



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ**



ΔΙΕΥΘΥΝΤΗΣ: ΑΝ. ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ Ι. ΔΑΜΗΛΑΚΗΣ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟ ΔΙΠΛΩΜΑ ΕΙΔΙΚΕΥΣΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗ ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΟΣ
ΧΟΛΑΓΓΕΙΟΠΑΓΚΡΕΑΤΟΓΡΑΦΙΑ: ΠΡΟΣΘΗΚΗ ΦΙΑΤΡΩΝ
ΧΑΛΚΟΥ ΓΙΑ ΤΗ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΙΚΗΣ
ΕΠΙΒΑΡΥΝΣΗΣ**

ΣΤΥΛΙΑΝΗ ΜΙΧ. ΑΛΕΦΑΝΤΙΝΟΥ

**ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ
ΙΩΑΝΝΗΣ ΔΑΜΗΛΑΚΗΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ
ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΚΡΗΤΗΣ**

ΗΡΑΚΛΕΙΟ, 2011

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

*Στον μπαμπά μου, Μιχάλη, που λατρεύει την Φυσική
και τη μαμά μου, Ελένη, που λατρεύει την Ιατρική ...*

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	9
ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ.....	12
1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	12
1.2 ΑΠΟΡΡΟΦΟΥΜΕΝΗ ΔΟΣΗ.....	13
1.3 ΕΚΘΕΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΑΙ ΚΕΡΜΑ.....	13
1.4 ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑΣ RBE.....	15
1.5 ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ ΚΑΙ ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ.....	17
1.6 ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΟΡΓΑΝΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ.....	19
1.6.1 ΦΩΤΟΓΡΑΦΙΚΑ ΓΑΛΑΚΤΩΜΑΤΑ – ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΟ ΦΙΛΜ.....	20
1.6.2 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΑΕΡΙΟΥ.....	22
1.6.3 ΘΑΛΑΜΟΙ ΙΟΝΙΣΜΟΥ.....	23
1.6.4 ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΣ ΑΠΑΡΙΘΜΗΤΗΣ.....	23
1.6.5 ΜΕΤΡΗΡΗΣ GEIGER MULLER.....	24
1.6.6 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΣΠΙΝΘΗΡΙΣΜΩΝ.....	24
1.6.7 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΣΤΕΡΕΑΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ (ΗΜΙΑΓΩΓΩΝ).....	25
1.6.8 MONTE CARLO.....	26
1.6.9 ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ.....	28
1.6.10 ΣΥΣΤΗΜΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΓΙΝΟΜΕΝΟΥ ΔΟΣΗΣ ΕΠΙ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ (DOSE AREA PRODUCT METER, DAP METER).....	30
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ – ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ.....	32
2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	32
2.2 ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ.....	32
2.3 ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΟ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ.....	35
2.4 ΟΡΙΑ ΔΟΣΕΩΝ.....	35
2.5 ΜΕΘΟΔΟΙ ΜΕΙΩΣΗΣ ΔΟΣΗΣ.....	37

6.2.4 ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ.....	62
6.3 ΜΕΘΟΔΟΙ.....	64
6.3.1 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗΣ.....	64
6.3.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ.....	64
6.3.3 ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	66
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	68
7.1 ΓΕΝΙΚΑ.....	68
7.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ DAP.....	70
7.3 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ.....	72
7.4 ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	74
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8: ΣΥΖΗΤΗΣΗ.....	82
8.1 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ DAP.....	82
8.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ.....	83
8.3 ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	85
8.3.1 ΕΞΩΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ.....	85
8.3.2 ΕΝΔΟΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ.....	86
8.3.3 ΠΑΓΚΡΕΑΤΙΚΟΣ ΠΟΡΟΣ.....	87
8.3.4 ΗΠΑΤΙΚΟ ΠΑΡΕΓΧΥΜΑ.....	88
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	89
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ.....	90
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	96

Η επεμβατική ακτινολογία αποτελεί ένα πολύ σημαντικό κλάδο της ιατρικής ο οποίος εξελίσσεται καθημερινά. Στόχος της είναι η διάγνωση και η θεραπεία διαφόρων παθήσεων, με όσο το δυνατόν λιγότερους κινδύνους και επιπλοκές. Το σημαντικότερο όφελος της είναι η σύντομη μετά-επεμβατική φάση της ανάρρωσης, αντικαθιστώντας την ανοιχτή χειρουργική επέμβαση.

Λόγω του ότι οι περισσότερες επεμβατικές διαδικασίες είναι ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες, μπορούν να παρουσιάσουν σημαντικά υψηλές δόσεις ακτινοβολίας σε ασθενείς και προσωπικό. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να είναι συνεχής η ανάγκη εύρεσης μεθόδων, που θα ελαχιστοποιήσουν την έκθεση και θα διατηρήσουν το επίπεδο της απεικόνισης. Η ακτινοπροστασία στην επεμβατική ακτινολογία έχει ευαισθητοποιήσει όλους τους διεθνείς οργανισμούς και επιτροπές, οι οποίοι με τη σειρά τους όρισαν κανόνες ασφαλείας για την προστασία της υγείας κατά την έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες για ιατρικούς σκοπούς. Ειδικότερα, η οδηγία 97/43 της Euratom επιβάλλει καθορισμό δόσεων αναφοράς από τα κράτη μέλη της Ευρωπαϊκής Ένωσης για κάθε επεμβατική ιατρική πράξη που σχετίζεται με χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η χρήση φίλτρων χαλκού σε διάφορα πάχη, για να διερευνηθεί η μείωση της ακτινικής επιβάρυνσης του ασθενούς, σε συνάρτηση με την ποιότητα της εικόνας. Η επεμβατική διαδικασία στην οποία έγινε η μελέτη είναι η ενδοσκοπική παλίνδρομος χολαγγειοπαγκρεατογραφία. Η πρωτοτυπία της παρούσας διπλωματικής είναι ότι το γεγονός ότι δεν συναντώνται στην διεθνή βιβλιογραφία δεδομένα για την χρήση φίλτρων χαλκού στην συγκεκριμένη ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη πράξη.

Στο γενικό μέρος περιγράφονται γενικές αρχές και μέθοδοι δοσιμετρίας. Αναλύεται η ακτινοσκόπηση με χρήση ακτίνων-X, οι αρχές ακτινοπροστασίας καθώς και τα κριτήρια για την ποιότητα της εικόνας. Στο τέλος του γενικού μέρους παρουσιάζεται συνοπτικά η ενδοσκοπική παλίνδρομος χολαγγειοπαγκρεατογραφία.

Στο ειδικό μέρος γίνεται η περιγραφή του εξοπλισμού και των μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν, καθώς και η παρουσίαση και η ανάλυση των αποτελεσμάτων.

Με την ολοκλήρωση της παρούσας έρευνας θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής κ. Δαμηλάκη για τις πολύτιμες συμβουλές του και την στήριξη του καθ' όλη την διάρκεια της εργασίας και γενικά των μεταπτυχιακών μου σπουδών. Ακόμη θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Αναπληρωτή Καθηγητή Ιατρικής κ. Μουζά και τον γαστρεντερολόγο κ. Βαλάτα για την αμέριστη βοήθεια τους και την άψογη συνεργασία τους. Ένα μεγάλο ευχαριστώ στον Δρ. Ιωάννη Στρατάκη για όλες τις συμβουλές του και στον φίλο μου, Δρ. Αλέξανδρο Πανταζή που είναι δίπλα μου όποτε ζητήσω την καθοδήγηση του.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω για μια ακόμη φορά την οικογένεια μου, που με έχει εφοδιάσει πρώτα από όλα με πολύ αγάπη και πίστη για ότι θελήσω να κάνω στην ζωή μου και τους φίλους μου που είναι πάντα κοντά μου και με στηρίζουν στα καλά και στα άσχημα.

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ιοντίζουσα ονομάζεται η ακτινοβολία η οποία μεταφέρει ενέργεια ικανή, ούτως ώστε κατά την αλληλεπίδραση της με την ύλη να προκαλέσει ιονισμό των ατόμων της. Όταν η ακτινοβολία αυτή προσπίπτει σε ανθρώπινους ιστούς αλληλεπιδρά με τα μόρια των κυττάρων και εναποθέτει ενέργεια σε αυτά.

Κατ' επέκταση μπορεί να προκαλέσει μεταβολές, έστω και παροδικές, στα άτομα και τα μόρια των χημικών ενώσεων, με αποτέλεσμα σε κάποιες περιπτώσεις την εμφάνιση βλαβών στα κύτταρα. Εάν η βλάβη είναι μόνιμη επηρεάζει την επιβίωση ή και την αναπαραγωγή του κυττάρου. Σε κάποιες περιπτώσεις μπορεί να οδηγήσει και σε μόνιμα μεταλλαγμένο κύτταρο [2].

Τα αποτελέσματα της επίδρασης της ακτινοβολίας στους ιστούς σχετίζονται άμεσα με την χωρική κατανομή και την ποσότητα της ακτινοβολίας που εναποτέθηκε σε αυτούς. Η κατανόηση της βιολογικής δράσης των ιοντιζουσών ακτινοβολιών προϋποθέτει σαν πρώτο βήμα την ποσοτικοποίηση των φυσικών φαινομένων. Η δοσιμετρία ασχολείται με την μέτρηση ή τον υπολογισμό, της απορροφούμενης δόσης (και άλλων συναφών ποσοτήτων) σε ένα υλικό, ως αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης ιοντίζουσας ακτινοβολίας με αυτό [9].

1.2 ΑΠΟΡΡΟΦΟΥΜΕΝΗ ΔΟΣΗ

Βασικό δοσιμετρικό μέγεθος είναι η απορροφούμενη δόση, που ορίζεται για όλα τα είδη ακτινοβολιών, ως η μέση εναποτιθέμενη ενέργεια $d\bar{\epsilon}$ ανά μονάδα μάζας dm του υλικού σε συγκεκριμένο σημείο. Δίνεται από τον τύπο

$$\mathbf{D} = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (1.1)$$

Μονάδα απορροφούμενης δόσης είναι το Gray (Gy), το οποίο αντιστοιχεί σε απορροφούμενη ενέργεια 1 joule ανά kg προσβαλλόμενης ύλης. Οι δόσεις ακτινοβολίας που προκύπτουν από ακτινοβόληση λόγω φυσικών ή τεχνητών πηγών κυμαίνονται σε τιμές με μονάδες υποπολλαπλάσιων του Gy, όπως το miligray (mGy) ή το microgray (μ Gy).

Η μέτρηση της απορροφούμενης δόσης γίνεται συνήθως με ειδικές συσκευές (δοσίμετρα) που μετρούν το φορτίο που παράγεται από τους ιονισμούς που προκαλούνται από την ιονίζουσα ακτινοβολία, στην αέρια μάζα. [1]

1.3 ΕΚΘΕΣΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΚΑΙ KERMA

Ενώ η δόση σαν μέγεθος συνδέεται με την απορροφούμενη ενέργεια, η έκθεση ακτινοβολίας είναι ένα μέγεθος που υποδηλώνει το ποσό της ακτινοβολίας το οποίο φτάνει στην επιφάνεια του υλικού.

Το μέγεθος έκθεση ορίζεται ως η απόλυτη τιμή, $d\bar{Q}$, του φορτίου (θετικού ή αρνητικού) που παράγεται από φωτόνια σε μια μάζα αέρα dm , σε συγκεκριμένο σημείο [4]

$$\mathbf{X} = \frac{d\bar{Q}}{dm} \quad (1.2)$$

Χαρακτηριστική μονάδα της έκθεσης είναι το Roentgen (R) που είναι ίσο με ποσότητα ακτινοβολίας X ή γ , της οποίας η ολική σωματιδιακή εκπομπή, παράγει φορτίο ίσο με μια ηλεκτροστατική μονάδα (3.3×10^{-10} C) σε μια ποσότητα αέρος που αντιστοιχεί σε όγκο 1 cm^3 υπό κανονικές συνθήκες [6].

Λόγω θεωρητικών αλλά και πρακτικών δυσκολιών, η μονάδα που χρησιμοποιείται και αντικαθιστά την έκθεση σε προβλήματα δοσιμετρίας είναι το kerma αέρος. Kerma ορίζεται το πηλίκο των αρχικών κινητικών ενεργειών dE_{tr} των φορτισμένων σωματιδίων τα οποία απελευθερώνονται από μη φορτισμένα σωματίδια δια της στοιχειώδη μάζας dm [5].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (1.3)$$

Από το άθροισμα των αρχικών κινητικών ενεργειών ένα τμήμα χάνεται λόγω συγκρούσεων (collision kerma, K_c) και ένα άλλο χάνεται λόγω εκπομπής φωτονίων πεδήσεως. Όταν το υλικό είναι ο αέρας, ορίζεται το μέγεθος kerma αέρος (air kerma) και μπορεί να αντικαταστήσει την έκθεση. Αν η μέση ενέργεια για την δημιουργία ενός ζεύγους ιόντων στον αέρα είναι W/e τότε η σχέση μεταξύ έκθεσης και kerma είναι

$$K_{air} = X \left(\frac{W_{air}}{|e|} \right) \quad (1.4)$$

όπου W_{air} είναι η μέση ενέργεια που απαιτείται για την δημιουργία ιονισμού στον αέρα ($\sim 33eV$), $|e|$ είναι η απόλυτη τιμή του φορτίου του ηλεκτρονίου και X είναι η έκθεση [3].

Όπως προαναφέρθηκε, η απορροφούμενη δόση σε ένα μέσο αφορά την μέση τιμή της ενέργειας η οποία εναποτίθεται σε ένα στοιχειώδη όγκο μάζας dm , ενώ το kerma αφορά την ενέργεια η οποία μεταφέρεται από εμμέσως ιονίζουσες ακτινοβολίες στην μάζα dm . Οι δύο αυτές έννοιες δεν μπορούν να θεωρηθούν ίδιες για τον λόγο του ότι τα σωματίδια που δημιουργούνται μπορεί να εξέλθουν από τον στοιχειώδη όγκο ή από ένα μέρος, με αποτέλεσμα να απάγουν ένα κλάσμα της κινητικής ενέργειας [5].

Αν E_{tr} η καθαρή ενέργεια των φωτονίων που μεταφέρεται στην μάζα dm , η οποία δεν περιλαμβάνει την ενέργεια που μετατρέπεται σε ακτινοβολία πεδήσεως και έστω ότι η καθαρή κινητική ενέργεια των φορτισμένων σωματιδίων που εισέρχονται στον στοιχειώδη όγκο είναι E_{in} και αυτών που εξέρχονται E_{out} τότε η ενέργεια που εναποτίθεται στην μάζα dm του στοιχειώδη όγκου θα είναι

$$\epsilon = E_{tr} + E_{in} - E_{out} \quad (1.5)$$

Εάν κάθε φορτισμένο σωματίδιο το οποίο εξέρχεται αντικαθίσταται από σωματίδιο του ίδιου τύπου και ενέργειας τότε ισχύει ότι $E_{in} = E_{out}$ και επομένως

$$\epsilon = E_{tr} \quad (1.6)$$

Η παραπάνω ισότητα περιγράφει την κατάσταση ισορροπίας φορτισμένων σωματιδίων (CPE). Στην περίπτωση που αυτά τα άτομα είναι μόνο ηλεκτρόνια τότε ονομάζεται συνθήκη ηλεκτρονικής ισορροπίας. Αν στην παραπάνω ισότητα διαιρέσουμε και τα δύο μέλη με την μάζα dm του στοιχειώδους όγκου προκύπτει ότι υπό συνθήκες ισορροπίας φορτισμένων σωματιδίων η απορροφούμενη δόση ισούται με το kerma λόγω συγκρούσεων, K_c (collision kerma)

$$D = K_c \quad (1.7)$$

Αυτό επεξηγεί ποιοτικά την έννοια της απορροφούμενης δόσης στην περίπτωση μονοενεργειακών φωτονίων. Η απορροφούμενη ενέργεια ανά μονάδα μάζας της ύλης, ισούται με το γινόμενο της ροής των φωτονίων, επί την ενέργεια τους, επί το κλάσμα της αρχικής κινητικής ενέργειας των φορτισμένων σωματιδίων τα οποία θέτονται σε κίνηση από τα φωτόνια και το οποίο απορροφάται τοπικά ανά μονάδα επιφανειακής πυκνότητας του υλικού απορροφήσεως [3].

Η έννοια της τοπικής απορρόφησης είναι η κατανάλωση ενέργειας της ιοντίζουσας ακτινοβολίας για την δημιουργία ιοντισμών και διεγέρσεων.

1.4 ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΒΙΟΛΟΓΙΚΗΣ ΔΡΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ RBE

Κατά την έκθεση ιστού σε ιοντίζουσα ακτινοβολία προκύπτουν χημικά και βιολογικά αποτελέσματα τα οποία εξαρτώνται από το ποσό ενέργειας D που απορρόφησε ο ιστός ανά μονάδα μάζας και από τον τρόπο που αυτή η ενέργεια εναποτέθηκε στον ιστό κατά μήκος της διαδρομής της ακτινοβολίας. Ο τελευταίος σχετίζεται με τον συντελεστή γραμμικής μετάδοσης LET (Linear Energy Transfer). Το μέγεθος του βιολογικού αποτελέσματος αυξάνει με την αύξηση του LET και αλλάζει ανάλογα με το είδος της ακτινοβολίας [6].

Η δραστηριότητα ή ικανότητα με την οποία η ακτινοβολία ενός συγκεκριμένου τύπου μπορεί να δημιουργήσει ένα βιολογικό ή χημικό αποτέλεσμα περιγράφεται με

τον συντελεστή βιολογικής δραστηριότητας (Relative Biological Effectiveness, RBE) ο οποίος υπολογίζεται από την σχέση [6,9]

$$RBE = \frac{\text{δόση (από ακτινοβολία αναφοράς) που προκαλεί συγκεκριμένο βιολογικό αποτέλεσμα}}{\text{δόση (από άλλο είδος ακτινοβολίας) που προκαλεί το ίδιο βιολογικό αποτέλεσμα}} \quad (1.8)$$

Στον παρακάτω πίνακα παρατίθεται οι τιμές του παράγοντα RBE για διάφορα είδη ακτινοβολίας.

Είδος Ακτινοβολίας	Παράγοντας Ποιότητας RBE
Ακτίνες X ή γ	1
σωμάτια β, $E_{\max} > 0.03 \text{ MeV}$	1
σωμάτια β, $E_{\max} < 0.03 \text{ MeV}$	1.7
σωμάτια α	20
Νετρόνια (θερμικά)	5
Νετρόνια 100 keV	7.5
Νετρόνια 1 MeV	11
Νετρόνια 10 MeV	6.5
Νετρόνια 20 MeV	8
Βαρείς πυρήνες ανάκρουσης	20

ΠΙΝΑΚΑΣ 1 ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ RBE ΓΙΑ ΤΑ ΔΙΑΦΟΡΑ ΕΙΔΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ [12,14]

Ο παράγοντας RBE επιτρέπει την μετατροπή της απορροφούμενης δόσης σε ισοδύναμη δόση, η οποία αναλύεται στο επόμενο υποκεφάλαιο.

1.5 ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΔΟΣΗ ΚΑΙ ΕΝΕΡΓΟΣ ΔΟΣΗ

Ένα δοσιμετρικό μέγεθος που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της πιθανότητας στοχαστικών φαινομένων είναι η *ισοδύναμη δόση* H_T , η οποία υπολογίζεται για όργανα αλλά και για ιστούς και διαφοροποιείται για τα διάφορα είδη ακτινοβολίας. Ορίζεται ως η απορροφούμενη δόση σε έναν ιστό ή σε ένα όργανο, πολλαπλασιασμένη με έναν παράγοντα, w_R ο οποίος εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας [9,11].

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (1.9)$$

$D_{T,R}$ είναι η τιμή της απορροφούμενης δόσης στο όργανο ή στον ιστό T, λόγω της ακτινοβόλησης του με ακτινοβολία τύπου R. Μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης είναι το Sievert (Sv, όπου $1\text{Sv}=1\text{J/kg}$) και οι τιμές του w_R που διαφοροποιούνται ανάλογα με το είδος της ακτινοβολίας όπως έχουν οριστεί από την Διεθνή επιτροπή Μονάδων και Μετρήσεων (ICRU, Publication 103) δίνονται στον Πίνακα 2 [2,9,11]

Είδος ακτινοβολίας	Συντελεστής βαρύτητας ακτινοβολίας, w_R
Φωτόνια	1
Ηλεκτρόνια, μόνια	1
Πρωτόνια, φορτισμένα πιόνια	2
Σωματίδια α, παράγωγα σχάσης, βαριά ιόντα	20
Νετρόνια	Συνεχής συνάρτηση της ενέργειας των νετρονίων

ΠΙΝΑΚΑΣ 2 ΤΙΜΕΣ ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΓΙΑ ΤΑ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΑ ΕΙΔΗ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ, ICRP PUBLICATION 103[9]

Ένα ακόμη μέγεθος για την πρόβλεψη των βιολογικών αποτελεσμάτων της ακτινοβολίας, δημιουργήθηκε με τον πολλαπλασιασμό της ισοδύναμης δόσης με έναν παράγοντα έτσι ώστε να είναι δυνατή η ποσοτικοποίηση της βλάβης στον ασθενή. Το μέγεθος αυτό ονομάστηκε *ενεργός δόση*, η οποία εκτιμά την γενική βλάβη σε άτομα ηλικίας από 20 έως 60 ετών, καθώς και τα κληρονομικά αποτελέσματα στις επόμενες δύο γενεές [15,16].

