



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΟ

Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών
Τομέας Πυρηνικής Τεχνολογίας

**ΜΕΛΕΤΗ ΚΕΦΑΛΗΣ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΓΡΑΜΜΙΚΟΥ
ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΗ ΓΙΑ ΑΚΤΙΝΟΒΟΛΗΣΗ ΜΕ ΔΕΣΜΗ
ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΩΝ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ
ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗΣ MONTE CARLO**

Διπλωματική Εργασία του
Κωνσταντίνου Τσέλιου
Σπουδαστή της σχολής
Μηχανολόγων Μηχανικών ΕΜΠ

Επιβλέπων: Αν. Καθηγητής **Μάριος Αναγνωστάκης**

ΑΘΗΝΑ 2021

Πρόλογος

Η παρούσα διπλωματική εργασία εκπονήθηκε στον Τομέα Πυρηνικής Τεχνολογίας της Σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών, κατά το ακαδημαϊκό έτος 2020-2021.

Αρχικά θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Μάριο Αναγνωστάκη, για την πολύτιμη καθοδήγηση που μου παρείχε . Από την επιλογή του θέματος έως και την περάτωση της παρούσας ΔΕ οι συμβουλές και οι διορθώσεις του ήταν καθοριστικής σημασίας.

Στην συνέχεια, θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον διδάκτορα κ. Ιάσωνα Μήτσιο για την βοήθεια που έδωσε και την υπομονή που επέδειξε στις εκατοντάδες ερωτήσεις που του έκανα.

Τέλος, το μεγαλύτερο ευχαριστώ θέλω να το δώσω στην οικογένεια μου και ιδιαίτερα στους γονείς μου οι οποίοι, από την πρώτη στιγμή, φρόντισαν να μου παρέχουν την ιδανική βοήθεια για να φοιτήσω στο Πολυτεχνείο και την κατάλληλη υποστήριξη για να αποφοιτήσω. Ευχαριστώ πολύ!

Κωνσταντίνος Χ. Τσέλιος

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2021

Περίληψη

Σε αυτή την Διπλωματική Εργασία (ΔΕ) μελετάται η κεφαλή ιατρικού γραμμικού επιταχυντή για την περίπτωση ακτινοβολήσης με δέσμη ηλεκτρονίων, μέσω προσομοίωσης με την τεχνική Monte Carlo και τον κώδικα PENELOPE.

Συγκεκριμένα, γίνεται μία σύντομη ιστορική αναδρομή από την ανακάλυψη των ακτίνων-X μέχρι την χρήση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας για ιατρικούς σκοπούς. Στην συνέχεια, περιγράφεται το φυσικό υπόβαθρο που διέπει το φαινόμενο, όπως αλληλεπιδράσεις ακτινοβολίας και ύλης κ.α., και αναφέρονται όλα τα φυσικά μεγέθη που πρέπει να γνωρίζει ο αναγνώστης για να κατανοήσει την πορεία της μελέτης.

Κατόπιν, γίνεται μία αναφορά στις ιατρικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται στις μέρες μας, είτε για θεραπευτικούς είτε για διαγνωστικούς σκοπούς, κάνοντας χρήση της ιοντίζουσας ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας. Στην συνέχεια, περιγράφεται η διάταξη ολόκληρου του ιατρικού γραμμικού επιταχυντή και γίνεται λεπτομερής αναφορά στις σημαντικότερες επιμέρους συνιστώσες του. Τέλος, περιγράφεται η διαδικασία της προσομοίωσης και οι μεθοδολογία που ακολουθήθηκε με σκοπό να κατανοήσουμε την πολυπλοκότητα της γεωμετρίας της κεφαλής του επιταχυντή και πως αυτή επηρεάζει τα ποιοτικά χαρακτηριστικά της δέσμης ηλεκτρονίων που χρησιμοποιείται προς ακτινοβολήση, καθώς και τα αποτελέσματα της προσομοίωσης.

Abstract

This Thesis examines the medical linear accelerator head for electron beam irradiation, by means of Monte Carlo simulation, using PENELOPE code.

In particular, a brief historical review is given, starting from the discovery of X-rays to the use of ionizing radiations for medical purposes. Then, the physical background of production and the use of ionizing radiations in medical applications is presented, including interactions of radiation with matter etc. All the physical quantities, which the reader must know in order to understand the course of the study are also presented.

Following, a brief presentation is made to the methods used nowadays, either for therapeutic or diagnostic purposes, making use of ionizing electromagnetic radiation. This presentation is then focused to the Medical Linear Accelerator (LINAC). The layout of the whole linear accelerator is presented and reference is made to the most important individual units, with emphasis on the accelerator head.

Finally, the simulation procedure and the methodology followed in this work in order to understand the complexity of the geometry of the accelerator head and how this affects the quality characteristics of the electron beam, which is going to be used for irradiation, are presented, together with the simulation results.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Περίληψη	IV
Κεφάλαιο 1 ^ο – Εισαγωγή	1
Κεφάλαιο 2 ^ο - Η/Μ Ακτινοβολία - Ιονιζούσες Ακτινοβολίες	3
2.1 Ιστορική αναδρομή	4
2.2 Ιονίζουσες ακτινοβολίες	10
2.2.1 Βασικά δοσιμετρικά μεγέθη ιοντιζουσών ακτινοβολιών	13
2.2.2 Προέλευση ιονίζουσας η/μ ακτινοβολίας	14
2.2.2.1 Ακτινοβολία φωτονίων	14
2.2.2.2 Ακτινοβολία σωματιδίων	17
2.2.3 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας και ύλης	19
2.2.3.1 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φορτισμένων σωματιδίων	19
2.2.3.2 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων με την ύλη	20
2.3 Κατά βάθος κατανομή δόσης	22
2.3.1 Ραδιοευαισθησία των ιστών	24
2.3.2 Τι είναι ο καρκίνος	25
Κεφάλαιο 3 ^ο - Εφαρμογές η/μ ακτινοβολίας στην ιατρική.	26
3.1 Απεικονιστικές τεχνικές στην ιατρική - διαγνωστική ραδιολογία	26
3.1.1 Ακτινογραφίες – Ακτινοσκόπηση	26
3.1.2 Υπολογιστική (αξονική) τομογραφία	27
3.1.3 Απεικόνιση με χρήση ραδιοφαρμάκων	28
3.1.3.1 PET (Positron Emitted Tomography)	28
3.1.3.2 SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)	29
3.1.4 Μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging MRI)	30
3.1.5 Απεικόνιση υπερήχων	31
3.1.6 Μέθοδοι απεικόνισης με σύνθεση διαγνωστικών τεχνικών	32
3.2 Θεραπευτικές τεχνικές με χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών	33
3.2.1 Ακτινοβόληση με δέσμη φωτονίων	35
3.2.1.1 Multi-leaf Collimator (MLC)	37
3.2.1.2 Ακτινοθεραπεία ρυθμιζόμενης έντασης (IMRT)	37
3.2.1.3 Ογκομετρικά διαμορφωμένη θεραπεία τόξου (VMAT)	38
3.2.2 Ακτινοβόληση με δέσμη πρωτονίων	39

3.2.3 Βραχυθεραπεία.....	41
3.2.4 Ακτινοβόληση με δέσμη ηλεκτρονίων.....	41
3.2.4.1 Πεδία χρήσης της ακτινοθεραπείας με ηλεκτρόνια.....	43
3.2.4.2 Intraoperative Electron Radiation Therapy (IOERT)	43
3.2.5 Σύγχρονες μέθοδοι ακτινοθεραπείας.....	45
3.2.5.1 Combined Electron Photon Radiation Therapy (CEPRT).....	46
3.2.5.2 Flash Electron Radiotherapy	46
Κεφάλαιο 4 ^ο - Συγκρότηση του γραμμικού ιατρικού επιταχυντή	48
4.1 Πηγή ηλεκτρονίων (electron gun).....	50
4.2 Μονάδα παραγωγής μικροκυμάτων	51
4.2.1 Magnetron	51
4.2.2 Klystron	54
4.2.3 Ο κυματοδηγός	57
4.3 Η διάταξη επιτάχυνσης.....	57
4.3.1 Επιταχυντές οδεύοντος κύματος.....	58
4.3.2 Επιταχυντές στάσιμου κύματος.....	60
4.4 Μαγνήτες	62
4.4.1 Μαγνήτες εστίασης	63
4.4.2 Μαγνήτες οδήγησης	65
4.4.3 Μαγνήτες κάμψης	65
4.5 Το σύστημα κενού	66
4.6 Το σύστημα ψύξης.....	67
Κεφάλαιο 5 ^ο - Η κεφαλή του επιταχυντή.....	68
5.1 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της δέσμης	68
5.2 Φύλλα σκέδασης - Scattering foils.....	70
5.2.1 Πρώτο φύλλο σκέδασης (scattering foil).....	72
5.2.2 Δεύτερο φύλλο σκέδασης ή φύλλο επιπεδότητας (flattering foil)	73
5.3 Ανιχνευτές ακτινοβολίας - Θάλαμοι ιονισμού	73
5.4 Κατευθυντές δέσμης (collimators)	74
5.4.1 Υλικά κατασκευής collimators	77
5.4.2 Υλικά κατασκευής applicators	77

Κεφάλαιο 6 ^ο – Προσομοίωση της κεφαλής γραμμικού επιταχυντή για ακτινοβολήση με δέσμη ηλεκτρονίων.....	79
6.1 Monte Carlo – PENELOPE.....	79
6.1.1 Ανιχνευτές.....	80
6.2 Παράθυρο επιταχυντή.....	81
6.3 Πρώτο φύλλο σκέδασης (scattering foil).....	83
6.4 Δεύτερο φύλλο σκέδασης (flattering foil).....	89
6.4.1 Η γεωμετρία της κεφαλής του επιταχυντή.....	91
6.4.2 Βελτιστοποίηση δευτέρου σκεδαστή (flattering foil).....	91
6.4.3 Δόση εξαιτίας της δευτερογενούς ακτινοβολίας φωτονίων.....	98
6.4.4 Επίδραση των applicators.....	99
6.4.5 Επίδραση της απόστασης μεταξύ των δύο σκεδαστών.....	100
6.4.6 Κατά βάθος κατανομή της δόσης για ακτινοβολήση με ηλεκτρόνια.....	101
Κεφάλαιο 7ο Σύνοψη – Συμπεράσματα – Προτάσεις.....	103
Βιβλιογραφία.....	105
Παράρτημα Α: Αρχεία εισόδου “.geo”.....	114
Α.1 - Βελτιστοποίηση πρώτου φύλλου σκέδασης (αρχείο “.geo”).....	114
Α.2 - Βελτιστοποίηση δευτέρου φύλλου σκέδασης (αρχείο “.geo”).....	116
Παράρτημα Β: Αρχείο εισόδου “.in”.....	126
Β.1 - Βελτιστοποίηση πρώτου φύλλου σκέδασης (αρχείο “.in”).....	126
Β.2 - Βελτιστοποίηση δευτέρου φύλλου σκέδασης (αρχείο “.in”).....	128
Β.3 – Καταγραφή δόσης δευτερογενούς φωτονιακής ακτινοβολίας (αρχείο “.in”).....	130
Β.4 – Καταγραφή κατά βάθους κατανομής δόσης (αρχείο “.in”).....	132
Παράρτημα Γ : Διαγράμματα.....	134
Γ.1 Διαγράμματα πιθανότητα εμφάνισης σωματιδίου για το πρώτο φύλλο σκέδασης για ενέργειες της δέσμης 6,12 και 30 MeV.....	134
Γ.2 Διαγράμματα πιθανότητα εμφάνισης σωματιδίου στο σώμα νερού με τον συνδυασμό και των δύο φύλλων σκέδασης για ενέργειες της δέσμης 6,12 και 30 MeV.....	140
Γ.3 Διαγράμματα δευτερογενούς δόσης φωτονίων (σε σύγκριση με την συνολική δόση) στο σώμα νερού με τον συνδυασμό και των δύο φύλλων σκέδασης για ενέργειες της δέσμης 6,12 και 30 MeV.....	150
Παράρτημα Δ: Γεωμετρία κεφαλής επιταχυντή.....	152

Κεφάλαιο 1^ο – Εισαγωγή

Στην παρούσα Διπλωματική Εργασία (ΔΕ) μελετάται κεφαλή γραμμικού ιατρικού επιταχυντή για ακτινοβολήση με δέσμη ηλεκτρονίων, με χρήση προσομοίωσης Monte Carlo. Η μέθοδος ακτινοβολήσης με ηλεκτρόνια είναι μια από τις μεθόδους ακτινοθεραπείας η οποία χρησιμοποιείται κυρίως για την καταπολέμηση του καρκίνου. Οι άλλες δύο μέθοδοι είναι η χειρουργική επέμβαση και η χημειοθεραπεία. Πολλές φορές αυτές οι τρεις μέθοδοι χρησιμοποιούνται συνδυαστικά. Σε αυτή την ΔΕ η χρήση της τεχνικής Monte Carlo έγινε μέσω του κώδικα PENELOPE-2011. Η διαδικασία αυτή δίνει την δυνατότητα στον ερευνητή να εξετάσει τα αποτελέσματα της ακτινοβολήσης σε μία διάταξη γραμμικού επιταχυντή, χωρίς να πραγματοποιήσει την ακτινοβολήση. Έτσι, στα πλαίσια της ΔΕ έγινε προσπάθεια προσομοίωσης με τον καλύτερο τρόπο και από διάφορες κατευθύνσεις της βέλτιστης διάταξης κεφαλής γραμμικού επιταχυντή για ακτινοβολήση με ηλεκτρόνια. Τα αποτελέσματα σχολιάζονται.

Η ΔΕ αποτελείται από 7 κεφάλαια τα οποία συνοπτικά αναλύονται στην συνέχεια:

Στο 2^ο κεφάλαιο γίνεται μία εισαγωγή στην ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία (η/μ), με έμφαση στην ιοντίζουσα ακτινοβολία. Αρχικά, γίνεται μία σύντομη ιστορική αναδρομή, από την ανακάλυψη της η/μ ακτινοβολίας, μέχρι τις σύγχρονες τεχνικές ακτινοθεραπείας. Στη συνέχεια αναφέρονται τα βασικά μεγέθη δοσιμετρίας που θα απασχολήσουν σε αυτή τη Διπλωματική Εργασία. Αναφέρεται η προέλευση της ιοντίζουσας ακτινοβολίας καθώς και οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης της με την ύλη και παρουσιάζεται και σχολιάζεται η έννοια της «κατά βάθος κατανομής δόσης» και το πώς αυτή έχει άμεση σύνδεση με την χρήση των ηλεκτρονίων για ακτινοβολήση. Τέλος, παρουσιάζεται η έννοια της «ραδιοευαισθησίας» των κυττάρων, εξηγείται γιατί ορισμένα όργανα κινδυνεύουν περισσότερο από άλλα κατά την ακτινοβολήση καθώς και το τι είναι καρκίνος.

Στο 3^ο κεφάλαιο της ΔΕ γίνεται μία αναφορά στην χρήση της η/μ ακτινοβολίας στον τομέα της ιατρικής. Αναλύονται οι δύο γενικοί τομείς, της διαγνωστικής ραδιολογίας και της θεραπευτικής ραδιολογίας. Στην διαγνωστική ραδιολογία αναφέρονται επιγραμματικά οι μέθοδοι απεικόνισης που χρησιμοποιούνται σήμερα, όπως είναι η απλή ακτινογραφία, η αξονική τομογραφία, και η τομογραφία με χρήση ραδιοφαρμάκων κ.α. Στη θεραπευτική ραδιολογία αναφέρονται οι σύγχρονες τεχνικές θεραπείας με ακτινοβολία – κυρίως όγκων. Τέτοιες τεχνικές είναι η ακτινοβολήση του ασθενούς με δέσμη φωτονίων, ηλεκτρονίων ή και πρωτονίων, αλλά και ο συνδυασμός τους, η θεραπευτική χρήση ραδιοφαρμάκων, καθώς και η τεχνική της βραχυθεραπείας.

Στο 4^ο κεφάλαιο γίνεται εκτενής αναφορά σε όλες της επιμέρους συνιστώσες ενός γραμμικού επιταχυντή (εκτός της κεφαλής που αναλύεται στο 5^ο κεφάλαιο) και στον τρόπο λειτουργίας τους. Επιγραμματικά, οι μονάδες αυτές είναι η πηγή ηλεκτρονίων (electron gun), οι μονάδες παραγωγής μικροκυμάτων, ο θάλαμος επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων, οι μαγνήτες κάμψης και εστίασης, το σύστημα κενού και το σύστημα ψύξης.

Στο 5^ο κεφάλαιο γίνεται εκτενής και αναλυτική αναφορά σε όλες τις συνιστώσες που συμβάλλουν στην κατάλληλη διαμόρφωση της δέσμης. Αναφέρονται επίσης οι στόχοι που πρέπει να επιτευχθούν για να είναι η δέσμη ηλεκτρονίων κατάλληλη για την ακτινοβολήση του ασθενή. Συνοπτικά, η διάταξη της κεφαλής αποτελείται από το παράθυρο του επιταχυντή, τα δύο φύλλα σκέδασης της δέσμης, τους κατευθυντές της δέσμης (collimators, applicators) αλλά και τους θαλάμους ιονισμού που αποτελούν τους ανιχνευτές ακτινοβολίας και είναι απαραίτητοι για την ασφαλή λειτουργία του επιταχυντή και για την αποφυγή ατυχημάτων υπερβολικής έκθεσης του ασθενούς.

Στο 6^ο κεφάλαιο αναλύεται η διαδικασία προσομοίωσης της παραγωγής της δέσμης στην κεφαλή του επιταχυντή, οι επιλογές και οι παραδοχές που έγιναν στα πλαίσια της ΔΕ καθώς και τα βήματα που ακολουθήθηκαν. Αρχικά, γίνεται μία συνοπτική αναφορά στην τεχνική προσομοίωσης Monte Carlo και στον κώδικα PENELOPE που χρησιμοποιήθηκε. Στην συνέχεια, παρατίθενται και σχολιάζονται όλα τα αποτελέσματα που προέκυψαν καθώς και τα σχετικά διαγράμματα. Στο κεφάλαιο αυτό εξετάζονται οι σημαντικότεροι παράγοντες που επιδρούν στην διαμόρφωση της δέσμης ηλεκτρονίων. Τέλος, μελετήθηκε και η περίπτωση ακτινοβολήσης ασθενούς με δέσμη ηλεκτρονίων για ενέργειες 6 ,12 ,18 και 30 MeV.

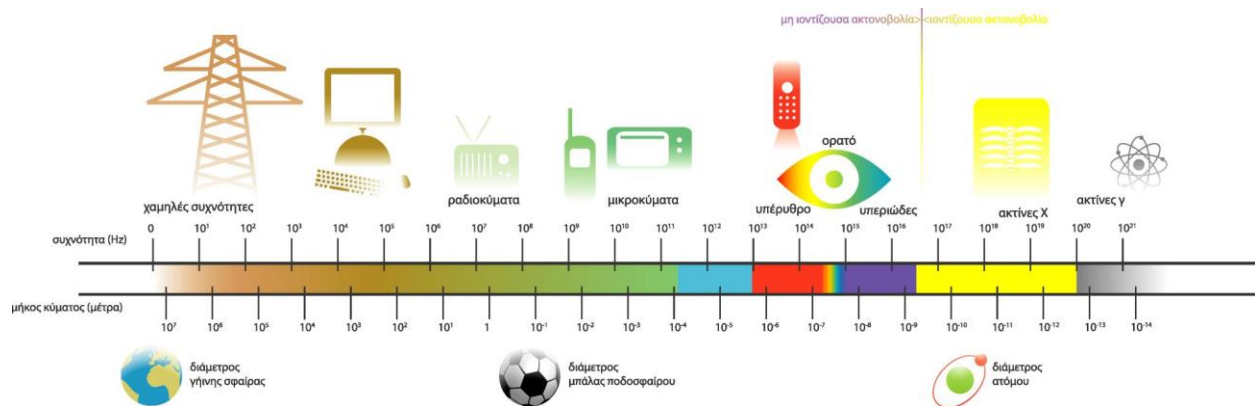
Στο 7^ο και τελευταίο κεφάλαιο παρουσιάζεται μία σύνοψη της ΔΕ, τα συμπεράσματα τα οποία προέκυψαν από αυτήν, οι δυσκολίες οι οποίες αντιμετωπίστηκαν και γίνονται προτάσεις για συνέχιση της εργασίας αυτής.

Η ΔΕ ολοκληρώνεται με τα Παραρτήματα.

Κεφάλαιο 2^ο - Η/Μ Ακτινοβολία - Ιονιζούσες Ακτινοβολίες

Ηλεκτρομαγνητική (η/μ) ακτινοβολία είναι ενέργεια που διαδίδεται υπό την μορφή κύματος. Η ταχύτητα διάδοσης των κυμάτων αυτών στο κενό ισούται με την ταχύτητα του φωτός (μέσα στην ύλη είναι λίγο χαμηλότερη). Η ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία, ανάλογα με την συχνότητα των κυμάτων της και αντίστοιχα την ενέργεια που μεταφέρει, διαχωρίζεται σε περιοχές από πολύ χαμηλές ενέργειες έως πολύ ψηλές (το γνωστό η/μ φάσμα). Ένα η/μ κύμα φέρει ενέργεια, ορμή και στροφορμή. Στην κβαντομηχανική η η/μ ακτινοβολία θεωρείται ότι αποτελείται από φωτόνια (μη φορτισμένα σωματίδια μηδενικής μάζας ηρεμίας). Τα φωτόνια είναι τα κβάντα της η/μ ακτινοβολίας και είναι υπεύθυνα για όλες τις σχετικές αλληλεπιδράσεις, δηλαδή είναι ο φορέας αυτής της ακτινοβολίας. Τα η/μ κύματα μπορούν να εκπεμφθούν από επιταχυνόμενα φορτισμένα σωματίδια (π.χ. ηλεκτρόνια) και άλλους μηχανισμούς και με την σειρά τους να αλληλεπιδράσουν με άλλα φορτισμένα σωματίδια ασκώντας δύναμη σε αυτά. Έτσι, αλληλεπιδρούν με την ύλη και κατά συνέπεια και με το ανθρώπινο σώμα.

Το ηλεκτρομαγνητικό φάσμα χωρίζεται στις εξής κατηγορίες (περιοχές): τα ραδιοκύματα, τα μικροκύματα, τις υπέρυθρες ακτίνες, το ορατό φως, τις υπεριώδεις ακτίνες, τις ακτίνες-X και τις ακτίνες-γ. Στο σχήμα που ακολουθεί φαίνονται τα μήκη κύματος και οι συχνότητες στις αντίστοιχες περιοχές.



Εικόνα 0.1 Φάσμα ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας [1]

Μία ακτίνα φωτονίων-γ μπορεί να φέρει 100.000 φορές την ενέργεια μιας ακτίνας φωτονίων του ορατού φάσματος.

Η η/μ ακτινοβολία σήμερα πολύ συχνά χρησιμοποιείται – εκτός των άλλων – και σε ιατρικές εφαρμογές. Υπάρχουν διάφορες τεχνικές, είτε απεικονιστικές, όπως η ακτινογραφία, η αξονική

τομογραφία, η μαγνητική τομογραφία, είτε θεραπευτικές, όπως οι ακτινοβολήσεις με ακτίνες-X ή ηλεκτρόνια σε γραμμικούς επιταχυντές, η βραχυθεραπεία κ.α.

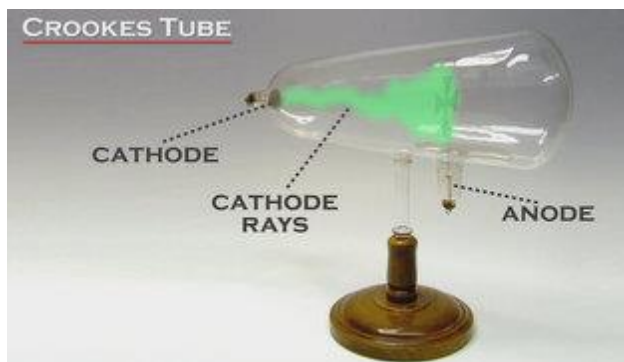
2.1 Ιστορική αναδρομή

Οι ιδιότητες της η/μ ακτινοβολίας, όπως η ανάκλαση, η διάθλαση κλπ, άρχισαν να μελετώνται ήδη από την αρχαία Ελλάδα. Για πολλά χρόνια όμως η περιοχή του η/μ φάσματος που ήταν γνωστή ήταν αυτή της ορατής ακτινοβολίας. Το 1800 ο γερμανός αστρονόμος William Herschel, προσπαθώντας να μελετήσει τις ηλιακές κηλίδες ανακαλύπτει το φάσμα της υπέρυθρης ακτινοβολίας. Ήταν η πρώτη φορά που ανιχνεύθηκαν άορατες ακτίνες [2]. Το 1801 ο επίσης γερμανός επιστήμονας Johann Wilhelm Ritter ανακαλύπτει τις υπεριώδεις ακτίνες και το αντίστοιχο φάσμα [3]. Το 1820 ο Δανός Hans Christian Ørsted διαπιστώνει για πρώτη φορά την ύπαρξη σχέσης μεταξύ ηλεκτρικών και μαγνητικών δυνάμεων. Το 1845 ο άγγλος Michael Faraday, όντας πεπεισμένος ότι οι ακτίνες φωτός επηρεάζονται από ηλεκτρικά ή μαγνητικά πεδία, παρατηρεί απόκλιση φωτεινής ακτίνας που διέρχεται από μαγνητικό πεδίο. Το 1862 ο σκωτσέζος θεωρητικός φυσικός James Clerk Maxwell δένει άρρηκτα τις δύο θεωρίες ηλεκτρισμού και μαγνητισμού, αναπτύσσοντας τις πασίγνωστες εξισώσεις του. Ο Maxwell ήταν αυτός που προέβλεψε την κυματική φύση του ηλεκτρομαγνητισμού και μέσα από τις εξισώσεις του υπέθεσε πως η ταχύτητα μετάδοσης είναι παραπλήσια της ταχύτητας του φωτός. Από αυτή την παραδοχή υπέθεσε πως το φως (όπως και οι τότε γνωστές υπεριώδεις και υπέρυθρες ακτίνες) είναι ηλεκτρομαγνητικό κύμα. Μετά τις εξισώσεις του Maxwell μια καινούργια εποχή ξεκίνησε.

Το 1886 ο γερμανός Heinrich Hertz, κάνοντας πειράματα πάνω στην θεωρία του Maxwell για την ύπαρξη η/μ κυμάτων μικρής συχνότητας, ανακάλυψε τα ραδιοκύματα και τα μικροκύματα (η απαρχή των τηλεπικοινωνιών) και όχι μόνο δημιούργησε αλλά κατάφερε και να ανιχνεύσει τα η/μ σήματα. Ο Hertz με τα πειράματα του επίσης επιβεβαίωσε ότι τα κύματα αυτά διαδίδονται με την ταχύτητα του φωτός και ότι έχουν ιδιότητες παρόμοιες με αυτές του φωτός.

Το 1895 ο γερμανός μηχανολόγος μηχανικός και φυσικός Wilhelm Röntgen, ανακαλύπτει για πρώτη φορά τις ακτίνες-X. Ο Röntgen [4], εκτελώντας πειράματα στον σωλήνα του Κρουκς (εικόνα 2.2) – ένα σωλήνα όπου παράγονται ηλεκτρόνια από ιονισμό των μορίων του αέρα και επιταχυνόμενα από την διαφορά δυναμικού προσκρούονταν στην άνοδο – διαπίστωσε ότι μία φθορίζουσα οθόνη που είχε τοποθετήσει σε απόσταση ενός μέτρου φωσφορίζε, όσο ο σωλήνας ήταν σε λειτουργία. Μάλιστα, η οθόνη συνέχιζε να φωσφορίζει όταν της άλλαζε θέση, ακόμα κι όταν κάλυπτε το σωλήνα με χαρτί.

Τα πειράματα του Röntgen συνεχίστηκαν τοποθετώντας διάφορα αντικείμενα μπροστά από την οθόνη, ώσπου τελικά τοποθετώντας το χέρι του συνειδητοποίησε ότι η σκιά από τα οστά του χεριού ήταν πολύ πιο έντονη από τη σκιά που σχηματίζεται από τον μυϊκό ιστό. Στη συνέχεια ζήτησε από τη σύζυγό του να τοποθετήσει το χέρι της μπροστά από μία φωτογραφική πλάκα και ενεργοποίησε το σωλήνα. Στην πλάκα φαινόταν ξεκάθαρα τα οστά του χεριού, όπως και το δαχτυλίδι που φορούσε (εικόνα 2.3). Αυτή ήταν και η πρώτη ακτινογραφία [5].



Εικόνα 2.2 Σωλήνας Κρουκς

Πηγή: www.mysteryofmatter.net



Εικόνα 2.3 Η πρώτη ακτινογραφία

Πηγή: www.nytimes.com

Μετά από αυτή την ανακάλυψη οι κλινικές εφαρμογές ξεκίνησαν σε διάστημα μικρότερο από ένα μήνα, για τη διερεύνηση τραυμάτων από σφαίρες καθώς και καταγμάτων. Οι αρχικοί σωλήνες που χρησιμοποιούνταν, τροφοδοτούνταν με στατικές γεννήτριες που μπορούσαν να παράγουν ρεύμα έντασης μερικών μA και τάση μέχρι 50 kV . Με αυτούς τους περιορισμούς χρειαζόταν έκθεση μισής ώρας ίσως και περισσότερο ώστε να επιτευχθεί μία ικανοποιητική απεικόνιση. Όμως, μία τόσο μεγάλη έκθεση – εκτός των άλλων – οδηγεί σε θολή εικόνα καθώς ήταν αδύνατο για τον ασθενή να μείνει ακίνητος.

Την ίδια χρονιά ο γεωργιανός καταγωγής Ivan Tarkhanov ξεκίνησε να κάνει πειράματα σε βατράχια και έντομα και γρήγορα έφτασε στο συμπέρασμα ότι οι ακτίνες-X δεν μπορούν να παράγουν εικόνα μόνο, αλλά είναι υπεύθυνες και για βιολογικές δυσλειτουργίες.

Το 1896 ο αμερικάνος E.H.Grubbe, αφού ακτινοβόλησε πολλές φορές το χέρι του υπέστη δερματίτιδα. Οι γιατροί που τον παρακολούθησαν υπέθεσαν πως αυτό ήταν αποτέλεσμα της έκθεσής του στις ακτίνες-X. Ένας από αυτούς, ο G.Frost, πρότεινε την ιδέα να χρησιμοποιήσουν τις ακτίνες-X και για θεραπευτικούς σκοπούς, σε περιπτώσεις ερυθήματος και

καρκίνου. Έτσι, σε λιγότερο από έναν χρόνο από την ανακάλυψη των ακτίνων-X, το 1896, ο Grubbe προχώρησε στην ακτινοβόληση δύο ασθενών, ενός με ερυθματώδη λύκο (lupus vulgaris) και μίας γυναίκας με καρκίνο του στήθους. Έχοντας συνειδητοποιήσει ότι η ακτινοβολία ήταν η αιτία της δερματίτιδας του, προστάτευσε τους υγιείς ιστούς χρησιμοποιώντας φύλλα μολύβδου. Ο Grubbe έγινε ο πρώτος άνθρωπος που εφάρμοσε την ακτινοθεραπεία αλλά και που χρησιμοποίησε θωράκιση.

Το Φεβρουάριου του 1896, ένας γάλλος φυσικός ο Henri Becquerel ανακαλύπτει τη φυσική ραδιενέργεια και την ακτινοβολία-γ. Ο Becquerel κάνοντας πειράματα πάνω σε πιθανά υλικά φθορισμού παρατήρησε κάτι παράξενο. Ενώ είχε τοποθετήσει μία πολύ καλά σφραγισμένη φωτογραφική πλάκα (ώστε σε καμία περίπτωση να μην έρθει σε επαφή με το φως) μέσα σε ένα κουτί που είχε ουράνιο και άλλα πιθανά υλικά φθορισμού, παρατήρησε ότι η πλάκα είχε ακτινοβοληθεί παρόλο, που το υλικό με το οποίο ήταν σφραγισμένη ήταν αρκετά παχύ.

Το 1898 η πολωνέζα Marie Curie και ο σύζυγος της Pier Curie συνεχίζοντας την έρευνα, ανακάλυψαν και μελέτησαν διάφορα ραδιενεργά υλικά όπως το θόριο, το πολώνιο και το ράδιο. Το ίδιο έτος ο αμερικάνος εφευρέτης T.A.Edison [6] ανέπτυξε το φθοροσκόπιο, μία συσκευή που επέτρεπε την απεικόνιση χωρίς τη χρήση φιλμ. Το υλικό που χρησιμοποίησε για φθορισμό ήταν το πλατινοκυανιούχο βάριο, ενώ μελέτησε και τις ιδιότητες φθορισμού πολλών άλλων υλικών, μεταξύ των οποίων ο θειικός καδμιούχος ψευδάργυρος και το βολφραμιούχο ασβέστιο – δύο υλικά που χρησιμοποιούνται ακόμα και σήμερα. Δυστυχώς, ο Edison σταμάτησε αυτή την έρευνα όταν ο συνεργάτης και μακροχρόνιος φίλος του C.Dally (εικόνα 2.4) αναγκάστηκε να υποστεί ακρωτηριασμό και στα δύο του χέρια λόγω εγκαυμάτων από ακτίνες X. Ο Dally τελικά πέθανε το 1904 και θεωρείται ο πρώτος νεκρός στις ΗΠΑ εξαιτίας των ακτίνων-X.



Εικόνα 2.4 Ο Edison εξετάζει το χέρι του Dally με χρήση φθοροσκοπίου

Πηγή: www.smithsonianmag.com

Το 1901 ο Becquerel έπαθε σοβαρό έγκαυμα όταν λόγω άγνοιας μετέφερε ένα σωλήνα που περιείχε Ράδιο στη τσέπη του παντελονιού του (το λεγόμενο «έγκαυμα Becquerel»). Αυτό οδήγησε τον P.Curie να σκεφτεί ότι το ράδιο θα μπορούσε να έχει και θεραπευτικά αποτελέσματα, κάνοντας πειράματα στο ίδιο του το χέρι.

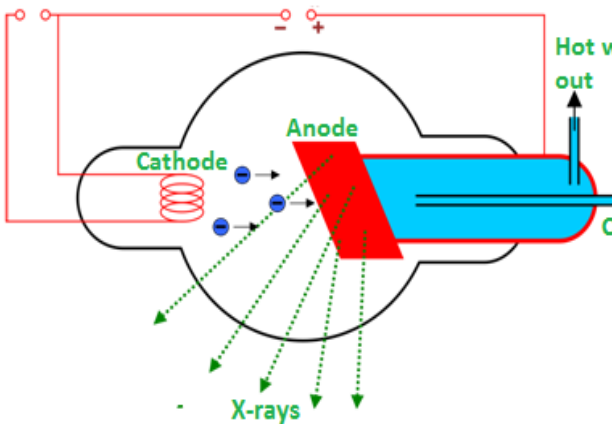
Η αρχή για τη θεραπεία με χρήση ραδίου [7] θεωρείται πως έγινε το 1901, όταν οι Becquerel και Curie εμπιστεύτηκαν τα αποτελέσματα των ερευνών τους στους H-A. Danlos και E. Bloch του νοσοκομείου St. Louis στο Παρίσι. Η πρώτη κλινική χρήση έγινε από ένα δερματολόγο για τη θεραπεία του ερυθματώδη λύκου. Αργότερα, έγιναν μερικές απόπειρες για θεραπεία εσωτερικών όγκων, είτε με χρήση διαλύματος ραδονίου σε ενέσιμη μορφή, είτε με την κατάποση άλατος ραδίου για την καταπολέμηση του καρκίνου στα όργανα του πεπτικού συστήματος ή την εισπνοή ραδονιούχου αερίου για τη θεραπεία του καρκίνου του λάρυγγα. Στις περισσότερες από αυτές τις περιπτώσεις η βλάβη που προκαλούνταν στον ασθενή ήταν μεγαλύτερη από το όφελος, κι έτσι οι μέθοδοι αυτοί εγκαταλείφθηκαν.

Ο Stephenson το 1904 είναι ο πρώτος που ασχολείται με την βραχυθεραπεία. Η ιδέα του ήταν να φτιάξει τριχοειδή γυάλινα αγγεία, τα οποία γέμιζε με ραδόνιο και στη συνέχεια τα εισήγαγε στο σώμα του ασθενή γύρω από τον όγκο. Ο ασθενής μετά την εισαγωγή των γυάλινων αγγείων μπορούσε να επιστρέψει στο σπίτι του.

Δυστυχώς, οι επιπτώσεις λόγω της ακτινοβολίας ήταν συχνό φαινόμενο στα πρώτα χρόνια εφαρμογών της. Οι συνήθεις επιπτώσεις ήταν κυρίως βλάβες στην επιφάνεια του δέρματος, όπως εγκαύματα και τριχόπτωση, αλλά και αναιμία. Η κύρια αιτία των επιπτώσεων ήταν η πολύ χαμηλή ενέργεια ακτίνων-X που ήταν διαθέσιμη, η οποία, αφενός μεν απαιτούσε μεγάλο χρόνο έκθεσης, αφετέρου οδηγούσε σε υψηλή δόση για την απόκτηση εικόνας επαρκούς ποιότητας. Καθώς όλο και περισσότεροι άνθρωποι πάθιαν εγκαύματα από ακτίνες-X, δημιουργήθηκε η ανάγκη για τον περιορισμό της έκθεσης σε ακτίνες-X. Δύο από τις εφευρέσεις που βοήθησαν προς την κατεύθυνση αυτή έγιναν πριν την αυγή του 20ου αιώνα. Ο οδοντίατρος W. Rollins [8] ήταν από τους πρώτους που από το 1902 ασχολήθηκε με την επικινδυνότητα των ακτίνων-X. Έγραψε πολλά άρθρα στα οποία υποστήριζε πως έπρεπε να παρθούν μέτρα προστασίας, όπως γάντια και ποδιές από μόλυβδο για αυτούς που χρησιμοποιούν την νέα τεχνολογία. Καθώς χρησιμοποιούσε ακτίνες-X για την απεικόνιση των δοντιών παρατήρησε ότι περιορίζοντας τη δέσμη των ακτίνων με ένα φύλλο μολύβδου το οποίο είχε μία οπή στη μέση (ένα διάφραγμα όπως ονομάζεται σήμερα) και τοποθετώντας ένα λεπτό φίλτρο από δέρμα ή αλουμίνιο υπήρχε σημαντική βελτίωση στην εικόνα. Αυτή ήταν η αρχή για τη χρήση κατευθυντών δέσμης και φίλτρων. Όπως αργότερα διαπιστώθηκε, αυτές οι προσθήκες, πέραν της βελτίωσης της εικόνας μειώνουν επιπλέον σημαντικά και τους κινδύνους που συνδέονται με τις ακτίνες-X.

Αρκετά χρόνια αργότερα, παρατηρήθηκε ότι ασθένειες του αίματος, όπως η απλαστική αναιμία και η λευχαιμία ήταν πολύ πιο συχνότερο φαινόμενο στους ακτινολόγους από ότι στους ασθενείς. Αυτές οι παρατηρήσεις ήταν η αφορμή για την εισαγωγή προστατευτικών μέτρων, όπως ειδικά γάντια και ποδιές με ενίσχυση μολύβδου. Οι εργαζόμενοι άρχισαν πλέον να ερευνούν συστηματικά τα αποτελέσματα της έκθεσης και ως αποτέλεσμα δημιουργήθηκαν τα πρώτα προσωπικά δοσίμετρα.

Μία από τις καθοριστικές εφευρέσεις που μετέτρεψαν τη ραδιολογία σε μία πολύ χρήσιμη ιατρική ειδικότητα έγινε το 1907 από τον H.C. Snook. Ο Snook κατασκεύασε ένα μετασχηματιστή που μπορούσε να τροφοδοτήσει τις μηχανές ακτίνων-X με πολύ υψηλότερη τάση, υψηλότερη από την ικανότητα των σωλήνων Crookes που χρησιμοποιούνταν ως τότε. Λίγα χρόνια αργότερα, το 1913 ο αμερικάνος επιστήμονας W.D.Coolidge κατασκεύασε μία νέα συσκευή παραγωγής ακτίνων-X, που λειτουργούσε με βάση την αρχή της θερμιονικής εκπομπής. Ο συνδυασμός του σωλήνα Coolidge (εικόνα 2.5) με το μετασχηματιστή του Snook θεωρείται ως απαρχή της μοντέρνας ραδιολογίας, καθώς έγινε δυνατή η χρήση κατάλληλης τάσης και ρεύματος, που σε συνδυασμό και με τη χρήση κατάλληλων φίλτρων μείωσαν τη δόση και κατά συνέπεια και τις επιπτώσεις κατά τη διάρκεια των εξετάσεων.



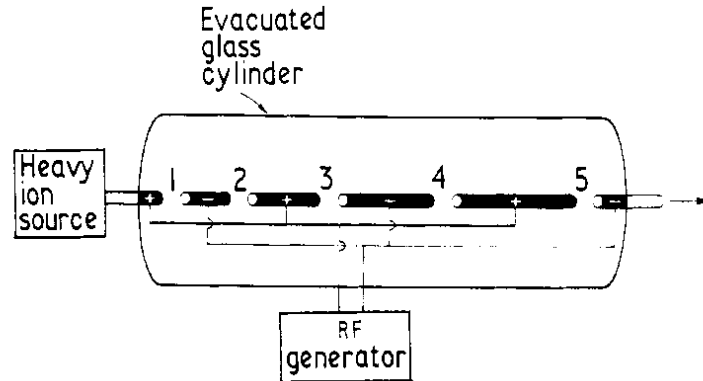
Εικόνα 2.5 Σωλήνας Coolidge

Πηγή: letslearnnepal.com

Κατά τη διάρκεια του 1^{ου} Παγκοσμίου πολέμου, οι γυάλινες οθόνες που χρησιμοποιούνταν για τη δημιουργία της εικόνας αντικαταστάθηκαν από φύλλα νιτρικής κυτταρίνης, ένα υλικό που αποδείχθηκε πολύ πιο αποτελεσματικό.

Μετά την αναγνώριση των επιπτώσεων από τις ακτίνες-X, το 1915 η British Roentgen Society υιοθετεί συστάσεις για την ακτινοπροστασία και το 1922 η American Roentgen Ray Society υιοθετεί κανονισμούς ακτινοπροστασίας και χρησιμοποιούνται τα πρώτα φωτογραφικά δοσίμετρα. Το 1928 δημιουργήθηκε η International Committee on Radiological Protection (ICRP) σε μία προσπάθεια να θεσπισθούν κανονισμοί ακτινοπροστασίας. Παρόλα αυτά, τα πρώτα χρόνια οι κανονισμοί αυτοί δεν τηρήθηκαν. Το 1931 τίθεται το πρώτο όριο έκθεσης 0.2 R/day. Τα επόμενα χρόνια τίθενται όλο και χαμηλότερα όρια.

Παράλληλα με την ανάπτυξη και τη βελτίωση των κλασικών μηχανών παραγωγής ακτίνων-X, το 1928 επίσης δημιουργείται ένας από τους πρώτους γραμμικούς επιταχυντές ηλεκτρονίων από τον R.Wideroe [7]. Ο επιταχυντής αυτός διαθέτει μία σειρά από σωλήνες επιτάχυνσης (εικόνα 2.6) και τα φορτισμένα σωματίδια επιταχύνονται από σωλήνα σε σωλήνα, όταν στον καθένα από αυτούς εφαρμόζεται εναλλασσόμενη τάση, συχνότητας τέτοιας ώστε το ηλεκτρόνιο να φτάνει στην άκρη του κάθε σωλήνα όταν μεταβάλλεται η τάση. Αυτό εξασφαλίζει ότι τα σωματίδια συνεχώς επιταχύνονται (για αυτό και τα μήκη των σωλήνων σταδιακά μεγάλωναν). Οι σωλήνες βρίσκονται μέσα σε γυάλινο κύλινδρο υπό κενό.



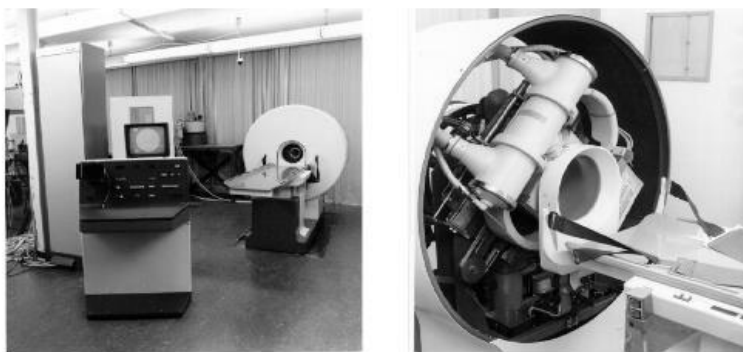
Εικόνα 2.6 Γραμμικός επιταχυντής εναλλασσόμενου ρεύματος.[7]

Το 1950 έγινε στη Γερμανία η πρώτη θεραπευτική εφαρμογή ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας 6 MeV από τους Gund και Paul, ενώ το 1953 η έρευνα αφορούσε υψηλότερης ενέργειας δέσμες ηλεκτρονίων (6-22 MeV). Μέχρι το 1968 είχαν κατασκευαστεί για ιατρική χρήση 137 επιταχυντές τύπου Betatron και 79 γραμμικοί επιταχυντές, αλλά μόνο λίγοι από αυτούς μπορούσαν να παράγουν θεραπευτική δέσμη ηλεκτρονίων [9].

Ένα πολύ σημαντικό βήμα στην εξέλιξη της ιατρικής ραδιολογίας, και ειδικότερα της ιατρικής απεικόνισης, έγινε το 1968, όταν ο άγγλος μηχανικός G.N.Hounsfield έκανε τα πρώτα βήματα στην τομογραφία. Η διαφορά της τομογραφίας από την ακτινογραφία είναι ότι στην τομογραφία ο ασθενής ακτινοβολείται από πολλές κατευθύνσεις και στη συνέχεια τα αποτελέσματα όλων των ακτινοβολήσεων συντίθενται για το σχηματισμό της τελικής εικόνας. Προφανώς, απαιτείται πολύ μεγαλύτερη έκθεση σε ακτινοβολία, αλλά η εικόνα που προκύπτει έχει και την πληροφορία της τρίτης διάστασης, σε αντίθεση με την κλασική ακτινογραφία που είναι δυσδιάστατη. Ο Hounsfield χρησιμοποιώντας χαμηλής ενέργειας ακτίνες-γ από μία πηγή ^{241}Am προσπάθησε να αποτυπώσει έναν συντηρημένο ανθρώπινο εγκέφαλο [10]. Ύστερα από $28 \cdot 10^3$ μετρήσεις και 2.5 ώρες υπολογισμών κατάφερε να σχηματίσει μία εικόνα με ικανοποιητική αντίθεση. Για την έρευνά του αυτή ο Hounsfield θεωρείται ο πατέρας της υπολογιστικής τομογραφίας.

Η δυσκολία της υπολογιστικής τομογραφίας (Computed Tomography, CT) ήταν πως μέχρι εκείνη την περίοδο δεν είχαν αναπτυχθεί ακόμα οι υπολογιστικές δυνατότητες για τη λύση των συστημάτων εξισώσεων που θα μπορούσαν να ανακατασκευάσουν την εικόνα [11]. Η πρώτη επιτυχημένη τομογραφία έγινε το 1971 σε μία γυναίκα με καρκίνο του εγκεφάλου. Η μηχανή που χρησιμοποιήθηκε διέθετε σωλήνα ακτίνων-X αντί για πηγή ακτινοβολίας-γ κι έτσι ο χρόνος έκθεσης περιορίστηκε στα 4.5 λεπτά, ενώ η σύνθεση της εικόνας χρειάστηκε μόλις 20 δευτερόλεπτα. Η εικόνα που προέκυψε είχε διαστάσεις 80x80 pixel. Οι έρευνες συνεχίστηκαν μέχρι το 1973, οπότε ο πρώτος εμπορικός τομογράφος (EMI CT 1000) που μπορούσε να κατασκευάσει εικόνα διαστάσεων 320x320 pixel έγινε διαθέσιμος (Εικόνα 2.7).

EMI CT1000



Εικόνα 2.7 Τομογράφος EMI CT 1000

Πηγή: slideplayer.com

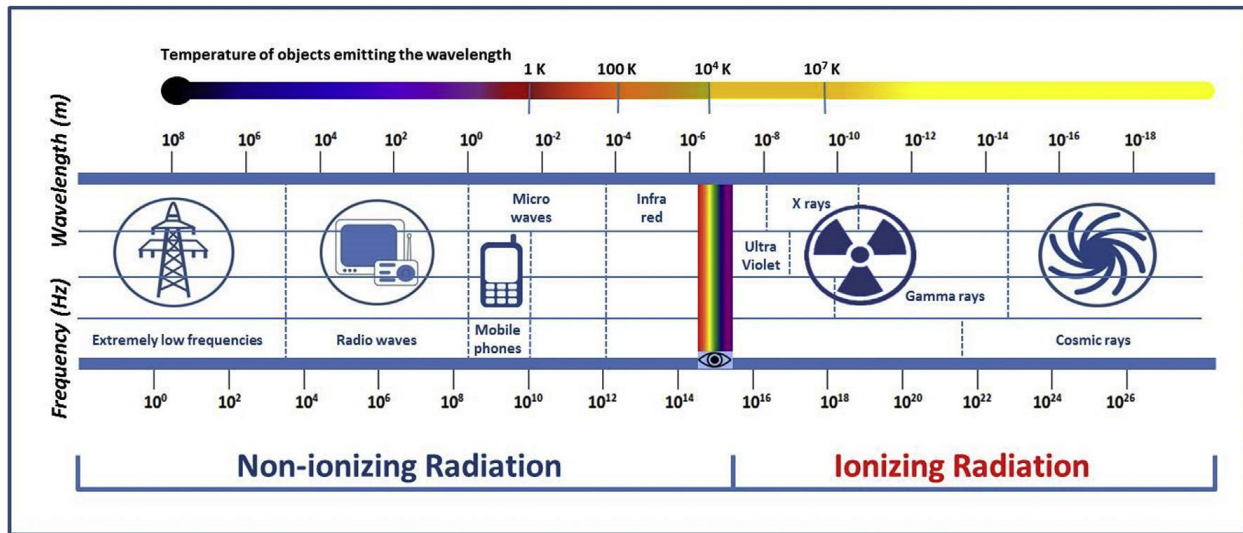
Στην αρχή, το άνοιγμα των τομογράφων ήταν αρκετά μικρό, ώστε να επιτρέπει μόνο εξετάσεις στο κεφάλι. Κατά την εξέλιξη τους, πέρα από το μεγαλύτερο άνοιγμα οι τομογράφοι απέκτησαν και τη δυνατότητα να κάνουν περισσότερες από μία τομές στο σώμα του ασθενή, δίνοντας σήμερα τη δυνατότητα τρισδιάστατης απεικόνισης.

2.2 Ιονίζουσες ακτινοβολίες

Η αλληλεπίδραση της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας με την ύλη και τους βιολογικούς οργανισμούς εξαρτάται από την ενέργεια και κατ' επέκταση την συχνότητα της ακτινοβολίας. Το τμήμα εκείνο του φάσματος της η/μ ακτινοβολίας που έχει επαρκή ενέργεια ώστε να είναι δυνατό να προκαλέσει ιονισμό της ύλης καλείται ιοντίζουσα ακτινοβολία, και περιλαμβάνει τις ακτίνες-γ και τις ακτίνες-X. Ιονισμός ονομάζεται η απομάκρυνση ενός τροχιακού ηλεκτρονίου από το άτομο στο οποίο ανήκει, με αποτέλεσμα να δημιουργηθούν ένα ζεύγος αντίθετα φορτισμένων ιόντων (κατιόν-ανιόν). Ιοντίζουσα ακτινοβολία είναι επίσης και η σωματιδιακή ακτινοβολία-β (σωματίδια β+ & β-), τα σωματίδια-α και τα νετρόνια. Η ιοντίζουσα ακτινοβολία, λόγω ακριβώς του ιονισμού που προκαλεί, μπορεί να προκαλέσει την καταστροφή χημικών δεσμών, τη διάσπαση ή την τροποποίηση μορίων και για το λόγο αυτό μπορεί να έχει σημαντικές βιολογικές επιπτώσεις, όπως θάνατο κυττάρων ή μεταλλάξεις.

Για να προκληθεί ο ιονισμός ενός ατόμου πρέπει η ακτινοβολία να έχει επαρκή ενέργεια, η οποία να είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια σύνδεσης του ηλεκτρονίου στο άτομο. Ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία με ενέργεια που αντιστοιχεί στην περιοχή του ορατού φάσματος, των υπερύθρων, των μικροκυμάτων και των ραδιοκυμάτων είναι μη ιονίζουσα ακτινοβολία. Οι ακτινοβολίες σε αυτή την περιοχή του φάσματος αλληλεπιδρούν με την ύλη

κατά κύριο λόγο αυξάνοντας την κινητική ενέργεια των μορίων, κάτι που τις περισσότερες φορές συνεπάγεται αύξηση της θερμοκρασίας του υλικού.



Εικόνα 2.8 Φάσμα η/μ ακτινοβολίας [1]

Στον πίνακα 2.1 παρατίθενται συνοπτικά και συγκριτικά οι κύριες αλληλεπιδράσεις με την ύλη και τους βιολογικούς ιστούς για όλη την περιοχή του φάσματος της ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας.

Η ιονίζουσα ακτινοβολία – είτε ηλεκτρομαγνητική είτε σωματιδιακή – μπορεί να είναι φυσικής ή τεχνητής προέλευσης. Ορισμένες φυσικές πηγές ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι:

- η κοσμική ακτινοβολία [13] που προέρχεται από άστρα, όπως ο ήλιος. Η γη είναι προφυλαγμένη σε μεγάλο βαθμό από την κοσμική ακτινοβολία η οποία εξασθενεί στα διάφορα στρώματα της ατμόσφαιρας.
- τα διάφορα ραδιενεργά ισότοπα που βρίσκονται στο έδαφος, όπως το ουράνιο, το ράδιο κ.α [14].
- τα δομικά υλικά των σπιτιών, όπως π.χ. ο γρανίτης, τούβλα κ.α., τα οποία, καθώς προέρχονται από υλικά του εδάφους περιέχουν ραδιενεργά ισότοπα που βρίσκονται στο έδαφος. Άλλα δομικά υλικά – όπως τσιμέντο κεραμικά πλακάκια– που μπορεί να περιέχουν παραπροϊόντα βιομηχανικών διεργασιών, όπως ιπτάμενη τέφρα, φωσφογύψος κ.α. Τα παραπροϊόντα αυτά συχνά χαρακτηρίζονται ως NORM (Naturally Occurring Radioactive Materials)
- το ραδόνιο (²²²Ra), ένα ραδιενεργό αέριο που προκύπτει από την διάσπαση του ²²⁶Ra, το οποίο εκρέει από το υπέδαφος και μπορεί να εισχωρήσει σε κλειστούς χώρους μέσω ρωγμών ή άλλων διατάξεων. Το ραδόνιο είναι από τις κύριες πηγές ραδιενέργειας και οφείλεται σε μεγάλο βαθμό για τον καρκίνο του πνεύμονα.

Περιοχή φάσματος	Παραδείγματα	Κύριες αλληλεπιδράσεις με την ύλη	Αλληλεπιδράσεις με βιολογικά υλικά	Περιοχή Συχνοτήτων & Ενεργειών
Ραδιοκύματα	Ρευματοφόροι αγωγοί Κεραίες ραδιοφωνίας & τηλεόρασης τηλεκοντρόλ, τηλεπικοινωνίες GPS	Μαζική ταλάντωση του σθένους ηλεκτρονίων αγωγιμότητας, θερμότητα	Σε μεγάλα μήκη κύματος σχεδόν μηδενική απορρόφηση της ακτινοβολίας. Σε μικρότερα μήκη περιορισμένη απορρόφηση	<300MHz <1.24 μeV
Μικροκύματα	WiFi, ασύρματα δίκτυα, φούρνος μικροκυμάτων Radar δορυφορικές τηλεπικοινωνίες	Περιστροφή μορίων ταλάντωση πλάσματος θερμότητα	Αξιόλογη διείσδυση περιορισμένη απορρόφηση	300MHz-300GHz 1.24μeV-1.24meV
Υπέρυθρες	Μέλαν σώμα	Ταλάντωση των ατόμων των μορίων θερμότητα	Σημαντική απορρόφηση (δεν μπορεί να διεισδύσει πολύ στον ανθρώπινο σώμα)	300GHz-400THz 12.4meV-1.24eV
Ορατό	Μέλαν σώμα Ήλιος	Διέγερση μοριακών ηλεκτρονίων (όπως τα μόρια χρωστικής του αμφιβληστροειδούς) θερμότητα	Έντονη απορρόφηση.	430THz-750THz 1.77eV-3.1eV
Υπεριώδεις	Ήλιος, Solarium	Διέγερση μοριακών ηλεκτρονίων και ηλεκτρονίων σθένους (εξωτερικών) ιονισμός ατόμων	Εξαιρετικά έντονη απορρόφηση. Κύρια αιτία για καρκίνο του δέρματος	750THz-30PHz ¹ 3.1eV-124eV
Μαλακές ακτίνες-X		Διέγερση ατόμων ιονισμός	Σημαντική απορρόφηση από την ύλη	30PHz-3EHz 124eV-12.4keV
Διαγνωστικές ακτίνες-X	Ακτινογραφίες Έλεγχος αεροδρομίου	Διέγερση ατόμων ιονισμός	Μειωμένη απορρόφηση από την ύλη	3EHz-30EHz ² 12.4keV-124keV
Θεραπευτικές ακτίνες-X ακτίνες-γ Κοσμική ακτινοβολία	Γραμμικοί επιταχυντές, Ραδιενεργά υλικά, Πυρηνικοί αντιδραστήρες Διάστημα	Διέγερση ατομικών πυρήνων διάσπαση πυρήνων διέγερση ατόμων	Περιορισμένη απορρόφηση από την ύλη	>30EHz >124keV

Πίνακας 2.1 Αλληλεπίδραση του φάσματος η/μ ακτινοβολίας με την ύλη.[12]

¹ PHz = 10¹⁵ Hz

² EHz = 10¹⁸ Hz

- το ραδιενεργό ισότοπο του πολώνιο (^{210}Po), που προκύπτει από την διάσπαση του ραδονίου, επικάθεται στα φύλλα του καπνού κι από εκεί εισέρχεται στους πνεύμονες μέσω της εισπνοής του καπνού από το τσιγάρο.

Ορισμένες τεχνητές πηγές ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι:

- πυρηνικοί αντιδραστήρες
- οι επιταχυντές σωματιδίων (είτε για ερευνητική είτε για ιατρική χρήση)
- ιατρικές διατάξεις όπως οι μηχανές ακτινών-X
- συστήματα ανιχνευτών μετάλλου (πχ στα αεροδρόμια)
- ανιχνευτές καπνού
- συστήματα ποιοτικού ελέγχου για υλικά (στην βιομηχανία) και διάφορα και άλλα

Οι παραπάνω πηγές εκπέμπουν είτε ηλεκτρομαγνητική (ακτίνες-γ ή ακτίνες-X) είτε σωματιδιακή ακτινοβολία. Στο σημείο αυτό πρέπει να αναφερθεί ότι υπάρχουν και πηγές υπερϊώδους ακτινοβολίας (π.χ. solarium) η οποία, αν και δεν θεωρείται ιοντίζουσα ακτινοβολία, απορροφάται εντελώς από το ανθρώπινο δέρμα και είναι ικανή υπό προϋποθέσεις να προκαλέσει ιονισμό.

2.2.1 Βασικά δοσιμετρικά μεγέθη ιοντίζουσών ακτινοβολιών

Η στοιχειώδης μονάδα μέτρησης της ενέργειας ιονίζουσας ακτινοβολίας είναι το eV και ισούται με την κινητική ενέργεια που αποκτά ένα ηλεκτρόνιο που περνά από ηλεκτροστατικό δυναμικό ενός Volt. Η μονάδα αυτή δεν ανήκει στο SI σύστημα. Η ισοδύναμη ενέργεια σε Joule βρίσκεται από την σχέση: $1 \text{ eV} = 1.60217662 \cdot 10^{-19} \text{ Joule}$.

Ένα πολύ σημαντικό μέγεθος που χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της επιβάρυνσης ενός ιστού εξαιτίας της ιοντίζουσας ακτινοβολίας είναι η απορροφώμενη δόση. Μονάδα μέτρησης της απορροφώμενης δόσης στο SI είναι το Gy. Η απορροφώμενη δόση (Absorbed dose D) πρακτικά είναι η ενέργεια της ιονίζουσας ακτινοβολίας που αποτίθεται (μέσω των αλληλεπιδράσεων ακτινοβολίας και της ύλης) ανά kg ιστού. Έτσι προκύπτει ότι:

$$1 \text{ Gy} = 1 \frac{\text{J}}{\text{kg}} = 0.625 \cdot 10^{19} \frac{\text{eV}}{\text{kg}}$$

Όπως αναφέρθηκε, η ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να είναι κυματικής ή σωματιδιακής φύσης. Καθώς οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας με την ύλη, και κατ' επέκταση η ραδιοβιολογική επίπτωσή τους στον ανθρώπινο οργανισμό, διαφέρουν μεταξύ σωματιδιακής και κυματικής ακτινοβολίας, έχουν θεσπιστεί από τον ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) η μονάδα ισοδύναμης δόσης (Dose Equivalent, H), με αντίστοιχη μονάδα το 1 Sievert (Sv). Η σχέση που συνδέει την απορροφώμενη δόση με την ισοδύναμη δόση είναι:

$$H = D \cdot f_1 \cdot f_2 \dots$$

Με εξαίρεση τον ανθρώπινο οφθαλμό όλοι ο συντελεστές πέραν του f_1 λαμβάνουν την τιμή 1. Επιπλέον, ο συντελεστής f_1 , ο οποίος εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας, για φωτόνια και σωματίδια-β λαμβάνει την τιμή 1. Κατά συνέπεια για φωτόνια ή σωματίδια-β ισχύει:

$$1 \text{ Sv} \rightarrow 1 \text{ Gy}$$

Ένα άλλο σημαντικό μέγεθος για την αξιολόγηση μίας ραδιενεργού πηγής που εκπέμπει ακτινοβολία είναι ο ρυθμός ραδιενεργού διασπάσεως, αυτό που συχνά ονομάζεται «ραδιενέργεια» ή «ενεργότητα» της πηγής. Μονάδα ραδιενέργειας είναι το 1 Becquerel (Bq) όπου 1 Bq αντιστοιχεί σε 1 διάσπαση/sec. Παλαιότερα χρησιμοποιούταν ως μονάδα ραδιενεργού διάσπασης και το Curie (Ci) όπου $1 \text{ Ci} = 3.7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$. Εκτιμάται ότι το ανθρώπινο σώμα ενός ενήλικα περιέχει κατά μέσον όρο περίπου 4 kBq φυσικών ραδιενεργών ισοτόπων – κυρίως ^{40}K – ενώ σε μία εξέταση πυρηνικής ιατρικής χορηγούνται ραδιοφάρμακα που περιέχουν τεχνητά ραδιενεργά ισότοπα με ενεργότητα τάξης μεγέθους 10^2 - 10^3 MBq.

2.2.2 Προέλευση ιονίζουσας η/μ ακτινοβολίας

Όπως προκύπτει από τα παραπάνω, η ιονίζουσα ακτινοβολία μπορεί να είναι κυματικής ή σωματιδιακής φύσης. Κυματικής φύσης είναι η ακτινοβολία φωτονίων (ακτίνες γ και ακτίνες-X), ενώ σωματιδιακή ακτινοβολία είναι η ακτινοβολία ηλεκτρονίων, ποζιτρονίων, νετρονίων, σωματιδίων-α και άλλων.

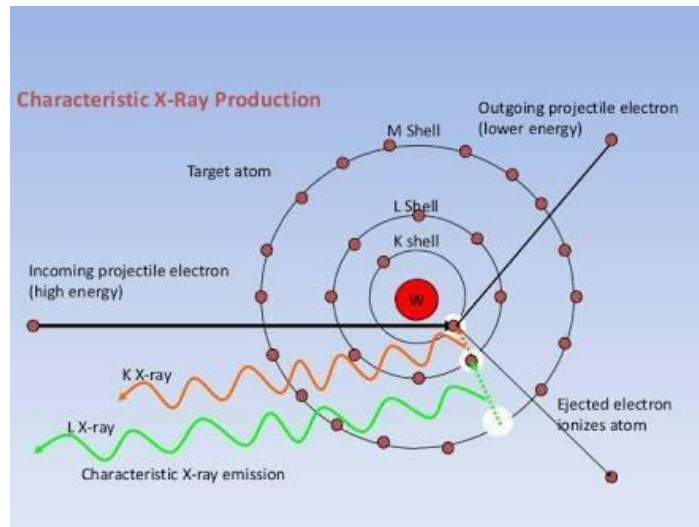
2.2.2.1 Ακτινοβολία φωτονίων

Η διαφορά των δύο τύπων ακτινοβολίας φωτονίων (ακτίνες-γ και ακτίνες-X) έγκειται στον μηχανισμό δημιουργίας τους. Οι ακτίνες-γ παράγονται από διεγερμένους πυρήνες οι οποίοι κατά την αποδιέγερση τους εκπέμπουν φωτόνια, ενώ οι ακτίνες-X παράγονται, είτε από την αποδιέγερση διεγερμένου ατόμου (π.χ. μετά από ιονισμό) είτε είναι ακτινοβολία πέδησης (Bremsstrahlung).

