



Πανεπιστήμιο Κρήτης  
Σχολή Επιστημών Υγείας  
Τμήμα Ιατρικής  
Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής



Διαπανεπιστημιακό Διατμηματικό Μεταπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών στην  
Ιατρική Φυσική-Ακτινοφυσική

Ανάπτυξη Μεθόδου Εκτίμησης της Περιφερικής Δόσης  
για Δέσμες Φωτονίων 6 και 18 MV  
στην Ακτινοθεραπεία

Φωτεινή Ζαχαροπούλου

Μεταπτυχιακή Εργασία

Επιβλέπων:

Ι. Δαμηλάκης, Επικουρος Καθηγητής του Παν/μίου Κρήτης

Επιστημονικός Συνεργάτης:

Μ. Μαζωνάκης, MSc, PhD, Ακτινοφυσικός ΠΑ.Γ.Ν.Η.

Ηράκλειο 2007

ΦΩΤΕΙΝΗ ΖΑΧΑΡΟΠΟΥΛΟΥ

Ανάπτυξη Μεθόδου Εκτίμησης της Περιφερικής Δόσης  
για Δέσμες Φωτονίων 6 και 18 MV  
στην Ακτινοθεραπεία

Μεταπτυχιακή Εργασία

*Στην γιαγιά μου, Τασία,  
που ρωτούσε πάντα πώς τα πάω στο σχολειό...*

# Ευχαριστίες

---

Η εργασία αυτή αποτελεί το αποτέλεσμα της συνεισφοράς και της συνεργασίας πολλών ανθρώπων. Πρώτα από όλους, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Επίκουρο Καθηγητή του Πανεπιστημίου Κρήτης κ. Ιωάννη Δαμιλάκη, ο οποίος μου έδωσε τη δυνατότητα να εργαστώ σε ένα άρτιο ερευνητικά περιβάλλον. Ο καθ. Ιωάννης Δαμιλάκης είχε τη επίβλεψη αυτής της εργασίας και θα ήθελα να τον ευχαριστήσω και σε προσωπικό επίπεδο, καθώς είχα την αμέριστη συμπαράσταση του καθ'όλη την διάρκεια των μεταπτυχιακών μου σπουδών.

Υπεύθυνος για τον σχεδιασμό και συντονισμό της ερευνητικής αυτής εργασίας, καθώς και για την οριοθέτηση των στόχων της, είναι ο Δρ. Μιχάλης Μαζωνάκης, Ακτινοφυσικός του Τμήματος Ακτινοθεραπείας στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο Ηρακλείου. Θα ήθελα να ευχαριστήσω βαθύτατα τον Δρ. Μαζωνάκη για την πολύτιμη καθοδήγηση του καθώς και για την προθυμία του να μου μεταλαμπαδεύσει την γνώση και την εμπειρία του σε θέματα Ακτινοφυσικής, γεγονός που τον κατέστησε πραγματικό “Δάσκαλο” για μένα.

Ακόμα θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Δρ. Ιωάννη Στρατάκη για την πολύτιμη βοήθεια που μου πρόσφερε όταν συναντούσα θεωρικά και τεχνικά “αδιέξοδα” καθ'όλη την διάρκεια της εργασίας αυτής.

Τέλος, ένα μεγάλο και βαθύτατα ειλικρινές ευχαριστώ οφείλω στους γονείς μου και στην οικογένεια μου για την ψυχολογική, ηθική και υλική υποστήριξη καθ' όλη την διάρκεια των μεταπτυχιακών μου σπουδών... αλλά και καθ' όλη την διάρκεια της ζωής μου... Σας ευχαριστώ πολύ...

Φωτεινή Ζαχαροπούλου

## Περίληψη

---

Στην Ακτινοθεραπεία, η εκτίμηση της δόσης σε κρίσιμα όργανα ή δομές, που βρίσκονται εκτός του πρωτογενούς πεδίου ακτινοβόλησης (π.χ. έμβρυο, ωθήκες, όρχεις, θηροειδής αδένας, βηματοδότης), είναι μείζονος σημασίας ώστε να εκτιμάται το ρίσκο που προκύπτει από την απορρόφηση της δόσης στις δομές αυτές. Στις περιπτώσεις αυτές, βασικό στοιχείο του σχεδιασμού της θεραπείας είναι η σωστή εκτίμηση της δόσης σε περιοχές εκτός του πεδίου (περιφερική δόση). Η κατανομή της περιφερικής δόσης επηρεάζεται από μία σειρά παραμέτρων-στοιχείων του σχεδιασμού της θεραπείας. Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η πειραματική μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν την περιφερική δόση σε έναν σύγχρονο γραμμικό επιταχυντή και η ανάπτυξη μεθόδου εκτίμησης της δόσης για διάφορους σχεδιασμούς θεραπείας. Στα πλαίσια αυτά, χρησιμοποιήθηκαν δύο δοσιμετρικοί μέθοδοι: α) θάλαμος ιονισμού σε ομοίωμα νερού και β) δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs) σε τρία διαφορετικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα, που προσομοιάζουν παιδιά 5 και 10 χρονών και ένα ενήλικα, αντίστοιχα. Η πρώτη δοσιμετρική μέθοδος αποτελεί το βασικό δοσιμετρικό σύστημα, με το οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις πάνω στις οποίες στηρίχθηκε η ανάπτυξη της μεθόδου εκτίμησης της δόσης. Η δεύτερη δοσιμετρική μέθοδος χρησιμοποιήθηκε ώστε να ελεγχθεί η αξιοπιστία των μετρήσεων, καθώς και της μεθόδου εκτίμησης της δόσης συνολικά, για την αξιοποίηση τους σε πραγματικούς ασθενείς. Ακόμα, χρησιμοποιήθηκε ένας δεύτερος γραμμικός επιταχυντής ώστε να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα των μετρήσεων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη εκτίμηση της δόσης και σε άλλους επιταχυντές. Αποτέλεσμα της πειραματικής αυτής μελέτης ήταν η εξαγωγή πληροφοριών που αφορούν τον βαθμό εξάρτησης της περιφερικής δόσης από διάφορους παράγοντες-στοιχεία του σχεδιασμού της θεραπείας, πάνω στις οποίες στηρίχθηκε η ανάπτυξη μίας μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης. Οι μετρήσεις με τα TLDs επικύρωσαν την αξιοπιστία των μετρήσεων της περιφερικής δόσης, καθώς και την ακρίβεια της μεθόδου εκτίμησης της δόσης. Επιπλέον, τα δοσιμετρικά μας αποτελέσματα έδειξαν ότι η μέθοδος αυτή εκτίμησης της περιφερικής δόσης είναι εφαρμόσιμη και για διαφορετικούς γραμμικούς επιταχυντές, καθώς και σε παιδιά λαμβάνοντας υπόψη ότι στην περίπτωση αυτή η δόση υπερεκτιμάται.

## **Abstract**

---

In Radiotherapy, radiation dose to critical structures (e.g. fetus, ovaries, testes, thyroid, pacemaker) outside the primary radiation field must be minimized. In these cases, the dose delivered outside the primary field (peripheral dose, PD) must be evaluated prior to the treatment and reduced if necessary. A number of factors-parameters of the treatment planning influence the PD. In the present study, an inclusive experimental study on the parameters that influence the PD was completed using a modern linear accelerator (LINAC). This dependence was evaluated for each of these factors, in order to develop an applicable method to estimate the PD for various treatments planning. For this purpose, two dosimetric methods were utilized: a) ionization chamber in a water phantom and b) thermoluminescent dosimeters (TLDs) in three different anthropomorphic phantoms, simulating the bodies of 5 and 10 years old children and one of an adult. The first method was the basic dosimetric system and the second one was used as a validation method for the PD measurements and the developed method overall. Moreover, a second LINAC was used to examine whether the developed method is applicable to other LINACs. The present study resulted in the evaluation of the PD dependence on a number of factors-parameters of the treatment planning and consequently in the development of a method to estimate the PD. The TLD measurements verified the credibility of the PD measurements and the accuracy of the developed method. This method is applicable to other LINACs and can also be used for the PD estimation in children considering a PD overestimation in these cases.

# Περιεχόμενα

---

Ευχαριστίες .....	iii
Περίληψη .....	iv
Περίληψη (στα αγγλικά).....	v
Εισαγωγή .....	1

## **Κεφάλαιο 1            Γραμμικοί Επιταχυντές για Ιατρική Χρήση**

---

I. Εισαγωγή .....	5
II. Επιταχυντές Σωματιδίων.....	6
III. Γραμμικός Επιταχυντής.....	7
1. Γενεές γραμμικών επιταχυντών .....	7
2. Στοιχεία ενός σύγχρονου γραμμικού επιταχυντή .....	8
3. Σχεδιασμός των σύγχρονων γραμμικών επιταχυντών .....	18

## **Κεφάλαιο 2            Αλληλεπιδράσεις της Ιοντίζουσας Ακτινοβολίας**

---

I. Ιονισμός .....	20
II. Μαθηματικός φορμαλισμός για την απορρόφηση της ακτινοβολίας.....	21
1. Περιγραφή της δέσμης φωτονίων .....	21
2. Εξασθένηση της δέσμης φωτονίων.....	22
3. Συντελεστές .....	23
III. Αλληλεπιδράσεις των φωτονίων.....	25
1. Σύμφωνη σκέδαση .....	25
2. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο .....	25
3. Φαινόμενο Compton .....	26
4. Δίδυμη γένεση.....	29
IV. Αλληλεπιδράσεις των φορτισμένων σωματιδίων .....	30
1. Βαρέα φορτισμένα σωματίδια .....	31
2. Ηλεκτρόνια .....	31
V. Αλληλεπιδράσεις των νετρονίων .....	32

## **Κεφάλαιο 3            Βασικές Παράμετροι στην Δοσιμετρία Φωτονίων**

---

I. Ομοιώματα.....	33
II. Δοσιμετρικοί Παράμετροι.....	34
1. Επί τοις εκατό Δόση Βάθους .....	35
2. Tissue-Air Ratio.....	41
3. Scatter-Air Ratio .....	43
4. Συντελεστής Σκέδασης .....	43
5. Tissue-Phantom και Tissue-Maximum Ratios.....	44

## Κεφάλαιο 4            Περιφερική Δοσιμετρία

---

I. Περιφερική δόση.....	45
II. Συνιστώσες της περιφερικής δόσης.....	46
III. Βιολογικά αποτελέσματα της περιφερικής δόσης.....	46
1. Κατάταξη βιολογικών αποτελεσμάτων.....	46
2. Ακτινοευαισθησία οργάνων.....	48
IV. Παράγοντες που επηρεάζουν την περιφερική δόση.....	49
III. Δοσιμετρικοί μέθοδοι.....	52
1. Θάλαμοι ιονισμού.....	53
2. Δοσίμετρα θερμοφωταύγειας.....	57

## Κεφάλαιο 5            Σκοπός της Εργασίας

---

I. Εισαγωγή.....	61
II. Σκοπός της εργασίας.....	62

## Κεφάλαιο 6            Υλικά και Μέθοδοι

---

I. Εισαγωγή.....	63
II. Μέτρηση της κατανομής της περιφερικής δόσης.....	63
1. Γραμμικός επιταχυντής.....	63
2. Θάλαμος ιονισμού σε ομοίωμα νερού.....	65
III. Μελέτη της επίδρασης παραμέτρων στην περιφερική δόση.....	65
1. Μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης.....	66
2. Προσανατολισμός του κατευθυντήρα.....	67
3. Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD).....	67
4. Ενέργεια της δέσμης φωτονίων.....	67
5. Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος.....	68
6. Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο.....	68
7. Επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης- Ισοδύναμα πεδία.....	69
8. Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων.....	69
9. Χρήση τροποποιητών δέσμης.....	70
9.1. Σφηνοειδή φίλτρα.....	71
9.2. Block-MLC.....	72
IV. Μέτρηση της περιφερικής δόσης με TLDs.....	72
1. Βαθμονόμηση των TLDs.....	73
2. Ομοιώματα.....	74
3. Μετρήσεις.....	75
V. Μέτρηση της περιφερικής δόσης σε διαφορετικό γραμμικό επιταχυντή.....	77



---

**Κεφάλαιο 7 Πειραματικά Αποτελέσματα**


---

I. Εισαγωγή .....	78
II. Μελέτη των παραμέτρων που επηρεάζουν την περιφερική δόση – Μετρήσεις με θάλαμο ιονισμού σε ομοίωμα νερού .....	78
1. Μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης.....	78
2. Προσανατολισμός του κατευθυντήρα.....	81
3. Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD).....	83
4. Ενέργεια της δέσμης φωτονίων .....	86
5. Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος.....	88
6. Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο .....	90
7. Επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης- Ισοδύναμα πεδία .....	94
8. Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων .....	97
9. Χρήση τροποποιητών δέσμης.....	99
9.1. Σφηνοειδή φίλτρα .....	99
9.2. Block-MLC.....	103
III. Ανάπτυξη εμπειρικής μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης .....	107
IV. Μέτρηση της περιφερικής δόσης με TLDs σε ανθρωπόμορφα ομοιώματα .....	110
1. Μέγεθος του ασθενούς.....	110
2. Σύγκριση με τις αντίστοιχες μετρήσεις με θάλαμο ιονισμού .....	112
3. Έλεγχος αξιοπιστίας της μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης..	113
V. Επίδραση της χρήσης διαφορετικού γραμμικού επιταχυντή στην περιφερική δόση .....	114

---

**Κεφάλαιο 8 Συμπεράσματα**


---

I. Συμπεράσματα .....	116
II. Μελλοντικές προοπτικές.....	119

<b>Βιβλιογραφία</b> .....	120
---------------------------	-----

---

# Εισαγωγή

---

Ακτινοθεραπεία ονομάζεται η μέθοδος θεραπείας νεοπλασιών με χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών, που έχει ως στόχο την καταστροφή των καρκινικών κυττάρων και την παύση του περαιτέρω πολλαπλασιασμού τους. Όλα τα κύτταρα, ωστόσο, υγιή ή μη υγιή μπορούν να καταστραφούν με την ιοντίζουσα ακτινοβολία. Η απορρόφηση της δόσης, μάλιστα, διαφέρει ως προς το βιολογικό της αποτέλεσμα για τα διάφορα κύτταρα, καθιστώντας κάποιες δομές περισσότερο ακτινοευαίσθητες από τις υπόλοιπες [1]. Σκοπός της Ακτινοθεραπείας είναι, λοιπόν, όχι μόνο η απορρόφηση όσο το δυνατόν υψηλότερης δόσης από τους καρκινικούς ιστούς, αλλά και ο περιορισμός της βλάβης υγιών ιστών και οργάνων σε αποδεκτό επίπεδο.

Ο περιορισμός αυτός είναι ακόμα πιο επιτακτικός σήμερα, καθώς η ανάπτυξη της ογκολογίας στη διάγνωση και τη θεραπεία έχει αυξήσει σημαντικά το ποσοστό επιβίωσης των ασθενών. Παρόλο που η πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου αυξάνεται με την ηλικία [2-3], άτομα νεαρής ηλικίας έχουν κι αυτά πιθανότητες να νοσήσουν. Συγκεκριμένα, το 5% του συνόλου των καρκινοπαθών είναι κάτω των 35 χρονών, ενώ το ποσοστό πλήρους ίασης είναι περίπου 85% στα παιδιά και σε νεαρά άτομα [4-5]. Στις περιπτώσεις αυτές η εκτίμηση της δόσης σε κρίσιμες ακτινοευαίσθητες δομές κρίνεται απαραίτητη για την εκτίμηση του ρίσκου που προκύπτει από την ακτινοβόληση τους.

Κρίσιμα όργανα ή δομές, όμως, ακόμα κι αν βρίσκονται εκτός του πρωτεύοντος πεδίου ακτινοβόλησης, απορροφούν δόση λόγω σκεδάζουσας ακτινοβολίας. Οι κρίσιμες αυτές δομές (π.χ. έμβρυο, ωοθήκες, όρχεις, θηροειδής αδένας, βηματοδότης), που βρίσκονται εκτός του πρωτεύοντος πεδίου, είναι ιδιαίτερα ακτινοευαίσθητες. Σε κάποιες από τις παραπάνω περιπτώσεις (π.χ. έμβρυο, όρχεις), υπάρχει η δυνατότητα σχεδιασμού ειδικών θωρακίσεων ώστε να προστατευθούν οι κρίσιμες δομές από την ακτινοβολία. Οι απαιτήσεις των θωρακίσεων αυτών, όμως, καθιστούν τον σχεδιασμό της θεραπείας τεχνικά πολύπλοκο. Η τυπική θωράκιση είναι όχι μόνο ακριβή, αλλά και πολύ βαριά, οπότε και είναι δύσκολο να υποστηριχθεί. Επιπρόσθετα, απαιτείται χρόνος για την τοποθέτηση και την επανατοποθέτηση μεταξύ των πεδίων. Η παρουσία της θωράκισης εισάγει, ακόμα, μία πιθανή πηγή κινδύνου για την ασφάλεια του ασθενούς και συνήθως

προκαλεί ανησυχία στους ασθενείς. Για τον υπολογισμό της δόσης στις κρίσιμες αυτές δομές έχει καθιερωθεί η έννοια της περιφερικής δόσης.

Η κατανομή της Περιφερικής Δόσης (ΠΔ) (Peripheral Dose, PD) είναι η συνάρτηση της δόσης στο σημείο ενδιαφέροντος με την απόσταση από την άκρη του πεδίου ακτινοβολήσης. Η περιφερική δόση μειώνεται σχεδόν εκθετικά με την αύξηση της απόστασης [6]. Ακόμα, η κατανομή της περιφερικής δόσης εξαρτάται από μία σειρά παραγόντων, όπως η ενέργεια της δέσμης φωτονίων και το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης [6]. Στην εναπόθεση περιφερικής δόσης συμβάλλουν: α) η εσωτερική σκέδαση από τον ασθενή, β) η σκέδαση από τον κατευθυντήρα, γ) η διαρρέουσα ακτινοβολία, δ) η σκέδαση από το δωμάτιο, ε) η σκέδαση από τους τροποποιητές της δέσμης (σφηνοειδή φίλτρα, εξωτερικά μπλοκ προστασίας) [7].

Τα δεδομένα από το American Association of Physicists in Medicine Task Group 36 (AAPM TG-36) [6] μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να εκτιμηθεί η κατανομή της περιφερικής δόσης για διάφορες θεραπείες και να καθοριστεί η ανάγκη για χρήση θωράκισης. Εντούτοις, τα δεδομένα αυτά αφορούν σε παλιότερης γενιάς γραμμικούς επιταχυντές χωρίς πρόσθετο Κατευθυντήρα Πολλαπλών Φύλλων (Multileaf Collimator, MLC). Η χρήση του πρόσθετου MLC αποδείχθηκε ότι μειώνει την περιφερική δόση λόγω της μείωσης στην σκέδαση από τον πρωτεύον και τον δευτερεύον κατευθυντήρα, στην διαπερατότητα από τον δευτερεύον κατευθυντήρα και στην διαρροή από την κεφαλή [7]. Πολλοί από τους σύγχρονους γραμμικούς επιταχυντές, ωστόσο, έχουν τον MLC ενσωματωμένο μέσα στην κεφαλή, ο οποίος και χρησιμοποιείται ως δευτερεύον κατευθυντήρας. Σε αυτήν την περίπτωση ο MLC δεν είναι επιπρόσθετος στο σύστημα κατεύθυνσης, οπότε και δεν μειώνει την περιφερική δόση μέσω της προαναφερθείσας διαδικασίας αν και η κατανομή της περιφερικής δόσης διαφοροποιείται από αυτήν που καταγράφεται στο AAPM TG-36 [8,9].

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η πειραματική μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν την περιφερική δόση σε έναν σύγχρονο γραμμικό επιταχυντή. Συγκεκριμένα εξετάστηκαν οι εξής παράμετροι-στοιχεία του σχεδιασμού θεραπείας:

- Μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης
- Προσανατολισμός του κατευθυντήρα

- Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD)
- Ενέργεια της δέσμης φωτονίων
- Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος
- Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο
- Επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολίας
- Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων
- Χρήση τροποποιητών της δέσμης, όπως σφηνοειδή φίλτρα και εφαρμογή ακανόνιστων πεδίων με χρήση Block ή MLC.

Στόχος της εργασίας είναι η ανάπτυξη μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης για διάφορους σχεδιασμούς θεραπείας, χρησιμοποιώντας τα δοσιμετρικά αποτελέσματα της παραπάνω μελέτης. Στα πλαίσια αυτά, χρησιμοποιήθηκαν δύο δοσιμετρικοί μέθοδοι: α) θάλαμος ιονισμού σε ομοίωμα νερού και β) δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs) σε τρία διαφορετικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα, που προσομοιάζουν παιδιά 5 και 10 χρονών και ένα ενήλικα, αντίστοιχα. Η πρώτη δοσιμετρική μέθοδος αποτελεί το βασικό δοσιμετρικό σύστημα, με το οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις πάνω στις οποίες στηρίχθηκε η ανάπτυξη της μεθόδου εκτίμησης της δόσης. Η δεύτερη δοσιμετρική μέθοδος χρησιμοποιήθηκε ώστε να ελεγχθεί η αξιοπιστία των μετρήσεων, καθώς και της μεθόδου εκτίμησης της δόσης συνολικά, για την αξιοποίηση τους σε πραγματικούς ασθενείς. Ακόμα, χρησιμοποιήθηκε ένας δεύτερος γραμμικός επιταχυντής ώστε να εκτιμηθεί αν τα αποτελέσματα των μετρήσεων μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για άλλους επιταχυντές.

Αποτέλεσμα της πειραματικής αυτής μελέτης ήταν η εξαγωγή πληροφοριών που αφορούν τον βαθμό εξάρτησης της περιφερικής δόσης από διάφορους παράγοντες-στοιχεία του σχεδιασμού της θεραπείας, και τελικά η ανάπτυξη μίας μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης.

Οι μετρήσεις με τα TLDs επικύρωσαν την αξιοπιστία των μετρήσεων της περιφερικής δόσης, καθώς και την ακρίβεια της μεθόδου εκτίμησης της δόσης. Τέλος, η μέθοδος αυτή εκτίμησης της περιφερικής δόσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για διαφορετικούς γραμμικούς επιταχυντές, καθώς και σε παιδιά λαμβάνοντας υπόψη ότι στην περίπτωση αυτή η δόση υπερεκτιμάται.

Η παρούσα παρουσίαση της εργασίας χωρίζεται σε δύο μέρη, το γενικό και το ειδικό μέρος. Στο γενικό μέρος, που περιλαμβάνει τα τέσσερα πρώτα κεφάλαια,

παρουσιάζεται η βασική θεωρία σχετικά με τους γραμμικούς επιταχυντές για ιατρική χρήση, τις αλληλεπιδράσεις της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, τις βασικές παραμέτρους στην δοσιμερία φωτονίων και την περιφερική δοσιμετρία. Στο ειδικό μέρος, που περιλαμβάνει τα κεφάλαια 5, 6, 7 και 8 παρουσιάζονται ο σκοπός, τα υλικά και οι μέθοδοι, τα πειραματικά αποτελέσματα και τα συμπεράσματα της εργασίας.

# Κεφάλαιο 1

---

## Γραμμικοί Επιταχυντές για Ιατρική Χρήση

### I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Σύντομα μετά την ανακάλυψη των ακτίνων X από τον Roentgen το 1895 άρχισαν να εφαρμόζονται διάφορες Ακτινοθεραπευτικές τεχνικές. Με στόχο την βελτιστοποίηση των τεχνικών αυτών, η τεχνολογία παραγωγής ακτίνων X αρχικά αποσκοπούσε σε δέσμες φωτονίων και ηλεκτρονίων υψηλότερης ενέργειας και έντασης, ενώ σήμερα έχοντας πραγματοποιήσει αυτούς τους στόχους αποσκοπεί σε δέσμες μεταβλητής έντασης. Στα πρώτα 50 χρόνια της Ακτινοθεραπείας η τεχνολογική πρόοδος ήταν σχετικά αργή, βασισμένη κατά κύριο λόγο σε σωλήνες παραγωγής ακτίνων X (X ray tubes), συστήματα παραγωγής van de Graff και βήτατρα.

Μετά την εφεύρεση της μονάδας τηλεθεραπείας  $^{60}\text{Co}$  από τον H.E. Johns στον Καναδά την δεκαετία 1950, που ήταν για πολλά χρόνια η ακμή της τεχνολογίας στην Ακτινοθεραπεία, η αναζήτηση για δέσμες φωτονίων υψηλότερης ενέργειας έγινε ακόμα πιο έντονη. Στην συνέχεια αναπτύχθηκε η τεχνολογία των γραμμικών επιταχυντών για ιατρική χρήση, οι οποίοι άρχισαν να ‘εκτοπίζουν’ τις μονάδες  $^{60}\text{Co}$  και μετά από πέντε γενεές αυξανόμενη εξέλιξη, κατέληξαν να είναι η πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη πηγή ακτινοβολίας στην σύγχρονη Τηλεθεραπεία. Με τον αποτελεσματικό σχεδιασμό του, ένας σύγχρονος γραμμικός επιταχυντής προσφέρει μεταξύ άλλων την δυνατότητα παραγωγής μονοενεργειακών δεσμών ηλεκτρονίων ή φωτονίων με μεγάλο εύρος υψηλών ενεργειών, αλλά και βάση στήριξης με δυνατότητα ισοκεντρικής περιστροφής.

Εκτός από τους γραμμικούς επιταχυντές, ακτινοθεραπεία με δέσμες ηλεκτρονίων ή φωτονίων πραγματοποιείται και με άλλα είδη επιταχυντών, όπως το βήτατρον (betatron) και το μικροτρον (microtron). Πιο “έξωτικά” σωματίδια όπως πρωτόνια, νετρόνια και αδρόνια, παραγόμενα από ειδικούς επιταχυντές χρησιμοποιούνται μερικές φορές στην Ακτινοθεραπεία. Παρά ταύτα, στην πλειονότητά τους οι σύγχρονες εφαρμογές της

Τηλεθεραπείας πραγματοποιούνται με γραμμικούς επιταχυντές και λιγότερο συχνά με μονάδες  $60\text{Co}$ .

## II. ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΕΣ ΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ

Πολλοί από τους τύπους επιταχυντών που έχουν κατασκευαστεί για βασική έρευνα στην Πυρηνική Φυσική και την Φυσική Υψηλών Ενεργειών έχουν τροποποιηθεί για να χρησιμοποιηθούν στην κλινική πράξη για της ανάγκες της Ακτινοθεραπείας. Ανεξάρτητα από τον τύπο του επιταχυντή, δύο βασικές προϋποθέσεις πρέπει να πληρούνται για να επιταχυνθεί ένα σωματίδιο:

- Το σωματίδιο πρέπει να είναι φορτισμένο.
- Ένα ηλεκτρικό πεδίο πρέπει να εφαρμοστεί στην κατεύθυνση της επιτάχυνσης του σωματιδίου.

Οι διάφοροι τύποι των επιταχυντών διαφοροποιούνται ως προς τον τρόπο που παράγουν το ηλεκτρικό πεδίο και τον τρόπο που το πεδίο επηρεάζει το επιταχυνόμενο σωματίδιο. Από την διαφοροποίηση των επιταχυντών ανάλογα με το εφαρμοζόμενο πεδίο προκύπτουν δύο κύριες κατηγορίες επιταχυντών : οι *ηλεκτροστατικοί* και οι *κυκλικοί*.

Στους ηλεκτροστατικούς επιταχυντές τα σωματίδια επιταχύνονται με την εφαρμογή ενός ηλεκτροστατικού πεδίου από μια διαφορά τάσης, σταθερή στον χρόνο, της οποίας η τιμή καθορίζει την τελική κινητική ενέργεια του σωματιδίου. Καθώς τα ηλεκτροστατικά πεδία είναι συντηρητικά, η κινητική ενέργεια που αποκτά το σωματίδιο εξαρτάται μόνο από το σημείο αναχώρησης και από το σημείο άφιξης. Άρα η κινητική ενέργεια του σωματιδίου δεν μπορεί να είναι μεγαλύτερη από την μέγιστη πτώση τάσης του μηχανήματος. Η ενέργεια στους ηλεκτροστατικούς επιταχυντές περιορίζεται από τις απώλειες που συμβαίνουν μεταξύ των άκρων της υψηλής τάσης και των τοιχωμάτων του επιταχυντικού θαλάμου όταν η πτώση τάσης υπερβεί μία κρίσιμη τιμή (τυπικά 1MV).

Τα ηλεκτρικά πεδία στους κυκλικούς επιταχυντές είναι μεταβλητά, μη συντηρητικά και συνδεδόμενα με ένα μεταβλητό μαγνητικό πεδίο καταλήγουν σε ορισμένες κλειστές διαδρομές όπου η κινητική ενέργεια που αποκτά το σωματίδιο είναι μη μηδενική. Αν το σωματίδιο εξαναγκαστεί να ακολουθήσει μία τέτοια διαδρομή πολλές φορές επανειλημμένα, πραγματοποιείται μία σταδιακή επιτάχυνση, που περιορίζεται μόνο από την μέγιστη πτώση τάση του επιταχυντή. Οπότε η τελική κινητική

ενέργεια του σωματιδίου αποκτάται εφαρμόζοντας στο σωματίδιο μία σχετικά μικρή διαφορά δυναμικού πολλές φορές, έτσι ώστε κάθε κύκλος να προσδίδει μία μικρή ποσότητα ενέργειας στην κινητική ενέργεια του σωματιδίου.

Παραδείγματα ηλεκτροστατικών επιταχυντών που χρησιμοποιούνται στην ιατρική οι orthovoltage σωλήνες ακτίνων X και οι διατάξεις παραγωγής νετρονίων. Το πιο διαδεδομένο παράδειγμα κυκλικού επιταχυντή είναι ο γραμμικός επιταχυντής (Linear Accelerator, LINAC). Κυκλικοί επιταχυντές είναι επίσης το μικροτρο, το βήτατρο και το κύκλοτρο (microtrons, betatrons και cyclotrons).

### III. ΓΡΑΜΜΙΚΟΣ ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΗΣ

Οι γραμμικοί επιταχυντές για ιατρική χρήση είναι κυκλικοί επιταχυντές που επιταχύνουν ηλεκτρόνια από 4 έως 25 MeV χρησιμοποιώντας μη συντηρητικά πεδία μικροκυμάτων (microwave RF fields) στην περιοχή συχνοτήτων από 103 MHz (L band) έως 104 MHz (X band), με την πλειονότητα να χρησιμοποιεί 2856 MHz (S band).

Σε έναν γραμμικό επιταχυντή τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται σε ευθείες τροχιές μέσα σε ειδικά εκκενωμένες διατάξεις που ονομάζονται *κυματοδηγοί* (accelerating waveguides). Τα ηλεκτρόνια ακολουθούν την ίδια γραμμική διαδρομή υπό σχετικά μικρή διαφορά δυναμικού πολλές φορές, γι' αυτό και οι γραμμικοί επιταχυντές θεωρούνται κυκλικοί. Τα RF πεδία υψηλής ισχύος που χρησιμοποιούνται για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων παράγονται από μία διαδικασία επιβράδυνσης των ηλεκτρονίων υπό επιβραδυντικά δυναμικά μέσα σε ειδικά εκκενωμένες διατάξεις που ονομάζονται *magnetron* και *κλείστρο* (klystron).

Διάφοροι τύποι γραμμικών επιταχυντών είναι διαθέσιμοι για κλινική χρήση. Κάποιοι από αυτούς προσφέρουν μόνο δέσμες φωτονίων (X rays) πιο χαμηλής ενέργειας (4 ή 6 MV), ενώ άλλοι προσφέρουν δέσμες φωτονίων και ηλεκτρονίων διαφόρων ενεργειών

#### 1. Γενές γραμμικών επιταχυντών

Τα τελευταία 40 χρόνια οι ιατρικοί γραμμικοί επιταχυντές έχουν εξελιχθεί σε πέντε διακριτές γενές, κάνοντας τους σύγχρονους επιταχυντές εξαιρετικά πολύπλοκους



συγκριτικά με τις διατάξεις στην δεκαετία του 1960. Οι πέντε γενεές εισήγαγαν τα ακόλουθα χαρακτηριστικά [10] :

- Δέσμες φωτονίων χαμηλής ενέργειας (4–8 MV): δέσμη χωρίς σύστημα κάμψης, ακίνητο φίλτρο εξομάλυνσης, εξωτερικά σφηνοειδή φίλτρα, συμμετρικά διαφράγματα, θάλαμο ιονισμού (single transmission), ισοκεντρική περιστροφή.
- Δέσμες φωτονίων μεσαίας ενέργειας (10–15 MV) και δέσμες ηλεκτρονίων: σύστημα κάμψης της δέσμης, μετακινούμενο στόχο και φίλτρο εξομάλυνσης, φίλτρα σκέδασης, θάλαμο ιονισμού (dual transmission), κώνοι ηλεκτρονίων.
- Δέσμες φωτονίων υψηλής ενέργειας (18–25 MV) και δέσμες ηλεκτρονίων: διπλή ενέργεια φωτονίων και πολλαπλές ενέργειες ηλεκτρονίων, αχρωματικό σύστημα κάμψης, διπλά φίλτρα σκέδασης, μηχανοκίνητα σφηνοειδή φίλτρα, ασύμμετρα ή ανεξάρτητα διαφράγματα.
- Υψηλές ενέργειες φωτονίων και ηλεκτρονίων: Δυναμικά σφηνοειδή φίλτρα, electronic portal imaging device (EPID), κατευθυντήρα πολλαπλών φύλλων (multileaf collimator MLC).
- Υψηλές ενέργειες φωτονίων και ηλεκτρονίων: διαμόρφωση έντασης της δέσμης φωτονίων με MLC, πλήρης δυναμική σύμμορφη (conformal) θεραπεία με δέσμες μεταβλητής έντασης (IMRT).

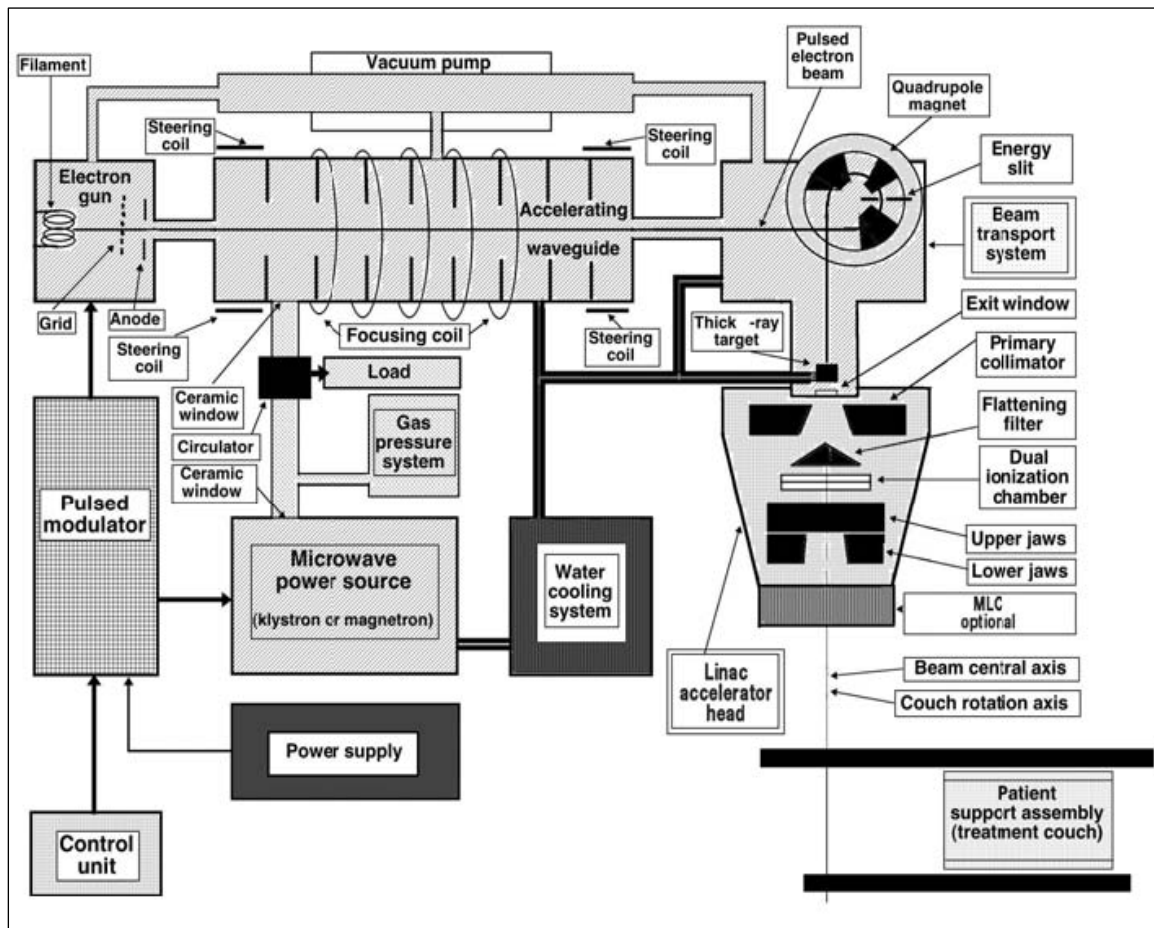
## 2. Στοιχεία ενός σύγχρονου γραμμικού επιταχυντή

Οι γραμμικοί επιταχυντές συνήθως τοποθετούνται ισοκεντρικά και τα λειτουργικά του συστήματα είναι κατανομημένα σε πέντε κύρια ξεχωριστά τμήματα: Gantry, Σύστημα στήριξης του gantry , Θάλαμος διαμόρφωσης (Modulator cabinet), Στήριξη του ασθενούς (π.χ. τράπεζα θεραπείας) και Κονσόλα χειρισμού.

Το Σχήμα 1.1. παρουσιάζει ένα σχηματικό διάγραμμα ενός σύγχρονου S band ιατρικού γραμμικού επιταχυντή και αναπαριστά μία γενική διάταξη των στοιχείων του επιταχυντή. Πρέπει να τονιστεί, όμως, ότι υπάρχουν σημαντικές διαφορές μεταξύ των διάφορων εμπορικών μοντέλων, ανάλογα με την τελική κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων και τον ιδιαίτερο σχεδιασμό κάθε κατασκευαστή. Το μήκος του κυματοδηγού εξαρτάται από την τελική κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων και κυμαίνεται από περίπου 30 cm στα 4 MeV μέχρι περίπου 150 cm στα 25 MeV.

Τα κύρια στοιχεία διαμόρφωσης της δέσμης σε έναν σύγχρονο ιατρικό γραμμικό επιταχυντή μπορούν να ομαδοποιηθούν σε έξι κατηγορίες [10]:

- (i) Σύστημα έγχυσης
- (ii) Σύστημα παραγωγής RF ισχύος
- (iii) Κυματοδηγός
- (iv) Βοηθητικό σύστημα
- (v) Σύστημα μεταφοράς της δέσμης ηλεκτρονίων
- (vi) Σύστημα διαμόρφωσης και παρακολούθησης της δέσμης.



Σχήμα 1.1. Σχηματικό διάγραμμα ενός σύγχρονου ιατρικού γραμμικού επιταχυντή [10]

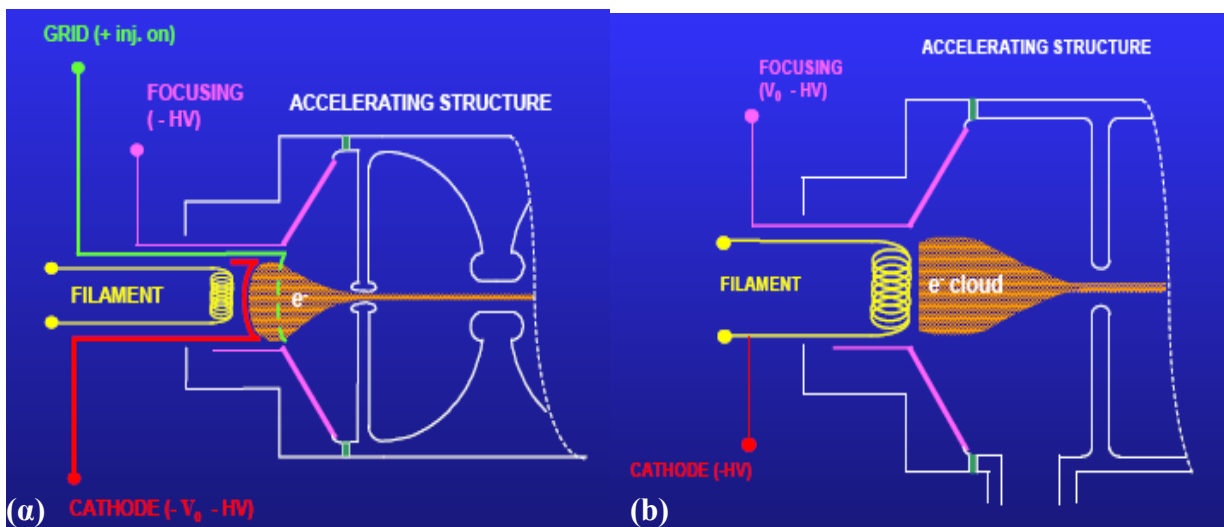
**(i) Σύστημα έγχυσης**

Το σύστημα έγχυσης αποτελεί την πηγή των ηλεκτρονίων και είναι ουσιαστικά ένας απλός ηλεκτροστατικός επιταχυντής (πυροβόλο ή electron gun). Υπάρχουν δύο τύποι electron gun που χρησιμοποιούνται στους ιατρικούς γραμμικούς επιταχυντές: *διόδου* και *τριόδου*. Και οι δύο τύποι αποτελούνται από ένα θερμαινόμενο νήμα (κάθοδος) και μία διάτρητη γειωμένη άνοδο. Το electron gun τριόδου έχει επιπρόσθετα την δυνατότητα ενσωμάτωσης ενός πλέγματος.

Τα ηλεκτρόνια εκπέμπονται θερμιονικά από την κάθοδο, εστιάζονται σε μία λεπτή δέσμη (pencil beam) από ένα κυρτό ηλεκτρόδιο και επιταχύνονται προς την διάτρητη άνοδο, μέσα από την οποία διαχέονται μέσα στον κυματοδηγό. Τα ηλεκτροστατικά πεδία που χρησιμοποιούνται για να επιταχύνουν τα ηλεκτρόνια στο electron gun διόδου παρέχονται άμεσα από τον διαμορφωτή (modulator) ως αρνητικός παλμός πάνω στην κάθοδο. Στο electron gun τριόδου, όμως, η κάθοδος είναι υπό ένα στατικό αρνητικό δυναμικό (τυπικά 20 kV). Το πλέγμα στο gun τριόδου είναι κανονικά αρκετά πιο αρνητικό από την κάθοδο ώστε να αποκόψει το ρεύμα προς την άνοδο. Η έγχυση των ηλεκτρονίων μέσα στον κυματοδηγό ελέγχεται, σε αυτήν την περίπτωση, από παλμούς τάσης που εφαρμόζονται στο πλέγμα συγχρονιζόμενοι πάντα με τους παλμούς που εφαρμόζονται στο σύστημα παραγωγής μικροκυμάτων. Ένας μετακινήσιμος gun τριόδου ενός γραμμικού επιταχυντή υψηλών ενεργειών φαίνεται στο Σχήμα 1.2. Στο Σχήμα 1.3. απεικονίζεται ένα διάγραμμα της αρχής λειτουργίας του α) electron gun τριόδου και β) electron gun διόδου.



**Σχήμα 1.2.** Μετακινήσιμος electron gun τριόδου για έναν τυπικό γραμμικό επιταχυντή υψηλών ενεργειών (Varian linac-18).[10]



**Σχήμα 1.3.** Σχηματικό διάγραμμα που απεικονίζει την αρχή λειτουργίας του α) electron gun τριόδου και β) electron gun διόδου. [10]

## (ii) Σύστημα παραγωγής RF ισχύος

Η ακτινοβολία μικροκυμάτων, που χρησιμοποιείται στον κυματοδηγό για να επιταχύνει τα ηλεκτρόνια στην επιθυμητή κινητική ενέργεια, παράγεται από το σύστημα παραγωγής RF ισχύος. Αυτό το σύστημα αποτελείται από δύο βασικά στοιχεία: μία πηγή RF ισχύος και έναν παλμικό διαμορφωτή (modulator). Η πηγή ισχύος RF είναι ή magnetron ή κλείστρο (klystron). Αυτές οι διατάξεις χρησιμοποιούν επιταχυνόμενα και επιβραδυνόμενα ηλεκτρόνια, σε συνθήκες κενού, για την παραγωγή RF πεδίων υψηλής ισχύος. Και οι δύο διατάξεις χρησιμοποιούν την θερμιονική εκπομπή ηλεκτρονίων από μία θερμαινόμενη κάθοδο και στην συνέχεια επιταχύνουν τα ηλεκτρόνια προς μία άνοδο μέσα σε ένα παλμικό ηλεκτροστατικό πεδίο. Παραταύτα, οι αρχές σχεδιασμού τους είναι διαφορετικές.

Ένας παλμικός διαμορφωτής παράγει παλμούς με υψηλή τάση (~100 kV) και ρεύμα (~100 A), μικρής διάρκειας (~1 s), που απαιτούνται για το magnetron ή το κλείστρο και το σύστημα έγχυσης. Το κύκλωμα του διαμορφωτή βρίσκεται μέσα στην καμπίνα διαμόρφωσης, η οποία βρίσκεται είτε στο δωμάτιο θεραπείας είτε σε ένα ειδικά διαμορφωμένο χώρο δίπλα από αυτό, ανάλογα με το σχέδιο εγκατάστασης κάθε επιταχυντή.

Το magnetron είναι μία πηγή RF υψηλής ισχύος που απαιτείται για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων, ενώ το κλείστρο είναι ένας ενισχυτής RF ισχύος, ο οποίος ενισχύει τις RF χαμηλής ισχύος που παράγονται από έναν RF ταλαντωτή (RF driver).

### (iii) Κυματοδηγός

Οι κυματοδηγοί είναι εκκενωμένες ή γεμάτες με αέριο μεταλλικές κατασκευές που χρησιμοποιούνται για την μετάδοση των μικροκυμάτων. Δύο τύποι κυματοδηγών χρησιμοποιούνται στους γραμμικούς επιταχυντές: κυματοδηγοί μετάδοσης RF ισχύος (RF power transmission) και επιταχυντικοί κυματοδηγοί [10]. Ο κυματοδηγός μετάδοσης RF ισχύος μεταδίδει την RF ισχύ από την πηγή στον επιταχυντικό κυματοδηγό, όπου και τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται.

Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται μέσω της μεταφοράς ενέργειας από τα RF πεδία υψηλής ισχύος. Ο απλούστερος τρόπος να κατασκευαστεί ένας επιταχυντικός κυματοδηγός είναι σε έναν κυλινδρικό ομοιογενή κυματοδηγό να τοποθετηθούν ίριδες με κυκλικές οπές στην μέση σε ίσες αποστάσεις μέσα στον σωλήνα. Αυτές οι ίριδες χωρίζουν τον κυματοδηγό σε μία σειρά κυλινδρικών κοιλοτήτων που αποτελούν την βασική δομή του κυματοδηγού. Ο επιταχυντικός κυματοδηγός εκκενώνεται ώστε να είναι δυνατή η ελεύθερη διάδοση των ηλεκτρονίων. Οι κοιλοότητες του κυματοδηγού εξυπηρετούν δύο σκοπούς: α) να συζεύουν και να κατανέμουν την ισχύ των μικροκυμάτων μεταξύ παρακείμενων κοιλοτήτων και β) να παρέχουν το κατάλληλο ηλεκτρικό πεδίο για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων.

Έχουν αναπτυχθεί δύο τύποι επιταχυντικών κυματοδηγών: (α) δομής *διαδιδόμενου (travelling)* κύματος και (β) δομής *στάσιμου* κύματος [10].

Στη δομή *διαδιδόμενου* κύματος τα μικροκύματα μπαίνουν στον κυματοδηγό από την πλευρά του gun και διαδίδονται προς την άκρη του κυματοδηγού (υψηλή ενέργεια), όπου είτε απορροφούνται χωρίς ανάκλαση είτε εξέρχονται από τον κυματοδηγό για να απορροφηθούν στο ωμικό φορτίο ή για να επαναεισαχθούν μέσα στον κυματοδηγό. Με αυτήν την διαμόρφωση, μόνο μία στις τέσσερις κοιλοότητες είναι κατάλληλη για να επιταχύνει τα ηλεκτρόνια, σε οποιαδήποτε χρονική στιγμή, παρέχοντας ηλεκτρικό πεδίο στην κατεύθυνση της διάδοσης.

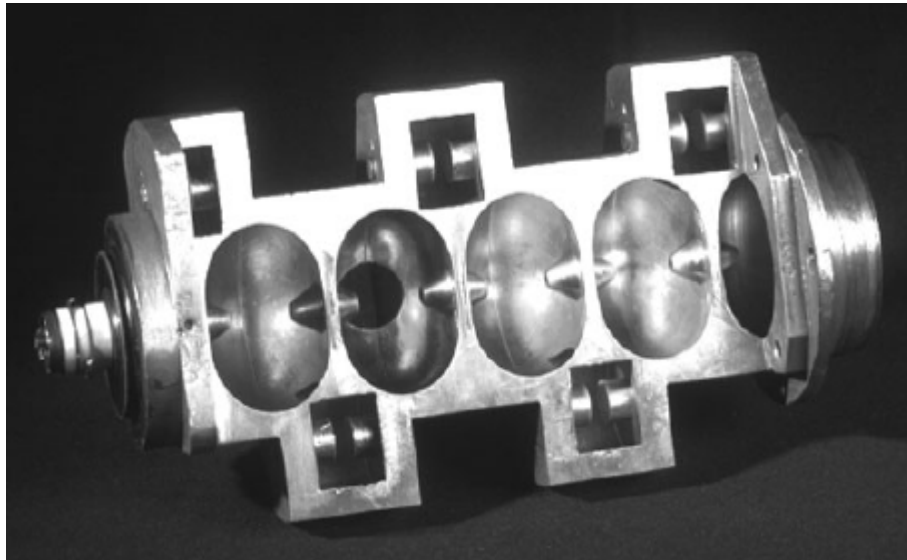
Στην δομή του *στάσιμου* κύματος, σε κάθε άκρη του κυματοδηγού τοποθετείται ένας δίσκος που ανακλά την ισχύ των μικροκυμάτων, δημιουργώντας με τον τρόπο αυτό

στάσιμα κύματα μέσα στον κυματοδηγό. Με αυτήν την διαμόρφωση κάθε δεύτερη κοιλότητα δεν φέρει ηλεκτρικό πεδίο, οπότε και δεν προσδίδει ενέργεια στα ηλεκτρόνια. Αυτές οι κοιλότητες εξυπηρετούν μόνο ως κοιλότητες σύζευξης και μπορούν να μετακινηθούν πλευρικά στον κυματοδηγό, μειώνοντας έτσι το μήκος του κατά 50%. Ένας επιταχυντικός κυματοδηγός στάσιμου κύματος φαίνεται στο Σχήμα 1.4.

