

**ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ
ΔΙΑΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΑΚΟ ΔΙΑΤΜΗΜΑΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ
ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΩΝ ΣΠΟΥΔΩΝ
ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ - ΑΚΤΙΝΟΦΥΣΙΚΗ**

ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΔΟΣΗΣ ΜΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥΣ ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΥΣ (Monte Carlo, Collapsed Cone) ΣΤΗΝ ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ



ΠΑΠΑΡΗ ΖΩΗ

**ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΑΝΑΣΤΑΣΙΟΣ ΣΙΟΥΝΤΑΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ**

**ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗ
Απρίλιος 2017**

Περίληψη

Η εργασία πραγματοποιήθηκε στη εργαστήριο ακτινοθεραπευτικής ογκολογίας του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου Α.Χ.Ε.Π.Α. στη Θεσσαλονίκη. Στο εργαστήριο έχει εγκατασταθεί δεύτερος γραμμικός επιταχυντής, ο Elekta Axesse. Στα πλαίσια των γενικότερων ελέγχων του καινούργιου μηχανήματος, όπως οι δοσιμετρικοί και οι μηχανικοί, ελέγχθηκαν οι αλγόριθμοι στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας.

Ο στόχος της εργασίας είναι να ελεγχθεί κατά πόσο συμπίπτει η υπολογιζόμενη δόση από τον αλγόριθμο Collapsed Cone με τη υπολογιζόμενη δόση από τον αλγόριθμο Monte Carlo. Και στη συνέχεια να επαληθευτεί εάν πράγματι δίνεται η υπολογιζόμενη δόση κατά την ακτινοβολήση. Η μέτρηση της δόσης κατά την ακτινοβολήση γίνεται με θάλαμο ιονισμού και ηλεκτρόμετρο.

Το συγκεκριμένο μηχάνημα είναι τελευταίας τεχνολογίας και έχει δυνατότητες εφαρμογής τεχνικών όπως η τρισδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία αλλά και προηγμένων, όπως η ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων διαμορφούμενης έντασης IMRT, η ογκομετρική θεραπεία τόξων VMAT, η απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία IGRT και η στερεοταξία. Σε αυτές τις τεχνικές γίνεται χρήση μικρών/στενών πεδίων. Γι' αυτό το λόγο γίνεται έλεγχος κατά πόσο δίνεται σωστά η δόση στο στενό πεδίο $12 \times 4,8 \text{ cm}^2$. Επίσης, μελετήθηκε το πεδίο $10,4 \times 10,4 \text{ cm}^2$. Επισημαίνεται ότι ο αλγόριθμος Collapsed Cone υπολογίζει δόση για την τρισδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία, ενώ ο αλγόριθμος Monte Carlo για τις προηγμένες τεχνικές.

Τα δύο παραπάνω πεδία μελετήθηκαν και για τις δύο ενέργειες ακτίνων-χ 6MV και 10MV του γραμμικού επιταχυντή και για τα δύο ομοιώματα από plexiglass και έγινε η σύγκριση με την μετρούμενη δόση. Προέκυψε ότι η δόση που υπολογίζει ο C.C. με τιμή πλέγματος [grid] 0,3cm συμπίπτει με την υπολογιζόμενη δόση από τον M.C. με τιμές ιδιοτήτων υπολογισμού πλέγμα=0,3cm και αβεβαιότητας 0,5% [grid & uncertainty]. Επίσης, κατά την ακτινοβολήση των ομοιωμάτων η δόση που μετρήθηκε ήταν πολύ κοντά στη συνταγογραφούμενη. Συνεπώς, έχει γίνει σωστά η μοντελοποίηση του αλγορίθμου Monte Carlo στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας και για τις συγκεκριμένες ιδιότητες υπολογισμού εξασφαλίζεται ισορροπία ανάμεσα στον απαιτούμενο χρόνο για τη δημιουργία του πλάνου και στην επιθυμητή ακρίβεια.

Abstract

The thesis took place in the radiotherapy oncology laboratory of University General Hospital A.H.E.P.A. in Thessaloniki. The laboratory has been equipped with a second linear accelerator, Elektra Axesse. Alongside with performing general checks of the accelerator, like mechanical and dosimetric checks, the algorithms of the treatment planning system were checked. The goal of the thesis is to compare the calculated dose of the Collapsed Cone and Monte Carlo algorithms. Continuing, it was verified whether the calculated dosage is correctly given during radiation. The dosage measurements during radiation were done using an ion chamber and an electrometer.

This particular linear accelerator is equipped the latest technology, and has technical capabilities like Three Dimensional (3D) Conformal Radiation therapy, and more advanced, like Intensity Modulated Radiotherapy (IMRT), Volumetric Arc Therapy (VMAT), Image-Guided Radiation Therapy (IGRT) and stereotactic radiosurgery. These techniques use narrow fields. The dosage of the narrow field of $12 \times 4.8 \text{ cm}^2$ and of a $10,4 \times 10,4 \text{ cm}^2$ field were checked. It is important to note that the Collapsed Cone algorithm calculates the dose of the Three-Dimensional Conformal Radiotherapy, while the Monte Carlo algorithm is used for the more advanced techniques.

Finally, the aforementioned fields were studied for both x-ray energies of the linear accelerator, 6MV and 10MV, for two plexiglass phantoms, and were compared with the measured dose. The results showed that the calculated dose according to the Collapsed Cone algorithm, using a 0.3cm grid, equal to that of the Monte Carlo algorithm, with a 0.5cm grid and 0.5% uncertainty. Furthermore, during the radiation of the phantoms, the measured dose was very close to the prescribed one. In conclusion, the Monte Carlo algorithm has been modeled correctly in the treatment planning system, and the calculation properties assure the balance between the time needed for the plan creation and the desired measurement accuracy.

Ευχαριστίες

Σ' αυτό το σημείο θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο Σιούντα, αναπληρωτή καθηγητή της Ιατρικής Σχολής Θεσσαλονίκης για την ανάθεση του θέματος, την κυρία Αναστασία Χατζηγιαννάκη και τον κύριο Περικλή Μπούσμουρα, ακτινοφυσικούς του νοσοκομείου Α.Χ.Ε.Π.Α., για την άπογη συνεργασία και καθοδήγησή τους, καθώς και την Ελένη Κατρακυλίδου, υποψήφια διδάκτορα, για την πολύτιμη βοήθειά της.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Abstract – Περίληψη θέματος
Εισαγωγή – Σκοπός εργασίας

Θεωρητικό Μέρος

1. ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ.....	9
1.1. Μορφές ακτινοθεραπείας.....	10
1.2. Εσωτερική ακτινοθεραπεία-Βραχυθεραπεία.....	10
1.3. Εξωτερική ακτινοθεραπεία.....	11
1.3.1. Μηχανήματα Κοβαλτίου.....	11
1.3.2. Τρισδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία (3D Conformal-RT).....	12
1.3.3. Ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων ακτινοβολίας διαμορφούμενης έντασης (IMRT).....	14
1.3.4. Ογκομετρική θεραπεία τόξων (VMAT).....	18
1.3.5. Απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (IGRT).....	18
1.3.6. Στερεοταξία.....	19
1.3.7. Ελικοειδής Τομοθεραπεία.....	21
1.3.8. Θεραπεία με βαρέα ιόντα.....	22
2. ΓΡΑΜΜΙΚΟΙ ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΕΣ.....	23
2.1. Κύρια μέρη γραμμικού επιταχυντή.....	24
3. ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΔΟΣΗΣ.....	31
3.1. Collapsed Cone (CC).....	32
3.2. Monte Carlo (MC).....	33

Πειραματικό Μέρος

4. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ.....	36
4.1. Εξομοίωση.....	36
4.1.1. Ομοιώματα από Plexiglass.....	36
4.1.2. Ακτινοδιαγνωστικό μηχάνημα.....	38
4.2. Σχεδιασμός με MC και CC και σύγκριση των αντίστοιχων MU.....	39
4.2.1. Σύστημα σχεδιασμού θεραπείας.....	39
4.2.2. Ιδιότητες υπολογισμού.....	45
4.3. Σύγκριση υπολογιζόμενης δόσης με τη μετρούμενη στον γραμμικό επιταχυντή.....	46
4.3.1. Γραμμικός Επιταχυντής Elekta Axesse.....	46
4.3.2. Θάλαμος ιονισμού.....	49
4.3.3. Ηλεκτρόμετρο.....	52
4.3.4. Συντελεστής διόρθωσης K_Q	52
4.3.5. Βαρόμετρο.....	55
4.3.6. Θερμόμετρο.....	55
5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	56
5.1 Υπολογισμοί MU από τους δύο αλγόριθμους.....	56
5.2. Συγκρίσεις MU για τον αλγόριθμο CC.....	64
5.3. Συγκρίσεις MU για τον αλγόριθμο MC.....	67
5.4. Συγκρίσεις MU ανάμεσα στους δύο αλγόριθμους MC και CC.....	71
5.5. Αποτελέσματα μέτρησης δόσης στον γραμμικό επιταχυντή.....	75
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	79
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	80

ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

1. ΑΚΤΙΝΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Η ακτινοθεραπεία αποτελεί την πρώτη **μη χειρουργική θεραπευτική μέθοδο κατά του καρκίνου** και ένα από τα βασικά όπλα εναντίον του. Εφαρμόζεται τοπικά και βασίζεται στη χορήγηση υψηλών δόσεων ενέργειας σε συγκεκριμένες περιοχές του σώματος. Σκοπός είναι η ιονίζουσα ακτινοβολία που χορηγείται στα κύτταρα να καταστρέψει τη γενετική δομή (DNA) των κυττάρων του όγκου στον πυρήνα τους, με αποτέλεσμα να προκαλέσει το θάνατο τους, χωρίς όμως να προκαλέσει βλάβες στους περιβάλλοντες, γειτονικούς με τον όγκο, φυσιολογικούς ιστούς.

