



**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ**

ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ-ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ
ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ-ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ,
ΤΟΥ ΒΙΟΛΟΓΙΚΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΦΥΣΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ ΤΟΥ ΕΘΝΙΚΟΥ
ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΑΘΗΝΩΝ, ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ
ΤΟΥ ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ, ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ
ΤΟΥ ΔΗΜΟΚΡΙΤΕΙΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΘΡΑΚΗΣ, ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ
ΤΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ, ΤΟΥ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΤΜΗΜΑΤΟΣ
ΤΟΥ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ ΚΡΗΤΗΣ
(ΥΠΟΥΡΓΙΚΗ ΑΠΟΦΑΣΗ ΑΡ. Β7/371/12.8.98., ΦΕΚ 942/2.9.98 Τ.Β.)

**ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ
ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ**

Κωνσταντίνα Καραβά
Φυσικός Νοσοκομείου - Ακτινοφυσικός Ιατρικής

ΔΙΔΑΚΤΟΡΙΚΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2013

«Η έγκριση της διδακτορικής διατριβής από την Ιατρική Σχολή του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων δεν υποδηλώνει αποδοχή των γνωμών του συγγραφέα Ν. 5343/32, άρθρο 202, παράγραφος 2 (νομική κατοχύρωση του Ιατρικού Τμήματος)».

Ένταξη για εκπόνηση Διδακτορικής Διατριβής στο Διαπανεπιστημιακό –Διατμηματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών σπουδών «Ιατρική Φυσική -Ακτινοφυσική» της κ. Καραβά Κωνσταντίνας: 26-4-2004

Ορισμός Τριμελούς Συμβουλευτικής επιτροπής: 26-4-2004 σύμφωνα με απόφαση της Διατμηματικής Συνέλευσης Ειδικής Σύνθεσης ΠΜΣ στην «Ιατρική Φυσική –Ακτινοφυσική».

ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ:

Καλέφ –Εζρά Τζων Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, επιβλέπων

Εμφιετζόγλου Δημήτριος Λέκτορας Ιατρικής Φυσικής –Ακτινοφυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, μέλος

Κάππας Κωνσταντίνος Αναπληρωτής Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής του Τμήματος Ιατρικής της Σχολής Επιστημών Υγείας του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας, μέλος

Ορισμός Θέματος: 26-4-2004

«Δοσιμετρία Διεπιφανειών στην Ακτινοθεραπεία»

ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ:

Αργυροπούλου Μαρία	Καθηγήτρια Ακτινολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Καλέφ –Εζρά Τζων	Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Κάππα Κωνσταντίνο	Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Δημητρίου Παναγιώτη	Αναπληρωτή Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής ΕΚΠΑ
Τσέκερης Περικλής	Αναπληρωτής Καθηγητής Ακτινοθεραπείας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Εμφιετζόγλου Δημήτριος	Επίκουρος Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής – Ακτινοφυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων
Θεοδώρου Κυριακή	Επίκουρη Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής-Πληροφορικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Θεσσαλίας

Έγκριση Διδακτορικής Διατριβής με βαθμό «ΑΡΙΣΤΑ» στις 15-12-2012

ΠΡΟΕΔΡΟΣ ΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΣΧΟΛΗΣ

Μαργαρίτα Τζαφλίδου

Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής



Η Γραμματέας της Σχολής

ΜΑΡΙΑ ΚΑΠΙΤΟΠΟΥΛΟΥ

Αφιερώνεται στο σύζυγό μου
Παναγιώτη

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η διατριβή αυτή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων.

Φτάνοντας στην ολοκλήρωση της διδακτορικής διατριβής, κλείνει ένα σημαντικό κεφάλαιο ζωής αυτό των μεταπτυχιακών σπουδών και είναι η στιγμή που συνειδητοποιείς την συνολική πορεία, τους ανθρώπους που την επηρέασαν και στάθηκαν δίπλα σου προκειμένου να φέρεις σε πέρας αυτή την επίπονη προσπάθεια. Σε αυτούς τους ανθρώπους λοιπόν θέλω να αναφερθώ και να τους ευχαριστήσω θερμά για την σημαντική βοήθεια και υποστήριξη που μου προσέφεραν όλα αυτά τα χρόνια.

Θέλω να εκφράσω ξεχωριστά τις θερμές ευχές μου στον Επιβλέποντα Καθηγητή μου κ. Τζών Καλέφ-Εζρά, Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, για την πολύτιμη συνεισφορά του όχι μόνο κατά τη διάρκεια της διδακτορικής μου διατριβής αλλά καθ'όλη την πορεία μου η οποία ξεκίνησε το 1999 ως προπτυχιακή φοιτήτρια στο Εργαστήριο της Ιατρικής Φυσικής. Τον ευχαριστώ για την εμπιστοσύνη και την ανεκτικότητα που έδειξε στο πρόσωπό μου όλα αυτά τα χρόνια, για την στήριξη και την πολύπλευρη μέριμνά του για την εκπόνηση αυτής της διατριβής. Τον ευχαριστώ για όλα όσα μου προσέφερε τόσο σε επιστημονικό επίπεδο όσο και σε επίπεδο ανθρώπινων σχέσεων.

Παράλληλα θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τα άλλα δύο μέλη της Τριμελούς Συμβουλευτικής Επιτροπής τον κ. Κωνσταντίνο Κάππα, Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής Πανεπιστημίου Θεσσαλίας και τον κ. Δημήτρη Εμφιετζόγλου, Επίκουρο Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για την κατανόηση και άμεση ανταπόκριση κάθε φορά που χρειαζόμουν τη βοήθειά τους. Στο σημείο αυτό αισθάνομαι επίσης την ανάγκη να απευθύνω ένα μεγάλο ευχαριστώ σε όλα τα μέλη της Επταμελούς Εξεταστικής Επιτροπής που με τίμησαν με την συμμετοχή τους, με υποστήριξαν και έδειξαν ενδιαφέρον στην προσπάθειά μου αυτή.

Τις θερμές ευχαριστίες μου θα ήθελα να εκφράσω προς το προσωπικό του Τμήματος Ακτινοθεραπευτικής Ογκολογίας του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Ιωαννίνων για τις διευκολύνσεις που μου παρείχαν και την εμπιστοσύνη με την οποία με περιέβαλλαν κατά τη διεξαγωγή των πειραματικών μου μετρήσεων. Ιδιαίτερες ευχαριστίες οφείλω στον κ. Περικλή Τσέκερη, Αναπληρωτή Καθηγητή Ακτινοθεραπευτικής Ογκολογίας Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για το ενδιαφέρον και την ακούραστη καθοδήγηση από την περίοδο της πρακτικής μου άσκησης.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ οφείλω στις Φυσικούς Νοσοκομείου-Ακτινοφυσικούς Ιατρικής και φίλες κα. Βασιλική Παπαθανασοπούλου και κα. Ευτυχία Τζίμα για την

πολύτιμη βοήθεια και τη φιλία που μου προσέφεραν απλόχερα όλο αυτό το διάστημα της παραμονής μου στα Ιωάννινα.

Ο ακαδημαϊκός κύκλος των ευχαριστιών μου δεν μπορεί να κλείσει χωρίς να ευχαριστήσω τα μέλη του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής για την εγκαρδιότητα με την οποία με αντιμετώπισαν. Ιδιαιτέρως θα ήθελα να ευχαριστήσω την κα. Ματθίλδη Εσκινατζή, μέλος Ε.Τ.Ε.Π. της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για το αμείωτο ενδιαφέρον, τις εποικοδομητικές συζητήσεις και κυρίως τις συμβουλές της.

Περνώντας στη νεώτερη γενιά του Εργαστηρίου θα ήθελα να ευχαριστήσω την κα. Αργυρώ Ξενογιώργη, την κα. Νίκη Δούκα, την κα. Σόνια Μακαρονά και τον κ. Χρήστο Μπούση για την όμορφη παρέα που κάναμε στο χώρο του εργαστηρίου. Επίσης, ένα ευχαριστώ οφείλω στην κα. Ευγενία Βεζυργιάννη και κα. Ματίνα Καννελοπούλου για την συνεργασία μας.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω από καρδιάς τη φίλη μου Ιωάννα Κυριακού για την κατανόησή της, τη συνεχή της παρότρυνση και την πάντα θετική της διάθεση.

Τέλος, ένα απέραντο ευχαριστώ οφείλω στους δικούς μου ανθρώπους, που χωρίς την αγάπη, την συμπαράσταση, παρότρυνση, ενθάρρυνση και ψυχολογική υποστήριξη, η ολοκλήρωση της παρούσας διατριβής δεν θα ήταν ποτέ εφικτή, τους γονείς μου Κώστα και Ναυσικά, την αδερφή μου Ρούλα, τη γιαγιά μου Ταμάρα και κυρίως το σύζυγό μου Παναγιώτη ο οποίος πέρα των άλλων, υπήρξε η κινητήριος δύναμη σε αυτή μου την προσπάθεια, με βοήθησε ουσιαστικά με τις γνώσεις του και με συντρόφεψε υπομονετικά και ακούραστα κατά τη διάρκεια των πειραμάτων μου.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

1	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
1.2	ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	4
2	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 - ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΣ-ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ.....	5
2.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	5
2.2	ΑΝΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΕΣ ΧΑΜΗΛΟΥ ΑΤΟΜΙΚΟΥ ΑΡΙΘΜΟΥ.....	6
2.2.1	Αέριες κοιλότητες.....	6
2.2.2	Πνεύμονες	9
2.3	ΟΣΤΑ ΚΑΙ ΑΝΟΜΟΙΟΓΕΝΕΙΕΣ ΥΨΗΛΟΥ ΑΤΟΜΙΚΟΥ ΑΡΙΘΜΟΥ	11
2.3.1	Οστά.....	11
2.3.2	Ανομοιογένειες υψηλού ατομικού αριθμού	12
2.4	ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ.....	13
2.4.1	Ακτινοβόληση με δέσμες φωτονίων.....	13
2.4.2	Ακτινοβόληση με δέσμες ηλεκτρονίων	21
2.4.3	Ακτινοβόληση με δέσμες νετρονίων	22
3	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3-ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΜΕ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΑ ΦΙΛΜ	23
3.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	23
3.2	ΔΟΣΙΜΕΤΡΑ 2D	23
3.3	ΕΙΔΗ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΩΝ ΦΙΛΜ	25
3.3.1	FWT-60 nylon.....	25
3.3.2	Gafchromic φιλμ.....	25
3.4	ΠΕΡΙΓΡΑΦΗ ΠΑΡΑΓΟΝΤΩΝ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΗΝ ΑΠΟΚΡΙΣΗ ΤΩΝ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΩΝ ΦΙΛΜ.	28
3.4.1	Μηχανισμός.....	28
3.4.2	Ενδογενής διακριτική ικανότητα	28
3.4.3	Ευαισθησία.....	29
3.4.4	Καμπύλη απορρόφησης	29
3.4.5	Μεταβολή του χρωματισμού μετά την ακτινοβόληση.....	29
3.4.6	Πολωμένο φως	30
3.4.7	Ενεργειακή εξάρτηση	30
3.4.8	Εξάρτηση από το ρυθμό δόσης και την κλασματοποίηση δόσης.....	31
3.4.9	Ομοιογένεια Φιλμ.....	32
3.4.10	Περιβαλλοντικές συνθήκες.....	33
3.4.11	Χειρισμός των ραδιοχρωμικών φιλμ.....	34
3.5	ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΤΩΝ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΩΝ ΦΙΛΜ	35
3.5.1	Οπτικό πυκνόμετρο	36
3.5.2	Σαρωτές εγγράφων.....	38
3.6	ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΩΝ ΦΙΛΜ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ.....	39
3.6.1	Δοσιμετρία στη βραχυθεραπεία	39
3.6.2	IMRT Ποιοτικός Έλεγχος	40
3.6.3	Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική δοσιμετρία.....	40
3.6.4	Δοσιμετρία στην περιοχή της παρασκιάς από ακτινοθεραπευτικές δέσμες....	40
3.6.5	Δοσιμετρία μικροδεσμών στην ακτινοθεραπεία	40
3.6.6	Δοσιμετρία δεσμών πρωτονίων	41
3.6.7	Δοσιμετρία «θερμών» σωματιδίων	41
4	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4- ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ.....	43

4.1	ΥΛΙΚΑ.....	43
4.1.1	Ραδιοχρωμικά Φιλμ.....	43
4.1.2	Σαρωτής Εγγράφων.....	45
4.1.3	Λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας.....	47
4.1.4	Ομοίωμα και υλικά ανομοιογενειών.....	49
4.1.5	Μονάδες ακτινοβολήσης.....	49
4.2	ΜΕΘΟΔΟΙ.....	49
4.2.1	Μεθοδολογία μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ.....	49
4.2.2	Έλεγχος σαρωτή εγγράφων.....	51
4.2.3	Χαρακτηριστικά απόκρισης των ραδιοχρωμικών φιλμ.....	53
4.2.4	Δοσιμετρία Διεπιφανειών.....	55
5	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	61
5.1	ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΤΩΝ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΩΝ ΦΙΛΜ	61
5.1.1	Έλεγχος του σαρωτή εγγράφων	61
5.1.2	Απόκριση των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου MD-55	70
5.1.3	Απόκριση Ραδιοχρωμικών Φιλμ τύπου HD-810.....	80
5.2	ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ.....	85
5.2.1	Εξάρτηση από το πάχος της ανομοιογένειας	85
5.2.2	Εξάρτηση από το βάθος που τοποθετείται η ανομοιογένεια	91
5.2.3	Εξάρτηση από το σημείο μέτρησης.....	92
5.2.4	Εξάρτηση από τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας.....	96
5.2.5	Εξάρτηση από τη γωνία ακτινοβολήσης.....	97
5.2.6	Εξάρτηση από την ατομική σύσταση της ανομοιογένειας.....	98
5.2.7	Εξάρτηση από την ενέργεια.....	99
6	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 - ΣΥΖΗΤΗΣΗ	101
6.1	ΈΛΕΓΧΟΣ ΣΑΡΩΤΗ ΕΓΓΡΑΦΩΝ.....	101
	A. Ομοιογένεια μέτρησης:.....	101
	B. Ακρίβεια αποστάσεων:.....	102
	Γ. Χρόνος προθέρμανσης σαρωτή:.....	102
	Δ. Επαναλαμβανόμενες συνεχείς σαρώσεις ενός φιλμ:	103
6.2	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΑΠΟΚΡΙΣΗΣ ΤΩΝ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΩΝ ΦΙΛΜ	103
6.2.1	Εξάρτηση από την απορροφούμενη δόση	103
6.2.2	Δυναμική περιοχή δόσεων.	105
6.2.3	Επίδραση της καθυστερημένης μέτρησης στο σήμα των MD-55.	106
6.2.4	Επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης και ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση.....	107
6.2.5	Επίδραση της πλευράς του φιλμ που σαρώνεται	108
6.2.6	Σύγκριση της απόδοσης των τεχνικών σάρωσης.....	108
6.3	ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ.....	109
6.3.1	Εξάρτηση από το πάχος της ανομοιογένειας	109
6.3.2	Εξάρτηση από το βάθος.....	110
6.3.3	Εξάρτηση από την απόσταση μέτρησης από την ανομοιογένεια	110
6.3.4	Εξάρτηση από τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας.....	111
6.3.5	Εξάρτηση από τη γωνία ακτινοβολήσης.....	112
6.3.6	Εξάρτηση από τον ατομικό αριθμό της ανομοιογένειας.....	113
6.3.7	Εξάρτηση από την ενέργεια της δέσμης φωτονίων	115
7	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	119
8	ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ.....	123

9	ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ	125
10	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ	127
11	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΕΛΛΗΝΙΚΗ.....	143
12	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	145
12.1	ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΣΚΙΑΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΩΝ ΠΕΔΙΩΝ ΜΕ ΤΗ ΧΡΗΣΗ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΩΝ ΦΙΛΜ ΚΑΙ ΤΙΣ ΔΥΟ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΑΡΩΣΗΣ	145

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1: Χημική σύσταση α) και φυσικές παράμετροι β) τριών τύπων μεταλλικών προθέσεων (Reft και συν. 2003).	13
Πίνακας 2.2: Εμβέλεια των ηλεκτρονίων στο νερό (Regulla και Leischner 1983).	17
Πίνακας 4.1: Τεχνικά χαρακτηριστικά ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 και HD-810	45
Πίνακας 4.2: Τεχνικά χαρακτηριστικά σαρωτή εγγράφων	46
Πίνακας 5.1: Αριθμός εικονοστοιχείων προς συνολικά εικονοστοιχεία επί τοις εκατό για την όλη την ενεργή επιφάνεια του σαρωτή και κεντρικά αυτής ($2 \times 2 \text{ cm}^2$) κατά την τεχνική της διέλευσης και την ανάλυση της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας.	66
Πίνακας 5.2: Γεωμετρική ακρίβεια σαρωτή κατά τη χρήση μεταβαλλόμενων dpi.	68
Πίνακας 5.3: Ανάλυση των τριών χρωματικών συνιστωσών της εικόνας με την τεχνική της διέλευσης.	72
Πίνακας 5.4: Ανάλυση των τριών χρωματικών συνιστωσών της εικόνας με την τεχνική της ανάκλασης.	72
Πίνακας 5.5: Επέκταση δυναμικής περιοχής μέτρησης ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55.	74
Πίνακας 5.6: Αξιοπιστία στον προσδιορισμό της δόσης με την κάθε τεχνική και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.	78
Πίνακας 5.7: Αξιοπιστία στον προσδιορισμό της δόσης με την κάθε τεχνική και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.	83
Πίνακας 5.8: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το πάχος της ανομοιογένειας	91
Πίνακας 5.9: Μέγιστες τιμές του παράγοντα BSDF σε απόσταση 0.22 mm από τη διεπιφάνεια και πάχη κορεσμού ανά ανομοιογένεια, τεχνική και χρησιμοποιούμενη ενέργεια.....	91
Πίνακας 5.10: Τιμές του παράγοντα BSDF για διαφορετικά βάθη που τοποθετείται η κάθε ανομοιογένεια μέσα στο ομοίωμα για ενέργεια Co-60 με τη χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 και HD-810.....	92
Πίνακας 5.11: Τιμές του παράγοντα BSDF και της επιφανειακής πυκνότητας (ρ_x) για ανομοιογένεια αλουμινίου.	94
Πίνακας 5.12: Τιμές του παράγοντα BSDF και της επιφανειακής πυκνότητας (ρ_x) για ανομοιογένεια χαλκού.	95
Πίνακας 5.13: Τιμές του παράγοντα BSDF και της επιφανειακής πυκνότητας (ρ_x) για ανομοιογένεια μολύβδου.	95
Πίνακας 5.14: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την επιφανειακή πυκνότητα (ρ_x), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της εκάστοτε ανομοιογένειας για ενέργεια Co-60 και 6MV.....	96
Πίνακας 5.15: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από τη γωνία ακτινοβολήσης (θ) για ενέργεια Co-60 κάνοντας χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810.	98
Πίνακας 5.16: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού.	99
Πίνακας 5.17: Τιμές του παράγοντα BSDF από πηγή Co-60 και φωτόνια 6 MV για αποστάσεις (x), 0.004, 0.12 και 0.22 mm από την ανομοιογένεια.....	99
Πίνακας 6.1: Συγκεντρωτικός πίνακας με τις τιμές του παράγοντα BSDF που μετρήθηκαν στην παρούσα εργασία και σε εργασία με την ίδια μεθοδολογία σε συνάρτηση με την ενέργεια των φωτονίων	117
Πίνακας 6.2: Συγκριτικά αποτελέσματα από διάφορες μελέτες των τιμών του BSDF σε συνάρτηση με την ενέργεια.	118

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ

Σχήμα 2.1: Διορθωτικοί παράγοντες δόσης κατά την ακτινοβόληση ανομοιογένειας πνεύμονα πάχους 10 cm με φωτόνια 15 MV σε συνάρτηση με το βάθος α) για πεδία ακτινοβολίας 5×5 , 10×10 και 20×20 cm ² , β) για πυκνότητα 0.015, 0.18 και 0.31 g/cm ³ (Rice και συν. 1988).....	9
Σχήμα 2.2: Φάσμα πρωτογενών και συνολικών φωτονίων καθώς και δευτερογενών ηλεκτρονίων στην περιοχή εισόδου της δέσμης η οποία εκτείνεται από 0-2 mm από τη διεπιφάνεια νερού-μολύβδου κατά την ακτινοβόληση με δέσμη φωτονίων 15 MV, πεδίο διαστάσεων 10×10 cm ² και SSD 100 cm με και χωρίς την παρουσία ανομοιογένειας μολύβδου πάχους 1 mm τοποθετημένης σε ομοίωμα νερού σε βάθος 10 cm (Li και συν. 1999).....	16
Σχήμα 2.3: Απλοποιημένη απεικόνιση των τριών συνιστωσών της προκύπτουσας δόσης στην περιοχή εισόδου της ανομοιογένειας μεγάλου ατομικού αριθμού κατά την ακτινοβόληση με δέσμη φωτονίων (Das και Kahn 1989).....	18
Σχήμα 4.1: Δομή ραδιοχρωμικού φιλμ MD-55 (σχηματικά).....	43
Σχήμα 4.2: Δομή ραδιοχρωμικού φιλμ HD-810 (σχηματικά).....	44
Σχήμα 4.3: Πειραματική διάταξη μέτρησης του παράγοντα BSDF.....	56
Σχήμα 5.1: Μεταβολή της αμαύρωσης S ενός μη ακτινοβολημένου φιλμ σε διάφορες χρονικές στιγμές από την έναρξη λειτουργίας του σαρωτή εγγράφων με τη τεχνική της διέλευσης και την ανάλυση της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.	61
Σχήμα 5.2: Μεταβολή της αμαύρωσης S ενός ομοιογενώς ακτινοβολημένου φιλμ σε δόση 5.0 Gy σε διάφορες χρονικές στιγμές από την έναρξη λειτουργίας του σαρωτή εγγράφων με την τεχνική της διέλευσης και την ανάλυση της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.	62
Σχήμα 5.3: Μεταβολή της αμαύρωσης S ενός ομοιογενώς ακτινοβολημένου φιλμ σε δόση 5.0 Gy σε διάφορες χρονικές στιγμές από την έναρξη λειτουργίας του σαρωτή εγγράφων με την τεχνική της ανάκλασης και την ανάλυση της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.	62
Σχήμα 5.4: Ιστόγραμμα της αμαύρωσης S των εικονοστοιχείων της ενεργής επιφάνειας του σαρωτή με την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.	64
Σχήμα 5.5: Ιστόγραμμα της αμαύρωσης S των εικονοστοιχείων της ενεργής επιφάνειας του σαρωτή με την τεχνική της ανάκλασης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.	64
Σχήμα 5.6: Αριθμός εικονοστοιχείων προς συνολικά εικονοστοιχεία επί τοις εκατό σε συνάρτηση με την αμαύρωση S των εικονοστοιχείων όλης της ενεργής επιφάνειας κατά την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.	65
Σχήμα 5.7: Αριθμός εικονοστοιχείων προς συνολικά εικονοστοιχεία επί τοις εκατό σε συνάρτηση με την αμαύρωση S των εικονοστοιχείων κεντρικής περιοχής ενεργής επιφάνειας διαστάσεων 2×2 cm ² κατά την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.	65
Σχήμα 5.8: Προφίλ της αμαύρωσης S για την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας με τη τεχνική της διέλευσης κεντρικά της ενεργής περιοχής διαστάσεων 4×15 cm ² , όπως προέκυψαν αναλύοντας: α) τον κατακόρυφο και β) τον οριζόντιο άξονα.	66
Σχήμα 5.9: Μέση τιμή της αμαύρωσης S από προφίλ που λήφθηκαν κάθε 1.0 και 0.5 cm για όλη την ενεργή επιφάνεια του σαρωτή με την τεχνική της διέλευσης και αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας α) κατά τον κατακόρυφο και β) τον οριζόντιο άξονα.....	67

Σχήμα 5.10: Έλεγχος γεωμετρικής ακρίβειας σαρωτή μέσω σάρωσης με 300 dpi κλίμακας: α) κατά την κατεύθυνση σάρωσης και β) κάθετα σε αυτήν.	68
Σχήμα 5.11: Μακρόχρονη επαναληψιμότητα του σαρωτή εγγράφων.	69
Σχήμα 5.12: Καμπύλες βαθμονόμησης των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 με την τεχνική της διέλευσης α) και την τεχνική της ανάκλασης β) αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.	70
Σχήμα 5.13: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την OD με την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.	71
Σχήμα 5.14: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την αμαύρωση S με την τεχνική της ανάκλασης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.	71
Σχήμα 5.15: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την OD για την πράσινη και μπλε χρωματική συνιστώσα της εικόνας με την τεχνική της διέλευσης.	73
Σχήμα 5.16: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την αμαύρωση S για την κόκκινη, πράσινη και μπλε χρωματική συνιστώσα της εικόνας με την τεχνική της ανάκλασης.	73
Σχήμα 5.17: Σύγκριση των δύο τεχνικών σάρωσης ως προς την επί της εκατό απόκλιση μεταξύ της μετρούμενης και της ονομαστικής τιμής δόσης σύμφωνα με τις σχέσεις.	74
Σχήμα 5.18: Διορθωτικός παράγοντας για την καθυστερημένη μέτρηση της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.	75
Σχήμα 5.19: Διορθωτικός παράγοντας για την καθυστερημένη μέτρηση της πράσινης χρωματικής συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.	75
Σχήμα 5.20: Διορθωτικός παράγοντας για την καθυστερημένη μέτρηση της μπλε χρωματικής συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.	76
Σχήμα 5.21: Μεταβολή του συντελεστή μεταβλητότητας επί τοις εκατό (CV%) α) και της τυπικής απόκλισης $sd(D_i)$ β) σε συνάρτηση με τη δόση με την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας.	77
Σχήμα 5.22: Μεταβολή του συντελεστή μεταβλητότητας επί τοις εκατό (CV%) α) και της τυπικής απόκλισης $sd(D_i)$ β) σε συνάρτηση με τη δόση με την τεχνική της ανάκλασης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας.	77
Σχήμα 5.23: Επίδραση στη μετρούμενη τιμή δόσης του προσανατολισμού των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 κατά την τοποθέτησή τους στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή.	79
Σχήμα 5.24: Καμπύλη βαθμονόμησης ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 με την τεχνική της διέλευσης και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.	80
Σχήμα 5.25: Καμπύλη βαθμονόμησης ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 με την τεχνική της ανάκλασης και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.	80
Σχήμα 5.26: Ποσοστιαία απόκλιση στην υπολογιζόμενη τιμή της δόσης κάνοντας χρήση την καμπύλη βαθμονόμησης των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 με την τεχνική της διέλευσης και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.	81
Σχήμα 5.27: Τυπική απόκλιση στο προσδιορισμό της δόσης σε συνάρτηση με τη δόση (α) και ποσοστιαία επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από φιλμ σε φιλμ με την χρήση της τεχνικής της διέλευσης και αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810.	82
Σχήμα 5.28: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την OD για τις τρεις χρωματικές συνιστώσες της ψηφιακής εικόνας των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης.	82
Σχήμα 5.29: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την αμαύρωση S για τις τρεις χρωματικές συνιστώσες της ψηφιακής εικόνας των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 εφαρμόζοντας την τεχνική της ανάκλασης.	83
Σχήμα 5.30: Επίδραση στη μετρούμενη τιμή δόσης του προσανατολισμού των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 κατά την τοποθέτησή τους στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή.	84

Σχήμα 5.31: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας αλουμινίου που προσδιορίσθηκε με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).	85
Σχήμα 5.32: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας ατσαλιού με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).	86
Σχήμα 5.33: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας χαλκού με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).....	87
Σχήμα 5.34: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας μολύβδου με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).....	88
Σχήμα 5.35: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας με τις δύο τεχνικές μέτρησης για ενέργεια φωτονίων από Co-60.	89
Σχήμα 5.36: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας για ενέργεια Co-60 και την τεχνική της διέλευσης.	89
Σχήμα 5.37: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας για ενέργεια Co-60 και την τεχνική της ανάκλασης.	90
Σχήμα 5.38: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας για ενέργεια 6 MV και την τεχνική της διέλευσης.	90
Σχήμα 5.39: Μεταβολή του παράγοντα BSDF του μολύβδου σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας για φωτόνια από πηγή Co-60 κάνοντας χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου HD-810 και MD-55.	92
Σχήμα 5.40: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας αλουμινίου σε γραμμική κλίμακα (α) και σε ημιλογαριθμική κλίμακα (β) για φωτόνια από πηγή Co-60 και γραμμικό επιταχυντή 6 MV.	93
Σχήμα 5.41: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας χαλκού σε γραμμική κλίμακα (α) και σε ημιλογαριθμική κλίμακα (β) για φωτόνια από πηγή Co-60 και γραμμικό επιταχυντή 6 MV.	93
Σχήμα 5.42: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας μολύβδου σε γραμμική κλίμακα (α) και σε ημιλογαριθμική κλίμακα (β) για φωτόνια από πηγή Co-60 και γραμμικό επιταχυντή 6 MV.	94
Σχήμα 5.43: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας για φωτόνια από πηγή Co-60 σε απόσταση 0.12 και 0.004 mm χρησιμοποιώντας τα ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 και HD-810 αντίστοιχα.	96
Σχήμα 5.44: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας για φωτόνια από γραμμικό επιταχυντή 6MV σε απόσταση 0.12 και 0.004 mm χρησιμοποιώντας τα ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 και HD-810 αντίστοιχα.	97
Σχήμα 5.45: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας για ενέργεια Co-60 σε απόσταση $\sim 4 \mu\text{m}$ (HD-810) από την εκάστοτε ανομοιογένεια.	97
Σχήμα 5.46: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού της ανομοιογένειας φωτονίων από πηγή Co-60 (α) και 6 MV (β).	98

1 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Εισαγωγή

Η Ακτινοθεραπεία εξακολουθεί να είναι η θεραπεία επιλογής για την καταπολέμηση και θεραπεία πολλών μορφών καρκίνου. Οι εξελίξεις στις ακτινοθεραπευτικές τεχνικές συντείνουν από τη συνεχή προσπάθεια για την αύξηση της απορροφούμενης δόσης από τον όγκο-στόχο με παράλληλη μεγιστοποίηση της προστασίας των παρακείμενων υγιών ιστών. Για την επίτευξη του σκοπού αυτού νέες τεχνικές εισάγονται συνεχώς στην κλινική πράξη, στηριζόμενες κυρίως στη συνεχή ανάπτυξη των υπολογιστικών συστημάτων και του αντίστοιχου λογισμικού που χρησιμοποιούνται για το σχεδιασμό της θεραπείας, σε συνδυασμό με την ανάπτυξη εξελιγμένων αυτοματοποιημένων συστημάτων παροχής της ακτινοβολίας.

Αρχικά, η ακτινοβολήση του όγκου γινόταν με ακτίνες Χ υψηλής ενέργειας, σταθερής έντασης με 2-4 πεδία και τοποθετούνταν για την προστασία των, γύρω από τον όγκο, υγιών οργάνων ειδικά μολύβια (blocks). Λόγω της περιορισμένης ακρίβειας κατά την τοποθέτηση, η θεραπεία σχεδιάζονταν με μεγάλα περιθώρια γύρω από τον όγκο-στόχο, ώστε να είναι σίγουρο ότι θα ακτινοβοληθεί το σύνολο του όγκου. Δυστυχώς όμως ακτινοβολούνταν αναγκαστικά και υγιείς ιστοί, που βρίσκονταν γύρω από τον όγκο. Έτσι προκειμένου να προστατευτούν οι υγιείς ιστοί, υπήρχε μείωση της δόσης, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει συχνά ολοσχερής καταστροφή του όγκου.

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας προέκυψε η δυναμική τεχνική IMRT που επιτρέπει να γίνεται σχεδιασμός με περισσότερα πεδία, και μεγαλύτερη ακρίβεια (2 mm), αλλά μικρότερο χρόνο θεραπείας (5 – 10 min ανά συνεδρία), ενώ με την τεχνική της ογκομετρικής θεραπείας (IGRT, ακτινοθεραπεία καθοδηγούμενη από εικόνες) επιτυγχάνεται η ακτινοβολήση του όγκου από πάρα πολλά πεδία μεταβλητής έντασης με υψηλή ακρίβεια μικρότερη του 1 mm. Η καθημερινή λήψη εικόνων επιτρέπει όχι μόνο την ακριβή επανατοποθέτηση του ασθενή σε κάθε συνεδρία, αλλά και την προσαρμογή του πλάνου της ακτινοθεραπείας στην περίπτωση ανατομικών αλλαγών του ασθενή ή συρρίκνωση του όγκου. Μια ακόμη επιπλέον βοήθεια είναι και το σύστημα RPM - σύστημα που βοηθά τον συγχρονισμό της ακτινοβολίας με την αναπνοή του ασθενή, ώστε η ακτινοβολία να πέφτει πάντα στον όγκο στόχο ανεξάρτητα από τις κινήσεις που προκαλούνται από την αναπνοή.

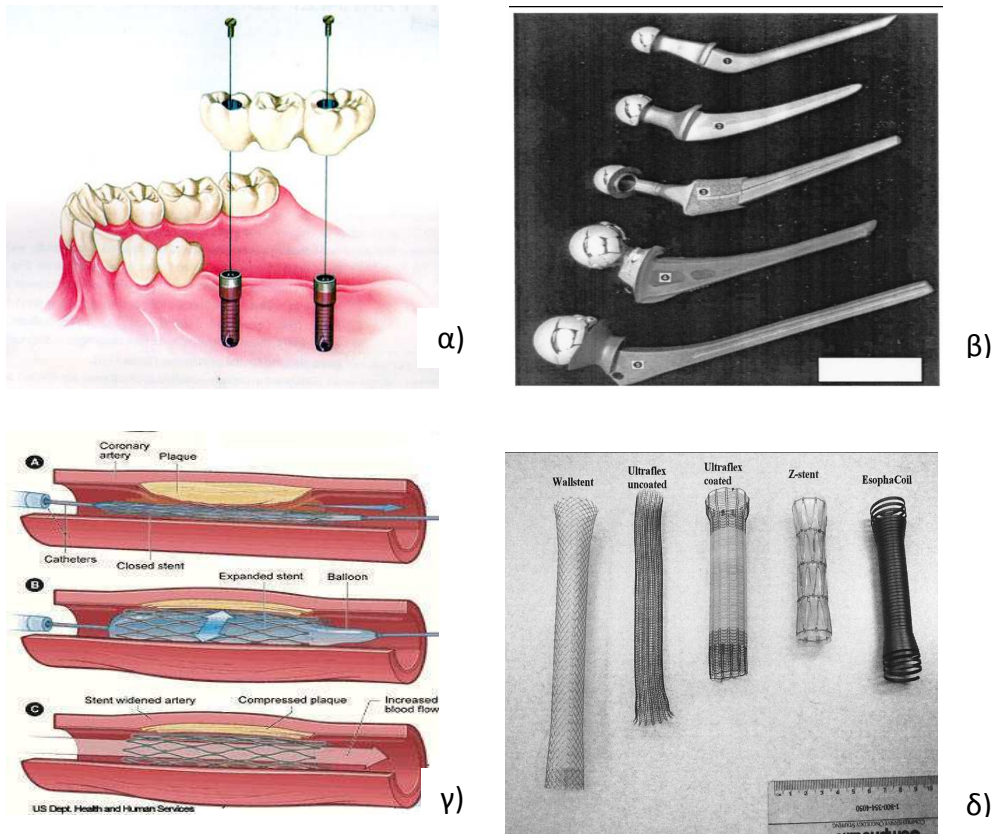
Παρόλες όμως τις εξελίξεις στις ακτινοθεραπευτικές τεχνικές, υπάρχουν περιπτώσεις στις οποίες η ακτινοθεραπεία εξακολουθεί να μην καταφέρνει να εκριζώσει-καταστρέψει ολοσχερώς τους καρκινικούς όγκους εξαιτίας του ότι τα καρκινικά κύτταρα είτε είναι ακτινοάντοχα, είτε υποδοσιάζονται ή είτε βρίσκονται έξω από την υπό ακτινοβολήση περιοχή. Είναι σαφές ότι μία επαρκής δόση μπορεί

να καταστήσει οποιοδήποτε καρκινικό κύτταρο αβλαβές, αλλά στην πράξη κάτι τέτοιο δεν καθίσταται εφικτό καθώς οι ακτινοθεραπευτικές δόσεις περιορίζονται από την ενδεχόμενη βλάβη που μπορεί να προκληθεί στα υγιή κύτταρα που βρίσκονται στην πορεία, ή πολύ κοντά στη δέσμης ακτινοβολίας.

Κατά συνέπεια, η επιτυχία ή αποτυχία της ακτινοθεραπείας εξαρτάται από την ακρίβεια με την οποία αποδόθηκε η προβλεπόμενη δόση, η οποία πρέπει να κυμαίνεται στο $\pm 3\%-4\%$ (1sd) (Reft και συν. 2003). Πρόκειται για μία αυστηρή απαίτηση η οποία είναι δύσκολο να επιτευχθεί αν δεν βρεθούν και δεν ποσοτικοποιηθούν όλες οι πηγές των σφαλμάτων που σχετίζονται με όλα τα στάδια της διαδικασίας της ακτινοθεραπείας. Επισημαίνεται επιπρόσθετα ότι οι διεθνείς οδηγίες που σχετίζονται με υπολογισμούς δοσιμετρίας με τη χρήση των ιονιζουσών ακτινοβολιών αναφέρονται σε ομοιογενή μέσα (νερό) (π.χ. TRS No. 398), το οποίο έρχεται σε αντιδιαστολή με την πραγματικότητα του ανθρώπινου σώματος.

Το ανθρώπινο σώμα αποτελείται από «στοιχεία» που διαφέρουν ουσιαστικά από τη μοναδιαία πυκνότητα του νερού καθώς και από την ατομική του σύσταση. Χαρακτηριστικά αναφέρονται τα οστά, οι πνεύμονες, τα δόντια, οι αέριες κοιλότητες ενώ επιπρόσθετα με τις «φυσικές» ανομοιογένειες του ανθρώπινου σώματος μπορούν να παρατηρηθούν και οι «τεχνητές» ανομοιογένειες που προκύπτουν μετά από ανθρώπινες παρεμβάσεις όπως είναι τα οδοντικά εμφυτεύματα (σχήμα 1.1α), τα σφραγίσματα, οι μεταλλικές προθέσεις (σχήμα 1.1β), οι ενδοστεφανιαίες προθέσεις (σχήμα 1.1γ), οι προθέσεις οισοφάγου σχήμα 1.1δ), οι βηματοδότες, τα εμφυτεύματα-συσσκευές σταθεροποίησης της σπονδυλικής στήλης, και οι χειρουργικές βίδες που παραμένουν στα σώματα των ασθενών μετά από επεμβάσεις. Είναι φανερό ότι κοντά τόσο στις «φυσικές» όσο και στις «τεχνητές» ανομοιογένειες, μεταξύ των ιστών ή/και των οργάνων, στην είσοδο ή την έξοδο της δέσμης από το σώμα του ασθενούς, δημιουργούνται διεπιφάνειες. Διεπιφάνειες μπορούν επίσης να δημιουργηθούν και σε ορισμένα ραδιοβιολογικά πειράματα (Murthy and Lakshmanan 1976, Rosengren και συν. 1991, Broerse και Zoetelief 2004).

Κατά την ακτινοβολήση με φωτόνια διεπιφανειών που σχηματίζονται μεταξύ δύο υλικών διαφορετικού ατομικού αριθμού, υπάρχει μία μεταβατική περιοχή η οποία χαρακτηρίζεται από έλλειψη ηλεκτρονικής ισορροπίας και στην οποία η ροή των ηλεκτρονίων αποτελείται από ηλεκτρόνια που προέρχονται και από τα δύο υλικά που βρίσκονται σε επαφή (Sauer 1995, da Rosa και συν. 1999, Li και συν. 1999). Η μεταβατική αυτή περιοχή μπορεί να εκτείνεται από το όριο της διεπιφάνειας από κλάσμα του mm μέχρι και cm, ανάλογα με την ενέργεια της δέσμης. Οποιαδήποτε μεταβολή στη ροή των ηλεκτρονίων στη μεταβατική αυτή περιοχή οδηγεί και σε μεταβολή-διαταραχή στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης στην εν λόγω περιοχή.



Εικόνα 1.1: Ενδεικτικά παραδείγματα τεχνητών ανομοιογενειών στο ανθρώπινο σώμα α) οδοντικά εμφυτεύματα, β) μεταλλικές προθέσεις, γ) ενδοστεφανιαίες προθέσεις και δ) προθέσεις οισοφάγου.

Ο υπολογισμός της κατανομής της απορροφούμενης δόσης κοντά σε διεπιφάνειες είναι ιδιαίτερα δύσκολος. Αναλυτικά μοντέλα (Werner και συν. 1987, Werner και συν. 1990, Werner 1991), προσομοιώσεις με την τεχνική Monte Carlo (Das και συν. 1990, Sauer 1995, Verhaegen και Seuntjens 1995, Li και συν. 1999, Verhaegen και Palmans 1999, Nath και συν. 1999, Wieslander και Knoos 2003) και πειραματικές μετρήσεις (Das και συν. 1988, Das και Khan 1989, Das και συν. 1990, Das και Chopra 1995, Das 1997, Stenson και συν. 1997) έχουν λάβει χώρα προκειμένου να προσδιοριστεί το μέγεθος της διαταραχής στη κατανομή της απορροφούμενης δόσης.

Όσον αφορά τις πειραματικές μετρήσεις κατά τη δοσιμετρία διεπιφανειών, μία πληθώρα δοσιμετρικών συστημάτων έχουν χρησιμοποιηθεί για τον προσδιορισμό των απορροφούμενων δόσεων και των κατανομών δόσεων, όπως:

1. Θάλαμοι ιονισμού (Das και Khan 1989, Das και συν. 1990, Nilsson και συν. 1992, Niroomand-Rad και συν. 1996, Das και συν. 2000, Ravikummar και συν. 2003).
2. Φιλμ συμβατικά (Niroomand-Rad και συν. 1996) ή ραδιοχρωμικά (Farahani και συν. 1990, Niroomand-Rad και συν. 1996, Schell και συν. 1999, Martens και συν. 2002).

3. Δίοδοι (Sauer 1995), δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (Murthy and Lakshmanan 1976, Fuller και συν. 2004, Paelinck και συν. 2003, Beyzadeoglu και συν. 2006).
4. Χημικά δοσίμετρα (Nadrowitz και Feyerabend 2001) και
5. TSEE (Regulla και Leischner 1983, da Rosa και συν. 1999).

1.2 Αντικείμενο Εργασίας

Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η πειραματική μελέτη του φαινομένου της διαταραχής της κατανομής της απορροφούμενης δόσης κοντά σε διεπιφάνειες, μέσω της μελέτης μιας σειράς παραμέτρων, από την παρουσία ανομοιογενειών υψηλού ατομικού αριθμού κατά την ακτινοθεραπεία με φωτόνια υψηλής ενέργειας. Τα πειράματα της δοσιμετρίας διεπιφανειών, πραγματοποιήθηκαν στις μονάδες Co-60 Alcyon II και γραμμικού επιταχυντή 6 MV Philips/Elekta SL 75-5 του Π.Γ.Ν.Ι με χρήση ραδιοχρωμικών τύπου MD-55 και HD810.

Για τη λήψη των απαιτούμενων δοσιμετρικών δεδομένων αναπτύχθηκε μεθοδολογία μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ κατά την οποία έγινε χρήση σαρωτή εγγράφου που παρείχε τη δυνατότητα δύο εναλλακτικών τρόπων ψηφιοποίησης των ραδιοχρωμικών φιλμ μέσω: α) σάρωσης κατά την τοποθέτησή τους πάνω στη γυάλινη επιφάνειά του σαρωτή (μέθοδος ανάκλασης) και β) δημιουργίας διαφανειών με τη χρήση της πρόσθετης φωτεινής πηγής (μέθοδος διέλευσης). Οι ψηφιακές εικόνες που προέκυψαν επεξεργάστηκαν με κατάλληλο λογισμικό πρόγραμμα. Τέλος, στο πλαίσιο της ανάπτυξης της μεθοδολογίας μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ, έγινε σύγκριση των δύο τεχνικών απόρροια της οποίας ήταν η εύρεση των δυνατοτήτων κάθε τεχνικής και του πεδίου εφαρμογών τους.

2 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 - ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ-ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΔΙΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ

2.1 Εισαγωγή

Η ακρίβεια και η ομοιομορφία στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης στην περιοχή του όγκου-στόχου είναι κρίσιμα στοιχεία για την επιτυχία ή όχι της ακτινοθεραπείας. Η ομοιομορφία στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης στον όγκο-στόχο στην περίπτωση της τηλεθεραπείας εξαρτάται εκτός των άλλων από το είδος της ακτινοβολίας, το φάσμα και την ομοιογένεια της προσπίπτουσας δέσμης της ακτινοβολίας, τη γεωμετρία και τη σύσταση των ιστών.

Η παρουσία ανομοιογενειών στην περιοχή θεραπείας ή κοντά σε αυτήν (π.χ. διεπιφάνεια σώματος- περιβάλλοντος αέρα ή κλίνη θεραπείας, οι αέριες κοιλότητες του ανθρώπινου σώματος, πνεύμονες και οστά, ενδοπροθέσεις, σκιαγραφικές ουσίες, χειρουργικά κλιπ, μεταλλικές μικροσφαίρες) έχει σαν αποτέλεσμα την έλλειψη σωματιδιακής ισορροπίας με συνέπεια την έντονη διαταραχή στην κατανομή της δόσης κοντά στην διεπιφάνεια όταν γίνονται ακτινοβολήσεις με φωτόνια, ηλεκτρόνια, ταχεία πρωτόνια, ή νετρόνια διαφόρων ενεργειών (Wingate και συν. 1962, Dutreix και Bernard. 1966, Spiers 1969, Khan και συν. 1973, Murthy και Laksmanan 1976, Scrimger 1977, Webb και συν. 1979, Regulla και Leischner 1983, Minhneer και συν. 1988, Olthoff-Muenter και Meissner 1988, Verhaagen και Palmans 1999, Mesa και συν. 1999, Reft και συν. 2003, Broerse και Zoetelief 2004) με καταστροφικά σε μερικές περιπτώσεις αποτελέσματα (Wingate και συν. 1962, Spiers 1969).

Για τη θεωρητική μελέτη της επίδρασης των ανομοιογενειών είναι διαδομένες οι προσομοιώσεις με την τεχνική Monte Carlo (MC) κυρίως λόγω της πολυπλοκότητας των αναλυτικών υπολογισμών. Για τον ίδιο σκοπό έχουν γίνει πειραματικές μελέτες με χρήση διαφόρων δοσιμέτρων, όπως θαλάμων ιονισμού παραλλήλων πλακών, δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας, φωτοφωταύγειας, και θερμικά εξαναγκασμένης εκπομπής ηλεκτρονίων, δοσιμέτρων αλανίνης καθώς και φιλμ φωτογραφικού και ραδιοχρωμικού τύπου. Τα ραδιοχρωμικά φιλμ θεωρούνται ιδιαίτερα ελκυστικά, εκτός των άλλων λόγω του ατομικού τους αριθμού και της μικρής διαταραχής που δημιουργούν στο πεδίο λόγω του μικρού τους ειδικού πάχους (Niroomand-Rad και συν. 1998, Paelinck και συν. 2003, Butson και συν. 2003).

Αν και τα περισσότερα σύγχρονα εμπορικά διαθέσιμα συστήματα σχεδιασμού ακτινοθεραπείας (TPS), χρησιμοποιούν προηγμένους αλγορίθμους δεν είναι ικανά να μοντελοποιήσουν με ικανοποιητική ακρίβεια την κίνηση των ηλεκτρονίων σε περιοχές με έλλειψη σωματιδιακής ισορροπίας παρά τις διαφορετικές μεθοδολογίες που χρησιμοποιούν (Wong και Purdy 1990, Battista και Sharpe 1992, Wong και συν. 1992, Kan και συν. 1995, Martens και συν. 2002, Wieslander και Knoos 2003). Για παράδειγμα οι Wieslander και Knoos (2003) βρήκαν ότι ο βαθμός των

αποκλίσεων εξαρτάται από την χρησιμοποιούμενη μεθοδολογία στο TPS και ότι η μεθοδολογία «γραμμικής δέσμης» (pencil beam) οδηγεί σε μεγαλύτερα σφάλματα από την μεθοδολογία «συμπιεσμένου κώνου» (collapsed cone). Παρόμοια προβλήματα παρουσιάζονται και σε άλλους τομείς, όπως στη βραχυθεραπεία όπου η ύπαρξη πηγής/ή πηγών τροποποιεί σημαντικά τις ισοδοσιακές καμπύλες ή λόγω παρουσίας οστών κοντά στον υπό ακτινοβόληση στόχο, στη δοσιμετρία όταν γίνεται χρήση δοσιμέτρων με υλικά που διαφέρουν πολύ από αυτήν του μέσου όπου τοποθετούνται, στη ραδιοβιολογία όπως στην περίπτωση ακτινοβόλησης κυττάρων σε επαφή με υλικό μεγάλου ατομικού αριθμού κ.λ.π.

Οι ανομοιογένειες μπορούν να διακριθούν σε δύο κατηγορίες ως προς τον ατομικό τους αριθμό, Z : α) ανομοιογένειες χαμηλού Z ή και μικρής πυκνότητας δηλαδή παρόμοιες με αυτές των μαλακών ιστών (πνεύμονες και αέριες κοιλότητες) με κύρια επίδραση την διαφορετική πυκνότητα και β) οστά και ανομοιογένειες υψηλού Z ή/και υψηλής πυκνότητας. Οι ανομοιογένειες υψηλού Z συχνά υποδιαιρούνται σε σχετικά χαμηλού ατομικού αριθμού, όπως τα οστά, που περιέχουν σημαντικές ποσότητες φωσφόρου ($Z=15$) και ασβεστίου ($Z=20$) εκτός από το οργανικό τους τμήμα, και σε ανομοιογένειες υψηλότερου ατομικού αριθμού όπως κράματα τιτανίου ($Z=22$), σιδήρου ($Z=26$), κοβαλτίου ($Z=27$), νικελίου ($Z=28$), παλλάδιου ($Z=46$) και χρυσού ($Z=79$).

2.2 Ανομοιογένειες χαμηλού ατομικού αριθμού

2.2.1 Αέριες κοιλότητες

Όταν ακτινοβολείται μία ανατομική περιοχή που περιέχει αέρια κοιλότητα με φωτόνια μεγάλης ενέργειας παρατηρείται μείωση της απορροφούμενης δόσης (build-down) στην περιοχή του ιστού που βρίσκεται κοντά στην περιοχή εισόδου της δέσμης στην αέρια κοιλότητα και μια περιοχή αναδόμησης τη δόσης (build-up) στον ιστό αμέσως μετά την κοιλότητα, που είναι πιο έντονη από την περιοχή αποδόμησης πριν από την κοιλότητα (Behrens και συν. 2006). Για παράδειγμα οι περισσότεροι όγκοι στην κεφαλή και στο λαιμό προέρχονται από το βλεννογόνο υμένα που καλύπτει την άνω αναπνευστική οδό και κατά συνέπεια βρίσκονται σε άμεση επαφή με αέρα. Οι όγκοι στην περιοχή αυτή εκδηλώνονται συνήθως στο επιθήλιο του βλεννογόνου υμένα (μέσου πάχους περί τα 50 μm στη ρινική κοιλότητα και 15 μm στον λαρυγγοφάρυγγα) (Paelinck και συν. 2003). Η μέση διάμετρος της τραχείας ενηλίκων είναι κατά μέσο όρο 20 mm και των βρόγχων 8 mm (Spiers 1969). Άρα κοντά στις διεπιφάνειες ιστός-αέρας και αέρας-ιστός που συχνά ακτινοβολούνται με δέσμες ακτινοβολίας- γ από πηγή Co-60, ή $-X$ 4, 6 και σπανιότερα 10 MV, διαταράσσεται σημαντικά η κατανομή της δόσης κυρίως λόγω έλλειψης πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας. Επίσης, υπάρχουν περιπτώσεις καρκινικών όγκων παραπλευρώς της ρινικής κοιλότητας που συχνά πριν από την

τηλεθεραπεία προσεγγίζονται θεραπευτικά χειρουργικά με αποτέλεσμα τη δημιουργία μιας μεγάλης αέριας κοιλότητας σε συνέχεια της ρινικής κοιλότητας (Εικόνα 2.1) (Paelinck και συν. 2003). Από την άλλη πλευρά σε ορισμένες περιπτώσεις, όπως της ακτινοβόλησης του ορθού για θεραπεία του προστάτη, η δημιουργία αέριας κοιλότητας στο ορθό έχει προταθεί ως μέθοδος περιορισμού των παρενεργειών στο ορθό (Li και συν. 2000).



Εικόνα 2. 1: Μεγάλη αέρια κοιλότητα μετά από χειρουργική επέμβαση (Paelinck και συν. 2003).

Το μέγεθος της διαταραχής είναι συνδυασμός μιας σειράς παραγόντων-όπως είναι η αύξηση της διέλευσης, η μείωση της σκέδασης των φωτονίων και η έλλειψη ηλεκτρονικής ισορροπίας. Η γνώση του μεγέθους και της γεωμετρικής έκτασης της περιοχής έντονης διαταραχής στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης θεωρείται κλινικά ιδιαίτερα σημαντική. Ως εκ τούτου το θέμα αυτό έγινε αντικείμενο θεωρητικής ή/και πειραματικής μελέτης από διάφορους ερευνητές (Err και συν. 1958, Beach and Mendiondo 1987, Kan και συν. 1995, Klein και συν. 1993, Haraldson και συν. 2003, Paelinck και συν. 2003, Al-Hallaq και συν. 2006, Joshi και συν. 2010). Μεταξύ άλλων βρέθηκε ότι η παρουσία αέριων καναλιών, που προσομοιάζουν την γεωμετρία του λάρυγγα, οδηγούν σε μείωση της δόσης μετά από διεπιφάνειες αέρας-μαλακός ιστός. Το φαινόμενο είναι πιο έντονο όταν γίνεται χρήση μικρών διαστάσεων πεδίων, όταν γίνεται χρήση δεσμών φωτονίων υψηλής ενέργειας (η περιοχή αναδόμησης μετά τη διεπιφάνεια αέρα-μαλακός ιστός είναι μεγαλύτερη όσο αυξάνεται η ενέργεια των φωτονίων με αποτέλεσμα το επιθήλιο στην περιοχή του βλεννογόνου μετά την αέρια κοιλότητα να υποδοσιάζεται σημαντικά). Το μέγεθος του φαινομένου εξαρτάται επίσης από τη γεωμετρία της αέριας κοιλότητας και τη διάταξη των δεσμών της ακτινοβολίας, σε κάποιες δε περιπτώσεις και από το βάθος που βρίσκεται η ανομοιογένεια (Behrens 2006).

Μία πληθώρα εργασιών αναφέρεται στη βιβλιογραφία, κάθε μία εκ των οποίων μελετά συνδυασμούς των προαναφερόμενων παραγόντων μέσω πειραματικών μετρήσεων ή/και προσομοιώσεων MC και τα αποτελέσματά τους συχνά συγκρίνονται με τους υπολογισμούς των κλινικά χρησιμοποιούμενων συστημάτων σχεδιασμού θεραπείας. Για παράδειγμα, οι Err και συν. 1958 πραγματοποίησαν μετρήσεις με θάλαμο ιονισμού παραλλήλων πλακών με λεπτό παράθυρο και δέσμες ακτινοβολίας-γ από πηγή Co-60 και βρήκαν μείωση της δόσης κατά μήκος του κεντρικού

άξονα της δέσμης ακτινοβολίας μετά από αέριες κοιλότητες διαφόρων διαστάσεων. Συγκεκριμένα μετά από αέρια κοιλότητα διαστάσεων $\infty \times 3 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ τοποθετημένη σε βάθος 4 cm σε ομοίωμα από χαρντ-μπορντ (masonite) βρήκαν μείωση της δόσης κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης κατά 16% όταν το πεδίο ακτινοβολίας ήταν $4 \times 4 \text{ cm}^2$ και 1% μείωση στην περίπτωση πεδίου $20 \times 4 \text{ cm}^2$. Οι Klein και συν. 1993 αναφέρουν μείωση στη δόση μεγαλύτερη του 10% σε σημεία πέρα από μία αέρια κοιλότητα διαστάσεων $2 \times 2 \times 20 \text{ cm}^3$ κάνοντας χρήση δέσμης φωτονίων 4 MV διαστάσεων $4 \times 4 \text{ cm}^2$. Το μέγεθος της διαταραχής βρέθηκε να είναι συνάρτηση της γεωμετρίας της κοιλότητας, του όγκου της, των διαστάσεων του πεδίου ακτινοβολίας και της ενέργειας της προσπίπτουσας δέσμης.

Οι Nirromand-Rad και συν. (1994) ακτινοβολώντας την περιοχή του λάρυγγα ανθρωπόμορφου ομοιώματος με δυο πλάγια αντίθετα πεδία διαστάσεων $7 \times 7 \text{ cm}^2$ με δέσμες Co-60, 6 MV και 10 MV υπολόγισαν στη διεπιφάνεια και στο κέντρο της αέριας κοιλότητας ποσοστιαίες δόσεις 96.8% και 94.3% με τη χρήση ακτινογραφικών φιλμ, 100.8% και 91.7% με τη χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ και 108.7% και 98.4% κάνοντας χρήση δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας. Επιπρόσθετα διαπίστωσαν ότι οι διαφορές μειώνονται όταν αυξάνεται η ενέργεια των φωτονίων.

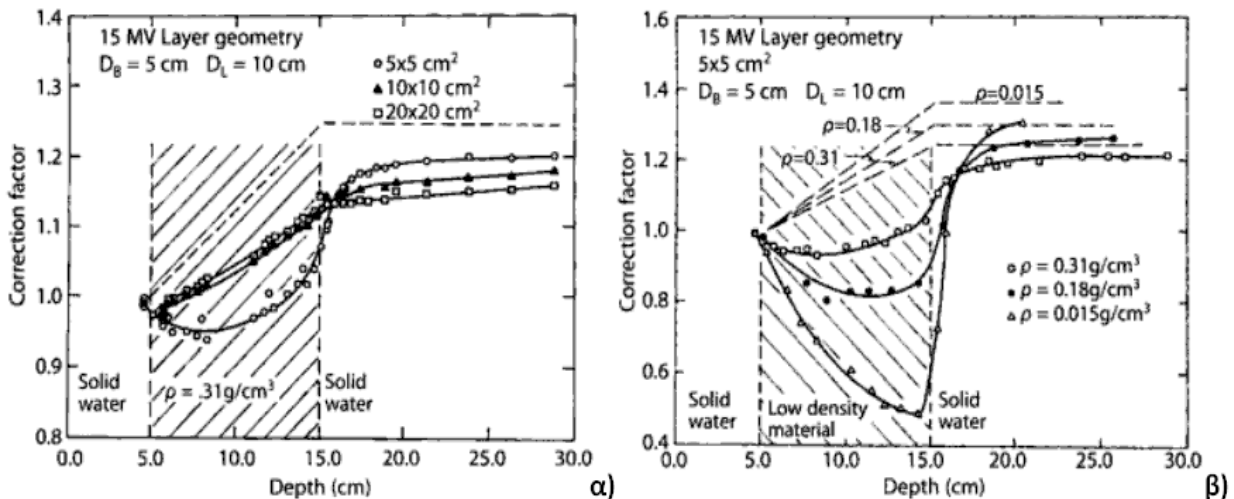
Οι Paelinck και συν. (2003) μελέτησαν την κατανομή δόσεων γύρω από αέριες κοιλότητες με χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου MD-55, τοποθετώντας φιλμ παράλληλα προς την προσπίπτουσα δέσμη. Η αέρια κοιλότητα βρισκόταν στο κέντρο του ομοιώματος από πολυστερίνη, το φιλμ τοποθετήθηκε κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης, και έγινε χρήση πεδίων ακτινοβολίας-X 6 MV διαστάσεων $1 \times 10 \text{ cm}^2$ και $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Παρατηρήθηκε μικρή μείωση της δόσης στο στρώμα πολυστερίνης πριν από την αέρια κοιλότητα, σταδιακή πτώση της δόσης κατά παράγοντα του ~ 4 μέσα στην αέρια κοιλότητα και ύπαρξη μιας δεύτερης περιοχής αναδόμησης δόσης στην πολυστερίνη που ακολουθεί την αέρια κοιλότητα ως και απόσταση 1 cm από τη διεπιφάνεια του ορίου της διεπιφάνειας αέρας-πολυστερίνης μετά την κοιλότητα. Αξίζει να σημειωθεί ότι λόγω παρεμβολής του φιλμ παράλληλα με τον κεντρικό άξονα της δέσμης βρέθηκε μείωση της δόσης μετά την αέρια κοιλότητα 7.5% και με 6.3% αντίστοιχα, όταν το φιλμ τοποθετήθηκε στο κέντρο της αέριας κοιλότητας διαστάσεων $4 \times 1 \times 5 \text{ cm}^3$ που ήταν στο κέντρο του πεδίου ακτινοβολίας, και πρακτικά μηδενική όταν το φιλμ μετακινήθηκε κατά 2 cm από το κέντρο. Τα ευρήματα αυτά επιβεβαιώθηκαν με χρήση του κώδικα προσομοίωσης Beam/EGSnrc, αν και παρατηρήθηκε μια τάση οι υπολογισθείσες τιμές να είναι λίγο υψηλότερες από τις πειραματικές στην περιοχή του αέρα.

Από την άλλη πλευρά οι Kan και συν. (1998) δεν βρήκαν αξιοσημείωτη διαταραχή στην κατανομή της δόσης κοντά στην περιοχή της διεπιφάνειας, όταν ακτινοβολείται με δέσμη φωτονίων των 4 MV έως 8 MV μία κυβική αέρια κοιλότητα πλευράς 4 cm με το κέντρο της σε βάθος 8 cm σε ομοίωμα $30 \times 30 \times 16 \text{ cm}^3$ και πεδίο ακτινοβολίας μεγαλύτερο των $6 \times 6 \text{ cm}^2$. Στην ίδια εργασία αναφέρεται ότι η

χρήση δύο παράλληλων και αντίθετων πεδίων ακτινοβολίας διαστάσεων $10 \times 10 \text{ cm}^2$ οδηγεί σε αύξηση 2% με 4% στη μέση δόση σε βάθος πέρα των 6 cm και στην πρώτη διεπιφάνεια ιστού-αέρα, μέσα στην αέρια κοιλότητα. Επιπρόσθετα αναφέρεται μείωση της δόσης σε βάθος 6 cm και μικρότερο μέσα στο ομοίωμα από νερό στερεάς κατάστασης που κυμαίνεται από 1% έως 2% εξαιτίας της μειωμένης σκέδασης των φωτονίων από την παρουσία της αέριας κοιλότητας.

2.2.2 Πνεύμονες

Η ακριβής γνώση της απορροφούμενης δόσης μέσα και γύρω από την περιοχή των πνευμόνων είναι απαραίτητη κυρίως σε ασθενείς με καρκίνο του πνεύμονα, στον οισοφάγο και στο μαστό, που υπόκεινται σε ακτινοθεραπεία, καθώς στις περιπτώσεις αυτές σημαντικό ποσοστό του πνεύμονα ακτινοβολείται με υψηλές δόσεις. Στη βιβλιογραφία υπάρχει μία σειρά μελετών που εξετάζουν τις διαφορές ανάμεσα στους υπολογισμούς της δόσης με χρήση TPS, προσομοιώσεων με MC και πειραματικών μετρήσεων. Χαρακτηριστικά αναφέρονται οι μελέτες των (Rice και συν. 1988, Francescon και συν. 2000, Arnfield και συν. 2000, Papanikolaou και συν. 2004, Tsiakalos και συν. 2004). Τόσο η απώλεια όσο και η αποκατάσταση της ηλεκτρονικής ισορροπίας πραγματοποιείται σε μικρότερη απόσταση από τη διεπιφάνεια από ότι στην περίπτωση αέριων κοιλοτήτων.



Σχήμα 2.1: Διορθωτικοί παράγοντες δόσης κατά την ακτινοβολία ανομοιογένειας πνεύμονα πάχους 10 cm με φωτόνια 15 MV σε συνάρτηση με το βάθος α) για πεδία ακτινοβολίας 5×5 , 10×10 και $20 \times 20 \text{ cm}^2$, β) για πυκνότητα 0.015, 0.18 και 0.31 g/cm^3 (Rice και συν. 1988).

Ο Rice και συν. (1988) μελέτησαν την εξάρτηση των νέων αυτών περιοχών ανοικοδόμησης από την πυκνότητα του υπερκείμενου υλικού, αλλά και του πεδίου ακτινοβολίας. Θεωρώντας τη μέση εμβέλεια ενός ηλεκτρονίου στο νερό που τίθεται σε κίνηση από φωτόνια 15 MV ίση με 3.0 cm, η εμβέλεια του θα επιμηκυνθεί στην περίπτωση πνεύμονα πυκνότητας 0.31 g/cm^3 και θα είναι περίπου 9.7 cm.

Κατ'έπείτα τα ηλεκτρόνια θα σκεδαστούν παραπλευρώς σε μία απόσταση κατά προσέγγιση ίση με το $1/3$ έως το $1/2$ της εν λόγω εμβέλειας, δηλαδή από 3.0 έως 5.0 cm. Ως εκ τούτου, για τη μεγιστοποίηση της δόσης κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης, η ακτινοβολία του πνεύμονα θα πρέπει να πραγματοποιείται με μέγεθος πεδίου διπλάσιο της πλαϊνής εμβέλειας των ηλεκτρονίων, δηλαδή να κυμαίνεται από $6 \times 6 \text{ cm}^2$ έως $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Άμεση απόρροια των ανωτέρω είναι ότι η ακτινοβολία με πεδίο διαστάσεων $5 \times 5 \text{ cm}^2$ να μην επιτρέπει την αποκατάσταση της πλαϊνής ηλεκτρονικής ισορροπίας σε υλικά μικρού Z.

Ο Khoury και συν. (1996) με χρήση φωτοδιόδου βρήκαν ότι σε περίπτωση ακτινοβολίας με πηγή Co-60 ανομοιογένειας από φελλό πάχους 5 cm σε ομοίωμα από PMMA, η δόση στο PMMA 0.5 και 1 cm από την διεπιφάνεια είναι μειωμένη κατά 1% ως 3% στην περίπτωση πεδίων $5 \times 5 \text{ cm}^2$ και $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Οι Francescon και συν. (2000) μελέτησαν την κατανομή δόσης βάθους χρησιμοποιώντας ομοίωμα κατασκευασμένο από πλάκες PMMA (πλεξιγκλάς) και 4 πλάκες ομοιώματος Alderson που αντιστοιχούν στην περιοχή του θώρακα ενώ έγινε χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 κάθετα ως προς τη δέσμη ακτινοβολίας διαστάσεων $10 \times 10 \text{ cm}^2$ από γραμμικό επιταχυντή 6MV. Οι πειραματικές τους μετρήσεις βρέθηκαν σε συμφωνία ($\pm 2 \text{ sd}$) με τους υπολογισμούς με χρήση του κώδικα MC BEAM/DOSXYZ.

Οι Crammer-Sargison και συν. (2004) κάνοντας χρήση ομοιώματος που περιείχε πλαστικό υλικό ισοδύναμο πνεύμονα (κατασκευής Gammex, RMI) σύγκριναν τα προφίλ δόσης που προέκυψαν πειραματικά με ακτινογραφικά φιλμ τύπου Kodak X-OmatV, με αυτά που προέκυψαν με προσομοίωση MC (χρήση κώδικα BEAMnc-DOSXYZnc) και τις προβλέψεις του εμπορικά διαθέσιμου TPS CadPlan 6.0. Αν και μεταξύ φιλμ - MC, βρέθηκε ότι τα προφίλ δόσης ήταν σε ικανοποιητική συμφωνία, το TPS αδυνατεί να μοντελοποιήσει ικανοποιητικά την κατανομή της δόσης μέσα στην περιοχή του πνεύμονα, (η μέγιστη διαφορά που καταγράψανε ανερχόταν πάνω από 15%). Η διαφορά των αποτελεσμάτων μεταξύ φιλμ - συστήματος σχεδιασμού θεραπείας βρέθηκε να αυξάνεται όταν η ενέργεια αυξάνεται και το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας μειώνεται.

Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξαν και οι Arnfield και συν. (2000) συγκρίνοντας μετρήσεις με θαλάμους ιονισμού παραλλήλων πλακών, δοσίμετρα θερμοφωταύγειας και φωτογραφικά φιλμ ακτινοθεραπείας, μέσα και γύρω από υλικό ισοδύναμο πνεύμονα με υπολογισμούς TPS που έκαναν χρήση του μοντέλου του Batho ή του αλγορίθμου συνέλιξης πιεσμένου κώνου (collapsed cone convolution) με υπέρθεση superposition/convolution (TPS Pinnacle) και του Monte Carlo μοντέλου του Peregrine.