#### (iv) Βοηθητικό σύστημα

Το βοηθητικό σύστημα του γραμμικού επιταχυντή εξυπηρετεί διάφορους σκοπούς που δεν είναι άμεσα η επιτάχυνση των ηλεκτρονίων, αλλά και αυτό καθιστά δυνατή την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων και τον επιταχυντή εφαρμόσιμο στην κλινική πράξη. Το βοηθητικό σύστημα αποτελείται από τέσσερα συστήματα [10]:

- Ένα σύστημα άντλησης κενού που παράγει πίεση περίπου  $10^{-6}$  torr μέσα στον επιταχυντικό κυματοδηγό και την πηγή RF
- Ένα σύστημα ψύξης του κυματοδηγού, του στόχου και της πηγής RF
- Ένα προαιρετικό σύστημα πίεσης αέρα για την μετακίνηση του στόχου και άλλα στοιχεία διαμόρφωσης της δέσμης
- Θωράκιση για την ακτινοβολία διαρροής (leakage radiation)



**Σχήμα 1.4.** Επιταχυντικός κυματοδηγός στάσιμου κύματος για έναν 6 MV γραμμικό επιταχυντή. Οι επιταχυντικές κοιλότητες βρίσκονται στον κεντρικό άξονα και οι κοιλότητες σύζευξης πλευρικά. Το electron gun είναι στα αριστερά και ο στόχος στα δεξιά, μόνιμα συνδεδεμένοι.[10]

**(v) Σύστημα μεταφοράς της δέσμης ηλεκτρονίων**

Στους γραμμικούς επιταχυντές χαμηλής ενέργειας ο στόχος είναι ενσωματωμένος μέσα στον κυματοδηγό, οπότε δεν χρειάζεται μεταφορά της δέσμης των ηλεκτρονίων από τον κυματοδηγό στον στόχο.

Στους γραμμικούς επιταχυντές ενεργειών μεγαλύτερων από 6 MV, όπου οι κυματοδηγοί είναι πολύ μακρύτες για δέσμη χωρίς κάμψη, χρησιμοποιούνται μαγνήτες κάμψης (*bending magnets*). Ο κυματοδηγός συνήθως τοποθετείται παράλληλα στον άξονα περιστροφής του gantry και η δέσμη ηλεκτρονίων πρέπει να καμφθεί ώστε να βομβαρδίσει το στόχο ή για να μπορέσει να εξέλθει από το παράθυρο εξόδου. Τρία συστήματα κάμψης της δέσμης ηλεκτρονίων έχουν αναπτυχθεί:  $90^\circ$  κάμψη,  $270^\circ$  κάμψη (αχρωματική),  $112.5^\circ$  κάμψη (σλάλομ).

Στις μεσαίες (10 MV) και υψηλές ενέργειες (μεγαλύτερες των 15 MV) οι γραμμικοί επιταχυντές χρησιμοποιούν ένα σύστημα μεταφοράς της δέσμης των ηλεκτρονίων για να μεταφέρουν την δέσμη από τον κυματοδηγό στον στόχο ή στο παράθυρο εξόδου όταν πρόκειται για θεραπεία με ηλεκτρόνια. Το σύστημα αποτελείται από σωλήνες (*drift tubes*) και μαγνήτες κάμψης (*bending magnets*). Στο σύστημα μεταφοράς υπάρχουν ακόμα πηνία πλοήγησης και εστίασης (*steering, focusing coils*) της δέσμης των ηλεκτρονίων.

**(vi) Σύστημα διαμόρφωσης και παρακολούθησης της δέσμης**

Η δέσμη των ηλεκτρονίων αφού επιταχυνθεί οδηγείται μέσω του συστήματος μεταφοράς στην κεφαλή του επιταχυντή, όπου και παράγεται η κλινική δέσμη. Η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή περιέχει διάφορες συνιστώσες που επηρεάζουν την παραγωγή, διαμόρφωση, ευθυγράμμιση και παρακολούθηση της κλινικής δέσμης φωτονίων ή ηλεκτρονίων. Σε έναν τυπικό γραμμικό επιταχυντή τέταρτης ή πέμπτης γενιάς οι συνιστώσες αυτές περιλαμβάνουν [10]:

- Πολλούς μετακινήσιμους στόχους
- Φίλτρα εξομάλυνσης και ελάσματα σκέδασης ηλεκτρονίων (*electron scattering foils ή scattering filters*)
- Πρωτεύοντες και ρυθμιζόμενους δευτερεύοντες κατευθυντήρες
- Θαλάμους ιονισμού

- Ένα φωτεινό πεδίο και ένας μετρητής απόστασης
- Προαιρετικά μετακινήσιμα σφηνοειδή φίλτρα
- Προαιρετικά Κατευθυντήρα πολλαπλών Φύλλων (MultiLeaf Collimator, MLC)

Οι κλινικές δέσμες φωτονίων παράγονται μέσω του βομβαρδισμού του στόχου από την δέσμη ηλεκτρονίων και εξομαλύνονται με ένα φίλτρο εξομάλυνσης. Ένας στόχος από έναν γραμμικό επιταχυντή υψηλών ενεργειών φαίνεται στο Σχήμα 1.4. Όταν τα ηλεκτρόνια προσκρούουν στον στόχο, που έχει ατομικό αριθμό  $Z$  και κατάλληλο πάχος ώστε να απορροφηθούν τα ηλεκτρόνια, παράγεται ακτινοβολία πέδησης με μέγιστη ενέργεια την μέγιστη κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων. Η μέση ενέργεια της δέσμης φωτονίων είναι ίση με το  $1/3$  της μέγιστης κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων. Σε ενέργειες ηλεκτρονίων κάτω των 15 MeV (αντίστοιχη ενέργεια παραγόμενης δέσμης φωτονίων 15 MV) οι βέλτιστοι στόχοι έχουν υψηλό ατομικό αριθμό  $Z$ , ενώ σε ενέργειες ηλεκτρονίων πάνω από 15 MeV οι βέλτιστοι στόχοι έχουν χαμηλό ατομικό αριθμό  $Z$ . Τα βέλτιστα φίλτρα εξομάλυνσης, που κάνουν την παραγόμενη δέσμη ομογενή, έχουν χαμηλό ατομικό αριθμό ανεξάρτητα από την ενέργεια της δέσμης. Κάθε κλινική δέσμη φωτονίων έχει τον δικό της συνδυασμό στόχου-φίλτρου εξομάλυνσης.

Οι κλινικές δέσμες ηλεκτρονίων παράγονται αφαιρώντας τον στόχο και το φίλτρο εξομάλυνσης από την λεπτή δέσμη ηλεκτρονίων, η οποία είτε σκεδάζεται από μονό ή διπλό φίλτρο σκέδασης είτε ανακλάται και συμμορφώνεται μαγνητικά με το μέγεθος του πεδίου που απαιτείται για την θεραπεία. Ειδικοί κώνοι χρησιμοποιούνται για να κατευθύνουν την δέσμη των ηλεκτρονίων.

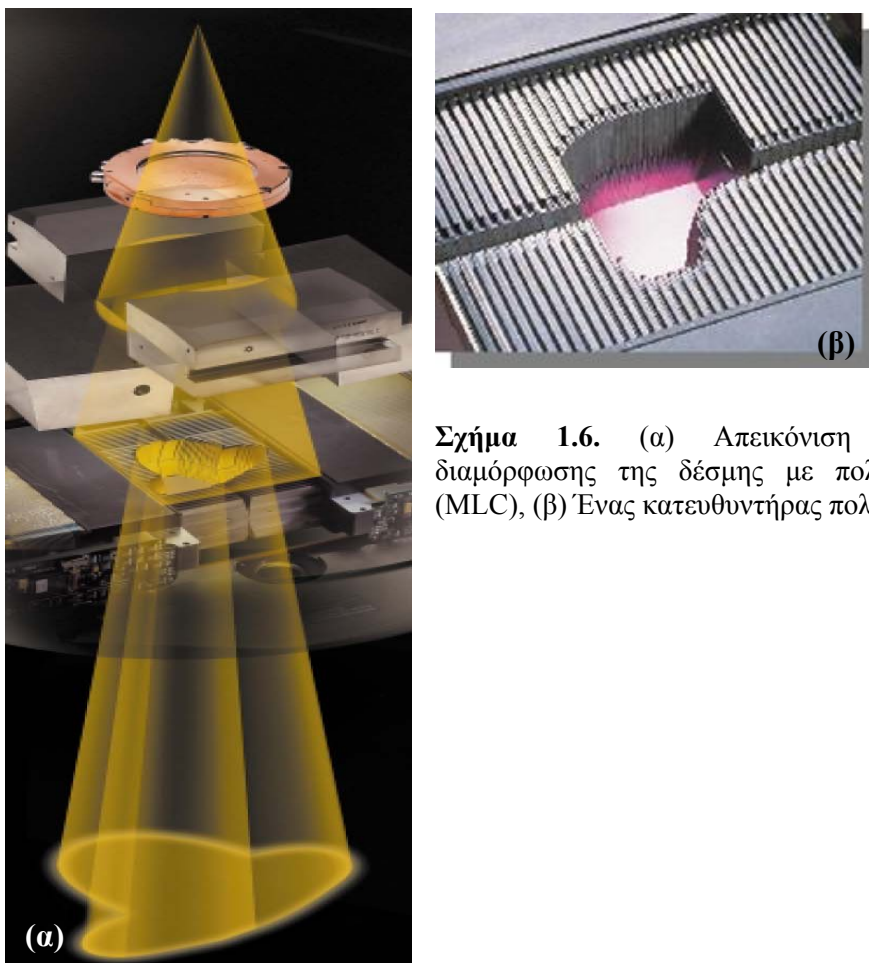


**Σχήμα 1.5.** Μετακινήσιμος στόχος ενός τυπικού γραμμικού επιταχυντή υψηλών ενεργειών (Varian linac-18).



Ο πρωτεύον κατευθυντήρας ορίζει το μέγιστο μέγεθος του πεδίου ακτινοβόλησης, το οποίο περιορίζεται περαιτέρω από τον ρυθμιζόμενο δευτερεύον κατευθυντήρα, ο οποίος αποτελείται δύο ανώτερα και δύο κατώτερα διαφράγματα παράγοντας τετραγωνικά και ορθογώνια πεδία με μέγιστη διάσταση  $40 \times 40 \text{ cm}^2$  στο ισόκεντρο του γραμμικού επιταχυντή. Η International Electrotechnical Commission συνιστά η διαπερατότητα του πρωτεύοντος κατευθυντήρα να μην ξεπερνά το 2% της τιμής της ανοιχτής δέσμης.

Ο Κατευθυντήρας Πολλαπλών Φύλλων (MLC) είναι σχετικά πρόσφατη τεχνολογία που εισήχθη στους ιατρικούς γραμμικούς επιταχυντές. Ο πολύφυλλος κατευθυντήρας αποτελείται από έναν μεγάλο αριθμό λεπτών φύλλων (έως 120 μέχρι σήμερα), τα οποία κινούνται μηχανοκίνητα και ανεξάρτητα οπότε και μπορούν να συμμορφωθούν εύκολα με το επιθυμητό πεδίο θεραπείας. Η νέα αυτή τεχνολογία χρησιμοποιείται σήμερα ευρέως καθώς συμβάλλει στην ακριβέστερη εκτέλεση της θεραπείας, την αποφυγή εξωτερικών απορροφητών (μπλοκ) και βρίσκει εφαρμογή στην Στερεοταξία και τις τεχνικές IMRT.

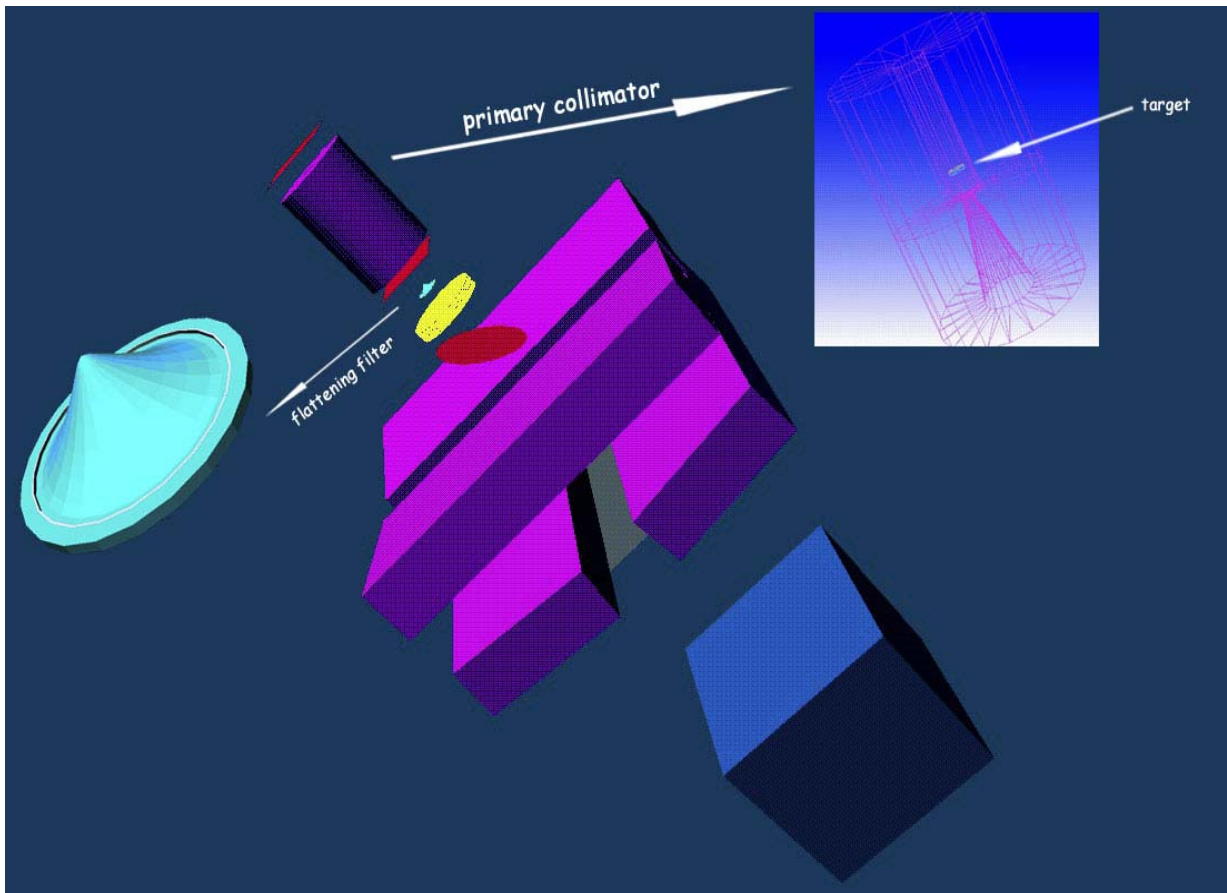


**Σχήμα 1.6.** (α) Απεικόνιση ενός παραδείγματος διαμόρφωσης της δέσμης με πολύφυλλο κατευθυντήρα (MLC), (β) Ένας κατευθυντήρας πολλαπλών φύλλων (MLC)

Οι διπλοί θάλαμοι ιονισμού (dual transmission) χρησιμοποιούνται για να παρακολουθείται η δέσμη θεραπείας καθώς και η αξονική και εγκάρσια επιπεδότητα της.

Το φωτεινό πεδίο και ο μετρητής της απόστασης παρέχουν οπτικά μέσα για την σωστή τοποθέτηση του ασθενούς χρησιμοποιώντας σημεία αναφοράς. Το φωτεινό πεδίο φωτίζει την περιοχή πάνω στο δέρμα του ασθενούς που συμπίπτει με το πεδίο ακτινοβολήσης. Ο μετρητής προβάλλει μία κλίμακα, της οποίας η εικόνα πάνω στο δέρμα τους ασθενούς υποδεικνύει την κάθετη απόσταση από το ισόκεντρο του γραμμικού επιταχυντή.

Στο Σχήμα 1.7. απεικονίζεται ένα διάγραμμα της βασικής δομής των στοιχείων από τα οποία αποτελείται η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή.

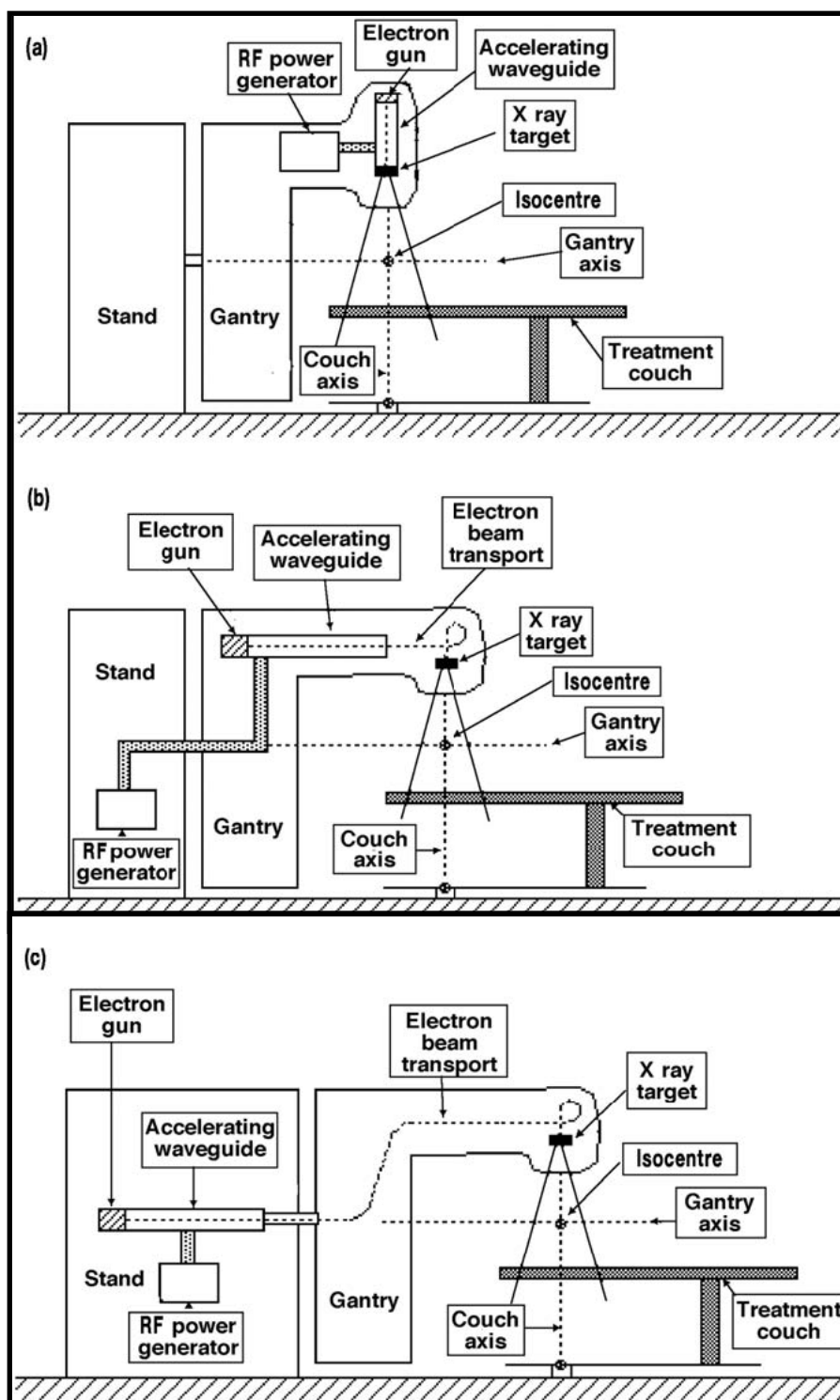


**Σχήμα 1.7.** Διάγραμμα που απεικονίζει την βασική δομή των στοιχείων από τα οποία αποτελείται η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή.

### 3. Σχεδιασμός των σύγχρονων γραμμικών επιταχυντών

Στους γραμμικούς επιταχυντές η κλινική δέσμη φωτονίων παράγεται στην κατεύθυνση της δέσμης των ηλεκτρονίων που βομβαρδίζουν τον στόχο. Στην απλούστερη και πιο πρακτική περίπτωση, το electron gun και ο στόχος αποτελούν μέρη του κυματοδηγού ευθυγραμμισμένα άμεσα με το ισόκεντρο του επιταχυντή, αποφεύγοντας την ανάγκη για σύστημα μεταφοράς της δέσμης. Μία δέσμη φωτονίων χωρίς σύστημα κάμψης παράγεται και η πηγή ισχύος RF τοποθετείται μέσα στον gantry. Οι απλούστεροι γραμμικοί επιταχυντές παρέχουν 4 or 6 MV ενέργεια φωτονίων, τοποθετημένοι πάντα ισοκεντρικά. Σε αυτούς το electron gun και ο στόχος είναι ενσωματωμένα μέσα στον κυματοδηγό και για τον λόγο αυτό δεν χρειάζονται σύστημα μεταφοράς της δέσμης αλλά ούτε μπορούν να παρέχουν κλινική δέσμη ηλεκτρονίων.

Οι κυματοδηγοί για μεσαίες (8–15 MeV) και υψηλές ενέργειες (15–30 MeV) ενέργειες ηλεκτρονίων είναι πολύ μακρύς για να τοποθετηθούν ισοκεντρικά, οπότε και τοποθετούνται μέσα στον gantry, παράλληλα στον άξονα περιστροφής του, στο σύστημα στήριξης του gantry. Ένα σύστημα μεταφοράς της δέσμης χρησιμοποιείται στην συνέχεια για να μεταφέρει την δέσμη ηλεκτρονίων από τον κυματοδηγό στον στόχο. Η πηγή ισχύος RF τοποθετείται συνήθως και στις δύο διαμορφώσεις μέσα στο σύστημα στήριξης του gantry. Διάφορα σχεδιασμοί διαμόρφωσης σύγχρονων ισοκεντρικών γραμμικών επιταχυντών παρουσιάζονται στο Σχήμα 1.8.



**Σχήμα 1.8.** Σχεδιασμοί διαμόρφωσης για ισοκεντρικούς ιατρικούς γραμμικούς επιταχυντές. (a) Δέσμη χωρίς κάμψη με electron gun και στόχο ενσωματωμένα μέσα στον κυματοδηγό. Παραγωγή μόνο φωτονίων 4–6 MV. (b) Ο κυματοδηγός μέσα στον gantry παράλληλα με τον άξονα περιστροφής. Μέσω ενός συστήματος μεταφοράς η δέσμη ηλεκτρονίων κατευθύνεται στον στόχο. Δυνατότητα παραγωγής δεσμών φωτονίων και ηλεκτρονίων. (c) Ο κυματοδηγός μέσα στο gantry stand. Μέσω ενός συστήματος μεταφοράς η δέσμη ηλεκτρονίων κατευθύνεται στον στόχο. Δυνατότητα παραγωγής δεσμών φωτονίων και ηλεκτρονίων. [10]

## Κεφάλαιο 2

---

### Αλληλεπιδράσεις της Ιοντίζουσας Ακτινοβολίας

Όταν μία δέσμη ακτίνων X ή  $\gamma$  περνά μέσα από ένα μέσο, τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με την ύλη μεταφέροντας ενέργεια στο μέσο. Κατά την διαδικασία αυτή, αρχικά απελευθερώνονται ηλεκτρόνια από άτομα του μέσου. Τα ηλεκτρόνια αυτά, έχοντας αποκτήσει μεγάλη κινητική ενέργεια, προκαλούν κατά την διαδρομή τους ιονισμούς και διέγερση των ατόμων. Αν το μέσο είναι βιολογικός ιστός, αρκετή ενέργεια μπορεί να εναποτεθεί στα κύτταρα ώστε να καταστρέψει την αναπαραγωγική τους ικανότητα. Παραταύτα, η περισσότερη από την εναποτιθέμενη ενέργεια μετατρέπεται σε θερμότητα χωρίς να προκαλέσει κάποιο βιολογικό αποτέλεσμα.

#### I. ΙΟΝΙΣΜΟΣ

Η διαδικασία κατά την οποία ένα ουδέτερο άτομο αποκτά φορτίο (θετικό ή αρνητικό) καλείται *ιονισμός*. Όταν ένα τροχιακό ηλεκτρόνιο απελευθερώνεται από το άτομο, το απομένον άτομο είναι θετικά φορτισμένο, ενώ το απελευθερωμένο ηλεκτρόνιο αρνητικά. Σε κάποιες περιπτώσεις, ένα ελεύθερο ηλεκτρόνιο μπορεί να συλληφθεί από ένα ουδέτερο άτομο, οπότε και το άτομο γίνεται αρνητικό ιόν.

Φορτισμένα σωματίδια, όπως ηλεκτρόνια, πρωτόνια και σωματίδια  $\alpha$ , είναι *άμεσα ιοντίζουσα ακτινοβολία*, με την προϋπόθεση ότι έχουν αρκετή κινητική ενέργεια ώστε να προκαλέσουν κρούσεις κατά την διείσδυσή τους στην ύλη. Στην περίπτωση αυτή, η ενέργεια εναποτίθεται σταδιακά μέσω πολλών αλληλεπιδράσεων, μεταξύ των οποίων είναι και δευτερογενείς ιονισμοί απελευθερώνοντας δευτερογενή ηλεκτρόνια ( *$\delta$  rays*). Αν, όμως, το πρωτογενές σωματίδιο δεν έχει αρκετή ενέργεια ώστε να απελευθερώσει ένα τροχιακό ηλεκτρόνιο του ατόμου, η ενέργεια του σωματιδίου χρησιμοποιείται ώστε να διεγείρει ένα ή περισσότερα ηλεκτρόνια σε υψηλότερες ενεργειακές στάθμες. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται *διέγερση*.

Μη φορτισμένα σωματίδια, όπως φωτόνια και νετρόνια, είναι έμμεσα ιοντίζουσα ακτινοβολία, καθώς κατά την αλληλεπίδραση τους με την ύλη απελευθερώνουν

ιονισμένα σωματίδια. Τα φωτόνια παράγουν ηλεκτρόνια μεγάλης κινητικής ενέργειας αλληλεπιδρώντας με τα άτομα ενός υλικού ή *απορροφητή*, μέσω τριών βασικών διαδικασιών: φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, φαινόμενο Compton και δίδυμη γένεση [11]

## II. ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΟΣ ΦΟΡΜΑΛΙΣΜΟΣ ΓΙΑ ΤΗΝ ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΙΑΣ

### 1. Περιγραφή της δέσμης φωτονίων

Μία δέσμη φωτονίων μπορεί να περιγραφεί με πολλούς όρους, μερικοί από τους οποίους είναι οι ακόλουθοι [11]:

1. *Ροή φωτονίων* ( $\Phi$ ) είναι ο λόγος  $dN$  προς  $da$ , όπου  $dN$  ο αριθμός των φωτονίων που εισέρχονται σε μία νοητή σφαίρα ενεργούς διατομής  $da$ :

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

2. *Ρυθμός ροής ή πυκνότητα ροής* ( $\phi$ ) είναι η ροή ανά μονάδα χρόνου :

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2.2)$$

όπου  $dt$  είναι το ολοκλήρωμα του χρόνου.

3. *Ροή ενέργειας* ( $\Psi$ ) είναι ο λόγος  $dE_{fl}$  προς  $da$ , όπου  $dE_{fl}$  το άθροισμα των ενεργειών των φωτονίων που εισέρχονται σε μία νοητή σφαίρα ενεργούς διατομής  $da$ :

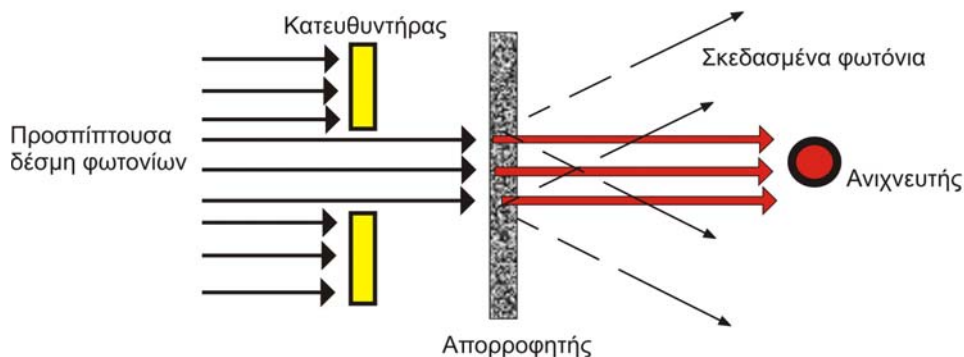
$$\Psi = \frac{dE_{fl}}{da} \quad (2.3)$$

Για μία μονοενεργειακή δέσμη  $dE_{fl}$  είναι ο αριθμός των φωτονίων  $dN$  επί την ενέργεια του κάθε φωτονίου  $h\nu$ :

$$dE_{fl} = dN \cdot h\nu \quad (2.4)$$

4. *Ρυθμός ροής ενέργειας ή πυκνότητα ροής ενέργειας ή ένταση* ( $\psi$ ) είναι η ροή ενέργειας ανά μονάδα χρόνου :

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (2.5)$$



**Σχήμα 2.1.** Σχηματικό διάγραμμα που απεικονίζει μία πειραματική διάταξη για την μελέτη εξασθένησης μιας στενής δέσμης μέσα από έναν απορροφητή. Οι συνθήκες είναι “καλής γεωμετρίας”, δηλαδή τα σκεδασμένα φωτόνια δεν ανιχνεύονται.[11]

## 2. Εξασθένηση της δέσμης φωτονίων

Στο Σχήμα 2.1. απεικονίζεται μία πειραματική διάταξη για την μελέτη των χαρακτηριστικών της εξασθένησης μίας δέσμης φωτονίων. Μία στενή μονοενεργειακή δέσμη προσπίπτει σε έναν απορροφητή και ένας ανιχνευτής είναι τοποθετημένος σε μία σταθερή απόσταση από την πηγή και αρκετά μακριά από τον απορροφητή ώστε μόνο τα πρωτεύοντα φωτόνια (αυτά που έχουν περάσει μέσα από τον απορροφητή χωρίς να αλληλεπιδράσουν) να ανιχνεύονται. Υπό αυτήν την διάταξη, αν ένα φωτόνιο πέσει στον απορροφητή είτε απορροφείται είτε σκεδάζεται μακριά από τον ανιχνευτή.

Σε αυτήν την περίπτωση η μείωση του αριθμού των φωτονίων ( $dN$ ) είναι ανάλογη με τον αριθμό των προσπιπτόντων φωτονίων ( $N$ ) και το πάχος ( $dx$ ) του απορροφητή:

$$dN \propto N \cdot dx \Rightarrow$$

$$dN = -\mu \cdot N \cdot dx \quad (2.6)$$

όπου  $\mu$  είναι η σταθερά της αναλογίας και αναφέρεται ως *συντελεστής εξασθένησης*. Η παραπάνω εξίσωση μπορεί να γραφεί με βάση την ένταση ( $I$ ):

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \Rightarrow$$

$$\frac{dI}{I} = -\mu \cdot dx \Rightarrow \quad (2.7)$$

$$I(x) = -I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x} \quad (2.8)$$

όπου  $I(x)$  είναι η ένταση της δέσμης που διαπερνά ένα πάχος  $x$  και  $I_0$  η προσπίπτουσα ένταση [11]. Αν το πάχος  $x$  εκφράζεται ως μήκος, τότε ο  $\mu$  καλείται *γραμμικός συντελεστής εξασθένησης*.

Πάχος ημίσιου υποδιπλασιασμού ( *half-value layer*, HVL) ορίζεται το πάχος του απορροφητή που απαιτείται για να εξασθενήσει η ένταση της δέσμης στο μισό της αρχικής της τιμής:

$$HVL = \frac{0.693}{\mu} \quad (2.9)$$

### 3. Συντελεστές

#### (i) Συντελεστής εξασθένησης

Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης  $\mu$ , που έχει μονάδες  $\text{cm}^{-1}$ , εξαρτάται από την ενέργεια της δέσμης και την φύση του υλικού. Καθώς η εξασθένηση που προκαλείται στην δέσμη από ένα πάχος  $x$  του απορροφητή εξαρτάται από τον αριθμό των ηλεκτρονίων που υπάρχουν μέσα σε αυτό, ο συντελεστής  $\mu$  εξαρτάται από την πυκνότητα του υλικού. Για αυτόν τον λόγο, έχει οριστεί ο *μαζικός συντελεστής εξασθένησης* ( $\mu/\rho$ ), που προκύπτει διαιρώντας τον  $\mu$  με την πυκνότητα  $\rho$  του υλικού. Αυτός ο συντελεστής δεν εξαρτάται από την πυκνότητα του υλικού παρά μόνο από την ατομική του σύνθεση. Οι μονάδες του μαζικού συντελεστή εξασθένησης είναι  $\text{cm}^2/\text{g}$ . Ακόμα ορίζονται οι συντελεστές [11]:

α) ηλεκτρονιακός συντελεστής εξασθένησης ( $\epsilon\mu$ ):  $\epsilon\mu = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{1}{N_0}$  σε  $\text{cm}^2/\text{ηλεκτρόνιο}$  (2.10)

β) ατομικός συντελεστής εξασθένησης ( $\alpha\mu$ ):  $\alpha\mu = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{Z}{N_0}$  σε  $\text{cm}^2/\text{άτομο}$  (2.11)

όπου  $Z$  είναι ο ατομικός αριθμός και  $N_0$  ο αριθμός ηλεκτρονίων ανά γραμμάριο, που

δίδεται ως:

$$N_0 = \frac{N_A \cdot Z}{A_w} \quad (2.12)$$

όπου  $N_A$  είναι ο αριθμός Avogadro και  $A_w$  το ατομικό βάρος.

#### (ii) Συντελεστής μεταφοράς ενέργειας

Όταν ένα φωτόνιο αλληλεπιδρά με τα ηλεκτρόνια της ύλης, ένα μέρος ή όλη η ενέργεια του μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων. Αν μόνο ένα μέρος της ενέργειας του μεταφερθεί, τότε το φωτόνιο σκεδάζεται με χαμηλότερη ενέργεια. Το σκεδασμένο φωτόνιο μπορεί να αλληλεπιδράσει πάλι, μεταφέροντας μερικά ή ολικά την ενέργεια του στα ηλεκτρόνια. Άρα, ένα φωτόνιο μπορεί να υποστεί μία ή πολλαπλές



αλληλεπιδράσεις, κατά τις οποίες η απώλεια ενέργειας του φωτονίου μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων.

Συντελεστής μεταφοράς ενέργειας ( $\mu_{tr}$ ) ορίζεται το κλάσμα της ενέργειας των φωτονίων που μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων ανά μονάδα πάχους του απορροφητή. Αυτός ο συντελεστής σχετικά με τον  $\mu$  είναι [11]:

$$\mu_{tr} = \frac{\overline{E_{tr}}}{h\nu} \mu \quad (2.13)$$

όπου  $\overline{E_{tr}}$  είναι η μέση ενέργεια που μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια των φορτισμένων σωματιδίων ανά αλληλεπίδραση. Ο μαζικός συντελεστής μεταφοράς ενέργειας ορίζεται ως  $\mu_{tr}/\rho$ .

### (iii) Συντελεστής απορρόφησης ενέργειας

Τα περισσότερα από ηλεκτρόνια, που απελευθερώνονται από τα φωτόνια, χάνουν την ενέργεια τους μέσω μη ελαστικών κρούσεων (ιονισμό ή διέγερση) με τροχιακά ηλεκτρόνια. Μερικά από αυτά, όμως, χάνουν την ενέργειά τους μέσω αλληλεπιδράσεων πέδησης (bremsstrahlung) με τους πυρήνες των ατόμων. Η ακτινοβολία πέδησης, όμως, δεν συμπεριλαμβάνεται στον υπολογισμό της απορροφούμενης ενέργειας, καθώς διαπερνά το υλικό.

Ο συντελεστής απορρόφησης ενέργειας ( $\mu_{en}$ ) ορίζεται ως το προϊόν του συντελεστή μεταφοράς ενέργειας και  $(1-g)$  όπου  $g$  είναι το κλάσμα της ενέργειας των δευτερογενών φορτισμένων σωματιδίων που χάνεται ως ακτινοβολία πέδησης μέσα στο υλικό. Ο συντελεστής αυτός δίδεται ως [11]:

$$\mu_{en} = \mu_{tr} \cdot (1 - g) \quad (2.14)$$

Ο μαζικός συντελεστής απορρόφησης ενέργειας ορίζεται ως  $\mu_{en}/\rho$ .

Για τις περισσότερες αλληλεπιδράσεις με μαλακό ιστό ή με υλικό χαμηλού  $Z$ , η συνιστώσα της ακτινοβολίας πέδησης είναι αμελητέα, συνεπώς  $\mu_{en} = \mu_{tr}$ . Αυτοί οι δύο συντελεστές διαφοροποιούνται σημαντικά όταν η κινητική ενέργεια των δευτερογενών σωματιδίων είναι μεγάλη και το υλικό έχει υψηλό ατομικό αριθμό. Ο συντελεστής απορρόφησης είναι μία σημαντική ποσότητα στην Ακτινοθεραπεία, καθώς επιτρέπει την εκτίμηση της απορροφούμενης ενέργειας στους ιστούς και ακολούθως την πρόβλεψη του βιολογικού αποτελέσματος της ακτινοβολίας.

### III. ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΩΝ ΦΩΤΟΝΙΩΝ

Η εξασθένηση μίας δέσμης φωτονίων από ένα απορροφητικό μέσο προκαλείται από πέντε βασικούς τύπους αλληλεπίδρασης. Ο ένας από αυτούς είναι η απορρόφηση του φωτονίου από τον πυρήνα (*photon disintegration*), που είναι σημαντική, όμως, μόνο στις υψηλές ενέργειες (>10 MeV). Οι άλλες τέσσερις διαδικασίες είναι: *σύμφωνη σκέδαση*, *φωτοηλεκτρικό φαινόμενο*, *φαινόμενο Compton* και *δίδυμη γένεση*. Κάθε μία από αυτές τις διαδικασίες αναπαρίσταται με τον δικό της συντελεστή εξασθένησης, που μεταβάλλεται ανάλογα με την ενέργεια του φωτονίου και τον ατομικό αριθμό του απορροφητή. Ο ολικός συντελεστής εξασθένησης ορίζεται ως το άθροισμα των επιμέρους συντελεστών κάθε διαδικασίας [11]:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (2.15)$$

όπου  $\sigma_{coh}$ ,  $\tau$ ,  $\sigma_c$  και  $\pi$  είναι οι συντελεστές εξασθένησης για την σύμφωνη σκέδαση, το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton και την δίδυμη γένεση αντίστοιχα.

#### 1. Σύμφωνη Σκέδαση

Κατά την σύμφωνη σκέδαση ή σκέδαση Rayleigh το άτομο δεν ιονίζεται ή διεγείρεται, οπότε το φωτόνιο διατηρεί την αρχική του ενέργεια μετά την σκέδαση, που μεταβάλλει μόνο την κατεύθυνση του φωτονίου [12]. Η πιθανότητα της σύμφωνης σκέδασης είναι σημαντική μόνο για τις χαμηλές ενέργειες (τυπικά μερικές εκατοντάδες keV για τα συνήθη υλικά) και για απορροφητές με υψηλό  $Z$ . Η μέση γωνία εκτροπής μειώνεται όσο αυξάνεται η ενέργεια του φωτονίου, περιορίζοντας με τον τρόπο αυτό ακόμα περισσότερο την σπουδαιότητα του φαινομένου μόνο στις χαμηλές ενέργειες.

#### 2. Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Κατά την διαδικασία της φωτοηλεκτρικής απορρόφησης, το φωτόνιο εξαφανίζεται μετά την αλληλεπίδραση. Στη θέση του, ένα ενεργητικό *φωτοηλεκτρόνιο* απελευθερώνεται από τη δεσμευμένη ενεργειακή του κατάσταση μέσα στο άτομο. Για φωτόνια με αρκετή ενέργεια, το πιθανότερη αρχική κατάσταση του φωτοηλεκτρονίου είναι η K στοιβάδα. Η ενέργεια του παραγόμενου φωτοηλεκτρονίου είναι [13]:

$$E_{e^-} = h\nu - E_b \quad (2.16)$$

όπου  $E_b$  είναι η ενέργεια σύνδεσης του ηλεκτρονίου στην αρχική του κατάσταση.

Κατά την απελευθέρωση του φωτοηλεκτρονίου, δημιουργείται στο άτομο μία κενή θέση στην στοιβάδα από όπου έφυγε το φωτοηλεκτρόνιο, η οποία καλύπτεται γρήγορα με την σύλληψη ενός ελεύθερου ηλεκτρονίου του υλικού και/ή με την αναδιάταξη των ηλεκτρονίων από άλλες στοιβάδες μέσα στο άτομο. Σε αυτήν την περίπτωση, ένα ή περισσότερα φωτόνια χαρακτηριστικής ακτινοβολίας X μπορεί επίσης να παραχθεί. Ακόμα, υπάρχει η πιθανότητα η ενέργεια διέγερσης του ατόμου να εκπεμφθεί μέσω ενός ηλεκτρονίου Auger αντί των χαρακτηριστικών ακτίνων X.

Το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο είναι η επικρατέστερη αλληλεπίδραση των φωτονίων σχετικά χαμηλών ενεργειών και η πιθανότητα του αυξάνεται με τον ατομικό αριθμό  $Z$  του απορροφητή. Δεν υπάρχει κάποια αναλυτική έκφραση της πιθανότητας του φαινομένου για όλο το εύρος των ενεργειών των φωτονίων και των  $Z$ , παρά μόνο η προσέγγιση ότι:

$$\tau \cong \text{σταθερά} \times \frac{Z^n}{E_\gamma^{3.5}} \quad (2.17)$$

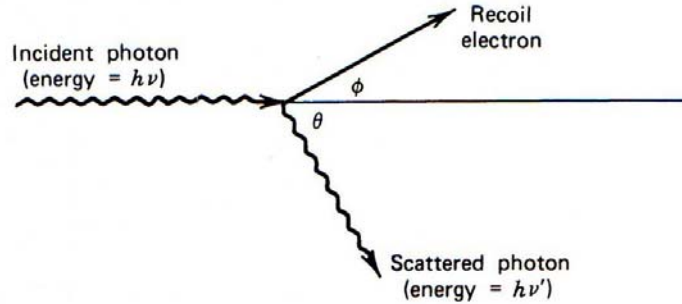
όπου ο εκθέτης  $n$  μεταβάλλεται από 4 έως 5 ανάλογα με την ενέργεια του φωτονίου. Η μεγάλη εξάρτηση της φωτοηλεκτρικής απορρόφησης από τον ατομικό αριθμό  $Z$  του υλικού είναι και ο βασικός λόγος για τον οποίο χρησιμοποιούνται υλικά με υψηλό  $Z$ , όπως ο μόλυβδος, στις θωρακίσεις για δέσμες φωτονίων [13].

### 3. Φαινόμενο Compton

Η σκέδαση Compton είναι μία διαδικασία αλληλεπίδρασης μεταξύ ενός φωτονίου και ενός ηλεκτρονίου του απορροφητή. Κατά το φαινόμενο Compton, το προσπίπτον φωτόνιο εκτρέπεται σε μία γωνία  $\theta$  από την αρχική του κατεύθυνση. Ένα μέρος της ενέργειας του φωτονίου μεταφέρεται στο ηλεκτρόνιο που ανακρούεται (αν υποθέσουμε ότι αρχικά ήταν ακίνητο). Η ενέργεια του ηλεκτρονίου μπορεί να είναι από μηδέν έως ένα μεγάλο μέρος της ενέργειας του φωτονίου, ανάλογα με την γωνία σκέδασης. Μία σχηματική αναπαράσταση του φαινομένου απεικονίζεται στο Σχήμα 2.2.

Χρησιμοποιώντας τις εξισώσεις διατήρησης της ενέργειας και της ορμής αποδεικνύεται ότι:

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_0c^2}(1 - \cos\theta)} \quad (2.18)$$



Σχήμα 2.2. Σχηματική αναπαράσταση του φαινομένου Compton. [13]

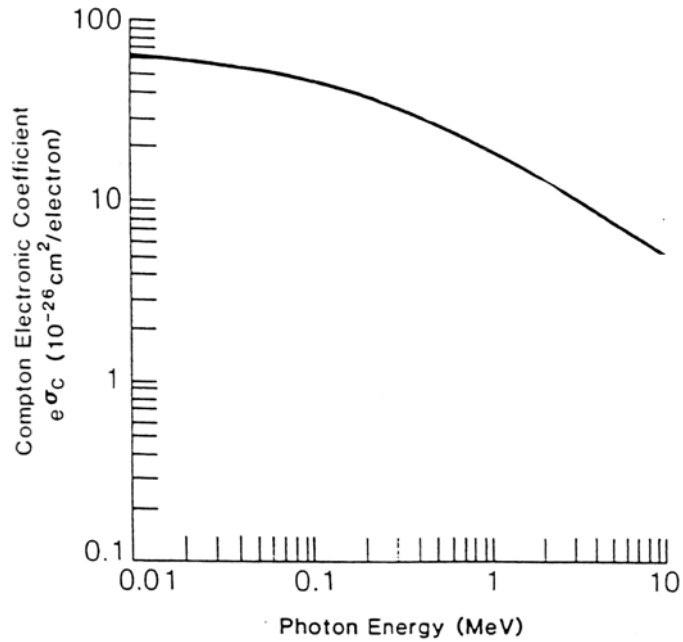
όπου  $m_0c^2$  είναι η μάζα ηρεμίας του ηλεκτρονίου (0.511 MeV). Για μικρές γωνίες σκέδασης  $\theta$ , μεταφέρεται μικρή ποσότητα ενέργειας. Ακόμα και στην ακραία περίπτωση  $\theta=\pi$  το αρχικό φωτόνιο διατηρεί κάποια από την αρχική του ενέργεια.

Η πιθανότητα της σκέδασης Compton ανά άτομο του απορροφητή εξαρτάται από τον αριθμό των διαθέσιμων ηλεκτρονίων και για αυτόν τον λόγο αυξάνεται γραμμικά με τον ατομικό αριθμό  $Z$ .

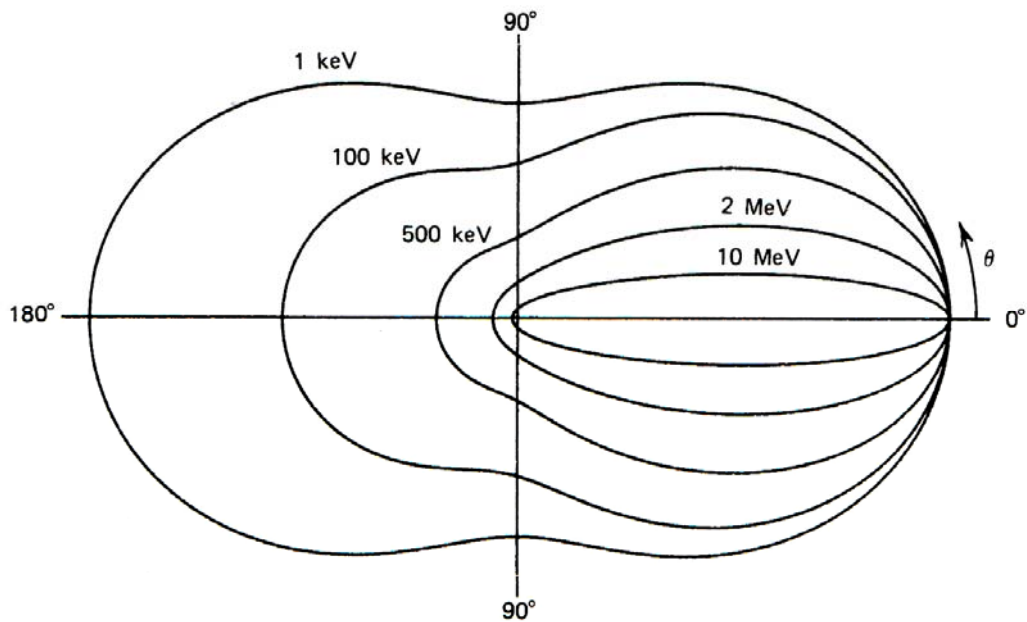
Η γωνιακή κατανομή των σκεδασμένων φωτονίων ακολουθεί την κατανομή *Klein-Nishima* για την διαφορική ενεργό διατομή σκέδασης ( $d\sigma/d\Omega$ ) [13]:

$$\frac{d\sigma}{d\Omega} = Zr_0^2 \left( \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \right)^2 \left( \frac{1 + \cos^2\theta}{2} \right) \left( 1 + \frac{\alpha^2(1 - \cos\theta)^2}{(1 + \cos^2\theta) \cdot [1 + \alpha(1 - \cos\theta)]} \right) \quad (2.19)$$

όπου  $\alpha \equiv h\nu/m_0c^2$  και  $r_0$  είναι η κλασσική ακτίνα του ηλεκτρονίου. Η κατανομή απεικονίζεται γραφικά στο Σχήμα 2.4. , όπου και είναι εμφανής η έντονη τάση για εμπρόσθια σκέδαση στις υψηλές ενέργειες φωτονίων.



