



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΡΗΤΗΣ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΙΑΤΡΙΚΗΣ



ΤΟΜΕΑΣ ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΑΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΥΤΙΚΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΕΚΤΟΠΗΣ
ΟΣΤΕΟΠΟΙΗΣΗΣ ΚΑΙ ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ ΜΕ ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ
MONTE CARLO: ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΙ ΔΟΣΕΩΝ ΑΚΤΙΝΟΕΥΑΙΣΘΗΤΩΝ
ΟΡΓΑΝΩΝ

ΘΕΟΧΑΡΗΣ Β. ΜΠΕΡΡΗΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ
Μ. ΜΑΖΩΝΑΚΗΣ
ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟΥ
ΚΡΗΤΗΣ

ΗΡΑΚΛΕΙΟ, 2010

ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ
ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ ΣΤΗΝ
ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ - ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ

Ευχαριστίες

Από την παρούσα θέση θα επιθυμούσα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου προς τον επιβλέποντά μου, Επίκουρο Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής, Μ. Μαζωνάκη, για τις πολύτιμες συζητήσεις και την καθοδήγηση που μου προσέφερε. Οφείλω να ευχαριστήσω επίσης τους Ακτινοφυσικούς του Τμήματος Ακτινοθεραπείας του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου, Ι. Στρατάκη και Α. Τζεδάκη για την υποστήριξη που μου προσέφεραν όσον αφορά στη χρήση του κώδικα Monte Carlo MCNP 5. Φυσικά, για την ολοκλήρωση της παρούσας μελέτης αναντικατάστατη στάθηκε η βοήθεια των Επιμελητών Ακτινοθεραπευτικής ογκολογίας, Σ. Κάχρη, Ε. Λυραράκη και Α. Φασουλάκη που προσέφεραν ευχαρίστως τις ιατρικές τους γνώσεις για το κλινικό μέρος της εργασίας. Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω όλα τα μέλη του Εργαστηρίου Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Κρήτης για την ολόπλευρη υποστήριξη που μου προσέφεραν καθ'όλη τη διάρκεια του μεταπτυχιακού προγράμματος.

Επίσης οφείλω να ευχαριστήσω το Ίδρυμα Γεωργίου Σταύρου. Η υποτροφία που μου χορηγήθηκε από το ίδρυμα συνέβαλε καθοριστικά στην πραγματοποίηση της παρούσας μελέτης.

Τέλος ευχαριστώ την οικογένειά μου, που υλικά και ψυχολογικά με υποστήριξε με όλες τις δυνάμεις, κατά τη διάρκεια των σπουδών μου.

Περίληψη

Η αντιμετώπιση του καρκίνου με ακτινοθεραπευτικές τεχνικές αποτελεί ευρέως διαδεδομένη πρακτική. Πάραυτα οι εφαρμογές της ακτινοθεραπείας δεν περιορίζονται μόνο σε θεραπείες κακοηθειών. Υπάρχουν καλοήθειες ασθένειες για τις οποίες η ακτινοθεραπεία έχει συγκρίσιμη ή ακόμη και μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα σε σχέση με άλλες πιθανές θεραπείες. Ένα παράδειγμα τέτοιας καλοήθους ασθένειας είναι η έκτοπη οστεοποίηση. Αρκετές κλινικές παγκοσμίως εφαρμόζουν μεταξύ άλλων και ακτινοθεραπευτικές τεχνικές για την αντιμετώπιση της έκτοπης οστεοποίησης.

Εξαιτίας του κινδύνου καρκινογένεσης που επισύρει η ακτινοβόληση ενός ασθενούς, ο θεράπων ιατρός πριν προχωρήσει σε ακτινοθεραπεία, πρέπει να έχει μια κατά το δυνατόν σαφή εικόνα για τη σχέση του κινδύνου ως προς το όφελος της εν λόγω ιατρικής πράξης. Η ανάγκη να γίνει αυτή η εκτίμηση είναι μεγαλύτερη όταν η θεραπεία πρόκειται να πραγματοποιηθεί σε νεαρούς ασθενείς που αναμένεται να ζήσουν αρκετά χρόνια μετά την ακτινοβόληση. Εκτός από τις ακτινοθεραπείες καλοήθων ασθενειών, το πρόβλημα της δευτερογενούς καρκινογένεσης είναι σημαντικό και στις περιπτώσεις καρκίνων με καλή πρόγνωση, όπως για παράδειγμα ο καρκίνος του μαστού.

Το πρώτο βήμα για την ποσοτικοποίηση του κινδύνου καρκινογένεσης λόγω ακτινοβόλησης είναι η γνώση των δόσεων που μπορεί να εναποτεθούν από την ακτινοθεραπεία στα διάφορα ακτινοευαίσθητα όργανα του ασθενούς. Όμως είναι δύσκολο να μετρηθούν δόσεις στα όργανα ασθενών εφόσον δεν είναι δυνατόν να εισάγουμε δοσίμετρα στο σώμα τους. Ένας τρόπος να ξεπεραστεί αυτή η αδυναμία είναι η προσομοίωση των θεραπευτικών τεχνικών χρησιμοποιώντας κατάλληλα ομοιώματα ασθενών. Τις τελευταίες δεκαετίες που η τεχνολογία των υπολογιστών σημείωσε σημαντική πρόοδο, εκτός από την προσομοίωση θεραπειών με φυσικά ομοιώματα και ακτινοθεραπευτικά μηχανήματα, έγινε δυνατή η προσομοίωση των θεραπειών και με υπολογιστικές τεχνικές. Οι υπολογιστικές τεχνικές είναι σήμερα διαδεδομένες στην επίλυση προβλημάτων που απασχολούν την Ιατρική Φυσική λόγω της ευχρηστίας τους, του μικρού κόστους και της ακρίβειας των υπολογισμών που μπορούν να πραγματοποιήσουν.

Στην εργασία αυτή με σκοπό να αξιοποιηθεί η δύναμη των υπολογιστικών τεχνικών, προσομοιώθηκαν ακτινοθεραπείες της έκτοπης οστεοποίησης και του καρκίνου του μαστού με μεθόδους Monte Carlo. Μεγάλο μέρος της εργασίας αφιερώθηκε στην κατασκευή ενός υπολογιστικού μοντέλου της θεραπευτικής δέσμης που παράγεται από το γραμμικό επιταχυντή Phillips SL 75/5. Η πιστότητα του μοντέλου της δέσμης επιβεβαιώθηκε μέσω της σύγκρισης υπολογισμένων και μετρημένων στον πραγματικό επιταχυντή, δοσιμετρικών μεγεθών. Ο τρόπος κατασκευής του μοντέλου της θεραπευτικής δέσμης έκανε εφικτό να υπολογιστούν ακτινομετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης φωτονίων όπως το φάσμα και η φωτονική της ροή και να συσχετιστούν με τα δοσιμετρικά της χαρακτηριστικά όπως οι δόσεις βάθους και τα προφίλ δόσης σε ομοίωμα νερού. Στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε μια διερεύνηση των επιδράσεων που έχουν στη δέσμη φωτονίων οι παράμετροι της δέσμης ηλεκτρονίων από την οποία παράγεται. Η διερεύνηση επιβεβαίωσε περαιτέρω την αξιοπιστία του μοντέλου.

Τέλος, το μοντέλο της δέσμης φωτονίων συνδυάστηκε με μαθηματικό ομοίωμα ασθενούς για να προσομοιωθούν οι ακτινοθεραπείες της έκτοπης οστεοποίησης και του καρκίνου του μαστού. Για τις εν λόγω θεραπείες υπολογίστηκαν οι δόσεις στα ακτινοευαίσθητα όργανα του ομοιώματος καθώς και η επίδραση που είχε πάνω τους η χρήση διαφορετικών μεγεθών θεραπευτικών πεδίων. Η επίδραση που είχε στις δόσεις η χρήση κατάλληλα τοποθετημένων μολύβδινων blocks, μελετήθηκε επίσης για τα πεδία όπου αυτά συνήθως χρησιμοποιούνται.

Abstract

The treatment of cancer with radiotherapeutic techniques constitutes a widespread practice. Nevertheless, radiotherapeutic applications are not limited to the treatment of cancer. There are also benign diseases for which radiotherapy has comparable or even greater effectiveness than other potential treatments. An example of such a disease is heterotopic ossification. Many clinics worldwide utilize radiation therapy to treat heterotopic ossification.

Due to the risk for second cancer induction following radiation exposure of the patient, the physician should be able to quantitatively weigh up the expected benefit against the detriment of the treatment in question. The need to perform such estimations becomes greater for young patients who are expected to live long after irradiation takes place. Except for radiation treatment of benign diseases, the risk for second cancer induction due to irradiation is important in the case of cancers with good prognosis, such as breast cancer.

The first step towards the quantification of second cancer risk is the determination of radiation doses, absorbed by the various radiosensitive organs of the patient. However it is difficult to directly measure organ doses provided that it is not possible to insert dosimeters in the patient's body. A way to get over this obstacle is to simulate radiotherapeutic techniques using human-like phantoms. Recently, advances in computer technology have made possible to simulate radiation therapy techniques using suitable computer codes. Today, computational methods are widespread in the field of Medical Physics because of their usefulness, low cost and precision of the calculations they can perform.

In the current study, in order to exploit the power of computational techniques, therapies of heterotopic ossification and breast cancer were simulated using Monte Carlo methods. A large part of the total effort was dedicated to the construction of a simulated model of the photon beam produced by a Phillips SL 75/5 linear accelerator. The simulated beam model was verified by comparing calculated dosimetric quantities to measurements performed on the real linear accelerator. The way the model was constructed allowed the calculation of certain actinometrical characteristics of the photon beam, such as particle flow and spectral distribution, and their correlation to dosimetric quantities, such as percentage depth dose and dose

profiles in a water phantom. An investigation of the effect of the electron beam parameters on the photon beam characteristics was also realized. The investigation confirmed the reliability of the simulation.

Finally, the photon beam model was combined with a mathematical phantom in order to simulate radiation therapy of heterotopic ossification and breast cancer. Radiation doses to radiosensitive organs of the mathematical phantom were calculated for all treatments in question. The effect of radiation field size on organ doses was investigated. The effect of suitably placed lead blocks on organ doses was also studied for the fields where they are typically used.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Κεφάλαιο 1: Αλληλεπιδράσεις ιοντίζουσας ακτινοβολίας και ύλης

Εισαγωγή.....	1
1.1 Αλληλεπιδράσεις φορτισμένων σωματιδίων με την ύλη.....	1
1.2 Αλληλεπιδράσεις μη φορτισμένων σωματιδίων με την ύλη.....	3
1.2.1 Σύμφωνη σκέδαση.....	4
1.2.2 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο	5
1.2.3 Φαινόμενο Compton	6
1.2.4 Δίδυμη γένεση	7

Κεφάλαιο 2: Δοσιμετρία ακτινοβολιών

Εισαγωγή.....	10
2.1 Ροή σωματιδίων και ροή ενέργειας	10
2.2 Kerma.....	11
2.3 Απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας	13
2.3.1 Σχέση μεταξύ δόσης και kerma.....	14
2.4 Γραμμικώς μεταφερόμενη ενέργεια.....	16

Κεφάλαιο 3: Βιολογική ύλη και ακτινοβολία

Εισαγωγή.....	17
3.1 Αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με τη βιολογική ύλη	17
3.2 Συνέπειες της ακτινοβολίας στους ιστούς και την υγεία των ανθρώπων	18
3.2.1 Μη στοχαστικά ή καθορισμένα αποτελέσματα	18
3.2.2 Στοχαστικά αποτελέσματα – καρκινογένεση.....	20
3.3 Εκτίμηση του κινδύνου εμφάνισης καρκίνου.....	22
3.3.1 Βασικά δοσιμετρικά μεγέθη.....	22
3.3.1.1 Παράγοντες στάθμισης της βιολογικής δραστηριότητας της ακτινοβολίας	23

3.3.1.2	Ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας	23
3.3.2	Εκτίμηση των συντελεστών ακτινικού κινδύνου	24
3.3.2.1	Ενεργός δόση ακτινοβολίας	25
3.3.2.2	Υπολογισμός ολικού ακτινικού κινδύνου	26
3.4	Εκτίμηση κινδύνου καρκινογένεσης μετά από ακτινοθεραπευτικές πράξεις.....	26
Κεφάλαιο 4: Αρχές λειτουργίας γραμμικών επιταχυντών		
	Εισαγωγή.....	28
4.1	Κυματοδηγοί και επιτάχυνση ηλεκτρονίων	29
4.1.1	Κυματοδηγοί διαδομένου κύματος	30
4.1.2	Κυματοδηγοί στάσιμου κύματος.....	30
4.2	Παραγωγή των ηλεκτρονίων.....	32
4.3	Πηγές ισχύος των γραμμικών επιταχυντών	33
4.3.1	Η πηγή μικροκυματικής ισχύος magnetron.....	34
4.3.2	Η πηγή μικροκυματικής ισχύος klystron.....	34
4.4	Μαγνητικό σύστημα εκτροπής της δέσμης ηλεκτρονίων.....	35
4.5	Η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή	36
4.5.1	Στόχος βαρέως μετάλλου	37
4.5.2	Πρωτεύων κατευθυντήρας	38
4.5.3	Φίλτρο επιπέδωσης.....	38
4.5.4	Δευτερεύων κατευθυντήρας.....	38
4.5.5	Σφηνοειδή φίλτρα.....	39
Κεφάλαιο 5: Η μέθοδος Monte Carlo στη διάδοση ιοντίζουσας ακτινοβολίας		
	Εισαγωγή.....	40
5.1	Οι απαρχές και η εξέλιξη της μεθόδου Monte Carlo.....	40
5.2	Η μέθοδος Monte Carlo	41
5.3	Διαθέσιμοι κώδικες Monte Carlo.....	44
5.4	Ανθρωπόμορφα ομοιώματα	44

Βιβλιογραφία γενικού μέρους.....	46
----------------------------------	----

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Κεφάλαιο 6: Υλικά και μέθοδοι

Εισαγωγή.....	50
6.1 Υλικά.....	50
6.1.1 Ο γραμμικός επιταχυντής Philips SL 75/5	50
6.1.2 Δοσιμετρικός εξοπλισμός.....	52
6.1.3 Ο κώδικας <u>M</u> onte <u>C</u> arlo <u>N</u> Particle (MCNP)	53
6.1.4 Λογισμικό παραγωγής μαθηματικών ομοιωμάτων	58
6.1.5 Υπολογιστικός εξοπλισμός	59
6.2 Μέθοδοι	59
6.2.1 Μοντελοποίηση του γραμμικού επιταχυντή και της θεραπευτικής δέσμης....	59
6.2.2 Δοσιμετρικός-ακτινομετρικός χαρακτηρισμός και επαλήθευση του μοντέλου της δέσμης ακτινοθεραπείας	65
6.2.3 Μελέτη της εξάρτησης των ακτινομετρικών και δοσιμετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης φωτονίων από τα φυσικά χαρακτηριστικά της αρχικής δέσμης ηλεκτρονίων.....	69
6.2.4 Επίδραση του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης στα ακτινομετρικά και δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης.....	71
6.2.5 Εφαρμογές της δέσμης ακτινοθεραπείας σε συγκεκριμένες θεραπείες	71
6.2.5.1 Το μαθηματικό ομοίωμα	71
6.2.5.2 Ακτινοθεραπεία της έκτοπης οστεοποίησης.....	77
6.2.5.2.1 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ώμου.....	78
6.2.5.2.2 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου	83
6.2.5.2.3 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου	86
6.2.5.2.4 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνα	88
6.2.5.3 Ακτινοθεραπεία καρκίνου του μαστού.....	91

Κεφάλαιο 7: Αποτελέσματα

Εισαγωγή.....	97
7.1. Δοσιμετρικός-ακτινομετρικός χαρακτηρισμός και επαλήθευση του μοντέλου της δέσμης ακτινοθεραπείας	97
7.2 Μελέτη της εξάρτησης των ακτινομετρικών και δοσιμετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης φωτονίων από τα φυσικά χαρακτηριστικά της αρχικής δέσμης ηλεκτρονίων.....	105
7.2.1 Εξάρτηση από τη μέση ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων	106
7.2.2 Εξάρτηση από την ακτινική κατανομή της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων	109
7.2.3 Εξάρτηση από την ενεργειακή κατανομή της δέσμης ηλεκτρονίων.....	111
7.3 Επίδραση του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης στα ακτινομετρικά και δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης	112
7.4 Εφαρμογές της δέσμης ακτινοθεραπείας σε συγκεκριμένες θεραπείες.....	115
7.4.1 Ακτινοθεραπεία της έκτοπης οστεοποίησης	115
7.4.1.1 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ώμου	115
7.4.1.2 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου	119
7.4.1.3 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου	123
7.4.1.4 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνα.....	125
7.4.2 Ακτινοθεραπεία καρκίνου του μαστού	127

Κεφάλαιο 8: Συζήτηση

Εισαγωγή.....	131
8.1 Δοσιμετρικός-ακτινομετρικός χαρακτηρισμός και επαλήθευση του μοντέλου της δέσμης ακτινοθεραπείας	131
8.2 Μελέτη της εξάρτησης των ακτινομετρικών και δοσιμετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης φωτονίων από τα φυσικά χαρακτηριστικά της αρχικής δέσμης ηλεκτρονίων.....	135
8.2.1 Εξάρτηση από τη μέση ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων	135

8.2.2 Εξάρτηση από την ακτινική κατανομή της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων	136
8.2.3 Εξάρτηση από την ενεργειακή κατανομή της δέσμης ηλεκτρονίων.....	137
8.3 Επίδραση του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης στα ακτινομετρικά και δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης	137
8.4 Εφαρμογές της δέσμης ακτινοθεραπείας σε συγκεκριμένες θεραπείες.....	139
8.4.1 Ακτινοθεραπεία της έκτοπης οστεοποίησης	139
8.4.2 Ακτινοθεραπεία καρκίνου του μαστού	141
Κεφάλαιο 9: Συμπεράσματα	
Συμπεράσματα	143
Βιβλιογραφία ειδικού μέρους	146

ΓΕΝΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

Αλληλεπιδράσεις Ιοντίζουσας ακτινοβολίας και ύλης

Εισαγωγή

Η ιοντίζουσα ακτινοβολία χρησιμοποιείται σήμερα ευρέως στην ιατρική πρακτική. Οι εφαρμογές της περιλαμβάνουν κλινικές πράξεις διάγνωσης αλλά και θεραπείας. Η τεχνογνωσία που οδήγησε στην τόσο διαδεδομένη χρήση αυτών των εφαρμογών στηρίζεται στην κατανόηση των φυσικών αρχών που διέπουν τα φαινόμενα που συμβαίνουν όταν ή ύλη αλληλεπιδρά με την ακτινοβολία. Στο κεφάλαιο αυτό θα περιγραφούν οι βασικές αλληλεπιδράσεις των φορτισμένων και των μη φορτισμένων σωματιδίων με την ύλη.

1.1 Αλληλεπιδράσεις φορτισμένων σωματιδίων με την ύλη

Τα φορτισμένα σωματίδια μας ενδιαφέρουν επειδή στην ουσία οι αλληλεπιδράσεις τους είναι αυτές που μεταφέρουν τελικά ενέργεια στην ύλη και προκαλούν τα ενδεχόμενα βιολογικά αποτελέσματα. Επειδή τα φορτισμένα σωματίδια εν γένει συμπεριφέρονται με όμοιο τρόπο [1], θα ασχοληθούμε στην ανάλυση μας με τα ηλεκτρόνια που εμφανίζονται συνηθέστερα σε εφαρμογές που αφορούν την Ιατρική Φυσική.

Τα ηλεκτρόνια λόγω του φορτίου τους αλληλεπιδρούν έντονα σε ατομικό επίπεδο με την ύλη, μέσω ηλεκτρομαγνητικών αλληλεπιδράσεων. Μέσω αυτών των αλληλεπιδράσεων τα ηλεκτρόνια μπορεί να χάσουν ενέργεια η οποία αποδίδεται στην ύλη. Η απώλεια ενέργειας των ηλεκτρονίων περιγράφεται από το μέγεθος ισχύς ανάσχεσης (stopping power). Η ισχύς ανάσχεσης ορίζεται σαν το πηλίκο:

$$S = \frac{dE}{dx} \quad (1.1)$$

όπου dE είναι η απώλεια ενέργειας που συμβαίνει και dx το μήκος διαδρομής στο οποίο συμβαίνει η απώλεια. Η ισχύς ανάσχεσης μετράται σε μονάδες J/m ή άλλες ισοδύναμες.

Αναλυτικότερα, η ισχύς ανάσχεσης είναι αποτέλεσμα δύο επιρροών. Περιλαμβάνει την απώλεια ενέργειας λόγω συγκρούσεων αλλά και λόγω

ακτινοβολίας. Οπότε η ολική ισχύς ανάσχεσης μπορεί να γραφεί ως άθροισμα δύο όρων:

$$S = S_{\text{col}} + S_{\text{rad}} = \left(\frac{dE}{dx} \right)_{\text{col}} + \left(\frac{dE}{dx} \right)_{\text{rad}} \quad (1.2)$$

Οι δύο όροι της εξίσωσης 1.2 περιγράφουν δύο διαφορετικές κατηγορίες φαινομένων που μπορεί να συμβούν όταν ένα ταχύ ηλεκτρόνιο αλληλεπιδρά με την ύλη. Ο πρώτος όρος περιγράφει τις αλληλεπιδράσεις των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων με τα εξωτερικά ηλεκτρόνια των ατόμων που συναντούν. Οι αλληλεπιδράσεις αυτές συνίστανται σε ιοντισμούς και διεγέρσεις και έχουν σαν αποτέλεσμα την απώλεια ενέργειας λόγω συγκρούσεων. Ο δεύτερος όρος περιγράφει τις αλληλεπιδράσεις ανάμεσα στα προσπίπτοντα ηλεκτρόνια και τον πυρήνα των ατόμων που συναντούν. Στις περιπτώσεις τέτοιων αλληλεπιδράσεων, ο κύριος μηχανισμός απώλειας ενέργειας είναι η παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης (bremsstrahlung).

Η ακτινοβολία πέδησης κυβερνάται από την εξίσωση Larmor που δηλώνει ότι η ισχύς P που εκπέμπεται σε μορφή φωτονίων είναι ανάλογη του τετραγώνου της επιβράδυνσης a του σωματίου και του τετραγώνου του φορτίου του, q :

$$P = \frac{q^2 a^2}{6\pi\epsilon_0 c^3} \quad (1.3)$$

όπου c η ταχύτητα του φωτός.

Το πιο ενδιαφέρον που θα μας απασχολήσει και πιο κάτω, είναι η παραγωγή και η γωνιακή κατανομή των φωτονίων πέδησης εφόσον πολλές δέσμες ιοντίζουσών ακτινοβολιών που χρησιμοποιούνται στην Ιατρική παράγονται από επιβράδυνση ηλεκτρονίων σε διάφορα υλικά. Η γωνιακή κατανομή της ακτινοβολίας πέδησης είναι ανάλογη της ποσότητας $\sin^2\theta/(1 - \beta \cos \theta)^5$ [2]. Όπου θ είναι η γωνία ανάμεσα στην αρχική κατεύθυνση του ηλεκτρονίου και στην κατεύθυνση του διανύσματος που ενώνει το ηλεκτρόνιο με το σημείο παρατήρησης. Όπου β είναι το σχετικιστικό πηλίκο v/c . Για μικρές ταχύτητες οπότε $\beta \rightarrow 0$ η γωνιακή κατανομή γίνεται ανάλογη του $\sin^2\theta$ που παρουσιάζει μέγιστο στην κατεύθυνση $\theta=90^\circ$, δηλαδή κάθετα στην κατεύθυνση της δέσμης ηλεκτρονίων. Είναι προφανές ότι για υψηλές ενέργειες το μέγιστο της ροής θα παρατηρείται προς την κατεύθυνση της δέσμης ηλεκτρονίων.

Η απώλεια ενέργειας λόγω πέδησης και συνεπώς η παραγωγή ακτινοβολίας x αυξάνεται ανάλογα με τον ατομικό αριθμό του υλικού-στόχου και την αρχική κινητική ενέργεια των ηλεκτρονίων. Στην περιοχή των διαγνωστικών ενεργειών (~ 100 keV) το ποσοστό της ενέργειας των ηλεκτρονίων που ακτινοβολείται σαν ακτινοβολία πέδησης είναι της τάξης του 1%. Στις θεραπευτικές ενέργειες που φτάνουν τα μερικά MeV το αντίστοιχο ποσοστό φτάνει και το 20% [2].

1.2 Αλληλεπιδράσεις μη φορτισμένων σωματιδίων με την ύλη

Τα μη φορτισμένα σωματίδια που μας απασχολούν κυρίως στην Ιατρική Φυσική είναι τα φωτόνια. Οι δέσμες που χρησιμοποιούνται είναι κατά την πλειοψηφία τους δέσμες φωτονίων. Στο εδάφιο αυτό θα ασχοληθούμε με τις αλληλεπιδράσεις των φωτονίων με την ύλη.

Ανεξάρτητα από την πηγή προέλευσής της, κάθε δέσμη φωτονίων υφίσταται εξασθένηση όταν διέρχεται από ένα υλικό. Η εξασθένηση συμβαίνει επειδή διασχίζοντας το υλικό, τα φωτόνια αλληλεπιδρούν με αυτό. Οι αλληλεπιδράσεις μπορεί να περιλαμβάνουν μεταφορά ενέργειας από τα φωτόνια στο υλικό ή μόνο αλλαγή κατεύθυνσης των φωτονίων ή και τα δύο. Σε κάθε περίπτωση αλληλεπίδρασης η πιθανότητα να αποκοπεί το φωτόνιο από τη δέσμη είναι σημαντική.

Η εξασθένηση υπακούει σε έναν απλό εκθετικό νόμο. Για κάθε δέσμη φωτονίων ενέργειας $h\nu$ που σε συνθήκες καλής γεωμετρίας (στενή δέσμη) προσπίπτει σε υλικό με ατομικό αριθμό Z και πάχος x , ισχύει η σχέση:

$$I(x) = I(0)e^{-\mu(h\nu, Z)x} \quad (1.4)$$

όπου $I(0)$ η αρχική ένταση της δέσμης, $I(x)$ η διερχόμενη του υλικού ένταση και $\mu(h\nu, Z)$ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης για τη συγκεκριμένη ενέργεια και υλικό.

Ο συντελεστής εξασθένησης εκφράζει με την πιθανότητα ένα φωτόνιο της δέσμης να αλληλεπιδράσει με το υλικό και να απομακρυνθεί από τη δέσμη. Μετράται σε μονάδες m^{-1} και έχει πολύπλοκη εξάρτηση από την ενέργεια των φωτονίων, την πυκνότητα και το είδος του υλικού του εξασθενητή. Η πολυπλοκότητα αυτής της

εξάρτησης οφείλεται στο ότι ο συντελεστής μ είναι στην ουσία το άθροισμα των συντελεστών για κάθε ένα από τα φαινόμενα που θα μπορούσε να φέρει αποτέλεσμα εξασθένησης στη δέσμη.

Τα φαινόμενα στα οποία αναφερόμαστε είναι οι κύριες αλληλεπιδράσεις των φωτονίων με την ύλη και είναι τα εξής:

- Σύμφωνη σκέδαση
- Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο
- Φαινόμενο Compton (ασύμφωνη σκέδαση)
- Δίδυμη γένεση

Ο συντελεστής εξασθένησης μπορεί να διαιρεθεί με την πυκνότητα ρ του υλικού στο οποίο αναφέρεται και να είναι ανεξάρτητος από αυτήν. Τότε ονομάζεται μαζικός συντελεστής εξασθένησης μ/ρ και εκφράζει την πιθανότητα ανά μονάδα επιφανειακής πυκνότητας, να μεταβληθεί η ενέργεια ή/και η πορεία ενός φωτονίου λόγω αλληλεπίδρασης. Οι μονάδες μέτρησής του είναι το m^2/kg αλλά συνηθέστερα χρησιμοποιείται η υποδιαίρεση cm^2/g . Παρόλα αυτά επειδή μας ενδιαφέρει και η ενέργεια που μεταφέρεται στην ύλη από την προσπίπτουσα ακτινοβολία προσδιορίζουμε και δύο άλλα είδη μαζικών συντελεστών. Ο μαζικός συντελεστής μεταφοράς ενέργειας μ_{tr}/ρ αφορά στην ενέργεια που προσδίδουν τα προσπίπτοντα φωτόνια στα φορτισμένα σωματίδια του υλικού. Επειδή όμως ένα μέρος από αυτή την ενέργεια ακτινοβολείται και βγαίνει εκτός του όγκου του υλικού πρέπει να προσδιοριστεί και ο μαζικός συντελεστής απορροφούμενης ενέργειας μ_{en}/ρ που αφορά στην ενέργεια που εναποτίθεται τελικά στο υλικό.

Για την κατανόηση και τον προσδιορισμό των μαζικών συντελεστών και των μεταξύ τους σχέσεων πρέπει κανείς να κατανοήσει καταρχήν τα φαινόμενα που διαμορφώνουν τις τιμές τους. Αυτά είναι οι τέσσερις βασικές αλληλεπιδράσεις που αναφέρθηκαν προηγουμένως. Στη συνέχεια τα φαινόμενα αυτά συζητούνται ένα προς ένα.

1.2.1 Σύμφωνη σκέδαση

Η σύμφωνη σκέδαση ή σκέδαση Rayleigh αναφέρεται σε ελαστικές σκεδάσεις φωτονίων όπου δε λαμβάνει χώρα αλλαγή στην ενέργεια του φωτονίου, παρά μόνο

στην κατεύθυνση κίνησής του. Το φαινόμενο περιγράφεται κλασικά και θεωρείται ότι το φωτόνιο αλληλεπιδρά με ένα δεσμευμένο ηλεκτρόνιο του ατόμου, δηλαδή με ολόκληρο το άτομο [2]. Παρότι στην ελαστική σκέδαση δε συμβαίνει μεταφορά ενέργειας τα φωτόνια μπορεί να αποκοπούν από τη δέσμη αλλάζοντας πορεία. Αυτό σημαίνει ότι η σύμφωνη σκέδαση συνεισφέρει στον μαζικό συντελεστή εξασθένησης αλλά όχι στον αντίστοιχο συντελεστή μεταφοράς ενέργειας. Η ατομική ενεργός διατομή για τη σύμφωνη σκέδαση είναι ανάλογη της ποσότητας $Z/(h\nu)^2$. Αυτό δείχνει γιατί σε βιολογικά υλικά τα οποία έχουν γενικά χαμηλό Z , η επίδραση της ελαστικής σκέδασης είναι μικρή. Περιορίζεται συνήθως σε λίγα εκατοστά του συνολικού συντελεστή εξασθένησης [2].

1.2.2 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Στο φωτοηλεκτρικό φαινόμενο ένα εισερχόμενο φωτόνιο αλληλεπιδρά με ένα ισχυρά δέσμιο ηλεκτρόνιο ενός ατόμου του υλικού στο οποίο εισέρχεται. Τότε η κινητική ενέργεια του φωτονίου μεταφέρεται εξολοκλήρου στο ωλεκράνιο που εγκαταλείπει την τροχιά του. Η κινητική ενέργεια E_k του ηλεκτρονίου είναι ίση με την αρχική ενέργεια $h\nu$ που είχε το φωτόνιο μείον την ενέργεια σύνδεσης E_b του ηλεκτρονίου με το άτομο από όπου διέφυγε. Η ενέργεια αυτή ονομάζεται συνήθως έργο εξαγωγής και είναι χαρακτηριστική του υλικού.

Η ενεργός διατομή για την αλληλεπίδραση μέσω φωτοηλεκτρικού φαινομένου είναι ανάλογη του $1/(h\nu)^3$. Αυτό σημαίνει ότι καθώς αυξάνει η ενέργεια των εισερχομένων ηλεκτρονίων, μειώνεται ισχυρά η πιθανότητα να συμβεί φωτοηλεκτρική απορρόφηση. Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης λόγω φωτοηλεκτρικού φαινομένου διαφέρει για υλικά διαφορετικού Z . Για υλικά υψηλού Z , ο μαζικός συντελεστής είναι ανάλογος του Z^3 . Για χαμηλού ατομικού αριθμού υλικά είναι ανάλογος του $Z^{3.8}$ [3].

Κατά τη φωτοηλεκτρική απορρόφηση όλη η ενέργεια του φωτονίου γίνεται κινητική ενέργεια ηλεκτρονίου. Επίσης σε χαμηλές ενέργειες η ακτινοβολία πέδησης από τα ηλεκτρόνια που τίθενται σε κίνηση είναι αμελητέα [3]. Συμπεραίνουμε λοιπόν ότι στις χαμηλές ενέργειες όπου είναι και πιο πιθανό να συμβεί φωτοηλεκτρική απορρόφηση, η ενέργεια που μεταφέρεται στα ηλεκτρόνια, τελικά απορροφάται από

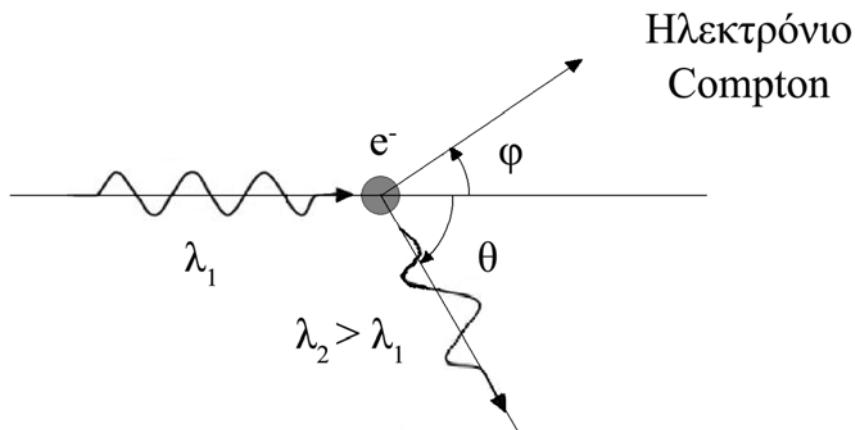
το υλικό. Οπότε οι μαζικοί συντελεστές εξασθένησης, μεταφοράς ενέργειας και απορρόφησης ενέργειας για τη φωτοηλεκτρική απορρόφηση, είναι περίπου ίσοι.

1.2.3 Φαινόμενο Compton

Το φαινόμενο Compton ή αλλιώς ασύμφωνη σκέδαση, αναφέρεται στην αλληλεπίδραση ενός φωτονίου με ένα στην ουσία ελεύθερο και πρακτικά ακίνητο ηλεκτρόνιο. Στην περίπτωση αυτή η ενέργεια του φωτονίου είναι πολύ μεγαλύτερη από το έργο εξαγωγής του ηλεκτρονίου. Κατά την ασύμφωνη σκέδαση, όταν το φωτόνιο συγκρουστεί με το ελεύθερο ηλεκτρόνιο μεταφέρει ένα μέρος της ενέργειάς του στο ανακρούον ηλεκτρόνιο και συνεχίζει την πορεία του προς νέα κατεύθυνση με την ενέργεια που του απέμεινε μετά τη σύγκρουση. Από την εφαρμογή των αρχών διατήρησης της ενέργειας και της ορμής στο πρόβλημα, εξάγεται ο τύπος που περιγράφει τις λεπτομέρειες της σύγκρουσης:

$$\Delta\lambda = \lambda_c(1 - \cos\theta) \quad (1.5)$$

όπου $\Delta\lambda$ είναι η μεταβολή στο μήκος κύματος του φωτονίου, θ η γωνία σκέδασης του φωτονίου, και η ποσότητα λ_c είναι το μήκος κύματος Compton του ηλεκτρονίου, που εκφράζεται ως $\lambda_c = h/m_e c = 0.024 \text{ \AA}$. Το σχήμα που ακολουθεί δίνει μια οπτική αναπαράσταση του φαινομένου.



Σχ. 1.1: Δισδιάστατη αναπαράσταση του φαινομένου Compton.

Η γωνία ϕ είναι η γωνία ανάκρουσης του ηλεκτρονίου. Όπως είναι λογικό λόγω της σύγκρουσης το φωτόνιο χάνει ενέργεια και το μήκος κύματος του μετά τη

σύγκρουση είναι μεγαλύτερο από ότι πριν. Η γωνία σκέδασης του φωτονίου συνδέεται με τη γωνία ανάκρουσης του ηλεκτρονίου με τη σχέση:

$$\cot\phi = (1 + (hv/m_e c^2)) \tan(\theta/2) \quad (1.6)$$

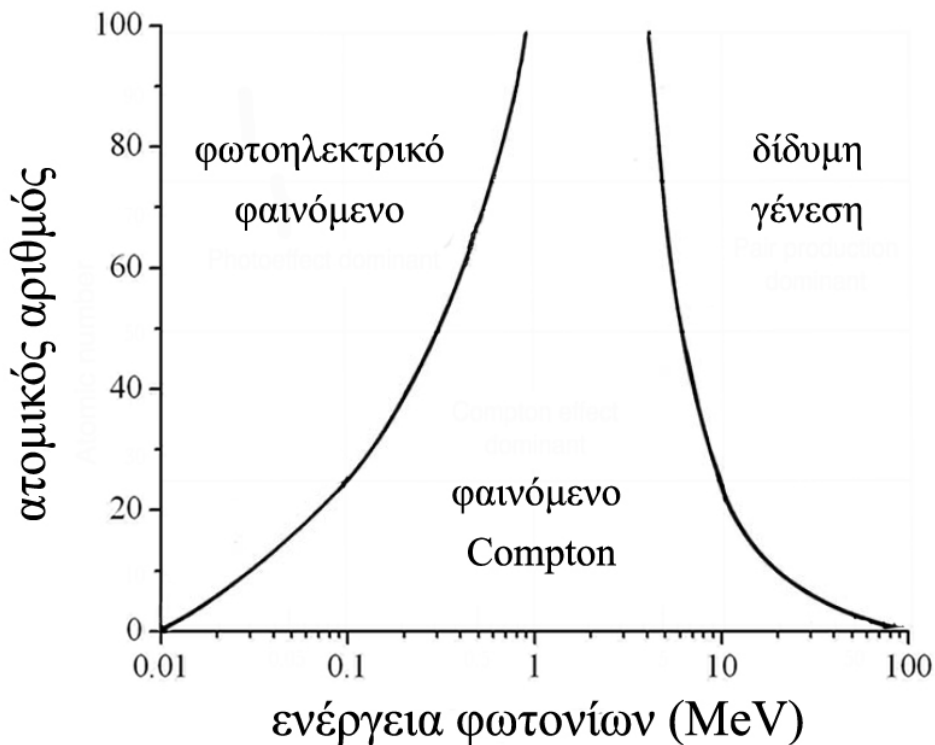
Από τη σχέση αυτή φαίνεται ότι η γωνία ϕ παίρνει τιμές από 0 για $\theta = \pi$ (οπισθοσκέδαση φωτονίου) έως $\pi/2$ για $\theta = 0$ (εμπροσθοσκέδαση φωτονίου). Για δεδομένη γωνία θ όσο πιο μεγάλη είναι η ενέργεια των φωτονίων τόσο μικρότερη είναι η γωνία ανάκρουσης των ηλεκτρονίων.

Επειδή το φαινόμενο Compton αφορά αλληλεπίδραση με ελεύθερα ηλεκτρόνια η εξασθένηση που προκαλεί στη δέσμη είναι ανάλογη της πυκνότητας ηλεκτρονίων στο υλικό και συνεπώς του ατομικού αριθμού Z του υλικού. Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης αντιθέτως, είναι ανεξάρτητος του ατομικού αριθμού [2]. Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του φαινομένου Compton μειώνεται σταθερά καθώς η ενέργεια των φωτονίων αυξάνεται.

1.2.4 Δίδυμη γένεση

Όταν η ενέργεια $h\nu$ των φωτονίων είναι μεγαλύτερη από $2m_e c^2 = 1.02 \text{ MeV}$, όπου m_e η ηλεκτρονική μάζα ηρεμίας, είναι δυνατόν στη θέση ενός φωτονίου να δημιουργηθούν δύο ηλεκτρόνια με μάζες $m_e c^2$ το καθένα και συνολική κινητική ενέργεια ίση με $h\nu - 2m_e c^2$. Το κατώφλι της ενέργειας για να συμβεί δίδυμη γένεση υπάρχει προφανώς επειδή χρειάζεται τουλάχιστον ενέργεια ίση με τις μάζες ηρεμίας των δύο λεπτονίων που δημιουργούνται. Οι μάζες αυτές είναι ίσες καθώς πρόκειται για αντισωματίδια και έχουν τιμή 511 keV περίπου. Η δίδυμη γένεση συμβαίνει λόγω αλληλεπίδρασης των φωτονίων με τους πυρήνες των ατόμων των υλικών που διατρέχουν. Σε μερικές περιπτώσεις μπορεί να συμβεί δίδυμη γένεση μέσα στο πεδίο ενός τροχιακού ηλεκτρονίου. Τότε το ζεύγος που δημιουργείται μαζί με το τροχιακό ηλεκτρόνιο μοιράζονται την κινητική ενέργεια που πλεονάζει. Αυτή η αλληλεπίδραση είναι γνωστή ως τρίδυμη γένεση και έχει κατώφλι ενέργειας φωτονίου ίσο με $4m_e c^2$. Για ενέργειες μεγαλύτερες από το κατώφλι, η δίδυμη γένεση γίνεται όλο και πιο πιθανή καθώς αυξάνεται η ενέργεια. Ο μαζικός συντελεστής εξασθένησης που οφείλεται στη δίδυμη γένεση είναι ανάλογος του τετραγώνου του ατομικού αριθμού Z .

Στην Ιατρική Φυσική μας αφορά η εναπόθεση ενέργειας στους ιστούς. Από τις τέσσερις αλληλεπιδράσεις, πιο ενδιαφέρουσες είναι αυτές που σχετίζονται με μεταφορά ενέργειας στο υλικό. Η σύμφωνη σκέδαση λοιπόν δεν έχει πολύ μεγάλο ενδιαφέρον όταν θέλουμε να προσδιορίσουμε εναπόθεση ενέργειας από ακτινοβολία. Καθώς αυξάνεται η ενέργεια η συνεισφορά του φωτοηλεκτρικού φαινομένου στην εξασθένιση της δέσμης γίνεται όλο και πιο μικρή. Σε ενέργειες από 100 keV ως 10 MeV το φαινόμενο Compton είναι πιο σημαντικό και από το φωτοηλεκτρικό και από τη δίδυμη γένεση [3]. Για ακόμη μεγαλύτερες ενέργειες η συνεισφορά της δίδυμης γένεσης επικρατεί. Το σχ. 1.2 απεικονίζει τα φαινόμενα που συμβαίνουν για τις διάφορες ενεργειακές περιοχές των προσπιπτόντων φωτονίων. Η αριστερή καμπύλη του γραφήματος αποτελείται από σημεία για τα οποία οι συντελεστές εξασθένισης για το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο και το φαινόμενο Compton είναι ίσοι. Ανάλογα η δεξιά καμπύλη περιέχει σημεία για τα οποία οι συντελεστές για το φαινόμενο Compton και τη δίδυμη γένεση ισούνται.



Σχ. 1.2: Η σχετική σπουδαιότητα των αλληλεπιδράσεων σε σχέση με τον ατομικό αριθμό του υλικού για τις διάφορες ενέργειες των προσπιπτόντων φωτονίων.

Σε αναλογία με τη φαρμακολογία, για να προσδιοριστεί ποσοτικά η επίδραση της ακτινοβολίας πάνω στην ύλη έπρεπε να οριστεί ένα μέγεθος που να μετρά τη «δόση» της ακτινοβολίας που δέχεται η ύλη. Είναι προφανές ότι η ποσότητα αυτή έπρεπε να σχετίζεται με τη μεταφορά ενέργειας από την ακτινοβολία στην ύλη. Τελικά διατηρώντας την αντιστοιχία με τη φαρμακολογία, η ποσότητα που ορίστηκε ονομάστηκε δόση ακτινοβολίας. Στο επόμενο κεφάλαιο αναπτύσσεται εν συντομία το σύστημα δοσιμετρίας που χρησιμοποιείται. Σκοπός είναι να γίνει ποιοτικά κατανοητός ο τρόπος με τον οποίο η κατανόηση των αλληλεπιδράσεων που συζητήθηκαν βοήθησαν στον προσδιορισμό μετρήσιμων μεγεθών που αφορούν στην εναποτιθέμενη ενέργεια στην ύλη.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

Δοσιμετρία ακτινοβολιών

Εισαγωγή

Ο υπολογισμός της εναπόθεσης ενέργειας από ακτινοβολία στην ύλη απαιτεί καταρχήν τον προσδιορισμό του πεδίου ακτινοβολίας στο σημείο ενδιαφέροντος. Η δοσιμετρία ακτινοβολιών ασχολείται με τη δημιουργία μεθόδων ποσοτικού προσδιορισμού της εναποτιθέμενης ενέργειας σε ένα υλικό, συσχετίζοντάς τη με μετρήσιμα χαρακτηριστικά των πεδίων ακτινοβολίας. Στη συνέχεια παρατίθεται ένα σύνολο από ποσότητες που προσδιορίζουν τα χαρακτηριστικά του πεδίου καθώς και οι σημαντικότερες δοσιμετρικές ποσότητες που βοηθούν στο συσχετισμό των μετρήσιμων μεγεθών με την εναπόθεση ενέργειας στην ύλη.

2.1 Ροή σωματιδίων και ροή ενέργειας

Οι ποσότητες που θα συζητηθούν περιγράφουν τις ιδιότητες του πεδίου ακτινοβολίας. Ο προσδιορισμός των χαρακτηριστικών του πεδίου ακτινοβολίας είναι το πρώτο στάδιο για κάθε υπολογισμό εναπόθεσης ενέργειας από την ακτινοβολία.

Ροή σωματιδίων: Η ροή σωματιδίων Φ ορίζεται ως το πηλίκο:

$$\Phi = dN/dA \quad (2.1)$$

όπου dN είναι ο αριθμός των σωματιδίων που προσπίπτουν σε μια σφαίρα διατομής dA . Η μονάδα μέτρησης της ροής σωματιδίων είναι σωματίδια/ m^2 , δηλαδή m^{-2} εφόσον ο αριθμός σωματιδίων είναι αδιάστατο μέγεθος.

Ροή ενέργειας: Η ροή ενέργειας Ψ ορίζεται ως το πηλίκο:

$$\Psi = dE/dA \quad (2.2)$$

όπου dE είναι η ακτινοβόλος ενέργεια που προσπίπτει σε μια σφαίρα διατομής dA . Η μονάδα μέτρησης της ενεργειακής ροής είναι το J/m^2 .

Από τις εξισώσεις 2.1 και 2.2 συνάγεται εύκολα ότι η ροή ενέργειας σχετίζεται με τη ροή σωματιδίων μέσω του τύπου:

$$\Psi = (dN/dA)E = \Phi E \quad (2.3)$$

Για τις ποσότητες ροή σωματιδίων και ροή ενέργειας ορίζονται και οι αντίστοιχοι ρυθμοί μεταβολής ως εξής:

Ρυθμός μεταβολής της ροής σωματιδίων: Ορίζεται ως το πηλίκο:

$$\dot{\Phi} = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2.4)$$

όπου $d\Phi$ είναι η μεταβολή στη ροή που συμβαίνει στο χρονικό διάστημα dt . Η μονάδα μέτρησης του ρυθμού μεταβολής της ροής είναι το $m^{-2}s^{-1}$.

Ρυθμός μεταβολής της ενεργειακής ροής: Ορίζεται ως το πηλίκο:

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

όπου $d\Psi$ είναι η μεταβολή στην ενεργειακή ροή που συμβαίνει στο χρονικό διάστημα dt . Η μονάδα μέτρησης του ρυθμού μεταβολής της ενεργειακής ροής είναι το $J m^{-2}s^{-1}$ ή αλλιώς W/m^2 .

2.2 Kerma

Η ενέργεια μεταφέρεται από την ακτινοβολία στην ύλη σε δύο κύρια στάδια. Αρχικά τα εμμέσως ιοντίζοντα σωματίδια όπως τα φωτόνια ή τα νετρόνια, μεταφέρουν ενέργεια στα φορτισμένα σωματίδια του υλικού όπου προσπίπτουν μέσω των αλληλεπιδράσεων που συζητήθηκαν στο πρώτο κεφάλαιο. Στη συνέχεια τα φορτισμένα σωματίδια του υλικού (ηλεκτρόνια κυρίως) μεταφέρουν ενέργεια στο υλικό μέσω ατομικών διεγέρσεων και ιοντισμών.

Ο όρος kerma (kinetic energy released per unit mass) είναι το μη στοχαστικό μέγεθος που εκφράζει το μέσο ποσό ενέργειας που μεταφέρεται από τα προσπίπτοντα φωτόνια ή νετρόνια, στα φορτισμένα, άμεσα ιοντίζοντα σωματίδια, όπως τα ηλεκτρόνια. Το kerma δε σχετίζεται με το τι συμβαίνει στην ενέργεια που εναποτέθηκε σε επόμενο στάδιο. Στη συνέχεια της συζήτησης θα αναφερόμαστε μόνο στα φωτόνια σαν εμμέσως ιοντίζοντα σωματίδια.

Η ποσότητα kerma συμβολίζεται με το γράμμα K και ορίζεται ως το πηλίκο:

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (2.6)$$

όπου $d\bar{E}_{tr}$ είναι η μέση ενέργεια που μεταφέρεται από τα φωτόνια στα φορτισμένα σωματίδια του υλικού ανά μονάδα μάζας dm . Η μονάδα μέτρησης του kerma είναι το J/kg που αλλιώς ονομάζεται gray (Gy).

Η ενέργεια που μεταφέρεται στα ηλεκτρόνια από τα φωτόνια μπορεί να καταναλωθεί με δύο τρόπους:

- Συγκρούσεις των ηλεκτρονίων με άλλα φορτία εντός του υλικού
- Ακτινοβόλες αλληλεπιδράσεις όπως η ακτινοβολία πέδησης και η εξαύλωση ηλεκτρονίου-ποζιτρονίου

οπότε η ποσότητα kerma θεωρείται ότι έχει δύο συνιστώσες που αθροίζονται ως εξής:

$$K = K_c + K_r \quad (2.7)$$

Ο πρώτος όρος του δεξιού μέλους της εξίσωσης, η ποσότητα collision kerma (K_c), αντιπροσωπεύει τις απώλειες λόγω συγκρούσεων (collisions) μεταξύ των ηλεκτρονίων που δημιουργούνται από τα φωτόνια και των ατομικών ηλεκτρονίων του υλικού σε τοπικό επίπεδο, λόγω αλληλεπιδράσεων Coulomb. Αυτή η ποσότητα είναι κατ'ουσίαν η ενέργεια που μεταφέρεται από την ακτινοβολία στα φορτισμένα σωματίδια εξαιρώντας την ενέργεια που ακτινοβολείται εκτός του υλικού μέσω των ακτινοβόλων αλληλεπιδράσεων. Ο δεύτερος όρος Η ποσότητα radiative kerma (K_r) αφορά στο ποσό της ενέργειας που ακτινοβολείται όταν κάποια από τα δευτερογενή φορτισμένα σωματίδια επιβραδύνονται ή αλληλεπιδρούν με το υλικό. Αυτές οι αλληλεπιδράσεις συνήθως οδηγούν σε ακτινοβολία πέδησης ή εξαύλωση ηλεκτρονίου-ποζιτρονίου και συνεπώς φωτονική ακτινοβολία.

Το μέσο ποσοστό του kerma που χάνεται σαν ακτινοβολία δίνεται από τον παράγοντα g που ονομάζεται κλάσμα ακτινοβόλησης (radiative fraction). Επομένως το ποσοστό της ενέργειας που μένει στο υλικό λόγω συγκρούσεων είναι ίσο με:

$$K_{col} = K(1 - g) \quad (2.8)$$

Για μονοενεργειακά φωτόνια η ποσότητα collision kerma σε ένα σημείο ενδιαφέροντος σε ένα υλικό, σχετίζεται με τη ροή ενέργειας Ψ σε εκείνο το σημείο του υλικού με την εξής σχέση:

$$K_{\text{col}} = \Psi \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right) \quad (2.9)$$

όπου μ_{en}/ρ είναι ο μαζικός συντελεστής απορρόφησης ενέργειας που προσδιορίζεται για κάθε υλικό με τη βοήθεια της γνώσης των βασικών αλληλεπιδράσεων που συζητήθηκαν στο πρώτο κεφάλαιο. Η σχέση 2.9 αλλάζει λίγο όταν οι δέσμες είναι πολυενεργειακές και γίνεται:

$$K_{\text{col}} = \int_0^{E_{\text{max}}} \Psi_E(dE) \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \right) dE = \Psi \bar{\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}} \quad (2.10)$$

όπου η βασική ποσότητα του μαζικού συντελεστή απορρόφησης ενέργειας αντικαταστάθηκε από τη μέση φασματική τιμή της.

2.3 Απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας

Η απορροφούμενη δόση ακτινοβολίας ή απλά δόση είναι το κεντρικό μέγεθος της δοσιμετρίας ακτινοβολιών. Πρόκειται για μη στοχαστική ποσότητα που μπορεί να αναφέρεται σε άμεσα ή έμμεσα ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Όπως αναφέρθηκε ήδη, οι εμμέσως ιοντίζουσες ακτινοβολίες αποθέτουν ενέργεια στην ύλη σε δύο στάδια. Στο πρώτο στάδιο εναποθέτουν ενέργεια στα φορτισμένα σωματίδια του υλικού (kerma) και στο δεύτερο αυτά τα φορτισμένα σωματίδια μεταφέρουν κάποιο ποσό της ενέργειάς τους μέσω ιονισμών και διεγέρσεων στο υλικό. Το μέσο ποσό ενέργειας που εναποτίθεται στο υλικό διαιρεμένο με τη μάζα του υλικού, αντιστοιχεί στην απορροφούμενη δόση. Ακριβέστερα, η δόση ορίζεται ως το πηλίκο της μέσης ενέργειας \bar{E} που εναποτίθεται από την ιοντίζουσα ακτινοβολία σε υλικό μάζας m και όγκου V μέσω του τύπου:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (2.11)$$

Η μονάδα μέτρησης της απορροφούμενης δόσης είναι ίδια με τη μονάδα μέτρησης της ποσότητας kerma και είναι το Gy.

Η εναποτιθέμενη ενέργεια \bar{E} αφορά στο σύνολο της ενέργειας που εισέρχεται στον όγκο V , μείον την ενέργεια που εξέρχεται, λαμβάνοντας υπόψιν τις μετατροπές

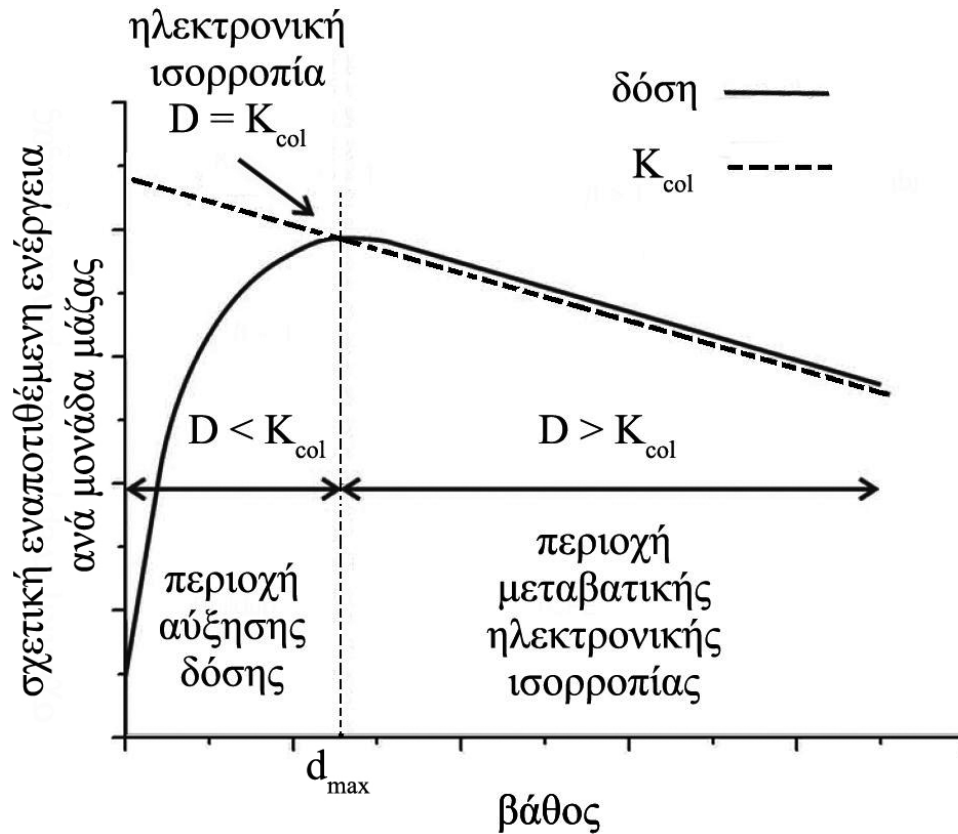
μάζας σε ενέργεια και αντιστρόφως. Προφανώς η ενέργεια ενός φωτονίου πέδησης που εξέρχεται του όγκου δε συμπεριλαμβάνεται στην εναποτιθέμενη ενέργεια. Αξίζει να σημειωθεί ότι επειδή τα δευτερογενή φορτισμένα σωματίδια διανύουν μια πεπερασμένη απόσταση (εμβέλεια) μέσα στο υλικό έως ότου χάσουν όλη τους την ενέργεια, η απορρόφηση της δόσης δε συμβαίνει στο σημείο που γίνεται η μεταφορά ενέργειας από την ακτινοβολία στα φορτισμένα σωματίδια.

2.3.1 Σχέση μεταξύ δόσης και kerma

Επειδή η εναπόθεση ενέργειας στο υλικό οφείλεται στις συγκρούσεις των δευτερογενών ηλεκτρονίων με τα ηλεκτρόνια των ατόμων, η δόση συνδέεται άμεσα με την ποσότητα collision kerma. Εξαιτίας όμως της μη μηδενικής εμβέλειας των δευτερογενών φορτισμένων σωματιδίων, η εναπόθεση της ενέργειας στο υλικό δε συμβαίνει στο ίδιο σημείο όπου τα δευτερογενή σωματίδια παράγονται από την εμμέσως ιοντίζουσα ακτινοβολία. Αυτό το γεγονός κάνει τη σχέση της δόσης με το K_{col} να μεταβάλλεται ανάλογα με το βάθος του υλικού όπου εξετάζεται.

Στην επιφάνεια του υλικού όπου προσπίπτει μια δέσμη φωτονίων, το K_{col} είναι μέγιστο λόγω του ότι η ροή φωτονίων είναι μέγιστη. Καθώς αυξάνεται το βάθος μέσα στο υλικό, λόγω εξασθένησης της δέσμης το K_{col} μειώνεται συνεχώς. Αντίθετα η ροή των φορτισμένων σωματιδίων και συνεπώς η δόση αυξάνονται σε συνάρτηση με το βάθος μέσα στο υλικό έως ότου μεγιστοποιηθούν στο βάθος της μέγιστης δόσης, d_{max} . Αυτό συμβαίνει επειδή τα φορτισμένα σωματίδια που εκκινούν από την επιφάνεια εναποθέτουν τη δόση σε κάποιο βάθος που εξαρτάται από την αρχική τους ενέργεια και συνεπώς από την ενέργεια των φωτονίων. Στο βάθος d_{max} η δόση και το K_{col} εξισώνονται. Η περιοχή στην οποία η δόση αυξάνει ονομάζεται περιοχή αύξησης της δόσης (build up region). Αν θεωρήσουμε τη μη ρεαλιστική περίπτωση όπου η ακτινοβολία δε θα εξασθενούσε, το K_{col} δε θα μειωνόταν με το βάθος οπότε η δόση και το K_{col} θα ήταν ίσα για οποιοδήποτε βάθος μέσα στο υλικό. Τότε για κάθε περιοχή του υλικού μετά το μέγιστο βάθος όσα ηλεκτρόνια θα εισέρχονταν στην περιοχή, άλλα τόσα θα εξέρχονταν. Αυτή η κατάσταση ονομάζεται ηλεκτρονική ισορροπία (charged particle equilibrium – CPE) και τότε η δόση ισούται με το K_{col} . Στην πραγματικότητα όμως η εξασθένηση της δέσμης είναι πάντα παρούσα και το K_{col} μειώνεται με το βάθος. Στην περίπτωση αυτή, η κατάσταση που επικρατεί σε βάθη μεγαλύτερα του d_{max} είναι μια κατάσταση μεταβατικής ηλεκτρονικής ισορροπίας

(transient CPE). Στην κατάσταση της μεταβατικής ηλεκτρονικής ισορροπίας η δόση είναι μεγαλύτερη του K_{col} για βάθη μεγαλύτερα του d_{max} . Η σχέση τους πάραυτα παραμένει σταθερή στις δέσμες υψηλής ενέργειας επειδή σε τέτοιες περιπτώσεις η μέση ενέργεια της δέσμης και συνεπώς η εμβέλεια των δευτερογενών σωματιδίων δεν αλλάζει σημαντικά εν τω βάθει [2]. Το σχήμα που ακολουθεί περιγράφει τη σχέση του K_{col} και της δόσης στα διάφορα βάθη εντός του υλικού.



Σχ. 2.1 Η σχέση της δόσης με την ποσότητα K_{col} στα διάφορα βάθη.

Πρακτικά, σε πολλές εφαρμογές της Ιατρικής Φυσικής θεωρείται ότι υπάρχει κατά προσέγγιση ηλεκτρονική ισορροπία. Τότε η δόση ισούται με το K_{col} . Αυτό μας βοηθά να υπολογίζουμε εύκολα τη δόση σε σημεία μέσα σε υλικά χρησιμοποιώντας τη σχέση:

$$D = K_{col} = \Psi \frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \quad (2.12)$$

Η σχέση 2.12 είναι πολύ σημαντική γιατί μας επιτρέπει με ευκολία να υπολογίζουμε τη δόση γνωρίζοντας τις ιδιότητες του πεδίου ακτινοβολίας (ενεργειακή ροή) και του υλικού (μαζικός συντελεστής απορρόφησης ενέργειας).

2.4 Γραμμικώς μεταφερόμενη ενέργεια

Ως γραμμικώς μεταφερόμενη ενέργεια (linear energy transfer – LET) L_{Δ} ενός υλικού, για φορτισμένα σωματάρια, ορίζεται το πηλίκο:

$$L_{\Delta} = dE_{\Delta}/dl \quad (2.13)$$

όπου dE_{Δ} είναι η ενέργεια που χάνει ένα σωματίδιο λόγω συγκρούσεων διασχίζοντας απόσταση dl εντός ενός υλικού, μείον την ολική κινητική ενέργεια όλων των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται κατά τη διέλευση του σωματιδίου και έχουν ενέργεια μεγαλύτερη από μια ορισμένη τιμή Δ . Η L_{Δ} περιγράφει την ενέργεια που εναποτίθεται τοπικά στην ύλη από τα φορτισμένα σωματάρια [4]. Η εμβέλεια των σωματιδίων που έχουν ενέργεια Δ στην ουσία καθορίζει το μέγεθος της περιοχής που μας ενδιαφέρει.

Για να γίνει διαισθητικά κατανοητή η έννοια της γραμμικώς μεταφερόμενης ενέργειας αναφέρουμε ότι όσο πιο μεγάλη είναι η γραμμικώς μεταφερόμενη ενέργεια τόσο πιο πυκνούς ιονισμούς παράγει το σωματίδιο στην πορεία του μέσα στο υλικό και εναποθέτει τοπικά πιο μεγάλη ενέργεια [5].

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

Βιολογική ύλη και ακτινοβολία

Εισαγωγή

Πολύ σύντομα μετά την ανακάλυψη των ακτινών x το 1895 και της φυσικής ραδιενέργειας το 1896, κλινικά δεδομένα από επιδράσεις στο δέρμα των εμπλεκομένων με την ακτινοβολία, έδειξαν ότι η ιοντίζουσα ακτινοβολία είναι βλαβερή για τους ανθρώπινους ιστούς. Έχοντας ήδη συζητήσει το σύστημα δοσιμετρίας υπάρχει το υπόβαθρο για να αντιμετωπιστεί ποσοτικά η επίδραση της ακτινοβολίας στη βιολογική ύλη. Στο κεφάλαιο αυτό θα συζητηθεί συνοπτικά ο τρόπος με τον οποίο η ακτινοβολία επηρεάζει τους ιστούς και την υγεία των ανθρώπων. Στη συνέχεια θα δοθεί μια μέθοδος να εκτιμούμε τον κίνδυνο από την ακτινοβολία. Θα συζητηθούν τα όρια της μεθόδου και αν μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε εφαρμογές ακτινοθεραπείας.