Στόχος της ακτινοθεραπείας είναι η σμίκρυνση ή η εξαφάνιση του όγκου. Όταν η ακτινοθεραπεία χρησιμοποιηθεί για να μειώσει το μέγεθος των κακοηθών όγκων και σε μερικές περιπτώσεις να τους εξουδετερώσει πλήρως, ονομάζεται **ριζική ακτινοθεραπεία**.

Η ακτινοθεραπεία μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για την ανακούφιση από τους πόνους που προκαλεί ο καρκίνος ή οι μεταστάσεις του στις περιπτώσεις που δεν υπάρχει ελπίδα ίασης από καρκίνο, όταν άλλες μέθοδοι δεν μπορούν να χορηγηθούν ή όταν αυτές έχουν αποτύχει (**ανακουφιστική/ παρηγορητική ακτινοθεραπεία**).

Ως μονοθεραπεία, μπορεί να είναι επαρκής για μερικές μορφές εντοπισμένων καρκίνων ή να αποτελεί μέρος θεραπευτικού σχήματος συνδυασμού μορφών αντικαρκινικής θεραπείας. Ο **συνδυασμός ακτινοθεραπείας και χημειοθεραπείας** χρησιμοποιείται στη θεραπεία κατά του καρκίνου, με στόχο τη μεγιστοποίηση των πιθανοτήτων ίασης του ασθενούς. Η μείωση του μεγέθους ενός καρκίνου που πετυχαίνει η ακτινοθεραπεία μπορεί να επιτρέπει τη **χειρουργική του αφαίρεση**, που διαφορετικά δε θα ήταν δυνατό να γίνει. [1]

1.1. Μορφές Ακτινοθεραπείας

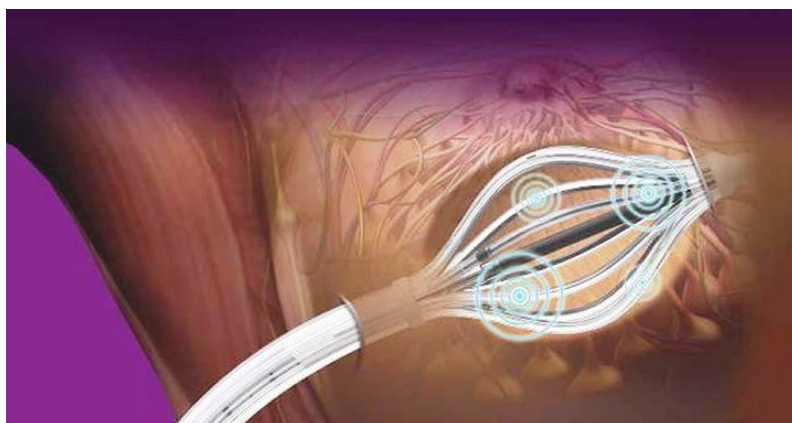
Υπάρχουν δύο τύποι ακτινοθεραπείας, η **εξωτερική ακτινοθεραπεία**, με παραγωγή ακτίνων υψηλής ενέργειας από ειδικά μηχανήματα κατευθυνόμενες προς τον όγκο και η **εσωτερική θεραπεία ή βραχυθεραπεία**, με την τοποθέτηση ραδιενεργών πηγών μέσα στον όγκο ή δίπλα του.

1.2. Εσωτερική Ακτινοθεραπεία- Βραχυθεραπεία

Η βραχυθεραπεία χωρίζεται στην ηλεκτρονική και στην απεικονιστικά υποβοηθούμενη με στόχο την μέγιστη ακτινοβολήση του στόχου και την ελάχιστη ακτινοβολήση των παρακείμενων ιστών. Οι μορφές της είναι:

- Ενδοκοιλιακή (π.χ. γυναικολογικοί καρκίνοι)
- Ενδοϊστική (π.χ. καρκίνοι προστάτη, μαστού, δέρματος)
- Ενδοαυλική (οι πηγές τοποθετούνται εντός δομών με σχήμα σωληνοειδές, όπως ο οισοφάγος και ο χοληφόρος πόρος)
- Ενδοαγγειακή (για αρτηρίες και φλέβες)

Συχνά γίνεται χρήση της για την περαιτέρω αύξηση της δόσης σε όγκους που αρχικά ακτινοβολήθηκαν με τεχνικές εξωτερικής ακτινοθεραπείας, ώστε να κλιμακωθεί η δόση και να αποφευχθεί η υποτροπή της νόσου. Τα ραδιονουκλίδια που χρησιμοποιούνται εκτενώς ως πηγές είναι ^{192}Ir , ^{137}Cs , ^{125}I , ^{241}Am , ^{198}Au , ^{145}Sm , ^{103}Pd , ^{169}Yb . [2]



Εικόνα 1 Μερική ακτινοβολήση μαστού [3]

1.3. Εξωτερική Ακτινοθεραπεία

Στην περίπτωση της εξωτερικής ακτινοθεραπείας η πηγή βρίσκεται μακριά από το σώμα του ασθενούς. Γίνεται χρήση δέσμης ιοντίζουσας ακτινοβολίας. Συνήθως, χρησιμοποιούνται δέσμες ακτίνων-Χ ή ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας, οι οποίες παράγονται από **γραμμικούς επιταχυντές** (linear accelerators, linacs). Εναλλακτικά, για την παραγωγή της εξωτερικής δέσμης, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ραδιενεργές πηγές γ - ακτινοβολίας, όπως το **ραδιονουκλίδιο κοβάλτιο – 60**. Ωστόσο, η χρήση τους στις μέρες μας είναι περιορισμένη. Γίνεται χορήγηση μικρών δόσεων κάθε μέρα για περίοδο μερικών εβδομάδων, ανάλογα με την περίπτωση.

Στην ακτινοθεραπεία **τα ηλεκτρόνια** που χρησιμοποιούνται έχουν ενέργεια από **4 ως 18 MeV** και διανύουν αποστάσεις από **1 έως περίπου 6 cm**. Το μικρό αυτό βεληνεκές επιτρέπει τη χρησιμοποίησή τους για την θεραπεία **επιφανειακών όγκων** με ταυτόχρονο περιορισμό της έκθεσης των υγιών ιστών που βρίσκονται βαθύτερα. Παρόλα αυτά, στις περισσότερες περιπτώσεις αυτό το μικρό θεραπευτικό βεληνεκές δεν επαρκεί, αφού οι περισσότεροι όγκοι βρίσκονται σε μεγαλύτερο βάθος μέσα στο σώμα. Έτσι για τη θεραπεία της πλειονότητας των **μη επιφανειακών όγκων**, χρησιμοποιούνται κυρίως διεισδυτικές δέσμες φωτονίων (**ακτίνων-Χ**), με ενέργειες της τάξης των **MeV**.

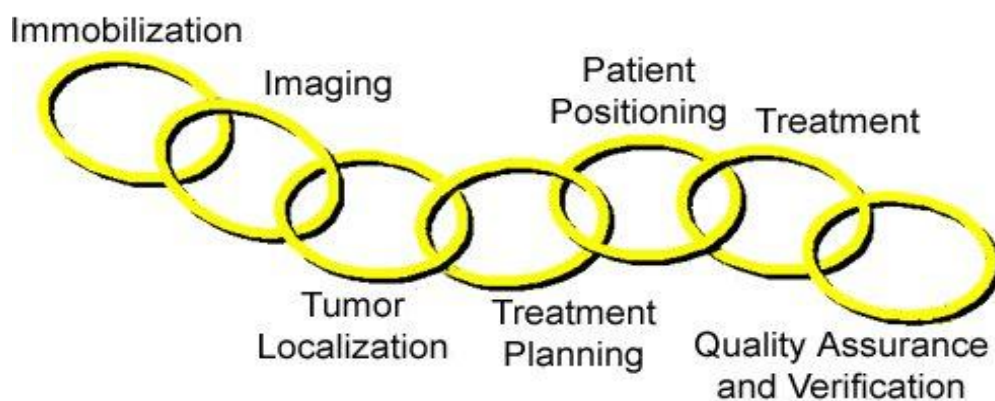
Μπορούν να εφαρμοστούν διάφορες τεχνικές ακτινοθεραπείας ανάλογα με τον τρόπο ακτινοβολήσης του στόχου. Χρησιμοποιούνται πολλαπλά πεδία κατά την θεραπεία με τη δέσμη ακτινοβολίας να εισέρχεται από διαφορετικές εισόδους. Με τον τρόπο αυτό κάθε πεδίο ακτινοβολίας συνεισφέρει στη δόση στον όγκο και ταυτόχρονα ακτινοβολεί διαφορετική περιοχή υγιών κυττάρων και ιστών από τα υπόλοιπα, με αποτέλεσμα η δόση στον όγκο – στόχο να είναι πολύ μεγαλύτερη από τη δόση στους παρακείμενους υγιείς ιστούς. Τα τελευταία χρόνια παρατηρείται συνεχής εξέλιξη στην **τεχνολογία των γραμμικών επιταχυντών**.