**Σχήμα 2.3.** Γραφική παράσταση του ηλεκτρονικού συντελεστή Compton  $e\sigma$  συναρτήσει της ενέργειας των φωτονίων. [14]



**Σχήμα 2.4.** Πολική παράσταση του αριθμού των φωτονίων Compton που σκεδάζονται σε μία μονάδα στερεάς γωνίας στην γωνία σκέδασης  $\theta$ . Οι καμπύλες αντιστοιχούν στις αναγραφόμενες αρχικές ενέργειες. [13]

#### 4. Δίδυμη γένεση

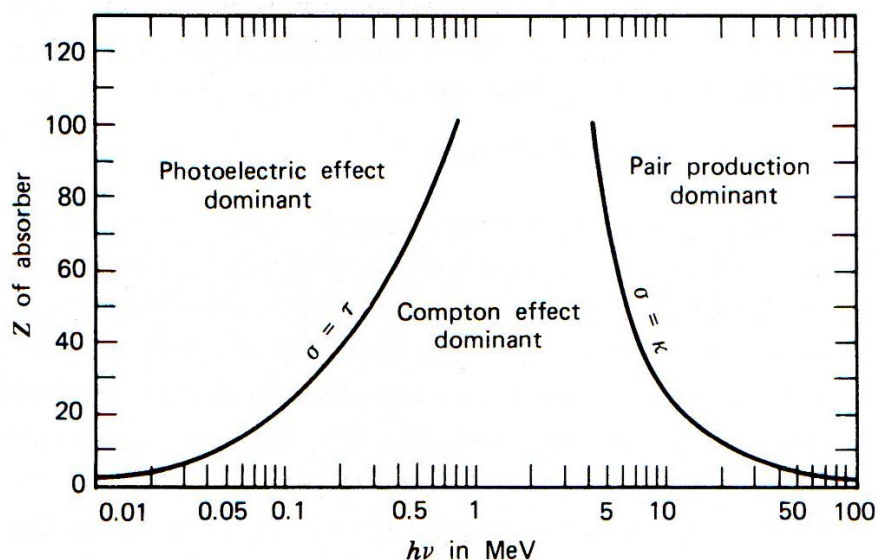
Αν η ενέργεια του φωτονίου είναι ίση ή μεγαλύτερη από την διπλάσια ενέργεια ηρεμίας του ηλεκτρονίου (1.02 MeV), υπάρχει η δυνατότητα να συμβεί η δίδυμη γένεση. Πρακτικά, αυτή η πιθανότητα είναι χαμηλή για φωτόνια αρκετών MeV και για αυτόν τον λόγο η διαδικασία αυτή περιορίζεται μόνο στην περιοχή των υψηλών ενεργειών. Κατά την αλληλεπίδραση αυτή, που να συμβεί μόνο μέσα στο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο του πυρήνα, το φωτόνιο εξαφανίζεται και στη θέση του εμφανίζεται ένα ζεύγος ηλεκτρονίου-ποζιτρονίου. Η υπόλοιπη ενέργεια του φωτονίου, εκτός των 1.02 MeV που απαιτούνται για να παραχθεί το ζεύγος, μετατρέπεται σε κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου και του ποζιτρονίου. Καθώς το ποζιτρόνιο θα εξαϋλωθεί αφού πρώτα επιβραδυνθεί μέσα στο μέσο, δύο φωτόνια εξαϋλωσης παράγονται ως δευτερογενή προϊόντα της αλληλεπίδρασης.

Δεν υπάρχει κάποια απλή έκφραση της πιθανότητας του φαινομένου ανά πυρήνα, αλλά μεταβάλλεται περίπου ανάλογα με το τετράγωνο του ατομικού αριθμού  $Z$  του απορροφητή, καθώς επίσης αυξάνεται απότομα με την ενέργεια.

Η σχετική σπουδαιότητα των τριών βασικών τύπων αλληλεπιδράσεων, για ένα εύρος ενεργειών και απορροφητών με ατομικό αριθμό  $Z$ , αναπαρίσταται στο Σχήμα 2.5. Στον Πίνακα 2.1 αναγράφεται η σχετική σπουδαιότητα αυτών των αλληλεπιδράσεων στο νερό.

**Πίνακας 2.1.** Σχετική σπουδαιότητα του φωτοηλεκτρικού ( $\tau$ ), Compton ( $\sigma$ ) και δίδυμης γένεσης ( $\pi$ ) στο νερό. Τα δεδομένα είναι από [12].

Ενέργεια φωτονίων (MeV)	Σχετικός αριθμός αλληλεπιδράσεων (%)		
	$\tau$	$\sigma$	$\pi$
0.01	95	5	0
0.026	50	50	0
0.060	7	93	0
0.150	0	100	0
4.00	0	94	6
10.00	0	77	23
24.00	0	50	50
10.00	0	16	84



**Σχήμα 2.5.** Η σχετική σπουδαιότητα των τριών βασικών τύπων αλληλεπιδράσεων των φωτονίων. Οι καμπύλες δείχνουν τα  $Z$  και  $h\nu$ , για τα οποία τα ‘γειτονικά’ φαινόμενα είναι ακριβώς ίσα. [13]

#### IV. ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΩΝ ΦΟΡΤΙΣΜΕΝΩΝ ΣΩΜΑΤΙΔΙΩΝ

Οι αλληλεπιδράσεις των φορτισμένων σωματιδίων ή κρούσεις είναι ηλεκτρομαγνητικής φύσεως, δηλαδή οφείλονται σε δυνάμεις Coulomb μεταξύ του ηλεκτρικού πεδίου του φορτισμένου σωματιδίου και του ηλεκτρικού πεδίου τροχιακών ηλεκτρονίων ή του πυρήνα των ατόμων του μέσου. Κρούσεις μεταξύ των σωματιδίων και των ατομικών ηλεκτρονίων έχουν ως αποτέλεσμα τον ιονισμό και την διέγερση των ατόμων. Κρούσεις μεταξύ των σωματιδίων και του πυρήνα έχουν ως αποτέλεσμα την απώλεια ενέργειας του σωματιδίου και την παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης. Ακόμα, τα φορτισμένα σωματίδια σκεδάζονται, χωρίς σημαντική απώλεια της ενέργειας τους. Τα ηλεκτρόνια υφίστανται μεγαλύτερες πολλαπλές σκεδάσεις, συγκριτικά με τα βαρέα φορτισμένα σωματίδια, λόγω της πολύ μικρότερης μάζας τους.

Εκτός από τις αλληλεπιδράσεις Coulomb, τα βαρέα φορτισμένα σωματίδια λαμβάνουν μέρος και σε πυρηνικές αντιδράσεις παράγοντας ραδιενεργά νουκλίδια.

Ο ρυθμός της απώλειας κινητικής ενέργειας ανά μονάδα μήκους διαδρομής ( $dE/dx$ ) καλείται stopping power ( $S$ ). Η ποσότητα  $S/\rho$  είναι η mass stopping power, όπου  $\rho$  η πυκνότητα του υλικού, και συνήθως εκφράζεται σε  $\text{MeV cm}^2/\text{g}$  [13].

### 1. Βαρέα φορτισμένα σωματίδια

Ο ρυθμός της απώλειας ενέργειας ή stopping power από αλληλεπιδράσεις ιονισμού είναι ανάλογος με το τετράγωνο του φορτίου του σωματιδίου και αντιστρόφως ανάλογο με το τετράγωνο της ταχύτητας του. Άρα, όσο ένα φορτισμένο σωματίδιο επιβραδύνεται, τόσο αυξάνεται ο ρυθμός απώλειας της ενέργειας του, οι ιονισμοί και τελικά η απορροφούμενη δόση στο μέσο. Η απορρόφηση της δόσης στο νερό αυξάνεται αρχικά πολύ αργά με το βάθος και μετά πολύ απότομα κοντά στην άκρη της εμβέλειάς τους, πριν σχεδόν μηδενιστεί. Αυτή η απότομη αύξηση της δόσης κοντά στην άκρη της εμβέλειας των σωματιδίων ονομάζεται *κορυφή Bragg* [11].

Λόγω του φαινομένου Bragg και της ελάχιστης σκέδασης, δέσμες πρωτονίων και άλλων βαρέων φορτισμένων σωματιδίων προσφέρουν ένα σημαντικό πλεονέκτημα στην Ακτινοθεραπεία, καθώς μπορούν συγκεντρώσουν την δόση μέσα στον όγκο-στόχο ελαχιστοποιώντας την δόση σε παρακείμενους ιστούς.

### 2. Ηλεκτρόνια

Όταν τα ηλεκτρόνια διασχίζουν ένα μέσο, αλληλεπιδρούν με την ύλη περίπου με τον ίδιο τρόπο που αλληλεπιδρούν τα βαρέα φορτισμένα σωματίδια. Η διαφοροποίηση σε αυτήν την περίπτωση είναι ότι υπόκεινται σε μεγαλύτερες πολλαπλές σκεδάσεις λόγω της μικρής τους μάζας. Συνεπώς, το φαινόμενο Bragg δεν παρατηρείται στις δέσμες ηλεκτρονίων.

Στο νερό ή στους μαλακούς ιστούς, τα ηλεκτρόνια χάνουν την ενέργειά τους μέσω ιονισμών και διεγέρσεων, όπως συμβαίνει και με άλλα φορτισμένα σωματίδια. Κατά τον ιονισμό, το ηλεκτρόνιο που απελευθερώνεται από το άτομο πολλές φορές έχει αρκετή ενέργεια ώστε να προκαλέσει και αυτό ιονισμούς. Σε αυτήν την περίπτωση το απελευθερωμένο ηλεκτρόνιο καλείται *δευτερογενές ή ακτίνα δ (δ ray)*.

Επιπρόσθετα, λόγω της μικρής του μάζας, ένα ηλεκτρόνιο μπορεί να αλληλεπιδράσει με το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο ενός πυρήνα και να επιβραδυνθεί τόσο γρήγορα, ώστε ένα μέρος της ενέργειας του να εκπεμφθεί ως ακτινοβολία πέδησης. Ο ρυθμός απώλειας της ενέργειας αυξάνεται όσο αυξάνεται η ενέργεια του ηλεκτρονίου και ο ατομικός αριθμός του μέσου.



## V. ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΤΩΝ ΝΕΤΡΟΝΙΩΝ

Τα νετρόνια, όπως και τα φωτόνια, είναι έμμεσα ιοντίζουσα ακτινοβολία. Όμως, η φύση των αλληλεπιδράσεων τους είναι διαφορετική. Τα νετρόνια αλληλεπιδρούν με την ύλη μέσω δύο βασικών διαδικασιών: α) ανακρούοντας πρωτόνια υδρογόνου και βαρείς πυρήνες από άλλα στοιχεία και β) αποσυνθέτοντας πυρήνες [1]. Η πρώτη διαδικασία μπορεί να παρομοιαστεί με την κρούση μπάλας μπιλιάρδου, μετά την οποία η ενέργεια ανακατανέμεται στα προϊόντα της κρούσης. Η μεταφορά της ενέργειας είναι πολύ αποδοτική όταν τα συγκρουόμενα σωματίδια έχουν την ίδια μάζα, π.χ. ένα νετρόνιο με έναν πυρήνα υδρογόνου. Αντίθετα, το νετρόνιο υφίστανται μικρές απώλειες ενέργειας όταν συγκρούεται με έναν βαρύτερο πυρήνα. Για αυτόν ακριβώς τον λόγο, οι αποδοτικότεροι απορροφητές νετρονίων είναι υδρογονούχα υλικά, όπως η παραφίνη, και ο μόλυβδος, πολύ καλός απορροφητής των ακτίνων X, δεν θεωρείται καλή θωράκιση για τα νετρόνια [11].

Η δόση που εναποτίθεται στους ιστούς από δέσμες νετρονίων υψηλών ενεργειών αποδίδεται κατά κύριο λόγο στα ανακρουόμενα σωματίδια. Από την πυρηνική αποσύνθεση, που προκαλείται από νετρόνια, εκπέμπονται βαρέα φορτισμένα σωματίδια, νετρόνια και ακτίνες γ. Η δοσιμετρία δεσμών νετρονίων είναι πιο πολύπλοκη συγκριτικά με άλλες κλινικές δέσμες, λόγω της διαφορετικής φύσης της δευτερογενούς ακτινοβολίας που παράγεται κατά τις αλληλεπιδράσεις των νετρονίων.

## Κεφάλαιο 3

---

### Βασικές Παράμετροι στην Δοσιμετρία Φωτονίων

Στην Ακτινοθεραπεία είναι σπανίως εφικτό να μετρηθεί η κατανομή της δόση άμεσα στους ασθενείς. Για τον λόγο αυτό, τα δεδομένα για την κατανομή της δόσης προέρχονται από μετρήσεις σε ομοιώματα (υλικά ισοδύναμα ιστού), αρκετά μεγάλου όγκου ώστε να εξασφαλίζουν τις απαιτούμενες συνθήκες σκέδασης. Αυτά τα δεδομένα χρησιμοποιούνται σε ένα σύστημα δοσιμετρικών υπολογισμών σχεδιασμένο για να προβλέπει την κατανομή της δόσης στον πραγματικό ασθενή. Αυτό το κεφάλαιο πραγματεύεται βασικές έννοιες και ποσότητες, που χρησιμοποιούνται για αυτόν τον σκοπό.

#### I. ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ

Τα βασικά δεδομένα κατανομής της δόσης συνήθως μετρούνται σε *ομοιώματα νερού*, που προσεγγίζει αρκετά τις ιδιότητες αλληλεπίδρασης με την ακτινοβολία των μαλακών ιστών. Στην περίπτωση αυτή, όμως, οι θάλαμοι ιονισμού ή άλλοι ανιχνευτές που χρησιμοποιούνται πρέπει να είναι αδιάβροχοι ώστε να μην επηρεάζονται από το νερό. Συχνά ένα λεπτό πλαστικό (ισοδύναμο νερού) κάλυμμα τοποθετείται πάνω στον ανιχνευτή πριν βυθιστεί μέσα στο νερό.

Καθώς δεν είναι πάντα δυνατό να τοποθετηθεί ο ανιχνευτής μέσα σε νερό, στερεά στεγνά ομοιώματα έχουν κατασκευαστεί για να υποκαταστήσουν το νερό. Για να είναι ένα υλικό ισοδύναμο ιστού ή νερού πρέπει να έχει τον ίδιο ενεργό ατομικό αριθμό, τον ίδιο αριθμό ηλεκτρονίων ανά gr και την ίδια πυκνότητα. Το φαινόμενο Compton είναι η σημαντικότερη αλληλεπίδραση των κλινικών δεσμών υψηλών ενεργειών, όπως περιγράφηκε αναλυτικά στο Κεφάλαιο 2. Για τον λόγο αυτό, απαραίτητη προϋπόθεση, ώστε να υπάρχει ισοδυναμία νερού στις συνήθεις δέσμες θεραπείας, είναι η ίδια ηλεκτρονική πυκνότητα (αριθμός ηλεκτρονίων/cm<sup>3</sup>) με την αντίστοιχη του νερού. Η ηλεκτρονική πυκνότητα ενός υλικού μπορεί να υπολογιστεί ως [11]:

$$\rho_e = \rho_m \cdot N_A \cdot \left(\frac{Z}{A}\right) \quad (3.1)$$

όπου  $\rho_e$  η ηλεκτρονιακή πυκνότητα,  $\rho_m$  η πυκνότητα του υλικού,  $Z$  ο ατομικός αριθμός και  $A$  το ατομικό βάρος. Ισχύει ότι:

$$\left(\frac{Z}{A}\right) = \sum_i a_i \cdot \left(\frac{Z_i}{A}\right) \quad (3.2)$$

όπου  $a_i$  είναι το κατά βάρος κλάσμα κάθε στοιχείου του υλικού (παράγοντας βαρύτητας). Ένα υποκατάστατο νερού που συναντάται αρκετά συχνά στην δοσιμετρία είναι το λεγόμενο *solid water* [15].

Εκτός από τα ομογενή ομοιώματα, υπάρχουν και εμπορικά διαθέσιμα *ανθρωπόμορφα ομοιώματα*. Τα ομοιώματα αυτά, από πλαστικό υλικό, έχουν το σχήμα του ανθρώπινου σώματος και αποτελούνται από πολλές τομές, στις οποίες υπάρχουν κοιλότητες αέρα και ανομοιογένειες από υλικά που προσομοιάζουν διάφορους ιστούς, π.χ. πνεύμονα, οστά, μυς. Τα ομοιώματα αυτά, ωστόσο, δεν μπορούν πρακτικά να χρησιμοποιηθούν για την μέτρηση των βασικών δοσιμετρικών παραμέτρων που περιγράφονται στην συνέχεια, αλλά χρησιμοποιούνται συχνά σε πιο εξειδικευμένες δοσιμετρικές μελέτες.

## II. ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΟΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ

Όταν η δέσμη ακτινοβολίας προσπίπτει πάνω στον ασθενή (ή το ομοίωμα), η απορροφούμενη δόση μεταβάλλεται με το βάθος. Αυτή η μεταβολή εξαρτάται από μία σειρά παραγόντων: την ενέργεια και την ποιότητα της δέσμης, το βάθος, την απόσταση από την πηγή και το σύστημα κατεύθυνσης της δέσμης [11].

Βασική προϋπόθεση για να διαμορφωθεί ένα σύστημα δοσιμετρικού υπολογισμού είναι ο ακριβής καθορισμός της κατανομής δόσης βάθους κατά τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Για αυτόν ακριβώς τον σκοπό, έχουν οριστεί μία σειρά ποσοτήτων, οι πιο βασικές από τις οποίες είναι [11]:

- η Επί τοις εκατό Δόση Βάθους (percentage depth dose)
- Tissue-Air Ratio (λόγος ιστού-αέρα)
- Tissue-Phantom Ratio (λόγος ιστού-ομοιώματος)
- Tissue-Maximum Ratio (λόγος ιστού-μεγίστου)

### 1. Επί τοις εκατό Δόση Βάθους

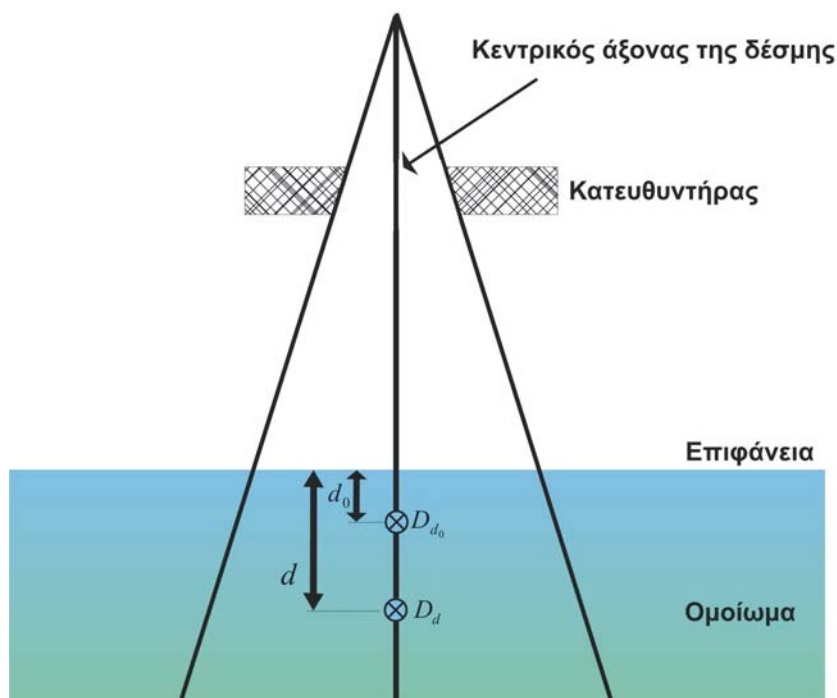
Επί τοις εκατό Δόση Βάθους (percentage depth dose) ( $P$ ) ορίζεται το ποσοστό της απορροφούμενης δόσης σε οποιοδήποτε βάθος  $d$  προς την απορροφούμενη δόση σε ένα σταθερό βάθος αναφοράς  $d_0$ , κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης [11]:

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (3.3)$$

Για δέσμες ενέργειας μικρότερης των 400 kV<sub>p</sub>, το βάθος αναφοράς είναι συνήθως στην επιφάνεια ( $d_0 = 0$ ). Για υψηλότερες ενέργειες, ως βάθος αναφοράς ορίζεται το βάθος της μέγιστης δόσης ( $d_0 = d_{max}$ ). Σε αυτήν την περίπτωση, που είναι και η συνηθέστερη στην κλινική πράξη, η μέγιστη δόση  $D_{max}$  δίνεται ως [11]:

$$D_{max} = \frac{D_d}{P} \times 100 \quad (3.4)$$

Μία σειρά παραμέτρων επηρεάζουν την επί τοις εκατό δόση βάθους, μεταξύ των οποίων είναι η ποιότητα της δέσμης, το βάθος, το μέγεθος και το σχήμα του πεδίου, η απόσταση πηγής-επιφάνειας και το σύστημα κατεύθυνσης της δέσμης. Μία σύντομη περιγραφή των παραμέτρων αυτών ακολουθεί στην συνέχεια.



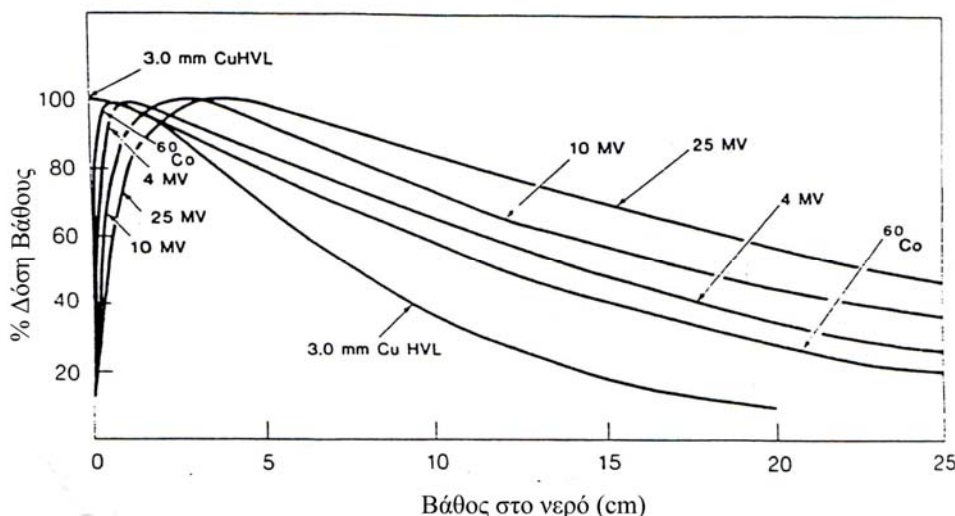
**Σχήμα 3.1.** Η επί τοις εκατό δόση είναι  $(D_d / D_{d_0}) \times 100$ , όπου  $d$  είναι οποιοδήποτε βάθος και  $d_0$  το βάθος αναφοράς της μέγιστης δόσης. [11]

**(i) Ποιότητα της Δέσμης και Βάθος**

Όπως απεικονίζεται παραστατικά στο Σχήμα 3.2., η επί τοις εκατό δόση βάθους μειώνεται συναρτήσει του βάθους μετά το χαρακτηριστικό βάθος της μέγιστης δόσης. Εντούτοις, αρχικά υπάρχει μία *αυξητική περιοχή* της δόσης (*built-up region*), η οποία αυξάνεται όσο αυξάνεται η ενέργεια της δέσμης. Στις υψηλές ενέργειες η επιφανειακή δόση είναι πολύ μικρότερη από την μέγιστη σε αντίθεση με τις χαμηλές ενέργειες, όπου η μέγιστη δόση απορροφάται πολύ κοντά στην επιφάνεια. Συνεπώς, όταν η θεραπεία γίνεται με δέσμες υψηλών ενεργειών οι επιφανειακοί υγείς ιστοί απορροφούν μικρότερη δόση (*skin sparing effect*) [11].

Η αυξητική περιοχή ερμηνεύεται λαμβάνοντας υπόψη ότι τα ηλεκτρόνια, προϊόντα της αλληλεπίδρασης των φωτονίων με τους ιστούς, εναποθέτουν την ενέργεια τους μακριά από το σημείο της αρχικής αλληλεπίδρασης. Μάλιστα, όσο μεγαλύτερη είναι η ενέργεια των φωτονίων, τόσο μεγαλύτερη είναι η κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων, άρα και η εμβέλεια τους. Για αυτόν τον λόγο, στις δέσμες υψηλότερων ενεργειών εμφανίζεται μεγαλύτερη αυξητική περιοχή [11].

Στο Σχήμα 3.2. φαίνεται, ακόμα, ότι η επί τοις εκατό δόση βάθους αυξάνεται (μετά την αυξητική περιοχή) όσο αυξάνεται η ενέργεια της δέσμης, καθώς οι δέσμες υψηλών ενεργειών έχουν μεγαλύτερη διεισδυτικότητα στην ύλη. Θεωρώντας την



**Σχήμα 3.2.** Κατανομή της δόσης βάθους κατά μήκος του κεντρικού άξονα της δέσμης για δέσμες διαφορετικής ποιότητας. Το μέγεθος του πεδίου είναι  $10 \times 10$  cm και  $SSD=100$  cm για όλες τις δέσμες εκτός από 3.0 mm Cu HVL όπου  $SSD=50$  cm. Δεδομένα από [11].

επίδραση του νόμου του αντίστροφου τετραγώνου και της σκέδασης αμελητέα, η μεταβολή της επί τοις εκατό δόσης βάθους ακολουθεί εκθετική εξασθένηση. Άρα η επίδραση της ποιότητας της δέσμης στην επί τοις εκατό δόση βάθους μπορεί να θεωρηθεί αποτέλεσμα του μέσου συντελεστή εξασθένησης  $\bar{\mu}$  (ο  $\bar{\mu}$  αναφέρεται ως ο συντελεστής εξασθένησης μίας ετερογενούς δέσμης) [11]. Όσο ο  $\bar{\mu}$  μειώνεται, τόσο διεισδυτικότερη γίνεται η δέσμη, με αποτέλεσμα να αυξάνεται η επί τοις εκατό δόση βάθους για ένα συγκεκριμένο βάθος μετά την αυξητική περιοχή.

### (ii) Μέγεθος και Σχήμα του Πεδίου

Το μέγεθος του πεδίου μπορεί να οριστεί είτε γεωμετρικά είτε δοσιμετρικά. Το *γεωμετρικό μέγεθος του πεδίου* ορίζεται ως η προβολή των άκρων του κατευθυντήρα, όπως φαίνεται από το εμπρόσθιο κέντρο της πηγής, πάνω στο επίπεδο που είναι κάθετο στον κεντρικό άξονα της δέσμης [12]. Το πεδίο αυτό αντιστοιχεί στο φωτεινό πεδίο που παρέχει ο γραμμικός επιταχυντής. Το *δοσιμετρικό ή φυσικό μέγεθος του πεδίου* είναι η επιφάνεια που ορίζει μία συγκεκριμένη ισοδοσιακή καμπύλη (συνήθως η 50%) πάνω στο επίπεδο που είναι κάθετο στον κεντρικό άξονα της δέσμης και σε μία δοσμένη απόσταση από την πηγή [11]. Το μέγεθος του πεδίου ορίζεται για μία προκαθορισμένη απόσταση, όπως η απόσταση επιφάνειας-πηγής (Source-Surface Distance, SSD) ή η απόσταση πηγής-άξονα (Source-Axis Distance, SAD), που είναι και το ισόκεντρο του επιταχυντή.

Ο όρος *μέγεθος πεδίου* χρησιμοποιείται στην παρούσα εργασία με την γεωμετρική του έννοια και για μία καθορισμένη SSD κάθε φορά.

*Αύξηση του μεγέθους του πεδίου προκαλεί αύξηση της επί τοις εκατό δόσης βάθους.* Η φυσική ερμηνεία του φαινομένου αυτού είναι η εξής [11]: Για ένα αρκετά μικρό πεδίο, μπορεί να θεωρηθεί ότι η δόση βάθους, σε ένα συγκεκριμένο σημείο, είναι αποτέλεσμα της πρωτογενούς δέσμης, δηλαδή των φωτονίων που διέσχισαν αυτήν την απόσταση χωρίς να αλληλεπιδράσουν, και ότι η συνεισφορά των σκεδασμένων φωτονίων είναι αμελητέα. Όσο αυξάνεται, όμως, το μέγεθος του πεδίου, αυξάνεται η συνεισφορά των σκεδασμένων φωτονίων στην απορροφούμενη δόση. Καθώς μάλιστα η συνεισφορά αυτή αυξάνεται σε μεγαλύτερα βάθη από το βάθος της μέγιστης δόσης, η επί τοις εκατό δόση βάθους αυξάνεται με το μέγεθος του πεδίου.

Ο βαθμός της προαναφερθείσας επίδρασης, ωστόσο, εξαρτάται από την ποιότητα της δέσμης [11]. Όπως έχει προαναφερθεί στο Κεφάλαιο 2, η ενεργός διατομή της σκέδασης μειώνεται με την ενέργεια της δέσμης (Σχήμα 2.3.) και σε υψηλότερες ενέργειες επικρατεί κυρίως εμπρόσθια σκέδαση (Σχήμα 2.4.). Συνεπώς, ο βαθμός της εξάρτησης της επί τοις εκατό δόσης βάθους με το μέγεθος του πεδίου μειώνεται όσο αυξάνεται η ενέργεια της δέσμης.

Τα δεδομένα για την επί τοις εκατό δόση βάθους, που χρησιμοποιούνται πρακτικά, συνήθως αναφέρονται σε τετραγωνικά πεδία. Στην κλινική πράξη, όμως, χρησιμοποιούνται κατά κύριο λόγο ορθογώνια και ακανόνιστου σχήματος πεδία. Για τον λόγο αυτό, δημιουργήθηκε ένα σύστημα εξίσωσης των διαφόρων πεδίων με τα τετραγωνικά. Εκτός από τις γενικές και περισσότερο αναλυτικές μεθόδους (π.χ. αρχή του Clarkson), έχουν αναπτυχθεί κάποιες απλές ημιεμπειρικές μέθοδοι για να συσχετηθούν δοσιμετρικά διάφορα τετραγωνικά, ορθογώνια και κυκλικά πεδία. Έχει αποδειχθεί ότι ένα ορθογώνιο πεδίο μπορεί προσεγγιστεί με ένα ισοδύναμο τετραγωνικό ή κυκλικό πεδίο [21-23]. Ένα τέτοιο σύστημα εξίσωσης πεδίων δίδεται στον Πίνακα 3.1.

Μία απλούστερη μέθοδος ('κανόνας του αντίχειρα') έχει επίσης αναπτυχθεί [24], σύμφωνα με την οποία, ένα ορθογώνιο πεδίο είναι *ισοδύναμο* με ένα τετραγωνικό πεδίο αν έχουν τον ίδιο λόγο εμβαδού προς περίμετρο (Area/Perimeter, A/P):

$$A/P = \frac{a \times b}{2(a + b)} \quad (3.4)$$

**Πίνακας 3.1.** Ισοδύναμα τετραγωνικά πεδία για ορθογώνια πεδία [11]

Long Axis (cm)	2	4	6	8	10	12	14	16	18	20	22	24	26	28	30
2	2.0														
4	2.7	4.0													
6	3.1	4.8	6.0												
8	3.4	5.4	6.9	8.0											
10	3.6	5.8	7.5	8.9	10.0										
12	3.7	6.1	8.0	9.6	10.9	12.0									
14	3.8	6.3	8.4	10.1	11.6	12.9	14.0								
16	3.9	6.5	8.6	10.5	12.2	13.7	14.9	16.0							
18	4.0	6.6	8.9	10.8	12.7	14.3	15.7	16.9	18.0						
20	4.0	6.7	9.0	11.1	13.0	14.7	16.3	17.7	18.9	20.0					
22	4.0	6.8	9.1	11.3	13.3	15.1	16.8	18.3	19.7	20.9	22.0				
24	4.1	6.8	9.2	11.5	13.5	15.4	17.2	18.8	20.3	21.7	22.9	24.0			
26	4.1	6.9	9.3	11.6	13.7	15.7	17.5	19.2	20.9	22.4	23.7	24.9	26.0		
28	4.1	6.9	9.4	11.7	13.8	15.9	17.8	19.6	21.3	22.9	24.4	25.7	27.0	28.0	
30	4.1	6.9	9.4	11.7	13.9	16.0	18.0	19.9	21.7	23.3	24.9	26.4	27.7	29.0	30.0

όπου είναι  $a$  το πλάτος και  $b$  το μήκος του πεδίου. Για τετραγωνικά πεδία, ισχύει ο ίδιος τύπος, όπου  $a = b$  οπότε  $A/P = \frac{a}{4}$ , όπου  $a$  η πλευρά του τετραγώνου. Η εξίσωση (3.4.) πρέπει να χρησιμοποιείται με ιδιαίτερη προσοχή γιατί δεν έχει εφαρμογή σε κυκλικά ή ακανόνιστα πεδία. Για τα κυκλικά πεδία και υποθέτοντας ότι ο ισοδύναμος κύκλος είναι αυτός που έχει το ίδιο εμβαδόν με το ισοδύναμο τετράγωνο, ισχύει [11]:

$$r = \frac{4}{\sqrt{\pi}} \cdot (A/P) \quad (3.5)$$

όπου  $r$  είναι η ακτίνα του ισοδύναμου κυκλικού πεδίου.

### (ii) Απόσταση Πηγής-Επιφάνειας

Οι πηγές ακτινοβολίας στην τηλεθεραπεία έχουν πεπερασμένο μέγεθος, όμως συνήθως η απόσταση πηγής-επιφάνειας (SSD) επιλέγεται αρκετά μεγάλη ( $\geq 80$  cm) ώστε η πηγή να θεωρείται σημειακή. Σε αυτήν την περίπτωση ο ρυθμός έκθεσης μεταβάλλεται αντιστρόφως ανάλογα με την απόσταση. Στην κλινική πράξη, ωστόσο, μπορεί να υπάρχει απόκλιση από τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου λόγω της σκέδασης από τον κατευθυντήρα και άλλα σκεδαστικά μέσα.

Λόγω του νόμου του αντιστρόφου τετραγώνου, η επί τοις εκατό δόση βάθους αυξάνεται με την αύξηση της SSD. Παρά το ότι ο ρυθμός δόσης σε ένα σημείο μειώνεται με την αύξηση της απόστασης από την πηγή, η επί τοις εκατό δόση βάθους στο σημείο αυτό, που είναι σχετική δόση ως προς ένα σημείο αναφοράς, αυξάνεται. Αυτό συμβαίνει γιατί, λόγω του νόμου του αντιστρόφου τετραγώνου, η μείωση του ρυθμού δόσης μεταξύ δύο σημείων είναι μεγαλύτερη σε μικρές αποστάσεις από ό,τι σε μεγαλύτερες αποστάσεις. Συνεπώς, η επί τοις εκατό δόση βάθους μειώνεται πιο αργά όσο 'απομακρύνεται' από την πηγή. Για τον λόγο αυτό για την θεραπεία εν τω βάθει όγκων η SSD πρέπει να είναι όσο το δυνατόν μεγαλύτερη λαμβάνοντας, όμως, υπόψη ότι ο ρυθμός δόσης μειώνεται με την SSD. Η ελάχιστη συνιστούμενη SSD, σε αυτήν την περίπτωση, είναι 80 cm [11].

Τα δεδομένα της επί τοις εκατό δόσης βάθους για κλινική χρήση μετρούνται σε μία συγκεκριμένη SSD (συνήθως 100 cm για γραμμικούς επιταχυντές). Σε μία δεδομένο πλάνο θεραπείας, ωστόσο, η SSD μπορεί να είναι διαφορετική. Συνεπώς, οι επί τοις εκατό δόσεις βάθους για μία συγκεκριμένη SSD πρέπει να μετατραπούν στις αντίστοιχες



για την SSD που θα χρησιμοποιηθεί στην θεραπεία. Μία προσεγγιστική μέθοδος για την μετατροπή αυτή είναι η χρήση του παράγοντα F (Mayneord F Factor). Αυτή η μέθοδος βασίζεται αυστηρά στον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου και θεωρεί την σκέδαση αμελητέα.

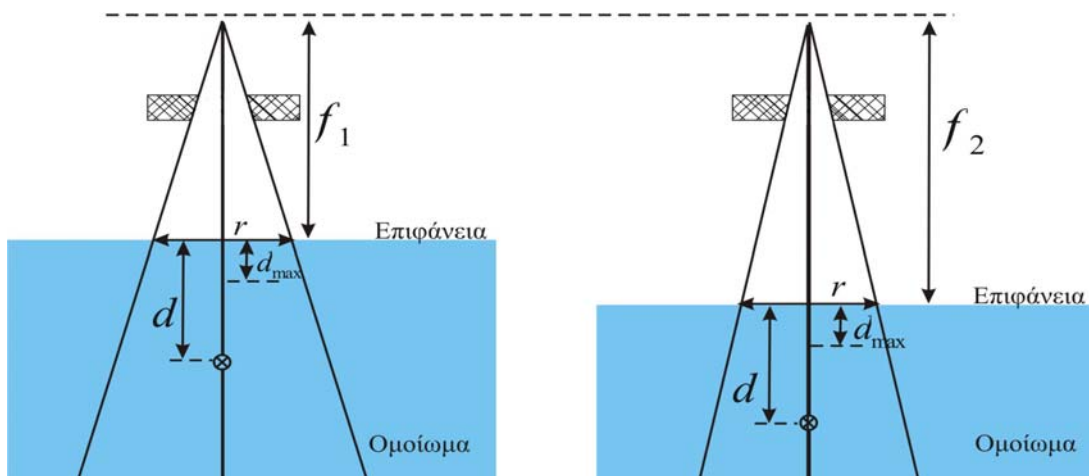
Στο Σχήμα 3.3. απεικονίζονται δύο καταστάσεις ακτινοβολήσης, που διαφέρουν μόνο ως προς την SSD. Αν  $P(d,r,f)$  είναι η επί τοις εκατό δόση βάθους σε ένα βάθος  $d$  για  $SSD=f$  και μέγεθος πεδίου  $r$  (π.χ. τετραγωνικό πεδίο με διαστάσεις  $r \times r$ ) και λαμβάνοντας υπόψη τον νόμο του αντίστροφου τετραγώνου, την εκθετική εξασθένηση και την σκέδαση τότε αποδεικνύεται ότι [11]:

$$P(d,r,f) = 100 \cdot \left( \frac{f_1 + d_{\max}}{f_1 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu(d-d_{\max})} \cdot K_s \quad (3.6)$$

όπου  $K_s$  είναι συνάρτηση για την μεταβολή της σκεδαζόμενης δόσης. Αν αγνοηθεί ο  $K_s$  τότε από την (3.6) ο Mayneord F Factor ορίζεται ως :

$$F = \frac{P(d,r,f_2)}{P(d,r,f_1)} = \left( \frac{f_2 + d_{\max}}{f_1 + d_{\max}} \right)^2 \left( \frac{f_1 + d}{f_2 + d} \right)^2 \quad (3.7)$$

Η μέθοδος του Mayneord F Factor είναι αρκετά αξιόπιστη για μικρά πεδία, όπου η σκέδαση είναι μικρή. Όμως, σε ακραίες περιπτώσεις όπως χαμηλή ενέργεια δέσμης, μεγάλο πεδίο, μεγάλο βάθος και μεγάλη μεταβολή της SSD, η μέθοδος αυτή παρουσιάζει σημαντικά σφάλματα. Γενικά, ο Mayneord F Factor υπερεκτιμά την αύξηση της επί τοις εκατό δόσης βάθους με την αύξηση της SSD [11].



**Σχήμα 3.3.** Η μεταβολή της επί τοις εκατό δόσης βάθους με την SSD. Και στις δύο περιπτώσεις το μέγεθος του πεδίου στην επιφάνεια  $r \times r$  και το βάθος  $d$  είναι ίδια. [11]

## 2. Tissue-Air Ratio

Στην κλινική πράξη, τα πλάνα θεραπείας απαιτούν θεραπεία με πολλά πεδία ή περιστρεφόμενη θεραπεία. Στις περιπτώσεις αυτές, η SSD δεν είναι σταθερή, καθώς μεταβάλλεται ανάλογα με το περίγραμμα της επιφάνειας. Η απόσταση πηγής-άξονα (SAD), ωστόσο, παραμένει σταθερή. Για τον λόγο αυτό, είναι αναγκαία η χρήση μίας δοσιμετρικής ποσότητας που να είναι ανεξάρτητη από την SSD, σε αντίθεση με την επί τοις εκατό δόση βάθους. Η ποσότητα αυτή, που ονομάζεται *λόγος ιστού-αέρα* (Tissue-Air Ratio, TAR), διευκολύνει τους υπολογισμούς στην περιστρεφόμενη θεραπεία και στις στατικές ισοκεντρικές τεχνικές, καθώς και σε πεδία ακανόνιστου σχήματος.

Ο TAR ορίζεται ως ο λόγος της δόσης σε ένα συγκεκριμένο σημείο  $D_d$  στο ομοίωμα προς την δόση στον αέρα  $D_{fs}$  στο ίδιο σημείο (Σχήμα 3.4). Για μία συγκεκριμένη ποιότητα δέσμης, ο TAR εξαρτάται από το βάθος  $d$  και το μέγεθος του πεδίου σε αυτό το βάθος  $r_d$ , δηλαδή [11]:

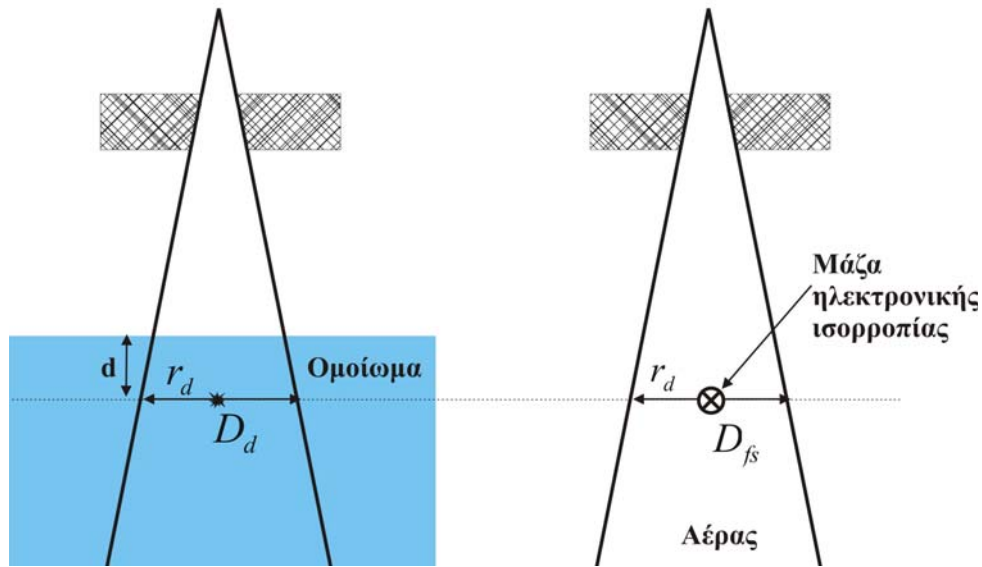
$$TAR(d, r_d) = \frac{D_d}{D_{fs}} \quad (3.8)$$

Η σημαντικότερη ιδιότητα του TAR είναι ότι *δεν εξαρτάται από την SSD*. Αυτή είναι, ωστόσο, μία προσέγγιση της οποίας η ακρίβεια είναι καλύτερη από 2% για τις SSD που χρησιμοποιούνται κλινικά.

Ο τρόπος εξάρτησης του TAR από την ενέργεια της δέσμης, το βάθος και το μέγεθος του πεδίου μοιάζει με τον αντίστοιχο της επί τοις εκατό δόσης βάθους. Ο TAR αυξάνει μέχρι το βάθος  $d_{\max}$  και στην συνέχεια μειώνεται με το βάθος περίπου εκθετικά. Για μία στενή δέσμη ή ένα πεδίο  $0 \times 0$ , όπου η συνεισφορά της σκέδασης θεωρείται αμελητέα, μετά το  $d_{\max}$  ισχύει ότι [11]:

$$TAR(d, 0) = e^{-\bar{\mu}(d-d_{\max})} \quad (3.8)$$

όπου  $\bar{\mu}$  ο μέσος συντελεστής εξασθένησης. Όσο το μέγεθος του πεδίου αυξάνεται η συνεισφορά της σκέδασης αυξάνεται, όμως για δέσμες υψηλής ενέργειας, όπου η σκέδαση είναι μικρή και κατά κύριο λόγο εμπρόσθια, η εξίσωση (3.8) μπορεί ακόμα να χρησιμοποιηθεί με την προϋπόθεση ότι χρησιμοποιείται ο ενεργός συντελεστής εξασθένησης  $\mu_{eff}$  για το συγκεκριμένο μέγεθος πεδίου [11].



Σχήμα 3.4. Σχηματική αναπαράσταση για τον ορισμό του  $TAR(d, r_d) = D_d / D_{fs}$ . [11]

Ο TAR στο βάθος της μέγιστης δόσης  $d_{max}$  ορίζεται και ως συντελεστής οπισθοσκέδασης (backscatter factor, BSF) :

$$BSF = TAR(d_{max}, r_{d_{max}}) = \frac{D_{max}}{D_{fs}} \quad (3.9)$$

Ο BSF δεν εξαρτάται από την SSD, αλλά από την ποιότητα της δέσμης και το μέγεθος του πεδίου. Αυξάνοντας το μέγεθος του πεδίου, αυξάνεται και η σκέδαση με αποτέλεσμα να αυξάνεται και ο BSF. Αντίστοιχα, αυξάνοντας την ενέργεια της δέσμης, η σκέδαση, οπότε και ο BSF, μειώνεται. Πρακτικά, για ενέργειες  $\geq 8$  MeV ο BSF παίρνει την ελάχιστη τιμή του, περίπου ίση με την μονάδα.

Ακόμα, ο TAR συσχετίζεται με την επί τοις εκατό δόση βάθους ( $P$ ). Αποδεικνύεται ότι η συσχέτιση τους δίνεται από την εξίσωση [11]:

$$P(d, r, f) = TAR(d, r_d) = \frac{1}{BSF(r)} \cdot \left( \frac{f + d_{max}}{f + d} \right)^2 \cdot 100 \quad (3.10)$$

### 3. Scatter-Air Ratio

Ο λόγος σκέδασης-αέρα (Scatter-Air Ratio, SAR) χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της δόσης από σκεδαζόμενη ακτινοβολία σε ένα μέσο. Ο διαχωρισμός της δόσης από την πρωτογενή και την σκεδαζόμενη ακτινοβολία είναι ιδιαίτερα χρήσιμος για την δοσιμετρία ακανόνιστων πεδίων.

Ο SAR ορίζεται ο λόγος της δόσης από σκεδαζόμενη ακτινοβολία σε ένα συγκεκριμένο σημείο στο ομοίωμα προς την δόση στον αέρα στο ίδιο σημείο. Ο SAR, όπως και ο TAR, εξαρτάται από την ενέργεια της δέσμης, το βάθος και το μέγεθος του πεδίου, αλλά όχι από την SSD. Καθώς η δόση από σκεδαζόμενη ακτινοβολία σε ένα σημείο στο ομοίωμα είναι ίση με την συνολική δόση μείον την δόση από την πρωτογενή ακτινοβολία στο ίδιο σημείο, ισχύει [11]:

$$SAR(d, r_d) = TAR(d, r_d) - TAR(d, 0) \quad (3.11)$$

όπου το πεδίο  $0 \times 0$  αντιπροσωπεύει την συνεισφορά της πρωτογενούς ακτινοβολίας στην απορροφούμενη δόση.

### 4. Συντελεστής Σκέδασης

Η παραγωγή της δέσμης στην έξοδο (beam output), δηλαδή ο ρυθμός έκθεσης ή ρυθμός δόσης στον αέρα ή ρυθμός ενεργειακής ροής, εξαρτάται από το μέγεθος του πεδίου. Όσο το μέγεθος του πεδίου αυξάνεται, τόσο το output αυξάνεται λόγω της αυξημένης σκέδασης από τον κατευθυντήρα (collimator).

Ο συντελεστής σκέδασης από τον κατευθυντήρα (*Collimator Scatter Factor*) ( $S_c$ ) ή πιο απλά *output factor*, ορίζεται ως ο λόγος του output στον αέρα για ένα δεδομένο πεδίο προς το output για ένα πεδίο αναφοράς (συνήθως το  $10 \times 10$ ).

Αντίστοιχα, ο συντελεστής σκέδασης από το ομοίωμα (*Phantom Scatter Factor*) ( $S_p$ ) ορίζεται ως ο λόγος του ρυθμού δόσης στο ομοίωμα σε ένα βάθος αναφοράς (π.χ.  $d_{max}$ ) για ένα δεδομένο πεδίο προς τον ρυθμό δόσης στο ίδιο βάθος για ένα πεδίο αναφοράς (συνήθως το  $10 \times 10$ ), με το ίδιο άνοιγμα του κατευθυντήρα.

