



508

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 ΑΡΙΘΜ. Β7/371/12.8.98., ΦΕΚ 942/2.9.98 Τ.Β.)

## ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΑ ΜΟΝΑΔΑΣ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗΣ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

Μαγδαληνή-Αμαλία ΜΠΑΖΙΟΓΛΟΥ  
Φυσικός Ιατρικής-Ακτινοφυσικός

Διδακτορική Διατριβή

ΙΩΑΝΝΙΝΑ 2000



360/2002.



‘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



## **ΤΡΙΜΕΛΗΣ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

**Καθηγητής κ. ΓΛΑΡΟΣ Δημήτριος (Επιβλέπων)**  
*Παν/μιο Ιωαννίνων, Ιατρική Σχολή, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής.*

**Αναπληρωτής Καθηγητής κ. ΚΑΛΕΦ-ΕΖΡΑ Τζων (Μέλος)**  
*Παν/μιο Ιωαννίνων, Ιατρική Σχολή, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής.*

**Αναπληρωτής Καθηγητής κ. ΚΑΠΠΑΣ Κων/νος (Μέλος)**  
*Παν/μιο Πατρών, Σχολή Επιστημών Υγείας, Τμήμα Ιατρικής, Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής.*



## **ΕΠΤΑΜΕΛΗΣ ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ**

- κ. ΓΛΑΡΟΣ Δημήτριος, *Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων*
- κ. ΕΦΡΑΙΜΙΔΗΣ Σταύρος, *Καθηγητής Ακτινολογίας Παν/μίου Ιωαννίνων*
- κ. ΚΥΡΙΤΣΗΣ Αθανάσιος, *Καθηγητής Νευρολογίας Παν/μίου Ιωαννίνων*
- κ. ΚΑΛΕΦ-ΕΖΡΑ Τζων, *Αν. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Ιωαννίνων*
- κ. ΚΑΙΠΙΑΣ Κων/νος, *Αν. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Πατρών*
- κ. ΣΑΝΔΗΛΟΣ Παναγιώτης, *Αν. Καθηγητής Ιατρικής Φυσικής Παν/μίου Αθηνών*
- κ. ΚΑΡΔΑΜΑΚΗΣ Δημήτριος, *Επ. Καθηγητής Ακτινοθ. Ογκολογίας Παν/μίου Πατρών*



αφιερώνεται  
στη μνήμη  
της μητέρας μου



## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η εργασία αυτή εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων σε συνεργασία με το Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Πατρών. Ολοκληρώνοντας την εργασία αυτή θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερος τον αναπληρωτή καθηγητή κ. Τ. Καλέφ-Εζρά για την ακούραστη καθοδήγησή και συμπαράστασή του στα μονοπάτια της δοσιμετρίας, όλα αυτά τα χρόνια, και τον αναπληρωτή καθηγητή κ. Κ. Κάππα για τον ενθουσιασμό που μου ενέπνευσε και την εμπιστοσύνη που μου έδειξε. Η συμβολή τους υπήρξε καθοριστική για την εκπόνηση της διατριβής αυτής. Επίσης, ευχαριστώ τον καθηγητή κ. Δ. Γλάρο για την αισιοδοξία που μου ενέπνευσε τα χρόνια παραμονής στο εργαστήριο και για το αμείωτο ενδιαφέρον του.

Θα ήθελα ακόμη να ευχαριστήσω τον επίκουρο καθηγητή του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων, κ. Ι. Λεοντίου, για την βοήθεια που μου προσέφερε στην τεχνική του σαρωτή εγγράφων, καθώς και τον επίκουρο καθηγητή κ. Δ. Καρδαμάκη για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε και τις συμβουλές του κατά την κλινική εφαρμογή της Στερεοτακτικής Ακτινοθεραπείας στο τμήμα Ακτινοθεραπευτικής Ογκολογίας του Περιφερειακού Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Πατρών (Π.Π.Γ.Ν.Π.).

Θερμά ευχαριστώ την κα Κ. Θεοδώρου (PhD) για την πολύτιμη βοήθειά της και συνεργασία της, τους φυσικούς νοσοκομείου-ακτινοφυσικούς του Π.Π.Γ.Ν.Π. κ. Θ. Σκούρα για τη βοήθειά του σε δοσιμετρικές μετρήσεις, και κα Γ. Μαλαταρά για την υπομονή της κατά τη διάρκεια της πρακτικής μου και την συνεχή ενθάρρυνσή της, καθώς και τους φυσικούς νοσοκομείου-ακτινοφυσικούς του Γενικού Νοσοκομείου Πατρών "ο Άγιος Ανδρέας" κα Ε. Μιχαλοπούλου (PhD) και κα Ε. Πανίτσα (PhD) για τη συνεργασία τους σε μετρήσεις φιλμ με σύστημα του νοσοκομείου τους.

Θερμά ευχαριστώ τους φυσικούς νοσοκομείου-ακτινοφυσικούς κ. Θ. Κολλιγιάτη (PhD) και κα Α. Μποζιάρη (MSc) για την πολύτιμη βοήθειά τους σε πειράματα που πραγματοποιήθηκαν στο Περιφερειακό Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Ιωαννίνων.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να εκφράσω στο μέλος ΕΔΤΠ του εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής του Παν/μίου Ιωαννίνων κ. Μ. Εσκινατζή για την τεχνική υποστήριξη στη δοσιμετρία με θερμοφωταύγεια και την άριστη συνεργασία μας.

Ευχαριστώ τον κ. Γ. Γχανιάτσα, μηχανουργό του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για τις τεχνικές συμβουλές και την εξαιρετική δουλειά του στην κατασκευή του ομοιώματος κεφαλής.

Θα ήθελα ακόμη να ευχαριστήσω τα μέλη του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων για τη φιλοξενία και τη συνεργασία που μου προσέφεραν κατά τη διάρκεια παραμονής μου στα Ιωάννινα και τους φίλους με τους οποίους συμπορεύτηκα στο Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής, τόσο στα Γιάννενα, όσο και στην Πάτρα.

Τέλος, θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στην οικογένειά μου για την συνεχή συμπαράστασή τους και ιδιαίτερα στον αρραβωνιαστικό μου, κ. Βασιλειάδη Βασίλειο, για τις θυσίες που έκανε όλα αυτά τα χρόνια, την κατανόηση και συνεχή συμπαράστασή του.



# Πίνακας Περιεχομένων

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1</b>	<b>Εισαγωγή</b>	<b>1</b>
1.1	ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ – ΑΚΤΙΝΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ	1
1.1.1	Εισαγωγή	1
1.1.2	Τεχνική	1
1.1.3	Συστήματα	2
1.1.4	Ποιοτικός έλεγχος	3
1.1.5	Δοσιμετρία	4
1.2	ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	5
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2</b>	<b>Ιδιαιτερότητες στη δοσιμετρία μικρών πεδίων</b>	<b>7</b>
2.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	7
2.2	ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ	7
2.2.1	Απόλυτη ηλεκτρονική ισορροπία	7
2.2.2	Μεταβατική ηλεκτρονική ισορροπία	8
2.2.3	Πλάγια ηλεκτρονική ισορροπία	8
2.3	ΘΕΩΡΙΕΣ ΚΟΙΛΟΤΗΤΑΣ	10
2.3.1	Μικρή κοιλότητα	10
2.3.2	Μεγάλη κοιλότητα	11
2.3.3	Ενδιάμεση κοιλότητα	11
2.4	ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ ΕΛΛΕΙΨΗΣ ΠΛΑΓΙΑΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ	12
2.4.1	Ενεργειακό φάσμα	12
2.4.2	Παροχή	15
2.4.3	Προφίλ δόσης	15
2.4.4	Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου	15
2.5	ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ	16
2.5.1	Χαρακτηρισμός μεγέθους ανιχνευτή (θεωρία κοιλότητας)	16
2.5.2	Γραμμική Διάσταση Ανιχνευτή	17
2.5.2.1	Μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα	17
2.5.2.2	Κατανομές δόσης – Προφίλ δόσης	18
2.5.3	Άλλα χαρακτηριστικά του ανιχνευτή	19

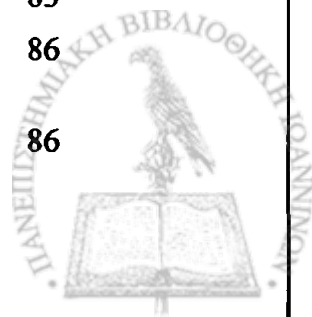


<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3</b>	<b>Ανιχνευτικές διατάξεις</b>	<b>21</b>
3.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	21
3.2	ΑΝΙΧΝΕΥΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ	21
	3.2.1 Χημικά δοσίμετρα	21
	3.2.2 Θάλαμοι ιονισμού	22
	3.2.3 Φίλμ	24
	3.2.3.1 Συμβατικά Φίλμ	24
	3.2.3.2 Ραδιοχρωμικά φίλμ	25
	3.2.3.3 Συστήματα οπτικής πυκνομετρίας	27
	3.2.4 Δοσίμετρα στερεάς κατάστασης	28
	3.2.4.1 Δίοδοι πορτίου	28
	3.2.4.2 MOSFET	29
	3.2.4.3 Δοσίμετρα θερμοφωταΐγειας	30
	3.2.4.4 Ανιχνευτές αδάμαντος	31
	3.2.5 Πλαστικοί ανιχνευτές σπινθηρισμού	32
3.3	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	33
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4</b>	<b>Δοσιμετρικά ομοιώματα</b>	<b>35</b>
4.1	ΕΙΣΑΓΩΓΗ	35
4.2	ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΒΑΣΙΚΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	35
4.3	ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΤΗΣ ΣΥΝΟΛΙΚΗΣ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ	36
	4.3.1 Μεθοδολογία	36
	4.3.2 Ομοιώματα κεφαλής απλής γεωμετρίας	36
	4.3.3 Ανθρωπόμορφα ομοιώματα κεφαλής	41
4.4	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	43
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5</b>	<b>Υλικά και Μέθοδοι</b>	<b>45</b>
5.1	ΥΛΙΚΑ	45
	5.1.1 Ανιχνευτικές διατάξεις	45
	5.1.2 Δοσιμετρικά ομοιώματα	46
	5.1.3 Μονάδες ακτινοβολήσης	46
	5.1.3.1 Περιγραφή της στερεοτακτικής μονάδας Π.Π.Γ.Ν.Π.	46
5.2	ΜΕΘΟΔΟΙ	47
	5.2.1 Τεχνική μέτρησης φίλμ	47
	5.2.1.1 Έλεγχος σαρωτή εγγράφων	47
	5.2.1.2 Μεθοδολογία μέτρησης φίλμ	48
	5.2.1.3 Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά φίλμ	48
	5.2.1.3.i Ραδιοχρωμικά φίλμ	48
	5.2.1.3.ii Συμβατικά φίλμ	50
	5.2.1.4 Ανάπτυξη λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας	51





5.2.2	Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων	53
5.2.2.1	Δοσιμετρία με Θερμοφωταύγεια	53
5.2.2.1.i	<u>Μεθοδολογία μέτρησης - Επαναληψιμότητα μέτρησης - Ομοιομορφία ομάδας</u>	53
5.2.2.1.ii	<u>Σχεδιασμός δοσιμετρικού ομοιώματος υποδοχής δοσιμέτρων θερμοφωταύγεια</u>	54
5.2.2.1.iii	<u>Αξιολόγηση δοσιμετρικού ομοιώματος υποδοχής δοσιμέτρων θερμοφωταύγεια ως προς τη διαταραχή του πεδίου</u>	55
5.2.2.1.iv	<u>Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων</u>	57
5.2.2.2	Δοσιμετρία με θαλάμους ιονισμού	58
5.2.2.2.i	<u>Έλεγχος ευθυγράμμισης των θαλάμων ιονισμού με τον κεντρικό άξονα της δέσμης</u>	58
5.2.2.2.ii	<u>Προσδιορισμός ενεργού σημείου μέτρησης</u>	58
5.2.2.2.iii	<u>Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων</u>	58
5.2.2.3	Δοσιμετρία με Φιλμ	59
5.2.2.3i	<u>Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων</u>	59
5.2.2.3ii	<u>Καμπύλη βαθμονόμησης</u>	59
5.2.2.3iii	<u>Ανάγνωση-Ανάλυση φιλμ</u>	60
5.2.2.3iv	<u>Έλεγχος τεχνικής ανάγνωσης με χρήση σαρωτή εγγράφων</u>	60
5.2.2.3v	<u>Έλεγχος πρότυπου λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας</u>	60
5.2.3	Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας	61
5.2.3.1	Εισαγωγή βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας	61
5.2.3.2	Κατασκευή ομοιώματος κεφαλής απλής γεωμετρίας	61
5.2.3.3	Επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας	64
5.2.3.4	Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας	65
5.2.3.4i	<u>Επαλήθευση της συνολικής διαδικασίας με TLD</u>	65
	A. Προετοιμασία δοσιμέτρων	65
	B. Εφαρμογή στερεοτακτικού σχήματος ακτινοβολήσης	66
5.2.3.4ii	<u>Επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης με ραδιοχρωμικά φιλμ</u>	67
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6</b>	<b>Αποτελέσματα</b>	<b>69</b>
6.1	ΤΕΧΝΙΚΗ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΙΛΜ	69
6.1.1	Έλεγχος του σαρωτή εγγράφων	69
6.1.1.1	Ομοιομορφία συστήματος φωτεινών πηγών-ανιχνευτών	69
6.1.1.2	Θόρυβος σαρωτή	73
6.1.1.3	Προσδιορισμός της χωρικής διακριτικής ικανότητας του σαρωτή	74
6.1.2	Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά ραδιοχρωμικών και συμβατικών φιλμ	75
6.1.2.1	Ραδιοχρωμικά φιλμ	75
6.1.2.2	Συμβατικά φιλμ (X Omat V)	83
6.2	ΛΗΨΗ ΒΑΣΙΚΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ	86
6.2.1	Αξιολόγηση δοσιμετρικού ομοιώματος υποδοχής TLD ως προς τη διαταραχή του πεδίου	86



6.2.2	Καμπύλες δόσης βάθους	86
6.2.3	Καμπύλες προφίλ δόσης	91
6.2.4	Παροχή στερεοτακτικών κατευθυντήρων	99
<b>6.3</b>	<b>ΕΠΑΛΗΘΕΥΣΗ ΣΥΝΟΛΙΚΗΣ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ</b>	<b>104</b>
6.3.1	Επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας	104
6.3.2	Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας	104
6.3.2.1	<i>Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας με TLD</i>	104
6.3.2.2	<i>Επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης με ραδιοχρωμικά φιλμ</i>	109
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 Συζήτηση</b>		<b>113</b>
<b>7.1</b>	<b>ΤΕΧΝΙΚΗ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΙΛΜ</b>	<b>113</b>
7.1.1	Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά ραδιοχρωμικών φιλμ	113
7.1.2	Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά συμβατικών φιλμ	116
<b>7.2</b>	<b>ΛΗΨΗ ΒΑΣΙΚΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ</b>	<b>116</b>
7.2.1	Δοσιμετρικό ομοίωμα υποδοχής TLD	116
7.2.2	Μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα	117
7.2.2.1	<i>Κατανομές δόσης βάθους</i>	117
7.2.2.2	<i>Παροχή στερεοτακτικών κατευθυντήρων</i>	118
7.2.3	Προφίλ δόσης	119
7.2.4	Επιλογή βέλτιστης βάσης δεδομένων για το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας	120
7.2.5	Αξιολόγηση τεχνικής σαρωτή εγγράφων και πρότυπου λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας	120
<b>7.3</b>	<b>ΕΠΑΛΗΘΕΥΣΗ ΣΥΝΟΛΙΚΗΣ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ</b>	<b>121</b>
7.3.1	Επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας	121
7.3.2	Επαλήθευση της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας	122
7.3.2.1	<i>Έλεγχος της ακρίβειας στην στόχευση του ισοκέντρου κατά την εφαρμογή πλήρους σχήματος ακτινοβολήσης</i>	122
7.3.2.2	<i>Επαλήθευση των τρισδιάστατων κατανομών δόσης</i>	122
7.3.2.3	<i>Απόλυτη δοσιμετρία</i>	123
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 Συμπεράσματα</b>		<b>125</b>
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b>		<b>129</b>
<b>ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ ΣΧΕΤΙΚΕΣ ΜΕ ΤΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ</b>		<b>139</b>
<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ</b>		<b>141</b>
<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ</b>		<b>145</b>



<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι</b>	<b>149</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙ</b>	<b>159</b>
<b>ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ</b>	<b>175</b>



# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

## Εισαγωγή

### 1.1 ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ / • ΑΚΤΙΝΟΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ

#### 1.1.1 Εισαγωγή

Ο όρος στερεοτακτική ακτινοχειρουργική ανήκει στον Σουηδό νευροχειρουργό Lars Leksell, ο οποίος τον εισήγαγε το 1951, προκειμένου να περιγράψει μέθοδο καταστροφής νοσούντος ή μη λειτουργικού ιστού, στερεοτακτικά εντοπισμένου, με μια εφάπαξ μεγάλη δόση, από στενές εστιασμένες δέσμες ακτινοβολίας- $x$  ορθοδυναμικού μηχανήματος. (Leksell, 1951).

Σήμερα, Στερεοτακτική Ακτινοθεραπεία (ΣΑΘ) και Ακτινοχειρουργική (ΣΑΧ) είναι όροι που χρησιμοποιούνται για να χαρακτηρίσουν την εξωτερική στερεοτακτική ακτινοβολήση μικρών (συνήθως διαμέτρου  $<4$  cm), καλά οριοθετημένων, καλοηθών ή κακοηθών όγκων, συνήθως ενδοκρανιακών.

Η διαφορά μεταξύ ΣΑΘ και ΣΑΧ εντοπίζεται στο σχήμα κλασματοποίησης της δόσης που ακολουθείται, χαρακτηρίζοντας ΣΑΘ την τεχνική στην οποία η προκαθορισμένη δόση δίδεται σε μικρό αριθμό συνεδριών, ενώ ΣΑΧ, την τεχνική στην οποία η προκαθορισμένη δόση δίδεται με εφάπαξ ακτινοβολήση.

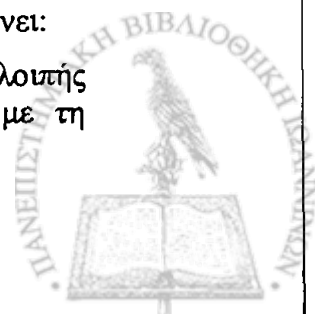
Στόχος των τεχνικών στερεοτακτικής ακτινοθεραπείας είναι να παράσχουν, με εξωτερική ακτινοβολήση, μία σχετικά μεγάλη δόση σε έναν ενδοκρανιακό στόχο, με μεγάλη αξιοπιστία και ακρίβεια.

Στις τεχνικές αυτές έχει γίνει χρήση: δεσμών βαρέων φορτισμένων σωματιδίων (Larsson συν., 1963; Lyman συν., 1984; Graffman συν., 1985); ακτινοβολίας  $\gamma$  εκπεμπόμενης από καθορισμένη διάταξη πηγών  $^{60}\text{Co}$  - Μονάδα Gamma Knife - (Leksell 1987; Walton συν., 1987; Wu συν., 1990; Duftschnid συν., 1996), και υψηλής ενέργειας φωτονίων, τροποποιημένων και μη γραμμικών επιταχυντών (4-18 MV) (Hartmann συν., 1985; Lutz συν., 1988; Podgorsak συν., 1990; Chierago συν., 1993; Das συν., 1996; Prasad συν., 1997; Kappas συν., 1997;) και τροποποιημένων μονάδων τηλεθεραπείας  $^{60}\text{Co}$  (Poffenbarger συν., 1998). Οι τεχνικές εξωτερικής στερεοτακτικής ακτινοβολήσης έχουν περιγραφεί στη διεθνή βιβλιογραφία (AAPM No.54, 1995).

#### 1.1.2 Τεχνική

Η ΣΑΘ και ΣΑΧ είναι ουσιαστικά διαδικασία δύο βημάτων, η οποία περιλαμβάνει:

- 1 τον ακριβή προσδιορισμό του σχήματος και της θέσης της βλάβης και της λουπής ανατομίας του εγκεφάλου σε ένα συγκεκριμένο σύστημα αναφοράς με τη



βοήθεια διαφόρων διαγνωστικών τεχνικών (κυρίως CT, MRI και Αγγειογραφίας), και

2 τον σχεδιασμό και την πραγματοποίηση της θεραπείας.

Σε κάθε σύστημα ΣΑΘ/ΣΑΧ, προσαρμόζεται στην κεφαλή του ασθενούς ένα στερεοτακτικό εξάρτημα, το οποίο ονομάζεται πλαίσιο ακινητοποίησης. Το πλαίσιο αυτό ορίζει το σύστημα αναφοράς, στο οποίο εντοπίζεται η βλάβη μέσω του εντοπιστικού πλαισίου που ορίζει το σύστημα συντεταγμένων. Λόγω της γνωστής σχέσης αυτού του συστήματος αναφοράς με το σύστημα αναφοράς της μονάδας ακτινοβολήσης, είναι εφικτός ο ακριβής και επαναλήψιμος εντοπισμός του ασθενούς στα διάφορα βήματα της στερεοτακτικής διαδικασίας.

Η ακτινοβολήση πραγματοποιείται είτε: α) με την ταυτόχρονη εφαρμογή αριθμού μικρών (συνήθως διαμέτρων 4, 8, 14 και 18 mm), διαμορφωμένων, μη συνεπίπεδων, σταθερών πεδίων, ή β) με την εφαρμογή μη συνεπίπεδων τόξων, που διαγράφονται από μικρά (συνήθως διαμέτρων 0.5-5.0 cm) κυκλικά πεδία.

Οι πιο σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ συμβατικών και στερεοτακτικών τεχνικών ακτινοθεραπείας είναι οι ακόλουθες:

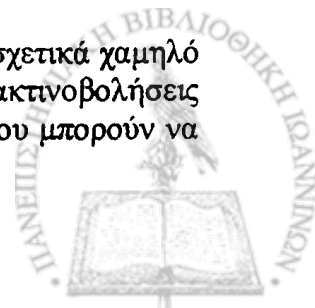
- Στη συμβατική ακτινοθεραπεία ο αριθμός των συνεδριών συνήθως κυμαίνεται από 15 έως 30, ενώ στην ΣΑΧ η προκαθορισμένη δόση δίδεται με εφάπαξ ακτινοβολήση και στην ΣΑΘ με μικρό αριθμό συνεδριών (συνήθως <10).
- Στις στερεοτακτικές τεχνικές στόχος είναι η επίτευξη νέκρωσης. Αντίθετα, στη συμβατική ακτινοθεραπεία στόχος είναι η αναστολή της εξάπλωσης της νόσου.
- Στη συμβατική ακτινοθεραπεία ο στόχος συνήθως ξεπερνά τα 4 cm σε διάμετρο, ενώ στις στερεοτακτικές τεχνικές κυμαίνεται από 0.5 έως 4 cm.
- Οι απαιτήσεις σε ακρίβεια εντοπισμού του στόχου και σε ακρίβεια και επαναληψιμότητα στην τοποθέτηση του ασθενούς είναι μεγαλύτερες στις στερεοτακτικές τεχνικές από ότι στη συμβατική ακτινοθεραπεία.
- Στις στερεοτακτικές τεχνικές οι βαθμίδες δόσης είναι πολύ μεγαλύτερες από αυτές που επιτυγχάνονται στη συμβατική ακτινοθεραπεία.
- Στις στερεοτακτικές τεχνικές χρησιμοποιείται μεγάλος αριθμός πυλών εισόδου, οι οποίες και κατανέμονται σε μεγάλη επιφάνεια του κρανίου, ενώ στη συμβατική ακτινοθεραπεία ο αριθμός των πυλών εισόδου είναι περιορισμένος.

### 1.1.3 Συστήματα

Γενικά, ένα σύστημα στερεοτακτικής ακτινοθεραπείας αποτελείται από: το ακινητοποιητικό πλαίσιο, το εντοπιστικό πλαίσιο, κατάλληλα διαμορφωμένη μονάδα ακτινοβολήσης και το υπολογιστικό σύστημα σχεδιασμού θεραπείας.

Η μονάδα Gamma-Knife απαιτεί μεγάλο κεφάλαιο αγοράς αν και δεν βρίσκει άλλες εφαρμογές πέραν της στερεοτακτικής ακτινοβολήσης. Τα μεγέθη των πεδίων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν κυμαίνονται από 4 έως 18 mm και η συνολική ακρίβεια λόγω μηχανικών ανοχών του μηχανήματος είναι 0.1 mm.

Ένας συμβατικός γραμμικός επιταχυντής δύναται να τροποποιηθεί με σχετικά χαμηλό κόστος προκειμένου να χρησιμοποιηθεί για στερεοτακτικές ακτινοβολήσεις παράλληλα με τη συμβατική λειτουργία του. Τα μεγέθη των πεδίων που μπορούν να



χρησιμοποιηθούν κυμαίνονται από 5 έως 50 mm και η συνολική ακρίβεια λόγω μηχανικών ανοχών του μηχανήματος κυμαίνεται από 0.1 έως 1 mm.

Οι μονάδες στερεοτακτικής ακτινοβολήσης με βαρέα φορτισμένα σωμάτια χρησιμοποιούν διαμορφωμένα πεδία διαφόρων μεγεθών που εισέρχονται στο κρανίο από περιορισμένο αριθμό πυλών εισόδου και δύνανται να υπάρξουν μόνο κοντά σε ειδικής κατασκευής επιταχυντές.

#### 1.1.4. Ποιοτικός έλεγχος

Η στερεοτακτική διαδικασία μπορεί να αναλυθεί σε μία αλυσίδα επιμέρους διαδικασιών:

- 1 ακινητοποίηση ασθενούς και εντοπισμός στόχου,
- 2 δοσιμετρία και σχεδιασμός θεραπείας, και
- 3 ακτινοβολήση

Οι ανακρίβειες σε αυτή τη διαδικασία σχετίζονται γενικότερα, τόσο με την διαδικασία εντοπισμού του στόχου, όσο και με τις μηχανικές ανοχές του στερεοτακτικού συστήματος.

Στην διαδικασία εντοπισμού του στόχου οι πιθανές ανακρίβειες είναι συνυφασμένες με τη διακριτική ικανότητα του συστήματος απεικόνισης και τη σχέση της μακροσκοπικής εικόνας με τη μικροσκοπική εξάπλωση της νόσου. Η διακριτική ικανότητα απεικονιστικής μονάδας υπολογιστικής τομογραφίας (CT) είναι αποτέλεσμα των διαστάσεων του εικονοστοιχείου (pixel) και του πάχους τομής. Για τυπικό μέγεθος εικονοστοιχείων 0.7 mm x 0.7 mm και πάχος τομής 1 mm η ανακρίβεια στον εντοπισμό της θέσης είναι 1.4-2.0 mm. Στην περίπτωση της αγγειογραφίας, η ανακρίβεια τον εντοπισμό του στόχου είναι 1 mm.

Όσον αφορά τις ανακρίβειες που σχετίζονται με τις ανοχές του στερεοτακτικού συστήματος, το πρωτόκολλο της Αμερικανικής Ένωσης Φυσικών Ιατρικής (AAPM) No54 αναφέρει:

- μηχανική ανακρίβεια προσδιορισμού θέσης στο εντοπιστικό πλαίσιο 0.6 mm,
- σύμπτωση άξονα περιστροφής ικρίωματος, κατευθυντήρα και τραπεζιού μέσα σε σφαίρα διαμέτρου 1 mm,
- ανακρίβεια στην ευθυγράμμιση του κέντρου του στόχου με το κέντρο του πεδίου 0.2-0.4 mm,

Με βάση τα προηγούμενα είναι δυνατό να επιτευχθεί με την στερεοτακτική τεχνική μία συνολική ανακρίβεια στον προσδιορισμό της θέσης της τάξης των 2 mm.

Οι ανακρίβειες όσον αφορά τη δοσιμετρία μιας στερεοτακτικής μονάδας συνοψίζονται στα ακόλουθα:

- ανακρίβεια στον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης στο στόχο (βαθμονόμηση δέσμης) <5%, σύμφωνα με τα πρωτόκολλα δοσιμετρίας AAPM Report 21 και 54.
- ανακρίβεια στην ακτινοβολήση ακτινοσκίερου εξομοιωτή στόχου <1 mm για κάθε γωνία του ικρίωματος, του κατευθυντήρα και της τράπεζας



- το πρόσθετο στερεοτακτικό σύστημα κατευθυντήρων πρέπει επαναλήψιμα να περιορίζει τη δέσμη με διακύμανση του FWHM 2 mm
- η βαθμίδα δόση στην περιοχή της παρασκιάς (80-20%) μπορεί να είναι μεγαλύτερη ή ίση με 60 %/3 mm.

Η γνώση των ανακρίβειών που υπεισέρχονται στα επιμέρους βήματα της στερεοτακτικής διαδικασίας και των ανοχών της στερεοτακτικής μονάδας είναι απαραίτητη για την θέσπιση και τη διασφάλιση των ορίων της τεχνικής.

Οι υψηλές απαιτήσεις των στερεοτακτικών τεχνικών σε:

- ακρίβεια στην διαδικασία εντοπισμού του στόχου,
- πιστότητα των μηχανικών εξαρτημάτων,
- ακρίβεια και επαναληψιμότητα στην τοποθέτηση του ασθενούς, και
- ακρίβεια και επαναληψιμότητα στην απόδοση της ακτινοβολίας,

επιβάλλουν την εφαρμογή αυστηρών προγραμμάτων διασφάλισης ποιότητας και ποιοτικών ελέγχων σε κάθε επιμέρους βήμα της στερεοτακτικής διαδικασίας. Στην διεθνή βιβλιογραφία υπάρχουν λεπτομερή πρωτόκολλα διασφάλισης ποιότητας και ποιοτικών ελέγχων (Hartmann συν., 1995; AAPM Report No.54).

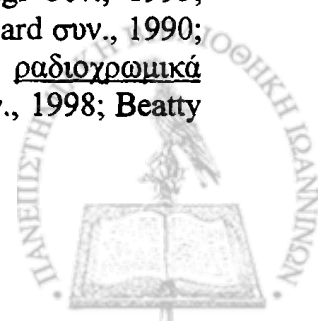
### 1.1.5 Δοσιμετρία

Η δοσιμετρία μικρών πεδίων, παρουσιάζει μεγάλο θεωρητικό ενδιαφέρον και ταυτόχρονα βρίσκει πρακτική εφαρμογή στην ακτινοβολήση μικρών στόχων με την τεχνική της ΣΑΘ/ΣΑΧ. Η επιτυχής έκβαση της στερεοτακτικής ακτινοβολήσης είναι συνυφασμένη με την ακριβή γνώση της τρισδιάστατης κατανομής της απορροφούμενης δόσης στο στόχο και γύρω από αυτόν, τόσο ποσοτικά, όσο και χωρικά.

Η ιδιαιτερότητα των δοσιμετρικών μετρήσεων σε μικρά πεδία έγκειται στην ύπαρξη υψηλών βαθμίδων δόσης λόγω έλλειψης πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας και στη σχέση του μεγέθους του ανιχνευτή, που χρησιμοποιείται στη μέτρηση, ως προς τις διαστάσεις του πεδίου.

Ένας μεγάλος αριθμός δοσιμετρικών συστημάτων έχει χρησιμοποιηθεί στη μέτρηση δόσεων και κατανομών δόσεων στην περίπτωση μικρών πεδίων ακτινοβολίας. Στα συστήματα αυτά συμπεριλαμβάνονται:

1. **Θάλαμοι ιονισμού** (Al-Najjar συν., 1998; Francescon συν., 1998; Fan συν., 1997; Kalef-Ezra συν., 1997; Beatty συν., 1996; Heydarian συν., 1996; Duftschmid συν., 1996; Das συν., 1996; Gotoh συν., 1996; Duggan συν., 1996; Rustgi συν., 1995; Chierago συν., 1993; Serago συν., 1992; Bjarngard συν., 1990; Wu συν., 1990; McGinley συν. 1990; Rice συν., 1987; Arcovito συν., 1985; Houdek συν., 1983),
2. **Φιλμ συμβατικά** (Al-Najjar συν., 1998; Das συν., 1996; Rustgi συν., 1995; Chierago συν., 1993; Serago συν., 1992; Serago συν., 1991; Bjarngard συν., 1990; McGinley συν. 1990; Rice συν., 1987; Houdek συν., 1983) ή **ραδιοχρωμικά** (Somigliana συν., 1999; Francescon συν., 1998; Poffenbarger συν., 1998; Beatty συν., 1996; McLaughlin συν., 1994; Bjarngard συν., 1990),



3. Δοσίμετρα στερεάς κατάστασης δίοδοι (Somigliana συν., 1999; Heydarian συν., 1996; Duftschmid συν., 1996; Beatty συν., 1996; Rustgi συν., 1995; Serago συν., 1992; Bjarngard συν., 1990; Rice συν., 1987), δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD) (Al-Najjar συν., 1998; Francescon συν., 1998; Kalef-Ezra συν., 1997; Duftschmid συν., 1996; Beatty συν., 1996; Chierago συν., 1993; Serago συν., 1992; Coffey συν., 1992; Luxton συν., 1991; Rice συν., 1987; Arcovito συν., 1985; Houdek συν., 1983) ανιχνευτές αδάμαντος (Rustgi συν., 1995) και MOSFET (Al-Najjar συν., 1998; Francescon συν., 1998; Wu συν., 1994),
4. Χημικά δοσίμετρα (Meeks συν., 1999; Chu συν., 1998; Ibbott συν., 1997; Maryanski συν., 1996; Schulz συν., 1993; Guan συν., 1993; Coffey συν., 1992),
5. Πλαστικοί ανιχνευτές σπινθηρισμού (Westermarck συν., 1999; Beddar συν., 1997; Beddar συν., 1992).

Το πρώτο βήμα στη δοσιμετρία της ΣΑΘ/ΣΑΧ συνίσταται στην λήψη και την επαλήθευση των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων (παροχή, κατανομή δόσης βάθους και προφίλ δόσης των πρόσθετων κατευθυντήρων) της στερεοτακτικής μονάδας. Τα δεδομένα αυτά αποτελούν την βάση για το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας και τον υπολογισμό τρισδιάστατων κατανομών δόσης. Το αποτέλεσμα της διαδικασίας παραγωγής πλάνου θεραπείας πρέπει να επαληθεύεται με τη διενέργεια μετρήσεων, τόσο σχετικών, όσο και απόλυτων.

## 1.2 ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Σκοπός της εργασίας αυτής ήταν η δοσιμετρία της πρότυπης στερεοτακτικής μονάδας του Περιφερειακού Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Πατρών (Π.Π.Γ.Ν.Π.), που κάνει χρήση φωτονίων 6 MV.

Στα πλαίσια της εργασίας έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων διαφόρων δοσιμετρικών τεχνικών για τον προσδιορισμό των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων της εν λόγω στερεοτακτικής μονάδας. Ως αποτέλεσμα της σύγκρισης αυτής, προέκυψε μία βέλτιστη βάση δεδομένων για το χρησιμοποιούμενο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας (iSiS 3D). Ακολούθως, προσδιορίστηκαν πειραματικά οι ανακρίβειες στη διαδικασία εντοπισμού στόχου, στην απόδοση τυπικού στερεοτακτικού σχήματος ακτινοβολήσης, καθώς και η συνολική ανακρίβεια της τεχνικής. Επιπρόσθετα, επαληθεύτηκαν πειραματικά οι τρισδιάστατες κατανομές δόσης του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας με χρήση διαφόρων δοσιμετρικών τεχνικών.

Οι δοσιμετρικές τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν για τη σύγκριση των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων ήταν: θαλάμων ιονισμού, θερμοφωταύγειας και φιλμ (συμβατικών και ραδιοχρωμικών). Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας και ραδιοχρωμικά φιλμ χρησιμοποιήθηκαν για το έλεγχο των τρισδιάστατων κατανομών δόσης.

Για τη λήψη των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων των επιμέρους στερεοτακτικών πεδίων με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε πρότυπο ομοίωμα. Αναπτύχθηκε μεθοδολογία, βάση της οποίας σαρωτής εγγράφων, σε συνδυασμό με κατάλληλο λογισμικό πρόγραμμα ανάλυσης ψηφιακής εικόνας, χρησιμοποιήθηκε για την ανάλυση κατανομών δόσης με χρήση φιλμ (συμβατικά και ραδιοχρωμικά). Σχεδιάστηκε και κατασκευάστηκε ομοίωμα κεφαλής για τον έλεγχο της εντοπιστικής διαδικασίας και απόδοσης τυπικού σχήματος ακτινοβολήσης.





## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

### Ιδιαιτερότητες στη δοσιμετρία μικρών πεδίων

#### 2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η διασφάλιση ποιότητας στο σχεδιασμό και στην εφαρμογή της θεραπείας στην ΣΑΘ/ΣΑΧ προαπαιτεί την ακριβή γνώση των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων που χαρακτηρίζουν τις στερεοτακτικές δέσμες, καθώς και μετρήσεις των κατανομών δόσης εξομοιώνοντας σε ομοιώματα τη θεραπεία. Η δοσιμετρία μικρών πεδίων περιπλέκεται κυρίως από δύο παράγοντες: την έλλειψη πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας και τα χαρακτηριστικά του ανιχνευτή (κυρίως των διαστάσεών του σε σύγκριση με το μέγεθος του πεδίου).

Υπάρχουν στην βιβλιογραφία εκτενείς αναφορές στις μεθοδολογίες που χρησιμοποιήθηκαν, τόσο:

- α) για τον προσδιορισμό βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στερεοτακτικής μονάδας (Francescon συν. 1998; Al-Najjar συν. 1998; Francescon συν. 1997; Prasad συν. 1997; Duftschmid συν. 1996; Das συν. 1996; Heydarian συν. 1996; Rustgi συν. 1995; Chierago συν. 1993; Serago συν. 1992; Bjarngard συν. 1990; Rice συν. 1987; Arcovito συν. 1985; Houdek συν. 1983), όσο και
- β) για μετρήσεις κατανομών δόσεων σε προσομοιώσεις στερεοτακτικών σχημάτων ακτινοβόλησης (Ertl συν. 1996; Maryanski συν. 1996; Ramani συν. 1994; O'Brien συν. 1994; McLaughlin συν. 1994; Guan συν. 1993; Schulz συν. 1993; Coffey συν. 1992).

#### 2.2 ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑ

##### 2.2.1 Απόλυτη ηλεκτρονική ισορροπία

Σε ένα σημείο P ενός υλικού μέσου, που ακτινοβολείται από φωτόνια, επιτυγχάνονται συνθήκες ηλεκτρονικής ισορροπίας όταν βρίσκεται στο κέντρο σφαίρας, ακτίνας R, όπου R η μέγιστη εμβέλεια των ηλεκτρονίων που δημιουργούνται από την αλληλεπίδραση των φωτονίων και πληρούνται οι εξής συνθήκες: α) το υλικό είναι ομοιογενές, και β) η ροή των φωτονίων είναι ομοιόμορφη σε ένταση, ποιότητα και γωνιακή κατανομή.

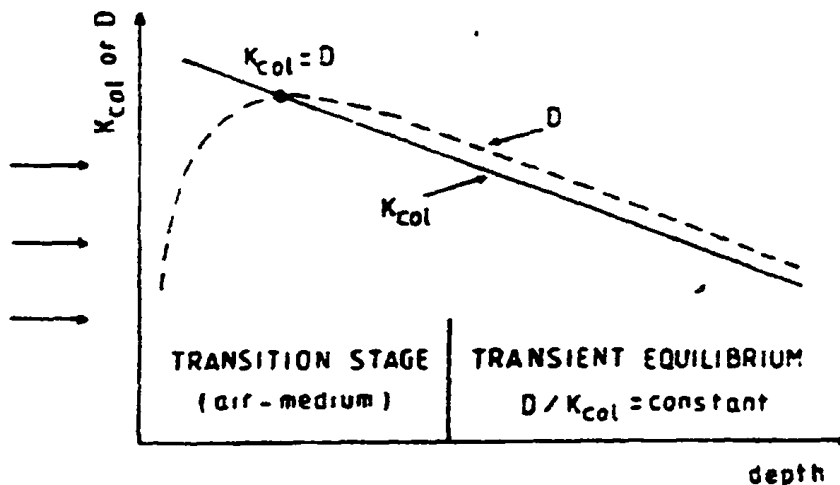
Η συνθήκη  $D \equiv K_{col}$ , όπου  $K_{col}$  το *kerma* λόγω συγκρούσεων  $K_{col}$ , περιγράφει την απόλυτη ισορροπία φορτισμένων σωματιδίων (*absolute charged particle equilibrium*) και επιτυγχάνεται μόνο στην περίπτωση ενός ραδιενεργού μέσου, άπειρης επιφάνειας, με ομοιογενή κατανομή γ-εκπομπού.



## 2.2.2 Μεταβατική ηλεκτρονική ισορροπία

Σε πεδία φωτονίων υψηλής ενέργειας, διαστάσεων τουλάχιστον  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , η ροή των φωτονίων δεν είναι ομοιόμορφη, εκτός των άλλων, λόγω της γεωμετρικής απόκλισης και εξασθένησης των φωτονίων. Στην περίπτωση αυτή, η μέγιστη εμβέλεια των δευτερογενών ηλεκτρονίων δεν είναι αμελητέα σε σχέση με τη μέση ελεύθερη διαδρομή των φωτονίων, άρα πρέπει να ληφθεί υπόψη και η εξασθένηση των φωτονίων.

Γνωρίζοντας ότι, η εκπομπή ηλεκτρονίων Compton από υψηλής ενέργειας φωτόνια, γίνεται κυρίως σε μικρές γωνίες, η απορροφούμενη δόση  $D$  είναι μεγαλύτερη από το  $k_{\text{col}}$  δια κρούσεων  $K_{\text{col}}$ , για βάθη στο υλικό μεγαλύτερα της  $R$ . Στην περίπτωση αυτή η μείωση των  $K_{\text{col}}$  και  $D$  με το βάθος σχετίζεται με τη μείωση της ροής των φωτονίων (Σχ. 2.1). Αν η μείωση είναι εκθετική και δεν υφίστανται σημαντικές αλλαγές στην ενέργεια των φωτονίων, ο λόγος  $D/K_{\text{col}}$  παραμένει σταθερός. Η κατάσταση αυτή χαρακτηρίζεται ως *μεταβατική ηλεκτρονική ισορροπία* (*transient ή quasi equilibrium*).



**Σχήμα 2.1:** Μεταβατική βαθμίδα (*transition stage*) και μεταβατική ισορροπία (*transient equilibrium*). Για βάθη αρκετά μεγαλύτερα της μέγιστης εμβέλειας  $R$  των δευτερογενών ηλεκτρονίων, ο λόγος  $D/K_{\text{col}}$  παραμένει σταθερός και επικρατούν συνθήκες μεταβατικής ηλεκτρονικής ισορροπίας. Για βάθη μικρότερα της  $R$ , δεν υπάρχει απλή σχέση μεταξύ των  $D$  και  $K_{\text{col}}$ . (Dutreix συν. 1965).

Σε ορισμένες περιπτώσεις δεν ικανοποιούνται οι συνθήκες ηλεκτρονικής ισορροπίας. Για παράδειγμα, σε περιοχές που γειτνιάζουν στην διεπιφάνεια δύο υλικών δεν ικανοποιείται η συνθήκη που αναφέρεται στην ομοιογένεια του υλικού μέσου ενώ σε περιοχές κοντά στα όρια πεδίου δεν ικανοποιείται η συνθήκη που αναφέρεται στην ομοιομορφία της ροής της ακτινοβολίας.

## 2.2.3 Πλάγια ηλεκτρονική ισορροπία

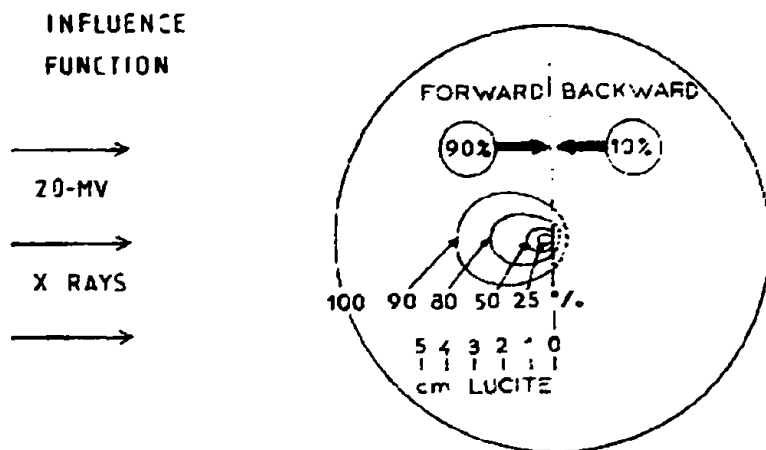
Η συνθήκη που αφορά την ομοιομορφία του πεδίου ακτινοβολίας στην περίπτωση της μεταβατικής ηλεκτρονικής ισορροπίας απαιτεί οι αποστάσεις μεταξύ του σημείου ενδιαφέροντος και των ορίων του πεδίου να είναι μεγαλύτερες από τη μέγιστη εμβέλεια  $R$  των ηλεκτρονίων. Εν τούτοις, για σημείο ενδιαφέροντος επί του

κεντρικού άξονα της δέσμης και για πεδία διαστάσεων μικρότερα του  $2R$  παρατηρείται μία ενεργή μεταβατική ηλεκτρονική ισορροπία, για δύο κυρίως λόγους:

α). Μία δέσμη φωτονίων, που δημιουργείται μέσω πέδησης, από μονοενεργειακή δέσμη ηλεκτρονίων (όπως στην περίπτωση ενός γραμμικού επιταχυντή) έχει μικρή συνιστώσα φωτονίων μεγάλης ενέργειας. Κατά συνέπεια, η πιθανότητα παραγωγής δευτερογενών ηλεκτρονίων Compton με ενέργεια κοντά στην μέγιστη ενέργεια φωτονίων να είναι πολύ μικρή (Dutreix συν., 1965).

β). Η ενέργεια των δευτερογενών ηλεκτρονίων που σκεδάζονται με το φαινόμενο Compton εξαρτάται από τη γωνία σκεδασμού ( $\phi$ ). Ως εκ τούτου, και η εμβέλεια τους εξαρτάται και από τη γωνία σκεδασμού (για παράδειγμα στην περίπτωση οπισθοσκέδασης η εμβέλεια των ηλεκτρονίων είναι μικρότερη από ότι σε μικρές γωνίες σκεδασμού).

Προκειμένου να ποσοτικοποιήσουν την παρατήρηση αυτή, οι Dutreix συν. 1965 προσδιόρισαν τις καμπύλες ίσης επίδρασης (*isoinfluence curves*), οι οποίες περικλείουν τους όγκους που συνεισφέρουν (μέσω των δευτερογενών ηλεκτρονίων) ορισμένο ποσοστό της απορροφούμενης δόσης στο σημείο P. Οι καμπύλες αυτές (Σχ. 2.2) δείχνουν ότι οι περιοχές που γειτνιάζουν στο σημείο P έχουν μεγαλύτερη επίδραση στην απορροφούμενη δόση στο σημείο P από ότι οι πιο απομακρυσμένες περιοχές. Συνεπώς, ο ελάχιστος όγκος που πρέπει να ληφθεί υπόψη για την πλάγια ανοικοδόμηση της δόσης στο σημείο P (δηλ. κάθετα στον άξονα της δέσμης) είναι μικρότερος από αυτόν σφαιρας ακτίνας R. Ως εκ τούτου, είναι δυνατό να οριστεί μία ενεργή εμβέλεια  $R_e(\phi)$  σε μία συγκεκριμένη κατεύθυνση ως η απόσταση της καμπύλης ίσης επίδρασης που περικλείει την περιοχή που συνεισφέρει ένα ορισμένο ποσοστό της απορροφούμενης δόσης στο σημείο υπολογισμού (για παράδειγμα, το 98 %). Η εκτίμηση της  $R_e$  γίνεται, είτε μέσω τεχνικών Monte Carlo, είτε πειραματικά. Οι Dutreix συν., 1965, μετρώντας την πλάγια ανοικοδόμηση της δόσης για δέσμη 20 MV, διαφόρων διαμέτρων, προσδιόρισαν πειραματικά την  $R_e$  περίπου 2 cm για κατεύθυνση κάθετη στον κεντρικό άξονα της δέσμης. Ως εκ τούτου, συμπέραναν ότι μία διάμετρος πεδίου 4 cm είναι ικανή να διασφαλίσει μεταβατική ηλεκτρονική ισορροπία κατά μήκος του κεντρικού άξονα και δεν είναι απαραίτητη διάμετρος πεδίου ίσης με τη μέγιστη εμβέλεια των δευτερογενών ηλεκτρονίων ( $R=10$  cm για δέσμη 20 MV).



Σχήμα 2.2: Οι καμπύλες ίσης επίδρασης περικλείουν τις περιοχές, οι οποίες συνεισφέρουν ένα ορισμένο ποσοστό της ολικής απορροφούμενης δόσης (Dutreix συν. 1965).



Οι Bjarngard συν., 1990, διεξήγαγαν μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα, σε δέσμη 6 MV, με πεδία ακτίνας 0.07-2.5 cm και βρήκαν ότι για ακτίνα 1 cm επιτυγχάνεται πλήρης πλάγια ηλεκτρονική ισορροπία.

## 2.3 ΘΕΩΡΙΕΣ ΚΟΙΛΟΤΗΤΑΣ

Η θεωρία κοιλότητας παρέχει το μαθηματικό φορμαλισμό για τον προσδιορισμό της δόσης σε ένα σημείο ενός ομοιογενούς υλικού,  $m$ , από την δόση που μετράται με έναν ανιχνευτή (στερεό, υγρό ή αέριο). Οι παράγοντες μετατροπής διαφοροποιούνται ανάλογα με το μέγεθος της κοιλότητας σε σχέση με την εμβέλεια των δευτερογενών ηλεκτρονίων.

### 2.3.1 Μικρή κοιλότητα

Έστω ότι ο ανιχνευτής είναι μία ομοιογενής κοιλότητα υλικού,  $c$ , μέσα σε ομοιογενές υλικό  $m$  και ακτινοβολείται από δέσμη φωτονίων.

Το μέγεθος μίας κοιλότητας μπορεί να θεωρηθεί μικρό, εάν:

- i. η παρουσία της κοιλότητας δεν τροποποιεί σημαντικά τη ροή,  $I(E)$ , των ηλεκτρονίων που παράγονται στο υλικό  $m$ , από τη δέσμη των φωτονίων, και
- ii. οι αλληλεπιδράσεις φωτονίων μέσα στην κοιλότητα, που οδηγούν στη δημιουργία δευτερογενών ηλεκτρονίων, είναι αμελητέες.

Κάτω από αυτές τις προϋποθέσεις και σύμφωνα με τη θεωρία Bragg-Gray (Attix συν., 1968), η μαθηματική σχέση που συνδέει τη δόση σε ένα σημείο του υλικού  $c$  με τη δόση στο ίδιο σημείο στο υλικό  $m$ , δίδεται από την εξίσωση (1):

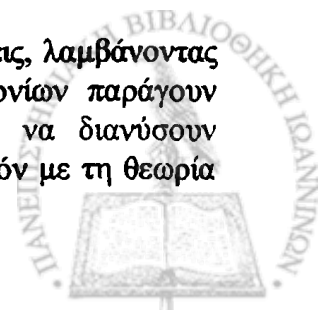
$$\left(\frac{D_m}{D_c}\right) = \left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_{m,c} \quad (1)$$

όπου  $\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_{m,c}$  ο λόγος της μέσης μαζικής ανασχετικής ικανότητας δια κρούσεων του υλικού  $m$ , ως προς την αντίστοιχη του υλικού  $c$ . Η μέση ανασχετική ικανότητα δια κρούσεων για υλικό  $i$  προσδιορίζεται βάση της σχέσης (2):

$$\left(\frac{\bar{S}}{\rho}\right)_i = \frac{\int_0^{E_{\max}} I(E) * \left(\frac{S(E)}{\rho}\right)_i dE}{\int_0^{E_{\max}} I(E) dE} \quad (2)$$

όπου η ολοκλήρωση πραγματοποιείται επί του φάσματος των πρωτογενών ηλεκτρονίων και  $E_{\max}$  η μέγιστη τιμή της αρχικής ενέργειας των ηλεκτρονίων (Spencer συν., 1954). Η εξίσωση (1) ισχύει είτε επικρατούν συνθήκες ηλεκτρονικής ισορροπίας είτε όχι, αρκεί να είναι γνωστό το φάσμα  $I(E)$  για τον προσδιορισμό των μέσων ανασχετικών ικανοτήτων.

Η θεωρία Spencer-Attix (Spencer συν., 1955) εισήγαγε τροποποιήσεις, λαμβάνοντας υπόψη το γεγονός ότι πολλές συγκρούσεις πρωτογενών ηλεκτρονίων παράγουν ταχέα δευτερογενή ηλεκτρόνια (ακτίνες  $\delta$ ), τα οποία μπορούν να διανύσουν απόσταση ικανή ώστε να διασχίσουν την κοιλότητα. Σύμφωνα λοιπόν με τη θεωρία



των Spencer-Attix, τα δευτερογενή ηλεκτρόνια διαχωρίζονται σε δύο ομάδες, με κριτήριο διαχωρισμού την ενέργεια αποκοπής  $\Delta$ , η οποία κατά προσέγγιση αντιστοιχεί στην ενέργεια ενός ηλεκτρονίου, που η εμβέλειά του δεν ξεπερνά τις διαστάσεις της κοιλότητας. Ένα ηλεκτρόνιο με ενέργεια μικρότερης της  $\Delta$ , θεωρείται ότι εναποθέτει την ενέργειά του στο σημείο όπου δημιουργήθηκε, ενώ ένα ηλεκτρόνιο με ενέργεια μεγαλύτερη της  $\Delta$ , διασχίζει την κοιλότητα και εναποθέτει την ενέργειά του εκτός αυτής. Στην περίπτωση αυτή, ο προσδιορισμός της ανασχετικής ικανότητας περιορίζεται στα δευτερογενή ηλεκτρόνια ενέργειας μικρότερης ή ίσης της  $\Delta$ . Με αυτή τη θεώρηση, η σχέση (1) παίρνει τη μορφή:

$$D_m/D_c = (\bar{L}/\rho)_{m,c} \quad (3)$$

όπου  $(\bar{L}/\rho)_{m,c}$  ο λόγος της μέσης περιορισμένης μαζικής ανασχετικής ικανότητας δια κρούσεων του υλικού  $m$ , ως προς την αντίστοιχη του υλικού  $c$ .

### 2.3.2 Μεγάλη κοιλότητα

Στην περίπτωση που οι διαστάσεις της κοιλότητας είναι πολύ μεγαλύτερες από την εμβέλεια των πιο ενεργητικών ηλεκτρονίων, η σχετική συνεισφορά των ηλεκτρονίων που παράγονται στο υλικό  $m$ , στη δόση που απορροφά η κοιλότητα, είναι πολύ μικρή. Η απορρόφηση της ενέργειας εξαρτάται κυρίως από τα χαρακτηριστικά του υλικού της κοιλότητας και στην περίπτωση φωτονίων ο λόγος των δόσεων στα δύο υλικά ισούται ισούται με τον λόγο των μαζικών συντελεστών απορρόφησης στα δύο υλικά (Attix 1968):

$$(D_m/D_c) = (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{m,c} \quad (4)$$

### 2.3.3 Ενδιάμεση κοιλότητα

Ο Burlin (1966) πρότεινε μία γενικευμένη θεωρία κοιλότητας γεφυρώνοντας το κενό μεταξύ των θεωριών που αφορούν μεγάλες και μικρές κοιλότητες:

$$(D_m/D_c) = d \frac{(\bar{L}/\rho)_m}{(\bar{L}/\rho)_c} + (1-d) \frac{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_m}{(\bar{\mu}_{en}/\rho)_c} \quad (5)$$

Η σχέση (5) στις ακραίες περιπτώσεις οδηγεί στις σχέσεις (3) και (4), για μικρές και μεγάλες κοιλότητες αντίστοιχα. Ο παράγοντας βαρύτητας  $d$ , προσδιορίζεται με διάφορους τρόπους. Για παράδειγμα οι Attix συν., 1968 πρότειναν για τον προσδιορισμό του παράγοντα  $d$  τη χρήση της σχέσης:

$$d = \int_0^g e^{-\beta x} dx / \int_0^g dx = \frac{1 - e^{-\beta g}}{\beta g} \quad (6)$$

όπου  $g$  το μέσο μήκος διαδρομής (mean path length) των ηλεκτρονίων στην κοιλότητα σε  $g/cm^2$  και  $\beta$  ο ισοδύναμος μαζικός συντελεστής απορρόφησης ακτίνων  $\beta$  στο υλικό της κοιλότητας σε  $cm^2/g$ . Ο παράγοντας  $g$  συχνά θεωρείται ότι είναι ίσος



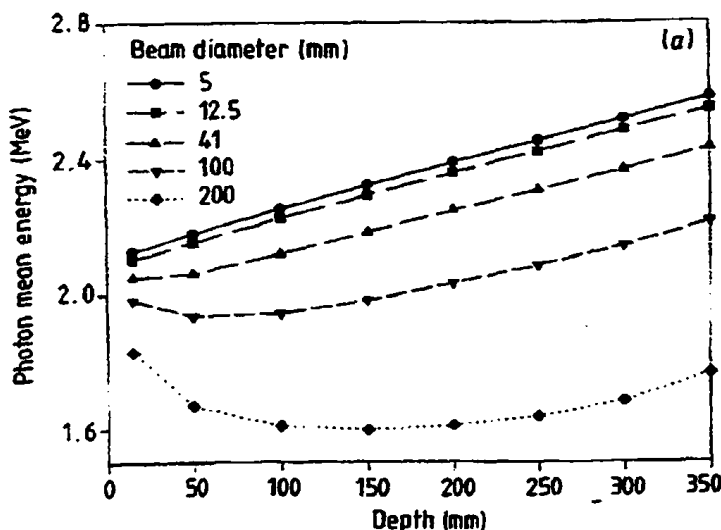
με τη μέση χορδή της κοιλότητας και ισούται με  $4V/S$ , όπου  $V$  και  $S$  ο όγκος και η επιφάνεια της κοιλότητας.

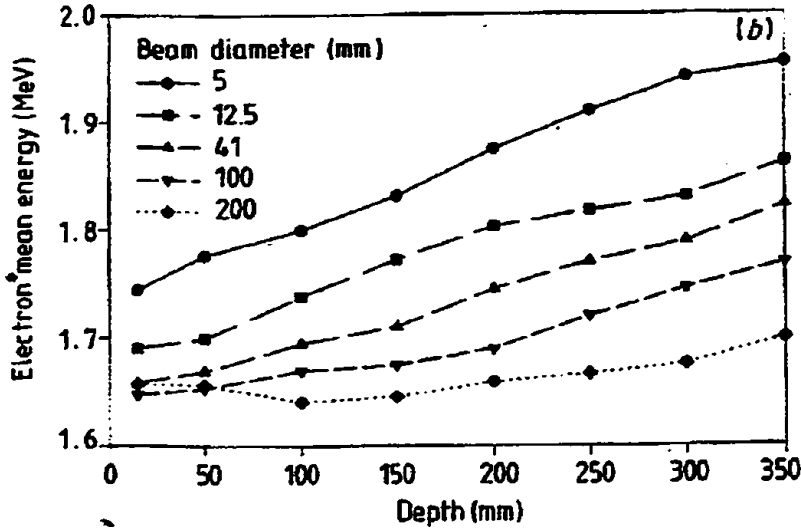
## 2.4 ΕΠΙΠΤΩΣΕΙΣ ΕΛΛΕΙΨΗΣ ΠΛΑΓΙΑΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΙΣΟΡΡΟΠΙΑΣ

Οι συνθήκες έλλειψης πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας έχουν επιπτώσεις: α) στο ενεργειακό φάσμα των φωτονίων και των δευτερογενών ηλεκτρονίων επί του κεντρικού άξονα της δέσμης, β) στην παροχή, γ) στη βαθμίδα δόσης στα όρια των πεδίων, καθώς και δ) στην ισχύ του νόμου αντιστρόφου τετραγώνου για προσδιορισμό ρυθμού δόσης επί του κεντρικού άξονα για μεταβολή της απόστασης εστίας-σημείου μέτρησης.

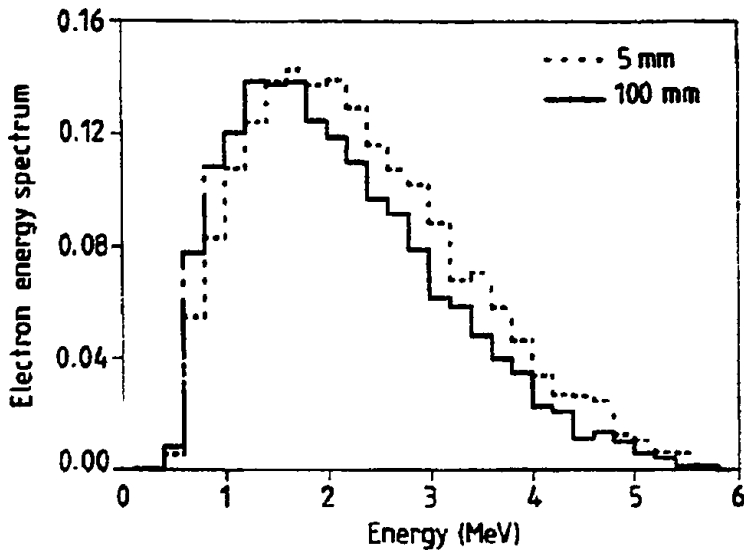
### 2.4.1 Ενεργειακό φάσμα

Οι διαφορές του ενεργειακού φάσματος των μικρών πεδίων από αυτά των κλασσικών πεδίων μελετούνται κατά κύριο λόγο με τεχνικές Monte Carlo (Wu συν., 1993; Heydarian συν., 1996). Στα Σχ. 2.3a,b δίδονται οι μέσες ενέργειες φωτονίων και ηλεκτρονίων για διάφορα βάθη και μεγέθη πεδίων (Heydarian συν., 1996). Από τα σχήματα αυτά και από το Σχ.2.4 είναι φανερό ότι, το ενεργειακό φάσμα των φωτονίων και το ενεργειακό φάσμα των δευτερογενών ηλεκτρονίων των κλασσικών πεδίων είναι περισσότερο "μαλακό" από εκείνο των μικρών πεδίων και εμφανίζουν μικρότερες μεταβολές με το βάθος. Αυτό οφείλεται στη συνεισφορά της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας στη συνολική δόση στα κλασσικά πεδία, κυρίως για βάθη πέραν του  $d_{max}$ . Στα μικρά πεδία, η μέση ενέργεια αυξάνει περισσότερο με το βάθος σε σχέση με τα κλασσικά πεδία, λόγω περιορισμένης συνεισφοράς της σκέδασης καθώς τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια και ηλεκτρόνια σκεδάζονται εκτός του κεντρικού άξονα της δέσμης (Andreo συν. 1986). Για παράδειγμα, για κλασσικό πεδίο διαμέτρου 10 cm παρατηρείται μία αύξηση της μέσης ενέργειας του φάσματος φωτονίων περίπου 11 % σε βάθος 35 cm νερού, έναντι μιας αύξησης περίπου 17 % για πεδίο διαμέτρου 0.5 cm. Όσον αφορά τα φάσματα των ηλεκτρονίων, η αύξηση της μέσης ενέργειας είναι 6 και 10 %, αντίστοιχα.





Σχήμα 2.3: Μεταβολή μέσης ενέργειας (α) φωτονίων και (β) ηλεκτρονίων για διαφορετικά βάθη νερού και διαφορετικά μεγέθη κυκλικών πεδίων, υπολογισμένα με τον κώδικα Monte Carlo EGS4 (Heydarian συν., 1996).



Σχήμα 2.4: Ενεργειακό φάσμα ηλεκτρονίων σε βάθος 20 cm νερού, υπολογισμένο με τον κώδικα Monte Carlo EGS4, για παράλληλη δέσμη φωτονίων 6 MV, διαμέτρων 0.5 και 10.0 cm (Heydarian συν., 1996).

Η γνώση του φάσματος των φωτονίων και των δευτερογενών ηλεκτρονίων της προσπίπτουσας δέσμης είναι ιδιαίτερα σημαντική για την ερμηνεία της συμπεριφοράς των ανιχνευτών και για τον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης μέσω της θεωρίας κοιλότητας.

Στην κλινική πράξη, ο προσδιορισμός της απορροφούμενης δόσης βασίζεται σε δεδομένα σχετικών μετρήσεων για τον καθένα στερεοτακτικό κατευθυντήρα (κατανομές δόσης βάθους, προφίλ δόσης, παροχή). Στις κατανομές δόσης βάθους και στα προφίλ δόσης, η κανονικοποίηση των καμπυλών πραγματοποιείται σε τιμή που



λαμβάνεται για το ίδιο πεδίο. Ως εκ τούτου, μπορεί να θεωρηθεί αμελητέα η μεταβολή του φάσματος. Στην περίπτωση της καμπύλης παροχής, η κανονικοποίηση πραγματοποιείται σε τιμή που λαμβάνεται από κλασσικό πεδίο. Η παροχή στερεοτακτικού κατευθυντήρα (Collimator Output Factor – COF) ορίζεται ως:

$$COF = \frac{D_m(n)}{D_m(b)} \quad (7)$$

όπου  $D_m(n)$  και  $D_m(b)$  είναι οι δόσεις σε ένα συγκεκριμένο βάθος στο μικρό (n) και στο κλασσικό πεδίο (b), αντίστοιχα.

Με βάση τη θεωρία κούλοτητας Spencer-Attix (§ 2.3.1), είναι ανάλογη της ποσότητας:

$$COF \propto \frac{M(n) * \left[ \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{m,c} \right]_n}{M(b) * \left[ \left( \frac{\bar{L}}{\rho} \right)_{m,c} \right]_b} \quad (8)$$

όπου M οι ενδείξεις του ανιχνευτή στο μικρό (n) και στο κλασσικό (b) πεδίο.

Στην βιβλιογραφία αναφέρονται προσομοιώσεις Monte Carlo για τον προσδιορισμό διαφόρων δοσιμετρικών παραγόντων (Kubsad συν., 1990; Wu συν., 1993) που επιτρέπουν τον ακριβή προσδιορισμό της δόσης στο νερό. Δεδομένου ότι οι προσομοιώσεις αυτές αναφέρονται σε περιορισμένες περιπτώσεις στερεοτακτικών πεδίων, στην κλινική πράξη ο λόγος των ενδείξεων του ανιχνευτή σε μικρό και κλασσικό πεδίο εξισώνεται με την παροχή του μικρού πεδίου. Με αυτό τον τρόπο δεν λαμβάνονται υπόψη οι διαφορές του ενεργειακού φάσματος μεταξύ μικρών και κλασσικών πεδίων. Συγκεκριμένα, η μέση περιορισμένη ανασχετική ικανότητα του μικρού πεδίου,  $[(L/\rho)_{m,c}]_n$ , είναι συνήθως μικρότερη από την αντίστοιχη,  $[(L/\rho)_{m,c}]_b$ , του κλασσικού πεδίου, με αποτέλεσμα η δόση  $D_m(n)$  και κατά συνέπεια η τιμή του COF να υπερεκτιμάται ελαφρώς. Για παράδειγμα, οι Wu συν. 1993, εστιάζοντας στην χρήση θαλάμων ιονισμού έδειξαν ότι χρησιμοποιώντας μόνο το λόγο των ενδείξεων του θαλάμου ιονισμού, η υπερεκτίμηση στην τιμή της παροχής κυμαίνεται από 0.3 % έως 0.9 % για ενέργειες δεσμών ακτίνων-x 6 και 10 MV, αντίστοιχα και για βάθος μέτρησης 8 cm νερού. Η υπερεκτίμηση γίνεται μεγαλύτερη σε μεγαλύτερα βάθη, λόγω της προαναφερθείσας μεγαλύτερης μεταβολής της μέσης ενέργειας του φάσματος των ηλεκτρονίων μικρού πεδίου σε σχέση με ένα κλασσικό πεδίο (Σχ. 2.4.b).

Οι Das συν., 1996, πιο πρακτικά, κάνοντας μετρήσεις του λόγου ιονισμών σε συμβατικό πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , και σε στερεοτακτικό πεδίο διαμέτρου 40 mm σε διαφορετικές μονάδες 6 MV εκτίμησαν την ποιότητα της δέσμης σε μικρό και κλασσικό πεδίο (περίπου 0.675 και 0.640, αντίστοιχα). Η μεταβολή αυτή του λόγου ιονισμών αντιστοιχεί σε μεταβολή της μέσης ενέργειας περίπου 1 MV. Τέτοια διαφοροποίηση στην ενέργεια της δέσμης έχει μικρό αντίκτυπο στη δοσιμετρία, λαμβάνοντας υπόψη ότι η μεταβολή του λόγου των ανασχετικών ικανοτήτων μεταξύ 4 και 6 MV είναι <0.5% (AAPM TG21). Σε παρόμοια συμπεράσματα κατέληξαν και οι Verhaegen συν., 1998, βασισμένοι σε φάσματα ηλεκτρονίων που υπολόγισαν βάση τεχνικής Monte Carlo, για στερεοτακτική μονάδα 6 MV.





### 2.4.2 Παροχή

Σε συνθήκες έλλειψης πλάγιας ηλεκτρονιακής ισορροπίας, η σταδιακή ελάττωση της διαμέτρου του πεδίου οδηγεί σε μείωση της απορροφούμενης δόσης επί του κεντρικού άξονα και κατέπекταση της παροχής του μηχανήματος. Η μείωση αυτή οφείλεται στο γεγονός ότι σημαντικό ποσοστό των δευτερογενών ηλεκτρονίων, λόγω της εμβέλειάς τους, μεταφέρουν την ενέργειά τους και εκτός κεντρικού άξονα (Andreo συν., 1986).

Στα μικρά πεδία, η απορροφούμενη δόση αποδίδεται κυρίως σε πρωτογενής αλληλεπιδράσεις (Nizim συν. 1993). Κατά συνέπεια, σε πρώτη προσέγγιση, η πρωτογενής απορροφούμενη δόση  $P(r)$ , μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μοντελοποίηση της συνολικής απορροφούμενης δόσης σε συνθήκες έλλειψης πλάγιας ηλεκτρονιακής ισορροπίας. Οι Nizim συν. 1991, περιέγραψαν την πρωτογενή απορροφούμενη δόση από μία δέσμη κυκλικής διατομής, με τη σχέση,

$$P(r)=P_{\lambda}(1-e^{-\gamma r}) \quad (9)$$

όπου  $P_{\lambda}$  είναι η πρωτογενής απορροφούμενη δόση κάτω από συνθήκες πλάγιας ηλεκτρονιακής ισορροπίας,  $r$  η ακτίνα του κυκλικού πεδίου και  $\gamma$  η βαθμίδα πλάγιας ανοικοδόμησης της πρωτογενούς δόσης (*lateral buildup rate for primary dose*). Η ποσότητα  $\gamma$  εξαρτάται από την ενέργεια και το γραμμικό συντελεστή εξασθένησης των τα πρωτογενών φωτονίων.

### 2.4.3 Προφίλ δόσης

Λόγω έλλειψης πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας στα μικρά πεδία, εμφανίζονται υψηλές βαθμίδες δόσης στα όριά τους. Λόγω των μικρών διαστάσεων των στερεοτακτικών πεδίων σε ορισμένες περιπτώσεις η περιοχή του πλατώ είναι περιορισμένη, ενώ αντίθετα η παρασκία αποτελεί μεγάλο ποσοστό του (Duggan συν., 1998).

### 2.4.4 Νόμος αντιστρόφου τετραγώνου

Στην περίπτωση γραμμικών επιταχυντών, η εξάρτηση του ρυθμού δόσης σε ένα σημείο επί του κεντρικού άξονα από την απόσταση σημείου-εστίας (ΑΣΕ) δεν ακολουθεί τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου για μεγάλες ΑΣΕ. Για παράδειγμα, έστω ότι μετράται ισοκεντρικά και σε κάποιο συγκεκριμένο βάθος, ο ρυθμός δόσης, για πεδίο 6 MV, ακτίνας 10 mm. Για την συγκεκριμένη απόσταση ΑΣΕ δεν επικρατούν συνθήκες πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας. Αν η ΑΣΕ διπλασιαστεί, η ακτίνα του πεδίου στο σημείο μέτρησης γίνεται 20 mm και είναι ικανή να παράσχει πλάγια ηλεκτρονική ισορροπία. Συνεπώς, για μικρά πεδία και για μεγάλες μεταβολές της απόστασης ΑΣΕ, ο πραγματικός ρυθμός δόσης σε σημείο επί του κεντρικού άξονα είναι μεγαλύτερος από τον προβλεπόμενο από το νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου.



## 2.5 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΑΝΙΧΝΕΥΤΗ

### 2.5.1 Χαρακτηρισμός μεγέθους ανιχνευτή με βάση τη θεωρία κοιλότητας

Η επιλογή της μαθηματικής σχέσης υπολογισμού της δόσης σε ένα υλικό μέσο από τη δόση που μετράται στο υλικό ενός ανιχνευτή βασίζεται στο χαρακτηρισμό του μεγέθους του ανιχνευτή βάση της θεωρίας κοιλότητας. Βάση των σχέσεων που ισχύουν κατά περίπτωση είναι δυνατό να εκτιμηθούν τα σφάλματα που υπεισέρχονται στην κλινική πράξη από προσεγγίσεις που γίνονται.

Ο χαρακτηρισμός του μεγέθους του ανιχνευτή βάση της θεωρίας κοιλότητας γίνεται προσδιορίζοντας τον παράγοντα  $d$  στη σχέση Burlin (5, § 2.3.3), λαμβάνοντας υπόψη τόσο τις γραμμικές διαστάσεις όσο και την πυκνότητα του ανιχνευτή.

Στην περίπτωση θαλάμων ιονισμού ο παράγοντας  $\beta$  μπορεί να υπολογιστεί από τη σχέση του Loevinger, 1956:

$$\beta = \frac{16}{(E_{\max} - 0.036)^{1.40}} \text{ cm}^2/\text{g} \quad (10\alpha)$$

ενώ για την περίπτωση TLD LiF οι Ogunleye συν., 1980, πρότειναν τον προσδιορισμό του  $\beta$  βάση της σχέσης:

$$\beta = \frac{14}{E_{\max}^{1.09}} \text{ cm}^2/\text{g} \quad (10\beta)$$

όπου  $E_{\max}$  η μέγιστη ενέργεια του φάσματος των ηλεκτρονίων. Θεωρώντας  $E_{\max}=5.8$  MeV υπολογίστηκαν οι παράγοντες βαρύτητας για ορισμένους ανιχνευτές, οι οποίοι χρησιμοποιούνται στην δοσιμετρία στερεοτακτικών πεδίων (Πίνακα 2.1).

**Πίνακας 2.1:** Παράγοντες βαρύτητας,  $d$ , για τον χαρακτηρισμό του μεγέθους διαφόρων ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται στη δοσιμετρία μικρών πεδίων για μέγιστη ενέργεια φάσματος ηλεκτρονίων 5.8 MeV (βλ. §5.1.1). Οι πυκνότητες που χρησιμοποιήθηκαν συνίστανται από το ICRU 37.

Ανιχνευτής	Μέση χορδή, g (cm)	Πυκνότητα (g/cm <sup>3</sup> )	Μέση χορδή, g (g/cm <sup>2</sup> )	Παράγοντας $d$
TLD (LiF) 1 mm <sup>3</sup>	0.067	2.635	0.1757	0.84
©.I. 0.1 cm <sup>3</sup>	0.306	0.001205	0.0004	0.9997
©.I. 0.015 cm <sup>3</sup>	0.167	0.001205	0.0002	0.9999

Λαμβάνοντας υπόψη ότι οι τιμές του παράγοντα βαρύτητας  $d$  του πίνακα 5.2, προσεγγίζουν μονάδα στην περίπτωση των θαλάμων ιονισμού μπορούν να θεωρηθούν με ικανοποιητική ακρίβεια μικρές κοιλότητες. Κατά συνέπεια μπορεί να εφαρμοστεί η σχέση (5) των Spencer-Attix. Λαμβάνοντας υπόψη την ανάλυση της §2.4.1, το σφάλμα που υπεισέρχεται στον προσδιορισμό της παροχής των στερεοτακτικών κατευθυντήρων λόγω διαφορών φάσματος στερεοτακτικών και κλασικών πεδίων είναι της τάξης του 0.3 %.

Τα TLD LiF, ακμής 1 mm, μπορούν να θεωρηθούν οριακά ως μικρές κοιλότητες ( $d=0.84$ ). Το σχετικό σφάλμα που υπεισέρχεται στον υπολογισμό δόσεων σε μικρά



πεδία όταν η βαθμονόμηση των TLD πραγματοποιείται σε κλασσικό πεδίο εκτιμήθηκε βάση της θεωρίας Burlin και είναι ίσο με:

$$\frac{[d(\bar{S} \rho)_{w, LiF} + (1-d)(\bar{\mu}_{en} \rho)_{w, LiF}]^n}{[d(\bar{S} \rho)_{w, LiF} + (1-d)(\bar{\mu}_{en} \rho)_{w, LiF}]^b}$$

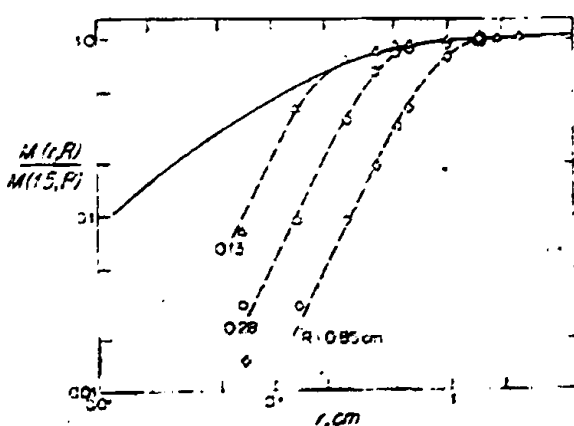
Οι λόγοι των μέσων μαζικών ανασχετικών ικανοτήτων δια κρούσεων στο νερό (w) ως προς το LiF υπολογίστηκαν κάνοντας χρήση των φασμάτων ηλεκτρονίων, που δίδονται από τους Heydariian συν., 1996 για κυκλικά πεδία διαμέτρου 5 mm (n) και 100 mm (b), και των δεδομένων μαζικών ανασχετικών ικανοτήτων της ICRU (ICRU 37, 1984). Οι λόγοι των μέσων μαζικών συντελεστών απορρόφησης εκτιμήθηκαν βάσει της μέσης ενέργειας των φωτονίων για κυκλικά πεδία διαμέτρου 5 και 100 mm, και δεδομένων μαζικών συντελεστών απορρόφησης των Hubbel 1982. Το σφάλμα βρέθηκε μικρότερο του 0.1 %.