Οι Chetty και συν. (2003) επιβεβαίωσαν πειραματικά την ακρίβεια υπολογισμού της δόσης με τον κώδικα MC DPM για μικρά πεδία ακτινοβολίας ($2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$

και $10 \times 10 \text{ cm}^2$) υλικά μικρής πυκνότητας με χρήση διόδου και ακτινογραφικών φιλμ (Kodak EDR) χρησιμοποιώντας ομοίωμα αποτελούμενο από πλάκες νερού στερεάς κατάστασης και πλάκες από υλικό ισοδύναμο πνεύμονα (κατασκευαστής Gammex RMI). Οι ερευνητές συμπέραναν ότι ο κώδικας DPM υπολογίζει τη δόση με ακρίβεια τόσο σε ομοιογενή όσο και σε μη ομοιογενή μέσα.

Ο Paelinck και συν. (2005) πραγματοποίησαν προσομοιώσεις MC με τέτοιο τρόπο ώστε αυτές να προσεγγίζουν όσο το δυνατό πιο ρεαλιστικά την πειραματική κατάσταση, δηλαδή χρησιμοποίησαν την πραγματική χημική σύσταση των χρησιμοποιούμενων υλικών του ομοιώματος, πολυστερίνης και ισοδύναμο πνεύμονα υλικού (Gammex RMI). Τα ευρήματα των προσομοιώσεων αντιστοιχήθηκαν σε «δόση στο νερό» για να συγκριθούν με αυτά του TPS Helax-TMS Διαπιστώθηκε μη ικανοποιητική συμφωνία, μεταξύ των προσομοιώσεων και του TPS Helax-TMS με μεγάλες αποκλίσεις στην περιοχή του πνεύμονα, ενώ αντίθετα οι προσομοιώσεις ήταν σύμφωνες με τις πειραματικές μετρήσεις.

Γενικά, στην βιβλιογραφία έχουν καταγραφεί πολλές μελέτες που στοχεύουν στην ανάπτυξη μεθοδολογιών για τον ακριβή προσδιορισμό της κατανομής δόσης όταν υπάρχει ανομοιογένεια πνεύμονα. Συχνά βρέθηκαν μεγάλες αποκλίσεις που μπορεί να οδηγήσουν σε συστηματικό υποδοσιασμό του όγκου ή και σε υπερδοσιασμό των υγιών ιστών. Μια άλλη πηγή σφάλματος στην περίπτωση του πνεύμονα σχετίζεται με την ακρίβεια και επαναληψιμότητα στην τοποθέτηση του ασθενούς. Μεταξύ άλλων οι Engelsman και συν. (2001a, 2001b) μελέτησαν την επίδραση της εσφαλμένης τοποθέτησης στο συνολικό αποτέλεσμα της θεραπείας (όσον αφορά τον έλεγχο του όγκου και των επιπλοκών στον πνεύμονα).

2.3 Οστά και ανομοιογένειες υψηλού ατομικού αριθμού

2.3.1 Οστά

Η επίδραση των οστών αποτέλεσε αντικείμενο ιδιαίτερης μελέτης ήδη από τα τέλη της δεκαετίας του 1950 λόγω της σημασίας της δόσης που απορροφάται στον ενεργό μυελό των οστών και την ακτινοευαισθησία των κυττάρων κοντά στα οστά (Aspin και Johns 1963, Spiers 1964, Werner και συν. 1990, Shiu και Hogstrom 1991, York και συν. 1991, Lee και συν. 2006). Για παράδειγμα ο Werner και συν. (1990) κάνοντας χρήση αναλυτικών σχέσεων βρήκαν ότι στην περίπτωση διεπιφάνειας πολυστερίνης/αλουμινίου (το αλουμίνιο προσομοιάζει το οστό), η δόση είναι αυξημένη μετά το αλουμίνιο κατά 16% όταν η ακτινοβολήση γίνεται με φωτόνια από πηγή Co-60 και 16.5% από φωτόνια 6MV. Επιπλέον, ο Osteras και συν. (2006) έκαναν χρήση στρώματος αλανίνης πάχους 134 μm για την μελέτη της δόσης κοντά σε διεπιφάνεια PMMA – Al και σύγκριναν τα πειραματικά τους ευρήματα με αυτά προσομοίωσης με MC και με μετρήσεις με θάλαμο ιονισμού (βρέθηκαν διαφορές μεταξύ 1% και 15%).

2.3.2 Ανομοιογένειες υψηλού ατομικού αριθμού

Χαρακτηριστικά παραδείγματα ανομοιογενειών υψηλού ατομικού αριθμού είναι διάφορα είδη εμφυτευμάτων, όπως τα οδοντικά εμφυτεύματα, τα σφραγίσματα, οι χειρουργικές βίδες, οι λάμες, τα χειρουργικά κλιπ, τα ενδοαγγειακά στεντ, οι κεφαλές μηριαίου, οι βηματοδότες, κ.λ.π. Για τα περισσότερα είδη ενδοπροθέσεων όσο η ηλικία των ασθενών μεγαλώνει, τόσο πιο συχνά αυτές συναντώνται. Για παράδειγμα, τουλάχιστον το 75% των ασθενών με καρκίνο στο κεφάλι ή στο λαιμό, που υπόκεινται σε ακτινοθεραπεία, φέρουν στην στοματική τους κοιλότητα οδοντικά εμφυτεύματα ή/και σφραγίσματα για λειτουργικούς ή/και αισθητικούς σκοπούς (Nigroomand-Rad και συν. 1996). Τα σύγχρονα οδοντικά εμφυτεύματα και οι κορώνες είναι συνήθως κατασκευασμένα από τιτάνιο και κράματα τιτανίου (όπως Ti_6Al_4V που είναι κράμα από 90% Ti, 6% Al και 4% V, συχνά καλυμμένο με στρώμα υδροξυαπατίτη πάχους 100 ως 500 μm), αν και πρόσφατα προτάθηκε η χρήση ζirkονίας (ZrO_2), υλικό με μέταλλο μεγαλύτερου ατομικού αριθμού ($Z=40$). Οι μεταλλικές προθέσεις στην ολική αρθροπλαστική διατίθενται σε διάφορους τύπους (Σχήμα 1.1.β). Συνήθως αποτελούνται από δύο μέρη, την σχεδόν σφαιρική κεφαλή και το μηριαίο μέρος (Reft και συν. 2003). Το κέντρο της κεφαλής αποτελείται συνήθως από πολυαιθυλένιο και περιβάλλεται εξωτερικά από φλοιό κράματος Co-Cr-Mo ή από κράμα Ti. Το μηριαίο μέρος αποτελείται επίσης από δύο μέρη, τον κορμό και την κεφαλή, και μπορεί να είναι συμπαγές ή κούφιο κατασκευασμένο από κράμα Co-Cr-Mo. Παλαιότερα γίνονταν συχνά χρήση κραμάτων Ti ή και ατσαλιού (Reft και συν. 2003). Η χημική σύσταση αλλά και οι φυσικές ιδιότητες των μεταλλικών προθέσεων συνοψίζονται στον πίνακα 2.1. Πέρα όμως από τη χρήση των μετάλλων, περιστασιακά έχουν χρησιμοποιηθεί κεραμικά και συνθετικά υλικά. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η χρήση της αλουμίνης (Al_2O_3) της οποίας η φυσική και η ηλεκτρονιακή πυκνότητα σε σχέση με το νερό είναι 3.97 g/cm^3 και 3.52 αντίστοιχα. Είναι σαφές πάντως ότι ενδεχόμενα δοσιμετρικά προβλήματα από την παρουσία κεραμικών υλικών ή αλουμίνης σε σχέση με των μεταλλικών, αναμένεται να είναι μικρότερης έντασης καθώς η ηλεκτρονική τους πυκνότητα και ο ενεργός ατομικός αριθμός τους είναι μικρότερα συνήθως (Reft και συν. 2003).

Η παρουσία των ανομοιογενειών υψηλού Z σε μία υπό θεραπεία περιοχή προκαλεί διαταραχή στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης στη εν λόγω περιοχή. Παρόλο που το φαινόμενο της εξασθένησης της ακτινοβολίας κατά τη διέλευσής της από ένα υλικό υψηλού ατομικού αριθμού λαμβάνεται υπόψη στα συστήματα σχεδιασμού της ακτινοθεραπείας, το φαινόμενο της έντονης οπισθοσκέδασης στην περιοχή ακριβώς πάνω από τη διεπιφάνεια μαλακού ιστού-υλικού υψηλού ατομικού αριθμού καθώς και η διαταραχή στην περιοχή εξόδου συνήθως αγνοούνται. Επιπλέον, αν και υπάρχουν λίγα συστήματα σχεδιασμού θεραπείας που χρησιμοποιούνται στις μέρες μας στη κλινική πράξη και διαθέτουν τους κατάλληλους αλγόριθμους που υπολογίζουν τη δόση ακριβώς πάνω από μία

ανομοιογένεια υψηλού ατομικού αριθμού, στην ουσία καταλήγουν σε εσφαλμένους υπολογισμούς.

	Stainless steel wrought	Co-Cr-Mo cast-wrought	(a) Titanium cast-wrought			
(A) Composition of prosthesis alloys (%Weight)						
Element						
Carbon	0.08 max	0.35 max	0.08 max			
Manganese	2.00 max	1.00 max	...			
Phosphorus	0.03 max			
Sulfur	0.03 max			
Silicon	0.75 max	1.00 max	...			
Oxygen	0.13 max			
Cobalt	...	Balance (57.4–65)	...			
Chromium	17–20	27–30	...			
Nickel	10–14	2.50 max	...			
Molybdenum	2–4	5–7	...			
Iron	Balance (59–70)	0.75 max	0.25 max			
Aluminum	5.6–6.5			
Vanadium	3.5–4.5			
Titanium	Balance (88.5–91)			
(B) Electron density relative to water						
Range	6.55–6.61	6.79–6.90	3.72–3.76			
Average	6.58	6.84	3.74			
Prosthesis	Cross Sectional dimension (mm) Thickness×width	Physical density (g/cm ³)	(b) Mass attenuation coefficient at 4 MV (cm ² /g)	Effective atomic no.	Electron density (e ⁻ /cm ³)	Relative electron density
Stainless steel	11.4×20.0	8.1	0.047	26.7	2.3×10 ²⁴	6.83
Co–Cr–Mo	16.2 diameter	7.9	0.044	27.6	2.2×10 ²⁴	6.74
Titanium	13.6×15.0	4.3	0.048	21.4	1.2×10 ²⁴	3.6

Πίνακας 2.1: Χημική σύσταση α) και φυσικές παράμετροι β) τριών τύπων μεταλλικών προθέσεων (Reft και συν. 2003).

2.4 Δοσιμετρία διεπιφανειών

2.4.1 Ακτινοβόληση με δέσμες φωτονίων

Οι Murthy και Lakshmanan 1976 μελέτησαν την αύξηση της δόσης εξαιτίας των οπισθοσκεδαζόμενων δευτερογενών ηλεκτρονίων που παράγονται από ακτίνες-X (ως 250 kV) και ακτίνες γ από πηγή Co-60 χρησιμοποιώντας λεπτά στρώματα (~3 mg/cm²) τετραβορικού λιθίου με προσμίξεις Mn (Li₂B₄O₇:Mn TLD). Στην περίπτωση ανομοιογένειας υψηλού Z σε ομοίωμα από PMMA (πλεξιγκλάς) βρήκαν ότι η αύξηση της δόσης λόγω της ύπαρξης της ανομοιογένειας αυξάνεται γραμμικά με την τετραγωνική ρίζα του Z, όταν γίνεται χρήση ακτινοβολίας -γ από πηγή Co-60. Παρόμοια συμπεριφορά, αλλά πολύ πιο έντονη (ως και παράγοντας του 15) βρέθηκε στην περίπτωση χρήσης ακτινοβολίας-X 250 kV (E_{eff}=94 keV) σε υλικά Z>14. Επιπλέον βρήκαν ότι η αύξηση μειώνεται καθώς απομακρυνόμαστε από την διεπιφάνεια και πρακτικά εξαφανίζεται όταν το ειδικό πάχος είναι περίπου 10 και 200 mg/cm² στην περίπτωση ακτινοβολίας -X 250 kV και γ- Co-60, αντίστοιχα. Η αυξημένη τιμή δόσης κοντά στην διεπιφάνεια επιβεβαιώθηκε και πειραματικά με χρήση βιολογικού δοσιμέτρου (ακτινοβόληση μονοστοιβάδας κυττάρων σε επαφή

με στρώμα αργύρου). Παρατήρησαν επίσης ότι η παρεμβολή αέρα μεταξύ του υλικού μεγάλου Z και του PMMA μειώνει δραστικά την αύξηση της δόσης στην περίπτωση ακτινοβολίας-γ και ανομοιογένειας Ag (Z=47), με ταχεία μείωση για κενό αέρα διαστάσεων ως 1 cm και με πιο σταδιακή μείωση σε μεγαλύτερα κενά αέρα, κυρίως για γεωμετρικούς λόγους.

Τα ευρήματα των Murthy και Lakshmanan ποιοτικά συμφωνούν με τα αντίστοιχα του Regulla και συν. (1983, 1998, 1999) που χρησιμοποίησαν στρώμα BeO πάχους 75 μm ως δοσίμετρο θερμικά εξαναγκασμένης εκπομπής ηλεκτρονίων (TSEE), κύτταρα C3H 10T1/2 ποντικού, δευτερευόντως δε δοσίμετρα θερμοφωταύγειας και θάλαμο ιονισμού. Η χρήση TSEE έδειξε αύξηση της δόσης λίγο πριν από τη διεπιφάνεια κατά παράγοντα του 26 όταν γινόταν χρήση ακτινοβολίας-X με μέση ενέργεια 17 keV, που σταδιακά αυξήθηκε ως το 77 για ακτινοβολία ~50 keV, μειώθηκε στο ~42 στην περίπτωση ακτινοβολίας-X ~100 keV, στο ~6 στην περίπτωση ακτινοβολίας-X 248 keV, και στο ~1.3 στην περίπτωση ακτινοβολίας-γ 1250 keV όταν η διεπιφάνεια είναι από χρυσό (Z=79). Αξίζει να σημειωθεί ότι οι Murthy και Lakshmanan, που χρησιμοποίησαν ανομοιογένεια με Z =47 και ανιχνευτή μεγαλύτερου πάχους, βρήκαν μέγιστο φαινόμενο στην περιοχή των ~70 keV, που όμως ήταν μικρότερο, ~8 αντί για 77.

Ο Huq και συν. (1992) βρήκαν ότι η δόση σε αποστάσεις από την διεπιφάνεια μεγαλύτερες από την εμβέλεια των ηλεκτρονίων μειώνεται σημαντικά όταν η διεπιφάνεια είναι από μόλυβδο και ακτινοβολείται με φάσματα φωτονίων 60 ως 250 kV, με το φαινόμενο να γίνεται πιο έντονο όσο το πεδίο γίνεται μεγαλύτερο, ευρήματα σε συμφωνία με αυτά των Lanzon και Sorell (1993) με δέσμες ακτινοβολίας-X 45 ως 100 kV.

Ο Ravikumari και συν. (2004) χρησιμοποιώντας θάλαμο παράλληλων πλακών σε απόσταση 1.5 mm (ενεργού όγκου 0.2 cm³) σε ομοίωμα από πολυστερίνη βρήκαν στην περίπτωση ακτινοβολίας-γ από πηγή Co-60 αύξηση, 17%, 36%, 41%, 57%, και ~84.5% σε ανομοιογένεια Al, ατσαλιού, Cu, Cd και Pb αντίστοιχα. Οι αυξήσεις στην περίπτωση δέσμης ακτινοβολίας-X 6 MV ήταν σχεδόν παρόμοιες (περίπου 16%, 34.5%, 40%, 57% και 84.5%, αντίστοιχα), ενώ στην περίπτωση δέσμης 18 MV μικρότερες (περίπου 13%, 29%, 35%, 52% και 78%, αντίστοιχα). Επίσης βρήκαν ότι το πάχος της ανομοιογένειας στο οποίο μεγιστοποιείται η αύξηση της δόσης εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων και ότι η μέγιστη απόσταση από την διεπιφάνεια που υπάρχει αύξηση της δόσης αυξάνεται με αύξηση της ενέργειας των φωτονίων, προφανώς λόγω αυξημένης κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων.

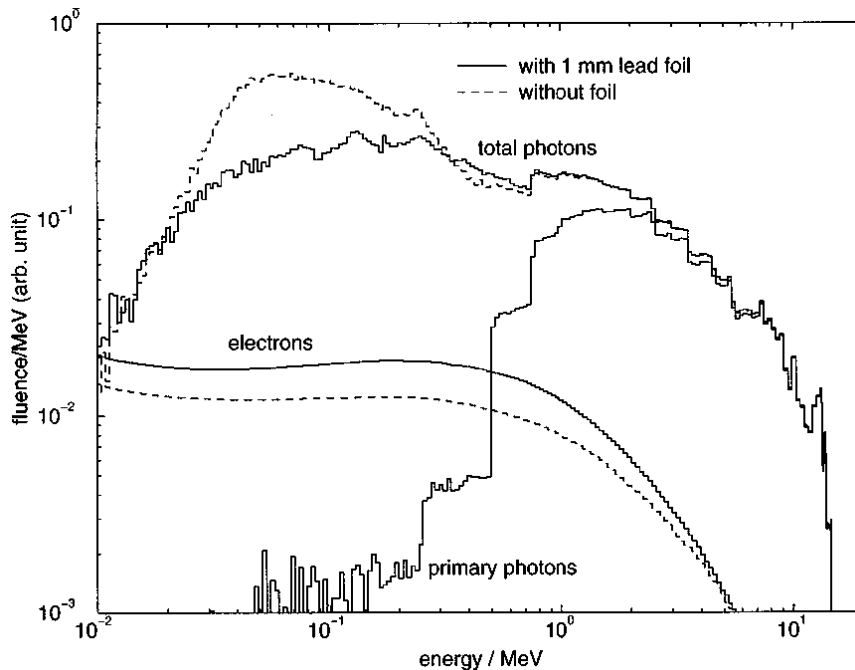
Οι Nadrowitz και Feyeraabend (2001) χρησιμοποιώντας δοσίμετρο φωτοφωταύγειας με πάχος ευαίσθητου στρώματος 2 mm τοποθετημένο σε βάθος 65 mm ακτινοβόλησαν με δέσμη ακτίνων-X 10 MV ανομοιογένειες Al, Cu και Pb και βρήκαν αύξηση της δόσης της τάξης του 10%, 25% και 40% όταν το δοσίμετρο βρίσκεται σε επαφή με τη διεπιφάνεια (κέντρο ανιχνευτή 1 mm από την διεπιφάνεια) και η γωνία

πρόσπτωσης της δέσμης είναι ίση με 0° . Η αύξηση αυτή γίνεται μέγιστη όταν η γωνία πρόσπτωσης της δέσμης είναι 55° για το Al και το Cu ενώ μειώνεται σε μεγαλύτερες γωνίες για όλα τα υλικά.

Ο Das και οι συνεργάτες του μελέτησαν επί σειρά ετών (1988, 1989, 1990, 1995 1997) την κατανομή της δόσης κοντά σε διεπιφάνειες πολυστερίνης και υλικού υψηλού Z, που ακτινοβολούνται με φωτόνια μεγάλης ενέργειας. Για το σκοπό αυτό έκαναν χρήση διαφόρων δοσιμέτρων (π.χ. θαλάμους ιονισμού διαφόρων τύπων, TLD με μορφή σκόνης και παστίλιας πάχους 0.35 mm, ακτινογραφικά φιλμ X-Omat V) και προσομοιώσεων MC. Με χρήση κυρίως θαλάμων ιονισμού βρήκαν αύξηση της δόσης λόγω της παρουσίας ανομοιογένειας ικανού πάχους, που στην περίπτωση δέσμης 6 MV αυξάνεται από $\sim 10\%$ στην περίπτωση ομοιώματος συμπαγούς οστού, σε $\sim 35\%$ στην περίπτωση του χαλκού και $\sim 72\%$ στην περίπτωση του μολύβδου (Das 1989). Οι αντίστοιχες τιμές στην περίπτωση χρήσης δεσμών 10, 18 και 24 MV ήταν παρόμοιες και δεν παρατηρήθηκε εξάρτηση από τις διαστάσεις του πεδίου όταν το πεδίο ήταν μεγαλύτερο από $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Ο συνεργάτης του Das, Werner (1991) μελέτησε θεωρητικά την επίδραση του φαινομένου της δίδυμης γέννησης στη διαταραχή της δόσης κοντά στη διεπιφάνεια και βρήκε ότι η επίδραση είναι μέγιστη στην ενεργειακή περιοχή των $\sim 8 \text{ MeV}$, και αυξάνεται με αύξηση του Z της ανομοιογένειας (από $\sim 3\%$ σε $Z=13$ στο 8% σε $Z=82$ και ενέργεια $\sim 8 \text{ MeV}$) έχει όμως σχετικά μικρή συμβολή στο όλο φαινόμενο. Επίσης ο Das και οι συνεργάτες του βρήκαν ότι η διαταραχή εκτείνεται από τη διεπιφάνεια σε αποστάσεις που εξαρτώνται από το φάσμα των φωτονίων (ως τα $\sim 3.5 \text{ mm}$ στην περίπτωση ακτινοβολίας από πηγή Co-60, στα $\sim 10 \text{ mm}$ στην περίπτωση ακτινοβολίας-X 6 MV, και άνω των 20 mm στην περίπτωση ακτινοβολίας-X 24 MV, ανεξάρτητα του ατομικού αριθμού της ανομοιογένειας και όταν δεν υπάρχει πλάγια ηλεκτρονική ισορροπία στα στερεοτακτικά πεδία διαμέτρου μικρότερης των 3 cm (Jones και Das 2005).

Ο Nilsson και συν. (1992) μοντελοποίησαν με χρήση του κώδικα MC EGS4/PRESTA/DORZv4 διάφορους θαλάμους ιονισμού μεγάλης διαμέτρου (19.5 cm) αγνοώντας το λεπτό τοίχωμα του θαλάμου, $\sim 6 \text{ μm}$. Βρήκαν ότι η απορροφούμενη δόση πριν από την διεπιφάνεια μεγάλου Z αυξάνεται με αύξηση του Z (στην περίπτωση ακτινοβολίας από πηγή Co-60 από $\sim 30\%$ σε $Z=20$ σε $\sim 90\%$ σε $Z=82$, ευρήματα συμβατά με αυτά της προσομοίωσης) και ότι η αύξηση της δόσης ελάχιστα μεταβάλλεται με την αύξηση του βάθους μεταξύ ~ 0.5 και 5 cm. Μεταγενέστερη μοντελοποίηση των πειραμάτων που έγινε από τον Verhagen (2002) με πάχος μικρότερης περιοχής κοντά στη διεπιφάνεια μόνο 5 μm και χρήση του αναβαθμισμένου κώδικα MC EGSnrc/DORSZnrc ανέδειξε ορισμένους περιορισμούς του κώδικα που χρησιμοποιήθηκε από τους Nilsson και συν. (1992) και πρόβλεψε αύξηση της δόσης κατά 20%, 40%, 70% και 100% όταν ακτινοβολείται με ακτινοβολία $-\gamma$ Co-60 ανομοιογένεια Al, Cu, Sn και Pb σε ομοίωμα από

πολυστερίνη. Επιπλέον βρήκαν ότι η μεταβολή αυξάνεται λίγο, όταν το ειδικό βάθος στο οποίο βρίσκεται αυξάνεται από 0.5 σε 5.0 g/cm². Ο Sauer (1995) αναφέρει καλή συμφωνία των πειραματικών μετρήσεων και των Monte Carlo υπολογισμών με τη χρήση του κώδικα MC EGS4 για διεπιφάνειες αλουμινίου-νερού και σιδήρου-νερού με δέσμες φωτονίων των 5, 8 και 16 MV.



Σχήμα 2.2: Φάσμα πρωτογενών και συνολικών φωτονίων καθώς και δευτερογενών ηλεκτρονίων στην περιοχή εισόδου της δέσμης η οποία εκτείνεται από 0-2 mm από τη διεπιφάνεια νερού-μολύβδου κατά την ακτινοβόληση με δέσμη φωτονίων 15 MV, πεδίο διαστάσεων 10×10 cm² και SSD 100 cm με και χωρίς την παρουσία ανομοιογένειας μολύβδου πάχους 1 mm τοποθετημένης σε ομοίωμα νερού σε βάθος 10 cm (Li και συν. 1999).

Ο Li και συν. (1999) μελέτησαν με τη χρήση κώδικα MC EGS4/PRESTA την επίδραση στη δόση από την παρουσία ανομοιογένειας υψηλού Z πάχους από 0.2 ως 4 mm σε ομοίωμα νερού κατά την ακτινοβόληση με διάταξη Co-60 και με γραμμικό επιταχυντή 6, 10, 15 και 24 MV. Μεταξύ άλλων μελέτησαν τη μεταβολή του φάσματος των φωτονίων και των ηλεκτρονίων από την παρουσία της ανομοιογένειας σε συνάρτηση με την ποιότητα της δέσμης, τη γωνία της προσπίπτουσας δέσμης, τον ατομικό αριθμό, το πάχος και πλάτος της ανομοιογένειας καθώς και το βάθος το οποίο βρίσκεται μέσα στο ομοίωμα. Στο σχήμα 2.2 παριστάνεται το φάσμα των πηλίκου ροή προς ενέργεια των πρωτογενών φωτονίων από επιταχυντή 15 MV σε βάθος 10 cm στο νερό, και των δευτερογενών ηλεκτρονίων σε βάθος 9.8-10.0 cm, όταν υπάρχει ή δεν υπάρχει επίπεδη ανομοιογένεια μολύβδου πάχους 1 mm σε βάθος 10 cm. Παρατηρείται σημαντική αύξηση του αριθμού των ηλεκτρονίων (κυρίως αυτών με ενέργεια μικρότερη του 0.5 MeV), τα οποία θεωρείται ότι σχετίζονται με το οπισθοσκεδασμό κατά τη μετάβαση από υλικό μικρού Z σε υλικό μεγάλου Z (Kalef-Ezra και συν. 1982) και

εκτινάσσονται ή δημιουργούνται μέσα στην ανομοιογένεια κυρίως λόγω αλληλεπιδράσεων Compton και δίδυμης γέννησης αντίστοιχα (Werner 1991). Αξίζει να σημειωθεί ότι στην εν λόγω μελέτη δεν γίνεται ιδιαίτερη αναφορά στα ποζιτρόνια που παράγονται λόγω δίδυμης γέννησης κυρίως στο στρώμα Pb. Η μεταβατική περιοχή αυτή πριν από την διεπιφάνεια χαρακτηρίζεται από έλλειψη ηλεκτρονιακής ισορροπίας και το εύρος της σχετίζεται με το άθροισμα των εμβελειών των δευτερογενών ηλεκτρονίων στα δύο υλικά, το οποίο μπορεί να εκτείνεται από μερικά μm μέχρι και μερικές εκατοντάδες μm σύμφωνα με τον Πίνακα 2.2 (Regulla και Leischner 1983).

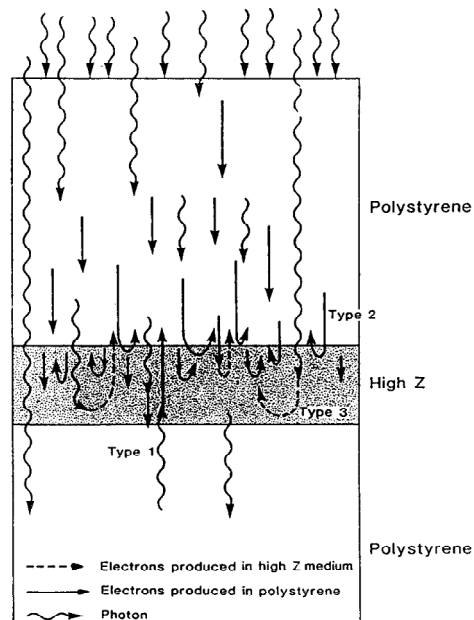
Ενέργεια (keV)	Εμβέλεια στο νερό (μm)
1	0.053
5	0.760
10	2.5
50	42
100	140
500	1700
1000	4300

Πίνακας 2.2: Εμβέλεια των ηλεκτρονίων στο νερό (Regulla και Leischner 1983).

Αντίθετα, στη περίπτωση της διεπιφάνειας μόλυβδος-νερό (forward scattering) οι μεταβολές στον αριθμό και το φάσμα των ηλεκτρονίων ήταν μικρότερες και συνοδεύονται από σημαντική αύξηση στη ροή φωτονίων μικρής ενέργειας (Li και συν. 1999). Επιπλέον ο Li και οι συνεργάτες του βρήκαν ότι στην περίπτωση ανομοιογένειας από μόλυβδο πάχους 1 mm η δόση αυξάνεται λίγο με αύξηση της ενέργειας (από ~51% στα 1.25 MeV στα ~58% στα 24 MV) κοντά στη διεπιφάνεια και ότι η αύξηση μειώνεται με αύξηση της απόστασης από τη διεπιφάνεια (μηδενίζεται στα 5 mm στην περίπτωση των φωτονίων μικρότερης ενέργειας και είναι ~4% σε απόσταση 9 mm στα 24 MV) καθώς και ότι αυξάνεται με αύξηση του πάχους της ανομοιογένειας, όταν το πάχος είναι μικρότερο του 1 mm. Επιπρόσθετα βρήκαν ότι η δόση κοντά στη διεπιφάνεια αυξάνεται με αύξηση του Z και ότι η αύξηση αυτή εξαρτάται λίγο από τη γωνία πρόσπτωσης, και ότι όταν η διάμετρος της ανομοιογένειας είναι μικρή, π.χ. 0.5 cm η διαταραχή που δημιουργείται στην κατανομή δόσης βάθους κατά τα μήκος του κύριου άξονα της δέσμης 15 MV από την ύπαρξη της ανομοιογένειας είναι μειωμένη. Τέλος βρήκαν, όπως και ήταν αναμενόμενο, μειωμένη διαταραχή όταν η ανομοιογένεια δεν είναι επίπεδη (μελέτησαν κυλινδρικό εφαρμοστή από μόλυβδο πάχους 1 mm).

Σε ανάλογα συμπεράσματα κατέληξαν και οι Das και Kahn (1989) προσεγγίζοντας αναλυτικά το φαινόμενο της αύξησης της δόσης στην περιοχή εισόδου της δέσμης φωτονίων από την παρουσία ανομοιογένειας μεγάλου Z. Συγκεκριμένα αναφέρουν αύξηση της δόσης πριν από την διεπιφάνεια χαμηλού Z- υψηλού Z. Το σχήμα 2.3

αποτελεί μία απλοποιημένη απεικόνιση των τριών τύπων συνεισφοράς στην προκύπτουσα δόση. Ο πρώτος παράγοντας (δόση εξαιτίας των οπισθοσκεδαζόμενων φωτονίων) μπορεί περαιτέρω να διαιρεθεί σε τρεις πιθανούς υποπαράγοντες: α) οπισθοσκεδαζόμενα φωτόνια, β) ακτινοβολία πέδησης που οφείλεται στο φρενάρισμα των δευτερογενών ηλεκτρονίων, και γ) ακτινοβολία φθορισμού εξαιτίας της φωτοηλεκτρικής αλληλεπίδρασης των πρωτογενών φωτονίων με το υψηλού ατομικού αριθμού υλικό. Η οπισθοσκέδαση των φωτονίων σε μία δέσμη είναι μικρή και μπορεί να αγνοηθεί για όλα τα υλικά. Η ακτινοβολία πέδησης και η ακτινοβολία φθορισμού είναι επίσης αμελητέες για υλικά με σχετικά μικρό ατομικό αριθμό (π.χ. οστό), ενώ για υλικά μεγάλου ατομικού αριθμού (όπως είναι ο μόλυβδος), η απώλεια ενέργειας και η απόδοση ακτινοβολίας φθορισμού μπορεί να είναι σημαντικές. Δεδομένου όμως ότι η ακριβής συνεισφορά από τον καθένα παράγοντα είναι ένα ιδιαίτερα σύνθετο πρόβλημα, θα πρέπει να μελετείται μέσω της μεθόδου προσομοίωσης MC.



Σχήμα 2.3: Απλοποιημένη απεικόνιση των τριών συνιστωσών της προκύπτουσας δόσης στην περιοχή εισόδου της ανομοιογένειας μεγάλου ατομικού αριθμού κατά την ακτινοβολία με δέσμη φωτονίων (Das και Kahn 1989).

Οι Das και Kahn 1989 για να περιγράψουν τη διαταραχή στην κατανομή της δόσης λόγω της παρουσίας ανομοιογένειας μεγάλου Z σε ένα υλικό μικρού Z που ακτινοβολείται όρισαν το διορθωτικό παράγοντα δόσης (CF) ως εξής:

$$CF(E, A, w, d, t, x, Z, \Theta) = D_i / D_h, \quad (\text{Σχέση 2.1})$$

όπου D_i είναι η δόση με την παρουσία της επίπεδης ανομοιογένειας, D_h η δόση στο ομοιογενές μέσο στο ίδιο σημείο, E ο παράγοντας που λαμβάνει υπόψη την ενέργεια των φωτονίων της δέσμης, A είναι το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας, w το πλάτος της ανομοιογένειας υψηλού Z, t το πάχος της, x η κατακόρυφη απόσταση

από την ανομοιογένεια, Z ο ατομικός αριθμός της ανομοιογένειας και Θ η γωνία πρόσπτωσης της δέσμης φωτονίων στην ανομοιογένεια. Ο CF διακρίνεται σε: α) παράγοντα διαταραχής δόσης λόγω οπισθοσκέδασης, Backscatter Dose Perturbation Factor- BSDF, ο οποίος αναφέρεται στην περιοχή εισόδου της ανομοιογένειας μεγάλου ατομικού αριθμού, δηλαδή αναφέρεται στη διεπιφάνεια χαμηλό Z - υψηλό Z (Das και Kahn 1989, Li και συν. 1999, Nadrowitz και Feyerabend 2001) και β) Forward Dose Perturbation Factor-FDPF στην περιοχή εξόδου από την ανομοιογένεια δηλαδή αναφέρεται στη διεπιφάνεια υψηλό Z - χαμηλό Z (Das και συν. 1988, Das 1997, Li και συν. 1999).

Εν κατακλείδι και υπό το πρίσμα των ανωτέρω, είναι συχνά προτιμότερο να γίνεται χρήση του απλού αυτού διορθωτικού παράγοντα, ο οποίος όταν θα πολλαπλασιάζεται με την δόση στο ομοιογενές μέσο, να αποδίδει την δόση στο μέσο που περιέχει την ανομοιογένεια. Αυτή η προσέγγιση είναι απλή και μαθητικά εύκολη στο χειρισμό της, αλλά υπάρχουν ερωτηματικά ως προς το κατά πόσο είναι γνωστοί αυτοί οι παράγοντες με την επιθυμητή ακρίβεια. Συγκεκριμένα, οι αναλυτικοί υπολογισμοί της μεταφοράς των φωτονίων και ηλεκτρονίων είναι ιδιαίτερα δύσκολοι και η μέθοδος προσομοίωσης με κώδικα Monte Carlo είναι συχνά μία χρονοβόρος διαδικασία κυρίως λόγω της ταχείας μεταβολής της δόσης από την διεπιφάνεια. Από την άλλη πλευρά, κατά τις πειραματικές μετρήσεις πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στην επιλογή του σωστού ανιχνευτή-δοσιμέτρου, ο οποίος θα προκαλεί όσο το δυνατόν μικρότερη διαταραχή στην περιοχή της διεπιφάνειας χάρη στον κατάλληλο σχεδιασμό και σύστασή του.

Σε ορισμένες περιπτώσεις το πάχος του ανιχνευτή είναι μικρότερο από την εμβέλεια των ηλεκτρονίων που παράγονται στην ανομοιογένεια υψηλού Z και το πάχος της διεπιφάνειας ή/και οι διαστάσεις της ανομοιογένειας κάθετες προς την κατεύθυνση της δέσμης των φωτονίων είναι και αυτές μικρότερες της εμβέλειας. Στις περιπτώσεις αυτές η αύξηση της δόσης πριν από την ανομοιογένεια αναμένεται να μην είναι τόσο μεγάλη. Στην περίπτωση αυτή ανήκουν συχνά οδοντικά εμφυτεύματα (Tatcher και συν. 1984, Mian και συν. 1987, Farahani και συν. 1990, Niroomand-Rad και συν. 1996, Thilmann και συν. 1996, Ozen και συν. 2005, Beyzadeoglu και συν. 2006), βίδες με κεντρική οπή που χρησιμοποιούνται στην Ορθοπεδική (Allal και συν. 1998), μικρών χειρουργικών κλιπ, κόκκων βραχυθεραπείας (Chow και Grigorenko 2005, 2006), μικροσφαιρών χρυσού (Hirsch και συν. 2006, Hainfeld και συν. 2004, 2008, Hainfeld και συν. 2010 σε εκτύπωση, κ.λ.π.). Για παράδειγμα, ο Mian και συν. 1987 χρησιμοποιώντας θάλαμο ιονισμού βρήκαν πειραματικά ότι στο δόντι (προσομοιάστηκε με οστό) αυξάνεται κατά 15% η δόση πριν από ανομοιογένεια από Ti , όταν ακτινοβολείται με ακτινοβολία- γ $Co-60$ και ελαφρώς λιγότερο όταν χρησιμοποιούνται φωτόνια μεγαλύτερης ενέργειας. Επίσης, κατά τη χρήση ακτινοβολίας- γ στο ομοίωμα οστού βρέθηκε αυξημένη δόση σε αποστάσεις από τη διεπιφάνεια 1 ως 2 mm. Ο Farahani και συν. (1990)

μελέτησαν την επίδραση διάφορων υλικών (κράμα οδοντικού Au, αμάλγαμα Ag-Hg, κράμα Ni-Cr και ανθρώπινα δόντια σε ομοίωμα από πολυστερίνη χρησιμοποιώντας ραδιοχρωμικά φιλμ (HD-810) σε πεδία ακτινοβολίας- γ από Co-60. Κοντά στην διεπιφάνεια βρήκαν αύξηση της δόσης στην πολυστερίνη περίπου κατά ~110%, 100%, 40% και 20% για τα τέσσερα είδη ανομοιογένειας πάχους 2 mm που μελέτησαν. Επίσης βρήκαν ότι η μέγιστη απόσταση από τη διεπιφάνεια που παρατηρείται αύξηση της δόσης αυξάνεται με αύξηση του Z της ανομοιογένειας. Οι αντίστοιχες αυξήσεις δόσεις όταν έκαναν χρήση ακτινοβολίας-X 10 MV, ήταν μικρότερες (περίπου 70%, 60%, 30% και 15%, αντίστοιχα).

Οι αυξήσεις δόσης που βρέθηκαν από τον Thilmann και συν. (1986) που χρησιμοποίησαν δοσίμετρα θερμοφωταύγειας πάχους 90 μm (ειδικό πάχος ~23 mg/cm^2) ήταν μικρότερες (~50% ως 90% για ανομοιογένειες Pd, αμαλγάματος και Au) από αυτές που βρήκε ο Farahani που έκανε χρήση δοσιμέτρου πολύ μικρότερου ειδικού πάχους. Οι αυξήσεις που βρήκε ο Thatcher και συν. 1984 χρησιμοποιώντας πηγή Co-60 και ραδιογραφικά φιλμ ήταν ακόμα μικρότερες (25% ως 40% ανάλογα με το υλικό της ανομοιογένειας).

Η Niroomand-Rad και συν. (1996) χρησιμοποίησαν τρία είδη δοσιμέτρων (ακτινογραφικά φιλμ, ραδιοχρωμικά φιλμ με δυο ευαίσθητα στρώματα τύπου MD-55 και έναν θάλαμο παράλληλων πλακών). Βρήκαν ότι ανομοιογένειες από Ti καλυμμένες με λεπτό στρώμα υδροοξυαπατίτη αυξάνουν τη δόση από δέσμη ακτινοβολίας-X 6 και 10 MV κατά ~20% πριν από την διεπιφάνεια και ότι η αύξηση μεγαλώνει ελαφρά με αύξηση των διαστάσεων της ανομοιογένειας στην περιοχή τιμών που μελετήθηκε (15 mm x 3.2mm ως 48 mm x 3.8 mm) και έχει τάση μείωσης όταν γίνεται χρήση φωτονίων 10 MV. Επίσης, όπως ήταν αναμενόμενο η αύξηση της επίστρωσης από 100 σε 500 μm , μείωσε κατά ~1% την αύξηση της δόσης πριν από την διεπιφάνεια.

Παρόμοιες αυξήσεις δόσης βρήκε και ο Ozen και συν. (2005) και ο Beyzadeoglu και συν. (2006) στην περίπτωση οδοντικών πλακών από Ti χρησιμοποιώντας δοσίμετρα θερμοφωταύγειας. Επιπρόσθετα βρήκαν μια μικρή εξάρτηση από τη γωνία πρόσπτωσης (μέγιστη αύξηση στις ~60° όταν γίνεται χρήση πηγής Co-60 ή επιταχυντή στα 6 MV και ~40° στα 25 MV και μειώνεται με ταχύ ρυθμό με αύξηση της γωνίας μετά το μέγιστο).

Παρόμοια φαινόμενα αύξησης της δόσης κοντά στη διεπιφάνεια ιστός – υλικό υψηλού ατομικού αριθμού εμφανίζεται στην περίπτωση χρήσης φωτονίων χαμηλής ενέργειας (περιοχή kV), όπου συχνά η δόση στον ιστό συχνά αυξάνεται ακόμα και κατά μια τάξη μεγέθους, αλλά λόγω της μικρής ενέργειας των ηλεκτρονίων η διαταραχή μειώνεται πολύ γρήγορα με αύξηση της απόστασης από τη διεπιφάνεια (Murthy και Lakshmanan 1976, Tokita και Raju 1988, Lanzon και Sorell 1993, Regulla και συν. 1983, 1998, 1999, Mitchell και συν. 1998, Huq και συν. 1992, Mesa και συν. 1999). Ορισμένες μάλιστα μελέτες αναφέρονται σε διεπιφάνεια δυο υλικών σχετικά

μεγάλου Z, όπως Si-Au, που έχουν κυρίως ενδιαφέρον σε τομείς εκτός Ιατρικής (Garth και συν. 1975).

Η παρούσα μελέτη επικεντρώνεται στη διαταραχή της απορροφούμενης δόσης σε υλικό μικρού Z πριν από ανομοιογένεια μεγάλου Z, επιφάνειας πολύ μεγαλύτερης του πεδίου ακτινοβολίας, κατά την ακτινοβόληση με φωτόνια μεγάλης ενέργειας. Άρα δεν αναφέρεται στην κατανομή της απορροδούμενης δόσης μέσα στην ανομοιογένεια (η περίπτωση κοιλότητας που δρα ως δοσίμετρο είναι από τα βασικότερα θέματα της δοσιμετρίας), ούτε στη διαταραχή της απορροφούμενης δόσης μετά την κοιλότητα, παρ' όλο που και αυτή έχει μεγάλο επιστημονικό και κλινικό ενδιαφέρον. Στο σημείο αυτό αξίζει να δοθούν και ορισμένα στοιχεία για τη διαταραχή του πεδίου λόγω ύπαρξης ανομοιογένειας όταν οι ακτινοβολήσεις γίνονται με άλλα είδη ακτινοβολίας εκτός των φωτονίων.

2.4.2 Ακτινοβόληση με δέσμες ηλεκτρονίων

Μεγάλος αριθμός μελετών που έχουν γίνει είναι σχετικές με την οπισθοσκέδαση ηλεκτρονίων σε διεπιφάνειες αέρα και διαφόρων υλικών (π.χ. Sertzer και Berger 1974, Kalef-Ezra και συν. 1982). Υπάρχουν μελέτες με αντικείμενο την κατανομή της δόσης από ηλεκτρόνια σχετικά χαμηλής ενέργειας όταν υπάρχουν ανομοιογένειες για βιομηχανικούς ή ερευνητικούς σκοπούς, π.χ. στην περίπτωση λιθογραφίας ηλεκτρονίων (Kyser και Viswanathan 1975). Επιπρόσθετα, λόγω της κλινικής σημασίας στην τηλεθεραπεία πολλές μελέτες έχουν επικεντρωθεί σε δέσμες ηλεκτρονίων ονομαστικής ενέργειας 4–20 MeV με το υλικό υψηλού Z να βρίσκεται κοντά ή σε επαφή (συχνά για προστασία) καθώς και μέσα στον ανθρώπινο σώμα (Wright και Trump 1962, Tabata 1967, Saunders και Peters 1974, Weatherburn και συν. 1975, Khan και συν. 1976, Gagnon and Cundiff 1980, Klevenhagen και συν. 1982, Lambert και Klevenhagen 1982, Hunt και συν. 1988, El-Khatib και συν. 1992, Jeraj και συν. 1999, Perez-Calatayud και συν. 2000, Verhaegen 2003, Das και συν. 2004, Chow και Grigorov 2008) ενώ λίγες μελέτες έχουν αναφερθεί στη διαταραχή της δόσης κατά τη χρήση πηγών βραχυθεραπείας (Kwok και συν. 1987, Buffa και Vergaegen 2004).

Για παράδειγμα, οι Klevenhagen και συν. (1982) και οι Lambert και Klevenhagen (1982) χρησιμοποίησαν θάλαμο ιονισμού παραλλήλων πλακών για να μελετήσουν τη διαταραχή στη δόση λόγω οπισθοσκέδασης ακτινοβολώντας με δέσμες ενέργειας 3–20 MeV και ανομοιογένειες με $Z=13$ έως 82 σε ομοίωμα πολυστερίνης. Οι Hunt και συν. (1988) μελέτησαν την επίδραση στην απόκριση δύο εμπορικά διαθέσιμων θαλάμων ιονισμού παραλλήλων πλακών (Markus και NACP), σε δέσμες ηλεκτρονίων 6–20 MeV, πεδίο ακτινοβολίας $10 \times 10 \text{ cm}^2$ και ανομοιογένειες με Z από 3 (Be) ως 13 (Al). Διαπιστώθηκε ότι οι θάλαμοι ιονισμού παραλλήλων πλακών από λουσίτη και πολυστερίνη παρουσίαζαν υποαπόκριση κατά 1% και 2% στα 6 MeV και 0.8% και 0.4% αντίστοιχα στα 16 MeV σε ομοίωμα νερού συγκρινόμενοι με

την απόκριση ενός κυλινδρικού θαλάμου ιονισμού με λεπτά τοιχώματα (Farmer-type).

Οι Perez-Calatayud και συν. (2000) μελέτησαν το φαινόμενο της διαταραχής της κατανομής της δόσης με χρήση δεσμών ηλεκτρονίων ενέργειας 4–10 MeV, θαλάμου ιονισμού παραλλήλων πλακών και ανομοιογένειας Pb, ενώ οι Jeraj και συν. (1999) με θάλαμο ιονισμού παραλλήλων πλακών και δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (LiF), σε δέσμη ηλεκτρονίων 20 MeV κατά την παρουσία των ανομοιογενειών Cu και Pb σε υλικό μικρού Z. Επιπρόσθετα, οι δύο τελευταίες ερευνητικές ομάδες πέρα των πειραματικών μετρήσεων, πραγματοποίησαν και υπολογισμούς με τη χρήση MC. Ο Verhaegen (2003) μελέτησε το φαινόμενο σε δέσμες ηλεκτρονίων ενέργειας 4–20 MeV με τη χρήση του κώδικα MC EGSnrc. Για το σκοπό αυτό μοντελοποίησε δύο διαφορετικούς παραλλήλων πλακών θαλάμους ιονισμού και πραγματοποίησε πειράματα με υλικά μικρού ατομικού αριθμού (αέρας, πολυστερίνη και γραφίτης) καθώς και με υλικά μεγάλου ατομικού αριθμού (αλουμίνιο και μόλυβδος) και βρήκε καλή συμφωνία πειραματικών και θεωρητικών προβλέψεων. Οι περισσότερες από τις μελέτες που παρατέθηκαν έδειξαν αύξηση της δόσης πριν από την ανομοιογένεια η οποία αυξάνεται με αύξηση του Z και με μείωση της ενέργειας. Επίσης ο Weidlich και συν. (1996) με χρήση δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας στην διεπιφάνεια μαλακού ιστού – πλάκας μολύβδου πάχους 5 mm που χρησιμοποιείται ως ενδοστοματική θωράκιση σε θεραπείες με δέσμες ηλεκτρονίων 6 και 12 MeV βρήκαν αύξηση της δόσης στη διεπιφάνεια μαλακός ιστός-Pb κατά 60% και 45% αντίστοιχα και ότι η αύξηση μειώνεται στο 5% και 25%, αντίστοιχα, όταν παρεμβληθεί στρώμα Al πάχους 3 mm. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται η δόση στα χείλη και στα μάγουλα, προστατεύοντας και τους υποκείμενους ιστούς.

2.4.3 Ακτινοβόληση με δέσμες νετρονίων

Όταν γίνεται χρήση υψηλής ενέργειας νετρονίων και υπάρχουν μέσα στο ανθρώπινο σώμα περιοχές με διαφορετική περιεκτικότητα σε υδρογόνο το πεδίο διαταράσσεται σημαντικά. Για παράδειγμα, οι Olthoff-Muenter και Meissner 1988 χρησιμοποίησαν δοσίμετρο θερμοφωταύγειας με λεπτό στρώμα CaF₂:Tm για να μελετήσουν τη διεπιφάνεια μαλακός ιστός – οστίτης ιστός όταν ακτινοβολείται από δέσμη νετρονίων που παράγεται από την αντίδραση d(14)+Be και είναι σε κλινική χρήση στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομειακό του Essen της Γερμανίας, ενώ οι Poller και Rassow 1990 με παρόμοιο τρόπο μελέτησαν τη διεπιφάνεια μαλακού ιστού-πνεύμονα. Παρόμοιες μελέτες έγιναν και στην περίπτωση ακτινοβόλησης με θερμικά νετρόνια κυτταρικών καλλιιεργειών που περιείχαν ¹⁰B σε επαφή με υπόστρωμα που δεν περιείχε ¹⁰B (Broerse και Zoetelief, 2004).

3 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3-ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΜΕ ΡΑΔΙΟΧΡΩΜΙΚΑ ΦΙΛΜ

3.1 Εισαγωγή

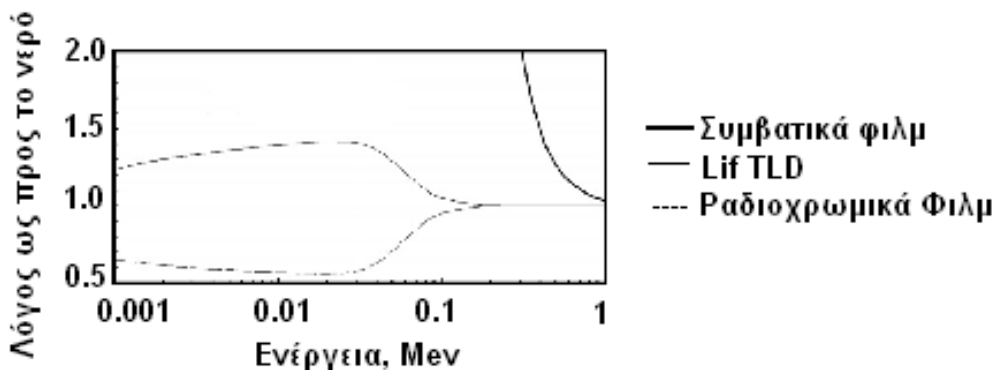
Η πρώτη μονάδα μέτρησης της δόσης ήταν η δόση ερυθήματος, η οποία ορίστηκε ως η ποσότητα της ιοντίζουσας ακτινοβολίας που απαιτείται για να προκληθεί ένα εμφανές ερύθημα στο δέρμα του καρπού ή του βραχίονα. Σύντομα αυτός ο τρόπος μέτρησης και η χρήση της εν λόγω μονάδας έπαψε να χρησιμοποιείται και αντικαταστάθηκε με άλλες μεθόδους ποσοτικοποίησης, λιγότερο επιβλαβείς, όπως τη χρήση ανιχνευτών οι οποίοι δίνουν χρωματική ένδειξη κατά την απορρόφηση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Την τελευταία δεκαετία αναπτύχθηκαν ανιχνευτές χρωματισμού με τη μορφή φιλμ η ευαισθησία των οποίων τους επιτρέπει να χρησιμοποιηθούν με σκοπό τη δοσιμετρία σε εφαρμογές που άπτονται της ιατρικής (Saylor και συν. 1998). Στις μέρες μας οι ανιχνευτές αυτοί χρωματισμού είναι γνωστοί με τον όρο ραδιοχρωμικά φιλμ. Με τον όρο φωτοχρωμισμός εννοούμε γενικά τη μεταβολή του χρώματος ενός υλικού μετά από την απορρόφηση ακτινοβολίας. Στην περίπτωση που το αίτιο της μεταβολής είναι ακτινοβολία με ιοντίζουσες ακτινοβολίες χρησιμοποιείται ο όρος ραδιοχρωμισμός. Τυπικό παράδειγμα φωτοχρωμικού υλικού αποτελεί μια ομάδα διασετυλινών (diacetylene) που πολυμερίζονται λόγω ακτινοβολήσής τους.

3.2 Δοσίμετρα 2D

Η δυνατότητα πραγματοποίησης μετρήσεων δόσης σε δύο διαστάσεις είναι ένα πολύ σημαντικό εργαλείο στην Ιατρική και για αυτό το λόγο ένας δισδιάστατος ανιχνευτής πρέπει να διαθέτει, ανάλογα με τη χρήση του, ορισμένα χαρακτηριστικά:

1. Ευαισθησία: Στις θεραπευτικές εφαρμογές οι δόσεις που συνήθως μετρούνται είναι τάξης του 1 Gy, στις ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβατικές πράξεις των δεκάδων mGy, στις διαγνωστικές συχνά λίγων mGy, ενώ συχνά στις εφαρμογές ακτινοπροστασίας απαιτείται η μέτρηση μικρότερων δόσεων, π.χ. δεκάδων μGy.
2. Σταθερότητα εικόνας: Η σταθερότητα της πληροφορίας είναι ένα ιδιαίτερα σημαντικό χαρακτηριστικό καθώς είναι επιθυμητό να υπάρχει μία μόνιμη- και σταθερή ένδειξη της μετρούμενης δόσης. Στα συμβατικά φιλμ με άλατα Ag η σταθεροποίηση της ληφθείσας εικόνας επιτυγχάνεται μέσω της διαδικασίας στερέωσης. Αντίθετα στα ραδιοχρωμικά φιλμ δεν πραγματοποιείται κάποια αντίστοιχη χημική διεργασία παραμόνο μία φυσική διεργασία (πολυμερισμός) η οποία προκαλεί τα χρωμοφόρα του φιλμ να χρωματιστούν κατά την ακτινοβολήση (McLaughlin και συν. 1991) που συνεχίζεται και μετά την ολοκλήρωση της ακτινοβολήσης. Επιπλέον, συχνά είναι χρήσιμη η δυνατότητα επανάληψης της μέτρησης.

3. Ισοδύναμο μαλακού ιστού: Στις ιατρικές εφαρμογές η ποσότητα που συχνά ενδιαφέρει είναι η απορροφούμενη δόση στο ανθρώπινο σώμα. Ένας ιδανικός ανιχνευτής θα πρέπει να αποκρίνεται στην ακτινοβολία όπως ο μαλακός ιστός ή το νερό (στις περισσότερες εφαρμογές θεωρείται ισοδύναμο μαλακού ιστού) άρα σε περίπτωση ακτινοβόλησής του με ένα πεδίο να απορροφά όπως ένα από τα μέσα αυτά. Τα συμβατικά φιλμ δεν είναι ισοδύναμα μαλακού ιστού και παρουσιάζουν δραματική υπερ-απόκριση σε φωτόνια κάτω από 1MeV. Αντίθετα το ακτινοευαίσθητο τμήμα των ραδιοχρωμικών έχει στην ενεργειακή περιοχή 0.1-1.0 MeV, τιμές μαζικών συντελεστών απορρόφησης (μ_{en}/ρ) για φωτόνια και μαζικών ανασχετικών ικανοτήτων δια συγκρούσεων (S_{col}/ρ) για ηλεκτρόνια που προσεγγίζουν ($\pm 2-3\%$) εκείνες του νερού, (McLaughlin και συν. 1994, Cai και συν. 2003). Σύμφωνα με το σχήμα 3.1 είναι σαφές ότι κανένα από τα τρία δοσίμετρα που παρουσιάζεται η εξάρτηση ή η σχετική εξάρτηση της απόδοσής τους από την ενέργεια δεν θεωρείται ιδανικό, αλλά είναι εμφανές ότι τα ραδιοχρωμικά φιλμ και τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας LiF υπερτερούν έναντι των συμβατικών φιλμ.



Σχήμα 3. 1: Λόγοι των μαζικών συντελεστών απορρόφησης ως προς το νερό για τρία διαφορετικά δοσιμετρικά υλικά (Soares, 2007).

4. Εξάρτηση της απόκρισης από το ρυθμό δόσης: Το ιδανικό δοσίμετρο θα πρέπει να είναι ανεξάρτητο του ρυθμού της απορροφούμενης δόσης σε αυτό.
5. Εξάρτηση της απόκρισης από το φως: Η δυνατότητα χρήσης του φιλμ σε συνθήκες φυσικού φωτισμού είναι ένα ιδανικό σενάριο. Αυτό όμως είναι αδύνατο να συμβεί με τη χρήση των συμβατικών φιλμ καθώς είναι εξαιρετικά ευαίσθητα στο φως. Αντίθετα, τα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι ελάχιστα ευαίσθητα στο ορατό και το υπέρυθρο φως. Η παράμετρος αυτή είναι ιδιαίτερα σημαντική αν αναλογιστεί κανείς περιπτώσεις μη διεισδυτικών ακτινοβολιών ή μετρήσεις κοντά σε διεπιφάνειες που η χρήση οποιωνδήποτε καλυμμάτων με σκοπό την προστασία από το φως θα είχε ως αποτέλεσμα την έντονη αλλοίωση του πεδίου ακτινοβολίας.

6. Σταθερότητα απόκρισης σε σχέση με τις περιβαλλοντικές συνθήκες: Η ένδειξη ενός δοσιμέτρου θα πρέπει να είναι ανεξάρτητη από τις συνθήκες του περιβάλλοντος όπως τη θερμοκρασία, την ατμοσφαιρική πίεση και την υγρασία κατά τη διάρκεια της ακτινοβόλησης και της αποθήκευσης, πριν και μετά την ακτινοβόληση.
7. Αντοχή: Ένα επιθυμητό χαρακτηριστικό για ένα επίπεδο ανιχνευτή είναι να μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε μη εργαστηριακές συνθήκες καθώς και να αντέχει κάποιου είδους καταπόνηση. Σε μερικές εφαρμογές είναι αναγκαία η χρήση του δοσιμέτρου στο νερό και σε άλλες πάλι περιπτώσεις χρειάζεται το δοσίμετρο να τυλιχτεί γύρω από ένα αντικείμενο.
8. Δομή και μέγεθος: Το πάχος του ευαίσθητου στρώματος ή των ευαίσθητων στρωμάτων του δοσιμέτρου καθώς και οι διαστάσεις με τις οποίες ο δισδιάστατος ανιχνευτής είναι εμπορικά διαθέσιμος, είναι δύο ακόμη παράμετροι του φιλμ που πρέπει να ληφθούν υπόψη. Συγκεκριμένα, το πάχος του ευαίσθητου στρώματος ή/και των ευαίσθητων στρωμάτων είναι καθοριστικής σημασίας στον προσδιορισμό του σημείου μέτρησης της δόσης κυρίως σε περιπτώσεις εφαρμογών με απότομες μεταβολές στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης (δοσιμετρία διεπιφανειών).
9. Ομοιογένεια: Η ομοιογένεια της απόκρισης του δοσιμέτρου σε όλη την επιφάνειά του είναι μία σημαντική παράμετρος.

3.3 Είδη ραδιοχρωμικών φιλμ

3.3.1 FWT-60 nylon

Ο συγκεκριμένος τύπος φιλμ, πάχους ~50 μm με ευαίσθητο στρώμα από hexahydroxyethyl pararosaniline cyanide, παράγεται από την Far West Technology και χρησιμοποιείται σε εφαρμογές που απαιτούν μεγάλες δόσεις, όπως ακτινοβόληση τροφών και αποστείρωση. Το εύρος δόσεων το οποίο χρησιμοποιείται κυμαίνεται συνήθως από τα 0.5 έως τα 200 kGy. Στην κατηγορία αυτή ανήκουν φιλμ τύπου FWT-60-00 και FWT-460. Τα εν λόγω φιλμ αδυνατούν να ανταποκριθούν στις απαιτήσεις ευαισθησίας που άπτονται των ιατρικών εφαρμογών.

3.3.2 Gafchromic φιλμ

Στα τέλη της δεκαετίας του 80 αναπτύχθηκε από τον David Lewis της εταιρείας ISP (πρώην Radiation Graphics, GAF Chemical Corporation) ένα φιλμ με τη γενική ονομασία GafChromic® Dosimetry Media για χρήση αρχικά στην περιοχή δόσεων 100 Gy ως 4 kGy (Saylor, 1988) και όπως και στην περίπτωση των FWT-60 φιλμ γίνεται μπλε μετά την ακτινοβόλησή του. Ο William McLaughlin του NIST σε

συνεργασία με τον κατασκευαστή μελέτησε διεξοδικά τις ιδιότητες και τις δοσιμετρικές εφαρμογές αυτών των φιλμ (Saylor και συν. 1998, McLaughlin και συν. 1991, 1996). Μέχρι πριν από μερικά χρόνια όλοι οι τύποι των GafChromic φιλμ φιλμ που ήταν διαθέσιμοι από την ISP (International Specialty Products, Wayne, NJ, USA) ουσιαστικά αποτελούνταν από το ίδιο ευαίσθητο υλικό και διέφεραν μόνο στη δομή και στο πάχος του ενεργού στρώματος. Στον πίνακα 3.1 παρατίθενται κάποια χαρακτηριστικά από τους διάφορους τύπους GafChromic φιλμ που είναι διαθέσιμοι.

Ραδιοχρωμικό Φιλμ	Πάχος ενεργού στρώματος (μm)	Ευαισθησία (mAU/Gy)	Χρήσιμο εύρος δόσεων (Gy)
HD-810	7	3	10-1000
MD-55	32	20	1-100
HS	40	40	0.5-50
XR Type T	18	30	1-100

Πίνακας 3. 1: Χαρακτηριστικά ραδιοχρωμικών φιλμ μετρημένα στα 633 nm (Soares, 2007).

- HD-810.** Το ραδιοχρωμικό φιλμ HD-810[®] ήταν το πρώτο προϊόν που κατασκευάστηκε από την ISP για δοσιμετρικούς σκοπούς και βρήκε μεγάλη απήχηση (είναι επίσης γνωστό και ως DM-1260 ή και D-200). Σήμερα προτείνεται από τον κατασκευαστή για χρήση σε δόσεις μεγαλύτερες των 10 Gy. Έχει χρησιμοποιηθεί πέρα των ιατρικών εφαρμογών και σε ακτινοβόληση τροφίμων (Sharma και συν. 2009). Αρχικά ήταν διαθέσιμο σε ρολό διαστάσεων 12.5 cm πλάτους και 15 cm μήκους ενώ σήμερα διατίθεται συνήθως σε φύλλα διαστάσεων 20 cm × 25 cm. Το φιλμ αποτελείται από ενεργό στρώμα ονομαστικού πάχους 6.5 μm επικαλυμμένο από την μία πλευρά με πολυεστέρα πάχους της τάξης των 100 μm, ενώ από την άλλη με ζελατίνη πάχους ονομαστικού πάχους ~0.75 μm. Καθώς το πάχος του ενεργού στρώματος είναι μικρό, το φιλμ δεν είναι ιδιαίτερα ευαίσθητο σε σχέση με άλλους τύπους ραδιοχρωμικών φιλμ. Ο Soares (2007) αναφέρει ότι το εύρος των δόσεων που χρησιμοποιείται συνήθως κυμαίνεται από 10 έως 1000 Gy ενώ ο Nariyama (2005) αναφέρει ότι μέτρησε με φιλμ τύπου HD-810 δόσεις ως 1 MGy γεγονός που είναι άρρηκτα συνδεδεμένο με τον τρόπο μέτρησης-ανάγνωσης του εν λόγω φιλμ. Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα χρήσης του συγκεκριμένου τύπου φιλμ είναι η δυνατότητα που παρέχει για μετρήσεις πολύ κοντά στην πηγή ακτινοβολίας.

- **MD-55.** Το ραδιοχρωμικό φιλμ MD-55 (που σήμερα διατίθεται με την εξελιγμένη παραλλαγή αναφέρεται και με τις ονομασίες MD-V2-55® ή MD-55-2) αποτελείται από δύο στρώματα ενεργού υλικού ονομαστικού πάχους 16 μm το καθένα. Εξαιτίας του συνολικά μεγάλου πάχους ενεργού στρώματος (32 μm συνολικά έναντι 6 μm του HD-810), το φιλμ δύναται να χρησιμοποιηθεί σε ένα εύρος δόσεων από 2 έως 100 Gy με δυναμική περιοχή που σχετίζεται προφανώς και από τον τρόπο μέτρησής του (στην παρούσα μελέτη επεκτάθηκε ως τα 500 Gy) και παρέχει διακριτική ικανότητα χώρου παρόμοια με αυτήν των φιλμ τύπου HD-810 (θεωρητικά <2.5 μm). Επιπλέον σε αντίθεση με τα φιλμ τύπου HD-810, μπορεί να παρέχει μετρήσεις δόσης μέσα στο νερό. Από την άλλη η πολύπλοκη δομή του, δυσκολεύει την εύρεση του ενεργού κέντρου μέτρησης. Το συγκεκριμένο φιλμ έχει εκτενώς περιγραφεί και χρησιμοποιηθεί σε μία σειρά από μελέτες (Niroomand-Rad και συν. 1998, Dempsey και συν. 2000, Butson και συν. 2000, Butson και συν. 2003b, Fusi και συν. 2004).
- **HS.** Αυτός ο τύπος ραδιοχρωμικού φιλμ εισήχθη με σκοπό να ξεπεραστούν τα ενδεχόμενα προβλήματα που ανακύπτουν από τη χρήση του φιλμ MD-55. Το ραδιοχρωμικό φιλμ HS διαθέτει ένα ενεργό στρώμα πάχους 40 μm το οποίο επικαλύπτεται αμφιτερόπλευρα από στρώμα πολυεστέρα πάχους 97 μm. Το εν λόγω φιλμ είναι πιο ευαίσθητο σε σχέση με το MD-55, έχει απλούστερη δομή και εξακολουθεί να επιτρέπει μετρήσεις δόσης μέσα στο νερό. Τέλος, χάρη στην αυξημένη ευαισθησία του το όριο της δυναμικής περιοχής δόσεων που δύναται να χρησιμοποιηθεί μειώνεται κατά ένα παράγοντα του δύο ως προς το MD-55 (Butson και συν. 2002b) ενώ προτείνεται από τον κατασκευαστή η περιοχή 0.5 ως 40 Gy.
- **XR.** Με σκοπό την μέτρηση χαμηλών δόσεων από φωτόνια ενέργειας δεκάδων keV προστέθηκαν στο πρότυπο υλικό του ενεργού στρώματος του gafchromic φιλμ άλατα υψηλού ατομικού αριθμού (βαρίτης). Τα XR φιλμ διατίθεται σε διάφορους τύπους, όπως XR-T, XR-R, XRCT, XR-RV3, XR-QA2, XRM2, κ.λ.π. και χρησιμοποιούνται κυρίως σε πεδία φωτονίων ενέργειας δεκάδων keV. Το φιλμ XR-R έχει σχεδιαστεί για μετρήσεις με την μέθοδο της ανάκλασης (Thomas και συν. 2003, Cheung και συν. 2005, Thomas και συν. 2005) και διαθέτει ενεργό στρώμα πάχους 15 μm ενώ το XR-T, που έχει ενεργό στρώμα 18 μm, με τη μέθοδο της διέλευσης. Στην περίπτωση που η μέτρηση του XR-R γίνει με μήκος κύματος 676 nm είναι 1.4 φορές πιο ευαίσθητο σε σχέση με το XR-T στην περιοχή δόσεων από 0 έως 5 Gy (Cheung και συν. 2005). Ένας τύπος φιλμ αυτής της οικογένειας που χρησιμοποιείται ιδιαίτερα σε ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες διαγνωστικές ή θεραπευτικές πράξεις που απαιτούν ακτινοσκόπηση, είναι τα φιλμ XR-RV3 που επιτρέπουν τη μέτρηση δόσεων άνω των 10 mGy. Από την μια πλευρά των φιλμ τύπου XR-RV3 το ενεργό στρώμα πάχους 17 μm καλύπτεται από συγκολλητικό στρώμα πάχους

12 μm και στρώμα κίτρινου πολυεστέρα 97 μm , και από την άλλη από ένα ενδιάμεσο στρώμα 3 μm και ένα από λευκό πολυεστέρα πάχους 97 μm .