Χαρακτηριστικές ακτίνες-X

Με βάση το ατομικό πρότυπο του Bohr, ο πυρήνας του ατόμου περιβάλλεται από ηλεκτρόνια τα οποία είναι κατανομημένα σε ενεργειακές στιβάδες. Κάθε ηλεκτρόνιο, αναλόγως την στιβάδα στην οποία ανήκει, έχει διαφορετική ενέργεια σύνδεσης. Αν σε ένα ηλεκτρόνιο προσφερθεί αρκετή ενέργεια ώστε να το μετατοπίσει σε μεγαλύτερη στιβάδα (διεγερμένο άτομο) ή να το αποδεσμεύσει από το άτομο, δημιουργείται μία ελεύθερη θέση στην στιβάδα αυτή. Ένα άτομο που διαθέτει ηλεκτρόνια που καταλαμβάνουν τροχιακά υψηλών ενεργειών, ενώ υπάρχουν κενές θέσεις σε τροχιακά χαμηλών ενεργειών ονομάζεται διεγερμένο και βρίσκεται σε ασταθή κατάσταση. Έτσι, ένα ηλεκτρόνιο από στιβάδα υψηλότερης ενέργειας θα μεταπηδήσει στην χαμηλότερη ενεργειακά στιβάδα και ταυτόχρονα θα εκπέμψει η/μ ακτινοβολία υπό μορφή φωτονίου, με ενέργεια που ισούται με την διαφορά ενέργειας των δύο στιβάδων. Επειδή η

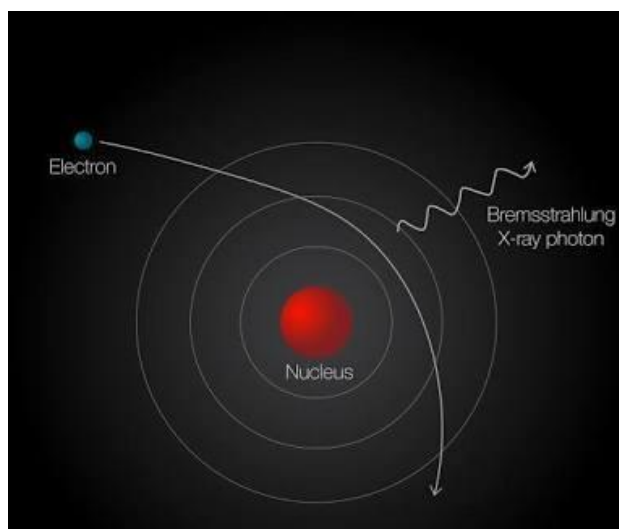
διαφορά ενέργειας μεταξύ στιβάδων είναι χαρακτηριστική για κάθε άτομο, έτσι οι ακτίνες αυτές ονομάζονται «χαρακτηριστικές ακτίνες-X» και έχουν συγκεκριμένες τιμές για κάθε στοιχείο.



*Εικόνα 2.9 Παραγωγή χαρακτηριστικών ακτίνων-X
Πηγή: www.quora.com*

Ακτινοβολία Bremsstrahlung ή ακτίνες-X πέδησης

Για να εκπεμφθούν ακτίνες-X πέδησης πρέπει ένα ηλεκτρόνιο μεγάλης κινητικής ενέργειας να περάσει κοντά από τον πυρήνα ενός ατόμου, ώστε να αλληλεπιδράσει με αυτόν μέσω δυνάμεων Coulomb. Κατά την αλληλεπίδραση αυτή το ηλεκτρόνιο χάνει μέρος της κινητικής του ενέργειας και ταυτόχρονα εκπέμπεται ένα φωτόνιο με ενέργεια ίση με την απώλεια της κινητικής ενέργειας του ηλεκτρονίου.

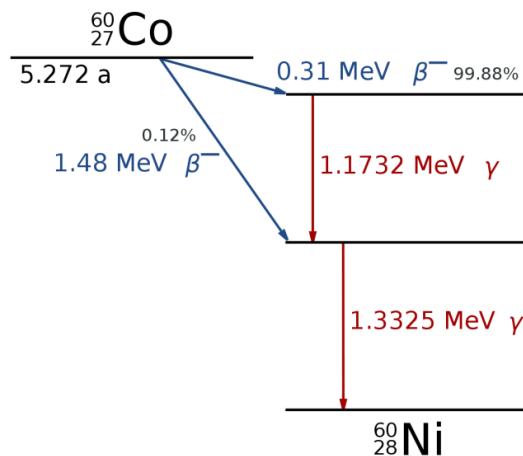


*Εικόνα 2.10 Παραγωγή ακτίνων-X πέδησης (Bremsstrahlung)
Πηγή: www.quora.com*

Είναι προφανές ότι το φωτόνιο αυτό μπορεί να έχει οποιαδήποτε ενέργεια, η οποία εξαρτάται από το πόσο έντονη είναι η αλληλεπίδραση του ηλεκτρονίου με το άτομο, δηλαδή πόσο κοντά πέρασε από τον πυρήνα. Έτσι, η ακτινοβολία πέδησης σχηματίζει ενεργειακό φάσμα, με μέγιστη ενέργεια ίση με την κινητική ενέργεια του ηλεκτρονίου.

Ακτινοβολία-γ

Οι ακτίνες-γ είναι φωτόνια που προκύπτουν από την αποδιέγερση ενός διεγερμένου πυρήνα. Η διέγερση αυτή μπορεί να οφείλεται σε προηγούμενη διάσπαση ή σχάση του πυρήνα. Ένας διεγερμένος πυρήνας, δηλαδή ένας πυρήνας που έχει παραπάνω ενέργεια από την απαιτούμενη ενέργεια σύνδεσης των νουκλεονίων του (πρωτόνια και νετρόνια) σε σύντομο χρονικό διάστημα θα αποβάλει την ενέργεια αυτή, υπό μορφή φωτονίου, ώστε να φτάσει στην ελάχιστη απαιτούμενη ενέργεια σύνδεσης και στην μέγιστη σταθερότητα. Αυτός ο μηχανισμός ονομάζεται αποδιέγερση του πυρήνα και μπορεί να γίνει σε παραπάνω από ένα στάδια. Το εκπεμπόμενο φωτόνιο (ή φωτόνια) ονομάζεται ακτίνα-γ. Αυτός είναι ο κυριότερος μηχανισμός αποδιέγερσης.



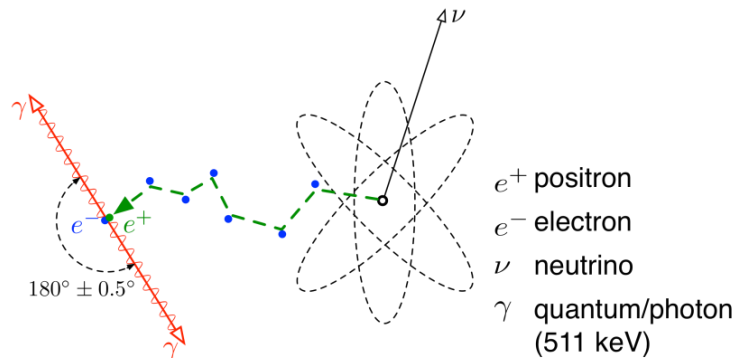
Εικόνα 2.11 Αποδιέγερση πυρήνα κοβαλτίου με εκπομπή ακτινοβολίας γ.

Πηγή: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cobalt-60_Decay_Scheme.svg

Ακτινοβολία φωτονίων λόγω εξαύλωσης

Τα φωτόνια αυτά εκπέμπονται από την εξαύλωση ενός ηλεκτρονίου με ένα ποζιτρόνιο. Όταν δημιουργηθεί ένα ποζιτρόνιο, είτε εξαιτίας δίδυμης γένεσης, είτε από την αποδιέγερση πυρήνα και την εκπομπή σωματιδίου β+, μετά από αλληλεπιδράσεις του με την ύλη (λόγω των δυνάμεων Coulomb) και την απώλεια της ενέργειάς του θα αλληλεπιδράσει τελικά με ένα ηλεκτρόνιο, με αποτέλεσμα την εξαύλωση των δύο σωματιδίων και την ταυτόχρονη δημιουργία δύο φωτόνια αντίθετης διεύθυνσης και ενέργειας 511 keV έκαστο. Η συνολική ενέργεια των

φωτονίων 1022 keV ισούται με το άθροισμα της ενέργειας ηρεμίας του ποζιτρονίου και του ηλεκτρονίου.



Εικόνα 2.12 Εξαδλώση ηλεκτρονίου- ποζιτρονίου

Πηγή: <https://www.researchgate.net/>

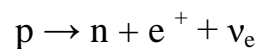
Υπάρχουν και άλλοι μηχανισμοί αποδιέγερσης οι οποίοι όμως έχουν και ταυτόχρονη εκπομπή σωματιδίων και για αυτό το λόγο θα αναφερθούν στην συνέχεια.

2.2.2.2 Ακτινοβολία σωματιδίων

Η ακτινοβολία σωματιδίων είναι εν γένει μία φυσική διαδικασία, μέσω του μηχανισμού της ραδιενεργού διάσπασης, ή δευτερογενώς, ως αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης άλλου είδους ακτινοβολίας με την ύλη.

Εκπομπή ποζιτρονίου - διάσπαση β^+

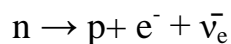
Κατά την διάσπαση αυτή ένα πρωτόνιο του πυρήνα μετατρέπεται σε νετρόνιο και ποζιτρόνιο, με παράλληλη εκπομπή ποζιτρονίου και ενός νετρίνου.



Το αποτέλεσμα αυτής της μετατροπής είναι να μειωθεί ο ατομικός αριθμός του ατόμου κατά ένα.

Εκπομπή ηλεκτρονίου - διάσπαση β^-

Κατά την διάσπαση αυτή ένα νετρόνιο του πυρήνα μετατρέπεται σε πρωτόνιο και ηλεκτρόνιο πρωτόνιο με παράλληλη εκπομπή του ηλεκτρονίου και ενός αντινετρίνου.



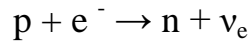
Το αποτέλεσμα αυτής της μετατροπής είναι να αυξηθεί ο ατομικός αριθμός του ατόμου κατά ένα.

Εκπομπή σωματιδίου-α, διάσπαση-α

Κατά την διάσπαση αυτή ένας πυρήνας ηλίου (δηλαδή ένα σωματίδιο που αποτελείται από δύο πρωτόνια και δύο νετρόνια) διαφεύγουν από τον πυρήνα με αποτέλεσμα να μειωθεί κατά τέσσερα ο μαζικός του αριθμός (και κατά δύο ο ατομικός).

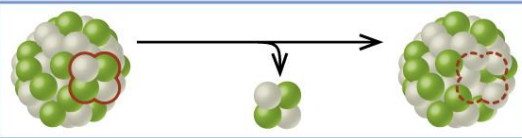
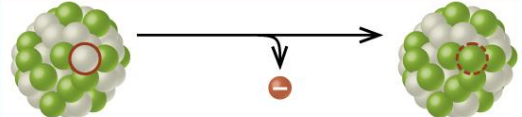
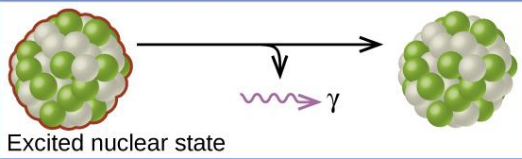
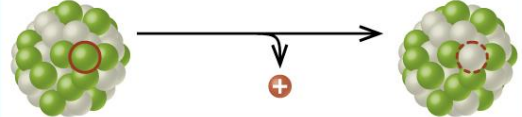
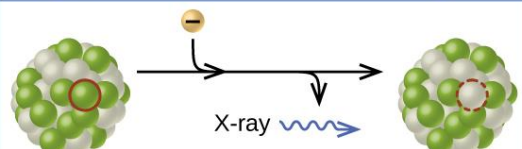
Σύλληψη ηλεκτρονίου

Κατά τον μηχανισμό αυτό είτε ένα ηλεκτρόνιο της στιβάδας K είτε ένα εισερχόμενο ηλεκτρόνιο απορροφάται από τον πυρήνα, με αποτέλεσμα ένα πρωτόνιο να μετατραπεί σε γίνεται νετρόνιο, ενώ ταυτόχρονα εκπέμπεται ένα νεutrino.



Αν το ηλεκτρόνιο είναι από την πρώτη στιβάδα δημιουργείται ένα κενό, έτσι ηλεκτρόνιο από τις υψηλότερες στιβάδες μεταπηδά στην ελεύθερη θέση με ταυτόχρονη εκπομπή χαρακτηριστικών ακτινών X.

Όλες οι παραπάνω διαδικασίες εκπομπής ακτινοβολίας είναι το αποτέλεσμα του φαινομένου που ονομάζεται ραδιενεργός διάσπαση και οδηγεί σε μετατροπή του πυρήνα. Στην εικόνα που ακολουθεί παρουσιάζονται όλοι οι μηχανισμοί ραδιενεργού διάσπασης.

Type	Nuclear equation	Representation	Change in mass/atomic numbers
Alpha decay	${}^A_Z X \rightarrow {}^4_2 \text{He} + {}^{A-4}_{Z-2} Y$		A: decrease by 4 Z: decrease by 2
Beta decay	${}^A_Z X \rightarrow {}^0_{-1} e + {}^A_{Z+1} Y$		A: unchanged Z: increase by 1
Gamma decay	${}^A_Z X \rightarrow {}^0_0 \gamma + {}^A_Z Y$		A: unchanged Z: unchanged
Positron emission	${}^A_Z X \rightarrow {}^0_{+1} e + {}^A_{Z-1} Y$		A: unchanged Z: decrease by 1
Electron capture	${}^A_Z X + {}^0_{-1} e \rightarrow {}^A_{Z-1} Y + \text{X-ray}$		A: unchanged Z: decrease by 1

Εικόνα 2.13 Ραδιενεργός διάσπαση

Πηγή : <https://socratic.org/questions/what-is-radioactive-decay>

2.2.3 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ακτινοβολίας και ύλης

Στην παράγραφο αυτή θα αναπτυχθούν οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης της ιοντίζουσας ακτινοβολίας με την ύλη, για τη σωματιδιακή και φωτονιακή ακτινοβολία αντίστοιχα. Στην πραγματικότητα όμως οι βασικοί μηχανισμοί αλληλεπιδράσεων είναι οι δύο όψεις του ίδιου νομίσματος [15]. Οι αλληλεπιδράσεις των φορτισμένων σωματιδίων με άτομα της ύλης γίνεται μέσω των δυνάμεων Coulomb.

2.2.3.1 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φορτισμένων σωματιδίων

Φορτισμένα σωματίδια θεωρούνται τα πρωτόνια, τα ηλεκτρόνια, τα ποζιτρόνια, οι πυρήνες ηλίου κ.α. Παρ' όλα αυτά, στη Διπλωματική Εργασία αυτή ενδιαφέρουν κυρίως τα ηλεκτρόνια και τα ποζιτρόνια (σωματίδια β^+) και για το λόγο αυτό θα αναπτυχθούν μόνο οι μηχανισμοί αυτών των αλληλεπιδράσεων. Για τα σωματίδια β οι κύριοι μηχανισμοί είναι οι εξής:

A) Μη ελαστική σκέδαση με τα περιφερειακά ηλεκτρόνια των ατόμων.

Το φαινόμενο αυτό αποτελεί τον κύριο μηχανισμό απώλειας της ενέργειας του φορτισμένου σωματιδίου που κινείται με μεγάλη ταχύτητα μέσα στην ύλη. Κατά τις μη ελαστικές συγκρούσεις παρατηρούνται διεγέρσεις και ιοντισμοί των ατόμων αυτών, με αποτέλεσμα την παραγωγή χαρακτηριστικών ακτινών-X και την ταυτόχρονη μείωση της ενέργειας του σκεδαζόμενου σωματιδίου- β , το οποίο μετά τη σκέδαση αλλάζει διεύθυνση. Αν μετά τον ιονισμό του ατόμου το δευτερογενές ηλεκτρόνιο που αποδεσμεύτηκε έχει αρκετή ενέργεια μπορεί να προκαλέσει κι αυτό με την σειρά του άλλον ιονισμού ή διέγερση κάποιου άλλου ατόμου της ύλης. Συχνά το ηλεκτρόνιο αυτό χαρακτηρίζεται ως "delta ray".

B) Μη ελαστική σκέδαση με τους πυρήνες των ατόμων.

Αν κατά τη σύγκρουση του σωματιδίου με τον πυρήνα δεν γίνει σύλληψη του (όπως στην περίπτωση της σύλληψης τροχιακού ηλεκτρονίου από τον πυρήνα) τότε παρατηρείται έντονη απόκλιση του σωματιδίου από την αρχική του τροχιά, με ταυτόχρονη απώλεια μέρους ή όλης της ενέργειας του. Η ενέργεια που χάνει το σωματίδιο εκπέμπεται υπό μορφή φωτονίου και ονομάζεται ακτινοβολία πεδήσεως ή Bremsstrahlung.

Γ) Ελαστική σύγκρουση με περιφερειακά ηλεκτρόνια ή πυρήνες.

Σε αυτήν την περίπτωση δεν παρατηρείται εκπομπή ακτινοβολίας και η τροχιά και η ορμή του σωματιδίου αλλάζουν ελάχιστα. Το φαινόμενο αυτό συμβαίνει για μικρές ενέργειες σωματιδίων.

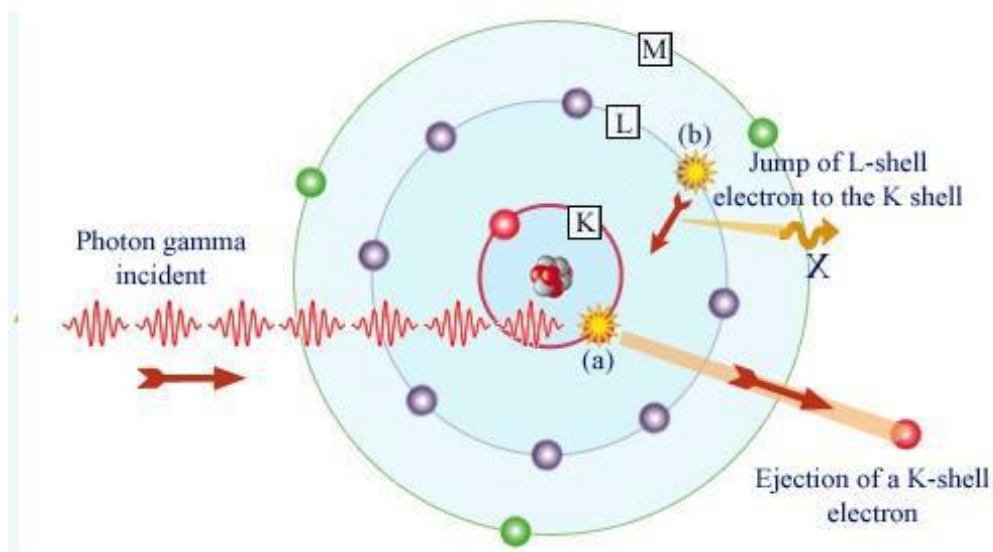
Όταν τα σωματίδια β^- (ηλεκτρόνια), μετά από διαδοχικές αλληλεπιδράσεις, χάσουν όλη την κινητική τους ενέργεια γίνονται μέρος του ηλεκτρονικού πληθυσμού της ύλης στην οποία βρίσκονται. Αντίθετα, όταν τα σωματίδια β^+ (ποζιτρόνια) χάσουν όλη τους την κινητική ενέργεια θα συγκρουστούν με ένα ηλεκτρόνιο (λόγω των δυνάμεων Coulomb) και θα πραγματοποιηθεί το φαινόμενο της εξαύλωσης.

2.2.3.2 Μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων με την ύλη

Οι μηχανισμοί αλληλεπίδρασης φωτονίων (ακτίνες- γ και ακτίνες-X) με την ύλη παρουσιάζονται παρακάτω.

A) Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο.

Σε αυτό τον μηχανισμό το εισερχόμενο φωτόνιο μπορεί να αλληλεπιδράσει με τα περιφερειακά ηλεκτρόνια του ατόμου και να προκαλέσει ιονισμό ή διέγερση του ατόμου. Αν η ενέργεια του φωτονίου είναι μεγαλύτερη από την ενέργεια σύνδεσης του ηλεκτρονίου τότε μπορεί να το ιονίσει και στην συνέχεια – κατά τα γνωστά – να εκπεμφθούν χαρακτηριστικές ακτίνες-X. Η ενέργεια του ηλεκτρονίου μετά τον ιονισμό θα ισούται με την αρχική ενέργεια του φωτονίου μειωμένη κατά την ενέργεια σύνδεσης του ηλεκτρονίου που μετακινήθηκε.



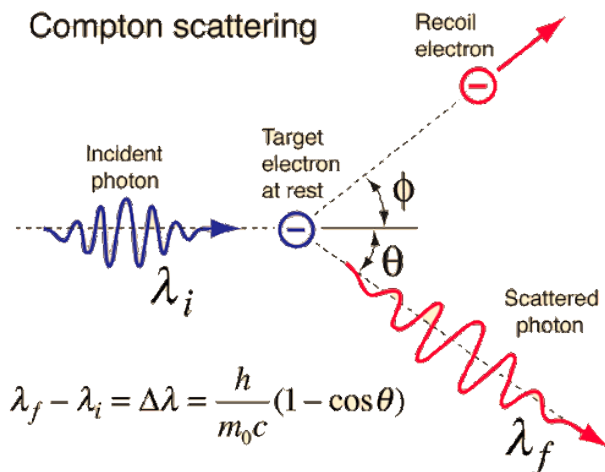
Εικόνα 2.14 Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο

Πηγή: www.nuclear-power.net

B) Σκέδαση Compton

Στον μηχανισμό αυτό το εισερχόμενο φωτόνιο συγκρούεται με ένα από τα ηλεκτρόνια που βρίσκονται στις εξωτερικές στιβάδες του ατόμου και έχει πολύ μικρή ενέργεια σύνδεσης. Ως

αποτέλεσμα της σύγκρουσης, η ενέργεια του φωτονίου κατανέμεται μεταξύ του σκεδαζόμενου φωτονίου και του ηλεκτρονίου που σκεδαάζεται.

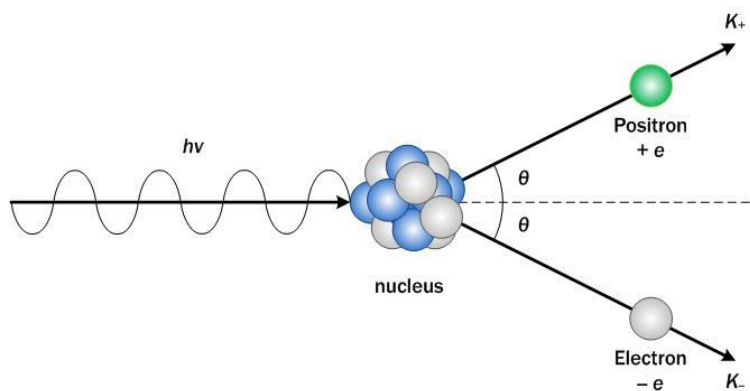


Εικόνα 2.15 Σκέδαση Compton

Πηγή: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/quantum/compton.html>

Γ) Δίδυμη Γένεση

Όταν ένα φωτόνιο με ενέργεια μεγαλύτερη από 1022 keV (άθροισμα των μαζών ηρεμίας ηλεκτρονίου και ποζιτρονίου) συγκρουστεί με τον πυρήνα ενός ατόμου, τότε το φωτόνιο απορροφάται, εκπέμποντας ένα ηλεκτρόνιο και ένα ποζιτρόνιο. Η κινητική ενέργεια των σωματιδίων θα ισούται με την διαφορά της ενέργειας του αρχικού φωτονίου από τα 1022 keV.



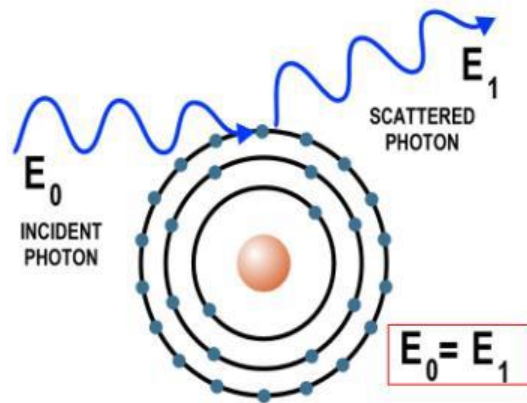
Εικόνα 2.16 Δίδυμη Γένεση

Πηγή: electrons.wikidot.com

Δ) Ελαστική σκέδαση Rayleigh

Κατά το φαινόμενο αυτό φωτόνια χαμηλής ενέργειας – της τάξεως των 10 keV – συγκρούονται ελαστικά με περιφερειακά ηλεκτρόνιο του ατόμου και καθώς η ενέργεια δεν είναι επαρκής για

να προκαλέσει ιονισμό του ατόμου, τα φωτόνια αλλάζουν κατεύθυνση χωρίς απώλεια ενέργειας.

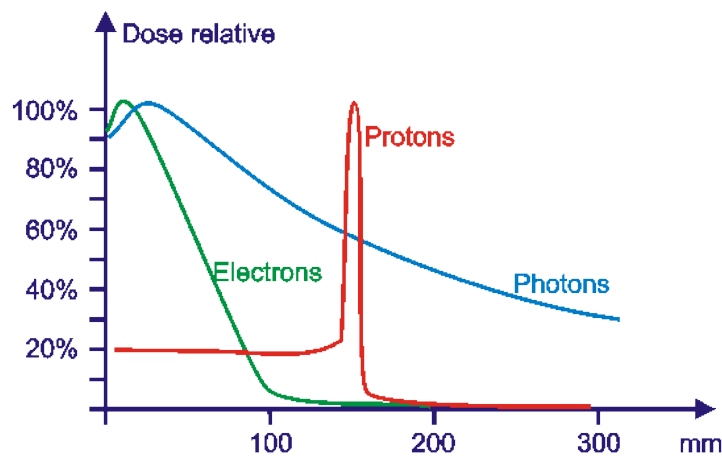


Adapted from Thermo Scientific Quant'X EDXRF training manual

Εικόνα 2.17 Ελαστική σκέδαση φωτονίου
Πηγή: chem.libretexts.org

2.3 Κατά βάθος κατανομή δόσης

Καθώς η ακτινοβολία διέρχεται μέσα από την ύλη αλληλεπιδρώντας με αυτήν, ενέργεια αποτίθεται στην ύλη. Ένα μέγεθος που έχει πολύ μεγάλη σημασία στην δοσιμετρία και στην ακτινοθεραπεία είναι η κατά βάθος κατανομή δόσης, δηλαδή η κατανομή ενέργειας κατά μήκος διαδρομής της ακτινοβολίας. Η ενέργεια δεν κατανέμεται γραμμικά ή ομοιόμορφα σε συνάρτηση με το βάθος, αλλά εξαρτάται από το είδος της ακτινοβολίας, την ενέργεια της δέσμης και το υλικό απορρόφησης. Η διαφορετική κατανομή δόσης για κάθε είδος ακτινοβολίας προκύπτει από τους διαφορετικούς μηχανισμούς αλληλεπίδρασης κάθε είδους ακτινοβολίας με την ύλη. Στην εικόνα 2.18 φαίνεται η εν γένει μορφή της κατά βάθος κατανομής δόσης για διάφορα είδη ακτινοβολίας.



Εικόνα 2.18 Κατά βάθος κατανομή δόσης ανάλογα με το είδος ακτινοβολίας.

Πηγή: *physics.stackexchange.com*

Όπως φαίνεται στο διάγραμμα της εικόνας 2.18, η δόση κατανέμεται εντελώς διαφορετικά για τα τρία είδη ακτινοβολίας. Το 100% της δόσης αντιστοιχεί στην θέση (D_{\max}) όπου αποτίθεται η μέγιστη δόση κατά βάθος.

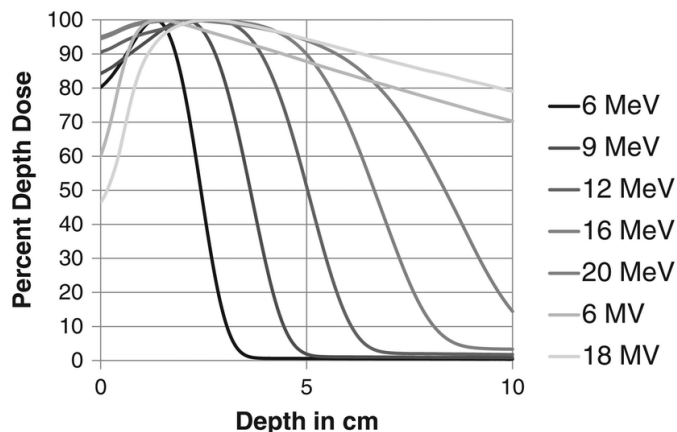
Η δέσμη φωτονίων εναποθέτει σχετικά κοντά στην επιφάνεια ακτινοβόλησης το μέγιστο της ενέργειάς της, αλλά η εξασθένηση της δέσμης απαιτεί πολλά εκατοστά, διότι τα φωτόνια είναι πολύ διεισδυτικά στην ύλη. Το πρόβλημα με αυτή τη μέθοδο ακτινοβόλησης είναι η αναπόφευκτη κατανομή της ενέργειας σε πολύ μεγάλη περιοχή-βάθος με αποτέλεσμα να ακτινοβολούνται σε σημαντικό βαθμό και τα γύρω υγιή κύτταρα. Για να αποφευχθεί στο μέγιστο δυνατό αυτό το φαινόμενο εφαρμόζεται ακτινοβόληση με δέσμες από πολλές διευθύνσεις, οι οποίες συγκεντρώνονται πάνω στον καρκινικό όγκο, με αποτέλεσμα αθροιστικά να του προσφέρουν την απαιτούμενη δόση. Η διαδικασία αυτή θα αναλυθεί εκτενώς σε επόμενο κεφάλαιο. Η ακτινοβόληση με φωτόνια είναι ίσως η πιο διαδεδομένη σήμερα.

Η δέσμη ηλεκτρονίων – η οποία είναι και το αντικείμενο της Διπλωματικής Εργασίας – εναποθέτει το μέγιστο της δόσης της πολύ κοντά στην επιφάνεια και στην συνέχεια έχει απότομη μείωση. Αυτό είναι και το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου, που επιτρέπει την ακτινοβόληση επιφανειακών όγκων χωρίς να βλάψει τα υγιή όργανα που είναι βαθύτερα. Σε ορισμένες περιπτώσεις η ακτινοβόληση γίνεται ενδοχειρουργικά, δηλαδή στα πλαίσια χειρουργικής επέμβασης, ώστε η δέσμη να ακτινοβολήσει απευθείας τον όγκο χωρίς να αφήσει ενέργεια στο δέρμα και στα γύρω όργανα. Αυτή η μέθοδος θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο.

Τέλος, τα πρωτόνια μίας δέσμης αλληλεπιδρούν ελαφρώς στα πρώτα εκατοστά αφήνοντας ένα ομοιόμορφο και σχετικά μικρό ποσοστό της ενέργειας τους μέχρι ένα συγκεκριμένο σημείο, όπου εναποθέτουν όλη τους την ενέργεια. Αυτό είναι ένα πάρα πολύ χρήσιμο χαρακτηριστικό για την ακτινοθεραπεία, διότι με αυτό τον τρόπο υπάρχει δυνατότητα να γίνει πολύ καλύτερη στόχευση του καρκινικού όγκου χωρίς να επηρεαστούν ιστοί που είναι κάτω από αυτόν. Για αυτό το λόγο η ακτινοβόληση με δέσμες πρωτονίων συγκεντρώνει πολύ μεγάλο ενδιαφέρον τα τελευταία χρόνια. Παρ' όλα αυτά η χρήση τους είναι ακόμη περιορισμένη, καθώς υπάρχουν πρακτικά προβλήματα στην παραγωγή δέσμης επαρκούς ενέργειας που να είναι κατάλληλη για ακτινοβόληση.

Όσον αφορά στην εξάρτηση της κατά βάθος κατανομής της δόσης από την ενέργεια της ακτινοβολίας, στην εικόνα 2.20 φαίνεται η εξάρτηση της κατανομής δόσης από την ενέργεια της δέσμης ακτινοβόλησης για δύο είδη ακτινοβολίας. Όπως παρατηρείται, όσο πιο υψηλή είναι η ενέργεια της δέσμης ακτινοβόλησης τόσο πιο βαθιά εντοπίζεται και το μέγιστο της δόσης, αλλά ταυτόχρονα τόσο πιο αργή είναι και η εξασθένηση της ενέργειας της δέσμης. Κατά συνέπεια, σε περίπτωση που ο όγκος ακτινοβόλησης είναι πιο βαθιά, η επιλογή υψηλότερης ενέργειας

φωτονίων φαίνεται να πλεονεκτεί ως προς το μέγιστο, αλλά συγχρόνως και η επιβάρυνση των ιστών σε μεγαλύτερο βάθος είναι μεγαλύτερη.



Εικόνα 2.20 Κατά βάθος κατανομή δόσης ανάλογα με την ενέργεια της δέσμης(5 δέσμες ηλεκτρονίων , 2 δέσμες φωτονίων)[16]

2.3.1 Ραδιοευαισθησία των ιστών

Ραδιοευαισθησία (Radiosensitivity - RS) καλείται η ευαισθησία ενός κυττάρου ή ιστού στην ακτινοβολία, η οποία εκφράζεται από την πιθανότητα για το κύτταρο, ιστό ή όργανο να υποστεί βλάβη κατά την επίδραση της ακτινοβολίας με αυτό, ανά μονάδα δόσης. Η ραδιοευαισθησία εξαρτάται από το είδος του κυττάρου – ιστού – οργάνου. Με βάση το Νόμο των *Bergonie – Tribondeau*, παράγοντες που αυξάνουν την ραδιοευαισθησία ενός οργάνου είναι ο υψηλός ρυθμός μεταβολισμού και ο αυξημένος αριθμός μίτωσης και ανάπτυξης των κυττάρων. Είναι προφανές ότι δεν είναι όλοι οι ιστοί και τα όργανα του σώματος το ίδιο ευαίσθητα στην ακτινοβολία. Το επίπεδο της ραδιοευαισθησίας το δείχνει ο δείκτης Ραδιοευαισθησίας RS. Στον Πίνακα 2.3 που ακολουθεί παρουσιάζεται η ραδιοευαισθησία ορισμένων οργάνων [17].

Υψηλό RS	Μέσο RS	Χαμηλό RS
Μυελός των οστών Σπλήνα, Λεμφαδένες Θύμος αδένας Φακός ματιού Γεννητικοί αδένες	Δέρμα Ήπαρ Καρδιά Πνεύμονες	Μύες Οστά Νευρικό σύστημα

Πίνακας 2.3 Ραδιοευαισθησία οργάνων [17]

2.3.2 Τι είναι ο καρκίνος

Καρκίνος είναι μία ανώμαλη κυτταρική ανάπτυξη, η οποία έχει την δυνατότητα να εισβάλει και να μεταδίδεται σε άλλα υγιή μέρη του σώματος. Υπάρχουν πάνω από 100 διαφορετικά είδη καρκίνου που επηρεάζουν τον άνθρωπο. Ο καρκίνος είναι η δεύτερη πιο συχνή αιτία θανάτου μετά τις καρδιοπάθειες. Πρακτικά, ο καρκίνος δεν είναι μία και μόνη ασθένεια αλλά χαρακτηρίζεται από τον ανεξέλεγκτο πολλαπλασιασμό των «καρκινικών» κυττάρων. Η διαφορά των καρκινικών από τα υγιή κύτταρα είναι ότι, αντί να αυξάνονται να διαιρούνται και να πεθαίνουν με ελεγχόμενο ρυθμό, αυτά πραγματοποιούν αυτό τον κύκλο με ανεξέλεγκτο ρυθμό. Έτσι, αναπτύσσεται ένας κακοήθης όγκος. Το κακό με τα καρκινικά κύτταρα είναι ότι ανθίστανται στην απόπτωση (προγραμματισμένος κυτταρικός θάνατος) ή σε σήματα που σταματούν τον κυτταρικό πολλαπλασιασμό ή ακόμα και στον μηχανισμό γήρανσης, πολλαπλασιάζονται και με την απουσία αυξητικών παραγόντων, κάνουν μεταστάσεις και δημιουργούν αγγεία για την αιμάτωση τους. Τα αίτια δημιουργίας καρκίνου είναι πολλά με κυριότερο το κάπνισμα (περίπου το 22% των θανάτων). Άλλα είναι κληρονομικά, θέματα παχυσαρκίας ή φτωχής διαίτας, έλλειψη φυσικής δραστηριότητας, κατανάλωση αλκοόλ αλλά και η έκθεση σε ιοντίζουσες ακτινοβολίες. Ειδικότερα, η ιοντίζουσα ακτινοβολία μπορεί να προσβάλει ένα κύτταρο είτε άμεσα (ιονίζοντας το μόριο του DNA) είτε έμμεσα, μέσω της ραδιόλυσης του ύδατος στο κύτταρο [17]. Ραδιόλυση είναι μία αντίδραση όπου το μόριο του νερού διασπάται δημιουργώντας ελεύθερες ρίζες OH^\cdot , οι οποίες με την σειρά τους προσβάλλουν το DNA και το αλλοιώνουν. Περίπου τα δύο τρίτα των συνολικών βλαβών λόγω προσβολής από ιοντίζουσα ακτινοβολία οφείλονται στην ραδιόλυση του ύδατος μέσα στα κύτταρα. Άλλες αιτίες είναι μολύνσεις όπως ηπατίτιδα Β και C ή HPV. Τρόποι αντιμετώπισης του καρκίνου είναι η θεραπεία με ακτινοβολίες (αναλύεται στα επόμενα κεφάλαια), η χειρουργική επέμβαση, η χημειοθεραπεία και η στοχευμένη θεραπεία. Η στοχευμένη θεραπεία είναι μία υπό ανάπτυξη σύγχρονη μέθοδος η οποία βασίζεται στην ταυτότητα που έχουν τα καρκινικά κύτταρα. Κάθε διαφορετικός τύπος καρκίνου και κατ' επέκταση κάθε καρκινικό κύτταρο παράγει μία πρωτεΐνη η οποία αν ταυτοποιηθεί μπορούν να παραχθούν κατάλληλα φάρμακα (μονοκλωνικά αντισώματα, αντι-αγγειογενετικά φάρμακα κ.α.) τα οποία προσεγγίζουν στοχευμένα τον καρκίνο και τον καταπολεμούν. Αυτή η θεραπεία μπορεί να χρησιμοποιηθεί συνδυαστικά με τις άλλες θεραπείες και για συγκεκριμένα είδη καρκίνων.

Κεφάλαιο 3^ο - Εφαρμογές η/μ ακτινοβολίας στην ιατρική.

Σήμερα υπάρχει μεγάλο πλήθος εφαρμογών της η/μ ακτινοβολίας στην ιατρική, οι οποίες μπορούν να διαιρεθούν σε δύο μεγάλες κατηγορίες: τις εφαρμογές απεικόνισης και τις θεραπευτικές εφαρμογές. Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει μία συνοπτική παρουσίαση των κυριότερων εφαρμογών από τις δύο αυτές κατηγορίες

3.1 Απεικονιστικές τεχνικές στην ιατρική - διαγνωστική ραδιολογία

Η διαγνωστική ραδιολογία περιλαμβάνει το σύνολο των μεθόδων που έχουν αναπτυχθεί για την δημιουργία απεικονίσεων για διάφορες δυσλειτουργίες του ανθρώπινου σώματος όπως η ύπαρξη όγκων κλπ. Στις μεθόδους αυτές περιλαμβάνονται η απλή ακτινογραφία, η υπολογιστική τομογραφία, η χρήση ραδιοφαρμάκων κ.α. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται είναι δύο ειδών. Τεχνικές διέλευσης, όπου η πηγή ιοντίζουσας ακτινοβολίας (ακτίνες-Χ) βρίσκεται εκτός του ασθενή και οι τεχνικές εκπομπής, όπου η πηγή βρίσκεται μέσα στον ασθενή (ακτίνες-γ). Η παραγωγή εικόνας στις τεχνικές αυτές στηρίζεται στο φαινόμενο της εξασθένησης της ακτινοβολίας. Κατά το φαινόμενο αυτό μία δέσμη φωτονίων που διέρχεται μέσα από ένα οστό εξασθενεί περισσότερο (περισσότερες αλληλεπιδράσεις με την ύλη) από ότι εξασθενεί όταν διέρχεται μέσα από τους μύες. Έτσι, τα πιο «απορροφητικά» όργανα προκαλούν στο υποδοχέα εικόνας (π.χ. ακτινογραφία) μεγαλύτερη αμαύρωση από τους γειτονικούς ιστούς και έτσι, με βάση το πόσο εξασθένησε η δέσμη της ακτινοβολίας εμφανίζονται οι διάφοροι ιστοί και τα όργανα σε μια κλίματα του γκρι. Μεγάλη σημασία έχει η καθαρότητα της εικόνας και αντίθεση των οργάνων. Καθώς η διέλευση της ακτινοβολίας μέσα από έμβια όντα συνεπάγεται και απόθεση ενέργειας, δηλαδή δόση, ένα μεγάλο θέμα κατά την ιατρική απεικόνιση είναι η ελαχιστοποίηση της δόσης, με βάση την αρχή ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Με βάση αυτή την αρχή, ο ασθενής δεν πρέπει να ακτινοβολείται χωρίς λόγο και ακόμα και στην περίπτωση που πρέπει να ακτινοβοληθεί πρέπει να πάρει την μικρότερη δυνατή δόση που απαιτείται.

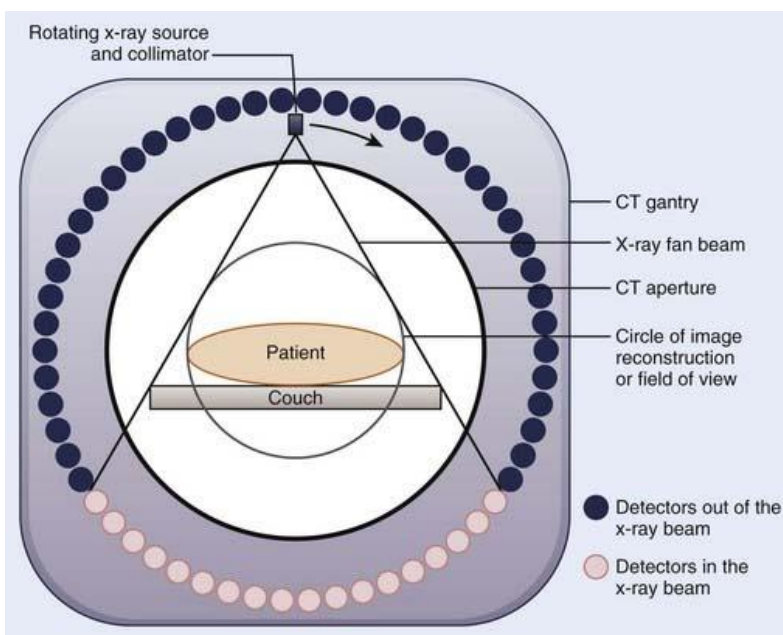
3.1.1 Ακτινογραφίες – Ακτινοσκόπηση

Κατά την ακτινογραφία και την ακτινοσκόπηση ο ασθενής ακτινοβολείται από μία κατεύθυνση με δέσμη ακτίνων Χ. Η δέσμη παράγεται από μία μηχανή ακτίνων-Χ όπου μία θερμαινόμενη κάθοδος απελευθερώνει ηλεκτρόνια, τα οποία με κατάλληλη διαφορά δυναμικού επιταχύνονται προς την άνοδο (υλικό μεγάλου Ζ όπως το βολφράμιο). Τα ηλεκτρόνια που προσπίπτουν στην άνοδο, εξαιτίας των αλληλεπιδράσεων τους με αυτήν παράγουν κυρίως ακτίνες Χ πέδησης αλλά και χαρακτηριστικές ακτίνες Χ οι οποίες ακτινοβολούν τον ασθενή.

Η διαφορά της ακτινογραφίας με την ακτινοσκόπηση είναι ότι στην ακτινογραφία η πληροφορία καταγράφεται πάνω σε φιλμ ή σε μία πλάκα και οδηγεί σε στατική απεικόνιση, ενώ στην ακτινοσκόπηση η πληροφορία με κατάλληλους μηχανισμούς παρουσιάζεται σε μία οθόνη και παρέχει δυναμική απεικόνιση. Η ακτινοσκόπηση χρησιμοποιείται κυρίως στην παρεμβατική ραδιολογία, όπου παρέχει εικόνα κατά τη διάρκεια μίας επεμβατικής ιατρικής πράξης (π.χ. στεφανιογράφημα).

3.1.2 Υπολογιστική (αξονική) τομογραφία

Η παραγωγή της τομογραφικής εικόνας (γνωστή ως υπολογιστική ή αξονική τομογραφία) γίνεται με διαφορετικό τρόπο από ότι η απλή ακτινογραφία ή ακτινοσκόπηση. Δεν καταγράφεται απευθείας η εικόνα λόγω της εξασθένησης της ακτινοβολίας, αλλά η εξασθένηση κατά μήκος μίας πολύ λεπτής δέσμης ακτινοβολίας η οποία σαρώνει την τομή που πρόκειται να απεικονισθεί από διάφορες διευθύνσεις. Οι αξονικοί τομογράφοι πρώτης γενιάς ξεκίνησαν από μία διάταξη όπου η κεφαλή ακτίνων X ήταν αντιδιαμετρικά από τον ανιχνευτή της ακτινοβολίας και τα δύο μέρη περιστρέφονταν συμμετρικά γύρω από τον ασθενή. Οι ανιχνευτές μπορεί να είναι ανιχνευτές σπινθηρισμού με φωτοπολλαπλασιαστή που παρουσιάζουν πολύ υψηλή απόδοση ανίχνευσης φωτονίων ή ανιχνευτές με θάλαμο ιονισμού ή ανιχνευτές με κρύσταλλο και φωτοδίοδο. Η λεπτή δέσμη φωτονίων εξασθενούσε περνώντας από το σώμα του ασθενή και έτσι παρείχε την πληροφορία. Με αυτή την τεχνική μειωνόταν ο θόρυβος από σκεδαζόμενα φωτόνια αλλά ο ασθενής ακτινοβολούταν για πολλά λεπτά με αποτέλεσμα να λαμβάνει υψηλή δόση. Οι σύγχρονοι αξονικοί τομογράφοι έχουν σταθερούς ανιχνευτές τοποθετημένους σε ένα επίπεδο καλύπτοντας μία γωνία 360° γύρω από το σώμα του ασθενή (Εικόνα 3.1).



Εικόνα 3.1 Αξονικός τομογράφος

Πηγή: <https://clinicalgate.com/immobilization-and-simulation/>

Η μηχανή των ακτίνων-X είναι η μόνη συνιστώσα που περιστρέφεται. Το αποτέλεσμα είναι τα κινούμενα μέρη να είναι ελάχιστα και η εξέταση να χρειάζεται μερικά δευτερόλεπτα. Όταν σαρωθεί πλήρως μία τομή ο ασθενής μετατοπίζεται ώστε να δημιουργηθεί εικόνα για την επόμενη τομή. Για τη δημιουργία της εικόνας (image reconstruction) χρησιμοποιούνται υπολογιστικοί κώδικες όπου αναλόγως την γωνία και την πληροφορία της εξασθένησης της ακτινοβολίας σε κάθε θέση παράγουν δυσδιάστατη ή τρισδιάστατη εικόνα. Οι δόσεις εν γένει που λαμβάνει ένας ασθενής από μία αξονική τομογραφία είναι αρκετά ψηλές της τάξεως των 10-100 mGy [17] και παρουσιάζουν μεγάλη κύμανση ανάλογα με τον τύπο του τομογράφου, αλλά και το είδος και της παραμέτρους της απεικόνισης.

3.1.3 Απεικόνιση με χρήση ραδιοφαρμάκων

Ένα ραδιοφάρμακο είναι μία χημική ένωση που έχει παρόμοια σύνθεση και λειτουργία με αυτές που βρίσκονται φυσιολογικά στο ανθρώπινο σώμα (για παράδειγμα τη γλυκόζη) [18], αλλά περιλαμβάνει κι ένα ραδιενεργό ισότοπο το οποίο εκπέμπει ακτινοβολία μέσα από το σώμα. Η φαρμακοκινητική συμπεριφορά του ραδιοφαρμάκου πρέπει να είναι τέτοια ώστε να συγκεντρώνεται σε συγκεκριμένα όργανα. Το ραδιοφάρμακο εισέρχεται στον ασθενή με ένεση, εισπνοή ή κατάποση. Η καταγραφή της εκπεμπόμενης από το ραδιοφάρμακο ακτινοβολίας σε συνδυασμό με πολύπλοκους υπολογιστικούς αλγορίθμους οδηγεί σε τρισδιάστατη απεικόνιση και συμπεράσματα σχετικά με την λειτουργία συγκεκριμένων οργάνων και την ύπαρξη όγκων. Μεγάλη προσοχή στην χρήση ραδιοφαρμάκων θέλει η χορήγηση της σωστής δόσης ώστε να μην ακτινοβοληθεί ο ασθενής περισσότερο από το απαιτούμενο. Με τα ραδιοφάρμακα μπορεί να γίνει εκτίμηση, αφενός της μορφολογικής δομής πχ ενός όγκου, αφετέρου της λειτουργίας ενός οργάνου (αιμάτωση, μεταβολισμός κλπ). Ένα ραδιοφάρμακο για διαγνωστική χρήση πρέπει να έχει κατάλληλο χρόνο ημιζωής ώστε να περιορισθεί η έκθεση του ασθενούς, των εργαζομένων και των συγγενών στην ακτινοβολία, να εκπέμπει γ-ακτινοβολία και η ενέργεια των φωτονίων του πρέπει να είναι επαρκής ώστε να διαπεράσει τους ιστούς και να ανιχνευτεί. Οι απεικονιστικές τομογραφικές τεχνικές με χρήση ραδιοφαρμάκων διαιρούνται σε δύο γενικές κατηγορίες:

- Τομογραφία με εκπομπή ποζιτρονίων (Positron Emitted Tomography PET)
- Τομογραφία με εκπομπή μοναδικού φωτονίου (Single Photon Emitted Computed Tomography SPECT)

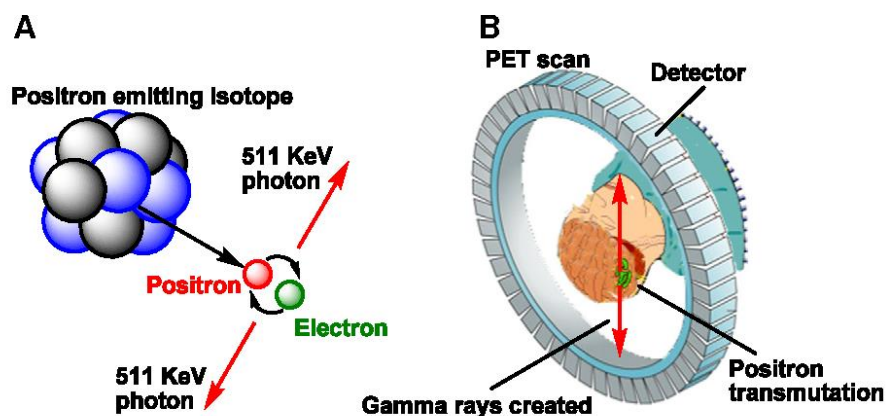
3.1.3.1 PET (Positron Emitted Tomography)

Η τεχνική αυτή βασίζεται στο φαινόμενο της εξαΰλωσης ηλεκτρονίου-ποζιτρονίου και στην παραγωγή δύο φωτονίων 511 keV με αντίθετες διευθύνσεις. Στον ασθενή χορηγείται ένα ραδιοφάρμακο το οποίο εκπέμπει ποζιτρόνια (μέσω της διάσπασης β^+). Τα ποζιτρόνια επιβραδύνονται μέσω των σκεδάσεων με τα άτομα του οργανισμού ώσπου να συγκρουστούν με ένα ηλεκτρόνιο και να εξαΰλωθούν. Από το σημείο αυτό εκπέμπονται δύο αντιδιαμετρικά φωτόνια ενέργειας 511keV τα οποία καταγράφονται συνέχεια από κατάλληλους ανιχνευτές που

είναι τοποθετημένοι περιμετρικά του ασθενή και παρέχουν την πληροφορία (Εικόνα 3.2). Με χρήση κατάλληλων αλγορίθμων αναπαράγεται η εικόνα της περιοχής όπου έχει συγκεντρωθεί το ραδιοφάρμακο [17]. Στον Πίνακα 3.1 που ακολουθεί, παρατίθενται τα συνηθέστερα χρησιμοποιούμενα ραδιοφάρμακα στην τεχνική PET.

Πίνακας 3.1 Ραδιοφάρμακα που χρησιμοποιούνται στην PET

Ραδιοϊσότοπο	Χρόνος ημιζωής (min)	Μέση ενέργεια σωματιδίου (MeV)
C-11	20.4	0.39
N-13	10	0.5
O-15	2.2	0.72
F-18	110	0.25

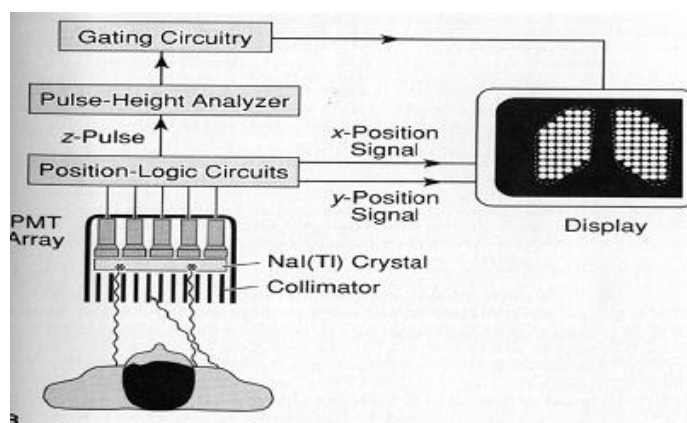
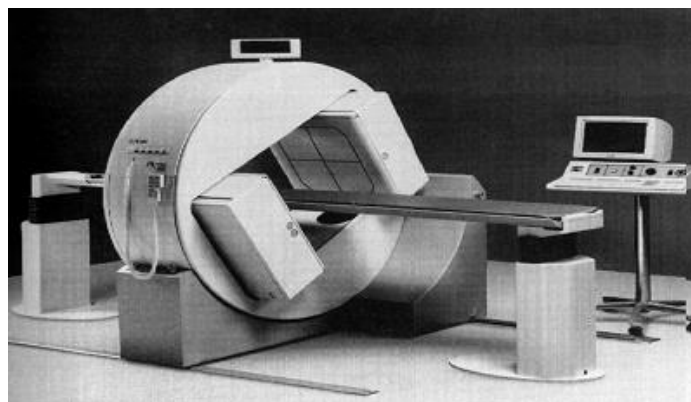


Εικόνα 3.2 Η τεχνική της ποζιτρονικής τομογραφίας (PET)

Πηγή: <https://www.semanticscholar.org/>

3.1.3.2 SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography)

Η διαδικασία της τομογραφίας SPECT έχει αρκετά κοινά με την τομογραφία PET, με τη διαφορά ότι χρησιμοποιείται ραδιοφάρμακο που εκπέμπει μοναδικό φωτόνιο (συνήθως ^{99m}Tc) και ένα ανιχνευτικό σύστημα ευαίσθητο ως προς της θέση, το οποίο αποτελείται από μία ή και περισσότερες gamma-camera και κατάλληλο κατευθυντήρα δέσμης. Πριν την εξέταση χορηγείται στον ασθενή ραδιοφάρμακο (συνήθως σε ενέσιμη μορφή) το οποίο εκπέμπει ακτινοβολία-γ. Κατά την εξέταση το ανιχνευτικό σύστημα της ακτινοβολίας-γ περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή καταγράφοντας την κατανομή του ραδιοφαρμάκου στο σώμα. Στη συνέχεια, συνθέτεται η τρισδιάστατη εικόνα με χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή και κατάλληλων αλγορίθμων [19].



Εικόνα 3.3 Διάταξη απεικόνισης με την τεχνική SPECT
 Πηγή: *The Physics of radiology, A.B. Wolbars*

3.1.4 Μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging MRI)

Η μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging MRI) είναι μία απεικονιστική τεχνική που δεν βασίζεται στη χρήση ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Παρ' όλα αυτά, για λόγους πληρότητας, αλλά και καθώς, τόσο το σήμα που καταγράφεται όσο και η διαδικασία παραγωγής του σήματος εμπλέκει τη χρήση η/μ ακτινοβολίας, κρίνεται σκόπιμο να παρουσιαστεί συνοπτικά στο σημείο αυτό. Η λειτουργία του μαγνητικού τομογράφου βασίζεται στο παρακάτω φαινόμενο. Κάθε πυρήνας υδρογόνου (πρωτόνιο) έχει ορισμένη ιδιοπεριστροφή η οποία κάνει το άτομο αυτό να συμπεριφέρεται σαν ένας μικρός μαγνήτης με τυχαίο προσανατολισμό του μαγνητικού του πεδίου. Στους ιστούς του ανθρώπινου σώματος υπάρχουν δισεκατομμύρια τέτοιοι μικροί μαγνήτες. Μέσα στον μαγνητικό τομογράφο ασκείται ένα εξαιρετικά δυνατό μαγνητικό πεδίο, με αποτέλεσμα οι μικροί αυτοί μαγνήτες να προσανατολιστούν εκμεταλλευόμενοι την ενέργεια που παίρνουν από το μαγνητικό πεδίο. Όταν το μαγνητικό πεδίο εκλείψει, οι πυρήνες επανέρχονται στον αρχικό προσανατολισμό τους εκπέμποντας την ενέργεια που προηγουμένως απορρόφησαν, παράγοντας ένα η/μ σήμα στην περιοχή των ραδιοκυμάτων που καταγράφεται από κατάλληλα πηνία [17]. Με βάση την ένταση του σήματος αυτού εκτιμάται και απεικονίζεται το πλήθος των πυρήνων υδρογόνου σε κάθε

θέση-όργανο. Το μεγάλο πλεονέκτημα της μαγνητικής τομογραφίας είναι ότι δεν χρησιμοποιεί ιοντίζουσα ακτινοβολία για την απεικόνιση, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει ραδιοβιολογική επιβάρυνση του εξεταζόμενου.

3.1.5 Απεικόνιση υπερήχων

Με την τεχνική των υπερήχων δεν χρησιμοποιείται η/μ ακτινοβολία αλλά μηχανικά ακουστικά κύματα. Παρ' όλα αυτά παρουσιάζεται για λόγους πληρότητας και επειδή είναι μία μέθοδος που χρησιμοποιείται σε πολλούς τομείς της ιατρικής, όπως για παράδειγμα στην απεικόνιση εμβρύου κατά την κύηση. Στην μέθοδο αυτή χρησιμοποιούνται ηχητικά κύματα ακριβώς όπως τα ακουστικά. Η διαφορά έγκειται στο ότι η συχνότητα μέχρι την οποία το ανθρώπινο αυτί μπορεί να ακούσει είναι τα 20 kHz ενώ στους υπερήχους χρησιμοποιούνται ηχητικά κύματα μεγαλύτερης συχνότητας των 20 kHz έως και GHz. Αξίζει να αναφερθεί ότι υπέρηχους χρησιμοποιούν διάφορα ζώα όπως τα δελφίνια και οι νυχτερίδες για την πλοήγηση και το κυνήγι. Η αρχή της λειτουργίας της απεικόνισης με υπερήχους βασίζεται στην διάδοση των κυμάτων μέσα σε ένα υλικό μέσο και στα φαινόμενα της ανάκλασης και διάθλασης. Τα ηχητικά κύματα ταξιδεύουν με μεγαλύτερη ταχύτητα στα πυκνότερα υλικά, όπως ενδεικτικά παρουσιάζεται στον πίνακα που ακολουθεί.

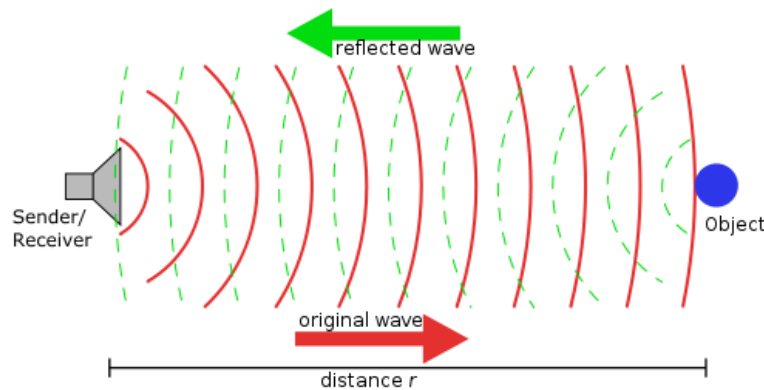
Πίνακας 3.1 Ταχύτητα υπερήχων σε διάφορα υλικά

Πηγή: <https://www.csd.uoc.gr/~hy571/NOTES/ultrasound.pdf>

Υλικό	Ταχύτητα (m/sec)
Αέρας	331
Λίπος	1450
Λάδι	1500
Νερό	1540
Μαλακοί ιστοί	1540
Ήπαρ	1550
Αίμα	1570
Μυς	1585
Οστά	4080
Χαλαζίας	5740
Αλουμίνιο	6400

Τα κύματα υπερήχων παράγονται από μία κεφαλή πομπό/δέκτη και μεταφέρονται μέσα στο σώμα. Η κεφαλή αποτελείται από πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους, οι οποίοι όταν δεχθούν μια ηλεκτρική ταλάντωση, από ηλεκτρικό σήμα ορισμένης συχνότητας, υφίστανται μηχανική ταλάντωση και δημιουργούν το κύμα υπερήχων που μεταδίδεται στο σώμα. Αντίστροφα, όταν ένα ανακλώμενο κύμα καταλήξει στους πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους τους οδηγεί σε ταλάντωση και αυτοί με αντίστροφη διαδικασία δημιουργούν ηλεκτρικό σήμα.

Όταν το κύμα συναντήσει ένα νέο υλικό (πχ διαφορετικό όργανο) ένα ποσό ανακλάται και ένα ποσό διαθλάται. Η ίδια κεφαλή που παρήγαγε τα κύματα υπερήχων καταγράφει τα ανακλώμενα κύματα που φέρουν την πληροφορία και παράγει ηλεκτρικό σήμα που τελικά επιτρέπει τη δημιουργία εικόνας [20].

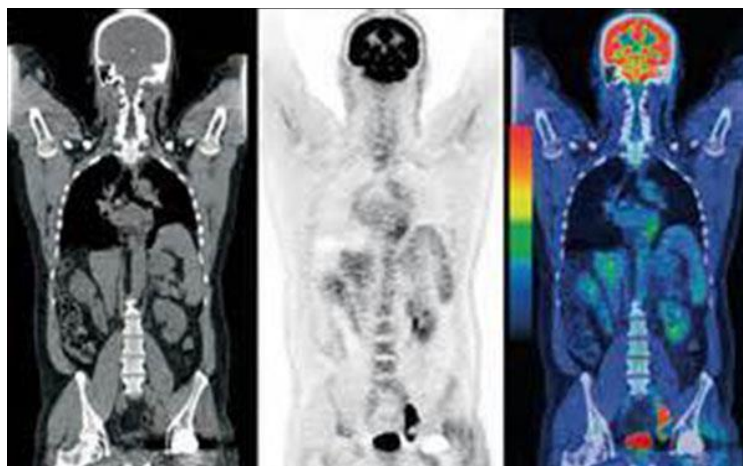


Εικόνα 3.4 Υπέρηχος και ανακλώμενο κύμα

Πηγή: <https://zonegusmawati.wordpress.com/2012/12/26/sound-as-a-wave/>

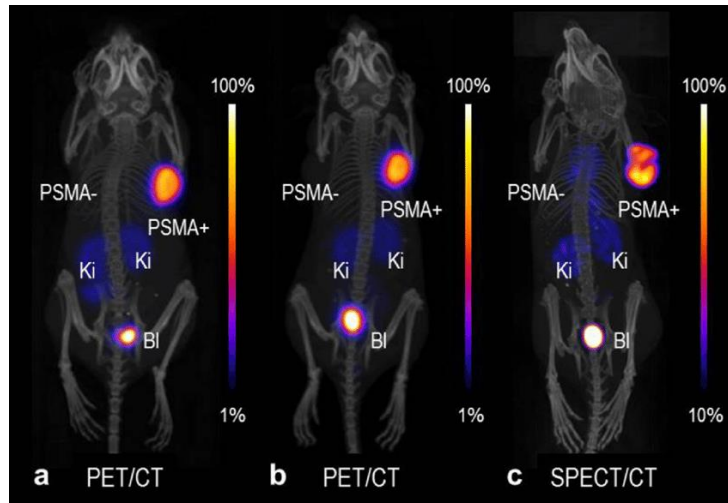
3.1.6 Μέθοδοι απεικόνισης με σύνθεση διαγνωστικών τεχνικών

Κάθε μία από τις τεχνικές που αναφέρθηκαν προηγουμένως έχει τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα της. Έτσι, τα τελευταία χρόνια και για τη βέλτιστη απεικόνιση χρησιμοποιούνται συνδυαστικά ορισμένες τεχνικές. Σύνηθες είναι η σύνθεση της πληροφορίας από αξονική τομογραφία (CT) και από PET (PET-CT) [21], CT και SPECT (SPECT-CT) και από MRI και PET (PET-MRI). Στις εικόνες που ακολουθούν φαίνεται το αποτέλεσμα της σύνθεσης διαφόρων τεχνικών.



