



ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΔΗΜΟΚΡΑΤΙΑ
**Εθνικόν και Καποδιστριακόν
Πανεπιστήμιον Αθηνών**
— ΙΔΡΥΘΕΝ ΤΟ 1837 —

ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ

Διδρυματικό Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών στην Ιατρική
Φυσική – Ακτινοφυσική

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Monte Carlo Modeling of the Millennium
120-leaf MultiLeaf Collimator for 3D-CRT,
IMRT and VMAT Calculations**

ΠΕΤΡΟΥ ΚΩΝ/ΝΟΣ-ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Πλατώνη Καλλιόπη, Επίκουρη Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική
Σχολή, ΕΚΠΑ (Επιβλέπουσα Καθηγήτρια)

Ευσταθόπουλος Ευστάθιος, Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής, Ιατρική
Σχολή, ΕΚΠΑ

Κουλουλίας Βασίλειος, Καθηγητή Ακτινοθεραπευτικής Ογκολογίας,
Ιατρική Σχολή, ΕΚΠΑ

Αθήνα 2022

Ευχαριστίες

Αρχικά, θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα καθηγήτρια μου, την κυρία Πλατώνη Καλλιόπη, Επίκουρη Καθηγήτρια Ιατρικής Φυσικής στην Ιατρική Σχολή του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών, για την ευκαιρία που μου έδωσε με την εργασία αυτή, να συνεργαστώ με την Μονάδα Ακτινοφυσικής του Β' Εργαστηρίου Ακτινολογίας στο Πανεπιστημιακό Γενικό Νοσοκομείο «Αττικόν» και να ασχοληθώ με ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα. Χωρίς τη διαρκή της καθοδήγηση, τις γνώσεις και τις συμβουλές της, η εργασία αυτή δεν θα μπορούσε να πραγματοποιηθεί.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να εκφράσω στην Υποψήφια Διδάκτορα κ. Βλαστού Έλενα για τη συνεργασία και την καθοριστική βοήθειά της σε όλη τη διάρκεια εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας.

Ένα μεγάλο ευχαριστώ θα ήθελα να πω στους ακτινοφυσικούς της Μονάδας Ακτινοθεραπείας, τον κύριο Πατατούκα Γεώργιο, τον κύριο Κολλάρο Νικόλαο, την κυρία Χαλχιά Μαρίνα και την κυρία Διλβόη Μαρία για την καθημερινή βοήθειά τους και την προθυμία τους να ασχοληθούν με την επίλυση των αποριών μου, παρά τον μεγάλο φόρτο εργασίας τους. Η συμβολή τους ήταν πολύ σημαντική για την ολοκλήρωση της εργασίας.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο Ευσταθόπουλο Ευστάθιο, Καθηγητή Ιατρικής Φυσικής στην Ιατρική Σχολή του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών και τον κύριο Κουλουλία Βασίλειο, Καθηγητή Ακτινοθεραπευτικής Ογκολογίας στην Ιατρική Σχολή του Εθνικού και Καποδιστριακού Πανεπιστημίου Αθηνών μέλη της τριμελούς επιτροπής, για την στήριξή τους στην εκπόνηση της παρούσας εργασίας.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1	ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	10
1.1	Ακτινοθεραπεία	10
1.2	Γραμμικός επιταχυντής-(Linear Accelerator-LINAC)	12
1.2.1	Κύρια μέρη LINAC	12
1.2.2	Κεφαλή LINAC	14
1.3	Millennium 120-leaf MLC	18
1.4	Δοσιμετρία	23
1.4.1	Θάλαμος Ιονισμού	23
1.4.2	Ραδιοχρωμικά Φιλμ	25
1.5	Μέθοδος Monte Carlo	26
1.5.1	Ντετερμινιστικά-Στοχαστικά Συστήματα	26
1.5.2	Αλγόριθμοι Monte Carlo	26
1.5.3	Monte Carlo στην Ακτινοθεραπεία	28
1.5.4	GATE/Geant4	31
1.5.5	Monte Carlo στο περιβάλλον Gate	31
2	ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ	34
2.1	Προσομοίωση του Millennium 120-leaf MLC	34
2.2	Πειραματική επιβεβαίωση MLC	36
2.2.1	Προσομοίωση Monte Carlo	36
2.2.2	Βαθμονόμηση Films	37
2.2.3	Ακτινοβολία διαρροής MLC	39
2.2.4	Πεδία ακτινοβολίας αποκλειστικά από MLC	41
3	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	44
3.1	Προσομοίωση του Millennium 120-leaf MLC	44
3.2	Βαθμονόμηση Films	45
3.3	Ακτινοβολία διαρροής MLC	46
3.4	Πεδία ακτινοβολίας αποκλειστικά από MLC	51
4	ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ-ΣΥΖΗΤΗΣΗ	54
5	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	58

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΕΙΚΟΝΩΝ

1.1	Τυπική μορφή γραμμικού επιταχυντή [1]	13
1.2	Κεφαλή γραμμικού επιταχυντή [2]	15
1.3	Η δέσμη ακτίνων-X (a) χωρίς και (b) με φίλτρο επιπέδωσης [3]	16
1.4	Πολύφυλλος Κατευθυντήρας [4]	17
1.5	Διαμόρφωση πεδίου ακτινοβολίας από X, Υ και πολύφυλλο κατευθυντήρα [5]	18
1.6	Millennium 120-leaf MLC	19
1.7	Γεωμετρικά χαρακτηριστικά των φύλλων [7]	20
1.8	Καμπύλο μέρος των φύλλων [8]	21
1.9	Tongue and Groove κομμάτια των φύλλων [9]	21
1.10	Διαχωρισμός των φύλλων σε Half Target, Half Isocenter και Full [4]	22
1.11	Τοποθέτηση των φύλλων και σύγκλιση προς το target [10]	23
1.12	Κύρια μέρη θαλάμου ιονισμού	24
1.13	Η ιστορία αλληλεπιδράσεων ενός φωτονίου [11]	30
2.1	Διαχωρισμός των φύλλων (α) Half Leaf Target, (β) Half Leaf Isocenter και (γ) Full Leaf σε τμήματα, όπως φαίνονται στην τομή	35
3.1	Τα φύλλα του MLC όπως προσομοιώθηκαν στο Gate	44
3.2	Τα φύλλα του MLC όπως προσομοιώθηκαν στο Gate	45
3.3	Ακτινοβολημένα Films από 50-550 MU	45
3.4	Καμπύλη Βαθμονόμησης	46
3.5	Προσομοίωση πειραματικών διατάξεων στο Gate	47
3.6	Ακτινοβολημένο φιλμ αναφορά (200 MU) σε πεδίο ακτινοβολίας $10 \times 10 \text{ cm}^2$	48
3.7	Ακτινοβολημένο φιλμ με τα φύλλα του MLC κλειστά στον κεντρικό άξονα	48
3.8	Σύγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων abutting leaf leakage profiles	49
3.9	Ακτινοβολημένο φιλμ με τα φύλλα του MLC να μπλοκάρουν το πεδίο ακτινοβολίας	50
3.10	Σύγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων Intra-Inter leaf leakage profiles στα 4 cm off-axis απόσταση	50
3.11	Σύγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων Crossplane profiles	51
3.12	Σύγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων Inplane profiles	52

ΕΥΡΕΤΗΡΙΟ ΠΙΝΑΚΩΝ

1	Physics Lists από Gate [13]	32
2	Υπολογισμένες και μετρούμενες τιμές των επιμέρους διαρροών	51
3	Μέση τιμή RDD για Crossplane profiles	52
4	Μέση τιμή RDD για Inplane profiles	53

Περίληψη

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η πλήρης μοντελοποίηση του Millennium 120-leaf Multileaf Collimator (MLC) χρησιμοποιώντας μεθόδους προσομοίωσης Monte Carlo (MC). Ανώτερος στόχος είναι να διερευνηθεί αν η μοντελοποίηση του MLC μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εξατομικευμένη επιβεβαίωση του πλάνου θεραπείας.

Αρχικά, με την συγγραφή κώδικα στην πλατφόρμα του Gate υλοποιήθηκε η προσομοίωση του MLC σε υπολογιστικό περιβάλλον. Για την πειραματική επιβεβαίωση του μοντέλου συγκρίθηκαν οι τιμές της διαρρέουσας ακτινοβολίας από τα φύλλα του MLC (μετρούμενες και υπολογισμένες) και τα πλευρικά προφίλ κατανομής δόσης (μετρούμενα και υπολογισμένα) από πεδία φωτονίων σχηματισμένα αποκλειστικά από τον MLC. Για την μέτρηση της διαρροής στον κλινικό γραμμικό επιταχυντή, χρησιμοποιήθηκαν ραδιοχρωμικά films και ομοίωμα από υλικό Plexiglass ενώ τα προφίλ δόσης μετρήθηκαν με θάλαμο ιονισμού σε ομοίωμα νερού.

Κατά την σύγκριση των αποτελεσμάτων, παρατηρήθηκε ότι υπολογισμένες και μετρούμενες τιμές βρέθηκαν σε καλή συμφωνία. Τα αποτελέσματα εμφάνισαν καλή συσχέτιση με αντίστοιχες τιμές από σχετικές δημοσιεύσεις. Επόμενο βήμα αποτελεί η βελτιστοποίηση της προσομοίωσης του MLC για την ελαχιστοποίηση των αποκλίσεων υπολογισμένων και μετρούμενων τιμών προκειμένου μοντελοποίηση του MLC να μπορέσει να χρησιμοποιηθεί για την επιβεβαίωση πλάνων θεραπείας.

Abstract

The aim of this study was the development of the Varian Millennium 120-leaf multileaf collimator (MLC) using Monte Carlo (MC) simulation techniques. The goal was to investigate whether the MC model of Millennium 120-leaf MLC can be used for patient specific quality assurance tests.

Initially, MLC simulation was created by compiling code on the Gate platform. For the experimental verification of the model, the values of the transmitting radiation from the MLC leaves (measured and calculated) and the lateral dose distribution (measured and calculated) from MLC defined photon static fields were compared. For leakage's measurements in the clinical linear accelerator, radiochromic films and PMMA slab phantom were used while dose profiles were measured with an ionization chamber in water phantom.

By comparing the results, it was observed that the calculated and measurements values were found in good agreement. The results showed a good correlation with corresponding values from relevant publications. The next step is to optimize the MLC simulation to minimize deviations between measured and calculated values so that MLC modelling can be used for treatment planning calculations.

Εισαγωγή

Ακτινοθεραπεία είναι η χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας υψηλής ενέργειας για θεραπευτικούς σκοπούς. Στόχος της ακτινοθεραπείας είναι η μεγιστοποίηση της βλάβης στον όγκο-στόχο με όσο το δυνατόν λιγότερες επιπτώσεις στους υγιείς ιστούς. Η κλινική δέσμη, ακτίνων-X ή ηλεκτρονίων, παράγεται από τους γραμμικούς επιταχυντές (Linear Accelerators-LINAC). Οι σύγχρονοι γραμμικοί επιταχυντές διαθέτουν πολύφυλλους κατευθυντήρες (Multileaf Collimator-MLC) με σκοπό την διαμόρφωση της δέσμης σύμφωνα με τον όγκο-στόχο.

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η πλήρης μοντελοποίηση του Millennium 120-leaf Multileaf Collimator (MLC) χρησιμοποιώντας μεθόδους προσομοίωσης Monte Carlo (MC). Ανώτερος στόχος είναι να διερευνηθεί αν η μοντελοποίηση του MLC μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εξατομικευμένη επιβεβαίωση του πλάνου θεραπείας.

Στο θεωρητικό μέρος αναπτύσσονται οι σύγχρονες τεχνικές ακτινοθεραπείας, περιγράφονται τα βασικά μέρη και η βασική αρχή λειτουργίας ενός γραμμικού επιταχυντή και αναλύονται τα βασικά εξαρτήματα από τα οποία αποτελείται η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή. Επιπλέον, παρουσιάζονται τα κυριότερα δοσιμετρικά συστήματα που χρησιμοποιούνται για την μέτρηση της χορηγούμενης δόσης ενώ γίνεται και αναλυτική περιγραφή των τεχνικών προσομοίωσης Monte Carlo.

Στο ειδικό μέρος γίνεται περιγραφή του εξοπλισμού που χρησιμοποιήθηκε καθώς και του αλγορίθμου που αναπτύχθηκε για την εκτέλεση της πειραματικής διαδικασίας και αναλύεται η μεθοδολογία που ακολουθήθηκε. Στην συνέχεια, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την μοντελοποίηση του MLC. Ακολουθούν η συζήτηση επί των αποτελεσμάτων και τα συμπεράσματα.

1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1.1 Ακτινοθεραπεία

Με το όρο **Ακτινοθεραπεία** ορίζεται η χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας (ακτίνες X, ακτίνες γ, ηλεκτρόνια κ.α.) με σκοπό την καταστροφή καρκινικών κυττάρων και την συρρίκνωση των όγκων. Η δόση ακτινοβολίας που προσδίδεται στην Ακτινοθεραπεία είναι μεγαλύτερη από την δόση σε σύγκριση με διαγνωστικές εξετάσεις. Στόχος είναι να προσδίδεται η σωστή δόση ακτινοβολίας στη περιοχή του καρκινικού όγκου ενώ παράλληλα η δόση στους υγιείς ιστούς να ελαχιστοποιείται.

Η ακτινοθεραπεία μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε ως η μόνη θεραπεία είτε σε συνδυασμό με άλλες μεθόδους (π.χ χημειοθεραπεία, χειρουργικές επεμβάσεις) επιδιώκοντας την καταστροφή των καρκινικών κυττάρων. Η τεχνική που θα χρησιμοποιηθεί για να χορηγηθεί η ιοντίζουσα ακτινοβολία εξαρτάται από την τοποθεσία, το μέγεθος και τον τύπο του καρκίνου στο σώμα. Η πιο συχνή τεχνική είναι η ακτινοβολία εξωτερικής δέσμης, όπου η δέσμη αποτελούμενη από ηλεκτρόνια, φωτόνια ή πρωτόνια υψηλής ενέργειας στοχεύει τον όγκο.

Για τη επίτευξη του στόχου, εμφανίζονται και διαφορετικές τεχνικές με την οποία υλοποιείται η θεραπεία **εξωτερικής ακτινοβολίας**. Όλες, όμως, γίνονται μέσω των γραμμικών επιταχυντών ή συστήματα ραδιενεργών πηγών (μονάδες κοβαλτίου - ^{60}Co) με τα τελευταία να τείνουν να εξαφανιστούν. Πιο συγκεκριμένα, λοιπόν, οι τεχνικές που αναπτύχθηκαν με σκοπό την βέλτιστη εκτέλεση μιας θεραπείας εξωτερικής ακτινοβολίας είναι:

- **Τρισδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία (3D Conformal Radiotherapy-3D-CRT)**

Η 3D-CRT χρησιμοποιεί εικόνες αξονικής ή μαγνητικής τομογραφίας για τον εντοπισμό της θέσης και του σχήματος του όγκου-στόχου και των γειτονικών υγιών οργάνων. Στη συνέχεια, οι εικόνες αυτές μεταφέρονται στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας (Treatment Planning System-TPS) όπου με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού γίνεται ο τρισδιάστατος σχεδιασμός του πλάνου θεραπείας. Πολλές δέσμες ακτινοβολίας στοχεύουν τον "όγκο στόχο" από διαφορετικές κατευθύνσεις αφού πρώτα διαμορφώνονται σύμφωνα με το σχήμα του (beam-shaped). Οι δέσμες συγχλίνουν στον όγκο στόχο για να δώσουν την

απαιτούμενη δόση ακτινοβολίας εκεί ενώ ταυτόχρονα η κάθε δέσμη ξεχωριστά μόνη της μεταφέρει χαμηλότερη δόση ακτινοβολίας, γεγονός που την καθιστά λιγότερο επιβλαβή για τους περιβάλλοντες υγιείς ιστούς.

- **Ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων διαμορφωμένης έντασης (Intensity Modulation Radiation Therapy-IMRT)**

Η IMRT είναι μια προηγμένη μορφή τρισδιάστατης θεραπείας που εκτός από τη διαμόρφωση και την σύγκλιση των πολλαπλών δεσμών ακτινοβολίας χρησιμοποιεί και την μεταβολή της έντασης τους. Βασικό πλεονέκτημα της IMRT είναι η δυνατότητα χορήγησης ακόμα μεγαλύτερης δόσης ακτινοβολίας στον όγκο στόχο με ταυτόχρονο περιορισμό της δόσης στους γειτονικούς φυσιολογικούς ιστούς. Στην IMRT χρησιμοποιείται ο αντίστροφος σχεδιασμός θεραπείας (Inverse Treatment Planning – ITP). Σε αντίθεση με την 3D-CRT, αρχικά καθορίζεται με ακρίβεια η δόση που θα λάβουν ο όγκος στόχος και οι υγιείς ιστοί και στη συνέχεια προσδιορίζεται ο αριθμός των πεδίων και η χωρική κατανομή της έντασής τους.

- **Ακτινοθεραπεία καθοδηγούμενη από την απεικόνιση (Image Guided Radiation Therapy-IGRT)**

Η IGRT είναι μια σύγχρονη μορφή ακτινοθεραπείας κατά την οποία χρησιμοποιούνται απεικονιστικά συστήματα για την απεικόνιση του ασθενούς στη θέση θεραπείας πριν την συνεδρία. Η IGRT επιτρέπει τον περιορισμό των γεωμετρικών σφαλμάτων (κυρίως σφάλματα κατά την τοποθέτηση του ασθενούς και από τις εσωτερικές κινήσεις των οργάνων) και τη σημαντική μείωση των περιθωρίων (Internal Margin και Set up Margin) που προστίθενται γύρω από τον όγκο-στόχο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα την ακριβή στόχευση του όγκου και τον ταυτόχρονο περιορισμό της δόσης στους γειτονικούς υγιείς ιστούς.