3.4 Περιγραφή παραγόντων που επηρεάζουν την απόκριση των ραδιοχρωμικών φιλμ.

Στη βιβλιογραφία έχει μελετηθεί εκτενώς η χημική διεργασία που πραγματοποιείται κατά το χρωματισμό των ραδιοχρωμικών φιλμ μετά την ακτινοβόλησή τους (Niroomand και συν. 1998). Στη συνέχεια ακολουθεί περιγραφή των παραγόντων που συμβάλουν στο χρωματισμό των ραδιοχρωμικών φιλμ.

3.4.1 Μηχανισμός

Σύμφωνα με τον κατασκευαστή των GafChromic φιλμ το ενεργό τους στρώμα περιέχει κρυσταλλικά μονομερή διασετυλίνης ευαίσθητα στην ιοντίζουσα ακτινοβολία, που αποτελούνται κυρίως από άτομα άνθρακα, οξυγόνου, και υδρογόνου και σε συγκεντρώσεις μικρότερες του 2% από άτομα λιθίου, αζώτου και χλώριου. Τα στοιχεία του ενεργού υλικού που είναι υπεύθυνα για τον χρωματισμό των φιλμ αποκαλούνται χρωμοφόρα και διαθέτουν σχεδόν σφαιρικό σχήμα με διάμετρο περίπου 0.75 μm (Soares 2007). Άμεση απόρροια του μικρού μεγέθους των χρωμοφόρων είναι ότι πολλά στρώματα από αυτά απαντώνται ακόμη και στο πιο λεπτό στρώμα ενεργού υλικού που υπάρχει διαθέσιμο. Μετά την ακτινοβόληση, ένα αρχικά άχρωμο χρωμοφόρο, χρωματίζεται μέσω της χημικής αντίδρασης πολυμερισμού που πραγματοποιείται μεταξύ αυτού και της προσπίπτουσας ιοντίζουσας ακτινοβολίας με συνέπεια να μεταβληθούν τα οπτικά χαρακτηριστικά του φιλμ, ο δε βαθμός χρωματισμού του είναι άρρηκτα συνδεδεμένος με την απορροφούμενη δόση (Patel 1980). Τα τελευταία χρόνια έγιναν εκτεταμένες μελέτες στο Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων για την κατανόηση των μηχανισμών που εμπλέκονται και την συμπεριφορά των φιλμ τύπου HD-810 μετά την ακτινοβόλησή τους με ακτινοβολία- γ (Koulouklidis και συν. 2010, Κανελλοπούλου 2010, Κουλουκλίδης 2010, Κουλουκλίδης και συν. προς υποβολή).

3.4.2 Ενδογενής διακριτική ικανότητα

Η ενδογενής διακριτική ικανότητα των ραδιοχρωμικών φιλμ περιορίζεται από το φυσικό μέγεθος των χρωμοφόρων, 0.75 μm και ως εκ τούτου συχνά απαντάται στη βιβλιογραφία η τιμή των 1200 ζεύγη γραμμών ανά mm (McLaughlin και συν. 1991). Στην πραγματικότητα κάτι τέτοιο δεν είναι απόλυτα σωστό καθώς δεν υπάρχει μόνο ένα στρώμα από χρωμοφόρα μέσα στο ενεργό υλικό του φιλμ και επιπλέον η απαίτηση για ένα σύστημα με διακριτική ικανότητα μικρότερη του μm είναι πέρα από τις δυνατότητες των υπαρχόντων συνήθως χρησιμοποιούμενων μετρητικών διατάξεων.

3.4.3 Ευαισθησία

Η ενδογενής ευαισθησία προσδιορίζεται από την ελάχιστη απορροφούμενη ενέργεια που είναι απαραίτητη για το χρωματισμό ενός χρωμοφόρου. Για τα GafChromic φιλμ, αυτή η ενέργεια είναι κατά προσέγγιση 50 kJ/mol και αντιστοιχεί σε 0.5 eV ανά χρωμοφόρο σύμφωνα με τον κατασκευαστή (Soares, 2007). Ένας βασικός περιορισμός που υπάρχει κατά τη χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ είναι διακυμάνσεις της ευαισθησίας από σημείο σε σημείο στο ίδιο φιλμ. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι μία διακύμανση του πάχους της τάξης του $\pm 1 \mu\text{m}$ στα $\sim 7 \mu\text{m}$ του ενεργού στρώματος των HD-810, σχετίζεται με μία $\pm 14\%$ μεταβολή στην ευαισθησία του (Soares, 2007).

3.4.4 Καμπύλη απορρόφησης

Τα ραδιοχρωμικά φιλμ παρουσιάζουν δύο κύρια μέγιστα στην καμπύλη απορρόφησης τους και συγκεκριμένα στην κόκκινη περιοχή του ορατού φάσματος, ένα στα $\sim 675 \text{ nm}$ και ένα στα $\sim 615 \text{ nm}$. Η έντονη απορρόφηση σε αυτά τα μήκη κύματος έχει σαν αποτέλεσμα το φιλμ να χρωματίζεται μπλε, εφόσον δεν θερμανθεί σε υψηλή θερμοκρασία. Η απορρόφηση αυξάνεται με την αύξηση της απορροφούμενης δόσης ενώ παράλληλα η θέση που εμφανίζονται οι κορυφές μέγιστης απορρόφησης μετατοπίζεται σε μικρότερα μήκη κύματος με αύξηση της δόσης (Klassen συν. 1997, Li και συν. 2000). Υπάρχει μία πολύπλοκη εξάρτηση μεταξύ της θέσης που εμφανίζονται τα μέγιστα απορρόφησης, του χρόνου αποθήκευσης και της θερμοκρασίας κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης και της μέτρησης των φιλμ (Li και συν. 2000, Niroomand-Rad 2005).

3.4.5 Μεταβολή του χρωματισμού μετά την ακτινοβολήση

Ο χρωματισμός των GafChromic φιλμ δεν ολοκληρώνεται αμέσως μετά την ακτινοβολήσή τους, όπως έδειξαν διάφοροι ερευνητές (Danchenko και συν. 1981, McLaughlin και συν. 1991, Li και συν. 1995, Klassen και συν. 1997, Niroomand και συν. 1998, Li και συν. 2000, Bazioğlu και Kalef-Ezra. 2001, Buenfil και συν. 2002). Για παράδειγμα μετρήσεις απορρόφησης στα 400 nm από τον Chu και συν (1990) σε διαφορετικές χρονικές στιγμές τις πρώτες 6 ώρες μετά την ακτινοβολήσή τους, έδειξαν γρήγορη αύξηση της απορρόφησης με το χρόνο και με αργότερο ρυθμό ως τις δύο εβδομάδες. Παρόμοια, οι McLaughlin και συν. (1991) βρήκαν κατά τη διάρκεια του πρώτου 24ώρου ότι η οπτική πυκνότητα στα 510 nm αυξήθηκε κατά 16% ενώ μία αύξηση μόνο της τάξης του 4% καταγράφεται κατά τις επόμενες δύο εβδομάδες. Αντίθετα, κατά το χρονικό διάστημα που κυμαίνεται μεταξύ των 40 και 165 ημερών, δεν βρήκαν αξιολογη κάποια μεταβολή στο χρωματισμό των φιλμ και κατ' επέκταση στη μετρούμενη απορρόφηση στα 510 nm. Οι μεταβολές εξαρτώνται εκτός άλλων από το μήκος κύματος και τη δόση που απορροφήθηκε στο φιλμ

(McLaughlin και συν. 1991, Bazioglou και Kalef-Ezra. 2001, Ali και συν. 2009). Θεωρείται όμως ότι στην περίπτωση μετρήσεων με μήκη κύματος που αντιστοιχούν στις θέσεις μέγιστης απορρόφησης, οι τιμές της μετρούμενης απορρόφησης παρουσιάζουν αυξημένη σταθερότητα (Niroomand-Rad και συν. 1998).

Οι Reinstein και συν. (1998) πρότειναν μεθοδολογία με την οποία επιταχύνεται η σταθεροποίηση του σήματος, με επιτάχυνση της διαδικασίας πολυμερισμού, θερμαίνοντας τα φιλμ για δύο ώρες σε θερμοκρασία 45°C. Αντίθετα, παρατεταμένη έκθεση των φιλμ σε θερμοκρασίες μεγαλύτερες των 60 °C μπορεί να οδηγήσει σε αλλαγή μορφής της πολυδιασετυλίνης (από μπλε σε κόκκινη-Κουλουκλίδης και συν. 2012). Η επίδραση του χρόνου αποθήκευσης αλλά και της θερμοκρασίας κατά την ακτινοβόληση αλλά και την αποθήκευση είναι κάποιες παράμετροι των GafChromic φιλμ που έχουν μελετηθεί εκτενώς (Reinstein και Gluckman, 1999). Προκειμένου να πραγματοποιηθούν αξιόπιστες και ακριβείς μετρήσεις με τη χρήση των GafChromic φιλμ, συστήνεται: α) η ακτινοβόληση και η αποθήκευση των φιλμ να γίνεται σε ελεγχόμενη θερμοκρασία και β) το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ της ακτινοβόλησης και της μέτρησης των φιλμ να παραμένει σταθερό και να αντιστοιχεί τουλάχιστον σε ένα εικοσιτετράωρο.

3.4.6 Πολωμένο φως

Η πηγή φωτός που διαθέτουν συνήθως τα συστήματα μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ είναι μία λάμπα ή ένα λέιζερ, πηγές που μπορεί να είναι ως γραμμικά πολωμένες (Niroomand-Rad και συν. 1998). Οι Klassen και συν. (1997) μελέτησαν την απόκριση των διαφόρων στρωμάτων από τα οποία αποτελείται το ραδιοχρωμικό φιλμ MD-55 στο πολωμένο φως και διαπίστωσαν ότι αναστροφή του φιλμ ως προς άξονα κατακόρυφο στην επιφάνεια του φιλμ να προκαλεί μεταβολή της οπτικής πυκνότητας από 4 έως 10%. Από την άλλη πλευρά οι Butson και συν. 2003a παρατήρησαν ότι υπάρχει μία διακύμανση μικρότερη του 3% στην οπτική πυκνότητα του HS όταν αυτή μετριέται με μήκος κύματος 660 nm το οποίο είναι γραμμικώς πολωμένο και το φιλμ περιστρέφεται κατά 360°. Η απλούστερη δομή των φιλμ HS σε σχέση με τα MD-55 σχετίζεται με την ποσοτική διαφορά στην απόκριση στο πολωμένο φως. Ανάλογα συμπεράσματα ισχύουν και στην περίπτωση που ο ανιχνευτής είναι γραμμικώς πολωμένος, ενώ κατά την περίπτωση που τόσο η πηγή φωτός όσο και ο ανιχνευτής είναι γραμμικά πολωμένοι, η οπτική πυκνότητα του HS μπορεί διαφέρει έως και 15% καθώς το φιλμ περιστρέφεται κατά 360° (Butson και συν. 2003a).

3.4.7 Ενεργειακή εξάρτηση

Η ενεργειακή εξάρτηση των ραδιοχρωμικών φιλμ υπήρξε αντικείμενο μελέτης διαφόρων ερευνητών. Για παράδειγμα οι McLaughlin και συν. (1996) διαπίστωσαν ότι η απόκριση του ραδιοχρωμικού φιλμ MD-55 είναι 40% μικρότερη σε φωτόνια

ενέργειες 20-40 keV σε σχέση με ενέργεια φωτονίων από ^{137}Cs ή Co-60. Η χαμηλή απόκριση των ραδιοχρωμικών φιλμ για ενέργειες <100 keV αποδίδεται στη μεγάλη περιεκτικότητα των φιλμ σε άνθρακα σε σχέση με αυτή που υπάρχει στο μαλακό ιστό (Niroomand-Rad και συν. 1998). Παρόμοια, οι Cai και συν. (2003) στην περίπτωση των HD-810 φιλμ βρήκαν ότι η απόκριση τους στο νερό μειώνεται κατά 50%, όταν η ενεργός ενέργεια των φωτονίων μειώνεται από 1.25 MeV σε 14.8 keV. Σε αντιστοιχία, οι Muench και συν. (1991) σύγκριναν την απόκριση στο νερό HD-810 των φιλμ με τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD) LiF:Mg,Ti και βρήκαν ότι η απόκριση των φιλμ στο ενεργειακό εύρος φωτονίων από 28 (60 kVp, 2mm Al) έως 1710 keV μειώνεται ως και 30% καθώς η ενεργός ενέργεια φωτονίων μειώνεται. Αντίθετα, βρήκαν ότι τα δοσίμετρα LiF παρουσιάζουν υπεραπόκριση σε φωτόνια ενέργειας δεκάδων keV ενώ στα συμβατικά φιλμ (Kodak X-Omat V) η αύξηση είναι 980% (Muench και συν. 1991).

3.4.8 Εξάρτηση από το ρυθμό δόσης και την κλασματοποίηση δόσης

Οι Saylor και συν. (1988) αναφέρουν ότι κατά την ακτινοβόληση φιλμ τύπου HD-810 από πηγή Co-60 με ρυθμούς δόσεις που κυμαίνονταν από 0.02 έως 200 Gy/min δεν παρατηρήθηκε εξάρτηση στην απόκριση των φιλμ από το ρυθμό. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξαν και οι Li και συν. (2000) για ρυθμούς δόσης από 0.8 έως 5×10^8 Gy/s. Παρόμοια συμπεριφορά αναφέρουν και οι Niroomand-Rad και συν. 1998 για τα φιλμ MD-55, τα οποία ακτινοβολήθηκαν με πηγή Co-60 σε δόσεις 20, 40 και 60 Gy με ρυθμούς δόσεις από 0.08 έως 80 Gy/min και μετρήθηκαν 24h μετά την ακτινοβόλησή τους. Στην περίπτωση των 60 Gy και με χαμηλό ρυθμό δόσης παρατηρήθηκε αυξημένη απόκριση των φιλμ κατά 10% σε σχέση με τον υψηλό ρυθμό δόσης.

Οι Chu και συν. (1990) μελέτησαν την επίδραση της κλασματοποίησης της δόσης στην απόκριση των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 πραγματοποιώντας δύο εκθέσεις. Στη μία, η δόση χωρίστηκε σε πέντε μέρη με 25 min μεσοδιάστημα μεταξύ τους, στην άλλη η δόση δόθηκε εφάπαξ σε μία μόνο ακτινοβόληση. Παρατηρήθηκε ότι οι μετρούμενες τιμές απορρόφησης (24 h μετά την ολοκλήρωση των ακτινοβολήσεων) και στις δύο περιπτώσεις διέφεραν ελάχιστα (1%), γεγονός που υποδηλώνει ότι δεν υπάρχει κάποια εξάρτηση κατά την κλασματοποίηση της δόσης. Επιπρόσθετα πειράματα πραγματοποιήθηκαν και από την κατασκευάστρια εταιρεία ISP Technologies Inc. κατά τα οποία μετρήθηκε η οπτική πυκνότητα από πέντε διαφορετικά δείγματα με τη χρήση του οπτικό πυκνόμετρο της Nuclear Associates 37-443. Κάθε δείγμα μετρήθηκε 5 φορές και τα φιλμ έλαβαν συνολική δόση της τάξης των 100 Gy (120 kVp, 2mm Al). Τα τρία από τα πέντε φιλμ έλαβαν τη δόση κλασματοποιημένη σε 5 μέρη των 20 Gy και με μεσοδιάστημα των 30 min. Στα άλλα δύο φιλμ η δόση δόθηκε με εφάπαξ ακτινοβόληση των 100 Gy. Οι μετρούμενες οπτικές πυκνότητες (έχοντας αφαιρέσει την οπτική πυκνότητα των φιλμ πριν την

ακτινοβόληση) διέφεραν λιγότερο από 0.2%. Ανάλογες μελέτες έγιναν από την κατασκευάστρια εταιρεία για τα ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55-2 των οποίων η απόκριση διαπιστώθηκε ότι δεν παρουσιάζει κάποια εξάρτηση κατά τη κλασματοποίηση της δόσης, όταν η μέτρηση πραγματοποιείται 24 h μετά την ολοκλήρωση των ακτινοβολήσεων. Σε αντίστοιχα συμπεράσματα κατέληξαν οι Ali και συν. (2005) κατά τη μελέτη των MD-55 διαπιστώνοντας ότι η κλασματοποίηση της δόσης μπορεί να οδηγήσει σε μία μετρούμενη OD ακόμη και 20% μεγαλύτερη από την OD που λήφθηκε την ίδια χρονική στιγμή και αντιστοιχεί στα φιλμ που έλαβαν την εφάπαξ ακτινοβόληση. Το φαινόμενο εξαρτάται έντονα από την ολική δόση που λαμβάνει το φιλμ, αλλά εξαφανίζεται μέσα σε 24 h, οπότε έχει πρακτικά ολοκληρωθεί η διαδικασία πολυμερισμού. Παρόμοια, στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων μελετήθηκε η επίδραση της κλασματοποίησης της δόσης σε Gafchromic φιλμ τύπου XR-V3, που έχουν παρόμοιο ενεργό υλικό με το φιλμ τύπου HD-810 και MD-55. Βρέθηκε ότι τόσο η παρεμβολή μερικών λεπτών, όσο και ημερών μεταξύ των κλασμάτων δεν είχε στατιστικά σημαντική διαφορά στην απόκριση των φιλμ που μετρήθηκαν τουλάχιστον 3 ημέρες μετά την ολοκλήρωση της τελευταίας ακτινοβόλησης.

3.4.9 Ομοιογένεια Φιλμ

Ένας ιδανικός δισδιάστατος ανιχνευτής θα πρέπει να αποδίδει μία σταθερή ομοιόμορφη απόκριση όταν εκτίθεται σε ένα ομοιογενές πεδίο ακτινοβολίας. Οι Meigooni και συν. (1996) αναφέρουν ότι η ομοιομορφία των MD-55 ανέρχεται σε: α) ~4% σε κατεύθυνση παράλληλη προς την κατεύθυνση επικάλυψης του φιλμ και β) ~15% σε κατεύθυνση κάθετη προς την κατεύθυνση επικάλυψης του φιλμ. Με σκοπό να υπάρχει δυνατότητα διαχωρισμού μεταξύ των δύο κατευθύνσεων, η κατασκευάστρια εταιρεία, ISP, μαρκάρει τη μία άκρη του φιλμ.

Τα επίπεδα ομοιομορφίας ενός φιλμ που κρίνονται αποδεκτά, σχετίζονται με την εφαρμογή στην οποία προορίζεται να χρησιμοποιηθεί. Επισημαίνεται ότι η ομοιογένεια των MD-55 συνήθως δεν ξεπερνά το $\pm 3\%$ για δόση >20 Gy και το $\pm 5\%$ για δόση >10 Gy (Niroomand-Rad και συν. 1998). Με σκοπό την περαιτέρω βελτίωση της ομοιογένειας των ραδιοχρωμικών φιλμ οι Zhu και συν. 1997 πρότειναν την τεχνική της διπλής έκθεσης. Η εν λόγω τεχνική χρησιμοποιήθηκε και από τους Klassen και συν. 1997 κατά την αξιολόγηση του φιλμ MD-55 ως ένα αξιόπιστο δοσίμετρο. Σύμφωνα με την τεχνική της διπλής έκθεσης αρχικά επισημαίνονται τουλάχιστον τρία οδηγία σημεία στο υπό ακτινοβόληση φιλμ και στη συνέχεια εκτίθεται σε μία δόση D_1 της τάξης των 10 Gy (αν πρόκειται για το φιλμ MD-55). Μετά την πάροδο των 24 h μετρείται στην περιοχή ενδιαφέροντος η μέση οπτική πυκνότητα του φιλμ $\langle OD_1(i,j) \rangle$. Κατόπιν, το φιλμ ξανά ακτινοβολείται σε μία άγνωστη δόση D_2 και μετρείται η οπτική του πυκνότητα μετά από 24 h, $OD_2(i,j)$. Οι δύο εικόνες των φιλμ συσχετίζονται μέσω των τριών οδηγιών σημείων. Η

διορθωμένη λόγω ανομοιογένειας οπτική πυκνότητα $OD_{net}(i,j)$ προκύπτει μέσω των ακόλουθων σχέσεων:

$$OD_{net}(i,j) = \frac{OD_2(i,j) - OD_1(i,j)}{f(i,j)} \quad (\text{σχέση 3.1})$$

όπου

$$f(i,j) = \frac{OD_1(i,j) - OD_0(i,j)}{\langle OD_1(i,j) - OD_0(i,j) \rangle} \quad (\text{σχέση 3.2})$$

και $OD_0(i,j)$ είναι η οπτική πυκνότητα του φιλμ πριν την ακτινοβόληση. Είναι σαφές ότι μέσω της συγκεκριμένης τεχνικής θα προκύψει μία μήτρα διορθωτικών παραγόντων οι διαστάσεις της οποίας συνδέονται με τις απαιτήσεις του χρήστη όσον αφορά τη διακριτική ικανότητα.

3.4.10 Περιβαλλοντικές συνθήκες

Η απόκριση των ραδιοχρωμικών φιλμ συνήθως επηρεάζεται από τη σχετική υγρασία, το φωτισμό και τη θερμοκρασία. Για παράδειγμα, βρέθηκε ότι η επίδραση της υγρασίας στην απόκριση των HD-810, κατά την ακτινοβόληση αλλά και την αποθήκευσή τους, είναι μικρότερη του $\pm 2\%$ σε ένα εύρος σχετικών υγρασιών από 6% έως 94% (Saylor και συν. 1988, Janovsky και Mehta 1994) ενώ οι McLaughlin και συν. (1996) βρήκαν αμελητέα μεταβολή στα φιλμ ίδιου τύπου.

Οι Butson και συν. (1998) βρήκαν ότι η απευθείας έκθεση στο ηλιακό φως φιλμ τύπου MD-55 προκαλεί χρωματισμό των φιλμ που αντιστοιχεί σε ισοδύναμη δόση των 30 cGy/h. Επιπλέον οι Meigooni και συν. (1996) βρήκαν ότι τα εν λόγω φιλμ είναι ευαίσθητα στο φως από λάμπες φθορισμού που εκπέμπουν στην περιοχή του υπεριώδους. Παρόμοια συμπεριφορά βρέθηκε στο Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων και σε προακτινοβολημένα φιλμ τύπου XR-RV3 (~ 3 Gy από γ -662 keV), που εκτέθηκαν επί μακρού τόσο στο ηλιακό φως όσο και στο φως λάμπας φθορισμού. Βρέθηκε αύξηση του σήματος που αντιστοιχεί σε αύξηση της δόσης ακτινοβολία- γ της τάξης του $\sim 15\%$. Επιπλέον οι Butson και συν. (2000) λόγω της μεγάλης ευαισθησίας των φιλμ τύπου FWT-60 σε σύγκριση με τα GafChromic φιλμ, πρότειναν τη χρήση φιλμ FWT-60 ως μετρητών υπεριώδους φωτός. Ως εκ τούτου, συνιστάται ιδιαίτερη προσοχή στην έκθεση των ραδιοχρωμικών φιλμ στην υπεριώδη ακτινοβολία, είτε αυτή προέρχεται από το ηλιακό φως είτε από λαμπτήρες φθορισμού, καθώς χρωματίζει τα φιλμ (Reinstein και συν. 1998, Reinstein και Gluckman 1999, Butson και συν. 2000a, Niroomand-Rad και συν. 2005). Στην περίπτωση μάλιστα ακτινοβόλησης του film με ακτινοβολία laser υψηλής έντασης είναι δυνατή η τοπική καταστροφή του φιλμ.

Οι Reinstein και συν. (1998) επισημαίνουν μία έντονη εξάρτηση στην απόκριση των ραδιοχρωμικών φιλμ από τη θερμοκρασία κατά τη διάρκεια της ακτινοβόλησης και μετά την ολοκλήρωση αυτής. Η εξάρτηση από τη θερμοκρασία παρουσιάζει διακυμάνσεις που συνδέονται τόσο με τη δόση που δέχθηκαν τα φιλμ όσο και με το μήκος κύματος με το οποίο πραγματοποιείται η ανάλυση των υπό μελέτη φιλμ (Niroomand-Rad και συν. 1998). Για παράδειγμα, οι Li και συν. (1995), αν και παρατήρησαν σταδιακή αύξηση της οπτικής πυκνότητας με τη θερμοκρασία ακτινοβόλησης από τους 15 στους 50 °C στα 580 nm, βρήκαν ότι στα 400 nm η αύξηση φθάνει σε ένα μέγιστο σε θερμοκρασία ~35 °C και μειώνεται σε υψηλότερες θερμοκρασίες καθώς και ότι οι κορυφές απορρόφησης μετακινούνται προς μικρότερα μήκη κύματος με αύξηση της θερμοκρασίας. Οι Ali και συν. (2009) βρήκαν μεταβολή της θέσης του μεγίστου στα φιλμ τύπου MD-55 κατά ~7 nm με αύξηση της θερμοκρασίας κατά την ακτινοβόληση από 22 ως 40°C (π.χ. από 676 και στα 670 μετά από δόση 1 Gy και από 669 στα 661 nm μετά από δόση 100 Gy). Παρόμοια πειράματα που πραγματοποιήθηκαν από τους McLaughlin και συν. 1996 με ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 και MD-55-2 τα οποία ακτινοβολήθηκαν με φωτόνια σε δόση 40 Gy και στη συνέχεια μετρήθηκαν με τέσσερα διαφορετικά μήκη κύματος (510, 605, 633 και 670 nm) σε ένα εύρος θερμοκρασιών κατά την ακτινοβόληση από 10-50 °C. Βρέθηκε ότι στην περιοχή 20-30 °C η οπτική πυκνότητα αυξάνεται κατά ~0.6%/°C, και καθώς η θερμοκρασία προσεγγίζει τους 50 °C υπάρχει μία σημαντική μεταβολή της ευαισθησίας των φιλμ, η οποία υποδεικνύει ότι το δοσίμετρο δεν ενδείκνυται να χρησιμοποιείται σε αυτές τις θερμοκρασίες. Η έκθεση των φιλμ σε θερμοκρασίες >60 °C μεταχρωματίζει τα φιλμ από μπλε σε κόκκινα με μη αντιστρέψιμο τρόπο, ενώ η παρατεταμένη έκθεση σε τέτοιου βαθμού θερμοκρασίες οδηγεί σε σημαντικές μεταβολές στην ευαισθησία των φιλμ (Niroomand-Rad και συν. 1998, Reinstein και συν. 1998). Το φαινόμενο της μεταβολής των πληθυσμών των δυο μορφών της ακτινοβολημένης μορφής της πολυδιασετυλίνης σαν συνάρτηση της θερμοκρασίας και την μην αναστρέψιμη μεταβολή σε θερμοκρασίες άνω των ~50 °C και της ολικής μετάβασης στην κόκκινη μορφή σε θερμοκρασίες μεγαλύτερες των 60 °C μελετήθηκαν πρόσφατα εκτεταμένα στο Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων (Κουλουκλίδης, 2012).

3.4.11 Χειρισμός των ραδιοχρωμικών φιλμ

Κρίνεται σκόπιμο ο χειρισμός των ραδιοχρωμικών φιλμ να μη γίνεται με γυμνά χέρια αλλά προτείνεται η χρήση μικρών λαβίδων. Διαφορετικά, τα δακτυλικά αποτυπώματα μπορούν να οδηγήσουν στη δημιουργία δακτυλίων και κατ' επέκταση σε εσφαλμένες μετρήσεις. Επιπρόσθετα, τα φιλμ έχουν την τάση να συγκεντρώνουν πάνω τους ίχνη σκόνης και για το λόγο αυτό θα πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή στις επιφάνειες με τις οποίες έρχονται σε επαφή. Επιπλέον, κατά την κοπή των φιλμ στις επιθυμητές διαστάσεις οι άκρες των φιλμ δέχονται μεγάλες πιέσεις και καταστρέφονται. Ως εκ τούτου προτείνεται η ανάλυση των φιλμ να

πραγματοποιείται σε αποστάσεις τουλάχιστον 1.5 mm μακριά από τις άκρες τους (Niroomand-Rad και συν. 1998).

3.5 Συστήματα μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ

Πολλά είδη συστημάτων έχουν αναφερθεί στην βιβλιογραφία για τη μέτρηση των ραδιοχρωμικών φιλμ. Η δισδιάστατη μέτρηση της οπτικής πυκνότητας λαμβάνει χώρα είτε με τη χρήση των «σημείο προς σημείο» οπτικών πυκνόμετρων (single point densitometers) είτε με δισδιάστατα απεικονιστικά συστήματα τύπου κάμερας. Στην πρώτη περίπτωση, η χωρική διακριτική ικανότητα προσδιορίζεται κυρίως από το μέγεθος της φωτεινής πηγής και την απόσταση μεταξύ των διαδοχικών σημείων μέτρησης, ενώ στη δεύτερη από το μέγεθος του εικονοστοιχείου μέτρησης του απεικονιστικού συστήματος (Niroomand-Rad και συν. 1998, Bazioğlu και Kalef-Ezra 2001). Γενικά, η μετρούμενη οπτική πυκνότητα αντιπροσωπεύει μία συνέλιξη: α) του φάσματος εκπομπής της πηγής φωτός του μετρητικού συστήματος, β) των οπτικών χαρακτηριστικών του υπό μελέτη φιλμ, και γ) της φασματικής ευαισθησίας του ανιχνευτή του μετρητικού συστήματος. Άμεση απόρροια των ανωτέρω, διαφορετικά μετρητικά συστήματα παράγουν διαφορετικές καμπύλες ευαισθησίας για τον ίδιο τύπο χρησιμοποιούμενου φιλμ, ποιότητα ακτινοβολίας και εύρος δόσεων (Thomas και συν. 2003, Devic και συν. 2004).

Τα φασματοφωτόμετρα (spectrophotometers), τα οποία δεν είναι ευρέως διαθέσιμα λόγω του υψηλού κόστους αγοράς και του απαιτούμενου χρόνου σάρωσης της επιφάνειας του φιλμ, χαρακτηρίζονται ως ιδιαίτερα ευαίσθητα συστήματα καθώς η πηγή φωτός που διαθέτουν εκπέμπει περίπου στα 676 nm (Klassen και συν. 1997, Devic και συν. 2004). Μία εναλλακτική προσέγγιση που συχνά προτείνεται με σκοπό τη βελτίωση της ευαισθησίας των υπαρχόντων διαθέσιμων μετρητικών συστημάτων είναι η τροποποίηση-αλλαγή της φωτεινής πηγής που αυτά ήδη διαθέτουν (Reinstein και Gluckman 1997, Reinstein και συν. 1997, Ertl και συν. 1999, Dempsey και συν. 1999, Somingliana και συν. 1999, Butson και συν. 2000, Mack και συν. 2003). Τα He-Ne λέιζερ οπτικά πυκνόμετρα (633 nm) είναι ευρέως διαθέσιμα και παρέχουν χωρική διακριτική ικανότητα μικρότερη του mm, (Soares και συν. 1991, Sayeg και Gregory 1991, McLaughlin και συν. 1994, Chiu-Tsao και συν. 1994, Skwarchuk και συν. 1996, Zhu και συν. 1997). Ένα σημαντικό μειονέκτημα των συστημάτων που κάνουν χρήση πρακτικά μονοχρωματικού φωτός είναι ότι η μορφή του φάσματος απορρόφησης επηρεάζεται από πολλούς παράγοντες, όπως μείωση του μήκους κύματος του μεγίστου στις κύριες κορυφές με αύξηση της απορροφούμενης δόσης και της θερμοκρασίας, ακτινοβόλησης ή/και μέτρησης.

Στις μέρες μας, οι τεχνικές που αναπτύσσονται προκειμένου να ποσοτικοποιηθεί η απορρόφηση των ακτινοβολημένων ραδιοχρωμικών φιλμ εξελίσσονται συνεχώς. Η χρήση των παραδοσιακών λέιζερ οπτικών πυκνόμετρων σταδιακά εγκαταλείπεται

και τη θέση τους καταλαμβάνουν απεικονιστικά συστήματα υψηλής διακριτικής ικανότητας (Stevens και συν. 1996, Bazioglou και Kalef-Ezra 2001, Alva και συν. 2002, Cheung και συν. 2002, Devic και συν. 2004, 2005 και 2006, Lee και συν. 2004, Lynch και συν. 2006, Kalef-Ezra και Karava 2008).

Στο εμπόριο υπάρχουν πολλά συστήματα τα οποία θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό της δόσης σε δύο διαστάσεις με τη χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ. Κάθε ένα από αυτά τα συστήματα μέτρησης έχει τα δικά του τεχνικά χαρακτηριστικά και απαιτεί μία διαδικασία αξιολόγησης της απόκρισής του η οποία είναι συνυφασμένη με μία σειρά ελέγχων (Meeder και συν. 1995, Mersseman και De Wagter 1998, Gluckman και Reinstein 2002, Thomas και συν. 2003, Devic και συν. 2004, Lynch και συν. 2006). Εάν πρόκειται για σαρωτή εγγράφων, ενδεικτικά αναφέρονται οι εξής έλεγχοι που πρέπει να πραγματοποιηθούν: α) εύρεση του χρόνου σταθεροποίησης της απόκρισης του σαρωτή εγγράφων μετά την έναρξη λειτουργίας του, β) ομοιομορφίας της ενεργής περιοχής σάρωσης και γ) μακρόχρονης επαναληψιμότητας (Bazioglou και Kalef-Ezra 2001, Paelinck και συν. 2007, Kalef-Ezra και Karava 2008).

3.5.1 Οπτικό πυκνόμετρο

Το οπτικό πυκνόμετρο είναι ένα σύστημα με το οποίο μετράται το φως που διέρχεται από ένα δείγμα. Αποτελείται, σε μια απλουστευμένη μορφή του, από μία πηγή φωτός και ένα ανιχνευτή φωτός. Η ποσότητα που μετρείται με τη βοήθεια του εν λόγω συστήματος είναι η οπτική πυκνότητα OD και εκφράζεται σε μονάδες AU.

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I_t} \right) \quad \text{και} \quad T = \frac{I_t}{I_0} \quad (\text{σχέση 3.3})$$

όπου I_t είναι η ένταση του φωτός που διέρχεται ενώ I_0 είναι η προσπίπτουσα ένταση φωτός. Οπτική πυκνότητα 1 AU αντιστοιχεί σε 10% διέλευση, ενώ 2 AU σε 1.0%. Η μέτρηση της οπτικής πυκνότητας είναι προτιμητέα καθώς σε πολλά συστήματα υπάρχει γραμμική εξάρτηση μεταξύ της εν λόγω ποσότητας σε ορισμένα μήκη κύματος και της απορροφούμενης δόσης στο φιλμ (Koulouklidis και συν. 2012 προς υποβολή). Είναι σημαντικό να τονιστεί ότι οι μετρήσεις της οπτικής πυκνότητας είναι σωστές μόνο στην περίπτωση που ο συντελεστής σκέδασης του φωτός στο φιλμ θεωρείται ότι είναι αμελητέος. Παρόλα αυτά οι Fusì και συν. 2004 αναφέρουν ότι το φαινόμενο της σκέδασης σε φιλμ MD-55 κυριαρχεί σε μήκη κύματος 400-500 nm που σπανίως χρησιμοποιούνται για δοσιμετρικούς σκοπούς και οδηγεί σε υποβάθμιση της χωρικής διακριτικής ικανότητας ενώ στα 600-680 nm η απορρόφηση είναι η πιο σημαντική.

Σε ένα οπτικό πυκνόμετρο η πηγή φωτός θα πρέπει να πληροί κάποιες προϋποθέσεις όσον αφορά το μέγεθος, την ένταση, το φάσμα εκπομπής, τη

σταθερότητα, την ομοιογένεια και την πόλωση. Μεγαλύτερη ένταση φωτός επιτρέπει τη μέτρηση μεγαλύτερων τιμών απορρόφησης εφόσον όμως δεν αλλοιωθεί το φιλμ από την φωτεινή ενέργεια. Για να επιτευχθεί μέγιστη ευαισθησία, η πηγή φωτός θα πρέπει να διαθέτει ένα φάσμα κοντά στην κορυφή απορρόφησης του φιλμ που υπόκειται σε μέτρηση. Οι Reinstein και Gluckman (1997) διαπίστωσαν ότι η ευαισθησία των MD-55 μπορεί να βελτιωθεί κατά ένα παράγοντα του τέσσερα όταν μετρηθούν με ένα οπτικό πυκνόμετρο που εκπέμπει φιλτραρισμένο κόκκινο φως (filtered red light densitometer). Οι Odero και συν. (2001) ανέπτυξαν μία χαμηλού κόστους μεθοδολογία για τη μέτρηση των MD-55 κατά την οποία ένα οπτικό πυκνόμετρο λευκού φωτός μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με ένα λεπτό φύλλο από οξικό άλας (red acetate filter), το οποίο περιορίζει το φως το οποίο περνάει από το φιλμ στα μήκη κύματος τα οποία αυτό απορροφάει. Άμεση απόρροια των ανωτέρω ήταν η βελτίωση της ευαισθησίας των φιλμ κατά ένα παράγοντα του δύο. Στο ίδιο συμπέρασμα κατέληξαν οι Ali και συν. (2009) κατά την μέτρηση των MD-55 με τη χρήση φωτός μήκους κύματος 675 nm έναντι 633 nm, που συνήθως διαθέτουν τα λέιζερ οπτικά πυκνόμετρα κόκκινου φωτός, όπως τα πυκνόμετρα που διατίθενται για το σκοπό αυτό, κατασκευής Molecular Dynamics και LKB Pharmacia.

Τα συστήματα με πηγή φωτός ένα He-Ne λέιζερ παρέχουν τη δυνατότητα μέτρησης τιμών οπτικής πυκνότητας μεγαλύτερης από 3 AU, χάρη στη μεγάλη ένταση του λέιζερ. Επιπρόσθετα, μία πηγή λέιζερ χαρακτηρίζεται από μεγάλη κατευθυντικότητα, γεγονός που μπορεί να παρέχει υψηλές τιμές διακριτικής ικανότητας ενώ υστερεί στην ταχύτητα ανάγνωσης του φιλμ καθώς η σάρωση του φιλμ γίνεται σημείο προς σημείο, αλλά και στο γεγονός ότι η πηγή φωτός παρουσιάζει φαινόμενα πόλωσης. Η σύμφωνη πηγή φωτός που διαθέτει ένα οπτικό πυκνόμετρο He-Ne έχει σαν αποτέλεσμα να εμφανίζονται συχνά «δακτύλιοι του Νεύτωνα» σε περιοχές με χαμηλή οπτική πυκνότητα, γεγονός που υποβαθμίζει την ακρίβεια στον προσδιορισμό της δόσης με τη συγκεκριμένη τεχνική (Gluckman και Reinstein 2002). Οι δακτύλιοι αυτοί είναι αποτέλεσμα των πολλαπλών ανακλάσεων που υπόκειται το φως του λέιζερ καθώς διέρχεται μέσα από τα στρώματα του φιλμ. Διαφοροποιήσεις στο πάχος των στρωμάτων, οδηγούν στην εμφάνιση των δακτυλίων. Οι αιτίες για αυτά τα φαινόμενα μελετήθηκαν πρόσφατα στο Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων (Κουλουκλίδης, 2012). Προκειμένου να περιοριστούν τα φαινόμενα εμφάνισης δακτυλίων, οι Dempsey και συν. (1999, 2000) αντικατέστησαν το υπάρχον γυαλί του οπτικού τους πυκνομέτρου με ένα που ευνοούσε τα φαινόμενα διάχυσης και εφάρμοσαν εξειδικευμένες τεχνικές επεξεργασίας εικόνας.

Ένας εναλλακτικός τρόπος φωτισμού των ραδιοχρωμικών φιλμ στα εμπορικά συστήματα είναι η χρήση LEDs, όπως οι διατάξεις Photoelectron Corporation CMR-604 και Victoreen 37-443 που αναπτύχθηκε ειδικά για μετρήσεις GafChromic φιλμ

(Devic, 2004), και συνήθως υπερτερούν σε διακριτική ικανότητα χώρου, σε ταχύτητα σάρωσης και ομοιογένεια του φάσματος εκπομπής που παρέχουν έναντι των λέιζερ He-Ne όπως η διάταξη της Molecular Dynamics (Devic, 2004) αλλά συχνά υστερούν στο εύρος της οπτικής πυκνότητας που μπορούν να μετρήσουν καθώς η ένταση της πηγής φωτός που διαθέτουν είναι συνήθως περιορισμένη (Niroomand-Rad και συν. 1998, Soares 2007).

Οι πιο συνηθισμένοι ανιχνευτές φωτός είναι οι φωτοπολλαπλασιαστές (PMAs) και οι φωτοδίοδοι πυρίτιου απλές ή σε γραμμική ή δισδιάστατη διάταξη δηλαδή ως CCD camera (Butson και συν. 1996, Cheung και συν. 2002, Chiu-Tsao και συν. 2005, Devic και συν. 2006). Σημαντικά χαρακτηριστικά ενός ανιχνευτή φωτός είναι η ευαισθησία του, η απόδοσή του, η γραμμικότητά του και η διακριτική ικανότητα σήματος. Είναι σαφές ότι για να επιτευχθεί μέγιστη ευαισθησία θα πρέπει ο ανιχνευτής να διαθέτει τη μέγιστη απόκριση στα μήκη κύματος του διερχόμενου φωτός (μετά τη διέλευσή του από το υπό μελέτη φιλμ).

3.5.2 Σαρωτές εγγράφων

Αρχικά οι σαρωτές εγγράφων σχεδιάστηκαν για τη σάρωση υψηλής ποιότητας φωτογραφιών και παράλληλα παρείχαν τη δυνατότητα χρήσης της μεθόδου της διέλευσης κατά την οποία η πηγή φωτός ήταν μία φθορίζουσα λάμπα με ένα ευρύ φάσμα εκπομπής ενώ ο ανιχνευτής μία σειρά CCDs. Η χρήση των σαρωτών εγγράφων για την ανάγνωση των ραδιοχρωμικών φιλμ υπήρξε μία απλή χαμηλού κόστους προσέγγιση (Stevens και συν. 1996, Bazioglou και Kalef-Ezra 2001, Alva και συν. 2002, Paelinck και συν. 2007, Kalef-Ezra και Karava 2008).

Οι έγχρωμοι σαρωτές παρέχουν σαρώσεις και σε τρεις φασματικές περιοχές, κόκκινη, πράσινη και μπλέ. Καθώς το φάσμα απορρόφησης των ραδιοχρωμικών φιλμ παρουσιάζει μέγιστο στην κόκκινη περιοχή του ορατού φάσματος, η εξαγωγή της κόκκινης συνιστώσας από την έγχρωμη εικόνα μπορεί να βελτιώσει την ευαισθησία του σαρωτή όταν αυτός χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με τα ραδιοχρωμικά φιλμ (Aydarous και συν. 2001, Alva και συν. 2002, Thomas και συν. 2003, Devic και συν. 2004, Yamauchi και συν. 2004, Devic και συν. 2005, Lynch και συν. 2006, Wilcox και συν. 2007, Paelinck και συν. 2007, Kalef-Ezra και Karava 2008). Επιπρόσθετα, κάνοντας χρήση της έγχρωμης λειτουργίας ενός σαρωτή και της ανάλυσης της ληφθείσας ψηφιακής εικόνας στις τρεις χρωματικές συνιστώσες, επιτυγχάνεται επέκταση της δυναμικής περιοχής μέτρησης και χρήσης των ραδιοχρωμικών φιλμ (Aydarous και συν. 2001, Hupe και Brunzendorf 2006, Kalef-Ezra και Karava 2008).

Ένα κρίσιμο χαρακτηριστικό των σαρωτών εγγράφων που πρέπει να ληφθεί υπόψη είναι το βάθος του εικονοστοιχείου. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι ένας έγχρωμος 24 bit σαρωτής χρησιμοποιεί 8 bit ανά χρώμα και η μέγιστη θεωρητική τιμή οπτικής

πυκνότητας που μπορεί να αποδώσει ανέρχεται στα 2.41 ($=\log_{10}(256)$). Στην πράξη όμως το εύρος της μετρούμενης οπτικής πυκνότητας είναι περιορισμένο και σχετίζεται με την ύπαρξη ηλεκτρονικού θορύβου και φωτός με μήκος κύματος διαφορετικό από το προσδοκώμενο (stray light) (Aydarous 2001). Ιδιαίτερη προσοχή πρέπει να δίνεται και στην χωρική διακριτική ικανότητα ενός σαρωτή η οποία αποδίδεται με τον όρο dpi (dots per inch). Συγκεκριμένα διακριτική ικανότητα 300 dpi αντιστοιχεί σε μέγεθος εικονοστοιχείου περίπου 85 μm . Είναι δυνατόν να υπάρξουν μεγαλύτερες τιμές διακριτικής ικανότητας καθώς στους σύγχρονους σαρωτές η μέγιστη τιμή των dpi κυμαίνεται από 1200 έως 2400.

3.6 Εφαρμογές των ραδιοχρωμικών φιλμ στην Ιατρική

3.6.1 Δοσιμετρία στη βραχυθεραπεία

Οι διαβαθμίσεις της δόσης γύρω από πηγές βραχυθεραπείας είναι απότομες και η υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα που παρέχουν τα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι ένα σαφές πλεονέκτημα έναντι άλλων ανιχνευτών όπως των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας (TLDs). Με τη βοήθεια των ραδιοχρωμικών φιλμ (HD-810 και MD-55) απεικονίστηκαν κατανομές δόσεις γύρω από πηγές βραχυθεραπείας ^{192}Ir (Muench και συν. 1991, Skwarchuk M.W. και συν. 1996, Chiu-Tsao και συν. 2004) και ^{125}I (Chiu-Tsao και συν. 1994). Συγκεκριμένα, οι Muench και συν. 1991 σύγκριναν την ευαισθησία των ραδιοχρωμικών φιλμ με τα συμβατικά φιλμ (Kodak X-Omat Film) και τα LiF TLDs (Harshaw) στο ενεργειακό εύρος από 28 keV έως 1.7 MeV. Δυο τυπικά παραδείγματα είναι η δοσιμετρία οφθαλμικών εφαρμογών και στεφανιαίων αγγείων από ενδοαυλική βραχυθεραπεία.

3.6.1α Οφθαλμικοί εφαρμογείς: Επίπεδες πηγές εκπομπών ακτινοβολίας β^- , όπως $^{90}\text{Sr}/\text{Y}$ και $^{106}\text{Ru}/\text{Rh}$ χρησιμοποιούνται για τη θεραπεία οφθαλμικού μελανώματος. Για τη βαθμονόμηση τέτοιων πηγών έχουν χρησιμοποιηθεί ραδιοχρωμικά φιλμ HD-810 (Soares και συν. 1991, 2001). που βαθμονομήθηκαν σε απορροφούμενη δόση στο νερό από πηγή Co-60 και στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκαν για τον υπολογισμό του ρυθμού δόσης στην επιφάνεια του εφαρμογέα.

3.6.1β Δοσιμετρία στην ενδοαυλική βραχυθεραπεία: Για την αποφυγή της επαναστένωσης των στεφανιαίων αρτηριών μετά από μία αγγειοπλαστική, εφαρμόζεται τοπική ακτινοβολία στην περιοχή ενδιαφέροντος. Η δοσιμετρία αυτής της εφαρμογής είναι ιδιαίτερα ενδιαφέρουσα καθώς κάνει χρήση μικρών πηγών β σωματιδίων με διάμετρο της τάξης των 0.5 mm, μήκος μερικές δεκάδες mm και απαιτείται η εύρεση του ρυθμού δόσης σε αποστάσεις της τάξης του mm από τον άξονα της πηγής. Τα ραδιοχρωμικά φιλμ όντας λεπτοί ανιχνευτές και διαθέτοντας υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα, αποτελούν το δοσίμετρο επιλογής

στην ενδοαυλική βραχυθεραπεία (Soares και συν. 1998, Mourtada και συν. 2000&2003, Chiu-Tsao και συν. 2004, Kalef-Ezra και συν. 2005).

3.6.2 IMRT Ποιοτικός Έλεγχος

Η έλευση της ακτινοθεραπείας με τη χρήση δεσμών μεταβαλλόμενης έντασης (IMRT), σήμαινε τη διενέργεια πιο πολλών παρά ποτέ ποιοτικών ελέγχων από έναν ακτινοφυσικό ιατρικής. Ένας μεγάλος αριθμός δεσμών και πεδίων είναι αναγκαία για να επιτευχθεί το σωστό προφίλ δόσης το οποίο θα είναι προσαρμοσμένο στο σχήμα του όγκου και θα απαλλάσσει τα κρίσιμα όργανα. Το προφίλ αυτό δόσης πρέπει να απεικονιστεί πριν η θεραπεία λάβει χώρα (Cadman και συν. 2002). Μέχρι πρότινος, η απεικόνιση γινόταν μόνο με τη χρήση συμβατικών φιλμ (Olch και συν. 2002), ενώ η κατασκευή πιο ακτινοευαίσθητων ραδιοχρωμικών φιλμ (π.χ. φιλμ τύπου EBT) αποτελεί εναλλακτική προσέγγιση στις IMRT μετρήσεις δοσιμετρίας (Chiu-Tsao και συν. 2005, Soares 2006).

3.6.3 Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική δοσιμετρία

Η στερεοτακτική χειρουργική ακτινοθεραπεία περιλαμβάνει την ταυτόχρονη ακτινοβολήση της περιοχής ενδιαφέροντος με πολλές στενές δέσμες ακτίνων-γ ή -Χ μικρών διαστάσεων συνήθως μεταξύ 1 και 30 mm. Η δοσιμετρία των εν λόγω πεδίων με ραδιοχρωμικά φιλμ έχει καλά αποτελέσματα (McLaughlin και συν. 1994, Bazzioglou και συν. 2001, 2002).

3.6.4 Δοσιμετρία στην περιοχή της παρασκιάς από ακτινοθεραπευτικές δέσμες

Οι Galvin και συν. (1998) μεταξύ άλλων πραγματοποίησαν μετρήσεις με τη χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ στην περιοχή της παρασκιάς και τις σύγκριναν με ανάλογες μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν με τα συμβατικά φιλμ. Εξαιτίας των μεγάλων διαβαθμίσεων στη δόση και μεταβολών στην ενέργεια στην περιοχή της παρασκιάς, τα ραδιοχρωμικά φιλμ θεωρούνται ιδανική επιλογή για τη χρήση τους στη συγκεκριμένη εφαρμογή. Σε αυτό συνηγορεί και το γεγονός ότι τα ραδιοχρωμικά φιλμ παρουσιάζουν μικρότερη ενεργειακή εξάρτηση στην περιοχή ενεργειών <1 MeV σε σχέση με τα συμβατικά φιλμ.

3.6.5 Δοσιμετρία μικροδεσμών στην ακτινοθεραπεία

Η χρήση πολύ λεπτών δεσμών ακτίνων-Χ από συγχροτρόνιο αποδείχθηκε ότι είναι μία πολλά υποσχόμενη τεχνική θεραπείας για όγκους του κεντρικού νευρικού συστήματος των νηπίων (Laissue και συν. 1998). Οι δέσμες που χρησιμοποιούνται έχουν πλάτος μικρότερο από 0.1 mm με μεσοδιάστημα επίσης μικρότερο του 0.1 mm και λόγο δόσεων κορυφής-πεδιάδας της τάξης του 10 ή και μεγαλύτερους.

Αυτή η υπερβολική διαβάθμιση της δόσης απαιτεί τη χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ με σκοπό την επίτευξη μιας ακριβούς πειραματικής δοσιμετρίας (Dilmanian και συν. 2001).

3.6.6 Δοσιμετρία δεσμών πρωτονίων

Τα ραδιοχρωμικά φιλμ αποδείχθηκαν ένας χρήσιμος ανιχνευτής στη δοσιμετρία των δεσμών πρωτονίων (Nichiporov και συν. 1995, Vatnisky και συν. 1997, Buenfil και συν. 2002, Mercado-Uribe και συν. 2009). Οι Nichiporov και συν. (1995) τοποθέτησαν τα HD-810 σε ένα πλαστικό ομοίωμα, σε μικρή γωνία ως προς τον άξονα της δέσμης και κατέγραψαν την κατανομή δόσης βάθους με μία έκθεση. Μετρήσεις και με τη χρήση των πιο ευαίσθητων φιλμ MD-55 πραγματοποιήθηκαν επίσης με επιτυχία από τους Vatnisky και συν. (1997).

3.6.7 Δοσιμετρία «θερμών» σωματιδίων

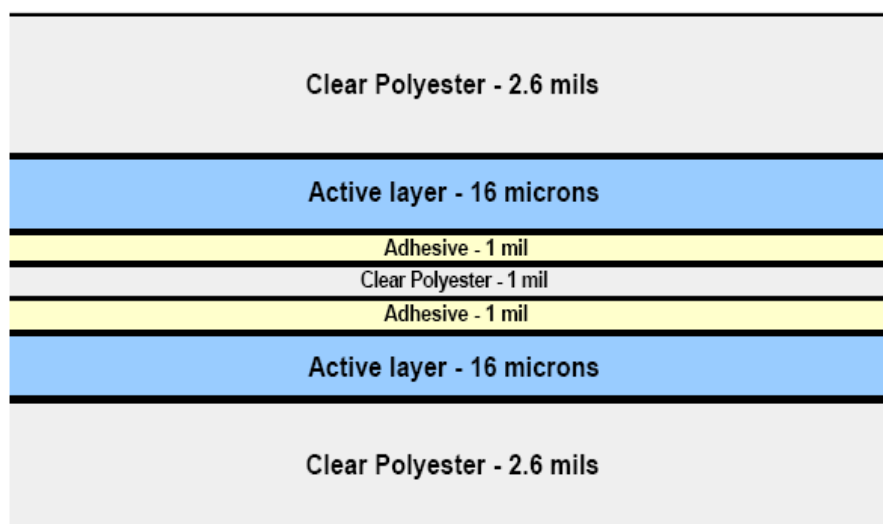
Τα «θερμά» σωματίδια είναι μικρά (<0.1 mm) ραδιενεργά σωματίδια που συχνά απαντώνται στο ρουχισμό και στο δέρμα εργαζομένων σε μια πυρηνική εγκατάσταση και είναι ικανά να προκαλέσουν δερματικές αλλοιώσεις. Η ενεργότητα των σωματιδίων αυτών μπορεί να είναι και εκατοντάδες μCi με συνέπεια οι ρυθμοί δόσεις να είναι ιδιαίτερα υψηλοί στα σημεία επαφής με το δέρμα. Στην πλειοψηφία τους τα σωματίδια αυτά είναι εκπομποί σωματιδίων β, των οποίων η εμβέλεια είναι περιορισμένη και η πτώση της δόσης είναι πολύ έντονη με την απόσταση. Μεταξύ άλλων οι McWilliams και συν. (1992) χρησιμοποίησαν τα ραδιοχρωμικά φιλμ HD-810 για τη δοσιμετρία «θερμών» σωματιδίων από πηγή Co-60. Στις συγκεκριμένες μελέτες πραγματοποιήθηκαν πολλαπλές εκθέσεις με διαφορετικούς χρόνους η καθμία από αυτές. Οι εκθέσεις με μικρή χρονική διάρκεια χρησιμοποιήθηκαν για την εύρεση του ρυθμού δόσης σε μικρές αποστάσεις ενώ αντίστοιχα οι εκθέσεις μεγάλης χρονικής διάρκειας για τους ρυθμούς δόσης σε μεγάλες αποστάσεις. Οι πολλαπλές εικόνες που ελήφθησαν χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή ενός ακτινικού προφίλ δόσης λαμβάνοντας πληροφορίες δόσης μόνο από την κεντρική περιοχή του πεδίου ακτινοβολίας του εκάστοτε φιλμ.

4 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4- ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

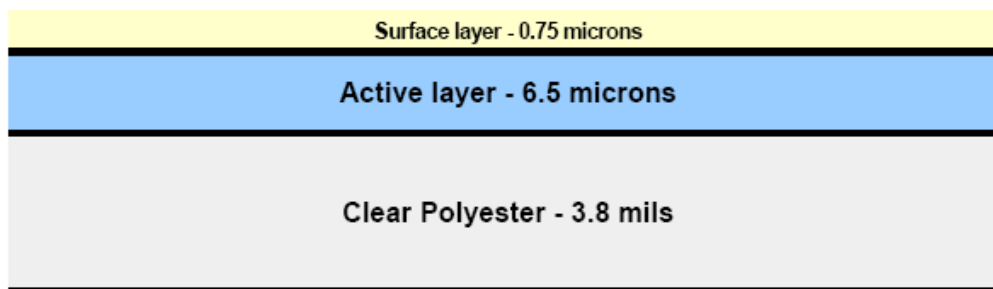
4.1 Υλικά

4.1.1 Ραδιοχρωμικά Φιλμ

Χρησιμοποιήθηκαν δύο ειδών ραδιοχρωμικά φιλμ, κατασκευής της ISP Technologies Inc.: α) HD-810 (αριθμός παρτίδας N2052HD810) και β) MD-55 (αριθμοί παρτίδας 39082, N2622MD55 και N2519MD55). Τα εν λόγω είδη φιλμ έχουν ένα και δυο ακτινοευαίσθητα στρώματα, αντίστοιχα και είναι σχεδιασμένα κυρίως για μέτρηση της απορροφούμενης δόσης από φωτόνια υψηλής ενέργειας (η απόκρισή τους είναι σχεδόν σταθερή σε φωτόνια ενέργειας μεγαλύτερης των 0.2 MeV). Το δύο ενεργά στρώματα των φιλμ MD-55 (Σχήμα 4.1), ονομαστικού πάχους περίπου 16 μm το καθένα, επικαλύπτονται από διαφανή πολυεστέρα (~67 μm). Δύο όμοια τμήματα αυτού του φιλμ συγκολλούνται με ταινία διπλής όψεως η οποία αποτελείται από δύο κολλώδη στρώματα πάχους περίπου 25 μm το καθένα και τα οποία περιβάλλουν ένα στρώμα πολυεστέρα (~25 μm). Το ενεργό στρώμα των φιλμ HD-810 (Σχήμα 4.2), πάχους περίπου 6.5 μm, είναι επικαλυμμένο από τη μία πλευρά από καθαρό διαφανή πολυεστέρα πάχους 3.8 mil (~97 μm) και από την άλλη από μία λεπτή ζελατίνη πάχους ~0.75 μm. Άρα το ευαίσθητο πάχος των φιλμ MD-55 είναι ~5 φορές μεγαλύτερο από αυτό των φιλμ HD-810. Στον πίνακα 4.1 παραθέτονται χαρακτηριστικά των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 και HD-810, όπως δίδονται από τον κατασκευαστή.



Σχήμα 4.1: Δομή ραδιοχρωμικού φιλμ MD-55 (σχηματικά)



Σχήμα 4.2: Δομή ραδιοχρωμικού φιλμ HD-810 (σηματικά)

Χαρακτηριστικό	MD-55	HD-810
Διαστάσεις	12.7 cm × 12.7cm	20 cm × 25 cm
Απόκριση με τη δόση ¹	«καθαρή» οπτική πυκνότητα: 0.9 και 1.75 στα 25 και στα 50 Gy	«καθαρή» οπτική πυκνότητα: 0.3 και 1.15 στα 100 και 500 Gy
Ενεργειακή εξάρτηση ¹	Σε δόση 50 Gy από φωτόνια ενέργειας 1 και 18 MeV διαφορά <5% στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα	Σε δόση 250 Gy από φωτόνια ενέργειας 1 και 18 MeV διαφορά <5% στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα
Εξάρτηση από την κατάτμηση της δόσης ¹	<5% διαφορά στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα μεταξύ μιας εφάπαξ ακτινοβολήσης 40 Gy και 5 αθροιστικών δόσεων των 8 Gy με 30 min μεσοδιαστήματα	<5% διαφορά στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα μεταξύ μιας εφάπαξ ακτινοβολήσης 40 Gy και 5 αθροιστικών δόσεων των 8 Gy με 30 min μεσοδιαστήματα
Εξάρτηση από το ρυθμό δόσης ¹	<5% διαφορά στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα μεταξύ μιας δόσης των 10 Gy με ρυθμό δόσης 3.4 και 0.034 Gy/min	<5% διαφορά στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα μεταξύ μιας δόσης των 10 Gy με ρυθμό δόσης 3.4 και 0.034 Gy/min
Σταθερότητα στο φως	<0.005 αλλαγή στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα ¹ ανά 1000 lux-ημέρα	<0.005 αλλαγή στην «καθαρή» οπτική πυκνότητα ¹ ανά 1000 lux-ημέρα
Ομοιογένεια σε ένα μεμονωμένο φύλλο ¹	<8% διαφορά από μέτρηση σε μέτρηση	<8% διαφορά από μέτρηση σε μέτρηση
Ομοιογένεια από φύλλο σε φύλλο	<5% διαφορά στην απόκριση από τη μέση τιμή	<5% διαφορά στην απόκριση από τη μέση τιμή
Ομοιογένεια από παρτίδα σε παρτίδα	<10% διαφορά στην απόκριση από τη μέση τιμή	<10% διαφορά στην απόκριση από τη μέση τιμή
Αύξηση της	<12% η μεταβολή της	<12% η μεταβολή της

¹ 2sd*100/μέση τιμή

αμαύρωσης μετά την ακτινοβολήση	αμαύρωσης από 1 h στη μία μέρα, <4% η μεταβολή της αμαύρωσης από τη μία μέρα στις τέσσερις ημέρες	αμαύρωσης από 1 h στη μία μέρα, <4% η μεταβολή της αμαύρωσης από τη μία μέρα στις τέσσερις ημέρες
---------------------------------	---	---

Πίνακας 4.1: Τεχνικά χαρακτηριστικά ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 και HD-810

4.1.2 Σαρωτής Εγγράφων

Για την σάρωση και κατ' επέκταση την ψηφιοποίηση των ραδιοχρωμικών φιλμ χρησιμοποιήθηκε έγχρωμος σαρωτής εγγράφων hp scanjet 4570c series digital flatbed scanner (Σχήμα 4.3). Τα πιο σημαντικά τεχνικά χαρακτηριστικά του σαρωτή συνοψίζονται στον πίνακα 4.2. Αν και είναι ένας έγχρωμος σαρωτής, στην ουσία πρόκειται για ένα ασπρόμαυρο (grayscale) σαρωτή που διαθέτει επιπλέον μία διαδικασία φιλτραρίσματος, μέσω της οποίας επιτυγχάνεται ο σχηματισμός της κόκκινης, πράσινης και μπλε (RGB) συνιστώσας της εικόνας. Πλεονεκτεί έναντι άλλων έγχρωμων σαρωτών χαμηλού κόστους, γιατί έχει τη δυνατότητα με μία μόνο σάρωση να δημιουργεί τις 256 διαβαθμίσεις της κλίμακας του γκρι για κάθε μία συνιστώσα της εικόνας.



Εικόνα 4.1: Ο σαρωτής εγγράφων hp scanjet 4570c

Τύπος σαρωτή	flatbed, σχηματισμός έγχρωμης εικόνας με μία μόνο σάρωση (one-pass color) και μονοχρωματικό
Ανάλυση α) οπτική (optical) β) ηλεκτρομηχανολογική (hardware) γ) αυξητική-παρεμβολής (enhanced-interpolated scan resolution)	2400 dpi 2400 × 2400 dpi 99.999 dpi
Βάθος χρώματος	48-bit color
Τεχνολογία σχηματισμού εικόνας	CCD
Πηγή φωτός κατά την σάρωση	λάμπα φθορισμού κρύας καθόδου
Διαβαθμίσεις του γκρι	256
Μάζα (kg)	3.7
Διαστάσεις (mm ³)	312 × 545 × 99

Βάρος προσαρμογέα-TMA (kg)	0.35 kg
Διαστάσεις προσαρμογέα-TMA (mm ³)	84 × 287 × 50
Μορφή των εικόνων μετά την ψηφιοποίηση, που υποστηρίζονται από το λειτουργικό σύστημα των Windows	Tiff (.tif), Tiff compressed (.tif), Bitmap (.bmp), DCX file (.dcx), PCX file (.pcx), JPEG (.jpg), GIF file (.gif), FlashPix (.fpx), Plain Text (.txt), PDF file (.pdf), HTML file (.htm), Rich Text (.rtf)

Πίνακας 4.2: Τεχνικά χαρακτηριστικά σαρωτή εγγράφων

4.1.2.1 Αρχή Λειτουργίας του Σαρωτή Εγγράφων

Ο σαρωτής hp scanjet 4570c έχει τη δυνατότητα να λειτουργεί μέσω τριών μεθόδων: α) σάρωση αντικειμένων που τοποθετούνται πάνω στη γυάλινη επιφάνειά του (μέθοδος ανάκλασης), β) δημιουργία αρνητικών και γ) δημιουργία διαφανειών (μέθοδος της διέλευσης). Οι δύο τελευταίες μέθοδοι εφαρμόζονται με χρήση πρόσθετης φωτεινής πηγής (Transparent Material Adaptor-TMA) (Εικόνα 4.2). Τα ραδιοχρωμικά φιλμ μπορούν να ψηφιοποιηθούν μέσω της πρώτης και της τρίτης μεθόδου-τεχνικής και για αυτό το λόγο έγινε μία μελέτη-σύγκριση των δύο αυτών τεχνικών.



Εικόνα 4.2: Η πρόσθετη φωτεινή πηγή-TMA του σαρωτή εγγράφων hp scanjet 4570c.

Καθώς εκπέμπεται φως από την φωτεινή πηγή κατά τη διάρκεια της σάρωσης, σύστημα φακών εστιάζει το φως σε ανιχνευτή τύπου CCD (charge-coupled device), και στην έξοδό του λαμβάνονται ηλεκτρικοί παλμοί. Συγκεκριμένα, η ανιχνευτική διάταξη είναι ένα στερεάς κατάστασης τσιπ και αποτελείται από πολύ μεγάλο αριθμό μικροσκοπικών φωτοευαίσθητων φωτοστοιχείων, ικανών να παράγουν μεταβαλλόμενα ποσά ηλεκτρικού φορτίου που εξαρτώνται από την ένταση του φωτός που συλλαμβάνουν. Τα ηλεκτρικό σήμα εισάγεται σε ένα μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό (ADC), ο οποίος παράγει ένα αρχείο από κρυπτογραφημένη ψηφιακή πληροφορία, που αντιπροσωπεύει το χρώμα και τις

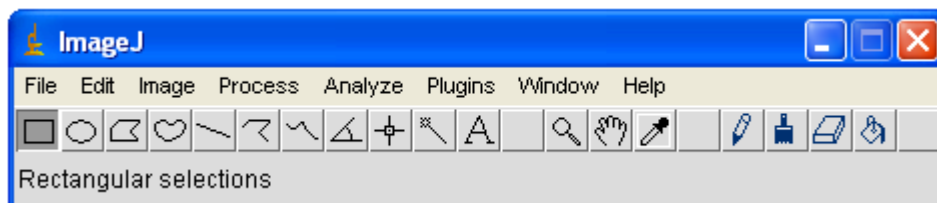
τονικές διαβαθμίσεις του υπό σάρωση αντικειμένου. Η απόδοση ενός CCD συχνά μετριέται με την εξερχόμενη ανάλυσή του, η οποία με τη σειρά της είναι συνάρτηση του αριθμού των φωτοστοιχείων που βρίσκονται στην επιφάνεια του CCD.

Είναι δυνατά δύο είδη ανάλυσης όπως φαίνεται και στον πίνακα με τα τεχνικά χαρακτηριστικά του σαρωτή: α) η οπτική/ηλεκτρομηχανολογική (optical/hardware) ανάλυση και β) η αυξημένης-παρεμβολής ανάλυση (enhanced-interpolated scan resolution). Οπτική/ηλεκτρομηχανολογική ανάλυση 2400 dpi × 2400 dpi σημαίνει ότι ο σαρωτής σαρώνει 2400 dpi οριζόντια και βηματίζει κατά 106 μm (=1/2400 inch) κατακόρυφα. Η ανάλυση αυξημένης παρεμβολής δεν είναι μία πραγματική ανάλυση, αλλά μία ανάλυση συνυφασμένη με το λογισμικό λειτουργίας του σαρωτή, κατά την οποία ο σαρωτής κάνει δειγματοληψία σε δύο εικονοστοιχεία (pixels), βρίσκει την μέση τιμή τους και στη συνέχεια δημιουργεί ένα επιπλέον εικονοστοιχείο ή και περισσότερα ανάμεσα στα δύο αρχικά.

4.1.3 Λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας

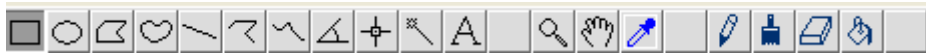
Η ανάλυση της ψηφιακής εικόνας έγινε με χρήση λογισμικού ImageJ 1.34s (Wayne Rasband, National Institutes of Health USA). Πρόκειται για ένα «ελεύθερο» λογισμικό, το οποίο διατίθεται σε εκδόσεις για λειτουργικά συστήματα Windows, Mac OS, Mac OS X and Linux. Για την εγκατάστασή του σε ένα PC με περιβάλλον Windows, απαραίτητη προϋπόθεση είναι να διαθέτει λειτουργικό Windows 95 ή μεταγενέστερο. Όσον αφορά τις απαιτήσεις σε μνήμη του υπολογιστή στον οποίο θα γίνει η εγκατάσταση, αυτές ανέρχονται κατ' ελάχιστο στα 64 MB.