Ο παράγοντας βαρύτητας ιστού w_T εκφράζει την ακτινοευαισθησία ενός ιστού T, αφού η πιθανότητα στοχαστικών αποτελεσμάτων της ισοδύναμης δόσης εξαρτάται από τον ακτινοβολούμενο ιστό [17]. Οι τιμές του παράγοντα έχουν επιλεγεί έτσι ώστε μια ομοιογενής ισοδύναμη δόση H_T σε όλο το σώμα να δίνει ενεργό δόση E αριθμητικώς ίση με αυτή την ομοιογενή δόση H_T . Το άθροισμα των διαφορετικών τιμών του παράγοντα ισούται με την μονάδα.

ΙΣΤΟΣ	ΠΑΡΑΓΟΝΤΑΣ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ ΙΣΤΟΥ, w_T
Επιφάνεια οστών	0.01
Δέρμα	0.01
Θυρεοειδής	0.05
Οισοφάγος	0.05
Ήπαρ	0.05
Μαστοί	0.05
Ουροδόχος κύστη	0.05
Στομάχι	0.12
Πνεύμονες	0.12
Κατώτερο παχύ έντερο	0.12
Ερυθρός μυελός των οστών	0.12

Γονάδες	0.20
Υπόλοιπα όργανα	0.05
- Επινεφρίδια	
- Εγκέφαλος	
- Νεφρά	
- Μύες	
- Πάγκρεας	
- Λεπτό έντερο	
- Σπλήνα	
- Θύμος αδένας	
- Ανώτερο παχύ έντερο	
- Μήτρα	

ΠΙΝΑΚΑΣ 3 ΤΙΜΕΣ ΠΑΡΑΓΟΝΤΑ ΒΑΡΥΤΗΤΑΣ ΙΣΤΟΥ W_T [17]

Η ενεργός δόση, E , προκύπτει από το άθροισμα των διπλά σταθμισμένων απορροφούμενων δόσεων όλων των ακτινοβοληθέντων ιστών

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad (1.10)$$

Σύμφωνα με την τελευταία ανακοίνωση του ICRP (αναφορά 60) η ενεργός δόση υπολογίζεται ως το άθροισμα των γινομένων των ισοδύναμων δόσεων H_T των 12 καθορισμένων οργάνων επί το συντελεστή βάρους w_T για το κάθε όργανο [17]. Η ενεργός δόση αποτελεί μια πολύ χρήσιμη ποσότητα για την εκτίμηση του κινδύνου από τα στοχαστικά αποτελέσματα της ακτινοβολίας.

1.6 ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΙ ΟΡΓΑΝΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Οι μετρητές ακτινοβολίας μπορούν να ταξινομηθούν σε τρεις μεγάλες κατηγορίες. Σ' αυτούς που παρέχουν πληροφορίες για τον αριθμό και πιθανώς για την ενέργεια των σωματιδίων της ακτινοβολίας, στους μετρητές ρυθμού απορροφούμενης δόσης και στους μετρητές ολοκληρωτικού τύπου.

Τα όργανα που χρησιμοποιούνται για την δοσιμετρία είναι διαφόρων ειδών και οι αρχές λειτουργίας τους στηρίζονται στις διάφορες αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με την ύλη.

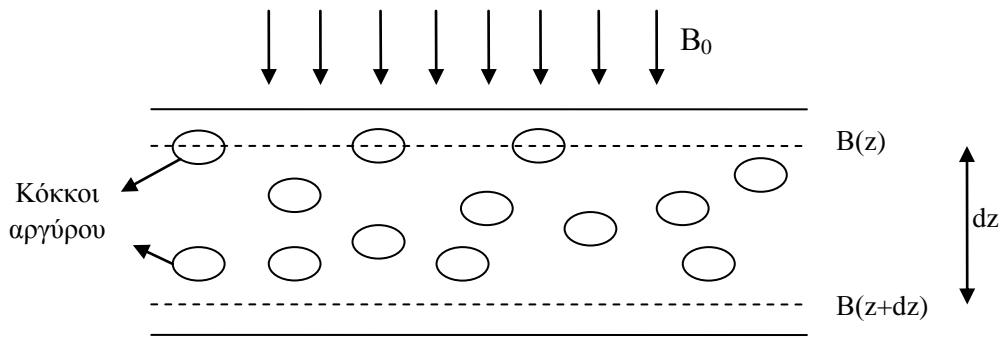
1.6.1 ΦΩΤΟΓΡΑΦΙΚΑ ΓΑΛΑΚΤΩΜΑΤΑ – ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΟ ΦΙΛΜ

Ένας τρόπος για την ανίχνευση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι η χρήση φωτογραφικών γαλακτωμάτων (φιλμ). Τα φιλμ χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική ακτινολογία για την ανίχνευση της δέσμης ακτίνων X που διέρχεται από το σώμα του ασθενούς και την δημιουργία της ακτινογραφικής εικόνας [6]. Επίσης χρησιμοποιήθηκαν ευρέως για τη δοσιμέτρηση προσωπικού σε εργαστήρια ιοντιζουσών ακτινοβολιών.

Ένα συνηθισμένο σύγχρονο φωτογραφικό δοσίμετρο αποτελείται από τα εξής μέρη:

- τη βάση, που είναι το κεντρικό και πιο παχύ στρώμα από ανθεκτικό υλικό (συνήθως οξική κυτταρίνη), διάφανές στο ορατό φως, εύκαμπτο και με την ιδιότητα να μην αλλάζει σχήμα, λόγω χρόνου ή υγρασίας.
- το στρώμα συγκόλλησης, μεταξύ της βάσης και των φωτογραφικών γαλακτωμάτων.
- τα στρώματα φωτογραφικού γαλακτώματος, που τοποθετούνται εκατέρωθεν της βάσης και αποτελούνται από ένα λεπτό στρώμα ζελατίνης ή συνθετικού πολυμερούς, μέσα στο οποίο υπάρχουν μικροσκοπικοί φωτοευαίσθητοι κόκκοι αλογονούχου αργύρου με ελάχιστο ποσό άλλων προσμίξεων.
- το προστατευτικό στρώμα ζελατίνης που καλύπτει εκατέρωθεν το φιλμ.

Η αρχή λειτουργίας του φωτογραφικού δοσιμέτρου βασίζεται στο γεγονός της πρόκλησης αμαύρωσης του, όταν αυτό εκτίθεται στο ορατό φως ή σε ιοντίζουσα ακτινοβολία και η οποία είναι ανάλογη της απορροφούμενης δόσης. Αύξηση της δόσης συνεπάγεται με αύξηση της αμαύρωσης, η οποία εξαρτάται από την ενέργεια και την γωνία πρόσπτωσης της ακτινοβολίας [6].

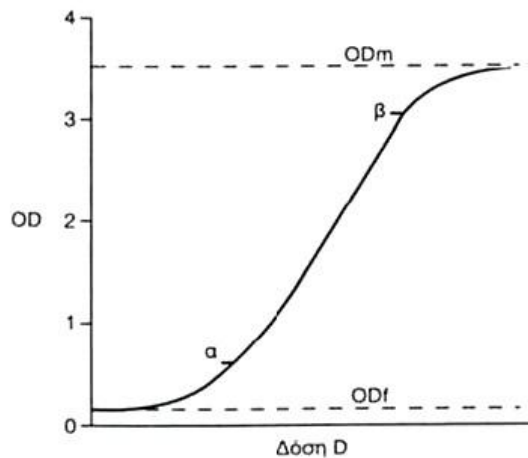


ΕΙΚΟΝΑ 1 ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗ ΟΠΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ ΣΕ ΦΙΛΜ [5]

Η αμαύρωση ενός φιλμ σ' ένα σημείο εξαρτάται από την οπτική πυκνότητα (Optical Density, OD) και ορίζεται ως ο λογάριθμος του λόγου της εντάσεως της προσπίπτουσας (I_0) προς την εξερχόμενη (I) ένταση του φωτός, από το εν λόγω σημείο, όταν η πρόσπτωση είναι κάθετη.

$$OD = \log \frac{I_0}{I} \quad (1.11)$$

Σημαντική είναι η χαρακτηριστική καμπύλη του φιλμ (Εικόνα 2). Πρόκειται για ένα διάγραμμα που παρουσιάζει τη σχέση μεταξύ της αμαύρωσης του φιλμ και του λογαρίθμου της έκθεσης και μας δίνει σημαντικές πληροφορίες για την πλέον χρήσιμη περιοχή οπτικών πυκνοτήτων που αντιστοιχεί σε ένα γραμμικό κομμάτι της.



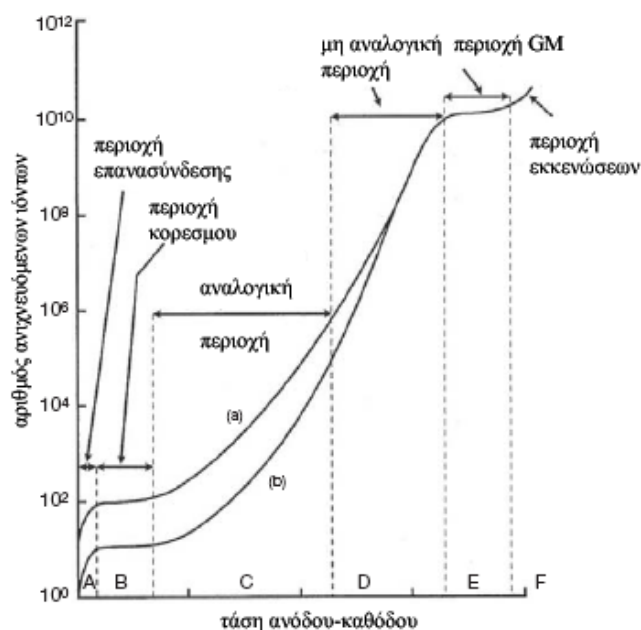
ΕΙΚΟΝΑ 2 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΗ ΚΑΜΠΥΛΗ ΦΙΛΜ. Η ΧΡΗΣΙΜΗ ΠΕΡΙΟΧΗ ΕΙΝΑΙ ΤΟ ΤΜΗΜΑ αβ [5]

Το εύρος και η κλίση του γραμμικού τμήματος καθορίζουν τα όρια των εκθέσεων μεταξύ των οποίων μπορεί να χρησιμοποιηθεί το φιλμ, όπως και την ευαισθησία του σε μικρές αλλαγές της εντάσεως της δέσμης.

Μερικά πλεονεκτήματα της φωτογραφικής δοσιμετρίας είναι η δυνατότητα διάκρισης της ενέργειας με την χρήση φίλτρων και η διατήρηση της εικόνας. Ωστόσο, παρουσιάζει και διάφορα μειονεκτήματα, όπως η αργή απάντηση, η εξάρτηση από τις κλιματολογικές συνθήκες, η εξασθένηση της λανθάνουσας εικόνας με το πέρασμα του χρόνου κ.α.

1.6.2 ANIXNEYΤΕΣ ΑΕΡΙΟΥ

Οι ανιχνευτές αερίου είναι συσκευές που αποτελούνται από ένα θετικό (άνοδος) και ένα αρνητικό ηλεκτρόδιο (κάθοδος) μεταξύ των οποίων εφαρμόζεται υψηλή τάση. Ανάμεσα τους υπάρχει αέριο (ήλιο, νέο, αργό, κρυπτό, υδρογόνο κ.α). Όταν ιοντίζουσα ακτινοβολία διέρχεται από το αέριο, παράγονται ιόντα. Υπό την επίδραση της υψηλής τάσης τα ηλεκτρόνια που παράγονται κατά τους ιοντισμούς έλκονται από την άνοδο ενώ τα θετικά ιόντα από την κάθοδο. Η συλλογή φορτίων από την άνοδο και την κάθοδο οδηγεί στην παραγωγή σήματος που είναι ανάλογο με το πλήθος των ιοντισμών που προκάλεσε η ακτινοβολία.



ΕΙΚΟΝΑ 3

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΗ ΚΑΜΠΥΛΗ ΑΝΙΧΝΕΥΤΩΝ ΑΕΡΙΟΥ

Χαρακτηριστικό αποτελεί η καμπύλη τους (Εικόνα 3), η οποία παρουσιάζει το ύψος του παραγόμενου από την ακτινοβολία παλμού, σε συνάρτηση με την τάση που εφαρμόζεται μεταξύ ανόδου και καθόδου. Οποιαδήποτε μεταβολή της διαφοράς δυναμικού μεταξύ ανόδου και καθόδου συνεπάγεται μεταβολή του ηλεκτρικού πεδίου εντός του αερίου [4].

1.6.3 ΘΑΛΑΜΟΙ ΙΟΝΙΣΜΟΥ

Οι θάλαμοι ιονισμού χρησιμοποιούνται ευρέως στις κλινικές εφαρμογές. Ο βασικός τύπος τους είναι ο τύπος στυλογράφου με ενεργό μήκος 10 cm και τοιχώματα ισοδύναμα αέρος. Συνδέονται με ένα ηλεκτρόμετρο και είναι βαθμονομημένοι έτσι ώστε να μετρούν το ολοκλήρωμα της δόσης στον αέρα κατά μήκος του ενεργού όγκου. Η αρχή τους είναι ότι μια μικρή μάζα αέρος περιβάλλεται από επαρκή τοίχωμα αέρα, ο οποίος σταματά τα παραγόμενα ηλεκτρόνια στην μικρή μάζα. Ο αέρας του τοιχώματος πρέπει να εξασφαλίζει την ηλεκτρονική ισορροπία.

Η ένδειξη που λαμβάνουμε από τον ηλεκτρόμετρο είναι σε μονάδες $\text{cGy} \cdot \text{cm}$ (σε Gy μετράμε την απορροφούμενη δόση, δηλαδή την ενέργεια που απορροφάται ανά μονάδα μάζας).

Ο θάλαμος ιονισμού εισάγεται σε κυλινδρικά ομοιώματα από poly-methyl methacrylate (PMMA) που φέρουν οπές κατάλληλων διαστάσεων στο κέντρο και στην περιφέρεια. Χρησιμοποιείται για μετρήσεις σε δέσμες μεγάλης σχετικά έντασης (π.χ. παροχή σε ακτινολογικό μηχάνημα, μέτρηση επιπέδου ραδιενέργειας) [4].

1.6.4 ΑΝΑΛΟΓΙΚΟΣ ΑΠΑΡΙΘΜΗΤΗΣ

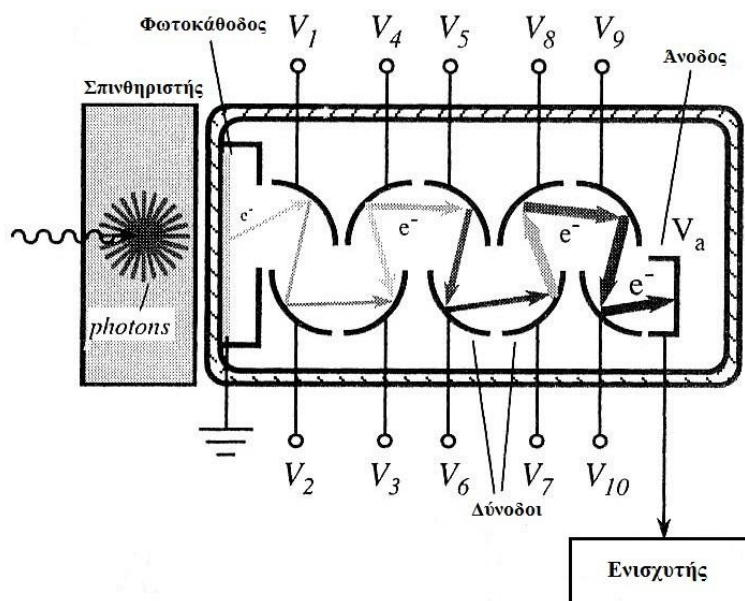
Ο αναλογικός απαριθμητής είναι ανιχνευτής αερίου που λειτουργεί στην αναλογική περιοχή. Μπορεί να ανιχνεύσει ακόμα και πολύ χαμηλά επίπεδα ραδιενέργειας. Έχει τη δυνατότητα καθορισμού του είδους της ανιχνευόμενης ακτινοβολίας και η χρήση του είναι κυρίως σε περιπτώσεις ραδιομόλυνσης.

1.6.5 ΜΕΤΡΗΤΗΣ GEIGER- MÜLLER

Είναι αέριος ανιχνευτής ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Λειτουργεί στη περιοχή Geiger-Müller. Είναι εξαιρετικά ευαίσθητος σε όλα τα είδη ιοντιζουσών ακτινοβολιών. Παρόλα αυτά δεν μπορεί να διακρίνει το είδος της ανιχνευόμενης ακτινοβολίας. Αρνητικά στοιχεία του είναι ότι παρουσιάζει ‘νεκρό χρόνο’ μετά την ανίχνευση ενός συμβάντος [4] και έχει περιορισμένο χρόνο ζωής. Χρησιμοποιείται ευρέως για μετρήσεις του επιπέδου ραδιενέργειας σε ελεγχόμενους από ακτινοβολία χώρους.

1.6.6 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΣΠΙΝΘΗΡΙΣΜΩΝ

Ορισμένα υλικά, όταν πάνω τους προσπίπτει ιοντίζουσα ακτινοβολία, έχουν την ιδιότητα να εκπέμπουν ένα παλμό φωτός (σπινθηρισμό) [4]. Το ποσοστό της απορροφούμενης ενέργειας, κατά την αλληλεπίδραση, που μετατρέπεται σε φως ονομάζεται απόδοση του σπινθηριστή και κυμαίνεται μεταξύ 2-20%. Ένας ανιχνευτής σπινθηρισμών αποτελείται από έναν σπινθηριστή, μια ή περισσότερες φωτοευαίσθητες συσκευές (φωτοπολλαπλασιαστές) που μετατρέπουν κάθε παραγόμενο σπινθηρισμό σε ηλεκτρικό παλμό, έναν προενισχυτή, έναν ενισχυτή και έναν αναλυτή ύψους παλμών [4].



ΕΙΚΟΝΑ 4

ΣΧΗΜΑΤΙΚΟ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ ΣΠΙΝΘΗΡΙΣΜΩΝ

Τα υλικά που ενέχουν αυτήν την ιδιότητα, είναι ορισμένα ανόργανα κρυσταλλικά [όπως NaI με προσμίξεις θαλίου (Tl), το ZnS(Ag), το LiI(Eu), το LiI(Sn), το CsI(Tl)], ορισμένα οργανικά υλικά (όπως το ανθρακένιο), μερικά αέρια και ορισμένα πλαστικά. Ο πλέον κοινός σπινθηριστής είναι το NaI(Tl).

Η μορφή των σπινθηριστών ποικίλει και είναι ανάλογη της χρήσης τους. Η πιο διαδεδομένη μορφή τους είναι κυλινδρική, ενώ διατίθενται ακόμη και σε μεγάλες διαστάσεις. Ωστόσο, παρουσιάζουν κατασκευαστικές δυσκολίες, οφειλόμενες στο ότι είναι τοξικοί και υγροσκοπικοί.

1.6.7 ΑΝΙΧΝΕΥΤΕΣ ΣΤΕΡΕΑΣ ΚΑΤΑΣΤΑΣΗΣ (ΗΜΙΑΓΩΓΩΝ)

Οι ανιχνευτές ημιαγωγών (πχ. GeLi, SiLi) θεωρούνται το στερεό ανάλογο των θαλάμων ιονισμού. Η αλληλεπίδραση της ακτινοβολίας με τον ημιαγωγό, προκαλεί την απελευθέρωση φορέων, με αποτέλεσμα να αλλάζει η ηλεκτρική του αγωγιμότητα. Οι ανιχνευτές ημιαγωγών διαθέτουν χρήσιμες ιδιότητες όπως:

1^{ον} Η απόκριση τους μεταβάλλεται γραμμικά με την ενέργεια που κατατίθεται στον ανιχνευτή και δεν εξαρτάται από τον τύπο της ακτινοβολίας που εναποθέτει την ενέργεια. Συγκεκριμένα, η τάση εξόδου του κυκλώματος μέτρησης, είναι ανάλογη του ρεύματος που δημιουργείται και κατά συνέπεια, ανάλογη του ρυθμού δόσης.

2^{ον} Η απορρόφηση της ενέργειας στο παράθυρο εισόδου του ανιχνευτή είναι αμελητέα.

3^{ον} Έχουν άριστη ενεργειακή διακριτική ικανότητα.

4^{ον} Έχουν γρήγορο σχηματισμό παλμών με μικρούς χρόνους απόκρισης.

5^{ον} Έχουν μικρό μέγεθος [4,6].

Στην περίπτωση που ο χρήστης επιθυμεί, ο ανιχνευτής μπορεί να δρα σαν μετρητής δόσης και όχι ρυθμού δόσης, αντικαθιστώντας την αντίσταση ανάδρασης με έναν πυκνωτή.

Η αποδοτικότητα των ανιχνευτών ημιαγωγών είναι σχεδόν 100% για τις σωματιδιακές ακτινοβολίες και πολύ υψηλός για τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια

ακτίνων X και τις ακτίνες γ [6]. Η ικανότητα ανίχνευσης ακτινοβολίας γ είναι υψηλότερη για το γερμάνιο ($Z=32$) σε σχέση με το πυρίτιο ($Z=14$).

1.6.8 MONTE CARLO

Η μέθοδος Monte Carlo έχει ένα ευρύ πεδίο εφαρμογών σε πολλά επιστημονικά πεδία (στην πρόγνωση δομής πρωτεϊνών, στην έρευνα για την αντιμετώπιση της ρύπανσης, σε προσομοιώσεις χαρτοφυλακίων και προϊόντων κ.α). Είναι μια αρκετά διαδεδομένη τεχνική, η οποία στηρίζεται στην χρήση τυχαίων αριθμών για την προσομοίωση προβλημάτων, που παρουσιάζουν χαοτική συνολική συμπεριφορά και δεν μπορούν να λυθούν με αναλυτικές μεθόδους.