3.1 Αλληλεπιδράσεις της ακτινοβολίας με τη βιολογική ύλη

Η ενέργεια που μεταφέρεται από την ακτινοβολία σε ένα βιολογικό στόχο όπως για παράδειγμα το κύτταρο, δεν είναι η ίδια για όλα τα σημεία και άτομα που υπάρχουν μέσα στο κύτταρο. Αντιθέτως η ενέργεια έχει μια μέση τιμή και κυμαίνεται γύρω από αυτήν. Τα αποτελέσματα που θα έχει η εναπόθεση αυτής της ενέργειας στο κύτταρο εξαρτώνται και από το ποσό της ενέργειας αλλά και από τη μικροδοσιμετρική της κατανομή. Για παράδειγμα δύο ακτινοβολίες διαφορετικής LET θα παράξουν διαφορετική πυκνότητα ιοντισμών διασχίζοντας ένα κύτταρο. Η ακτινοβολία με τη μεγαλύτερη LET θα εναποθέσει μεγαλύτερη μέση ενέργεια στη διαδρομή που θα διασχίσει από ότι η ακτινοβολία χαμηλής LET. Είναι λοιπόν αναμενόμενο μια ακτινοβολία με πιο υψηλή LET να είναι βιολογικά πιο δραστική εφόσον παράγει πιο πολλούς και πιο πυκνούς ιοντισμούς..

Ο κύριος στόχος της ακτινοβολίας σε ένα κύτταρο θεωρείται το πυρηνικό DNA [5]. Η ακτινοβολία μπορεί να επιδράσει στο DNA άμεσα, ιονίζοντας κάποια από τα άτομα που το αποτελούν και σπάζοντας δεσμούς. Οι άμεσες επιδράσεις μπορούν να δημιουργήσουν απλό ή διπλό σπάσιμο της έλικας του DNA και συνεπώς βλάβες στο γενετικό υλικό. Επίσης οι εναποθέσεις ενέργειας στο βιολογικό υλικό

εκκινούν περαιτέρω φυσικοχημικές διαδικασίες όπως π.χ. τη δημιουργία ελευθέρων ριζών, που με τη σειρά τους μπορεί να διασπάσουν δεσμούς του DNA ή άλλους χημικούς δεσμούς και να διαταράξουν τη λειτουργία του κυττάρου. Πάραυτα οι ανώτεροι οργανισμοί έχουν αναπτύξει μηχανισμούς για να αντιμετωπίζουν πιθανές βλάβες στο γενετικό υλικό των κυττάρων τους. Οι επιδιορθωτικοί μηχανισμοί στηριζόμενοι σε ενζυμικές διεργασίες εκτελούν χημικές επισκευές σε περίπτωση που ανιχνεύσουν βλάβες στη δομή του γενετικού υλικού. Οι επιδιορθωτικοί μηχανισμοί ανάλογα με τη βαρύτητα της βλάβης, μπορεί να επιδιορθώσουν πλήρως τη ζημιά ή ακόμη να κάνουν λάθη που μπορεί να οδηγήσουν σε τοπικές μεταλλάξεις ή και μεταθέσεις ολόκληρων γονιδίων.

Οι μακροπρόθεσμες συνέπειες αυτών των βλαβών μπορεί να είναι ο κυτταρικός θάνατος κατά την αναπαραγωγή, ή ακόμη η επιβίωση ενός κυττάρου που φέρει μια σταθερή γενετική μετάλλαξη. Οι σημαντικότερες πιθανές βλαβερές συνέπειες που μπορεί να επακολουθήσουν του κυτταρικού θανάτου ή των μεταλλάξεων που διαδίδονται, είναι τα λεγόμενα μη στοχαστικά αποτελέσματα και τα στοχαστικά αποτελέσματα αντιστοίχως

3.2 Συνέπειες της ακτινοβολίας στους ιστούς και την υγεία των ανθρώπων

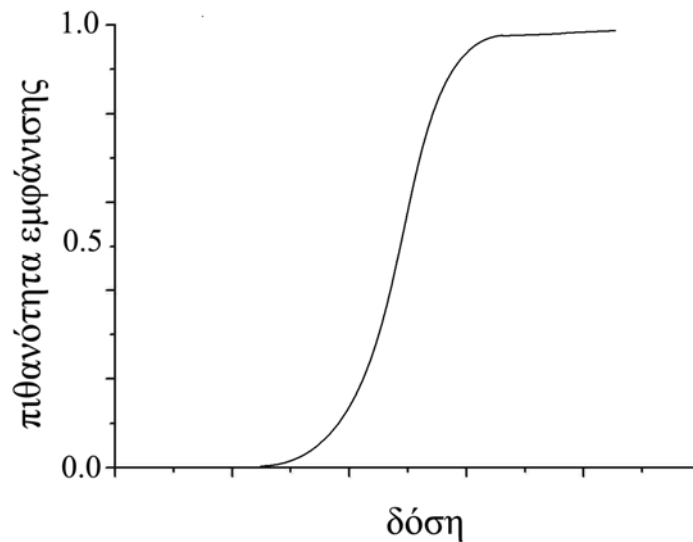
Μελέτες που έχουν γίνει σε πολλά κέντρα παγκοσμίως έχουν δείξει μια πληθώρα περιπτώσεων ακτινοπροκλητών βλαβών. Παρόλα αυτά τα φαινόμενα ταξινομούνται σε δύο κύριες κατηγορίες τα μη στοχαστικά ή καθορισμένα (deterministic) αποτελέσματα και τα στοχαστικά αποτελέσματα.

3.2.1 Μη στοχαστικά ή καθορισμένα αποτελέσματα

Ο θάνατος μεγάλου αριθμού κυττάρων από ακτινοβολία μπορεί να οδηγήσει σε δυσλειτουργίες ή παντελείς αδυναμίες λειτουργίας των οργάνων στα οποία ανήκουν. Εκτός από περιπτώσεις πολύ μεγάλων δόσεων ακτινοβολίας (της τάξης των πολλών Gy) τα ακτινοβολημένα κύτταρα δεν πεθαίνουν αμέσως, αλλά κατά τη διάρκεια της διαίρεσης, στη φάση της αναπαραγωγής. Γι'αυτό τα φαινόμενα δυσλειτουργίας μπορεί να εμφανιστούν ώρες ή μέρες μετά την ακτινοβολήση σε όργανα που έχουν ταχέως αναπαραγόμενα κύτταρα. Ο χρόνος εμφάνισης μπορεί

αντιθέτως να είναι της τάξης των μηνών ή ακόμη και ετών για κύτταρα που διαιρούνται με αργό ρυθμό.

Τα καθορισμένα αποτελέσματα έχουν κατώφλι εμφάνισης. Ένας ικανός αριθμός κυττάρων πρέπει να πεθάνει ώστε να γίνει αισθητή η δυσλειτουργία. Οπότε συμβαίνουν από μια τιμή δόσης και πάνω, ανάλογα με την ακτινοευαισθησία του οργάνου. Επίσης είναι αυτονόητο ότι όσο πιο μεγάλος ο αριθμός των κυττάρων που πεθαίνει τόσο πιο έντονο το αποτέλεσμα της δυσλειτουργίας. Η εξάρτηση της πιθανότητας εμφάνισης ενός καθορισμένου αποτελέσματος από τη δόση περιγράφεται από καμπύλες όμοιες σε μορφή με την καμπύλη του σχήματος που ακολουθεί.



Σχ. 3.1: Η πιθανότητα εμφάνισης ενός καθορισμένου αποτελέσματος σε συνάρτηση με το μέγεθος της δόσης που λαμβάνεται.

Σε μικρές δόσεις η καμπύλη έχει μηδενική τιμή αυτό σημαίνει ότι αν η δόση δεν υπερβεί κάποια απαιτούμενη τιμή η βλάβη θα επιδιορθωθεί. Ακόμη κι αν επαναληφθεί μια ακτινοβόληση με χαμηλή δόση το αποτέλεσμά της δε θα προστεθεί σε αυτό της προηγούμενης ακτινοβόλησης. Οπότε αν δεν ξεπεραστεί το κατώφλι δόσης η πιθανότητα να εμφανιστεί κάποιο καθορισμένο αποτέλεσμα είναι μηδενική.

Τα είδη των καθορισμένων αποτελεσμάτων που μπορεί να συμβούν είναι τα ίδια για ακτινοβολίες χαμηλής και υψηλής LET. Όμως για την ίδια τιμή δόσης έχει

παρατηρηθεί ότι τα αποτελέσματα έχουν μεγαλύτερη συχνότητα και σφοδρότητα στην περίπτωση των ακτινοβολιών με υψηλή LET [5].

3.2.2 Στοχαστικά αποτελέσματα – καρκινογένεση

Η ακτινοβολία μπορεί να προκαλέσει σε ένα κύτταρο μια γενετική μεταβολή που μπορεί να εξελίσσεται για πολύ μεγάλο χρονικό διάστημα. Συγκεκριμένες μοριακές αλλαγές στο DNA γίνονται κατά τη διάρκεια μιας διαδικασίας που λέγεται νεοπλασματική μεταμόρφωση. Ένα κύτταρο που έχει υποστεί τέτοια μεταβολή μπορεί να αποκτήσει τη δυνατότητα να πολλαπλασιάζεται γρήγορα. Παρόλα αυτά ο πολλαπλασιασμός δεν είναι απαραίτητα κακοήθης. Σήμερα πιστεύεται ότι για να φτάσει ένα κύτταρο στην κακοήθεια περνά από διαδοχικά στάδια. Πολλές φορές μπορεί να χρειαστούν πολλά χρόνια ή/και κάποιος διεγερτικός παράγοντας για να γίνει ένα κύτταρο κακοήθης. Κύτταρα λοιπόν που πολλαπλασιάζονται συνεχώς αλλά δεν είναι κακοήθη ονομάζονται προ-καρκινικά. Από τη στιγμή που μεταλλάσσονται σε καρκινικά ξεκινά μια αργή δημιουργία ενός όγκου. Ο όγκος δεν είναι εύκολο να διαγνωστεί όταν είναι μικρός σε μέγεθος (ακτίνα ~1 cm) παρότι μπορεί να αποτελείται από δισεκατομμύρια κύτταρα. Το χρονικό διάστημα από το ξεκίνημα της κακοήθειας μέχρι τη στιγμή που ο όγκος αποκτά ικανό μέγεθος ώστε να μπορεί να διαγνωσθεί μπορεί να είναι αρκετά χρόνια. Κατά μέσο όρο και για όλες τις περιπτώσεις κακοηθειών θεωρείται ότι ο χρόνος επώασης είναι 10 χρόνια [5].

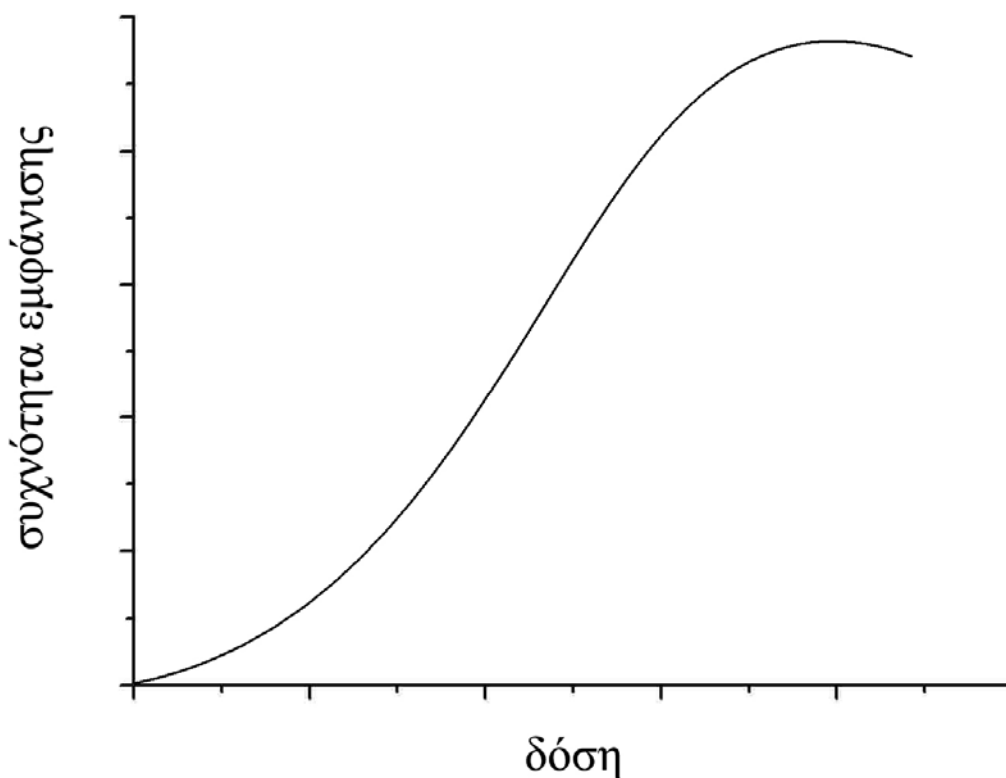
Μια αλλαγή που μακροπρόθεσμα μπορεί να προκαλέσει κάποια κακοήθεια, είναι δυνατόν να προκληθεί και από ένα μόνο γεγονός αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας με το γενετικό υλικό του κυττάρου. Για το λόγο αυτό θεωρείται ότι δεν υπάρχει κατώφλι δόσης για την πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου λόγω ακτινοβόλησης. Συνεπώς η πιθανότητα να συμβεί μια τέτοια επικίνδυνη μετάλλαξη μεγαλώνει όσο αυξάνεται η δόση αλλά το είδος της βλάβης δε σχετίζεται με το είδος του αποτελέσματος, λόγω της τυχαιότητας που εμπλέκεται στη διαδικασία της καρκινογένεσης.

Σε χαμηλές δόσεις της τάξης του 1 mGy όπου δεν αναμένεται πάνω από μια αλληλεπίδραση ανά ακτινοευαίσθητο στόχο, ανά κύτταρο [5], η πιθανότητα εμφάνισης ενός στοχαστικού φαινομένου εξαρτάται από τη δόση γραμμικά. Σε μεγαλύτερες δόσεις όπου αναμένονται περισσότερα γεγονότα ανά στόχο

παρατηρείται μια πιο απότομη αύξηση της πιθανότητας σε σχέση με τις μικρές δόσεις. Για δόσεις από 0 Gy έως 5 Gy επικρατεί η άποψη ότι η πιθανότητα καρκινογένεσης σε συνάρτηση με τη δόση δίνεται από γραμμική-τετραγωνική σχέση της μορφής:

$$E = \alpha D + \beta D^2 \quad (3.1)$$

Ο γραμμικός συντελεστής α κυμαίνεται μεταξύ $1 \times 10^{-1} \text{ Gy}^{-1}$ και $5 \times 10^{-1} \text{ Gy}^{-1}$. Ο τετραγωνικός συντελεστής β παίρνει τιμές στο διάστημα $1 \times 10^{-1} \text{ Gy}^{-2}$ έως $5 \times 10^{-2} \text{ Gy}^{-2}$. Ο λόγος των δύο συντελεστών κυμαίνεται από 1 Gy έως 10 Gy [5]. Η σχέση αυτή υποδεικνύει ότι σε χαμηλές δόσεις η εξάρτηση της πιθανότητας από τη δόση προσεγγίζει τη γραμμικότητα. Σε υψηλότερες δόσεις που ο τετραγωνικός όρος γίνεται πιο σημαντικός υπάρχει πιο απότομη αύξηση της δόσης. Η γραφική παράσταση της εξάρτησης της πιθανότητας καρκινογένεσης από τη δόση έχει τη μορφή που φαίνεται στο σχ. 3.2.



Σχ. 3.2: Η εξάρτηση της συχνότητας εμφάνισης καρκίνου λόγω ακτινοβόλησης σε συνάρτηση με τη δόση.

Η καμπύλη του σχ. 3.2 έχει τα χαρακτηριστικά που παρατηρούνται στην πιθανότητα καρκινογένεσης σύμφωνα με το γραμμικό τετραγωνικό μοντέλο. Στις

πολύ υψηλές δόσεις η πιθανότητα σε μερικές περιπτώσεις μικραίνει, πιθανότατα εξαιτίας του ότι περισσότερα κύτταρα που ακτινοβολήθηκαν και ίσως να δημιουργούσαν κάποιον καρκίνο, υφίστανται κυτταρικό θάνατο και δεν αναπαράγονται περαιτέρω[5,6].

Η ποιότητα της ακτινοβολίας επιδρά στη μορφή της καμπύλης του σχ. 3.2. στην περίπτωση που η ακτινοβολία έχει μεγαλύτερη LET οι επιδράσεις στους κυτταρικούς στόχους θα είναι περισσότερες και συνεπώς η πιθανότητα να προκληθεί μια μακροπρόθεσμα καρκινογόνα βλάβη είναι μεγαλύτερη. Οπότε για την ίδια δόση, οι καμπύλες για ακτινοβολίες υψηλότερης LET θα έχουν μεγαλύτερες τιμές.

Συνήθως στις δόσεις που είναι φυσιολογικό να εκτεθεί κανείς δεν υπάρχει κίνδυνος εμφάνισης καθορισμένων αποτελεσμάτων. Στην περίπτωση της ακτινοθεραπείας είναι πιθανόν οι δόσεις να είναι αρκετά μεγάλες ώστε να αιτιολογούν την εμφάνιση καθορισμένων αποτελεσμάτων. Σε μερικές περιπτώσεις μάλιστα μπορεί να είναι αναμενόμενα και αποδεκτά εφόσον το όφελος είναι μεγαλύτερο. Πάραυτα τα καθορισμένα αποτελέσματα έχουν κατώφλι εμφάνισης και αν η δόση δεν το ξεπεράσει μπορούν να αποφευχθούν. Αντιθέτως τα στοχαστικά φαινόμενα θεωρείται ότι μπορεί να εμφανιστούν για οσοδήποτε μικρές δόσεις. Εφόσον οι ιατρικές πράξεις που εμπλέκουν ακτινοβολία έχουν σαν στόχο το όφελος του ασθενούς και επειδή τα στοχαστικά αποτελέσματα μπορεί να είναι ακόμη και θανατηφόρα μακροπρόθεσμα, είναι ανάγκη να σταθμίζεται το όφελος έναντι της πιθανής ζημίας. Η διεθνής επιτροπή ακτινοπροστασίας (International Commission on Radiological Protection – ICRP) και άλλοι συναφείς οργανισμοί έχουν αφιερώσει μεγάλο μέρος του έργου τους στην ποσοτικοποίηση του στοχαστικού κινδύνου καρκινογένεσης λόγω ακτινοβολήσης. Στη συνέχεια η συζήτηση εστιάζεται στη μέθοδο που αναπτύχθηκε από την ICRP για να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα της ποσοτικοποίησης του ακτινικού κινδύνου καρκινογένεσης και στα όρια εφαρμογής της.

3.3 Εκτίμηση του κινδύνου εμφάνισης καρκίνου

3.3.1 Βασικά δοσιμετρικά μεγέθη

Η θεμελιώδης ποσότητα στην ακτινοπροστασία είναι η απορροφούμενη δόση όπως ορίστηκε στο κεφάλαιο 2. Στο φορμαλισμό της ICRP που πρόκειται να

αναπτυχθεί ο όρος δόση αναφέρεται στη μέση δόση σε έναν ιστό ή ένα όργανο. Η χρήση της μέσης δόσης ως ενδείκτη της πιθανότητας καρκινογένεσης, θεωρείται από την ICRP ως λογική προσέγγιση εντός ενός περιορισμένου εύρους δόσεων [5].

3.3.1.1 Παράγοντες στάθμισης της βιολογικής δραστηριότητας της ακτινοβολίας

Οι ακτινοβολίες μπορεί να έχουν διαφορετικής έντασης βιολογικά αποτελέσματα ακόμη κι αν η δόση που εναποθέτουν είναι η ίδια. Όπως έχει αναφερθεί αυτό σχετίζεται με τη LET της κάθε ακτινοβολίας. Η ICRP λαμβάνοντας υπόψιν την ποιότητα των ακτινοβολιών όρισε παράγοντες βαρύτητας w_R για τα κυριότερα είδη ακτινοβολίας. Ο πίνακας που ακολουθεί συνοψίζει τις τιμές των παραμέτρων αυτών.

Τύπος σωματιδίου	Παράγοντας βαρύτητας
Φωτόνια	1
Ηλεκτρόνια, μύονια	1
Νετρόνια	Συνεχής συνάρτηση της ενέργειας των νετρονίων [7]
Πρωτόνια και φορτισμένα πιόνια	2
Σωματίδια α , θραύσματα σχάσης, βαρείς πυρήνες	20

Πίνακας 3.1: Οι παράγοντες βαρύτητας για τα κυριότερα είδη ακτινοβολιών.

3.3.1.2 Ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας

Με σκοπό να συμπεριλάβει τη διαφορά στη βιολογική δραστηριότητα των ακτινοβολιών, η απορροφούμενη δόση πολλαπλασιάζεται με τον εκάστοτε παράγοντα βαρύτητας της ακτινοβολίας. Το γινόμενο που προκύπτει ονομάζεται ισοδύναμη δόση ακτινοβολίας H_T και δίνεται από τη σχέση:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (3.2)$$

όπου $D_{T,R}$ είναι η δόση στον ιστό T λόγω της ακτινοβολίας R. Η μονάδα μέτρησης της ισοδύναμης δόσης είναι το J/kg με την ειδική ονομασία sievert (Sv).

3.3.2 Εκτίμηση των συντελεστών ακτινικού κινδύνου

Μετά από εκτεταμένη βιβλιογραφική έρευνα σε επιδημιολογικές μελέτες ανθρώπων, πειραματόζωων και καλλιιεργειών κυττάρων, η ICRP διαπίστωσε ότι η καμπύλη που περιγράφει καλύτερα την πιθανότητα εμφάνισης καρκίνου σε συνάρτηση με τη δόση έχει τη γενική μορφή του σχ. 3.2 για τους λόγους που εξηγήθηκαν στο αντίστοιχο εδάφιο. Τα δεδομένα που υπάρχουν και χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό της καμπύλης προέρχονται ως επί το πλείστον από περιπτώσεις όπου οι εκθέσεις σε ακτινοβολία αφορούσαν σε υψηλές δόσεις και υψηλούς ρυθμούς δόσης. Τα περισσότερα δεδομένα για ανθρώπους προέρχονται από τους επιζώντες των πυρηνικών επιθέσεων της Ιαπωνίας που εξετάθησαν σε δόσεις από 0.1 Gy – 2.5 Gy [5,8]. Συνεπώς υπάρχει αβεβαιότητα ως προς το σχήμα της καμπύλης σε χαμηλές δόσεις και χαμηλούς ρυθμούς δόσης. Για να εκτιμηθεί από την επιτροπή ο κίνδυνος σε χαμηλές δόσεις και χαμηλούς ρυθμούς δόσης οι τιμές της καμπύλης κάθε οργάνου σε υψηλές δόσεις προσεγγίστηκαν από μια ευθεία που περνά από την αρχή των αξόνων. Στη συνέχεια οι τιμές της ευθείας διαιρέθηκαν με έναν συντελεστή του 2 και δημιουργήθηκε μια ευθεία με τη μισή κλίση. Ο συντελεστής αυτός ονομάζεται παράγοντας δόσης και απόκρισης στη δόση (dose and dose response factor – DDREF). Έτσι υπολογίστηκαν οι πιθανότητες καρκινογένεσης για μικρές δόσεις και χαμηλό ρυθμό δόσης, ως οι τιμές πιθανότητας που αντιστοιχούσαν στις μικρές τιμές δόσης της νέας ευθείας [5,7]. Η επιλογή του DDREF ήταν στην πραγματικότητα κατά κάποιον τρόπο αυθαίρετη και η επιτροπή αντιλαμβάνεται ότι οι εκτιμήσεις κινδύνου που προσφέρει αυτή η εκτίμηση ίσως είναι συντηρητικές.

Με την παραπάνω διαδικασία η ICRP εξήγαγε κινδύνους καρκινογένεσης ανά μονάδα δόσης για κάθε ακτινοευαίσθητο όργανο για το οποίο υπάρχουν επαρκείς επιδημιολογικές μελέτες. Για τα όργανα που είναι πιθανόν να εμφανίσουν καρκίνο, αλλά οι επιδημιολογικές μελέτες για το καθένα ξεχωριστά δεν επαρκούν, υπολόγισε τον συνολικό κίνδυνο σε όλα τα όργανα μαζί. Τελικά, σταθμίζοντας κατάλληλα τα δεδομένα των κινδύνων ανά όργανο, η ICRP εξήγαγε τους συντελεστές βαρύτητας κάθε οργάνου, w_T , στο συνολικό κίνδυνο για καρκινογένεση. Οι πιο πρόσφατοι συντελεστές που εξέδωσε η επιτροπή δίνονται στον πίνακα 3.2 που ακολουθεί.

Ιστός	w_T	Σw_T
Ερυθρός μυελός των οστών, παχύ έντερο, πνεύμονες, στόμαχος, μαστός, εναπομείναντες ιστοί*	0.12	0.72
Γονάδες	0.08	0.08
Ουροδόχος κύστη, οισοφάγος, συκώτι, θυρεοειδής	0.04	0.16
Επιφάνεια οστών, εγκέφαλος, σιελογόνοι αδένες, δέρμα	0.01	0.04
	Σύνολο	1.00

*Εναπομείναντες ιστοί: Επινεφρίδια, εξωθωράκιος ιστός, χοληδόχος κύστη, καρδιά, νεφροί, λεμφαδένες, μύες, βλεννογόνο του στόματος, πάγκρεας, προστάτης (♂), λεπτό έντερο, σπλήνας, θύμος αδένας, μήτρα/τράχηλος (♀).

Πίνακας 3.2: τα ακτινοευαίσθητα όργανα που ορίζει η ICRP και οι συντελεστές βαρύτητας τους.

3.3.2.1 Ενεργός δόση ακτινοβολίας

Όπως είδαμε η πιθανότητα ενός στοχαστικού αποτελέσματος εξαρτάται επίσης και από το όργανο στο οποίο εναποτέθηκε η δόση. Οι παράγοντες βαρύτητας οργάνου υποδηλώνουν αυτό το γεγονός. Είναι λοιπόν απαραίτητο να οριστεί ένα μέγεθος που να λαμβάνει υπόψιν τους συνδυασμούς των οργάνων όπου εναποτέθηκε η δόση και να συσχετίζεται με τα στοχαστικά αποτελέσματα. Αυτό το μέγεθος ονομάζεται ενεργός δόση (effective dose) E και ορίζεται ως:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (3.3)$$

όπου H_T η ισοδύναμη δόση και w_T ο συντελεστής βαρύτητας του εκάστοτε οργάνου. Η μονάδα μέτρησης της ενεργού δόσης είναι το Sv. Σύμφωνα με την έννοια και τον ορισμό της ενεργού δόσης, μια ομοιόμορφη ολόσωμη ακτινοβολία με δόση D , θα έπρεπε να δίνει ενεργό δόση ίση με το μέτρο της δόσης D . Η ενεργός δόση δημιουργήθηκε επειδή οι δόσεις συνήθως δεν είναι ομοιόμορφες σε όλο το σώμα και λόγω της διαφορετικής απόκρισης κάθε οργάνου, η χωρική κατανομή της δόσης είναι σημαντική. Τελικά με την ενεργό δόση συμπεριλαμβάνεται και η επίδραση που έχει η

χωρική κατανομή της δόσης αλλά και η διαφορετική επίδραση των διαφόρων ποιοτήτων ακτινοβολίας.

3.3.2.2 Υπολογισμός ολικού ακτινικού κινδύνου

Η ενεργός δόση εφόσον υπολογιστεί μπορεί να πολλαπλασιαστεί με τιμές κινδύνου ανά μονάδα δόσης που έχουν υπολογιστεί από την ICRP και έτσι να υπολογιστεί ο συνολικός κίνδυνος εμφάνισης στοχαστικών αποτελεσμάτων από ακτινοβόληση. Οι τιμές αυτές μπορεί να αφορούν στο συνολικό κίνδυνο που διατρέχει κάποιος να πάθει καρκίνο λόγω ακτινοβόλησης ή να πεθάνει για τον ίδιο λόγο. Οι πιο πρόσφατες τιμές υπολογίστηκαν από την ICRP το 2007 και αφορούν στον κίνδυνο να εμφανιστεί καρκίνος. Για το γενικό πληθυσμό ο κίνδυνος καρκινογένεσης λόγω ακτινοβόλησης είναι $5.5 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$. Για τους εργαζομένους ο κίνδυνος θεωρείται μικρότερος και ίσος με $4.1 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι η μέθοδος εκτίμησης που αναπτύχθηκε ισχύει για τις δόσεις για τις οποίες κατασκευάστηκε. Δηλαδή τις χαμηλές δόσεις που μάλιστα προσλαμβάνονται με χαμηλό ρυθμό. Η ICRP προτείνει να μη χρησιμοποιείται η έννοια της ενεργού δόσης για δόσεις άνω των 100 mSv [7,9].

3.4 Εκτίμηση κινδύνου καρκινογένεσης μετά από ακτινοθεραπευτικές πράξεις

Ο σκοπός της ακτινοθεραπείας είναι να εναποθέσει μεγάλη θανατηφόρο δόση ακτινοβολίας στα καρκινικά κύτταρα ενώ ταυτόχρονα να αποφεύγεται η μεγάλη δόση στους υγιείς ιστούς. Κάτι τέτοιο δεν είναι πάντα εύκολο να επιτευχθεί. Λόγω των μεγάλων δόσεων, σε μερικές περιπτώσεις μας ενδιαφέρει ιδιαίτερα ο κίνδυνος καρκινογένεσης εξαιτίας των ίδιων των ακτινοθεραπευτικών πράξεων. Αυτό μπορεί να ισχύει στην περίπτωση που εφαρμόζουμε ακτινοθεραπεία σε καλοήθεις ασθένειες ή όταν η πρόγνωση της κακοήθειας είναι καλή σε νεαρούς ασθενείς.

Όπως προαναφέρθηκε, τα πιο αξιόπιστα δεδομένα για τον προσδιορισμό κινδύνου καρκινογένεσης στον άνθρωπο προέρχονται από τη μακρόχρονη παρακολούθηση των επιζώντων των πυρηνικών επιθέσεων στην Ιαπωνία. Οι δόσεις που έλαβαν αυτοί οι άνθρωποι κυμαίνονται από 0.1 -2.5 Gy. Σε αυτή την περιοχή τιμών ο κίνδυνος αυξάνει γραμμικά με τη δόση. Στις δόσεις εκατέρωθεν αυτής της περιοχής τιμών όμως, οι αβεβαιότητες είναι μεγάλες και η μορφή της καμπύλης

κινδύνου σε συνάρτηση με τη δόση δεν είναι γνωστή [8]. Οι δόσεις που εμφανίζονται στην ακτινοθεραπεία μπορεί να είναι εκτός της περιοχής των διαθέσιμων δεδομένων. Μέσα στα όρια της ακτινοβοληθείσας περιοχής μπορεί να αγγίζουν τα δεκάδες Gy. Θα περίμενε κανείς ο κίνδυνος να μειώνεται απότομα καθώς αυξάνεται η δόση, λόγω του κυτταρικού θανάτου που επικρατεί σε μεγάλες δόσεις. Παρόλα αυτά τα αποτελέσματα διαφόρων μελετών δείχνουν ότι ο κίνδυνος μπορεί να μειώνεται, να αυξάνεται ή ακόμη να μένει σταθερός [8]. Η άγνοια του σχήματος της καμπύλης κινδύνου για τις υψηλές δόσεις μπορεί να οδηγήσει σε υπερεκτίμηση του κινδύνου αν λανθασμένα θεωρηθεί γραμμικά αυξανόμενη στις μεγάλες δόσεις. Αντιθέτως αν κανείς θεωρήσει ότι μειώνεται εξαιτίας του κυτταρικού θανάτου και κάνει λάθος, τότε θα υποεκτιμήσει τον κίνδυνο.

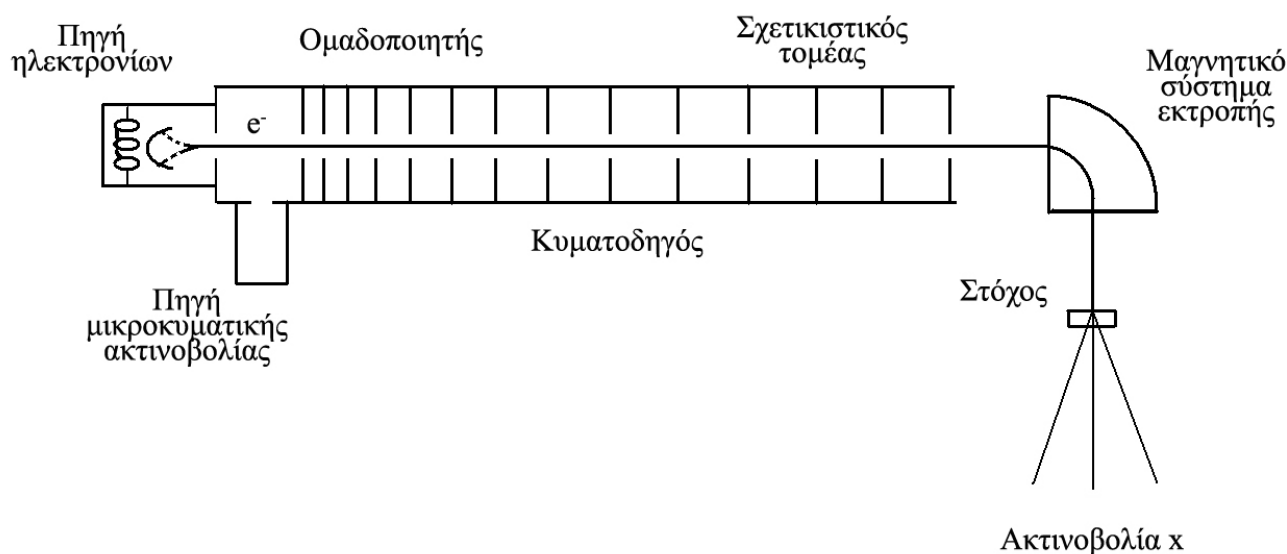
Στις μελέτες που έχουν δημοσιευθεί κατά καιρούς πάνω στον υπολογισμό κινδύνου καρκινογένεσης από ακτινοθεραπευτικές πράξεις, δεν έχει υιοθετηθεί κάποια κοινή προσέγγιση από τους ερευνητές. Ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης παραπέμπεται στη βιβλιογραφία για περαιτέρω πληροφορίες [9,10]. Εφόσον δεν υπάρχει κάποια άλλη προτεινόμενη γραμμή, στην εργασία αυτή ακολουθείται η συμβουλή της ICRP [7,9] και αντί για υπολογισμούς κινδύνου υπολογίζονται οι απορροφούμενες δόσεις στα διάφορα όργανα. Στην παρούσα μελέτη για λόγους ομοιογένειας στην παρουσίαση των αποτελεσμάτων, οι δόσεις που καταγράφονται είναι για τα όργανα για τα οποία η ICRP έχει ορίσει συντελεστές ακτινογενούς κινδύνου. Σκοπός είναι να μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα αποτελέσματα σε μελλοντικούς υπολογισμούς, όταν θα υπάρχουν επαρκή δεδομένα για υπολογισμό ακτινικού κινδύνου σε μεγάλες δόσεις. Τα αποτελέσματα που παρήχθησαν στη μελέτη αυτή μπορούν επίσης να χρησιμεύσουν σαν το δοσιμετρικό υπόβαθρο για επιδημιολογικές μελέτες που κατευθύνονται προς το συσχετισμό του επιδημιολογικά παρατηρούμενου κινδύνου με τις δόσεις στις συγκεκριμένες θεραπείες.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

Αρχές λειτουργίας γραμμικών επιταχυντών

Εισαγωγή

Οι ιατρικοί γραμμικοί επιταχυντές (ΓΕ) είναι συσκευές που επιταχύνουν ηλεκτρόνια σε μέσες ενέργειες από 4 MeV έως και μερικές δεκάδες MeV [11]. Γενικά λειτουργούν ως εξής: Μια παλμική δέσμη ηλεκτρονίων παράγεται από μια θερμαινόμενη κάθοδο μέσω θερμιονικής εκπομπής όπως και στις κλασικές ακτινολογικές λυχνίες. Στη συνέχεια ομάδες (bunches) ηλεκτρονίων εισέρχονται σε κατάλληλο κυματοδηγό όπου αλληλεπιδρούν με κατάλληλα συγχρονισμένο, μεταβαλλόμενο ηλεκτρομαγνητικό πεδίο που έχει συχνότητα στην περιοχή των ραδιοσυχνοτήτων. Κατά μήκος του κυματοδηγού τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται απορροφώντας ενέργεια από το ηλεκτρομαγνητικό πεδίο. Στο σχ. 4.1 απεικονίζεται η γενική αρχή λειτουργίας των ΓΕ.



Σχ. 4.1: Γενική αρχή λειτουργίας γραμμικού επιταχυντή.

Προσθέτοντας ένα έλασμα σκέδασης (scattering foil) στην πορεία τους, οι παραγόμενες στενές δέσμες ηλεκτρονίων είναι δυνατόν να διαπλατυνθούν και να χρησιμοποιηθούν απευθείας για θεραπεία επιφανειακών όγκων χωρίς να επηρεάζουν τους ιστούς που βρίσκονται σε μεγάλα βάθη. Με την παρεμβολή ενός παχέος στόχου (thick target) από υλικό υψηλού ατομικού αριθμού (Z) στην πορεία της δέσμης ηλεκτρονίων, παράγονται δέσμες φωτονίων κατάλληλες για θεραπεία. Λόγω της υψηλής τους ενέργειας οι παραγόμενες δέσμες φωτονίων αποδίδουν τη μέγιστη δόση

τους σε βάθος μέσα στο σώμα του ασθενούς. Έτσι δίνεται η δυνατότητα να χορηγήσουμε μεγαλύτερες δόσεις ακτινοβολίας στους εν τω βάθει όγκους μειώνοντας τη δόση στην επιφάνεια του σώματος (skin sparing effect). Επίσης τα φωτόνια υψηλής ενέργειας αλληλεπιδρούν με την ύλη μέσω του φαινομένου Compton που δεν εξαρτάται από τον ατομικό αριθμό αλλά από την πυκνότητα του ιστού. Με αυτό τον τρόπο η χρήση δεσμών ακτινών x υψηλής ενέργειας βοηθά να μειωθεί η δόση στα οστά σε σύγκριση με τη δόση όταν χρησιμοποιούνται δέσμες φωτονίων χαμηλότερων ενεργειών που παράγονται από κλασικές λυχνίες ακτινών x.

Η πρώτη ακτινοθεραπεία με χρήση ΓΕ πραγματοποιήθηκε το 1953 στο Λονδίνο [12]. Από τότε η πρακτικότητα τους και το χαμηλό κόστος σε σχέση με άλλες υπάρχουσες επιταχυντικές διατάξεις παρομοίων δυνατοτήτων (βήτατρο, σύγχροτρο, κύκλοτρο), οδήγησε στην επικράτηση των ΓΕ στην καθ'ημέρα πράξη της ακτινοθεραπείας [1,4]

4.1 Κυματοδηγοί και επιτάχυνση ηλεκτρονίων

Οι κυματοδηγοί εξωτερικά ομοιάζουν σε χάλκινους σωλήνες. Εσωτερικά διαθέτουν κοιλότητες οι οποίες χωρίζονται μεταξύ τους με διαφράγματα. Ραδιοκύματα μεγάλης ισχύος εισέρχονται στις κοιλότητες και δημιουργούν ισχυρά ηλεκτρικά και μαγνητικά πεδία μέσω επαγωγής ρευμάτων στα τοιχώματα των κοιλοτήτων. Συγχρόνως, ομάδες ηλεκτρονίων που πρόκειται να επιταχυνθούν, εισέρχονται στους κυματοδηγούς σε φάση με τα ραδιοκύματα. Μεταφορά ενέργειας από τα πεδία στα ηλεκτρόνια τα επιταχύνει στις επιθυμητές ενέργειες. Λόγω του τρόπου με τον οποίο δημιουργούνται τα πεδία (επαγωγικά ρεύματα στα τοιχώματά τους), οι κυματοδηγοί κατασκευάζονται από χαλκό υψηλής καθαρότητας για να ελαχιστοποιηθούν οι απώλειες ενέργειας λόγω αντίστασης. Η ραδιοκυματική ισχύς P που δαπανάται για αύξηση της ενέργειας των ηλεκτρονίων που επιταχύνονται σε ένα κυματοδηγό μήκους L , κατά ποσό V , δίνεται από τον τύπο:

$$P = \frac{V^2}{ZL} \quad (4.1)$$

όπου Z η σύνθετη αντίσταση του κυματοδηγού.

Υπάρχουν δύο κύριοι τύποι κυματοδηγών, οι κυματοδηγοί «διαδιδόμενου κύματος» (ΔΚ) και οι κυματοδηγοί «στάσιμου κύματος» (ΣΚ). Η διαφορά όπως υποδηλώνουν και οι ονομασίες τους έγκειται στο ότι για τους κυματοδηγούς διαδιδόμενου κύματος το ραδιοκύμα διαδίδεται μέσα στον κυματοδηγό. Για το δεύτερο τύπο το κύμα είναι στάσιμο.

4.1.1 Κυματοδηγοί διαδιδόμενου κύματος

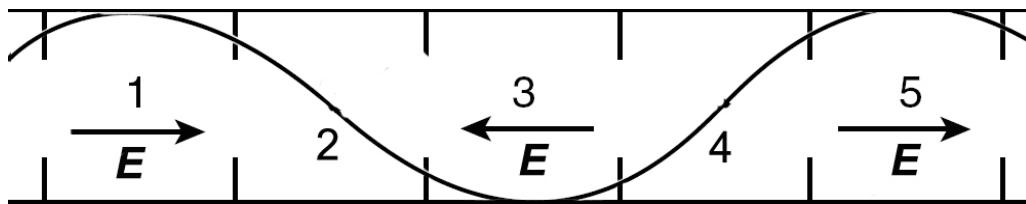
Οι κυματοδηγοί ΔΚ έχουν σχετικά απλή αρχιτεκτονική και γι' αυτό εμφανίστηκαν πρώτοι στην κλινική πράξη. Έχουν εν γένει μικρή σύνθετη αντίσταση και έτσι απαιτείται να έχουν μεγαλύτερο μήκος για να επιταχύνουν ηλεκτρόνια σε μια δεδομένη ενέργεια από ότι οι κυματοδηγοί ΣΚ [1]. Στο σχ. 4.1 φαίνεται μια τομή κυματοδηγού τύπου ΔΚ.

Ηλεκτρόνια που έχουν επιταχυνθεί από σταθερό δυναμικό περίπου 80 kV σε ταχύτητα 0.8c (όπου c η ταχύτητα του φωτός) φτάνουν στην είσοδο του κυματοδηγού [1]. Στις πρώτες κοιλότητες που συναντούν οι οποίες έχουν συνεχώς αυξανόμενες διαστάσεις, συγχρονίζονται ως προς τη φάση, την ταχύτητα και τη θέση. Το κομμάτι αυτό του κυματοδηγού λέγεται ομαδοποιητής (buncher) των ηλεκτρονίων. Συνήθως έχει μήκος περίπου 30 cm. Κατά την έξοδό τους από τον ομαδοποιητή τα ηλεκτρόνια έχουν ήδη φτάσει τη μέγιστη ταχύτητά τους η οποία πλησιάζει αυτήν του φωτός. Στη συνέχεια η αύξηση της ενέργειάς τους επιφέρει μόνο σχετικιστική αύξηση της μάζας τους. Στο σχ. 4.1 παρατηρούμε πως στο τμήμα που αντιστοιχεί στον ομαδοποιητή οι κοιλότητες διαδοχικά αυξάνουν σε μήκος. Στο υπόλοιπο μήκος του κυματοδηγού όπου η ταχύτητα των ηλεκτρονίων είναι πια σταθερή, σταθεροποιείται και το μήκος των κοιλοτήτων. Στον ομαδοποιητή όπου η ταχύτητα των ηλεκτρονίων αλλάζει, είναι απαραίτητο να έχουμε μεταβλητού μήκους κοιλότητες για να συμπίπτει η άφιξη της κάθε ομάδας ηλεκτρονίων στην εκάστοτε κοιλότητα, με το μέγιστο της τάσης επιτάχυνσης στην κοιλότητα αυτή [13].

4.1.2 Κυματοδηγοί στάσιμου κύματος

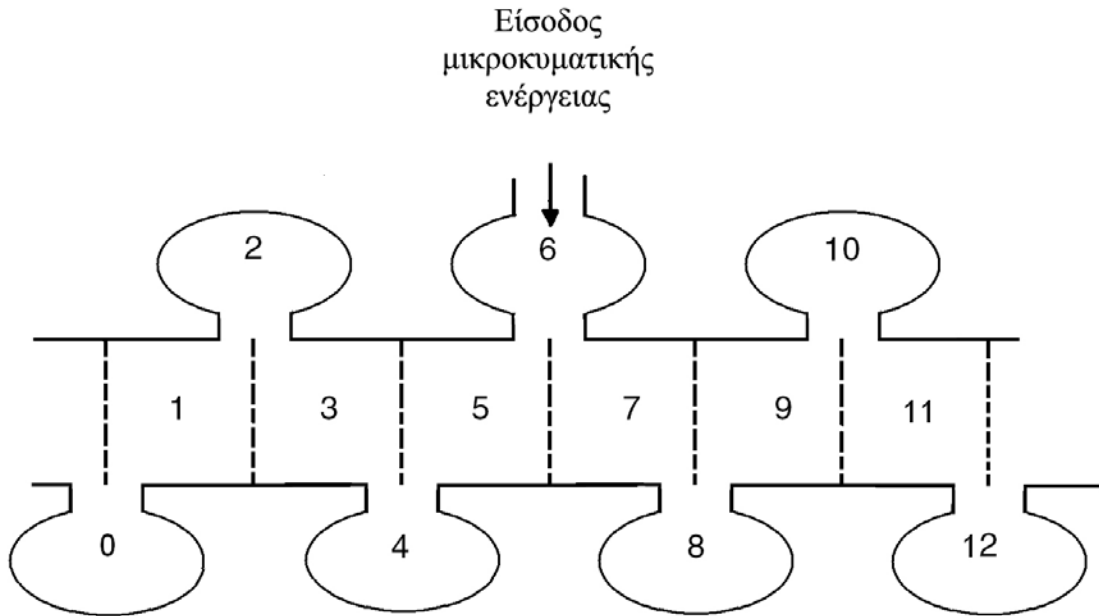
Οι κυματοδηγοί ΣΚ διαθέτουν μια διάταξη ομαδοποιητή για την αρχική επιτάχυνση των ηλεκτρονίων όπως και οι αντίστοιχοι ΔΚ. Στη συνέχεια ακολουθούν κοιλότητες ίσων μηκών όπου εισέρχονται τα ηλεκτρόνια. Στα άκρα των κυματοδηγών

ΣΚ υπάρχουν αγωγάιμοι δίσκοι οι οποίοι επιτρέπουν τη δημιουργία στάσιμων κυμάτων στο εσωτερικό τους δρώντας σαν ανακλαστήρες των μικροκυμάτων. Τα ηλεκτρόνια εισέρχονται στις ισομήκεις κοιλότητες έχοντας ήδη τη μέγιστη ταχύτητά τους όπως και στους κυματοδηγούς ΔΚ. Το στάσιμο κύμα που είναι παρόν στις ισομήκεις κοιλότητες αποδίδει ενέργεια στα ηλεκτρόνια με το έργο του ηλεκτρικού του πεδίου και αυξάνει τη μάζα τους σχετικιστικά. Η αρχή λειτουργίας των κυματοδηγών ΔΚ παρουσιάζεται στο σχ. 4.2.



Σχ. 4.2: Αρχή λειτουργίας κυματοδηγού στάσιμου κύματος.

Το σχ. 4.2 απεικονίζει τα διανύσματα E του ηλεκτρικού πεδίου και τις αντίστοιχες εντάσεις (ημιτονοειδής γραμμή) στις ισομήκεις κοιλότητες του κυματοδηγού σε μια δεδομένη στιγμή. Αν τη στιγμή αυτή εισέλθουν ηλεκτρόνια στην κοιλότητα 1 αυξάνει η ενέργεια τους λόγω σχετικιστικής αύξησης μάζας. Για να συνεχιστεί η αύξηση της ενέργειάς τους πρέπει οι κοιλότητες να έχουν κατάλληλο μήκος ώστε σε χρόνο μισής περιόδου του στάσιμου κύματος, τα ηλεκτρόνια να ταξιδεύουν από την κοιλότητα 1 στην κοιλότητα 3. Τότε η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου θα έχει αντιστραφεί και τα ηλεκτρόνια θα επιταχύνονται και πάλι. Στις κοιλότητες 2, 4, 6 δεν υπάρχει επιτάχυνση καθώς οι κόμβοι του στάσιμου κύματος συμπίπτουν με τα κέντρα τους. Οι κυματοδηγοί στάσιμου κύματος είναι δυνατόν να σχεδιαστούν με τέτοιο τρόπο ώστε οι κοιλότητες που περιέχουν κόμβους να είναι παραπλεύρως των κοιλοτήτων που επιταχύνουν τα ηλεκτρόνια όπως φαίνεται στο σχ. 4.3. Αυτός ο σχεδιασμός βοηθά στη μείωση του μήκους του κυματοδηγού και δίνει τη δυνατότητα να τοποθετηθεί κατά μήκος της θεραπευτικής δέσμης πάνω στην κεφαλή του ΓΕ. Έτσι αποφεύγεται η χρήση συστημάτων εκτροπής της δέσμης (bending magnets) που θα εξεταστεί πιο κάτω. Άλλη μια επιλογή που προσφέρουν οι κυματοδηγοί στάσιμου κύματος είναι ότι μπορούμε να εισάγουμε τη ραδιοκυματική ισχύ σε οποιοδήποτε σημείο του κυματοδηγού. Κάτι τέτοιο δίνει μεγαλύτερα περιθώρια στο σχεδιασμό των ΓΕ.

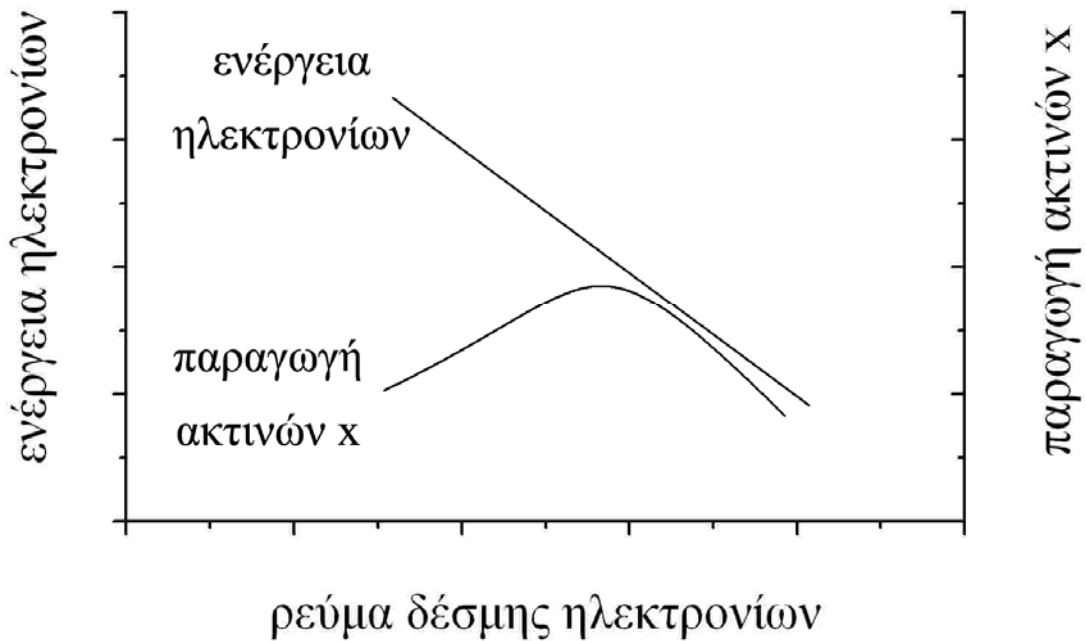


Σχ. 4.3: Συμπαγής σχεδιασμός με σκοπό τη μείωση του μήκους του κυματοδηγού στάσιμου κύματος.

4.2 Παραγωγή των ηλεκτρονίων

Τα ηλεκτρόνια που πρόκειται να επιταχυνθούν παράγονται από μια θερμαινόμενη κάθοδο μέσω θερμιονικής εκπομπής. Με εφαρμογή μιας παλμικής τάσης περίπου 10 kV παράγονται παλμοί ρεύματος της τάξης των mA στην κάθοδο. Το χρονικό διάστημα που η θερμή κάθοδος διαρρέεται από ρεύμα ελευθερώνονται ηλεκτρόνια. Αυτή η διαδικασία δημιουργεί μια παλμική δέσμη ηλεκτρονίων που οδεύει για την είσοδο του κυματοδηγού. Η αρχιτεκτονική των διατάξεων παραγωγής ηλεκτρονίων ποικίλει για ΓΕ από διαφορετικούς κατασκευαστές. Στην περίπτωση των ΓΕ με κυματοδηγούς ΔΚ, αποτελούνται από ένα απλό νήμα Βολφραμίου. Σε τέτοιου τύπου ΓΕ το άνοιγμα στην είσοδο του κυματοδηγού είναι μεγάλο και η ένταση του ηλεκτρικού πεδίου στο ίδιο σημείο είναι μικρή. Αυτός ο σχεδιασμός επιτρέπει στο σύστημα να έχει περισσότερες χωρικές ανοχές στη λειτουργία του και να επιδέχεται μια πιο «πρόχειρη» κατασκευή της διάταξης παραγωγής ηλεκτρονίων. Όσον αφορά στους ΓΕ ΣΚ η χωρική ανοχή είναι μικρότερη και απαιτείται μια πιο συμπαγής κατασκευή η οποία θα έχει καλή επαναληψιμότητα ανεξάρτητα από την κίνηση ή τη φθορά του νήματος.

Μεταβολή στη ροή της δέσμης των προς επιτάχυνση ηλεκτρονίων μπορεί να έχει πολύ μεγάλο αντίκτυπο στην ενέργεια των ηλεκτρονίων που εξέρχονται του κυματοδηγού και σαν συνέπεια αυτού στην απόδοση ακτινοβολίας x του ΓΕ. Στο σχ. 4.4 απεικονίζεται η εξάρτηση της ενέργειας των εξερχομένων ηλεκτρονίων και της απόδοσης σε ακτινοβολία x από το ρεύμα της δέσμης παραγομένων ηλεκτρονίων.



Σχ. 4.4: Εξάρτηση της ενέργειας των εξερχομένων ηλεκτρονίων και της απόδοσης σε ακτινοβολία x από το ρεύμα της δέσμης παραγομένων ηλεκτρονίων.

Είναι αναμενόμενο ότι όσο αυξάνει το ρεύμα των ηλεκτρονίων προς επιτάχυνση τόσο θα μειώνεται η ενέργειά τους εφόσον η ίδια ενέργεια ανά παλμό θα μοιράζεται σε περισσότερα ηλεκτρόνια. Επίσης η παραγωγή ακτινών x αυξάνεται αρχικά όσο αυξάνεται το ρεύμα και συνεπώς ο αριθμός των ηλεκτρονίων που φτάνουν στο στόχο. Στη συνέχεια καθώς πέφτει η ενέργεια των ηλεκτρονίων ακόμη κι αν περισσότερα ηλεκτρόνια φτάνουν στο στόχο δεν υπάρχει μεγάλη απόδοση σε ακτίνες x επειδή μειώνεται η ενέργειά τους.

4.3 Πηγές ισχύος των γραμμικών επιταχυντών

Η ισχύς που απαιτείται για να επιταχυνθούν τα ηλεκτρόνια είναι της τάξης των MW. Η ενέργεια μεταφέρεται στα ηλεκτρόνια μέσω μικροκυμάτων οπότε αναφερόμαστε σε πηγές μικροκυματικής ισχύος. Υπάρχουν δύο διαθέσιμα είδη

πηγών μικροκυματικής ισχύος: η πηγή magnetron και η πηγή klystron. Σε ΓΕ ενέργειας 4 MeV – 6 MeV προτιμώνται πηγές magnetron με μέγιστη ισχύ περίπου 3 MW. Σε ΓΕ που μπορούν να παράγουν δέσμες δύο ενεργειών π.χ. 6 MeV και 18 MeV, η μέγιστη απαιτούμενη ισχύς μπορεί να ξεπερνά τα 5 MW οπότε μερικοί κατασκευαστές προτιμούν τη χρήση klystron. Ακολουθεί σύντομη περιγραφή βασικών χαρακτηριστικών των δύο πηγών. Για μια πιο αναλυτική περιγραφή των αρχών λειτουργίας και των χαρακτηριστικών τους, ο αναγνώστης παραπέμπεται στη βιβλιογραφία [1].

4.3.1 Η πηγή μικροκυματικής ισχύος magnetron

Πρόκειται για έναν ταλαντωτή μικροκυμάτων που παράγονται από ηλεκτρόνια που ταλαντώνονται στο εσωτερικό μιας κατάλληλα σχεδιασμένης κοιλότητας, υπό ισχυρό εξωτερικό μαγνητικό πεδίο. Τα ηλεκτρόνια ταλαντώνονται λόγω της εναλλαγής του ηλεκτρικού πεδίου στα τοιχώματα της κυλινδρικού σχήματος κοιλότητας. Με τη συμβολή του μαγνητικού πεδίου τα ηλεκτρόνια στροβιλίζονται και προκαλείται η δημιουργία μικροκυμάτων στο εσωτερικό της κοιλότητας. Οι γεωμετρικές διαστάσεις της κοιλότητας καθορίζουν τη συχνότητα των μικροκυμάτων που παράγονται. Η μέγιστη διαθέσιμη ισχύς καθορίζεται από πολλές παραμέτρους. Μερικές από αυτές είναι: ο αριθμός των ηλεκτρονίων που παράγονται από την κάθοδο της διάταξης στο εσωτερικό της κοιλότητας, το μέγεθος της τάσης που τα επιταχύνει, την ένταση του μαγνητικού πεδίου στο εσωτερικό της κοιλότητας και την ικανότητα του συστήματος ψύξης της ανόδου η οποία συμπίπτει με το εξωτερικό τοίχωμα της κοιλότητας όπου μεταφέρεται η μικροκυματική ενέργεια και προκαλεί θέρμανση. Οι διατάξεις magnetron έχουν μικρές διαστάσεις και μπορούν να προσαρμοστούν στον κινητό βραχίονα που περιέχει την επιταχυντική διάταξη. Αυτό το γεγονός βοηθάει στη μείωση του κόστους κατασκευής καθώς δε χρειάζονται πολύπλοκα συστήματα σύζευξης της πηγής μικροκυματικής ισχύος με τον κυματοδηγό επιτάχυνσης.

4.3.2 Η πηγή μικροκυματικής ισχύος klystron

Σε αντίθεση με το magnetron η πηγή klystron δεν είναι ταλαντωτής ηλεκτρονίων που παράγει μικροκύματα αλλά ενισχυτής μικροκυμάτων που

παράγονται από ξεχωριστή διάταξη. Μπορεί να ενισχύσει το εισερχόμενο μικροκυματικό σήμα περίπου κατά μια ή δύο τάξεις μεγέθους. Οι διατάξεις klystron θα μπορούσαν να θεωρηθούν αντίστροφοι ΓΕ καθώς παίρνουν ενέργεια από μια δέσμη ηλεκτρονίων και τη μετατρέπουν σε ενέργεια μικροκυματικής ακτινοβολίας. Οι μοντέρνες πηγές klystron υψηλής ισχύος μπορούν να έχουν εξαγόμενη ισχύ μικροκυματικής ακτινοβολίας μεγαλύτερη από 5 MW. Πάραυτα οι πηγές klystron είναι ογκώδεις και έχουν μεγάλη μάζα. Έτσι βρίσκονται σε ένα σταθερό σημείο της κατασκευής του ΓΕ. Οπότε χρειάζονται εξειζητημένα συστήματα σύζευξης της ισχύος μικροκυμάτων με την επιταχυντική διάταξη σε αντίθεση με τους επιταχυντές που διαθέτουν πηγές magnetron.

4.4 Μαγνητικό σύστημα εκτροπής της δέσμης ηλεκτρονίων

Ιδανικά, η επιταχυντική διάταξη θα έπρεπε να είναι τοποθετημένη με τον άξονά της να συμπίπτει με τον άξονα της δέσμης ακτινοθεραπείας. Πάραυτα κάτι τέτοιο είναι δυνατόν μόνο για ιατρικά μηχανήματα με επιταχυντικές διατάξεις ΣΚ χαμηλής ενέργειας. Στις άλλες περιπτώσεις το μήκος των κυματοδηγών είναι απαγορευτικό. Οπότε συνήθως ο κυματοδηγός επιτάχυνσης έχει γωνία περίπου 90° με την κατεύθυνση της θεραπευτικής δέσμης. Τα ηλεκτρόνια αφού αποκτήσουν την επιθυμητή ενέργεια διασχίζοντας τη διάταξη επιτάχυνσης ανακατευθύνονται προς την κατεύθυνση του σημείου θεραπείας μέσω συστημάτων από μαγνήτες (bending magnets).

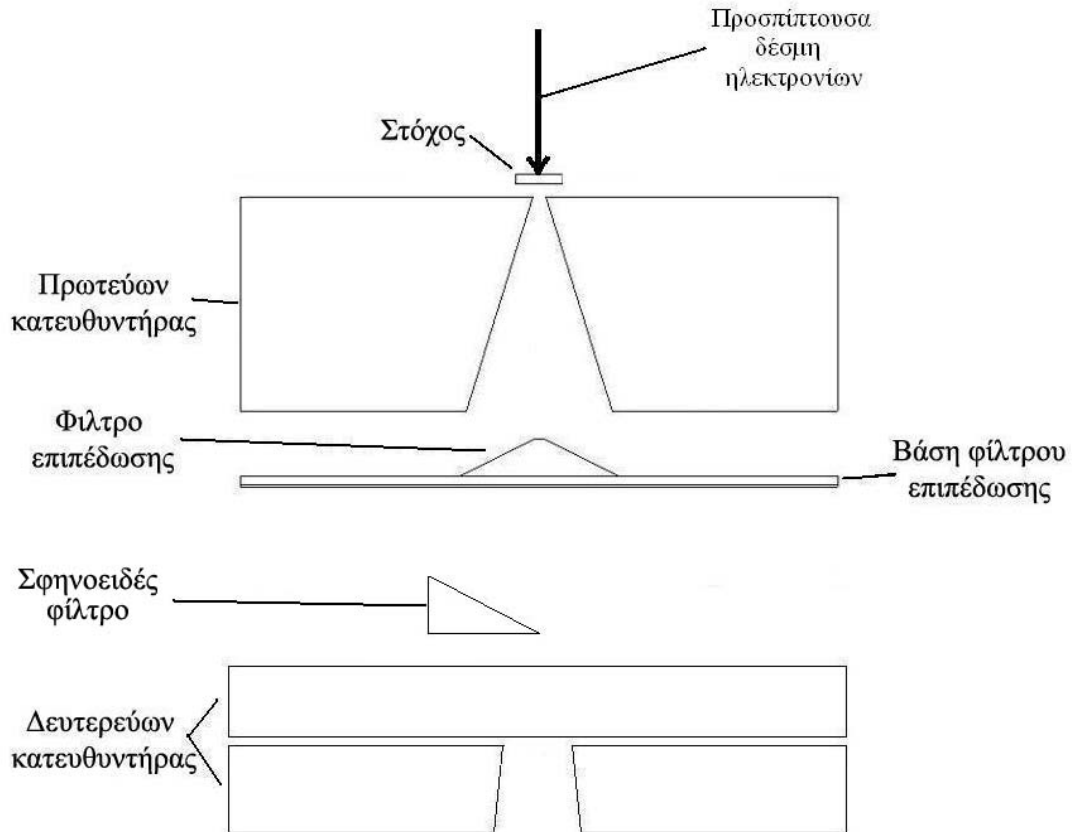
Είναι γνωστό ότι ηλεκτρόνια που εισέρχονται εντός μαγνητικού πεδίου εκτρέπονται της αρχικής τους κατεύθυνσης ανάλογα με την αρχική τους ενέργεια. Συνήθως τα ηλεκτρόνια που εξέρχονται από τη διάταξη επιτάχυνσης έχουν μια στενή κατανομή ενεργειών και περνώντας το μαγνητικό σύστημα εκτροπής ακολουθούν περίπου την ίδια τροχιά. Όμως ο έλεγχος της ενεργειακής κατανομής των ηλεκτρονίων που εξέρχονται του κυματοδηγού δεν είναι εύκολη υπόθεση. Συνέπεια του εύρους της ενεργειακής κατανομής των ηλεκτρονίων είναι να ακολουθούν διαφορετικές τροχιές μέσα στο σύστημα εκτροπής και να εξέρχονται σε διαφορετικές γωνίες. Αυτό μπορεί να αυξήσει υπερβολικά το πλάτος της δέσμης ηλεκτρονίων που εξέρχεται από το σύστημα μαγνητών. Παρόλα αυτά τέτοια συστήματα εκτροπής επιλέγουν τα ηλεκτρόνια ανάλογα με την ενέργειά τους και μπορεί να ρυθμιστούν

ώστε να κατευθύνουν ηλεκτρόνια συγκεκριμένης ενέργειας προς την επιθυμητή κατεύθυνση.

