



ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ
ΣΧΟΛΗ ΘΕΤΙΚΩΝ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΗΣ

Διπλωματική εργασία με θέμα:

ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΙΟΝΤΙΖΟΥΣΩΝ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΩΝ ΣΕ ΦΙΛΜ
ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑΣ

Δόνα Αικατερίνη

Επιβλέπων καθηγητής:

Ευάγγελος Παντελής
Επίκουρος καθηγητής
Ιατρικής Σχολής, Ε.Κ.Π.Α.

Συνεπιβλέπων καθηγητής:

Μερτζιμέκης Θεόδωρος
Επίκουρος καθηγητής
Τμήμα Φυσικής, Ε.Κ.Π.Α.

ΑΘΗΝΑ, 2017

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο Ευάγγελο Παντελή, Επίκουρο Καθηγητή της Ιατρικής Σχολής του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, ο οποίος μου έδωσε τη δυνατότητα να δουλέψω πάνω στο συγκεκριμένο αντικείμενο της Ιατρικής Φυσικής και με τις συμβουλές του και την πλήρη καθοδήγησή του, με βοήθησε ουσιαστικά στην εκπόνηση αυτής της διπλωματικής εργασίας.

Ακόμα, ευχαριστώ πολύ τον κύριο Μερτζιμέκη Θεόδωρο, Επίκουρο Καθηγητή του τμήματος Φυσικής, της Σχολής Θετικών Επιστημών του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, που με βοήθησε σε όλες τις διαδικασίες που απαιτούνταν για την ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη.....	4
---------------	---

ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: Ακτινοθεραπεία

1.1 Εισαγωγή.....	5
1.2 Βασικές Αρχές Ακτινοβιολογίας.....	5
1.3 Είδη ακτινοβολίας.....	5
1.4 Τεχνικές Ακτινοθεραπείας.....	6
1.5 Ποιοτικός Έλεγχος Πλάνων Ακτινοθεραπείας.....	8

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 : Δοσιμετρία

2.1 Εισαγωγή.....	8
2.2 Ορισμός Δόσης Ιοντίζουσας Ακτινοβολίας.....	9
2.3 Δοσίμετρα.....	9
2.4 Φιλμ Δοσιμετρία.....	10

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: Φιλμ Δοσιμετρία με Ραδιοχρωμικά Φιλμ

3.1 Εισαγωγή.....	10
3.2 Κατασκευαστικά χαρακτηριστικά των φιλμ.....	11
3.3 Φυσικά μεγέθη χρήσιμα για την επεξεργασία των ραδιοχρωμικών φιλμ.....	12
3.4 Βαθμονόμηση δοσιμέτρων.....	13
3.5 Πλεονεκτήματα των φιλμ.....	13

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: Βαθμονόμηση

4.1 Πειραματική Διάταξη.....	14
4.2 Πειραματική Διαδικασία.....	15
4.3 Ανάλυση πειραματικών δεδομένων.....	18
4.4 Σχόλια – Παρατηρήσεις.....	22

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: Γραμμικοποίηση της απόκρισης δόσης του ραδιοχρωμικού συστήματος φιλμ δοσιμετρίας μέσω παραμέτρου ξ

5.1 Πειραματική Διαδικασία.....	23
5.2 Ανάλυση πειραματικών δεδομένων.....	24
5.3 Σχόλια.....	27

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	28
--------------------------	-----------

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η Ακτινοθεραπεία είναι τομέας της Ιατρικής που αντικείμενό της έχει τη θεραπεία διάφορων ασθενειών, με χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Η Ακτινοθεραπεία εφαρμόζεται σε έναν μεγάλο αριθμό ασθενών που πάσχουν από καρκίνο, είτε υπό τη μορφή της μονοθεραπείας, είτε ως συμπληρωματική της χειρουργικής αφαίρεσης και της χημειοθεραπείας. Στην ακτινοθεραπεία, το αποτέλεσμα της χορήγησης ιοντίζουσας ακτινοβολίας μπορεί να γίνει αντιληπτό μόνο εκ των υστέρων με κλινική ή απεικονιστική εκτίμηση. Έτσι, αν η Ακτινοθεραπεία δε χορηγηθεί σωστά θα υπάρξουν παρενέργειες, επικίνδυνες για τη ζωή του ασθενή. Για τον λόγο αυτό επιβάλλεται ο ποιοτικός έλεγχος των παραμέτρων της θεραπείας και η επαλήθευση της κατανομής δόσης που χορηγείται στους ασθενείς.

Σκοπός της εργασίας είναι στα πλαίσια του ποιοτικού ελέγχου ακτινοθεραπευτικών εφαρμογών, να βαθμονομήσουμε δοσιμετρικό σύστημα ραδιοχρωμικών φιλμ. Συγκεκριμένα, η εργασία χωρίζεται σε δύο μέρη. Αρχικά, θα μιλήσουμε για τη Φιλμ Δοσιμετρία με ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου GAFCHROMIC EBT3, όπου δίνονται οι βασικές θεωρητικές αρχές. Ακολουθεί το πειραματικό κομμάτι της εργασίας, το οποίο χωρίζεται σε δύο επιμέρους τμήματα. Στο πρώτο τμήμα, κατασκευάζουμε την καμπύλη βαθμονόμησης $D=f(\text{netOD})$, η οποία συνδέει τη δόση που απορρόφησε το κάθε φιλμ κατά την ακτινοβόλησή του (D), με την αλλαγή που παρουσίασε στην οπτική του πυκνότητα (netOD). Στο δεύτερο τμήμα, μέσω του υπολογισμού της παραμέτρου ξ , θα γραμμικοποιήσουμε την απόκριση δόσης του ραδιοχρωμικού συστήματος φιλμ δοσιμετρίας.

1.Ακτινοθεραπεία

1.1 Εισαγωγή

Η ακτινοθεραπεία είναι η ιατρική χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας με σκοπό την ίαση ή ανακούφιση νεοπλασματικών νοσημάτων. Στόχος της ακτινοθεραπείας είναι η χορήγηση θεραπευτικής δόσης ακτινοβολίας, απόλυτα υπολογίσιμης και κατευθυνόμενης με μέγιστη ακρίβεια, σε συγκεκριμένο γεωμετρικό στόχο ιστών. Αρχή της είναι η χορήγηση υψηλής δόσης ακτινοβολίας στην κακοήθεια και ταυτόχρονα η προστασία των δομών που περιβάλλουν την ακτινοβολητέα περιοχή. Δημιουργείται λοιπόν μια σύνθετη κατάσταση όπου αφενός απαιτείται μεγιστοποίηση της εναποτιθέμενης δόσης σε μια περιοχή-στόχο στο σώμα του ασθενούς με σκοπό τον έλεγχο της νόσου, αφετέρου δε ελαχιστοποίηση της δόσης σε γειτονικές δομές, έτσι ώστε η πιθανότητα κλινικά σημαντικής βλάβης, λόγω θανάτωσης κυττάρων υγιούς ιστού σε αυτές, να διατηρηθεί σε αποδεκτό επίπεδο.

1.2 Βασικές Αρχές Ακτινοβιολογίας

Η ακτινοθεραπεία χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία με σκοπό την καταστροφή των καρκινικών κυττάρων. Ιοντίζουσα είναι η ακτινοβολία η οποία διαπερνώντας το υλικό προκαλεί απόσπαση ηλεκτρονίων από τα άτομα. Η ακτινοβολία αυτή είναι είτε φωτόνια (ακτίνες X ή γ) είτε νετρόνια είτε φορτισμένα σωματίδια (σωμάτια α, σωματίια β, πρωτόνια, βαρέα ιόντα) . Τα φωτόνια και τα νετρόνια ιονίζουν την ύλη έμμεσα, μέσω των φορτισμένων σωματίων στα οποία μεταφέρεται η ενέργειά τους. Τα φορτισμένα σωματίια ιονίζουν την ύλη άμεσα. Η ενέργεια που εναποτίθεται από την ιοντίζουσα ακτινοβολία στην στοιχειώδη μάζα του υλικού ονομάζεται δόση(D), έχει μονάδες Gray και είναι ένα πολύ σημαντικό μέγεθος σε όλες τις εφαρμογές των ακτινοβολιών.

1.3 Είδη ακτινοβολίας

Φωτόνια

Οι ακτίνες X και οι ακτίνες γ είναι ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Η διαφορά των ακτινών X από τις ακτίνες γ είναι ο τρόπος παραγωγής τους. Συγκεκριμένα, οι ακτίνες X παράγονται κατά την αποδιέγερση του ατόμου, υπάρχει όμως και ένα συνεχές τμήμα του φάσματος των ακτινών X το οποίο προέρχεται από τη λεγόμενη ακτινοβολία πέδησης ενώ οι ακτίνες γ από την αποδιέγερση του πυρήνα. Τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με διάφορους τρόπους με την ύλη. Από αυτά, στις ιατρικές εφαρμογές είναι σημαντικά τα εξής:

- 1.Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, όπου η αλληλεπίδραση ενός φωτονίου και ενός ατόμου έχει ως αποτέλεσμα την απορρόφηση του φωτονίου και την εκπομπή ενός ηλεκτρονίου από το άτομο.
2. Σύμφωνη σκέδαση, όπου το φωτόνιο αλληλεπιδρά με την ύλη χωρίς να αποδίδει ενέργεια, αλλάζοντας απλώς διεύθυνση διάδοσης.

3. Ασύμφωνη σκέδαση (Σκέδαση Compton), όπου το φωτόνιο αποδίδει μέρος της ενέργειάς του σε ένα ηλεκτρόνιο και αλλάζει διεύθυνση διάδοσης.

4. Δίδυμη γένεση, όπου το φωτόνιο απορροφάται και η ενέργειά του μετατρέπεται σε ένα ηλεκτρόνιο και ένα ποζιτρόνιο.

Συμπεραίνουμε λοιπόν ότι οι αλληλεπιδράσεις των φωτονίων με την ύλη οδηγούν, στις περισσότερες περιπτώσεις, στη δημιουργία δευτερογενών ενεργητικών ηλεκτρονίων.