Ο ολικός συντελεστής σκέδασης (*Total Scatter Factor*) ( $S_{c,p}$ ) ορίζεται ως ο λόγος του ρυθμού δόσης σε ένα βάθος αναφοράς (π.χ.  $d_{max}$ ) για ένα δεδομένο πεδίο  $r$  προς τον ρυθμό δόσης στο ίδιο βάθος για ένα πεδίο αναφοράς (συνήθως το  $10 \times 10$ ) [11]. Συνεπώς,

ο ολικός συντελεστής σκέδασης  $S_{c,p}$  εμπεριέχει τον συντελεστή σκέδασης από τον κατευθυντήρα  $S_c$  και το ομοίωμα  $S_p$ , οπότε ισχύει ότι [11]:

$$S_{c,p}(r) = S_c(r) \times S_p(r) \quad (3.12)$$

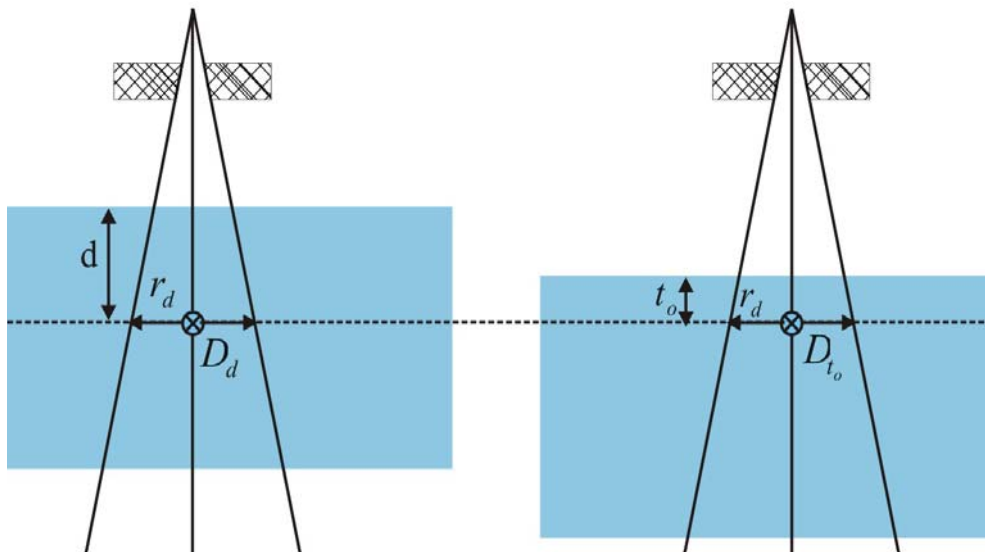
### 5. Tissue-Phantom και Tissue-Maximum Ratios

Ο λόγος ιστού-ομοιώματος (Tissue-Phantom Ratio, TPR) ορίζεται ως ο λόγος της δόσης σε ένα συγκεκριμένο σημείο στο ομοίωμα προς την δόση στο ίδιο σημείο σε ένα βάθος αναφοράς (συνήθως 5 cm) (Σχήμα 3.5). Η αντίστοιχη ποσότητα για την δόση από σκεδαζόμενη ακτινοβολία είναι ο λόγος σκέδασης-ομοιώματος (scatter-phantom ratio).

Αν το βάθος αναφοράς είναι το βάθος της μέγιστης δόσης, τότε ο TPR ονομάζεται λόγος ιστού-μέγιστης δόσης (Tissue-Maximum Ratio, TMR) (Σχήμα 3.5). Ο λόγος TMR και η επί της εκατό δόση βάθους συσχετίζονται, σύμφωνα με την εξίσωση [11]:

$$TMR(d, r_d) = \left( \frac{P(d, r, f)}{100} \right) \left( \frac{f+d}{f+t_o} \right)^2 \left( \frac{S_p(r_{t_o})}{S_p(r_d)} \right) \quad (3.13)$$

όπου  $f = \text{SSD}$ ,  $r_d = r \cdot \left( \frac{f+d}{f} \right)$ ,  $r_{t_o} = r \cdot \left( \frac{f+t_o}{f} \right)$ .



**Σχήμα 3.5.** Σχηματική αναπαράσταση για τον ορισμό των λόγων ιστού-ομοιώματος TPR και ιστού-μέγιστης δόσης TMR.  $TPR(d, r_d) = D_d / D_{t_o}$ , όπου  $t_o$  το βάθος αναφοράς. Αν  $t_o = d_{\max}$ , τότε  $TMR(d, r_d) = TPR(d, r_d)$ . [11]

# Κεφάλαιο 4

---

## Περιφερική Δόσιμετρία

### I. ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗ ΔΟΣΗ

Σκοπός της Ακτινοθεραπείας είναι όχι μόνο η απορρόφηση όσο το δυνατόν υψηλότερης δόσης από τους καρκινικούς ιστούς, αλλά και ο περιορισμός της βλάβης υγιών ιστών και οργάνων σε αποδεκτό επίπεδο. Ο περιορισμός αυτός είναι ακόμα πιο επιτακτικός σήμερα, καθώς η ανάπτυξη της ογκολογίας στη διάγνωση και τη θεραπεία έχει αυξήσει σημαντικά το ποσοστό επιβίωσης των ασθενών. Παρόλο που η πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου αυξάνεται με την ηλικία [2-3], άτομα νεαρής ηλικίας έχουν κι αυτά πιθανότητες να νοσήσουν. Συγκεκριμένα, το 5% των ασθενών είναι κάτω των 35 χρονών, με ποσοστό πλήρους ίασης 85% στα παιδιά και σε νεαρά άτομα [3-4]. Στις περιπτώσεις αυτές η ελαχιστοποίηση της δόσης σε κρίσιμες ακτινοευαίσθητες δομές κρίνεται απαραίτητη ώστε να επηρεαστεί κατά το δυνατό λιγότερο η λειτουργία τους.

Τα κρίσιμα όργανα ή δομές (π.χ. έμβρυο, ωοθήκες, όρχεις, θηροειδής αδένας), όπου η δόση πρέπει να ελαχιστοποιείται, βρίσκονται συνήθως εκτός του πρωτεύοντος πεδίου ακτινοβολήσης. Για τον υπολογισμό της δόσης στις κρίσιμες αυτές δομές έχει καθιερωθεί η έννοια της περιφερικής δόσης.

Η κατανομή της Περιφερικής Δόσης (ΠΔ) (Peripheral Dose, PD) ορίζεται ως η συνάρτηση της δόσης με την απόσταση από την άκρη του πεδίου ακτινοβολήσης [7,18,19]. Η περιφερική δόση μειώνεται σχεδόν εκθετικά με την αύξηση της απόστασης [6].

Τα δεδομένα από το American Association of Physicists in Medicine Task Group 36 (AAPM TG-36) μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να εκτιμηθεί η κατανομή της περιφερικής δόσης για διάφορες θεραπείες και να καθοριστεί η ανάγκη για χρήση θωράκισης. Εντούτοις, τα δεδομένα αυτά αφορούν σε παλιότερης γενιάς γραμμικούς επιταχυντές χωρίς πρόσθετο Κατευθυντήρα Πολλαπλών Φύλλων (Multileaf Collimator, MLC). Η χρήση του πρόσθετου MLC αποδείχθηκε ότι μειώνει την περιφερική δόση λόγω της μείωσης στην σκέδαση από τον πρωτεύον και τον δευτερεύον κατευθυντήρα,

στην διαπερατότητα από τον δευτερεύον κατευθυντήρα και στην διαρροή από την κεφαλή [7]. Πολλοί από τους σύγχρονους γραμμικούς επιταχυντές έχουν τον MLC ενσωματωμένο μέσα στην κεφαλή, ο οποίος και χρησιμοποιείται ως δευτερεύον κατευθυντήρας. Σε αυτήν την περίπτωση ο κατευθυντήρας MLC δεν είναι επιπρόσθετος στο σύστημα κατεύθυνσης, οπότε και δεν μειώνει την περιφερική δόση μέσω της προαναφερθείσας διαδικασίας αν και η κατανομή της περιφερικής δόσης διαφοροποιείται από αυτήν που καταγράφεται στο AAPM TG-36 [8,9].

## II. ΣΥΝΙΣΤΩΣΕΣ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗΣ ΔΟΣΗΣ

Στην απορρόφηση της περιφερικής δόσης συμβάλλουν οι εξής συνιστώσες [18]:

- η διαρρέουσα ακτινοβολία
- η σκεδαζόμενη ακτινοβολία από τον κατευθυντήρα
- η σκεδαζόμενη ακτινοβολία από το δωμάτιο
- η σκεδαζόμενη ακτινοβολία από τον ασθενή (εσωτερική σκέδαση)
- η σκεδαζόμενη ακτινοβολία από τους τροποποιητές της δέσμης (σφηνοειδή φίλτρα, εξωτερικά μπλοκ)

Οι δύο πρώτες συνιστώσες εξαρτώνται από την κατασκευή και την επιπρόσθετη θωράκιση του μηχανήματος, ενώ οι τρεις τελευταίες είναι ανεξάρτητες από τα χαρακτηριστικά του κάθε μηχανήματος. Σύμφωνα με την Διεθνή Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας (ICRP) το ποσοστό της σκέδασης από το δωμάτιο είναι 0.0125% ανά 100 cm<sup>2</sup> για γωνίες 150° και 180° [20]. Έχει ακόμα διαπιστωθεί ότι για τις κοντινές αποστάσεις (έως περίπου 18 cm από το κέντρο του πεδίου) επικρατούσα συνιστώσα είναι η εσωτερική σκέδαση, ενώ για μεγαλύτερες αποστάσεις η διαρρέουσα ακτινοβολία και η σκέδαση από τον κατευθυντήρα. Η συνεισφορά της σκέδασης από το δωμάτιο είναι ελάχιστη και στις δύο περιπτώσεις [21].

## II. ΒΙΟΛΟΓΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗΣ ΔΟΣΗΣ

### 1. Κατάταξη βιολογικών αποτελεσμάτων

Ο ιοντισμός της οργανικής ύλης προκαλεί μεταβολές, έστω και παροδικές, στα άτομα και τα μόρια των χημικών ενώσεων, με αποτέλεσμα μερικές φορές την εμφάνιση βλαβών

στα κύτταρα. Αν η βλάβη δεν επιδιορθωθεί, εμποδίζει την επιβίωση ή αναπαραγωγή του κυττάρου, ή μπορεί να οδηγήσει σε βιώσιμο αλλά τροποποιημένο κύτταρο. Τα δύο αυτά αποτελέσματα έχουν διαφορετικές επιδράσεις στον οργανισμό [1].

Τα περισσότερα όργανα ή ιστοί αντέχουν ακόμη και σε μεγάλες απώλειες αριθμού των κυττάρων τους, αλλά αν ο αριθμός αυτός καταστεί αρκετά μεγάλος παρατηρείται βλάβη λόγω απώλειας της λειτουργικότητας του ιστού.

Η πιθανότητα τέτοιου τύπου βλάβης είναι σχετικά μηδενική σε χαμηλές δόσεις ακτινοβολίας, αλλά πάνω από μία τιμή δόσης, την *δόση κατωφλίου*, η πιθανότητα αυξάνει απότομα ως προς την τιμή της μονάδος (100%). Για τιμές μεγαλύτερες της δόσης κατωφλίου, η βαρύτητα του αποτελέσματος αυξάνει με την δόση. Τα βιολογικά αποτελέσματα αυτής της μορφής καλούνται *καθορισμένα ή μη στοχαστικά* [1]. Στον Πίνακα 4.1. παρουσιάζονται οι δόσεις κατωφλίου για διάφορα μη στοχαστικά βιολογικά αποτελέσματα.

Αν η ακτινοβολήση έχει οδηγήσει σε βιώσιμα αλλά τροποποιημένα κύτταρα, τότε οι κυτταρικοί κλώνοι τους σε ένα απώτερο χρονικό διάστημα, την *λανθάνουσα περίοδο*, μπορεί να οδηγήσουν στην εμφάνιση κακοήθειας. Η πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου λόγω ακτινοβολήσης είναι κατά έναν τρόπο ανάλογη της δόσης, τουλάχιστον μέχρι τα επίπεδα των δόσεων από όπου αρχίζουν τα καθορισμένα αποτελέσματα, ίσως χωρίς κατώφλι δόσης. Η βαρύτητα του εμφανιζόμενου καρκίνου δεν επηρεάζεται από το μέγεθος της δόσης. Τα βιολογικά αποτελέσματα αυτής της μορφής καλούνται *στοχαστικά* λόγω της τυχαίας ή στατιστικής φύσης τους. Αν η βλάβη αφορά σε γενετικά κύτταρα μέσω των οποίων μεταφέρονται πληροφορίες σε επόμενες γενιές, κάθε βλάβη που μπορεί να εμφανιστεί στους απογόνους είναι επίσης στοχαστική ως προς τη φύση της, αλλά ονομάζεται *κληρονομική*.

**Πίνακας 4.1.** Δόσεις κατωφλίου καθορισμένων αποτελεσμάτων. [1]

Όργανο	Αποτέλεσμα	Δόση (Gy)
Όρχεις	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ελάττωση πληθυσμού σπερμογόνιων</li> <li>• Δυσλειτουργία κυττάρων Leydig</li> </ul>	0.5
Ωοθήκες	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Αμηνόρροια</li> <li>• Στείρωσης</li> </ul>	>0.5 4
Θυρεοειδής αδένας	Υποθυρεοειδισμός	>1
Εγκέφαλος	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Ιστοπαθολογικές αλλοιώσεις</li> <li>• Νευροενδοκρινικά αποτελέσματα</li> </ul>	18 >18
Οφθαλμός	Καταρράκτης	2
Μαστός	Υποπλασία	2
Πνεύμων	Ίνωση	8-11
Ήπαρ	Ίνωση	12
Νεφρός	Ελάττωση ρυθμού σπειραματικής διήθησεως	12
Σκελετός	Μεταβολές στον σκελετό	10
Καρδιαγγειακό	Καρδιομυοπάθεια	40
Ερυθρός μυελός οστών	Υπολειτουργία	0.5



## 2. Ακτινοευαισθησία οργάνων

Στην κλινική πράξη, για να προστατευθεί μία κρίσιμη δομή αναγκαία προϋπόθεση είναι η εκτίμηση της μέσης τιμής της απορροφούμενη δόσης στη δομή αυτή. Η ποσότητα αυτή ονομάζεται *δόση ιστού ή οργάνου* [1]. Η εμφάνιση βιολογικού αποτελέσματος σε έναν ιστό ή όργανο εξαρτάται κυρίως από: την μέση απορροφούμενη δόση, το είδος της ακτινοβολίας, την κατάτμηση της δόσης, την ηλικία και το φύλο, την θερμοκρασία και την οξυγόνωση του ιστού, και την ύπαρξη ορισμένων χημικών ουσιών.

Για την εξάρτηση από το είδος την ακτινοβολίας έχει καθιερωθεί η έννοια του παράγοντα βαρύτητας ή *συντελεστή στάθμισης της ακτινοβολίας*  $w_R$ . Σύμφωνα με την Διεθνή Επιτροπή Ραδιολογικής Προστασίας (ICRP) ο  $w_R$  είναι ίσος με την μονάδα για τα φωτόνια και τα ηλεκτρόνια. Το γινόμενο του  $w_R$  με την δόση του ιστού ή οργάνου ονομάζεται *ισοδύναμη δόση ιστού ή οργάνου* ( $H_T$ ). Η ποσότητα αυτή είναι ανεξάρτητη του φύλου και της ηλικίας και έχει μονάδες Sievert ( $1 \text{ Sv} = 100 \text{ rem}$ ). Αν ο ιστός ή το όργανο T ακτινοβολείται με διαφορετικά είδη ακτινοβολίας, η ισοδύναμη δόση δίνεται από την σχέση [1]:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (4.1)$$

Η πιθανότητα των στοχαστικών αποτελεσμάτων και της ισοδύναμου δόσης εξαρτάται από τον ακτινοβολούμενο ιστό ή όργανο. Ο παράγοντας που σταθμίζει την ισοδύναμη δόση καλείται *παράγοντας βαρύτητας ιστού*  $w_T$  (Πίνακας 4.2). Το άθροισμα των παραγόντων βαρύτητας  $w_T$  όλων των οργάνων και ιστών ισούται με την μονάδα εξ ορισμού.

*Ενεργός δόση (E)* ορίζεται η ισοδύναμη δόση που προκύπτει από το άθροισμα των διπλά σταθμισμένων απορροφούμενων δόσεων όλων των ακτινοβολησθέντων ιστών και οργάνων, σύμφωνα με την σχέση [1]:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (4.2)$$

**Πίνακας 4.2.** Παράγοντας βαρύτητας ιστού [1]

Ιστός ή Όργανο	$w_T$
Γονάδες	0.20
Ερυθρός μυελός οστών	0.12
Παχύ έντερο	0.12
Πνεύμων	0.12
Στόμαχος	0.12
Ουροδόχος κύστη	0.05
Μαστός	0.05
Ήπαρ	0.05
Οισοφάγος	0.05
Θυρεοειδής	0.05
Δέρμα	0,01
Επιφάνεια οστού	0.01
Υπόλοιπο	0.05

### III. ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΗΝ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗ ΔΟΣΗ

Για τον υπολογισμό της περιφερικής δόσης απαραίτητη προϋπόθεση είναι η εύρεση και η μελέτη των παραγόντων από τους οποίους αυτή επηρεάζεται. Στην βιβλιογραφία έχουν γίνει αρκετές μελέτες προς αυτήν την κατεύθυνση. Αρχικά οι μελέτες αυτές χρησιμοποίησαν για απλοποίηση μονάδες  $\text{Co}^{60}$  και στην συνέχεια επεκτάθηκαν και για γραμμικούς επιταχυντές σε ενέργειες φωτονίων 4MV-25MV.

Οι παράγοντες που επηρεάζουν την κατανομή της περιφερικής δόσης περιγράφονται συνοπτικά στην παράγραφο αυτή.

#### *α) Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD)*

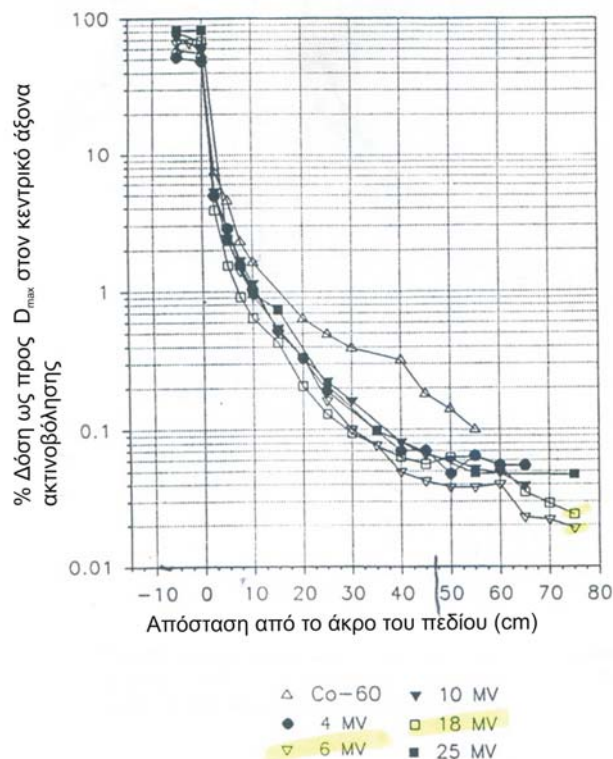
Σχετικές μελέτες υποστηρίζουν ότι ο βαθμός εξάρτησης της περιφερικής δόσης από την απόσταση πηγής-δέρματος είναι σχετικά μικρή και μπορεί να αγνοηθεί με μία μικρή διόρθωση σύμφωνα με τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου [19,21].

#### *β) Μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης*

Αύξηση του μεγέθους του πεδίου ακτινοβολήσης συνεπάγει αύξηση της εσωτερικής σκέδασης, άρα και της περιφερικής δόσης. Ο βαθμός εξάρτησης της δόσης από το μέγεθος του πεδίου είναι μεγαλύτερος σε κοντινές αποστάσεις από το άκρο του πεδίου (έως περίπου 40 cm), ενώ σε μεγαλύτερες αποστάσεις μειώνεται. Ακόμα, ο βαθμός της εξάρτησης αυτής διαφοροποιείται ανάλογα με την ενέργεια της δέσμης φωτονίων [6-9,18-19, 21-26].

#### *γ) Ενέργεια της δέσμης φωτονίων*

Η κατανομή της περιφερικής δόσης εξαρτάται άμεσα από την ενέργεια της δέσμης φωτονίων [6-9,18-19,21-25]. Όπως περιγράφεται αναλυτικά στο Κεφάλαιο 2, η εσωτερική σκέδαση (σκέδαση Compton) εξαρτάται από την ενέργεια των φωτονίων. Στο Σχήμα 4.1. απεικονίζεται η εξάρτηση της περιφερικής δόσης από την ενέργεια της δέσμης. Στο σχήμα αυτό φαίνεται μία τάση οι υψηλότερες ενέργειες να δίνουν χαμηλότερες περιφερικές δόσεις. Αυτό μπορεί να εξηγηθεί μέσω της έντονης τάσης για εμπρόσθια σκέδαση στις υψηλές ενέργειες φωτονίων (Σχήμα 2.4.).



**Σχήμα 4.1.** Απορροφούμενη δόση σε ομοίωμα για  $10 \times 10 \text{cm}^2$  πεδίο για δέσμες φωτονίων  $\text{Co}^{60}$  και 4, 6, 10, 18, 25 MV σε βάθος 10 cm, κανονικοποιημένη ως προς το 100% στον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης στο βάθος της μέγιστης δόσης. [6]

#### δ) Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος

Η κατανομή της περιφερικής δόσης εξαρτάται και από το βάθος του σημείου ενδιαφέροντος, καθώς η εναπόθεση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι συνδεδεμένη με το βάθος [6-9, 18-19, 21-25]. Ο βαθμός της εξάρτησης αυτής, όμως, είναι μικρός και μεταβάλλεται ανάλογα με το μέγεθος του πεδίου και την απόσταση από το άκρο του πεδίου [18].

#### ε) Μέγεθος του σκεδαστή

Η κατανομή της περιφερικής δόσης εξαρτάται ακόμα και από το μέγεθος ασθενή-σκεδαστή, καθώς αύξηση του ακτινοβολούμενου όγκου επάγει αύξηση της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας [18, 19]. Έχει βρεθεί [18] ότι για μικρές αποστάσεις (15cm-20 cm) η επίδραση του πάχους του ασθενή είναι πιο έντονη για μικρές ενέργειες. Αντίθετα, για μεγαλύτερες αποστάσεις η επίδραση αυτή είναι πιο έντονη για υψηλότερες ενέργειες. Το φαινόμενο αυτό οφείλεται στη δίδυμη γένεση που υπερισχύει στις

υψηλότερες ενέργειες (Σχήμα 2.5.). Άρα, όσο αυξάνεται ο ακτινοβολούμενος όγκος τόσο περισσότερες πηγές εξάυλωσης φωτονίων θα δημιουργηθούν.

#### **στ) Γεωμετρία του πεδίου ακτινοβολήσης**

Η κατανομή της περιφερικής δόσης επηρεάζεται, μέσω της εσωτερικής σκέδασης, όχι μόνο από το μέγεθος του πεδίου αλλά και από την γεωμετρία του. Για τον λόγο αυτό καθιερώθηκε ο όρος *επιμήκυνση του πεδίου* ως ο λόγος του πλάτους προς το μήκος του πεδίου [18,21]. Η επίδραση της γεωμετρίας του πεδίου στην περιφερική δόση μπορεί να εξηγηθεί μέσω της σκέδασης Compton, που κυριαρχεί σε αυτές τις ενέργειες. Η εξάρτηση της διαρρέουσας ακτινοβολίας και της σκεδαζόμενης από τον κατευθυντήρα από την γεωμετρία του πεδίου δεν είναι άμεση και εξαρτάται από τον σχεδιασμό του κατευθυντήρα [26].

#### **ζ) Ανομοιογένειες**

Η επίδραση των ανομοιογενειών στην κατανομή της περιφερικής δόσης μπορεί να διορθωθεί χρησιμοποιώντας το ισοδύναμο μήκος διαδρομής μέσα στο νερό. Η διόρθωση αυτή, όμως, έχει μικρή συνεισφορά στην συνολική περιφερική δόση [18,19].

#### **θ) Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο**

Κάποιες φορές οι κρίσιμες δομές, που πρέπει να προστατευθούν, βρίσκονται όχι μόνο εκτός του πρωτεύοντος πεδίου αλλά και μετατοπισμένες στο εγκάρσιο επίπεδο ως το πρωτεύον πεδίο, ειδικά όταν πρόκειται για μικρά πεδία. Οι μετρήσεις περιφερικής δόσης γίνονται, όμως, ως προς την απόσταση από τον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης. Κάποιες μελέτες [18,19,21] υποστηρίζουν ότι η εγκάρσια θέση του σημείου ενδιαφέροντος μπορεί να αγνοηθεί με την προϋπόθεση ότι η μετατόπιση είναι μικρότερη από 5 cm.

#### **θ) Προσανατολισμός του κατευθυντήρα**

Όπως έχει προαναφερθεί, πολλοί από τους σύγχρονους γραμμικούς επιταχυντές έχουν πολύφυλλο κατευθυντήρα (MLC) ενσωματωμένο μέσα στην κεφαλή, ο οποίος και χρησιμοποιείται ως δευτερεύον κατευθυντήρας. Σε αυτήν την περίπτωση, ο προσανατολισμός του κατευθυντήρα επηρεάζει την κατανομή της περιφερικής δόσης,

καθώς η διάσταση του πεδίου προς την κατεύθυνση ενδιαφέροντος καθορίζεται είτε από τα MLC είτε από τα διαφράγματα.

Σε μία μελέτη [8] υποστηρίζεται ότι η περιφερική δόση είναι μικρότερη όταν το σημείο ενδιαφέροντος θωρακίζεται από τα διαφράγματα, για αποστάσεις μικρότερες από 40 cm από το άκρο του πεδίου, ενώ για μεγαλύτερες αποστάσεις η τάση αυτή αντιστρέφεται. Οι διαφορές, όμως, δεν είναι αρκετά μεγάλες ώστε να προκύπτει καθαρό πλεονέκτημα ενός συγκεκριμένου προσανατολισμού του κατευθυντήρα στην μείωση της δόσης σε κρίσιμες δομές εκτός πρωτεύοντος πεδίου.

### **θ) Τροποποιητές της δέσμης**

Οποιαδήποτε στοιχεία διαμόρφωσης της δέσμης προστίθενται στον σχεδιασμό μίας θεραπείας αναμένεται να μεταβάλλουν την σκεδαζόμενη ακτινοβολία, οπότε και την κατανομή της περιφερικής δόσης. Στην κατηγορία αυτή εμπίπτουν η χρήση σφηνοειδών φίλτρων και η εφαρμογή ακανόνιστων πεδίων με χρήση blocks ή MLC.

Η επίδραση των σφηνοειδών φίλτρων στην περιφερική δόση έχει μελετηθεί αρκετά στην βιβλιογραφία [8,27-29]. Όπως περιγράφεται από τον Mutic et al. [8], ο λόγος των monitor units που απαιτούνται για να απορροφηθεί η ίδια δόση, στο βάθος της μέγιστης δόσης στον κεντρικό άξονα ακτινοβολίας, για πεδία με σφηνοειδή φίλτρα προς την αντίστοιχη δόση για τα αντίστοιχα ανοιχτά πεδία είναι περίπου 4 (τυπικά για γωνία 60°). Επομένως, χρησιμοποιώντας φίλτρα αναμένεται αύξηση της διαρρέουσας ακτινοβολίας, επάγοντας αύξηση της περιφερικής δόσης κατά έναν παράγοντα περίπου ίσο με 4. Ακόμα αναμένεται ότι αυτές οι διαφορές θα είναι εντονότερες σε μεγαλύτερες αποστάσεις, όπου η διαρρέουσα ακτινοβολία επικρατεί. Σε κοντινές αποστάσεις όπου επικρατεί η εσωτερική σκέδαση δεν αναμένονται μεγάλες διαφορές, καθώς το φαινόμενο είναι περίπου ισοδύναμο και στις δύο περιπτώσεις [8].

## **IV. ΔΟΣΙΜΕΤΡΙΚΟΙ ΜΕΘΟΔΟΙ**

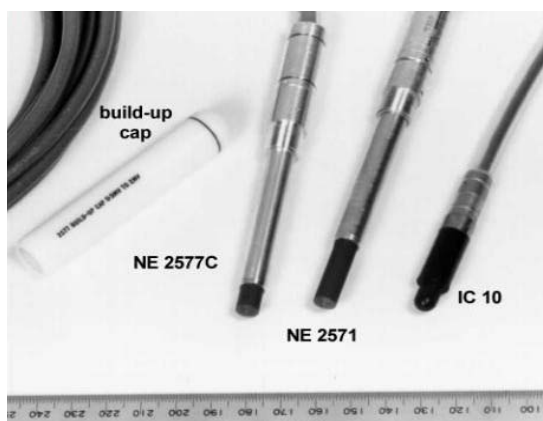
Η περιφερική δοσιμετρία, συνήθως, βασίζεται σε μετρήσεις που πραγματοποιούνται μέσα σε ομοιώματα νερού με την χρήση μικρών θαλάμων ιονισμού [7-9, 18, 24-27, 30-32]. Κάποιες φορές χρησιμοποιούνται και άλλα δοσιμετρικά όργανα, όπως δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLD) [6, 33-35], δίοδοι [6, 22] ακόμα και ανιχνευτές MOSFET [37].

Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκαν θάλαμοι ιονισμού και δοσίμετρα θερμοφωταύγειας. Οι βασικές αρχές λειτουργίας των δύο αυτών δοσιμετρικών μεθόδων περιγράφονται περιληπτικά σε αυτήν την παράγραφο.

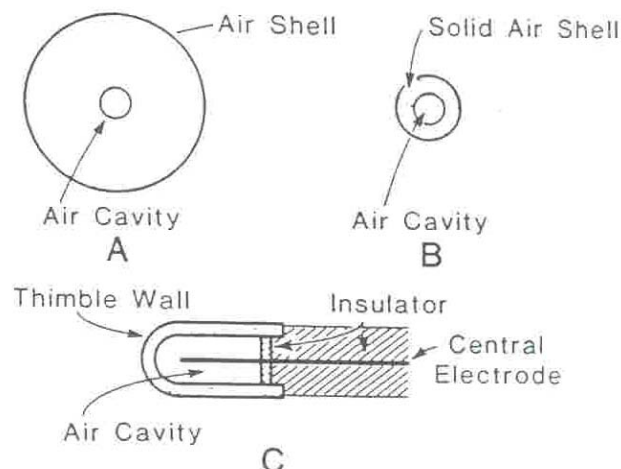
### 1. Θάλαμοι Ιονισμού

Η δοσιμετρία με θαλάμους ιονισμού είναι η πιο συνήθης δοσιμετρική μέθοδος στην Ιατρική. Το σχήμα και το μέγεθος των θαλάμων ποικίλλει ανάλογα με τον τομέα εφαρμογής τους. Οι θάλαμοι ιονισμού που χρησιμοποιούνται στην Ακτινοθεραπεία έχουν ενεργό όγκο από  $0.01 \text{ cm}^3$  έως  $1 \text{ cm}^3$  (συνήθως  $0.3 \text{ cm}^3$ ) και έχουν σχήμα είτε δαχτυλήθρας είτε παραλληλεπίπεδου (κυρίως για πεδία ηλεκτρονίων ενέργειας μικρότερης των 10 MeV). Στην περιφερική δοσιμετρία χρησιμοποιούνται κατά κόρον θάλαμοι τύπου δαχτυλήθρας. Μια συνοπτική περιγραφή των βασικών αρχών λειτουργίας των θαλάμων αυτού του τύπου ακολουθεί στην συνέχεια. Στα σχήματα 4.2. και 4.3. απεικονίζονται κάποιοι χαρακτηριστικοί θάλαμοι ιονισμού τύπου δαχτυλήθρας και ένα σχηματικό διάγραμμα της δομής τους αντίστοιχα.

Στο σχήμα 4.3.A. απεικονίζεται ένας σφαιρικός όγκος αέρα στο κέντρο του οποίου υπάρχει μία κοιλότητα αέρα. Ας υποθέσουμε ότι αυτή η σφαίρα ακτινοβολείται ομοιογενώς με μία δέσμη φωτονίων και ότι η απόσταση μεταξύ της εξωτερικής σφαίρας με την εσωτερική κοιλότητα είναι ίση με τη μέγιστη εμβέλεια των ηλεκτρονίων που παράγονται στον αέρα. Αν ο αριθμός των ηλεκτρονίων που εισέρχονται στην κοιλότητα είναι ίσος με τον αριθμό των ηλεκτρονίων που εξέρχονται από αυτήν, τότε υπάρχει ηλεκτρονιακή ισορροπία. Ας υποθέσουμε, ακόμα, ότι μπορούμε να μετρήσουμε το φορτίο ιονισμού που παράγεται μέσα στην κοιλότητα από τα ηλεκτρόνια που



Σχήμα 4.2. Χαρακτηριστικοί θάλαμοι ιονισμού τύπου δαχτυλήθρας. [38]



**Σχήμα 4.3.** Σχηματικό διάγραμμα που απεικονίζει τις βασικές αρχές λειτουργίας του θαλάμου ιονισμού τύπου δαχτυλήθρας. Α) Τοίχωμα αέρα με κοιλότητα αέρα στο κέντρο. Β) Τοίχωμα στερεού-ισοδύναμου αέρα με κοιλότητα αέρα στο κέντρο. Γ) Θάλαμος ιονισμού τύπου δαχτυλήθρας [11]

απελευθερώνονται στον αέρα που την περιβάλλει. Τότε, αν ο όγκος ή η μάζα του αέρα μέσα στην κοιλότητα είναι γνωστά, μπορούμε να υπολογίσουμε το φορτίο ανά μονάδα μάζας ή την έκθεση της δέσμης στο κέντρο της κοιλότητας. Αν τώρα το τοίχωμα αέρα στο σχήμα 4.7.A. συμπιεστεί σε ένα στερεό κέλυφος όπως στο σχήμα 4.7.B., τότε έχουμε έναν θάλαμο ιονισμού τύπου δαχτυλήθρας [11]. Το τοίχωμα του θαλάμου, αν και είναι στερεό, παραμένει ισοδύναμο αέρα, δηλαδή ο ενεργός ατομικός του αριθμός είναι ίδιος με του αέρα. Ακόμα, το πάχος του τοιχώματος είναι τέτοιο ώστε να υπάρχει ηλεκτρονιακή ισορροπία μέσα στην κοιλότητα, δηλαδή το πάχος είναι ίσο ή μεγαλύτερο από τη μέγιστη εμβέλεια των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται μέσα στο τοίχωμα του θαλάμου.

Καθώς η πυκνότητα του στερεού-ισοδύναμου αέρα είναι πολύ μεγαλύτερη από του αέρα, το πάχος του τοιχώματος μειώνεται πολύ. Στην πράξη, οι θάλαμοι ιονισμού τύπου δαχτυλήθρας κατασκευάζονται με πάχος τοιχώματος 1 mm ή λιγότερο και παραδίδονται μαζί με καλύμματα από Plexiglas ή κάποιο άλλο πλαστικό ώστε να πληρούνται οι συνθήκες ηλεκτρονιακής ισορροπίας.

Στο σχήμα 4.3.C. απεικονίζεται ένας τυπικός θάλαμος δαχτυλήθρα. Η εσωτερική επιφάνεια του τοιχώματος επικαλύπτεται με ένα αγωγίμο υλικό, οπότε και σχηματίζεται ένα ηλεκτρόδιο. Το δεύτερο ηλεκτρόδιο είναι μία ράβδος χαμηλού ατομικού αριθμού, όπως γραφίτης ή αλουμίνιο, που βρίσκεται μονωμένο στο κέντρο της δαχτυλήθρας [11].

Ανάμεσα στα δύο ηλεκτρόδια εφαρμόζεται κατάλληλη τάση ώστε να συλλεχθούν τα ιόντα που παράγονται μέσα στην κοιλότητα αέρα.

Ένας θάλαμος δαχτυλήθρα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να μετρηθεί άμεσα η έκθεση αν α) είναι ισοδύναμος αέρα, β) ο όγκος της κοιλότητας είναι γνωστός και γ) το πάχος του τοιχώματος είναι αρκετό ώστε να υπάρχει ηλεκτρονιακή ισορροπία. Υπό αυτές τις συνθήκες η έκθεση  $X$  υπολογίζεται ως [11]:

$$X = \frac{Q}{\rho \cdot v} \cdot \frac{1}{A} \quad (4.3)$$

όπου το  $Q$  είναι το φορτίο ιονισμού που παράγεται στην κοιλότητα πυκνότητας  $\rho$  και όγκου  $v$  και  $A$  είναι το κλάσμα της ενεργειακή ροής από το τοίχωμα ισοδύναμου αέρα.

Οι θάλαμοι ιονισμού μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να μετρήσουν έμμεσα την απορροφούμενη δόση (απορροφούμενη ενέργεια ανά μονάδα μάζας). Η μέθοδος αυτή βασίζεται στην *θεωρία κοιλότητας Bragg-Gray*, σύμφωνα με την οποία η απορροφούμενη δόση  $D_m$  σε ένα υλικό μπορεί να υπολογιστεί από τον ιονισμό που παράγεται μέσα σε μία μικρή κοιλότητα αέρα, που βρίσκεται μέσα σε αυτό το υλικό, σύμφωνα με την εξίσωση [13]:

$$D_m = W \cdot S_m \cdot P \quad (4.4)$$

όπου  $W$  είναι η μέση απώλεια ενέργειας ανά ζεύγος ιόντων που παράγεται στον αέρα,  $S_m$  σχετική mass stopping power του υλικού προς του αέρα και  $P$  ο αριθμός των ζευγών ιόντων ανά μονάδα μάζας που παράγονται στον αέρα.

Η εξίσωση (4.4) αποτελεί καλή προσέγγιση υπό ορισμένες, όμως, γεωμετρικές συνθήκες. Συγκεκριμένα, η κοιλότητα πρέπει να είναι μικρή συγκριτικά με εμβέλεια των πρωτεύοντων ή δευτερευόντων φορτισμένων σωματιδίων ώστε να μην διαταράσσεται η ροή των σωματιδίων. Στην περίπτωση των φωτονίων, το στερεό μέσο πρέπει να είναι μεγάλο συγκριτικά με την εμβέλεια των δευτερευόντων ηλεκτρονίων ώστε να διατηρείται η ηλεκτρονιακή ισορροπία στα εσωτερικά τοιχώματα της κοιλότητας.

Το ρεύμα που παράγεται μέσα στους θαλάμους ιονισμού είναι συνήθως πολύ χαμηλό ώστε να μετρηθεί με ένα απλό μικροαμπερόμετρο. Για τον λόγο αυτό οι θάλαμοι ιονισμού συνδέονται με ειδικά, πολύ ευαίσθητα *ηλεκτρόμετρα* ώστε να ενισχύεται το



ηλεκτρονικό σήμα. Στο σχήμα 4.4. απεικονίζεται ένας θάλαμος ιονισμού (τύπου Farmer) μαζί με το κατάλληλο ηλεκτρόμετρο του.

Ένας πρακτικός θάλαμος ιονισμού πρέπει να έχει τα εξής χαρακτηριστικά [11]:

1. Ελάχιστη μεταβολή της ευαισθησίας (μετρούμενο φορτίο ανά roentgen) για ένα μεγάλο εύρος ενεργειών φωτονίων.
2. Κατάλληλος ενεργός όγκος ώστε να επιτρέπει μετρήσεις στο επιθυμητό εύρος εκθέσεων. Η ευαισθησία είναι ανάλογη του όγκου.
3. Ελάχιστη μεταβολή της ευαισθησίας με την κατεύθυνση της προσπίπτουσας ακτινοβολίας.
4. Καταγραφή των ιόντων που παράγονται μόνο μέσα στην κοιλότητα και όχι σε άλλα μέρη του θαλάμου (Stemm effect).
5. Βαθμονόμηση με βάση ένα πρότυπο όργανο για όλο το εύρος των ακτινοβολιών που θα χρησιμοποιηθεί.
6. Ελάχιστη απώλεια λόγω επανασύνδεσης των ιόντων. Αν η τάση του θαλάμου δεν είναι αρκετά υψηλή ή αν υπάρχουν περιοχές χαμηλού ηλεκτρικού πεδίου μέσα στον θάλαμο, τα ιόντα μπορεί να επανασυνδεθούν προτού συνεισφέρουν στο μετρούμενο φορτίο.

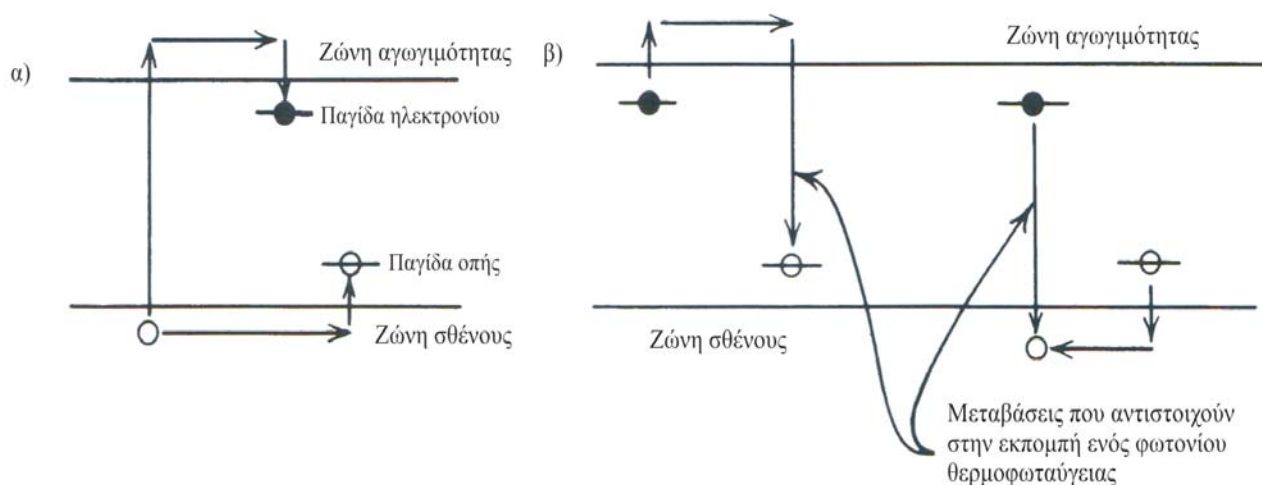


**Σχήμα 4.4.** Ένας θάλαμος ιονισμού τύπου Farmer (0.6 cc) μαζί με το ηλεκτρόμετρο του.

## 2. Δοσίμετρα Θερμοφωταύγειας

Τα δοσίμετρα *θερμοφωταύγειας* (Thermoluminescent Dosimeters, *TLDs*) είναι ανόργανοι κρύσταλλοι με υψηλή συγκέντρωση κέντρων παγίδευσης μέσα στο ενεργειακό τους χάσμα. Όταν προσπίπτει ακτινοβολία πάνω σε ένα τέτοιο κρύσταλλο, ηλεκτρόνια μεταβαίνουν από την ζώνη αγωγιμότητας στην ζώνη σθένους και στην συνέχεια συλλαμβάνονται από διάφορα ενεργειακά κέντρα παγίδευσης (Σχήμα 4.5.α.) [13]. Αν η απόσταση της ενεργειακή κατάσταση παγίδευσης κάτω από την ζώνη αγωγιμότητας είναι αρκετά μεγάλη, υπάρχει μία μόνο μικρή πιθανότητα ανά μονάδα χρόνου, σε συνθήκες θερμοκρασίας δωματίου, το ηλεκτρόνιο να διαφύγει της παγίδας και να επιστρέψει θερμιοικά στην ζώνη αγωγιμότητας. Για τον λόγο αυτό, η έκθεση των κρυστάλλων αυτών σε μία συνεχή πηγή ακτινοβολίας προκαλεί σταδιακά ένα πληθυσμό παγιδευμένων ηλεκτρονίων.

Με την ανάλογη διαδικασία παγιδεύονται και οι οπές. Η αρχική οπή, που δημιουργείται από την προσπίπτουσα ακτινοβολία, μπορεί να μετακινηθεί μέσα στον κρύσταλλο μέχρι να παγιδευτεί σε μία ενεργειακή κατάσταση κοντά στην ζώνη σθένους (Σχήμα 4.5.α.). Αν αυτή η ενεργειακή διαφορά είναι αρκετά μεγάλη, η οπή θα παγιδευτεί σε αυτήν την κατάσταση εκτός αν δοθεί στον κρύσταλλο επιπλέον θερμική

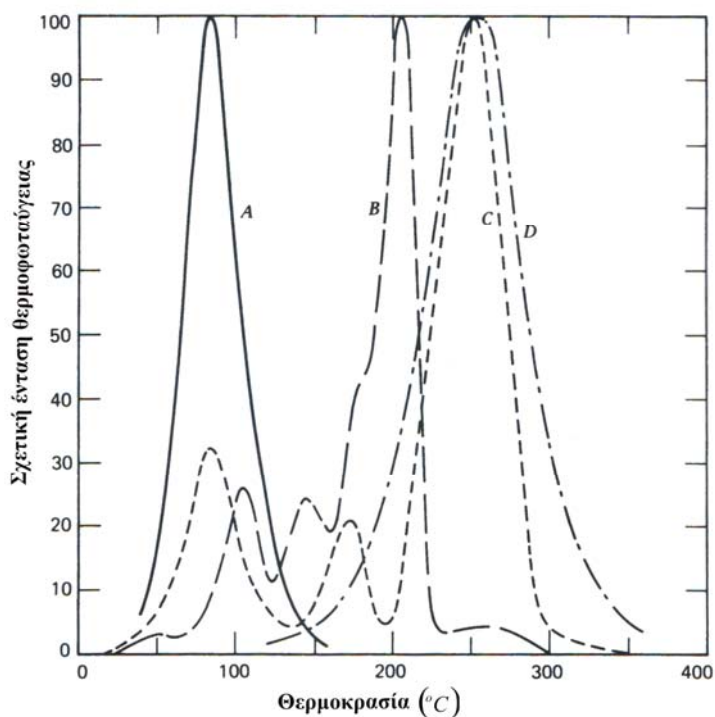


**Σχήμα 4.5.** Σχηματική αναπαράσταση α) της δημιουργίας ζεύγους ηλεκτρονίου-οπής μέσα σε έναν κρύσταλλο TLD μετά από έκθεση σε ακτινοβολία και της κατάληξης ενεργειακών καταστάσεων παγίδευσης, β) δύο πιθανών τρόπων επανασύνδεσης μετά από θέρμανση του κρυστάλλου σε κατάλληλη θερμοκρασία, που οδηγεί σε εκπομπή ενός φωτονίου *θερμοφωταύγειας*. [13]

ενέργεια. Συνεπώς, ένα δείγμα TLD λειτουργεί ως *ολοκληρωτικός* ανιχνευτής, μέσα στον οποίο ο αριθμός των παγιδευμένων ηλεκτρονίων και οπών είναι μέτρο του αριθμού των ζεύγων ηλεκτρονίων-οπών που δημιουργούνται κατά την έκθεση στην ακτινοβολία.

Μετά την έκθεση, οι παγιδευμένοι φορείς (ηλεκτρόνια-οπές) μπορούν να μετρηθούν μέσω της διαδικασίας που απεικονίζεται στο Σχήμα 4.5.β. Όταν το δείγμα TLD τοποθετηθεί μέσα σε ρεύμα θερμού αερίου ή πάνω σε θερμαινόμενη βάση θερμαίνεται σταδιακά. Σε μία θερμοκρασία, που καθορίζεται από την ενεργειακή κατάσταση παγίδευσης, τα παγιδευμένα ηλεκτρόνια μπορούν να πάρουν αρκετή ενέργεια ώστε να επαναδιεγερθούν στην ζώνη αγωγιμότητας. Υποθέτοντας ότι η θερμοκρασία είναι χαμηλότερη από αυτή που απαιτείται ώστε να διαφύγουν οι παγιδευμένες οπές, τότε τα απευλευθερωμένα ηλεκτρόνια μετακινούνται κοντά σε μία παγιδευμένη οπή, όπου μπορούν να επανασυνδεθούν με τη εκπομπή ενός φωτονίου. Διαφορετικά, αν οι οπές διαφεύγουν σε χαμηλότερη θερμοκρασία, μπορούν και αυτές να μετακινηθούν σε ένα παγιδευμένο ηλεκτρόνιο και με τον επανασύνδεση τους να εκπεμφθεί ένα φωτόνιο. Και στις δύο περιπτώσεις, αν η ενεργειακή διαφορά είναι περίπου 3 ή 4 eV, τα εκπεμπόμενα φωτόνια βρίσκονται μέσα στο ορατό φάσμα και αποτελούν την βάση του σήματος TLD. Ιδανικά, ένα τέτοιο φωτόνιο εκπέμπεται για κάθε φορέα, οπότε και ο αριθμός των φωτονίων είναι ενδεικτικός του αρχικού αριθμού ζευγών ηλεκτρονίων-οπών που δημιουργήθηκαν από την έκθεση.

Τα συστήματα TLD παράγουν σήμα, με τον τρόπο αυτό, χρησιμοποιώντας ένα θερμαντήρα πάνω στον οποίο τοποθετείται το δείγμα και ένα σύστημα φωτοπολλαπλασιαστή που ενισχύει και ανιχνεύει το σήμα. Η απόδοση φωτός καταγράφεται συναρτήσει της θερμοκρασίας του δείγματος σε μία καμπύλη αίγλης (*glow curve*), όπως αυτές που απεικονίζονται στο Σχήμα 4.6. Το βασικό σήμα που σχετίζεται με την έκθεση στην ακτινοβολία είναι ο συνολικός αριθμός των εκπεμπόμενων φωτονίων ή το εμβαδόν κάτω από την καμπύλη αίγλης. Αν το δείγμα θερμανθεί σε σχετικά υψηλή θερμοκρασία, όλες οι ενεργειακές παγίδες μέσα στον κρύσταλλο εκκενώνονται και η καταγραφή της έκθεσης στο δείγμα “σβήνεται” (*διαδικασία ανόπτησης*), οπότε και ένα δείγμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί πολλές φορές.

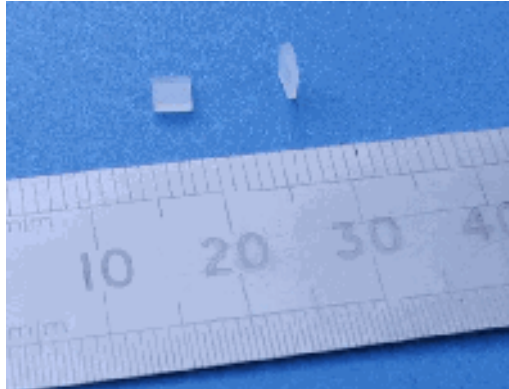


**Σχήμα 4.6.** Τυπικές καμπύλες αίγλης (glow curves) κανονικοποιημένες στην ίδια μέγιστη ένταση. Τα υλικά είναι A)  $\text{CaSO}_4\text{:Mn}$ , B)  $\text{LiF:Mg,Ti}$ , C)  $\text{CaF}_2$  και D)  $\text{CaF}_2\text{:Mn}$ . [8]

Υπάρχουν διάφορα υλικά από τα οποία κατασκευάζονται τα εμπορικά διαθέσιμα TLD. Τα πιο βασικά από αυτά είναι  $\text{LiF}$ ,  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ,  $\text{CaF}_2$  [36]. Κάθε ένα από αυτά έχει διαφορετικές δοσιμετρικές ιδιότητες, όπως ευαισθησία, απόδοση, ενεργειακή εξάρτηση της απόδοσης, δυναμικό εύρος δόσεων και χωρική διακριτική ικανότητα ανάλογα με την φυσική τους μορφή (σχήμα, διαστάσεις). Τα TLD που είναι βασισμένα στο  $\text{LiF}$ , ωστόσο, είναι αυτά που χρησιμοποιούνται ευρέως. Τα πιο δημοφιλή από αυτά (εμπορικά γνωστά ως *TLD100*) έχουν προσμίξεις  $\text{Mg}$  και  $\text{Ti}$  και παρουσιάζουν πλεονέκτημα ως προς την σταθερότητα των παγιδευμένων φορέων σε θερμοκρασία δωματίου και το χαμηλό ρυθμό απόσβεσης του σήματος. Ένας από τους λόγους που προτιμούνται τα TLD με βάση  $\text{LiF}$  είναι ότι έχουν ενεργό ατομικό αριθμό 8.2, αρκετά κοντά στον αντίστοιχο αριθμό των μαλακών ιστών που είναι 7.4.