Το παράθυρο «ImageJ» περιέχει μία ράβδο: α) διεργασιών (menu bar), β) εργαλείων (tool bar), γ) κατάστασης (status bar), και δ) εξέλιξης διεργασιών (progress bar) (Εικόνα 4.3). Εικόνες, ιστογράμματα, διαγράμματα προφίλ και αποτελέσματα μετρήσεων παρουσιάζονται σε διαφορετικά παράθυρα. Τα παράθυρα αυτά μπορούν να σύρονται σε διάφορες θέσεις της οθόνης και να μεταβάλλεται το μέγεθός τους.



Εικόνα 4.3: Απεικόνιση λογισμικού ImageJ 1.34s.

Η ράβδος εργαλείων (Εικόνα 4.4) περιέχει εργαλεία που επιτρέπουν την επιλογή μιας περιοχής της εικόνας ή και όλη την εικόνα, το σχεδιασμό γραμμών, τη μεγέθυνση/σμίκρυνση της εικόνας και την αλλαγή του χρώματος σχεδιασμού.



Εικόνα 4.4: Ράβδος εργαλείων ImageJ 1.34s.

Ορίζοντας ο χρήστης την περιοχή ενδιαφέροντος (ROI), το πρόγραμμα δύναται να υπολογίσει τη μέση τιμή της αμαύρωσης των εικονοστοιχείων που περιέχονται στην περιοχή ενδιαφέροντος που έχει επιλεγεί. Επιπλέον, παραθέτει στοιχεία όπως την ελάχιστη τιμή της αμαύρωσης, τη μέγιστη, την τυπική απόκλιση και το εμβαδόν της περιοχής ενδιαφέροντος.

Με τη χρήση του λογισμικού ImageJ υπάρχει η δυνατότητα να μετρηθούν αποστάσεις και γωνίες. Η χωρική βαθμονόμηση επιτρέπει μετρήσεις αποστάσεων. Το πρόγραμμα μπορεί να δημιουργήσει ιστογράμματα και διαγράμματα προφίλ και να υποστηρίξει τις βασικές διεργασίες που πραγματοποιούνται κατά την επεξεργασία μιας εικόνας όπως χειρισμό αντίθεσης (contrast manipulation), όξυνση (sharpening), εξομάλυνση (smoothing), ανίχνευση γραμμών (edge detection) και φιλτράρισμα με φίλτρα ενδιάμεσης τιμής (median filtering). Οι γεωμετρικοί μετασχηματισμοί (κλίμακα-αναλογία μεγέθους, περιστροφή και αναστροφή) καθώς και μεγέθυνση της εικόνας μέχρι 32:1 αλλά και σμίκρυνση μέχρι 1:32, είναι κάποιες επιπλέον δυνατότητες που προσφέρει το εν λόγω λογισμικό. Όλες οι λειτουργίες που προσφέρει το πρόγραμμα είναι διαθέσιμες για κάθε παράγοντα μεγέθυνσης/σμίκρυνσης.



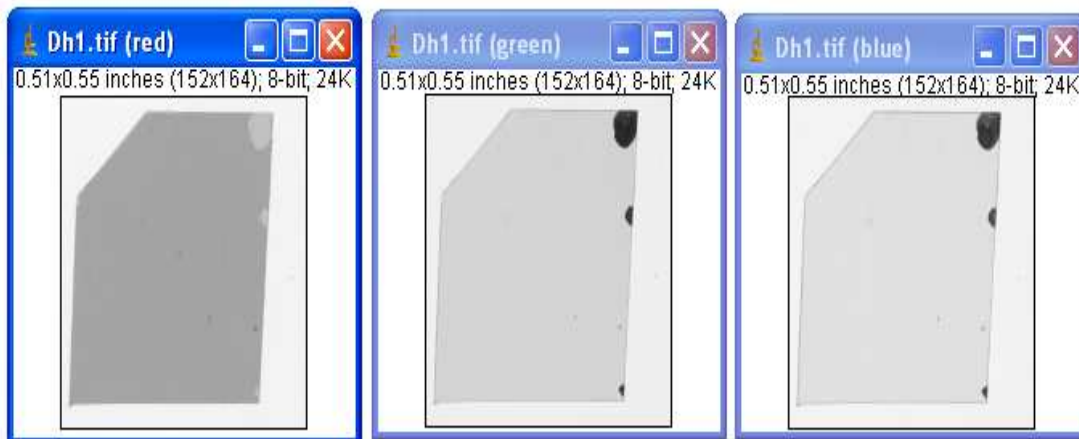
Εικόνα 4.5: Ράβδος κατάστασης και εξέλιξης διεργασιών ImageJ 1.34s

Όταν ο κέρσορας είναι πάνω σε μία εικόνα, στη ράβδο κατάστασης παρουσιάζονται οι συντεταγμένες του εκάστοτε εικονοστοιχείου και οι τιμές της αμαύρωσης του. Σε περίπτωση που χρησιμοποιηθεί κάποιο φίλτρο κατά την επεξεργασία της εικόνας, στη ράβδο κατάστασης παραθέτονται το χρονικό διάστημα που απαιτήθηκε για να ολοκληρωθεί η διαδικασία της επεξεργασίας καθώς και ο ρυθμός επεξεργασίας σε εικονοστοιχεία/δευτερόλεπτο.

Το λογισμικό ImageJ επιτρέπει ταυτόχρονα πολλαπλές εικόνες να παρουσιάζονται στην οθόνη του υπολογιστή (Εικόνα 4.6). Το εκάστοτε ενεργό παράθυρο έχει τη γραμμή τίτλου του επισημασμένη (πιο έντονα φωτισμένη). Όλες οι διεργασίες που θα κληθούν να λάβουν χώρα, αφορούν την εικόνα που βρίσκεται στο ενεργό παράθυρο.

Το πρόγραμμα έχει τη δυνατότητα να παρουσιάζει, επεξεργάζεται, αναλύει, αποθηκεύει και να εκτυπώνει εικόνες 8-bit, 16-bit μέχρι και 32-bit. Επιπλέον, είναι σε θέση να την επεξεργαστεί μία έγχρωμη εικόνα και να την αναλύσει σε τρεις χρωματικές συνιστώσες (κόκκινη, πράσινη και μπλε). Μπορεί να διαβάσει πολλές μορφές εικόνων όπως TIFF, GIF, JPEG, BMP, PNG, PGM DICOM, FITS, ASCII και να

υποστηρίζει σειρά εικόνων (stacks) που μοιράζονται το ίδιο παράθυρο. Το πρόγραμμα είναι επίσης πολυνηματικό (multithreaded), με αποτέλεσμα χρονοβόρες λειτουργίες, όπως η ανάγνωση ενός αρχείου εικόνας, να πραγματοποιούνται παράλληλα με άλλες λειτουργίες.



Εικόνα 4.6: Απεικόνιση ακτινοβολημένου ραδιοχρωμικού φιλμ HD-810.

4.1.4 Ομοίωμα και υλικά ανομοιογενειών

Στα πειράματα βαθμονόμησης των ραδιοχρωμικών φιλμ καθώς και στα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν με σκοπό την ανάπτυξη της τεχνικής μέτρησης των φιλμ, οι ακτινοβολήσεις έλαβαν χώρα σε ομοίωμα από πλάκες πλεξιγκλάς διαστάσεων $30 \times 30 \times 10.5 \text{ cm}^3$. Ως ανομοιογένειες χρησιμοποιήθηκαν πλάκες μεταβαλλόμενου πάχους από αλουμίνιο, χαλκό, μόλυβδο και σε ένα πείραμα και ατσάλι. Σε αυτή την περίπτωση, οι διαστάσεις του ομοιώματος που χρησιμοποιήθηκε ανερχόταν από $30 \times 30 \times 11.5 \text{ cm}^3$ ως $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$.

4.1.5 Μονάδες ακτινοβολήσης

Για την ανάπτυξη της τεχνικής μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ, ακτινοβολήθηκαν στη μονάδα Co-60 Alcyon II του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Ιωαννίνων (Π.Γ.Ν.Ι.) ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 μικρών διαστάσεων. Τα πειράματα της δοσιμετρίας διεπιφανειών, πραγματοποιήθηκαν στις μονάδες Co-60 Alcyon II και γραμμικού επιταχυντή 6 MV Philips/Elekta SL 75-5 του Π.Γ.Ν.Ι.

4.2 Μέθοδοι

4.2.1 Μεθοδολογία μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ

Κατά τη διάρκεια προετοιμασίας των πειραμάτων, κατά τη διεξαγωγή τους, αλλά και κατά τη μέτρηση των ραδιοχρωμικών φιλμ, λήφθηκαν υπόψη οι προτεινόμενες συστάσεις για το χειρισμό των φιλμ της ομάδας εργασίας #55 της American Association of Medical Physicists (Niroomand-Rad και συν. 1998). Πριν την

ακτινοβόλησή τους φυλάσσονταν σε φωτοστεγανό φάκελο στη συντήρηση ψυγείου (~5°C) στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, ενώ μετά την ακτινοβόλησή τους η φύλαξή τους πραγματοποιήθηκε σε φάκελο και σε θερμοκρασία δωματίου. Η σάρωση των φιλμ έλαβε χώρα τέσσερις μέρες μετά την ακτινοβόλησή τους. Τα φιλμ κόπηκαν με ιδιαίτερη προσοχή με τη χρήση ψαλιδιού στις επιθυμητές κατά περίπτωση διαστάσεις και επισημάνθηκε η άνω αριστερή τους γωνία με τέτοιο τρόπο ώστε να επιτρέπεται η επαναληψιμότητα στη τοποθέτησή τους τόσο κατά την ακτινοβόληση όσο και κατά τη μέτρησή τους.

Κάνοντας χρήση του σαρωτή hp scanjet 4570c, οι μεταβολές των οπτικών χαρακτηριστικών των φιλμ ψηφιοποιήθηκαν με δυο εναλλακτικές μεθόδους α) μέσω σάρωσης κατά την τοποθέτησή τους πάνω στη γυάλινη επιφάνειά του σαρωτή (μέθοδος ανάκλασης) και β) μέσω δημιουργίας διαφανειών (μέθοδος της διέλευσης) με τη χρήση της πρόσθετης φωτεινής πηγής (TMA). Η πλειοψηφία των μελετών που υπάρχει στη βιβλιογραφία κάνουν μνεία στη τεχνική της διέλευσης (Aydarous και συν. 2001, Bazioğlu και Kalef-Ezra 2001, Devic και συν. 2006, Hure και Brunzendorf 2006, Paelinck και συν. 2007, Saur και Frengen 2008) ενώ περιορισμένος αριθμός μελετών σχετίζεται με την τεχνική της ανάκλασης (Alva και συν. 2002). Στην προσπάθεια να χρησιμοποιηθεί η βέλτιστη μεθοδολογία μέτρησης έγινε μελέτη-σύγκριση των εν λόγω τεχνικών (Kalef-Ezra και Karava 2008). Τα αποτελέσματα των μετρήσεων, όπου αυτό κρίθηκε σκόπιμο, παραστάθηκαν γραφικά μέσω του λογισμικού OriginPro 7.5 και 8. Αναπτύχθηκε πρωτόκολλο σάρωσης κατά το οποίο τα φιλμ σαρώθηκαν με χρήση του λογισμικού HP Director (το οποίο είναι ενσωματωμένο στο σαρωτή) με διακριτική ικανότητα 300 dpi, χωρίς καμία μεταβολή στην «ευκρίνεια» και χωρίς «διόρθωση χρώματος» (Stevens και συν. 1996, Paelinck και συν. 2007) κάνοντας χρήση της επιλογής εξόδου της ψηφιακής εικόνας «εκατομμύρια χρώματα 24 bit» (Alva και συν. 2002). Η ψηφιακή-έγχρωμη εικόνα του εκάστοτε ραδιοχρωμικού φιλμ αποθηκεύτηκε σε μορφή TIFF (Alva και συν. 2002, Paelinck και συν. 2007, Saur και Frengen 2008) και αναλύθηκε σε κόκκινη, πράσινη και μπλε συνιστώσα (Hure και Brunzendorf 2006, Paelinck και συν. 2007).

Κατά την επεξεργασία της ψηφιακής εικόνας, μέσω του λογισμικού ImageJ 1.34s, η βασική αλληλουχία των διεργασιών που ακολουθήθηκε ήταν η εξής: α) άνοιγμα του προγράμματος ImageJ, β) άνοιγμα μέσω του εν λόγω προγράμματος της υπό μελέτη εικόνας (αρχείο → άνοιγμα → εύρεση της εικόνας ενδιαφέροντος και άνοιγμά της, γ) ανάλυση της εικόνας στις χρωματικές συνιστώσες κόκκινη, πράσινη και μπλε (εικόνα → χρώμα → RGB διαχωρισμός) και δ) επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος στην εκάστοτε εικόνα και μέτρησή της (ανάλυση → μέτρηση → αποτελέσματα). Σε κάθε εικόνα επιλέγονται πέντε διαφορετικές περιοχές ενδιαφέροντος με σκοπό να μετρηθούν, έτσι ώστε να ελαχιστοποιηθεί η επίδραση της μη ομοιομορφίας του φιλμ και του σαρωτή ταυτόχρονα.

Προκειμένου να αποφευχθούν σφάλματα από πιθανή μεταβολή της έντασης της πρόσθετης φωτεινής πηγής, σε κάθε πείραμα υπήρχαν και πέντε μη ακτινοβολημένα φιλμ, τα οποία μετριόνταν μαζί με τα ακτινοβολημένα φιλμ. Το κάθε φιλμ μετρήθηκε ξεχωριστά και η τοποθέτησή του έγινε σε μία περιοχή διαστάσεων $2 \times 2 \text{ cm}^2$ κεντρικά της εκάστοτε ενεργής περιοχής του σαρωτή. Η σάρωση των φιλμ υποβάθρου λάμβανε χώρα πάντα κατά την αρχή της διαδικασίας σάρωσης και μετά τον χρόνο σταθεροποίησης του συστήματος που απαιτείται, αφού τεθεί σε λειτουργία.

Στην τεχνική της διέλευσης η οπτική πυκνότητα (OD) υπολογίστηκε βάση της σχέσης

$$OD = \log_{10}(S_0 / S) \quad (\text{σχέση 4.1}),$$

όπου S_0 και S είναι οι τιμές ένδειξης (αμαύρωσης) για μη ακτινοβολημένο (φιλμ υποβάθρου) και ακτινοβολημένο φιλμ, αντίστοιχα (Stevens και συν. 1996, Aydarous και συν. 2001, Bazioğlu και Kalef-Ezra 2001, Alva και συν. 2002). Με τη τεχνική της ανάκλασης έχει γίνει χρήση μόνο της ένδειξης-αμαύρωσης S του φιλμ. Κατά τη φάση σύγκρισης των εναλλακτικών τεχνικών σάρωσης, έγινε αρχικά έλεγχος του σαρωτή εγγράφων και στη συνέχεια μελετήθηκαν ορισμένα χαρακτηριστικά της απόκρισης των φιλμ με τη χρήση του εν λόγω συστήματος.

4.2.2 Έλεγχος σαρωτή εγγράφων

4.2.2.1 Χρόνος σταθεροποίησης της απόκρισης

Κάνοντας χρήση της πρόσθετης φωτεινής (TMA) κατά την τεχνική της διέλευσης, μετά το άνοιγμα του σαρωτή εγγράφων, απαιτούνται τουλάχιστον περίπου 2 min μέχρι τη στιγμή που είναι σε θέση να πραγματοποιηθεί η πρώτη σάρωση. Παρόλο που υπάρχει ένα ηλεκτρονικό κύκλωμα το οποίο ελέγχει για τις αστάθειες στην ένταση, πιθανώς και στο φάσμα εκπομπής της λάμπας φθορισμού που χρησιμοποιείται, απαιτείται κάποιο χρονικό διάστημα μέχρι η λάμπα να παράγει σταθερή ένταση φωτός. Για την εύρεσή του χρόνου σταθεροποίησης σαρώθηκε ένα μη ακτινοβολημένο ραδιοχρωμικό φιλμ τύπου MD-55 περίπου τριάντα φορές ανά 2 min. Η διαδικασία επαναλήφθηκε με τη χρήση ενός φιλμ τύπου MD-55 ομοιογενώς ακτινοβολημένου στα 5 Gy. Ο τελευταίος έλεγχος έλαβε χώρα και με τη τεχνική της ανάκλασης κατά την οποία η πρώτη σάρωση λήφθηκε ένα λεπτό μόνο μετά το άνοιγμα του σαρωτή. Σε κάθε περίπτωση υπολογίστηκε και παραστάθηκε γραφικά η αμαύρωση (greyscale level-S) της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας του φιλμ σε συνάρτηση με το χρόνο που μεσολαβεί από το άνοιγμα του σαρωτή και τη σάρωση. Επισημαίνεται ότι το λογισμικό ImageJ 1.34s ορίζει ως μαύρο στην αμαύρωση (S) τη τιμή 0, ενώ για άσπρο τη τιμή 255.

Στη βιβλιογραφία συχνά αναφέρεται ότι τα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι ευαίσθητα στην υπερϊώδη ακτινοβολία είτε αυτή προέρχεται από το ηλιακό φως είτε από

λαπτήρες φθορισμού (Reinstein και συν. 1998, Reinstein και Gluckman 1999, Butson και συν. 2000, Niroomand-Rad και συν. 2005) καθώς και στις διακυμάνσεις της θερμοκρασίας τόσο κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης όσο και μετά την ολοκλήρωση αυτής όπως κατά την ανάλυση των υπό μελέτη φιλμ (McLaughlin και συν. 1996, Reinstein και συν. 1998, Niroomand-Rad και συν. 1998). Στην παρούσα εργασία και προκειμένου να διερευνηθεί η πιθανότητα η πηγή φωτός του σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήσαμε να εκθέτει τα εκάστοτε φιλμ σε υπεριώδη ακτινοβολία αλλά και η επίδραση της θέρμανσης της φωτεινής πηγής κατά τη λήψη διαδοχικών σαρώσεων, επεξεργάστηκαν οι 20 διαδοχικές σαρώσεις του μη ακτινοβολημένου και του ομοιόμορφα ακτινοβολημένου MD-55 φιλμ σε δόση 5 Gy. Οι διαδοχικές σαρώσεις που αναλύθηκαν είναι αυτές που προέκυψαν αφού προηγουμένως είχε ολοκληρωθεί η διαδικασία σταθεροποίησης του συστήματος κάνοντας χρήση της τεχνικής της διέλευσης.

4.2.2.2 Ομοιομορφία απόκρισης και γεωμετρική ακρίβεια

Προκειμένου να ελεγχθεί η ομοιομορφία της απόκρισης του συστήματος των φωτεινών πηγών (εσωτερική και πρόσθετη φωτεινή πηγή, τεχνική ανάκλασης και διέλευσης αντίστοιχα) και των ανιχνευτών του σαρωτή, σαρώθηκε η ενεργή επιφάνεια του σαρωτή που είναι διαθέσιμη με την εκάστοτε τεχνική. Συγκεκριμένα στη περίπτωση της διέλευσης η ενεργή επιφάνεια ανέρχεται στα 4 cm × 15 cm, ενώ κατά την τεχνική της ανάκλασης αντιστοιχεί σε όλη τη γυάλινη επιφάνεια του σαρωτή και ανέρχεται στα 21.0 cm × 29.7 cm. Για την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας κατασκευάστηκαν ιστογράμματα της αμαύρωσης S των εικονοστοιχείων της ενεργής επιφάνειας του σαρωτή με χρήση και των δύο τεχνικών μέτρησης. Επιπλέον, κατά τη τεχνική της διέλευσης κατασκευάστηκαν ιστογράμματα που παρουσιάζουν το λόγο του αριθμού των εικονοστοιχείων με μία δεδομένη αμαύρωση S προς τον συνολικό αριθμό των εικονοστοιχείων επί τοις εκατό της υπό μελέτη περιοχής. Στην ουσία πρόκειται για δύο ιστογράμματα, ένα που αντιστοιχεί σε όλη την ενεργή περιοχή του σαρωτή και ένα άλλο για την κεντρική περιοχή διαστάσεων 2.0 cm × 2.0 cm, η οποία χρησιμοποιείται στην πράξη καθώς σε αυτή τοποθετείται το υπό μέτρηση φιλμ. Με βάση τα εν λόγω ιστογράμματα έγινε σύγκριση του ποσοστού των εικονοστοιχείων για όλη την ενεργή περιοχή και κεντρικά αυτής, για ενδείξεις S από 248 έως 252.

Για την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας κατασκευάστηκαν προφίλ του S κατά μήκος δύο κάθετων αξόνων που τέμνονται κεντρικά της ενεργής περιοχής. Με βάση τα προφίλ του S προσδιορίστηκε η ποσοστιαία χωρική διακύμανση των τιμών του S ως $sd(S)/\langle S \rangle$ επί τοις εκατό, όπου $sd(S)$ και $\langle S \rangle$ η τυπική απόκλιση και η μέση τιμή της ένδειξης S για κάθε προσανατολισμό. Επιπρόσθετα, μελετήθηκαν τα προφίλ του S οριζόντια και κάθετα της ενεργής επιφάνειας κάθε 10 mm και 5mm, αντίστοιχα και στη συνέχεια παραστάθηκε γραφικά η μέση τιμή της αμαύρωσης ($\langle S \rangle$) για κάθε απόσταση και κάθε προσανατολισμό.

Ο έλεγχος της γεωμετρικής ακρίβειας του σαρωτή πραγματοποιήθηκε μέσω 2 επιμέρους ελέγχων: α) μέσω της ακρίβειας υπολογισμού γνωστών αποστάσεων που προέκυψαν κατά τη σάρωση με 300 dpi κλίμακας κατά την κατεύθυνση σάρωσης και κάθετα αυτής και β) μέσω της σύγκρισης των μετρούμενων εικονοστοιχείων ανά inch και των θεωρητικών dpi που επιλέγονται με τη βοήθεια του λογισμικού του συστήματος κατά τη διαδικασία σάρωσης (κατά τις 2 κατευθύνσεις σάρωσης). Στο συγκεκριμένο έλεγχο χρησιμοποιήθηκαν dpi που κυμαίνονταν από 75 έως 1200.

4.2.2.3 Μακρόχρονη επαναληψιμότητα

Με την τεχνική της διέλευσης ελέγχθηκε η μακρόχρονη επαναληψιμότητα της απόκρισης του σαρωτή. Κατά τη διάρκεια τριών ετών πειραμάτων, σαρώθηκαν μη ακτινοβολημένα ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου MD-55 και HD-810. Παραστάθηκε γραφικά η μέση τιμή της αμαύρωσης ($<S>$) σε διάφορες χρονικές στιγμές κατά τη διάρκεια του εν λόγω χρονικού διαστήματος.

4.2.3 Χαρακτηριστικά απόκρισης των ραδιοχρωμικών φιλμ

Προκειμένου να διερευνηθούν τα χαρακτηριστικά της απόκρισης των φιλμ MD-55 με χρήση του σαρωτή εγγράφων hp scanjet 4570c εφαρμόζοντας παράλληλα τις δύο μεθοδολογίες- πρωτόκολλα μέτρησης, μελετήθηκε:

- η εξάρτηση της OD (τεχνική της διέλευσης) και της ένδειξης S (τεχνική της ανάκλασης) από την απορροφούμενη δόση στο νερό,
- η δυναμική περιοχή δόσεων,
- η επίδραση της καθυστερημένης μέτρησης στο σήμα των ραδιοχρωμικών φιλμ,
- η επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης,
- η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση,
- η αξιοπιστία της κάθε τεχνικής στον προσδιορισμό της δόσης,
- η εξάρτηση της ένδειξης S από τον προσανατολισμό του φιλμ στο σαρωτή.

Με σκοπό τη μελέτη της εξάρτησης της OD (τεχνική της διέλευσης) και της ένδειξης S από τη δόση (τεχνική της ανάκλασης), ακτινοβολήθηκαν πέντε φιλμ MD-55 ανά δόση στη μονάδα τηλεθεραπείας Co-60 του Π.Γ.Ν.Ι. Τα φιλμ διαστάσεων $\sim 1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$, τυχαία επιλεγμένα από ένα φύλλο ραδιοχρωμικού φιλμ διαστάσεων $12.7 \times 12.7 \text{ cm}^2$, που μετέπειτα θα μετρηθούν με τη τεχνική της διέλευσης ακτινοβολήθηκαν σε δόσεις 5, 10, 15 και 25 Gy, ενώ της ανάκλασης σε δόσεις 5, 10, 15, 25, 35 και 50 Gy. Τα φιλμ τοποθετήθηκαν σε βάθος 0.5 cm σε ομοίωμα από πλάκες PMMA (πλεξιγκλάς) διαστάσεων $30 \times 30 \times 10 \text{ cm}^3$. Χρησιμοποιήθηκε πεδίο ακτινοβολίας $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ορισμένο στην επιφάνεια του ομοιώματος και

απόσταση πηγής-επιφάνειας ομοιώματος ήταν 80 cm. Σε κάθε περίπτωση μετρήθηκαν και με μη ακτινοβολημένα φιλμ. Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε τέσσερις μέρες μετά την ακτινοβόλησή τους ακολουθώντας το πρωτόκολλο κάθε τεχνικής. Η ψηφιακή εικόνα αναλύθηκε μέσω του λογισμικού ImageJ στις τρεις χρωματικές συνιστώσες και επεξεργάστηκε η κόκκινη χρωματική συνιστώσα.

Για την επέκταση της δυναμικής περιοχής των φιλμ τύπου MD-55 σε συνδυασμό με το συγκεκριμένο σαρωτή εγγράφων και με τους δύο δυνατούς τρόπους ανάγνωσής τους, ακτινοβολήθηκαν πέντε ραδιοχρωμικά φιλμ ανά δόση σε μία περιοχή δόσεων από 30 έως 500 Gy. Τα φιλμ σαρώθηκαν με τις δύο τεχνικές σάρωσης τέσσερις μέρες μετά την ακτινοβόλησή τους με διακριτική ικανότητα 300 dp και επεξεργάστηκαν οι τρεις χρωματικές συνιστώσες της ψηφιακής εικόνας «εκατομμύρια χρώματα 24 bit».

Ακολουθώντας το καθιερωμένο πρωτόκολλο μέτρησης (σάρωσης) των φιλμ, η σάρωσή τους έγινε τέσσερις ημέρες μετά την ακτινοβόλησή τους. Για τη μελέτη της επίδρασης της καθυστέρησης στο χρόνο μέτρησης ακτινοβολήθηκαν φιλμ MD-55 σε δόσεις μεταξύ 7 και 20 Gy και μετρήθηκαν σε 4 και 30 ημέρες μετά την ακτινοβόλησή τους ενώ με τη βοήθεια των αντίστοιχων καμπυλών βαθμονόμησης για την κάθε μεθοδολογία και για την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας, υπολογίστηκε η απορροφούμενη δόση στις 4 και στις 30 ημέρες. Κατόπιν, προσδιορίστηκε σε 60 φιλμ ο λόγος ένδειξης της καθυστερημένης μέτρησης της δόσης προς τη δόση στις 4 ημέρες. Ανάλογη διαδικασία ακολουθήθηκε μελετώντας 40 φιλμ ακτινοβολημένα στην περιοχή δόσεων 30 με 500 Gy. Στην εν λόγω περίπτωση μελετήθηκε η πράσινη και η μπλε συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας των MD-55 στις 4 και 31 μέρες μετά την ακτινοβόλησή τους.

Προκειμένου να προσδιοριστεί η επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της δόσης για κάθε επίπεδο δόσης (D_i), προσδιορίστηκε η τυπική απόκλιση, $sd(D_i)$, και ο συντελεστής μεταβλητότητας (CV) των τιμών της μετρούμενης δόσης πέντε φιλμ που ακτινοβολήθηκαν στην ίδια δόση. Τα φιλμ τύπου MD-55 ακτινοβολήθηκαν στη μονάδα Co-60 σε διαφορετικές δόσεις. Για τα φιλμ που προορίζονταν να μετρηθούν με την τεχνική της διέλευσης οι δόσεις ακτινοβόλησης κυμάνθηκαν από 3 έως 25 Gy, ενώ για την τεχνική της ανάκλασης από 5 έως 50 Gy. Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε τέσσερις ημέρες μετά την ακτινοβόλησή τους με 300 dpi εφαρμόζοντας και τα δύο πρωτόκολλα των μεθοδολογιών μέτρησης (τεχνική της διέλευσης και τεχνική της ανάκλασης). Η ανάλυση των ψηφιακών εικόνων έγινε μέσω του λογισμικού Image J και στη συνέχεια μελετήθηκε-μετρήθηκε η κόκκινη συνιστώσα των εικόνων. Οι τιμές της OD και του S αντιστοιχίστηκαν σε τιμές απορροφούμενης δόσης στο νερό μέσω των αντίστοιχων καμπυλών βαθμονόμησης.

Στην παρούσα μελέτη το κατώτερο όριο ανιχνευσιμότητας ορίστηκε ως $3 \cdot sd(0)$, όπου $sd(0)$ η τυπική απόκλιση που αντιστοιχεί σε μηδενική δόση η ελάχιστη χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση ως $10 \cdot sd(0)$. Η ποσότητα $sd(0)$ προσδιορίστηκε από την τετμημένη επί των αρχών της γραφικής παράστασης $sd(D_j)$ συναρτήσει της δόσης (βάση των δεδομένων της επαναληψιμότητας στον προσδιορισμό της δόσης από φιλμ σε φιλμ), έχοντας προσαρμόσει ευθεία στα σημεία της γραφικής παράστασης.

Με σκοπό να μελετηθεί η αξιοπιστία της κάθε τεχνικής μέτρησης στο προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης όταν γίνεται χρήση της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας της εικόνας, εισήχθη ως κριτήριο απόδοσης της εκάστοτε τεχνικής, η ποσότητα $B + \langle SD \rangle$. Στην εν λόγω σχέση, ως B ορίστηκε η απόλυτη τιμή της διαφοράς μεταξύ της μέσης τιμή των μετρούμενων τιμών δόσεων (5 φιλμ ανά δόση) και της εκάστοτε υπολογιζόμενης δόσης με τη χρήση ενός φιλμ και $\langle SD \rangle$ είναι η μέση τιμή των τυπικών αποκλίσεων των μετρούμενων τιμών δόσεων των πέντε φιλμ. Ο έλεγχος της απόδοσης της κάθε τεχνικής έγινε με τη χρήση των φιλμ MD-55 για δόσεις 1.5, 2, 3, 4, 7, 12.5 και 20 Gy ενώ με τα φιλμ HD-810 για δόσεις 40, 80, 100, 120, και 140 Gy.

Η εξάρτηση της αμαύρωσης S από τον τρόπο τοποθέτησης του ραδιοχρωμικού φιλμ στο σαρωτή (ορθή vs ανεστραμμένης τοποθέτησης), μελετήθηκε με τη χρήση 12 φιλμ MD-55 (διαστάσεων $1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$) τα οποία ακτινοβολήθηκαν σε δόση 10 Gy στη μονάδα Co-60. Τα φιλμ σαρώθηκαν ένα προς ένα με το συνήθη προσανατολισμό με τις δύο τεχνικές σάρωσης. Για κάθε σάρωση που πραγματοποιούνταν με τον συνηθισμένο προσανατολισμό, ακολουθούσε μία ίδια έχοντας αναστρέψει το φιλμ. Σε κάθε περίπτωση πραγματοποιήθηκε έλεγχος student t ανά ζεύγη, ενώ οι τιμές αμαύρωσης S για τον κάθε προσανατολισμό των φιλμ αντιστοιχίσθηκαν σε τιμές δόσης και υπολογίστηκε η διαφορά τους ($\Delta D = D_{\text{ορθή}} - D_{\text{ανεστραμμένη}}$).

Η εν λόγω μελέτη επαναλήφθηκε και σε φιλμ τύπου HD-810. Χρησιμοποιήθηκαν 40 ραδιοχρωμικά φιλμ HD-810, από τα οποία τα 16 ήταν μη ακτινοβολημένα ενώ τα υπόλοιπα 24 ακτινοβολημένα στο γραμμικό επιταχυντή σε δόσεις 65 με 75 Gy. Πραγματοποιήθηκαν 2 σαρώσεις για κάθε φιλμ (ορθή & ανεστραμμένη τοποθέτηση) με την τεχνική της διέλευσης.

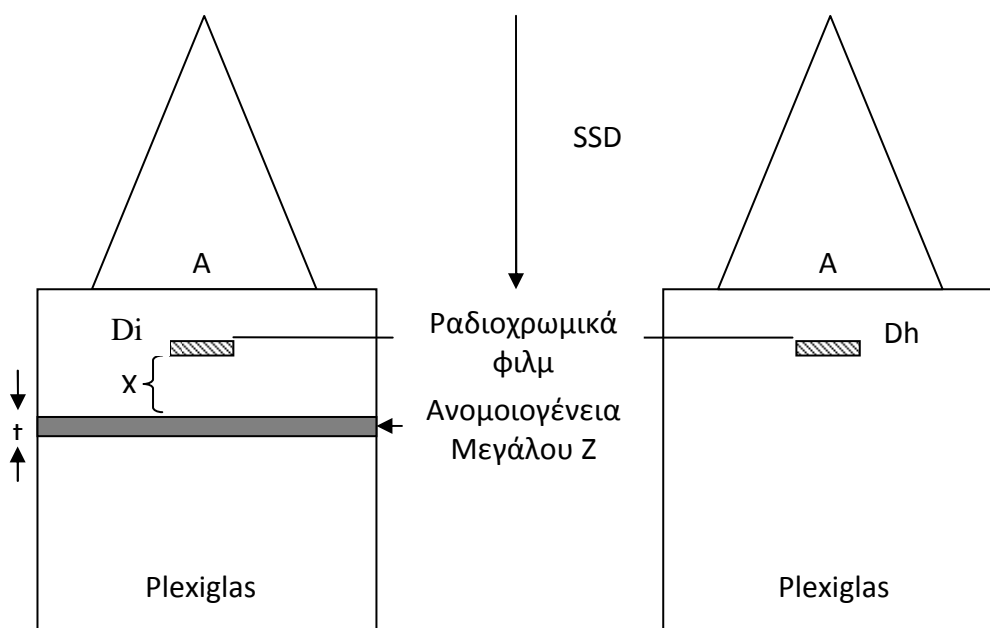
4.2.4 Δοσιμετρία Διεπιφανειών

Προκειμένου να προσδιοριστεί το μέγεθος της διαταραχής στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης από την παρουσία ανομοιογενειών υψηλού ατομικού αριθμού κατά την ακτινοβολήση με φωτόνια υψηλής ενέργειας, μελετήθηκαν οι παράμετροι εξάρτησης του παράγοντα BSDF (σχέση 2.1). Συγκεκριμένα μελετήθηκε η εξάρτηση από:

- το πάχος της ανομοιογένειας (t)

- το βάθος (d) που τοποθετείται η ανομοιογένεια μέσα στο ομοίωμα
- την απόσταση (x) μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας
- τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας (A)
- τη γωνία ακτινοβολήσης (θ)
- τον ατομικό αριθμό της ανομοιογένειας (Z)
- την ενέργεια της δέσμης φωτονίων (E)

Η γεωμετρία της διάταξης που χρησιμοποιήθηκε στα πειράματα για τη μέτρηση του παράγοντα BSDF στη μονάδα ^{60}Co και στο γραμμικό επιταχυντή δίδεται στο σχήμα 4.3. Στην είσοδο της δέσμης χρησιμοποιήθηκαν πλάκες από πλεξιγκλάς διαστάσεων $30 \times 30 \times 1.5 \text{ cm}^3$ ή $30 \times 30 \times 5 \text{ cm}^3$, ενώ στην έξοδο της δέσμης το συνολικό πάχος των πλακών πλεξιγκλάς ανερχόταν σε όλα τα πειράματα σε 10 cm, ώστε να υπάρχει ικανοποιητικός οπισθοσκεδασμός.



Σχήμα 4.3: Πειραματική διάταξη μέτρησης του παράγοντα BSDF

Μεταξύ των πλακών «εισόδου» και «εξόδου» παρεμβαλλόταν η ανομοιογένεια και πάνω από αυτήν, προς την περιοχή εισόδου της δέσμης, τα δε ραδιοχρωμικά φιλμ ήταν τοποθετημένα στο κέντρο του πεδίου ακτινοβολίας. Επισημαίνεται ότι σε κάθε περίπτωση η ανομοιογένεια τοποθετήθηκε σε βάθος μεγαλύτερο από το βάθος ανοικοδόμησης για την κάθε χρησιμοποιούμενη ενέργεια φωτονίων.

Θεωρητικά, η μεγαλύτερη διαταραχή στο πεδίο ακτινοβολίας λόγω ύπαρξης της ανομοιογένειας αναμένεται να είναι σε πολύ μικρές αποστάσεις από τη διεπιφάνεια ως εκ τούτου εκτός από τα φιλμ τύπου MD-55, χρησιμοποιήθηκαν και

φιλμ τύπου HD-810, που επιτρέπουν μετρήσεις σε απόσταση $\sim 4 \mu\text{m}$ από τη διεπιφάνεια (σχήμα 4.2).

Με σκοπό την εύρεση των σχέσεων που συνδέουν την δόση με τη OD (τεχνική διέλευσης), ακτινοβολήθηκαν σε δόσεις 14.5, 29, 58 και 87 Gy τέσσερα φιλμ τύπου HD-810 ανά δόση στη μονάδα Co-60. Τα φιλμ διαστάσεων $\sim 1.0 \times 1.0 \text{ cm}^2$ που επιλέχθηκαν τυχαία από ένα φύλλο ραδιοχρωμικού φιλμ $20 \times 25 \text{ cm}^2$. Τα φιλμ επισημάνθηκαν στην άνω δεξιά τους γωνία, για να διατηρηθεί ο ίδιος προσανατολισμός κατά την ακτινοβόληση και την ανάγνωσή τους. Σε χρονικό διάστημα 16 μηνών επαναλήφθηκε η προαναφερόμενη διαδικασία με πέντε φιλμ HD-810 ανά δόση σε εύρος δόσεων από 20 έως 160 Gy. Η σάρωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε τέσσερις ημέρες μετά την ακτινοβόλησή τους. Η πρώτη βαθμονόμηση έλαβε χώρα με βάση την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας μόνο την κόκκινη συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας, ενώ η δεύτερη με τις δύο τεχνικές μέτρησης αναλύοντας και τις τρεις χρωματικές συνιστώσες της εικόνας. Τα πρωτόκολλα που ακολουθήθηκαν ήταν ίδια με αυτά που εφαρμόστηκαν για την κάθε τεχνική κάνοντας χρήση των MD-55.

4.2.4.1 Εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το πάχος της ανομοιογένειας

Μελετήθηκε ακτινοβολώντας σε δόση στο νερό 10 Gy ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 καλυμμένα αμφοτερόπλευρα με φύλλο χαρτιού ειδικού πάχους 8 mg/cm^2 (απόσταση διεπιφάνειας και κέντρου του φιλμ, x , 0.22 mm). Ορισμένα φιλμ τοποθετήθηκαν σε βάθος, d , 1.5 cm σε ομοιογενές ομοίωμα από πλεξιγκλάς διαστάσεων $30 \times 30 \times 11.5 \text{ cm}^3$ με πεδίο $10 \times 10 \text{ cm}^2$ στην επιφάνεια του ομοιώματος σε απόσταση πηγής - επιφάνεια ομοιώματος (SSD) 80 cm. Στη συνέχεια, σε βάθος 1.5 cm τοποθετήθηκε ανομοιογένεια αλουμινίου διαστάσεων $30 \times 30 \text{ cm}^2$, πάχους 0.5 mm, και ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 (καλυμμένα αμφοτερόπλευρα με φύλλο χαρτιού) ανάμεσα από την ομοιογένεια και το φύλλο πλεξιγκλάς που ήταν πλησιέστερα στην πηγή. Τα φιλμ ακτινοβολήθηκαν επί ίσο χρόνο, με αυτά που ακτινοβολήθηκαν στο ίδιο βάθος στο ομοιογενές ομοίωμα. Η διαδικασία επαναλήφθηκε για τέσσερα συνολικά υλικά σε διαφορετικά πάχη ανομοιογένειας. Οι ακτινοβολήσεις έλαβαν χώρα στη μονάδα Co-60 και για κάθε πάχος ανομοιογένειας ακτινοβολήθηκαν 5 ή 6 ραδιοχρωμικά φιλμ. Τα πάχη που μελετήθηκαν ανά υλικό:

- Αλουμίνιο: 0.5, 1, 3, 8, 15, 21, 27, 34, 42, 51 και 58.5 mm
- Ατσάλι: 0.5, 3, 6.5 και 13.5 mm
- Χαλκός: 0.5, 2, 5, 8, 12 και 18 mm
- Μόλυβδος: 1, 2, 3, 4, 5, 9, 12 και 18 mm.

Τα φιλμ μετρήθηκαν τέσσερις ημέρες μετά την ακτινοβόλησή τους με τις δύο τεχνικές σάρωσης, διέλευση και ανάκλαση. Η ψηφιακή εικόνα των φιλμ αναλύθηκε

μέσω του λογισμικού ImageJ και επεξεργάστηκε η κόκκινη συνιστώσα της εικόνας. Οι μετρήσεις της OD και του S αντιστοιχίστηκαν σε δόσεις στο νερό μέσω των καμπυλών βαθμονόμησης της κάθε τεχνικής και της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας της εικόνας. Το πηλίκο της μετρούμενης δόσης με την παρουσία της ανομοιογένειας προς την μετρούμενη δόση στο ομοιογενές μέσο θεωρήθηκε ίσο με τον παράγοντα BSDF. Παρόμοια πειράματα πραγματοποιήθηκαν και στον γραμμικό επιταχυντή 6 MV. Η ανάγνωση των φιλμ στην περίπτωση αυτή έγινε μόνο με την τεχνική της διέλευσης και αναλύοντας μόνο την κόκκινη συνιστώσα των ψηφιακών εικόνων των φιλμ.

4.2.4.2 Εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το βάθος

Με τη χρήση φιλμ MD-55 ($x = 0.22$ mm) έγιναν μετρήσεις απορροφούμενης δόσης στο νερό σε δύο βάθη πλεξιγκλάς, στα 1.5 cm και 5 cm με χρόνο ακτινοβολήσης, τέτοιο ώστε η δόση στο βάθος μέτρησης να είναι ~ 12 Gy στην περίπτωση ομοιογενούς ομοιώματος. Χρησιμοποιήθηκε πεδίο ακτινοβολίας Co-60 διαστάσεων 10×10 cm² στην επιφάνεια του ομοιώματος και SSD 80 cm. Μελετήθηκε η επίδραση της ύπαρξης ανομοιογένειας: α) αλουμινίου (t: 4.5 mm), α) χαλκού (t: 1.5 mm) και γ) μολύβδου (t: 1.0 mm).

Πειράματα στη μονάδα Co-60 (με SSD 60 cm) έγιναν και με χρήση φιλμ HD-810 και με χρήση ανομοιογένειας Pb πάχους 1 mm σε βάθη 1.5, 5 και 8 cm. Σε κάθε βάθος μέτρησης, πραγματοποιήθηκαν δύο ακτινοβολήσεις, μία στο ομοιογενές μέσο και μία στο μέσο με την παρουσία της ανομοιογένειας. Η δόση στο εκάστοτε βάθος μέτρησης σε ομοιογενές ομοίωμα ήταν της τάξης των 40 Gy (χρόνοι ακτινοβολήσης μεταξύ 27 και 45 min). Σε όλα τα πειράματα το πάχος του πλεξιγκλάς που υπήρχε ακριβώς μετά την εκάστοτε ανομοιογένεια και προς την έξοδο της δέσμης, ανερχόταν στα 10 cm. Για κάθε φιλμ που ακτινοβολούνταν με την παρουσία της ανομοιογένειας σε δεδομένο βάθος μέσα στο ομοίωμα, υπήρχαν δύο φιλμ που ακτινοβολούνταν στο ομοιογενές ομοίωμα, αλλά και δύο φιλμ για μετρήσεις υποβάθρου. Συνολικά σε κάθε βάθος τοποθέτησης της ανομοιογένειας χρησιμοποιήθηκαν τέσσερα ακτινοβολημένα φιλμ σε επαφή με αυτή, οκτώ φιλμ ακτινοβολημένα στο ομοιογενές ομοίωμα πλεξιγκλάς και οκτώ μη ακτινοβολημένα φιλμ. Σε κάθε περίπτωση τα φιλμ σαρώθηκαν με την τεχνική της διέλευσης και έγινε επεξεργασία της κόκκινης συνιστώσας των ψηφιακών εικόνων.

4.2.4.3 Εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το σημείο μέτρησης

Ακτινοβολήθηκαν στη μονάδα Co-60 και στο γραμμικό επιταχυντή 6 MV φιλμ τύπου MD-55 σε αποστάσεις από την ανομοιογένεια οι οποίες κυμαίνονταν από 0.12 έως 4.22 mm. Κατά τις ακτινοβολήσεις στη μονάδα Co-60 χρησιμοποιήθηκαν ανομοιογένειες από Al, Cu και Pb με πάχη 4.5, 1.5 και 1.0 mm αντίστοιχα, ενώ στο γραμμικό επιταχυντή τα πάχη των αντίστοιχων ανομοιογενειών ήταν υπερδιπλάσια, 10, 4 και 3 mm. Η ανομοιογένεια τοποθετήθηκε σε βάθος 5 cm μέσα στο ομοίωμα

ενώ το πεδίο ακτινοβολίας στην επιφάνεια του ομοιώματος ήταν $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Για να ληφθούν μετρήσεις σε διάφορες αποστάσεις από την ανομοιογένεια, παρεμβλήθηκαν μεταξύ της ανομοιογένειας και του σημείου μέτρησης πλάκες πλεξιγκλάς πάχους 1 mm η καθεμία. Παρόμοια πειράματα έγιναν ακτινοβολώντας φιλμ HD-810 τόσο στο Co-60 όσο και στο γραμμικό επιταχυντή 6MV. Τα φιλμ MD-55 και HD-810 ακτινοβολήθηκαν σε δόση της τάξης των 10 Gy και 45-55 Gy αντίστοιχα στην περίπτωση ομοιογενούς ομοιώματος και με τη χρήση φύλλων mylar ειδικού πάχους 0.822 mg/cm^2 το καθένα. Η ανάλυση και για τα δύο είδη φιλμ έγινε στην κόκκινη συνιστώσα της εικόνας, που ελήφθη με την τεχνική της διέλευσης.

4.2.4.4 Εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας

Μελετήθηκε η εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το μέγεθος του πεδίου φωτονίων από μονάδα Co-60 και από γραμμικό επιταχυντή 6 MV. Για το σκοπό αυτό τοποθετήθηκαν ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου MD-55 ($x=120 \mu\text{m}$) και HD-810 ($x=4 \mu\text{m}$) σε ομοίωμα από πλεξιγκλάς διαστάσεων $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ και ακτινοβολήθηκαν με ή χωρίς παρουσία ανομοιογένειας. Συγκεκριμένα στη περίπτωση ακτινοβολήσεων φιλμ τύπου MD-55 στη μονάδα Co-60 μελετήθηκε κατά πόσο επηρεάζεται ο παράγοντας BSDF από τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας (6×6 , 10×10 και $25 \times 25 \text{ cm}^2$) χρησιμοποιώντας ανομοιογένεια Pb ($t=1 \text{ mm}$). Αντίστοιχο πείραμα, με τη χρήση των MD-55 και ανομοιογένειας Pb ($t=3 \text{ mm}$), έλαβε χώρα στο γραμμικό επιταχυντή με εύρος πεδίων από 4×4 έως $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Κατά την ακτινοβολήση των HD-810 στο Co-60 χρησιμοποιήθηκαν τα τρία υλικά ανομοιογενειών (Al, Cu και Pb) και μελετήθηκε η επίδραση των πεδίων 6×6 , 10×10 και $20 \times 20 \text{ cm}^2$ στην τιμή του BSDF. Επίσης, μελετήθηκε η επίδραση των ίδιων πεδίων ακτινοβολίας από το γραμμικό επιταχυντή στην τιμή του παράγοντα BSDF με τη μόνη διαφορά με χρήση ανομοιογένειας Pb. Συνολικά για κάθε πεδίο ακτινοβολήθηκαν 4 φιλμ στο ανομοιογενές ομοίωμα και 8 φιλμ στο ομοιογενές. Τα φιλμ σαρώθηκαν με την τεχνική της διέλευσης και αναλύθηκε η κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας.

4.2.4.5 Εξάρτηση του παράγοντα BSDF από τη γωνία ακτινοβολήσης

Για τον προσδιορισμό της επίδρασης της γωνίας ακτινοβολήσης (θ), χρησιμοποιήθηκαν ανομοιογένειες διαστάσεων: α) αλουμινίου $30 \times 30 \times 0.45 \text{ cm}^3$, β) χαλκού $30 \times 30 \times 0.15 \text{ cm}^3$ και γ) μολύβδου $30 \times 30 \times 0.1 \text{ cm}^3$ στη μονάδα Co-60 και φιλμ τύπου HD-810. Η εκάστοτε ανομοιογένεια τοποθετήθηκε σε ισοδύναμο βάθος (d) ίσο με 5 cm σε ομοίωμα διαστάσεων $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$. Το πεδίο ακτινοβολίας ήταν $10 \times 10 \text{ cm}^2$ στην επιφάνεια του ομοιώματος, SSD ίσο με 60 cm και η δόση κυμαινόταν από 40 έως 45 Gy τόσο στο ομοιογενές ομοίωμα όσο και σε αυτό με την παρουσία της ανομοιογένειας. Μελετήθηκαν τέσσερις διαφορετικές γωνίες ακτινοβολήσης 0° , 20° , 40° και 60° . Τα φιλμ σαρώθηκαν με την τεχνική της διέλευσης και αναλύθηκε η κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.

4.2.4.6 Εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την ατομική σύσταση της ανομοιογένειας

Προκειμένου να μελετηθεί η εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την ατομική σύσταση της ανομοιογένειας ακτινοβολήθηκαν, ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου MD-55 ($x= 120 \mu\text{m}$) και HD-810 ($x= 4 \mu\text{m}$) στη μονάδα Co-60 και στο γραμμικό επιταχυντή. Σε κάθε περίπτωση η υπό μελέτη ανομοιογένεια τοποθετήθηκε σε βάθος 5 cm μέσα σε ομοίωμα από πλεξιγκλάς διαστάσεων $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ ενώ το πεδίο ακτινοβολίας ήταν $10 \times 10 \text{ cm}^2$ στην επιφάνεια του ομοιώματος. Κατά τις ακτινοβολήσεις στη μονάδα Co-60 χρησιμοποιήθηκαν ανομοιογένειες από Al, Cu και Pb με πάχη 4.5, 1.5 και 1 mm, ενώ στη περίπτωση πειραμάτων στο γραμμικό επιταχυντή τα πάχη των αντίστοιχων ανομοιογενειών ήταν 10, 4 και 3 mm. Έγινε η επεξεργασία της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας των φιλμ η οποία λήφθηκε μέσω της τεχνικής της διέλευσης.

4.2.4.7 Εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την ενέργεια της δέσμης φωτονίων

Ακτινοβολήθηκαν φιλμ MD-55 ($x= 0.12 \text{ mm}$) τοποθετημένα σε βάθος 5 cm μέσα σε ομοίωμα από πλεξιγκλάς διαστάσεων $30 \times 30 \times 15 \text{ cm}^3$ με και χωρίς την παρουσία ανομοιογένειας. Χρησιμοποιήθηκαν ανομοιογένειες διαστάσεων: α) αλουμινίου $30 \times 30 \times 0.45 \text{ cm}^3$, β) χαλκού $30 \times 30 \times 0.15 \text{ cm}^3$ και γ) μολύβδου $30 \times 30 \times 0.1 \text{ cm}^3$. Οι ακτινοβολήσεις πραγματοποιήθηκαν στη μονάδα Co-60 και στο γραμμικό επιταχυντή 6MV. Αναλύθηκε η κόκκινη συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας της τεχνικής διέλευσης.

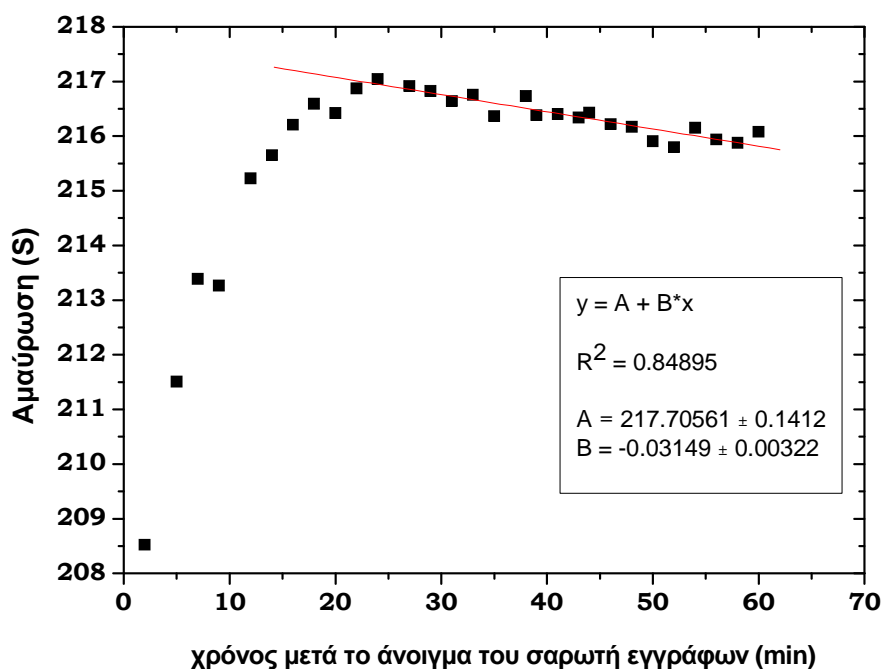
5 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 - ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

5.1 Μεθοδολογία μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ

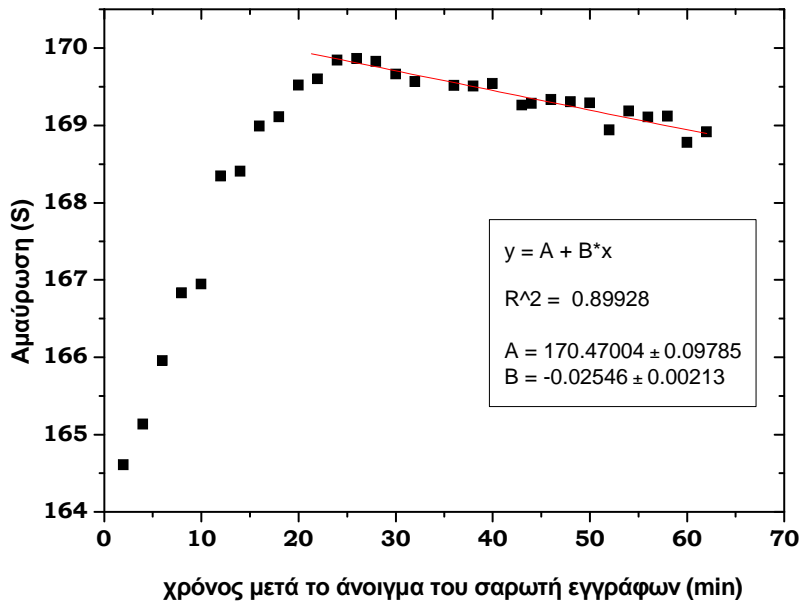
5.1.1 Έλεγχος του σαρωτή εγγράφων

5.1.1.1 Χρόνος σταθεροποίησης της απόκρισης

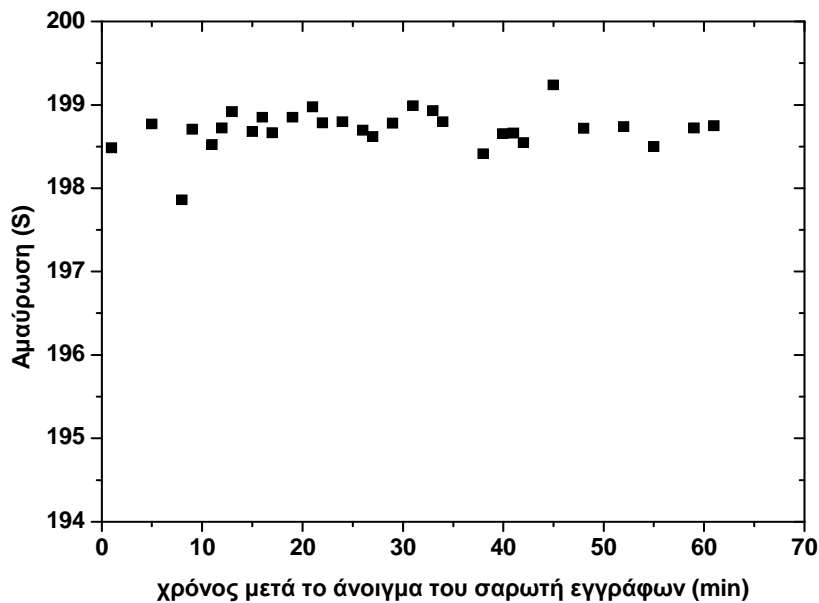
Στα σχήματα 5.1 έως 5.3 παρατίθενται διαγράμματα, στα οποία παρουσιάζεται η μεταβολή της αμαύρωσης S : α) κατά τη διάρκεια 30 σαρώσεων ενός μη ακτινοβολημένου φιλμ MD-55, με μεσοδιάστημα σαρώσεων 2 min (τεχνική της διέλευσης), β) και γ) κατά τη διάρκεια 30 σαρώσεων ενός ομοιογενώς ακτινοβολημένου φιλμ MD-55 σε δόση 5.0 Gy στη μονάδα τηλεθεραπείας Co-60 με μεσοδιάστημα σαρώσεων επίσης 2 min με την τεχνική της διέλευσης και της ανάκλασης, αντίστοιχα.



Σχήμα 5.1: Μεταβολή της αμαύρωσης S ενός μη ακτινοβολημένου φιλμ σε διάφορες χρονικές στιγμές από την έναρξη λειτουργίας του σαρωτή εγγράφων με τη τεχνική της διέλευσης και την ανάλυση της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.



Σχήμα 5.2: Μεταβολή της αμαύρωσης S ενός ομοιογενώς ακτινοβολημένου φιλμ σε δόση 5.0 Gy σε διάφορες χρονικές στιγμές από την έναρξη λειτουργίας του σαρωτή εγγράφων με την τεχνική της διέλευσης και την ανάλυση της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.



Σχήμα 5.3: Μεταβολή της αμαύρωσης S ενός ομοιογενώς ακτινοβολημένου φιλμ σε δόση 5.0 Gy σε διάφορες χρονικές στιγμές από την έναρξη λειτουργίας του σαρωτή εγγράφων με την τεχνική της ανάκλασης και την ανάλυση της κόκκινης συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.

Η ένδειξη βρέθηκε ότι είναι σταθερή αμέσως μετά την ενεργοποίηση του σαρωτή όταν χρησιμοποιείται η τεχνική της ανάκλασης. Αντίθετα, κατά τη διάρκεια των 12 πρώτων σαρώσεων με την τεχνική της διέλευσης παρατηρείται μία συνεχής και σταδιακή αύξηση ενώ στη συνέχεια, και κατά τις επόμενες 18 σαρώσεις υπάρχει μία σταδιακή γραμμική μείωση των τιμών της αμαύρωσης S κατά τη σάρωση τόσο του ακτινοβολημένου όσο και του μη ακτινοβολημένου φιλμ (Σχήμα 5.1 & 5.2). Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι οι ενδείξεις αυξάνονται κατά $\sim 4\%$ κατά τις πρώτες 12 σαρώσεις και μειώνονται σε μεγαλύτερους χρόνους ($25 \text{ min} < t < 70 \text{ min}$). Αφού παρέλθει το χρονικό διάστημα των 25 min από την έναρξη λειτουργίας του σαρωτή, τα πειραματικά δεδομένα των επόμενων 18 σαρώσεων προσαρμόστηκαν με τις ακόλουθες γραμμικές σχέσεις:

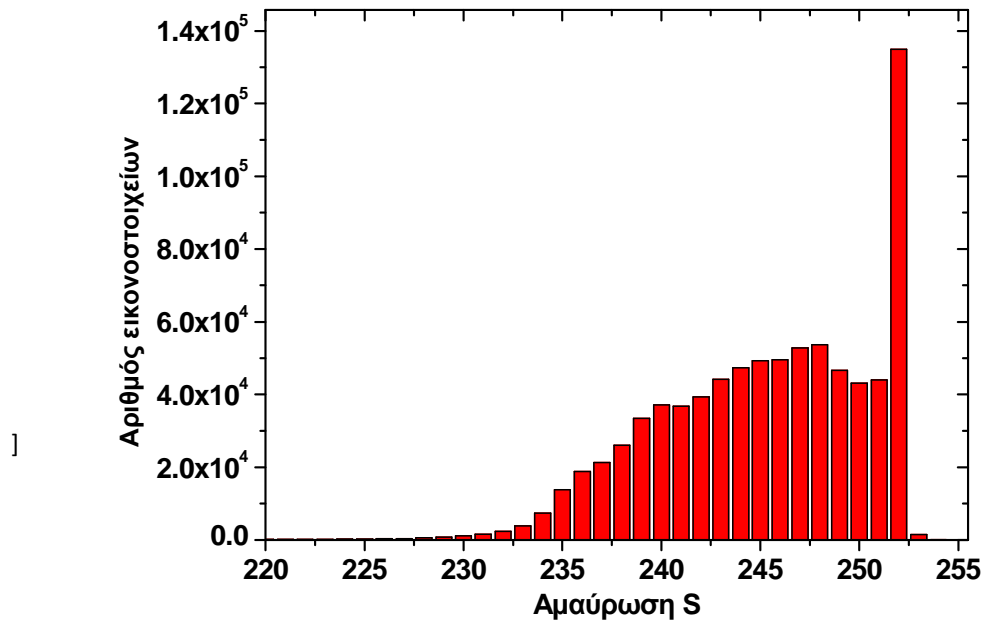
$$S = 217.706 - 0.0315 t \quad (\text{Σχέση 5.1})$$

$$S = 170.470 - 0.0255 t \quad (\text{Σχέση 5.2})$$

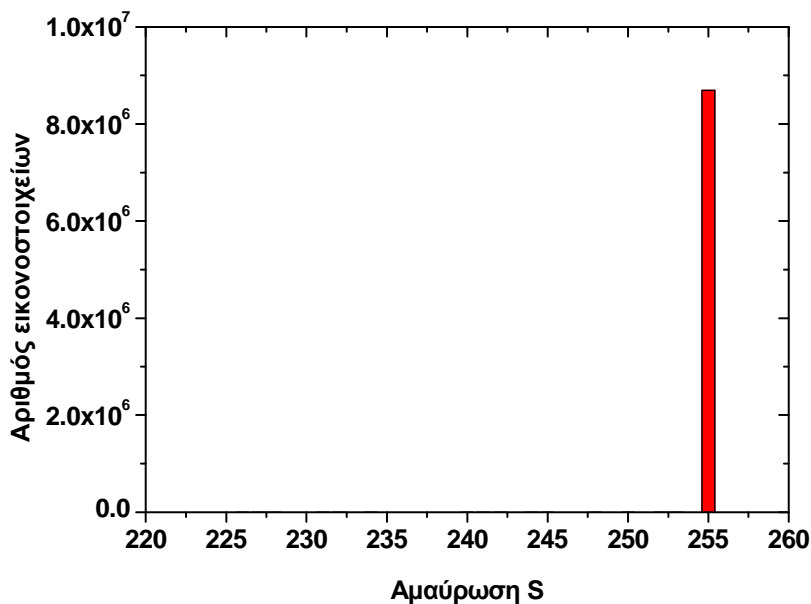
Άρα ο ρυθμός μείωσης ήταν $\sim 1.5 \times 10^{-4}$ ανά min και στις δυο περιπτώσεις φιλμ ($0.0315/217.7$ και $0.0255/170.5$, αντίστοιχα). Ως εκ τούτου, προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν τα σφάλματα κατά την ανάγνωση των φιλμ με την τεχνική της διέλευσης, πριν την εφαρμογή της εν λόγω τεχνικής στα εκάστοτε φιλμ ενδιαφέροντος, ακολουθήθηκε διαδικασία σταθεροποίησης της απόκρισης του σαρωτή. Η διαδικασία αυτή επιτεύχθηκε με τουλάχιστον 12 διαδοχικές σαρώσεις της γυάλινης επιφάνειάς του χωρίς την παρουσία κάποιου φιλμ, οι οποίες αντιστοιχούν σε ένα χρονικό διάστημα περίπου των 25 min, ώστε να αποφευχθεί η περιοχή μεγάλων μεταβολών ένδειξης. Επισημαίνεται, σε αντίθεση με τα προαναφερόμενα, ότι κατά την τεχνική της ανάκλασης δεν απαιτήθηκε κάποια διαδικασία σταθεροποίησης του συστήματος (Σχήμα 5.3) λόγω της σταθερότητας των ενδείξεων.

5.1.1.2 Ομοιομορφία απόκρισης και γεωμετρική ακρίβεια

Τα σχήματα 5.4 και 5.5 αντιστοιχούν σε ιστογράμματα της αμαύρωσης S των εικονοστοιχείων της ενεργής περιοχής του σαρωτή για την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας εφαρμόζοντας τις δύο τεχνικές σάρωσης, διέλευση και ανάκλαση. Κάνοντας χρήση την τεχνική της διέλευσης, κατασκευάστηκε ιστόγραμμα, που αντιστοιχεί στην κόκκινη χρωματική συνιστώσα, και παριστάνει τον αριθμό των εικονοστοιχείων προς τα συνολικά εικονοστοιχεία επί τοις εκατό για όλη την ενεργή περιοχή, αλλά και για μία κεντρική περιοχή της ενεργής επιφάνειας διαστάσεων $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (σχήμα 5.6 και 5.7).



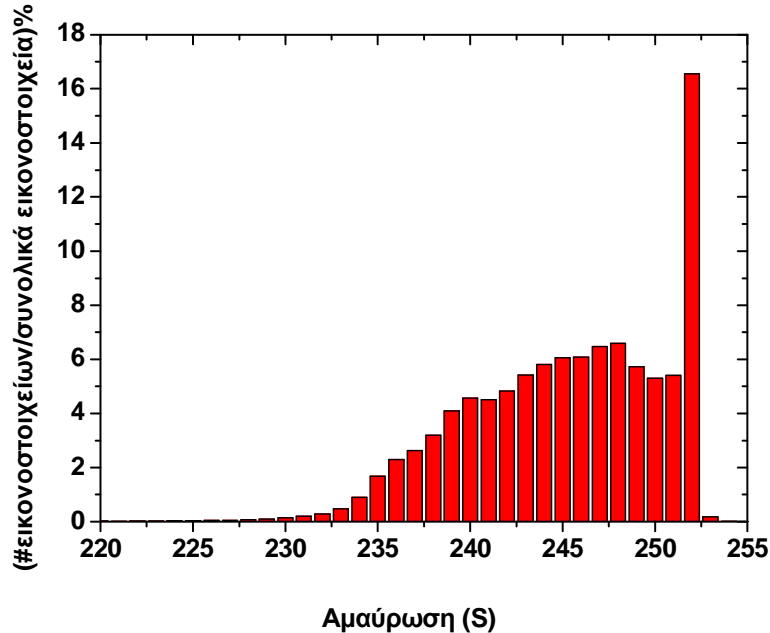
Σχήμα 5.4: Ιστογράμμο της αμαύρωσης S των εικονοστοιχείων της ενεργής επιφάνεια του σαρωτή με την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.



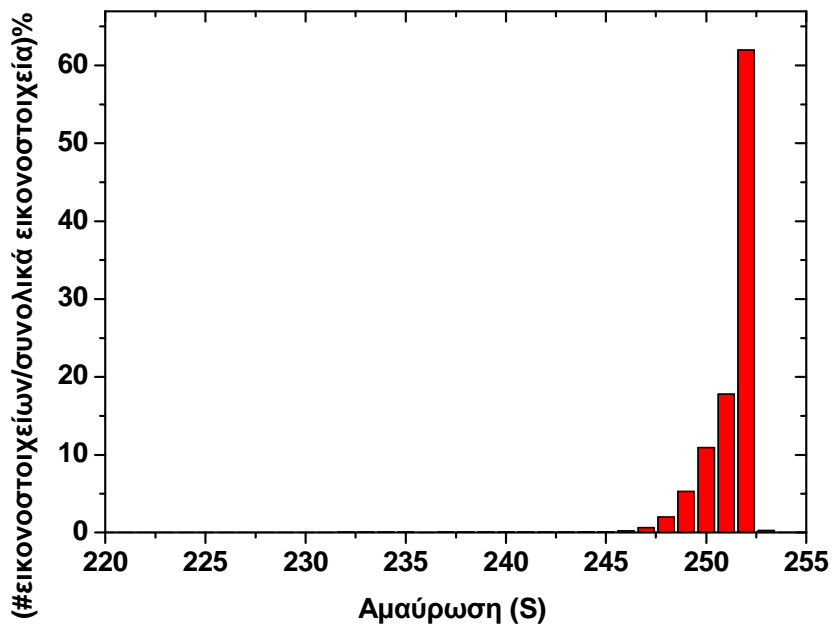
Σχήμα 5.5: Ιστογράμμο της αμαύρωσης S των εικονοστοιχείων της ενεργής επιφάνειας του σαρωτή με την τεχνική της ανάκλασης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.