### 2.5.2 Γραμμική Διάσταση Ανιχνευτή

Ένα από τα πιο σημαντικά κριτήρια επιλογής ενός ανιχνευτή στη δοσιμετρία μικρών πεδίων είναι οι γραμμικές του διαστάσεις. Οι διαστάσεις του θα πρέπει να είναι αρκετά μικρές, ώστε να ελαχιστοποιείται η διαταραχή της ροής των σωματιδίων, αλλά και αρκετά μεγάλες, ώστε η μέτρηση να έχει την απαιτούμενη ακρίβεια και αξιοπιστία. Η χρήση ενός ακατάλληλου, ως προς τις διαστάσεις, ανιχνευτή ή ακατάλληλης πειραματικής γεωμετρίας, έχει σαν αποτέλεσμα είτε διεύρυνση του μεγέθους της παρασκιάς σε μετρήσεις κατανομών δόσης, είτε στην εισαγωγή σφαλμάτων σε μετρήσεις δόσης επί του κεντρικού άξονα.

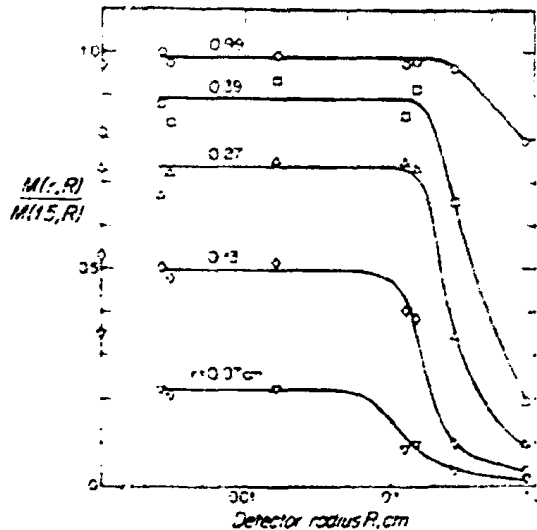
#### 2.5.2.1 Μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα

Οι Bjarngard συν., 1990, πραγματοποίησαν μετρήσεις σε γραμμικό επιταχυντή 6 MV και προσδιόρισαν τη δόση επί κεντρικού άξονα, για πεδία ακτίνας 0.07-2.5 cm, χρησιμοποιώντας ανιχνευτές διαφόρων διαστάσεων (ακτίνες ανιχνευτών 0.006-1.0 cm). Οι πειραματικές τους τιμές (Σχ. 2.5) ακολουθούν τις προβλέψεις Monte Carlo για πεδία ακτίνας μεγαλύτερης ή/και ίσης με 1cm, αλλά μειώνονται πιο γρήγορα από τις υπολογιζόμενες, όσο η ακτίνα του πεδίου μικραίνει. Από το Σχ. 2.6 γίνεται φανερό ότι για πεδίο ακτίνας 0.07 cm μόνο τα φιλμ σε συνδυασμό με σύστημα μέτρησης ικανής ακτίνας οπής (<1 mm) επιτρέπουν την ακριβή μέτρηση δόσεων επί του κεντρικού άξονα.



**Σχήμα 2.5:** Πειραματικές τιμές  $M(r,R)$  για διαφορετικές ακτίνες πεδίων  $r$ , με ανιχνευτή ακτίνας  $R$ , κανονικοποιημένες στη μετρούμενη τιμή  $M(1.5, R)$  για πεδίο ακτίνας  $r=1.5$  cm με τον ίδιο ανιχνευτή. (ο): θάλαμος ιονισμού παραλλήλων πλακών; (ο): κυλινδρικός θάλαμος ιονισμού (Δ): δίοδος. Η συμπαγής γραμμή αναπαριστά αποτελέσματα εξομοίωσης Monte Carlo, κανονικοποιημένα σε πεδίο  $r=1.5$  cm. Το βάθος είναι 5cm. (Bjarngard συν. 1990)





**Σχήμα 2.6:** Πειραματικές τιμές  $M(r,R)$  για διάφορες ακτίνες πεδίων  $r$ , ως συνάρτηση της ακτίνας του ανιχνευτή  $R$ , κανονικοποιημένες στην τιμή  $M(1.5,R)$ . Οι ανιχνευτές, με σειρά αύξουσας ακτίνας, είναι: ραδιοχρωμικά και ραδιογραφικά φιλμ, μετρούμενα με σύστημα οπής  $50 \times 50 \mu\text{m}$ ; ραδιογραφικά φιλμ μετρούμενα με σύστημα οπής  $R=0.016\text{cm}$ ; δίοδος  $R=0.13\text{cm}$ ; ραδιογραφικό φιλμ, μετρούμενο με σύστημα οπής  $R=0.3\text{cm}$ ; κυλινδρικός θάλαμος ιονισμού,  $R=0.28\text{cm}$ ; θάλαμος ιονισμού παραλλήλων πλακών,  $R=0.85\text{cm}$ . Τα σημεία επί της τεταγμένης επί των αρχών προκύπτουν από προσομοίωση Monte Carlo για στοιχείο όγκου ακμής  $56 \mu\text{m}$  (Bjarngard συν. 1990).

Οι Hartmann συν., 1995, πρότειναν ορισμένους εμπειρικούς κανόνες για την επιλογή γεωμετρίας και διαστάσεων ανιχνευτή για μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα. Συγκεκριμένα, η γραμμική διάσταση του ανιχνευτή προτάθηκε να μην ξεπερνά το  $1/3$  της διαμέτρου του μετρούμενου πεδίου. Για πεδία πολύ μικρών διαστάσεων πρότειναν ο διαμήκης άξονας του ανιχνευτή να ευθυγραμμίζεται με τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Για πεδία διαμέτρου  $1.2-1.5 \text{ cm}$  και ιδίως για μετρήσεις παροχής, οι Hartmann συν., πρότειναν τη χρήση της μέσης τιμής από μετρήσεις διαφόρων ανιχνευτών, που πληρούν τα προαναφερθέντα κριτήρια.

#### 2.5.2.2 Κατανομές Δόσης - Προφίλ Δόσης

Η έλλειψη πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας οδηγεί σε απότομες βαθμίδες δόσης στα όρια των πεδίων. Το πεπερασμένο μέγεθος του ενεργού όγκου του ανιχνευτή είναι ο πιο σημαντικός παράγοντας για την διαπλάτυνση της παρασκιάς. Η επίδραση του μεγέθους του ανιχνευτή στην ανάλυση της παρασκιάς μικρών πεδίων, λόγω της ολοκλήρωσης της δόσης στον ενεργό του όγκο, έχει μελετηθεί από τους Rice συν. 1987, Higgins συν., 1995, Heydarian συν., 1996, Duggan συν., 1998.

Οι Rice συν., μελέτησαν την επίδραση διαφόρων μεγεθών ( $3.0-17.2 \text{ mm}$ ) ανιχνευτών στη μέτρηση του μεγέθους της παρασκιάς μικρών πεδίων και τη δυνατότητα διόρθωσης των προφίλ δόσης βασιζόμενοι στην τεχνική προεκβολής σε μηδενικό μέγεθος ανιχνευτή - zero size extrapolation technique- (Dawson συν. 1986). Συγκεκριμένα, αναφέρουν υπερεκτίμηση του μεγέθους παρασκιάς ( $20-80 \%$ ) περίπου  $0.5$  και  $1.0 \text{ mm}$  για πεδία διαμέτρων  $12.5$  και  $30 \text{ mm}$ , αντίστοιχα, έχοντας χρησιμοποιήσει θάλαμο ιονισμού, εσωτερικής διαμέτρου  $3.5 \text{ mm}$ . Η χρήση αλγορίθμων διόρθωσης της επίδρασης του μεγέθους του ανιχνευτή στη μέτρηση του μεγέθους της παρασκιάς μπορεί να επιτύχει συμφωνία της τάξης των  $0.3 \text{ mm}$  μεταξύ διορθωμένου προφίλ και προφίλ που ελήφθη, είτε με TLD, είτε με φιλμ.

Στην βιβλιογραφία προταθεί τρόποι διόρθωσης κατανομών δόσης λόγω του διακριτού μεγέθους του ανιχνευτή (Brahme συν., 1981; Dawson συν., 1986; Rice συν., 1990; Higgins συν., 1995). Η ορθότητα των διορθώσεων αυτών ελέγχεται κατά



συνήθως χρησιμοποιώντας αποτελέσματα δοσιμετρίας με φιλμ (Rice συν., 1986) ή/και με κώδικες Monte Carlo (Kubsad συν., 1990; Heydarian συν., 1996). Η χρησιμοποίηση φιλμ, λόγω της υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητάς τους και της ευκολίας στην χρήση τους, βρίσκει ευρεία εφαρμογή σε μετρήσεις κατανομών δόσης. Ωστόσο, θα πρέπει να τονιστεί ότι, στη δοσιμετρία με φιλμ η εκλογή του συστήματος ανάγνωσης θα πρέπει να γίνει προσεκτικά, ώστε να μην προκαλέσει διαπλάτυνση της παρασκιάς (Yin συν., 1995; Niroomand-Rad συν., 1998).

### 2.5.3 Άλλα χαρακτηριστικά του ανιχνευτή

Πέρα από τη διακριτική ικανότητα του ανιχνευτή, άλλα χαρακτηριστικά του ανιχνευτή που επηρεάζουν τον υπολογισμό δόσεων, είναι το υλικό του ανιχνευτή το οποίο καθορίζει τα χαρακτηριστικά αλληλεπίδρασής του με την ακτινοβολία, η εξάρτηση της απόκρισής του από την ενέργεια και τη γωνία της προσπίπτουσας δέσμης και από τον ρυθμό δόσης (Heydarian συν.1996).

Για παράδειγμα, η χρήση ανιχνευτή υλικού μη ισοδύναμου νερού επηρεάζει τις συνθήκες πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας. Σε περιπτώσεις ανιχνευτών αερίου (π.χ. θαλάμων ιονισμού), η εισαγωγή κοιλότητας υλικού πυκνότητας μικρότερης της μονάδας έχει ως αποτέλεσμα την επίταση της έλλειψης πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας, λόγω της αύξησης της εμβέλειας των ηλεκτρονίων στον αέρα συγκριτικά με το νερό και κατά συνέπεια υποεκτίμηση της δόσης. Αντίθετα, στην περίπτωση που το υλικό του ανιχνευτή έχει πυκνότητα μεγαλύτερη της μονάδας (π.χ. TLD, δίοδοι, συμβατικά φιλμ) επέρχεται μείωση του εύρους της περιοχής που παρατηρείται έλλειψη πλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας, γιατί η εμβέλεια των ηλεκτρονίων στην περίπτωση αυτή είναι μικρότερη από την αντίστοιχη σε νερό (Beddar συν. 1994).

Στην περίπτωση μέτρησης κατανομών δόσης (κατανομών δόσης βάθους και προφίλ δόσης) είναι ιδιαίτερα σημαντικό η απόκριση του ανιχνευτή να είναι ανεξάρτητη από την γωνία πρόσπτωσης της ακτινοβολίας, λόγω της αλλαγής της γωνιακής κατανομής των ηλεκτρονίων και των σκεδαζομένων φωτονίων με την απόσταση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης και με το βάθος.

Συμπερασματικά, οι ανακρίβειες μειώνονται όταν, οι ανιχνευτές είναι ισοδύναμοι νερού και η απόκρισή τους είναι ανεξάρτητη από την ενέργεια και τη γωνία της προσπίπτουσας δέσμης. Οι συνθήκες αυτές είναι ιδιαίτερα σημαντικές στη δοσιμετρία μικρών πεδίων, στην οποία η βαθμονόμηση των ανιχνευτών γίνεται σε κλασσικά πεδία.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

### Ανιχνευτικές διατάξεις

#### 3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η δοσιμετρία στερεοτακτικών πεδίων στην κλινική πράξη αναφέρεται: στη λήψη βασικών δεδομένων (κατανομών δόσης βάθους, προφίλ δόσης και παροχή), στην επαλήθευση των τρισδιάστατων κατανομών που προκύπτουν από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, και στην επαλήθευση της τιμής της απορροφούμενης δόσης στο κέντρο της βλάβης.

Εν γένει, ένας ιδανικός ανιχνευτής για τη δοσιμετρία μικρών πεδίων πρέπει να είναι υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας, ακριβής και αξιόπιστος. Η απόκρισή του πρέπει να είναι ανεξάρτητη από το μέγεθος του πεδίου, το ρυθμό δόσης, την ενέργεια και τη γωνία της προσπίπτουσας δέσμης. Ιδιαίτερα σημαντικό είναι ο ανιχνευτής να είναι ισοδύναμος ιστού (με κριτήρια την ατομική σύσταση και την πυκνότητα). Λαμβάνοντας υπόψη ότι στην ακτινοθεραπεία με φωτόνια ενέργειας μερικών MeV, το κυρίαρχο φαινόμενο αλληλεπίδρασης είναι σκεδασμός Compton, η ισοδυναμία ενός υλικού με το νερό θα πρέπει να εξετάζεται με σύγκριση κυρίως των μέσων μαζικών συντελεστών απορρόφησης (Seltzer, 1993) και των μέσων μαζικών ανασχετικών ικανοτήτων δια συγκρούσεων των ηλεκτρονίων (Berger, 1992) του υλικού με το νερό και όχι με το  $Z_{\text{eff}}$ .

Ένας ανιχνευτής που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί στη δοσιμετρία μικρών πεδίων, πρέπει να πληρεί έναν αριθμό επιθυμητών χαρακτηριστικών, προκειμένου να περιοριστούν τα σφάλματα που υπεισέρχονται στις μετρήσεις από την εφαρμογή μεγάλων διορθωτικών παραγόντων. Η περιληπτική επισκόπηση των χαρακτηριστικών των διαφόρων ανιχνευτών που χρησιμοποιούνται στη δοσιμετρία στερεοτακτικών πεδίων, φωτονίων υψηλής ενέργειας και η επισήμανση των πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων τους, παρέχει τη βάση για την επιλογή του ανιχνευτή ανάλογα με τις απαιτήσεις της μετρούμενης ποσότητας.

#### 3.2 ΑΝΙΧΝΕΥΤΙΚΕΣ ΔΙΑΤΑΞΕΙΣ

##### 3.2.1 Χημικά δοσίμετρα

Τα χημικά δοσίμετρα βρήκαν εφαρμογή στην ΣΑΘ/ΣΑΧ κυρίως στην επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης. Τα πρώτα που χρησιμοποιήθηκαν ήταν πήκτες (gel) σουλφιδίων του δισθενούς σιδήρου (Fricke gels: Schultz συν., 1993; Guan συν., 1993). Η μέτρησή τους βασίζεται συνήθως σε μετρήσεις οπτικής πυκνότητας σε φίλμ μαγνητικής τομογραφίας (Attix συν., 1985). Τα δοσίμετρα αυτά είναι σχεδόν ισοδύναμα νερού, τόσο στην ατομική τους σύσταση όσο και στην πυκνότητά τους. Παρουσιάζουν ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση της τάξης των 1.2 Gy (Chu συν., 1998; Olsson συν., 1989) και μέγιστη της τάξης των 40 Gy (Chu συν., 1998). Εμφανίζουν μη γραμμική απόκριση με τη δόση. Τα κυριότερα μειονεκτήματά τους είναι η αυτό-



οξειδωση των ιόντων δισθενούς σιδήρου (Schulz συν., 1993) και η διάχυση των ιόντων του τρισθενούς σιδήρου μετά την ακτινοβολήση (Gore συν., 1984; Olsson συν., 1992), που οδηγούν σε αλλοίωση της κατανομής της απορροφούμενης δόσης. Το γεγονός αυτό θέτει χρονικό όριο μιας ή το πολύ δύο ωρών για τη λήψη των εικόνων MRI (Chu συν. 1998). Οι Chu συν. 1998 επιλέγοντας διαφορετικές παραμέτρους για την λήψη των εικόνων μαγνητικής τομογραφίας κατάφεραν να περιορίσουν το πρόβλημα διάχυσης των ιόντων του τρισθενούς σιδήρου στους πήκτες Fricke και βελτίωσαν την επαναληψιμότητα σχετικών μετρήσεων δόσης από 5-10% σε 2% (Johansson συν., 1998; Chu συν. 1998). Οι Schulz συν., 1993 αναφέρουν ότι η ποσοτικοποίηση των δόσεων με τους συγκεκριμένους πήκτες είναι εξαιρετικά δύσκολη.

Η εμφάνιση πηκτών (gel) πολυμερισμού BANG™ (εμπορική ονομασία) έδωσε τη λύση στο πρόβλημα διάχυσης ιόντων τρισθενούς σιδήρου παράγοντας εικόνες αρκετά σταθερές με το χρόνο (Maryanski συν., 1996). Οι πήκτες BANG™ είναι ισοδύναμοι μαλακού ιστού και η απόκρισή τους δεν εξαρτάται από την ποιότητα της δέσμης ακτινοβολίας-x (στο εύρος 2-15MV) το ρυθμό δόσης (στο εύρος 0.2-4 Gy/min) και είναι γραμμική για δόσεις μέχρι 12 Gy (Maryanski συν., 1996). Η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση είναι της τάξης του 0.1 Gy (Ibbott συν., 1997) και επέρχεται κορεσμός σε δόσεις μεγαλύτερες των 12 Gy (Maryanski συν., 1996). Η ανομοιομορφία του πήκτη είναι της τάξης του 1.5% και το σχετικό σφάλμα στον προσδιορισμό της δόσης είναι της τάξης του 3.4% σε δόση 6 Gy (Ibbott συν., 1997).

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των χημικών δοσιμέτρων είναι:

1. ισοδυναμία μαλακού ιστού, τόσο στη σύσταση όσο και στην πυκνότητα,
2. καταγραφή τρισδιάστατων κατανομών δόσης με εφάπαξ ακτινοβολήση,
3. εύρος δόσεων κατάλληλο για εφαρμογές στην ΣΑΘ/ΣΑΧ.

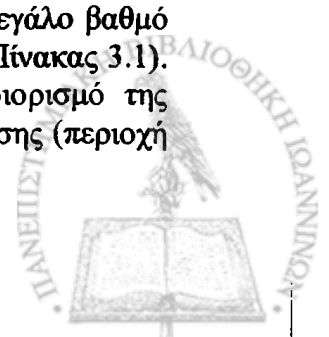
Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των χημικών δοσιμέτρων είναι:

1. Περιορισμός της χωρικής διακριτικής ικανότητας από τον μαγνητικό τομογράφο (της τάξης του  $1.56 \times 1.56 \times 3 \text{ mm}^3$ , Meeks συν., 1999),
2. Αλλοίωση της εικόνας σε συνάρτηση με το χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την ακτινοβολήση έως τη μέτρηση στην περίπτωση των πηκτών Fricke ή FAX,
3. Δύσκολη ποσοτικοποίηση των δόσεων στην περίπτωση των πηκτών Fricke ή FAX.

### 3.2.2 Θάλαμοι ιονισμού

Οι θάλαμοι ιονισμού χρησιμοποιούνται ευρέως για τον προσδιορισμό των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στην ΣΑΘ/ΣΑΧ (Al-Najjar συν., 1998; Francescon συν., 1998; Beatty συν., 1996; Heydarian συν., 1996; Duftschmid συν., 1996; Das συν., 1996; Rustgi συν., 1995; Chierego συν., 1993; Serago συν., 1992; Bjarngard συν., 1990; Rice συν., 1987).

Στο εμπόριο διατίθεται αριθμός θαλάμων ιονισμού που καλύπτουν σε μεγάλο βαθμό τις απαιτήσεις υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας της ΣΑΘ/ΣΑΧ (Πίνακας 3.1). Οι θάλαμοι ιονισμού παράλληλων πλακών, υπερτερούν στον προσδιορισμό της επιφανειακής δόσης και σε μετρήσεις σε περιοχές υψηλών βαθμίδων δόσης (περιοχή



ανουκοδόμητης δόσης). Ωστόσο, λόγω διαστάσεων, μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε σχετικά μεγάλα στερεοτακτικά πεδία.

Πίνακας 3.1: Θάλαμοι ιονισμού που έχουν χρησιμοποιηθεί στην ΣΑΘ ΣΑΧ

Τύπος Θαλάμιου Ιονισμού	Κατασκευ.	Μοντέλο	Ενεργή Διάστ. (mm) ⊥ στη δέσμη	Ενεργή Διάστ. (mm) // στη δέσμη	Ενεργός Όγκος (cm <sup>3</sup> )	Αναφορά
δακτ.	Extradim	A14	4	4	0.009	Duggan συν., 1998
δακτ.	Protea	TDC100	3.5	10.7		Rice συν., 1987
δακτ.	PTW	30-332	3.5	15		Fan συν., 1997
δακτ.	PTW	37-344			0.125	Serago συν., 1992 Das συν., 1996
δακτ.	FDC	9.4UC	3.2	2.9	0.001	Gotoh συν., 1996
δακτ.	PTW	31006	2	5	0.015	Παρούσα μελέτη
δακτ.	PTW	2332	3.5	12	0.1	Παρούσα μελέτη
π.κ.	PTW	30-334	3	2	0.02	Rice συν., 1987 Beauty συν., 1996
π.κ.	Extradim		1.6	0.1	0.02	Francescon συν., 1997; 1998
π.κ.	Capitaneoc	192 AX	6	2	0.07	Wa συν., 1990

δακτ.: δακτυλήθρας, π.κ.: παράλληλων πλακών

\*θάλαμος ιονισμού στερού ενεργού όγκου

Οι θάλαμοι ιονισμού τύπου δακτυλήθρας, μικρού όγκου είναι οι πιο διαδεδομένοι και μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη λήψη όλων των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων. Ιδιαίτερη προσοχή απαιτείται στον προσδιορισμό του ενεργού τους κέντρου στην περίπτωση μέτρησης κατανομών δόσης βάθους. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι όσο αυξάνουν οι εσωτερικές διαστάσεις του θαλάμου ιονισμού, τόσο περιορίζεται και το μέγεθος του πεδίου που μπορεί να μετρηθεί με ακρίβεια. Ενδεικτικά οι Serago συν., 1992, χρησιμοποιώντας σχετικά μεγάλων διαστάσεων θαλάμους ιονισμού (PTW Farmer, μοντέλο 30-352, ενεργού όγκου 0.6 cm<sup>3</sup>; PTW, μοντέλο 37-344, ενεργού όγκου 0.125 cm<sup>3</sup>; PTW Markus, μοντέλο 30-329 και κάνοντας συγκρίσεις με άλλες δοσιμετρικές τεχνικές καλύτερης διακριτικής ικανότητας (διόδους της Theta Systems, μοντέλο 30-495; TLD-100, της Harshaw, διαστάσεων 3x3x1 mm<sup>3</sup>; φιλμ Kodak XV2) έδειξαν ότι η ελάχιστη διάμετρος πεδίου φωτονίων 6 MV για την οποία μπορούν να γίνουν ακριβείς μετρήσεις παροχής με τον συγκεκριμένο θάλαμο ιονισμού παράλληλων πλακών είναι 17.5 mm; με τον θάλαμο ιονισμού 0.125 cm<sup>3</sup> είναι 21 mm, ενώ με τον θάλαμο ιονισμού 0.6 cm<sup>3</sup> είναι 31.5 mm. Οι Bjarngard συν., 1990, αναφέρουν ότι θάλαμος παράλληλων πλακών διαμέτρου 1.7 cm μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα μέχρι πεδία διαμέτρου 2 cm. Για της ανάγκες συνεπώς της ΣΑΘ ΣΑΧ και ιδίως για τα μικρότερα πεδία, συνιστανται θάλαμοι ιονισμού τύπου δακτυλήθρας, ενεργού όγκου  $\leq 0.1$  cm<sup>3</sup>.

Η χρήση θαλάμων ιονισμού, των οποίων ο ενεργός όγκος πληρούται με διηλεκτρικό υγρό, επιτρέπει ελαχιστοποίηση των προβλημάτων που υπεισέρχονται από την χρήση θαλάμων ιονισμού αερίου, όπως η διαταραχή του πεδίου (Wickmann συν., 1992) και η επίδραση της έλλειψης κλάγιας ηλεκτρονικής ισορροπίας. Επιπλέον, επιτρέπει σημαντική μείωση στις διαστάσεις του ανιχνευτή και βελτίωση της χωρικής διακριτικής ικανότητάς του (Wickman συν., 1992). Λόγω της υψηλότερης πυκνότητας του διηλεκτρικού υγρού, οι ιονισμοί που λαμβάνουν χώρα ανά μονάδα





όγκου του ανιχνευτή, είναι ~300 φορές περισσότεροι από τους αντίστοιχους που πραγματοποιούνται σε αέριο. Ως εκ τούτου, η πλήρωση των θαλάμων ιονισμού με διηλεκτρικά υγρά βελτιώνει την αξιοπιστία των μετρήσεων για μεγάλο εύρος ρυθμών δόσης (Johansson συν., 1995), την ευαισθησία, και την επαναληψιμότητα των μετρήσεων (Wickmann συν., 1998).

Ο συνήθης τρόπος τοποθέτησης των θαλάμων ιονισμού και με τον οποίο γίνεται και η βαθμονόμησή τους (AAPM TG 21, IAEA 87), είναι με τον διαμήκη άξονά τους κάθετα στον κεντρικό άξονα της δέσμης. Αντίθετα, συχνά στη δοσιμετρία στερεοτακτικών πεδίων, ιδίως για τα πολύ μικρά, συνίσταται οι κυλινδρικοί θάλαμοι ιονισμού να τοποθετούνται με τον διαμήκη άξονά τους παράλληλα στον κεντρικό άξονα της δέσμης, ώστε να βελτιώνεται η διακριτική τους ικανότητα (Chierago συν., 1993; Hartmann συν., 1995).

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των θαλάμων ιονισμού είναι:

1. άμεση ένδειξη και ευκολία χρήσης,
2. ακρίβεια (της τάξης του 2%) και επαναληψιμότητα (της τάξης του 0.1%),
3. καλά τεκμηριωμένη θεωρία της δοσιμετρίας με θαλάμους ιονισμού,
4. ύπαρξη διεθνών πρωτοκόλλων που προτείνουν τη μεθοδολογία χρήσης τους, και
5. απόκριση ανεξάρτητη από την ενέργεια και τον ρυθμό δόσης για μεγάλα εύρη.

Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των θαλάμων ιονισμού :

1. δυσκολία στον προσδιορισμό του ενεργού σημείου μέτρησης,
2. έλλειψη ισοδυναμίας με μαλακό ιστό,

### 3.2.3 Φιλμ

Η δοσιμετρία με φιλμ είναι μία πρακτική μέθοδος για την λήψη διδιάστατων κατανομών δόσης με εφάπαξ έκθεση σε δέσμες υψηλής ενέργειας φωτονίων. Παρέχει μόνιμη απεικόνιση της κατανομής της δόσης με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα (κλάσματα του mm). Η υψηλή αυτή διακριτική ικανότητα είναι ιδιαίτερα χρήσιμη σε περιοχές όπου υπάρχουν υψηλές βαθμίδες δόσης.

Τα πιο διαδεδομένα φιλμ στην κλινική πράξη της ακτινοθεραπείας είναι τα συμβατικά ή ραδιογραφικά φιλμ ή φιλμ αλογονούχου αργύρου. Τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιούνται και τα ραδιοχρωμικά φιλμ, κυρίως σε τεχνικές που εμφανίζουν ιδιαιτερότητες (στερεοτακτική ακτινοθεραπεία, διεπιφάνειες, βραχυθεραπεία, κ.τ.λ.).

#### 3.2.3.1 Συμβατικά φιλμ

Παρά τη διαδεδομένη χρήση των συμβατικών φιλμ στην κλινική πράξη, απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή κατά την χρήση τους. Η χαρακτηριστική καμπύλη των φιλμ είναι μη γραμμική και η απόκρισή τους, ενεργειακά εξαρτώμενη. Συγκεκριμένα, εμφανίζουν αυξημένη απόκριση σε ακτίνες-x ενέργειας <200keV. Για παράδειγμα στην περιοχή ενεργειών 28-1710 keV η σχετική ευαισθησία των φιλμ μεταβάλλεται κατά παράγοντα του 10 (Muench συν., 1991). Η υπεραπόκριση των φιλμ στα χαμηλής ενέργειας φωτόνια μπορεί να περιοριστεί χρησιμοποιώντας μεταλλικά φίλτρα για την απομάκρυνσή τους (Mahesh συν., 1985; Yeo συν., 1997). Οι Williamson συν., 1981 αναφέρουν ότι η απόκριση των συμβατικών φιλμ διαφοροποιείται ανάλογα με τον τρόπο τοποθέτησής τους, κάθετα ή παράλληλα στον

κεντρικό άξονα της δέσμης κατά τη διάρκεια της έκθεσής τους. Επίσης, ο Cadman 1998 συγκρίνοντας την ευαισθησία συμβατικών φιλμ που ακτινοβολήθηκαν κάθετα και παράλληλα στον κεντρικό άξονα της δέσμης αναφέρει αύξηση της ευαισθησίας τους στην περίπτωση κάθετης ακτινοβολήσής τους. Οι Attix συν., 1966 αναφέρουν ότι για γωνία  $80^\circ$  η ευαισθησία του φιλμ είναι το 80% αυτής για κάθετη ακτινοβολήση ( $0^\circ$ ). Η χρήση τους μέσα σε στερεά ομοιώματα υπόκειται σε πρακτικά προβλήματα, όπως της αφαίρεσης του αέρα από τον αδιαφανή φάκελο του φιλμ και της ευθυγράμμισης του φιλμ με την επιφάνεια του ομοιώματος.

Μία νέα κατηγορία συμβατικών φιλμ, επίσης αλογονούχου αργύρου αλλά με κόκκους μικρότερους και πιο ομοιόμορφους σε μέγεθος και σχήμα, είναι τα CEA TVS φιλμ, τα οποία επιδεικνύουν ορισμένα βελτιωμένα χαρακτηριστικά (Cadman, 1998). Τα φιλμ αυτά εμφανίζουν γραμμική χαρακτηριστική καμπύλη και υψηλότερη οπτική πυκνότητα κορεσμού από ότι τα κοινά φιλμ για ενέργειες φωτονίων από 662 keV έως 18 MV (Cheng συν., 1996).

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των συμβατικών φιλμ είναι:

1. διακριτική ικανότητα κλάσματα του mm,
2. δυνατότητα λήψης διδιάστατων κατανομών με εφ' άπαξ έκθεση,
3. ακρίβεια της τάξης του 3% στην περιοχή MV (megavoltage region).

Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των συμβατικών φιλμ είναι:

1. μικρό εύρος δόσεων πέραν του οποίου επέρχεται κορεσμός των φιλμ
2. μη ικανοποιητική επαναληψιμότητα λόγω της ανομοιογένειας του φιλμ και μεταβολών συνθήκες εμφάνισης,
3. ευαισθησία στο ορατό φως,
4. έλλειψη ισοδυναμίας με μαλακό ιστό με αποτέλεσμα ενεργειακά εξαρτώμενη απόκριση,
5. μη γραμμική απόκριση με την απορροφούμενη δόση.

### 3.2.3.2 Ραδιοχρωμικά φιλμ

Τα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι ένα νέο σχετικά δοσιμετρικό μέσο. Συστάσεις για δοσιμετρία με τη χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ γίνονται στο πρωτόκολλο AAPM No55 (Niroomand-Rad συν., 1998). Από τα ραδιοχρωμικά φιλμ που κυκλοφορούν στο εμπόριο, το φιλμ MD-55-2, μοντέλο No 37-041 της ISP Technologies Inc. παρουσιάζει κατάλληλη ευαισθησία για την κλινική περιοχή δόσεων.

Ο σχηματισμός εικόνας επιτυγχάνεται μέσω διαδικασίας πολυμερισμού. Τα φιλμ είναι αρχικά σχεδόν διαφανή και άχρωμα και χρωματίζονται κυανά. Μετά την ακτινοβολήση δεν απαιτείται κάποια φυσική, χημική ή θερμική επεξεργασία.

Για την ανάγνωση των φιλμ απαιτείται χρήση ερυθρού φωτός, με μήκος κύματος όσο το δυνατό πιο κοντά σε μία από τις δύο κορυφές απορρόφησης των φιλμ ( $\sim 670$  και  $610$  nm), προκειμένου να επιτευχθεί μέγιστη ευαισθησία του φιλμ. Η θέση της κορυφής απορρόφησης μετατοπίζεται με τη θερμοκρασία κατά τη διάρκεια μέτρησης με επακόλουθη μεταβολή της απόκρισης του φιλμ,  $0.6\% / ^\circ\text{C}$  για περιοχή δόσεων 0-3 Gy και  $0.9\% / ^\circ\text{C}$  στα 14 Gy, ως προς την απόκριση στους  $20^\circ\text{C}$  (Klassen συν., 1997). Σύμφωνα με τους Klassen συν., 1997, το φως που χρησιμοποιείται για την ανάλυση των φιλμ, είτε προέρχεται από λαμπτήρα φθορισμού είτε από laser, είναι συχνά



μερικώς γραμμικά πολωμένα, με αποτέλεσμα η αναστροφή του φιλμ ως προς άξονα κατακόρυφο στην επιφάνεια του φιλμ να προκαλεί μεταβολή της OD από 4 έως 10%.

Η κλινικά χρήσιμη περιοχή δόσεων είναι 3-100 Gy (Nigrooand-Rad συν., 1998). Αντίθετα, οι Klassen συν.1997 αναφέρουν δυναμική περιοχή δόσεων από 1 Gy έως 12 Gy, όταν η μέτρηση πραγματοποιείται με μήκος κύματος μέγιστης ευαισθησίας (676 nm), και έως τα 500 Gy, όταν η μέτρηση πραγματοποιείται με χαμηλής ευαισθησίας μήκος κύματος.

Η οπτική πυκνότητα (OD) των φιλμ αυξάνεται με την πάροδο του χρόνου από την ακτινοβολήση (McLaughlin συν., 1991; Klassen συν., 1997). Σύμφωνα με τους Klassen συν., 1997, όσο μεγαλύτερη είναι η δόση που έχει δεχθεί το φιλμ τόσο μεγαλύτερος είναι ο ρυθμός μεταβολής της OD.

Αξιοπιστία της τάξης του 2% επιτυγχάνεται για δόση 3 Gy (Nigrooand-Rad, συν., 1998). Αντίθετα, οι McLaughlin συν., 1991 αναφέρουν ότι η επαναληψιμότητα των φιλμ, χρησιμοποιώντας 3 φιλμ ανά σημείο δόσης, είναι 5% ( $\pm 2sd$ ) για δόση 200 Gy. Με τεχνικές διπλής έκθεσης μπορεί να επιτευχθεί επαναληψιμότητα της τάξης του <1% για δόση 6 Gy (Klassen συν., 1997). Τα φιλμ δεν είναι ευαίσθητα για μήκη κύματος ορατού φωτός; ωστόσο είναι ευαίσθητα στην υπεριώδη ακτινοβολία λαμπτήρων φθορισμού (Reinstein συν., 1997). Η ενδογενής διακριτική ικανότητα των φιλμ είναι >1200 γραμμές/mm (McLaughlin συν., 1991) αν και στην πράξη, κατά την ανάγνωση του φιλμ, η διακριτική ικανότητα που επιτυγχάνεται περιορίζεται συνήθως από το μέγεθος της οπής του οπτικού φωτοπυκνόμετρου ή/και από το μέγεθος του εικονοστοιχείου (pixel), όταν γίνεται ψηφιοποίηση της εικόνας του φιλμ (McLaughlin συν., 1994).

Για φωτόνια και ηλεκτρόνια στην ενεργειακή περιοχή 0.1-1.0 MeV, το ακτινοευαίσθητο τμήμα έχει τιμές μαζικών συντελεστών απορρόφησης ( $\mu_{en}/\rho$ ) για φωτόνια και μαζικών ανασχετικών ικανοτήτων δια συγκρούσεων ( $S_{col}/\rho$ ) για ηλεκτρόνια που προσεγγίζουν ( $\pm 2-3\%$ ) εκείνες του νερού, ενώ οι αντίστοιχες τιμές για τη βάση του φιλμ απέχουν από εκείνες του νερού  $\sim 7\%$  (McLaughlin συν., 1994). Η απόκριση του φιλμ σε φωτόνια ενέργειας 30-40 keV είναι περίπου 60% μικρότερη από την αντίστοιχη για φωτόνια ενέργειας >0.1 MeV (McLaughlin συν., 1996).

Η γωνιακή εξάρτηση του φιλμ βρέθηκε αμελητέα, ακόμη και όταν το φιλμ τοποθετείται παράλληλα με τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Οι Nigrooand-Rad συν., 1998 αναφέρουν ότι δεν παρατηρήθηκε εξάρτηση (5%, 1sd) της απόκρισης του φιλμ MD-55-2 από το ρυθμό δόσης (0.08-80 Gy/min) για ακτινοβολήση σε δέσμες ακτινοβολίας  $\gamma$  από πηγές  $^{60}\text{Co}$  σε δόσεις 20 και 40 Gy ενώ για δόση 60 Gy παρατηρήθηκε αυξημένη απόκριση των φιλμ (10%) για χαμηλό ρυθμό δόσης. Επιπρόσθετα, η απόκριση του φιλμ εξαρτάται από τη θερμική ιστορία του φιλμ (Nigrooand-Rad συν., 1998), το χρονικό διάστημα από την ακτινοβολήση έως τη μέτρηση (McLaughlin συν., 1991; Muench συν., 1991).

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των ραδιοχρωμικών φιλμ είναι:

1. υψηλή διακριτική ικανότητα,
2. δυνατότητα λήψης διδιάστατων και τρισδιάστατων κατανομών με εφ' άπαξ έκθεση,
3. ικανοποιητική ακρίβεια της τάξης του 2%,



4. δυνατότητα έκθεσης σε υψηλές δόσεις, χωρίς την εμφάνιση προβλημάτων κορεσμού,
5. επαναληψιμότητα καλύτερη των συμβατικών φιλμ,
6. έλλειψη ευαισθησίας στο ορατό φως,
7. ισοδυναμία μαλακού ιστού
8. απόκριση σε ακτινοβολία φωτονίων σχεδόν ανεξάρτητη της ενέργειας και του ρυθμού δόσης.

Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των ραδιοχρωμικών φιλμ είναι:

1. υψηλότερο κόστος σε σχέση με τα συμβατικά φιλμ,
2. αυξημένες απαιτήσεις από τα συστήματα ανάγνωσης,
3. εξάρτηση της απόκρισης του φιλμ από την θερμοκρασία, το χρονικό διάστημα μεταξύ ακτινοβολήσης και μέτρησης, το μήκος κύματος του φωτός που χρησιμοποιείται για την ανάγνωση του φιλμ
4. μη γραμμική απόκριση με τη δόση, στην περιοχή δόσεων που χρησιμοποιούνται κλινικά.

### 3.2.3.3 Συστήματα οπτικής πυκνομετρίας

Υπάρχουν δύο προσεγγίσεις για οπτική πυκνομετρία δύο διαστάσεων. Η πιο συνηθισμένη προσέγγιση είναι η χρήση πηγής φωτός και ανιχνευτή μικρών διαστάσεων. Η σάρωση επιτυγχάνεται είτε με μετακίνηση του φιλμ είτε με μετακίνηση του συστήματος πηγής-ανιχνευτή (συστήματα μετακίνησης). Στην προσέγγιση αυτή πραγματοποιείται μέτρηση ενός σημείου την κάθε χρονική στιγμή. Η διακριτική ικανότητα των συστημάτων αυτών χαρακτηρίζεται από το μέγεθος της φωτεινής πηγής και από την απόσταση μεταξύ διαδοχικών βημάτων.

Η πιο προηγμένη προσέγγιση στηρίζεται στη χρήση διδιάστατων συστημάτων απεικόνισης. Στην προσέγγιση αυτή μία ομοιόμορφη πηγή φωτός φωτίζει το φιλμ από τη μία πλευρά κατά τη διάρκεια της σάρωσης και το σύστημα απεικόνισης μετρά τη διέλευση του φωτός πολλών σημείων του φιλμ ταυτόχρονα. Η διακριτική ικανότητα των συστημάτων αυτών χαρακτηρίζεται από το μέγεθος του εικονοστοιχείου (pixel) και του "νεκρού" χώρου μεταξύ των ανιχνευτών. Τα συστήματα αυτά υπερτερούν ως προς την ταχύτητα μέτρησης.

Η επιλογή συστήματος μέτρησης οπτικής πυκνότητας βασίζεται κατά κύριο λόγο στα χαρακτηριστικά της φωτεινής πηγής και των ανιχνευτών και στη διακριτική ικανότητα που μπορεί να επιτευχθεί.

Τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά της φωτεινής πηγής είναι: 1). το φάσμα εκπομπής; 2). το μέγεθος (σε συστήματα μετακίνησης); 3). ομοιομορφία έντασης (συστήματα απεικόνισης); 4). ισχύς εξόδου; και 5). η πόλωση του φωτός. Τόσο η πόλωση όσο και το φάσμα του φωτός που εκπέμπεται από την πηγή είναι ιδιαίτερα σημαντικά χαρακτηριστικά για τα ραδιοχρωμικά φιλμ μια και η απόκρισή τους επηρεάζεται σημαντικά από αυτά. Πηγές φωτός που έχουν χρησιμοποιηθεί σε συστήματα ανάγνωσης ραδιοχρωμικών φιλμ είναι laser He-Ne, LEDs και φιλτραρισμένες πηγές λευκού και μη φωτός από LEDs ή από λαμπτήρες φθορισμού.

Τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά των ανιχνευτών είναι 1). η ευαισθησία; 2). η φασματική απόκριση; 3). η γραμμικότητα; και 4). η διακριτική ικανότητα. Στα



συστήματα μετακίνησης οι ανιχνευτές είναι συνήθως φωτοπολλαπλασιαστές, ενώ σε συστήματα απεικόνισης είναι συνήθως ανιχνευτές στερεάς κατάστασης (Charged-Coupled Device, CCD). Για όλα τα είδη των ανιχνευτών είναι ιδιαίτερα σημαντική η γνώση της διακριτικής ικανότητας σήματος, η οποία καθορίζεται από τον αριθμό των διακριτών βημάτων αμαύρωσης.

Ένα άλλο χαρακτηριστικό του συστήματος ανάγνωσης που πρέπει να λαμβάνεται υπόψη στην περίπτωση των ραδιοχρωμικών φιλμ είναι η θερμοκρασία του φιλμ κατά την ανάγνωσή του καθώς και ο τύπος (φθορίζων ή μη) του εσωτερικού φωτισμού που μπορεί να διαθέτει το σύστημα για την διευκόλυνση τοποθέτηση των φιλμ.

### 3.2.4 Δοσίμετρα στερεάς κατάστασης

Διάφοροι τύποι δοσιμέτρων στερεάς κατάστασης έχουν χρησιμοποιηθεί στη δοσιμετρία. Στην ΣΑΘ/ΣΑΧ έχουν βρει εφαρμογή: δίοδοι πυριτίου, δοσίμετρα θερμοφωταύγειας, ανιχνευτές αδάμαντος και ανιχνευτές MOSFET.

#### 3.2.4.1 Δίοδοι πυριτίου

Οι δίοδοι πυριτίου χρησιμοποιούνται κυρίως για μετρήσεις σχετικών κατανομών δόσης (Serago συν., 1992; Duftschmid συν., 1996; Heydarian συν., 1996; Somigliana συν., 1999). Λόγω της υψηλής πυκνότητας του πυριτίου, ο ενεργός όγκος των διόδων μπορεί να περιοριστεί σημαντικά, παρέχοντας ικανοποιητική χωρική διακριτική ικανότητα (ενεργός όγκος  $0.3 \text{ mm}^3$  με τυπικές διαστάσεις ενεργής επιφάνειας  $4.9 \text{ mm}^2$ , πάχους  $60 \text{ }\mu\text{m}$ ) για μετρήσεις προφίλ δόσης σε στερεοτακτικά πεδία.

Οι Dawson συν., 1984 επισήμαναν τα προβλήματα, από τη χρήση διόδων στην μέτρηση μεγέθους παρασκιάς κλασικών πεδίων σε δέσμες φωτονίων υψηλής ενέργειας. Οι Beddar συν., 1994 τα επανεξέτασαν για την περίπτωση στερεοτακτικών πεδίων. Σύμφωνα με τους τελευταίους, η χρήση των διόδων για μετρήσεις απορροφούμενης δόσης στην περιοχή της παρασκιάς μπορεί να διαταράξει σημαντικά το πεδίο ακτινοβολίας, λόγω του σχεδιασμού των διόδων και των υλικών από τα οποία είναι κατασκευασμένες. Επιπρόσθετα, κατέληξαν ότι η μορφή του προφίλ δόσης διαφοροποιείται ανάλογα με τη γεωμετρία ακτινοβολήσης (διαμήκης άξονας διόδου κάθετος ή παράλληλος ως προς τον κεντρικό άξονα της δέσμης) καθώς και με την κατεύθυνση σάρωσης. Η συνιστώμενη γεωμετρία τοποθέτησης των διόδων είναι με τον διαμήκη άξονά τους παράλληλο στον κεντρικό άξονα της δέσμης (Beddar συν., 1994). Η τοποθέτηση των διόδων (ιδίως διόδων φωτονίων με φίλτρο ενεργειακής επιπέδωσης της απόκρισής τους-shielded) με τον διαμήκη άξονά τους κάθετο στον κεντρικό άξονα της δέσμης συνίσταται να αποφεύγεται σε μετρήσεις μικρών στερεοτακτικών πεδίων.

Η απόκριση των διόδων εξαρτάται από το ρυθμό δόσης της ακτινοβολίας (Grusell συν., 1984; Rikner συν., 1983; Van Dam συν., 1990; Grusell συν., 1993; Wilkins συν., 1997), με αποτέλεσμα να απαιτούνται διορθωτικοί παράγοντες σε μετρήσεις κατανομών δόσης βάθους. Σύμφωνα με τους Wilkins συν., 1997, η απόκριση μιας προ-ακτινοβολημένης διόδου πυριτίου τύπου p, που δεν έχει δεχθεί προηγούμενα μεγάλη αθροιστική δόση, μπορεί να θεωρηθεί ανεξάρτητη από το ρυθμό δόσης. Επιπλέον, αναφέρεται: αυξημένη ενεργειακή απόκριση σε φωτόνια χαμηλής ενέργειας ( $<100 \text{ keV}$ ), λόγω του μεγάλου ατομικού αριθμού του πυριτίου (Rikner συν., 1985; Ahmad συν., 1992); μείωση  $\sim 15\text{-}22\%$  της απόκρισης των διόδων



(Scanditronics, τύπου p), όταν η γωνία πρόσπτωσης της δέσμης αλλάζει από παράλληλη και κάθετη ως προς το διαμήκη άξονα της διόδου (Rustgi 1995); εξάρτηση της απόκρισής τους από τη θερμοκρασία (Mahesh συν., 1985). Επιπρόσθετα, η απόκριση των διόδων πυριτίου μειώνεται, όσο αυξάνει η δόση την οποία έχουν δεχθεί αθροιστικά, αν και στην περίπτωση σχετικών μετρήσεων, η μείωση αυτή της ευαισθησίας δεν οδηγεί σε σημαντικά σφάλματα (Grusell συν., 1984).

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των διόδων πυριτίου είναι:

1. υψηλή διακριτική ικανότητα,
2. άμεση ένδειξη,
3. καλή επαναληψιμότητα και γραμμικότητα (Duggan συν., 1998).

Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των διόδων πυριτίου είναι:

1. έλλειψη ισοδυναμίας με μαλακό ιστό,
2. εξάρτηση της απόκρισης από την ενέργεια, την γωνία και τον ρυθμό δόσης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας, από την θερμοκρασία και από την αθροιστική δόση.

#### 3.2.4.2 MOSFET

Οι ανιχνευτές MOSFET αναπτύχθηκαν τα τελευταία χρόνια (Gladstone συν., 1991; Soubra συν., 1994; Butson συν., 1996) και έχουν βρει περιορισμένη εφαρμογή στην ΣΑΘ/ΣΑΧ κυρίως για μετρήσεις παροχής (Wu συν., 1994; Francescon συν., 1998; Al-Najjar συν., 1998). Η λειτουργία του βασίζεται στη μέτρηση της μετατόπισης του κατωφλίου τάσης του ημιαγωγού πυριτίου.

Η ενεργή περιοχή του ανιχνευτή έχει συνήθως τυπικές διαστάσεις 400x500x100  $\mu\text{m}$  (Ramani συν., 1997). Η απόκρισή του είναι γραμμική συναρτήσει της δόσης και ανεξάρτητη του ρυθμού δόσης (Gladstone συν., 1991). Εμφανίζει ενεργειακή εξάρτηση σε ενέργειες φωτονίων <40 keV (Soubra συν., 1994). Η επαναληψιμότητά του είναι της τάξης του 3% για δόσεις <0.2 Gy και βελτιώνεται όσο αυξάνει η μετρούμενη δόση (κυμαίνεται από  $\pm 9.4\%$  για δόση 0.035 Gy έως  $\pm 1.2\%$  για δόση και 2.5 Gy σύμφωνα με τους Soubra συν., 1994). Εμφανίζει γωνιακή εξάρτηση της τάξης του 18% για δέσμη 6 MV μεταξύ των γωνιών 0-180° (Ramani συν., 1997). Η ευαισθησία τους εμφανίζει μία μικρή πτώση (της τάξης του 2%) στην περιοχή δόσεων 0-70 Gy και για συγκεκριμένη τάση πόλωσης (Soubra συν., 1994; Ramani συν., 1997). Οι ανιχνευτές έχουν περιορισμένο χρόνο ζωής, ο οποίος καθορίζεται από την αθροιστική δόση, 180 Gy σύμφωνα με τους Ramani συν., 1997.

Επιπρόσθετα, ο ανιχνευτής εμφανίζει φαινόμενα υστέρησης (Ramani συν., 1997) για αθροιστική δόση μεγαλύτερη των 20 Gy, τα οποία εκλείπουν στην περίπτωση που δίδεται ο χρόνος στο σύστημα (~60s μεταξύ δύο διαδοχικών ακτινοβολήσεων) να επιστρέψει σε κατάσταση ηρεμίας. Το φαινόμενο αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό όταν μετρούνται μικρές δόσεις και μπορεί να οδηγήσει σε σφάλμα της τάξης του 2% για δόση 2 Gy (Ramani συν., 1997).

Με απλές τροποποιήσεις στα κατασκευαστικά του χαρακτηριστικά ενδείκνυται για μετρήσεις επιφανειακών δόσεων με σφάλματα της τάξης του 2-3% για κάθετη ακτινοβολήση (Butson συν., 1996). Απουσία αυτών των τροποποιήσεων, η



επιφανειακή δόση υπερεκτιμάται. Οι Scalchi συν., 1998 αναφέρουν μη εξάρτηση της απόκρισής τους με τη θερμοκρασία (για εύρος θερμοκρασιών 20-37°C). Επίσης, το μικρό τους μέγεθος, η άμεση ένδειξη της μέτρησης, η απουσία καλωδίων, καθώς και η ακρίβειά τους, ακόμη και σε χαμηλές δόσεις, συνηγορούν για την χρήση του στην in vivo δοσιμετρία (Butson συν., 1996).

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των ανιχνευτών MOSFET είναι:

1. μικρό μέγεθος,
2. απόκριση ανιχνευτή ανεξάρτητη από το ρυθμό δόσης,
3. γραμμική απόκριση ανιχνευτή με τη δόση,
4. αμελητέα ενεργειακή εξάρτηση της απόκρισής του.

Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των ανιχνευτών MOSFET είναι:

1. γωνιακή εξάρτηση της απόκρισής του,
2. φαινόμενα υστέρησης μεταξύ διαδοχικών μετρήσεων, περιορισμένος χρόνος ζωής.

### 3.2.4.3 Δοσόμετρα θερμοφωταύγειας

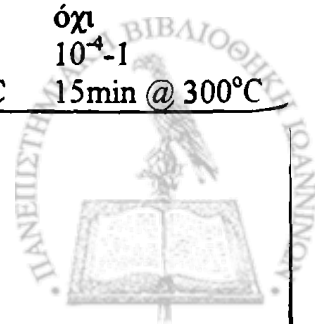
Στην ΣΑΘ/ΣΑΧ χρησιμοποιείται συνήθως σε μετρήσεις παροχής (Rice συν., 1987; Wu συν., 1990; Serago συν., 1992; Chierago συν., 1993; Duftschmid συν., 1996; Francescon συν., 1998; Al-Najjar συν., 1998; Arcovito συν., 1985). Πιο περιορισμένη είναι η εφαρμογή τους σε μετρήσεις κατανομών δόσης βάθους (Arcovito συν., 1985), προφίλ δόσης και διδιάστατων κατανομών (O'Brien συν., 1994; Ertl συν., 1996; Luxton συν., 1991), γιατί α) απαιτούνται ειδικά ομοιώματα για την υποδοχή των δοσιμέτρων, και β) η τεχνική είναι χρονοβόρα.

Τα υλικά που αναφέρονται στην βιβλιογραφία σε εφαρμογές της ΣΑΘ/ΣΑΧ είναι τα: φθοριούχο λίθιο (LiF:Mg;Ti συνήθως με την εμπορική ονομασία TLD-100) και το τετραβορικό λίθιο (Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>:Mn συνήθως με την εμπορική ονομασία TLD-800). Στον Πίνακα 3.2 αναφέρονται ορισμένα από τα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά των εν λόγω υλικών (Cameron συν., 1968). Το υλικό που έχει χρησιμοποιηθεί ως επί το πλείστον είναι το φθοριούχο λίθιο. Στο εμπόριο κυκλοφορεί σε διάφορα σχήματα και μεγέθη,

Πίνακα 3.2: Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά των θερμοφωταυγάζοντων υλικών (Cameron συν., 1968).

Χαρακτηριστικά	LiF:Mg;Ti	Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub> :Mn
Πυκνότητα (g/cm <sup>3</sup> )	2.64	2.3
Ισοδύναμος ατομικός αριθμός	8.2	7.4
Απόδοση για <sup>60</sup> Co (ως προς το LiF) *	1.0	0.3
Ενεργειακή απόκριση (30keV/ <sup>60</sup> Co)	1.25	0.9
Χρήσιμη περιοχή	mR-10 <sup>5</sup> R	mR-10 <sup>6</sup> R
Εξασθένιση του σήματος με το χρόνο	<5% / 12 εβδ.	10% / 4 εβδ.
Ευαισθησία στο ορατό φως	όχι	όχι
Γραμμική περιοχή (Gy)	10 <sup>-4</sup> -1	10 <sup>-4</sup> -1
Ανόπτυση	1h @ 400°C+24h @ 80°C	15min @ 300°C

\* όταν χρησιμοποιείται φωτοπολλαπλασιαστής τύπου S11



όπως ράβδοι ( $1 \times 1 \times 6 \text{ mm}^3$ ), chips ( $3.1 \times 3.1 \times 0.89 \text{ mm}^3$ ) μικρο-κύβοι ( $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ ). Τα εν λόγω υλικά εμφανίζουν αμελητέα εξάρτηση από τη γωνία και το μέγεθος του πεδίου, ενώ η ενεργειακή εξάρτησή τους δεν αποτελεί σοβαρό πρόβλημα. Η επαναληψιμότητα των δοσιμέτρων είναι συνήθως 1-3 %.

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας είναι:

1. υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα, όταν χρησιμοποιούνται δοσίμετρα σχήματος μικρο-κύβων, με δυνατότητα μέτρησης τρισδιάστατων κατανομών δόσης με εφάπαξ ακτινοβολήση,
2. ισοδυναμία με μαλακό ιστό,
3. αμελητέα ενεργειακή και γωνιακή εξάρτηση στην περιοχή των MV και μη εξάρτηση από το ρυθμό δόσης,
4. ευρεία δυναμική περιοχή ( $10^{-5}$ - $10^4$  Gy).

Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας είναι:

1. μη άμεση μέτρηση και χρονοβόρα διαδικασία μέτρησης,
2. μη γραμμική συμπεριφορά της απόκρισης με τη δόση στην κλινική δόσεων που χρησιμοποιούνται κλινικά.

#### 3.2.4.4 Ανιχνευτές αδάμαντος

Οι ανιχνευτές αδάμαντος είναι ανιχνευτές σχετικά νέου τύπου και έχουν υψηλή απόκριση και χωρική διακριτική ικανότητα. Λαμβάνοντας υπόψη ότι ο ατομικός αριθμός ( $Z=6$ ) του άνθρακα είναι πολύ κοντά σε αυτόν του μαλακού ιστού ( $Z=7.4$ ), η ενεργειακή εξάρτηση της απόκρισης του ανιχνευτή αδάμαντος για δέσμες φωτονίων υψηλής ενέργειας μπορεί να θεωρηθεί αμελητέα (Laub συν., 1997; Rustgi, 1995). Όπως και στους άλλους ανιχνευτές στερεάς κατάστασης, η ευαισθησία είναι ιδιαίτερα υψηλή, επιτρέποντας τον περιορισμό του ενεργού όγκου του. Ως εκ τούτου παρέχουν ικανοποιητική χωρική διακριτική ικανότητα (ενεργός όγκος  $1.9 \text{ mm}^3$  με τυπικές διαστάσεις ενεργής επιφάνειας  $7.3 \text{ mm}^2$  και πάχους  $0.26 \text{ mm}$ ) για μετρήσεις προφίλ δόσης σε στερεοτακτικά πεδία. Η διακριτική ικανότητα του ανιχνευτή αδάμαντος είναι λίγο κατώτερη των διόδων, αλλά σημαντικά καλύτερη των θαλάμων ιονισμού, ακόμη και αυτών μικρού ενεργού όγκου (Vatnitsky συν., 1993). Προκειμένου να επιτευχθεί η βέλτιστη διακριτική ικανότητα ο ανιχνευτής τοποθετείται με τον διαμήκη άξονά του κάθετα στον κεντρικό άξονα της δέσμης. Η επαναληψιμότητα του ανιχνευτή, μετά την σταθεροποίησή του με ακτινοβολήση σε δόση 5 Gy, είναι  $<0.5\%$  και παρουσιάζει μικρή (2%) αύξηση της απόκρισής του καθώς η γωνία πρόσπτωσης της δέσμης αποκλίνει από την κάθετη πρόσπτωση (Rustgi, 1995).

Τα πιο σημαντικά μειονεκτήματά του είναι η εξάρτηση της απόκρισής του από τον ρυθμό δόσης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας (μείωση της απόκρισης με αυξανόμενο ρυθμό δόσης), η οποία όμως μπορεί να διορθωθεί με εφαρμογή εμπειρικά προσδιοριζόμενων συναρτήσεων (Laub συν., 1997; Laub συν., 1999) και το ιδιαίτερα υψηλό κόστος αγοράς του.

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα των ανιχνευτών αδάμαντος είναι:

1. υψηλή διακριτική ικανότητα,
2. ισοδυναμία με μαλακό ιστό,





3. άμεση ένδειξη,
4. υψηλή ακρίβεια,
5. ενεργειακή και γωνιακή ανεξαρτησία της απόκρισης.

Τα σημαντικότερα μειονεκτήματα των ανιχνευτών αδάμαντος είναι:

1. υψηλό κόστος αγοράς,
2. εξάρτηση απόκρισης από τον ρυθμό δόσης της προσπίπτουσας ακτινοβολίας

### 3.2.5 Πλαστικοί ανιχνευτές σπινθηρισμού

Οι πρόσφατα εμφανιζόμενοι πλαστικοί ανιχνευτές σπινθηρισμού είναι μικρών διαστάσεων (1mm διάμετρο, 4 mm μήκος) και παρουσιάζουν ενδιαφέροντα δοσμετρικά χαρακτηριστικά (Beddar συν., 1992α,β) όσον αφορά την χρήση τους στην ακτινοθεραπεία και στην ΣΑΘ/ΣΑΧ ειδικότερα (Westermarck συν., 2000; Duggan συν., 1998; Beddar συν., 1997; Beddar συν., 1992 γ). Ωστόσο, δεν έτυχαν ευρείας εφαρμογής, διότι δεν είναι εμπορικά διαθέσιμοι μέχρι σήμερα.

Ο ανιχνευτής είναι σχεδόν ισοδύναμος μαλακού ιστού ως προς τον ενεργό ατομικό αριθμό, την πυκνότητα και την ατομική σύστασή του). Η απόκριση του παραμένει σχεδόν σταθερή για εύρος ενεργειών 200 keV-20 MeV. Παρουσιάζει τη βέλτιστη ενεργειακή συμπεριφορά συγκρινόμενος με άλλους ανιχνευτές που βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στην ακτινοθεραπεία (θαλάμους ιονισμού, LiF TLD, φιλμ και διόδους πυριτίου). Επιπλέον, η απόκριση του ανιχνευτή είναι σταθερή για μεταβολές της τάξης του  $\pm 5^{\circ}\text{C}$  της θερμοκρασίας δωματίου ( $22^{\circ}\text{C}$ ). Η απόκρισή του είναι λιγότερο ευαίσθητη στην αθροιστική δόση από ότι οι διόδοι (για δόση  $10^4$  Gy ο πλαστικός σπινθηριστής εμφανίζει μία μείωση της απόκρισής του 2.8% έναντι του 9% της διόδου φωτονίων σύμφωνα με τους Beddar συν., 1992 α).

Η απόκριση του ανιχνευτή εξαρτάται από το ποσοστό των οπτικών ινών που εμπεριέχονται στο πεδίο ακτινοβολίας (stem effect) και αποδίδεται κυρίως στην εκπομπή ακτινοβολίας Cerenkov. Ωστόσο, σε σχετικές μετρήσεις κατανομών δόσης βάθους ή προφίλ δόσης σε δέσμες φωτονίων μικρών διαστάσεων και χρησιμοποιώντας τον ανιχνευτή με το διαμήκη άξονά του κάθετα στον κεντρικό άξονα της δέσμης, το σφάλμα που υπεισέρχεται λόγω ακτινοβολίας Cerenkov είναι μικρό (<0.3%). Η απόκρισή του είναι γραμμική με τη δόση για μία περιοχή δόσεων 0.4-4 Gy και ανεξάρτητη του ρυθμού δόσης για εύρος ρυθμών δόσης  $0.8-4 \text{ Gy min}^{-1}$ . Η επαναληψιμότητα του ανιχνευτή σε δέσμες φωτονίων είναι καλύτερη του 0.1% (Beddar συν., 1992 β).

Τα σημαντικότερα πλεονεκτήματα του πλαστικού σπινθηριστή είναι:

1. υψηλή διακριτική ικανότητα,
2. Ισοδυναμία μαλακού ιστού,
3. απόκριση ανεξάρτητη από την ενέργεια και το ρυθμό δόσης και γραμμική συναρτήσει της δόσης,
4. επαναληψιμότητα της τάξης του 0.1%,
5. άμεση ένδειξη.



Το σημαντικότερο μειονέκτημα του πλαστικού σπινθηριστή είναι ότι δεν είναι εμπορικά διαθέσιμος.

### 3.3 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από την ανάλυση των επιμέρους χαρακτηριστικών των ανιχνευτικών διατάξεων είναι εμφανές ότι δεν υπάρχει ανιχνευτής που να πληρεί όλα τα επιθυμητά χαρακτηριστικά ενός ιδανικού ανιχνευτή και να καλύπτει όλο το φάσμα των απαιτούμενων μετρήσεων στην ΣΑΘ/ΣΑΧ. Κατά συνέπεια, ο βέλτιστος κάθε φορά ανιχνευτής καθορίζεται από τους περιορισμούς που θέτει η υπό μελέτη δοσιμετρική ποσότητα.

Σύμφωνα με τα βιβλιογραφικά δεδομένα, τα χημικά δοσίμετρα ενδείκνυνται για μετρήσεις τρισδιάστατων κατανομών. Οι δίοδοι πυριτίου, οι ανιχνευτές αδάμαντος και οι θάλαμοι ιονισμού χρησιμοποιούνται ευρύτατα στην ΣΑΘ/ΣΑΧ για τη λήψη των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων. Αν και οι δίοδοι παρουσιάζουν καλύτερη διακριτική ικανότητα από τους θαλάμους ιονισμού και τους ανιχνευτές αδάμαντος, απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή στην ανάλυση των μετρήσεών τους λόγω ενεργειακής και γωνιακής εξάρτησης της απόκρισής τους. Οι ανιχνευτές αδάμαντος αναφέρονται και σαν δοσίμετρα επιλογής για τη δοσιμετρία μικρών πεδίων φωτονίων, κυρίως γιατί είναι ισοδύναμοι νερού και η απόκρισή είναι ισοτροπική έστω και αν η διακριτική ικανότητά τους είναι κατώτερη των διόδων. Ωστόσο, δεν εμπεριέχονται στο συνηθισμένο εξοπλισμό ενός τμήματος ακτινοθεραπευτικής ογκολογίας και το κόστος αγοράς τους είναι ιδιαίτερα υψηλό.

Οι θάλαμοι ιονισμού είναι αυτοί που είναι οι πιο διαδεδομένοι στην κλινική πράξη τόσο για σχετικές όσο και για απόλυτες μετρήσεις και εμπεριέχονται στο συνηθισμένο εξοπλισμό ενός τμήματος ακτινοθεραπευτικής ογκολογίας. Στην ΣΑΘ/ΣΑΧ βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στην λήψη μετρήσεων επί του κεντρικού άξονα. Ωστόσο, ιδιαίτερη προσοχή απαιτείται στην λήψη προφίλ δόσης λόγω της περιορισμένης διακριτικής ικανότητάς τους. Ακόμη, έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία η χρήση τους για την επαλήθευση της συνολικής δόσης σε σημείο μετά από εξομοίωση θεραπείας (Duggan συν., 1996).

Τα φιλμ συνιστώνται για μετρήσεις διδιάστατων κατανομών δόσης. Παρά την διαδεδομένη χρήση των συμβατικών φιλμ στην κλινική πράξη, απαιτείται ιδιαίτερη προσοχή για τη λήψη αξιόπιστων αποτελεσμάτων, κυρίως λόγω της έντονης ενεργειακής εξάρτησης της απόκρισής τους. Τα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι ανώτερα των συμβατικών φιλμ, όσον αφορά την ενεργειακή τους απόκριση, ωστόσο απαιτείται προσοχή στην εφαρμογή πρωτοκόλλου μέτρησης προκειμένου να περιοριστούν διορθώσεις για διάφορες παραμέτρους. Ακόμη, απαιτούν την χρήση συστημάτων ανάγνωσης με ιδιαίτερα χαρακτηριστικά, και είναι μεγαλύτερου κόστους σε σύγκριση με τα συμβατικά φιλμ.

Η δοσιμετρία με θερμοφωταύγεια είναι μία καλά εδραιωμένη δοσιμετρική τεχνική. Συνήθως, εφαρμόζεται ως ανεξάρτητη δοσιμετρική τεχνική για την επαλήθευση δοσιμετρικών μετρήσεων (κυρίως μετρήσεων επί του κεντρικού άξονα, τρισδιάστατων κατανομών και απόλυτων τιμών δόσης).



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

### Δοσιμετρικά ομοιώματα

#### 4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η δοσιμετρία μικρών πεδίων περιλαμβάνει: α) τη λήψη και επαλήθευση των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων (τα δεδομένα αυτά εισάγονται στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας και αποτελούν βάση για τον τρισδιάστατο υπολογισμό κατανομών δόσεων) β) την επαλήθευση πλάνου θεραπείας που παράγεται από το σύστημα σχεδιασμού (ποιοτικός έλεγχος της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας).

Τόσο στη λήψη και επαλήθευση των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων, όσο και στον ποιοτικό έλεγχο της συνολικής διαδικασίας, γίνεται χρήση διαφόρων δοσιμετρικών ομοιωμάτων.

Λαμβάνοντας υπόψη ότι, η έκβαση της θεραπείας είναι άμεσα συνυφασμένη με τον ακριβή εντοπισμό του στόχου, πολλές φορές είναι επιθυμητή η δυνατότητα προσδιορισμού-ταυτοποίησης των επιμέρους σφαλμάτων που υπεισέρχονται από την απεικονιστική διαδικασία και από τη διαδικασία εντοπισμού της βλάβης. Για το λόγο αυτό, αν και υπάρχουν ανεξάρτητα ειδικά ομοιώματα για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας, πολλές φορές τα ομοιώματα που χρησιμοποιούνται για την επαλήθευση κατανομών δόσεων παρέχουν τη δυνατότητα ελέγχου και της εντοπιστικής διαδικασίας.

Σκοπός της ανάλυσης που ακολουθεί είναι να παρουσιάσει αντιπροσωπευτικά δοσιμετρικά ομοιώματα, με έμφαση σε αυτά που χρησιμοποιούνται στον έλεγχο της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας.

#### 4.2 ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΒΑΣΙΚΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Τα ομοιώματα που χρησιμοποιούνται στη λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στερεοτακτικών πεδίων είναι: ομοιογενή, υλικού ισοδύναμου ιστού, απλής και επαναλήψιμης γεωμετρίας. Το μέγεθός τους πρέπει να είναι ικανό ώστε να διασφαλίζει συνθήκες πλήρους σκέδασης στο σημείο μέτρησης της απορροφούμενης δόσης και η θέση του ανιχνευτή θα πρέπει να είναι γνωστή με ακρίβεια 0.1mm (ICRU 48, 1993).

Τα πλέον διαδεδομένα στην κλινική πράξη είναι τα ομοιώματα νερού. Στα ομοιώματα αυτά, η θέση του ανιχνευτή ορίζεται συνήθως μέσω υπολογιστικού συστήματος. Οι ανιχνευτές που μπορούν να χρησιμοποιηθούν μέσα σε αυτά πρέπει να είναι αδιάβροχοι, όπως θάλαμοι ιονισμού, δίοδοι, ανιχνευτές αδάμαντος, πλαστικοί σπινθηριστές. Αν και η διαδικασία τοποθέτησης και ευθυγράμμισης του ομοιώματος είναι χρονοβόρα, η λήψη των δεδομένων γίνεται σχετικά γρήγορα.

Ωστόσο, στις περιπτώσεις που οι ανιχνευτές δεν είναι αδιάβροχοι (ορισμένοι θάλαμοι ιονισμού, φιλμ, TLD, MOSFET) γίνεται χρήση στερεών ομοιωμάτων με κατάλληλες



υποδοχές ανιχνευτών. Τυπικά παραδείγματα υλικών που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή τέτοιων ομοιωμάτων είναι η πολυστερίνη, το ακρυλικό (πλεξιγκλάς), και το "στερεό νερό" (solid water). Η διαδικασία τοποθέτησης και ευθυγράμμισής τους είναι πιο σύντομη από αυτή του ομοιώματος νερού, ωστόσο η λήψη των δεδομένων είναι συνήθως περισσότερο χρονοβόρα.

### 4.3 ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΤΗΣ ΣΥΝΟΛΙΚΗΣ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ

Τα ομοιώματα που χρησιμοποιούνται για την επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης είναι συχνά απλής γεωμετρίας (κύλινδρος, σφαίρα, κύβος, κ.τ.λ.) ή ανθρωπόμορφα. Τα υλικά από τα οποία είναι κατασκευασμένα πρέπει να είναι ισοδύναμα μαλακού ιστού.

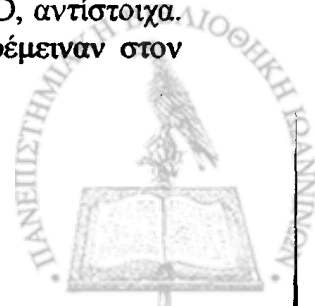
Οι ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται συνήθως για την επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών είναι: χημικά δοσίμετρα (Meeks συν., 1999; Chu συν., 1998; Ibbott συν., 1997; Maryanski συν., 1996; Schulz συν., 1993; Guan συν., 1993; Coffey συν., 1993), φιλμ [συμβατικά (Serago συν., 1991; Luxton συν., 1991; McGinley συν., 1990) και ραδιοχρωμικά (Ertl συν., 1999; Poffenbarger συν., 1998; Murphy συν., 1996; Ramani συν., 1995; McLaughlin συν., 1994; Ramani συν., 1994; Guan συν., 1993)] και TLD (Ertl συν., 1997; Ertl συν., 1996; Ramani συν., 1994; Guan συν., 1993; Coffey συν., 1993; Delannes συν., 1991; Luxton συν., 1991) αν και έχει αναφερθεί και η χρήση θαλάμου ιονισμού (Duggan συν., 1996; Weidlich συν., 1998).

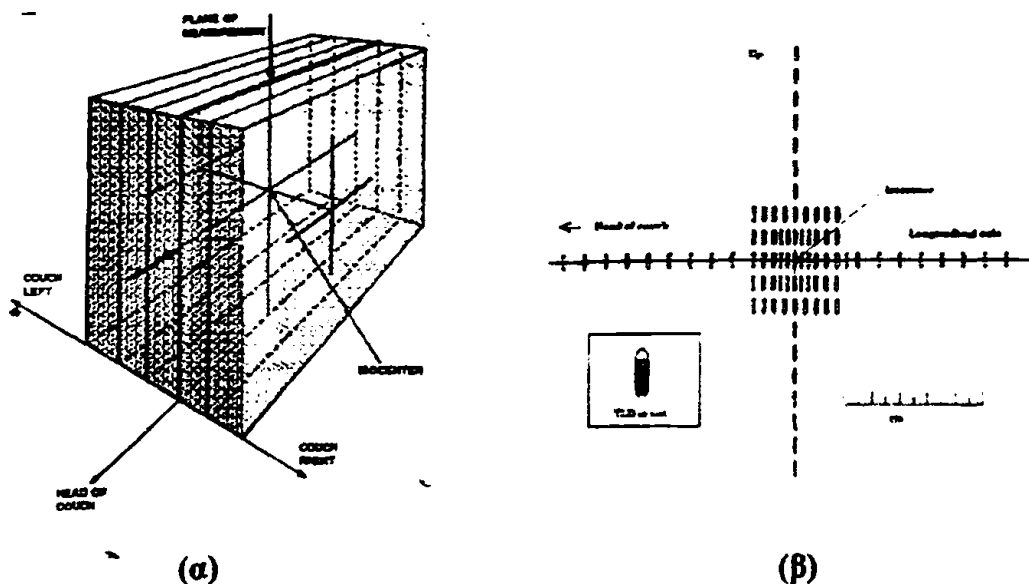
#### 4.3.1 Μεθοδολογία

Το ομοίωμα υποβάλλεται στην ίδια διαδικασία (εντοπισμού, παραγωγής πλάνου θεραπείας και ακτινοβολήσης) όπως και ένας ασθενής. Ανάλογα με τον σχεδιασμό του ομοιώματος και τον ανιχνευτή που χρησιμοποιείται, το τελικό αποτέλεσμα της ακτινοβολήσής του μπορεί να είναι: διακριτά σημεία δόσεων (π.χ. ισοκέντρου); προφίλ δόσης σε διάφορα επίπεδα (εγκάρσιο, οβελιαίο, μετωπιαίο); διδιάστατες κατανομές δόσης σε διάφορα επίπεδα μέσα στο ομοίωμα. Η επαλήθευση πραγματοποιείται συγκρίνοντας τα μετρούμενα με τα υπολογισμένα δεδομένα. Στην περίπτωση κατανομών δόσης μπορεί να ελεγχθεί -και η συνολική χωροταξική ακρίβεια της στερεοτακτικής διαδικασίας.

#### 4.3.2 Ομοιώματα κεφαλής απλής γεωμετρίας

Α. Οι Luxton συν., 1991 για την επαλήθευση στερεοτακτικού σχήματος ακτινοβολήσης χρησιμοποίησαν παραλληλεπίπεδο ομοίωμα πολυστερίνης (Σχ. 4.1α). Το εν λόγω ομοίωμα δεν φέρει σύστημα προσαρμογής σε ακινητοποιητικό πλαίσιο. Αποτελείται από πέντε πλάκες πολυστερίνης διαστάσεων  $25 \times 25 \times 2.6 \text{ cm}^3$ . Η μεσαία πλάκα του ομοιώματος φέρει τις υποδοχές (μήκους 5 mm, βάθους 1.5 mm) για την τοποθέτηση κυλινδρικών TLDs, διαμέτρου 1 mm και μήκους 3 mm. Η διάταξη των υποδοχών φαίνεται στο Σχ.4.1β. Οι υποδοχές απέχουν 7.6 mm και 2.5 mm σε κατεύθυνση παράλληλη και κάθετη ως προς το διαμήκη άξονα των TLD, αντίστοιχα. Για την ακτινοβολήση συμβατικών φιλμ (Kodak XV2), τα φιλμ παρέμειναν στον αδιαφανή φάκελό τους και τοποθετήθηκαν ανάμεσα στις πλάκες.