Η τεχνική πήρε το όνομα της το 1940 λόγω της ομοιότητας της στατιστικής προσομοίωσης με τα τυχερά παιχνίδια. Η πόλη του Monte Carlo εκείνη την εποχή είχε συνδέσει το όνομα της με τα τυχερά παιχνίδια. Έτσι, οι Metropolis και Ulam είχαν δώσει αυτόν τον τίτλο σε ένα άρθρο τους, το οποίο επικράτησε και χαρακτήρισε την μέθοδο. Όμως, η πρώτη έγγραφη αναφορά της μεθόδου ανάγεται πολύ νωρίτερα. Το 1777 από τον Comte du Buffon, ο οποίος την εφάρμοσε για να υπολογίσει τον αριθμό π . Αργότερα, εφαρμόστηκε και από τους Laplace (1886) και ο Fermi (1930). Ωστόσο η ανάπτυξη της μεθόδου ολοκληρώθηκε το 1948 από τους Harris και Herman Kann.

Η αναγνώριση της μεθόδου έφτασε στο μέγιστο της με την ανάπτυξη των ηλεκτρονικών υπολογιστών μιας και είναι δυνατή πλέον η προσομοίωση ακόμη πιο πολύπλοκων προβλημάτων. Οι εφαρμογές της τεχνικής έκτοτε πολλαπλασιάστηκαν και αφορούσαν εντελώς διαφορετικούς τομείς.

Ο τρόπος εφαρμογής της μεθόδου διαφέρει από πεδίο σε πεδίο. Σύμφωνα με τον αυστηρό ορισμό, κάθε προσομοίωση H/Y που χρησιμοποιεί τυχαίους αριθμούς για να μορφώσει μια μεταβλητότητα μπορεί να θεωρηθεί σαν τεχνική Monte Carlo .

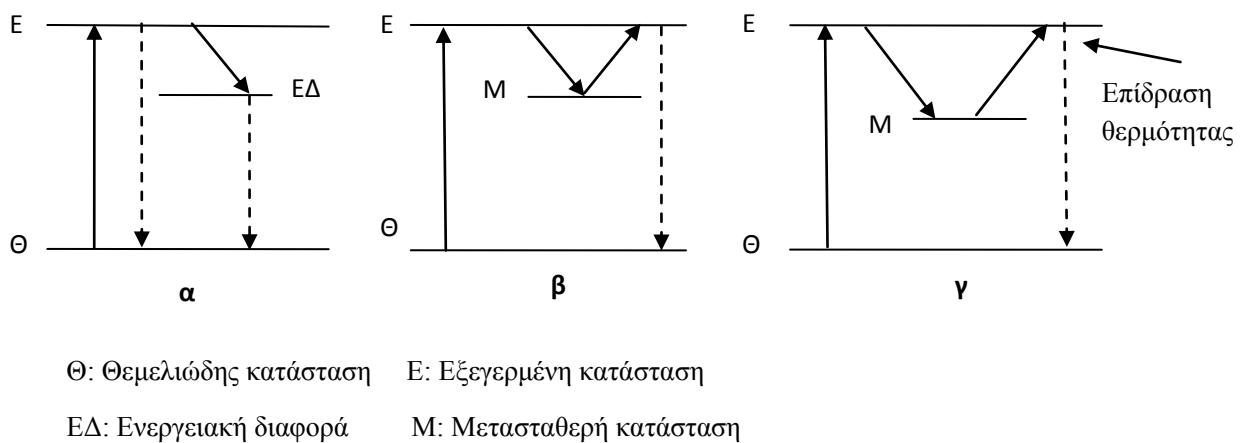
Για την λειτουργία του κώδικα χρειαζόμαστε μια μεγάλη σειρά τυχαίων αριθμών, κάποια ή κάποιες πιθανότητες, ένα αρχείο εισόδου όπου είναι καταχωρημένα όλα τα στοιχεία που μπορεί να διαβάσει ο συγκεκριμένος κώδικας Monte Carlo και προσομοιάζουν το πρόβλημα μας.

Όπως έχει αναφερθεί, η μέθοδος Monte Carlo λύνει το εκάστοτε πρόβλημα με την προσομοίωση της συμπεριφοράς των μεμονωμένων σωματιδίων και όχι με την επίλυση μιας εξίσωσης, όπως συμβαίνει στις αναλυτικές μεθόδους.

Οι τεχνικές MC χρησιμοποιούνται σήμερα στην Ιατρική Φυσική για τη μελέτη της διάδοσης της ακτινοβολίας στον αέρα, σε διάφορα υλικά, ή μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Κώδικες MC χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό πινάκων με την κατανομή της δόσης γύρω από πηγές βραχυθεραπείας. Επίσης, οι υπολογισμοί MC έχουν γίνει ένα απαραίτητο συστατικό για τη μετατροπή του μετρούμενου φορτίου σε δόση ή σε air kerma (της κινητικής ενέργεια που απελευθερώνεται στον αέρα). Δημοφιλείς ισχυροί κώδικες MC είναι οι: BEAM, EGSnrc, PENELOPE και MCNP [18]. Λόγω της συνεχούς ανάπτυξης του δυναμικού των ηλεκτρονικών υπολογιστών τις τελευταίες δεκαετίες, παρατηρείται η συνεχής αύξηση της σπουδαιότητας των τεχνικών MC στη μελέτη της διάδοσης ακτινοβολίας και της απορροφούμενης δόσης. Σήμερα, η εμπορική εφαρμογή των διάφορων κωδικών MC που ήδη υπάρχουν έχει καθιερώσει τη μέθοδο MC ως μια απαραίτητη και καθιερωμένη δοσιμετρική μέθοδο.

1.6.9 ΔΟΣΙΜΕΤΡΑ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ (TLD)

Στην δοσιμετρία των ιοντίζουσών ακτινοβολιών βρίσκει πρακτική εφαρμογή και το φαινόμενο της θερμοφωταύγειας, με την συλλογή των οπτικών φωτονίων που εκπέμπονται κατά την αποδιέγερση του θερμοφωταυγάζοντος (thermoluminescent, TL) υλικού. Η αλληλεπίδραση ιοντίζουσας ακτινοβολίας με ένα τέτοιο υλικό οδηγεί στην παραγωγή ελεύθερων ηλεκτρονίων (και οπών), ένα σημαντικό ποσοστό των οποίων παγιδεύονται στις ενεργειακές παγίδες. Το πλήθος των ηλεκτρονίων και οπών που παγιδεύονται είναι ανάλογο των ηλεκτρονίων που απελευθερώθηκαν κατά τη δράση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Επομένως, η ένταση του φωτός που παράγεται κατά τη θέρμανση του υλικού μετά την ακτινοβόληση είναι ανάλογη της ενέργειας (δηλαδή της δόσης) που απορροφήθηκε από το υλικό[19].

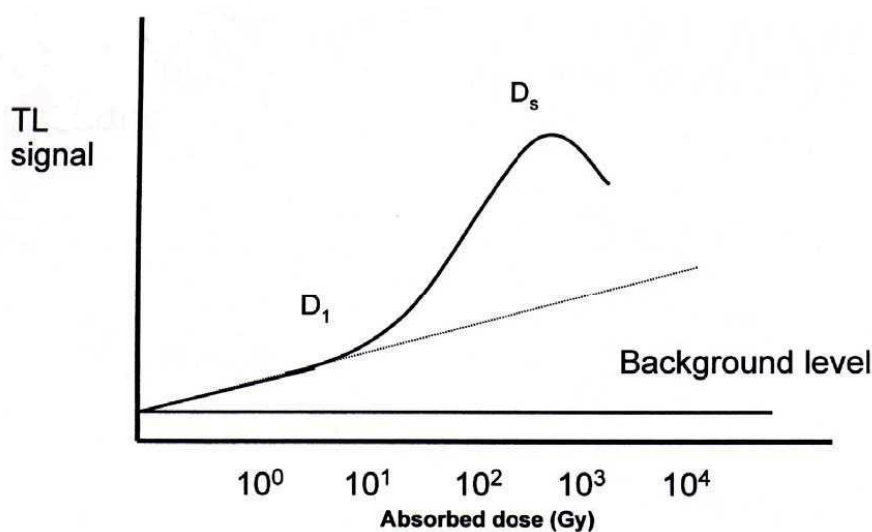


ΕΙΚΟΝΑ 5 α) ΦΘΟΡΙΣΜΟΣ β) ΦΩΣΦΟΡΙΣΜΟΣ γ) ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑ

Η συλλογή γίνεται με φωτοπολλαπλασιαστή και η ένταση του εκπεμπόμενου φωτός από το θερμοφωταυγάζον υλικό εξαρτάται τόσο από τον αριθμό των ηλεκτρονίων τα οποία δημιουργήθηκαν στο υλικό, δηλαδή την απορροφηθείσα δόση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, όσο και από τις συνθήκες θέρμανσης του υλικού.

Μετά την συλλογή της πληροφορίας, δίνεται από το σύστημα μια καμπύλη, η οποία αποδίδει την ένταση της εκπεμπόμενης οπτικής ακτινοβολίας συναρτήσει της θερμοκρασίας του υλικού. Η καμπύλη αυτή ονομάζεται **καμπύλη λαμπρότητας**.

Το εμβαδόν και το ύψος κάθε κορυφής της καμπύλης λαμπρότητας έχει σχέση τόσο με το υλικό όσο και με την τεχνική χειρισμού του. Για σταθερές συνθήκες προπυρακτώσεως πυρακτώσεως του υλικού, το ύψος ή το εμβαδόν της κορυφής που επιλέγεται είναι ανάλογο της απορροφούμενης δόσης στο θερμοφωταυγάζον υλικό[19]. Εάν προηγουμένως έχει πραγματοποιηθεί βαθμονόμηση του υλικού για διάφορες δόσεις ακτινοβολίας, τότε από την ανάγνωση της λαμπρότητας με την βοήθεια του συντελεστή βαθμονόμησης μπορεί να προσδιοριστεί η εκάστοτε δόση.



ΕΙΚΟΝΑ 6 ΚΑΜΠΥΛΗ ΑΠΟΚΡΙΣΗΣ ΤΟΥ ΣΗΜΑΤΟΣ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΙ ΤΗΣ ΔΟΣΗΣ

Κατά τους υπολογισμούς δόσεων πρέπει να λαμβάνεται υπόψη και η εξασθένηση της λαμπρότητας του υλικού με την πάροδο του χρόνου από την ακτινοβόληση. Όλα τα θερμοφωταυγάζοντα υλικά εμφανίζουν μεταβολές στα χαρακτηριστικά τους, οι οποίες οφείλονται στην θερμική μεταχείριση στην οποία έχουν υποβληθεί. Για το λόγο αυτό, οι κρύσταλλοι υποβάλλονται στην διαδικασία της *ανόπτωσης*, για να εξασφαλιστεί η πλήρης ανάγνωση του σήματος κατά την θέρμανση τους μετά από ακτινοβόληση, αλλά και για να είναι δυνατή η επανειλημμένη χρήση τους χωρίς να ελαττώνεται η ευαισθησία τους [19].

Κατά την διαδικασία της ανόπτωσης, οι κρύσταλλοι θερμαίνονται σε ειδικό φούρνο σε συγκεκριμένες θερμοκρασίες και χρόνους θέρμανσης, ανάλογα με το είδος τους.

Η δοσιμετρία θερμοφωταύγειας χρησιμοποιείται στην ακτινοδιαγνωστική αλλά και στην δοσιμέτρηση προσωπικού, προσφέροντας τρία βασικά πλεονεκτήματα έναντι άλλων τεχνικών δοσιμέτρησης. Πρώτον, οι μικρές διαστάσεις των δοσιμέτρων, δεύτερον, ότι δεν απαιτούνται καλώδια και επικολλώνται εύκολα στον ασθενή, διευκολύνοντας την χρήση τους και τρίτον, το γεγονός ότι τα θερμοφωταυγάζοντα υλικά είναι ακτινοπερατά και δεν αλλοιώνουν την απεικόνιση.

Θερμοφωταυγάζοντα υλικά που χρησιμοποιούνται πολύ συχνά στη δοσιμετρία ιοντιζουσών ακτινοβολιών είναι το φθοριούχο λίθιο (LiF) και το φθοριούχο ασβέστιο (CaF_2).



ΕΙΚΟΝΑ 7 ΚΡΥΣΤΑΛΛΟΙ TLD

1.6.10 ΣΥΣΤΗΜΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΓΙΝΟΜΕΝΟΥ ΔΟΣΗΣ ΕΠΙ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑ (DOSE-AREA PRODUCT METER, DAP METER)

Ο μετρητής γινομένου δόσης επί επιφάνεια είναι ένας θάλαμος ιονισμού, ο οποίος μετράει τα ιόντα που παράγει η δέσμη των ακτίνων X καθώς τον διαπερνά και υπολογίζει τη δόση της ακτινοβολίας (εφόσον είναι γνωστός ο όγκος του αέρα που περιέχει).

Ο μετρητής είναι προσαρμοσμένος στην έξοδο της λυχνίας, ώστε ολόκληρη η κωνική δέσμη των ακτίνων X να περάσει από μέσα του. Η δέσμη έπειτα θα φθάσει στον ασθενή και θα έχει αποκτήσει μεγαλύτερη επιφάνεια-διατομή, αλλά θα δώσει

την ίδια δόση εισόδου με αυτή που μέτρησε ο μετρητής. Οι μονάδες του είναι συνήθως $Gy \cdot cm^2$ και η τιμή αυξάνεται συσσωρευτικά όσο λειτουργεί η λυχνία.

Η μέτρηση του DAP είναι μια συνάρτηση του πεδίου της δέσμης και της έκθεσης στον συμμορφωτή δέσμης, επομένως, εκφράζεται είτε σαν γινόμενο δόσης-επιφάνειας είτε σαν γινόμενο air kerma-επιφάνεια. Τα πλεονεκτήματα των μετρήσεων που αποδίδουν οι μετρητές DAP είναι ότι αυτές είναι ανεξάρτητες της απόστασης λυχνίας και ασθενή και επιπλέον μπορούν να πραγματοποιούνται ταυτόχρονα (on-the-fly) κατά τη διάρκεια της επεμβατικής διαδικασίας για κάθε ακτινολογική προβολή [20].

Τα σύγχρονα ακτινοσκοπικά μηχανήματα έχουν προσαρμοσμένο το μετρητή DAP στην λυχνία ώστε να μπορεί ο χρήστης να παρακολουθεί την εξέλιξη της διαδικασίας. Με την χρήση του DAP μπορεί να υπολογιστεί η ενεργός δόση με την βοήθεια των ειδικών παραγόντων σύμφωνα με τον τύπο:

$$\varepsilon_{dap} = \sum_{organ} w_{organ} D_{organ} \quad (1.12)$$

ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ - ΑΚΤΙΝΟΠΡΟΣΤΑΣΙΑ

2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι επιδράσεις τις ιοντίζουσας ακτινοβολίας με τους βιολογικούς ιστούς έχουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον για την Ιατρική Φυσική. Η έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες αποτελεί έναν αόρατο κίνδυνο ο οποίος μπορεί να προκαλέσει μεταβολές, έστω και παροδικές στα άτομα ή τα μόρια των ενώσεων.

Ως αποτέλεσμα, τα κύτταρα μπορεί να εμφανίσουν βλάβες οι οποίες αν δεν επιδιορθωθούν μπορούν να οδηγήσουν σε αναστολή της αναπαραγωγικής τους δραστηριότητας, στην τροποποίηση τους ή, στην χειρότερη περίπτωση, σε κυτταρικό θάνατο. Τα περισσότερα όργανα ή ιστοί εμφανίζουν ανεκτικότητα σε απώλειες κυττάρων, αλλά μέχρι ένα συγκεκριμένο σημείο, καθώς μετά από αυτό παρατηρείται απώλεια του εν λόγω ιστού ή οργάνου.

2.2 ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ

Η αυξημένη ευαισθησία των βιολογικών συστημάτων οφείλεται στο DNA τους. Οι δυο επικρατέστερες θεωρίες για την ερμηνεία της δράσης της ιοντίζουσας ακτινοβολίας στο DNA είναι:

- η θεωρία της άμεσης δράσης, με βάση την οποία οι βλάβες μπορεί να προκληθούν απευθείας από την απορρόφηση της ακτινοβολίας [6].
- η θεωρία της έμμεσης δράσης, κατά την οποία οι βλάβες οφείλονται στην δράση των ελευθέρων ριζών που παράγονται κατά το χημικό στάδιο [6].

Η αρχική έρευνα επί των ακτινικών βλαβών είχε να επιδείξει την ελάττωση του ιξώδους σε διάλυμα DNA, πράγμα που στη συνέχεια αποδείχθηκε ότι οφειλόταν στη θραύση της αλυσίδας αυτού. Διακρίνουμε δύο κατηγορίες θραύσεως, το μονό

σπάσιμο της έλικας (SSB, single strand break) και το διπλό σπάσιμο έλικας (DSB, double strand break). Παρουσιάζονται, βέβαια, και άλλου είδους ακτινικές βλάβες στο DNA, αλλά η θραύση των αλυσίδων είναι, αναμφισβήτητα, η βασικότερη εξ αυτών, και μάλιστα οι βλάβες του τύπου DSB είναι αυτές που σχετίζονται κατ'εξοχήν με το θάνατο του κυττάρου ή αποτελούν βλάβες που δεν υφίστανται επιδιόρθωση τις περισσότερες φορές.

Οι αλλαγές του γενετικού υλικού ονομάζονται μεταλλάξεις. Φυσιολογικά, τα γονίδια αυτοδιπλασιάζονται και τα χρωμοσώματα διαχωρίζονται με μαθηματική ακρίβεια, κατά τη διάρκεια της ζωής ενός κυττάρου, και κατά προέκταση, ενός οργανισμού. Κάτω υπό την επίδραση διαφόρων παραγόντων ωστόσο, όπως χημικών ουσιών, ακτινοβολίας ή και εξαιτίας του παράγοντα τύχη, παρατηρούνται κάποιες μόνιμες αλλαγές του γενετικού υλικού και πρόκληση μεταλλάξεων, οι οποίες ανάλογα με το σημείο που παρουσιάζονται, διακρίνονται σε γονιδιακές μεταλλάξεις ή χρωμοσωμικές ανωμαλίες.

Μετά τη προσβολή του DNA από ακτινοβολία ακολουθεί ένα βιολογικό στάδιο, κατά το οποίο διάφοροι φυσιολογικοί μηχανισμοί προσπαθούν να επιδιορθώσουν τις βλάβες που έχει υποστεί. Οι παραμένουσες βλάβες στο DNA ενισχύονται κατά τη διάρκεια μεταβολικών διεργασιών και μπορεί να εκδηλωθούν αργότερα [22].

Τα κύτταρα εμφανίζουν αρκετή ανοχή στις αλλοιώσεις των χρωμοσωμάτων. Σε ακτινοβολήσεις ατόμων παρατηρήθηκε ότι οι αλλοιώσεις αυτής της μορφής, άλλοτε διατηρούνται καθ' όλη τη διάρκεια της ζωής του, χωρίς παρατηρούμενες επιπτώσεις, και άλλοτε μεταφέρονται με πολλές επόμενες κυτταρικές διαιρέσεις στους απογόνους, ενώ σπανιότερα, οι σοβαρότερες απ' αυτές καταλήγουν σε κυτταρικό θάνατο.

Τα μακροσκοπικά αποτελέσματα στον ανθρώπινο οργανισμό οφείλονται σε βλάβες που προκαλούνται σε κυτταρικό επίπεδο και χωρίζονται σε καθορισμένα (deterministic) και στοχαστικά (stochastic). Τα στοχαστικά αποτελέσματα περιλαμβάνουν καρκινογένεση, βράχυνση του χρόνου ζωής και γενετικές ανωμαλίες και η πιθανότητα να συμβούν αυξάνει με τη απορροφούμενη δόση. Τα κύρια χαρακτηριστικά των στοχαστικών αποτελεσμάτων των ιοντιζουσών ακτινοβολιών είναι ότι η δριμύτητα τους δεν είναι ανάλογη της δόσης που απορροφάται (θεωρητικά αρκεί μηδενική δόση για την εμφάνισή τους), δεν εμφανίζονται άμεσα -μπορεί να

εμφανιστούν μετά από χρόνια. Επίσης, δεν υπάρχει κατώφλι δόσης (threshold dose) κάτω από το οποίο δεν παρατηρούνται [21,22]. Αντιθέτως, τα καθορισμένα (deterministic) αποτελέσματα εμφανίζονται άμεσα (μέσα σε μερικές ώρες ή ημέρες), ενώ η δριμύτητά τους είναι ανάλογη της δόσης που απορροφάται από τον ζώντα οργανισμό [22].