Νετρόνια

Τα νετρόνια είναι αφόρτιστα σωματίδια (όπως τα φωτόνια) και ως εκ τούτου δεν αλληλεπιδρούν με δυνάμεις Coulomb, αλλά αλληλεπιδρούν κατευθείαν με τους ατομικούς πυρήνες με την ισχυρή πυρηνική δύναμη. Δύο είναι οι βασικές αλληλεπιδράσεις που ενδιαφέρουν στις ιατρικές εφαρμογές:

1. Σύλληψη νετρονίου, όπου ένα νετρόνιο χαμηλής ενέργειας αλληλεπιδρά με τον πυρήνα και ακολουθεί εκπομπή σωματίων όπως πρωτόνια, φωτόνια και άλλους ελαφρύτερους πυρήνες.

2. Ελαστική σκέδαση, όπου η ενέργεια του νετρονίου απορροφάται από τον πυρήνα. Συμπεραίνουμε λοιπόν ότι οι αλληλεπιδράσεις των νετρονίων με την ύλη οδηγούν στην δημιουργία φωτονίων και φορτισμένων σωματίων.

Φορτισμένα σωματίδια

Τα φορτισμένα σωματίδια αλληλεπιδρούν ηλεκτρομαγνητικά με την ύλη, διεγείροντας και ionίζοντας τα άτομα κατά μήκος της διαδρομής τους. Τα βαριά φορτισμένα σωματίδια παρουσιάζουν μικρές γωνίες σκέδασης οπότε η τροχιά τους στην ύλη είναι πρακτικά ευθύγραμμη. Προς το τέλος της τροχιάς τα σωματίδια έχουν χάσει το μεγαλύτερο μέρος της ενέργειάς τους άρα εκεί ο χρόνος αλληλεπίδρασης και άρα ο ionισμός είναι πολύ εντονότερος.

1.4 Τεχνικές Ακτινοθεραπείας

Η θεραπευτική χορήγηση της ακτινοβολίας πραγματοποιείται είτε με την χρήση εξωτερικής δέσμης ionίζουσας ακτινοβολίας που προσπίπτει στον ασθενή στοχεύοντας στον όγκο, τεχνική που ονομάζεται εξωτερική ακτινοθεραπεία είτε με την χρήση πηγών εντός του σώματος, τεχνική που ονομάζεται εσωτερική ακτινοθεραπεία. Παρακάτω περιγράφουμε τις πιο διαδεδομένες εξωτερικές ακτινοθεραπευτικές τεχνικές με φωτόνια (Χ και γ).

Ισοκεντρική θεραπεία πολλαπλών πεδίων ακτινοβολίας

Η πιο συνηθισμένη τεχνική που χρησιμοποιείται είναι η χορήγηση δέσμης ακτίνων Χ. Η χορήγηση μιας μόνο δέσμης θα είχε ως αποτέλεσμα η δόση που λαμβάνουν οι ιστοί που βρίσκονται πριν από τον όγκο να είναι μεγαλύτερη από αυτή που λαμβάνει ο όγκος. Για να λυθεί το πρόβλημα αυτό, ο όγκος ακτινοβολείται από διάφορες διευθύνσεις, με αποτέλεσμα να λαμβάνει συνολικά πολύ μεγαλύτερη δόση σε σχέση με τους υγιείς ιστούς.

Σύμμορφη τρισδιάστατη ακτινοθεραπεία

Η σύμμορφη τρισδιάστατη ακτινοθεραπεία (3D Conformal Radiotherapy-CRT) πραγματοποιείται με την χρήση ακτίνων Χ υψηλής ενέργειας (4-21 MeV) που παράγονται από γραμμικούς επιταχυντές. Η βασική διαφορά της με την ισοκεντρική θεραπεία, είναι ότι επιτυγχάνει να προσαρμόσει την περιοχή υψηλής δόσης στον ακριβώς καθορισμένο στόχο χρησιμοποιώντας πολλαπλά πεδία ακτινοβολίας ομοιόμορφης έντασης το σχήμα των οποίων είναι τέτοιο που να προσαρμόζεται στον όγκο. Για να γίνει αυτό, απαιτείται ακινητοποίηση του ασθενούς και απεικόνιση της περιοχής με αξονική τομογραφία και άλλες μεθόδους (MRI,PET). Ακολουθεί ο σχεδιασμός της θεραπείας, ο υπολογισμός της δόσης σε τρεις διαστάσεις, εκτίμηση του πλάνου θεραπείας, εξομοίωση και τέλος η χορήγηση της θεραπείας.

Διαμορφούμενης έντασης

Η ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων ακτινοβολίας διαμορφούμενης έντασης (Intensity Modulated Radiation Therapy-IMRT) αποτελεί μια εξέλιξη της σύμμορφης τρισδιάστατης ακτινοθεραπείας. Η βασική διαφορά τους είναι ότι η IMRT χρησιμοποιεί πολλαπλά πεδία ακτινοβολίας διαμορφωμένα όχι μόνο ως προς το σχήμα τους αλλά και ως προς την ένταση τους. Χρησιμοποιεί εκατοντάδες μικρούς κατευθυντήρες(MultiLeaf Collimator-MLC) ώστε να παρέχει την επιθυμητή δόση. Οι κατευθυντήρες μπορούν να είναι ακίνητοι ή να κινούνται κατά τη διάρκεια της θεραπείας, επιτρέποντας την αλλαγή της έντασης της ακτινοβολίας. Η διαμόρφωση αυτή επιτρέπει διαφορετικές περιοχές του όγκου να λαμβάνουν διαφορετικές δόσεις ακτινοβολίας. Σε αντίθεση με τους υπόλοιπους τύπους ακτινοθεραπείας, η IMRT σχεδιάζεται αντίστροφα. Στον αντίστροφο σχεδιασμό θεραπείας, επιλέγεται η δόση στις διαφορετικές περιοχές του όγκου και στους γύρω ιστούς και στην συνέχεια με την βοήθεια ενός προγράμματος υπολογίζεται ο αριθμός των ακτίνων που απαιτούνται καθώς και οι αντίστοιχες γωνίες. Ο στόχος της IMRT είναι η αύξηση της δόσης στις περιοχές που απαιτείται και η μείωση της έκθεσης των ευαίσθητων περιοχών.

Συγκρινόμενη με την 3D-CRT, η IMRT μπορεί να μειώσει τον κίνδυνο παράπλευρων επιπτώσεων, όπως βλάβη στους σιελογόνους αδένες, όταν ακτινοβολούνται το κεφάλι και ο λαιμός.

Στερεοτακτική Ακτινοχειρουργική

Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική (Stereotactic Radiosurgery-SRS) είναι μια εξειδικευμένη ακτινοθεραπευτική πράξη, με την οποία ακτίνες φωτονίων κατευθύνονται προς ένα στερεοτακτικά προσδιορισμένο στόχο, καταστρέφοντάς τον. Η ιδιαιτερότητα της μεθόδου είναι ότι, σε αντίθεση με τις συμβατικές κλασματοποιημένες ακτινοθεραπευτικές τεχνικές, η δόση χορηγείται σε μια μόνο συνεδρία ή σε μικρό αριθμό συνεδριών (στερεοτακτική ακτινοθεραπεία). Ο όρος στερεοτακτική εννοεί ότι όλοι οι παράμετροι της θεραπείας υπολογίζονται και στις τρεις διαστάσεις του χώρου. Έτσι ο όγκος-στόχος απεικονίζεται, μελετάται και σχεδιάζεται να ακτινοβοληθεί με τρισδιάστατη απεικόνιση στο χώρο και σε σχέση με τους παρακείμενους ιστούς. Η υψηλή ακρίβεια στην ακτινοβολήση είναι απαραίτητη λόγω της πολύ υψηλής δόσης που αποδίδεται. Στην ακτινοχειρουργική χρησιμοποιούνται τρία συστήματα ακτινοβολήσης:

1. γ-knife: Λεπτές δέσμες φωτονίων διαμέτρου 4,8,14,18 mm, που παράγονται από 201 πηγές ^{60}Co τοποθετημένες σε ημισφαίριο ώστε οι δέσμες τους να διασταυρώνονται σε ένα σημείο(ισόκεντρο). Ο ασθενής τοποθετείται στην μονάδα με τρόπο ώστε το κέντρο του όγκου του να συμπίπτει με το ισόκεντρο.

2. x-knife: Δέσμες ακτινών X που παράγονται από συμβατικό γραμμικό επιταχυντή. Χρησιμοποιεί τις περιστροφικές κινήσεις της κεφαλής του επιταχυντή για να παράξει λεπτά τόξα ακτινοβολίας που συγκλίνουν στο ισόκεντρο του επιταχυντή. Παράλληλα, με στροφές της κλίνης θεραπείας, σε ένα εύρος 180ο, τα τόξα γίνονται μη συνεπίπεδα αυξάνοντας έτσι τα επίπεδα της ακτινοβολήσης.

3. cyberknife: Δέσμες ακτινών X που παράγονται από γραμμικό επιταχυντή ενσωματωμένο σε ρομποτικό βραχίονα. Η διαφορά του cyberknife από τις υπόλοιπες τεχνικές είναι ότι χρησιμοποιεί συστήματα ψηφιακής απεικόνισης που ελέγχουν συνεχώς την θέση του ασθενούς σε σχέση με την σχεδιασμένη θέση θεραπείας. Τα συστήματα αυτά επικοινωνούν με τον κεντρικό υπολογιστή που ελέγχει τις παραμέτρους τις θεραπείας ο οποίος σε περίπτωση απόκλισης, εκτελεί τις απαραίτητες διορθώσεις τόσο στη θέση του ασθενή όσο και στον τρόπο της ακτινοβολήσης.

1.5 Ποιοτικός έλεγχος πλάνων ακτινοθεραπείας

Η πολυπλοκότητα των σύγχρονων εφαρμογών ακτινοθεραπείας, που αναλύθηκαν παραπάνω, επιβάλλει τον ποιοτικό έλεγχο των κατανομών δόσης που σχεδιάζονται πριν την εφαρμογή τους στον ασθενή. Οι ασθενείς πρέπει να δεχτούν τόση δόση όση απαιτεί το πλάνο της ακτινοθεραπείας τους, ώστε να θανατωθούν τα καρκινικά κύτταρα και όχι περισσότερη, γιατί υπάρχει κίνδυνος περαιτέρω βιολογικών επιπτώσεων.