Εικόνα 3.5 Εικόνα από αξονική τομογραφία (CT), PET και ο συνδυασμός τους (PET-CT)

Πηγή: www.arizonastateradiology.com



Εικόνα 3.6 Απεικόνιση με την μέθοδο PET/CT και SPECT/CT

Πηγή: https://www.researchgate.net/figure/PET-CT-and-SPECT-CT-images-as-MIPs-of-mice-2-h-after-injection-of-a-43-Sc-PSMA-617-b_fig4_324556208

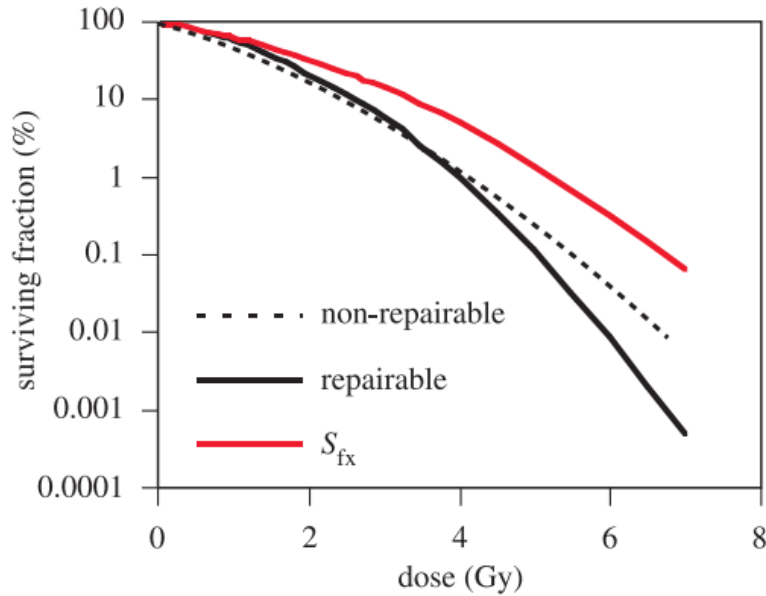
3.2 Θεραπευτικές τεχνικές με χρήση ιοντιζουσών ακτινοβολιών

Στην ιατρική, οι ιοντίζουσες ακτινοβολίες χρησιμοποιούνται πολύ συχνά για θεραπευτικούς λόγους, κυρίως για τη θεραπεία καρκινικών όγκων. Αυτό επιτυγχάνεται με στοχευμένη ακτινοβολή των όγκων με επιλεγμένο είδος ακτινοβολίας, προκειμένου να καταστραφούν τα καρκινικά κύτταρα. Για την εφαρμογή αυτών των τεχνικών ακτινοβολήσης, αρχικά είναι απαραίτητη η χρήση της σωστής διαγνωστικής διαδικασίας, ώστε να εντοπισθεί με τη μεγαλύτερη δυνατή ακρίβεια η θέση του όγκου. Στη συνέχεια ακολουθεί κατάλληλη αξιολόγηση και επιλογή του βέλτιστου σεναρίου ακτινοβολήσης που επιτρέπει ο διαθέσιμος εξοπλισμός.

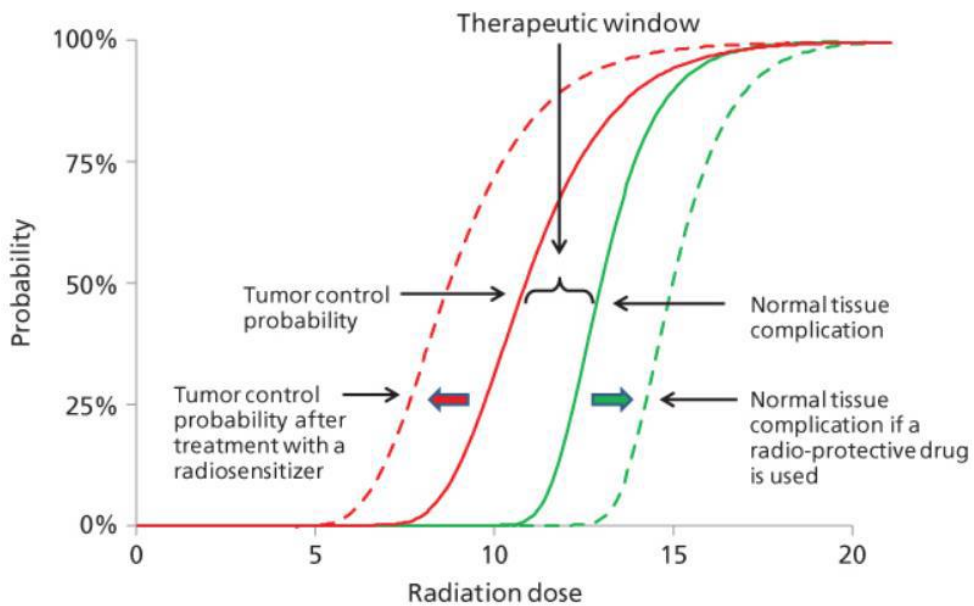
Στόχος της ακτινοθεραπείας είναι να σκοτώσει ή έστω να στερήσει τα καρκινικά κύτταρα. Ένα σημαντικό ζητούμενο είναι παράλληλα να ελαχιστοποιηθεί η βλάβη στα υγιή κύτταρα τα οποία αναπόφευκτα θα ακτινοβοληθούν. Στο διάγραμμα της εικόνας 3.6 παρατίθενται τυπικές καμπύλες επιβίωσης κυττάρων μετά από ακτινοβολή συναρτήσει της δόσης [22]. Με την κόκκινη γραμμή φαίνεται το ποσοστό επιβίωσης των ακτινοβολουμένων κυττάρων. Με την μαύρη γραμμή φαίνεται το ποσοστό αυτών που θα επιδιορθωθούν, ενώ η μαύρη διακοπόμενη δείχνει πόσα από αυτά δεν επιδιορθώνονται.

Πρέπει στο σημείο αυτό να επισημανθεί ότι εν γένει ένα καρκινικό κύτταρο παρουσιάζει μικρότερη αντοχή στην ακτινοβολία (μεγαλύτερη ραδιοευαισθησία) από ένα αντίστοιχο υγιές. Η ακτινοθεραπεία στηρίζεται ακριβώς πάνω σε αυτή τη διαφορά της ραδιοευαισθησίας για συγκεκριμένη δόση. Οι σιγμοειδής καμπύλες που παρουσιάζονται στην Εικόνα 3.7 δείχνουν την πιθανότητες ενός υγιούς κυττάρου να επιβιώσει από συγκεκριμένη δόση σε σχέση με ένα καρκινικό. Με χρήση διαφόρων παραγόντων είναι δυνατό να αυξηθεί η ραδιοευαισθησία των

καρκινικών κυττάρων και αντίστοιχα να μειωθεί η ραδιοευαισθησία των υγιών. Στην εικόνα 3.7 οι διακεκομμένες γραμμές δείχνουν την ραδιοευαισθησία καρκινικών και υγιών κυττάρων με την χρήση κατάλληλων φαρμάκων.



Εικόνα 3.6 Καμπύλες Επιβίωσης Κυττάρων [22]



Εικόνα 3.7 Καμπύλες Επιβίωσης Υγιών και Καρκινικών Κυττάρων με χρήση φαρμάκων.

Πηγή: oncohemakey.com

Αναλόγως με το όργανο που πρόκειται να ακτινοβοληθεί, ο θεράπων ιατρός σε συνεργασία με τον ακτινοφυσικό επιλέγουν την κατάλληλη μέθοδο θεραπείας και την απαραίτητη δόση με την οποία θα πρέπει να ακτινοβοληθεί ο ασθενής. Για το σκοπό αυτό λαμβάνουν υπόψη το είδος του οργάνου με καρκινικό όγκο και τα ευαίσθητα όργανα γύρω από αυτόν. Ένα άλλο χαρακτηριστικό που είναι σημαντικό για την προστασία των υγιών κυττάρων είναι ο κατάλληλος χρόνος μεταξύ των συνεδριών για ακτινοβολήση του ασθενή, ώστε τα υγιή κύτταρα να έχουν επιδιορθωθεί ενώ τα καρκινικά να μην έχουν προλάβει, καθώς έχει παρατηρηθεί ότι ο ρυθμός αποκατάστασης των υγιών κυττάρων είναι υψηλότερος από αυτόν των καρκινικών.

Ένας καρκινικός όγκος για να αντιμετωπιστεί αποτελεσματικά συχνά χρειάζεται ένα συνδυασμό και των τριών σύγχρονων μεθόδων αντιμετώπισης του καρκίνου που είναι η χειρουργική επέμβαση, η χημειοθεραπεία και η ακτινοθεραπεία. Για παράδειγμα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί η ακτινοθεραπεία για να στερήσει τα καρκινικά κύτταρα και να σταματήσει τον πολλαπλασιασμό τους για να είναι πιο εύκολη η χειρουργική αφαίρεση, ή η ακτινοθεραπεία να ακολουθήσει τη χειρουργική επέμβαση για να θεραπεύσει μικροσκοπικούς όγκους που έχουν απομείνει μετά την χειρουργική επέμβαση. Η χημειοθεραπεία, όπως και η ακτινοθεραπεία, είναι μία αναίμακτη θεραπεία που δεν απαιτεί διείσδυση και χρησιμοποιείται κυρίως σε μεταστατικούς καρκίνους, ή συμπληρωματικά με τις άλλες μεθόδους για να αποφευχθεί ο κίνδυνος τυχόν μικρομετάστασης. Μερικές μορφές χημειοθεραπείας χρησιμοποιούν φάρμακα που αυξάνουν την ευαισθησία των καρκινικών κυττάρων στην ακτινοβολία και για το λόγο αυτό μπορεί να προηγηθεί της ακτινοθεραπείας, καθιστώντας την πιο αποτελεσματική.

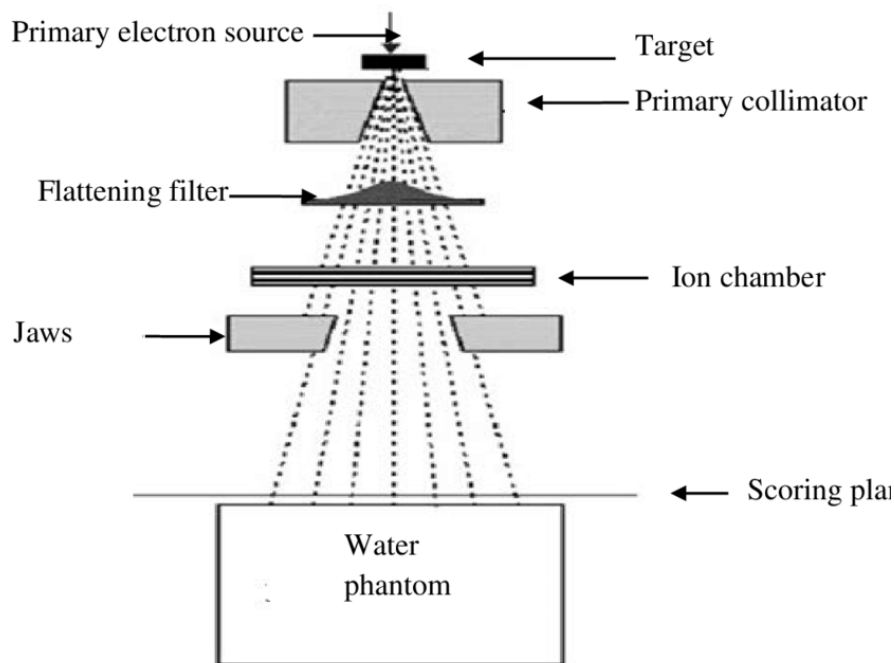
Στην συνέχεια της παραγράφου γίνεται μία παρουσίαση των διαφόρων τεχνικών ακτινοθεραπείας. Πρέπει στο σημείο αυτό να επισημανθεί ότι στην ακτινοθεραπεία η ενέργεια της δέσμης ακτινοβολήσης είναι πολύ υψηλότερη από την ενέργεια που χρησιμοποιείται στις διαγνωστικές τεχνικές. Για να επιτευχθούν αυτές οι υψηλές ενέργειες χρησιμοποιούνται συνήθως γραμμικοί επιταχυντές (Medical Linear Accelerators, LINACS). Η συγκρότηση και λειτουργία των επιταχυντών αυτών αναλύεται εκτενώς στο επόμενο κεφάλαιο.

3.2.1 Ακτινοβολήση με δέσμη φωτονίων

Κατά την μέθοδο αυτή μία δέσμη ηλεκτρονίων αφού επιταχυνθεί μέσα στον επιταχυντή φθάνει με την κατάλληλη ενέργεια στην κεφαλή του. Εκεί πρέπει να γίνει η διαμόρφωση της τελικής δέσμης ακτινοβολήσης, η οποία πρέπει να έχει τα απαραίτητα χαρακτηριστικά ώστε να είναι κατάλληλη για ακτινοβολήση του ασθενή. Αρχικά, η δέσμη ηλεκτρονίων προσκρούει στον στόχο (x-ray target) ο οποίος είναι κατασκευασμένος από κατάλληλο υλικό και έχει κατάλληλο πάχος ώστε όλα τα πρωτογενή ηλεκτρόνια να αλληλεπιδράσουν με το υλικό, με αποτέλεσμα την παραγωγή ακτίνων-X. Αυτό συμβαίνει κυρίως μέσω της ακτινοβολίας πέδησης (bremsstrahlung) αλλά και με την εκπομπή χαρακτηριστικών ακτίνων μετά από τους ιονισμούς που συμβαίνουν στο υλικό του στόχου. Η παραγόμενη δέσμη ακτίνων-X δεν έχει το κατάλληλο προφίλ για να ακτινοβολήσει τον ασθενή, αλλά έχει μία κατανομή που προσεγγίζει την κανονική, με μέγιστη τιμή της ροής φωτονίων ($\text{φωτόνια}\cdot\text{cm}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}$) στον άξονα της αρχικής δέσμης ηλεκτρονίων. Για το

λόγω αυτό τοποθετείται ένα φύλλο επιπεδότητας (flattening filter) [23] με κωνική γεωμετρία. Τα χαρακτηριστικά της γεωμετρίας του δεύτερου φύλλου είναι τέτοια ώστε η δέσμη μετά από αυτό να έχει το επιθυμητό προφίλ ακτινοβολίας. Στόχος για το επιθυμητό προφίλ ακτινοβολίας είναι η επαρκής ομοιογένεια της δέσμης, δηλαδή η δέσμη να έχει σταθερή κατά το δυνατόν ροή σε όλο το πλάτος της και να μην υπάρχουν δευτερογενή ηλεκτρόνια τα οποία θα αποθέσουν μεγάλη δόση στο σημείο εισόδου της δέσμης, δηλαδή στο δέρμα. Τα δευτερογενή ηλεκτρόνια παράγονται κατά τις αλληλεπιδράσεις των ακτίνων-X μέσα στο φίλτρο επιπεδότητας και για το λόγο αυτό τοποθετούνται αμέσως μετά από αυτό κατάλληλα φίλτρα λεπτού πάχους που στόχο έχουν να κόψουν τα δευτερογενή αυτά ηλεκτρόνια χωρίς να αλλοιώσουν σημαντικά το επιθυμητό προφίλ δέσμης.

Στη συνέχεια, όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.8, για την διαμόρφωση της κατάλληλης δέσμης ακτίνων X υπάρχουν οι κατευθυντές δέσμης οι οποίοι είναι από κατάλληλο υλικό και με την κατάλληλη γεωμετρία ώστε να αποκόψουν την ακτινοβολία που διαφεύγει εκτός του επιθυμητού πεδίου ακτινοβολίας. Το σύστημα κατευθυντών αναλύεται λεπτομερώς στο επόμενο κεφάλαιο. Τέλος, στην κεφαλή του επιταχυντή είναι ενσωματωμένοι κατάλληλοι θάλαμοι ιονισμού για τον έλεγχο του ρυθμού δόσης εξαιτίας της δέσμης.

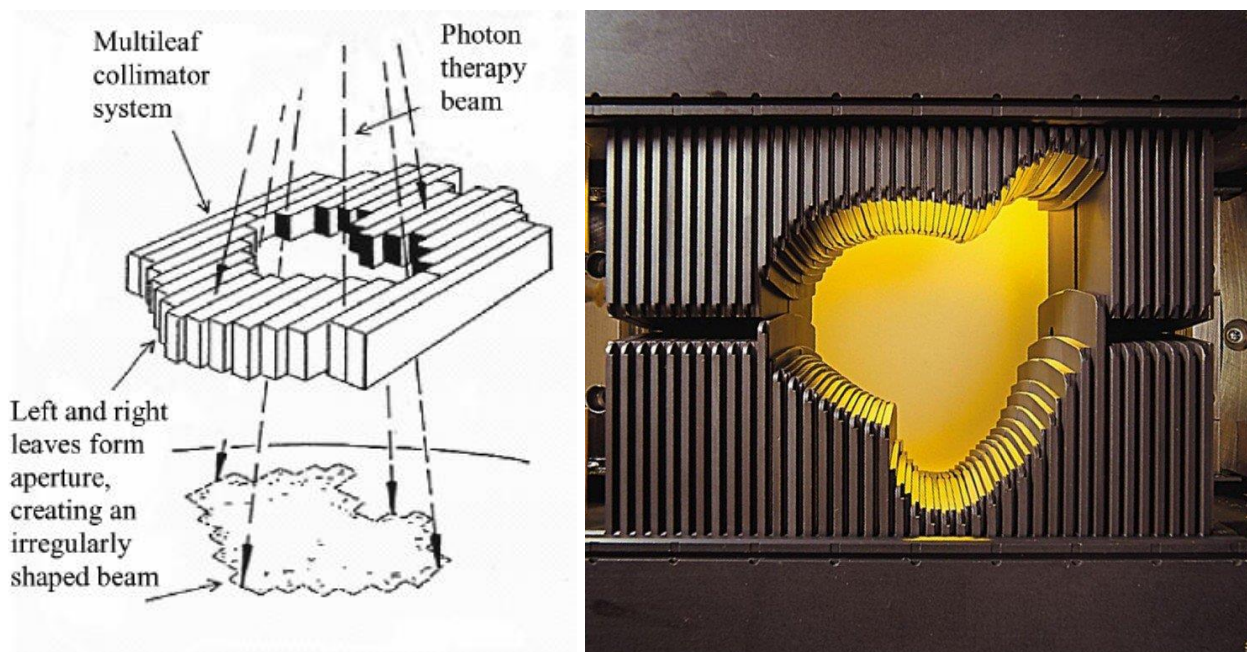


Εικόνα 3.8 Η Κεφαλή του επιταχυντή

Πηγή: https://www.researchgate.net/figure/Components-of-treatment-head-X-ray-therapy-mode-7_fig1_321909765

3.2.1.1 Multi-leaf Collimator (MLC)

Σήμερα, κατά την ακτινοθεραπεία με χρήση δέσμης φωτονίων χρησιμοποιείται σχεδόν πάντα ο κατευθυντής πολλών φύλλων (Multi-leaf Collimator, MLC) που έχει ως στόχο να δώσει στην δέσμη, ακριβώς τη μορφή-περίγραμμα που έχει η προβολή του προς ακτινοβόληση όγκου από την συγκεκριμένη διεύθυνση ακτινοβόλησης. Στόχος του κατευθυντή αυτού είναι να προστατεύσει κατά το δυνατόν όργανα ή ιστούς που βρίσκονται πολύ κοντά. Ένας τέτοιος κατευθυντής φαίνεται στην *Εικόνα 3.9*. Τα φύλλα του είναι φτιαγμένα από βαρύ μέταλλο όπως ο μόλυβδος ή το βολφράμιο [24]. Το πάχος τους πρέπει να είναι αρκετό ώστε να εξασθενεί τις ακτίνες που δεν διέρχονται από το άνοιγμα και το πλάτος τους αρκετά μικρό για ακριβέστερη προσέγγιση του σχήματος του όγκου. Η κίνηση των φύλλων ελέγχεται από υπολογιστή [25] με πολύ μεγάλη ακρίβεια, ενώ κάθε φύλλο έχει ανεξάρτητη κίνηση ώστε το τελικό προφίλ να έχει την επιθυμητή καμπύλη. Για να είναι δυνατή η κίνηση των φύλλων τα διπλανά φύλλα έχουν μεταξύ τους ένα πολύ μικρό κενό περίπου 2mm, από όπου όμως μπορεί να διαρρεύσει ακτινοβολία. Αυτά τα φύλλα μπορούν να χρησιμοποιηθούν και για την δέσμη ηλεκτρονίων [24].



Εικόνα 3.9 MLC

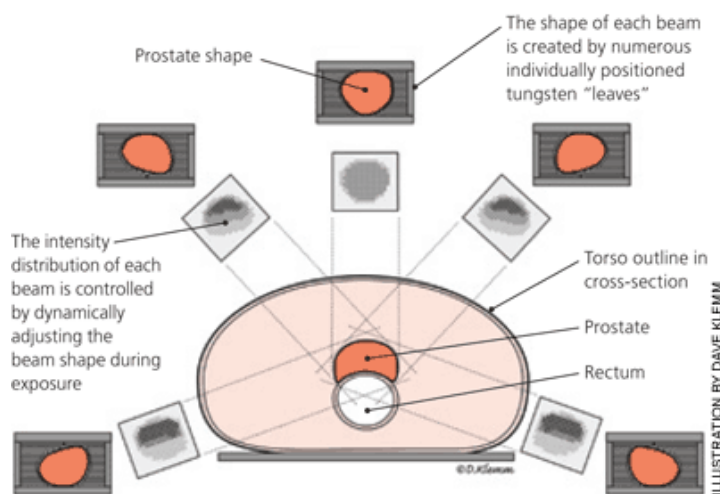
Πηγή: https://www.researchgate.net/figure/2-A-multileaf-collimator-the-figure-is-from-http-wwwlexmedcom-medical_fig2_226671017

3.2.1.2 Ακτινοθεραπεία ρυθμιζόμενης έντασης (IMRT)

Η ακτινοθεραπεία ρυθμιζόμενης έντασης (Intensity Modulated Radiation Therapy – IMRT) είναι μία εξέλιξη της συμβατικής ακτινοθεραπείας που επιτρέπει την διαμόρφωση της έντασης της

δέσμης ακτίνων-X που ακτινοβολεί τον ασθενή [26]. Αποτελεί μία σημαντική βελτίωση που έγινε δυνατή με την πρόοδο των ηλεκτρονικών υπολογιστών, ιδιαίτερα σε περιπτώσεις που ο όγκος δεν είναι ξεκάθαρα διαχωρισμένος από υγιείς ιστούς που είναι ευαίσθητοι στην ακτινοβολία. Το πλεονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι ο ασθενής μπορεί να ακτινοβοληθεί από πολλές διευθύνσεις με αποτέλεσμα η αθροιστική δόση στον καρκίνο να είναι η επιθυμητή ενώ οι γύρω ιστοί να έχουν πάρει πολύ μικρότερη.

Στην *Εικόνα 3.10* φαίνεται το σχηματικό διάγραμμα μία θεραπείας IMRT για τη θεραπεία ενός καρκίνου του προστάτη. Ο όγκος ακτινοβολείται από πολλές κατευθύνσεις, όπου σε κάθε μία από αυτές η μορφή και η ενέργεια της δέσμης ακτίνων X ρυθμίζεται με τη βοήθεια ενός κατευθυντή πολλών φύλλων (MLC) με βάση την προβολή του όγκου στην κατεύθυνση αυτή. Ακόμη, είναι δυνατό να ρυθμιστεί η ένταση της ακτινοβολίας, δηλαδή το πλήθος των ακτίνων X στη μονάδα του χρόνου, διατηρώντας σταθερή την ενέργεια.



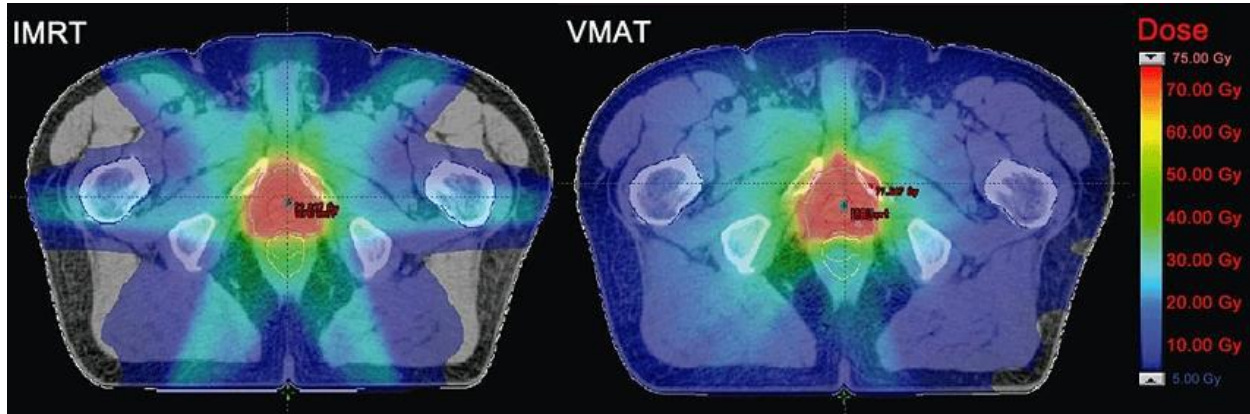
Εικόνα 3.10 Ακτινοθεραπεία Ρυθμιζόμενης Έντασης (IMRT)
Πηγή: www.aafp.org

3.2.1.3 Ογκομετρικά διαμορφωμένη θεραπεία τόξου (VMAT)

Η τελευταία εξέλιξη στην ακτινοθεραπεία είναι η «ογκομετρικά διαμορφωμένη θεραπεία τόξου» (Volumetric Modulated Arc Therapy - VMAT) [27]. Η θεραπεία αυτή προσδίδει μία ακριβή τρισδιάστατα κατανεμημένη δόση με βάση το σχήμα του καρκινικού όγκου που επιτυγχάνεται από πλήρη περιστροφή της κεφαλής του επιταχυντή κατά 360 μοίρες με ταυτόχρονη διαμόρφωση της δέσμης με τη χρήση του κατευθυντή πολλαπλών φύλλων.

Σε αντίθεση με την θεραπεία IMRT κατά την οποία η κεφαλή χρειάζεται να ξεκινήσει και να σταματήσει αρκετές φορές για να δώσει την επιθυμητή κατανομή δόσης, με αποτέλεσμα τη μεγάλη διάρκεια της συνεδρίας, η θεραπεία VMAT απαιτεί μόνο μία πλήρη περιστροφή της κεφαλής για να ολοκληρωθεί, κι έτσι η συνεδρία μπορεί να διαρκέσει λιγότερο από 2 λεπτά [28].

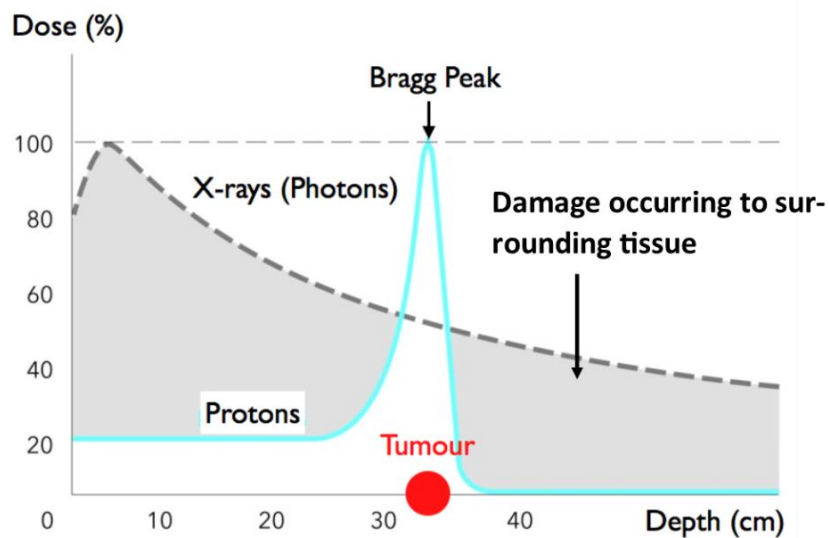
Η θεραπεία αυτή εμφανώς απαιτεί πολύ προηγμένο λογισμικό ελέγχου του επιταχυντή, αλλά και σχεδιασμού θεραπείας, καθώς και υψηλή ακρίβεια στις κινήσεις των φύλλων του MLC. Η διαφορά στην κατανομή δόσης μεταξύ θεραπείας με IMRT και VMAT φαίνονται στην Εικόνα 3.11.



Εικόνα 3.11 IMRT vs VMAT [29]

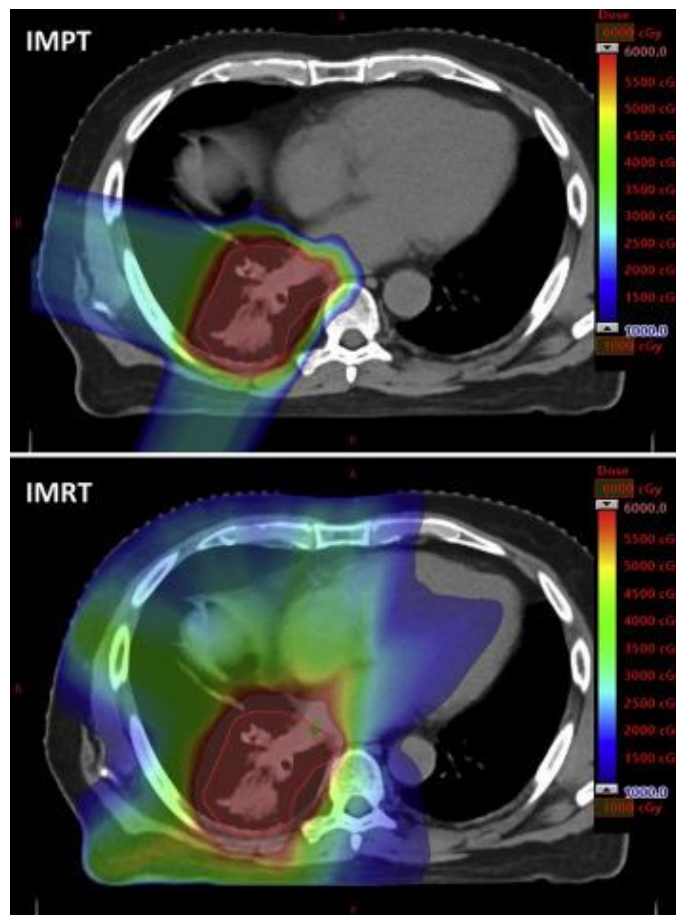
3.2.2 Ακτινοβόληση με δέσμη πρωτονίων

Το πλεονέκτημα της ακτινοβόλησης με δέσμη πρωτονίων οφείλεται στο γεγονός ότι τα πρωτόνια διεισδύουν στην ύλη αφήνοντας ένα μικρό μέρος της ενέργειάς τους μέχρι το τέλος της διαδρομής τους, όπου αλληλεπιδρούν έντονα και αφήνουν όλη την ενέργειά τους σε πολύ μικρή περιοχή. Η εμβέλεια των πρωτονίων είναι συνάρτηση της ενέργειας της δέσμης.



Εικόνα 3.12 Δόση από δέσμες φωτονίων και δέσμη πρωτονίων[30]

Το τεράστιο όφελος αυτής της μεθόδου είναι ότι μπορεί να ακτινοβοληθεί μία συγκεκριμένη περιοχή όσο μικρή κι αν είναι χωρίς να επιβαρυνθούν πολύ οι υγιείς ιστοί. Η ενέργεια της δέσμης πρωτονίων για μία τέτοια ακτινοβολήση είναι της τάξης των 160 MeV, με συνέπεια ο ρυθμός δόσης που εναποτίθεται στον οργανισμό είναι πολύ μεγάλος και για αυτό το λόγο η θεραπεία έχει μικρή διάρκεια. Για να επιταχυνθούν τα πρωτόνια σε τόσο υψηλές ενέργειες απαιτούνται μεγάλες και ακριβές εγκαταστάσεις και για το λόγο αυτό δεν είναι τόσο διαδεδομένη μέθοδος. Η ακτινοβολήση με πρωτόνια είναι κατάλληλη για θεραπεία όγκων οι οποίοι δεν έχουν εξαπλωθεί και βρίσκονται κοντά σε ευαίσθητα όργανα [31]. Τέτοιες περιπτώσεις είναι οι ενδοκρανιακές ακτινοβολήσεις, για παράδειγμα καρκίνοι κοντά στον εγκέφαλο ή το νωτιαίο μυελό, καρκίνος του οφθαλμού, όπως το ρετινοβλάστωμα και το τροχιακό ραβδομυοσάρκωμα, μελάνωμα της μήτρας καρκίνος του προστάτη κ.α. Στην εικόνα που ακολουθεί φαίνεται σε δισδιάστατη απεικόνιση η κατανομή δόσης με ακτινοβολήση των πρωτονίων από δύο διευθύνσεις (Intensity Modulated Proton Therapy, IMPT), καθώς και με την IMRT. Είναι φανερό πως με την ακτινοβολήση πρωτονίων οι γειτονικοί υγιείς ιστοί λαμβάνουν μικρότερη δόση.

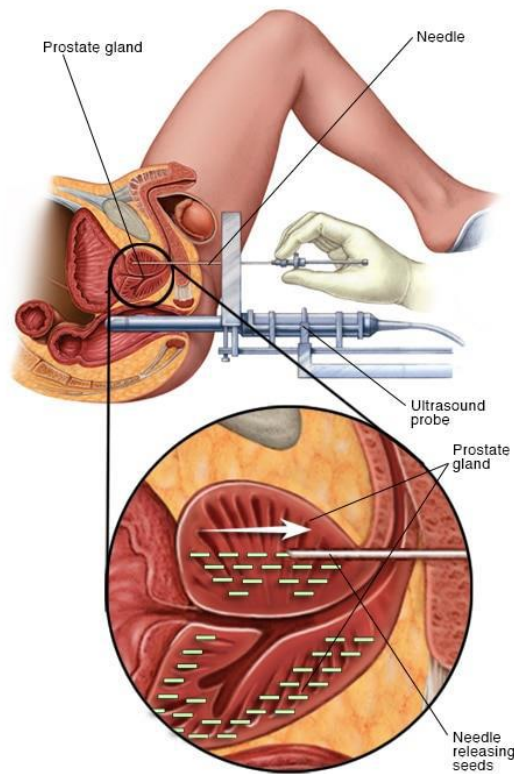


Εικόνα 3.13 IMPT vs IMRT

Πηγή: [https://www.advancesradonc.org/article/S2452-1094\(19\)30112-5/fulltext](https://www.advancesradonc.org/article/S2452-1094(19)30112-5/fulltext)

3.2.3 Βραχυθεραπεία

Κατά την βραχυθεραπεία ο ασθενής δεν ακτινοβολείται εξωτερικά. Τοποθετούνται μέσα στον ασθενή και πάνω ή μέσα στον όγκο ειδικά διαμορφωμένες ραδιενεργές πηγές (συνήθως ^{192}Ir) το οποίο εκπέμπει σωματίδια β^- και ακτίνες- γ . Έχει ιδιαίτερη σημασία οι πηγές να τοποθετηθούν στο σωστό σημείο ώστε να μην ακτινοβοληθούν υγιή όργανα. Το πλεονέκτημα της βραχυθεραπείας είναι ότι, λόγω του νόμου του αντιστρόφου τετραγώνου, ο ρυθμός δόσης μεταβάλλεται δραματικά με την απόσταση, με αποτέλεσμα οι υγιείς ιστοί να λαμβάνουν πολύ μικρή δόση.



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

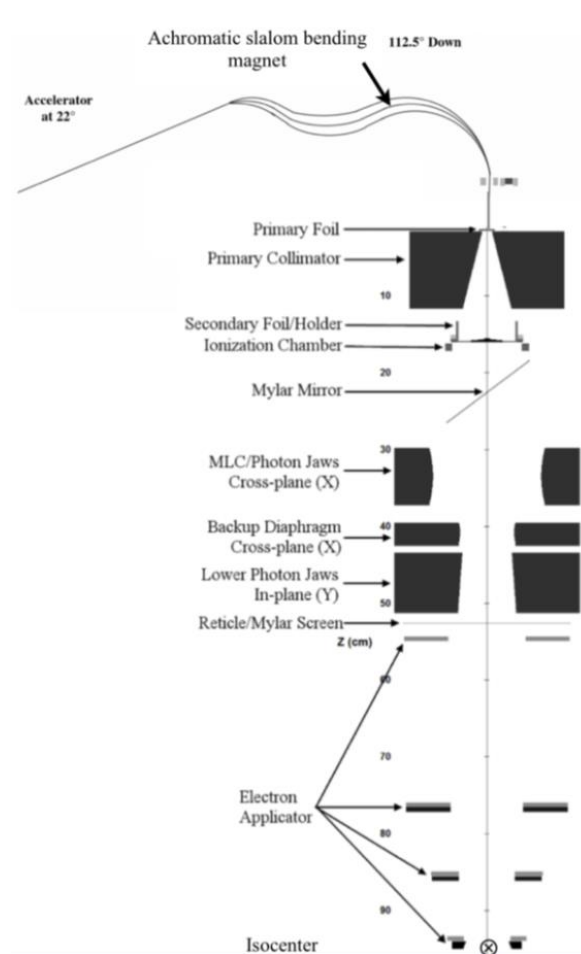
Εικόνα 3.14 Βραχυθεραπεία στην περιοχή του προστάτη
Πηγή: www.mayoclinic.org

3.2.4 Ακτινοβόληση με δέσμη ηλεκτρονίων

Κατά την μέθοδο αυτή ο ασθενής ακτινοβολείται απευθείας με τη δέσμη ηλεκτρονίων από έναν επιταχυντή. Το πλεονέκτημα αλλά και μειονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι ότι τα ηλεκτρόνια απορροφώνται και αφήνουν όλη την δόση τους μέσα σε λίγα εκατοστά από την επιφάνεια ακτινοβόλησης. Αυτό δεν επιτρέπει τη χρήση της δέσμης ηλεκτρονίων σε όγκους που βρίσκονται σε μεγάλο βάθος. Ταυτόχρονα όμως αν ένας όγκος είναι επιφανειακός δίνει την

δυνατότητα ακτινοβόλησής του, χωρίς να ακτινοβοληθούν με μεγάλο φορτίο δόσης υγιείς ιστοί κάτω από αυτόν.

Κατά τη θεραπεία με ηλεκτρόνια χρησιμοποιούνται ιατρικά LINACS. Στην περίπτωση όμως αυτής της ακτινοβόλησης χρησιμοποιείται απευθείας η δέσμη των ηλεκτρονίων που έχουν επιταχυνθεί, με χρήση ορισμένων φίλτρων, όπως θα περιγραφεί στη συνέχεια. Καταρχήν, τα ηλεκτρόνια που εξέρχονται από τον επιταχυντή ως μία δέσμη πολύ μικρής διατομής – περίπου δύο εκατοστών (pencil beam) – συναντούν το πρώτο φύλλο σκέδασης που έχει στόχο να διευρύνει τη δέσμη (Εικόνα 3.15). Μετά το πρώτο φύλλο η δέσμη έχει προφίλ που προσεγγίζει την κανονική κατανομή. Έτσι ακολουθεί δεύτερο φύλλο σκέδασης που έχει πιο πολύπλοκη γεωμετρία και έχει σκοπό να διαμορφώσει την δέσμη, έτσι ώστε να έχει όσο το δυνατόν πιο επίπεδο προφίλ στην επιφάνεια ακτινοβόλησης. Όπως και στην ακτινοβόληση με φωτόνια ακολουθούν θάλαμοι ιονισμού για να ελέγχουν τα ποιοτικά χαρακτηριστικά της δέσμης αλλά και ειδικοί κατευθυντές δέσμης, που έχουν στόχο να διαμορφώσουν το απαιτούμενο πεδίο ακτινοβόλησης, αλλά και να αποκόψουν την ανεπιθύμητη ακτινοβολία εκτός του πεδίου αυτού. Στο 5^ο κεφάλαιο παρουσιάζονται αναλυτικά οι διάφορες συνιστώσες της κεφαλής.



Εικόνα 3.15 Σχεδιάγραμμα κεφαλής γραμμικού επιταχυντή [32]

3.2.4.1 Πεδία χρήσης της ακτινοθεραπείας με ηλεκτρόνια

Για τα ηλεκτρόνια, η τυπική απώλεια ενέργειας ανά μονάδα μήκους διαδρομής στο νερό, αλλά και σε ιστούς που έχουν παρόμοιες ιδιότητες με το νερό (Linear Energy Transfer LET) είναι περίπου 2 MeV/cm. Είναι προφανές ότι τα ηλεκτρόνια εξασθενούν πολύ γρήγορα, αφήνοντας όλη την δόση τους σε μικρό βάθος. Για το λόγο αυτό η ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια προτείνεται για την ακτινοβόληση επιφανειακών όγκων – έως και 5 εκατοστά βάθος [12] – με το βάθος αυτό να εξαρτάται από την ενέργεια της διαθέσιμης δέσμης.

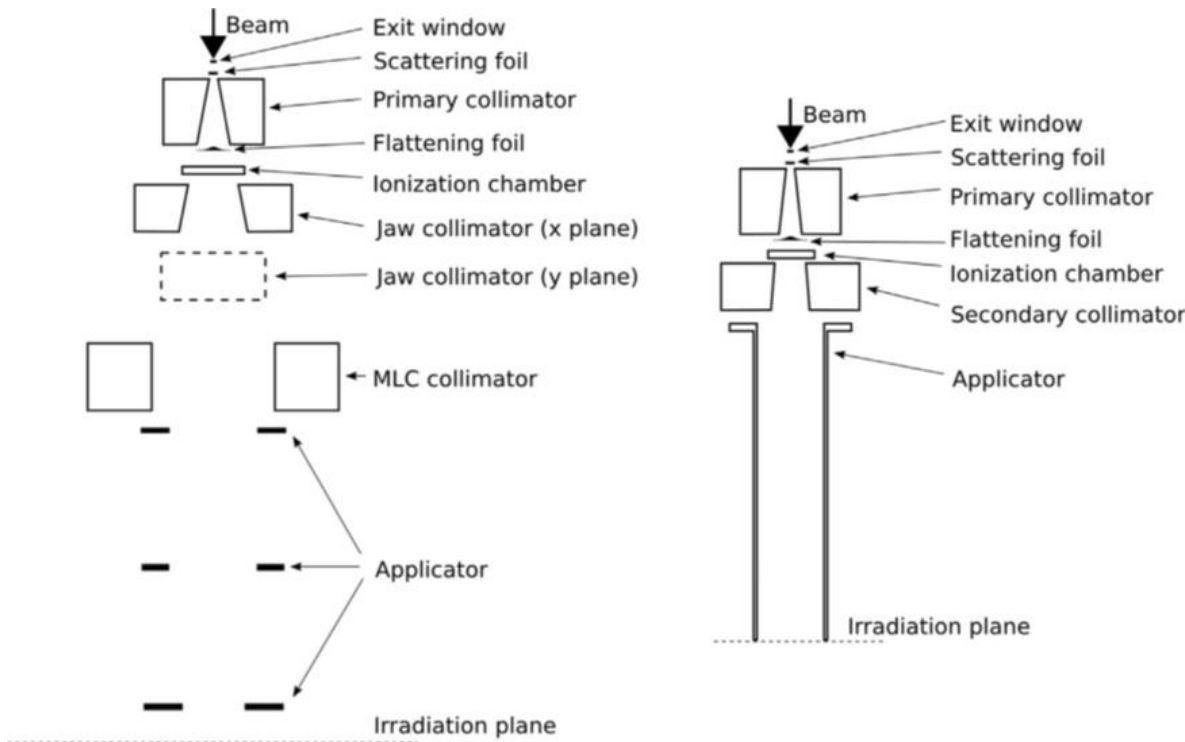
Το γεγονός ότι τα ηλεκτρόνια δεν είναι ιδιαίτερα διεισδυτικά δίνει τη δυνατότητα ακτινοβόλησης επιφανειακών καρκινωμάτων, χωρίς να τεθούν σε κίνδυνο υγιείς ιστοί που βρίσκονται σε μεγαλύτερο βάθος. Οι Hogstrom [33], Tapley [34], Vaeth and Meyer [35] και οι Gerbi et al [36] έχουν περιγράψει πολλές ιατρικές εφαρμογές όπου η ακτινοβόληση με ηλεκτρόνια είναι η πλέον κατάλληλη. Είναι απολύτως χρήσιμη σε θεραπείες διάφορων τύπων καρκίνου του δέρματος, όπως τα βλέφαρα, η μύτη, τα αυτιά, το δέρμα της κεφαλής και τα χείλη, καθώς επίσης και για κάθε καρκίνο των άκρων (όπως μελάνωμα, λέμφωμα και σάρκωμα). Επιπροσθέτως, χρησιμοποιείται για το ανώτερο αναπνευστικό και πεπτικό σύστημα (π.χ. στις κοιλότητες του στόματος, τον ουρανίσκο και τους σιελογόνους αδένες), το θωρακικό τοίχωμα μετά τη μαστεκτομή, καθώς και τους λεμφαδένες. Μερικές φορές χρησιμοποιείται για τη θεραπεία ασθενειών του αμφιβληστροειδούς, καθώς και της σπονδυλικής στήλης. Πρέπει στο σημείο αυτό να επισημανθεί ότι η θεραπεία με δέσμη ηλεκτρονίων έχει χρησιμοποιηθεί τόσο ενδοκοιλιακά, όσο και ενδοχειρουργικά.

3.2.4.2 Intraoperative Electron Radiation Therapy (IOERT)

Κατά τη θεραπευτική μέθοδο της ενδοχειρουργικής ακτινοβόλησης (Intraoperative Electron Radiation Therapy IOERT) συνδυάζεται η χειρουργική επέμβαση με την ακτινοβόληση ηλεκτρονίων. Με τον τρόπο αυτό δίνεται η δυνατότητα στην δέσμη ηλεκτρονίων να ακτινοβολήσει απευθείας τον όγκο, χωρίς να εναποθέσει ενέργεια στο δέρμα ή σε άλλα όργανα που βρίσκονται πάνω από το ζητούμενο σημείο [37], [38]. Στην εικόνα 3.16 που ακολουθεί, φαίνεται η διαφορά της διάταξης και των κατευθυντών δέσμης στην περίπτωση εξωτερικής και ενδοχειρουργικής ακτινοβόλησης. Στη δεξιά πλευρά του σχήματος φαίνεται η κεφαλή για IOERT. Ο τελευταίος κατευθυντής δέσμης έχει κυλινδρική μορφή και περιορίζει τη δέσμη ακριβώς πάνω στον όγκο. Το υλικό από το οποίο είναι κατασκευασμένος ο τελικός κατευθυντής, αλλά και το πάχος των τοιχωμάτων του είναι τέτοιο ώστε, αφενός να μην διαφεύγει ακτινοβολία και αφετέρου να μειώνεται στο ελάχιστο δυνατό η σκεδαζόμενη ακτινοβολία από τα τοιχώματα του. Στην εικόνα 3.17 φαίνεται η διαδικασία τοποθέτησης της κεφαλής απευθείας στο σημείο ακτινοβόλησης.

Στις περισσότερες εφαρμογές IOERT χρησιμοποιούνται φορητά συστήματα επιταχυντών (Εικόνα 3.18) που μπορούν να τοποθετηθούν στο χειρουργικό δωμάτιο, ενώ πιο σπάνια

υπάρχουν εγκατεστημένοι μέσα στο χειρουργικό δωμάτιο γραμμικοί επιταχυντές για ακτινοβολήση μόνο με ηλεκτρόνια [11].



Εικόνα 3.16 Σύγκριση κεφαλής για εξωτερική (αριστερά) και ενδοχειρουργική (δεξιά) ακτινοβολήση [39]

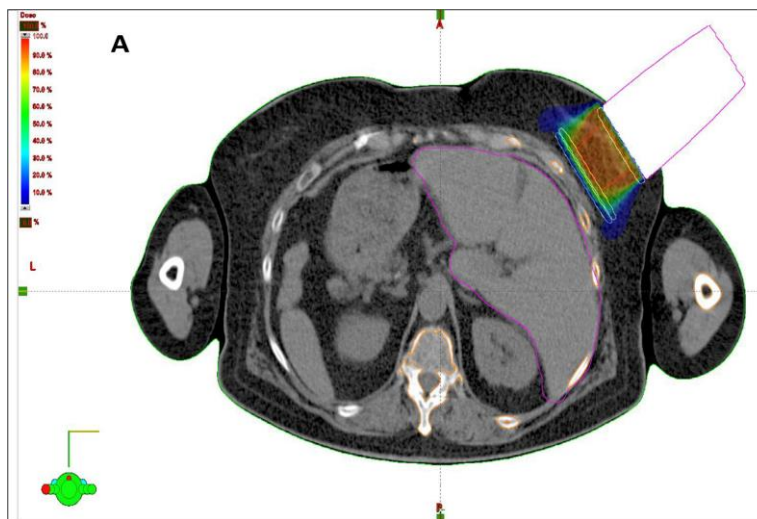


Εικόνα 3.17 Applicator για IOERT [37]



Εικόνα 3.18 Φορητοί επιταχυντές [38]

Στην εικόνα 3.19 διακρίνεται τυπική περίπτωση κατανομής δόσης κατά την εφαρμογή IOERT.



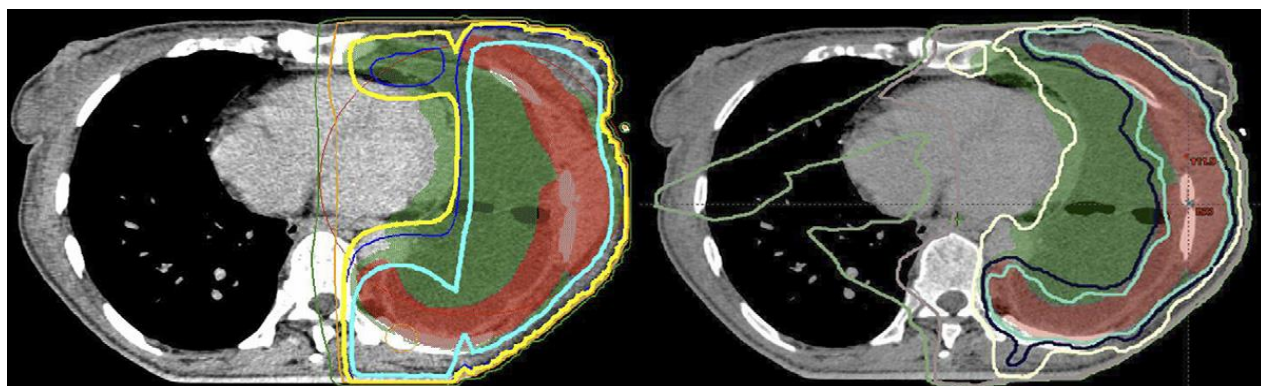
Εικόνα 3.19 Δόση κατά την εφαρμογή IOERT [40]

3.2.5 Σύγχρονες μέθοδοι ακτινοθεραπείας

Στις μέρες μας γίνεται εκτεταμένη έρευνα με στόχο να βελτιωθούν οι ήδη υπάρχουσες τεχνικές αλλά και για να βρεθούν νέες εναλλακτικές και καινοτόμες λύσεις. Στην συνέχεια παρατίθενται δύο τέτοιες τεχνικές ακτινοθεραπείας.

3.2.5.1 Combined Electron Photon Radiation Therapy (CEPRT)

Ο συνδυασμός της ακτινοβόλησης με φωτόνια και ηλεκτρόνια (Combined Electron Photon Radiation Therapy, CEPRT) εκμεταλλεύεται τη μικρή εμβέλεια των ηλεκτρονίων και τη μεγάλη διεισδυτικότητα των φωτονίων. Βασίζεται στην ακτινοβόληση του όγκου και από τις τρεις διευθύνσεις, επιτυγχάνοντας με τον τρόπο αυτό την ελάττωση της δόσης στους γύρω υγιείς ιστούς και την εναπόθεση της μέγιστης δόση στον όγκο [41], [42], [43]. Ο όγκος, όπου είναι δυνατόν ακτινοβολείται με ηλεκτρόνια και όπου τα ηλεκτρόνια δεν φθάνουν ακτινοβολείται με φωτόνια. Η μέθοδος αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί και στην IOERT. Στην εικόνα που ακολουθεί φαίνεται η κατανομή δόσης μετά την εφαρμογή της τεχνικής IMRT και της τεχνικής CEPRT.



Εικόνα 3.20 (LEFT) CEPRT -(RIGHT) IMRT [41]

Πολλές είναι οι εφαρμογές ακτινοβόλησης φωτονίων και ηλεκτρονίων στην μαστεκτομή και στους μεταστατικούς καρκίνους του στήθους. Ένα παράδειγμα σύγκρισης της δόσης κατά την ακτινοβόληση λεμφαδένων με IMRT και CEPRT φαίνεται στον Πίνακα 3.2. Όπως προκύπτει από τον Πίνακα 3.2 για την ίδια επιβάρυνση στον μυελό των οστών, η δόση στους λεμφαδένες είναι αυξημένη κατά ~8%, με την τεχνική CEPRT [43].

Ιστός-Όργανο	IMRT	CEPRT
Λεμφαδένες	41.12 ± 2.98Gy	44.56 ± 1.90Gy
Νωτιαίο μυελό	12.55Gy	12.55Gy

Πίνακας 3.2 Δοσιμετρικής επιβάρυνσης κατά την ακτινοβόληση λεμφαδένων με τις τεχνικές IMRT και CEPRT

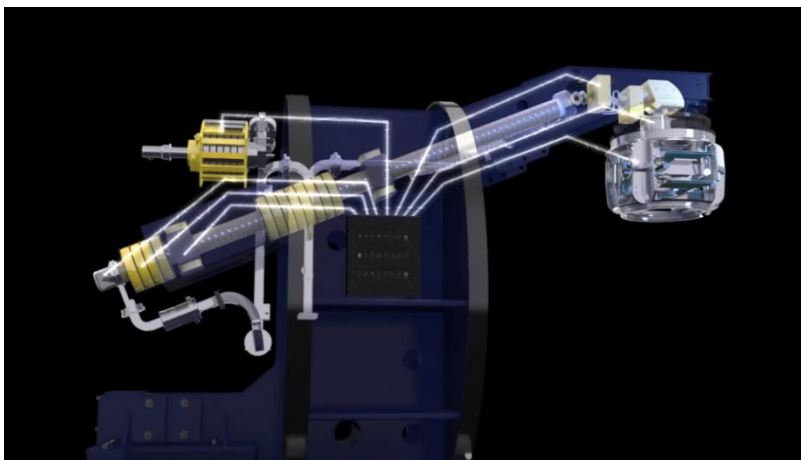
3.2.5.2 Flash Electron Radiotherapy

Η τεχνική Flash Electron Radiotherapy (Flash RT) είναι μία τεχνική όπου ο ασθενής ακτινοβολείται με παλμούς πολύ υψηλής δόσης – ρυθμός δόσης υψηλότερος από 40 Gy/s. Η

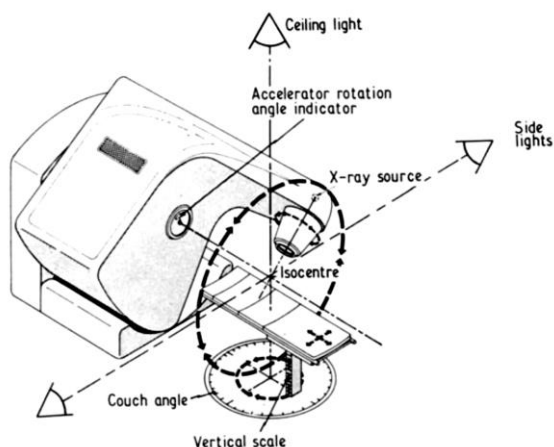
τεχνική εφαρμόζεται μόνο για ακτινοβόληση με δέσμη σωματιδίων, καθώς με τη διαθέσιμη σήμερα τεχνολογία η ακτινοβόληση μέσω φωτονίων δεν μπορεί να παρέχει τόσο υψηλούς ρυθμούς δόσης [44]. Έτσι, χρησιμοποιούνται κυρίως ηλεκτρόνια και πρωτόνια πολύ υψηλών ενεργειών. Η λογική πίσω από αυτή την τεχνική είναι ότι αυξάνεται η ραδιοευαισθησία στα καρκινικά κύτταρα, ενώ τα υγιή γίνονται πιο ανθεκτικά. Με άλλα λόγια η απόσταση μεταξύ της σιγμοειδούς καμπύλης δόσης/διακινδύνευσης για τα υγιή και τα καρκινικά κύτταρα γίνεται μεγαλύτερη. Έτσι, με αυτό τον τρόπο προστατεύονται οι υγιείς ιστοί γύρω από τον καρκινικό όγκο. Σήμερα υπάρχουν λίγες κλινικές που έχουν τη δυνατότητα για εφαρμογή αυτής της τεχνικής, καθώς, αφενός οι επιταχυντές σωματιδίων πρέπει να προσφέρουν μεγαλύτερη ενέργεια από την συμβατική ακτινοθεραπεία, αφετέρου η κεφαλή των επιταχυντών πρέπει να έχει ιδιαίτερα γεωμετρικά χαρακτηριστικά. Για να επιτευχθεί η υψηλή δόση ηλεκτρονίων στη δέσμη η απόσταση της πηγής από τον ασθενή πρέπει να είναι μικρή, με συνέπεια μικρό πεδίο ακτινοβόλησης. Στο 5^ο κεφάλαιο της ΔΕ επεξηγείται λεπτομερώς το άνοιγμα της δέσμης με την απόσταση, καθώς και τα αντίστοιχα οφέλη και μειονεκτήματα για την συμβατική ακτινοθεραπεία.

Κεφάλαιο 4^ο - Συγκρότηση του γραμμικού ιατρικού επιταχυντή

Ο γραμμικός επιταχυντής είναι η διάταξη αυτή που κατ' εξοχήν χρησιμοποιείται σήμερα στις ιατρικές εφαρμογές για την ακτινοβολήση με ακτίνες-X ή με ηλεκτρόνια (Medical Linear Accelerator, LINAC). Ο επιταχυντής αυτός έχει δυνατότητα να επιταχύνει ηλεκτρόνια σε ενέργειες από 4 έως 30 MeV και να παράγει δέσμες αντίστοιχης ενέργειας. Όπως φαίνεται και στις Εικόνες 4.1 και 4.2, ο γραμμικός επιταχυντής αποτελείται από πολλές επιμέρους συνιστώσες, όπως: η πηγή παραγωγής ηλεκτρονίων (electron gun), η μονάδα παραγωγής μικροκυμάτων (magnetron ή klystron), η μονάδα επιτάχυνσης (acceleration cavities) και η κεφαλή του επιταχυντή, η οποία με τη σειρά της αποτελείται από πολλές συνιστώσες.

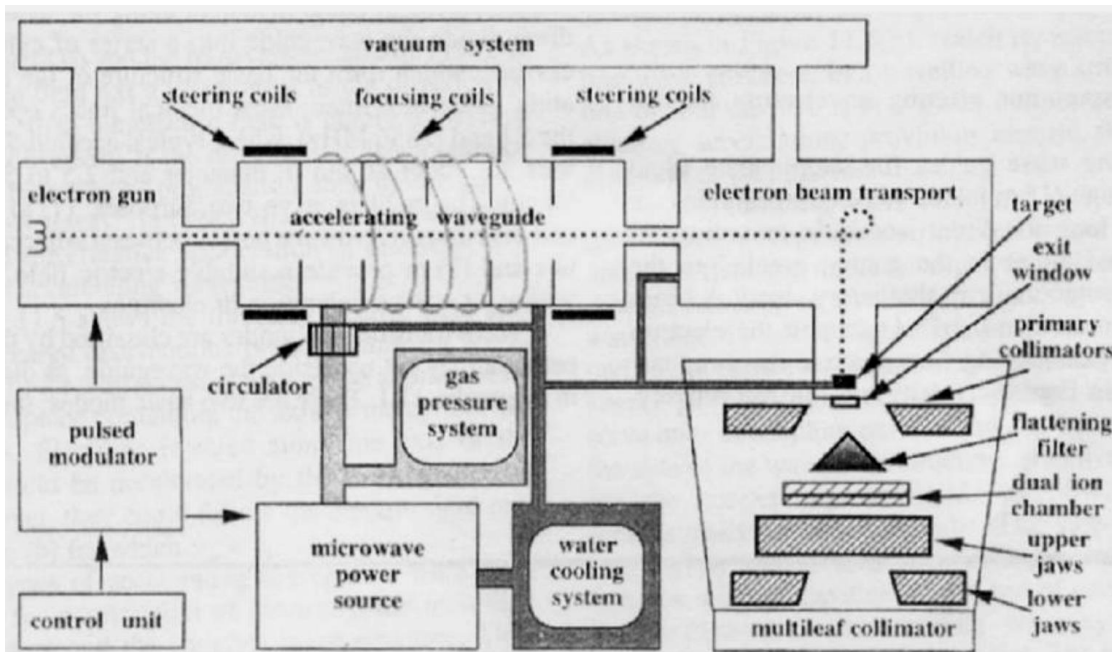


Εικόνα 4.1 Γραμμικός επιταχυντής με κεφαλή [45]



Εικόνα 4.2 Δυνατότητες κίνησης γραμμικού επιταχυντή [7]

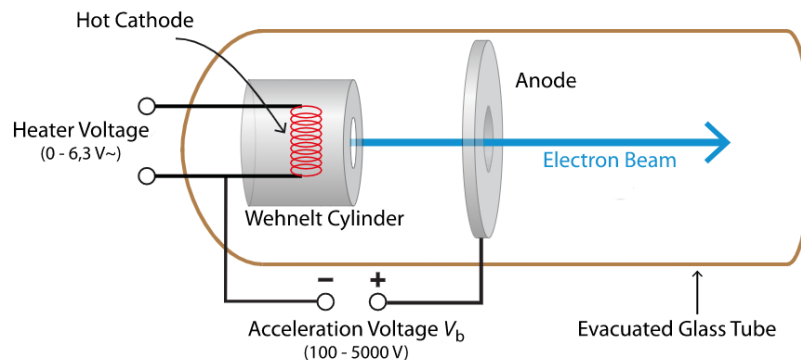
Συνοπτικά, η διαδικασία επιτάχυνσης μέσα στον γραμμικό επιταχυντή έχει ως εξής: Τα ηλεκτρόνια παράγονται από το electron gun και μέσω θύρας εξαγωγής οδηγούνται στον χώρο επιτάχυνσης. Συγχρόνως, εκπέμπονται μικροκύματα από την μονάδα παραγωγής μικροκυμάτων, και μέσω κατάλληλων κυματοδηγών αυτά εισέρχονται στον γραμμικό επιταχυντή. Τα ηλεκτρόνια χρησιμοποιούν την ενέργεια των μικροκυμάτων για να επιταχυνθούν. Κατά μήκος του επιταχυντή υπάρχει μία σειρά από πηνία που σκοπό έχουν να μην αφήσουν την δέσμη ηλεκτρονίων να ξεφύγει ακτινικά. Ο γραμμικός επιταχυντής λειτουργεί σε συνθήκες υψηλού κενού, ώστε τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια να μην συγκρούονται με τα μόρια του αέρα χάνοντας ενέργεια. Επίσης, απαραίτητο είναι και ένα σύστημα ψύξης για τα επιμέρους τμήματα του επιταχυντή. Αφού τα ηλεκτρόνια αποκτήσουν την κατάλληλη ταχύτητα και κινητική ενέργεια στο τέλος της διαδρομής επιτάχυνσης εισέρχονται σε μία περιοχή που υπάρχουν οι μαγνήτες κάμψης. Σκοπός των μαγνητών είναι, αφενός να κατευθύνουν την δέσμη στην κεφαλή του επιταχυντή αλλά ταυτόχρονα να την εστιάσουν καλύτερα και να φιλτράρουν ηλεκτρόνια μικρότερης ή μεγαλύτερης ενέργειας. Στην κεφαλή γίνεται η τελική διαμόρφωση της δέσμης ακτινοβολίας. Στην περίπτωση που πρόκειται να γίνει ακτινοβολία με ακτίνες-X, τοποθετείται κατάλληλος στόχος για την παραγωγή των ακτινών-X, φίλτρα επιπεδότητας και κατάλληλοι κατευθυντές δέσμης. Στην περίπτωση που πρόκειται να γίνει ακτινοβολία με ηλεκτρόνια τοποθετούνται φίλτρα σκέδασης (scattering foils) ώστε να διαμορφωθεί κατάλληλα η δέσμη. Στην συνέχεια ακολουθούν οι θάλαμοι ιονισμού για τον έλεγχο του ρυθμού δόσης και των ποιοτικών χαρακτηριστικών της δέσμης και τέλος οι κατευθυντές δέσμης που καθορίζουν την περιοχή ακτινοβολίας. Στην εικόνα 4.3 που ακολουθεί φαίνονται σχηματικά οι επιμέρους μονάδες, οι οποίες παρουσιάζονται αναλυτικά στις παραγράφους που ακολουθούν.



Εικόνα 4.3 Σχηματική απεικόνιση όλων των επιμέρους συστημάτων ενός γραμμικού επιταχυντή (όχι υπό κλίμακα) [7]

4.1 Πηγή ηλεκτρονίων (electron gun)

Υπάρχουν διάφοροι μηχανισμοί παραγωγής ηλεκτρονίων όπως, η θερμιονική εκπομπή, η θέρμανση αερίων, η φωτοκάθοδος (η οποία εκμεταλλεύεται το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο) κ.α. Ο επικρατέστερος μηχανισμός παραγωγής ηλεκτρονίων στους γραμμικούς επιταχυντές είναι η θερμιονική εκπομπή. Θερμιονική εκπομπή είναι το φαινόμενο κατά το οποίο ορισμένα μέταλλα αν θερμανθούν αρκετά (και λόγω της αύξησης της κινητικής ενέργειας των μορίων τους) απελευθερώνουν ηλεκτρόνια. Στο electron gun υπάρχει μία θερμαινόμενη κάθοδος, η οποία μέσω θερμιονικής εκπομπής απελευθερώνει ηλεκτρόνια (Εικόνα 4.4).