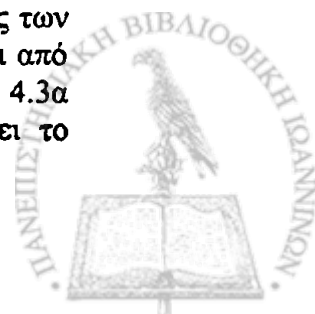
Σχήμα 4.1: Σχηματική αναπαράσταση (α) παραλληλεπίπεδου ομοιώματος και (β) της διάταξης των υποδοχών TLDs (Luxton συν., 1991).

Β. Οι Murphy συν., 1996 για την εξομοίωση κεφαλής αναφέρουν κυβική κατασκευή, το εσωτερικό της οποίας είναι κενό. Σε οποιοδήποτε σημείο του κενού χώρου μπορεί να τοποθετηθεί ένας άλλος κύβος για την τοποθέτηση ραδιοχρωμικών φιλμ. Ο εναπομείναντας χώρος πληρούται με κομμάτια πολυστερίνης (Σχ.4.2). Ο δεύτερος κύβος ακμής 6.5cm, απαρτίζεται από 16 πλάκες πολυστερίνης, διαστάσεων  $6.5 \times 6.5 \times 0.3 \text{ cm}^3$ , ανάμεσα στις οποίες τοποθετούνται ραδιοχρωμικά φιλμ διαστάσεων  $6.5 \times 6.5 \text{ cm}^2$ . Το ομοίωμα δεν φέρει σύστημα προσαρμογής σε ακινητοποιητικό πλαίσιο (χρησιμοποιήθηκε σε ειδική στερεοτακτική μονάδα που δεν κάνει χρήση ακινητοποιητικού πλαισίου).

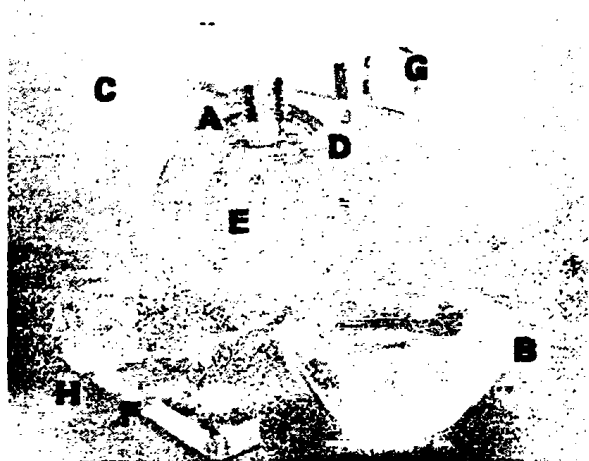


Σχήμα 4.2: Κυβικό ομοίωμα (Murphy συν., 1996)

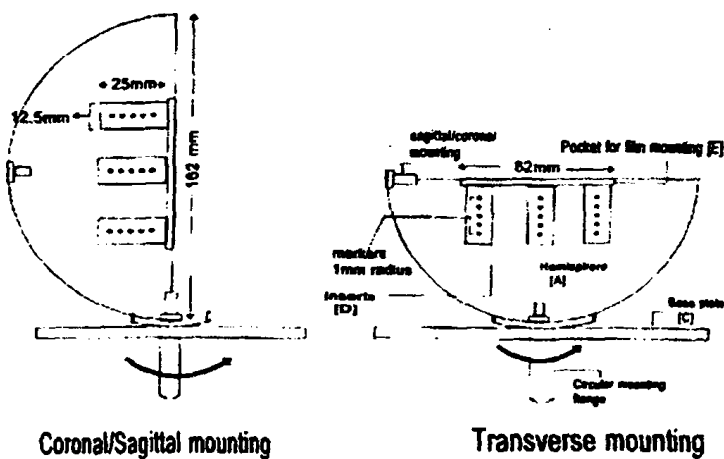
Γ. Οι Ramani συν., 1995 περιγράφουν αναλυτικά τον σχεδιασμό ενός σφαιρικού ακρυλικού ομοιώματος κεφαλής. Το εν λόγω ομοίωμα, συνδυάζει τη δυνατότητα επαλήθευσης πλάνου θεραπείας και τη δυνατότητα προσδιορισμού-ταυτοποίησης των επιμέρους σφαλμάτων που υπεισέρχονται από την απεικονιστική διαδικασία και από τη διαδικασία εντοπισμού της βλάβης. Απαρτίζεται από δύο ημισφαίρια [Σχ. 4.3α (A,B)] ακτίνας 81 mm και από μία βάση [Σχ.4.3α,β (C)] που προσομοιάζει το



ακίνητοποιητικό σύστημα. Στην βάση αυτή στηρίζεται το εντοπιστικό πλαίσιο [Σχ.4.3α (G)] και οριζοντιοποίησή του γίνεται μέσω ειδικού συστήματος [Σχ. 4.3α (F, H)]. Η στήριξη του ομοιώματος επιτρέπει τις επίπεδες επιφάνειες των ημισφαιρίων να είναι τόσο κάθετες, όσο και παράλληλες ως προς τη βάση (Σχ.4.3β). Μέσω του συστήματος προσαρμογής του ομοιώματος στη βάση, υπάρχει η δυνατότητα στροφής του ομοιώματος γύρω από άξονα κάθετου στη βάση και η γωνία στροφής μπορεί να αναγνωσθεί σε κλίμακα στη βάση του ομοιώματος. Το κέντρο της σφαίρας μπορεί μετακινηθεί κατακόρυφα. Το άνω ημισφαίριο [Σχ.4.3α (B)] φέρει τέσσερα σφαιρίδια αλουμινίου, διαμέτρου 2 mm, τοποθετημένα στις γωνίες ενός τετραγώνου πλευράς 60 mm, κεντραρισμένου ως προς το κέντρο του ομοιώματος. Η διάταξη αυτή επιτρέπει επαλήθευση στον προσδιορισμό στερεοτακτικών συντεταγμένων, ενώ η αποτύπωση αυτών των σφαιριδίων στο φιλμ επιτρέπει τον προσδιορισμό του κέντρου του ομοιώματος στο φιλμ. Το κάτω ημισφαίριο φέρει μία παραλληλεπίπεδη εσοχή διαστάσεων  $82 \times 82 \times 5 \text{ mm}^3$  [Σχ.4.3α, β (E)]. Ο χώρος αυτός προβλέπεται για την τοποθέτηση φιλμ ή TLD ή για οποιαδήποτε άλλη χρήση. Στις γωνίες της εσοχής υπάρχουν κενοί κύλινδροι, διαμέτρου 12.5mm και ύψους 25mm στους οποίους μπορούν να εισαχθούν ραδιογραφικά αναγνωρίσιμοι δείκτες [Σχ.4.3α, β (D)], ανάλογα με την απεικονιστική τεχνική που χρησιμοποιείται. Η μηχανική ακρίβεια με την οποία προσδιορίζονται οι συντεταγμένες των διαφόρων δεικτών αναφέρεται ότι είναι της τάξης των 50  $\mu\text{m}$ .



(α)



(β)

Σχήμα 4.3: Σφαιρικό ομοίωμα (Ramani συν., 1995)



Δ. Για τις εφαρμογές της ΣΑΘ/ΣΑΧ τα χημικά δοσίμετρα είθισται να εμπεριέχονται σε σφαιρικά (διαμέτρου 16cm), γυάλινα εμπορικά διαθέσιμα δοχεία (MGS Research, Inc.). Υπάρχει ειδικό σύστημα για την προσαρμογή του δοχείου στην ακινητοποιητική διάταξη (Σχ.4.4). Η προσομοίωση στόχου εντός του δοχείου επιτυγχάνεται προσαρμόζοντας στο στόμιο του δοχείου γυάλινη ράβδο, ικανού μήκους, ώστε το ελεύθερο άκρο της να προσεγγίζει το κέντρο του δοχείου (Ibbott συν., 1997). Ακόμη, μπορεί να τοποθετηθεί στο ομοίωμα εμπορικά διαθέσιμος γυάλινος σωλήνας υποδοχής δοσιμέτρων TLD (MGS Research, Inc.).



Σχήμα 4.4: Εμπορικό (BANG™) γυάλινο δοχείο για την χρήση χημικών δοσιμέτρων (Meeks συν., 1999).

Ε. Οι μονάδες Gamma Knife™ συνοδεύονται συνήθως από σφαιρικό ομοίωμα πολυστερίνης, διαμέτρου 16cm. Το ομοίωμα αυτό δέχεται στο κέντρο του κυλινδρικά εξαρτήματα (κασέτες) που μπορούν να δεχθούν θαλάμους ιονισμού, διόδους, ράβδους TLD και φιλμ (Σχ.4.5α). Το ομοίωμα διαθέτει υποδοχές για την προσαρμογή του στη μονάδα ακτινοβολήσης, έτσι ώστε το κέντρο της κασέτας να ευθυγραμμίζεται με το σημείο τομής των 201 δεσμών ακτινοβολίας γ από πηγές  $^{60}\text{Co}$  (Κεντρικό Σημείο Μονάδας, ΚΣΜ). Στρέφοντας το ομοίωμα κατά  $90^\circ$ , η κασέτα ευθυγραμμίζεται με το εγκάρσιο, οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο που διέρχονται από το ΚΣΜ. Οι McLaughlin συν., 1994 αναφέρουν τη χρήση τριών τεμαχίων φιλμ στην ειδική κασέτα, προκειμένου να εξαλείψουν τα κενά αέρα μια και η κασέτα δεν φτιάχτηκε ειδικά για ραδιοχρωμικά φιλμ. Οι Ertl συν., 1996 αναφέρουν την κατασκευή ειδικού κυλινδρικού εξαρτήματος από πολυστερίνη, μήκους 70 mm και διαμέτρου 10 mm (ώστε να χωρά στην ειδική εσοχή του ομοιώματος) για την υποδοχή ράβδων TLDs, διαστάσεων  $7 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$  (Σχ.4.5β). Ο κύλινδρος αποτελείται από δύο συμμετρικά κομμάτια. Στην επίπεδη επιφάνεια του ενός υπάρχουν υποδοχές ( $8 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ ) για 17 TLD. Η απόσταση μεταξύ των TLD είναι περίπου 3 mm και το κεντρικό TLD ευθυγραμμίζεται με το ΚΣΜ.



(α)

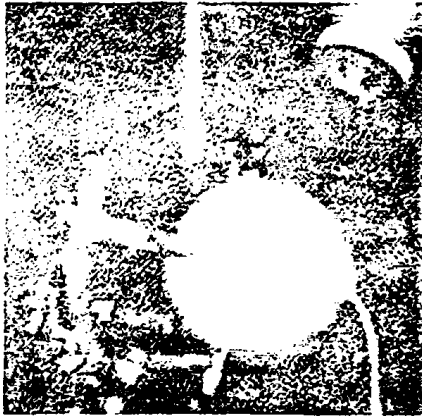




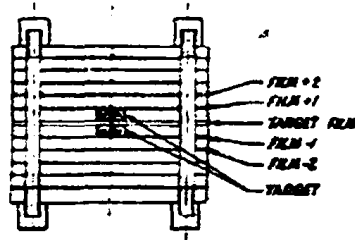
(β)

Σχήμα 4.5: Εμπορικό σφαιρικό ομοίωμα (Duftschmid συν., 1996) (α) Κατασκευασμένες υποδοχές TLD για το σφαιρικό ομοίωμα (β) (Ertl συν., 1996).

ΣΤ. Στο Σχ.4.6α φαίνεται το εμπορικά διαθέσιμο σφαιρικό ομοίωμα της RSD Radiology Support Devices Inc. Χρησιμοποιείται για τον ποιοτικό έλεγχο μηχανικών και δοσιμετρικών παραμέτρων. Το ομοίωμα είναι κατασκευασμένο από "στερεό νερό" και έχει διάμετρο 16 cm. Στο εσωτερικό του φέρει εσοχή για την εισαγωγή κυλινδρικού εξαρτήματος, που χρησιμοποιείται για την υποδοχή των ανιχνευτών (Σχ. 4.6β). Το κυλινδρικό εξάρτημα απαρτίζεται από 12 εναλλασσόμενους δίσκους (διαμέτρου 4.0 cm και πάχους 2.74 mm) ανάμεσα στους οποίους τοποθετούνται ραδιοχρωμικά φιλμ (πάχους 0.26mm). Όλοι οι δίσκοι φέρουν οπές διαμέτρου 3mm από τις οποίες διέρχεται πλαστική ράβδος για την ασφάλιση των δίσκων μέσα στο κυλινδρικό εξάρτημα. Οι δίσκοι που εφάπτονται του φιλμ που διέρχεται από το κέντρο του στόχου, φέρουν εσοχές, 5 mm σε διάμετρο. Οι εσοχές αυτές γεμίζουν με υλικό πυκνότερο από το υλικό του ομοιώματος και προσομοιάζουν την βλάβη. Για δοσιμετρία με TLD, υπάρχει ειδικός δίσκος για την τοποθέτηση πέντε TLD (διαστάσεων  $3.17 \times 3.17 \times 0.89 \text{ mm}^3$ ) που εφάπτονται μεταξύ τους. Επίσης, διατίθενται εξάρτημα διαφόρων μεγεθών για την χρήση θαλάμου ιονισμού.



(α)



(β)

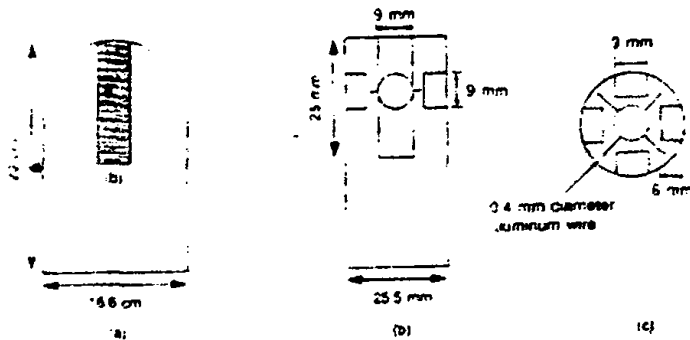
Σχήμα 4.6: Εμπορικό (RSD Stereotactic Phantoms) σφαιρικό ομοίωμα (α); κυλινδρικό εξάρτημα υποδοχής δοσιμέτρων (β)

Ζ. Οι O'Brien συν., 1994 περιγράφουν ομοίωμα κεφαλής με μέγιστη διάμετρο 16.6 cm και ακτίνα καμπυλότητας 8.4 cm φτιαγμένο από πλεξιγκλάς (Σχ.4.7α). Για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας, το ομοίωμα φέρει σε θέσεις γνωστές ως προς το κέντρο του, δείκτες, διαμέτρου 1 mm. Στο κέντρο του ομοιώματος υπάρχει κυλινδρική εσοχή, στην οποία τοποθετείται κυλινδρικό εξάρτημα, διαμέτρου 2.5cm (Σχ.4.7b). Το εξάρτημα αυτό περιέχει τέσσερις ράβδους αλουμινίου διαμέτρου 0.4 mm, που υποδεικνύουν το κέντρο του στόχου. Στο κέντρο του φέρει οπή για τη υποδοχή 63 TLD, διαμέτρου 9mm και πάχους 0.4 mm (Σχ.4.7c). Στο επίπεδο που βρίσκονται οι ράβδοι αλουμινίου υπάρχουν τέσσερις ακόμη οπές για την υποδοχή εννέα TLD σε κάθε μία από αυτές, για τη λήψη μετρήσεων και σε άλλους άξονες.





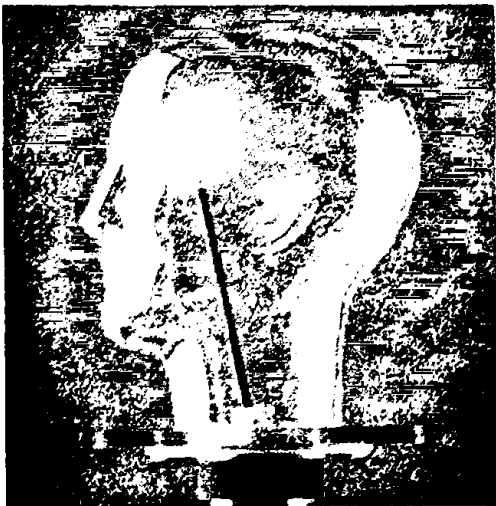
Επίσης, το ομοίωμα φέρει ειδικές οπές για την προσαρμογή του στο ακινητοποιητικό πλαίσιο.



Σχήμα 4.7: Σχηματικό διάγραμμα κατασκευασμένου γεωμετρικού ομοιώματος (O'Brien συν., 1994)

### 4.3.3 Ανθρωπόμορφα ομοιώματα κεφαλής

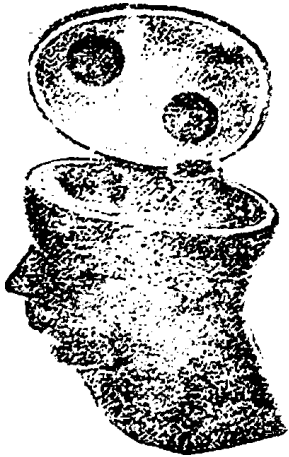
**A.** Το ομοίωμα RSVP<sup>TM</sup> Radiosurgery Verification Phantom της The Phantom Laboratory είναι ένα εμπορικά διαθέσιμο ανθρωπόμορφο ομοίωμα, το οποίο σχεδιάστηκε (Coffey συν., 1992) για τις ανάγκες της ΣΑΘ/ΣΑΧ (Σχ. 4.8). Το εξωτερικό περιβλήμα του ομοιώματος είναι κατασκευασμένο από διαφανές πλαστικό, πάχους 0.2 cm, το οποίο προσομοιάζει την ανατομία και τις διαστάσεις της κεφαλής ενήλικα. Το πάχος του πλαστικού είναι επαρκές για την προσαρμογή του ομοιώματος σε επεμβατικό ακινητοποιητικό σύστημα. Με ειδική παραγγελία, το υλικό του εξωτερικού περιβλήματος μπορεί να προσομοιάζει οστό. Το εσωτερικό του ομοιώματος γεμίζει με νερό. Ένα πλαστικό, κυλινδρικό, αδιάβροχο δοχείο (εσωτερικής διαμέτρου 2 cm και ύψους 4 cm) μπορεί να τοποθετηθεί οπουδήποτε εσωτερικά του ομοιώματος με τη βοήθεια μιας ράβδου (Σχ.4.8). Έχοντας τοποθετήσει το δοχείο στην επιθυμητή θέση, η ράβδος ασφαρίζεται στο στόμιο του ομοιώματος. Για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας συνίσταται η πλήρωση του δοχείου με χημικό δοσίμετρο και η τοποθέτηση, εσωτερικά του δοχείου, ενός ακτινοσκίερου καθετήρα, εξωτερικής διαμέτρου 2-3 mm. Υπάρχουν εμπορικά διαθέσιμοι ειδικοί υποδοχείς για TLDs (αδιάβροχη κάψουλα μήκους 5 mm που περιέχει σκόνη υλικού θερμοφωταύγειας όγκου 40 mm<sup>3</sup>, ) και φιλμ, οι οποίοι τοποθετούνται μέσα στο δοχείο. Το ομοίωμα μπορεί να δεχθεί ακόμη θαλάμους ιονισμού (Duggan συν., 1996) και πλαστικούς σπινθηριστές.



Σχήμα 4.8: Το RSVP<sup>TM</sup> Radiosurgery Verification Phantom της The Phantom Laboratory



Β. Το ανθρωπόμορφο ομοίωμα της RSD Radiology Support Devices Inc. (Σχ. 4.9) δέχεται τα εξαρτήματα που αναφέρθηκαν στο σφαιρικό ομοίωμα της ίδιας εταιρείας (§4.3.2 ΣΤ) και προσφέρονται δύο θέσεις για μετρήσεις.



Σχήμα 4.9: Το ανθρωπόμορφο ομοίωμα της RSD Radiology Support Devices Inc.

Γ. Οι Poffenbarger συν., 1998 κατασκεύασαν ανθρωπόμορφο ομοίωμα (Σχ. 4.10), το οποίο αποτελείται από: α) εξωτερικό περίβλημα κατασκευασμένο από πλεξιγκλάς, του οποίου το εσωτερικό πληρούται με νερό; β) δύο κυλινδρικά εξαρτήματα από πολυστερίνη, εκ των οποίων το ένα χρησιμοποιείται για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας και το άλλο για την επαλήθευσης πλάνου θεραπείας; γ) δύο κυλινδρικές βάσεις πολυστερίνης για την στήριξη φιλμ, οι οποίες εισάγονται στην κυλινδρικό εξάρτημα επαλήθευσης πλάνου θεραπείας. Η μία βάση χρησιμοποιείται για μετρήσεις σε εγκάρσιο επίπεδο (χρήση φιλμ διαμέτρου 4.8 cm) και η άλλη για μετρήσεις στο οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο (χρήση φιλμ διαστάσεων 4.8x8.0 cm<sup>2</sup>); και δ) δύο ομοιώματα στόχων διαφορετικού σχήματος, τα οποία εισέρχονται στο κυλινδρικό εξάρτημα για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας. Το ομοίωμα προσαρμόζεται σε επεμβατικό ακινητοποιητικό πλαίσιο με την στερέωση των τεσσάρων ακίδων του πλαισίου στο εξωτερικό περίβλημα του ομοιώματος.



Σχήμα 4.10: Ανθρωπόμορφο ομοίωμα κεφαλής με τα εξαρτήματά του (Poffenbarger συν., 1998).



Δ. Οι Guan συν., 1993 αναφέρουν την χρήση ανθρωπόμορφου ομοιώματος, στο εσωτερικό του οποίου υπάρχει κυλινδρική εσοχή, διαμέτρου 3.7 cm και ύψους 2.5 cm και η οποία λειτουργεί σαν υποδοχή για χημικά δοσίμετρα, TLD και ραδιοχρωμικά φιλμ. Τα TLD τοποθετούνται σε μικρό πλαστικό σωλήνα, ο οποίος εισάγεται στην εσοχή, η οποία πληρούται από χημικό δοσίμετρο. Δίσκοι πολυστερίνης, διαμέτρου 3.7 cm και πάχους 3.8 mm χρησιμοποιούνται για τον διαχωρισμό των φιλμ μέσα στην εσοχή. Για την αναπαραγωγή του συστήματος συντεταγμένων μετά την ακτινοβολήση, δύο διαφορετικοί μεταλλικοί δείκτες είναι προσαρμοσμένοι σε διαφορετικούς δίσκους πολυστερίνης.

Ε. Οι McGinley συν., 1990 κατασκεύασαν από πλεξιγκλάς, ίδιου μεγέθους και σχήματος, πλάκες που αντιστοιχούν στο τμήμα της κεφαλι του εμπορικού ομοιώματος Rando-Alderson<sup>TM</sup>. Στο ομοίωμα δημιουργήθηκαν εσοχές ώστε να δύναται η τοποθέτηση φιλμ σε εγκάρσιο, οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο. Λεπτά φύλλα πλεξιγκλάς χρησιμοποιήθηκαν για την πλήρωση των εσοχών που δεν χρησιμοποιούνταν προκειμένου να εξαλειφθούν τα κενά αέρα. Οι Serago συν., 1991 για την επαλήθευση πλάνου θεραπείας με φιλμ, χρησιμοποίησαν τμήμα από εμπορικά διαθέσιμο ανθρωπόμορφο ομοίωμα (Humanoid Systems, Carson, CA.), στο οποίο αντικατέστησαν κάποιες πλάκες με άλλες, στο ίδιο σχήμα, από πλεξιγκλάς, επιτρέποντας μετρήσεις ανά διαστήματα των 0.6 cm έναντι των 2.5 cm που επέτρεπε το εμπορικό ομοίωμα. Άλλοι ερευνητές (Ertl συν., 1997; Delannes συν., 1991) χρησιμοποίησαν την κεφαλή από το εμπορικό ανθρωπόμορφο ομοίωμα Rando-Alderson, για την επαλήθευση, με TLD, των υπολογιζόμενων δόσεων από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας.

#### 4.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από την προηγούμενη ανάλυση προκύπτει ότι τα περισσότερα από τα δοσιμετρικά ομοιώματα που βρίσκουν εφαρμογή στην ΣΑΘ/ΣΑΧ, προσφέρουν τη δυνατότητα ελέγχου και της εντοπιστικής διαδικασίας.

Τα εμπορικά διαθέσιμα ομοιώματα, πέραν του υψηλού κόστους αγοράς τους δεν δύναται να προβλέψουν τις ιδιαίτερες ανάγκες του χρήστη.

Στην βιβλιογραφία αναφέρεται μεγάλος αριθμός ομοιωμάτων που κατασκευάστηκαν για να καλύψουν συγκεκριμένες ανάγκες και με βάση τον διαθέσιμο εξοπλισμό. Η κατασκευή ομοιωμάτων επιτρέπει στον χρήστη να θέσει τα δικά του κριτήρια στον σχεδιασμό του ομοιώματος, αλλά προϋποθέτει την ύπαρξη οργανωμένου μηχανουργείου. Το τελικό κόστος είναι συνήθως μικρότερο των εμπορικά διαθέσιμων ομοιωμάτων.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

### Υλικά και Μέθοδοι

#### 5.1 ΥΛΙΚΑ

##### 5.1.1 Ανιχνευτικές Διατάξεις

Τα δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD) που χρησιμοποιήθηκαν ήταν LiF:Mg,Ti,..., της Harshaw/Bicron (TLD-100), διαστάσεων  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ . Η ανόπτσή τους πραγματοποιήθηκε με σύστημα ελεγχόμενης θέρμανσης TLDO της PTW, ενώ η ανάγνωσή τους με σύστημα 2000A και 2080B της Harshaw.

Οι θάλαμοι ιονισμού (της PTW) που χρησιμοποιήθηκαν ήταν: θάλαμος τύπου δακτυλήθρας, ενεργού όγκου  $1 \text{ cm}^3$  (αριθμός τύπου M23331); θάλαμος τύπου δακτυλήθρας, ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  (αριθμός τύπου M2332); θάλαμος τύπου δακτυλήθρας, ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  (αριθμός τύπου 310016); θάλαμος παράλληλων πλακών, ενεργού όγκου  $0.04 \text{ cm}^3$  (αριθμός τύπου M23343). Οι θάλαμοι ιονισμού συνδέθηκαν με το ηλεκτρόμετρο Dosimeter DL4, DI4 της PTW. Τα χαρακτηριστικά των θαλάμων ιονισμού δίδονται αναλυτικά στο Παράρτημα I.

Στη δοσιμετρία με φιλμ χρησιμοποιήθηκαν: α) συμβατικά φιλμ ακτινοθεραπείας Kodak X-Omat V, και β) ραδιοχρωμικά φιλμ της ISP Technologies Inc., τύπου MD-55-2, μοντέλο 37-041 (αριθμοί παρτίδας 941206, 970116, 38055). Για την ανάλυσή τους χρησιμοποιήθηκε σαρωτής εγγράφων (Relisys, μοντέλο Scorpio-VM3552, της σειράς Infinity Series), σε συνδυασμό με πρόσθετη φθορίζουσα πηγή φωτός (Relisys, VMT 68S) και κατάλληλα λογισμικά προγράμματα ανάλυσης ψηφιακών εικόνων. Μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και με το σύστημα οπτικής πυκνομετρίας σάρωσης CRS (Computerized Radiation Scanners, Inc).

Ο σαρωτής εγγράφων χρησιμοποιεί τεχνολογία ψυχρής σάρωσης και η εσωτερική φωτεινή πηγή του είναι λαμπτήρας ξένου. Παρέχει δυνατότητα σάρωσης σε τέσσερις φασματικές περιοχές (ερυθρό, κυανό, πράσινο και πανχρωματικό). Η χωρική διακριτική ικανότητα σάρωσης επιλέγεται από τον χρήστη. Οι σαρώσεις πραγματοποιήθηκαν μέσω του λογισμικού πακέτου COREL Photo Paint (Microsoft, έκδοση 7) σε περιβάλλον Windows 95. Για την ανάλυση των ψηφιακών εικόνων χρησιμοποιήθηκαν, τόσο εμπορικό λογισμικό πρόγραμμα (σε περιβάλλον MS-DOS, έκδοση 4.01) ανάλυσης εικόνας Image-Pro+ (IP PLUS) (Media Cybernetics, SentinelPro™, Rainbow Technologies Inc.), όσο και λογισμικό πρόγραμμα που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης σε περιβάλλον Windows 98, στην γλώσσα προγραμματισμού MATLAB (The Mathworks Inc, έκδοση 5). Το λογισμικό πρόγραμμα IPPLUS μπορεί να αναλύσει μόνο ασπρόμαυρες εικόνες και παρέχει κλίμακα του γκρι 256 στοιχείων.

Η πηγή φωτός του συστήματος οπτικής πυκνομετρίας σάρωσης CRS είναι δίοδος laser, ισχύος 5mW, η οποία εκπέμπει σε μήκος κύματος 670 nm. Η φωτεινή δέσμη



του συστήματος διέρχεται από οπή διαμέτρου 2 mm και ανιχνεύεται από δίοδο ενεργής επιφάνειας 0.12 mm<sup>2</sup>. Με το σύστημα αυτό είναι δυνατό να ληφθούν μετρήσεις με βήματα των 0.25 mm.

### 5.1.2 Δοσιμετρικά ομοιώματα

Οι μετρήσεις με τους θαλάμους ιονισμού πραγματοποιήθηκαν σε διδιάστατο ομοίωμα νερού της PTW (MP2, έκδοση λογισμικού 4.5). Οι ακτινοβολήσεις των φιλμ και των TLD έγιναν σε ομοίωμα από πλεξιγκλάς, διαστάσεων 30x30x20 cm<sup>3</sup>. Για τη λήψη των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων της στερεοτακτικής μονάδας με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας κατασκευάστηκε και χρησιμοποιήθηκε, σε συνδυασμό με το προαναφερθέν ομοίωμα, πλάκα πλεξιγκλάς, κατάλληλη για την τοποθέτηση των TLD (§5.2.2.1.ii). Επιπρόσθετα, σχεδιάστηκε και χρησιμοποιήθηκε πρότυπο ομοίωμα κεφαλής, απλής γεωμετρίας, από πλεξιγκλάς (§5.2.3.1). Το ομοίωμα κεφαλής επιτρέπει την λήψη δοσιμετρικών μετρήσεων με TLD και φιλμ (συμβατικά και ραδιοχρωμικά) και επιτρέπει τον έλεγχο της συνολικής ακρίβειας της στερεοτακτικής διαδικασίας και των επιμέρους σφαλμάτων της εντοπιστικής διαδικασίας.

### 5.1.3 Μονάδες ακτινοβολήσης

Οι ακτινοβολήσεις πραγματοποιήθηκαν στην πρότυπη στερεοτακτική μονάδα του Περιφερειακού Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Πατρών (Π.Π.Γ.Ν.Π.), με ρυθμό 300 PRF. Για την ανάπτυξη της τεχνικής των ραδιοχρωμικών φιλμ, πραγματοποιήθηκαν ακτινοβολήσεις των εν λόγω φιλμ στη μονάδα Co-60 Alcyon II (GE) του Περιφερειακού Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Ιωαννίνων (Π.Π.Γ.Ν.Ι.).

#### 5.1.3.1 Περιγραφή της στερεοτακτικής μονάδας Π.Π.Γ.Ν.Π.

Η πρότυπη στερεοτακτική μονάδα του Π.Π.Γ.Ν.Π. κάνει χρήση γραμμικού επιταχυντή Philips SL75 (6MV, δείκτης ποιότητας 0.6). Τα μηχανικά εξαρτήματα που κατασκευάστηκαν για τη μετατροπή του σε στερεοτακτική μονάδα ήταν: σύστημα πρόσθετων κατευθυντήρων, ακινητοποιητικό πλαίσιο και ειδικό σύστημα προσαρμογής του ακινητοποιητικού πλαισίου στην κλίση του γραμμικού επιταχυντή (Karras συν., 1997; Theodorou 1999). Για τις ανάγκες της εντοπιστικής διαδικασίας κατασκευάστηκαν εντοπιστικά πλαίσια για αγγειογραφία και υπολογιστική τομογραφία.

Το σύστημα πρόσθετων κατευθυντήρων αποτελείται από:

- α) μεταλλικό δίσκο που προσαρμόζεται στην κεφαλή του επιταχυντή,
- β) προ-κατευθυντήρα από ανοξείδωτο ατσάλι, ο οποίος φέρει μικρομετρικό σύστημα δύο κατευθύνσεων (αξιοπιστία 10 μm) για την ευθυγράμμιση των πρόσθετων κατευθυντήρων με τον κεντρικό άξονα της δέσμης και ειδική υποδοχή στην οποία εισέρχονται και ασφαρίζονται οι πρόσθετοι κατευθυντήρες,
- γ) οκτώ, μη αποκλίνοντες, πρόσθετους κατευθυντήρες, μήκους 9.5 cm, εξωτερικής διαμέτρου 9.4 cm και εσωτερικής διαμέτρου 7.25, 10.2, 14.0, 17.0, 19.7, 22.6, 26.2, και 29.2 mm.

Η απόσταση της εστίας από το πιο απομακρυσμένο άκρο των πρόσθετων κατευθυντήρων είναι 73cm.



Η ακινητοποίηση επιτυγχάνεται με εφαρμογή δυνάμεων στην οδοντοστοιχία της άνω σιαγόνας, στο ρινικό οστό και στον αυχένα (Theodorou συν., 1998). Το ακινητοποιητικό πλαίσιο είναι μη επεμβατικό και προσαρμόζεται στην κλίση του επιταχυντή μέσω ειδικού συστήματος, το οποίο παρέχει τη δυνατότητα οριζοντιοποίησης του εν λόγω πλαισίου. Η ευθυγράμμιση του κέντρου του στόχου με το ισόκεντρο του επιταχυντή επιτυγχάνεται με τις συνήθεις κινήσεις της κλίνης του.

Το εντοπιστικό πλαίσιο που χρησιμοποιείται στην απεικόνιση μέσω υπολογιστικού τομογράφου, είναι κατασκευασμένο από πλεξιγκλας και διαθέτει βάση από αλουμίνιο για την προσαρμογή του στο ακινητοποιητικό πλαίσιο. Το εντοπιστικό πλαίσιο φέρει ενσωματωμένους δείκτες (ραβδώσεις πλάτους 2 mm, σχήματος "N") για τη μεταφορά των συντεταγμένων του υπολογιστικού τομογράφου στο στερεοτακτικό χώρο.

Το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας που χρησιμοποιείται είναι το iSiS 3D (Druard συν., 1986; Rosenwald συν., 1996) και η υπορουτίνα που χρησιμοποιείται για τους υπολογισμούς δόσεων σε στερεοτακτικά σχήματα ακτινοβολήσης είναι η STEREO (Gaboriaud συν., 1991).

## 5.2 ΜΕΘΟΔΟΙ

### 5.2.1 Τεχνική μέτρησης φιλμ

Κατά τη φάση ανάπτυξης της τεχνικής: α) ελέγχθηκε η ομοιομορφία του συστήματος των φωτεινών πηγών και της απόκρισης των ανιχνευτών του σαρωτή, β) μελετήθηκε ο ηλεκτρονικός θόρυβος του σαρωτή, γ) προσδιορίστηκε η χωρική διακριτική ικανότητα του σαρωτή, και δ) μελετήθηκαν ορισμένα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά των φιλμ (συμβατικών και ραδιοχρωμικών) με το εν λόγω σύστημα. Επιπρόσθετα, αναπτύχθηκε σχετικό λογισμικό ανάλυσης ψηφιακών εικόνων για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης.

#### 5.2.1.1 Έλεγχος σαρωτή εγγράφων

Ο έλεγχος της ομοιομορφίας του συστήματος φωτεινών πηγών (εσωτερική και πρόσθετη φωτεινή πηγή) και της απόκρισης των ανιχνευτών του σαρωτή, πραγματοποιήθηκε και στις τέσσερις φασματικές περιοχές. Η ενεργή επιφάνειά του σαρώθηκε με διακριτική ικανότητα 60 dpi (dots per inch – κουκίδες ανά ίντσα). Η ψηφιακή εικόνα αναλύθηκε μέσω του λογισμικού IP PLUS. Για κάθε φασματική περιοχή κατασκευάστηκαν: α) ιστόγραμμα της διαφάνειας (S) των διαφόρων εικονοστοιχείων της ενεργής επιφάνειας του σαρωτή, και β) προφίλ διαφάνειας κατά μήκος δύο κάθετων αξόνων που τέμνονταν κεντρικά της ενεργής επιφάνειας.

Προκειμένου να ελεγχθεί ο θόρυβος του σαρωτή, χρησιμοποιήθηκε ομοίμορφα ακτινοβολημένο ραδιοχρωμικό φιλμ, διαστάσεων  $1 \times 6 \text{ cm}^2$ . Το φιλμ σαρώθηκε με ερυθρό φως, διακριτική ικανότητα 150 dpi, και με το διαμήκη άξονά του τόσο παράλληλο, όσο και κάθετο, στην κατεύθυνση σάρωσης. Μέσω του λογισμικού IP PLUS κατασκευάστηκαν προφίλ διαφάνειας (S) κατά μήκος του διαμήκη άξονα και για τους δύο προσανατολισμούς του φιλμ και προσδιορίστηκε η ποσοστιαία χωρική διακύμανση των τιμών διαφάνειας ως  $sd(S)/\langle S \rangle$ , όπου  $sd(S)$  και  $\langle S \rangle$  η τυπική απόκλιση και η μέση τιμή διαφάνειας για τον κάθε προσανατολισμό.



Ο προσδιορισμός της χωρικής διακριτικής ικανότητας του σαρωτή, πραγματοποιήθηκε σαρώνοντας με διαφορετικά dpi μία γραμμική κλίμακα. Προσδιορίστηκε, μέσω του λογισμικού IP PLUS, ο αριθμός των εικονοστοιχείων (pixels) ανά mm, σε δύο διευθύνσεις κάθετες στο κέντρο της επιφάνειας του σαρωτή.

### 5.2.1.2 Μεθοδολογία μέτρησης φιλμ

Η οπτική πυκνότητα (OD) υπολογίστηκε βάση της σχέσης  $OD = \log_{10}(S_0/S)$ , όπου  $S_0$  και  $S$  είναι οι τιμές διαφάνειας για μη ακτινοβολημένο (φίλμ υποβάθρου) και ακτινοβολημένο φιλμ, αντίστοιχα.

Προκειμένου να αποφευχθούν σφάλματα από πιθανή μεταβολή της έντασης της πρόσθετης φωτεινής πηγής κατά τη διάρκεια σάρωσης, σε κάθε σάρωση μαζί με το μετρούμενο φιλμ σαρώνεται και ένα μη ακτινοβολημένο φιλμ από την ίδια παρτίδα φιλμ.

### 5.2.1.3 Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά φιλμ

#### 5.2.1.3.i Ραδιοχρωμικά φιλμ

Τα χαρακτηριστικά των ραδιοχρωμικών φιλμ που μελετήθηκαν ήταν:

- α) η εξάρτησή της OD από την φασματική κατανομή του φωτός σάρωσης,
- β) η εξάρτηση της OD από τη δόση (καμπύλη βαθμονόμησης),
- γ) η ομοιομορφία του φιλμ,
- δ) η επαναληψιμότητα μέτρησης ενός φιλμ,
- ε) η επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της δόσης,
- στ) η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση,
- ζ) η μεταβολή της OD σε συνάρτηση του χρονικό διάστημα που μεσολαβεί από την ακτινοβολήση έως τη μέτρηση,
- η) η επίδραση πολλαπλών σαρώσεων στην διαφάνεια του φιλμ,
- θ) η εξάρτηση της OD από πιθανή πόλωση των φωτεινών πηγών του σαρωτή, και
- ι) η εξάρτηση της OD από τον ρυθμό δόσης,

Για την μελέτη της εξάρτησης της OD από την φασματική περιοχή του φωτός σάρωσης, ακτινοβολήθηκαν στη μονάδα Co-60, ένα φιλμ (διαστάσεων  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ) ανά δόση, στην περιοχή δόσεων 0.5-50 Gy. Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε και με τις τέσσερις φασματικές περιοχές φωτός του σαρωτή (ερυθρό, κυανό, πράσινο και πανχρωματικό), τέσσερις μέρες μετά την ακτινοβολήση των φιλμ και με διακριτική ικανότητα σάρωσης 300 dpi.

Καμπύλες βαθμονόμησης ελήφθησαν τόσο στο γραμμικό επιταχυντή του Π.Π.Γ.Ν.Π., όσο και στη μονάδα Co-60 του Π.Π.Γ.Ν.Ι. Στην πρώτη περίπτωση, καλύφθηκε εύρος δόσεων 5-50 Gy, ενώ στη δεύτερη περίπτωση, καλύφθηκε εύρος δόσεων 5-117 Gy. Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε με ερυθρό φως, τέσσερις μέρες μετά την ακτινοβολήση των φιλμ και με διακριτική ικανότητα σάρωσης 300 dpi. Ο προσδιορισμός της απορροφούμενης δόσης έγινε βάση του AAPM 21 και τα δεδομένα OD αναφέρονται στις μέσες τιμές, όπως προκύπτουν από τα επί μέρους φιλμ που ακτινοβολήθηκαν ανά δόση.

Για τον προσδιορισμό της ομοιομορφίας του φιλμ, ακτινοβολήθηκαν στη μονάδα Co-60 και σε δόση ~25 Gy, δύο φιλμ, διαστάσεων  $1 \times 6 \text{ cm}^2$ , τα οποία ελήφθησαν από



φύλλο ραδιοχρωμικού φιλμ, το ένα με το διαμήκη άξονά του παράλληλο στην κατεύθυνση επίστρωσης του φιλμ, ενώ το άλλο με το διαμήκη άξονά του κάθετο στην κατεύθυνση της επίστρωσης. Τα φιλμ σαρώθηκαν με ερυθρό φως και με διακριτική ικανότητα σάρωσης 102 dpi τέσσερις μέρες μετά την ακτινοβόλησή τους. Προφίλ διαφάνειας προσδιορίστηκαν κατά μήκος του διαμήκους άξονα των φιλμ μέσω του λογισμικού προγράμματος IP PLUS. Μετατρέποντας τα προφίλ διαφάνειας σε προφίλ απορροφούμενης δόσης (χρησιμοποιώντας την καμπύλη βαθμονόμησης της μονάδας Co-60), η ανομοιομορφία του φιλμ ορίστηκε ως  $sd(D)/\langle D \rangle$ , όπου  $\langle D \rangle$  και  $sd(D)$  η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση της απορροφούμενης δόσης κατά μήκος του διαμήκους άξονα των φιλμ.

Για την μελέτη της επαναληψιμότητας στον προσδιορισμό της δόσης και του προσδιορισμού της ελάχιστης ανιχνεύσιμης δόσης, ακτινοβολήθηκαν στη μονάδα Co-60 σε διαφορετικές δόσεις (περιοχή δόσεων 6.5-117 Gy), δέκα φιλμ (διαστάσεων  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ) ανά δόση. Τα φιλμ ελήφθησαν τυχαία από φύλλο ραδιοχρωμικού φιλμ, διαστάσεων  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ . Η σάρωσή τους πραγματοποιήθηκε τέσσερις μέρες μετά την ακτινοβόληση, με ερυθρό φως και διακριτική ικανότητα σάρωσης 300 dpi. Κάθε φιλμ σαρώθηκε χωριστά μαζί με το φιλμ υποβάθρου του.

Προκειμένου να υπολογιστεί η επαναληψιμότητα από δέκα μετρήσεις διαφάνειας ενός φιλμ εφαρμόστηκε η ακόλουθη μεθοδολογία. Αρχικά, για κάθε φιλμ ( $i$ ), που είχε ακτινοβοληθεί σε ορισμένη δόση  $D_j$ , υπολογίστηκε η τυπική απόκλιση των δέκα ( $i=1-10$ ) μετρήσεων δόσης στο εν λόγω φιλμ,  $sd(D_j)_i$ . Κατόπιν, υπολογίστηκε η μέση τιμή των τυπικών αποκλίσεων όλων των φιλμ που δέχτηκαν δόση  $D_j$ ,  $\langle sd(D_j) \rangle$ .

Προκειμένου να υπολογιστεί η επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της δόσης για κάθε επίπεδο δόσης ( $D_j$ ) προσδιορίστηκε η τυπική απόκλιση,  $sd(D_j)$ , της δόσης από τις τιμές δόσης των δέκα φιλμ που ακτινοβολήθηκαν στην ίδια δόση.

Στην παρούσα μελέτη η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση ορίστηκε ως  $3 * sd(0)$ , όπου  $sd(0)$  η τυπική απόκλιση που αντιστοιχεί σε μηδενική δόση. Η ποσότητα  $sd(0)$  προσδιορίστηκε με δύο διαφορετικούς τρόπους:

- για κάθε φιλμ (επί συνόλου δέκα φιλμ μη ακτινοβολημένων) υπολογίστηκε η τυπική απόκλιση δέκα μετρήσεων δόσης στο εν λόγω φιλμ,  $sd(0)_i$ . Κατόπιν, υπολογίστηκε η μέση τιμή των τυπικών αποκλίσεων των δέκα φιλμ,  $sd(0)$ .
- από την τετμημένη επί των αρχών της γραφικής παράστασης  $sd(D_j)$  συναρτήσεως της δόσης (βάση των δεδομένων της επαναληψιμότητας στον προσδιορισμό της δόσης από φιλμ σε φιλμ), έχοντας προσαρμόσει ευθεία στα σημεία της γραφικής παράστασης.

Ακόμη, μέσω της ποσότητας  $sd(0)$  προσδιορίστηκε και χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση (quantitative detection dose) ως  $10 * sd(0)$ .

Η μεταβολή της OD συναρτήσεως του χρονικού διαστήματος από την ακτινοβόληση έως τη μέτρηση ( $\Delta T$ ) μελετήθηκε για δύο δόσεις, 16 και 38 Gy. Σε κάθε δόση ακτινοβολήθηκαν 13 κομμάτια ραδιοχρωμικών φιλμ (διαστάσεων  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ). Τα φιλμ χωρίστηκαν σε 13 ομάδες, κάθε μία από τις οποίες περιελάμβανε ένα φιλμ από κάθε δόση και ένα φιλμ υποβάθρου. Η κάθε ομάδα μετρήθηκε σε διαφορετικό  $\Delta T$ , για  $\Delta T$  από 4h έως 308 h. Προκειμένου να εκτιμηθούν τα σφάλματα των πειραματικών





καμπυλών OD συν. ΔΤ, προσδιορίστηκε η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της OD από φιλμ σε φιλμ, βασιζόμενη στα πειραματικά δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό της επαναληψιμότητας από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της δόσης.

Η επίδραση πολλαπλών σαρώσεων στην διαφάνεια του φιλμ μελετήθηκε υποβάλλοντας την πρώτη ομάδα φιλμ σε πρόσθετες σαρώσεις στα διαφορετικά ΔΤ, μαζί με την ομάδα που μετρούνταν για πρώτη φορά στο συγκεκριμένο χρονικό διάστημα ΔΤ. Προσδιορίστηκε η διαφορά στην OD ( $\Delta OD$ ) βάση της σχέσης  $\Delta OD = OD_n - OD_1$ , όπου  $OD_n$  η OD του φιλμ της πρώτης ομάδας που στο συγκεκριμένο ΔΤ υπόκειται τη n-οστή σάρωση και  $OD_1$  η OD του φιλμ που μετράται για πρώτη φορά στο συγκεκριμένο ΔΤ. Εφαρμόστηκε έλεγχος t της  $\Delta OD$  ως προς το μηδέν.

Η εξάρτηση της OD από πιθανή πόλωση του συστήματος φωτεινών πηγών του σαρωτή, μελετήθηκε χρησιμοποιώντας 15 φιλμ (διαστάσεων  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ), που είχαν ακτινοβοληθεί σε δόση 20 Gy. Σε κάθε φιλμ σηματοδύθηκε η ίδια όψη. Έχοντας τοποθετήσει την σηματοδεδεμένη όψη στην ενεργή επιφάνεια του σαρωτή πραγματοποιήθηκε ταυτόχρονη σάρωση των φιλμ. Εν συνεχεία, αναστράφηκαν τα φιλμ και ξανασαρώθηκαν. Πραγματοποιήθηκε έλεγχος t κατά ζεύγη μεταξύ των OD των δύο όψεων των φιλμ.

Η επίδραση του ρυθμού δόσης στην αμαύρωση του φιλμ μελετήθηκε στην περιοχή 4.5-24 cGy/min. Η μεταβολή του ρυθμού δόσης επιτεύχθηκε διαφοροποιώντας την απόσταση εστίας-επιφάνειας ομοιώματος (SSD) και διατηρώντας τη δόση στο φιλμ σταθερή (=20Gy). Σε κάθε SSD ακτινοβολήθηκαν 5 φιλμ (διαστάσεων  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ), τα οποία είχαν τοποθετηθεί σε 1.5 cm ισοδύναμο βάθος νερού.

### 5.2.1.3.ii Συμβατικά φιλμ

Για τα συμβατικά φιλμ μελετήθηκε α) η εξάρτησή της OD από την φασματική κατανομή του φωτός σάρωσης, β) η καμπύλη βαθμονόμησης, και γ) η επαναληψιμότητα μέτρησης ενός φιλμ. Όλες οι ακτινοβολήσεις των φιλμ πραγματοποιήθηκαν στο γραμμικό επιταχυντή του Π.Π.Γ.Ν.Π..

Για τη μελέτη της εξάρτησης της OD από την φασματική κατανομή του φωτός σάρωσης, ακτινοβολήθηκε ένα φιλμ ανά δόση, σε κλασσικό πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , στην περιοχή δόσεων 10-100 cGy. Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε και με τις τέσσερις διαφορετικές φασματικές περιοχές (ερυθρό, κυανό, πράσινο και πανχρωματικό) του σαρωτή και με διακριτική ικανότητα 102 dpi.

Για τη μελέτη της καμπύλης βαθμονόμησης, ακτινοβολήθηκε ένα φιλμ ανά δόση στην περιοχή δόσεων 10-100cGy. Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκαν με πανχρωματικό φως και με διακριτική ικανότητα σάρωσης 102 dpi. Ο προσδιορισμός της απορροφούμενης δόσης έγινε βάση του πρωτοκόλλου AAPM 21. Λαμβάνοντας υπόψη ότι η βαθμονόμηση των συμβατικών φιλμ απαιτεί ακτινοβολήσεις σε μικρές δόσεις (Das συν., 1991) και στην κλινική πράξη η παροχή του μηχανήματος ελέγχεται συνήθως σε μεγαλύτερες δόσεις, πραγματοποιήθηκε έλεγχος της απόκλισης της παροχής του γραμμικού επιταχυντή στην περιοχή δόσεων 10-200 MU.



Για τη μελέτη της επαναληψιμότητας στον προσδιορισμό της δόσης από τη μέτρηση ενός φιλμ, ακτινοβολήθηκαν, σε ανεξάρτητες χρονικές στιγμές και σε διαφορετικές δόσεις (περιοχή δόσεων 10-100 cGy), τρία φιλμ ανά δόση. Η σάρωσή τους πραγματοποιήθηκε με παγχρωματικό φως και διακριτική ικανότητα σάρωσης 102 dpi. Κάθε φιλμ σαρώθηκε χωριστά μαζί με το φιλμ υποβάθρου του. Η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από δέκα μετρήσεις διαφάνειας του ίδιου φιλμ προσδιορίστηκε με την ίδια μεθοδολογία όπως και στην περίπτωση των ραδιοχρωμικών φιλμ.

#### 5.2.1.4 Ανάπτυξη λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας

Το πρόγραμμα ανάλυσης ψηφιακής εικόνας αναπτύχθηκε σε παραθυρικό περιβάλλον Windows 98, και η γλώσσα προγραμματισμού που χρησιμοποιήθηκε ήταν MATLAB5.

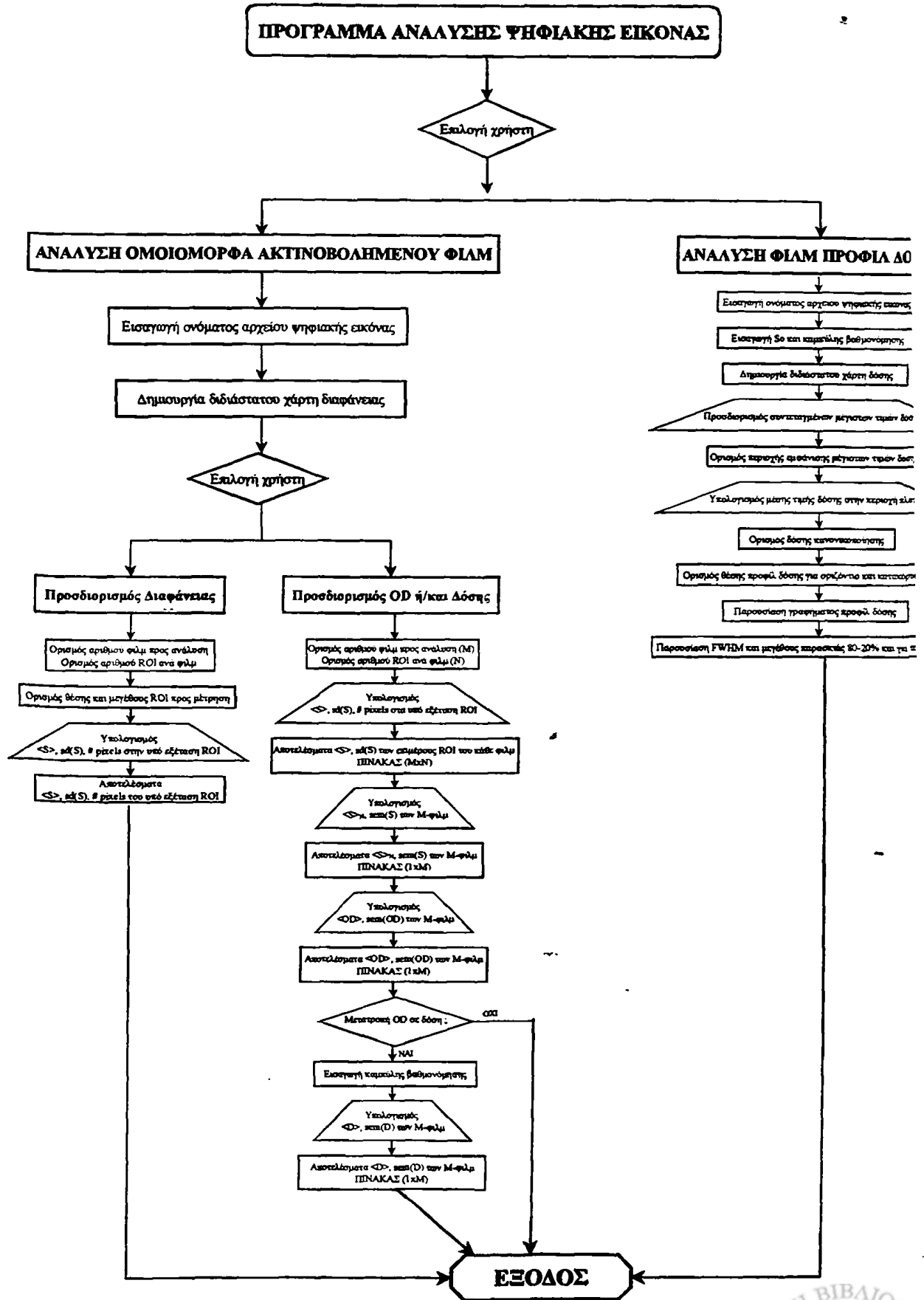
Το πρόγραμμα παρέχει τη δυνατότητα α) προσδιορισμού της μέσης διαφάνειας, της OD και της δόσης σε μια περιοχή ενδιαφέροντος, ομοιόμορφα ακτινοβολημένων φιλμ καθώς και β) της ανάλυσης προφίλ δόσης. Το λογικό διάγραμμα του προγράμματος παρουσιάζεται στο Σχ. 5.1, ενώ ο κώδικας δίδεται στο Παράρτημα II.

Στην περίπτωση ανάλυσης ομοιόμορφα ακτινοβολημένων φιλμ, το πρόγραμμα δύναται να υπολογίσει μέσες τιμές διαφάνειας, OD και δόσης και τα αντίστοιχα σφάλματα των ποσοτήτων αυτών.

Ο υπολογισμός της μέσης διαφάνειας ενός φιλμ γίνεται σε περιοχές ενδιαφέροντος (ROI-Region Of Interest), ο αριθμός και το μέγεθος των οποίων καθορίζεται από το χρήστη. Οι περιοχές αυτές ορίζονται με την βοήθεια διδιάστατου χάρτη κατανομής διαφάνειας που δημιουργεί το πρόγραμμα, μέσω των γραμμών και στηλών που περικλείουν την περιοχή και ορίζονται από το χρήστη. Στα αποτελέσματα, για την κάθε περιοχή μέτρησης αναφέρεται: ο αριθμός των εικονοστοιχείων που περιλαμβάνει η περιοχή ενδιαφέροντος, η μέση τιμή της διαφάνειας,  $\langle S \rangle$ , και η αντίστοιχη τυπική απόκλιση διαφάνειας,  $sd(S)$ .

Για τον υπολογισμό της OD, είναι απαραίτητο η ψηφιακή εικόνα να περιλαμβάνει φιλμ υποβάθρου. Η διαδικασία προσδιορισμού της μέσης διαφάνειας των φιλμ είναι ανάλογη με αυτήν που αναπτύχθηκε αμέσως προηγούμενα. Για κάθε περιοχή που μετράται δίδεται η μέση τιμή και η τυπική απόκλιση διαφάνειας, καθώς και ο αριθμός εικονοστοιχείων της συγκεκριμένης περιοχής. Αν  $N$  ο αριθμός των περιοχών που μετρώνται σε ένα φιλμ, υπολογίζεται η μέση τιμή της διαφάνειας του φιλμ  $\langle S \rangle_N$ , (ή  $\langle S_0 \rangle_N$  αν πρόκειται για το φιλμ υποβάθρου) και το αντίστοιχο τυχαίο σφάλμα μέσης τιμής ( $sem$ ). Τα αποτελέσματα  $\langle S \rangle$  και  $sem(S)$  εμφανίζονται σε δύο πίνακες-γραμμές, στον καθένα από τους οποίους η πρώτη στήλη αναφέρεται στα φιλμ υποβάθρου και οι υπόλοιπες στα ακτινοβολημένα φιλμ σύμφωνα με τη σειρά που μετρήθηκαν. Από τις τιμές αυτές προκύπτει η μέση τιμή OD,  $\langle OD \rangle_N$ , και το αντίστοιχο τυχαίο σφάλμα μέσης τιμής για κάθε φιλμ. Ο προσδιορισμός της  $\langle OD \rangle$  γίνεται μέσω της σχέσης:  $\langle OD \rangle_N = \log_{10}(\langle S_0 \rangle_N / \langle S \rangle_N)$ , ενώ το αντίστοιχο τυχαίο σφάλμα μέσης τιμής υπολογίζεται ως σφάλμα σύνθετης μέτρησης. Τα αποτελέσματα δίδονται επίσης σε μορφή πινάκων.





Σχήμα 5.1: Λογικό διάγραμμα προγράμματος ανάλυσης ψηφιακής εικόνας που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης.



Για τον υπολογισμό της δόσης πρέπει να εισαχθεί από το πληκτρολόγιο, η καμπύλη βαθμονόμησης των φιλμ, υπό τη μορφή σταθερών όρων τριτοβάθμιου πολυωνύμου ( $D=a+bOD+cOD^2+dOD^3$ ). Έχοντας μετρήσεις σε  $N$  περιοχές του φιλμ και έχοντας προσδιορίσει το  $\langle OD \rangle_N$  και το αντίστοιχο σφάλμα μέσης τιμής, ο προσδιορισμός της  $\langle D \rangle_N$  γίνεται μέσω της σχέσης  $\langle D \rangle_N=a+b\langle OD \rangle_N+c\langle OD \rangle_N^2+d\langle OD \rangle_N^3$ , ενώ το αντίστοιχο σφάλμα μέσης τιμής υπολογίζεται ως σφάλματα σύνθετης μέτρησης.

Στην περίπτωση προσδιορισμού και ανάλυσης προφίλ δόσης, βάση της τιμής  $S_0$  που εισάγεται από τον χρήστη μέσω του πληκτρολογίου και της καμπύλης βαθμονόμησης που εισάγεται υπό τη μορφή σταθερών όρων τριτοβάθμιου πολυωνύμου, δημιουργείται διδιάστατος χάρτης της δόσης. Ο προσδιορισμός της δόσης κανονικοποίησης γίνεται θεωρώντας ότι οι τιμές μέγιστης δόσης βρίσκονται συμμετρικά γύρω από το κέντρο του πεδίου. Το πρόγραμμα εμφανίζει τις στήλες και τις σειρές, στις οποίες ανιχνεύεται μέγιστη δόση και ο χρήστης ορίζει την περιοχή που επιθυμεί για τον υπολογισμό της μέσης τιμής της δόσης. Η δόση κανονικοποίησης ορίζεται επίσης από τον χρήστη. Εν συνεχεία, ο χρήστης ορίζει τη θέση των δύο κάθετων αξόνων επί των οποίων επιθυμεί να προσδιορίσει το προφίλ δόσης (επιλέγοντας μέσω του διδιάστατου χάρτη δόσης την γραμμή και στήλη). Το πρόγραμμα κατασκευάζει γράφημα των προφίλ δόσης και παρέχει τις τιμές του FWHM και του μεγέθους της παρασκιάς 20-80%. Στην περίπτωση που δεν υπάρχουν πειραματικά δεδομένα ακριβώς στα ποσοστά δόσεων 20, 50 και 80%, η θέση των ποσοστών αυτών, ως προς το κέντρο του πεδίου, ορίζεται στο μέσο του αμέσως προηγούμενου και επόμενου πειραματικού σημείου του ποσοστού υπό εξέταση.

Ο έλεγχος των αποτελεσμάτων του λογισμικού που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης, πραγματοποιήθηκε αναλύοντας τα προφίλ δόσης μιας σειράς πειραμάτων συμβατικών φιλμ ακτινοθεραπείας και συγκρίνοντας τα αποτελέσματα που προκύπτουν, με αντίστοιχα αποτελέσματα που προκύπτουν αναλύοντας τα ίδια φιλμ με το λογισμικό IP PLUS. Η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε περιγράφεται αναλυτικά σε ακόλουθο εδάφιο (§5.2.2.3.v).

## 5.2.2 Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων

Τα βασικά δοσιμετρικά δεδομένα που ελήφθησαν για κάθε έναν από τους πρόσθετους στερεοτακτικούς κατευθυντήρες, ήταν: ποσοστιαίες κατανομές δόσης βάθους (PDD), προφίλ δόσης και παροχή.

Η λήψη των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων πραγματοποιήθηκε έχοντας θέσει τους κύριους κατευθυντήρες του γραμμικού επιταχυντή σε πεδίο  $8 \times 8 \text{ cm}^2$ .

Πριν από οποιαδήποτε μέτρηση γινόταν έλεγχος της ευθυγράμμισης του πρόσθετου συστήματος κατευθυντήρων με το πεδίο ακτινοβολήσης, τόσο μέσω του φωτεινού πεδίου όσο και ραδιογραφικά.

### 5.2.2.1 Δοσιμετρία με Θερμοφωταύγεια

#### 5.2.2.1.i Μεθοδολογία μέτρησης - Επαναληψιμότητα μέτρησης - Ομοιομορφία ομάδας

Η ανάγνωση των δοσιμέτρων πραγματοποιήθηκε θερμαίνοντας τα δοσίμετρα, σχεδόν γραμμικά, από  $100^\circ\text{C}$  έως  $290^\circ\text{C}$  σε διάστημα 20 s, έχοντας προηγηθεί προθέρμανση των δοσιμέτρων στους  $100^\circ\text{C}$  για 2s (Kalef-Ezra συν., 1994). Τα δοσίμετρα

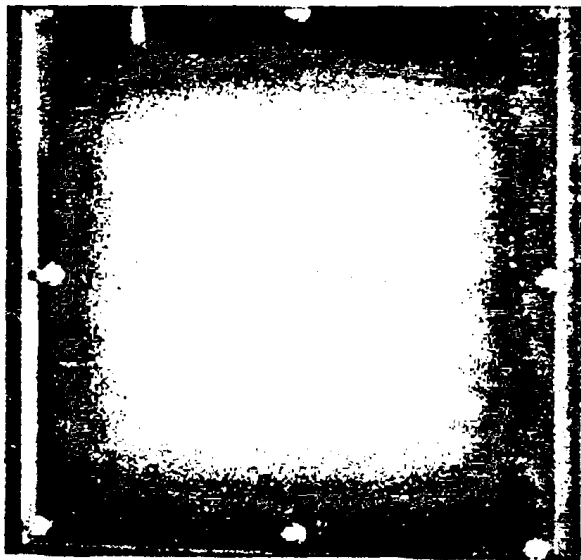


υπόκεινταν σε κύκλο ανόπτωσης  $400^{\circ}\text{C}$  για μία ώρα και  $100^{\circ}\text{C}$  για δύο ώρες πριν από κάθε ακτινοβολήση και σε κύκλο ανόπτωσης  $100^{\circ}\text{C}$  για δέκα λεπτά, μία ώρα πριν από την ανάγνωσή τους. Η ανάγνωσή τους πραγματοποιούνταν τουλάχιστον ένα 24ωρο μετά την ακτινοβολήση.

Χρησιμοποιήθηκαν συνολικά 200 δοσιμέτρα θερμοφωταύγειας TLD-100, τα οποία χωρίστηκαν σε δύο ομάδες. Για κάθε δοσιμέτρο προσδιορίστηκε ο σχετικός παράγοντας ευαισθησίας, Ci. Ο παράγοντας αυτός προσδιορίστηκε μελετώντας την ευαισθησία κάθε δοσιμέτρου σε σχέση με τα υπόλοιπα δοσιμέτρα, όταν όλα δέχτηκαν την ίδια δόση ( $\sim 0.8 \text{ Gy}$ ). Η διαδικασία αυτή επαναλήφθηκε τρεις φορές και υπολογίζεται η μέση τιμή από τις τρεις μετρήσεις του σχετικού παράγοντα ευαισθησίας του κάθε δοσιμέτρου. Η ομοιομορφία στην απόκριση των δοσιμέτρων της κάθε ομάδας ήταν περίπου 8.5% (1 sd) και η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό του Ci του κάθε δοσιμέτρου της τάξης του 1.3 % (1 sd).

#### 5.2.2.1.ii Σχεδιασμός δοσιμετρικού ομοιώματος υποδοχής δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας

Το ομοίωμα από πλεξιγκλάς (Σχ. 5.2) σχεδιάστηκε έτσι ώστε να επιτρέπει την λήψη προφίλ δόσης με χωρική διακριτική ικανότητα 1 mm, ελαχιστοποιώντας την διαταραχή του πεδίου από την παρουσία των TLD. Αποτελείται από δίσκο, διαμέτρου 10 cm και πάχους 1 cm. Ο δίσκος εισάγεται κεντρικά σε τετραγωνική πλάκα, διαστάσεων  $30 \times 30 \times 1 \text{ cm}^3$ . Στην πλάκα αυτή προσαρμόζονται εκατέρωθεν δύο πλάκες  $30 \times 30 \times 0.5 \text{ cm}^3$ , οι οποίες συνδέονται με τη μεσαία πλάκα με τη βοήθεια "τυφλών" ζιδών από teflon.



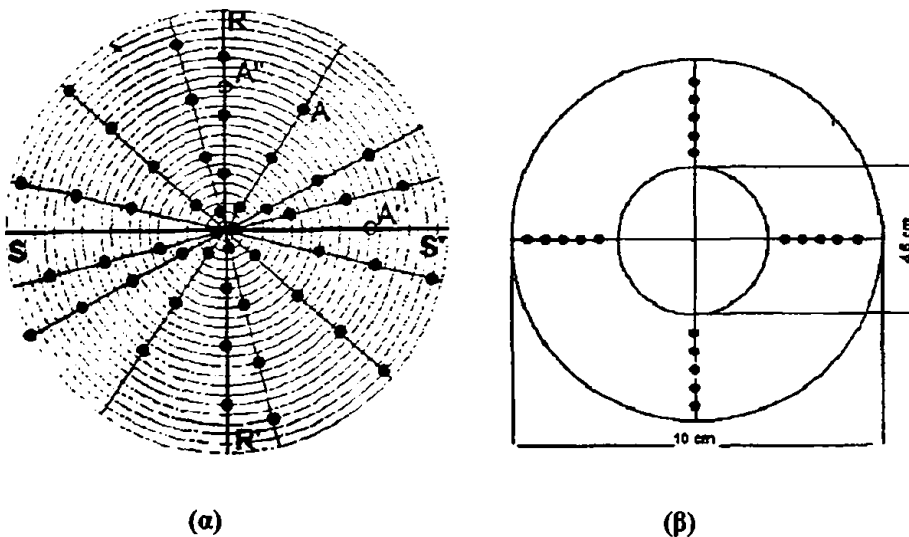
**Σχήμα 5.2:** Δοσιμετρικό ομοίωμα υποδοχής TLD για τη λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στερεοτακτικών πεδίων --

οπές, διαμέτρου 1.5 mm και ύψους 6 mm, ανοίχτηκαν κάθετα στην μεγάλη επιφάνεια του κεντρικού δίσκου για την τοποθέτηση παραλληλεπίπεδων TLD διαστάσεων  $1 \times 6 \text{ mm}^3$  και  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ . Για την κάλυψη των οπών που δεν χρησιμοποιούνται ή για την τοποθέτηση των κυβικών TLD σε διάφορες θέσεις εντός μιας οπής, κατασκευάστηκαν κύλινδροι από πλεξιγκλάς, διαμέτρου 1.4 mm και ύψους από 1 έως 6 mm, με βήματα του 1 mm.

ιακρίνονται δύο ομάδες οπών (Σχ.5.3): μία κεντρικά και μία περιφερειακά του κεντρικού δίσκου. Στην πρώτη περιοχή, οι οπές κατανέμονται στην περιφέρεια



ομόκεντρων κύκλων (οι ακτίνες των οποίων αυξάνονται με βήματα 1 mm), και επί ακτίνων που σχηματίζουν γωνίες  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $115^\circ$ ,  $135^\circ$  και  $165^\circ$  ως προς τη διάμετρο  $SS'$  (Σχ. 5.3α). Το σημείο τομής του κύκλου, όπου βρίσκεται ένα TLD (π.χ. A) με τη διάμετρο στην οποία είναι επιθυμητό να προσδιοριστεί το προφίλ δόσης, ορίζει το σημείο  $A'$ , στο οποίο θεωρούμε ότι η απορροφούμενη δόση είναι η ίδια με αυτήν στο σημείο A. Με αυτό τον τρόπο επιτυγχάνεται χωρική διακριτική ικανότητα 1 mm, ενώ η μικρότερη απόσταση μεταξύ δύο γειτονικών οπών είναι 2 mm. Αυτό προϋποθέτει ότι το πεδίο εμφανίζει ακτινική συμμετρία. Η κεντρική περιοχή των οπών\* (διαμέτρου 4.6 cm) καλύπτει και το μεγαλύτερο σε διάμετρο στερεοτακτικό πεδίο (4.0 cm). Στην περιφέρεια του ακρυλικού δίσκου και κατά μήκος δύο κάθετων μεταξύ τους αξόνων έχουν ανοιχτεί οπές ανά διαστήματα των 5 mm (Σχ.5.3β). Οι οπές αυτές χρησιμεύουν για ελέγχους συμμετρίας καθώς και στην ευθυγράμμιση του ομοιώματος.



Σχήμα 5.3: Σχηματικό διάγραμμα κατανομής οπών (α) στην κεντρική περιοχή και (β) στην περιφέρεια του ακρυλικού δίσκου.

### 5.2.2.1.iii Αξιολόγηση δοσιμετρικού ομοιώματος υποδοχής δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας ως προς τη διαταραχή του πεδίου

Η εισαγωγή ανομοιογενειών σε ένα ομοίωμα, όπως τα TLD, με χαρακτηριστικά αλληλεπίδρασης (φωτονίων και ηλεκτρονίων) διαφορετικά από αυτά του υλικού του ομοιώματος, προκαλεί διαταραχή στην χωρική κατανομή της απορροφούμενης δόσης. Το μέγεθος της διαταραχής αυτής μελετήθηκε, τόσο κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης, όσο και σε επίπεδο κάθετο ως προς τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Οι ακτινοβολήσεις πραγματοποιήθηκαν σε πεδίο φωτονίων 6 MV, διαστάσεων  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  και σε βάθος 5 cm.

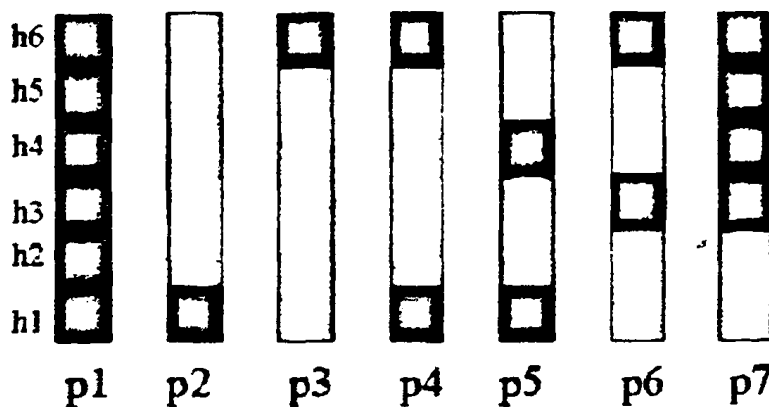
Η διαταραχή του πεδίου σε επίπεδο κάθετο στον κεντρικό άξονα της δέσμης μελετήθηκε εισάγοντας διαφορετικό βαθμό ανομοιογένειας στο ομοίωμα, διαφοροποιώντας την ελάχιστη απόσταση μεταξύ των δοσιμέτρων. Συγκεκριμένα, μελετήθηκαν οι περιπτώσεις στις οποίες η απόσταση μεταξύ των TLD ήταν μεγαλύτερη ή ίση των 2, 5 και 20 mm. Λαμβάνοντας υπόψη ότι, η εμβέλεια των ηλεκτρονίων σε επίπεδο κάθετο στον κεντρικό άξονα δέσμης φωτονίων 6 MV είναι 10 mm, η απόσταση των 20 mm επιτρέπει τη θεώρηση απομονωμένων TLD και ορισμού της διάταξης αυτής ως διάταξης αναφοράς. Εφαρμόστηκε έλεγχος t ανά



ζεύγη μεταξύ των αποκρίσεων αντίστοιχων δοσιμέτρων της διάταξης αναφοράς (απόσταση μεταξύ των TLD τουλάχιστον 20 mm) και των λοιπών διατάξεων (απόσταση μεταξύ των TLD τουλάχιστον 2 και 5 mm).

Επιπρόσθετα, συγκρίθηκε η διαταραχή του πεδίου από την πλήρωση όλων των υποδοχών του ομοιώματος με δοσιμέτρα (ελάχιστη απόσταση μεταξύ δοσιμέτρων 2mm) με αυτή που προκαλείται από μία γραμμική διάταξη 46 δοσιμέτρων σε επαφή, η οποία επίσης παρέχει χωρική διακριτική ικανότητα 1 mm. Εφαρμόστηκε έλεγχος  $t$  ανά ζεύγη μεταξύ των αποκρίσεων αντίστοιχων δοσιμέτρων, όταν σε όλες τις οπές του ομοιώματος τοποθετήθηκαν TLD και της γραμμικής διάταξης TLD.

Η διαταραχή κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης μελετήθηκε αλλάζοντας τον αριθμό και τη σχετική θέση των κυβικών TLD εντός της οπής (Σχ. 5.4) με την βοήθεια κυλίνδρων πλεξιγκλάς, διαμέτρου 1.4 mm και ύψους 2, 4, 5 mm. Οι οπές που χρησιμοποιήθηκαν επιλέχθηκαν, ώστε η μεταξύ τους απόσταση να είναι τουλάχιστον 20 mm. Εφαρμόστηκε έλεγχος  $t$  ανά ζεύγη μεταξύ των αποκρίσεων αντίστοιχων δοσιμέτρων που έχουν ένα και κανένα γείτονα σε επαφή (A) καθώς και των δοσιμέτρων που έχουν δύο γείτονες σε επαφή και έναν ή κανέναν γείτονα σε επαφή (B) (Πίνακας 5.1).



**Σχήμα 5.4:** Διάταξη των TLDs στις οπές του ομοιώματος για τη μελέτη της διαταραχής του πεδίου κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης.

**Πίνακας 5.1:** Θέσεις δοσιμέτρων για τα έλεγχο  $t$  (βλ. Σχ. 5.4)

A ένας γείτονας σε επαφή		κανέναν γείτονας σε επαφή	
p1h1		p2h1	
p1h6		p3h6	
p1h1		p4h1	
p1h6		p4h6	
B δύο γείτονες σε επαφή		έναν ή κανέναν γείτονας σε επαφή	
p1h4		p5h4	
p7h4		p5h4	
p1h3		p6h3	
p1h3		p7h3	



### 5.2.2.1. iv Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ομοίωμα από πλεξιγκλάς, διαστάσεων  $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^3$ , μία πλάκα του οποίου αντικαταστάθηκε από το δοσιμετρικό ομοίωμα που περιγράφηκε στην §5.2.2.1.ii. Τα TLD ακτινοβολήθηκαν σε δόσεις, οι οποίες βρίσκονταν στην γραμμική περιοχή της απόκρισής τους.