2.ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ

2.1 Εισαγωγή

Με τον όρο δοσιμετρία ονομάζουμε την επιστημονική διαδικασία μέτρησης της δόσης που απορροφάται στην ύλη, όταν εκτίθεται σε πηγή ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Η μέτρηση αυτή είναι σημαντική, καθώς όπως είναι αποδεδειγμένο οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες μπορούν να προκαλέσουν δυσμενή βιολογικά αποτελέσματα στους ανθρώπους που εκτίθενται σε αυτές.

2.2 Δόση Ιοντίζουσας Ακτινοβολίας

Όταν μία δέσμη ιοντίζουσας ακτινοβολίας προσπέσει στην ύλη, τότε μέσω των μηχανισμών αλληλεπίδρασής της με την ύλη, (φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, φαινόμενο Compton, δίδυμη γένεση, σκέδαση Rayleigh), ένα μέρος της ενέργειας που είχε η δέσμη αρχικά, θα εναποτεθεί στο υλικό. Η τιμή της ενέργειας που εναποτίθεται στο υλικό εξαρτάται από πάρα πολλούς παράγοντες όπως είναι η αρχική τιμή της, ο όγκος στον οποίον εναποτίθεται, η πυκνότητα του υλικού, αν συνέβη αλληλεπίδραση, τι είδους αλληλεπίδραση και με ποια πιθανότητα.

Καθώς δε μπορούμε να προβλέψουμε τι θα συμβεί σε κάθε φωτόνιο ή σε κάθε σωματίο γενικά -η αλληλεπίδραση αποτελεί στοχαστική ποσότητα- αν επαναλάβουμε τη μέτρηση πολλές φορές, παίρνουμε μία κατανομή, η μέση τιμή της οποίας αποτελεί εκτίμηση της μέσης τιμής της ενέργειας που απορροφιέται στο υλικό. Η κατανομή αυτή είναι μία μη στοχαστική ποσότητα. Ορίζουμε ως δόση ιοντίζουσας ακτινοβολίας (D) τη μέση ενέργεια που μεταδίδεται στο υλικό ανά μονάδα μάζας.

Στο διεθνές σύστημα S.I. οι μονάδες της δόσης είναι το 1 Gray (1Gy=1Joule/Kg).

2.3 Δοσίμετρα

Δοσίμετρο ονομάζεται η διάταξη, το όργανο ή σύστημα που χρησιμοποιείται κατά τις διαδικασίες μέτρησης ή εκτίμησης ποσοτήτων που μπορούν να συσχετιστούν με τον καθορισμό της δόσης ακτινοβολίας.

Θεωρητικά, ένα εξιδανικευμένο δοσίμετρο περιγράφεται από υψηλή ακρίβεια, εύρος μετρήσεων από cGy έως kGy, γραμμική ανταπόκριση με τη δόση, ανεξαρτησία από το ρυθμό δόσης, χαμηλό διακριτικό όριο, υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα, μικρή ενεργειακή εξάρτηση, ευχρηστία και παρέχει επαναληψιμότητα στα αποτελέσματα.

Τα παραπάνω χαρακτηριστικά αφορούν ένα ιδανικό δοσίμετρο, που στην πράξη τέτοια δοσίμετρα δεν υφίσταται. Το κάθε δοσίμετρο περιλαμβάνει ορισμένα μόνο από τα παραπάνω χαρακτηριστικά και για το λόγο αυτό, υπάρχει μεγάλη ποικιλία δοσιμέτρων, έτσι ώστε κάθε φορά να χρησιμοποιείται το κατάλληλο ανά περίπτωση δοσίμετρο ή κατάλληλος συνδυασμός δοσιμέτρων.

Οι αρχές λειτουργίας των δοσιμέτρων, μπορεί να στηρίζονται σε διάφορες επιδράσεις της ακτινοβολίας, όπως είναι οι ιοντισμοί, οι διεγέρσεις, οι χημικές μεταβολές, οι βιολογικές επιδράσεις, η αύξηση της θερμοκρασίας κ.ά.

Τα δοσίμετρα που χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία, μπορούμε να τα χωρίσουμε ανάλογα με τη χωρική πληροφορία που μας παρέχουν. Έτσι, μπορούμε να τα χωρίσουμε σε τρεις κατηγορίες όπως τα δοσίμετρα μίας, δύο ή τριών

διαστάσεων. Δηλαδή, ανάλογα με το αν μελετάμε τη δόση που απορρόφησε ένα σημείο, μία επιφάνεια ή ένας όγκος.

2.4 Φιλμ Δοσιμετρία

Στη φιλμ δοσιμετρία, χρησιμοποιούνται ειδικά φωτογραφικά φιλμ, τα οποία εφαρμόζονται συνήθως στη δοσιμετρία με ακτινοβολίες γ ή X . Αρχικά, αυτό που εξετάζουμε στα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι το μέγεθος της αμαύρωσης της φωτογραφικής πλάκας, το οποίο μας δείχνει το μέγεθος της έκθεσης του φιλμ σε ακτινοβολία. Παλιότερα, τα κλασικά συμβατικά φιλμ αποτελούνταν από υλικά –όπως $AgBr$ - τα οποία απαιτούσαν κάποια χημική επεξεργασία για να αμαυρωθεί η επιφάνειά τους. Πλέον όμως, χρησιμοποιούνται ραδιοχρωμικά φιλμ, που αποτελούνται από οργανικά υλικά -τα οποία έχουν την ιδιότητα να πολυμερίζονται αυτόματα όταν εκτεθούν σε ακτινοβολία- με αποτέλεσμα τα φωτογραφικά φιλμ να αποκτούν ένα πιο σκούρο χρώμα, στα σημεία που εκτέθηκαν σε ακτινοβολία. Δηλαδή, τα φιλμ αυτά είναι «αυτο-εμφανιζόμενα». Επομένως, κατά τον χρωματισμό παίρνουμε τη δισδιάστατη κατανομή δόσης της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, όταν προσπέφτει στο φιλμ. Εν συνεχεία, αυτή την ποιοτική εικόνα κατανομής της δόσης στο φιλμ, τη μετατρέπουμε μέσω μίας διαδικασίας βαθμονόμησης σε ποσοτική, και με τον τρόπο αυτό υπολογίζουμε τη δόση που χορηγήθηκε στο φιλμ.

Η υψηλή χωρική ανάλυση και διακριτικότητα, η ενεργειακή ανεξαρτησία και η ισοδυναμία για μετρήσεις κοντά στον ιστό, κάνουν τη φιλμ δοσιμετρία την πιο κατάλληλη μέθοδο για το σχεδιασμό πλάνων ακτινοθεραπείας. Επίσης, η δοσιμετρία με φιλμ βρίσκει εφαρμογή σε πολυάριθμες δοσιμετρικές εφαρμογές όπως στη βραχυθεραπεία, σε θεραπείες με ηλεκτρόνια, σε δοσιμετρία δέρματος κατά την ακτινοθεραπεία, στη στερεοτακτική ακτινοχειρουργική και άλλα.

3.ΦΙΛΜ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΜΕ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΑ ΦΙΛΜ

3.1 Εισαγωγή

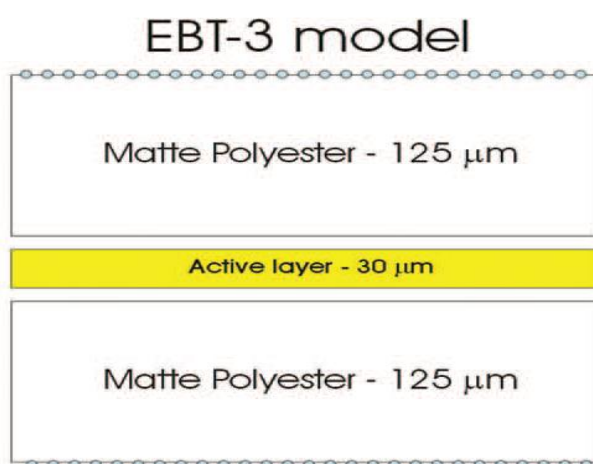
Τη μέθοδο της φιλμ δοσιμετρίας, τη χρησιμοποιούμε όταν θέλουμε να μελετήσουμε τη δόση που απορροφήθηκε από μία επιφάνεια υλικού. Κατά τη διαδικασία της φιλμ δοσιμετρίας, όταν τα ραδιοχρωμικά φιλμ εκτίθενται σε ακτινοβολία, αμαυρώνονται λόγω μίας διαδικασίας πολυμερισμού της επιφάνειάς τους. Σκοπός της φιλμ δοσιμετρίας είναι η μετατροπή αυτής της ποιοτικής εικόνας αμαύρωσης του φιλμ που μας δείχνει πώς κατανέμεται η δόση στις δύο διαστάσεις σε ποσοτική μέσω μίας

διαδικασίας βαθμονόμησης που θα εξηγηθεί παρακάτω, έτσι ώστε να γνωρίζουμε το ποσό της δόσης που έχει χορηγηθεί.

3.2 Κατασκευαστικά χαρακτηριστικά των φιλμ

Στην παρούσα εργασία έχουν χρησιμοποιηθεί ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου GAFCHROMIC EBT3, τα οποία έχουν δημιουργηθεί ειδικά για να εξυπηρετήσουν τις ανάγκες της ιατρικής φυσικής, της ραδιοθεραπείας και ακτινοθεραπείας, καθώς χρησιμοποιούνται για μετρήσεις δόσης σε ακτίνες φωτονίων υψηλής ενέργειας.