- **Στερεοτακτική Ακτινοθεραπεία (Stereotactic Body Radiation Therapy-SBRT)**

Η SBRT είναι ένα είδος ακτινοθεραπείας που χρησιμοποιεί πολύ λεπτές δέσμες ακτινοβολίας παρέχοντας/εναποθέτοντας πολύ μεγαλύτερη δόση στον όγκο στόχο με την μέγιστη ακρίβεια και σε λιγότερες συνεδρίες. Συνήθως, πραγματοποιείται για μικρούς αλλά καλά καθορισμένους όγκους οι οποίοι δεν μπορούν να αφαιρεθούν χειρουργικά (π.χ. όγκοι εγκεφάλου και νωτιαίου μυελού). Στην

SBRT χρησιμοποιούνται εξειδικευμένοι γραμμικοί επιταχυντές όπως είναι οι Cyberknife και γ-knife

Εκτός, όμως, από την ακτινοβολία εξωτερικής δέσμης ευρέως γνωστή είναι και η θεραπεία **εσωτερικής ακτινοβολίας ή βραχυθεραπεία**. Σε αυτήν την περίπτωση η πηγή ακτινοβολίας τοποθετείται, είτε μόνιμα είτε προσωρινά, σε περιοχή κοντά ή ακόμα και σε επαφή με τον όγκο στόχο οδηγώντας έτσι σε μείωση της δόσης σε υγιείς ιστούς. Στα πλαίσια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, η μέθοδος αυτή δεν θα αναλυθεί.

1.2 Γραμμικός επιταχυντής-(Linear Accelerator-LINAC)

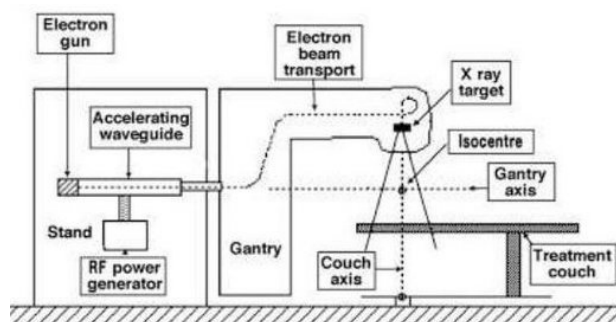
1.2.1 Κύρια μέρη LINAC

Η εξωτερική ακτινοβολήση γίνεται με τη χρήση γραμμικών επιταχυντών. Γενικά, αποτελεί ένα μηχάνημα που επιταχύνει φορτισμένα σωματίδια με την χρήση ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων υψηλής συχνότητας. Ένας τυπικός γραμμικός επιταχυντής υψηλών ενεργειών είναι ικανός να επιταχύνει ηλεκτρόνια σε ένα εύρος ενεργειών 4-25 MeV, με την χρήση μη συντηρητικών πεδίων μικροκυμάτων.

Πιο ειδικά, τώρα, ο γραμμικός επιταχυντής, που χρησιμοποιείται στον τομέα της ακτινοθεραπείας, τοποθετείται ισοκεντρικά. Τα λειτουργικά μέρη τα οποία το αποτελούν είναι:

1. Gantry
2. Βάση ή στηριξη για Gantry
3. Καμπίνα ρυθμιστή
4. Βάση στήριξης ασθενή
5. Κονσόλα ελέγχου

Στην εικόνα (1.1) παρουσιάζεται μια τυπική διάταξη ενός γραμμικού επιταχυντή, η οποία διαφοροποιείται ανάλογα με την τελική ενέργεια των σωματιδίων καθώς και από τον κατασκευαστή.



Σχήμα 1.1: Τυπική μορφή γραμμικού επιταχυντή [1]

Για τον σχηματισμό μιας κλινικής δέσμης, ο γραμμικός επιταχυντής χρησιμοποιεί έξι στοιχεία:

1. Σύστημα έγχυσης ("Κανόνι" ηλεκτρονίων)
2. Σύστημα παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας ραδιοσυχνοτήτων (RF)
3. Κυματοδηγός επιτάχυνσης
4. Βοηθητικό σύστημα
5. Σύστημα μεταφοράς της δέσμης
6. Σύστημα ευθυγράμμισης και σύστημα παρακολούθησης της πορείας της δέσμης

Πιο αναλυτικά, λοιπόν, η δημιουργία της δέσμης ξεκινάει από το σύστημα έγχυσης. Στην πράξη, το σύστημα αυτό αποτελεί την πηγή ηλεκτρονίων τα οποία επιταχύνονται από την διαφορά δυναμικού που παρουσιάζεται ανάμεσα στην κάθοδο και την άνοδο. Τα θερμιονικά ηλεκτρόνια που εκπέμπονται από την κάθοδο εστιάζονται σε δέσμη με κατεύθυνση την άνοδο με στόχο να εισέλθουν στον κυματοδηγό επιτάχυνσης.

Ο κυματοδηγός αποτελείται από έναν ενιαίο κυλινδρικό κυματοδηγό ο οποίος διαχωρίζεται σε κυλινδρικές κοιλότητες χρησιμοποιώντας μια σειρά από δίσκους με κυκλικές οπές στο κέντρο, τοποθετημένους σε ίσες αποστάσεις κατά μήκος του σωλήνα. Οι δίσκοι αυτοί χρησιμεύουν για την διαίρεση του κυματοδηγού σε

μια σειρά από κυλινδρικές κοιλότητες. Σε αυτές τις κοιλότητες, τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται με την μεταφορά ενέργειας από το RF πεδίο υψηλής συχνότητας.

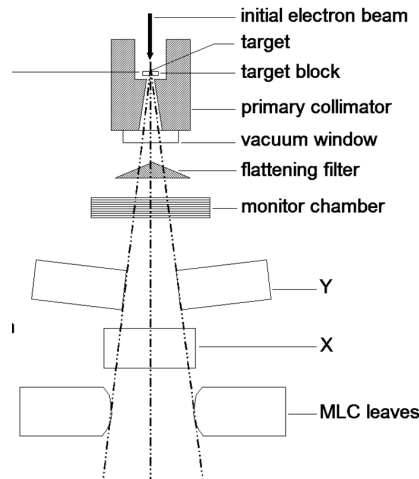
Σε αυτές τις κοιλότητες, τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται με την μεταφορά ενέργειας από το RF πεδίο υψηλής συχνότητας. Το σύστημα παραγωγής ηλεκτρικής ενέργειας ραδιοσυχνοτήτων (RF) παράγει την υψηλής ισχύος ακτινοβολία μικροκυμάτων που χρησιμοποιείται για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων στον κυματοδηγό επιτάχυνσης και αποτελείται από δύο στοιχεία: την πηγή ενέργειας RF και τον παλμικό διαμορφωτή. Ο παλμικός διαμορφωτής παράγει τους παλμούς υψηλής τάσης, υψηλού ρεύματος και μικρής διάρκειας, που απαιτούνται από την πηγή ισχύος RF και το σύστημα έγχυσης ηλεκτρονίων.

Στην συνέχεια, το σύστημα μεταφοράς της δέσμης μεταφέρει την παλμική δέσμη ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας από τον κυματοδηγό επιτάχυνσης πάνω στο στόχο στη λειτουργία θεραπείας με ακτίνες X και πάνω στο φύλλο σκέδασης στη λειτουργία θεραπείας ηλεκτρονίων. Παράλληλα, το σύστημα παρακολούθησης της πορείας της δέσμης και το σύστημα ευθυγράμμισης της δέσμης εξασφαλίζει ότι η δόση ακτινοβολίας θα δίνεται στον ασθενή όπως προβλέπεται από τον σχεδιασμό της θεραπείας, με υψηλή αριθμητική και χωρική ακρίβεια.

Τέλος, το βοηθητικό σύστημα ενός γραμμικού επιταχυντή αποτελείται από διάφορα βασικά συστήματα που δεν εμπλέκονται άμεσα με την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων, αλλά κάνουν την επιτάχυνση δυνατή και τον επιταχυντή λειτουργικό κατά την εκτέλεση μιας κλινικής πράξης. Τα συστήματα αυτά είναι: η αντλία κενού, το σύστημα ψύξης με χρήση νερού, το σύστημα πίεσης αέρα, και η θωράκιση από την ακτινοβολία διαρροής.

1.2.2 Κεφαλή LINAC

Η κεφαλή είναι το τμήμα του γραμμικού επιταχυντή στο οποίο διέρχεται η δέσμη μετά από την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων στον κυματοδηγό. Περιβάλλεται από κέλυφος κατασκευασμένο από μόλυβδο, βολφράμιο ή κράμα μολύβδου-βολφραμίου με σκοπό την θωράκιση από την διαρρέουσα ακτινοβολία. Μέσα στην κεφαλή παράγεται η επιθυμητή δέσμη ακτίνων X ή ηλεκτρονίων, η οποία θα χρησιμοποιηθεί για την ακτινοβολήση του ασθενούς. Στην εικόνα 1.2 παρουσιάζονται τα στοιχεία που αποτελούν την κεφαλή, τα κυριότερα από τα οποία θα αναλυθούν παρακάτω.



Σχήμα 1.2: Κεφαλή γραμμικού επιταχυντή [2]

• Στόχος Παραγωγής Ακτίνων X

Το πρώτο μέρος που συναντά η δέσμη είναι ο στόχος παραγωγής ακτίνων-X. Ο στόχος αυτός έχει κυλινδρικό σχήμα με το πάχος του να εξαρτάται από το υλικό και την ενέργεια της δέσμης ηλεκτρονίων. Το υλικό κατασκευής του ποικίλει. Συνήθως, υπάρχει η δυνατότητα επιλογής υλικού με σκοπό να επιτευχθεί η κατάλληλη δέσμη ηλεκτρονίων ή το κατάλληλο φάσμα ακτίνων X. Τα συνηθέστερα υλικά κατασκευής είναι το βολφράμιο ή ο μόλυβδος για χαμηλές ενέργειες ($E < 10 \text{ MeV}$) ενώ για υψηλές ενέργειες ($E > 10 \text{ MeV}$) χρησιμοποιείται αλουμίνιο ή χαλκός. Σε πολλές περιπτώσεις, είναι πιθανό να χρησιμοποιηθεί και κράμα δύο υλικών.

Πιο συγκεκριμένα, οι ακτίνες- X δημιουργούνται όταν τα ηλεκτρόνια προσπίπτουν στον στόχο υψηλού ατομικού αριθμού. Κατά την "σύγκρουση" με τον στόχο, τα ηλεκτρόνια επιβραδύνονται με αποτέλεσμα την παραγωγή ακτίνων-X. Οι ακτίνες-X παράγονται με δύο μηχανισμούς:

1. Χαρακτηριστική ακτινοβολία από το υλικό του στόχου
2. Ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung)

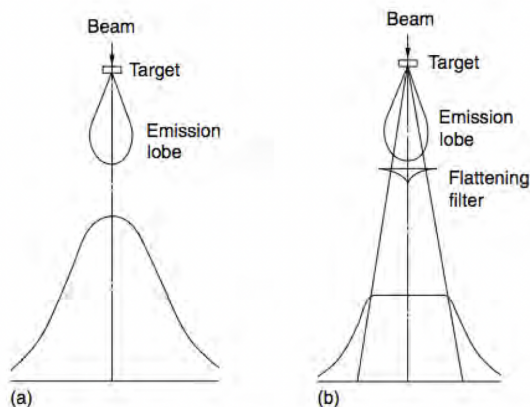
Αντίθετα, η δέσμη ηλεκτρονίων θα παραχθεί όταν για στόχο εισέλθει ένα υλικό σκέδασης ηλεκτρονίων. Το υλικό σκέδασης λόγω του πάχους του δεν επιβραδύνει την δέσμη ηλεκτρονίων αλλά αντιθέτως αυξάνει το εύρος της.

- **Πρωτεύον Κατευθυντήρας**

Στην συνέχεια της πορείας της, η δέσμη συναντά τον πρωταρχικό κατευθυντήρα, ο οποίος χαρακτηρίζεται από υλικό μεγάλου ατομικού αριθμού ώστε να διαμορφώνει την δέσμη σύμφωνα με την περιοχή ακτινοβολήσης. Ο κατευθυντήρας είναι σταθερός, σε κωνικό σχήμα καθορίζοντας το μεγαλύτερο διαθέσιμο μέγεθος του πεδίου.

- **Φίλτρο Επιπέδωσης**

Η δέσμη των ακτίνων-X που παράγεται στον στόχο δεν είναι ομοιογενής, παρουσιάζοντας μεγαλύτερη ένταση στο κέντρο και μικρότερη στα άκρα του πεδίου. Με στόχο την εξομάλυνση της δέσμης, χρησιμοποιείται το φίλτρο επιπέδωσης (flattening filter) το οποίο παρουσιάζει κωνικό σχήμα και είναι συνήθως κατασκευασμένο από υλικό υψηλού ατομικού αριθμού ώστε αφενός να εξασθενεί τη δέσμη στο κέντρο της και αφετέρου να απορροφά τα φωτόνια χαμηλής ενέργειας. Το κυριότερο υλικό κατασκευής του φίλτρου επιπέδωσης είναι ο μόλυβδος με τα υλικά κατασκευής όμως να ποικίλουν (π.χ. σίδηρος, χαλκός, βολφράμιο).



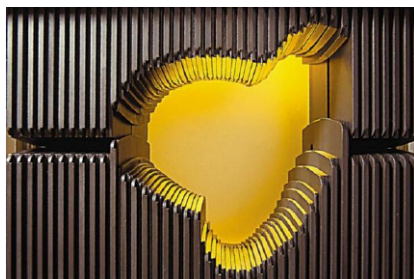
Σχήμα 1.3: Η δέσμη ακτίνων-X (a) χωρίς και (b) με φίλτρο επιπέδωσης [3]

- **Δευτερεύοντες Κατευθυντήρες (Υ & X Jaws)**

Στην συνέχεια της πορείας της, η δέσμη θα συναντήσει του δευτερεύοντες κατευθυντήρες, οι οποίοι αποτελούνται από δυο ζεύγη ανεξαρτήτων διαφραγμάτων. Οι κατευθυντήρες Υ και Χ, όπως ονομάζονται συνήθως, έχουν την δυνατότητα κίνησης στους αντίστοιχους άξονες με σκοπό την διαμόρφωση της δέσμης σε ορθογώνια και τετράγωνα πεδία. Για την κατασκευή τους χρησιμοποιείται υλικό υψηλού ατομικού αριθμού ώστε να μειώνεται η διαρροή ακτινοβολίας και το επιθυμητό πεδίο να είναι ακριβές.

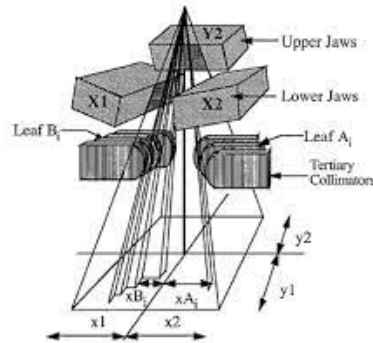
- **Πολύφυλλος Κατευθυντήρας (Multileaf Collimator-MLC)**

Ο πολύφυλλος κατευθυντήρας είναι το τελευταίο εξάρτημα της κεφαλής του γραμμικού επιταχυντή που συναντάει η δέσμη. Έχει σαν σκοπό να διαμορφώσει το πεδίο ακτινοβολίας όπως αυτό καθορίζεται από τον όγκο-στόχο, ελαχιστοποιώντας με αυτόν τον τρόπο την ακτινοβολή γειτονικών κρίσιμων οργάνων.



Σχήμα 1.4: Πολύφυλλος Κατευθυντήρας [4]

Όπως φαίνεται και στην εικόνα 1.4, τα φύλλα του κατευθυντήρα πρέπει να έχουν το κατάλληλο πάχος ώστε να εξασθενεί η ακτινοβολία που δεν διέρχεται από το άνοιγμα τους. Το υλικό κατασκευής των φύλλων είναι βαρύ μέταλλο όπως μόλυβδος ή βολφράμιο. Ο αριθμός και τα χαρακτηριστικά των φύλλων ποικίλουν ανάλογα με την εταιρία κατασκευής.



Σχήμα 1.5: Διαμόρφωση πεδίου ακτινοβολίας από X, Y και πολύφυλλο κατευθυντήρα [5]

Ένα από τα μειονεκτήματα που παρουσιάζουν οι πολύφυλλοι κατευθυντήρες είναι η ακτινοβολία διαρροής που εμφανίζεται στα φύλλα που τον αποτελούν. Ο υπολογισμός της διαρρέουσας ακτινοβολίας είναι σημαντικός καθώς συνεισφέρει στην εναποτιθέμενη δόση με αποτέλεσμα την αύξηση της και ειδικά σε περιοχές εκτός του όγκου-στόχου. Η διαρρέουσα ακτινοβολία διακρίνεται σε:

- **Abutting Leaf Leakage** που αφορά τη διαρροή ακτινοβολίας ανάμεσα σε αντιδιαμετρικά φύλλα, όταν αυτά είναι κλειστά.
- **Inter Leaf Leakage** που αφορά τη διαρροή ακτινοβολίας ανάμεσα από δύο γειτονικά φύλλα.
- **Intra Leaf Leakage** που αφορά τη διαρροή ακτινοβολίας που διαπερνά το ίδιο το φύλλο.

1.3 Millennium 120-leaf MLC

Ο κατευθυντήρας πολλαπλών φύλλων είναι ένα σημαντικό εργαλείο στην κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή. Ο MLC τοποθετείται ακριβώς μετά από τους X και Y κατευθυντήρες και είναι υπεύθυνος για την βέλτιστη διαμόρφωση του πεδίου ακτινοβολίας στον όγκο-στόχο.