1.3.1. Μηχανήματα Κοβαλτίου

Στη μέθοδο αυτή χρησιμοποιείται γ -ακτινοβολία προερχόμενη από το ^{60}Co . Η δέσμη έχει συνήθως σχήμα τετραγώνου ή παραλληλογράμμου, και αναπόφευκτα επηρεάζει εκτός από τον όγκο και σημαντικό τμήμα υγιών ιστών. Η δόση είναι κατάλληλη για να αμβλυνθούν τα συμπτώματα αλλά δεν επαρκεί για να ιαθεί ο καρκίνος. Οι ακτινοθεραπευτικές μονάδες κοβαλτίου παράγουν σταθερές δέσμες φωτονίων ενέργειας 1.17 και 1.33 MeV, που κατά μέσο όρο αντιστοιχούν σε ενέργεια 1.25 MeV. Ο χρόνος ημίσειας ζωής Co-60 είναι στα ~5.3 έτη. Δεν χρησιμοποιείται ιδιαίτερος στις μέρες μας, διότι έχουν αναπτυχθεί πιο σύγχρονες και αποτελεσματικές μέθοδοι ακτινοθεραπείας. [4]

1.3.2. Τρισδιάστατη Σύμμορφη Ακτινοθεραπεία (3D Conformal Radiotherapy 3D-CRT)

Επιτυγχάνει ακριβή ακτινοβολήση του όγκου ώστε να περιορίζεται σε σημαντικό βαθμό η ακτινοβολήση των φυσιολογικών ιστών. Είναι κατάλληλη για όλους τους όγκους. Γίνεται χρήση ειδικών προγραμμάτων σχεδιασμού θεραπείας αλλά και απεικονιστικών τεχνικών, όπως αξονική τομογραφία CT, μαγνητική τομογραφία MRI και PET για να προσδιοριστεί το μέγεθος, το σχήμα και η θέση του όγκου και των γύρω ιστών. Χρησιμοποιούνται πολύφυλλοι κατευθυντήρες MLC και εξατομικευμένα blocks ανάλογα με το σχήμα του πεδίου για να επιτευχθεί ακρίβεια στις δόσμες. Τα στάδια της συγκεκριμένης τεχνικής παρατίθενται στο παρακάτω σχήμα.



Σχήμα1: Στάδια Ακτινοθεραπείας

Γίνεται χρήση πολλαπλών πεδίων ακτινοβολίας με ομοιόμορφη ένταση. Το σχήμα των πεδίων είναι τέτοιο που να προσαρμόζεται στον όγκο. Στάδια:

- **Ακινητοποίηση του ασθενούς και απεικονιστική μέθοδος**

Επιτυγχάνεται με ειδικά συστήματα ακινητοποίησης. Γίνεται χρήση δεσμών laser για την ακριβή τοποθέτηση του ασθενούς κατά την αξονική τομογραφία (Computed Tomography – CT). Με την αξονική τομογραφία CT απεικονίζεται η ανατομική περιοχή όπου στοχεύει η ακτινοβολήση. Η χρήση του αξονικού τομογράφου υπερτερεί έναντι των άλλων μεθόδων απεικόνισης, όπως ο μαγνητικός τομογράφος (MRI) και η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Αυτό διότι στην τομογραφία CT χρησιμοποιούνται ακτίνες-X για την απεικόνιση του σώματος, οι οποίες μπορούν να δώσουν πληροφορίες για την αλληλεπίδραση των ιστών με τις ακτίνες-X με τις οποίες γίνεται και η ακτινοβολήση. Γίνεται χρήση ακτίνων-x για τον ακριβή υπολογισμό της δόσης που λαμβάνεται από κάθε τμήμα του σώματος (όγκος και υγιής ιστός-όργανα). Για τον λόγο αυτό οι άλλες απεικονιστικές μέθοδοι, παρόλο που σε πολλές περιπτώσεις υπερτερούν διαγνωστικά, χρησιμοποιούνται επικουρικά.

- **Καθορισμός όγκων και κρίσιμων οργάνων και σχεδιασμός θεραπείας**

Στο επόμενο στάδιο, οι εικόνες από την αξονική τομογραφία και τα άλλα συστήματα απεικόνισης μεταφέρονται αυτομάτως μέσω ειδικών πρωτοκόλλων επικοινωνίας (Digital Imaging and Communication in Medicine – DICOM), στον υπολογιστή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας (Treatment Planning Systems – TPS), όπου και γίνεται ο τρισδιάστατος σχεδιασμός του πλάνου θεραπείας με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού. Παρακάτω θα περιγραφούν εκτενώς οι διαδικασίες του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας.

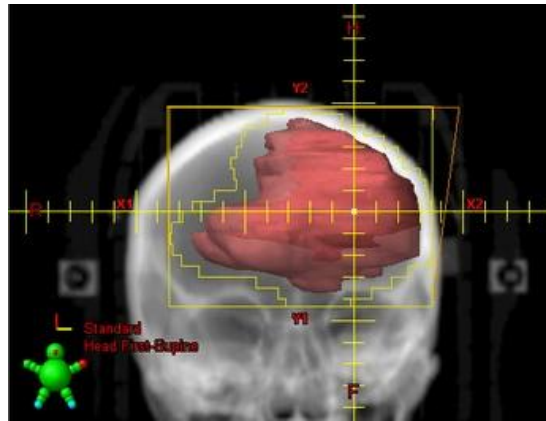
Σημαντικό βοήθημα για τον προσδιορισμό της κατεύθυνσης εισόδου της δέσμης ακτινοβολίας είναι η απεικόνιση «όψης μέσα από τη δέσμη» (Beam's Eye View – BEV), που επιτρέπει στον παρατηρητή να βλέπει τη διδιάστατη αναπαράσταση της ανατομίας, όπως την βλέπει η πηγή ακτινοβολίας. Με τον τρόπο αυτό το σχήμα του πεδίου ακτινοβολίας προσαρμόζεται εύκολα στο σχήμα του όγκου – στόχου. Στη συνέχεια υπολογίζονται οι απορροφούμενες δόσεις από τους διάφορους ιστούς και οι δέσμες επανασχεδιάζονται μέχρι να υπάρξει μια αποδεκτή κατανομή δόσης.

- **Υπολογισμός κατανομών δόσης και εκτίμηση πλάνου θεραπείας**

Ο ακριβής καθορισμός των κατευθύνσεων των πολλαπλών δεσμών, του σχήματος του πεδίου ακτινοβολίας και του ποσοστού της δόσης που χορηγείται από κάθε δέσμη, πραγματοποιείται από ειδικό λογισμικό του συστήματος σχεδιασμού ακτινοθεραπείας, με τη βοήθεια των λεπτομερών δεδομένων που παρέχονται από τον αξονικό τομογράφο. Λαμβάνονται υπόψη τα ιστογράμματα δόσης όγκου (Dose Volume Histograms - DVH), τα οποία παρουσιάζουν το ποσοστό του όγκου και των υγιών οργάνων που απορρόφησε συγκεκριμένη τιμή δόσης. Με τα συγκεκριμένα διαγράμματα ελέγχονται τα όρια δόσεων για τους παράπλευρους υγιείς ιστούς με κριτήριο τις οδηγίες της ICRU.

- **Εξομοίωση, χορήγηση θεραπείας ,ποιοτικός έλεγχος και επαλήθευση**

Κατόπιν, ο ασθενής τοποθετείται στη μονάδα ακτινοβολίας στην ίδια ακριβώς θέση που τοποθετήθηκε κατά την αξονική τομογραφία. Αυτό γίνεται με τη βοήθεια του εξομοιωτή είτε με τη χρήση της ψηφιακά ανακατασκευασμένης εικόνας (Digital Reconstructed Images – DRRs), με τα οποία τοποθετούνται τα τελικά σημάδια στον ασθενή που καθορίζουν το ισόκεντρο (το κέντρο δηλαδή της ακτινοβολίας). Ο εξομοιωτής είναι ένα ακτινοδιαγνωστικό μηχάνημα με δυνατότητα ακτινοσκοπικής και ακτινογραφικής λήψης και χαρακτηριστικά (γεωμετρικά και μηχανικά) πανομοιότυπα με τη μονάδα ακτινοθεραπείας. Η ψηφιακά ανακατασκευασμένη ακτινογραφία κατασκευάζεται από το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας για κάθε δέσμη ακτινοβολίας του πλάνου θεραπείας. Είναι μια τεχνική κατά την οποία από τα δεδομένα της αξονικής τομογραφίας ανακατασκευάζεται τελικά μια δισδιάστατη εικόνα της προβολής BEV κάθε δέσμης. [2]



Σχήμα 2 : Τεχνική BEV (3D-CRT)

1.3.3. Ακτινοθεραπεία με χρήση πεδίων διαμορφούμενης έντασης (IMRT)

Είναι μία προηγμένη τεχνική που αποτελεί μετεξέλιξη της τρισδιάστατης σύμμορφης ακτινοθεραπείας, διότι πέρα από τη διαμόρφωση του σχήματος της δέσμης διαμορφώνεται και η έντασή της. Δηλαδή, σε ένα πεδίο ακτινοβολήσης υπάρχουν περιοχές που δέχονται διαφορετική δόση από τις υπόλοιπες. Μ' αυτόν τον τρόπο περιορίζεται ακόμα περισσότερο η ακτινοβολή των υγιών ιστών. Γίνεται χρήση γραμμικών επιταχυντών με προδιαγραφές για την συγκεκριμένη τεχνική, ελεγχόμενων από ηλεκτρονικούς υπολογιστές. Είναι κατάλληλη για επιλεγμένους όγκους. Η χωρική κατανομή της έντασής τους και ο τρόπος με τον οποίο η κατανομή αυτή επιτυγχάνεται, καθορίζεται με χρήση εξελιγμένων αλγορίθμων βελτιστοποίησης και τεχνικές αντίστροφου σχεδιασμού θεραπείας.