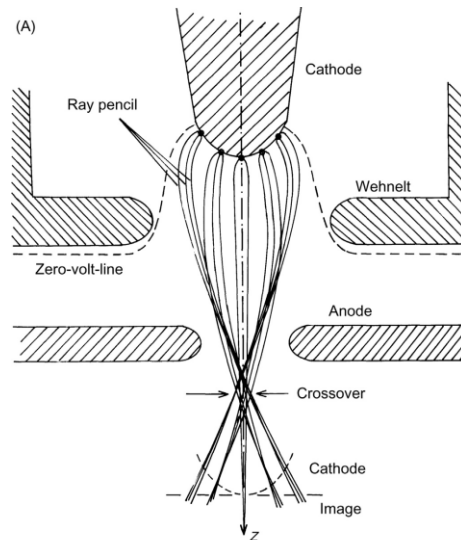


Εικόνα 4.4 Electron gun [46]

Ισχυρό ηλεκτρικό πεδίο μεταξύ ανόδου και καθόδου εξαναγκάζει τα ηλεκτρόνια να επιταχυνθούν προς την άνοδο η οποία έχει μία οπή στο κέντρο της. Η δέσμη ηλεκτρονίων διαπερνά την οπή και κατευθύνεται προς την είσοδο του επιταχυντή. Μία τέτοια διάταξη γίνεται αποδοτική όταν μεγάλο ποσοστό των ηλεκτρονίων διαπερνά την οπή και δεν προσπίπτει στην άνοδο [47]. Για να συγκεντρωθεί η δέσμη υπάρχει ένας δεύτερος αρνητικά φορτισμένος κύλινδρος γύρω από την κάθοδο (Wehnelt cylinder) ο οποίος δημιουργεί ένα ηλεκτροστατικό πεδίο (εικόνα 4.5) και εξαναγκάζει τα ηλεκτρόνια να συγκλίνουν προς ένα συγκεκριμένο σημείο (crossover) [48]. Από το σημείο αυτό ορίζεται και την απόσταση ανόδου-καθόδου.

Ο έλεγχος της δέσμης γίνεται με δύο τρόπους. Αφενός το πλήθος των ηλεκτρονίων που απελευθερώνονται στη μονάδα του χρόνου (ρεύμα) εξαρτάται από τη θερμοκρασία της καθόδου, οπότε με τον έλεγχο της θερμοκρασίας εν μέρει ελέγχεται και ο ρυθμός παραγωγής ηλεκτρονίων, αφετέρου, με μείωση ή διακοπή του ηλεκτρικού πεδίου μεταξύ ανόδου και καθόδου ελέγχεται η ροή των ηλεκτρονίων προς την άνοδο. Σε αντίθεση με τον δεύτερο τρόπο, ο πρώτος τρόπος ελέγχου δεν αποδίδει ακαριαία αλλά έχει χρόνο απόκρισης (αναλόγως με το υλικό της καθόδου δηλαδή την θερμοχωρητικότητα του υλικού). Η ένταση της δέσμης, προκειμένου να μπορεί να ελεγχθεί, μετράται από οθόνες φθορισμού. Επίσης, η άνοδος πρέπει να ψύχεται καθώς πολλά ηλεκτρόνια προσπίπτουν και απορροφούνται από αυτήν [49] με αποτέλεσμα να ανέβει η θερμοκρασία της. Μέσα σε ένα electron gun επικρατούν συνθήκες κενού ώστε τα ηλεκτρόνια να μην συγκρούονται με τα μόρια του αέρα χάνοντας ενέργεια. Με

χρήση μεταβαλλόμενης τιμής της διαφοράς δυναμικού μεταξύ ανόδου και καθόδου ή και με τη χρήση ενός πλέγματος το οποίο παλμικά μεταβάλλει την διαφορά δυναμικού, τα ηλεκτρόνια εξέρχονται από το electron gun και εισάγονται στην μονάδα του επιταχυντή, ομαδοποιημένα υπό την μορφή παλμών με τυπική τιμή της ενέργειας περί τα 80 keV.



Εικόνα 4.5 Ηλεκτροστατικό πεδίο για σύγκλιση των ηλεκτρονίων του electron gun. [48]

4.2 Μονάδα παραγωγής μικροκυμάτων

Για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων στον επιταχυντή χρησιμοποιούνται η/μ κύματα (μικροκύματα) τα οποία επάγουν μέσα στην μονάδα επιτάχυνσης κατάλληλα εναλλασσόμενα ηλεκτρικά πεδία τα οποία και επιταχύνουν τα ηλεκτρόνια. Στην συνέχεια της παραγράφου παρουσιάζονται οι δύο διατάξεις με τις οποίες παράγονται τα μικροκύματα κατάλληλων συχνοτήτων.

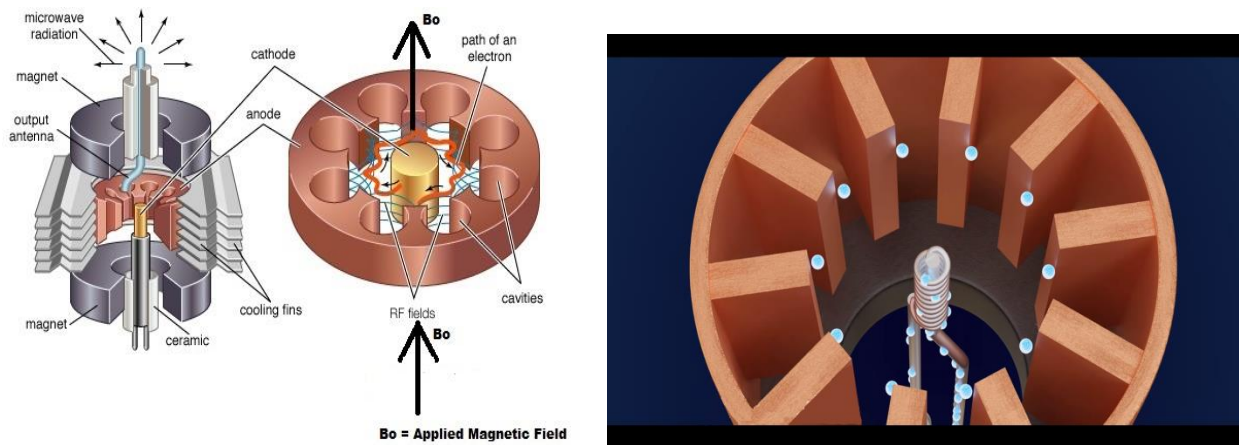
4.2.1 Magnetron

Το magnetron είναι μία ευρέως χρησιμοποιούμενη διάταξη παραγωγής μικροκυμάτων, καθώς χρησιμοποιείται και στους φούρνους μικροκυμάτων. Η αρχή λειτουργίας της στηρίζεται, αφενός στην παραγωγή ηλεκτρομαγνητικού κύματος με την επιτάχυνση ή επιβράδυνση φορτισμένων σωματιδίων (ηλεκτρονίων), αφετέρου στο φαινόμενο της ηλεκτρικής ταλάντωσης μεταξύ πυκνωτή και πηνίου σε ένα κλειστό ηλεκτρικό κύκλωμα (LC).

Κατά το φαινόμενο της ηλεκτρικής ταλάντωσης, όταν κλείσει ένα ηλεκτρικό κύκλωμα τα πρώτα ηλεκτρόνια που περνούν από τις πρώτες σπείρες του πηνίου θα συναντήσουν μία αντίσταση λόγω των ηλεκτρομαγνητικών δυνάμεων που αναπτύσσονται. Η ένταση του ηλεκτρικού ρεύματος εκείνη την στιγμή δεν είναι η μέγιστη. Κατά την διέλευση τους τα ηλεκτρόνια μέσα

από το πηνίο θα δημιουργήσουν ένα μαγνητικό πεδίο το οποίο, ενώ αρχικά ανθίσταται στο πέρασμα τους, στην πορεία θα ενισχύει την κίνηση τους μέσα από το πηνίο. Τη στιγμή που η διαφορά δυναμικού στον πυκνωτή μηδενιστεί το πηνίο θα ασκεί τη μέγιστη δύναμη στα ηλεκτρόνια, με αποτέλεσμα να συνεχιστεί η ροή των ηλεκτρονίων. Αυτό συμβαίνει λόγω της «ορμής» που δημιουργεί το μαγνητικό πεδίο του πηνίου. Έτσι, ο πυκνωτής θα εξαναγκαστεί να συνεχίσει να εξαναγκάζει τα ηλεκτρόνια να κινούνται στο κύκλωμα. Το αποτέλεσμα θα είναι ο πυκνωτής να ξαναφορτιστεί αλλά με αντίθετη πολικότητα και να αρχίσει ξανά η ίδια διαδικασία αλλά προς την αντίστροφη κατεύθυνση. Αυτό το φαινόμενο δημιουργεί την ηλεκτρική ταλάντωση μεταξύ πυκνωτή και πηνίου όπου αν δεν υπήρχαν απώλειες θερμότητας (άρα απώλειες της κινητικής ενέργειας των ηλεκτρονίων) θα μπορούσε – θεωρητικά – μετά την πρώτη διέγερση να ταλαντώνεται για πάντα. Στην πραγματικότητα αυτή η ταλάντωση είναι φθίνουσα.

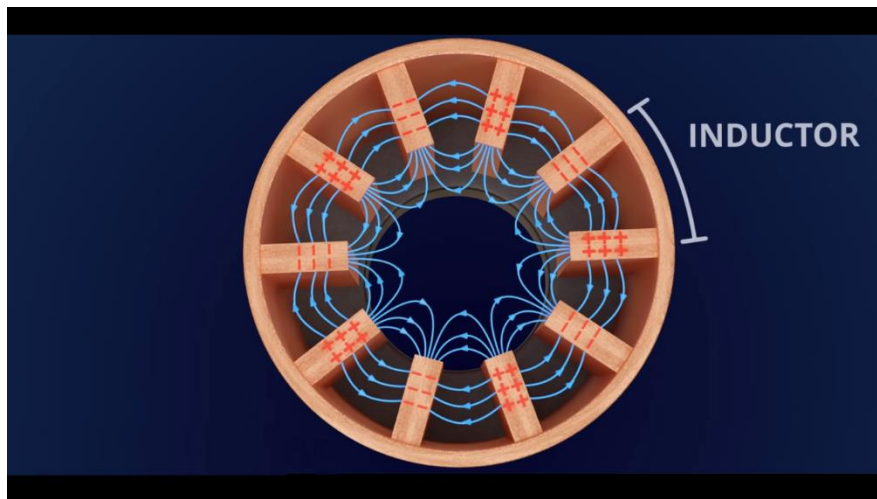
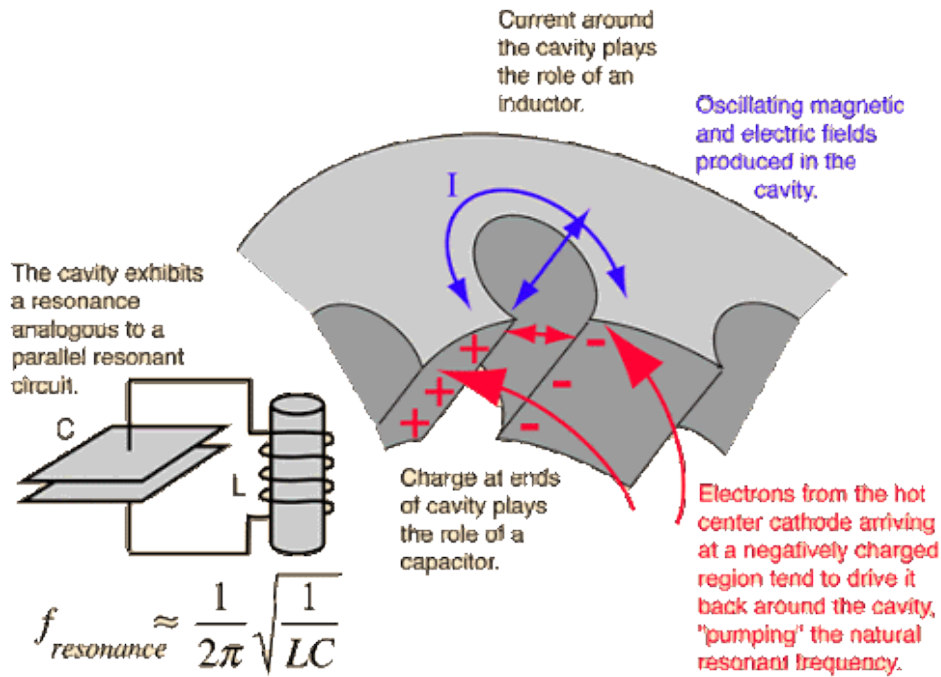
Το magnetron αποτελείται από μία θερμαινόμενη κάθοδο και από μία άνοδο όπως φαίνεται στα σχήματα που ακολουθούν. Μεταξύ ανόδου και καθόδου εφαρμόζεται μία τάση. Μέσω θερμιονικής εκπομπής απελευθερώνονται ηλεκτρόνια από την κάθοδο όπου λόγω της τάσης επιταχύνονται προς την άνοδο. Στις βάσεις του κυλίνδρου βρίσκονται δύο μαγνήτες που δημιουργούν ένα μαγνητικό πεδίο (Εικόνα 4.6). Το μαγνητικό πεδίο μέσω της δύναμης Lorentz εξαναγκάζει τα ηλεκτρόνια σε σπειροειδή τροχιά. Το διάκενο μεταξύ ανόδου και καθόδου βρίσκεται σε συνθήκες κενού.



Εικόνα 4.6 Magnetron [50], [51]

Όταν τα πρώτα ηλεκτρόνια φτάσουν στην άνοδο αλληλεπιδρούν με τα ηλεκτρόνια που βρίσκονται στο υλικό της ανόδου και απωθούνται μεταξύ τους. Τα ηλεκτρόνια της ανόδου μεταφέρονται στην απέναντι ακμή δημιουργώντας έτσι ένα ηλεκτρικό πεδίο, ή κατά μία έννοια έναν πυκνωτή ανά ζεύγος ακμών. Ταυτόχρονα, η μεταφορά αυτή των ηλεκτρονίων από την μία ακμή στην άλλη μέσω του περιφερειακού σώματος του κυλίνδρου της ανόδου την κάνει να λειτουργήσει ως πηνίο, δημιουργώντας στο εσωτερικό της κοιλότητας (cavity) ένα μαγνητικό

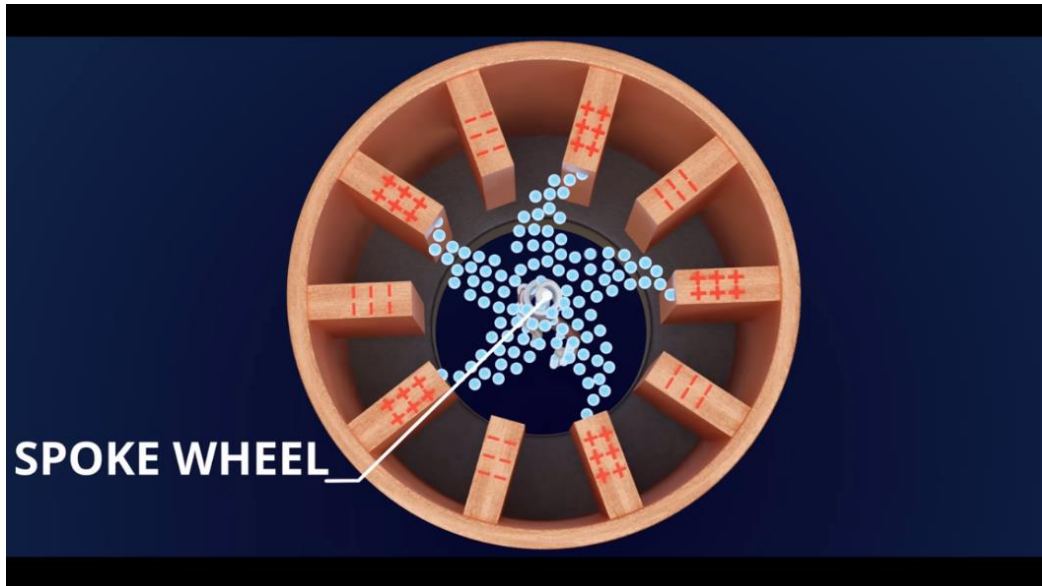
πεδίο το οποίο ενισχύει την κίνηση αυτή των ηλεκτρονίων, ανάλογα με το φαινόμενο της ηλεκτρικής ταλάντωσης (Εικόνα 4.7).



Εικόνα 4.7 Κοιλότητα ανόδου – ηλεκτρική ταλάντωση πυκνωτή πηνίου [50,52]

Ακριβώς μετά από αυτή την αρχική αντίδραση τα ηλεκτρόνια της ανόδου (λόγω του φαινομένου της ηλεκτρικής ταλάντωσης) μεταφέρονται προς την αντίθετη ακμή δημιουργώντας έτσι αντίθετο μαγνητικό πεδίο στο εσωτερικό της κοιλότητας. Ταυτόχρονα ο «πυκνωτής» αλλάζει πολικότητα κι έτσι τα ηλεκτρόνια που έρχονται από την θερμή κάθοδο έλκονται από την επόμενη ακμή της ανόδου (την πλέον θετικά φορτισμένη). Τη στιγμή αυτή συμβαίνουν δύο φαινόμενα. Πρώτον τα ηλεκτρόνια της καθόδου ενισχύουν με την ενέργεια που μεταφέρουν την ηλεκτρική

ταλάντωση στην άνοδο, και κατά δεύτερον, εφόσον κινούνται από ακμή σε ακμή δημιουργούν μία ομαδοποιημένη δίνη όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.8 που ακολουθεί.



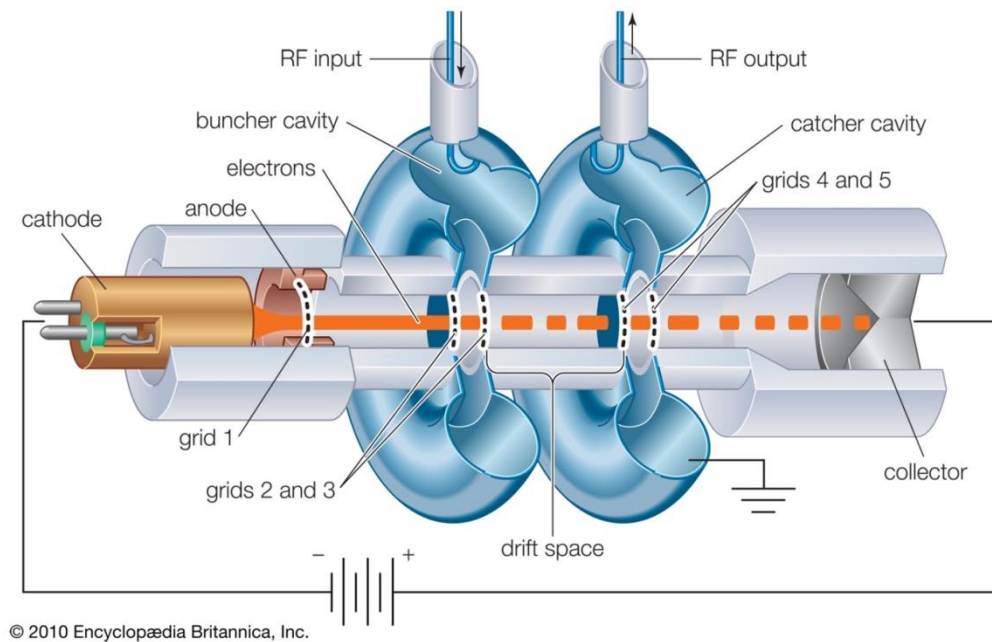
Εικόνα 4.8 Ομαδοποιημένη κίνηση ηλεκτρονίων προς την άνοδο [50]

Κάθε φορά που εκτελείται μια ηλεκτρική ταλάντωση και λόγω της κίνησης των ηλεκτρονίων δημιουργείται η/μ ακτινοβολία η οποία συλλέγεται σε μία ειδική κεραία, ενισχύεται από όλες τις κοιλοότητες και εκπέμπεται στον κυματοδηγό που θα τροφοδοτήσει τον γραμμικό επιταχυντή. Η συχνότητα των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων που παράγονται εξαρτάται από τις διαστάσεις των κοιλοτήτων της ανόδου αφού είναι αντιστρόφως ανάλογη της χωρητικότητας του «πυκνωτή» και της αυτεπαγωγής του «πηνίου» [7].

4.2.2 Klystron

Το klystron είναι μία διάταξη που κυρίως χρησιμοποιείται ως ενισχυτής της έντασης (πλάτους) των η/μ κυμάτων. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4.9 που ακολουθεί, το klystron αποτελείται από ένα electron gun το οποίο βομβαρδίζει με ηλεκτρόνια τη διάταξη. Στην συνέχεια υπάρχουν δύο κυλινδρικές περιφερειακές κοιλοότητες που, όπως και στο magnetron, είναι υπεύθυνες για τη δημιουργία ηλεκτρικής ταλάντωσης και άρα ηλεκτρομαγνητικού πεδίου. Και πάλι η συχνότητα συντονισμού της ηλεκτρικής ταλάντωσης των κοιλοτήτων έχει να κάνει με τις διαστάσεις τους. Μεταξύ των δύο κοιλοτήτων υπάρχει μία περιοχή στην οποία γίνεται ο διαχωρισμός και η ομαδοποίηση των ηλεκτρονίων. Το μήκος της περιοχής αυτής έχει ιδιαίτερη σημασία διότι πρέπει να είναι τέτοιο ώστε τα ηλεκτρόνια να φτάνουν σε ομάδες στην δεύτερη κοιλοότητα. Γύρω από την περιοχή αυτή υπάρχει επίσης ένα πηνίο καθοδήγησης που είναι υπεύθυνο για την εστίαση της δέσμης ηλεκτρονίων. Όλη η διάταξη βρίσκεται σε συνθήκες κενού, οπότε και πάλι είναι αναγκαστική η ύπαρξη της αντίστοιχης αντλίας κενού. Στο τέλος της διάταξης βρίσκεται ο συλλέκτης ηλεκτρονίων στον οποίο προσκρούουν τα ηλεκτρόνια και απορροφούνται. Όπως

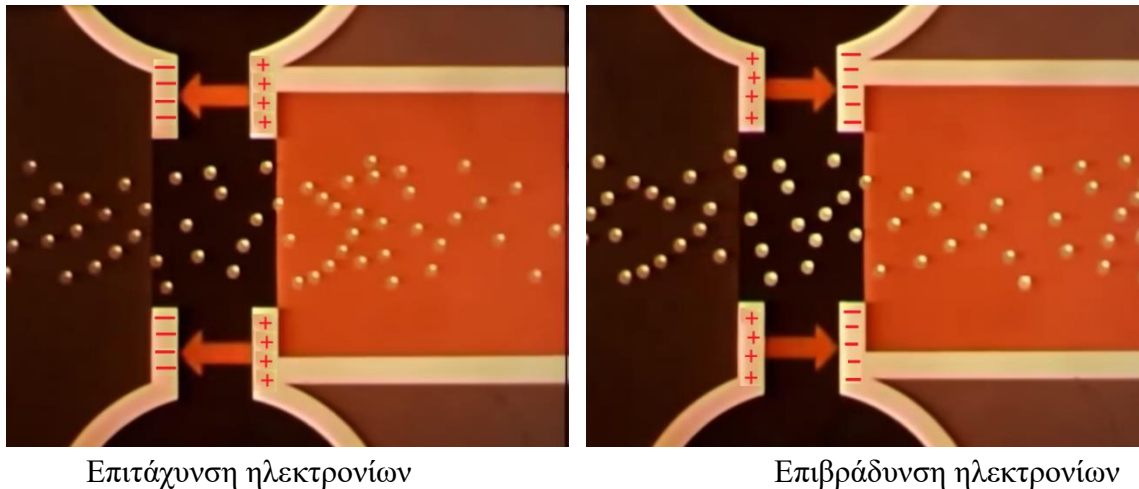
είναι προφανές, είναι αναγκαστική η ψύξη του συλλέκτη ο οποίος ανεβάζει υψηλή θερμοκρασία αφού απορροφά την παραμένουσα κινητική ενέργεια όλων των ηλεκτρονίων.



Εικόνα 4.9 Klystron

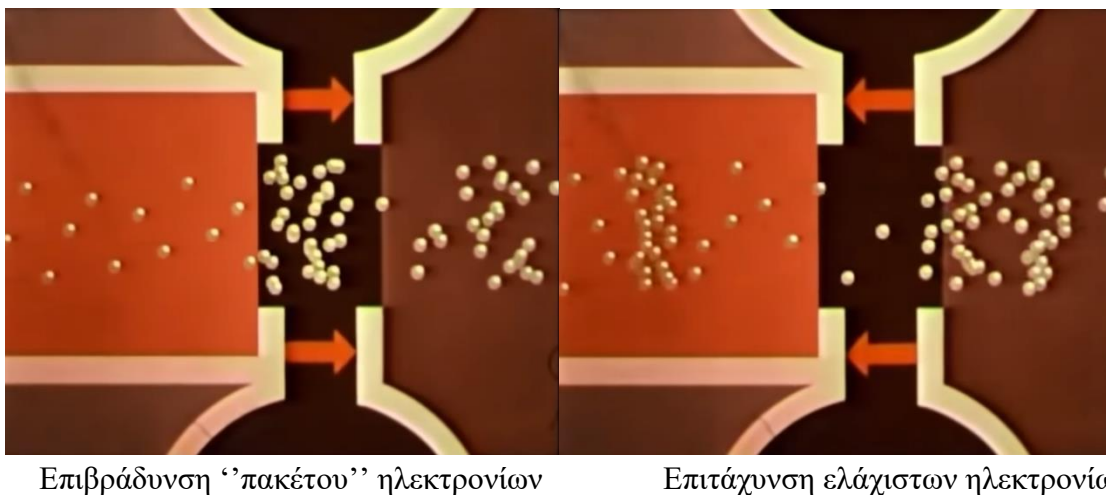
Πηγή: <https://www.britannica.com/technology/electron-tube/Common-tubes-and-their-applications>

Στη συνέχεια περιγράφεται η λειτουργία του Klystron. Τα ηλεκτρόνια που διαφεύγουν από την σχισμή της ανόδου φθάνουν στην πρώτη κοιλότητα. Η κοιλότητα αυτή διεγείρεται με μία εξωτερική συχνότητα (χαμηλής έντασης) η οποία ενεργοποιεί και διατηρεί την ηλεκτρική ταλάντωση στην πρώτη κοιλότητα. Έτσι, οι ακμές της κοιλότητας που βρίσκονται περιφερειακά της δέσμης ηλεκτρονίων και λειτουργούν ως πυκνωτές, δημιουργούν ένα εναλλασσόμενο ηλεκτρικό πεδίο. Τα ηλεκτρόνια που περνούν από αυτή την σχισμή αλληλεπιδρούν με το πεδίο με τρεις τρόπους, ανάλογα με το χρόνο άφιξής τους (Εικόνα 4.10 και Εικόνα 4.11):



Εικόνα 4.10 *Buncher cavity- Ομαδοποίηση ηλεκτρονίων [53]*

- τα ηλεκτρόνια που φθάνουν στο πεδίο όταν η πρώτη ακμή είναι αρνητικά φορτισμένη και η δεύτερη θετικά, εκμεταλλεύονται το πεδίο και επιταχύνονται,
- τα ηλεκτρόνια που φθάνουν στον «πυκνωτή» όταν αυτός είναι αφόρτιστος (τη στιγμή δηλαδή που αλλάζει πολικότητα και η αυτεπαγωγή του «πηνίου» έχει την μέγιστη τιμή της) δεν επηρεάζονται και διατηρούν την ταχύτητα τους,
- τα ηλεκτρόνια που φθάνουν στο πεδίο όταν αυτό έχει πολικότητα αντίθετη από την αρχική επιβραδύνονται.



Εικόνα 4.11 *Catcher cavity - Ενίσχυση σήματος RF [53]*

Το αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης των ηλεκτρονίων με το εναλλασσόμενο ηλεκτρικό πεδίο της κοιλότητας είναι τα ηλεκτρόνια να διαχωρίζονται και να δημιουργούν «πακέτα». Στη διαδικασία αυτή ιδιαίτερη σημασία έχει το μήκος της περιοχής μεταξύ των κοιλοτήτων. Το μήκος πρέπει να είναι τέτοιο ώστε τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια της «δεύτερης γενιάς» να προφτάνουν τα επιβραδυμένα ηλεκτρόνια της «πρώτης γενιάς» τη στιγμή που όλα μαζί θα

συναντούν το πεδίο της δεύτερης κοιλότητας. Έτσι, δημιουργούνται στη δεύτερη κοιλότητα παλμοί ηλεκτρονίων. Η δεύτερη κοιλότητα είναι συντονισμένη με την πρώτη με τέτοιο τρόπο που τα πακέτα ηλεκτρονίων να αλληλεπιδρούν με το πεδίο της, όταν αυτό είναι σε πολικότητα που επιβραδύνει τα ηλεκτρόνια. Η επιβράδυνση αυτή των ηλεκτρονίων προκαλεί μία απώλεια στην κινητική τους ενέργεια, χωρίς όμως αυτή η ενέργεια να χάνεται, καθώς μεταφέρεται στην ηλεκτρική ταλάντωση της δεύτερης κοιλότητας αυξάνοντας την ένταση (το πλάτος) των ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων της. Έτσι επιτυγχάνεται η ενίσχυση. Η συχνότητα ταλάντωσης των δύο κοιλοτήτων είναι ίδια αλλά η ένταση διαφορετική.

Υπάρχουν και διατάξεις με περισσότερες από δύο κοιλότητες. Οι ενδιάμεσες κοιλότητες έχουν στόχο να δημιουργήσουν ακόμα πιο ομαδοποιημένους παλμούς ώστε να μην υπάρχουν ηλεκτρόνια μεταξύ παλμών. Μία διάταξη δύο κοιλοτήτων μετασχηματίζει το πολύ το 40% της ενέργειας των ηλεκτρονίων σε ένταση η/μ κυμάτων ενώ διατάξεις περισσότερων κοιλοτήτων φτάνουν αποδόσεις της τάξεως του 55% [7].

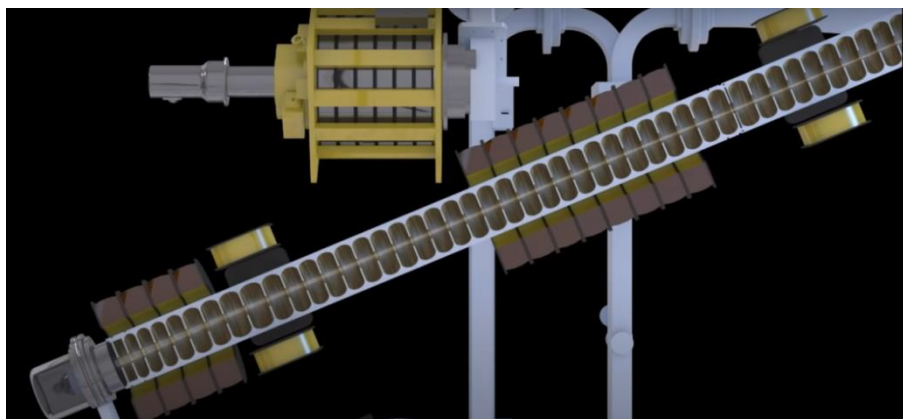
4.2.3 Ο κυματοδηγός

Τα μικροκύματα μεταφέρονται κυρίως με ορθογώνιους κυματοδηγούς, όπου στο σχεδιασμό τους δίνεται πολλή προσοχή ώστε να αποφευχθούν απότομες κάμψεις για ελάχιστη εξασθένηση [54]. Το υλικό κατασκευής τους είναι τέτοιο ώστε τα κύματα να μην διαφεύγουν και να μην αλληλεπιδρούν μαζί του, ώστε να έχουν τις ελάχιστες απώλειες ενέργειας. Για τη σύνδεση των τμημάτων των κυματοδηγών χρησιμοποιούνται μεταβατικά τμήματα, τα οποία ψύχονται με υγρό άζωτο ή φρέον σε υψηλή πίεση, λόγω της μεγάλης έντασης του ηλεκτρικού πεδίου

4.3 Η διάταξη επιτάχυνσης

Πολλά είδη επιταχυντών έχουν αναπτυχθεί. Η πρώτη γενιά γραμμικών επιταχυντών για να επιταχύνει ηλεκτρόνια χρησιμοποιούσε κατάλληλες διατάξεις με εναλλασσόμενη τάση σε drift tubes, τέτοια ώστε, όταν το ηλεκτρόνιο ταξιδεύει από σωλήνα σε σωλήνα να εκμεταλλεύεται το πεδίο, ενώ όταν είναι μέσα στον σωλήνα να μην επηρεάζεται από την αλλαγή του πεδίου. Το πρόβλημα με αυτές τις διατάξεις είναι ότι, εφόσον τα ηλεκτρόνια φθάνουν το όριο της ταχύτητας του φωτός, οι σωλήνες πρέπει να έχουν όλο και μεγαλύτερο μήκος κάνοντας έτσι αυτού του τύπου τους επιταχυντές πολύ επιμήκεις.

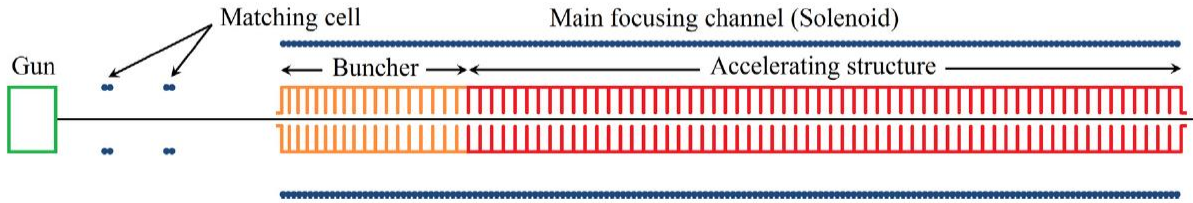
Στην πορεία αναπτύχθηκαν και άλλες τεχνικές επιτάχυνσης, όπως αυτή του οδεύοντος κύματος και του στάσιμου κύματος. Η αρχή λειτουργίας της κάθε διάταξης περιγράφεται παρακάτω. Οι επιταχυντές στάσιμου κύματος για την παραγωγή η/μ κυμάτων της τάξεως των 300 MHz χρησιμοποιούν τον ενισχυτή Klystron, ενώ οι επιταχυντές οδεύοντος κύματος για την παραγωγή κυμάτων της τάξεως των 3 GHz χρησιμοποιούν το Magnetron [32]. Στην Εικόνα 4.12 διακρίνεται τυπικός θάλαμος επιτάχυνσης γραμμικού επιταχυντή.



Εικόνα 4.12 Θάλαμος επιτάχυνσης – Γραμμικός επιταχυντής [45]

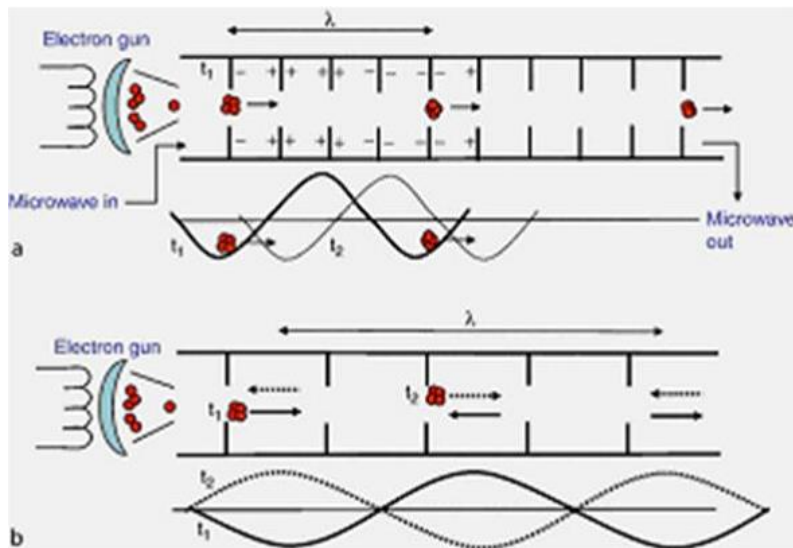
4.3.1 Επιταχυντές οδεύοντος κύματος

Η λογική αυτών των επιταχυντών είναι ότι τα ηλεκτρόνια εκμεταλλεύονται την ενέργεια των η/μ κυμάτων RF για να επιταχυνθούν [55]. Όπως αναφέρθηκε, η συχνότητα αυτών των ραδιοκυμάτων είναι περί τα 3 GHz. Η ομαλή λειτουργία του επιταχυντή εξαρτάται από πολλές παραμέτρους οι οποίες πρέπει να ελέγχονται με ακρίβεια, ενώ πολύ μεγάλη σημασία έχει ο σωστός συντονισμός, ώστε τα ηλεκτρόνια να εισέρχονται στον επιταχυντή την κατάλληλη στιγμή και να «συναντούν» το κύμα στην σωστή φάση για να κερδίσουν την επιτάχυνση τους από αυτό. Αν τα ηλεκτρόνια δεν εισέλθουν στην κατάλληλη φάση αλλά σε παραπλήσια τότε δεν θα κερδίσουν το μέγιστο της επιτάχυνσης. Από την άλλη, αν εισέλθουν σε αντίθετη φάση από αυτήν της μέγιστης επιτάχυνσης, τότε θα επιβραδυνθούν. Αυτό βέβαια είναι και το αναγκαίο κακό για τους επιταχυντές οδεύοντος κύματος, καθώς δημιουργούν πακέτα ηλεκτρονίων που απέχουν μεταξύ τους ένα μήκος κύματος (από βέλτιστη σε βέλτιστη φάση) με αποτέλεσμα η ένταση της δέσμης να μην είναι τόσο υψηλή. Κάτι άλλο που είναι απαραίτητο για την ομαλή λειτουργία του επιταχυντή είναι η επιβράδυνση του κύματος στην αρχή της διάταξης. Αυτό συμβαίνει για έναν πολύ απλό λόγο. Τα ηλεκτρόνια, καθώς επιταχύνονται προς την άνοδο από το electron gun, αποκτούν περίπου το 40% της ταχύτητας του φωτός και πρακτικά με αυτήν την ταχύτητα εισέρχονται στον επιταχυντή. Αντίθετα, η ταχύτητα των κυμάτων είναι παραπλήσια της ταχύτητας του φωτός (που έτσι κι αλλιώς είναι το άνω όριο για την ταχύτητα των ηλεκτρονίων). Έτσι, για να προλάβουν τα ηλεκτρόνια το κύμα είναι απαραίτητη η επιβράδυνση των κυμάτων, ώστε η ταχύτητα τους να είναι παραπλήσια με αυτή των ηλεκτρονίων κατά την είσοδό τους. Αυτό επιτυγχάνεται με μία σειρά από χάλκινους δίσκους οι οποίοι έχουν μία οπή στο κέντρο για την διέλευση των ηλεκτρονίων (Εικόνα 4.13) Αυτό το πρώτο τμήμα του επιταχυντή λέγεται Buncher και διαμορφώνει τα πακέτα ηλεκτρονίων. Όσα ηλεκτρόνια εισέλθουν σε αντίθετη φάση με αυτή της επιτάχυνσης του κύματος επιβραδύνονται. Τα επιβραδυμένα ηλεκτρόνια συναντούν τα επιταχυνόμενα ηλεκτρόνια της επόμενης «γενιάς» (του επόμενου κύματος δηλαδή).

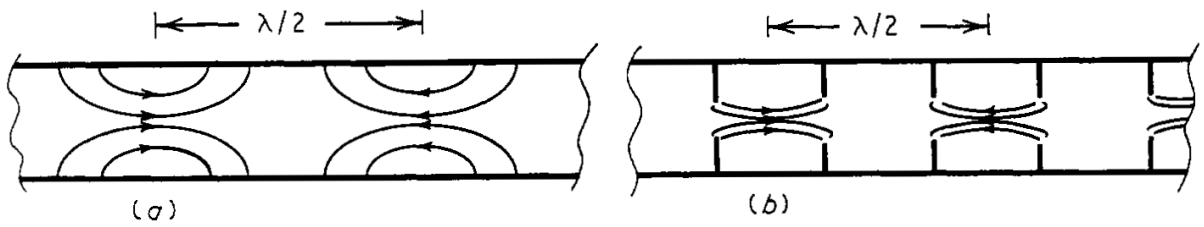


Εικόνα 4.13 Σχηματική απεικόνιση γραμμικού επιταχυντή [58]

Παρόλα αυτά, είναι σημαντικό για τη βέλτιστη απόδοση της επιταχυντικής διάταξης τα ηλεκτρόνια να εισέρχονται ήδη ομαδοποιημένα στην σωστή φάση. Γι' αυτό το λόγο σε πολλές διατάξεις, μετά το electron gun υπάρχει μία κοιλότητα που κάνει την αρχική ομαδοποίηση των ηλεκτρονίων (*pre-buncher cavity*). Η αρχική διάταξη συνήθως έχει μήκος 30 εκ. και προσδίδει στα ηλεκτρόνια ενέργεια περί τα 1.4 MeV. Στην συνέχεια, ακολουθεί το κυρίως τμήμα του επιταχυντή που με βάση τη γεωμετρία των κοιλοτήτων συντονισμού επιτρέπει την σταδιακή αύξηση της ταχύτητας του κύματος και κατ' επέκταση της ταχύτητας των ηλεκτρονίων που «ταξιδεύουν μαζί του» που τείνει ασυμπτωτικά στην ταχύτητα του φωτός. Η διαμόρφωση της γεωμετρίας των κοιλοτήτων (εικόνα 4.14) ουσιαστικά καθορίζει το μέγεθος του ηλεκτρικού πεδίου (εικόνα 4.15 και εικόνα 4.16) το οποίο επιταχύνει τα ηλεκτρόνια.



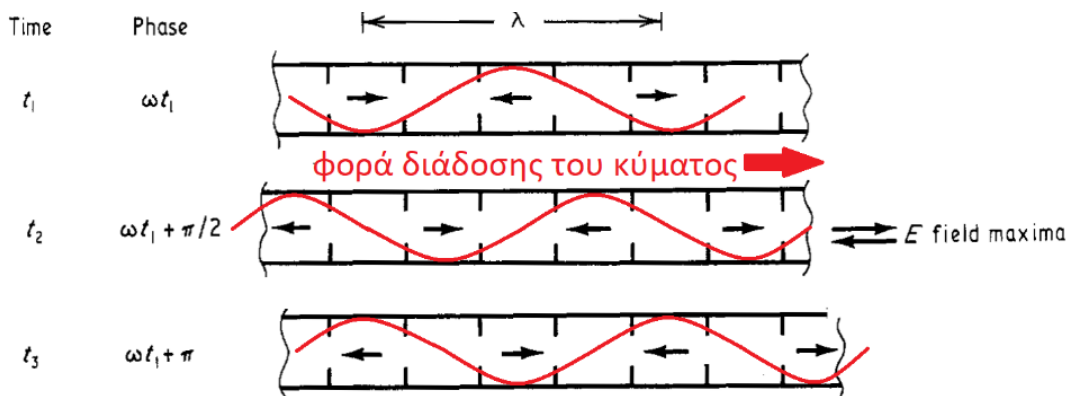
Εικόνα 4.14 Σχηματική απεικόνιση οδεύοντος και στάσιμου κύματος [7]



Εικόνα 4.15 Ηλεκτρικό πεδίο ανάλογα με την γεωμετρία του θαλάμου επιτάχυνσης [7]

Όσο τα ηλεκτρόνια πλησιάζουν την ταχύτητα του φωτός κερδίζουν ενέργεια αυξάνοντας κυρίως τη σχετικιστική τους μάζα. Στο τέλος της διάταξης επιτάχυνσης είναι πολύ σημαντικό να υπάρχει ένα μέσο απορρόφησης για τα κύματα ώστε να μην οπισθοσκεδαστούν και δημιουργήσουν πρόβλημα στην επιτάχυνση των ηλεκτρονίων. Η ενέργεια των κυμάτων τελικά κατανέμεται στα ηλεκτρόνια, στη διάταξη του επιταχυντή και στη διάταξη απορρόφησης στον τερματισμό [56]. Μια τεχνολογία που χρησιμοποιείται τελευταία στους επιταχυντές οδεύοντος κύματος είναι τα υπεραγώγιμα υλικά. Σε μία τέτοια διάταξη τα υλικά του επιταχυντή είναι υπεραγώγιμα, με αποτέλεσμα να έχουν χαμηλότερη επιφανειακή αντίσταση. Ο βαθμός απόδοσης τέτοιων επιταχυντών είναι μεγαλύτερος [57].

Η καλή και ακριβής κατασκευή του επιταχυντή έχει πολύ μεγάλη σημασία. Μια ανακρίβεια της τάξης του 1 mm μπορεί να επηρεάσει πολύ τη εστίαση της δέσμης στον άξονα επιτάχυνσης.

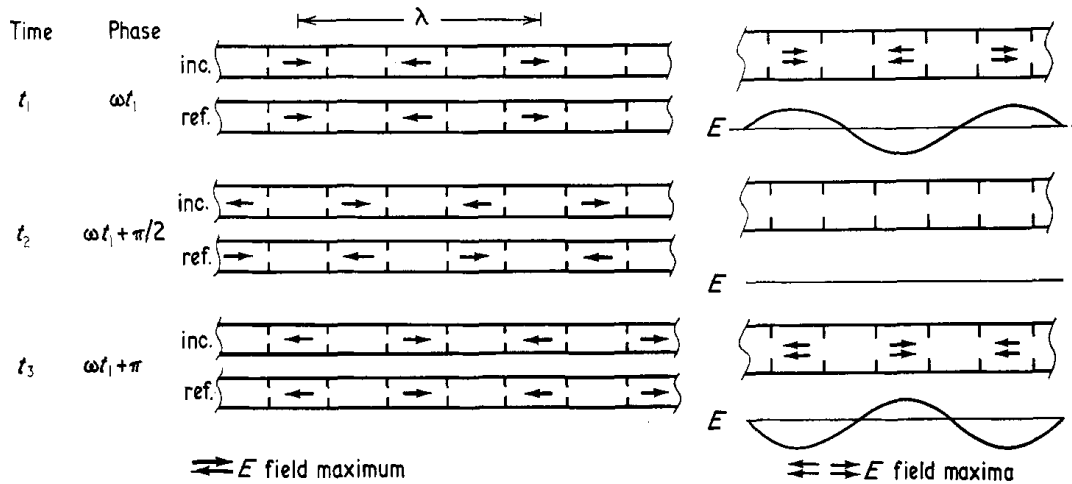


Εικόνα 4.16 Ηλεκτρικό πεδίο σε κάθε κοιλότητα του επιταχυντή με βάση την διάδοση του η/μ κύματος.[7]

4.3.2 Επιταχυντές στάσιμου κύματος

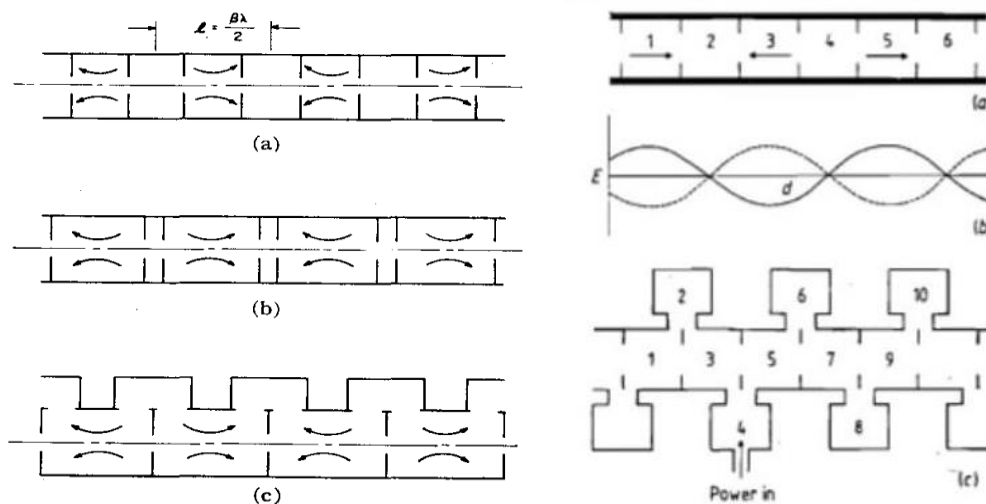
Οι επιταχυντές στάσιμου κύματος εκμεταλλεύονται την επαλληλία δύο αντίθετων κυμάτων. Όταν δύο αντίθετα κύματα με ίδια συχνότητα και ίδιο πλάτος συναντηθούν δημιουργούν σταθερούς κόμβους και μέγιστες κορυφές σταθερές στον χώρο. Το φαινόμενο παρουσιάζεται γραφικά στην εικόνα 4.17 [54]. Όπως φαίνεται στο σχήμα αυτό τα ηλεκτρόνια μπορούν να εκμεταλλευθούν το εναλλασσόμενο πεδίο για να επιταχυνθούν. Τη στιγμή που το πεδίο

εναλλάσσεται τα ηλεκτρόνια βρίσκονται στην κοιλότητα του κόμβου που δεν έχει ηλεκτρικό πεδίο. Αφού το πεδίο αλλάξει τα ηλεκτρόνια εισέρχονται στην επόμενη κοιλότητα που έχει ξανά αρνητικό πεδίο και ξανά επιταχύνονται. Άρα επιταχύνονται κάθε δύο κοιλότητες.



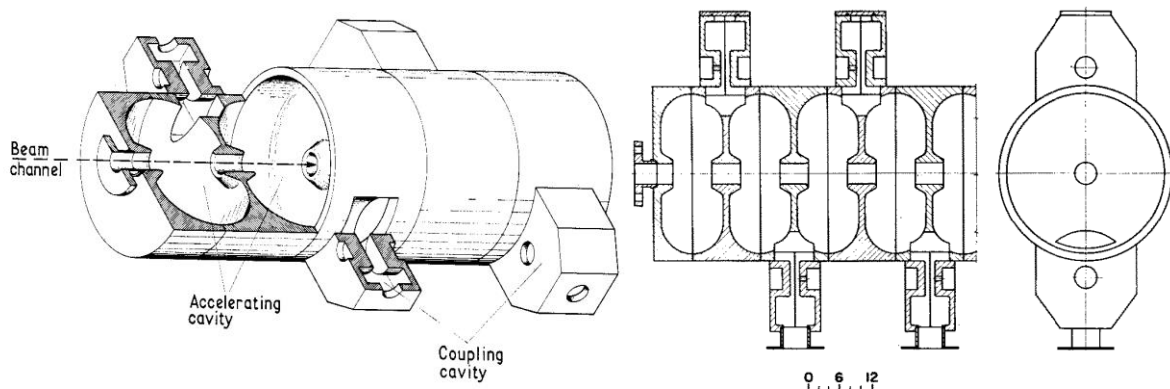
Εικόνα 4.17 Σχηματική απεικόνιση ηλεκτρικού πεδίου με την επαλληλία στάσιμου κύματος[7]

Αρχικά, οι επιταχυντές στάσιμου κύματος ήταν παρόμοιοι κατασκευαστικά με αυτούς του οδεύοντος κύματος (Εικόνα 4.18a). Σε τέτοιου είδους διατάξεις οι σταθεροί κόμβοι του κύματος βρίσκονται πάνω στον άξονα επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων, με αποτέλεσμα τα ηλεκτρόνια να επιταχύνονται μόνο στο μισό μήκος του επιταχυντή. Έτσι οι επιστήμονες σταδιακά έφτιαξαν διατάξεις όπου οι κοιλότητες των σταθερών κόμβων έφυγαν από τον άξονα επιτάχυνσης των ηλεκτρονίων και πήγαν στο πλάι της διάταξης (coupling cavities) (Εικόνα 4.18c). Με αυτό τον μετασχηματισμό τα ηλεκτρόνια μπορούν να επιταχύνονται σε όλο το μήκος του επιταχυντή. Όπως και στην προηγούμενη περίπτωση έτσι και εδώ υπάρχουν αρκετά λεπτά σημεία για την ομαλή λειτουργία του επιταχυντή.



Εικόνα 4.18 Ηλεκτρικό πεδίο γραμμικού επιταχυντή στάσιμου κύματος ανάλογα με τον σχεδιασμό (πλαϊνές κοιλότητες κλπ)[7]

Έχει τεράστια σημασία ο σωστός συντονισμός του πρόσθιου κύματος με του οπίσθιο, ώστε να σχηματίζονται στο σωστό σημείο οι κόμβοι και τα μέγιστα πλάτη του ηλεκτρικού πεδίου. Για αυτό υπάρχουν διάφοροι τρόποι προκειμένου να μετράται η ακριβής συχνότητα, καθώς και κοιλότητες συντονισμού προκειμένου να τροφοδοτούν τον επιταχυντή με κύματα της κατάλληλης συχνότητας. Οι συχνότητες μπορεί να αλλοιωθούν από θερμικές και μηχανικές αλλαγές κατά την διάρκεια λειτουργίας του επιταχυντή, καθώς επίσης και από μικρές ατέλειες στην επιφάνεια του σώματος του επιταχυντή. Επίσης, τα ηλεκτρόνια πρέπει να εκτοξεύονται και πάλι την σωστή στιγμή στον θάλαμο επιτάχυνσης και να εκμεταλλεύονται το σωστό πεδίο. Επειδή τα κύματα λόγω διάφορων αντιστάσεων μπορεί να χάσουν την ενέργεια τους, σε κατάλληλες θέσεις υπάρχουν ενισχυτές που τα επαναφέρουν στην σωστή τιμή. Τέλος, επειδή μπορεί το οπίσθιο κύμα να συνεχίσει την πορεία του προς τις διατάξεις παραγωγής μικροκυμάτων (magnetron, klystron) οι οποίες είναι πολύ ευαίσθητες σε τέτοιες διαταραχές, υπάρχει μία διάταξη που ονομάζεται circulator η οποία ανακόπτει κάθε οπισθοσκεδαζόμενο κύμα [7]. Στην εικόνα 4.19 παρουσιάζεται μία διάταξη επιτάχυνσης ενός επιταχυντή στάσιμου κύματος.

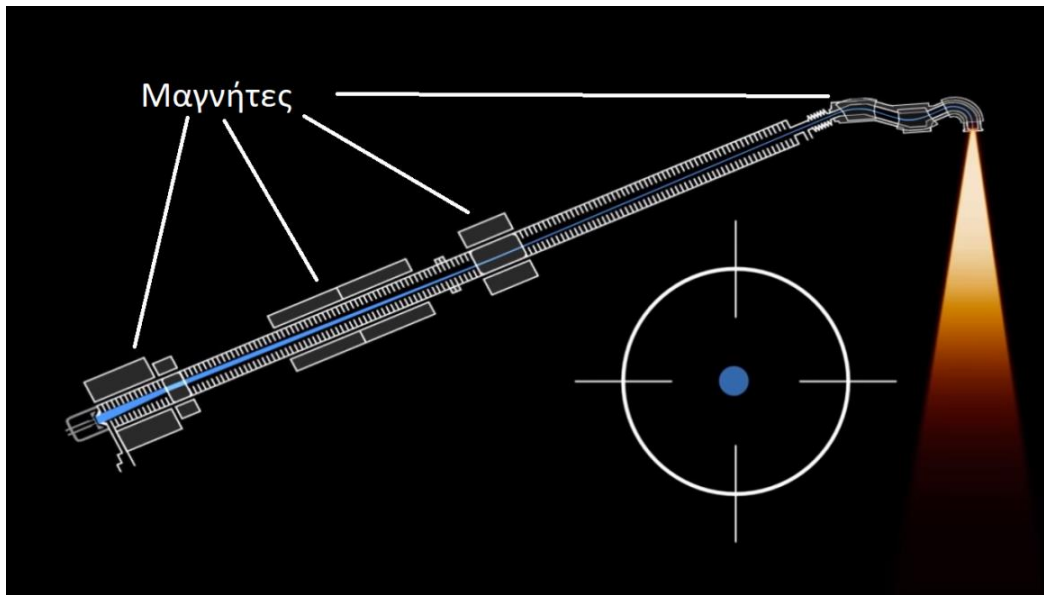


Εικόνα 4.19 Διάταξη γραμμικού επιταχυντή στάσιμου κύματος [7]

4.4 Μαγνήτες

Οι μαγνήτες χρησιμοποιούνται σε πολλά τμήματα της διάταξης του επιταχυντή. Η λειτουργία τους είναι εν γένει να συγκεντρώνουν και να κατευθύνουν την δέσμη των ηλεκτρονίων. Αυτό συμβαίνει για δύο λόγους, αφενός λόγω των απωστικών δυνάμεων μεταξύ των ηλεκτρονίων, και αφετέρου επειδή τα ηλεκτρικά πεδία που δημιουργούνται στον επιταχυντή έχουν και ακτινικές συνιστώσες οι οποίες επιδρούν στην τροχιά των ηλεκτρονίων. Ένας ακόμα λόγος μπορεί να είναι οι ατέλειες της κατασκευής του σώματος του επιταχυντή. Τέτοιες ατέλειες δημιουργούν

εκκεντρότητες και οδηγούν σε εκτροπές της δέσμης. Αυτό το φαινόμενο είναι ακόμα πιο έντονο στα σημεία που ενώνονται τα επιμέρους τμήματα του επιταχυντή.

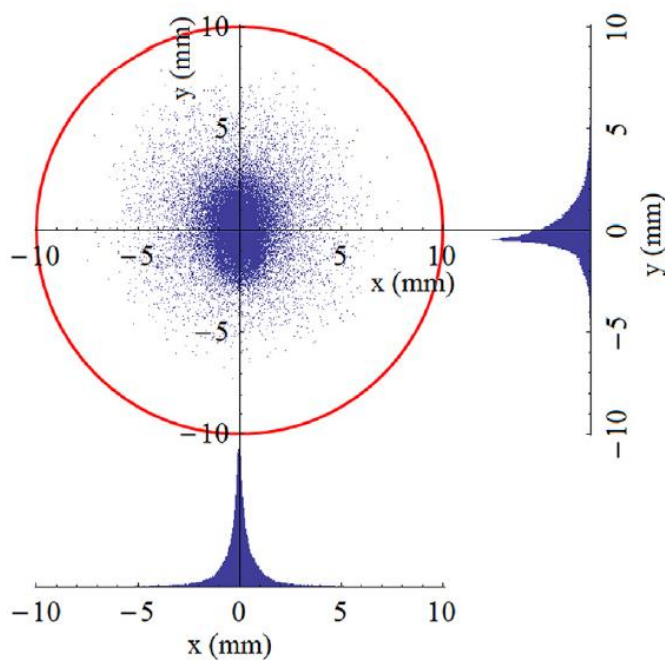


Εικόνα 4.20 Μαγνήτες του γραμμικού επιταχυντή [45]

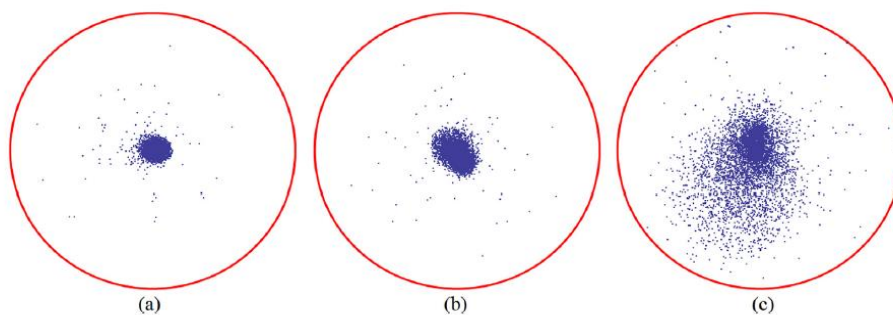
Ενδεικτικά αναφέρεται ότι μία ανακρίβεια της τάξεως του 1mm μπορεί να προκαλέσει μεγάλη εκτροπή στη δέσμης, ενώ μία ανωμαλία μικρότερη των 0.2 mm δεν θα επηρεάσει τη δέσμη ιδιαίτερα [59]. Οι μαγνήτες μπορεί να είναι φυσικοί ή ηλεκτρομαγνήτες. Οι ηλεκτρομαγνήτες είναι πηνία τυλιγμένα γύρω από τον επιταχυντή. Το πλεονέκτημα με τους ηλεκτρομαγνήτες είναι ότι μπορούν να ρυθμίζουν την ένταση του μαγνητικού πεδίου, ενώ το μειονέκτημα είναι ότι έχουν μεγαλύτερο όγκο και καταναλώνουν ενέργεια [60]. Ανάλογα με τη λειτουργία τους οι μαγνήτες διακρίνονται σε μαγνήτες, εστίασης, μαγνήτες οδήγησης και μαγνήτες κάμψης

4.4.1 Μαγνήτες εστίασης

Η λειτουργία των μαγνητών εστίασης είναι να συγκεντρώνουν τη δέσμη γύρω από τον άξονα επιτάχυνσης. Οι μαγνήτες αυτοί είναι πηνία τυλιγμένα γύρω από το σώμα του επιταχυντή. Η ένταση του μαγνητικού πεδίου είναι ανάλογη της ενέργειας της δέσμης των ηλεκτρονίων. Στην εικόνα 4.21 διακρίνεται η διασπορά των ηλεκτρονίων γύρω από τον άξονα επιτάχυνσης της δέσμης. Η μεγαλύτερη διασπορά των ηλεκτρονίων παρατηρείται αμέσως μετά το electron gun στο buncher cavity, εκεί δηλαδή όπου γίνεται η ομαδοποίηση των ηλεκτρονίων [61]. Όσο τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται η δέσμη δεν διαστέλλεται τόσο πολύ. Έτσι, π.χ. για έναν επιταχυντή οδεύοντος κύματος που παράγει δέσμη ηλεκτρονίων 8 MeV, για να έχουμε ικανοποιητική σύγκλιση δέσμης το μαγνητικό πεδίο στο πρώτο τμήμα του επιταχυντή πρέπει να είναι της τάξεως των 1200 Gauss, ενώ στα επόμενα τμήματα της τάξεως 800 Gauss [59]. Αν η ένταση του μαγνητικού πεδίου ελαττωθεί η δέσμη θα έχει την διασπορά που φαίνεται στο σχήμα της εικόνας 4.22.

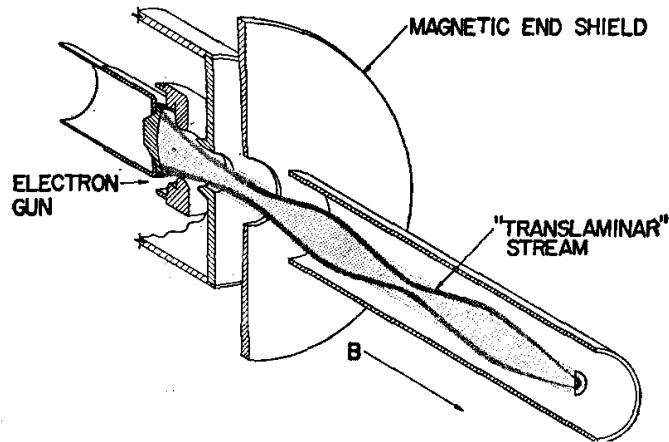


Εικόνα 4.21 Διασπορά ηλεκτρονίων [58]



Εικόνα 4.22 Διασπορά της δέσμης των ηλεκτρονίων στο τέλος του επιταχυντή για διάφορες τιμές του μαγνητικού πεδίου εστίασης: (a) μέγιστη τιμή, (b) μειωμένη κατά 20%, και (c) μειωμένη κατά 40%. [58]

Μαγνήτες εστίασης της δέσμης υπάρχουν και στην διάταξη του electron gun (εικόνα 4.23). Στόχο έχουν να συγκεντρώσουν την δέσμη προς την οπή της ανόδου ώστε να αυξηθεί η αποδοτικότητα της γεννήτριας ηλεκτρονίων και κατ' επέκταση η ποιότητα της δέσμης.



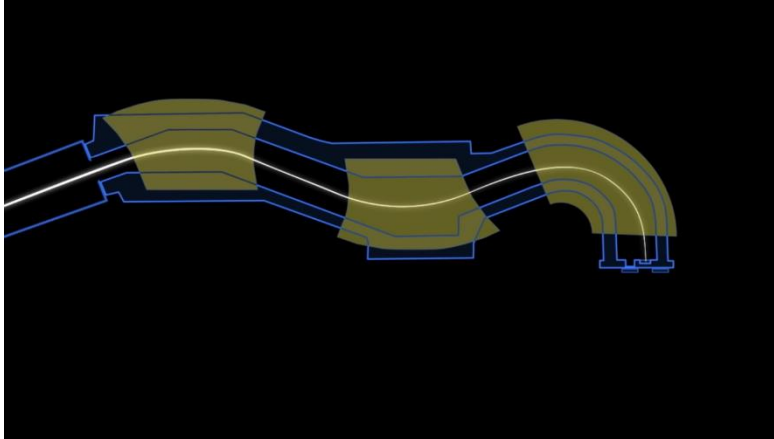
Εικόνα 4.23 Εστίαση της δέσμης ηλεκτρονίων στην έξοδο του electron gun [61]

4.4.2 Μαγνήτες οδήγησης

Σκοπός των μαγνητών αυτών δεν είναι ο έλεγχος της διασποράς των ηλεκτρονίων αλλά η κατεύθυνση της δέσμης. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, κατά τη διάρκεια της λειτουργίας του επιταχυντή είναι πιθανόν να υπάρξουν εκκεντρότητες λόγω μικρών κατασκευαστικών ανωμαλιών. Οι μαγνήτες αυτοί φροντίζουν ώστε η δέσμη να διατηρήσει την αξονική της πορεία.