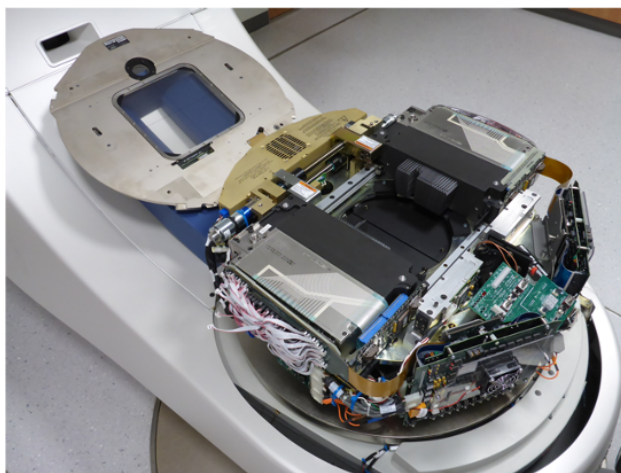
Υπάρχουν διάφοροι σχεδιασμοί για την μορφοποίηση των MLC ανάλογα με την εταιρία κατασκευής. Η ανάλυση που ακολουθεί επικεντρώνεται στα κύρια

χαρακτηριστικά του Millennium 120-leaf MLC, στην προσομοίωση του οποίου επικεντρώνεται η παρούσα εργασία.

Πιο αναλυτικά, ο Millennium 120-leaf MLC[6] αποτελείται από δύο αντιδιαμετρικές συστοιχίες (Bank A και Bank B) στις οποίες βρίσκονται τοποθετημένα όλα τα φύλλα του. Κάθε Bank αποτελείται από 60 φύλλα που διαχωρίζονται μεταξύ τους από τα διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά ενώ η κίνηση τους πραγματοποιείται στον άξονα Left-Right (LR) του ασθενή όταν η γωνία του collimator είναι 0° . Τα 120 φύλλα του MLC έχουν την δυνατότητα να διαμορφώσουν την δέσμη με μέγιστο μέγεθος $40 \times 40 \text{ cm}^2$ στατικού και δυναμικού πεδίου .

Τα 60 φύλλα του κάθε Bank διαχωρίζονται ως εξής:

- 40 φύλλα Half
- 18 φύλλα Full
- 2 φύλλα Outboard



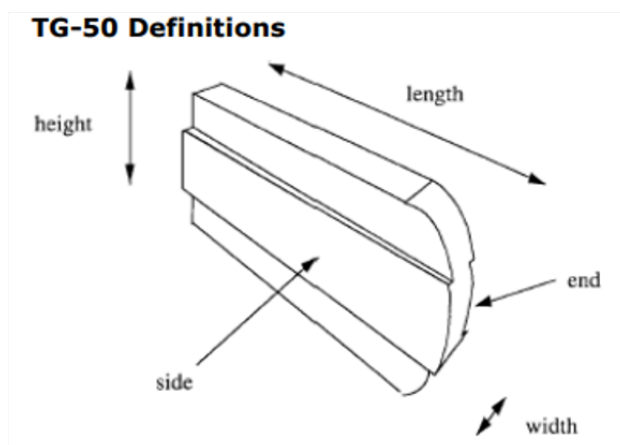
Σχήμα 1.6: Millennium 120-leaf MLC

Ο εν λόγω διαχωρισμός των φύλλων πραγματοποιείται με το πάχος που παρουσιάζει η προβολή τους στο ισόκεντρο. Τα Half φύλλα παρουσιάζουν πάχος 5 mm, τα Full φύλλα πάχος 10 mm ενώ τέλος τα φύλλα Outboards

παρουσιάζουν πάχος 14 mm. Σύμφωνα με τα κατασκευαστικά στοιχεία της εταιρίας ως υλικό κατασκευής των φύλλων επιλέγεται κράμα βολφραμίου (Tungsten Alloy) σε ένα εύρος πυκνοτήτων από $17.15 - 17.85 \text{ gr/cm}^3$.

Για την ακριβή προσομοίωση, πρέπει να προσδιοριστούν τα κύρια γεωμετρικά χαρακτηριστικά και οι διαστάσεις των φύλλων που αποτελούν τον MLC. Έτσι λοιπόν, ορίζεται ως (Σχήμα 1.7):

1. Μήκος του φύλλου (leaf length) η διάσταση του φύλλου παράλληλη στην κίνησή του.
2. Πλάτος του φύλλου (leaf width) η διάσταση κάθετη στην διάδοση της ακτινοβολίας.
3. Ύψος του φύλλου (leaf height) η διάσταση του φύλλου κατά τον άξονα της διάδοσης της ακτινοβολίας.



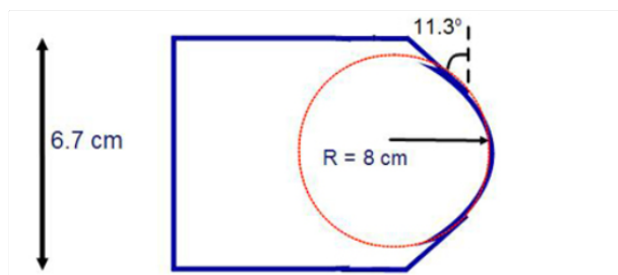
Σχήμα 1.7: Γεωμετρικά χαρακτηριστικά των φύλλων [7]

Ένα σημαντικό γεωμετρικό χαρακτηριστικό που διαθέτουν τα φύλλα είναι το καμπύλο τελείωμα (rounded end). Πιο συγκεκριμένο, η άκρη του φύλλου χωρίζεται σε τρία μέρη (Σχήμα 1.8):

- το καμπύλο μέρος ακτίνας 8cm από την άκρη του φύλλου,

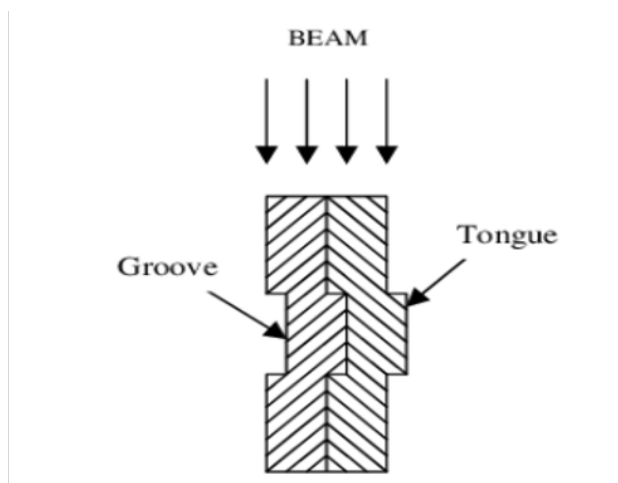
- δύο γραμμικά μέρη σε γωνία 11.3°

Ο συγκεκριμένος σχεδιασμός του φύλλου έχει σαν αποτέλεσμα να διατηρείται το μέγεθος της παρασκιάς σταθερό σε όλο το εύρος της διαδρομής αυτού.



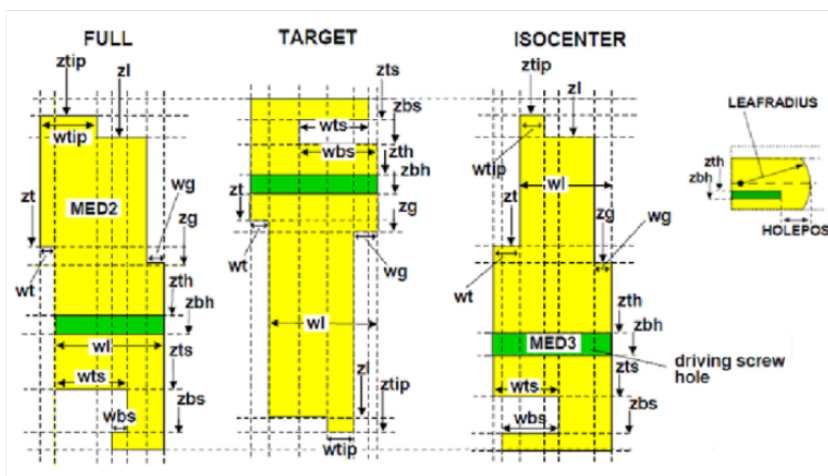
Σχήμα 1.8: Καμπύλο μέρος των φύλλων [8]

Ένα άλλο χαρακτηριστικό των φύλλων είναι το κομμάτι «tongue and groove» (Σχήμα 1.9). Κάθε φύλλο αποτελείται από ένα λεπτό κομμάτι που ονομάζεται groove και ένα πιο παχύ κομμάτι που ονομάζεται tongue. Αυτό το κατασκευαστικό τέχνασμα βοηθάει στην καλύτερη γειτνίαση και κίνηση των φύλλων καθώς και στην μείωση της ακτινοβολίας διαρροής.



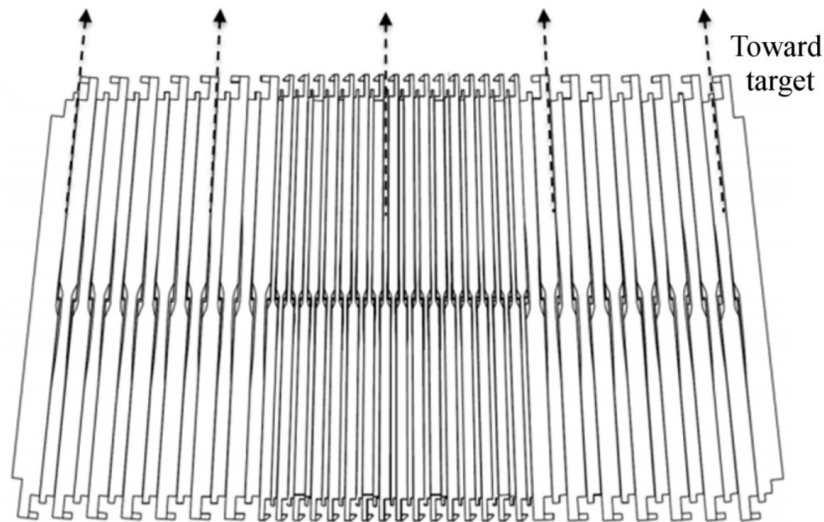
Σχήμα 1.9: Tongue and Groove κομμάτια των φύλλων [9]

Η θέση του tongue σε σχέση με το αν βρίσκεται προς τη μεριά του στόχου που προσπίπτουν τα ηλεκτρόνια για να παραχθεί η δέσμη φωτονίων (target) του γραμμικού επιταχυντή ή από την μεριά του ισοκέντρου είναι αυτή που διαχωρίζει τα φύλλα half σε Target και Isocenter (Σχήμα 1.10). Παράλληλα, στα φύλλα εμφανίζεται ένα κενό από αέρα μέσα στον οποίο εισέρχεται ο μηχανισμός κίνησης των φύλλων (screw hole).



Σχήμα 1.10: Διαχωρισμός των φύλλων σε Half Target, Half Isocenter και Full [4]

Τέλος, η τοποθέτηση των φύλλων είναι συγκεκριμένη καθώς στο κέντρο του MLC τοποθετούνται τα Half φύλλα όπου ένα φύλλο τύπου Target ακολουθείται από ένα φύλλο τύπου Isocenter μέσω ενός ελάχιστου κενού αέρα (air gap) ώστε να αποφευχθεί η επαφή τους. Η τιμή του air gap επιλέγεται από ένα εύρος μηκών από 0.0025-0.0125 cm. Τον MLC συμπληρώνουν τα Full και τέλος τα Outboard φύλλα αντίστοιχα. Κατά την τοποθέτηση, οι πλευρές των φύλλων εμφανίζουν μία σύγκλιση (z-focus) ως προς το target του γραμμικού επιταχυντή (Σχήμα 1.11).



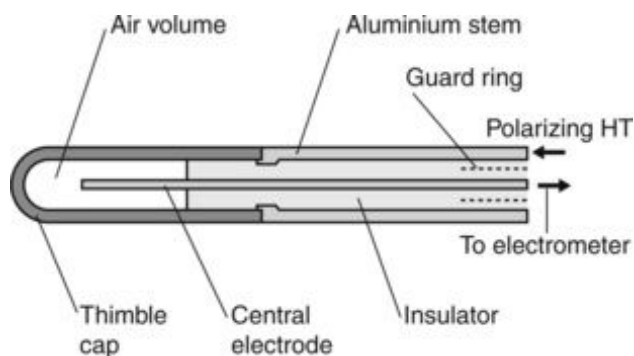
Σχήμα 1.11: Τοποθέτηση των φύλλων και σύγκλιση προς το target [10]

1.4 Δοσιμετρία

Για τους σκοπούς της συγκεκριμένης διπλωματικής εργασίας, στην ενότητα αυτή θα περιγραφούν δύο τύποι δοσιμέτρων: ο θάλαμος ιονισμού και τα ραδιοχρωμικά φιλμ.

1.4.1 Θάλαμος Ιονισμού

Η αρχή λειτουργίας των θαλάμων ιονισμού βασίζεται στη συλλογή των ιόντων που δημιουργούνται από την ιονίζουσα ακτινοβολία. Υπάρχουν διάφοροι τύποι θαλάμων ιονισμού αλλά ο τρόπος λειτουργίας τους είναι κοινός. Ένας θάλαμος ιονισμού αποτελείται από μία κοιλότητα (συνήθως με διάμετρο μικρότερη από 6 mm και μήκος μικρότερο από 3 cm) η οποία περιέχει κάποιο αέριο (συνήθως αέρα). Το τοίχωμα του θαλάμου είναι ισοδύναμο αέρα. Η εσωτερική επιφάνεια του τοιχώματος επικαλύπτεται από μονωτικό υλικό οπότε και σχηματίζει ένα ηλεκτρόδιο. Το δεύτερο ηλεκτρόδιο είναι μία ράβδος από υλικό χαμηλού ατομικού αριθμού, όπως γραφίτης ή αλουμίνιο, το οποίο βρίσκεται μονωμένο στο κέντρο της κοιλότητας.



Σχήμα 1.12: Κύρια μέρη θαλάμου ιονισμού

Ανάμεσα στα δύο ηλεκτρόδια εφαρμόζεται τάση ώστε να συλλεχθούν τα ιόντα που παράγονται μέσα στην κοιλότητα. Όταν το αέριο εκτεθεί σε ιοντίζουσα ακτινοβολία προκαλούνται ιοντισμοί. Τα δημιουργούμενα ιόντα συλλέγονται από τα ηλεκτρόδια και έτσι δημιουργείται ρεύμα του οποίου η ένταση μετριέται με ένα ηλεκτρόμετρο. Τα ηλεκτρόμετρα είναι διατάξεις που επιτρέπουν τη μέτρηση πολύ μικρών ρευμάτων της τάξης του 10^{-9} A ή και μικρότερων. Η ένταση του ρεύματος είναι ανάλογη της απορροφούμενης δόσης.

Οι θάλαμοι ιονισμού που συνήθως χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία έχουν ενεργό όγκο από 0.1 cm^3 έως 1 cm^3 και έχουν σχήμα κυλινδρικό (δαχτυλήθρα) ή παραλληλεπίπεδο (κυρίως για πεδία ηλεκτρονίων ενέργειας μικρότερης των 10 MeV). Το μέγεθος αυτό αποτελεί ένα συμβιβασμό μεταξύ της ανάγκης για επαρκή ευαισθησία και της ικανότητας μέτρησης της δόσης σε ένα σημείο. Κατά τη χρήση, ο θάλαμος πρέπει να είναι προσανατολισμένος κατά τέτοιο τρόπο ώστε η ροή της ακτινοβολίας να είναι περίπου ομοιογενής κατά την διατομή της κοιλότητας του θαλάμου

Ένας θάλαμος ιονισμού πρέπει να παρουσιάζει τα εξής χαρακτηριστικά:

- Ελάχιστη μεταβολή της ευαισθησίας (μετρούμενο φορτίο ανά roentgen) για ένα μεγάλο εύρος ενεργειών φωτονίων.
- Κατάλληλο ενεργό όγκο ώστε να επιτρέπει μετρήσεις στο επιθυμητό εύρος εκθέσεων. Η ευαισθησία είναι ανάλογη του όγκου.

- Ελάχιστη μεταβολή της ευαισθησίας με την κατεύθυνση της προσπίπτουσας δέσμης.
- Καταγραφή των ιόντων που παράγονται μόνο μέσα στην κοιλότητα και όχι σε άλλα μέρη του θαλάμου (Stemm Effect).
- Ελάχιστη απώλεια λόγω επανασύνδεσης των ιόντων. Αν η τάση δεν είναι αρκετά υψηλή ή αν υπάρχουν περιοχές χαμηλού ηλεκτρικού πεδίου μέσα στον θάλαμο, τα ιόντα μπορούν να επανασυνδεθούν προτού συμβάλλουν στη μέτρηση του πεδίου.

1.4.2 Ραδιοχρωμικά Φιλμ

Η δοσιμετρία με φιλμ αποτελεί υψηλής διακριτικής ικανότητας δισδιάστατη σχετική μέθοδο δοσιμετρίας. Δεδομένου ότι η χωρική ακρίβεια της κατανομής της δόσης έχει μεγάλη σημασία η δοσιμετρία με φιλμ είναι ένα χρήσιμο εργαλείο για την επαλήθευση των υπολογισμών της δόσης στις σύμμορφες τεχνικές. Στην ακτινοθεραπεία τα πιο κοινά χρησιμοποιούμενα φιλμ είναι τα ραδιοχρωμικά φιλμ.