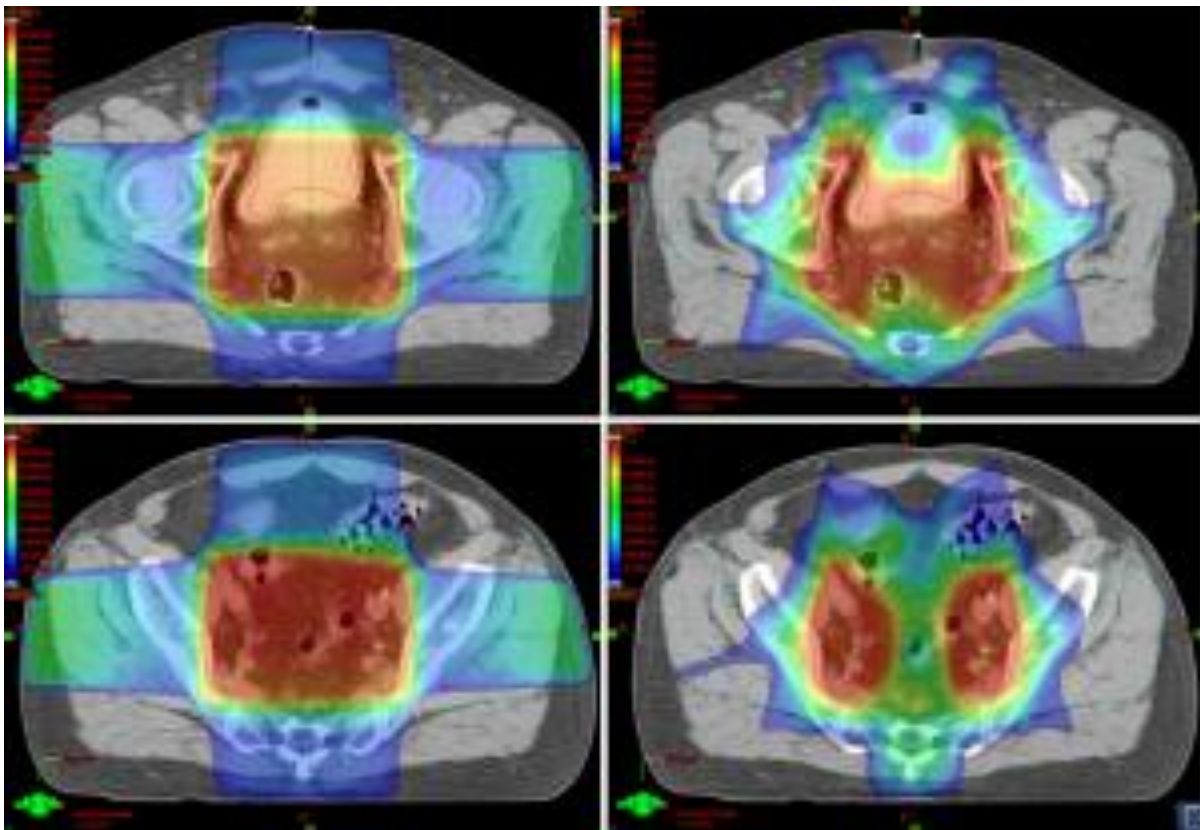
Πλεονεκτήματα της IMRT

Το βασικό πλεονέκτημα της IMRT είναι ότι επιτρέπει τη **χορήγηση υψηλών δόσεων ακτινοβολίας στον όγκο**, με παράλληλη προστασία των φυσιολογικών οργάνων. Η κλιμάκωση της δόσης αυξάνει την πιθανότητα τοπικού ελέγχου της νόσου, ενώ η ελαχιστοποίηση της έκθεσης των φυσιολογικών ιστών στην ακτινοβολία μειώνει την πιθανότητα επιπλοκών. Εκεί που αναδεικνύεται η αξία της τεχνικής είναι στους όγκους της κεφαλής – τραχήλου, λόγω της πολύπλοκης ανατομίας της περιοχής αυτής και της στενής (ανατομικής) σχέσης των όγκων με τα γύρω φυσιολογικά όργανα. Όργανα που κινδυνεύουν από την ακτινοβολή ενός όγκου της κεφαλής – τραχήλου είναι, για παράδειγμα, οι παρωτίδες, οι οφθαλμοί, τα οπτικά νεύρα, το εγκεφαλικό στέλεχος, ο κροταφικός λοβός του εγκεφάλου, το έσω ους (κοχλίας), ο νωτιαίος μυελός, κλπ., με την προϋπόθεση βέβαια ότι η νόσος δεν εντοπίζεται σε κάποιο από αυτά.

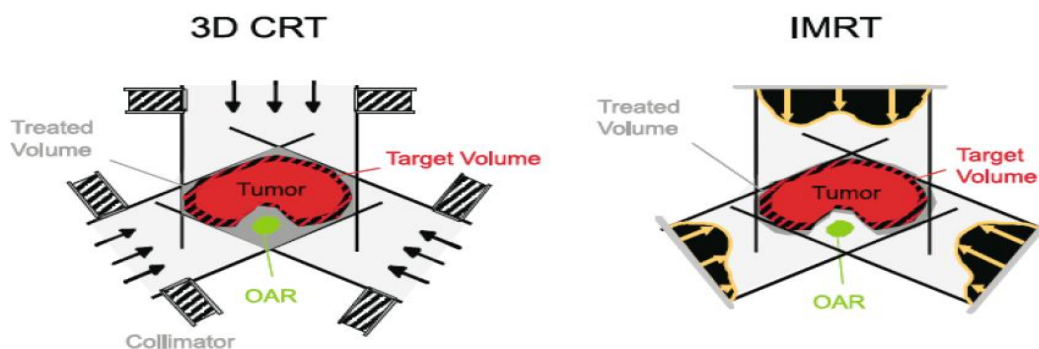
Η IMRT τεχνική επιτυγχάνει πέρα από υψηλότερη δόση στον όγκο και **ομοιογενή κατανομή της δόσης**. Αυτό γίνεται συνδυάζοντας μεγάλο αριθμό δεσμών και με διαφορετικές θέσεις των φύλλων σε κάθε μία από αυτές. Έτσι, όλη η περιοχή που μας ενδιαφέρει παίρνει την ίδια δόση ακτινοβολίας και δεν υπάρχουν «θερμά σημεία» (hot

spots) ή «ψυχρά σημεία» (cold spots) που να παίρνουν περισσότερη ή λιγότερη δόση αντίστοιχα. Αυτό είναι πολύ σημαντικό, γιατί ανομοιογένειες της δόσης μπορεί να αυξήσουν την πιθανότητα επιπλοκών.

Στην παρακάτω εικόνα φαίνονται οι κατανομές δόσης για την 3D σύμμορφη ακτινοθεραπεία στα αριστερά και για την IMRT στα δεξιά. Παρατηρούμε πως στην δεύτερη περίπτωση οι κατανομές παίρνουν πολύπλοκα σχήματα, «αγκαλιάζοντας» τον όγκο και τους λεμφαδένες και αποφεύγοντας τα φυσιολογικά όργανα, όπως η κύστη μπροστά και το ορθό προς τα πίσω. Αυτή ακριβώς η δυνατότητα της IMRT να δημιουργεί κοίλες κατανομές δόσης είναι που την καθιστά τόσο σημαντική.



Αριστερά: Η κατανομή της δόσης στην 3D σύμμορφη ακτινοθεραπεία. Δεξιά: Η κατανομή της δόσης με IMRT. Οι κόκκινες περιοχές αντιστοιχούν σε δόση 50Gy, ενώ οι γαλάζιες σε δόση 25Gy. Πηγή: Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, Vol. 71, No. 4, pp. 1034-1041, 2008.



Σχήμα3 : Σχήμα Σύγκριση της IMRT με τη 3D CRT

Αντίστροφος σχεδιασμός (inverse planning)

Μία από τις διαφορές μεταξύ της 3DCRT και της IMRT είναι στον τρόπο που κατασκευάζεται ένα θεραπευτικό πλάνο. Στην πρώτη περίπτωση ο ακτινοθεραπευτής ογκολόγος σε συνεργασία με τον ακτινοφυσικό εισάγουν τις παραμέτρους της θεραπείας (αριθμός δεσμών, διαστάσεις και σχήμα πεδίου, βάρη των δεσμών κλπ) και στη συνέχεια μελετούν την κατανομή της δόσης που προκύπτει λαμβάνοντας υπόψη τη δόση που πρέπει να πάρει ο στόχος και την ανοχή των κρίσιμων οργάνων. Έπειτα τροποποιούν κάποιες από τις παραμέτρους της θεραπείας και γίνεται νέος υπολογισμός της κατανομής της δόσης. Αυτός ο «κύκλος» επαναλαμβάνεται πολλές φορές μέχρις ότου το πλάνο να ικανοποιεί τις απαιτήσεις.

Στην IMRT ακολουθείται η αντίστροφη διαδικασία. Αρχικά, ορίζονται κάποιοι δοσιμετρικοί στόχοι (π.χ. ο όγκος να λάβει 70 Gy) και κάποιοι περιορισμοί (π.χ. ο νωτιαίος μυελός να μην λάβει περισσότερα από 45 Gy). Στη συνέχεια το λογισμικό προσπαθεί να βρει τη βέλτιστη διάταξη του πλάνου, ανάμεσα σε όλες τις πιθανές, που να ικανοποιεί τους στόχους και να σέβεται τους περιορισμούς. Η διαδικασία αυτή, που παίρνει αρκετό χρόνο, ονομάζεται «αντίστροφος σχεδιασμός» (inverse planning). Επειδή, ακριβώς, είναι πάρα πολλά τα πιθανά διαφορετικά πλάνα θεραπείας που πρέπει να αξιολογηθούν ώστε να επιλεγεί το βέλτιστο απαιτείται τεράστια υπολογιστική ισχύς.