Με βάση τα ιστογράμματα των σχημάτων 5.6 και 5.7 γίνεται σύγκριση του λόγου του αριθμού των εικονοστοιχείων με μία δεδομένη τιμή του S προς του συνολικού αριθμού των εικονοστοιχείων στην υπό μελέτη περιοχή επί τοις εκατό, για όλη την ενεργή περιοχή και κεντρικά αυτής και για ενδείξεις S από 248 έως 252. Περιορισμός στην κεντρική περιοχή μειώνει σημαντικά τις διαφορές. Στην

περίπτωση σάρωσης με την τεχνική της ανάκλασης βρέθηκε η ίδια τιμή, 255 σε όλα τα εικονοστοιχεία έστω και αν επιφάνεια της περιοχής που σαρώνεται είναι πολύ μεγαλύτερη.



Σχήμα 5.6: Αριθμός εικονοστοιχείων προς συνολικά εικονοστοιχεία επί τοις εκατό σε συνάρτηση με την αμαύρωση S των εικονοστοιχείων όλης της ενεργής επιφάνειας κατά την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.

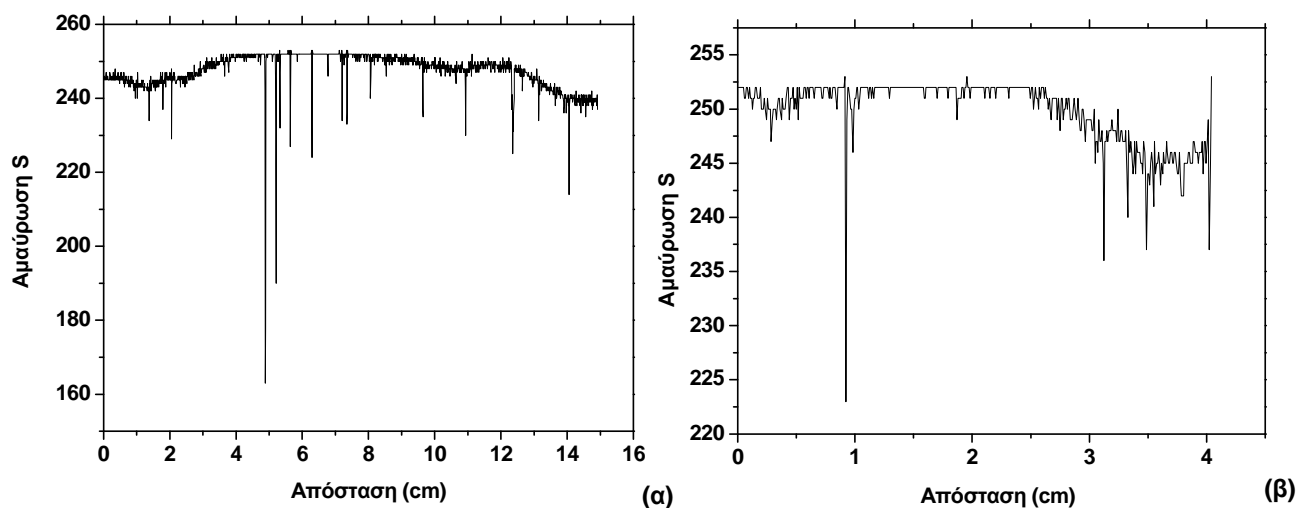


Σχήμα 5.7: Αριθμός εικονοστοιχείων προς συνολικά εικονοστοιχεία επί τοις εκατό σε συνάρτηση με την αμαύρωση S των εικονοστοιχείων κεντρικής περιοχής ενεργής επιφάνειας διαστάσεων $2 \times 2 \text{ cm}^2$ κατά την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.

S	Αριθμός εικονοστοιχείων/συνολικά εικονοστοιχεία %	
	Όλη η ενεργή επιφάνεια	Κεντρικά
248	6.6	2.0
249	5.7	5.3
250	5.3	10.9
251	5.4	17.8
252	16.6	62

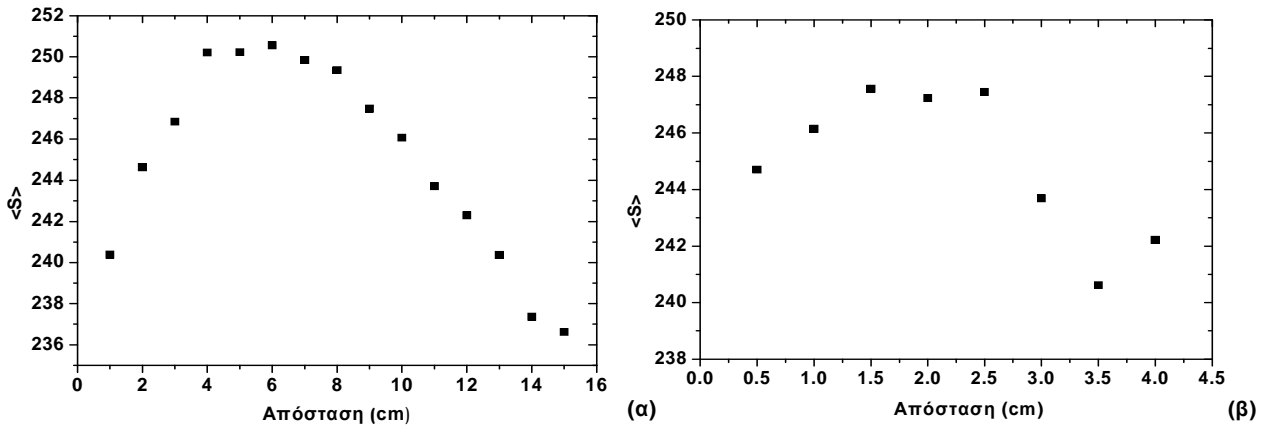
Πίνακας 5.1: Αριθμός εικονοστοιχείων προς συνολικά εικονοστοιχεία επί τοις εκατό για την όλη την ενεργή επιφάνεια του σαρωτή και κεντρικά αυτής ($2 \times 2 \text{ cm}^2$) κατά την τεχνική της διέλευσης και την ανάλυση της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας.

Τα προφίλ του S, που αντιστοιχεί στην κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας με τη τεχνική της διέλευσης, κατά μήκος δύο κάθετων αξόνων, οι οποίοι τέμνονται κεντρικά της ενεργής περιοχής διαστάσεων $4.0 \times 14.9 \text{ cm}^2$ δίδονται στο σχήμα 5.8.



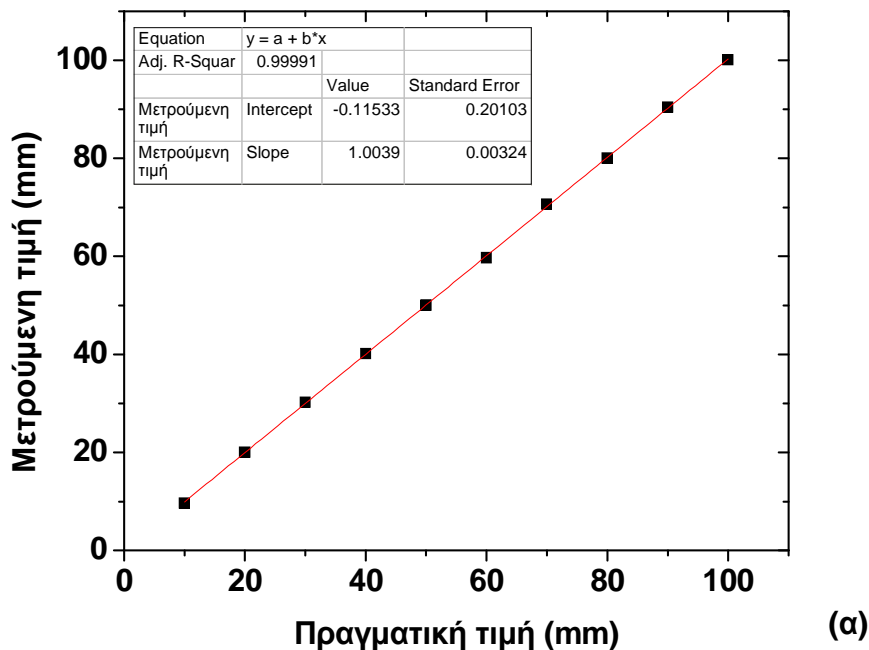
Σχήμα 5.8: Προφίλ της αμαύρωσης S για την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας με τη τεχνική της διέλευσης κεντρικά της ενεργής περιοχής διαστάσεων $4 \times 15 \text{ cm}^2$, όπως προέκυψαν αναλύοντας: α) τον κατακόρυφο και β) τον οριζόντιο άξονα.

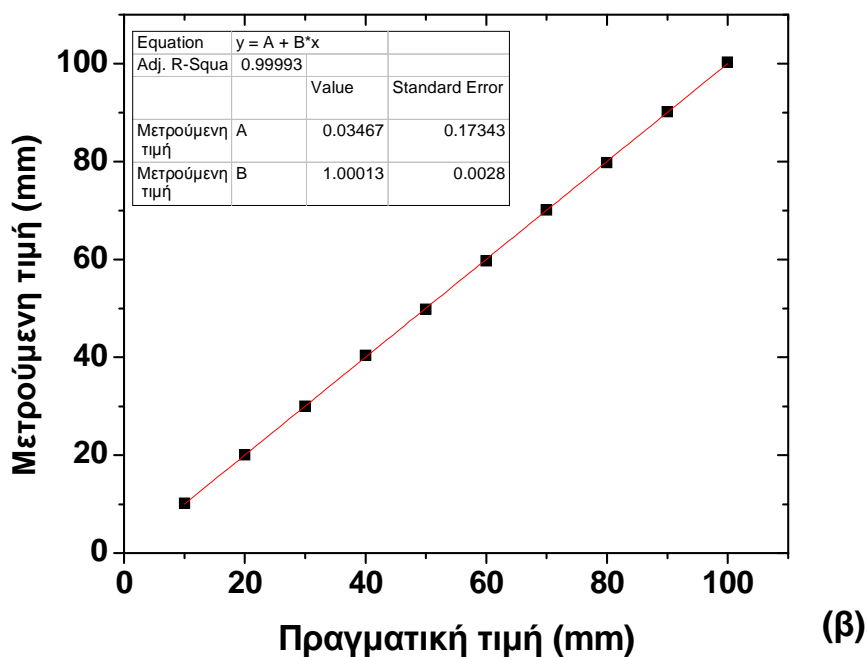
Με βάση το σχήμα 5.8 υπολογίστηκε η ποσοστιαία χωρική διακύμανση των τιμών του S ως 1.72 % και 1.16 % κατά τον κατακόρυφο και οριζόντιο άξονα αντίστοιχα.



Σχήμα 5.9: Μέση τιμή της αμαύρωσης S από προφίλ που λήφθηκαν κάθε 1.0 και 0.5 cm για όλη την ενεργή επιφάνεια του σαρωτή με την τεχνική της διέλευσης και αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας α) κατά τον κατακόρυφο και β) τον οριζόντιο άξονα.

Είναι σαφές ότι προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί η ανακρίβεια κατά τον προσδιορισμό των τιμών της αμαύρωσης S λόγω ανομοιόμορφης απόκρισης του συστήματος με τη χρήση της εξωτερικής πηγής, η τοποθέτηση των φιλμ στο υπόλοιπο της παρούσας μελέτης, περιορίστηκε στην κεντρική περιοχή του σαρωτή εγγράφων.





Σχήμα 5.10: Έλεγχος γεωμετρικής ακρίβειας σαρωτή μέσω σάρωσης με 300 dpi κλίμακας: α) κατά την κατεύθυνση σάρωσης και β) κάθετα σε αυτήν.

dpi	Μετρούμενα dpi κάθετα στη κατεύθυνση σάρωσης	% απόκλιση	Μετρούμενα dpi παράλληλα στη κατεύθυνση σάρωσης	% απόκλιση
75	76	1.3	77	2.7
100	103	3.0	100	0.0
150	148	-1.3	150	0.0
200	205	2.5	200	0.0
300	297	-1.0	300	0.0
600	610	1.7	605	0.8
1200	1205	0.4	1184	-1.3

Πίνακας 5.2: Γεωμετρική ακρίβεια σαρωτή κατά τη χρήση μεταβαλλόμενων dpi.

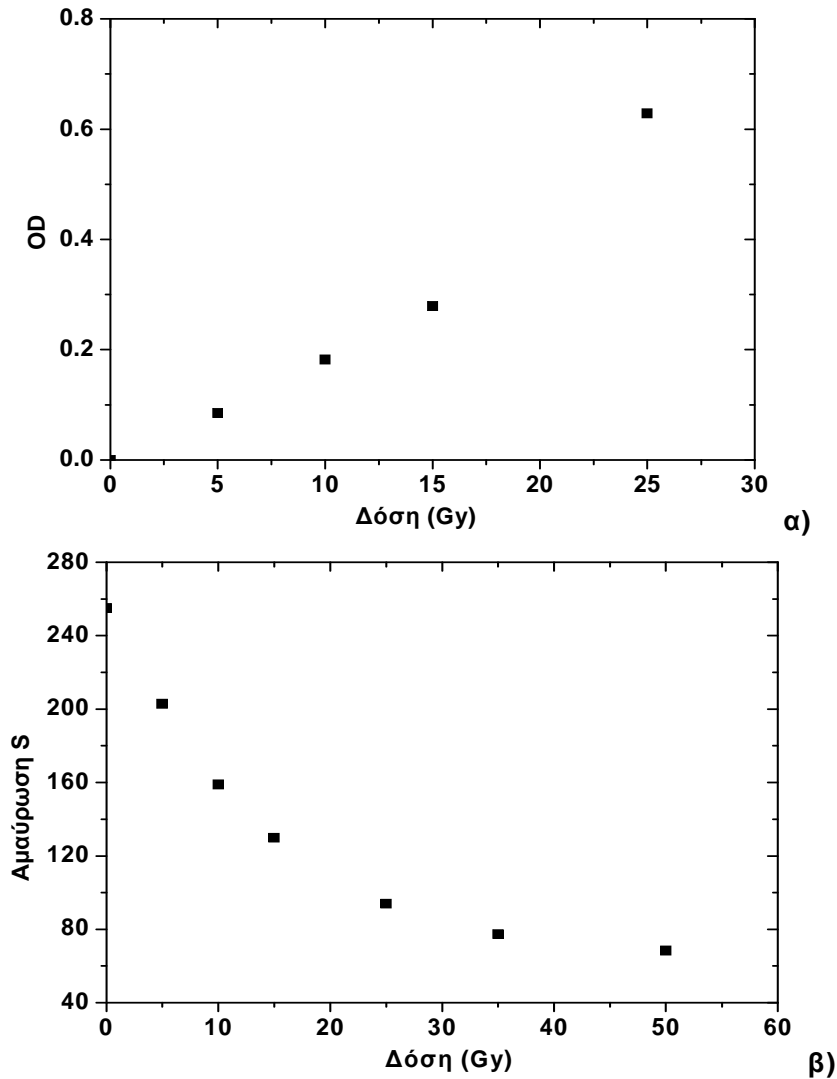
5.1.1.3 Μακρόχρονη επαναληψιμότητα

Η απόκριση του σαρωτή εγγράφων σε μη ακτινοβολημένα φιλμ με τη χρήση της τεχνικής της διέλευσης σε χρονικό διάστημα τριών ετών δίδεται γραφικά από το σχήμα 5.11.

5.1.2 Απόκριση των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου MD-55

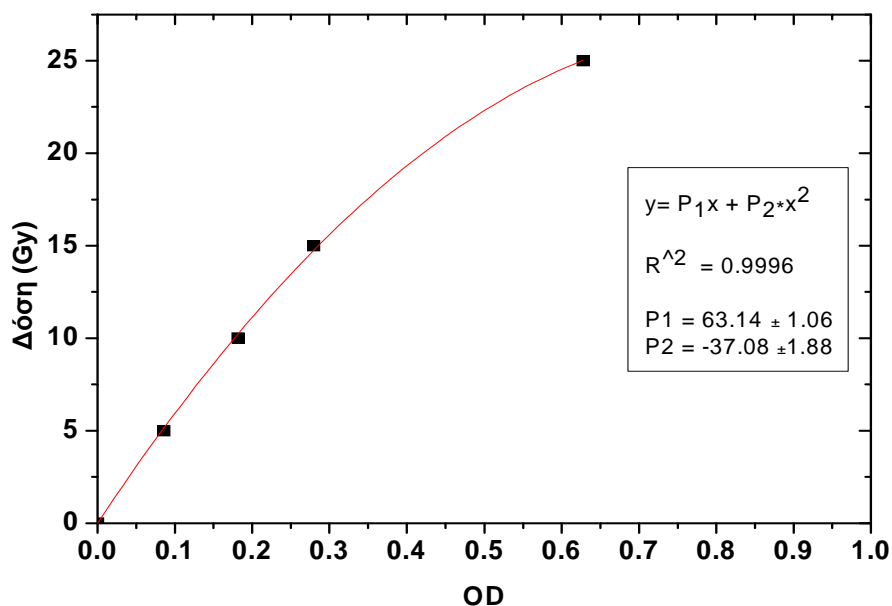
5.1.2.1 Εξάρτηση από την απορροφούμενη δόση

Στο σχήμα 5.12 α) παριστάνεται η εξάρτηση της OD ($OD = \log_{10}(S_0/S)$), που προσδιορίστηκε με την τεχνική της διέλευσης, με την απορροφούμενη δόση στο νερό στη μονάδα Co-60, ενώ στο σχήμα 5.12 β) η εξάρτηση της αμαύρωσης, S , που προσδιορίστηκε με την τεχνική της ανάκλασης από τη δόση στο νερό.

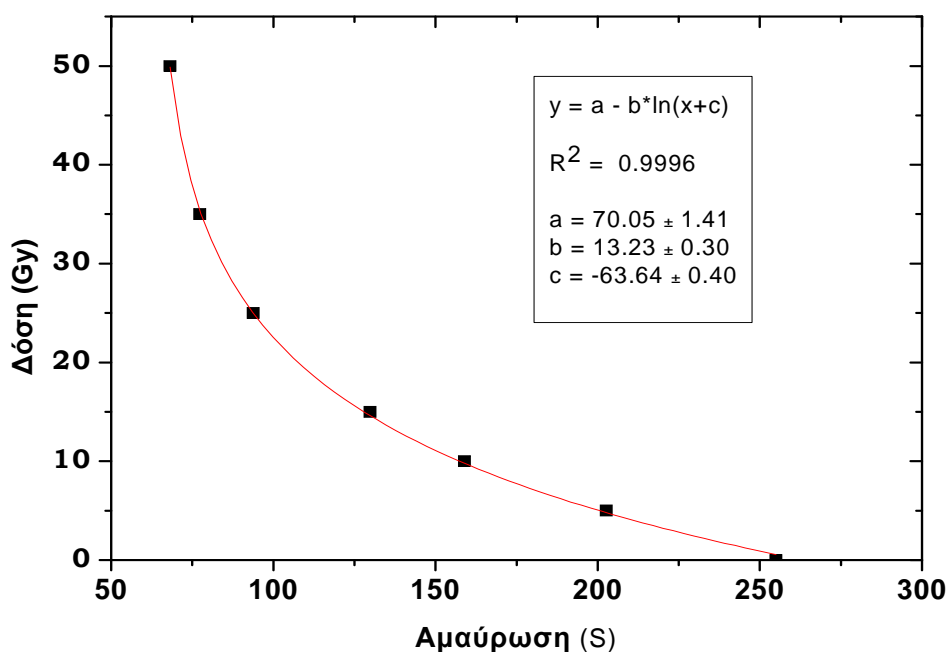


Σχήμα 5.12: Καμπύλες βαθμονόμησης των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 με την τεχνική της διέλευσης α) και την τεχνική της ανάκλασης β) αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.

Αναστρέφοντας τους άξονες προκύπτουν οι γραφικές παραστάσεις 5.13 και 5.14 που αντιστοιχούν στην κόκκινη συνιστώσα της εικόνας. Στα πειραματικά δεδομένα προσαρμόστηκε καμπύλη 2^{0u} βαθμού και λογαριθμική καμπύλη αντίστοιχα. Οι σχέσεις που προέκυψαν χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη.



Σχήμα 5.13: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την OD με την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.



Σχήμα 5.14: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την αμαύρωση S με την τεχνική της ανάκλασης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας.

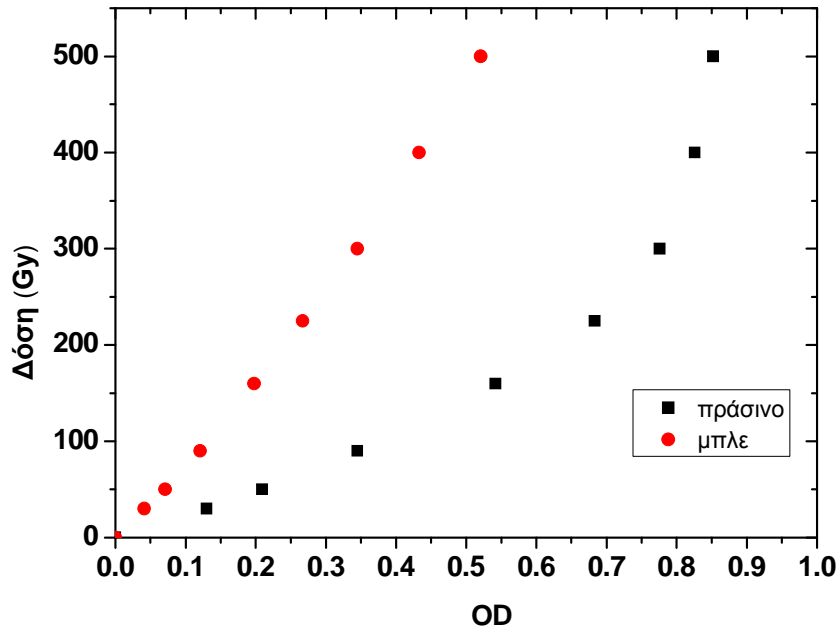
Επιπλέον στους πίνακες 5.2 και 5.3 συνοψίζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων των φιλμ τύπου MD-55 με τη χρήση των δύο τεχνικών μέτρησης και ανάλυσης της εικόνας στις τρεις χρωματικές συνιστώσες.

ΤΕΧΝΙΚΗ	ΔΟΣΗ	$S_{\text{κόκκινο}} \pm \text{sd}$ (sem)	$S_{\text{πράσινο}} \pm \text{sd}$ (sem)	$S_{\text{μπλε}} \pm \text{sd}$ (sem)
Διέλευση	0	204.52 ± 0.23 (0.10)	210.05 ± 0.20 (0.09)	209.79 ± 0.17 (0.08)
	30	0	155.87 ± 1.61 (0.72)	190.86 ± 0.76 (0.34)
	50	0	129.83 ± 0.61 (0.27)	178.17 ± 0.52 (0.23)
	90	0	94.93 ± 2.09 (0.94)	158.75 ± 1.46 (0.65)
	160	0	60.32 ± 0.84 (0.37)	133.11 ± 0.99 (0.44)
	225	0	43.63 ± 1.28 (0.57)	113.58 ± 1.79 (0.80)
	300	0	35.212 ± 0.54 (0.24)	94.76 ± 1.59 (0.71)
	400	0	31.36 ± 0.58 (0.26)	77.34 ± 1.07 (0.48)
	500	0	29.53 ± 0.91 (0.41)	63.25 ± 1.28 (0.57)

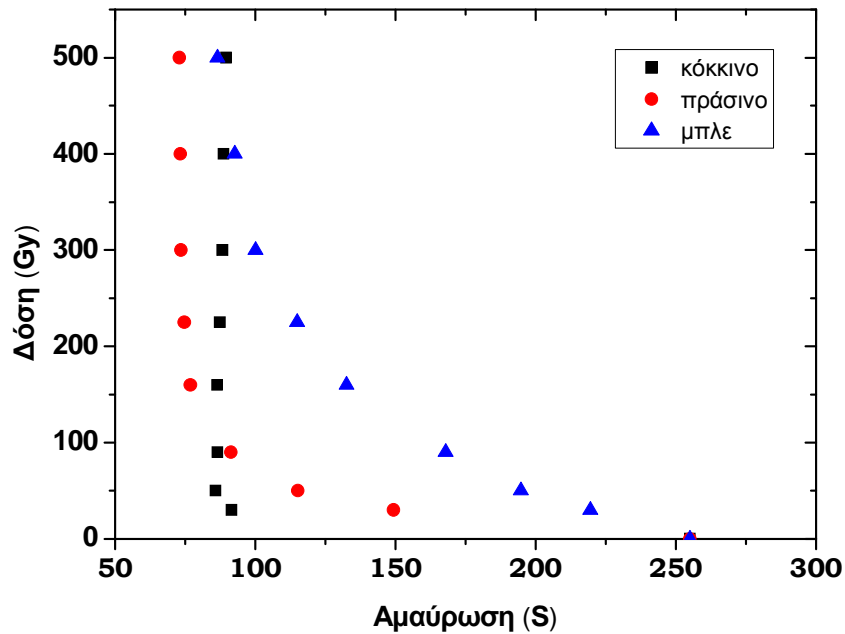
Πίνακας 5.3: Ανάλυση των τριών χρωματικών συνιστωσών της εικόνας με την τεχνική της διέλευσης.

ΤΕΧΝΙΚΗ	ΔΟΣΗ	$S_{\text{κόκκινο}} \pm \text{sd}$ (sem)	$S_{\text{πράσινο}} \pm \text{sd}$ (sem)	$S_{\text{μπλε}} \pm \text{sd}$ (sem)
Ανάκλασης	0	254.994 ± 0.010 (0.004)	254.990 ± 0.009 (0.004)	254.991 ± 0.007 (0.003)
	30	91.63 ± 2.10 (0.94)	149.36 ± 3.99 (1.78)	219.50 ± 3.40 (1.52)
	50	85.89 ± 1.25 (0.56)	115.26 ± 2.11 (0.94)	194.71 ± 2.23 (0.99)
	90	86.55 ± 0.48 (0.22)	91.31 ± 1.10 (0.49)	167.93 ± 2.34 (1.04)
	160	86.46 ± 0.87 (0.39)	76.93 ± 1.82 (0.816)	132.562 ± 2.16 (0.968)
	225	87.38 ± 0.39 (0.18)	74.70 ± 0.76 (0.34)	115.03 ± 1.50 (0.67)
	300	88.32 ± 0.56 (0.25)	73.554 ± 1.12 (0.50)	100.08 ± 1.87 (0.84)
	400	88.70 ± 1.44 (0.64)	73.282 ± 1.94 (0.87)	92.67 ± 3.27 (1.46)
	500	89.63 ± 1.26 (0.56)	72.93 ± 1.29 (0.58)	86.53 ± 1.02 (0.45)

Πίνακας 5.4: Ανάλυση των τριών χρωματικών συνιστωσών της εικόνας με την τεχνική της ανάκλασης.



Σχήμα 5.15: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την OD για την πράσινη και μπλε χρωματική συνιστώσα της εικόνας με την τεχνική της διέλευσης.



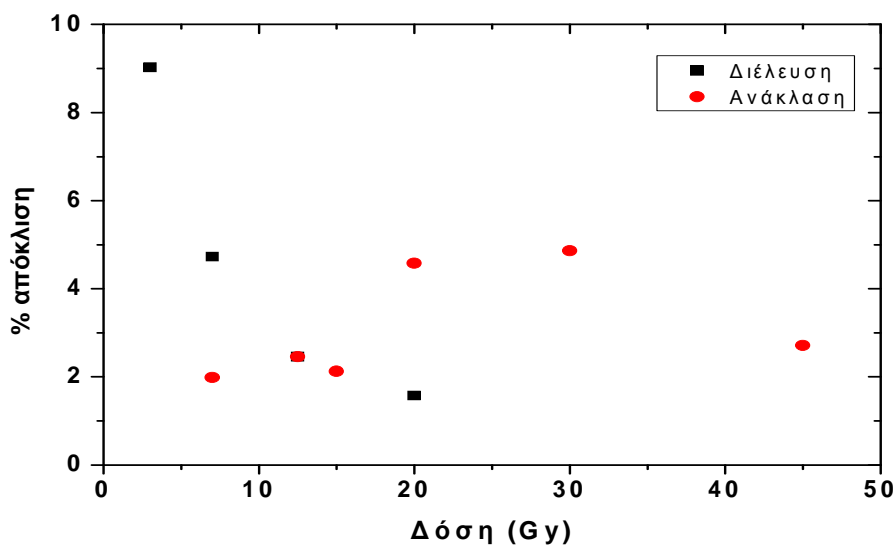
Σχήμα 5.16: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την αμαύρωση S για την κόκκινη, πράσινη και μπλε χρωματική συνιστώσα της εικόνας με την τεχνική της ανάκλασης.

Λαμβάνοντας υπόψη τα σχήματα 5.13, 5.14, 5.15 και 5.16 βρέθηκε το εύρος δόσεων στο οποίο μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα φιλμ MD-55 με τη χρήση των δύο μεθοδολογιών ανάγνωσής τους και αναλύοντας και τις τρεις χρωματικές συνιστώσες της ψηφιακής τους εικόνας. Η χρήση και των τριών χρωματικών συνιστωσών επιτρέπει την επέκταση της δυναμικής περιοχής μέτρησης.

ΤΕΧΝΙΚΗ	ΧΡΩΜΑΤΙΚΗ ΣΥΝΙΣΤΩΣΑ	ΣΧΕΣΗ	ΕΥΡΟΣ ΔΟΣΕΩΝ
Διέλευσης	Κόκκινη	$D = 63.14 \times OD + 37.08 \times OD^2$	0 - 25 Gy
	Πράσινη	$D = 159.4 \times OD + 280.4 \times OD^2$	0 - 300 Gy
	Μπλε	$D = 703.1 \times OD + 497.2 \times OD^2$	0 - 500 Gy
Ανάκλασης	Κόκκινη	$D = 70.05 - 13.23 \times \ln(S - 63.64)$	0 - 50 Gy
	Πράσινη	$D = 192.0 - 37.32 \times \ln(S - 74.58)$	0 - 160 Gy
	Μπλε	$D = 712.1 - 139.3 \times \ln(S - 82.08)$	0 - 500 Gy

Πίνακας 5.5: Επέκταση δυναμικής περιοχής μέτρησης ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55.

Στη γραφική παράσταση (σχήμα 5.17) απεικονίζεται η ποσοστιαία απόκλιση της μέσης τιμής της μετρούμενης δόσης 5 φιλμ από την ονομαστική τιμή δόσης με βάση τις καμπύλες βαθμονόμησης για κάθε τεχνική στην κόκκινη χρωματική συνιστώσα (σχήματα 5.13 και 5.14).

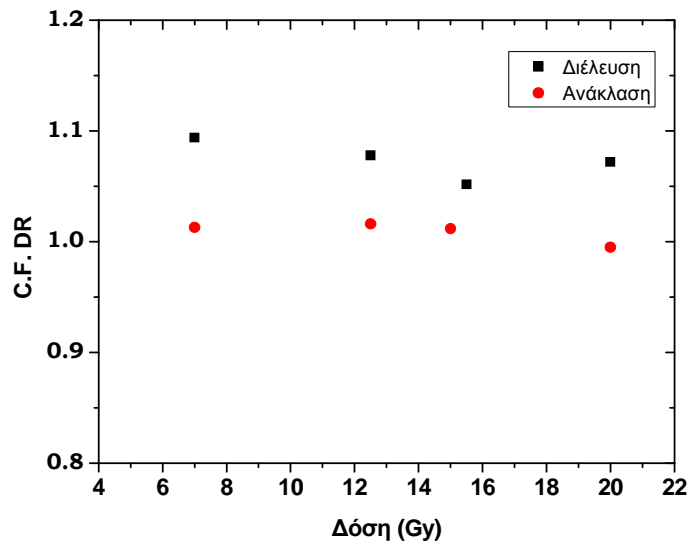


Σχήμα 5.17: Σύγκριση των δύο τεχνικών σάρωσης ως προς την επί της εκατό απόκλιση μεταξύ της μετρούμενης και της ονομαστικής τιμής δόσης σύμφωνα με τις σχέσεις.

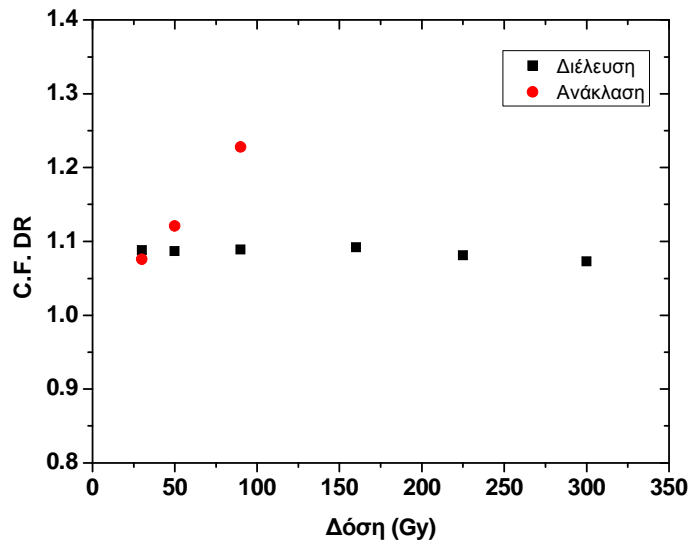
Άμεση απόρριξη των ανωτέρω και με σκοπό η σχετική ακρίβεια στον προσδιορισμό της εκάστοτε δόσης να είναι καλύτερη του 3% τα ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου MD-55 ακτινοβολήθηκαν στην παρούσα μελέτη σε δόσεις της τάξης των 10 με 15 Gy και η ανάλυση έγινε στην κόκκινη συνιστώσα.

5.1.2.2 Επίδραση του χρόνου μεταξύ ακτινοβόλησης και σάρωσης

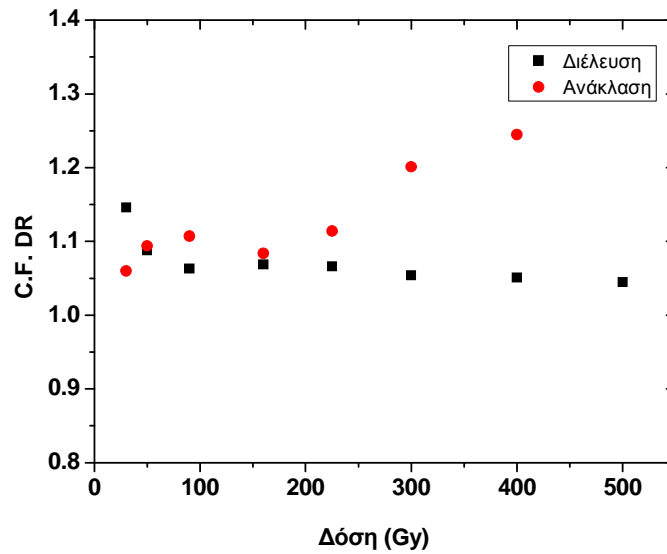
Στην παρούσα μελέτη ορίσθηκε ως παράγοντας καθυστερημένης μέτρησης (correction factor delayed reading), C.F.DR, ο λόγος της υπολογιζόμενης δόσης κατά την καθυστερημένη μέτρηση, προς τη δόση στις 4 ημέρες. Στα σχήματα 5.18, 5.19 και 5.20 δίνεται ο C.F.DR σε συνάρτηση με τη δόση για την κάθε χρωματική συνιστώσα της εικόνας στις δύο τεχνικές ανάγνωσης των φιλμ.



Σχήμα 5.18: Διορθωτικός παράγοντας για την καθυστερημένη μέτρηση της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.



Σχήμα 5.19: Διορθωτικός παράγοντας για την καθυστερημένη μέτρηση της πράσινης χρωματικής συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.

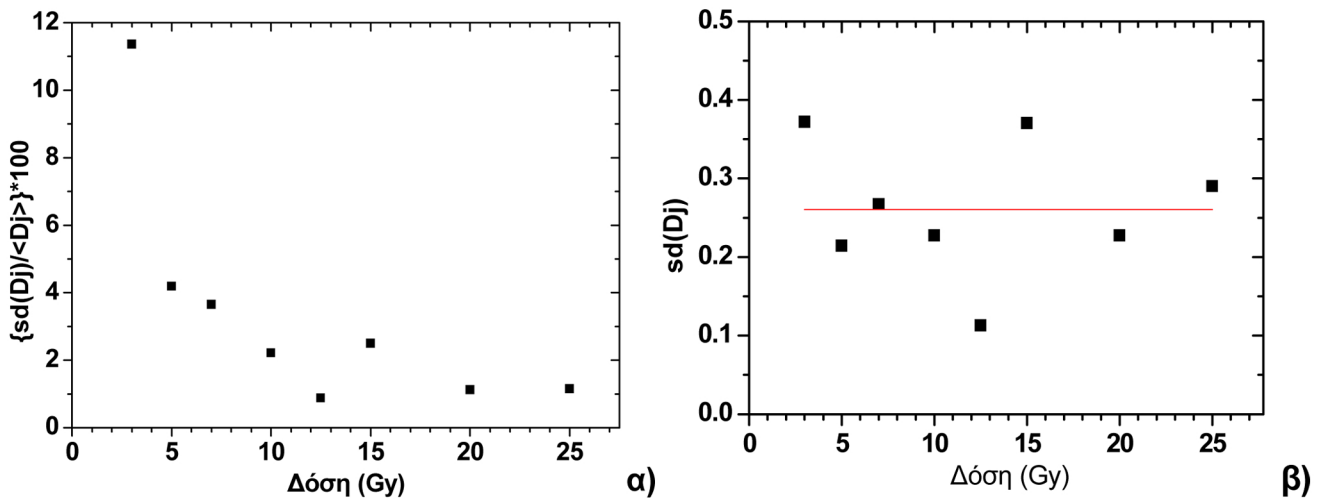


Σχήμα 5.20: Διορθωτικός παράγοντας για την καθυστερημένη μέτρηση της μπλε χρωματικής συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας.

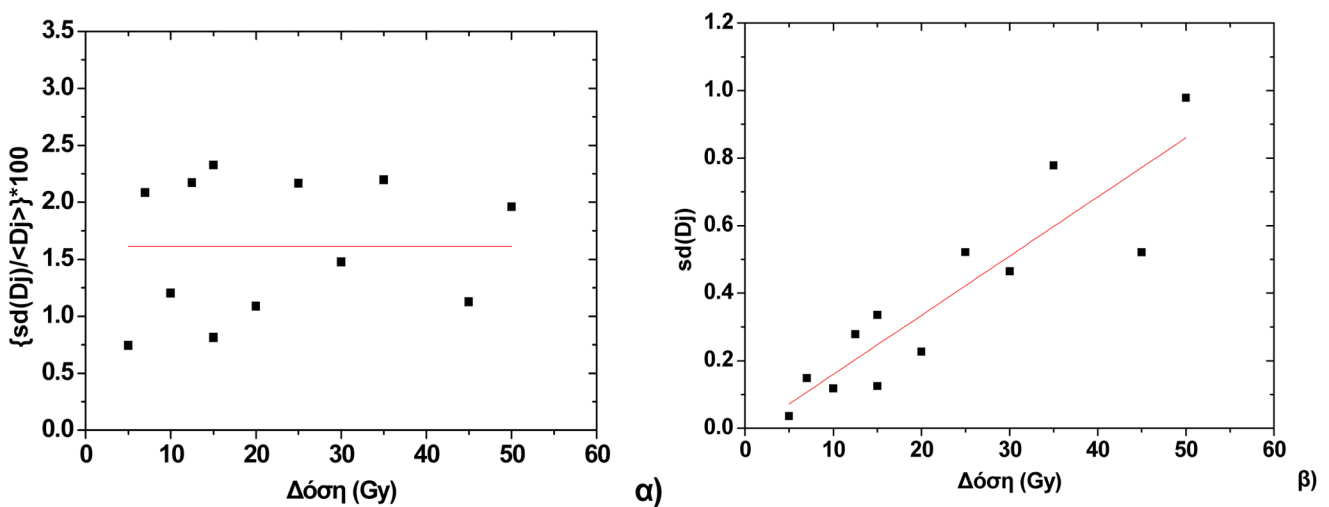
Ανεξάρτητα της τεχνικής σάρωσης που χρησιμοποιείται ο πολυμερισμός των φιλμ συνεχίζεται και μετά το πέρας των 4 ημερών, και απαιτείται η εφαρμογή διορθωτικών παραγόντων όταν το χρονικό διάστημα μεταξύ ακτινοβολήσης και μέτρησης είναι μεγάλο. Συγκεκριμένα, βρέθηκε αύξηση της μετρούμενης δόσης κατά ~ 7%, και στις τρεις χρωματικές συνιστώσες της ψηφιακής εικόνας με μικρή εξάρτηση από την απορροφούμενη δόση όταν εφαρμόζεται η τεχνική της διέλευσης με καθυστέρηση 30 ημερών μετά την ακτινοβολήσή φιλμ MD-55 και χρησιμοποιώντας τις σχέσεις που δίδονται στον Πίνακα 5.4 (Σχήμα 5.19). Αντίθετα, στην περίπτωση εφαρμογής της τεχνικής της ανάκλασης της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας, η αύξηση είναι πολύ μικρότερη, ~1% σε όλη τη δυναμική περιοχή που μελετήθηκε. Σε μεγάλες όμως δόσεις, όταν χρησιμοποιείται η πράσινη και μπλε συνιστώσα και τεχνική ανάκλασης βρέθηκε μεγάλη αύξηση, η οποία εξαρτάται από τη δόση, ως και 25% στην περιοχή δόσεων που μελετήθηκε.

5.1.2.3 Επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ

Η αξιοπιστία μετρήσεων δόσης σε διαφορετικά φιλμ εκφράσθηκε με τον συντελεστή μεταβλητότητας (CV) (σχήμα 5.20α) των τιμών της μετρούμενης δόσης με πέντε φιλμ που ακτινοβολήθηκαν ταυτόχρονα στην ίδια δόση καθώς και με την τυπική απόκλιση των τιμών (σχήμα 5.20β).



Σχήμα 5.21: Μεταβολή του συντελεστή μεταβλητότητας επί τοις εκατό (CV%) α) και της τυπικής απόκλισης $sd(D_i)$ β) σε συνάρτηση με τη δόση με την τεχνική της διέλευσης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας.



Σχήμα 5.22: Μεταβολή του συντελεστή μεταβλητότητας επί τοις εκατό (CV%) α) και της τυπικής απόκλισης $sd(D_i)$ β) σε συνάρτηση με τη δόση με την τεχνική της ανάκλασης αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της εικόνας.

Υπολογίσθηκε το όριο ανιχνευσιμότητας, θεωρώντας το ίσο με $3 \times sd(0)$, όπου $sd(0)$ η τυπική απόκλιση που αντιστοιχεί σε μηδενική δόση. Η ποσότητα $sd(0)$ προσδιορίστηκε στην περίπτωση ανάλυσης της κόκκινης συνιστώσας εικόνων που πάρθηκαν με την τεχνική της διέλευσης. Επίσης ορίσθηκε ως χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση, η δόση που αντιστοιχεί σε $10 \times sd(0)$. Κατά αντιστοιχία με τα ανωτέρω κατασκευάστηκε και το σχήμα 5.22 το οποίο αναφέρεται στην τεχνική της ανάκλασης.

Στην τεχνική της διέλευσης (σχήμα 5.21) βρέθηκε μείωση του συντελεστή μεταβλητότητας (CV) με αύξηση της δόσης στην περιοχή μικρών δόσεων με ενδείξεις σταθεροποίησης σε δόσεις τουλάχιστον 10 Gy (μέση τιμή ~1.6%). Αντίθετα, η τυπική απόκλιση, 0.27 Gy βρέθηκε πρακτικά σταθερή ανεξάρτητη της δόσης. Ως εκ τούτου υπολογίστηκε ότι η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση είναι (0.78 ± 0.09) Gy, και η χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση 2.60 ± 0.30 Gy.

Στην περίπτωση εφαρμογής της τεχνικής της ανάκλασης, βρέθηκε (σχήμα 5.22α) συντελεστής μεταβλητότητας, 1.6 %, πρακτικά ανεξάρτητος της δόσης στην περιοχή δόσεων που μελετήθηκε (5 – 50 Gy), με την τυπική απόκλιση να αυξάνεται γραμμικά με την απορροφούμενη δόση (σχήμα 5.22β) και να λαμβάνει μάλιστα αρνητική τιμή σε μηδενική δόση.

5.1.2.4 Σύγκριση της απόδοσης των τεχνικών σάρωσης

Στον πίνακα 5.6 συνοψίζονται τα αποτελέσματα των τιμών Sd και $|B|$ με τη χρήση της κάθε τεχνικής, ώστε να αξιολογηθεί η ακρίβεια μετρήσεων με τις δυο τεχνικές σάρωσης στην περιοχή δόσεων 2-20 Gy.

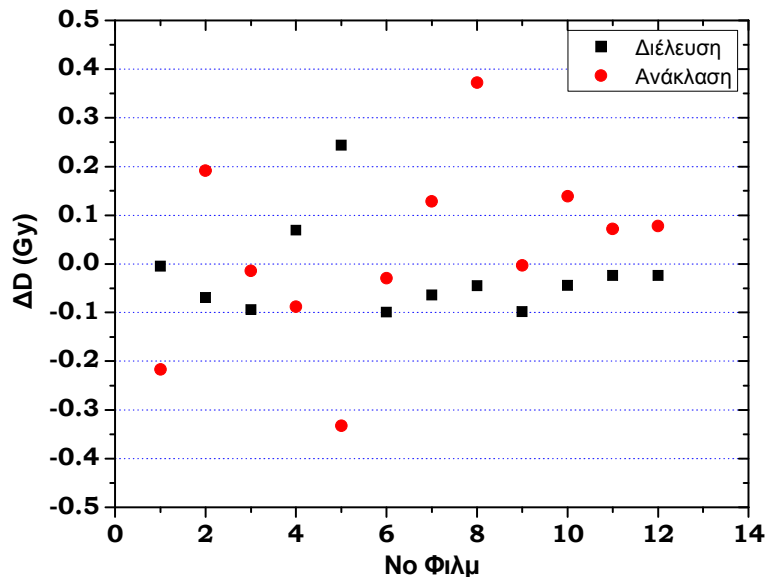
ΤΕΧΝΙΚΗ	ΔΟΣΗ (GY)	Μ.Τ. ΜΕΤΡ. ΔΟΣΗΣ (GY)	SD	$ B $
Διέλευση	1.5	1.61	0.05	0.04
	2	2.04	0.07	0.05
	3	3.23	0.04	0.03
	4	4.24	0.06	0.04
	7	7.33	0.24	0.17
	12.5	12.81	0.11	0.09
	20	20.31	0.23	0.16
	M.T. (2-20 Gy)		0.126	0.094
Ανάκλαση	1.5	1.29	0.10	0.08
	2	1.79	0.11	0.09
	3	2.89	0.12	0.09
	4	3.90	0.11	0.09
	7	7.14	0.15	0.11
	12.5	12.81	0.18	0.20
	15	15.32	0.12	0.10
	20	20.92	0.23	0.19
	M.T. (2-20 Gy)		0.146	0.125

Πίνακας 5.6: Αξιοπιστία στον προσδιορισμό της δόσης με την κάθε τεχνική και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.

Εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης και στην περιοχή δόσεων 2-20 Gy, η μέση τιμή του B και της Sd ήταν 0.094 και 0.126 Gy, αντίστοιχα, ενώ με εφαρμογή της τεχνικής της ανάκλασης στα 0.125 και 0.146 Gy. Ως εκ τούτου το κριτήριο απόδοσης των δυο τεχνικών ήταν παρόμοιο (0.22 Gy vs 0.27 Gy). Θα πρέπει πάντως να σημειωθεί ότι το εύρος της δυναμικής περιοχής δόσεων με χρήση της τεχνικής ανάκλασης είναι πολύ μεγαλύτερο αυτού της τεχνικής διέλευσης.

5.1.2.5 Επίδραση της πλευράς του φιλμ που σαρώνεται

Με τη βοήθεια των αντίστοιχων καμπυλών βαθμονόμησης με ανάλυση της κόκκινης συνιστώσας των εικόνων, οι τιμές αμαύρωσης S για τον κάθε προσανατολισμό του φιλμ κατά τη σάρωση αντιστοιχίστηκαν σε τιμές δόσης και υπολογίστηκε η διαφορά τους ($\Delta D = D_{\text{ορθή}} - D_{\text{ανεστραμμένη}}$). Στο σχήμα 5.23 παριστάνεται η διαφορά των δόσεων ΔD για κάθε φιλμ ξεχωριστά με τις δύο τεχνικές σάρωσης αναλύοντας την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.



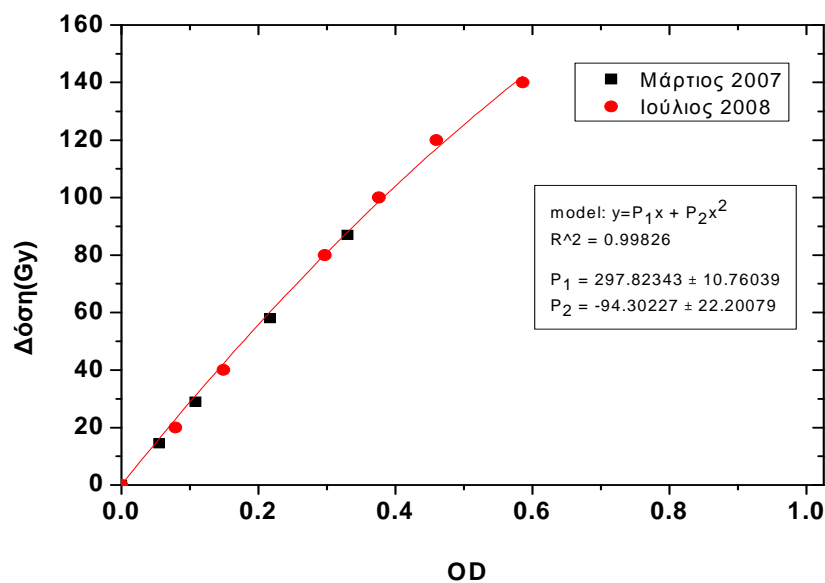
Σχήμα 5.23: Επίδραση στη μετρούμενη τιμή δόσης του προσανατολισμού των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 κατά την τοποθέτησή τους στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή.

Εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης βρέθηκε ότι το 83% των φιλμ παρουσιάζει μεγαλύτερες τιμές δόσης κατά την ανεστραμμένη τοποθέτησή του, οι οποίες όμως δεν ξεπερνούν τα ± 0.1 Gy, με εξαίρεση το φιλμ 5 στο οποίο βρέθηκε απόκλιση +0.25 Gy. Με την τεχνική της ανάκλασης βρέθηκαν μεγαλύτερες αποκλίσεις. Η μέγιστη διαφορά ανερχόταν στα 0.38 Gy στα δώδεκα φιλμ που μελετήθηκαν. Παρόλα αυτά δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών της αμαύρωσης S που ελήφθησαν για τις δύο όψεις των φιλμ MD-55, ορθή και ανεστραμμένη, με την τεχνική της διέλευσης ($p=0.44$, $n=12$) και της ανάκλασης ($p=0.63$, $n=12$).

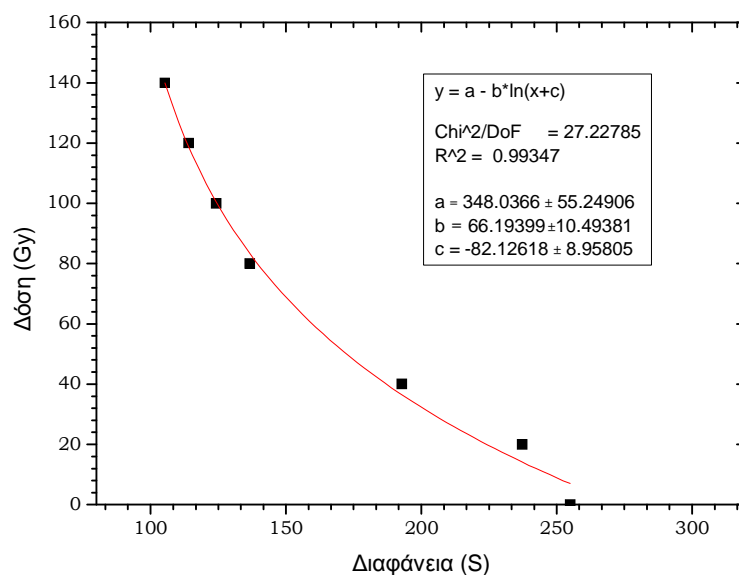
5.1.3 Απόκριση Ραδιοχρωμικών Φιλμ τύπου HD-810

5.1.3.1 Εξάρτηση από την απορροφούμενη δόση

Στα σχήματα 5.24 και 5.25 παριστάνεται η μεταβολή της δόση με την OD για τα ραδιοχρωμικά φιλμ HD-810 εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης και ανάκλασης αντίστοιχα και αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας. Η διαδικασία με την τεχνική της διέλευσης επαναλήφθηκε μετά από 16 μήνες (σχήμα 5.24). Βρέθηκε ότι η απόκριση του συστήματος (σαρωτής - ραδιοχρωμικά φιλμ HD-810) διατηρήθηκε σταθερή κατά τη διάρκεια του χρονικού διαστήματος των 16 μηνών.

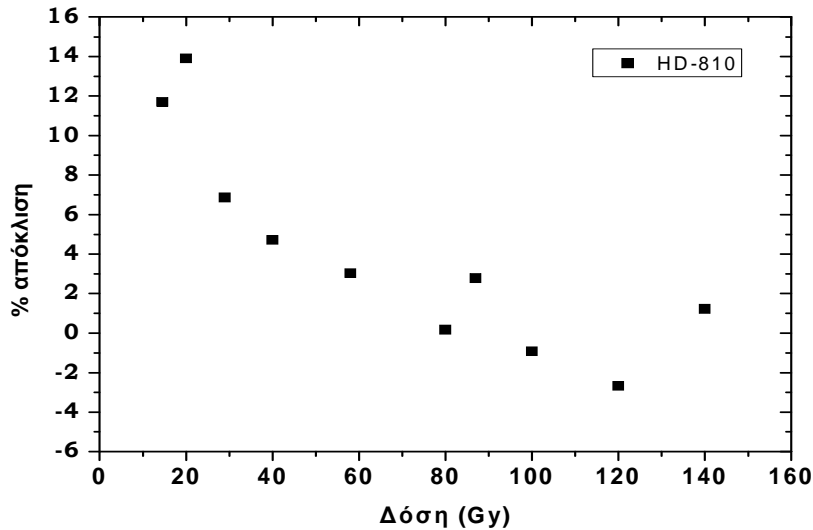


Σχήμα 5.24: Καμπύλη βαθμονόμησης ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 με την τεχνική της διέλευσης και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.



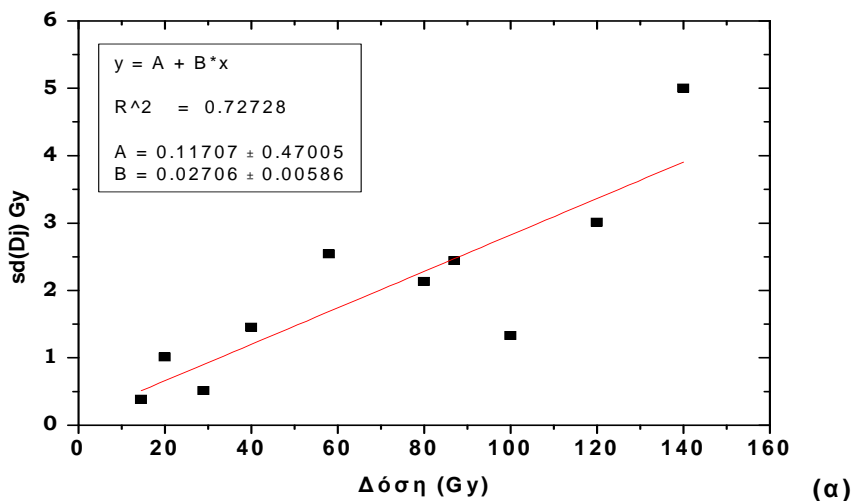
Σχήμα 5.25: Καμπύλη βαθμονόμησης ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 με την τεχνική της ανάκλασης και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.

Υπολογίσθηκε η ποσοστιαία απόκλιση μεταξύ της μέσης τιμής της μετρούμενης δόσης (4 και 5 φιλμ ανά δόση αντίστοιχα) και της ονομαστικής τιμής της δόσης (σχήμα 5.26), η τυπική απόκλιση $sd(D_i)$ για κάθε επίπεδο δόσης (D_i) και ο επί τοις εκατό συντελεστής μεταβλητότητας (CV%).

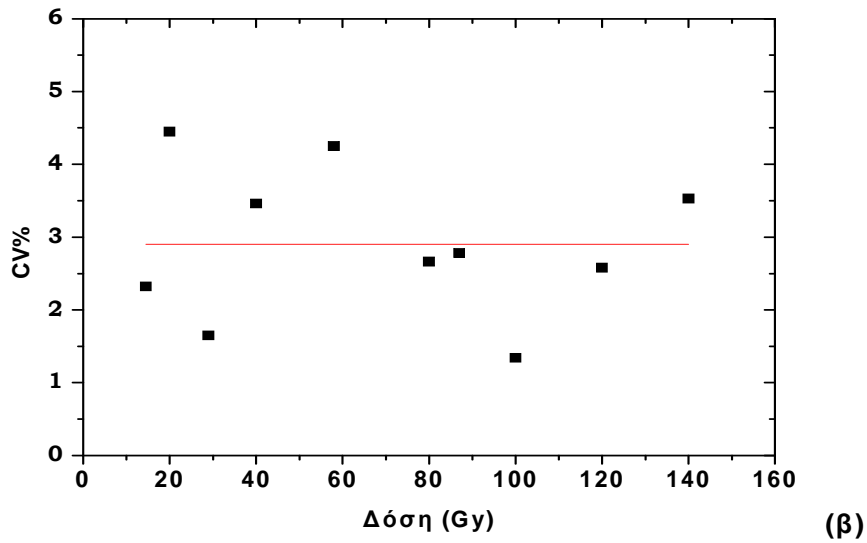


Σχήμα 5.26: Ποσοστιαία απόκλιση στην υπολογιζόμενη τιμή της δόσης κάνοντας χρήση την καμπύλη βαθμονόμησης των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 με την τεχνική της διέλευσης και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.

Βρέθηκε ότι η τυπική απόκλιση αυξάνεται γραμμικά με αύξηση της δόσης, όπως και στην περίπτωση σάρωσης φιλμ MD 55 με την τεχνική ανάκλασης με κλίση όμως που είναι μεγαλύτερη, 0.27 έναντι 0.16, ως εκ τούτου το σχετικό σφάλμα είναι ~2.9% έναντι ~1.7% στην περίπτωση των φιλμ μεγαλύτερης ευαισθησίας. Επιπλέον το σφάλμα της σταθερής ποσότητας, A, είναι τόσο μεγάλο, ώστε δεν αποκλείεται η εν λόγω ποσότητα να είναι μηδενική.

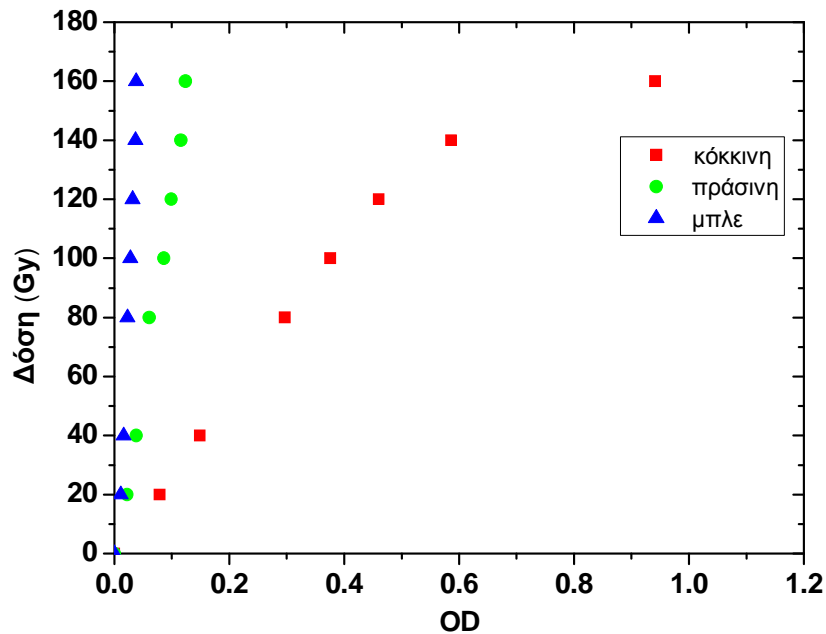


(α)

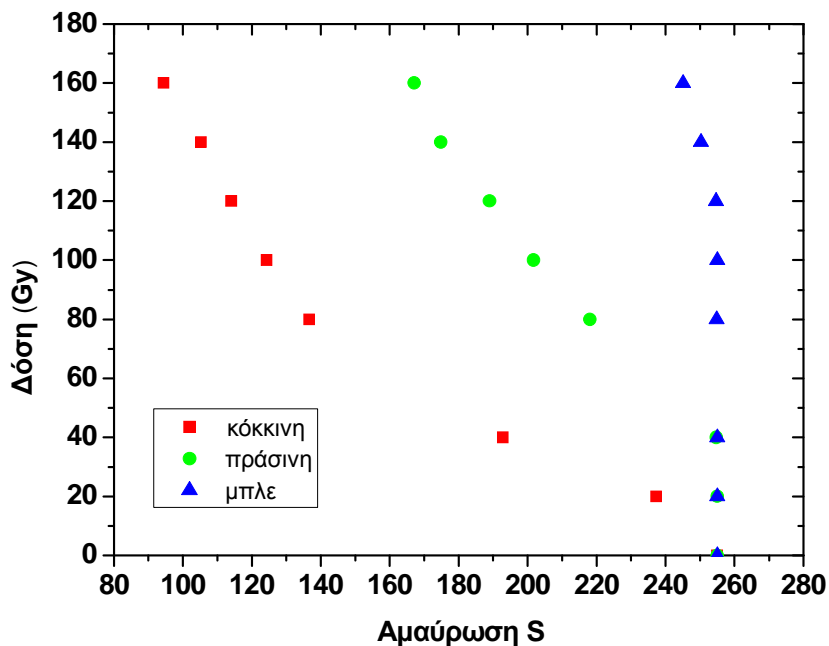


Σχήμα 5.27: Τυπική απόκλιση στο προσδιορισμό της δόσης σε συνάρτηση με τη δόση (α) και ποσοστιαία επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από φιλμ σε φιλμ με την χρήση της τεχνικής της διέλευσης και αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810.

Στα σχήματα 5.28 και 5.29 παριστάνεται η μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την οπτική πυκνότητα OD (τεχνική της διέλευσης) και την αμαύρωση S (τεχνική της ανάκλασης) της ψηφιακής εικόνας, η οποία αναλύθηκε στις τρεις χρωματικές της συνιστώσες και με τους δυο τρόπους σάρωσης.



Σχήμα 5.28: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την OD για τις τρεις χρωματικές συνιστώσες της ψηφιακής εικόνας των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης.



Σχήμα 5.29: Μεταβολή της δόσης σε συνάρτηση με την αμαύρωση S για τις τρεις χρωματικές συνιστώσες της ψηφιακής εικόνας των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 εφαρμόζοντας την τεχνική της ανάκλασης.

5.1.3.2 Σύγκριση της απόδοσης των τεχνικών σάρωσης

Στον πίνακα 5.7 συνοψίζονται τα αποτελέσματα των τιμών Sd και $|B|$ με τη χρήση της κάθε τεχνικής, ώστε να αξιολογηθεί η ακρίβεια μετρήσεων με τις δύο τεχνικές σάρωσης στην περιοχή δόσεων 40-140 Gy.

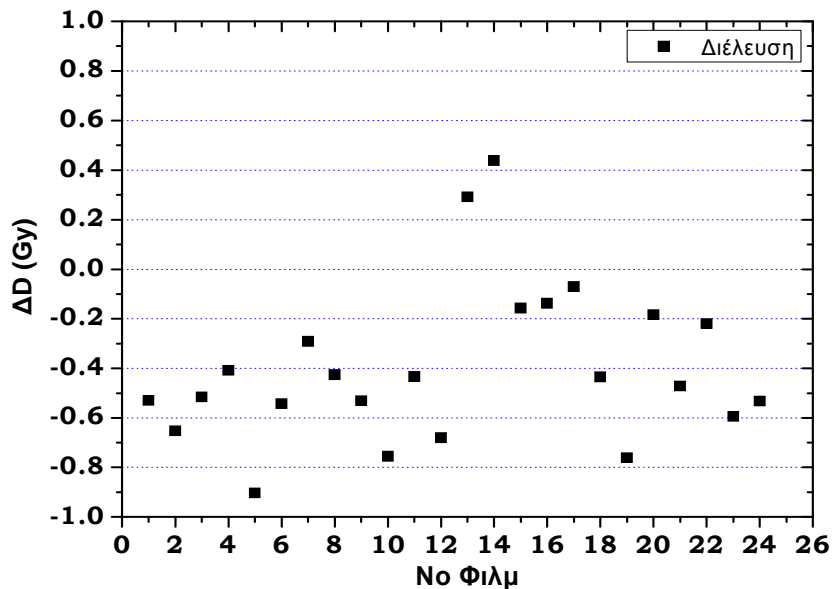
ΤΕΧΝΙΚΗ	ΔΟΣΗ (GY)	Μ.Τ. ΜΕΤΡ. ΔΟΣΗΣ (GY)	SD	$ B $
Διέλευση	20	22.86	0.98	0.92
	40	42.05	1.38	1.35
	80	80.12	2.13	1.54
	100	98.70	1.33	1.15
	120	117.03	3.01	2.57
	140	142.06	5.00	4.29
	Μ.Τ. (40-140 Gy)			2.57
Ανάκλαση	20	14.12	1.19	1.07
	40	36.46	1.11	0.96
	80	83.37	2.13	1.63
	100	100.39	1.91	1.83
	120	118.72	3.99	2.99
	140	139.96	4.03	3.49
	Μ.Τ. (40-140 Gy)			2.64

Πίνακας 5.7: Αξιοπιστία στον προσδιορισμό της δόσης με την κάθε τεχνική και την κόκκινη συνιστώσα της εικόνας.

Εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης στην περιοχή δόσεων 40-140 Gy, η μέση τιμή του B και της Sd ήταν 2.18 και 2.57 Gy, αντίστοιχα, ενώ με εφαρμογή της τεχνικής της ανάκλασης στα 2.18 και 2.64 Gy. Ως εκ τούτου το κριτήριο απόδοσης των δυο τεχνικών ήταν παρόμοιο (4.75 Gy vs 4.82 Gy).