Τα ραδιοχρωμικά φιλμ αποτελούνται από μια ειδική χρωστική οργανική βάση η οποία υφίσταται πολυμερισμό όταν ακτινοβολείται με αποτέλεσμα την αλλαγή του χρώματος του φιλμ από άχρωμο σε σκούρο μπλε. Η μεταβολή στο χρώμα παραμένει σταθερή και μόνιμη. Σε αντίθεση με τα ραδιογραφικά φιλμ, τα ραδιοχρωμικά εμφανίζουν πολύ μικρή ενεργειακή εξάρτηση, δεν χρειάζονται χημική επεξεργασία, εξαλείφοντας έτσι τις όποιες μεταβολές μπορούν να παρουσιαστούν κατά τη διαδικασία της εμφάνισης, ενώ η ανάγνωση τους γίνεται με σαρωτές. Επιπλέον τα ραδιοχρωμικά φιλμ παρουσιάζουν πολύ μικρή ευαισθησία στο φως του δωματίου διευκολύνοντας έτσι την επεξεργασία τους.

Στην ακτινοθεραπεία τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα ραδιοχρωμικά φιλμ είναι τα Gafchromic[®] films τα οποία διατίθενται από την International Speciality Products (ISP). Από τους διάφορους τύπους Gafchromic film που είναι σήμερα διαθέσιμοι, στην ενότητα αυτή περιγράφονται τα χαρακτηριστικά των Gafchromic EBT[®] film τα οποία είναι ακριβώς σχεδιασμένα για να χρησιμοποιούνται στον ποιοτικό έλεγχο της ακτινοθεραπείας (3D CRT και IMRT).

1.5 Μέθοδος Monte Carlo

Τα τελευταία χρόνια, άμεση συνέπεια της αύξησης της τεχνολογίας, ήταν η επίλυση πιο σύνθετων προβλημάτων, των οποίων η λύση δεν μπορούσε να αποδοθεί αναλυτικά. Για τον λόγο αυτό, αναπτύχθηκαν διάφορες μαθηματικές μέθοδοι με στόχο την προσομοίωση της φυσικής διαδικασίας. Οι μέθοδοι αυτές αντιπροσωπεύουν μια προσπάθεια περιγραφής πραγματικών δυναμικών συστημάτων μέσω προσομοίωσης και αποτελούν ισχυρό εργαλείο για την επίλυση σύνθετων προβλημάτων. Η πιο διαδεδομένη μέθοδος είναι η προσομοίωση Monte Carlo (MC), η οποία παρουσιάζεται αναλυτικά στις παρακάτω ενότητες.

1.5.1 Ντετερμινιστικά-Στοχαστικά Συστήματα

Αρχικά, θα πρέπει να γίνει μια αναφορά στα δυναμικά συστήματα που καλείται μια υπολογιστική μέθοδος να προσομοιάσει. Με τον όρο δυναμικά συστήματα εννοούμε την περιγραφή της (χρονικής) εξέλιξης μιας μεταβλητής ή ενός σημείου στον γεωμετρικό χώρο μέσω συγκεκριμένων κανόνων. Τα δυναμικά συστήματα μπορούν να χωριστούν σε ντετερμινιστικά και στοχαστικά ανάλογα με τη μορφή της χρονικής εξέλιξης τους. Πιο συγκεκριμένα, το δυναμικό σύστημα μιας εξαρτημένης μεταβλητής $A(t)$, όπου t η ανεξάρτητη μεταβλητή, θεωρείται:

- (Α) **Ντετερμινιστικό** αν η μελλοντική κατάσταση του συστήματος καθορίζεται πλήρως από δεδομένες αρχικές τιμές και δεν υπάρχει τυχαιότητα στην εξέλιξη του.
- (Β) **Στοχαστικό** αν με δεδομένες αρχικές τιμές υπάρχουν περισσότερες από μία μελλοντικές καταστάσεις χωρίς αυτές να είναι ισοπίθανες.

Συνεπώς, προσπάθεια μιας προσομοίωσης, όπως η μέθοδος Monte Carlo, είναι η μελέτη στοχαστικών δυναμικών συστημάτων και η "επίλυση" τους.

1.5.2 Αλγόριθμοι Monte Carlo

Η προσομοίωση Monte Carlo μπορεί να οριστεί γενικά ως μία υπολογιστική μέθοδος για την απόκτηση εκτιμήσεων της λύσης των μαθηματικών προβλημάτων μέσω της χρήσης τυχαίων αριθμών. Με αυτήν την έννοια, η μέθοδος MC αποτελεί μια λύση σε ένα μακροσκόπικό σύστημα μέσω προσομοίωσης των μικροσκοπικών αλληλεπιδράσεων του συστήματος. Χρησιμοποιείται ευρέως σε προβλήματα μαθηματικών και φυσικής και είναι ιδιαίτερα χρήσιμη στην

πυρηνική φυσική και τη φυσική στοιχειωδών σωματιδίων, όπως και σε προβλήματα υπολογισμού ρίσκου σε επιχειρήσεις, στον χρηματοοικονομικό κλάδο και στην θεωρία παιγνίων. Στον τομέα της ιατρικής φυσικής η προσομοίωση MC βρίσκει εφαρμογή στην ιατρική απεικόνιση, την ακτινοπροστασία και την ακτινοθεραπεία. Ειδικότερα, όσον αφορά στην ακτινοθεραπεία, οι μέθοδοι MC βρίσκουν εφαρμογή:

- Στον υπολογισμό της ροής και του ενεργειακού φάσματος.
- Στην προσομοίωση του γραμμικού επιταχυντή ή/και τμημάτων αυτού.
- Στην προσομοίωση ανιχνευτών και δοσιμετρικών συστημάτων.
- Στον υπολογισμό της δόσης ακτινοβολίας στα διάφορα όργανα.
- Στην επιβεβαίωση/επαλήθευση του πλάνου θεραπείας.

Αναλυτικότερα, η αρχή των προσομοιώσεων με μεθόδους MC βασίζεται στην δημιουργία τυχαίων αριθμών από μία κατανομή μέσω μιας γεννήτριας τυχαίων αριθμών. Η γεννήτρια αυτή είναι ουσιαστικά ένας αλγόριθμος που έχει σχεδιαστεί για να παράγει τυχαίους αριθμούς σε κάποια διαστήματα ακολουθώντας συγκεκριμένη κατανομή. Στην πραγματικότητα λοιπόν, οι αριθμοί δεν είναι τυχαίοι αλλά μια σειρά από μη τυχαίους αριθμούς με μεγάλη περίοδο επανάληψης. Για τον λόγο αυτό ονομάζονται ψευδο-τυχαίοι αριθμοί. Τα χαρακτηριστικά μιας ιδανικής γεννήτριας τυχαίων αριθμών περιλαμβάνουν:

1. Ασυσχετίστες ακολουθίες: Οι ακολουθίες των τυχαίων αριθμών θα πρέπει να είναι ασυσχετίστες, δηλαδή κάθε υποαλληλουχία τυχαίων αριθμών να μην συσχετίζεται με κάποια άλλη υποαλληλουχία.
2. Μεγάλη περίοδος: Η μεγάλη περίοδο στην γεννήτρια εξασφαλίζει ότι η επανάληψη της θα συμβεί μετά από ένα πολύ μεγάλο σύνολο πραγματικά τυχαίων αριθμών.
3. Ομοιομορφία: Η ακολουθία των τυχαίων αριθμών πρέπει να είναι εννιαία και αμερόληπτη, δηλαδή ίσα κλάσματα τυχαίων αριθμών θα πρέπει να εμπίπτουν σε ίσες περιοχές στον χώρο.
4. Αποτελεσματικότητα-Αποδοτικότητα: Η ακολουθία πρέπει να παράγεται γρήγορα και να μην απαιτεί μεγάλη υπολογιστική ισχύ.

1.5.3 Monte Carlo στην Ακτινοθεραπεία

Στόχος της μεθόδου MC στην ακτινοθεραπεία είναι η προσομοίωση της κίνησης των σωματιδίων καθώς και των αλληλεπιδράσεων τους σε ένα υλικό. Η διαδικασία για την προσομοίωση των σωματιδίων και των βαρέων ιόντων είναι απαιτητική και η ανάλυση που ακολουθεί θα βασιστεί σε βασικές έννοιες και ιδέες.

Έστω λοιπόν ένα φωτόνιο το οποίο προσπίπτει με ενέργεια E στην επιφάνεια ομογενούς υλικού. Το φωτόνιο μπορεί να αλληλεπιδράσει με το υλικό με διαφορετικούς τρόπους και σε διαφορετικά βάθη του υλικού. Η γνώση για το είδος της αλληλεπίδρασης καθώς και σε τι βάθος θα πραγματοποιηθεί αυτή δεν είναι εφικτή. Επομένως, η μελέτη για την "ιστορία" που θα διαγράψει το φωτόνιο στο μέσο βασίζεται στην πιθανότητα αλληλεπίδρασης. Έπειτα από μήκος s , η πιθανότητα, $p(s)$, να αλληλεπιδράσει το φωτόνιο με το μέσο δίνεται από τον νόμο εξασθένησης:

$$p(s)ds = \mu(E)e^{-\mu(E)s}ds \quad (1.1)$$

όπου $\mu(E)$ ο γραμμικός συντελεστής εξασθένησης του φωτονίου ενέργειας E για το συγκεκριμένο μέσο.

Είναι δεδομένο, ότι σε άπειρο μήκος υλικού το φωτόνιο σε κάποιο σημείο θα αλληλεπιδράσει με αυτό. Συνεπώς, από το ολοκλήρωμα

$$\langle s \rangle = \int_0^{\infty} p(s)ds = \int_0^{\infty} \mu(E)e^{-\mu(E)s}ds = \frac{1}{\mu(E)} \quad (1.2)$$

μπορεί να υπολογιστεί η μέση ελεύθερη διαδρομή του φωτονίου, ενώ ο αριθμός των μέσων ελεύθερων διαδρομών λ ορίζεται ως:

$$\lambda = \frac{s}{\langle s \rangle} \quad (1.3)$$

Συνδυάζοντας τις σχέσεις (1.1) και (1.3) προκύπτει η συνάρτηση σταθμισμένης κατανομής πιθανότητας $p(\lambda)$:

$$p(\lambda)d\lambda = e^{-\lambda}d\lambda \quad (1.4)$$

Η τελευταία σχέση μας δίνει την δυνατότητα χρήση του συντελεστή εξασθένισης σε ετερογενή υλικά, εκφράζοντας το λ ως

$$\lambda = \sum_{\text{σημείο έναρξης}}^{\text{σημείο αλληλεπίδρασης}} \mu_i(E)s_i(E) \quad (1.5)$$

όπου i τα διαφορετικά υλικά τα οποία αποτελούν το μέσο που συναντά το φωτόνιο στην πορεία του μέχρι να αλληλεπιδράσει. Τέλος, η αθροιστική συνάρτηση κατανομής δίνεται από:

$$P(\lambda) = \int_0^{\lambda} p(\lambda')d\lambda' = \int_0^{\lambda} e^{-\lambda'}d\lambda' = 1 - e^{-\lambda} \quad (1.6)$$

όπου $P(0) = 0$, $P(\infty) = 1$.

Μπορεί συνεπώς να επιλεγθεί ένα λ_i , το οποίο θα αντιστοιχεί στην απόσταση που θα διανύσει ένα φωτόνιο μέχρι την i αλληλεπίδραση. Αυτό επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας τυχαίους αριθμούς ξ_i στο διάστημα $[0, 1)$ της μορφής:

$$\xi_i = 1 - e^{-\lambda_i} \Rightarrow \lambda_i = -\ln(1 - \xi_i) \quad (1.7)$$

Γίνεται κατανοητό ότι η πρώτη αλληλεπίδραση του φωτονίου θα γίνει μετά από μέση ελεύθερη διαδρομή λ_1 ενώ το επόμενο βήμα η επιλογή του είδους της αλληλεπίδρασης. Για τις ενέργειες που χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία, ένα φωτόνιο μπορεί να αλληλεπιδράσει με ένα υλικό με τέσσερις τρόπους:

- Σκέδαση Rayleigh
- Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο
- Σκέδαση Compton
- Δίδυμη Γένεση

Η κάθε αλληλεπίδραση παρουσιάζει ξεχωριστό συντελεστή εξασθένησης με τον ολικό συντελεστή να είναι:

$$\mu(E) \equiv \mu_{total}(E) = \mu_R(E) + \mu_{\Phi.\Phi.}(E) + \mu_C(E) + \mu_{\Delta.\Gamma.}(E) \quad (1.8)$$

Έτσι, η κάθε αλληλεπίδραση θα ενταχθεί σε ένα από τα τέσσερα διαστήματα που διαχωρίζουν το διάστημα $[0, 1)$ ως :

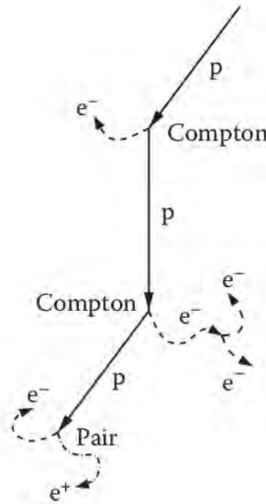
$$[P_0, P_1] \quad \text{Σκέδαση Rayleigh} \quad (1.9)$$

$$[P_1, P_2] \quad \text{Φωτοηλεκτρικό Φαινόμενο} \quad (1.10)$$

$$[P_2, P_3] \quad \text{Σκέδαση Compton} \quad (1.11)$$

$$[P_3, P_4] \quad \text{Δίδυμη Γένεση} \quad (1.12)$$

όπου $P_0 = 0$, $P_1 = P_0 + \frac{\mu_R}{\mu_{total}}$, $P_2 = P_1 + \frac{\mu_{\Phi.\Phi.}}{\mu_{total}}$, $P_3 = P_2 + \frac{\mu_C}{\mu_{total}}$ και $P_4 = 1$.



Σχήμα 1.13: Η ιστορία αλληλεπιδράσεων ενός φωτονίου [11]

Με βάση την ενέργεια του φωτονίου καθορίζονται τα παραπάνω τέσσερα διαστήματα ενώ το είδος της αλληλεπίδρασης καθορίζεται από έναν δεύτερο αριθμό ξ στο διάστημα $[0, 1)$. Στο επόμενο βήμα, με τον ίδιο ακριβώς τρόπο μπορούν να υπολογιστούν όλα τα χαρακτηριστικά των δευτερογενών σωματιδίων

όπως η ενέργεια και η γωνία σκέδασης. Η προσομοίωση σταματάει όταν το σωματίδιο εξέλθει από την γεωμετρία ή βρεθεί σε κάποιο καθορισμένο ενεργειακό κατώφλι. Τέλος σε κάθε βήμα της ιστορίας του σωματιδίου καταγράφονται τα φυσικά μεγέθη ενδιαφέροντος (π.χ. απορροφούμενη δόση)

Γενικά κάθε προσομοίωση πρέπει να ακολουθείται και από την κατάλληλη πειραματική επιβεβαίωση ώστε να ελεγχθεί ότι το μοντέλο που αναπαρίσταται γεωμετρικά ανταποκρίνεται και στις φυσικές προδιαγραφές του πραγματικού μοντέλου. Στην ακτινοθεραπεία, η επιβεβαίωση του μοντέλου πραγματοποιείται κυρίως με σύγκριση της δόσης από το MC και μετρήσεων οι οποίες γίνονται συνήθως με την χρήση θαλάμων ιονισμού ή/και ραδιοχρωμικών φιλμ.

1.5.4 GATE/Geant4

Σήμερα είναι διαθέσιμη μια μεγάλη ποικιλία πακέτων Monte Carlo όπως ο κώδικας EGS4, ο Penelope, ο EGSnrc, ο MCNP και ο Geant4. Το πακέτο Geant4 αναπτύχθηκε από το ερευνητικό κέντρο του CERN και χρησιμοποιείται ευρέως στην περιοχή των υψηλών ενεργειών, στην πυρηνική φυσική και στην ιατρική φυσική. Όμως η δυσκολία με αυτόν τον κώδικα έγκειται στην χρήση της γλώσσας προγραμματισμού C++ με την οποία ο χρήστης πρέπει να είναι καλά εξοικειωμένος.

Για την αποφυγή της δυσκολίας της γλώσσας προγραμματισμού, αναπτύχθηκε το λογισμικό ανοιχτού τύπου GATE[12]. Στο περιβάλλον του GATE οι χιλιάδες κλάσεις της C++ μετατρέπονται σε μακροεντολές και εξαλείφεται η ανάγκη για άριστη γνώση της γλώσσας προγραμματισμού. Αρχικά, το λογισμικό GATE επικεντρώθηκε σε προσομοιώσεις που αφορούσαν την ιατρική απεικόνιση (SPECT και PET) ενώ στην συνέχεια επεκτάθηκε σε εφαρμογές δοσιμετρίας και ακτινοθεραπείας.

1.5.5 Monte Carlo στο περιβάλλον Gate

Κατά την προσομοίωση στο Gate, είναι απαραίτητο να οριστούν ορισμένοι παράγοντες ώστε να επιτευχθεί με ακρίβεια η προσομοίωση των φυσικών φαινομένων. Οι φυσικές διεργασίες της προσομοίωσης είναι ο πρώτος παράγοντας που πρέπει να καθοριστεί. Το Gate παρέχει μια βιβλιοθήκη (physics list) η οποία περιλαμβάνει τα μοντέλα με τα οποία προσομοιώνονται οι αλληλεπιδράσεις ακτινοβολίας-ύλης (Πίνακας 1). Ο χρήστης μπορεί να διαλέξει τα μοντέλα

και τα χαρακτηριστικά αυτών ανάλογα με τις ανάγκες της προσομοίωσης.