Παρακάτω δίνεται μία εικόνα της εσωτερικής κατασκευής των GAFCHROMIC EBT3 φιλμ:



Τα συγκεκριμένα φιλμ κατασκευάζονται ενώνοντας τρία ξεχωριστά στρώματα πολυεστέρα, με τη μέθοδο της πλαστικοποίησης. Πάνω και κάτω, αποτελούνται από δύο λωρίδες ενεργού πολυεστέρα ίδιου πάχους (125μm). Ενδιάμεσα, περιέχει μία λεπτή λωρίδα πολυεστέρα επικαλυμμένο με φιλμ δραστικής στιβάδας (30μm), που ακολουθεί μαθηματική έκφραση. Δεκαέξι κομμάτια κάθε τύπου ταινίας κόπηκαν από δύο (8 x 10) φύλλα φιλμ. Κάθε κομμάτι έχει μέγεθος (2,5''x 4'').

Η λωρίδα του ενεργού πολυεστέρα, αποτελείται από ακτινοευαίσθητα συστατικά, όπως όλα τα ραδιοχρωμικά φιλμ. Ωστόσο το επίστρωμα αυτό, δεν αποτελείται από το φυσικό πολυμερές, ζελατίνη, που περιλαμβάνουν τα συμβατικά φιλμ, αλλά περιέχει συνθετικό πολυμερές. Αυτή η αλλαγή επιφέρει πολλά πλεονεκτήματα. Παραδείγματος χάρη, η χρήση αυτού του συνθετικού πολυμερούς παρέχει καλύτερο έλεγχο στην ατομική σύνθεση της λωρίδας του ενεργού πολυεστέρα και αυτός ο παράγοντας είναι σημαντικός για τον έλεγχο της ενεργειακής εξάρτησης, καθώς αυτή η ιδιότητα είναι ευαίσθητη στην παρουσία στοιχείων υψηλής ατομικής ενέργειας.

3.3 Φυσικά μεγέθη χρήσιμα για την επεξεργασία των ραδιοχρωμικών φιλμ

Οπτική πυκνότητα

Η αμαύρωση που παρατηρείται όταν το φιλμ εκτίθεται σε ακτινοβολία είναι ποτέλεσμα της εξασθένησης του φωτός καθώς διέρχεται μέσα από το φιλμ. Μέτρο της εξασθένησης αυτής είναι η οπτική πυκνότητα (Optical Density-OD) που ορίζεται ως $OD = \log \frac{I_0}{I}$ όπου I_0 και I , η ένταση του φωτός πριν και μετά την διέλευση του από το φιλμ. Προφανώς η ένταση του φωτός μειώνεται όταν αυτό διέρχεται μέσα από το φιλμ και μάλιστα μειώνεται τόσο περισσότερο όσο μεγαλύτερη είναι η αμαύρωση εξαιτίας της ακτινοβολίας. Φαίνεται λοιπόν ότι η οπτική πυκνότητα αποτελεί ένα μέτρο της μείωσης της έντασης του φωτός ή αλλιώς, της αμαύρωσης του φιλμ. Για να υπολογίσουμε την οπτική πυκνότητα είναι απαραίτητο να μετρήσουμε τις τιμές των I_0 και I . Η μέτρηση αυτή γίνεται με την βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή και σαρωτή (scanner). Για να επεξεργαστεί ο υπολογιστής το φιλμ ή μια εικόνα γενικότερα θα πρέπει αυτή να είναι ψηφιοποιημένη, δηλαδή να αποτελείται από ένα σύνολο διακριτών στοιχείων (εικονοστοιχεία-pixels). Μια ψηφιακή εικόνα είναι ένας πίνακας κάθε στοιχείο του οποίου αντιστοιχεί σε ένα pixel. Η τιμή κάθε στοιχείου του πίνακα αντιπροσωπεύει την αμαύρωση του αντίστοιχου εικονοστοιχείου. Σε μια έγχρωμη εικόνα το pixel αντιπροσωπεύεται από τρεις συνισταμένες, την ένταση του κόκκινου χρώματος (R), την ένταση του πράσινου χρώματος και την ένταση του μπλε χρώματος (B). Την διαδικασία της ψηφιοποίησης επιτελεί ο σαρωτής. Σαρώνοντας ένα φιλμ, ουσιαστικά ρίχνουμε μια δέσμη φωτός σε κάθε στοιχείο (pixel) της εικόνας. Η ποσότητα που ανακλάται κατά τη σάρωση μετράται από ένα αισθητήρα ανίχνευσης (φωτόμετρο), όπου και μετατρέπεται σε αναλογική διαφορά δυναμικού, ανάλογη προς την ένταση του φωτός. Η τάση μετατρέπεται τελικά σε ψηφιακό σήμα μέσω ενός μετατροπέα ADC (Analog Digital Converter). Η τιμή της αμαύρωσης αντιστοιχείται σε μια τιμή (Pixel Value –PV) από το 0 έως το 65536 (σε ανάλυση 16 bpp-bits per pixel) όπου το 0 αντιπροσωπεύει το μαύρο και το 65536 το λευκό. Συμπεραίνουμε λοιπόν ότι με την διαδικασία της ψηφιοποίησης αντιστοιχίζουμε το μέγεθος PV με την ένταση I .

Επομένως, μπορούμε να ορίσουμε την οπτική πυκνότητα ως συνάρτηση του PV, ως εξής: $OD = \log \frac{PV_0}{PV}$, όπου PV_0 η τιμή της αμαύρωσης από μη εξασθενημένη δέσμη.

Διαφορά Οπτικής πυκνότητας

Στην εργασία αυτή, κατά την επεξεργασία των αποτελεσμάτων χρησιμοποιήσαμε το μέγεθος της διαφοράς της οπτικής πυκνότητας στο ίδιο φιλμ, πριν και μετά την ακτινοβολία. Το μέγεθος αυτό ονομάζεται netOD και ορίζεται ως:

$netOD = OD_{μετά} - OD_{πριν} = \log \frac{PV_o}{PV_{μετά}} - \log \frac{PV_o}{PV_{πριν}} = \log \frac{PV_{πριν}}{PV_{μετά}}$, όπου $PV_{πριν}$ και $PV_{μετά}$ είναι οι τιμές Pixel Value (που είναι ανάλογες με την αμαύρωση του φιλμ) πριν και μετά την ακτινοβολία του ίδιου φιλμ.

3.4 Βαθμονόμηση δοσιμέτρων

Το πρώτο βήμα για να προσδιορίσουμε μία άγνωστη κατανομή δόσης με τη χρήση της φιλμ δοσιμετρίας είναι να κατασκευάσουμε την καμπύλη βαθμονόμησης. Η καμπύλη βαθμονόμησης είναι μία συνάρτηση που συνδέει τις τιμές της δόσης με τη μεταβολή της οπτικής πυκνότητας. Για να φτιάξουμε την καμπύλη βαθμονόμησης ακτινοβολούμε φιλμάκια σε γνωστές τιμές δόσης και σαρώνουμε τα φιλμ. Σημειώνεται ότι η μεταβολή της οπτικής πυκνότητας ολοκληρώνεται μετά από 6 ώρες, οπότε και λαμβάνει χώρα η σάρωση των φιλμ. Στη συνέχεια, υπολογίζουμε την αλλαγή της οπτικής πυκνότητας, δηλαδή το μέγεθος netOD, για το κάθε φιλμ, για κάθε τιμή δόσης και για κάθε χρώμα. Έτσι, καταφέρνουμε να φτιάξουμε μία σχέση που συνδέει τη δόση που απορροφήθηκε από τα φιλμ συναρτήσει της αλλαγής της οπτικής πυκνότητας, δηλαδή την καμπύλη βαθμονόμησης $D=f(netOD)$.

3.5 Πλεονεκτήματα των φιλμ

Τα ραδιοχρωμικά φιλμ που χρησιμοποιούνται στη δοσιμετρία, παρουσιάζουν πολλά πλεονεκτήματα συγκριτικά με άλλα δυο διαστάσεων δοσίμετρα. Συγκεκριμένα, τα ραδιοχρωμικά φιλμ περιλαμβάνουν όλα τα πλεονεκτήματα που έχουν τα συνηθισμένα φιλμ που χρησιμοποιούνται στη φιλμ δοσιμετρία, τα οποία περιέχουν προσμίξεις αργύρου (ικανά για δοσιμετρία δυο διαστάσεων, λεπτά σε πάχος, μικρή τραχύτητα επιφάνειας, μόνιμη καταγραφή), αλλά χωρίς τα πολλά τους μειονεκτήματα, όπως παραδείγματος χάρη, την αναγκαιότητα να εφαρμοστεί περαιτέρω χημική επεξεργασία στα φιλμ για να αποτυπωθεί η αμαύρωση λόγω της πρόσπτωσης της ακτινοβολίας. Η χημική επεξεργασία, μπορεί να έχει αντίκτυπο στα τελικά αποτελέσματα και να οδηγήσει σε πιθανή αλλοίωση των αποτελεσμάτων (λόγω της θερμοκρασίας και της χημικής σύνθεσης του υλικού που προσθέτουμε για την επεξεργασία των φιλμ, ευαισθησίας στο ορατό φως, μεγάλης ενεργειακής εξάρτησης στα χαμηλής ενέργειας φωτόνια και άλλα).

Ορισμένα επιπλέον πλεονεκτήματα της φιλμ δοσιμετρίας είναι ότι τα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι αρχικά πολύ εύχρηστα και επιπλέον εξαιρετικά ακτινοευαίσθητα, ικανά για τον υπολογισμό της απορροφούμενης δόσης από φωτόνια υψηλής ενέργειας. Επίσης, έχουν υψηλή χωρική ανάλυση και υψηλή διακριτική ικανότητα, τα οποία είναι χαρακτηριστικά γενικά της φιλμ δοσιμετρίας.

Η απόκρισή τους, είναι ανεξάρτητη της ενέργειας που έχει η δέσμη της ακτινοβολίας, γεγονός που αποτελεί μεγάλο τους πλεονέκτημα. Έχει παρατηρηθεί ότι για ενέργειες φωτονίων από μερικά keV έως και MeV, η απόκλιση στην απόκριση της δέσμης είναι της τάξης του 5% . Επίσης η εξάρτησή τους από το ρυθμό δόσης είναι σχεδόν μηδαμινή.