ΙΣΤΟΣ - ΟΡΓΑΝΟ	ΑΚΤΙΝΟΕΥΑΙΣΘΗΣΙΑ
<p>Δέρμα</p> <p>Μυελός των οστών</p> <p>Επιθήλιο γαστρεντερικού και ουροποιητικού συστήματος</p> <p>Λεμφοποιητικά όργανα</p> <p>Φακός οφθαλμού</p>	Πολύ υψηλή
<p>Αναπτυσσόμενοι χόνδροι και οστά</p> <p>Μικρά αγγεία</p>	Υψηλή
<p>Ωριμοί χόνδροι και οστά</p> <p>Σιελογόνοι αδένες</p> <p>Νεφροί</p> <p>Πνεύμονες</p> <p>Πάγκρεας</p> <p>Θυρεοειδής</p> <p>Υπόφυση</p> <p>Επινεφρίδια</p>	Μέτρια
<p>Μύες</p> <p>Εγκέφαλος</p> <p>Νωτιαίος μυελός</p>	Χαμηλή

ΠΙΝΑΚΑΣ 4 ΑΚΤΙΝΟΕΥΑΙΣΘΗΣΙΑ ΙΣΤΩΝ ΚΑΙ ΟΡΓΑΝΩΝ

2.3 ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΟ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ

Οι παράγοντες που αυξάνουν ή ελαττώνουν τις βιολογικές επιδράσεις της ακτινοβολίας, χαρακτηρίζονται ως τροποποιητικοί μηχανισμοί και διακρίνονται σε φυσικούς, χημικούς και βιολογικούς [5].

ΦΥΣΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ

- i. Το είδος της ακτινοβολίας.
- ii. Η δόση που εναποτέθηκε και το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί σε περιπτώσεις περισσότερων από μια ακτινοβολήσεων.
- iii. Ο ρυθμός δόσης.
- iv. Η θερμοκρασία.

ΧΗΜΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ

- i. Τάση οξυγόνου στους ιστούς.
- ii. Χημειοευαισθητοποίηση και χημειοπροφύλαξη.

ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΙ ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ

- i. Το είδος του κυττάρου.
- ii. Η φάση του κυτταρικού κύκλου.
- iii. Το φύλο του εκτεθειμένου.
- iv. Η ηλικία.
- v. Το μέγεθος και η περιοχή του σώματος που ακτινοβολείται.
- vi. Η ύπαρξη κληρονομικών συνδρόμων που οδηγούν σε αυξημένη ακτινοευαισθησία.
- vii. Ενδοκρινικοί και μεταβολικοί παράγοντες .

2.4 ΟΡΙΑ ΔΟΣΕΩΝ

Τα θεσπισμένα όρια δόσης διαφοροποιούνται για τα μέλη του πληθυσμού και τους επαγγελματικά εκτιθέμενους σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Για οποιοδήποτε έκθεση σε

ιοντίζουσα ακτινοβολία θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη οι τρεις βασικοί κανόνες ακτινοπροστασίας.

1^ο Αρχή της αιτιολόγησης

Κάθε εφαρμογή που ενέχει έκθεση σε ιοντίζουσα ακτινοβολία, πρέπει να αποφέρει ικανοποιητικό όφελος στα εκτιθέμενα άτομα ή στο κοινωνικό σύνολο, έτσι ώστε να αντισταθμίζεται η πιθανή βλάβη την οποία μπορεί να προκαλέσει [9].

2^ο Αρχή της βελτιστοποίησης

Όλες οι πηγές και τα μηχανήματα παραγωγής ακτινοβολιών πρέπει να προσφέρουν, κάτω από τις επικρατούσες συνθήκες λειτουργίας τους, την καλύτερη δυνατή προστασία και ασφάλεια, έτσι ώστε το μέτρο της ενεχόμενης έκθεσης, η πιθανότητα μη αναμενόμενης έκθεσης και ο αριθμός των εκτιθεμένων ατόμων, να είναι τόσο μικρά όσον αυτό είναι λογικά εφικτό, λαμβάνοντας υπόψη οικονομικούς και κοινωνικούς παράγοντες [9].

3^ο Αρχή των ορίων δόσεων

Οι ατομικές εκθέσεις σε ακτινοβολία, οι οφειλόμενες στο σύνολο των πηγών στα πλαίσια των εγκεκριμένων πρακτικών, πρέπει να υπόκεινται σε όρια δόσεων ή όρια κινδύνων, η υπέρβαση των οποίων θεωρείται μη αποδεκτή. Η αρχή αυτή δεν ισχύει στις ιατρικές εφαρμογές για τους ασθενείς [9].

Η διεθνή επιτροπή Ακτινοπροστασίας (ICRP) έχει ορίσει τα όρια δόσης και στις δύο κατηγορίες εκτεθειμένων σε ιοντίζουσα ακτινοβολία (Πίνακας 5).

Δόση από	Επαγγελματικά εκτιθέμενοι	Κοινό
Ολόσωμη ακτινοβόληση	20 mSv / έτος κατά μέσο όρο στα 5 τελευταία έτη	1 mSv/έτος
Φακοί οφθαλμών	150 mSv/έτος	15mSv/έτος
Δέρμα	500 mSv/έτος	50mSv/έτος
Χέρια - Πόδια	500 mSv/έτος	-

ΠΙΝΑΚΑΣ 5 ΔΙΕΘΝΗ ΟΡΙΑ ΔΟΣΕΩΝ (ICRP 103) [9]

Μια επιπλέον προϋπόθεση τίθεται για την ενεργό δόση, η οποία δεν πρέπει να υπερβεί τα 50 mSv για ένα μεμονωμένο έτος. Η προϋπόθεση αυτή παρέχει ικανοποιητική προστασία στο δέρμα για τα στοχαστικά αποτελέσματα, απαιτούνται όμως επιπλέον όρια για τοπικές εκθέσεις για την πρόληψη μη στοχαστικών βλαβών.

2.5 ΜΕΘΟΔΟΙ ΜΕΙΩΣΗΣ ΔΟΣΗΣ

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 αρχή της αιτιολόγησης επιβάλλει την μελέτη των καθορισμένων και των στοχαστικών αποτελεσμάτων στους ασθενείς. Η ευρεία εφαρμογή των επεμβατικών τεχνικών είχε ως αποτέλεσμα την έκδοση οδηγιών από συγκεκριμένους οργανισμούς προς τους επεμβατιστές, επιστώντας τους την προσοχή στις μεγάλες δόσεις που είναι πιθανόν να οδηγήσουν σε βλάβες των αντίστοιχων ιστών.

Κατά την ακτινοσκόπηση υπάρχουν διάφοροι τρόποι μείωσης της δόσης, οι οποίοι αφορούν είτε τεχνικά χαρακτηριστικά των ακτινοσκοπικών μηχανημάτων, είτε την μεθοδολογία. Ένας από τους τρόπους θα αναλυθεί εκτενέστερα στην παρούσα εργασία μιας και αποτελεί το αντικείμενο της μελέτης. Παρόλα αυτά αναφέρουμε συνοπτικά μερικούς τρόπους οι οποίοι έχουν αποδειχθεί αποτελεσματικοί.

Χρήση αντιδιαχυτικού διαφράγματος: Ελαχιστοποίηση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας η οποία προκαλεί θόρυβο στην εικόνα [20].

Σκόρπισμά της δόσης: Η συνεχής μεταβολή της ακτινοβολούμενης περιοχής έχει ως αποτέλεσμα η δόση να μην εναποτίθεται σε ένα μόνο σημείο αλλά να διασκορπίζεται [20].

Παλμική ακτινοσκόπηση: Όταν η δέσμη εκπέμπεται σε παλμούς και όχι συνεχόμενα, για μειωμένους ρυθμούς frame, επιτυγχάνεται σημαντική μείωση της δόσης. Όταν χρησιμοποιείται μικρός ρυθμός παλμού και μεγάλη μεγέθυνση (μείωση του FOV) σε ορισμένα συστήματα ανοίγει το διάφραγμα φακού αντί να αυξηθεί η έκθεση στον ασθενή, έτσι ώστε να διατηρηθεί η ποιότητα της εικόνας [20].

Η παλμική ακτινοσκόπηση εμφανίζει μεγάλα πλεονεκτήματα αρκεί η έκθεση να είναι μικρή (μικρός αριθμός frame). Αν το ρεύμα λυχνίας είναι πολύ υψηλό, η παλμική λειτουργία δεν επιφέρει κανένα αποτέλεσμα στην μείωση της δόσης [20].

Μεγέθυνση: Η μεγέθυνση της εικόνας είναι δυνατή είτε γεωμετρικά είτε ηλεκτρονικά. Γεωμετρικά η εικόνα μπορεί να μεγεθυνθεί κινώντας την πηγή πιο κοντά ή τον ενισχυτή εικόνας πιο μακριά από τον ασθενή. Είναι προτιμότερο να λειτουργεί η μεγέθυνση σε μεγάλο χρόνο ακτινοσκόπησης, κρατώντας τον ενισχυτή εικόνας κοντά στον ασθενή και την πηγή μακριά του. Η ηλεκτρονική μεγέθυνση μπορεί να εφαρμοστεί στα σύγχρονα ακτινοσκοπικά συστήματα, καθώς η εικόνα μεγεθύνεται ηλεκτρονικά μέσα στον ενισχυτή. Τα τυπικά συστήματα έχουν τουλάχιστον τρία επίπεδα μεγέθυνσης, καθένα με το δικό του επίπεδο δόσης. Η δόση αυξάνεται με την αύξηση της μεγέθυνσης μέσω του εμπειρικού κανόνα $\frac{M_1^2}{M_2^2}$ [20].

Χρήση επιπρόσθετων φίλτρων: Έχει διαπιστωθεί ότι η χρήση επιπρόσθετων φίλτρων στην λυχνία υπό προϋποθέσεις μπορεί να μειώσει την δόση εισόδου στον ασθενή. Στο ειδικό μέρος θα αναφερθεί εκτενέστερα το όφελος από την χρήση φίλτρων στην λυχνία.

3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ακτινοσκόπηση είναι η παρουσίαση μιας συνεχούς εικόνας (δυναμική μελέτη) των εσωτερικών δομών και οργάνων του ανθρώπινου σώματος, δίνοντας την δυνατότητα στον χρήστη να παρακολουθήσει την κίνηση αλλά και την λειτουργία τους [23].

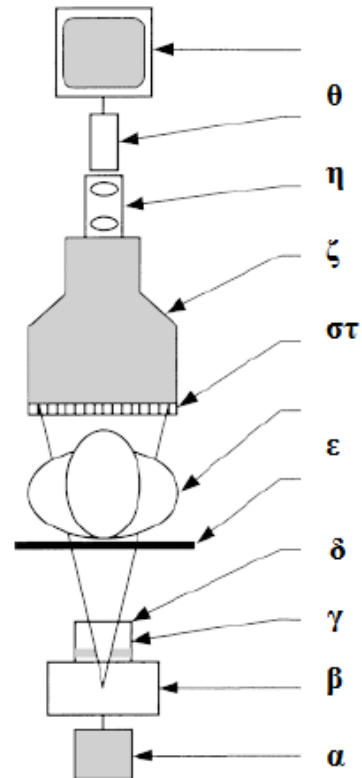
Στα πρώτα ακτινοσκοπικά συστήματα η εικόνα παραγόταν πάνω σε μια φθορίζουσα οθόνη ευαίσθητη στην ακτινοβολία, με αποτέλεσμα να είναι χαμηλής αντίθεσης και για την διάγνωση της απαιτούνταν η παρατήρηση της σε σκοτεινό δωμάτιο. Αυτό οδήγησε στην αντικατάσταση των φθορίζων οθονών από τους ενισχυτές εικόνας, οι οποίοι συνδέονται με κλειστό κύκλωμα τηλεόρασης, με αποτέλεσμα να επιτευχθεί σημαντικά βελτιωμένη ποιότητα εικόνας [23,24].

Νέες δυνατότητες προστέθηκαν στο σύστημα, όπως η παλμική ακτινοσκόπηση με ρυθμιζόμενο ρυθμό δημιουργίας εικόνας, που βελτιώνει τον λόγο ποιότητας εικόνας προς δόση στον εξεταζόμενο. Για απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο αρκετός είναι ο ρυθμός των 30 εικόνων ανά δευτερόλεπτο. Οι εικόνες αυτές δεν καταγράφονται, εκτός και αν ο επεμβατιστής ιατρός θέσει σε λειτουργία το παράλληλο σύστημα ακτινογράφησης- εγγραφής video. Τα σύγχρονα συστήματα εγγράφουν ψηφιακά.

3.2 ΔΙΑΤΑΞΗ ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΙΚΟΥ ΜΗΧΑΝΗΜΑΤΟΣ

Το σύστημα ακτινοσκόπησης αποτελείται από τις εξής διαδοχικές μονάδες:

- α. Γεννήτρια ακτίνων X
- β. Λυχνία ακτίνων X
- γ. Συμμορφωτής δέσμης - Collimator
- δ. Φίλτρα
- ε. Τράπεζα και ασθενής
- στ. Αντιδιαχυτικά διαφράγματα
- ζ. Ενισχυτής εικόνας
- η. Οπτικό σύστημα
- θ. Σύστημα παρατήρησης και καταγραφής



ΕΙΚΟΝΑ 8

ΕΞΑΡΤΗΜΑΤΑ ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΙΚΗΣ
ΜΟΝΑΔΑΣ [23]

3.2.1 ΓΕΝΝΗΤΡΙΑ ΑΚΤΙΝΩΝ X

Η γεννήτρια των ακτίνων X επιτρέπει την επιλογή kVp και mA, στοιχεία τα οποία παρέχονται στην λυχνία ακτίνων X. Ο σχεδιασμός της γεννήτριας για ακτινοσκοπικά συστήματα είναι παρόμοιος με αυτόν των κλασικών ακτινογράφων, με την προσθήκη ενός κυκλώματος για ακτινοσκοπική χρήση, το οποίο περιλαμβάνει είτε χαμηλό ρεύμα λυχνίας, είτε γρήγορο παλμικό ρεύμα λυχνίας και αυτόματο σύστημα φωτεινότητας (Automatic Brightness Control, ABC) [23]. Με την βοήθεια των ηλεκτρονικών υπολογιστών, οι γεννήτριες των ακτίνων X και ολόκληρα τα απεικονιστικά συστήματα έχουν αποκτήσει ευελιξία προσαρμογής στις απαιτήσεις της Ιατρικής. Η ενεργοποίηση των ακτίνων X στην ακτινοσκόπηση γίνεται είτε με συνεχόμενη είτε με παλμική έκθεση.

Η συνεχής ακτινοσκόπηση είναι ο βασικός τρόπος λειτουργίας. Η δέσμη των ακτίνων X παράγεται με συνεχή τρόπο και η ένταση του ρεύματος στην λυχνία κυμαίνεται από 0.5 έως 4 mA εξαρτώμενη από το πάχος του εξεταζόμενου. Η παραγωγή των εικόνων γίνεται με ρυθμό 30 εικόνες ανά δευτερόλεπτο δηλαδή κάθε εικόνα διαρκεί περίπου 33 ms. Οποιαδήποτε κίνηση μέσα σε αυτό το διάστημα θα θολώσει την εικόνα, φαινόμενο αποδεκτό στις περισσότερες εξετάσεις.

Κατά την παλμική ακτινοσκόπηση η γεννήτρια παράγει μια σειρά από σύντομους παλμούς. Τυπικά ο ρυθμός παλμού είναι 30 pulses/s και κάθε παλμός διαρκεί 10 ms, με ένταση ρεύματος 6.6 mA. Μια τέτοια ρύθμιση θα έδινε ίδιο ρυθμό έκθεσης στον εξεταζόμενο σε σχέση με την συνεχή ακτινοσκόπηση με την διαφορά ότι θα είχε μικρότερο χρόνο έκθεσης, ενώ παράλληλα μειώνεται και το θόλωμα της εικόνας εξαιτίας της κίνησης του εξεταζόμενου.

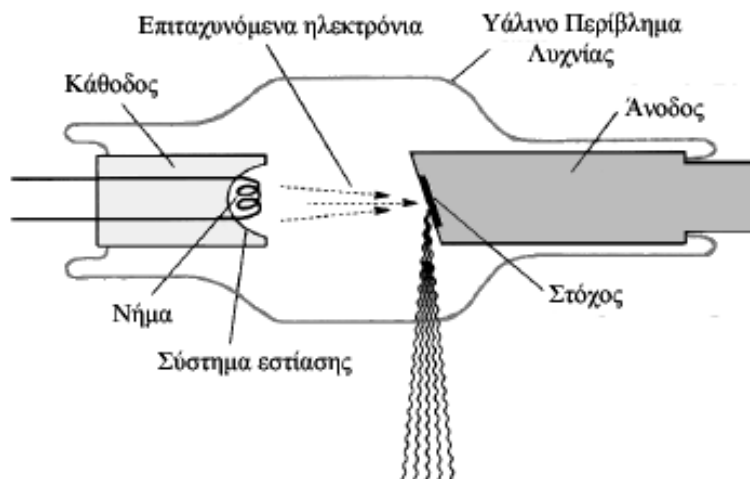
Σημαντικό χαρακτηριστικό των γεννητριών είναι το ηλεκτρονικό ABC, το οποίο έχει ως στόχο να διατηρεί σταθερή τη φωτεινότητα της εικόνας ρυθμίζοντας τον ρυθμό έκθεσης που προσπίπτει στην οθόνη εισόδου του ενισχυτή εικόνας, καθώς ο ενισχυτής εικόνας περνάει από μέρη του σώματος διαφορετικού πάχους και εξασθένησης. Στη συνεχή ακτινοσκόπηση το ηλεκτρονικό σύστημα ABC μπορεί να ρυθμίσει τα kV και τα mA, ενώ στην παλμική ακτινοσκόπηση ρυθμίζει το εύρος(διάρκεια) ή το ύψος(mA) των παλμών, έτσι ώστε να διατηρούνται τα επίπεδα έκθεσης σταθερά στην είσοδο του ενισχυτή εικόνας [23].

3.2.2 ΛΥΧΝΙΑ ΑΚΤΙΝΩΝ X

Για την παραγωγή των ακτίνων X που χρησιμοποιούνται στην ιατρική γίνεται χρήση συγκεκριμένων λυχνιών. Οι ακτίνες X είναι φωτόνια, συνεπώς η παραγωγή τους βασίζεται σε συγκεκριμένες φυσικές αρχές, την ακτινοβολία πέδησης και τη χαρακτηριστική ακτινοβολία.

Μια λυχνία παραγωγής ακτίνων X αποτελείται από τα εξής μέρη [2,6]:

1. την κάθοδο
2. τον χώρο υψηλού κενού
3. την άνοδο
4. το γυάλινο κέλυφος που περιβάλλει την λυχνία



ΕΙΚΟΝΑ 9 ΔΙΑΤΑΞΗ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΗΣ ΛΥΧΝΙΑΣ

Μια λυχνία είναι ένα αερόκενο γυάλινο κέλυφος το οποίο είναι ενισχυμένο με ένα κατάλληλο μολύβδινο περίβλημα. Η λειτουργία της στηρίζεται στην παραγωγή μιας δέσμης ηλεκτρονίων με θερμοϊονική εκπομπή στην κάθοδο. Κατόπιν, η δέσμη επιταχύνεται μετά από εφαρμογή τάσης και προσκρούει στην άνοδο, παράγοντας ακτίνες X. Οι ακτίνες εξέρχονται από το παράθυρο της λυχνίας.

Η κάθοδος είναι κατασκευασμένη έτσι ώστε να εστιάζει την δέσμη των ηλεκτρονίων που προσκρούουν στην άνοδο. Η άνοδος είναι κατασκευασμένη από δύστηκτο μέταλλο και η τάση μεταξύ ανόδου και καθόδου είναι πάντοτε αρκετά υψηλή έτσι, ώστε όλα τα παραγόμενα ηλεκτρόνια να προσπίπτουν στην άνοδο.

3.2.3 ΣΥΜΜΟΡΦΩΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ – COLLIMATOR

Ο συμμορφωτής δέσμης (collimator) αποτελείται από πολλαπλές κινητές ημιδιαπερατές λεπίδες οι οποίες συμμορφώνουν το σχήμα της δέσμης. Οι λεπίδες αυτές είναι είτε κυκλικές είτε ορθογώνιες. Οι κυκλικές διαμορφώνουν τη δέσμη σε κυκλικό FOV (Field Of View), ενώ οι ορθογώνιες σε ορθογώνιο. Οι ορθογώνιες μπορούν να αλλάξουν μέγεθος χειροκίνητα για περαιτέρω μείωση του FOV. Ο συμμορφωτής δέσμης μειώνει τη σκέδαση με αποτέλεσμα τη μείωση της έκθεσης του ασθενούς και την βελτιστοποίηση της αντίθεση της εικόνας [23].

3.2.4 ΦΙΛΤΡΑ-ΗΘΜΟΙ

Τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια απορροφούνται από τον ανθρώπινο ιστό με αποτέλεσμα να μην συμβάλλουν στην απεικόνιση και να έχουν ως μοναδικό αποτέλεσμα την αύξηση της δόσης στον ασθενή. Για να αποφευχθεί αυτό γίνεται χρήση κατάλληλων φίλτρων [23].

Το μέγεθος που ορίζει την διεισδυτικότητα των ακτίνων X είναι το πάχος υποδιπλασιασμού (Half-Value Layer, HVL), το οποίο μετράται ως το πάχος ενός υλικού το οποίο είναι ικανό να υποδιπλασιάσει την ένταση της δέσμης. Το υλικό το οποίο χρησιμοποιείται περισσότερο ως φίλτρο είναι το αλουμίνιο (Al). Σε κάποιες περιπτώσεις προτιμάται και ο χαλκός (Cu) ιδιαίτερα για ακτινοβολίες μικρότερες των 29.2 keV [3]. Σε αρκετές περιπτώσεις γίνεται χρήση παραπάνω από ενός φίλτρου με κατάλληλη σειρά, με το φίλτρο που έχει τον μεγαλύτερο ατομικό αριθμό να είναι πιο κοντά στην λυχνία, αλλιώς η χαρακτηριστική ακτινοβολία δεν αποκόβεται, ώστε να προκύπτει το ιδανικότερο αποτέλεσμα. Οι κανονισμοί ακτινοπροστασίας έχουν ορίσει ως ελάχιστο HVL για ακτινογραφικά αλλά και για ακτινοσκοπικά μηχανήματα τα 2.3 mm αλουμινίου για τάση 80 kVp. Με την χρήση περαιτέρω φίλτρων στην λυχνία μετά από έρευνες έχει αποδειχθεί ότι η δόση εισόδου στον ασθενή εμφανίζει σημαντική ελάττωση, γεγονός το οποίο θα αναλυθεί εκτενέστερα στο ειδικό μέρος της παρούσας μελέτης.