5.1.3.3 Επίδραση της πλευράς του φιλμ που σαρώνεται

Τοποθετήθηκαν με τους δύο δυνατούς προσανατολισμούς στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή 24 φιλμ HD-810 που είχαν ακτινοβοληθεί σε διάφορες δόσης στη μονάδα τηλεθεραπείας ^{60}Co και μετρήθηκαν με την τεχνική της διέλευσης. Στο σχήμα 5.30 παριστάνεται η διαφορά των δόσεων που υπολογίσθηκε, ΔD , μεταξύ των δύο τρόπων τοποθέτησης-προσανατολισμού του εκάστοτε φιλμ στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή με την τεχνική της διέλευσης



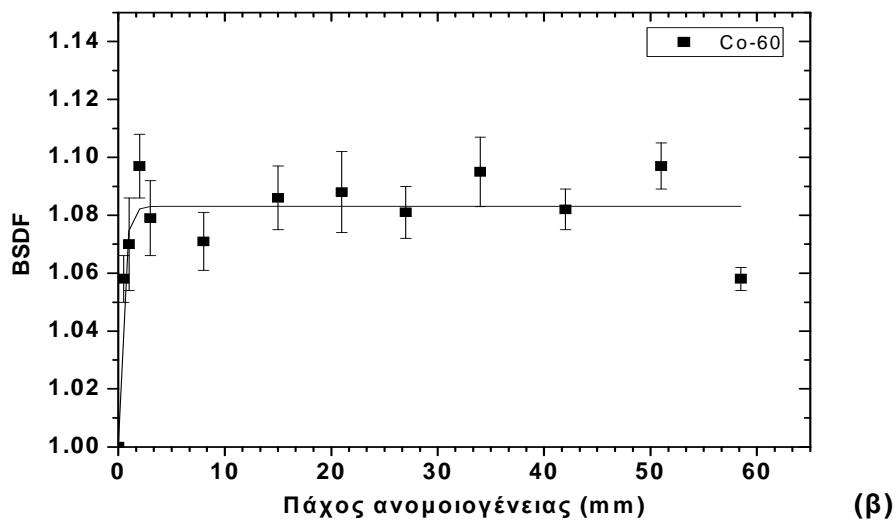
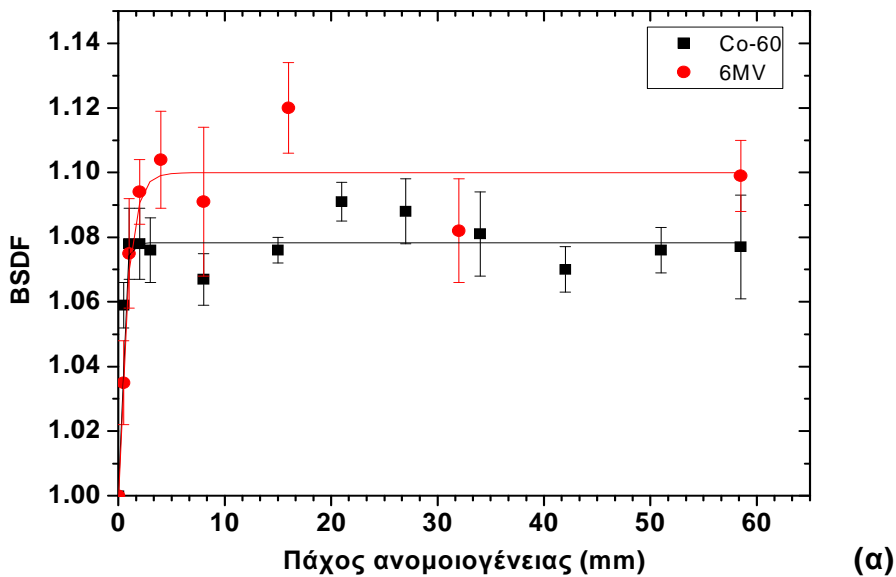
Σχήμα 5.30: Επίδραση στη μετρούμενη τιμή δόσης του προσανατολισμού των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810 κατά την τοποθέτησή τους στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή.

Βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών της αμαύρωσης S και κατ'επέκταση της υπολογιζόμενης δόσης για τον κάθε προσανατολισμό ($p < 0.0001$). Σύμφωνα με το σχήμα, διαπιστώνεται ότι η πλειονότητα των φιλμ τα οποία τοποθετήθηκαν ανεστραμμένα παρουσιάζουν μεγαλύτερες τιμές δόσης από ότι κατά την ορθή τοποθέτησή τους. Η μέγιστη διαφορά μεταξύ των δύο τιμών δόσεων αντιστοιχεί σε ~ 1 Gy μετά από ακτινοβολή τους σε δόση ~ 42 Gy.

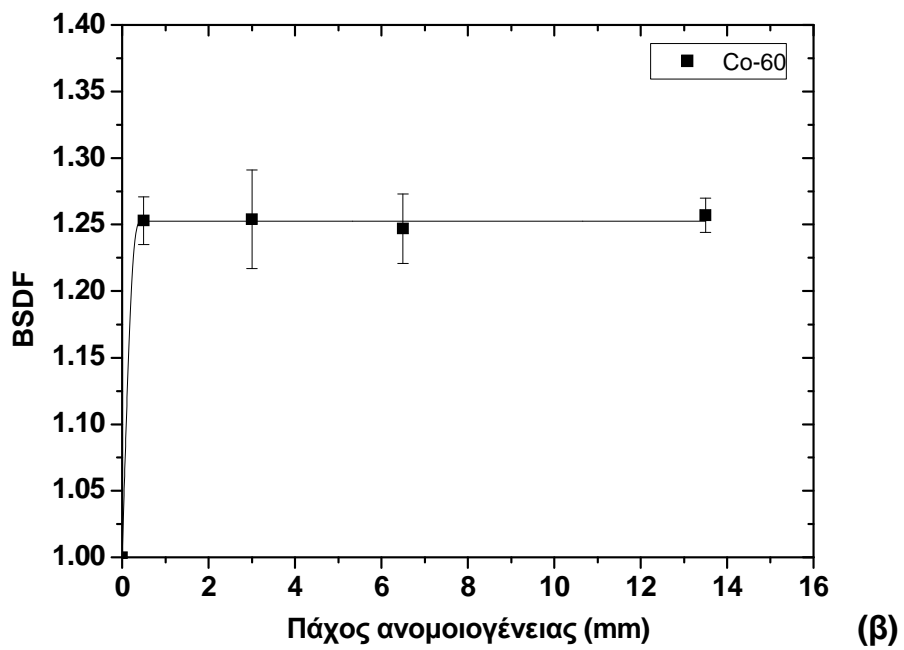
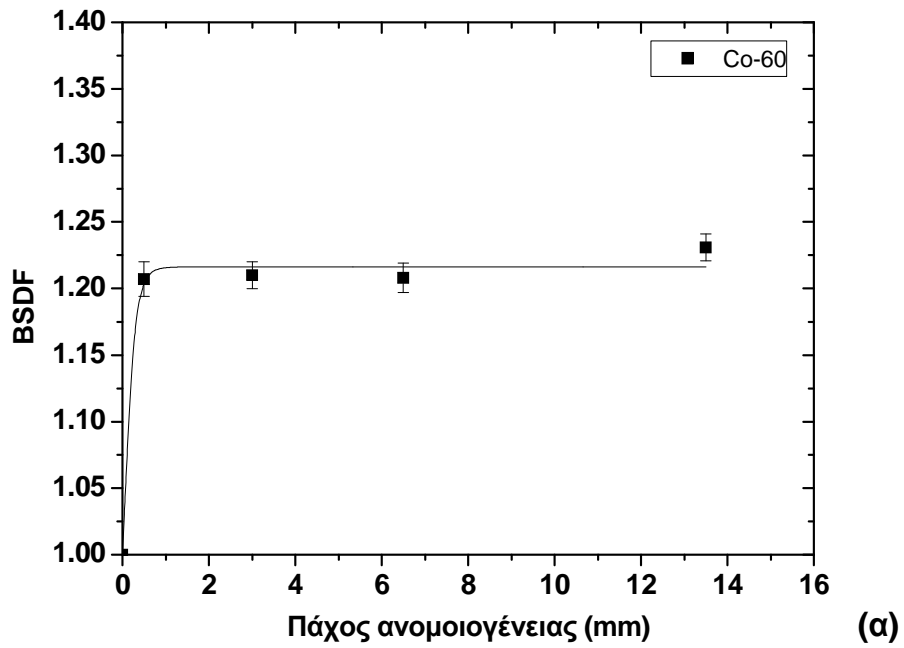
5.2 Δοσιμετρία διεπιφανειών

5.2.1 Εξάρτηση από το πάχος της ανομοιογένειας

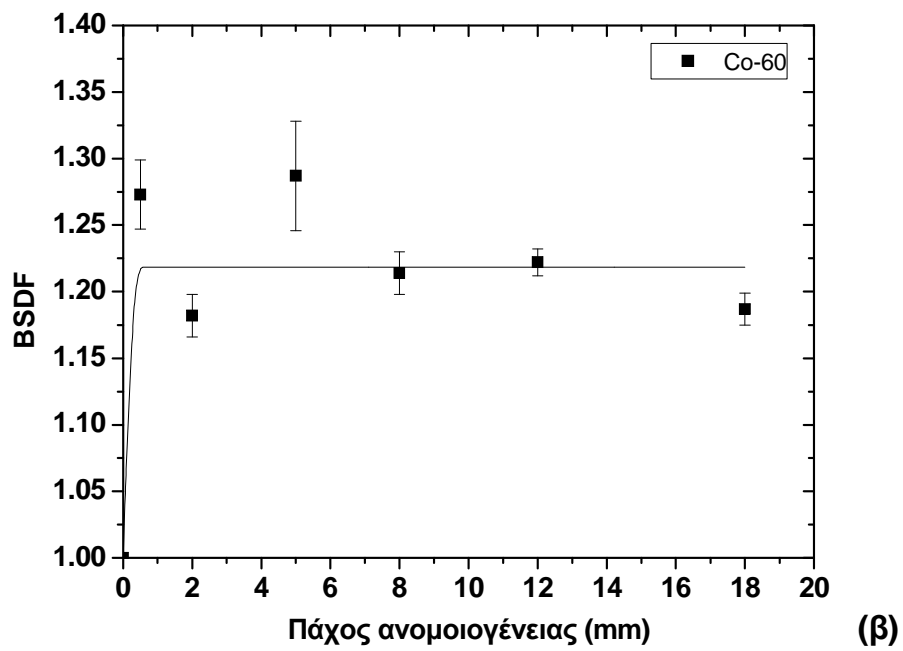
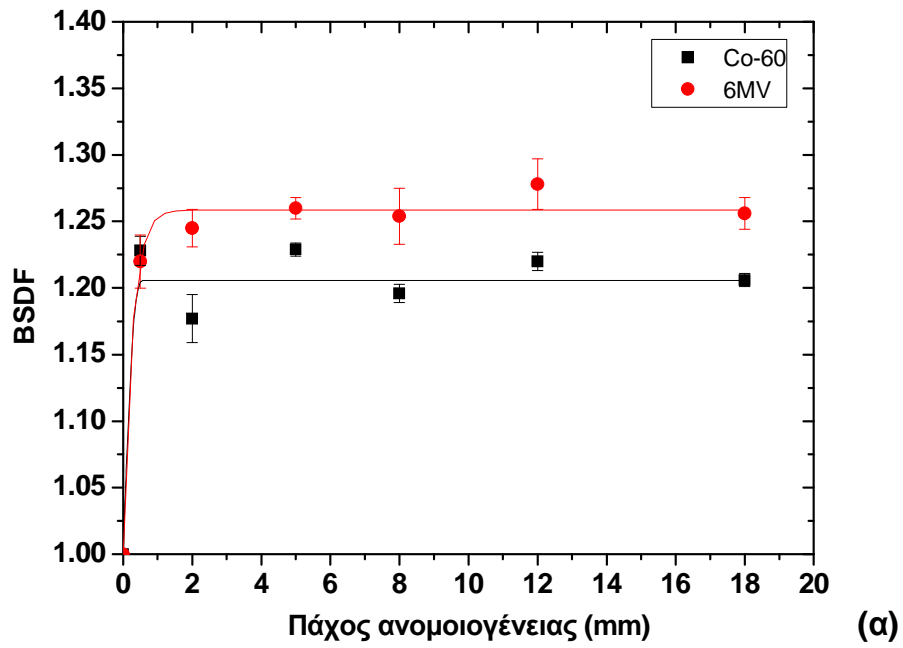
Στα σχήματα 5.31, 5.32, 5.33 και 5.34 παριστάνεται η μεταβολή του παράγοντα BSDF που ποσοτικοποιήθηκε με χρήση φιλμ τύπου MD55 σε συνάρτηση με το πάχος τεσσάρων ειδών ανομοιογένειας για δυο ενεργειακά φάσματα φωτονίων με την τεχνική της διέλευσης και ένα φάσμα με την τεχνική της ανάκλασης.



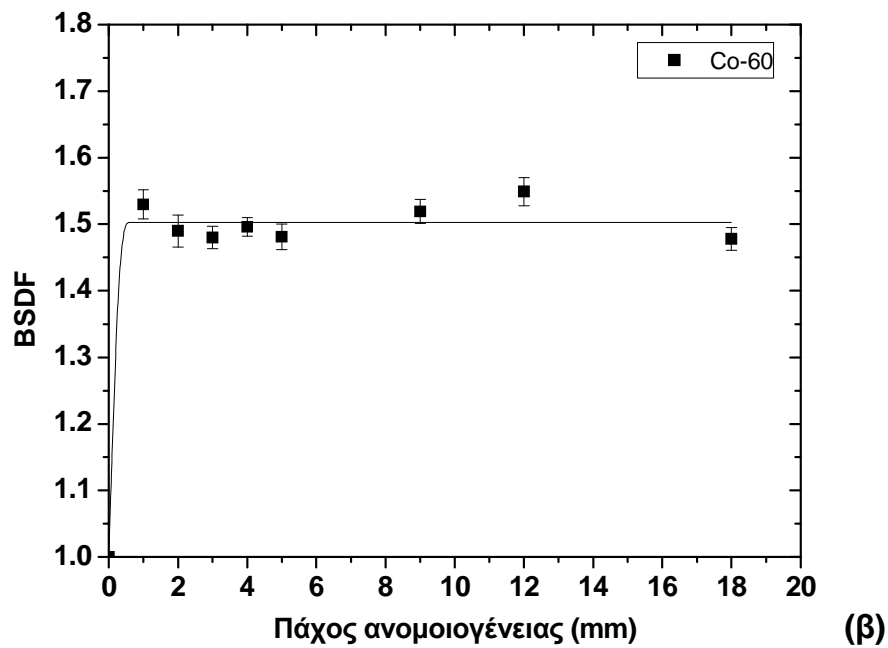
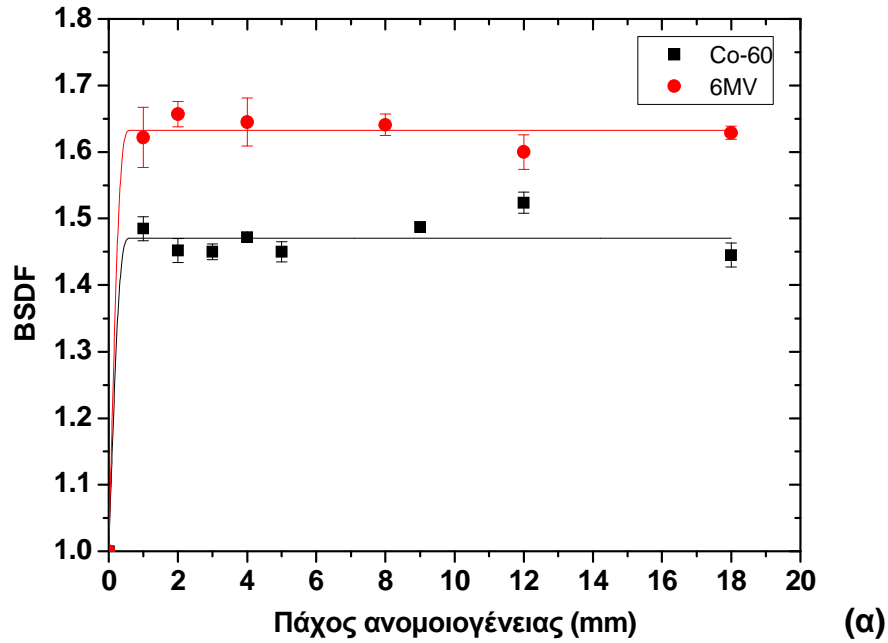
Σχήμα 5.31: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας αλουμινίου που προσδιορίσθηκε με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).



Σχήμα 5.32: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας ατσαλιού με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).

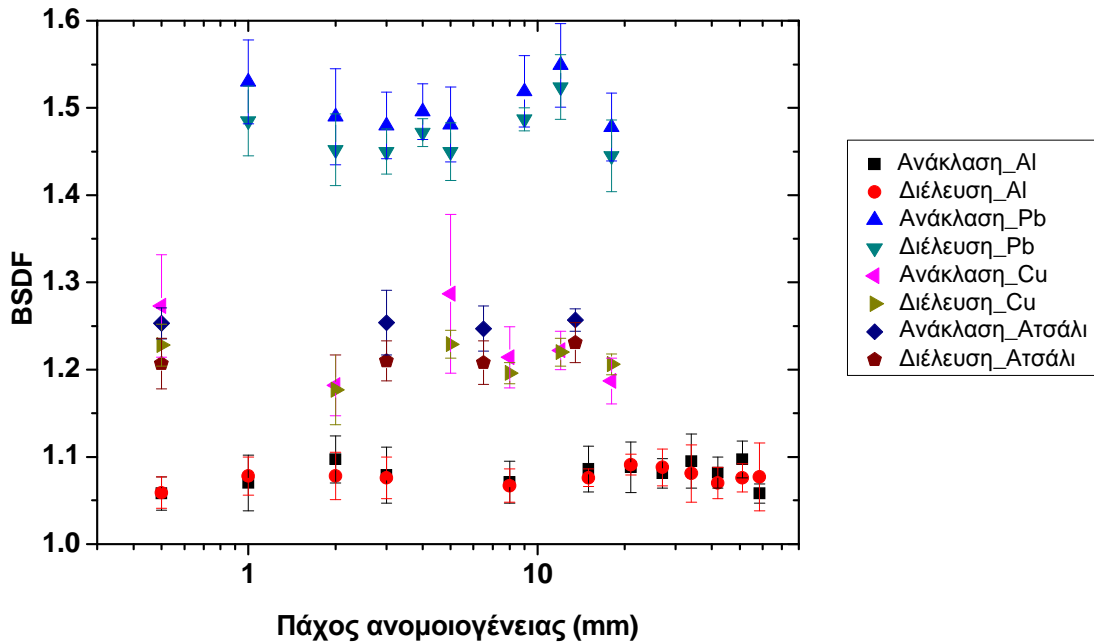


Σχήμα 5.33: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας χαλκού με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).



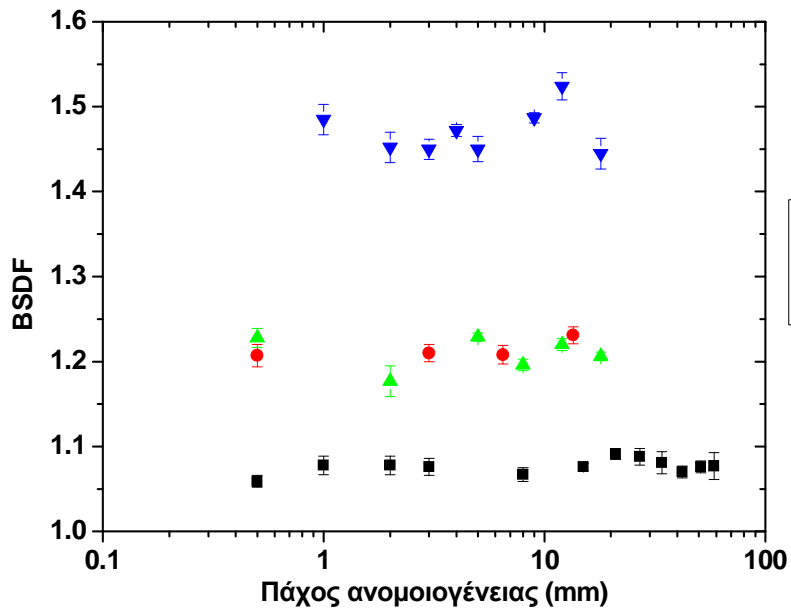
Σχήμα 5.34: Μεταβολή του παράγοντα BSGF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας μολύβδου με την τεχνική της διέλευσης (α) και την τεχνική της ανάκλασης (β).

Στο σχήμα 5.35 συνοψίζονται τα ευρήματα, και δίδεται η μεταβολή του παράγοντα BSGF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας εφαρμόζοντας τις δύο τεχνικές μέτρησης για ενέργεια Co-60 με χρήση λογαριθμικής κλίμακας στον άξονα του πάχους.

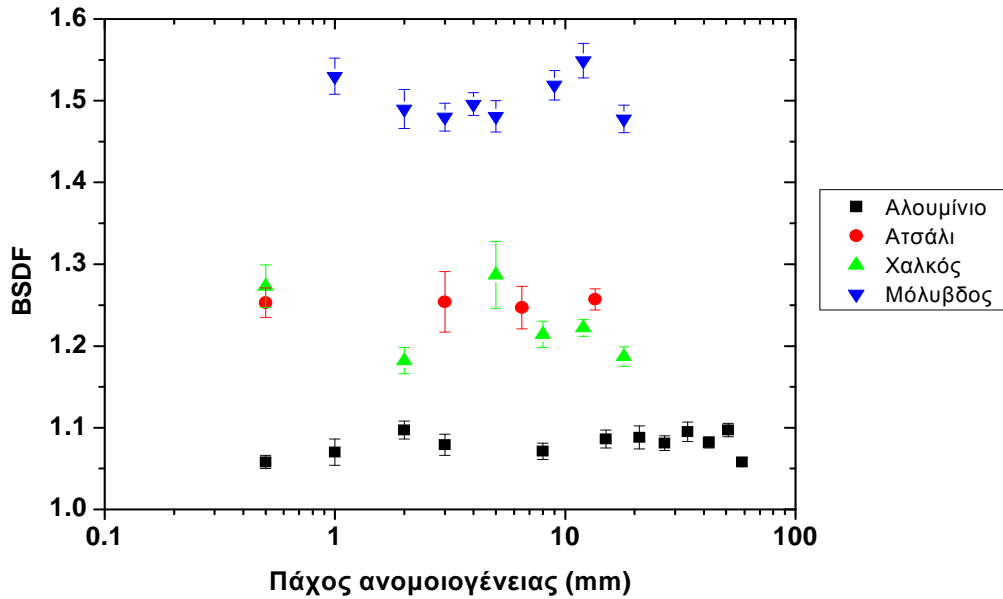


Σχήμα 5.35: Μεταβολή του παράγοντα BPDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας με τις δύο τεχνικές μέτρησης για ενέργεια φωτονίων από Co-60.

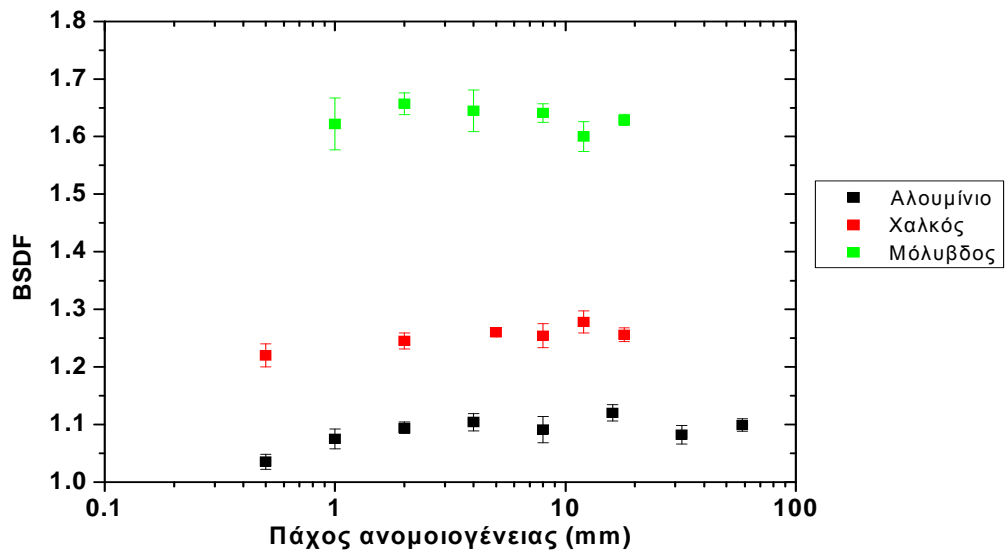
Στα σχήματα 5.36, 5.37 και 5.38 δίδεται η εξάρτηση του παράγοντα BPDF σε συνάρτηση με το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας.



Σχήμα 5.36: Μεταβολή του παράγοντα BPDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας για ενέργεια Co-60 και την τεχνική της διέλευσης.



Σχήμα 5.37: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας για ενέργεια Co-60 και την τεχνική της ανάκλασης.



Σχήμα 5.38: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας για ενέργεια 6 MV και την τεχνική της διέλευσης.

Τα πειραματικά δεδομένα του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας για τις δύο ενέργειες και τις δύο τεχνικές σάρωσης των φιλμ προσαρμόστηκαν με την σχέσεις της μορφής:

$$\text{BSDF}(t) = A - B \times \exp(-k \times t) \quad (\text{Σχέση 5.3})$$

όπου A , B και k είναι παράμετροι οι οποίοι εξαρτώνται από την ενέργεια των φωτονίων, το είδος της ανομοιογένειας και την τεχνική σάρωσης (πίνακας 5.8) ενώ t είναι το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας.

Ενέργεια	Τεχνική	Ανομοιογένεια	A	B	k	R ²
Co-60	Διέλευση	Αλουμίνιο	1.0782	0.0784	2.9894	0.9204
		Ατσάλι	1.2163	0.2163	6.2865	0.9912
		Χαλκός	1.2054	0.2052	6.3879	0.9337
		Μόλυβδος	1.4681	0.4679	3.6267	0.9713
	Ανάκλαση	Αλουμίνιο	1.0831	0.0831	2.2960	0.8239
		Ατσάλι	1.2527	0.2527	9.9379	0.9989
		Χαλκός	1.2183	0.2182	9.8332	0.8104
		Μόλυβδος	1.4938	0.4907	2.5722	0.9577
6 MV	Διέλευση	Αλουμίνιο	1.0999	0.1027	1.2104	0.9150
		Χαλκός	1.2587	0.2586	3.7916	0.9896
		Μόλυβδος	1.6341	0.6342	3.9325	0.9945

Πίνακας 5.8: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το πάχος της ανομοιογένειας

Ενέργεια	Τεχνική	Ανομοιογένεια	Πάχος (mm)	ρx (g/cm ²)	BSDF \pm sem (sd)
Co-60	Διέλευση	Αλουμίνιο	4.5	1.22	1.078 \pm 0.002 (0.007)
		Ατσάλι	1.5	1.17	1.214 \pm 0.006 (0.011)
		Χαλκός	1.5	1.34	1.210 \pm 0.008 (0.021)
		Μόλυβδος	1.0	1.14	1.471 \pm 0.010 (0.027)
	Ανάκλαση	Αλουμίνιο	4.5	1.22	1.083 \pm 0.004 (0.012)
		Ατσάλι	1.5	1.17	1.253 \pm 0.002 (0.004)
		Χαλκός	1.5	1.34	1.228 \pm 0.018 (0.044)
		Μόλυβδος	1.0	1.14	1.503 \pm 0.009 (0.026)
6 MV	Διέλευση	Αλουμίνιο	10	2.70	1.099 \pm 0.006 (0.015)
		Χαλκός	4.0	3.56	1.258 \pm 0.006 (0.012)
		Μόλυβδος	3.0	3.42	1.634 \pm 0.010 (0.022)

Πίνακας 5.9: Μέγιστες τιμές του παράγοντα BSDF σε απόσταση 0.22 mm από τη διεπιφάνεια και πάχη κορεσμού ανά ανομοιογένεια, τεχνική και χρησιμοποιούμενη ενέργεια.

Στον πίνακα 5.9 παρουσιάζονται τα πάχη κορεσμού και τα ειδικά πάχη κορεσμού για κάθε υλικό που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία κατά την ακτινοβόληση της ανομοιογένειας με ακτινοβολία-γ από πηγή ⁶⁰Co και δέσμη ακτινοβολίας-X 6 MV.

5.2.2 Εξάρτηση από το βάθος που τοποθετείται η ανομοιογένεια

Στον πίνακα 5.10 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του παράγοντα BSDF στην περίπτωσης ακτινοβολίας-γ από πηγή Co-60 σε δυο βάθη (d), στα οποία τοποθετείται η ανομοιογένεια μέσα στο ομοίωμα, σε απόσταση 0.22 mm (φιλμ τύπου MD-55) από τη διεπιφάνεια. Ειδικά στην περίπτωση χρήσης ανομοιογένειας Pb έγιναν επιπλέον μετρήσεις σε απόσταση ~4 μm από τη διεπιφάνεια (χρήση φιλμ

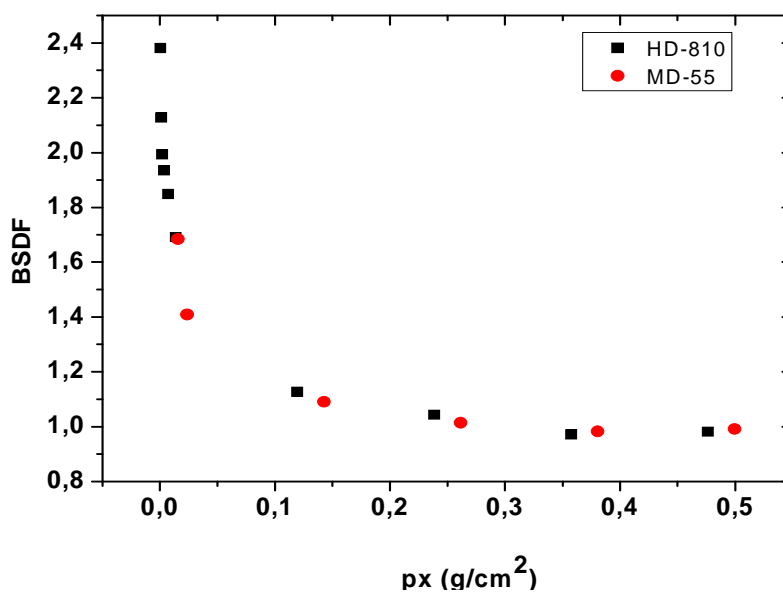
HD-810) και σε τρία βάθη 1.5, 5 και 8 cm. Σε όλες τις περιπτώσεις δεν βρέθηκε ουσιαστική εξάρτηση του παράγοντα οπισθοσκέδασης από το βάθος που τοποθετείται η ανομοιογένεια.

Ραδιοχρ. Φιλμ	Ανομοιογένεια	Βάθος (cm)	BPDF \pm sem (sd)
MD-55	Αλουμίνιο	1.5	1.078 \pm 0.002 (0.007)
		5	1.070 \pm 0.007 (0.015)
	Χαλκός	1.5	1.210 \pm 0.008 (0.021)
		5	1.218 \pm 0.015 (0.034)
	Μόλυβδος	1.5	1.471 \pm 0.010 (0.027)
		5	1.439 \pm 0.020 (0.044)
HD-810	Μόλυβδος	1.5	2.429 \pm 0.028 (0.056)
		5	2.380 \pm 0.048 (0.095)
		8	2.353 \pm 0.020 (0.040)

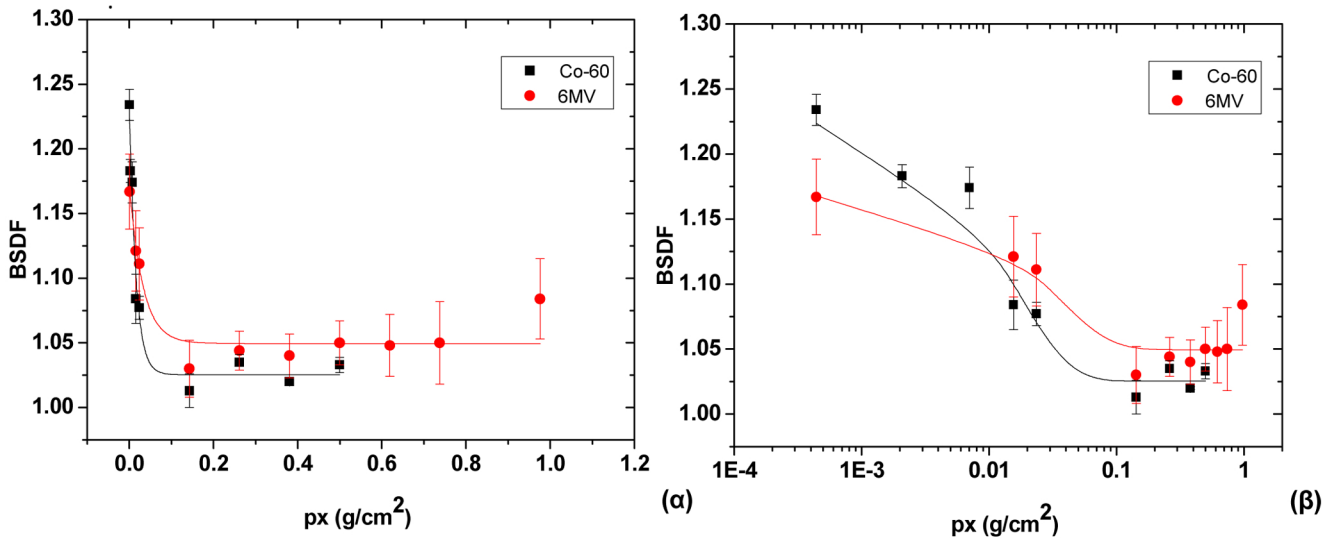
Πίνακας 5.10: Τιμές του παράγοντα BPDF για διαφορετικά βάθη που τοποθετείται η κάθε ανομοιογένεια μέσα στο ομοίωμα για ενέργεια Co-60 με τη χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 και HD-810.

5.2.3 Εξάρτηση από το σημείο μέτρησης

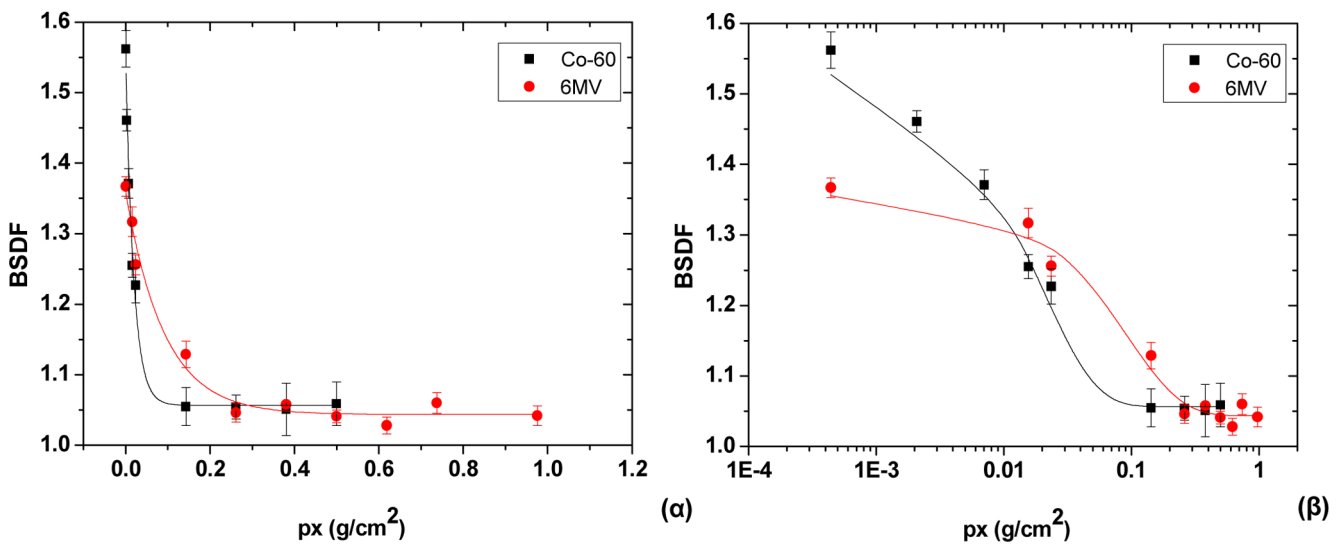
Στα σχήματα 5.39 και 5.40 δίδεται η μεταβολή του παράγοντα BPDF σε συνάρτηση με την απόσταση (x), η οποία εκφράζεται σε μονάδες επιφανειακής πυκνότητας (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας μολύβδου κάνοντας χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου HD-810 και MD-55 για φωτόνια από πηγή Co-60 και από επιταχυντή 6 MV (σχήμα 5.39).



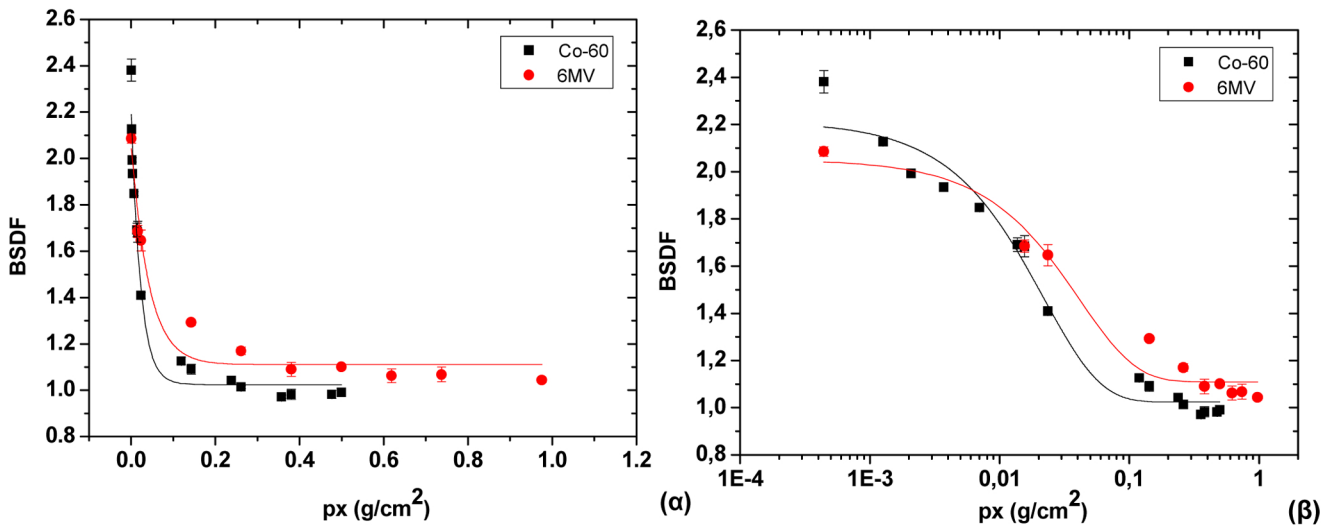
Σχήμα 5.39: Μεταβολή του παράγοντα BPDF του μολύβδου σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας για φωτόνια από πηγή Co-60 κάνοντας χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου HD-810 και MD-55.



Σχήμα 5.40: Μεταβολή του παράγοντα BPDF σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας αλουμινίου σε γραμμική κλίμακα (α) και σε ημιλογαριθμική κλίμακα (β) για φωτόνια από πηγή Co-60 και γραμμικό επιταχυντή 6 MV.



Σχήμα 5.41: Μεταβολή του παράγοντα BPDF σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας χαλκού σε γραμμική κλίμακα (α) και σε ημιλογαριθμική κλίμακα (β) για φωτόνια από πηγή Co-60 και γραμμικό επιταχυντή 6 MV.



Σχήμα 5.42: Μεταβολή του παράγοντα BSGF σε συνάρτηση με την επιφανειακή πυκνότητα (ρx), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της ανομοιογένειας μολύβδου σε γραμμική κλίμακα (α) και σε ημιλογαριθμική κλίμακα (β) για φωτόνια από πηγή Co-60 και γραμμικό επιταχυντή 6 MV.

Co-60		6 MV	
ρx	BSDF \pm sem (sd)	ρx	BSDF \pm sem (sd)
0.0004	1.234 \pm 0.012 (0.024)	0.0004	1.167 \pm 0.029 (0.058)
0.002	1.183 \pm 0.009 (0.018)	0.016	1.121 \pm 0.031 (0.062)
0.007	1.174 \pm 0.016 (0.032)	0.024	1.111 \pm 0.028 (0.056)
0.016	1.084 \pm 0.019 (0.038)	0.143	1.030 \pm 0.022 (0.044)
0.024	1.077 \pm 0.009 (0.018)	0.262	1.044 \pm 0.015 (0.030)
0.143	1.013 \pm 0.013 (0.026)	0.381	1.040 \pm 0.017 (0.034)
0.262	1.035 \pm 0.006 (0.012)	0.500	1.050 \pm 0.017 (0.034)
0.381	1.020 \pm 0.001 (0.002)	0.619	1.048 \pm 0.024 (0.048)
0.500	1.033 \pm 0.006 (0.012)	0.738	1.050 \pm 0.032 (0.064)
		0.976	1.084 \pm 0.031 (0.062)

Πίνακας 5.11: Τιμές του παράγοντα BSGF και της επιφανειακής πυκνότητας (ρx) για ανομοιογένεια αλουμινίου.

Co-60		6 MV	
ρx	BSDF \pm sem (sd)	ρx	BSDF \pm sem (sd)
0.0004	1.562 \pm 0.026 (0.052)	0.0004	1.367 \pm 0.014 (0.028)
0.002	1.461 \pm 0.015 (0.030)	0.016	1.317 \pm 0.021 (0.042)
0.007	1.371 \pm 0.021 (0.042)	0.024	1.256 \pm 0.014 (0.028)

0.016	1.255 ± 0.017 (0.034)	0.143	1.129 ± 0.019 (0.038)
0.024	1.227 ± 0.025 (0.050)	0.262	1.046 ± 0.013 (0.026)
0.143	1.055 ± 0.027 (0.054)	0.381	1.058 ± 0.003 (0.006)
0.262	1.054 ± 0.017 (0.034)	0.500	1.041 ± 0.009 (0.018)
0.381	1.051 ± 0.037 (0.074)	0.619	1.028 ± 0.012 (0.024)
0.500	1.059 ± 0.031 (0.062)	0.738	1.060 ± 0.015 (0.030)
		0.976	1.042 ± 0.014 (0.028)

Πίνακας 5.12: Τιμές του παράγοντα BSDF και της επιφανειακής πυκνότητας (ρ_x) για ανομοιογένεια χαλκού.

Co-60		6 MV	
ρ_x	BSDF ± sem (sd)	ρ_x	BSDF ± sem (sd)
0.0004	2.381 ± 0.048 (0.096)	0.0004	2.086 ± 0.020 (0.040)
0.001	2.127 ± 0.006 (0.012)	0.016	1.685 ± 0.026 (0.052)
0.002	1.993 ± 0.009 (0.018)	0.024	1.646 ± 0.045 (0.090)
0.004	1.935 ± 0.017 (0.034)	0.143	1.292 ± 0.012 (0.024)
0.007	1.848 ± 0.009 (0.018)	0.262	1.170 ± 0.016 (0.032)
0.014	1.691 ± 0.029 (0.058)	0.381	1.090 ± 0.031 (0.062)
0.016	1.684 ± 0.045 (0.090)	0.500	1.101 ± 0.012 (0.024)
0.024	1.409 ± 0.013 (0.026)	0.619	1.062 ± 0.030 (0.060)
0.119	1.126 ± 0.016 (0.032)	0.738	1.068 ± 0.032 (0.064)
0.143	1.090 ± 0.021 (0.042)	0.976	1.044 ± 0.011 (0.022)
0.238	1.043 ± 0.004 (0.008)		
0.262	1.013 ± 0.006 (0.012)		
0.357	0.971 ± 0.008 (0.016)		
0.381	0.982 ± 0.022 (0.044)		
0.476	0.981 ± 0.018 (0.036)		
0.500	0.991 ± 0.008 (0.016)		

Πίνακας 5.13: Τιμές του παράγοντα BSDF και της επιφανειακής πυκνότητας (ρ_x) για ανομοιογένεια μολύβδου.

Τα πειραματικά δεδομένα των σχημάτων 5.40, 5.41 και 5.42 προσαρμόστηκαν με τη σχέση:

$$\text{BSDF}(\rho_x) = A + B \times \exp[C \times (\rho_x)] \quad (\text{Σχέση 5.4})$$

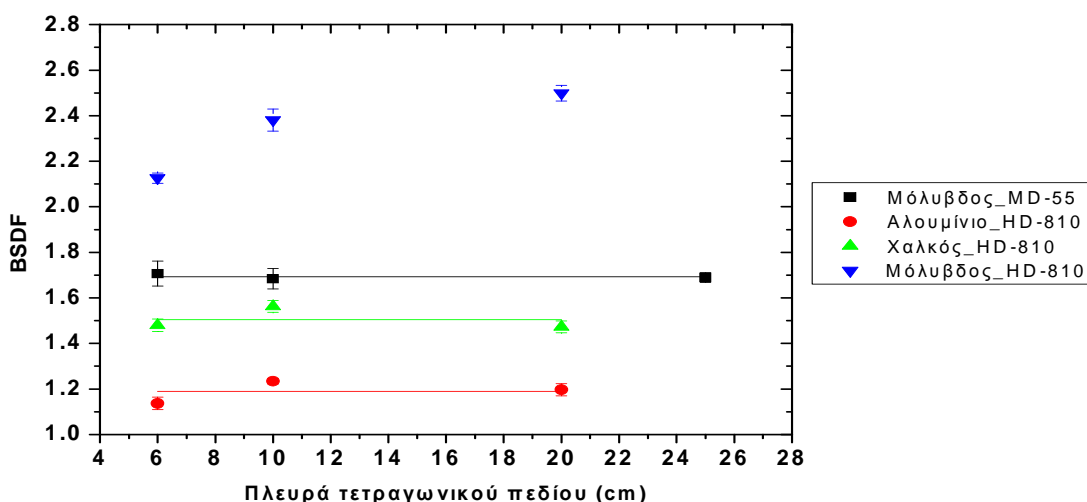
όπου A, B και C είναι παράμετροι οι οποίοι εξαρτώνται από την ενέργεια των φωτονίων και την υπό μελέτη ανομοιογένεια (πίνακας 5.14). Η αυξημένη απόλυτη τιμή του συντελεστή C πιθανώς να σχετίζεται με τον μειωμένο σκεδασμό των ηλεκτρονίων σε υλικά σχετικά μικρού ατομικού αριθμού, όπως το αλουμίνιο.

Ενέργεια	Ανομοιογένεια	A	B	C	R ²	A+B
Co-60	Αλουμίνιο	1.0254 (± 0.0079)	0.204 (± 0.015)	-64.7 (± 11.7)	0.971	1.229 (± 0.023)
	Χαλκός	1.057 (± 0.012)	0.482 (± 0.022)	-52.8 (± 6.2)	0.989	1.539 (± 0.034)
	Μόλυβδος	1.024 (± 0.029)	1.190 (± 0.057)	-45.4 (± 6.3)	0.975	2.214 (± 0.086)
6 MV	Αλουμίνιο	1.0495 (± 0.0061)	0.120 (± 0.017)	-31.6 (± 11.8)	0.902	1.170 (± 0.023)
	Χαλκός	1.0434 (± 0.0084)	0.313 (± 0.015)	-11.00 (± 1.97)	0.984	1.356 (± 0.023)
	Μόλυβδος	1.110 (± 0.030)	0.942 (± 0.081)	-24.02 (± 6.39)	0.963	2.052 (± 0.111)

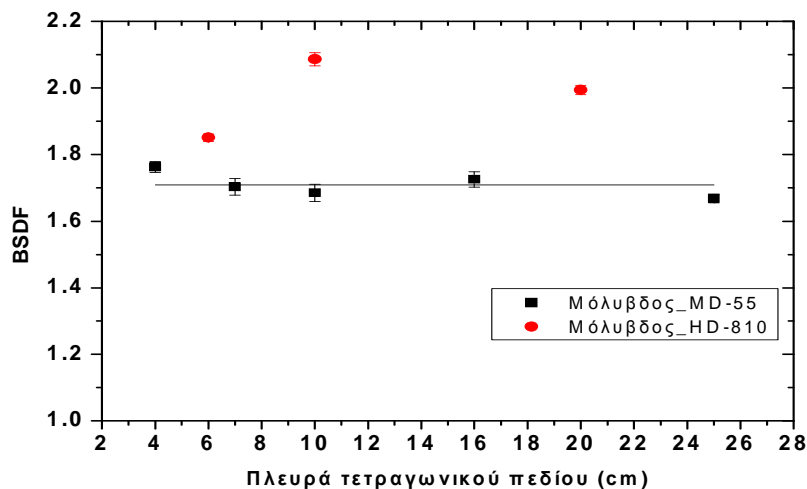
Πίνακας 5.14: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την επιφανειακή πυκνότητα (ρ_x), μεταξύ του σημείου μέτρησης και της εκάστοτε ανομοιογένειας για ενέργεια Co-60 και 6MV.

5.2.4 Εξάρτηση από τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας

Η μεταβολή του παράγοντα BSDF με τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας μελετήθηκε με χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ σε απόσταση ~ 4 και 120 μm από διεπιφάνεια μετά από ακτινοβόληση με πηγή Co-60 και φωτόνια 6 MV (Σχήματα 5.43 και 5.44 αντίστοιχα). Εξάρτηση βρέθηκε μόνο στην περίπτωση ανομοιογένειας μόλυβδου σε μικρή απόσταση από την ανομοιογένεια.

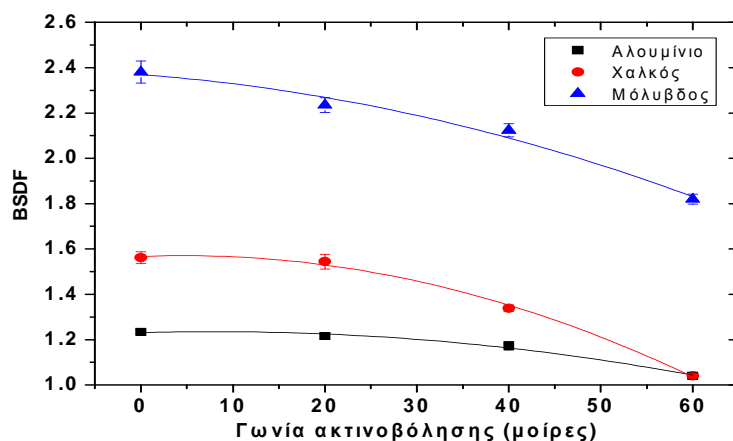


Σχήμα 5.43: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας για φωτόνια από πηγή Co-60 σε απόσταση 0.12 και 0.004 mm χρησιμοποιώντας τα ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 και HD-810 αντίστοιχα.



Σχήμα 5.44: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας για φωτόνια από γραμμικό επιταχυντή 6MV σε απόσταση 0.12 και 0.004 mm χρησιμοποιώντας τα ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 και HD-810 αντίστοιχα.

5.2.5 Εξάρτηση από τη γωνία ακτινοβολήσης



Σχήμα 5.45: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας για ενέργεια Co-60 σε απόσταση ~ 4 μm (HD-810) από την εκάστοτε ανομοιογένεια.

Βρέθηκε ότι ο παράγοντας BSDF μετρημένος σε απόσταση ~ 4 μm από τη διεπιφάνεια μειώνεται στην περίπτωση μη κάθετης πρόσπτωσης της δέσμης των φωτονίων στην ανομοιογένεια. Η εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την γωνία ακτινοβολήσης εκφρασμένη σε μοίρες (σχήμα 5.45) αποδίδεται με τη σχέση:

$$\text{BSDF}(\theta) = A + B \times \theta + C \times \theta^2 \quad (\text{Σχέση 5.5})$$

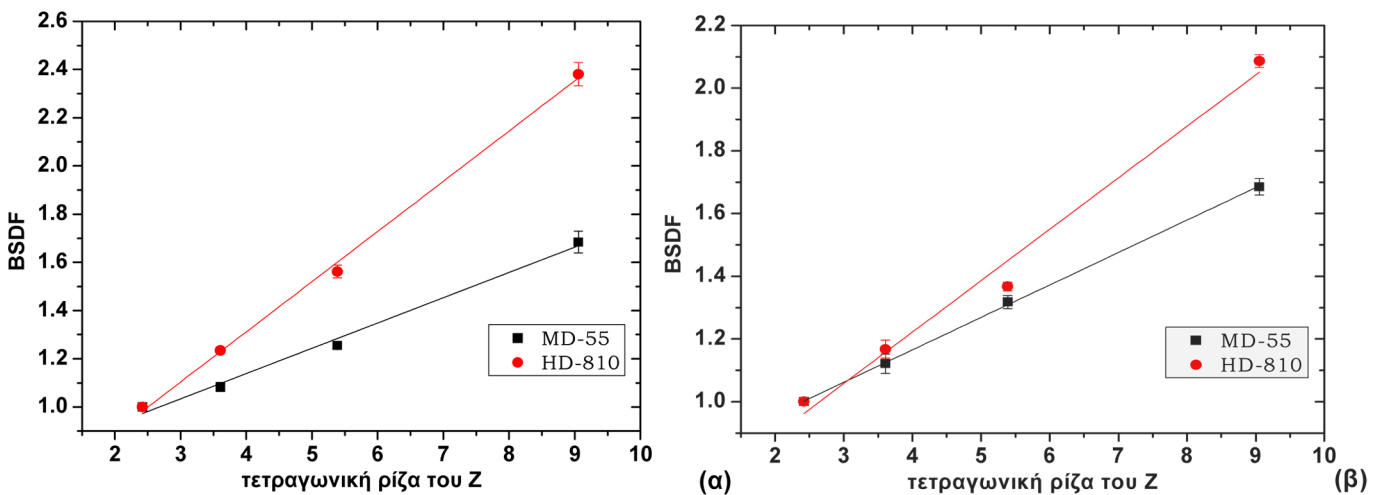
όπου A, B και C είναι παράμετροι οι οποίοι εξαρτώνται την υπό μελέτη ανομοιογένεια και οι τιμές τους συνοψίζονται στον πίνακα 5.14.

Ενέργεια	Ανομοιογένεια	A	B	C	R ²
Co-60	Αλουμίνιο	1.231 (± 0.015)	0.0012 (± 0.0012)	- 0.00007 (± 0.00002)	0.9899
	Χαλκός	1.567 (± 0.021)	0.0016 (± 0.0017)	- 0.00017 (± 0.00003)	0.9974
	Μόλυβδος	2.370 (± 0.050)	- 0.0030 (± 0.0040)	- 0.00010 (± 0.00006)	0.9847

Πίνακας 5.15: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από τη γωνία ακτινοβολίας (θ) για ενέργεια Co-60 κάνοντας χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ HD-810.

5.2.6 Εξάρτηση από την ατομική σύσταση της ανομοιογένειας

Στο σχήμα 5.46 παριστάνεται η εξάρτηση του παράγοντα BSDF φωτονίων από πηγή μονάδα Co-60 και επιταχυντή 6 MV από την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού της κάθε ανομοιογένειας και σε απόσταση 120 και 4 μm από τη διεπιφάνεια.



Σχήμα 5.46: Μεταβολή του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού της ανομοιογένειας φωτονίων από πηγή Co-60 (α) και 6 MV (β).

Ο παράγοντας BSDF σε συνάρτηση με την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού και για τις δύο ενέργειες δίδεται από τη σχέση 5.6.

$$\text{BSDF}(\sqrt{Z}) = A + B \times \sqrt{Z} \quad (\text{Σχέση 5.6})$$

όπου A και B είναι παράμετροι οι οποίοι εξαρτώνται από την ενέργεια και την απόσταση απόστασης μέτρησης ως προς την ανομοιογένεια (5.16).

Ενέργεια	Ραδιοχρωμικά Φιλμ	A	B	R ²
Co-60	MD-55	0.7189	0.1049	0.9928
	HD-810	0.4787	0.2083	0.9981
6MV	MD-55	0.7516	0.1034	0.9996
	HD-810	0.5659	0.1640	0.9862

Πίνακας 5.16: Παράμετροι που σχετίζονται με την εξάρτηση του παράγοντα BSDF από την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού.

5.2.7 Εξάρτηση από την ενέργεια

Τα αποτελέσματα του παράγοντα BSDF για δύο διαφορετικές ενέργειες και τρεις αποστάσεις (x), 0.004, 0.12 και 0.22 mm από την ανομοιογένεια συνοψίζονται στον πίνακα 5.17.

Ενέργεια	Ραδιοχρωμικά Φιλμ (x σε mm)	BSDF ± sem (sd)		
		Αλουμίνιο	Χαλκός	Μόλυβδος
Co-60	MD-55 (0.12)	1.084 ± 0.019 (0.038)	1.255 ± 0.017 (0.033)	1.684 ± 0.045 (0.090)
	MD-55 (0.22)	1.077 ± 0.009 (0.015)	1.227 ± 0.025 (0.044)	1.409 ± 0.013 (0.022)
	HD-810 (0.004)	1.234 ± 0.012 (0.024)	1.562 ± 0.026 (0.052)	2.381 ± 0.048 (0.096)
6MV	MD-55 (0.12)	1.121 ± 0.031 (0.062)	1.317 ± 0.021 (0.042)	1.685 ± 0.026 (0.052)
	MD-55 (0.22)	1.111 ± 0.028 (0.056)	1.256 ± 0.014 (0.028)	1.646 ± 0.045 (0.090)
	HD-810 (0.004)	1.167 ± 0.029 (0.058)	1.367 ± 0.014 (0.028)	2.086 ± 0.020 (0.040)

Πίνακας 5.17: Τιμές του παράγοντα BSDF από πηγή Co-60 και φωτόνια 6 MV για αποστάσεις (x), 0.004, 0.12 και 0.22 mm από την ανομοιογένεια.

6 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 - ΣΥΖΗΤΗΣΗ

6.1 Έλεγχος σαρωτή εγγράφων

Με την εξέλιξη της τεχνολογίας, η χρήση των έγχρωμων σαρωτών εγγράφων σε συστοιχίες CCD έχει προταθεί από διάφορους ερευνητές ως μία εύχρηστη, οικονομική και αξιόπιστη επιλογή στη δοσιμετρία των ραδιοχρωμικών φιλμ (Aydarous και συν. 2001, Bazioglou και Kalef-Ezra 2001a, Alva και συν. 2002, Low και συν. 2002, Devic και συν. 2005, Paelinck και Kalef-Ezra και Karava 2008, Saur και Frengen 2008). Οι εν λόγω σαρωτές όμως συχνά παρουσιάζουν διακυμάνσεις στην απόκρισή τους κατά μήκος της εν λόγω συστοιχίας με αποτέλεσμα να προκύπτει ανομοιογενές σήμα στην εικόνα σάρωσης (Bazioglou και Kalef-Ezra 2001a, Devic και συν. 2006). Ως εκ τούτου, η ύπαρξη ή όχι ομοιομορφίας στην απόκριση των ανιχνευτών και στην ένταση του παραγόμενου φωτός από τις πηγές του αποτελεί έναν από τους βασικότερους ελέγχους σε κάθε σύστημα απεικόνισης για οπτική πυκνομετρία δύο διαστάσεων.

A. Ομοιογένεια μέτρησης: Για το σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία, hp scanjet 4570c, κάνοντας χρήση της τεχνικής της διέλευσης, βρέθηκε μη ομοιόμορφη κατανομή των ενδείξεων των εικονοστοιχείων που αντιστοιχούν στην κόκκινη χρωματική συνιστώσα στην ενεργή περιοχή του σαρωτή, διαστάσεων 4 cm × 15 cm. Αντίθετα, βρέθηκε ομοιομορφία απόκρισης στην ενεργή περιοχή διαστάσεων 21.0 cm × 29.7 cm, όταν γίνεται χρήση της τεχνικής ανάκλασης, που αντιστοιχεί σε διπλή διέλευση. Συγκεκριμένα στην περίπτωση χρήσης της τεχνικής της διέλευσης, η ποσοστιαία χωρική διακύμανση των ενδείξεων των εικονοστοιχείων κεντρικά της ενεργής περιοχής ήταν 1.72% στην κατεύθυνση παράλληλη με την κατεύθυνση σάρωσης, πλάτους μόλις 4 cm, και 1.16% στην κάθετη. Η χρήση άλλου σαρωτή στο Πανεπιστήμιο Ιωαννίνων παλαιότερης τεχνολογίας, ενός Infinity Scorpio VM355, έδειξε ανομοιογένειες της τάξης του 5% κατά μήκος της πηγής φωτός και 3% κάθετα σε αυτές (Μπαζιόγλου Μ, 2000, Δοσιμετρία μονάδας στερεοτακτικής ακτινοθεραπείας, Διδακτορική Διατριβή, Ιωάννινα). Τα αποτελέσματα που βρέθηκαν στην παρούσα μελέτη συμφωνούν ποιοτικά με τους Saur και Frengen 2008, οι οποίοι αναφέρουν ότι η ανομοιογένεια στην απόκριση των CCD ανιχνευτών είναι πιο έντονη παράλληλα στον άξονα της συστοιχίας των ανιχνευτών, δηλαδή κάθετα στην κατεύθυνση σάρωσης.

Στην παρούσα μελέτη βρέθηκε ότι η ευαισθησία του σαρωτή μειώνεται σε περιοχές που προσεγγίζουν τα όρια της ενεργής περιοχής σάρωσης, γεγονός που αναφέρουν και οι Devic και συν. 2006. Η μειωμένη ένταση φωτός που συλλέγεται από τους CCD ανιχνευτές των άκρων σε σύγκριση με τους κεντρικούς οφείλεται: α) στη μη ομοιόμορφη εκπομπή φωτός κατά μήκος της πηγής φωτισμού, β) στις διαφορές που υπάρχουν στις ανακλάσεις που συμβαίνουν στην κεντρική περιοχή σάρωσης

και στην περιοχή που βρίσκεται πλησίον των ορίων της περιοχής σάρωσης, γ) στους φακούς που χρησιμοποιούνται για την εστίαση του φωτός στη συστοιχία των CCD ανιχνευτών, δ) στη μειωμένη γεωμετρική απόδοση των CCD ανιχνευτών, που βρίσκονται στα άκρα συλλαμβάνουν μικρότερο αριθμό φωτονίων συγκριτικά με αυτούς που είναι στην κεντρική περιοχή, και ε) στις διακυμάνσεις ευαισθησίας που παρουσιάζουν οι CCD ανιχνευτές που ανήκουν στην ίδια συστοιχία (Devic και συν. 2006). Στην παρούσα μελέτη η διαφορά που βρέθηκε στην ομοιογένεια με τις δυο τεχνικές σάρωση, συνηγορεί στη θέση ότι η ανομοιογένεια στην εκπομπή φωτός από τη λάμπα είναι ο σημαντικότερος λόγος για την ανομοιογένεια ανίχνευσης.

Στην παρούσα μελέτη βρέθηκε επιπλέον ότι οι καμπύλες της μέσης τιμής των ενδείξεων των εικονοστοιχείων διέλευσης της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας (R), που ελήφθησαν μέσω των προφίλ κάθε 1.0 και 0.5 cm της ενεργής περιοχής σάρωσης σε άξονα παράλληλο στον άξονα σάρωσης, αλλά και κάθετα σε αυτόν αντίστοιχα, παρουσιάζουν παραβολικό σχήμα και μάλιστα μη συμμετρικό ως προς τον κεντρικό άξονα της περιοχής σάρωσης. Παρόμοια συμπεριφορά βρέθηκε και από τους Devic και συν. (2006) μέσω των καμπυλών ευαισθησίας που κατασκεύασαν και την αποδίδουν στην ενδογενή ανομοιογένεια των ανιχνευτών της συστοιχίας. Προκειμένου να περιοριστεί η ανομοιομορφία λόγω των ενδογενών χαρακτηριστικών του συστήματος σε επίπεδα <0.5%, οι δοσιμετρικές σαρώσεις περιορίστηκαν στην παρούσα μελέτη στην κεντρική περιοχή διαστάσεων $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

Β. Ακρίβεια αποστάσεων: Κατά τον έλεγχο της ακρίβειας υπολογισμού αποστάσεων μέσω σάρωσης με 300 dpi (85 μm) διαπιστώθηκε άριστος συσχετισμός μεταξύ των μετρούμενων και των πραγματικών αποστάσεων (σχήμα 5.10) στις δύο διευθύνσεις σάρωσης. Τα πειραματικά δεδομένα προσαρμόστηκαν με γραμμική σχέση ($R^2=0.9999$). Σε παρόμοια αποτελέσματα κατέληξαν στην μελέτη τους οι Agdalous και συν. (2001). Επιπρόσθετα, κατά τη μέτρηση των εικονοστοιχείων ανά μονάδα μήκους (inch) σε οριζόντιο και κάθετο άξονα, παρατηρήθηκε ποσοστιαία απόκλιση μικρότερη του 3% και στις δύο διευθύνσεις, ενώ οι μικρότερες αποκλίσεις καταγράφηκαν παράλληλα στην κατεύθυνση σάρωσης. Σε αντίστοιχο έλεγχο που πραγματοποίησαν οι Mersseman και De Wagter (1998) σε CCD ψηφιοποιητή ακτινογραφικών φιλμ Vidar τύπου VXR-12 (χρησιμοποιείται ευρύτατα στην ακτινοθεραπεία) βρήκαν αποκλίσεις < 0.2%.

Γ. Χρόνος προθέρμανσης σαρωτή: Στη παρούσα μελέτη βρέθηκε ότι δεν απαιτείται διαδικασία σταθεροποίησης του σαρωτή όταν γίνεται χρήση της τεχνικής ανάκλασης καθώς οι ενδείξεις των εικονοστοιχείων ανάκλασης είναι πρακτικά σταθερές από τη στιγμή της ενεργοποίησης του σαρωτή. Αντίθετα, κάνοντας χρήση της τεχνικής της διέλευσης, βρέθηκε ότι η σταθεροποίησης της απόκρισης του σαρωτή, επιτυγχάνεται με την πάροδο 25 min και πραγματοποιείται μέσω τουλάχιστον 12 διαδοχικών σαρώσεων χωρίς την παρουσία κάποιου φιλμ,

μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη. Παρόμοια, οι Mersseman και De Wagter (1998) βρήκαν ότι απαιτούνται 20 min έτσι ώστε η λάμπα φθορισμού που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση διέλευσης να παράγει μέγιστη και σταθερή ένταση φωτός σε ψηφιοποιητή φιλμ Vidar VXR-12 CCD. Παρόμοια οι Lynch και συν. (2006) αναφέρουν ότι προκειμένου να χρησιμοποιήσουν έναν σαρωτή εγγράφων Epson Expression 1680 Professional που διαθέτει CCD στη δοσιμετρία των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου EBT, καθόρισαν πρωτόκολλο σάρωσης διέλευσης κατά το οποίο έθεταν σε λειτουργία τον εν λόγω σαρωτή 30 min πριν την έναρξη των σαρώσεων ενδιαφέροντος και εν συνεχεία κατά τη διάρκεια του συγκεκριμένου χρονικού διαστήματος πραγματοποιούσαν διαδοχικές σαρώσεις κενές φιλμ-μόνο της γυάλινης επιφάνειας.

Δ. Επαναλαμβανόμενες συνεχείς σαρώσεις ενός φιλμ: Στην παρούσα εργασία οι τιμές των εικονοστοιχείων διέλευσης από τις πολλαπλές διαδοχικές σαρώσεις ενός μη ακτινοβολημένου και ενός ακτινοβολημένου φιλμ, μετά τη διαδικασία σταθεροποίησης του συστήματος, ακολουθούν γραμμική σχέση με ρυθμό μείωσης $\sim 1.5 \times 10^{-4}$ ανά min. Η ποσοστιαία μεταβολή, σε απόλυτη τιμή, μεταξύ των ενδείξεων της αρχικής και της τελικής σάρωσης είναι 0.8% και 0.5% για την περίπτωση του μη ακτινοβολημένου και του ακτινοβολημένου φιλμ αντίστοιχα. Η προκύπτουσα μεταβολή, που είναι συνάρτηση της ενδεχόμενης επίδρασης της υπερϊώδους ακτινοβολίας αλλά και της θέρμανσης της πηγής φωτισμού, δεν προκαλεί ουσιαστική μεταβολή στις OD τιμές του φιλμ. Σε παρόμοια αποτελέσματα κατέληξαν και οι Alva και συν. 2002 αναφέροντας μικρότερη του 3% μεταβολή στις τιμές των εικονοστοιχείων μετά από 20 διαδοχικές σαρώσεις. Επίσης, οι Stevens και συν. 1996 παρατήρησαν μικρή επίδραση στα ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 μετά από 20 σαρώσεις, ενώ αντίθετα οι Aydarous και συν. 2001 κατέγραψαν ασήμαντες μεταβολές στην OD των HD-810 φιλμ μετά από 30 σαρώσεις με τη χρήση του Microtek Film Scanner (MFS). Από την άλλη πλευρά, οι Baziloglou και Kalef-Ezra (2001a) αναφέρουν ότι πολλαπλές σαρώσεις του ίδιου φιλμ τύπου MD-55, με μεσοδιάστημα μερικών ωρών, δεν προκαλούν στατιστικά σημαντική επίδραση στις OD τιμές του φιλμ. Οι διαφορές στα ευρήματα των διαφόρων ερευνητών πιθανώς να σχετίζονται εκτός των άλλων στα διαφορετικά χαρακτηριστικά των διατάξεων που χρησιμοποιήθηκαν, π.χ. ένταση και φασματική κατανομή υπερϊώδους, τοπική θέρμανση κατά το χρόνο σάρωσης που επηρεάζεται εκτός των άλλων από την πιθανή χρήση μάσκας.