Για να αντιμετωπιστεί η δυσκολία της διαπλάτυνσης την δέσμης από τα απλά συστήματα εκτροπής της δέσμης ηλεκτρονίων κατασκευάστηκαν συστήματα «αχρωματικής» εκτροπής των ηλεκτρονίων. Σε τέτοια συστήματα τα ηλεκτρόνια διαφορετικών ενεργειών ακολουθούν διαφορετικές τροχιές και τελικά εξέρχονται από το ίδιο σημείο του συστήματος εκτροπής φτιάχνοντας μια ικανοποιητικώς στενή δέσμη. Τα συστήματα αυτά έχουν όμως το μειονέκτημα ότι δεν επιλέγουν ηλεκτρόνια λόγω του ότι επιτρέπουν σε ηλεκτρόνια μεγαλύτερου εύρους ενεργειών να βρεθούν στην εξερχόμενη δέσμη. Συστήματα εκτροπής και των δύο τύπων έχουν χρησιμοποιηθεί από τους κατασκευαστές ΓΕ. Για περισσότερες πληροφορίες ο αναγνώστης παραπέμπεται στη βιβλιογραφία και στις εκεί αναφορές [1].

4.5 Η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή

Η κεφαλή αποτελεί το τελευταίο κατά σειρά μέρος ενός ιατρικού ΓΕ. Στο μέρος αυτό είναι που η στενή δέσμη ηλεκτρονίων που εξέρχεται από το μαγνητικό σύστημα εκτροπής μετατρέπεται σε ιατρικά αξιοποιήσιμη δέσμη. Αν είναι επιθυμητό να δημιουργηθεί δέσμη ηλεκτρονίων για θεραπεία η στενή δέσμη πρέπει να αποκτήσει πλάτος με τη χρήση κατάλληλων σκεδαστών. Οι απαιτήσεις είναι λίγο πιο περίπλοκες αν ο σκοπός είναι η δημιουργία μιας θεραπευτικής δέσμης φωτονίων. Στο εδάφιο αυτό θα επικεντρωθούμε στον τρόπο δημιουργίας δέσμης φωτονίων. Οι λόγοι που δίνεται περισσότερη έμφαση στα φωτόνια είναι δύο. Ο πρώτος είναι επειδή οι θεραπείες με δέσμες φωτονίων είναι συνηθέστερη στην κλινική πράξη. Ο δεύτερος λόγος είναι ότι οι δέσμες φωτονίων και η παραγωγή τους σχετίζεται άμεσα με το σκοπό τη παρούσας μελέτης. Η προσομοίωση των ΓΕ συνήθως περιορίζεται στην προσομοίωση της κεφαλής του εκάστοτε μηχανήματος. Λόγω της πολυπλοκότητας του τρόπου παραγωγής της δέσμης ηλεκτρονίων τα χαρακτηριστικά της θεωρούνται δεδομένα και δεν παράγονται από προσομοίωση. Στο σχήμα που ακολουθεί εικονίζεται ένα σκαρίφημα της γενικής μορφής που έχει μια κεφαλή ΓΕ. Εικονίζονται σε δύο διαστάσεις τα κυριότερα στοιχεία που την αποτελούν και έχουν επίδραση στη δέσμη φωτονίων. Τα κυριότερα μέρη σχολιάζονται στη συνέχεια.



Σχ. 4.5: Αναπαράσταση των κυριότερων μερών που περιλαμβάνει μια κεφαλή γραμμικού επιταχυντή.

4.5.1 Στόχος βαρέως μετάλλου

Ο στόχος είναι ένα κυλινδρικό συνήθως κομμάτι από μέταλλο μεγάλου ατομικού αριθμού και πυκνότητας αν και κατά καιρούς έχουν δοκιμαστεί και άλλα υλικά μικρότερου ατομικού αριθμού και πυκνότητας. [14,15]. Η δέσμη ηλεκτρονίων που εξέρχεται του συστήματος των μαγνητών προσπίπτει κάθετα στο στόχο. Το πάχος του υλικού κατά την πορεία της δέσμης είναι συνήθως μεγαλύτερο από την εμβέλεια των ηλεκτρονίων με σκοπό να μη το διαπερνούν τα ηλεκτρόνια. Η επιβράδυνση των ηλεκτρονίων πάνω στο υλικό του στόχου παράγει ακτινοβολία πέδησης. Αυτή η ακτινοβολία θα αποτελέσει τη θεραπευτική δέσμη ακτίνων x. Τα χαρακτηριστικά της ακτινοβολίας πέδησης που παράγονται από παχείς στόχους έχουν διερευνηθεί στο παρελθόν [16]. Βρέθηκε ότι για πιο ενεργητικά ηλεκτρόνια η ένταση των παραγομένων φωτονίων είναι μεγαλύτερη κατά την αρχική κατεύθυνση των ηλεκτρονίων. Καθώς μειώνεται η ενέργεια των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων, η

ένταση σε μεγαλύτερες γωνίες αυξάνει [3]. Στο εδάφιο 1.1 αναφέρονται συνοπτικές πληροφορίες ως προς την παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης.

4.5.2 Πρωτεύων κατευθυντήρας

Ο πρωτεύων κατευθυντήρας βρίσκεται αμέσως κάτω από το στόχο όπου προσπίπτουν τα ηλεκτρόνια. Ο ρόλος του είναι να καθορίζει τα όρια της δέσμης ακτινοβολίας και να περιορίζει το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολήσης σε συγκεκριμένες διαστάσεις εφόσον δεν είναι επιθυμητό να ακτινοβολείται ολόκληρο το σώμα του ασθενούς. Ο πρωτεύων κατευθυντήρας είναι συνήθως ένα κομμάτι από βαρύ υλικό που έχει «σκαμμένο» έναν κολουρο κώνο μέσα του. Η κορυφή του κώνου συμπίπτει με το σημείο όπου τα ηλεκτρόνια συγκρούονται με το στόχο. Φυσικά η κορυφή του κώνου είναι κομμένη ώστε να διέρχονται τα ηλεκτρόνια. Στους περισσότερους γραμμικούς επιταχυντές ο κώνος έχει κατάλληλο άνοιγμα ώστε η διατομή του πεδίου που δημιουργεί να έχει κυκλική διατομή ακτίνας 25 cm σε απόσταση 1 m από την επιφάνεια του στόχου.

4.5.3 Φίλτρο επιπέδωσης

Όπως προαναφέρθηκε η ένταση της ακτινοβολίας πέδησης που εγκαταλείπει το στόχο έχει μεγαλύτερη ένταση κοντά στον άξονα της δέσμης. Για να εξισορροπηθεί η ένταση της δέσμης και να είναι όμοια σε όλο το πλάτος μιας διατομής της χρησιμοποιείται το φίλτρο επιπέδωσης (ΦΕ). Πρόκειται για ένα κομμάτι από βαρύ μέταλλο που έχει συνήθως κωνικό σχήμα. Ο άξονας συμμετρίας του συμπίπτει με τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Είναι λογικό ότι λόγω του κωνικού σχήματός του, έχει μεγαλύτερο πάχος στην περιοχή του άξονα της κεντρικής δέσμης. Έτσι προκαλεί μεγαλύτερη εξασθένηση στην περιοχή που έχει μεγαλύτερη ένταση και εξισορροπεί την ένταση. Το υλικό του ΦΕ πολλές φορές συμπίπτει με το υλικό του στόχου. Έχουν προταθεί φυσικά και άλλοι συνδυασμοί που επιρρέουν σημαντικά στο φάσμα της δέσμης θεραπείας [14].

4.5.4 Δευτερεύων κατευθυντήρας

Ο δευτερεύων κατευθυντήρας είναι υπεύθυνος για το σχηματισμό ορθογωνίων πεδίων από την κυκλικής διατομής δέσμη που σχηματίζει ο πρωτεύων

κατευθυντήρας. Αποτελείται από δύο ζεύγη μολύβδινων διαφραγμάτων που κινούνται ανεξάρτητα σε διαφορετικά επίπεδα. Οι επιφάνειές τους που είναι πιο κοντά στη δέσμη είναι παράλληλες με την απόκλιση της δέσμης όπως διακρίνεται και στο σχ. 4.5. Πιο σύγχρονοι επιταχυντές διαθέτουν επίσης και πολύφυλλους κατευθυντήρες. Οι κατευθυντήρες αυτοί αποτελούνται από πολλά φύλλα μολύβδου που μπορούν να κινούνται ανεξάρτητα και είναι ικανοί να συμμορφώνουν το πεδίο στο σχήμα της προς ακτινοβολία περιοχής.

4.5.5 Σφηνοειδή φίλτρα

Σε μερικές περιπτώσεις απαιτείται το πεδίο να μην έχει ίδια ένταση ακτινοβολίας σε όλο το πλάτος του. Τότε χρησιμοποιούνται σφηνοειδή κομμάτια από μπρούτζο, αλουμίνιο ή μολύβδο που τοποθετούνται ύστερα από το δευτερεύοντα κατευθυντήρα κατά την πορεία της δέσμης. Όπως είναι λογικό λόγω του μεταβλητού τους πάχους μειώνουν την ένταση της δέσμης με ανάλογο του πάχους τους τρόπο. Η ένταση της δέσμης που διαπερνά το παχύ τους άκρο μειώνεται περισσότερο σε σχέση με τα άλλα σημεία του φίλτρου.

Εκτός από τα στοιχεία που αναφέρθηκαν, στην πορεία της δέσμης υπάρχουν και άλλα στοιχεία που δε συμμετέχουν στο σχηματισμό της δέσμης αλλά σε άλλες απαραίτητες διαδικασίες. Για παράδειγμα υπάρχει σύστημα παρακολούθησης του ρυθμού δόσης που αποδίδει ο επιταχυντής. Συνήθως αποτελείται από μια διάταξη θαλάμου ιονισμού δύο καναλιών. Τα δύο κανάλια είναι απαραίτητα σε περίπτωση που το ένα παρουσιάσει βλάβη. Άλλη μια χρήσιμη διάταξη αποτελεί ο καθρέπτης που σηματοδοτεί το φωτεινό πεδίο. Σε έναν καλώς ρυθμισμένο επιταχυντή τα άκρα του φωτεινού πεδίου συμπίπτουν με του πεδίου ακτινοβολίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

Η μέθοδος Monte Carlo στη διάδοση ιοντίζουσας ακτινοβολίας

Εισαγωγή

Όσον αφορά στη διάδοση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας, οι μέθοδοι Monte Carlo (MC) είναι αριθμητικές μέθοδοι επίλυσης προβλημάτων που δε θα μπορούσαν να λυθούν με αναλυτικές μαθηματικές μεθόδους. Στην ουσία επιλύουν αριθμητικά την εξίσωση διάδοσης Boltzmann [1] χρησιμοποιώντας θεμελιώδεις φυσικούς νόμους που διέπουν τις αλληλεπιδράσεις των φωτονίων και των ηλεκτρονίων με τα άτομα. Η προσομοίωση MC μπορεί να αναπαραστήσει με ακρίβεια τη διάδοση μεμονωμένων σωματιδίων σε οποιαδήποτε καλώς ορισμένη γεωμετρία ενδιαφέροντος. Συμπληρώνοντας ικανό αριθμό σωματιδίων μπορεί να δώσει εκτιμήσεις των μακροσκοπικών μεγεθών του πεδίου ακτινοβολίας που μας ενδιαφέρει και της εναπόθεσης ενέργειας στην εν λόγω γεωμετρία.

5.1 Οι απαρχές και η εξέλιξη της μεθόδου Monte Carlo

Θεωρείται ότι η πρώτη αναφορά στη μέθοδο MC έγινε το 1777 από τον Georges-Louis Leclerc, Comte de Buffon. Ο Leclerc πρότεινε μια μέθοδο για τον υπολογισμό της πιθανότητας μια βελόνα τυχαία πεσμένη σε ένα επίπεδο που περιείχε παράλληλες γραμμές, να τέμνει μια από τις γραμμές του επιπέδου. Για βελόνες μήκους L και για απόσταση μεταξύ των γραμμών του επιπέδου ίση με $d > L$, η πιθανότητα θα ήταν: $p = (2L/\pi d)$. Το πρόβλημα αυτό είναι γνωστό ως «η βελόνα του Buffon».

Η αρχή της νέας εποχής του MC συνέπεσε με την εποχή της ανάπτυξης των πρώτων πυρηνικών όπλων. Οι πρωτοπόροι της τεχνικής MC και της εφαρμογής της με τη βοήθεια ηλεκτρονικών υπολογιστών ήταν οι Nicholas Metropolis και Stanislaw Ulam του εργαστηρίου του Los Alamos. Στην εργασία που δημοσίευσαν το 1949 [17] αναφέρονται στα θεωρητικά θεμέλια της μεθόδου. Πάραυτα η ταχεία εξέλιξη όλο και περισσότερων εφαρμογών της μεθόδου MC δεν πραγματοποιήθηκε παρά μόνο από τη δεκαετία του 1970 και μετά, λόγω της αλματώδους ανάπτυξης της τεχνολογίας των υπολογιστών.

Σήμερα η χρήση της μεθόδου MC είναι ευρέως διαδεδομένη στη δοσιμετρία και στην ακτινοθεραπεία. Ένας λόγος που οδήγησε εκεί είναι και η πολλή καλή γνώση της φυσικής που διέπει τα φαινόμενα που αντιμετωπίζονται στη δοσιμετρία και στην ακτινοθεραπεία. Ευτυχώς αυτά τα φαινόμενα εμπίπτουν στο πεδίο της κβαντικής ηλεκτροδυναμικής (QED) η οποία είναι από τις πιο επιτυχημένες και πλήρεις φυσικές θεωρίες. Άλλος ένας λόγος είναι ότι η υπολογιστική ισχύς που απαιτείται για τις περισσότερες εφαρμογές δεν είναι υπερβολική. Αυτός ο συνδυασμός έχει μετατρέψει τις μεθόδους MC σε ένα πολύτιμο εργαλείο της Ιατρικής Φυσικής. Η μέθοδος MC χρησιμοποιείται επίσης σε πολλά άλλα πεδία της επιστήμης που εμπλέκουν στοχαστικές διαδικασίες. Παραδείγματα αποτελούν η στατιστική φυσική, η κβαντική μηχανική, τα οικονομικά, η βιολογία κ.α. Φυσικά για κάθε πεδίο ο τρόπος εφαρμογής της μεθόδου διαφέρει. Κοινό όμως σημείο είναι ότι τα προβλήματα αντιμετωπίζονται στατιστικά.

5.2 Η μέθοδος Monte Carlo

Η μέθοδος MC διαφέρει θεμελιωδώς από τις ντετερμινιστικές μεθόδους προσδιορισμού διάδοσης της ακτινοβολίας. Οι ντετερμινιστικές μέθοδοι, κύρια εκπρόσωπος των οποίων είναι η μέθοδος χωρισμού των μεταβλητών, λύνουν την εξίσωση διάδοσης για τη μέση συμπεριφορά των σωματιδίων. Η μέθοδος MC δε λύνει καμία εξίσωση αλλά προσομοιώνει τη διάδοση ορισμένου αριθμού σωματιδίων και προσδιορίζει παραμέτρους της μέσης συμπεριφοράς τους. Η διαφορά μεταξύ ντετερμινιστικών μεθόδων και μεθόδων MC είναι τόσο μεγάλη που δε διαφέρει μόνο ο τρόπος με τον οποίο λύνουν ένα πρόβλημα, αλλά ακόμη και το τι συνιστά ένα πρόβλημα για κάθε μέθοδο. Ενώ οι ντετερμινιστικές μέθοδοι προσφέρουν πλήρεις πληροφορίες κατά την επίλυση του προβλήματος, οι μέθοδοι MC πληροφορούν το χρήστη για στοιχεία του προβλήματος που επιθυμεί. Η μαθηματική θεμελίωση και ο φορμαλισμός των τεχνικών MC εκφεύγουν του σκοπού της ανάλυσής μας. Ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης μπορεί να ανατρέξει στη βιβλιογραφία για περισσότερες πληροφορίες [1,18,19].

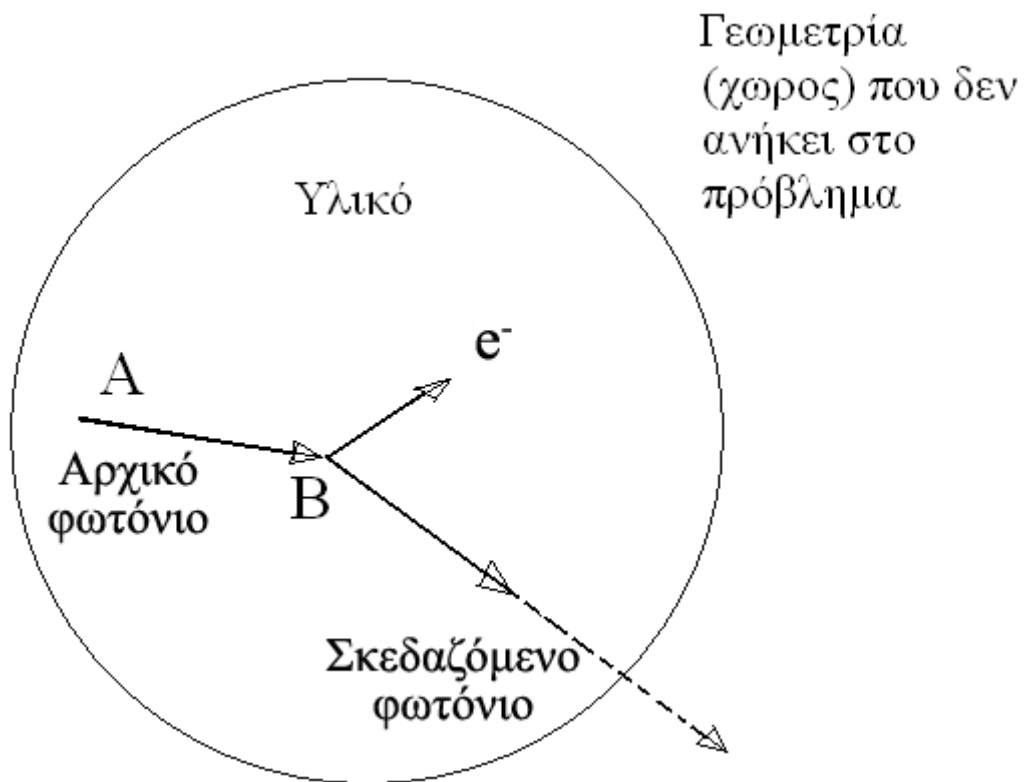
Μέσω της μεθόδου MC, πολύπλοκα προβλήματα λύνονται προσομοιώνοντας συνεχή φαινόμενα πιθανοκρατικής φύσης, έως ότου συμπληρωθεί ένας ικανός αριθμός ώστε να εξασφαλίζεται η στατιστική επάρκεια των υπολογισμών. Δηλαδή να είναι βέβαιο ότι έχουν υπολογιστεί αρκετά γεγονότα για να προσδιοριστεί με

ικανοποιητική επαναληψιμότητα η μέση τιμή της παραμέτρου ενδιαφέροντος. Οι κατανομές πιθανότητας που διέπουν τα φαινόμενα που προσομοιώνονται είναι γνωστές και καταχωρημένες σε βιβλιοθήκες του εκάστοτε κώδικα που χρησιμοποιείται. Η δειγματοληψία των τιμών των κατανομών πιθανότητας γίνεται με τη βοήθεια αλγορίθμων παραγωγής τυχαίων αριθμών. Η διαδικασία παραγωγής τυχαίων αριθμών είναι σαν να ρίχνει κανείς τα ζάρια στο καζίνο και έτσι συνάγεται και τα όνομα της μεθόδου. Οι προσομοιώσεις γίνονται απαραίτητως σε ηλεκτρονικό υπολογιστή λόγω του μεγάλου αριθμού των υπολογισμών που πρέπει να γίνουν.

Για να γίνει λεπτομερέστερα κατανοητός ο τρόπος λειτουργίας των μεθόδων MC δίνεται μια περιγραφή προσομοίωσης της διάδοσης φωτονίων σε ένα υλικό.

Έστω ένα φωτόνιο ενέργειας E που εκκινεί από το σημείο A στο εσωτερικό ενός υλικού με κατεύθυνση που φαίνεται στο σχ. 5.1. Ο κώδικας διαθέτει δεδομένα για το μήκος της μέσης ελεύθερης διαδρομής ενός φωτονίου ενέργειας E εντός του συγκεκριμένου υλικού. Στο σημείο B σε απόσταση ίση με την μέση ελεύθερη διαδρομή από το σημείο A , ο κώδικας θεωρεί ότι γίνεται η πρώτη αλληλεπίδραση του φωτονίου με το υλικό. Οι πιθανές αλληλεπιδράσεις είναι οι τέσσερις που συζητήθηκαν στο πρώτο κεφάλαιο. Επειδή τα φαινόμενα είναι πιθανοκρατικά δεν είναι γνωστό ποια αλληλεπίδραση θα συμβεί, αλλά μόνο η πιθανότητα να συμβεί καθεμιά από αυτές. Οι βιβλιοθήκες του κώδικα διαθέτουν τις πιθανότητες να συμβεί η όποια αλληλεπίδραση για τα φωτόνια της συγκεκριμένης ενέργειας. Στο σημείο αυτό ο κώδικας μέσω μιας γεννήτριας τυχαίων αριθμών επιλέγει έναν αριθμό από το 0 ως το 1. Στο διάστημα αυτό ορίζονται υποδιαστήματα που τα μεγέθη τους αντιστοιχούν στα μεγέθη των αντίστοιχων πιθανοτήτων των αλληλεπιδράσεων που μπορεί να συμβούν. Π.χ. αν οι πιθανότητες να συμβεί κάθε μια από τις τέσσερις αλληλεπιδράσεις είναι 0.2, 0.3 0.4 και 0.1 τότε ο κώδικας αντιστοιχίζει σε κάθε αλληλεπίδραση ένα διάστημα αντίστοιχου μεγέθους. Για την πρώτη αλληλεπίδραση θα είναι το $[0,0.2]$ για τη δεύτερη το $(0.2,0.5]$ για την τρίτη το $(0.5,0.9]$ και για την τέταρτη το $(0.9,1.0]$. Η αλληλεπίδραση που θα γίνει είναι αυτή στις οποίας το διάστημα εμπίπτει ο τυχαίος αριθμός που παράγεται. Ας υποθεθεί ότι η αλληλεπίδραση που γίνεται είναι η αλληλεπίδραση Compton. Επειδή η γωνία εκτροπής του φωτονίου είναι στοχαστικά καθοριζόμενη, ο κώδικας «ρίχνει» ξανά τα ζάρια για να επιλεγεί η κατεύθυνση σκέδασης και η νέα ενέργεια του φωτονίου. Το ηλεκτρόνιο που ανακρούει στο σημείο B όπου έγινε η αλληλεπίδραση Compton

Ξεκινά μια άλλη πορεία που ο κώδικας ακολουθεί ξεχωριστά. Το φωτόνιο που σκεδάστηκε στο σημείο B ακολουθεί τη νέα του πορεία και αλληλεπιδρά ξανά σε απόσταση ίση με το μήκος της μέσης ελεύθερης διαδρομής που αντιστοιχεί στη νέα του ενέργεια. Η αλληλεπίδραση αυτή τη φορά μπορεί να είναι φωτοηλεκτρική απορρόφηση και το φωτόνιο να εξαφανιστεί. Αν αυτό δε συμβεί το φωτόνιο επαναλαμβάνει την ανωτέρω διαδικασία έως ότου απορροφηθεί, μηδενιστεί η ενέργειά του ή μειωθεί η ενέργειά του κάτω από καθορισμένο κατώφλι. Σε περίπτωση που διαφύγει της γεωμετρίας ενδιαφέροντος, ο κώδικας παύει να το ακολουθεί. Με τον τρόπο που περιγράφηκε, οι κώδικες MC ακολουθούν όλα τα σωματίδια που επιλέγει ο χρήστης μέχρι να εξαφανιστούν. Στο σχήμα που ακολουθεί εικονίζεται η γεωμετρία που περιγράφει τη διάδοση που σχολιάστηκε.



Σχ. 5.1: Αναπαράσταση των αλληλεπιδράσεων των σωματιδίων που ακολουθεί ο κώδικας MC στο παράδειγμα που αναφέρθηκε. Αν ένα σωματίδιο διαφύγει της γεωμετρίας ενδιαφέροντος (το υλικό που περιέχεται στον κύκλο) ο κώδικας δεν το ακολουθεί πια.

Οι τεχνικές MC έχουν το κύριο μειονέκτημα ότι απαιτούν μεγάλους υπολογιστικούς χρόνους. Παρότι σήμερα οι ταχύτητες των υπολογιστών είναι μεγαλύτερες από ποτέ και η επεξεργαστική ισχύς είναι προσιτή στο μέσο χρήστη υπάρχουν εφαρμογές στις οποίες ο χρόνος προσομοίωσης είναι πρακτικά υπερβολικός. Επίσης η ακρίβεια των αποτελεσμάτων της μεθόδου MC εξαρτάται από την ακρίβεια με την οποία είναι γνωστά τα φυσικά δεδομένα που χρησιμοποιούν οι κώδικες, όπως για παράδειγμα οι ενεργές διατομές για τις φυσικές αλληλεπιδράσεις.

5.3 Διαθέσιμοι κώδικες Monte Carlo

Σήμερα διατίθενται αρκετοί κώδικες προσομοίωσης MC. Πολύ δημοφιλείς ανάμεσά τους είναι οι MCNP [19], GEANT [20], EGSnrc [21], BEAMnrc [22], και PENELOPE [23]. Όλοι οι παραπάνω κώδικες είτε διατίθενται ελεύθερα στο διαδίκτυο είτε μετά από συνεννόηση με τα εργαστήρια που τους διατηρούν. Έχουν χρησιμοποιηθεί εκτενώς σε εφαρμογές της Ιατρικής Φυσικής από τη δοσιμετρία και τη φυσική της πυρηνικής ιατρικής έως την ακτινοδιάγνωση και την ακτινοπροστασία. Πολύ χρήσιμοι φάνηκαν επίσης και στην ακτινοθεραπεία όπου υπάρχει μεγάλος όγκος δημοσιευμένων εργασιών που αφορούν στη μοντελοποίηση γραμμικών επιταχυντών και τη διερεύνηση των χαρακτηριστικών των ακτινοθεραπευτικών δεσμών που παράγουν [9].

5.4 Ανθρωπόμορφα ομοιώματα

Η κατανομή των δόσεων σε ανθρώπινα όργανα από ιατρικές πράξεις που εμπλέκουν ακτινοβολία δεν είναι δυνατόν να μετρηθεί *in vivo*. Επειδή δεν είναι δυνατόν να εισάγουμε δοσίμετρα στο εσωτερικό των οργάνων, μπορεί μόνο να υπολογιστεί. Ο υπολογισμός των δόσεων των οργάνων μπορεί να γίνει είτε με εξωτερικές μετρήσεις στο σώμα ασθενών που υφίστανται θεραπείες και κατάλληλους υπολογισμούς, είτε με τη χρήση ομοιωμάτων (phantoms) στα οποία μπορούν να εισαχθούν δοσίμετρα. Σε αντιστοιχία με τα πραγματικά ανθρωπόμορφα ομοιώματα, έχουν αναπτυχθεί και ψηφιακά ομοιώματα με σκοπό να εκμεταλλευτούν τη δύναμη και την πρακτικότητα της μεθόδου MC.

Οι δύο κύριες κατηγορίες ομοιωμάτων είναι τα μαθηματικά ομοιώματα (mathematical phantoms) και τα ομοιώματα στοιχείων όγκου (voxel phantoms).

Τα μαθηματικά ομοιώματα ήταν τα πρώτα ομοιώματα που κατασκευάστηκαν. Είναι πιο απλά στη σύλληψη και λιγότερο απαιτητικά σε υπολογιστικές δυνατότητες συστήματος. Αποτελούνται από μια γεωμετρία που προσομοιάζει στο ανθρώπινο σώμα και είναι σχηματισμένη από μαθηματικά ορισμένες επιφάνειες. Τα διάφορα όργανα δημιουργούνται από ενώσεις και τομές κατάλληλων επιφανειών. Δημοφιλή μαθηματικά ομοιώματα είναι τα ομοιώματα που αναπτύχθηκαν από τους Cristy και Eckerman στο Oak Ridge Laboratory. Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιούνται μαθηματικά ομοιώματα που βασίζονται στις προδιαγραφές των Cristy και Eckerman [24].

Τα ομοιώματα στοιχείων όγκου αποτελούνται από πολύ μικρά στοιχεία όγκου στα οποία αντιστοιχίζεται το κατάλληλο υλικό ώστε να δημιουργείται μια τρισδιάστατη δομή που να μοιάζει με την κατανομή των υλικών του σώματος. Τα ομοιώματα αυτά αποτελούνται συνήθως από μεγάλο αριθμό στοιχείων όγκου. Όσο μικρότερα τα στοιχεία τόσο πιο ακριβής η αναπαράσταση της πραγματικής γεωμετρίας. Η κατασκευή των voxel phantoms γίνεται με την επεξεργασία εικόνων που λαμβάνονται με απεικονιστικές τεχνικές [25]. Τα δεδομένα που εξάγονται για τα βιολογικά υλικά από τις εικόνες αντιστοιχίζονται στα σε voxels που αποτελούν ένα πλέγμα στο χώρο. Διαφορετικές ομάδες voxels αποτελούν τις διάφορες ανατομικές δομές του ομοιώματος.

Η συμπερίληψη των ομοιωμάτων στις μελέτες MC βοήθησε πολύ στον προσδιορισμό των δόσεων σε γεωμετρία που μοιάζει με του ανθρώπινου σώματος. Οι εφαρμογές τους καλύπτουν τους κλάδους της ακτινοδιάγνωσης της πυρηνικής ιατρικής, της ακτινοθεραπείας και της ακτινοπροστασίας.

Βιβλιογραφία γενικού μέρους

1. P. Mayles, A. Nahum and J. C. Rosenwald, “Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice”, CRC Press, Taylor & Francis Group, Broken Sound Parkway NW, 2007.
2. E.B. Podgorsak, “Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students”, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005.
3. H. E. Johns, J. R. Cunningham, “The Physics of Radiology”, Charles Thomas, Springfield, Illinois, 1983.
4. Κ. Ψαρράκος, “Ιατρική φυσική”, τόμος Α΄, τέταρτη έκδοση, University Studio Press, Θεσσαλονίκη, 2005.
5. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Elmsford, NY, 1991.
6. National Research Council. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation, BEIR VII-phase 2, Washington, DC: National Academy Press, 2005.
7. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Annals of the ICRP Volume 37/2-4 (2007).
8. E. J. Hall, “Intensity-modulated radiation therapy, protons, and the risk of second cancers”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **65**(1), 1–7 (2006).
9. X. G. Xu, B. Bednarz and H. Paganetti, “A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction”, *Phys. Med. Biol.* **53**, R193–R241(2008).
10. R. M. Harrison, “Second cancers following radiotherapy: a suggested common dosimetry framework for therapeutic and concomitant exposures”, *Brit J Radiol* **77**, 986–990 (2004).
11. D. Greene, P. C. Williams, “Linear accelerators for radiation therapy”, second edition, Taylor & Francis Group, New York, 1997.
12. D. I. Thwaites and J. B. Tuohy, “Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator”, *Phys. Med. Biol.* **51**, R343–R362 (2006).

13. C. J. Karzmark and N. C. Pering, “Electron linear accelerators for radiation therapy: history, principles and contemporary developments”, *Phys. Med. Biol.* **18**, 321-354 (1973).
14. J. A. Rawlinson and H.E. Johns, “Percentage depth dose for high energy x-ray beams in radiotherapy*”, *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med.* **118**(4), 919-22 (1973).
15. E. B. Podgorsak, J. A. Rawlinson and H.E. Johns, “X-ray depth doses from linear accelerators in the energy range from 10 to 32 MeV*”, *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med.* **123**(1), 182-91 (1975).
16. H. W. Koch and J. W. Motz, “Bremsstrahlung cross-section formulas and related data*”, *Rev. Mod. Phys.* **31**(4), 920-955 (1959).
17. N. Metropolis and S. Ulam, “The Monte Carlo Method”, *J Am Stat Assoc.* **44**(247), 335-341 (1949).
18. P. Andreo, “Monte Carlo techniques in medical radiation physics”, *Phys. Med. Biol.* **36**, 861-909 (1991).
19. J. F. Briesmeister, “MCNPTM—A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C”, MCNP4C2 Manual, Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M, 2001.
20. Geant4 Collaboration, “Geant4 User's Guide for Application Developers”, Version: geant4 9.3, 18 December, 2009.
21. I. Kawrakow, E. Mainegra-Hing, D. W. O. Rogers et al., “The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”, NRCC Report PIRS-701, National Research Council of Canada, 2009.
22. D. W. O. Rogers, B. Walters and I. Kawrakow, “BEAMnrc Users Manual”, NRCC Report PIRS-0509(A)revK, National Research Council of Canada, 2009.
23. F. Salvat, J. M. Fernández-Varea and J. Sempau, “PENELOPE – A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport”, Workshop Proceedings, Issy-les-Moulineaux, France, 7-10 July 2003, Nuclear Energy Agency, organisation for economic co-operation and development, 2003.

24. M. Cristy, K. F. Eckerman, “ Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photons sources”, ORNL Report ORNL/TM-8381 V1–V7, Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory, 1987.

25. X. G. Xu, T. C. Chao, and A. Bozkurt, “VIP-MAN: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the visible human project for multi-particle monte carlo calculations”, Health Phys. **78**(5), 476–486 (2000).

ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

Υλικά και μέθοδοι

Εισαγωγή

Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για τη διενέργεια των μετρήσεων και των υπολογισμών της παρούσας μελέτης. Οι μέθοδοι αφορούν στη διενέργεια των πειραματικών μετρήσεων στο ΓΕ και στη μοντελοποίηση του ΓΕ με σκοπό τη διενέργεια υπολογισμών με τη μέθοδο Monte Carlo. Περιγράφονται λεπτομέρειες που σχετίζονται με τη χρήση του κώδικα για όλους τους υπολογισμούς που έγιναν.

6.1 Υλικά

6.1.1 Ο γραμμικός επιταχυντής Philips SL 75/5

Ο ιατρικός ΓΕ Philips SL 75/5 (Philips/Elekta, The Netherlands) δύναται να παράγει δέσμες ηλεκτρονίων ενέργειας μερικών εκατομμυρίων eV. Οι δέσμες ηλεκτρονίων προσπίπτουν σε στόχο βαρέως μετάλλου και παράγουν δέσμες φωτονίων 4–6 MV για εφαρμογή σε ισοκεντρικές και μη θεραπείες. Ο μέγιστος ρυθμός δόσης σε απόσταση ενός μέτρου από το στόχο είναι μεγαλύτερος από 350 cGy/min και το μεγαλύτερο τεταραγωνικό πεδίο που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για θεραπεία περιορίζεται σε διαστάσεις 40 x 40 cm², στην ίδια απόσταση. Είναι επίσης δυνατή η χρήση αυτόματου σφηνοειδούς φίλτρου (wedge filter) μεταβλητής γωνίας 0-60° όποτε κρίνεται αναγκαίο.

Η επιταχυντική διάταξη αποτελείται από έναν χάλκινο κυματοδηγό ΔΚ με κυκλική διατομή. Τα ηλεκτρόνια παράγονται υπό συνθήκες κενού από μια άμεσα (από το ίδιο το ρεύμα που φέρει) θερμαινόμενη κάθοδο Βολφραμίου. Εισέρχονται στον κυματοδηγό σε ομάδες με ταχύτητα περίπου 0.4c και επιταχύνονται από τη διαμήκη συνιστώσα του ηλεκτρικού πεδίου μικροκυμάτων που παράγονται από μάγνητρο. Η θερμότητα που παράγεται στην επιταχυντική διάταξη απάγεται από σύστημα υδρόψυξης.

Λόγω του αυξημένου μήκους του, ο κυματοδηγός επιτάχυνσης δε μπορεί να τοποθετηθεί ώστε η διεύθυνση του να συμπίπτει με τη διεύθυνση της θεραπευτικής

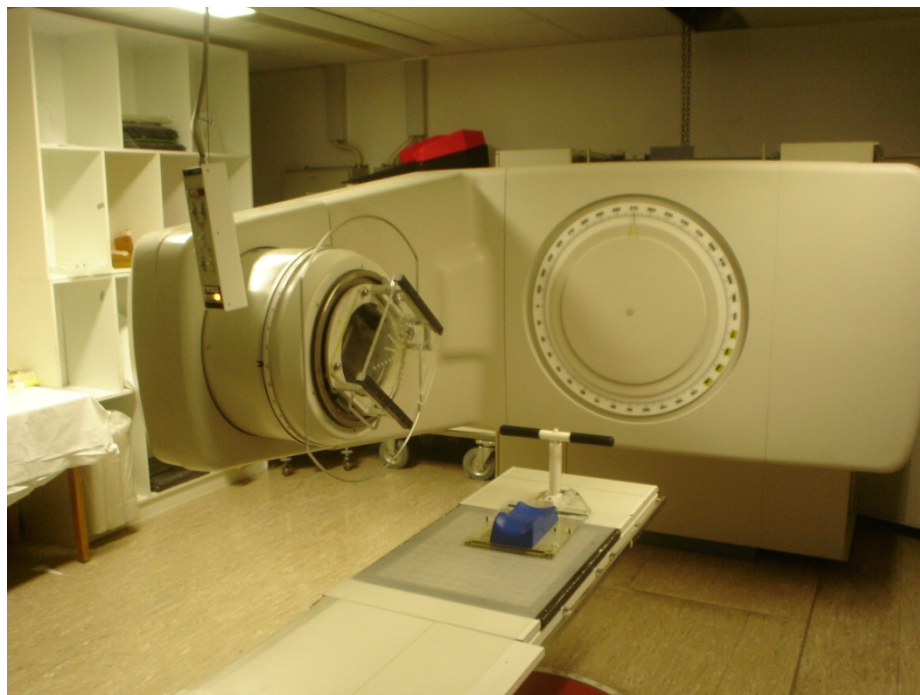
δέσμης. Έτσι λοιπόν στην έξοδο του κυματοδηγού υπάρχει διάταξη μαγνητών που εκτρέπει τα εξερχόμενα ηλεκτρόνια κατά 98° . Συνεπώς η όλη κατασκευή του ακτινοθεραπευτικού μηχανήματος αποτελείται από ένα βραχίονα που περιέχει την επιταχυντική διάταξη προσαρμοσμένο σε μια κοίλη κυλινδρική κατασκευή (gantry) που περιστρέφεται ελεύθερα στο εγκάρσιο της επίπεδο. Έτσι ο βραχίονας μπορεί να λάβει οποιαδήποτε εγκάρσια γωνιακή θέση γύρω από τον ασθενή που είναι συνήθως ξαπλωμένος παράλληλα με τον άξονα του gantry. Σε συνδυασμό με ένα μεταβλητής γεωμετρίας σύστημα υποστήριξης του ασθενούς (κρεβάτι) μπορούν να πραγματοποιηθούν θεραπείες για οποιαδήποτε γωνία εισόδου της δέσμης στο σώμα του ασθενούς.

Στην άκρη του βραχίονα υπάρχει η κεφαλή του ΓΕ η οποία εμπεριέχει όλα τα σημαντικά στοιχεία για την παραγωγή, την κατεύθυνση και τον έλεγχο της ακτινοβολίας. Αναλυτικότερα περιλαμβάνει: α) το στόχο από βαρύ μέταλλο στον οποίο προσπίπτουν τα ηλεκτρόνια και παράγεται ακτινοβολία x, β) τον κωνικό πρωτεύοντα κατευθυντήρα, γ) φίλτρο επιπέδωσης (ΦΕ) της δέσμης, δ) πολύφυλλο θάλαμο ιονισμού δύο καναλιών (κανονικό και εφεδρικό) για τον έλεγχο της δόσης, ε) δύο επίπεδα δευτερευόντων κατευθυντήρων που σχηματίζουν ορθογώνια πεδία κατά τη βούληση του χρήστη, στ) οπτικό σύστημα για κατάδειξη του πεδίου ακτινοβολίας με ορατό φως και ζ) σφηνοειδές φίλτρο μεταβλητής γωνίας.

Ο χειρισμός που απαιτείται για τη σωστή τοποθέτηση του ασθενούς γίνεται από χειριστήριο στο χώρο θεραπείας. Οι απαραίτητες ενδείξεις όσον αφορά στη θέση των κινούμενων μερών απεικονίζονται σε κατάλληλη οθόνη στον ίδιο χώρο. Οι χειρισμοί για την έναρξη ή παύση της θεραπείας πραγματοποιούνται από χειριστήριο εκτός του χώρου θεραπείας. Κατάλληλες ενδείξεις πληροφορούν για την εξέλιξη της θεραπείας όσον αφορά στη δόση ακτινοβολίας που χορηγείται, καθώς και για την κατάσταση του μηχανήματος.

Σε διάφορες θεραπείες χρειάζεται να αποκοπεί ένα μέρος του πεδίου ώστε να συμμορφωθεί το πεδίο στην ακτινοβολούμενη περιοχή και να προστατευτούν υγιείς ιστοί. Τότε χρησιμοποιείται ένας δίσκος (tray) από Plexiglas πάχους 1 cm πάνω στον οποίο στερεώνονται διαφόρων σχημάτων κομμάτια από μόλυβδο (blocks) πάχους 6 cm. Στην εικόνα 6.1 εικονίζεται ο ΓΕ που διαθέτει το Τμήμα Ακτινοθεραπείας του

Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου. Στην εικόνα που ακολουθεί φαίνεται και η διάταξη που στηρίζει το δίσκο όπου στερεώνονται τα μολύβδινα blocks.

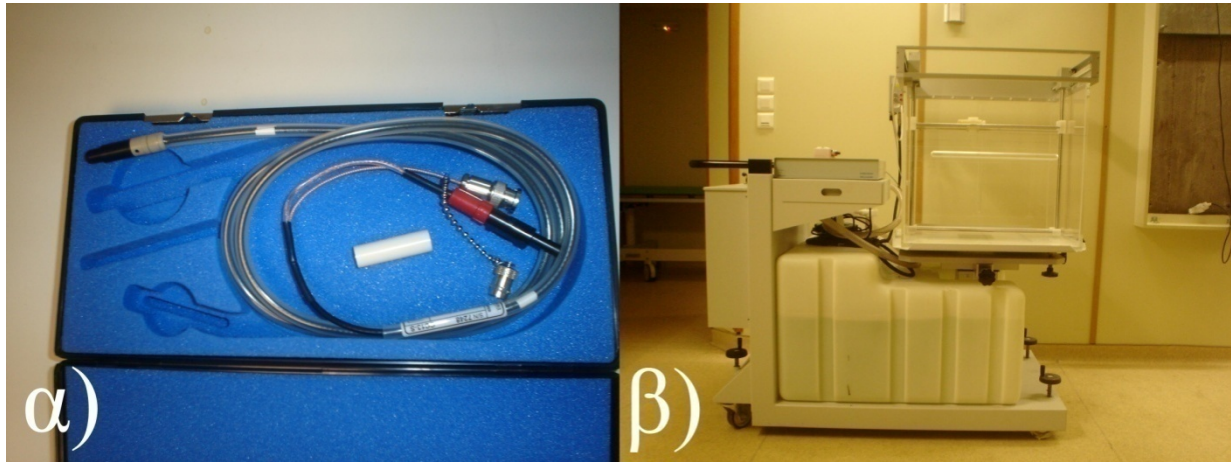


Εικ. 6.1: Ο γραμμικός επιταχυντής τύπου SL 75/5 που διαθέτει το Τμήμα Ακτινοθεραπείας του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου. Διακρίνεται ο δίσκος από Plexiglas όπου στηρίζονται τα μολύβδινα blocks.

6.1.2 Δοσιμετρικός εξοπλισμός

Τα δεδομένα των μετρήσεων που χρησιμοποιούνται στην παρούσα εργασία συνελέγησαν με τη χρήση του ομοιώματος νερού RFA-300 (Scanditronix Wellhofer, Uppsala, Sweden). Με διαστάσεις $49.5 \times 49.5 \times 49.5 \text{ cm}^3$, το ομοίωμα αυτό είναι κατασκευασμένο από Plexiglas και φέρει σερβομηχανισμό μεγάλης ακριβείας, με επαναληψιμότητα και ακρίβεια θέσης 0.1 mm και 0.5 mm αντίστοιχα. Ο μηχανισμός μετακινεί τον ανιχνευτή σε ορισμένες από το χρήστη θέσεις και καθιστά δυνατή τη μέτρηση δόσης βάθους μέσα στο ομοίωμα νερού. Επίσης μπορούν να μετρηθούν προφίλ δόσης σε οποιοδήποτε βάθος και κατεύθυνση στο εγκάρσιο επίπεδο της δέσμης. Ο ανιχνευτής που χρησιμοποιήθηκε ήταν ο κυλινδρικός θάλαμος ιονισμού CC13-S (Scanditronix Wellhofer, Uppsala, Sweden), με ενεργό όγκο 0.13 cm^3 και ευαισθησία $4 \times 10^{-9} \text{ C/Gy}$ στην περιοχή ενεργειών 1.3-50 MeV. Ο θάλαμος ιονισμού συνδέθηκε στο ηλεκτρόμετρο RFA-MCU (Scanditronix Wellhofer, Uppsala, Sweden) ανάλυσης 0.1 pC, 50 ms. Το σήμα που λαμβάνεται υφίσταται επεξεργασία από

κατάλληλο λογισμικό που συνοδεύει το ηλεκτρόμετρο και το ομοίωμα νερού. Έτσι τα προφίλ και η δόση βάρους είναι άμεσα διαθέσιμα στην οθόνη του υπολογιστή καθώς επίσης και σε υπολογιστικά φύλλα. Η εικόνα. 6.2 απεικονίζει το θάλαμο ιονισμού CC-13S και το ομοίωμα νερού πάνω στη βάση ανύψωσης και μεταφοράς του. Διακρίνεται και το ηλεκτρόμετρο RFA-MCU στα αριστερά του ομοιώματος.



Εικ. 6.2: α) Ο Θάλαμος ιονισμού CC-13S και β) το ομοίωμα νερού πάνω στη βάση ανύψωσης και μεταφοράς.

6.1.3 Ο κώδικας Monte Carlo N Particle (MCNP)

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε η έκδοση 5.1.40. του κώδικα MCNP [1,2] που διανέμεται από το υπολογιστικό κέντρο πληροφόρησης ακτινοπροστασίας (Radiation Safety Information Computational Center-RSICC, <http://www-rsicc.ornl.gov>). Ο MCNP 5 είναι ένας κώδικας γενικής χρήσης και γενικευμένης γεωμετρίας. Μπορεί να εξομοιώσει τη διάδοση (transport) σωματιδίων σε τρισδιάστατη γεωμετρία. Ανάλογα με τη βούληση του χρήστη μπορεί να εξομοιώσει διάδοση:

- Νετρονίων (10^{-11} -20 MeV)
- Φωτονίων (1 keV-100 MeV)
- Ηλεκτρονίων (1 keV-100 MeV)
- Νετρονίων, φωτονίων
- Νετρονίων, φωτονίων, ηλεκτρονίων
- Ηλεκτρονίων, φωτονίων

Η χρήση του κώδικα έγκειται στη συγγραφή ενός αρχείου κειμένου, που περιέχει μακροεντολές σε κατάλληλη μορφή. Στη συνέχεια αυτό το αρχείο εκτελείται σε υπολογιστή όπου είναι εγκατεστημένο το απαιτούμενο λογισμικό και δίνει ένα αρχείο εξόδου με τα αποτελέσματα τα οποία αξιολογεί ο χρήστης.

Ο MCNP 5 είναι προϊόν μακροχρόνιας προσπάθειας και η εξέλιξη του αντιστοιχεί σε περίπου 500 ανθρωπο-έτη εργασίας [1]. Η ποιότητά του έχει αποδειχθεί σε πολλές εφαρμογές, καθώς και στην Ιατρική Φυσική. Διαθέτει πολλά εύχρηστα χαρακτηριστικά που τον κάνουν δημοφιλή ανάμεσα στους κώδικες Monte Carlo. Συνοπτικά αναφέρουμε τα εξής:

Γεωμετρία: Ο κώδικας χειρίζεται αυθαίρετη τρισδιάστατη γεωμετρία και μπορεί να παραστήσει οποιοδήποτε χώρο που περικλείεται από επιφάνειες πρώτου βαθμού, δευτέρου βαθμού και ελλειπτικούς τόρους 4^{ου} βαθμού. Οι χώροι που περικλείονται από τις επιφάνειες, οι τομές και οι ενώσεις τους σχηματίζουν κελιά (cells) που εμπεριέχουν τα διάφορα υλικά. Το σύστημα συντεταγμένων που χρησιμοποιεί ο MCNP5 είναι καρτεσιανό και καθορίζεται από το χρήστη. Οι επιφάνειες ορίζονται επίσης από το χρήστη ο οποίος παρέχει τις παραμέτρους των αναλυτικών εξισώσεων τους ή τις συντεταγμένες σημείων τους. Ο απλούστερος δυνατός ορισμός των κελιών είναι επιθυμητός, καθώς πολύπλοκα κελιά με πολλές επιφάνειες αυξάνουν τους απαιτούμενους υπολογισμούς και το συνολικό χρόνο προσομοίωσης [1]. Σημαντικό πλεονέκτημα είναι ότι η 5^η έκδοση του κώδικα MCNP συνοδεύεται από λογισμικό σχεδίασης (MCNP Visual Editor, Version 19L) της γεωμετρίας του προβλήματος και βοηθά το χρήστη να βρει πιθανά λάθη στη γεωμετρία.

Πηγές Σωματιδίων: Ο χρήστης έχει τη δυνατότητα να εισάγει μια πληθώρα παραμέτρων που αφορούν στην ενέργεια, την κατεύθυνση, τη θέση, τη μορφή και άλλα στοιχεία της πηγής. Οι πηγές μπορούν επίσης να έχουν κατανομή και μέγεθος στο χώρο. Επιπροσθέτως είναι δυνατόν κάποιες παράμετροι να εξαρτώνται από άλλες παραμέτρους της πηγής (π.χ. ενέργεια σωματιδίου ως συνάρτηση της γωνίας εκπομπής). Ο τρόπος με τον οποίον εξαρτώνται οι παράμετροι καθορίζεται από το χρήστη με ορισμό καταλλήλων κατανομών πιθανότητας, ή επιλέγοντας κάποια από τις προκαθορισμένες κατανομές. Όλες οι συναρτήσεις κατανομής πιθανότητας μπορούν να πολωθούν (bias) κατά την επιθυμία του χρήστη, για περαιτέρω παραμετροποίηση των πηγών.

Ανιχνευτές (tallies): Με κατάλληλες μακροεντολές ο χρήστης μπορεί να ορίσει ανιχνευτές που μπορούν να υπολογίσουν διάφορα φυσικά μεγέθη σε συγκεκριμένα σημεία. Οι τιμές των μεγεθών συνήθως υπολογίζονται ανά σωματίδιο που εκκινεί από την πηγή. Επειδή η προσομοίωση είναι μια στοχαστική διαδικασία, οι τιμές-αποτελέσματα των ανιχνευτών πρέπει να αξιολογηθούν στατιστικά. Το αρχείο εξόδου παρέχει μαζί με τις τιμές των ανιχνευτών, πληροφορίες για την πορεία και τη στατιστική επάρκεια της προσομοίωσης, δίνοντας μια βαθύτερη εικόνα της φυσικής που διέπει το πρόβλημα. Τα είδη των βασικών ανιχνευτών που μπορούν να οριστούν στον MCNP 5 απαριθμούνται στον πίνακα 6.1.

Σύμβολο	Περιγραφή	Μονάδες
F1:N ή F1:P ή F1:E	σωματίδια που διαρρέουν μια επιφάνεια	σωματίδια
F2:N ή F2:P ή F2:E	μέση ροή διαμέσου μιας επιφάνειας	σωματίδια/cm ²
F4:N ή F4:P ή F4:E	μέση ροή διαμέσου ενός κελιού	σωματίδια/cm ²
F5a:N ή F5a:P	ροή σε σημειακό ή δακτυλιοειδή ανιχνευτή	σωματίδια/cm ²
F6:N ή F6:P ή F6:E	μέση εναπόθεση ενέργειας σε κελί (Kerma)	MeV/g
F7:N	μέση εναπόθεση ενέργειας σχάσης σε κελί	MeV/g
F8:P ή F8:E ή F8:P,E	ενεργειακή κατανομή παλμών σε ανιχνευτή	παλμοί

Πίνακας 6.1: Διαθέσιμοι βασικοί ανιχνευτές στην 5^η έκδοση του κώδικα MCNP.

Ένας αστερίσκος μπροστά στα σύμβολα των καρτών των ανιχνευτών μπορεί να αλλάξει τη φυσική ποσότητα που μετρά ο ανιχνευτής. Στη μελέτη αυτή χρησιμοποιείται ο ανιχνευτής *F8 ο οποίος μετρά την εναποτιθέμενη ενέργεια σε MeV στο εκάστοτε κελί όπου έχει οριστεί. Χρήσιμο είναι να σημειωθεί ότι οι ποσότητες που μετρούν οι ανιχνευτές δίνονται στο αρχείο εξόδου, ανά σωματίδιο που εκκινεί από την πηγή.

Υλικά: Πίνακες ενεργών διατομών για αλληλεπιδράσεις φωτονίων–ηλεκτρονίων υπάρχουν για όλα τα στοιχεία με ατομικούς αριθμούς $Z=1$ έως $Z=94$. Τα δεδομένα αυτά βρίσκονται σε κατάλληλες βιβλιοθήκες που διανέμονται μαζί με τον κώδικα. Οι βασικές αλληλεπιδράσεις που μας απασχολούν στην Ιατρική Φυσική (σύμφωνη

σκέδαση, σκέδαση Compton, φωτοηλεκτρική απορρόφηση, δίδυμη γένεση) καλύπτονται από αυτούς τους πίνακες.

Τεχνικές μείωσης σφάλματος (variance reduction): Το σχετικό σφάλμα R μιας μέτρησης ενός ανιχνευτή είναι ανάλογο του $1/\sqrt{N}$, όπου N ο αριθμός των σωματιδίων που ξεκινούν από την πηγή (ιστορίες σωματιδίων). Επειδή προφανώς ο αριθμός των ιστοριών είναι ευθέως ανάλογος του χρόνου προσομοίωσης, συνάγεται ότι $R \propto 1/\sqrt{T}$. αν λοιπόν θέλουμε να μειώσουμε το σχετικό σφάλμα μπορούμε είτε να αυξήσουμε το χρόνο προσομοίωσης, είτε να χρησιμοποιήσουμε εργαλεία μη γραμμικής προσομοίωσης. Δηλαδή να πολώσουμε τη διαδικασία υπολογισμού ώστε ο κώδικας να ακολουθεί ιστορίες ενδιαφερόντων, σπάνιων σωματιδίων. Έτσι οι ανιχνευτές θα «γράφουν» και για σωματίδια που έχουν θα είχαν μικρή πιθανότητα να εμφανιστούν αν αφήναμε την προσομοίωση να εξελιχθεί κανονικά. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία είναι δύο από τις πιο απλές: α) Η αποκοπή μη ενδιαφερόντων σημείων της γεωμετρίας (truncation) όπου ο κώδικας δεν ακολουθεί σωματίδια που εξέρχονται της γεωμετρίας ενδιαφέροντος και β) Ο ορισμός ενεργειακού κατωφλίου αποκοπής (energy cutoff) όπου ο κώδικας δεν ακολουθεί την εξέλιξη σωματιδίων ενέργειας κάτω από μια τιμή κατωφλίου που ορίζει ο χρήστης.

Εκτίμηση της ορθότητας των αποτελεσμάτων: Οι τιμές που καταγράφουν οι διάφοροι ανιχνευτές παρατίθενται στο αρχείο εξόδου συνοδευόμενοι από την τιμή του σχετικού σφάλματος R . Όπως προαναφέρθηκε, το σχετικό σφάλμα είναι ανάλογο του $1/\sqrt{N}$, όπου N ο αριθμός των ιστοριών. Αυτό σημαίνει ότι ο αριθμός των ιστοριών πρέπει να τετραπλασιαστεί αν θέλουμε το σχετικό σφάλμα να μειωθεί στο μισό. Λόγω του κόστους σε χρόνο που μπορεί να έχει η ελάττωση του R , είναι χρήσιμο να γνωρίζουμε ποια αποτελέσματα θεωρούνται αποδεκτά. Ο πίνακας 6.2 παρουσιάζει τα όρια του σχετικού σφάλματος και την αντίστοιχη αξία των τιμών των ανιχνευτών.

Τιμή του R	Ποιότητα του ανιχνευτή
0.5 – 1	Μη αξιόπιστος
0.2 – 0.5	Σχεδόν αξιόπιστος
0.1 – 0.2	Αμφισβητούμενος
0 – 0.1	Γενικά αξιόπιστος

Πίνακας 6.2: όρια του σχετικού σφάλματος για την εκτίμηση της στατιστικής ορθότητας των αποτελεσμάτων που εξάγει ο κώδικας MCNP.

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι το σχετικό σφάλμα αφορά στην επαναληψιμότητα του ανιχνευτή και όχι στην ακρίβειά του. Επίσης η εκτίμηση της επαναληψιμότητας είναι δυνατή σε περιοχές της γεωμετρίας όπου έχουμε αρκετά καλή δειγματοληψία (ικανό αριθμό γεγονότων - σωματιδίων). Ορισμένοι ανιχνευτές μπορεί να εμφανίζουν αυξανόμενες τιμές σφάλματος παρότι αυξάνεται ο αριθμός των ιστοριών. Για την αξιολόγηση τέτοιων ανιχνευτών με ανεπαρκή δειγματοληψία ο κώδικας προσφέρει την «ποσότητα αξίας» (figure of merit: $FOM=1/(R^2T)$) για την εκτίμηση του αποτελέσματος. Ο δείκτης FOM πληροφορεί το χρήστη για την επάρκεια ή όχι της δειγματοληψίας. Όταν παραμένει σταθερός σημαίνει ότι καθώς αυξάνονται οι ιστορίες μειώνεται το σφάλμα όπως ακριβώς αναμένεται για καλώς ορισμένους ανιχνευτές (επειδή $R \propto 1/\sqrt{N}$ και $N \propto T$ για καλώς ορισμένους ανιχνευτές πρέπει ο $FOM=1/(R^2T)$ να έχει σταθερή τιμή).

Εισαγωγή δεδομένων: Το αρχείο εισόδου του κώδικα δομείται από σειρά μακροεντολών που αποκαλούνται κάρτες (cards). Κάθε κάρτα ανάλογα με το σκοπό που εξυπηρετεί γράφεται στο τμήμα του αρχείου που πρέπει. Ένα αρχείο εισόδου έχει την πιο κάτω γενική μορφή:

Γραμμή τίτλου
 Κάρτες κελιών (cell cards)
 ..
 Κενή γραμμή
 Κάρτες επιφανειών (surface cards)
 ..
 Κενή γραμμή
 Κάρτες δεδομένων (data cards)

Οι κάρτες κελιών ορίζουν από ποιες επιφάνειες αποτελούνται τα διάφορα κελιά και ποιο υλικό περιέχουν. Επίσης εκεί γράφεται και η πυκνότητα του υλικού. Οι κάρτες επιφανειών ορίζουν τις επιφάνειες της γεωμετρίας του προβλήματος και οι κάρτες δεδομένων αφορούν στα υπόλοιπα στοιχεία του προβλήματος που πρέπει να οριστούν. Για παράδειγμα, ο ορισμός της πηγής, των ανιχνευτών, των υλικών που περιέχονται στα κελιά, και των μεθόδων μείωσης του σφάλματος γίνονται με κάρτες δεδομένων.

Μια πλήρης περιγραφή του κώδικα και της χρήσης του ξεφεύγει από το σκοπό της εργασίας αυτής. Ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης παροτρύνεται να ανατρέξει στα εγχειρίδια οδηγιών χρήσεως του κώδικα [1,2] για περαιτέρω λεπτομέρειες. Συγκεκριμένα στοιχεία απαραίτητα για την κατανόηση των εφαρμογών στην παρούσα εργασία αναφέρονται στα αντίστοιχα εδάφια.

6.1.4 Λογισμικό παραγωγής μαθηματικών ομοιωμάτων

Το λογισμικό δημιουργίας ομοιωμάτων που χρησιμοποιήθηκε στην εργασία αυτή είναι το BodyBuilder Version 1.30 (White Rock Science, Los Alamos, New Mexico, USA). Λειτουργεί σε προσωπικό υπολογιστή και διαθέτει φιλικό προς το χρήστη γραφικό-παραθυρικό περιβάλλον. Μπορεί να δημιουργήσει ομοιώματα διαφόρων μεγεθών που αντιστοιχούν σε ηλικίες από 0 (νεογέννητο) έως 21 ετών (ενήλικας). Είναι επίσης δυνατόν να παράγει ομοιώματα εγκύου 3, 6, και 9 μηνών κύησης, με σχετικά λεπτομερή αναπαράσταση του εμβρύου. Ο χρήστης μπορεί να επιλέξει το φύλο και ποιες ανατομικές δομές (όργανα) θα περιέχονται στο ομοίωμα, ανάλογα με την εφαρμογή. Όλα τα ομοιώματα βασίζονται στις προδιαγραφές που πρώτοι έθεσαν οι Cristy και Eckerman το 1987 [3], καθώς ανέπτυσαν μεθόδους εσωτερικής δοσιμετρίας. Τα όργανα που ορίζονται στα ομοιώματα αποτελούνται από τρία είδη ιστών: Οστικό ιστό, μαλακό ιστό και πνευμονικό ιστό που ορίστηκαν επίσης από τους Cristy και Eckerman.

Το λογισμικό κατασκευάζει ένα αρχείο κειμένου που έχει την απαιτούμενη μορφή ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί από τον MCNP σαν αρχείο εισόδου. Περιέχει τη γεωμετρία του ανθρώπινου ομοιώματος αλλά ο χρήστης πρέπει να προσθέσει στο αρχείο τα στοιχεία της πηγής, των ανιχνευτών και της πρόσθετης γεωμετρίας που απαιτούνται.

Στη μελέτη αυτή χρησιμοποιείται ερμαφρόδιτο ομοίωμα με ύψος 179 cm και σωματική μάζα 73.54 kg. Περιέχει τα περισσότερα από τα όργανα και ανατομικές δομές που ορίζει η ICRP [4,5] ώστε να μπορεί να γίνει η εκτίμηση της ενεργού δόσης και των ακτινικών κινδύνων. Τα όργανα που περιλαμβάνονται, οι απαιτούμενες τροποποιήσεις και οι προϋποθέσεις-περιορισμοί αναφέρονται στα αντίστοιχα εδάφια.

6.1.5 Υπολογιστικός εξοπλισμός

Για τη διενέργεια των προσομοιώσεων χρησιμοποιήθηκε προσωπικός υπολογιστής με λειτουργικό σύστημα Windows XP (Microsoft, Redmond, WA, USA) και επεξεργαστή Pentium IV 3.0 GHz (Intel, Santa Clara, CA, USA) με τεχνολογία Intel® Hyper-Threading που καθιστά δυνατή την ταυτόχρονη διενέργεια δύο προσομοιώσεων με τη μισή επεξεργαστική ισχύ (διπλάσιος χρόνος) η καθεμία. Ο χρόνος που απαιτήθηκε για να ολοκληρωθούν οι διάφορες προσομοιώσεις κυμάνθηκε από 2000 min – 12000 min ανάλογα με την περίπτωση. Αναλυτικά οι χρόνοι αναφέρονται στις αντίστοιχες εφαρμογές στη συνέχεια.