3.2.5 ΑΝΤΙΔΙΑΧΥΤΙΚΑ ΔΙΑΦΡΑΓΜΑΤΑ

Η δέσμη των ακτίνων X που εξέρχεται από τον ασθενή και κατευθύνεται προς το φιλμ δεν αποτελείται μόνο από πρωτογενή ακτινοβολία αλλά και από σκεδαζόμενη. Η πρωτογενής ακτινοβολία έχει διαπεράσει τον ασθενή χωρίς να αλληλεπιδράσει μ' αυτόν και μεταφέρει τις χρήσιμες πληροφορίες σχετικά με την ανατομική δομή του ασθενούς. Επομένως, αυτή η συνιστώσα της δέσμης πρέπει να χρησιμοποιηθεί για να αποτυπώσει στο φιλμ την ακτινογραφική εικόνα του ασθενούς. Σε αντίθεση με την πρωτογενή ακτινοβολία, η σκεδαζόμενη δημιουργείται μέσα στο σώμα του ασθενούς κατά τη διάρκεια της αλληλεπίδρασης της πρωτογενούς με τον ασθενή. Εάν η σκεδαζόμενη ακτινοβολία φτάσει στο φιλμ θα δημιουργήσει μια ομίχλωση που θα προκαλέσει υποβάθμιση στην αντίθεση της εικόνας, Επομένως, είναι αναγκαία η

απομάκρυνση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας από τη δέσμη, στο μέγιστο δυνατό βαθμό.

Η πιο συνηθισμένη μέθοδος εξάλειψης της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι η χρήση αντιδιαχυτικών διαφραγμάτων. Αποτελούνται από λεπτές λωρίδες μολύβδου εναλλασσόμενες με λωρίδες αλουμινίου, πλαστικού ή άλλων οργανικών ουσιών. Η διάταξη των λωρίδων είναι τέτοια, ώστε να επιτρέπει τη διέλευση της πρωτογενούς ακτινοβολίας, ενώ δεν επιτρέπει τη διέλευση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας. Η αρχή της λειτουργίας του αντιδιαχυτικού διαφράγματος βασίζεται στο ότι το σύνολο σχεδόν της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας έχει διευθύνσεις τέτοιες, ώστε οι φορείς τους δεν διέρχονται από την εστία της λυχνίας. Γενικά το αντιδιαχυτικό διάφραγμα χρησιμοποιείται στις περιπτώσεις που το ακτινογραφούμενο τμήμα του ασθενούς έχει πάχος μεγαλύτερο από 10 cm και η υψηλή τάση είναι μεγαλύτερη από 60 kVp. Σ' αυτές τις περιπτώσεις και ιδιαίτερα για μεγάλες διαστάσεις πεδίων ακτίνων X, το ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας για δέσμη αυξάνει σημαντικά.

Ωστόσο, η χρήση τους συνεπάγεται και απορρόφηση ενός μέρους της πρωτογενούς ακτινοβολίας. Συνεπώς για να επιτευχθεί ο ίδιος βαθμός αμαύρωσης στο φιλμ πρέπει να αυξηθούν τα στοιχεία έκθεσης, με επακόλουθο την αύξηση της έκθεσης στον ασθενή [23].

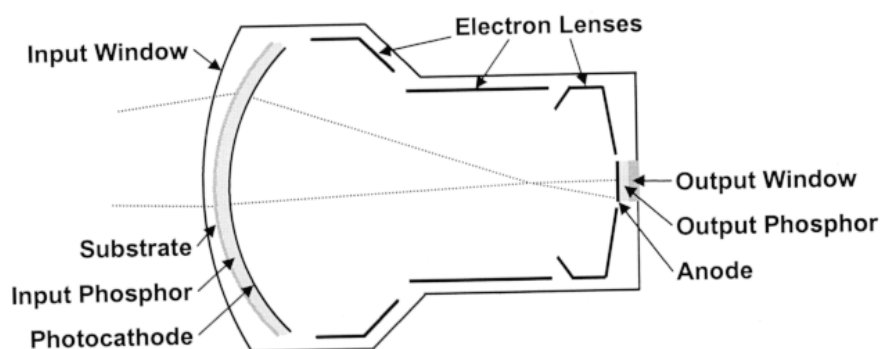
3.2.6 ENΙΣΧΥΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η μονάδα που χαρακτηρίζει την ακτινοσκόπηση και την αντιδιαστέλλει σε σχέση με την κλασική ακτινογραφία είναι ο ενισχυτής εικόνας. Η έξοδος του ενισχυτή εικόνας είναι ουσιαστικά μια τυπική ακτινογραφία (σε οθόνη ή εκτυπωμένη), με την διαφορά ότι σε 10 λεπτά ακτινοσκόπησης λαμβάνουμε περίπου 18000 εικόνες, όσες είναι απαραίτητες για να αποτυπωθεί η κίνηση που είναι και το ζητούμενο. Για λόγους ακτινοπροστασίας, το σύστημα ακτινοσκόπησης θα πρέπει να δίνει κάθε εικόνα χωρίς έλλειψη διαγνωστικής πληροφορίας και δομημένη με όσο το δυνατό λιγότερα φωτόνια ακτίνων X.

Αυτό έχει ως συνέπεια ο ενισχυτής εικόνας να απαιτεί έναν πολύ ευαίσθητο ανιχνευτή ώστε να λειτουργεί με πολύ λιγότερη ακτινοβολία (1 με 5 μR ανά εικόνα σε σύγκριση με τα 600 μR που δίνει η κλασική ακτινογραφία). Σε κάποιες

περιπτώσεις, όταν χρησιμοποιούνται ασφαλείς εκθέσεις για τον ασθενή, προκύπτει δυσδιάκριτη, αδύναμη εικόνα. Ο ενισχυτής εικόνας αντιμετωπίζει αυτό το πρόβλημα αυξάνοντας την φωτεινότητα της αρχικής αχνής εικόνας, χωρίς να απαιτείται αύξηση της δόσης ακτινοβολίας στον ασθενή.

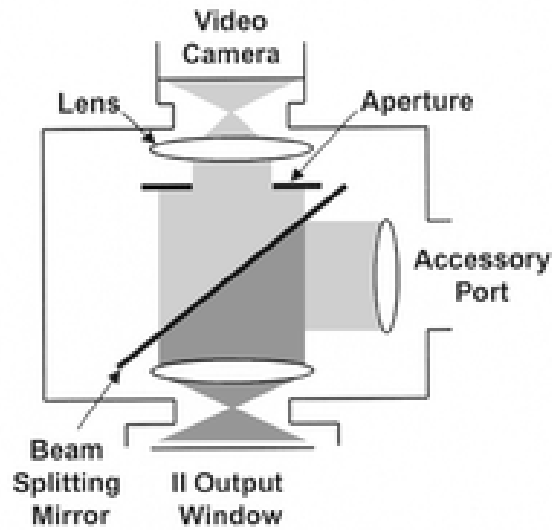
Τα μέρη του περιλαμβάνονται σε ένα αερόκενο υάλινο σωλήνα. Το πέτασμα εισόδου το οποίο μετατρέπει το σήμα των ακτίνων X σε ηλεκτρόνια, τη φωτοκάθοδο, τους ηλεκτρονικούς φακούς που εστιάζουν τα ηλεκτρόνια και το στρώμα φωσφόρου εξόδου, που μετατρέπει τα ηλεκτρόνια σε ορατό φως, με μικρότερη διάμετρο από την αντίστοιχη της εισόδου, ώστε να σχηματιστεί η αρχική ακτινολογική εικόνα σε σμίκρυνση.



ΕΙΚΟΝΑ 10 ΕΝΙΣΧΥΤΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ [23]

3.2.7 ΟΠΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΣΥΖΕΥΞΗΣ

Τα οπτικά συστήματα σύζευξης μεταφέρουν το φως από την έξοδο του ενισχυτή εικόνας στη video camera και άλλες συσκευές καταγραφής της εικόνας. Περιλαμβάνουν έναν μερικώς επαργυρωμένο καθρέπτη διαχωρισμού της δέσμης (beam-splitting mirror), ο οποίος κατευθύνει ένα τμήμα του φωτός σε ένα επιπλέον μηχανήμα καταγραφής εικόνας και μεταφέρει το υπόλοιπο στη video camera [23]. Επίσης, ένα κυκλικό διάφραγμα ορίζει ένα συγκεκριμένο επίπεδο φωτός απαιτούμενο από την video camera.



ΕΙΚΟΝΑ 11 ΟΠΤΙΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΣΥΖΕΥΞΗΣ [23]

Η τοποθέτηση του διαφράγματος επηρεάζει το θόρυβο στην ακτινοσκοπική εικόνα. Όταν το διάφραγμα έχει μικρό μέγεθος, το περισσότερο φως μπλοκάρεται και δεν φτάνει στην video camera. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το αυτόματο σύστημα έκθεσης να αυξάνει την έκθεση για να διατηρήσει την φωτεινότητα της εικόνας, παράγοντας λιγότερο θόρυβο. Αντίθετα όταν ένα διάφραγμα είναι πολύ ανοικτό, η δόση είναι μικρή αλλά ο θόρυβος είναι πολύ μεγάλος [23].

4.1 ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ

Κατά την δημιουργία μιας ακτινογραφίας σκοπός είναι να μπορεί να παρέχει όλες τις απαραίτητες πληροφορίες για την κατάσταση του εξεταζομένου. Η έννοια όμως του όρου ποιότητα εικόνας εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως η διαφοροποίηση των ακτινοδιαγνωστικών εξετάσεων και η απαιτήσεις του εκάστοτε ιατρού. Συνοπτικά τα χαρακτηριστικά που χρησιμοποιούνται για την εκτίμηση της είναι:

1. Η αντίθεση
2. Το εύρος
3. Η ασάφεια
4. Η παραμόρφωση
5. Οι συνθήκες παρατήρησης
6. Οι ανεπιθύμητες πληροφορίες και γενικά ο θόρυβος

Ο χειριστής πρέπει να έχει κατανοήσει τα χαρακτηριστικά αυτά, καθώς και την εξάρτησή τους από τις διάφορες φυσικογεωμετρικές παραμέτρους.

Η δυνατότητα διάκρισης των διάφορων ανατομικών δομών στο ανθρώπινο σώμα, επιτυγχάνεται λόγω της απεικόνιση της κάθε δομής με διαφορετικό ρυθμό αμαύρωσης στο ακτινογραφικό φιλμ. Όσο μεγαλύτερη είναι διαφορετικότητα της αμαύρωσης τόσο πιο εύκολη είναι η διάκριση τους. Το χαρακτηριστικό αυτό ονομάζεται **αντίθεση** και μπορεί να προκληθεί λόγω της διαφοράς πάχους του ίδιου υλικού ή από παρεμβολή άλλου υλικού μέσα στον ασθενή.

$$C_{im} = D_A - D_B \quad (4.1)$$

Η αντίθεση εικόνας δίνεται από τον παραπάνω τύπο όπου D_A είναι η οπτική πυκνότητα στο λεπτό και D_B είναι η οπτική πυκνότητα στο παχύ τμήμα του αντικείμενου.

Το εύρος των ανατομικών λεπτομερειών που μπορούν ταυτόχρονα να αποτυπωθούν σε μια ακτινογραφία ονομάζεται *εύρος εικόνας*. Ένα ακόμα ποιοτικό χαρακτηριστικό είναι η *ασάφεια*, που χαρακτηρίζεται ως η ανικανότητα του ακτινογραφικού συστήματος να αποτυπώσει καθαρά μια μικρή αλλά απότομη μεταβολή πάχους.

Σημαντική επίδραση στην ποιότητα εικόνας έχουν και οι πιθανές *παραμορφώσεις* του μεγέθους και της θέσης του αντικειμένου ή τμημάτων του αντικειμένου, που οφείλονται στην ανομοιόμορφη μεγέθυνση με την οποία απεικονίζονται. Ως θόρυβο γενικά χαρακτηρίζουμε οποιαδήποτε ανεπιθύμητη πληροφορία εμφανίζεται στην ακτινογραφική εικόνα.

4.2 ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ

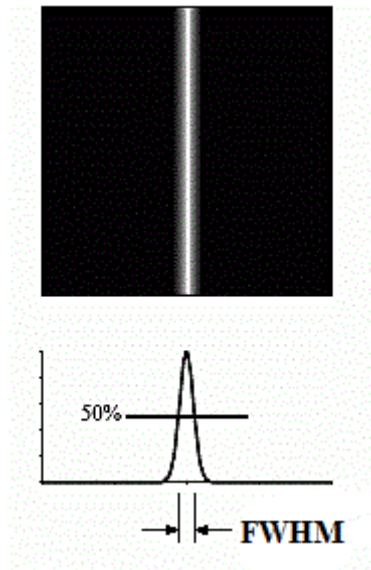
4.2.1 Χωρική διακριτική ικανότητα

Η διακριτική ικανότητα στην εικόνα της οθόνης είναι διαφορετική στην κατακόρυφη από όση στην οριζόντια διεύθυνση. Στην κατακόρυφη διεύθυνση η διακριτική ικανότητα καθορίζεται από τον αριθμό των γραμμών σάρωσης, ενώ στην οριζόντια διεύθυνση καθορίζεται από την ταχύτητα απόκρισης των ηλεκτρονικών σε μεταβολές της φωτεινής έντασης. Η ταχύτητα επηρεάζεται από την «ποιότητα» της συσκευής λήψης, του καλωδίου μεταφοράς και της οθόνης παρουσίασης, αλλά ο καθοριστικός παράγοντας είναι ο ρυθμός των κύκλων, δηλαδή η συχνότητα του συστήματος.

Η χωρική διακριτική ικανότητα περιγράφεται με μεγαλύτερη πιστότητα με τη συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (Modulation Transfer Function, MTF),

$$\text{MTF}(\nu) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} \text{LSF}(x) \cdot e^{2\pi\nu x} dx \right| \quad (4.2)$$

όπου ν είναι η συχνότητα, x η απόσταση και LSF (Line Spread Function) είναι η εικόνα ενός πολύ μικρού ευθύγραμμου αντικειμένου.



ΕΙΚΟΝΑ 12 LSF

Η συσκευή οπτικομαγνητικής εικονοληψίας στην οπτική διάταξη μειώνει αισθητά τη διακριτική ικανότητα. Αντίθετα, η εγγραφή σε φιλμ που γίνεται από το εξερχόμενο (από την οθόνη εξόδου του ενισχυτή εικόνας) φως, απευθείας, χωρίς άλλες παρεμβολές, δεν μειώνει την MTF του ενισχυτή εικόνας.

4.2.2 Διακριτική ικανότητα αντίθεσης

Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης στην ακτινοσκόπηση είναι χαμηλή σε σχέση με την αντίστοιχη της κλασικής ακτινογραφίας, επειδή οι χαμηλές τιμές της έκθεσης παράγουν εικόνες με χαμηλό λόγο σήματος προς θόρυβο (Signal to Noise Ratio, SNR).

Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης μετράται με την απεικόνιση ειδικών ομοιωμάτων (contrast detail phantoms) κάτω από συνθήκες πραγματικής ακτινοσκόπησης. Όσο αυξάνεται ο ρυθμός έκθεσης, αυξάνεται και η διακριτική ικανότητα αντίθεσης, σε βάρος όμως της δόσης ακτινοβολίας στον εξεταζόμενο. Λόγοι ακτινοπροστασίας επιβάλλουν να επιλέγεται ο μικρότερος ρυθμός έκθεσης που δίνει ικανοποιητική ποιότητα εικόνας.

4.2.3 Διακριτική ικανότητα χρόνου

Το μεγάλο πλεονέκτημα που έχει η ακτινοσκόπηση είναι η εξαιρετική της χρονική διακριτική ικανότητα, για την οποία υπάρχει και ως τμήμα της ακτινολογίας.

Η χρονική διακριτική ικανότητα μειώνεται με ότι προκαλεί καθυστέρηση (lag). Κυρίως με την έννοια ότι μέρος των δεδομένων μιας εικόνας καθυστερεί (παραμένων φθορισμός) και προκαλεί θόλωμα στην επόμενη. Εποικοδομητική εκμετάλλευση του φαινομένου «lag» γίνεται στην περίπτωση της δημιουργίας αντιπροσωπευτικής εικόνας (με μαθηματική επεξεργασία), δηλαδή ενός εργαλείου αύξησης του λόγου σήματος προς θόρυβο (Signal to Noise Ratio, SNR). Οι συσκευές οπτικομαγνητικής εικονοληψίας, παρουσιάζουν αισθητή καθυστέρηση.

Το ανθρώπινο μάτι είναι ένας ακόμη παράγοντας καθυστέρησης της τάξης του 0.2 του δευτερολέπτου. Αυτό σημαίνει ότι, για ρυθμό 30 εικόνων ανά δευτερόλεπτο, 6 εικόνες συνωστίζονται, δηλαδή εμφανίζονται ως εικόνες με τεχνητά ενισχυμένο σήμα. Ο λόγος SNR αυξάνεται καθόσον σε κάθε τελική εικόνα αντιστοιχούν περισσότερα φωτόνια X, επομένως βελτιώνεται η διακριτική ικανότητα αντίθεσης, σε βάρος της χρονικής διακριτικής ικανότητας.

4.3 ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΑ ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Εκτός από τα ποσοτικά μεγέθη που χρησιμοποιούνται για την αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας, υπάρχει και ο ανθρώπινος παράγοντας ο οποίος συμβάλλει σημαντικά στο αποτέλεσμα.

Η διαφορετικότητα της αντίληψης, ο ανθρώπινος οφθαλμός και η εμπειρία του αναγνώστη αποτελούν δεδομένα που συχνά μας οδηγούν σε διαφορετική αξιολόγηση της ποιότητας μια εικόνας και κάποιες φορές σε διαφορετική διάγνωση της.

Ο υποκειμενικός παράγοντας στην αξιολόγηση μια εικόνας είναι σημαντικός και εξαρτάται από φυσιολογικά και ψυχολογικά χαρακτηριστικά του παρατηρητή. Εξαρτάται από την απόκριση του οφθαλμού του, την εκπαίδευση και η εμπειρία στην αναγνώριση προτύπων και την ανάκληση και συσχέτιση πληροφοριών.

Ως αποτέλεσμα θα πρέπει στην αξιολόγηση μια εικόνας να συνυπολογίζονται και τα υποκειμενικά κριτήρια έτσι ώστε να είναι πιο ολοκληρωμένη η κρίση της.

ΕΝΔΟΣΚΟΠΙΚΗ ΠΑΛΙΝΔΡΟΜΟΣ ΧΟΛΑΓΓΕΙΟΠΑΓΚΡΕΑΤΟΓΡΑΦΙΑ

5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ενδοσκοπική παλίνδρομος χολαγγειοπαγκρεατογραφία (Endoscopic Retrograde Cholangiopancreatography, ERCP), αποτελεί μέχρι και σήμερα μια από τις πιο αποτελεσματικές μεθόδους διάγνωσης της λιθίασης του χοληδόχου πόρου (ΛΧΠ). Διανύει την τέταρτη δεκαετία ως τεχνικής βασικής επιλογής στη διάγνωση των παθήσεων του χοληφόρου δένδρου και του πάγκρεας.

Υπολογίζεται ότι στο 12–15% των ασθενών κάτω των 60 ετών με συμπτωματική χολολιθίαση συνυπάρχει ΛΧΠ, ποσοστό που αυξάνεται με την πάροδο της ηλικίας. Η ευαισθησία και ειδικότητα της ERCP στη διάγνωση της ΛΧΠ αγγίζει το 95%, ενώ παράλληλα προσφέρει τη δυνατότητα άμεσης παρέμβασης με τη διενέργεια σφιγκτηροτομής και αφαίρεσης των λίθων. Όσον αφορά την παροχέτευση του χοληδόχου πόρου επί διαγνωσμένης ΛΧΠ και ιδίως σε επείγουσες καταστάσεις, η ενδοσκοπική παροχέτευση του χοληφόρου δένδρου έχει πλήρως αντικαταστήσει τη χειρουργική παροχέτευση.

Επειδή η ERCP είναι μία επεμβατική μέθοδος με δυνητικές επιπλοκές, σήμερα έχει αντικατασταθεί ως διαγνωστική μέθοδος για τη ΛΧΠ από άλλες απεικονιστικές τεχνικές εφάμιλλης διαγνωστικής ακρίβειας και πολύ πιο ασφαλείς για τον ασθενή, όπως τη χολαγγειοπαγκρεατογραφία μαγνητικού συντονισμού (MRCP) και την ενδοσκοπική υπερηχοτομογραφία (EUS). Η διενέργεια της ERCP κατέχει πλέον θεραπευτικό μόνο ρόλο και αποτελεί συμπληρωματική μέθοδο της λαπαροσκοπικής χολοκυστεκτομής, με καταλυτικό ρόλο στην αντιμετώπιση της ΛΧΠ.