Ένα άλλο πλεονέκτημα της φιλμ δοσιμετρίας είναι ότι λόγω του γεγονότος ότι η τιμή του ενεργού ατομικού αριθμού των φιλμ είναι κοντά στην τιμή του νερού, η συμπεριφορά των φιλμ κατά την ακτινοβόληση είναι ισοδύναμη με τους μαλακούς ιστούς.

Έτσι, η φιλμ δοσιμετρία λόγω των πολλών πλεονεκτημάτων που εμφανίζει συνηθίζεται να χρησιμοποιείται σε ιατρικές εφαρμογές, όπως για τον έλεγχο πλάνων δόσης στην ακτινοθεραπεία ή για υπολογισμό δόσεων στην ακτινοθεραπεία, βραχυθεραπεία και σε ορισμένες διαγνωστικές τεχνικές.

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Στο δεύτερο μέρος της εργασίας θα ασχοληθούμε με τη βαθμονόμηση των φιλμ που θα χρησιμοποιηθούν και με τη γραμμικοποίηση της απόκρισης δόσης του ραδιοχρωμικού συστήματος φιλμ δοσιμετρίας μέσω παραμέτρου ξ .

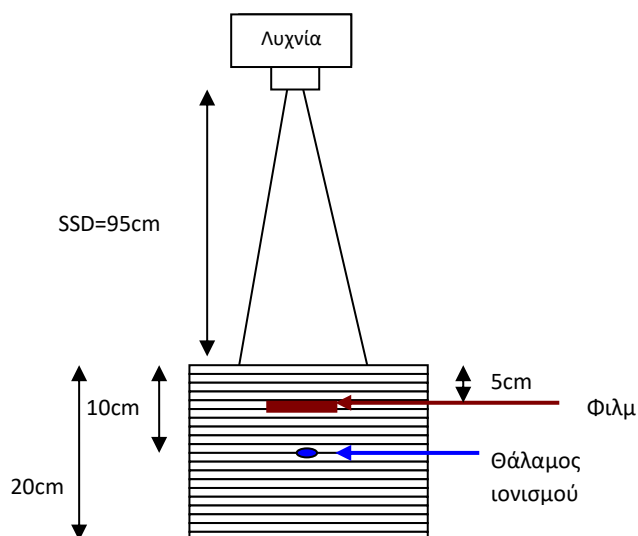
4. Βαθμονόμηση

4.1 Πειραματική διάταξη

Για το πειραματικό μέρος της εργασίας χρησιμοποιήθηκαν:

- 48 τετράγωνα κομμάτια ραδιοχρωμικού φιλμ GAFCHROMIC EBT3, διαστάσεων
- Σαρωτής Epson Perfection V750 Pro
- Γραμμικός επιταχυντής 6MV
- Θάλαμος ιονισμού PTW Farmer T30013
- Πεδίο φωτονίων διαστάσεων 10x10cm @ SAD = 100cm

Ποιοτικό σχήμα της πειραματικής διάταξης:



4.2 Πειραματική διαδικασία

Προετοιμασία πριν την ακτινοβόληση

Πριν τη διαδικασία της ακτινοβόλησης των φιλμ, χρειάζεται να προετοιμάσουμε τα φύλλα των φιλμ αριθμώντας τα με ειδικό στυλό βαφής και αν χρειαστεί τα κόβουμε σε μικρότερα κομμάτια. Το καθένα από αυτά θα εκτεθεί σε μία διαφορετική τιμή δόσης. Για τα κομμάτια του φιλμ που χρειαστεί να κοπούν, πρέπει αυτό να γίνει πολύ προσεκτικά, ώστε να διατηρηθεί όσο το δυνατόν η ομοιομορφία και το ίδιο πάχος στα επιμέρους κομμάτια του φιλμ.

Ακτινοβόληση

Κάθε φιλμ τοποθετείται στο κέντρο του ακτινοβολητή σε απόσταση 100cm από το πεδίο. Το πεδίο στοχεύει στο κέντρο του φιλμ. Μετά την ακτινοβόληση παρατηρείται αμαύρωση του φιλμ.

Σάρωση

Κατά τη φιλμ δοσιμετρία, για να πάρουμε την πληροφορία που θέλουμε ύστερα από την ακτινοβόληση, χρειάζεται να ποσοτικοποιήσουμε την απόκριση του φιλμ. Αυτό

επιτυγχάνεται με το να μετατρέψουμε το «βαθμό αμαύρωσης» του φιλμ σε απορροφούμενη δόση. Για το λόγο αυτό, είτε σαρώνουμε με ειδικούς σαρωτές (rgb) τα φιλμ, είτε μετράμε την οπτική πυκνότητά τους μέσω ειδικών οργάνων που ονομάζονται πυκνόμετρα. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήσαμε τη μέθοδο της σάρωσης και με τον τρόπο αυτό καταφέραμε να ψηφιοποιήσουμε τα ραδιοχρωμικά φιλμ.

Η λειτουργία του σαρωτή είναι να σαρώνει την επιφάνεια των φιλμ και έτσι να διέρχεται φως, από κάθε στοιχείο της εικόνας τους. Η ένταση του διερχόμενου φωτός αναφέρεται σαν τιμή στοιχείου εικόνας (Pixel Value ή αλλιώς PV). Έτσι, το φιλμ που γίνεται ψηφιακή εικόνα μετατρέπεται σε έναν πίνακα, κάθε στοιχείο του οποίου αντιστοιχεί σε ένα pixel. Σε μία έγχρωμη εικόνα, κάθε pixel της εικόνας αντιπροσωπεύεται από τρεις διαστάσεις: την ένταση του κόκκινου, του πράσινου και του μπλε χρώματος (r-g-b). Ο σαρωτής παρουσιάζει τη μεγαλύτερη ευαισθησία στο κόκκινο κανάλι. Πολλές φορές ο σαρωτής δεν αποκρίνεται ομοιόμορφα σε όλο το πεδίο σάρωσης, με ανομοιογένειες που φτάνουν το ποσοστό του 2% και είναι εντονότερες στα 2 με 3 εκατοστά μέσα από την αριστερή και δεξιά πλευρά του πεδίου σάρωσης.

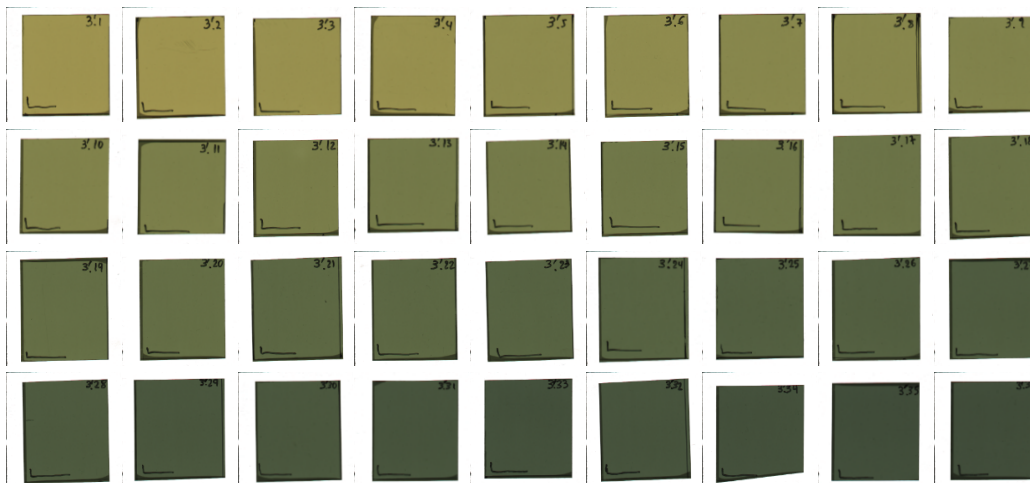
Κατά την πειραματική διαδικασία χρειάστηκε να ακολουθήσουμε τα εξής βήματα:

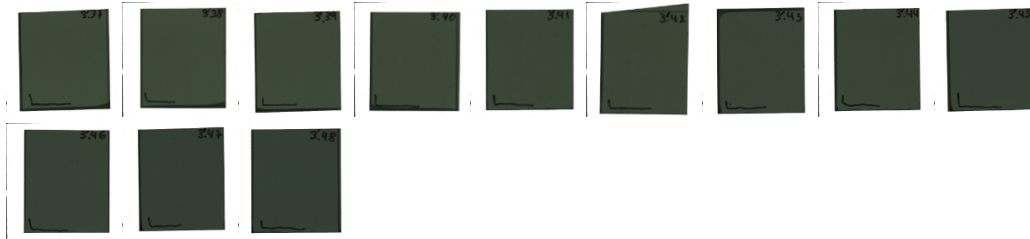
- Αρχικά ετοιμάσαμε 48 τετράγωνα κομμάτια ραδιοχρωμικού φιλμ.
- Τα φιλμάκια αυτά εν συνεχεία, με τη βοήθεια σαρωτή, τα σαρώσαμε και με τον τρόπο αυτό μετρήθηκε το αρχικό τους PV
- Ύστερα τα φιλμ τοποθετήθηκαν σε βάθος ίσο με 5cm σε ομοίωμα solid water που είχε συνολικό πάχος 20cm. (Τα 15cm που βρίσκονται κάτω από το φιλμ, δημιουργούν συνθήκες οπισθοσκέδασης της δέσμης).
- Σε απόσταση 5cm κάτω από τα φιλμ, τοποθετήθηκε ο θάλαμος ιονισμού, για να υπολογίσουμε τη δόση που χορηγήθηκε σε κάθε φιλμ και για να επιβεβαιώσουμε τη δόση που ορίστηκε από το σύστημα.
- Ορίσαμε την απόσταση μεταξύ της πηγής και της επιφάνειας του ομοιώματος στα 95cm.
- Στη συνέχεια τα φιλμ ακτινοβολήθηκαν σε γραμμικό επιταχυντή σε 24 διαφορετικές δόσεις, ανά δύο φιλμ με την ίδια δόση, όπως φαίνεται παρακάτω:

# Film EBT3	Dose to film (cGy)
1 - 2	10,71
3 - 4	26,73
5 - 6	53,48
7 - 8	79,54
9 - 10	105,78
11 - 12	132,43
13 - 14	159,09
15 - 16	185,93
17 - 18	212,4
19 - 20	265,11
21 - 22	318,3
23 - 24	372,04
25 - 26	424,2
27 - 28	477,51
29 - 30	530,95
31 - 32	583,9
33 - 34	637,46
35 - 36	691,14
37 - 38	743,6
39 - 40	789,35
41 - 42	842,42
43 - 44	893,66
45 - 46	947,34
47 - 48	1052,87

- Σκανάρουμε τα ακτινοβολημένα φιλμ ώστε να μετρήσουμε το PV του καθενός (PVafter).