6.2 Μέθοδοι

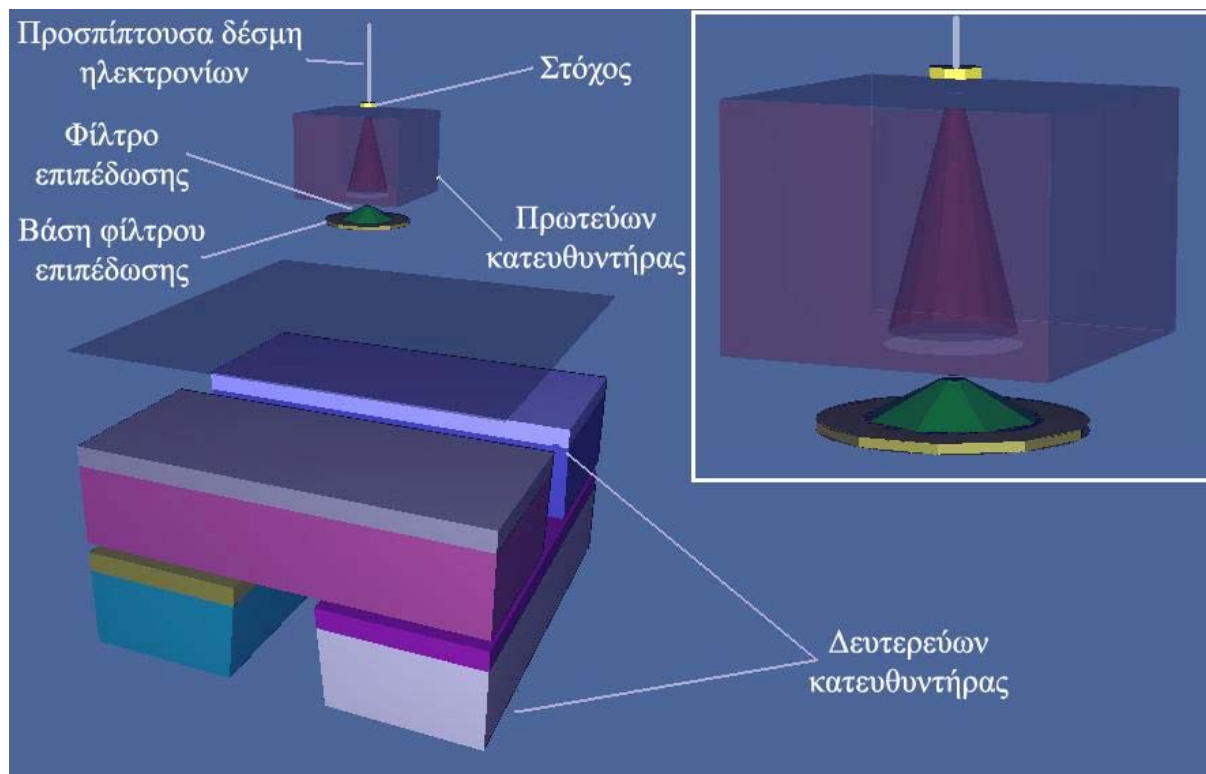
6.2.1 Μοντελοποίηση του γραμμικού επιταχυντή και της θεραπευτικής δέσμης

Η γεωμετρία του μηχανήματος που προσομοιώθηκε στηρίζεται σε πληροφορίες που ανήκουν στην κατασκευάστρια εταιρία. Παραχωρήθηκαν μετά από συνεννόηση, για αποκλειστική χρήση από το Εργαστήριο Ιατρικής Φυσικής του Πανεπιστημίου Κρήτης. Για το λόγο αυτό αναφέρονται μόνο λεπτομέρειες που είναι απαραίτητες και ταυτοχρόνως δε θίγουν τα δικαιώματα της κατασκευάστριας εταιρίας.

Επειδή μας ενδιέφερε η θεραπευτική δέσμη φωτονίων που παράγεται από μια αρχική δέσμη ηλεκτρονίων της οποίας τα χαρακτηριστικά είναι γνωστά, προσομοιώθηκε μόνο η γεωμετρία της κεφαλής του ΓΕ. Δηλαδή τα στοιχεία που βρίσκονται στην πορεία της δέσμης από το στόχο μέχρι και το παράθυρο εξόδου της δέσμης φωτονίων. Αναλυτικότερα, συμπεριελήφθησαν στο μοντέλο τα στοιχεία που διαμορφώνουν τα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης. Αυτά τα στοιχεία ήταν ο στόχος, ο πρωτεύων κατευθυντήρας, το φίλτρο επιπέδωσης (ΦΕ) και η βάση του και ο δευτερεύων κατευθυντήρας.

Η γεωμετρία της κεφαλής διαχωρίστηκε σε δύο μέρη που μοντελοποιήθηκαν ξεχωριστά. Το πρώτο μέρος αποτελείτο από το στόχο, τον πρωτεύοντα κατευθυντήρα, το ΦΕ και τη βάση του. Το δεύτερο μέρος αποτελείτο από τον δευτερεύοντα κατευθυντήρα που αποτελείται από δύο ζεύγη μεταλλικών διαφραγμάτων σε διαφορετικά επίπεδα, εγκάρσια στην πορεία της δέσμης φωτονίων. Η διάταξη αυτή επιτρέπει να ρυθμίζονται ανεξάρτητα οι διαστάσεις των ορθογώνιων

πεδίων. Στο σχ. 6.3 απεικονίζονται όλα τα στοιχεία της γεωμετρίας που προσομοιώθηκαν και οι σχετικές του θέσεις. Το διαφανές επίπεδο σηματοδοτεί το σημείο διαχωρισμού της γεωμετρίας του ΓΕ στα δύο της μέρη.



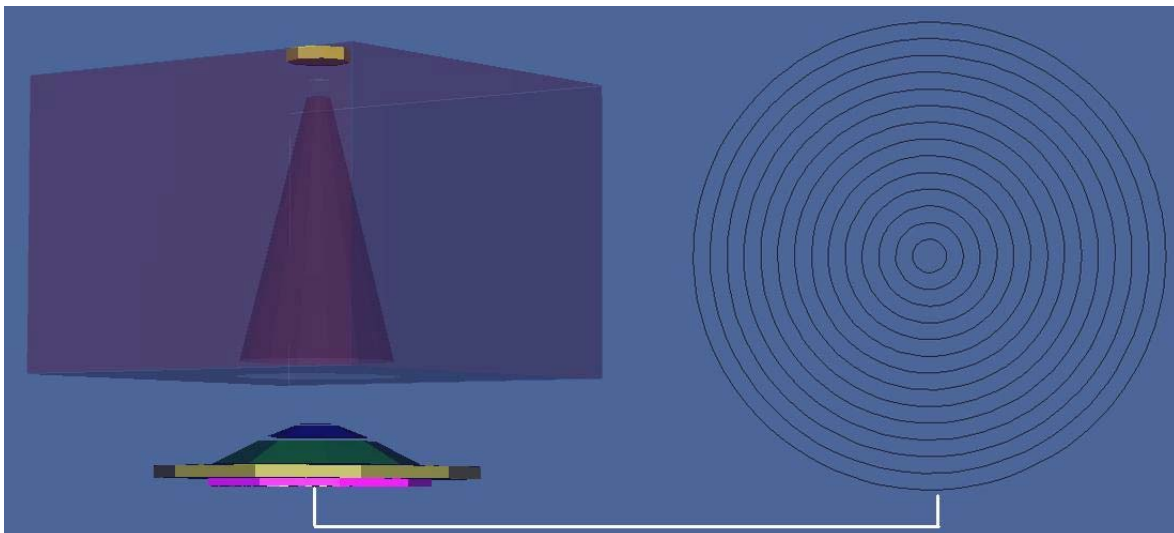
Σχ. 6.3: Τα στοιχεία της γεωμετρίας της κεφαλής του ΓΕ που συμπεριελήφθησαν στην προσομοίωση. Το διαφανές επίπεδο ορίζει τα μέρη στα οποία διαχωρίστηκε η γεωμετρία. Στο ένθετο φαίνεται σε μεγέθυνση η περιοχή από το στόχο έως και τη βάση του φίλτρου επιπέδωσης.

Η προσομοίωση ενός ΓΕ διαχωρίζοντας τη γεωμετρία του σε δύο ή περισσότερα μέρη είναι μια πρακτική που υιοθετείται συχνά στη βιβλιογραφία [6,7,8]. Ο σκοπός αυτού του διαχωρισμού είναι η εξοικονόμηση χρόνου καθώς τα αρχικά ηλεκτρόνια αναμένεται να έχουν χαμηλή απόδοση σε παραγωγή φωτονίων για τη θεραπευτική δέσμη που εξέρχεται της βάσης του ΦΕ [6]. Όμως για να επιτευχθεί στατιστικά επαρκές αποτέλεσμα σε ένα υπολογισμό με προσομοιωμένη δέσμη φωτονίων χρειάζονται πολλά φωτόνια, που θα φτάσουν στους τελικούς ανιχνευτές. Η λύση είναι να υπολογιστούν στατιστικά οι ακτινομετρικές ιδιότητες των φωτονίων που εξέρχονται της βάσης του ΦΕ και στη συνέχεια αυτά να επανεκπεμφθούν από σημειακή πηγή. Έτσι διερχόμενα από το δευτερεύοντα κατευθυντήρα θα αποτελούν

τη θεραπευτική δέσμη, με πλήθος φωτονίων ικανό να παράγει στατιστικώς επαρκή αποτελέσματα στους εκάστοτε ανιχνευτές.

Η παραγωγή της προσομοιωμένης θεραπευτικής δέσμης έγινε λοιπόν σε δύο στάδια προσομοίωσης:

A) Στο πρώτο στάδιο στενή παράλληλη δέσμη ηλεκτρονίων με γωνιακή κατανομή έντασης (radial intensity distribution) που είχε πλήρες εύρος στο μέσο του μεγίστου (PEMM. Αγγλικά: full width at half maximum - FWHM) ίσο με 1 mm, προσέπιπτε κάθετα στο στόχο. Η ενεργειακή κατανομή των ηλεκτρονίων είχε μέση ενέργεια 6 MeV και PEMM ίσο με 1 MeV. Τα παραγόμενα στο στόχο (λόγω ακτινοβολίας πέδησης) φωτόνια με τη σειρά τους διήρχοντο του πρωτεύοντος κατευθυντήρα και του φίλτρου επιπέδωσης. Σε απόσταση 1 cm κάτω από τη βάση του ΦΕ ορίστηκαν δακτυλιοειδείς επιφάνειες με ιδιότητες ανιχνευτή ροής φωτονίων διαμέσου επιφάνειας, τύπου F2:P [1]. Οι δακτύλιοι αυτοί είχαν πλάτος 0.2 cm ο καθένας και ο μεγαλύτερος εκτεινόταν μέχρι τα όρια του γωνιακού ανοίγματος της δέσμης, που ορίζεται από την προέκταση του πρωτεύοντα κατευθυντήρα. Το σχ. 6.4 δείχνει τη θέση και τη μορφή των δακτυλίων αυτών.



Σχ. 6.4: Αναπαράσταση της θέσης των δακτυλίων ανίχνευσης ροής φωτονίων κάτω από το φίλτρο επιπέδωσης της δέσμης. Στα δεξιά φαίνεται η όψη των δακτυλίων κάθετα στη διεύθυνση της δέσμης. Έχουν σταθερό πλάτος 0.2 cm. Η επιφάνεια των δακτυλίων που έχουν μεγαλύτερη ακτίνα είναι μεγαλύτερη.

Οι δακτύλιοι ορίστηκαν τμηματοποιώντας μια απλή επιφάνεια με τη λειτουργία τμηματοποίησης ανιχνευτή (tally segmentation) του MCNP 5 [1]. Αυτή η

λειτουργία βοήθησε στο να μη χρειαστεί να οριστούν αντίστοιχα κελιά των οποίων επιφάνειες θα ήταν οι δακτύλιοι. Μειώνοντας έτσι την πολυπλοκότητα της γεωμετρίας εξοικονομήθηκε υπολογιστικός χρόνος. Οι ανιχνευτές στους δακτυλίους καταχωρίζαν τα διερχόμενα φωτόνια ανάλογα με την ενέργειά τους σε ενεργειακά διαστήματα των 250 keV. Έτσι ο ανιχνευτής μπορούσε να μας δώσει πληροφορία για τη ροή φωτονίων ανά δακτύλιο αλλά και ανά ενεργειακό διάστημα. Δηλαδή τη ροή και το φάσμα των φωτονίων και τη μεταβολή τους ανάλογα με την αζιμουθιακή γωνία εκτροπής από την αρχική κατεύθυνση των ηλεκτρονίων. Εφόσον οι ροές μετρούνταν σε ολόκληρο το δακτύλιο μπορούσαν να ληφθούν μόνο μέσες τιμές ανά δακτύλιο. Η γωνία εκτροπής λοιπόν ορίστηκε να μετρείται στο μέσο του πλάτους του εκάστοτε δακτυλίου. Στο παρακάτω ένθετο φαίνεται το κομμάτι του αρχείου με τις απαιτούμενες μακροεντολές (κάρτες).

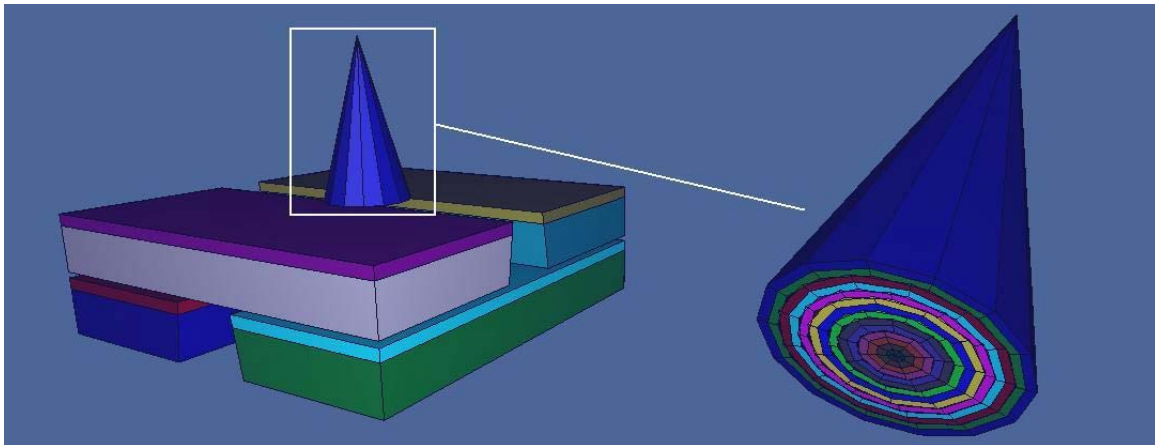
```
F2:p -53
FS2 -23 -24 -25 -26 -27 -28 -29 -30 -31 -32 -33 -34 -35
SD2 0.125663706 0.376991118 0.628318531 0.879645943&
1.130973355 1.382300768 1.63362818 1.884955592&
2.136283005 2.387610417 2.638937829 2.890265242&
3.141592654 1
E2 0 0.25 0.5 0.75 1 1.25 1.5 1.75 2 2.25 2.5 2.75 3 3.25 3.5&
3.75 4 4.25 4.5 4.75 5 5.25 5.5 5.75 6 6.25 6.5 6.75 7 7.25&
7.5 7.75 8
```

Οι επιφάνειες 23 – 35 στη δεύτερη γραμμή είναι επιφάνειες κυλίνδρου παράλληλες στη διεύθυνση της δέσμης με ακτίνα από 0.2 cm – 2.6 cm, που ορίζουν τους δακτυλίους στην επιφάνεια 53 η οποία τέμνει κάθετα τη διεύθυνση της δέσμης. Στις κάρτες SD2 και E2 εισάγονται τα εμβαδά των δακτυλίων και τα άνω όρια των ενεργειακών διαστημάτων (bins) όπου καταχωρίζονται τα φωτόνια, αντίστοιχα. Τα εμβαδά δίνονται σε cm^2 και η ενέργεια σε MeV. Η επιλογή των 8 MeV ως τη μέγιστη ενέργεια φωτονίων που καταγράφηκαν έγινε μετά από διερεύνηση της σχετικής βιβλιογραφίας [6,9].

Τα δευτερεύοντα νετρόνια και ηλεκτρόνια δεν ελήφθησαν υπόψιν στο πρόβλημα και οι ροές τους κάτω από τη βάση του ΦΕ δεν υπολογίστηκε. Τα νετρόνια δεν ελήφθησαν υπόψιν επειδή το ενεργειακό κατώφλι για φωτοπυρηνικές (photonuclear) αντιδράσεις για τα υλικά που χρησιμοποιούνται στις κεφαλές των ΓΕ είναι περίπου 8 MeV [10]. Τα φωτόνια που αναμένεται να παραχθούν έχουν ενέργεια χαμηλότερη από αυτό το κατώφλι. Ο λόγος για τον οποίο δεν ελήφθησαν υπόψιν τα

ηλεκτρόνια είναι επειδή η συνεισφορά τους στη δόση έχει εκτιμηθεί να είναι σχετικά μικρή για δέσμες 6 MV. Επίσης περιορίζεται στην επιφάνεια πρόσπτωσης της δέσμης [9], ενώ η συμπερίληψη τους θα αύξανε την πολυπλοκότητα και συνεπώς το χρόνο προσομοίωσης. Σε μελλοντική μελέτη τα ηλεκτρόνια θα ληφθούν υπόψιν.

B) Στο δεύτερο στάδιο, τα φάσματα που ελήφθησαν στους δακτυλίους κάτω από το φίλτρο επιπέδωσης, εξεπόμεθησαν από σημειακή πηγή. Η θέση της πηγής θεωρήθηκε ότι συμπίπτει γεωμετρικά με την πάνω επιφάνεια του στόχου όπου προσέπιπταν τα ηλεκτρόνια του πρώτου σταδίου της προσομοίωσης. Στην κατάλληλη απόσταση τοποθετήθηκαν και τα επίπεδα του δευτερεύοντος κατευθυντήρα. Το σχ. 6.5 δίνει μια οπτική αναπαράσταση του τρόπου που εκπέμπει η πηγή. Απεικονίζονται οι ομοαξονικές κωνικές επιφάνειες ανάμεσα στις οποίες η πηγή εξέπεμπε τα αντίστοιχα φάσματα που μετρήθηκαν στο πρώτο μέρος. Κάθε φάσμα εξεπέμετο ανάμεσα σε δύο διαδοχικές επιφάνειες ακριβώς στην κατεύθυνση που μετρήθηκε. Δηλαδή η τομή των κωνικών επιφανειών από ένα εγκάρσιο επίπεδο στη θέση όπου βρισκόταν οι ανιχνευτές του πρώτου μέρους, θα έδινε ακριβώς το σχήμα των δακτυλιοειδών ανιχνευτών.



Σχ. 6.5: Η δέσμη φωτονίων προσπίπτει στο δευτερεύοντα κατευθυντήρα. Δεξιά φαίνεται σε μεγέθυνση ο τρόπος με τον οποίο εκπέμπει η πηγή. Ανάμεσα σε κάθε δύο επιφάνειες των ομοαξονικών κώνων που απεικονίζονται εκπέμεται το φάσμα που μετρήσε ο αντίστοιχος δακτυλιοειδής ανιχνευτής.

Στο ένθετο που ακολουθεί παρατίθεται ο ορισμός της σημειακής πηγής όπως γράφτηκε στα αρχεία εισόδου του MCNP 5 για το δεύτερο μέρος της προσομοίωσης.

```

SDEF POS= 0 0 100 PAR=P VEC=0 0 -1 DIR=d1 ERG FDIR d2
SI1 -1 0.97126277074363 0.975358106711977 0.979171932210728&
0.982693478226551 0.985912596862199 0.988819838018692&
0.991406522934969 0.993664813521423 0.995587776445681&
0.997169440975678 0.998404849656342 0.999290100991261&
0.999822383417736 1
SP1 0 0 24.07310105 24.19973728 22.50795048 20.30568454 18.04274408&
15.82913533 13.61612427 11.46498309 9.355081935 7.247578076&
5.132081048 3.026560704 1
DS2 S 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16
SI3 H 0 0.25 0.5 0.75 1 1.25 1.5 1.75 2 2.25 2.5 2.75 3 3.25 3.5&
3.75 4 4.25 4.5 4.75 5 5.25 5.5 5.75 6 6.25 6.5 6.75 7 7.25&
7.5 7.75 8
SP3 D 0.00000000000000000000 0.00000000000000000000&
0.01548652888616060000 0.15607803014801200000&
0.18912420708000800000 0.13331764545392500000&
0.09937112066025510000 0.07588159061455560000&
0.05943666871291180000 0.04740699815837940000&
0.03853700293295140000 0.03169811063365390000&
0.02652145146988610000 0.02246497510401750000&
0.01900184162062620000 0.01630925584885070000&
0.01381399631675870000 0.01194338721778870000&
0.01014282791078370000 0.00854245958665848000&
0.00705490757792784000 0.00569007571107019000&
0.00450735284087034000 0.00327749812427529000&
0.00218352772662165000 0.00129121478753155000&
0.00061203533183275400 0.00021425277948298200&
0.00006973125980492460 0.00002020100948093580&
0.00000240502694222768 0.00000024094672941818&
0.00000000000000000000
.
.
.
SI16 H 0 0.25 0.5 0.75 1 1.25 1.5 1.75 2 2.25 2.5 2.75 3 3.25 3.5&
3.75 4 4.25 4.5 4.75 5 5.25 5.5 5.75 6 6.25 6.5 6.75 7 7.25&
7.5 7.75 8
SP16 D 0.00000000000000000000 0.02043775245476340000&
0.10095629043381200000 0.16079406259236200000&
0.12403008111392100000 0.10522807132770700000&
0.08422777577091060000 0.06901316869725130000&
0.05653108272306330000 0.04580026928508100000&
0.03834567009293620000 0.03306577780696860000&
0.02799159305113130000 0.02446402416997800000&
0.02002581196019840000 0.01715680930018720000&
0.01495267807296970000 0.01284765689139930000&
0.01082427506485830000 0.00911103083642573000&
0.00764303306952153000 0.00603017306492398000&
0.00420975337427342000 0.00298092016682539000&

```

0.00175260582575285000	0.00097483826475321000&
0.00041134872417983000	0.00015214212997931100&
0.00003380841351679750	0.00000563526320974681&
0.00000000000000000000	0.00000000000000000000&
0.00000000000000000000	

Η μεταβλητή SI1 της κατανομής DIR=d1, ορίζει τα συνημίτονα για τα αζιμουθιακά γωνιακά διαστήματα όπου εκπέμπει η πηγή. Οι γωνίες μετρούνται από τον κεντρικό άξονα της δέσμης που ορίστηκε να συμπίπτει με το διάνυσμα κατεύθυνσης VEC=0 0 -1 [1]. Ο κεντρικός άξονας της δέσμης φυσικά συμπίπτει με την αρχική κατεύθυνση των ηλεκτρονίων. Στο πολικό επίπεδο η πηγή εκπέμπει ομοιόμορφα γιατί η λειτουργία ορισμού πηγής του MCNP επιτρέπει μόνο ομοιογενή δειγματοληψία (uniform sampling) στο εν λόγω επίπεδο. Η μεταβλητή SP1 ορίζει την πιθανότητα να εκπεμφθεί κάποιο φωτόνιο στο εκάστοτε γωνιακό διάστημα. Δηλαδή τη ροή φωτονίων σε κάθε αζιμουθιακό γωνιακό διάστημα. Για να καθορίσουμε το φάσμα που θα εκπέμπεται σε κάθε γωνιακό διάστημα (το φάσμα είναι από μόνο του μια κατανομή ροής σωματιδίων ανά ενεργειακό διάστημα), ορίζουμε την κατανομή d2 ως συνάρτηση της κατανομής d1, ως εξής: ERG FDIR d2. Η μεταβλητή DS2 ορίζει τον αύξοντα αριθμό των φασματικών κατανομών ανά αντίστοιχο γωνιακό διάστημα. Στη συνέχεια οι φασματικές κατανομές γράφονται αναλυτικά μια προς μια με τη βοήθεια των εντολών SI και SP [1]. Οι κάρτες SI καθορίζουν τα ενεργειακά διαστήματα και οι SP τη ροή φωτονίων ανά ενεργειακό διάστημα. Τα φάσματα των φωτονίων που παρατίθενται είναι ενδεικτικά. Για συντομία παραλείπονται οι γραμμές που περιελάμβαναν τις κατανομές των φασμάτων SI4 έως SI15.

Το δεύτερο αυτό μέρος της γεωμετρίας μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με ομοίωμα νερού προς μελέτη των δοσιμετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης. Επίσης σε συνδυασμό με μαθηματικό ομοίωμα ασθενούς μπορεί να μελετηθεί η δόση που λαμβάνουν τα όργανα ενδιαφέροντος ενός ασθενούς σε συγκεκριμένες ακτινοθεραπείες.

6.2.2 Δοσιμετρικός-ακτινομετρικός χαρακτηρισμός και επαλήθευση του μοντέλου της δέσμης ακτινοθεραπείας

Στο μέρος αυτό της μελέτης περιγράφεται ο τρόπος που χρησιμοποιήθηκαν τα μοντέλα που κατασκευάστηκαν για την παραγωγή και τον ακτινομετρικό-δοσιμετρικό χαρακτηρισμό της μοντελοποιημένης δέσμης. Τα μεγέθη που εξετάστηκαν ήταν:

- α) Η ροή και η γωνιακή μεταβολή της στο επίπεδο αμέσως κάτω από τη βάση του ΦΕ.
- β) Το φάσμα και η γωνιακή μεταβολή του στο επίπεδο αμέσως κάτω από τη βάση του ΦΕ.
- γ) Η % δόση βάθους (Percentage Depth Dose - PDD) σε ομοίωμα νερού
- δ) Τα προφίλ δόσης (dose profiles) στο βάθος της μέγιστης δόσης (d_{max}) και σε βάθος 10 cm (d_{10}) σε ομοίωμα νερού, μέσα και κοντά στα όρια του πεδίου ακτινοβολήσης.
- ε) Η περιφερειακή δόση (peripheral dose) σε αποστάσεις μακριά από τα όρια του πεδίου ακτινοβολήσης

Τα δύο πρώτα μεγέθη αποτελούν ακτινομετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης, ενώ τα ακόλουθα τρία αναφέρονται στα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της κατασκευασμένης δέσμης. Στη συνέχεια αναφέρεται πως αξιοποιήθηκε το προσομοιωμένο μοντέλο για να υπολογιστούν τα μεγέθη ενδιαφέροντος.

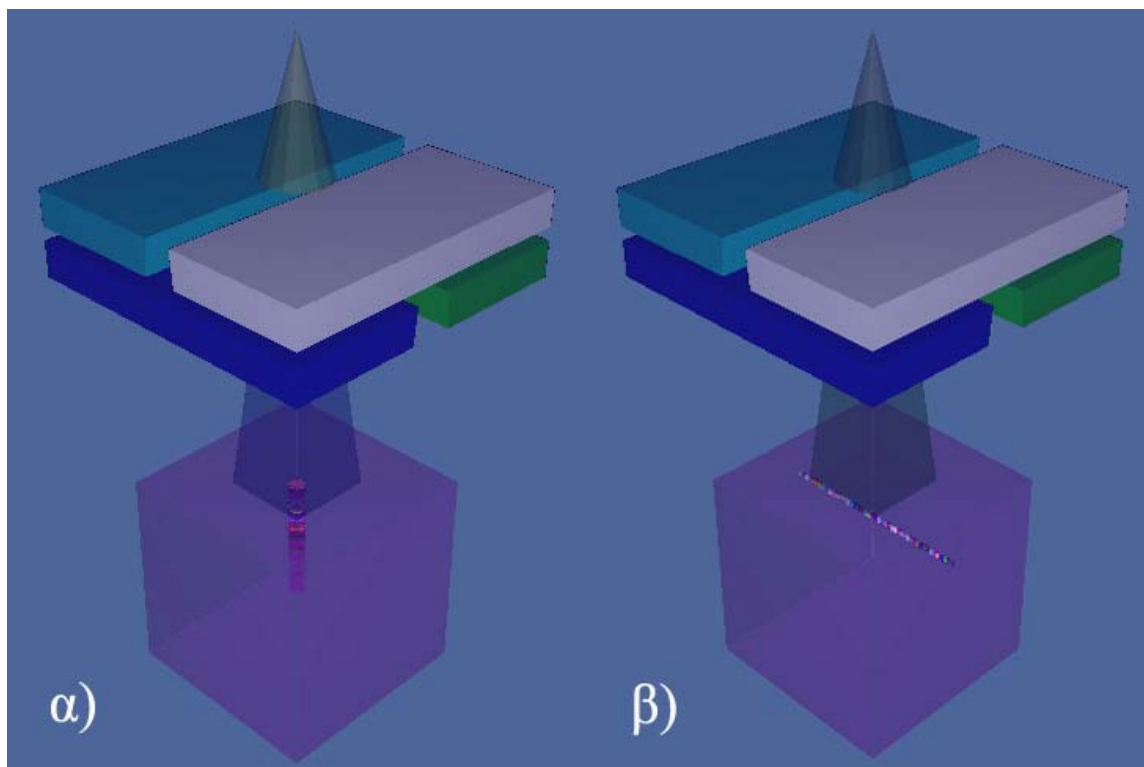
α) Υπολογισμός της ροής και της ακτινικής μεταβολής της: Χρησιμοποιώντας το πρώτο μέρος της προσομοιωμένης γεωμετρίας που εικονίζεται στο Σχ. 6.4, υπολογίστηκε η συνολική σωματιδιακή ροή των φωτονίων που έφθαναν σε κάθε δακτυλιοειδή ανιχνευτή. Για να επιτευχθεί στατιστική επάρκεια με σχετικό σφάλμα του ανιχνευτή μικρότερο του 1%, απαιτήθηκε υπολογιστικός χρόνος 9000 min. Σαν μέθοδος μείωσης του σφάλματος (variance reduction) χρησιμοποιήθηκε η ενεργειακή αποκοπή (energy cutoff) που ορίστηκε στα 500 keV για τα ηλεκτρόνια και στα 10 keV για τα φωτόνια [6,11]. Υπολογίζοντας τη συνολική ροή ήταν δυνατόν να υπολογιστεί η απόδοση των αρχικών ηλεκτρονίων σε φωτόνια που διαπερνούσαν τη βάση του ΦΕ. Γνωρίζοντας αυτή την απόδοση μπορεί να εκτιμηθεί το κέρδος σε υπολογιστικό χρόνο που επέφερε ο διαχωρισμός της γεωμετρίας.

β) Υπολογισμός του φάσματος και της ακτινικής μεταβολής του: Οι ανιχνευτές που υπολογίζουν τη ροή, όπως αναφέρθηκε καταχωρίζουν τα φωτόνια και ανά ενεργειακό διάστημα. Χρησιμοποιώντας λοιπόν το πρώτο μέρος της προσομοιωμένης γεωμετρίας, ταυτόχρονα με τη συνολική ροή υπολογίζεται και η ροή ανά ενεργειακό διάστημα σε κάθε ανιχνευτή. Δηλαδή το φάσμα κάθε δακτυλίου. Όταν υπολογιστούν για όλους τους δακτυλίους έχει υπολογιστεί στην ουσία η μεταβολή του φάσματος σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης.

γ) Υπολογισμός δόσεων βάθους σε ομοίωμα νερού: Το δεύτερο μέρος της γεωμετρίας χρησιμοποιήθηκε σε συνδυασμό με μοντελοποιημένο ομοίωμα νερού. Το ομοίωμα προσομοιώθηκε ως ένας κύβος νερού $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$. Η επιφάνεια του νερού απείχε 1 m από τη σημειακή πηγή των φωτονίων και 50 cm από την κατώτατη επιφάνεια του δευτερεύοντος κατευθυντήρα. Το κέντρο της δέσμης συνέπιπτε με το κέντρο της άνω επιφάνειας του νερού. Οι δόσεις στα διάφορα βάθη υπολογίστηκαν με τη χρήση προσομοιωμένων κυλινδρικών ανιχνευτών ακτίνας 1 cm και ύψους 0.2 cm. Οι κύλινδροι ήταν τοποθετημένοι με το ύψος τους παράλληλο στην πορεία της δέσμης. Με ανιχνευτή τύπου *F8 υπολογίστηκε η μέση δόση ανά σωματίδιο πηγής στον όγκο κάθε κυλίνδρου. Οι κύλινδροι ήταν τοποθετημένοι ανά 0.5 cm για βάθη 0 cm - 16.5 cm και ανά 1 cm για βάθος 16.5 cm - 22.5 cm. Οι δόσεις βάθους προσδιορίστηκαν για τετραγωνικά πεδία $20 \times 20 \text{ cm}^2$ και $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Ο υπολογιστικός χρόνος που χρειάστηκε για να παραχθούν στατιστικά σωστές μετρήσεις ήταν 4000 min. Το σχετικό σφάλμα των τιμών όλων των ανιχνευτών ήταν μικρότερο από 1%. Η αναπαράσταση ολόκληρης της προσομοιωμένης γεωμετρίας φαίνεται στο Σχ. 6.6 α).

δ) Υπολογισμός των προφίλ δόσης σε ομοίωμα νερού: Με γεωμετρία παρόμοια με την ανωτέρω υπολογίστηκαν τα προφίλ δόσης για τα ίδια πεδία. Για τον προσδιορισμό των προφίλ δόσης χρησιμοποιήθηκαν ανιχνευτές τύπου F6 που μετρούν την ποσότητα collision kerma στο εκάστοτε κελί. Οι ανιχνευτές αυτοί παράγουν στατιστικά επαρκή αποτελέσματα σε λιγότερο χρόνο προσομοίωσης από ότι οι ανιχνευτές τύπου *F8. Η χρήση του ανιχνευτή F6 αντί του *F8 δεν αναμένεται να επηρεάσει τα αποτελέσματα των υπολογισμών εφόσον σε βάθη ίσα η μεγαλύτερα από το βάθος της μέγιστης δόσης η ποσότητα αυτή είναι ίση ή ανάλογη της δόσης [12]. Οι ανιχνευτές που χρησιμοποιήθηκαν ήταν μικροί κύλινδροι με ακτίνα 0.5 cm και ύψος 1 cm. Τα κέντρα των κυλίνδρων τοποθετήθηκαν στο βάθος μέτρησης και τα ύψη τους ήταν παράλληλα στην πορεία της δέσμης. Μια σειρά από 49 τέτοιους ανιχνευτές διέσχισε κάθετα την προέκταση της δέσμης μέσα στο νερό, περνώντας από το κέντρο της, παράλληλα προς τα τοιχώματα του ομοιώματος νερού. Το μοντέλο μπορούσε να μετρήσει έως και 24 cm μακριά από το κέντρο της δέσμης. Ο υπολογισμός έγινε για βάθος ίσο με το βάθος της μέγιστης δόσης. Από τους υπολογισμούς της δόσης βάθους βρέθηκε ότι το βάθος της μέγιστης δόσης είναι ίσο με 1.5 cm. Ο υπολογισμός επανελήφθη τοποθετώντας τη σειρά των ανιχνευτών σε

βάθος 10 cm. Ο υπολογιστικός χρόνος που χρειάστηκε για να παραχθούν στατιστικά σωστές μετρήσεις ήταν 2500 min. Το σχετικό σφάλμα των τιμών όλων των ανιχνευτών ήταν μικρότερο από 1% για τους ανιχνευτές εντός πεδίου και μικρότερο από 2.5% για ανιχνευτές απομακρυσμένους από το κέντρο της δέσμης (ως και 24 cm). Στο σχ. 6.6 β) αναπαρίστανται οι λεπτομέρειες της γεωμετρίας.



Σχ. 6.6: α) Διάταξη του ομοιώματος και των ανιχνευτών για μέτρηση της % δόσης βάθους, β) Διάταξη του ομοιώματος και των ανιχνευτών για μέτρηση του προφίλ δόσης σε βάθος 10 cm.

ε) Υπολογισμός περιφερειακής δόσης σε ομοίωμα νερού: Επειδή το μοντέλο έμελλε να χρησιμοποιηθεί για προσδιορισμό δόσεων από ακτινοθεραπευτικές πράξεις, η σκεδαζόμενη ακτινοβολία και η ακτινοβολία διαρροής έπρεπε να εκτιμηθούν. Ένας τρόπος που ακολουθείται συχνά στη βιβλιογραφία για την εκτίμηση αυτή, είναι η μέτρηση της δόσης σε ομοίωμα μακριά από τα άκρα του πεδίου [13,14]. Με γεωμετρία όμοια με του σχήματος 6.6 β) υπολογίστηκαν οι δόσεις σε σημεία μακριά από το κέντρο της δέσμης. Στην περίπτωση αυτή το ομοίωμα νερού προεκτάθηκε σε διαστάσεις $160 \times 160 \times 50 \text{ cm}^3$ ώστε να μπορεί να μετρήσει δόσεις σε μεγάλες αποστάσεις από τα όρια του πεδίου. Σαν όριο του πεδίου θεωρείται το επίπεδο που είναι παράλληλο με τον άξονα της δέσμης και περιέχει τη νοητή ευθεία όπου η προέκταση της επιφάνειας του δευτερεύοντος κατευθυντήρα τέμνει την

επιφάνεια του ομοιώματος νερού. Ανιχνευτές προστέθηκαν δίπλα στους ήδη υπάρχοντες με τα κέντρα τους ανά 5 cm έως την απόσταση των 75 cm από το κέντρο της δέσμης. λόγω της απόστασης από το πεδίο ο όγκος τους έπρεπε να είναι μεγάλος ώστε να δώσουν στατιστικώς ορθά αποτελέσματα. Το σχήμα τους παρέμεινε κυλινδρικό αλλά η ακτίνα τους ορίστηκε στα 2 cm από 0.5 cm που ήταν για τους ανιχνευτές εντός πεδίου. Το βάθος όπου βρισκόταν οι ανιχνευτές ήταν 10 cm. Οι δόσεις μετρήθηκαν για πεδίο ακτινοβολήσης $25 \times 25 \text{ cm}^2$ και ο χρόνος προσομοίωσης ήταν 5000 min και επαρκούσε ώστε τα σχετικά σφάλματα όλων των ανιχνευτών να πέσουν κάτω από 10%.

Η επαλήθευση του μοντέλου της δέσμης εντός πεδίου (in field) έγινε συγκρίνοντας τις προσομοιωμένες δόσεις βάθους και τα προφίλ δόσης με μετρήσεις που έγιναν στον πραγματικό ΓΕ για ίδιες διαστάσεις πεδίων. Η μέθοδος αυτή, συνήθης στη βιβλιογραφία, έχει χρησιμοποιηθεί σε αρκετές δημοσιευμένες μελέτες. [15,16]

Η επιβεβαίωση των μετρήσεων περιφερειακής δόσης σε ομοίωμα νερού έγινε συγκρίνοντας τα αποτελέσματα της προσομοίωσης με δημοσιευμένες μετρήσεις εφόσον μετρήσεις στο ΓΕ του Πανεπιστημιακού Νοσοκομείου Ηρακλείου Κρήτης δεν ήταν διαθέσιμες.

6.2.3 Μελέτη της εξάρτησης των ακτινομετρικών και δοσιμετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης φωτονίων από τα φυσικά χαρακτηριστικά της αρχικής δέσμης ηλεκτρονίων

Το μοντέλο προσομοίωσης του ΓΕ SL 75/5 μπορεί να παράγει το φάσμα της ακτινοβολίας x, το οποίο στη συνέχεια χρησιμοποιείται σε συνδυασμό με ομοίωμα νερού ή ασθενούς για δοσιμετρικές μελέτες. Στο παρόν εδάφιο μελετάται η επιρροή που έχουν τα φυσικά χαρακτηριστικά της δέσμης ηλεκτρονίων στα δοσιμετρικά και στα ακτινομετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης φωτονίων. Τροποποιώντας τις διάφορες παραμέτρους της δέσμης ηλεκτρονίων, μελετήθηκε η αλλαγή που προέκυψε στη γωνιακή μεταβολή του φάσματος και της ροής, στη δόση βάθους και στα προφίλ δόσης.

Οι παράμετροι της δέσμης ηλεκτρονίων που μεταβλήθηκαν είναι: Η μέση ενέργεια των ηλεκτρονίων, το PEEMM της ενεργειακής κατανομής της πηγής (energy

FWHM) και το PEEMM της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων (radial intensity distribution FWHM). Ο πίνακας 6.3 που ακολουθεί δείχνει τους συνδυασμούς των τιμών των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν.

Μέση ενέργεια ηλεκτρονίων (MeV)	Radial intensity distribution FWHM (cm)	Energy FWHM (MeV)
5.4	0.1	1
5.6	0.1	1
5.8	0.1	1
6.0	0.1	1
6.2	0.1	1
6.4	0.1	1
6.6	0.1	1
6.0	0	1
6.0	0.05	1
6.0	0.1	1
6.0	0.2	1
6.0	0.3	1
6.0	0.1	0
6.0	0.1	0.5
6.0	0.1	1
6.0	0.1	1.5

Πίνακας 6.3: Οι συνδυασμοί των παραμέτρων που χρησιμοποιήθηκαν για τη διερεύνηση της επιρροής των χαρακτηριστικών της δέσμης ηλεκτρονίων πάνω στα ακτινομετρικά και δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης φωτονίων.

Οι τιμές των παραμέτρων επελέγησαν μετά από επισκόπηση της βιβλιογραφίας. Οι αναμενόμενες τιμές του PEEMM της ακτινικής κατανομής της έντασης φωτονίων έχουν βρεθεί να κυμαίνονται τουλάχιστον από 0.5 mm έως 3.4 mm [17]. Το PEEMM της ενεργειακής κατανομής των ηλεκτρονίων μπορεί να φτάσει και το 20% για δέσμες 6 MeV [15]. Η μεταβολή στη μέση ενέργεια της δέσμης επελέγη ώστε να δίνει παρατηρήσιμα αποτελέσματα στις παραμέτρους που ελέγχθηκαν [18].

Για τη μελέτη χρησιμοποιήθηκε το πρώτο μέρος της γεωμετρίας για την παραγωγή των φασμάτων κάτω από τη βάση του ΦΕ. Τα φάσματα που προέκυψαν από τη γεωμετρία του Σχ. 6.4 αναλύθηκαν και προσδιορίστηκε η ροή και η μέση ενέργειά τους. Οι χρόνοι προσομοίωσης ήταν 9000 min για κάθε αρχείο που εκτελέστηκε. Τα σχετικά σφάλματα των μετρήσεων ήταν μικρότερα του 1%.

Στη συνέχεια η γεωμετρία του Σχ. 6.6 χρησιμοποιήθηκε για να υπολογιστούν οι δόσεις βάθους και τα προφίλ δόσης για κάθε φάσμα που προέκυψε για τους διάφορους συνδυασμούς των παραμέτρων. Το πεδίο που χρησιμοποιήθηκε είχε διαστάσεις $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Τα προφίλ μετρήθηκαν στο βάθος της μέγιστης δόσης του 1.5 cm από την επιφάνεια του ομοιώματος. Οι χρόνοι προσομοίωσης ήταν 4000 min για τη δόση βάθους και 2500 min για τα προφίλ δόσης. Τα σχετικά σφάλματα των μετρήσεων ήταν μικρότερα του 1%.

6.2.4 Επίδραση του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης στα ακτινομετρικά και δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης

Ελέγχθηκε επίσης και η επίδραση του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης της δέσμης. Στη θέση του αρχικού υλικού του φίλτρου θεωρήθηκε ότι ήταν ο μόλυβδος ή ο χαλκός. Όπως και προηγουμένως υπολογίστηκαν τα φάσματα κάτω από τη βάση του ΦΕ για τα διάφορα υλικά και προσδιορίστηκαν οι ροές και τα φάσματα. Στη συνέχεια υπολογίστηκαν οι δόσεις βάθους και τα προφίλ δόσης. Οι χρόνοι προσομοίωσης και τα σχετικά σφάλματα ήταν ίδια με τα ανωτέρω.

6.2.5 Εφαρμογές της δέσμης ακτινοθεραπείας σε συγκεκριμένες θεραπείες

Η γεωμετρία του σχ. 6.5 σε συνδυασμό με μαθηματικό ομοίωμα ασθενούς χρησιμοποιήθηκε για τον υπολογισμό των δόσεων στα διάφορα όργανα από συγκεκριμένες ακτινοθεραπείες. Προσομοιώθηκαν θεραπείες έκτοπης οστεοποίησης και καρκίνου του μαστού. Σε τέτοιες περιπτώσεις που η ασθένεια είναι καλοήθης ή έχει μεγάλα ποσοστά επιβίωσης όπως ο καρκίνος του μαστού που έχει εικοσαετή επιβίωση 55.1% [19] και εμφανίζεται σε νεαρής ηλικίας άτομα μας ενδιαφέρει ο υπολογισμός των δόσεων. Οι υπολογισμένες δόσεις ίσως μπορούν να χρησιμοποιηθούν για υπολογισμό του στοχαστικού κινδύνου καρκινογένεσης εξαιτίας της ίδιας της ακτινοθεραπείας. Επίσης λεπτομερή δοσιμετρικά δεδομένα μπορούν να βελτιώσουν τις επιδημιολογικές μελέτες και να συσχετιστεί ο κίνδυνος καρκινογένεσης με την κατά τόπους ακτινοβολήση, με μεγαλύτερη ακρίβεια.

6.2.5.1 Το μαθηματικό ομοίωμα

Το ομοίωμα που χρησιμοποιήθηκε παρήχθη από το λογισμικό BodyBuilder και τροποποιήθηκε κατάλληλα ώστε να περιλαμβάνει όλα τα όργανα που ορίζονται

από την ICRP στη δημοσίευση 103 [5]. Τα όργανα που ορίζει σαν ακτινοευαίσθητα η δημοσίευση αυτή, παρατίθενται στον πίνακα 6.4. Στις δυο τελευταίες στήλες σημειώνεται ποια όργανα ορίζονται σαν ακτινοευαίσθητα στη δημοσίευση 60 της ICRP [4] και ποια όργανα διαθέτει το μαθηματικό ομοίωμα που παράγει το λογισμικό BodyBuilder. Με το σύμβολο ✓* σημειώνονται τα όργανα για τα οποία η ICRP έχει ορίσει ξεχωριστά συντελεστές κινδύνου καρκινογένεσης λόγω ακτινοβόλησης και με ✓ τα υπόλοιπα όργανα για τα οποία ορίζεται ένας συντελεστής κινδύνου για όλα μαζί.

Όργανα	ICRP 103	ICRP 60	BodyBuilder
Μυελός των οστών (ερυθρός)	✓*	✓*	
Παχύ έντερο	✓*	✓* ¹	✓
Πνεύμονες	✓*	✓*	✓
Στόμαχος	✓*	✓*	✓
Μαστός	✓*	✓*	✓
Γονάδες (όρχεις(♂) ή ωοθήκες(♀))	✓*	✓*	✓
Ουροδόχος κύστη	✓*	✓*	✓
Οισοφάγος	✓*	✓*	✓
Συκώτι	✓*	✓*	✓
Θυρεοειδής	✓*	✓*	✓
Επιφάνεια οστών	✓*	✓*	
Δέρμα	✓*	✓*	✓
Εγκέφαλος	✓*	✓	✓
Σιελογόνοι αδένες	✓*	✓	
Επινεφρίδια	✓	✓	✓
Εξωθωράκιος ιστός	✓		
Χοληδόχος κύστη	✓		✓
Καρδιά	✓		✓
Νεφροί	✓	✓	✓
Λεμφαδένες	✓		
Μύες	✓	✓	
Βλεννογόνο του στόματος	✓		
Πάγκρεας	✓	✓	✓
Προστάτης (♂)	✓		
Λεπτό έντερο	✓	✓	✓
Σπλήνας	✓	✓	✓
Θύμος αδένας	✓	✓	✓
Μήτρα/τράχηλος (♀)	✓	✓	✓
Άνω παχύ έντερο		✓ ²	✓

¹Κάτω παχύ έντερο: κατión και σιγμοειδές κόλον.

²Άνω παχύ έντερο: Ανιόν και εγκάρσιο κόλον.

Πίνακας 6.4: Κύρια και εναπομείναντα όργανα κατά τις δημοσιεύσεις 103 και 60 της ICRP. Στην τελευταία στήλη σημειώνονται όργανα του μαθηματικού ομοιώματος του BodyBuilder.

Επειδή το μαθηματικό ομοίωμα δεν περιείχε όλα τα όργανα που ορίζει η ICRP, πραγματοποιήθηκαν κατάλληλες τροποποιήσεις ώστε να προσεγγισθούν και τα ελλείποντα όργανα.

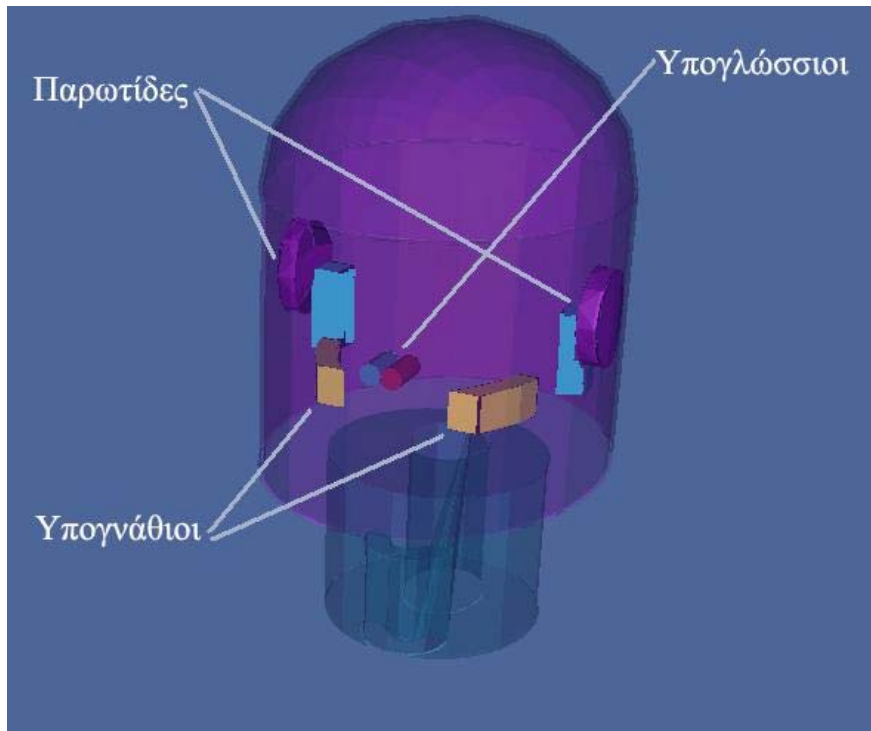
Ερυθρός μυελός των οστών: επειδή στο ομοίωμα τα οστά αναπαρίστανται ως συμπαγή, η δόση στον ερυθρό μυελό των οστών προσεγγίστηκε από τη μέση δόση στο εκάστοτε οστό που τον περιέχει πολλαπλασιασμένη με το λόγο του μαζικού συντελεστή απορρόφησης του μυελού προς τον αντίστοιχο συντελεστή του οστού.

$$\bar{D}_{\text{μυελού}} = \bar{D}_{\text{οστού}} \cdot \frac{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_{\text{μυελού}}}{\left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right)_{\text{οστού}}} \quad (6.1)$$

Οι τιμές των μαζικών συντελεστών ελήφθησαν για ενέργεια φωτονίων ίση περίπου με τη μέση ενέργεια του φάσματος των 6 MV. Σύμφωνα με τον προσεγγιστικό κανόνα αυτή η ενέργεια είναι περίπου τα 2/3 της μέσης τιμής των 6 MeV, δηλαδή 2 MeV. Για να προσδιοριστεί η μέση δόση οργάνου εφαρμόστηκε στάθμιση των δόσεων σύμφωνα με δεδομένα που αφορούν στο % ποσοστό ενεργού μυελού σε κάθε οστό [3].

Επιφάνεια οστών: Ο οστεογενετικός ιστός καλύπτει όλες τις επιφάνειες του εσωτερικού των οστών. Βρίσκεται ανάμεσα τις δοκίδες του σπογγώδους ιστού. Η δόση στον οστεογενετικό ιστό δηλαδή στην «επιφάνεια των οστών» προσεγγίστηκε από τη μέση δόση στα οστά. Χάριν απλότητας η στάθμιση για τον προσδιορισμό της δόσης οργάνου έγινε με βάση τον όγκο των οστών θεωρήθηκε δηλαδή ότι κάθε οστό περιέχει οστεογενετικό ιστό ανάλογο του όγκου του. Ο ενδιαφερόμενος αναγνώστης μπορεί να ανατρέξει στη βιβλιογραφία που αφορά στις επιπλοκές του προσδιορισμού της δόσης στην επιφάνεια των οστών και τις μεθόδους που προτείνονται για την αντιμετώπισή τους [20].

Σιελογόνοι αδένες: Οι σιελογόνοι αδένες σχεδιάστηκαν στη γεωμετρία σύμφωνα με οδηγίες που δημοσιεύτηκαν από την εταιρεία που κατασκεύασε το λογισμικό BodyBuilder [21]. Στο Σχ. 6.7 εικονίζονται οι ομάδες των σιελογόνων αδένων που σχεδιάστηκαν και οι σχετικές τους θέσεις μέσα στο κεφάλι του ομοιώματος.



Σχ. 6.7: Οι ομάδες των σιελογόνων αδένων και οι σχετικές τους θέσεις. Οι παρωτίδες αποτελούνται από δύο μέρη η καθεμία.

Εξωθωράκιος ιστός: Το ομοίωμα δε διαθέτει ορισμένο διαμέρισμα για τον εξωθωράκιο ιστό. Θεωρήθηκε ότι ο ιστός αυτός μπορεί να προσεγγιστεί από το μαλακό ιστό που βρίσκεται ανάμεσα στα πλευρά και το δέρμα και αντιστοιχεί στο κελί «κορμός και χέρια» (trunk and arms) του ομοιώματος.

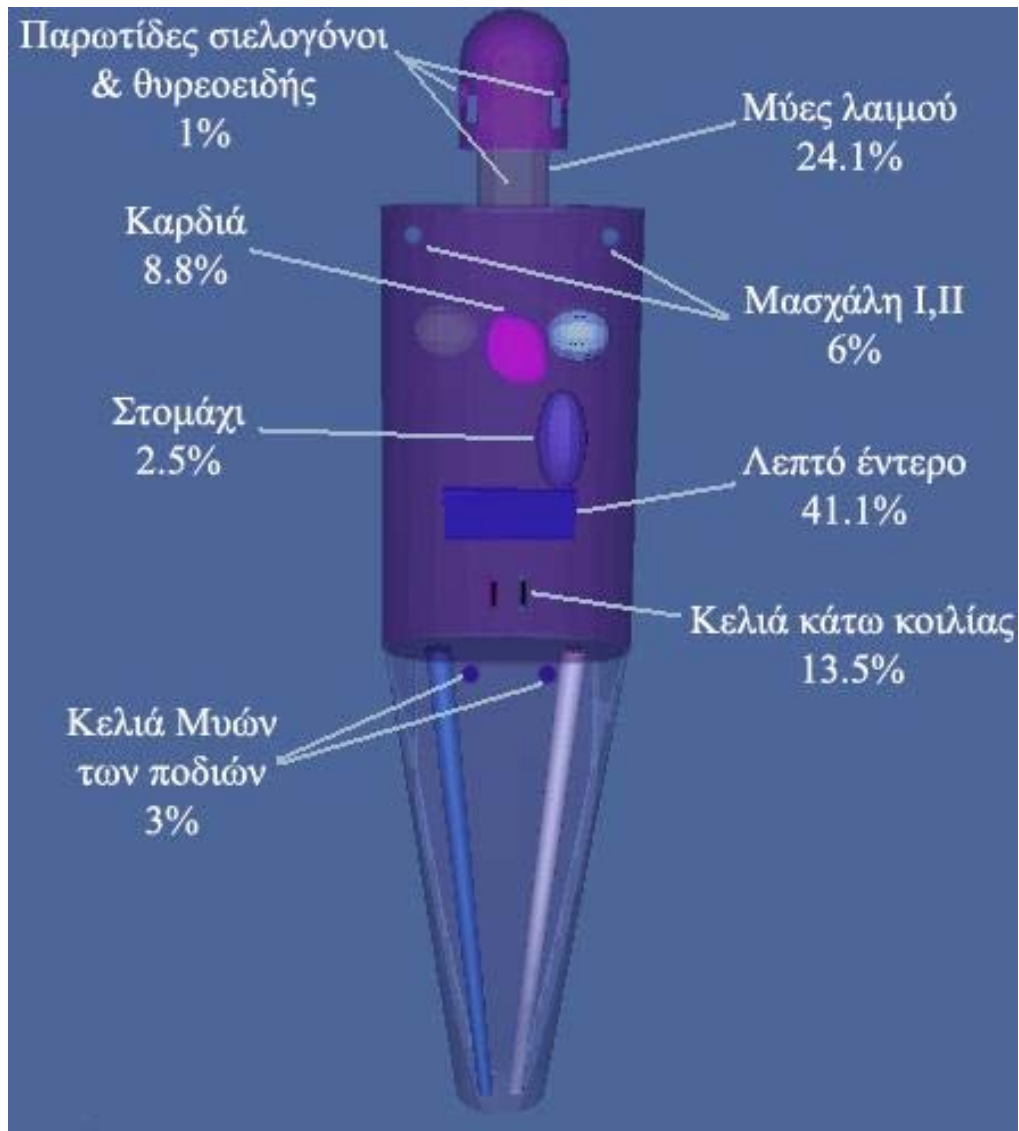
Λεμφαδένες: Μέχρι πρόσφατα η χωρική κατανομή των λεμφαδένων στο σώμα δεν είχε μελετηθεί επαρκώς. Το 2006 με ανατομή σε πτώμα ανθρώπου προσδιορίστηκε η θέση περίπου 1200 λεμφαδένων και σχεδιάστηκε μια τρισδιάστατη κατανομή τους [22]. Με τα δεδομένα εκείνης της μελέτης προσεγγίστηκε η κατανομή των λεμφαδένων στις διάφορες περιοχές. Οι λεμφαδένες θεωρήθηκε ότι έχουν ίδιο μέγεθος και το ποσοστό του οργάνου στις διάφορες ανατομικές περιοχές θεωρήθηκε ανάλογο με τον αριθμό τους. Όπου χρειάστηκε σχεδιάστηκαν κελιά στη γεωμετρία του ομοιώματος για μέτρηση της δόσης στις περιοχές αυτές. Λεμφαδένες που βρίσκονται στο θώρακα θεωρήθηκε ότι έλαβαν δόση όση και η καρδιά. Όσοι ευρίσκοντο κοντά στο στομάχι πήραν δόση όση και το στομάχι κ.ο.κ. Στον παρακάτω πίνακα περιγράφεται η κατανομή των λεμφαδένων και το κελί του οποίου τη δόση θεωρήθηκε ότι έλαβαν.

Περιοχή	Αριθμός λεμφαδένων (αριστερά–δεξιά)	Κελί όπου εκτιμήθηκε η δόση των λεμφαδένων
Κεφάλι και λαιμός		
Iα	3	Μαλακός ιστός του λαιμού
Ib	7 – 5	
IIα	4 – 4	
IIb	28 – 30	
III	20 – 20	
IV	29 – 25	
V	38 – 43	Παρωτίδες Θυρεοειδής
VI	13 – 17	
Ινιακοί	5 – 3	
Παρωτίδες	4 – 7	
Λαρυγγικός	1	
Στήθος		
Μασχαλιαίοι I, μασχαλιαίοι II	38 – 35	Σφαιρικά κελιά με συντεταγμένες κέντρου ($\pm 15, 0, 66$)* και ακτίνα 1 cm
Έσω μαστικοί	2	Καρδιά
Παρακαρδιακοί	8	
Μεσοθωρακικοί	98	
Κοιλία		
Περιγαστρικοί	30	Στομάχι
Μεσεντερικοί	100	Λεπτό έντερο
Λοιποί	400	
Πύελος		
Έσω λαγόνιοι	3 – 3	Κυλινδρικά κελιά κάτω κοιλίας με παράλληλους άξονες στο στεφανιαίο επίπεδο ύψος 7.2 cm ακτίνα 0.5 cm και συντεταγμένες κέντρου ($\pm 2.5, 0, 20.8$)*
Έξω λαγόνιοι	8 – 6	
Θυροειδικοί, παραορθικοί	6 – 8	
Μεσεντερικοί	130	
Λαγόνιοι, ιεροί	10	Σφαιρικά κελιά μυών των ποδιών με συντεταγμένες κέντρου ($\pm 4, 0, -1.5$)* και ακτίνα 1 cm
Μεσοορθικοί	27	
Σύνολο	1218	

*Οι Συντεταγμένες είναι σε cm. Το στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος συμπίπτει με το επίπεδο xz της γεωμετρίας του κώδικα.

Πίνακας 6.5 Η κατανομή των λεμφαδένων στο σώμα και η δόση που αντιστοιχίστηκε σε κάθε ομάδα τους στην παρούσα μελέτη.

Στο Σχ. 6.8 που ακολουθεί εμφανίζονται τα κελιά που χρησίμευσαν καθώς και αυτά που προστέθηκαν στην κάτω κοιλία και στους μύες των ποδιών κοντά στην πύελο. Το ποσοστό επί τοις εκατό αναφέρεται στο ποσοστό του οργάνου που αντιστοιχίστηκε σε κάθε ανατομική περιοχή.



Σχ. 6.8: Η επί τοις εκατό κατανομή των λεμφαδένων στις ανατομικές περιοχές του μαθηματικού ομοιώματος του προβλήματος.

Μύες: Οι μύες προσεγγίστηκαν από τη σταθμισμένη μέση δόση των ιστών που δεν έχουν βαρύτητα στον υπολογισμό της δόσης. Τέτοιοι ιστοί είναι οι μύες των ποδιών, οι μύες του λαιμού, ο έξω κορμός, οι μύες των χεριών και ο άνω κορμός. [23]

Βλεννογόνο του στόματος: Η δόση στο βλεννογόνο του στόματος προσεγγίστηκε από τη μέση δόση στους υπογλώσσους σιελογόνους αδένες.

Προστάτης: Ο προστάτης που προστέθηκε στη γεωμετρία του ομοιώματος, προσεγγίστηκε από μια σφαίρα ακτίνας 1.8 cm που βρίσκεται ανάμεσα στην ουροδόχο κύστη και το ορθό με κέντρο το σημείο $(x,y,z) = (-1,0,5)$.

Οι ανιχνευτές που χρησιμοποιήθηκαν στις εφαρμογές με ομοιώματα ήταν τύπου f6. Υπολόγιζαν την ποσότητα collision kerma στα κελιά που αποτελούσαν τα ακτινοευαίσθητα όργανα. Ο λόγος που χρησιμοποιήθηκε ο ανιχνευτής F6 είναι γιατί όπως προαναφέρθηκε χρειάζεται λιγότερο χρόνο για να παράγει στατιστικώς επαρκή αποτελέσματα σε σύγκριση με τον *F8 που μετρά την εναποτιθέμενη ενέργεια. Η χρήση του ανιχνευτή F6 είναι αποδεκτή ακόμη και για φάσματα 6 MV καθώς η μέση ενέργεια του φάσματος είναι αρκετά χαμηλή. Μπορεί λοιπόν να υποθεθεί ότι υπάρχει ηλεκτρονική ισορροπία και η δόση είναι ίση με την ποσότητα kerma. Παρόλα αυτά μια υπερεκτίμηση της τάξης του 20% στη δόση δέρματος είναι αναμενόμενη επειδή σε μικρά βάθη η ποσότητα collision kerma είναι μεγαλύτερη από τη δόση [24].

6.2.5.2 Ακτινοθεραπεία της έκτοπης οστεοποίησης

Η έκτοπη οστεοποίηση αφορά στη γένεση οστικού ιστού σε σημεία όπου δε θα έπρεπε να υπάρχει. Διαφέρει από την απλή ασβεστοποίηση ως προς το ότι χαρακτηρίζεται από οστεοβλαστική δραστηριότητα. Μπορεί να έχει κληρονομικά αίτια, αλλά στην πλειοψηφία των περιπτώσεων τα αίτια είναι τραυματικά [25]. Εμφανίζεται ως οστεοποίηση μυών ή τενόντων γύρω από αρθρώσεις μετά από τραυματισμό οστών ή μαλακών ιστών [26].

Η συχνότητα εμφάνισης της έκτοπης οστεοποίησης κυμαίνεται από 8% έως 91% σε ασθενείς που υφίστανται ολική αρθροπλαστική ισχίου. [25]. Πιθανότητα να αναπτύξουν έκτοπη οστεοποίηση έχουν και τα άτομα που έχουν υποστεί κατάγματα στην άρθρωση του γόνατος (26%) και στην άρθρωση του αγκώνος (50%) [25]. Η αρθροπλαστική του ώμου μπορεί να προκαλέσει επακόλουθη έκτοπη οστεοποίηση στην εν λόγω άρθρωση στο 15% των ασθενών περίπου [26].