Με την κατάλληλη προσοχή κατά την χρήση τους, τα TLD μπορούν να παρέχουν επαναληψιμότητα μέτρησης έως περίπου 3%. Παρόλο που τα TLD δεν έχουν τόσο μεγάλη επαναληψιμότητα όσο οι θάλαμοι ιονισμού, το βασικό τους πλεονέκτημα είναι ότι μπορούν να μετρήσουν δόσεις σε περιοχές που ο θάλαμος δεν μπορεί να

χρησιμοποιηθεί. Για παράδειγμα, τα TLD είναι πολύ χρήσιμα για την δοσιμετρία ασθενών λόγω της άμεσης εισαγωγής μέσα σε ιστό ή σωματικές κοιλότητες. Τα TLD διατίθενται σε διάφορες μορφές και σχήματα και λόγω του μικρού τους μεγέθους μπορούν να τοποθετηθούν στις ειδικές οπές που έχουν κάποια ανθρωπόμορφα ομοιώματα. Το χαρακτηριστικό μέγεθος των TLD φαίνεται στο Σχήμα 4.7.



**Σχήμα 4.7.** Τυπικά δισκία TLD100. Οι διαστάσεις των δισκίων είναι  $3 \times 3 \times 1 \text{ mm}^3$ .

## Κεφάλαιο 5

---

### Σκοπός της Εργασίας

#### I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Όπως έχει προαναφερθεί στην Εισαγωγή της εργασίας, η εκτίμηση της περιφερικής δόσης είναι καθοριστικός παράγοντας για την εκτίμηση του ρίσκου που προκύπτει από την απορρόφηση δόσης σε κρίσιμες ακτινοευαίσθητες δομές εκτός του πρωτεύοντος πεδίου ακτινοβολήσης. Η εκτίμηση της περιφερικής δόσης μπορεί να βοηθήσει σημαντικά τους Ακτινοθεραπευτές στην επιλογή του κατάλληλου σχεδιασμού θεραπείας των ασθενών σε πολλές περιπτώσεις.

Μερικές φορές οι ακτινοθεραπευτικές τεχνικές είναι η μόνη δυνατή επιλογή θεραπείας όταν η πάσχουσα ασθενής είναι έγκυος, οπότε και είναι απαραίτητη η εκτίμηση του ρίσκου για το έμβρυο και η σύγκριση αυτού με το ρίσκο αναβολής της θεραπείας για την μητέρα. Σε αυτήν την περίπτωση, η σωστή εκτίμηση της περιφερικής δόσης είναι καθοριστικός παράγοντας σε λήψη σοβαρών αποφάσεων όπως είναι η έκτρωση.

Άλλη περίπτωση όπου η εκτίμηση της περιφερικής δόσης είναι σημαντική, είναι οι θεραπείες ασθενών με βηματοδότη. Μικρές αλλαγές στην λειτουργία του βηματοδότη έχουν παρατηρηθεί σε δόσεις χαμηλότερες από 200 cGy [47], που είναι ένα μικρό ποσοστό των τυπικών δόσεων που συνήθως χορηγούνται.

Εκτίμηση δόσεων και σε άλλα όργανα, όπως ο θηροειδής αδένας, κρίνεται απαραίτητη ώστε να καθοριστεί το ρίσκο μακροπρόθεσμων αποτελεσμάτων, όπως η καρκινογένεση.

Ιδιαίτερης σημασίας είναι, ακόμα, η πληροφορία της περιφερικής δόσης, όταν ο ασθενής υπό θεραπεία είναι παιδί, οπότε πρέπει να εκτιμηθεί το ρίσκο για τις γονάδες, ώστε να αποφευχθεί πιθανή δυσλειτουργία τους [3-5].

## II. ΣΚΟΠΟΣ ΤΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Στόχοι της παρούσας εργασίας είναι:

α) Η πειραματική μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν την περιφερική δόση σε έναν σύγχρονο γραμμικό επιταχυντή για δέσμες φωτονίων 6 και 18 MV. Συγκεκριμένα εξετάστηκαν οι εξής παράμετροι-στοιχεία του σχεδιασμού θεραπείας:

- Μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης
- Προσανατολισμός του κατευθυντήρα
- Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD)
- Ενέργεια της δέσμης φωτονίων
- Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος
- Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο
- Επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης
- Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων
- Χρήση τροποποιητών της δέσμης, όπως σφηνοειδή φίλτρα και εφαρμογή ακανόνιστων πεδίων με χρήση Block ή MLC.

β) Η ανάπτυξη μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης, χρησιμοποιώντας τα δοσιμετρικά αποτελέσματα της παραπάνω μελέτης.

γ) Απαραίτητος θεωρείται και ο έλεγχος της αξιοπιστίας των μετρήσεων, καθώς και της ακρίβειας της μεθόδου εκτίμησης της δόσης συνολικά.

δ) Τέλος, επιμέρους στόχος της εργασίας είναι να εκτιμηθεί αν η μέθοδος αυτή είναι εφαρμόσιμη και για άλλους γραμμικούς επιταχυντές, καθώς και σε περιπτώσεις ασθενών-παιδιά.

# Κεφάλαιο 6

---

## Υλικά και Μέθοδοι

### I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται τα υλικά και οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν για την επίτευξη των στόχων αυτής της εργασίας. Για την μέτρηση της περιφερικής δόσης χρησιμοποιήθηκαν δύο δοσιμετρικοί μέθοδοι: α) θάλαμος ιονισμού σε ομοίωμα νερού και β) δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs) σε ανθρωπόμορφα ομοιώματα.

Η πρώτη δοσιμετρική μέθοδος αποτελεί το βασικό δοσιμετρικό σύστημα για την μελέτη της κατανομής της περιφερικής δόσης και τις παραμέτρους που την επηρεάζουν.

Η δεύτερη δοσιμετρική μέθοδος χρησιμοποιήθηκε ώστε να ελεγχθεί η αξιοπιστία των μετρήσεων, καθώς και ακρίβειας της μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης συνολικά, για την αξιοποίηση τους σε πραγματικές κλινικές περιπτώσεις. Επιπρόσθετα, η μέθοδος αυτή χρησιμοποιήθηκε για να εξεταστεί η επίδραση του μεγέθους του ασθενούς στην περιφερική δόση.

Τέλος, εκτός από τον βασικό γραμμικό επιταχυντή όπου πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις, χρησιμοποιήθηκε ένας ακόμα επιταχυντής ώστε να εκτιμηθεί αν μπορούν τα αποτελέσματα των μετρήσεων να χρησιμοποιηθούν και για άλλους γραμμικούς επιταχυντές στην αντίστοιχη ενέργεια. Αναλυτική περιγραφή των υλικών και μεθόδων που χρησιμοποιήθηκαν, καθώς και της μεθοδολογίας που εφαρμόστηκε, ακολουθεί στην συνέχεια.

### II. ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΚΑΤΑΝΟΜΗΣ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗΣ ΔΟΣΗΣ

#### 1. Γραμμικός επιταχυντής

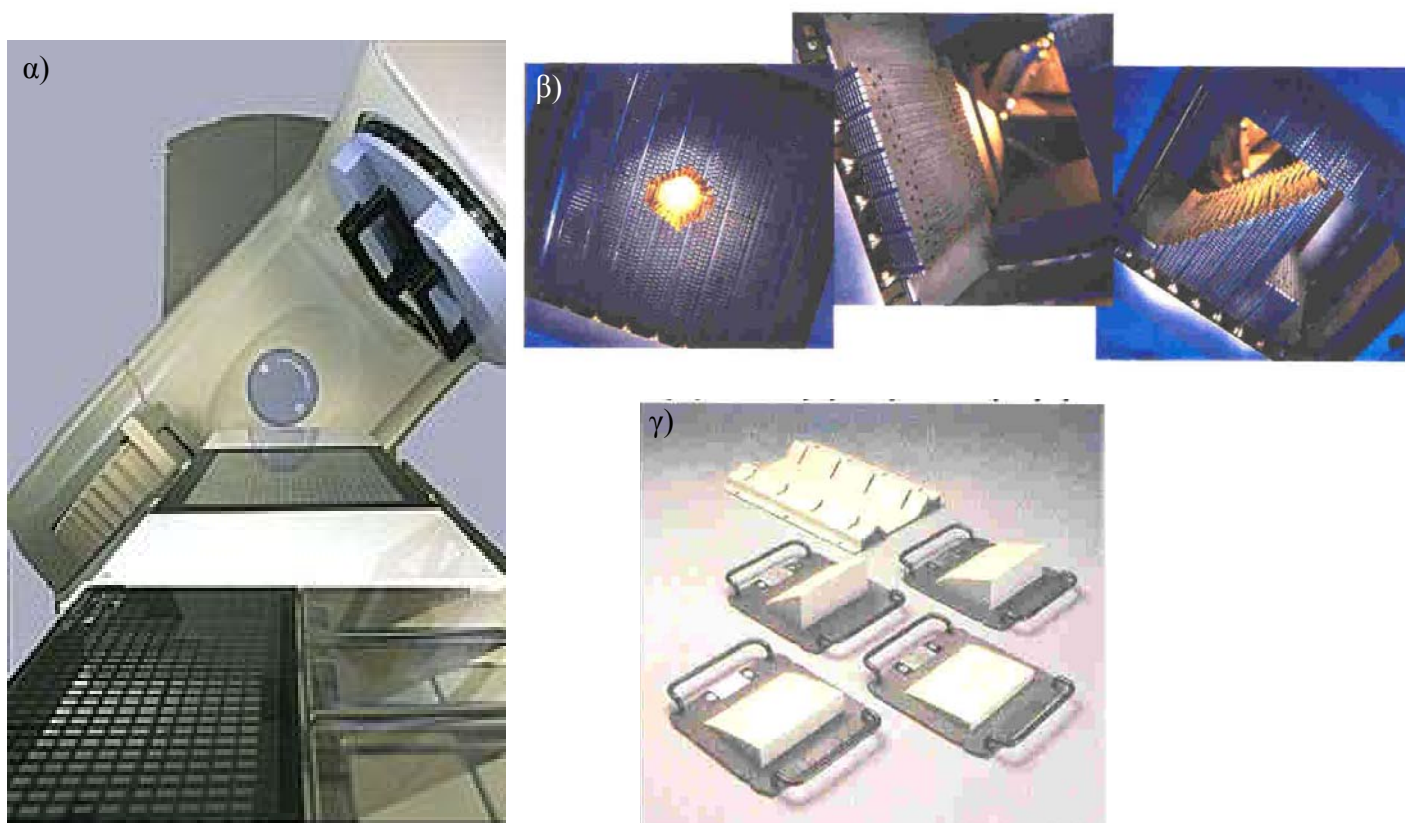
Η πειραματική μελέτη, που παρουσιάζεται σε αυτήν την εργασία, πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας έναν σύγχρονο γραμμικό επιταχυντή, τον *Primus*, *Siemens* (Germany). Ο επιταχυντής αυτός (Σχήμα 5.1.α) έχει δυνατότητα παραγωγής δέσμης φωτονίων στα



6MV και 18MV καθώς επίσης και δέσμης ηλεκτρονίων έξι διαφορετικών ενεργειών 6, 9, 12, 15, 18 και 21 MeV.

Ο επιταχυντής διαθέτει ενσωματωμένο κατευθυντήρα πολλαπλών φύλλων τύπου 3D-MLC (Σχήμα 5.1.β). Ο πολύφυλλος κατευθυντήρας αποτελείται από 29 ζεύγη φύλλων από Βολφράμιο με εύρος κίνησης 30 cm για κάθε φύλλο. Το ποσοστό διαρροής της ακτινοβολίας μέσω των φύλλων είναι λιγότερο από 2%, που εξασφαλίζεται με το σύστημα κύλισης των φύλλων μεταξύ τους βασιζόμενο σε σφαιρίδια ειδικά τοποθετημένα έτσι ώστε τα φύλλα να έρχονται σε άμεση επαφή καθώς κινούνται ανεξάρτητα το ένα από το άλλο.

Ο επιταχυντής διαθέτει ακόμα μία σειρά σφηνοειδών φίλτρων για την μετατροπή των χαρακτηριστικών της δέσμης. Τα φίλτρα διατίθενται για γωνίες εξομοίωσης 15°, 30°, 45° και 60°, που συνοδεύονται από τον ειδικό δίσκο τοποθέτησης τους κάτω από την κεφαλή (Σχήμα 5.1.γ).



**Σχήμα 5.1.** α) Ο γραμμικός επιταχυντής Primus, Siemens. β) Ο κατευθυντήρας πολλαπλών φύλλων τύπου 3D-MLC που διαθέτει ο επιταχυντής. γ) Τα σφηνοειδή φίλτρα για γωνίες εξομοίωσης 15°, 30°, 45° και 60° που διαθέτει ο επιταχυντής.

## 2. Θάλαμος ιονισμού σε ομοίωμα νερού

Στην βασική δοσιμετρική μέθοδο αυτής της εργασίας χρησιμοποιήθηκε το δοσιμετρικό σύστημα (RFA-300, Wellhofer, Scanditronix, Sweden) για τρισδιάστατη ανάλυση της δόσης του πεδίου ακτινοβολήσης. Το σύστημα αυτό αποτελείται από μία δεξαμενή νερού με ενσωματωμένο τρισδιάστατο σερβομηχανισμό ώστε να κινείται ο ανιχνευτής ακτινοβολίας και στις τρεις διαστάσεις, μία μονάδα κεντρικού ελέγχου (Main Control Unit) και ηλεκτρόμετρο emX 12 καναλιών. Η διαδικασία δοσιμέτρησης ελέγχεται από το σύστημα OmniPro-Accept, όπου και καταγράφονται τα αποτελέσματα της. Το ομοίωμα νερού είναι από ακρυλικό πλαστικό (perplex) (πλαϊνά τοιχώματα 10 mm, βάση 15 mm) με διαστάσεις σάρωσης 495×495×495 mm. Ο μηχανισμός σάρωσης έχει ακρίβεια θέσης  $\pm 0.5$  mm επαναληψιμότητα  $\pm 0.1$  mm σε κάθε άξονα.

Ακόμα, χρησιμοποιήθηκαν δύο θάλαμοι ιονισμού τύπου δαχτυλήθρας R8304 Wellhofer (Sweden) με ενεργό όγκο  $0.125 \text{ cm}^3$ , ο ένας εκ των οποίων αποτέλεσε τον θάλαμο αναφοράς. Ο θάλαμος αναφοράς χρησιμοποιείται ώστε να υπάρχει σταθερό σήμα αναφοράς, καθώς ανιχνεύοντας διακυμάνσεις της δέσμης, μειώνονται οι ανακρίβειες λόγω μεταβολής του παράγοντα εξόδου (output) του επιταχυντή. Στο Σχήμα 5.2 απεικονίζεται (α) η αρχή αυτού του δοσιμετρικού συστήματος και (β) η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήσαμε.

Η αβεβαιότητα των μετρήσεων με θάλαμο ιονισμού εξετάστηκε μέσω επαναληπτικών μετρήσεων περιφερικής δόσης, οπότε και διαπιστώθηκε ότι είναι λιγότερο από 1%.

## III. ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΕΠΙΔΡΑΣΗΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗ ΔΟΣΗ

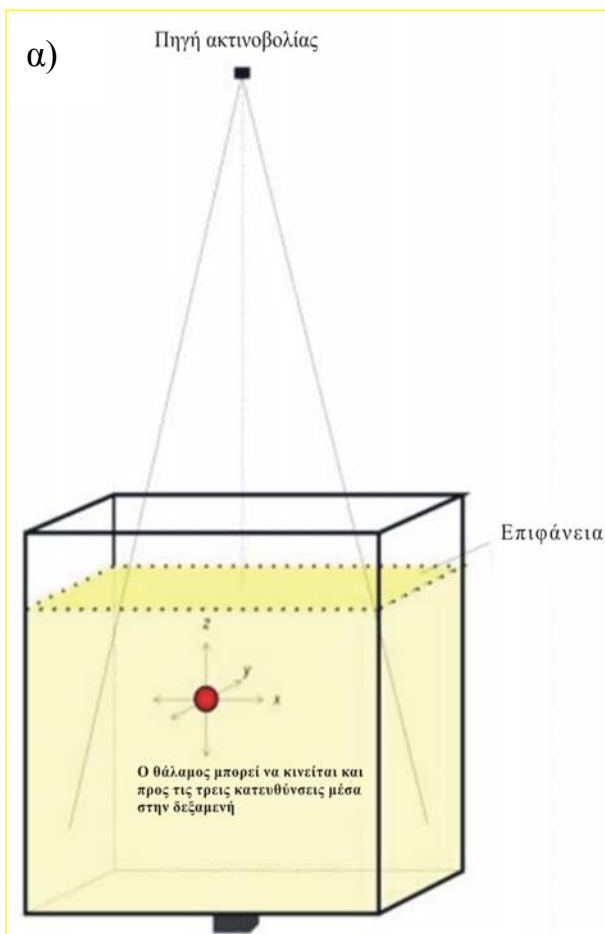
Για την μελέτη της επίδρασης των διαφόρων παραγόντων, που επιδρούν στην κατανομή της περιφερικής δόσης, εφαρμόστηκε μία συγκεκριμένη μεθοδολογία με στόχο την εξαγωγή πληροφοριών που αφορούν, αφενός, τον βαθμό εξάρτησης από τον κάθε παράγοντα ξεχωριστά και αφετέρου την πιθανή συσχέτιση μεταξύ τους.

Όλες οι κατανομές περιφερικής δόσης, στα πλαίσια αυτής της εργασίας, δίνονται συναρτήσει της απόστασης από την άκρη του πεδίου, στο βάθος της απορροφούμενης δόσης. Για την κανονικοποίηση των κατανομών επιλέχθηκε η απορροφούμενη δόση κατά τον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης στο βάθος της μέγιστης δόσης ( $D_{max}$ ), καθώς είναι ανεξάρτητη από τις παραμέτρους της ακτινοβολήσης (μέγεθος πεδίου, βάθος, SSD,

τροποποιητές δέσμης, ενέργεια της δέσμης), σε αντίθεση με την μέγιστη δόση στο βάθος της μέτρησης. Για την κανονικοποίηση ως προς την μέγιστη δόση χρησιμοποιήθηκαν οι επί τοις εκατό δόσεις βάθους και οι συντελεστές σκέδασης από τα απόλυτα δοσιμετρικά δεδομένα για το μηχάνημα. Για τον ίδιο σκοπό χρησιμοποιήθηκαν ο παράγοντας F (Mayneord factor), οι παράγοντες των σφηνοειδών φίλτρων (wedge factors) και ο παράγοντας του δίσκου τοποθέτησης των blocks (tray factor), για διόρθωση ως προς την SSD, τα φίλτρα και την χρήση blocks αντίστοιχα.

### 1. Μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας

Για τη μελέτη της επίδρασης του μεγέθους του πεδίου στην περιφερική δόση, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εφαρμόζοντας τα πεδία  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$  και  $20 \times 20$   $\text{cm}^2$ . Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε με  $\text{SSD} = 100$  cm, σε βάθος  $d = 10$  cm και σε δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV. Όλη η παραπάνω διαδικασία πραγματοποιήθηκε για δύο διαφορετικούς προσανατολισμούς του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ . Όταν ο κατευθυντήρας είναι στις  $0^\circ$  το πεδίο θωρακίζεται από τα MLC στην κατεύθυνση μέτρησης της κατανομής της περιφερικής δόσης. Αντίστοιχα, όταν ο κατευθυντήρας



**Σχήμα 5.2.** α) Η αρχή του δοσιμετρικού συστήματος RFA-300 Wellhofer και β) η πειραματική διάταξη που χρησιμοποιήσαμε.

είναι στις  $90^\circ$  το πεδίο θωρακίζεται από τα διαφράγματα (jaws) στην κατεύθυνση μέτρησης της κατανομής της περιφερικής δόσης.

Με αυτή τη μεθοδολογία εξετάζεται όχι μόνο η επίδραση του μεγέθους του πεδίου στην περιφερική δόση αλλά και η συσχέτιση της με την ενέργεια της δέσμης και τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα. Στον Πίνακα 6.1. παρουσιάζεται σχηματικά ο συνδυασμός των παραμέτρων με τον οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις.

**Πίνακας 6.1.**

$SSD=100cm$ $d=10cm$	$5 \times 5 \text{ cm}^2$	$10 \times 10 \text{ cm}^2$	$15 \times 15 \text{ cm}^2$	$20 \times 20 \text{ cm}^2$
$\theta_c = 0^\circ$				
6MV 18MV	Μετρήσεις περιφερικής δόσης			
$\theta_c = 90^\circ$				
6MV 18MV	Μετρήσεις περιφερικής δόσης			

## 2. Προσανατολισμός του κατευθυντήρα

Η ίδια σειρά μετρήσεων (Πίνακας 6.1) χρησιμοποιήθηκε και για να εξεταστεί η επίδραση του προσανατολισμού του κατευθυντήρα ( $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ ) στην περιφερική δόση αλλά και η συσχέτιση της με την ενέργεια της δέσμης (6MV και 18MV) και το μέγεθος του πεδίου ( $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$  και  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ).

## 3. Ενέργεια της δέσμης φωτονίων

Για να μελετηθεί η επίδραση της ενέργειας της δέσμης (6MV και 18MV) στην περιφερική δόση, καθώς και η συσχέτιση της με το μέγεθος του πεδίου ( $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$ ,  $15 \times 15$  και  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ) και τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα ( $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ ), χρησιμοποιήθηκε πάλι η ίδια σειρά μετρήσεων (Πίνακας 6.1).

## 4. Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD)

Για τη μελέτη της επίδρασης της απόστασης πηγής- δέρματος (SSD) στην περιφερική δόση, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εφαρμόζοντας τρεις διαφορετικές SSDs, συγκεκριμένα 90, 100 και 110 cm. Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε με πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$

και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $\theta_c = 0^\circ$ , σε βάθος  $d = 10 \text{ cm}$  και σε δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV.

Με αυτή την μεθοδολογία εξετάζεται όχι μόνο η επίδραση της SSD στην περιφερική δόση, αλλά και η συσχέτιση αυτής της επίδρασης με την ενέργεια της δέσμης και το μέγεθος του πεδίου.

### 5. Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος

Για τη μελέτη της επίδρασης της απόστασης πηγής- δέρματος (SSD) στην περιφερική δόση, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εφαρμόζοντας τρία διαφορετικά βάθη, συγκεκριμένα 5, 10 και 15 cm. Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε με  $\theta_c = 0^\circ$  και  $SSD = 100 \text{ cm}$  για πεδία  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Όλη η παραπάνω διαδικασία πραγματοποιήθηκε για δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV.

Με αυτή την μεθοδολογία εξετάζεται όχι μόνο η επίδραση του βάθους περιφερική δόση αλλά και η συσχέτιση αυτής της επίδρασης με την ενέργεια της δέσμης και το μέγεθος του πεδίου. Στον Πίνακα 6.2. παρουσιάζεται σχηματικά ο συνδυασμός των παραμέτρων με τον οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις.

**Πίνακας 6.2.**

$SSD = 100 \text{ cm}$ $\theta_c = 0^\circ$	$d = 5 \text{ cm}$	$d = 10 \text{ cm}$	$d = 15 \text{ cm}$
6MV			
$10 \times 10 \text{ cm}^2$ $15 \times 15 \text{ cm}^2$	Μετρήσεις περιφερικής δόσης		
18MV			
$10 \times 10 \text{ cm}^2$ $15 \times 15 \text{ cm}^2$	Μετρήσεις περιφερικής δόσης		

### 6. Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο

Για τη μελέτη της επίδρασης της μετατόπισης από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις κατανομών περιφερικής δόσης, όχι μόνο στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο, αλλά και σε παράλληλες κατευθύνσεις ως προς αυτόν, μετατοπίζοντας τον θάλαμο στο εγκάρσιο επίπεδο από 0

έως 24 cm, με βήμα 1 cm. Εφαρμόστηκαν τα πεδία  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , με SSD = 100 cm,  $\theta_c = 0^\circ$ , σε βάθος  $d = 10 \text{ cm}$ , για δέσμες φωτονίων 6 και 18MV.

Με αυτή την μεθοδολογία εξετάζεται όχι μόνο η επίδραση αυτής της παραμέτρου στην περιφερική δόση αλλά και η συσχέτιση αυτής της επίδρασης με την ενέργεια της δέσμης και το μέγεθος του πεδίου.

### 7. Επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης- Ισοδύναμα πεδία

Για τη μελέτη της επίδρασης της επιμήκυνσης του πεδίου στην περιφερική δόση, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εφαρμόζοντας διάφορα ισοδύναμα πεδία για τα πεδία  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Συγκεκριμένα έγιναν μετρήσεις περιφερικής δόσης για τα πεδία, που παρουσιάζονται στον Πίνακα 6.3.

**Πίνακας 6.3.**

$5 \times 5 \text{ cm}^2$	$10 \times 10 \text{ cm}^2$	$15 \times 15 \text{ cm}^2$
5×5	10×10	15×15
4×6.7	9×11.2	13.9×16.3
3.5×3.7	8×13.3	13×17.7
3×14.7	7×17.6	12×20
	6×30	11×23.5
		10×30

Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε με SSD = 100 cm,  $\theta_c = 0^\circ$ , σε βάθος  $d = 10 \text{ cm}$  και σε δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV.

Για λόγους συστηματικοποίησης της μελέτης αυτής της παραμέτρου, χρησιμοποιήσαμε τον παράγοντα επιμήκυνσης  $\epsilon$ , που ορίζεται ως το μήκος (παράλληλο προς τον άξονα περιστροφής του επιταχυντή) προς το πλάτος του πεδίου [18,19].

Με αυτή την μεθοδολογία εξετάζεται όχι μόνο η επίδραση της γεωμετρίας του πεδίου στην περιφερική δόση αλλά και η συσχέτιση της με την ενέργεια της δέσμης και το μέγεθος του πεδίου.

### 8. Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων

Για τη μελέτη της επίδρασης της εφαρμογής ασύμμετρων πεδίων στην περιφερική δόση, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εφαρμόζοντας διάφορα ασύμμετρα πεδία για τα πεδία  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Συγκεκριμένα έγιναν μετρήσεις περιφερικής δόσης για τα

πεδία, που παρουσιάζονται στον Πίνακα 6.3. Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε με SSD 100 cm,  $\theta_c = 0^\circ$ , σε βάθος  $d = 10$  cm και σε δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV.

Για να συστηματικοποιήσουμε την μελέτη των ασύμμετρων πεδίων, ορίζουμε τον παράγοντα ασυμμετρίας του πεδίου ( $a$ ). Αυτός ορίζεται ως ο λόγος της απόστασης του κέντρου του πεδίου από το άκρο του, για το αντίστοιχο συμμετρικό πεδίο, προς την αντιστοιχη απόσταση για το το ασύμμετρο πεδίο. Για παράδειγμα, ο παράγοντας ασυμμετρίας του πεδίου  $(1+9) \times (1+9)$  cm<sup>2</sup> με αντίστοιχο συμμετρικό πεδίο  $(5+5) \times (5+5)$  cm<sup>2</sup> είναι  $5/1=5$ .

Με την μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε εξετάζεται όχι μόνο η επίδραση της εφαρμογής ασύμμετρων πεδίων στην περιφερική δόση αλλά και η συσχέτιση της με την ενέργεια της δέσμης και το μέγεθος του πεδίου.

**Πίνακας 6.4.**

$5 \times 5$ cm <sup>2</sup>	$10 \times 10$ cm <sup>2</sup>	$15 \times 15$ cm <sup>2</sup>
$(2.5+2.5) \times (2.5+2.5)$	$(5+5) \times (5+5)$	$(7.5+7.5) \times (7.5+7.5)$
$(1+4) \times (1+4)$	$(1+9) \times (1+9)$	$(3+12) \times (3+12)$
$(2+3) \times (2+3)$	$(2+8) \times (2+8)$	$(4+11) \times (4+11)$
	$(3+7) \times (3+7)$	$(5+10) \times (5+10)$
	$(4+6) \times (4+6)$	$(6+9) \times (6+9)$
		$(7+8) \times (7+8)$

## 9. Χρήση τροποποιητών δέσμης

### 9.1. Σφηνοειδή φίλτρα

Για τη μελέτη της επίδρασης της χρήσης σφηνοειδών φίλτρων στην περιφερική δόση, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εφαρμόζοντας σφηνοειδή φίλτρα με γωνίες εξομοίωσης  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  και  $60^\circ$ . Οι παράγοντες των φίλτρων (wedge factors) παρουσιάζονται στον Πίνακα 6.5. για ενέργειες φωτονίων 6 και 18 MV. Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε με πεδίο  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, SSD = 100 cm,  $\theta_c = 0^\circ$ , σε βάθος  $d = 10$  cm και για δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV. Επιπρόσθετα, σε αυτήν την σειρά μετρήσεων η περιφερική δόση μετρήθηκε κατά την διεύθυνση και του λεπτού άκρου (thin edge), αλλά και παχύ άκρου (thick edge) του φίλτρου.

Με αυτή την μεθοδολογία εξετάζεται όχι μόνο η επίδραση της εφαρμογής σφηνοειδών φίλτρων στην περιφερική δόση αλλά και η συσχέτιση της με την ενέργεια της δέσμης και την διεύθυνση τοποθέτησης του φίλτρου.

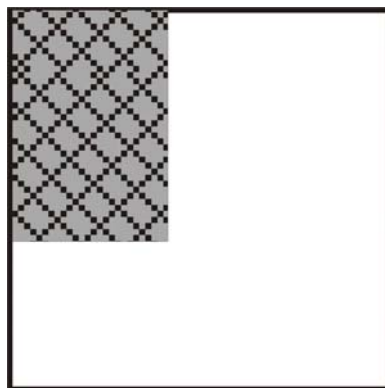
**Πίνακας 6.5.** Οι παράγοντες των σφηνοειδών φίλτρων (wedge factors) για διάφορες γωνίες εξομοίωσης σε ενέργειες φωτονίων 6 και 18 MV.

	6 MV	18 MV
60°	0,345	0,432
30°	0,316	0,404
45°	0,521	0,605
15°	0,681	0,501

## 9.2. Block-MLC

Για την διαμόρφωση πεδίων ακανόνιστου σχήματος χρησιμοποιούνται είτε εξωτερικά μπλοκ προστασίας (blocks) είτε MLC. Τα πεδία ακανόνιστου σχήματος χρησιμοποιούνται για την προστασία των υγιών ιστών που περιβάλλουν τον όγκο-στόχο. Τα πεδία αυτά εφαρμόζονται πολύ συχνά σήμερα καθώς η τεχνολογία των MLC διευκόλυνε την ανάπτυξη της σύμμορφης θεραπείας, δηλαδή της τεχνικής στην οποία τα όρια του πεδίου ακτινοβολήσης “συμμορφώνονται” με τα όρια του όγκου-στόχου.

Για τη μελέτη της επίδρασης της εφαρμογής ακανόνιστων πεδίων, με χρήση block ή MLC, στην περιφερική δόση χρησιμοποιήθηκε η εξής μεθοδολογία: Σχεδιάστηκαν πεδία  $10 \times 10$  και  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup> στα οποία θωρακίζεται το 15%, 25%, 40%



**Σχήμα 5.3.** Σχεδιασμός πεδίου  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> στο οποίο θωρακίζεται το 25% της επιφάνειας του πεδίου. Η γραμμοσκιασμένη περιοχή αντιστοιχεί στην θωρακισμένη επιφάνεια του πεδίου. Το σχήμα είναι υπό κλίμακα 1:2.



και 50% της επιφάνειας του πεδίου. Ένας χαρακτηριστικός σχεδιασμός πεδίου ακανόνιστου σχήματος που χρησιμοποιήθηκε παρουσιάζεται στο Σχήμα 5.3. Η κατανομή της περιφερικής δόσης μετρήθηκε εφαρμόζοντας αυτά τα πεδία χρησιμοποιώντας για την διαμόρφωση του πεδίου είτε blocks, από μόλυβδο 6,5 cm πάχους, είτε MLC. Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε με SSD =100 cm,  $\theta_c = 0^\circ$ , σε βάθος  $d = 10$  cm και για δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV.

Επιπρόσθετα, σε αυτήν την σειρά μετρήσεων η περιφερική δόση μετρήθηκε και για τα αντίστοιχα ανοιχτά πεδία  $10 \times 10$  και  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup> αλλά και για ανοιχτά πεδία που έχουν το μέγεθος των ακανόνιστων πεδίων που χρησιμοποιήθηκαν, τα οποία φαίνονται στον Πίνακα 6.6. Με αυτή την μεθοδολογία μπορούμε να μελετήσουμε την επίδραση της χρήσης block ή MLC στην περιφερική δόση αποκλείοντας την παράμετρο της μείωσης του μεγέθους του πεδίου. Ακόμα η περιφερική δόση μετρήθηκε και για τα ανοιχτά πεδία  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> και  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup> παρεμβάλλοντας στην δέσμη τον δίσκο τοποθέτησης των blocks (tray) ώστε να εξεταστεί ο βαθμός επίδρασης της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας από τον δίσκο στην περιφερική δόση.

**Πίνακας 6.6.**

	15%	25%	40%	50%
$15 \times 15$ cm <sup>2</sup>	13.8×13.8	13×13	11.6×11.6	10.6×10.6
$10 \times 10$ cm <sup>2</sup>	9.2×9.2	8.6×8.6	7.7×7.7	7.4×7.4

#### IV. ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗΣ ΔΟΣΗΣ ΜΕ TLDs

Σκοπός της εργασίας αυτής, όπως έχει προαναφερθεί, είναι να μετρήσει με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs) κατανομές περιφερικής δόσης, ώστε να ελεγχεί η αξιοπιστία των μετρήσεων με θάλαμο ιονισμού, καθώς και της ακρίβειας της μεθόδου εκτίμησης της δόσης συνολικά. Η περιφερική δόση όμως είναι αρκετά χαμηλή και φτάνει έως 0.01% της μέγιστης δόσης. Αυτός είναι ο λόγος που στην εργασία αυτή προτιμήθηκε η χρήση των TLD-200 (CaF<sub>2</sub>) έναντι των TLD-100 (LiF: Mg,Ti), που παρουσιάζουν πλεονέκτημα ως προς την σταθερότητα τους σε θερμοκρασία δωματίου και το χαμηλό ρυθμό απόσβεσης του σήματος. Τα δοσίμετρα TLD-200, όμως, έχουν απόδοση φωτός

δέκα φορές μεγαλύτερη των TLD-100 και γι' αυτό είναι εφαρμόσιμα σε χαμηλότερες εκθέσεις, που αφορούν αυτή την εργασία.

Στα πλαίσια αυτά, τα TLDs που χρησιμοποιήθηκαν για την μέτρηση περιφερικών δόσεων είναι δοσίμετρα  $\text{CaF}_2$  (TLD-200, Harshaw, OH) με διαστάσεις  $3.0 \times 3.0 \times 0.9 \text{ mm}^3$ . Τα TLDs μετρήθηκαν στην συσκευή ανάγνωσης Harshaw 3500 (Harshaw, Solon, OH). Για την ανόπτηση των TLDs, χρησιμοποιήθηκε ο φούρνος ανόπτησης Victoreen 2600-62, μέσα στον οποίο τοποθετούνται τα TLDs, μετά την ακτινοβόληση και ανάγνωση τους, για 10 λεπτά στους  $320^\circ\text{C}$ .

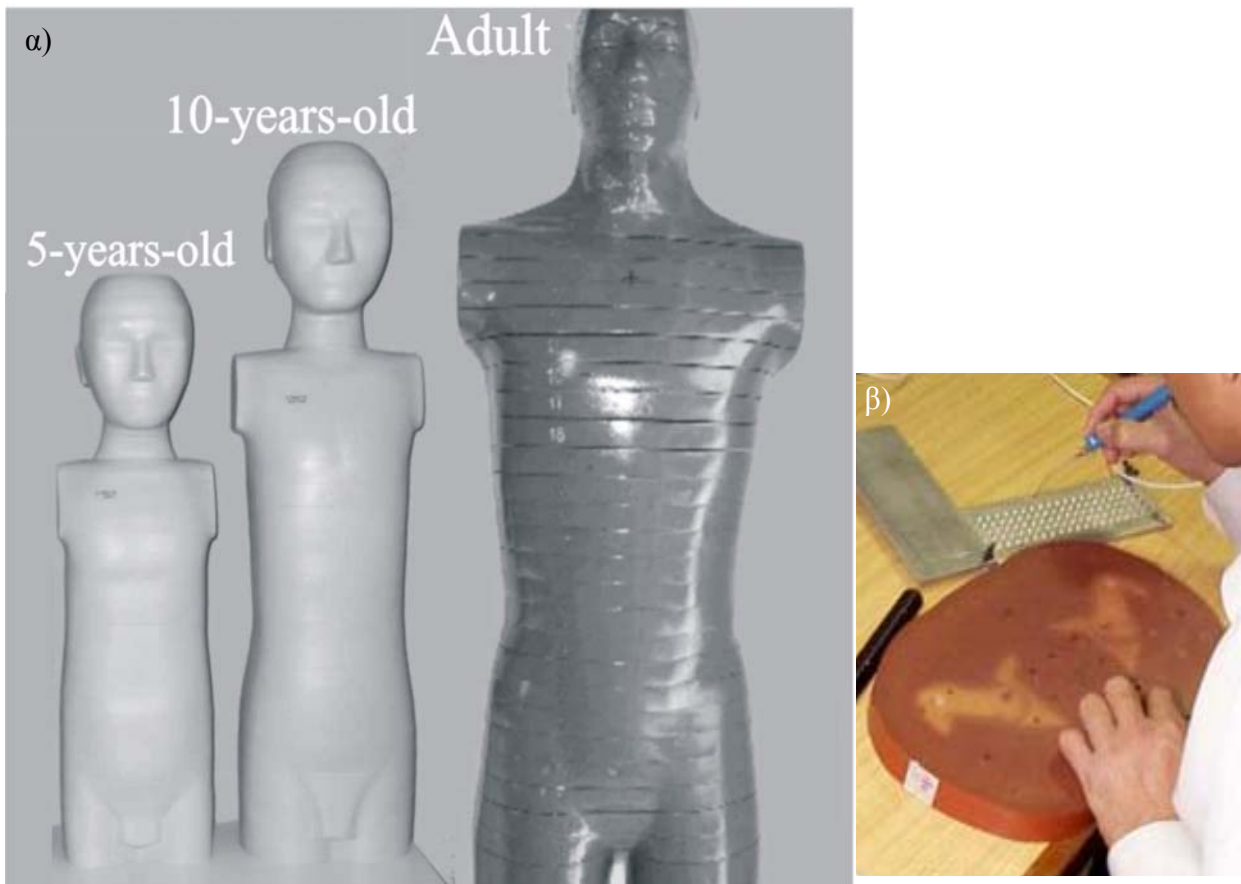
### 1. Βαθμονόμηση των TLDs

Τα TLDs αυτά χρησιμοποιήθηκαν για να καταγράψουν την δόση σε σημεία εκτός του πρωτεύοντος πεδίου ακτινοβόλησης, όπου το ενεργειακό φάσμα της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι μεγάλο. Καθώς η απόδοση των TLDs παρουσιάζει *ενεργειακή εξάρτηση*, συνίσταται τα δοσίμετρα αυτά να χρησιμοποιούνται με ιδιαίτερη προσοχή για μετρήσεις περιφερικών δόσεων[46]. Για τον λόγο αυτό εξετάστηκε η απόδοση των TLDs συναρτήσει της απόστασης από το πεδίο ακτινοβόλησης. Διαπιστώθηκε ότι τα TLD-200 έχουν διαφορετικό συντελεστή ευαισθησίας σε διαφορετικές αποστάσεις από το άκρο του πεδίου ακτινοβόλησης. Σε αυτά τα πλαίσια, τα TLDs βαθμονομήθηκαν *ξεχωριστά* για τις αποστάσεις 5, 10, 15 και 20 cm αντίστοιχα από την άκρη του πεδίου, που είναι και οι αποστάσεις στις οποίες πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις. Η παραπάνω διαδικασία πραγματοποιήθηκε και στους δύο γραμμικούς επιταχυντές, για κάθε μία από τις ενέργειες φωτονίων που χρησιμοποιήθηκαν.

Η συνολική αβεβαιότητα των μετρήσεων με TLDs εκτιμάται περίπου στο 10%, λαμβάνοντας υπόψη την βαθμονόμηση τους (7%), τα ειδικά χαρακτηριστικά τους, όπως ο ρυθμός απόσβεσης του σήματος, και σφάλματα κατά την διαδικασία ανάγνωσης και ανόπτησης των TLDs (3%).

## 2. Ομοιώματα

Όπως προαναφέρθηκε στην προηγούμενο παράγραφο, επιμέρους στόχος της εργασίας αυτής είναι η μελέτη της επίδρασης που μεγέθους του ασθενή στην κατανομή της περιφερικής δόσης. Για τον λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκαν τρία *ανθρωπόμορφα ομοιώματα*, που προσομοιάζουν το σώμα ενός ενήλικα (Rando, Alderson Research Labs, Stanford, CA) (βάρους 73,5 kg, ύψους 173 cm) και παιδιών ηλικίας 10 και 5 χρονών (ATOM Ltd, Norfolk, Virginia) (βάρους 32 και 19 kg, ύψους 140 και 100 cm, αντίστοιχα) (Σχήμα 5.4.α). Τα ομοιώματα αυτά, από πλαστικό υλικό, αποτελούνται από πολλές τομές πάχους 2,5 cm, στις οποίες υπάρχουν κοιλότητες αέρα και ανομοιογένειες από υλικά που προσομοιάζουν διάφορους ιστούς, π.χ. πνεύμονα, οστά, μυς. Τα ομοιώματα έχουν οπές μέσα στις οποίες μπορούν να τοποθετηθούν δοσίμετρα θερμοφωταύγειας (TLDs) (Σχήμα 5.4.β).



**Σχήμα 5.4.** α) Τα τρία ανθρωπόμορφα ομοιώματα που χρησιμοποιήθηκαν. β) Ο τρόπος τοποθέτησης των δοσίμετρων θερμοφωταύγειας μέσα στα ομοιώματα.

### 3. Μετρήσεις

Σε όλες τις μετρήσεις περιφερικής δόσης με δοσίμετρα θερμοφωταύγειας, η δόση μετρήθηκε σε αποστάσεις από το άκρο του πεδίου 5, 10, 15 και 20 cm. Καθώς οι μετρήσεις με θάλαμο ιονισμού πραγματοποιήθηκαν σε βάθος  $d = 10$  cm, τα TLDs τοποθετήθηκαν στις πλησιέστερες οπές των ομοιωμάτων σε βάθος  $d = 10$  cm, ώστε να συγκριθούν τα αποτελέσματα των δύο δοσιμετρικών μεθόδων μεταξύ τους. Τα βάθη αυτά ήταν 8.5 cm για τα ομοιώματα των παιδιών και 9.5 cm για το ομοίωμα Rando. Ακόμα, όλες οι μετρήσεις με TLDs έγιναν σε απόσταση πηγής-δέρματος (SSD) 100 cm. Η μεθοδολογία των μετρήσεων περιγράφεται στην συνέχεια.

Για να ελεγχεί η αξιοπιστία των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν με θάλαμο ιονισμού, μία σειρά αντίστοιχων μετρήσεων πραγματοποιήθηκαν και με TLDs, ώστε να συγκριθούν μεταξύ τους. Αυτή η σειρά μετρήσεων χωρίζεται σε δύο ενότητες:

#### α) Μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν και στα τρία ομοιώματα

Οι μετρήσεις αυτές πραγματοποιήθηκαν εφαρμόζοντας τα πεδία  $5 \times 5$ ,  $10 \times 10$  και  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>. Η σειρά αυτή μετρήσεων έγινε και για τα τρία ομοιώματα, σε δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV. Όλη η παραπάνω διαδικασία πραγματοποιήθηκε για δύο διαφορετικούς προσανατολισμούς του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ . Στον Πίνακα 6.7. παρουσιάζεται σχηματικά ο συνδυασμός των παραμέτρων με τον οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μετρήσεις.

Με αυτή την μεθοδολογία εξετάζεται ακόμα και η επίδραση του μεγέθους του ασθενή στην περιφερική δόση, σε συσχέτιση με την ενέργεια της δέσμης, τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα και το μέγεθος του πεδίου.

Πίνακας 6.7.

		5x5 cm <sup>2</sup>	10x10 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>	Ομοιώματα		
		$\theta_c = 0^\circ$			5 χρονών	10 χρονών	18 χρονών
6MV 18MV	Μετρήσεις περιφερικής δόσης						
		$\theta_c = 90^\circ$			5 χρονών	10 χρονών	18 χρονών
6MV 18MV	Μετρήσεις περιφερικής δόσης						

**β) Μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν στο ομοίωμα του ενήλικα (Rando)**

Για τη μελέτη της επίδρασης της εφαρμογής *ασύμμετρων πεδίων* στην περιφερική δόση χρησιμοποιήσαμε πεδίο  $(3+7)\times(3+7)$  cm<sup>2</sup>. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στο ομοίωμα του ενήλικα και στις δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV.

Για τη μελέτη της επίδρασης της χρήσης *σφηνοειδών φίλτρων* στην περιφερική δόση, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις εφαρμόζοντας σφηνοειδές φίλτρο με γωνία εξομοίωσης 45°, για τα πεδία 10×10 και 15×15 cm<sup>2</sup> και για δύο ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV. Η περιφερική δόση μετρήθηκε κατά την διεύθυνση και του λεπτού άκρου (*thin edge*), αλλά και παχύ άκρου (*thick edge*) του φίλτρου.

Για τη μελέτη της επίδρασης της εφαρμογής *ακανόνιστων πεδίων*, με χρήση *block* ή *MLC*, στην περιφερική δόση χρησιμοποιήσαμε πεδίο 15×15 cm<sup>2</sup>, που θωρακίζεται κατά 25%. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και στις δύο ενέργειες φωτονίων 6 MV και 18 MV.

Για να ελεγχεί η αξιοπιστία της μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης, πραγματοποιήθηκε μία σειρά μετρήσεων στο ομοίωμα του ενήλικα (Rando) επιλέγοντας έναν *τυχαίο συνδυασμό των παραμέτρων* που επιδρούν στην περιφερική δόση. Συγκεκριμένα, τοποθετώντας TLDs σε απόσταση 10 και 15 cm από το άκρο του πεδίου μέσα στο ομοίωμα, εξετάστηκαν οι εξής περιπτώσεις:

- α) Πεδίο 6×18 cm<sup>2</sup>, με διεύθυνση θωράκισης του πεδίου τα διαφράγματα και SSD=100 cm, σε ενέργεια φωτονίων 6 MV.
- β) Πεδίο 6×18 cm<sup>2</sup>, με διεύθυνση θωράκισης του πεδίου τα διαφράγματα και SSD=100 cm, σε ενέργεια φωτονίων 6 MV και εισαγωγή σφηνοειδούς φίλτρου 45°.
- γ) Πεδίο 13×10 cm<sup>2</sup>, με διεύθυνση θωράκισης του πεδίου τα διαφράγματα και SSD=95 cm, σε ενέργεια φωτονίων 18 MV και μετατόπιση 4 cm από τον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης στο εγκάρσιο επίπεδο.

## V. ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗΣ ΔΟΣΗΣ ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟ ΓΡΑΜΜΙΚΟ ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΗ

Όπως έχει προαναφερθεί, επιμέρους στόχος της εργασίας αυτής είναι η σύγκριση της κατανομής της περιφερικής δόσης σε δύο διαφορετικούς επιταχυντές στην ίδια ενέργεια φωτονίων. Για τον σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε και ο γραμμικός επιταχυντής *Philips SL 75/5* (The Netherlands) με δυνατότητα παραγωγής δέσμης φωτονίων στα 6 MV. Ο επιταχυντής αυτός δεν διαθέτει σύστημα MLC και ο πρωτεύον καθώς και ο δευτερεύον κατευθυντήρας του αποτελούνται από συμβατικά διαφράγματα.

Για την μέτρηση της περιφερικής δόσης σε αυτόν τον γραμμικό επιταχυντή χρησιμοποιήθηκαν *TLD-200* στο ανθρωπόμορφο ομοίωμα Rando. Ακολουθήθηκε η ίδια μέθοδος βαθμονόμησης με αυτήν στον επιταχυντή Primus Siemens (Παράγραφος IV.1).

Κατά την διαδικασία της μέτρησης, τα TLDs τοποθετήθηκαν και πάλι σε απόσταση 5, 10, 15 και 20 cm από το άκρο του πεδίου σε βάθος 9,5 cm. Μετρήσεις της περιφερικής δόσης πραγματοποιήθηκαν για τα πεδία  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , με τον κατευθυντήρα στις  $90^\circ$ .