4.4.3 Μαγνήτες κάμψης

Η ανάγκη για την ένταξη των μαγνητών κάμψης στην συνολική διάταξη του επιταχυντή προκύπτει από το μήκος του επιταχυντή, ο οποίος μπορεί να είναι 1-2m αναλόγως το είδος του επιταχυντή και το εύρος ενεργειών για τις οποίες κατασκευάστηκε [32]. Για υψηλές ενέργειες ηλεκτρονίων το μήκος του επιταχυντή είναι αρκετά μεγάλο ώστε είναι πρακτικά δύσκολο να μπει στην ευθεία ακτινοβολήσης του ασθενή, για καθαρά πρακτικούς λόγους. Έτσι, οι μαγνήτες κάμψης φροντίζουν να κατευθύνουν την δέσμη από το κυρίως σώμα του επιταχυντή προς την κεφαλή όπου θα γίνει η τελική διαμόρφωση της δέσμης. Ένα δεύτερο πολύ σημαντικό χαρακτηριστικό των μαγνητών αυτών είναι ότι και πάλι λειτουργούν ως μαγνήτες συγκέντρωσης της δέσμης, αλλά και ενεργειακό φίλτρο, καθώς μέσα από την αλλαγή πορείας της δέσμης μερικά ηλεκτρόνια που είναι εκτός της δέσμης ακολουθούν διαφορετικές τροχιές. Ως αποτέλεσμα, τα ηλεκτρόνια με τις μεγαλύτερες τροχιές αλληλεπιδρούν περισσότερο με το μαγνητικό πεδίο με αποτέλεσμα να ασκείται μεγαλύτερη δύναμη πάνω τους η οποία θα τα επαναφέρει στον κεντρικό άξονα της δέσμης [58]. Τέλος οι μαγνήτες κάμψης λειτουργούν και ως ενεργειακά φίλτρα καθώς εκτρέπουν με διαφορετικό τρόπο τα ηλεκτρόνια υψηλότερης ή χαμηλότερης ενέργειας από την ονομαστική.



Εικόνα 4.24 Μαγνήτες κάμψης [45]

4.5 Το σύστημα κενού

Είναι ιδιαίτερα σημαντικό για την βέλτιστη απόδοση όλων των προαναφερθέντων συνιστωσών να υπάρχουν συνθήκες κενού. Στον επιταχυντή τα ηλεκτρόνια δεν πρέπει να συγκρουστούν με μόρια του αέρα διότι θα χάσουν μέρος της κινητικής τους ενέργεια και θα εκτραπούν από τον άξονα επιτάχυνσης με αποτέλεσμα να υποβαθμίζεται η απόδοση του επιταχυντή και η απόδοση της δέσμης. Το ίδιο συμβαίνει και στο electron gun αλλά και στις μηχανές παραγωγής μικροκυμάτων. Είναι λοιπόν σημαντικό η πίεση (και κατά συνέπεια η πυκνότητα μορίων αέρα) μέσα στον επιταχυντή να είναι τέτοια ώστε η μέση απόσταση που χρειάζεται ένα ηλεκτρόνιο για να συγκρουστεί με ένα μόριο αέρα να είναι μεγαλύτερη από το μήκος του επιταχυντή. Η πίεση αυτή είναι περίπου 1.3 mPa. Οι σημερινοί επιταχυντές λειτουργούν σε πιέσεις αρκετά χαμηλότερες από αυτό το όριο και είναι της τάξεως των 15 μPa. Για να επιτευχθεί αυτή η πίεση χρησιμοποιούνται δύο διατάξεις. Η πρώτη είναι μία αντλία κενού που ρίχνει την πίεση περίπου στα 100 mPa και η δεύτερη είναι μία αντλία ιόντων [62]. Η αντλία ιόντων αποτελείται από μία άνοδο, μία κάθοδο και μία διάταξη μαγνητών. Το υλικό της καθόδου είναι τέτοιο που όταν τεθεί σε ηλεκτρικό πεδίο μεγάλης έντασης απελευθερώνει ηλεκτρόνια από τον φλοιό του. Τα ηλεκτρόνια αυτά δημιουργούν ένα νέφος το οποίο επιταχύνεται προς την άνοδο. Το μαγνητικό πεδίο αναγκάζει τα ηλεκτρόνια να διαγράψουν σπειροειδή τροχιές. Αυτό κάνει τα ηλεκτρόνια να διανύσουν μεγαλύτερη απόσταση μέχρι να φτάσουν στην άνοδο. Στον θάλαμο αυτό ταυτόχρονα υπάρχουν και τα εναπομείναντα μόρια του αερίου τα οποία συγκρούονται με τα ηλεκτρόνια και ιονίζονται. Τα ανιόντα του αέρα κατευθύνονται και αυτά προς την άνοδο η οποία αποτελείται από τιτάνιο. Οι ιδιότητες του υλικού της ανόδου είναι τέτοιες ώστε όταν τα ανιόντα του αέρα προσκρούσουν πάνω της να απορροφηθούν από το υλικό [63, 64]. Για να αποφεύγεται η συμπύκνωση των υδρατμών του αέρα η οποιοί είναι επιβλαβής για την λειτουργία της αντλίας χρησιμοποιείται καθαρό άζωτο.

4.6 Το σύστημα ψύξης

Υπάρχουν αρκετά τμήματα του γραμμικού επιταχυντή που χρειάζεται να ψυχθούν. Ορισμένα από αυτά είναι απαραίτητο να παραμένουν σε πολύ σταθερές θερμοκρασίες, όπως για παράδειγμα οι κοιλότητες στην πηγή μικροκυμάτων, καθώς η θερμική διαστολή μπορεί να οδηγήσει σε αλλαγή της συχνότητας συντονισμού. Άλλα πρέπει να διατηρούνται κάτω από συγκεκριμένες θερμοκρασίες για την ομαλή λειτουργία κάθε διάταξης, με κριτήριο την αντοχή των υλικών κλπ. Παρά τις διαφορές στις ψυκτικές απαιτήσεις των διαφόρων συνιστωσών του επιταχυντή είναι πρακτικό να υπάρχει ένα ενιαίο σύστημα ψύξης για όλα τα τμήματα του επιταχυντή, καθώς η ύπαρξη ενός συστήματος ψύξης για κάθε τμήμα ξεχωριστά θα απαιτούσε πολύ περισσότερο χώρο και δεν θα είχε τον ίδιο βαθμό απόδοσης [65, 66].

Κεφάλαιο 5^ο - Η κεφαλή του επιταχυντή

Στην κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή γίνεται η τελική διαμόρφωση της δέσμης. Όταν η δέσμη φτάνει στην κεφαλή του επιταχυντή έχει διατομή 1~3 εκατοστά. Η δέσμη αυτή δεν είναι κατάλληλη για ακτινοβολία επιφανειών που μπορεί να είναι μέχρι και 25x25 cm². Για αυτό το λόγο στην κεφαλή η δέσμη υπόκειται την κατάλληλη επεξεργασία, ώστε να δημιουργηθεί δέσμη κατάλληλων χαρακτηριστικών. Στην ακτινοβολία με ηλεκτρόνια δεν υπάρχει ο στόχος ούτε το φίλτρο επιπεδότητας που υπάρχουν για την παραγωγή δέσμης ακτίνων-X. Αντί αυτών υπάρχουν τα «scattering foils» (φύλλα σκέδασης) που διαμορφώνουν τη δέσμη και την καθιστούν ομοιόμορφη στο επιθυμητό εύρος ακτινοβολίας. Ακολουθούν οι «collimators» (κατευθυντές) που ουσιαστικά οδηγούν τη δέσμη και αποκόπτουν τις ανεπιθύμητες ακτινοβολίες εκτός του πεδίου ακτινοβολίας (από σκεδαζόμενα ηλεκτρόνια προς άλλες κατευθύνσεις αλλά και φωτόνια που δημιουργούνται μετά τα φύλλα σκέδασης) και τέλος οι «applicators» που βελτιώνουν την «καθαρότητα» της δέσμης και δίνουν την τελική μορφή στο αντίστοιχο πεδίο ακτινοβολίας. Επίσης, υπάρχουν και οι θάλαμοι ιονισμού που βρίσκονται μετά τα φύλλα σκέδασης για τη μέτρηση της έντασης της δέσμης. Συνολικά, στόχος των συνιστωσών της κεφαλής είναι η διαμόρφωση μίας δέσμης η οποία να έχει:

- ομοιόμορφο προφίλ ενέργειας σε όλη την επιφάνεια ακτινοβολίας
- να είναι ισοκεντρική
- ελάχιστη απώλεια ενέργειας της δέσμης (που προκύπτει από την διαδικασία διαμόρφωσης)
- ελάχιστη συνιστώσα ακτίνων-X που προκύπτουν από τις αλληλεπιδράσεις των ηλεκτρονίων στα φύλλα σκέδασης
- ελάχιστη διαρροή ακτινοβολίας

Για να επιτευχθούν οι παραπάνω στόχοι πρέπει να μελετηθούν και να βελτιωθούν πολλοί παράγοντες όπως:

- Το υλικό των σκεδαστών και των κατευθυντών
- Το πάχος των φύλλων σκέδασης
- Το προφίλ των φύλλων σκέδασης
- Η απόσταση μεταξύ των φύλλων σκέδασης αλλά και η απόσταση των φύλλων με την επιφάνεια ακτινοβολίας
- Οι ιδιότητες του συστήματος κατευθυντών

5.1 Παράγοντες που επηρεάζουν την ποιότητα της δέσμης

Στις παραγράφους που ακολουθούν παρουσιάζονται αναλυτικά όλοι οι παράγοντες που πρέπει να λαμβάνονται υπόψη για το σχηματισμό της βέλτιστης δέσμης.

- 1) Για να ξεκινήσει ο σχεδιασμός της διάταξης (υλικά, διαστάσεις, προφίλ, αποστάσεις φύλλων) πρέπει να είναι γνωστές οι διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολήσης και η ένταση της δέσμης. Γενικά, όσο μεγαλύτερο είναι το πεδίο ακτινοβολήσης τόσο μεγαλύτερο πρέπει είναι και το συνολικό πάχος των φύλλων σκέδασης. Αυτό έχει δύο συνέπειες που θα πρέπει να ληφθούν ιδιαίτερα υπόψη κατά τον σχεδιασμό. Αφενός, λόγω του πάχους υποβαθμίζεται η ενέργεια της δέσμης, αφετέρου αυξάνονται οι δευτερογενείς ακτινοβολίες που παράγονται και είναι ανεπιθύμητες. Επίσης, κάτι άλλο που πρέπει να σημειωθεί είναι ότι η πιθανότητα σκέδασης είναι αντιστρόφως ανάλογη του τετραγώνου της ενέργειας των ηλεκτρονίων έτσι πρέπει να υπάρχουν τα κατάλληλα φύλλα σκέδασης για τις αντίστοιχες ενέργειες.
- 2) Ιδιαίτερη σημασία για τον σχεδιασμό έχει η απόσταση source-to-skin distance (SSD), η απόσταση δηλαδή από το παράθυρο του επιταχυντή (το σημείο δηλαδή μετά τους μαγνήτες κάμψης που η δέσμη εισέρχεται στην κεφαλή) μέχρι την επιφάνεια ακτινοβολήσης. Η απόσταση επηρεάζει τη διάταξη με τους εξής δύο τρόπους. Κατ' αρχήν, η πυκνότητα ενέργειας της δέσμης μειώνεται με το τετράγωνο της απόστασης, κάτι που είναι αναπόφευκτο. Κατά δεύτερον, η δέσμη μετά τα φύλλα σκέδασης ακολουθεί ένα κωνικό άνοιγμα. Για τον λόγο αυτό η απόσταση του ασθενή από το δεύτερο φύλλο σκέδασης παίζει ιδιαίτερο ρόλο στις διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολήσης και για το λόγο αυτό, προκειμένου να προσδιορισθεί η κατάλληλη γεωμετρία των φύλλων σκέδασης πρέπει να είναι γνωστή η SSD [50]. Από την άλλη πλευρά, επειδή η δόση είναι αντιστρόφως ανάλογη με το τετράγωνο της απόστασης, για μεγάλο ρυθμό δόσης πρέπει να επιλεγεί όσο το δυνατόν πιο μικρή SSD και κατά συνέπεια ο σχεδιασμός και η κατασκευή των scattering foils θα είναι ακόμα πιο απαιτητική.
- 3) Το παράθυρο του επιταχυντή είναι ένας ακόμη παράγοντας που πρέπει να ληφθεί υπόψη. Το παράθυρο ουσιαστικά υπάρχει για να διατηρεί όλη την διάταξη του επιταχυντή σε συνθήκες μηδενικής πίεσης (όπως αναφέρθηκε προηγουμένως). Η κεφαλή του επιταχυντή βρίσκεται σε συνθήκες περιβάλλοντος (κι αυτό είναι κάτι που επίσης πρέπει να ληφθεί υπόψη). Το παράθυρο συνήθως είναι κατασκευασμένο από τιτάνιο ή βηρύλλιο. Παλαιότερα υπήρχαν διατάξεις που χρησιμοποιούσαν γυαλί $\sim 1,2 \text{ g/cm}^2$. Αναπόφευκτα, το παράθυρο λειτουργεί ως πρώτος σκεδαστής των ηλεκτρονίων, δημιουργώντας κωνικό προφίλ στην δέσμη κλίσης μέχρι και 18° μοιρών. Αυτή η διαμόρφωση της δέσμης πρέπει να ληφθεί υπόψη στη διαδικασία σχεδιασμού και κατασκευής των φύλλων σκέδασης.
- 4) Το πρώτο φύλλο σκέδασης πρέπει να είναι όσο γίνεται πιο κοντά στο παράθυρο ώστε να μεγιστοποιεί την απόσταση των φύλλων από την επιφάνεια ακτινοβολήσης χωρίς να αυξάνει την SSD. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, η απόσταση αυτή ενισχύει την διεύρυνση του προφίλ της δέσμης, κάτι που είναι ιδιαίτερα σημαντικό σε ακτινοβολίες μεγάλων επιφανειών. Βελτιστοποιώντας λοιπόν την απόσταση αυτή μπορεί να ελαχιστοποιηθεί το συνολικό πάχος των σκεδαστών.

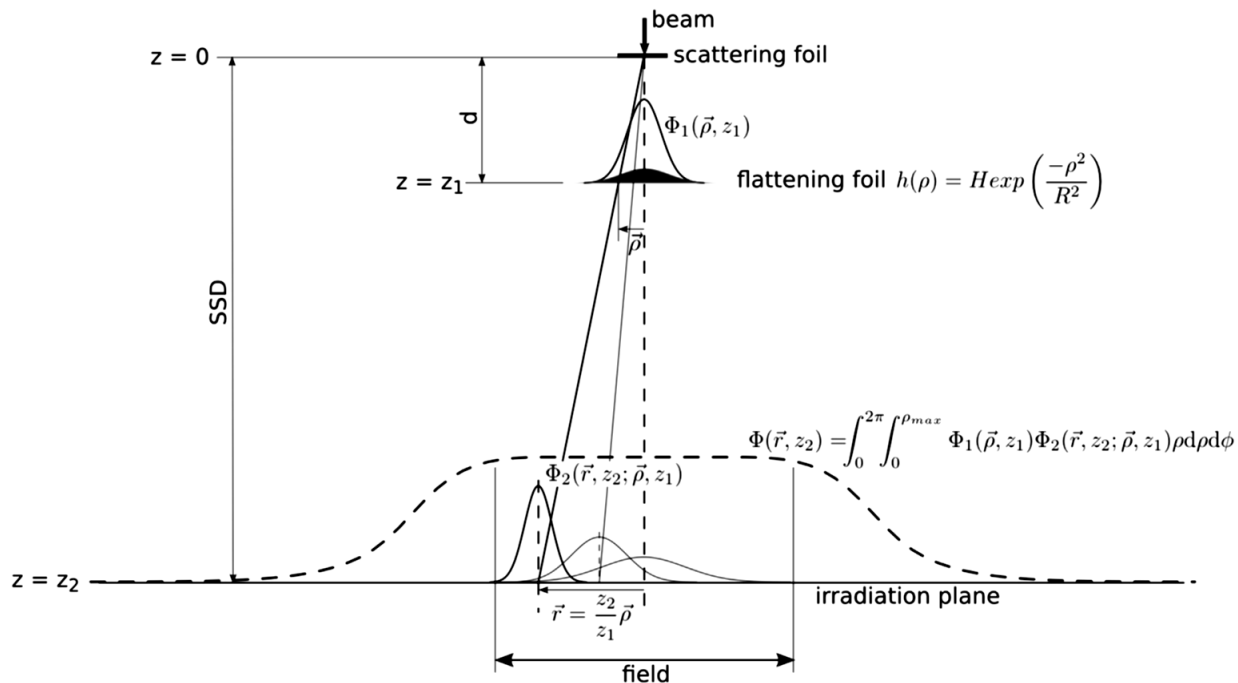
- 5) Η σκέδαση των ηλεκτρονίων με τα μόρια του αέρα είναι κάτι που σε γενικές γραμμές μπορεί να αμεληθεί για δέσμες υψηλών ενεργειών. Για ενέργειες όμως της τάξεως των 4 MeV το φαινόμενο αυτό αλλοιώνει το επιθυμητό προφίλ δέσμης και πρέπει να λαμβάνεται υπόψη. Επίσης, για το λόγο αυτό, τα τελευταία φύλλα διαμόρφωσης (applicators) πρέπει αν είναι όσο γίνεται πιο κοντά στον ασθενή.
- 6) Έχει τεράστια σημασία η σωστή επιλογή γεωμετρίας και υλικού για τα δύο φύλλα καθώς επίσης και για το σύνολο των κατευθυντών.
- 7) Τέλος, η απόσταση μεταξύ των δύο φύλλων σκέδασης έχει κι αυτή σημασία διότι, μεταβάλλοντας την μπορεί να μειωθεί το πάχος του δεύτερου φύλλου. Υπάρχει μία βέλτιστη απόσταση που μειώνει στο μέγιστο δυνατό το συνολικό πάχος [67]. Πολλές φορές η απόσταση μεταξύ των φύλλων είναι προδιαγεγραμμένη από τον κατασκευαστή του επιταχυντή λόγω της ύπαρξης ενός carousel όπου φέρει τις διαθέσιμες κεφαλές που χρησιμοποιούνται κατά περίπτωση.

5.2 Φύλλα σκέδασης - Scattering foils

Κατά την ακτινοβολήση με δέσμη ηλεκτρονίων, προκειμένου να ληφθεί το επιθυμητό προφίλ της δέσμης χρησιμοποιούνται τα φύλλα σκέδασης (scattering foils) τα οποία είναι φύλλα συγκεκριμένου πάχους και γεωμετρίας από κατάλληλο υλικό. Όταν η δέσμη ηλεκτρονίων αλληλεπιδράσει με το υλικό του φίλτρου, λόγω των αλληλάλληλων σκεδάσεων, τα ηλεκτρόνια αλλάζουν διεύθυνση, με αποτέλεσμα η αρχικά λεπτή δέσμη να διευρύνεται. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται «multiple Coulomb scattering». Το φαινόμενο αυτό έχει δύο συνέπειες. Αφενός τα ηλεκτρόνια μέσω της αλληλεπίδρασης χάνουν μέρος της κινητικής τους ενέργειας, με αποτέλεσμα να υποβαθμιστεί η ενεργειακή ποιότητα της δέσμης και αφετέρου προκύπτει δευτερογενής ακτινοβολία φωτονίων (κυρίως Bremsstrahlung) η οποία για ακτινοβολήση ηλεκτρονίων είναι ανεπιθύμητη.

Για σωστή θεραπεία είναι άκρως επιθυμητό η δέσμη να είναι επίπεδη, δηλαδή να έχει σε όλη την επιφάνειά της την ίδια ενέργεια. Αυτό δεν μπορεί να επιτευχθεί απόλυτα, είναι όμως δυνατό να διαμορφωθούν δέσμες οι οποίες να είναι εντός συγκεκριμένων ορίων. Σύμφωνα με την ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), το εύρος της κύμανσης της δέσμης σε κάθε θέση δεν πρέπει να υπερβαίνει το 3% της μέγιστης ενέργειας με την οποία έχει προδιαγραφεί η ακτινοβολήση του ασθενή.

Στις σύγχρονες διατάξεις για τη σκέδαση των ηλεκτρονίων χρησιμοποιούνται δύο φύλλα σε σειρά. Αυτό γίνεται διότι – όπως έχει διαπιστωθεί – αν χρησιμοποιηθεί μόνο ένα φύλλο θα πρέπει το πάχος του να αυξηθεί σημαντικά για να επιτευχθεί το επιθυμητό προφίλ δέσμης [68]. Η αύξηση του πάχους έχει δύο μειονεκτήματα. Πρώτον, εξασθενεί περισσότερο η ενέργεια της δέσμης και δεύτερον αυξάνεται η δευτερογενής ακτινοβολία, με συνέπεια την τροποποίηση της κατά βάθος κατανομής της δόσης. Σήμερα, ένα φύλλο χρησιμοποιείται μόνο για ακτινοβολούμενες επιφάνειες μικρότερες των $10 \times 10 \text{ cm}^2$ και για ενέργειες που δεν ξεπερνούν τα



Εικόνα 5.2 Προφίλ δόσης με την επαλληλία δόσης κάθε ηλεκτρονίου ανάλογα με την επίδραση των φύλλων σκέδασης. [39]

Αξίζει στο σημείο αυτό να επισημανθεί ότι σήμερα γίνεται έρευνα προς την κατεύθυνση της αντικατάστασης των δύο φύλλων σκέδασης από κατάλληλο μαγνητικό πεδίο το οποίο θα διευρύνει την δέσμη στο επιθυμητό προφίλ. Η τεχνολογία αυτή έχει ακόμα κάποια πρακτικά προβλήματα να αντιμετωπίσει και γι αυτό δεν χρησιμοποιείται.

5.2.1 Πρώτο φύλλο σκέδασης (scattering foil)

Μετά από μελέτες πάνω στο κομμάτι της διαμόρφωσης της τελική δέσμης διαπιστώθηκε πως το βέλτιστο υλικό για το πρώτο φύλλο πρέπει να είναι υψηλού Z [72]. Συνήθως χρησιμοποιείται Ταντάλιο, αν και μπορούν να χρησιμοποιηθούν και άλλα υλικά όπως χρυσός κ.α. Ο λόγος που χρησιμοποιείται υλικό μεγάλου Z είναι διότι μεγιστοποιείται η πιθανότητα για σκέδαση και άρα ο ρυθμός σκεδάσεων των ηλεκτρονίων. Όμως, λόγω του σχετικά μεγάλου πάχους και του υψηλού Z το πρώτο φύλλο είναι η κύρια αιτία παραγωγής ακτινοβολίας πέδησης (Bremsstrahlung) η οποία είναι ανάλογη του Z^2 .

Για να βρεθεί το βέλτιστο πάχος του πρώτου φύλλου προτείνεται [73] να γίνεται η παραδοχή ότι το πάχος αυτό θα πρέπει να είναι τέτοιο που να επιτρέπει στα άκρα του πεδίου ακτινοβολήσης ροή ηλεκτρονίων ίση με το 60% της μέγιστης ισοκεντρικής ροής. Προφανώς προκύπτει ότι για διαφορετικές επιφάνειες και ενέργειες ακτινοβολήσης πρέπει να χρησιμοποιούνται διαφορετικά φύλλα. Αν δεν υπάρχει η δυνατότητα τέτοιας παραμετρικής μελέτης, η μελέτη θα πρέπει να γίνεται για τη μεγαλύτερη επιφάνεια ακτινοβολήσης και τη μεγαλύτερη ενέργεια. Ενδεικτικά πάχη για ενέργειες 6, 12 και 18 MeV είναι 40, 130 και 260 μm αντίστοιχα.

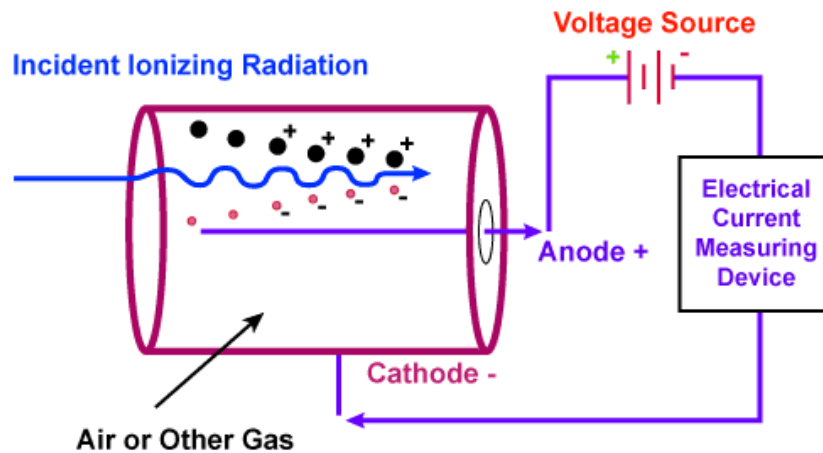
5.2.2 Δεύτερο φύλλο σκέδασης ή φύλλο επιπεδότητας (flattering foil)

Η πυκνότητα ενέργειας της δέσμης μετά το πρώτο φύλλο ακολουθεί κατανομή Gauss και για το λόγο αυτό στην βιβλιογραφία αναφέρεται αυτή η δέσμη ως «Gaussian beam». Προφανώς, μία δέσμη τέτοιου προφίλ ενέργειας δεν ικανοποιεί της προδιαγραφές που τίθενται από την ICRU. Έτσι η γεωμετρία του δεύτερου φύλλου (φύλλου επιπεδότητας) πρέπει να έχει κι αυτή κατάλληλη μορφή ώστε να πραγματοποιούνται περισσότερες σκεδάσεις στο κέντρο της δέσμης και να ενισχύεται η δέσμη στην περιφέρεια. Το υλικό του δεύτερου φύλλου έχει διαπιστωθεί ότι είναι προτιμότερο να είναι χαμηλού Z . Συνήθως χρησιμοποιείται αλουμίνιο. Ο λόγος που χρησιμοποιείται υλικό χαμηλού Z δεν είναι τόσο για να μειωθεί η δευτερογενής ακτινοβολία σε σχέση με ένα υλικό υψηλού Z , καθώς για υλικά χαμηλού Z το πάχος του φύλλου θα είναι υψηλότερο [74, 39]. Ο λόγος που χρησιμοποιείται υλικό χαμηλότερου Z είναι ακριβώς επειδή είναι πιο εύκολο – λόγω διαστάσεων – να κατασκευαστεί. Ενδεικτικά αναφέρεται ότι ένα φύλλο επιπεδότητας από ταντάλιο θα είχε πάχος μόνο λίγα δέκατα του μικρόμετρου. Παλαιότερα, για να επιτυγχάνεται η ζητούμενη γεωμετρία φύλλου χρησιμοποιούνταν μία σειρά από επάλληλους ομόκεντρους δίσκους μειούμενης διαμέτρου. Με την εξέλιξη της κατασκευαστικής τεχνολογίας το φύλλο επιπεδότητας μπορεί πλέον να έχει πιο πολύπλοκη μορφή. Και πάλι, ο στόχος είναι το βέλτιστο αποτέλεσμα με το ελάχιστο πάχος.

5.3 Ανιχνευτές ακτινοβολίας - Θάλαμοι ιονισμού

Ο θάλαμος ιονισμού είναι μία απαραίτητη συνιστώσα που μετράει το ρυθμό δόσης της δέσμης. Έχει τεράστια σημασία να υπάρχει συνεχής έλεγχος της δόσης, καθώς μικρές μεταβολές ή ατέλειες σε όλη την διάταξη του επιταχυντή μπορεί να επιφέρουν μεγάλες μεταβολές στην δόση οι οποίες είναι ανεπιθύμητες για τον ασθενή. Ο θάλαμος ιονισμού (Εικόνα 5.3) αποτελείται από έναν θάλαμο όπου μεταξύ των περιφερειακών τοιχωμάτων του και ενός ακροδέκτη που βρίσκεται στο κέντρο αναπτύσσεται διαφορά δυναμικού [75]. Ο θάλαμος είναι γεμάτος με αέριο σε υψηλή πίεση (αέρας κ.α.). Όταν ιονίζουσα ακτινοβολία – εν προκειμένω τα ηλεκτρόνια – περάσουν μέσα από τον θάλαμο προκαλούνται ιονισμοί στα μόρια του αερίου. Τα ιόντα που δημιουργούνται επιταχύνονται λόγω της διαφοράς δυναμικού και συλλέγονται στα τοιχώματα, όπου καταγράφεται το ηλεκτρικό σήμα. Η διαφορά δυναμικού πρέπει να είναι επαρκής (τάση κορεσμού) ώστε να αποτρέπει την επανασύνδεση των ιόντων [76]. Έτσι, ο ρυθμός ιονισμών μέσα στο θάλαμο ιονισμού είναι ανάλογος με την ενεργειακή ροή της δέσμης ηλεκτρονίων. Είναι σημαντικό ο θάλαμος ιονισμού να μην αλλοιώνει τα χαρακτηριστικά της δέσμης. Για το λόγο αυτό τα τοιχώματα του είναι κατασκευασμένα από υλικό μικρού Z (συνήθως αλουμίνιο) και με μικρό πάχος [77]. Ο θάλαμος ιονισμού του επιταχυντή αποτελείται στην ουσία από πολλούς ανεξάρτητους υποθάλαμους σε διάφορες θέσεις που παρέχουν και την πληροφορία της κατανομής και του ρυθμού δόσης και εντέλει της επιπεδότητας και των διαστάσεων της δέσμης. Κατά τη διάρκεια της ακτινοθεραπείας ο θάλαμος ιονισμού, καθώς μετράει στην ουσία τη δόση, παρέχει σήμα για τον τερματισμό της ακτινοβολήσης, όταν η

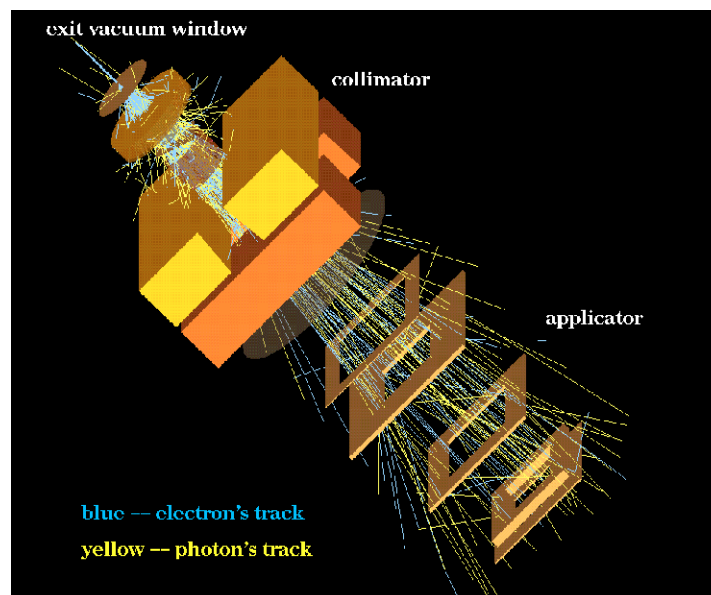
συνολική δόση στον ασθενή φτάσει στο προκαθορισμένο επίπεδο, ή όταν ξεπεράσει τα επίσης προκαθορισμένα όρια ασφαλείας.



Εικόνα 5.3 Θάλαμος Ιονισμού κυλινδρικής μορφής
Πηγή: <https://electricalvoice.com>

5.4 Κατευθυντές δέσμης (collimators)

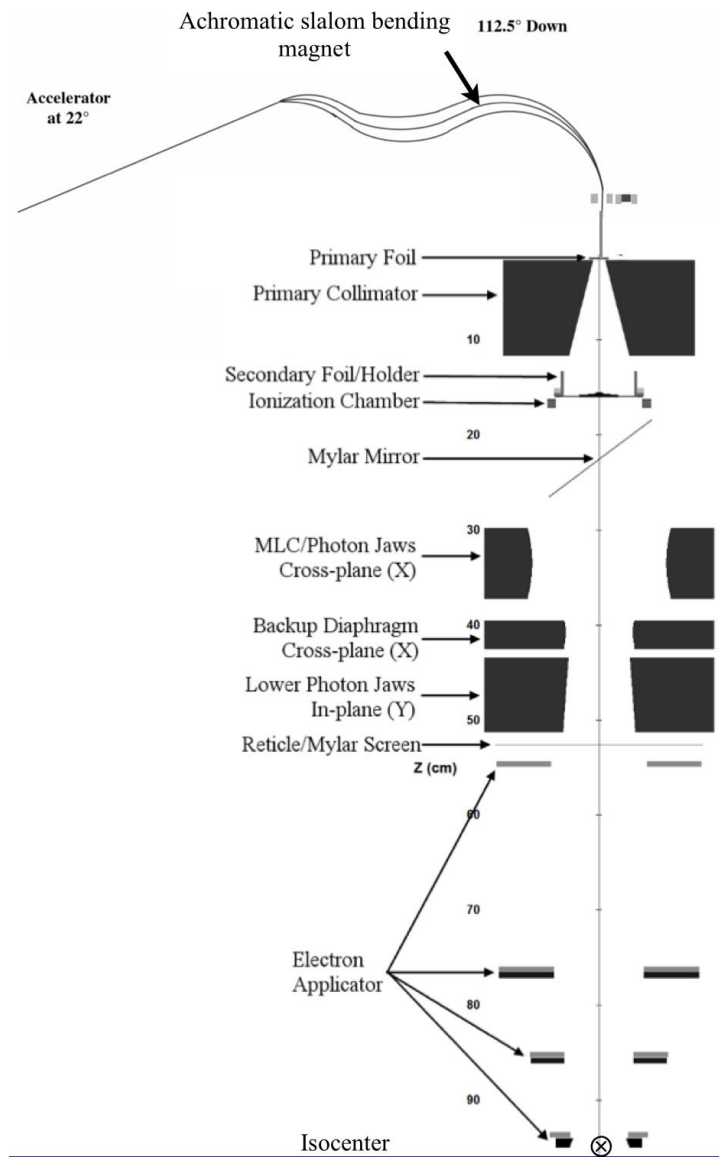
Οι κατευθυντές δέσμης είναι ειδικά διαμορφωμένες διατάξεις που αποσκοπούν στα να περιορίζουν τη δέσμη, δηλαδή να αποκόπτουν τη δέσμη εκτός των επιθυμητών διαστάσεων του πεδίου ακτινοβολήσης. Η αναγκαιότητα της χρήσης κατευθυντών δέσμης φαίνεται από την Εικόνα 5.4 όπου παρουσιάζεται η προσομοίωση της δέσμης που παράγεται στην κεφαλή ενός επιταχυντή.



Εικόνα 5.4 3D απεικόνιση της κεφαλής επιταχυντικής διάταξης κατά την διάρκεια ακτινοβολήσης με ηλεκτρόνια [47].

Η εσωτερική διατομή των κατευθυντών μπορεί να είναι τετραγωνική ή κυκλική. Αυτό που η επιστημονική κοινότητα γνώριζε από παλιά, αλλά μόνο κατά τα τελευταία περίπου 20 χρόνια άρχισε να υπολογίζει κατά τη βελτιστοποίηση της διάταξης ακτινοβολίας και ειδικότερα της γεωμετρίας των φύλλων σκέδασης, είναι η επίδραση της σκεδαζόμενης και γενικότερα της δευτερογενούς ακτινοβολίας από τα τοιχώματα των κατευθυντών.

Η ακριβής συγκρότηση του συστήματος κατεύθυνσης της δέσμης εξαρτάται από τον κατασκευαστή. Σε κάθε περίπτωση πάντως το σύστημα κατεύθυνσης χωρίζεται σε δύο επιμέρους τμήματα. Στην εικόνα 5.5 παρατίθεται η γενική συγκρότηση μίας διάταξης κατεύθυνσης της δέσμης ηλεκτρονίων στην κεφαλή του επιταχυντή. Στην αρχή είναι οι κατευθυντές δέσμης (collimators) και στην συνέχεια οι applicators.

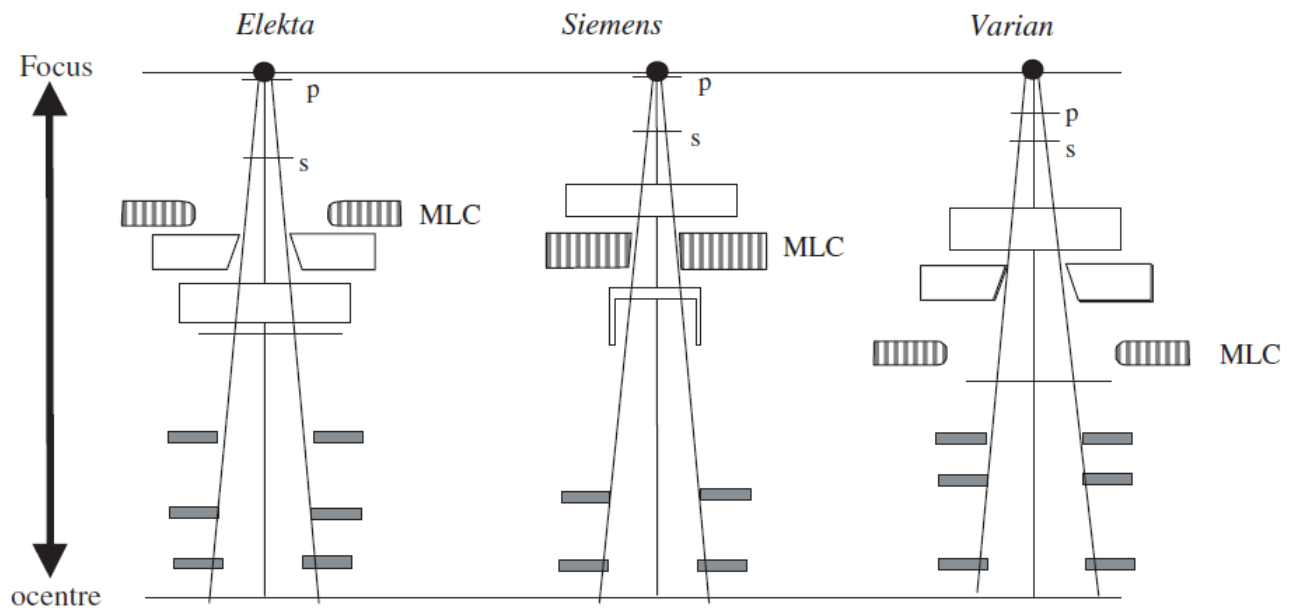


Εικόνα 5.5 Σχεδιάγραμμα κεφαλής για εξωτερική ακτινοβολία με ηλεκτρόνια [32].

Η γενική αρχή κατά το σχεδιασμό διατάξεων για ακτινοβολήση με ηλεκτρόνια είναι ότι, μεταξύ των δύο σκεδαστών και του applicator υπάρχει ο primary collimator, ένας σταθερός κόλινος που σκοπό έχει να κόψει όλα τα φωτόνια και ηλεκτρόνια που σκεδάζονται προς διαφορετικές κατευθύνσεις από αυτή της ισοκεντρικής. Στην συνέχεια ακολουθούν οι κατευθυντές φωτονίων (photon jaws) που έχουν μορφή τραπέζιου και μπορούν να κινούνται στα επίπεδα X και Y δίνοντας την δυνατότητα στο χρήστη να προσαρμόσει το πεδίο το οποίο θέλει να αποκόψει. Στόχος και αυτών των collimators είναι να αποκόψουν την δευτερογενή ακτινοβολία (κυρίως τα φωτόνια) που σκεδάζονται σε γωνίας εκτός του επιθυμητού πεδίου ακτινοβολήσης.

Η διάταξη διαθέτει και Multiple Leaf Collimator (MLC) η σχετική θέση των οποίων ποικίλει ανά κατασκευαστή. Όπως αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο οι MLC έχουν την δυνατότητα να δώσουν συγκεκριμένο σχήμα στην δέσμη ανάλογο με την προβολή του όγκου στην συγκεκριμένη διεύθυνση ακτινοβολήσης.

Τέλος, βρίσκονται οι applicators όπου η θέση, το πλήθος, η γεωμετρία και το υλικό κατασκευής επίσης διαφέρει ανάλογα με τον κατασκευαστή. Γενική αρχή πάντως είναι πως ο τελευταίος applicator που θα διαμορφώσει την τελική μορφή της δέσμης πρέπει να είναι όσο τον δυνατόν πιο κοντά στον ασθενή (συνήθως ~5 εκατοστά) [67] ώστε, αφενός να μην αυξηθεί πολύ η «σκιά» (penumbra) που δημιουργείται μετά από κάθε applicator λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας και αφετέρου οι διαστάσεις του πεδίου ακτινοβολήσης να παραμείνουν οι επιθυμητές. Στην εικόνα 5.6 φαίνεται η ιδιαίτερη συγκρότηση της κεφαλής επιταχυντικών διατάξεων διαφόρων κατασκευαστών για ακτινοβολήση με ηλεκτρόνια.



Εικόνα 5.6 Διάταξη κεφαλής για τρεις διαφορετικές κατασκευαστικές εταιρείες.[78]

Η γενική αρχή για τους κατευθυντές είναι ότι πρέπει να επηρεάζουν όσο το δυνατόν λιγότερο το προφίλ της δέσμης. Για αυτό το λόγο οι κατασκευαστές προσπαθούν να χρησιμοποιούν όσο το δυνατόν πιο λεπτά φύλλα από το κατάλληλο υλικό και με τέτοια γεωμετρία ώστε τα εσωτερικά τοιχώματα να «ακολουθούν» την κωνική μορφή της επιθυμητής δέσμης. Επίσης, στις εσωτερικές επιφάνειες χρησιμοποιούν υλικά μικρού Z ώστε να μειώσουν την πιθανότητα σκεδάσεων και ταυτόχρονα στο κύριο μέρος του κατευθυντή χρησιμοποιούν υλικό υψηλού Z ώστε να απορροφήσει την ανεπιθύμητη ακτινοβολία (beam defining absorbers) [69].

5.4.1 Υλικά κατασκευής collimators

Οι collimators είναι κατασκευασμένοι από υλικό μεγάλου Z και έχουν τέτοιες διαστάσεις ώστε να αποκόπτουν τις ακτίνες X που προκύπτουν στην κεφαλή. Ο πρώτος κατευθυντής (scattered electron collimator) βρίσκεται μεταξύ των δύο φύλλων σκέδασης, έχει κωνική εσωτερική διατομή και έχει στόχο να αποκόψει την ανεπιθύμητη ακτινοβολία που προκύπτει από το πρώτο φύλλο (scattering foil). Το υλικό που επιλέγεται είναι συνήθως ατσάλι, βολφράμιο, μόλυβδος ή χαλκός. Όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα το πρώτο φύλλο είναι ο κύριος παράγοντας δευτερογενούς ακτινοβολίας.

Ο δεύτερος κατευθυντής ή αλλιώς «photon jaws» βρίσκεται μετά το δεύτερο φύλλο (flattering foil) και έχει επίσης στόχο να αποκόψει όλη την ανεπιθύμητη διαρροή ακτινοβολίας εκτός του πεδίου ακτινοβολήσης. Αυτές οι σιαγώνες έχουν επικλινή εσωτερικά τοιχώματα ακολουθώντας το φυσικό «άνοιγμα» της δέσμης και μειώνοντας έτσι τις σκεδάσεις των ηλεκτρονίων της δέσμης με τους εσωτερικούς τοίχους των κατευθυντών. Η εσωτερική διατομή των «photon jaws» είναι μεγαλύτερη από αυτή του πεδίου ακτινοβολήσης. Αυτό συμβαίνει διότι μετά από κάθε φύλλο κατεύθυνσης ή φύλλο διαμόρφωσης της δέσμης, λόγω της αλληλεπίδρασης της δέσμης με την εσωτερική επιφάνεια των φύλλων, δημιουργείται ένα περιθώριο – σκιά – στην περιφέρεια του πεδίου (penumbra) το οποίο είναι ανεπιθύμητο διότι προφανώς δεν έχει το ενεργειακό προφίλ της υπόλοιπης δέσμης.

Έτσι έχοντας μεγαλύτερες διατομές στους κατευθυντές δέσμης αυτή η σκιά δεν επηρεάζει το προφίλ της δέσμης στο επόμενο στάδιο της κεφαλής που είναι τα φύλλα διαμόρφωσης της δέσμης (applicators). Στον Πίνακα 5.1 φαίνεται το κατάλληλο άνοιγμα των σιαγώνων για διάφορα πεδία και ενέργειες ακτινοβολήσης για τρεις κατασκευάστριες εταιρείες.

5.4.2 Υλικά κατασκευής applicators

Οι applicators είναι λεπτά φύλλα διαμόρφωσης της δέσμης. Η απόσταση μεταξύ τους και το πάχος τους έχουν ιδιαίτερη σημασία για την ποιότητα της τελικής δέσμης. Είναι υπεύθυνοι να αποκόψουν την ακτινοβολία εκτός του επιθυμητού πεδίου ακτινοβολήσης της δέσμης το οποίο έχει προκύψει από τους collimators. Για αυτό το λόγο είναι σημαντικό το τελευταίο φύλλο διαμόρφωσης να βρίσκεται όσο πιο κοντά στον ασθενή [67]. Όπως αναφέρθηκε πριν οι εσωτερικές επιφάνειες των φύλλων διαμόρφωσης είναι από υλικό μικρού Z για να μειώσουν τον

ρυθμό σκεδάσεων. Το υλικό μπορεί να είναι Cerobend (εύτηκτο υλικό που χρησιμοποιείται και στις συγκολλήσεις) ή Zinc alloy (Zn-30). Ενώ το κυρίως μέρος των φύλλων είναι από βαρύτερα υλικά. Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο στις ενδοχειρουργικές ακτινοβολήσεις αντί για πολλά φύλλα applicator χρησιμοποιείται ένας σωλήνα ο οποίος κατευθύνει την δέσμη απευθείας στο σημείο που ακτινοβολείται.

Energy (MeV)	Applicator field size at isocentre (cm ²)			
	10 × 10	15 × 15	20 × 20	25 × 25
Siemens Primus				
10	19 × 19	23 × 23	27 × 27	32 × 32
12	19 × 19	23 × 23	27 × 27	32 × 32
14	19 × 19	23 × 23	27 × 27	32 × 32
16	19 × 19	23 × 23	27 × 27	32 × 32
18	19 × 19	23 × 23	27 × 27	32 × 32
21	19 × 19	23 × 23	27 × 27	32 × 32
Varian 2300 C/D				
6	20 × 20	20 × 20	25 × 25	30 × 30
9	20 × 20	20 × 20	25 × 25	30 × 30
12	14 × 14	17 × 17	25 × 25	30 × 30
15	14 × 14	17 × 17	23 × 23	28 × 28
18	14 × 14	17 × 17	22 × 22	27 × 27
22	14 × 14	17 × 17	22 × 22	27 × 27
Elekta Sli				
6	20 × 21	24 × 24	30 × 33.6	35 × 40
8	20 × 23	21.5 × 24	29 × 30.6	35 × 40
10	19 × 19.7	23 × 26	26 × 25.8	39 × 39
12	16.8 × 19.6	23 × 23	25 × 24.6	39 × 39
15	16.8 × 19.2	20 × 21.4	26.2 × 27	39 × 39

Πίνακας 5.1 Πεδίο των jaws για αντίστοιχα πεδία και ενέργειες ακτινοβολήσης [78]

Κεφάλαιο 6^ο – Προσομοίωση της κεφαλής γραμμικού επιταχυντή για ακτινοβολήση με δέσμη ηλεκτρονίων

Στο κεφάλαιο αυτό μελετάται η γεωμετρία της κεφαλής γραμμικού ιατρικού επιταχυντή (MEDICAL LINAC) και οι παράμετροι οι οποίοι επηρεάζουν τα ποιοτικά χαρακτηριστικά της δέσμης που παράγεται σε αυτόν. Η μελέτη αυτή γίνεται μέσω προσομοίωσης Monte Carlo. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε ο κώδικας προσομοίωσης PENELOPE. Ο στόχος της μελέτης αυτής είναι να διερευνηθεί ο τρόπος με τον οποίο κάθε επιμέρους συνιστώσα της κεφαλής του επιταχυντή επιδρά στην διαμόρφωση του επιθυμητού προφίλ της δέσμης με την οποία θα ακτινοβοληθεί ο ασθενής.

Αρχικά, γίνεται μία σύντομη αναφορά στον κώδικα PENELOPE και αναλύεται βήμα προς βήμα η διαδικασία κατασκευής της γεωμετρίας του επιταχυντή που σκοπό έχει να διαμορφώσει κατάλληλα τη δέσμη ακτινοβολήσης. Καθώς τα υλικά, οι γεωμετρίες, οι διαστάσεις και γενικότερα το σύνολο της κεφαλής διαφέρει από κατασκευαστή σε κατασκευαστή μεταξύ των κατασκευαστριών εταιρειών δεν προσομοιώθηκε η κεφαλή συγκεκριμένου επιταχυντή, αλλά έγινε μία προσπάθεια να βελτιστοποιηθεί η δέσμη και να εξετασθεί το πώς κάθε μία μεταβολή στην γεωμετρία των διαφόρων παραμέτρων επιδρά στα επιθυμητά αποτελέσματα. Επισημαίνεται ότι λεπτομέρειες της γεωμετρίας ή των διαφόρων παραμέτρων του προγράμματος προσομοίωσης (για παράδειγμα οι ενέργειες αποκοπής σωματιδίων κ.α.) μπορεί να έχουν μεγάλη επίδραση στην ποιότητα των αποτελεσμάτων.

Αρχικά, οι πρώτες προσομοιώσεις έγιναν με σκοπό να βελτιστοποιηθεί η γεωμετρία του πρώτου «scattering foil» χωρίς την παρουσία του δεύτερου. Στην συνέχεια, ακολούθησαν προσομοιώσεις και με τα δύο φύλλα, αλλά και με ολόκληρο το σύστημα κατευθυντών δέσμης, καθώς και αυτό επιδρά στο τελικό προφίλ της δέσμης. Τέλος, εξετάστηκαν ορισμένοι ακόμα παράγοντες που επιδρούν στα ποιοτικά χαρακτηριστικά της παραγόμενης δέσμης και κατασκευάστηκε διάγραμμα της κατά βάθος κατανομής δόσης στο σώμα του ασθενή.

6.1 Monte Carlo – PENELOPE

Στο σημείο αυτό αναφέρονται συνοπτικά δύο λόγια για την τεχνική προσομοίωσης Monte Carlo και για τον κώδικα PENELOPE. Υπάρχει εκτεταμένη ανάλυση του κώδικα στην Δ.Ε. Ν. Αθανασίου [79] καθώς και πιο στοχευμένη ανάλυση πάνω στην χρήση του κώδικα για προσομοίωση ακτινοβολήσης με δέσμη φωτονίων στη ΔΕ Κ. Ντανάκα [80]. Επιπλέον λεπτομερής ανάλυση του κώδικα PENELOPE και της τεχνικής προσομοίωσης Monte Carlo υπάρχει στο εγχειρίδιο οδηγιών του κώδικα [81].

Η τεχνική προσομοίωσης Monte Carlo στην πραγματικότητα είναι ένα πείραμα τύχης το οποίο βασίζεται στη χρήση μίας γεννήτριας τυχαίων αριθμών. Όταν είναι γνωστές οι εξισώσεις που περιγράφουν ένα φαινόμενο, με γνωστές όλες τις πιθανές εκβάσεις του και είναι γνωστή η πιθανότητα για την κάθε δυνατή έκβαση, είναι δυνατό να χρησιμοποιηθεί μία γεννήτρια τυχαίων αριθμών για να αναπαραχθεί το φαινόμενο [82]. Αναπαράγοντας το υπό μελέτη φαινόμενο πολλές φορές μπορεί να προκύψει μία πολύ ρεαλιστική εκτίμηση για το φαινόμενο αυτό. Οι τεχνικές Monte Carlo έχουν εφαρμογή σε τεράστιο πλήθος επιστημονικών εφαρμογών. Ένας από τους κλάδους είναι και οι αλληλεπιδράσεις ακτινοβολίας και ύλης, όπου η τεχνική αυτή μπορεί να οδηγήσει σε σημαντικά αποτελέσματα που έχουν σχέση με τη μελέτη αλλά και τη σχεδίαση πολύπλοκων συστημάτων όπως πυρηνικούς αντιδραστήρες, θωράκιση χώρων από ακτινοβολίας, γραμμικούς επιταχυντές, ιατρικές εφαρμογές και πολλά άλλα.

Έχουν κατασκευαστεί πολλοί κώδικες οι οποίοι χρησιμοποιούν την τεχνική Monte Carlo. Στα πλαίσια της παρούσας ΔΕ έγινε χρήση του κώδικα PENELOPE (Penetration and ENergy Loss of Positrons and Electrons). Πρόκειται για κώδικα γραμμένο σε γλώσσα Fortran που χρησιμοποιεί τεχνικές Monte Carlo για να προσομοιώσει τις αλληλεπιδράσεις των ηλεκτρονίων, φωτονίων και ποζιτρονίων σε πολύπλοκες γεωμετρίες που αποτελούνται από διάφορα υλικά. Για την λειτουργία του ο κώδικας χρειάζεται τρεις τύπους αρχείων, αρχεία .mat, .geo και .in.

- Τα αρχεία .mat προσδιορίζουν τα υλικά που θα χρησιμοποιηθούν στο σύστημα που προσομοιώνεται. Κάθε υλικό έχει συγκεκριμένες ιδιότητες. Ο κώδικας PENELOPE έχει ένα μεγάλο αρχείο υλικών και δίνει στο χρήστη τη δυνατότητα να σχηματίσει και μόνος του ένα σύνθετο υλικό.
- Το αρχείο .geo είναι το αρχείο στο οποίο ορίζεται η γεωμετρία του συστήματος που προσομοιώνεται. Για να παραχθεί η τελική γεωμετρία ο κώδικας παρέχει μία σειρά από βασικές επιφάνειες η σύνθεση των οποίων δίνει την επιθυμητή γεωμετρία.
- Το αρχείο .in είναι το αρχείο εντολών. Στο αρχείο αυτό προσδιορίζεται το είδος και η ενέργεια ακτινοβολήσης, η θέση της πηγής, το υλικό της κάθε συνιστώσας το συστήματος (σώμα), οι ενέργειες αποκοπής για τα τρία είδη ακτινοβολίας (ηλεκτρόνια, ποζιτρόνια και φωτόνια) κ.α. Επίσης σε αυτό το αρχείο ορίζονται οι ανιχνευτές που θα χρησιμοποιηθούν στην προσομοίωση, το πλήθος των ιστοριών που θα προσομοιωθούν καθώς και ο μέγιστος χρόνος που θα διαρκέσει η προσομοίωση.

6.1.1 Ανιχνευτές

Ο κώδικας PENELOPE χρησιμοποιεί τρεις εικονικούς ανιχνευτές: τον ανιχνευτή δόσης, τον ανιχνευτή αλληλεπίδρασης και τον ανιχνευτή αποτιθέμενης ενέργειας. Στα πλαίσια της Διπλωματικής Εργασίας έγινε χρήση των ανιχνευτών δόσης και αλληλεπίδρασης, οι οποίοι συνοπτικά παρουσιάζονται στη συνέχεια:

- Ο ανιχνευτής δόσης είναι ένας ανιχνευτής ο οποίος καταγράφει την κατανομή δόσης (σε eV/g) μέσα σε ένα συγκεκριμένο όγκο της διάταξης. Ο όγκος αυτός ορίζεται από ένα

πλέγμα του οποίου οι συντεταγμένες πρέπει να οριστούν στο αρχείο .in και δεν απαιτείται να είναι ένα ορισμένο σώμα τις διάταξης. Στον ανιχνευτή αυτό πρέπει να ορισθεί το πλήθος των υποδιαίρέσεων (bins) στις οποίες χωρίζεται κάθε διάσταση X, Y, Z του ανιχνευτή.

- Ο ανιχνευτής αλληλεπίδρασης είναι ένας ανιχνευτής που καταγράφει την ενέργεια της εισερχόμενης ακτινοβολίας. Ο ανιχνευτής αυτός πρέπει να είναι ένα σώμα της διάταξης που έχει κατασκευαστεί στο αρχείο .geo. Όταν ένα σωματίδιο β ή φωτόνιο εισέλθει στο σώμα αυτό καταγράφεται η ενέργεια του. Το αποτέλεσμα του ανιχνευτή αυτού είναι ένας πίνακας που καταγράφει το φάσμα ενέργειας των σωματιδίων που εισέρχονται στον ανιχνευτή. Ο ανιχνευτής αυτός ορίζεται στο αρχείο .in όπου πρέπει να δηλωθεί το σώμα το οποίο θα παίζει τον ρόλο του ανιχνευτή, καθώς και οι ενεργειακές υποδιαίρέσεις (bins) στις οποίες θα χωριστεί το φάσμα ενέργειας.

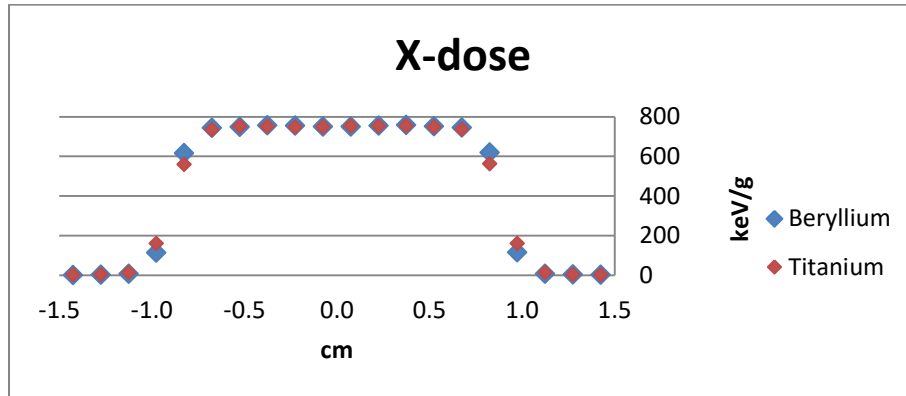
6.2 Παράθυρο επιταχυντή

Στον επιταχυντή, τα ηλεκτρόνια που έχουν επιταχυνθεί εισέρχονται στην διάταξη της κεφαλής μέσω ενός παραθύρου το οποίο επιδρά ελαφρά αλλά όχι αμελητέα με την δέσμη. Για τον λόγο αυτό έγιναν ορισμένες προσομοιώσεις στις οποίες δοκιμάστηκαν δύο υλικά παραθύρου που αναφέρονται στη βιβλιογραφία. Το πρώτο ήταν από Βηρύλλιο (Be) και είχε πάχος 200 μm και το δεύτερο ήταν από Τιτάνιο (Ti) και είχε πάχος 50 μm .

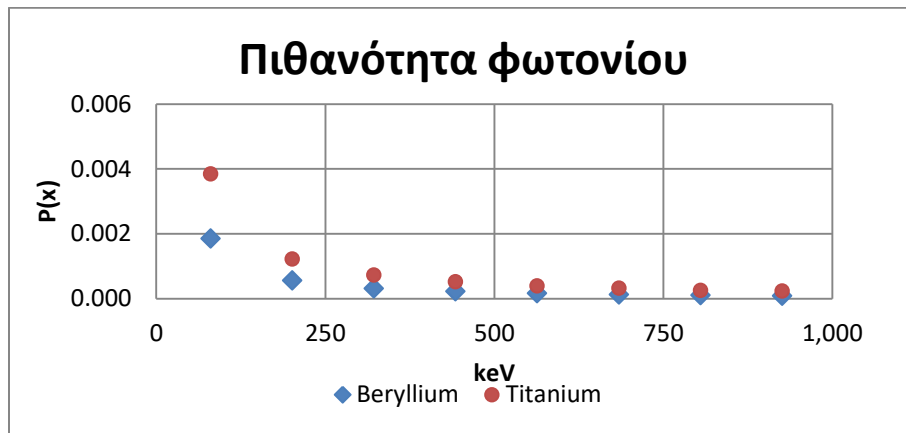
Για τη μελέτη της επίδρασης του παραθύρου κατασκευάστηκε ένα σώμα νερού πάχους ενός εκατοστού, στη θέση του πρώτου φύλλου (σκεδαστή) ώστε να μελετηθούν τα χαρακτηριστικά και το προφίλ της δέσμης που θα φτάσει στο φύλλο αυτό, αφού θα έχει αλληλεπιδράσεις με το παράθυρο. Προσομοιώθηκαν τρεις ενέργειες ηλεκτρονίων 6, 12 και 18 MeV. Για την κατασκευή της παράλληλης δέσμης με διατομή 1-3 εκατοστά, η πηγή ηλεκτρονίων τοποθετήθηκε 10 μέτρα μακριά από το παράθυρο και με κωνικότητα γωνίας $0,0573^\circ$. Με αυτό τον τρόπο η δέσμη φτάνει στο παράθυρο με διατομή περίπου τρία εκατοστά όντας σχεδόν παράλληλη στον άξονα ακτινοβολίας (laser beam). Για το βήμα αυτό προσομοιώθηκαν 10 εκατομμύρια ιστορίες για κάθε ενέργεια και για κάθε υλικό. Στις προσομοιώσεις χρησιμοποιήθηκε ένα ανιχνευτής δόσης και δύο ανιχνευτές αλληλεπίδρασης – ένας για φωτόνια και ένας για ηλεκτρόνια. Σε αυτή την πρώτη φάση – δοκιμαστική – των προσομοιώσεων, το ενεργειακό εύρος στους ανιχνευτές αλληλεπίδρασης χωρίστηκε μόνο σε 100 bins με αποτέλεσμα τα δύο αντίστοιχα διαγράμματα να μην έχουν την καλύτερη δυνατή ανάλυση. Στις προσομοιώσεις που ακολούθησαν χρησιμοποιήθηκε μεγαλύτερο πλήθος bins (1000).

Στο Διάγραμμα 6.1 φαίνεται η χωρική κατανομή της δόσης για την ενέργεια των 12 MeV και για τα δύο υλικά. Στο Διάγραμμα 6.2 παρουσιάζεται το ενεργειακό φάσμα ενέργειας των φωτονίων που παράγονται σε κάθε περίπτωση ως δευτερογενής ακτινοβολία λόγω πέδησης και στο Διάγραμμα 6.3 το φάσμα ενέργειας των ηλεκτρονίων. Όπως προκύπτει, το υλικό Be δίνει ελαφρώς καλύτερα αποτελέσματα καθώς οδηγεί σε ελαφρώς υψηλότερη δόση στα άκρα του

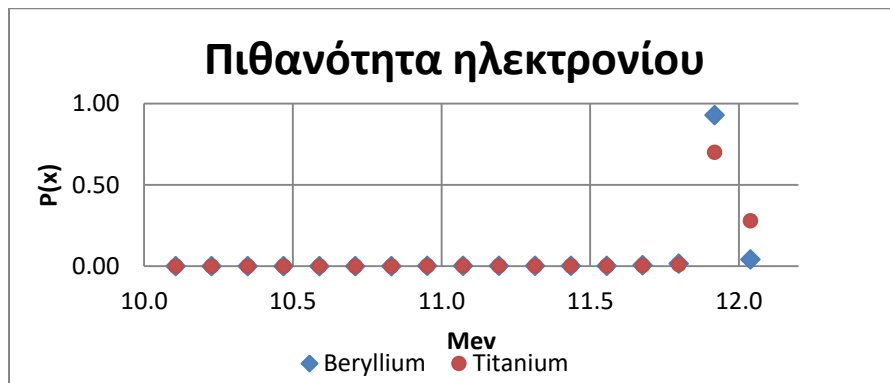
πεδίου ακτινοβόλησης, ενώ παρουσιάζει και χαμηλότερη πιθανότητα εμφάνισης φωτονίων λόγω ακτινοβολίας πέδησης. Τα αποτελέσματα για τις άλλες δύο ενέργειες ηλεκτρονίων είναι παρόμοια.