Απόσταση πηγής-επιφανείας (SSD) 100 cm χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη των καμπυλών PDD. Το κάθε πειραματικό σημείο των καμπυλών αυτών, αντιστοιχεί στη μέση τιμή σήματος έξι δοσιμέτρων, τα οποία ακτινοβολήθηκαν ανά τριάδες, έχοντας τοποθετήσει τα δοσιμέτρα στις τρεις πιο κεντρικές οπές του ομοιώματος, ώστε να διασφαλιστεί η ομοιογένεια του πεδίου σε επίπεδο κάθετο στη δέσμη (πλατώ προφίλ δόσης). Η μετατροπή του βάθους στο ακρυλικό σε ισοδύναμο βάθος νερού, έγινε μέσω της σχέσης:

$$\bar{d}_{\text{νερό}} = 1.156 d_{\text{ακρυλικό}} + 0.1 \quad (\text{cm}) \quad (5.1)$$

όπου 1.156 ο παράγοντας που λαμβάνει υπόψη του την διαφορά σύστασης και πυκνότητας του πλεξιγκλάς ως προς το νερό (πυκνότητα  $1.19 \text{ g/cm}^3$  και  $Z/A$  0.5394 για πλεξιγκλάς και  $1.00 \text{ g/cm}^3$  και  $Z/A$  0.5551 για νερό σύμφωνα με τους Seltzer συν., 1982) και 0.1 cm ο παράγοντας που λαμβάνει υπόψη του την διαφορά σύστασης και πυκνότητας του LiF ως προς το νερό (πυκνότητα  $2.6 \text{ g/cm}^3$  και  $Z/A$  0.4626 για LiF) και το γεωμετρικό κέντρο του δοσιμέτρου (0.5 mm από την επιφάνεια του ομοιώματος).

Λόγω των ισοκεντρικών ακτινοβολήσεων στην ΣΑΧ/ΣΑΘ, το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας απαιτεί καμπύλες TPR (Tissue Phantom Ratio) για τη διεξαγωγή των υπολογισμών δόσης. Ωστόσο, στην κλινική πράξη είναι ευκολότερη η λήψη καμπυλών PDD. Ως εκ τούτου, είναι απαραίτητη η μαθηματική μετατροπή των PDD σε TPR. Για την επαλήθευση της ορθότητας της μαθηματικής αυτής μετατροπής, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις TPR με TLD, για πεδίο δειμάτρου 19.2 mm. Σε κάθε βάθος πραγματοποιήθηκαν οκτώ ανεξάρτητες ακτινοβολήσεις TLD. Βάσει της σχέσης 5.1 προσδιορίστηκαν τα ισοδύναμα βάθη νερού.

Για τον προσδιορισμό της παροχής των στερεοτακτικών κατευθυντήρων (Collimator Output Factors-COF), τα δοσιμέτρα τοποθετήθηκαν ισοκεντρικά (SAD=100cm) και σε ισοδύναμο βάθος νερού 5 cm (4.3 cm πλεξιγκλάς). Οι μετρήσεις κανονικοποιήθηκαν σε κλασικό πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Πραγματοποιήθηκαν πέντε πειράματα, ακτινοβολώντας δύο τετράδες TLD ανά πείραμα, σε κάθε κατευθυντήρα. Στο πεδίο κανονικοποίησης ακτινοβολήθηκαν συνολικά δώδεκα TLD ανά πείραμα, έξι στην αρχή και έξι στο τέλος του πειράματος, προκειμένου να ληφθεί υπόψη τυχόν μεταβολή της παροχής του γραμμικού επιταχυντή κατά τη διάρκεια του πειράματος.

Τα προφίλ δόσης ελήφθησαν σε ισοδύναμο βάθος νερού 5 cm, και ισοκεντρικά (SSD=95.7 cm). Πραγματοποιήθηκαν δύο πειράματα ανά κατευθυντήρα, διαφοροποιώντας τον αριθμό και την θέση των TLD στο ομοίωμα ανάλογα με το μέγεθος του πεδίου. Τα προφίλ δόσης προέκυψαν από την μέση τιμή των αντίστοιχων σημείων των δύο πειραμάτων και η κανονικοποίηση πραγματοποιήθηκε στην μέση τιμή του σήματος των TLD στην περιοχή πλατώ.





### 5.2.2.2 Δοσιμετρία με θαλάμους ιονισμού

Οι θάλαμοι ιονισμού που χρησιμοποιήθηκαν για την λήψη των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων ήταν ενεργού όγκου 0.1 και 0.015 cm<sup>3</sup>. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν σε ομοίωμα νερού. Οι μετρήσεις ελήφθησαν σε δύο γεωμετρικές τοποθέτησης των θαλάμων ιονισμού: α) με τον διαμήκη άξονά τους παράλληλο (παράλληλη διάταξη) και β) κάθετο (κάθετη διάταξη) ως προς τον κεντρικό άξονα της δέσμης.

#### 5.2.2.2.i Έλεγχος ευθυγράμμισης των θαλάμων ιονισμού με τον κεντρικό άξονα της δέσμης

Ο έλεγχος της ευθυγράμμισης του γεωμετρικού κέντρου του θαλάμου ιονισμού με τον κεντρικό άξονα της δέσμης, όταν ο θάλαμος ιονισμού κινείται από την επιφάνεια του νερού μέχρι το μέγιστο βάθος (~30 cm) λήψης δεδομένων PDD, πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια του φωτεινού πεδίου του γραμμικού επιταχυντή, θεωρώντας ότι το σταυρόνημα ταυτίζεται με το κέντρο του πεδίου ακτινοβολίας. Το γεωμετρικό κέντρο των θαλάμων ιονισμού ελήφθη επί του διαμήκους άξονα του θαλάμου ιονισμού και 8 και 3.4 mm από το άκρο του για τους θαλάμους ιονισμού 0.1 και 0.015 cm<sup>3</sup>, αντίστοιχα (σύμφωνα με τα δεδομένα του κατασκευαστή-Παράρτημα Ι). Με κατάλληλες ρυθμίσεις επιτεύχθηκε περιορισμός της απόκλισης του κέντρου του θαλάμου από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στα 0.5 mm για βάθη από 0 έως 30 cm.

#### 5.2.2.2.ii Προσδιορισμός ενεργού σημείου μέτρησης

Ο προσδιορισμός του ενεργού σημείου μέτρησης είναι απαραίτητος για θαλάμους ιονισμού τύπου δακτυλήθρας, ιδίως όταν η μεγάλη διάσταση του ενεργού όγκου του θαλάμου τοποθετείται παράλληλα στον κεντρικό άξονα της δέσμης (παράλληλη διάταξη). Η πειραματική διαδικασία εντοπισμού του ενεργού σημείου μέτρησης ενός θαλάμου τύπου δακτυλήθρας, για μια συγκεκριμένη γεωμετρία ακτινοβολήσής του, βασίζεται στη σύγκριση της καμπύλης PDD που λαμβάνεται με τον εν λόγω θάλαμο με την αντίστοιχη καμπύλη που λαμβάνεται με θάλαμο, για τον οποίο είναι γνωστό το ενεργό σημείο μέτρησης, π.χ. με τη βοήθεια ενός θαλάμου παραλλήλων πλακών. Πραγματοποιώντας μετρήσεις PDD σε πεδίο 10x10 cm<sup>2</sup> και σε στερεοτακτικό πεδίο διαμέτρου 23.3 mm, με τον θάλαμο παραλλήλων πλακών και με θάλαμο τύπου δακτυλήθρας, ενεργού όγκου 0.1 cm<sup>3</sup> σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης, διαπιστώθηκε ότι υπήρχε ταύτιση των καμπυλών δόσης βάθους για βάθη μεγαλύτερα του d<sub>max</sub>. Ως εκ τούτου θεωρήθηκε ότι στην κάθετη διάταξη των θαλάμων ιονισμού τύπου δακτυλήθρας το γεωμετρικό κέντρο ταυτίζεται με το ενεργό σημείο μέτρησης.

Συγκρίνοντας, για στερεοτακτικό πεδίο 23.3 mm, τα βάθη d<sub>max</sub> των καμπυλών PDD που ελήφθησαν με τους θαλάμους ιονισμού σε κάθετη και παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης βρέθηκε ότι: για τον θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.1 cm<sup>3</sup> το ενεργό σημείο μέτρησης της παράλληλης διάταξης είναι μετατοπισμένο 5 mm προς την επιφάνεια ως προς το γεωμετρικό του κέντρο, ενώ δεν παρατηρήθηκε ανάλογη μετατόπιση για τον θάλαμο ιονισμού 0.015 cm<sup>3</sup>.

#### 5.2.2.2.iii Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων

Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν μία μόνο φορά και με τις δύο διατάξεις τοποθέτησης των θαλάμων. Οι μετρήσεις PDD πραγματοποιήθηκαν έχοντας



τοποθετήσει το γεωμετρικό τους κέντρο στην επιφάνεια του νερού. Τόσο για τα προφίλ δόσης, όσο και για τη μέτρηση της παροχής των πρόσθετων στερεοτακτικών κατευθυντήρων η τοποθέτηση των θαλάμων έγινε έτσι ώστε το ενεργό σημείο μέτρησης να ταυτίζεται με το επιθυμητό βάθος. Η κανονικοποίηση των μετρήσεων της παροχής έγινε σε κλασσικό πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Οι μετρήσεις PDD πραγματοποιήθηκαν σε  $SSD=100 \text{ cm}$ , ενώ οι μετρήσεις παροχής και προφίλ δόσης πραγματοποιήθηκαν ισοκεντρικά ( $SAD=100 \text{ cm}$ ) και σε βάθος  $5 \text{ cm}$  νερού.

Η καμπύλες TPR προσδιορίστηκαν κάνοντας χρήση των καμπυλών PDD και του νόμου αντιστρόφου τετραγώνου (Bjarngard συν., 1996), δηλαδή:

$$\frac{TPR(d,s)}{PDD(d,c)} = \left( \frac{SSD+d}{SSD+d_N} \right)^2 \quad (5.2)$$

όπου  $d$  το βάθος,  $s$  το μέγεθος του πεδίου σε βάθος  $d$ ,  $SSD$  απόσταση πηγής-επιφάνειας για τις μετρήσεις PDD ( $=100 \text{ cm}$ ),  $c$  το μέγεθος του πεδίου για  $SSD=100 \text{ cm}$  και  $d_N$  το βάθος κανονικοποίησης.

Η καμπύλη TPR που προκύπτει από τη μαθηματική μετατροπή των δεδομένων PDD (για πεδίο διαμέτρου  $19.2 \text{ mm}$ ) του θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης, συγκρίθηκε με την καμπύλη TPR που προσδιορίστηκε πειραματικά με TLD (§5.2.2.1.iv).

### 5.2.2.3 Δοσιμετρία με Φίλμ

#### 5.2.2.3i Λήψη βασικών δοσιμετρικών δεδομένων

Ραδιοχρωμικά φίλμ και φίλμ X Omat V χρησιμοποιήθηκαν για τη λήψη προφίλ δόσης και της παροχής των πρόσθετων στερεοτακτικών κατευθυντήρων. Οι ακτινοβολήσεις πραγματοποιήθηκαν στο ομοίωμα πλεξιγκλάς ( $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^3$ ) και τα φίλμ τοποθετήθηκαν ισοκεντρικά ( $SAD=100 \text{ cm}$ ) και σε ισοδύναμο βάθος νερού  $5 \text{ cm}$  ( $SSD=95.7 \text{ cm}$ ). Επιπρόσθετα, στην ίδια γεωμετρία ακτινοβολήθηκαν και φίλμ σε κλασσικό πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , για την κανονικοποίηση των τιμών παροχής. Προκειμένου να προσδιοριστούν με εφάπαξ ακτινοβολήση, τόσο τα προφίλ δόσης, όσο και η παροχή, έγινε χρήση  $80 \text{ MU}$  στην περίπτωση των φίλμ X Omat V και  $3500 \text{ MU}$  στην περίπτωση των ραδιοχρωμικών φίλμ.

Με φίλμ X Omat V πραγματοποιήθηκαν τρεις σειρές πειραμάτων. Ακτινοβολήθηκαν συνολικά επτά φίλμ ανά στερεοτακτικό κατευθυντήρα και δώδεκα φίλμ στο πεδίο κανονικοποίησης (δύο στην αρχή και δύο στο τέλος κάθε σειράς πειραμάτων). Με ραδιοχρωμικά φίλμ πραγματοποιήθηκαν πέντε σειρές πειραμάτων. Ακτινοβολήθηκαν συνολικά τρία φίλμ ανά στερεοτακτικό κατευθυντήρα και 30 φίλμ στο πεδίο κανονικοποίησης (έξι για κάθε σειρά πειραμάτων).

#### 5.2.2.3ii Καμπύλη βαθμονόμησης

Λαμβάνοντας υπόψη την μη γραμμική απόκριση των φίλμ με τη δόση, ήταν απαραίτητος ο προσδιορισμός της καμπύλης βαθμονόμησης των φίλμ για τον προσδιορισμό της απορροφούμενης δόσης από την OD. Οι ακτινοβολήσεις των



καμπυλών βαθμονόμησης πραγματοποιήθηκαν στο ομοίωμα από πλεξιγκλάς ( $30 \times 30 \times 20 \text{ cm}^3$ ), σε γεωμετρία σταθερού SSD ( $=100 \text{ cm}$ ), σε πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και σε βάθος 1.3 και 4.3 cm, για ραδιοχρωμικά και συμβατικά φιλμ, αντίστοιχα. Ο προσδιορισμός των απορροφούμενων δόσεων έγινε με χρήση θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου  $1 \text{ cm}^3$  και σύμφωνα με το πρωτόκολλο AAPM TG21.

Στην περίπτωση των ραδιοχρωμικών φιλμ, η καμπύλη βαθμονόμησης κάλυπτε εύρος απορροφούμενης δόσης 0-50 Gy. Για κάθε απορροφούμενη δόση που μελετήθηκε, ακτινοβολήθηκαν τέσσερα φιλμ διαστάσεων  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ . Λαμβάνοντας υπόψη ότι τα ραδιοχρωμικά φιλμ δεν υπόκεινται σε διαδικασία εμφάνισης, και προκειμένου να περιοριστεί η καταπόνηση του μηχανήματος, δεν προσδιορίστηκαν καμπύλες βαθμονόμησης για κάθε σειρά πειραμάτων. Για διαδοχικά πειράματα χρησιμοποιήθηκε η ίδια καμπύλη βαθμονόμησης.

Στην περίπτωση των συμβατικών φιλμ, η καμπύλη βαθμονόμησης κάλυπτε εύρος απορροφούμενης δόσης 0-1 Gy. Για κάθε απορροφούμενη δόση που μελετήθηκε, ακτινοβολήθηκε ένα φιλμ διαστάσεων  $15 \times 15 \text{ cm}$ . Για κάθε σειρά πειραμάτων προσδιορίστηκε καμπύλη βαθμονόμησης. Προκειμένου να περιοριστούν οι ανακρίβειες που υπεισέρχονται από τη διαδικασία εμφάνισης, όλα τα φιλμ (βαθμονόμησης και επιμέρους πειραμάτων) της ίδιας σειράς πειραμάτων εμφανίζονται μαζί. Λαμβάνοντας υπόψη ότι, για τη βαθμονόμηση των συμβατικών φιλμ απαιτούνται ακτινοβολήσεις σε σχετικά μικρές δόσεις, ελέγχθηκε η γραμμικότητα της παροχής του γραμμικού επιταχυντή με τον αριθμό των MU (Das συν., 1991).

### 5.2.2.3iii Ανάγνωση-Ανάλυση φιλμ

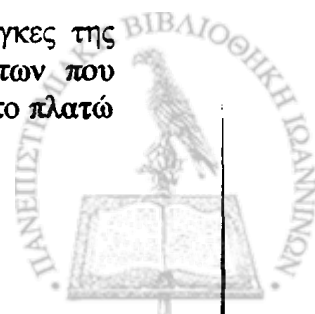
Για την ανάγνωση των φιλμ χρησιμοποιήθηκε σαρωτής εγγράφων σε συνδυασμό με το λογισμικό IP PLUS. Η σάρωση των φιλμ (συμβατικών και ραδιοχρωμικών) πραγματοποιήθηκε επιλέγοντας διακριτική ικανότητα 0.25 mm (102 dpi,  $1 \text{ mm}=4.012 \text{ pixels}$ ) και πανχρωματικό φως για τα συμβατικά και ερυθρό για τα ραδιοχρωμικά φιλμ. Για κάθε φιλμ προσδιορίστηκε το FWHM, το μέγεθος της παρασκιάς και η παροχή. Για κάθε φιλμ (δύο τιμές FWHM και τέσσερις μεγέθους παρασκιάς) προσδιορίστηκαν οι μέσες τιμές των ποσοτήτων αυτών και τα τελικά αποτελέσματα προέκυψαν ως μέσες τιμές των επιμέρους φιλμ.

### 5.2.2.3iv Έλεγχος τεχνικής ανάγνωσης με χρήση σαρωτή εγγράφων

Προκειμένου να ελεγχθεί η ορθότητα των αποτελεσμάτων της τεχνικής ανάγνωσης φιλμ με χρήση του σαρωτή εγγράφων, μετρήθηκαν τα φιλμ μιας σειράς πειραμάτων (δύο συμβατικά φιλμ ανά κατευθυντήρα), τόσο στον σαρωτή εγγράφων, όσο και στο εμπορικό οπτικό πυκνόμετρο CRS του Γενικού Νομαρχιακού Νοσοκομείου Πατρών "ο Άγιος Ανδρέας". Συγκεκριμένα, κατασκευάστηκαν δύο προφίλ δόσης ανά κατευθυντήρα και ανά φιλμ (κάθετα μεταξύ τους). Για κάθε προφίλ δόσης προσδιορίστηκαν, με τα δύο συστήματα το FWHM και το μέγεθος της παρασκιάς.

### 5.2.2.3v Έλεγχος πρότυπου λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας

Το λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης, ελέγχθηκε αναλύοντας τα φιλμ της σειράς πειραμάτων που αναφέρθηκαν στην §5.2.2.3.iv. Συγκρίθηκαν οι ίδιες ποσότητες και η δόση στο πλατώ



για τους διαφορετικούς κατευθυντήρες με τις αντίστοιχες του εν λόγω λογισμικού με αυτές που βρέθηκαν κάνοντας χρήση του λογισμικού IP PLUS.

### 5.2.3 Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας

#### 5.2.3.1 Εισαγωγή βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας

Στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας (iSiS 3D) της στερεοτακτικής μονάδας εισήχθη η εξής βάση βασικών δοσιμετρικών δεδομένων: α) καμπύλες TPR, οι οποίες προέκυψαν με χρήση θαλάμου ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη, β) καμπύλες προφίλ δόσης, οι οποίες ελήφθησαν με χρήση συμβατικών φιλμ (X OMAT V) και μετρήθηκαν με το οπτικό πυκνόμετρο CRS και γ) τιμές παροχής, οι οποίες προέκυψαν ως μέση τιμή των τιμών παροχής που ελήφθησαν με χρήση TLD και του θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  και στις δύο διατάξεις ακτινοβολήσης.

#### 5.2.3.2 Κατασκευή ομοιώματος κεφαλής απλής γεωμετρίας

Κατασκευάστηκε ομοίωμα κεφαλής για την επαλήθευση α) της χωροταξικής ακρίβειας εντοπισμού του στόχου, και β) των τρισδιάστατων κατανομών δόσης που προκύπτουν από την εφαρμογή στερεοτακτικού πλάνου ακτινοβολήσης. Επιπρόσθετα, ελέγχθηκε και η εντοπιστική διαδικασία.

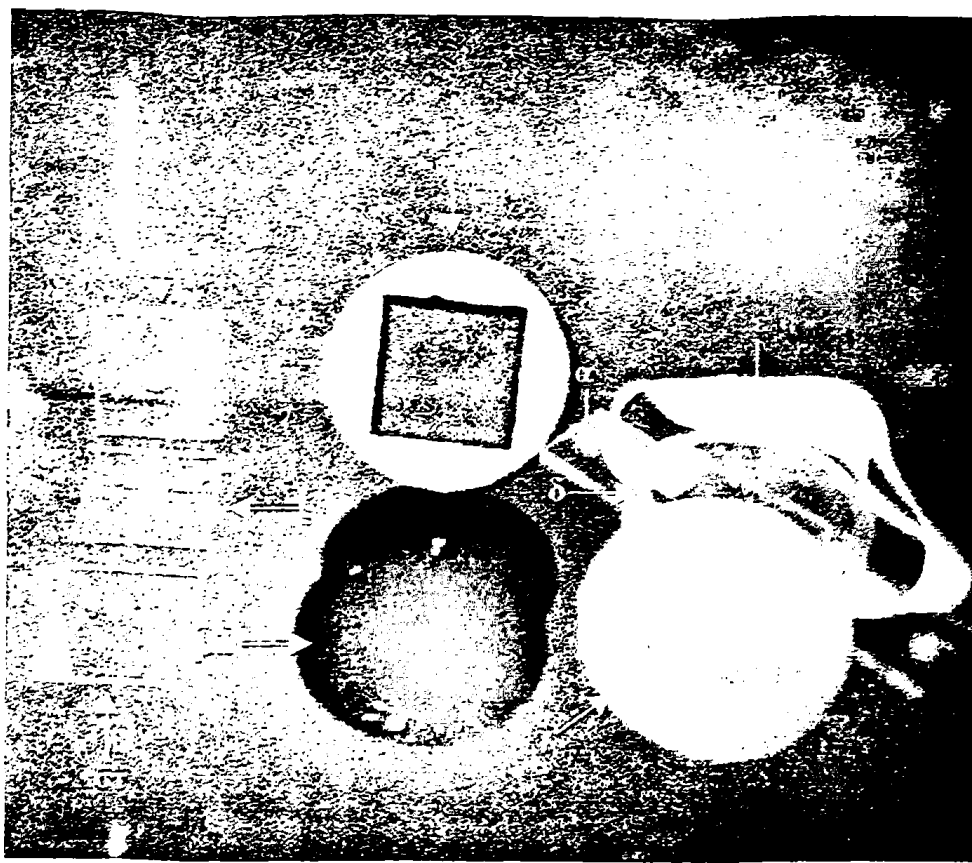
Το ομοίωμα είναι απλής γεωμετρίας και κατασκευάστηκε από πλεξιγκλάς (Σχ 5.5). Αποτελείται από τρία τμήματα:

- α) τη βάση, μέσω της οποίας το ομοίωμα προσαρμόζεται στο ακινητοποιητικό σύστημα και φέρει κυλινδρικό τμήμα, ύψους 2.5 cm και διαμέτρου 16.0 cm για την προσαρμογή του λοιπού ομοιώματος στη βάση (Σχ.5.5α),
- β) το κυρίως τμήμα του ομοιώματος (Σχ.5.5β), και
- γ) την πλάκα που εξομοιώνει το άνω τμήμα της κορυφής της κεφαλής (Σχ.5.5γ).

Τα τρία τμήματα έχουν σχεδιαστεί έτσι, ώστε να εισέρχονται το ένα εντός του άλλου (Σχ. 5.5δ) με δυνατότητα περιστροφής του κυρίως τμήματος γύρω από τον διαμήκη άξονα συμμετρίας του. Για την ασφάλιση των επιμέρους τμημάτων του ομοιώματος χρησιμοποιείται ελαστικός μάντας, που προσαρμόζεται στη βάση του ομοιώματος (Σχ. 5.5ε).

Το κυρίως τμήμα του ομοιώματος (β) είναι κυλινδρικό, ύψους 11.8 cm και διαμέτρου 16.0 cm. Απαρτίζεται από τρία τμήματα: Ένα κυλινδρικό τμήμα (Σχ.5.5βi), ύψους 9.8 cm και διαμέτρου 16.0 cm. Στο εσωτερικό του υπάρχει διαμπερής κυβική οπή, ακμής 9.8 cm, για την τοποθέτηση δοσιμέτρων (TLD, συμβατικών και ραδιοχρωμικών φιλμ), ή πλάκας που φέρει κυλινδρικές δομές ελέγχου της εντοπιστικής διαδικασίας (Σχ.5.5η). Το τμήμα (βi) είναι χωρισμένο σε δύο ημικυλινδρικά τμήματα, τα οποία συγκρατώνται από δύο βίδες teflon; Δύο δίσκους (Σχ.5.5 βii), διαμέτρου 16.0 cm και πάχους 1.0 cm, οι οποίοι βιδώνουν με πλαστικές βίδες στο τμήμα (βi). Το κυρίως τμήμα του ομοιώματος καλύφθηκε με μπογιά χρώματος μαύρου ώστε να είναι αδιαφανές, ώστε να είναι δυνατή η χρήση συμβατικών φιλμ χωρίς τον προστατευτικό τους φάκελο.





**ήμα 5.5:** Ομοίωμα κεφαλής: α) βάση, β) κύριο τμήμα ομοιώματος: (i) κυλινδρικό τμήμα που φέρει κυβική οπή, (ii) δίσκοι για τη στερέωση του τμήματος βι, γ) πλάκα που εξομοιώνει το άνω τμήμα της κορφής της κεφαλής, δ) εγκοπή στη βάση που επιτρέπει τη σχετική περιστροφή του κυρίως τμήματος (β) γω από τον διαμήκη άξονα συμμετρίας του, ε) ελαστικός μάντας για την ασφάλιση των επιμέρους τμημάτων του ομοιώματος, στ) απλές πλάκες για την πλήρωση της κυβικής οπής, ζ) ειδική πλάκα για την τοθέτηση κυβικών TLD ακμής 1 mm, και η) πλάκα κυλινδρικών δομών.

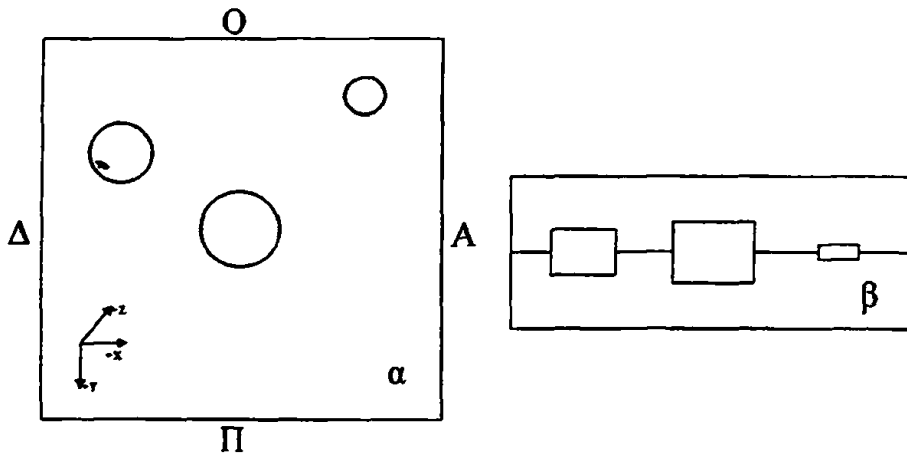
κατασκευάστηκαν πλάκες πλεξιγκλάς, διαστάσεων  $9.8 \times 9.8 \times 0.2 \text{ cm}^3$  (Σχ.5.5στ), προκειμένου να πληρώσουν το χώρο της κυβικής οπής. Ορισμένες από αυτές προορίζονται να αντικατασταθούν από πλάκες για την τοποθέτηση TLD ακμής 1 mm. Οι πλάκες αυτές φέρουν οπές, διαμέτρου 2 mm και βάθους 1 mm. Οι οπές κατανέμονται κατά μήκος τεσσάρων αξόνων, δύο ορθογωνίων και δύο που σχηματίζουν γωνία  $45^\circ$  με τους ορθογώνιους άξονες (Σχ.5.5ζ) και η απόσταση μεταξύ του κέντρου των οπών είναι 3.0 και 4.2 mm, αντίστοιχα. Το κέντρο της πλάκας φέρει οπή υποδοχής TLD και βρίσκεται επί του διαμήκους άξονα συμμετρίας του βι. Όλες οι πλάκες μπορούν να τοποθετηθούν τόσο στο εγκάρσιο, όσο και στο οβελιαίο και στο μετωπιαίο επίπεδο, βήματα των 0.2 cm.

Οι δομές που κατασκευάστηκαν για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας του κυλινδρικού σχήματος και διαφορετικών διαστάσεων. Δημιουργήθηκαν κατά τη διαδικασία σε δύο πλάκες επιφάνειας  $9.8 \times 9.8 \text{ cm}^2$  και πάχους 2 cm (Σχ. 5.5η και Σχ.5.6). Οι πλάκες που φέρουν τις δομές εισάγονται στην κυβική οπή του τμήματος βι, εναλλάξ σε ένα από τα τρία ορθογώνια επίπεδα (εγκάρσιο, οβελιαίο, μετωπιαίο), οποιαδήποτε θέση με βήμα 0.2 cm.

Οι συντεταγμένες X, Y του γεωμετρικού κέντρου των δομών, ως προς το κέντρο του κυλινδρικού τμήματος του ομοιώματος, δίδονται στον πίνακα 5.1. Στον ίδιο πίνακα



δίδονται ακόμη, οι διαστάσεις, ο όγκος και η απόσταση των πιο απομακρυσμένων σημείων των δομών. Η διάμετρος και το ύψος των δομών μετρήθηκαν έξι φορές και στον πίνακα 5.1 δίδονται η μέση τιμή και το τυχαίο σφάλμα μέσης τιμής των επιμέρους μετρήσεων. Η μέση τιμή και το αντίστοιχο τυχαίο σφάλμα μέσης τιμής του όγκου και της απόστασης των πιο απομακρυσμένων σημείων των δομών υπολογίστηκαν ως σύνθετες μετρήσεις. Το σφάλμα στον προσδιορισμό των συντεταγμένων  $X$ ,  $Y$  θεωρήθηκε ίσο με το μισό της ελάχιστης υποδιαίρεσης του μετρητικού συστήματος, δηλ. είναι ίσο με 50  $\mu\text{m}$ .



Σχήμα 5.6: Σχηματικό διάγραμμα των δομών (α κάτωψη, β πλάγια όψη).

Πίνακας 5.1: Οι διαστάσεις, ο όγκος, η απόσταση των πιο απομακρυσμένων σημείων, οι γεωμετρικές συντεταγμένες  $X$ ,  $Y$  και οι στερεοτακτικές συντεταγμένες  $x$ ,  $y$  του κέντρου των δομών ( $\pm \text{sem}$ ).

Δομή	Διάμετρος (cm)	Ύψος (cm)	Όγκος, $V$ ( $\text{cm}^3$ )	$X$ (cm)	$Y$ (cm)	max απόσταση, $d$ (cm)	$x$ (cm)	$y$ (cm)
μεγάλη	$1.96 \pm 0.04$	$1.44 \pm 0.02$	$4.34 \pm 0.19$	0.00	0.00	$2.43 \pm 0.08$	0.20	0.00
μεσαία	$1.56 \pm 0.03$	$1.03 \pm 0.04$	$1.97 \pm 0.11$	-3.00	-2.00	$1.87 \pm 0.06$	-2.80	-2.00
μικρή	$1.01 \pm 0.01$	$0.63 \pm 0.01$	$0.50 \pm 0.02$	2.50	-3.50	$1.19 \pm 0.01$	2.70	-3.50

Έχοντας προσαρμόσει το ομοίωμα στο ακινητοποιητικό σύστημα, οι στερεοτακτικοί άξονες  $x$ ,  $y$ ,  $z$  διέρχονται από το ομοίωμα σύμφωνα με το Σχ.5.7. Κατά την προσαρμογή του κυλινδρικού τμήματος στη βάση, ο διαμήκης άξονας του μετατοπίστηκε, λόγω κατασκευαστικού σφάλματος, παράλληλα προς τον άξονα  $z$  κατά 2 mm προς τη θετική κατεύθυνση του άξονα  $x$ . Ως εκ τούτου, οι στερεοτακτικές συντεταγμένες  $x$  του γεωμετρικού κέντρου των δομών δεν συμπίπτουν, αλλά είναι μετατοπισμένες, ως προς αυτές που υπολογίζονται ως προς το κέντρο του κυλινδρικού τμήματος, κατά +0.20 cm (Πίνακα 5.1). Η στερεοτακτική συντεταγμένη  $z$  προσδιορίζεται βάσει του εντοπιστικού πλαισίου και το σφάλμα στον προσδιορισμό της θεωρείται ότι είναι ίσο με το μισό της ελάχιστης υποδιαίρεσης στο μετρητικό σύστημα του εντοπιστικού πλαισίου, δηλ. είναι ίσο με 50  $\mu\text{m}$ .

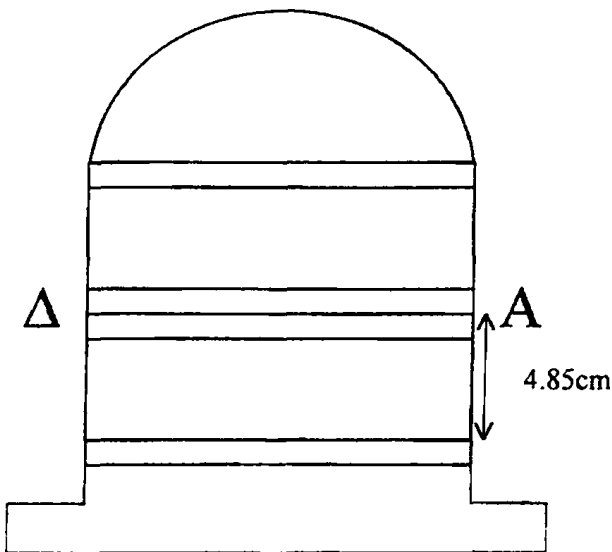




**Σχήμα 5.7:** Οι στερεοτακτικοί άξονες  $x,y,z$ , όπως διέρχονται από το ομοίωμα, όταν το ομοίωμα προσαρμόζεται στο ακινητοποιητικό σύστημα.

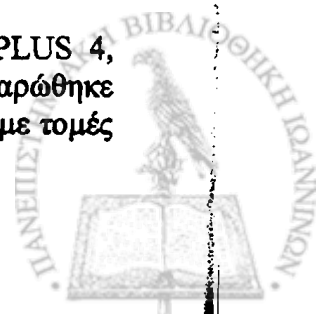
#### 5.2.3.2 Επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας

Οι φέρουσες τις δομές πλάκες (Σχ. 5.5η, 5.6) τοποθετήθηκαν εγκάρσια στην κυβική οπή του κυλινδρικού τμήματος, σύμφωνα με το Σχ.5.6 (Δ-Α άξονας δεξιά-αριστερά του ασθενούς, Π-Ο ο πρόσθιο-οπίσθιος άξονας του ασθενούς). Η επιφάνεια επαφής των δύο πλακών, που φέρουν τις δομές, τοποθετήθηκε σε ύψος 4.85 cm από την βάση της κυβικής οπής του κυλινδρικού τμήματος του ομοιώματος (Σχ. 5.8). Η θέση αυτή αντιστοιχεί σε στερεοτακτική συντεταγμένη  $z=4.1$  cm με βάση το εντοπιστικό πλαίσιο.



**Σχήμα 5.8:** Ενδεικτικό σχηματικό διάγραμμα τοποθέτησης δομών στο ομοίωμα κεφαλής.

Το ομοίωμα κεφαλής σαρώθηκε σε υπολογιστικό τομογράφο Somatom PLUS 4, spiral MXP, της Siemens, του Π.Π.Γ.Ν.Π.. Αρχικά, ολόκληρο το ομοίωμα σαρώθηκε με τομές πάχους 8 mm. Στη συνέχεια, σαρώθηκε μόνο η περιοχή των δομών με τομές



του 1 mm. Οι τομές πάχους 8 mm τυπώθηκαν έξι ανά φιλμ, ενώ για μεγαλύτερη ακρίβεια, οι τομές πάχους 1 mm τυπώθηκαν δύο ανά φιλμ.

Οι τομές εισήχθησαν μέσω ψηφιοποιητή στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας. Μέσω της υπορουτίνας CENTRUM προσδιορίστηκαν οι στερεοτακτικές συντεταγμένες του γεωμετρικού κέντρου των δομών και η απόσταση μεταξύ των πιο απομακρυσμένων σημείων της κάθε δομής. Ο όγκος των δομών προσδιορίστηκε από το γενικής χρήσης iSiS 3D. Η διαδικασία (εισαγωγή δεδομένων και προσδιορισμός των παραμέτρων εντοπισμού) επαναλήφθηκε έξι φορές.

### 5.2.3.3 Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας

Η επαλήθευση της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας πραγματοποιήθηκε για τυπικό στερεοτακτικό σχήμα ακτινοβολήσης τεσσάρων μη συνεπίπεδων τόξων, με χρήση TLD και ραδιοχρωμικών φιλμ. Η διαδικασία παραγωγής πλάνου περιλαμβάνει: α) εισαγωγή των τομών του ομοιώματος στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, και β) παραγωγή των κατανομών δόσης και υπολογισμό των κλασμάτων ακτινοβολίας από κάθε τόξο. Οι επιμέρους παράμετροι που περιγράφουν το στερεοτακτικό σχήμα ακτινοβολήσης που εφαρμόστηκε, δίδονται στον πίνακα 5.2.

**Πίνακας 5.2:** Σχήμα ακτινοβολήσης (ισόκεντρο  $x=0.2$  cm,  $y=0.0$  cm,  $z=4.0$  cm, διάμετρος σπής κατευθυντήρα 14.0 mm ( πεδίο διαμέτρου 19.2 mm στο ισόκεντρο)

	γωνία κλίσης ( $^{\circ}$ )	μήκος τόξου ( $^{\circ}$ )	MU <sup>*</sup>	
			TLD (16Gy)	ραδιοχρωμικά φιλμ (35Gy)
Τόξο 1	0	240-0	488	1068
Τόξο 2	0	0-120	493	1078
Τόξο 3	270	240-0	558	1220
Τόξο 4	315	240-0	524	1146
Τόξο 5	45	0-120	528	1155

Όπως παρατηρείται και σε άλλα συστήματα σχεδιασμού θεραπείας για στερεοτακτικές εφαρμογές (Solberg συν., 1998), θα πρέπει να σημειωθεί ότι και η υπορουτίνα STEREO του iSiS 3D, επιτρέπει τους υπολογισμούς δόσεων μόνο σε νερό. Κατά συνέπεια, τα κλάσματα ακτινοβολίας από κάθε τόξο που παρατίθενται στον πίνακα 5.2 αναφέρονται σε υπολογισμούς δόσεων για υλικό πυκνότητας 1.00 g/cm<sup>3</sup>. Δεδομένου ότι το ομοίωμα είναι κατασκευασμένο από πλεξιγκλάς, στην περίπτωση της απόλυτης δοσιμετρίας θα πρέπει να γίνουν κατάλληλες διορθώσεις που θα λαμβάνουν υπόψη τις διαφορές των δύο υλικών που σχετίζονται με την αλληλεπίδραση φωτονίων υλικού.

### 5.2.3.3i Επαλήθευση της συνολικής διαδικασίας με TLD

#### A. Προετοιμασία δοσιμέτρων

Για την διεξαγωγή των πειραμάτων επαλήθευσης της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας, επαναπροσδιορίστηκαν οι διορθωτικοί παράγοντες ευαισθησίας,  $C_i$ , των 200 δοσιμέτρων. Η ομοιομορφία τους ήταν 11.3% (1 sd) και η επαναληψιμότητα του κάθε δοσιμέτρου της τάξης του 0.6 % (1 sd). Ακολουθήθηκε η συνήθης διαδικασία μέτρησης των TLDs (§5.2.2.1.i). Η καμπύλη γραμμικότητας των δοσιμέτρων προσδιορίστηκε με ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε πεδίο 10x10cm<sup>2</sup> στο γραμμικό επιταχυντή του Π.Π.Γ.Ν.Π. Ακτινοβολήθηκαν δέκα δοσίμετρα ανά δόση.





στην περιοχή δόσεων 0.2-30 Gy. Στα πειραματικά δεδομένα του συντελεστή μη γραμμικότητας,  $f(D)$ , προσαρμόστηκε πολυώνυμο δευτέρου βαθμού με σταθερό όρο.

### **B. Εφαρμογή στερεοτακτικού σχήματος ακτινοβολήσης**

Τα δοσίμετρα τοποθετήθηκαν στους δύο κάθετους άξονες της πλάκας υποδοχής TLD (Σχ. 5.5ζ) του ομοιώματος. Αρχικά, η πλάκα των TLD τοποθετήθηκε στο εγκάρσιο επίπεδο  $z=4.0$  cm του ομοιώματος με τη βοήθεια των απλών πλακών. Ευθυγραμμίζοντας το ισοκέντρο του γραμμικού επιταχυντή με το κεντρικό TLD της πλάκας ( $x=0.2$  cm,  $y=0.0$  cm,  $z=4.0$  cm), τα δοσίμετρα των δύο κάθετων αξόνων τοποθετήθηκαν επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων  $x$  και  $y$ . Αντίστοιχα, τοποθετώντας την πλάκα στο μετωπιαίο επίπεδο  $y=0.0$  cm του ομοιώματος και ευθυγραμμίζοντας το ισοκέντρο του γραμμικού επιταχυντή με το κεντρικό TLD της πλάκας ( $x=0.2$  cm,  $y=0.0$  cm,  $z=4.0$  cm), τα δοσίμετρα των κάθετων αξόνων βρίσκονταν επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων  $x$  και  $z$ .

Πραγματοποιήθηκαν δύο σειρές πειραμάτων σε διαφορετικές μέρες. Η κάθε σειρά πειραμάτων περιελάμβανε δύο διαδοχικές στερεοτακτικές ακτινοβολήσεις με την πλάκα στο εγκάρσιο επίπεδο και δύο με την πλάκα στο μετωπιαίο. Στην αρχή και στο τέλος της κάθε σειράς πειραμάτων πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις παροχής του γραμμικού επιταχυντή.

Κατά τη διάρκεια των ακτινοβολήσεων και για τις διαφορετικές γωνίες της κλίνης πραγματοποιήθηκαν οι απαιτούμενες διορθώσεις ισοκέντρου. Συγκεκριμένα, μετά την διαδικασία ευθυγράμμισης του ισοκέντρου με την κεντρική οπή της πλάκας (κλίση και ικρίωμα στις  $0^\circ$ ), το ίχνος του σταυρονήματος ταυτίζεται με τις στερεοτακτικές συντεταγμένες της κεντρικής οπής, οι οποίες έχουν σημειωθεί επί του εντοπιστικού πλαισίου. Στρέφοντας την κλίση, και με το ικρίωμα να παραμένει σε γωνία  $0^\circ$ , έγινε κατάλληλη μετατόπιση της κλίνης στο επίπεδο  $xz$ , ώστε το ίχνος του σταυρονήματος να ταυτίζεται με το ίχνος του ισοκέντρου επί του εντοπιστικού πλαισίου. Η διαδικασία αυτή επαναλήφθηκε για κάθε γωνία κλίνης πριν την εφαρμογή του τόξου.

Στο τέλος των στερεοτακτικών ακτινοβολήσεων, ακτινοβολήθηκαν σε πεδίο  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> του επιταχυντή, σε γνωστή δόση, 19 TLD, για την βαθμονόμηση των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας και η δόση υπολογίστηκε βάση του AAPM TG21.

Τα προφίλ δόσης επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων  $x, y$  και  $z$  προσδιορίστηκαν από τις αναλυτικές μετρήσεις των TLD, βάση της βαθμονόμησής τους και της καμπύλης γραμμικότητάς τους. Η κανονικοποίηση των διαφορετικών προφίλ έγινε στην τιμή δόσης του δοσιμέτρου που βρισκόταν πλησιέστερα στο ισοκέντρο, μετά τη μετατόπιση της καμπύλης των TLD, ώστε να συμπίπτει με αυτή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας.

Τα προφίλ δόσης, που προέκυψαν από έκαστη στερεοτακτική ακτινοβολήση, συγκρίθηκαν με τα αντίστοιχα προφίλ του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας, ως προς τη σχετική τους θέση κατά τον οριζόντιο άξονα. Η σχετική μετατόπιση των κατανομών προκειμένου να συμπέσουν, εκφράζει την χωροταξική απόκλιση στη στόχευση του ισοκέντρου κατά την εφαρμογή του στερεοτακτικού σχήματος ακτινοβολήσης.

Προκειμένου να επαληθευτεί η μορφή των κατανομών του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας, κατασκευάστηκαν μέσω αυτού τα προφίλ δόσης κατά μήκος των κύριων στερεοτακτικών αξόνων,  $x, y, z$  και συγκρίθηκαν με τα αντίστοιχα πειραματικά, όπως



προέκυψαν από τα επιμέρους πειράματα με χρήση TLD. Προσδιορίστηκαν ανά άξονα, οι αποστάσεις που περικλείονται από τις ισοδοσικές 10 έως 90%, ανά βήματα των 10%, τόσο για τις κατανομές που προέκυψαν από το iSiS 3D-STEREO, όσο και από τα TLD.

Προκειμένου να ελεγχθεί η απόλυτη τιμή δόσης ισοκέντρου, συγκρίθηκε η μέση τιμή απορροφούμενης δόσης ισοκέντρου, όπως προέκυψε πειραματικά, με την αναμενόμενη δόση ισοκέντρου στο ομοίωμα, η οποία προκύπτει από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, λαμβάνοντας υπόψη τις διαφορές των συντελεστών αλληλεπίδρασης φωτονίων του νερού και του πλεξιγκλάς και τη μεταβολή της παροχής του επιταχυντή κατά τη διάρκεια των πειραμάτων. Συγκεκριμένα, η προκαθορισμένη δόση ισοκέντρου στο ομοίωμα προκύπτει από τη δόση ισοκέντρου που ορίστηκε στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας (16 Gy) διορθώνοντας για τις διαφορές σύστασης νερού-πλεξιγκλάς. Ο διορθωτικός παράγοντας (=1.044) προσδιορίστηκε από το λόγο TPR, πεδίου διαμέτρου 19.2 mm, για βάθος 8 cm και 9.2 cm (ισοδύναμο βάθος νερού των 8 cm πλεξιγκλάς), θεωρώντας ότι το μέσο βάθος για τα διαφορετικά τόξα ήταν 8 cm. Διορθώνοντας την προκαθορισμένη δόση ισοκέντρου στο ομοίωμα για τη μεταβολή της παροχής του επιταχυντή προσδιορίζεται η θεωρητικά αναμενόμενη δόση ισοκέντρου στο πλεξιγκλάς.

### 5.2.3.3ii Επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης με ραδιοχρωμικά φιλμ

Η δόση ανά τόξο δόθηκε επαναλαμβάνοντας δύο φορές το κάθε τόξο, δίνοντας κάθε φορά τα μισά MU. Τα ραδιοχρωμικά φιλμ (διαστάσεων  $7 \times 7 \text{ cm}^2$ ) τοποθετήθηκαν ανάμεσα σε απλές πλάκες πλεξιγκλάς, με το γεωμετρικό κέντρο τους να ταυτίζεται με το γεωμετρικό κέντρο των απλών πλακών. Ακτινοβολήθηκαν διαδοχικά, με πλήρες στερεοτακτικό σχήμα ένα φιλμ σε εγκάρσιο επίπεδο και ένα φιλμ σε μετωπιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Συγκεκριμένα, τοποθετώντας το ένα φιλμ στο εγκάρσιο επίπεδο  $z=4.0 \text{ cm}$  του ομοιώματος και, ευθυγραμμίζοντας το ισοκέντρο του επιταχυντή με το γεωμετρικό κέντρο της πλάκας που φέρει το φιλμ ( $x=0.2 \text{ cm}$ ,  $y=0.0 \text{ cm}$ ,  $z=4.0 \text{ cm}$ ) ελήφθησαν προφίλ δόσης επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων  $x$  και  $y$ . Λήψη προφίλ δόσης επί των αξόνων  $x$ ,  $z$  επιτεύχθηκε τοποθετώντας το δεύτερο φιλμ στο μετωπιαίο επίπεδο  $y=0.0 \text{ cm}$  του ομοιώματος και ευθυγραμμίζοντας το ισοκέντρο του επιταχυντή με το γεωμετρικό κέντρο της πλάκας ( $x=0.2 \text{ cm}$ ,  $y=0.0 \text{ cm}$ ,  $z=4.0 \text{ cm}$ ). Τα προφίλ δόσης που προσδιορίστηκαν με χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ, συγκρίθηκαν με τα αντίστοιχα του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας ως προς τη μορφή τους.

Κατά τη διάρκεια των ακτινοβολήσεων και για τις διαφορετικές γωνίες της κλίνης πραγματοποιήθηκαν οι απαιτούμενες διορθώσεις ισοκέντρου, όπως αναλύθηκε προηγούμενα. (§5.2.3.2i).

Τα φιλμ μετρήθηκαν με τον σαρωτή εγγράφων, με σάρωση στο ερυθρό και με διακριτική ικανότητα 0.25 mm (102 dpi). Η μετατροπή της OD σε δόση πραγματοποιήθηκε μέσω καμπύλης βαθμονόμησης και η κανονικοποίηση των διαφορετικών προφίλ έγινε στην δόση στο κέντρο της περιοχής πλατώ.



# ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

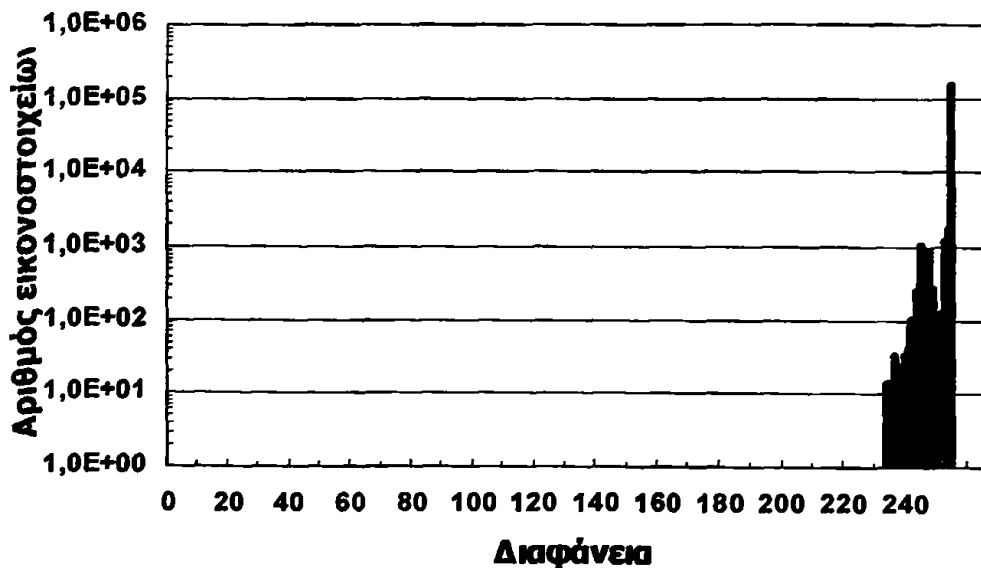
## Αποτελέσματα

### 6.1 ΤΕΧΝΙΚΗ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΙΛΜ

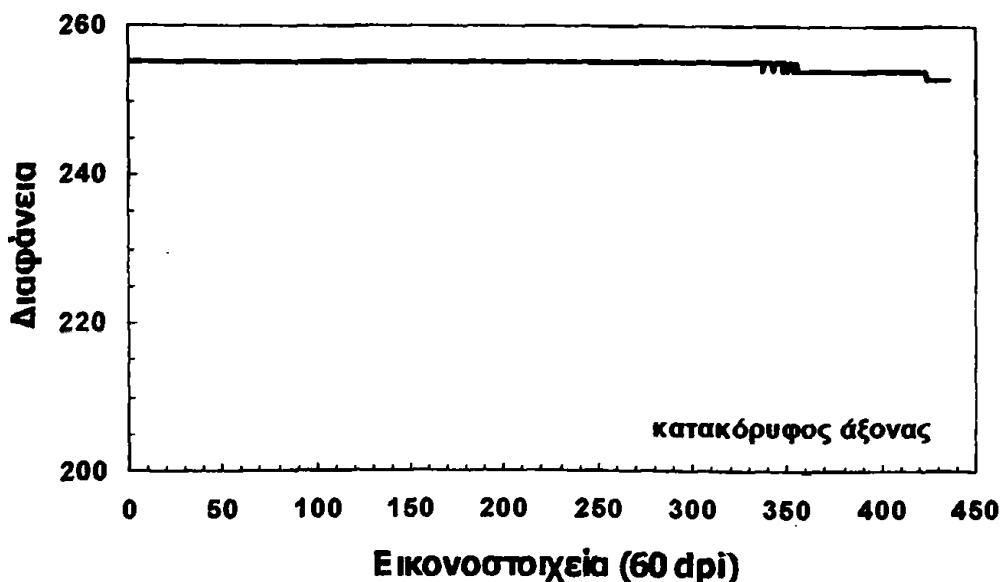
#### 6.1.1 Έλεγχος του σαρωτή εγγράφων

##### 6.1.1.1 Ομοιομορφία συστήματος φωτεινών πηγών-ανιχνευτών

Στα Σχ. 6.1-6.4 παρατίθενται για τις διάφορες φασματικές περιοχές σάρωσης α) τα ιστογράμματα της διαφάνειας των εικονοστοιχείων της ενεργής περιοχής του σαρωτή, και β) οι κατανομές της μέσης τιμής της διαφάνειας σε περιοχή εύρους 6 cm κατά μήκος δύο κάθετων αξόνων. Οι εν λόγω άξονες τέμνονται στο κέντρο της ενεργής περιοχής του σαρωτή.

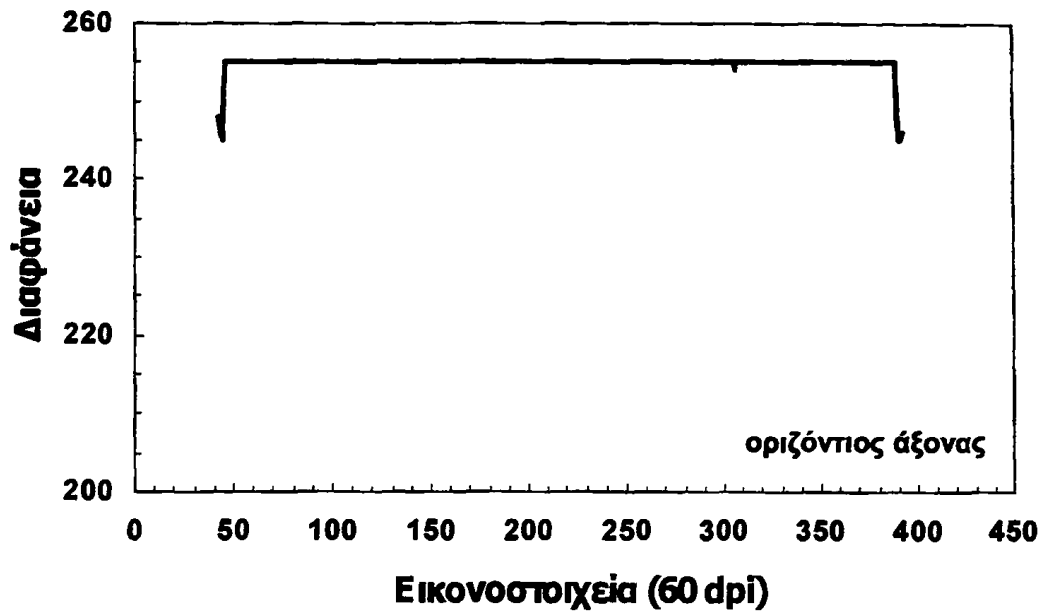


(α)



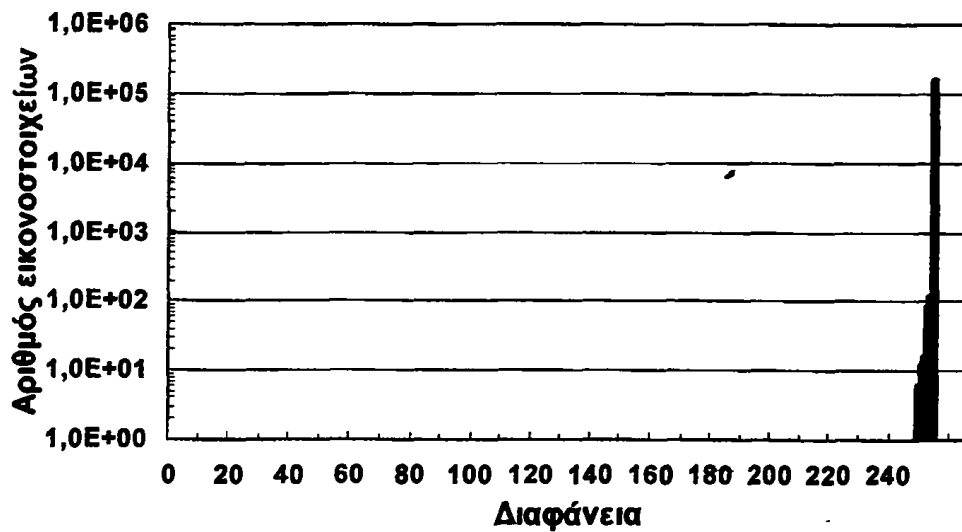
(β)



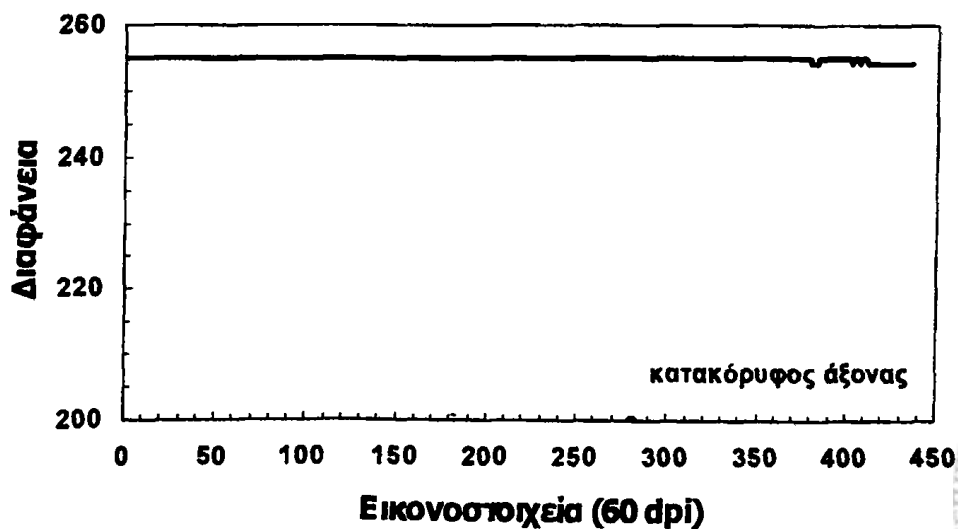


(γ)

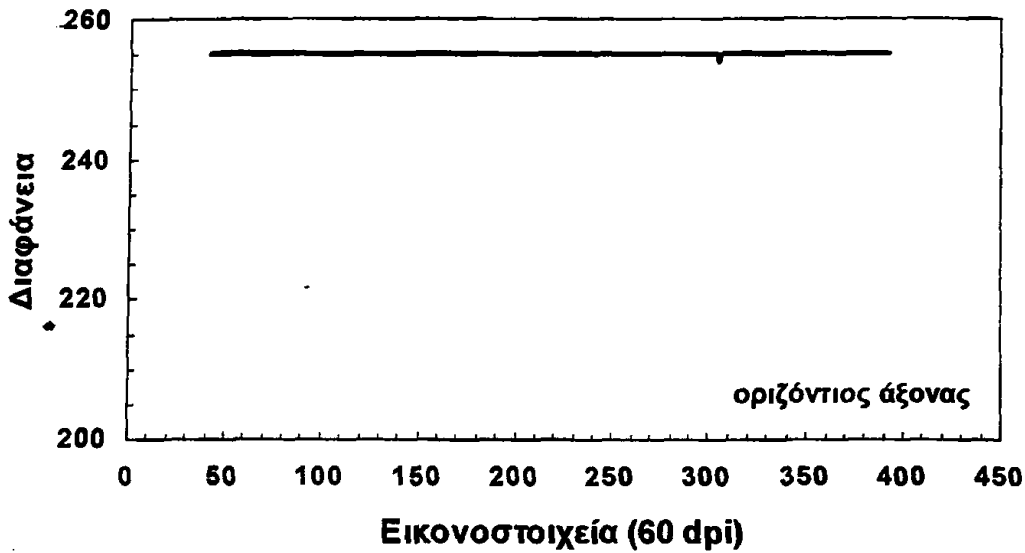
**Σχήμα 6.1:** Ιστόγραμμα διαφάνειας ενεργής περιοχής σαρωτή (α) και κατανομές διαφάνειας κατά μήκος ορθογώνιων αξόνων, οι οποίοι τέμνονται κεντρικά στην ενεργή περιοχή του σαρωτή (β,γ) για την κοινό φως σάρωσης.



(α)

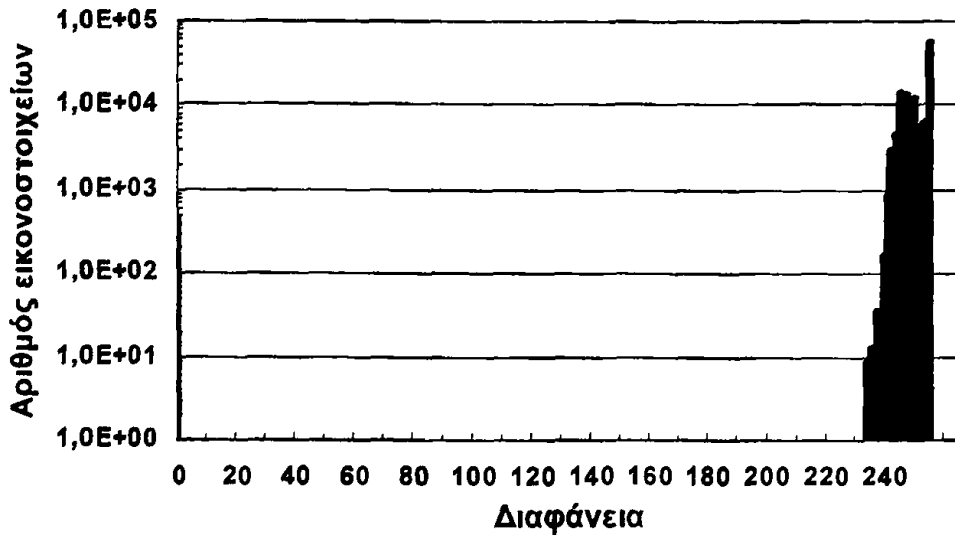


(β)

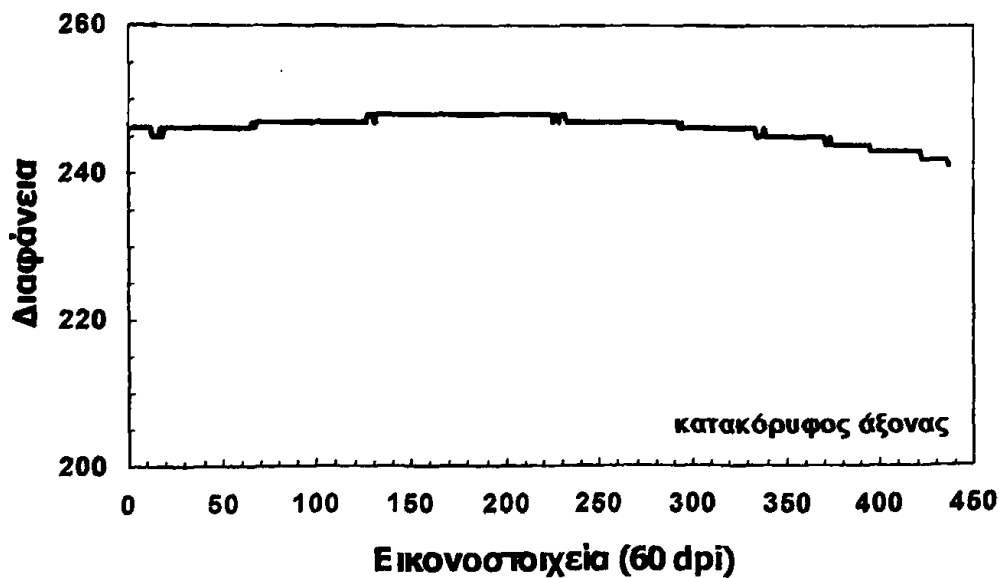


(γ)

Σχήμα 6.2: Ιστόγραμμα διαφάνειας ενεργής περιοχής σαρωτή (α) και κατανομές διαφάνειας κατά μήκος ορθογώνιων αξόνων, οι οποίοι τέμνονται κεντρικά στην ενεργή περιοχή του σαρωτή (β, γ) για ερυθρό φως σάρωσης.

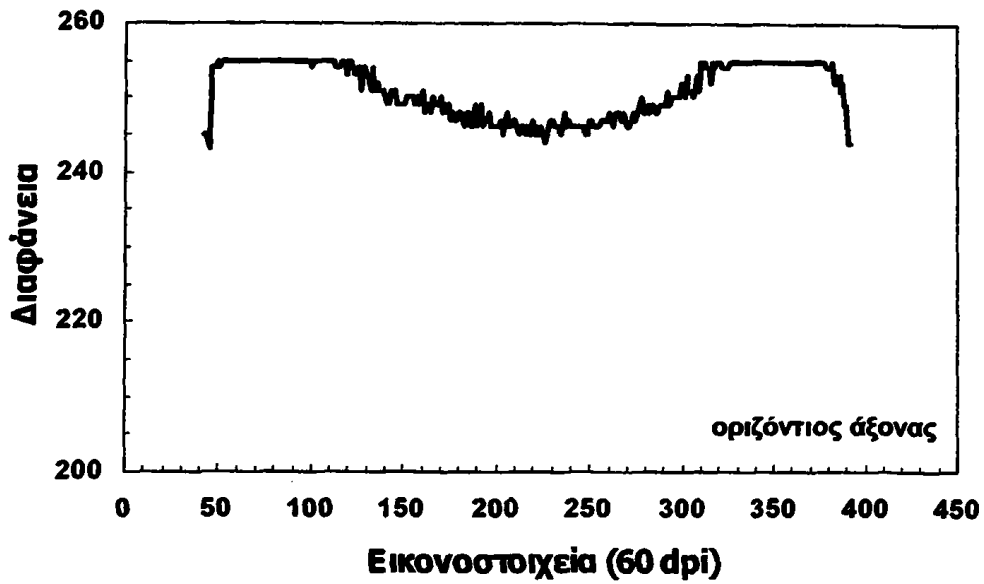


(α)

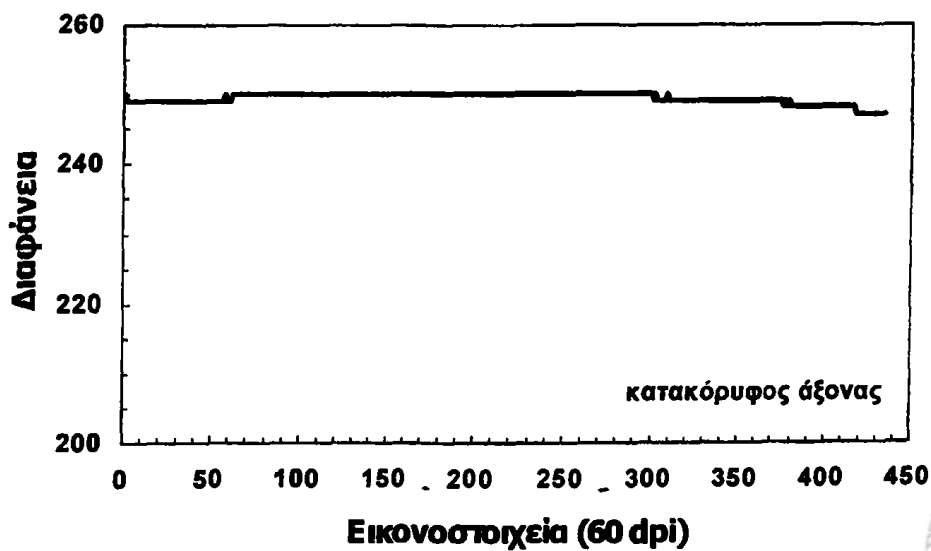
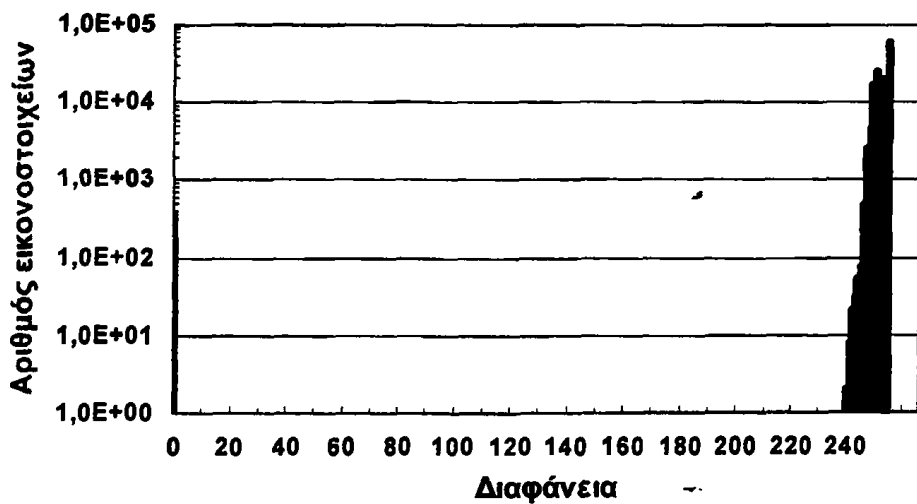


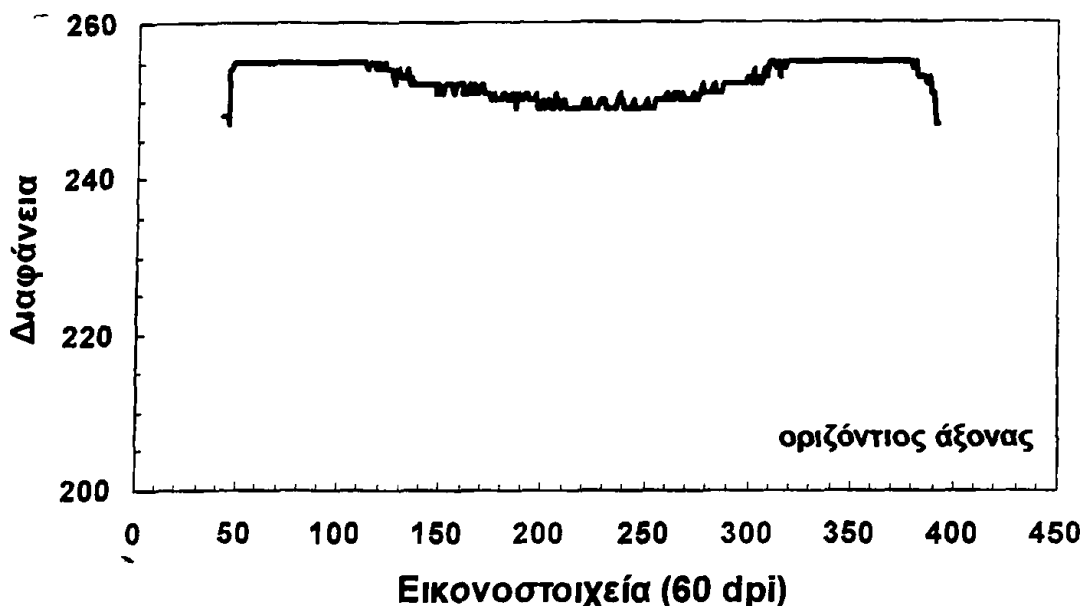
(β)





**Σχήμα 6.3:** Ιστόγραμμα διαφάνειας ενεργής περιοχής σαρωτή (α) και κατανομές διαφάνειας κατά μήκος ορθογώνιων αξόνων, οι οποίοι τέμνονται κεντρικά στην ενεργή περιοχή του σαρωτή (β, γ) για πράσινο φως σύρωσης.





(γ)

**Σχήμα 6.4:** Ιστογράμμο διαφάνειας ενεργής περιοχής σαρωτή (α) και κατανομές διαφάνειας κατά μήκος ορθογώνιων αξόνων, οι οποίοι τέμνονται κεντρικά στην ενεργή περιοχή του σαρωτή (β, γ) για πανχρωματικό φως σάρωσης.

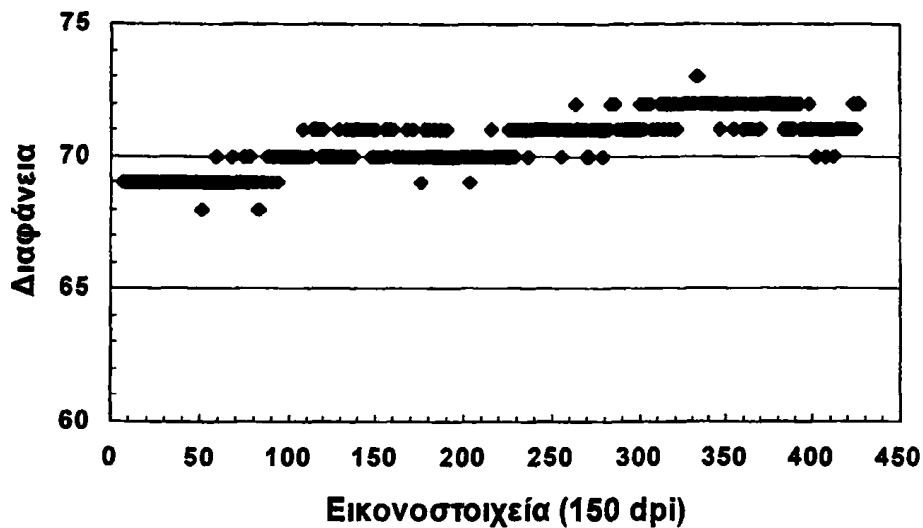
Βρέθηκε ομοιόμορφη κατανομή της διαφάνειας (τιμή διαφάνειας 255) κατά μήκος και των δύο αξόνων στην περίπτωση σάρωσης με κυανό (Σχ.6.1β,γ) και ερυθρό (Σχ.6.2β,γ) φως, με αμελητέα μείωση στα όρια της ενεργής περιοχής του σαρωτή. Στην περίπτωση σάρωσης με πράσινο φως (Σχ.6.3), παρατηρείται ανομοιόμορφη κατανομή της διαφάνειας στην ενεργή περιοχή. Συγκεκριμένα, βρέθηκε μέγιστη μεταβολή της διαφάνειας κατά μήκος του οριζόντιου άξονα της τάξης του 5%, ενώ κατά μήκος του κατακόρυφου άξονα παρατηρείται μέγιστη μεταβολή της διαφάνειας της τάξης του 3%. Η ανομοιομορφία στην περίπτωση σάρωσης με πράσινο φως έχει άμεσες επιπτώσεις και στην περίπτωση σάρωσης με πανχρωματικό φως (Σχ.6.4). Εμφανίζει παρόμοιες τάσεις με αυτές στην περίπτωση σάρωσης με πράσινο φως. Συγκεκριμένα, βρέθηκε μέγιστη μεταβολή της διαφάνειας κατά μήκος του οριζόντιου άξονα της τάξης του 3% και κατά μήκος του κατακόρυφου άξονα της τάξης του 1%.

Προκειμένου να ελαχιστοποιηθεί η ανακρίβεια στον προσδιορισμό της διαφάνειας λόγω ανομοιομορφίας του συστήματος φωτεινών πηγών-ανιχνευτών κατά τη σάρωση με πανχρωματικό φως, η τοποθέτηση των φιλμ στο υπόλοιπο της παρούσας μελέτης περιορίστηκε στην κεντρική περιοχή του σαρωτή εγγράφων.

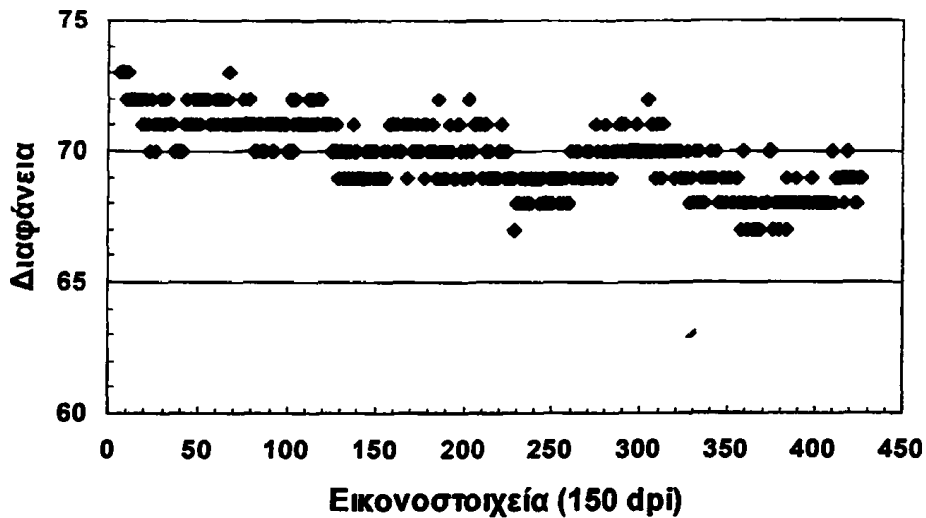
#### 6.1.1.2 Θόρυβος σαρωτή

Στο Σχ.6.5 δίδονται οι κατανομές διαφάνειας κατά μήκος του διαμήκους άξονα, ομοιόμορφα ακτινοβολημένου με 25 Gy ραδιοχρωμικού φιλμ, όπως προέκυψαν τοποθετώντας το διαμήκη άξονα του φιλμ παράλληλα (α) και κάθετα (β) στην κατεύθυνση σάρωσης. Η χωρική διακύμανση των τιμών της διαφάνειας αυξάνει από 1.5% σε 1.9% για παράλληλη και κάθετη διάταξη του άξονα ενδιαφέροντος του φιλμ ως προς την κατεύθυνση σάρωσης, αντίστοιχα. Ως εκ τούτου, στην περαιτέρω μελέτη για τη λήψη προφίλ διαφάνειας επί συγκεκριμένου άξονα, ο άξονας ενδιαφέροντος ευθυγραμμίζονταν με τη διεύθυνση σάρωσης.