6.2 Χαρακτηριστικά απόκρισης των ραδιοχρωμικών φιλμ

6.2.1 Εξάρτηση από την απορροφούμενη δόση

Η εξάρτηση της OD από την απορροφούμενη δόση στο νερό τόσο για την περίπτωση χρήσης των MD-55 αλλά και των HD-810 (για την τεχνική της διέλευσης)

με τον σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήθηκε, περιγράφηκε ικανοποιητικά με πολυωνυμική συνάρτηση 2^{ου} βαθμού, ενώ οι ενδείξεις των εικονοστοιχείων ανάκλασης S σε σχέση με την απορροφούμενη δόση, προσαρμόστηκαν με λογαριθμική καμπύλη. Στη μη γραμμική εξάρτηση μεταξύ OD και απορροφούμενης δόσης σημαντικό ρόλο παίζει η μη γραμμικότητα της απορρόφησης φωτός που σχετίζεται με μεταβολές της μορφής του φάσματος απορρόφησης με αύξηση της δόσης, όπως τη μετακίνηση του μήκους μεγίστου της κύριας συνιστώσας προς μικρότερα μήκη κύματος με αύξηση της απορροφούμενης δόσης (Koulouklidis και συν. προς υποβολή) σε συνδυασμό με τη φασματική απόκριση των ανιχνευτών του σαρωτή εγγράφων. Επιπλέον οι Hure and Brunzendorf (2006), αναφέρουν ότι ο σαρωτής δεν μετράει οπτικές πυκνότητες αλλά ένα μικρό ποσοστό του ολικού φωτός που διέρχεται μέσω του φιλμ και καταλήγει σε 2π κατανομή πίσω από το φιλμ. Η ροή του διερχόμενου φωτός δεν είναι ισοτροπική και παρουσιάζει ενεργειακή εξάρτηση. Άμεσο αποτέλεσμα είναι η μη-γραμμική σχέση μεταξύ οπτικής πυκνότητας και σήματος που καταγράφεται από τον σαρωτή. Άρα η σχέση ($D=f(OD)$ ή $D=f(S)$) που θα προκύψει εξαρτάται αποκλειστικά από τον συνδυασμό του συστήματος σαρωτή-φιλμ.

Οι Bazioğlu και Kalef-Ezra (2001a) αναφέρουν ότι δεν παρατηρείται στατιστικά σημαντική διαφορά ($p=0.26$) μεταξύ των καμπυλών βαθμονόμησης που ελήφθησαν ακτινοβολώντας φιλμ MD-55 σε γραμμικό επιταχυντή 6 MV και σε μονάδα Co-60 σε ένα εύρος δόσεων που κυμαινόταν από 5 έως 50 Gy. Παρόμοια αποτελέσματα αναφέρουν και οι Meigooni και συν. (1996). Για το λόγο αυτό και προκειμένου να αποφευχθεί η κόπωση του γραμμικού επιταχυντή σε όλα τα πειράματα της παρούσας μελέτης χρησιμοποιήθηκε η καμπύλη βαθμονόμησης που προέκυψε από ακτινοβολήσεις στη μονάδα Co-60.

Λαμβάνοντας υπόψη την καμπύλη βαθμονόμησης των MD-55 (για τη κόκκινη συνιστώσα) για τη μονάδα Co-60 κάνοντας χρήση την τεχνική της διέλευσης διαπιστώθηκε ότι για να επιτευχθεί $OD=0.5$, απαιτείται απορροφούμενη δόση στο νερό 22.3 Gy. Αντίστοιχα για παρόμοιες συνθήκες (χρήση διαφορετικού σαρωτή εγγράφων, τεχνική διέλευσης και φιλμ MD-55) οι Bazioğlu και Kalef-Ezra (2001a) βρήκαν $OD=0.5$ για δόση 34 Gy, ενώ οι Alva και συν. (2002) χρησιμοποιώντας σαρωτή εγγράφων σε λειτουργία ανάκλασης βρήκαν $OD=0.5$ για δόση ~24.5 Gy. Οι Gluckman και Reinstein (2002) μέτρησαν ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 που είχαν ακτινοβοληθεί σε γραμμικό επιταχυντή 6 MV με τέσσερα συστήματα: α) σύστημα της Nuclear Associates που φέρει φωτεινή πηγή υψηλής ισχύος λέιζερ-διόδου που περιορίζεται με φίλτρο εύρους 11 nm στη μέγιστη κορυφή απορρόφησης (671 nm) β) σύστημα που φέρει πηγή υψηλής έντασης κόκκινο LED (Howtek MultiRad 460) γ) σύστημα Lumiscan 75 που χρησιμοποιεί λέιζερ He-Ne (632.8 nm) και δ) σύστημα Vidar VXR-16 που φέρει λάμπα φθορισμού με φάσμα εκπομπής μεταξύ των 250 nm και 750 nm. Αναφέρουν $OD=0.5$ για δόσεις 7.7 Gy, 13.9 Gy, 22.6 Gy, 88 Gy για τα

τέσσερα συστήματα που μελέτησαν αντίστοιχα. Από τα προαναφερθέντα γίνεται σαφές ότι η παρούσα τεχνική μέτρησης με σαρωτή εγγράφων είναι μικρότερης ευαισθησίας (~ 2.9 φορές) σε σχέση με άλλες τεχνικές που χρησιμοποιούν φωτεινή πηγή με μήκος κύματος πλησιέστερα στη μέγιστη κορυφή απορρόφησης του φιλμ (~ 675 nm), ενώ μπορεί να χαρακτηριστεί ως τεχνική παρόμοιας ευαισθησίας με ενός συστήματος με λέιζερ He-Ne (632.8 nm). Το τελευταίο σύστημα είναι σαφέστατα πιο ακριβό από τον σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη. Από την άλλη πλευρά το μεγάλο εύρος μηκών κύματος που αντιστοιχεί στην R συνιστώσα του σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήθηκε μειώνει τα σφάλματα που σχετίζονται με μεταβολές στο φάσμα απορρόφησης λόγω μεταβολών στο περιβάλλον.

Σύμφωνα με τη καμπύλη βαθμονόμησης των HD-810 για την κόκκινη χρωματική συνιστώσα και την τεχνική της διέλευσης βρέθηκε ότι για OD=0.5 απαιτείται δόση ~125 Gy. Σε ανάλογη μελέτη που πραγματοποιήθηκε από τους Aydarous και συν. (2001) εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης, χρησιμοποιώντας σαρωτή εγγράφων ScacMaker 35t Plus και μετρώντας την κόκκινη συνιστώσα των HD-810, βρήκαν OD=0.5 για δόση ~280 Gy. Συγκρίνοντας τις δύο τεχνικές μέτρησης σάρωσης διαπιστώθηκε ότι η παρούσα είναι κατά 2.2 φορές πιο ευαίσθητη, ενώ κατά τη σύγκριση των δύο ειδών φιλμ (MD-55 vs HD-810) διαπιστώνεται ότι τα MD-55 είναι 5.6 φορές πιο ευαίσθητα.

6.2.2 Δυναμική περιοχή δόσεων.

Στην παρούσα εργασία βρέθηκε ότι η κόκκινη συνιστώσα της προκύπτουσας ψηφιακής εικόνας από τη σάρωση των ακτινοβολημένων MD-55 και HD-810 φιλμ παρουσιάζει μέγιστη ευαισθησία και φτάνει σε κορεσμό γρηγορότερα σε σχέση με τις άλλες χρωματικές συνιστώσες. Συγκεκριμένα τα MD-55 φιλμ, κάνοντας χρήση της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας της ψηφιακής εικόνας και της τεχνικής της διέλευσης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ένα εύρος δόσεων από 0-25 Gy. Στη περίπτωση της τεχνικής της ανάκλασης η μελέτη της κόκκινης συνιστώσας ενδείκνυται μέχρι δόσεις της τάξης των 50 Gy. Εάν πρόκειται να μετρηθούν με τη βοήθεια των MD-55 δόσεις μεγαλύτερες των 25 ή 50 Gy (ανάλογα με την τεχνική), μπορούν να χρησιμοποιηθούν οι άλλες δυο χρωματικές συνιστώσες. Η πράσινη συνιστώσα είναι αξιόπιστη μέχρι δόσεις των 300 Gy με την τεχνική της διέλευσης, ενώ η μπλε τουλάχιστον μέχρι τη δόση των 500 Gy (η μέγιστη που μελετήθηκε). Αντίστοιχα με την τεχνική της ανάκλασης, η πράσινη συνιστώσα χρησιμοποιείται μέχρι τα 160 Gy, ενώ η μπλε σε μεγαλύτερες δόσεις. Απόρροια των ανωτέρω είναι ότι χρησιμοποιώντας την κατάλληλη χρωματική συνιστώσα και σύμφωνα πάντα με τις αντίστοιχες καμπύλες βαθμονόμησης που προέκυψαν από την ακτινοβολή των MD-55 στη μονάδα Co-60 σε δόσεις από 5-500 Gy, μπορεί να επιτευχθεί επέκταση της δυναμικής περιοχής δόσεων πέραν των 100 Gy που αναφέρεται

συνήθως από τον κατασκευαστή κατά τη μέτρησή τους με μήκος κύματος 633 nm (Niroomand-Rad και συν. 1998, Soares 2007). Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξαν και οι Alva και συν. (2002), οι οποίοι κάνοντας χρήση των MD-55 και σαρωτή εγγράφων σε λειτουργία ανάκλασης βρήκαν ότι η κόκκινη χρωματική συνιστώσα μπορεί να χρησιμοποιηθεί μέχρι τη δόση των 50 Gy, η πράσινη μέχρι τα 100 Gy και η μπλε συνιστώσα μέχρι τα 300 Gy. Παρόμοια, οι Hupe and Brunzendorf (2006) αναφέρουν ότι σε πολύ μικρές δόσεις η κόκκινη συνιστώσα περιέχει περισσότερο από το 80% της συνολικής «πληροφορίας», οπότε η χρήση μόνο της εν λόγω συνιστώσας δεν οδηγεί σε μεγάλα σφάλματα. Όμως η σπουδαιότητα της κόκκινης συνιστώσας συνεχώς μειώνεται καθώς αυξάνεται η δόση. Έτσι, για δόσεις >40 Gy η πράσινη συνιστώσα περιέχει τη περισσότερη «πληροφορία» λόγω μετατόπισης του φάσματος προς μικρότερα μήκη κύματος (αύξηση του μεγέθους των πολυμερών) ενώ για δόσεις > 50 Gy ακόμα και η μπλε συνιστώσα περιέχει περισσότερη πληροφορία συγκρινόμενη πάντα με την κόκκινη συνιστώσα. Σύμφωνα με τους Aydaous και συν. (2001) αναλύοντας την ψηφιακή εικόνα των HD-810 στις τρεις αδρές χρωματικές συνιστώσες (RGB) με την τεχνική της διέλευσης, προέκυψε επέκταση της δυναμικής περιοχής χρήσης των εν λόγω φιλμ μέχρι τουλάχιστον 2000 Gy (αντιστοιχούσε σε OD ~0.2). Στην παρούσα εργασία διαπιστώθηκε ότι υπάρχει η δυνατότητα επέκτασης της δυναμικής περιοχής δόσεων των HD-810 για δόσεις μεγαλύτερες των 160 Gy. Καθώς οι ανάγκες της παρούσας εργασίας δεν απαιτούσαν τόσο μεγάλες δόσεις και προκειμένου να αποφευχθεί η κόπωση του μηχανήματος δεν βρέθηκε το άνω όριο της δυναμικής περιοχής δόσεων με τη χρήση των HD-810.

6.2.3 Επίδραση της καθυστερημένης μέτρησης στο σήμα των MD-55.

Ο πολυμερισμός των ραδιοχρωμικών φιλμ συνεχίζει να πραγματοποιείται σταδιακά και μετά το πέρας της ακτινοβόλησής τους (McLaughlin και συν. 1991, Li και συν. 1995, Klassen και συν. 1997, Niroomand-Rad και συν. 1998, Li και συν. 2000). Για παράδειγμα κατά τη διάρκεια του πρώτου 24ώρου αμέσως μετά την ακτινοβόληση φιλμ τύπου MD-55 βρέθηκε αύξηση της οπτικής τους πυκνότητας έως και 16% (Chu και συν. 1990, McLaughlin και συν. 1991) ενώ στις επόμενες ημέρες μεταβολή μικρότερη του 1%. Ως εκ τούτου στην παρούσα μελέτη επιλέχθηκε η μέτρηση των φιλμ να γίνεται πάντα με την ίδια χρονοκαθυστέρηση (96 h) μετά την ακτινοβόλησή τους, σε αντιστοιχία με τα φιλμ βαθμονόμησης, και προκειμένου να ελαχιστοποιηθούν τα σφάλματα από τη συνεχή μεταβολή της OD των φιλμ με το χρόνο. Σε περίπτωση που το χρονικό διάστημα μεταξύ ακτινοβόλησης και μέτρησης είναι για κάποιο λόγο μεγαλύτερο των 4 ημερών, εφαρμόστηκαν διορθωτικοί παράγοντες. Για παράδειγμα, με την τεχνική της διέλευσης σε περίπτωση μέτρησης στις 30 ημέρες και αποθήκευση σε συνθήκες δωματίου, βρέθηκε αύξηση της δόσης κατά 7% σε σχέση με μέτρηση στις 4 ημέρες. Η αύξηση αυτή βρέθηκε ότι είναι ανεξάρτητη της δόσης και παρατηρήθηκε τόσο στην πράσινη όσο και στην μπλε

συνιστώσα. Κάνοντας αντίστοιχους υπολογισμούς βασιζόμενοι στην μελέτη των Bazioğlu και Kalef-Ezra (2001a) (τεχνική της διέλευσης) βρέθηκε αύξηση του 4.4% για φιλμ τύπου MD-55 ακτινοβολημένο σε δόση 16 Gy, ενώ για φιλμ ακτινοβολημένο στα 38 Gy η αύξηση ήταν μόνο 2.5%. Στη συγκεκριμένη εργασία βρέθηκε ότι ο διορθωτικός παράγοντας εξαρτάται από τη δόση σε αντίθεση με την παρούσα εργασία, γεγονός που αποδίδεται πιθανώς στη χρήση διαφορετικού σαρωτή εγγράφων. Στην περίπτωση εφαρμογής της τεχνικής της ανάκλασης για την κόκκινη συνιστώσα, η αύξηση βρέθηκε να είναι πολύ μικρότερη (της τάξης του ~1%), ενώ αντίθετα για την πράσινη ή μπλε συνιστώσα, βρέθηκε μεγάλη αύξηση εξαρτώμενη από τη δόση έως και 25%.

6.2.4 Επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης και ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση

Στην παρούσα μελέτη με τα MD-55 φιλμ, εφαρμόζοντας την τεχνική της διέλευσης, βρέθηκε μείωση του συντελεστή μεταβλητότητας επί τοις εκατό (CV%) με αύξηση της απορροφούμενης δόσης από ακτινοβολία-γ υψηλής ενέργειας στην περιοχή μικρών δόσεων με ενδείξεις σταθεροποίησης σε δόσεις τουλάχιστον 10 Gy (μέση τιμή ~1.6%). Αντίθετα, η τυπική απόκλιση βρέθηκε πρακτικά σταθερή ανεξάρτητη της δόσης και ίση με 0.27 Gy. Ως εκ τούτου, υπολογίστηκε ότι η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση είναι (0.78 ± 0.09) Gy, ενώ η χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση με (2.60 ± 0.30) Gy. Σε ανάλογη μελέτη που πραγματοποιήθηκε από τους Stevens και συν. (1996), Bazioğlu και Kalef-Ezra (2001) αναφέρθηκε ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση 0.7 και 0.5 Gy αντίστοιχα. Οι διαφορές ανάμεσα στις μελέτες αποδίδονται στη χρήση διαφορετικού σαρωτή εγγράφων και κατ'επέκταση μεθοδολογίας μέτρησης των φιλμ.

Στην περίπτωση εφαρμογής της τεχνικής της ανάκλασης, βρέθηκε στην παρούσα μελέτη συντελεστής μεταβλητότητας, 1.6%, πρακτικά ανεξάρτητος της δόσης στην περιοχή δόσεων που μελετήθηκε (5–50 Gy), με την τυπική απόκλιση να αυξάνεται γραμμικά με την απορροφούμενη δόση. Άμεση απόρροια των ανωτέρω είναι ότι δόσεις μικρότερες των 16.9 Gy (= 0.27 Gy/ 0.016) μπορούν να επιτευχθούν με μεγαλύτερη ακρίβεια με τη χρήση της τεχνικής της ανάκλασης και των φιλμ τύπου MD-55 (Kalef-Ezra και Karava 2008).

Στην περίπτωση χρήσης των φιλμ HD-810, βρέθηκε ότι η τυπική απόκλιση αυξάνεται γραμμικά με αύξηση της δόσης, όπως και κατά τη σάρωση φιλμ MD 55, με την τεχνική ανάκλασης με κλίση όμως που είναι μεγαλύτερη, 0.027 έναντι 0.018. Ο συντελεστής μεταβλητότητας επί τοις εκατό (CV%) βρέθηκε ~2.9% έναντι ~1.7% στην περίπτωση των φιλμ μεγαλύτερης ευαισθησίας.

6.2.5 Επίδραση της πλευράς του φιλμ που σαρώνεται

Σύμφωνα με τους Klassen και συν. (1997), το φως από μία λάμπα ή μια πηγή λέιζερ που διαθέτει ένα σύστημα μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ μπορεί είναι σε ένα βαθμό γραμμικώς πολωμένο. Οι Klassen και συν. (1997) που μελέτησαν την απόκριση των MD-55 στο πολωμένο φως, διαπίστωσαν ότι αναστροφή του φιλμ ως προς άξονα κατακόρυφο μπορεί να προκαλέσει μεταβολή της οπτικής του πυκνότητας που κυμαίνεται από 4 έως 10%. Σε ανάλογη μελέτη, οι Bazzioglou και Kalef-Ezra (2001a) βρήκαν στατιστικά σημαντική μεταβολή ($p=0.001$), της τάξης όμως του 1%, όταν το φιλμ αναστρέφεται. Αντίθετα, στην παρούσα εργασία δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ενδείξεων των εικονοστοιχείων S που ελήφθησαν για τις δύο όψεις των φιλμ MD-55, ορθή και ανεστραμμένη, με την τεχνική της διέλευσης ($p=0.44$, $n=12$) και της ανάκλασης ($p=0.63$, $n=12$) γεγονός που πιθανώς αποδίδεται στο διαφορετικό σύστημα μέτρησης των φιλμ που χρησιμοποιήθηκε. Αντίθετα, κατά τη μέτρηση των HD-810 με τους δύο δυνατούς προσανατολισμούς (ορθή και ανεστραμμένη τοποθέτηση στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή), βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών των εικονοστοιχείων διέλευσης S και κατ' επέκταση της υπολογιζόμενης δόσης για τον κάθε προσανατολισμό ($p<0.0001$). Διαπιστώνεται ότι η πλειονότητα των φιλμ τα οποία τοποθετήθηκαν ανεστραμμένα παρουσίαζαν μεγαλύτερες τιμές δόσης από ότι κατά την ορθή τοποθέτησή τους. Η μέγιστη διαφορά μεταξύ των δύο τιμών δόσεων αντιστοιχεί σε ~ 1 Gy μετά από ακτινοβόλησή τους σε δόση ~ 42 Gy, δηλαδή σε συστηματικό σχετικό σφάλμα της τάξης του 2%. Η ύπαρξη εξάρτησης που παρατηρήθηκε στην περίπτωση των HD-810 και όχι με τη χρήση των MD-55, πιθανώς να σχετίζεται με την απλούστερη και μη συμμετρική δομή που έχουν τα φιλμ τύπου HD-810. Προκειμένου όμως να ελαχιστοποιούνται οι ανακρίβειες, τα εκάστοτε χρησιμοποιούμενα φιλμ (MD-55 και HD-810) διατηρήθηκαν με τον ίδιο προσανατολισμό τόσο κατά τη μέτρηση όσο και κατά την ακτινοβόληση με τα φιλμ της βαθμονόμησης.

6.2.6 Σύγκριση της απόδοσης των τεχνικών σάρωσης

Συγκρίνοντας το κριτήριο απόδοσης των δυο τεχνικών σάρωσης ($B + \langle SD \rangle$, όπου B η απόλυτη τιμή της διαφοράς μεταξύ της μέσης τιμή των μετρούμενων τιμών δόσεων (5 φιλμ ανά δόση) και της εκάστοτε υπολογιζόμενης δόσης με τη χρήση ενός φιλμ και $\langle SD \rangle$ είναι η μέση τιμή των τυπικών αποκλίσεων των μετρούμενων τιμών δόσεων των πέντε φιλμ) βρέθηκε παρόμοιο. Στην περίπτωση χρήσης των MD-55 (~ 0.24 Gy vs ~ 0.25 Gy) για εύρος δόσεων από 3-30 Gy ενώ με τη χρήση των HD-810 (~ 4.75 Gy vs ~ 4.82 Gy) για εύρος δόσεων από 40-140 Gy. Από την άλλη πλευρά, η τεχνική ανάκλασης σε αντίθεση με την τεχνική διέλευσης δεν απαιτεί σταθεροποίηση του σαρωτή διάρκειας σχεδόν μισής ώρας και παρουσιάζει πολύ καλύτερη ανιχνευτική ομοιογένεια.

6.3 Δοσιμετρία διεπιφανειών

6.3.1 Εξάρτηση από το πάχος της ανομοιογένειας

Κατά τη μελέτη της μεταβολής του παράγοντα BSDF σε συνάρτηση με το πάχος της ανομοιογένειας εφαρμόζοντας τις δύο τεχνικές μέτρησης των MD-55 φιλμ, για ανομοιογένειες: α) αλουμινίου, β) ατσαλιού, γ) χαλκού και δ) μολύβδου, παρατηρείται ότι καθώς αυξάνεται το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας, αυξάνεται ταυτόχρονα και ο αριθμός των οπισθοσκεδαζόμενων ηλεκτρονίων που φτάνουν την επιφάνεια, ενώ μόνο μετά από ένα ειδικό πάχος ανομοιογένειας επιτυγχάνεται κορεσμός στη τιμή του BSDF. Ενδεχόμενη επιπρόσθετη αύξηση του πάχους της ανομοιογένειας πέρα του πάχους κορεσμού, δεν επιφέρει ουσιαστική μεταβολή στην τιμή του BSDF, ενώ όσο μεγαλύτερος είναι ο ατομικός αριθμός της ανομοιογένειας (στις περιπτώσεις που μελετήθηκαν και μεγαλύτερη πυκνότητα υλικού) τόσο μικρότερο το πάχος που χρειάζεται για να επιτευχθεί ο κορεσμός. Σε ανάλογη διαπίστωση κατέληξαν οι Das και Kahn (1989), οι Li και συν. (1999) και οι Ravikumari και συν. (2004). Επιπλέον, διαπιστώθηκε ότι το πάχος κορεσμού, όπως και ήταν αναμενόμενο, αυξάνεται με αύξηση της ενέργειας των φωτονίων στην περιοχή που μελετήθηκε. Παρόμοια συμπεριφορά παρατηρείται και για φωτόνια μικρής ενέργειας (Das και συν. 1995).

Υπήρξε ικανοποιητική συμφωνία μεταξύ των τιμών BSDF (0.22mm) με την εφαρμογή των δύο τεχνικών για το αλουμίνιο. Αντίθετα, στην τεχνική ανάκλασης οι μέσες τιμές ήταν μεγαλύτερες κατά 1.6%, 3.2% και 6.4% από ότι με την τεχνική διέλευσης για το χαλκό, το ατσάλι και το μόλυβδο, αντίστοιχα, αν και στην περίπτωση του χαλκού η διαφορά που βρέθηκε δεν ήταν στατιστικά σημαντική. Οι μικροδιαφορές αυτές πιθανώς να σχετίζονται με σφάλματα στην προσαρμογή των δεδομένων βαθμονόμησης στην περιοχή δόσεων της τάξης των 15 Gy και μικρό αριθμό φιλμ που χρησιμοποιήθηκαν στην περίπτωση του ατσαλιού.

Για τα υλικά χαλκός και ατσάλι (σίδηρος με ποσότητα άνθρακα ~1% συνήθως), οι τιμές του μέγιστου παράγοντα διαταραχής δόσης λόγω οπισθοσκέδασης που βρέθηκαν με τη τεχνική της διέλευσης, ήταν παρόμοιες, ενώ η κατά 2% διαφορά που βρέθηκε με την τεχνική της ανάκλασης πιθανώς να σχετίζεται με τυχαία σφάλματα (τυχαίο σχετικό σφάλμα της διαφοράς 1.5% σε επίπεδο εμπιστοσύνης 68%). Θα πρέπει πάντως να σημειωθεί η μικρή διαφορά ανάμεσα στον ατομικό αριθμό των δυο υλικών ~26 για το ατσάλι και 29 για το χαλκό, καθώς και η μικρή διαφορά στην πυκνότητα ~8 g/cm³ και 8.92 g/cm³ αντίστοιχα. Από την άλλη πλευρά, εντοπίστηκαν φαινόμενα οξειδωσης στο ατσάλι και ως τούτου δεν ολοκληρώθηκαν τα σχετικά πειράματα.

Άμεση απόρροια των ανωτέρω ευρημάτων ήταν η χρήση μόνο μιας τεχνικής ανάγνωσης των φιλμ, της τεχνικής της διέλευσης με την οποία είχαν γίνει και τα

αρχικά πειράματα και ο περιορισμός της μελέτης σε μόνο τρία υλικά ανομοιογένειας.

6.3.2 Εξάρτηση από το βάθος

Οι Petousi και συν. (1991) στην περίπτωση πεδίου ακτινοβολίας $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (σημειακή πηγή Co-60 στον αέρα, με χρήση κώδικα Monte Carlo KASTENSPEC υπολόγισαν ότι σε μηδενικό βάθος στο νερό σε ομοιογενές ομοίωμα διαστάσεων $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ σε απόσταση από την πηγή (SSD) 85 cm, το 6.4% της ροής φωτονίων συνίσταται από σκεδασθέντα κατά μήκος του κύριου άξονα της δέσμης και ότι το ποσοστό αυτό αυξάνεται σε 24.7% και 36.1% σε βάθη 5 και 10 αντίστοιχα, με αποτέλεσμα η μέση ενέργεια των φωτονίων να μειώνεται από 1.183 MeV στην επιφάνεια, σε 1.075 και 1.015 MeV στα βάθη 5 και 10 cm αντίστοιχα. Παρόμοια, ο Verhaegen (2002) που έκανε χρήση του κώδικα Monte Carlo EGSnrc βρήκε ότι τοποθετώντας την ανομοιογένεια σε βάθη μεγαλύτερα από το βάθος ανοικοδόμησης, αναμένεται μία μετατόπιση του φάσματος των φωτονίων προς τις μικρότερες ενέργειες, ενώ παράλληλα αυξάνεται και η γωνιακή κατανομή των ηλεκτρονίων που παράγονται από την ανομοιογένεια. Η γωνιακή κατανομή των εκπεμπόμενων ηλεκτρονίων από ανομοιογένεια μολύβδου που είναι τοποθετημένη σε νερό σε βάθος 0.5 g/cm^2 υπολογίστηκε ως ιδιαίτερα διευρυμένη, έχοντας μέση γωνία εκπομπής τις 44° , ενώ δεν παρατηρήθηκε καμία ουσιαστική επιπλέον διεύρυνση της κατανομής σε βάθος 5 cm. Επίσης ο Verhaegen (2002) υπολόγισε ότι η μέση ενέργεια του φάσματος των φωτονίων στην ανομοιογένεια είναι μικρότερη περίπου κατά 30 keV σε βάθος 5 cm συγκρινόμενη με αυτή σε 0.5 cm. Άμεση απόρροια των προαναφερθέντων είναι ότι στο βάθος των 5 cm, αυτά τα φωτόνια θα παράγουν μικρότερης ενέργειας ηλεκτρόνια, συνεισφέροντας έτσι σε μεγαλύτερη δόση στην περιοχή της διεπιφάνειας. Ως εκ τούτου, στην προσπάθεια προσδιορισμού της εξάρτησης του BSDF από το βάθος που τοποθετείται η ανομοιογένεια μέσα στο ομοίωμα, παρατηρείται μία μικρή μείωση του BSDF αυξανόμενου του βάθους η οποία ουσιαστικά θεωρείται αμελητέα και κατ'επέκταση ο παράγοντας BSDF να είναι πρακτικά ανεξάρτητος από το βάθος d (Das και Kahn 1989, οι Li και συν. 1999). Στην πραγματικότητα όμως δεν έγινε χρήση μιας σημειακής πηγής στον αέρα, αλλά μια πηγή μη αμελητέων διαστάσεων σε κεφαλή τηλεθεραπείας με συνέπεια να υπάρχει στην προσπίπτουσα δέσμη αξιόλογη συνιστώσα δευτερογενών, άρα και μικρότερης ενέργειας, οι δε ανιχνευτές που χρησιμοποιήθηκαν παρουσιάζουν αξιόλογη υποαπόκριση σε φωτόνια ενέργειας μικρότερης των $\sim 100 \text{ keV}$.

6.3.3 Εξάρτηση από την απόσταση μέτρησης από την ανομοιογένεια

Στην παρούσα εργασία παρατηρήθηκε ότι η διαταραχή στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης εκτείνεται σε αποστάσεις των μερικών mm από τη

διεπιφάνεια, που εξαρτώνται από το φάσμα των φωτονίων. Το παρόν εύρημα απαντάται και στους Murthy και Lakshmanan (1976), Das και Kahn (1989), Li και συν. (1999), Ravikumar και συν. (2004). Συγκεκριμένα στην παρούσα εργασία βρέθηκε ότι κατά την ακτινοβόληση ανομοιογένειας Pb πάχους 1 mm και 3 mm με φωτόνια από πηγή Co-60 και από γραμμικό επιταχυντή 6 MV αντίστοιχα, ο παράγοντας BSDF στο PMMA γίνεται πρακτικά ίσος με 1.0 (δηλαδή δεν υπάρχει διαταραχή) σε απόσταση ~3 mm από τη διεπιφάνεια για ακτινοβόληση με την πηγή τηλεθεραπείας Co-60 (σε συμφωνία με τους Murthy και Lakshmanan 1976) και είναι της τάξης του 1.04 σε απόσταση ~5 mm από τη διεπιφάνεια για φωτόνια 6 MV.

Οι Das και Kahn (1989) αναφέρουν ότι η διαταραχή στην κατανομή της δόσης για ανομοιογένεια Pb εκτείνεται στο νερό σε απόσταση ~3.5 mm από τη διεπιφάνεια για ακτινοβολία από πηγή Co-60 και στα ~ 10 mm στην περίπτωση ακτινοβολίας -X 6 MV. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι Li και συν. (1999) οι οποίοι κάνοντας χρήση επίπεδης ανομοιογένειας Pb πάχους 1.0 mm και δέσμης 15 MV βρήκαν ότι ο BSDF πρακτικά γίνεται ίσο με 1.0 σε απόσταση 10 mm από τη διεπιφάνεια. Επίσης, οι Das και Kahn (1989), ο Reft και συν. (2003), αναφέρουν ότι η εμβέλεια των δευτερογενών ηλεκτρονίων μοιάζει να είναι σχεδόν σταθερή για τα υψηλής ενέργειας φωτόνια, συμπέρασμα το οποίο έρχεται σε συμφωνία με τα αποτελέσματα της Βεζυργιάννη (2010) η οποία εφάρμοσε την μεθοδολογία που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία σε ενέργεια φωτονίων 18 MV. Ειδικότερα η Βεζυργιάννη (2010) βρήκε ότι ο παράγοντας BSDF παραμένει σταθερός ~1.1 σε απόσταση 10 mm από την ανομοιογένεια Pb πάχους 3 mm (η απόκλιση από την μονάδα πιθανώς να σχετίζεται με την ακτινοβολία πέδησης και τη δίδυμη γένεση στον μόλυβδο). Παρόλο που η ενεργειακή κατανομή των οπισθοσκεδαζόμενων δευτερογενών ηλεκτρονίων δεν μπορεί να προκύψει ως άμεση απόρροια των προαναφερθέντων πειραματικών δεδομένων, μπορεί να προκύψει ως έμμεση μέσω της μέγιστης εμβέλειας των ηλεκτρονίων αυτών που για την περίπτωση του Co-60 είναι περίπου 200 mg/cm^2 και αντιστοιχεί σε ενέργεια 600 keV. Κατά αναλογία με το φάσμα των β-σωματιδίων, η μέση ενέργεια των δευτερογενών ηλεκτρονίων θα είναι το ένα τρίτο της μέγιστης ενέργειας δηλαδή περίπου 200 keV (Murthy και Lakshmanan 1976).

6.3.4 Εξάρτηση από τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας

Το φάσμα των φωτονίων σε διάφορα βάθη κατά μήκος της κύριας δέσμης εξαρτάται και από τις διαστάσεις του πεδίου. Για παράδειγμα οι Petoussi και συν. (1991) αναφέρουν ότι ενώ η μέση ενέργεια των φωτονίων σε βάθος 5 cm από πεδίο διαστάσεων $10 \times 10 \text{ cm}^2$ σημειακής πηγή Co-60 σε απόσταση 50 cm από την επιφάνεια εισόδου ομοιώματος νερού διαστάσεων $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ είναι 1.075 MeV κατά μήκος του κύριου άξονα της δέσμης (σε βάθη 5 και 10 cm περίπου το 2% και το 3.5% των φωτονίων έχουν ενέργεια μικρότερη των 100 keV, αντίστοιχα –

Petoussi και συν. 1991) και ότι στο ίδιο βάθος είναι 0.963 MeV, όταν το πεδίο είναι διαστάσεων $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Στην παρούσα μελέτη βρέθηκε ότι όταν οι μετρήσεις έγιναν σε απόσταση 120 μm (MD-55 φιλμ) από τη διεπιφάνεια Al, Cu και Pb δεν παρατηρήθηκε αξιόλογη εξάρτηση του παράγοντα BSDF από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας τόσο όταν γινόταν χρήση της μονάδας τηλεθεραπείας Co-60 όσο και του επιταχυντή 6 MV. Αντιθέτως, με χρήση των HD-810 φιλμ και απόσταση μέτρησης 4 μm από διεπιφάνεια PMMA/Pb, βρέθηκε αύξηση του παράγοντα κατά 17.5% με αύξηση των διαστάσεων του πεδίου από $6 \times 6 \text{ cm}^2$ σε $20 \times 20 \text{ cm}^2$ στην περίπτωση ακτινοβολήσης με πηγή Co-60, και κατά 7.7% στην περίπτωση των φωτονίων 6 MV. Αξίζει να σημειωθεί ότι οι Das και Kahn (1989) παρατήρησαν ότι σε ένα μεγάλο εύρος πεδίων ο παράγοντας BSDF παραμένει πρακτικά σταθερός και ανεξάρτητος του μεγέθους του πεδίου με εξαίρεση την περίπτωση χρήσης ανομοιογένειας μολύβδου και πολύ μικρά πεδία ($4 \times 4 \text{ cm}^2$ και $6 \times 6 \text{ cm}^2$). Άμεση απόρροια των ανωτέρω, δηλαδή της μη εξάρτησης του BSDF από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας, είναι ότι οι τιμές του εν λόγω παράγοντα είναι συνυφασμένες κυρίως με τη μεταφορά των ηλεκτρονίων και όχι με την οπισθοσκέδαση των φωτονίων, εύρημα το οποίο έχει προκύψει και μέσω MC υπολογισμών (Nilsson και συν. 1992, Verhaegen και Seuntjens 1995, Verhaegen και Das 2002).

6.3.5 Εξάρτηση από τη γωνία ακτινοβολήσης

Οι μετρήσεις του παράγοντα BSDF που αναφέρονται συνήθως στη βιβλιογραφία έχουν πραγματοποιηθεί σε συνθήκες κάθετης ακτινοβολήσης ($\theta=0^\circ$) (Murthy και Lakshmanan 1976, Das και Kahn 1989, Farahani και συν. 1990, Das και συν. 1995, Sauer 1995, Niroomand-Rad και συν. 1996, Verhaegen 2002, Ravikumar και συν. 2004). Στην πράξη όμως το πεδίο ακτινοβολίας στον ασθενή και η επιφάνεια της εκάστοτε ανομοιογένειας δεν είναι μεταξύ τους πάντα κάθετα. Στην παρούσα εργασία παρατηρήθηκε ότι: α) η μέγιστη τιμή του παράγοντα BSDF απαντάται σε γωνία ακτινοβολήσης 0° και β) η αύξηση της γωνίας ακτινοβολήσης οδηγεί σε μείωση του BSDF. Η μείωση στην τιμή του παράγοντα BSDF για $\theta=60^\circ$ είναι περίπου 16%, 21%, 40.5% για ανομοιογένειες Al, Cu, και Pb αντίστοιχα. Οι Li και συν. (1999), με τη χρήση κώδικα Monte Carlo EGS4 (αλγόριθμος PRESTA) για ενέργεια φωτονίων 15 MV χρησιμοποιώντας επίπεδη ανομοιογένεια Pb πάχους 1.0 mm τοποθετημένης σε βάθος 10 cm στο νερό, βρήκαν ότι σε απόσταση 250 μm από τη διεπιφάνεια, ο παράγοντας BSDF μειώνεται κατά 6.3% μεταβάλλοντας τη γωνία ακτινοβολήσης κατά 60° . Αντίθετα, οι Nadrowitz και Feyerabend (2001) χρησιμοποιώντας δοσίμετρο πυρομελλιτικού οξέος με πάχος ευαίσθητου στρώματος 2 mm παρατήρησαν ότι σε δέσμη 10 MV ο BSDF αυξάνεται καθώς αυξάνεται η γωνία πρόσπτωσης της ακτινοβολίας από τις 0° στις 55° για ανομοιογένειες αλουμινίου και χαλκού. Στην περίπτωση χρήσης ανομοιογένειας μολύβδου δεν παρατηρήθηκε αξιόλογη μεταβολή ενώ αύξηση της γωνία ακτινοβολήσης από τις 55° στις 90°

συνεπάγεται μείωση του BSDF και για τα τρία υλικά. Οι Beyzadeoglu και συν. (2006) προσδιόρισαν τη τιμή του BSDF σε ένα εύρος γωνιών ακτινοβολίας που κυμαινόταν από 0° έως 90° χρησιμοποιώντας δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD₁₀₀ - $3.2 \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$) και για ενέργειες φωτονίων Co-60, 6 MV και 25 MV. Ως ανομοιογένεια χρησιμοποίησαν οδοντικό εμφύτευμα από τιτάνιο διαμέτρου 4 mm και μήκους 9 mm το οποίο τοποθέτησαν σε ένα ειδικά σχεδιασμένο ομοίωμα. Στη μελέτη τους διαπίστωσαν ότι ο παράγοντας BSDF εξαρτάται από τη γωνία ακτινοβολίας και μεγιστοποιείται για γωνίες 65° (BSDF_{max}=1.36 όταν γίνεται χρήση πηγής Co-60), 60° (BSDF_{max}=1.32 για δέσμες ακτίνων - X 6 MV) και 40° (BSDF_{max}=1.23 για φωτόνια 25 MV).

6.3.6 Εξάρτηση από τον ατομικό αριθμό της ανομοιογένειας

Παρατηρείται γενικά αύξηση στην τιμή του BSDF με την αύξηση του ατομικού αριθμού της ανομοιογένειας. Η συμπεριφορά αυτή οφείλεται στο γεγονός ότι η ενεργός διατομή λόγω σκέδασης των δευτερογενών ηλεκτρονίων αυξάνεται με την αύξηση του ατομικού αριθμού του σκεδαστή. Η αύξηση αυτή του BSDF βρέθηκε στην παρούσα μελέτη ότι είναι ανάλογη με την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού της ανομοιογένειας. Σε παρόμοιο συμπέρασμα κατέληξαν οι Murthy και Lakshmanan (1976) οι οποίοι μελέτησαν την αύξηση της δόσης εξαιτίας των οπισθοσκεδαζόμενων δευτερογενών ηλεκτρονίων που παράγονται από ακτίνες-X (ως 250 kV) και ακτίνες γ από πηγή Co-60 χρησιμοποιώντας λεπτά στρώματα ($\sim 3 \text{ mg/cm}^2$) τετραβορικού λιθίου με προσμίξεις Mn ($\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7:\text{Mn}$ TLD).

Στην παρούσα εργασία, με τη χρήση των HD-810 ($x=4 \text{ }\mu\text{m}$) και ακτινοβολίας γ από πηγή Co-60 βρέθηκε αύξηση 23.4%, 56.2%, 138.1% σε ανομοιογένεια Al, Cu, Pb ενώ ακτινοβολώντας με φωτόνια από γραμμικό επιταχυντή 6 MV βρέθηκε αύξηση 16.7%, 36.7% και 108.6% αντίστοιχα. Στην ίδια απόσταση από τη διεπιφάνεια ($x=4 \text{ }\mu\text{m}$), η Κανελλοπούλου (2012) μέσω προσομοιώσεων Monte Carlo κάνοντας χρήση του κώδικα MCNP5, βρήκε αύξηση 22.1%, 49.0%, 117.6% για Al, Cu, Pb ενώ σε γραμμικό επιταχυντή 6 MV βρήκε αύξηση 20.1%, 48.6% και 131.4% αντίστοιχα. Από την άλλη πλευρά, οι Werner και συν. (1990) ανέπτυξαν ένα θεωρητικό μοντέλο μέσω του οποίου υπολόγισαν αύξηση της δόσης στην πολυστερίνη κατά 16%, 26.6% και 62.1% από την παρουσία ανομοιογένειας Al, Cu και Pb όταν η ακτινοβολία γίνεται σε πηγή Co-60 ενώ κατά την ακτινοβολία σε γραμμικό επιταχυντή 6 MV οι αντίστοιχες αυξήσεις που κατέγραψαν ήταν 16.5%, 30.7% και 66% αντίστοιχα. Τις προαναφερόμενες υπολογισθείσες τιμές οι Werner και συν. (1990) τις συνέκριναν με πειραματικές τις οποίες πραγματοποίησαν με τη χρήση θαλάμου ιονισμού παραλλήλων πλακών (Memorial pipe chamber-πάχος παραθύρου: 0.065 mm) που τοποθετήθηκε σε ομοίωμα πολυστερίνης σε βάθος 1.5 cm και 5.2 cm για ενέργεια Co-60 και 6 MV αντίστοιχα. Βρέθηκε αύξηση: α) 13%, 33.5%, 67% κοντά σε

ανομοιογένειες από Al, Cu, Pb για ακτινοβολήσεις με πηγή Co-60 και β) 13.5%, 32%, 72% και Al, Cu, Pb σε ακτινοβολήσεις με δέσμη ακτίνων X 6 MV.

Οι Das και Kahn (1989) μελετώντας την κατανομή της απορροφούμενης δόσης κοντά σε διεπιφάνειες πολυστερίνης και Pb με τη χρήση θαλάμων ιονισμού παραλλήλων πλακών (πάχος παραθύρου: 5 mg/cm²), κατέγραψαν αύξηση στην τιμή του BSDF κατά 67%, 69%, 71%, 72%, 70% ακτινοβολώντας με πηγή Co-60, φωτόνια 4 MV, 6 MV, 10 MV, 18 MV και 24 MV αντίστοιχα. Παρόμοια, οι Ravikumari και συν. (2004) χρησιμοποιώντας θάλαμο παράλληλων πλακών σε απόσταση 1.5 mm (ενεργού όγκου 0.2 cm³) σε ομοίωμα από πολυστερίνη βρήκαν στην περίπτωση ακτινοβολίας-γ από πηγή Co-60 αύξηση, 17%, 36%, 41%, 57%, και ~84.5% σε ανομοιογένεια Al, ατσαλιού, Cu, Cd και Pb αντίστοιχα. Οι αυξήσεις στην περίπτωση δέσμης ακτινοβολίας-X 6 MV ήταν σχεδόν παρόμοιες (περίπου 16%, 34.5%, 40%, 57% και 84.5%, αντίστοιχα), ενώ στην περίπτωση δέσμης 18 MV μικρότερες (περίπου 13%, 29%, 35%, 52% και 78%, αντίστοιχα). Παλαιότερα οι Dutreix και συν. 1962 χρησιμοποιώντας θάλαμο ιονισμού αναφέρουν αύξηση 22%, 49%, 49.5% και 108% κατά την ακτινοβολήση από πηγή Co-60 ανομοιογενειών Al, Fe, Cu και Pb αντίστοιχα.

Ο Verhagen (2002) με χρήση του κώδικα MC EGSnrc/DORSZnrc και σε μικρή περιοχή κοντά στην ανομοιογένεια (πάχους 5 μm), πρόβλεψε αύξηση της δόσης κατά 20%, 40%, 70% και 100% όταν ακτινοβολείται με ακτινοβολία -γ Co-60 ανομοιογένεια Al, Cu, Sn και Pb σε ομοίωμα από πολυστερίνη.

Ο Farahani και συν. (1990) κατά τη μελέτη της επίδρασης διάφορων υλικών (κράμα οδοντικού Au, αμάλγαμα Ag-Hg, κράμα Ni-Cr και ανθρώπινα δόντια σε ομοίωμα από πολυστερίνη χρησιμοποιώντας ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου HD-810 σε πεδία ακτινοβολίας-γ Co-60 βρήκαν αύξηση της δόσης στην πολυστερίνη περίπου κατά ~110%, 100%, 40% και 20% για τα τέσσερα είδη ανομοιογένειας πάχους 2 mm που μελέτησαν.

Οι Allal και συν. (1998) χρησιμοποιώντας ένα απλό μοντέλο ανομοιογένειας τιτανίου διαστάσεων 10×10×0.5 cm³ τοποθετημένο σε ομοίωμα πολυστερίνης, βρήκαν αύξηση της δόσης 28%, 25%, 22% με τη χρήση δοσιμέτρου TLD (2 × 0.13 mm² – διάμετρος × πάχος), θαλάμου ιονισμού παραλλήλων πλακών (πάχος παραθύρου: 2.3 mg/cm²) και ακτινογραφικού φιλμ XV-2 Kodak αντίστοιχα όταν η ακτινοβολήση πραγματοποιήθηκε με πηγή Co-60, ενώ παρόμοιες ουσιαστικά αυξήσεις 29%, 23%, 22% μετρήθηκαν στην περίπτωση ακτινοβολίας με φωτόνια από γραμμικό επιταχυντή 6 MV. Ο Li και συν. (1999), με τη χρήση κώδικα Monte Carlo EGS4 (αλγόριθμος PRESTA) για ενέργεια φωτονίων από Co-60 και 6 MV χρησιμοποιώντας επίπεδη ανομοιογένεια Pb πάχους 1 mm τοποθετημένης σε βάθος 10 cm στο νερό, βρήκαν ότι σε απόσταση 250 μm από τη διεπιφάνεια υπάρχει 51% και 56% αύξηση της δόσης αντίστοιχα. Παρόμοια η Niroomand-Rad και συν. 1996 μελέτησαν την επίδραση των οδοντικών εμφυτευμάτων από κράμα

τιτανίου στην κατανομή της δόσης στην περιοχή του μαλακού ιστού χρησιμοποιώντας κυκλικούς μεταλλικούς δίσκους (διάμετρος mm × πάχος mm, 15×3.2, 48×3.2, 48×3.8) με και χωρίς επικάλυψη υδροξυαπατίτη HA. Στην άνω επιφάνεια της διεπιφάνειας ιστός - οδοντικό εμφύτευμα, οι μετρήσεις στο χωρίς επικάλυψη 48×3.2mm² εμφύτευμα με ακτινογραφικό φιλμ Kodak X-Omat V, με φιλμ τύπου MD-55 και με θάλαμο ιονισμού παραλλήλων πλακών (πάχος παραθύρου: 0.5 mg/cm²) βρήκαν αύξηση της δόσης 22.5%, 20.4%, και 28% αντίστοιχα.

Σύγκριση των αποτελεσμάτων της παρούσας εργασίας και των αποτελεσμάτων που καταγράφονται στη σχετική βιβλιογραφία, αποδεικνύουν ότι ακολουθούν την ίδια τάση, δηλαδή αύξηση του ατομικού αριθμού της ανομοιογένειας προκαλεί μεγαλύτερη διαταραχή στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης στο μικρό ατομικού αριθμού υλικό που προηγείται της ανομοιογένειας, και κατ'επέκταση στην περιοχή αυτή και κοντά στη διεπιφάνεια των δύο υλικών παρατηρείται αύξηση του παράγοντα BSDF. Σε απόλυτες τιμές βέβαια οι αυξήσεις που καταγράφονται σε κάθε εργασία διαφέρουν, γεγονός που αποδίδεται στη διαφορετική τεχνική μέτρησης που χρησιμοποιήθηκε, η οποία έχει άμεση συσχέτιση με την απόσταση μέτρησης (φυσικής ή εικονικής) από τη διεπιφάνεια, στην γωνιακή και ενεργειακή κατανομή των φωτονίων πριν την πρόσπτωσή τους στη διεπιφάνεια. Αυτές οι διαφοροποιήσεις που παρατηρούνται στο ενεργειακό και γωνιακό φάσμα σχετίζονται κυρίως με το σύστημα ευθυγράμμισης του εκάστοτε γραμμικού επιταχυντή (collimation) που είναι χαρακτηριστικό για το κάθε μοντέλο και στην ύπαρξη σημαντικής συνιστώσας ενέργειας διαφορετικής από τα 1.17 και 1.33 MV στις μονάδες τηλεθεραπείας Co-60. Επιπρόσθετα, το μέσο αναφοράς που πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις όπως το πλεξιγλάς, η πολυστερίνη και το νερό στερεάς κατάσταση (solidwater) διαφέρουν ως προς βασικά χαρακτηριστικά όπως η πυκνότητα και η ατομική τους σύσταση, παρ'όλο που και είναι υλικά που χρησιμοποιούνται κατά κόρον στην ακτινοθεραπεία ως υποκατάστατα του νερού υγρής φάσης. Για παράδειγμα, η ενεργειακή και γωνιακή κατανομή των ηλεκτρονίων σε αυτά τα υλικά στα διάφορα βάθη μπορεί να παρουσιάζει κάποια διαφοροποίηση, η οποία θα μπορούσε και αυτή με τη σειρά της να συνεισφέρει στη γενικότερη διαφοροποίηση των αποτελεσμάτων.

6.3.7 Εξάρτηση από την ενέργεια της δέσμης φωτονίων

Για τη διερεύνηση της ύπαρξης ή όχι ενεργειακής εξάρτησης στις τιμές του παράγοντα BSDF, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις με τη χρήση των HD-810 ($x = 4 \mu\text{m}$) και των MD-55 ($x = 120 \mu\text{m}$) σε δύο ενέργειες φωτονίων: α) από πηγή Co-60 και β) από γραμμικό επιταχυντή 6 MV. Συγκεκριμένα, χρησιμοποιώντας φιλμ τύπου HD-810 ($x = 4 \mu\text{m}$) και ακτινοβολία γ από πηγή Co-60 βρέθηκε αύξηση 23.4%, 56.2%, 138.1% σε ανομοιογένεια Al, Cu, Pb ενώ ακτινοβολώντας με φωτόνια από γραμμικό επιταχυντή 6 MV βρέθηκε αύξηση 16.7%, 36.7% και 108.6% αντίστοιχα. Αντίστοιχα

στην περίπτωση ακτινοβόλησης των MD-55 ($x=120 \mu\text{m}$) με πηγή Co-60 παρατηρήθηκε αύξηση 8.3%, 25.5%, 68.4% σε ανομοιογένεια Al, Cu, Pb ενώ ακτινοβολώντας με φωτόνια από γραμμικό επιταχυντή 6 MV βρέθηκε αύξηση 12.1%, 31.7% και 68.5%.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της παρούσας εργασίας, διαπιστώθηκε, αύξηση της ενέργειας των φωτονίων οδηγεί σε μείωση του παράγοντα BSDF όταν οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στην πιο κοντινή δυνατή απόσταση από τη διεπιφάνεια, δηλαδή $x=4 \mu\text{m}$, με χρήση φιλμ τύπου HD-810 οι αποκλίσεις από την τιμή 1.00 του παράγοντα στο γραμμικό επιταχυντή ήταν μικρότερες κατά περίπου 1/4 από αυτές στη μονάδα Co-60. Αντίθετα, στην περίπτωση μετρήσεων σε απόσταση $x=120\mu\text{m}$ (χρήση φιλμ τύπου MD-55) βρέθηκε αύξηση της τάξης του 30% με την αύξηση της μέσης ενέργειας των φωτονίων της προσπίπτουσας δέσμης. Επιπρόσθετα, η Βεζυργιάννη 2010 μελετώντας την αύξηση της δόσης στη διεπιφάνεια πλεξιγκλά-αλουμινίου ή χαλκού ή μολύβδου κατά την ακτινοβόληση με δέσμη ακτίνων X 18 MV από γραμμικό επιταχυντή Clinac, εφαρμόζοντας την μεθοδολογία που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία, μέτρησε με φιλμ τύπου HD-810 σε απόσταση 4 μm από τη διεπιφάνεια 1.106, 1.368 και 1.829 αντίστοιχα στα τρία υλικά, και σε απόσταση 120 μm με φιλμ τύπου MD-55 1.094, 1.339 και 1.597, αντίστοιχα.

Οι Das και Kahn (1989) με τη χρήση θαλάμων ιονισμού παραλλήλων πλακών (πάχος παραθύρου: 5 mg/cm^2) και ανομοιογένειας Pb, κατέγραψαν μια μικρή αύξηση της τιμής του παράγοντα BSDF με αύξηση της ενέργειας, 1.67, 1.69, 1.71, 1.72, 1.70 για πηγές Co-60, και γραμμικούς επιταχυντές 4, 6, 10, 18 και 24 MV. Σε συμφωνία με τους Das και Kahn (1989) βρίσκονται τα αποτελέσματα του Li και συν. (1999) κατά τα οποία στην περίπτωση μελέτης ανομοιογένειας από μόλυβδο πάχους 1.0 mm η δόση κοντά στη διεπιφάνεια και σε απόσταση 250 μm αυξάνεται λίγο με αύξηση της ενέργειας (από 1.51 στα 1.25 MeV στο 1.56 σε φάσμα ακτίνων -X 6 MV).

Στην περίπτωση όμως που τα πειράματα πραγματοποιήθηκαν σε πολύ μικρή απόσταση από τη διεπιφάνεια ($x=4 \mu\text{m}$), παρατηρήθηκε σαφής ενεργειακή εξάρτηση των τιμών BSDF, εύρημα που συμφωνεί με αυτά άλλων ερευνητών. Συγκεκριμένα, οι Dutreix και Bernard (1965) βρήκαν αύξηση στη δόση στον άνθρακα, τον οποίο χρησιμοποίησαν ως το υλικό με το μικρό Z, κατά: α) 22%, 18.5%, 14%, 13% λόγω παρουσίας ανομοιογένειας αλουμινίου β) 51%, 40%, 38%, 35% λόγω ανομοιογένειας χαλκού και γ) 108%, 93%, 83%, 94% λόγω ανομοιογένειας μολύβδου κατά την ακτινοβόληση τους με δέσμη από πηγή Co-60 και από βητατρόνιο 11, 15 και 20 MV αντίστοιχα, άρα μείωση με αύξηση της ενέργειας και αύξηση με αύξηση του Z.

Η κατανομή δόσης κοντά σε οδοντικά εμφυτεύματα ήταν το αντικείμενο ορισμένων μελετών. Για παράδειγμα, οι Farahani και συν. (1990) κάνοντας χρήση των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου HD-810 και ακτινοβολίας από Co-60, βρήκαν αύξηση της δόσης στην πολυστερίνη κατά ~110%, 100%, 40% και 20% κατά τη μελέτη

οδοντικών εμφυτευμάτων από κράμα Au, αμάλαμα Ag-Hg, κράμα Ni-Cr και ανθρώπινων δοντιών αντίστοιχα. Οι αντίστοιχες αυξήσεις δόσεις, όταν έκαναν χρήση ακτινοβολίας-X 10 MV, ήταν μικρότερες (περίπου 70%, 60%, 30% και 15%, αντίστοιχα), εύρημα που δεν αντίκειται σε αυτά της παρούσας μελέτης. Την ίδια εποχή η Niroomand-Rad και συν. (1996) μελετώντας ένα οδοντικό εμφύτευμα από κράμα τιτανίου διαστάσεων $48 \times 3.2 \text{ mm}^2$ χωρίς επικάλυψη με υδροξυαπατίτη (HA), βρήκαν αύξηση της δόσης κατά 22.5%, 20.4%, και 28% κάνοντας χρήση ενέργειας φωτονίων 6 MV και ακτινογραφικό φιλμ Kodak X-Omat V, ραδιοχρωμικό φιλμ τύπου MD-55 και θάλαμο ιονισμού παραλλήλων πλακών (πάχος παραθύρου: 0.5 mg/cm^2) αντίστοιχα, ενώ κάνοντας χρήση ακτίνων -X 10 MV μέτρησαν λίγο μικρότερες αυξήσεις (20%, 19.5%, και 24.3%). Παρόμοια, οι Ozen και συν. (2005) αναφέρουν στη μελέτη τους την επίδραση των οδοντικών εμφυτευμάτων από τιτάνιο και κράμα τιτανίου στην ακτινοθεραπεία της κεφαλή ή του λαιμού και ότι η παρουσία των εμφυτευμάτων μπορεί να επιφέρει αύξηση μέχρι 21% στην περίπτωση ακτινοβολήσης με δέσμη Co-60, ενώ αυξάνοντας την ενέργεια ακτινοβολήσης (25 MV) η αύξηση είναι μικρότερη ως το 16%. Οι μετρήσεις τους πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας τα TLD₁₀₀ τσίπς ($3.2. \times 3.2 \times 0.9 \text{ mm}^3$).

Ενέργεια	Ραδιοχρ. Φιλμ (x σε mm)	BSDF ± sem		
		Αλουμίνιο	Χαλκός	Μόλυβδος
Co-60	MD-55 (0.12)	1.084 ± 0.019	1.255 ± 0.017	1.684 ± 0.045
	HD-810 (0.004)	1.234 ± 0.012	1.562 ± 0.026	2.381 ± 0.048
6 MV	MD-55 (0.12)	1.121 ± 0.031	1.317 ± 0.021	1.685 ± 0.026
	HD-810 (0.004)	1.167 ± 0.029	1.367 ± 0.014	2.086 ± 0.020
18 MV ²	MD-55 (0.12)	1.094 ± 0.016	1.339 ± 0.049	1.597 ± 0.049
	HD-810 (0.004)	1.106 ± 0.055	1.368 ± 0.013	1.829 ± 0.016

Πίνακας 6.1: Συγκεντρωτικός πίνακας με τις τιμές του παράγοντα BSDF που μετρήθηκαν στην παρούσα εργασία και σε εργασία με την ίδια μεθοδολογία σε συνάρτηση με την ενέργεια των φωτονίων

Μελέτη	Ανομοιογένεια	BSDF=f(E)
Das και Kahn 1989	Pb	1.67 (Co-60), 1.71 (6MV), 1.72 (18MV)
Li και συν. 1999	Pb	1.51 (Co-60), 1.56 (6MV), 1.54 (24MV)

² Βεζυργιάννη 2010

Farahani και συν. 1990	Ag, Ag-Hg, Ni-Cr, ανθρ. δόντια	2.10 (Co-60), 2.00 (Co-60), 1.40 (Co-60), 1.20 (Co-60),
Farahani και συν. 1990	Ag, Ag-Hg, Ni-Cr, ανθρ. δόντια	1.70 (6 MV), 1.60 (6 MV), 1.40 (6 MV), 1.20 (6 MV),
Niroomand-Rad και συν. 1990	κράμα Ti χωρίς HA	1.21 (6 MV), 1.19 (10 MV)
Ozen και συν. 2005	Ti και κράμα Ti	1.21 (Co-60), 1.16 (25 MV)

Πίνακας 6.2: Συγκριτικά αποτελέσματα από διάφορες μελέτες των τιμών του BSDF σε συνάρτηση με την ενέργεια.

7 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 - ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παρουσία ανομοιογενειών υψηλού ατομικού αριθμού σε μία υπό θεραπεία περιοχή προκαλεί διαταραχή στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης στη εν λόγω περιοχή. Για την ποσοτικοποίηση της διαταραχής στην κατανομή της δόσης λόγω της παρουσίας ανομοιογένειας υψηλού ατομικού αριθμού σε ένα υλικό μικρού ατομικού αριθμού που ακτινοβολείται πριν από την ανομοιογένεια συχνά γίνεται χρήση του παράγοντα διαταραχής δόσης λόγω οπισθοσκέδασης, Backscatter Dose Factor-BSDF. Η τιμή του εν λόγω παράγοντα εξαρτάται από μια σειρά παραμέτρων και ο οποίος όταν πολλαπλασιάζεται με τη δόση στο ομοιογενές μέσο, αποδίδει την απορροφούμενη δόση στο μέσο που περιέχει την ανομοιογένεια.

Στην παρούσα εργασία με σκοπό την πειραματική μελέτη του φαινομένου της διαταραχής της κατανομής της απορροφούμενης δόσης λόγω οπισθοσκέδασης λόγω παρουσίας ανομοιογενειών υψηλού ατομικού αριθμού και πυκνότητας κατά την ακτινοθεραπεία με φωτόνια υψηλής ενέργειας αναπτύχθηκε μεθοδολογία βασιζόμενη στη χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ (MD-55 και HD-810) σε συνδυασμό με έγχρωμο εμπορικά διαθέσιμο CCD σαρωτή εγγράφων (hp scanjet 4570c).

Μελετήθηκε η απόκριση του σαρωτή εγγράφων με τις δύο εναλλακτικές μεθόδους σάρωσης (τεχνική διέλευσης και ανάκλασης) προκειμένου να προσδιοριστεί η βέλτιστη μεθοδολογία. Κατά την τεχνική διέλευσης, διαπιστώθηκε μη ομοιόμορφη κατανομή των εικονοστοιχείων διέλευσης για την κόκκινη χρωματική συνιστώσα σε όλη την ενεργή περιοχή διαστάσεων $4 \times 15 \text{ cm}^2$ καθώς και ότι απαιτείται διαδικασία σταθεροποίησης της απόκρισης του σαρωτή η οποία επιτυγχάνεται με την πάροδο 25 min. Αντίθετα, μέσω της τεχνικής της ανάκλασης υπήρξε ομοιομορφία απόκρισης στην ενεργή περιοχή διαστάσεων $21 \times 29.7 \text{ cm}^2$ χωρίς να χρήζει κάποια διαδικασία σταθεροποίησης του συστήματος. Επιπρόσθετα, βρέθηκε ότι η ευαισθησία του σαρωτή μειώνεται σε περιοχές που προσεγγίζουν τα όρια της ενεργής περιοχής σάρωσης. Προκειμένου να περιοριστεί η ανομοιομορφία λόγω των ενδογενών χαρακτηριστικών του συστήματος σε επίπεδα $<0.5\%$, οι σαρώσεις με διέλευση περιορίστηκαν σε μία κεντρική περιοχή διαστάσεων $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

Κατά την ανάλυση της 24-bit ψηφιακής εικόνας στις τρεις χρωματικές συνιστώσες, δόθηκε η δυνατότητα της επέκτασης της δυναμικής περιοχής δόσεων των MD-55. Συγκεκριμένα, κάνοντας χρήση της κόκκινης χρωματικής συνιστώσας και της τεχνικής της διέλευσης διαπιστώθηκε ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε δόσεις ως 25 Gy, ενώ με τη τεχνική της ανάκλασης ως 50 Gy. Δόσεις μεγαλύτερες των 25 ή 50 Gy (ανάλογα με την τεχνική) δύναται να μετρηθούν με τη χρήση της πράσινης ή μπλε συνιστώσας αναλόγως. Για την τεχνική της διέλευσης η πράσινη συνιστώσα είναι αξιόπιστη μέχρι δόσεις των 300 Gy ενώ η χρήση της μπλε συνιστώσας εκτείνεται μέχρι τουλάχιστον 500 Gy. Αντίστοιχα με την τεχνική της ανάκλασης

διαπιστώθηκε ότι η πράσινη συνιστώσα μπορεί να χρησιμοποιηθεί μέχρι τα 160 Gy ενώ η μπλε μέχρι τουλάχιστον τα 500 Gy. Σε συνέχεια με τα προαναφερθέντα, καταλήξαμε ότι υπάρχει η δυνατότητα επέκτασης της δυναμικής περιοχής δόσεων των HD-810 για δόσεις μεγαλύτερες των 160 Gy, χωρίς όμως να προσδιοριστεί αυτό πειραματικά καθώς οι ανάγκες της παρούσας εργασίας δεν απαιτούσαν τόσο μεγάλες δόσεις.

Στην περίπτωση που το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ ακτινοβολήσης και μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ MD-55 είναι μεγαλύτερο των 4 ημερών, είναι απαραίτητο να εφαρμοστούν διορθωτικοί παράγοντες. Για παράδειγμα, χρονοκαθυστέρηση 30 ημερών μεταξύ ακτινοβολήσης και μέτρησης με την τεχνική της διέλευσης, βρέθηκε ότι απαιτεί την εφαρμογή διορθωτικού παράγοντα που είναι της τάξης του ~7% και ο οποίος είναι ανεξάρτητος της δόσης και της υπό μελέτη χρωματικής συνιστώσας. Αντίθετα, για την τεχνική της ανάκλασης υπάρχει διαφορετική απόκριση ανά χρωματική συνιστώσα. Για την κόκκινη συνιστώσα ο διορθωτικός παράγοντας που πρέπει να εφαρμοστεί είναι σταθερός, ανεξάρτητος της δόσης ~1% ενώ για την πράσινη και μπλε συνιστώσα παρατηρήθηκε έντονη εξάρτηση με τη δόση με το διορθωτικό παράγοντα να προσεγγίζει το 25%.

Εφαρμόζοντας ένα κριτήριο απόδοσης βρέθηκε ότι η απόδοσή των δύο τεχνικών σάρωσης είναι παρόμοια. Στην περίπτωση χρήσης των MD-55 ~0.24 Gy vs ~0.25 Gy για εύρος δόσεων από 3-30 Gy, ενώ με τη χρήση των HD-810 ~4.75 Gy vs ~4.82 Gy στο εύρος δόσεων από 40-140 Gy που μελετήθηκε. Παρόλα αυτά θα πρέπει να τονιστεί ότι το εύρος της δυναμικής περιοχής δόσεων με χρήση της τεχνικής ανάκλασης και τη χρήση των MD-55 είναι πολύ μεγαλύτερο αυτού της τεχνικής διέλευσης.

Ένας επιπλέον έλεγχος που πραγματοποιήθηκε ήταν αυτός της ύπαρξης ή μη επίδρασης της ένδειξης S από την πλευρά του φιλμ που σαρώνεται. Κατά τον έλεγχο αυτό δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των ενδείξεων των εικονοστοιχείων S που ελήφθησαν για τις δύο όψεις των φιλμ MD-55, ορθή και ανεστραμμένη, με την τεχνική της διέλευσης ($p=0.44$, $n=12$) και της ανάκλασης ($p=0.63$, $n=12$). Αντίθετα, κατά τη μέτρηση φιλμ τύπου HD-810 που έχουν μη συμμετρική δομή, βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ($p<0.0001$). Προκειμένου όμως να ελαχιστοποιούνται οι ανακρίβειες, τα εκάστοτε χρησιμοποιούμενα φιλμ (MD-55 και HD-810) διατηρήθηκαν στην παρούσα εργασία με τον ίδιο προσανατολισμό τόσο κατά τη μέτρηση όσο και κατά την ακτινοβολήση με τα φιλμ της βαθμονόμησης.

Θα πρέπει να επισημανθεί ότι κατά τη σύγκριση της ευαισθησίας της τεχνικής που αναπτύχθηκε στην παρούσα εργασία με άλλες τεχνικές που χρησιμοποιούν φωτεινή πηγή με μήκος κύματος πλησιέστερα στη μέγιστη κορυφή απορρόφησης των MD-55 φιλμ (~ 675 nm), διαπιστώθηκε ότι χρησιμοποιώντας τη τεχνική της διέλευσης (με την κόκκινη συνιστώσα τύπου RGB) η ευαισθησία της τεχνικής είναι μικρότερη κατά

~ 2.9 φορές ενώ μπορεί να χαρακτηριστεί ως τεχνική παρόμοιας ευαισθησίας με αυτές που κάνουν χρήση ενός συστήματος λέιζερ He-Ne (632.8 nm). Το τελευταίο σύστημα βέβαια είναι πιο ακριβό από τον σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη και για το λόγο αυτό ο σαρωτής εγγράφων hp scanjet 4570c προτείνεται ως μία εύχρηστη, οικονομική και αξιόπιστη επιλογή.