Διάγραμμα 6.1 Κατανομή δόσης για 12 MeV για τα δύο υλικά του παραθύρου



Διάγραμμα 6.2 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου συναρτήσει τις ενέργειας για τα δύο υλικά (ενέργεια δέσμης 12 MeV)



Διάγραμμα 6.3 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου συναρτήσει τις ενέργειας για τα δύο υλικά (ενέργεια δέσμης 12 MeV)

6.3 Πρώτο φύλλο σκέδασης (scattering foil)

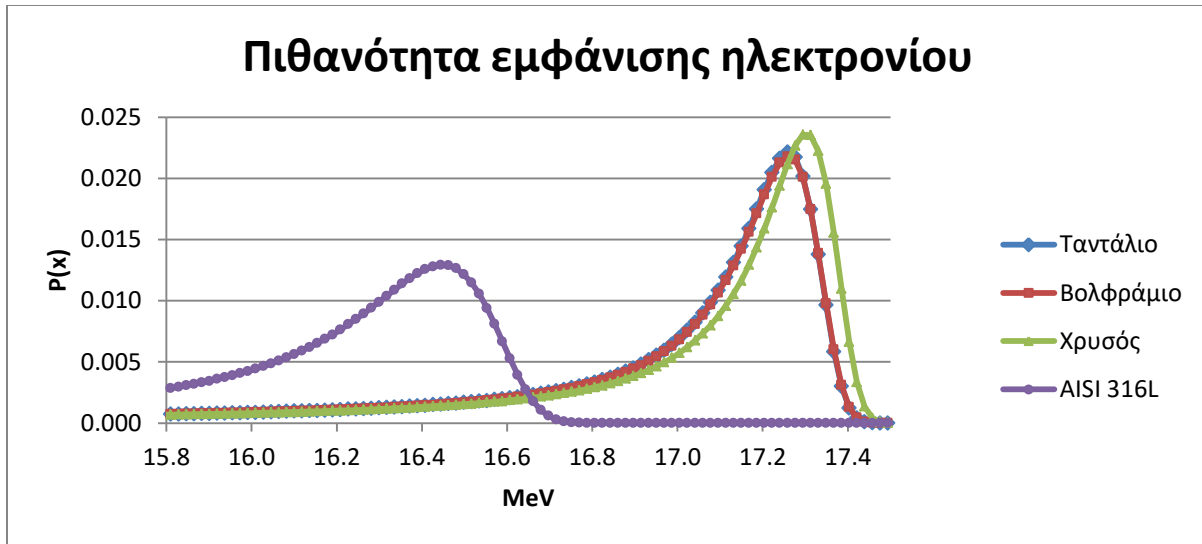
Στο βήμα αυτό μελετήθηκε το βέλτιστο πάχος τεσσάρων υλικών Βολφράμιο, Ταντάλιο, Χρυσός και ένα κράμα από Stainless steel (AISI 316L) για την κατασκευή του πρώτου σκεδαστή. Το κράμα είχε –πέραν του σιδήρου – κατά βάρος περιεκτικότητα: 12% Ni, 17% Cr, 2.5% Mo, 2% Mn, 1% Si, 0.03% C max, [83]. Στη βιβλιογραφία για το πρώτο φύλλο χρησιμοποιείται κυρίως το Ταντάλιο και παλιότερα ο χρυσός κι ο μόλυβδος. Σε σύγχρονες δημοσιεύσεις όμως εμφανίζονται και κράματα λόγω της μικρότερης πυκνότητας και των υψηλότερων σημείων τήξης που παρουσιάζουν. Σε αυτή τη ΔΕ τα υλικά επιλέχθηκαν με γνώμονα να υπάρχει εποπτική εικόνα όλων των υλικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν.

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως το πρώτο φύλλο σκεδαστή πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο κοντά στο παράθυρο. Βέβαια, η απόσταση αυτή πολλές φορές είναι προκαθορισμένη από τον κατασκευαστή λόγω των περιορισμών της διάταξης. Στην ΔΕ η απόσταση αυτή επιλέχθηκε στα 2 εκατοστά.

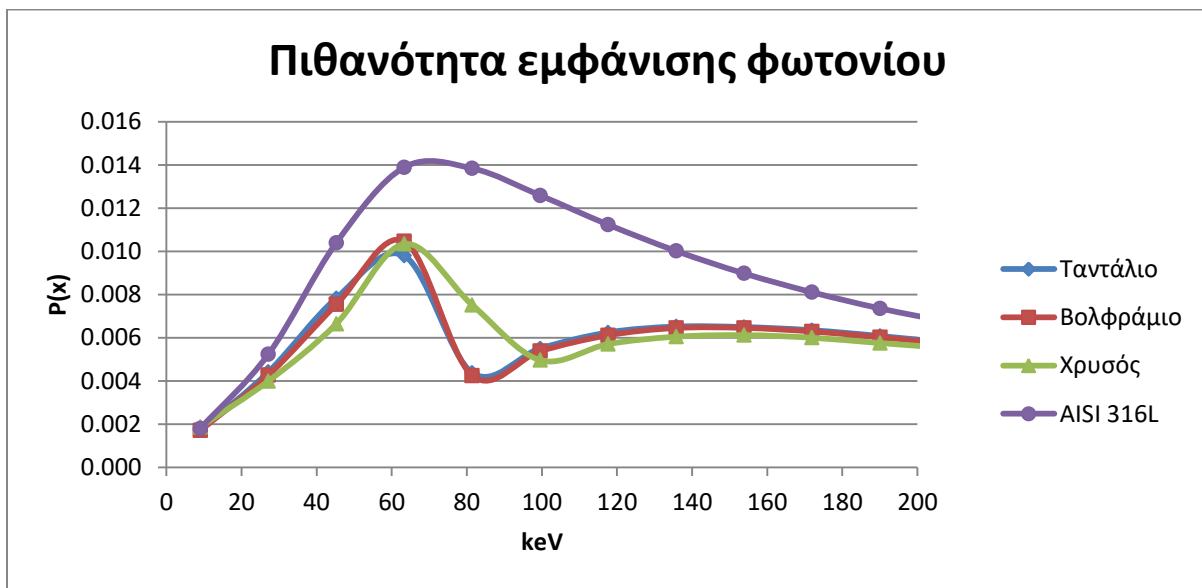
Στη φάση αυτή της μελέτης εκτελέστηκε μεγάλο πλήθος προσομοιώσεων με σκοπό να επιτευχθεί το βέλτιστο πάχος του πρώτου φύλλου σκεδαστή για το κάθε υλικό, με βάση τον εμπειρικό κανόνα του Koslov και Shishov [73]. Το πεδίο ακτινοβολήσης επιλέχθηκε να είναι το μεγαλύτερο δυνατό. Αυτό απαιτεί ο σχεδιασμός, διότι όσο μεγαλύτερο το πεδίο τόσο πιο δύσκολο να επιτευχθεί επιθυμητό προφίλ δέσμης. Το πεδίο αυτό επιλέχθηκε 25x25 εκατοστά. Για να επιτευχθεί επιθυμητό προφίλ δέσμης και στις γωνίες του πεδίου ακτινοβολήσης θα πρέπει η δέσμη να έχει ακτίνα $12,5 * \sqrt{2} = 17,68$ εκατοστά. Ο έλεγχος της ροής έγινε στα 17,75 εκατοστά.

Πρέπει να διευκρινιστεί στο σημείο αυτό ότι ο κώδικας PENELOPE δεν διαθέτει ανιχνευτή που να καταγράφει την ροή σωματιδίων συναρτήσει της θέσης πάνω στο πεδίο ακτινοβολήσης. Για αυτό τον λόγο έγινε χρήση του ανιχνευτή δόσης, με την προϋπόθεση όμως ότι αντί να μετρηθεί η ροή ηλεκτρονίων κατά το [73] μετρήθηκε το ποσοστό της δόσης στα άκρα ακτινοβολήσης, το οποίο σε μεγάλο βαθμό προκύπτει από την ροή των ηλεκτρονίων. Με βάση αυτή την παραδοχή εκτελέστηκαν προσομοιώσεις για καθένα από τα τέσσερα υλικά, μέχρι να επιτευχθεί το επιθυμητό ποσοστό δόσης στα άκρα ακτινοβολήσης του πεδίου. Το ποσοστό αυτό έπρεπε να αντιστοιχεί το 60% της μέγιστης δόσης [73].

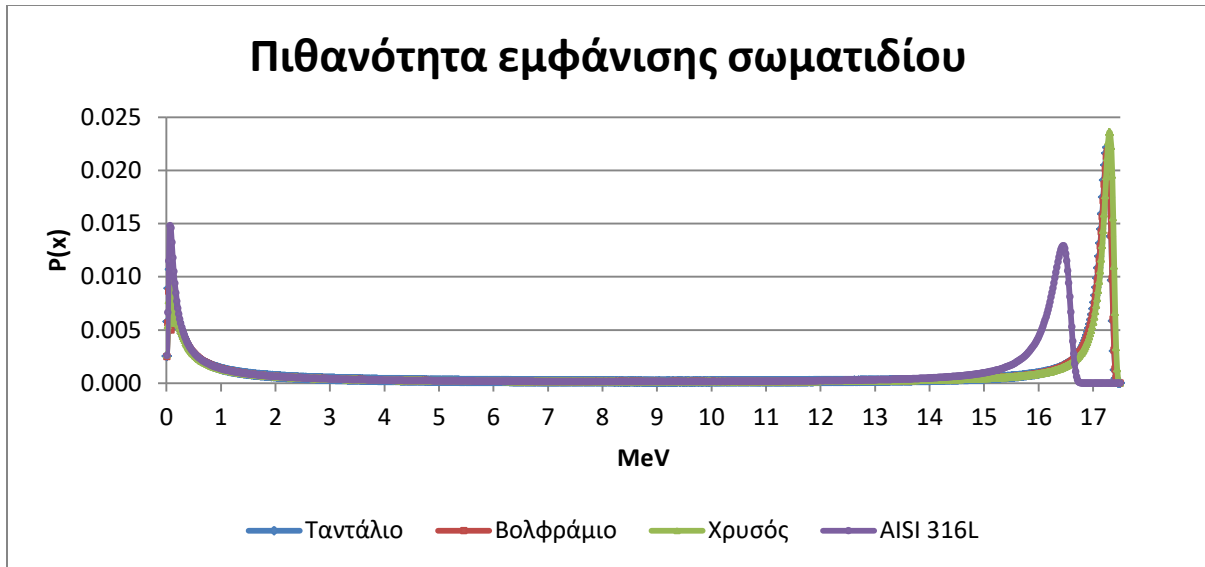
Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα διαγράμματα των φασμάτων (α) ηλεκτρονίων, (β) φωτονίων και (γ) των συνδυασμό τους, όπως προέκυψαν για όλα τα υλικά και για την ενέργεια των 18 MeV. Τα διαγράμματα των υπόλοιπων ενεργειών βρίσκονται στο παράρτημα Γ.1. Για τα διαγράμματα κατανομής ενέργειας χρησιμοποιήθηκε ένας ανιχνευτής αλληλεπίδρασης, που αντιστοιχεί σε ένα κύλινδρο νερού ακτίνας 20 εκατοστών και πάχους 1 εκατοστού. Στον ανιχνευτή αυτό το ενεργειακό φάσμα χωρίστηκε σε 1000 ενεργειακά παράθυρα (bins).



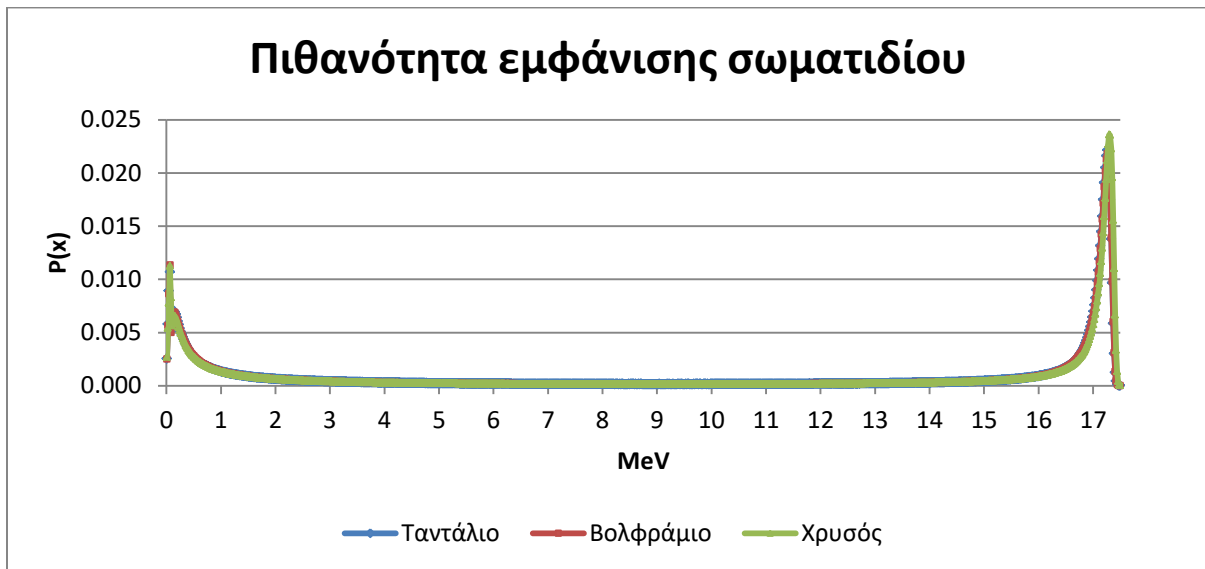
Διάγραμμα 6.4 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 18 MeV για όλα τα υλικά μετά τον πρώτο σκεδαστή



Διάγραμμα 6.5 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 18 MeV για όλα τα υλικά μετά τον πρώτο σκεδαστή



Διάγραμμα 6.6 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 18 MeV μετά τον πρώτο σκεδαστή

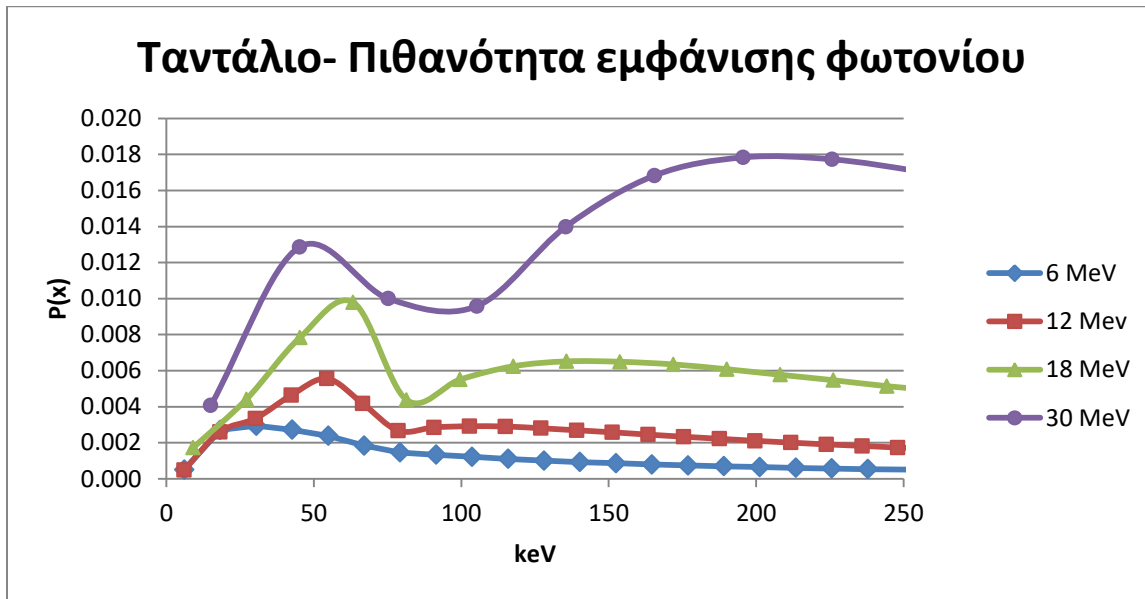


Διάγραμμα 6.7 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 18 MeV (χωρίς το υλικό ατσάλι) μόνο με το πρώτο foil

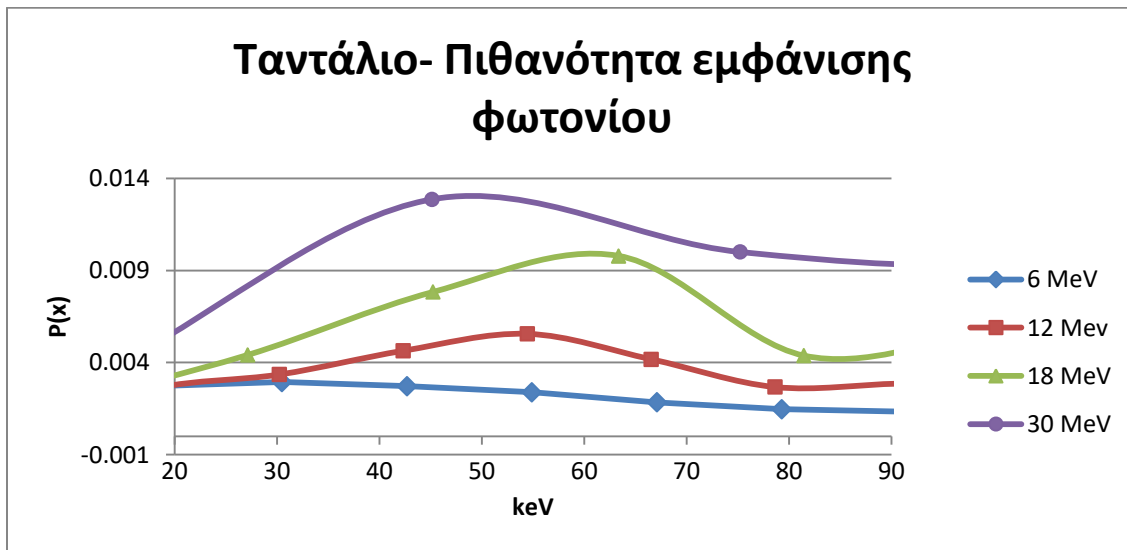
Από τα διαγράμματα 6.4 έως 6.7 προκύπτει πως το καλύτερο υλικό είναι το ταντάλιο, καθώς παρουσιάζει υψηλή πιθανότητα παρουσίασης ηλεκτρονίου και χαμηλή πιθανότητα παρουσίασης φωτονίου στη δέσμη. Οι διαφορές με το βολφράμιο είναι πολύ μικρές κάτι που είναι λογικό εφόσον ο ατομικός τους αριθμός διαφέρει μόνο κατά μία μονάδα (73-74). Επίσης, όπως φαίνεται

στα διαγράμματα για την ενέργεια των 30 MeV (παράρτημα Γ.1) η πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλής ενέργειας είναι σημαντικά μεγαλύτερη από την εμφάνιση ηλεκτρονίου υψηλής ενέργειας. Αυτό το χαρακτηριστικό της δέσμης θέλουμε να το αποτύχουμε.

Όπως διαπιστώθηκε, στα φωτόνια χαμηλών ενεργειών παρατηρείται μία μη αναμενόμενη ανωμαλία στην κατανομή. Στην συνέχεια παρουσιάζονται τα διαγράμματα 6.8 και 6.9 για το ταντάλιο, και για όλες τις ενέργειες στα οποία φαίνεται σε μεγέθυνση η περιοχή της ανωμαλίας.



Διάγραμμα 6.8 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλής ενέργειας στην περιοχή 0-250keV (χαρακτηριστικές ακτίνες X του Ta)

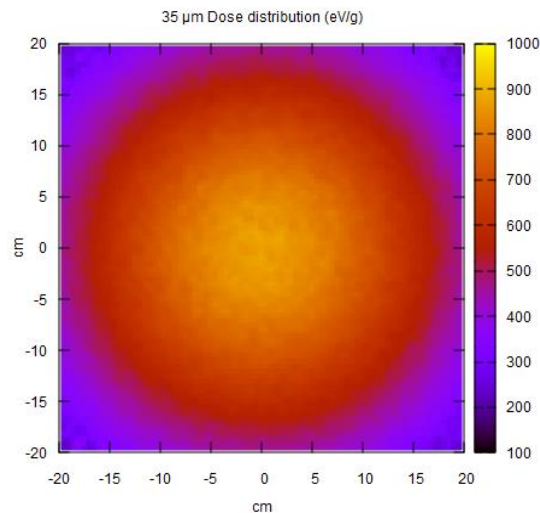


Διάγραμμα 6.9 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλής ενέργειας στην περιοχή 20-90keV (χαρακτηριστικές ακτίνες X του Ta)

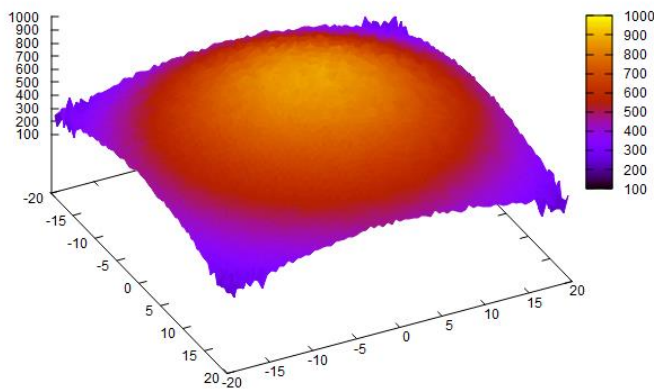
Αν ληφθεί υπόψη το ενεργειακό εύρος κάθε bin (το οποίο αλλάζει για κάθε ενέργεια ακτινοβολήσης), διαπιστώνεται μία αύξηση της πιθανότητας εμφάνισης φωτονίων στην ενέργεια περί τα 60 keV. Αυτό είναι απολύτως λογικό αν ληφθεί υπόψη πως η ενεργειακή διαφορά μεταξύ των στιβάδων K και L για το ταντάλιο είναι περίπου 60 keV. Αυτό τελικά που συμβαίνει είναι ότι οι ακτίνες X που ανιχνεύονται δεν είναι τίποτα άλλο από τις χαρακτηριστικές ακτίνες X του τανταλίου.

Για την παραγωγή των διαγραμμάτων κατανομής δόσης χρησιμοποιήθηκε ένας ανιχνευτής δόσης με πλέγμα διατάσεων 40x40x1 cm.

Στα Διαγράμματα 6.10 και 6.11 φαίνεται η κατανομή της δόσης στα 6 MeV σε δυσδιάστατη και τρισδιάστατη μορφή. Τα γραφήματα κατασκευάστηκαν με χρήση του προγράμματος Gnuplot.



Διάγραμμα 6.10 Δυσδιάστατη απεικόνιση της δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης για δέσμη 6 MeV και ένα φύλλο σκέδασης (Ταντάλιο 35 μm)



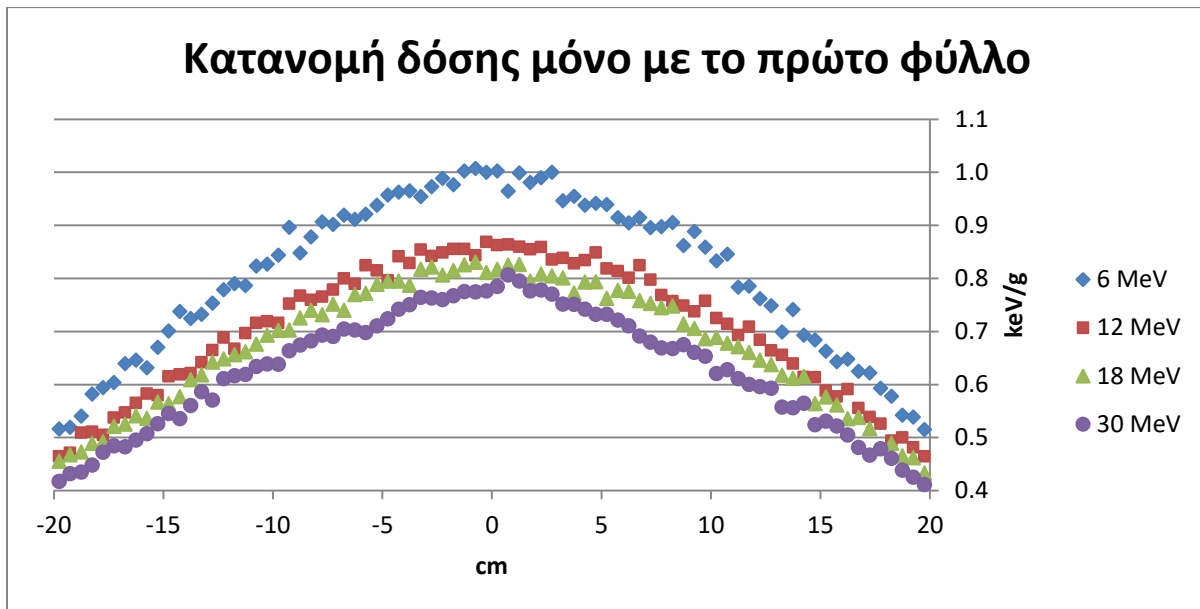
Διάγραμμα 6.11 Τρισδιάστατη απεικόνιση της δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης για δέσμη 6 MeV και ένα φύλλο σκέδασης (Ταντάλιο 35 μm)

Για κάθε υλικό που δοκιμάστηκε και για κάθε ενέργεια διερευνήθηκαν τουλάχιστον 6 διαφορετικά πάχη φύλλων μέχρι να επιτευχθεί σε ικανοποιητικό βαθμό η συνθήκη βελτιστοποίησης δηλαδή στα άκρα 60% της μέγιστης τιμής και προέκυψε η βέλτιστη τιμή πάχους για κάθε υλικό. Για κάθε προσομοίωση εκτελέστηκαν 70 εκατομμύρια ιστορίες.

Πίνακας 6.1 Βέλτιστο πάχος πρώτου φύλλου για 18 MeV

Υλικό	Βέλτιστο πάχος
AISI 316L	1300 μm
Ταντάλιο-73	300 μm
Βολφράμιο-74	260 μm
Χρυσός-79	240 μm

Η κατανομή της δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης για όλες τις ενέργειες για το υλικό ταντάλιο παρουσιάζεται στο παρακάτω Διάγραμμα 6.12.



Διάγραμμα 6.12 Κατανομή της δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης για όλες τις ενέργειες ακτινοβολήσης και τα αντίστοιχα πάχη του πρώτου φύλλου σκέδασης από Ταντάλιο

Στο παραπάνω Διάγραμμα 6.12 διαπιστώνεται κάτι που φαινομενικά είναι παράδοξο. Συγκεκριμένα η ενεργειακή κατανομή για τη χαμηλότερη ενέργεια των 6MeV είναι και η υψηλότερη. Αυτό οφείλεται στο ότι για να επιτευχθεί αυτή η κατανομή απαιτείται πολύ μικρότερο πάχος για τον πρώτο δίσκο. Αυτό είναι κάτι που επηρεάζει όμως την ποιότητα της

δέσμης για τις μεγαλύτερες ενέργειες και για τον λόγο αυτό στο τρίτο βήμα της ΔΕ και με σκοπό την συνολική βελτιστοποίηση της διάταξης και της ποιότητας της δέσμης επιλέχθηκαν διαφορετικά πάχη για τον πρώτο σκεδαστή για τις ενέργειες των 18 και 30 MeV.

6.4 Δεύτερο φύλλο σκέδασης (flattering foil)

Αυτό είναι το κύριο και το πιο σύνθετο βήμα της προσομοίωσης. Με το δεύτερο φύλλο διαμορφώνεται το επιθυμητό προφίλ δέσμης. Οι απαιτήσεις από τον ICRU είναι η επιπεδότητα (flatness) της δέσμης να μην ξεπερνάει το 3% στο 80% της επιφάνειας ακτινοβολίας [72] (συμμετρικά της ισοκεντρικής) και η δευτερογενής ακτινοβολία να είναι μικρότερη του 5% της μέγιστης δόσης. Η επιπεδότητα της δέσμης προκύπτει από την σχέση:

$$\text{Flatness} = \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} * 100\%$$

όπου D_{\max} και D_{\min} είναι η μέγιστη και ελάχιστη αντίστοιχα δόση που συναντάται στο 80% της δέσμης (συμμετρικά του κεντρικού άξονα).

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως η βελτιστοποίηση του προφίλ της δέσμης εξαρτάται από πολλούς παράγοντες. Αυτοί οι παράγοντες είναι:

- Η απόσταση μεταξύ των δύο φύλλων σκέδασης
- Το υλικό του δεύτερου φύλλου σκέδασης
- Το προφίλ και το πάχος του δεύτερου φύλλου (π.χ. Gaussian shape flattering foil)
- Η υπόλοιπη διάταξη (collimators, applicators) η οποία επηρεάζει το προφίλ της δέσμης λόγω της σκεδαζόμενης ακτινοβολίας από τα τοιχώματα των κατευθυντών.

Απόσταση από τον πρώτο σκεδαστή

Όσον αφορά στην απόσταση μεταξύ των φύλλων, κανονικά θα έπρεπε να θεωρείται μεταβλητή και να παίρνει θέση στην διαδικασία βελτιστοποίησης. Αυτό βεβαίως, όπως είναι προφανές αυξάνει κατά πολύ το επίπεδο πολυπλοκότητας και κατ' επέκταση το πλήθος προσομοιώσεων και τον χρόνο προσομοίωσης. Για αυτό τον λόγο η απόσταση μεταξύ των φύλλων επιλέχθηκε σταθερή στα 6 εκατοστά. Στην βιβλιογραφία και αναλόγως τον κατασκευαστή η απόσταση αυτή μπορεί κυμαίνεται από 4 έως και 10 εκατοστά, ενώ πολλές φορές υπάρχουν περιορισμοί στην διάταξη π.χ. λόγω του δίσκου (carousel) πάνω στον οποίο είναι εγκατεστημένα τα αντίστοιχα foils. Στο τέλος της διαδικασίας της βελτιστοποίησης, εκτελέστηκαν δύο επιπλέον προσομοιώσεις για την ενέργεια των 6 MeV, όπου η απόσταση των δύο σκεδαστών δοκιμάστηκε στα 4 και 8 εκατοστά. Τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα όλης της διαδικασίας βελτιστοποίησης του δεύτερου σκεδαστή παρουσιάζονται στην συνέχεια.

Υλικό του δεύτερου σκεδαστή

Ως υλικό του δεύτερου σκεδαστή – πλην ελαχίστων εξαιρέσεων – χρησιμοποιείται αλουμίνιο. Πρέπει να τονισθεί ότι το αλουμίνιο δεν χρησιμοποιείται με στόχο να μειωθεί η δευτερογενής

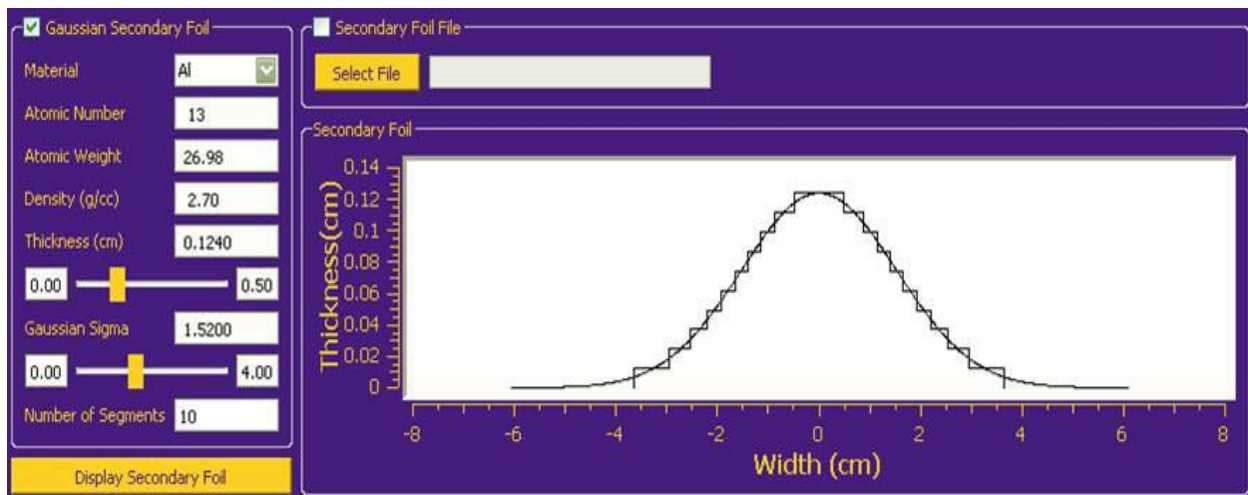
ακτινοβολία πέδησης, η οποία άλλωστε εξαρτάται σημαντικά και από το πάχος του υλικού, αλλά πολύ απλά γιατί ως υλικό είναι πιο εύκολο στην επεξεργασία. Η κατασκευή σκεδαστή από ένα υλικό υψηλότερου Z – π.χ Ταντάλιο - θα ήταν πολύ δυσκολότερη, καθώς το πάχος του θα ήταν μόλις λίγα μικρόμετρα.

Προφίλ και πάχος του δεύτερου σκεδαστή – flattering foil

Αυτό ήταν το πιο απαιτητικό κομμάτι της ΔΕ. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, όπως έχει προκύψει και από την εμπειρία, το flattering foil πρέπει να έχει μορφή καμπύλης κανονικής κατανομής (Gaussian shape). Η εξίσωση που δίνει το προφίλ της καμπύλης αυτής είναι:

$$h(\rho) = H * \exp\left(-\frac{\rho^2}{R^2}\right)$$

όπου οι συντελεστές H και R είναι οι συντελεστές ύψους και ακτίνας αντίστοιχα. Ο κώδικας προσομοίωσης PENELOPE δεν παρέχει τη δυνατότητα κατασκευής τέτοιας επιφάνειας. Για να προσεγγιστεί η γεωμετρία της επιφάνειας αυτής, χρησιμοποιήθηκαν ομόκεντροι δίσκοι ο ένας πάνω στον άλλον, με κατάλληλες ακτίνες και πάχη έτσι ώστε να επιτευχθεί με καλή προσέγγιση το επιθυμητό προφίλ. Όσο περισσότεροι δίσκοι τοποθετηθούν τόσο πιο ρεαλιστική είναι η προσομοίωση αλλά ταυτόχρονα και τόσο πιο πολύπλοκη. Στην εικόνα 6.1 φαίνεται το προφίλ του φύλλου με δέκα ομόκεντρους δίσκους.



Εικόνα 6.1 Διαμόρφωση επιθυμητής γεωμετρίας του 2^ο foil με χρήση ομόκεντρων δίσκων [71]

Στα πλαίσια της ΔΕ επιλέχθηκε μία απλή γεωμετρία με τρεις μόνον δίσκους. Ο πρώτος δίσκος είναι μικρού πάχους και μεγάλης ακτίνας και πρακτικά είναι ο δίσκος ο οποίος σταθεροποιείται πάνω στην διάταξη carousel. Οι δύο επόμενοι δύο δίσκοι έχουν στόχο να διαμορφώσουν κατάλληλα την δέσμη. Είναι μεγαλύτερου πάχους και μικρότερης ακτίνας. Στις προσομοιώσεις που θα παρουσιαστούν στην συνέχεια δοκιμάστηκαν διάφορα πάχη και ακτίνες για κάθε δίσκο μέχρι να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα για κάθε ενέργεια.

Η συγκρότηση της υπόλοιπης διάταξης (collimators, applicators)

Καθώς, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, οι κατευθυντές δέσμης επιδρούν σημαντικά στη διαμόρφωση της δέσμης, κρίθηκε σημαντικό να εκτελεστούν οι προσομοιώσεις αφού πρώτα κατασκευαστεί ολόκληρη η διάταξη της κεφαλής, μαζί με τους κατευθυντές δέσμης (εκτός των MLC). Στο κεφάλαιο 5.4 αναλύεται λεπτομερώς όλη η διάταξη των κατευθυντών της κεφαλής. Επιλέχθηκε να κατασκευαστεί ένα σύστημα κατευθυντών του οποίου η γεωμετρία και τα υλικά κάθε επιμέρους τμήματος πάρθηκαν από διάφορες βιβλιογραφικές αναφορές και στόχο έχουν όχι να αντιγράψουν μία πραγματική εμπορική διάταξη αλλά να δημιουργήσουν συνθήκες προσομοίωσης οι οποίες θα προσεγγίσουν τον βέλτιστο τρόπο προσομοίωσης που ακολουθείται τα τελευταία χρόνια.

6.4.1 Η γεωμετρία της κεφαλής του επιταχυντή

Η κεφαλή της διάταξης που προσομοιώθηκε συγκροτείται από:

- Τον primary collimator που είναι ένας απλός κύλινδρος από Βολφράμιο με οπή εσωτερικής διαμέτρου 6 εκ.
- Τα ζεύγη σιαγώνων (photon jaws) από βολφράμιο, τα οποία μπορούν να δημιουργήσουν πεδίο ακτινοβολίας 30x30cm. Έχουν πάχος 8 εκατοστά και τα εσωτερικά τοιχώματα τους έχουν μικρή κλίση (7°). Η κλίση αυτή επιλέχθηκε λαμβάνοντας υπόψη την κλίση που θα είχε ο κώνος της δέσμης ακτινοβολίας με κορυφή το παράθυρο, βάση το επίπεδο ακτινοβολίας και ακτίνα βάσης 16.7 εκατοστά (προκύπτει από το τετραγωνικό πεδίο ακτινοβολίας 25x25cm).
- Τρεις applicators στις θέσης 5cm, 25cm και 35cm από το πεδίο ακτινοβολίας. Οι δύο πρώτοι (στα 25cm και 35cm) είναι κατασκευασμένοι από αλουμίνιο πάχους 1cm και διαθέτουν εσωτερικό άνοιγμα τετραγωνικής διατομής 25x25 cm. Ο τελευταίος (στα 5 cm) είναι κατασκευασμένος από μόλυβδο πάχους 0.8 cm και διαθέτει εσωτερικό άνοιγμα τετραγωνικής διατομής 25x25 cm, ενώ τα εσωτερικά τοιχώματα έχουν κλίση (7°).

Στην εικόνα 6.2 φαίνεται σε τρισδιάστατη απεικόνιση η συνολική διάταξη. Περισσότερες εικόνες σε δισδιάστατη και τρισδιάστατη μορφή σε τομή μπορούν να βρεθούν στο Παράρτημα Δ.

6.4.2 Βελτιστοποίηση δεύτερου σκεδαστή (flattering foil)

Πριν ξεκινήσει η διαδικασία προσομοίωσης για τη βελτιστοποίηση του προφίλ του δεύτερου φύλλου, εκτελέστηκαν 4 προσομοιώσεις για τις 4 ενέργειες ακτινοβολίας μόνο με τον πρώτο σκεδαστή και στην θέση του δεύτερου τοποθετήθηκε ένα σώμα νερού. Σκοπός αυτού του βήματος ήταν να υπάρξει μια καταρχήν εκτίμηση της κατανομής της δόσης στο σημείο που επρόκειτο να τοποθετηθεί ο δεύτερος σκεδαστής. Στο διάγραμμα 6.3 φαίνεται το άνοιγμα και το ύψος της καμπύλης κατανομής της δόσης (καμπάνα Gauss της δέσμης), για κάθε μία από τις ενέργειες ηλεκτρονίων που προσομοιώθηκαν. Από το διάγραμμα αυτό παρατηρείται ότι το

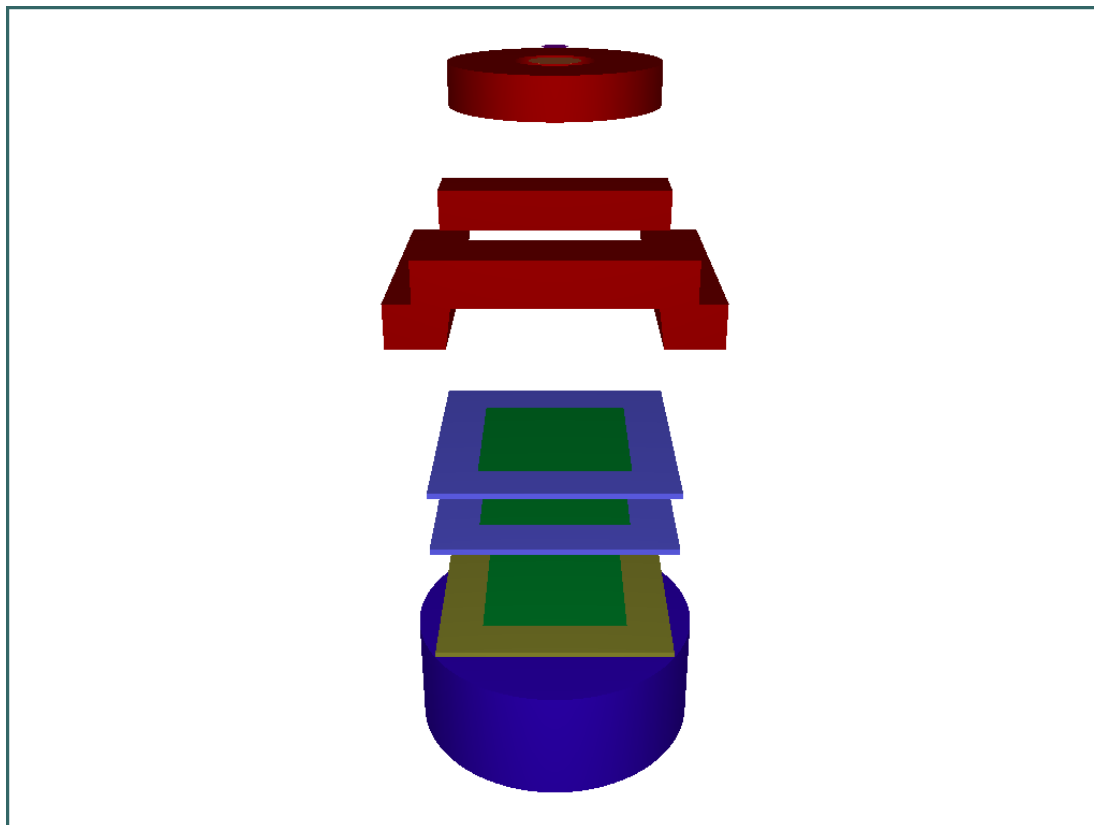
άνοιγμα της δέσμης είναι ελαφρώς μεγαλύτερο για τις χαμηλές ενέργειες, κάτι που είναι λογικό καθώς είναι πιο πιθανό να αλληλεπιδράσει με τον σκεδαστή ένα ηλεκτρόνιο χαμηλότερης ενέργειας.

Το τελευταίο διάγραμμα ήταν και ο οδηγός για την δημιουργία του δεύτερου σκεδαστή. Όπως αναφέρθηκε, ο δεύτερος σκεδαστής είναι από αλουμίνιο και αποτελείται από τρεις ομόκεντρους δίσκους. Ο χαμηλότερος έχει το μικρότερο πάχος, έχει ακτίνα 6 cm και είναι αυτός που θα δεθεί πάνω στην διάταξη της κεφαλής. Η ακτίνα και το πάχος των άλλων δύο δίσκων παίζει ιδιαίτερα σημαντικό ρόλο στην διαμόρφωση του επιθυμητού προφίλ.

Στις προσομοιώσεις ακολουθήθηκε η εξής διαδικασία:

Στο πρώτο βήμα της βελτιστοποίησης επιλέχθηκαν σταθερές ακτίνες για τους δίσκους και μεταβάλλονταν τα πάχη μέχρι το επιθυμητό αποτέλεσμα.

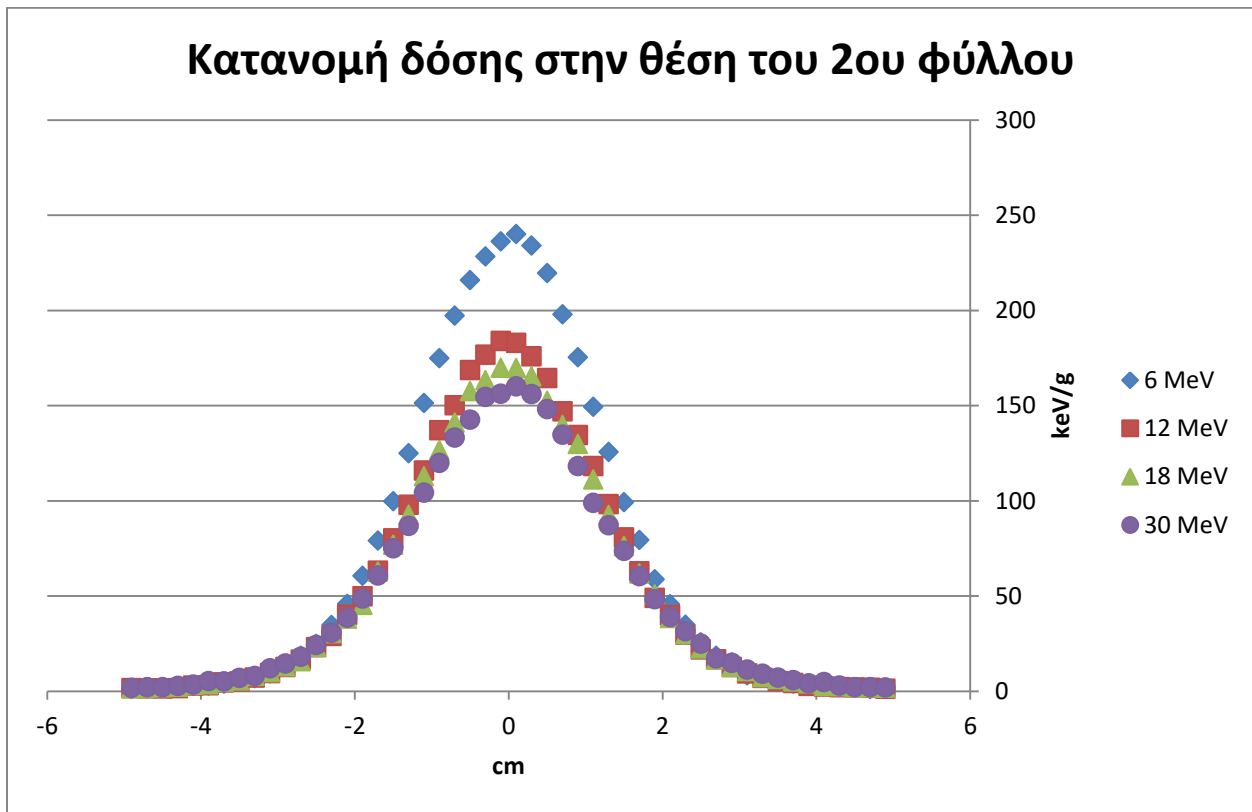
Υπενθυμίζεται ότι ο ICRU θέτει το όριο της επιπεδότητας της δέσμης να είναι κάτω από 3%. Αυτό είναι ένα αρκετά απαιτητικό όριο και απαιτεί μεγάλο όγκο προσομοιώσεων και ίσως πιο πολύπλοκη γεωμετρία (περισσότερους ομόκεντρους δίσκους που θα περιγράφουν καλύτερα το Gaussian shape που αναμένεται). Με βάση την λογική και το πνεύμα της παρούσας ΔΕ κρίθηκε επαρκώς ικανοποιητικό να επιτευχθεί flatness της δέσμης μικρότερο του 7%.



Εικόνα 6.2 Τρισδιάστατη απεικόνιση της κεφαλής του επιταχυντή (το πράσινο χρώμα αντιστοιχεί σε αέρα και το μπλε στο σώμα νερού).

Επισημαίνεται ότι στόχος της ΔΕ δεν ήταν ο σχεδιασμός μίας πραγματικής κεφαλής, αλλά η μελέτη της απόκρισης του προφίλ της δέσμης ακτινοβολίας στις διάφορες μεταβολές των παραμέτρων της βελτιστοποίησης του flattering foil. Εξυπακούεται ότι μια πιο ενδελεχής μελέτη που συνεπάγεται και πολύ μεγαλύτερο πλήθος προσομοιώσεων θα είναι σε θέση να οδηγήσει στο όριο του 3%.

Έτσι αρχικά, για τον μεσαίο δίσκο επιλέχθηκε ακτίνα 1.5cm και για τον άνω δίσκο ακτίνα 0.7 cm. Εκτελέστηκαν αρκετές προσομοιώσεις μεταβάλλοντας τα πάχη των δίσκων μέχρι να φτάσουν στο επιθυμητό αποτέλεσμα. Στην συνέχεια για τις ενέργειες 6 και 12 MeV και για τα βέλτιστα πάχη που προέκυψαν, εκτελέστηκαν νέες προσομοιώσεις κατά τις οποίες έγινε μεταβολή στις ακτίνες των δίσκων 2 και 3.



Διάγραμμα 6.13 Κατανομή της δόσης στην θέση που θα τοποθετηθεί το δεύτερο φύλλο (με πρώτο φύλλο Ταντάλιο)

Για τις ενέργειες 18 και 30 MeV το πρόβλημα ήταν πως η δέσμη εξασθενούσε σημαντικά για να αποκτήσει το επιθυμητό flatness και η δευτερογενής ακτινοβολία φωτονίων ήταν αρκετά υψηλή. Αυτό συμβαίνει διότι το συνολικό πάχος των δύο scattering foils ήταν μεγάλο με αποτέλεσμα να υποβαθμίζεται η ποιότητα της δέσμης. Για τον λόγο αυτό κρίθηκε σημαντικό να μεταβληθεί το

πάχος του πρώτου φύλλου και να γίνουν εκ νέου προσομοιώσεις για την βελτιστοποίηση του προφίλ του δεύτερου φύλλου.

Το πλέγμα του ανιχνευτή δόσης που χρησιμοποιήθηκε ήταν και πάλι 40x40x1 cm με την διαφορά ότι στις διαστάσεις X και Y το μήκος χωρίστηκε σε 60 bins (αντί για 80 πού ήταν στο πρώτο φύλλο). Αυτή η μεταβολή έγινε διότι με τα 60 bins η εικόνα του προφίλ της δέσμης ήταν και πάλι ξεκάθαρη, ενώ απαιτούταν μικρότερο πλήθος ιστοριών. Επίσης πρέπει να επισημανθεί ότι η δόση από τον ανιχνευτή δόσης δίνεται σε eV/gr ανά σωματίδιο που προσομοιώθηκε. Για να υπολογιστεί η δόση σε Gy πρέπει να πολλαπλασιαστεί το αποτέλεσμα με τον αριθμό των ιστοριών που εκτελέστηκαν και στην συνέχεια να γίνει ο μετατροπή δόσης από eV/gr σε Gy. Παρ όλα αυτά δεν κρίθηκε σημαντική αυτή η μετατροπή διότι αφενός τα ποιοτικά χαρακτηριστικά του προφίλ της δέσμης δεν αλλάζουν και αφετέρου η δόση που θα πάρει ένας ασθενής εξαρτάται από το πλήθος των σωματιδίων που θα τον ακτινοβολήσουν.

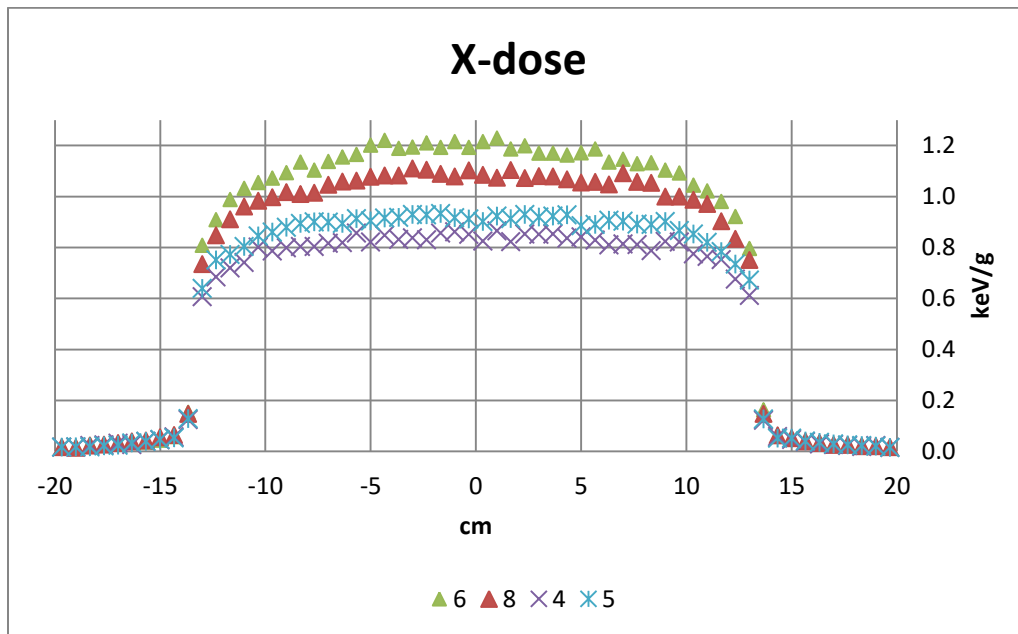
Στον ανιχνευτή αλληλεπίδρασης δεν μεταβλήθηκε τίποτα. Χρησιμοποιήθηκε το σώμα νερού ίδιων διαστάσεων και με ενεργειακή διακριτική ικανότητα στα 1000 bins. Να σημειωθεί εδώ ότι τα αποτελέσματα που δίνει ο ανιχνευτής αλληλεπίδρασης είναι η πυκνότητα πιθανότητας εύρεσης σωματιδίου εντός του ενεργειακού εύρους κάθε bin. Για να βρεθεί η πιθανότητα πρέπει να πολλαπλασιασθεί η πυκνότητα πιθανότητας με το ενεργειακό εύρος κάθε bin (προφανώς είναι το ίδιο για κάθε bin).

Στον πίνακα 6.2 που ακολουθεί, με R1, R2, R3 συμβολίζονται οι ακτίνες για τους τρεις δίσκους και με H1, H2, H3 τα πάχη των δίσκων αντίστοιχα. Με T1 συμβολίζεται το πάχος του πρώτου φύλλου σκέδασης (η διάμετρος του πρώτου δίσκου για όλες τις ενέργειες ακτινοβολήσης είναι σταθερή στα 6 εκατοστά). Στον πίνακα φαίνεται επίσης το ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης στο 80% της επιφάνειας ακτινοβολήσης (συμμετρικά του άξονα Z). Επίσης ο αριθμός προσομοίωσης συμβολίζει τον αύξοντα αριθμό προσομοίωσης η οποία είχε αυτά τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά και τα αποτελέσματα που αναφέρονται στον πίνακα. Οι συνολικές προσομοιώσεις ήταν περισσότερες αλλά στον πίνακα και τα διαγράμματα εμφανίζονται αυτές που παρουσιάζουν το μεγαλύτερο ενδιαφέρον.

Αριθμός προσομοίωσης	4	5	6	8
R1(cm)=	6	6	6	6
R2(cm)=	1.5	1.6	1.6	1.6
R3(cm)=	0.7	0.8	0.8	0.8
H1(cm)=	0.015	0.015	0.015	0.015
H2(cm)=	0.03	0.03	0.03	0.035
H3(cm)=	0.035	0.035	0.035	0.04
T1(cm)=	0.03	0.027	0.02	0.022
Flatness(%)=	5.48	4.88	8.09	6.05

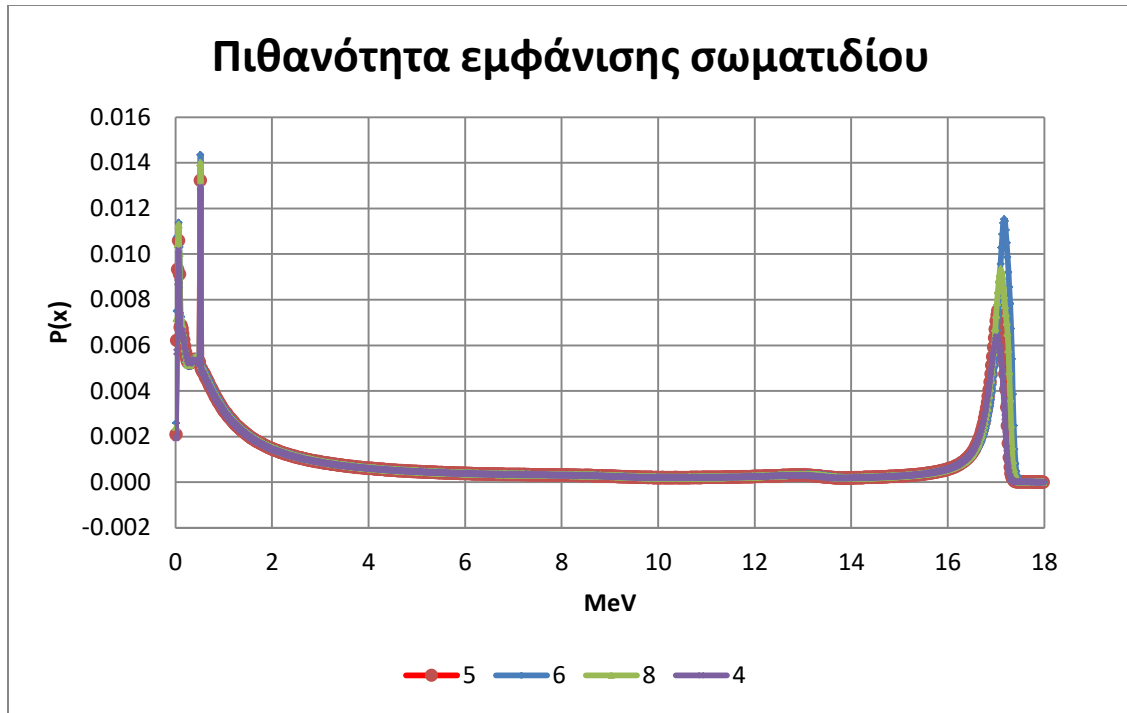
Πίνακας 6.2 Διαστάσεις 1^{00} και 2^{00} σκεδαστή και ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης 18 MeV

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως για τις ενέργειες δέσμης 18 και 30 MeV παρατηρήθηκε πως η ενέργεια της δέσμης και κατ' επέκταση η δόση υποβαθμίζονται πάρα πολύ με το θεωρητικά βέλτιστο πάχος του πρώτου σκεδαστή. Έτσι, εκτελέστηκαν νέες προσομοιώσεις στις οποίες μειώθηκε αισθητά το πάχος του πρώτου φύλλου. Στα διαγράμματα 6.14, 6.15 και 6.16 φαίνεται πόσο μεγάλη επίδραση έχει αυτό το πάχος στα ποιοτικά χαρακτηριστικά της δέσμης και στην δόση στην επιφάνεια ακτινοβολήσης. Παρ' όλα αυτά, όταν το πάχος του πρώτου φύλλου μειώθηκε υπερβολικά δεν επιτεύχθηκε η επιθυμητή επιπεδότητα στην δέσμη (μικρότερη του 7%). Για παράδειγμα, για την ενέργεια των 30 MeV (βλέπε παράρτημα Γ) λήφθηκαν σχετικά ικανοποιητικά αποτελέσματα στην $6^{\text{η}}$ προσομοίωση, όπου το πάχος από 760 μm μεταβλήθηκε στα 670 μm .

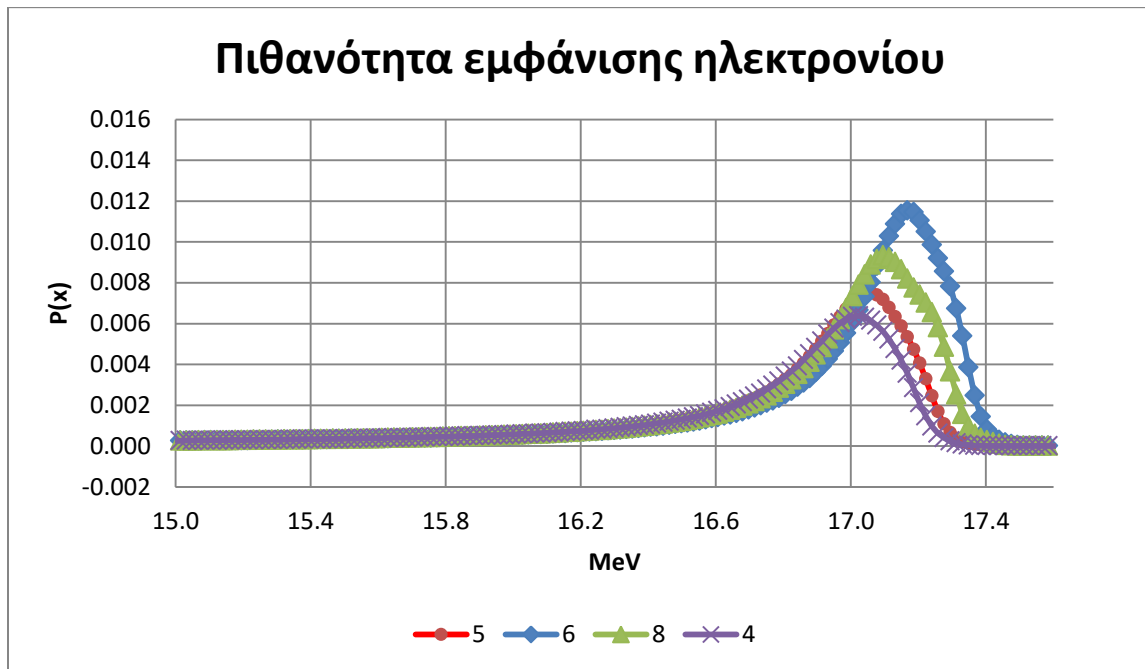


Διάγραμμα 6.14 Κατανομή δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης με dual scattering foils για 18 MeV

Είναι εμφανές πως η πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλών ενεργειών είναι μεγάλη. Αυτό συμβαίνει γιατί το συνολικό πάχος των δύο σκεδαστών είναι μεγαλύτερο. Επίσης, φαίνεται πόσο έντονη είναι η ενεργειακή υποβάθμιση της δέσμης και πόσο αυξημένη η πιθανότητα ύπαρξης δευτερογενούς φωτονιακής ακτινοβολίας χαμηλής ενέργειας για τις υψηλές ενέργειες ηλεκτρονίων. Αυτό είναι ένα χαρακτηριστικό που είναι ανεπιθύμητο για την δέσμη ακτινοβολήσης.



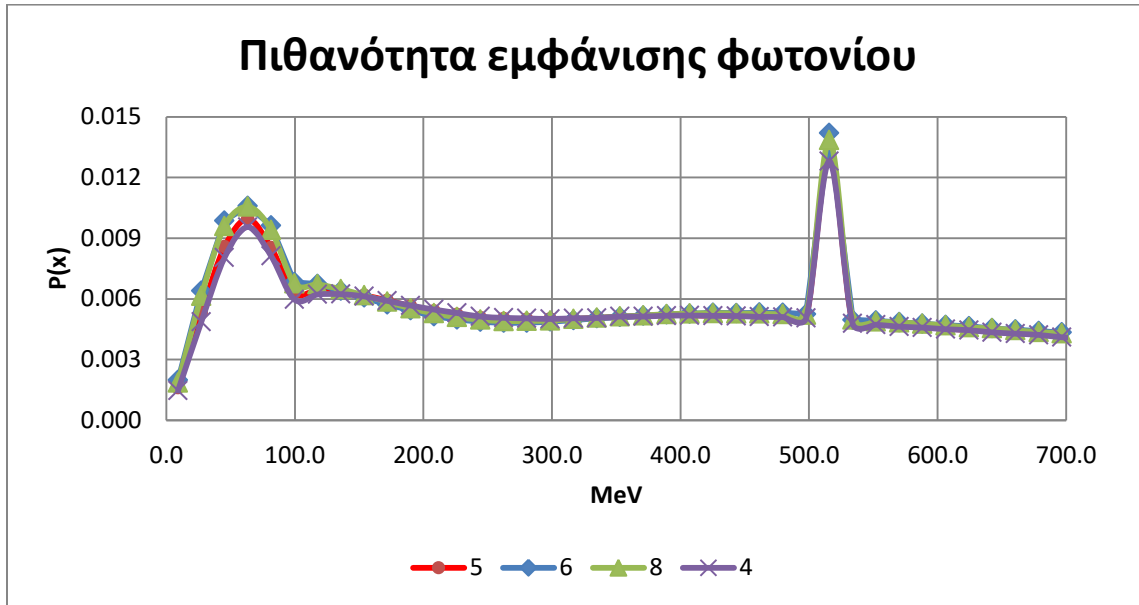
Διάγραμμα 6.15 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου για δέσμη 18 MeV



Διάγραμμα 6.16 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου για δέσμη 18 MeV

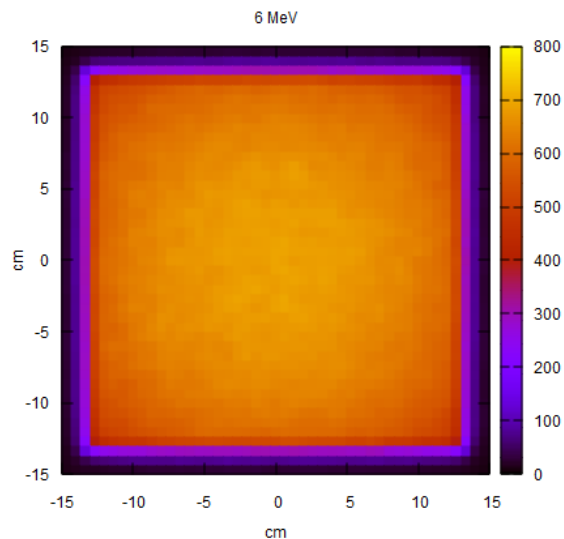
Όπως θα φαίνεται και στο Διάγραμμα 6.17 και στα αντίστοιχα διαγράμματα στο παράρτημα Γ (για τις υπόλοιπες ενέργειες) παρατηρείται αύξηση πιθανότητας για εμφάνιση φωτονίου ενέργειας γύρω στα 500 keV. Αυτό είναι απολύτως αναμενόμενο, λόγω της δίδυμης γένεσης από

τις αλληλεπιδράσεις που πραγματοποιούν οι υψηλής ενέργειας ακτίνες-X και της εν συνεχεία εξαύλωση των αντίστοιχων ποζιτρονίων, με εκπομπή φωτονίων ενέργειας 511 keV. Επίσης στο φάσμα ενέργειας στην περιοχή έως 100 keV παρατηρούνται κάποιες μικρές κορυφές οι οποίες προκύπτουν από τις χαρακτηριστικές ακτίνες των ατόμων των υλικών της διάταξης. Ο ακριβής προσδιορισμός της ενέργειας των φωτονίων αυτών θα μπορούσε να γίνει αν το πλήθος των ενεργειακών bin ήταν μεγαλύτερο.