Η ERCP βασίζεται στην χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Συνεπώς η επιβολή κανόνων ακτινοπροστασίας και βελτίωσης της έκθεσης του ασθενούς αλλά και του προσωπικού είναι απαραίτητη.

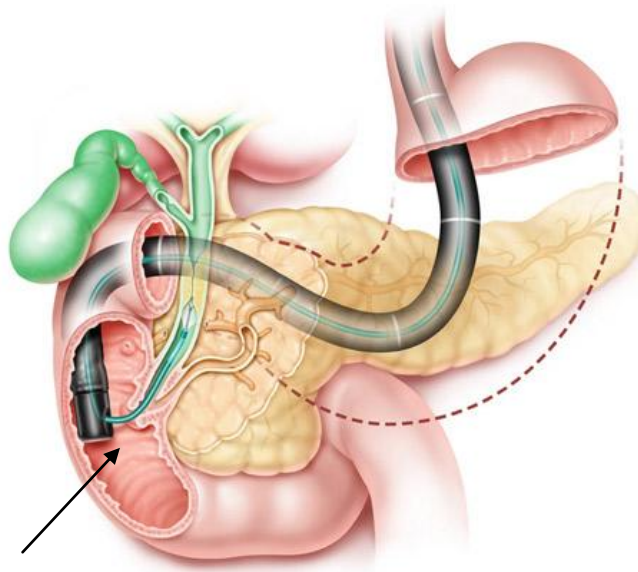
5.2 ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ

Κατά την διάρκεια της ERCP, ο ασθενής υπόκειται σε νάρκωση (ολική ή μερική). Ένας εύκαμπτος σωλήνας (δωδεκαδακτυλοσκόπιο) περνά διαμέσω του στόματος, του οισοφάγου και του στομάχου και καταλήγει στο δωδεκαδάκτυλο (αρχικό τμήμα του εντέρου). Στην άκρη, το δωδεκαδακτυλοσκόπιο έχει προσαρμοσμένη μια κάμερα, η οποία είναι συνδεδεμένη με ένα σύστημα οθόνης. Ειδικοί καθετήρες εισέρχονται διαμέσω του δωδεκαδακτυλοσκοπίου για τον εκλεκτικό καθετηριασμό του φύματος του Vater (άνοιγμα στο οποίο ο χοληδόχος και παγκρεατικός πόρος καταλήγουν στο δωδεκαδάκτυλο) [27].



ΕΙΚΟΝΑ 13 ΔΩΔΕΚΑΔΑΚΤΥΛΟΣΚΟΠΙΟ

Η περιοχή μπορεί να παρατηρηθεί μέσω της ενδοσκοπικής κάμερας. Γίνεται έγχυση σκιαγραφικών ουσιών διαμέσω των καθετήρων στα χοληφόρα ή/και στον παγκρεατικό πόρο. Έπειτα, με ακτινοσκόπηση μπορούν να διαπιστωθούν ελλείμματα όπως πέτρες [27].



ΕΙΚΟΝΑ 14 ΦΥΜΑ ΤΟΥ VATER

Αν ο ιατρός κρίνει ότι είναι απαραίτητη η διάνοιξη του φύματος τότε γίνεται σφικτηροτομή και πραγματοποιούνται όλες οι απαραίτητες θεραπευτικές διαδικασίες. Σε ορισμένες περιπτώσεις είναι απαραίτητη η διάνοιξη του χοληδόχου πόρου με ένα μπαλόνι ή ένα basket για την αφαίρεση πετρών και έπειτα η εισαγωγή ενός stent για να αποτρέπεται το κλείσιμο του.



ΕΙΚΟΝΑ 15 ERCP ΣΚΙΑΓΡΑΦΗΣΗ

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Οι ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες πράξεις αποτελούν ένα ευρύ πεδίο στον τομέα της ιατρικής και συγκεκριμένα της ακτινολογίας. Λόγω της καθημερινής εξέλιξης του, η ανάγκη για βελτίωση της παρεχόμενης ακτινοπροστασίας είναι όλο και πιο έντονη.

Η ενδοσκοπική χολαγγειοπαγκρεατογραφία είναι μια ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενη διαδικασία η οποία διενεργείται στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Ηρακλείου (ΠΑΓΝΗ) από εξειδικευμένους γαστρεντερολόγους.

Σε αρκετές περιπτώσεις κατά την διεξαγωγή μιας ERCP ο χρόνος ακτινοσκόπησης είναι μεγάλος και γίνεται λήψη πολλαπλών εικόνων. Στην παράταση του χρόνου σημαντικό παράγοντα αποτελεί ο βαθμός δυσκολίας της επέμβασης και η εμπειρία του γιατρού. Αποτέλεσμα της περαιτέρω ακτινοβολήσης, είναι η έκθεση των ασθενών και του προσωπικού σε σημαντικά ποσά ακτινοβολίας. Συνεπώς, οι ανάγκες για ακτινοπροστασία είναι αυξημένες και για αυτό το λόγο έχουν καταγραφεί από τους διεθνείς οργανισμούς δοσιμετρικά δεδομένα ασθενών και έχουν συστηθεί κανόνες για την ασφαλή έκθεση ασθενών και προσωπικού.

Για τον καθορισμό των διαφόρων μεγεθών δόσης έχουν χρησιμοποιηθεί διάφορες μέθοδοι. Δόσεις οργάνων και ενεργές δόσεις μπορούν να μετρηθούν με μεθόδους όπως την χρήση ανθρωπόμορφων ομοιωμάτων και δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας. Η δόση εισόδου στον ασθενή μπορεί να υπολογιστεί από τα στοιχεία έκθεσης της λυχνίας. Η ενεργός δόση μπορεί να υπολογιστεί από το γινόμενο δόσης – εμβαδού (DAP), από την ενέργεια που εναποτίθεται στον ασθενή ή ακόμη μπορεί να εκτιμηθεί με μεθόδους Monte Carlo (MC).

Ένας αποδεδειγμένος τρόπος για την ελάττωση της δόσης [39,40,42] είναι η μελετημένη αύξηση του φίλτρου στην λυχνία. Ο σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν η εύρεση του κατάλληλου πάχους φίλτρου χαλκού για την ελάττωση της δόσης στον ασθενή χωρίς να επηρεαστεί η ποιότητα της ακτινοσκοπικής και ακτινογραφικής εικόνας.

6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σε αυτό το κεφάλαιο θα περιγραφούν αναλυτικά ο ακτινοδιαγνωστικός και ο εργαστηριακός εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκαν για την διεξαγωγή της παρούσας μελέτης στην μέτρηση της δόσης σε ασθενείς οι οποίοι υποβλήθηκαν σε ERCP στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Ηρακλείου καθώς και το πρωτόκολλο που ακολουθήθηκε για την αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας από την τοποθέτηση των πρόσθετων φίλτρων χαλκού.

6.2 ΥΛΙΚΑ

6.2.1 ΔΟΣΙΜΕΤΡΑ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ

Τα δοσίμετρα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν κρύσταλλοι φθοριούχου λιθίου (TLD-100). Ο χειρισμός τους, γίνονταν πάντοτε με λαβίδες ώστε να μην προκληθούν φθορές στην επιφάνεια τους, μειώνοντας κατά αυτόν τον τρόπο την ευαισθησία τους.

Συσκευή ανάγνωσης δοσιμέτρων

Η συσκευή ανάγνωσης δοσιμέτρων που χρησιμοποιήθηκε ήταν το μοντέλο 3500 της εταιρείας Harshaw Bicron (Solon, Ohio, USA), η οποία έχει την δυνατότητα μέτρησης ενός κρύσταλλου κάθε φορά. Το σύστημα ελεγχόμενης θέρμανσης αποτελείται από τον υποδοχέα του υλικού θερμοφωταύγειας και ένα θερμοζεύγος κάτω από αυτόν. Το σύστημα καταγραφής του εκπεμπόμενου φωτός αποτελείται από ένα φωτοπολλαπλασιαστή (Φ/Π) υψηλής ευαισθησίας [25,26].



ΕΙΚΟΝΑ 16 ΣΥΣΚΕΥΗ ΑΝΑΓΝΩΣΗΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ, 3500 HARSHAW BICRON

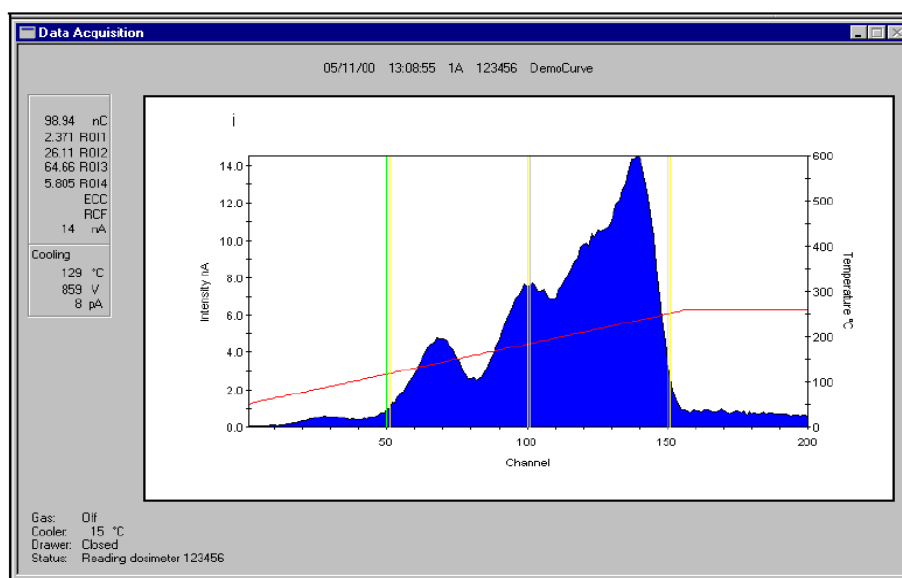
Για τον έλεγχο της σωστής λειτουργίας (απόκρισης) του Φ/Π υπάρχει πηγή εκπομπή φωτός σταθερού μήκους κύματος καθώς και σύστημα μέτρησης του ‘σκοτεινού’ ρεύματος (dark current) που παράγει ο Φ/Π απουσία δοσιμέτρου θερμοφωταύγειας. Η ψύξη του Φ/Π γίνεται με δύο ανεμιστήρες και η θερμοκρασία του διατηρείται σταθερή στους 15 βαθμούς Κελσίου. Κατ’ επιλογή, ο χρήστης μπορεί να συνδέσει μια πηγή αζώτου στη συσκευή ανάγνωσης ώστε κατά την ανάγνωση του κρυστάλλου να μειώνεται το οξυγόνο στο θάλαμο υποδοχής και τα φαινόμενα εκπομπής φωτός λόγω χημειοφωταύγειας. Ο πλήρης έλεγχος της συσκευής επιτυγχάνεται με χρήση Η/Υ και λογισμικό (WINREMS) το οποίο επιτρέπει και την πλήρη καταγραφή των αποτελεσμάτων σε ειδική βάση δεδομένων (Εικόνα 16,17).



ΕΙΚΟΝΑ 17 ΔΙΑΤΑΞΗ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΝΑΓΝΩΣΗ ΤΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ

Όλες οι μετρήσεις έγιναν στις ίδιες θερμοκρασίες περιβάλλοντος και ο χώρος αποθήκευσης των δοσιμέτρων ήταν απαλλαγμένος από θερμότητα και ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Η συσκευή ανάγνωσης θέτονταν σε λειτουργία 1 ώρα πριν τις μετρήσεις ώστε να σταθεροποιηθεί η απόκριση του φωτοπολλαπλασιαστή. Η απομάκρυνση του δοσιμέτρου από το συρτάρι ανάγνωσης της συσκευής και η τοποθέτηση του επομένου γινόταν μόνο όταν η θερμοκρασία σε αυτό ήταν μικρότερη των 40°C.

Κατά τη διαδικασία ανάγνωσης των κρυστάλλων, το δοσίμετρο (κρύσταλλος) τοποθετείται στην υποδοχή της συσκευής ανάγνωσης και θερμαίνεται έως τους 300 °C με σταθερό ρυθμό θέρμανσης 10°C/sec (χρόνος μέτρησης 30 sec).



ΕΙΚΟΝΑ 18 ΠΑΡΑΘΥΡΟ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ WINREM

Φούρνος ανόπτησης δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας

Ο φούρνος που χρησιμοποιήθηκε για την ανόπτηση των δοσιμέτρων ήταν της VICTOREEN. Πριν και μετά από κάθε χρήση τους τα δοσίμετρα υποβάλλονταν σε διαδικασία ανόπτησης, στο προκαθορισμένο για τους συγκεκριμένους κρυστάλλους πρωτόκολλο.



ΕΙΚΟΝΑ 19 ΦΟΥΡΝΟΣ ΑΝΟΠΤΗΣΗΣ, VICTOREEN

6.2.2 ΘΑΛΑΜΟΣ ΙΟΝΙΣΜΟΥ

Λόγω της ενεργειακής εξάρτησης των δοσιμέτρων πριν ξεκινήσουν οι μετρήσεις έγινε η βαθμονόμηση τους για τον προσδιορισμό της σχέσης σήματος – δόσης. Η βαθμονόμηση γίνεται με την βοήθεια ενός θαλάμου ιονισμού. Στην παρούσα εργασία ο θάλαμος που χρησιμοποιήθηκε ήταν το μοντέλο Barracuda MPD της RTI electronics, ο οποίος έχει την δυνατότητα απευθείας εμφάνισης τη δόσης σε mGy στην οθόνη του.



ΕΙΚΟΝΑ 20 BARRACUDA MPD, RTI ELECTRONICS

6.2.3 ΣΥΣΤΗΜΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ DAP

Για την μέτρηση του γινομένου δόσης επί επιφάνεια χρησιμοποιήθηκε ο Kermax plus- Model 120-131, Scanditronix, Wellhofer.

Ο μετρητής τοποθετήθηκε ακριβώς πάνω στην έξοδο της λυχνίας. Στην οθόνη ανάγνωσης δίνεται το γινόμενο εμβαδού-δόσης σε μονάδες $\mu\text{Gy}\cdot\text{m}^2$ και ο χρόνος σε min.



ΕΙΚΟΝΑ 21 KERMAX PLUS, MODEL 120-131

6.2.4 ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ

Το ακτινοσκοπικό σύστημα που χρησιμοποιείται στο ΠΑΓΝΗ για τις επεμβάσεις της ERCP αποτελείται από την γεννήτρια Polydoros 50 (Siemens, Erlangen, Germany). Η λυχνία βρίσκεται κάτω από την τράπεζα ακτινοσκοπήσεων.

Το χειριστήριο επιτρέπει επιλογή kVp, mA και χρόνου με κλίμακες:

- ακτινογράφιση: 40-150 kVp, 10ms -5sec
50,100,200,300,500,700,800,1000 mA
- κλασικός τομογράφος: 40-150 kVp
- ακτινοσκόπηση: 50-120 kVp, 0-4.1 mA

Η τράπεζα ακτινοσκοπήσεων είναι η KLINOGRAPH 4 (Siemens, Erlangen, Germany), με σεριογράφο και ηλεκτροκίνητα διαφράγματα βάθους. Είναι κλειστή από τις τέσσερις πλευρές και ενεργοποιείται με διακόπτη πίεσεως.

Ο ενισχυτής εικόνας είναι του οίκου PICKER τύπος CSA LR 5036 C με διάμετρο 28 cm. Το σύστημα τηλεόρασης είναι και αυτό της εταιρείας PICKER.

Τα χαρακτηριστικά του συστήματος, τα οποία επαληθεύτηκαν με ποιοτικό έλεγχο που έγινε πριν την έναρξη της έρευνας, είναι τα ακόλουθα:

- Ολικό φίλτρο 2,4 mm Al
- Απόσταση λυχνίας – επιφάνειας 50 cm

6.3 ΜΕΘΟΔΟΙ

6.3.1 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΒΑΘΜΟΝΟΜΗΣΗΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ

Η διαδικασία βαθμονόμησης γίνεται με σκοπό τον διαχωρισμό των TLD ως προς την ευαισθησία τους. Τα TLD εφόσον είχαν υποβληθεί στην διαδικασία ανόπτησης είναι έτοιμα για να βαθμονομηθούν.

Πέντε TLD κρατήθηκαν εκτός διαδικασίας, έτσι ώστε να υπολογιστεί η ακτινοβολία υποβάθρου. Τα υπόλοιπα TLD ακτινοβολήθηκαν όλα μαζί στο ακτινολογικό μηχάνημα της ERCP μαζί με τον θάλαμο ιονισμού και έπειτα διαβάστηκαν από το σύστημα ανάγνωσης. Το σύστημα μας υπολογίζει και τον θόρυβο, ο οποίος πρέπει να αφαιρείται από το σήμα των δοσιμέτρων.

Για κάθε κρύσταλλο προέκυψε ένας συντελεστής βαθμονόμησης, ίσος με το πηλίκο της τιμής της δόσης από τον θάλαμο ιονισμού προς την απόκριση του υπό εξέταση κρυστάλλου.

$$\text{Συντελεστής Βαθμονόμησης} = \frac{D}{TL_{\text{signal}} - \text{noise} - \text{background}} \quad (6.1)$$

Οι μονάδα του είναι mGy/nC. Ο εν λόγω συντελεστής πολλαπλασιάζεται με την απόκριση διορθώνει ως προς την ευαισθησία του κρυστάλλου.

6.3.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΣΕ ΑΣΘΕΝΕΙΣ

Για τις ανάγκες της μελέτης 40 συνεχόμενοι ασθενείς οι οποίοι νοσηλεύτηκαν στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Ηρακλείου, ομαδοποιήθηκαν σε 4 κατηγορίες ανάλογα με το φίλτρο χαλκού που προσαρμοζόταν στην λυχνία.

1. Την ομάδα Α, που περιλαμβάνει τους ασθενείς στους οποίους η λυχνία δεν είχε επιπρόσθετο φίλτρο χαλκού.
2. Την ομάδα Β, που περιλαμβάνει τους ασθενείς στους οποίους η λυχνία είχε επιπρόσθετο φίλτρο χαλκού 0.24 mm.
3. Την ομάδα Γ, που περιλαμβάνει τους ασθενείς στους οποίους η λυχνία είχε επιπρόσθετο φίλτρο χαλκού 0.36 mm.

4. Την ομάδα Δ, που περιλαμβάνει τους ασθενείς στους οποίους η λυχνία είχε επιπρόσθετο φίλτρο χαλκού 0.48 mm.



ΕΙΚΟΝΑ 22 ΦΙΛΤΡΑ ΧΑΛΚΟΥ

Σε κάθε διαδικασία δοσίμετρα τοποθετούνταν κατά ζεύγη πάνω στον ασθενή στην είσοδο και την έξοδο της ακτινοβολίας, από τον έμπειρο γαστρεντερολόγο. Οι κρύσταλλοι μετρούνταν αμέσως μετά από κάθε ακτινοβολήση και υπολογιζόταν η δόση εισόδου και εξόδου.

Σε κάθε επεμβατική πράξη καταγράφονταν τα παρακάτω στοιχεία:

- α. η ημερομηνία της εξέτασης
- β. το ονοματεπώνυμο του ασθενούς
- γ. το ύψος και το βάρος του ασθενούς
- δ. τα στοιχεία kVp, mA (κατά την ακτινοσκόπηση) του μηχανήματος κατά τη διάρκεια της εξέτασης, ο αριθμός των ακτινογραφιών που ελήφθησαν και τα στοιχεία αυτών (kVp, mAs).
- ε. ο συνολικός χρόνος ακτινοσκόπησης
- ζ. το ολικό γινόμενο δόσης-εμβαδού DAP
- η. το πόρισμα της εξέτασης

Για κάθε ασθενή υπολογιζόταν ο δείκτης μάζας σώματος, ΔΜΣ, από τον εξής τύπο

$$\Delta M \Sigma = \frac{B A \rho \Sigma (kg)}{\gamma \Psi \sigma \Sigma^2 (cm^2)} \quad (6.2)$$

Η απόσταση εστίας εξεταζομένου και η διάσταση του πεδίου (18x23 cm²) στον ενισχυτή εικόνας είναι σταθερή και η ακτινοσκοπική προβολή είναι πάντα αριστερή πλάγια (Left Lateral, LLAT).

6.3.3 ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Για να είναι δυνατή η χρήση των φίλτρων χαλκού απαραίτητη προϋπόθεση είναι η καλή ποιότητα εικόνας. Για την αξιολόγηση των εικόνων κλήθηκαν οι δύο έμπειροι γαστρεντερολόγοι του ΠΑΓΝΗ οι οποίοι διενεργούν την συγκεκριμένη εξέταση.

Τα kVp για την ακτινογραφική εικόνα ήταν τα ίδια με τα kVp που επέλεγαν οι γιατροί για την ακτινοσκόπηση, έτσι ώστε να είναι δυνατή η σύγκριση των εικόνων για την ποιότητα τους. Τα υπόλοιπα στοιχεία των ακτινογραφιών δίνονταν με βάση το αυτόματο σύστημα έκθεσης του μηχανήματος (AEC).

Η ακτινοσκοπική εικόνα κρινόταν σε κάθε περιστατικό από τους γιατρούς. Η αξιολόγηση των ακτινογραφικών εικόνων έγινε μετά το πέρας όλων των ομάδων.

Το πρωτόκολλο αξιολόγησης της ακτινογραφικής εικόνας έγινε με κριτήρια που έθεσαν οι ίδιοι οι γιατροί με βάση το τι θεωρείται σημαντικό στην εικόνα.