# Κεφάλαιο 7

---

## Πειραματικά Αποτελέσματα

### I. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το κεφάλαιο αυτό, όπου παρουσιάζονται τα πειραματικά αποτελέσματα της εργασίας, χωρίζεται σε τέσσερα μέρη. Το πρώτο αφορά στην μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν την κατανομή της περιφερικής δόσης, που πραγματοποιήθηκε με το βασικό δοσιμετρικό σύστημα, το θάλαμο ιονισμού μέσα σε ομοίωμα νερού. Στο δεύτερο μέρος, παρουσιάζεται η εμπειρική μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης για διάφορους σχεδιασμούς θεραπείας, που αναπτύχθηκε βασιζόμενη στα αποτελέσματα του πρώτου μέρους. Στο τρίτο μέρος, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των μετρήσεων περιφερικής δόσης με TLDs σε ανθρωπόμορφα ομοιώματα. Στην τέταρτη ενότητα, παραθέτονται τα αποτελέσματα σχετικά με την επίδραση της χρήσης διαφορετικού γραμμικού επιταχυντή στην περιφερική δόση.

### II. ΜΕΛΕΤΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΠΟΥ ΕΠΗΡΕΑΖΟΥΝ ΤΗΝ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗ ΔΟΣΗ - ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΜΕ ΘΑΛΑΜΟ ΙΟΝΙΣΜΟΥ ΣΕ ΟΜΟΙΩΜΑ ΝΕΡΟΥ

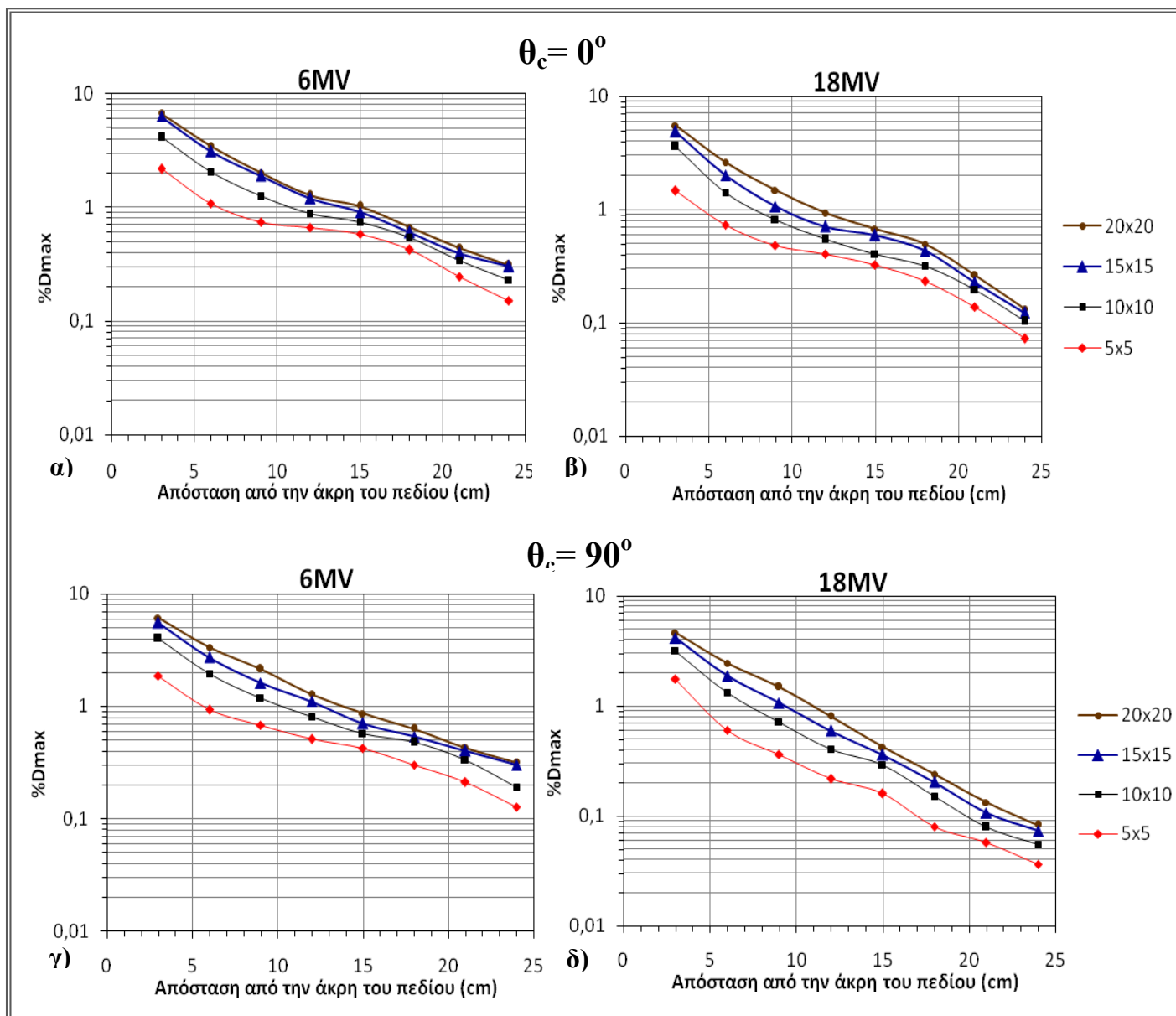
#### 1. Μεγέθος του πεδίου ακτινοβολήσης

Τα αποτελέσματα της μελέτης, ως προς την επίδραση του μεγέθους του πεδίου ακτινοβολήσης στην περιφερική δόση, παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.1. Στο σχήμα αυτό αναπαρίστανται κατανομές περιφερικής δόσης από διαφορετικά μεγέθη πεδίων ( $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ), σε ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV και για προσανατολισμούς του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ .

Στο σχήμα 7.1 φαίνεται παραστατικά ότι αύξηση του μεγέθους του πεδίου επιφέρει αύξηση της περιφερικής δόσης ανεξαρτήτως ενέργειας και προσανατολισμού

του κατευθυντήρα, όπως ήταν αναμενόμενο [6-9,18-19, 21-26] λόγω αύξησης της εσωτερικής σκέδασης.

Επίσης, ο βαθμός της εξάρτησης της περιφερικής δόσης από το μέγεθος του πεδίου να διαφοροποιείται ανάλογα με την ενέργεια των φωτονίων και τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα. Στο Σχήμα 7.1 είναι εμφανής η τάση του βαθμού αυτού εξάρτησης να αυξάνεται από τα 6 MV στα 18 MV και από  $\theta_c = 0^\circ$  σε  $\theta_c = 90^\circ$ .



**Σχήμα 7.1.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για α) 6 MV με προσανατολισμό του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$ , β) 18 MV με  $\theta_c = 0^\circ$ , γ) 6 MV με  $\theta_c = 90^\circ$  και δ) 18 MV με  $\theta_c = 90^\circ$ , κανονικοποιημένη ως προς την δόση ( $D_{max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Οι κύκλοι αντιπροσωπεύουν το πεδίο  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , τα τρίγωνα το  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , τα τετράγωνα το  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και οι ρόμβοι το  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  αντίστοιχα.



Οι κατανομές της περιφερικής δόσης που δίνονται στο Σχήμα 7.1. μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εκτίμηση της περιφερικής δόσης σε κρίσιμες δομές εκτός του πρωτεύοντος πεδίου για τα πεδία  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , σε ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV και για προσανατολισμούς του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ . Πρακτικά, όμως, μία εμπειρική μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης πρέπει να είναι σε θέση να υπολογίζει περιφερική δόση για διάφορα μεγέθη πεδίων. Για τον σκοπό αυτό, χρησιμοποιήσαμε μία μέθοδο διόρθωσης της δόσης ως προς το μέγεθος του πεδίου [35,40] που περιγράφεται αναλυτικά στην συνέχεια.

Οι κατανομές της περιφερικής δόσης που δίνονται στο Σχήμα 7.1. μεταβάλλονται ως εκθετική συνάρτηση της μορφής (fit):

$$\%D_{\max} = A \cdot e^{-Bd} \quad (7.1)$$

όπου  $\%D_{\max}$  είναι η κανονικοποιημένη δόση ως προς την δόση ( $D_{\max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης, A και B είναι οι παράμετροι της συνάρτησης (fitting parameters) και d (cm) είναι η απόσταση από το άκρο του πεδίου στο βάθος ενδιαφέροντος. Οι παραπάνω προσαρμογές ήταν πολύ καλές με συντελεστές συσχέτισης  $R^2 = 0,955-0,985$  (Σχήμα 7.1.α),  $R^2 = 0,967-0,985$  (Σχήμα 7.1.β),  $R^2 = 0,977-0,988$  (Σχήμα 7.1.γ) και  $R^2 = 0,975-0,999$  (Σχήμα 7.1.δ).

Στην συνέχεια, εξετάστηκε η σχέση των παραμέτρων (fitting parameters) A και B με την επιφάνεια ( $\text{cm}^2$ ) του πεδίου ακτινοβολήσης. Διαπιστώθηκε ότι η σχέση αυτή είναι πολυνομική δευτέρου βαθμού και στις τέσσερις περιπτώσεις του Σχήματος 7.1. Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.1. Ο συνδυασμός της εξίσωσης 7.1 και των εξισώσεων που παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.1 παρέχει την δυνατότητα εκτίμησης της περιφερικής δόσης για οποιοδήποτε μέγεθος τετράγωνου πεδίου και για αποστάσεις έως 28 cm από το άκρο του πεδίου.

**Πίνακας 7.1.** Εξισώσεις που αναπαριστούν την σχέση των παραμέτρων (fitting parameters) A και B της εξίσωσης 7.1 με την επιφάνεια ( $\text{cm}^2$ ) του πεδίου ακτινοβολήσης.

Ενέργεια	$\theta_c = 0^\circ$		$\theta_c = 90^\circ$	
	Εξίσωση	$R^2$	Εξίσωση	$R^2$
6MV	$A = -5 \cdot 10^{-5}x^2 + 0,038x + 1,538$	0,998	$A = -4 \cdot 10^{-5}x^2 + 0,029x + 1,614$	0,987
	$B = -4 \cdot 10^{-7}x^2 + 0,102$	0,978	$B = -3 \cdot 10^{-7}x^2 + 0,106$	1
18MV	$A = -3 \cdot 10^{-5}x^2 + 0,027x + 1,31$	0,993	$A = -3 \cdot 10^{-5}x^2 + 0,03x + 1,456$	0,991
	$B = -4 \cdot 10^{-7}x^2 + 0,118$	0,821	$B = -3 \cdot 10^{-7}x^2 + 0,166$	1

## 2. Προσανατολισμός του κατευθυντήρα

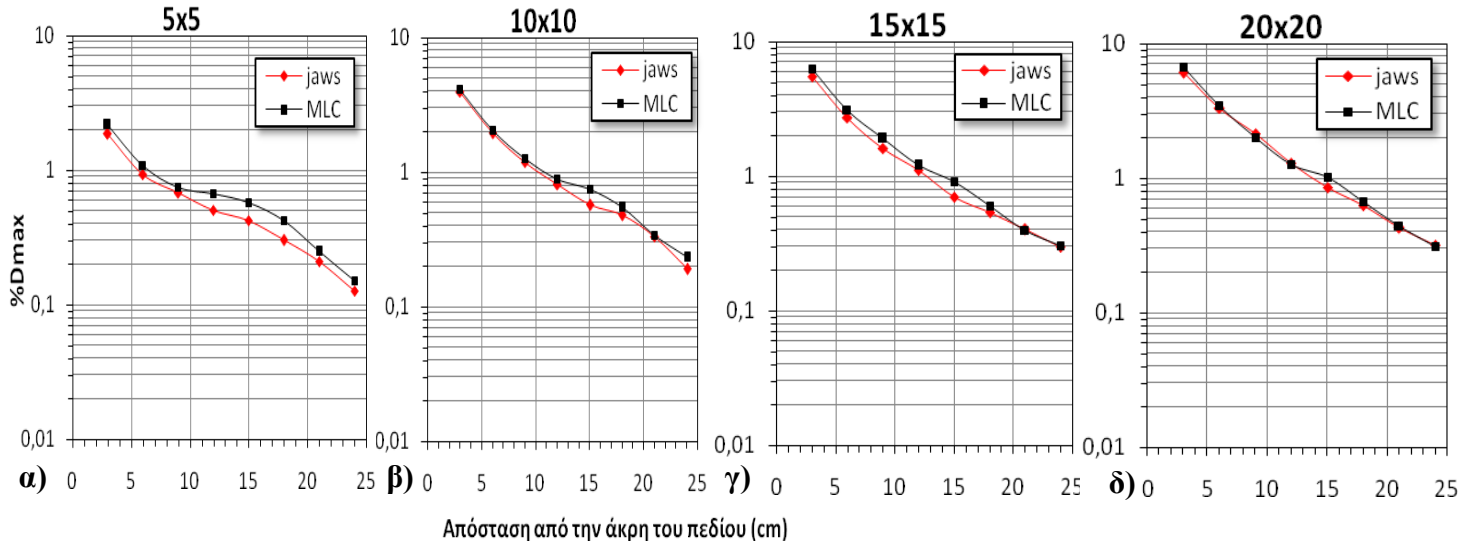
Τα αποτελέσματα της μελέτης ως προς την επίδραση του προσανατολισμού του κατευθυντήρα στην περιφερική δόση, δηλαδή αν το σημείο ενδιαφέροντος θωρακίζεται από τα διαφράγματα (jaws) ( $\theta_c = 90^\circ$ ) ή τον πολύφυλλο κατευθυντήρα (MLC) ( $\theta_c = 0^\circ$ ), παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.2. Στο σχήμα αυτό αναπαρίστανται οι κατανομές περιφερικής δόσης αναφορικά με τον τρόπο θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος (jaws ή MLC) για διαφορετικά μεγέθη πεδίων ( $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ), σε ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV.

Στο σχήμα 7.2 φαίνεται παραστατικά ότι όταν το σημείο ενδιαφέροντος θωρακίζεται από τα MLC έναντι των jaws παρατηρείται αύξηση της περιφερικής δόσης ανεξαρτήτως ενέργειας και μεγέθους του πεδίου, γεγονός που συμφωνεί με την βιβλιογραφία [8]. Η επίδραση αυτή είναι αναμενόμενη λόγω της διαρροής της ακτινοβολίας μέσω των φύλλων του MLC, που είναι περίπου 2% [41-43].

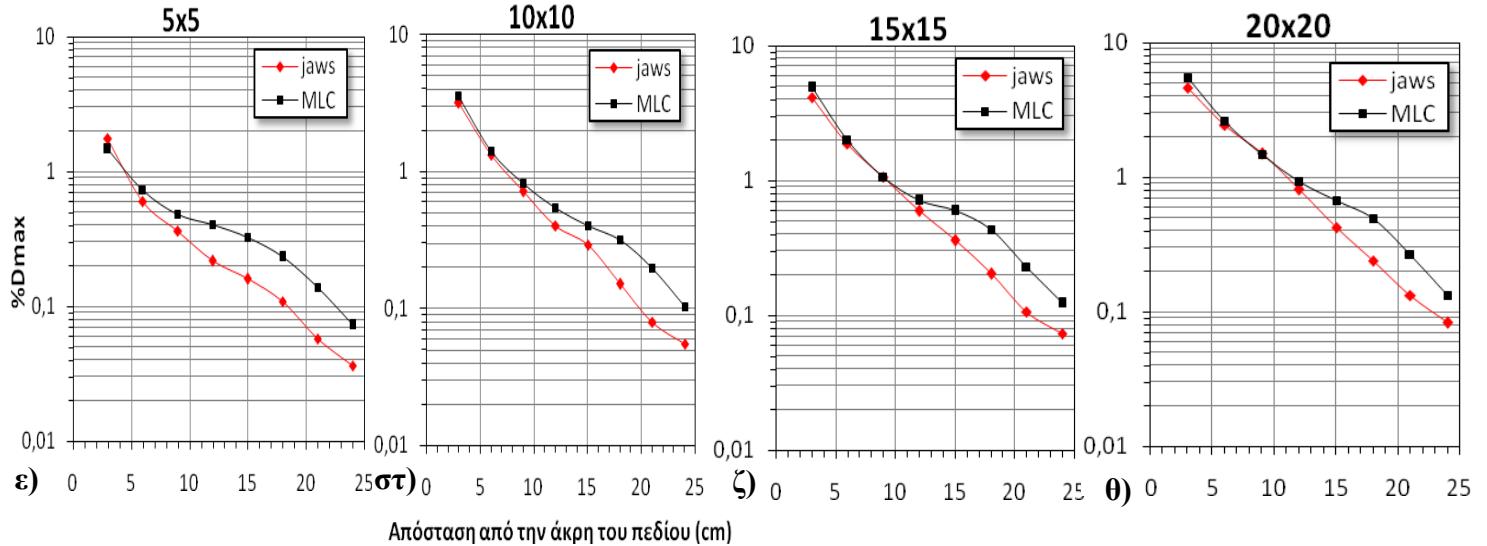
Ακόμα, ο βαθμός της επίδρασης αυτής μειώνεται όσο το μέγεθος του πεδίου αυξάνεται, ενώ στα 18MV είναι μεγαλύτερος από ό,τι στα 6MV. Οι δύο αυτές τάσεις έχουν καταγραφεί και από άλλες μελέτες [8], γεγονός που επιβεβαιώνει την αξιοπιστία των μετρήσεων μας.

Για την συστηματικοποίηση της επίδρασης αυτής της παραμέτρου στην περιφερική δόση με στόχο την ανάπτυξη εμπειρικής μεθόδου εκτίμησης της δόσης, δεν δίδονται σε αυτήν την παράγραφο παράγοντες διόρθωσης της δόσης. Ο λόγος της απουσίας των παραγόντων αυτών είναι ότι η εξάρτηση της περιφερικής δόσης από τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα εμπεριέχεται στην διαφοροποίηση των εξισώσεων του Πίνακα 7.1 σύμφωνα με τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα.

## 6MV



## 18MV



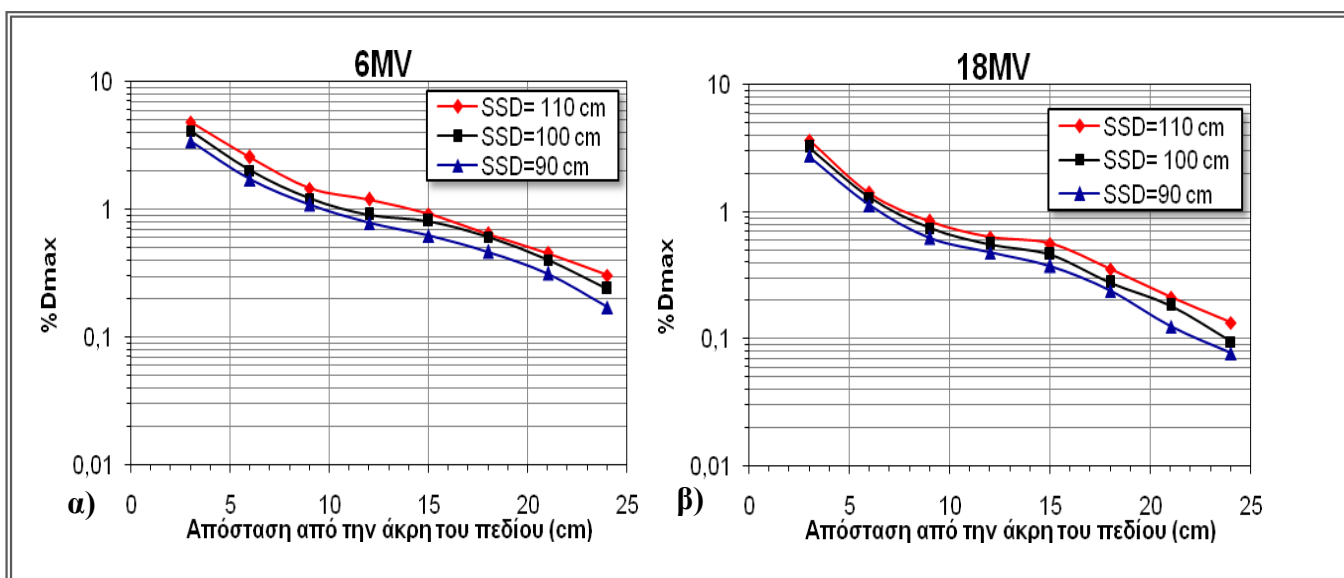
**Σχήμα 7.2.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για α) πεδίο  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  στα 6 MV, β) πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  στα 6 MV, γ) πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  στα 6 MV, δ) πεδίο  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  στα 6 MV, ε) πεδίο  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  στα 18 MV, στ) πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  στα 18 MV, ζ) πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  στα 18 MV, θ) πεδίο  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  στα 18 MV. Οι κατανομές είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση ( $D_{\max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Οι ρόμβοι αντιπροσωπεύουν την περίπτωση που το σημείο ενδιαφέροντος θωρακίζεται από τα διαφράγματα (jaws) ( $\theta_c=90^\circ$ ) και τα τετράγωνα την περίπτωση που το σημείο ενδιαφέροντος θωρακίζεται από τα MLC ( $\theta_c=0^\circ$ ), αντίστοιχα.

### 3. Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD)

Τα αποτελέσματα της μελέτης ως προς την επίδραση της απόστασης πηγής- δέρματος (SSD) παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.2. Στο σχήμα αυτό αναπαρίστανται οι κατανομές περιφερικής δόσης που μετρήθηκαν για SSD= 90, 100, 110 cm με πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , σε ενέργειες φωτονίων 6MV και 18MV. Αντίστοιχες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και για πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , όπου παρατήθηκε η ίδια επίδραση της SSD στην περιφερική δόση με περίπου ίδιο βαθμό εξάρτησης.

Στο σχήμα 7.3 φαίνεται παραστατικά ότι όταν η SSD μειώνεται αναφορικά με την SSD=100 cm μειώνεται και η κατανομή της περιφερικής δόσης. Αντίστοιχα, όταν η SSD αυξάνεται, η κατανομή της περιφερικής δόσης αυξάνεται. Η επίδραση αυτή παρατηρείται και στις δύο ενέργειες φωτονίων και για τα δύο μεγέθη πεδίων.

Η εξάρτηση αυτή της περιφερικής δόσης από την SSD αποδίδεται στην εξασθένηση της δέσμης σύμφωνα με τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου. Αναλυτικότερα, όταν η SSD αυξάνεται (Mayneord factor > 1) η δέσμη εξασθενεί αντιστρόφως ανάλογα με την απόσταση, οπότε και απαιτείται μεγαλύτερος χρόνος ακτινοβολήσης (monitor units) για την απορρόφηση της ίδιας δόσης στον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης στο βάθος της μέγιστης δόσης ( $D_{\max}$ ). Όμως, η διαρρέουσα



**Σχήμα 7.3.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  α) στα 6 MV και β) στα 18 MV. Οι κατανομές είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση ( $D_{\max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Οι ρόμβοι αντιπροσωπεύουν την SSD 110 cm, τα τετράγωνα την SSD 100 cm και τα τρίγωνα την SSD 90 cm αντίστοιχα.

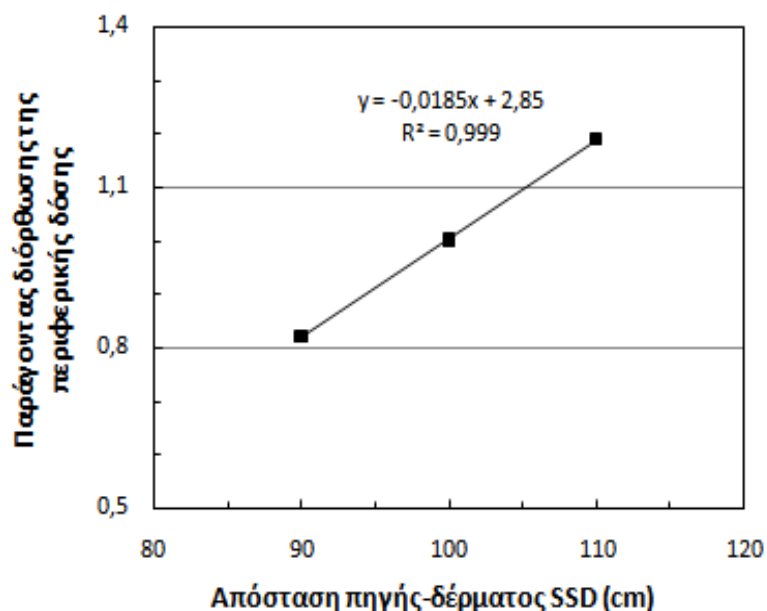
ακτινοβολία είναι ανάλογη με τον χρόνο ακτινοβολήσης που χρησιμοποιείται για την θεραπεία. Άρα, αναμένεται ότι για πεδία, που αποδίδουν την ίδια  $D_{\max}$ , η περιφερική δόση θα αυξάνεται κατά ένα παράγοντα περίπου ίσο με τον Mayneord factor. Αντίστοιχα, όταν η SSD μειώνεται (Mayneord factor < 1), η περιφερική δόση θα πρέπει να μειώνεται κατά ένα παράγοντα περίπου ίσο με τον Mayneord factor.

Χρησιμοποιώντας τις κατανομές του σχήματος 7.3 υπολογίσαμε τον παράγοντα διόρθωσης της περιφερικής δόσης για SSDs 90 και 110 cm αναφορικά με SSD 100 cm, για τις ενέργειες 6 και 18 MV. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3-24 cm από την άκρη του πεδίου, για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , με σφάλμα την τυπική απόκλιση της μέσης τιμής. Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.2. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν την θεωρητική ανάλυση της προηγούμενης παραγράφου καθώς οι παράγοντες διόρθωσης της περιφερικής δόσης συμπίπτουν με τον Mayneord factor, που είναι 0,82 για SSD=90 cm και 1,19 για SSD=110 cm. Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με άλλες μελέτες που αναφέρουν ότι η εξάρτηση της περιφερικής δόσης από την SSD μπορεί να εκτιμηθεί λαμβάνοντας υπόψη τον νόμο του αντιστρόφου τετραγώνου για τον ρυθμό δόσης [18,19].

Στον Πίνακα 7.2, φαίνεται ακόμα ότι ο βαθμός της εξάρτησης της περιφερικής δόσης από την SSD δεν διαφοροποιείται σημαντικά μεταβάλλοντας την ενέργεια των φωτονίων και το μέγεθος του πεδίου. Το γεγονός αυτό μας δίνει την δυνατότητα υπολογισμού ενός παράγοντα διόρθωσης της περιφερικής δόσης, ανεξάρτητου από την ενέργεια της δέσμης και το μέγεθος του πεδίου. Στο Σχήμα 7.4 παρουσιάζονται οι παράγοντες αυτοί, που υπολογίζονται ως μέση τιμή των παραγόντων που δίνονται στον Πίνακα 7.2 για τις ενέργειες 6 και 18 MV.

**Πίνακας 7.2.** Παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης για SSDs 90 cm και 110 cm αναφορικά με SSD 100 cm και για τις ενέργειες 6 και 18 MV. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου, για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ . Τα σφάλματα είναι η τυπική απόκλιση της μέσης τιμής.

	90 cm	110 cm
6 MV	$0,81 \pm 0,06$	$1,2 \pm 0,09$
18 MV	$0,83 \pm 0,06$	$1,19 \pm 0,03$



**Σχήμα 7.3.** Ο παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης ως προς την απόσταση πηγής-δέρματος (SSD). Οι παράγοντες διόρθωσης προκύπτουν από τους παράγοντες του Πίνακα 7.2. ως μέση τιμή για 6 και 18 MV. Η εξίσωση της προσαρμοσμένης συνάρτησης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της περιφερικής δόσης για οποιαδήποτε SSD ανεξάρτητα από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης και την ενέργεια της δέσμης φωτονίων.

Πρακτικά, όμως, μία μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης πρέπει να είναι σε θέση να υπολογίζει περιφερική δόση για διάφορες SSDs. Για τον σκοπό αυτό, στα δεδομένα του Σχήματος 7.4 προσαρμόστηκε μία γραμμική συνάρτηση, με πολύ καλό συντελεστή συσχέτισης  $R^2 = 0,999$ , η οποία δίνεται από την εξίσωση:

$$\text{παράγοντας διόρθωσης} = -0,0185 \cdot \text{SSD} + 2,85 \quad (7.2)$$

Η χρήση της εξίσωσης (7.2) ή του Σχήματος 7.4 επιτρέπει την εκτίμηση της περιφερικής δόσης για οποιαδήποτε SSD ανεξάρτητα από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης και την ενέργεια της δέσμης φωτονίων.

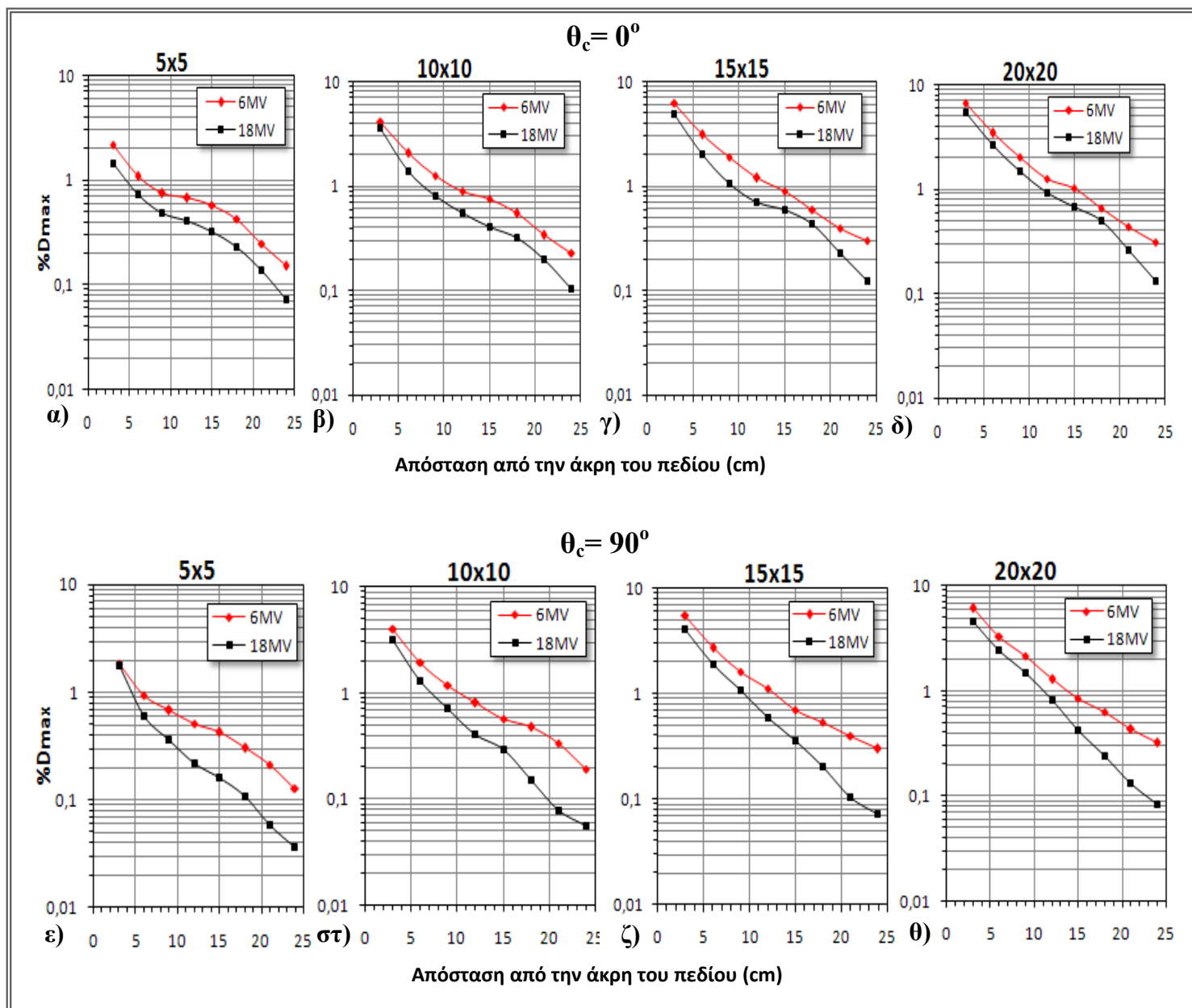
#### 4. Ενέργεια της δέσμης φωτονίων

Τα αποτελέσματα της μελέτης, ως προς την επίδραση της ενέργειας της δέσμης φωτονίων στην περιφερική δόση, παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.4. Στο σχήμα αυτό αναπαρίστανται κατανομές περιφερικής δόσης για ενέργειες φωτονίων 6 και 18MV, από διαφορετικά μεγέθη πεδίων ( $20 \times 20 \text{ cm}^2$ ,  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ) και για προσανατολισμούς του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ .

Στο σχήμα 7.4 φαίνεται παραστατικά ότι αύξηση της ενέργειας της δέσμης από 6 MV σε 18MV επιφέρει μείωση της περιφερικής δόσης ανεξαρτήτως πεδίου και προσανατολισμού του κατευθυντήρα [6-9,18-19, 21-26]. Όπως εξηγείται αναλυτικότερα στο Κεφάλαιο 2, στις υψηλές ενέργειες υπάρχει έντονη τάση για εμπρόσθια σκέδαση κατά το φαινόμενο Compton (Σχήμα 2.4). Αυτό σημαίνει ότι για μία δέσμη 18MV μεγαλύτερο ποσοστό της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας εναποτίθεται μέσα στο πρωτεύον πεδίο, ή σε κοντινές αποστάσεις από αυτό, συγκριτικά με μία δέσμη 6MV.

Επίσης αναμενόμενο ήταν ο βαθμός της εξάρτησης της περιφερικής δόσης από το την ενέργεια της δέσμης να διαφοροποιείται ανάλογα με το μέγεθος του πεδίου και τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα. Στο σχήμα 7.4 φαίνεται η τάση του βαθμού αυτού εξάρτησης να αυξάνεται όσο μειώνεται η επιφάνεια του πεδίου και μεταβάλλοντας τον προσανατολισμό του κατευθυντήρα από  $\theta_c = 0^\circ$  σε  $\theta_c = 90^\circ$  [8]. Ακόμα, ο βαθμός εξάρτησης της περιφερικής δόσης από την ενέργεια των φωτονίων παρουσιάζει την τάση να αυξάνεται με την απόσταση από την άκρη του πεδίου, γεγονός που επιβεβαιώνει την θεωρητική ανάλυση της προηγούμενης παραγράφου.

Για την συστηματικοποίηση της επίδρασης αυτής της παραμέτρου στην περιφερική δόση με στόχο την ανάπτυξη εμπειρικής μεθόδου εκτίμησης της δόσης, δεν δίδονται σε αυτήν την παράγραφο παράγοντες διόρθωσης της δόσης. Ο λόγος της απουσίας των παραγόντων αυτών είναι ότι η εξάρτηση της περιφερικής δόσης από την ενέργεια των φωτονίων εμπεριέχεται στην διαφοροποίηση των εξισώσεων του Πίνακα 7.1 σύμφωνα με την ενέργεια της δέσμης.



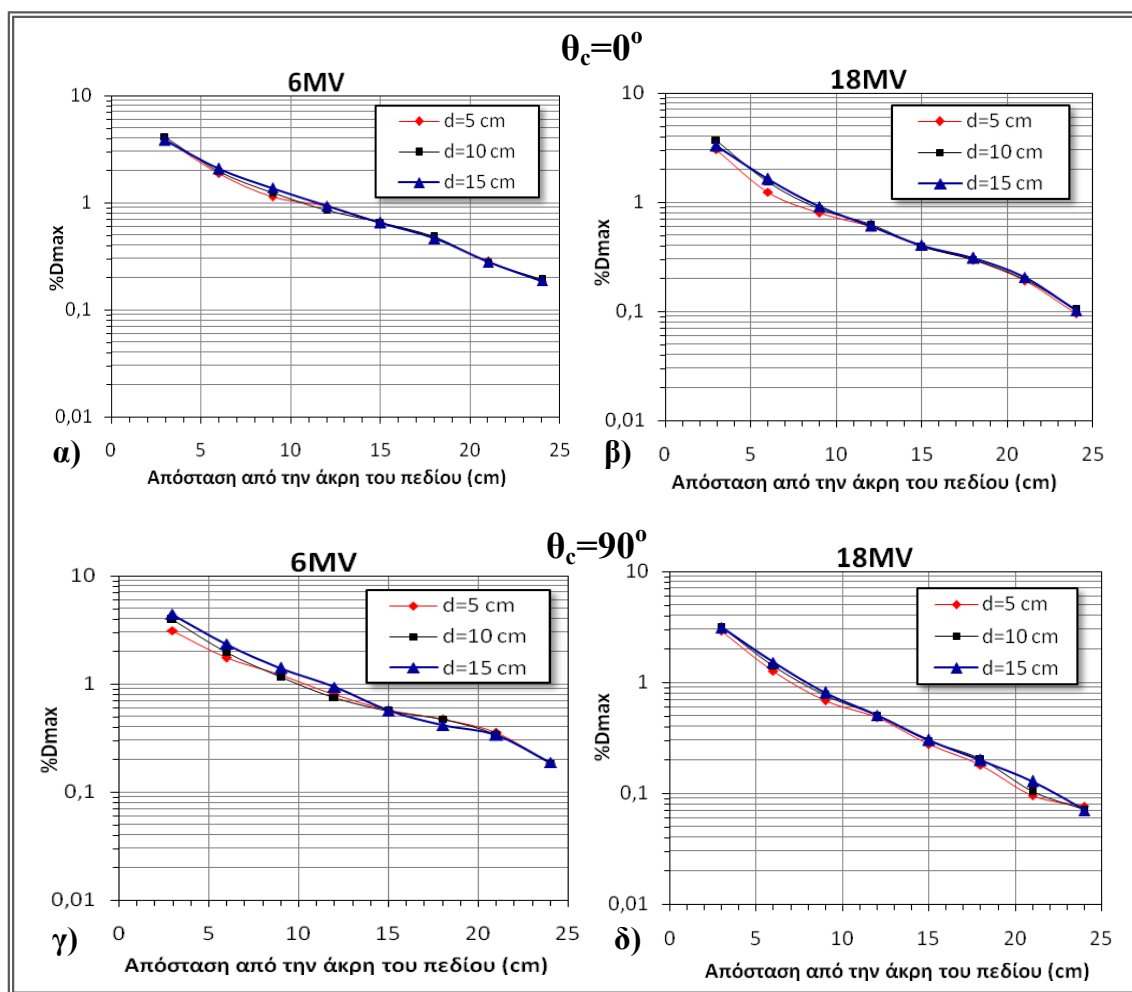
**Σχήμα 7.4.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για α) πεδίο  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 0^\circ$ , β) πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 0^\circ$ , γ) πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 0^\circ$ , δ) πεδίο  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 0^\circ$ , ε) πεδίο  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 90^\circ$ , στ) πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 90^\circ$ , ζ) πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 90^\circ$ , θ) πεδίο  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  με  $\theta_c = 90^\circ$ . Οι κατανομές είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση ( $D_{\max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Οι ρόμβοι αντιπροσωπεύουν την ενέργεια φωτονίων 6MV και τα τετράγωνα την ενέργεια φωτονίων 18MV αντίστοιχα.



### 5. Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος

Τα αποτελέσματα της μελέτης, ως προς την επίδραση το βάθους στην περιφερική δόση, παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.5. Στο σχήμα αυτό αναπαρίστανται κατανομές περιφερικής δόσης για βάθη  $d= 5, 10, 15$  cm στα 6 και 18MV, για προσανατολισμούς του κατευθυντήρα  $\theta_c= 0^\circ$  και  $\theta_c= 90^\circ$  και πεδίο  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>. Αντίστοιχες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και για πεδίο  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup>, όπου παρατήρηθηκε η ίδια επίδραση του βάθους στην περιφερική δόση, με περίπου ίδιο βαθμό εξάρτησης.

Στα Σχήμα 7.5 φαίνεται ότι η εξάρτηση της περιφερικής δόσης από το βάθος είναι μικρή και περιορίζεται σε κοντινές αποστάσεις από την άκρη του πεδίου (έως 15 cm). Τα αποτελέσματα αυτά συμφωνούν με άλλες μελέτες που θεωρούν την επίδραση του βάθους αμελητέα [6-8,22].



**Σχήμα 7.5.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για πεδίο  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup> και α) 6 MV με προσανατολισμό του κατευθυντήρα  $\theta_c= 0^\circ$ , β) 18 MV με  $\theta_c= 0^\circ$ , γ) 6 MV με  $\theta_c= 0^\circ$  και δ) 18 MV με  $\theta_c= 90^\circ$ , κανονικοποιημένη ως προς την δόση ( $D_{max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Οι ρόμβοι αντιπροσωπεύουν το βάθος  $d= 5$  cm, τα τετράγωνα το  $d= 10$  cm και οι κύκλοι το  $d= 15$  cm, αντίστοιχα.

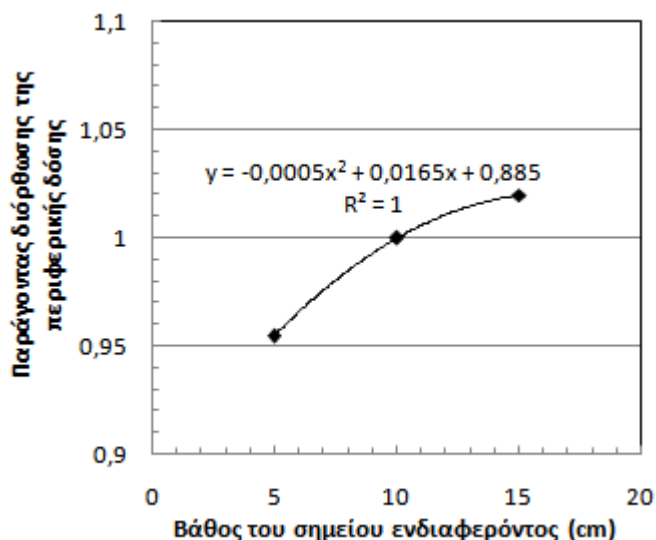
Χρησιμοποιώντας τις κατανομές του σχήματος 7.5 και τις αντίστοιχες μετρήσεις για πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  υπολογίσαμε τον παράγοντα διόρθωσης της περιφερικής δόσης για βάθος 5 και 15 cm αναφορικά με το βάθος 10 cm, για τις ενέργειες 6 και 18 MV και προσανατολισμό του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$  και  $\theta_c = 90^\circ$ . Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου, για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  και  $\theta_c = 0^\circ$  και  $90^\circ$ , με σφάλμα την τυπική απόκλιση της μέσης τιμής. Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.3. και το Σχήμα 7.6. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν την περιορισμένη επίδραση του βάθους στην περιφερική δόση [8].

Πρακτικά, όμως, μία μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης πρέπει να είναι σε θέση να υπολογίζει περιφερική δόση για διάφορα βάθη. Για τον σκοπό αυτό, στα δεδομένα του Σχήματος 7.6 προσαρμόστηκε μία πολυωνυμική συνάρτηση δευτέρου βαθμού, με πολύ καλό συντελεστή συσχέτισης  $R^2 = 1$ , η οποία δίνεται από την εξίσωση: παράγοντας διόρθωσης =  $-0,0005 \cdot (\text{Βάθος})^2 + 0,0165 \cdot (\text{Βάθος}) + 0,085$  (7.3)

Η χρήση της εξίσωσης (7.3) ή του Σχήματος 7.6 επιτρέπει την εκτίμηση της περιφερικής δόσης για οποιοδήποτε βάθος ανεξάρτητα από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης και την ενέργεια της δέσμης φωτονίων.

**Πίνακας 7.3.** Παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης για βάθη  $d=5 \text{ cm}$  και  $d=15 \text{ cm}$  αναφορικά με  $d=10 \text{ cm}$  και για τις ενέργειες 6 και 18 MV. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου, για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  και για  $\theta_c = 0^\circ$  και  $90^\circ$ . Τα σφάλματα είναι η τυπική απόκλιση της μέσης τιμής.

	5 cm	15 cm
6 MV	$0,95 \pm 0,06$	$1,02 \pm 0,06$
18 MV	$0,96 \pm 0,06$	$1,02 \pm 0,06$

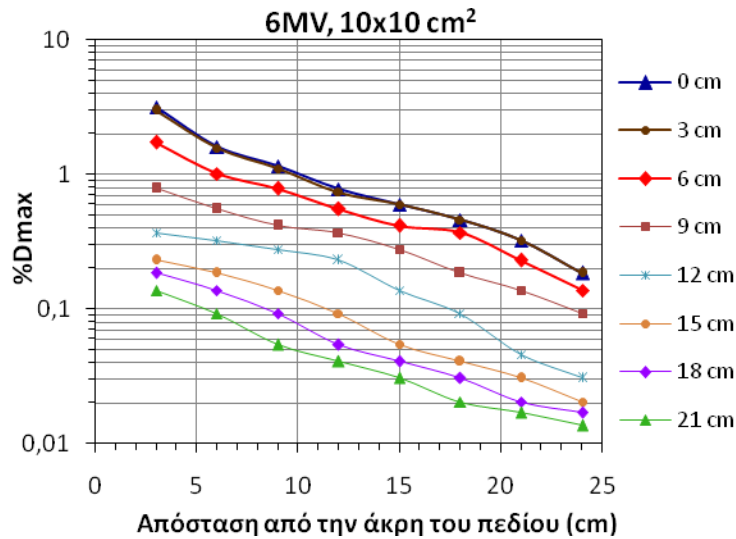


**Σχήμα 7.6.** Ο παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης ως προς το βάθος του σημείου ενδιαφέροντος. Οι παράγοντες διόρθωσης προκύπτουν από τους παράγοντες του Πίνακα 7.3. ως μέση τιμή για 6 και 18 MV. Η εξίσωση της προσαρμοσμένης συνάρτησης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση της περιφερικής δόσης για οποιοδήποτε βάθος ανεξάρτητα από το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης και την ενέργεια της δέσμης φωτονίων.

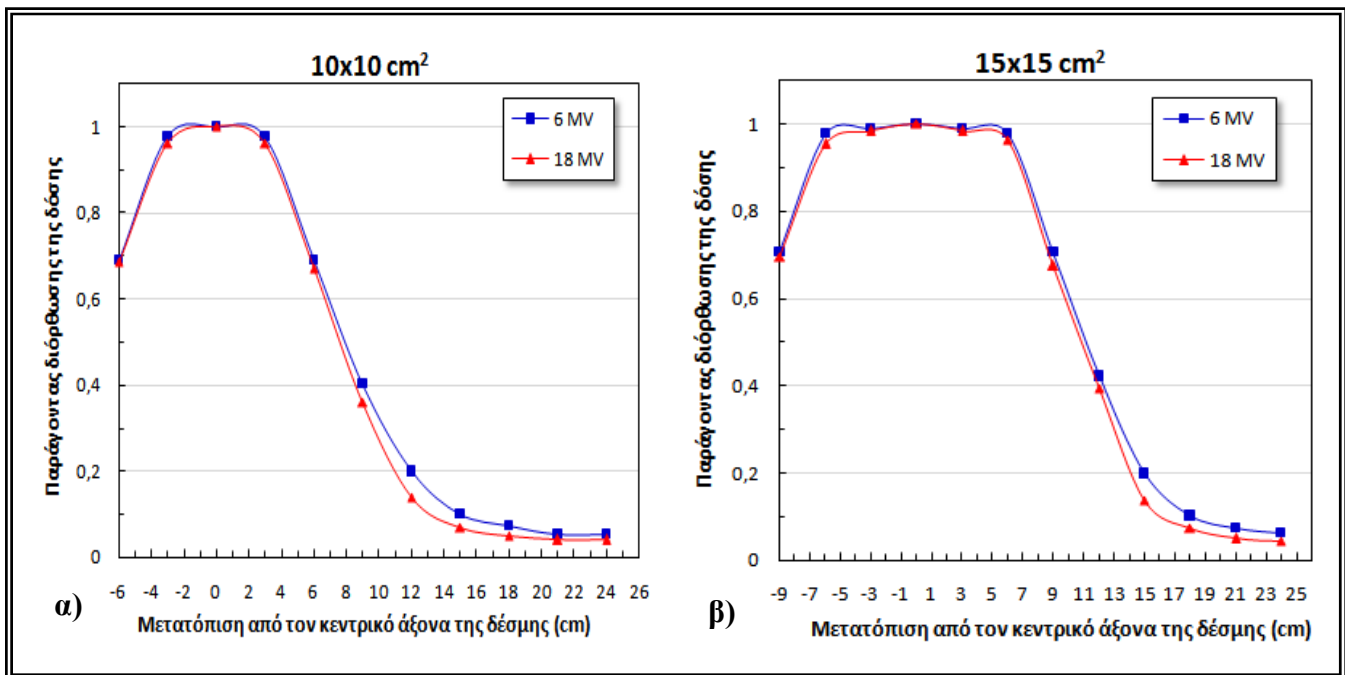
### 6. Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο

Όπως έχει προαναφερθεί στο Κεφάλαιο 6, για τη μελέτη της επίδρασης της μετατόπισης από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις περιφερικής δόσης σαρώνοντας με τον θάλαμο το ομοίωμα, όχι μόνο στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο αλλά και σε παράλληλες κατευθύνσεις ως προς αυτόν. Χαρακτηριστικά αποτελέσματα αυτής της μελέτης παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.7. Στο σχήμα αυτό αναπαρίστανται κατανομές περιφερικής δόσης για ενέργεια φωτονίων 6 MV, από πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , για διαφορετικές μετατοπίσεις από το κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο (cm). Αντίστοιχες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και για δέσμη φωτονίων 18 MV, καθώς και για πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , στις δύο ενέργειες φωτονίων.

Χρησιμοποιώντας τις κατανομές του σχήματος 7.7 και τις αντίστοιχες κατανομές από τις παραπάνω μετρήσεις, υπολογίσαμε τον παράγοντα διόρθωσης της περιφερικής δόσης, για διάφορες μετατοπίσεις από το κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο, αναφορικά με την δόση στον κεντρικό άξονα. Οι παράγοντες αυτοί υπολογίστηκαν ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου, για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , στα 6 και 18 MV αντίστοιχα. Το σφάλμα στον



**Σχήμα 7.7.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για διαφορετικές μετατοπίσεις από το κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο (cm), για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  στα 6 MV. Οι δόσεις είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση ( $D_{\text{max}}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης.



**Σχήμα 7.8.** Ο παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης ως προς την μετατόπιση (cm) από τον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης στο εγκάρσιο επίπεδο για α)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και β)  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  πεδίο. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου. Τα τετράγωνα αντιπροσωπεύουν την δέσμη φωτονίων 6 MV και τα τρίγωνα την δέσμη 18 MV, αντίστοιχα.