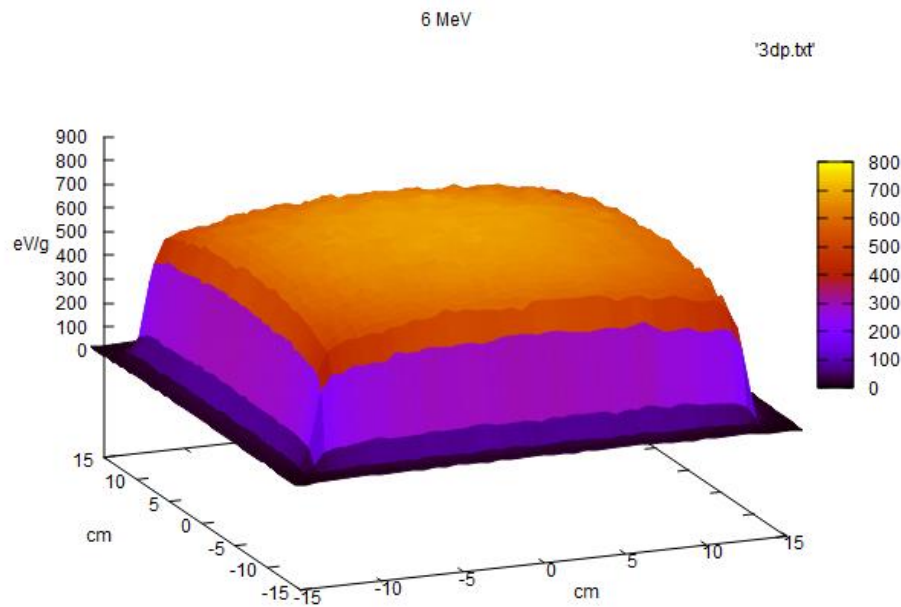


Διάγραμμα 6.17 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλής ενέργειας για δέσμη 18 MeV

Στις εικόνες που ακολουθούν φαίνεται σε δισδιάστατη και τρισδιάστατη μορφή το προφίλ της δέσμης ηλεκτρονίων στο πεδίο ακτινοβολήσης (στο σώμα του ασθενή) για την ενέργεια 6 MeV



Εικόνα 6.3 Δισδιάστατη απεικόνιση της δόσης για ενέργεια ακτινοβολήσης 6 MeV (eV/g)



Εικόνα 6.4 Τρισδιάστατη απεικόνιση της δόσης για ενέργεια ακτινοβολήσης 6 MeV (eV/g)

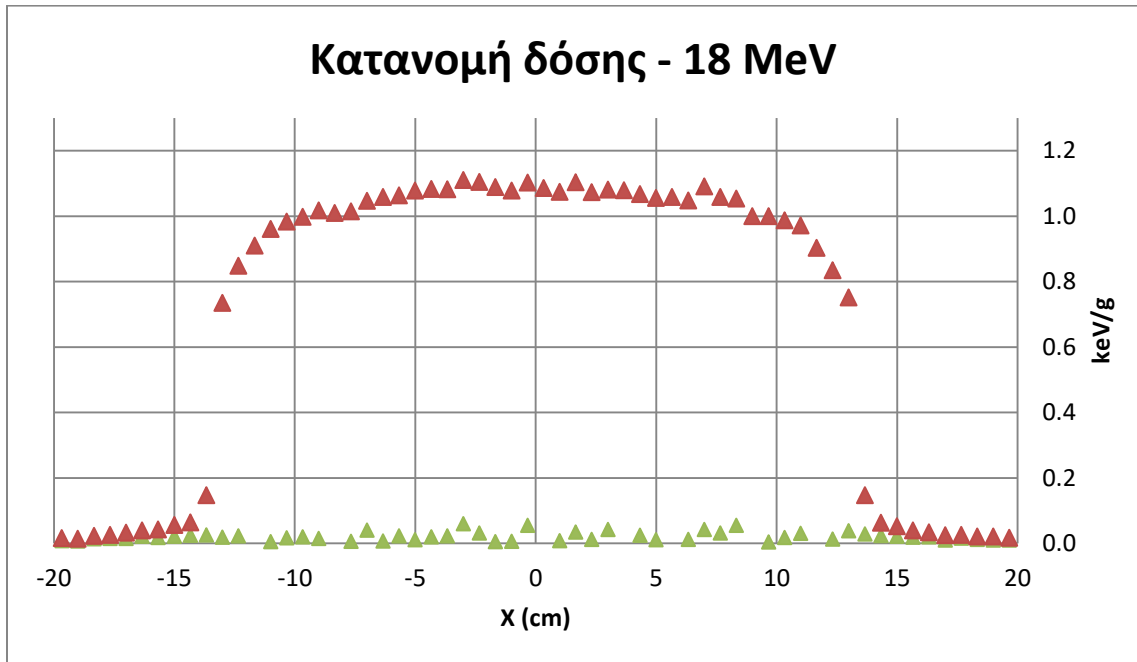
6.4.3 Δόση εξαιτίας της δευτερογενούς ακτινοβολίας φωτονίων

Αφού για όλες τις ενέργειες επιτεύχθηκε ικανοποιητικό ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης, εκτελέστηκαν προσομοιώσεις με σκοπό να εκτιμηθεί η δόση εξαιτίας της δευτερογενούς ακτινοβολίας από τα φωτόνια για τη βέλτιστη γεωμετρία για κάθε ενέργεια. Καθώς η δόση που καταγράφεται πάνω στην επιφάνεια ακτινοβολήσης οφείλεται σε οποιοδήποτε είδος ακτινοβολίας και δεν μπορεί να διακριθεί το είδος της ακτινοβολίας που την αποθέτει, για να εκτιμηθεί η δόση λόγω των δευτερογενών φωτονίων ακολουθήθηκε η παρακάτω διαδικασία.

Επαναλήφθηκε κάθε προσομοίωση με τη διαφορά ότι η ενέργεια αποκοπής σε όλα τα υλικά, με εξαίρεση την επιφάνεια ακτινοβολήσης (νερό) όπου καταγράφεται η δόση, είχε ορισθεί στο 1MeV. Αυτό σημαίνει ότι δεν ήταν δυνατή η εκπομπή δευτερογενούς ακτινοβολίας από τα διάφορα υλικά της διάταξης, με ενέργεια κάτω από 1MeV, είχαν δηλαδή αποκοπεί πρακτικά όλα τα φωτόνια της δευτερογενούς ακτινοβολίας. Αφού προέκυψαν οι νέες καμπύλες κατανομής δόσης, υπολογίστηκε η διαφορά της δόσης με και χωρίς τα φωτόνια. Η διαφορά αυτή είναι μία καλή προσέγγιση της δόσης που προκύπτει μόνο από την δευτερογενή ακτινοβολία φωτονίων.

Επειδή η διαφορά στις δύο δόσεις (με και χωρίς δευτερογενή φωτόνια) ήταν πολύ μικρή και γενικά της ίδιας τάξης μεγέθους, με την αβεβαιότητα για κάθε τιμή δόσης, σε μερικά σημεία η διαφορά προέκυπε αρνητική. Το φαινόμενο αυτό είναι πιο έντονο για της μικρές ενέργειες ηλεκτρονίων όπου η δευτερογενής ακτινοβολία είναι μικρότερη. Αυτό το φαινόμενο θα εξαλειφόταν αν εκτελούταν πολύ μεγάλο πλήθος ιστοριών ώστε να μικρύνει η τιμή της αβεβαιότητας. Στο Διάγραμμα 6.18 παρουσιάζεται η δοσιμετρική κατανομή, η συνολική και

αυτή λόγω φωτονίων για την ενέργεια των 18 MeV. Τα υπόλοιπα διαγράμματα βρίσκονται στο παράρτημα Γ.3. από όπου προκύπτει πόσο χαμηλή είναι η δόση στον ασθενή λόγω των φωτονίων για την δεδομένη γεωμετρία.

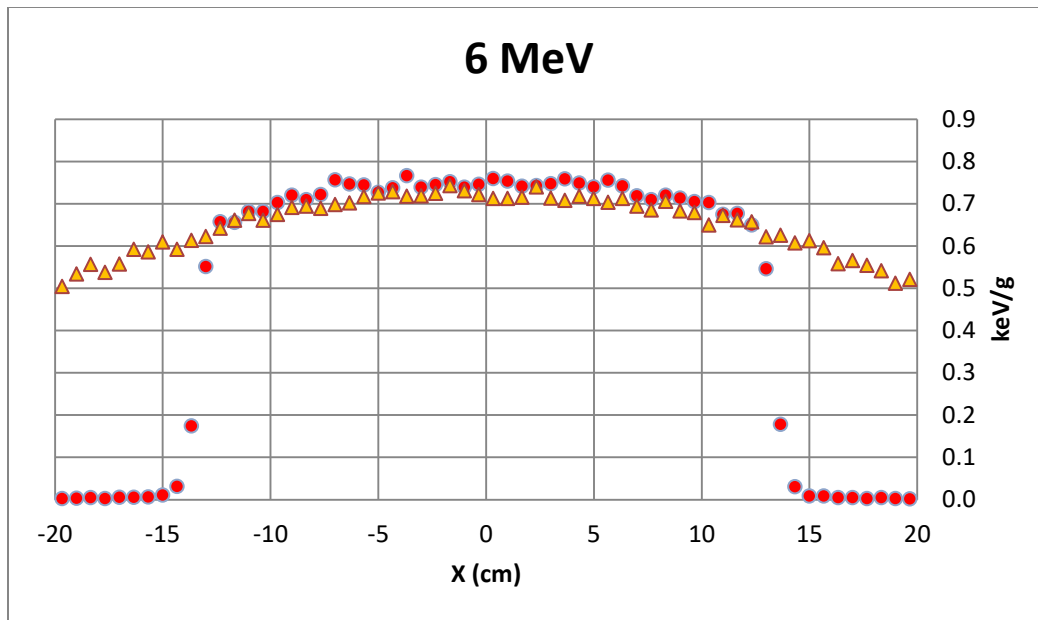


Διάγραμμα 6.18 Κατανομή δόσης και δευτερεύουσα ακτινοβολία φωτονίων για δέσμη 18MeV

Ο ICRU δίνει όριο η δευτερογενής ακτινοβολία φωτονίων να μην ξεπερνάει το 5% της μέγιστης. Στις προσομοιώσεις της παρούσας ΔΕ και για όλες τις ενέργειες το όριο αυτό ήταν κάτω από 9%.

6.4.4 Επίδραση των applicators

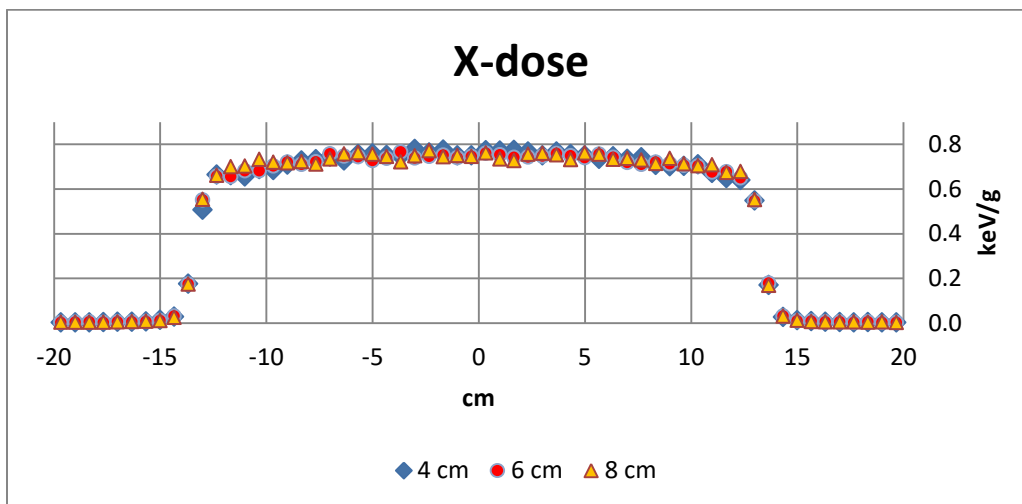
Στην συνέχεια παραθέεται η μελέτη που έγινε για να διαπιστωθεί η επίδραση των applicators για την ενέργεια των 6 MeV. Τα σχετικά αποτελέσματα φαίνονται καθαρά στο Διάγραμμα 6.19. Είναι εμφανές πόσο μεγάλη σημασία έχουν οι applicators για την τελική διαμόρφωση του πεδίου ακτινοβολήσης. Η δόση χωρίς τους applicators είναι ελαφρώς μειωμένη στο πεδίο ακτινοβολήσης κάτι που πιθανότατα οφείλεται στην δευτερογενή σκεδαζόμενη ακτινοβολία που προκύπτει στα τοιχώματα των applicators η οποία ενισχύει την δόση στο πεδίο ακτινοβολήσης. Σε κάθε περίπτωση όμως η αποτελεσματικότητα των applicators είναι εμφανής, αφού με τη χρήση τους, η δόση εκτός του πεδίου ακτινοβολήσης έχει πρακτικά μηδενισθεί.



Διάγραμμα 6.19 Κατανομή δόσης με και χωρίς applicators για ενέργεια δέσμης 6 MeV

6.4.5 Επίδραση της απόστασης μεταξύ των δύο σκεδαστών

Σε αυτή τη φάση της διερεύνησης μελετήθηκε η επίδραση της μεταβολής της απόστασης μεταξύ των δύο φύλλων σκέδασης. Η απόσταση αυτή μεταβλήθηκε από 6 εκατοστά που ήταν σε όλες τις προηγούμενες προσομοιώσεις στα 4 και 8 εκατοστά. Όπως αναφέρθηκε και στο προηγούμενο κεφάλαιο η απόσταση μεταξύ των σκεδαστών παίζει ρόλο στην επιπεδότητα της δέσμης. Στο Διάγραμμα 6.20 που ακολουθεί παρουσιάζεται η κατανομή δόσης στην επιφάνεια ακτινοβολήσης για τις τρεις αποστάσεις 4,6 και 8 εκατοστών για την ενέργεια των 6 MeV, ενώ στον Πίνακα 6.3 καταγράφεται το ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης για κάθε μία απόσταση.



Διάγραμμα 6.20 Κατανομή δόσης συναρτήσει της απόστασης των δύο scattering foils (6 MeV)

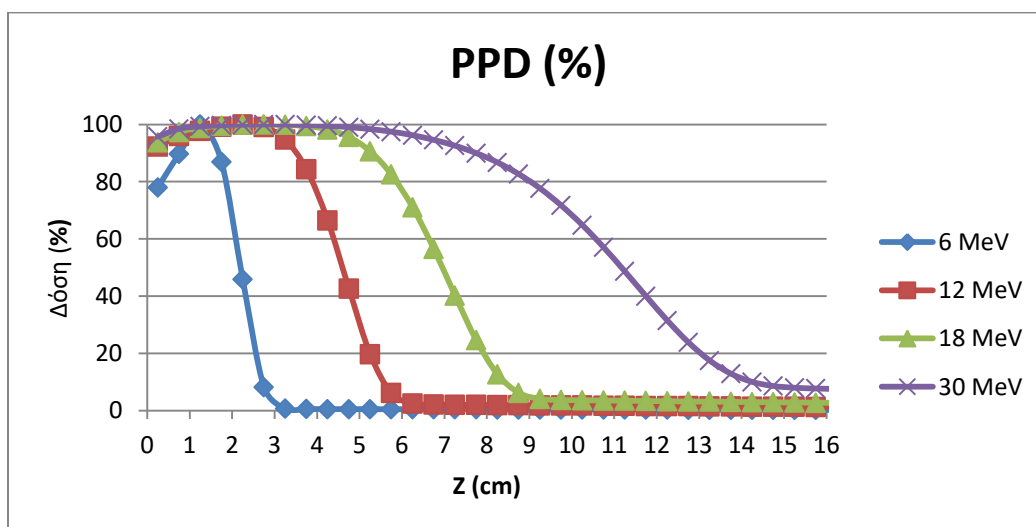
Πίνακας 6.3 Ποσοστό επιπεδότητας συναρτήσει της απόστασης των των φύλλων σκέδασης (6 MeV)

Απόσταση μεταξύ φύλλων (cm)	4	6	8
Flatness (%)=	6,47	5,87	4,59

Όπως γίνεται φανερό, η απόσταση μεταξύ των scattering foils έχει μεγάλη επίδραση στην επιπεδότητα της δέσμης και κατ'επέκταση στην ποιότητα της δέσμης. Στην βιβλιογραφία [72] αναφέρεται πως η απόσταση των δύο φύλλων έχει μεγαλύτερη ευαισθησία από το πάχος του δεύτερου φύλλου ως παράγοντας βελτιστοποίησης και γι αυτό τον λόγο θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη.

6.4.6 Κατά βάθος κατανομή της δόσης για ακτινοβόληση με ηλεκτρόνια

Μετά την ολοκλήρωση της μελέτης της επίδρασης των διαφόρων παραμέτρων στη διαμόρφωση της δέσμης, λογική συνέχεια είναι η προσομοίωση της ακτινοβόλησης ενός phantom νερού, με στόχο τον προσδιορισμό της κατά βάθος κατανομής της δόσης. Το Διάγραμμα 6.21 το οποίο προέκυψε από προσομοιώσεις που έγιναν για τις ενέργειες 6MeV, 12MeV, 18MeV και 30MeV, είναι ίσως το σημαντικότερο διάγραμμα της ΔΕ και δείχνει την κατά βάθος κατανομή δόσης στο νερό – αλλά με καλή προσέγγιση και στους ανθρώπινους ιστούς – εξαιτίας της δέσμης ηλεκτρονίων. Έχει τεράστια ποιοτική σημασία καθώς καταδεικνύει το πλεονέκτημα της ακτινοβόλησης ηλεκτρονίων που είναι ότι εναποθέτουν την μέγιστη δόση σε μικρό βάθος και στην πορεία εξασθενούν πολύ γρήγορα, μην επιβαρύνοντας σημαντικά τους αντίστοιχους ιστούς. Στο διάγραμμα φαίνεται το ποσοστό της δόσης, όπου το 100% αντιστοιχεί στην μέγιστη δόση. Τα αποτελέσματα που καταγράφονται στο Διάγραμμα 6.21 είναι απολύτως συμβατά με αυτά της βιβλιογραφίας (Εικόνα 6.5).

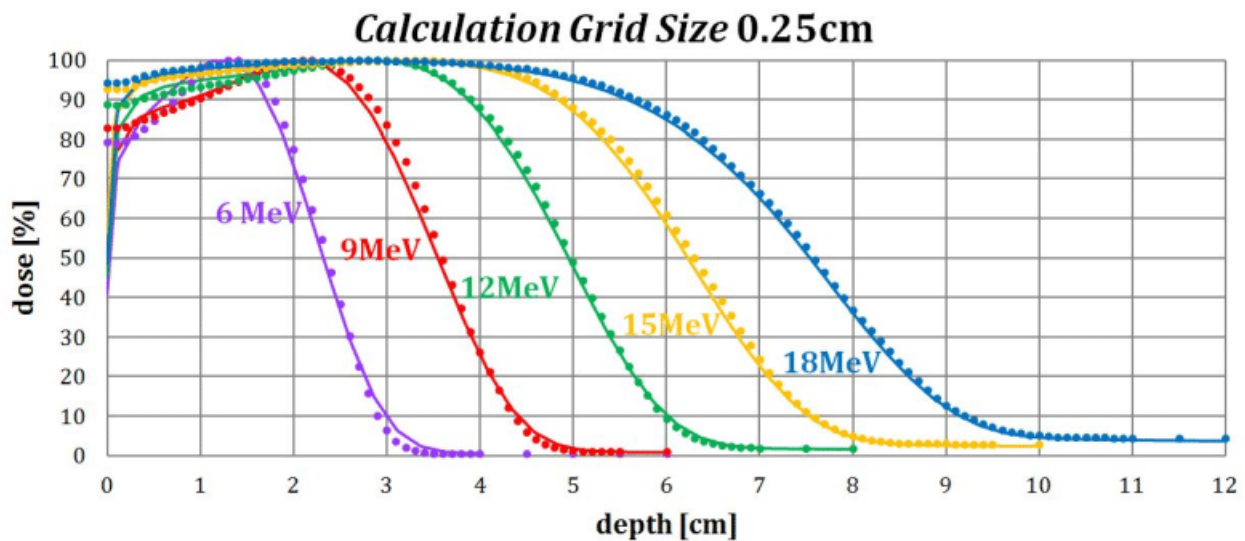


Διάγραμμα 6.21 Ποσοστό κατά βάθους κατανομής δόσης για όλες τις ενέργειες ακτινοβολήσης

Όπως είναι φανερό για τα 6 MeV η μέγιστη δόση εναποτίθεται περίπου στο 1.5 cm και η ενέργεια της δέσμης έχει εξασθενήσει μέχρι τα 2.5 cm. Αυτό σημαίνει ότι οι ιστοί σε βάθος μεγαλύτερο από τα 4 cm δέχονται σχεδόν μηδενική δόση.

Εντελώς αντίθετη κατανομή έχουν τα 30 MeV, όπου η μέγιστη δόση εναποτίθεται σε μεγάλο βάθος και εύρος, περίπου από 2 μέχρι 5 cm. Το χειρότερο σενάριο με την δέσμη των 30 MeV είναι ότι λόγω της αυξημένης δευτερογενούς φωτονιακής ακτινοβολίας συμπεριφέρεται σαν δέσμη ακτίνων X με αποτέλεσμα να εναποθέτει δόση μέχρι και 10 cm μακριά από το σημείο της μέγιστης δόσης. Για τον λόγο αυτό στις μέρες μας δεν χρησιμοποιούνται δέσμες ηλεκτρονίων ενέργειας μεγαλύτερης των 20 MeV [9].

Κατά τη σχεδίαση της ακτινοβολήσης, αναλόγως με το μέγεθος και το βάθος του όγκου ο ακτινοφυσικός πρέπει να επιλέξει την κατάλληλη ενέργεια δέσμης η οποία θα προστατέψει στο μέγιστο δυνατό τα υγιή κύτταρα γύρω από τον όγκο.



Εικόνα 6.5 Κατά βάθος κατανομή δόσης για ακτινοβολήση με δέσμη ηλεκτρονίων [84]

Κεφάλαιο 7ο Σύνοψη – Συμπεράσματα – Προτάσεις

Στόχος της παρούσας ΔΕ ήταν να μελετήσει τη διάταξη της κεφαλής ιατρικού γραμμικού επιταχυντή, στην περίπτωση ακτινοβολήσης με δέσμη ηλεκτρονίων, ώστε η δέσμη να έχει τα κατάλληλα ποιοτικά χαρακτηριστικά. Η μελέτη αυτή έγινε με την χρήση της τεχνικής προσομοίωσης Monte Carlo μέσω του κώδικα PENELOPE. Για να υπάρχει μία σφαιρική εικόνα του πως η γεωμετρία της κεφαλής επηρεάζει τη μορφή και την ποιότητα της δέσμης μελετήθηκαν πολλοί παράγοντες που συμβάλουν στην διαμόρφωση αυτή.

Οι σύγχρονες κεφαλές περιλαμβάνουν – εκτός των άλλων – δύο φύλλα σκέδασης τα οποία έχουν ως στόχο να δώσουν το κατάλληλο προφίλ στην δέσμη χωρίς να την εξασθενήσουν πολύ. Επίσης απαραίτητο είναι ένα σύστημα από κατευθυντές δέσμης που σκοπό έχουν να αποκόψουν την ανεπιθύμητη ακτινοβολία και να διαμορφώσουν το τελικό πεδίο ακτινοβολήσης.

Αρχικά στο πλαίσιο της ΔΕ μελετήθηκε το βέλτιστο πάχος για πρώτο φύλλο σκέδασης. Κατά τη διαδικασία αυτή μελετήθηκαν 4 υλικά για διάφορα πάχη το καθένα και για τέσσερις διαφορετικές ενέργειες ηλεκτρονίων: 6, 12, 18 και 30 MeV. Το υλικό που επιλέχθηκε ως καταλληλότερο για το πρώτο φύλλο ήταν το Ταντάλιο. Το πάχος του φύλλου για κάθε ενέργεια ήταν τέτοιο ώστε η κατανομή της δόσης στα άκρα ακτινοβολήσης τους πεδίου να είναι το 60% της μέγιστης, σύμφωνα με τα προτεινόμενα στη βιβλιογραφία.

Στη συνέχεια θεωρήθηκε κρίσιμο να κατασκευαστεί πρώτα ολόκληρη η διάταξη των κατευθυντών δέσμης και ύστερα να ξεκινήσει η διαδικασία βελτιστοποίησης τους δεύτερου φύλλου/σκεδαστή, καθώς οι κατευθυντές αλληλεπιδρούν με την δέσμη και επηρεάζουν το τελικό προφίλ της. Η διάταξη των κατευθυντών κατασκευάστηκε με τέτοιο τρόπο ώστε να ικανοποιεί τις απαιτήσεις των προσομοιώσεων και να προσεγγίζει στο μέγιστο δυνατό μία κανονική διάταξη κεφαλής.

Αφού στήθηκε η διάταξη ολόκληρης της κεφαλής ξεκίνησαν οι προσομοιώσεις για την βελτιστοποίηση της γεωμετρίας του δεύτερου φύλλου. Το φύλλο αυτό πρέπει να έχει γεωμετρία που να μοιάζει με καμπύλη Gauss. Για να επιτευχθεί αυτό τοποθετήσαμε τρεις ομόκεντρους δίσκους τον ένα πάνω στον άλλον. Μεταβάλλοντας τα πάχη και τις διαμέτρους των δίσκων αυτών ξεκίνησε η βελτιστοποίηση. Το υλικό του δεύτερου φύλλου ήταν το αλουμίνιο. Τα βέλτιστα πάχη και διάμετροι διαφέρουν από ενέργεια σε ενέργεια. Για τις ενέργειες των 18 και 30 MeV μεταβλήθηκε και το πάχος του πρώτου σκεδαστή. Αυτό έγινε διότι στις μεγάλες ενέργειες για να επιτευχθεί το επιθυμητό προφίλ της δέσμης υπάρχει μεγάλη εξασθένηση της ενέργειας της και μεγάλη αύξηση στην δευτερογενή ακτινοβολία φωτονίων η οποία είναι ανεπιθύμητη. Για το λόγο αυτό το πάχος του πρώτου φύλλου σε αυτές τις ενέργειες μειώθηκε.

Αφού διαπιστώθηκε το πως επιδρά στο προφίλ της δέσμης η γεωμετρία των δύο φύλλων, έγιναν επιπλέον δοκιμές στις οποίες μεταβλήθηκαν και άλλοι παράγοντες οι οποίοι επηρεάζουν με την σειρά τους τα ποιοτικά χαρακτηριστικά της δέσμης. Συγκεκριμένα, έγινε μία σειρά προσομοιώσεων αφαιρώντας το σύστημα κατευθυντών δέσμης. Τα αποτελέσματα έδειξαν πως το σύστημα κατευθυντών επιδρά στο προφίλ της δέσμης. Συγκεκριμένα, όταν έγιναν προσομοιώσεις με το σύστημα κατευθυντών, η δόση ήταν ελαφρώς μεγαλύτερη. Αυτό είναι λογικό διότι τα σκεδαζόμενα σωματίδια στα τοιχώματα των κατευθυντών αυξάνουν την συνολική δόση. Παρ όλα αυτά η ύπαρξη του είναι απαραίτητη καθώς καθορίζει το τελικό προφίλ της δέσμης.

Στην συνέχεια έγιναν νέες προσομοιώσεις όπου μεταβλήθηκε η απόσταση μεταξύ των δύο φύλλων σκέδασης και παρατηρήθηκε πως και αυτή η απόσταση είναι κρίσιμη παράμετρος και παίζει σημαντικό ρόλο στην βέλτιστη διαμόρφωση της δέσμης. Συγκεκριμένα, στις προσομοιώσεις που έγιναν διαπιστώθηκε πως με απόσταση μεγαλύτερη από την αρχική (6 cm) επιτεύχθηκε καλύτερο ποσοστό επιπεδότητας της δόσης στην επιφάνεια ακτινοβολήσης για την ενέργεια των 6 MeV.

Τέλος εκτελέστηκαν προσομοιώσεις όπου μελετήθηκε η κατά βάθος κατανομή δόσης για κάθε μία από τις τέσσερις ενέργειες ακτινοβολήσης. Τα διαγράμματα που προέκυψαν έδειξαν πως το βάθος που αποτίθεται η μέγιστη δόση και το πόσο γρήγορα εναποτίθεται όλη η ενέργεια εις βάθος στο σώμα του ασθενούς έχει άμεση εξάρτηση από την ενέργεια της δέσμης ακτινοβολήσης.

Εν κατακλείδι η ΔΕ κατέδειξε τη δυνατότητα της χρήσης του κώδικα PENELOPE για την προσομοίωση ενός πολύπλοκου συστήματος όπως είναι η κεφαλή ενός γραμμικού ιατρικού επιταχυντή και οδήγησε, μετά από σειρά προσομοιώσεων, στην καλύτερη σχεδίαση της γεωμετρίας που προσομοιώθηκε, χωρίς όμως αυτό να θεωρείται βελτιστοποίηση με την αυστηρή έννοια του όρου. Μία διαδικασία πραγματικής βελτιστοποίησης του συστήματος θα προϋποθέτει και έναν πολύ μεγαλύτερο όγκο δοκιμών και προσομοιώσεων που ξεφεύγει από τα όρια μίας ΔΕ. Πάντως η σημαντικότερη συνεισφορά της είναι ότι κατέδειξε με ποιο τρόπο επιδρά κάθε μία παράμετρος του συστήματος που προσομοιώθηκε.

Μία ενδιαφέρουσα συνέχιση της ΔΕ θα ήταν η μελέτη της δυνατότητας προσομοίωσης μίας διαμορφωμένης δέσμης ακτινοβολήσης (intensity modulated) για την ακτινοβολήση πραγματικού στόχου/όγκου με χρήση κατάλληλων φίλτρων και ενεργειών και ακτινοβολήση από διάφορες διευθύνσεις, προστατεύοντας παράλληλα γειτονικούς ευαίσθητους ιστούς.

Άλλο πολύ ενδιαφέρον πεδίο έρευνας είναι η μελέτη της ακτινοβολήσης με δέσμες βαρύτερων σωματιδίων, όπως πρωτόνια.

Βιβλιογραφία

[1] <https://www.mariosv.gr/>

[2] Barr, E. (1961). The infrared pioneers—I. Sir William Herschel. *Infrared Physics*, 1(1), 1-1N6. doi: 10.1016/0020-0891(61)90037-9

[3] Frercks, J., Weber, H., & Wiesenfeldt, G. (2009). Reception and discovery: the nature of Johann Wilhelm Ritter's invisible rays. *Studies In History And Philosophy Of Science Part A*, 40(2), 143-156. doi: 10.1016/j.shpsa.2009.03.014

[4] Sears, J., & Grieve, C. (1979). The Crookes Tube. *School Science And Mathematics*, 79(6), 493-501. doi: 10.1111/j.1949-8594.1979.tb09515.x.

[5] Van der Plaats, G. (1980). Discovery and Production of X-Rays; Construction and Function of the X-Ray Tube. *Medical X-Ray Techniques In Diagnostic Radiology*, 1-34. doi: 10.1007/978-94-009-8785-2_1

[6] Tselos GD (1995) New Jersey's Thomas Edison and the fluoroscope. *N J Med J Med Soc N J.*;92:731–3.

[7] Karzmark, C., & Pering, N. (1973). Electron linear accelerators for radiation therapy: history, principles and contemporary developments. *Physics In Medicine And Biology*, 18(3), 321-354. doi: 10.1088/0031-9155/18/3/001

[8] Frame, P. (2010). Taming the Rays—A History of Radiation and Protection. *Health Physics*, 98(1), 79. doi: 10.1097/hp.0b013e3181bfa181.

[9] Hogstrom, K., & Almond, P. (2006). Review of electron beam therapy physics. *Physics In Medicine And Biology*, 51(13), R455-R489. doi: 10.1088/0031-9155/51/13/r25

[10] Beckmann, E. (2006). CT scanning the early days. *The British Journal Of Radiology*, 79(937), 5-8. doi: 10.1259/bjr/29444122.

[11] Micke, A. (1987). Natterer, F., The Mathematics of Computerized Tomography. Stuttgart, B. G. Teubner and Chichester etc., John Wiley & Sons 1986. X, 222 S., DM 72,—. ISBN 3-519-02103-X and 0-471-90959-9. *ZAMM - Journal Of Applied Mathematics And Mechanics / Zeitschrift Für Angewandte Mathematik Und Mechanik*, 67(11), 580-580. doi: 10.1002/zamm.19870671123

[12] Ευάγγελος Γεωργίου. (2014) Ιατρική Φυσική. Διαγνωστικές και Θεραπευτικές εφαρμογές των ακτινοβολιών (2^η έκδοση)

- [13] Hillas, M. (1998). Cosmic rays without end. *Nature*, 395(6697), 15-16. doi: 10.1038/25598
- [14] Imperial College of Science and Technology, London: Report for 1951–52. (1953). *Nature*, 171(4363), 1053-1053. doi: 10.1038/1711053b0
- [15] Δ.Λεωνιδίου,(1984) Αλληλεπιδράσεις ακτινοβολίας και ύλης – Δοσιμετρία – Θωράκιση, Αθήνα
- [16] Brengues M, Liu D, Korn R, Zenhausern F. (2014) Method for validating radiobiological samples using a linear accelerator. *EPJ Tech Instrum.*;1
- [17] Μ.Ι.Αναγνωστάκης.(2006) Απεικονίσεις και θεραπευτικές ακτινοβολήσεις βιοϊατρικής τεχνολογίας.
- [18] R-Shersby-Harvie, R. (1948). Travelling Wave Linear Accelerators. *Proceedings of the Physical Society*, 61(6), 571-571. doi: 10.1088/0959-5309/61/6/516
- [19] Currie, G., Iqbal, B., Wheat, J., Davidson, R., & Kiat, H. (2011). Single photon emission computed tomography (SPECT)/computed tomography (CT): an introduction. *Radiographer*, 58(3), 60-66. doi: 10.1002/j.2051-3909.2011.tb00157.x
- [20] Leighton, T. (2007). What is ultrasound?. *Progress In Biophysics And Molecular Biology*, 93(1-3), 3-83. doi: 10.1016/j.pbiomolbio.2006.07.026
- [21] Steenbakkens, R., Duppen, J., Fitton, I., Deurloo, K., Zijp, L., & Comans, E. et al. (2006). Reduction of observer variation using matched CT-PET for lung cancer delineation: A three-dimensional analysis. *International Journal Of Radiation Oncology*Biology*Physics*, 64(2), 435-448. doi: 10.1016/j.ijrobp.2005.06.034
- [22] Oldham, M. (2001). Radiation physics and applications in therapeutic medicine. *Physics Education*, 36(6), 460-467. doi: 10.1088/0031-9120/36/6/303
- [23] Διπλωματική εργασία Κ. Ντανάκα, (2019) Μελέτη της κεφαλής ιατρικού γραμμικού επιταχυντή με χρήση τεχνικών προσομοίωσης Monte Carlo, Αθήνα
- [24] Klein, E. (1998). Modulated electron beams using multi-segmented multileaf collimation. *Radiotherapy And Oncology*, 48(3), 307-311. doi: 10.1016/s0167-8140(98)00050-4
- [25] Chang, J., Obcemea, C., Sillanpaa, J., Mechalakos, J., & Burman, C. (2004). Use of EPID for leaf position accuracy QA of dynamic multi-leaf collimator (DMLC) treatment. *Medical Physics*, 31(7), 2091-2096. doi: 10.1118/1.1760187.

- [26] Cao, F., Ramaseshan, R., Cooper, N., Elith, C., Nuraney, N., & Steiner, P. et al. (2015). Template-based Intensity-Modulated Radiation Therapy: A Cost-effective Intensity-Modulated Radiation Therapy Planning Procedure for Prostate Cancer. *Journal Of Medical Imaging And Radiation Sciences*, 46(3), 325-330. doi: 10.1016/j.jmir.2015.04.013
- [27] Teoh, M., Clark, C., Wood, K., Whitaker, S., & Nisbet, A. (2011). Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *The British Journal Of Radiology*, 84(1007), 967-996. doi: 10.1259/bjr/22373346
- [28] Nguyen, B., Hornby, C., Kron, T., Cramb, J., Rolfo, A., & Pham, D. et al. (2012). Optimising the dosimetric quality and efficiency of post-prostatectomy radiotherapy: A planning study comparing the performance of volumetric-modulated arc therapy (VMAT) with an optimised seven-field intensity-modulated radiotherapy (IMRT) technique. *Journal Of Medical Imaging And Radiation Oncology*, 56(2), 211-219. doi: 10.1111/j.1754-9485.2011.02324.x
- [29] Nguyen B, Hornby C, Kron T, Cramb J, Rolfo A, Pham D, et al.(2012) Optimising the dosimetric quality and efficiency of post-prostatectomy radiotherapy: A planning study comparing the performance of volumetric-modulated arc therapy (VMAT) with an optimised seven-field intensity-modulated radiotherapy (IMRT) technique. *J Med Imaging Radiat Oncol.*;56:211–9.
- [30] <https://www.engineering.com/story/getting-zapped-with-protons---good-if-you-have-cancer>
- [31] Suit, H., & Urie, M. (1992). Proton Beams in Radiation Therapy. *JNCI Journal Of The National Cancer Institute*, 84(3), 155-164. doi: 10.1093/jnci/84.3.155
- [32] LeBlanc, J. (2012). *Design of electron dual foil scattering systems for Elekta Infinity radiotherapy accelerators*. [Baton Rouge, La.]: [Louisiana State University].
- [33] Hogstrom KR.(2004) Electron beam therapy: dosimetry, planning, and techniques. In: Halperin EC, Perez CA, Brady IW, editors. *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*. Baltimore, MD: Lippincott, Williams & Wilkins;. p. 252–58.
- [34] Lerch, I. (1976). *Clinical Applications of the Electron Beam* edited by N. duV. Tapley. *Medical Physics*, 3(5), 365-365. doi: 10.1118/1.594268.
- [35] Vaeth JM and Meyer JL. (1991) *The role of high energy electrons in the treatment of cancer*. Frontiers of Radiation Therapy and Oncology series. San Francisco: Karger;
- [36] Gerbi, B., Antolak, J., Deibel, F., Followill, D., Herman, M., & Higgins, P. et al. (2009). Recommendations for clinical electron beam dosimetry: Supplement to the recommendations of Task Group 25. *Medical Physics*, 36(7), 3239-3279. doi: 10.1118/1.3125820

- [37] Alhamada, H., Simon, S., Philippon, C., Vandekerkhove, C., Jourani, Y., & Pauly, N. et al. (2018). Shielding disk position in intra-operative electron radiotherapy (IOERT): A Monte Carlo study. *Physica Medica*, 51, 1-6. doi: 10.1016/j.ejmp.2018.05.023
- [38] Beddar, A., & Krishnan, S. (2005). Intraoperative radiotherapy using a mobile electron LINAC: A retroperitoneal sarcoma case. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, 6(3), 95-107. doi: 10.1120/jacmp.v6i3.2109
- [39] Adrich, P. (2016). A new method for designing dual foil electron beam forming systems. I. Introduction, concept of the method. *Nuclear Instruments And Methods In Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors And Associated Equipment*, 817, 93-99. doi: 10.1016/j.nima.2016.01.043
- [40] Alhamada, H., Simon, S., Philippon, C., Vandekerkhove, C., Jourani, Y., & Pauly, N. et al. (2019). 3D Monte Carlo dosimetry of intraoperative electron radiation therapy (IOERT). *Physica Medica*, 57, 207-214. doi: 10.1016/j.ejmp.2018.12.037
- [41] Krayenbuehl, J., Oertel, S., Davis, J., & Ciernik, I. (2007). Combined Photon and Electron Three-Dimensional Conformal Versus Intensity-Modulated Radiotherapy With Integrated Boost for Adjuvant Treatment of Malignant Pleural Mesothelioma After Pleuropneumectomy. *International Journal Of Radiation Oncology*Biophysics*, 69(5), 1593-1599. doi: 10.1016/j.ijrobp.2007.07.2370
- [42] Míguez, C., Jiménez-Ortega, E., Palma, B., Miras, H., Ureba, A., & Arráns, R. et al. (2017). Clinical implementation of combined modulated electron and photon beams with conventional MLC for accelerated partial breast irradiation. *Radiotherapy And Oncology*, 124(1), 124-129. doi: 10.1016/j.radonc.2017.06.011
- [43] Mohseni, M., Mohaghegh, F., Robotmili, N., Bayatiani, M., Seif, F., & Mostafavi, N. (2020). Comparison of Photon-electron and Photon Radiotherapy for Supraclavicular Lymph Nodes of Mastectomy Patients with Left-sided Breast Cancer. *Journal Of Cancer Prevention*, 25(1), 48-54. doi: 10.15430/jcp.2020.25.1.48
- [44] Jeong, D., Lee, M., Lim, H., Kang, S., Lee, S., & Kim, H. et al. (2021). Electron beam scattering device for FLASH preclinical studies with 6-MeV LINAC. *Nuclear Engineering And Technology*, 53(4), 1289-1296. doi: 10.1016/j.net.2020.09.019
- [45] https://www.youtube.com/watch?v=jSgnWfbEx1A&ab_channel=Elekta
Αποκόμματα φωτογραφιών από το βίντεο.
- [46] <https://physics.stackexchange.com/questions/427735/confusion-about-how-an-electron-gun-works>

[47] Ma, C., & Jiang, S. (1999). Monte Carlo modelling of electron beams from medical accelerators. *Physics In Medicine And Biology*, 44(12), R157-R189. doi: 10.1088/0031-9155/44/12/201

[48] Principles of Electron Optics: Applied Geometrical Optics. Chapter 43 : General Features of Electron Guns (2018) DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-813369-9.00043->

[49] Brewer, G. (1959). Some Characteristics of a Magnetically Focused Electron Beam. *Journal Of Applied Physics*, 30(7), 1022-1038. doi: 10.1063/1.1776975

[50] https://www.youtube.com/watch?v=bUsS5KUMLvw&ab_channel=Lesics
Αποκόμματα φωτογραφιών από το βίντεο.

[51] <https://www.illustrationsource.com/stock/image/481052/elements-of-a-magnetron-used-to-generate-power-for-radar-systems-microwave-ovens-plasma-screens-and-linear-accelerators/>

[52] <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/Waves/magnetron.html>

[53] https://www.youtube.com/watch?v=Fvud81pYGOg&ab_channel=2020tesla
Αποκόμματα φωτογραφιών από το βίντεο.

[54] Knapp, E., Knapp, B., & Potter, J. (1968). Standing Wave High Energy Linear Accelerator Structures. *Review Of Scientific Instruments*, 39(7), 979-991. doi: 10.1063/1.1683583

[55] S. V. Kuzikov,(1998) Wave beam multiplication phenomena to RF power distribution systems of high-energy linear accelerators ; Institute of Applied Physics Russian Academy of Sciences 46 Ulyanov Street 603600 Nizhny Novgorod, Russia Received August 19

[56] Particle accelerator - Cyclotrons. (2021). Retrieved 25 June 2021, from <https://www.britannica.com/technology/particle-accelerator/Cyclotrons#ref365052>

[57] Duran Yildiz, H., Porsuk, D., Cakir, R., & Tugay, H. (2019). Design and comparison of superconducting rf gun cavities and beam dynamics for linear electron accelerators. *Nuclear Instruments And Methods In Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors And Associated Equipment*, 939, 74-82. doi: 10.1016/j.nima.2019.05.053

[58] Sanaye Hajari, S., Haghtalab, S., Shaker, H., & Kelisani, M. (2018). RF emittance in a low energy electron linear accelerator. *Nuclear Instruments And Methods In Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors And Associated Equipment*, 888, 250-256. doi: 10.1016/j.nima.2018.01.085

[59] Sanaye Hajari, S., Haghtalab, S., Shaker, H., & Kelisani, M. (2018). RF emittance in a low energy electron linear accelerator. *Nuclear Instruments And Methods In Physics Research*

Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors And Associated Equipment, 888, 250-256.
doi: 10.1016/j.nima.2018.01.085

[60] Mendel, J., Quate, C., & Yocom, W. (1954). Electron Beam Focusing with Periodic Permanent Magnet Fields. *Proceedings Of The IRE*, 42(5), 800-810. doi: 10.1109/jrproc.1954.274515

[61] Brewer, G. (1959). Some Characteristics of a Magnetically Focused Electron Beam. *Journal Of Applied Physics*, 30(7), 1022-1038. doi: 10.1063/1.1776975

[62] Carpenter LG. (1983) Vacuum Technology,. 1 edition. Bristol: CRC Press;.

[63] Hall, L. (1958). Ionic Vacuum Pumps: Instead of removing the particles of gas, some new pumps simply transfer them to the solid phase. *Science*, 128(3319), 279-285. doi: 10.1126/science.128.3319.279.

[64] Holland, L., Steckelmacher, W., & Yarwood, J. (1974). Recent Developments in Vacuum Science and Technology. *Vacuum Manual*, 337-408. doi: 10.1007/978-94-011-8120-4_3

[65] Cooling Particle Accelerators: Linear Accelerators and Cyclotrons | The World Leader in Thermal Management Solutions. (2019). Retrieved 25 June 2021, from <https://www.lairdthermal.com/thermal-technical-library/white-papers/cooling-particle-accelerators-linear-accelerators-and-cyclotrons>

[66] Laird Thermal Systems. Cooling Particle Accelerators Linear Accelerators [Internet]. (2017) [cited 2019 Jul 15]. Available from: <https://www.digikey.com/en/pdf/1/laird-thermal-systems/cooling-particle-accelerators-linear-accelerators>

[67] Svensson, H. (1971). Influence of Scattering Foils, Transmission Monitors and Collimating System on the Absorbed dose Distribution from 10 to 35 MeV Electron Radiation. *Acta Radiologica: Therapy, Physics, Biology*, 10(4), 443-453. doi: 10.3109/02841867109130790

[68] Grusell, E., Montelius, A., Brahme, A., Rikner, G., & Russell, K. (1994). A general solution to charged particle beam flattening using an optimized dual-scattering-foil technique, with application to proton therapy beams. *Physics In Medicine And Biology*, 39(12), 2201-2216. doi: 10.1088/0031-9155/39/12/005

[69] Klein, E., Low, D., & Purdy, J. (1995). Changes in electron beam dosimetry with a new scattering foil-applicator system on a CL2100C. *International Journal Of Radiation Oncology*Biophysics*, 32(2), 483-490. doi: 10.1016/0360-3016(94)00452-q

- [70] Lax, I., & Brahme, A. (1980). Collimation of High Energy Electron Beams. *Acta Radiologica: Oncology*, 19(3), 199-207. doi: 10.3109/02841868009130153
- [71] Carver, R., Hogstrom, K., Price, M., LeBlanc, J., & Pitcher, G. (2014). Real-time simulator for designing electron dual scattering foil systems. *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*, 15(6), 323-342. doi: 10.1120/jacmp.v15i6.4849
- [72] B.J. Patil, V.N. Bhoraskar, S.D. Dhole ,(2011) Optimization of dual scattering foil for 6 to 20 MeV electron beam radiotherapy *, Department of Physics, University of Pune, Pune - 411 007
- [73] Kozlov, A., & Shishov, V. (1976). Forming of Electron Beams from A Betatron by Foil Scatterers. *Acta Radiologica: Therapy, Physics, Biology*, 15(6), 493-512. doi: 10.3109/02841867609131974.
- [74] Bieda, M., Antolak, J., & Hogstrom, K. (2001). The effect of scattering foil parameters on electron-beam Monte Carlo calculations. *Medical Physics*, 28(12), 2527-2534. doi: 10.1118/1.1420387
- [75] Knoll GF.(2010) Radiation Detection and Measurement. 4 edition. Hoboken, NJ: Wiley;
- [76] Langmack, K. (2002). Radiotherapy Physics and Equipment Samantha Morris, Churchill Livingstone; ISBN: 0443 06211 0; 192 pp (paperback); £27.95. *Journal Of Radiotherapy In Practice*, 2(4), 221-221. doi: 10.1017/s1460396902000079
- [77] Potashev SI, Akulinichev SV, Burmistrov YM, Drachev AI, Mordovskoi MV.(2004) A Thin-Walled Multichannel Air Ionization Chamber. *Instrum Exp Tech*;47:516–20.
- [78] Battum, L., Zee, W., & Huizenga, H. (2003). Scattered radiation from applicators in clinical electron beams. *Physics In Medicine And Biology*, 48(15), 2493-2507. doi: 10.1088/0031-9155/48/15/316
- [79] Αθανασίου Ν. (2006). Προσομοίωση της αλληλεπίδρασης φωτονιακών ακτινοβολιών και ύλης με χρήση του κώδικα PENELOPE - Εφαρμογή σε προβλήματα υπολογισμού θωρακίσεων και βαθμονόμησης ανιχνευτικών διατάξεων. National Technical University of Athens;
- [80] Ντανάκας Κ. (2019). Μελέτη της κεφαλής ιατρικού γραμμικού επιταχυντή με χρήση τεχνικών προσομοίωσης Monte Carlo. National Technical University of Athens;
- [81] Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. (2011) PENELOPE, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport.
- [82] Raeside DE. (1976) Monte Carlo principles and applications. *Phys Med Biol.*;21:181
- [83] (Σάιτ πληροφοριών : http://esmat.esa.int/Services/Preferred_Lists/Materials_Lists/a63.htm Ημερομηνία επίσκεψης: 23/3/2021)

[84] Łukomska, S., Kukołowicz, P., Zawadzka, A., Gruda, M., Giżyńska, M., Jankowska, A., & Piziorska, M. (2016). Evaluation of the usefulness of the electron Monte Carlo algorithm for planning radiotherapy with the use of electron beams. *Polish Journal Of Medical Physics and Engineering*, 22(3), 49-54. doi: 10.1515/pjmpe-2016-0009

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

Παράρτημα Β: Αρχείο εισόδου “.in”

Στο παράρτημα αυτό παρουσιάζονται τα αρχείο εισόδου που χρησιμοποιήθηκαν στα δύο βασικά βήματα βελτιστοποίησης του πρώτου και δεύτερου φύλλου σκέδασης.

B.1 - Βελτιστοποίηση πρώτου φύλλου σκέδασης (αρχείο “.in”)

Στο αρχείο αυτό καταγράφονται όλες οι εντολές εισόδου όπως η ενέργεια της δέσμης ,το είδος της ακτινοβολίας ,η θέση της πηγής, τα υλικά που χρησιμοποιούνται (με τις αντίστοιχες ενέργειες αποκοπής) ,το αρχείο γεωμετρίας που θα χρησιμοποιηθεί, οι ανιχνευτές , ο αριθμός ιστοριών , ο μέγιστος χρόνος προσομοίωσης κ.α. Το αρχείο που παραθέτω είναι για ενέργεια δέσμης 6 MeV για πρώτο φύλλο από Ταντάλιο πάχους 35 μm .

TITLE Prwtos skedasths tantalum

.

>>>>>>> Source definition.

SKPAR 1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 6e6 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT 0 0 1000 [Coordinates of the source]
SCONE 180 0 0.0573 [Conical beam; angles in deg]

.

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME be.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME tant.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME h2o.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME air.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

.

>>>>>>> Geometry definition file.

GEOMFN sked.geo [Geometry file, up to 20 chars]

.

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.

NBE 1e4 6.1e6 100 [Energy window and no. of bins]
NBANGL 20 20 [No. of bins for the angles THETA and PHI]

.

>>>>>>> Impact detector.

IPSF=0; no psf is created.
 IPSF=1; the psf is created.
 IDCUT=0; tracking is discontinued at the detector entrance.
 IDCUT=1; the detector does not affect the tracking.
 IDCUT=2; the detector does not affect tracking, the energy
 distribution of particle fluence (averaged over the
 volume of the detector) is calculated.

IMPDET 0 6.1e6 1000 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
 IDBODY 3 [Active body; one line for each body]

.
 >>>>>>> Dose distribution.

GRIDX -20 20 [X coordinates of the enclosure vertices]
 GRIDY -20 20 [Y coordinates of the enclosure vertices]
 GRIDZ -1 0 [Z coordinates of the enclosure vertices]
 GRIDBN 80 80 10 [Numbers of bins]

.
 >>>>>>> Job properties

RESUME dump.dmp [Resume from this dump file, 20 chars]
 DUMPTO dump.dmp [Generate this dump file, 20 chars]
 DUMPP 1800 [Dumping period, in sec]

.
 NSIMSH 7e7 [Desired number of simulated showers]
 TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]

.
 END [Ends the reading of input data]

B.2 - Βελτιστοποίηση δεύτερου φύλλου σκέδασης (αρχείο “.in”)

Στο αρχείο παρουσιάζονται ακριβώς οι ίδιες πληροφορίες εισόδου όπως στο παράρτημα B.1. Το αρχείο εισόδου είναι για την ενέργεια των 6 MeV και για την προσομοίωση με αριθμό 7.

TITLE Dual foils + collimators + applicators

.

>>>>>>> Source definition.

SKPAR 1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 6e6 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT 0 0 1000 [Coordinates of the source]
SCONE 180 0 0.0573 [Conical beam; angles in deg]

.

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME be.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME tant.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME h2o.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME air.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME tung.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME al.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME lead.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

.

>>>>>>> Geometry definition file.

GEOMFN dual.geo [Geometry file, up to 20 chars]

.

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.

NBE 1e4 6.1e6 100 [Energy window and no. of bins]
NBANGL 20 20 [No. of bins for the angles THETA and PHI]

.

>>>>>>> Impact detector.

IPSF=0; no psf is created.

IPSF=1; the psf is created.

IDCUT=0; tracking is discontinued at the detector entrance.

IDCUT=1; the detector does not affect the tracking.

IDCUT=2; the detector does not affect tracking, the energy distribution of particle fluence (averaged over the volume of the detector) is calculated.

IMPDET 0 6.1e6 1000 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]

IDBODY 3 [Active body; one line for each body]

.
>>>>>>> Dose distribution.

GRIDX -20 20 [X coordinates of the enclosure vertices]

GRIDY -20 20 [Y coordinates of the enclosure vertices]

GRIDZ -1 0 [Z coordinates of the enclosure vertices]

GRIDBN 60 60 10 [Numbers of bins]

.
>>>>>>> Job properties

RESUME dump.dmp [Resume from this dump file, 20 chars]

DUMPTO dump.dmp [Generate this dump file, 20 chars]

DUMPP 1800 [Dumping period, in sec]

.
NSIMSH 3e7 [Desired number of simulated showers]

TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]

.
END [Ends the reading of input data]

B.3 – Καταγραφή δόσης δευτερογενούς φωτονιακής ακτινοβολίας (αρχείο “.in”)

Στο αρχείο παρουσιάζονται ακριβώς οι ίδιες πληροφορίες εισόδου όπως στο παράρτημα Β.1 με την διαφορά ότι σε όλα τα υλικά εκτός του σώματος νερού (που λειτουργεί σαν ανιχνευτής) έχουν τεθεί ενέργειες αποκοπής φωτονίων στο 1 MeV. Αυτό έγινε ώστε να καταγράψουμε την χωρίς την δευτερογενή ακτινοβολία φωτονίων. Το αρχείο εισόδου είναι για την ενέργεια των 6 MeV και για την προσομοίωση με αριθμό 7.

TITLE Dual foils + collimators + applicators Without X-rays

.

>>>>>>> Source definition.

SKPAR 1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 6e6 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT 0 0 1000 [Coordinates of the source]
SCONE 180 0 0.0573 [Conical beam; angles in deg]

.

>>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME be.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e6 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME tant.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e6 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME h2o.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME air.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e6 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME tung.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e6 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME al.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e6 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME lead.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e6 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

.

>>>>>>> Geometry definition file.

GEOMFN dual.geo [Geometry file, up to 20 chars]

.

>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.

NBE 1e4 6.1e6 100 [Energy window and no. of bins]
NBANGL 20 20 [No. of bins for the angles THETA and PHI]

.

>>>>>>> Impact detector.

IPSF=0; no psf is created.
 IPSF=1; the psf is created.
 IDCUT=0; tracking is discontinued at the detector entrance.
 IDCUT=1; the detector does not affect the tracking.
 IDCUT=2; the detector does not affect tracking, the energy
 distribution of particle fluence (averaged over the
 volume of the detector) is calculated.

IMPDET 0 6.1e6 1000 0 2 [E-window, no. of bins, IPSF, IDCUT]
 IDBODY 3 [Active body; one line for each body]

.
 >>>>>>> Dose distribution.

GRIDX -20 20 [X coordinates of the enclosure vertices]
 GRIDY -20 20 [Y coordinates of the enclosure vertices]
 GRIDZ -1 0 [Z coordinates of the enclosure vertices]
 GRIDBN 60 60 10 [Numbers of bins]

.
 >>>>>>> Job properties

RESUME dump.dmp [Resume from this dump file, 20 chars]
 DUMPTO dump.dmp [Generate this dump file, 20 chars]
 DUMPP 1800 [Dumping period, in sec]

.
 NSIMSH 3e7 [Desired number of simulated showers]
 TIME 2e9 [Allotted simulation time, in sec]

.
 END [Ends the reading of input data]

B.4 – Καταγραφή κατά βάθους κατανομής δόσης (αρχείο “.in”)

Στο αρχείο αυτό αναφέρονται τα αρχεία εισόδου που χρησιμοποιήθηκαν για την καταγραφή της κατά βάθους κατανομής δόσης. Σε αντίθεση με τα προηγούμενα αρχεία εισόδου, εδώ δεν ήταν απαραίτητος ο ανιχνευτής αλληλεπίδρασης και για αυτό τον λόγο παραλήφθηκε. Επίσης στο πλέγμα του ανιχνευτή δόσης μεταβλήθηκαν οι διαστάσεις στον Z άξονα όπου δόθηκε ένα βάθος 20 εκατοστών (με 40 bins εύρος) ώστε να καταγραφεί η κατά βάθος κατανομή ακόμη και για την ενέργεια των 30 MeV. Τα χαρακτηριστικά της υπόλοιπης γεωμετρίας είναι τα ίδια με αυτά της ^{75}Se προσομοίωσης. Και σε αυτή την περίπτωση η ενέργεια είναι 6 MeV αλλά τα αρχεία είναι αντίστοιχα και για τις υπόλοιπες ενέργειες. Κάτι ακόμα που πρέπει να σημειωθεί εδώ είναι πως το σώμα νερού είχε βάθος 20 εκατοστά ενώ στις προηγούμενες προσομοιώσεις είχε βάθος 1 εκατοστό. Αυτό συμβαίνει διότι στις προηγούμενες προσομοιώσεις ενδιέφερε μόνο το προφίλ και η ενέργεια της δέσμης στην επιφάνεια ακτινοβολήσης.

TITLE Dual foils + collimators + applicators PPD

.
>>>>>>> Source definition.

SKPAR 1 [Primary particles: 1=electron, 2=photon, 3=positron]
SENERG 6e6 [Initial energy (monoenergetic sources only)]
SPOSIT 0 0 1000 [Coordinates of the source]
SCONE 180 0 0.0573 [Conical beam; angles in deg]

.
>>>>>>> Material data and simulation parameters.

MFNAME be.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME tant.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME h2o.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME air.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME tung.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME al.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]
MFNAME lead.mat [Material file, up to 20 chars]
MSIMPA 1e4 1e4 1e5 1.0 1.0 1e3 1e3 [EABS(1:3),C1,C2,WCC,WCR]

.
>>>>>>> Geometry definition file.

```

GEOMFN dual.geo          [Geometry file, up to 20 chars]
.
>>>>>>> Emerging particles. Energy and angular distributions.
NBE  1e4 6.1e6 100      [Energy window and no. of bins]
NBANGL 20 20           [No. of bins for the angles THETA and PHI]
.
>>>>>>> Dose distribution.
GRIDX -20 20           [X coordinates of the enclosure vertices]
GRIDY -20 20           [Y coordinates of the enclosure vertices]
GRIDZ -20 0            [Z coordinates of the enclosure vertices]
GRIDBN 60 60 40        [Numbers of bins]
.
>>>>>>> Job properties
RESUME dump.dmp        [Resume from this dump file, 20 chars]
DUMPTO dump.dmp       [Generate this dump file, 20 chars]
DUMPP 1800             [Dumping period, in sec]
.
NSIMSH 3e7             [Desired number of simulated showers]
TIME 2e9               [Allotted simulation time, in sec]
.
END                    [Ends the reading of input data]

```

Παράρτημα Γ: Διαγράμματα

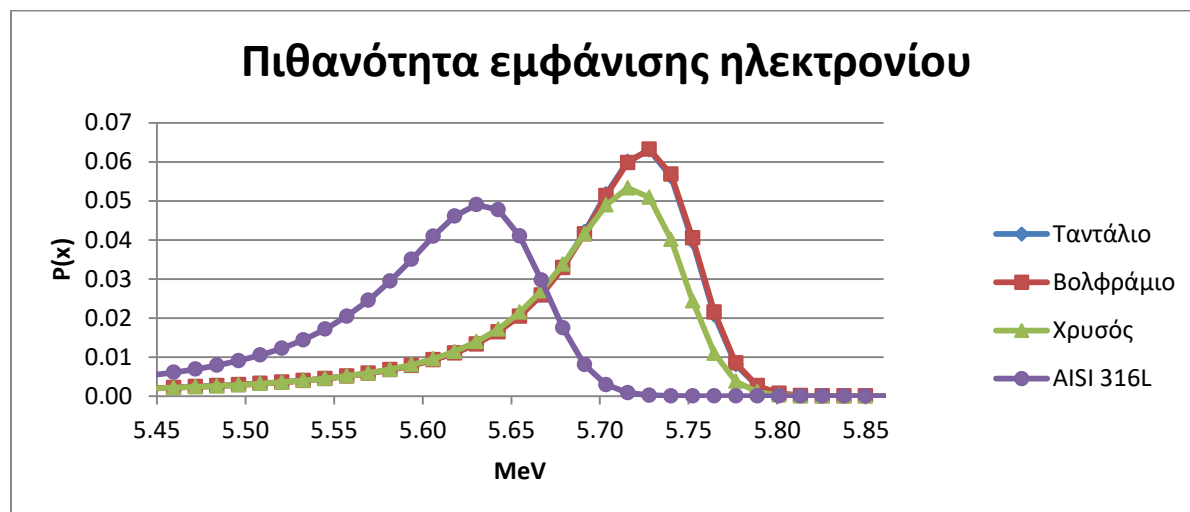
Γ.1 Διαγράμματα πιθανότητα εμφάνισης σωματιδίου για το πρώτο φύλλο σκέδασης για ενέργειες της δέσμης 6,12 και 30 MeV.