(α)



(β)

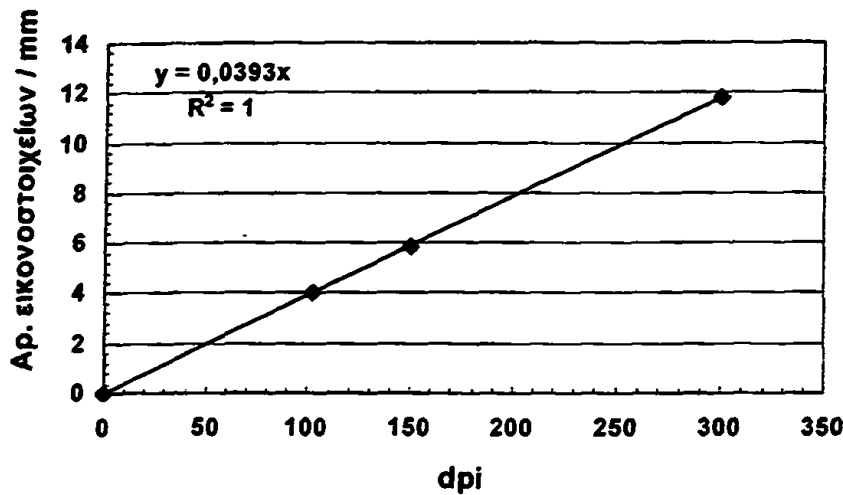
**Σχήμα 6.5:** Κατανομές διαφάνειας κατά μήκος του διαμήκους άξονα, ομοιόμορφα ακτινοβολημένου, ραδιοχρωμικού φιλμ, όπως προέκυψαν τοποθετώντας το διαμήκη άξονα του φιλμ παράλληλα (α) και κάθετα (β) στην κατεύθυνση σάρωσης.

### 6.1.1.3 Προσδιορισμός της χωρικής διακριτικής ικανότητας του σαρωτή

Στο Σχ.6.6 δίδεται η εξάρτηση του αριθμός των εικονοστοιχείων ανά mm από το dpi του σαρωτή. Βρέθηκε γραμμική εξάρτηση του αριθμού των εικονοστοιχείων ανά mm συναρτήσει των dpi του σαρωτή και η ίδια σχέση ισχύει τόσο για διεύθυνση παράλληλη, όσο και κάθετη στη διεύθυνση σάρωσης.





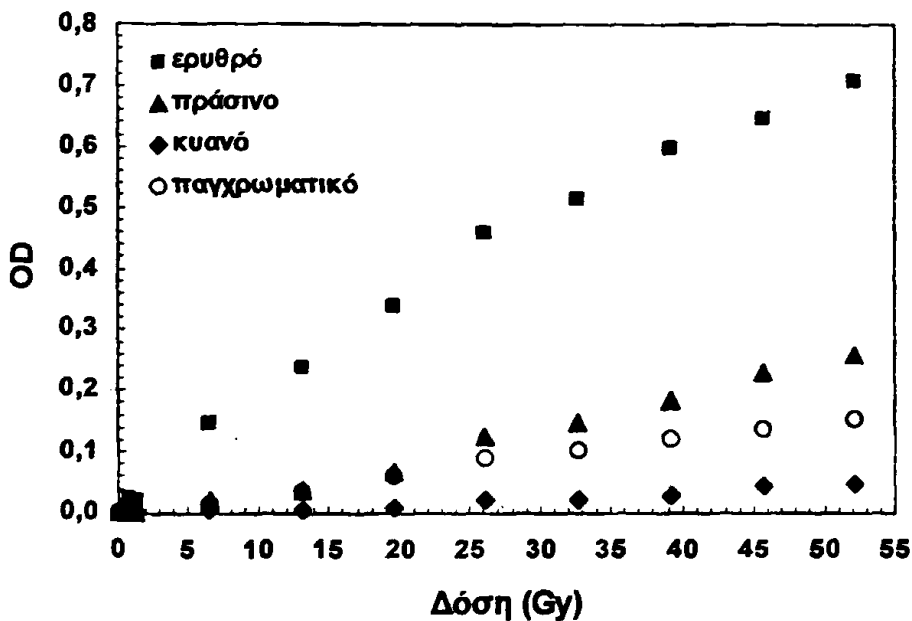


Σχήμα 6.6: Καμπύλη βαθμονόμησης χωρικής διακριτικής ικανότητας σαρωτή.

## 6.1.2 Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά ραδιοχρωμικών και συμβατικών φιλμ

### 6.1.2.1 Ραδιοχρωμικά φιλμ

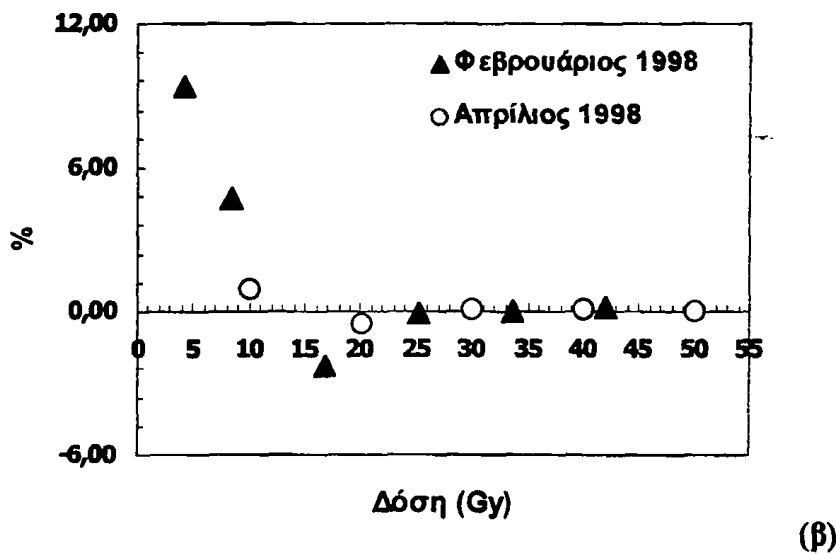
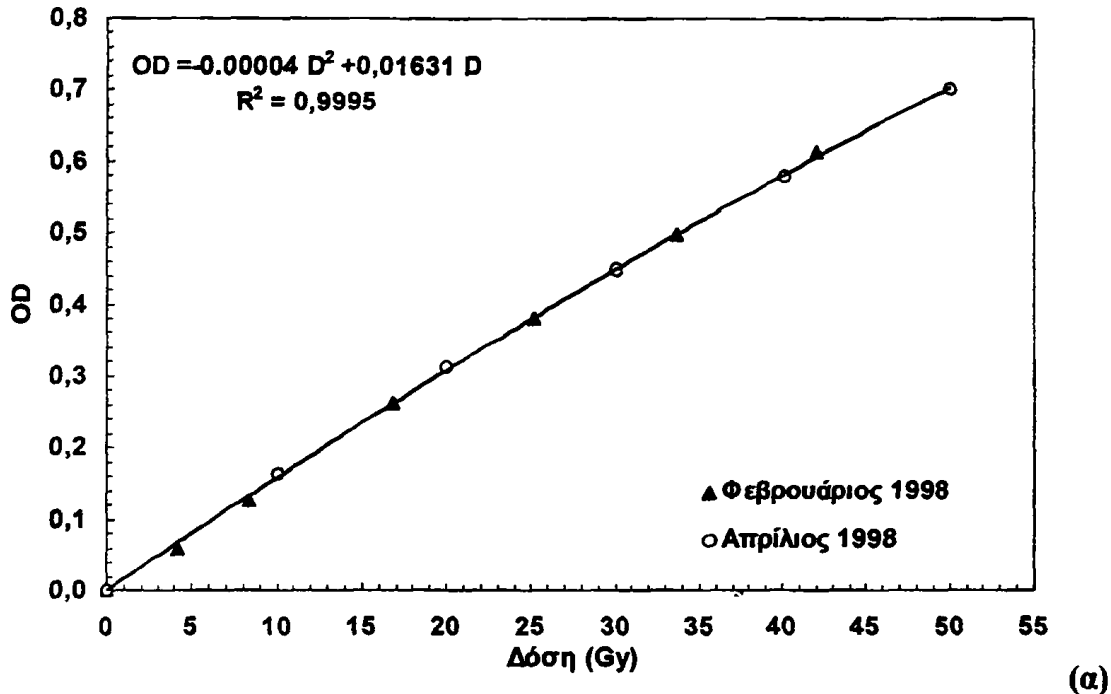
Η εξάρτηση της OD από τη φασματική περιοχές του φωτός σάρωσης δίδεται στο Σχ.6.7. Βρέθηκε πολύ μεγαλύτερη μεταβολή της OD συναρτήσει της δόσης, πραγματοποιώντας τη σάρωση με ερυθρό φως. Για τον λόγο αυτό, επιλέχθηκε η σάρωση των ραδιοχρωμικών φιλμ να γίνεται με ερυθρό φως.



Σχήμα 6.7: OD συναρτήσει της δόσης για τις διάφορες φασματικές περιοχές του φωτός σάρωσης



Στο Σχ. 6.8α δίδεται η εξάρτηση της OD από τη απορροφούμενη δόση στο νερό για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν στον γραμμικό επιταχυντή του Π.Π.Γ.Ν.Π.. Τα δεδομένα αναφέρονται σε δύο ανεξάρτητα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν σε διάστημα δύο μηνών, χρησιμοποιώντας φιλμ που εστάλησαν από τον κατασκευαστή στην ίδια συσκευασία ως ενιαία παρτίδα παραγωγής. Στο Σχ.6.8β δίδεται, για κάθε ένα ανεξάρτητο πείραμα, η ποσοστιαία απόκλιση από τα πειραματικά σημεία των αντίστοιχων σημείων όπως προσδιορίστηκαν από το δεύτερου βαθμού πολυώνυμο που προσαρμόστηκε στα πειραματικά δεδομένα. Η απόκλιση αυτή αποτελεί μία εκτίμηση του συστηματικού σφάλματος που υπεισέρχεται στον προσδιορισμό δόσεων από την εφαρμογή της καμπύλης βαθμονόμησης.

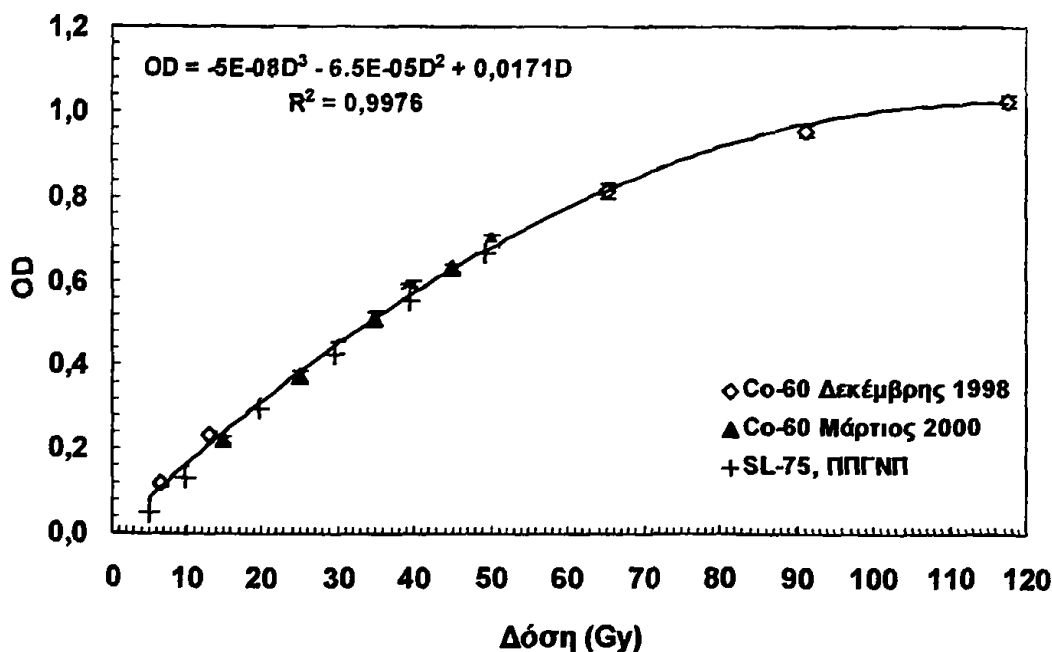


**Σχήμα 6.8:** Τυπικές καμπύλες βαθμονόμησης ραδιοχρωμικών φιλμ για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν στον γραμμικό επιταχυντή του Π.Π.Γ.Ν.Π. (α) και % αποκλίσεις από τα πειραματικά σημεία των αντίστοιχων σημείων που προσδιορίζονται μέσω των καμπυλών βαθμονόμησης (β). Οι ενδεικνυόμενες τιμές OD αντιστοιχούν σε μέση τιμή τουλάχιστον τριών φιλμ ανά δόση.

Για εύρος δόσεων 5-50 Gy υπολογίστηκαν οι OD και με τις δύο καμπύλες. Δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0.85$ ) μεταξύ των τιμών OD όπως προσδιορίστηκαν από τις δύο καμπύλες. Ως εκ τούτου, στα δεδομένα και των δύο πειραμάτων προσαρμόστηκε καμπύλη δευτέρου βαθμού που περιγράφεται από τη σχέση:  $OD = -0.000045(\pm 0.000005) D^2 + 0.01631(\pm 0.00021) D$  ή αναστρέφοντας τις μεταβλητές:  $D = 15.55(\pm 2.06) OD^2 + 59.59(\pm 1.16) OD$ .

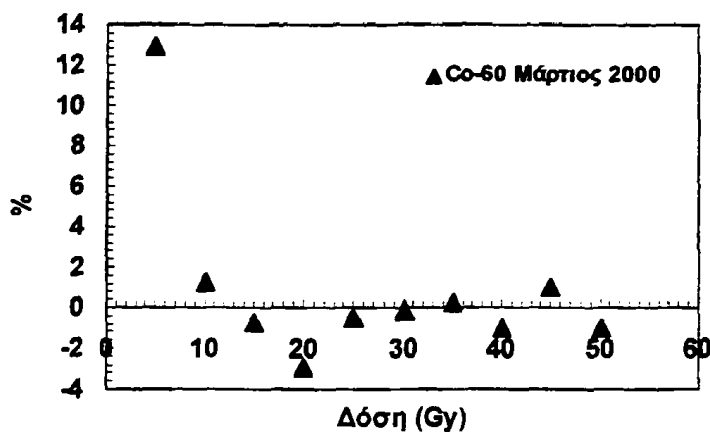
Όσον αφορά την ακρίβεια με την οποία οι προσαρμοσμένες καμπύλες περιγράφουν τα πειραματικά σημεία, (Σχ.6.8β) βρέθηκε ότι για δόσεις μικρότερες των 10 Gy, η ποσοστιαία διαφορά μεταξύ των πειραματικών σημείων και των σημείων της καμπύλης βρέθηκε θετική και αυξάνεται καθώς μειώνεται η δόση.

Στο Σχ. 6.9α δίδεται η εξάρτηση της OD από τη απορροφούμενη δόση στο νερό για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν στη μονάδα Co-60. Τα δεδομένα αναφέρονται σε δύο ανεξάρτητα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν σε διάστημα περίπου 1 έτους, χρησιμοποιώντας φιλμ ίδιας παρτίδας. Στο Σχ.6.9β δίδεται για ενδεικτικά για ένα μία καμπύλη βαθμονόμησης η ποσοστιαία απόκλιση από τα πειραματικά σημεία των αντίστοιχων σημείων όπως προσδιορίστηκαν από το τρίτου βαθμού πολυώνυμο που προσαρμόστηκε στα πειραματικά σημεία. Η απόκλιση αυτή αποτελεί μία εκτίμηση του συστηματικού σφάλματος που υπεισέρχεται στον προσδιορισμό δόσεων από την εφαρμογή της καμπύλης βαθμονόμησης.



(α)





(β)

**Σχήμα 6.9:** Τοπικές καμπύλες βαθμονόμησης ραδιοχρωμικών φιλμ για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν στη μονάδα Co-60 του Π.Π.Γ.Ν.Ι και σύγκρισή τους με τοπική καμπύλη γραμμικού επιταχυντή 6MV. (α) και % αποκλίσεις από τα πειραματικά σημεία των αντίστοιχων που προσδιορίστηκαν μέσω των καμπυλών βαθμονόμησης (β). Οι ενδεικνυόμενες τιμές OD φιλμ που ακτινοβολήθηκαν στη μονάδα Co-60, αντιστοιχούν σε μέση τιμή δέκα φιλμ ανά δόση

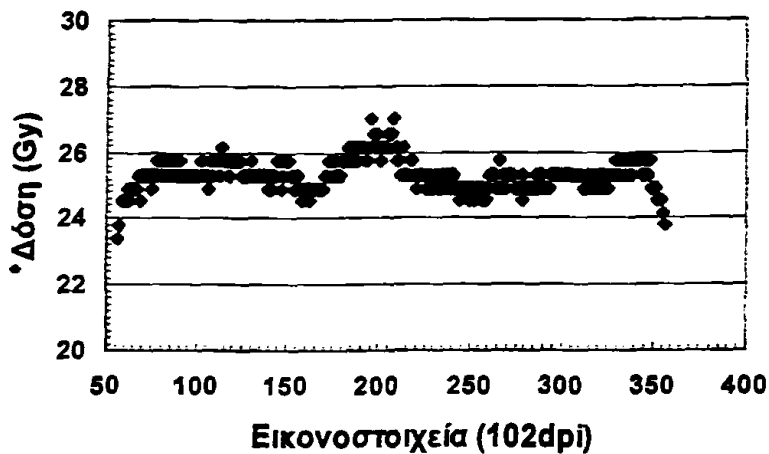
Για εύρος δόσεων 5-50 Gy υπολογίστηκαν οι OD και με τις δύο καμπύλες της μονάδας Co-60. Παρατηρήθηκε (έλεγχος Student t ανά ζεύγη) στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο καμπυλών ( $p=0.001$ ). Ωστόσο, η μέση διαφορά ήταν μικρότερη του 0.5 %. Ως εκ τούτου, αγνοώντας τη διαφορά αυτή, στα δεδομένα και των δύο πειραμάτων προσαρμόστηκε καμπύλη τρίτου βαθμού που περιγράφεται από τη σχέση:  $OD = -0.00000005(\pm 0.00000010) D^3 - 0.000065(\pm 0.000016) D^2 + 0.01702(\pm 0.00053) D$  ή αναστρέφοντας τις μεταβλητές:  $D = 131.83(\pm 19.88) OD^3 - 113.30(\pm 28.34) OD^2 + 88.07(\pm 9.49) OD$ .

Όσον αφορά την ακρίβεια με την οποία οι προσαρμοσμένες καμπύλες περιγράφουν τα πειραματικά σημεία, (Σχ.6.9 β) βρέθηκε παρόμοια συμπεριφορά με αυτή που παρατηρήθηκε και στην περίπτωση ακτινοβολήσεων σε γραμμικό επιταχυντή.

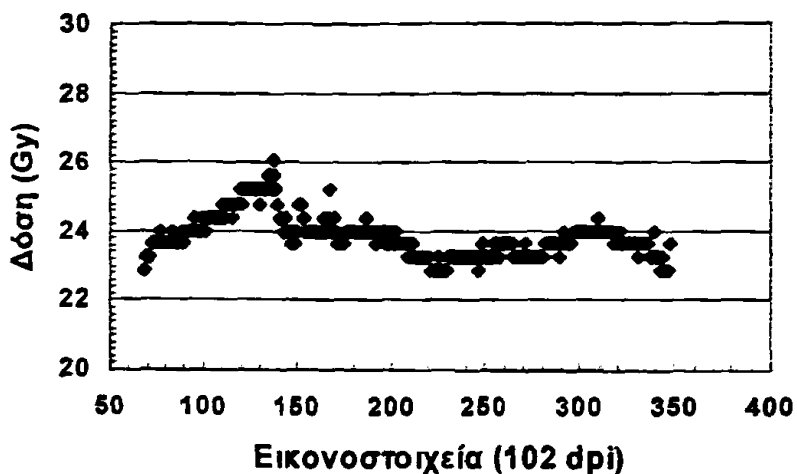
Για εύρος δόσεων 5-50 Gy υπολογίστηκαν οι OD, τόσο με την κοινή καμπύλη βαθμονόμησης που προσαρμόστηκε στα δεδομένα και των δύο πειραμάτων που πραγματοποιήθηκαν στη μονάδα γραμμικού επιταχυντή 6 MV του Π.Π.Γ.Ν.Π., όσο και με την κοινή καμπύλη βαθμονόμησης που προσαρμόστηκε στα δεδομένα των δύο πειραμάτων που πραγματοποιήθηκαν στη μονάδα Co-60 του Π.Π.Γ.Ν.Ι. Δεν παρατηρήθηκε (έλεγχος Student t ανά ζεύγη) στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0.26$ ) μεταξύ των δύο καμπυλών. Ως εκ τούτου, μπορεί να θεωρηθεί ότι αν υπήρχε κάποια διαφοροποίηση στην απόκριση των φιλμ στα δύο αυτά είδη ακτινοβολίας, αυτή δεν έχει κλινική σημασία.

Στο Σχ.6.10 δίδονται τα προφίλ δόσης κατά μήκος του διαμήκους άξονα δύο φιλμ (μήκους 6 cm), τα οποία ελήφθησαν από φύλλο ραδιοχρωμικού φιλμ: το ένα με το διαμήκη άξονά του παράλληλο (α) και το άλλο κάθετο (β) στη διεύθυνση επίστρωσης του φύλλου. Βρέθηκε ότι η ανομοιομορφία φιλμ μήκους 6 cm, το οποίο λαμβάνεται παράλληλα και κάθετα στην κατεύθυνση επίστρωσης είναι 1.9% και 2.5 %, αντίστοιχα.





(α)



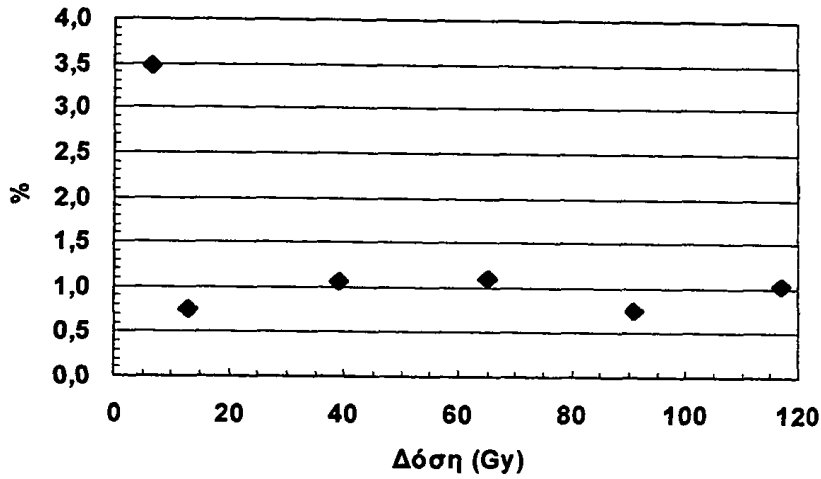
(β)

**Σχήμα 6.10:** Προφύ. δόσης φιλμ που ελήφθησαν από φύλλο ραδιοχρωμικού φιλμ με το διαμήκη άξονά τους παράλληλο (α) και κάθετο (β) στην διεύθυνση επίστρωσης του φιλμ

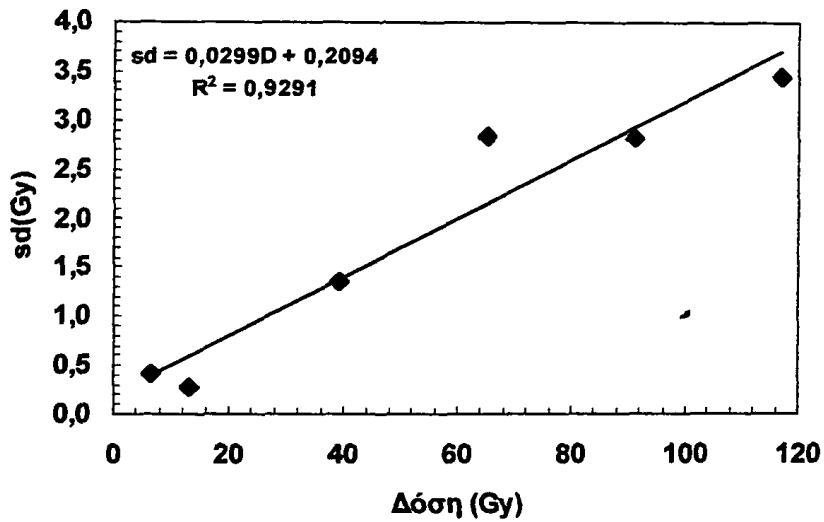
Στο Σχ.6.11 δίδεται η ποσοστιαία η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από δέκα μετρήσεις διαφάνειας σε ένα φιλμ. Εξαιρώντας το σημείο που αντιστοιχεί στη μικρότερη δόση (5Gy), η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από δέκα μετρήσεις διαφάνειας ενός φιλμ βρέθηκε περίπου 1 % και ανεξάρτητη της δόσης.

Στα Σχ.6.12α,β δίδονται η τυπική απόκλιση στον προσδιορισμό της δόσης από τη μέτρηση δέκα φιλμ συναρτήσει της δόσης και η ποσοστιαία επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της δόσης, αντίστοιχα. Η τελευταία βρέθηκε πρακτικά ανεξάρτητη της δόσης και κατά μέσο όρο 3.2 %.

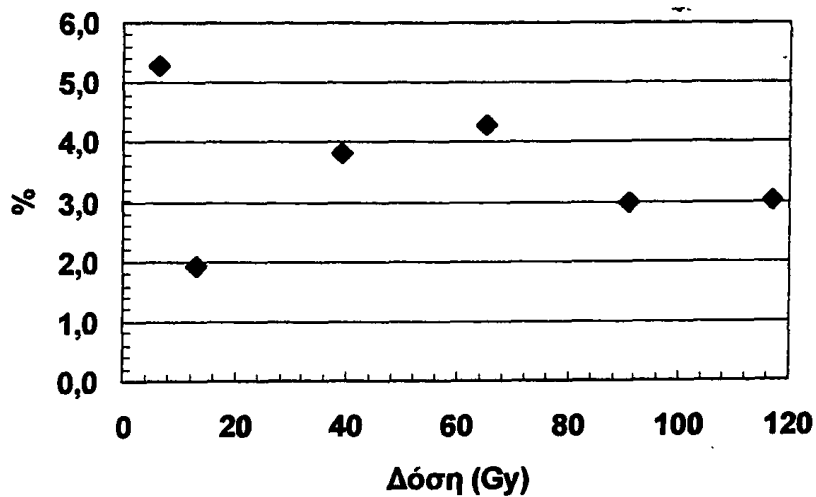




**Σχήμα 6.11:** Ποσοστιαία επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από δέκα μετρήσεις διαφάνειας ενός φιλμ.



(α)



(β)

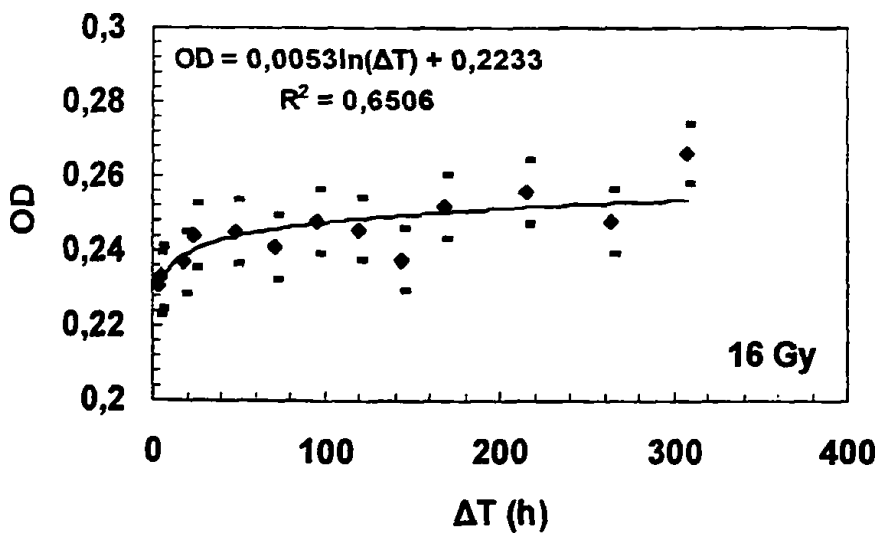
**Σχήμα 12:** Η τυπική απόκλιση της δόσης συναρτήσει της δόσης (α) και ποσοστιαία η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από φιλμ σε φιλμ (β)



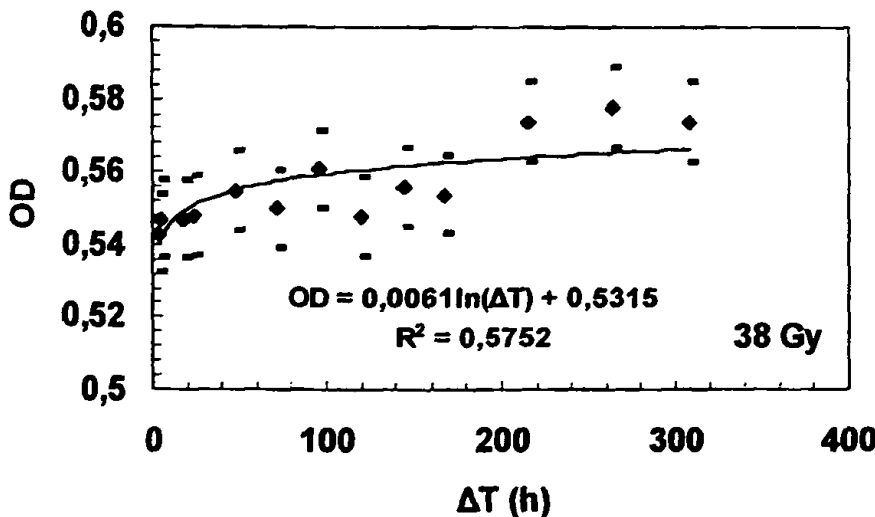
Με την μέθοδο (α), η ποσότητα  $sd(0)$  βρέθηκε  $(0.13 \pm 0.05)$  Gy. Ως εκ τούτου, η ελάχιστη και η χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση υπολογίστηκαν  $(0.39 \pm 0.15)$  Gy και  $(1.3 \pm 0.5)$  Gy, αντίστοιχα. Με την μέθοδο (β), η ποσότητα  $sd(0)$  βρέθηκε  $(0.21 \pm 0.28)$  Gy. Ως εκ τούτου, η ελάχιστη και η χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση υπολογίστηκαν  $(0.63 \pm 0.84)$  Gy και  $(2.1 \pm 2.8)$  Gy, αντίστοιχα. Λόγω των μεγάλων σφαλμάτων που υπεισέρχονται στον προσδιορισμό της ελάχιστης και χρήσιμης ανιχνεύσιμης δόσης, οι διαφορές που προκύπτουν από τις δύο μεθόδους δεν είναι στατιστικά σημαντικές. Ως εκ τούτου, η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση με την χρησιμοποιούμενη τεχνική είναι  $\sim 0.5$  Gy και η χρήσιμη ανιχνεύσιμη δόση είναι  $\sim 1.7$  Gy.

Στο Σχ.6.13 δίδεται η χρονική μεταβολή της OD για φιλμ που ακτινοβολήθηκαν σε δόσεις 16 και 38 Gy. Τα σφάλματα των πειραματικών σημείων εκτιμήθηκαν μέσω της καμπύλης τυπικής απόκλισης της OD συναρτήσει της OD. Συγκεκριμένα, η καμπύλη περιγράφηκε από τη σχέση  $sd(OD) = 0.0066(\pm 0.0027) + 0.0076(\pm 0.0038) \cdot OD$  και μέσω αυτής εκτιμήθηκαν οι τυπικές αποκλίσεις των πειραματικών σημείων.

Σχήμα 6.13: Χρονική μεταβολή της OD φιλμ που ακτινοβολήθηκαν σε δόση 16 Gy (α) και 35 Gy (β)



(α)

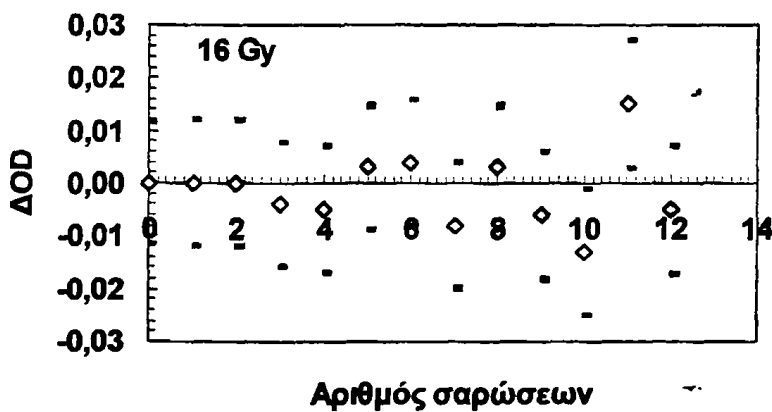


(β)

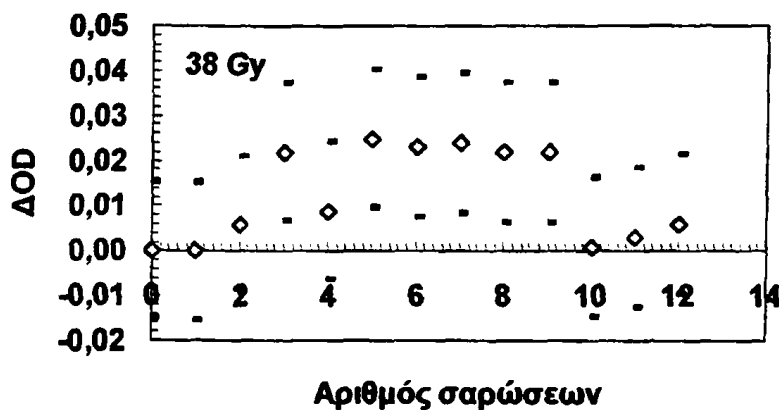


Παρατηρήθηκε μία μη γραμμική αύξηση της OD συναρτήσει του χρονικού διαστήματος  $\Delta T$ . Ο ρυθμός αύξησης της OD μειώνεται όσο αυξάνεται το χρονικό διάστημα  $\Delta T$  και εξαρτάται από τη δόση στην οποία ακτινοβολήθηκαν τα φιλμ. Συγκεκριμένα, βάση των καμπύλων που προσαρμόστηκαν στα πειραματικά δεδομένα, για τα χρονικά διαστήματα 0-24 h, 24-96 h, και 96-308 h προσδιορίστηκε αύξηση της μετρούμενης OD κατά 7.3, 3.3 και 2.4 %, για φιλμ που δέχθηκαν δόση 16 Gy και 3.3, 1.4 και 1.2 % για φιλμ που δέχθηκαν δόση 38 Gy. Η συνολική μεταβολή της OD στο χρονικό διάστημα  $\Delta T=308$  h βρέθηκε  $13\pm 5\%$  και  $6\pm 3\%$  για δόσεις 16 και 38 Gy, αντίστοιχα. Ως εκ τούτου, προκειμένου να αποφευχθεί η περίοδος έντονης μεταβολής της OD (πρώτες 24 h) και να μεσολαβεί βολικό χρονικό διάστημα από την ακτινοβολήση έως τη μέτρηση, επιλέχθηκε η ανάγνωση των φιλμ να πραγματοποιείται τέσσερις ημέρες μετά την ακτινοβολήση.

Στο Σχ.14 δίδεται η μεταβολή της μετρούμενης OD όταν το ίδιο φιλμ υπόκειται σε πολλαπλό αριθμό σαρώσεων. Τα σφάλματα στις γραφικές παραστάσεις προέκυψαν ως σφάλματα διαφοράς, βάση των τυπικών αποκλίσεων που υπολογίστηκαν μέσω της σχέσης  $sd(OD)=0.0066(\pm 0.0027) + 0.0076(\pm 0.0038)*OD$ . Για φιλμ που ακτινοβολήθηκαν σε δόση 16 Gy δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0.53$ ) της  $\Delta OD$  ως προς το μηδέν. Ωστόσο, για δόση 38 Gy υπάρχει στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0.001$ ) της  $\Delta OD$  ως προς το μηδέν. Ως εκ τούτου, τα διάφορα πειράματα στην παρούσα μελέτη έγιναν αποφεύγοντας τις πολλαπλές διαδοχικές σαρώσεις των φιλμ.



(α)



(β)

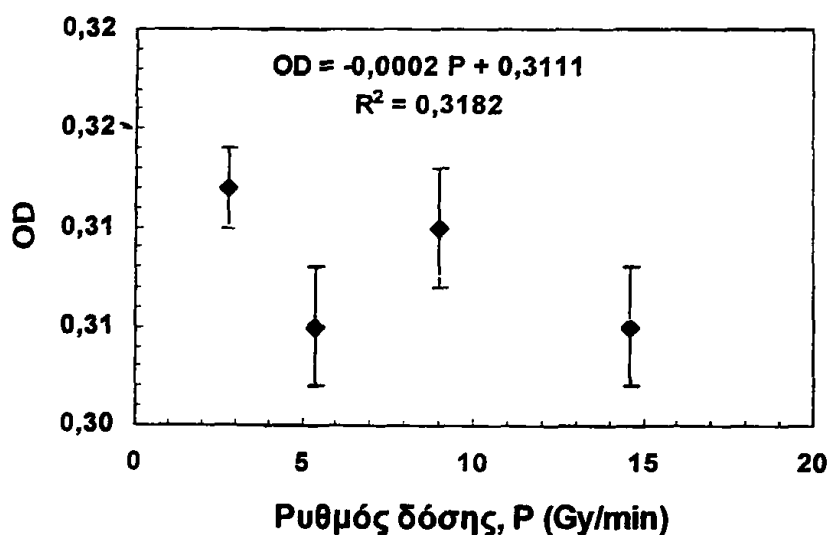
Σχήμα 6.14: Μεταβολή της μετρούμενης OD από πολλαπλό αριθμό σαρώσεων του ίδιου φιλμ.





Βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0.001$ ), της τάξης του 1 %, μεταξύ των τιμών OD που ελήφθησαν για τις δύο πλευρές του φιλμ, αναστρέφοντας το μετρούμενο φιλμ. Στην παρούσα μελέτη, η απόκλιση στην τιμή της OD, ανάλογα με την πλευρά του φιλμ που εφάπτεται της ενεργής επιφάνειας του σαρωτή, εμπεριέχεται στο σφάλμα επαναληψιμότητας προσδιορισμού της δόσης.

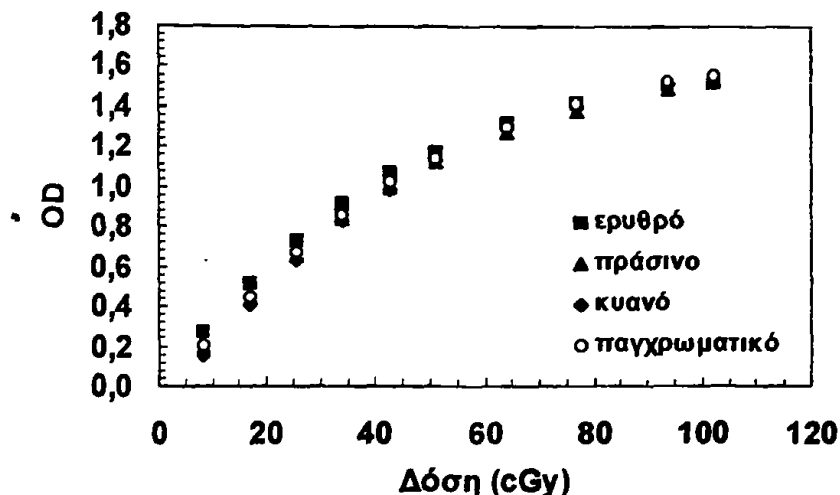
Στο Σχ. 6.15 δίδεται γραφικά η OD σε συνάρτηση με το ρυθμό δόσης (P). Δεν παρατηρείται στατιστικά σημαντική εξάρτηση [ $OD=-0.00024(\pm 0.00025) P + 0.311$  (0.004)] της OD από τον ρυθμό δόσης για την περιοχή των ρυθμών δόσης που μελετήθηκε.



Σχήμα 6.15: OD συναρτήσει του ρυθμού δόσης (τα σφάλματα εκφράζουν το τυχαίο σφάλμα μέσης τιμής,  $N=5$ ).

6.1.2.2 Συμβατικά φιλμ (X Omat V)

Η εξάρτηση της OD για εύρος δόσεων 0-1 Gy από τη φασματική κατανομή του φωτός σάρωσης δίδεται στο Σχ.6.16.

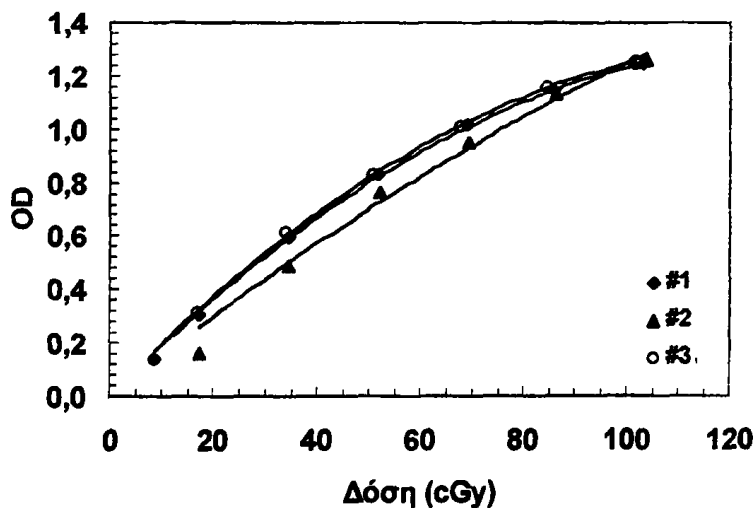


Σχήμα 6.16: OD συναρτήσει της δόσης για τις διάφορες φασματικές κατανομές του φωτός σάρωσης

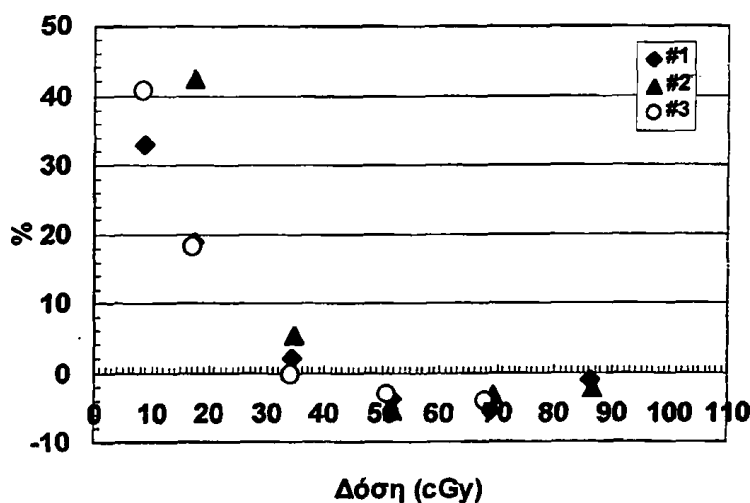


Βρέθηκε ότι η μεταβολή της OD συναρτήσει της δόσης δεν παρουσιάζει σημαντική μεταβολή με την φασματική κατανομή του φωτός σάρωσης. Επιλέχθηκε η σάρωση των συμβατικών φιλμ να πραγματοποιείται με παγχρωματικό φως.

Η απόκλιση στην παροχή του γραμμικού στην περιοχή 10-200 ΜU δεν ξεπέρασε το 1.5 %. Η εξάρτηση της OD από τη απορροφούμενη δόση στο νερό για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν στον γραμμικό επιταχυντή του Π.Π.Γ.Ν.Π. περιγράφηκε από δευτέρου βαθμού πολώνυμο (τυπικές καμπύλες βαθμονόμησης Σχ.6.17α). Οι καμπύλες αναφέρονται σε ανεξάρτητα πειράματα που πραγματοποιήθηκαν σε διάστημα 2.5 μηνών και χρησιμοποιήθηκαν φιλμ από την ίδια παρτίδα. Στο Σχ.6.17β δίδεται η ποσοστιαία απόκλιση από τα πειραματικά σημεία των αντίστοιχων σημείων, όπως προσδιορίστηκαν από την καμπύλη που προσαρμόστηκε στα πειραματικά δεδομένα. Η απόκλιση αυτή αποτελεί μία εκτίμηση του συστηματικού σφάλματος που υπεισέρχεται στον προσδιορισμό της δόσης από την εφαρμογή της καμπύλης βαθμονόμησης.



(α)



(β)

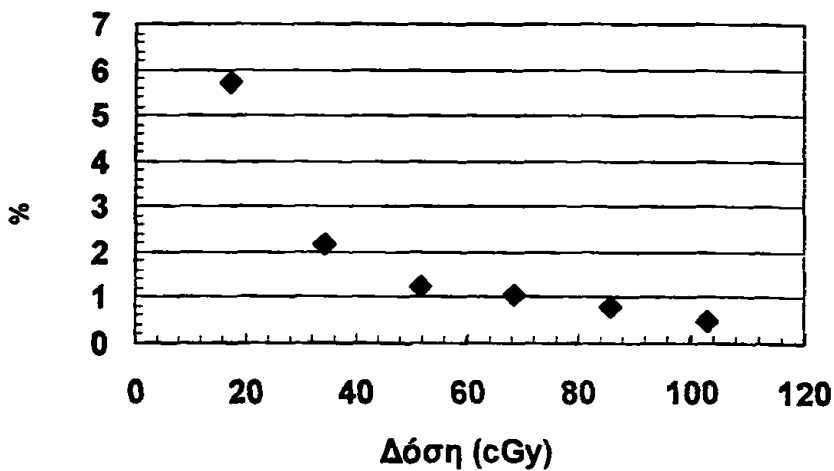
**Σχήμα 6.17:** Τυπικές καμπύλες βαθμονόμησης φιλμ X OMAT V για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν στον γραμμικό επιταχυντή του Π.Π.Γ.Ν.Π. (α) και % αποκλίσεις από τα πειραματικά σημεία από τις καμπύλες βαθμονόμησης που προσαρμόστηκαν στα πειραματικά σημεία (β).



Για εύρος δόσεων 10-100 cGy υπολογίστηκαν οι OD βάση των τριών καμπυλών βαθμονόμησης. Παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0.001$ ) μεταξύ των τιμών OD όπως προσδιορίστηκαν από αυτές.

Όσον αφορά την ακρίβεια με την οποία οι προσαρμοσμένες καμπύλες περιγράφουν τα πειραματικά σημεία, (Σχ.6.17β) βρέθηκε ότι για δόσεις μικρότερες των 30 cGy, η ποσοστιαία διαφορά μεταξύ των πειραματικών σημείων και των σημείων της καμπύλης βρέθηκε θετική και αυξάνεται καθώς μειώνεται η δόση.

Η απόλυτη επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από δέκα μετρήσεις διαφάνειας του ίδιου φιλμ, βρέθηκε ανεξάρτητη της δόσης, για περιοχή δόσεων 20-100 cGy, και περίπου ίση με 0.1 cGy. Κατά συνέπεια, η ποσοστιαία επαναληψιμότητα βελτιώνεται όσο αυξάνει η δόση (Σχ.6.18).



Σχήμα 6.18: Ποσοστιαία επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης από δέκα μετρήσεις διαφάνειας του ίδιου φιλμ.

## 6.2 ΛΗΨΗ ΒΑΣΙΚΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

### 6.2.1 Αξιολόγηση δοσιμετρικού ομοιώματος υποδοχής TLD ως προς τη διαταραχή του πεδίου

Όσον αφορά την διαταραχή του πεδίου σε επίπεδο κάθετο στον κεντρικό άξονα της δέσμης, δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στην απόκριση των δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας για αντίστοιχες θέσεις της διάταξης αναφοράς (απόσταση μεταξύ των TLD τουλάχιστον 20 mm) και των διατάξεων στις οποίες τα TLD βρίσκονται σε απόσταση τουλάχιστον 2 mm ( $p=0.26$ ) και 5 mm ( $p=0.21$ ).

Βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά ( $p=0.01$ ) στην απόκριση των TLD για αντίστοιχες θέσεις της διάταξης στην οποία όλες οι υποδοχές του ομοιώματος φέρουν δοσίμετρο και της γραμμικής διάταξης 46 δοσιμέτρων σε επαφή. Συγκεκριμένα, παραλείποντας τις αποκρίσεις των δύο ακραίων δοσιμέτρων της γραμμικής διάταξης, η μέση απόκριση των δοσιμέτρων που τοποθετήθηκαν στο ομοίωμα βρέθηκε κατά 3 % υψηλότερη της αντίστοιχης των δοσιμέτρων της γραμμικής διάταξης.

Η αμέσως προηγούμενη ανάλυση προϋποθέτει ομοιομορφία του πεδίου ακτινοβολήσης. Η ομοιομορφία του πεδίου ελέγχθηκε κατά μήκος της γραμμικής διάταξης εφαρμόζοντας έλεγχο t μεταξύ αντίστοιχων θέσεων ως προς το κέντρο της γραμμικής διάταξης. Δεν βρέθηκαν ενδείξεις ανομοιομορφίας του πεδίου ( $p=0.88$ ). Εφαρμόστηκε ανάλογη διαδικασία και μεταξύ αντίστοιχων θέσεων TLD στην κυκλική περιοχή διαμέτρου 4.6 cm του ομοιώματος. Δεν βρέθηκαν ενδείξεις ανομοιομορφίας του πεδίου ( $p=0.38$ ). Ως εκ τούτου, η παρατηρούμενη διαφορά της τάξης του 3% δεν μπορεί να αποδοθεί σε ανομοιογένεια του πεδίου, αλλά στην εγγύτητα τοποθέτησης των TLD στην γραμμική διάταξη.

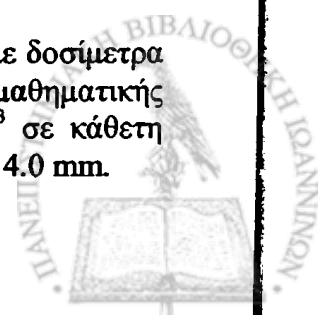
Όσον αφορά την διαταραχή του πεδίου κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ αντίστοιχων δοσιμέτρων που έχουν έναν και κανέναν γείτονα σε επαφή ( $p=0.89$ ) και μεταξύ αντίστοιχων δοσιμέτρων που έχουν δύο ή έναν γείτονα σε επαφή και κανέναν γείτονα σε επαφή ( $p=0.32$ ).

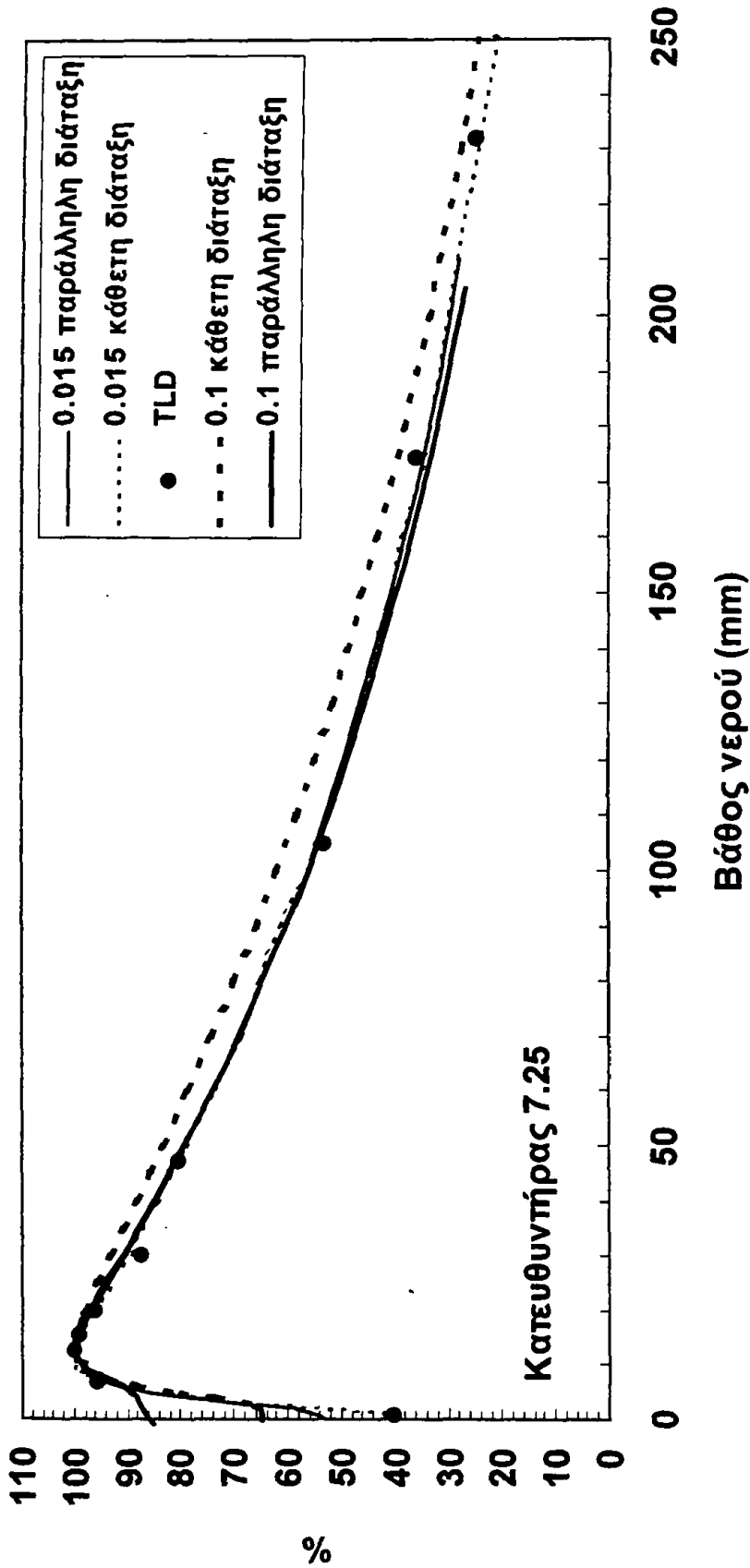
### 6.2.2 Καμπύλες δόσης βάθους

Τα δεδομένα των καμπυλών PDD δίδονται στο παράρτημα III. Στα Σχ. 6.19-6.21 δίδονται τυπικές καμπύλες PDD για τους στερεοτακτικούς κατευθυντήρες διαμέτρου οπής 7.25, 17.0, 29.2 mm, όπως προέκυψαν από τις διάφορες δοσιμετρικές τεχνικές. Τα δεδομένα του θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου 0.1 σε παράλληλη διάταξη έχουν διορθωθεί για τη βαθμίδα δόσης στον ενεργό όγκο του.

Στα Σχ.6.22-6.23 δίδεται η εξάρτηση του PDD από τη διάμετρο των στερεοτακτικών κατευθυντήρων στην επιφάνεια και σε βάθος νερού 10.5 cm, αντίστοιχα, όπως προέκυψε από τις διάφορες δοσιμετρικές τεχνικές.

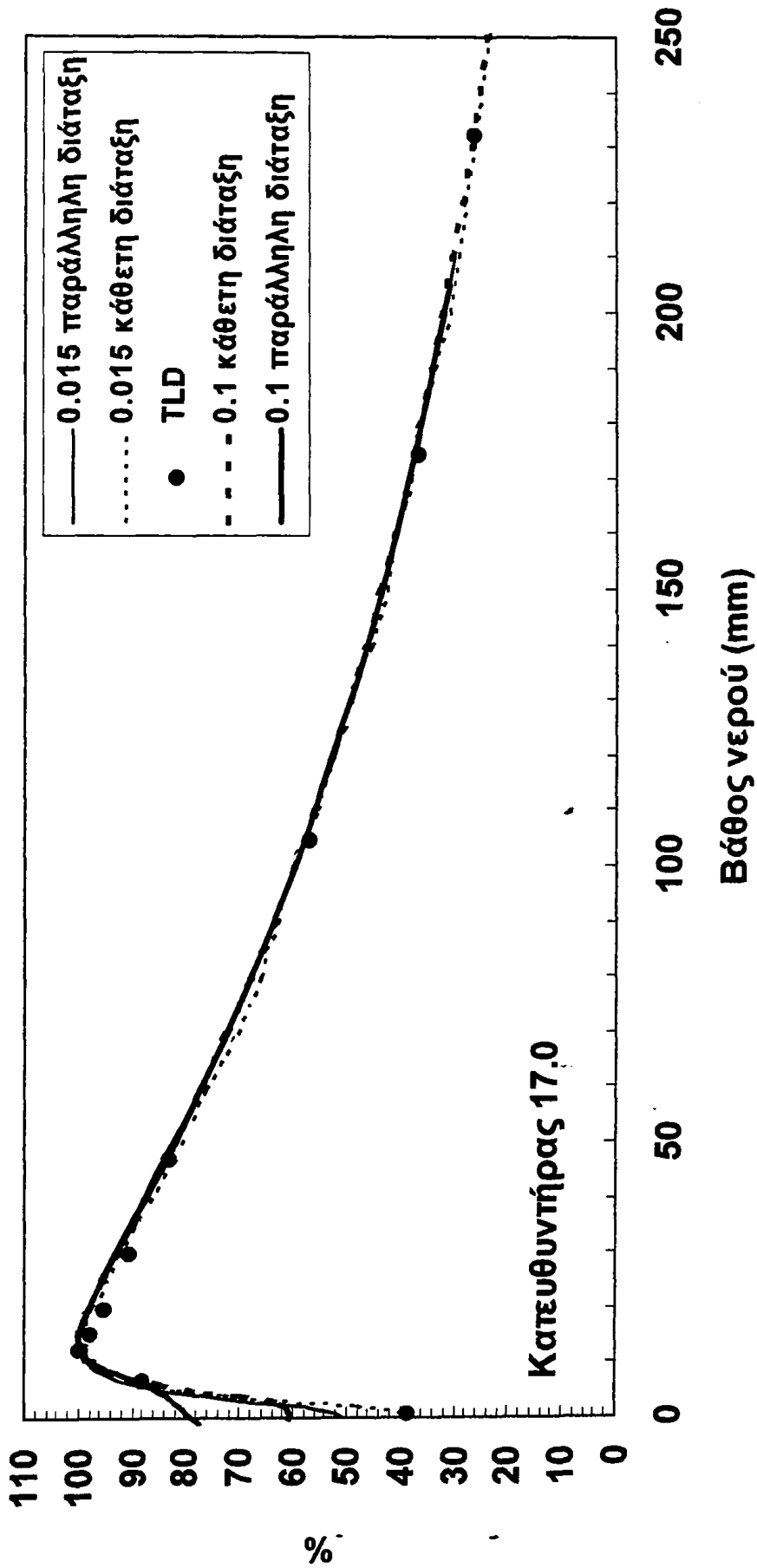
Στο Σχ.6.24 δίδονται η καμπύλη TPR που προσδιορίστηκε πειραματικά με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας και η καμπύλη TPR που προσδιορίστηκε μέσω μαθηματικής επεξεργασίας δεδομένων PDD του θαλάμου ενεργού όγκου 0.015 cm<sup>3</sup> σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης, στην περίπτωση κατευθυντήρα διαμέτρου οπής 14.0 mm.



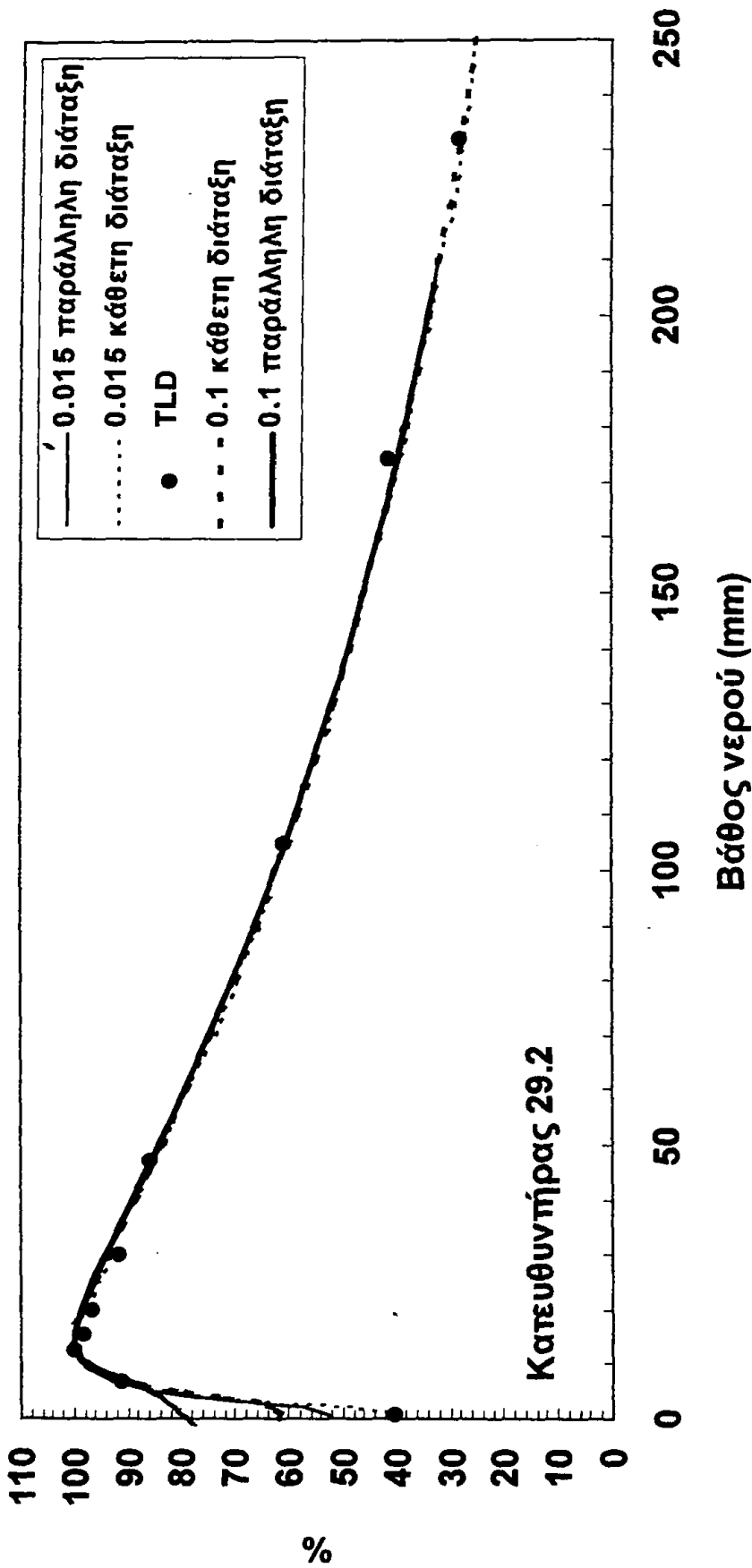


Σχήμα 6.19: PDD όπως προέκυψαν από τις διάφορες τεχνικές για τον στερεοστατικό κατευθυντήρα διαμέτρου σπής 7.25 mm.



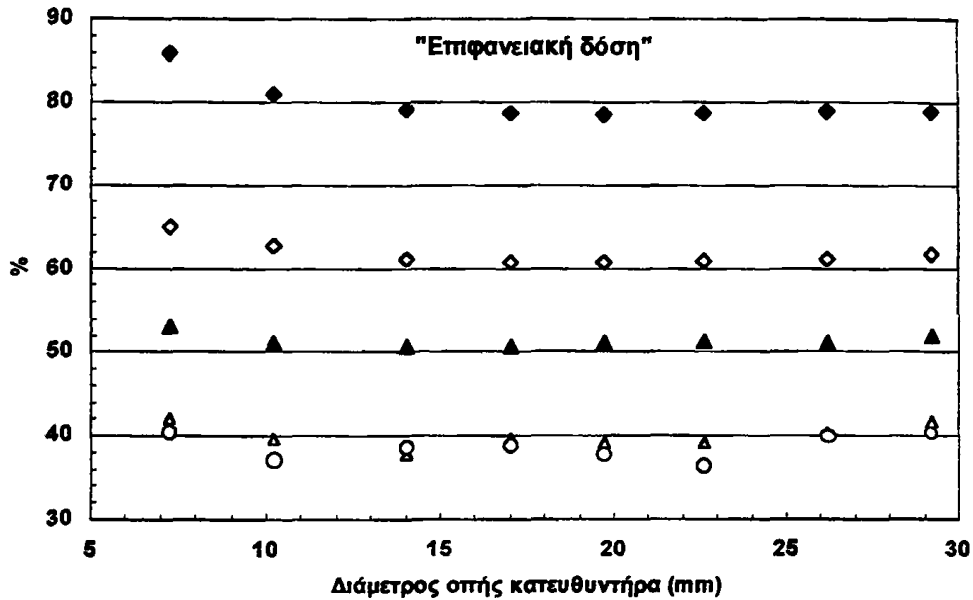


Σχήμα 6.20: PDD όπως προέκυψαν από τις διάφορες τεχνικές για τον στερεοτακτικό κατευθυντήρα διαμέτρου σπής 17.0 mm.

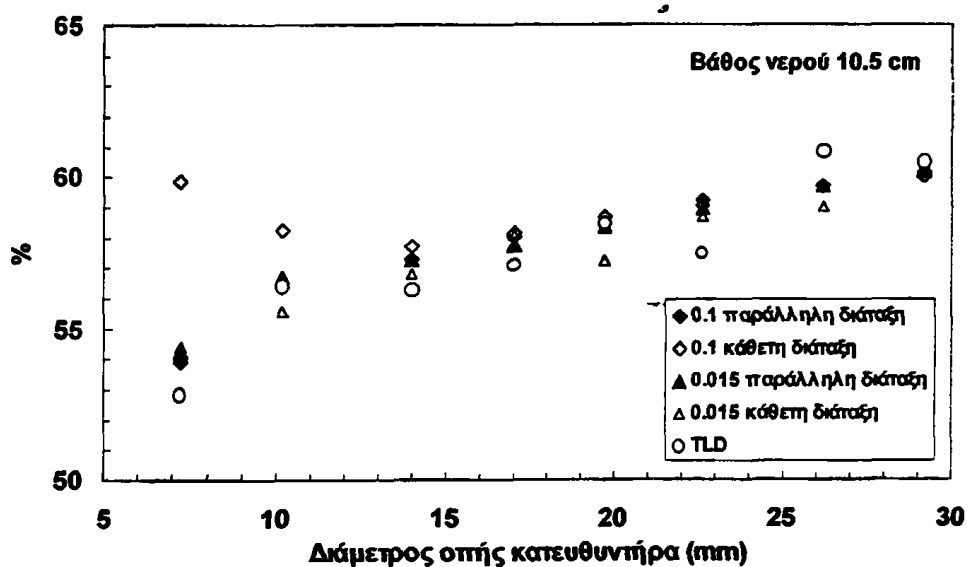


Σχήμα 6.21: PDD όπως προέκυψαν από τις διάφορες τεχνικές για τον σπινθηρομετρικό κατευθυντήρα διαμέτρου οπής 29.2 mm.



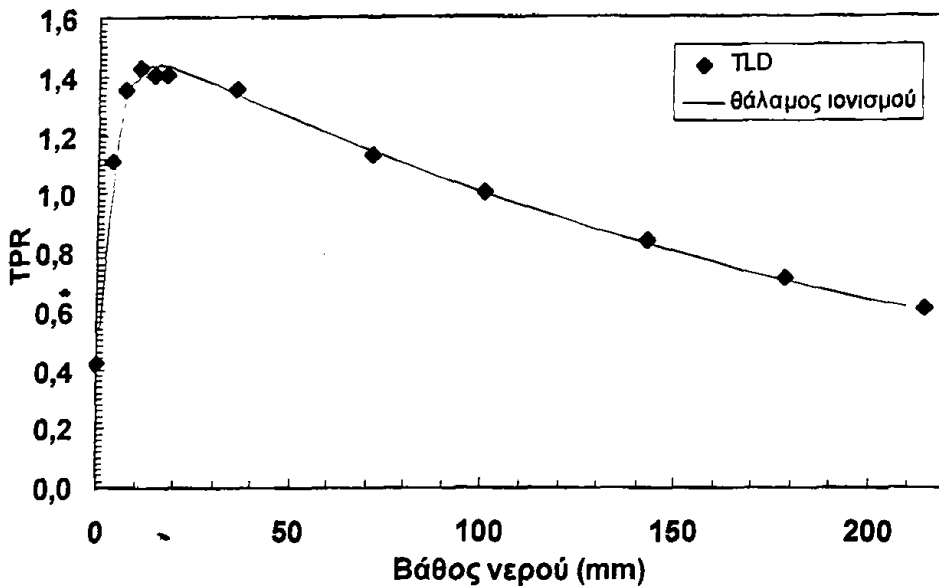


**Σχήμα 6.22:** Εξάρτηση του PDD από τη διάμετρο των στερεοτακτικών κατευθυντήρων για μετρήσεις στην επιφάνεια του ομοιώματος νερού ("επιφανειακή δόση") για τις διάφορες δοσιμετρικές τεχνικές: ♦ παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης θαλάμου 0.1 cm<sup>3</sup>; ◇ κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης θαλάμου 0.1 cm<sup>3</sup>; ▲ παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης θαλάμου 0.015 cm<sup>3</sup>; △ κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης θαλάμου 0.015 cm<sup>3</sup>; ○ TLDs.



**Σχήμα 6.23:** Εξάρτηση του PDD από τη διάμετρο των στερεοτακτικών κατευθυντήρων για βάθος νερού 10.5 cm για τις διάφορες δοσιμετρικές τεχνικές





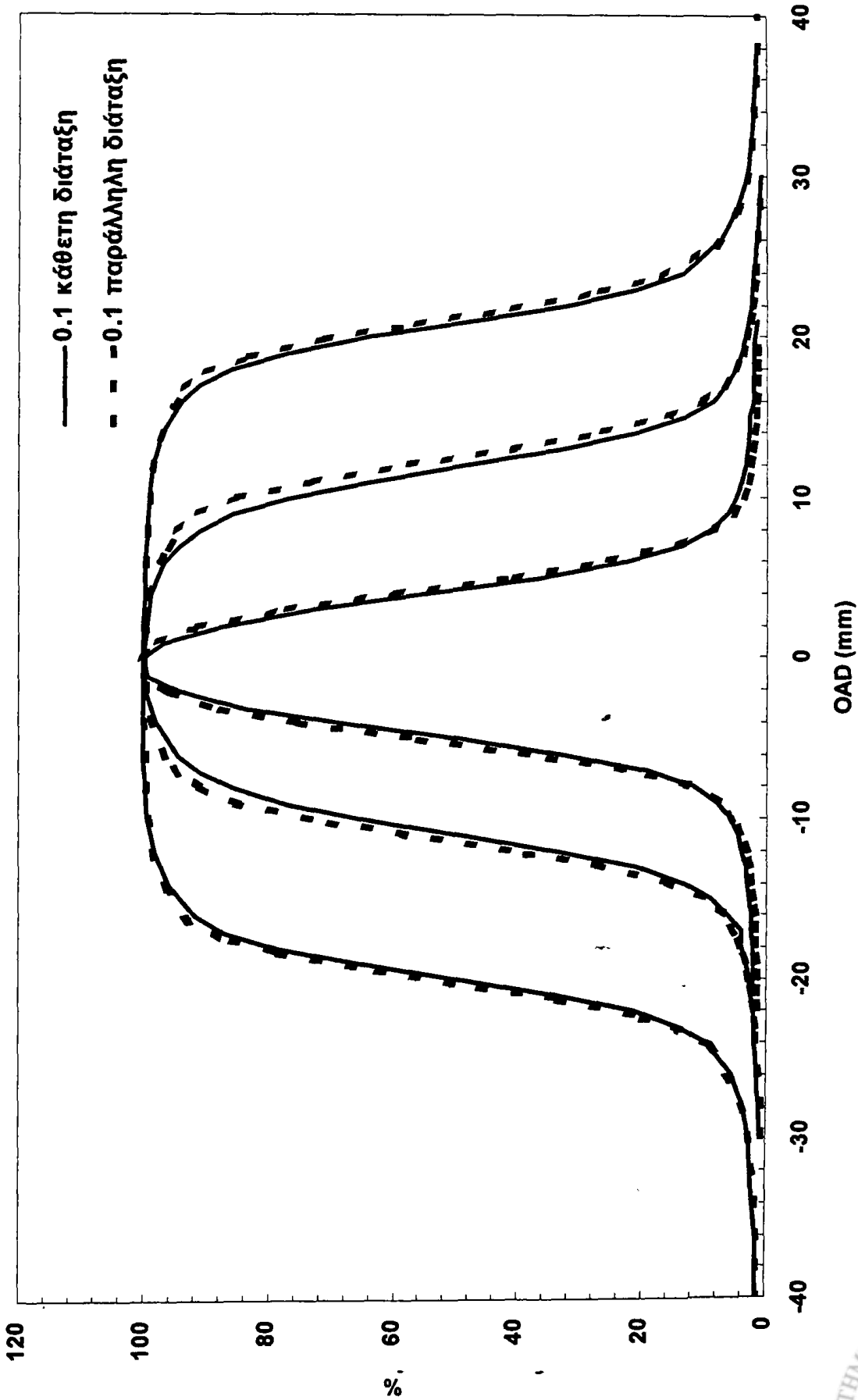
**Σχήμα 6.24:** Καμπύλες TPR που προσδιορίστηκαν: α) μέσω μαθηματικής επεξεργασίας δεδομένων PDD που ελήφθησαν με θάλαμο ιονισμού (ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης), και β) από μετρήσεις TPR με TLD, στην περίπτωση κατευθυντήρα διαμέτρου οπής  $14.0 \text{ mm}$ .

### 6.2.3 Καμπύλες προφίλ δόσης

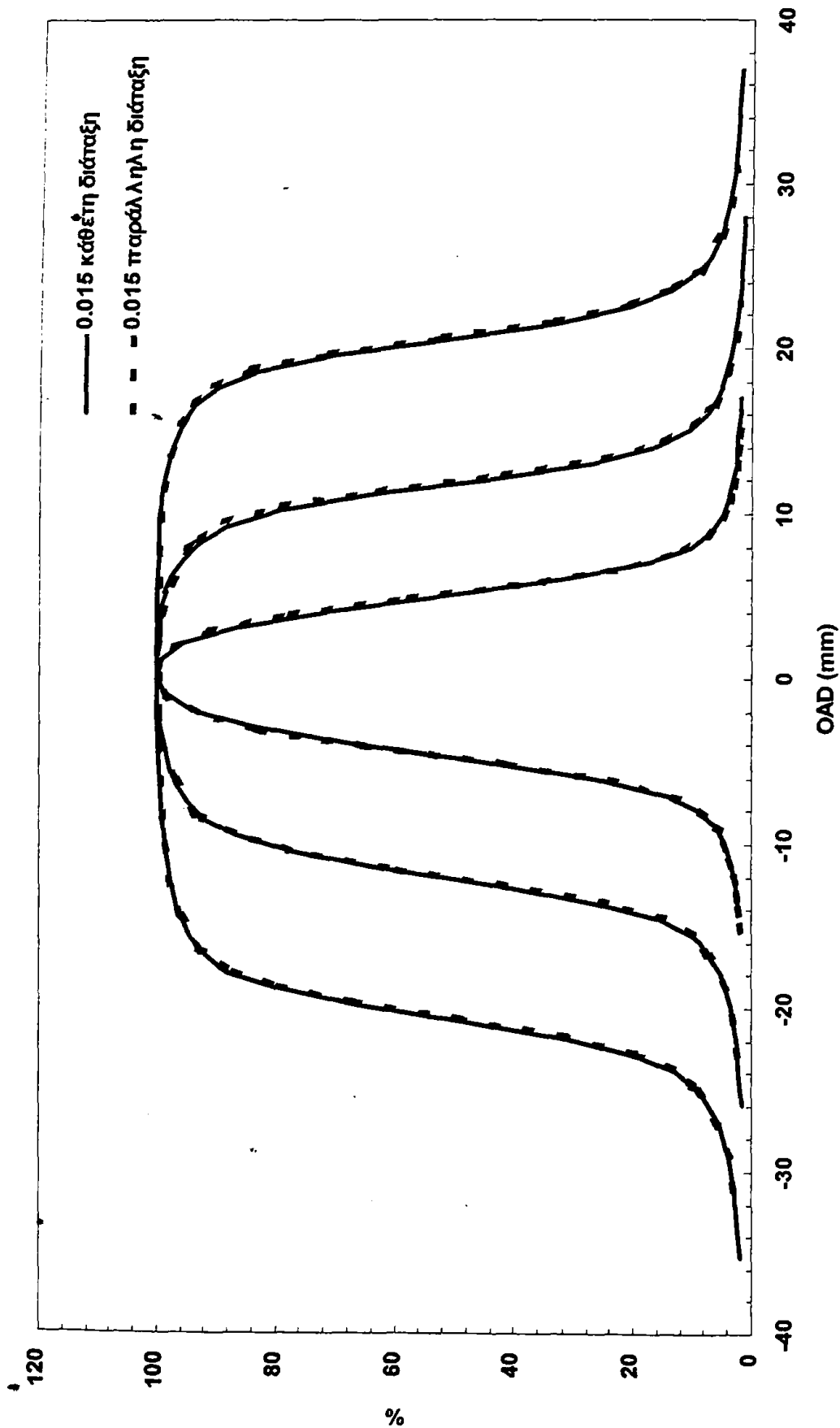
Τα δεδομένα των καμπυλών προφίλ δόσης δίδονται στο παράρτημα III. Στα Σχ.6.25-6.28 δίδονται τυπικές καμπύλες προφίλ δόσης για τους στερεοτακτικούς κατευθυντήρες διαμέτρου οπής  $7.25$ ,  $17.0$ ,  $29.2 \text{ mm}$ . Συγκεκριμένα, στο Σχ. 6.25 δίδονται τα προφίλ δόσης που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη και κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης. Στο Σχ. 6.26 δίδονται τα προφίλ δόσης που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη και κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης. Στο Σχ. 6.27 δίδονται τα προφίλ δόσης που ελήφθησαν με TLD, ενώ στο Σχ. 6.28 δίδονται τα προφίλ δόσης που ελήφθησαν με ραδιοχρωμικά και συμβατικά φιλμ (μέτρηση με σαρωτή εγγράφων και ανάλυση με το λογισμικό IP PLUS).