Στην αντιμετώπιση της έκτοπης οστεοποίησης έχουν επιστρατευτεί τα μη στεροειδή αντιφλεγμονώδη φάρμακα καθώς και η ακτινοθεραπεία. Η αποτελεσματικότητα της ακτινοθεραπείας έχει επιβεβαιωθεί σε πολλές μελέτες [28] αλλά λόγω του ακτινικού κινδύνου καρκινογένεσης που επισύρει, η εφαρμογή της παραμένει αμφιλεγόμενη. Η αποτελεσματικότητα των αντιφλεγμονωδών είναι συγκρίσιμη με την αποτελεσματικότητα της ακτινοθεραπείας αλλά και τα αντιφλεγμονώδη δεν είναι άνευ συνεπειών στην υγεία [28]. Παρότι υπάρχουν αρκετές μελέτες που εξετάζουν χωριστά την αποτελεσματικότητα των μεθόδων, δεν υπάρχουν

επαρκή βιβλιογραφικά δεδομένα για τη μεταξύ τους σύγκριση [25]. Τα λίγα υπάρχοντα δεδομένα υποδεικνύουν ελαφρώς μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα για την ακτινοθεραπεία και περισσότερες άμεσες παρενέργειες (γαστρεντερολογικής φύσεως) για τα αντιφλεγμονώδη [25]. Στην περίπτωση εφαρμογής ακτινοθεραπείας σε νεαρούς ασθενείς μας αφορά ιδιαίτερα ο δευτερογενής κίνδυνος καρκινογένεσης λόγω ακτινοθεραπείας. Η ακριβής εκτίμησή του εξαρτάται από την ακρίβεια με την οποία είναι γνωστή η κατανομή των δόσεων στα διάφορα όργανα. Στην εργασία αυτή υπολογίζονται οι δόσεις ακτινοβολίας σε διάφορα όργανα εξαιτίας της ακτινοθεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης σε αρθρώσεις όπου μπορεί να εμφανιστεί. Ο σκοπός είναι να παραχθούν νέα δεδομένα που πιθανώς σε επόμενο στάδιο θα βοηθήσουν τον ιατρό να ακολουθήσει τη βέλτιστη θεραπευτική μέθοδο.

Στη μελέτη συμπεριελήφθησαν αρθρώσεις στις οποίες συνήθως εφαρμόζονται ακτινοθεραπείες έκτοπης οστεοποίησης. Αυτές είναι: Ο ώμος, το ισχίο, ο αγκώνας και το γόνατο [25].

Προσομοιώνονται κλασικές θεραπείες που γίνονται με ορθογώνιου σχήματος πεδία. Σε τέτοιες θεραπείες το πεδίο δε συμμορφώνεται στην προς ακτινοβολήση περιοχή και για την προστασία των ακτινοευαίσθητων οργάνων χρησιμοποιούνται blocks μολύβδου όταν κρίνεται απαραίτητο από τον ιατρό. Για να ελεγχθεί η εξάρτηση της δόσης από το μέγεθος του πεδίου οι θεραπείες προσομοιώνονται για τρία μεγέθη πεδίου. Για την εκτίμηση της επίδρασης των blocks γίνονται και προσομοιώσεις με κατάλληλα τοποθετημένα blocks. Όλες οι θεραπείες γίνονται για προκαθορισμένη δόση 6 Gy [29] στο βάθος του στόχου ακτινοθεραπείας που βρίσκεται στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Η δόση αποδίδεται από δύο αντίθετα πεδία σε κάθε περίπτωση. Ένα προσθοπίσθιο (ΠΟ) και ένα οπισθοπρόσθιο (ΟΠ) που αποδίδουν δόση 3 Gy έκαστο. Τα πεδία καθώς και οι θέσεις όπου τοποθετήθηκαν τα μολύβδινα blocks προσδιορίστηκαν με τη βοήθεια έμπειρου ακτινοθεραπευτή.

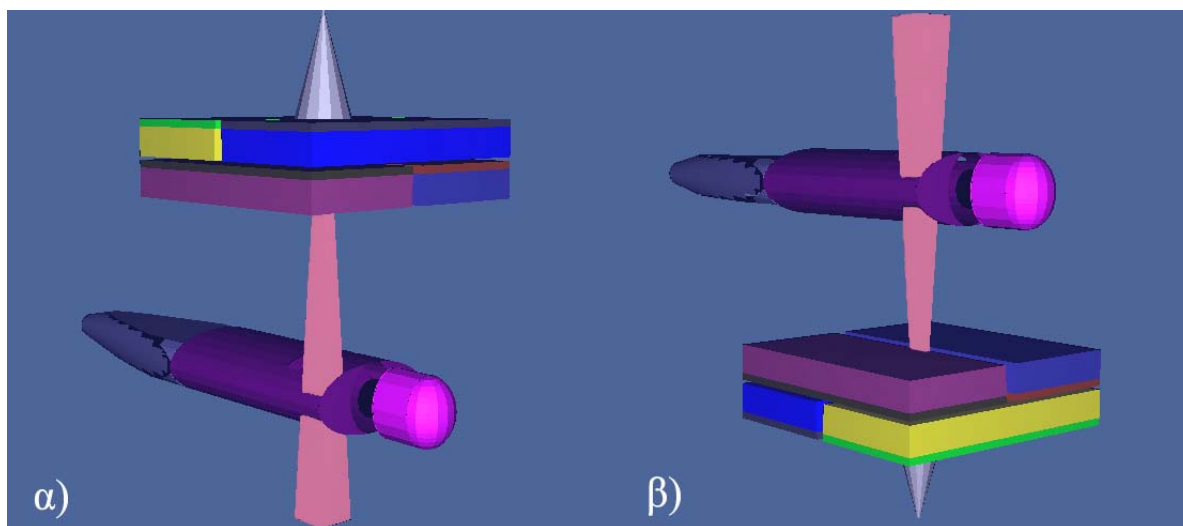
6.2.5.2.1 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ώμου

Για τη θεραπεία της έκτοπης οστεοποίησης του ώμου προσομοιώθηκαν δύο αντίθετα πεδία (ΠΟ, ΟΠ). Το καθένα θεωρήθηκε ότι αποδίδει δόση 3 Gy στο στόχο της θεραπείας που βρισκόταν στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Λόγω της γεωμετρίας του ομοιώματος, για να βρίσκονται τα πεδία πάνω στην επιφάνεια του

κορμού, όπου θα ήταν ρεαλιστικά, σαν στόχος και κέντρο του πεδίου ελήφθη το κελί που θεωρήθηκε σαν η θέση των λεμφαδένων της αριστερής μασχάλης. Ο στόχος θεωρήθηκε ότι είναι μαλακός ιστός ώστε να είναι συμβατός με τα δοσιμετρικά δεδομένα που χρησιμοποιούνται στο σχεδιασμό της θεραπείας και έχουν προσδιοριστεί σε ομοίωμα νερού. Η ίδια θεώρηση υπετέθη σε όλες τις θεραπείες. Όλες οι δόσεις στα υπόλοιπα όργανα προσδιορίστηκαν σαν κλάσματα της δόσης του στόχου, αφού οι σχετικές τους τιμές υπολογίζονται σε κάθε προσομοίωση.

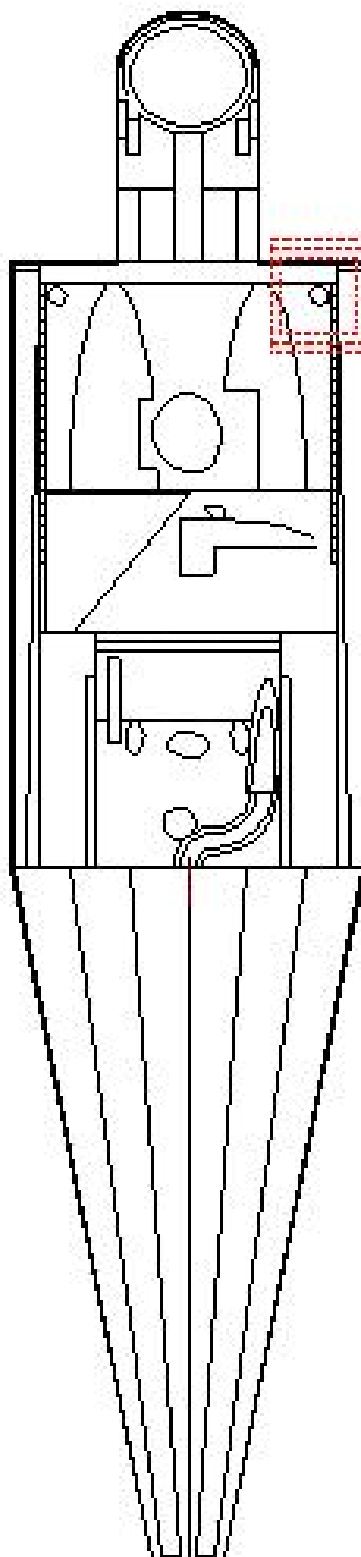
Η προσομοίωση επαναλήφθηκε για τρία μεγέθη πεδίου: $8 \times 8 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ και $10 \times 12 \text{ cm}^2$ για να μελετηθεί η επίδραση του μεγέθους πεδίου. Οι διαστάσεις των πεδίων αναφέρονται σε απόσταση πηγής-δέρματος (source to surface distance - SSD) 100 cm μετρημένη από το κέντρο του πεδίου. Τα ίδια πεδία χρησιμοποιήθηκαν και σε συνδυασμό με κατάλληλα τοποθετημένα blocks μολύβδου ώστε να προστατεύεται το μέρος του πνεύμονα που βρισκόταν μέσα στο πεδίο.

Ανοιχτά πεδία: Στο Σχ. 6.9 απεικονίζεται η τρισδιάστατη γεωμετρία για την πραγματοποίηση των προσομοιώσεων για τα ανοιχτά ΠΟ και ΟΠ πεδία. Το συγκεκριμένο πεδίο που απεικονίζεται έχει διαστάσεις $8 \times 8 \text{ cm}^2$ στην επιφάνεια του δέρματος.

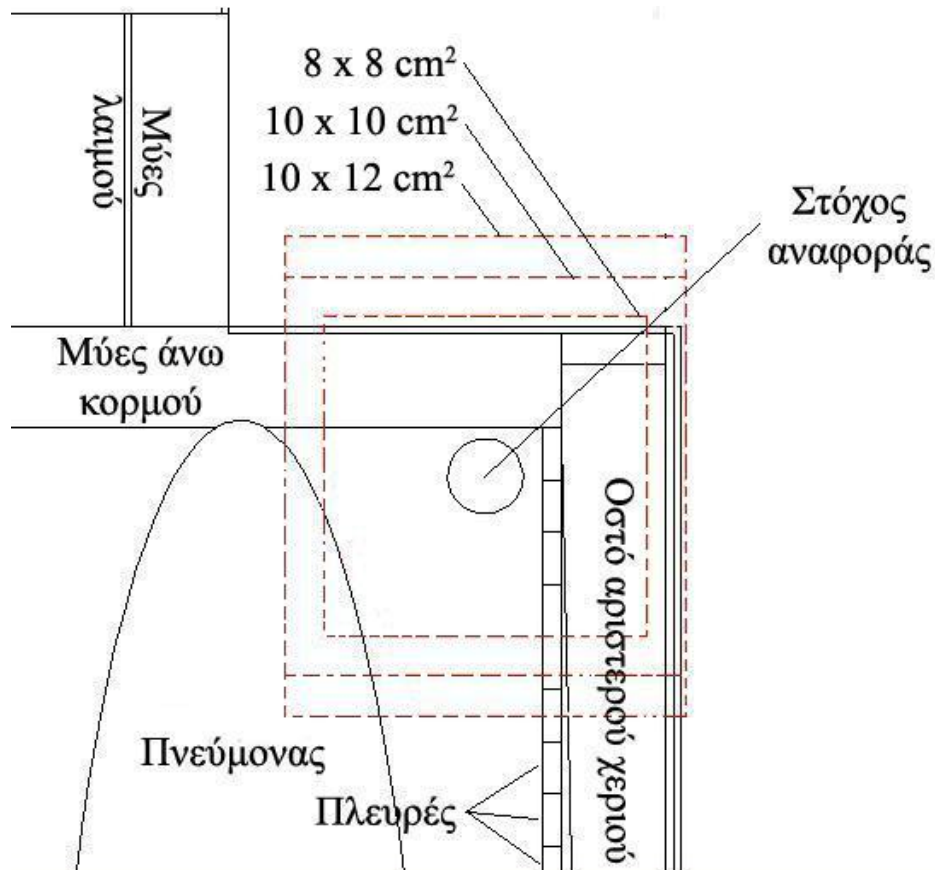


Σχ. 6.9: Τρισδιάστατη αναπαράσταση της γεωμετρίας της θεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης του ώμου. α) Προσθοπίσθιο πεδίο $8 \times 8 \text{ cm}^2$ β) Οπισθοπρόσθιο πεδίο $8 \times 8 \text{ cm}^2$.

Στο σχ. 6.10 φαίνονται τα όρια των ανοιχτών πεδίων στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Το Σχ. 6.11 είναι μια μεγέθυνση της περιοχής κοντά στα πεδία και απεικονίζει τις εγγύς ανατομικές δομές.

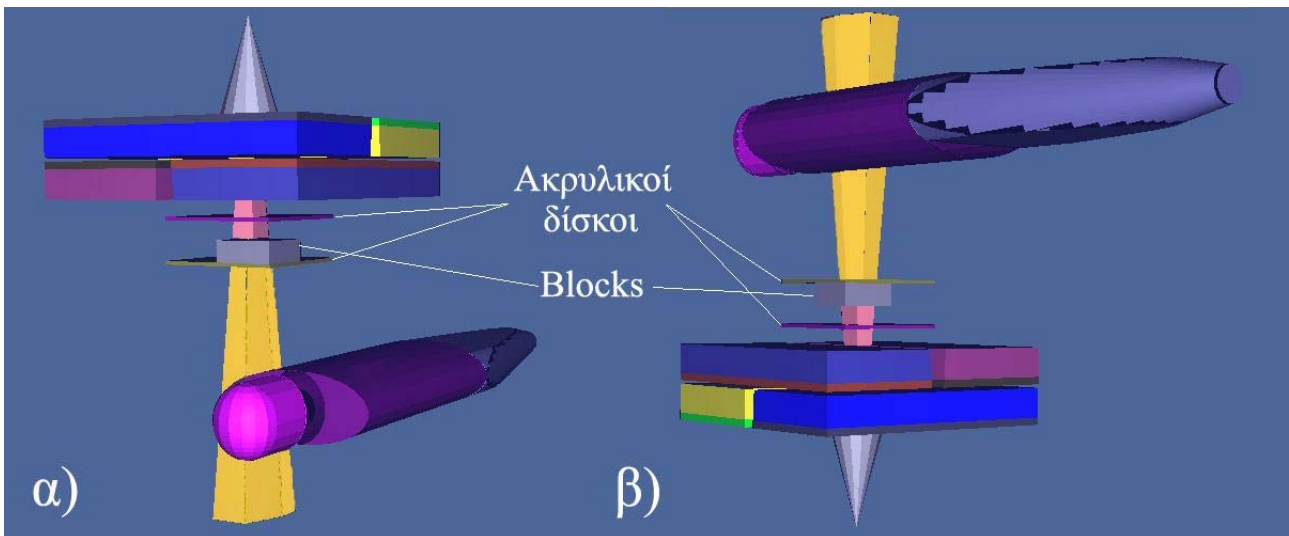


Σχ. 6.10: Στεφανιαία τομή του ομοιώματος και η θέση των ανοιχτών πεδίων που εφαρμόστηκαν.



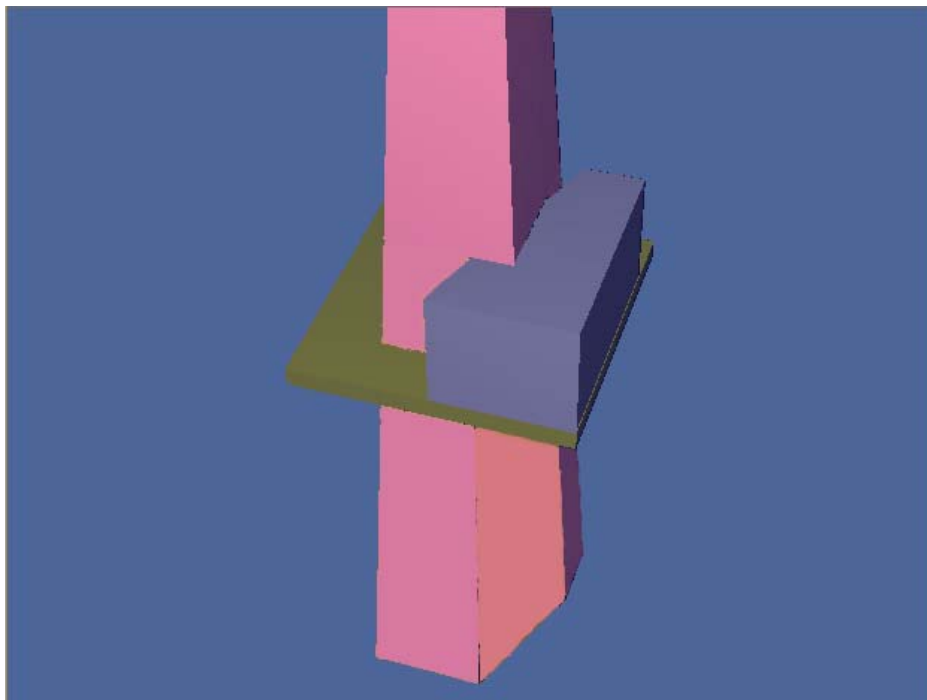
Σχ. 6.11: Μεγέθυνση της περιοχής ακτινοβολήσης του ώμου. Διακρίνεται ευκρινώς το σχετικό μέγεθος των πεδίων και τα όργανα της εγγύς περιοχής.

Πεδία περιορισμένα από μολύβδινα blocks: Κομμάτι μολύβδου τοποθετήθηκε για να προφυλάξει το μέρος του πνεύμονα που όπως φαίνεται στο σχ. 6.11, βρισκόταν μέσα στο πεδίο. Οι θεραπείες προσομοιώθηκαν για όλα τα μεγέθη πεδίου με το κομμάτι μολύβδου σταθερά τοποθετημένο να καλύπτει τον πνεύμονα. Αυτό είχε σαν αποτέλεσμα να καλύπτεται μεγαλύτερο ποσοστό της επιφάνειας του πεδίου για τα μεγαλύτερα πεδία. Στο σχ.6.12 εικονίζεται ο τρόπος με τον οποίο τοποθετήθηκαν τα blocks στην πορεία της δέσμης και «έκοψαν» ένα μέρος της. Η διάταξη που στηρίζει τα κομμάτια μολύβδου είναι μια κατασκευή που αποτελείται από δύο δίσκους ακρυλικού, πάχους 1 cm, που απέχουν 8.1 cm μεταξύ τους. Στο δεύτερο δίσκο κατά την πορεία της δέσμης στερεώνονται τα μολύβδινα blocks.



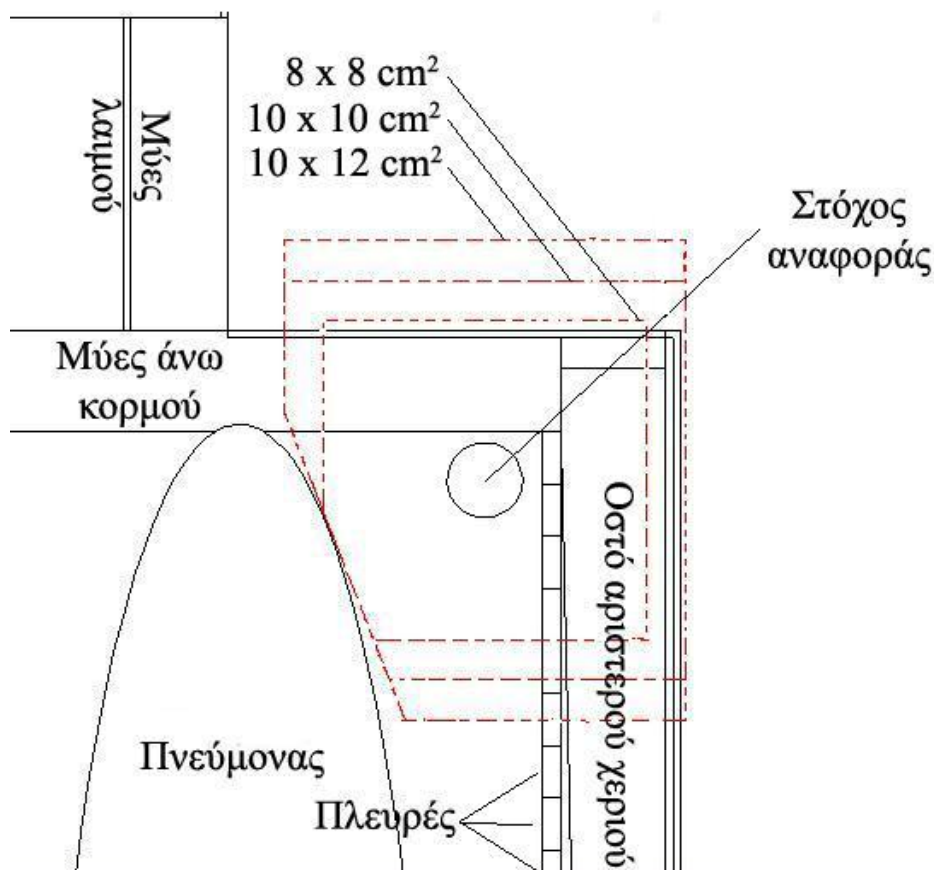
Σχ. 6.12: Η διάταξη του μηχανισμού στήριξης των μολύβδινων blocks που προσομοιώθηκε. Στο σχήμα φαίνεται και ο τρόπος με τον οποίο ένα κομμάτι μολύβδου «κόβει» το ανεπιθύμητο μέρος της αρχικά ορθογώνιας δέσμης.

Η περιοχή όπου το block αλλάζει το σχήμα της δέσμης φαίνεται σε μεγέθυνση στο Σχ. 6.13.



Σχ. 6.13: Λεπτομέρεια της επίδρασης της χρήσης block μολύβδου στο σχήμα της δέσμης.

Η χρήση του μολύβδινου κομματιού άλλαξε το σχήμα των πεδίων και εξαίρεσε τον πνεύμονα από την ακτινοβολούμενη περιοχή. Στο σχ. 6.14 φαίνονται τα μπλοκαρισμένα πεδία στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Το ποσοστό του πεδίου που έκοβε το μολύβδινο εμπόδιο ήταν 9.6%, 8.8% και 3.1% για διαστάσεις πεδίου $10 \times 12 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ και $8 \times 8 \text{ cm}^2$ αντίστοιχα.



Σχ. 6.14: Τα πεδία με τη χρήση του μολύβδινου block. Η θέση του block διατηρήθηκε σταθερή και σαν συνέπεια κάθε πεδίο ήταν μπλοκαρισμένο κατά διαφορετικό ποσοστό.

Ο χρόνος προσομοίωσης που απαιτήθηκε για να εξαχθούν στατιστικά χρήσιμα αποτελέσματα ήταν 3000 min για κάθε προβολή. Όλοι οι ανιχνευτές είχαν σχετικά σφάλματα μικρότερα του 10%.

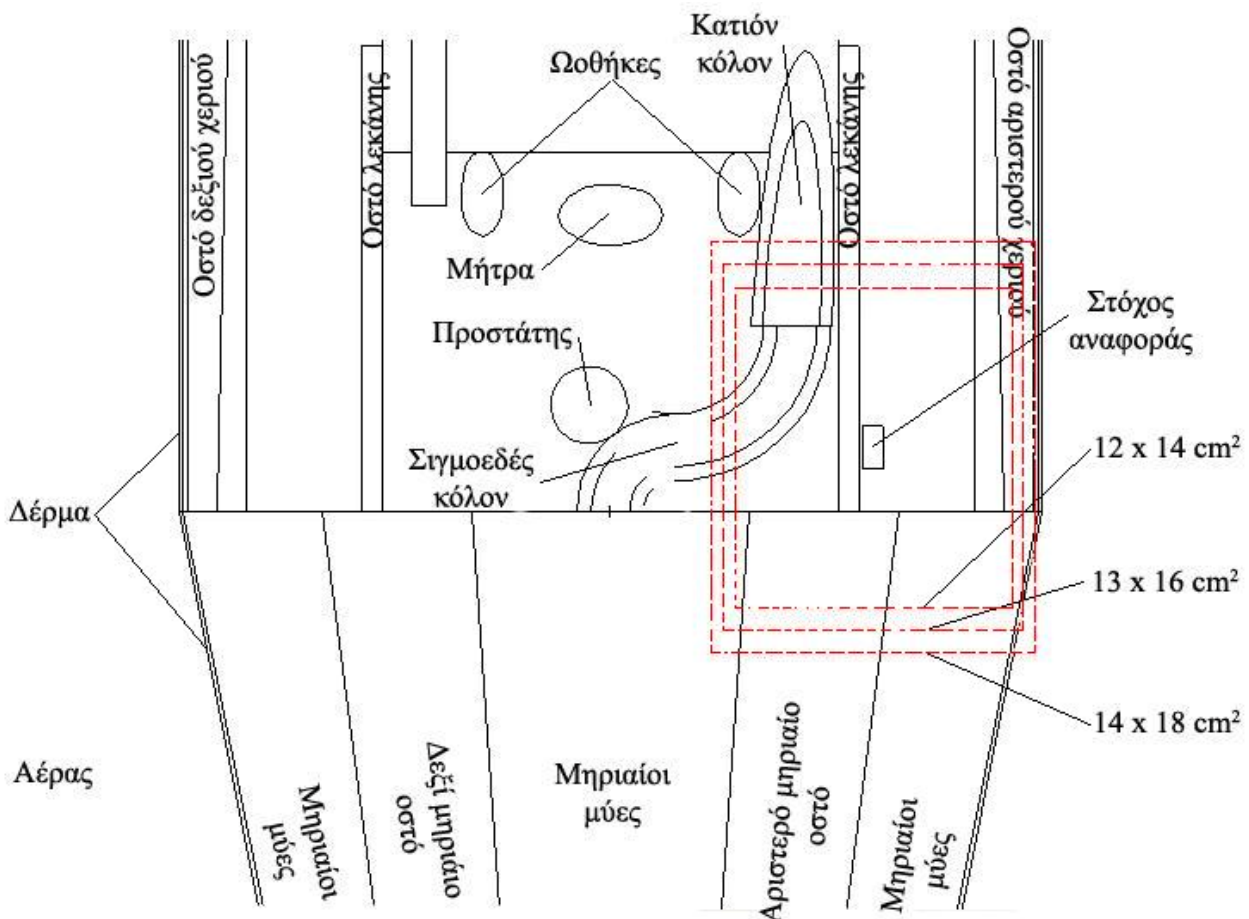
6.2.5.2.2 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου

Για τη θεραπεία της έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου προσομοιώθηκαν δύο αντίθετα πεδία (ΠΟ, ΟΠ). Η αποδιδόμενη δόση θεωρήθηκε ότι είναι 3 Gy ανά πεδίο

στο στόχο της θεραπείας που βρισκόταν στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος παραπλεύρως του οστού της λεκάνης. Οι δόσεις στα υπόλοιπα όργανα προσδιορίστηκαν σαν κλάσματα της δόσης του στόχου.

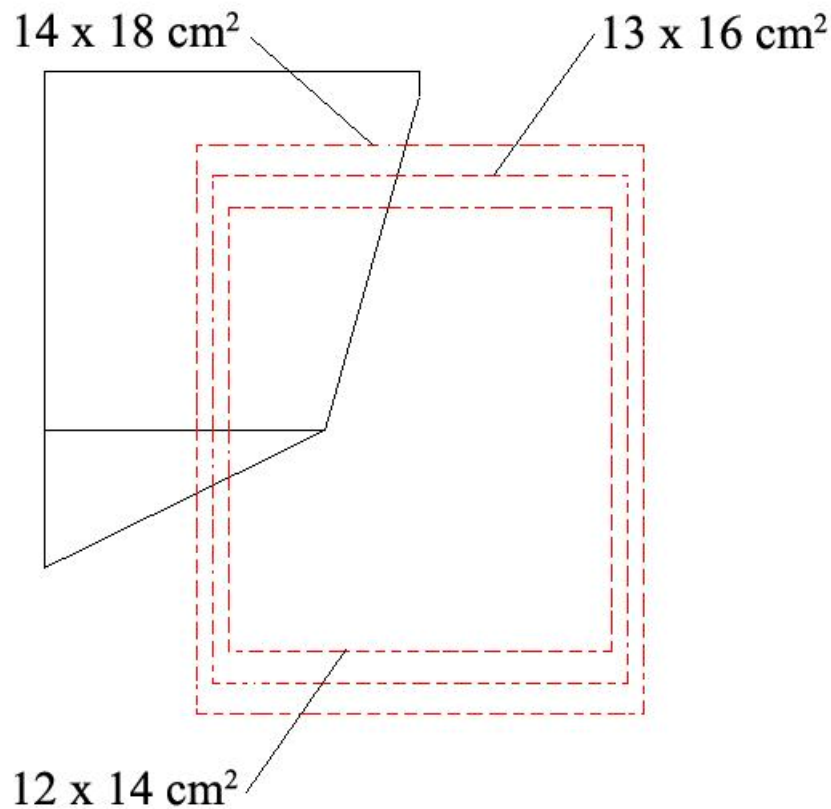
Η προσομοίωση επαναλήφθηκε για τρία μεγέθη πεδίου: $12 \times 14 \text{ cm}^2$, $13 \times 16 \text{ cm}^2$ και $14 \times 18 \text{ cm}^2$. Τα ίδια πεδία χρησιμοποιήθηκαν και σε συνδυασμό με κατάλληλα τοποθετημένα blocks μολύβδου ώστε να προστατεύεται το παχύ έντερο που βρισκόταν μέσα στο πεδίο.

Ανοιχτά πεδία: Η γεωμετρία που χρησιμοποιήθηκε ήταν παρόμοια με του σχ. 6.9 μόνο που ο στόχος ήταν στην περιοχή του ισχίου αντί του ώμου. Στο σχ. 6.15 φαίνονται τα όρια των ανοιχτών πεδίων στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Η περιοχή είναι μεγεθυσμένη για να απεικονίζει τις εγγύς ανατομικές δομές.



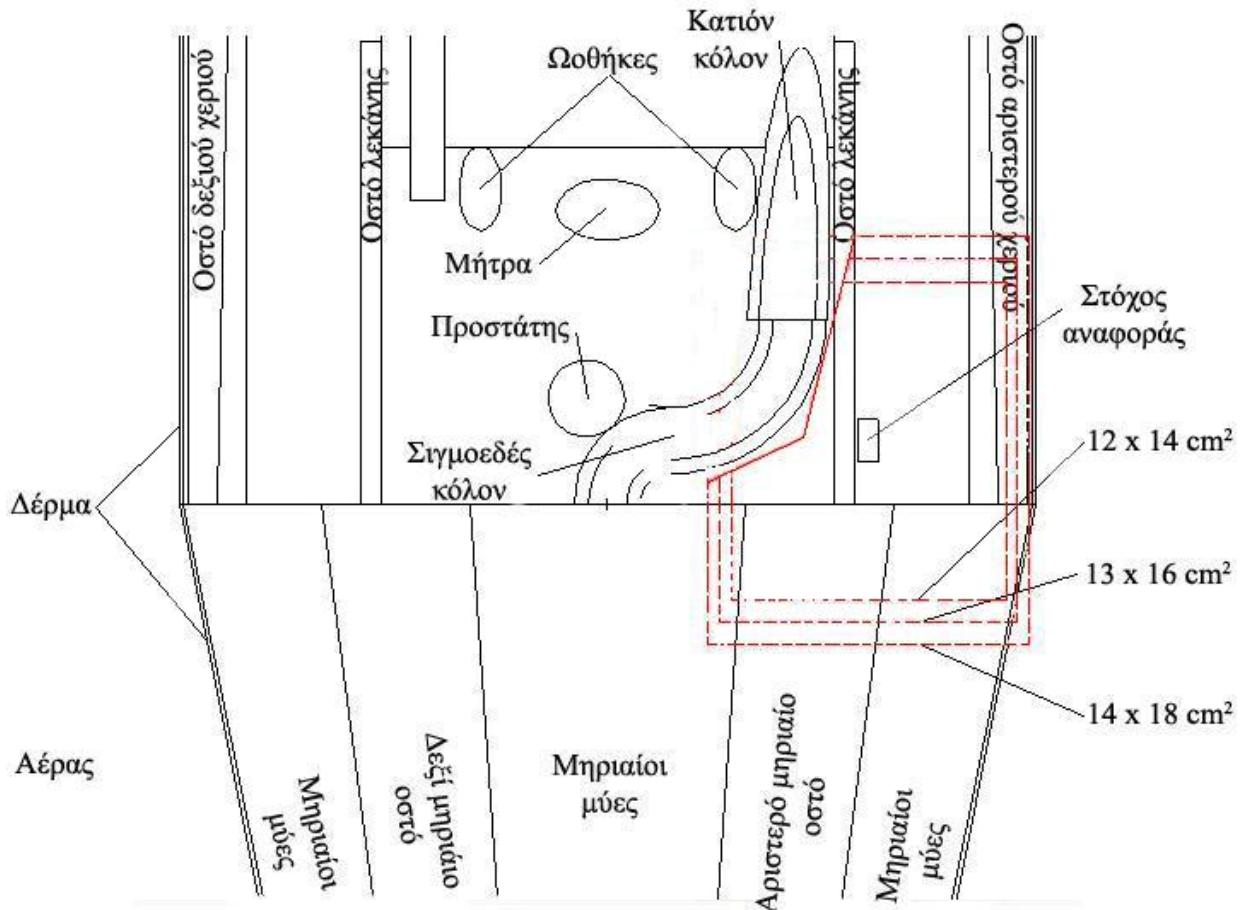
Σχ. 6.15: Μεγέθυνση της περιοχής ακτινοβολίας του ισχίου. Φαίνεται το σχετικό μέγεθος των πεδίων και τα όργανα της περιοχής. Επειδή το ομοίωμα είναι ερμαφρόδιτο περιέχει και ανδρικά και γυναικεία όργανα.

Πεδία περιορισμένα από μολύβδινα blocks: Δύο κομμάτια μολύβδου τοποθετήθηκαν για να προφυλάξουν το μέρος του παχέος εντέρου που όπως φαίνεται στο Σχ. 6.16, βρισκόταν μέσα στο πεδίο. Οι θεραπείες προσομοιώθηκαν για όλα τα μεγέθη πεδίου με τα κομμάτια μολύβδου σταθερά τοποθετημένα να καλύπτουν το έντερο. Στο σχ. 6.16 εικονίζεται σε δύο διαστάσεις ο τρόπος με τον οποίο τοποθετήθηκαν τα blocks στην πορεία της δέσμης και «έκοψαν» ένα μέρος της.



Σχ. 6.16: Δισδιάστατη αναπαράσταση του τρόπου με τον οποίο τα κομμάτια μολύβδου περιορίζουν τη δέσμη ακτινοβολίας στις θεραπείες έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου, όπως φαίνεται αν δει κανείς κατά την κατεύθυνση διάδοσης της δέσμης (beam's eye view).

Το ποσοστό του πεδίου που απέκοπταν τα blocks ήταν 18.0%, 19.2% και 20.6% για διαστάσεις $12 \times 14 \text{ cm}^2$, $13 \times 16 \text{ cm}^2$ και $14 \times 18 \text{ cm}^2$ αντίστοιχα. Τα πεδία μετά την τοποθέτηση των blocks στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος δείχνονται στο σχ. 6.17.



Σχ. 6.17: Η μορφή των πεδίων του ισχίου στο στεφανιαίο επίπεδο μετά την τοποθέτηση των blocks.

Ο χρόνος προσομοίωσης που απαιτήθηκε για να εξαχθούν στατιστικά χρήσιμα αποτελέσματα ήταν 3000 min για κάθε προβολή. Οι ανιχνευτές είχαν σχετικά σφάλματα μικρότερα του 10% .

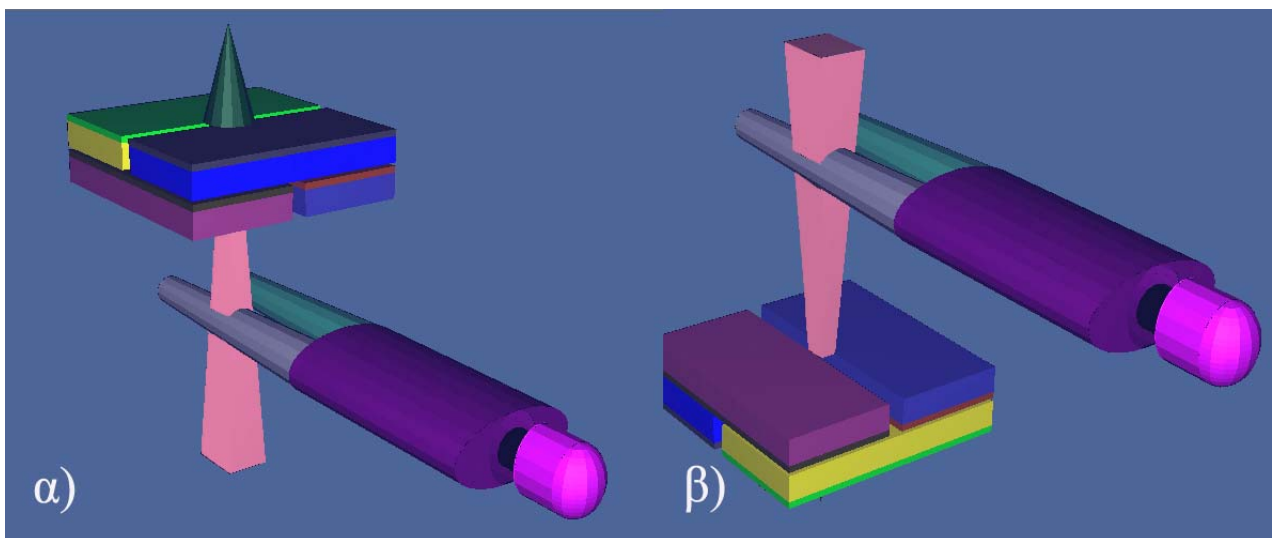
6.2.5.2.3 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου

Για την προσομοίωση των ακτινοθεραπειών του γονάτου, το ομοίωμα έπρεπε να τροποποιηθεί ώστε τα πόδια του να μην είναι κολλημένα όπως αρχικά ήταν. Με χρήση της κάρτας μετασχηματισμού *trn [1] οι επιφάνειες που ορίζουν τα κελιά των ποδιών περιστράφηκαν κατάλληλα ώσπου επετεύχθη το επιθυμητό αποτέλεσμα. Συγκεκριμένα οι γωνίες που χρησιμοποιήθηκαν στους μετασχηματισμούς ήταν:

*tr11	0	0	0	10	90	80	90	0	90	100	90	10
*tr12	0	0	0	10	90	100	90	0	90	80	90	10

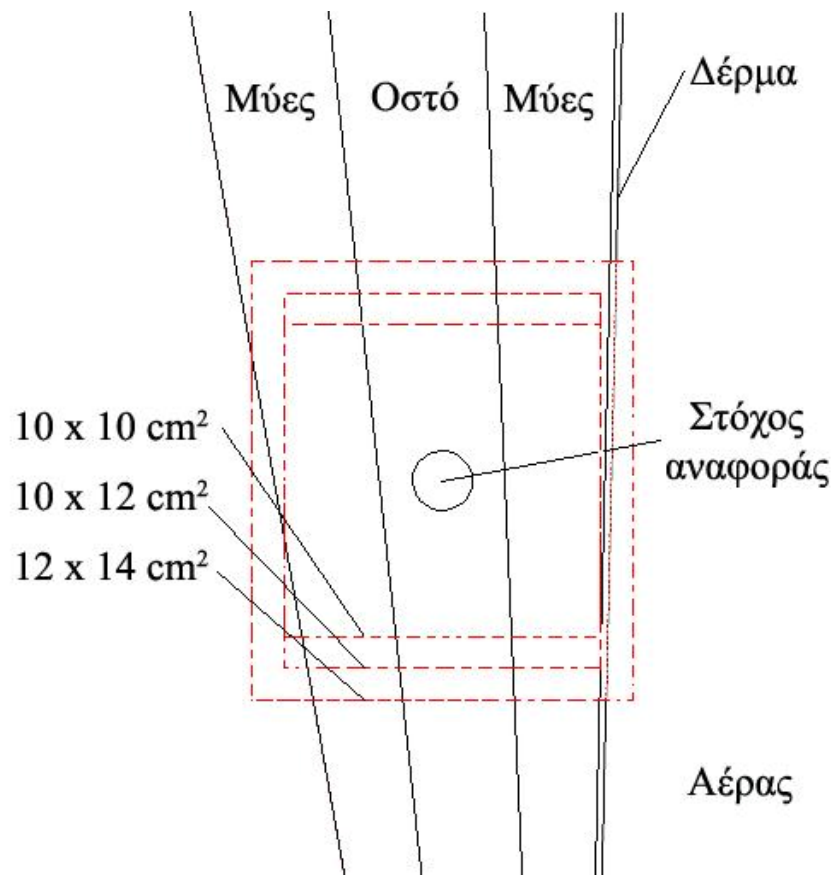
Ο πρώτος μετασχηματισμός εφαρμόστηκε στις επιφάνειες του αριστερού ποδιού και ο δεύτερος στις αντίστοιχες του δεξιού ποδιού. Οι αριθμοί των μετασχηματισμών (11 και 12) ορίζονται κατά βούληση από το χρήστη και αναφέρονται ενδεικτικά

Για το γόνατο χρησιμοποιήθηκαν τρία μεγέθη ανοιχτών πεδίων διαστάσεων $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $10 \times 12 \text{ cm}^2$ και $12 \times 14 \text{ cm}^2$. Για κάθε πεδίο εφαρμόστηκε μια ΠΟ και μια ΟΠ προβολή όπως φαίνεται στο σχ. 6.18. Το κέντρο του πεδίου και ο στόχος αναφοράς βρισκόταν στο κέντρο του οστού του αριστερού ποδιού σε απόσταση 43 cm από το κάτω άκρο του κορμού.



Σχ. 6.18: α) Προσθοπίσθιο πεδίο $10 \times 12 \text{ cm}^2$ β) Οπισθοπρόσθιο πεδίο $10 \times 12 \text{ cm}^2$

Στο σχ. 6.19 εικονίζεται η στεφανιαία τομή του ομοιώματος στην περιοχή του γόνατος. Διακρίνεται η σχετική θέση και το μέγεθος των πεδίων που εφαρμόστηκαν.



Σχ. 6.19: Η μορφή και τα σχετικά μεγέθη των πεδίων ακτινοθεραπείας του γονάτου στο στεφανιαίο επίπεδο.

Οι χρόνοι προσομοίωσης ήταν αυξημένοι για τις προσομοιώσεις θεραπείας του γονάτου λόγω μεγάλης απόστασης του πεδίου από τις ανατομικές δομές ενδιαφέροντος που βρίσκονται στον κορμό κατά κύριο λόγο. Χρειάστηκαν 12000 min υπολογιστικού χρόνου για κάθε προβολή. Σχεδόν όλοι οι ανιχνευτές είχαν σχετικά σφάλματα μικρότερα του 10%. Για μερικά απομακρυσμένα από το πεδίο κελιά το σφάλμα ήταν μεγαλύτερο του 10%, αλλά όχι περισσότερο από 20%. Έτσι οι τιμές τους θεωρήθηκαν αξιόπιστες εφόσον ελέγχθηκε η τιμή του ως προς το λογικά αναμενόμενο.

6.2.5.2.4 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνα

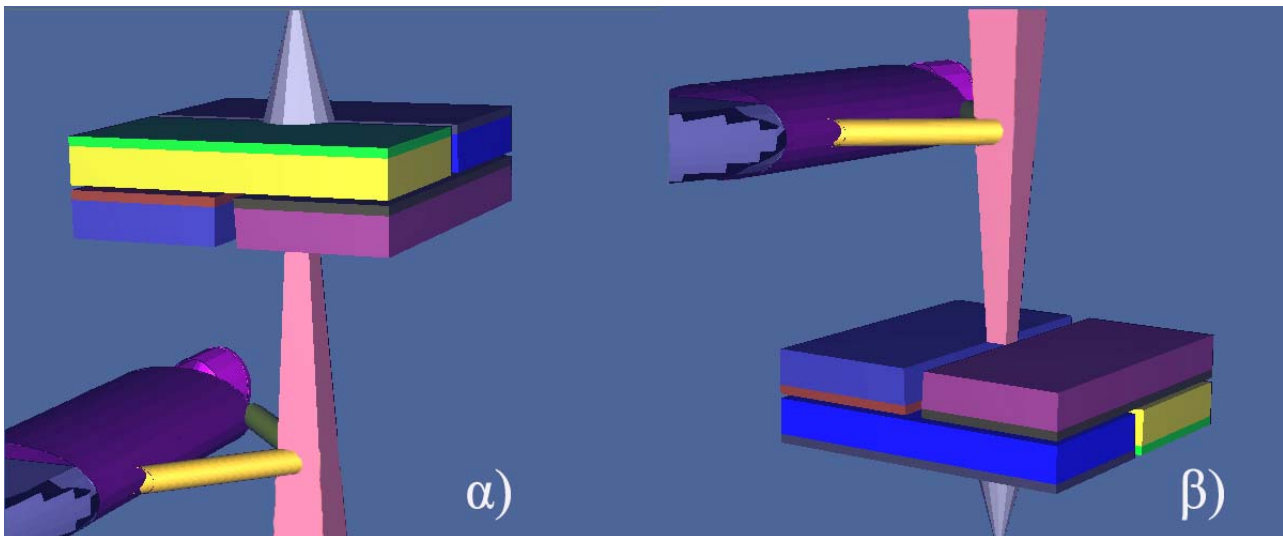
Η προσομοίωση της θεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνα απαιτούσε τροποποίηση του ομοιώματος γιατί τα χέρια αρχικά περιλαμβάνονταν στον κορμό του ομοιώματος. Προστέθηκε λοιπόν στη γεωμετρία ένα αριστερό χέρι που εκτείνεται εκτός του κορμού. Σχεδιάστηκε οστό, μύες και δέρμα για το νέο χέρι. Το οστό που βρισκόταν στον κορμό για το αρχικό χέρι «γέμισε» με μαλακό ιστό. Το

κατασκευασμένο χέρι αποτελείται από ομοαξονικούς κυλίνδρους. Έξι κύλινδροι που ανά δύο ήταν όμοιοι ορίστηκαν αρχικά πάνω στον z άξονα που χωρίζε στη μέση το στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Στη συνέχεια ανά δύο οι αντίστοιχοι κύλινδροι τοποθετήθηκαν υπό των παρακάτω αντίστοιχων μετασχηματισμών:

```
*tr11 20.2 0 70 45 90 45 90 0 90 135 90 45
*tr12 47.7 0 42.5 45 90 135 90 0 90 45 90 45
```

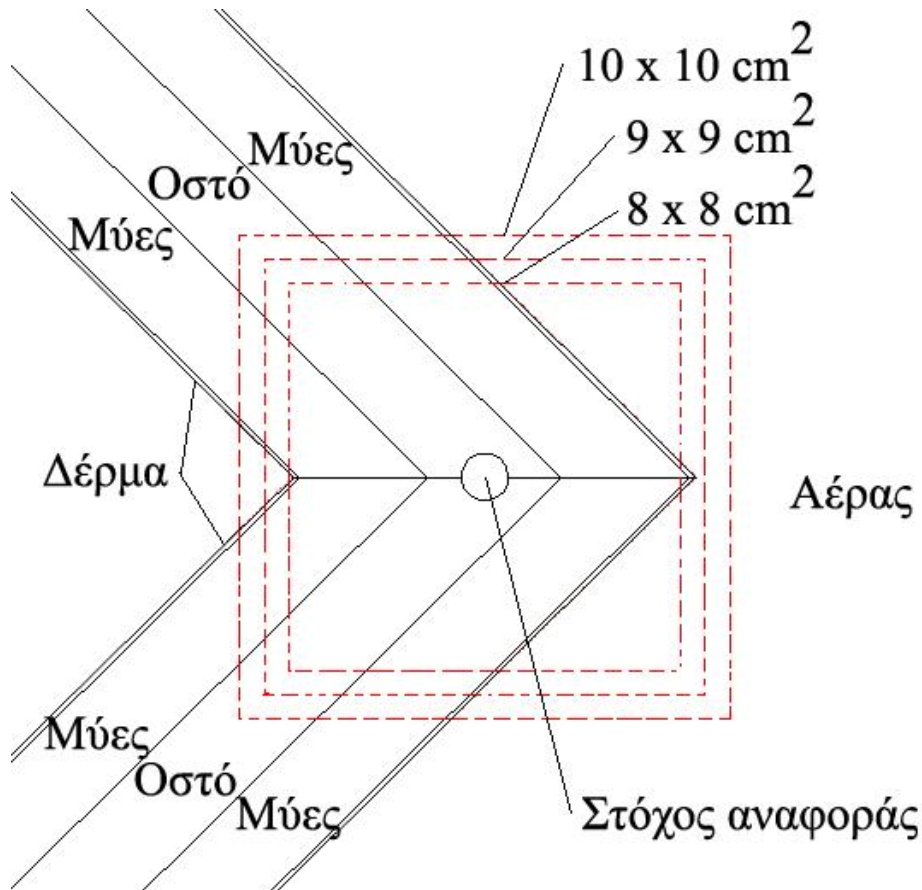
Οι τρεις κύλινδροι υπό τον κάθε μετασχηματισμό όριζαν τα δύο κάθετα κομμάτια του χεριού. Ο εξωτερικός κάθε τριάδας που αντιστοιχούσε στην επιφάνεια του δέρματος είχε διάμετρο 6 cm. Ο αμέσως εσωτερικός είχε διάμετρο 5.6 cm επιτρέποντας τον ορισμό δέρματος πάχους 2 mm όσο και στον κορμό. Ο έσω κύλινδρος αναπαριστούσε το οστό και είχε διάμετρο 2 cm. Οι συντεταγμένες των μετασχηματισμών δίνονται για σύστημα αναφοράς του οποίου το επίπεδο xz συμπίπτει με το στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος. Στο κέντρο του οστού, στην ένωση των κομματιών που αποτελούν το χέρι τοποθετήθηκε σφαιρικό κελί αναφοράς διαμέτρου 1 cm, σύμφωνα με το οποίο υπολογίστηκαν οι δόσεις στα άλλα κελιά.

Στο σχ. 6.20 αναπαρίσταται η γεωμετρία της θεραπείας και εικονίζεται το πρόσθετο χέρι στο ομοίωμα.



Σχ. 6.20: α) Προσθοπίσθιο πεδίο 10 x 10 cm² και β) οπισθοπρόσθιο πεδίο 10 x 10 cm² για θεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνος.

Τα πεδία και τα σχετικά τους μεγέθη και θέσεις στο στεφανιαίο επίπεδο, απεικονίζονται στο σχ. 6.21.



Σχ. 6.21: Το σχήμα των πεδίων για τη θεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνος στο στεφανιαίο επίπεδο του ομοιώματος και τα σχετικά τους μεγέθη.

Οι χρόνοι προσομοίωσης ήταν και σε αυτή την περίπτωση αρκετά μεγάλοι αφού κάθε αρχείο χρειαζόταν 9000 min για να παράξει στατιστικά λογικά αποτελέσματα. Όπως και στην περίπτωση της θεραπείας του γονάτου, μερικά απομακρυσμένα από το πεδίο κελιά είχαν σχετικό σφάλμα μεγαλύτερο του 10% αλλά μικρότερο από 20%. Έτσι οι τιμές τους θεωρήθηκαν αξιόπιστες εφόσον ελέγχθηκε η τιμή του ως προς το λογικά αναμενόμενο.

Τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων δίνουν υπολογισμούς των δόσεων στα επιμέρους όργανα για κάθε θεραπεία και μέγεθος πεδίου. Υπολογίζονται ξεχωριστά οι δόσεις για το ΠΟ και ΟΠ πεδίο. Τα όργανα των οποίων η δόση καταγράφεται είναι: ο ερυθρός μυελός των οστών, το παχύ έντερο, οι πνεύμονες, το στομάχι, ο γυναικείος μαστός, οι ωοθήκες, η ουροδόχος κύστη, ο οισοφάγος, το συκώτι, ο θυρεοειδής αδένας, το δέρμα και η επιφάνεια των οστών. Η επιλογή αυτών των οργάνων έγινε από την ICRP επειδή για αυτά τα όργανα υπάρχουν επαρκή επιδημιολογικά δεδομένα που να συσχετίζουν τον κίνδυνο καρκινογένεσης με τη

δόση [5]. Τα υπόλοιπα ακτινοευαίσθητα όργανα που περιέχονται στον πίνακα 6.4 μπαίνουν στην κατηγορία «λοιπά όργανα» και η δόση τους λαμβάνεται να είναι ο μέσος όρος όλων των επιμέρους δόσεων. Αυτό συμβαίνει επειδή τα επιδημιολογικά δεδομένα δεν επαρκούν για να προσδιοριστούν επιμέρους συντελεστές για κάθε όργανο. Η δε πιθανότητα που συσχετίζεται με τα λοιπά όργανα είναι η πιθανότητα για οποιονδήποτε άλλο στερεό καρκίνο που μπορεί να εμφανιστεί οπουδήποτε εκτός από τα 12 ξεχωριστά ορισμένα όργανα. Η λογική πίσω από την υιοθέτηση αυτού του συνόλου οργάνων για υπολογισμό της δόσης είναι ότι στο μέλλον μπορεί να χρησιμοποιηθούν είτε για προσδιορισμό ακτινικού κινδύνου, είτε σε επιδημιολογικές μελέτες που χρειάζονται αναλυτικά δοσιμετρικά δεδομένα για προσδιορισμό των συντελεστών κινδύνου καρκινογένεσης.

6.2.5.3 Ακτινοθεραπεία καρκίνου του μαστού

Ο καρκίνος του μαστού είναι ο δεύτερος κατά σειρά πιο θανατηφόρος καρκίνος για το γυναικείο πληθυσμό [30, 31]. Παρότι τα τελευταία χρόνια η συχνότητα εμφάνισης του καρκίνου του μαστού έχει αυξηθεί, η πιθανότητα θανάτου μειώθηκε, σαν αποτέλεσμα των όλο και καλύτερων διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών [30]. Μια από τις θεραπευτικές τεχνικές που χρησιμοποιείται στην αντιμετώπιση του καρκίνου του μαστού είναι και η ακτινοθεραπεία. Η ακτινοθεραπεία αποτελεί μια από τις πιο αποτελεσματικές τεχνικές αντιμετώπισης του καρκίνου του μαστού, με πιθανότητα τοπικού ελέγχου της ασθένειας που αγγίζει το 95% [32]. Τις τελευταίες δεκαετίες έχει παρατηρηθεί μια αύξηση στον αριθμό των ασθενών που λαμβάνουν ακτινοθεραπεία για καρκίνο του μαστού [33]. Άλλωστε σε ένα τμήμα ακτινοθεραπείας το 25% περίπου των περιπτώσεων που αντιμετωπίζονται αφορούν στον καρκίνο του μαστού [29].

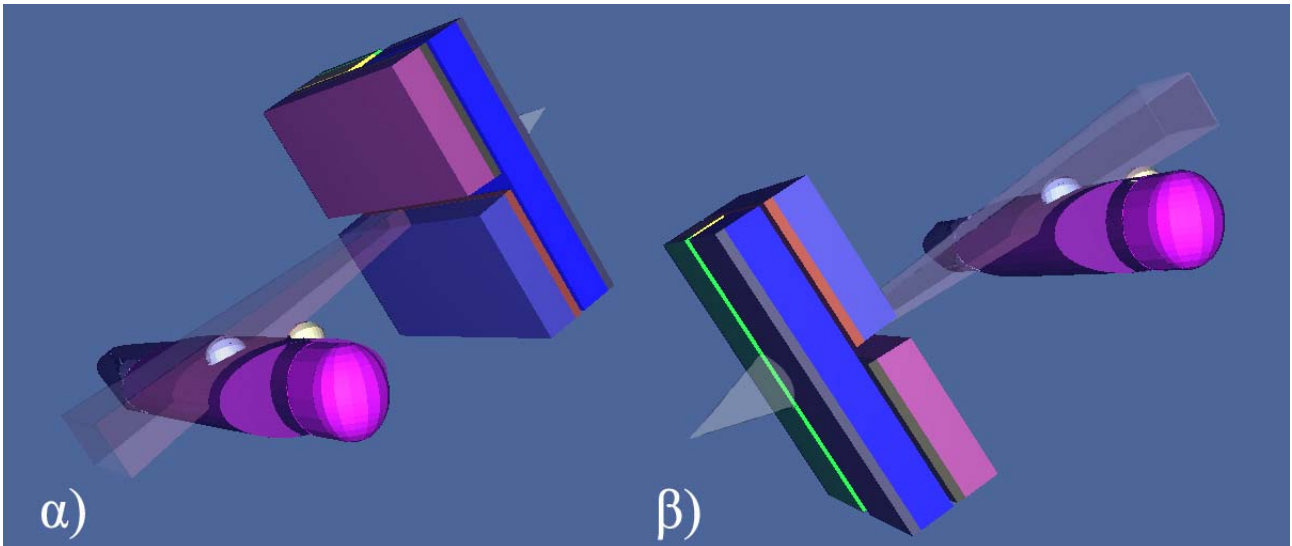
Μετά την ακτινοθεραπεία του καρκίνου του μαστού μπορούν να συμβούν δύο ειδών επιπλοκές, καρκίνος εξαιτίας της ακτινοβόλησης και βλάβες στους ιστούς για τον ίδιο λόγο, όταν οι δόσεις ξεπεράσουν κάποιο όριο ανοχής ανά όργανο [34]. Στην παρούσα μελέτη εκτιμώνται με τεχνικές Monte Carlo οι δόσεις στους ιστούς ασθενών που υποβάλλονται σε ακτινοθεραπεία για καρκίνο του μαστού. Η γνώση των δόσεων μπορεί να βοηθήσει στην εκτίμηση του ακτινικού κινδύνου καθώς επίσης και στην εκτίμηση του κινδύνου για καθορισμένα αποτελέσματα στα διάφορα όργανα.

Καθορισμός των θεραπευτικών πεδίων

Σε συνεργασία με έμπειρο ακτινοθεραπευτή προσδιορίστηκαν τα πεδία που χρησιμοποιήθηκαν για το μαθηματικό ομοίωμα ασθενούς. Όπως προτείνεται και στη βιβλιογραφία [29] εφαρμόστηκαν δύο εφαπτόμενα πεδία (medial, lateral) και στη συνέχεια ένα υπερκλείδιο πεδίο περιορισμένο από μολύβδινο block, για να εξαιρεθεί το μέρος του πνεύμονα που περικλείεται. Οι προκαθορισμένες δόσεις ήταν 50.4 Gy για τα εφαπτόμενα πεδία (25.2 Gy έκαστο) και 50.4 Gy για το υπερκλείδιο. Η απόσταση πηγής ακτινοβολίας και δέρματος στο κέντρο του πεδίου ήταν 100 cm για όλα τα πεδία.

Για να μελετηθεί η επίδραση του μεγέθους του πεδίου χρησιμοποιήθηκαν για κάθε προβολή δύο μεγέθη πεδίων. Για τα εφαπτόμενα πεδία οι διαστάσεις ήταν $10 \times 16 \text{ cm}^2$ και $10 \times 20 \text{ cm}^2$. Τα υπερκλείδια πεδία είχαν διαστάσεις $16 \times 10 \text{ cm}^2$ και $14 \times 8 \text{ cm}^2$.

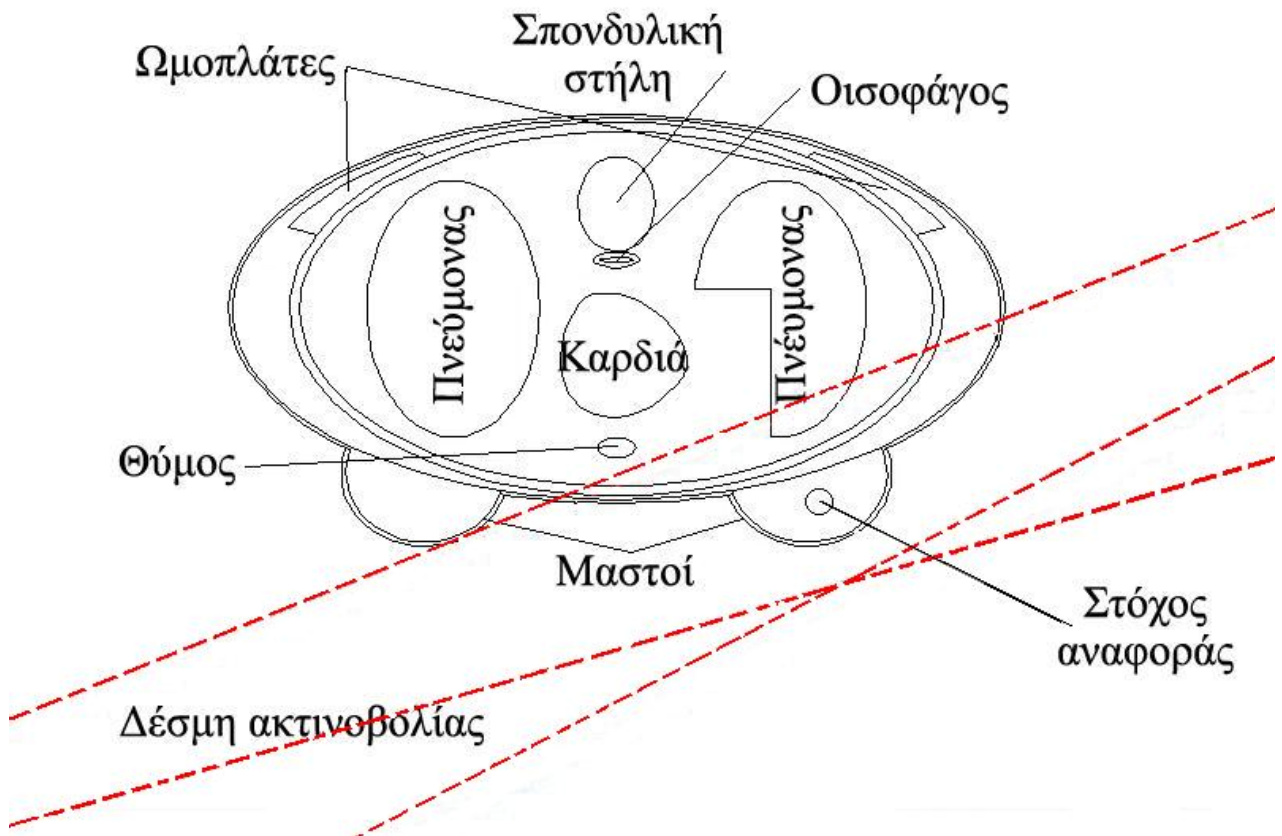
Εφαπτόμενα πεδία: Οι δέσμες για τα εφαπτόμενα πεδία εισέρχονταν στο σώμα του ομοιώματος υπό γωνίες 286° και 115° για το μέσο (medial) και το πλάγιο (lateral) εφαπτόμενο πεδίο αντίστοιχα. Αν τα πεδία ήταν αντίθετα οι γωνίες θα ήταν 295° και 115° αντίστοιχα. Επειδή όμως τα πεδία είναι αποκλίνοντα δε θα διέσχιζαν το ίδιο μέρος του σώματος του ομοιώματος αν είχαν αντίθετες κατευθύνσεις. Για να συμπίπτουν λοιπόν τα όρια των πεδίων στο εγκάρσιο επίπεδο προς την πλευρά του ομοιώματος, πρώτα ορίστηκε η γωνία των 115° για το πλάγιο πεδίο ώστε μόλις να μην περιλαμβάνεται στο πεδίο ο υγιής μαστός. Στη συνέχεια ρυθμίστηκε η γωνία εισόδου της δέσμης για το μέσο πεδίο ώστε τα έσω όρια των πεδίων στο εγκάρσιο επίπεδο να συμπίπτουν. Η προκαθορισμένη δόση θεωρήθηκε ότι εδόθη σε ένα στόχο αναφοράς που τοποθετήθηκε στο κέντρο περίπου του αριστερού μαστού. Στο σχ. 6.22 εικονίζεται η θέση των πεδίων ως προς το ομοίωμα σε τρεις διαστάσεις. Φαίνεται ότι ο ένας μαστός είναι εντός πεδίου και ο άλλος εκτός της πορείας της δέσμης.



Σχ. 6.22: α) Μέσο πεδίο και β) πλάγιο πεδίο διαστάσεων $10 \times 20 \text{ cm}^2$ για θεραπεία καρκίνου του μαστού.