6 MeV

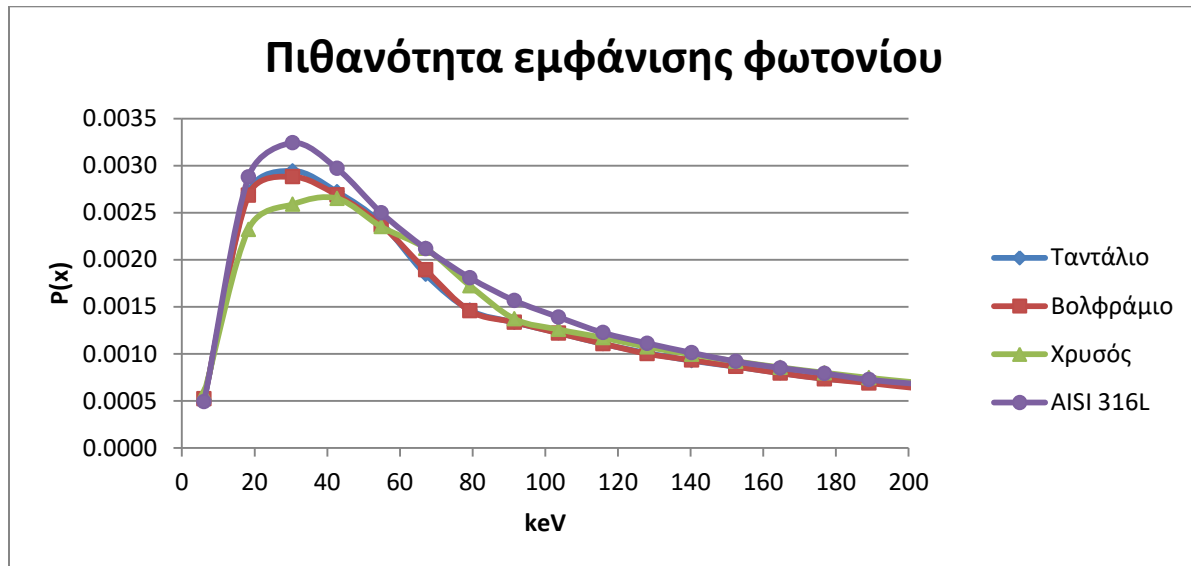
Πίνακας Γ.1 Βέλτιστο πάχος πρώτου φύλλου για 6 MeV

Υλικό	Βέλτιστο πάχος
AISI 316L	160 μm
Ταντάλιο-73	35 μm
Βολφράμιο-74	35 μm
Χρυσός-79	30 μm

Διάγραμμα Γ.1 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 6 MeV για όλα τα υλικά μόνο με το πρώτο foil



Διάγραμμα Γ.2 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 6 MeV για όλα τα υλικά μόνο με το πρώτο foil

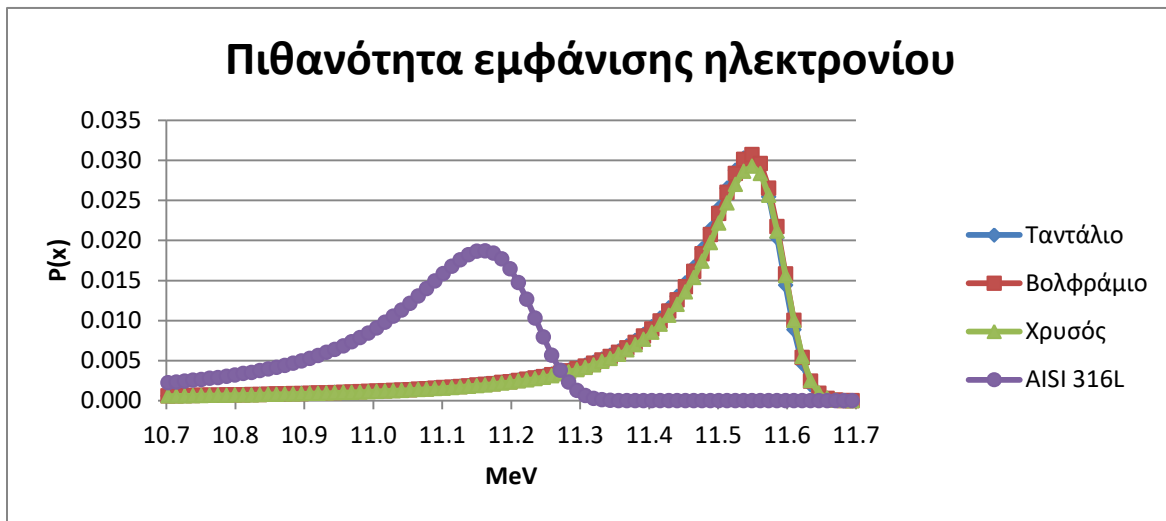


12 MeV

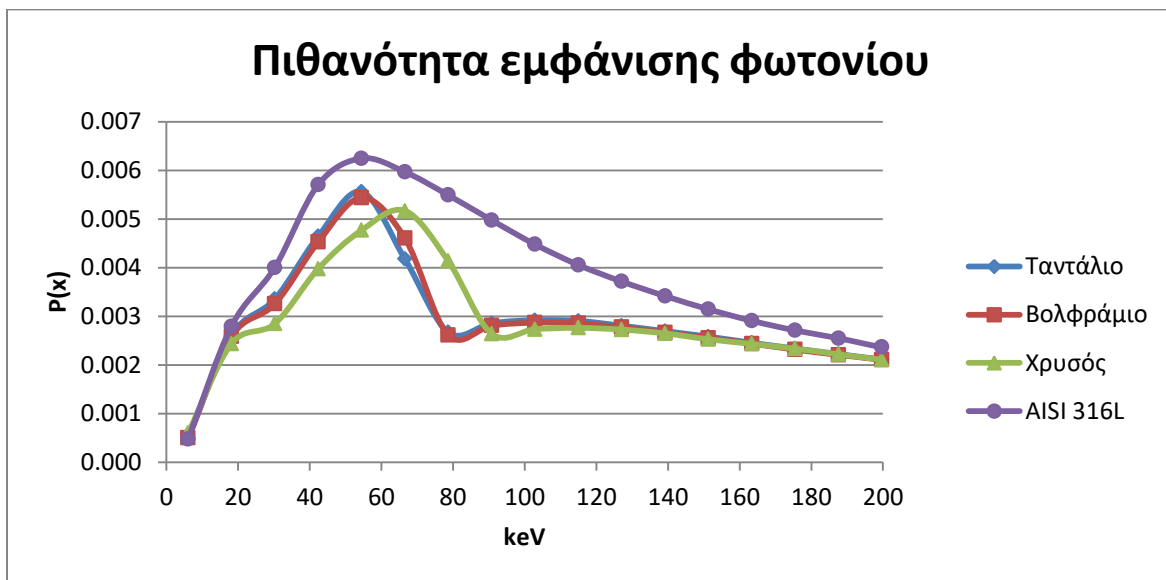
Πίνακας Γ.2 Βέλτιστο πάχος πρώτου φύλλου για 12 MeV

Υλικό	Βέλτιστο πάχος
AISI 316L	630 μm
Ταντάλιο-73	140 μm
Βολφράμιο-74	120 μm
Χρυσός-79	120 μm

Διάγραμμα Γ.3 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 12 MeV για όλα τα υλικά μόνο με το πρώτο foil



Διάγραμμα Γ.4 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 12 MeV για όλα τα υλικά μόνο με το πρώτο foil

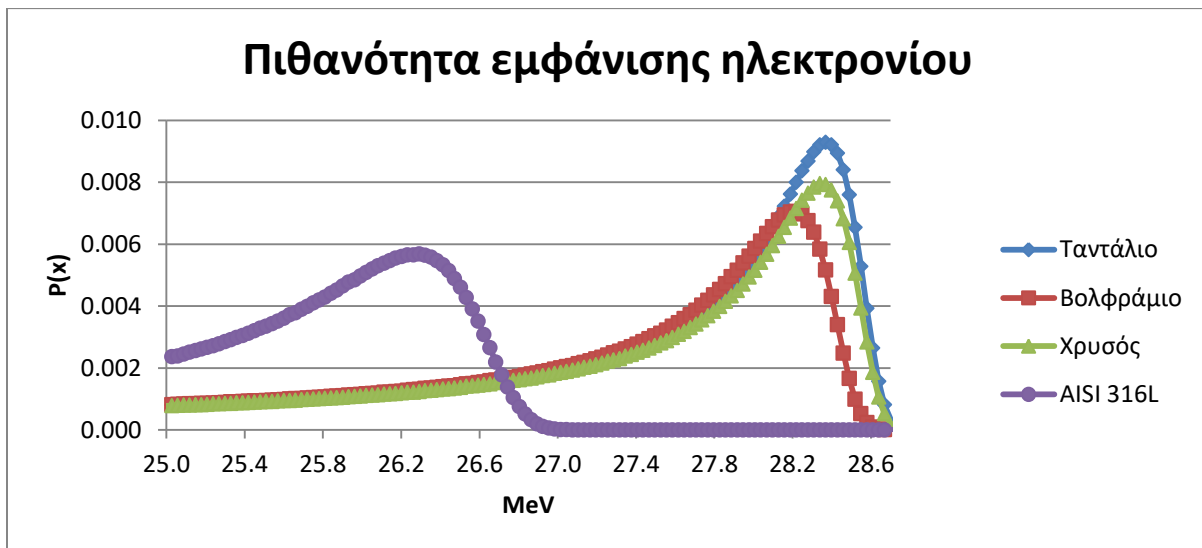


30 MeV

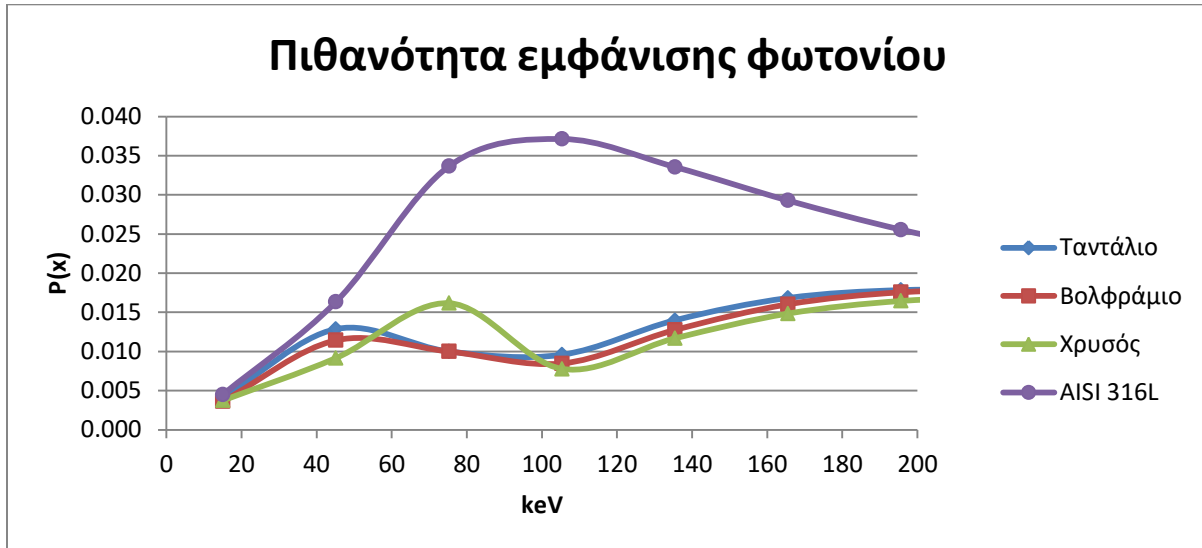
Πίνακας Γ.3 Βέλτιστο πάχος πρώτου φύλλου για 30 MeV

Υλικό	Βέλτιστο πάχος
AISI 316L	3200 μm
Ταντάλιο-73	760 μm
Βολφράμιο-74	730 μm
Χρυσός-79	670 μm

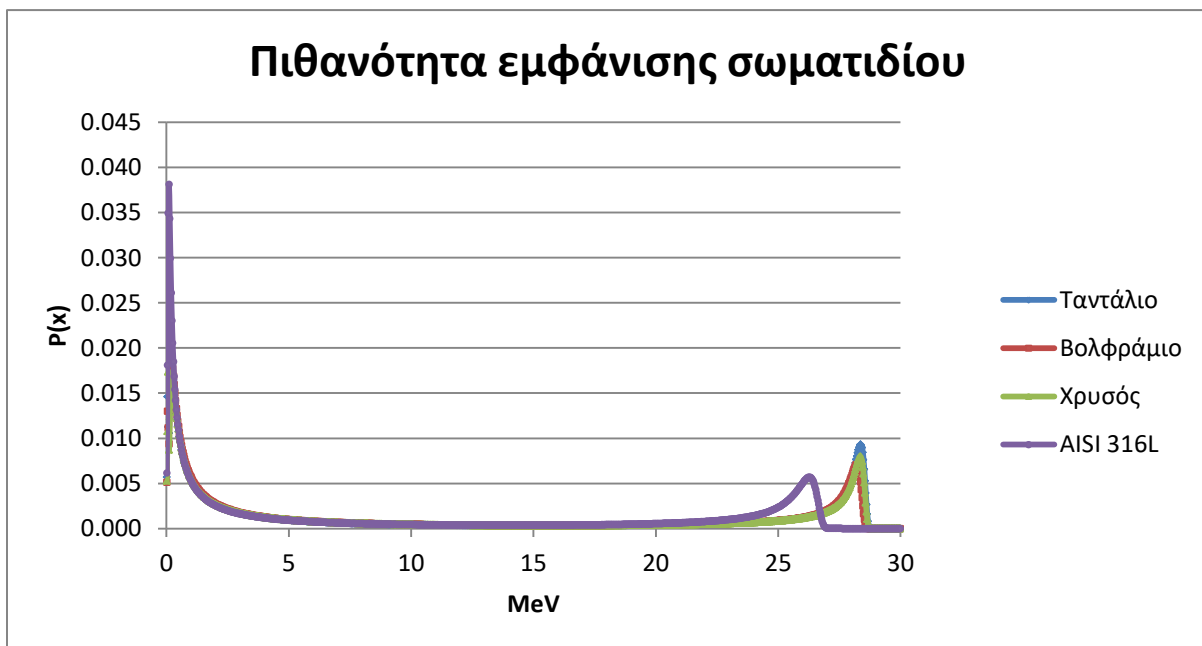
Διάγραμμα Γ.5 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 30 MeV για όλα τα υλικά μόνο με το πρώτο foil



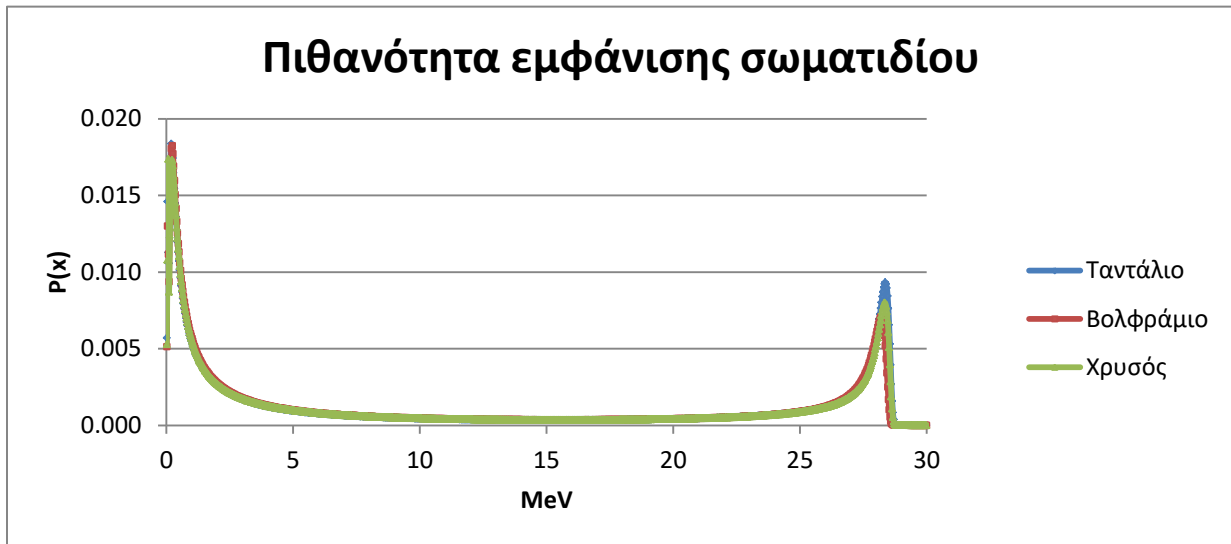
Διάγραμμα Γ.6 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 30 MeV για όλα τα υλικά μόνο με το πρώτο foil



Διάγραμμα Γ.7 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 30 MeV μόνο με το πρώτο foil



Διάγραμμα Γ.8 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου συναρτήσει της ενέργειας για δέσμη 30 MeV (χωρίς το υλικό ατσάλι) μόνο με το πρώτο foil



Γ.2 Διαγράμματα πιθανότητα εμφάνισης σωματιδίου στο σώμα νερού με τον συνδυασμό και των δύο φύλλων σκέδασης για ενέργειες της δέσμης 6,12 και 30 MeV.

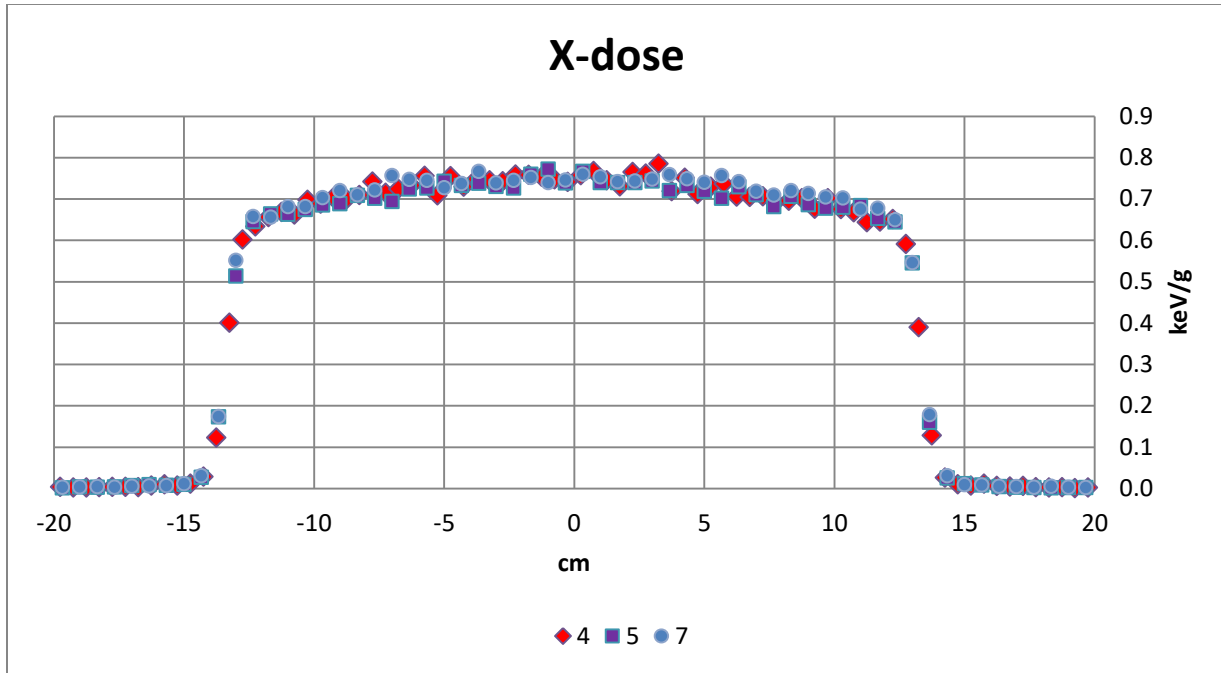
Στους πίνακες που ακολουθούν με R1, R2, R3 συμβολίζονται οι ακτίνες για τους τρεις δίσκους με H1, H2, H3 τα πάχη των δίσκων αντίστοιχα. Με T1 συμβολίζεται το πάχος του πρώτου φύλλου σκέδασης (οι διάμετρος του πρώτου δίσκου για όλες τις ενέργειες ακτινοβολήσης είναι σταθερή στα 6 εκατοστά). Στον πίνακα φαίνεται επίσης το ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης στο 80% της επιφάνειας ακτινοβολήσης (συμμετρικά του άξονα Z). Επίσης ο αριθμός προσομοίωσης συμβολίζει την προσομοίωση η οποία είχε αυτά τα γεωμετρικά χαρ/κα που αναφέρονται στον πίνακα.

6 MeV

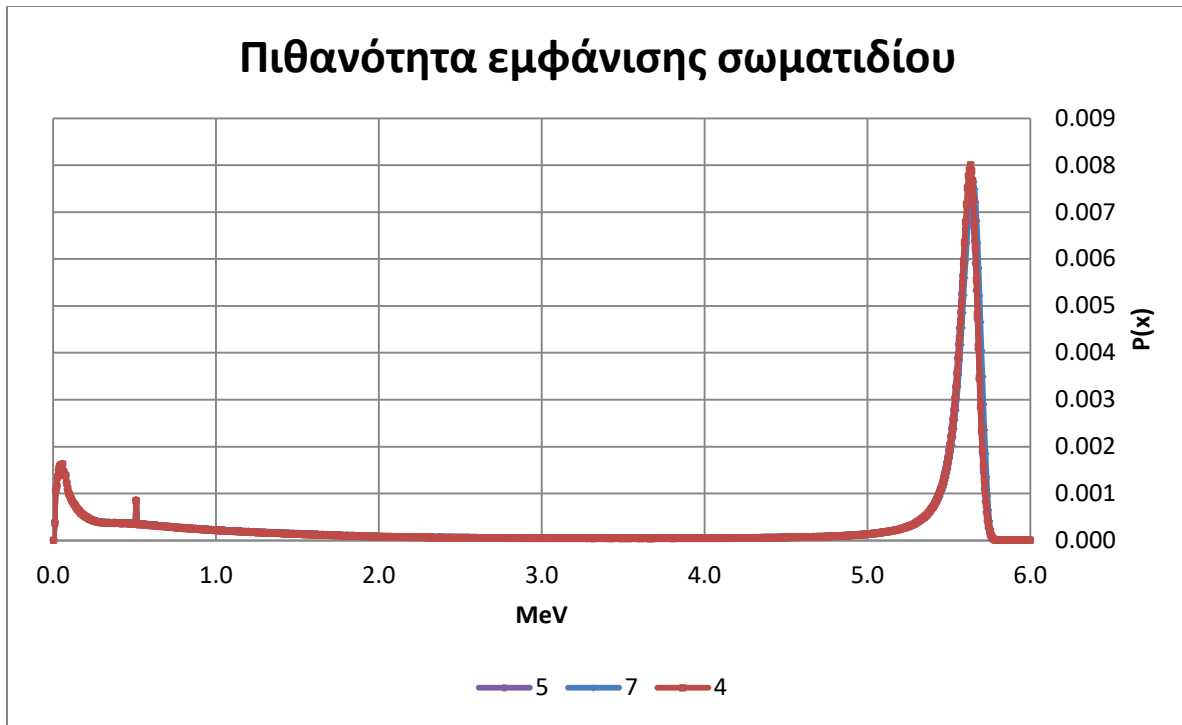
Πίνακας Γ.4 Διαστάσεις 1ου και 2ου foil καθώς και ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης 6 MeV

Αριθμός προσομοίωσης	4	5	7
R1(cm)=	6	6	6
R2(cm)=	1.5	1.5	1.2
R3(cm)=	0.7	0.7	0.5
H1(cm)=	0.008	0.01	0.01
H2(cm)=	0.014	0.014	0.014
H3(cm)=	0.012	0.014	0.014
T1(cm)=	0.0035	0.0035	0.0035
Flatness (%)	7.53	6.72	5.87

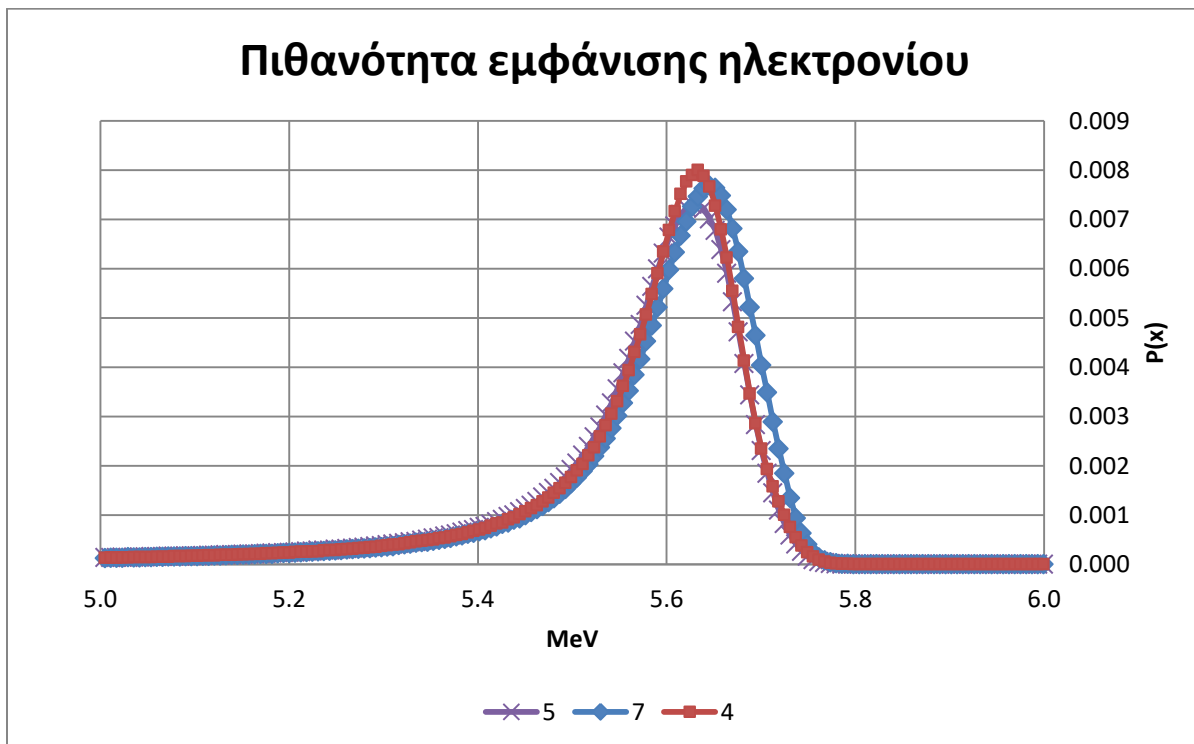
Διάγραμμα Γ.9 Κατανομή δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης με dual scattering foils για 6 MeV



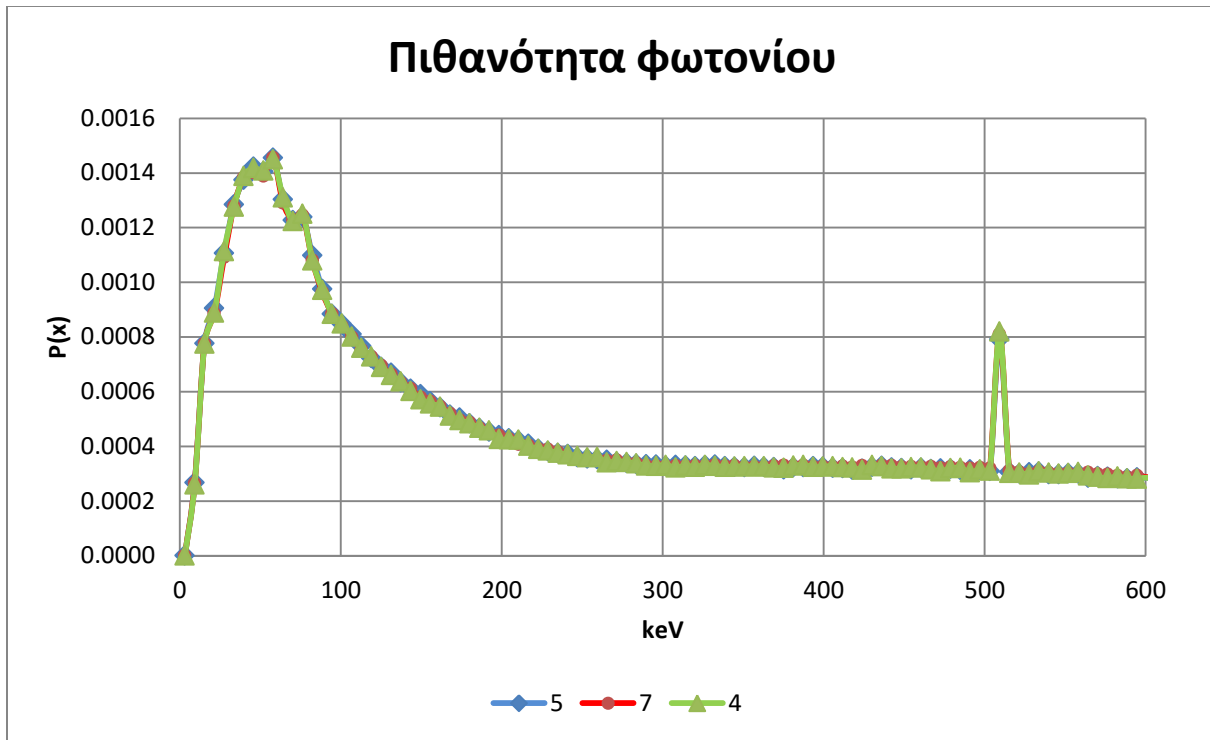
Διάγραμμα Γ.10 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου για δέσμη 6 MeV με dual foils



Διάγραμμα Γ.11 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου για δέσμη 6 MeV με dual foils



Διάγραμμα Γ.12 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλής ενέργειας για δέσμη 6 MeV

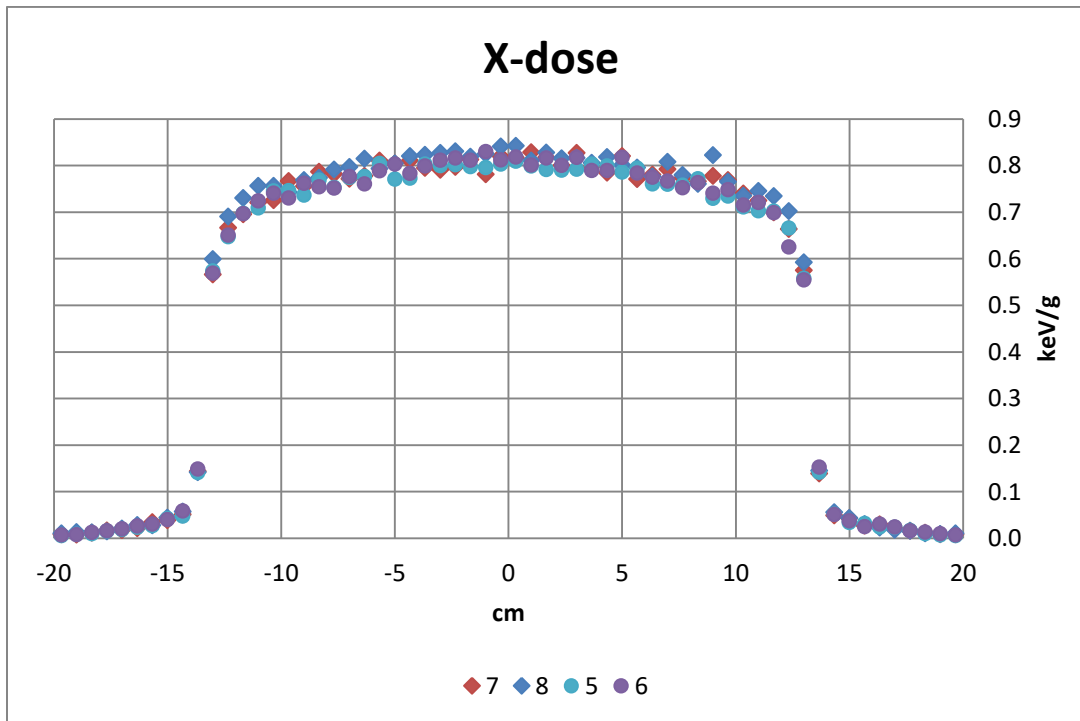


12 MeV

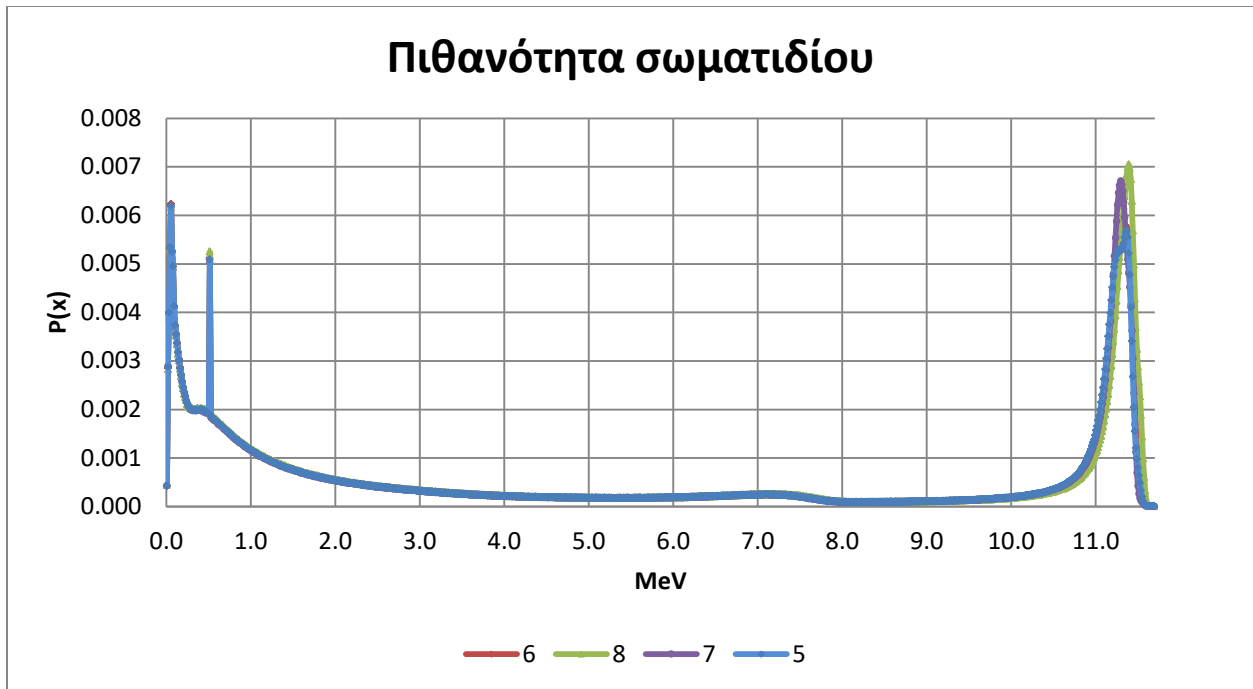
Πίνακας Γ.5 Διαστάσεις 1ου και 2ου foil καθώς και ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης 12 MeV

Αριθμός προσομοίωσης	5	6	7	8
R1(cm)=	6	6	6	6
R2(cm)=	1.5	1.5	1.8	1.2
R3(cm)=	0.7	0.7	0.8	0.5
H1(cm)=	0.02	0.01	0.013	0.013
H2(cm)=	0.03	0.035	0.03	0.03
H3(cm)=	0.04	0.04	0.032	0.032
T1(cm)=	0.014	0.014	0.014	0.014
Flatness(%)=	6.42	7.41	6.61	6.77

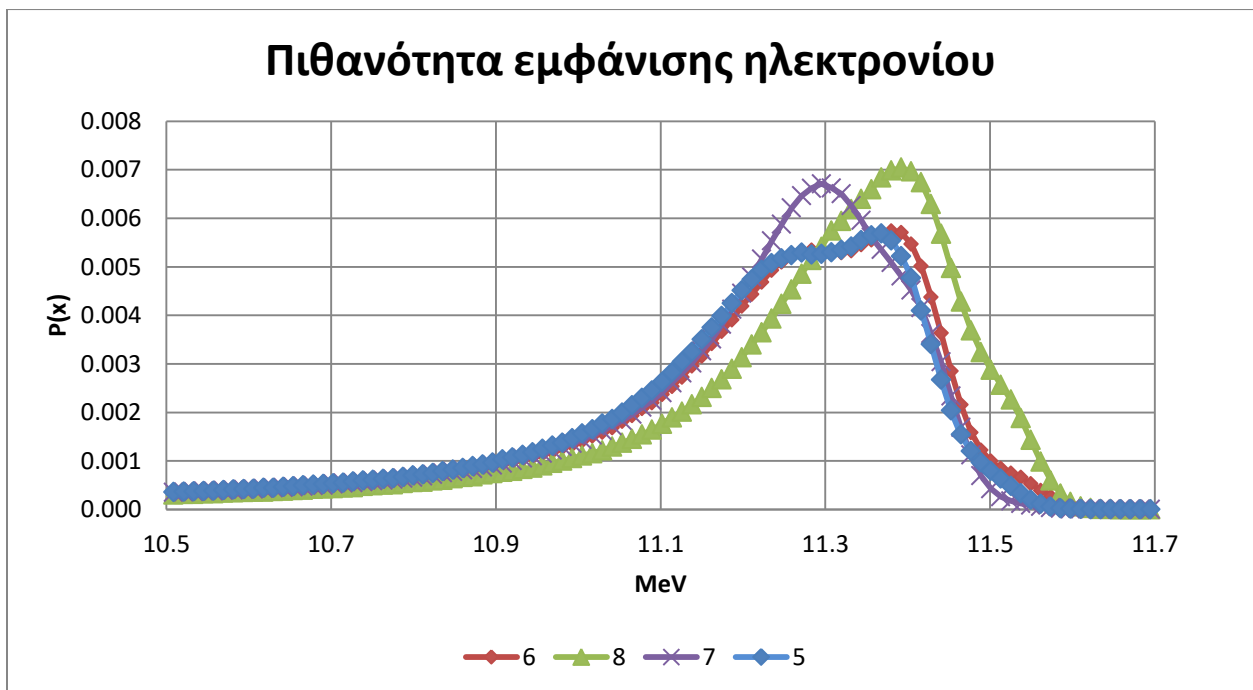
Διάγραμμα Γ.13 Κατανομή δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης με dual scattering foils για 12 MeV



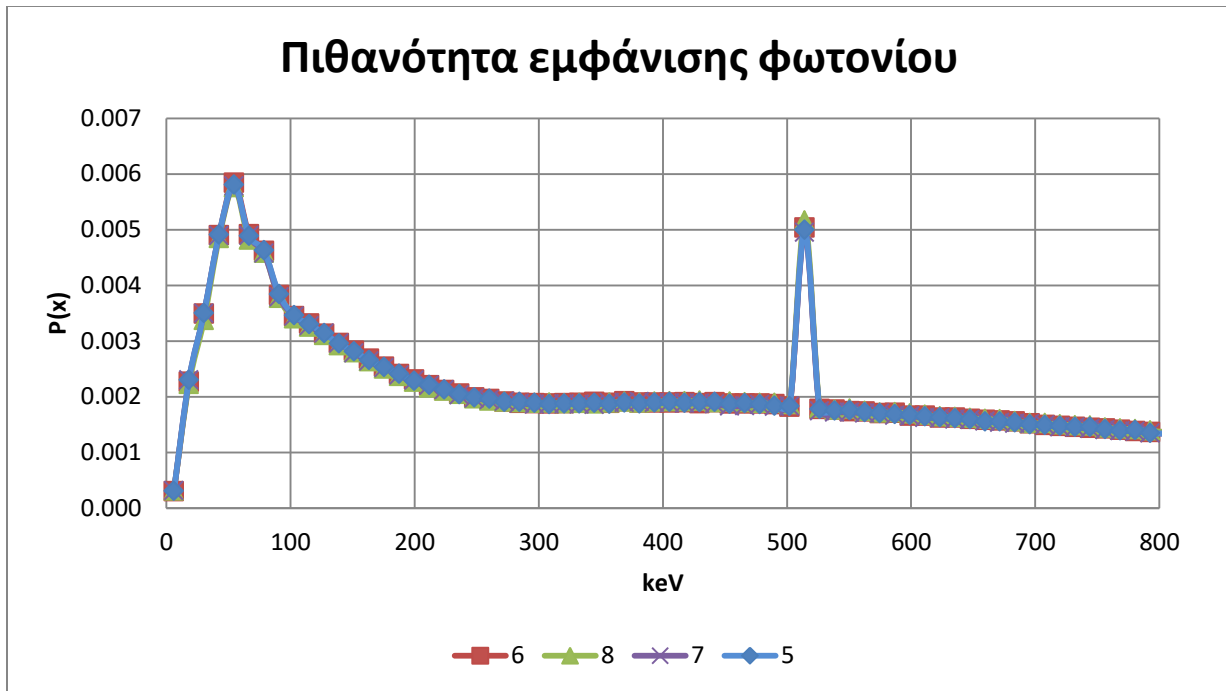
Διάγραμμα Γ.14 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου για δέσμη 12 MeV dual foils



Διάγραμμα Γ.15 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου για δέσμη 12 MeV με dual foils



Διάγραμμα Γ.16 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλής ενέργειας για δέσμη 12 MeV

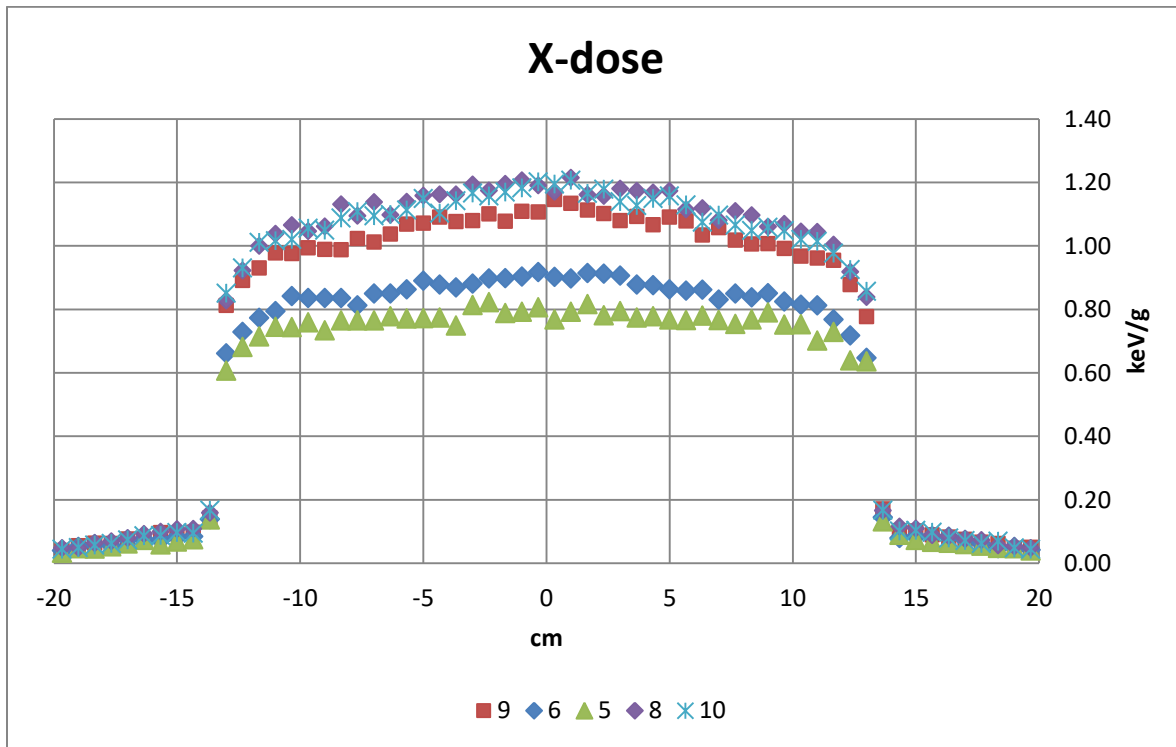


30 MeV

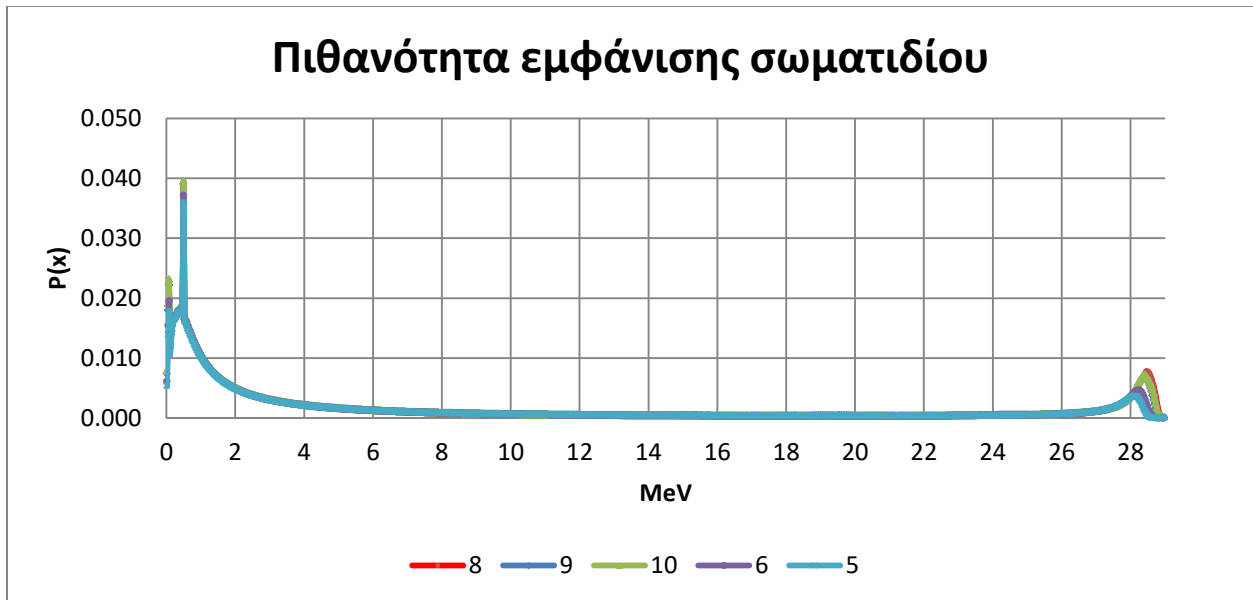
Πίνακας Γ.6 Διαστάσεις 1ου και 2ου foil καθώς και ποσοστό επιπεδότητας της δέσμης 30 MeV

Αριθμός προσομοίωσης	5	6	8	9	10
R1(cm)=	6	6	6	6	6
R2(cm)=	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
R3(cm)=	0.7	0.7	0.7	0.7	0.7
H1(cm)=	0.015	0.02	0.02	0.02	0.02
H2(cm)=	0.03	0.04	0.05	0.05	0.06
H3(cm)=	0.035	0.04	0.05	0.05	0.06
T1(cm)=	0.076	0.067	0.05	0.054	0.054
Flatness(%)=	5.65	6.08	7.48	8.43	8.38

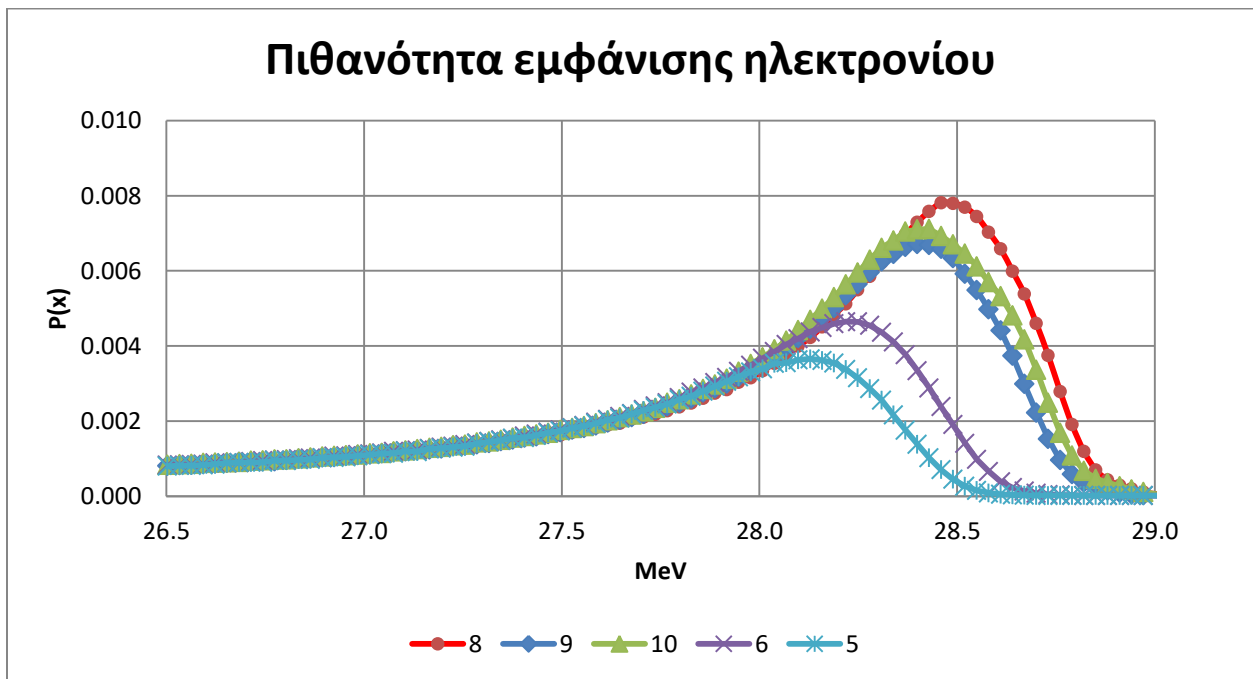
Διάγραμμα Γ.17 Κατανομή δόσης στο πεδίο ακτινοβολήσης με dual scattering foils για 30 MeV



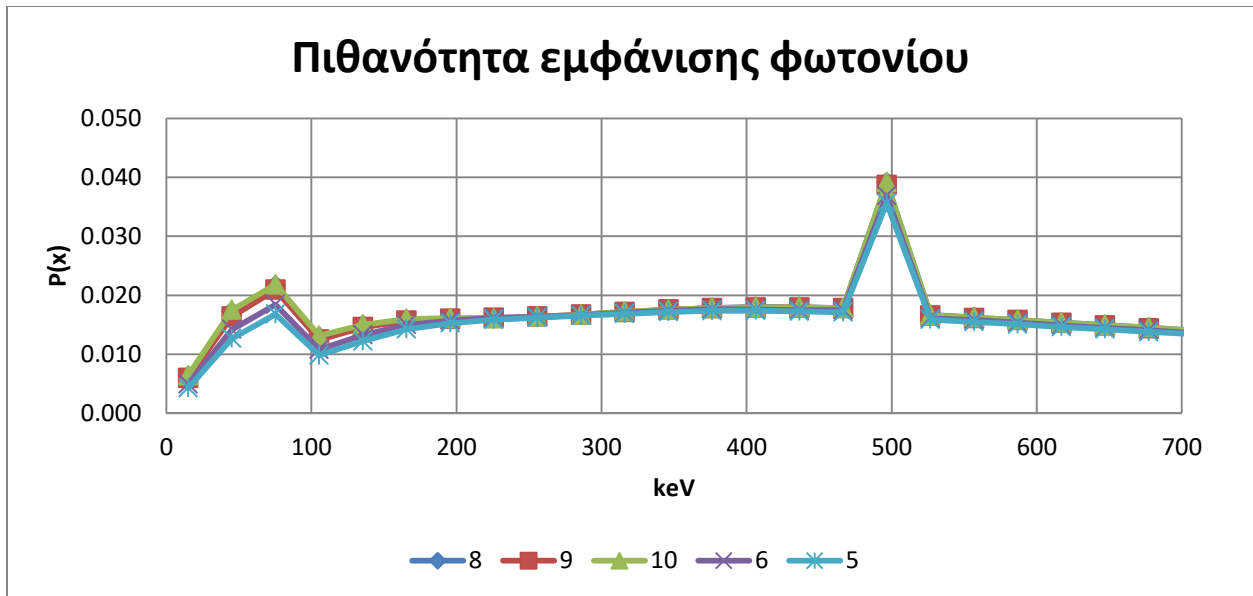
Διάγραμμα Γ.18 Πιθανότητα εμφάνισης οποιουδήποτε σωματιδίου για δέσμη 30 MeV (dual foils)



Διάγραμμα Γ.19 Πιθανότητα εμφάνισης ηλεκτρονίου για δέσμη 30 MeV με dual foils

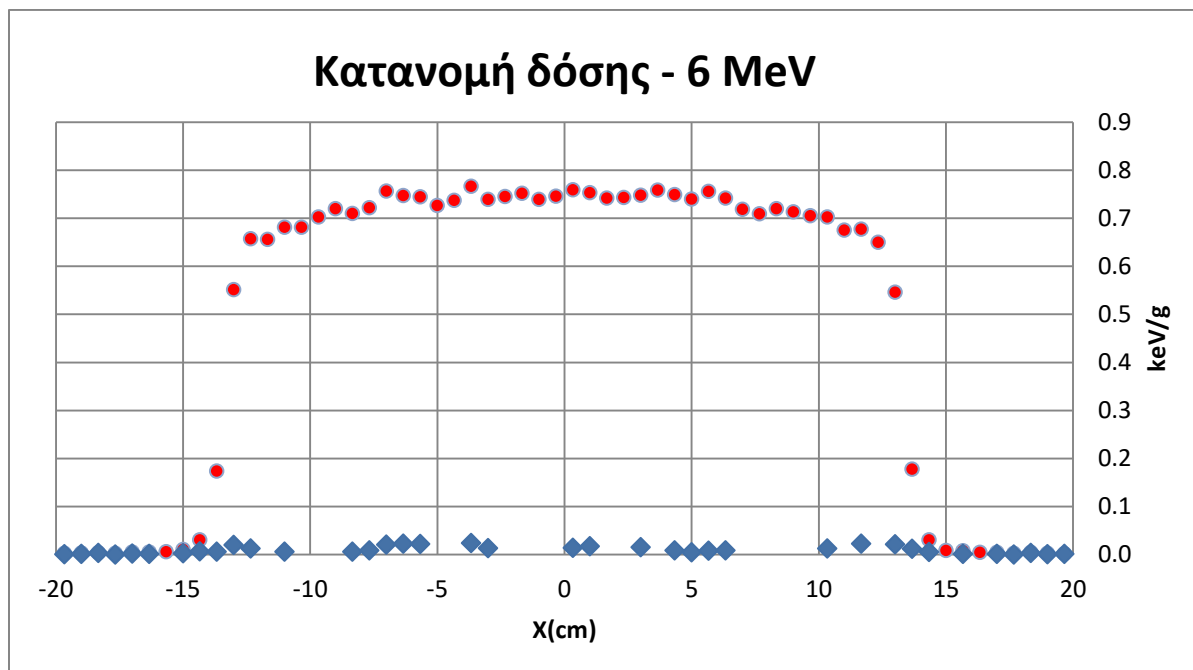


Διάγραμμα Γ.20 Πιθανότητα εμφάνισης φωτονίου χαμηλής ενέργειας για δέσμη 30 MeV

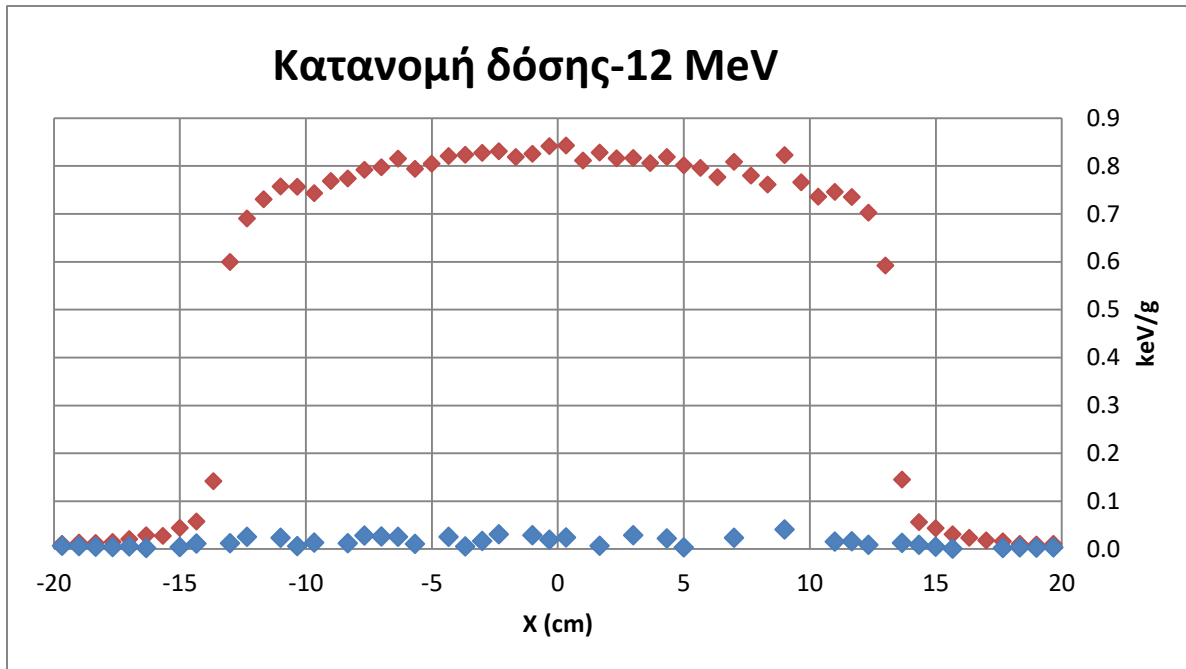


Γ.3 Διαγράμματα δευτερογενούς δόσης φωτονίων (σε σύγκριση με την συνολική δόση) στο σώμα νερού με τον συνδυασμό και των δύο φύλλων σκέδασης για ενέργειες της δέσμης 6,12 και 30 MeV

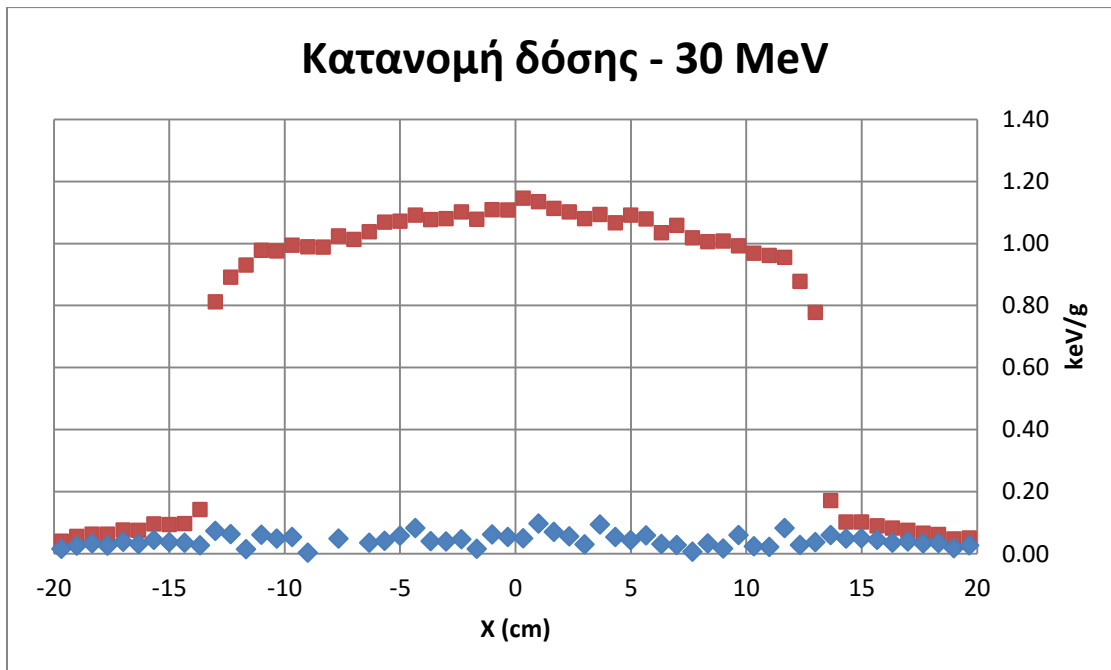
Διάγραμμα Γ.21 Δευτερογενής δόση φωτονίων (με μπλε) για δέσμη 6 MeV



Διάγραμμα Γ.22 Δευτερογενής δόση φωτονίων (με μπλε) για δέσμη 12 MeV

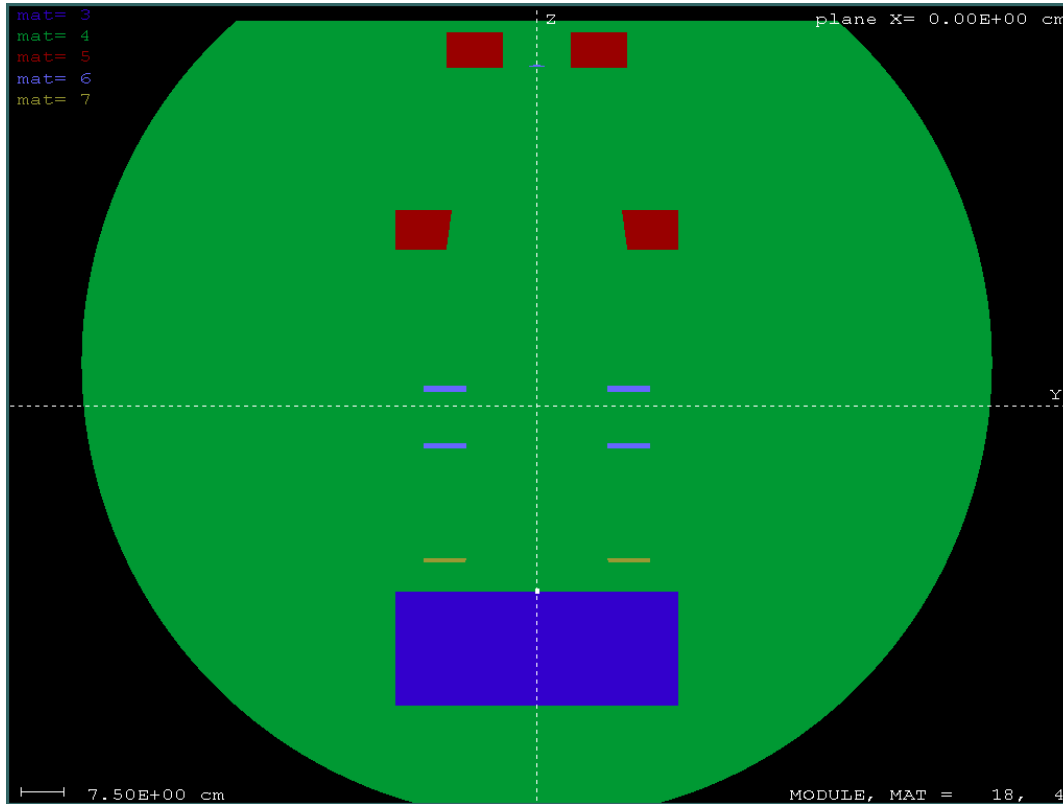


Διάγραμμα Γ.23 Δευτερογενής δόση φωτονίων (με μπλε) για δέσμη 30 MeV

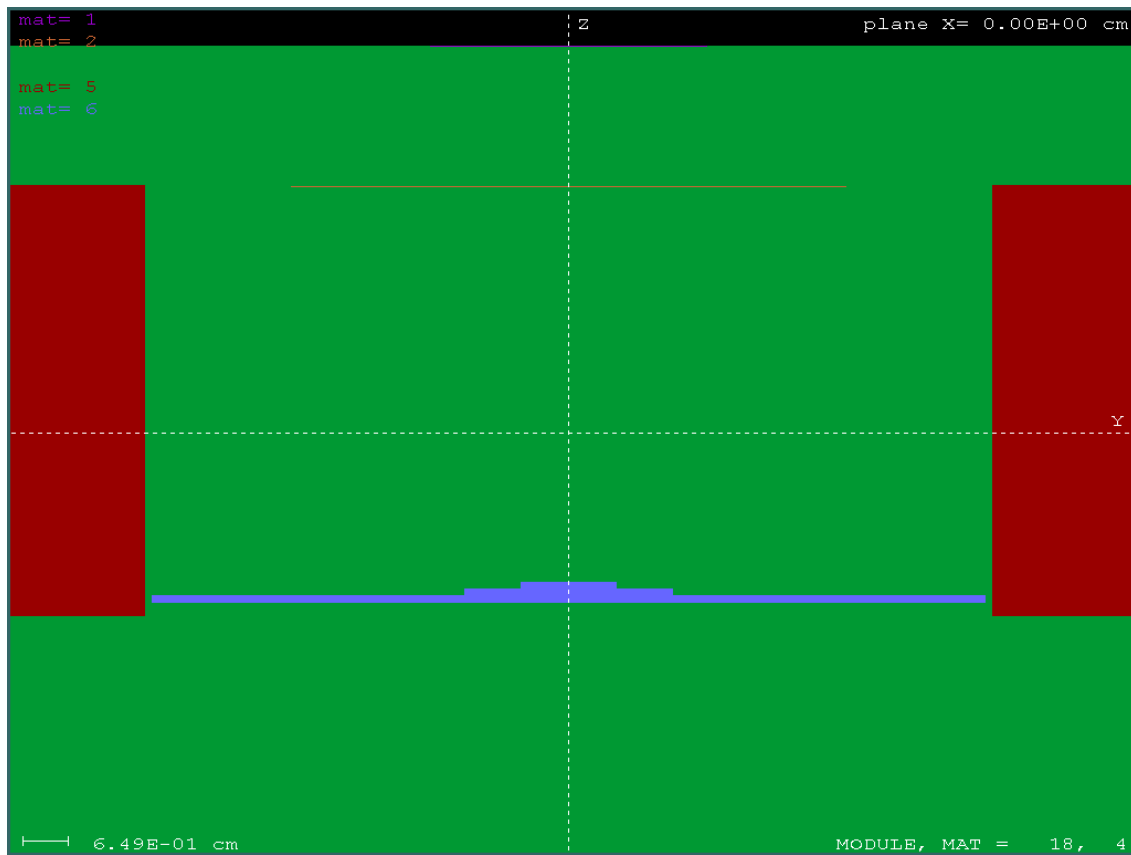


Παράρτημα Δ: Γεωμετρία κεφαλής επιταχυντή

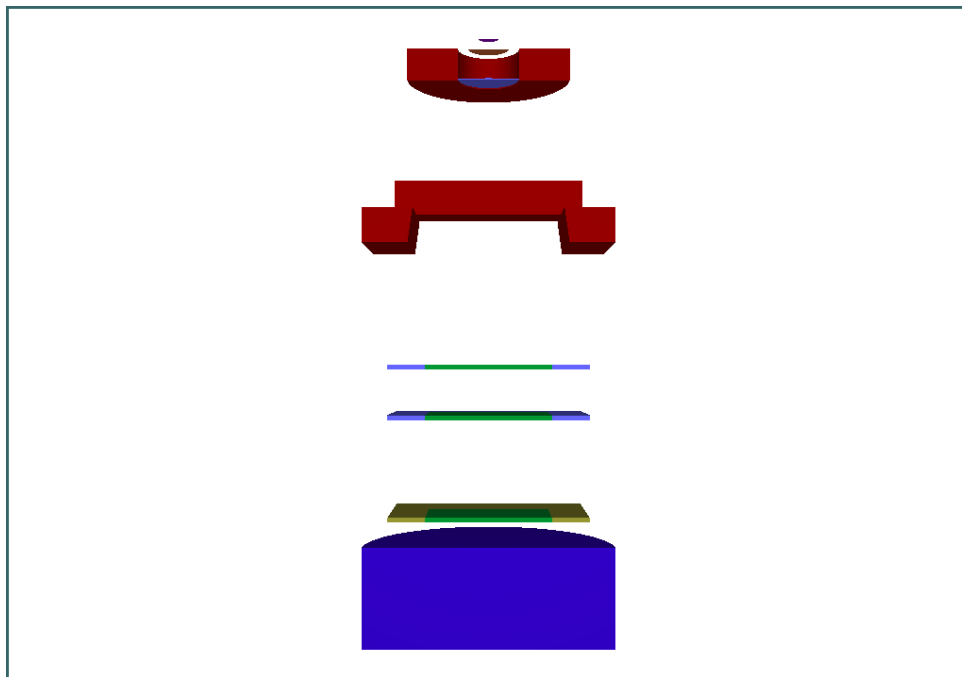
Εικόνα Δ.1 Δισδιάστατη τομή της κεφαλής (με πράσινο είναι το σώμα αέρα και με μπλε το σώμα νερού)



Εικόνα 4.2 Δισδιάστατη τομή των φύλλων σκέδασης και του collimator που τους περιβάλλει



Εικόνα Δ.3 Τρισδιάστατη τομή της κεφαλής (με πράσινο είναι το σώμα αέρα και με μπλε το σώμα νερού)



Εικόνα Δ.4 Τρισδιάστατη τομή των φύλλων σκέδασης και του collimator που τους περιβάλλει