Πίνακας 1: Physics Lists από Gate [13]

ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ	ΣΩΜΑΤΙΔΙΟ	ΔΙΑΘΕΣΙΜΑ ΜΟΝΤΕΛΑ
PhotoElectric	gamma	StandardModel LivermoreModel LivermorePolarizedModel PenelopeModel
Compton	gamma	StandardModel LivermoreModel LivermorePolarizedModel PenelopeModel
RayleighScattering	gamma	LivermoreModel LivermorePolarizedModel PenelopeModel
GammaConversion (pair production)		StandardModel LivermoreModel LivermorePolarizedModel PenelopeModel
ElectronIonisation HadronIonisation IonIonisation	e^- , e^+ hadrons ions	StandardModel LivermoreModel PenelopeModel
Bremsstrahlung	e^- , e^+	StandardModel LivermoreModel PenelopeModel

Παράλληλα με την επιλογή του μοντέλου, σημαντικό είναι να οριστεί και ένα όριο σε κάθε γεωμετρία που θα καθορίζει ότι δεν θα παραχθούν δευτερογενές σωματίδια αν η εμβέλεια τους στην συγκεκριμένη γεωμετρία είναι μεγαλύτερη ή μικρότερη από τη δεδομένη οριακή τιμή. Το όριο μπορεί να αφορά είτε ενέργεια είτε απόσταση, με βάση το οποίο η προσομοίωση των δευτερογενών σωματιδίων δεν θα πραγματοποιηθεί.

Για την πραγματοποίηση μετρήσεων κατά την διάρκεια των προσομοιώσεων, το Gate διαθέτει πολλές επιλογές ανάλογα με την εφαρμογή. Στις περισσότερες εφαρμογές χρησιμοποιούνται οι actors. Οι διάφοροι actors συλλέγουν την πληροφορίες για τις οποίες ορίζονται. Επίσης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ως φίλτρα κατά την προσομοίωση. Ένα χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι οι kill actors που τροποποιούν την συμπεριφορά της προσομοίωσης και πιο συγκεκριμένα διακόπτουν την προσομοίωση σωματιδίων που εισέρχονται

σε συγκεκριμένο όγκο που έχει οριστεί από τον χρήστη. Σε εφαρμογές ακτινοθεραπείας για την καταγραφή της δόσης χρησιμοποιούνται οι dose actors. Για την σωστή καταμέτρηση της δόσης θα πρέπει να επιλεγθούν οι κατάλληλες διαστάσεις ογκοστοιχείου (voxel) αφού το μέγεθος του μπορεί να επηρεάσει σημαντικά τα αποτελέσματα.

Βασικό χαρακτηριστικό της προσομοίωσης που πρέπει να οριστεί είναι η πηγή ακτινοβολίας. Το Gate διαθέτει διάφορους τρόπους για να οριστεί η πηγή. Ο χρήστης μπορεί να καθορίσει τα χαρακτηριστικά της όπως το είδος της ακτινοβολίας και την ενεργειακή κατανομή καθώς και την τοποθέτηση της στον χώρο. Ως πηγή, μπορεί να χρησιμοποιηθεί και το αρχείο χώρου φάσεων (phase space αρχείο-phsp), το οποίο παρέχει πληροφορίες για τα χαρακτηριστικά των σωματιδίων σε ένα επίπεδο. Πιο συγκεκριμένα, το phsp αποτελεί μια συλλογή ψευδο-σωματιδίων προερχόμενων από μια πηγή ακτινοβολίας μαζί με τα χαρακτηριστικά τους όπως η ενέργεια, το είδος η θέση καθώς και το στατιστικό βάρος του καθενός. Κάθε σωματίδιο του phsp καταγράφεται μόνο μία φορά από την περιοχή ενδιαφέροντος. Το phsp μπορεί να λάβει την μορφή ενός υπολογιστικού αρχείου που περιέχει την λεπτομερή περιγραφή σωματιδίων όπως καταγράφονται μέσω μιας προσομοίωσης MC μιας πηγής ακτινοβολίας.

2 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

Η παρούσα διπλωματική εργασία είχε στόχο την προσομοίωση και την πειραματική επιβεβαίωση του Millennium 120-leaf multileaf collimator (MLC). Η πειραματική διαδικασία που παρουσιάζεται σε αυτή την εργασία πραγματοποιήθηκε στο Τμήμα Ιατρικής Φυσικής του Β' Εργαστηρίου Ακτινολογίας του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου "Αττικόν". Όλες οι πειραματικές μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στον 6 MV VitalBeam[®] (Varian, Palo Alto, CA) γραμμικό επιταχυντή, ο οποίος είναι εξοπλισμένος με τον συγκεκριμένο MLC.

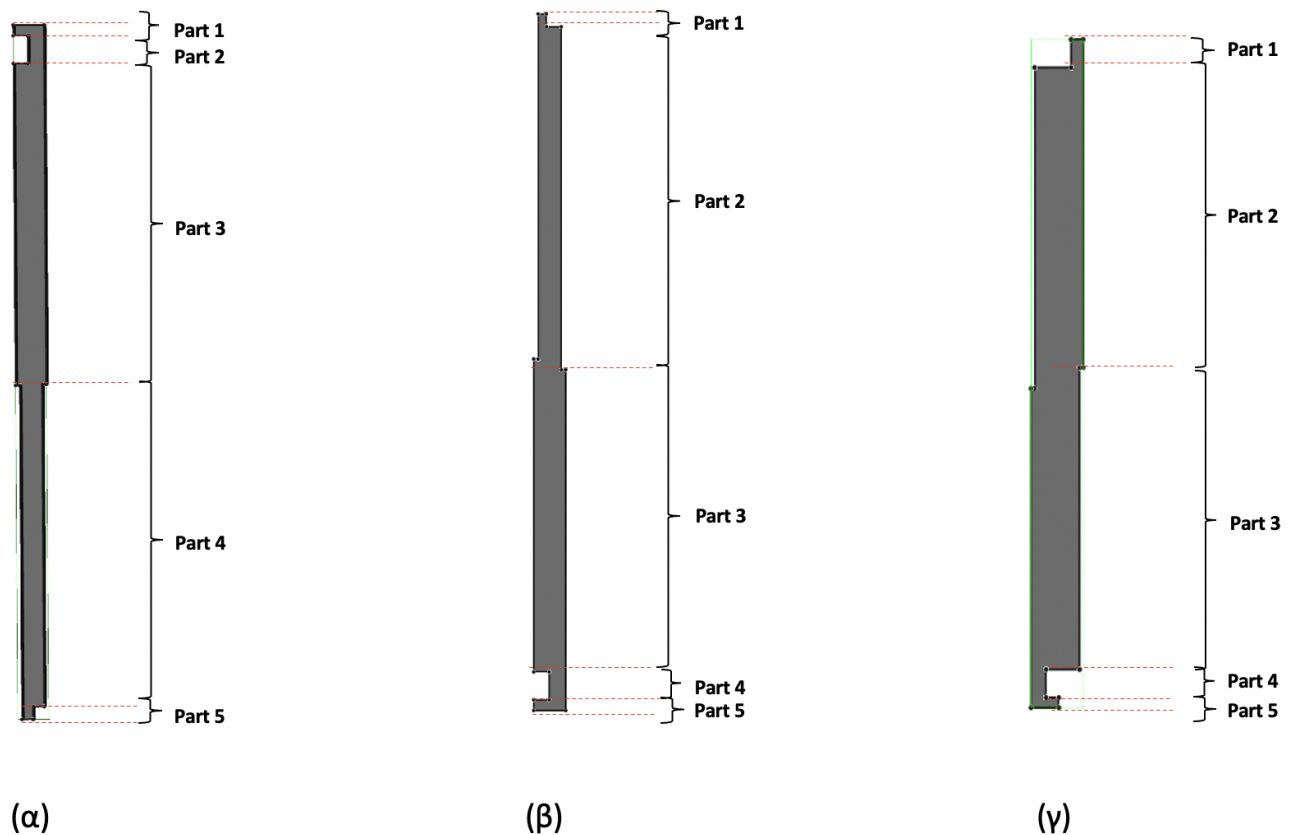
Στο κεφάλαιο αυτό περιγράφονται οι διατάξεις, τα όργανα, τα ομοιώματα και το υπολογιστικό σύστημα που χρησιμοποιήθηκαν καθώς και το λογισμικό που αναπτύχθηκε για την επίτευξη των στόχων της εργασίας.

2.1 Προσομοίωση του Millennium 120-leaf MLC

Κατά την προσομοίωση των φύλλων έγιναν ορισμένες παραδοχές για το υλικό κατασκευής και την απόσταση των γειτονικών φύλλων (air gap). Συγκεκριμένα, έπειτα από διερεύνηση των παραμέτρων που αυτό επηρεάζει, ως υλικό κατασκευής επιλέχθηκε Tungsten Alloy με πυκνότητα 17.15 gr/cm^3 (95% W, 5.25% Ni, 2.25% Fe).

Ακολουθώντας τα χαρακτηριστικά και τις διαστάσεις που αναφέρθηκαν στην ενότητα 1.3, μοντελοποιήθηκε ο MLC στο περιβάλλον του Gate. Παρακάτω ακολουθεί μια σύντομη περιγραφή για τον τρόπο προσομοίωσης των τριών φύλλων (Half Target Leaf, Half Isocenter Leaf, Full Leaf).

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.1, για την ορθή προσομοίωση, τα φύλλα χωρίστηκαν σε 5 τμήματα που το καθένα μελετήθηκε ξεχωριστά. Σύμφωνα με τα δεδομένα της εταιρίας υπολογίστηκαν όλα τα μεγέθη που ήταν απαραίτητα για την προσομοίωση στο υπολογιστικό περιβάλλον του Gate.



Σχήμα 2.1: Διαχωρισμός των φύλλων (α) Half Leaf Target, (β) Half Leaf Isocenter και (γ) Full Leaf σε τμήματα, όπως φαίνονται στην τομή

Ακολούθησε η προσομοίωση του καμπύλου τμήματος των φύλλων. Όπως αναφέρθηκε, τα φύλλα διαθέτουν καμπύλο μέρος ακτίνας 8 cm και δύο γραμμικά μέρη σε γωνία 11.3° (Σχήμα 2.3) για την διατήρηση σταθερού μήκους παρασχιός σταθερό σε όλο το εύρος της κίνησής τους. Με βάση τους γεωμετρικούς υπολογισμούς, το καμπύλο μέρος διαχωρίστηκε σε δύο κομμάτια, ένα για το tongue και ένα για το groove και προσομοιώθηκαν στο Gate με την βοήθεια κυλινδρικού σχήματος με γωνίες και μήκη όπως αυτά υπολογίστηκαν.

Με την παραπάνω ανάλυση, αναπτύχθηκε ο κατάλληλος κώδικας για την αναπαράσταση των φύλλων. Με την βοήθεια των μακροεντολών του Gate

τα φύλλα επαναλήφθηκαν και τοποθετήθηκαν με την σωστή σειρά ώστε κάθε φύλλο τύπου Target να ακολουθείται από φύλλο τύπου Isocenter και κατά την γειτνίαση των φύλλων να υπάρχει ένα ελάχιστο air gap. Για το air gap επιλέχθηκε ως βέλτιστη τιμή 0.0125 cm (βλ. Ενότητα 1.3) η οποία βρίσκεται στο εύρος τιμών που δίνει ο ίδιος ο κατασκευαστής.

Θα πρέπει να αναφερθεί ότι η προσομοίωση των κατασκευαστικών χαρακτηριστικών του screw hole και το z-focus των φύλλων του MLC στο περιβάλλον του Gate δεν πραγματοποιήθηκε.

2.2 Πειραματική επιβεβαίωση MLC

Για την πειραματική επιβεβαίωση του μοντέλου συγκρίθηκαν οι τιμές της διαρρέουσας ακτινοβολίας από τα φύλλα του MLC (μετρούμενες και υπολογισμένες) και τα πλευρικά προφίλ κατανομής δόσης (μετρούμενα και υπολογισμένα) από πεδία φωτονίων σχηματισμένα αποκλειστικά από τον MLC. Για την μέτρηση της διαρροής στον κλινικό γραμμικό επιταχυντή, χρησιμοποιήθηκαν ραδιοχρωμικά films και ομοίωμα από υλικό Plexiglass ενώ τα profiles δόσης μετρήθηκαν με θάλαμο ιονισμού σε ομοίωμα νερού.

2.2.1 Προσομοίωση Monte Carlo

Κατά την προσομοίωση στο περιβάλλον του Gate, για τη μοντελοποίηση των αλληλεπιδράσεων σωματιδίων με την ύλη επιλέχθηκε το μοντέλο *emstandard_opt3*. Επίσης, ορίστηκαν τιμές 0.5 mm στα ομοιώματα και 1 mm στις υπόλοιπες δομές, οι οποίες αντιστοιχίζονται στο ενεργειακό κατώφλι κάτω από το οποίο τα δευτερογενή σωματίδια δεν θα παραχθούν. Παράλληλα χρησιμοποιήθηκαν kill actors, οι οποίοι τοποθετήθηκαν πάνω από την πηγή ακτινοβολίας καθώς και κάτω από και παράλληλα με τα phantoms για την μείωση του χρόνου εκτέλεσης καθώς τα σωματίδια που καταγράφονται σε αυτά τα σημεία, δε συνεισφέρουν στη δοσιμετρία εντός των ομοιωμάτων. Τέλος, ως γεννήτρια τυχαίων αριθμών επιλέχθηκε η MersenneTwister.

Ως πηγή σε όλες τις προσομοιώσεις επιλέχθηκαν έξι αρχεία phsp τα οποία παρείχε ο κατασκευαστής και περιείχαν πληροφορίες για τα σωματίδια σε επίπεδο πάνω από τους X και Y κατευθυντήρες. Ο αριθμός των σωματιδίων (ιστορίες) για κάθε αρχείο κάλυπτε ένα εύρος από 6×10^8 - 8×10^8 σωματίδια ενώ για κάθε προσομοίωση εκτελέστηκαν 40 αρχεία.

Χρησιμοποιώντας script σε Matlab, τα txt αρχεία στα οποία έχει καταγραφεί η δόση, η στατιστική αβεβαιότητα καθώς και το άθροισμα των τετραγώνων της δόσης για κάθε voxel, αθροίστηκαν ώστε να βρεθεί η συνολική δόση καθώς και η στατιστική αβεβαιότητα από τον τύπο[14]:

$$\varepsilon = \frac{S_k}{D_k} \cdot 100\% \quad (2.1)$$

όπου D_k η συνολική δόση στο voxel k και S_k η τυπική απόκλιση των μετρήσεων στο voxel k.

Για όλες τις ακτινοβολήσεις, ο σχεδιασμός των αντίστοιχων πεδίων πραγματοποιήθηκε στο EclipseTM Treatment Planning System (TPS). Οι πληροφορίες για την ακριβή θέση διαφραγμάτων και φύλλων του MLC εξήχθησαν από το TPS με τη μορφή DICOM αρχείου. Τα συγκεκριμένα αρχεία περιέχουν τις μετατοπίσεις των διαφραγμάτων και των φύλλων του MLC όπως αυτές προβάλλονται στο επίπεδο του ισοκέντρου. Ο υπολογισμός των πραγματικών (nominal) μετατοπίσεων πραγματοποιήθηκε γεωμετρικά με ομοιότητα τριγώνων.

Για την αυτοματοποίηση της παραπάνω διαδικασίας, δημιουργήθηκε script στο Matlab στο οποίο εισάγεται το DICOM αρχείο και εξάγονται οι nominal θέσεις των διαφραγμάτων και των φύλλων του MLC σε txt αρχείο.

2.2.2 Βαθμονόμηση Films

Για την δοσιμετρία με χρήση φιλμ είναι απαραίτητη η κατασκευή της καμπύλης βαθμονόμησης. Στην παρούσα διπλωματική εργασία τα φιλμ που χρησιμοποιήθηκαν ήταν τα GafchromicTM EBT3 ενώ η βαθμονόμηση τους πραγματοποιήθηκε στον VitalBeam[®] (Varian, Palo Alto, CA) γραμμικό επιταχυντή. Για τη σάρωση των φιλμ χρησιμοποιήθηκε ο σαρωτής Epson Perfection V850 Pro scanner (Seiko Epson Corp.) ενώ για την μέτρηση της δόσης κατά την ακτινοβολήση χρησιμοποιήθηκε ο θάλαμος ιονισμού Farmer[®] 30013 (PTW-Freiburg, Germany). Παρακάτω αναλύεται η διαδικασία της βαθμονόμησης.

Βαθμονόμηση

Σκοπός της διαδικασίας αυτής είναι η κατασκευή της καμπύλης βαθμονόμησης ώστε να γίνει η αντιστοίχιση της αμαύρωσης του φιλμ με την δόση ακτινοβολίας.

Για τη βαθμονόμηση των φιλμ, κόπηκαν 11 κομμάτια διαστάσεων $4 \times 4 \text{ cm}^2$ από τα ραδιοχρωμικά φιλμ. Τα κομμάτια αυτά στην συνέχεια σαρώθηκαν με την βοήθεια του σαρωτή ώστε να προσδιοριστεί η τιμή του υποβάθρου. Μετά την καταγραφή, πραγματοποιήθηκε η ακτινοβολήση των φιλμ ενώ η μέτρηση της δόσης έγινε με την χρήση θαλάμου ιονισμού.

Τα films και ο θάλαμος ιονισμού τοποθετήθηκαν σε βάθος 8.5 cm σε PMMA slab phantom ($\rho = 1.18 \text{ gr/cm}^3$) σε SSD=100 cm. Το εν λόγω βάθος είναι ισοδύναμο με 10 cm νερού. Τα φιλμ και ο θάλαμος ιονισμού ακτινοβολήθηκαν σε διαφορετικά monitor units (MUs) σε ένα εύρος από 50-550 MUs με βήμα 50 MUs με την χρήση δέσμης φωτονίων ενέργειας 6 MV. Το πεδίο ακτινοβολίας καθορίστηκε από τους X και Y κατευθυντήρες που διαμόρφωσαν ένα μέγεθος πεδίου $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Σε όλη την διαδικασία της ακτινοβολήσης, τα φύλλα του MLC είχαν τοποθετηθεί στις ακραίες θέσεις τους ώστε να μην συμμετέχουν στον καθορισμό του πεδίου ακτινοβολίας.