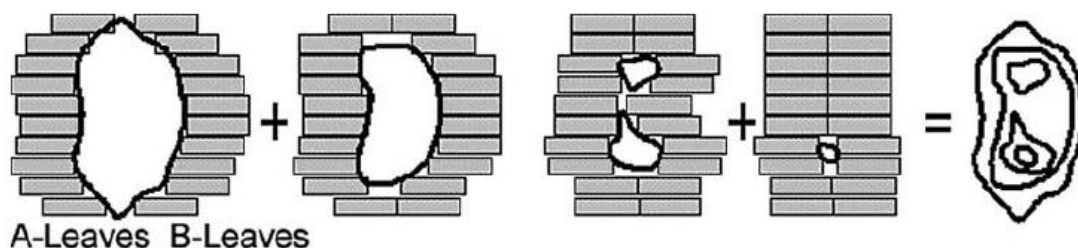
Παρά το μεγάλο αριθμό των πιθανών τρόπων ακτινοβολήσης για κάθε περίπτωση, η ισχύς των παρόντων υπολογιστικών συστημάτων επιτρέπει την επίτευξη της διαδικασίας βελτιστοποίησης σε κλινικά αποδεκτούς χρόνους (μερικά λεπτά της ώρας). Στην πράξη εφαρμόζεται στον ασθενή μεγάλος αριθμός **υποπεδίων** (30 - 70), το σχήμα των οποίων διαμορφώνεται από τους κατευθυντήρες πολλαπλών φύλλων (**MLC**), που επιτυγχάνουν την κατανομή δόσης η οποία συμπίπτει με το επιθυμητό αποτέλεσμα. Αναλυτικότερα, ο ασθενής ακτινοβολείται από πολλές γωνίες (7-9) και από κάθε γωνία το πεδίο διαμορφωμένης έντασης προκύπτει από το άθροισμα πολλών υποπεδίων (3-15).

Τρόποι για την υλοποίησης τεχνικής IMRT:

Στατική IMRT (step and shoot)

Πρόκειται για μία στατική μορφή IMRT όπου η πηγή του επιταχυντή παίρνει κάποιες συγκεκριμένες θέσεις σε βηματισμό (step) και ακτινοβολεί (shoot). Στα μεσοδιαστήματα όπου η πηγή μετακινείται για να πάρει τη νέα της θέση, ο ασθενής δεν ακτινοβολείται. Αποτελεί την πρώτη μορφή IMRT θεραπείας, κατά την οποία χρησιμοποιούνται πολλαπλά, ακανόνιστου σχήματος και μερικώς αλληλεπικαλυπτόμενα πεδία για κάθε γωνία του gantry τα οποία ονομάζονται υποπεδία (segments). Το σχήμα των υποπεδίων διαμορφώνεται από τους κατευθυντήρες πολλαπλών φύλλων (MLC).

Στα πλεονεκτήματά της εντάσσεται η απλότητα της τεχνικής, συγκρινόμενη με τις άλλες πιο πολύπλοκες IMRT τεχνικές. Μειονεκτήματά της είναι ο αυξημένος χρόνος θεραπείας και οι περιορισμένες δυνατότητες συμμόρφωσης της δέσμης, πάλι σε σύγκριση με τις νεότερες περιστροφικές τεχνικές IMRT, όπως η VMAT και η Tomotherapy.

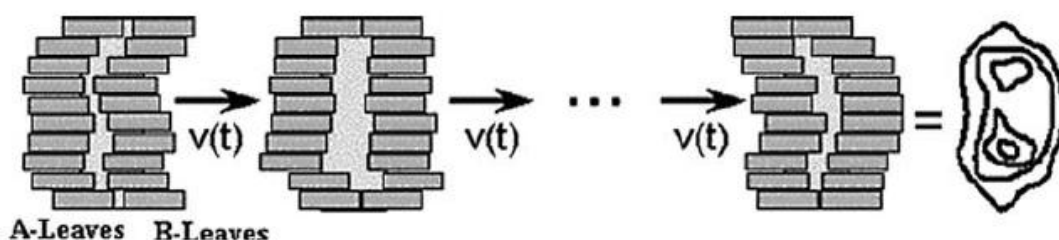


Σχήμα 4: Η βασική αρχή της τεχνικής “step and shoot”. Οι διαφορετικές θέσεις των MLC διαμορφώνουν την ένταση του πεδίου για τη συγκεκριμένη θέση του gantry.

Κάθε φορά που τα MLC μετακινούνται στις θέσεις που απαιτούνται από το επόμενο υποπεδίο, η ακτινοβολία σταματάει. Η ακτινοβολήση ξαναρχίζει, όταν τα MLC έχουν καθορίσει το σχήμα του κάθε υποπεδίου και η κίνησή τους έχει σταματήσει. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για κάθε υποπεδίο και για όλες τις κατευθύνσεις της δέσμης.

Δυναμική IMRT (sliding shoot)

Στην τεχνική sliding shoot χρησιμοποιούνται δυναμικά MLC. Τα πεδία διαμορφούμενης έντασης δημιουργούνται από τη συνεχή κίνηση των MLC και ενώ δίδεται η ακτινοβολία. Τα φύλλα κινούνται ανεξάρτητα αλλά στην ίδια κατεύθυνση και με διαφορετικές ταχύτητες. Αλλαγή στο άνοιγμα του ζεύγους των φύλλων και της ταχύτητας κάθε φύλλου οδηγεί σε διαφορετική διαμόρφωση της έντασης του πεδίου. [1]



Σχήμα 5: Η βασική αρχή της τεχνικής “sliding shoot”

1.3.4. Ογκομετρική τοξοειδής θεραπεία (Volumetric Modulated Arc Therapy, VMAT)

Η ογκομετρική θεραπεία τόξων (VMAT/RapidArc) είναι μια προηγμένη μορφή του IMRT η οποία χρησιμοποιεί ειδικό λογισμικό και έναν προηγμένο γραμμικό επιταχυντή για να πραγματοποιεί τις θεραπείες IMRT, μέχρι οκτώ φορές γρηγορότερα από ό,τι ήταν προηγουμένως δυνατόν. Αντίθετα από τις συμβατικές θεραπείες IMRT, κατά τη διάρκεια των οποίων ο γραμμικός επιταχυντής πρέπει να περιστραφεί αρκετές φορές γύρω από τον ασθενή, σταματώντας και ξεκινώντας την ακτινοβολήση από πολλές διαφορετικές γωνίες, η VMAT/RapidArc μπορεί να χορηγήσει τη δόση σε ολόκληρο τον όγκο με μια ενιαία περιστροφή σε λιγότερο από δύο λεπτά και με ακόμη μεγαλύτερη συμμορφία σε σχέση με την κλασσική IMRT.

Στην τεχνική VMAT ο ασθενής ακτινοβολείται διαρκώς καθώς η πηγή περιστρέφεται γύρω από το σώμα του. Η διαμόρφωση της έντασης της δέσμης γίνεται μέσω της ταχύτητας περιστροφής της πηγής (gantry), της κίνησης των φύλλων του πολύφυλλου κατευθυντήρα (MLC) και του ρυθμού δόσης (dose rate). Η βελτιστοποίηση αυτών των παραμέτρων γίνεται με τη βοήθεια ειδικού λογισμικού. Η τεχνική VMAT πλεονεκτεί έναντι της step and shoot από την άποψη ότι μπορεί να ολοκληρώσει τη θεραπεία πολύ πιο γρήγορα, ενώ ταυτόχρονα επιτρέπει τη δημιουργία εξαιρετικά σύμμορφων κατανομών δόσης. Στα «μειονεκτήματα» της εν λόγω τεχνικής είναι η εξαιρετικά απαιτητική διασφάλιση ποιότητας και ελέγχου με τις οποίες επιφορτίζεται το ακτινοθεραπευτικό τμήμα. [5]

1.3.5. Απεικονιστικά καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία (Image-Guided Radiation Therapy _IGRT)

IGRT είναι μια τεχνική με την οποία πραγματοποιείται απεικόνιση του ασθενή στη θέση θεραπείας πριν από την εκάστοτε συνεδρία ακτινοθεραπείας. Η απεικόνιση μπορεί να είναι διδιάστατη (ακτινογραφία) ή τρισδιάστατη (αξονική τομογραφία – Cone Beam CT) και έχει σαν αποτέλεσμα να αυξάνεται σε μεγάλο βαθμό η ακρίβεια της ακτινοθεραπείας και να ελαττώνεται η πιθανότητα σφάλματος κατά την τοποθέτηση του ασθενούς. Είναι κατάλληλη για πολλούς όγκους.

Στις προηγούμενες τεχνικές που αναφέρθηκαν, κατά τον σχεδιασμό της θεραπείας θέτονται κάποια περιθώρια ασφαλείας γύρω από τον όγκο-στόχο με βάση τις εικόνες από τις απεικονιστικές μεθόδους. Αυτό συμβαίνει για να εξασφαλιστεί ότι θα δοθεί η υψηλή δόση στον όγκο-στόχο κατά την ακτινοβολήση ακόμα και όταν ο όγκος ή το σώμα του ασθενούς έχει λίγο διαφορετική θέση από αυτήν που είχε κατά την αξονική τομογραφία σχεδιασμού.

Η απεικονιστικώς καθοδηγούμενη ακτινοθεραπεία χρησιμοποιεί απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο πριν από τη συνεδρία με σύγχρονα απεικονιστικά συστήματα. Μ'αυτόν τον τρόπο επιτρέπει τον **περιορισμό των γεωμετρικών σφαλμάτων**, σημαντική μείωση των περιθωρίων, μείωση του μεγέθους του πεδίου και ακριβή στόχευση του όγκου **διορθώνοντας** τη **θέση** του σώματος του ασθενή. Συνεπώς ακτινοβολούνται λιγότερο οι φυσιολογικοί ιστοί και προκύπτουν λιγότερες παρενέργειες. Επιπλέον, η IGRT μας δίνει τη δυνατότητα να εντοπίσουμε τυχόν αλλαγές στο μέγεθος, το σχήμα ή τη θέση ενός **όγκου** (π.χ. καρκίνος του πνεύμονα ή καρκίνος της κεφαλής και του τραχήλου) και να κάνουμε εγκαίρως τις απαραίτητες αλλαγές στο πλάνο της ακτινοθεραπείας.