Στους πίνακες 6.1, 6.2 δίδεται το δοσιμετρικό μέγεθος πεδίου (FWHM) και το μέγεθος της παρασκιάς (20-80%), όπως προσδιορίστηκαν με τις διάφορες τεχνικές. Στα Σχ. 6.29 και 6.30 δίδονται το FWHM συναρτήσει του γεωμετρικού μεγέθους του πεδίου και ο λόγος του δοσιμετρικού ως προς το γεωμετρικό μέγεθος πεδίου συναρτήσει του γεωμετρικού μεγέθους του πεδίου, αντίστοιχα, για τις διάφορες τεχνικές. Βρέθηκε ότι σε καμία περίπτωση το δοσιμετρικό μέγεθος του πεδίου δε διαφέρει περισσότερο του 10% από το γεωμετρικό μέγεθος του πεδίου. Στο Σχ. 6.31 δίδεται το μέγεθος της παρασκιάς 20-80% συναρτήσει του γεωμετρικού μεγέθους του πεδίου για τις διάφορες τεχνικές. Βρέθηκε ότι το μετρούμενο μέγεθος της παρασκιάς μειώνεται όσο μικραίνει ο ενεργός όγκος του ανιχνευτή και κατά συνέπεια βελτιώνεται η διακριτική ικανότητα της τεχνικής.



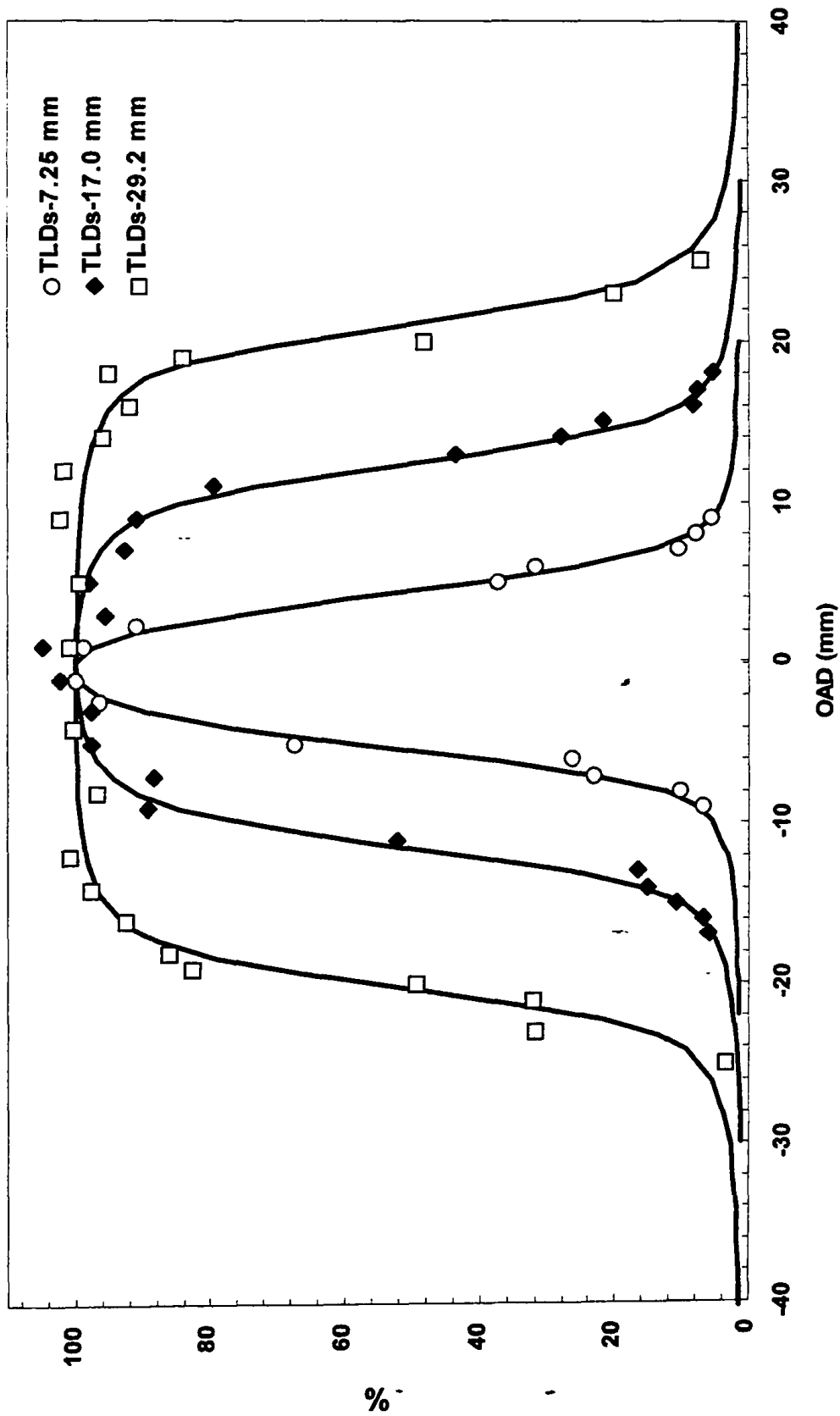


Σχήμα 6.25: Τυπικά προφίλ δόσης για τους στερεοτακτικούς καταθιγντήρες διαμέτρου οπής 7.25, 17.0 και 29.2, όπως προέκυψαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.1 cm<sup>3</sup> σε παράλληλη και κάθετη διάταξη ακτινοβολίας.



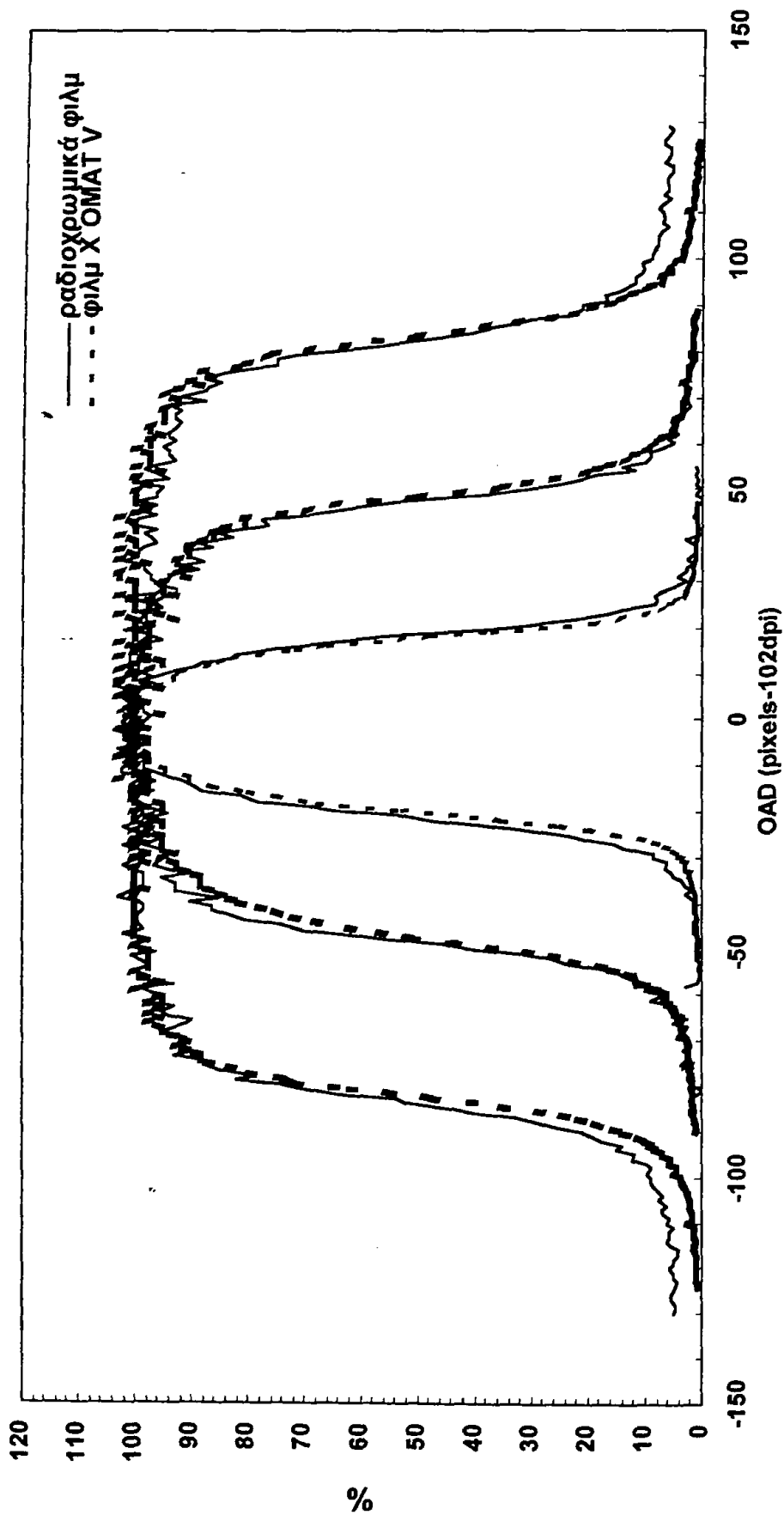
**Σχήμα 6.26:** Τυπικά προφίλ δόσης για τους στερεοστατικούς κατευθυντήρες διαμέτρου οπής 7.25, 17.0 και 29.2, όπως προέκυψαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.015 cm<sup>3</sup> σε παράλληλη και κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης.





Σχήμα 6.27: Τυπικά προφίλ δόσης για τους στερεοτακτικούς κατευθυντήρες διαμέτρου οπής 7.25, 17.0 και 29.2, όπως προέκυψαν με δοσμετρία με θερμοφωτάβγεια.





**Σχήμα 6.28:** Τυπικά προφίλ δόσης για τους στερεοτακτικούς κατευθυντήρες διαμέτρου οπής 7.25, 17.0 και 29.2, όπως προέκυψαν με χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ και φιλμ X OMAT V, τα οποία μετρήθηκαν με την τεχνική του σαρωτή εγγράφων και αναλύθηκαν μέσω του λογισμικού IP PLUS.



Διάμετρος οπής κατευθυντήρα (mm)	Γεωμετρικό μέγεθος πεδίου (mm)	Θάλαμος 0.1 cm <sup>3</sup>			Θάλαμος 0.015 cm <sup>3</sup>			
		//		⊥	//		⊥	
		FWHM (mm)	20-80% (mm)	FWHM (mm)	20-80% (mm)	FWHM (mm)	20-80% (mm)	
7.2 <sub>s</sub>	9.9	10.0	3.8	9.5	3.6	10.5	9.7	3.2 <sub>s</sub>
10.2	14.0	14.3	4.1	13.3	4.2	13.9	14.0	3.2
14.0	19.2	19.5	4.0	18.5	4.3	19.2 <sub>s</sub>	19.2	3.5
17.0	23.3	24.2	4.2	23.0	4.6	23.7	23.7	3.6 <sub>s</sub>
19.7	27.0	27.8	4.4	26.8	4.4	29.1	27.3	3.6
22.6	31.0	32.0	4.1	31.2	4.5	32.0	31.8	3.7
26.2	35.9	37.5	4.4	36.7	4.4	36.8	37.2	3.9
29.2	40.0	41.2	4.6	40.5	4.4	41.0	41.1	3.8 <sub>s</sub>

// διαμήκης άξονας θαλάμου ιονισμού παράλληλος στον κεντρικό άξονα της δέσμης  
⊥ διαμήκης άξονας θαλάμου ιονισμού κάθετος στον κεντρικό άξονα της δέσμης

**Πίνακας 6.1:** Δοσιμετρικό μέγεθος πεδίου (FWHM) και μέγεθος παρασκιάς (20-80%) των στερεοτακτικών κατευθυντήρων, όπως προέκυψαν χρησιμοποιώντας θαλάμους ενεργού όγκου 0.1 και 0.015 cm<sup>3</sup> και στις δύο γεωμετρίες ακτινοβολήσής τους.



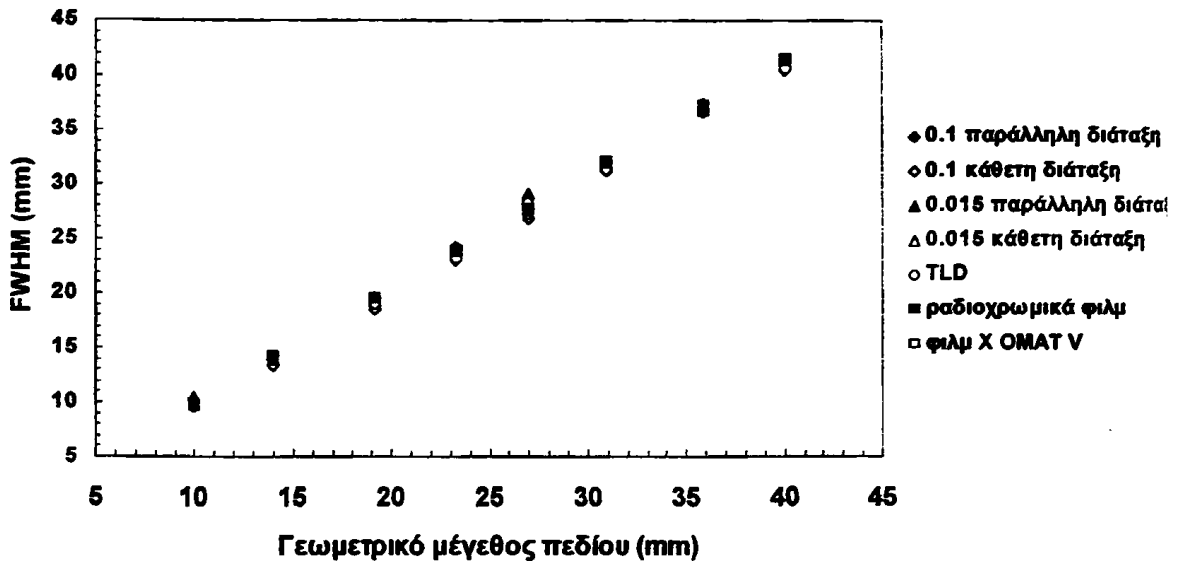
Διάμετρος οπής κατευθυντήρα (mm)	Γεωμετρικό μέγεθος πεδίου (mm)	TLD		Ραδιοχρωμικά φιλμ <sup>+</sup>		Φιλμ X OMAT V <sup>+</sup>	
		FWHM (mm)	20-80% (mm)	FWHM (mm)	20-80% (mm)	FWHM (mm)	20-80% (mm)
7.2 <sub>s</sub>	9.9	9.9	2.8	9.83 (0.08) <sup>*</sup>	1.91 (0.03) <sup>*</sup>	9.73 (0.03) <sup>*</sup>	1.85 (0.08) <sup>*</sup>
10.2	14.0	14.3	2.6	14.16 (0.09)	2.13 (0.04)	14.05 (0.07)	2.08 (0.08)
14.0	19.2	19.0	3.2	19.54 (0.04)	2.27 (0.03)	19.40 (0.02)	2.23 (0.09)
17.0	23.3	23.3	4.0	24.01 (0.08)	2.51 (0.07)	23.84 (0.03)	2.37 (0.08)
19.7	27.0	28.4	4.0	27.79 (0.04)	2.58 (0.06)	27.66 (0.05)	2.39 (0.08)
22.6	31.0	31.4	3.6	32.05 (0.06)	2.71 (0.08)	31.90 (0.02)	2.33 (0.08)
26.2	35.9	37.2	3.5	37.32 (0.07)	2.80 (0.08)	37.25 (0.03)	2.40 (0.08)
29.2	40.0	40.8	4.1	41.50 (0.09)	2.75 (0.07)	41.23 (0.04)	2.46 (0.07)

\* σφάλμα μέσης τιμής (N=3 για ραδιοχρωμικά φιλμ και N=7 για ραδιογραφικά φιλμ).

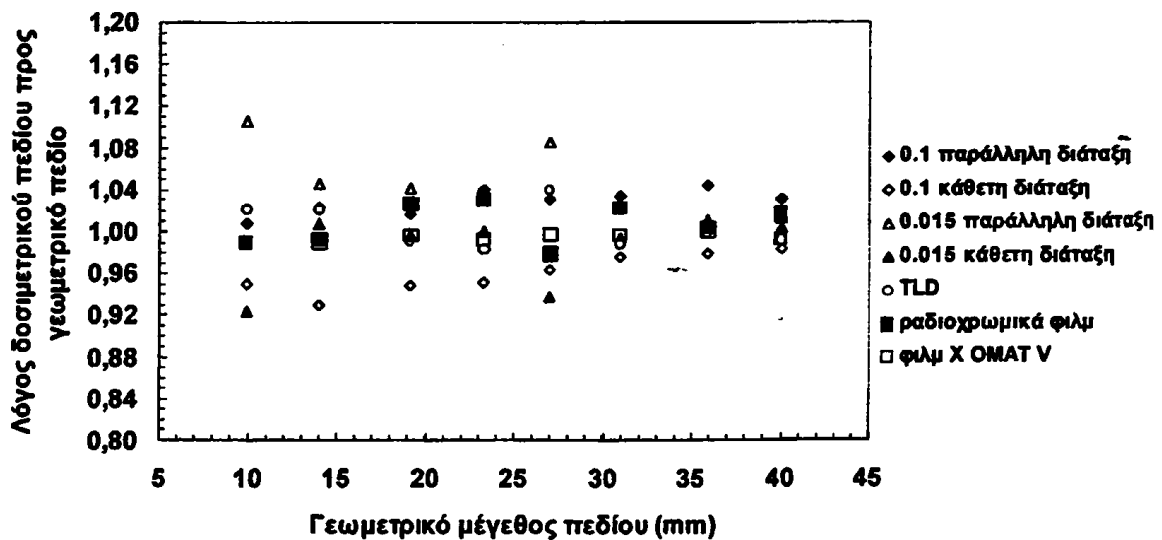
<sup>+</sup> η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε με τον σαρωτή και η ανάλυσή τους με το λογισμικό IP PLUS.

**Πίνακας 6.2:** Δοσμμετρικό μέγεθος πεδίου (FWHM) και μέγεθος παρασκιάς (20-80%) των στερεοστακτικών κατευθυντήρων, όπως προέκυψαν χρησιμοποιώντας TLD, ραδιοχρωμικά φιλμ και φιλμ X OMAT V.





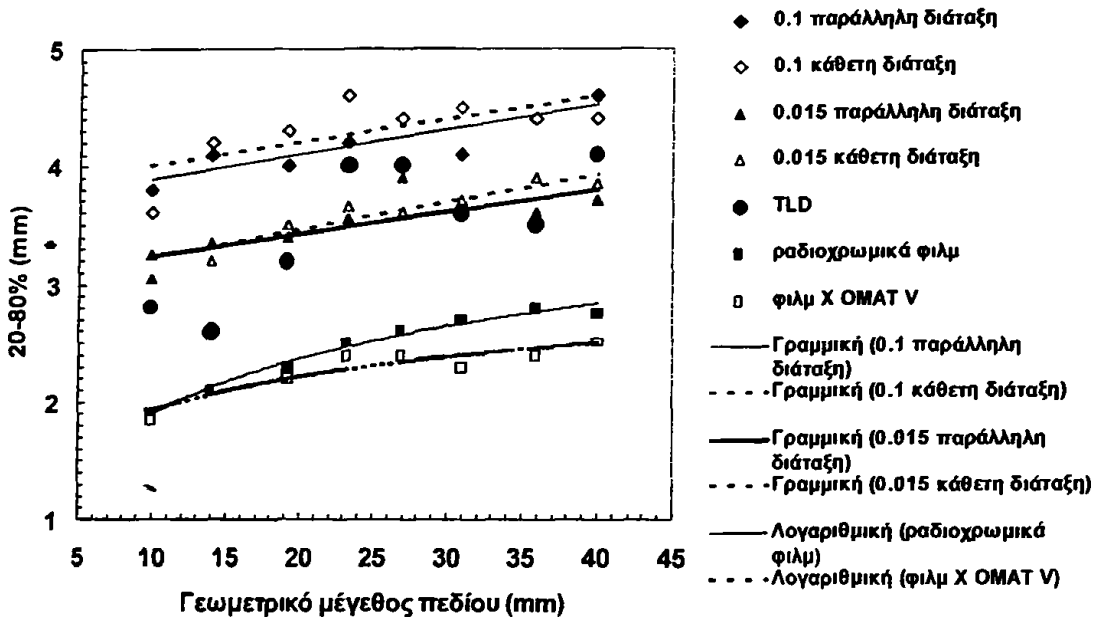
Σχήμα 6.29: Δοσιμετρικό μέγεθος πεδίου (FWHM) συναρτήσει του γεωμετρικού μεγέθους του πεδίου, για τις διαφορετικές δοσιμετρικές τεχνικές.



Σχήμα 6.30: Λόγος δοσιμετρικού ως προς γεωμετρικό μέγεθος πεδίου συναρτήσει του γεωμετρικού μεγέθους του πεδίου, για τις διαφορετικές δοσιμετρικές τεχνικές.







**Σχήμα 6.31:** Μέγεθος παρασκιάς 20-80% συναρτήσει του γεωμετρικού μεγέθους του πεδίου, για τις διαφορετικές δοσιμετρικές τεχνικές.

Για τη σύγκριση των τιμών FWHM και μεγέθους παρασκιάς που βρέθηκαν με χρήση του σαρωτή εγγράφων σε συνδυασμό με το λογισμικό IP PLUS και το σύστημα οπτικής πυκνομετρίας CRS, εφαρμόστηκε έλεγχος  $t$  κατά ζεύγη μεταξύ των τιμών FWHM (32 ζεύγη) και μεγέθους παρασκιάς (64 ζεύγη), που προέκυψαν από την ανάλυση δύο φιλμ ανά κατευθυντήρα. Δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στον προσδιορισμό του FWHM και του μεγέθους παρασκιάς με τα εν λόγω συστήματα ( $p=0.925$  και  $0.94$ , αντίστοιχα). Η μέγιστη και μέση διαφορά στις τιμές του FWHM με τα εν λόγω συστήματα ήταν  $0.8$  και  $0.25$  mm, και του μεγέθους παρασκιάς  $0.7$  και  $0.2$  mm, αντίστοιχα.

Για τη σύγκριση των τιμών FWHM και μεγέθους παρασκιάς που βρέθηκαν με χρήση του σαρωτή εγγράφων σε συνδυασμό με το λογισμικό IP PLUS και το λογισμικό που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης, εφαρμόστηκε έλεγχος  $t$  κατά ζεύγη μεταξύ των τιμών FWHM (32 ζεύγη) και μεγέθους παρασκιάς (64 ζεύγη), που προέκυψαν από την ανάλυση δύο φιλμ ανά κατευθυντήρα. Δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στον προσδιορισμό του FWHM και του μεγέθους παρασκιάς με τα εν λόγω συστήματα ( $p=0.33$  και  $0.60$ , αντίστοιχα). Η μέγιστη και μέση διαφορά στις τιμές του FWHM με τα εν λόγω συστήματα ήταν  $0.4$  και  $0.1$  mm, και του μεγέθους παρασκιάς  $0.5$  και  $0.1$  mm, αντίστοιχα.

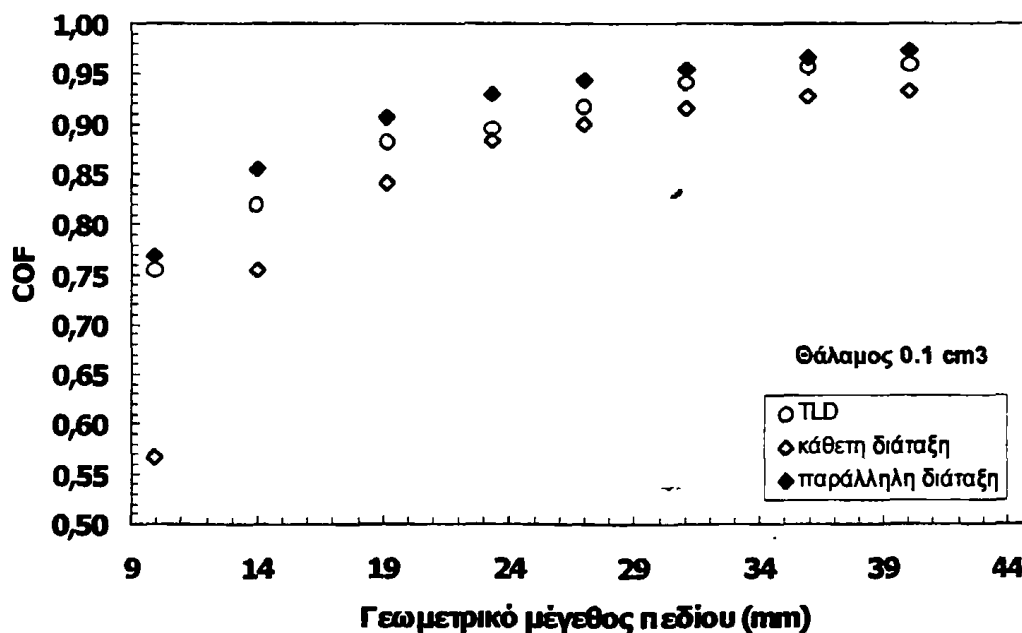
#### 6.2.4 Παροχή στερεοτακτικών κατευθυντήρων

Στον πίνακα 6.3 δίδεται η παροχή που βρέθηκε χρησιμοποιώντας τις διάφορες δοσιμετρικές τεχνικές. Στα Σχ. 6.32-6.34 δίδεται γραφικά η παροχή συναρτήσει του γεωμετρικού μεγέθους του πεδίου. Συγκεκριμένα, στο Σχ.6.32 δίδονται οι τιμές παροχής, όπως προέκυψαν για θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου  $0.1$  cm<sup>3</sup> και στις δύο διατάξεις ακτινοβολήσης. Στο Σχ.6.33 δίδονται οι τιμές παροχής, όπως προέκυψαν



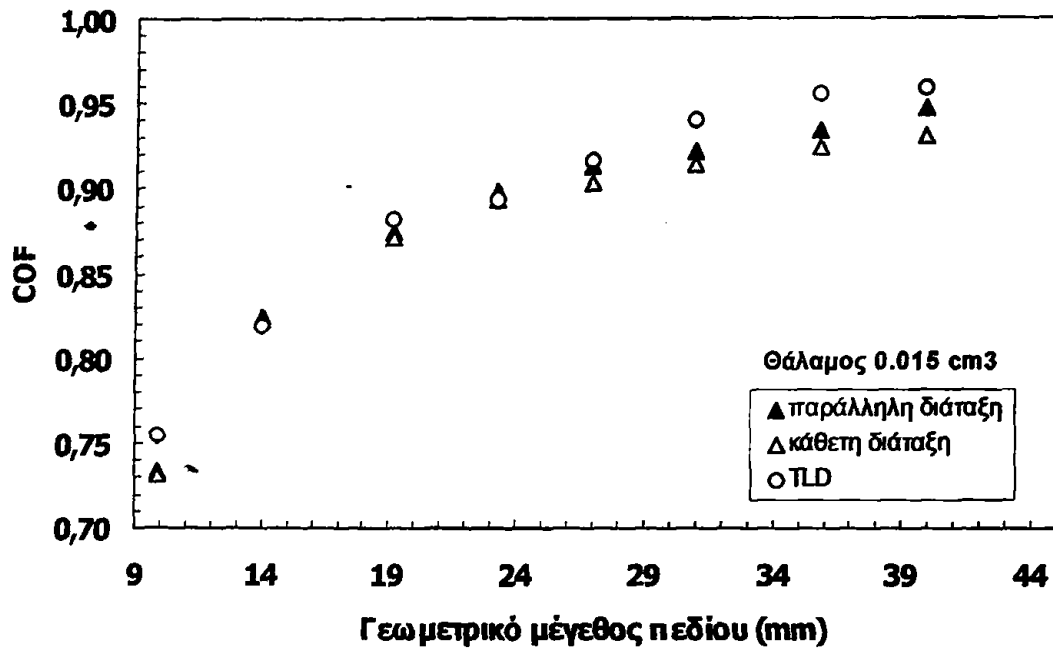
για θάλαμο ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  και στις δύο διατάξεις ακτινοβολήσης, ενώ στο Σχ. 6.34 δίδονται οι τιμές παροχής, όπως προέκυψαν με φιλμ (ραδιοχρωμικά και συμβατικά). Στα εν λόγω σχήματα δίδονται και οι τιμές παροχής, όπως προέκυψαν με χρήση TLD. Από την ανάλυση των δεδομένων προκύπτει ότι:

- α) οι τιμές παροχής που προσδιορίστηκαν χρησιμοποιώντας το θάλαμο ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης είναι συστηματικά χαμηλότερες από όλες τις υπόλοιπες τεχνικές και ιδιαίτερα σημαντική είναι η μείωση της παροχής που παρατηρείται για πεδία διαμέτρου μικρότερης των  $19.2 \text{ mm}$ ,
- β) ο θάλαμος ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη δίνει συστηματικά μεγαλύτερες τιμές παροχής από τις υπόλοιπες τεχνικές,
- γ) οι τιμές παροχής, όπως προέκυψαν χρησιμοποιώντας το θάλαμο ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης, είναι συστηματικά μεγαλύτερες από εκείνες που προκύπτουν στην κάθετη διάταξη,
- ε) οι μετρήσεις παροχής, που προέκυψαν με χρήση φιλμ εμφανίζουν σημαντική διασπορά τιμών,
- στ) δεν παρατηρούνται σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ των τιμών παροχής, όπως προσδιορίζονται με χρήση TLD, φιλμ και του θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$ .

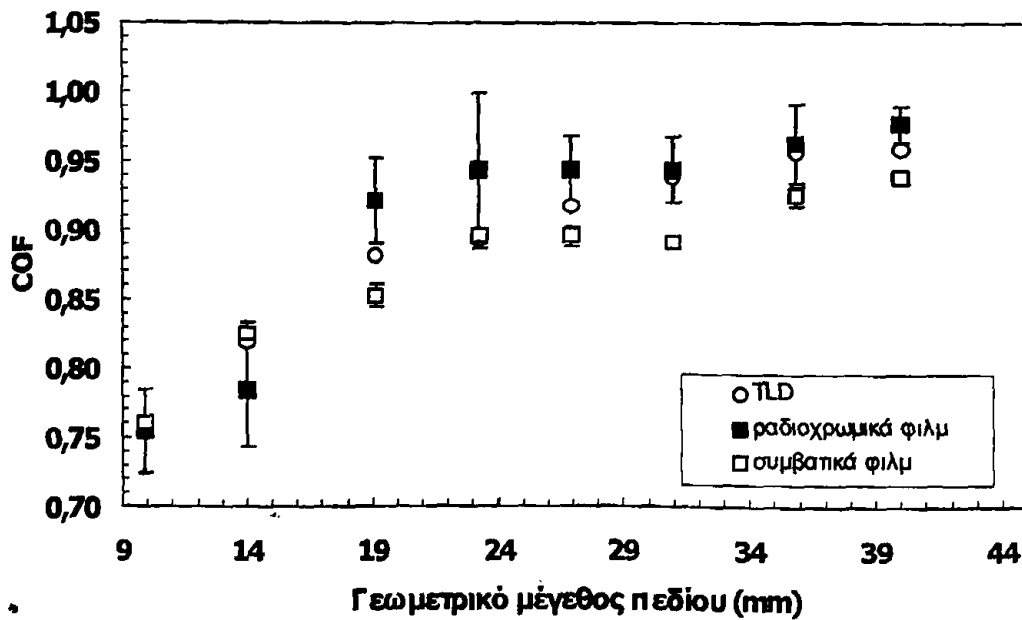


**Σχήμα 6.32:** Τιμές παροχής, όπως προέκυψαν με χρήση TLD και θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  και στις δύο διατάξεις ακτινοβολήσης.





Σχήμα 6.33: Τιμές παροχής, όπως προέκυψαν με χρήση TLD και θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου 0.015 cm<sup>3</sup> και στις δύο διατάξεις ακτινοβολήσης.



Σχήμα 6.34: Τιμές παροχής, όπως προέκυψαν με χρήση TLD και φιλμ, συμβατικών και ραδιοχρωμικών.



Γεωμετρικό μέγεθος πεδίου (mm)	Θάλαμος 0.1 cm <sup>3</sup>		Θάλαμος 0.015 cm <sup>3</sup>		TLD	Ραδιοχρωμικά φιλμ <sup>+</sup>	Φιλμ X OMAT V <sup>+</sup>
	//	⊥	//	⊥			
9.9	0.768	0.568	0.734	0.731	0.755 (±0.010)*	0.754 (±0.030)*	0.760 (±0.006)*
14.0	0.856	0.755	0.825	0.822	0.820 (±0.010)	0.785 (±0.042)	0.825 (±0.008)
19.2	0.907	0.841	0.874	0.871	0.880 (±0.008)	0.922 (±0.031)	0.853 (±0.008)
23.3	0.930	0.883	0.898	0.894	0.895 (±0.010)	0.943 (±0.056)	0.896 (±0.005)
27.0	0.943	0.900	0.913	0.904	0.922 (±0.009)	0.944 (±0.024)	0.896 (±0.007)
31.0	0.954	0.915	0.922	0.914	0.941 (±0.008)	0.944 (±0.024)	0.891 (±0.004)
35.9	0.967	0.927	0.934	0.924	0.956 (±0.009)	0.963 (±0.028)	0.925 (±0.007)
40.0	0.974	0.933	0.947	0.931	0.960 (±0.010)	0.977 (±0.013)	0.939 (±0.002)

// διαμήκης άξονας θαλάμου ιονισμού παράλληλος στον κεντρικό άξονα της δέσμης  
 ⊥ διαμήκης άξονας θαλάμου ιονισμού κάθετος στον κεντρικό άξονα της δέσμης

\* τυχαίο σφάλμα μέσης τιμής (αναφέρεται στη μέση τιμή 40 TLD ανά κατευθυντήρα, τα οποία ακτινοβολήθηκαν σε πέντε σετ πειραμάτων, σε τρία ραδιοχρωμικά φιλμ ανά κατευθυντήρα, και σε εφτά συμβατικά φιλμ ανά κατευθυντήρα)

+ η ανάλυση των φιλμ πραγματοποιήθηκε με τον σαρωτή εγγραφων και η ανάλυσή τους με το λογισμικό IP PLUS.



**Πίνακας 6.3:** Παροχή στερεοστακτικών κατευθυντήρων κανονικοποιημένη σε κλασσικό πεδίο 10x10 cm<sup>2</sup>, όπως προέκυψαν από τη χρήση των διαφορετικών δοσιμετρικών τεχνικών.

Προκειμένου να ελεγχθεί η τεχνική ανάγνωσης φιλμ με χρήση σαρωτή εγγράφων ως προς τον προσδιορισμό της δόσης πλατώ και κατέπекτασην της παροχής, στον πίνακα 6.4 δίδεται η μέση δόση πλατώ από την ανάλυση δύο συμβατικών φιλμ ανά κατευθυντήρα με χρήση σαρωτή εγγράφων. Οι ψηφιακές εικόνες αναλύθηκαν εναλλακτικά με το λογισμικό που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης (σε γλώσσα προγραμματισμού MATLAB) και το IP PLUS. Στον πίνακα ακόμη παρατίθεται και μία εκτίμηση της δόσης πλατώ,  $D_0$ , βάση της σχέσης:

$$D_0 = 80 \text{ cGy} * \text{TPR}(=0.937) * \text{COF}_{\text{TLD}},$$

όπου  $\text{COF}_{\text{TLD}}$  η παροχή των κατευθυντήρων όπως προσδιορίστηκαν με δοσομετρία θερμοφωταύγειας.

**Πίνακας 6.4:** Μέση δόση πλατώ, όπως προέκυψε από την ανάλυση συμβατικών φιλμ με χρήση σαρωτή εγγράφων σε συνδυασμό και με τα δύο λογισμικά και θεωρητική εκτίμηση της δόσης πλατώ.

Γεωμετρικό μέγεθος πεδίου (mm)	$D_{\text{IP PLUS}}$	$D_{\text{MATLAB}}$	$D_0$
9.9	57.92	56.83	56.52
14.0	63.43	63.24	61.39
19.2	63.01	62.50	66.12
23.3	68.04	67.03	67.01
27.0	67.35	67.08	68.74
31.0	67.14	66.20	70.46
35.9	70.24	69.80	71.66
40.0	70.00	69.84	71.89
100	74.42	74.06	74.96

Το λογισμικό IP PLUS δίνει συστηματικά ( $p=0.002$ ) υψηλότερες τιμές (κατά 0.8 %) δόσης πλατώ σε σχέση με το λογισμικό πρόγραμμα που αναπτύχθηκε. Η διαφορά αυτή δεν οδηγεί σε στατιστικά σημαντική ( $p=0.099$ ) διαφοροποίηση των τιμών παροχής για τα δύο λογισμικά. Επίσης, οι απόλυτες τιμές δόσης πλατώ που προσδιορίστηκαν με τα εν λόγω λογισμικά βρίσκονται σε ικανοποιητική συμφωνία με τις αναμενόμενες τιμές ( $D_0$ ).



### 6.3 ΕΠΑΛΗΘΕΥΣΗ ΣΥΝΟΛΙΚΗΣ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ

#### 6.3.1 Επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας

Στον πίνακα 6.5 δίδονται οι μέσες τιμές και το τυχαίο σφάλμα ( $N=6$  διεργασίες προσδιορισμού) των στερεοτακτικών συντεταγμένων  $x, y, z$ , του όγκου των δομών  $V$ , και της απόστασης των πιο απομακρυσμένων σημείων της κάθε δομής, όπως προσδιορίστηκαν μέσω του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας. Στον πίνακα 6.6 δίδεται η τιμή της διαφοράς των πειραματικών από τις θεωρητικές τιμές (πίνακας 5.1 για τις θεωρητικές τιμές των παραμέτρων  $x, y, d$ , και  $V$  και §5.2.3.2 για τη συντεταγμένη  $z$ ) των αντίστοιχων ποσοτήτων καθώς και το τυχαίο σφάλμα της διαφοράς.

**Πίνακας 6.5:** Μέσες τιμές και το τυχαίο σφάλμα των στερεοτακτικών συντεταγμένων  $x, y, z$ , του όγκου των δομών  $V$ , και της απόστασης των πιο απομακρυσμένων σημείων των δομών  $d$ , όπως προέκυψαν από τις έξι διεργασίες προσδιορισμού τους μέσω του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας.

Δομή	x (cm)	y (cm)	z (cm)	max απόσταση, d (cm)	Όγκος V (cm <sup>3</sup> )
μεγάλη	0.14±0.02	-0.04±0.01	4.19±0.01	2.58±0.03	4.92±0.04
μεσαία	-2.76±0.01	-2.13±0.01	4.21±0.01	2.07±0.02	2.36±0.02
μικρή	2.69±0.01	-3.49±0.02	4.10±0.00 <sub>5</sub>	1.38±0.02	0.64±0.01

**Πίνακας 6.6:** Διαφορά των πειραματικών από τις θεωρητικές τιμές των στερεοτακτικών συντεταγμένων της απόστασης των πιο απομακρυσμένων σημείων και του όγκου των τριών δομών,  $\Delta x, \Delta y, \Delta z, \Delta d$  και  $\Delta V$ , αντίστοιχα καθώς και τα αντίστοιχα τυχαία σφάλματα της διαφοράς των ποσοτήτων.

Δομή	$\Delta x$ (cm)	$\Delta y$ (cm)	$\Delta z$ (cm)	$\Delta d$ (cm)	$\Delta V$ (cm <sup>3</sup> )
μεγάλη	+0.06±0.03	+0.04±0.02	-0.09±0.02	-0.15±0.05	-0.58±0.09
μεσαία	+0.04±0.02	+0.13±0.02	-0.11±0.02	-0.20±0.03	-0.39±0.05
μικρή	+0.01±0.02	+0.01±0.02	0.00±0.02	-0.19±0.02	-0.14±0.02

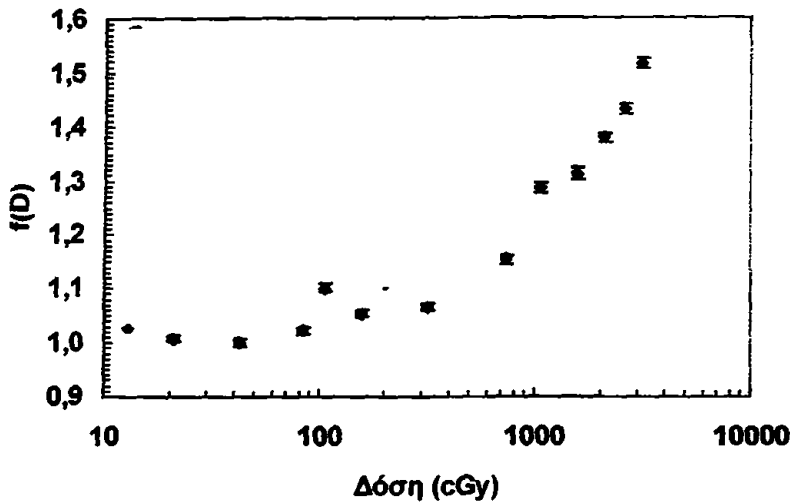
Η μέγιστη απόκλιση που παρατηρήθηκε στον προσδιορισμό των στερεοτακτικών συντεταγμένων και στον προσδιορισμό της απόστασης των πιο απομακρυσμένων σημείων των δομών ήταν  $1.3 \pm 0.2$  mm και  $2.0 \pm 0.03$  mm, αντίστοιχα. Οι πειραματικά προσδιοριζόμενοι όγκοι των δομών βρέθηκαν μεγαλύτεροι από τις αντίστοιχες θεωρητικές τιμές. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκαν ποσοστιαίες αποκλίσεις 13 % για τη μεγάλη ( $4.34 \text{ cm}^3$ ) δομή, 20 % για τη μεσαία ( $1.97 \text{ cm}^3$ ) δομή, και 28 % για τη μικρή ( $0.50 \text{ cm}^3$ ) δομή.

#### 6.3.2 Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας

##### 6.3.2.1 Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας με TLD

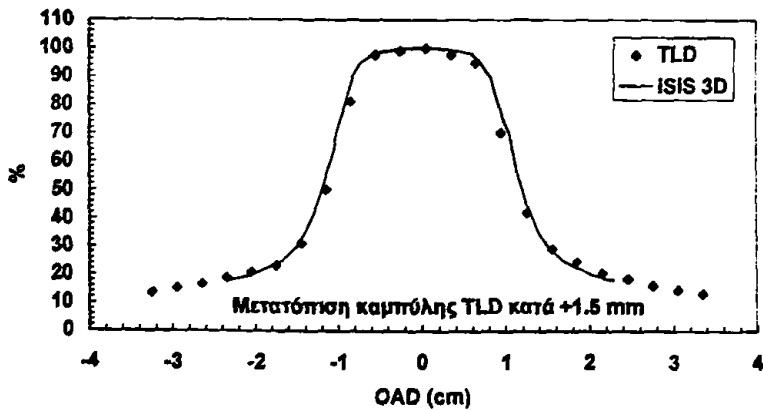
Στο Σχ. 6.35 δίδεται η καμπύλη γραμμικότητας,  $f(D)$ , των TLD που χρησιμοποιήθηκαν για την επαλήθευση της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας, κανονικοποιημένη σε δόση 0.4 Gy.



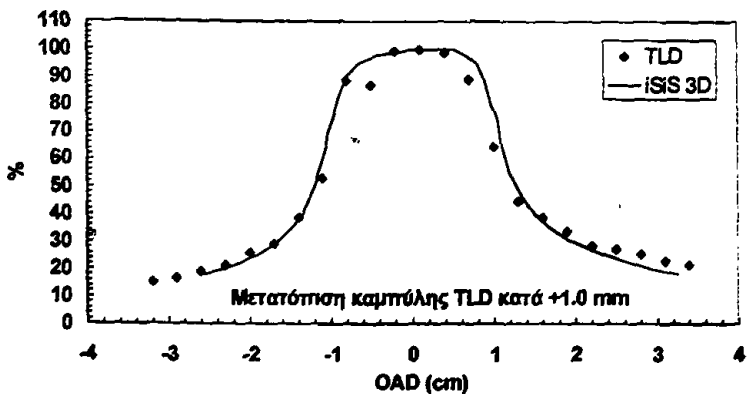


Σχήμα 6.35: Καμπύλη γραμμικότητας των TLD, που χρησιμοποιήθηκαν στην επαλήθευση της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας.

Στα Σχ. 6.36 –6.39 δίδονται οι κατανομές δόσης επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων, όπως προέκυψαν από τις επιμέρους ακτινοβολήσεις. Επί των σχημάτων αναγράφεται η σχετική μετατόπιση που εφαρμόστηκε στην κατανομή των TLD, προκειμένου να συμπέσει με την αντίστοιχη κατανομή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας.



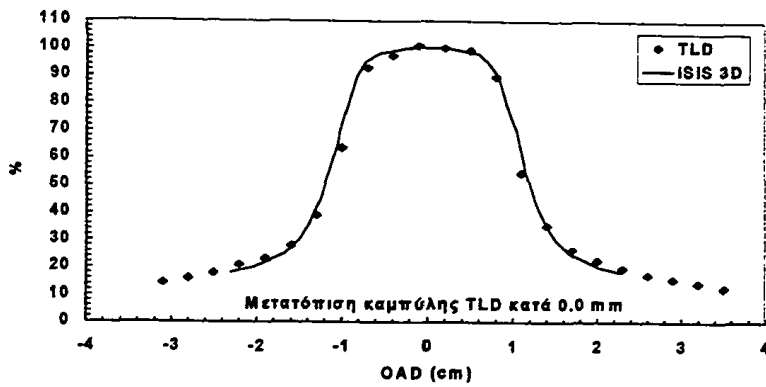
(α)



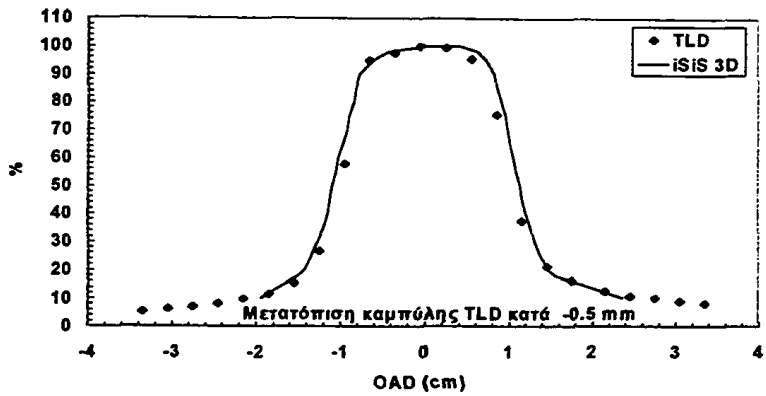
(β)

Σχήμα 6.36: Κατανομές δόσης επί των κύριων αξόνων x (α) και y (β) κατά την ακτινοβολήση TLD σε εγκάρσιο επίπεδο (πρώτη σειρά πειραμάτων).



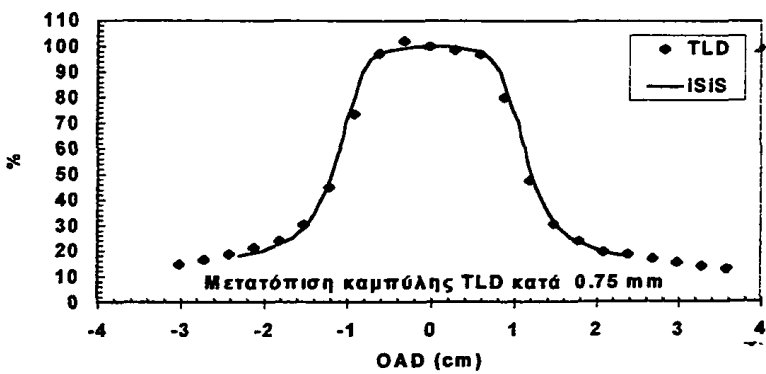


(α)

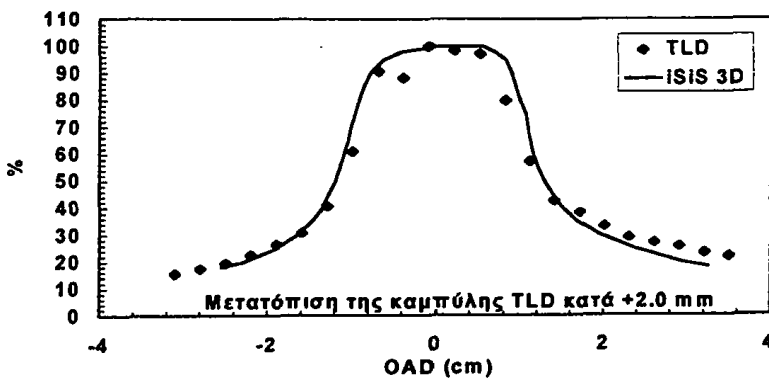


(β)

**Σχήμα 6.37:** Κατανομές δόσης επί των κύριων αξόνων  $x$  (α) και  $z$  (β) κατά την ακτινοβόληση TLD σε μετωπιαίο επίπεδο (πρώτη σειρά πειραμάτων).



(α)

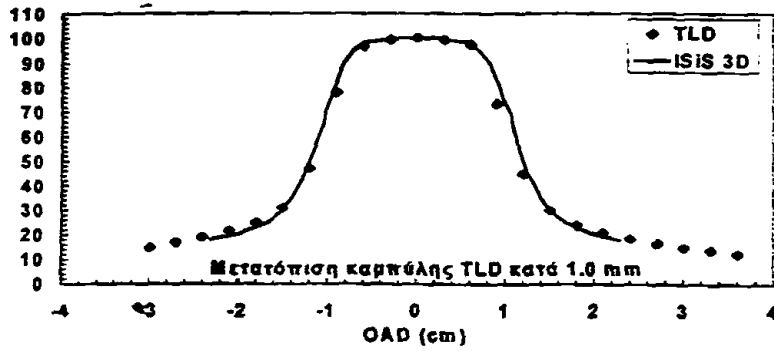


(β)

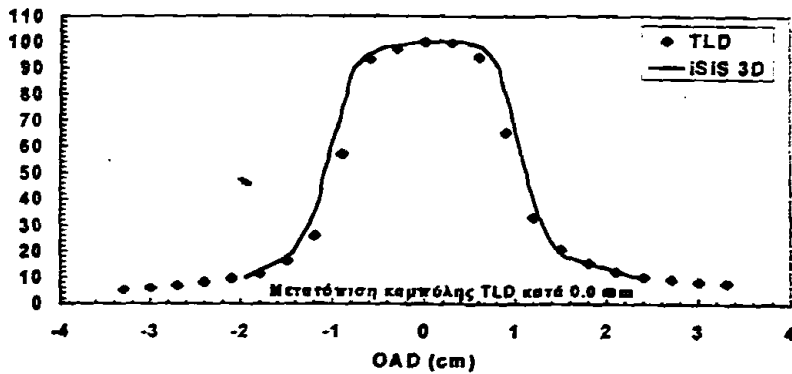
**Σχήμα 6.38:** Κατανομές δόσης επί των κύριων αξόνων  $x$  (α) και  $y$  (β) κατά την ακτινοβόληση TLD σε εγκάρσιο επίπεδο (δεύτερη σειρά πειραμάτων).







(α)



(β)

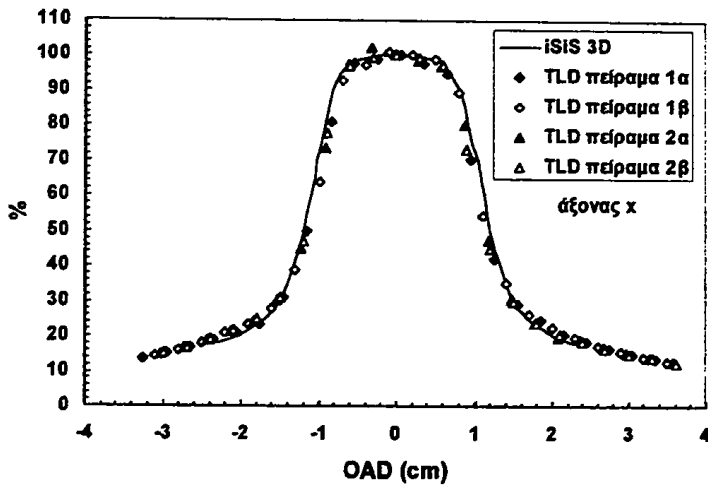
**Σχήμα 6.39:** Κατανομές δόσης επί των κύριων αξόνων  $x$  (α) και  $z$  (β) κατά την ακτινοβολήση TLD σε μετωπιαίο επίπεδο (δεύτερη σειρά πειραμάτων).

**Χωροταξική ανακρίβεια:** Η μέγιστη μετατόπιση που απαιτήθηκε 2 mm, ενώ η μέση μετατόπιση και το τυχαίο σφάλμα της ήταν  $(0.8 \pm 0.2)$  mm.

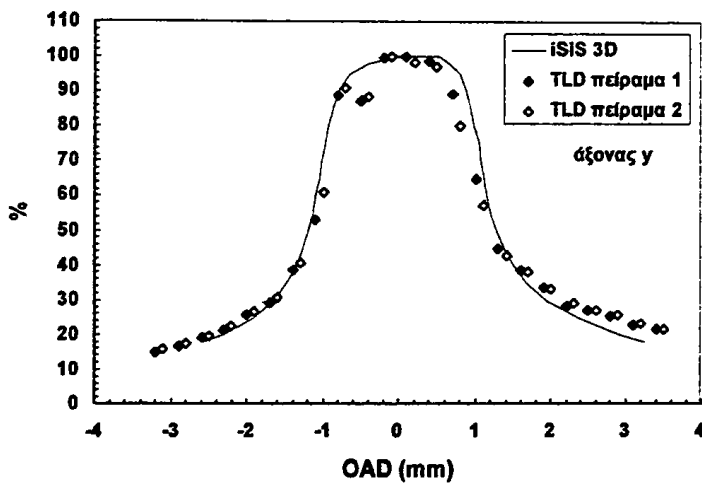
**Απόλυτη δοσιμετρία:** Η μέση τιμή δόσης ισοκέντρου και το αντίστοιχο τυχαίο σφάλμα της βρέθηκε πειραματικά ότι είναι  $(15.5 \pm 0.3)$  και  $(15.1 \pm 0.2)$  Gy, για τις δύο σειρές πειραμάτων, ενώ αναμενόταν τις αντίστοιχες μέρες, με βάση την παροχή του γραμμικού επιταχυντή, 15.6 και 15.4 Gy. Η απόκλιση της αναμενόμενης από την πειραματική δόση ισοκέντρου ήταν 0.6 και 1.9 % για τις δύο σειρές πειραμάτων αντίστοιχα.

**Μορφή κατανομών δόσης:** Στο Σχ. 6.40 α,β,γ δίδονται οι κατανομές δόσεων κατά μήκος των κύριων στερεοτακτικών αξόνων,  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , αντίστοιχα, όπως προέκυψαν από το σύστημα σχεδιασμού iSiS 3D-STEREO και τα πειραματικά δεδομένα των επιμέρους ακτινοβολήσεων ανά άξονα. Βάση των καμπυλών αυτών προσδιορίστηκαν ανά άξονα οι αποστάσεις που περικλείονται από τις ισοδοσικές 10 έως 90 %, με βήματα των 10 %, τόσο για τις κατανομές δόσης που προέκυψαν από το iSiS 3D-STEREO, όσο και από τα TLD (πίνακας 6.8-6.10).

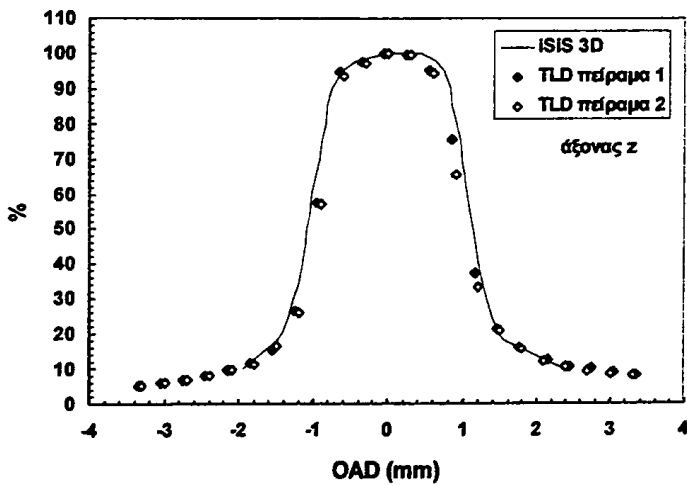




(α)



(β)



(γ)

**Σχήμα 6.40:** Κατανομές δόσεων κατά μήκος των κύριων στερεοτακτικών αξόνων,  $x$  (α),  $y$  (β),  $z$  (γ), όπως προέκυψαν από το σύστημα σχεδιασμού iSiS 3D-STEREO και από τα πειραματικά δεδομένα TLD των επιμέρους ακτινοβολήσεων ανά άξονα.



**Πίνακας 6.8:** Απόσταση ( $\Delta$ ) που περιλαμβάνεται από τις ισοδοσικές 10 έως 90% με βήματα των 10% για την κατανομή δόσης κατά μήκος του άξονα  $x$ , όπως προέκυψε τόσο από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, όσο και με τη χρήση TLD.

Ισοδοσική (%)	20	30	40	50	60	70	80	90
iSiS 3D-STEREO $\Delta$ (cm)	3.8	2.9	2.6	2.4	2.2	2.0	1.8	1.6
TLD $\Delta$ (cm)	4.2	2.9	2.5	2.3	2.0	1.9	1.7	1.5
$\Delta_{\text{iSiS 3D}} - \Delta_{\text{TLD}}$ (cm)	-0.4	0.0	0.1	0.1	0.2	0.1	0.1	0.1

**Πίνακας 6.9:** Απόσταση ( $\Delta$ ) που περιλαμβάνεται από τις ισοδοσικές 10 έως 90% με βήματα των 10% για την κατανομή δόσης κατά μήκος του άξονα  $y$ , όπως προέκυψε τόσο από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, όσο και με τη χρήση TLD.

Ισοδοσική (%)	20	30	40	50	60	70	80	90
iSiS 3D-STEREO $\Delta$ (cm)	5.2	4.6	2.8 <sub>5</sub>	2.5	2.2 <sub>5</sub>	2.1	1.9 <sub>5</sub>	1.7
TLD $\Delta$ (cm)	6.2	3.8	2.8	2.3 <sub>5</sub>	2.0 <sub>5</sub>	1.9	1.7	1.4 <sub>5</sub>
$\Delta_{\text{iSiS 3D}} - \Delta_{\text{TLD}}$ (cm)	1.0	0.8	0.0 <sub>5</sub>	0.1 <sub>5</sub>	0.2	0.2	0.2 <sub>5</sub>	0.2 <sub>5</sub>

**Πίνακας 6.10:** Απόσταση ( $\Delta$ ) που περιλαμβάνεται από τις ισοδοσικές 10 έως 90% με βήματα των 10% για την κατανομή δόσης κατά μήκος του άξονα  $z$ , όπως προέκυψε τόσο από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, όσο και με τη χρήση TLD.

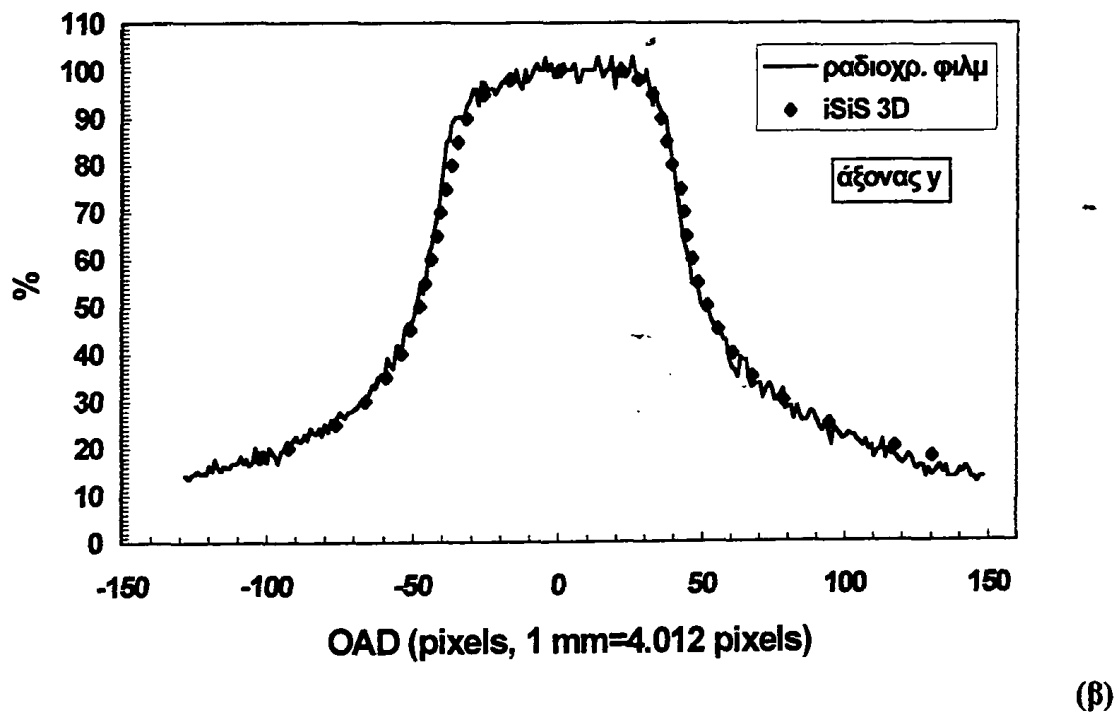
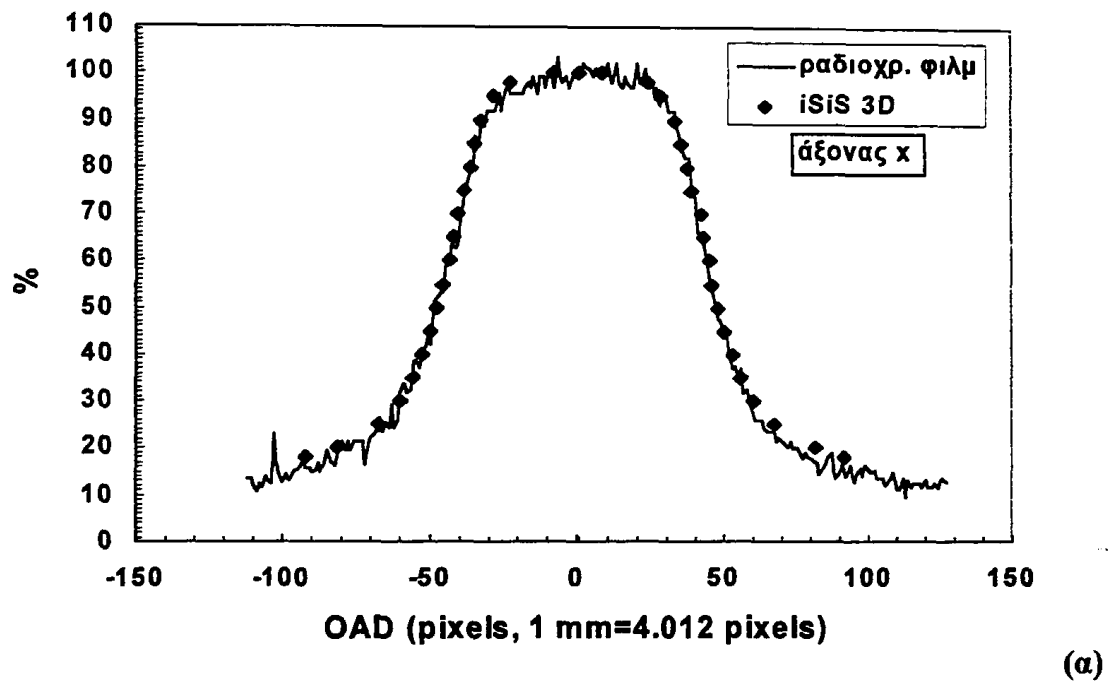
Ισοδοσική (%)	10	20	30	40	50	60	70	80	90
iSiS 3D-STEREO $\Delta$ (cm)	4.3 <sub>5</sub>	2.9 <sub>5</sub>	2.6	2.3 <sub>5</sub>	2.2	2.1	1.9	1.7 <sub>5</sub>	1.6
TLD $\Delta$ (cm)	4.3 <sub>5</sub>	2.9	2.4	2.2	2.0	1.9	1.7	1.6	1.3 <sub>5</sub>
$\Delta_{\text{iSiS 3D}} - \Delta_{\text{TLD}}$ (cm)	0	0.0 <sub>5</sub>	0.2	0.1 <sub>5</sub>	0.2	0.2	0.2	0.1 <sub>5</sub>	0.2 <sub>5</sub>

Από την προηγούμενη ανάλυση προκύπτει ότι οι κατανομές δόσης των TLD είναι στενότερες (~1-2 mm) από τις αντίστοιχες που προκύπτουν από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας και ότι η δόση εκτός πεδίου βρέθηκε λίγο υψηλότερη από την αντίστοιχη του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας.

### 6.3.2.2 Επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης με ραδιοχρωμικά φιλμ

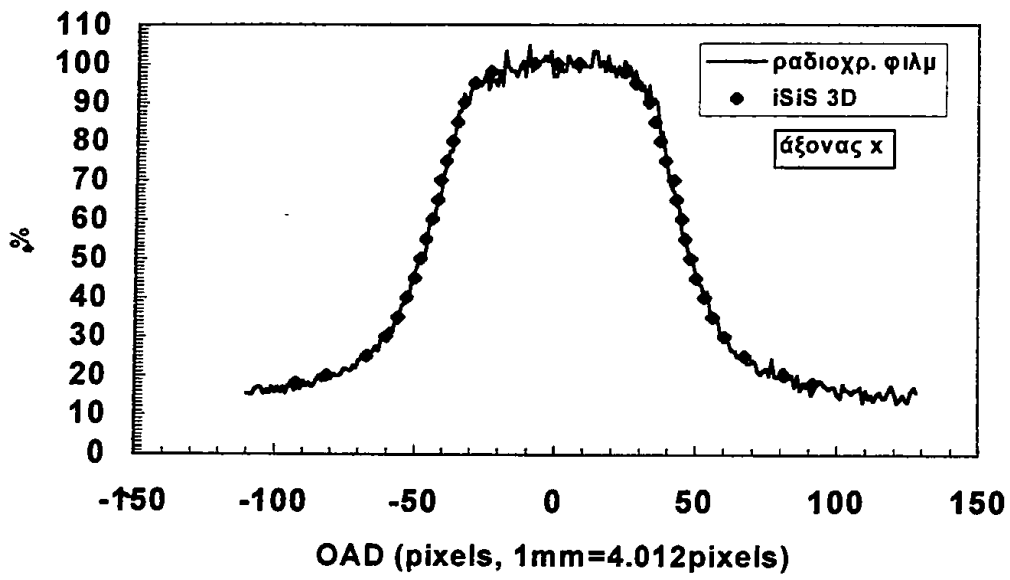
Στα Σχ. 6.41-6.42 δίδονται οι κατανομές δόσης επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων, όπως προέκυψαν από τις επιμέρους ακτινοβολήσεις. Παρατηρήθηκε ικανοποιητική συμφωνία των προφίλ δόσης που υπολογίστηκαν μέσω του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας με τα αντίστοιχα που προέκυψαν με χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ.



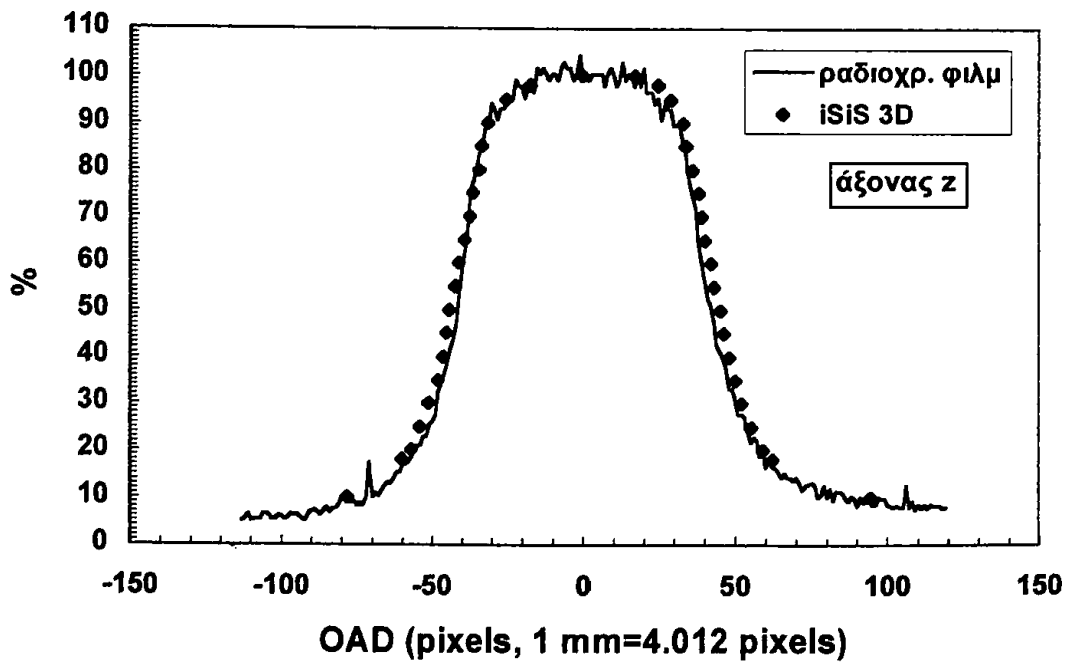


**Σχήμα 6.41:** Κατανομές δόσης επί των κύριων αξόνων  $x$  (α) και  $y$  (β) κατά την ακτινοβολήση ραδιοχρωμικού φιλμ σε εγκάρσιο επίπεδο.





(α)



(β)

Σχήμα 6.42: Κατανομές δόσης επί των κύριων αξόνων x (α) και z (β) κατά την ακτινοβόληση ραδιοχρωμικού φιλμ σε μετωπιαίο επίπεδο.



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

### Συζήτηση

#### 7.1 ΤΕΧΝΙΚΗ ΜΕΤΡΗΣΗΣ ΦΙΛΜ

Οι σύγχρονοι σαρωτές εγγράφων καλύπτουν τις ανάγκες υψηλής χωρικής διακριτικής ικανότητας για την ανάλυση τόσο συμβατικών, όσο και ραδιοχρωμικών φιλμ. Επιπρόσθετα, η δυνατότητα σάρωσης με ερυθρό φως που προσφέρουν ορισμένοι από αυτούς, καλύπτουν τις ειδικές απαιτήσεις, ως προς το μήκος κύματος σάρωσης των ραδιοχρωμικών φιλμ. Στην παρούσα εργασία μελετήθηκε η δυνατότητα χρήσης ενός εμπορικού σαρωτή εγγράφων στην οπτική πυκνομετρία δύο διαστάσεων με χρήση τόσο ραδιοχρωμικών, όσο και συμβατικών φιλμ.

Ένα από τα πιο σημαντικά χαρακτηριστικά συστημάτων απεικόνισης για οπτική πυκνομετρία δύο διαστάσεων (όπως αυτό του σαρωτή εγγράφων), είναι η ομοιομορφία του συστήματος φωτεινών πηγών και της απόκρισης των ανιχνευτών (Nirromand-Rad συν. 1998). Για το σύστημα πρόσθετης φωτεινής πηγής και σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη, βρέθηκε ομοιόμορφη κατανομή της διαφάνειας σε όλη την ενεργή περιοχή σάρωσης στην περίπτωση σάρωσης με κυανό και ερυθρό φως. Αντίθετα, στην περίπτωση σάρωσης με πράσινο και παγχρωματικό φως, βρέθηκε ανομοιόμορφη κατανομή της διαφάνειας. Λαμβάνοντας υπόψη ότι, οι σαρώσεις περιορίστηκαν στην κεντρική περιοχή της ενεργής επιφάνειας του σαρωτή και η μέγιστη διάσταση των φιλμ που αναλύθηκαν με παγχρωματικό φως ήταν της τάξης των 6 cm, η ανομοιομορφία λόγω των ενδογενών χαρακτηριστικών του συστήματος μέτρησης περιορίστηκε στο ~1%. Παρόμοια αποτελέσματα αναφέρουν και οι Stevens συν. 1996 για την περίπτωση ραδιοχρωμικών φιλμ. Χρησιμοποιώντας σαρωτή εγγράφων Hewlett Packard ScanJet Pech και ερυθρό φως σάρωσης, αναφέρουν ομοιόμορφη κατανομή της διαφάνειας σε όλη την ενεργή περιοχή πέραν των 2 mm από τα όρια της ενεργής περιοχής. Οι εν λόγω συγγραφείς δεν δίνουν στοιχεία για την ομοιομορφία όταν γίνεται χρήση άλλων μηκών κύματος.

##### 7.1.1 Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά ραδιοχρωμικών φιλμ

A. Στην παρούσα μελέτη βρέθηκε πολύ μεγαλύτερη μεταβολή της OD συναρτήσει της δόσης πραγματοποιώντας σάρωση των ραδιοχρωμικών φιλμ με φως στην ερυθρή περιοχή του φάσματος όπως αναμενόταν, λαμβάνοντας υπόψη ότι η κορυφή απορρόφησής τους κείται στο ερυθρό τμήμα του φάσματος (Nirromand-Rad συν., 1998). Επιπλέον, στη βιβλιογραφία αναφέρεται (Stevens συν., 1996) ότι η ευαισθησία και η γραμμικότητα της απόκρισης του φιλμ με τη δόση, βελτιώνεται όσο το μήκος κύματος, που χρησιμοποιείται για την ανάλυση των ραδιοχρωμικών φιλμ, προσεγγίζει την μέγιστη κορυφή απορρόφησης (~675 nm) στο φάσμα απορρόφησης του φιλμ.

Οι Klassen συν., 1997 αναφέρουν ότι μετρώντας με μήκος κύματος  $676 \pm 3.5$  nm ραδιοχρωμικά φιλμ (MD-55-2), που είχαν ακτινοβοληθεί σε μονάδα Co-60, βρέθηκε  $OD=0.5$  για δόση 4 Gy. Στην παρούσα μελέτη, για παρόμοιες συνθήκες



ακτινοβόλησης βρέθηκε  $OD=0.5$  για δόση 32 Gy. Οι Reinstein συν., 1997 μέτρησαν ραδιοχρωμικά φιλμ (MD-55-2) που είχαν ακτινοβοληθεί σε επιταχυντή 6 MV, με δύο συστήματα οπτικής πυκνομετρίας: α) με σύστημα που χρησιμοποιεί laser He-Ne (632.8 nm), και β) με σύστημα που φέρει φωτεινή πηγή υψηλής ισχύος LED, της οποίας η φωτεινή δέσμη περιορίζεται με φίλτρο εύρους 11 nm στη μέγιστη κορυφή απορρόφησης. Αναφέρουν  $OD=0.5$  για δόσεις 27.5 και 7.5 Gy για τα δύο συστήματα μέτρησης, αντίστοιχα. Στην παρούσα μελέτη για παρόμοιες συνθήκες ακτινοβόλησης βρέθηκε  $OD=0.5$  για δόση 34 Gy.

Από τα παραπάνω φαίνεται ότι η παρούσα τεχνική μέτρησης με σαρωτή εγγράφων είναι μικρότερης ευαισθησίας (~0.2 φορές) από άλλες τεχνικές που χρησιμοποιούν φωτεινή πηγή με μήκος κύματος πλησιέστερα στη μέγιστη κορυφή απορρόφησης του φιλμ (~675 nm), αλλά προσεγγίζει ικανοποιητικά (~0.8 φορές) την ευαισθησία ενός οπτικού πυκνόμετρου laser He-Ne, το οποίο έχει πολύ μεγαλύτερο κόστος από το σύστημα που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη.

**B.** Η εξάρτηση της OD από την απορροφούμενη δόση στο νερό περιγράφηκε ικανοποιητικά από πολυωνυμική συνάρτηση δευτέρου βαθμού για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε επιταχυντή 6 MV και τρίτου βαθμού για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε μονάδα Co-60, για το συγκεκριμένο εύρος δόσεων που μελετήθηκε στην κάθε μονάδα. Η ποσοστιαία διαφορά από τα πειραματικά σημεία των αντίστοιχων σημείων της συνάρτησης που προσαρμόστηκε σε αυτά, για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν στον γραμμικό επιταχυντή, βρέθηκε θετική και αυξάνεται καθώς η δόση μειώνεται (για περιοχή δόσεων <10Gy). Κατά συνέπεια, η εφαρμογή της καμπύλης βαθμονόμησης οδηγεί σε συστηματική υποεκτίμηση των μικρών δόσεων, με αποτέλεσμα την υποεκτίμηση του μεγέθους παρασκιάς των στερεοτακτικών πεδίων. Η μέγιστη υποεκτίμηση στο μέγεθος της παρασκιάς ήταν 0.2 mm. Παρόμοια ήταν τα ευρήματα και για ακτινοβολήσεις που πραγματοποιήθηκαν σε μονάδα Co-60.

Δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών OD όπως προσδιορίστηκαν από ανεξάρτητες καμπύλες βαθμονόμησης που ελήφθησαν στον επιταχυντή σε διάστημα δύο μηνών. Για τον λόγο αυτό και προκειμένου να περιοριστεί η κόπωση του επιταχυντή, χρησιμοποιήθηκε η ίδια καμπύλη βαθμονόμησης για πειράματα που πραγματοποιήθηκαν μέχρι και τρεις μέρες μετά τις ακτινοβολήσεις για την καμπύλη βαθμονόμησης. Βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στις καμπύλες βαθμονόμησης που ελήφθησαν στη μονάδα Co-60 σε διάστημα ενός έτους. Ωστόσο, η διαφορά μεταξύ των καμπυλών είναι μικρότερη του 0.5 %.

Δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των καμπυλών βαθμονόμησης του επιταχυντή 6 MV και της μονάδας Co-60. Παρόμοια αποτελέσματα αναφέρουν και οι Meigooni συν., 1996. Ως εκ τούτου, μπορεί να θεωρηθεί ότι, αν υπήρχε κάποια διαφοροποίηση στην απόκριση των φιλμ στα δύο αυτά είδη ακτινοβολίας, αυτή δεν έχει κλινική σημασία.

**Γ.** Στην παρούσα μελέτη η ομοιομορφία της απόκρισης των φιλμ [ $sd(OD)/\langle OD \rangle$ ] μήκους 6 cm, που είχαν ακτινοβοληθεί σε δόση 25 Gy, βρέθηκε της τάξης του 2 %. Οι Butson συν., 1998 για φιλμ παρόμοιου τύπου, μήκους 4-6 cm και ακτινοβολημένων σε δόση 40 Gy, αναφέρουν παρόμοιες τιμές (<1 % στην μία κατεύθυνση ως προς την επίστρωση του φιλμ και <2.5 % στην άλλη κατεύθυνση).



Στο AAPM TG 55 (Niroomand-Rad συν., 1998) αναφέρεται ότι, σε πολυκεντρική έρευνα η ομοιομορφία φιλμ τύπου MD-55-2 [ορισμένη ως  $sd(OD)/\langle OD \rangle$ ] δεν βρέθηκε να ξεπερνά το 3 % για δόσεις >20 Gy και το 5 % για δόσεις <10 Gy.

Δ. Η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της OD και της δόσης από μετρήσεις ενός φιλμ διαστάσεων  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  βρέθηκε ότι είναι ανεξάρτητη της δόσης και 1.2 και 1.9 % (2 sd), αντίστοιχα. Οι Reinstein συν., 1997 αναφέρουν μέση διακύμανση (επί συνόλου 49 φιλμ) των μετρήσεων OD ενός φιλμ (τύπου MD-55-2 και διαστάσεων  $\sim 1.7 \times 1.7 \text{ cm}^2$ ) της τάξης του 3.6 % (2sd). Παρόλα αυτά, οι εν λόγω συγγραφείς αναφέρουν διακύμανση της μέσης OD από φιλμ σε φιλμ (επί συνόλου 49 φιλμ, τύπου MD-55-2 και διαστάσεων  $\sim 1.7 \times 1.7 \text{ cm}^2$ ) της τάξης του 3 % (2 sd). Στην παρούσα μελέτη, η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της OD και της δόσης από φιλμ σε φιλμ (φιλμ που ελήφθησαν τυχαία από ένα φύλλο ραδιοχρωμικού φιλμ, διαστάσεων  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ ) βρέθηκε πρακτικά ανεξάρτητη της δόσης (για δόσεις >10 Gy) και περίπου ίση με 3.8 και 6.4 % (2 sd), αντίστοιχα.

Η επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης που βρέθηκε με την τεχνική του σαρωτή εγγράφων δεν θεωρείται ικανοποιητική για τις ανάγκες της απόλυτης δοσιμετρίας στην ακτινοθεραπεία. Εφαρμογή τεχνικών διπλής έκθεσης (Zhu συν., 1997; Klassen συν., 1997) πιθανώς να ενδείκνυνται για την βελτίωση της επαναληψιμότητας στον προσδιορισμό της δόσης. Παρόλα αυτά, με τη συνήθη τεχνική απλής έκθεσης οι McLaughlin συν., 1996 αναφέρουν, για εύρος απορροφούμενων δόσεων 10-100 Gy, συνολική ανακρίβεια στον προσδιορισμό της δόσης στο νερό 5 % (2 sd).

Ε. Η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση που υπολογίστηκε με την τεχνική του σαρωτή εγγράφων που αναπτύχθηκε στην παρούσα μελέτη βρέθηκε  $\sim 0.5 \text{ Gy}$ . Οι Stevens συν., 1996 χρησιμοποιώντας διαφορετικό σαρωτή εγγράφων αναφέρουν ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση 0.7 Gy.

ΣΤ. Παρατηρήθηκε μη γραμμική αύξηση της OD συναρτήσει του χρονικού διαστήματος,  $\Delta T$ , από το πέρας της ακτινοβολήσης μέχρι τη μέτρηση του φιλμ. Ο ρυθμός αύξησης της OD βρέθηκε να μειώνεται όσο αυξάνεται το χρονικό διάστημα  $\Delta T$ , εύρημα που αναφέρεται και από τους McLaughlin συν., 1991 και Klassen συν., 1997. Επιπρόσθετα, ο ρυθμός μεταβολής της OD βρέθηκε να εξαρτάται και από τη δόση, εύρημα το οποίο συμφωνεί με αυτά των McLaughlin συν., 1991 και Niroomand-Rad συν., 1998. Οι Klassen συν., 1997 χρησιμοποιώντας ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου MD-55-2, τα οποία είχαν ακτινοβοληθεί σε μονάδα Co-60 σε δόση 14.2 Gy, βρήκαν λογαριθμική εξάρτηση της OD συναρτήσει του χρονικού διαστήματος, με την οποία συμφωνούν και τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης. Για παράδειγμα, για  $\Delta T \sim 310 \text{ h}$  βρήκαν μεταβολή της OD της τάξης του 17 %, η οποία προσεγγίζει τη μεταβολή του  $13 \pm 5 \%$  που προσδιορίστηκε από την παρούσα μελέτη.

Ζ. Δεν παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των OD φιλμ που υποβλήθηκαν σε μία ή σε πολλαπλές σαρώσεις, λαμβάνοντας υπόψη ότι οι πολλαπλές σαρώσεις δεν ήταν διαδοχικές και πραγματοποιήθηκαν μία σάρωση την ημέρα για δώδεκα συνεχόμενες μέρες. Οι Stevens συν., 1996 μελέτησαν την πιθανότητα η φωτεινή πηγή του σαρωτή εγγράφων που χρησιμοποιήσαν να εκθέτει το φιλμ σε υπεριώδη ακτινοβολία, καθώς επίσης και την επίδραση της θέρμανσης της φωτεινής πηγής στην περίπτωση διαδοχικών σαρώσεων. Η μελέτη τους πραγματοποιήθηκε σε





μη ακτινοβλημένο ραδιοχρωμικό φιλμ και έδειξε ότι στην περίπτωση πολλαπλών διαδοχικών σαρώσεων υπάρχει μεταβολή της μετρούμενης διαφάνειας. Συγκεκριμένα, στην περίπτωση πέντε συνεχόμενων σαρώσεων, η διαφάνεια της πέμπτης κατά σειρά σάρωσης είναι κατά 0.3% μεγαλύτερη της πρώτης κατά σειρά σάρωσης. Ως εκ τούτου πρότειναν να μεσολαβεί τουλάχιστον χρονικό διάστημα 5 min μεταξύ των σαρώσεων ώστε να μην παρατηρείται αύξηση της θερμοκρασίας του φιλμ. Επιπρόσθετα, αναφέρουν αύξηση της μετρούμενης διαφάνειας της τάξης του 0.1 % για συνολικό αριθμό σαρώσεων 16 όταν μεσολαβούσε διάστημα 5 min μεταξύ των σαρώσεων.

**H.** Οι Klassen συν., 1997 αναφέρουν ότι η OD των ραδιοχρωμικών φιλμ τύπου MD-55-2 επηρεάζεται σημαντικά λόγω της πόλωσης του φωτός που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση των φιλμ. Στην περίπτωση αναστροφής του φιλμ αναφέρουν μεταβολή της OD της τάξης του 4-10 %. Στην παρούσα μελέτη βρέθηκε μεταβολή της OD της τάξης του 1 %. Η ανακρίβεια αυτή που σχετίζεται με την όψη του φιλμ που βρίσκεται σε επαφή με την ενεργή επιφάνεια του σαρωτή, εμπεριέχεται στην παρούσα εργασία στην επαναληψιμότητα στον προσδιορισμό της δόσης.

### 7.1.2 Δοσιμετρικά χαρακτηριστικά συμβατικών φιλμ

Σαρώνοντας φιλμ με διαφορετικές φασματικές περιοχές του σαρωτή δεν βρέθηκε κλινικά σημαντική μεταβολή της OD συναρτήσει της δόσης. Επιλέχθηκε η σάρωση των συμβατικών φιλμ να γίνεται με παγχρωματικό φως, δεδομένου ότι τα κλασσικά πυκνόμετρα χρησιμοποιούν πηγή λευκού φωτός, αν και η επιλογή ερυθρού ή κυανού φωτός σάρωσης μειώνει σημαντικά το σφάλμα ανομοιομορφίας του συστήματος φωτεινών πηγών-ανιχνευτών. Λαμβάνοντας υπόψη ότι οι σαρώσεις περιορίστηκαν στην κεντρική περιοχή της ενεργής επιφάνειας και η μέγιστη διάσταση των φιλμ, που αναλύθηκαν με παγχρωματικό φως, ήταν της τάξης των 6 cm, η ανομοιομορφία λόγω των ενδογενών χαρακτηριστικών του συστήματος μέτρησης περιορίστηκε στο ~1%.

Η εξάρτηση της OD από την απορροφούμενη δόση στο νερό περιγράφηκε από πολυωνυμική συνάρτηση δευτέρου βαθμού. Η ποσοστιαία διαφορά μεταξύ των πειραματικών σημείων και των αντίστοιχων σημείων της καμπύλης βαθμονόμησης, σε μικρές δόσεις βρέθηκε θετική και μειώνεται καθώς η δόση αυξάνεται. Κατά συνέπεια, η εφαρμογή της καμπύλης βαθμονόμησης οδηγεί σε συστηματική υποεκτίμηση των μικρών δόσεων (<0.3 Gy), με αποτέλεσμα την υποεκτίμηση του μεγέθους παρασκιάς (μέγιστη υποεκτίμηση 0.4 mm).

Βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά μεταξύ των τιμών OD, όπως προσδιορίστηκαν από ανεξάρτητες καμπύλες βαθμονόμησης, που ελήφθησαν στον επιταχυντή, σε διάστημα 2.5 μηνών. Δεδομένου ότι η απόκριση του φιλμ είναι άμεσα συνυφασμένη με τις συνθήκες εμφάνισης, για κάθε πείραμα λαμβάνονταν ξεχωριστή καμπύλη βαθμονόμησης.

## 7.2 ΛΗΨΗ ΒΑΣΙΚΩΝ ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

### 7.2.1 Δοσιμετρικό ομοίωμα υποδοχής TLD

Κατά την αξιολόγηση του δοσιμετρικού ομοιώματος, βρέθηκε ότι η διαταραχή του πεδίου κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης δεν ήταν στατιστικά σημαντική



ανεξάρτητα από τον αριθμό των δοσιμέτρων που γειτνιάζουν. Όσον αφορά τη διαταραχή του πεδίου σε επίπεδο κάθετο στον κεντρικό άξονα της δέσμης, δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά στην απόκριση των δοσιμέτρων για αποστάσεις 2, 5, και 20 mm μεταξύ των δοσιμέτρων. Ωστόσο, όταν τα δοσίμετρα φέρονται σε επαφή (γραμμική διάταξη), η απόκριση των TLD βρέθηκε μικρότερη (κατά μέσο όρο 3 %) από την απόκριση των αντίστοιχων TLD, τα οποία είχαν τοποθετηθεί στο δοσιμετρικό ομοίωμα με τουλάχιστον 2 mm απόσταση μεταξύ τους. Ως εκ τούτου, σε επίπεδο κάθετο ως προς τον κεντρικό άξονα της δέσμης, απαιτείται απόσταση τουλάχιστον 2 mm μεταξύ των γεωμετρικών κέντρων των δοσιμέτρων διαστάσεων  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ .

Τα ευρήματα της παρούσας μελέτης είναι παρόμοια με εκείνα των Kron συν., 1993, οι οποίοι ακτινοβόλησαν σε πεδίο γραμμικού επιταχυντή 6 MV διαστάσεων  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , μία γραμμική διάταξη έξι δοσιμέτρων LiF, διαστάσεων  $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$ . Αναφέρουν ότι το κεντρικό δοσίμετρο κατέγραψε διαφορετική δόση από εκείνη που κατέγραψαν τα δοσίμετρα των άκρων. Ακόμη, αναφέρουν ότι στην περίπτωση διάταξης  $3 \times 3$  εννέα κυβικών δοσιμέτρων, η δόση που κατέγραψε το κεντρικό δοσίμετρο διαφέρει από τη δόση που κατέγραψαν τα τέσσερα γωνιακά δοσίμετρα. Απέδωσαν τη διαφορά αυτή στην αυξημένη σκέδαση από τα γειτονικά δοσίμετρα, που βρίσκονται σε επαφή με το κεντρικό.

Η χρήση δοσιμέτρων, ακμής 1 mm, προσφέρει χωρική διακριτική ικανότητα 1 mm. Ο σχεδιασμός του ομοιώματος επέτρεψε τη διατήρηση αυτής της χωρικής διακριτικής ικανότητας στην περίπτωση πεδίων κυκλικής συμμετρίας, ελαχιστοποιώντας την διαταραχή του πεδίου.

## 7.2.2 Μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα

### 7.2.2.1 Κατανομές δόσης βάθους

Η "επιφανειακή δόση" (Σχ. 6.22) βρέθηκε σχεδόν ανεξάρτητη από το μέγεθος του στερεοτακτικού πεδίου και κλιμακώνεται σύμφωνα με τη διάσταση του ανιχνευτή στη διεύθυνση που είναι παράλληλη με τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Από τις δύο γεωμετρίες των θαλάμων ιονισμού, η κάθετη διάταξη υπερτερεί της παράλληλης στην εκτίμηση της επιφανειακής δόσης και εκ των δύο θαλάμων ιονισμού, ο θάλαμος ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη παρουσιάζει παρόμοια συμπεριφορά με τα TLD. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, για τυπικά στερεοτακτικά πεδία, οι ανιχνευτές αδάμαντος δίνουν επιφανειακή δόση ~40 %, η οποία βρίσκεται σε συμφωνία με την τιμή που προέκυψε στην παρούσα μελέτη με χρήση TLD (Heydarian συν., 1996; Das συν., 1996, Rustgi συν., 1995). Ωστόσο, χρησιμοποιώντας θάλαμο παραλλήλων πλακών τύπου Markus, ο οποίος θεωρείται ότι αποτελεί δοσίμετρο επιλογής για την εκτίμηση επιφανειακής δόσης, οι Rustgi συν., 1995 μέτρησαν επιφανειακή δόση ~20 %. Είναι φανερό ότι οι τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη δεν είναι οι βέλτιστες για την εκτίμηση της εν λόγω ποσότητας. Παρόλα αυτά, δεδομένου ότι η μελέτη έλαβε χώρα για τον προσδιορισμό της βέλτιστης βάσης δεδομένων για την εισαγωγή της σε σύστημα σχεδιασμού θεραπείας και ότι οι υπολογισμοί δόσης συνήθως περιορίζονται για βάθη πέραν της περιοχής ανοικοδόμησης της δόσης, η ανακρίβεια αυτή είναι αποδεκτή.

Από τη σύγκριση δεδομένων δόσης βάθους για βάθη μεγαλύτερα του  $d_{\max}$  (Σχ.6.23) προκύπτει ότι:



α) Ο θάλαμος ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$ , τόσο στην κάθετη, όσο και στην παράλληλη διάταξη, βρίσκεται σε καλή συμφωνία με τα TLD για όλα τα μεγέθη πεδίων που μελετήθηκαν.

β) Ο θάλαμος ιονισμού ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη υπερεκτιμά τη δόση βάθους για πεδία διαμέτρου  $\leq 2 \text{ cm}$ . Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι λόγω του μεγέθους του θαλάμου ιονισμού στην περίπτωση των μικρών πεδίων, η δέσμη δεν καλύπτει ολόκληρο τον ενεργό όγκο του θαλάμου. Ως εκ τούτου, η διάταξη αυτή αντενδείκνυται για μετρήσεις PDD τόσο μικρών πεδίων, ενώ για μεγαλύτερα πεδία βρίσκεται σε καλή συμφωνία με τις υπόλοιπες δοσιμετρικές τεχνικές.

γ) Η χρήση του θαλάμου όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη, αίρει το πρόβλημα υπερεκτίμησης της δόσης βάθους και βρίσκεται σε καλή συμφωνία με τις λοιπές τεχνικές.

Για πεδία διαμέτρου  $> 2 \text{ cm}$  και εκτός της περιοχής ανοικοδόμησης της δόσης, η συμφωνία των δοσιμετρικών τεχνικών είναι της τάξης του 0.5 %.

Οι Rice συν., 1987 αναφέρουν διαφορά της τάξης του 6 % του PDD σε 20 cm βάθος, μεταξύ πεδίων διαμέτρου 12.5 και 30.0 mm. Στην παρούσα μελέτη βρέθηκε μεταβολή της τάξης του 6.5 % για ίδιο βάθος και μεταξύ πεδίων διαμέτρου 9.9 και 31.0 mm.

#### 7.2.2.2 Παροχή στερεοτακτικών κατευθυντήρων

Οι τιμές παροχής που προέκυψαν από τις διαφορετικές δοσιμετρικές τεχνικές δόθηκαν στον πίνακα 6.5. Από τις τιμές του πίνακα αυτού προκύπτει ότι:

α) οι τιμές που προέκυψαν χρησιμοποιώντας το θάλαμο ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη ήταν συστηματικά χαμηλότερες από όλες τις υπόλοιπες τεχνικές (ιδιαίτερα σημαντική ήταν η μείωση της παροχής των πεδίων διαμέτρου  $< 2 \text{ cm}$ , λόγω του φαινομένου μερικής ακτινοβόλησης του ενεργού όγκου του θαλάμου ιονισμού),

β) ο θάλαμος ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη έδωσε συστηματικά μεγαλύτερες τιμές από τις υπόλοιπες τεχνικές,

γ) στον θάλαμο ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη δεν παρατηρήθηκε το φαινόμενο μερικής ακτινοβόλησης του ενεργού του όγκου,

δ) οι τιμές της παροχής, όπως προέκυψαν με το θάλαμο ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη, βρέθηκαν συστηματικά μεγαλύτερες από εκείνες που προέκυψαν στην κάθετη ακτινοβόληση,

ε) δεν παρατηρήθηκαν στατιστικά σημαντικές διαφοροποιήσεις μεταξύ των τιμών παροχής, όπως προέκυψαν με χρήση TLD, φιλμ και του θαλάμου ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$ ,

στ) τα δεδομένα παροχής που προέκυψαν με χρήση φιλμ εμφανίζουν χαμηλή αξιοπιστία.

Οι Heyderian συν., 1996 προσδιόρισαν την παροχή των πρόσθετων κατευθυντήρων στερεοτακτικής μονάδας 6 MV με τεχνική Monte Carlo (EGS4). Οι τιμές που αναφέρουν βρίσκονται σε καλή συμφωνία (μέγιστη απόκλιση 3 %) με τις τιμές που προέκυψαν στην παρούσα μελέτη με χρήση TLD.

Οι Bjarngard συν., 1990 αναφέρουν ότι η οπτική πυκνομετρία είναι μία ικανοποιητική μέθοδος για μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα, ιδίως για τα μικρότερα στερεοτακτικά πεδία, αν και η επαναληψιμότητά τους χειροτερεύει όσο το



μέγεθος του πεδίου μικραίνει. Ωστόσο, στην παρούσα μελέτη η επαναληψιμότητα των φιλμ στον προσδιορισμό των τιμών παροχής δεν ήταν ικανοποιητική.

### 7.2.3 Προφίλ δόσης

Οι δοσιμετρικές τεχνικές που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα μελέτη έδωσαν σχεδόν το ίδιο μέγεθος πεδίου (Σχ. 6.29) αλλά διαφορετικό μέγεθος παρασκιάς (Σχ. 6.31). Βρέθηκε ότι σε καμία περίπτωση το δοσιμετρικό μέγεθος του πεδίου δε διέφερε περισσότερο του 10% από το γεωμετρικό μέγεθος του πεδίου. Το μέγεθος της παρασκιάς κλιμακώνεται ανάλογα με το μέγεθος του ανιχνευτή. Όσο μεγαλύτερο είναι το μέγεθος του ανιχνευτή, τόσο μεγαλύτερο είναι και το μέγεθος της παρασκιάς λόγω της βαθμίδας της δόσης στον ενεργό όγκο του ανιχνευτή. Ο θάλαμος ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  και για τις δύο διατάξεις ακτινοβολήσης έδωσε παραπλήσια μεγέθη παρασκιάς με τα TLD.

Τα φιλμ, συμβατικά και ραδιοχρωμικά, έδωσαν παρόμοιες τιμές μεγέθους παρασκιάς. Η διαφοροποίηση του μεγέθους παρασκιάς μεταξύ συμβατικών και ραδιοχρωμικών φιλμ, για τα μεγαλύτερα στερεοτακτικά πεδία, οφείλεται κατά κύριο λόγο στην υποεκτίμηση των μικρών δόσεων κατά την εφαρμογή της καμπύλης βαθμονόμησης. Συγκεκριμένα, για τον μεγαλύτερο στερεοτακτικό κατευθυντήρα, η διαφορά του μεγέθους παρασκιάς με χρήση συμβατικών και ραδιοχρωμικών φιλμ είναι 0.3 mm. Διορθώνοντας κατάλληλα τα προφίλ δόσης, το μέγεθος παρασκιάς αυξάνεται κατά 0.2 mm για τα ραδιοχρωμικά φιλμ, ενώ κατά 0.4 mm για τα συμβατικά φιλμ. Κατά συνέπεια, η διαφορά μειώνεται στο 0.1 mm.

Οι Francescon συν., 1998 μέτρησαν προφίλ δόσης σε στερεοτακτική μονάδα 6 MV χρησιμοποιώντας ραδιοχρωμικά φιλμ MD-55-2 και φιλμ Kodak X-Omat. Αναφέρουν διαφορές 0.3-0.6 mm στο μέγεθος της παρασκιάς (20-80 %), όπως προσδιορίστηκε με ραδιοχρωμικά και συμβατικά φιλμ, για μεγέθη πεδίων 10.5-19.0 mm. Στην παρούσα μελέτη, οι αντίστοιχες διαφορές για αντίστοιχα πεδία ήταν της τάξης του 0.1 mm.

Οι Rice συν., 1987 προσδιόρισαν με θάλαμο ιονισμού, ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη, το προφίλ δόσης κυκλικών πεδίων φωτονίων 6 MV, διαμέτρων 12.5-30 mm, σε βάθος 7.5 cm. Αναφέρουν μεγέθη παρασκιάς (20-80%) 3.9-4.3 mm, τιμές που βρίσκονται σε συμφωνία (3.8-4.1 mm) με τα αποτελέσματα για αντίστοιχο θάλαμο και διάταξη της παρούσας μελέτης. Ακόμη, αναφέρουν ότι χρησιμοποιώντας TLD-100 διαστάσεων  $3 \times 3 \times 0.9 \text{ mm}^3$ , με την πλευρά των 0.9 mm στραμμένη προς την πηγή, προκύπτουν πιο απότομες βαθμίδες δόσης συγκρινόμενες με αυτές θαλάμου ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη. Προκειμένου να διορθώσουν την αλλοίωση των προφίλ δόσης λόγω του μεγέθους του ανιχνευτή, πραγματοποίησαν μετρήσεις προφίλ δόσης με ανιχνευτές διαφόρων μεγεθών (3-17.2 mm) και με παρέκταση (extrapolation) σε μηδενικό μέγεθος ανιχνευτή διόρθωσαν τα προφίλ δόσης. Με τον τρόπο αυτό βρήκαν μέγεθος παρασκιάς ~2.7 mm, ανεξάρτητο του μεγέθους του πεδίου. Η τιμή αυτή είναι συγκρίσιμη με αυτές που προέκυψαν από τη χρήση φιλμ στην παρούσα μελέτη.

Οι Heydarian συν., 1996 προσδιόρισαν προφίλ δόσης σε στερεοτακτική μονάδα 6 MV, πραγματοποιώντας μετρήσεις σε βάθος 6 cm, με ανιχνευτή αδάμαντος, δίοδο πυριτίου, φιλμ Kodak X-Omat V και εφαρμόζοντας τεχνική Monte Carlo (EGS4). Βρήκαν ότι, τα προφίλ που προσδιορίστηκαν μέσω εξομοίωσης Monte Carlo, έχουν



σχεδόν το ίδιο δοσιμετρικό μέγεθος πεδίου με τις πειραματικές τεχνικές. Ωστόσο, αναφέρουν διαφορές μεταξύ της τεχνικής Monte Carlo και των πειραματικών τεχνικών, όσον αφορά το μέγεθος της παρασκιάς. Η τεχνική Monte Carlo έδωσε μεγέθη παρασκιάς 2.01 και 2.23 mm για πεδία 12.3 και 41.0 mm, αντίστοιχα. Τα αποτελέσματα αυτά είναι συγκρίσιμα με τα μεγέθη παρασκιάς που προέκυψαν από την εφαρμογή δοσιμετρίας με φιλμ στην παρούσα μελέτη. Ωστόσο, οι τιμές παρασκιάς που αναφέρουν από τη δοσιμετρία με φιλμ (2.65 και 3.20 mm για πεδία 12.5 και 41.0 mm, αντίστοιχα) είναι μεγαλύτερες από τις τιμές που προέκυψαν στην παρούσα μελέτη (1.9 και 2.5 mm για πεδία 9.7 και 41.2 mm, αντίστοιχα).

Τα αποτελέσματα της δοσιμετρίας με φιλμ της παρούσας μελέτης βρίσκονται σε καλή συμφωνία με τα αποτελέσματα τεχνικών Monte Carlo και παρέκτασης σε ανιχνευτή μηδενικού μεγέθους. Ως εκ τούτου, τα φιλμ μπορούν να θεωρηθούν ως τα δοσίμετρα επιλογής για τον προσδιορισμό προφίλ δόσης στερεοτακτικών πεδίων.

#### 7.2.4 Επιλογή βέλτιστης βάσης δεδομένων για το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας

Ένα σύστημα σχεδιασμού θεραπείας απαιτεί την εισαγωγή κατανομών δόσης βάθους, προφίλ δόσης και παροχής των πρόσθετων στερεοτακτικών κατευθυντήρων. Όσον αφορά τις κατανομές δόσεις βάθους, PDD, επιλέχθηκαν τα δεδομένα που προέκυψαν στην παρούσα μελέτη από τον θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη. Τα δεδομένα PDD μετατράπηκαν μαθηματικά σε TPR εφαρμόζοντας μόνο τη διόρθωση αντιστρόφου τετραγώνου. Εισήχθησαν τα προφίλ δόσης συμβατικών φιλμ που μετρήθηκαν με το οπτικό πυκνόμετρο CRS, με διακριτική ικανότητα 0.25 mm. Όσον αφορά την παροχή των στερεοτακτικών κατευθυντήρων, τα δεδομένα που χρησιμοποιήθηκαν προέκυψαν από τη μέση τιμή των επιμέρους δεδομένων που ελήφθησαν από το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη, από το θάλαμο ιονισμού  $0.015 \text{ cm}^3$  και στις δύο διατάξεις και από τα TLD.

#### 7.2.5 Αξιολόγηση τεχνικής σαρωτή εγγράφων και πρότυπου λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας

Η ακρίβεια των αποτελεσμάτων της τεχνικής του σαρωτή εγγράφων (σε συνδυασμό με το λογισμικό IP PLUS), όσον αφορά τον προσδιορισμό του δοσιμετρικού μεγέθους πεδίου και του μεγέθους παρασκιάς, ελέγχθηκε χρησιμοποιώντας ένα εμπορικό οπτικό πυκνόμετρο CRS. Δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά, τόσο στον προσδιορισμό του δοσιμετρικού πεδίου, όσο και στο μέγεθος της παρασκιάς με τα εν λόγω συστήματα.

Η ακρίβεια των αποτελεσμάτων του λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας που αναπτύχθηκε στην παρούσα μελέτη ελέγχθηκε με βάση το εμπορικό λογισμικό IP PLUS. Δεν βρέθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά, τόσο στον προσδιορισμό του δοσιμετρικού πεδίου, όσο και στο μέγεθος της παρασκιάς με τα εν λόγω λογισμικά.

Η ακρίβεια της τεχνικής (σε συνδυασμό τόσο με το εμπορικό όσο και με το πρότυπο λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας) όσον αφορά τον προσδιορισμό της δόσης πλατώ και κατ'επέκταση της παροχής των στερεοτακτικών κατευθυντήρων, ελέγχθηκε βάση των θεωρητικά αναμενόμενων τιμών δόσης πλατώ. Δεν βρέθηκε στατιστικά



σημαντική διαφορά μεταξύ των δόσεων πλατώ, όπως υπολογίστηκαν μέσω των δύο λογισμικών και υπάρχει καλή συμφωνία με τις θεωρητικά αναμενόμενες τιμές.

### 7.3 ΕΠΑΛΗΘΕΥΣΗ ΣΥΝΟΛΙΚΗΣ ΣΤΕΡΕΟΤΑΚΤΙΚΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ

#### 7.3.1 Επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας

Η ακρίβεια στον εντοπισμό του στόχου εξαρτάται, εκτός των άλλων, και από τη διακριτική ικανότητα της εικόνας του υπολογιστικού τομογράφου, δηλαδή από τις διαστάσεις του στοιχείου όγκου. Για τυπικές διαστάσεις εικονοστοιχείου (0.7 και 1.2 mm για πίνακες 512x512 και 256x256, αντίστοιχα) και πάχος τομής 1 mm, το πρωτόκολλο AAPM 54 αναφέρει ότι η ανακρίβεια στον εντοπισμό του στόχου δεν μπορεί να ξεπερνά τα 1.4-2.0 mm. Το ίδιο πρωτόκολλο προτείνει μεθοδολογία πειραματικού υπολογισμού της ανακρίβειας του εντοπισμού του στόχου, στην οποία αναφέρεται χρήση ομοιώματος που φέρει πλαστικά ή μεταλλικά σφαιρίδια. Αν  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ , και  $\Delta z$  είναι η διαφορά των υπολογιζόμενων από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας συντεταγμένων αυτών των σφαιριδίων από τις θεωρητικές τους τιμές, τότε η ανακρίβεια εντοπισμού του στόχου,  $\Delta r$ , δίδεται από τη σχέση:

$$\Delta r = \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2 + (\Delta z)^2}$$

Στην παρούσα μελέτη, ο στόχος ήταν το γεωμετρικό κέντρο των κυλινδρικών δομών του ομοιώματος κεφαλής. Η μέγιστη απόκλιση ( $\pm \text{sem}$ ,  $N=3$ ), που παρατηρήθηκε στον προσδιορισμό των στερεοτακτικών συντεταγμένων  $x$ ,  $y$ , συγκρίνοντας τις τιμές που προέκυψαν από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας με τις αντίστοιχες θεωρητικές, βρέθηκε  $1.3 \pm 0.2$  mm. Για τη στερεοτακτική συντεταγμένη  $z$ , η αντίστοιχη απόκλιση ( $\pm \text{sem}$ ,  $N=3$ ) βρέθηκε  $1.1 \pm 0.2$  mm. Η μέση ανακρίβεια ( $\pm \text{sem}$ ,  $N=3$ ) στις στερεοτακτικές συντεταγμένες  $\Delta x$ ,  $\Delta y$  και  $\Delta z$  βρέθηκε  $0.4 \pm 0.2$ ,  $0.6 \pm 0.4$  και  $0.7 \pm 0.3$  mm, αντίστοιχα. Ως εκ τούτου, η μέση ανακρίβεια στον εντοπισμό του στόχου,  $\Delta r$  ( $\pm \text{sem}$ ,  $N=3$ ) προέκυψε  $1.0 \pm 0.5$  mm. Η τιμή αυτή είναι συγκρίσιμη με την τιμή  $1.2 \pm 0.5$  mm που αναφέρουν οι Choi συν., 1997 για πάχος τομής 3 mm, και τις τιμές  $0.9 \pm 0.3$  mm για πάχος τομής 2 mm και  $1.6 \pm 0.5$  mm για πάχος τομής 4 mm που αναφέρουν οι Yeung συν., 1994. Οι τιμές των προαναφερθέντων συγγραφέων προέκυψαν εντοπίζοντας μεταλλικά σφαιρίδια διαμέτρου μερικών χιλιοστών.

Η απόσταση μεταξύ των πιο απομακρυσμένων σημείων της δομής,  $d$ , που υπολογίζεται μέσω του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας είναι ενδεικτική του μεγέθους του πεδίου που πρέπει να χρησιμοποιηθεί στο σχεδιασμό θεραπείας. Η μέση απόκλιση ( $\pm \text{sem}$ ,  $N=3$ ) της υπολογισμένης από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας ποσότητας  $d$  από τη θεωρητική, βρέθηκε  $1.8 \pm 0.2$  mm.

Οι πειραματικά προσδιοριζόμενοι όγκοι των δομών βρέθηκαν συστηματικά μεγαλύτεροι από τους αντίστοιχους θεωρητικούς. Συγκεκριμένα, παρατηρήθηκαν αποκλίσεις 13, 20 και 28% για τη μεγάλη ( $4.34 \text{ cm}^3$ ), τη μεσαία ( $1.97 \text{ cm}^3$ ) και τη μικρή ( $0.5 \text{ cm}^3$ ) δομή, αντίστοιχα. Οι Ramani συν., 1995, αναφέρουν αποκλίσεις 2, 5, και 9.0 % για όγκους 9.32, 3.31 και  $2.15 \text{ cm}^3$ , αντίστοιχα. Η μεσαία δομή της παρούσας μελέτης είναι συγκρίσιμη με τη μικρότερη των Ramani., συν., 1995. Παρόλα αυτά, η απόκλιση της πειραματικής τιμής του όγκου από την αναμενόμενη τιμή της μεσαία δομής της παρούσας μελέτης είναι περίπου διπλάσια από εκείνη που



βρήκαν οι Ramani συν., 1995. Η διαφοροποίηση αυτή ίσως να σχετίζεται με το γεγονός ότι οι εικόνες της υπολογιστικής τομογραφίας στην παρούσα μελέτη τυπώθηκαν με σμίκρυνση επί των φιλμ.

### 7.3.2 Επαλήθευση της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας

Η επαλήθευση της συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας περιελάμβανε α) έλεγχο της ακρίβειας στη στόχευση του ισοκέντρου κατά την εφαρμογή πλήρους σχήματος ακτινοβολήσης τεσσάρων μη συνεπίπεδων τόξων, β) επαλήθευση των τρισδιάστατων κατανομών δόσης που υπολογίστηκαν από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, και γ) έλεγχο της δόσης ισοκέντρου.

#### 7.3.2.1 Έλεγχος της ακρίβειας στην στόχευση του ισοκέντρου κατά την εφαρμογή πλήρους σχήματος ακτινοβολήσης

Η ανάλυση των κατανομών δόσης επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων x, y, z, όπως προέκυψαν από την ακτινοβολήση TLD στο ομοίωμα της κεφαλής, έδειξε μέση ανακρίβεια στις στερεοτακτικές συντεταγμένες Δx, Δy, και Δz ( $\pm$ sem, N=4 για τον άξονα x, N=2 για τους λοιπούς άξονες)  $0.8 \pm 0.3$  mm,  $1.5 \pm 0.5$  mm και  $0.2 \pm 0.2$  mm, αντίστοιχα. Κατά συνέπεια, η μέση ανακρίβεια ( $\pm$ sem) στον εντοπισμό του στόχου, βρέθηκε  $1.7 \pm 0.6$  mm. Η ανακρίβεια αυτή εμπεριέχει σφάλματα που σχετίζονται με την τοποθέτηση του στόχου στο ισοκέντρο του επιταχυντή και με τις μηχανικές ανοχές της μονάδας κατά την ακτινοβολήση (μετατόπιση άξονα περιστροφής κλίνης και ικρίωματος).

Οι Delannes συν., 1991 και Yeung συν., 1994 αναφέρουν μέση ανακρίβεια στον εντοπισμό του στόχου κατά την τοποθέτησή του στο ισοκέντρο  $1.3$  και  $0.73 \pm 0.23$  mm, αντίστοιχα, πραγματοποιώντας ακτινοβολήσεις σε διακριτές θέσεις της κλίνης και του ικρίωματος. Αντίθετα, οι O'Brien συν., 1994 εφαρμόζοντας πλήρες στερεοτακτικό σχήμα ακτινοβολήσης και μελετώντας κατανομές δόσης, που προέκυψαν από ακτινοβολήσεις TLD σε ομοίωμα κεφαλής βρήκαν μέση ανακρίβεια (N=5) στον εντοπισμό του στόχου  $0.7 \pm 0.3$  mm.

Συνδυάζοντας την ανακρίβεια στον εντοπισμό του στόχου κατά την διαδικασία απεικόνισης και παραγωγής πλάνου θεραπείας και την ανακρίβεια στον εντοπισμό του στόχου κατά την εφαρμογή του σχήματος ακτινοβολήσης προκύπτει η συνολική ανακρίβεια της τεχνικής. Στην παρούσα μελέτη βρέθηκε  $2.0 \pm 0.8$  mm. Οι Tsai συν., 1991 αναφέρουν συνολική ανακρίβεια για την τεχνική τους  $1.5$  mm, και προτείνουν ο σχεδιασμός του στόχου επί των αξονικών τομογραφιών να γίνεται συνυπολογίζοντας ένα περιθώριο ίσο με την συνολική ανακρίβεια της τεχνικής. Παρόμοια, οι Delannes συν., 1991 εκτιμώντας τα επιμέρους σφάλματα της στερεοτακτικής διαδικασίας, επέλεξαν όριο ασφαλείας το  $1.5$  mm.

#### 7.3.2.2 Επαλήθευση των τρισδιάστατων κατανομών δόσης

Οι μέσες κατανομές δόσης, επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων, όπως προσδιορίστηκαν με TLD, βρέθηκαν συστηματικά στενότερες από τις αντίστοιχες του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας κατά  $1-2$  mm. Οι O'Brien συν., 1994 χρησιμοποιώντας επίσης TLD, βρήκαν επίσης στενότερες κατανομές (κατά μέσο όρο  $1$  mm) από αυτές που δημιουργεί το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας τους. Από την άλλη πλευρά, οι κατανομές δόσης που προσδιορίστηκαν στην παρούσα μελέτη με



ραδιοχρωμικά φιλμ βρίσκονται σε καλή συμφωνία με τις αντίστοιχες κατανομές του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας. Παρόμοιο αποτέλεσμα αναφέρουν και οι Ramani συν., 1994.

### 7.3.2.3 Απόλυτη δοσιμετρία

Όσον αφορά την απόλυτη δοσιμετρία, η αναμενόμενη δόση ισοκέντρου από την αντίστοιχη πειραματική με χρήση TLD, βρέθηκε κατά μέσο όρο μικρότερη του 1.5 %. Η απόκλιση αυτή βρίσκεται εντός του ορίου του 5% που προτείνεται στο πρωτόκολλο AAPM 54 για την ΣΑΘ/ΣΑΧ. Η χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ δεν ενδείκνυται για απόλυτη δοσιμετρία, λόγω της κακής επαναληψιμότητας της τεχνικής.





## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

### Συμπεράσματα

Η δοσιμετρία μικρών πεδίων παρουσιάζει μεγάλο θεωρητικό ενδιαφέρον και ταυτόχρονα βρίσκει πρακτική εφαρμογή στην ακτινοβόληση μικρών στόχων με την τεχνική της ΣΑΧ/ΣΑΘ. Η επιτυχής έκβαση της στερεοτακτικής ακτινοβόλησης είναι συνυφασμένη με την ακριβή γνώση της τρισδιάστατης κατανομής της απορροφούμενης δόσης στο στόχο και γύρω από αυτόν, τόσο ποσοτικά, όσο και χωρικά.

Η διασφάλιση ποιότητας στη δοσιμετρία μιας στερεοτακτικής μονάδας αναφέρεται κυρίως: α) στην βέλτιστη επιλογή και επαλήθευση των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων, βάσει των οποίων γίνεται ο υπολογισμός των κατανομών δόσης από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, και β) στην επαλήθευση, με τη διενέργεια πειραματικών μετρήσεων, των τρισδιάστατων κατανομών δόσης που υπολογίζονται από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, τόσο με έλεγχο σχετικών, όσο και απόλυτων παραμέτρων.

#### *Επαλήθευση βασικών δοσιμετρικών δεδομένων και μεθοδολογία*

Στα πλαίσια της παρούσας μελέτης έγινε σύγκριση των αποτελεσμάτων διαφόρων δοσιμετρικών τεχνικών (θάλαμοι ενεργού όγκου 0.1 και 0.015 cm<sup>3</sup> σε κάθετη και παράλληλη διάταξη ακτινοβόλησης, TLD, συμβατικά και ραδιοχρωμικά φιλμ) για τον προσδιορισμό των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στερεοτακτικής μονάδας, που κάνει χρήση φωτονίων 6 MV. Η σύγκριση των αποτελεσμάτων οδήγησε στα ακόλουθα συμπεράσματα:

1. Όλες οι δοσιμετρικές τεχνικές που μελετήθηκαν βρίσκονται σε καλή συμφωνία, όσον αφορά το δοσιμετρικό μέγεθος του πεδίου.
2. Τους περιορισμούς στην επιλογή ανιχνευτή για την μέτρηση προφίλ δόσης τους θέτει κυρίως η υψηλή βαθμίδα δόσης στην περιοχή της παρασκιάς. Από την ανάλυση των δεδομένων έγινε φανερό ότι μη βέλτιστη επιλογή ανιχνευτή μπορεί να οδηγήσει σε υπερεκτίμηση της παρασκιάς μέχρι και 2 mm. Τα αποτελέσματα των φιλμ βρίσκονται σε καλή συμφωνία με τις τιμές που αναφέρονται στην βιβλιογραφία από τεχνικές Monte Carlo και παρέκτασης σε μηδενικό μέγεθος ανιχνευτή. Τα φιλμ (συμβατικά και ραδιοχρωμικά) αποδείχθηκαν τα δοσίμετρα επιλογής για μετρήσεις προφίλ δόσης. Θα πρέπει ωστόσο να σημειωθεί ότι, στην περίπτωση της δοσιμετρίας με φιλμ, σημαντικό ρόλο παίζει η επιλογή κατάλληλου συστήματος ανάγνωσης των φιλμ και η προσεκτική βαθμονόμησή τους.



Θάλαμος ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  συνίσταται για τη μέτρηση προφίλ δόσης έναντι θαλάμου  $0.1 \text{ cm}^3$ , αν είναι διαθέσιμοι μόνο οι δύο αυτοί θάλαμοι. Για πιο αξιόπιστα αποτελέσματα προφίλ δόσης, που προκύπτουν από μετρήσεις θαλάμων ιονισμού, συνίσταται διόρθωση των προφίλ βάσει της τεχνικής παρέκτασης σε μηδενικό μέγεθος ανιχνευτή.

3. Στην περίπτωση που σε εργαστήριο ακτινοθεραπείας ο θάλαμος με το μικρότερο ενεργό όγκο αντιστοιχεί σε  $0.1 \text{ cm}^3$ , συνίσταται η χρήση του με το διαμήκη άξονά του παράλληλο στον κεντρικό άξονα της δέσμης στην περίπτωση μετρήσεων επί του κεντρικού άξονα, ιδίως για πεδία διαμέτρου μικρότερης των  $2 \text{ cm}$ . Για θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  και οι δύο διατάξεις ακτινοβολήσης είναι ισοδύναμες.
4. Τα ραδιοχρωμικά φιλμ δεν είναι τα δοσιμέτρα επιλογής για τον προσδιορισμό της παροχής των στερεοτακτικών κατευθυντήρων, λόγω της μη ικανοποιητικής επαναληψιμότητας της μεθοδολογίας που εφαρμόστηκε.

Στα πλαίσια της μελέτης των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων της στερεοτακτικής μονάδας με δοσιμετρία με θερμοφωταύγεια, σχεδιάστηκε, κατασκευάστηκε και αξιολογήθηκε δοσιμετρικό ομοίωμα από πλεξιγκλάς. Το ομοίωμα αυτό κατασκευάζεται εύκολα και είναι χαμηλού κόστους. Παρέχει χωρική διακριτική ικανότητα  $1 \text{ mm}$  για πεδία ακτινικής συμμετρίας διατηρώντας μία απόσταση μεταξύ των TLD τουλάχιστον  $2 \text{ mm}$ , ώστε να μην διαταράσσεται το πεδίο ακτινοβολήσης από την παρουσία των TLD. Το ομοίωμα αυτό δύναται να χρησιμοποιηθεί και σε εξωτερικά προγράμματα διασφάλισης ποιότητας των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων στερεοτακτικών μονάδων, αποστέλλοντάς το με TLD προ-τοποθετημένα στις οπές.

Για τη μέτρηση φιλμ, τόσο συμβατικών, όσο και ραδιοχρωμικών αναπτύχθηκε τεχνική, η οποία κάνει χρήση σαρωτή εγγράφων σε συνδυασμό με λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας. Η δυνατότητα σάρωσης με υψηλή χωρική διακριτική ικανότητα καθώς και η δυνατότητα σάρωσης και με φως στην περιοχή του ερυθρού, είναι χαρακτηριστικά που καθιστούν τους σαρωτές εγγράφων χρήσιμους για τη μέτρηση φιλμ γενικότερα και για τη μέτρηση ραδιοχρωμικών φιλμ, ειδικότερα. Όσον αφορά το λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας, είτε μπορεί να προϋπάρχει σε ένα εργαστήριο, είτε μπορεί σχετικά εύκολα να αναπτυχθεί με κάποια γλώσσα προγραμματισμού. Η τεχνική μέτρησης φιλμ με σαρωτή εγγράφων παρέχει εύκολα, γρήγορα, και αξιόπιστα αποτελέσματα για στερεοτακτικές εφαρμογές και είναι ιδιαίτερα χαμηλού κόστους συγκρινόμενη με τα εμπορικά συστήματα οπτικής πυκνομετρίας.

#### *Επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης και έλεγχος συνολικής χωροταξικής ακρίβειας στερεοτακτικής τεχνικής*

Μετά από οποιαδήποτε αλλαγή στα βασικά δοσιμετρικά δεδομένα ή στους αλγόριθμους του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας, απαιτείται επαλήθευση των τρισδιάστατων κατανομών δόσης με τη διενέργεια μετρήσεων, τόσο σχετικών, όσο και απόλυτων. Επιπρόσθετα, δεδομένου ότι η έκβαση της στερεοτακτικής ακτινοβολήσης εξαρτάται και από την χωροταξική ακρίβεια των κατανομών δόσης, είναι απαραίτητο να προσδιοριστούν και τα επιμέρους σφάλματα που υπεισέρχονται από την εντοπιστική διαδικασία, το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας και τις μηχανικές ανοχές της μονάδας, δηλαδή να προσδιοριστεί η συνολική ανακρίβεια της τεχνικής.



Κατασκευάστηκε ομοίωμα κεφαλής από πλεξιγκλάς, απλής γεωμετρίας. Το ομοίωμα διαθέτει ειδική εσοχή για την υποδοχή TLD και φιλμ (συμβατικών και ραδιοχρωμικών) επιτρέποντας σχετική ευελιξία στην τοποθέτησή τους μέσα στην εσοχή σε εγκάρσιο, οβελιαίο και μετωπιαίο επίπεδο. Επιπρόσθετα, κατασκευάστηκε ειδική πλάκα, η οποία φέρει κυλινδρικές δομές για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας. Με μικρές τροποποιήσεις στη βάση του μπορεί να τοποθετηθεί σε διαφορετικά ακινητοποιητικά πλαίσια και να χρησιμοποιηθεί στα πλαίσια προγράμματος διασφάλισης ποιότητας στερεοτακτικών μονάδων. Το ομοίωμα είναι χαμηλού κόστους και λόγω της απλής του γεωμετρίας εύκολο στην κατασκευή του.

Η δοσιμετρία με θερμοφωταύγεια ενδείκνυται για απόλυτη δοσιμετρία, ενώ τα ραδιοχρωμικά φιλμ δίνουν, εύκολα και αξιόπιστα, κατανομές δόσεων. Μελετώντας σχήμα ακτινοβολήσης τεσσάρων μη συνεπίπεδων τόξων, η απόκλιση της πειραματικά προσδιορισμένης από την αναμενόμενη δόση ισοκέντρου ήταν μικρότερη του 1.5 %. Οι κατανομές δόσης επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων, όπως προσδιορίστηκαν πειραματικά, βρίσκονται σε καλή συμφωνία με τις αντίστοιχες που προέκυψαν από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας μετά την εισαγωγή των νέων βασικών δοσιμετρικών δεδομένων, που προσδιορίστηκαν στα πλαίσια της παρούσας εργασίας. Τέλος, βρέθηκε ότι η συνολική χωρική ανακρίβεια της τεχνικής ήταν της τάξης των 2 mm.

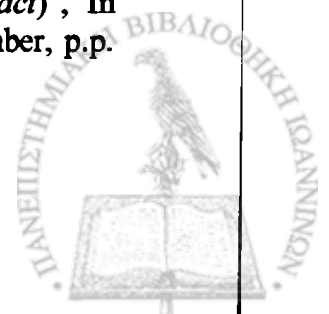


## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. AAPM Report No.54, "Stereotactic Radiosurgery", Report of Task Group 42, Radiation Therapy Committee (1995).
2. AAPM Report 21, "A protocol for absorbed dose from high-energy beams", Med. Phys. 10, 741-771 (1983).
3. Ahmad M., Fontenla D.P., Chiu-Tsao S.T., Chui C.S., Reiff J.E., Anderson L.L., Huang D.Y.C., Schell M.C., "Diode dosimetry of models 6711 and 6712 •  $^{125}\text{I}$  seeds in a water phantom", Med. Phys. 19, 391-399 (1992).
4. Al-Najjar W.H., Guru Prasad S., Parthasaradhi K., Bloomer W.D., Nanda R.K., "Dosimetric aspects of small circular fields of 10MV photon beams", Medical Dosimetry Vol. 23, 39-42 (1998).
5. Andreo P., Brahme A., "Stopping power data for high-energy photon beams", Phys. Med. Biol. 31, 839-853 (1986).
6. Arcovito G., Piermattei A., D'Abramo G., Andreasi Bassi F., "Dose measurements and calculations of small radiation fields for 9MV x rays", Med. Phys. 12, 779-784 (1985).
7. Attix F.H., Roesch W.C., Tochilin E., "Radiation Dosimetry -Fundamentals", Vol I, Chapt.8, Academic Press Inc. (1968).
8. Attix F.H., Roesch W.C., Tochilin E., "Radiation Dosimetry-Instrumentation", Vol.II, Chapt. 15, Academic Press Inc. (1966).
9. Attix F.H., Bjarngard B.E., Kase K.R., "The dosimetry of ionizing radiation", Vol I, Chapt. 3, Academic Press Inc. (1985).
10. Beatty P., Biggs J., Gall K., Okunieff p., Pardo F.S., Harte K.J., Dalterio M.J., Sliski A.P., "A new miniaturized x ray device for interstitial radiosurgery: Dosimetry", Med. Phys. 23, 53-62 (1996).
11. Beddar A.S., Mackie T.R., Attix F.H., "Water-equivalent plastic scintillation detectors for high energy beam dosimetry: I Physical characteristics and theoretical considerations", Phys. Med. Biol. 37, 1883-1900 (1992  $\alpha$ ).
12. Beddar A.S., Mackie T.R., Attix F.H., "Water-equivalent plastic scintillation detectors for high energy beam dosimetry: II Properties and measurements", Phys. Med. Biol. 37, 1901-1913 (1992  $\beta$ ).
13. Beddar A.S., Mason D.L., O'Brien P.F., "Dosimetry of stereotactic radiation fields using a miniature plastic scintillation detector", (Abstr) Med. Phys. 19, 790 (1992  $\gamma$ ).
14. Beddar A.S., Mason D.J., O'Brien P.F., "Absorbed dose perturbation caused by diodes for small field photon dosimetry", Med. Phys.21, 1075-1079 (1994).
15. Beddar A.S., Mason D.L., O'Brien P.F., "Dosimetry of stereotactic radiation fields using a miniature plastic scintillation detector", (Abstr.) Med. Phys. 19, 790 (1997).
16. Berger M., "ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer programs for calculating stopping power and range tables for electrons, protons, and helium ions", NISTIR Report 4999 (National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899 (1992).
17. Bjarngard B.E., Tsai J.S., Rice R.K., "Doses on the central axis of narrow 6MV x ray beams", Med. Phys. 17, 794-799 (1990).
18. Bjarngard B.E., Zhu T.C., Ceberg C., "Tissue-phantom ratios from percentage depth doses", Med. Phys. 23, 629-634 (1996).



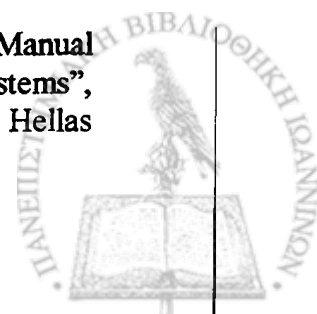
19. Brahme A. "Correction of a measured distribution for the finite extension of the detector", *Strahlentherapie* 157, 258-259, (1981).
20. Burlin T.E., "A general theory of cavity ionization", *Br. J. Radiol.* 39, 727-734 (1966).
21. Butson M.J., Rozenfeld A., Mathur J.N., Carolan M., Wong T.P.Y., Metcalfe P.E., "A new radiotherapy surface detector: the MOSFET", *Med. Phys.* 23, 655-658 (1996).
22. Cadman P., "Use of CEA TVS film for measuring high energy photon beam dose distributions", *Med. Phys.* 25, 1435-1437 (1998).
23. Cameron J.R., Suntharalingam N., Kenney G.N., "Thermoluminescence Dosimetry", Madison, WI, The University of Wisconsin Press (1968).
24. Butson M., Yu P., Comment on "Quantitative evaluation of radiochromic film response for two-dimensional dosimetry" [*Med. Phys.* 24, 223-231(1997)], *Med. Phys.* 25, 793 (1998).
25. Cheng C.W., and Das I.J., "Dosimetry of high energy photon and electron beams with CEA films", *Med. Phys.* 23, 1225-1232 (1996).
26. Chierago G., Francescon P., Colombo F., Pozza F., "From radiotherapy to stereotactic radiotherapy: Physical and dosimetric Considerations", *Radiotherapy and Oncology* 29, 214-218 (1993).
27. Choi D.R., Ahn Y.C., Kim D.Y., Huh S.J., Lee J.I.L., "Accuracy in target localization in stereotactic radiosurgery", *Medical Dosimetry* 22, 53-58 (1997).
28. Chu W.C., Guo W.Y., Wu M.C., Chung W.Y., Pan D.H.C., "The radiation induced magnetic resonance image intensity change provides a more efficient three-dimensional dose measurement in MRI-Fricke-agarose gel dosimetry", *Med. Phys.* 25, 2326-2332 (1998).
29. Coffey C.W., Sanders M., Cashon K., Miller R., Walsh J., Patel P., "A Tissue Equivalent Phantom for Stereotactic Radiosurgery Localization and Dose Verification", *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, 61, 130-141 (1993).
30. Das I.J., Kase K.R., Tello V.M., "Dosimetric accuracy at low monitor unit settings", *The Br. J. Radiol.* 64, 808-811 (1991).
31. Das I.J., Downes M.B., Corn B.W. Curran W.J., Werner-Wasik M., Andrews D.W., "Characteristics of a dedicated linear accelerator-based stereotactic radiosurgery-radiotherapy unit", *Radiotherapy and Oncology* 38, 61-68 (1996).
32. Dawson D.J., Schroeder N.J., Hoya J.D., "Penumbra measurements in water for high energy x rays", *Med. Phys.* 13, 101-104 (1986).
33. Dawson D.J., Harper J.M., Akinradewo A.C., "Analysis of physical parameters associated with the measurement of high energy x-ray penumbra", *Med. Phys.* 11, 491-497 (1984).
34. Delannes M., Daly N.J., Bonnet J., Sabatier J., Tremoulet M., "Fractionated radiotherapy of small inoperable lesions of the brain using a non-invasive stereotactic frame", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21, 749-755 (1991).
35. Druard J., Rosenwald J.-C., Simonian M. "Generation of primary and scatter tables for dose computation in high energy photon beams (*abstract*)", In *Proceedings 5<sup>th</sup> Annual Meeting ESTRO, Baden-Baden, 8-10 September*, p.p. 18 (1986).



36. Duftschmid K.E., Kindl P., Obenaus B., Strachotinsky Ch., Winker N., "Precision dosimetry in narrow collimated radiation beams of the Leksell Gamma Knife", *Radiation Protection Dosimetry* 66, 295-298 (1996).
37. Duggan D.M., Coffey C.W., "Use of a micro-ionization chamber and an anthropomorphic head phantom in a quality assurance program for stereotactic radiosurgery", *Med. Phys.* 23, 513-516 (1996).
38. Duggan D.M., Coffey C.W., "Small photon field dosimetry for stereotactic radiosurgery", *Medical Dosimetry* 23, 153-159 (1998).
39. Dutreix J., Dutreix A., Tubiana M., "Electronic equilibrium and transition stages", *Phys. Med. Biol.* 10, 177-190 (1965).
40. Ertl A., Hartl R.F.E., Zehetmayer M., Kitz K., Griffitt W., "TLD array for a precise dose measurement in stereotactic radiation techniques", *Phys. Med. Biol.* 41, 2679-2686 (1996).
41. Ertl A., Kellermann P.O., Zehetmayer M., Schöggel 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).
42. Ertl A., Saringer W., Heimberger K., Kindl P., "Quality assurance for the Leksell gamma unit: Considering magnetic resonance image-distortion and delineation failure in the targeting of the internal auditory canal", *Med. Phys.* 26, 166-170 (1999).
43. Evans R.D., *The Atomic Nucleus* (Krieger, New York, 1982).
44. Fan C.J., Devanna W.G., Leybovich L.B., Kurup R.G., Hopkins B.J., Melian E., Anderson D., Glasgow G.P., "Dosimetry of very small (5-10 mm) and small (12.5-40 mm) diameter cones and dose verification for radiosurgery with 6-MV X-ray beams", *Stereotact. Funct. Neurosurg.* 67, 183-197 (1997).
45. Francescon P., Cora S., Scalchi P., Colombo F., "Use of GAFCHROMIC<sup>TM</sup> film MD-55 and a new microparallel-plate chamber in the dosimetry of small fields", *Physica Medica* XIII, 91-99 (1997).
46. Francescon P., Cora S., Cavedon C., Scalchi P., Reccanello S., Colombo F., "Use of a new type of radiochromic film, a new parallel-plate micro-chamber, MOSFETs, and TLD 800 microcubes in the dosimetry of small beams", *Med. Phys.* 25, 503-511 (1998).
47. Gaboriaud G., Mazal A., Pontvert D., Schetz J.P., Capelle L., Alapetite C., Rosenwald J.-C., Boukobsa M. "Radiotherapie stereotaxique a l'Institute Curie", *Bull Cancer/Radiother.* 78, 311-319 (1991).
48. Gladstone D.J., Chin L.M., "Automated Data Collection and analysis system for MOSFET radiation detectors", *Med. Phys.* 18, 542-548 (1991).
49. Gore J.C., Kang Y.S., Schulz R.J., "Measurement of radiation dose distributions by nuclear magnetic resonance (NMR) imaging", *Phys. Med. Biol.* 29, 1189-1197 (1984).
50. Gotoh S., Ochi M., Hayashi N., Matsushima S., Uchida T., Obata S., Minami K., Hayashi K., Matsuo T., Iwanaga M., Yasunaga A., Shibata S., "Narrow photon beam dosimetry for linear accelerator radiosurgery", *Radiotherapy and Oncology* 41, 221-224 (1996).
51. Graffman S., Brahme A., Larsson B., "Proton radiotherapy with the Uppsala cyclotron: Experience and plans", *Strahlentherapie* 161, 764-770 (1985).



52. Grusell E., Rikner G., "Radiation damage induced dose rate nonlinearity in n-type silicon detector", *Acta Radiol. Oncol.* 23, 465-469 (1984).
53. Grusell E., Rikner G., "Linearity with dose rate of low resistivity p-type silicon semiconductor detectors", *Phys. Med. Biol.* 38, 785-792 (1993)
54. Guan T.Y., Almond P.R., Park H.C., Lindberg R.D., Shields C.B., "Imaging of radiation dose for stereotactic radiosurgery", *Medical Dosimetry* 18, 135-142 (1993)
55. Gupta K., Cunningham J.R., "Measurement of tissue -air ratios and scatter functions for large field sizes for cobalt-60 gamma radiation", *Br. J. Radiol.* 39, 7-11 (1966).
56. Hartmann G.H., Schlegel W., Sturm V., Kober B., Pastyr O., Lorenz W.J., "Cerebral radiation surgery using moving field irradiation at a linear accelerator facility", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 11, 1185-1192 (1985).
57. Hartmann G.H., Lutz W., Arndt J., Ermakov I., Podgorsak E.B., Schad L., Serago C., Vatnitski S.M., "Quality Assurance Program on Stereotactic radiosurgery", Report from a Quality Assurance Task Group, Heidelberg (1995).
58. Heydarian P., Hoben P.W., Beddoe A.H., "A comparison of dosimetry techniques in stereotactic radiosurgery", *Phys. Med. Biol.* 41, 93-110 (1996).
59. Higgins P.D., Sibata C.H., Siskind L., Sohn J.W., "Deconvolution of detector size effect for small field measurement", *Med. Phys.* 22, 1663-1666 (1995).
60. Houdek P.V., VanBuren J.M., Fayos J.V., "Dosimetry of small radiation fields for 10-MV x rays", *Med. Phys.* 10, 333-336 (1983).
61. Hubbel J.H., "Photon Mass Attenuation and Energy-absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV", *Int. J. Appl. Radiat. Isot.* 33, 1269-1290 (1982).
62. Ibbott G.S., Maryanski M.J., Eastman P., Holcomb S.D., Zhang Y., Avison R.G., Sanders M., Gore J.C., "Three-dimensional visualization and measurement of conformal dose distribution using magnetic resonance imaging of BANG polymer gel dosimeters", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 38, 1097-1103 (1997).
63. ICRU Report 37 "Stopping powers for electrons and positrons", International Commission on Radiation Units and Measurements (1984).
64. ICRU Report 48 "Phantoms and Computational Models in Therapy, Diagnosis and Protection", International Commission on Radiation Units and Measurements (1993).
65. Johansson B., Wickman G., Holmström T., "Properties of liquid ionization chambers at LDR brachytherapy dose rates", *Phys. Med. Biol.* 40, 575-587 (1995).
66. Johansson B.S.A., Magnusson P., Fransson A., Olsson L.E., Montelius A., Holmberg O., Andreo P., Mattsson S., "Improvement in absorbed dose measurements for external radiation therapy using ferrous dosimeter gel and MR imaging (FeMRI)", *Phys. Med. Biol.* 43, 261-76 (1998).
67. Kalef-Ezra J., Stamatelatos I., Kamenopoulou V., Bazioglou M., "Manual TLD Readers: Intercomparison of Three Commercially Available Systems", 1<sup>st</sup> Mediterranean Congress on Radiation Protection, 5-7 April, Athens, Hellas (1994).

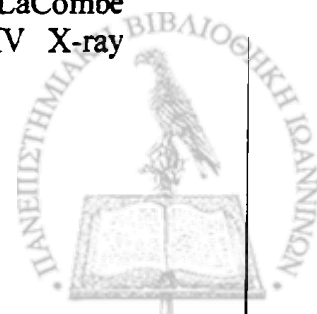


68. Kappas C., Theodorou K., Kardamakis D., Maraziotis Th., Dimopoulos I., Papadakis N., Proimos B., "Design, Construction and Installation of a New Stereotactic System for Single Dose and Fractionated Radiotherapy", *Physica Medica* XIII, 123-128 (1997).
69. Klassen N.V., van der Zwan L., Cygler J., "GafChromic MD-55: Investigated as a precision dosimeter," *Med. Phys.* 24, 1924-1934 (1997).
70. Kron T., Metcalfe P., Wong T., "Thermoluminescent dosimetry of therapeutic x-rays with LiF ribbons and rods", *Phys. Med. Biol.* 38, 833-845 (1993).
71. Kubsad S.S., Mackie T.R., Gehring M.A., Misisco D.J., Paliwal B.R., Kinsella T.J., "Monte Carlo and convolution dosimetry for stereotactic radiosurgery", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 19, 1027-1035 (1990).
72. Larson B., Leksell L., Rexed B., "The use of high energy protons for cerebral surgery in man", *Acta Chir. Scand.* 125, 1-7 (1963).
73. Laub W.U., Kaulich T.W., Nüsslin F., "Energy and dose rate dependence of a diamond detector in the dosimetry of 4-25 MV photon beams", *Med. Phys.* 24, 535-536 (1997).
74. Laub W.U., Kaulich T.W., Nüsslin F., "A diamond detector in the dosimetry of high-energy electron and photon beams", *Phys. Med. Biol.* 44, 2183-2192 (1999).
75. Leksell L., "The stereotactic method and radiosurgery of the brain", *Acta Chir. Scand.* 102, 316-319 (1951).
76. Leksell D.G., "Stereotactic radiosurgery: Present status and future trends", *Neurolog. Res.* 9, 60-68 (1987).
77. Loevinger R., "The dosimetry of beta sources in tissue. The point-source function", *Radiology* 66, 55 (1956).
78. Lutz W., Winston K.R., Maleki N., "A system for stereotactic radiosurgery with a linear accelerator", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 14, 373 (1988).
79. Luxton G., Jozsef G., Astrahan M.A., "Algorithm for dosimetry of multiarc linear-accelerator stereotactic radiosurgery", *Med. Phys.* 18, 1211-1221 (1991).
80. Lyman J.T., Kanstein L., Yeater F., Fabrikant J.I., Frankel K.A., "A helium-ion beam for stereotactic radiosurgery of central nervous system disorders", *Med. Phys.* 13, 695-699 (1984).
81. Mackie T.R., Bielajew A.F., Rogers D.W.O., Battista J.J., "Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code", *Phys. Med. Biol.* 33, 1-20 (1988).
82. Mahesh K., Vij D.R., "Techniques of radiation dosimetry", Chapt.10, Wiley Eastern Limited, Rajkamal Electronic Press, New Delhi (1985).
83. Maryanski M.J., Ibbott G.S., Eastman P., Schulz R.J., Gore J.C., "Radiation therapy dosimetry using magnetic resonance imaging of polymer gels", *Med. Phys.* 23, 699-705 (1996).
84. McGinley P.H., Butker E.K., Crocker I.R., Landry J.C., "A patient rotator for stereotactic radiosurgery", *Phys. Med. Biol.* 35, 649-657 (1990).
85. McLaughlin W.L., Chen Y.D., 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).

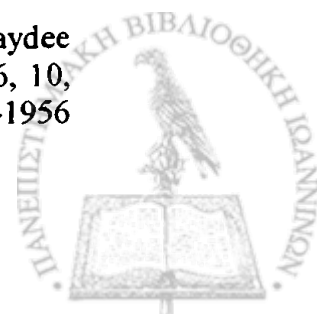




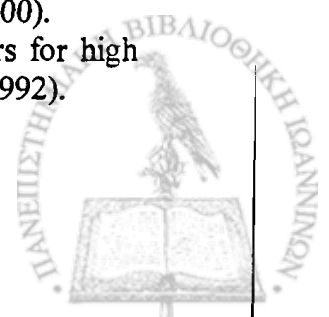
86. McLaughlin W.L., Soares C.G., Sayeg J.A., McCullough E.C., Kline R.W., Wu A., Maitz A.H., "The use of a radiochromic detector for the determination of stereotactic radiosurgery dose characteristics", *Med. Phys.* 21, 379-388 (1994).
87. McLaughlin W.L., Puhl J.M., Al-Sheikhly M., Christou C.A., Miller A., Kovács A., Wojnarovits L., Lewis D.F., "Novel radiochromic films for clinical dosimetry," *Radiation Protection Dosimetry* 66, 263-268 (1996).
88. Meeks S.L., Bova F.J., Maryanski M.J., Kendrick L.A., Ranade M.K., Buatti J.M., Friedman W.A., "Image registration of BANG® gel dose maps for quantitative dosimetry verification", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 43, 1135-1141 (1999).
89. Muench P.T., Meigooni A.S., Nath R., McLaughlin W.L., "Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film compared to silver halide film and lithium fluoride TLDs used for brachytherapy dosimetry", *Med. Phys.* 18, 769-775 (1991).
90. Murphy M.J., Cox R.S., "The accuracy of dose localization for an image-guided frameless radiosurgery system", *Med. Phys.* 23, 2043-2049 (1996).
91. Niroomand-Rad A., Blackwell C.R., Coursey B.M., Gall K.P., Galvin J.M., McLaughlin W.L., Meigooni A.S., Nath R., Rodgers J.E., Soares C.G., "Radiochromic film dosimetry: Recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55", *Med. Phys.* 25, 2093-2115 (1998).
92. Nizin P.S., Chang X.S., "Primary dose in photon beams with lateral electron disequilibrium", *Med. Phys.* 18, 744-748 (1991).
93. Nizin P.S., "Electronic equilibrium and primary dose in collimated photon beams", *Med. Phys.* 20, 1721-1729 (1993).
94. O'Brien P.F., Fung A., "Measured spatial accuracy for a linac-based radiosurgery", *Med. Phys.* 21, 1145-1147 (1994).
95. Ogunleye O.T., Attix F.H., Paliwal B.R., "Comparison of Burlin cavity theory with LiF TLD measurements for cobalt-60 gamma rays", *Phys. Med. Biol.* 25, 203-213 (1980).
96. Olsson L.E., Petersson S., Ahlgren L., Mattsson S., "Ferrous sulfate gels for determination of absorbed dose distributions using MRI technique: basic studies", *Phys. Med. Biol.* 34, 43-52 (1989).
97. Olsson L.E., Petersson S., Westrin B.A., Fransson A., Nordell B., "Diffusion of feric ions in agarose dosimeter gels", *Phys. Med. Biol.* 37, 2243-2252 (1992).
98. Podgorsak E.B., Pike G.B., Pla M., "Radiosurgery with photon beams: physical aspects and adequacy of linear accelerators", *Radiotherapy and Oncology* 17, 349 (1990).
99. Poffenbarger B.A., Podgorsak E.B., "Viability of an isocentric cobalt-60 teletherapy unit for stereotactic radiosurgery", *Med. Phys.* 25(10), 1935-1943 (1998).
100. Prasad S.G., Parthasaradhi K., Collen des Rosiers, Bloomer W., LaCombe M.A., "Dosimetric analysis and clinical implementation of 6MV X-ray radiosurgery beam", *Medical Dosimetry* 22, 127-133 (1997).



101. Ramani R., Lightstone A.W., Mason D.L.D., O'Brien P.F., "The use of radiochromic film in treatment of dynamic stereotactic radiosurgery", *Med. Phys.* 21, 389-392 (1994).
102. Ramani R., Ketko M.G., O'Brien P.F., Schwartz M.L., "A QA phantom for dynamic stereotactic radiosurgery: quantitative measurements", *Med. Phys.* 22(8), 1343-1346 (1995).
103. Ramani R., O'Brien P.F., Davey P., Schwartz M.L., Young C.S., Lightstone A.W., Mason D.L.D., "Implementation of multiple isocentre treatment for dynamic radiosurgery", *Br. J. Radiol.* 68, 731-735 (1995).
104. Ramani R., Russell S., O'Brien P., "Clinical dosimetry using MOSFETs", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 37, 959-964 (1997).
105. 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 (1997).
106. Reinstein L.E., Gluckman G., "Predicting optical densitometer response as a function of light source characteristics for radiochromic film dosimetry," *Med. Phys.* 24, 1935-1942 (1997).
107. Rice R.K., Hansen J.L., Svensson G.K., Siddon R.L., "Measurements of dose distributions in small beams of 6MV x rays", *Phys. Med. Biol.* 32, 1087-1099 (1987).
108. Rice R.K., Chin L.M., "Monte Carlo calculations of scatter to primary ratios for normalization of primary and scatter dose", *Phys. Med. Biol.* 35, 333-338 (1990).
109. Rikner G., Grusell E., "Linearity with dose rate of low resistivity p-type silicon semiconductor detectors", *Phys. Med. Biol.* 28, 1261-1267 (1983).
110. Rikner G., Grusell E., "Selective shielding of a p-Si detector for quality independence", *Acta Radiol. Oncol.* 24, 65-69 (1985).
111. Rosenwald J.-C., Kappas C., User Manual of ISIS II 3D, Institute Curie (1996).
112. Rustrgi N., Frye D.M., "Dosimetric characterization of radiosurgical beams with diamond detector", *Med. Phys.* 22, 2117-2121 (1995).
113. Rustrgi S., "Evaluation of the dosimetric characteristics of a diamond detector for photon beam measurements", *Med. Phys.* 22, 567-570 (1995).
114. Scalchi P., Francescon P., "Calibration of a MOSFET detection system for 6-MV in vivo dosimetry", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40, 987-993 (1998).
115. Schultz R.J., Maryanski M.J., Ibbot G.S., Bond J.E., "Assessment of the accuracy of stereotactic radiosurgery using Fricke infused gels and MRI", *Med. Phys.* 20, 1731-1734 (1993).
116. Seltzer S., Berger M.: *Int. Appl. Radiat. Isot.* 33, 1218 (1982).
117. Seltzer S.M., "Calculation of photon mass energy-transfer and mass energy-absorption coefficients", *Radiat. Res.* 136, 147-170 (1993).
118. Serago C.F., Lewin A.A., Houdek P.V., Gonzalez-Arias S., Abitbol A.A., Marcial-Vega V.A., Piscioti V., Schwade J.G., "Improved linac dose distributions for radiosurgery with elliptically shaped fields", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21, 1321-1325 (1991).
119. Serago C.F., Houdek P.V., Hartmann G.H., Saini D.S., Serago M.E., Kaydee A., "Tissue maximum ratio (and other parameters) of small circular 4, 6, 10, 15 and 24 MV x-ray beams for radiosurgery", *Phys. Med. Biol.* 37, 1943-1956 (1992).



120. Solberg T.D., DeMarco J.J., Holly F.E., Smathers J.B., DeSalles A.A.F., "Monte Carlo treatment planning for stereotactic radiosurgery", *Radiotherapy and Oncology* 49, 73-84 (1998).
121. Somigliana A., Cattaneo G.M., Fiorino C., Borelli 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).
122. Soubra M., Cygler J., "Evaluation of a dual bias dual metal oxide-silicon semiconductor field effect transistor detector as radiation dosimeter", *Med. Phys.* 21, 567-572 (1994).
123. Spencer L.V., Fano U., "Energy spectrum resulting from electron slowing down", *Phys. Rev.* 93, 1172 (1954).
124. Spencer L.V., Attix F.H., "A theory of cavity ionization", *Radiation Res.* 25, 352 (1955).
125. Stevens M.A., Turner J.R., Hugtenburg R.P., Butler P.H., "High resolution dosimetry using radiochromic film and document scanner", *Phys. Med. Biol.* 41, 2357-2365 (1996).
126. Theodorou K. "Development of a prototype stereotactic radiotherapy – radiosurgery unit (*PhD Thesis*)", University of Patras, Medical School-Dept. of Physics, Patras (1999).
127. Theodorou K., Kappas C., Tsokas C., "A new non-invasive and relocatable immobilization frame for fractionated stereotactic radiotherapy", *Radiotherapy and Oncology* 47, 313-317 (1998).
128. Tsai J.S., Buck B.A., Svensson G.K., Alexander E., Cheng C.W., Mannarino E.G., Loeffler J.S., "Quality assurance in stereotactic radiosurgery using a standard linear accelerator", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 21, 737-748 (1991).
129. Van Dam J., Leunens G., Dutreix A., "Correlation between temperature and dose rate dependence of semiconductor response; influence of accumulated dose", *Radiotherapy and Oncology* 19, 345-351 (1990).
130. Vatnitsky S., Järvinen H., "Application of a natural diamond detector for the measurement of relative dose distributions in radiotherapy", *Phys. Med. Biol* 38, 173-184 (1993).
131. Verhaegen F., Das I.J., Palmans H., "Monte Carlo dosimetry study of a 6MV stereotactic radiosurgery unit", *Phys. Med. Biol.* 43, 2755-2768 (1998).
132. Walton L., Bomford C.K., Ramsden D., The Sheffield stereotactic radiosurgery unit: physical characteristics and principles of operation", *Br. J. Radiol.* 60, 897-906 (1987).
133. Weidlich G.A., Gebert J.A., Fuery J.J., "Clinical commissioning of Laitinen Stereoadapter for fractionated stereotactic radiotherapy", *Medical Dosimetry* 23, 302-306 (1998).
134. Westermarck M., Arndt J., Nilsson B., Brahme A., "Comparative dosimetry in narrow high-energy photon beams", *Phys. Med. Biol.* 45, 685-702 (2000).
135. Wickman G. Nyström H., "The use of liquids in ionization chambers for high precision radiotherapy dosimetry", *Phys. Med. Biol.* 37, 1789-1812 (1992).