Η βαθμολογία δόθηκε ξεχωριστά χωρίς να γνωρίζει ο ένας γιατρός την βαθμολογία του άλλου, καθώς και σε ποια ομάδα άνηκε η ακτινογραφία. Τα κριτήρια αφορούσαν τις εξής δομές:

1. εξωηπατικά χοληφόρα
2. ενδοηπατικά χοληφόρα
3. παγκρεατικός πόρος
4. ηπατικό παρέγχυμα

Για τις παραπάνω δομές, εκτός του ηπατικού παρεγχύματος, δόθηκαν βαθμολογίες από το 1 έως το 3, με άριστα το 3 για τα εξής κριτήρια

- i. αντίθεση δομής με περιβάλλουσες δομές

- ii. λεπτομέρεια στην ανάδειξη των παρυφών των σκιαγραφικών δομών
- iii. λεπτομέρεια στην ανάδειξη των παρυφών ελλειμμάτων εντός των σκιαγραφικών δομών

ενώ το ηπατικό παρέγχυμα αξιολογήθηκε με βάση την φωτεινότητα του.

Σε περιπτώσεις όπου η τιμή της αξιολόγησης ήταν το 1, υπήρχε μια επιπλέον ερώτηση σχετικά με το αν η εικόνα θεωρείται αξιοποιήσιμη, μέτρια αξιοποίηση ή καθόλου αξιοποιήσιμη.

Σε ορισμένες περιπτώσεις δεν υπήρχε η δυνατότητα βαθμολόγησης κάποιου συγκεκριμένου κριτηρίου οπότε σε αυτές δόθηκε η απάντηση N/A (Non Applicable). Αυτό οφείλεται είτε στην εκάστοτε περίπτωση, είτε στην θέση του πεδίου.

7.1 ΓΕΝΙΚΑ

Συνολικά πραγματοποιήθηκαν 40 εξετάσεις σε ασθενείς και των δύο φύλων, ανεξαρτήτου ηλικίας και σωματομετρικών χαρακτηριστικών. Τα στοιχεία κάθε εξέτασης παρουσιάζονται αναλυτικά στους επόμενους πίνακες.

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών και για τις 4 ομάδες.

	ΠΑΧΟΣ ΦΙΛΤΡΩΝ ΧΑΛΚΟΥ			
	0 mm	0.24 mm	0.36 mm	0.48 mm
ΔΜΣ (kg/cm²) (Μέσος όρος)	24,8	28,4	28,1	24,5
ΔΜΣ(kg/cm²) (ελάχιστο)	16,0	20,0	22,0	22,1
ΔΜΣ(kg/cm²) (μέγιστο)	38,4	35,6	35,9	29,5

ΠΙΝΑΚΑΣ 6 ΣΩΜΑΤΟΜΕΤΡΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΩΝ ΟΜΑΔΩΝ Α-Δ

Τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των 4 ομάδων δεν εμφανίζουν σημαντικές αποκλίσεις συνεπώς είναι δυνατή η σύγκριση τους.

Στον Πίνακα 7 παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την ακτινοσκόπηση και την ακτινογράφιση.

		ΠΑΧΟΣ ΦΙΛΤΡΩΝ ΧΑΛΚΟΥ			
		0 mm	0.24 mm	0.36 mm	0.48 mm
ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗ	kV	79	84,2	88,4	86,6
	mA	2,59	2,9	3,1	3
ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΗΣΗ	kV	77	83,4	87,5	86,6
	mAs	18,78	27,8	22,4	15
ΣΥΝΟΛΙΚΟΣ ΧΡΟΝΟΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗΣ (sec)		184,4	178,2	191,16	238,92

ΠΙΝΑΚΑΣ 7 ΜΕΣΟΣ ΟΡΟΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΑΚΤΙΝΟΓΡΑΦΗΣΗΣ-ΑΚΤΙΝΟΣΚΟΠΗΣΗΣ ΓΙΑ

ΤΙΣ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΜΑΔΕΣ

7.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ DAP

Τα αποτελέσματα για τις μετρήσεις DAP και των τεσσάρων ομάδων παρουσιάζονται αναλυτικά στους Πίνακες I-IV που βρίσκονται στο Παράρτημα.

Στον Πίνακα 8 δίνεται ο μέσος όρος (MEAN) και η τυπική απόκλιση (SD) των αποτελεσμάτων DAP και των υπόλοιπων στοιχείων για τις 4 διαφορετικές ομάδες ασθενών.

	ΒΑΡΟΣ (kg)		ΥΨΟΣ (cm)		ΒΜΙ (kg/cm²)		DAP (Gy · cm²)		ΧΡΟΝΟΣ (sec)	
	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD
ΟΜΑΔΑ Α	65	19	161	7	25,0	6,9	56,89	0,26	184,4	65,9
ΟΜΑΔΑ Β	77	16	164	7	28,4	4,5	22,38	0,11	178,2	101,2
ΟΜΑΔΑ Γ	75	12	165	6	27,8	5,1	20,57	0,81	194,6	75,8
ΟΜΑΔΑ Δ	68	8	166	9	24,6	2,5	18,20	0,68	238,9	51,5

ΠΙΝΑΚΑΣ 8 ΜΕΣΟΣ ΟΡΟΣ DAP ΓΙΑ ΚΑΘΕ ΟΜΑΔΑ

7.3 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ

Στις μετρήσεις των TLD, η πρώτη ομάδα (χωρίς φίλτρο στην λυχνία) αποτελούνταν από 4 ασθενείς. Οι ομάδες που προέκυψαν έπειτα από την χρήση φίλτρων είναι οι ίδιες ομάδες που χρησιμοποιήθηκαν και στην μέτρηση του DAP.

Τα αποτελέσματα στον Πίνακα 9 δείχνουν τον μέσο όρο και την τυπική απόκλιση των χαρακτηριστικών κάθε ομάδας, καθώς και της δόση εισόδου, της δόση εξόδου και των αντίστοιχων ρυθμών τους.

Αναλυτικά τα αποτελέσματα κάθε ομάδας δίνονται στους Πίνακες V-VIII στο Παράρτημα.

	ΒΑΡΟΣ (kg)		ΥΨΟΣ (cm)		BMI (kg/cm²)		ΔΟΣΗ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy)		ΔΟΣΗ ΕΞΟΔΟΥ (mGy)		ΧΡΟΝΟΣ (sec)		ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy/s)		ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΞΟΔΟΥ (mGy/s)	
	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD
ΟΜΑΔΑ Α	60	21	156	9	24,3	6,4	41,6	23,6	2,5	1,8	183,0	58,7	0,24	0,15	0,016	0,014
ΟΜΑΔΑ Β	77	16	164	7	28,4	4,5	41,2	35,5	1,78	1,23	178,2	101,2	0,23	0,10	0,011	0,008
ΟΜΑΔΑ Γ	75	12	165	6	27,8	5,1	58,0	27,5	2,47	1,12	194,6	75,8	0,30	0,11	0,013	0,005
ΟΜΑΔΑ Δ	68	8	166	9	24,6	2,5	61,6	38,3	2,18	0,90	238,9	51,5	0,20	0,05	0,006	0,004

ΠΙΝΑΚΑΣ 9 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ ΓΙΑ ΤΙΣ ΟΜΑΔΕΣ Α-Δ

7.4 ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΤΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η υποκειμενική αξιολόγηση της εικόνας, έπειτα από εφαρμογή των φίλτρων, έγινε από τους δύο εξειδικευμένους γαστρεντερολόγους που διενεργούν την συγκεκριμένη επέμβαση.

Η ακτινοσκοπική εικόνα αξιολογούνταν την στιγμή της επέμβασης και οι γιατροί σε κανένα περιστατικό δεν ανέφεραν μείωση της ποιότητας της. Η αξιολόγηση για την ακτινογραφική εικόνα, ήταν ανεξάρτητη και τα αποτελέσματα δίνονται αναλυτικά για κάθε κριτήριο που τέθηκε και για κάθε φίλτρο που χρησιμοποιήθηκε.

▪ ΓΙΑ ΤΟ ΦΙΛΤΡΟ 0.24 mm

1. ΕΞΩΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	3	0	0	7
2	3	0	2	5

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	3	0	0	7
2	3	0	0	7

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	4	0	0	6
2	4	0	1	5

2. ΕΝΔΟΗΠΙΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	2	0	2	6
2	2	0	4	4

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	2	0	1	7
2	2	0	3	5

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	9	0	0	1
2	9	0	0	1

3. ΠΑΓΚΡΕΑΤΙΚΟΣ ΠΟΡΟΣ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	6	0	1	3
2	6	0	3	1

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	6	0	1	3
2	6	0	3	1

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	10	0	0	0
2	10	0	0	0

4. ΗΠΑΤΙΚΟ ΠΑΡΕΓΧΥΜΑ

ΦΩΤΕΙΝΟΤΗΤΑ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	0	6	4
2	0	0	9	1

- *ΓΙΑ ΤΟ ΦΙΛΤΡΟ 0.36 mm*

1. ΕΞΩΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	3	0	1	6
2	3	0	3	4

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	3	0	1	6
2	3	0	4	3

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	5	0	2	3
2	5	0	4	1

2. ΕΝΔΟΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	2	0	3	5
2	2	0	5	3

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	2	1	1	6
2	2	0	7	1

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ
ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	7	1	1	1
2	7	1	2	0

3. ΠΑΓΚΡΕΑΤΙΚΟΣ ΠΟΡΟΣ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	6	1	0	3
2	6	1	2	1

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ
ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	6	1	0	3
2	6	1	1	2

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ
ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	8	0	0	2
2	8	0	2	0

4. ΗΠΑΤΙΚΟ ΠΑΡΕΓΧΥΜΑ

ΦΩΤΕΙΝΟΤΗΤΑ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	0	5	5
2	0	2	5	3

- ΓΙΑ ΤΟ ΦΙΛΤΡΟ 0.48 mm

1. ΕΞΩΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	0	2	8
2	0	0	5	5

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	0	3	7
2	0	0	4	6

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	1	3	6
2	0	1	2	7

2. ΕΝΔΟΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	0	1	9
2	0	0	7	3

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	0	1	9
2	0	0	3	7

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	9	0	1	0
2	9	0	1	0

3. ΠΑΓΚΡΕΑΤΙΚΟΣ ΠΟΡΟΣ

ΑΝΤΙΘΕΣΗ ΔΟΜΗΣ ΜΕ ΠΕΡΙΒΑΛΛΟΥΣΕΣ ΔΟΜΕΣ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	6	0	1	3
2	6	0	1	3

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	6	0	1	3
2	6	0	1	3

ΛΕΠΤΟΜΕΡΕΙΑ ΣΤΗΝ ΑΝΑΔΕΙΞΗ ΤΩΝ ΠΑΡΥΦΩΝ ΕΛΛΕΙΜΑΤΩΝ ΕΝΤΟΣ ΤΩΝ ΣΚΙΑΓΡΑΦΙΚΩΝ ΔΟΜΩΝ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	10	0	0	0
2	10	0	0	0

4. ΗΠΑΤΙΚΟ ΠΑΡΕΓΧΥΜΑ

ΦΩΤΕΙΝΟΤΗΤΑ

ΙΑΤΡΟΣ	N/A	1	2	3
1	0	0	5	5
2	0	2	6	2

Με την αύξηση του φίλτρου στην λυχνία, τα kV αυξάνουν με μόνη διαφορά την 3^η ομάδα. Τα kV έχουν άμεση εξάρτηση από τον ΔΜΣ, συνεπώς αυτό συμβαίνει λόγω του ότι η 3^η ομάδα έχει μεγαλύτερο ΔΜΣ από ότι η 4^η.

8.1 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ DAP

Η σύγκριση μπορεί να γίνει λόγω της μικρής απόκλισης των χρόνων ακτινοβόλησης. Μεγαλύτερη διαφορά στον χρόνο ακτινοβόλησης εμφανίζει η τελευταία ομάδα. Λόγω του ότι το DAP εμφανίζει εξάρτηση σχεδόν γραμμική από τον χρόνο ακτινοβόλησης [34], προκύπτει ότι η τιμή του DAP σε μικρότερο χρόνο θα είναι ακόμη μικρότερη.

Με την χρήση φίλτρου χαλκού 0.24 mm στην λυχνία, παρατηρείται μείωση του DAP κατά 61%. Η περαιτέρω αύξηση του φίλτρου οδηγεί σε ακόμη μεγαλύτερη μείωση του DAP (Πίνακας 10).

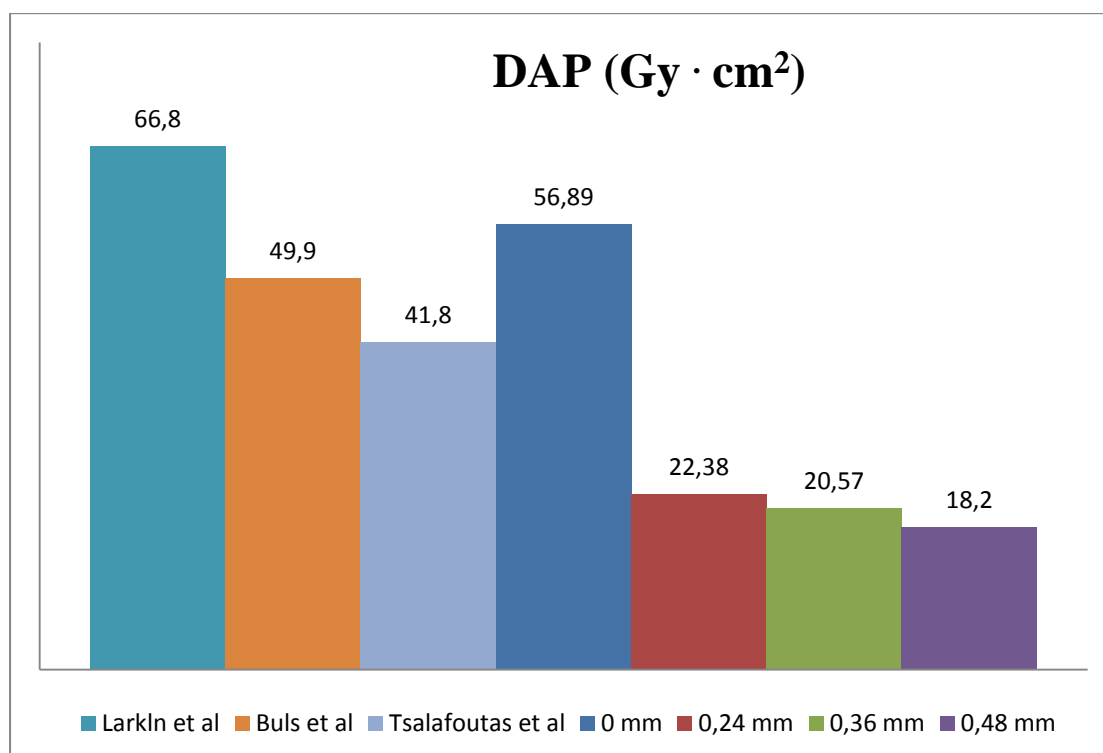
ΦΙΛΤΡΟ	DAP (Gy·cm ²)	Μείωση DAP (%)
0 mm	56,89	0%
0.24 mm	22,38	61%
0.36 mm	20,57	63%
0.48 mm	18,20	68%

ΠΙΝΑΚΑΣ 10 ΕΚΑΤΟΣΤΙΑΙΑ ΣΥΓΚΡΙΣΗ DAP ΓΙΑ ΤΙΣ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΕΣ ΟΜΑΔΕΣ

Οι τιμές του DAP που βρέθηκαν με την χρήση φίλτρων εμφανίζουν μείωση σε σύγκριση και με προηγούμενες ερευνητικές εργασίες που αναφέρονται σε

δοσιμετρικά δεδομένα για το DAP [33-35], παρόλη την εξάρτηση του DAP από τον χρόνο ακτινοβολήσης.

Στο παρακάτω γράφημα γίνεται σύγκριση των τιμών που παρουσιάζονται στην βιβλιογραφία με τις τιμές οι οποίες βρέθηκαν και για τις 4 ομάδες που εξετάστηκαν.



Αυτή η μείωση ήταν αναμενόμενη με βάση τις ιδιότητες του χαλκού ως φίλτρο αλλά και τις έρευνες που έχουν γίνει για την χρήση φίλτρων χαλκού και σε άλλες εξετάσεις [39,40].

Ο χρόνος ακτινοβολήσης και τα σωματομετρικά χαρακτηριστικά των ασθενών και στις 4 ομάδες δεν εμφανίζουν σημαντική απόκλιση συνεπώς η μείωση του DAP μπορεί να αποδοθεί στην χρήση των φίλτρων.

8.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ

Η χρήση των δοσιμέτρων για την μέτρηση δόσης εισόδου-εξόδου πάνω σε ασθενείς δεν αποδείχθηκε αξιόπιστη, ειδικά στις πρώτες ομάδες, πιθανών λόγω του

σφάλματος στην θέση τους πάνω στον ασθενή. Τα δοσίμετρα τοποθετούνταν πάνω στους ασθενείς, στο σημείο εισόδου και εξόδου της ακτινοβολίας. Το γεγονός ότι ο ασθενής μπορεί να μετακινείται κατά την διάρκεια της εξέτασης, καθώς και ότι η θέση του πεδίου σε κάποιες περιπτώσεις δεν παραμένει σταθερή, έχει ως αποτέλεσμα τα σημεία εισόδου και εξόδου να μην είναι στην ίδια θέση.

Τα αποτελέσματα των ομάδων Γ και Δ, λόγω της ελαχιστοποίησης της κίνησης του ασθενούς αλλά και της σταθερότητας της θέσης του πεδίου, εμφανίζουν πιο ικανοποιητικές τιμές. Συγκρίνοντας αυτές τις δύο ομάδες παρατηρούμε ότι ο ρυθμός δόσης εισόδου και εξόδου εμφανίζει μείωση όπως είναι αναμενόμενο.

Σε σύγκριση με τις τιμές της βιβλιογραφίας για την δόση εισόδου στον ασθενή, τα αποτελέσματα των ομάδων Γ και Δ εμφανίζουν μείωση στην δόση εισόδου έπειτα από την χρήση φίλτρων [33,35].

	Ρυθμός δόσης εισόδου (mGy/s)
Buls et al	0.96
Tsalafoutas et al	0.50
φίλτρο 0.36 mm	0.30
φίλτρο 0.48 mm	0.20

8.3 ΥΠΟΚΕΙΜΕΝΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Τα αποτελέσματα της αξιολόγησης της ποιότητας εικόνας από τους δύο εξειδικευμένους γιατρούς του νοσοκομείου, δεν εμφανίζουν σημαντικές αποκλίσεις. Από την εκατοστιαία ανάλυση των αποτελεσμάτων για κάποιο κριτήριο, εξαιρούνται οι εικόνες που αξιολογήθηκαν με την τιμή N/A. Για κάθε δομή και κάθε κριτήριο ξεχωριστά υπολογίζεται ο μέσος όρος των γιατρών και προκύπτουν τα παρακάτω.

8.3.1 ΕΞΩΗΠΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

α. Αντίθεση δομής

Έπειτα από χρήση φίλτρων χαλκού καμία εικόνα δεν αξιολογήθηκε με την χαμηλότερη τιμή. Παρατηρείται ότι οι περισσότερες εικόνες βαθμολογήθηκαν και από τους δύο ιατρούς με την υψηλότερη τιμή, χωρίς αυτό να αλλάζει με την αύξηση του φίλτρου.

Συγκεκριμένα, κατά μέσο όρο με την τιμή 3 βαθμολογήθηκε το 86% των εικόνων του φίλτρου 0.24 mm και το 65% των φίλτρων 0.36 και 0.48mm .

β. Λεπτομέρεια στην ανάδειξη παρυφών των σκιαγραφικών δόμων

Έπειτα από χρήση φίλτρων χαλκού καμία εικόνα δεν αξιολογήθηκε με την χαμηλότερη τιμή. Συγκεκριμένα, με την τιμή 3 βαθμολογήθηκε το 100% των εικόνων του φίλτρου 0.24 mm. Με την αύξηση του φίλτρου σε 0.36 και 0.48 mm, το 65% των εικόνων τους αξιολογήθηκε με την τιμή 3.

γ. Λεπτομέρεια στην ανάδειξη των παρυφών ελλειμμάτων εντός των σκιαγραφικών δομών

Στα φίλτρα 0.24 και 0.48 mm, το 92 και 65% των εικόνων αντίστοιχα, αξιολογήθηκαν με την τιμή 3. Στο φίλτρο 0.36 mm παρατηρείται ότι οι μισές εικόνες δεν ήταν δυνατό να αξιολογηθούν στο συγκεκριμένο κριτήριο. Στο φίλτρο αυτό, το 60% βαθμολογήθηκε με την τιμή 2.

Στο φίλτρο 0.48 mm, δύο εικόνες (διαφορετική εικόνα για κάθε γιατρό) βαθμολογήθηκαν με την τιμή 1 και στην επιπλέον γενική αξιολόγηση τους δόθηκε η τιμή «μέτρια αξιοποιήσιμη».

8.3.2 ΕΝΔΟΗΠΙΑΤΙΚΑ ΧΟΛΗΦΟΡΑ

α. Αντίθεση δομής

Έπειτα από χρήση φίλτρων χαλκού καμία εικόνα δεν αξιολογήθηκε με την χαμηλότερη τιμή. Συγκεκριμένα, στο φίλτρο 0.24mm το 63%, στο 0.36mm το 50% και στο 0.48 mm το 60% αξιολογήθηκε με την τιμή 3.