Η IGRT προϋποθέτει όλα τα στάδια της ακτινοθεραπευτικής διαδικασίας που περιλαμβάνουν την ακινητοποίηση του ασθενούς, την απεικόνιση, το σχεδιασμό θεραπείας, την επιβεβαίωση του πλάνου θεραπείας, την ακτινοβολήση καθώς και τον ποιοτικό έλεγχο.

- Η ανίχνευση των σφαλμάτων τοποθέτησης γίνεται με ενσωματωμένα συστήματα απεικόνισης (On Board Imaging – OBI). Το **OBI** στηρίζεται μέσω δύο βραχιόνων στο gantry. Αποτελείται από μία kV πηγή ακτίνων-Χ και έναν ανιχνευτή πυριτίου. Το kV απεικονιστικό σύστημα είναι πάντα κάθετο προς τη δέσμη ακτινοβολίας. Οι εικόνες που λαμβάνονται συγκρίνονται με τις εικόνες αναφοράς (Digital Reconstructed Images DRR).
- Η πιο σύγχρονη απεικονιστική τεχνική είναι η κωνικής δέσμης CT (Cone Beam CT - CBCT). Σύμφωνα με αυτή την τεχνική τα ογκομετρικά CT δεδομένα ανακατασκευάζονται μόνο με μία περιστροφή του gantry, ενώ ο ασθενής και το κρεβάτι παραμένουν ακίνητα. Τόσο kV όσο και MV δέσμες μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Οι CBCT εικόνες ευθυγραμμίζονται με τις εικόνες της αξονικής τομογραφίας που χρησιμοποιούνται στο σχεδιασμό του πλάνου και μέσω κατάλληλου λογισμικού υπολογίζονται οι μετατοπίσεις και στις τρεις κατευθύνσεις. Οι μετατοπίσεις αυτές παριστάνουν τις απαιτούμενες διορθώσεις που πρέπει να γίνουν στην τοποθέτηση του ασθενή.

Τέλος, η μεγάλη ακρίβεια και τα μικρότερα περιθώρια ασφαλείας δίνουν τη δυνατότητα να χορηγούνται, όταν χρειάζεται, μεγάλες ημερήσιες δόσεις ακτινοβολίας χωρίς να αυξάνεται ο κίνδυνος για εμφάνιση τοξικότητας. Οι μεγάλες ημερήσιες δόσεις είναι το χαρακτηριστικό σύγχρονων ακτινοθεραπευτικών τεχνικών, όπως η Στερεοτακτική Ακτινοχειρουργική (SRS - Stereotactic Radiosurgery) και η Εξωκρανιακή Στερεοτακτική Ακτινοθεραπεία (SBRT - Stereotactic Body Radiotherapy). [6]

1.3.6. Στερεοτακτική ακτινοχειρουργική (Stereotactic Radiosurgery – SRS)

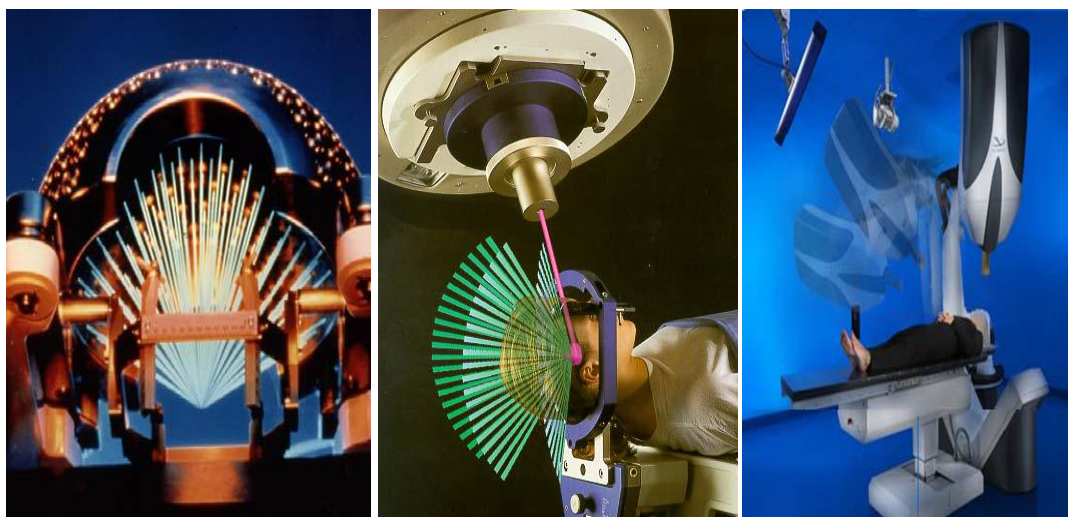
Είναι μία τεχνική που επιτρέπει ακτινοβολήση των όγκων με μεγάλη ακρίβεια. Συνήθως χρησιμοποιείται σε μικρούς, καλά περιγεγραμμένους όγκους (ιδίως του εγκεφάλου, του νωτιαίου μυελού, του πνεύμονα κ.ά.), οι οποίοι συχνά δεν μπορούν να αφαιρεθούν χειρουργικά. Γίνεται με εξειδικευμένους γραμμικούς επιταχυντές. Ιστορικά, ο όρος εισήχθη από τον Σουηδό Νευροχειρουργό Leksell (1951).

Σε αντίθεση με τις συμβατικές κλασματοποιημένες ακτινοθεραπευτικές τεχνικές, στην στερεοτακτική ακτινοχειρουργική αποδίδεται πολύ υψηλή δόση σε μία και μόνο συνεδρία, η οποία είναι ισοδύναμη με την χειρουργική πράξη, ή σε πολύ μικρό (2-5) αριθμό συνεδριών, που καλείται συνήθως στερεοτακτική ακτινοθεραπεία (SBRT - Stereotactic Body Radiotherapy).

Η προστασία των υγιών ιστών που επιτυγχάνεται με την κλασματοποίηση της δόσης κατά τη συμβατική ακτινοθεραπεία, πρέπει να αντισταθμιστεί (κατά την εφαρμογή της SRS) με απόδοση πολύ χαμηλών δόσεων στους υγιείς ιστούς που γειτονεύουν με τον όγκο-στόχο. Αυτή η βασική προϋπόθεση απαιτεί μεγάλη ακρίβεια στη χορήγηση της δόσης, διαδικασία η οποία σε όλα της τα στάδια ελέγχεται πλήρως από εξελιγμένα υπολογιστικά συστήματα. Για την εφαρμογή της SRS χρησιμοποιούνται λεπτές δέσμες ακτινοβολίας.

Οι δέσμες αυτές είναι:

- α) Λεπτές δέσμες φωτονίων γ (4, 8, 14 και 18 mm) παραγόμενες από 201 ημισφαιρικά κατανεμημένες πηγές ^{60}Co (γ -knife) που επικεντρώνονται με εξαιρετική ακρίβεια στο στόχο,
- β) Δέσμες ακτίνων-Χ παραγόμενες από συμβατικό γραμμικό επιταχυντή με χρήση κατάλληλων κατευθυντήρων που επιτρέπουν την παραγωγή ιδιαίτερα λεπτών δεσμών (x-knife),
- γ) Μικρές δέσμες ακτίνων-Χ που παράγονται από εξειδικευμένο γραμμικό επιταχυντή ενσωματωμένο σε ρομποτικό βραχίονα υψηλής ακρίβειας (cyberknife).



Σχήμα 6: Σύστημα στερεοτακτικής ακτινοχειρουργικής: γ -knife, x-knife και cyberknife.

[1],[2]

1.3.7. Ελικοειδής τομοθεραπεία (Helical Tomotherapy)

Σε αυτή την τεχνική ο γραμμικός επιταχυντής μοιάζει με έναν ευρύχωρο αξονικό τομογράφο. Ο ασθενής βρίσκεται ξαπλωμένος στην τράπεζα (κρεβάτι) και μετακινείται διαμέσου του δακτυλίου του μηχανήματος. Η πηγή που ακτινοβολεί περιστρέφεται γύρω από τον ασθενή σε ελικοειδή πορεία, παρομοίως προς τη VMAT, ενώ παράλληλα το κρεβάτι μετακινείται, όπως φαίνεται στην εικόνα 1.

Πλεονεκτήματα της μεθόδου είναι η δημιουργία εξαιρετικά σύμμορφων πλάνων θεραπείας και η απουσία περιορισμών στις διαστάσεις του όγκου που πρέπει να ακτινοβοληθεί (σημαντικό π.χ. σε ακτινοβόληση του νευράξονα). Δίνει τρισδιάστατη κατανομή της δόσης ακτινοβολίας με υψηλή ακρίβεια σε μια περιστροφή 360° του γραμμικού επιταχυντή, σε εξαιρετικά σύντομο χρόνο (5-10'). Η αξιοπιστία του και η ευκολία στον χειρισμό, το καθιστά ικανό να απλοποιεί ακόμη και τα πιο σύνθετα περιστατικά. Προσαρμόζεται στις ανάγκες του ασθενούς, καθημερινά, με δυνατότητα προσαρμογής του πλάνου θεραπείας εφόσον κριθεί απαραίτητο. Αυτό επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας τις εικόνες **αξονικής τομογραφίας (CTTrue)** που λαμβάνονται καθημερινά για την τοποθέτηση του ασθενούς και οι οποίες απεικονίζουν τη θέση και τις διαστάσεις του όγκου και των παρακείμενων φυσιολογικών ιστών κατά την διάρκεια της θεραπείας. Το συγκεκριμένο χαρακτηριστικό αποτελεί πλεονέκτημα του **TomoTherapy** σε σχέση με τις υπόλοιπες **μεθόδους ακτινοθεραπείας** που χρησιμοποιούν το αρχικό θεραπευτικό πλάνο.