Το πρώτο βήμα μετά την ακτινοβολήση, ήταν ο υπολογισμός της δόσης (για τα επιμέρους MUs) που μετρήθηκε από τον θάλαμο ιονισμού. Η μετατροπή του φορτίου σε δόση βασίστηκε στην παρακάτω μαθηματική σχέση σύμφωνα με το πρωτόκολλο TRS-398:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (2.2)$$

όπου M_Q η διορθωμένη ένδειξη του θαλάμου ιονισμού (Cb) , N_{D,w,Q_0} ο παράγοντας βαθμονόμησης (Gy/Cb) και k_{Q,Q_0} ο παράγοντας ποιότητας της δέσμης (beam quality index).

Η ανάγνωση των φιλμ για τον υπολογισμό της οπτικής πυκνότητας πραγματοποιήθηκε 24 ώρες μετά την ακτινοβολήση. Κατά τη διαδικασία αυτή, στον σαρωτή μέσω κατάλληλου λογισμικού, πραγματοποιήθηκε σάρωση σε RGB mode με ανάλυση 72 dpi (dots per inch) και σε ρύθμιση 48-bit Colour. Μέσω του λογισμικού του σαρωτή, σε κάθε RGB εικόνα λήφθηκε μια περιοχή ενδιαφέροντος διαστάσεων $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (ROI). Σε κάθε ROI υπολογίστηκε η μέση

τιμή των Pixel Values και υπολογίστηκε η οπτική πυκνότητα (netOD) μέσω της σχέσης:

$$netOD = -\log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) \quad (2.3)$$

όπου I και I_0 οι τιμές των Pixel Value πριν και μετά την ακτινοβολήση του ίδιου φιλμ. Τέλος κατασκευάστηκε η καμπύλη βαθμονόμησης με βάση τις τιμές οπτικής πυκνότητας και δόσης.

2.2.3 Ακτινοβολία διαρροής MLC

Το πρώτο βήμα που απαιτείται για την πειραματική επιβεβαίωση της προσομοίωσης είναι ο MC υπολογισμός και η μέτρηση με φιλμ των επιμέρους διαρροών του MLC και η σύγκριση τους. Για όλες τις επιμέρους μετρήσεις, στον γραμμικό επιταχυντή ακτινοβολήθηκαν ραδιοχρωμικά φιλμ, τα οποία είχαν τοποθετηθεί σε βάθος $d=4.2$ cm (ισοδύναμο με 5 cm νερό) σε PMMA slab phantom με SSD=95 cm και την χρήση δέσμης φωτονίων ενέργειας 6 MV.

Αρχικά, πριν την μέτρηση των επιμέρους διαρροών, ένα φιλμ αναφοράς ακτινοβολήθηκε στα 200 MU με πεδίο 10×10 cm² διαμορφωμένο από τους X και Υ κατευθυντήρες καθώς και από τον MLC. Η μέγιστη δόση από το φιλμ αναφοράς χρησιμοποιήθηκε για την κανονικοποίηση των profiles που καταγράφηκαν κατά τις ακτινοβολήσεις ώστε να υπολογιστεί το ποσοστό της ακτινοβολίας που καταφέρνει να διαπεράσει τα φύλλα του MLC.

Όπως αναφέρθηκε στην παράγραφο 1.2.2, τα φύλλα του MLC παρουσιάζουν τρία είδη διαρροής: Abutting Leaf Leakage, Inter Leaf Leakage, Intra Leaf Leakage. Η περιγραφή των μετρήσεων και υπολογισμών για κάθε επιμέρους διαρροή ακολουθεί στις επόμενες ενότητες.

Abutting Leaf Leakage

Τυπικά, για τον υπολογισμό της διαρροής μεταξύ αντιδιαμετρικών κλειστών φύλλων επιλέγεται ένα κενό από αέρα ώστε τα φύλλα να μην είναι τελείως κλειστά (abutting leaf gap). Με τον τρόπο αυτό κατά την προσομοίωση

αποφεύγονται τυχών συγκρούσεις των φύλλων. Το μήκος του abutting leaf gap βρίσκεται συνήθως σε ένα εύρος από 0.4-0.6 mm.

Για την μέτρηση του Abutting Leaf Leakage, τα φύλλα του MLC έκλεισαν στον κεντρικό άξονα της δέσμης φωτονίων με μηδενικό abutting leaf gap. Ένα φιλμ τοποθετήθηκε στο καθορισμένο βάθος του PMMA slab phantom και ακτινοβολήθηκε στα 600 MU με πεδίο $10 \times 10 \text{ cm}^2$ καθορισμένο από τους X και Υ κατευθυντήρες. Η ανάγνωση του φιλμ έγινε 24 ώρες μετά την ακτινοβολήση. Το αποτέλεσμα στο φιλμ αποδόθηκε ως αμαύρωση στο κέντρο του και κατά την ανάγνωση αυτού δημιουργήθηκε το crossplane profile (κατανομή δόσης παράλληλα στην κίνηση των φύλλων κατά την διεύθυνση Αριστερά - Δεξιά). Το profile κανονικοποιήθηκε στην μέγιστη δόση που μετρήθηκε από το φιλμ αναφοράς. Η τιμή στην κορυφή της καμπύλης του profile αντικατοπτρίζει το ποσοστό της ακτινοβολίας που διαπέρασε ανάμεσα σε αντιδιαμετρικά φύλλα, όταν αυτά ήταν κλειστά.

Intra-Inter Leaf Leakage

Για την μέτρηση Intra-Inter Leaf Leakage καινούριο φιλμ τοποθετήθηκε στο καθορισμένο βάθος του PMMA slab phantom και ακτινοβολήθηκε στα 4000 MU με πεδίο $10 \times 10 \text{ cm}^2$ καθορισμένο από τους X και Υ κατευθυντήρες. Αυτήν την φορά, το ένα από τα δύο banks του MLC μπλόκαρε τελείως το πεδίο ακτινοβολίας. Η “ένωση” των φύλλων έγινε κάτω από τον X κατευθυντήρα ώστε να μην έχει συνεισφορά το Abutting Leaf Leakage.

Η ανάγνωση των φιλμ πραγματοποιήθηκε 24 ώρες μετά την ακτινοβολήση. Το inplane profile (κατανομή δόσης κάθετα στην κίνηση των φύλλων κατά την κεφαλουραία διεύθυνση) μετρήθηκε σε απόσταση 4 cm εκτός κεντρικού άξονα στην διεύθυνση κίνησης των φύλλων. Στην συγκεκριμένη απόσταση από τον κεντρικό άξονα βρέθηκε ότι η έλλειψη υλικού από το screw hole των φύλλων του MLC δεν προβάλλεται στο επίπεδο της μέτρησης. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό αφού η προσομοίωση του screw hole στο μοντέλο MC δεν έχει πραγματοποιηθεί. Συνεπώς στην σύγκριση υπολογισμένων και μετρούμενων τιμών δεν θα υπάρχει συνεισφορά από το συγκεκριμένο κατασκευαστικό χαρακτηριστικό των φύλλων.

Τέλος, πραγματοποιήθηκε και η κανονικοποίηση από την μέγιστη δόση του φιλμ αναφοράς. Η τιμή για τις συγκεκριμένες διαρροές προκύπτει από τον μέσο όρο των ποσοστών στην περιοχή ίσο με το μέγεθος του πεδίου.

Gate

Οι ίδιες διατάξεις προσομοιώθηκαν στο Gate με σκοπό την σύγκριση των MC υπολογισμών με τις μετρήσεις από τα films. Αρχικά, ορίστηκε η πυκνότητα του PMMA slab phantom ενώ αυτό τοποθετήθηκε στο Gate στην αντίστοιχη θέση με την πειραματική. Οι θέσεις των φύλλων υπολογίστηκαν γεωμετρικά με την βοήθεια όμοιων τριγώνων και την απόσταση του MLC από το target. Ο υπολογισμός των διαρροών ακολούθησε την ίδια διαδικασία όπως παρουσιάστηκε παραπάνω.

Για τον υπολογισμό του abutting leaf leakage, ένας dose actor μεγέθους $220 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$ τοποθετήθηκε στον κεντρικό άξονα σε βάθος 4.2 cm του προσομοιωμένου ομοιώματος. Το voxel size ορίστηκε ίσο με $2 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ το οποίο συνεπάγεται με 110 μετρήσεις στον άξονα παράλληλα στη κίνηση των φύλλων.

Για τον υπολογισμό του intra-inter leaf leakage, ένας dose actor μεγέθους $5 \times 220 \times 5 \text{ cm}^3$ τοποθετήθηκε 4 cm εκτός κεντρικού άξονα στην διεύθυνση κίνησης των φύλλων σε βάθος 4.2 cm του προσομοιωμένου ομοιώματος. Η συγκεκριμένη απόσταση είναι ίση με την απόσταση που επιλέχθηκε στις μετρήσεις του film ώστε κατά την σύγκριση να μην εισέρχεται το κατασκευαστικό χαρακτηριστικό του screw hole του οποίου η προσομοίωση δεν έχει πραγματοποιηθεί. Το voxel size ορίστηκε ίσο με $5 \times 2 \times 5 \text{ mm}^3$ το οποίο συνεπάγεται με 110 μετρήσεις στον άξονα κάθετα στην κίνηση των φύλλων κατά την κεφαλουραία διεύθυνση.

2.2.4 Πεδία ακτινοβολίας αποκλειστικά από MLC

Το επόμενο βήμα για την επιβεβαίωση της μοντελοποίησης είναι η σύγκριση των crossplane και inplane profiles από πεδία τα οποία καθορίζονται αποκλειστικά από τον MLC.

Σε αυτήν την περίπτωση, οι X και Y κατευθυντήρες δεν συμμετείχαν στην διαμόρφωση των πεδίων και βρίσκονται ανοιχτοί. Οι πειραματικές μετρήσεις

πραγματοποιήθηκαν με θάλαμο ιονισμού, ο οποίος είχε τοποθετηθεί σε βάθος $d=10$ cm σε water phantom με SSD=100 cm και την χρήση δέσμης φωτονίων ενέργειας 6 MV. Για τις μετρήσεις σε water phantom, ο θάλαμος ιονισμού κινείται με βήμα 2.2 cm. Ως μεγέθη των πεδίων επιλέχθηκαν 5×5 cm², 10×10 cm², 15×15 cm², 18×24 cm² και 20×20 cm². Ο σχεδιασμός όλων των πεδίων πραγματοποιήθηκε στο TPS.

Gate

Η ίδια διάταξη προσομοιώθηκε στο Gate με σκοπό την σύγκριση των MC υπολογισμών και μετρήσεων με τον θάλαμο ιονισμού. Η μεταφορά στο περιβάλλον του Gate έγινε με την εξαγωγή των Dicom αρχείων από το TPS. Αρχικά, ορίστηκε η πυκνότητα του water phantom ενώ αυτό τοποθετήθηκε στο Gate στην αντίστοιχη θέση με την πειραματική. Οι θέσεις των φύλλων υπολογίστηκαν ξανά γεωμετρικά με την βοήθεια όμοιων τριγώνων και την απόσταση του MLC από το target.

Για τον υπολογισμό των profiles, δύο dose actors τοποθετήθηκαν στον κεντρικό άξονα σε βάθος 10 cm στο water phantom. Ο πρώτος dose actor καταγράφει την δόση παράλληλα στη κίνηση των φύλλων (crossplane) ενώ ο δεύτερος καταγράφει την δόση στον άξονα κάθετα στην κίνηση των φύλλων κατά την κεφαλουραία διεύθυνση (inplane). Το μέγεθος των δύο dose actors μεταβαλλόταν και ήταν ανάλογο με το μέγεθος του πεδίου ακτινοβολίας. Το voxel size των dose actors ορίστηκε ίσο με $4.4 \times 5 \times 5$ mm³ για τα crossplane profiles και $5 \times 4.4 \times 5$ mm³ για τα inplane profiles.

Η σύγκριση των profiles για τα πεδία 5×5 cm², 15×15 cm² και 18×24 cm² πραγματοποιήθηκε point-to-point μέσω της μαθηματικής σχέσης της ποσοστιαίας διαφοράς:

$$RDD = \left| \frac{(D_{calc} - D_{meas})}{D_{meas}} \right| \cdot 100\% \quad (2.4)$$

όπου D_{calc} οι κανονικοποιημένες τιμές από MC και D_{meas} οι κανονικοποιημένες τιμές από τον θάλαμο ιονισμού.

Όσον αφορά τα profiles για τα πεδία $10 \times 10 \text{ cm}^2$ και $20 \times 20 \text{ cm}^2$ από τον θάλαμο ιονισμού, προηγήθηκε η διαδικασία της παρεμβολής με συνάρτηση spline (spline interpolation) μέσω Matlab με σκοπό την σύγκριση point-to-point μέσω της σχέσης 2.3.

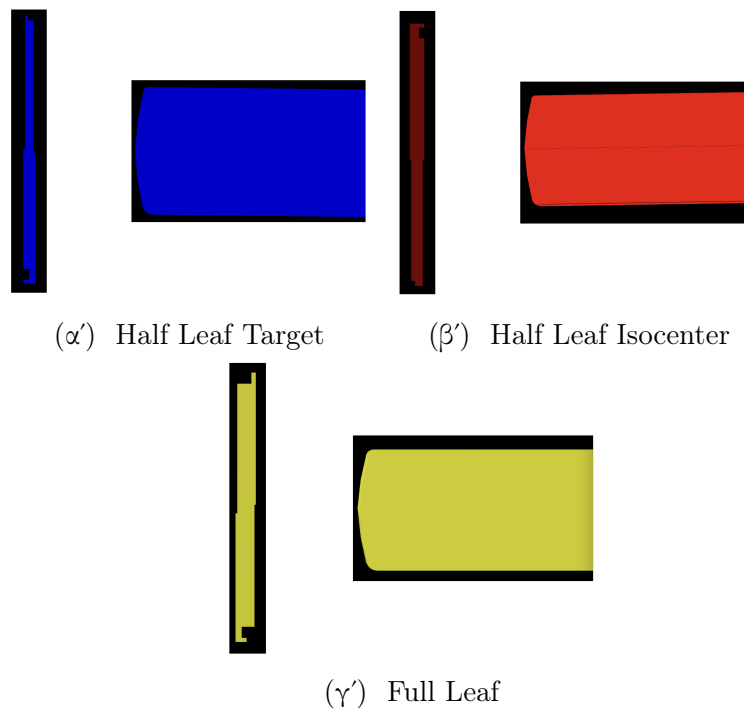
Με την πραγματοποίηση όλων των παραπάνω βημάτων για την προσομοίωση και την επιβεβαίωση του MLC, ακολούθησε η σύγκριση των αποτελεσμάτων με την σύγκριση από τον γραμμικό επιταχυντή και το MC modeling.

3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Η ενότητα αυτή παρουσιάζει τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την μοντελοποίηση και επιβεβαίωση της μοντελοποίησης των φύλλων του MLC. Συνοπτικά παρουσιάζονται η αναπαράσταση των φύλλων του MLC στο περιβάλλον του Gate, η κατασκευή της καμπύλης βαθμονόμησης καθώς και ο υπολογισμός της ακτινοβολίας διαρροής από τον MLC. Επιπλέον, συγκρίνονται τα crossplane και τα inplane profiles για πεδία καθορισμένα αποκλειστικά από τον MLC, όπως αυτά μετρήθηκαν από τον θάλαμο ιονισμού (μετρούμενα) και υπολογίστηκαν από τον αλγόριθμο MC (υπολογισμένα).

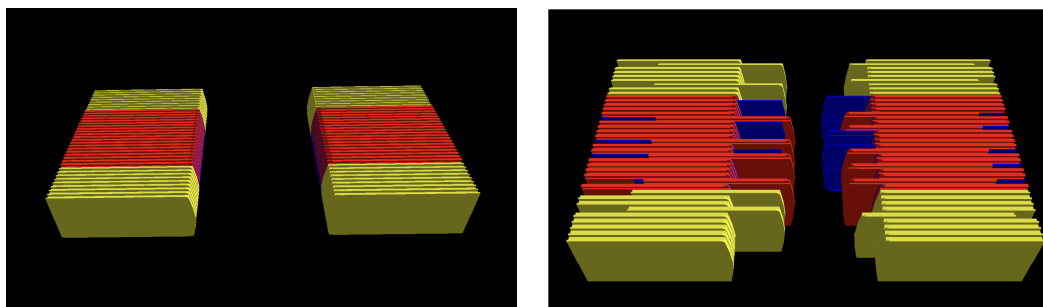
3.1 Προσομοίωση του Millennium 120-leaf MLC

Με τους γεωμετρικούς υπολογισμούς από τα κατασκευαστικά στοιχεία της εταιρίας και με την συγγραφή του κώδικα πραγματοποιήθηκε η προσομοίωση κάθε φύλλου του MLC στο Gate (Σχήμα 3.1).