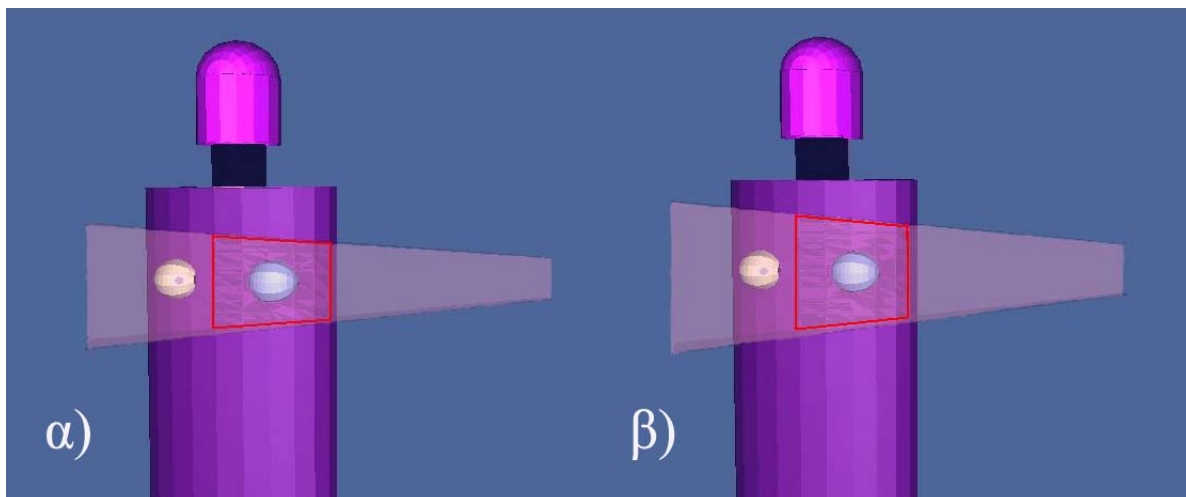
Στο σχ. 6.23 απεικονίζεται μια εγκάρσια τομή του ομοιώματος στο ύψος των μαστών. Είναι εμφανές ότι η δέσμη όπως ήταν επιθυμητό διαπερνά ένα μικρό μέρος του πνεύμονα. Η βιβλιογραφία προτείνει να είναι περίπου 2 cm το πλάτος του πνεύμονα που πρέπει να είναι μέσα στο πεδίο [35]. Στην εργασία αυτή ακολουθήθηκε αυτή η προσέγγιση. Φαίνεται επίσης καθαρά ότι ο έτερος μαστός βρίσκεται εκτός του πεδίου. Παρατηρείται ότι η σύμπτωση των έσω άκρων των πεδίων έχει σαν συνέπεια και οι δύο δέσμες να διατρέχουν τον ίδιο όγκο πνεύμονα. Αυτό δε θα συνέβαινε για αντίθετα πεδία επειδή ο πνεύμονας δεν είναι απαραίτητα συμμετρικός ως προς τον όγκο-στόχο.

Αέρας



Σχ. 6.23: Εγκάρσια τομή του ομοιώματος στο κεντρικό επίπεδο των μαστών. Οι διακεκομμένες γραμμές σημειώνουν τα όρια των δεσμών. Εικονίζονται τα εφαιπτόμενα πεδία και οι περιοχές ακτινοβόλησης τους στο εν λόγω επίπεδο.

Η διάσταση του πεδίου στις δύο περιπτώσεις πεδίων που θεωρήθηκαν αλλάζει μόνο κατά μήκος του z άξονα του ομοιώματος. Το σχ. 6.24 δείχνει τη διαφορά στην ακτινοβολούμενη περιοχή που συμβαίνει συνεπεία της αλλαγής της διάστασης του πεδίου.



Σχ. 6.24: α) Πλάγιο (lateral) πεδίο $10 \times 16 \text{ cm}^2$ και β) $10 \times 20 \text{ cm}^2$. Όμοια ήταν και η διαφοροποίηση στα μέσα (medial) πεδία.

Ο χρόνος που απαιτήθηκε για να ληφθούν στατιστικώς επαρκή αποτελέσματα από την προσομοίωση κάθε εφραπτόμενου πεδίου ήταν 2000 min. Τα σχετικά σφάλματα όλων των ανιχνευτών ήταν μικρότερα του 7%.

Υπερκλείδια πεδία: για τα υπερκλείδια πεδία εφαρμόστηκε διάταξη παρόμοια με του σχ. 6.12. Το ποσοστό του πεδίου που απέκοπτε το μολύβδινο block ήταν 34.9% για το $14 \times 8 \text{ cm}^2$ και 32.4% για το $16 \times 10 \text{ cm}^2$ πεδίο. Ο χρόνος που απαιτήθηκε για να ληφθούν στατιστικώς λογικά αποτελέσματα από την προσομοίωση κάθε υπερκλείδιου πεδίου ήταν 2500 min. Τα σχετικά σφάλματα όλων των ανιχνευτών ήταν μικρότερα του 7%.

Οι σχετικές διαστάσεις των πεδίων στο στεφανιαίο επίπεδο απεικονίζονται στο σχ. 6.25. Η περιοχή του πνεύμονα που θα ήταν μέσα στα όρια ενός ορθογωνίου πεδίου αντιστοιχών διαστάσεων, «κόβεται» με τοποθέτηση μολύβδινου block.



Σχ. 6.25: Τα μεγέθη των υπερκλειδίων πεδίων και η επίδραση του block στο πεδίο.

Όπως ακριβώς και για την έκτοπη οστεοποίηση τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων παρατίθενται σε πίνακες που περιέχουν τη μέση δόση σε κάθε ένα από τα όργανα ενδιαφέροντος ανά πεδίο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7

Αποτελέσματα

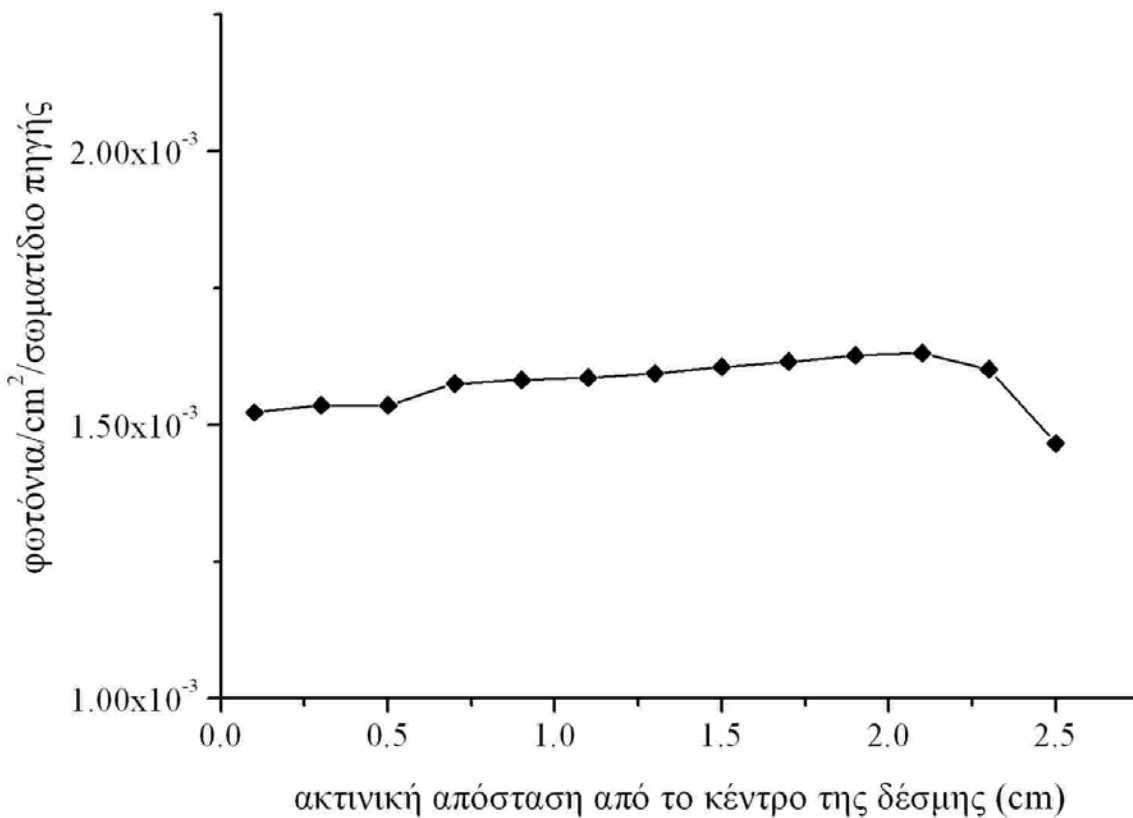
Εισαγωγή

Στο παρόν κεφάλαιο παρατίθενται τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων που διενεργήθηκαν για τη μοντελοποίηση της θεραπευτικής δέσμης του GE Phillips SL 75/5. Παρατίθενται πρώτα τα αποτελέσματα της σύγκρισης της μοντελοποιημένης δέσμης με την πραγματική. Στη συνέχεια παρατίθενται τα αποτελέσματα της επίδρασης που είχε η μεταβολή διάφορων παραμέτρων που ελέγχθηκαν στα χαρακτηριστικά της δέσμης. Η δέσμη που παρήχθη χρησιμοποιήθηκε για προσομοίωση ακτινοθεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης και του καρκίνου του μαστού σε μαθηματικό ομοίωμα ασθενούς. Οι δόσεις στα όργανα ενδιαφέροντος του μαθηματικού ομοιώματος παρατίθενται καταχωρισμένες ανά θεραπευτικό πεδίο.

7.1. Δοσιμετρικός-ακτινομετρικός χαρακτηρισμός και επαλήθευση του μοντέλου της δέσμης ακτινοθεραπείας

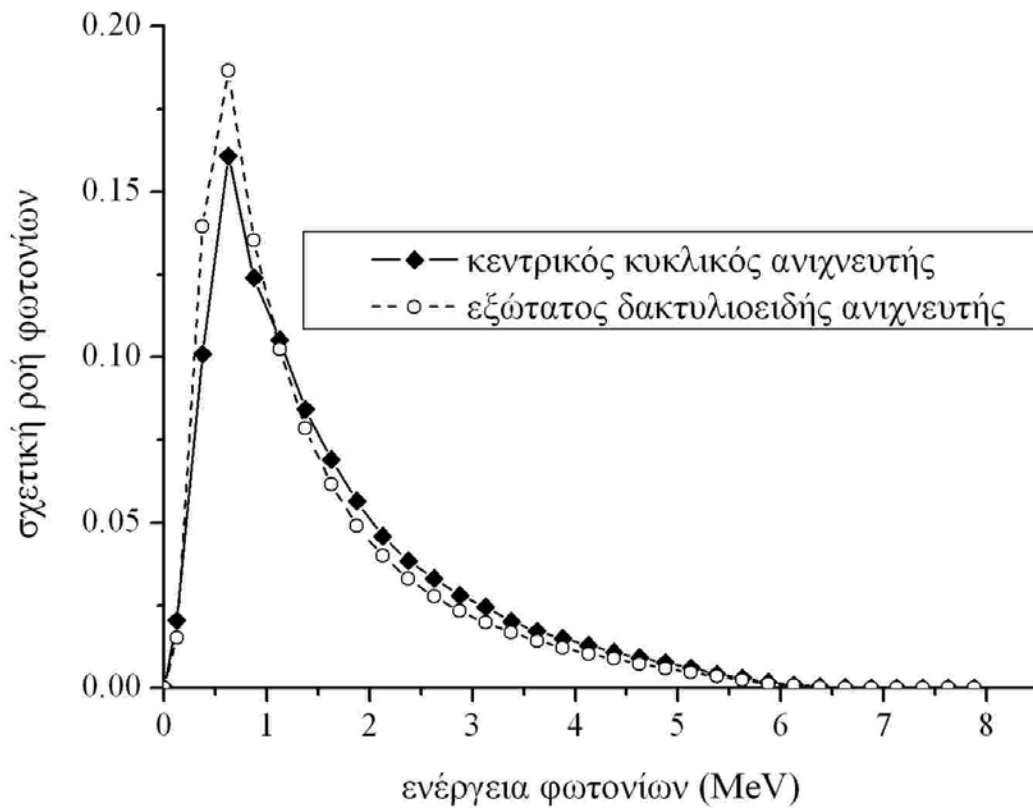
α) **Υπολογισμός της ροής και της ακτινικής μεταβολής της:** Ο ανιχνευτής τύπου F2 που ορίστηκε 1 cm κάτω από το φίλτρο επιπέδωσης μέτρησε τη ροή σε σχέση με την ακτινική απόσταση, από το κέντρο της δέσμης προς τα άκρα της. Οι τιμές που μετρήθηκαν είναι οι συνολικές ροές φωτονίων όλων των ενεργειών στον εκάστοτε δακτύλιο ανίχνευσης (βλέπε σχ. 6.4). Η ροή θεωρήθηκε σταθερή σε όλη την επιφάνεια του δακτυλίου και αντιστοιχίστηκε στο μέσο κάθε δακτυλίου από όπου μετρήθηκαν και οι αποστάσεις από το κέντρο της δέσμης. Στο σχ. 7.1 εικονίζεται η ροή σε συνάρτηση με την απόσταση από τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Η ροή δίνεται σε μονάδες φωτονίων/cm²/αρχικό σωματίδιο πηγής. Η ροή αυξανόταν με την απόσταση από το κέντρο της δέσμης. Η αύξηση αυτή έφτανε μέχρι και το 7.2% σε σχέση με την κεντρική ροή. Μια απότομη μείωση της ροής παρατηρήθηκε στον εξώτατο ανιχνευτικό δακτύλιο. Είναι χρήσιμο επίσης να αναφερθεί ότι με τις μετρήσεις αυτές των ροών προσδιορίστηκε και η απόδοση της δέσμης ηλεκτρονίων σε φωτόνια, στο επίπεδο των ανιχνευτών. Η απόδοση των αρχικών ηλεκτρονίων σε φωτόνια κάτω από τη βάση του ΦΕ υπολογίστηκε να είναι ίση με 3.5%. δηλαδή για

κάθε 100 ηλεκτρόνια της δέσμης ηλεκτρονίων μόνο περίπου 4 φωτόνια εξέρχονταν της βάσης του φίλτρου επιπέδωσης.



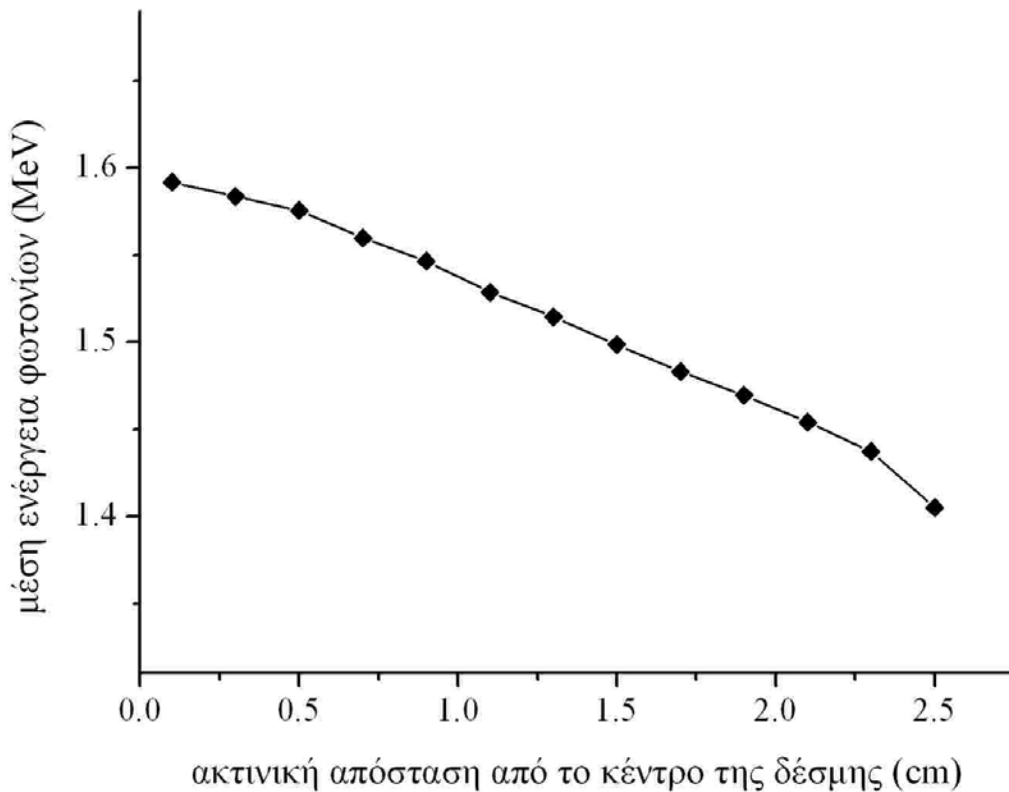
Σχ. 7.1: Η μεταβολή της ροής σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης. Η μέτρηση έγινε σε ένα επίπεδο που βρισκόταν 1 cm κάτω από το φίλτρο επιπέδωσης κατά την πορεία της δέσμης.

β) Υπολογισμός του φάσματος και της ακτινικής μεταβολής του: Ο ανιχνευτής τύπου F2 είχε τη δυνατότητα να καταχωρίζει τα διερχόμενα από κάθε δακτύλιο φωτόνια ανάλογα με την ενέργεια που είχαν. Η καταχώριση έγινε ανά ενεργειακά διαστήματα των 250 keV για ενέργειες από 0 έως 8 MeV. Για κάθε δακτυλιοειδή ανιχνευτή δημιουργήθηκε ένα ιστόγραμμα ενεργειών για τα φωτόνια που διήρχοντο. Δηλαδή το φάσμα. Στο σχ. 7.2 δείχνονται τα φάσματα για τον εσώτατο κυκλικό ανιχνευτή και για τον εξώτατο δακτυλιοειδή ανιχνευτή. Στον εξώτατο δακτύλιο που αντιστοιχούσε στη μέγιστη ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης παρατηρήθηκαν περισσότερα φωτόνια με χαμηλές ενέργειες από ότι στον κεντρικό κυκλικό ανιχνευτή. Επίσης ο εξώτατος ανιχνευτής μέτρησε και λιγότερα φωτόνια υψηλής ενέργειας σε σχέση με τον κεντρικό. Το φάσμα στον εξωτερικό ανιχνευτή ήταν πιο «μαλακό».



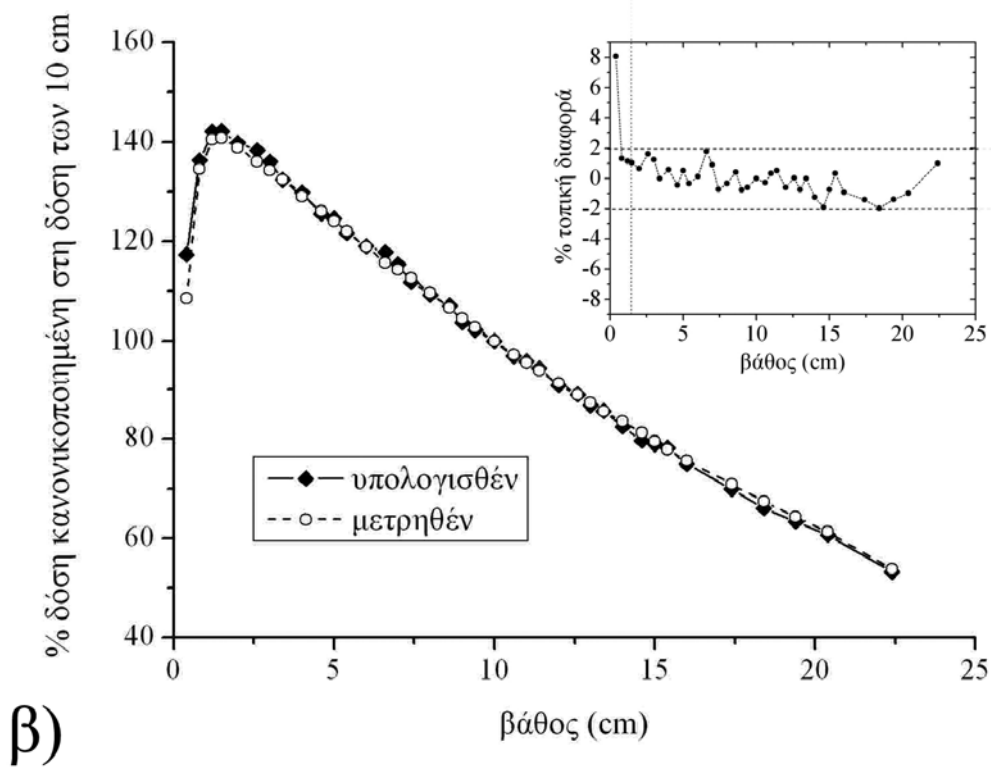
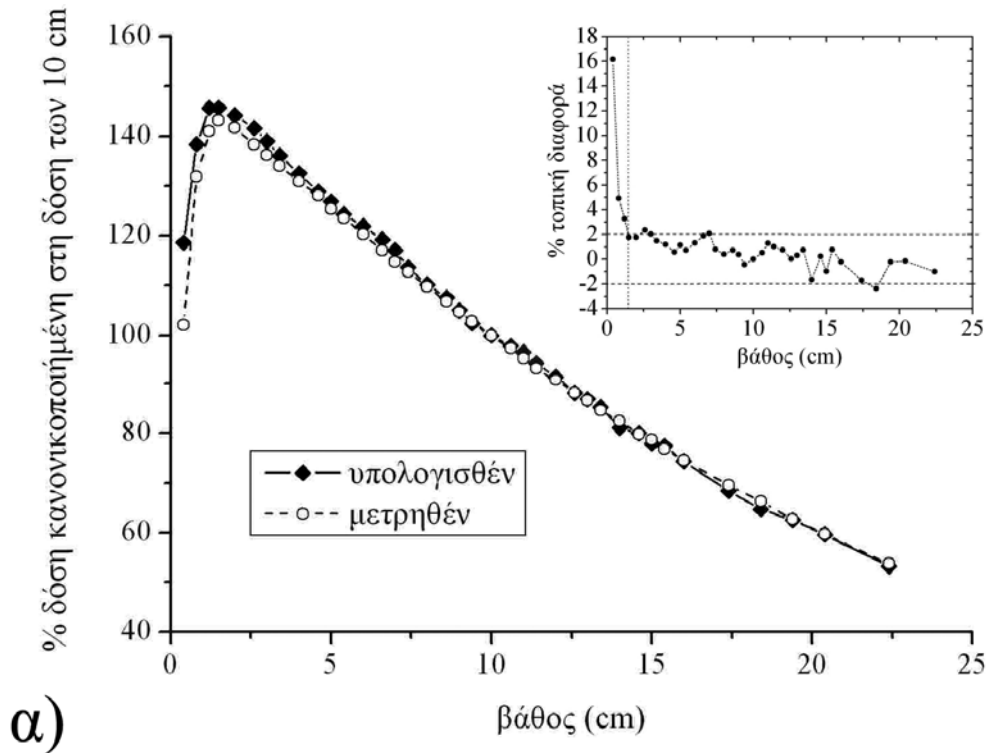
Σχ. 7.2: Τα φάσματα των φωτονίων στον κεντρικό κυκλικό ανιχνευτή και στον εξώτατο δακτυλιοειδή ανιχνευτή. Ο εξώτατος ανιχνευτής μέτρησε μεγαλύτερη ροή φωτονίων χαμηλών ενεργειών και μικρότερη ροή φωτονίων υψηλών ενεργειών από ότι ο κεντρικός.

Το άθροισμα των γινομένων των κανονικοποιημένων ροών ανά ενεργειακό διάστημα, πολλαπλασιασμένο με τη μέση τιμή του ενεργειακού διαστήματος, έδινε τη μέση τιμή της ενέργειας του φάσματος φωτονίων σε κάθε δακτύλιο. Τα φάσματα θεωρήθηκαν ομοιογενή σε ολόκληρο το δακτύλιο, όπως και οι ροές στην προηγούμενη παράγραφο. Οι μέσες τιμές της ενέργειας των φωτονίων σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης δείχνονται στο σχ. 7.3. Η μέση τιμή της ενέργειας μειωνόταν με την αύξηση της ακτινικής απόστασής από τον άξονα της δέσμης. Η μέση ενέργεια του ακραίου ανιχνευτή ήταν μειωμένη κατά 11.7% σε σχέση αυτήν του κεντρικού ανιχνευτή.



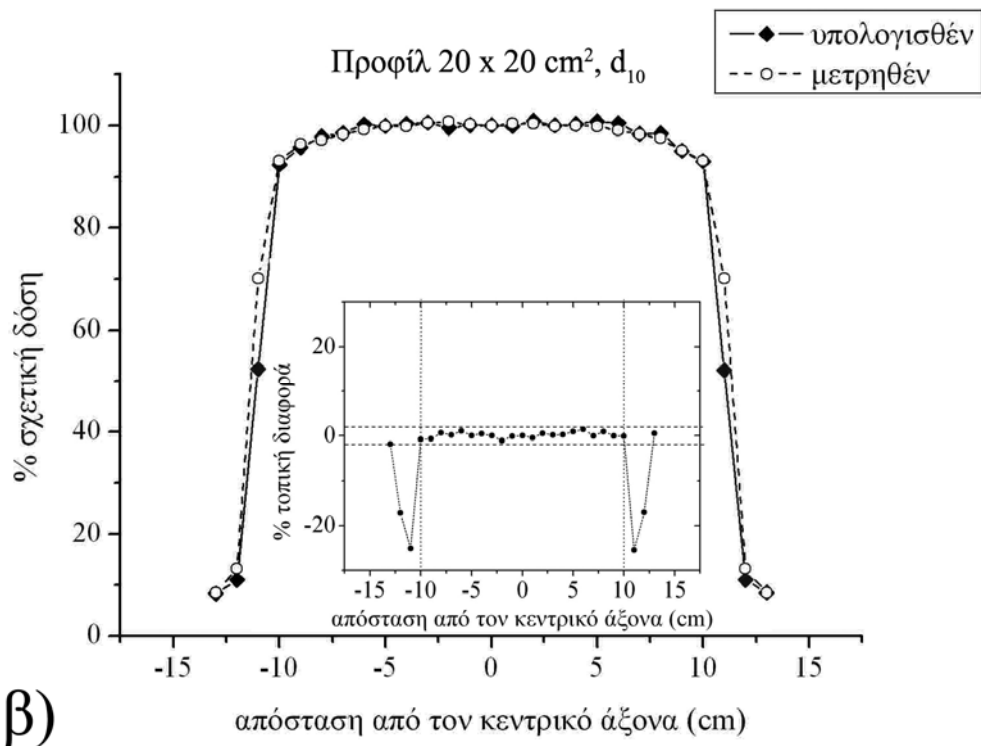
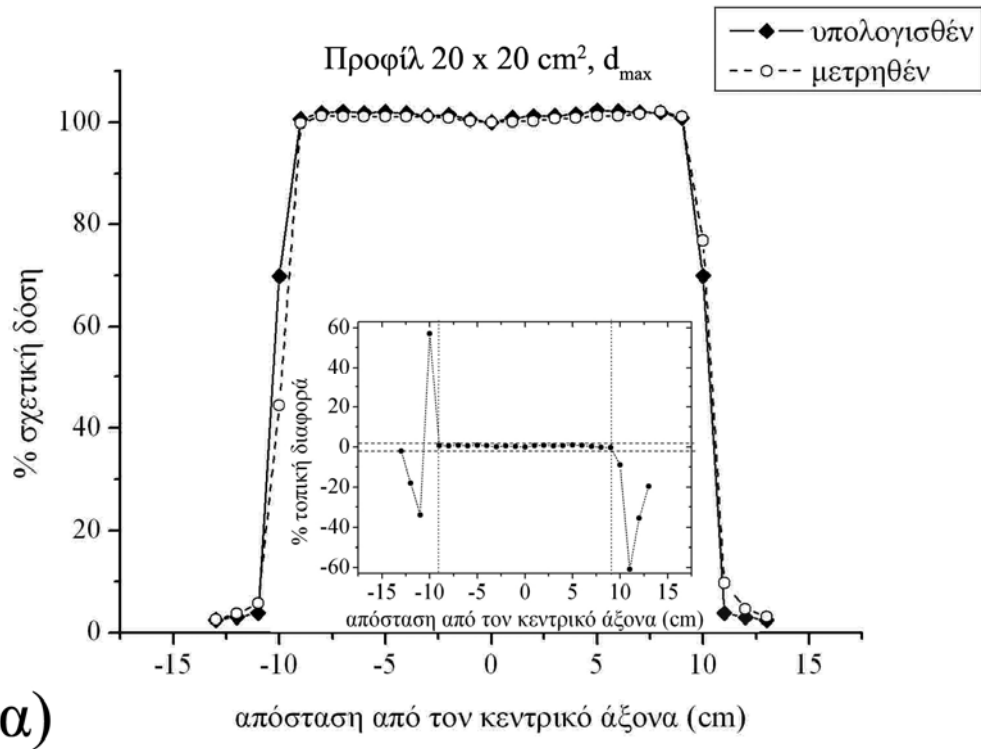
Σχ. 7.3: Η μεταβολή της μέσης ενέργειας του φάσματος της θεραπευτικής δέσμης σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της. Το φάσμα «μαλακώνει» καθώς αυξάνεται η ακτινική απόσταση.

γ) Υπολογισμός δόσεων βάθους σε ομοίωμα νερού: Η δόση βάθους υπολογίστηκε για πεδία $20 \times 20 \text{ cm}^2$ και $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Οι σχετικές δόσεις παρατίθενται κανονικοποιημένες στη δόση των 10 cm (d_{10}) ως συνάρτηση του βάθους μέσα στο ομοίωμα νερού. Οι υπολογισμένες από την προσομοίωση Monte Carlo και οι μετρημένες από το θάλαμο ιονισμού δόσεις παρουσιάζονται σε υπέρθεση στο σχ. 7.4 για τα πεδία $20 \times 20 \text{ cm}^2$ και $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Τα ένθετα του σχήματος παρουσιάζουν τις τοπικές διαφορές που είχε το υπολογισθέν προφίλ από το μετρηθέν. Οι τοπικές διαφορές στα σημεία με βάθος μεγαλύτερο από το βάθος της μέγιστης δόσης (d_{\max}) που βρέθηκε να είναι το 1.5 cm , ξεπερνούσαν κατά απόλυτη τιμή το όριο αποδοχής του 2% [16], σε τέσσερα μόνο σημεία για το πεδίο $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Για το πεδίο $30 \times 30 \text{ cm}^2$ οι απόλυτες τιμές των αντιστοίχων διαφορών ήταν όλες μικρότερες του 2%.

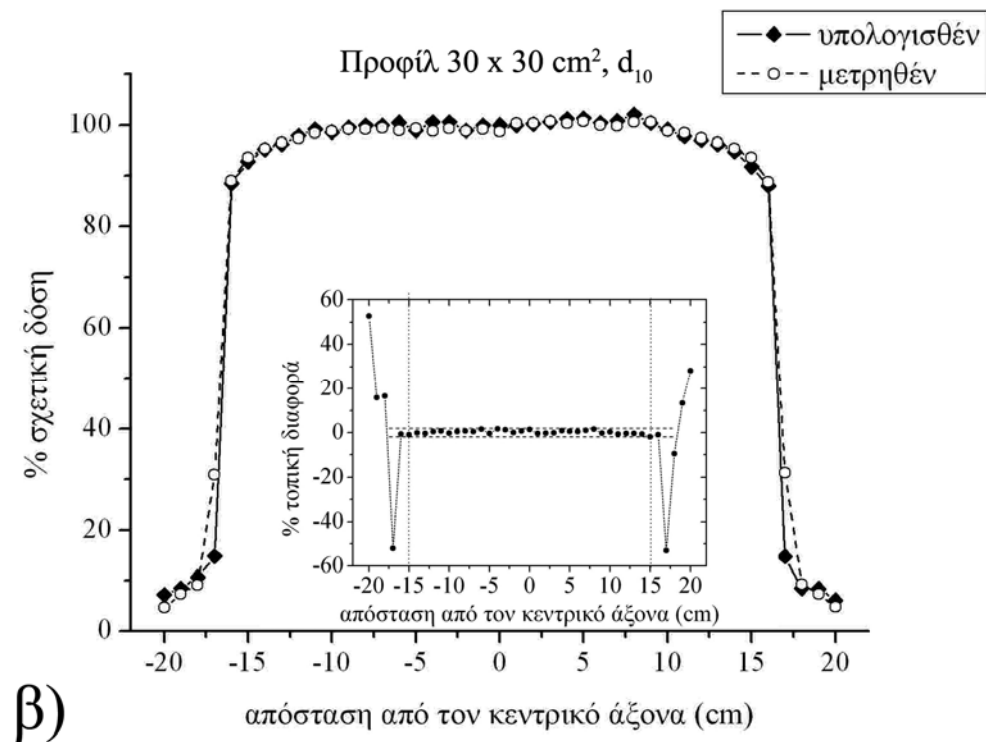
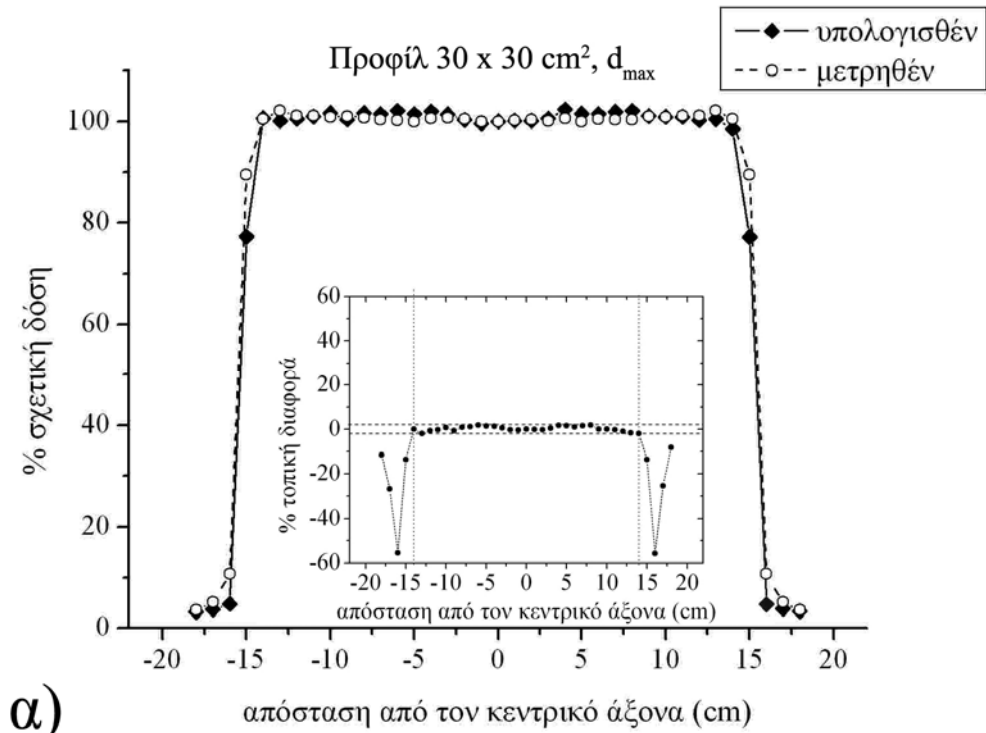


Σχ. 7.4: Η υπολογισμένη και η μετρημένη καμπύλη δόσης βάθους για τα τετραγωνικά πεδία: **α)** $20 \times 20 \text{ cm}^2$ και **β)** $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Στα ένθετα παρατίθενται οι τοπικές διαφορές των υπολογισμένων από τις μετρημένες τιμές. Οι οριζόντιες διακεκομμένες γραμμές σημειώνουν τα όρια του $\pm 2\%$ των τοπικών διαφορών ενώ η κάθετη διακεκομμένη γραμμή ορίζει το βάθος μέγιστης δόσης.

δ) Υπολογισμός των προφίλ δόσης σε ομοίωμα νερού: Τα προφίλ δόσης υπολογίστηκαν για πεδία διαστάσεων $20 \times 20 \text{ cm}^2$ και $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Οι δόσεις κανονικοποιήθηκαν στη δόση του κεντρικού σημείου του προφίλ. Η επιβεβαίωση του μοντέλου της δέσμης συμπεριελάμβανε σύγκριση των υπολογισμένων με τα μετρημένα προφίλ δόσης για τα παραπάνω πεδία. Η σύγκριση έγινε για δύο βάθη μέτρησης, το βάθος μέγιστης δόσης (d_{\max}) και το βάθος των 10 cm (d_{10}). Οι απόλυτες τιμές των τοπικών διαφορών των υπολογισμένων από τα μετρημένα προφίλ δόσης δεν ξεπερνούσαν το όριο αποδοχής του 2% στις επίπεδες (plateau) περιοχές του προφίλ [16]. Στις περιοχές απότομης μεταβολής της δόσης ανεξάρτητα από το βάθος μέτρησης, οι τοπικές διαφορές κυμάνθηκαν κατά απόλυτη τιμή, από 1.8% μέχρι 60.9% για το πεδίο $20 \times 20 \text{ cm}^2$ και από 0.7% έως 55.8% για το πεδίο $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Τα σχήματα που ακολουθούν περιέχουν υπερτεθειμένα υπολογισμένα και μετρημένα προφίλ και τις τοπικές τους διαφορές χάριν σύγκρισης.

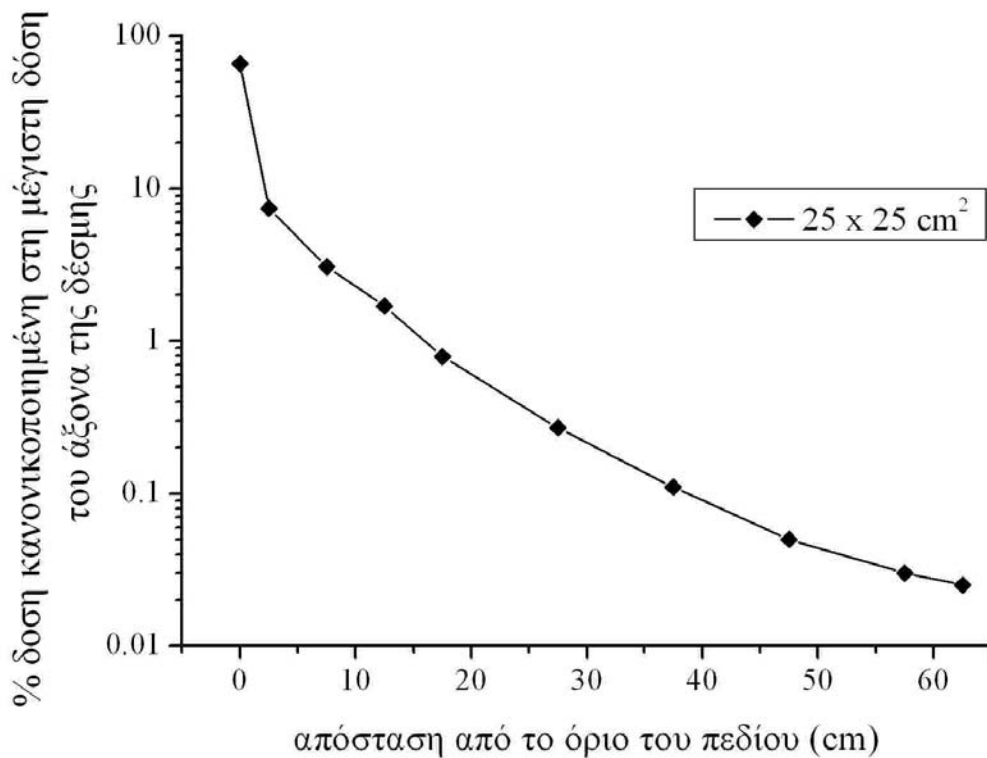


Σχ. 7.5: α) Το υπολογισμένο και το μετρημένο προφίλ δόσης για το τετραγωνικό πεδίο $20 \times 20 \text{ cm}^2$ στο βάθος της μέγιστης δόσης και β) στο βάθος των 10 cm. Στα ένθετα παρατίθενται οι τοπικές διαφορές των υπολογισμένων από τις μετρημένες τιμές. Οι οριζόντιες διακεκομμένες γραμμές σημειώνουν τα όρια του $\pm 2\%$ των τοπικών διαφορών. Οι κάθετες διακεκομμένες γραμμές ορίζουν την επίπεδη περιοχή του προφίλ.



Σχ. 7.6: α) Το υπολογισμένο και το μετρημένο προφίλ δόσης για το τετραγωνικό πεδίο 30 x 30 cm² στο βάθος της μέγιστης δόσης και β) στο βάθος των 10 cm. Στα ένθετα παρατίθενται οι τοπικές διαφορές των υπολογισμένων από τις μετρημένες τιμές. Οι οριζόντιες διακεκομμένες γραμμές σημειώνουν τα όρια του ±2% των τοπικών διαφορών. Οι κάθετες διακεκομμένες γραμμές ορίζουν την επίπεδη περιοχή του προφίλ.

ε) **Υπολογισμός περιφερειακής δόσης σε ομοίωμα νερού:** Το προφίλ δόσης για πεδίο διαστάσεων $25 \times 25 \text{ cm}^2$ υπολογίστηκε για αποστάσεις έως 62.5 cm από το όριο του πεδίου. Οι δόσεις κανονικοποιήθηκαν στη μέγιστη δόση του κεντρικού άξονα. Το γράφημα του σχ. 7.7 που δημιουργήθηκε είναι ημιλογαριθμικό ώστε να διακρίνονται οι μικρές διαφορές στις δόσεις από σημείο σε σημείο. Τα αποτελέσματα δε διέφεραν σημαντικά από δημοσιευμένα αποτελέσματα για ΓΕ που μπορούν να παράγουν δέσμες 6 MV [14]. Ο μέσος όρος των απόλυτων τιμών των τοπικών διαφορών από τα δημοσιευμένα αποτελέσματα εκτιμήθηκε ότι δεν ξεπερνά το 10%.



Σχ. 7.7: Οι σχετικές τιμές των δόσεων σε μεγάλες αποστάσεις από τα όρια του πεδίου για μέγεθος πεδίου ίσο με $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Οι τιμές είναι κανονικοποιημένες στη μέγιστη δόση του άξονα της δέσμης.

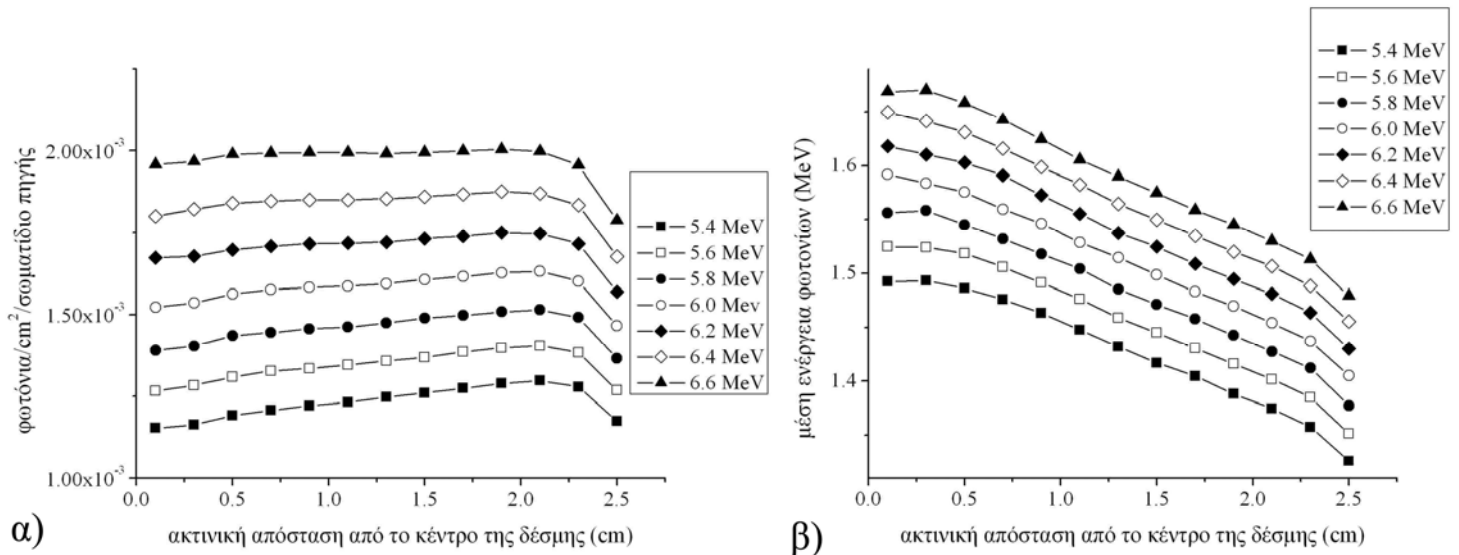
7.2 Μελέτη της εξάρτησης των ακτινομετρικών και δοσιμετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης φωτονίων από τα φυσικά χαρακτηριστικά της αρχικής δέσμης ηλεκτρονίων

Στην παράγραφο αυτή παρατίθενται αποτελέσματα που αφορούν στην επίδραση των χαρακτηριστικών της δέσμης ηλεκτρονίων πάνω στα χαρακτηριστικά της δέσμης φωτονίων που εξετάστηκαν και προηγουμένως. Για κάθε συνδυασμό των

παραμέτρων της δέσμης ηλεκτρονίων μελετήθηκε η μεταβολή της ροής, του φάσματος, της % δόσης βάθους και των προφίλ δόσης. Η δόση βάθους μελετήθηκε για το πεδίο $20 \times 20 \text{ cm}^2$ και τα προφίλ δόσης για το ίδιο πεδίο σε βάθος d_{max} .

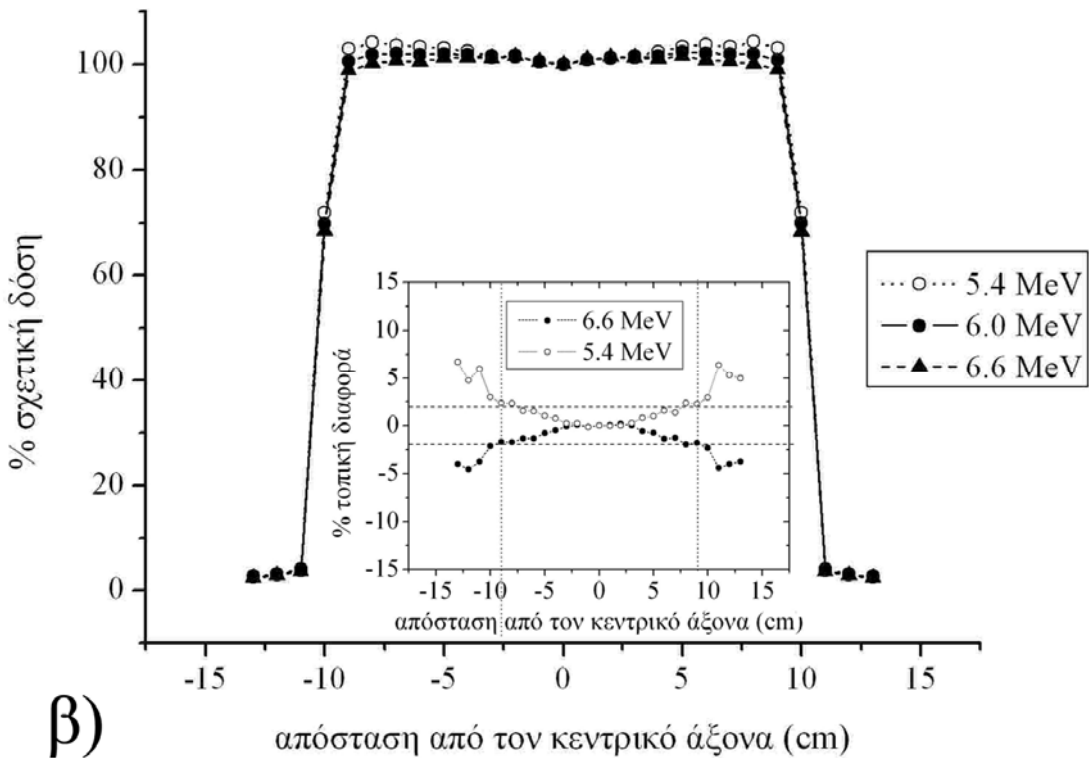
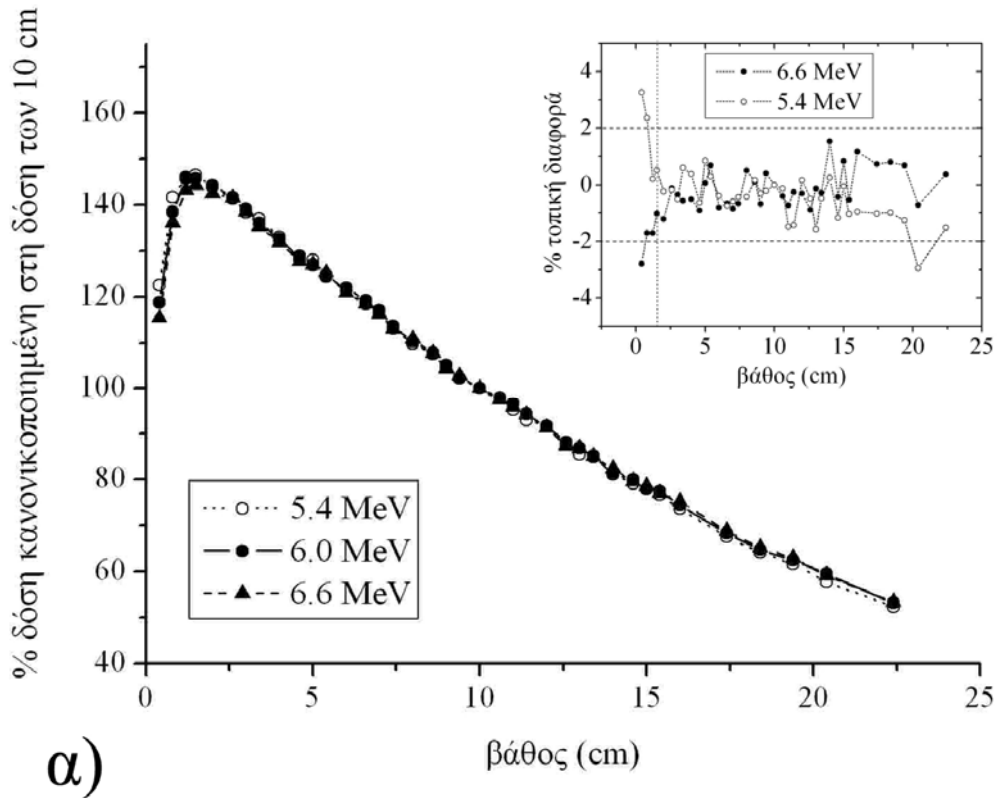
7.2.1 Εξάρτηση από τη μέση ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων

Η μεταβολή της μέσης ενέργειας είχε ως συνέπεια να μεταβάλλεται η ροή και το φάσμα της δέσμης φωτονίων. Στο σχ. 7.7 απεικονίζεται η ακτινική μεταβολή της ροής και του φάσματος για μεταβολή της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων, από 5.4 MeV έως 6.6 MeV. Η ροή εν γένει αυξήθηκε κατά απόλυτη τιμή καθώς αυξανόταν η μέση ενέργεια των αρχικών ηλεκτρονίων. Η συνολική ροή στους ανιχνευτές για την ενέργεια των 6.6 MeV αυξήθηκε κατά 24.9% σε σχέση με τη συνολική ροή για την ενέργεια των 6.0 MeV. Αυτό που επίσης παρατηρήθηκε είναι ότι η ροή αυξανόταν με την απόσταση από το κέντρο της δέσμης, εκτός από τα άκρα της δέσμης (ακτινική απόσταση $\geq 2.3 \text{ cm}$) όπου παρατηρήθηκε απότομη μείωση. Το φαινόμενο ήταν πιο έντονο στις χαμηλότερες τιμές της μέσης ενέργειας. Για μέση ενέργεια ηλεκτρονίων 5.4 MeV η αύξηση της ροής σε απόσταση 2.1 cm από το κέντρο ως προς τη ροή στην κεντρική περιοχή της δέσμης ήταν 12.5%. Η αντίστοιχη αύξηση για μέση ενέργεια ηλεκτρονίων 6.6 MeV, ήταν μόλις 2%. Η μέση ενέργεια των φωτονίων επίσης αυξήθηκε με την αύξηση της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων. Κοντά στο κέντρο της δέσμης η μέση ενέργεια φωτονίων είχε μέγιστη τιμή 1.49 MeV και 1.67 MeV για ενέργειες ηλεκτρονίων 5.4 MeV και 6.6 MeV αντίστοιχα. Είναι ενδιαφέρουσα η παρατήρηση ότι οι καμπύλες των φασμάτων ήταν σχεδόν παράλληλες και ισαπέχουσες. Η μέση απόλυτη τιμή των τοπικών διαφορών για κάθε δύο διαδοχικές καμπύλες κυμάνθηκε από 1.6% έως 2.0%. Η μέση τιμή της ενέργειας των φασμάτων σε κάθε απόσταση αυξανόταν δηλαδή με σχετικά ομοιογενή τρόπο καθώς αυξανόταν η αρχική ενέργεια των ηλεκτρονίων. Αυτό φαίνεται στο σχήμα 7.7 β) όπου οι καμπύλες έχουν σχεδόν παράλληλες διευθύνσεις για κάθε τιμή της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων.



Σχ. 7.8: Η μεταβολή: **α)** της φωτονικής ροής και **β)** της μέσης ενέργειας του φάσματος σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης για όλες τις μέσες ενέργειες ηλεκτρονίων που εφαρμόστηκαν.

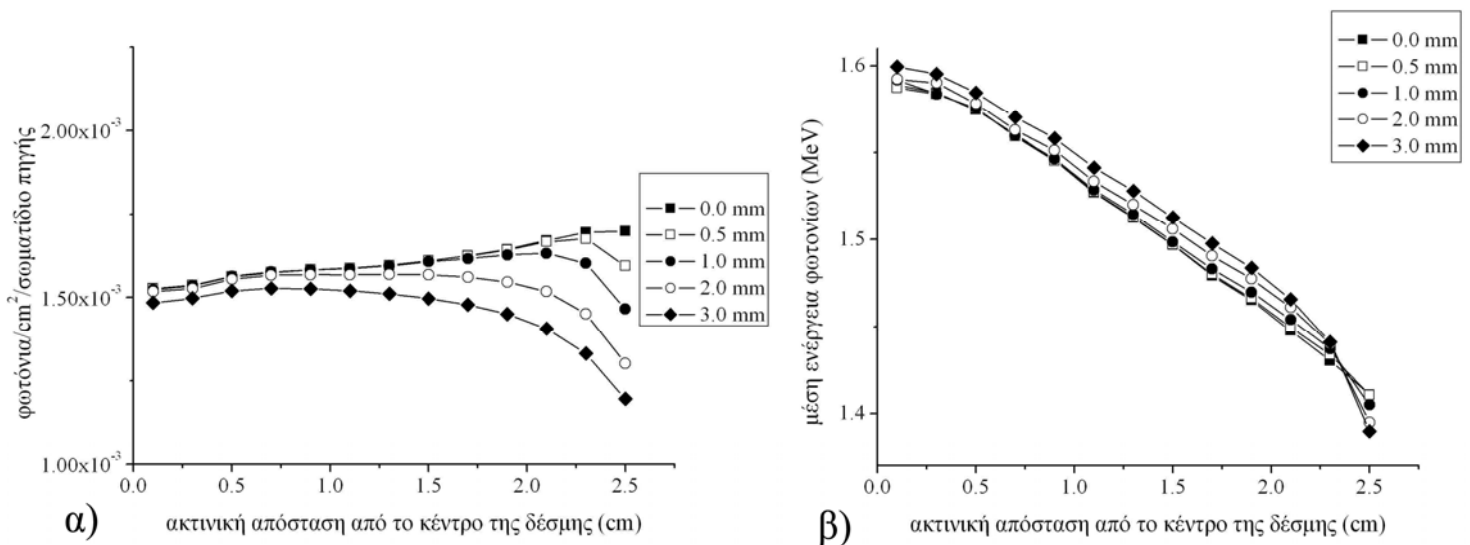
Η μεταβολή της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων είχε επίδραση στους υπολογισμούς της % δόσης βάθους και των προφίλ δόσης. Η δόση βάθους φαίνεται να μην επηρεάστηκε πολύ. Οι τοπικές διαφορές από την καμπύλη της αρχικής ενέργειας των 6 MeV δεν ξεπερνούσαν κατά απόλυτη τιμή το 4%. Παρόλα αυτά, αύξηση της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων είχε σαν συνέπεια οι δόσεις σε δεδομένα βάθη πριν το d_{max} να εμφανίζουν τάσεις μείωσης και σε μεγαλύτερα βάθη τάσεις αύξησης. Δηλαδή το σημείο της μέγιστης δόσης έμοιαζε να μετακινείται βαθύτερα. Πιο εμφανής ήταν η επίδραση στα προφίλ δόσης. Η καμπύλη του προφίλ ανυψωνόταν στα άκρα του πεδίου, όσο η μέση ενέργεια των ηλεκτρονίων μειωνόταν. Η διαφορά που παρατηρήθηκε ανάμεσα στις τιμές της αρχικής καμπύλης για τα 6.0 MeV και των καμπυλών για 5.4 και 6.6 MeV έφτανε κατά απόλυτη τιμή το 6.7%. Παρόλα αυτά στην επίπεδη περιοχή των προφίλ δόσης δεν ξεπερνούσε το 2.4%. Οι διαφορές ανάμεσα στην καμπύλη των 5.4 και των 6.6 MeV έφταναν έως 4% στην επίπεδη περιοχή των προφίλ δόσης. Στο σχήμα που ακολουθεί, για λόγους ευκρίνειας, παρατίθενται οι % δόσεις βάθους και τα προφίλ δόσης για τιμές της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων ίσες με 5.4 MeV, 6.0 MeV και 6.6 MeV. Οι καμπύλες για τις ενδιάμεσες τιμές της μέσης ενέργειας ευρίσκοντο ανάμεσα σε αυτές τις ακραίες τιμές. Στα ένθετα παρουσιάζονται οι κατά τόπους διαφορές των καμπυλών 5.4 και 6.6 MeV από την αρχική καμπύλη των 6.0 MeV.



Σχ. 7.9: Η μεταβολή: **α)** της % δόσης βάθους και **β)** των προφίλ δόσης καθώς μεταβάλλεται η μέση ενέργεια των ηλεκτρονίων. Στα ένθετα απεικονίζονται οι τοπικές τους διαφορές. Οι οριζόντιες διακεκομμένες γραμμές σημειώνουν τα όρια του $\pm 2\%$ των τοπικών διαφορών. Οι κάθετες διακεκομμένες γραμμές ορίζουν το βάθος της μέγιστης δόσης ή την επίπεδη περιοχή του προφίλ.

7.2.2 Εξάρτηση από την ακτινική κατανομή της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων

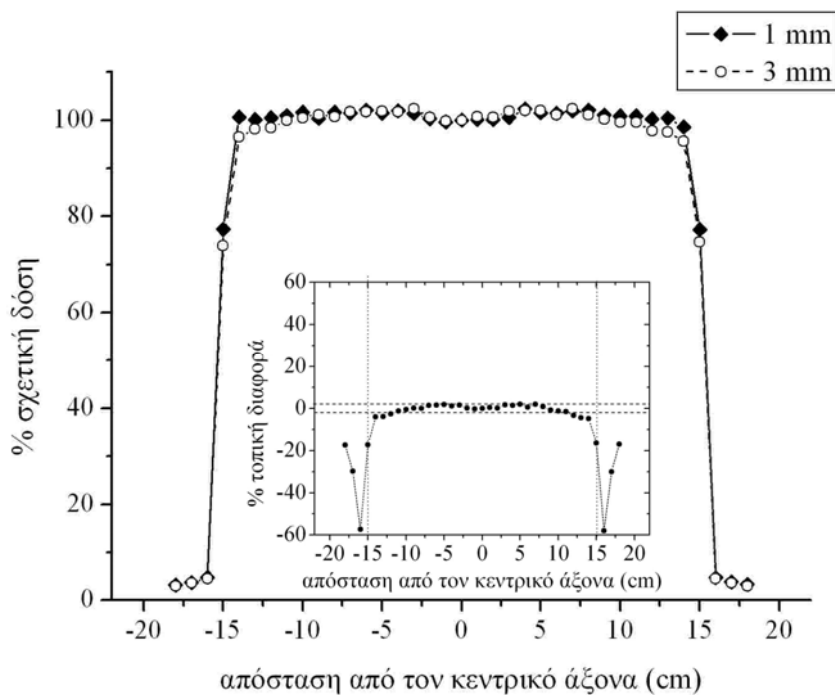
Η μεταβολή της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων είχε αντίκτυπο στις παραμέτρους που εξετάστηκαν. Η ροή φωτονίων αυξήθηκε για τιμές του PEMM της ακτινικής κατανομής της έντασης που ήταν μικρότερες από 1 mm που θεωρήθηκε σαν η αρχική τιμή της μεταβλητής. Η αύξηση ήταν εμφανής για αποστάσεις μεγαλύτερες του 1.7 cm από τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Οι μέγιστες μεταβολές παρατηρήθηκαν στον εξώτατο ανιχνευτικό δακτύλιο. Για δέσμη ηλεκτρονίων με μηδενικό PEMM η αύξηση της ροής άγγιζε το 15.8% σε σχέση με την αρχική περίπτωση με PEMM ίσο με 1 mm. Αντιθέτως όταν η τιμή του PEMM θεωρήθηκε ίση με 3 mm, παρατηρήθηκε μείωση της ροής στον εξώτατο ανιχνευτή της τάξης του 18.4%. Η μέση ενέργεια του φάσματος της δέσμης σε κάθε δακτύλιο δεν επηρεάστηκε πολύ και οι τοπικές διαφορές μόλις άγγιζαν το 1%.



Σχ. 7.10: Η μεταβολή: **α)** της φωτονικής ροής και **β)** της μέσης ενέργειας του φάσματος σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης για όλες τις κατανομές ακτινικής έντασης που θεωρήθηκαν. Στο υπόμνημα του σχήματος δίνονται οι τιμές του PEMM των κατανομών.

Η % δόση βάθους δεν έδειξε να επηρεάζεται από τη μεταβολή της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης. Οι τοπικές διαφορές ανάμεσα στην καμπύλη που ελήφθη για τιμή του PEMM ίση με 1 mm και τις καμπύλες για όλες τις άλλες τιμές του PEMM, ήταν πρακτικά ασήμαντες, κοντά στο 1%.

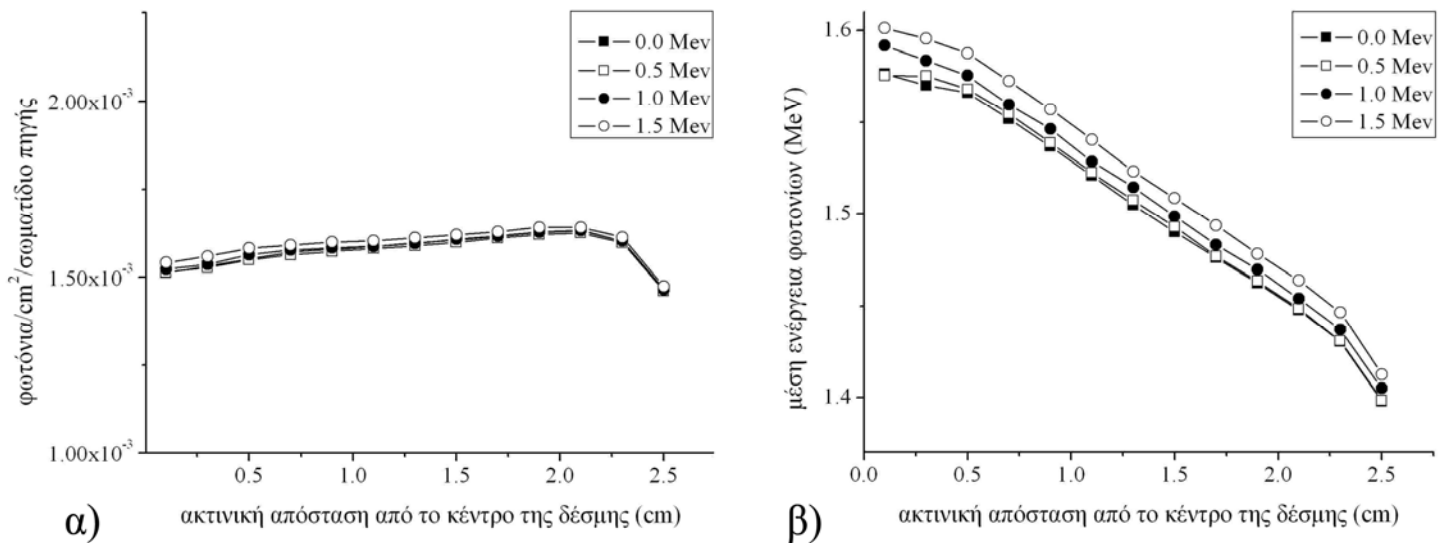
Τα προφίλ δόσης για το πεδίο $20 \times 20 \text{ cm}^2$ δεν παρουσίασαν διαφορές άνω του 1% καθώς άλλαζε το ΠΕΜΜ της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων. Με την υποψία ότι για το γεγονός του ότι δεν παρατηρήθηκε διαφορά στα προφίλ του πεδίου $20 \times 20 \text{ cm}^2$ μπορεί να ευθύνεται η μεγάλη απόσταση από τον άξονα της δέσμης όπου συμβαίνει η μεταβολή της ροής, ελέγχθηκαν και τα προφίλ για το πεδίο των $30 \times 30 \text{ cm}^2$. Για αυτό το μέγεθος πεδίου όταν το ΠΕΜΜ της ακτινικής κατανομής της δέσμης ηλεκτρονίων αυξήθηκε από 1 mm σε 3 mm, παρατηρήθηκε μείωση της δόσης του προφίλ σε περιοχές μακριά από τον άξονα της δέσμης.