Στα «μειονεκτήματα» της μεθόδου είναι η αδυναμία της να παράξει μη-συνεπίπεδα πλάνα θεραπείας, δηλαδή πλάνα θεραπείας με στροφή του κρεβατιού του επιταχυντή, και ο σχετικά αυξημένος χρόνος θεραπείας.



Εικόνα 1: Ελικοειδής τομοθεραπεία Πηγή: bulmed.com και accuray.com

Μειονεκτήματα της μεθόδου είναι η ακτινοβολήση μεγαλύτερου γεωμετρικά όγκου φυσιολογικών ιστών με χαμηλή δόση. Αυτό συμβαίνει κατά την προσπάθεια να επιτευχθούν σύμμορφες κατανομές δόσης. Η ακτινοβολήση αυτή μπορεί να συσχετιστεί με αυξημένη πιθανότητα ανάπτυξης δευτεροπαθών νεοπλασμάτων συγκριτικά με την 3DCRT. Αυτό έχει ιδιαίτερη σημασία για τους ασθενείς με μεγάλο προσδόκιμο επιβίωσης και ιδιαίτέρως για τα παιδιά. Στο πλαίσιο αυτό, γίνεται αντιληπτό πως η πιο σύγχρονη μορφή ακτινοθεραπείας δεν είναι αυτόματα και η βέλτιστη επιλογή για την κάθε περίπτωση. Ο θεράπων ιατρός είναι αυτός που θα κρίνει το ποια θεραπεία είναι η καταλληλότερη ανά περίπτωση. [7]

1.3.8. Θεραπεία με βαρέα ιόντα

Σε αυτή την τεχνική χρησιμοποιούνται πρωτόνια ή ιόντα άνθρακα για να ακτινοβοληθούν όγκοι που απαιτούν εξαιρετικά μεγάλη ακρίβεια στόχευσης, εξαιτίας της θέσης τους και της γειτνίασης με ευαίσθητα όργανα. Η ακτινοβολήση με πρωτόνια αντί με φωτόνια (ακτίνες Χ που χρησιμοποιούνται στις άλλες μορφές ακτινοθεραπείας), επηρεάζει λιγότερο τους παρακείμενους υγιείς ιστούς. Γι' αυτό η θεραπεία με πρωτόνια εφαρμόζεται σε παιδιά, καθώς και σε όγκους, όπως το μελάνωμα στην ίριδα του ματιού ή οι καρκίνοι του εγκεφάλου.

2. ΓΡΑΜΜΙΚΟΙ ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΕΣ



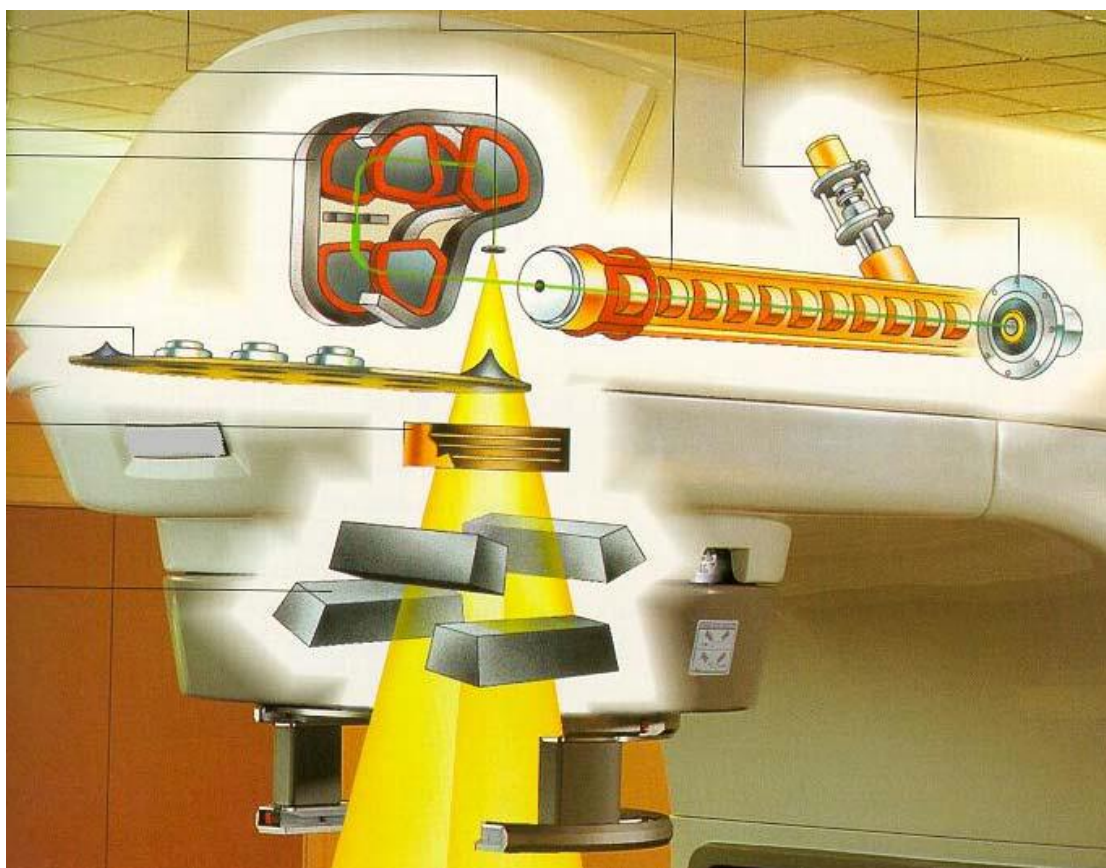
Εικόνα 2: Γραμμικός επιταχυντής [8]

2.1. Κύρια μέρη ενός γραμμικού επιταχυντή

Οι γραμμικοί επιταχυντές λειτουργούν με αντίστοιχο τρόπο με αυτόν της λυχνίας ακτίνων-Χ επιταχύνοντας ηλεκτρόνια σε υψηλές τιμές ενέργειας, πολύ υψηλότερες από τις αντίστοιχες των λυχνιών ακτίνων-Χ που χρησιμοποιούνται στη διάγνωση. Η επιτάχυνση γίνεται με χρήση ηλεκτρομαγνητικών πεδίων ραδιοσυχνότητας (RF). Αυτά τα υψηλής ενέργειας ηλεκτρόνια μπορούν να χρησιμοποιηθούν είτε άμεσα, είτε έμμεσα για την παραγωγή ακτίνων-Χ.

Οι δέσμες ακτίνων-Χ που χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία έχουν συνήθως ενέργεια 6, 10 και 18 MV, ενώ οι δέσμες ηλεκτρονίων 6, 9, 12, 15 και 18 MeV.

Τα κύρια συστήματα για τη διαμόρφωση της δέσμης είναι το σύστημα παροχής ηλεκτρονίων, παραγωγής ραδιοκυμάτων, ο κυματοδηγός επιτάχυνσης και το βοηθητικό σύστημα μεταφοράς, διαμόρφωσης και παρακολούθησης δέσμης.

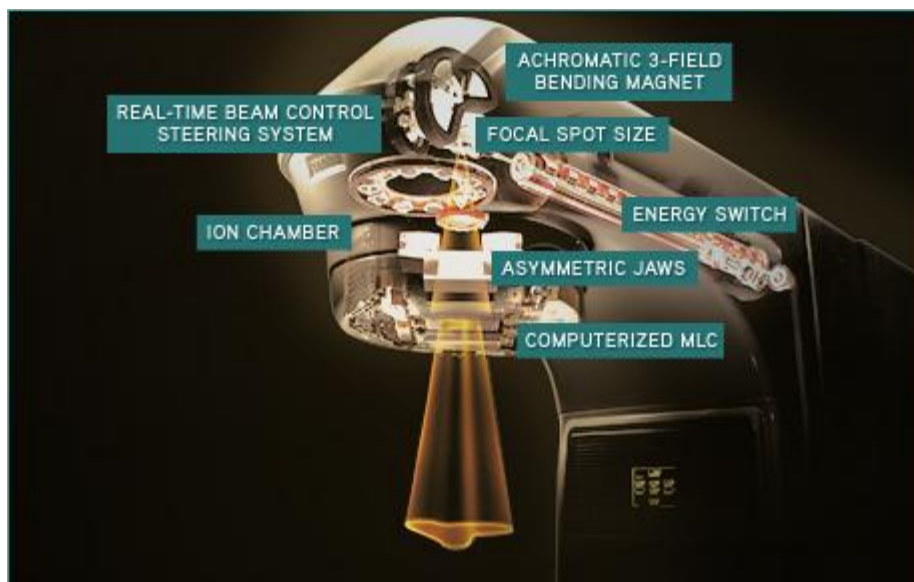


Εικόνα 3: Τμήματα γραμμικού επιταχυντή

Ένα **πυροβόλο ηλεκτρονίων (electron gun)** παράγει με θερμιονική εκπομπή ηλεκτρόνια υπό μορφή παλμών. Τα ηλεκτρόνια επιταχύνονται με τη χρήση **επιταχυντικής διάταξης**, η οποία αποτελείται από έναν κυματοδηγό που χρησιμοποιεί ηλεκτρομαγνητικά πεδία ραδιοσυχνοτήτων (RF). Αφού αποκτήσουν ικανή ενέργεια (της τάξης των MeV) τα ηλεκτρόνια κατευθύνονται στην κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή, όπου παράγεται η χρήσιμη δέσμη της ακτινοβολίας.

Όταν ο γραμμικός επιταχυντής πρόκειται να χρησιμοποιηθεί για ακτινοθεραπεία με ηλεκτρόνια, τότε η δέσμη των ηλεκτρονίων εξέρχεται από την επιταχυντική διάταξη μέσω ενός **λεπτού παραθύρου** και κατευθύνεται προς την **κεφαλή** όπου σκεδάζεται ή σε μερικές περιπτώσεις σαρώνεται ηλεκτρομαγνητικά, ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή διάσταση της χρήσιμης δέσμης.