υπολογισμό αυτό είναι η τυπική απόκλιση της μέσης τιμής (τυπικά 0-0,07). Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Σχήμα 7.8.

Στο Σχήμα 7.8 φαίνεται ότι για μετατοπίσεις έως 40% της πλευράς του πεδίου η επίδραση της μετατόπισης στην περιφερική δόση είναι αμελητέα. Για μετατοπίσεις από 40% έως 50% της πλευράς του πεδίου η επίδραση της μετατόπισης στην περιφερική δόση μπορεί να εκτιμηθεί με ένα παράγοντα διόρθωσης της δόσης περίπου  $0,83 \pm 0,03$ . Για μετατοπίσεις μεγαλύτερες από το 50% της πλευράς του πεδίου η επίδραση της μετατόπισης στην περιφερική δόση είναι περίπου ίδια ανεξάρτητα από το μέγεθος του πεδίου, ενώ αυξάνεται λίγο από τα 6 στα 18 MV. Στο Σχήμα 7.9. παρουσιάζονται οι παράγοντες διόρθωσης της περιφερικής δόσης του σχήματος 7.7 ως προς την μετατόπιση από το άκρο του πεδίου στο εγκάρσιο επίπεδο, για  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  πεδία, στα 6 και 18 MV αντίστοιχα.

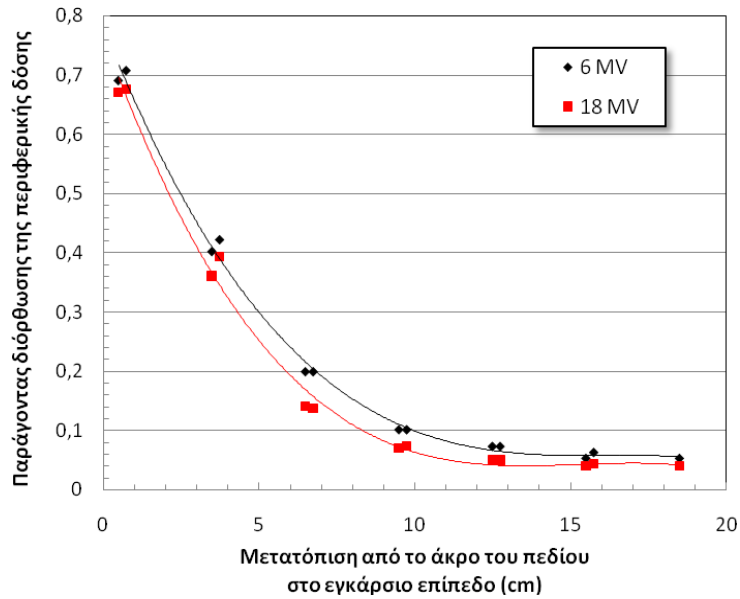
Για την συστηματικοποίηση της επίδρασης αυτής της παραμέτρου στην περιφερική δόση με στόχο την ανάπτυξη μεθόδου εκτίμησης της δόσης, στα δεδομένα του Σχήματος 7.9 προσαρμόστηκε πολυωνμική συνάρτηση τρίτου βαθμού με συντελεστές συσχέτισης  $R^2$  0,996 και 0,985 για τα 6 και 18 MV αντίστοιχα. Οι εξισώσεις αυτές είναι για δέσμη φωτονίων 6 MV:

$$y = -1,65 \cdot 10^{-4} x^3 + 8,12 \cdot 10^{-3} x^2 - 0,133x + 0,781 \quad (7.4)$$

και για δέσμη φωτονίων 18 MV:

$$y = -2,12 \cdot 10^{-4} x^3 + 9,68 \cdot 10^{-3} x^2 - 0,146x + 0,765 \quad (7.5)$$

Συνοψίζοντας, για μετατοπίσεις από τον κεντρικό άξονα της δέσμης, στο εγκάρσιο επίπεδο, μικρότερες από το 40% της πλευράς του πεδίου η επίδραση αυτής της παραμέτρου στην περιφερική δόση είναι αμελητέα. Για μετατοπίσεις από 40% έως 50% της πλευράς του πεδίου η περιφερική δόση μειώνεται κατά έναν παράγοντα περίπου 0,8. Τα παραπάνω συμπεράσματα είναι ανεξάρτητα από το μέγεθος του πεδίου και την ενέργεια των φωτονίων. Για μετατοπίσεις μεγαλύτερες από 50% της πλευράς του πεδίου η περιφερική δόση μειώνεται κατά έναν παράγοντα που μπορεί να εκτιμηθεί από τις εξισώσεις (7.4) και (7.5).

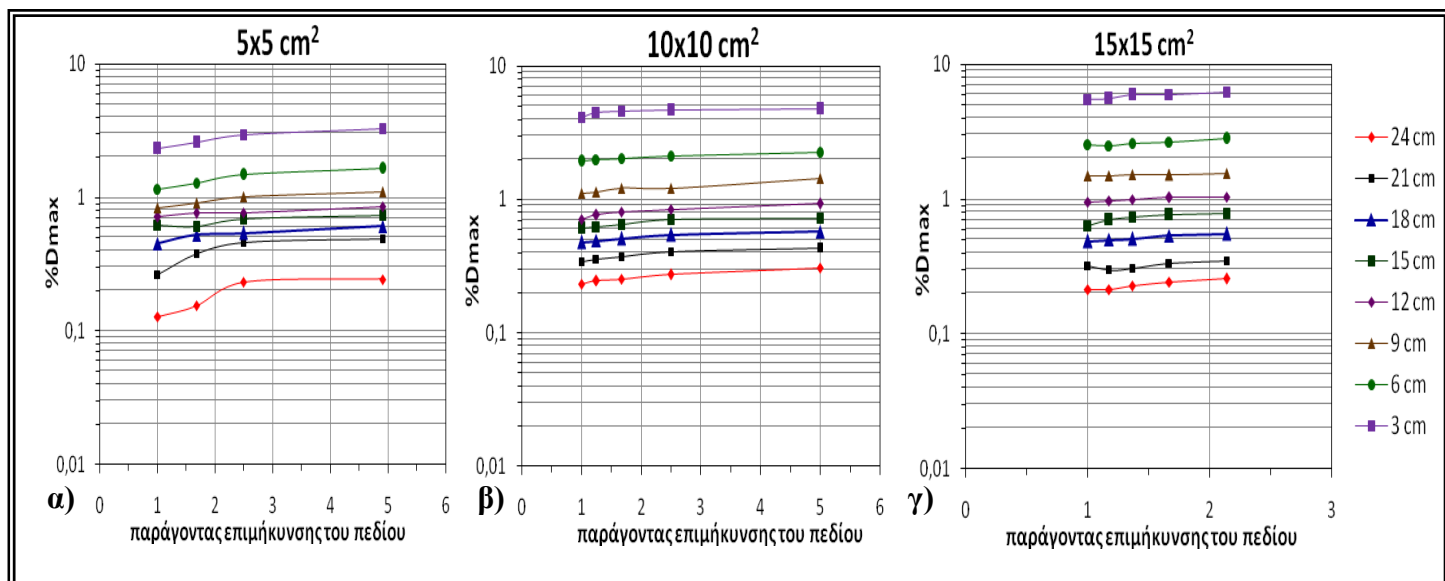


**Σχήμα 7.9.** Ο παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης ως προς την μετατόπιση (cm) από το άκρο του πεδίου στο εγκάρσιο επίπεδο για 6 και 18 MV. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου και έχουν συλλεχθεί από το Σχήμα 7.8 για  $10 \times 10$  και  $15 \times 15$  cm<sup>2</sup> πεδία. Οι ρόμβοι αντιπροσωπεύουν την δέσμη φωτονίων 6 MV και τα τετράγωνα την δέσμη 18 MV, αντίστοιχα. Στα δεδομένα έχουν προσαρμοστεί πολυωνμικές συναρτήσεις τρίτου βαθμού.

### 7. Επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης- Ισοδύναμα πεδία

Για να μελετήσουμε την εξάρτηση της περιφερικής δόσης από την επιμήκυνση του πεδίου, χρησιμοποιήσαμε τον παράγοντα επιμήκυνσης  $\epsilon$ , που ορίζεται ως το μήκος του πεδίου (παράλληλο προς τον άξονα περιστροφής του επιταχυντή) προς το πλάτος του πεδίου, όπως έχει ήδη αναφερθεί στο Κεφάλαιο 6. Χαρακτηριστικά αποτελέσματα αυτής της μελέτης παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.10. Στο σχήμα αυτό αναπαρίσταται η περιφερική δόση συναρτήσει του παράγοντα επιμήκυνσης του πεδίου  $\epsilon$  για διάφορες αποστάσεις από την άκρη του πεδίου από 3 έως 24 cm, στα 6 MV, για α)  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , β)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , γ)  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  ισοδύναμο πεδίο. Αντίστοιχες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και για δέσμη φωτονίων 18 MV, όπου παρατηρήθηκε η ίδια τάση εξάρτησης της περιφερικής δόσης από την επιμήκυνση του πεδίου.

Στο Σχήμα 7.10 φαίνεται παραστατικά ότι επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης επιφέρει αύξηση της περιφερικής δόσης, καθώς αυξάνεται η εσωτερική σκέδαση Compton [18,19]. Αναμενόμενο ήταν ο βαθμός της εξάρτησης της περιφερικής δόσης από την επιμήκυνση του πεδίου να μειώνεται όσο το μέγεθος του ισοδύναμου πεδίου



**Σχήμα 7.10.** Η περιφερική δόση συναρτήσει του παράγοντα επιμήκυνσης του πεδίου ( $\epsilon$ ) για διάφορες αποστάσεις από την άκρη του πεδίου, στα 6 MV και για α)  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , β)  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , γ)  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  ισοδύναμο τετράγωνο πεδίο. Η δόση είναι κανονικοποιημένη ως προς την δόση ( $D_{\text{max}}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με προσανατολισμό του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$ .

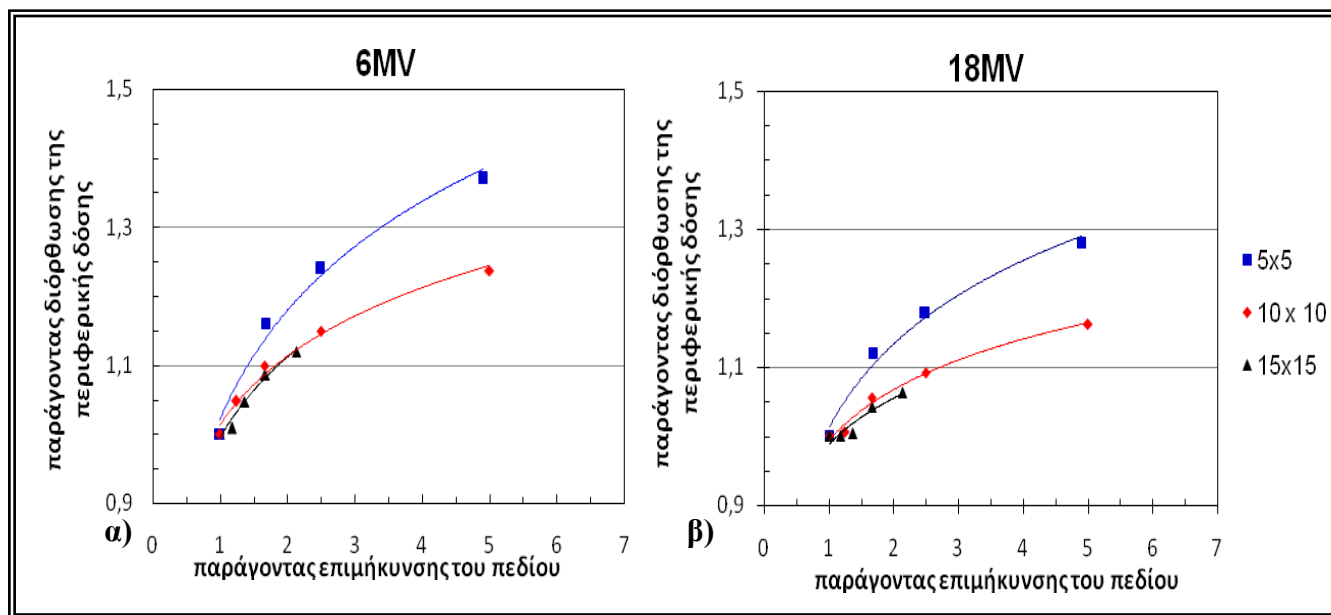
αυξάνεται [18,19], γεγονός που επιβεβαιώθηκε από τις μετρήσεις μας όπως φαίνεται στο Σχήμα 7.10. Ακόμα, ο βαθμός εξάρτησης της δόσης να διαφοροποιείται με την απόσταση από την άκρη του πεδίου.

Χρησιμοποιώντας τις κατανομές του σχήματος 7.10 και τις αντίστοιχες μετρήσεις για δέσμη 18 MV υπολογίσαμε τον παράγοντα διόρθωσης της περιφερικής δόσης για την επιμήκυνση του πεδίου αναφορικά με τον παράγοντα επιμήκυνσης 1 (δηλαδή με το αντίστοιχο τετράγωνο ισοδύναμο πεδίο). Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.11. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου, με σφάλμα την τυπική απόκλιση της μέσης τιμής. Στο σχήμα αυτό φαίνεται παραστατικά η εξάρτηση της περιφερικής δόσης από την επιμήκυνση του πεδίου είναι μεγαλύτερη στα 6 MV από ό,τι στα 18 MV.

Στα δεδομένα του σχήματος 7.11 προσαρμόστηκαν λογαριθμικές συναρτήσεις της μορφής :

$$\text{παράγοντας διόρθωσης} = A \cdot \ln(\varepsilon) + 1 \quad (7.6)$$

όπου  $A$  είναι η παράμετρος προσαρμογής και  $\varepsilon$  ο παράγοντας επιμήκυνσης του πεδίου



**Σχήμα 7.11.** Ο παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης για την επιμήκυνση του πεδίου αναφορικά με το αντίστοιχο τετράγωνο ισοδύναμο πεδίο. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου. Τα τετράγωνα αντιπροσωπεύουν το ισοδύναμο πεδίο  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ , οι ρόμβοι το  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και τα τρίγωνα το  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , αντίστοιχα. Στα δεδομένα έχουν προσαρμοστεί λογαριθμικές συναρτήσεις (εξίσωση 7.6).



ακτινοβολήσης. Οι παραπάνω προσαρμογές ήταν πολύ καλές με συντελεστές συσχέτισης  $R^2= 0,987-0,974$  (Σχήμα 7.11.α),  $R^2= 0,987-0,9$  (Σχήμα 7.11.β). Στην συνέχεια, εξετάστηκε η σχέση της παραμέτρου προσαρμογής A με την επιφάνεια ( $\text{cm}^2$ ) του ισοδύναμου πεδίου ακτινοβολήσης, για δέσμη φωτονίων 6 και 18 MV. Διαπιστώθηκε ότι η σχέση αυτή είναι εκθετική πρώτου βαθμού με  $R^2=1$ . Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.4.

Ο συνδυασμός της εξίσωσης 7.6 και των εξισώσεων του πίνακα 7.4 παρέχει την δυνατότητα εκτίμησης της περιφερικής δόσης για διάφορα ορθογώνια πεδία με οποιοδήποτε παράγοντα επιμήκυνσης, χρησιμοποιώντας μία διόρθωση στην τιμή της περιφερικής δόσης του αντίστοιχου ισοδύναμου πεδίου.

**Πίνακας 7.4.** Εξισώσεις που αναπαριστούν την σχέση της παραμέτρου προσαρμογής A της εξίσωσης (7.6) με την επιφάνεια ( $\text{cm}^2$ ) του ισοδύναμου πεδίου ακτινοβολήσης.

Ενέργεια	Εξίσωση	$R^2$
6MV	$A= 0,14+0,275 \cdot e^{-0,045x}$	1
18MV	$A= 0,092+0,15 \cdot e^{-0,025x}$	1

### 8. Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων

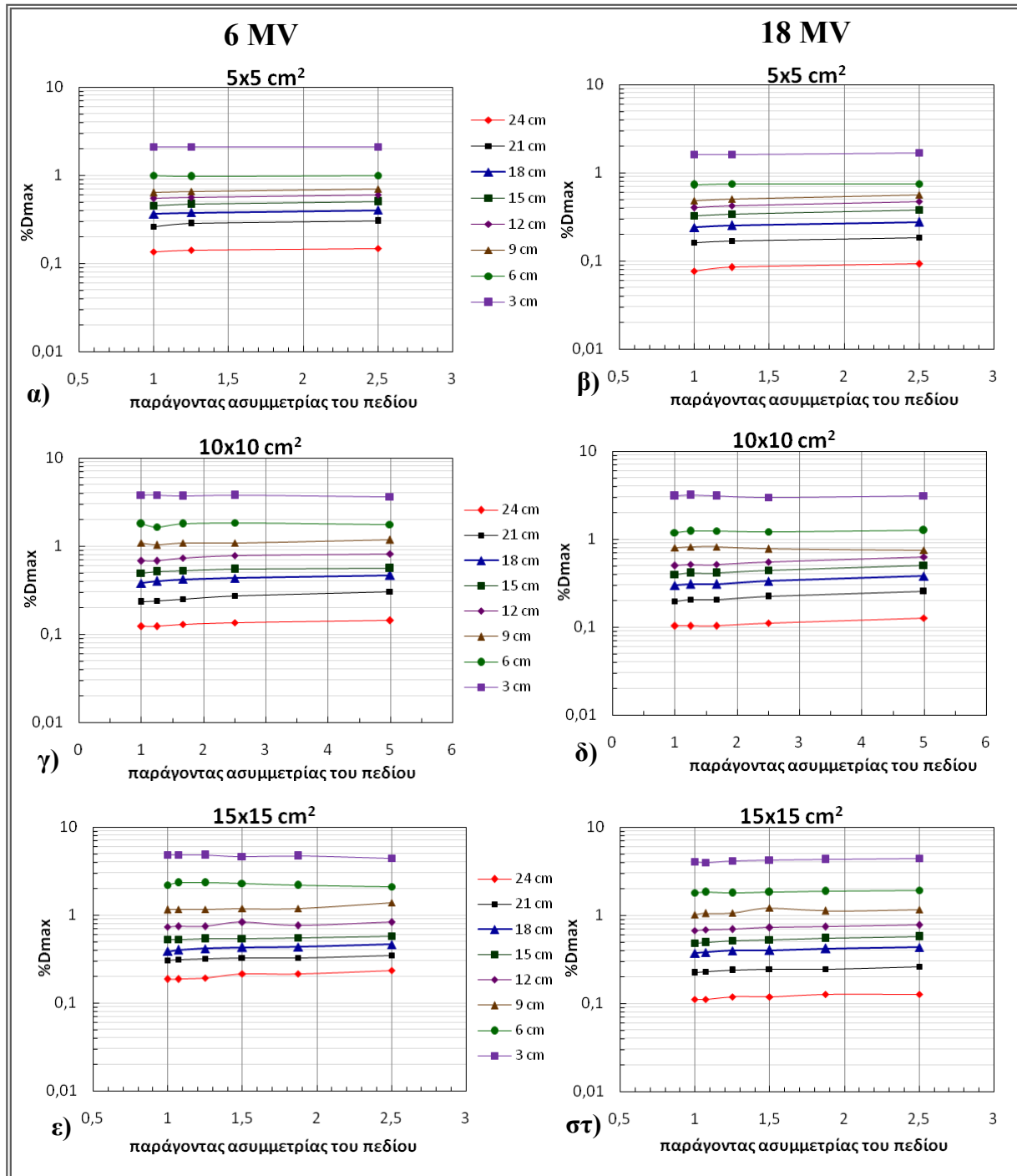
Για τη μελέτη της επίδρασης της εφαρμογής ασύμμετρων πεδίων στην περιφερική δόση, όπως προαναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 6, εισαγάγαμε και χρησιμοποιήσαμε τον παράγοντα ασυμμετρίας του πεδίου. Τα αποτελέσματα της μελέτης, ως προς την επίδραση αυτής της παραμέτρου στην περιφερική δόση, παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.12. Στο σχήμα αυτό αναπαρίσταται η περιφερική δόση συναρτήσει του παράγοντα ασυμμετρίας του πεδίου  $\epsilon$  για διάφορες αποστάσεις από την άκρη του πεδίου από 3 έως 24 cm, για  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  πεδίο, στα 6 και 18 MV αντίστοιχα.

Στο Σχήμα 7.12 φαίνεται ότι αύξηση του παράγοντα ασυμμετρίας του πεδίου επιφέρει αύξηση της περιφερικής δόσης. Χρησιμοποιώντας τις κατανομές του σχήματος 7.12 υπολογίσαμε τον παράγοντα διόρθωσης της περιφερικής δόσης αναφορικά με το αντίστοιχο συμμετρικό πεδίο. Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.5. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου, με σφάλμα την τυπική απόκλιση της μέσης τιμής (τυπικά 0,02-0,07). Στον πίνακα αυτό φαίνεται ότι η εξάρτηση της περιφερικής δόσης από την ασυμμετρία του πεδίου είναι λίγο μεγαλύτερη στα 18 MV από ό,τι στα 6 MV.

Για την ανάπτυξη εμπειρικής μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης, προτείνεται η χρήση των παραγόντων που αναγράφονται στον Πίνακα 7.6.

**Πίνακας 7.5.** Μέσος παράγοντας διόρθωσης της περιφερικής δόσης ως προς τον παράγοντα ασυμμετρίας του πεδίου αναφορικά με το αντίστοιχο συμμετρικό πεδίο. Οι παράγοντες δίνονται για πεδία  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , για τις ενέργειες φωτονίων 6 και 18 MV αντίστοιχα. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου.

Πεδίο (cm <sup>2</sup> )	$\alpha$ 1,07	1,25	1,5	1,66	1,88	2,5	5
	6 MV						
5x5	-	1,03	-	-	-	1,08	-
10x10	-	1	-	1,04	-	1,09	1,13
15x15	1,02	1,03	1,06	-	1,05	1,11	-
	18 MV						
5x5	-	1,05	-	-	-	1,14	-
10x10	-	1,03	-	1,03	-	1,09	1,17
15x15	1,02	1,05	1,09	-	1,1	1,14	-



**Σχήμα 7.12.** Η περιφερική δόση συναρτήσει του παράγοντα ασυμμετρίας του πεδίου (α) για διάφορες αποστάσεις από την άκρη του πεδίου, και για πεδίο α) 5×5 cm<sup>2</sup>, γ) 10×10 cm<sup>2</sup>, ε) 15×15 cm<sup>2</sup> στα 6 MV, και β) 5×5 cm<sup>2</sup>, δ) 10×10 cm<sup>2</sup>, στ) 15×15 cm<sup>2</sup> στα 18 MV. Η δόση είναι κανονικοποιημένη ως προς την δόση ( $D_{max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με προσανατολισμό του κατευθυντήρα  $\theta_c = 0^\circ$ .

**Πίνακας 7.6.** Προτεινόμενοι παράγοντες διόρθωσης της περιφερικής δόσης ως προς τον παράγοντα ασυμμετρίας του πεδίου αναφορικά με το αντίστοιχο συμμετρικό πεδίο, για τις ενέργειες φωτονίων 6 και 18 MV αντίστοιχα.

	$a$ 1,07-2,5	2,5-5
6MV	1,04	1,11
18 MV	1,05	1,14

## 9. Χρήση τροποποιητών δέσμης

### 9.1. Σφηνοειδή φίλτρα

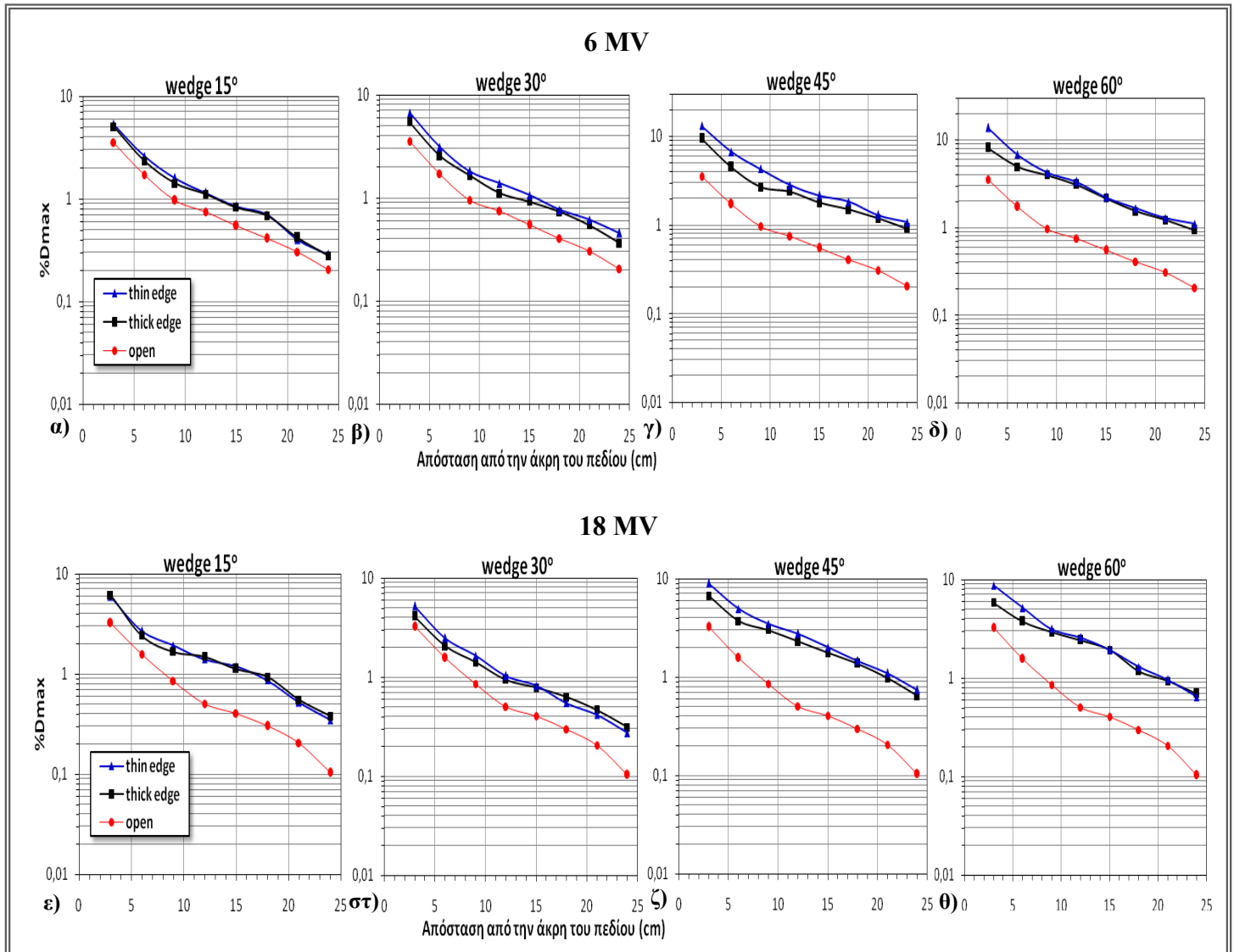
Τα αποτελέσματα της μελέτης, ως προς την εξάρτηση της περιφερικής δόσης από την χρήση σφηνοειδών φίλτρων, παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.13. Στο σχήμα αυτό αναπαρίστανται κατανομές περιφερικής δόσης για διαφορετικά φίλτρα  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  και  $60^\circ$ , σε ενέργειες φωτονίων 6 και 18MV και πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .

Στο Σχήμα 7.13 φαίνεται παραστατικά ότι η χρήση σφηνοειδών φίλτρων επιφέρει αύξηση της περιφερικής δόσης ανεξαρτήτως ενέργειας, όπως ήταν αναμενόμενο [8,27-29,44]. Η περιφερική δόση αυξάνεται όταν ο προσανατολισμός του φίλτρου είναι με τον λεπτό άκρο (thin edge) συγκριτικά με το παχύ άκρο (thick edge) προς την κατεύθυνση μέτρησης της δόσης, όπως καταγράφεται και σε άλλες μελέτες [8,27-29,44].

Επίσης αναμενόμενο ήταν ο βαθμός της επίδρασης αυτής να εξαρτάται από την γωνία εξομοίωσης του φίλτρου και συγκεκριμένα από τον παράγοντα του φίλτρου (wedge factor). Καθώς ο παράγοντας φίλτρου μειώνεται (Πίνακας 6.5), απαιτείται αύξηση του χρόνου ακτινοβολίας (monitor units) για να αποδοθεί η ίδια δόση με το αντίστοιχο ανοιχτό πεδίο στον κεντρικό άξονα ακτινοβολίας. Η *διαρρέουσα ακτινοβολία*, όμως, είναι ανάλογη του χρόνου ακτινοβολίας που χρησιμοποιείται στην θεραπεία. Άρα, η περιφερική δόση αναμένεται να αυξάνεται κατά έναν παράγοντα 1,5-3,5, λόγω αύξησης της διαρρέουσας ακτινοβολίας.

Η χρήση των φίλτρων, όμως, αυξάνει την περιφερική δόση και λόγω σκέδασης της ακτινοβολίας πάνω στα φίλτρα. Όταν τα φίλτρα είναι ενσωματωμένα μέσα στην κεφαλή του επιταχυντή (universal wedges) ένα μέρος της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας απορροφάται μέσα στην κεφαλή και εξασθενεί σημαντικά μέχρι να πέσει στον ασθενή. Όταν, όμως, τα φίλτρα είναι εξωτερικά, όπως αυτά που χρησιμοποιήσαμε σε αυτήν τη

μελέτη, παρεμβάλλονται ανάμεσα στην κεφαλή και τον ασθενή, οπότε η αύξηση της περιφερικής δόσης λόγω σκεδαζόμενης ακτινοβολίας είναι μεγαλύτερη [27,44].



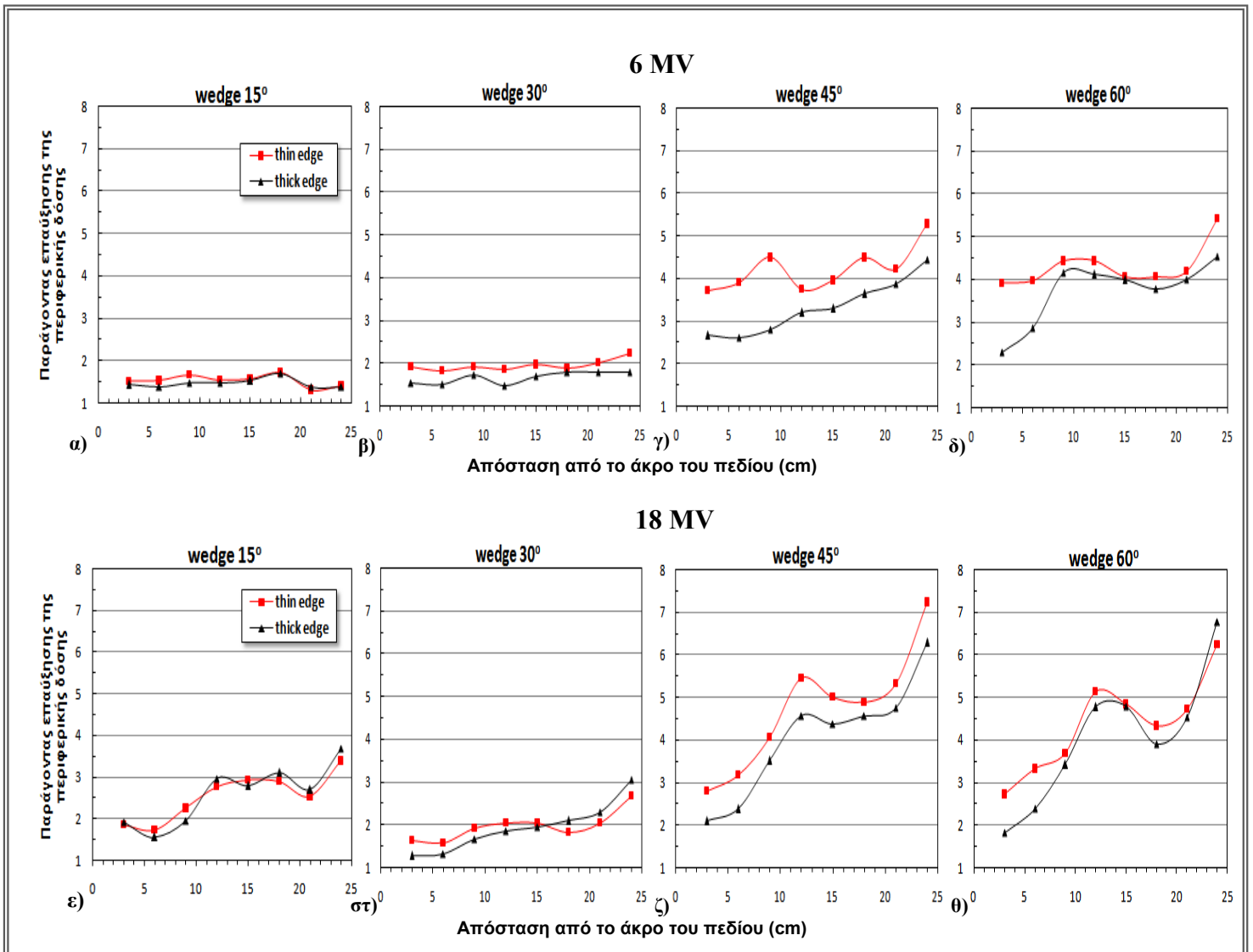
**Σχήμα 7.13.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για α) γωνία εξομοίωσης 15° στα 6 MV, β) γωνία 30° στα 6 MV, γ) γωνία 45° στα 6 MV, δ) γωνία 60° στα 6 MV, ε) γωνία 15° στα 18 MV, στ) γωνία 30° στα 18 MV, ζ) γωνία 45° στα 18 MV, θ) γωνία 60° στα 18 MV. Οι κατανομές έχουν μετρηθεί για πεδίο 10×10 cm<sup>2</sup> και είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση ( $D_{max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Τα τρίγωνα αντιπροσωπεύουν την διεύθυνση του λεπτού άκρου (thin edge), τα τετράγωνα του παχύ άκρου (thick edge) του φίλτρου και οι ρόμβοι το ανοιχτό πεδίο, αντίστοιχα.

Στον Πίνακα 7.6 δίνεται ο παράγοντας επαύξησης της περιφερικής δόσης λόγω χρήσης σφηνοειδών φίλτρων ως προς το αντίστοιχο ανοιχτό πεδίο, για διαφορετικές γωνίες εξομοίωσης, στα 6 και 18 MV αντίστοιχα. Οι παράγοντες αυτοί δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου. Συγκρίνοντας την επαύξηση της δόσης, που φαίνεται στον Πίνακα 7.6, με τις τιμές των παραγόντων των φίλτρων του Πίνακα 6.5 παρατηρούμε ότι η αύξηση της περιφερικής δόσης ακολουθεί την μείωση του παράγοντα φίλτρου, γεγονός που επιβεβαιώνει την θεωρητική ανάλυση που προηγήθηκε.

Για την συστηματικοποίηση της επίδρασης αυτής της παραμέτρου στην περιφερική δόση με στόχο την ανάπτυξη εμπειρικής μεθόδου εκτίμησης της δόσης, ωστόσο, δεν προτείνεται η χρήση των παραγόντων επαύξησης της δόσης του Πίνακα 7.6. Αυτό σημαίνει γιατί οι μέσοι αυτοί παράγοντες αυτού έχουν μεγάλη τυπική απόκλιση (τυπικά 0,1-1,5) ως προς την απόσταση από το άκρο του πεδίου. Για τον λόγο αυτό, δίνεται το Σχήμα 7.14, όπου αναπαρίσταται ο παράγοντας επαύξησης της περιφερικής δόσης ως προς την απόσταση από το άκρο του πεδίου, για όλες τις διαθέσιμες γωνίες εξομοίωσης στα 6 και 18 MV. Αν, λοιπόν, κάποιος θέλει να εκτιμήσει την αύξηση της περιφερικής δόσης λόγω εισαγωγής σφηνοειδών φίλτρων στο πρωτεύον πεδίο ακτινοβολήσης, συνίσταται η χρήση του Σχήματος 7.14 αντί του Πίνακα 7.6.

**Πίνακας 7.6.** Μέσος παράγοντας επαύξησης της περιφερικής δόσης λόγω χρήσης σφηνοειδών φίλτρων ως προς το αντίστοιχο ανοιχτό πεδίο, για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  και για διαφορετικές γωνίες εξομοίωσης, για ενέργειες φωτονίων 6 και 18 MV αντίστοιχα. Οι παράγοντες δίνονται ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου.

	6 MV				18 MV			
	15°	30°	45°	60°	15°	30°	45°	60°
thick edge	1,46	1,67	4,05	3,71	2,57	1,93	4,06	4,05
thin edge	1,53	1,95	4,37	4,30	2,59	1,97	4,74	4,37



**Σχήμα 7.14.** Παράγοντας επαύξησης της περιφερικής δόσης ως προς την απόσταση από το άκρο του πεδίου, για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , και για α) γωνία εξομοίωσης  $15^\circ$  στα 6 MV, β) γωνία  $30^\circ$  στα 6 MV, γ) γωνία  $45^\circ$  στα 6 MV, δ) γωνία  $60^\circ$  στα 6 MV, ε) γωνία  $15^\circ$  στα 18 MV, στ) γωνία  $30^\circ$  στα 18 MV, ζ) γωνία  $45^\circ$  στα 18 MV, θ) γωνία  $60^\circ$  στα 18 MV. Τα τετράγωνα αντιπροσωπεύουν την διεύθυνση του λεπτού άκρου (thin edge) και τα τρίγωνα του παχύ άκρου (thick edge) του φίλτρου, αντίστοιχα.

## 9.2. Block-MLC

Σε γραμμικούς επιταχυντές με MLC η εφαρμογή πεδίων ακτινοβολήσης ακανόνιστου σχήματος μπορεί να γίνει είτε με χρήση του MLC είτε με χρήση εξωτερικών μπλοκ προστασίας (blocks).

Όταν εφαρμόζονται τέτοια πεδία, η περιφερική δόση αναμένεται να διαφοροποιηθεί από αυτή των αντίστοιχων ανοιχτών πεδίων, δηλαδή των πεδίων των οποίων κανένα μέρος δεν θωρακίζεται. Συγκεκριμένα, αναμένεται μείωση της δόσης συγκριτικά με το αντίστοιχο ανοιχτό πεδίο, λόγω μείωσης της επιφάνειας του πεδίου, άρα και της εσωτερικής σκέδασης. Εκτός από την επιφάνεια, μεταβάλλεται ωστόσο και η γεωμετρία του πεδίου. Για τον λόγο αυτό αναμένεται περαιτέρω μείωση της περιφερικής δόσης λόγω μεταβολής στην κατανομή της εσωτερικής σκέδασης από τον ασθενή. Για να καταγράψουμε την επίδραση των δύο αυτών παραγόντων στη δόση, μελετήθηκαν, όχι μόνο τα αντίστοιχα ανοιχτά πεδία, αλλά και τα ανοιχτά πεδία που έχουν την ίδια επιφάνεια με τα ακανόνιστα που εφαρμόσαμε.

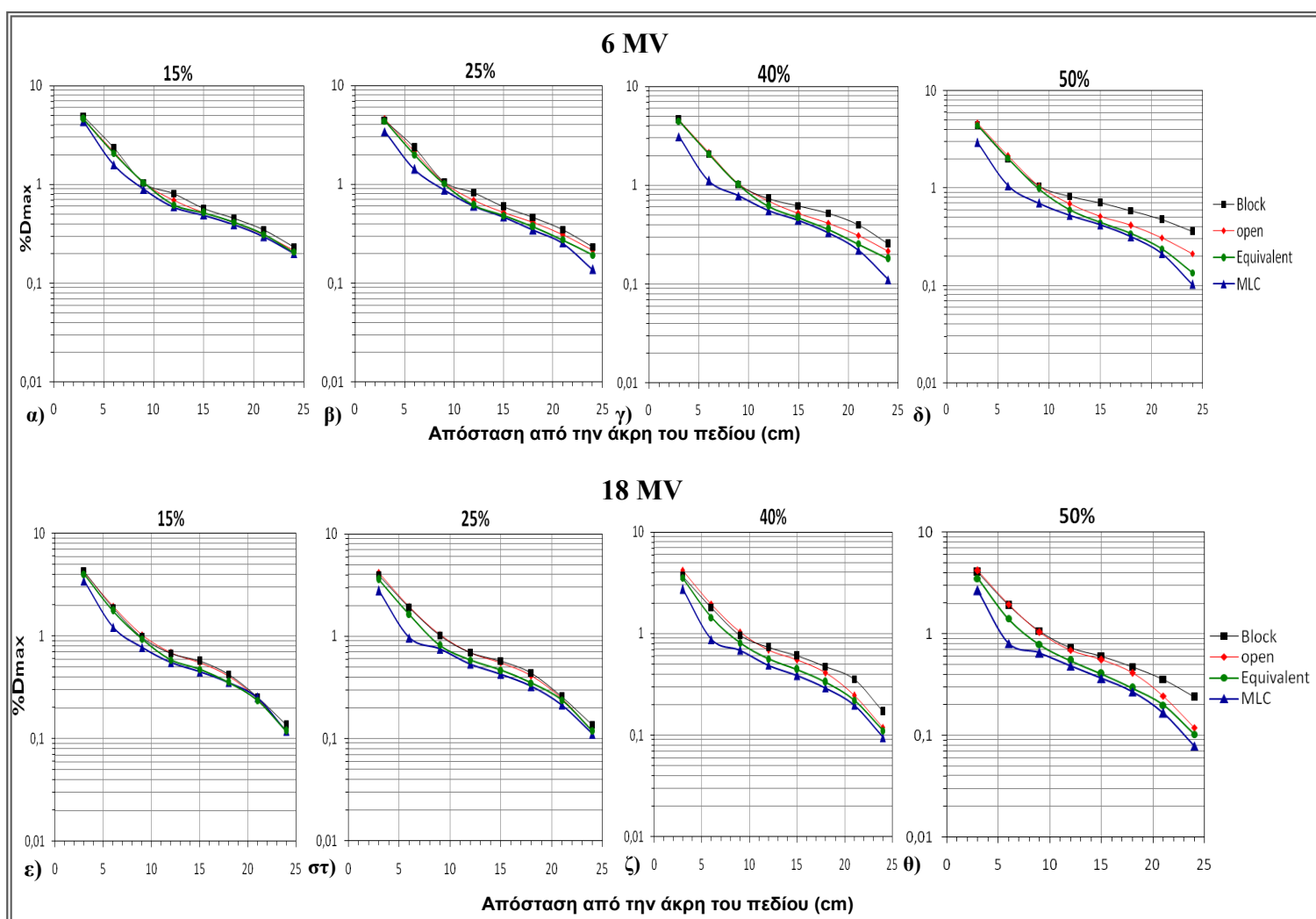
Όταν χρησιμοποιούνται blocks για την εφαρμογή πεδίων ακανόνιστου σχήματος, όμως, εισάγεται σκεδαστικό υλικό στην πρωτογενή δέσμη φωτονίων. Η σκεδαζόμενη ακτινοβολία πάνω στο υλικό θωράκισης έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της περιφερικής δόσης. Επιπρόσθετα, λόγω απορρόφησης της πρωτογενούς ακτινοβολίας από τον δίσκο τοποθέτησης των blocks (tray) απαιτείται αύξηση του χρόνου ακτινοβολήσης, που φέρει αύξηση της διαρρέουσας ακτινοβολίας. Άρα, όταν χρησιμοποιούνται blocks υπάρχουν δύο ανταγωνιστικές τάσεις διαφοροποίησης της περιφερικής δόσης από αυτήν του αντίστοιχου ανοιχτού πεδίου. Η αύξηση, δηλαδή, της δόσης λόγω σκέδασης στο υλικό θωράκισης και στο tray, αντισταθμίζεται από την μείωση της δόσης λόγω μείωσης της επιφάνειας του πεδίου και μεταβολής της γεωμετρίας του [19]. Για αυτόν ακριβώς τον λόγο, αναμένεται αύξηση της περιφερικής δόσης κατά ένα παράγοντα μικρότερο του 2, ακόμα και για 50% θωρακισμένα πεδία [19,28,29].

Αντίθετα, όταν χρησιμοποιείται MLC για την εφαρμογή πεδίων ακανόνιστου σχήματος, δεν εισάγεται σκεδαστικό υλικό στην πρωτογενή δέσμη φωτονίων, όπως στην περίπτωση χρήσης blocks. Άρα, αναμένεται μόνο μείωση της περιφερικής δόσης συγκριτικά με το αντίστοιχο ανοιχτό πεδίο, μέσω της προαναφερθείσας διαδικασίας.



Όπως έχει ήδη προαναφερθεί στο Κεφάλαιο 6, για να εξεταστεί ο βαθμός επίδρασης της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας από το tray στην περιφερική δόση, η περιφερική δόση μετρήθηκε για ανοιχτά πεδία παρεμβάλλοντας στην δέσμη μόνο το tray. Και στις δύο ενέργειες φωτονίων ο μέσος παράγοντας επαύξησης της περιφερικής δόσης, λόγω σκέδασης από το tray, για αποστάσεις 3-24 cm από το άκρο του πεδίου, είναι 1,05 για  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  πεδίο και 1,09 για  $15 \times 15 \text{ cm}^2$ , αντίστοιχα.

Στο Σχήμα 7.15 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μελέτης σχετικά με την εφαρμογή πεδίων ακανόνιστου σχήματος με χρήση block ή MLC για  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  πεδίο. Αντίστοιχες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν και για το πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ .



**Σχήμα 7.15.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για πεδίο  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  α) 15%, β) 25% γ) 40%, δ) 50% ποσοστό θωράκισης πεδίου στα 6 MV και αντίστοιχα ε) 15%, στ) 25%, ζ) 40%, θ) 50% στα 18 MV. Οι κατανομές είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση ( $D_{\max}$ ) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Τα τετράγωνα αντιπροσωπεύουν την χρήση blocks, οι ρόμβοι το αντίστοιχο ανοιχτό πεδίο, οι κύκλοι το ανοιχτό πεδίο με την ίδια επιφάνεια που έχει και το θωρακισμένο (equivalent) και τα τρίγωνα την χρήση MLC, αντίστοιχα.

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 7.15, τα πειραματικά μας αποτελέσματα επιβεβαιώνουν την θεωρητική ανάλυση που προηγήθηκε. Συγκεκριμένα, η περιφερική δόση όταν γίνεται χρήση των MLC είναι μικρότερη από αυτήν του αντίστοιχου ανοιχτού πεδίου, αλλά και από αυτήν του πεδίου με την ίδια επιφάνεια, σε όλες τις περιπτώσεις. Η περιφερική δόση, όμως, όταν γίνεται χρήση των blocks, είναι μεν πάντα μεγαλύτερη από αυτή του πεδίου με την ίδια επιφάνεια, αλλά μόνο για μεγάλη επιφάνεια θωράκισης πεδίου είναι μεγαλύτερη από την δόση του αντίστοιχου ανοιχτού πεδίου.

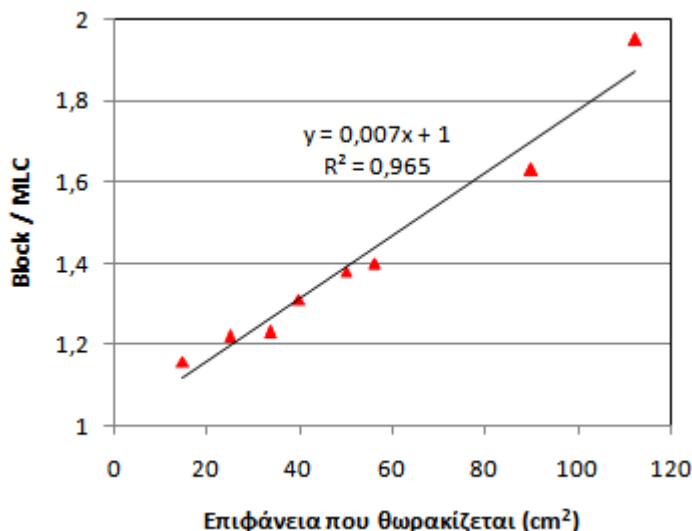
Πρακτικά, οι παράγοντες που ενδιαφέρουν για την εκτίμηση της περιφερικής δόσης είναι:

- ο λόγος της περιφερικής δόσης, όταν γίνεται χρήση των blocks, προς την αντίστοιχη δόση, όταν γίνεται χρήση των MLC (*Block/MLC*),
- ο λόγος της περιφερικής δόσης, όταν γίνεται χρήση των blocks, προς την δόση του αντίστοιχου ανοιχτού πεδίου (*Block/open*) και
- ο λόγος της περιφερικής δόσης, όταν γίνεται χρήση των MLC, προς την δόση του αντίστοιχου ανοιχτού πεδίου (*MLC/open*).

Χρησιμοποιώντας τις κατανομές του σχήματος 7.15 και τις αντίστοιχες μετρήσεις για πεδίο  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  υπολογίσαμε αυτούς τους παράγοντες ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου. Τα παραπάνω αποτελέσματα παρουσιάζονται στο Πίνακα 7.7.

**Πίνακας 7.7.** Παράγοντες που ενδιαφέρουν για την εκτίμηση της περιφερικής δόσης στην περίπτωση εφαρμογής πεδίων ακανόνιστου σχήματος με χρήση block ή MLC. Οι παράγοντες αυτοί υπολογίστηκαν από μετρήσεις σε  $15 \times 15 \text{ cm}^2$  και  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  πεδίο, στα 6 και 18 MV, ως μέση τιμή για αποστάσεις 3- 24 cm από την άκρη του πεδίου.