Παρακάτω παρουσιάζουμε την ψηφιακή εικόνα των ακτινοβολημένων φιλμ σε αύξουσα σειρά απορροφειθήςας δόσης:





Επόμενο βήμα είναι η μέτρηση της τιμής Pixel Value, για κάθε φιλμ και για κάθε χρώμα, έτσι ώστε να ποσοτικοποιηθούν οι μετρήσεις. Επειδή την ακτινοβολία την πραγματοποιήσαμε 3 φορές για κάθε φιλμάκι, παίρνουμε τη μέση τιμή του PV για κάθε φιλμάκι και για κάθε χρώμα. Για κάθε τιμή της μέσης τιμής παίρνουμε το αντίστοιχο σφάλμα της, την τυπική απόκλιση του δείγματος, δηλαδή.

4.3 Ανάλυση πειραματικών δεδομένων

Παρακάτω δίνονται σε πίνακα οι αντίστοιχες τιμές της μέσης τιμής και της τυπικής απόκλισης για κάθε χρώμα, για κάθε φιλμάκι:

Πίνακας 1 – Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του PV του κάθε φιλμ πριν και μετά την ακτινοβολία για τα τρία χρώματα (RGB)

FILM	RED EXPOSED		RED UNEXPOSED		GREEN EXPOSED		GREEN UNEXPOSED		BLUE EXPOSED		BLUE UNEXPOSED	
	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD
1	40.683	28	42.520	26	37.949	14	39.161	21	20.554	7	21.052	12
3	39.264	17	42.665	17	37.233	13	39.290	12	20.389	1	21.114	5
5	36.583	29	42.415	9	35.713	23	39.140	9	19.955	0	21.050	4
7	34.868	20	42.744	16	34.748	13	39.375	7	19.781	1	21.148	7
9	33.207	28	42.669	26	33.650	22	39.282	20	19.498	6	21.135	12
11	31.633	33	42.734	20	32.584	25	39.353	10	19.147	7	21.148	3
13	29.770	23	42.341	12	31.271	16	39.101	9	18.742	7	21.050	7
15	28.817	24	42.653	15	30.663	18	39.330	11	18.638	7	21.151	5
17	27.661	24	42.670	13	29.765	21	39.327	7	18.404	6	21.192	4
19	25.863	33	42.776	32	28.360	35	39.389	19	17.940	7	21.164	5
21	23.784	19	42.344	7	26.608	21	39.138	6	17.368	4	21.085	6
23	22.452	17	42.593	12	25.525	15	39.333	10	17.051	3	21.183	8
25	21.368	15	42.650	15	24.531	16	39.323	12	16.743	10	21.179	2
27	20.325	14	42.725	12	23.516	18	39.361	3	16.353	2	21.164	1
29	19.033	6	42.362	24	22.219	9	39.122	20	15.823	9	21.042	11
31	18.421	8	42.728	13	21.644	12	39.398	9	15.675	3	21.187	10
33	17.501	8	42.571	15	20.714	13	39.268	11	15.319	6	21.143	7
35	16.828	4	42.640	12	19.975	2	39.341	7	15.021	6	21.170	2
37	16.111	13	42.386	17	19.155	23	39.169	13	14.661	9	21.084	2
39	15.718	12	42.670	6	18.782	21	39.376	5	14.548	7	21.197	10
41	15.157	7	42.563	14	18.146	15	39.257	9	14.297	9	21.119	3
43	14.765	7	42.621	17	17.707	16	39.316	13	14.105	5	21.153	3
45	14.191	5	42.457	27	17.080	5	39.183	19	13.762	6	21.085	3
47	13.495	14	42.730	10	16.262	27	39.397	7	13.489	12	21.219	3

Πίνακας 2 – Μέση τιμή και τυπική απόκλιση του PV του κάθε φιλμ πριν και μετά την ακτινοβόληση για τα τρία χρώματα (RGB)

FILM	RED EXPOSED		RED UNEXPOSED		GREEN EXPOSED		GREEN UNEXPOSED		BLUE EXPOSED		BLUE UNEXPOSED	
	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD	MEAN	SD
	2	40.730	30	42.642	9	37.960	22	39.252	8	20.516	5	21.077
4	38.853	37	42.405	31	36.961	29	39.120	19	20.243	12	21.032	10
6	36.761	35	42.620	20	35.838	24	39.282	16	20.022	12	21.122	6
8	34.885	39	42.699	27	34.739	25	39.323	18	19.745	4	21.117	11
10	33.187	36	42.703	44	33.627	25	39.311	30	19.451	7	21.133	18
12	31.144	28	42.353	23	32.196	18	39.096	15	18.995	1	21.040	10
14	30.037	34	42.595	21	31.514	27	39.285	13	18.875	12	21.142	9
16	19.144	36	42.566	15	30.589	28	39.246	7	18.609	14	21.104	8
18	27.374	22	42.552	39	29.520	20	39.291	25	18.305	7	21.196	12
20	25.818	18	42.601	10	28.284	20	39.264	11	17.873	6	21.111	7
22	23.752	19	42.512	33	26.594	19	39.274	20	17.371	8	21.172	13
24	22.498	18	42.594	27	25.593	20	39.318	23	17.114	9	21.170	9
26	21.315	19	42.663	13	24.428	24	39.292	14	16.664	9	21.122	10
28	20.050	8	42.308	56	23.190	9	39.094	44	16.177	10	21.067	34
30	19.264	11	42.538	18	22.432	18	39.244	11	15.948	10	21.124	7
32	18.301	15	42.582	33	21.501	25	39.300	20	15.622	11	21.157	9
34	17.519	16	42.476	35	20.662	25	39.196	25	15.263	6	21.106	17
36	16.772	15	42.416	29	19.843	22	39.193	19	14.946	12	21.107	9
38	16.276	3	42.527	18	19.331	11	39.268	10	14.773	6	21.160	5
40	15.676	7	42.575	35	18.687	17	39.296	24	14.538	5	21.159	14
42	15.221	13	42.650	31	18.159	24	39.362	22	14.292	13	21.193	11
44	14.726	19	42.472	36	17.647	31	39.199	24	14.019	14	21.097	14
46	14.326	12	42.645	41	17.168	25	39.328	32	13.879	12	21.179	15
48	13.571	14	42.765	26	16.374	26	39.410	15	13.543	15	21.200	3

Στη συνέχεια υπολογίζουμε την αλλαγή στην οπτική πυκνότητα, πριν και μετά την ακτινοβόληση, όπως και το σφάλμα της για κάθε φιλμ και για κάθε χρώμα, σύμφωνα με τους τύπους:

$$\text{netOD} = \log \frac{PV_{\text{πριν}}}{PV_{\text{μετά}}} \text{ και}$$

$$\delta \text{netOD} = \sqrt{\left(\frac{\partial \text{netOD}}{\partial PV_{\pi}} \delta PV_{\pi}\right)^2 + \left(\frac{\partial \text{netOD}}{\partial PV_{\mu}} \delta PV_{\mu}\right)^2} = \sqrt{\left(\frac{\delta PV_{\pi}}{PV_{\pi}}\right)^2 + \left(\frac{\delta PV_{\mu}}{PV_{\mu}}\right)^2}$$

Παρακάτω δίνεται η αλλαγή της οπτικής πυκνότητας, πριν και μετά την ακτινοβολήση, όπως και το σφάλμα της για κάθε φιλμ, για κάθε δόση:

Πίνακας 3 - Τιμές της netOD με το σφάλμα τους για τα τρία χρώματα (RGB)

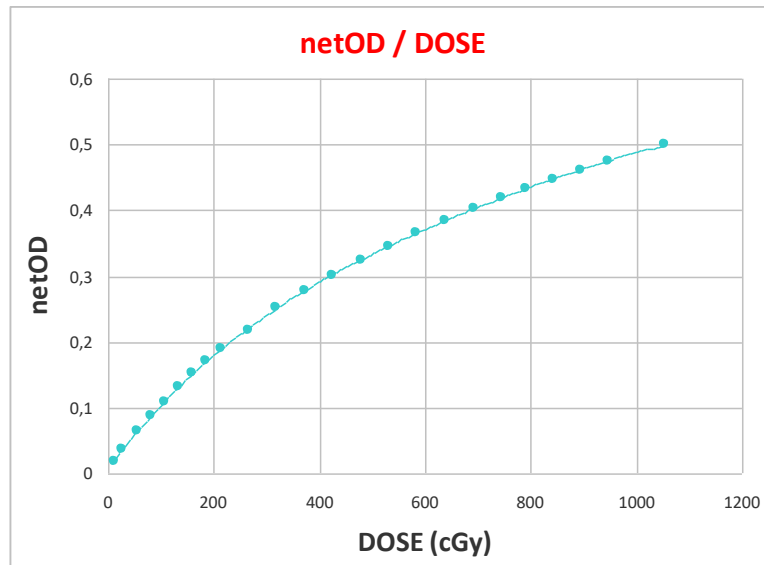
# Film	Dose (cGy)	RED		GREEN		BLUE	
		netOD	δnetOD	netOD	δnetOD	netOD	δnetOD
1	10,7	0,01918	0,00093	0,01365	0,00066	0,01039	0,00066
3	26,7	0,03607	0,00059	0,02335	0,00048	0,01518	0,00026
5	53,5	0,06423	0,00081	0,03980	0,00068	0,02319	0,00018
7	79,5	0,08845	0,00069	0,05429	0,00041	0,02902	0,00034
9	105,8	0,10889	0,00104	0,06720	0,00084	0,03500	0,00065
11	132,4	0,13063	0,00114	0,08198	0,00081	0,04315	0,00040
13	159,1	0,15298	0,00083	0,09705	0,00056	0,05044	0,00052
15	185,9	0,17030	0,00090	0,10811	0,00065	0,05493	0,00047
17	212,4	0,18825	0,00090	0,12098	0,00072	0,06127	0,00036
19	265,1	0,21852	0,00147	0,14266	0,00132	0,07178	0,00044
21	318,3	0,25051	0,00082	0,16758	0,00079	0,08422	0,00040
23	372,0	0,27808	0,00079	0,18779	0,00063	0,09424	0,00040
25	424,2	0,30017	0,00078	0,20494	0,00074	0,10206	0,00063
27	477,5	0,32264	0,00075	0,22370	0,00077	0,11201	0,00014
29	530,9	0,34747	0,00063	0,24570	0,00065	0,12380	0,00077
31	583,9	0,36539	0,00055	0,26013	0,00061	0,13085	0,00051
33	637,5	0,38604	0,00056	0,27778	0,00069	0,13995	0,00052
35	691,1	0,40380	0,00039	0,29436	0,00021	0,14901	0,00038
37	743,6	0,42009	0,00091	0,31065	0,00124	0,15778	0,00061
39	789,3	0,43373	0,00075	0,32149	0,00114	0,16346	0,00067
41	842,4	0,44843	0,00055	0,33514	0,00087	0,16942	0,00066
43	893,7	0,46040	0,00063	0,34643	0,00096	0,17602	0,00037
45	947,3	0,47593	0,00074	0,36061	0,00057	0,18529	0,00043
47	1052,9	0,50056	0,00108	0,38430	0,00166	0,19674	0,00089