Η μεθοδολογία που αναπτύχθηκε βασιζόμενη στην τεχνική της διέλευσης και την κόκκινη χρωματική συνιστώσα χρησιμοποιήθηκε στη μελέτη των παραμέτρων εξάρτησής του παράγοντα BSDF. Βρέθηκε αύξηση της δόσης στην διεπιφάνεια πλεξιγκλάς-ανομοιογένεια υψηλού ατομικού αριθμού (Al ή Cu ή Pb) από την πλευρά του πλεξιγκλάς και για τις δύο ενέργειες φωτονίων (Co-60, 6 MV), που αποδίδεται στην οπισθοσκέδαση των ηλεκτρονίων. Η εμβέλεια των οπισθοσκεδαζόμενων ηλεκτρονίων είναι μικρή και για το λόγο αυτό το φαινόμενο εκτείνεται σε αποστάσεις των μερικών mm. Η έκταση αυτή της διαταραχής εξαρτάται από το ενεργειακό φάσμα των φωτονίων. Παρόλο που ο παράγοντας BSDF είναι συνάρτηση μιας σειράς παραμέτρων, μπορεί να θεωρηθεί πρακτικά ανεξάρτητος του βάθους στο οποίο τοποθετείται η ανομοιογένεια μέσα στο ομοίωμα καθώς και του μεγέθους του πεδίου ακτινοβολίας, όταν οι μετρήσεις πραγματοποιούνται σε απόσταση $x=120 \mu\text{m}$ (MD-55 φιλμ) από την ανομοιογένεια Al, Cu και Pb. Αντιθέτως, σε μικρότερη απόσταση μέτρησης από την ανομοιογένεια Pb, π.χ. 4 μm (HD-810), βρέθηκε αύξηση που κυμαινόταν από 7.7% έως και 17.5% κατά τη μετάβαση από πεδίο διαστάσεων $6 \times 6 \text{ cm}^2$ σε πεδίο $20 \times 20 \text{ cm}^2$ στην περίπτωση ακτινοβόλησης με φωτόνια 6 MV και πηγή Co-60 αντίστοιχα. Επιπρόσθετα, κατά τη μελέτη της εξάρτησης του παράγοντα BSDF από το πάχος της εκάστοτε ανομοιογένειας, βρέθηκε ότι καθώς αυξάνεται το πάχος της, αυξάνεται και η τιμή του BSDF, ως ένα ορισμένο ειδικό πάχος που ήταν στις περισσότερες περιπτώσεις μικρότερο του 1 g/cm^2 μια τιμή που εξαρτάται από την ενέργεια ακτινοβόλησης. Σε κάθε περίπτωση, η μέγιστη τιμή του παράγοντα BSDF απαντάται σε γωνία ακτινοβόλησης 0° , ενώ η αύξηση της γωνίας ακτινοβόλησης στις συνθήκες που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη, οδηγεί σε μείωση του BSDF. Στο σημείο αυτό πρέπει να τονιστεί ότι διαπιστώθηκε εξάρτηση του παράγοντα BSDF από τον ατομικό αριθμό της ανομοιογένειας καθώς και από την ενέργεια των φωτονίων. Συγκεκριμένα, βρέθηκε ότι ο BSDF είναι ανάλογος με τη τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού της εκάστοτε ανομοιογένειας, ενώ αύξηση της ενέργειας των φωτονίων (για μετρήσεις με τα φιλμ τύπου HD-810) οδηγεί σε μείωση του BSDF σε μικρή απόσταση από τη διεπιφάνεια σε αντίθεση με μεγαλύτερες αποστάσεις με χρήση φιλμ τύπου MD-55. Εν κατακλείδι, οι εξισώσεις που αναπτύχθηκαν προκειμένου να προβλεφθεί ο παράγοντας BSDF σε διεπιφάνειες μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν προκειμένου να διορθωθούν οι υπολογισμοί που πραγματοποιούνται στο σχεδιασμό της θεραπείας, όταν στην πορεία της δέσμης απαντάται ανομοιογένεια με μεγάλο ατομικό αριθμό.

8 ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

Σκοπός

Η έκβαση της ακτινοθεραπείας είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με την ακρίβεια με την οποία απορροφάται η προβλεπόμενη δόση στο ανθρώπινο σώμα. Η ύπαρξη ανομοιογενειών μεγάλου ατομικού αριθμού στο πεδίο ακτινοβολίας προκαλεί διαταραχή στην κατανομή της απορροφούμενης δόσης. Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν η ποσοτικοποίηση της διαταραχής της δόσης που απορροφάται σε ένα υλικό μικρού ατομικού αριθμού, πριν από διεπιφάνειά του με υλικό υψηλού ατομικού αριθμού και πυκνότητας, κατά την ακτινοβόλησή του με φωτόνια υψηλής ενέργειας.

Υλικά και Μέθοδοι

Χρησιμοποιήθηκε ομοιογενές ομοίωμα από πλάκες PMAA (πλεξιγκλάς) με ανομοιογένειες από αλουμίνιο, χαλκό, και μόλυβδο καθώς και ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου HD-810 και MD-55, κατασκευής ISP. Οι ακτινοβολήσεις έγιναν σε μία μονάδα τηλεθεραπείας Co-60 και σε έναν επιταχυντή 6 MV. Μελετήθηκαν και συγκρίθηκαν τα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά στο νερό φιλμ τύπου MD-55 και HD-810 για δόσεις έως 500 Gy μετρώντας με έγχρωμο σαρωτή εγγράφων (hp scanjet 4570c series digital flatbed scanner) τόσο την οπτική πυκνότητα (OD) των φιλμ όσο και την ανακλασιμότητά τους στις τρεις χρωματικές τους συνιστώσες με διακριτική ικανότητα σάρωσης 300 dpi και χρήση των λογισμικών HP Director και ImageJ (έκδοση 1.34s).

Ως μέτρο της διαταραχής της κατανομής της απορροφούμενης δόσης σε ένα υλικό μικρού ατομικού αριθμού υπό την παρουσία ανομοιογενειών υψηλού ατομικού αριθμού στην περιοχή εισόδου της δέσμης στην ανομοιογένεια, χρησιμοποιήθηκε ο παράγοντας διαταραχής δόσης λόγω οπισθοσκέδασης BSDF (Backscatter Dose Factor). Αναλύοντας την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας, που ελήφθη με την τεχνική της διέλευσης, μελετήθηκε η εξάρτηση του BSDF από: α) το πάχος της ανομοιογένειας, β) το βάθος της ανομοιογένειας μέσα στο ομοίωμα, γ) την απόσταση μεταξύ του σημείου μέτρησης στο υλικό μικρού ατομικού αριθμού και της διεπιφάνειας των δυο υλικών, δ) τις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολίας, ε) τη γωνία ακτινοβόλησης, στ) τον ατομικό αριθμό της ανομοιογένειας και ζ) την ενέργεια της δέσμης φωτονίων.

Αποτελέσματα

A. Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά των φιλμ και ποιοτικός έλεγχος του σαρωτή

Η εξάρτηση της οπτικής πυκνότητας των φιλμ, από την απορροφούμενη δόση στο νερό περιγράφηκε και για τα δυο είδη φιλμ με πολυωνυμικές συναρτήσεις 2^{00} βαθμού (τεχνική διέλευσης), ενώ των ενδείξεων των εικονοστοιχείων ανάκλασης S

με λογαριθμικές συναρτήσεις. Παρόλο που το κριτήριο απόδοσης των φιλμ τύπου MD-55 που θεσπίστηκε για τις δυο τεχνικές σάρωσης βρέθηκε παρόμοιο στο εύρος δόσεων 3-30 Gy, το εύρος της δυναμικής περιοχής δόσεων της τεχνικής ανάκλασης είναι μεγαλύτερο αυτού της τεχνικής διέλευσης όταν χρησιμοποιείται η κόκκινη συνιστώσα. Επιπλέον βρέθηκε ότι οι μετρήσεις δόσεων μικρότερων των 16.9 Gy είναι περισσότερο ακριβείς με την εφαρμογή της τεχνικής της ανάκλασης. Η ανάλυση της εικόνας στις τρεις χρωματικές συνιστώσες, επέτρεψε την επέκταση της δυναμικής περιοχής μετρήσεων των φιλμ τύπου MD-55 τουλάχιστον ως 500 Gy. Επιπλέον, παρατηρήθηκε μη ομοιόμορφη χωρική κατανομή των εικονοστοιχείων της κόκκινης χρωματικής στην τεχνική διέλευσης αλλά όχι στην τεχνική της ανάκλασης. Επιπρόσθετα, διαπιστώθηκε ότι απαιτούνται περί τα 25 λεπτά για τη σταθεροποίηση των ενδείξεων του σαρωτή εγγράφων όταν γίνονται μετρήσεις διέλευσης, φαινόμενο το οποίο δεν παρατηρήθηκε στην τεχνική της ανάκλασης. Βρέθηκε ακόμα ότι στην περίπτωση που το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί μεταξύ ακτινοβόλησης και μέτρησης των φιλμ είναι μεγαλύτερο των 4 ημερών, είναι απαραίτητο να εφαρμοστούν δοσοεξαρτώμενοι διορθωτικοί παράγοντες καθώς και ότι υπάρχει εξάρτηση στην απόκριση των φιλμ τύπου HD-810 από την πλευρά σάρωσης κατά την ανάγνωσή τους.

B. Δοσιμετρία Διεπιφανειών

Βρέθηκε μεγάλη αύξηση της απορροφούμενης δόσης κοντά στη διεπιφάνεια πλεξιγκλάς-υλικού μεγάλου ατομικού αριθμού για τα δύο ενεργειακά φάσματα φωτονίων και το δε μέγεθος της διαταραχής μειώνεται με αύξηση της απόστασης από τη διεπιφάνεια. Συγκεκριμένα, βρέθηκε ότι ο BDSF: α) μεταβάλλεται ανάλογα με την τετραγωνική ρίζα του ατομικού αριθμού της ανομοιογένειας, β) αυξάνεται με αύξηση του πάχους της ανομοιογένειας (μέχρι το πάχος κορεσμού), γ) μειώνεται με αύξηση της ενέργειας φωτονίων σε μικρές αποστάσεις από τη διεπιφάνεια, δ) μειώνεται με αύξηση της γωνίας ακτινοβόλησης, ε) μπορεί να θεωρηθεί πρακτικά ανεξάρτητος του βάθους τοποθέτησης της ανομοιογένειας (με την προϋπόθεση ότι το βάθος τοποθέτησης είναι μεγαλύτερο από το βάθος ανοικοδόμησης) και στ) εξαρτάται από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας μόνο σε μικρά πεδία με ανομοιογένεια από Pb και μικρές αποστάσεις από την διεπιφάνεια.

Συμπεράσματα

Αναπτύχθηκαν και χρησιμοποιήθηκαν δυο εναλλακτικές απλές, οικονομικές και ακριβείς μεθοδολογίες μέτρησης των ραδιοχρωμικών φιλμ με τη χρήση σαρωτή εγγράφων. Οι εμπειρικές σχέσεις που βρέθηκαν και συσχετίζουν τον BDSF με τις συνθήκες ακτινοβόλησης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ώστε να βελτιωθούν οι υπολογισμοί κατανομής της απορροφούμενης δόσης στην τηλεθεραπεία, όταν στην πορεία της δέσμης απαντάται ανομοιογένεια μεγάλου ατομικού αριθμού.

9 ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ

Purpose

The outcome of radiotherapy is strongly tied to the accuracy with which the prescribed dose is absorbed in the human body. The existence of high atomic number inhomogeneities in the irradiation field causes perturbation in the distribution of the absorbed dose. The purpose of this study was to quantify the dose perturbation in a low atomic number tissue, before an interface of high atomic number and density material, during irradiation with high energy photons.

Materials and Methods

A PMAA (Plexiglas) phantom was used as well as inhomogeneities made of aluminum, copper, lead and steel. Dose measurements were carried out using radiochromic films of type HD-810 and MD-55 (ISP manufactured). Irradiations were performed in a Co-60 unit and a 6 MV linear accelerator. The dosimetric characteristics of MD-55 and HD-810 films were studied and compared for doses up to 500 Gy in water by measuring both their optical density (OD) and their reflectivity in the three color components using a document scanner (hp scanjet 4570c series digital flatbed scanner). The films were scanned at 300 dpi resolution using the HP Director software. The RGB image was split into its three color components (red, green and blue) and then analyzed with the ImageJ software (ver. 1.34s).

As a measure of the absorbed dose perturbation into a material of low atomic number, in the presence of high atomic number inhomogeneities at the entrance point of the beam, the quantity Backscatter Dose Factor (BSDF) was used. By analyzing the red color component of the digital image taken using the transmission method, we studied the dependence of the BSDF on: a) the thickness of the inhomogeneity, b) the depth of the inhomogeneity in the phantom, c) the distance between the measurement point in the low atomic number material and the interface of two materials, d) the field size, e) the angle of the photon beam, f) the atomic number of the inhomogeneity and g) the energy of the photon beam.

Results

A. Dosimetric characteristics of films and evaluation of the document scanner

The dependence of OD on the absorbed dose in water, for both film types, was described by a 2nd order polynomial function (transmission method); the dependence of the readings for the reflection pixels was adjusted with logarithmic curves. Although the performance criterion that was established for the two scanning techniques was similar in the dose range 3-30 Gy for the MD-55 films, the dynamic dose range of the reflection method is larger than that of the transmission method for the red component. In addition, measurements of doses lower than 16.9

Gy are more accurate if the reflection method is used. The use of all three color components allows for the extension of the dynamic range of MD-55 films to doses up to at least 500 Gy. The scanning side of the HD-810 films was found to influence the readings. Moreover, spatial uniformity of the red color component was observed for the transmission but not for the reflection technique. Additionally, it was found that approximately 25 minutes are required for the scanner to stabilize in order to provide reliable readings when the transmission mode was used; in contrast, this is not required in case of the reflection mode. It was also found that if the time interval between irradiation and measurement is greater than 4 days then it is essential to apply dose-dependent correction factors, and, that the response of HD-810 films depends on the side of the film that is scanned.

B. Interface Dosimetry

A substantial increase of the absorbed dose was measured close to the plexiglas-high atomic number material interface for the two photon energy spectra and this dose enhancement decreases with the increase of the distance from the interface. Particularly, it was found that BSDF: a) varies with the square root of the atomic number of the inhomogeneity, b) increases as the thickness of the inhomogeneity increases (up to a saturation thickness), c) decreases by increasing photon energy at short distances from the interface, d) decreases by increasing the angle of irradiation, e) can be considered practically independent of the depth at which the inhomogeneity is placed (with the condition that the placing depth is greater than the build-up for each energy) and f) depends on photon field size only in small fields close to a Pb inhomogeneity at short distances from the interface.

Conclusions

Two alternative simple, low cost and accurate reading methodologies of radiochromic films were developed and employed using a document scanner. Empirical equations were derived, which correlate BSDF with the irradiation conditions and could be used to improve the dose distribution calculations in teletherapy when a high atomic number inhomogeneity is found in the beam path.

10 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΞΕΝΟΓΛΩΣΣΗ

A

1. Al-Hallaq H.A., Reft C.S., Roeske J.C., "The dosimetric effects of tissue heterogeneities in intensity-modulated radiation therapy (IMRT) of the head and neck", *Phys. Med. Biol.* 51, 1145-1156, (2006).
2. Ali I., Williamson J.F., Costescu C., Dempsey J.F., "Dependence of radiochromic film response kinetics on fractionated doses", *Appl. Radiat. Isot.* 62, 609-617, (2005).
3. Ali I., Ahmad S., Joel S., Williamson J., "Optimal densitometry wavelengths that maximize radiochromic film sensitivity while minimizing OD growth and temperature sensitivity artefacts", *Journal of X-Ray Science and Technology* 17, 61-73, (2009).
4. Allal A.S., Richter M., Russo M., Rouzaud M., Dulguerov P., Kurtz J.M., "Dose variation at bone/titanium interfaces using titanium hollow screw osseointegrating reconstruction plates", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40, 215-219, (1998).
5. Arnfield M.R., Siantar C.H., Siebers J., Garmon P., Cox L., Mohan R., "The impact of electron transport on the accuracy of computed dose", *Med. Phys.* 27, 1266-1274, (2000).
6. Aydarous A.Sh., Darley P.J., Charles M.W., "A wide dynamic range, high-spatial-resolution scanning for radiochromic dye films", *Phys. Med. Biol.* 46, 1379-1389, (2001).

B

7. Bazioglou M., Kalef-Ezra J., "Dosimetry with radiochromic films: a document scanner technique, neutron response, applications", *Appl. Radiat. Isot.* 55, 339-345, (2001a).
8. Bazioglou M.A., Kalef-Ezra J., Kappas C., "Comparison of dosimetric techniques for the assessment of basic dosimetric data of stereotactic fields", *Physica Medica* 26, 123-128, (2001b).
9. Bazioglou M.A., Theodorou A., Kappas C. Kalef-Ezra J., "A multipurpose head phantom for stereotactic radiotherapy", *Physica Medica* XVII, 121-127 (2002).
10. Behrens C.F., "Dose build-up behind air cavities for Co-60, 4, 6 and 8 MV. Measurements and Monte Carlo simulations", *Phys. Med. Biol.* 51, 5937-5950, (2006).
11. Beach J.L., Mendiondo M.S., Mendiondo O.A., "A comparison of air-cavity inhomogeneity effects for cobalt-60, 6-, and 10-MV x-ray beams", *Med. Phys.* 14, 140-144, (1987).
12. Beyzadeoglu M., Dirican B., Oysul K., Ozen J., Ucok O., "Evaluation of scatter dose of dental titanium implants exposed to photon beams of different energies and

irradiation angles in head and neck radiotherapy”, *Dentomaxillofacial Radiology* 35, 14-17, (2006).

13. Broerse J.J., Zoetelief J., “Dose inhomogeneities for photons and neutrons near interfaces”, *Rad. Prot. Dos.* 112, 509-517, (2004).
14. Buenfil A.E., Ruiz-Trejo C., Gamboa-deBuen I., Avilés P., Avila O., Olvera C., Robledo R., Rodríguez-Ponce M., Mercado-Urbe H., Rodríguez-Villafuerte M., brandan M.E., “Response of radiochromic dye films to low energy heavy charged particles”, *Nucl. Instrum. Methods B* 197, 317-322, (2002).
15. Buffa F.M., Verhaegen F., “Backscatter and dose perturbations for low- to medium- energy electron point sources at the interface between materials with different numbers”, *Radiat. Res.* 162, 693-701, Abstr. (2004).
16. Butson M.J., Mathur J.N., Metcalfe P.E., “Radiochromic film as a radiotherapy surface-dose detector”, *Phys. Med. Biol.* 41, 1073-1078, (1996).
17. Butson M.J., Yu P.K.N., Metcalfe P., “Effects of read-out light sources and ambient light on radiochromic film”, *Phys. Med. Biol.* 45, 1863-1868, (2000).
18. Butson M.J., Cheung T., Yu P.K.N., Abbati D., Greenoak G.E., “Ultraviolet radiation dosimetry with radiochromic film”, *Phys. Med. Biol.* 47, N291-N295, (2002a).
19. Butson M.J., Yu P.K.N., Cheung T., Metcalfe P., “High sensitivity radiochromic film dose comparisons”, *Phys. Med. Biol.* 47, N291-N295, (2002b).
20. Butson M.J., Yu P.K.N., Cheung T., Inwood D., “Polarization effects on a high-sensitivity radiochromic film”, *Phys. Med. Biol.* 48, N207-N211, (2003a).
21. Butson M.J., Yu P.K.N., Cheung T., Metcalfe P., “Radiochromic film for medical radiation dosimetry”, *Mater. Sci. Eng.*, R41, 61-120 (2003b).

C

22. Cadman P., Bassalow R., Sidhu N.P.S., Ibbott G., Nelson A., “Dosimetric considerations for validation of a sequential IMRT process with commercial treatment planning system”, *Phys. Med. Biol.* 47, 3001-3010, (2002).
23. Cai Z., Xiaoning P., Hunting D., Cloutier P., Lemay R., Sanche L., “Dosimetry of ultrasoft x-rays (1.5 keV Al_{Kα}) using radiochromic films and colour scanners”, *Phys. Med. Biol.* 48, 4111-4124, (2003).
24. Cheung T., Butson M.J., Yu P.K.N., “Evaluation of a fluorescent light densitometer for radiochromic film analysis”, *Radiat. Measurements* 35, 13-16, (2002).
25. Cheung T., Butson M.J., Yu P.K.N., “Reflection spectrometry analysis of irradiated Gafchromic XR type R radiochromic films”, *Appl. Radiat. Isot.* 127-129, (2005).
26. Chiu-Tsao S.-T., de la Zerda A., Lin J., Kim J.H., “High sensitivity Gafchromic film dosimetry for 125I seed”, *Med. Phys.* 21, 651-657, (1994).
27. Chiu-Tsao S.-T., Duckworth T.L., Patel N.S., Pisch J., Harrison L.B., “Verification of Ir-192 near source dosimetry using GAFCHROMIC film”, *Med. Phys.* 31, 201-207, (2004).

28. Chiu-Tsao S.-T., Ho Y., Shankar R., Wang I., Harrison L.B., "Energy dependence of response of new sensitivity radiochromic films for megavoltage and kilovoltage radiation energies", *Med. Phys.* 32, 3350-3354, (2005).
29. Chetty I.J., Charland P.M., Tyagi N., McShan D.L., Fraass B.A., "Photon beam relative dose validation of the DPM Monte Carlo code in lung-equivalent media", *Med. Phys.* 30, 563-573, (2003).
30. Chow J.C.L., Grigorov G.N., "Dose measurements near a non-radioactive gold seed using radiographic film", *Phys. Med. Biol.* 50, N227-N234, (2005).
31. Chow J.C.L., Grigorov G.N., "Monte Carlo simulations of dose near a nonradioactive gold seed", *Med. Phys.* 33, 4614-4624, (2006).
32. Chow J.C.L., Grigorov G.N., "Monte Carlo simulation of backscatter from lead for clinical electron beams using EGSnrc", *Med. Phys.* 35, 1241-1250, (2008).
33. Chu R.D.H., VanDyk G., Lewis D.F., O'Hara K.P.J., Buckland B.W., Dinelle F., "Gafchromic dosimetry media: A new high dose thin routine dosimeter and dose mapping tool", *Radiat. Phys. Chem.* 35, 767-773, (1990).
34. Cranmer-Sargison G., Beckham W.A., Popescu I.A., "Modelling an extreme water-lung interface using a single pencil beam algorithm and the Monte Carlo method", *Phys. Med. Biol.* 49, 1557-1567, (2004).

D

35. da Rosa L.A.R., Seidenbusch M., Regulla D.F., "Dose profile assessment at gold-tissue interfaces by using TSEE", *Radiat. Prot. Dosim.* 85, 433-436, (1999).
36. Das I.J., Khan F.M., Gerbi B.J., "Interface dose perturbation as measure of megavoltage photon beam energy", *Med. Phys.* 15, 78-81, (1988).
37. Das I.J., Khan F.M., "Backscatter dose perturbation at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams", *Med. Phys.* 16, 367-375, (1989).
38. Das I.J., Kase K.R., Meigooni A.S., Khan F.M., Werner B.L., "Validity of transition-zone dosimetry at high atomic number interfaces in megavoltage photon beams", *Med. Phys.* 17, 10-16, (1990).
39. Das I.J., Chopra K.L., "Backscatter dose perturbation in kilovoltage photon beams at high atomic interfaces", *Med. Phys.* 22, 767-773, (1995).
40. Das I.J., "Forward dose perturbation at high atomic interfaces in kilovoltage x-ray beams", *Med. Phys.* 24, 1781-1787, (1997).
41. Das I.J., Kassae A., Verhagen F., Moskvina V.P., "Interface dosimetry: measurements and Monte Carlo simulations of low-energy photons beams", *Radiat. Phys. Chem.* 61, 593-595, (2001).
42. Das I.J., Moskvina V.P., Kassae A., Tabata T., Verhagen F., "Dose perturbations at high-Z interfaces in kilovoltage photon beams: comparison with Monte Carlo simulations and measurements", *Radiat. Phys. Chem.* 64, 173-179, (2002).
43. Das I.J., Cheng Ch-W., Mitra R.K., Kassae A., Tochner Z., Solin L.W., "Transmission and dose perturbations with high-Z materials in clinical electron beams", *Med. Phys.* 31, 3213-321, (2004).

44. Danchenko V., Griffen G.F., Brashears S.S., "Delayed darkening of radiation exposed radiochromic dye dosimeters", IEEE Trans. Nucl. Sci., NS-28, Abstr., (1981).
45. Dempsey J.F., Low D.A., Kirov A.S., Williamson J.F., "Quantitative optical densitometry with scanning-laser film digitizers", Med. Phys. 26, 1721-1731, (1999).
46. Dempsey J.F., Low D.A., Mutic S., Markman J., Kirov A.S., Nussbaum G.H., Williamson J.F., "Validation of a precision radiochromic film dosimetry system for quantitative two-dimensional imaging of acute exposure dose distributions", Med. Phys. 27, 2462-2475, (2000).
47. Devic S., Seuntjens J., Hegyi Gyorgy, Podgorsak E.B., Soares C.G., Kirov A.S., Ali I., Williamson J.F., Elizondo A., "Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers", Med. Phys. 31, 2392-2401, (2004).
48. Devic S., Seuntjens J., Sham E., Podgorsak E.B., Schmidlein C.R., Kirov A.S., Soares C.G., "Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner", Med. Phys. 32, 2245-2253, (2005).
49. Devic S., Wang Y-Z., Tomic N., Podgorsak E.B., "Sensitivity of linear CCD array based film scanners used for film dosimetry", Med. Phys. 33, 3993-3996, (2006).
50. Dilmanian F.A., Morris G.M., le Duc G., Huang X., Ren B., Bacarian T., Allen J.C., Kalef-Ezra J., Orion I., Rosen E.M., Sandu T., Sathé P., Wu X.Y., Zhong Z., Shivaprasad H.L., "Response of avian embryonic brain to spatially segmented x-ray microbeams", Cell. Mol. Biol. 47, 485-493, Abstr. (2001).
51. Dutreix J., Dutreix A., Bernard M., "Étude de la dose au voisinage de l'interface entre deux milieu de composition atomique différente exposés aux rayonnement γ du Co-60", Phys. Med. Biol. 7, 69-82, (1962).
52. Dutreix J., Bernard M., "Étude du flux des électrons secondaires et de leur rétrodiffusion: Application à la détermination de l'ionisation à l'interface entre deux milieu différent exposés à des RX de haute énergie", Biophysik 2, 179-192 (1965).
53. Dutreix J., Bernard M., "Dosimetry at interfaces for high energy X and gamma rays", Br. J. Radiol. 39, 205-210, (1966).

E

54. El-Khatib E., Antolak J., Scrimger J., "Evaluation of film and thermoluminescent dosimetry of high-energy electron beams in heterogeneous phantoms", Med. Phys. 19, 317-323, (1992).
55. Engelsman M., Damen E.M.F., Koken P.W., van't Veld A.A., van Ingen K.M., Mijnheer B.J., "Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours", Radioth. Oncol. 60, 299-309, (2001a).
56. Engelsman M., Remeijer P., van Herk M., Lebsque J.V., Mijnheer B.J., Damen E.M.F., "Field size reduction enables iso-NTCP escalation of tumor control

probability for irradiation of lung tumors”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 51, 1290-1298, (2001b).

57. Epp E.R., Loughheed M.N., McKay J.W., “Ionization build-up in upper respiratory air passages during teletherapy with cobalt 60 radiation”, *Br. J. Radiol.* 31, 361-367, (1958).
58. Ertl A., Kellermann P.O., Zehetmayer M., Schoggl A., Kindl P., Maitz A.H., “A novel 675.2 nm diode laser densitometer for use with GafChromic films”, *Med. Phys.* 26, 834-838, (1999).

F

59. Farahani M., Eichmiller F.C., McLaughlin W.L., “Measurement of absorbed doses near metal and dental interfaces irradiated by x- and gamma-ray therapy beams”, *Phys. Med. Biol.* 35, 369-385, (1990).
60. Francescon P., Cavedon C., Reccanello S., Cora S., “Photon dose calculation of a three-dimensional treatment planning system compared to Monte Carlo code BEAM”, *Med. Phys.* 27, 1579-1587, (2000).
61. Fuller C.D., Diaz I., Cavanaugh S.X., Eng T.Y., “In vivo dose perturbation effects of metallic dental alloys during head and neck irradiation with intensity modulated radiation therapy”, *Oral Oncol.* 40, 645-648, (2004).
62. Fusi F., Mercatelli L., Marconi G., Cuttone G., Romano G., “Optical characterization of a radiochromic film by total reflectance and transmittance measurements”, *Med. Phys.* 31, 2147-2154, (2004).

G

63. Gagnon W.F., Cundiff J.H., “Dose enhancement from backscattered radiation at tissue-metal interfaces irradiated with high energy electrons”, *Br. J. Radiol.* 53, 466-470, (1980).
64. Galvin J.M., Han K., Cohen R., “A comparison of multileaf-collimator and alloy-block field shaping”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40, 721-731, (1998).
65. Garth J.C., Chadsey W.L., Sheppard R.L., “Monte Carlo analysis of dose profiles near photon irradiated materials interfaces”, *IEEE Transactions on Nuclear Science* 22, 2562-2567, Abstr. (1975).
66. Gluckman G.R., Reinstein L.E., “Comparison of three high-resolution digitizers for radiochromic dosimetry”, *Med. Phys.* 29, 1839-1846, (2002).

H

67. Haraldsson P., Knoos T., Nystrom H., Engstrom P., “Monte Carlo study of TLD measurements in air cavities”, *Phys. Med. Biol.* 48, N253-N259, (2003).
68. Hainfeld J.F., Slatkin D.N., Smilowitz H.M., “The use of gold nanoparticles to enhance radiotherapy in mice”, *Phys. Med. Biol.* 49, N309-N315, (2004).
69. Hainfeld J.F., Dilmanian F.A., Slatkin D.N., “Radiotherapy enhancement with gold nanoparticles”, *J. Pharmacy and Pharmacology* 60, 977-985, (2008).

70. Hainfeld J.F., Dilmanian F.A., Zhong Z., Slatkin D.N., Kalef-Ezra J.A., Smilowitz H.M., "Gold nanoparticles enhance the radiation therapy of a murine squamous cell carcinoma", *Phys. Med. Biol.* 55, 3045-3059, (2010).
71. Hirsch L.R., Gobin A.M., Lowery A.R., Tam F., Drezek N., Halas J., West J.L., "Metal nanoshells", *Annals of Biomed. Eng.* 34, 15-22, (2006).
72. Hunt M.A., Kutcher G.J., Buffa A., "Electron backscatter corrections for parallel-plate chambers", *Med. Phys.* 15, 96-103, (1988).
73. Hupe O., Brunzendorf J., "A novel method of radiochromic film dosimetry using a color scanner", *Med. Phys.* 33, 4085-4094, (2006).
74. Huq M.S., Venkataramanan N., Meli J.A., "The effect on dose of kilovoltage x-rays backscattered from lead", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 24, 171-175, Abstr. (1992).

I

J

75. Janovsky I., Mehta K., "The effects of humidity on the response of radiochromic dosimeters FWT-60-00 and Gafchromic DM-1260", *Radiat. Phys. Chem.* 43, 407-409, (1994).
76. Jeraj R., Keall P.J., Ostwald P.M., "Comparisons between MNCP, EGS4 and experimental for clinical electron beams", *Phys. Med. Biol.* 44, 705-717, (1999).
77. Jones A.O., Das I.J., "Comparison of inhomogeneity correction algorithms in small photon fields", *Med. Phys.* 32, 766-776, (2005).
78. Joshi C.P., Darko J., Vidyasagar P.B., Schreiner L.J., "Dosimetry of interface region near closed air cavities for Co-60, 6 MV, and 15 MV photon beams using Monte Carlo simulations", *J. Med. Phys.* 35, 73-80, (2010).

K

79. Kalef-Ezra J., Horowitz Y.S., Mack J.M., "Electron backscattering from low z thick absorbers", *Nucl. Instrum. Meth.* 195, 587-597, (1982).
80. Kalef-Ezra J., Bozios G., Tsekeris P., Michalis L., "Patient and personnel dosimetry in endovascular radiotherapy with $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$ sources", *Radiat. Protect. Dosim.* 114, 514-523, (2005).
81. Kalef-Ezra J., Karava K., "Radiochromic film dosimetry: reflection vs transmission scanning", *Med. Phys.* 35, 2308-2311, (2008).
82. Kan M.W., Wong T.P., Young E.C., Chan C.L., Yu P.K., "A comparison of two photon planning algorithms for 8 MV and 25 MV x-ray beams in lung", *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* 18, 95-103, Abstr. (1995).
83. Khan F.M., Moore V.C., Levitt S.H., "Field shaping in electron beam therapy", *Br. J. Radiol.* 49, 883-886, (1976).
84. Kan W.K., Wu P.M., Leung H.T., Lo T.C., Chung C.W., Kwong D.L.W., Sham S.T., "The effect of the nasopharyngeal air cavity on x-ray interface doses", *Phys. Med. Biol.* 43, 529-537, (1998).

85. Khoury H.J., Hazin C.A., Lopez Filho F.J., "Application of the bPW-34 photodiode for depth dose measurements in the presence of inhomogeneities", *Radiat. Prot. Dosim.* 66, 259-261, Abstr. (1996).
86. Klassen N.V., van der Zwan L., Cygler J., "Gafchromic MD-55: investigated as a precision dosimeter", *Med Phys.* 24, 1924-1934, (1997).
87. Klevenhagen S.C., Lambert G.D., Arbabi A. "Backscattering in electron beam therapy for energies between 3 and 35 MeV", *Phys. Med. Biol.* 27, 363-373, (1982).
88. Koulouklidis A., Karava K., Kalef-Ezra J., Cohen S., "Dose-dependent Z-Scan measurements on GAFCHROMIC[®] dosimetry films. Emerging trends & novel materials in Photonics", Delphi Greece, October 8-10, 2009, (AIP Conf. Proc. 1288 105-108, 2010).
89. Koulouklidis A., Cohen S., Kalef-Ezra J., προς υποβολή
90. Kwok C.S., Irfan M., Woo M.K., Prestwich W.V., "Effect of tissue inhomogeneity on beta dose distribution of ³²P", *Med Phys.* 14, 98-104, (1987).
91. Kyser D.F., Viswanathan N.S. "Monte Carlo simulation of spatially distributed beams in electron-beam lithography", *J. Vac. Sci. Technol.* 12, 1305-1308, (1975).

L

92. Laissue J.A., Geiser G., Spanne P.O., Dilmanian F.A., Gebbers J.O., Geiser M., Wu X.Y., Makar M.S., Micca P.L., Newrocky M.M., Joel D.D., Slatkin D.N., "Neuropathology of ablation of rat gliosarcoma and contiguous brain tissues using a microplanar beam of synchrotron-wiggler-generated X-ray", *Int. J. Cancer* 78, 654-660, (1998).
93. Lambert G.D., Klevenhagen S.C., "Penetration of backscattered electrons in polystyrene for energies between 1 and 25 MeV", *Phys. Med. Biol.* 27, 721-725, (1982).
94. Lanzon P.J., Sorell G.C., "The effect of lead underlying water on the backscatter of x-rays of beam qualities 0.5 mm to 8 mm Al HVT", *Phys. Med. Biol.* 38, 1137-1144, (1993).
95. Lee C., Lee C., Shah A.P., Bolch W.E., "An assessment of bone marrow and bone endosteum dosimetry methods for photon sources", *Phys. Med. Biol.* 51, 5391-5407, (2006).
96. Lee K.Y., Fung K.L., Kwok C.S., "Development and initial evaluation of a spectral microdensitometer for analysing radiochromic films", *Phys. Med. Biol.* 49, 5171-5183, (2004).
97. Li X.A., Chu J., Chen W., Zusag T., "Dose enhancement by a thin layer of high-Z material: A potential clinical application", *Med. Phys.* 26, 1245-1251, (1999).
98. Li X.A., Yu C., Holmes T., "A systematic evaluation of air cavity dose perturbation in megavoltage x-ray beams", *Med. Phys.* 27, 1011-1017, (2000).

99. Li X.A., Chibani O., Greenwald B., Suntharalingam M., "Radiotherapy dose perturbation of metallic esophageal stents", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 54, 1276-1285, (2002).
100. Li Z., Peng S., Chen Y., Zhang L., "The response characteristics of GafChromic dosimetry media to ^{60}Co gamma rays", *Radiat. Phys. Chem.* 46, 147-151, (1995).
101. Li Z., Wen D., Chen D., Peng S., Zhang L., Shi K., "A study of dosimetry characteristics of GAF DM-1260 radiochromic films", *Radiat. Phys. Chem.* 57, 103-113, (2000).
102. Lynch B.D., Kozelka J., Simon W.E., Dempsey J.F., "Important considerations for radiochromic film dosimetry with flatbed CCD scanners and EBT Gafchromic film", *Med. Phys.* 33, 4551-4556, (2006).

M

103. Mack A., Mack G., Wertz D., Scheib S.G., Bottcher H.D., Seifert V., "High precision film dosimetry with GafChromic films for quality assurance especially when using small fields", *Med. Phys.* 30, 2399-2409, (2003).
104. Martens C., Reynaert N., De Wagter P., Nilsson M., Coghe M., Palmans H., Thierens H., De Neve W., "Underdosage of the upper-airway mucosa for small fields as used in intensity-modulated radiation therapy: A comparison between radiochromic film measurements, Monte Carlo simulations, and collapsed cone convolution calculations", *Med. Phys.* 29, 1528-1535, (2002).
105. McLaughlin W.L., Yun-Dong C., Soares C.G., Miller A., Van Dyk G., Lewis D.F., "Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams", *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* 302, 165-176, (1991).
106. McLaughlin W.L., Soares C.G., Sayeg J.A., McCullough E.C., Kline R.W., Wu A., Maitz A.H., "The use of a radiochromic detector for the determination of gamma knife dose characteristics", *Med. Phys.* 21, 379-392, (1994).
107. McLaughlin W.L., Puhl J.M., Al-Sheikhly M., Christou C.A., Miller A., Kovacs A., Wojnarovits L., Lewis D.F., "Novel radiochromic films for clinical dosimetry", *Radiat. Prot. Dosimetry* 66, 263-268, (1996).
108. McWilliams F.F., Scannell M.J., Soares C.G., Coursey B.M., Chabot G.E., "Hot particle dosimetry using ^{60}Co spheres", *Radiat. Prot. Dosimetry*, 40, 223-227, (1992).
109. Meeder R.J.J., Jaffray D.A., Munro P., "Tests for evaluating laser film digitizers", *Med. Phys.* 22, 635-642, (1995).
110. Meigooni A.S., Sanders M.S., Ibbott G.S., Szeglin S.R., "Dosimetric characteristics of improved radiochromic film", *Med. Phys.* 23, 1883-1988, (1996).
111. Mercado-Urbe H., Gamboa-deBuen I., Buenfil A.E., Avila O., Brandan M.E., "Experimental study of the response of radiochromic films to proton radiation of low energy", *Nucl. Instrum. Meth. Phys. Res. B.*, 1849-1851, (2009).

112. Mersseman B., De Wagter C., "Characteristics of a commercially available film digitizer and their significance for film dosimetry", *Phys. Med. Biol.* 43, 1803-1812, (1998).
113. Mesa A.V., Norman A., Solberg T.D., Demarco J.J., Smathers J.B. "Dose distributions using kilovoltage x-rays and dose enhancement from iodine contrast agents", *Phys. Med. Biol.* 44, 1955-1968, (1999).
114. Mian T.A., Van Putten M.C., Kramer D.C., Jacob R.F., Boyer A.L., "Backscatter radiation at bone-titanium interface from high-energy x and gamma rays", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13, 1943-1947, Abstr. (1987).
115. Mijnheer R.J., Rice R.K., Chin L.M., "Lead-polystyrene transition zone dosimetry in high-energy photon beams", *Radioth. Oncol.* 11, 379-386, (1988).
116. Mitchelly G., Kronyx T., Backz M., "High dose behind inhomogeneities during medium-energy x-ray irradiation", *Phys. Med. Biol.* 43, 1343-1350, (1998).
117. Mourtada F.A., Soares C.G., Seltzer S.M., Lott S.H., "Dosimetry characterization of a ^{32}P catheter-based vascular brachytherapy with automated stepping", *Med. Phys.* 27, 1770-1776, (2000).
118. Mourtada F.A., Soares C.G., Seltzer S.M., Bergstrom P.M., Fernandez-Varea J.M., Asenjio J., Lott S.H., "Dosimetry characterization of a ^{32}P source wire used for intravascular brachytherapy with automated stepping", *Med. Phys.* 30, 956-971, (2003).
119. Muench P.J., Meigooni A.S., Nath R., McLaughlin W.L., "Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLD's used for brachytherapy dosimetry", *Med. Phys.* 18, 769-775, (1991).
120. Murthy M.S.S., Lakshmanan A.R., "Dose enhancement due to backscattered secondary electrons at the interface of two media", *Radiat. Res.* 67, 215-223, (1976).

N

121. Nadrowitz R., Feyerabend T., "Backscatter dose from metallic materials due to obliquely incident high-energy photon beams", *Med. Phys.* 28, 959-965, (2001).
122. Nariyama N., "Responses of GafChromic films for distribution of extremely high doses from synchrotron radiation", *Appl. Radiat. Isot.* 62, 693-697, (2005).
123. Nath R., Yue N., Weinberg J., "Dose perturbations by high atomic number materials in intravascular brachytherapy", *Cardiovasc. Radiat. Med.* 1:2, 144-153, (1999).
124. Nichiporov D., Kostjuchenko V., Puhl J.M., Bensen D.L., Desrosiers M.F., Dick C.E., McLaughlin W.L., Kojima T., Coursey B.M., Zink S., "Investigations of applicability of alanine and radiochromic detectors to dosimetry of proton clinical beams", *App. Radiat. Isot.* 46, 1355-1362, (1995).

125. Nilsson B., Montelius A., Andreo P., "A study of interface effects in ^{60}Co beams using a thin-walled parallel plate ionization chamber", *Med. Phys.* 19, 1413-1421, (1992).
126. Niroomand-Rad A., Harter K.W., Thobejane S., Bertrand K., "Air cavity effects on the radiation dose to the larynx using Co-60, 6 MV, and 10 MV photon beams", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 29, 1139-1146, Abstr. (1994).
127. Niroomand-Rad A., Razani R., Thobejane S., Harter K.W., "Radiation dose perturbation at tissue-titanium dental interfaces in head and neck cancer patients", *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 34, 475-480, (1996).
128. Niroomand-Rad A., Blackwell C.R., Coursey B.M., Gall K.P., McLaughlin W.L., Meigooni A.S., Nath R., Rodgers J.E., Soares C.G., "Radiochromic dosimetry: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55", *Med. Phys.* 25, 2093-2115 (1998).
129. Niroomand-Rad A., Chiu-Tsao S-T., Soares C.G., Meigooni A.S., "Comparison of uniformity of dose response of double layer radiochromic films (MD-55) measured at 5 institutions", *Phys. Med.* XXI, 15-21, (2005).

O

130. Odero D.O., Gluckman G.R, Welsh K., Wlodarczyk R.A., Reinstein L.E., "The use of an inexpensive red acetate filter to improve the sensitivity of GAFChromic dosimetry", *Med. Phys.* 28, 1446-1448, (2001).
131. Olch A.J., "Dosimetric performance of an enhanced dose range radiographic film for intensity-modulated radiation therapy quality assurance", *Med. Phys.* 29, 2159-2168, (2002).
132. Olthoff-Muenter K., Meissner P., "Applicability of thin $\text{CaF}_2:\text{Tm}$ Teflon Dosimeters for interface dosimetry in d(14) + Be Neutron fields", *Rad. Prot. Dosim.* 23, 425-428, Abstr. (1988).
133. Osteras B.H., Hole E.O., Olsen D.R., Malinen E., "EPR dosimetry of radiation photon beams in inhomogeneous media using alanine films", *Phys. Med. Biol.* 51, 6315-6328, (2006).
134. Ozen J., Dirican B., Oysul K., Beyzadeoglu M., Ucok O., Beydemir B., "Dosimetric evaluation of the effect of dental implants in head and neck radiotherapy", *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* 99, 743-747, (2005).

P

135. Paelinck L., Reynaert N., Thierens H., De Neve W., De Wagter C., "Experimental verification of lung dose with radiochromic film: comparison with Monte Carlo simulations and commercially available treatment planning systems", *Phys. Med. Biol.* 48, 1895-1905, (2003).
136. Paelinck L., Reynaert N., Thierens H., De Wagter C., De Neve W., "The value of radiochromic film dosimetry around air cavities: experimental results and Monte Carlo simulations", *Phys. Med. Biol.* 50, 2055-2069, (2005).

137. Paelinck L., De Neve W., De Wagter C., "Precautions and strategies in using a commercial flatbed scanner for radiochromic film dosimetry", *Phys. Med. Biol.* 52, 231-242, (2007).
138. Papanikolaou N., Battista J., Boyer A.L., Kappas C., Klein E., Mackie T.R., Sharpe M., Van Dyk J., "Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams", AAPM Report No 85, Radiation Therapy Committee Task Group No 65, (2004).
139. Pérez-Calatayud J., Ballester F., Serrano M.A., Lluch J.L., Casal E., Carmona V., "Dosimetric characteristics of backscattered electrons in lead", *Phys. Med. Biol.* 45, 1841-1849, (2000).
140. Patel GN. "Irradiation of a single crystalline and highly amorphous polydiacetylene", *Radiat Chem* 15, 637-6541, (1980).
141. Petoussi N, Zankl M, Panzer W, Drexler G, "A Catalogue of photon spectra inside ware or lung phantoms", GSF-Bericht 40/90, GSF, Neuherberg, (1991).
142. Pöller F., Rassow J., "Neutron dosimetry in a model of the body's inhomogeneities using the TLD-300 detector", *Strahlenther Onkol.* 166, 435-439, Abstr. (1990).

Q

R

143. Ravikumar M., Ravichandran R., Sathiyam S., Sudhakar Supe S., "Backscattered dose perturbation effects at metallic interfaces irradiated by high-energy X- and gamma- ray therapeutic beams", *Strahlenther. Onkol.* 180, 173-178, (2004).
144. Reft C., Alecu R., Das I.J., Gerbi B.J., Keall P., Lief E., Mijnheer B.J., Papanikolaou N., Sibata C., Van Dyk J., "Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63", *Med. Phys.* 30, 1162-1182, (2003).
145. Regulla D.F., Leischner U., "Comparing interface dosimetry with conventional methods and TSEE", *Radiat. Prot. Dosim.* 4, 174-176, (1983).
146. Regulla D.F., Hiebert L.B., Seidenbusch M., "Physical and biological interface dose effects in tissue due to x-ray-induced released of secondary radiation from metallic gold surfaces", *Radiat. Res.* 150, 92-100, (1998).
147. Reinstein L.E., Gluckman G.R., "Comparison of dose response of radiochromic film measured with He-Ne laser, broadband, and filtered light densitometers", *Med. Phys.* 24, 1531-1533, (1997a).
148. Reinstein L.E., Gluckman G.R., Amols H.I., "Predicting optical densitometer response as a function of light source characteristics for radiochromic film dosimetry", *Med. Phys.* 24, 1935-1942, (1997b).
149. Reinstein L.E., Gluckman G.R., Meek A.G., "A rapid colour stabilization technique for radiochromic film dosimetry", *Med. Phys. Biol.* 43, 2703-2708, (1998).

150. Reinstein L.E., Gluckman G.R., "Optical density dependence on postirradiation temperature and time for MD-55-2 type radiochromic film", *Med. Phys.* 26, 478-484, (1999).
151. Rice R.K., Hansen J.L., Chin L.M., Mijnheer B.J., Bjärngard B.E "The influence of ionization chamber and phantom design on measurement of lung dose in photon beams", *Med. Phys.* 15, 884-890, (1988).
152. Rosengren B., Wulff L., Carlsson E., Carlsson J., Montelius A., Russell K., Grusell E., "Backscatter radiation at tissue-titanium interfaces. Analyses of biological effects from ⁶⁰Co and protons", *Acta Oncol.* 30, 859-866, (1991).

S

153. Sauer O.A., "Calculation of dose distributions in the vicinity of high-Z interfaces for photon beams", *Med. Phys.* 22, 1685-1690, (1995).
154. Saunders J.E., Peters V.G., "Back-scattering from metals in superficial therapy with high energy electrons", *Br. J. Radiol.* 47, 476-470, (1974).
155. Sayeg J.A., Gregory R.C., "A new method for characterizing beta-ray ophthalmic applicator sources", *Med. Phys.* 18, 453-461, (1991).
156. Saylor M.C., Tamargo T.T., McLaughlin W.L., Khan H.M., Lewis D.F., Schenfele R.D., "A thin film recording medium for use in food irradiation", *Radiat. Phys. Chem.* 31, 529-536, (1988).
157. Schell M.C., Rosenzweig D.P., Weaver K.A., Fenton B.M., Rubin P., "Characterization of the dose perturbation by stents as a function of X-ray beam energy", *Cardiovasc. Radiat. Med.* 1:2, 154-159, (1999).
158. Scrimger J.W., "Backscatter from high atomic number materials in high energy photon beams", *Radiology* 124, 815-817, Abstr. (1977).
159. Seltzer S.M., Berger M.J., "Transmission and reflection of electrons by foils", *Nucl. Instr. Meth.* 119, 157-179, (1974).
160. Soares C.G., "Calibration of ophthalmic applicators at NIST: a revised approach", *Med. Phys.* 18, 787-793, (1991).
161. Soares C.G., Halpern D., Wang C.-K., "Calibration and characterization of beta-particle sources for intravascular brachytherapy", *Med. Phys.* 25, 339-346, (1998).
162. Soares C.G., Vynckier S., Järvinen H., Cross W.G., Hokkamen J., Sipilä P., Flühs D., Schaeken B., Mourtada F.A., Bass G.A., Williams T.T., "Dosimetry of beta-ray ophthalmic applicators: comparison of different measurement methods", *Med. Phys.* 28, 1373-1384, (2001).
163. Soares C.G., "New developments in radiochromic film dosimetry", *Radiat. Protect. Dosim.* 120, 100-106, (2006).
164. Soares C.G., "Radiochromic film dosimetry", *Radiat. Measurements* 41, 100-116, (2007).
165. Somingliana A., Cattaneo G.M., Fiorino C., Boreli S., del Vecchio A., Zonca G., Pignoli E., Loi G., Calandrino R., Marchesini R., "Dosimetry of gamma knife and

- linac-based radiosurgery using radiochromic and diode detectors”, *Phys. Med. Biol.* 44, 887-897, (1999).
166. Sharma S.D., Chilkulwar R.H., Kumar R., “Dosimetry during mango irradiation using GafChromic HD-810 film”, *Radiat. Prot. Dosim.* 133, 208-213, (2009).
167. Shiu A.S., Hogstrom K.R., “Dose in bone and tissue near interface from electron beam”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21, 695-702, Abstr. (1991).
168. Skwarchuk M.W., Ochrán T.G., Komaki R., Cundiff J., Travis E.L., “The use of radiochromic film to measure dose distributions resulting from high dose rate ¹⁹²Iridium single catheter treatments”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 34, 173-181, (1996).
169. Spiers F.W., “Transition zone dosimetry Radiation Dosimetry”, vol III Source, Fields, Measurements and Applications, ed Attix F.H and Tochilin, ch 32, 809-867 (1969).
170. Stenson K.M., Balter J.M., Campbell J.H., Carroll W.R., “Effects of implantable biomaterials on radiation dosimetry”, *Head & Neck*, 384- 390, (1997).
171. Stevens M.A., Turner J.R., Hugtenburg R.P., Butler P.H., “High-resolution dosimetry using radiochromic film and a document scanner”, *Phys. Med. Biol.* 41, 2357-2365, (1996).

T

172. Tabata T., “Backscattering of electrons from 3.2 to 14 MeV”, *Phys. Rev.* 162, 336-347, (1967).
173. Tanaka R., Mitome S., Tamura N., “Effects of temperature, relative humidity and dose rate on the sensitivity of cellulose triacetate dosimeters to electrons and gamma rays”, *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 35, 875-881, (1981).
174. Thatcher M., Kuten A., Helman J., Laufer D., “Radiation of cobalt 60 radiation doses by metal objects implanted during oral and maxillofacial surgery”, *J. Oral. Maxillof. Surg.* 42, 108-110, Abstr. (1984).
175. Thomas G., Chu R.Y.L., Rabe F., “A study of Gafchromic XR Type R film response with reflective-type densitometers and economical flatbed scanners”, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 4, 307-314, (2003).
176. Thomas G., Li Y., Chu R.Y.L., Cheung J.Y., Maqbool F., Rabe F., Burns G.S., “Measurements of dose-area product with GafChromic XR Type R film”, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* 6, 122-132, (2005).
177. Tokita N., Raju M.R., “Biological dosimetry at the tissue-barium interface: a jejunal crypt survival assay”, *Br. J. Radiol.* 61, 169-170, (1988).
178. Tsiakalos M.F., Stathakis S., Plataniotis G.A., Kappas C., Theodorou K., “Monte Carlo dosimetric evaluation of high energy vs low energy photon beams in low density tissues”, *Radioth. Oncol.* 79, 131-138, (2006).
179. Tsuji Y., Yoshimura H., Uto F., Tamada T., Iwata K., Tamamoto T., Asakawa I., Shinkai T., Kichikawa K., Hasegawa M., “Physical and histopathological

assessment of the effects of metallic stents on radiation therapy”, *J. Radiat. Res.* 48, 477-483, (2007).

U

V

180. Vatnisky S.M., “Radiochromic film dosimetry for clinical proton beams”, *Appl. Radiat. Isot.* 48, 557-564, (1997).
181. Verhaegen F., Seuntjens J., “Monte Carlo study of electron spectra and dose backscattered radiation in the vicinity of media interfaces for monoenergetic photons of 50-1250 keV”, *Rad. Res.* 143, 334-342, (1995).
182. Verhaegen F., Palmans H., “Secondary electron fluence perturbation by high-Z interfaces in clinical proton beams: a Monte Carlo study”, *Phys. Med. Biol.* 44, 167-183, (1999).
183. Verhaegen F., “Evaluation of the EGSnrc Monte Carlo code for interface dosimetry near high-Z media exposed to kilovolt and ^{60}Co photons”, *Phys. Med. Biol.* 47, 1691-1705, (2002).
184. Verhaegen F., “Interface perturbation effects in high-energy electron beams”, *Phys. Med. Biol.* 48, 687-705, (2003).

W

185. Weatherburn H., McMillan K.T.P., Stedeford B., Weatherburn H., “Physical measurements and clinical observations on the backscatter of 10 MeV electrons from lead”, *Br. J. Radiology* 48, 229-230, (1975).
186. Webb S., “The absorbed dose in the vicinity of an interface between two media irradiated by a ^{60}Co source”, *Br. J. Radiology* 52, 962-967, (1979).
187. Weidlich G.A., Nuesch C.E., Fuery J.J., “Added aluminium shielding to attenuate back scatter electrons from intra-oral lead shields”, *Med. Dosim.* 21, 165-167, (1996).
188. Werner B.L., Das I.J., Khan F.M., Meigooni A.S., “Dose perturbations at interfaces in photon beams”, *Med. Phys.* 14, 585-595, (1987).
189. Werner B.L., Das I.J., Salk W.N., “Dose perturbations at interfaces in photon beams: Secondary electron transport”, *Med. Phys.* 17, 212-226, (1990).
190. Werner B.L., “Dose perturbations at interfaces in photon beams: Annihilation radiation”, *Med. Phys.* 18, 713-719, (1991).
191. Wieslander E., Knoos T., “Dose perturbation in the presence of metallic implants: treatment planning system versus Monte Carlo simulations”, *Phys. Med. Biol.* 48, 3295-3305, (2003).
192. Wilcox E., Daskalov G., Nedialkova L., “Comparison of the Epson Expression 1680 flatbed and the Vidar VXR-16 Dosimetry Pro film scanners for use in IMRT dosimetry using Gafchromic and radiographic film”, *Med. Phys.* 34, 41-48, (2007).
193. Wright K.A., Trump J.G., “Back-scattering of megavolt electrons from thick targets”, *J. Appl. Phys.* 33, 687-690, (1962).

194. Wong J.W., Purdy J.A., "On methods of inhomogeneity corrections for photon transport", *Med. Phys.* 17, 807-814, (1990).
195. Wong T.P., Metcalfe P.E., Kron T., Emeleus T.G., "Radiotherapy x-ray dose distribution beyond air cavities", *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* 15, 138-146, Abstr. (2007).

X**Y**

196. Yamauchi M., Tominaga T., Nakamura O., Ueda R., Hoshi M., "Gafchromic film dosimetry with a flatbed color scanner for Leksell Gamma Knife therapy", *Med. Phys.* 31, 1243-1248, (2004).
197. Yorke E.D., Huang Y.C.D., Schell M.C., Wong R., Ling C.C., "Clinical implications of I-125 dosimetry of bone and bone-soft tissue interfaces", *Int. J. Radiat. Oncol. Boil. Phys.* 21, 1613-1619, Abstr. (1991).

Z

198. Zhu Y., Kirov A.S., Mishra V., Meigooni A.S., Williamson J.F., "Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry", *Med. Phys.* 24, 223-231, (1997).

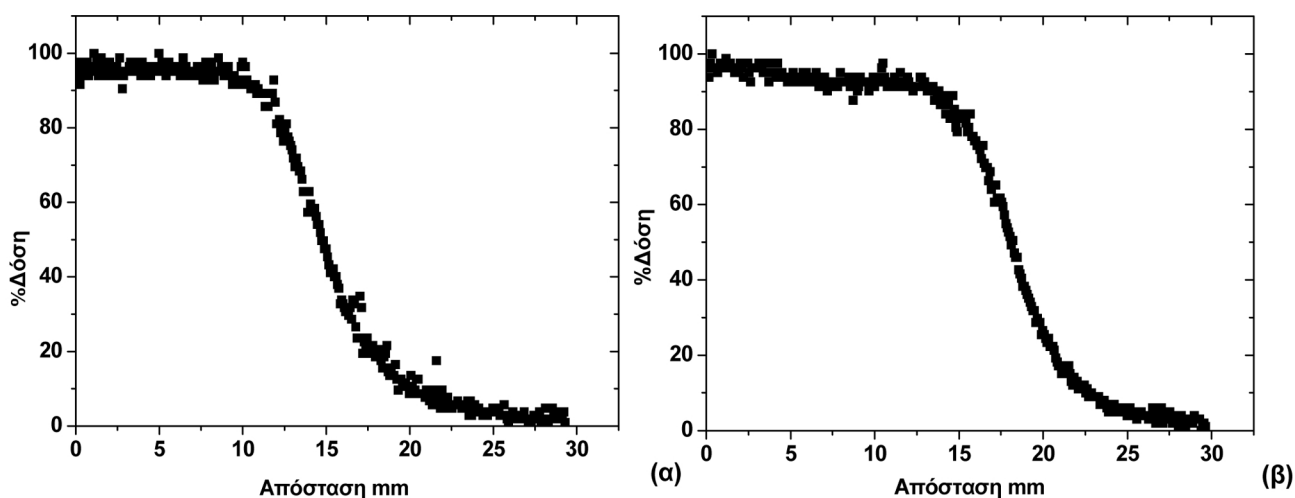
11 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ-ΕΛΛΗΝΙΚΗ

1. Βεζυργιάννη Ε., «Δοσιμετρία φωτονίων 18 MV: Έλεγχοι-Διεπιφάνειες», Διπλωματική εργασία, Διαπανεπιστημιακό-Διατμηματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών στην Ιατρική Φυσική-Ακτινοφυσική, Ιωάννινα, (2010).
2. Κανελλοπούλου Σ., «Μελέτη θερμοχρωμικών μεταβάσεων της πολυδιασετυλίνης μέσω φασματοσκοποπίας απορρόφησης», Προπτυχιακή εργασία, Τμήμα Φυσικής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, Ιωάννινα, (2010).
3. Κανελλοπούλου Σ., «Υπολογισμός Διαταραχής της δόσης φωτονίων υψηλής ενέργειας κοντά σε ανομοιογένεια υλικού υψηλού ατομικού αριθμού», Διαπανεπιστημιακό-Διατμηματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών στην Ιατρική Φυσική-Ακτινοφυσική, Ιωάννινα, (2012).
4. Κουλουκλίδης Α: Μελέτη μη γραμμικών ιδιοτήτων των ραδιοχρωμικών φιλμ Διπλωματική εργασία MSc, Τμήμα Φυσικής Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, Ιωάννινα, (2010).
5. Μπαζιόγλου Μ, Δοσιμετρία μονάδας στερεοτακτικής ακτινοθεραπείας, Διδακτορική Διατριβή, Ιωάννινα, (2000).

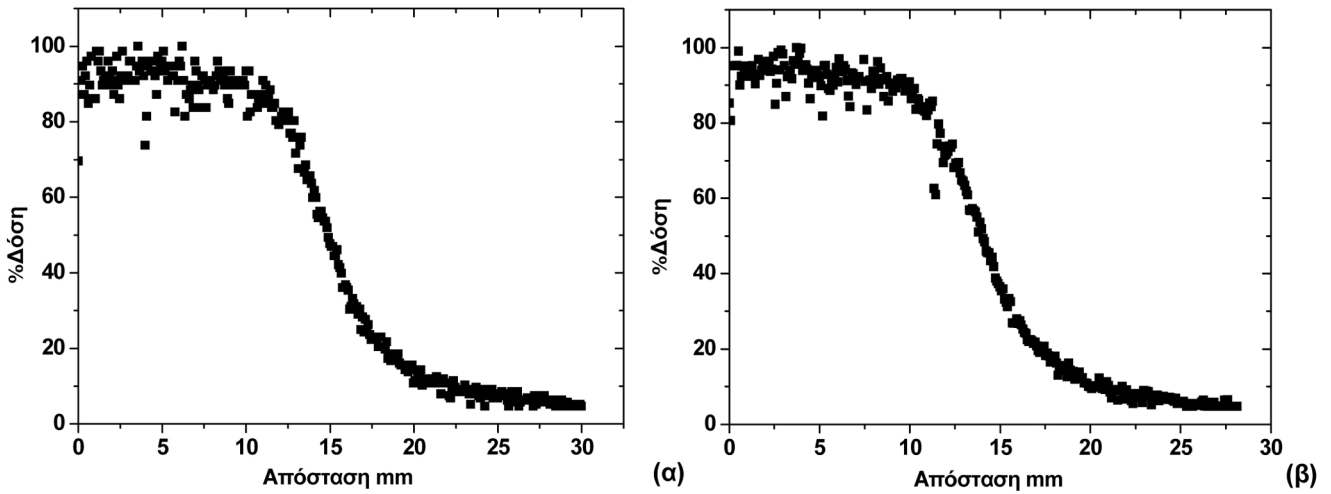
12 ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

12.1 Υπολογισμός παρασκιάς ακτινοθεραπευτικών πεδίων με τη χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ και τις δύο τεχνικές σάρωσης

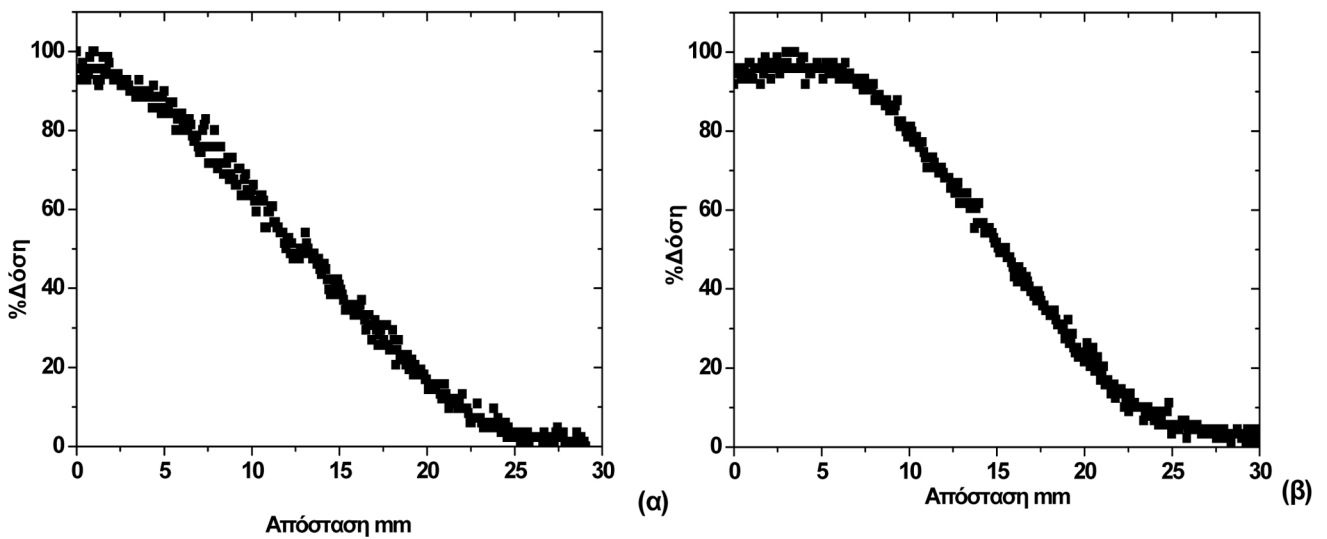
Ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55 διαστάσεων $1 \times 5 \text{ cm}^2$ ακτινοβολήθηκαν σε πηγή τηλεθεραπείας GE/ Alcyo II/ GE και γραμμικό επιταχυντή 6 MV (Philips SL-75-2). Χρησιμοποιήθηκε πεδίο ακτινοβολίας διαστάσεων $10 \times 10 \text{ cm}^2$ και τα φιλμ τοποθετήθηκαν παράλληλα και κάθετα στον άξονα του κρεβατιού, σε βάθος 10 cm στον γραμμικό επιταχυντή και σε 5 cm στη μονάδα Co-60. Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε τέσσερις ημέρες μετά την ακτινοβόλησή τους εφαρμόζοντας το πρωτόκολλο της κάθε μεθοδολογίας μέτρησης. Στην κεντρική περιοχή κάθε φιλμ ελήφθησαν προφίλ της ένδειξης S για την κόκκινη χρωματική συνιστώσα της ψηφιακής εικόνας. Με τη βοήθεια των καμπυλών βαθμονόμησης, έγινε αντιστοίχιση των τιμών του S σε απορροφούμενη δόση στο νερό και κατ'επέκταση τα προφίλ των τιμών S σε προφίλ απορροφούμενης δόσης στο νερό (Π.1-Π.4) στις δυο διατάξεις με τις δυο εναλλακτικές μετρητικές μεθόδους και υπολογίστηκε η παρασκιά 20-80% σε mm.



Σχήμα Π.1.: Προφίλ δόσης τα οποία ελήφθησαν με την τεχνική της διέλευσης στο γραμμικό επιταχυντή 6 MV κατά τον άξονα του κρεβατιού (α) και τον άξονα AB (β)

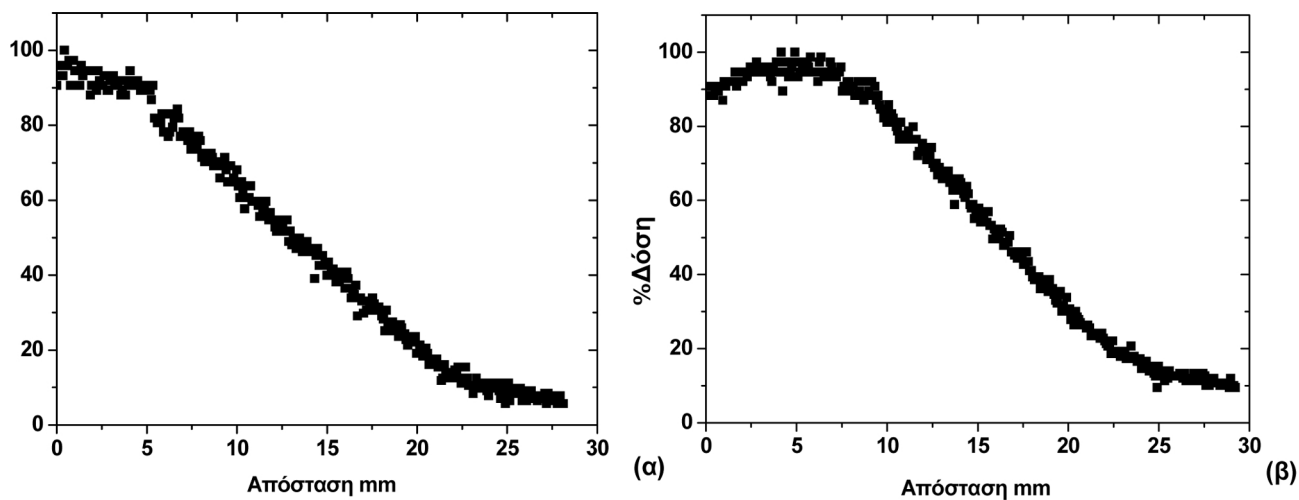


Σχήμα Π.2.: Προφίλ δόσης τα οποία ελήφθησαν με την τεχνική της ανάκλασης στο γραμμικό επιταχυντή 6 MV κατά τον άξονα του κρεβατιού (α) και τον άξονα AB (β).



Σχήμα Π.3.: Προφίλ δόσης τα οποία ελήφθησαν με την τεχνική της διέλευσης στη μονάδα Co-60 κατά τον άξονα του κρεβατιού (α) και του άξονα AB (β).

Στον πίνακα Π.1 συνοψίζονται τα αποτελέσματα του υπολογισμού της παρασκιάς 20-80% (mm) με τη χρήση των δύο τεχνικών μέτρησης των φιλμ και στις δύο ακτινοθεραπευτικές διατάξεις (γραμμικός επιταχυντής και μονάδα Co-60).



Σχήμα Π.4.: Προφίλ δόσης τα οποία ελήφθησαν με την τεχνική της ανάκλασης στη μονάδα Co-60 κατά τον άξονα του κρεβατιού (α) και του άξονα AB (β).

Ενέργεια	Τεχνική	20-80% mm (άξονας κρεβατιού)	20-80% mm (άξονας AB)
6MV	Διέλευση	5	5
	Ανάκλαση	6	6
Co-60	Διέλευση	11	10
	Ανάκλαση	11.5	13