% θωράκιση πεδίου	Επιφάνεια που θωρακίζεται ( $\text{cm}^2$ )	6MV			18MV		
		Block/MLC	Block/open	MLC/open	Block/MLC	Block/open	MLC/open
$15 \times 15 \text{ cm}^2$							
50%	112,5	1,95	1,26	0,66	1,95	1,22	0,63
40%	90	1,63	1,11	0,7	1,63	1,11	0,69
25%	56,25	1,4	1,09	0,78	1,4	1,03	0,75
15%	33,75	1,23	1,09	0,89	1,23	1,02	0,84
$10 \times 10 \text{ cm}^2$							
50%	50	1,38	0,99	0,74	1,38	0,96	0,71
40%	40	1,31	1,02	0,8	1,31	0,99	0,77
25%	25	1,22	1,04	0,86	1,22	1	0,83
15%	15	1,16	1,05	0,92	1,16	1,01	0,88



**Σχήμα 7.16.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για α) γωνία εξομοίωσης 15° στα 6 MV, β) γωνία 30° στα 6 MV, γ) γωνία 45° στα 6 MV, δ) γωνία 60° στα 6 MV, ε) γωνία 15° στα 18 MV, στ) γωνία 30° στα 18 MV. Οι κατανομές έχουν μετρηθεί για πεδίο 10×10 cm<sup>2</sup> και είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση (D<sub>max</sub>) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Τα τρίγωνα αντιπροσωπεύουν την διεύθυνση του λεπτού άκρου (thin edge), τα τετράγωνα του παχύ άκρου (thick edge) του φίλτρου και οι ρόμβοι το ανοιχτό πεδίο, αντίστοιχα.

Ο παράγοντας Block/MLC αντιπροσωπεύει την αύξηση της περιφερικής δόσης λόγω σκέδασης από το υλικό θωράκισης και το tray. Αναμένεται, λοιπόν, ο παράγοντας αυτός να παρουσιάζει κάποια συστηματική σχέση με την επιφάνεια του υλικού θωράκισης που εισάγεται στην πρωτογενή δέσμη φωτονίων. Το γεγονός αυτό επιβεβαιώνεται από τις μετρήσεις μας, όπως φαίνεται στο Σχήμα 7.16. Στο σχήμα αυτό αναπαρίσταται η σχέση του λόγου Block/MLC με την επιφάνεια που θωρακίζεται, συμπεριλαμβάνοντας και τα δύο μεγέθη πεδίων που εξετάστηκαν. Η σχέση αυτή είναι γραμμική με συντελεστή συσχέτισης  $R^2 = 0,965$ , που δίνεται από την εξίσωση:

$$y = 0,007 \cdot x + 1 \quad (7.7)$$

όπου  $y$  είναι ο λόγος Block/MLC και  $x$  η επιφάνεια που θωρακίζεται (cm<sup>2</sup>).

Οι παράγοντες Block/open και MLC/open που δίδονται στον Πίνακα 7.7 μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως μία εμπειρική μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης όταν εφαρμόζονται πεδία ακανόνιστου σχήματος είτε με χρήση του MLC είτε με χρήση blocks. Στα πλαίσια αυτά, προτείνεται η χρήση των παραγόντων που υπολογίστηκαν για πεδίο 10×10 cm<sup>2</sup> να χρησιμοποιούνται για πεδία μέχρι 10×10 cm<sup>2</sup>, ενώ οι παράγοντες που υπολογίστηκαν για πεδίο 15×15 cm<sup>2</sup> να χρησιμοποιούνται για πεδία μέχρι 20×20 cm<sup>2</sup>. Η προσέγγιση αυτή είναι αρκετά καλή, δεδομένου ότι οι

διαφορές στους παράγοντες αυτούς δεν διαφοροποιούνται σημαντικά για διαφορετικά μεγέθη πεδίων.

Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι ότι άλλη μέθοδος εκτίμησης της δόσης [19,45] χρησιμοποιεί μία μόνο τιμή του παράγοντα Block/open για οποιοδήποτε μέγεθος πεδίου και ποσοστό θωράκισης του. Η τιμή αυτή υπολογίζεται ως μέση τιμή για όλες τις περιπτώσεις που εξετάστηκαν σε αυτή τη μελέτη [19] και είναι ίση με 1,1. Η αντίστοιχη τιμή για τα δικά μας αποτελέσματα είναι 1,07, γεγονός που επικυρώνει την αξιοπιστία των μετρήσεων που πραγματοποιήθηκαν.

### **III. ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΕΜΠΕΙΡΙΚΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΕΚΤΙΜΗΣΗΣ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗΣ ΔΟΣΗΣ**

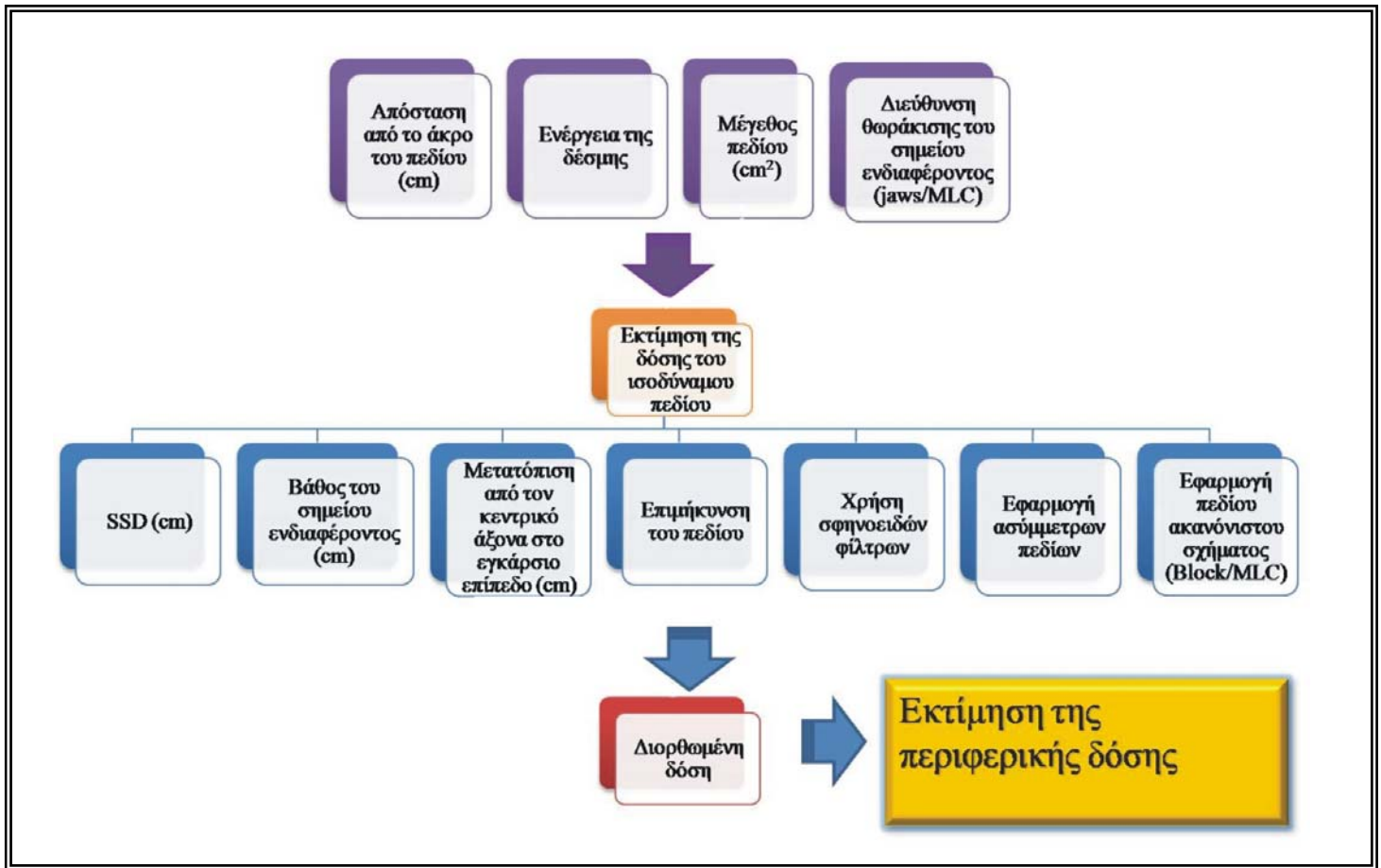
Τα πειραματικά αποτελέσματα, που παρουσιάστηκαν στην προηγούμενη παράγραφο, μας δίνουν την δυνατότητα να αναπτύξουμε μία εμπειρική μέθοδο εκτίμησης της περιφερικής δόσης για διάφορους σχεδιασμούς θεραπείας. Η βασική δομή της μεθόδου αυτής απεικονίζεται στο Σχήμα 7.17.

Οι βασικές παράμετροι στο σύστημα αυτό υπολογισμού είναι :

- η απόσταση από το άκρο του πεδίου (cm)
- η ενέργεια της δέσμης φωτονίων (6 MV/18 MV)
- η διεύθυνση θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος (jaws/MLC)
- το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης (cm<sup>2</sup>) (ή του ισοδύναμου τετράγωνου πεδίου, για ορθογώνια πεδία, ή του αντίστοιχου ανοιχτού πεδίου, για πεδία ακανόνιστου σχήματος)

Για τις παραπάνω παραμέτρους γίνεται μία εκτίμηση της δόσης χρησιμοποιώντας τον συνδυασμό της εξίσωσης (7.1) και των εξισώσεων του Πίνακα 7.1. Αν το πεδίο ακτινοβολήσης είναι κάποιο από τα 20×20 cm<sup>2</sup>, 15×15 cm<sup>2</sup>, 10×10 cm<sup>2</sup> και 5×5 cm<sup>2</sup> προτείνεται η χρήση του Σχήματος 7.1, για μεγαλύτερη ακρίβεια.

Στην συνέχεια, η τιμή της περιφερικής δόσης, που προκύπτει από την παραπάνω διαδικασία, πολλαπλασιάζεται με έναν παράγοντα διόρθωσης (Correction Factor, CF) για τις επιμέρους παραμέτρους του σχεδιασμού της θεραπείας. Οι παράμετροι αυτοί είναι:



**Σχήμα 7.17.** Απεικόνιση της βασικής δομής της εμπειρικής μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης που αναπτύχθηκε.

- Απόσταση πηγής-δέρματος (CF από την εξίσωση 7.2)
- Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος (CF από τον Πίνακα 7.4)
- Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης στο εγκάρσιο επίπεδο (για μετατοπίσεις  $\leq 40\%$  της πλευράς του πεδίου CF=1, για μετατοπίσεις από 40% έως 50% της πλευράς του πεδίου CF=0,8, για μετατοπίσεις μεγαλύτερες από 50% πλευρά του πεδίου CF από το Σχήμα 7.8)
- Επιμήκυνση του πεδίου (CF από τον συνδυασμό της εξίσωσης 7.3 και των εξισώσεων του Πίνακα 7.5)
- Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων (CF από τον Πίνακα 7.6)
- Χρήση σφηνοειδών φίλτρων (CF από τον Πίνακα 7.6)
- Εφαρμογή πεδίου ακανόνιστου σχήματος (Block/MLC) (CF από τον Πίνακα 7.8).

Η μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης που αναπτύξαμε μπορεί να εκφραστεί μαθηματικά ως :

$$PD = PD\% \times CF_{SSD} \times CF_{\beta\alpha\theta\omicron\varsigma} \times CF_{\mu\epsilon\tau\alpha\tau} \times CF_{\epsilon\pi\iota\mu} \times CF_{w\epsilon d\gamma e} \times CF_{a\sigma\sigma\gamma m} \times CF_{B\lambda o\kappa / MLC} \quad (7.8)$$

όπου  $PD\%$  είναι η εκτιμώμενη περιφερική δόση του ισοδύναμου πεδίου ως προς  $D_{max}$ ,

$CF_{SSD}$  ο παράγοντας διόρθωσης για την απόσταση πηγής-δέρματος (SSD),

$CF_{\beta\alpha\theta\omicron\varsigma}$  ο παράγοντας διόρθωσης για το βάθος του σημείου ενδιαφέροντος,

$CF_{\mu\epsilon\tau\alpha\tau}$  ο παράγοντας διόρθωσης για την μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα ακτινοβολήσης στο εγκάρσιο επίπεδο,

$CF_{\epsilon\pi\iota\mu}$  ο παράγοντας διόρθωσης για την επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης,

$CF_{w\epsilon d\gamma e}$  ο παράγοντας διόρθωσης για την χρήση σφηνοειδών φίλτρων (wedges),

$CF_{a\sigma\sigma\gamma m}$  ο παράγοντας διόρθωσης για την εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων,

$CF_{B\lambda o\kappa / MLC}$  ο παράγοντας διόρθωσης για την εφαρμογή πεδίου ακανόνιστου σχήματος (Block/MLC).

Από την εξίσωση (7.8) και χρησιμοποιώντας την θεωρία διάδοσης σφαλμάτων [48] προκύπτει ότι η αβεβαιότητα στην εκτίμηση της περιφερικής δόσης, δίνεται από την σχέση:

$$\begin{aligned} \sigma_{PD}^2 = & \sigma_{PD\%}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial PD\%} \right)^2 + \sigma_{CF_{SSD}}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial CF_{SSD}} \right)^2 + \sigma_{CF_{\beta\alpha\theta\omicron\varsigma}}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial CF_{\beta\alpha\theta\omicron\varsigma}} \right)^2 + \sigma_{CF_{\mu\epsilon\tau\alpha\tau}}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial CF_{\mu\epsilon\tau\alpha\tau}} \right)^2 \\ & + \sigma_{CF_{\epsilon\pi\iota\mu}}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial CF_{\epsilon\pi\iota\mu}} \right)^2 + \sigma_{CF_{a\sigma\sigma\gamma m}}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial CF_{a\sigma\sigma\gamma m}} \right)^2 + \sigma_{CF_{w\epsilon d\gamma e}}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial CF_{w\epsilon d\gamma e}} \right)^2 + \sigma_{B\lambda o\kappa / MLC}^2 \cdot \left( \frac{\partial PD}{\partial CF_{B\lambda o\kappa / MLC}} \right)^2 \quad (7.9) \end{aligned}$$

Χρησιμοποιώντας την εξίσωση (7.9), υπάρχει η δυνατότητα υπολογισμού της αβεβαιότητας με την οποία πραγματοποιείται η εκτίμηση της περιφερικής δόσης για ένα συγκεκριμένο σχεδιασμό θεραπείας, ανάλογα από τις παραμέτρους-στοιχεία αυτού του σχεδιασμού θεραπείας.

### III. ΜΕΤΡΗΣΗ ΤΗΣ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗΣ ΔΟΣΗΣ ΜΕ TLDs ΣΕ ΑΝΘΡΩΠΟΜΟΡΦΑ ΟΜΟΙΩΜΑΤΑ

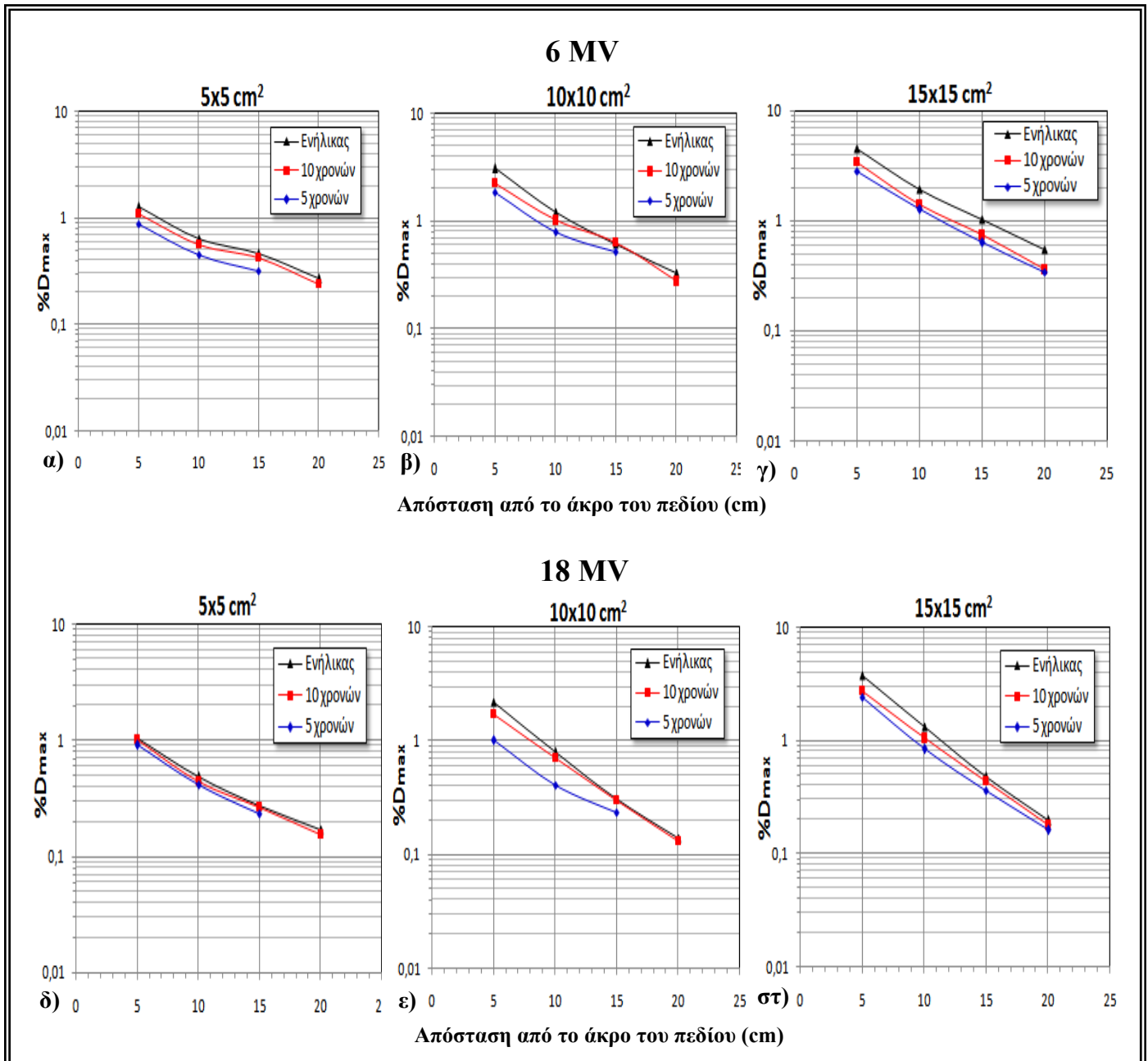
#### 1. Μέγεθος του ασθενούς

Στο Σχήμα 7.18 παρουσιάζονται τα πειραματικά αποτελέσματα που αφορούν την σύγκριση της κατανομής της περιφερικής δόσης στα τρία διαφορετικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα, που προσομοιάζουν τα σώματα παιδιών ηλικίας 5 και 10 χρονών και το σώμα ενός ενήλικα αντίστοιχα. Αντίστοιχες μετρήσεις με αυτές που παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.18 πραγματοποιήθηκαν και με το MLC ως διεύθυνση θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος, όπου παρατηρήθηκε η ίδια εξάρτηση της περιφερικής δόσης από το μέγεθος του ασθενούς στον ίδιο περίπου βαθμό.

Χρησιμοποιώντας τις μετρήσεις περιφερικής δόσης του Σχήματος 7.18 και τις αντίστοιχες μετρήσεις με το MLC ως διεύθυνση θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος, υπολογίσαμε τον παράγοντα μείωσης της περιφερικής δόσης λόγω μείωσης του μεγέθους του ασθενούς ως μέση τιμή για όλες τις μετρήσεις. Ο παράγοντας μείωσης της δόσης σχετικά με έναν ενήλικα είναι για παιδί ηλικίας 10 χρονών  $0,84 \pm 0,12$  και για 5 χρονών  $0,71 \pm 0,11$ , αντίστοιχα. Τα αποτελέσματα αυτά συνάδουν με τα αποτελέσματα άλλων μελετών που έχουν εξετάσει την επίδραση του πάχους του ασθενή στην περιφερική δόση [19,21].

Η μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης που αναπτύχθηκε, όπως έχει ήδη περιγραφεί αναλυτικά, βασίζεται σε μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν με θάλαμο ιονισμού σε ομοίωμα νερού με μεγάλες διαστάσεις, με σκοπό την εκτίμηση περιφερικών δόσεων σε ασθενείς-ενήλικες. Για τον λόγο αυτό, άλλωστε, στην επόμενη παράγραφο οι μετρήσεις περιφερικών δόσεων που πραγματοποιήθηκαν με θάλαμο ιονισμού συγκρίνονται με τις αντίστοιχες μετρήσεις, που πραγματοποιήθηκαν με TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα ενήλικα (Rando).

Όπως προκύπτει από τα πειραματικά αποτελέσματα που παρουσιάζονται στο Σχήμα 7.18, όταν η μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης που αναπτύχθηκε, εφαρμόσιμη για ασθενή-ενήλικα, χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις παιδιών, πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι η περιφερική δόση σε αυτήν περίπτωση υπερεκτιμάται.



**Σχήμα 7.18.** Κατανομή της περιφερικής δόσης για πεδίο α) 5×5 cm<sup>2</sup>, β) 10×10 cm<sup>2</sup>, γ) 15×15 cm<sup>2</sup> στα 6 MV, και δ) 5×5 cm<sup>2</sup>, ε) 10×10 cm<sup>2</sup>, στ) 15×15 cm<sup>2</sup>, ζ) πεδίο 15×15 cm<sup>2</sup> στα 18 MV. Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με διεύθυνση θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος τα jaws. Οι κατανομές είναι κανονικοποιημένες ως προς την δόση (D<sub>max</sub>) στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο βάθος της μέγιστης δόσης. Τα τρίγωνα αντιπροσωπεύουν τις μετρήσεις σε ομοίωμα ενήλικα, τα τετράγωνα σε ομοίωμα παιδιού 10 χρονών και οι ρόμβοι σε ομοίωμα παιδιού 5 χρονών, αντίστοιχα.



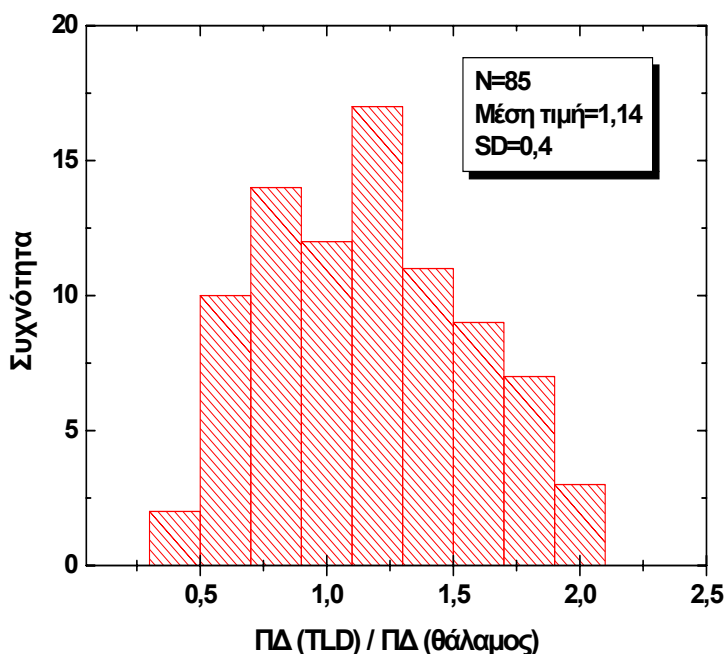
## 2. Σύγκριση με τις αντίστοιχες μετρήσεις με θάλαμο ιονισμού

Η σύγκριση των μετρήσεων περιφερικής δόσης, που πραγματοποιήθηκαν με TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα ενήλικα (Rando), με τις αντίστοιχες μετρήσεις, που πραγματοποιήθηκαν με θάλαμο ιονισμού μέσα σε ομοίωμα νερού, εμφανίζουν μέση διαφορά 27%, με τυπική απόκλιση 15%, λαμβάνοντας υπόψη την απόλυτη τιμή της διαφοράς τους. Η διαφορά αυτή δεν ξεπέρασε σε καμία περίπτωση το 50%.

Αυτή η διαφορά είναι όχι μόνο αποδεκτή, αλλά και δικαιολογημένη δεδομένου της αβεβαιότητας των μετρήσεων των TLDs (περίπου 10%) και μίας σειράς άλλων παραμέτρων. Μία από αυτές τις παραμέτρους είναι οι διαφορετικές συνθήκες σκέδασης μέσα στα δύο διαφορετικά ομοιώματα, καθώς αλλάζει το μέγεθος, η γεωμετρία και η σύσταση του σκευαστή. Όπως έχει ήδη περιγραφεί, η περιφερική δόση είναι πολύ ευαίσθητη σε οποιαδήποτε μεταβολή στην “σχέση” ασθενούς-δέσμης ακτινοβολίας. Για τον λόγο αυτό, διάφορες μελέτες [18,19,21,34,45] θεωρούν διαφορές έως 50% όχι μόνο αποδεκτές αλλά και αρκετά ικανοποιητικές.

Η περιφερική δόση, όταν μετράται με TLDs, υπερεκτιμάται σχετικά με τις αντίστοιχες μετρήσεις από τον θάλαμο ιονισμού κατά 7% με τυπική απόκλιση 30%. Αντίστοιχες συστηματικές διαφορές, ωστόσο, έχουν παρατηρηθεί και σε άλλες μελέτες [34] και αποδίδονται στην αδυναμία αναπαραγωγής πανομοιότυπων συνθηκών κατά την αλλαγή δοσιμετρικής μεθόδου. Στο Σχήμα 7.19 απεικονίζεται η κατανομή συχνότητας για την σύγκριση μεταξύ των μετρήσεων περιφερικής δόσης με TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα ενήλικα (Rando) και των αντίστοιχων μετρήσεων με θάλαμο ιονισμού σε ομοίωμα νερού TLDs. Το πλήθος του δείγματος (αντίστοιχες μετρήσεις) είναι 85. Η μέση τιμή της κατανομής είναι 1,14 με τυπική απόκλιση (SD) 0,4.

Συμπερασματικά, οι μετρήσεις με TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα ενήλικα επικύρωσαν την αξιοπιστία της σειράς μετρήσεων που πραγματοποιήθηκε με τον θάλαμο ιονισμού. Αυτό σημαίνει ότι οι μετρήσεις αυτές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να εκτιμήσουμε με ακρίβεια την περιφερική δόση σε πραγματικές κλινικές περιπτώσεις.



**Σχήμα 7.19.** Κατανομή συχνότητας για την σύγκριση μεταξύ των μετρήσεων περιφερικής δόσης (ΠΔ) με θάλαμο ιονισμού σε ομοίωμα νερού και των αντίστοιχων μετρήσεων με TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα ενήλικα (Rando). Το πλήθος του δείγματος (αντίστοιχες μετρήσεις) είναι 85. Η μέση τιμή της κατανομής είναι 1,14 με τυπική απόκλιση (SD) 0,4.

### 3. Έλεγχος αξιοπιστίας της μεθόδου εκτίμησης της περιφερικής δόσης

Στον Πίνακα 7.9. παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της σύγκρισης μετρούμενης περιφερικής δόσης με TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα ενήλικα με την αντίστοιχη δόση που έχει υπολογιστεί με την εμπειρική μέθοδο εκτίμησης της δόσης που αναπτύξαμε. Η μέση διαφορά μεταξύ τους είναι 26%, με τυπική απόκλιση 12%. Η διαφορά αυτή είναι όχι μόνο αποδεκτή, αλλά αρκετά ικανοποιητική, λαμβάνοντας υπόψη την διαφορά μεταξύ των μετρήσεων δόσης με θάλαμο και TLDs, όπως περιγράφεται στην προηγούμενη παράγραφο.

Ακόμα, χρησιμοποιώντας την εξίσωση (7.9) υπολογίσαμε την αβεβαιότητα, με την οποία πραγματοποιείται η εκτίμηση της περιφερικής δόσης για τους συγκεκριμένους σχεδιασμούς θεραπείας του Πίνακα 7.9. Η μέση αβεβαιότητα της εκτίμησης σε αυτήν την περίπτωση είναι 28%, με τυπική απόκλιση 23%, χρησιμοποιώντας την θεωρία διάδοσης του σφάλματος.

Το πλήθος αυτής της σειράς μετρήσεων είναι μικρό για να καθοριστεί επακριβώς η αβεβαιότητα στην εκτίμηση της περιφερικής δόσης από την μέθοδο που αναπτύξαμε.

**Πίνακας 7.9.** Σύγκριση μεταξύ της μετρούμενης δόσης με TLDs και την εκτιμώμενης δόσης. Οι παράμετροι των πεδίων που επιλέχθηκαν περιγράφονται στο Κεφάλαιο 6.IV.3.

Απόσταση από άκρο του πεδίου	6x18 cm <sup>2</sup>		6x18 cm <sup>2</sup> wedged		13x10 cm <sup>2</sup>	
	Μέτρηση	Εκτίμηση	Μέτρηση	Εκτίμηση	Μέτρηση	Εκτίμηση
10 cm	1,4	1,71	2,7	4,9	1	0,8
15 cm	0,9	1	1,9	3,2	0,4	0,34

Η μέση διαφορά μεταξύ της μετρούμενης δόσης με TLDs και την εκτιμώμενης δόσης είναι 26±12%.

Εντούτοις, λαμβάνοντας υπόψη και ότι τα πειραματικά αποτελέσματα συμφωνούν σε ικανοποιητικό βαθμό με τον θεωρητικό υπολογισμό της αβεβαιότητας στην εκτίμηση της περιφερικής δόσης (Εξίσωση 7.9), μπορούμε να εκτιμήσουμε ότι η αβεβαιότητα αυτή είναι περίπου 30%.

Αυτό σημαίνει ότι η μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης, που αναπτύχθηκε σε αυτή τη μελέτη, μπορεί να χρησιμοποιηθεί για εκτίμηση της περιφερικής δόσης, με αρκετά καλή ακρίβεια, σε πραγματικές κλινικές περιπτώσεις.

## V. ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΗΣ ΧΡΗΣΗΣ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥ ΓΡΑΜΜΙΚΟΥ ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΗ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΦΕΡΙΚΗ ΔΟΣΗ

Για να συγκριθεί η κατανομή της περιφερικής δόσης σε δύο διαφορετικούς επιταχυντές στην ίδια ενέργεια φωτονίων, συγκρίναμε την περιφερική δόση, για τα πεδία 10×10 cm<sup>2</sup> και 15×15 cm<sup>2</sup>, στα 6 MV, σε δύο διαφορετικούς γραμμικούς επιταχυντές, όπως περιγράφεται αναλυτικότερα στο Κεφάλαιο 6.V. Τα αποτελέσματα της μελέτης αυτής παρουσιάζονται στον Πίνακα 7.9, όπου συγκρίνεται η μετρούμενη περιφερική δόση με TLDs στον γραμμικό επιταχυντή Primus, Siemens προς την αντίστοιχη δόση στον Philips SL 75/5. Τα διαφράγματα επιλέχθηκαν ως διεύθυνση θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος για τον Primus, Siemens.

Στον Πίνακα 7.9. φαίνεται ότι για τον Siemens παρουσιάζεται μία αύξηση στην περιφερική δόση σχετικά με τον Philips. Αυτή η διαφορά είναι αναμενόμενη λόγω των διαφορετικών στοιχείων σχεδιασμού του κάθε επιταχυντή. Ο Siemens είναι εξοπλισμένος με MLC, ενσωματωμένο μέσα στην κεφαλή, που χρησιμοποιείται σαν δευτερεύον κατευθυντήρας, σε αντίθεση με τον Philips όπου το σύστημα κατεύθυνσης της δέσμης αποτελείται μόνο από συμβατικά διαφράγματα. Καθώς η διαρροή από τον

MLC αυξάνει την περιφερική δόση, όπως περιγράφεται και στην παράγραφο II.2, αναμενόταν μία μικρή αύξηση σε αυτήν στον Siemens συγκριτικά με τον Philips.

Εντούτοις, οι διαφορές είναι μικρές και μπορούν να θεωρηθούν αμελητέες. Τα αποτελέσματα αυτά συνάδουν με τα συμπεράσματα άλλων μελετών [26]. Οι μελέτες αυτές υποστηρίζουν ότι, παρόλο που η σκεδαζόμενη ακτινοβολία από τον κατευθυντήρα μεταβάλλεται, οι διαφορές αυτές μπορούν να θεωρηθούν αμελητέες για την εκτίμηση της περιφερικής δόσης, καθώς η κύρια συνιστώσα της περιφερικής δόσης είναι η εσωτερική σκέδαση.

**Πίνακας 7.9.** Σύγκριση μεταξύ της μετρούμενης περιφερικής δόσης με TLDs στον γραμμικό επιταχυντή Primus, Siemens προς την αντίστοιχη δόση στον Philips SL 75/5.

Απόσταση από το άκρο του πεδίου	Siemens / Philips	
	10x10 cm <sup>2</sup>	15x15 cm <sup>2</sup>
5 cm	1,04	0,97
10 cm	0,98	1,04
15 cm	1,09	1,08
20 cm	1,11	1,1

# Κεφάλαιο 8

---

## Συμπεράσματα

### I. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα εργασία πραγματοποιήθηκε μία πλήρης πειραματική μελέτη των παραγόντων που επηρεάζουν την περιφερική δόση σε έναν σύγχρονο γραμμικό επιταχυντή για δέσμες φωτονίων 6 και 18 MV. Συγκεκριμένα, μελετήθηκε ο βαθμός εξάρτησης της περιφερικής δόσης από κάθε παράγοντα ξεχωριστά, αλλά και σε συσχέτιση με τους υπόλοιπους. Ο προσδιορισμός του βαθμού αυτού εξάρτησης μας έδωσε την δυνατότητα να αναπτύξουμε μία μέθοδο εκτίμησης της περιφερικής δόσης για οποιοδήποτε σχεδιασμό θεραπείας. Η μέθοδος αυτή, λαμβάνει υπόψη τις εξής παραμέτρους-στοιχεία του σχεδιασμού θεραπείας:

- Μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης
- Διεύθυνση θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος (jaws/MLC)
- Απόσταση πηγής-δέρματος (SSD)
- Ενέργεια της δέσμης φωτονίων
- Βάθος του σημείου ενδιαφέροντος
- Μετατόπιση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο
- Επιμήκυνση του πεδίου ακτινοβολήσης
- Εφαρμογή ασύμμετρων πεδίων
- Χρήση σφηνοειδών φίλτρων και
- Εφαρμογή πεδίων ακανόνιστου σχήματος με χρήση Block ή MLC.

Εξετάστηκε, ακόμα, αν η μέθοδος αυτή μπορεί να εφαρμοστεί σε περιπτώσεις ασθενών-παιδιών. Στις περιπτώσεις αυτές, η μέθοδος είναι πράγματι εφαρμόσιμη, λαμβάνοντας υπόψη όμως ότι η εκτιμώμενη δόση είναι υπερεκτιμημένη κατά ένα παράγοντα από 1,1 έως 1,6 ανάλογα με το μέγεθος του ασθενούς.

Η μέθοδος εκτίμησης της περιφερικής δόσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για άλλους γραμμικούς επιταχυντές για δέσμες φωτονίων 6 και 18 MV. Συνίσταται, ωστόσο,

όταν πρόκειται για γραμμικούς επιταχυντές παλιότερης γενιάς με σύστημα κατεύθυνσης της δέσμης αποτελούμενο μόνο από διαφράγματα, να επιλέγονται τα διαφράγματα ως διεύθυνση θωράκισης του σημείου ενδιαφέροντος κατά την διαδικασία υπολογισμού της δόσης. Η μέθοδος μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για επιταχυντές με MLC επιπρόσθετο στην κεφαλή (τριτογενής κατευθυντήρας), λαμβάνοντας υπόψη ότι η δόση που θα προκύψει θα είναι υπερεκτιμημένη [7,8].

Χρησιμοποιώντας TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα ελέγχθηκε η αξιοπιστία των μετρήσεων της περιφερικής δόσης, καθώς και της μεθόδου εκτίμησης της δόσης συνολικά. Η αβεβαιότητα στον υπολογισμό της περιφερικής δόσης με την μέθοδο αυτή εκτιμάται περίπου 30%. Αυτό σημαίνει ότι η μέθοδος που αναπτύξαμε μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εκτίμηση περιφερικών δόσεων, με αρκετά καλή ακρίβεια, σε πραγματικές κλινικές περιπτώσεις.

Μία τέτοια απλή και εφαρμόσιμη μέθοδος είναι ιδιαίτερα αξιόλογο εργαλείο για τον Ακτινοφυσικό που καλείται να εκτιμήσει το ρίσκο που προκύπτει από την απορρόφηση δόσης σε κρίσιμες ακτινοευαίσθητες δομές εκτός του πρωτεύοντος πεδίου ακτινοβόλησης. Η εκτίμηση της περιφερικής δόσης μπορεί να βοηθήσει σημαντικά τους Ακτινοθεραπευτές στην επιλογή του κατάλληλου σχεδιασμού θεραπείας των ασθενών σε πολλές περιπτώσεις. Μερικές φορές οι ακτινοθεραπευτικές τεχνικές είναι η μόνη δυνατή επιλογή θεραπείας όταν η πάσχουσα ασθενής είναι έγκυος, οπότε και είναι απαραίτητη η εκτίμηση του ρίσκου για το έμβryo και η σύγκριση αυτού με το ρίσκο αναβολής της θεραπείας για την μητέρα. Σε αυτήν την περίπτωση, η σωστή εκτίμηση της περιφερικής δόσης είναι καθοριστικός παράγοντας σε λήψη σοβαρών αποφάσεων όπως είναι η έκτρωση. Άλλη περίπτωση όπου η εκτίμηση της περιφερικής δόσης είναι σημαντική, είναι οι θεραπείες ασθενων με βηματοδότη. Μικρές αλλαγές στην λειτουργία του βηματοδότη έχουν παρατηρηθεί σε δόσεις χαμηλότερες από 200 cGy [47], που είναι ένα μικρό ποσοστό των τυπικών δόσεων που συνήθως χορηγούνται. Εκτίμηση δόσεων και σε άλλα όργανα, όπως ο θηροειδής αδένας, κρίνεται απαραίτητη ώστε να καθοριστεί το ρίσκο μακροπρόθεσμων αποτελεσμάτων, όπως η καρκινογένεση. Ιδιαίτερης σημασίας είναι, ακόμα, η πληροφορία της περιφερικής δόσης, όταν ο ασθενής υπό θεραπεία είναι παιδί, οπότε πρέπει να εκτιμηθεί το ρίσκο για τις γονάδες, ώστε να αποφευχθεί πιθανή δυσλειτουργία τους [3-5].

Στην παρούσα εργασία, ωστόσο, εξήγηθηκαν και άλλα επιμέρους συμπεράσματα σχετικά με την περιφερική δοσιμετρία. Αυτά συνοψίζονται ως εξής:

α) Σε γραμμικούς επιταχυντες με ενσωματωμένο MLC (δευτερεύον κατευθυντήρας), η περιφερική δόση είναι μικρότερη όταν το σημείο ενδιαφέροντος βρίσκεται στην διεύθυνση θωράκισης του πεδίου με διαφράγματα έναντι του MLC. Αυτό πρακτικά σημαίνει ότι όταν βρίσκονται κρίσιμες δομές εκτός του πρωτεύοντος πεδίου, ο κατευθυντήρα πρέπει να τοποθετείται με τέτοιο τρόπο ώστε οι δομές αυτές να θωρακίζονται από τα διαφράγματα.

β) Η περιφερική δόση μειώνεται όταν η ενέργεια της δέσμης φωτονίων αυξάνεται, άρα συνίσταται να χρησιμοποιούνται δέσμες υψηλότερης ενέργειας, όταν η κλινική περίπτωση το επιτρέπει.

γ) Όταν το σημείο ενδιαφέροντος είναι μετατοπισμένο περισσότερο από περίπου 5 cm από το άκρο του πεδίου στο εγκάρσιο επίπεδο, η περιφερική δόση είναι πάρα πολύ μικρή (τυπικά 0,05 της δόσης στον κεντρικό άξονα της δέσμης στο εγκάρσιο επίπεδο) οπότε η δόση στις κρίσιμες δομές είναι πολύ χαμηλή και δεν πρέπει να λαμβάνεται υπόψη.

δ) Η εισαγωγή σφηνοειδών φίλτρων στην πρωτογενή δέσμη μπορεί να αυξήσει την περιφερική δόση κατά έναν παράγοντα μέχρι 4,5. Για τον λόγο αυτό προτείνεται η χρήση τους να τίθεται υπό εξέταση όταν η δόση σε κρίσιμες δομές εκτός του πεδίου μπορεί να ξεπεράσει τα όρια της δόσης καταφλίου.

ε) Όταν εφαρμόζονται πεδία ακανόνιστου σχήματος, προτείνεται η χρήση του MLC για την διαμόρφωση του πεδίου έναντι των blocks. Η εισαγωγή του υλικού θωράκισης των blocks μέσα στην πρωτογενή δέσμη αποτελεί επιπρόσθετη πηγή σκέδασης και αυξάνει την περιφερική δόση κατά ένα παράγοντα μέχρι 2.

## II. ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ

Ο μακροπρόθεσμος στόχος αυτής της εργασίας περιλαμβάνει την ανάπτυξη λογισμικού εκτίμησης της περιφερικής δόσης για διάφορους σχεδιασμούς θεραπείας. Το λογισμικό αυτό χρησιμοποιώντας την μέθοδο εκτίμησης της περιφερικής δόσης, που αναπτύχθηκε στα πλαίσια της παρούσας εργασίας, θα παρέχει την δυνατότητα στον χρήστη να εκτιμά την περιφερική δόση για οποιοδήποτε σχεδιασμό θεραπείας με δέσμες φωτονίων 6 και 18 MV. Αντίστοιχο λογισμικό για εκτίμηση της περιφερικής δόσης έχει ήδη αναπτυχθεί από τον Van der Giessen P.H. [2], όμως αφορά σε παλιότερης γενιάς γραμμικούς επιταχυντές, που δεν είναι εξοπλισμένοι με MLC. Για τον λόγο αυτό, δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ακριβή εκτίμηση της περιφερικής δόσης σε σύγχρονους γραμμικούς επιταχυντές.

Ακόμα, θα ήταν σκόπιμο να πραγματοποιηθεί μία σειρά μετρήσεων ώστε να καθοριστεί επακριβώς η αβεβαιότητα στην εκτίμηση της περιφερικής δόσης με την μέθοδο που αναπτύξαμε. Οι μετρήσεις αυτές μπορούν να είναι είτε μετρήσεις με TLDs σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα είτε in vivo μετρήσεις δόσεων σε πραγματικούς ασθενείς.



## Βιβλιογραφία

---

1. Ψαρράκος Κ., Μολυβδα-Αθανασοπούλου Ε., Σιούντας Α., “Ιατρική Φυσική”, Ψαρράκος Κ. (1997).
2. Van der Giessen P.H., “Peridose, a software program to calculate the dose outside the primary beam in radiation therapy,” *Radiat. Oncol.* **48**: 209-213, (2001).
3. Warring A.B., Hamish W., Wallace B., “Sub fertility following treatment for childhood cancer”, Hospital medicine department of Hematology Onc Edinburg, **61**: No 8 (2000).
4. Aslam I., Fishel S, Moore M, “Fertility preservation of boys undergoing anti-cancer therapy: a review of the existing situation and prospects for the future”, *Hum.Report* **10**: 2154-9 (2000).
5. Shrader M., Heicappel R., Muller M., “Impact of chemotherapy on male fertility”, *Oncologie* 2440: 326-30 (2001).
6. Stovall M., Blackwell C. R., Cundiff J., Novack D.H., Palta J. R., Wagner, E. W. Webster L. K., and Shalek R. J., “Fetal dose from radiotherapy with photon beams: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 36,” *Med. Phys.* **22**, 63–82 (1995).
7. Mutic S. and Klein E.E., “A reduction in the AAPM TG-36 reported peripheral dose distributions with tertiary multileaf collimation,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **44**, 947–953 (1999).
8. Mutic S. and Klein E.E., “Peripheral dose distributions for a linear accelerator equipped with a secondary multileaf collimator and universal wedge” *J. Ap. Cl. Med. Phys.* **3**, 302-9 (2002).
9. Klein E.E., Maserang B., Wood R. and Mansur D., “Peripheral doses from pediatric IMRT”, *Med. Phys.* **33**, 2525-31 (2006).
10. Greene D., Williams P.C., *Linear Accelerators for Radiation Therapy*, Institute of Physics Publishing, Bristol (1997).
11. Kahn Faiz M., *The physics of radiation therapy*. Warely Company: Williams & Wilkins, second edition.

12. Johns H.E., Cunningham J.R., The physics of radiology. Illinois: Charles C.T. dependence, fourth edition, (1983).
13. Knoll Glen F., Radiation detection and measurement. Wiley, third edition (2000).
14. Hubbell J.H., Proton cross sections attenuation coefficients and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. Publication No.29, Washington DC: U.S. National Bureau of Standards (1969)
15. Constantinou C., Attix F.H., Paliwal B.R., A solid phantom material for radiotherapy x-ray and  $\gamma$ -ray beam calibrations. Med Phys 1982; 9:436
16. Hospital Physicists' Association. Central axis depth dose data for use in radiotherapy. Br J Radiol 1978;(suppl 11)
17. International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units. Report No.33, Washington DC: U.S. National Bureau of Standards (1980).
18. Van der Giessen P.H., "Calculation and measurement of the dose at points outside the primary beam for photon energies of 6, 10, and 23 MV" Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **30**: 1239-1246 (1994).
19. Van der Giessen P.H., "A simple and generally applicable method to estimate the peripheral dose in radiation teletherapy with high energy X-rays or gamma radiation." Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **35**:1059-1068 (1996).
20. International Commission on Radiological Protection. "Recommendations of the International Commission on Radiological Protection", ICRP publication 60, Oxford: Pergammon Press, 1991.
21. Van der Giessen P.H. and Hurkmans C.W., "Calculation and measurement of the dose in points outside the primary beam for Co-60 gamma radiation." Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. **27**: 717-724, (1993).
22. Stern R.L., "Peripheral dose from a linear accelerator equipped with multileaf collimation," Med. Phys. **26**, 559–563 (1999).
23. Fraass B.A., Geijn J., "Peripheral dose from megavolt beams." Med. Phys. **10**, 863-818 (1983).

24. Kase K.R., Svensson G.K., Wolbarst A.B., Marks M.A., “Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field.” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **9**:1177-1183 (1983).
25. McParland, B.J., Fair H.I., “A method of calculating peripheral dose distributions of photon beams below 10 MV.” *Med. Phys.* **19**:283-293(1992).
26. Van der Giessen P.H., “Collimator related radiation for different cobalt machines and linear accelerators.” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **35**: 399-405, (1994).
27. McParland B.J., “Peripheral doses from two linear accelerators employing universal wedges,” *Br. J. Radiol.* **63**: 295-298 (1990).
28. Scrimger J., Kolutzi Z, “Scattered radiation from beam modifiers used with megavoltage units,” *Radiol.* **130**: 233-236 (1979).
29. Sherazi S., Kase K.R., “Measurements of dose from secondary radiation outside a treatment field: effects of wedges and blocks,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **11**:2171-76 (1985).
30. Greene D., Chu G.-L., Thomas D. W., “Dose levels outside radiotherapy beams,” *Br. J. Radiol.* **56**:543-550 (1983).
31. Greene D., Karup P. G. G., Taylor R. J., “Dose levels outside radiotherapy beams,” *Br. J. Radiol.* **58**:453-456 (1985).
32. Sharma S. D., Upreti R.R., Deshpande D.D, “Use of peripheral dose data from uniform dynamic multileaf collimation fields to estimate out-of-field organ dose in patients treated employing sliding window intensity-modulated radiotherapy”, *Phys. Med. Biol.* **51**:2987–95 (2006).
33. Petti P.L., Chuang C.F., Smith V., Larson D.A., “Peripheral doses in CyberKnife radiosurgery”, *Med. Phys.* **33**:1770-79 (2006).
34. Van der Giessen P.H., Bierhuizen H,W.J., “Comparison of measured and calculated peripheral doses in patients undergoing radiation therapy,” *Radiat. Oncol.* **42**: 265-270, (1997).
35. Mazonakis M., Kokona G., Varveris H., Damilakis J., Gourtsoyiannis N., “Data required for testicular dose calculation during radiotherapy of seminoma,” *Med. Phys.* **33**, 2391-95 (2006).

36. McKinlay A.F., “Thermoluminescence dosimetry”, Bristol: Adam Hilger Ltd, (1981)
37. Butsona M.J., Cheunga T., Yua P.K.N., “Peripheral dose measurement with a MOSFET detector,” *Appl. Radiat. Isot.* **62**:631–634 (2005)
38. IAEA Training Material on Radiation Protection in Radiotherapy, “Radiation Physics, Lecture 2: Dosimetry and Equipment”
39. Vanhavere F, Huyskens D, Struelens L, “Peripheral neutron and gamma doses in radiotherapy with an 18 MV linear accelerator,” *Radiat. Prot. Dosim.* **110**: 607–612 (2004).
40. Mazonakis M., Varveris H., Damilakis J., Theoharopoulos N., Gourtsoyiannis N., “Radiation dose to conceptus resulting from tangential breast irradiation.”, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **55**:386-391 (2003).
41. Kim J. O., Siebers J. V., Keall P.J., Arnfield M.R., Mohan R., “A Monte Carlo study of radiation transport through multileaf collimators.” *Med. Phys.* **28**:2497-506 (2001).
42. Balog J.P., Mackie T.R., Wenman D.L., Glass M., Fang G., Pearson D., “Multileaf collimator interleaf transmission.” *Med. Phys.* **26**:176-86 (2000).
43. Stasi M., Baiotto B., Palamara F., Gabriele P., Scielzo G., “Dosimetric characterization of a multileaf collimator.” *Radiol. Med. (Torino)* **97**:382-8 (1999).
44. Zuofeng L., Klein E.E., “Surface and peripheral doses of dynamic and physical wedges,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **37**:921-25 (1997).
45. Ting J.Y., Yankelevich R., Goswami G., Fiedler J.A., Houdek P.V., “Scattered radiation from linear accelerator and cobalt-60 collimator jaws,” *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **30**:985-92 (1994).
46. Marbach J.R., Sontag M.K., Van Dyk J., Wolbarst A.B., “Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: Report of AAPM Task Group 34,” *Med Phys* **21**:85-90 (1994).
47. Bevington PR, “Data reduction and error analysis for the physical sciences”, New York: McGraw-Hill book company (1969).