Πίνακας 4 - Τιμές της netOD με το σφάλμα τους για τα τρία χρώματα (RGB)

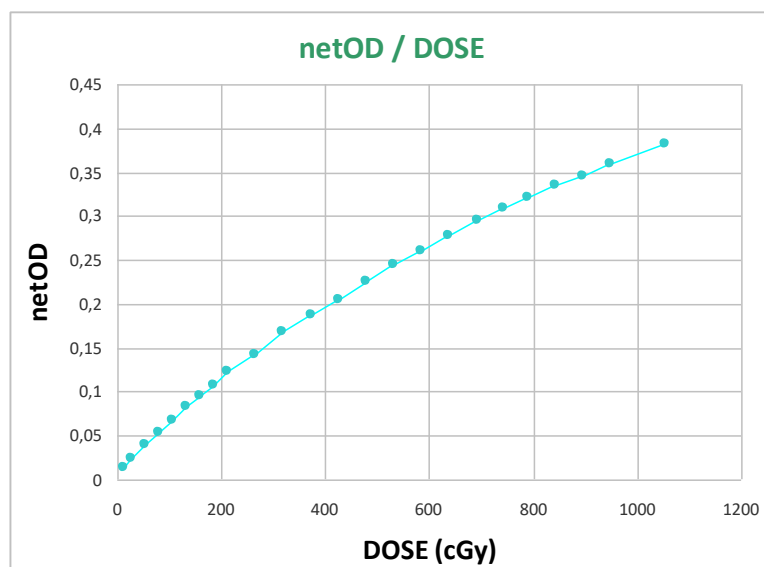
# Film	Dose (cGy)	RED		GREEN		BLUE	
		netOD	δnetOD	netOD	δnetOD	netOD	δnetOD
2	10,7	0,01992	0,00076	0,01454	0,00062	0,01172	0,00028
4	26,7	0,03800	0,00120	0,02466	0,00092	0,01661	0,00078
6	53,5	0,06423	0,00105	0,03985	0,00078	0,02322	0,00066
8	79,5	0,08777	0,00128	0,05383	0,00085	0,02917	0,00055
10	105,8	0,10949	0,00150	0,06783	0,00107	0,03602	0,00094
12	132,4	0,13351	0,00106	0,08433	0,00067	0,04441	0,00050
14	159,1	0,15171	0,00124	0,09572	0,00093	0,04926	0,00077
16	185,9	0,17097	0,00129	0,10823	0,00092	0,05465	0,00082
18	212,4	0,19158	0,00122	0,12418	0,00092	0,06368	0,00068
20	265,1	0,21750	0,00075	0,14245	0,00076	0,07230	0,00047
22	318,3	0,25282	0,00110	0,16932	0,00087	0,08594	0,00076
24	372,0	0,27721	0,00104	0,18647	0,00097	0,09238	0,00070
26	424,2	0,30136	0,00096	0,20642	0,00105	0,10296	0,00072
28	477,5	0,32430	0,00140	0,22682	0,00119	0,11472	0,00172
30	530,9	0,34403	0,00073	0,24291	0,00085	0,12209	0,00074
32	583,9	0,36674	0,00113	0,26193	0,00127	0,13170	0,00080
34	637,5	0,38463	0,00124	0,27807	0,00136	0,14075	0,00092
36	691,1	0,40294	0,00111	0,29559	0,00121	0,14991	0,00090
38	743,6	0,41710	0,00047	0,30778	0,00062	0,15605	0,00045
40	789,3	0,43391	0,00093	0,32282	0,00112	0,16300	0,00076
42	842,4	0,44747	0,00114	0,33599	0,00142	0,17110	0,00109
44	893,7	0,46001	0,00152	0,34660	0,00184	0,17751	0,00118
46	947,3	0,47375	0,00129	0,35997	0,00164	0,18355	0,00110
48	1052,9	0,49846	0,00119	0,38144	0,00161	0,19460	0,00110

Στη συνέχεια, σχεδιάζουμε για κάθε χρώμα το διάγραμμα της netOD συναρτήσεως της δόσης ,δηλαδή $netOD=f(D)$:

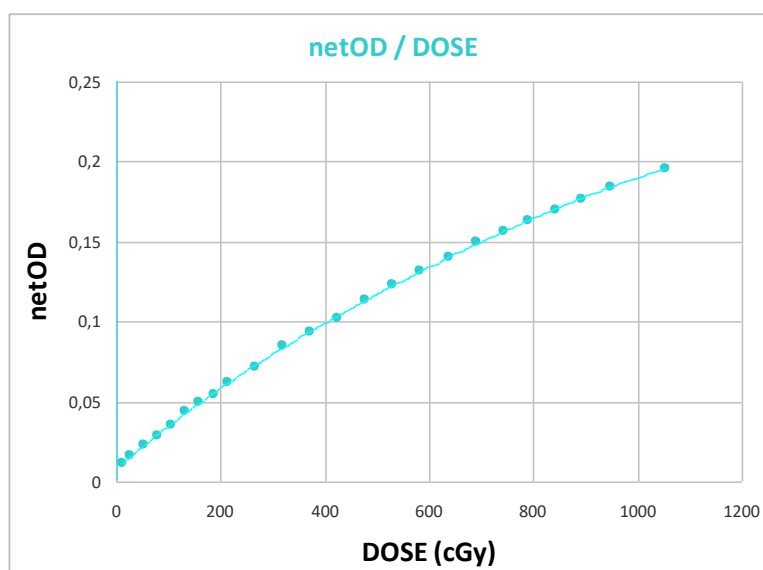
Εικόνα 1 - Γραφική παράσταση της netOD συναρτήσεως της δόσης για το κόκκινο χρώμα



Εικόνα 2 - Γραφική παράσταση της netOD συναρτήσεως της δόσης για το πράσινο χρώμα



Εικόνα 3 - Γραφική παράσταση της netOD συναρτήσει της δόσης για το μπλε χρώμα



4.4 Σχόλια

- Στη διαδικασία μέτρησης του PV, υπεισέρχονται διάφορα σφάλματα, όπως είναι το στατιστικό σφάλμα ανάγνωσης του PV από το πρόγραμμα IMAGE J, οι πιθανές ανομοιογένειες των φιλμ που πιθανόν να προέκυψαν από την κοπή του φιλμ σε μικρότερα κομμάτια, η θερμοκρασία περιβάλλοντος κ.ά.
- Από τα δεδομένα μας και την καμπύλη $D=f(\text{netOD})$, παρατηρούμε ότι όσο μεγαλώνει η δόση, τόσο μεγαλώνει η αλλαγή της οπτικής πυκνότητας των φιλμ.

5. Γραμμικοποίηση της απόκρισης δόσης του ραδιοχρωμικού συστήματος φιλμ δοσιμετρίας μέσω παραμέτρου ξ

5.1 Πειραματική διαδικασία

Παρά τα προτερήματα που έχει η δοσιμετρία για να μετρήσουμε μια σχετική κατανομή δόσης πρέπει να μετρήσουμε πρώτα την απόλυτη δόση και να μετατρέψουμε αυτές τις τιμές σε σχετικές δόσεις. Θέλουμε να βγάλουμε μια συναρτησιακή μορφή που να γραμμικοποιεί τη μή γραμμική καμπύλη απόκρισης δόσης για το ραδιοχρωμικό φιλμ δοσιμετρίας.

$$\text{Η μορφή της συνάρτησης } D = a \cdot (-1) \cdot \frac{\text{netOD}^{\left(\frac{2}{3}\right)}}{\ln(\text{netOD})} = a \cdot \zeta,$$

παρήχθη από βαθμονομημένες καμπύλες από συστήματα φιλμ δοσιμετρίας που έχουν μελετηθεί και δημοσιευτεί στην εργασία του Slobotan Devic με τίτλο Linearization of dose–response curve of the radiochromic film dosimetry system.

Για να ελέγξουμε τη μη μεταβλητότητα αυτής της συνάρτησης για το φιλμ που χρησιμοποιήθηκε το ελέγχουμε με μοντέλο φιλμ EBT3 και τα σαρώνουμε. Αυτό γίνεται για να επιβεβαιώσουμε την υπόθεσή μας ότι η συνάρτηση που προτείναμε γραμμικοποιεί την απόκριση του φιλμ.