136. Wickman G., Johansson B., Bahar-Gogani J., Holmstrom T., Grindborg J.E., "Liquid ionization chambers for absorbed dose measurements in water at low dose rates and intermediate photon energies", *Med. Phys.* 25, 900-907 (1998).
137. Wilkins D., Li X.A., Cygler J., Gerig L., "The effect of dose rate dependence of p-type silicon detectors on linac relative dosimetry", *Med. Phys.* 24, 879-881 (1997).
138. Williamson J.F., Khan F.M., and Sharma S.C., "Film dosimetry of megavoltage photon beams: A practical method of isodensity-to-isodose curve conversion", *Med. Phys.* 8, 94-98 (1981).
139. Wu A., Lindner G., Maitz A., Kalend A., Lunsford L., Flickinger J., Bloomer W., "Physics of Gamma Knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18, 941-949 (1990).
140. Wu A., Zwicker R.D., Kalend A.M., Zheng Z., "Comments on dose measurements for a narrow beam in radiosurgery", *Med. Phys.* 20, 777-779 (1993).
141. Wu A., Maitz A., Shortt K., Mackay G., Thomson I., Johanson M., Lunsford L., Kalnicki S., "Performance of a new dosimetry system with MOSFET sensor for radiosurgery applications", *Med. Phys.* 21, 968 (1994).
142. Yeo I.J., Wang C.C., "A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy", *Med. Phys.* 24, 1943-1953 (1997).
143. Yeung D., Palta J., Fontanesi J., Kun L., "Systematic analysis of errors in target localization and treatment delivery in stereotactic radiosurgery (SRS)", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 28, 493-498 (1994).
144. Yin F.F., "Physical penumbra change of beam profile due to film digitization", *Med. Phys.* 22, 803-805 (1995).
145. Zhu Y., Kirov 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).



## ΔΗΜΟΣΙΕΥΣΕΙΣ ΣΧΕΤΙΚΕΣ ΜΕ ΤΗ ΔΙΑΤΡΙΒΗ

Από την παρούσα μελέτη προέκυψαν μέχρι την ημερομηνία κατάθεσης οι ακόλουθες ξενόγλωσσες δημοσιεύσεις:

- 1) J. Kalef-Ezra, M.A. Bazioglou, K. Theodorou, C. Kappas, "Multiple Purpose Dosimetric Phantom for Stereotactic Radiotherapy", Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, p.p. 1058, September 14-19, 1997, Nice, France.
- 2) M.A. Bazioglou, K. Theodorou, A. Bocioaca, D. Lefkopoulos, C. Kappas, "A proposal for a universal head phantom used for stereotactic radiotherapy purposes", Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, p.p. 1059, September 14-19, 1997, Nice, France.
- 3) Kalef-Ezra J., Bazioglou M.A., Coderre J., "Thermal neutron response of  $^7\text{LiF:Mg,Ti}$  TLDs and GafChromic films", Proceedings of VI International Conference on Medical Physics, Physica Medica, Vol. XV, N.3, p.p. 222 1999.
- 4) Bazioglou M.A., Kalef-Ezra J., "Dosimetry with radiochromic films: Technique and Application", Proceedings of VI International Conference on Medical Physics, Physica Medica, Vol. XV, N.3, p.p. 215 1999.
- 5) Bazioglou M.A., Kalef-Ezra J., Theodorou K., Skouras T., Kappas C., "Comparison of dosimetric techniques in Stereotactic Radiotherapy", Proceedings of VI International Conference on Medical Physics, Physica Medica, Vol. XV, N.3, p.p. 215 (1999).
- 6) J. Kalef-Ezra, M.A. Bazioglou, K. Theodorou, C. Kappas, "A Phantom for Dosimetric Characterization of Small Radiation Fields: Design and Use", Medical Dosimetry, 25(1), 9-15 (2000).
- 7) Bazioglou M.A., Kalef-Ezra J., Kappas C. "Comparison of dosimetric techniques for the assessment of basic dosimetric data of stereotactic fields", *υποβλήθηκε για δημοσίευση το Μάρτιο του 2000.*



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ

### Εισαγωγή

Η επιτυχής έκβαση της στερεοτακτικής ακτινοθεραπεία είναι συνυφασμένη, μεταξύ άλλων, με τη γνώση της τρισδιάστατης κατανομής της απορροφούμενης δόσης στο στόχο και γύρω από αυτόν. Σκοπός της παρούσας μελέτης ήταν η δοσιμετρία σε μία πρότυπη στερεοτακτική μονάδα φωτονίων 6 MV. Στα πλαίσια της εργασίας αυτής έγινε: α) σύγκριση των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων, που προέκυψαν από τη χρήση συμβατικών φιλμ, ραδιοχρωμικών φιλμ, δοσιμέτρων θερμοφωταύγειας (TLD), και θαλάμων ιονισμού, προκειμένου να επιλεγεί η βέλτιστη βάση δεδομένων για να εισαχθεί στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας, και β) επαλήθευση των τρισδιάστατων κατανομών δόσης από ένα σχήμα ακτινοβόλησης τεσσάρων μη συνεπίπεδων τόξων. Για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας: i) κατασκευάστηκε και αξιολογήθηκε ομοίωμα υποδοχής TLD για τη λήψη των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων, ii) αναπτύχθηκε τεχνική μέτρησης φιλμ, τόσο συμβατικών, όσο και ραδιοχρωμικών, με χρήση σαρωτή εγγράφων, και λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας, iii) μελετήθηκαν ορισμένα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά των φιλμ, και iv) κατασκευάστηκε ομοίωμα κεφαλής απλής γεωμετρίας για την επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης και την επαλήθευση της χωροταξικής ακρίβειας της στερεοτακτικής τεχνικής.

### Υλικά και Μέθοδοι

Για τον προσδιορισμό των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων, χρησιμοποιήθηκαν: α) συμβατικά φιλμ X Omat V και ραδιοχρωμικά φιλμ τύπου MD-55-2, β) θάλαμοι ιονισμού τύπου δακτυλήθρας, ενεργών όγκων 0.1 και 0.015 cm<sup>3</sup>, σε παράλληλη και κάθετη γεωμετρία ακτινοβόλησης, και γ) TLD LiF:Mg,Ti..., διαστάσεων 1x1x1 mm<sup>3</sup>. Προσδιορίστηκαν οι ποσότητες: δοσιμετρικό μέγεθος πεδίου (FWHM), μέγεθος παρασκιάς (20-80%), παροχή (COF), και κατανομή δόσης βάθους (PDD).

Για τη λήψη των βασικών δοσιμετρικών δεδομένων με TLD κατασκευάστηκε ομοίωμα από πλεξιγκλάς. Το ομοίωμα διαθέτει δίκτυο οπών (διάμετρος και ύψος οπής 1.5 mm και 6 mm, αντίστοιχα), με το οποίο επιτυγχάνεται χωρική διακριτική ικανότητα 1 mm, για πεδία που εμφανίζουν ακτινική συμμετρία.

Η μεθοδολογία μέτρησης φιλμ με σαρωτή εγγράφων περιελάμβανε: α) σάρωση των φιλμ με σαρωτή εγγράφων Scorpio, της Infinity Series, σε συνδυασμό με πρόσθετη φωτεινή πηγή, και β) ανάλυση των ψηφιακών εικόνων με εμπορικό λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας IP PLUS. Ο σαρωτής εγγράφων παρέχει δυνατότητα σάρωσης σε τέσσερις φασματικές περιοχές (ερυθρή, κυανή, πράσινη και παγχρωματική). Η οπτική πυκνότητα (OD) ορίστηκε ως  $OD = \log_{10}(S_0/S)$ , όπου  $S_0$  και  $S$  οι τιμές διαφάνειας για μη ακτινοβολημένο και ακτινοβολημένο φιλμ, αντίστοιχα. Τα αποτελεσμάτων της τεχνικής μέτρησης φιλμ με σαρωτή εγγράφων ελέγχθηκαν συγκρίνοντας τα FWHM και τα μεγέθη παρασκιάς μετρώντας τα ίδια φιλμ, τόσο με την εν λόγω τεχνική, όσο και με εμπορικό σύστημα οπτικής πυκνομετρίας (CRS).

Τα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά που μελετήθηκαν για τα ραδιοχρωμικά φιλμ ήταν: α) η εξάρτηση της OD από την φασματική κατανομή του φωτός σάρωσης, β) η εξάρτηση της OD από τη δόση, γ) η ομοιομορφία του φιλμ, δ) η επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ, ε) η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση, στ) η μεταβολή της OD σε συνάρτηση του χρονικού διαστήματος ( $\Delta T$ ) που μεσολαβεί από την ακτινοβόληση



έως τη μέτρηση, ζ) η επίδραση πολλαπλών σαρώσεων στη διαφάνεια του φιλμ, η) η εξάρτηση της OD από πιθανή πόλωση του φωτός του σαρωτή, και θ) η εξάρτηση της OD από το ρυθμό δόσης. Για τα συμβατικά φιλμ μελετήθηκαν τα ακόλουθα χαρακτηριστικά: α) η εξάρτηση της OD από την φασματική κατανομή του φωτός σάρωσης, και β) η εξάρτηση της OD από τη δόση.

Αναπτύχθηκε λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας σε περιβάλλον Windows 98, στη γλώσσα προγραμματισμού MATLAB 5. Το λογισμικό επιτρέπει την ανάλυση ομοιόμορφα ακτινοβολημένων φιλμ (υπολογισμό διαφάνειας ή/και OD, ή/και δόσης), καθώς και την ανάλυση προφίλ δόσης (προσδιορισμό FWHM και μεγέθους παρασκιάς 20-80%). Η αξιοπιστία των αποτελεσμάτων ελέγχθηκε συγκρίνοντας τα FWHM και τα μεγέθη παρασκιάς αναλύοντας τις ίδιες ψηφιακές εικόνες προφίλ δόσης, τόσο με το εν λόγω λογισμικό, όσο και με εμπορικό λογισμικό IP PLUS.

Κατασκευάστηκε ομοίωμα κεφαλής από πλεξιγκλάς, απλής γεωμετρίας, για την επαλήθευση τρισδιάστατων κατανομών δόσης και επαλήθευση της χωροταξικής ακρίβειας της στερεοτακτικής τεχνικής. Στο ομοίωμα αυτό μπορούν να τοποθετηθούν TLD, φιλμ, καθώς και δομές διαφόρων μεγεθών.

Για την επαλήθευση της εντοπιστικής διαδικασίας, το ομοίωμα κεφαλής σαρώθηκε, με τομές πάχους 1 mm, σε υπολογιστικό τομογράφο Somatom Plus 4 MXP. Μέσω του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας, iSiS 3D, υπολογίστηκαν οι στερεοτακτικές συντεταγμένες του κέντρου των δομών, η απόσταση των πιο απομακρυσμένων σημείων των δομών, καθώς και οι όγκοι τους. Οι τιμές αυτές συγκρίθηκαν με αυτές των κατασκευαστικών χαρακτηριστικών του ομοιώματος.

Πραγματοποιήθηκε σχήμα ακτινοβολήσης τεσσάρων μη συνεπίπεδων τόξων και προσδιορίστηκαν οι κατανομές δόσης επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων τόσο με TLD, όσο και με ραδιοχρωμικά φιλμ. Η σχετική μετατόπιση των προφίλ δόσης που προσδιορίστηκαν με TLD, ως προς τις αντίστοιχες του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας, επέτρεψε τον προσδιορισμό της ανακρίβειας στον εντοπισμό του στόχου κατά στην απόδοση του σχήματος ακτινοβολήσης. Επιπρόσθετα, μετρήθηκε με χρήση TLD, η δόση ισοκέντρου.

## Αποτελέσματα

### A. Τεχνική μέτρησης φιλμ

Η μέτρηση φιλμ με την τεχνική του σαρωτή εγγράφων, τόσο σε συνδυασμό με εμπορικό λογισμικό ανάλυσης ψηφιακής εικόνας, όσο και με αυτό που αναπτύχθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μελέτης, δεν έδωσε στατιστικά σημαντικές διαφορές από ότι στην περίπτωση που χρησιμοποιήθηκε το εμπορικό σύστημα οπτικής πυκνομετρίας για τον προσδιορισμό του FWHM και του μεγέθους παρασκιάς.

Όσον αφορά τα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά των ραδιοχρωμικών φιλμ, βρέθηκε ότι: α) η ομοιομορφία των φιλμ ήταν περίπου 2 %, β) η επαναληψιμότητα από φιλμ σε φιλμ στον προσδιορισμό της δόσης ήταν ανεξάρτητη της δόσης, και κατά μέσο όρο ίση με 3.2 % (1 sd), γ) η ελάχιστη ανιχνεύσιμη δόση ήταν ~0.5 Gy, δ) η OD αυξάνεται μη γραμμικά συναρτήσει του ΔΤ, με ρυθμό που μειώνεται όσο αυξάνει το ΔΤ, και εξαρτάται από τη δόση, ε) υπάρχει ένδειξη εξάρτησης της OD από τον αριθμό σαρώσεων του φιλμ, στ) μεταβολή της OD κατά 1 % λόγω πόλωσης του φωτός του σαρωτή, ζ) η OD δεν μεταβάλλεται με μεταβολή του ρυθμού δόσης κατά παράγοντα του πέντε και η) η OD μεταβάλλεται πολύ πιο έντονα με τη δόση, όταν η σάρωση γίνεται με ερυθρό φως. Αντίθετα, στα συμβατικά φιλμ βρέθηκε ότι η



μεταβολή της OD με τη δόση δεν εξαρτάται σημαντικά από τη φασματική περιοχή του φωτός που χρησιμοποιείται κατά τη σάρωση.

### *B. Βασικά δοσιμετρικά δεδομένα*

Τα αποτελέσματα της εφαρμογής όλων των δοσιμετρικών τεχνικών βρέθηκαν σε καλή συμφωνία όσον αφορά τον προσδιορισμό του δοσιμετρικού μεγέθους των πεδίων. Τα φιλμ μπορούν να θεωρηθούν ως δοσίμετρα επιλογής για την μέτρηση των προφύλ. δόσης. Τα μεγέθη παρασκιάς που προσδιορίστηκαν με φιλμ (συμβατικά και ραδιοχρωμικά), βρίσκονται σε συμφωνία με της προβλέψεις της τεχνικής Monte Carlo και της τεχνικής παρέκτασης σε μηδενικό μέγεθος ανιχνευτή.

Ο θάλαμος ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε κάθετη διάταξη δεν ενδείκνυται για μετρήσεις επί του κεντρικού άξονα. Οι κατανομές δόσης βάθους, όπως προέκυψαν με τον θάλαμο ενεργού όγκου  $0.1 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη, βρίσκονται σε καλή συμφωνία με τις αντίστοιχες κατανομές που προσδιορίστηκαν με TLD και με το θάλαμο ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$ , τόσο σε παράλληλη, όσο και σε κάθετη διάταξη, για βάθη μεγαλύτερα του  $d_{\max}$ . Επιπλέον, τα TLD και ο θάλαμος ενεργού όγκου  $0.015 \text{ cm}^3$  σε παράλληλη διάταξη, επέτρεψαν την εκτίμηση της επιφανειακής δόσης. Η μέγιστη διαφορά που παρατηρήθηκε στις τιμές παροχής από τις διαφορετικές τεχνικές ήταν 2.9 %.

### *Γ. Επαλήθευση συνολικής στερεοτακτικής διαδικασίας*

Οι διαδικασίες απεικόνισης και παραγωγής πλάνου θεραπείας βρέθηκε ότι εισάγουν: α) μέσο σφάλμα ( $1.0 \pm 0.5$ ) mm στον εντοπισμό του κέντρου των δομών, β) μέση απόκλιση ( $1.8 \pm 0.2$ ) mm μεταξύ της πειραματικά προσδιοριζόμενης απόστασης των πιο απομακρυσμένων δομών και της θεωρητικής τιμής, και γ) αποκλίσεις της τάξης 0.6, 0.4,  $0.1 \text{ cm}^3$  για κυλινδρικές δομές όγκων 4.9, 2.4, και  $0.65 \text{ cm}^3$ , αντίστοιχα. Επιπλέον, κατά την απόδοση του σχήματος ακτινοβολήσης βρέθηκε μέση ανακρίβεια στον εντοπισμό του στόχου ( $1.7 \pm 0.6$ ) mm. Ως εκ τούτου, η συνολική χωρική ανακρίβεια της τεχνικής (απεικονιστική διαδικασία, διαδικασία παραγωγής πλάνου θεραπείας και απόδοση σχήματος ακτινοβολήσης) βρέθηκε ( $2.0 \pm 0.8$ ) mm.

Οι κατανομές επί των κύριων στερεοτακτικών αξόνων, όπως προσδιορίστηκαν με ραδιοχρωμικά φιλμ, βρίσκονται σε ικανοποιητική συμφωνία με τις αντίστοιχες του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας, ενώ οι αντίστοιχες που προσδιορίστηκαν με TLD ήταν στενότερες (1-2 mm). Η δόση στο ισόκεντρο βρέθηκε πειραματικά να διαφέρει λιγότερο από 1.5 % από την αναμενόμενη δόση.

### **Συμπεράσματα**

Ο συνδυασμός διαφορετικών δοσιμετρικών τεχνικών είναι αναγκαίος στην ΣΑΘ/ΣΑΧ, προκειμένου να ικανοποιηθούν οι ιδιαιτερότητες που τίθενται από τις ποσότητες που μετρώνται. Η δοσιμετρία με θερμοφωταύγεια ενδείκνυται για απόλυτη δοσιμετρία, ενώ τα ραδιοχρωμικά φιλμ δίνουν εύκολα και αξιόπιστα τις κατανομές δόσεων.





## ΠΕΡΙΛΗΨΗ ΣΤΗΝ ΑΓΓΛΙΚΗ (SUMMARY)

### Introduction

The successful outcome of Stereotactic Radiotherapy/Radiosurgery (SRS/SRT) depends, among others, on the knowledge of the three dimensional (3D) dose distribution in the target and around it. The aim of this study was the dosimetric characterization of a 6 MV prototype stereotactic unit. The basic dosimetric data, as obtained with the use of conventional films, radiochromic films, TLD, and ionization chambers were compared, in order to choose the optimum data set for the Treatment Planning System (TPS). In addition, the 3D dose distributions produced by a four non-complanar irradiation scheme were verified. For these purposes: i) a phantom for the accommodation of TLDs for the acquisition of basic dosimetric data was designed, constructed and evaluated, ii) a technique based on the use of a document scanner was developed for the measurement of films, conventional and radiochromic, as well as an appropriate software for the analysis of digital images, iii) some dosimetric characteristics of the films were studied with the document scanner technique, and iv) a bullet shaped head phantom was constructed for the verification of the 3D dose distributions and the localization accuracy of the stereotactic technique.

### Material and Methods

For the assessment of the basic dosimetric data, the following dosimeters were used: a) conventional films X Omat V and MD-55-2 radiochromic films, b) thimble ionization chambers, of effective volumes 0.1 and 0.015 cm<sup>3</sup>, in parallel and vertical irradiation configuration, and c) TLD LiF:Mg,Ti..., 1x1x1 mm<sup>3</sup> in dimensions. The quantities studied were: the dosimetric field size (FWHM), the penumbral width (20-80%), the collimator output factor (COF), and depth dose curve (PDD).

For the acquisition of the basic dosimetric data using TLD, a plexiglas phantom was constructed. The phantom allows the accommodation of TLDs in a network of holes (hole diameter and height 1.5 and 6mm, respectively) that offers a spatial resolution of 1 mm for fields with radial symmetry.

In the document scanner technique the films were read out in a Scorpio, Infinity Series, document scanner in association with a transparency adapter and analyzed with commercially available software (IP PLUS). The scanner is capable of scanning in four spectral regions (red, blue, green, and panchromatic). The optical density (OD) was defined as  $OD = \log_{10}(S_0/S)$ , where  $S_0$  and  $S$  the gray level values for a non-irradiated and an irradiated film, respectively. The results of the technique were verified by comparing the FWHM and penumbral widths obtained by measuring the same films with the scanner technique and a commercial scanning densitometer (CRS).

In radiochromic film dosimetry the following characteristics were studied: a) the dependence of the OD on the spectral region of the scanner light, b) the dependence of the OD on dose, c) the uniformity of the film, d) the reproducibility in dose assessment from film to film, e) the minimum detectable dose, f) the change of the OD with respect to the time interval ( $\Delta T$ ) between irradiation and measurement, g) the effect of multiple scans on film gray level, h) the effect of possible polarity of the scanner light on the OD, and i) the dependence of OD on dose rate. In conventional



film dosimetry the following characteristics were studied: a) the dependence of the OD on the spectral region of the scanner light, and b) the dependence of the OD on dose.

A software for the analysis of digital images was developed in Windows 98 environment, using the MATLAB 5 programming language. The software allows the analysis of uniformly irradiated film (determination of gray level, and/or OD, and/or dose), as well as the analysis of dose profiles (determination of FWHM and penumbral width 20-80%). The reliability of the software results was verified by comparing the FWHM and the penumbral widths obtained by analyzing the same digital images with the homemade software and IP PLUS, a commercially available software.

A bullet shaped plexiglas head phantom was constructed for the verification of 3D dose distribution and the determination of the overall spatial inaccuracies in treatment delivery. The phantom allows the accommodation of TLDs, films and test objects of different sizes.

For the verification of the localization procedure, the head phantom was scanned using Somatom Plus 4 MXP CT unit, with slices 1 mm thick. Via the TPS, the stereotactic coordinates of the geometrical center of the structures, the distance of the most distant points in the structures and their volumes, were determined. These values were compared with the expected ones, that are known from the structural characteristics of the head phantom.

A four non-complanar irradiation scheme was performed for the verification of 3D dose distributions. The dose distributions, along the main stereotactic axis were determined by TLDs and radiochromic films. The relative translation of the dose profiles obtained by TLD, in order to coincide with the ones obtained by the TPS allowed the determination of the inaccuracy in target localization during treatment delivery. In addition, the dose at the isocenter was verified using TLDs.

## Results

### A. Film dosimetry technique

The use of a document scanner, in association either with the software developed for the needs of the present study and the commercial software for digital image analysis, provided consistent results with those obtained using the commercial densitometer in the determination of FWHM and penumbral width.

As far as the dosimetric characteristics of radiochromic films are concerned, it was found that: a) the uniformity of the film was about 2 %, b) the reproducibility in dose assessment from film to film was 3.2 % (1 sd), c) the minimum detectable dose was ~0.5 Gy, d) the OD increases non-linearly with  $\Delta T$ , with a dose dependent rate that decreases as  $\Delta T$  increases, e) there is an indication that the OD is affected by multiple scans of a film, f) the change of OD due to the use of polarized light of the scanner was 1 %, g) the OD of the film does not depend on dose rate, when the dose rate is changed up to a factor of five, and h) the dependence of OD on dose was more pronounced, when the films were scanned with red light. On the contrary, as far as conventional films are concerned, it was found that the change in OD versus dose does not depend on the spectral region of the light used for scanning the films.



### *B. Basic dosimetric data*

The dosimetric techniques were in good agreement regarding the determination of FWHM. The films are considered to be the dosimeters of choice for the determination of dose profiles. The penumbral widths obtained by conventional and radiochromic films were in good agreement with the corresponding ones obtained by Monte Carlo techniques and experimental techniques employing zero detector size extrapolation.

The 0.1 cm<sup>3</sup> chamber in vertical configuration is not suitable for central axis measurements. The depth dose curves, for depths beyond  $d_{max}$ , obtained with the 0.1 cm<sup>3</sup> chamber in parallel configuration, were in good agreement with the corresponding curves obtained by TLD and the 0.015 cm<sup>3</sup> chamber, both in vertical and parallel configuration. The TLD and the 0.015 cm<sup>3</sup> chamber in parallel configuration provided an estimation of surface dose. The maximum deviation observed in the COF values for the different dosimetric techniques was 2.9 %.

### *C. Verification of the overall stereotactic process*

The mean target localization inaccuracy was (1.0±0.5) mm. The mean uncertainty in the experimental determination of the distance between the most distant points of the lesions from the expected ones was (1.8±0.2) mm. Uncertainties of the order of 0.6, 0.4, 0.1 cm<sup>3</sup> were found for structures with volumes 4.9, 2.4, and 0.6<sub>s</sub> cm<sup>3</sup>, respectively. The inaccuracy in target localization in the treatment delivery was (1.7±0.6) mm. Consequently, the overall inaccuracy in target localization of the stereotactic technique (imaging, treatment planning and treatment delivery process) was (2.0±0.8) mm.

The dose distributions along the main stereotactic axes, as determined with radiochromic films, were in good agreement with those predicted by the TPS, while the ones obtained with TLD were sharper (1-2 mm). The dose measured at the isocenter differed less than 1.5 % from the expected dose.

### **Conclusions**

The combination of different dosimetric techniques is a necessity in SRT/SRS, in order to meet the different requirements set by the specific measurement. Thermoluminescence dosimetry is recommended for absolute dosimetry, while radiochromic films are more convenient for dose distribution assessments.



**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Ι**  
*Φύλλα δεδομένων θαλάμων ιονισμού*



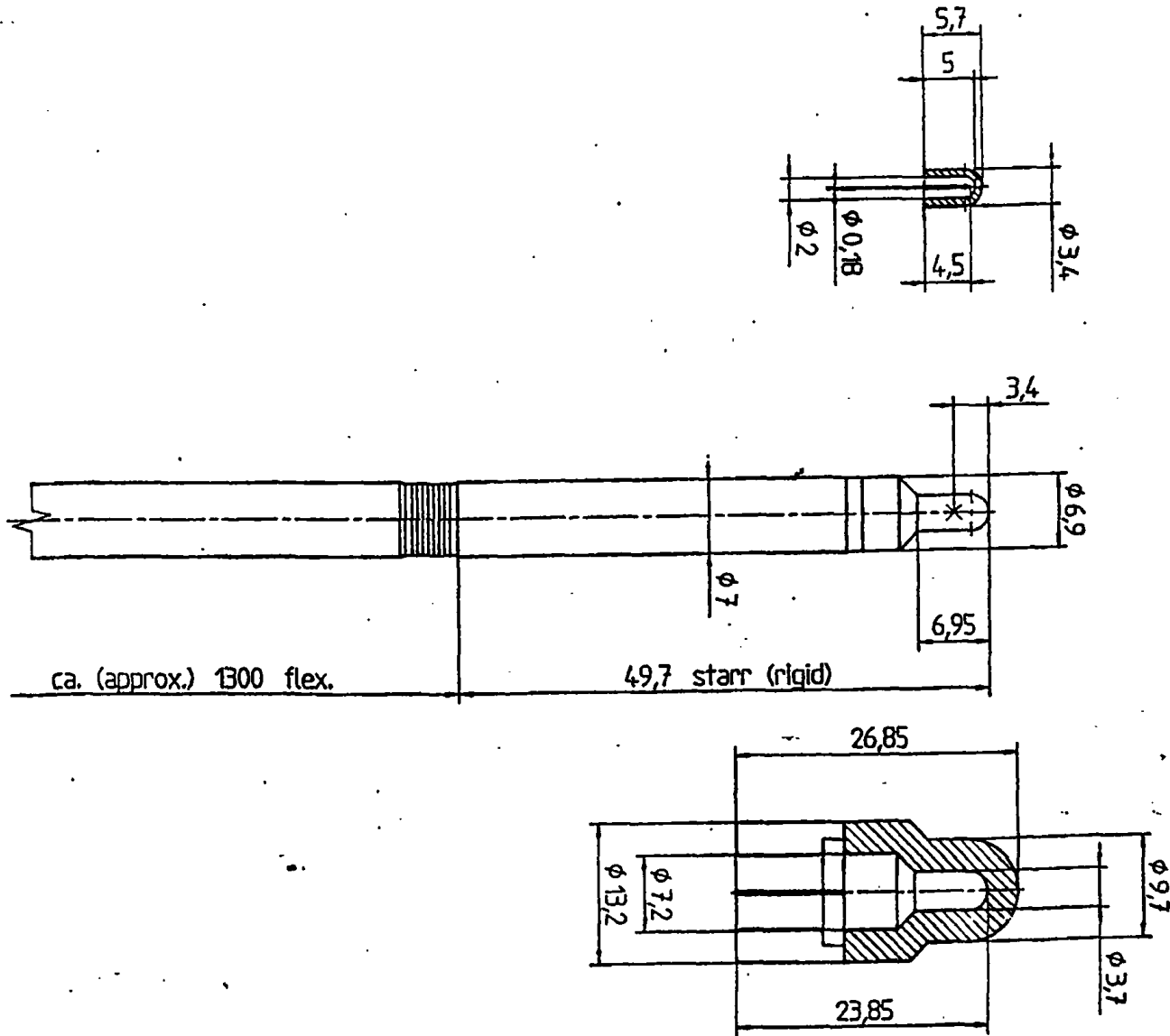


# IONIZATION CHAMBER TYPE 31006

PinPoint Chamber 0.015 cm<sup>3</sup>

Radiation therapy  
Diagnostic Radiology  
Nuclear Medicine  
Radiation Protection

## Design



All dimensions in mm

D459.148.0/1 97-07 Ra

# PTWFREIBURG

PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN  
DR. PYCHLAU GMBH

22 LÖRRACHER STRASSE 7  
D-79115 FREIBURG  
☎ (07 61) 4 90 55-0  
FAX (07 61) 4 90 55-70  
E-MAIL ptw@ptw.de



Data sheet 1

0,1cm<sup>3</sup>-Kammer flex. Typ Nr. M2332-

0,1cm<sup>3</sup>-chamber flex. Type No. M2332

Typische Werte Typical values

The Company reserves the right to make design improvements without prior notice

PTW-FREIBURG

Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pichlau KG.

Volumen	0,10 cm <sup>3</sup>
Strom	$3.4 \cdot 10^{-11}$ AR <sup>-1</sup> s
Leckstrom	$1.4 \cdot 10^{-15}$ A
Kammerspannung	max. 500 V
Schutzpotential	max. 100 mV
Kleinste Dosis	2 R
Kabelbestrahlung	$10^{-11}$ AR <sup>-1</sup> scm <sup>-1</sup>
Wandmaterial	C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub>
Wandstärke	1,75 mm
Flächengewicht	210 mgcm <sup>-2</sup>
Temperaturbereich	-10 ... +40° C
Rel. Luftfeuchte	≤ 75%

Max. Dosisleistung bei kont. Bestr.	150 V Sättigung 99%	1800 Rs <sup>-1</sup> 99.5%	900 Rs <sup>-1</sup>
max. exposure rate at cont. irradi.	300 V saturation	7000 Rs <sup>-1</sup>	3500 Rs <sup>-1</sup>
	500 V	20000 Rs <sup>-1</sup>	10000 Rs <sup>-1</sup>
Max. Dosis pro Bestrahlungspuls	150 V Sättigung 99%	150 mR 99.5%	75 mR
max exposure per irradiation pulse	300 V saturation	300 mR	150 mR
	500 V	500 mR	250 mR
Ionenflugzeit	150 V		0.070 ms
ion collectiontime	300 V		0.035 ms
	500 V		0.020 ms

Konstruktion: Schutzring bis zum Meßvolumen  
 construction: guarding up to measuring volume

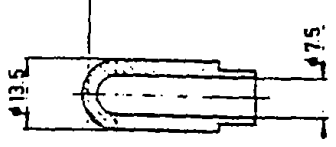
Geeignet für Gebrauch in Festkörper- und Wasserphantomen  
 suitable for use in solid and water phantoms

Schutzring und alle leitenden, äußeren Teile an Massepotential  
 guarding and all conductive outerparts at masspotential

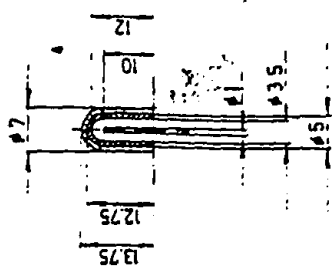
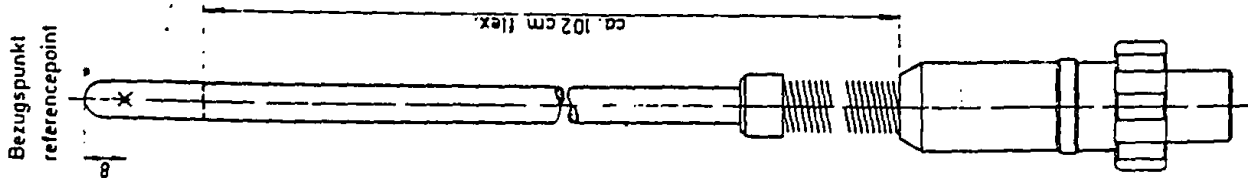
Kammerspannung nur über ~1MΩ Schutzwiderstand anlegen  
 connect polarizing potential only with current limiting resistor of ~1MΩ

Meßvolumen luftdicht für 8 Stunden Arbeitszeit  
 measuring volume airtight for a 8 hours working period

Verlängerungskabel bis 100m verfügbar  
 lengthening cable up to 100m available



Verstärkungskappe  
 build up cap  
 C<sub>5</sub>H<sub>8</sub>O<sub>2</sub>  
 1.20 gcm<sup>-3</sup>



Kammerdimensionen  
 chamber dimensions  
 Maße in mm  
 dimensions in mm

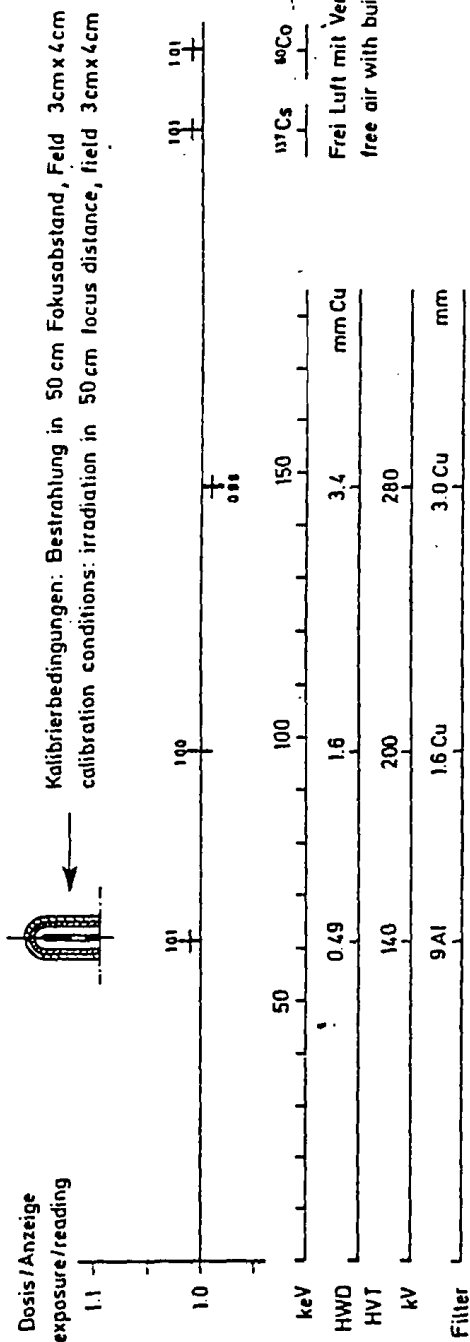
Spezieller Kammerhalter  
 verfügbar  
 special holding device  
 available



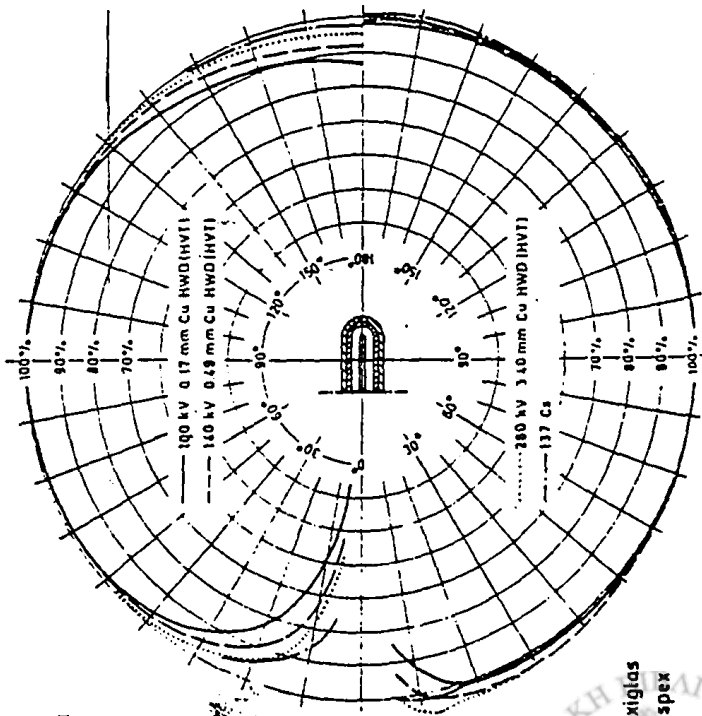
0,1cm<sup>3</sup>-Kammer flex. Typ Nr. M2332  
 0,1cm<sup>3</sup>-chamber flex. Type No. M2332  
 Typische Werte Typical values

# PTW-FREIBURG

Physikalisch-Technische Werkstätten Dr. Pichler KG.



Meßwerte mit positiver Kammer-spannung ermittelt values measured with positive polarizing voltage



in Luft  
in air

Richtungsabhängigkeit Directional Dependence

	6°	12°	18°	24°	30°	60°	90°	120°	150°	162°	174°	180°
100 kV	36.5	64.2	79.0	87.0	90.6	99.1	100.0	98.1	92.3	90.4	88.0	87.1
140 kV	53.3	77.9	87.9	91.5	94.9	99.5	100.0	98.6	95.3	93.8	92.1	91.6
280 kV	58.5	82.7	91.2	95.0	97.3	99.7	100.0	99.7	97.5	96.7	95.6	94.8
<sup>137</sup> Cs	77.1	88.1	92.6	95.0	96.8	100.0	100.0	99.7	98.2	97.9	97.6	96.7

Anzeige / Dosis

reading / exposure

	6°	12°	18°	24°	30°	60°	90°	120°	150°	162°	174°	180°
100 kV	84.6	95.9	101.3	102.0	102.7	101.8	100.0	98.5	97.8	98.2	98.6	97.5
140 kV	93.7	102.9	103.8	103.6	103.4	101.4	100.0	99.0	98.7	99.2	99.8	99.2
280 kV	101.5	105.1	104.6	103.9	103.2	101.1	100.0	99.2	99.4	99.8	100.5	100.2
<sup>137</sup> Cs	101.1	103.0	101.9	101.4	100.9	100.0	100.0	100.2	101.1	101.3	101.6	101.0





Volumen	volume	0.04 cm <sup>3</sup>
Strom	current	10 <sup>-11</sup> A rad <sup>-1</sup> s
Leckstrom	leakage	2 · 10 <sup>-16</sup> A
Kammerspannung	polarizing voltage	max. 300 V
Schutzpotential	guard potential	max. 100 mV
Kleinste Dosis	smallest exposure	1 rad
Kabelbestrahlung	cable leakage	± 2 · 10 <sup>-16</sup> A cm <sup>-1</sup> rad <sup>-1</sup> s
Wandmaterial	wall material	CH <sub>2</sub>
Wandstärke	wall thickness	0.03 mm
Flächengewicht	weight per unit area	2.7 mg cm <sup>-2</sup>
Temperaturbereich	range of temperature	+15...+40°C
Rel. Luftfeuchte	rel. air humidity	≤ 80%

Max. Dosisleistung bei kont. Bestr.	150 V Sättigung 99%	600 rad s <sup>-1</sup>	99.5%	300 rad s <sup>-1</sup>
max. exposure rate at cont. irradi.	300 V saturation	2500 rad s <sup>-1</sup>		1200 rad s <sup>-1</sup>

Max. Dosis pro Bestrahlungspuls	150 V Sättigung 99%	70 mrad	99.5%	35 mrad
max. exposure per irradiation pulse	300 V saturation	140 mrad		70 mrad

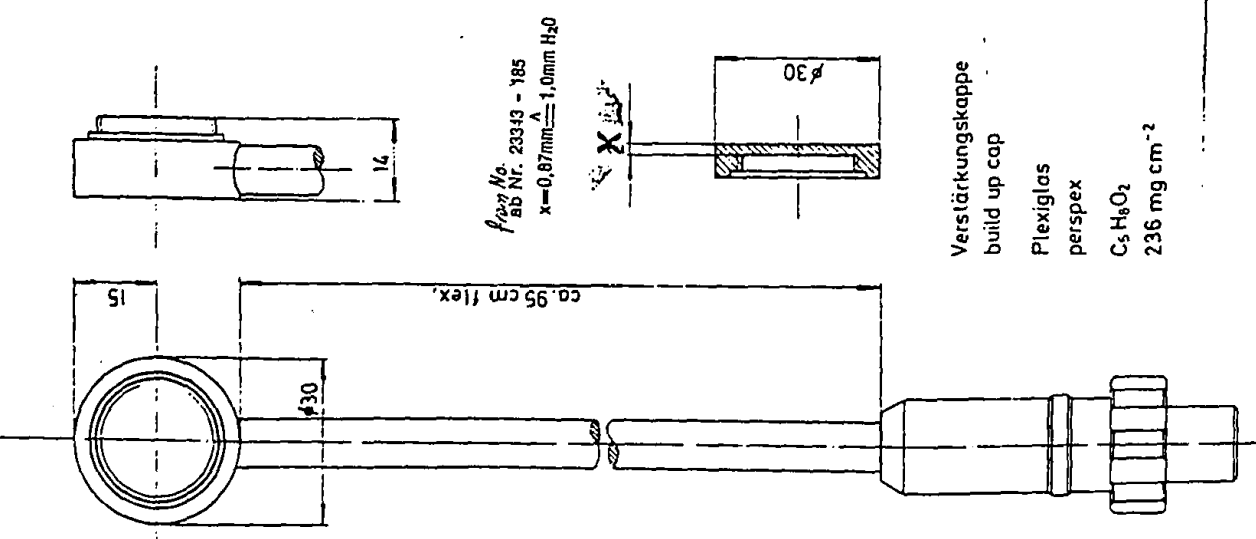
Ionenflugzeit	150 V	0.15 ms
ion collectiontime	300 V	0.08 ms

Konstruktion: Schutzring bis zum Meßvolumen  
 construction: guarding up to measuring volume  
 Geeignet für Gebrauch in Festkörperphantomen und Wasserphantomen  
 suitable for use in solid phantoms and water phantoms

Schutzring und alle leitenden, äußeren Teile an Massepotential  
 guarding and all conductive outerparts at masspotential  
 Kammerspannung nur über ~1MΩ Schutzwiderstand anlegen  
 connect polarizing potential only with current limiting resistor of ~1MΩ

Offenes Meßvolumen, ohne Kontrollvorrichtung ist Luftdichtekorrekturen nötig  
 open chamber volume, without checkdevice air density correction is necessary  
 Verlängerungskabel bis 100m verfügbar  
 lengthening cable up to 100m available

mittelpunkt: Mitte Kammerfenster  
 referencepoint: center of membrane



Kammerdimensionen  
 chamber dimensions  
 Maße in mm  
 dimensions in mm

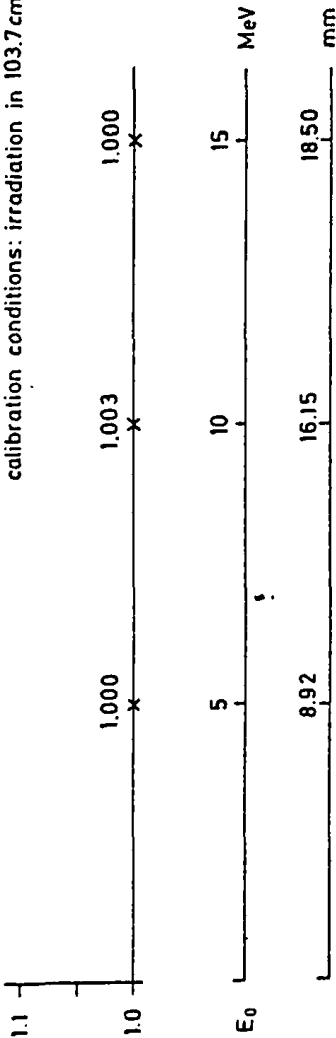
Spezieller Kammerhalter  
 verfügbar  
 special holding device  
 available

Verstärkungsskappe  
 build up cap  
 Plexiglas  
 perspex  
 Cs H<sub>6</sub>O<sub>2</sub>  
 236 mg cm<sup>-2</sup>



Hohlraumionendosis / Anzeige  
cavity ion dose / reading

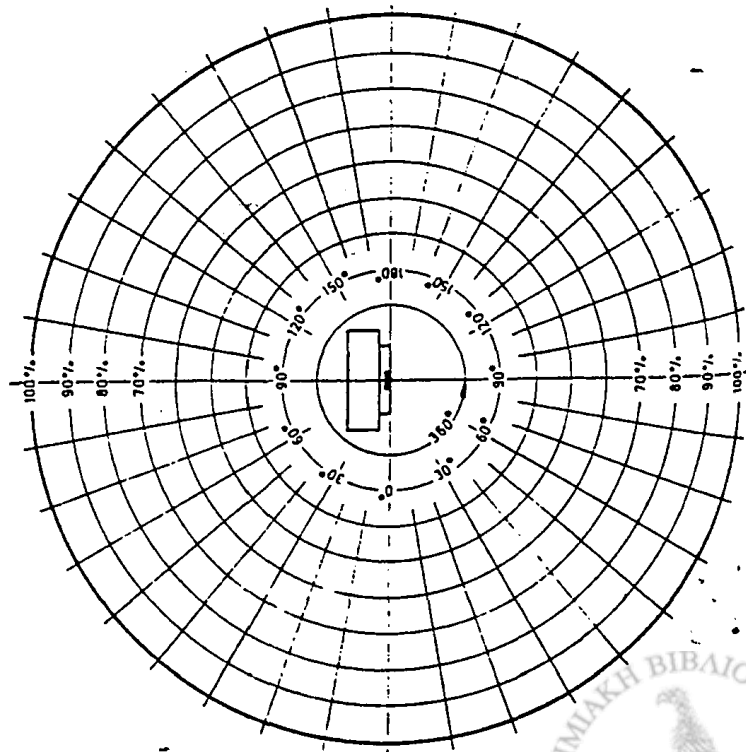
Kalibrierbedingungen: Bestrahlung in 103.7cm Abstand, Feld 8cm x 8cm  
calibration conditions: irradiation in 103.7cm distance, field 8cm x 8cm



\* Abstand zwischen Strahlaustrittsfenster des Betatrons und Phantombereichfläche

\* distance between exit window of betatron and surface of phantom

Meßwerte mit positiver Kammerstromung ermittelt values measured with positive polarizing voltage



Richtungsabhängigkeit \*\*

Directional Dependence \*\*

5-15 MeV	100.0	6°	12°	18°	24°	30°	60°	90°	120°	150°	162°	174°	180°	100.0
----------	-------	----	-----	-----	-----	-----	-----	-----	------	------	------	------	------	-------

Anzeige / Hohlraumionendosis

reading / cavity ion dose

\*\* gemessen unter Kalibrierbedingungen

\*\* measured under calibration conditions



# IONIZATION CHAMBER TYPE 23331

Radiation Therapy  
Diagnostic Radiology  
Nuclear Medicine  
Radiation Protection

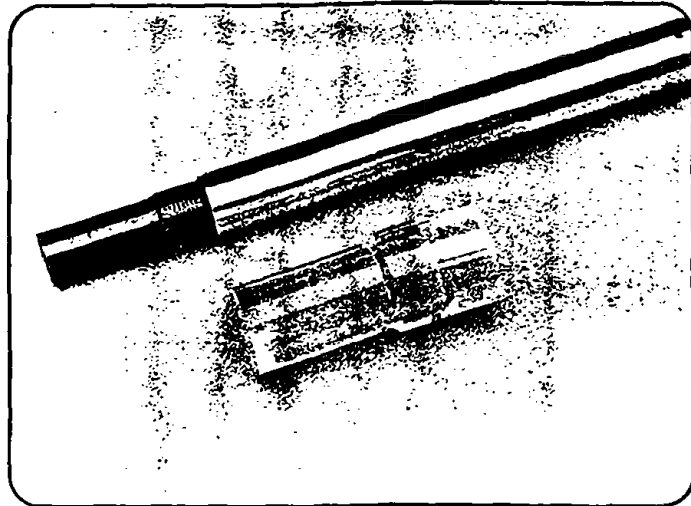
## Rigid Stem Chamber 1 cm<sup>3</sup>

### Description

The ionization chamber type 23331 has been designed as a reference chamber for absolute dosimetry to be used in radiation therapy or by secondary standard laboratories. This chamber has a very small variation of response with radiation quality. It is constructed with a long rigid stem for easy mounting in the radiation field. This chamber type tested by the PTB Braunschweig. Nominal useful range 30 keV – 50 MeV.

### Technical data

Volume:	1 cm <sup>3</sup>
Response:	3.3 · 10 <sup>-8</sup> C/Gy
Leakage:	± 4 · 10 <sup>-15</sup> A
Polarizing voltage:	max. 500 V
Cable leakage:	1 · 10 <sup>-12</sup> C/(Gy · cm)
Wall material:	PMMA (C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub> ) <sub>n</sub> + Graphite (C)
Wall density:	1.19 g/cm <sup>3</sup> (PMMA) 0.82 g/cm <sup>3</sup> (C)
Wall thickness:	0.40 mm PMMA + 0.15 mm C
Area density:	60 mg/cm <sup>2</sup>
Electrode:	Aluminium, graphite coated; 1.5 mm Ø; 20 mm long
Range of temperature:	+ 10° C ... + 40° C
Range of rel. humidity:	20 % ... 80 % (< 20 g/m <sup>3</sup> )
Ion collection time:	300 V: 0.3 ms 400 V: 0.2 ms 500 V: 0.2 ms



- Guard ring up to measuring volume
- Suitable for use in solid state phantoms; watertight sleeves available
- Guard ring at potential of the collecting electrode. Touchable parts free of high voltage
- High voltage to be connected only with active current-limiting device (I<sub>max</sub> < 0.5 mA)
- Open measuring volume, without check device air density correction is necessary
- Lengthening cable up to 100 m available
- Approved for official calibration, <sup>23 05</sup> German sign of certification: <sup>62 21</sup>
- Connector: PTW type M, TNC or BNT (BNC + banana on request)

Saturation behaviour	Polarizing voltage	99.0 % saturation	99.5 % saturation
Max. dose rate at continuous irradiation	300 V	2.0 Gy/s	1.0 Gy/s
	400 V	3.7 Gy/s	1.8 Gy/s
	500 V	5.8 Gy/s	2.8 Gy/s
Max. dose per irradiation pulse	300 V	350 µGy	150 µGy
	400 V	460 µGy	190 µGy
	500 V	580 µGy	240 µGy

PTW

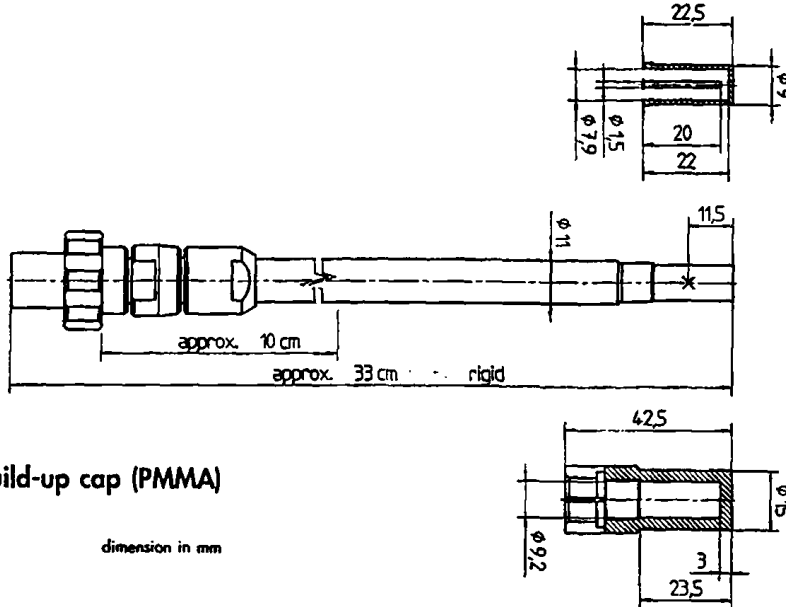


# IONIZATION CHAMBER TYPE 23331

Radiation Therapy  
Diagnostic Radiology  
Nuclear Medicine  
Radiation Protection

Rigid Stem Chamber 1 cm<sup>3</sup>

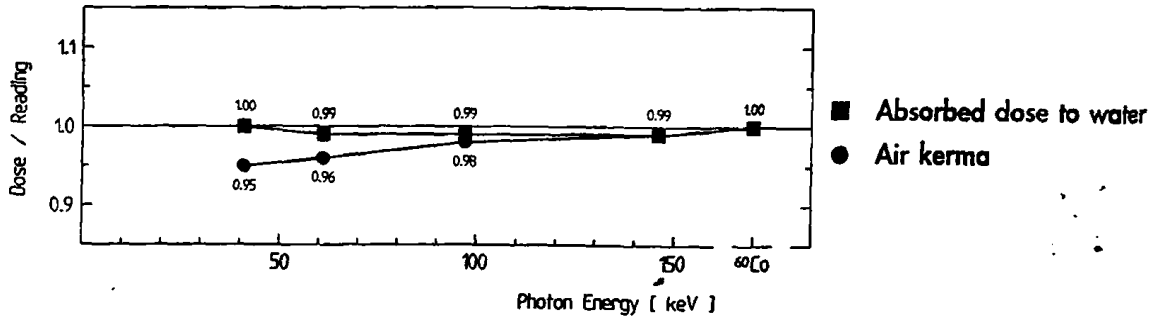
## Design



build-up cap (PMMA)

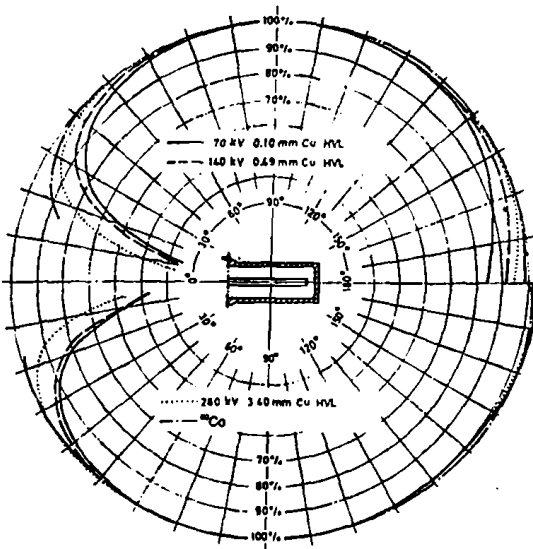
dimension in mm

## Energy Dependence



## Directional Dependence

in air



in PMMA

Reading / Dose [%]

	6°	12°	18°	24°	30°	60°	90°	120°	150°	162°	174°	180°
70 kV	10.2	34.2	57.7	72.1	82.9	97.2	100.0	98.6	93.6	89.6	85.2	83.9
140 kV	12.0	36.0	62.1	78.3	88.2	99.1	100.0	99.4	97.0	95.1	91.9	90.6
280 kV	28.6	59.1	77.5	88.2	93.6	99.7	100.0	100.0	98.5	97.5	95.4	93.6
<sup>60</sup> Co	-	-	87.9	92.6	95.2	99.5	100.0	100.7	100.0	99.3	98.6	98.0

	6°	12°	18°	24°	30°	60°	90°	120°	150°	162°	174°	180°
70 kV	47.0	60.0	75.8	85.9	92.2	99.5	100.0	99.8	101.4	102.9	102.9	99.7
140 kV	48.0	63.4	79.9	88.8	94.2	100.0	100.0	99.8	101.2	102.3	102.8	101.6
280 kV	57.7	81.0	91.6	97.1	99.3	100.4	100.0	100.0	101.1	101.9	102.7	102.9
<sup>60</sup> Co	-	-	98.7	99.8	100.2	99.8	100.0	100.4	102.1	102.3	102.3	101.8

Subject to change without notice D383.139.0/3 0196-18  
This documentation is printed on environmental paper 100 % free of chlorine.

PTW  
PHYSIKALISCH-TECHNISCHE WERKSTÄTTEN  
DR. PYCILAU GMBH

LOERRACHER STRASSE 7  
D-79115 FREIBURG  
☎ (0049) 761/49055-0  
FAX (0049) 761/49055-70

## **ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ Π**

*Κώδικας λογισμικού ανάλυσης ψηφιακής εικόνας που αναπτύχθηκε για της  
ανάγκες της παρούσας μελέτης*



```
% Matlab program for reading simple pieces of film and for  
acquisition and analysis of profiles(80-20% penumbral width and FWHM)
```

```
%selection of task to be performed
```

```
disp('-----  
-----')  
disp('Enter selection for the task that you want to perform')  
disp('-----  
-----')
```

```
disp('g --> Reading simple pieces')  
disp('p --> Profile determination and analysis')
```

```
disp('-----  
-----')  
sel=input('Your selection ? -->');
```

```
switch sel
```

```
% case g analysis simple pieces of uniformly irradiated films  
(Graylevel, OD and/or Dose determination  
%based on ROI measurements
```

```
case 'g'
```

```
% input the filename.ext
```

```
file_name=input('Enter "Filename.ext"....');  
ext=input('Enter extension of the file "ext"...');  
fid=fopen(file_name,'r');  
S=imread(file_name,ext);  
Sd=double(S);
```

```
%plot of the image
```

```
    x_surf=ones(size(Sd));  
    surface(x_surf,Sd)  
    title('The image of GL')  
    xlabel('pixels')  
    ylabel('pixels')
```

```
% select if user wants only gray level or OD or D
```

```
disp('-----  
-----')  
disp('Enter selection for GrayLevel "GL" or OD and/or D determination  
"O"')  
disp('-----  
-----')
```

```
disp('GL --> GrayLevel Analysis')  
disp('O --> OD and/or D determination')
```

```
disp('-----  
-----')  
sel2=input('Your selection ? -->');
```

```
% calculations when only gray-level analysis is requested
```



```

if sel2=='GL'

% how many readings per film

    n_meas=input('How many measurements do you want per film? -->');

% how many films to analyze

    n_film=input('How many films to you want to analyze? -->');

    for film=1:n_film
        for meas=1:n_meas

disp('-----')
disp('-----')

% input the rows and columns of the film to be analyzed

            disp('for film number...')
            disp(film)
            disp('for ROI number...')
            disp(meas)

            in_row_so=input('Enter the initial row of ROI...');
            fin_row_so=input('Enter the final row of ROI...');

            in_col_so=input('Enter the initial column of ROI...');
            fin_col_so=input('Enter the final column of ROI...');

disp('-----')
disp('-----')

%calculate mean values of gray level in the ROI

            in_value_ni=0;
            sum_ni=0;

            for ani=in_row_so:fin_row_so
                for bni=in_col_so:fin_col_so
                    sumso=sum_ni+Sd(ani,bni);
                    sum_ni=sumso;
                    in_valueso=in_value_ni+1;
                    in_value_ni=in_valueso;
                end
            end

            disp('The number of pixels in ROI is...')
            disp(in_valueso)

            so_mean=sumso/in_valueso;

            disp('The mean GL for ROI is...')
            disp(so_mean)

% calculation of standard deviation for the ROI

            sumni=0;

```



```

    in_valueni=0;

    for ani=in_row_so:fin_row_so
        for bni=in_col_so:fin_col_so

            Dx=Sd(ani,bni)-so_mean;
            Dx_sq=Dx^2;
            sum_std=sumni+Dx_sq;
            sumni=sum_std;
            in_valueso=in_valueni+1;
            in_valueni=in_valueso;

        end
    end

    sum_std_n_ni=sum_std/in_valueso;
    std_nir=sum_std_n_ni^0.5;

    disp('The std of GL in ROI is...')
    disp(std_nir)

end
end
end

% Calculation of OD and/or D of N ROIs per film for M films

if sel2=='0'

% how many readings per film

n_meas=input('How many measurements do you want per film? -->');

% how many films to analyze

n_film=input('How many films to you want to analyze (including the
non-irradiated film)? -->');

% give the So from the keyboard

    for film=1:n_film
        for meas=1:n_meas

            disp('-----')
            disp('-----')

% input the rows and columns of the So film

                if film==1
                    disp('Enter the ROIs for the non-irradiated film')

                else
                    disp('for film number...')
                    disp(film)
                    disp('for ROI number...')
                    disp(meas)

                end
            end
        end
    end

```





```

in_row_so=input('Enter the initial row of ROI...');
fin_row_so=input('Enter the final row of ROI...');

in_col_so=input('Enter the initial column of ROI...');
fin_col_so=input('Enter the final column of ROI...');

disp('-----')
disp('-----')

%calculate mean values of ROI

in_value_ni=0;
sum_ni=0;

for ani=in_row_so:fin_row_so
    for bni=in_col_so:fin_col_so
        sumso=sum_ni+Sd(ani,bni);
        sum_ni=sumso;
        in_valueso=in_value_ni+1;
        in_value_ni=in_valueso;
    end
end

disp('The number of pixels in ROI is...')
disp(in_valueso)

so_mean=sumso/in_valueso;

disp('The mean GL for ROI is...')
disp(so_mean)

%calculation of standard deviation for non irradiated film

sumni=0;
in_valueni=0;

for ani=in_row_so:fin_row_so
    for bni=in_col_so:fin_col_so

        Dx=Sd(ani,bni)-so_mean;
        Dx_sq=Dx^2;
        sum_std=sumni+Dx_sq;
        sumni=sum_std;
        in_valueso=in_valueni+1;
        in_valueni=in_valueso;

    end
end

sum_std_n_ni=sum_std/(in_valueso-1);
std_nir=sum_std_n_ni^0.5;

disp('The std of GL in ROI is...')
disp(std_nir)

gl_mean(film,meas)=so_mean;
gl_std(film,meas)=std_nir;

end
end

```



```

disp('-----')
disp('-----')
disp('THE S FOR THE DIFFERENT ROIs (every line reflects a film-first
non-irradiated)...')
disp(gl_mean)
disp('CORRESPONDING SD OF S FOR THE DIFFERENT ROIs (every line
reflects a film-first non-irradiated)...')
disp(gl_std)
disp('-----')
disp('-----')

```

```

% determination of mean GL of the N measurements for the M films
measured

```

```

sum_gl=0;

```

```

for film=1:n_film
    for meas=1:n_meas
        gl_mean_scalar=gl_mean(film,meas);
        sum_gl_roi=sum_gl+gl_mean_scalar;
        sum_gl=sum_gl_roi;
    end

```

```

end

```

```

mean_gl_roi(film)=sum_gl/n_meas;
sum_gl=0;

```

```

end

```

```

% determination of sem of the N measurements for the M films measured

```

```

sum_gl_sem=0;

```

```

for film=1:n_film
    for meas=1:n_meas

        gl_mean_scalar=gl_mean(film,meas);
        mean_gl_roi_scalar=mean_gl_roi(film);
        gl_gl_mean=gl_mean_scalar-mean_gl_roi_scalar;
        gl_gl_mean_sq=gl_gl_mean^2;
        sum_sem_gl=sum_gl_sem+gl_gl_mean_sq;
        sum_gl_sem=sum_sem_gl;
    end

```

```

end

```

```

sem_gl_roi_scalar=[sum_gl_sem/(n_meas^2-n_meas)]^0.5;
sem_gl_roi(film)=sem_gl_roi_scalar;

```

```

sum_gl_sem=0;

```

```

end

```

```

disp('-----')
disp('-----')
disp('THE mean S FOR THE DIFFERENT ROIs of each film...')
disp(mean_gl_roi)
disp('CORRESPONDING SEM OF S FOR THE DIFFERENT ROIs OF EACH FILM...')
disp(sem_gl_roi)
disp('-----')
disp('-----')

```



**% determination of OD**

```

for film=1:n_film

    So_scalar=mean_gl_roi(1);
    S_scalar=mean_gl_roi(film);
    So_S=So_scalar/S_scalar;
    OD_scalar=log10(So_S);

    OD(film)=OD_scalar;

    sem_So_scalar=sem_gl_roi(1);
    sem_S_scalar=sem_gl_roi(film);

sem_OD_scalar=[(sem_So_scalar^2/So_scalar^2)+(sem_S_scalar^2/S_scalar
^2)]^0.5;
    sem_OD(film)=sem_OD_scalar;

end

```

```

disp('-----')
disp('THE MEAN OD of the films ARE...')
disp(OD)
disp('THE sem of OD of the films ARE...')
disp(sem_OD)
disp('-----')

```

**% input calibration curve**

```

calib=input('Would you like to convert OD to D? "y" or
"n"...');

```

```

if calib == 'y'

```

```

fac3=input('Enter the factor of the 3rd order of the cal. curve...');
fac2=input('Enter the factor of the 2nd order of the cal. curve...');
fac1=input('Enter the factor of the 1st order of the cal. curve...');
fac0=input('Enter the factor of the constant of the cal. curve...');

```

**%Conversion of OD to D**

```

for film=1:n_film

    OD_scalar=OD(film);

    D_scalar=fac0+fac1*OD_scalar+fac2*OD_scalar^2+fac3*OD_scalar^3;
    D(film)=D_scalar;

    sem_OD_scalar=sem_OD(film);

sem_D_scalar=[(fac1+2*fac2*OD_scalar+3*fac3*OD_scalar^2)*sem_OD_scala
r^2]^0.5;
    sem_D(film)=sem_D_scalar;

end

```

```

end

```

```

disp('-----')

```



```

disp('THE MEAN D of the films ARE...')
disp(D)
disp('THE sem of D of the films ARE...')
disp(sem_D)
disp('-----')
disp('-----')

end

disp('-----')
disp('-----')
disp('The requested calculation for the films in this file has
finished')
disp('-----')
disp('-----')

end

%.....
.....

case 'p'

% input the filename.ext

file_name=input('Enter "Filename.ext"....');
ext=input('Enter extension of the file "ext"...');
fid=fopen(file_name,'r');
S=imread(file_name,ext);
Sd=double(S);

% size of input of the matrix

[li,lj]=size(Sd);

% input So

disp('-----')
disp('-----')

So=input('Enter So...');

So_S=So./Sd;
So_Sd=double(So_S);

OD=log10(So_Sd);
ODd=double(OD);

% input calibration curve

disp('-----')
disp('-----')

fac3=input('Enter the factor of the 3rd order of the cal. curve...');
fac2=input('Enter the factor of the 2nd order of the cal. curve...');
fac1=input('Enter the factor of the 1st order of the cal. curve...');
fac0=input('Enter the factor of the constant of the cal. curve...');

disp('-----')
disp('-----')

```



```
% manipulating the OD matrix
```

```
OD2=ODd.^2;
OD3=ODd.^3;

D=fac3.*OD3+fac2.*OD2+fac1.*OD+fac0;
```

```
x_surf=ones(size(D));
surface(x_surf,D)
title('The image of doses')
xlabel('pixels')
ylabel('pixels')
```

```
%.....
```

```
% normalization of doses
```

```
k_mult=max(D);%find the max at each column in matrix D
```

```
max_global=max(k_mult); %find the global max dose value in Matrix D
```

```
mati=1;
matj=1;
```

```
for a=1:li
for b=1:lj
```

```
if (D(a,b))==max_global
```

```
A (mati)=a;
B(matj)=b;
```

```
mati=mati+1;
matj=matj+1;
```

```
end
end
end
```

```
la=size(A);
lb=size(B);
```

```
disp('The rows at which a max has been detected are...')
disp(A)
```

```
disp('The columns at which a max has been detected are...')
disp(B)
```

```
disp('-----')
disp('-----')
```

```
a_min=input ('the minimum row at which max was
detected...');
a_max=input ('the maximum row at which max was
detected...');
b_min=input ('the minimum column at which max was
detected...');
```



```

    b_max=input ('the maximum column at which max was
detected...');

    init_val=0;
    numb_incr=0;

    for k=a_min:a_max
        for l=b_min:b_max
            sum_value=init_val+D(k,l);
            init_val=sum_value;
            fin_inc=numb_incr+1;
            numb_incr=fin_inc;
        end
    end

disp('-----')
disp('-----')
    mean_plat_D=sum_value/fin_inc;

    disp('The mean plateau dose is')
    disp(mean_plat_D)
    disp('The max plateau dose is')
    disp(max_global)
disp('-----')
disp('-----')

norm_value=input('Enter the normalization value you want...');
    D_norm=D./norm_value;
disp('-----')
disp('-----')
    pos_x=1:1:lj;
    pos_y=1:1:li;
    pos_col=pos_y';

    prof_row=input('Enter the row through which you want the
profile...');
    prof_col=input('Enter the column through which you want the
profile...');

    %plot(pos_x,D_norm)plots the profiles on both axis passing
through the center of the field

    plot(pos_x, D_norm(prof_row,:), 'r', pos_col,
D_norm(:,prof_col), 'b')

    grid on
    axis xy

    title('Dose Profiles')
    xlabel('pixels')
    ylabel('normalized dose')
disp('-----')
disp('-----')

    disp('The red line corresponds to a row profile')
    disp('The blue line corresponds to a column profile')

disp('-----')
disp('-----')

```



```
% determination of FWHM and 80-20% penumbra for the ROW PROFILE
```

```
% .... from the left side of the profile
```

```
D_fwhm=D_norm(prof_row, :)-0.5;
D_80=D_norm(prof_row, :)-0.8;
D_20=D_norm(prof_row, :)-0.2;
```

```
% search if there are exact values of 20, 50, 80 %
```

```
for ra=1:prof_col;
```

```
    if D_20(ra)==0.0000;
        pen20_1=pos_x(ra);
    end
```

```
    if D_fwhm(ra)==0;
        fwhm1=pos_x(ra);
    end
```

```
    if D_80(ra)==0.0000;
        pen80_1=pos_x(ra);
    end
end
```

```
% search if there are not exact values of 20, 50 and 80%
```

```
ra_pos=0;
```

```
for ra=1:prof_col;
    ra_pos=ra+1;
```

```
    if D_20(ra)==0;
    end
```

```
    if D_20(ra)*D_20(ra_pos)<0 ;
```

```
        pen20_1=pos_x(ra)+0.5;
    end
```

```
    if D_fwhm(ra)==0;
    end
```

```
    if D_fwhm(ra)*D_fwhm(ra_pos)<0 ;
```

```
        fwhm1=pos_x(ra)+0.5;
```

```
    end
```

```
    if D_80(ra)==0;
```

```
    end
```

```
    if D_80(ra)*D_80(ra_pos)<0;
```

```
        pen80_1=pos_x(ra)+0.5;
```

```
    end
```

```
end
```



```

% .... from the right side of the profile

fwhm_D=D_fwhm(end:-1:1);
inv80_D=D_80(end:-1:1);
inv20_D=D_20(end:-1:1);
x_pos=pos_x(end:-1:1);

% search if there are exact values of 20, 50, 80 %

for rb=1:prof_col;
    if inv20_D(rb)==0.0000;
        pen20_2=x_pos(rb);
        end

    if fwhm_D(rb)==0.0000;
        fwhm2=x_pos(rb);
        end
        if inv80_D(rb)==0.0000;
            pen80_2=x_pos(rb);
            end
        end

% search if there are not exact values of 20, 50 and 80%

    rb_pos=0;

    for rb=1:prof_col;
        rb_pos=rb+1;

        if inv20_D(rb)==0;

            end

            if inv20_D(rb)*inv20_D(rb_pos)<0 ;

                pen20_2=x_pos(rb)-0.5;

                end

                if fwhm_D(rb)==0;
                    end

            if fwhm_D(rb)*fwhm_D(rb_pos)<0 ;

                fwhm2=x_pos(rb)-0.5;

                end

                if inv80_D(rb)==0;
                    end

            if inv80_D(rb)*inv80_D(rb_pos)<0 ;

                pen80_2=x_pos(rb)-0.5;

                end
            end
        end
    end
end

```





```

disp('-----')
disp('the FWHM of the row profile (in pixels) is')
fwhm_length_1=prof_col-fwhm1
fwhm_length_2=fwhm2-prof_col
FWHMrow=fwhm_length_1+fwhm_length_2

disp('the 20-80% penumbra of the row profile from the left (in
pixels) is')
pen_row_left=pen80_1-pen20_1

disp('the 20-80% penumbra of the row profile from the right
(in pixels) is')
pen_row_right=pen20_2-pen80_2

disp('-----')

% determination of FWHM and 80-20% penumbra for the COLUMN PROFILE

% .... from the left side of the profile

D_fwhm=D_norm(:,prof_col)-0.5;
D_80=D_norm(:,prof_col)-0.8;
D_20=D_norm(:,prof_col)-0.2;

% search if there are exact values of 20, 50, 80 %

for rc=1:prof_row;

    if D_20(rc)==0.0000;
        pen20_1=pos_col(rc);
    end
    if D_fwhm(rc)==0.0000;
        fwhm1=pos_col(rc);
    end
    if D_80(rc)==0.0000;
        pen80_1=pos_col(rc);
    end
end

% search if there are not exact values of 20, 50 and 80%

rc_pos=0;

for rc=1:prof_row;

    rc_pos=rc+1;

    if D_20(rc)==0;
        end
    if D_20(rc)*D_20(rc_pos)<0 ;

        pen20_1=pos_col(rc)+0.5;

    end

    if D_fwhm(rc)==0;
        end
if D_fwhm(rc)*D_fwhm(rc_pos)<0;

```



```

fwhmI=pos_col(rc)+0.5;

    end

    if D_80(rc)==0;

    end

if D_80(rc)*D_80(rc_pos)<0 ;
pen80_1=pos_col(rc)+0.5/2;

    end

    end

    % .... from the right side of the profile

fwhm_D=D_fwhm(end:-1:1);
inv80_D=D_80(end:-1:1);
inv20_D=D_20(end:-1:1);
col_pos=pos_col(end:-1:1);

% search if there are exact values of 20, 50, 80 %

for rd=1:prof_row;

    if inv20_D(rd)==0.0000;
        pen20_2=col_pos(rd);
    end

    if fwhm_D(rd)==0.0000;
        fwhm2=col_pos(rd);
    end
    if inv80_D(rd)==0.0000;
        pen80_2=col_pos(rd);
    end
end

% search if there are not exact values of 20, 50 and 80%

    rd_pos=0;

    for rd=1:prof_row;
        rd_pos=rd+1;

        if inv20_D(rd)==0;
            end
if inv20_D(rd)*inv20_D(rd_pos)<0 ;

        pen20_2=col_pos(rd)-0.5;

    end

    if fwhm_D(rd)==0;
        end
if fwhm_D(rd)*fwhm_D(rd_pos)<0 ;

```



```

    fwhm2=col_pos(rd)-0.5;

    end

    if inv80_D(rd)==0;
    end

    if inv80_D(rd)*inv80_D(rd_pos)<0 ;

    pen80_2=col_pos(rd)-0.5;

    end

    end

disp('-----')
disp('the FWHM of the COLUMN profile (in pixels) is')
fwhm_length_1=prof_row-fwhm1
fwhm_length_2=fwhm2-prof_row

FWHMrow=fwhm_length_1+fwhm_length_2

disp('the 20-80% penumbra of the COLUMN profile from the left
(in pixels) is')
pen_col_left=pen80_1-pen20_1

disp('the 20-80% penumbra of the COLUMN profile from the right
(in pixels) is')
pen_col_right=pen20_2-pen80_2

disp('-----')
disp('The requested analysis of the file has finished')
disp('-----')

otherwise

disp('Not correct selection')

end

```



**ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΙΙΙ**  
*Πειραματικές μετρήσεις*



## Περιεχόμενα Δισκέτας (Μορφοποιημένη για IBM)

Όνομα αρχείου*	Περιγραφή δεδομένων
PDDs_IC_0015_par	Ποσοστιαίες κατανομές δόσης βάθους, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.015 cm <sup>3</sup> σε παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης
PDDs_IC_0015_per	Ποσοστιαίες κατανομές δόσης βάθους, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.015 cm <sup>3</sup> σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης
PDDs_IC_01_par	Ποσοστιαίες κατανομές δόσης βάθους, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.1 cm <sup>3</sup> σε παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης
PDDs_IC_01_per	Ποσοστιαίες κατανομές δόσης βάθους, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.1 cm <sup>3</sup> σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης
PDDs_TLD	Ποσοστιαίες κατανομές δόσης βάθους, που ελήφθησαν με TLD
profiles_IC_0015_par	Ποσοστιαία προφίλ δόσης, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.015 cm <sup>3</sup> σε παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης
profiles_IC_0015_per	Ποσοστιαία προφίλ δόσης, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.015 cm <sup>3</sup> σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης
profiles_IC_01_par	Ποσοστιαία προφίλ δόσης, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.1 cm <sup>3</sup> σε παράλληλη διάταξη ακτινοβολήσης
profiles_IC_01_per	Ποσοστιαία προφίλ δόσης, που ελήφθησαν με το θάλαμο ιονισμού ενεργού όγκου 0.1 cm <sup>3</sup> σε κάθετη διάταξη ακτινοβολήσης
profiles_TLD	Ποσοστιαία προφίλ δόσης, που ελήφθησαν με TLD
profiles_radiochromic_scanner	Ποσοστιαία προφίλ δόσης (άξονες GT και AB), που ελήφθησαν με χρήση ραδιοχρωμικών φιλμ, τα οποία μετρήθηκαν με την τεχνική του σαρωτή εγγράφων
profiles_XOMAT_CRS	Ποσοστιαία προφίλ δόσης (άξονες GT και AB), που ελήφθησαν με χρήση συμβατικών φιλμ X Omat V, τα οποία μετρήθηκαν με το σύστημα CRS
profiles_XOMAT_scanner	Ποσοστιαία προφίλ δόσης (άξονες GT και AB), που ελήφθησαν με χρήση συμβατικών φιλμ X Omat V, τα οποία μετρήθηκαν με την τεχνική του σαρωτή εγγράφων

\* τα αρχεία είναι σε συμπιεσμένη μορφή (zip) και έχουν δημιουργηθεί με το πρόγραμμα Microsoft Excel 97