Σχήμα 3.1: Τα φύλλα του MLC όπως προσομοιώθηκαν στο Gate

Στην συνέχεια, πραγματοποιήθηκε η τοποθέτηση των φύλλων με τέτοιο τρόπο όπως περιγράφηκε στην ενότητα 1.3 όπου κάθε φύλλο τύπου target ακολουθεί ένα φύλλο τύπου isocenter ενώ αυτά περιβάλλονται από τα full φύλλα του MLC. Με τον τρόπο αυτό, ο MLC αναπαριστάθηκε πλήρως στο περιβάλλον του Gate (Σχήμα 3.2)



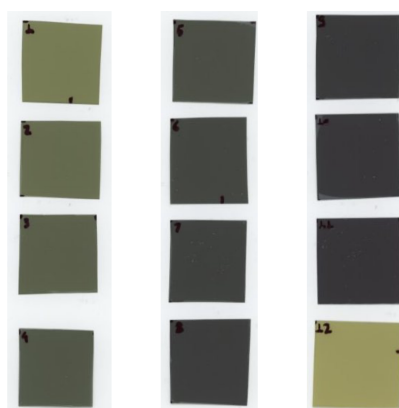
(α') Αρχική τοποθέτηση των φύλλων του MLC

(β') Τυχαία Τοποθέτηση των φύλλων του MLC

Σχήμα 3.2: Τα φύλλα του MLC όπως προσομοιώθηκαν στο Gate

3.2 Βαθμονόμηση Films

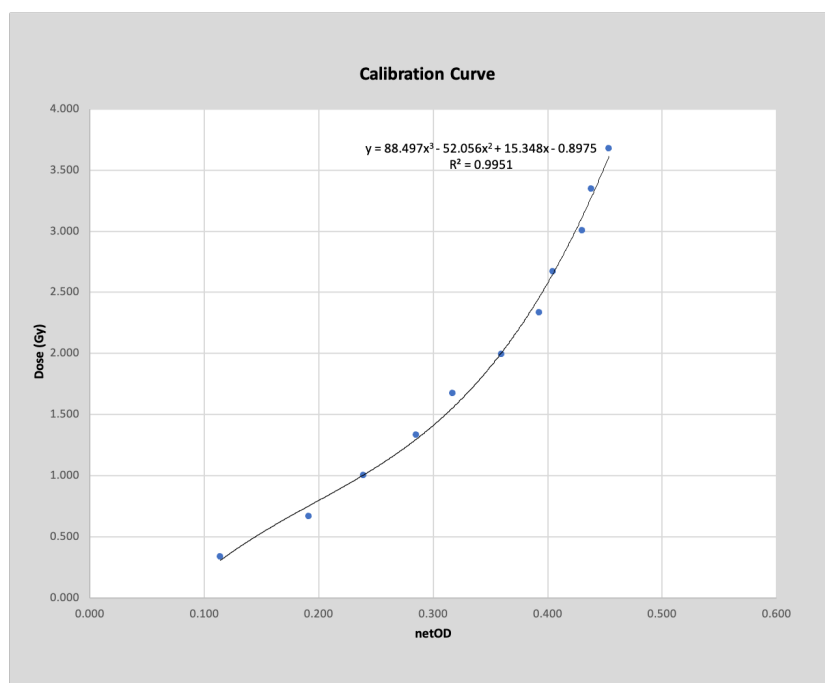
Από την ακτινοβολήση των 11 φιλμ (Σχήμα 3.3) σε διαφορετικά MU, πραγματοποιήθηκε η σάρωση με σκοπό την αντιστοίχιση της αμαύρωσης με την δόση.



Σχήμα 3.3: Ακτινοβολημένα Films από 50-550 MU

Η καμπύλη βαθμονόμησης για το κόκκινο κανάλι προσεγγίστηκε με πολυώνυμο 3ου βαθμού βαθμού [15] και δημιουργήθηκε η γραφική παράσταση των πειραματικών μετρήσεων (Σχήμα 3.4).

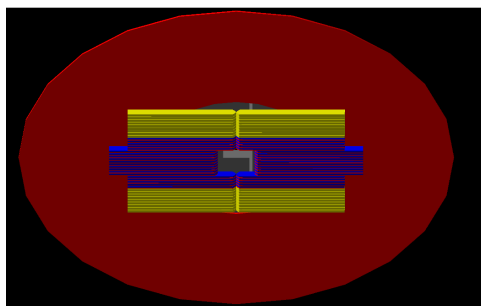
$$Dose = 88.497 \cdot netOD^3 - 52.056 \cdot netOD^2 + 15.348 \cdot netOD - 0.8975 \quad (3.1)$$



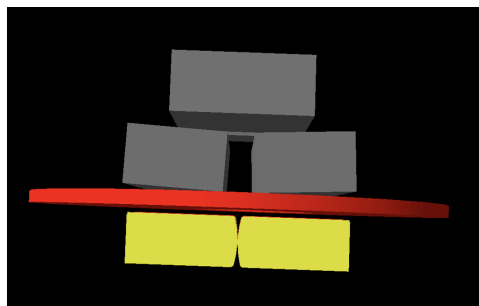
Σχήμα 3.4: Καμπύλη Βαθμονόμησης

3.3 Ακτινοβολία διαρροής MLC

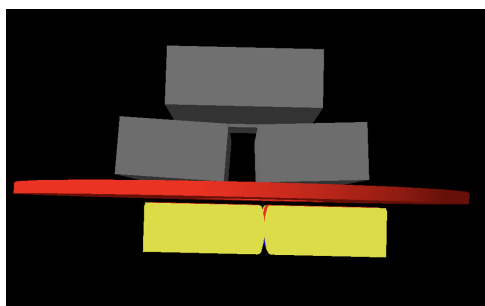
Τα πεδία ακτινοβολίας για την μέτρηση της διαρροής του MLC μεταφέρθηκαν και προσομοιώθηκαν στο Gate όπως παρουσιάζονται στο σχήμα 3.5 ενώ η ακτινοβολήση του φιλμ αναφοράς σε πεδίο ακτινοβολίας $10 \times 10 \text{ cm}^2$ έδωσε την αμύρωση που εμφανίζεται στο Σχήμα 3.6. Το φιλμ αναφοράς χρησιμοποιήθηκε για την κανονικοποίηση των profiles των διαρροών.



(α') Διαμόρφωση πεδίου $10 \times 10 \text{ cm}^2$

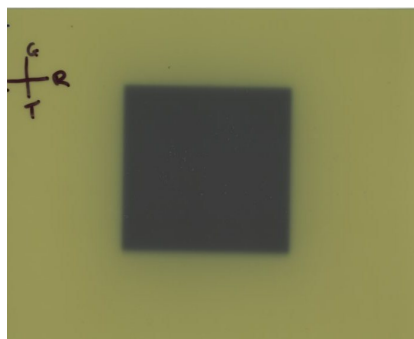


(β') Φύλλα MLC κλειστά στον κεντρικό άξονα (abutting leaf leakage)



(γ') Φύλλα MLC κλειστά κάτω από τον X κατευθυντήρα (intra/inter leaf leakage)

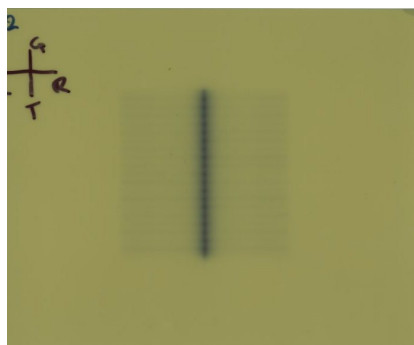
Σχήμα 3.5: Προσομοίωση πειραματικών διατάξεων στο Gate



Σχήμα 3.6: Ακτινοβολημένο φιλμ αναφορά (200 MU) σε πεδίο ακτινοβολίας $10 \times 10 \text{ cm}^2$

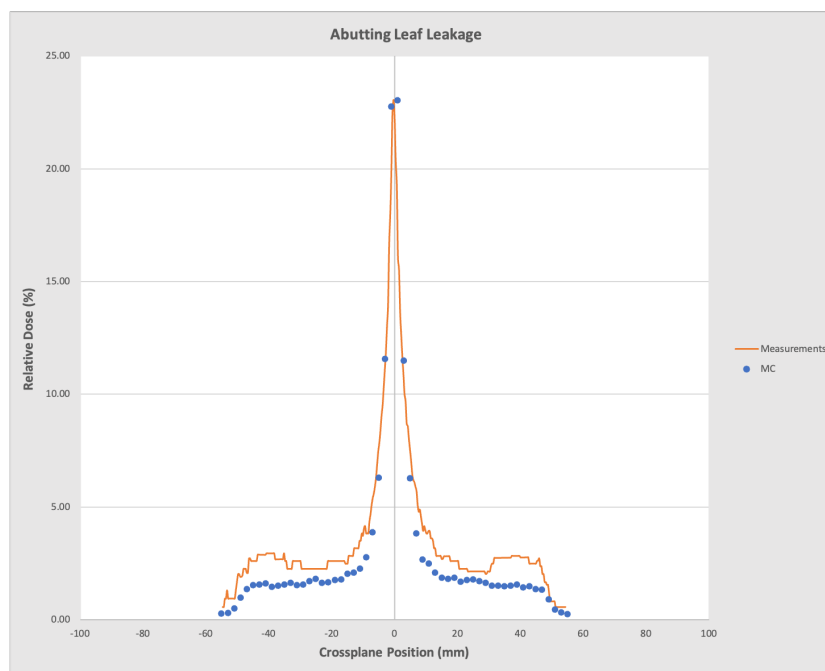
Abutting Leaf Leakage

Η συγκεκριμένη διαρροή υπολογίστηκε από την μέγιστη τιμή στο crossplane profile στον κεντρικό άξονα. Στο Σχήμα 3.7 παρουσιάζεται το ακτινοβολημένο φιλμ ενώ στο Σχήμα 3.8 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ μετρούμενων και υπολογισμένων profiles.



Σχήμα 3.7: Ακτινοβολημένο φιλμ με τα φύλλα του MLC κλειστά στον κεντρικό άξονα

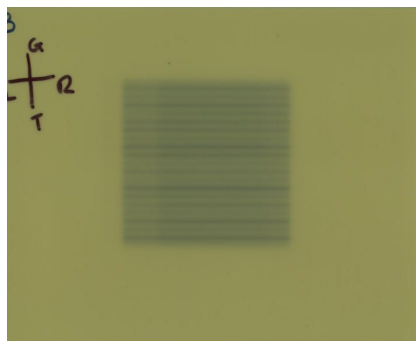
Στο φιλμ μετρήθηκε ένα ποσοστό 23.06%, το οποίο διαπερνά τα κλειστά αντιδιαμετρικά φύλλα ή διέρχεται από το καμπύλο μέρος των φύλλων. Το υπολογισμένο abutting leakage από το MC οδήγησε σε ένα ποσοστό $22.9\% \pm 0.24\%$. Η ποσοστιαία διαφορά μεταξύ μετρούμενης και υπολογισμένης διαρροής βρέθηκε ίση με 0.7%.



Σχήμα 3.8: Σύγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων abutting leaf leakage profiles

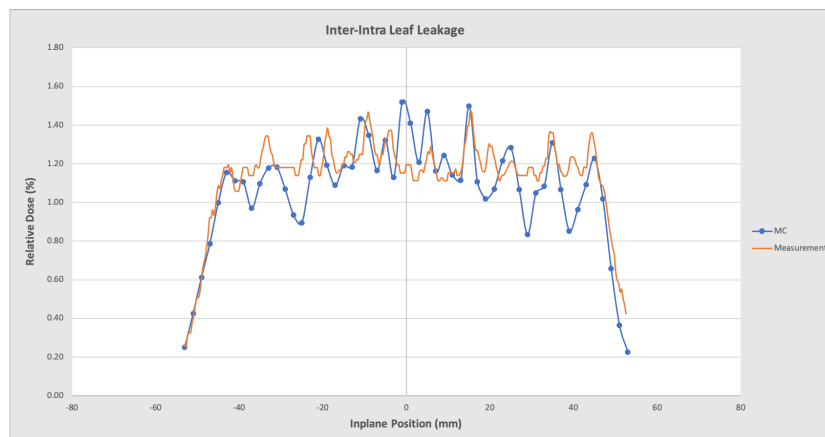
Intra-Inter Leaf Leakage

Αντίστοιχα, για το intra-inter leaf leakage δημιουργήθηκε το inplane profile από το οποίο υπολογίστηκε η μέση τιμή της διαρροής. Στο Σχήμα 3.9 παρουσιάζεται το ακτινοβολημένο φιλμ ενώ στο Σχήμα 3.10 παρουσιάζεται η σύγκριση μεταξύ profiles από φιλμ και MC στα 4 cm off-axis.



Σχήμα 3.9: Ακτινοβολημένο φιλμ με τα φύλλα του MLC να μπλοκάρουν το πεδίο ακτινοβολίας

Η μετρούμενη μέση διαρροή από το φιλμ βρέθηκε ίση με 1.21%. Το υπολογισμένο inter/intra leakage με πυκνότητα φύλλων 17.15 gr/cm^3 και air gap ίσο με 0.0125 cm έδωσε μέση τιμή διαρροής $1.15\% \pm 0.01\%$. Συνεπώς, μετρούμενη και υπολογισμένη τιμή εμφάνισαν μια ποσοστιαία διαφορά ίση με 4.2%.



Σχήμα 3.10: Συγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων Intra-Inter leaf leakage profiles στα 4 cm off-axis απόσταση

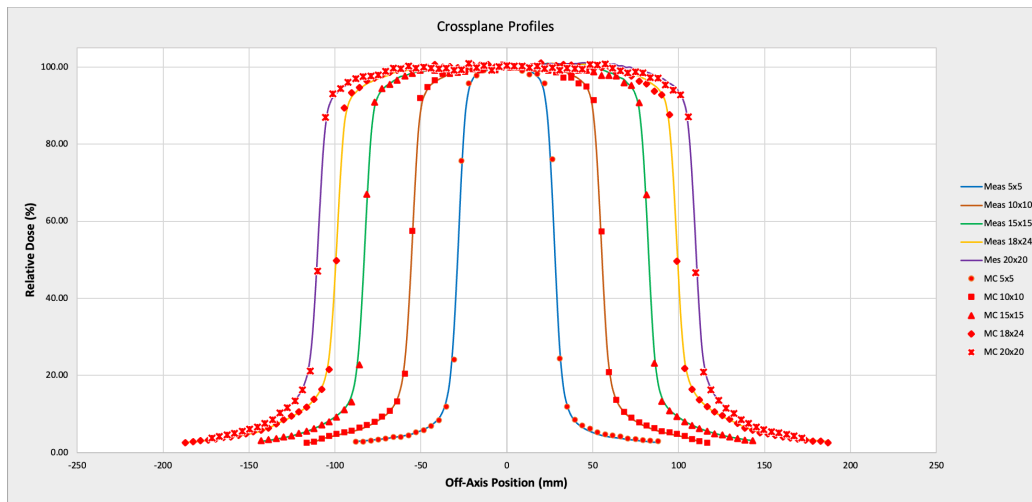
Στον Πίνακα 2 παρουσιάζονται συγκεντρωτικά οι μετρούμενες και υπολογισμένες τιμές των επιμέρους διαρροών καθώς και την ποσοστιαία διαφορά τους.

Πίνακας 2: Υπολογισμένες και μετρούμενες τιμές των επιμέρους διαρροών

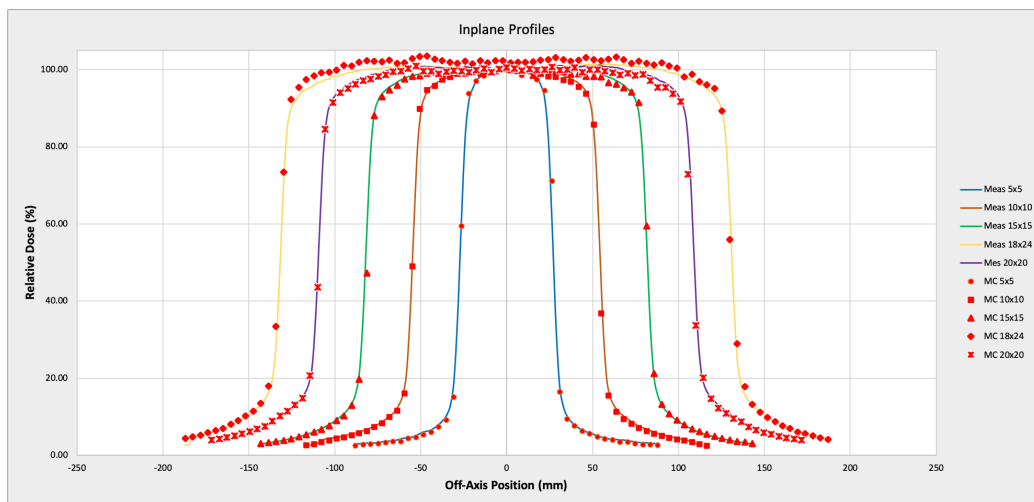
	Film	MC	RDD
Abutting Leaf Leakage	23.06%	22.90%	0.7%
Intra-Inter Leaf Leakage	1.20%	1.15%	4.2%

3.4 Πεδία ακτινοβολίας αποκλειστικά από MLC

Στα Σχήματα 3.11 και 3.12 παρουσιάζεται η σύγκριση των μετρούμενων και των υπολογισμένων crossplane και inplane profiles αντίστοιχα. Η στατιστική αβεβαιότητα που υπολογίστηκε από τα υπολογισμένα profiles ήταν $\sim 0.45\%$ για την flat region και $\sim 2\%$ για την penumbra-umbra region.



Σχήμα 3.11: Σύγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων Crossplane profiles



Σχήμα 3.12: Συγκριση μετρούμενων και υπολογισμένων Inplane profiles

Τα profiles διαχωρίστηκαν σε δύο περιοχές προκειμένου να πραγματοποιηθεί η σύγκριση τους. Η πρώτη αφορά την flat region ($> 80\%$) ενώ η δεύτερη συμπεριλαμβάνει τις περιοχές penumbra ($80\%-20\%$) και umbra ($< 20\%$) και . Στους Πίνακες 3 και 4 παρουσιάζονται οι μέσες ποσοστιαίες διαφορές για τις δύο περιοχές των profiles. Οι μέσες τιμές των διαφορών προέκυψαν από την σύγκριση point-to-point μεταξύ μετρούμενων και υπολογισμένων δόσεων.