β. Λεπτομέρεια στην ανάδειξη παρυφών των σκιαγραφικών δόμων

Με χρήση φίλτρου 0.36 mm, μόνο μια εικόνα αξιολογήθηκε με τη χαμηλότερη τιμή από τον ένα γιατρό. Ωστόσο, στην γενική αξιολόγηση της ο γιατρός κρίνει ότι η εικόνα αυτή είναι «μέτρια αξιοποιήσιμη». Στα υπόλοιπα φίλτρα καμία εικόνα δεν έλαβε την τιμή 1.

Γενικότερα το 75 και 65%, των εικόνων των φίλτρων 0.24 και 0.48 mm αντίστοιχα, βαθμολογούνται με 3. Στο φίλτρο 0.36 mm το 50% των εικόνων έλαβε την τιμή 3.

γ. Λεπτομέρεια στην ανάδειξη των παρυφών ελλειμμάτων εντός των σκιαγραφικών δομών

Τα περισσότερα περιστατικά και των 3 φίλτρων δεν εμφανίζουν ελλείμματα εντός των σκιαγραφικών δομών. Στις περιπτώσεις όπου ήταν δυνατή η αξιολόγηση, καμία εικόνα δεν φέρει την χαμηλότερη τιμή στα φίλτρα 0.24 και 0.48 mm. Σε δυο περιπτώσεις στο φίλτρο 0.36 mm δόθηκε η χαμηλότερη τιμή (διαφορετική περίπτωση για κάθε γιατρό). Η γενική αξιολόγηση από τους γιατρούς για την εικόνα την οποία βαθμολόγησαν με 1, ήταν «μέτρια αξιοποιήσιμη».

Συμπερασματικά, στο φίλτρο 0.24 mm το 100% βαθμολογήθηκε με 3. Στα φίλτρα 0.36 και 0.48 mm το 50 και το 100% αντίστοιχα, βαθμολογήθηκαν με 2.

8.3.3 ΠΑΓΚΡΕΑΤΙΚΟΣ ΠΟΡΟΣ

α. Αντίθεση δομής

Στα φίλτρα 0.24 και 0.48 mm καμία εικόνα δεν βαθμολογείται με την χαμηλότερη τιμή. Στο φίλτρο 0.36 mm και οι 2 παρατηρητές συμφωνούν ότι μια μόνο εικόνα αξιολογείται με την τιμή 1 και θεωρείται και από τους δυο «μη αξιοποιήσιμη».

Με την τιμή 3 βαθμολογούνται στα φίλτρα 0.24, 0.36 και 0.48mm, αντίστοιχα το 50, 66 και 75%.

β. Λεπτομέρεια στην ανάδειξη παρυφών των σκιαγραφικών δόμων

Στα φίλτρα 0.24 και 0.48 mm καμία περίπτωση δεν αξιολογήθηκε με την μικρότερη τιμή. Στο φίλτρο 0.24mm το 50%, ενώ στο φίλτρο 0.48mm το 75%, βαθμολογείται με την τιμή 3.

Στο φίλτρο 0.36 mm μια περίπτωση βαθμολογήθηκε με την τιμή 1. Η περίπτωση αυτή, είναι η ίδια που βαθμολογήθηκε με την τιμή 1 και στην αντίθεση δομής του παγκρεατικού πόρου και όπως προαναφέρθηκε κρίθηκε ως «μη αξιοποιήσιμη».

Σύμφωνα με τους γιατρούς, αυτό δεν οφείλεται στην χρήση του φίλτρου αλλά στο θόρυβο λόγω κίνησης του ασθενούς.

γ. Λεπτομέρεια στην ανάδειξη των παρυφών ελλειμμάτων εντός των σκιαγραφικών δομών

Στα φίλτρα 0.24 και 0.48 mm δεν ήταν δυνατή η αξιολόγηση του συγκεκριμένου κριτηρίου, λόγω του ότι δεν βρέθηκαν ελλείμματα στον παγκρεατικό πόρο.

Στο φίλτρο 0.36 mm καμία εικόνα δεν αξιολογήθηκε με την χαμηλότερη τιμή. Ο ένας παρατηρητής βαθμολόγησε όλες τις εικόνες με 3, ενώ ο άλλος με 2.

8.3.4 ΗΠΑΤΙΚΟ ΠΑΡΕΓΧΥΜΑ

Φωτεινότητα

Στο φίλτρο 0.24 mm, κανένα περιστατικό δεν βαθμολογήθηκε με την τιμή 1. Το 75% βαθμολογήθηκε με την τιμή 2.

Στα φίλτρα 0.36 και 0.48mm, δύο περιστατικά βαθμολογήθηκαν με την τιμή 1 από τον ίδιο γιατρό, ωστόσο όπως επεσήμανε στην γενική αξιολόγηση οι εικόνες είναι αξιοποιήσιμες. Στο φίλτρο 0.36 mm το 56%, ενώ στο φίλτρο 0.48 το 63%, βαθμολογήθηκαν με την τιμή 2.

Η χρήση φίλτρων χαλκού δεν φαίνεται να μειώνει την ποιότητα εικόνας των ακτινογραφιών. Και οι 2 ιατροί έχουν κρίνει και συμφωνούν ότι η ποιότητα εικόνας είναι ικανοποιητική ακόμη και με την χρήση φίλτρου 0.48 mm. Σε μια περίπτωση η εικόνα θεωρήθηκε μη αξιοποιήσιμη, ωστόσο αυτό, όπως αναφέρθηκε, δεν οφείλεται στην χρήση του φίλτρου.

Συνεπώς η χρήση φίλτρων χαλκού μας οδηγεί σε μειωμένο DAP και δόση εισόδου, χωρίς να επηρεάζεται η ποιότητα των εικόνων. Η χρήση φίλτρου 0.48 mm ενδείκνυται για ακτινοσκοπικά συστήματα που χρησιμοποιούν μικρό φίλτρο αλουμινίου.

Η ελαχιστοποίηση της έκθεσης για ασθενείς και προσωπικό, ιδιαίτερα στις ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβατικές διαδικασίες είναι απαραίτητη. Η ακριβής γνώση της ενεργού δόσης και της δόσης οργάνων από τέτοιου είδους διαδικασίες θα επιτρέψει στην βελτιστοποίησή τους. Άρα, η δόση της ακτινοβολίας που θα λαμβάνει ο ασθενής ή το προσωπικό θα είναι η μικρότερη δυνατή παράλληλα με την ικανοποιητική ποιότητα εικόνας.

Η προσομοίωση Monte Carlo θα μπορούσε να αποδειχθεί πολύ χρήσιμη για τον ακριβή υπολογισμό των ενεργών δόσεων που δέχεται ο ασθενής αλλά και το προσωπικό.

Αντικείμενο μελλοντικής έρευνας θα μπορούσε να αποτελέσει ο συνδυασμός διαφόρων φίλτρων (διαφορετικού πάχους αλλά και είδους) για την δημιουργία του ιδανικότερου αποτελέσματος. Η χρήση φίλτρων χαλκού αποδεδειγμένα μειώνει την έκθεση του ασθενούς και όταν γίνεται σωστά δεν μειώνει την ποιότητα της εικόνας.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

A/A ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΥΨΟΣ (cm)	ΔΜΣ (kg/cm ²)	DAP (μGy · m ²)	ΧΡΟΝΟΣ (sec)
1	103,3	164	38,4	7070,4	137,2
2	72,2	155	30,1	9765,7	217,7
3	62,7	165	23,0	4309,2	206,4
4	54	168	19,1	3668,2	112,4
5	46	165	16,9	4079,2	127,3
6	75	160	29,3	10101,8	161,2
7	68	165	25,0	6207,3	315,0
8	38	154	16,0	3059,7	198,6
9	80	165	29,4	3443,8	116,9
10	47	145	22,4	5180,5	251,6

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ DAP ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Α

A/A ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΥΨΟΣ (cm)	ΔΜΣ (kg/cm ²)	DAP (μGy · m ²)	ΧΡΟΝΟΣ (sec)
1	67	163	25,2	1357,1	162,7
2	75	174	24,8	1037,5	85,8
3	75	165	27,6	1937,4	114,4
4	75	165	27,6	3955,9	274,8
5	75	163	28,2	3791,7	346,0
6	74	155	30,8	1438,4	112,9
7	90	165	33,1	1762,4	118,9
8	90	170	31,1	1730,5	98,4
9	107	173	35,8	1935,2	131,0
10	45	150	20,0	3433,5	337,5

ΠΙΝΑΚΑΣ ΙΙ

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ DAP ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Β

A/A ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΥΨΟΣ (cm)	ΔΜΣ (kg/cm ²)	DAP (μGy · m ²)	ΧΡΟΝΟΣ (sec)
1	75	170	26,0	1334,9	106,7
2	60	165	22,0	708,7	101,6
3	65	164	24,2	3525,5	341,1
4	60	165	22,0	1321,8	200,2
5	71	152	30,7	1734,7	160,4
6	73	170	25,3	2739,0	201,3
7	78	175	25,5	2369,6	286,4
8	85	160	33,2	2157,4	232,4
9	92	160	35,9	2222,9	149,3
10	90	164	33,5	2453,4	166,6

ΠΙΝΑΚΑΣ III ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ DAP ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Γ

A/A ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΥΨΟΣ (cm)	ΔΜΣ (kg/cm ²)	DAP (μGy · m ²)	ΧΡΟΝΟΣ (sec)
1	55	157	22,3	752,3	185,0
2	70	167	25,1	1702,9	265,9
3	71	155	29,6	2465,8	244,0
4	84	180	25,9	1275,9	196,5
5	70	174	23,1	2412,5	280,8
6	75	164	27,9	2893,3	289,3
7	65	170	22,5	1873,4	258,8
8	67	174	22,1	2273,5	312,9
9	67	168	23,7	1224,1	157,4
10	57	155	23,7	1327,8	198,8

ΠΙΝΑΚΑΣ IV ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ DAP ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Δ

A/A ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΥΨΟΣ (cm)	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΔΜΣ (kg/cm²)	ΔΟΣΗ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy)	ΔΟΣΗ ΕΞΟΔΟΥ (mGy)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy/s)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΞΟΔΟΥ (mGy/s)	ΧΡΟΝΟΣ (s)
1	154	38	16,0	50,7	1,1	0,26	0,005	198,6
2	165	80	29,4	18,0	3,2	0,15	0,027	116,9
3	145	47	22,4	27,4	0,9	0,11	0,004	255,6
4	160	75	29,3	70,3	4,8	0,44	0,030	161,2

ΠΙΝΑΚΑΣ V ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Α

Α/Α ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΥΨΟΣ (cm)	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΔΜΣ (kg/cm ²)	ΔΟΣΗ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy)	ΔΟΣΗ ΕΞΟΔΟΥ (mGy)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy/s)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΞΟΔΟΥ (mGy/s)	ΧΡΟΝΟΣ (s)
1	163	67	25,2	43,8	0,55	0,27	0,003	162,7
2	174	75	24,8	14,9	0,84	0,17	0,010	85,8
3	165	75	27,5	23,0	0,78	0,20	0,007	114,4
4	165	75	27,5	43,4	1,93	0,16	0,007	274,8
5	163	75	28,2	68,0	3,55	0,20	0,010	346,0
6	155	74	30,8	49,9	1,23	0,44	0,011	112,8
7	165	90	33,1	18,1	1,64	0,15	0,014	118,9
8	170	90	31,1	20,5	1,03	0,21	0,010	98,4
9	173	107	35,8	19,0	4,24	0,14	0,032	131,0
10	150	45	20,0	131,2	2,05	0,39	0,006	337,5

ΠΙΝΑΚΑΣ VI ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Β

A/A ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΥΨΟΣ (cm)	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΔΜΣ (kg/cm²)	ΔΟΣΗ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy)	ΔΟΣΗ ΕΞΟΔΟΥ (mGy)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy/s)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΞΟΔΟΥ (mGy/s)	ΧΡΟΝΟΣ (s)
1	170	75	26,0	39,1	1,39	0,37	0,013	106,8
2	165	60	22,0	6,7	2,13	0,07	0,021	101,7
3	164	65	24,2	97,5	4,39	0,29	0,013	341,1
4	165	60	22,0	30,9	2,23	0,15	0,011	200,3
5	152	71	30,7	51,2	1,20	0,32	0,007	160,4
6	170	73	25,3	81,0	4,14	0,40	0,021	201,3
7	175	78	25,5	79,2	2,73	0,28	0,010	286,5
8	160	85	33,2	70,0	2,80	0,30	0,012	232,5
9	160	92	35,9	49,6	1,20	0,33	0,008	149,3
10	164	90	33,5	74,5	2,53	0,45	0,015	166,6

ΠΙΝΑΚΑΣ VII ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Γ

A/A ΑΣΘΕΝΟΥΣ	ΥΨΟΣ (cm)	ΒΑΡΟΣ (kg)	ΔΜΣ (kg/cm²)	ΔΟΣΗ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy)	ΔΟΣΗ ΕΞΟΔΟΥ (mGy)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΙΣΟΔΟΥ (mGy/s)	ΡΥΘΜΟΣ ΔΟΣΗΣ ΕΞΟΔΟΥ (mGy/s)	ΧΡΟΝΟΣ (s)
1	157	55	22,3	19,1	1,77	0,10	0,001	185,0
2	167	70	25,1	50,0	2,48	0,19	0,009	265,9
3	170	55	29,6	105,6	4,42	0,19	0,008	244,0
4	180	84	25,9	145,2	1,91	0,30	0,001	196,5
5	174	70	23,1	69,7	1,94	0,27	0,001	280,8
6	164	76	27,9	53,3	2,50	0,18	0,009	289,3
7	170	65	22,5	46,9	2,52	0,18	0,010	258,8
8	174	67	22,1	65,5	1,47	0,21	0,005	312,9
9	168	67	23,7	25,4	1,33	0,16	0,008	157,4
10	155	57	23,7	35,4	1,48	0,18	0,007	198,8

ΠΙΝΑΚΑΣ VIII

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΔΟΣΙΜΕΤΡΩΝ ΘΕΡΜΟΦΩΤΑΥΓΕΙΑΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΜΑΔΑ Δ

1. Shani G., Radiation Dosimetry, Instrumentation and Methods, United States of America, CRC Press LLC, 2001
2. Handbook of health Physics and Radiological Health
3. Johns HE, Cunningham JR, The Physics of Radiology, Charles Thomas, Springfield, Illinois, 1983.
4. Knoll GF, Radiation Detection and Measurements, New York, John Wiley & Sons, 1989.
5. Ψαρράκος Κ., Μολυβδά-Αθανασοπούλου Ε., Σιούντας Α., ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ, Ψαρράκος Κ., 1997
6. William R. Hendee, E. Russell Ritenour, MEDICAL IMAGING PHYSICS, Wiley-Liss, New York, 2002.
7. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Jr, Boone JM. The essential physics of medical imaging Baltimore, Md: Williams & Wilkins, 1994
8. Blume H, Colditz J, Eckenbach W, Image intensifier and x-ray exposure control systems. Oak Brook, Ill: Radiological Society of North America 87-103, 1995
9. International Commission of Radiological Protection, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, March 2007.
10. International Commission of Radiological Protection, Publication 60, Pergamon Press, Elmsford, NY, 1991
11. McCollough C, Shueler B, Educational Treatise: Calculation of effective dose, Med. Phys. 27 (5) 828-836, 2000
12. Paic G. Physical Phenomena Linked with the Interactions of Radiation with Matter, in Paic, G. (ed.), Ionizing Radiation: Protection and Dosimetry. Boca Raton, FL, CRC Press, 1988, pp. 2–13.
13. International Commission on Radiation Units and Measurements: The Quality Factor in Radiation Protection. ICRU Report 40. Bethesda, MD, 1986.
14. International Commission on Radiation Units and Measurements: Radiation Quantities and Units, ICRU Report 11. Washington, D.C., U.S. Government Printing Office, 1968.

15. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation, Mo. E.77.IX.1, United Nations Publications, New York, 1977.
16. National Council on Radiation Protection and Measurements. Use of Personal Monitors to Estimate Effective Dose Equivalent and Effective Dose to Workers for External Exposure to Low Level Radiation, NCRP Report No. 122, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland, 1995.
17. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Elmsford, NY, 1991.
18. Briesmeister JF. "MCNP4C2 Manual" Los Alamos National Laboratory Report LA-13709M.
19. Cameron JR, Suntharalingam N, Kenney GK. Thermoluminescent Dosimetry, 1968 University of Wisconsin Press, Madison, WI.
20. Mahadevappa Mahesh, The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Fluoroscopy: Patient Radiation Exposure Issues, RadioGraphics 2001; 21:1033–1045
21. International Commission on Radiological Protection (ICRP): Nonstochastic Effects of Ionizing Radiation, ICRP Publication 41. Oxford, Pergamon Press, 1984.
22. 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.
23. Beth A. Schueler, The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: General Overview of Fluoroscopic Imaging, RadioGraphics 2000; 20:1115–1126.
24. Richard A. Geise, The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Fluoroscopy: Recording of Fluoroscopic Images and Automatic Exposure Control, RadioGraphics 2001; 21:227–236.
25. Cameron JR, Suntharalingam N, Kenney GK. Thermoluminescent Dosimetry, 1968 University of Wisconsin Press, Madison, WI.
26. Εγχειρίδιο λειτουργίας και ελέγχου Harshaw 3500 TLD Reader
27. Silverstein F., Guido N.J, Atlas gastrointestinal endoscopy, Gower Medical Publishing NEW YORK, 1987.

28. Strarakis J., Damilakis J., Tsetis D., Gourtsoyiannis N., Radiation dose and risk from fluoroscopically guided percutaneous transluminal angioplasty and stenting in the abdominal region, *Eur. Radiol.* 2007
29. Biological Effects of Ionizing Radiation, Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation BEIR VII, National Academy of Sciences 2005
30. Efstathopoulos E., Brountzos E, Alexopoulou E, Argentos S, Kelekis D., Raptou P., Kelekis N, Patient Radiation Exposure Measurements During Interventional Procedures: A Prospective study, *Health Phys.* 2006; 91(1):36–40
31. Donald L. Miller et al, Radiation Doses in Interventional Radiology Procedures: The RAD-IR Study Part I: Overall Measures of Dose, *J Vasc Interv Radiol* 2003; 14:711–727
32. Stratakis J., Damilakis J., Hatzidakis A., Perisinakis K., Gourtsoyiannis N., Radiation Dose and Risk from Fluoroscopically Guided Percutaneous Transhepatic Biliary Procedures, *J Vasc. Surg.* 2006; 17:77-84
33. Buls N, Pages J, Mana F, Osteaux M. Patient and staff exposure during endoscopy retrograde cholangiopancreatography, *Br J Radiol* 2002;75:435-443.
34. Larkin C., Workman A., Wright R., Tham T. Radiation doses to patients during ERCP. *Gastrointestinal Endoscopy* 2001; 63.
35. Tsalafoutas I, Paraskeva K, Yakoumakis E, Vassilaki A, Maniatis P, Karagiannis J, Koulentianos E. Radiation doses to patients from endoscopic retrograde cholangiopancreatography examinations and image quality considerations, *Rad Prot Dos* 2003;106:241-246.
36. Chen M., Van Swearingen F., Mitchell R., Ott D. Radiation exposure during ERCP: effect of a protective shield, *Gastrointestinal Endoscopy* 1996;43.
37. Naidu LS, Singhal S, Preece DE, Vohrah A, Loft DE, Radiation exposure to personnel performing endoscopic retrograde cholangiopancreatography, *Postgrad Med J* 2005;81:660-662.
38. Kim E, McLoughlin M, Lam E, Amar J, Byrne M, Telford J, Enns R. Prospective analysis of fluoroscopy duration during ERCP: critical determinants *Gastrointestinal Endoscopy* 2010; 72.
39. Morrell RE, Rogers AT, Jobling JC, Shakespeare KE. Barium enema: use of increased copper filtration to optimize dose and image quality *Br J Radiol* 2004; 77:116-122.

40. Nicholson RA, Tuffee F, Uthappa MC. Skin sparing in interventional radiology: the effect of copper filtration, *Br J Radiol* 2000; 73:36-42.
41. Nicholson RA, Thornton A, Akpan M. Radiation dose reduction in paediatric fluoroscopy used added filtering. *Circulation* 1994;89: 2710-14.
42. Hansson B, Finnbogason T, Schuwert P, Persliden J. Added copper filtration in digital paediatric double-contrast colon examinations: effects on radiation dose and image quality, *Eur Radiol* 1997;7:1117-1122.
43. E Vañó, L Arranz, J M Sastre, C Moro, A Ledo, M T Gárate, I Minguez Dosimetric, Radiation protection considerations based on some cases of patient skin injuries in interventional cardiology, *The British journal of radiology*, 1998.
44. Shope TB, Radiation induced skin injuries from fluoroscopy, *Radiographics*, 1996; 16:1195-9.
45. US Food and Drug Administration. Avoidance of serious X-ray induced injuries to patients during fluoroscopically guided procedures. *Med Bull* 1994; 24:7-17.
46. Cranage RW, Howard CJ, Welsh AD. Dose reduction by the use of erbium filtration in a general radiographic room. *Br J Radiol* 1992;62:232-7.
47. Cordt I, Engelke W. Are additional filters made of niobium superior to the copper filter in dental radiology? *Schweiz-Monatsschr-Zahnmed* 1990;100:1160-3.
48. Kapa SF, Tyndall D, Oullette TE. The application of added beam filtration to intra-oral radiography. *Dentomaxillofac Radiol* 1990;19:67-74.