Σχ. 7.11: Τα προφίλ δόσης στο βάθος της μέγιστης δόσης για το πεδίο διαστάσεων $30 \times 30 \text{ cm}^2$ για τιμές ΠΕΜΜ ίσο με 1 mm και 3 mm, της ακτινικής κατανομής της έντασης των ηλεκτρονίων. Στο ένθετο παρουσιάζονται οι κατά τόπους διαφορές των δύο καμπυλών. Οι οριζόντιες διακεκομμένες γραμμές σημειώνουν τα όρια του $\pm 2\%$ των τοπικών διαφορών. Οι κάθετες διακεκομμένες γραμμές ορίζουν την επίπεδη περιοχή του προφίλ.

7.2.3 Εξάρτηση από την ενεργειακή κατανομή της δέσμης ηλεκτρονίων

Το ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής της δέσμης ηλεκτρονίων μεταβλήθηκε από την τιμή των 0 MeV έως 1.5 MeV ανά 0.5 MeV. Η τιμή που αρχικά θεωρήθηκε ήταν 1 MeV. Η ροή και το φάσμα της δέσμης φωτονίων δε φάνηκαν να είναι ευαίσθητα στη μεταβολή του ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής. Η ροή αυξήθηκε ελαφρώς με την αύξηση του ΠΕΜΜ από 1.0 MeV σε 1.5 MeV. Η μέγιστη τοπική αύξηση δεν ξεπερνούσε το 1.2%. Αντιθέτως η ροή είχε την τάση να μειώνεται καθώς μειωνόταν το ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής. Η μείωση δε ξεπερνούσε κατά απόλυτη τιμή το 1% για καμία τιμή του ΠΕΜΜ μικρότερη του 1 MeV. Η μέση ενέργεια του φάσματος δε μεταβλήθηκε σημαντικά εξαιτίας της μεταβολής του ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής των ηλεκτρονίων. Οι τοπικές διαφορές από τις τιμές που παρατηρήθηκαν για ΠΕΜΜ ίσο με την ονομαστική τιμή του 1 MeV περιορίστηκαν σε τιμές μικρότερες του 1% για οποιαδήποτε τιμή ΠΕΜΜ που δοκιμάστηκε.



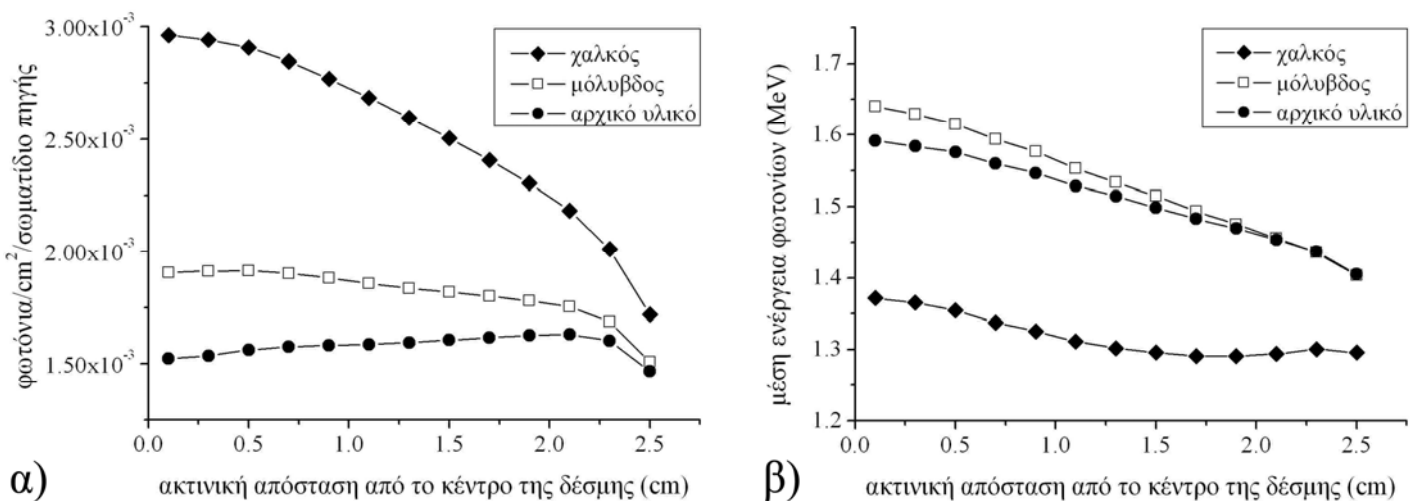
Σχ. 7.12: Η μεταβολή: **α)** της φωτονικής ροής και **β)** της μέσης ενέργειας του φάσματος σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης για όλες τις ενεργειακές κατανομές ηλεκτρονίων που θεωρήθηκαν. Στο υπόμνημα του σχήματος δίνονται οι τιμές του ΠΕΜΜ των ενεργειακών κατανομών.

Η δόση βάθους και τα προφίλ δόσης δε μεταβλήθηκαν εξαιτίας της αλλαγής του ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής της δέσμης ηλεκτρονίων. Οι απόλυτες τιμές των τοπικών διαφορών δεν ξεπερνούσαν το 1.5% και δε μπορούν να θεωρηθούν σημαντικές.

7.3 Επίδραση του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης στα ακτινομετρικά και δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης

Τα δοσιμετρικά και ακτινομετρικά χαρακτηριστικά που ελέγχθηκαν και ανωτέρω εξετάστηκαν και για την περίπτωση που το φίλτρο επιπέδωσης ήταν από χαλκό ή από μόλυβδο, έχοντας βεβαίως το ίδιο σχήμα. Η συνολική ροή φωτονίων αυξήθηκε κατά 39.3% όταν χρησιμοποιήθηκε χαλκός και κατά 14.9% όταν στη θέση του αρχικού υλικού θεωρήθηκε μόλυβδος. Οι τοπικές διαφορές άγγιζαν κατά απόλυτη τιμή το 25.2% ή το 94.6% στην περίπτωση του μολύβδου ή του χαλκού αντίστοιχα. Η ροή μειωνόταν πιο απότομα σε συνάρτηση με την απόσταση από τον κεντρικό άξονα στην περίπτωση που το υλικό του φίλτρου ήταν χαλκός παρά όταν ήταν μόλυβδος. Αντιθέτως στην περίπτωση του αρχικού υλικού η ροή εν γένει αυξανόταν μακριά από τον κεντρικό άξονα.

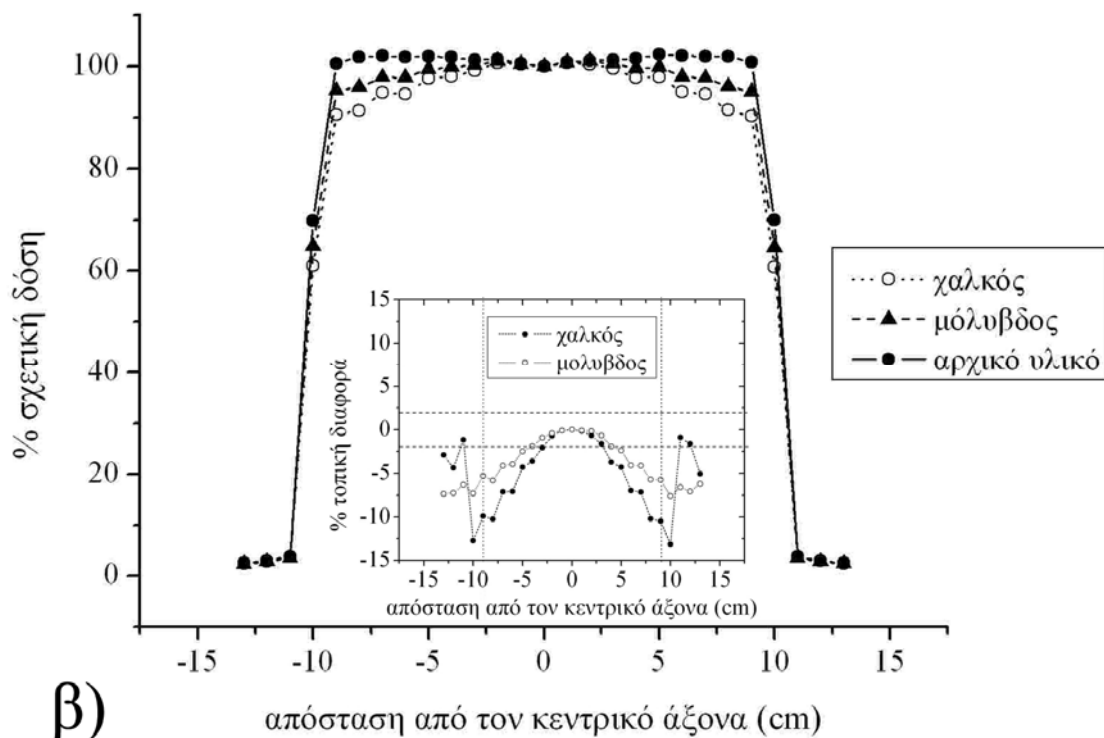
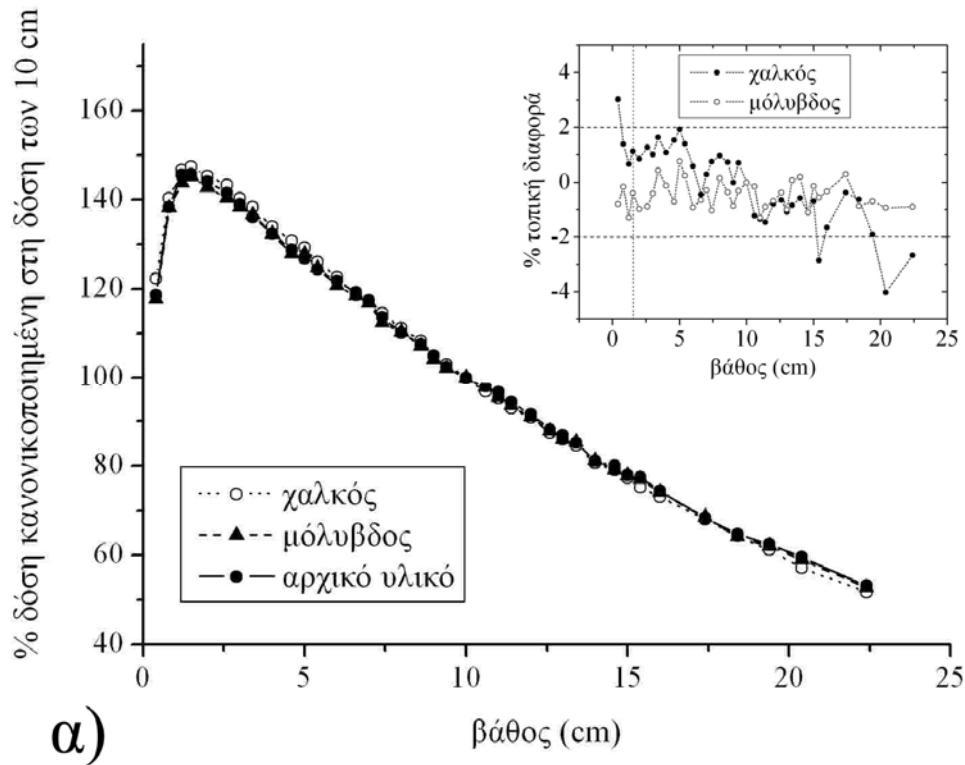
Το φάσμα μεταβλήθηκε επίσης. Στην περίπτωση του μολύβδου το φάσμα ήταν πιο σκληρό από το αρχικό. Η μέση τιμή της ενέργειας των φωτονίων αυξήθηκε έως και 3% για την κεντρική περιοχή της δέσμης. Για το χάλκινο φίλτρο η δέσμη είχε πιο μαλακό φάσμα. Η αντίστοιχη μείωση της μέσης τιμής της ενέργειας των φωτονίων ήταν 14.3%. Το σχήμα που ακολουθεί εικονίζει την επίδραση της αλλαγής του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης στη ροή και στο φάσμα της δέσμης φωτονίων.



Σχ. 7.13: Η μεταβολή: **α)** της φωτονικής ροής και **β)** της μέσης ενέργειας του φάσματος σε συνάρτηση με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης για τα τρία υλικά που θεωρήθηκαν.

Το φάσμα της δέσμης που είχε χάλκινο φίλτρο ήταν πιο μαλακό από ότι το φάσμα της αρχικής δέσμης. Οι τιμές της καμπύλης δόσης βάθους ήταν μεγαλύτερες

από τις τιμές της αρχικής δέσμης σε βάθη μικρότερα του d_{\max} και μικρότερες για μεγαλύτερα βάθη. Οι τοπικές διαφορές όπως φαίνεται στο σχ. 7.14 είχαν απόλυτες τιμές μικρότερες του 4% για όλα τα σημεία. Στην περίπτωση του μολύβδινου φίλτρου οι αντίστοιχες τιμές ήταν μικρότερες του 2% και η καμπύλη δόσης βάθους έμοιαζε με την αρχική. Τα προφίλ δόσης επηρεάστηκαν σημαντικά από την αλλαγή του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης. Οι τιμές του προφίλ στην «επίπεδη» περιοχή που υπολογίστηκαν για το χάλκινο φίλτρο ήταν έως και 10.5% χαμηλότερες από ότι για το αρχικό υλικό. Για το μολύβδινο φίλτρο οι αντίστοιχες διαφορές ήταν μικρότερες και δεν ξεπερνούσαν το 5.8%. Η επίδραση του υλικού του φίλτρου πάνω στα προφίλ δόσης και στην % δόση βάθους φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Στα ένθετα παρουσιάζονται οι κατά τόπους διαφορές των καμπυλών που ελήφθησαν με χαλκό και μόλυβδο σαν υλικό του φίλτρου, από την καμπύλη που ελήφθη για το αρχικό υλικό.



Σχ. 7.14: η μεταβολή: **α)** της % δόσης βάθους και **β)** των προφίλ δόσης για φίλτρα επιπέδωσης διαφορετικών υλικών. Οι οριζόντιες διακεκομμένες γραμμές στα ένθετα σημειώνουν το όριο του 2% των τοπικών διαφορών. Οι κάθετες διακεκομμένες γραμμές ορίζουν το βάθος μέγιστης δόσης ή την επίπεδη περιοχή του προφίλ κατά περίπτωση.

7.4 Εφαρμογές της δέσμης ακτινοθεραπείας σε συγκεκριμένες θεραπείες

Η δέσμη του ΓΕ που παρήχθη και επιβεβαιώθηκε χρησιμοποιήθηκε για να προσομοιωθούν οι θεραπείες της έκτοπης οστεοποίησης και του καρκίνου του μαστού όπως περιγράφηκαν στο κεφ. 6. Σε αυτό το κεφάλαιο παρατίθενται σε πίνακες όλες οι δόσεις για τα επιμέρους όργανα ενδιαφέροντος και για όλες τις περιπτώσεις που θεωρήθηκαν. Οι δόσεις είναι μέσες τιμές στα όργανα που αναφέρονται. Τοπικά κάποια μέρη των οργάνων μπορεί να εκτίθενται σε πολύ μεγαλύτερες δόσεις επειδή είναι εντός πεδίου. Όμως δεν είναι δυνατόν να παρατεθούν λεπτομερώς οι υπολογισμένες δόσεις σε κάθε μέρος οργάνου γιατί κάτι τέτοιο θα εξέφευγε του στόχου της παρούσας εργασίας. Μια πιο λεπτομερής παρουσίαση των αποτελεσμάτων ίσως γίνει σε επόμενη μελέτη. Ιδιαίτερες αναφορές γίνονται όπου κρίθηκε απαραίτητο.

7.4.1 Ακτινοθεραπεία της έκτοπης οστεοποίησης

7.4.1.1 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ώμου

Στην προσομοίωση της ακτινοθεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης του ώμου χρησιμοποιήθηκαν τρία μεγέθη πεδίου. Επίσης τα ίδια πεδία επαναλήφθηκαν με τη χρήση σταθερών blocks μολύβδου, που απέκοπταν ποσοστό του πεδίου.

Οι δόσεις που υπολογίστηκαν στα διάφορα όργανα χωρίς τη χρήση blocks, κυμάνθηκαν από 0.55 mGy στην ουροδόχο κύστη, για το πεδίο 8 x 8 cm², έως και 259.00 mGy στην επιφάνεια των οστών, για το πεδίο 10 x 12 cm². Να σημειωθεί ότι μέρος του αριστερού πνεύμονα που βρισκόταν εντός του πεδίου πήρε δόση κοντά στην προκαθορισμένη δόση των 6 Gy. Παρόλα αυτά η δόση σταθμίζεται σε όλο το όργανο. Επίσης ο μυελός των οστών και οι λεμφαδένες που βρίσκονται εντός πεδίου λαμβάνουν μεγάλες δόσεις οι οποίες επίσης σταθμίζονται σε όλο το όργανο που κατανέμεται σε ολόκληρο το σώμα.

Διαφορές στις δόσεις παρατηρήθηκαν για τις αντίθετες προβολές που χρησιμοποιήθηκαν για κάθε μέγεθος πεδίου. Όργανα που βρισκόταν κοντά στην επιφάνεια του σώματος δεχόταν μεγαλύτερη δόση από το πεδίο που εισέρχεται στο σώμα από την αντίθετη πλευρά. Για παράδειγμα ο θυρεοειδής δέχτηκε από το ΟΠ 10 x 10 cm² πεδίο, δόση 17.1% μεγαλύτερη από ότι από το αντίστοιχο ΠΟ πεδίο. Ο

οισοφάγος που βρίσκεται πιο κοντά στο πίσω τοίχωμα του κορμού (βλέπε σχ.6.23) δέχτηκε από το ΠΟ πεδίο δόση 7.4% μεγαλύτερη από ότι από το αντίστοιχο ΟΠ πεδίο. Ομοίως, παρουσιάστηκε και αύξηση στη δόση μαστού κατά 40.3%.

Η χρήση blocks σε όλες τις περιπτώσεις μείωνε τη δόση σε όλα τα κοντινά στο πεδίο όργανα. Τα ποσοστά κατά τα οποία μειώθηκε η δόση στα εν λόγω όργανα κυμάνθηκαν από 1.9% στη δόση δέρματος για το πεδίο 10 x 10 cm², έως 73.1% για τους πνεύμονες στο 10 x 12 cm² πεδίο. Οι μεγαλύτερες μειώσεις παρατηρήθηκαν για όργανα που βρίσκονταν σχετικά κοντά στα όρια του πεδίου ακτινοβολήσης. Οι πνεύμονες εμφάνισαν τη μεγαλύτερη μείωση δόσης λόγω της παρουσίας των μολύβδινων blocks. Όργανα που βρισκόταν μακριά από το πεδίο εμφάνιζαν αύξηση της δόσης. Για το μπλοκαρισμένο πεδίο 10 x 10 cm² παρατηρήθηκε αύξηση της δόσης στην ουροδόχο κύστη κατά 37.0% και στις ωοθήκες κατά 31.6% σε σχέση με το ελεύθερο πεδίο.

Η μεταβολή του μεγέθους του πεδίου είχε ακόμη μεγαλύτερη επίδραση στις δόσεις οργάνων που υπολογίστηκαν. Οι εκτιμώμενες δόσεις σε όλα τα όργανα αυξήθηκαν καθώς αυξανόταν η επιφάνεια του πεδίου ακτινοβολήσης. Συγκρινόμενες με τις δόσεις που παρατηρήθηκαν για το πεδίο 8 x 8 cm², οι δόσεις σε όλα τα όργανα αυξήθηκαν από 16.7% έως 187.9% για το 10 x 10 cm² πεδίο και από 24.3% έως 277.5% για το 10 x 12 cm² πεδίο. Οι μεγαλύτερες αυξήσεις παρατηρήθηκαν για τους πνεύμονες αλλά εν γένει η μέση αύξηση στις δόσεις ήταν 46.9% για το 10 x 10 cm² πεδίο και 71.3% για το 10 x 12 cm² πεδίο.

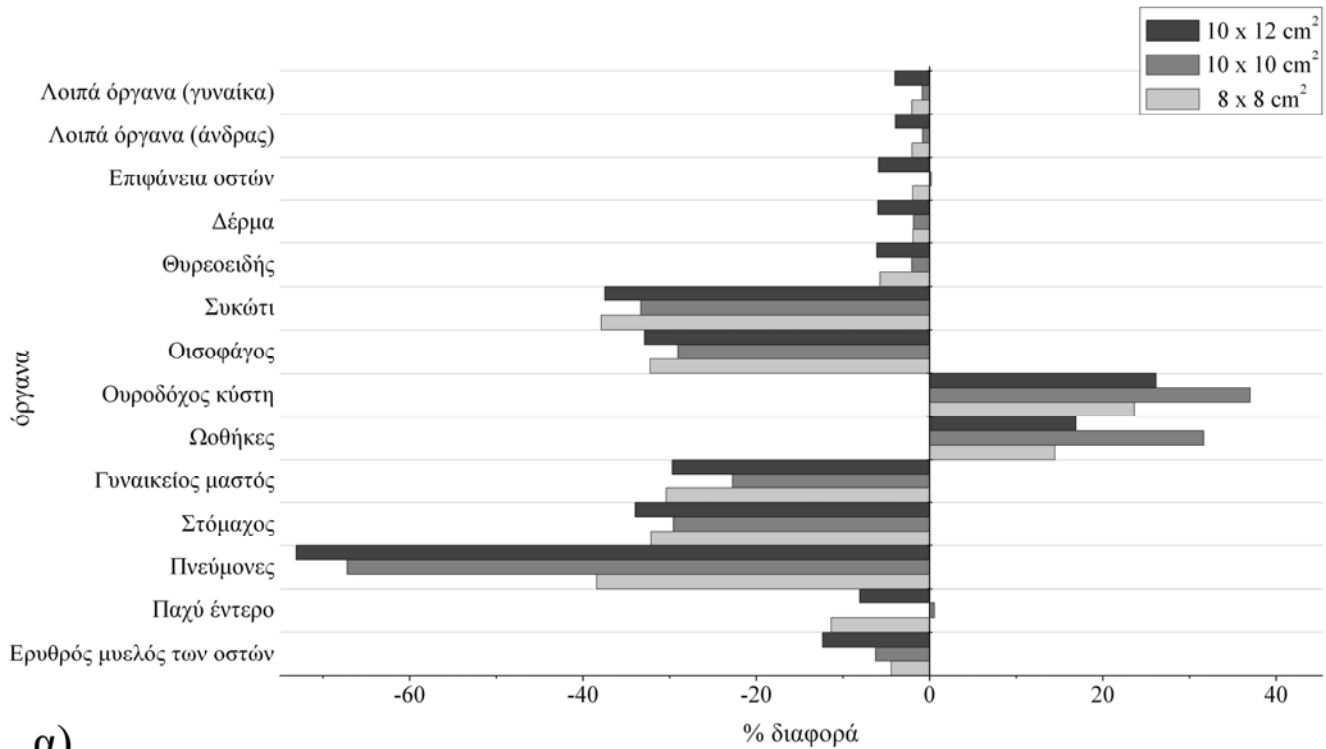
Όλες οι δόσεις που μετρήθηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος του ομοιώματος κατά την προσομοίωση της θεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης του ώμου παρατίθενται στον πίνακα 7.1. Καταχωρίστηκαν ξεχωριστά για κάθε πεδίο που χρησιμοποιήθηκε. Τα πεδία με όμοιες διαστάσεις καταγράφονται σε διπλανές στήλες για να είναι εύκολη η σύγκριση. Στο σχ. 7.15 καταγράφονται οι παρατηρηθήσες μεταβολές στις δόσεις οργάνων λόγω χρήσης blocks και οι αυξήσεις στη δόση των οργάνων όταν το πεδίο αυξήθηκε από 8 x 8 cm² σε 10 x 10 cm² και από 8 x 8 cm² σε 10 x 12 cm².

Όργανο	Δόσεις (mGy)											
	ΠΟ 8x8	ΠΟ 8x8 block	ΟΠ 8x8	ΟΠ 8x8 block	ΠΟ 10x10	ΠΟ 10x10 block	ΟΠ 10x10	ΟΠ 10x10 block	ΠΟ 10x12	ΠΟ 10x12 block	ΟΠ 10x12	ΟΠ 10x12 block
Ερυθρός μυελός των οστών	70.63	68.05	79.43	75.36	95.70	86.35	107.30	104.01	106.41	94.81	120.41	104.02
Παχύ έντερο	0.63	0.59	0.60	0.50	0.89	0.88	0.86	0.88	1.08	1.06	1.03	0.88
Πνεύμονες	6.42	4.01	6.57	3.99	18.54	5.70	18.86	6.56	24.32	6.63	24.72	6.56
Στόμαχος	3.32	2.19	3.21	2.24	4.87	3.10	4.63	3.59	5.61	3.64	5.34	3.59
Γυναικείος μαστός	9.09	5.58	11.41	8.69	11.95	7.98	16.77	14.21	13.00	9.33	20.48	14.21
Ωοθήκες	0.43	0.47	0.40	0.48	0.57	0.72	0.60	0.82	0.72	0.84	0.70	0.82
Ουροδόχος κύστη	0.32	0.41	0.23	0.27	0.41	0.55	0.32	0.45	0.50	0.66	0.38	0.45
Οισοφάγος	10.44	7.30	9.77	6.39	14.26	9.71	13.20	9.77	16.04	10.90	14.77	9.77
Συκώτι	1.62	1.00	1.60	1.00	2.25	1.38	2.22	1.60	2.59	1.62	2.56	1.60
Θυρεοειδής	16.28	15.86	19.73	18.09	24.31	22.68	28.47	29.01	29.46	28.90	32.22	29.02
Δέρμα	59.00	57.97	60.12	58.86	85.20	81.03	86.82	87.80	91.78	86.57	93.67	87.80
Επιφάνεια οστών	83.39	82.20	92.12	89.85	110.2	105.55	121.71	126.84	122.55	116.88	136.45	126.85
Λοιπά όργανα (άνδρας)	14.20	13.97	14.43	14.08	16.50	16.03	16.91	17.11	17.57	17.07	18.03	17.12
Λοιπά όργανα (γυναίκα)	15.15	14.90	15.40	15.02	17.61	17.09	18.04	18.26	18.74	18.20	19.24	18.26

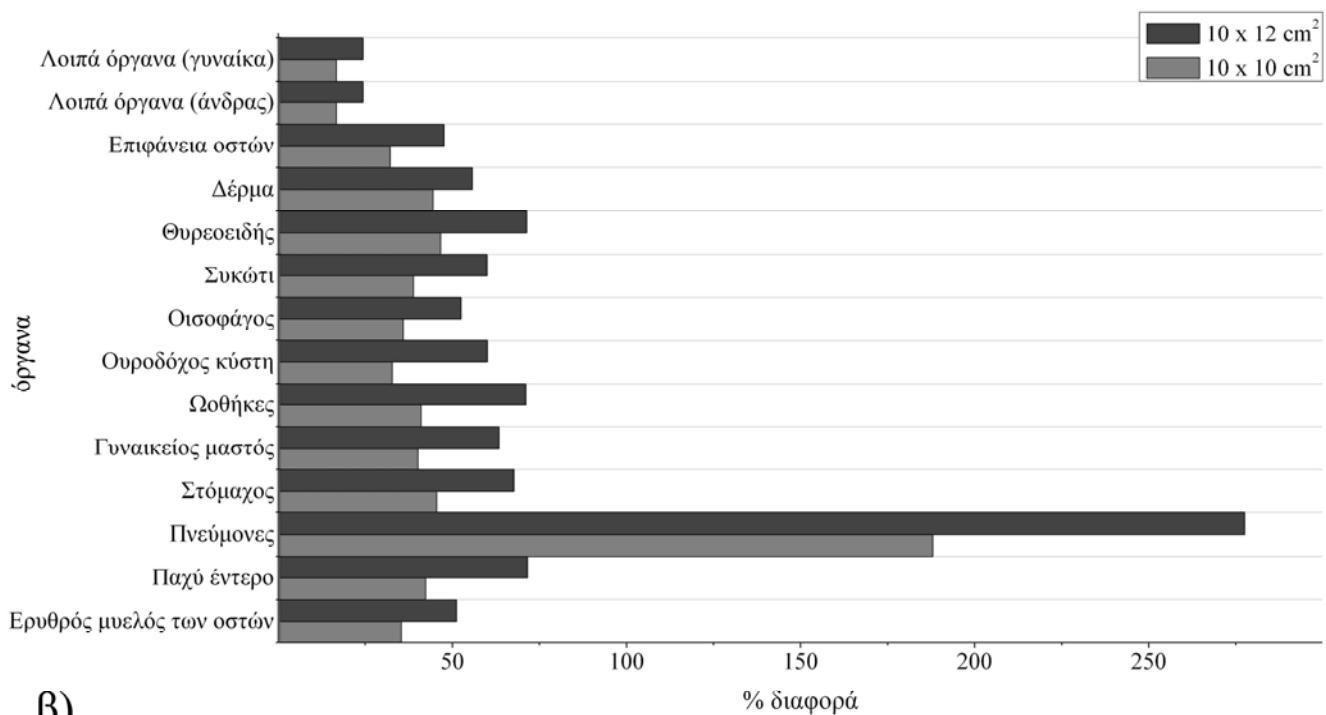
Σημ.: Οι διαστάσεις των πεδίων είναι σε cm. Η ένδειξη block υποδεικνύει πεδία που περιορίστηκαν κατάλληλα από κομμάτια μολύβδου.

Πίνακας 7.1: Οι δόσεις που καταγράφηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος του ομοιώματος κατά τις προσομοιώσεις θεραπειών της έκτοπης οστεοποίησης του ώμου.

Αποτελέσματα



α)



β)

Σχ. 7.15: α) Διαφορές στις δόσεις οργάνων που παρουσιάστηκαν στην προσομοίωση ακτινοθεραπείας του ώμου εξαιτίας της χρήσης μολύβδινων blocks. **β)** Διαφορά των δόσεων οργάνων για τα πεδία 10 x 10 cm² και 10 x 12 cm² από τις δόσεις που υπολογίστηκαν για το 8 x 8 cm² πεδίο.

7.4.1.2 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου

Όπως και στην περίπτωση του ώμου, έτσι και για τις θεραπείες του ισχίου ελέγχθηκε η επίδραση της προσθήκης μολύβδινων blocks στην πορεία της δέσμης καθώς και η επίδραση του μεγέθους του πεδίου.

Οι μεγαλύτερες δόσεις καταγράφηκαν στο παχύ έντερο και στον ερυθρό μυελό των οστών και ήταν 996.97 mGy και 603.57 mGy αντίστοιχα, για το πεδίο διαστάσεων 14 x 18 cm², χωρίς τη χρήση blocks. Φυσικά και σε αυτές τις θεραπείες τα όργανα που βρισκόταν εντός πεδίου εξετέθησαν σε δόσεις κοντά στα 6 Gy. Δόσεις πολύ μικρές της τάξης των 0.81 mGy και 0.86 mGy υπολογίστηκαν για τους πνεύμονες και το θυρεοειδή αδέννα αντίστοιχα στην εφαρμογή του πεδίου 12 x 14 cm², χωρίς χρήση blocks.

Όπως και στις θεραπείες του ώμου, το φαινόμενο των διαφορών στις δόσεις για τις αντίθετες προβολές που χρησιμοποιήθηκαν για κάθε μέγεθος πεδίου, παρουσιάστηκε και στις προσομοιώσεις θεραπειών του ισχίου.

Η χρήση blocks εν γένει μείωνε τη δόση σε όλα τα κοντινά στο πεδίο όργανα. Η μικρότερη μείωση της δόσης παρατηρήθηκε για το δέρμα και είχε τιμή 13.2% για το πεδίο 12 x 14 cm². Η μεγαλύτερη μείωση ήταν 85.3% και παρατηρήθηκε στη δόση του παχέος εντέρου για μέγεθος πεδίου 14 x 18 cm². Όργανα που βρισκόταν μακριά από το πεδίο εμφάνιζαν αύξηση της δόσης όπως και στις προσομοιώσεις θεραπειών της έκτοπης οστεοποίησης του ώμου. Για το μπλοκαρισμένο πεδίο 14 x 18 cm² παρατηρήθηκε αύξηση της δόσης στους πνεύμονες, στο μαστό και στο θυρεοειδή κατά 18.8%, 27.0% και 54.6% αντίστοιχα.

Ένα άλλο φαινόμενο εμφανίστηκε επίσης. Οι δόσεις σε επιφανειακά όργανα απομακρυσμένα από τα άκρα του πεδίου όπως ο θυρεοειδής και ο μαστός ήταν μεγαλύτερες για τις ΠΟ προβολές σε σχέση με τις αντίστοιχες ΟΠ προβολές. Η διαφορά αυτή παρουσιαζόταν και για τα ανοιχτά και για τα μπλοκαρισμένα πεδία. Για παράδειγμα η δόση στο θυρεοειδή για το ΠΟ πεδίο διαστάσεων 13 x 16 cm² ήταν μεγαλύτερη από τη δόση για το αντίστοιχο ΟΠ πεδίο, κατά 58.5%.

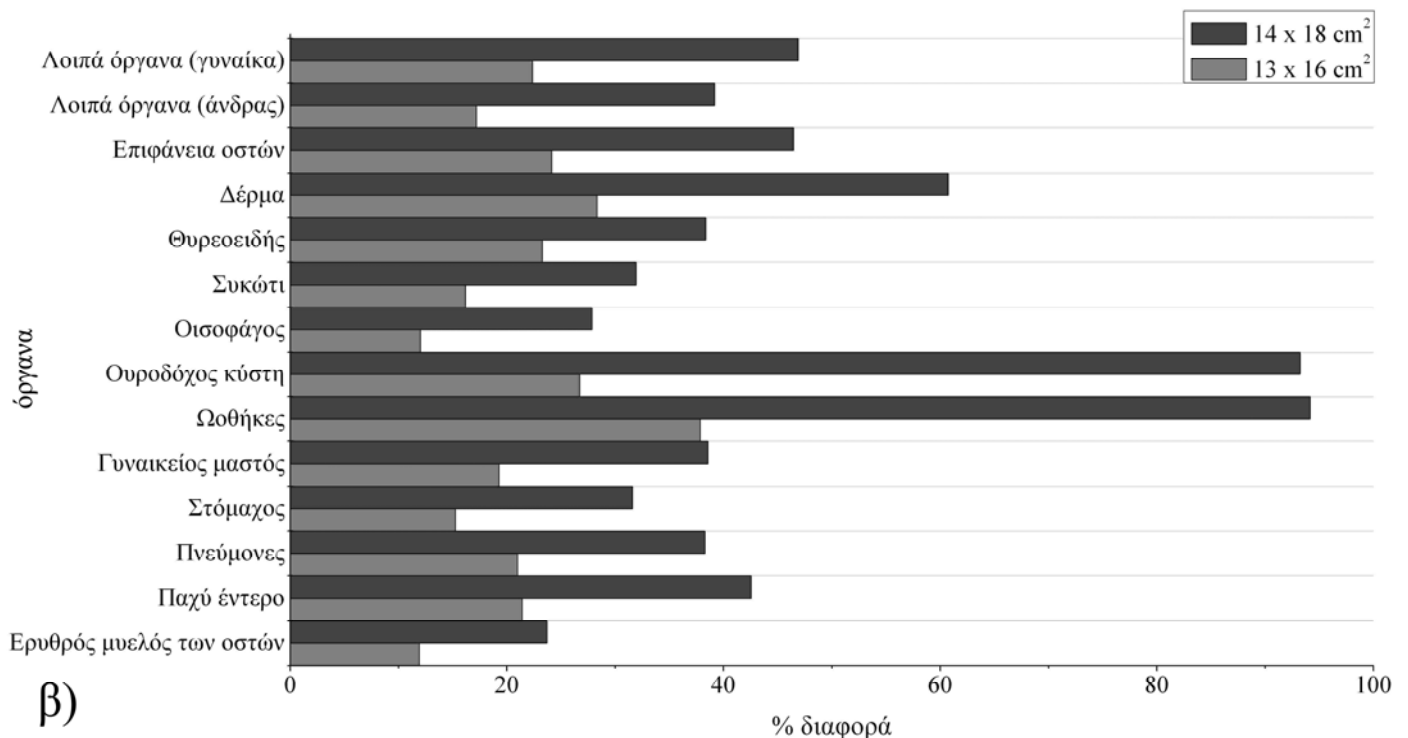
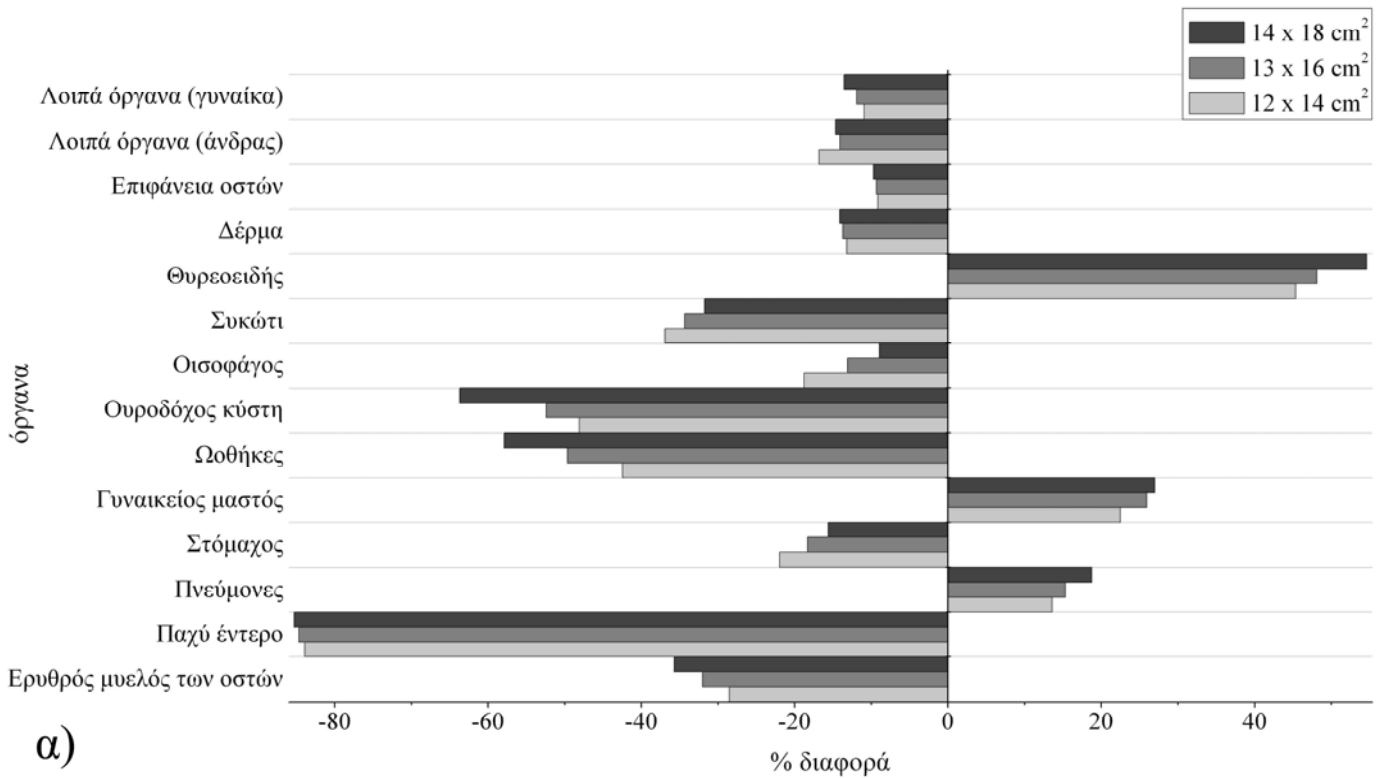
Όπως και στην περίπτωση του ώμου οι εκτιμώμενες δόσεις αυξήθηκαν σε όλα τα όργανα, καθώς αυξανόταν η επιφάνεια του πεδίου ακτινοβολήσης. Συγκρινόμενες με τις δόσεις που παρατηρήθηκαν για το πεδίο $12 \times 14 \text{ cm}^2$ οι δόσεις στα όργανα αυξήθηκαν από 11.9% έως 37.8% για το $13 \times 16 \text{ cm}^2$ πεδίο και από 23.7% έως 94.1% για το $14 \times 18 \text{ cm}^2$ πεδίο. Οι μεγαλύτερες αυξήσεις παρατηρήθηκαν για τις ωθήκες και την ουροδόχο κύστη που βρισκόταν κοντά στα όρια, αλλά όχι εντός του πεδίου ακτινοβολήσης. Η μέση αύξηση στις δόσεις ήταν 21.2% για το $13 \times 16 \text{ cm}^2$ πεδίο και 46.7% για το $14 \times 18 \text{ cm}^2$ πεδίο.

Όλες οι δόσεις στα όργανα ενδιαφέροντος του ομοιώματος κατά την προσομοίωση της θεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου παρατίθενται στον πίνακα 7.2. Τα πεδία με όμοιες διαστάσεις καταγράφονται σε διπλανές στήλες χάριν σύγκρισης. Στο σχήμα 7.16 καταγράφονται οι αυξήσεις στη δόση των οργάνων όταν το πεδίο αυξήθηκε από $12 \times 14 \text{ cm}^2$ σε $13 \times 16 \text{ cm}^2$ και από $12 \times 14 \text{ cm}^2$ σε $14 \times 18 \text{ cm}^2$.

Όργανο	Δόσεις (mGy)											
	ΠΟ 12x14	ΠΟ 12x14 block	ΟΠ 12x14	ΟΠ 12x14 block	ΠΟ 13x16	ΠΟ 13x16 block	ΟΠ 13x16	ΟΠ 13x16 block	ΠΟ 14x18	ΠΟ 14x18 block	ΟΠ 14x18	ΟΠ 14x18 block
Ερυθρός μυελός των οστών	227.61	170.48	260.40	178.37	255.36	182.08	290.73	189.21	283.51	190.76	320.06	197.30
Παχύ έντερο	351.09	56.22	348.31	56.38	426.06	64.99	423.18	65.12	501.14	73.33	495.83	73.35
Πνεύμονες	0.40	0.45	0.41	0.47	0.48	0.55	0.50	0.58	0.55	0.64	0.57	0.69
Στόμαχος	6.91	5.37	5.88	4.61	7.81	6.48	6.93	5.56	8.80	7.63	8.03	6.57
Γυναικείος μαστός	1.26	1.88	1.23	1.17	1.54	2.33	1.43	1.41	1.88	2.82	1.57	1.56
Ωοθήκες	42.28	24.54	42.43	24.21	58.27	29.62	58.50	29.20	82.23	34.91	82.23	34.36
Ουροδόχος κύστη	61.09	33.73	86.57	42.89	77.10	39.70	109.98	49.36	95.16	45.56	190.18	58.02
Οισοφάγος	1.72	1.31	1.69	1.46	1.91	1.57	1.91	1.75	2.17	1.88	2.19	2.09
Συκώτι	2.62	1.66	2.39	1.50	3.03	2.01	2.79	1.81	3.40	2.37	3.21	2.14
Θυρεοειδής	0.51	0.75	0.35	0.50	0.65	0.93	0.41	0.64	0.71	1.12	0.48	0.72
Δέρμα	88.58	76.93	88.08	76.38	113.83	98.48	112.84	97.12	142.73	122.87	141.24	120.96
Επιφάνεια οστών	151.97	140.58	159.66	142.49	189.40	174.54	197.46	176.13	223.89	205.38	232.55	206.67
Λοιπά όργανα (άνδρας)	25.03	21.70	28.85	23.11	30.21	26.22	32.92	28.02	35.75	30.89	39.24	33.09
Λοιπά όργανα (γυναίκα)	21.76	19.49	22.13	19.60	26.61	23.61	27.09	23.69	31.91	27.85	32.56	27.88

Σημ.: Οι διαστάσεις των πεδίων είναι σε cm. Η ένδειξη block υποδεικνύει πεδία που περιορίστηκαν κατάλληλα από κομμάτια μολύβδου.

Πίνακας 7.2: Οι δόσεις που καταγράφηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος του ομοιώματος κατά τις προσομοιώσεις θεραπείας έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου.



Σχ. 7.16: α) Διαφορές στις δόσεις οργάνων που παρουσιάστηκαν εξαιτίας της χρήσης μολύβδινων blocks στις προσομοιώσεις ακτινοθεραπείας έκτοπης οστεοποίησης του ισχίου. **β)** Διαφορά των δόσεων οργάνων για τα πεδία 13 x 16 cm² και 14 x 18 cm² από τις δόσεις που υπολογίστηκαν για το 12 x 14 cm² πεδίο.

7.4.1.3 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου

Τα πεδία που εφαρμόστηκαν στην προσομοίωση της ακτινοθεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου είχαν διαστάσεις $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $10 \times 12 \text{ cm}^2$ και $12 \times 14 \text{ cm}^2$.

Οι δόσεις που υπολογίστηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος ήταν εν γένει πολύ μικρότερες από τις αντίστοιχες δόσεις για τις θεραπείες του ώμου και του ισχίου. Οι μεγαλύτερες δόσεις αφορούσαν στην επιφάνεια των οστών, στον ερυθρό μυελό των οστών και στο δέρμα. Η επιφάνεια των οστών δέχθηκε συνολική δόση που κυμάνθηκε από 165.95 mGy έως 232.76 mGy. Για το μυελό των οστών το διάστημα τιμών ήταν από 15.8 mGy έως 22.21 mGy και για το δέρμα το αντίστοιχο διάστημα ήταν από 66.22 mGy έως 114.14 mGy. Τα όργανα του κορμού εν γένει δέχτηκαν δόσεις μικρότερες του 1 mGy. Οι σχετικά μεγάλες δόσεις που παρατηρήθηκαν στα λοιπά όργανα οφείλονται κυρίως στη συνεισφορά της δόσης του μυϊκού ιστού του ποδιού που άγγιζε τα 160 mGy.

Η μεταβολή του μεγέθους του πεδίου είχε καθοριστική επίδραση στη δόση οργάνων που υπολογίστηκε. Οι εκτιμώμενες δόσεις σε όλα τα όργανα αυξήθηκαν καθώς αυξανόταν η επιφάνεια του πεδίου ακτινοβολήσης. Συγκρινόμενες με τις δόσεις που παρατηρήθηκαν για το πεδίο $10 \times 10 \text{ cm}^2$ οι δόσεις στα όργανα ενδιαφέροντος αυξήθηκαν από 0.0% έως 33.3% για το $10 \times 12 \text{ cm}^2$ πεδίο και από 30.0% έως 72.4% για το $12 \times 14 \text{ cm}^2$ πεδίο. Οι αντίστοιχες μέσες αυξήσεις στις δόσεις ήταν 16.1% και 45.9%.

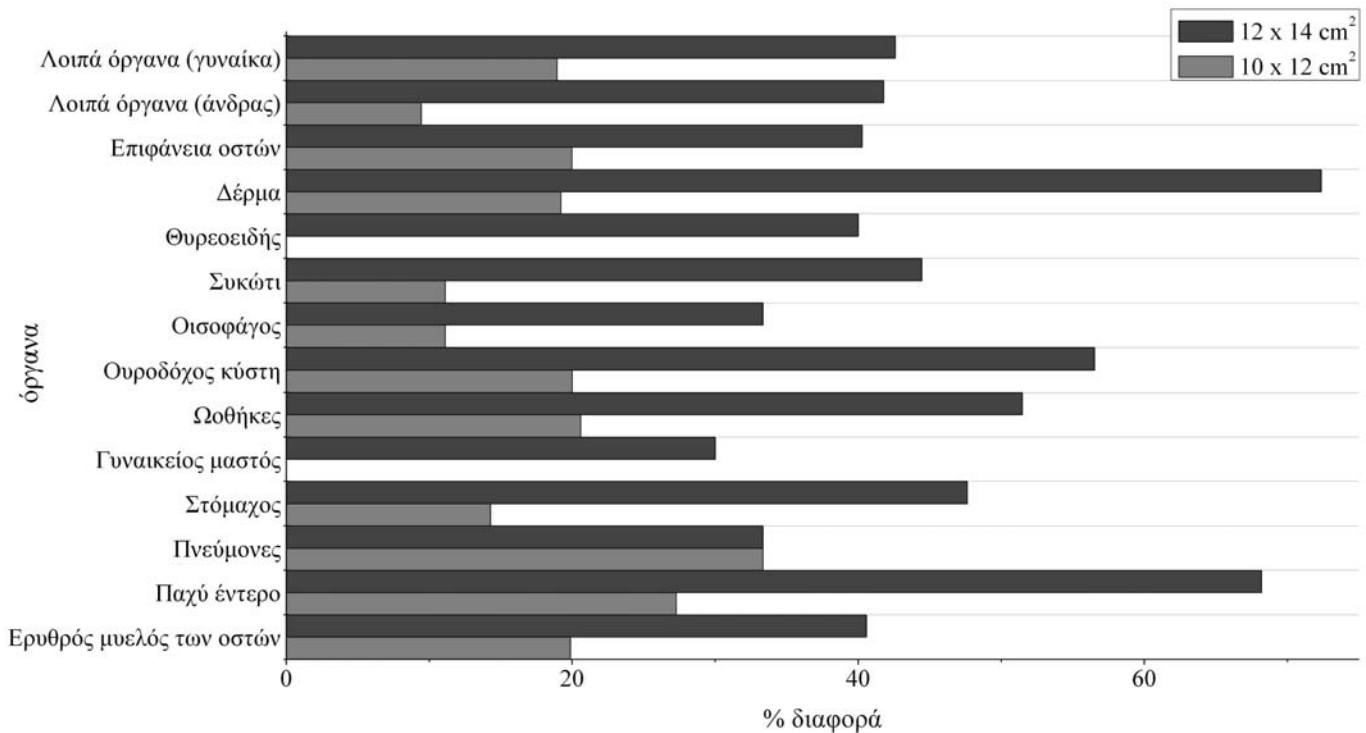
Το φαινόμενο μακρινά από το πεδίο όργανα να έχουν αυξημένες δόσεις για τα ΠΟ πεδία σε σχέση με τα αντίστοιχα ΟΠ, παρατηρήθηκε και στην περίπτωση του γονάτου.

Όλες οι δόσεις παρατίθενται στον πίνακα 7.3. για κάθε πεδίο που χρησιμοποιήθηκε. Τα πεδία με όμοιες διαστάσεις καταγράφονται σε διπλανές στήλες για εύκολη σύγκριση. Στο σχ. 7.17 καταγράφονται οι αυξήσεις στη δόση των οργάνων όταν οι διαστάσεις πεδίου αυξήθηκαν από $10 \times 10 \text{ cm}^2$ σε $10 \times 12 \text{ cm}^2$ και από $10 \times 10 \text{ cm}^2$ σε $12 \times 14 \text{ cm}^2$.

Όργανο	Δόσεις (mGy)					
	ΠΟ 10 x 10	ΟΠ 10 x 10	ΠΟ 10 x 12	ΟΠ 10 x 12	ΠΟ 12x 14	ΟΠ 12 x 14
Ερυθρός μυελός των οστών	7.88	7.92	9.45	9.49	11.07	11.14
Παχύ έντερο	0.32	0.34	0.43	0.41	0.56	0.55
Πνεύμονες	0.01	0.02	0.02	0.02	0.02	0.02
Στόμαχος	0.12	0.09	0.14	0.10	0.18	0.13
Γυναικείος μαστός	0.07	0.03	0.07	0.03	0.09	0.04
Ωοθήκες	0.33	0.35	0.41	0.41	0.50	0.53
Ουροδόχος κύστη	0.59	0.56	0.71	0.67	0.92	0.88
Οισοφάγος	0.04	0.05	0.05	0.05	0.06	0.06
Συκώτι	0.10	0.08	0.11	0.09	0.14	0.12
Θυρεοειδής	0.03	0.02	0.03	0.02	0.04	0.03
Δέρμα	33.11	33.11	39.47	39.46	57.07	57.07
Επιφάνεια οστών	82.98	82.97	99.56	99.54	116.36	116.40
Λοιπά όργανα (άνδρας)	7.25	7.26	8.62	7.26	10.35	10.22
Λοιπά όργανα (γυναίκα)	7.61	7.61	9.05	9.05	10.85	10.85

Σημ.: Οι διαστάσεις των πεδίων είναι σε cm.

Πίνακας 7.3: Οι δόσεις που καταγράφηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος του ομοιώματος κατά τις προσομοιώσεις θεραπείας έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου.



Σχ. 7.17: Επίδραση του μεγέθους του πεδίου στις δόσεις για την ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου. Δείχνονται οι διαφορές των δόσεων οργάνων των πεδίων 10 x 12 cm² και 12 x 14 cm² από τις αντίστοιχες δόσεις που υπολογίστηκαν για το 10 x 10 cm² πεδίο.

7.4.1.4 Ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνα

Τα πεδία που θεωρήθηκαν στις προσομοιώσεις ακτινοθεραπείας της έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνα είχαν διαστάσεις 8 x 8 cm², 9 x 9 cm² και 10 x 10 cm². Εδώ όπως και για το γόνατο οι δόσεις ήταν σχετικά χαμηλές.

Οι μεγαλύτερες δόσεις που παρατηρήθηκαν αφορούσαν στην επιφάνεια των οστών και στο δέρμα και κυμάνθηκαν από 40.16 mGy έως 51.03 mGy και από 31.42 mGy έως 42.92 mGy αντιστοίχως. Οι δόσεις για τα όργανα του κορμού περιορίστηκαν σε τιμές κάτω του 1 mGy. Η μέγιστη συνεισφορά στη δόση των λοιπών οργάνων προερχόταν από τη δόση στο μυϊκό ιστό του αριστερού χεριού.

Η αύξηση της επιφάνειας του πεδίου αύξησε τη δόση στα όργανα του ομοιώματος. Συγκρινόμενες με τις δόσεις που παρατηρήθηκαν για το πεδίο 8 x 8 cm² οι δόσεις στα όργανα ενδιαφέροντος αυξήθηκαν από 14.0% έως 26.1% για το 9 x 9

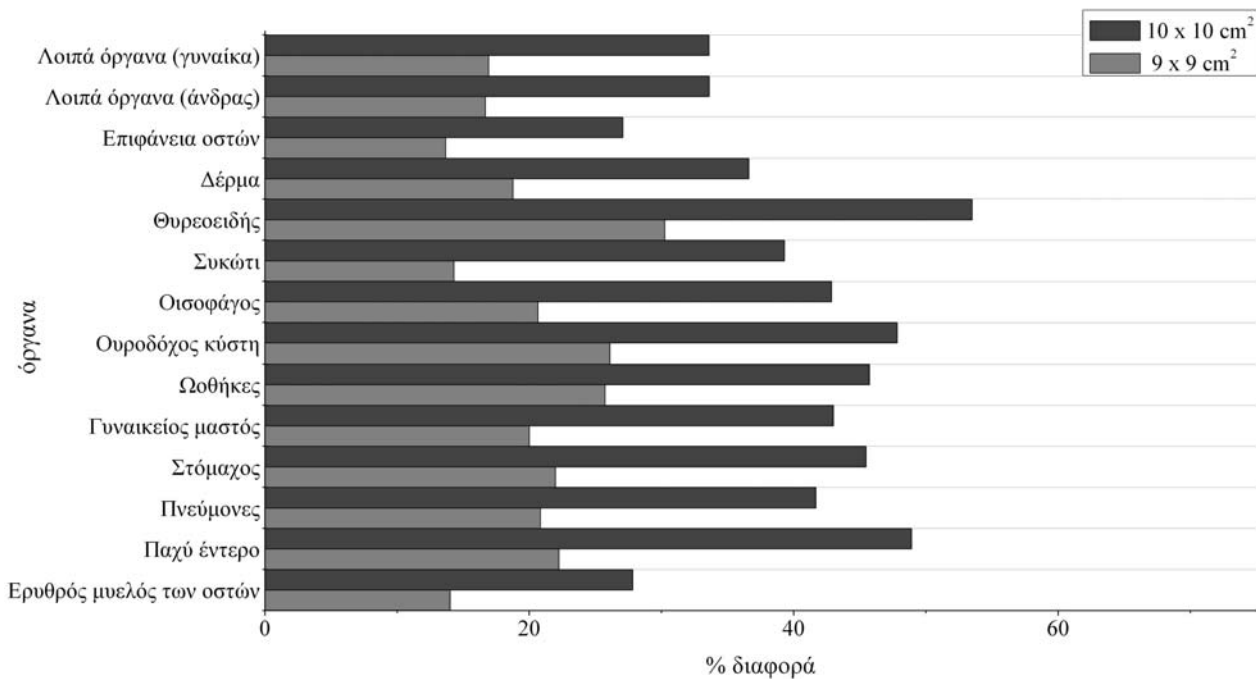
cm² πεδίο και από 27.8% έως 53.5% για το 10 x 10 cm² πεδίο. Οι αντίστοιχες μέσες αυξήσεις στις δόσεις ήταν 20.1% και 40.5%.

Όλες οι δόσεις παρατίθενται στον πίνακα 7.4. για κάθε πεδίο που χρησιμοποιήθηκε. Τα πεδία με όμοιες διαστάσεις καταγράφονται σε διπλανές στήλες για να είναι εύκολη η σύγκριση. Στο σχ. 7.18 καταγράφονται οι αυξήσεις στη δόση των οργάνων όταν οι διαστάσεις πεδίου αυξήθηκαν από 8 x 8 cm² σε 9 x 9 cm² και από 8 x 8 cm² σε 10 x 10 cm²

Όργανο	Δόσεις (mGy)					
	ΠΟ 8 x 8	ΟΠ 8 x 8	ΠΟ 9 x 9	ΟΠ 9 x 9	ΠΟ 10x 10	ΟΠ 10 x 10
Ερυθρός μυελός των οστών	8.25	8.25	9.40	9.41	10.55	10.54
Παχύ έντερο	0.23	0.22	0.28	0.27	0.33	0.34
Πνεύμονες	0.12	0.12	0.14	0.15	0.17	0.17
Στόμαχος	0.64	0.68	0.78	0.83	0.93	0.99
Γυναικείος μαστός	0.43	0.57	0.51	0.69	0.61	0.82
Ωοθήκες	0.19	0.16	0.23	0.21	0.25	0.26
Ουροδόχος κύστη	0.11	0.12	0.14	0.15	0.17	0.17
Οισοφάγος	0.33	0.30	0.39	0.37	0.46	0.44
Συκώτι	0.14	0.14	0.16	0.16	0.20	0.19
Θυρεοειδής	0.23	0.20	0.30	0.26	0.33	0.33
Δέρμα	15.70	15.72	18.65	18.66	21.45	21.47
Επιφάνεια οστών	20.08	20.08	22.81	22.83	25.50	25.53
Λοιπά όργανα (άνδρας)	1.86	1.86	2.17	2.17	2.48	2.49
Λοιπά όργανα (γυναίκα)	1.98	1.98	2.31	2.32	2.64	2.65

Σημ.: Οι διαστάσεις των πεδίων είναι σε cm.

Πίνακας 7.4: Οι δόσεις που καταγράφηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος του ομοιώματος κατά τις προσομοιώσεις θεραπείας έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνος.



Σχ. 7.18: Επίδραση του μεγέθους του πεδίου στις δόσεις για την ακτινοθεραπεία έκτοπης οστεοποίησης του αγκώνα. Δείχνονται οι διαφορές των δόσεων οργάνων των πεδίων 9 x 9 cm² και 10 x 10 cm² από τις αντίστοιχες δόσεις που υπολογίστηκαν για το 8 x 8 cm² πεδίο.

7.4.2 Ακτινοθεραπεία καρκίνου του μαστού

Για την ακτινοθεραπεία του καρκίνου του μαστού θεωρήθηκαν τριών ειδών θεραπευτικά πεδία που χρησιμοποιούνται πιο συχνά στην κλινική πράξη. Οι διαστάσεις των πεδίων διαφοροποιήθηκαν ώστε να μπορεί να μελετηθεί η επίδραση του μεγέθους του θεραπευτικού πεδίου. Κάθε προβολή προσομοιώθηκε για δύο μεγέθη πεδίου, ένα μικρό και ένα μεγάλο.

Οι δόσεις που πρέπει να αποδοθούν στους ιστούς για θεραπεία κακοηθειών είναι πολύ μεγαλύτερες από τις δόσεις που χρειάζονται για καλοήθεις ασθένειες όπως η έκτοπη οστεοποίηση. Οι μεγαλύτερες δόσεις που παρατηρήθηκαν αφορούσαν φυσικά στο μαστό και προερχόταν από την εφαρμογή των πλαγίων και μέσων πεδίων. Η μέση δόση του οργάνου άγγιζε ή ξεπερνούσε τα 13 Gy για κάθε πλάγιο ή μέσο πεδίο. Πρέπει να τονιστεί ότι αυτή ήταν η μέση δόση του οργάνου. Δηλαδή ο μέσος όρος των δόσεων των δύο μαστών. Λαμβάνοντας υπόψιν ότι μόνο ο αριστερός

μαστός ήταν εντός πεδίου είναι χρήσιμο να αναφερθούν οι δόσεις για κάθε μαστό ξεχωριστά. Στην περίπτωση του μεγάλου πλάγιου πεδίου η δόση στον αριστερό μαστό ήταν 25408.71 mGy και στο δεξιό ήταν 395.72 mGy. Οι αντίστοιχες δόσεις για το μικρό μέγεθος πεδίου ήταν 25398.68 mGy και 367.30 mGy. Για τα μέσα πεδία οι αντίστοιχες δόσεις ήταν λίγο μεγαλύτερες για τον αριστερό μαστό και λίγο μικρότερες για το δεξί μαστό από ότι για τα πλάγια πεδία. Αναλυτικότερα για το πεδίο των $10 \times 20 \text{ cm}^2$ η δόση του αριστερού μαστού ήταν 25921.37 mGy και του δεξιού 316.42 mGy. Για το πεδίο των $10 \times 16 \text{ cm}^2$ οι αντίστοιχες δόσεις ήταν ελαφρώς μειωμένες στα 25910.29 mGy και 293.54 mGy. Μεγάλες δόσεις οργάνων καταγράφηκαν για το μυελό και την επιφάνεια των οστών και για το δέρμα στις προσομοιώσεις των υπερκλειδίων πεδίων. Οι δόσεις κυμάνθηκαν από 1874.14 mGy έως 2547.64 mGy, 1514.72 mGy έως 2357.26 mGy και 819.48 mGy έως 1782.34 mGy για τα αντίστοιχα όργανα, όταν η διάσταση του πεδίου αυξήθηκε από $14 \times 8 \text{ cm}^2$ σε $16 \times 10 \text{ cm}^2$. Αξίζει να τονιστεί ότι για τα μέρη των οργάνων που βρισκόντουσαν εντός του πεδίου ακτινοβολίας οι δόσεις άγγιζαν την προκαθορισμένη δόση που είναι της τάξης των δεκάδων Gy.