Πίνακας 3: Μέση τιμή RDD για Crossplane profiles

	RDD (Crossplane)	
	Flat Region	Penumbra-Umbra
5x5	0.70%	7.10%
10x10	0.97%	4.51%
15x15	0.64%	3.97%
18x24	0.73%	3.63%
20x20	0.75%	3.30%

Πίνακας 4: Μέση τιμή RDD για Inplane profiles

	RDD (Inplane)	
	Flat Region	Penumbra-Umbra
5x5	0.66%	10.57%
10x10	0.72%	5.77%
15x15	0.72%	3.41%
18x24	1.65%	4.50%
20x20	0.98%	3.47%

4 ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ-ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Ο MLC αποτελεί ένα από το σημαντικότερα εργαλεία ενός γραμμικού επιταχυντή ώστε η απαιτούμενη δόση να χορηγηθεί με ακρίβεια στον όγκο-στόχο χωρίς την ακτινοβολήση υγείων ιστών. Η προσομοίωση του MLC σε υπολογιστικό περιβάλλον δημιουργεί μια προσέγγιση των φυσικών χαρακτηριστικών του όπως εμφανίζονται στην κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή. Ένας από τους στόχους της μοντελοποίησης του MLC είναι η δυνατότητα δοσιμετρικού ελέγχου σε υπολογιστικό περιβάλλον των πεδίων ακτινοβολίας που χρησιμοποιούνται στην θεραπεία ασθενών.

Στην παρούσα εργασία, αναπτύχθηκε MC μοντέλο του Millennium 120-leaf MLC στο περιβάλλον του Gate. Σκοπός ήταν η προσομοίωση του MLC καθώς και η πειραματική επιβεβαίωση του μοντέλου. Η επιβεβαίωση πραγματοποιήθηκε σε δύο στάδια. Αρχικά, υπολογίστηκαν και μετρήθηκαν οι χαρακτηριστικές διαρροές (abutting leaf leakage, intra-inter leaf leakage) από τα φύλλα του MLC και τα profiles (crossplane και inplane) στατικών πεδίων διαμορφωμένα αποκλειστικά από τον MLC. Οι μετρήσεις συγκρίθηκαν με τους υπολογισμούς, και υπολογίστηκαν οι επιμερους αποκλίσεις

Κατά τον προσδιορισμό του abutting leaf leakage, από την προσομοίωση MC υπολογίστηκε ποσοστό ίσο με 22.9% ενώ κατά την δοσιμετρία με film μετρήθηκε ποσοστό ίσο με 23.06%. Η επιλογή της πυκνότητας των φύλλων ίση με 17.15 gr/cm^3 έδωσε την καλύτερη συμφωνία μεταξύ μετρούμενης και υπολογισμένης τιμής. Κατά την σύγκριση των profiles για την συγκεκριμένη διαρροή, παρατηρήθηκε ότι στην περιοχή που προβάλλεται κατά το μήκος των φύλλων μετά από το σημείο της ένωσης τους, η σχετική δόση που μετρήθηκε από την ακτινοβολήση του film είναι υψηλότερη από την αντίστοιχη υπολογισμένη από την προσομοίωση MC (βλ Σχ. 3.8) . Η διαφορά αυτή μπορεί να οφείλεται στην αβεβαιότητα του φιλμ, η οποία είναι υψηλή στις χαμηλές δόσεις.

Οι τιμές για το abutting leakage που υπολογίστηκαν στη μελέτη αυτή εμφανίζουν καλή συσχέτιση με ανάλογες μελετές που επικεντρώνονταν στην προσομοίωση του συγκεκριμένου MLC[16, 17, 4]. Η βιβλιογραφική τιμή της συγκεκριμένης διαρροής εμφανίζεται σε ένα εύρος 22%-27% τόσο κατά την δοσιμετρία με film όσο και κατά την προσομοίωση MC.

Πιο συγκεκριμένα, οι Oliveira et al.[4] βρήκαν την καλύτερη συμφωνία μεταξύ MC και film επιλέγοντας abutting leaf gap ίσο με 0.4 mm ενώ η τιμή του abutting leaf leakage υπολογίστηκε ίση με 27.23%. Οι Heath et al.[16] επιλέγοντας το ίδιο abutting leaf gap μέτρησαν ποσοστό ίσο με 25% από την δοσιμετρία με film. Με την επιλογή του abutting leaf gap ίσο με 0.4 mm κατέληξαν στην καλύτερη συσχέτιση όπου η τιμή από την προσομοίωση υπολογίστηκε ίση με 27%. Τέλος, οι Kandlakuta et al.[17] βρήκαν ότι ένα σημαντικό ποσοστό ίσο με 22% από την δοσιμετρία με film, διαπερνά τα κλειστά στον κεντρικό άξονα φύλλα του MLC.

Κατά τον προσδιορισμό του Intra leaf leakage, από την προσομοίωση MC υπολογίστηκε ποσοστό ίσο με 1.15% ενώ κατά την δοσιμετρία με film μετρήθηκε ποσοστό ίσο με 1.20%. Η τιμή του air gap ίση με 0.0125 cm έδωσε την καλύτερη συμφωνία μεταξύ μετρούμενης και υπολογισμένης τιμής.

Στην σύγκριση των inplane profiles, οι κορυφές που σχετίζονται με την διαρροή ακτινοβολίας ανάμεσα από δύο γειτονικά φύλλα (Inter leaf leakage), παρουσιάζουν καλή συσχέτιση μεταξύ προσομοίωσης MC και δοσιμετρίας με film. Αντιθέτως, οι κορυφές που σχετίζονται με την διαρροή ακτινοβολίας που διαπερνά το ίδιο το φύλλο (Intra leaf leakage) δεν εμφανίζουν τις ίδιες τιμές με αυτές από το MC να είναι εμφανώς μικρότερες. Η διαφορά αυτή πιθανόν να οφείλεται στην επιλογή της τιμής για την πυκνότητα του υλικού αφού το Intra leaf leakage έχει άμεση εξάρτηση από το συγκεκριμένο χαρακτηριστικό των φύλλων του MLC. Σημαντικός παράγοντας σε τυχόν αποκλίσεις αποτελεί και η αβεβαιότητα του φιλμ, η οποία είναι υψηλή στις χαμηλές δόσεις.

Πιθανή συνεισφορά στις παρατηρούμενες διαφορές έχει η έλλειψη του υλικού στα φύλλα του MLC στο σημείο που εισέρχεται ο μηχανισμός κίνησης των φύλλων. Όπως αναφέρθηκε στο πειραματικό μέρος (βλ Παρ. 2.1), η προσομοίωση του screw hole στο περιβάλλον του Gate δεν πραγματοποιήθηκε. Συνεπώς, στο σημείο των profiles που εισέρχεται το screw hole, αναμένεται το ποσοστό διαρρέουσας ακτινοβολίας που υπολογίζεται από MC να είναι μικρότερο από το μετρούμενο ποσοστό από το film.

Σύμφωνα με το Report No.72 της AAPM [7], κατά τον υπολογισμό του intra-inter leaf leakage ενός MLC η μέση τιμή δεν θα πρέπει να ξεπερνάει το 2%. Η τιμή του intra-inter leaf leakage για μέγεθος πεδίου $10 \times 10 \text{ cm}^2$ σύμφωνα

με τις βιβλιογραφικές αναφορές[7, 18, 16, 17, 4] , εμφανίζεται σε ένα εύρος από 1.4%-1.68%. Οι τιμές της διαρροής που βρέθηκαν από την προσομοίωση MC και από την μέτρηση με film είναι μικρότερες από το εύρος που ορίζει η βιβλιογραφία.

Οι Arnfield et al.[18] προσπάθησαν να προσδιορίσουν την συγκεκριμένη διαρροή του Millenium 120-leaf MLC μεταξύ MC και φιλμ. Πιο συγκεκριμένα, βρήκαν ότι για ένα πεδίο ακτινοβολίας $10 \times 10 \text{ cm}^2$ καθορισμένο από τους X και Y κατευθυντήρες και πλήρως μπλοκαρισμένο από τον MLC, το ποσοστό της ακτινοβολίας που καταφέρνει να διαπεράσει από τα φύλλα είναι ίσο με 1.68% από MC υπολογισμούς ενώ από φιλμ ίσο με 1.55%. Οι Heath et al.[16] κατά την πειραματική επιβεβαίωση της προσομοίωσης του Millenium 120-leaf MLC, σύγκριναν τις υπολογισμένες και τις μετρούμενες τιμές του intra-inter leaf leakage σε δύο περιοχές. Η πρώτη περιοχή βρισκόταν 2 cm offset από τον κεντρικό άξονα όπου η ακτινοβολία δεν συναντάει την έλλειψη υλικού από το screw hole ενώ η δεύτερη περιοχή βρισκόταν 4 cm offset από τον κεντρικό άξονα όπου ο παράγοντας του screw hole εισέρχεται στην τελική τιμή. Με την επιλογή inter-leaf gap ίσο με 0.0057 cm και πυκνότητας ίση με 17.7 gr/cm^3 , τα αποτελέσματα βρέθηκαν σε καλή συμφωνία με την μέση τιμή του intra-inter leaf leakage να υπολογίζεται ίση με 1.4% και 1.5% στα 2 cm και 4 cm offset αντίστοιχα. Με παρόμοιο τρόπο οι Kandlakuta et al. ($\rho=17.7 \text{ gr/cm}^3$, interleaf gap=0.4 cm) [17] και Oliveira et al. ($\rho=17.35 \text{ gr/cm}^3$, interleaf gap=0.04 cm) [4] υπολόγισαν την μέση τιμή του intra-inter leaf leakage ίση με 1.46% και 1.4% ενώ από φιλμ μέτρησαν ποσοστό 1.54% και 1.42% αντίστοιχα.

Συγκρίνοντας τα αποτελέσματα με τη βιβλιογραφία, η απόκλιση που εμφανίζεται για την προσομοίωση MC πιθανόν να οφείλεται σε διαφορετικό συνδυασμό κατά την επιλογή της πυκνότητας υλικού και της τιμής air gap ανάμεσα σε γειτονικά φύλλα σε σχέση με τις βιβλιογραφικές αναφορές. Σημαντικός παράγοντας που εισέρχεται στην παρατηρούμενη απόκλιση είναι και η μη προσομοίωση του z-focus. Η καθετότητα των φύλλων οδηγεί στην αποκοπή περισσότερης ποσότητας ακτινοβολίας με την μέση τιμή του intra-inter leaf leakage να μειώνεται. Από την άλλη πλευρά, η αβεβαιότητα που υπάρχει κατά την δοσιμετρία με film συμβάλλει στην απόκλιση που παρουσιάζει η τιμή του φιλμ από το εύρος των βιβλιογραφικών αναφορών.

Για τα πεδία ακτινοβολίας καθορισμένα πλήρως από τον MLC, η σύγκριση των crossplane και inplane profiles παρουσίασε καλή συσχέτιση μετρούμενων και υπολογισμένων τιμών. Η μέση τιμή των ποσοστιαίων διαφορών μεταξύ των profiles στις περιοχές flat και penumbra-umbra υπολογίστηκαν $< 2\%$ και $< 10\%$ αντίστοιχα.

Σύμφωνα με τις συστάσεις του TRS 30 της IAEA[19], ο διαχωρισμός των profiles σε περιοχές οδηγεί και σε διαφορετικές ποσοστιαίες διαφορές κάτω από τις οποίες μια κατανομή δόσης γίνεται αποδεκτή. Πιο συγκεκριμένα για απλή ομογενή γεωμετρία, προτείνει $\leq 2\%$ για την περιοχή υψηλής δόσης (flat region), $\leq 10\%$ για την περιοχή της παρασκιάς (penumbra) και για την περιοχή της σκιάς (umbra) $\leq 30\%$.

Από τις συγκρίσεις που πραγματοποιήθηκαν ανάμεσα στα διάφορα πεδία ακτινοβολίας καθορισμένα πλήρως από τον MLC, οι ποσοστιαίες διαφορές που υπολογίστηκαν βρέθηκαν εντός των ορίων αποδοχής που προτείνει το TRS 30 της IAEA.

5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Τα αποτελέσματα και οι συγκρίσεις που παρουσιάστηκαν από την προσομοίωση του MLC εμφάνισαν καλή συσχέτιση. Η πειραματική επιβεβαίωση είχε ως αποτέλεσμα οι υπολογιστικές τιμές της προσομοίωσης να συμφωνούν με τις τιμές από ανάλογες ερευνητικές εργασίες .

Η μελέτη και η βελτιστοποίηση της προσομοίωσης του MLC μπορεί να συνεχιστεί για την ελαχιστοποίηση των αποκλίσεων υπολογισμένων και μετρούμενων τιμών. Σημαντικό βήμα για την ελαχιστοποίηση είναι η εύρεση του κατάλληλου συνδυασμού πυκνότητας και interleaf gap μέσω fine tuning στην προσομοίωση MC. Επιπρόσθετα, η προσομοίωση του z-focus των φύλλων του MLC θα οδηγήσει στην μείωση των αποκλίσεων στις συγκρίσεις υπολογισμένων και μετρούμενων τιμών. Με τα παραπάνω βήματα, η μοντελοποίηση του MLC θα είναι σε θέση να χρησιμοποιηθεί για την επιβεβαίωση πλάνων θεραπείας.

Acknowledgement

Η παρούσα εργασία υποστηρίχθηκε από υπολογιστικό χρόνο που παραχωρήθηκε στον Εθνικό Υπερυπολογιστή (HPC)-ARIS από το Εθνικό Δίκτυο Υποδομών Τεχνολογίας και Έρευνας Α.Ε. στα projects με ID pr010021, pr012022.

References

- [1] E. B. Podgoršak *et al.*, *Radiation physics for medical physicists*, vol. 1. Springer, 2006.
- [2] A. Ma, J. Awotwi-Pratt, A. Alghamdi, A. Alfuraih, and N. Spyrou, “Monte carlo study of photoneutron production in the varian clinac 2100c linac,” *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, vol. 276, no. 1, pp. 119–123, 2008.
- [3] M. Bencheikh, A. MAGHNOUJ, and J. TAJMOUATI, “Study of flattening filter effects on the off-axis ratio and the dose delivered by 6 mv photon beam produced by varian clinac 2100 in a water phantom,” *Applied Journal of Environmental Engineering Science*, vol. 3, no. 1, pp. 3–1, 2017.
- [4] A. C. H. de Oliveira, J. W. Vieira, and F. R. A. Lima, “Monte carlo modeling of multileaf collimators using the code geant4,” *Brazilian Journal of Radiation Sciences*, vol. 3, no. 1A, 2015.
- [5] E. E. Klein, M. Vicic, C.-M. Ma, D. A. Low, and R. E. Drzymala, “Validation of calculations for electrons modulated with conventional photon multileaf collimators,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 53, no. 5, p. 1183, 2008.
- [6] “Truebeam Monte Carlo Data Package,” *Varian Medical System, Version 1.1*, 2014.
- [7] A. R. T. Committee, A. Boyer, *et al.*, *Basic applications of multileaf collimators*. American Association of Physicists in Medicine Madison, 2001.
- [8] A. M. Bergman, E. Gete, C. Duzenli, and T. Teke, “Monte carlo modeling of hd120 multileaf collimator on varian truebeam linear accelerator for verification of 6x and 6x fff vmat sabr treatment plans,” *Journal of applied clinical medical physics*, vol. 15, no. 3, pp. 148–163, 2014.
- [9] J. Deng, T. Pawlicki, Y. Chen, J. Li, S. B. Jiang, and C. Ma, “The mlc tongue-and-groove effect on imrt dose distributions,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 46, no. 4, p. 1039, 2001.

- [10] M. P. Medeiros, A. X. Silva, R. G. Gomes, K. L. Braga, R. F. Santos, J. L. Thalhafer, M. B. Berdeguez, E. R. Andrade, and W. F. Rebello, “A 10 mv monte carlo accelerator modeling with highly detailed multi-leaf collimator for in and out-of-field dose calculations,” 2019.
- [11] J. Seco and F. Verhaegen, *Monte Carlo techniques in radiation therapy*. CRC press Boca Raton, FL:, 2013.
- [12] S. Jan, G. Santin, D. Strul, S. Staelens, K. Assié, D. Autret, S. Avner, R. Barbier, M. Bardies, P. Bloomfield, *et al.*, “Gate: a simulation toolkit for pet and spect,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 49, no. 19, p. 4543, 2004.
- [13] H. Cunningham, D. Maynard, K. Bontcheva, V. Tablan, C. Ursu, M. Dimitrov, M. Dowman, N. Aswani, I. Roberts, Y. Li, *et al.*, “The gate user guide,” 2002.
- [14] I. J. Chetty, M. Rosu, M. L. Kessler, B. A. Fraass, R. K. Ten Haken, D. L. McShan, *et al.*, “Reporting and analyzing statistical uncertainties in monte carlo-based treatment planning,” *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, vol. 65, no. 4, pp. 1249–1259, 2006.
- [15] C.-Y. Lin, A.-C. Shiau, J.-H. Ji, C.-J. Lee, T.-H. Wang, S.-H. Hsu, and J.-A. Liang, “A simple method for determining dosimetric leaf gap with cross-field dose width for rounded leaf-end multileaf collimator systems,” *Radiation Oncology*, vol. 13, no. 1, pp. 1–7, 2018.
- [16] E. Heath and J. Seuntjens, “Development and validation of a beamnrc component module for accurate monte carlo modelling of the varian dynamic millennium multileaf collimator,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 48, no. 24, p. 4045, 2003.
- [17] P. Kandlakunta, S. Momin, A. Sloop, T. Zhang, and R. Khan, “Characterizing a geant4 monte carlo model of a multileaf collimator for a truebeamTM linear accelerator,” *Physica Medica*, vol. 59, pp. 1–12, 2019.
- [18] M. R. Arnfield, J. V. Siebers, J. O. Kim, Q. Wu, P. J. Keall, and R. Mohan, “A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy,” *Medical physics*, vol. 27, no. 10, pp. 2231–2241, 2000.

- [19] J. Van Dyk, “Quality assurance of radiation therapy planning systems: current status and remaining challenges,” *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, vol. 71, no. 1, pp. S23–S27, 2008.
- [20] F. Verhaegen and J. Seuntjens, “Monte carlo modelling of external radiotherapy photon beams,” *Physics in medicine & biology*, vol. 48, no. 21, p. R107, 2003.