Εάν ήταν δυνατόν να σχεδιαστεί η γραμμική σχέση δόσης – απόκρισης ως συνάρτηση συγκεκριμένης παραμέτρου ξ , που θα προκύπτει από τη μετρούμενη απορρόφηση, αυτό το σύστημα θα μπορούσε απ' ευθείας να εξάγει μετρήσεις για σχετικές κατανομές δόσης. Αυτό το σύστημα δε θα έχει αναφορές σε απόλυτες τιμές για το σύστημα δοσιμετρίας γεγονός που συνεπάγεται τη δημιουργία μιας καμπύλης βαθμονόμησης με απόλυτες τιμές.

Η ακριβής τιμή του συντελεστή α δεν απαιτείται για τη μέτρηση των σχετικών κατανομών δόσεων.

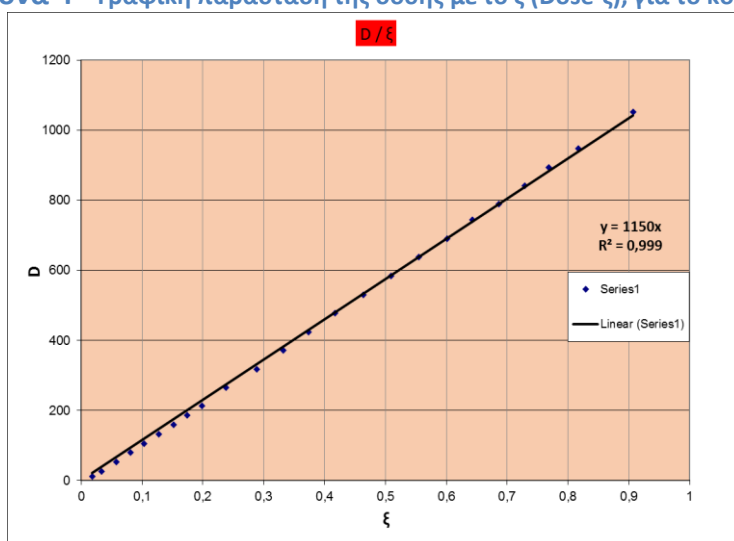
5.2 Ανάλυση πειραματικών δεδομένων

Στη συνέχεια, υπολογίζουμε την παράμετρο ξ και σχεδιάζουμε για κάθε χρώμα το διάγραμμα (Dose- ξ) :

Πίνακας 5 - Τιμές της netOD με το σφάλμα τους και παράμετρος ξ , για το κόκκινο

Dose (cGy)	RED		ξ
	netOD (M.O)	δ netOD (M.O)	
10,7	0,01955	0,00084	0,01844
26,7	0,03703	0,00090	0,03371
53,5	0,06423	0,00093	0,05842
79,5	0,08811	0,00098	0,08151
105,8	0,10919	0,00127	0,10315
132,4	0,13207	0,00110	0,12810
159,1	0,15234	0,00103	0,15159
185,9	0,17063	0,00110	0,17398
212,4	0,18991	0,00106	0,19889
265,1	0,21801	0,00111	0,23781
318,3	0,25167	0,00096	0,28892
372,0	0,27764	0,00092	0,33212
424,2	0,30076	0,00087	0,37364
477,5	0,32347	0,00108	0,41751
530,9	0,34575	0,00068	0,46384
583,9	0,36607	0,00084	0,50922
637,5	0,38534	0,00090	0,55528
691,1	0,40337	0,00075	0,60130
743,6	0,41860	0,00069	0,64257
789,3	0,43382	0,00084	0,68621
842,4	0,44795	0,00085	0,72901
893,7	0,46020	0,00107	0,76805
947,3	0,47484	0,00102	0,81722
1052,9	0,49951	0,00113	0,90698

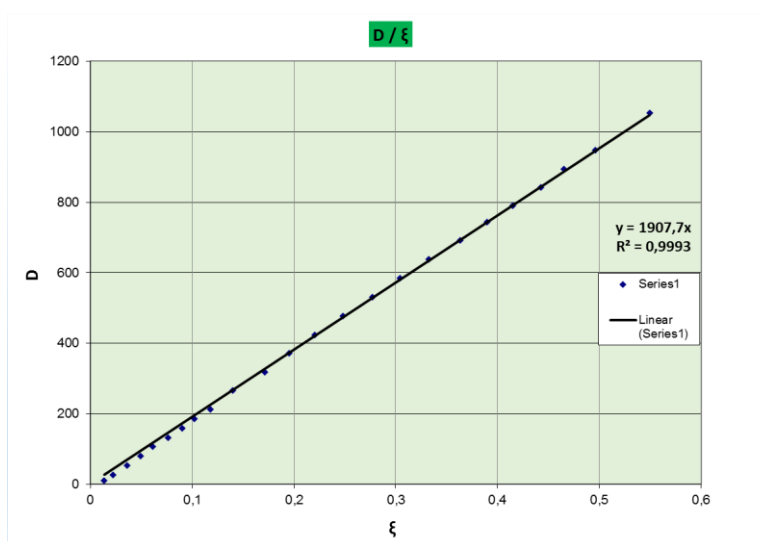
Εικόνα 4 - Γραφική παράσταση της δόσης με το ξ (Dose- ξ), για το κόκκινο



Πίνακας 6 - Τιμές της netOD με το σφάλμα τους και παράμετρος ξ, για το πράσινο

Dose (cGy)	GREEN		ξ
	netOD (M.O)	δnetOD (M.O)	
10,7	0,01409	0,00064	0,01369
26,7	0,02400	0,00070	0,02231
53,5	0,03982	0,00073	0,03618
79,5	0,05406	0,00063	0,04900
105,8	0,06752	0,00095	0,06151
132,4	0,08315	0,00074	0,07660
159,1	0,09638	0,00075	0,08986
185,9	0,10817	0,00079	0,10208
212,4	0,12258	0,00082	0,11757
265,1	0,14256	0,00104	0,14009
318,3	0,16845	0,00083	0,17125
372,0	0,18713	0,00080	0,19521
424,2	0,20568	0,00089	0,22033
477,5	0,22526	0,00098	0,24838
530,9	0,24430	0,00075	0,27729
583,9	0,26103	0,00094	0,30410
637,5	0,27793	0,00102	0,33261
691,1	0,29498	0,00071	0,36296
743,6	0,30922	0,00093	0,38960
789,3	0,32215	0,00113	0,41487
842,4	0,33556	0,00115	0,44223
893,7	0,34651	0,00140	0,46549
947,3	0,36027	0,13887	0,49595
1052,9	0,38287	0,00164	0,54921

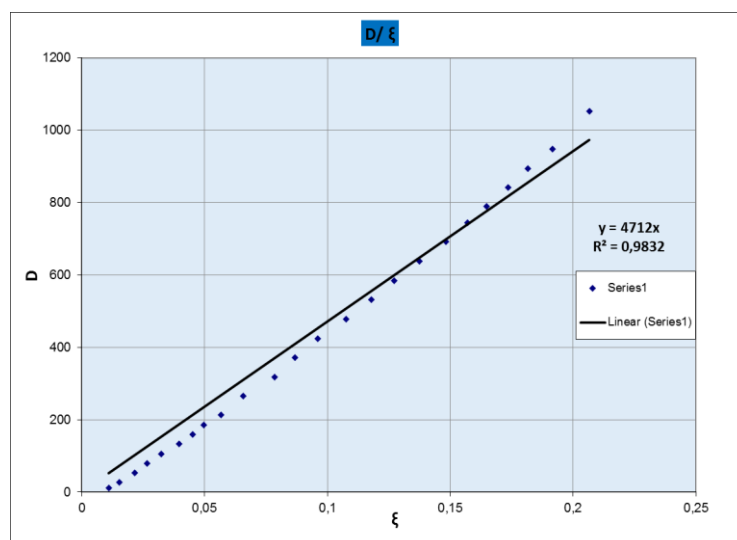
Εικόνα 5 - Γραφική παράσταση της δόσης με το ξ (Dose-ξ), για το πράσινο



Πίνακας 7 - Τιμές της netOD με το σφάλμα τους και παράμετρος ξ, για το μπλε

Dose (cGy)	BLUE		ξ
	netOD (M.O)	δnetOD (M.O)	
10,7	0,01106	0,00047	0,01102
26,7	0,01590	0,00052	0,01527
53,5	0,02320	0,00042	0,02162
79,5	0,02909	0,00044	0,02674
105,8	0,03551	0,00080	0,03237
132,4	0,04378	0,00045	0,03971
159,1	0,04985	0,00064	0,04517
185,9	0,05479	0,00064	0,04967
212,4	0,06247	0,00052	0,05678
265,1	0,07204	0,00046	0,06581
318,3	0,08508	0,00058	0,07851
372,0	0,09331	0,00055	0,08674
424,2	0,10251	0,00067	0,09616
477,5	0,11336	0,00093	0,10759
530,9	0,12294	0,00075	0,11796
583,9	0,13128	0,00065	0,12721
637,5	0,14035	0,00072	0,13754
691,1	0,14946	0,00064	0,14817
743,6	0,15692	0,00053	0,15708
789,3	0,16323	0,00071	0,16478
842,4	0,17026	0,00088	0,17351
893,7	0,17676	0,00077	0,18175
947,3	0,18442	0,00077	0,19165
1052,9	0,19567	0,00099	0,20661

Εικόνα 6 - Γραφική παράσταση της δόσης με το ξ (Dose-ξ), για το μπλε



5.3 Σχόλια

- Υπολογίσαμε την παράμετρο ξ που συνδέεται με netOD και έχει γραμμική εξάρτηση με τη δόση.
- Επιβεβαιώνεται από τα παραπάνω διαγράμματα ότι υπάρχει γραμμική εξάρτηση της δόσης με το ξ .
- Γραμμικοποιώντας υπολογίζουμε τη σχετική δοσημετρία.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Ιατρική Φυσική, Διαγνωστικές και Θεραπευτικές εφαρμογές των ακτινοβολιών,2008.
2. Σημειώσεις Υγειοφυσικής, Λουκάς Σακελλίου,1994
3. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects, *Slobodan Devic , Nada Tomic, David Lewis, 3/2016*
4. Physica Medica, Radiochromic film dosimetry: Past, Present and Future, *Slobodan Devic ,11/2010*
5. Linearization of dose–response curve of the radiochromic film dosimetry system, *Slobodan Devic and Nada Tomic, 7/2012*