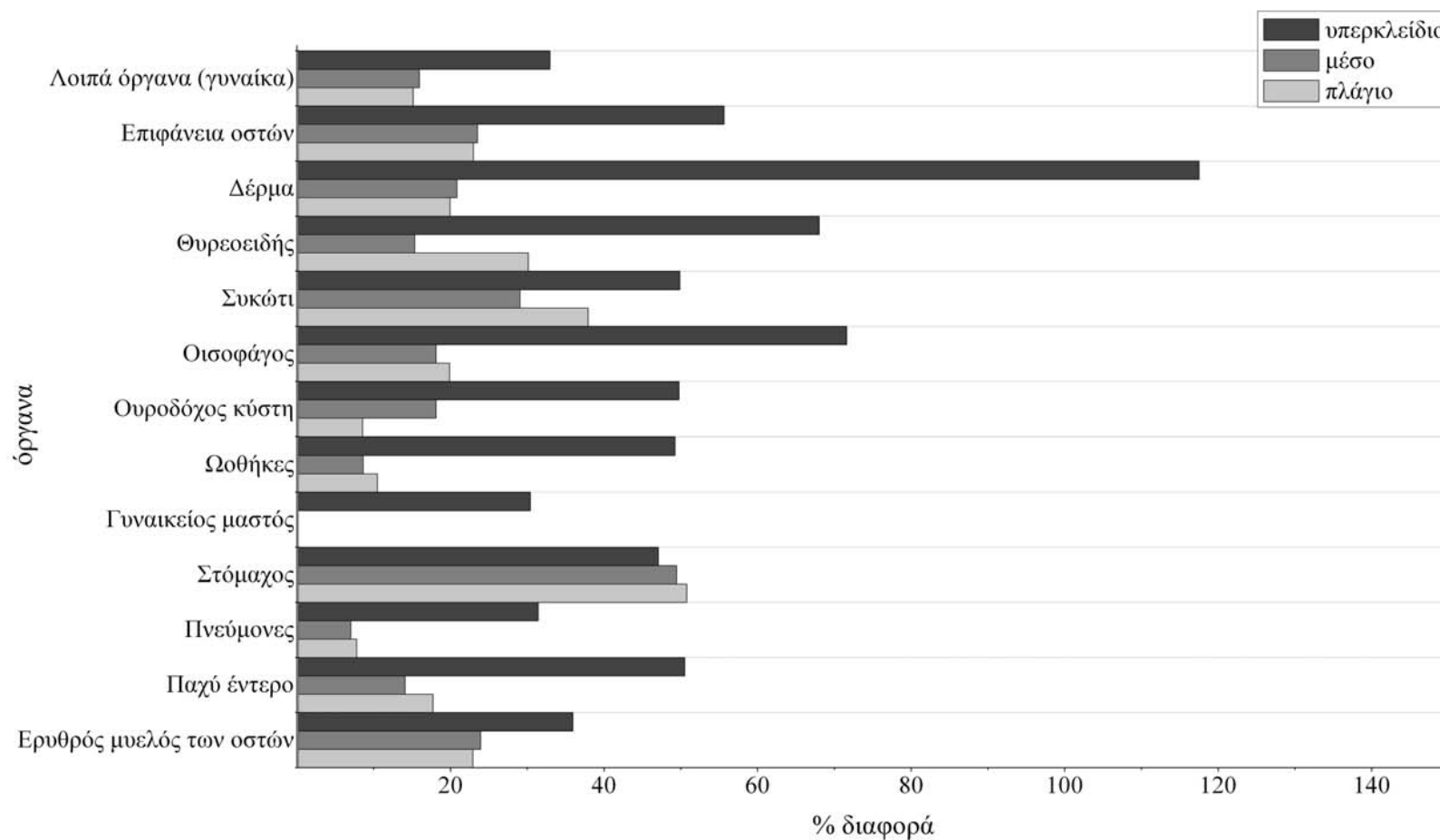
Αύξηση των διαστάσεων των πεδίων από το μικρό στο μεγάλο μέγεθος είχε σαν συνέπεια την αύξηση των δόσεων στα όργανα ενδιαφέροντος. Για το πλάγιο και το μέσο πεδίο σημειώθηκε ελάχιστη αύξηση στη δόση μαστού, της τάξης του 0.1%. Τα υπόλοιπα όργανα παρουσίασαν αυξήσεις που κυμάνθηκαν από 7.8% έως 50.7% για το πλάγιο πεδίο, 8.6% έως 49.4% για το μέσο πεδίο, και 31.4% έως 117.5% για το υπερκλειδίο πεδίο. Οι αντίστοιχες μέσες τιμές της αύξησης για τα αντίστοιχα πεδία ήταν 20.3%, 18.8% και 53.1%. Στον υπολογισμό των μέσων αυξήσεων για το πλάγιο και το μέσο πεδίο συμπεριελήφθησαν και οι πολύ μικρές αυξήσεις στη δόση μαστού.

Ο πίνακας 7.5 περιέχει όλες τις δόσεις που υπολογίστηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος. Οι δόσεις για τα αντίστοιχα πεδία διαφορετικού μεγέθους παρατίθενται σε διπλανές στήλες χάριν σύγκρισης. Στο σχ.7.19 απεικονίζονται οι αυξήσεις που παρουσιάστηκαν στις δόσεις όταν τα μεγέθη πεδίων αυξήθηκαν από το μικρό στο μεγάλο τους μέγεθος.

Όργανο	Δόσεις (mGy)					
	Πλάγιο 10 x 16	Πλάγιο 10 x 20	Μέσο 10 x 16	Μέσο 10 x 20	Υπερκλείδιο 14 x 8	Υπερκλείδιο 16 x 10
Ερυθρός μυελός των οστών	662.38	813.90	759.50	941.20	1874.14	2547.64
Παχύ έντερο	20.29	23.88	19.58	22.33	37.80	56.89
Πνεύμονες	196.98	212.27	181.82	194.52	195.30	256.67
Στόμαχος	150.17	226.38	131.05	195.85	153.04	225.08
Γυναικείος μαστός	12882.99	12902.21	13101.91	13118.89	429.09	559.47
Ωοθήκες	13.39	14.79	12.18	13.22	25.65	38.28
Ουροδόχος κύστη	8.10	8.79	10.11	11.94	21.32	31.93
Οισοφάγος	168.90	202.45	110.77	130.82	601.85	1032.67
Συκώτι	87.05	120.06	61.58	79.47	91.14	136.58
Θυρεοειδής	96.40	125.45	92.24	106.36	1073.03	1802.93
Δέρμα	790.19	947.73	817.60	988.00	819.48	1782.34
Επιφάνεια οστών	400.31	492.23	418.21	516.49	1514.72	2357.26
Λοιπά όργανα	201.19	231.61	149.22	171.14	398.38	529.63

Σημ.: Οι διαστάσεις των πεδίων είναι σε cm.

Πίνακας 7.5: Οι δόσεις που καταγράφηκαν στα όργανα ενδιαφέροντος του ομοιώματος κατά τις προσομοιώσεις θεραπείας του καρκίνου του μαστού.



Σχ. 7.19: Αυξήσεις που σημειώθηκαν στις δόσεις οργάνων ενδιαφέροντος, εξαιτίας της μεταβολής του μεγέθους των πεδίων που χρησιμοποιήθηκαν στις προσομοιώσεις θεραπείας καρκίνου του μαστού.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8

Συζήτηση

Εισαγωγή

Ο σκοπός της μελέτης αυτής ήταν να κατασκευαστεί ένα εργαλείο που θα επέτρεπε τον υπολογισμό δόσεων σε ακτινοευαίσθητα όργανα από ακτινοθεραπευτικές πράξεις με τη μέθοδο προσομοίωσης Monte Carlo. Εφόσον δεν υπήρχε αντίστοιχο εργαλείο στη διάθεσή μας, η κατασκευή ξεκίνησε από την αρχή. Κατασκευάστηκε πρώτα ένα μοντέλο της δέσμης ακτινοθεραπείας και στη συνέχεια έγιναν εφαρμογές σε ανθρωπόμορφο ομοίωμα για να εκτιμηθούν οι δόσεις που θα λάμβανε στα ακτινοευαίσθητα του όργανα ένας πραγματικός ασθενής στις αντίστοιχες θεραπείες. Στην πορεία της κατασκευής ήταν δυνατόν να διερευνηθούν τα φυσικά χαρακτηριστικά της δέσμης από ακτινομετρικής αλλά και από δοσιμετρικής απόψεως. Στο κεφάλαιο αυτό σχολιάζονται τα αποτελέσματα που εξήχθησαν κατά τη διάρκεια της παρούσας εργασίας. Σχολιάζονται ξεχωριστά τα αποτελέσματα που προέκυψαν κατά: α) την κατασκευή και επιβεβαίωση του μοντέλου, β) τη διερεύνηση της δέσμης για τις διάφορες αλλαγές στις παραμέτρους της δέσμης ηλεκτρονίων και του υλικού του ΦΕ και γ) τις εφαρμογές του μοντέλου στις θεραπείες της έκτοπης οστεοποίησης και του καρκίνου του μαστού.

8.1 Δοσιμετρικός-ακτινομετρικός χαρακτηρισμός και επαλήθευση του μοντέλου της δέσμης ακτινοθεραπείας

α) Υπολογισμός της ροής και της ακτινικής μεταβολής της: Ο τρόπος κατασκευής του μοντέλου του GE Philips SL 75/5 σε δύο μέρη, έδωσε τη δυνατότητα να μετρηθεί εύκολα η ροή φωτονίων και η ακτινική μεταβολή της κάτω από τη βάση του ΦΕ. Η ακτινική κατανομή της ροής φωτονίων σε μια θεραπευτική δέσμη που παράγεται από δεδομένη δέσμη ηλεκτρονίων, εξαρτάται από το σχήμα του φίλτρου επιπέδωσης. Το γεγονός ότι η φωτονική ροή αυξανόταν καθώς αυξανόταν η ακτινική απόσταση οφείλετο στο ότι το φίλτρο επιπέδωσης ήταν πιο παχύ κατά μήκος του κεντρικού του άξονα και μείωνε επαρκώς την αυξημένη ένταση της ακτινοβολίας πέδησης στον κεντρικό άξονά της δέσμης που προσέπιπτε στο ΦΕ [12]. Η χωρική δειγματοληψία

για τον υπολογισμό της ροής ήταν ίση με 2 mm, όσο και το πλάτος των ανιχνευτών που χρησιμοποιήθηκαν στην προσομοίωση. Μια πιο ακριβής χωρική περιγραφή της μεταβολής της ροής με την ακτινική απόσταση από το κέντρο της δέσμης θα ήταν δυνατή, αν το πλάτος των δακτυλιοειδών ανιχνευτών γινόταν μικρότερο. Κάτι τέτοιο όμως θα αύξανε το χρόνο προσομοίωσης ο οποίος ήταν ήδη αρκετά μεγάλος αγγίζοντας τα 9000 min.

β) Υπολογισμός του φάσματος και της ακτινικής μεταβολής του: Λόγω της πολύ υψηλής ροής των ακτινοθεραπευτικών δεσμών η απευθείας μέτρηση του φάσματος καθίσταται πρακτικά σχεδόν αδύνατη. Κατά καιρούς έχουν δοκιμαστεί με επιτυχία διάφορες τεχνικές ανακατασκευής του φάσματος με μετρήσεις σε διατάξεις στενών δεσμών ή με φασματοσκοπία σκεδαζομένων φωτονίων Compton [36]. Επίσης έχουν γίνει και προσπάθειες αναλυτικού υπολογισμού των φασμάτων των δεσμών ακτινοθεραπείας [37]. Οι παραπάνω μέθοδοι είναι δύσκολες στην εφαρμογή τους και απαιτούν προσωπικό ή/και εργαστηριακό εξοπλισμό [36]. Η μέθοδος Monte Carlo έχει τη δυνατότητα με τη χρήση ενός προσωπικού υπολογιστή να υπολογίσει τη φασματική κατανομή της δέσμης φωτονίων και μάλιστα να προσδιορίσει και την ακτινική μεταβολή της ταυτόχρονα [36]. Εφόσον η γεωμετρία κατασκευής του ΓΕ είναι γνωστή με ακρίβεια η μέθοδος Monte Carlo μπορεί θεωρητικά να μας δώσει ακριβή αποτελέσματα [36,9].

Στην παρούσα μελέτη το φάσμα της δέσμης βρέθηκε να είναι πιο «σκληρό» στο κέντρο της παρά μακριά από τον κεντρικό άξονα (σχ. 7.2 και 7.3). Το γεγονός αυτό έχει παρατηρηθεί και από άλλους ερευνητές και αποδίδεται πιθανότατα στο ότι το φίλτρο επιπέδωσης έχει μεγαλύτερο πάχος στο κέντρο παρά στα άκρα του, καθώς και στη φύση της παραγωγής της ακτινοβολίας πέδησης [36,6]. Δηλαδή του γεγονότος ότι τα φωτόνια που εκπέμπονται από το στόχο σε μεγαλύτερες γωνίες έχουν μικρότερη ενέργεια από αυτά που εκπέμπονται στην κατεύθυνση των προσπιπτόντων ηλεκτρονίων. Το φαινόμενο αυτό είναι λογικά αναμενόμενο καθώς τα ενεργητικά φωτόνια πρέπει να παράγονται από ηλεκτρόνια τα οποία δεν έχουν χάσει ενέργεια και κινούνται ακόμη στην αρχική τους κατεύθυνση [38]. Στη διερεύνηση που προηγήθηκε διαπιστώθηκε ότι ο μνημονικός κανόνας του ότι η μέση ενέργεια του φάσματος είναι το 1/3 της ονομαστικής μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων, δεν ισχύει επακριβώς για τη δέσμη του ΓΕ SL 75/5. Στον κεντρικό άξονα της δέσμης η

μέση ενέργεια του φάσματος ήταν 1.59 MeV που αντιστοιχεί σε 1/3.77 της ονομαστικής ενέργειας της δέσμης ηλεκτρονίων.

γ) Υπολογισμός δόσεων βάθους σε ομοίωμα νερού: Οι υπολογισμένες % δόσεις βάθους συμφωνούσαν με τις μετρήσεις σε βάθη μεγαλύτερα του d_{max} . Οι τοπικές διαφορές ήταν κατά απόλυτη τιμή μικρότερες από το όριο αποδοχής του 2% [16]. Σε βάθος μικρότερο του d_{max} οι απόλυτες τοπικές διαφορές ξεπερνούσαν το 16% για το πεδίο $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Η αιτία αυτής της ασυνέπειας μελετήθηκε εκτεταμένα στο παρελθόν [39,40]. Προτείνεται ότι οι ασυνέπειες σε βάθη μικρότερα του d_{max} μπορεί να οφείλονται σε μια πηγή ηλεκτρονικής σκέδασης που δεν έχει ληφθεί υπόψιν, στις διαφορές που έχει ο προσομοιωμένος ανιχνευτής από τον πραγματικό ή σε μικρές διαφορές της προσομοιωμένης γεωμετρίας από την πραγματική [18]. Στην παρούσα εργασία ένας γνωστός παράγοντας σφάλματος είναι ότι δε ελήφθησαν υπόψιν τα ηλεκτρόνια που σκεδαζονται από το φίλτρο επιπέδωσης. Για δέσμες 6 MV η συνεισφορά αυτών των σκεδαζόμενων ηλεκτρονίων στη δόση επιφανείας εκτιμήθηκε ότι είναι από 6.3% έως 7.7% [9]. Το ποσοστό αυτό κυμαίνεται μόλις από 0.16% έως 0.7% στο d_{max} . Επίσης ο προσομοιωμένος ανιχνευτής που χρησιμοποιήθηκε διέφερε από τον πραγματικό. Αυτό εξυπηρετούσε το σκοπό ο ανιχνευτής να έχει μεγαλύτερη επιφάνεια και να παράγει στατιστικώς λογικά αποτελέσματα με λογικές απαιτήσεις σε υπολογιστικό χρόνο.

δ) Υπολογισμός των προφίλ δόσης σε ομοίωμα νερού: Τα προφίλ δόσης συμφωνούσαν εντός του ορίου αποδοχής του 2% [16] με τις μετρήσεις, στην περιοχή από το κέντρο του πεδίου έως το 80% του ονομαστικού πλάτους του προφίλ. Έξω από τα όρια αυτά υπήρχαν τοπικές διαφορές που ξεκινούσαν από 0.7% και άγγιζαν το 61%, κυρίως στις περιοχές όπου η δόση μεταβάλλεται γρήγορα. Οι διαφορές αυτές ίσως να οφείλονται στο ότι οι προσομοιωμένοι ανιχνευτές έχουν μεγάλο μέγεθος. Αυτό είναι απαραίτητο ώστε να επιτυγχάνεται στατιστικά σωστή μέτρηση αλλά έχει σαν επακόλουθο την κακή διακριτική ικανότητα της τάξης του 1 cm που ήταν σαφώς χειρότερη από του πραγματικού ανιχνευτή που λάμβανε μετρήσεις ανά 2 mm. Επειδή οι μετρήσεις ήταν σχετικές και έγιναν όλες σε βάθος d_{max} ή d_{10} , λογικά δεν επηρεάστηκαν από την παράλειψη της συνιστώσας σκεδαζόμενων ηλεκτρονίων από το φίλτρο επιπέδωσης η οποία σημειωτέον αποτελεί τη συντριπτική πλειοψηφία των σκεδαζόμενων ηλεκτρονίων σε μια θεραπευτική δέσμη [41].

ε) **Υπολογισμός περιφερειακής δόσης σε ομοίωμα νερού:** Όσον αφορά στην περιφερειακή δόση για μεγάλες αποστάσεις από τα όρια της δέσμης, το μοντέλο συμφωνούσε με δημοσιευμένα αποτελέσματα [14]. Η μέση τιμή των απολύτων τιμών των διαφορών ήταν μικρότερη του 10%. Παρότι οι δημοσιευμένες μετρήσεις δεν αναφέρονται στο ΓΕ που προσομοιώθηκε, αναφέρονται σε μηχανήμα της σειράς SL που λειτουργεί στην ίδια ενέργεια. Τελικά το γεγονός ότι το μοντέλο πλησιάζει τη συμπεριφορά ενός πραγματικού ΓΕ όσον αφορά στην περιφερειακή δόση, αιτιολογεί τη χρήση του σε δοσιμετρικές μελέτες, όπου αναμένεται να υπάρχουν όργανα μακριά από τα άκρα του πεδίου.

Το γεγονός ότι η απόδοση της δέσμης ηλεκτρονίων σε φωτόνια ακτινοβολίας πέδησης ήταν μόλις 3.5% οδήγησε στους σχετικά μεγάλους απαιτούμενους χρόνους (9000 min) για τον υπολογισμό της ροής και του φάσματος από τους ανιχνευτές κάτω από το ΦΕ. Πάραυτα το μοντέλο έδωσε αποτελέσματα απαιτώντας λογικούς χρόνους υπολογισμού. Ο διαχωρισμός της γεωμετρίας του ΓΕ σε δύο μέρη βοήθησε στη μείωση των χρόνων για τον υπολογισμό των % δόσεων βάθους, των προφίλ δόσης και των δόσεων στα όργανα του μαθηματικού ομοιώματος. Για να γίνει ποσοτικά κατανοητή η χρησιμότητα του διαχωρισμού της γεωμετρίας αναφέρουμε ένα παράδειγμα. Για τον υπολογισμό των δόσεων που χρειάζονται για ένα γράφημα του προφίλ δόσης χρειάστηκαν περίπου 1.6×10^8 φωτόνια πηγής ώστε οι ανιχνευτές που ορίστηκαν μέσα στο ομοίωμα νερού να έχουν σχετικό σφάλμα μικρότερο του 1%. Τα φωτόνια αυτά όμως εκκινούν από σημειακή πηγή που ορίστηκε στο δεύτερο μέρος της γεωμετρίας και διαμέσου του δευτερεύοντος κατευθυντήρα προσπίπτουν κατευθείαν στο ομοίωμα νερού. Αν θέλαμε να πραγματοποιήσουμε τον ίδιο υπολογισμό χωρίς να χωρίσουμε τη γεωμετρία τότε θα έπρεπε τουλάχιστον αυτός ο αριθμός φωτονίων να διαπεράσει το φίλτρο επιπέδωσης. Το γεγονός ότι η απόδοση των ηλεκτρονίων σε φωτόνια αμέσως κάτω από το φίλτρο ήταν 3.5%, σημαίνει ότι πρέπει να «τρέξουν» $1.6 \times 10^8 \times (100/3.5) = 4.6 \times 10^9$ ηλεκτρόνια. Για εκτέλεση της προσομοίωσης σε υπολογιστή με συχνότητα 1.5 GHz, το πρώτο μέρος της γεωμετρίας «τρέχει» περίπου 1.55×10^5 ιστορίες ηλεκτρονίων/min. Οπότε θα χρειαζόταν περίπου 20.6 ημέρες για να πραγματοποιηθεί αυτός ο υπολογισμός. Δεδομένου ότι για να γίνει ο υπολογισμός με τη μέθοδο που ακολουθήθηκε χρειαζόταν περίπου 1.7 ημέρες (2500 min), το κέρδος σε χρόνο ήταν πολύ μεγάλο. Ο

απαιτούμενος υπολογιστικός χρόνος είναι φυσικά αντιστρόφως ανάλογος της συχνότητας του επεξεργαστή του υπολογιστή.

8.2 Μελέτη της εξάρτησης των ακτινομετρικών και δοσιμετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης φωτονίων από τα φυσικά χαρακτηριστικά της αρχικής δέσμης ηλεκτρονίων

8.2.1 Εξάρτηση από τη μέση ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων

Η αύξηση της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων είχε σαν συνέπεια την αύξηση της συνολικής ροής που διήρχετο των ανιχνευτών. Αυτό το γεγονός συνάδει με την αναμενόμενη αύξηση της παραγωγής ακτινοβολίας πέδησης καθώς αυξάνεται η ενέργεια των ηλεκτρονίων. Για τα ηλεκτρόνια το ποσοστό της ενέργειάς τους που μετατρέπεται σε ακτινοβολία πέδησης και συνεπώς η παραγωγή ακτινοβολίας πέδησης, αυξάνεται με αύξηση της ενέργειας [42].

Όπως προβλέπει η θεωρία της παραγωγής ακτινοβολίας πέδησης από επιβράδυνση ηλεκτρονίων σε στόχο μεγάλου πάχους, η γωνιακή κατανομή της έντασης των παραγομένων φωτονίων εξαρτάται από τη μέση ενέργεια των ηλεκτρονίων [42]. Για χαμηλές μέσες ενέργειες ηλεκτρονίων η ροή μακριά από το κέντρο της δέσμης αυξάνεται περισσότερο σε σχέση με την κεντρική ροή, από ότι για υψηλότερες ενέργειες. Αυτό το φαινόμενο επηρέασε την ακτινική κατανομή της ροής που έφθανε στο ΦΕ του ΓΕ και προφανώς την ακτινική κατανομή της ροής που τελικά διήρχετο. Έτσι λοιπόν όσο πιο χαμηλή η μέση ενέργεια των ηλεκτρονίων τόσο περισσότερο αυξανόταν η ροή στις μεγάλες ακτινικές αποστάσεις σε σχέση με τη ροή κοντά στον άξονα της δέσμης φωτονίων.

Τα φάσματα που υπολογίστηκαν σε κάθε δακτυλιοειδή ανιχνευτή είχαν μέσες ενέργειες που αυξάνονταν όλες κατά το ίδιο περίπου ποσοστό όταν άλλαζε η μέση ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων. Εφόσον το ΦΕ παρέμενε το ίδιο, ίσως το αποτέλεσμα αυτό υπονοεί ότι η φασματική γωνιακή κατανομή των φωτονίων που εκπέμπονται από το στόχο αλλάζει ομοιογενώς καθώς μεταβάλλεται η μέση ενέργεια των ηλεκτρονίων. Παρόλα αυτά για να διαπιστωθεί κάτι τέτοιο θα έπρεπε να συνυπολογιστεί και η πιθανή διαφορική απορρόφηση του φίλτρου στις διάφορες ακτινικές αποστάσεις από τον κεντρικό άξονα με περαιτέρω διερεύνηση.

Η % δόση βάθους είχε εξάρτηση από τη μέση ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων. Για τις υψηλές ενέργειες η καμπύλη δόσης βάθους έφτανε στο μέγιστό της σε λίγο μεγαλύτερο βάθος από ότι για χαμηλότερες ενέργειες. Στα μεγάλα βάθη δε, η δόση που εναπέθεταν οι δέσμες υψηλότερης μέσης ενέργειας, ήταν μεγαλύτερη από ότι οι δόσεις που εναπέθεταν στα αντίστοιχα σημεία οι δέσμες χαμηλότερων ενεργειών. Η μεταβολή που παρατηρήθηκε ήταν η αναμενόμενη και τεκμηριώνεται στη βιβλιογραφία [43]. Το φαινόμενο αυτό οφείλεται στο ότι το φάσμα σκληραίνει λόγω αύξησης της μέσης ενέργειας [44]. Η % δόση βάθους δεν ανεμένετο να επηρεαστεί από τη μεταβολή της ροής εφόσον εξαρτάται κυρίως από τα φωτόνια στην κεντρική περιοχή της δέσμης [18].

Τα προφίλ δόσης παρουσίασαν αξιοσημείωτη μεταβολή λόγω μεταβολής της μέσης ενέργειας. Η μεταβολή τους φάνηκε να ακολουθεί τη μεταβολή της ακτινικής κατανομής της ροής εξαιτίας της μεταβολής της μέσης ενέργειας των ηλεκτρονίων. Αυτό μοιάζει λογικό καθώς η μεταβολή της ροής σχετίζεται άμεσα με μεταβολή της δόσης στην αντίστοιχη περιοχή του προφίλ. Εργασίες που δημοσιεύτηκαν κατά καιρούς βρήκαν παρόμοια εξάρτηση των προφίλ δόσης από τη μέση ενέργεια των ηλεκτρονίων [11,18].

8.2.2 Μεταβολή της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων

Η μεταβολή του ΠΕΜΜ της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων δεν επηρέασε ιδιαίτερα τις μέσες τιμές των φασμάτων στις διάφορες αποστάσεις από τον άξονα της δέσμης φωτονίων. Η ροή φωτονίων παρουσίασε αύξηση στους εξώτερους ανιχνευτές όταν το ΠΕΜΜ της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων μειώθηκε σε σχέση με την αρχική τιμή του 1 mm. Αντίθετο αποτέλεσμα παρατηρήθηκε όταν το ΠΕΜΜ αυξήθηκε. Το φαινόμενο πιθανόν να οφείλεται στο ότι για μεγαλύτερο ΠΕΜΜ της ακτινικής κατανομής της έντασης, πολλά φωτόνια παράγονται από ηλεκτρόνια μακριά από το κεντρικό σημείο του στόχου. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να μη διέρχονται του άνω ανοίγματος του πρωτεύοντος κατευθυντήρα και να μη φτάνουν ποτέ στους ανιχνευτές.

Είναι ενδιαφέρον ότι παρατηρήσιμες μεταβολές στη ροή παρουσιάστηκαν σε σχετικά μεγάλες ακτινικές αποστάσεις. Η απόσταση ήταν μεγαλύτερη του 1.7 cm από τον κεντρικό άξονα, καθώς το ΠΕΜΜ μειωνόταν από 1 mm σε 0 mm. Για την

αύξηση του ΠΕΜΜ από 1 mm σε 3 mm το σχήμα της καμπύλης της ακτινικής μεταβολής των ροών άλλαζε για ακτινική απόσταση μεγαλύτερη του 1 cm. Οι διαφορές αυτές στη ροή επηρέαζαν τελικά περιοχές της δέσμης που δε συνεισέφεραν φωτόνια στο σχηματισμό των προφίλ δόσης για το πεδίο 20 x 20 cm². Παρόλα αυτά η μείωση στη ροή που παρουσιάστηκε κατά την αύξηση του ΠΕΜΜ στα 3 mm συνέβη σε περιοχή της δέσμης που συνεισέφερε φωτόνια στο προφίλ των 30 x 30 cm². Αυτό εξηγεί γιατί δεν παρατηρήθηκαν διαφορές στο πεδίο μεγέθους 20 x 20 cm² ενώ στο πεδίο 30 x 30 cm² παρατηρήθηκαν. Πιθανότατα για μεγαλύτερα πεδία θα εμφανιζόντουσαν και μεγαλύτερες διαφορές. Παρόμοια συμπεριφορά των προφίλ δόσης έχει καταγραφεί στη βιβλιογραφία. [11,15]. Μετρήσιμες διαφορές στις δόσεις βάθους δεν παρουσιάστηκαν εφόσον δεν υπήρχαν σοβαρές μεταβολές στο φάσμα της κεντρικής περιοχής της δέσμης.

8.2.3 Εξάρτηση από την ενεργειακή κατανομή της δέσμης ηλεκτρονίων

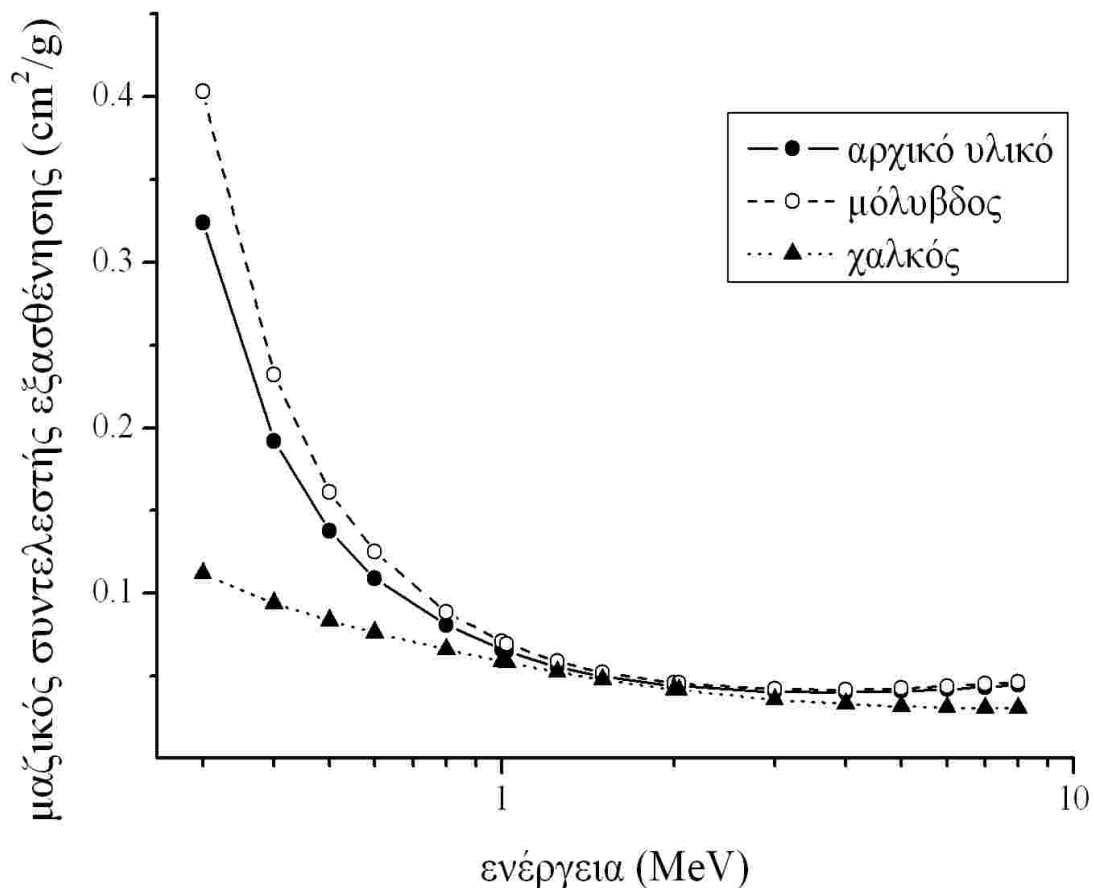
Μεταβάλλοντας το ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής της δέσμης ηλεκτρονίων δεν παρατηρήθηκαν αλλαγές στη ροή της δέσμης. Πρακτικά δεν άλλαξαν ούτε οι τιμές της ροής ούτε το σχήμα της καμπύλης της ακτινικής της μεταβολής. Το φάσμα φάνηκε να σκληραίνει ελάχιστα καθώς αυξανόταν το ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής. Πιθανώς αυτό να οφείλεται στο γεγονός ότι αυξάνοντας το ΠΕΜΜ της ενεργειακής κατανομής, η δέσμη ηλεκτρονίων αποκτά ηλεκτρόνια με μεγαλύτερες και μικρότερες ενέργειες από ότι προηγουμένως, κατά ίσα ποσά. Όμως τα φωτόνια που γεννώνται από ηλεκτρόνια μεγαλύτερης ενέργειας μπορούν να έχουν μεγαλύτερη ενέργεια και πιο πολλές πιθανότητες να παραμείνουν στη δέσμη μετά το ΦΕ. Αισθητές διαφορές στις δόσεις βάθους και στα προφίλ δόσης δεν παρατηρήθηκαν. Αυτό ήταν αναμενόμενο εφόσον τα ακτινομετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης δεν άλλαξαν.

8.3 Επίδραση του υλικού του φίλτρου επιπέδωσης στα ακτινομετρικά και δοσιμετρικά χαρακτηριστικά της δέσμης

Αισθητές μεταβολές παρατηρήθηκαν στην ακτινική κατανομή της ροής της δέσμης λόγω της αλλαγής του υλικού του ΦΕ. Η συνολική ροή ήταν αυξημένη για το μολύβδινο φίλτρο και ακόμη περισσότερο για το χάλκινο φίλτρο, σε σχέση με το αρχικό φίλτρο. Η μεγαλύτερη αύξηση αφορούσε τις κεντρικές περιοχές της δέσμης. Η

εξήγηση έγκειται στο γεγονός ότι για τα πιο ενεργητικά φωτόνια ακτινοβολίας πέδησης που προσπίπτουν στην κεντρική περιοχή του ΦΕ, οι μαζικοί συντελεστές των τριών υλικών δε διαφέρουν πολύ. Η διαφορά λοιπόν στην εξασθένηση που προκαλούν εξαρτάται από την πυκνότητά τους. Το αρχικό υλικό σαν πιο πυκνό εξασθενεί τη δέσμη πιο ισχυρά. Σε πυκνότητα ακολουθεί ο μόλυβδος και τέλος ο χαλκός.

Οι μέσες ενεργειακές τιμές των φασμάτων είναι υψηλότερες για το μόλυβδινό φίλτρο παρά για το αρχικό. Αυτό οφείλεται στο ότι ο μαζικός συντελεστής για το μόλυβδο είναι υψηλότερος στις χαμηλές ενέργειες, από τον αντίστοιχο συντελεστή για το αρχικό υλικό. Οπότε «κόβει» σχετικά περισσότερο τις χαμηλές ενέργειες και σκληραίνει το φάσμα. Το αντίθετο συμβαίνει στην περίπτωση του χάλκινου φίλτρου. Οι παρατηρήσεις αυτές ακολουθούν τη λογική που εκφράζεται και σε άλλες μελέτες.



[44,45].

Σχ. 8.1 Οι μαζικοί συντελεστές απορρόφησης για τα τρία υλικά που ορίστηκαν να αποτελούν το ΦΕ.

Τα προφίλ δόσης μεταβλήθηκαν ακολουθώντας ξανά τη μεταβολή της ροής. Για το χάλκινο φίλτρο που η ροή της κεντρικής περιοχής της δέσμης διαφέρει περισσότερο από την εξώτατη από ότι στα άλλα υλικά, παρατηρούνται και οι μεγαλύτερες μεταβολές στα προφίλ. Η % δόση βάθους μεταβλήθηκε όπως ήταν αναμενόμενο για το πιο μαλακό φάσμα της δέσμης που προέρχεται από το χάλκινο φίλτρο. Για την περίπτωση του μολύβδινου φίλτρου δεν παρατηρήθηκε αισθητή μεταβολή πιθανώς επειδή η διαφορά του φάσματος από το αρχικό δεν ήταν αρκετά μεγάλη.

8.4 Εφαρμογές της δέσμης ακτινοθεραπείας σε συγκεκριμένες θεραπείες

8.4.1 Έκτοπη οστεοποίηση

Από τις προσομοιώσεις θεραπειών της έκτοπης οστεοποίησης εξήχθησαν συμπεράσματα για την επίδραση των διαστάσεων του πεδίου και της χρήσης μολύβδινων blocks στις δόσεις ακτινοευαίσθητων οργάνων. Επίσης αναδείχθηκαν οι μηχανισμοί που προκαλούν τις παρατηρούμενες μεταβολές. Από όσο γνωρίζουμε δεν υπάρχουν δημοσιευμένα δεδομένα όσον αφορά στην επίδραση του μεγέθους του πεδίου ακτινοβολήσης στις δόσεις των ακτινοευαίσθητων οργάνων.

Οι προκαθορισμένες δόσεις που χρησιμοποιήθηκαν στις προσομοιώσεις της έκτοπης οστεοποίησης ήταν ίδιες για όλες τις ανατομικές περιοχές. Παρόλα αυτά λόγω της πολύπλοκης δομής του ομοιώματος, διαφορετικά φαινόμενα παρατηρήθηκαν σε διαφορετικές ανατομικές περιοχές. Λόγω του ότι οι θεραπείες ώμου και ισχίου έγιναν στον κορμό όπου περιέχονται τα περισσότερα όργανα ενδιαφέροντος, σχολιάζονται μαζί. Άλλο κοινό τους χαρακτηριστικό είναι ότι για τις θεραπείες αυτές χρησιμοποιήθηκαν και blocks.

Για τα ανοιχτά πεδία, τα όργανα που βρισκόντουσαν κοντά στα όρια του πεδίου και σε μεγάλο βάθος (αντίθετα από την πλευρά εισόδου της δέσμης), δεχόντουσαν εμφανώς μεγαλύτερη δόση από ότι τα όργανα που βρισκόντουσαν κοντά στην επιφάνεια εισόδου της δέσμης. Πιθανώς υπεύθυνη γι' αυτό είναι η διαπλάτυνση της δέσμης λόγω σκέδασης. Η διαπλάτυνση πρέπει να είναι μεγαλύτερη όσο η δέσμη κινείται εν τω βάθει. Οι περιπτώσεις του μαστού, του θυρεοειδούς και του οισοφάγου για τις θεραπείες του ώμου, είναι χαρακτηριστικές. Το όργανο που παρουσίασε το ίδιο φαινόμενο σε θεραπείες του ισχίου ήταν η ουροδόχος κύστη. Το

γεγονός ότι όργανα που βρίσκονταν στην ίδια απόσταση από την εμπρόσθια και την πίσω επιφάνεια του ομοιώματος δεν παρουσίασαν διαφορές στη δόση, ενισχύει την ανωτέρω υπόθεση.

Για τα επιφανειακά όργανα που ήταν μακριά από τα όρια των ανοιχτών πεδίων, οι δόσεις ήταν μεγαλύτερες όταν το πεδίο εισέρχεται στο σώμα από την πλευρά του κορμού για την οποία το όργανο βρίσκεται κοντά στην επιφάνεια του σώματος. Αυτό πιθανώς εξηγείται από το γεγονός ότι η δόση στα μακρινά από το πεδίο όργανα έχει σχετικά μεγάλη συνεισφορά από τη σκεδαζόμενη ακτινοβολία, η οποία έχει μάλιστα και πιο χαμηλή ενέργεια από την πρωτεύουσα. Όταν λοιπόν το όργανο βρίσκεται στην αντίθετη από την πλευρά εισόδου, η σκεδαζόμενη εξασθενεί από τη μεσολάβηση των ιστών του σώματος και η δόση από αυτή την προβολή είναι μικρότερη. Παράδειγμα αυτής της περίπτωσης αποτελούν ο θυρεοειδής και ο μαστός στις θεραπείες του ισχίου.

Η χρήση των μολύβδινων blocks είχε πάντα σαν συνέπεια τη μείωση της δόσης στα όργανα που απέκοπτε από το πεδίο ακτινοβολίας. Όσο πιο μεγάλο ήταν το ελεύθερο πεδίο τόσο μεγαλύτερο το μέρος του εκάστοτε οργάνου που ακτινοβολούνταν. Οπότε ήταν αναμενόμενο η μείωση της δόσης λόγω των σταθερών σε διαστάσεις blocks, να είναι μεγαλύτερη στα μεγάλα μεγέθους πεδία. Παρόλα αυτά η προσθήκη των blocks και του δίσκου από Plexiglas που τα στήριζε (tray) είχε σαν συνέπεια την αύξηση της δόσης στα μακρινά από το πεδίο όργανα. Αιτία αυτής της αύξησης είναι ότι η σκέδαση αυξάνει λόγω παρεμβολής ύλης στην πορεία της δέσμης [46]. Για το λόγο αυτό η δόση στα μακρινά όργανα αυξήθηκε σε σχέση με τα πεδία που δεν είχαν blocks.

Το μέγεθος του πεδίου είχε πάντα την επίδραση να αυξάνει τις δόσεις. Μάλιστα οι αυξήσεις ήταν αρκετά μεγάλες. Αυτό οφείλετο στην αύξηση της ακτινοβοληθείσας περιοχής που συνεπώς επηρέαζε αυξητικά την κατανομή της δόσης σε όλα τα όργανα. Γι' αυτό άλλωστε όλες οι δόσεις αυξάνονταν μονότονα με την αύξηση του μεγέθους του πεδίου.

Όσον αφορά στις προσομοιώσεις θεραπειών της έκτοπης οστεοποίησης του γονάτου και του αγκώνα, οι δόσεις που υπολογίστηκαν ήταν πολύ μικρότερες από τις αντίστοιχες για τον ώμο και το ισχίο. Ο λόγος είναι η σχετικά μεγάλη απόσταση των πεδίων ακτινοβολίας από τον κορμό που περιλαμβάνει τα περισσότερα σημαντικά

όργανα. Δεν υπήρχαν εκπλήξεις στα παρατηρηθέντα φαινόμενα. Οι παρατηρήσεις φάνηκαν να επιβεβαιώνουν τους μηχανισμούς που παρατηρήθηκαν και στις προσομοιώσεις ακτινοθεραπείας του ώμου και του ισχίου.

8.4.2 Ακτινοθεραπεία καρκίνου του μαστού

Στην παρούσα μελέτη προσδιορίστηκαν με μεθόδους Monte Carlo οι τιμές των δόσεων οργάνων κατά την ακτινοθεραπεία του καρκίνου του μαστού και οι μεταβολές τους καθώς άλλαζε το μέγεθος του πεδίου. Προσομοιώθηκαν τα πεδία που χρησιμοποιούνται συνηθέστερα στην ιατρική πρακτική. Τα μεγέθη πεδίου που επελέγησαν αντιπροσωπεύουν κατά την εκτίμησή μας τις ακραίες περιπτώσεις μεγεθών που μπορεί να χρησιμοποιηθούν. Καθόσον γνωρίζουμε δεν υπάρχουν δημοσιευμένα αποτελέσματα για το ίδιο θέμα.

Τα αποτελέσματα για τις δόσεις των υπερκλειδίων πεδίων δεν παρουσίασαν κάτι απρόσμενο σε σχέση με τα φαινόμενα που παρατηρήθηκαν στις προσομοιώσεις της ακτινοθεραπείας του ώμου για έκτοπη οστεοποίηση. Οι δόσεις φυσικά ήταν υψηλότερες λόγω της πιο υψηλής προκαθορισμένης δόσης. Οι δόσεις από τα δύο εφαπτόμενα πεδία διέφεραν σημαντικά σε μερικά όργανα. Αυτό οφείλεται στη διαπλάτυνση που υφίσταται η δέσμη λόγω σκέδασης στο σώμα του ασθενούς. Η υπόθεση ενισχύεται από το ότι τα όργανα των οποίων η δόση αυξάνεται βρίσκονται απέναντι από την πλευρά εισόδου της δέσμης. Για παράδειγμα ο οισοφάγος, το συκώτι και το στομάχι λαμβάνουν περισσότερη δόση από το πλάγιο πεδίο ενώ ο μυελός και η επιφάνεια των οστών που έχουν μεγάλη συνεισφορά από το οστό του χεριού, λαμβάνουν περισσότερη δόση από το μέσο πεδίο. Όπως θα περίμενε κανείς ο υγιής μαστός παίρνει τη μεγαλύτερη δόση του από το πλάγιο πεδίο που βρίσκεται απέναντί του λόγω της διαπλάτυνσης της δέσμης από τη σκέδαση. Πάραυτα η δόση στον υγιή μαστό είναι μικρή σε σχέση με τη δόση στον ακτινοβολούμενο μαστό. Η τιμή που εξήχθη από την παρούσα μελέτη είναι 1.4% της προκαθορισμένης δόσης των 50.4 Gy και για το μεγάλο και για το μικρό μέγεθος πεδίων. Για εφαπτόμενα πεδία όμοια με αυτά που χρησιμοποιήθηκαν και σε αυτή τη μελέτη, οι C.A. Kelly *et al.* [47] υπολόγισαν δόσεις σε διάφορα σημεία του υγιούς μαστού. Η μέση τιμή των δόσεων στα διάφορα σημεία ήταν περίπου 3% της προκαθορισμένης δόσης των 50 Gy.

Άξιο λόγου είναι το γεγονός ότι οι δόσεις του αριστερού μαστού ξεπερνούσαν την προκαθορισμένη δόση που μετρούνταν στο κέντρο του. Ο λόγος μπορεί να είναι ότι εκτός από τη δόση που δέχεται από την πρωτεύουσα δέσμη, υπάρχει και η συνεισφορά της σκεδαζόμενης από τους παρακείμενους ιστούς. Η μεγαλύτερη δόση στον αριστερό μαστό από το μέσο πεδίο πιθανώς οφείλεται στη σχετικά μεγαλύτερη συνεισφορά της πρωτεύουσας δέσμης που «βλέπει» ολόκληρο το μαστό. Στην περίπτωση του μέσου πεδίου δεν παρεμβάλλεται άλλος ιστός ανάμεσα στο μαστό και τη δέσμη. Αντιθέτως για το πλάγιο πεδίο, το θωρακικό τοίχωμα παρεμβάλλεται στην πορεία των φωτονίων πριν αυτά φθάσουν σε κάποια σημεία της βάσης του αριστερού μαστού που είναι προς την πλευρά του στέρνου. Επειδή η δέσμη διατρέχει κάποιο μήκος ιστού πριν φτάσει σε εκείνα τα σημεία, εξασθενεί και έτσι μειώνεται η δόση στα εν λόγω σημεία και συνεπώς η μέση δόση στον αριστερό μαστό.

Σε όλες τις προσομοιώσεις θεραπειών, με σκοπό να εξοικονομηθεί υπολογιστικός χρόνος χρησιμοποιήθηκαν ανιχνευτές οι οποίοι μετρούσαν την ποσότητα collision kerma και όχι την εναποτιθέμενη δόση. Είναι γνωστό και αναμενόμενο ότι αυτή η προσέγγιση υπερεκτιμά τη δόση στο δέρμα κατά 20% περίπου [24]. Στην περίπτωσή μας ίσως αυτό το φαινόμενο μετριάζεται από την υποεκτίμηση έως περίπου 6.7% που γίνεται στην επιφανειακή δόση, λόγω του ότι η προσομοίωση όπως προαναφέρθηκε, παραλείπει τα σκεδαζόμενα ηλεκτρόνια από το ΦΕ. Τελικά υπολογίστηκε μια συντηρητική υπερεκτίμηση της πραγματικής δόσης του δέρματος.

Για τον υπολογισμό των δόσεων στα όργανα από όλες τις ακτινοθεραπευτικές πράξεις που μας απασχόλησαν χρησιμοποιήθηκε ένα μαθηματικό ομοίωμα που τροποποιήθηκε εκτενώς ώστε να περιλαμβάνει όλα τα όργανα που ορίζει σαν ακτινοευαίσθητα η ICRP. Στην εργασία αυτή δε χρειάστηκε να εξαιρέσουμε όργανα από τον υπολογισμό της δόσης των λοιπών οργάνων. Το γεγονός αυτό συνετέλεσε στον ακριβέστερο δυνατό υπολογισμό των δόσεων οργάνων που μπορούσε να προσφέρει αυτό το ομοίωμα. Πάραυτα είναι λογικό ότι οι υπολογισμοί που γίνονται με αυτό το ομοίωμα θα είναι πιο ακριβείς για πληθυσμιακές ομάδες που έχουν όμοια σωματομετρικά χαρακτηριστικά με το ομοίωμα. Για εξατομικευμένες μελέτες θα έπρεπε να χρησιμοποιήσει κανείς και εξατομικευμένα ομοιώματα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9

Συμπεράσματα

Η παρούσα εργασία κατέδειξε ότι είναι δυνατόν να κατασκευαστεί ένα μοντέλο που να προσομοιώνει πιστά τις δοσιμετρικές ιδιότητες της δέσμης ενός ΓΕ και ταυτόχρονα να είναι αποδοτικό ως προς το κόστος σε χρόνο. Όντας αποδοτικό πραγματοποιεί υπολογισμούς Monte Carlo σε λογικά χρονικά διαστήματα χωρίς να απαιτείται η χρήση ακριβών και πολύπλοκων υπολογιστικών συστημάτων. Ένα μοντέλο με τέτοια χαρακτηριστικά μπορεί να αποτελέσει ένα χρήσιμο εργαλείο για δοσιμετρικές μελέτες στα πλαίσια της ακτινοπροστασίας.

Ο τρόπος κατασκευής του μοντέλου σε δύο μέρη προσφέρει πληροφορίες για το φάσμα και τη ροή της δέσμης και την ακτινική μεταβολή τους. Αυτό επιτρέπει πληρέστερη διερεύνηση και βαθύτερη κατανόηση της σχέσης των ακτινομετρικών χαρακτηριστικών της δέσμης με τα δοσιμετρικά χαρακτηριστικά που συνήθως μετρούνται, δηλαδή τις δόσεις βάθους και τα προφίλ δόσης. Η διερεύνηση της συμπεριφοράς της δέσμης οδήγησε σε πολύτιμα συμπεράσματα όσον αφορά το πώς επιδρούν οι φυσικές παράμετροι της δέσμης ηλεκτρονίων στα χαρακτηριστικά της θεραπευτικής δέσμης. Επιπροσθέτως τα συμπεράσματα αυτά συμφωνούν με τα αντίστοιχα άλλων μελετών και επιβεβαιώνουν περαιτέρω την ορθή συμπεριφορά του μοντέλου.

Η σημασία των συμπερασμάτων της διερεύνησης γίνεται εμφανής συνυπολογίζοντας το γεγονός ότι συχνά οι προδιαγραφές του ΓΕ που προσομοιώνεται δεν είναι διαθέσιμες με την επιθυμητή ακρίβεια. Κυρίως όσον αφορά στις σημαντικές παραμέτρους της μέσης ενέργειας και του ΠΕΜΜ της ακτινικής κατανομής της έντασης τη δέσμης ηλεκτρονίων [15]. Εν γένει οι ιδιότητες μιας δέσμης κατασκευασμένης με ελλιπή στοιχεία θα διαφέρουν από αυτές της πραγματικής. Στην περίπτωση αυτή μπορεί κανείς να χρησιμοποιήσει τα συμπεράσματα που εξήχθησαν κατά τη διερεύνηση των επιδράσεων των παραμέτρων της δέσμης ηλεκτρονίων στη δέσμη θεραπείας ακτινών x και να γίνουν μικρορυθμίσεις στα χαρακτηριστικά της κατασκευασμένης δέσμης, ώστε να προσομοιώνει αποδεκτά την πραγματική. Ο τρόπος αντιμετώπισης που προτείνεται είναι ο εξής: Αρχικά, είναι λογικό να

ξεκινήσει κανείς τη μοντελοποίηση χρησιμοποιώντας τα στοιχεία του κατασκευαστή. Στη συνέχεια αν υπάρχει διαφορά στη δόση βάθους μεταβάλλεται η μέση ενέργεια της δέσμης ώστε οι τοπικές διαφορές να πέσουν πιο χαμηλά από το αποδεκτό 2%. Έχοντας «ταιριάξει» τη δόση βάθους, αν οι τοπικές διαφορές των προφίλ δόσης ξεπερνούν το 2%, μεταβάλλεται το ΠΕΜΜ της ακτινικής κατανομής της έντασης της δέσμης ηλεκτρονίων. Αν επέλθει η αποδεκτή συμφωνία του 2% ή και λιγότερο στις τοπικές διαφορές, τότε η κατασκευασμένη δέσμη προσομοιώνει αποδεκτά την πραγματική. Η διαδικασία που περιγράφηκε ίσως να μη δώσει αποτελέσματα όταν τα στοιχεία του ΓΕ είναι πολύ ανακριβή. Είναι λοιπόν προφανές ότι η πιστότητα των προδιαγραφών που διατίθενται από τους κατασκευαστές είναι θεμελιώδης για την επιτυχή προσομοίωση του εκάστοτε ΓΕ.

Ένα ακόμη σημαντικό εξαγόμενο της μελέτης αυτής είναι το τροποποιημένο ομοίωμα που περιέχει όλα τα όργανα που ορίζονται σαν ακτινοευαίσθητα από την ICRP. Τα αποτελέσματα της εφαρμογής της κατασκευασμένης δέσμης σε προσομοιώσεις θεραπείας στο εν λόγω ομοίωμα, βοήθησαν στην εξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων όσον αφορά στις παραμέτρους που επηρεάζουν τη δόση των οργάνων του ασθενούς. Συνάγεται ότι οι διαστάσεις του πεδίου πρέπει να είναι οι μικρότερες δυνατές χωρίς βέβαια να μειώνεται η αποτελεσματικότητα της θεραπείας. Όταν είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθούν blocks για προστασία ζωτικών οργάνων που βρίσκονται εντός πεδίου, καλό είναι να χρησιμοποιούνται. Η μείωση που αναμένεται να συμβεί στη δόση είναι συνήθως μεγάλη για όργανα μέσα και κοντά στο πεδίο. Η δόση στα μακρινά από το πεδίο όργανα μπορεί να αυξηθεί λόγω της χρήσης blocks. Όμως παρότι η σχετική αύξηση στη δόση ενός απομακρυσμένου οργάνου μπορεί να είναι μεγάλη, οι απόλυτες τιμές αύξησης των δόσεων είναι μικρές σε σχέση με αυτές κοντά στα όρια του πεδίου. Επίσης λόγω της διαπλάτυνσης της δέσμης εν τω βάθει, εξαιτίας της σκέδασης εντός του σώματος, θα ήταν πρακτικό να χρησιμοποιούνται μικρά blocks παρασκιάς για την προστασία σημαντικών οργάνων που βρίσκονται κοντά στα όρια του πεδίου.

Τα μοντέλα του ΓΕ και των θεραπειών που κατασκευάστηκαν είχαν φυσικά κάποιους περιορισμούς που πρέπει να αναφερθούν. Η μη συμπερίληψη των σκεδαζόμενων ηλεκτρονίων από το ΦΕ στη θεραπευτική δέσμη είναι μειονέκτημα που πρέπει και θα αντιμετωπιστεί στο μέλλον. Τα ομοιώματα που είχαμε στη διάθεσή μας είναι διαπιστωμένο ότι δίνουν αποτελέσματα αντιπροσωπευτικά της

πραγματικότητας. Παρόλα αυτά η μελλοντική χρήση πιο λεπτομερών ομοιωμάτων που έχουν ήδη κατασκευαστεί από άλλους ερευνητές θα βελτιώνει την ποιότητα των αποτελεσμάτων. Δευτερευόντως, περαιτέρω μελέτη θα μπορούσε να κατευθυνθεί στη βελτίωση της συμφωνίας μετρήσεων και υπολογισμών στην περιοχή με βάθος μικρότερο του d_{max} . Επίσης σε συνεργασία με τον κατασκευαστή θα μπορούσε να επιδιωχθεί και μια πιο ακριβής μοντελοποίηση της κεφαλής του ΓΕ με σκοπό να γίνουν πιο ακριβείς υπολογισμοί της περιφερειακής δόσης.

Πάραυτα τα αποτελέσματα που δίνει το μοντέλο μπορούν να αξιοποιηθούν για μια βαθύτερη κατανόηση των φυσικών νόμων που διέπουν την παραγωγή και τις ιδιότητες των θεραπευτικών δεσμών. Σε συνδυασμό με ομοιώματα μπορεί να δώσει άμεσα εκτιμήσεις δόσεων σε συγκεκριμένες εφαρμογές. Οι δόσεις αυτές μπορούν να χρησιμοποιηθούν πιθανώς στον υπολογισμό του ακτινογενούς κινδύνου που επισύρει η ακτινοβολία. Επίσης μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε επιδημιολογικές μελέτες σαν το δοσιμετρικό υπόβαθρο που θα συσχετιστεί με τον κίνδυνο που πιθανώς θα παρατηρηθεί.

Βιβλιογραφία ειδικού μέρους

1. J. F. Briesmeister, “MCNPTM—A General Monte Carlo N–Particle Transport Code, Version 4C”, MCNP4C2 Manual, Los Alamos National Laboratory Report LA-13709-M (2000).
2. RSICC Computer Code Collection “MCNP/MCNPX, Monte Carlo N–Particle Transport Code System Including MCNP5 1.40 and MCNPX 2.5.0 and Data Libraries”, CCC-730, Oak Ridge National Laboratory (2006).
3. M. Cristy, K. F. Eckerman, “ Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photons sources”, ORNL Report ORNL/TM-8381 V1–V7, Oak Ridge, TN: Oak Ridge National Laboratory, 1987.
4. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Elmsford, NY, 1991.
5. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Annals of the ICRP Volume 37/2-4 (2007).
6. R.D. Lewis, S. J. S. Ryde, D. A. Hancock *et al.*, “An MCNP based model of a linear accelerator x-ray beam”, Phys. Med. Biol. **44**, 1299-1230 (1999).
7. J. J. DeMarco, T. D. Solberg, and J. B. Smathers, “A CT-based Monte Carlo simulation tool for dosimetry planning and analysis”, Med. Phys. **25**, 1-11 (1998).
8. P. L. Petti, M. S. Goodman, J. M. Sisterson *et al.*, “Sources of electron contamination for the Clinac-35 25-MV photon beam”, Med. Phys. **10**, 856-861 (1983).
9. D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, “Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code”, Med Phys. **29**, 391-402 (2002).
10. A. Alfuraih, M. P. W. Chin and N. M. Spyrou, “Measurements of the photonuclear neutron yield of 15 MV medical linear accelerator”, J Radioanal Nucl Chem. **278**(3), 681-684 (2008).

11. A Tzedakis, J. E. Damilakis, H. Varveris *et al.*, “Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams”, *Med. Phys.* **31**, 907-913 (2004).
12. P. Mayles, A. Nahum and J. C. Rosenwald, “Handbook of Radiotherapy Physics, Theory and Practice”, CRC Press, Taylor & Francis Group, Broken Sound Parkway NW, 2007.
13. S. Mutic, J. Esthappan and E. E. Klein, “Peripheral dose distributions for a linear accelerator equipped with a secondary multileaf collimator and universal wedge”, *J. Appl. Clin. Med. Phys.* **3**, 302-309 (2002).
14. M. Stovall, C. R. Blackwell, J. Cundiff *et al.*, “Fetal dose from radiotherapy with photon beams: Report of AAPM radiation Therapy Committee Task Group No. 36”, *Med Phys.* **22**, 63-82 (1995).
15. D. Sheikh-Bagheri and D. W. O. Rogers, “Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters”, *Med. Phys.* **29**, 379-390 (2002).
16. B. Bednarz and X. G. Xu, “Monte Carlo modeling of a 6 and 18 MV Varian Clinac medical accelerator for in-field and out of-field dose calculations: development and validation” *Phys. Med. Biol.* **54**, N43–N57 (2009).
17. D. A. Jaffray, J. J. Battista, A. Fenster *et al.*, “X ray sources of medical linear accelerators focal and extra focal radiation”, *Med. Phys.* **20**, 1417-1427 (1993).
18. I. J. Chetty, B. Curran, J. E. Cygler *et al.*, “Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning”, *Med. Phys.* **34**, 4818-4852 (2007).
19. S. F. Altekruse, C. L. Kosary, M. Krapcho *et al.*, “SEER Cancer Statistics Review, 1975-2007”, National Cancer Institute, Bethesda, MD, http://seer.cancer.gov/csr/1975_2007.
20. Choonik Lee, Choonsik Lee, A. P. Shah *et al.*, “An assessment of bone marrow and bone endosteum dosimetry methods for photon sources”, *Phys. Med. Biol.* **51**, 5391-5407 (2006).

21. K. A. Van Riper, J. Roberts and J. Clorley, “Implementation of salivary glands in the bodybuilder anthropomorphic phantoms”, presented at Computational Medical Physics Working Group Workshop II, Sep 30 – Oct 3, 2007, University of Florida (UF), Gainesville, Florida USA on CD-ROM, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL (2007).
22. S. M. Qatarneh, I. C. Kiricuta, Brahme A. *et al.*, “Three-dimensional atlas of lymph node topography based on the visible human data set”, *Anat Rec B New Anat.* **289**(3), 98-111 (2006).
23. Ι. Εμμ. Στρατάκης, “Ανάπτυξη μεθόδου εκτίμησης της δόσης ασθενών από ακτινοσκοπικά καθοδηγούμενες επεμβατικές εξετάσεις με την εφαρμογή υπολογιστικών τεχνικών Monte Carlo”, Διδακτορική Διατριβή, Πανεπιστήμιο Κρήτης (2007).
24. J. Gu, B. Bednarz, X. G. Xu *et al.*, ”Assessment of patient organ doses and effective doses using the vip-man adult male phantom for selected cone-beam ct imaging procedures during image guided radiation therapy”, *Rad. Prot. Dosim.* **131**, 431-443 (2008).
25. O. Koelbl, W. E. Alberti and M. H. Seegenschmiedt, “Heterotopic Ossification Prophylaxis -The Hip” in “Radiotherapy for Non-Malignant Disorders”, Springer, Berlin, Heidelberg, 2008.
26. R. H. Wittenberg, U. Peschke and U. Bötzel, “Heterotopic Ossification after Spinal Cord Injury, Epidemiology and Risk Factors”, *J Bone Joint Surg [Br]* **74-B**, 215-8 (1992).
27. T. D. Boehm, MD, W. A. Wallace, MD, and L. Neumann, MD, “Heterotopic ossification after primary shoulder arthroplasty”, *J Shoulder Elbow Surg.* **14**(1), 6-10 (2005).
28. J. W. Leer, P. van Houtte, H. Seegenschmiedt, “Radiotherapy of non-malignant disorders: Where do we stand?”, *Radiother Oncol.* **83**(2), 175-7 (2007).

29. E. C. Halperin, C. A. Perez and L. W. Brady, “Perez and Brady’s Principles and Practice of Radiation Oncology” fifth edition, Lipincott Williams & Wilkins, Wolters Kluwer (2007).
30. A. Jemal, R. Siegel, E. Ward *et al.*, “ Cancer Statistics, 2009”, CA Cancer J Clin. **59**, 225-249 (2009).
31. American Cancer Society. Cancer Facts & Figures 2008. Atlanta: American Cancer Society; (2008).
32. J. S. Li, G. M. Freedman, R. Price *et al.*, “Clinical implementation of intensity-modulated tangential beam irradiation for breast cancer” Med Phys. **31**, 1023-31 (2004).
33. F. A. Vicini, M. Sharpe, L. Kestin *et al.*, “Optimizing breast cancer treatment efficacy with intensity-modulated radiotherapy” Int J Radiat Oncol Biol Phys. **54**(5), 1336-44 (2002).
34. A. Wallgren, “Late Effects of Radiotherapy in the Treatment of Breast Cancer”, Acta oncol. **31**, 237-42 (1992).
35. F. M. Khan, “Treatment Planning in Radiation Oncology”, second edition, Lipincott Williams & Wilkins, Wolters Kluwer (2007).
36. R. Mohan and C. Chui, “Energy and angular distribution of photons from medical linear accelerators”, Med. Phys. **12**, 592-597 (1985).
37. A. Ahnesjo and P. Andreo, “Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations” Phys. Med. Biol. **34**, 1451-1464 (1989).
38. M. J. Berger and S. M. Seltzer, “Bremsstrahlung and Photoneutrons from thick tungsten and tantalum targets*”, Phys Rev C **2**(2), 621-631 (1970).
39. G. X. Ding, “Dose discrepancies between Monte Carlo calculations and measurements in the buildup region for a high-energy photon”, Med. Phys. **29**, 2459-63 (2002).

40. O. Chibani, C.M. Ma, “On the discrepancies between Monte Carlo dose calculations and measurements for the 18 MV Varian photon beam”, *Med. Phys.* **34**, 1206-16 (2007).
41. B. Nilsson and A. Brahme, “Electron contamination from photon beam collimators”, *Radiother. Oncol.* **5(3)**, 235-244 (1986).
42. H. E. Johns, J. R. Cunningham., “The Physics of Radiology”, Charles Thomas, Springfield, Illinois, 1983.
43. M. Goitein, “Radiation Oncology: A Physicist’s-eye view”, Springer New York, 2007.
44. J. A Rawlinson and H.E. Johns, “Percentage depth dose for high energy x-ray beams in radiotherapy*”, *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med.* **118(4)**, 919-22 (1973).
45. E. B. Podgorsak, J. A. Rawlinson and H.E. Johns, “X-ray depth doses from linear accelerators in the energy range from 10 to 32 MeV*”, *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med.* **123(1)**, 182-91 (1975).
46. U. Titt, O. N. Vassiliev, F. Pönisch *et al.*, “A flattening filter free photon treatment concept evaluation with Monte Carlo” *Med. phys.* **33**, 1595-602 (2006).
47. C. A. Kelly, Xiao-yang Wang, J. C. H. Chu *et al.*, “Dose to contralateral breast: a comparison of four primary breast irradiation techniques”, *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* **34(3)**, 727-732 (1996).