Όταν ο γραμμικός επιταχυντής πρόκειται να χρησιμοποιηθεί για παραγωγή δέσμης ακτίνων-Χ, τα ηλεκτρόνια προσπίπτουν σε **ειδικό υλικό-στόχο**, υψηλού ατομικού αριθμού και χάνουν την ενέργειά τους, της οποίας ένα μικρό μέρος (~3%) μετατρέπεται σε ακτινοβολία Χ, ενώ το μεγαλύτερο μέρος της μετατρέπεται σε θερμότητα. Ένα ειδικό φίλτρο, το οποίο καλείται **φίλτρο επιπέδωσης** χρησιμοποιείται για τη ομοιογένεια της χρήσιμης δέσμης, ενώ ένα **σύστημα διαφραγμάτων** χρησιμοποιείται για να προσαρμόσει τις διαστάσεις της.



Εικόνα 4: Συστήματα διαμόρφωσης δέσμης της εταιρείας Varian [9]

Αναλυτικότερη επεξήγηση των συστημάτων γίνεται παρακάτω.

Σύστημα Παροχής Ηλεκτρονίων

Το σύστημα παροχής ηλεκτρονίων αποτελεί την πηγή των ηλεκτρονίων. Πρόκειται ουσιαστικά για έναν απλό ηλεκτροστατικό επιταχυντή που ονομάζεται πολυβόλο ηλεκτρονίων. Αποτελείται από μια θερμαινόμενη κάθοδο και μια γειωμένη διάτρητη άνοδο. Τα ηλεκτρόνια εκπέμπονται θερμιονικά από την κάθοδο σε μορφή παλμών, εστιάζονται σε μια λεπτή δέσμη μέσω κατάλληλου ηλεκτροδίου και επιταχύνονται προς τη διάτρητη άνοδο, μέσω της οποίας περνούν στον κυματοδηγό επιτάχυνσης.

Γεννήτρια ραδιοσυχνοτήτων

Η μικροκυματική ακτινοβολία που χρησιμοποιείται στον κυματοδηγό επιτάχυνσης ηλεκτρονίων παρέχεται από τη γεννήτρια ραδιοσυχνοτήτων η οποία αποτελείται από δύο κύρια μέρη την πηγή ραδιοσυχνοτήτων και το διαμορφωτή παλμών.

Η πηγή ραδιοσυχνοτήτων επιταχύνει και επιβραδύνει τα ηλεκτρόνια μέσα σε κενό ώστε να δημιουργήσει ραδιοκύματα μεγάλης έντασης. Ο διαμορφωτής παλμών αναλαμβάνει να δημιουργήσει τους παλμούς που απαιτούνται από την πηγή ραδιοσυχνοτήτων και το σύστημα παροχής ηλεκτρονίων, οι οποίοι είναι υψηλής τάσης (100 kV), υψηλού ρεύματος (100 A) και μικρής διάρκειας (1 s).

Κυματοδηγός επιτάχυνσης

Οι κυματοδηγοί είναι μεταλλικοί σωλήνες παραλληλόγραμμης ή κυκλικής διατομής, γεμισμένοι με αέριο ή κενοί, που χρησιμοποιούνται για την μετάδοση μικροκυμάτων. Οι γραμμικοί επιταχυντές χρησιμοποιούν δύο κυματοδηγούς: ένα για τη μετάδοση των μικροκυμάτων και ένα για την επιτάχυνση των ηλεκτρονίων.

Βοηθητικά συστήματα

Για τη λειτουργία ενός γραμμικού επιταχυντή απαιτούνται και κάποια συστήματα τα οποία παρότι δεν εμπλέκονται άμεσα στην επιτάχυνση ή τη μετάδοση των ηλεκτρονίων, είναι απαραίτητα. Τα βοηθητικά συστήματα του γραμμικού επιταχυντή αποτελούνται από τέσσερα μέρη. Αρχικά από ένα σύστημα άντλησης κενού που παράγει μια πίεση κενού 10^{-6} Torr στον οδηγό επιτάχυνσης και στην RF γεννήτρια. Δεύτερον από ένα σύστημα ψύξης για τον κυματοδηγό επιτάχυνσης, τον περιστροφέα στόχου και τη γεννήτρια ραδιοσυχνοτήτων. Στη συνέχεια υπάρχει συμπιεστής για την υδραυλική κίνηση όλων των κινούμενων μερών και τέλος το σύστημα θωράκισης από την ακτινοβολία διαρροής.

Μεταφορά δέσμης ηλεκτρονίων

Στους γραμμικούς επιταχυντές χαμηλής ενέργειας, ο στόχος είναι ενσωματωμένος στον κυματοδηγό επιτάχυνσης και δεν απαιτείται να υπάρχει καμιά μεταφορά δέσμης ανάμεσα στο κυματοδηγό επιτάχυνσης και το στόχο.

Στους γραμμικούς επιταχυντές άνω των 6 MV, όπου οι κυματοδηγοί επιτάχυνσης είναι πολύ μεγάλου μήκους, είναι απαραίτητη η στρέψη της δέσμης των ηλεκτρονίων ώστε αυτή να κατευθυνθεί προς το στόχο των ακτίνων-Χ. Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιούνται μαγνήτες στρέψης. Η στρέψη είναι 90, 270 ή 112,5 μοιρών.

Στους γραμμικούς επιταχυντές μεσαίας (10 MV) και υψηλής (άνω των 15 MV) ενέργειας χρησιμοποιείται το σύστημα μεταφοράς δέσμης και έτσι τα ηλεκτρόνια αντί να κατευθυνθούν προς το στόχο, αφού επιταχυνθούν εξέρχονται από το γραμμικό, παρέχοντας έτσι τη δυνατότητα για θεραπεία με δέσμες ηλεκτρονίων. Η διαδικασία αυτή επιτυγχάνεται μέσω σωλήνων κενού και μαγνητών στρέψης. Επιπλέον χρησιμοποιούνται κατάλληλα πηνία για την εστίαση και την καθοδήγηση της δέσμης.

Κεφαλή γραμμικού επιταχυντή

Η κεφαλή του γραμμικού επιταχυντή παρέχει πληθώρα εξαρτημάτων που επηρεάζουν την παραγωγή, τη διαμόρφωση, τον εντοπισμό και την παρακολούθηση των θεραπευτικών δεσμών φωτονίων και ηλεκτρονίων. Τα κυριότερα μέρη της κεφαλής ενός σύγχρονου γραμμικού είναι οι στόχοι ακτίνων Χ με δυνατότητα επιλογής, τα φίλτρα επιπέδωσης και σκέδασης, πρωτεύοντες και δευτερεύοντες ρυθμιζόμενους κατευθυντήρες, δύο θάλαμοι ιονισμού για τον έλεγχο της δέσμης, σύστημα δημιουργίας φωτεινού πεδίου και ένδειξη οπτικής απόστασης, δυναμικά φίλτρα και πολύφυλλο κατευθυντήρα.

Η δέσμη ακτίνων-Χ που παράγεται στο στόχο δεν είναι ομοιογενής ως προς την ένταση της ροής της, αλλά παρουσιάζει μέγιστο κατά μήκος του κεντρικού άξονα της. Αυτό σημαίνει ότι ο αριθμός των φωτονίων είναι μεγαλύτερος στον κεντρικό άξονα της δέσμης και ελαττώνεται όσο απομακρυνόμαστε από αυτόν. Επιπλέον η δέσμη περιέχει σημαντικό αριθμό φωτονίων χαμηλής ενέργειας τα οποία δεν είναι χρήσιμα κλινικά, αφού αυξάνουν τη δόση στην επιφάνεια (δέρμα) του ασθενούς. Για τους λόγους αυτούς και με σκοπό η δέσμη των ακτίνων-Χ να καταστεί κλινικά χρήσιμη χρησιμοποιείται το **φίλτρο επιπέδωσης** (flattening filter), το οποίο επιτυγχάνει α) η δέσμη των ακτίνων-Χ να καταστεί όσο το δυνατόν πιο ομοιογενής χωρικά ως προς την έντασή της και β) να απορροφήσει τα χαμηλής ενέργειας φωτόνια. Το φίλτρο επιπεδώσεως έχει κωνικό σχήμα, ώστε να μειώνει την ένταση της δέσμης κατά μήκος του κεντρικού άξονά της σε βαθμό μεγαλύτερο από ό,τι στα άκρα της (τα φωτόνια του κεντρικού άξονα συναντούν περισσότερο υλικό του φίλτρου και απορροφώνται περισσότερο από ό,τι τα φωτόνια στα άκρα).

Για κάθε ενέργεια φωτονίων υπάρχει συγκεκριμένος συνδυασμός στόχου – φίλτρου επιπέδωσης. Το σύστημα αυτό καθώς και τα φίλτρα σκέδασης είναι εγκατεστημένα πάνω σε ένα περιστρεφόμενο δίσκο ή σε συρταρωτή κατασκευή, για την εύκολη τοποθέτησή τους στη δέσμη, ανάλογα με την επιλογή του χειριστή.

Ο **πρωτεύων κατευθυντήρας** ορίζει ένα μέγιστο κυκλικό πεδίο. Στη συνέχεια ο ρυθμιζόμενος ορθογώνιος κατευθυντήρας διαμορφώνει τη δέσμη σε ορθογώνια πεδία. Το φωτεινό πεδίο και η φωτεινή ένδειξη απόστασης διευκολύνουν τη διαδικασία τοποθέτησης του ασθενή. Το φωτεινό πεδίο, διότι συμπίπτει με το πεδίο ακτινοβολίας και η φωτεινή ένδειξη, διότι προβάλλει ένα μέτρο το οποίο δείχνει την απόσταση πηγής – δέρματος του ασθενή.

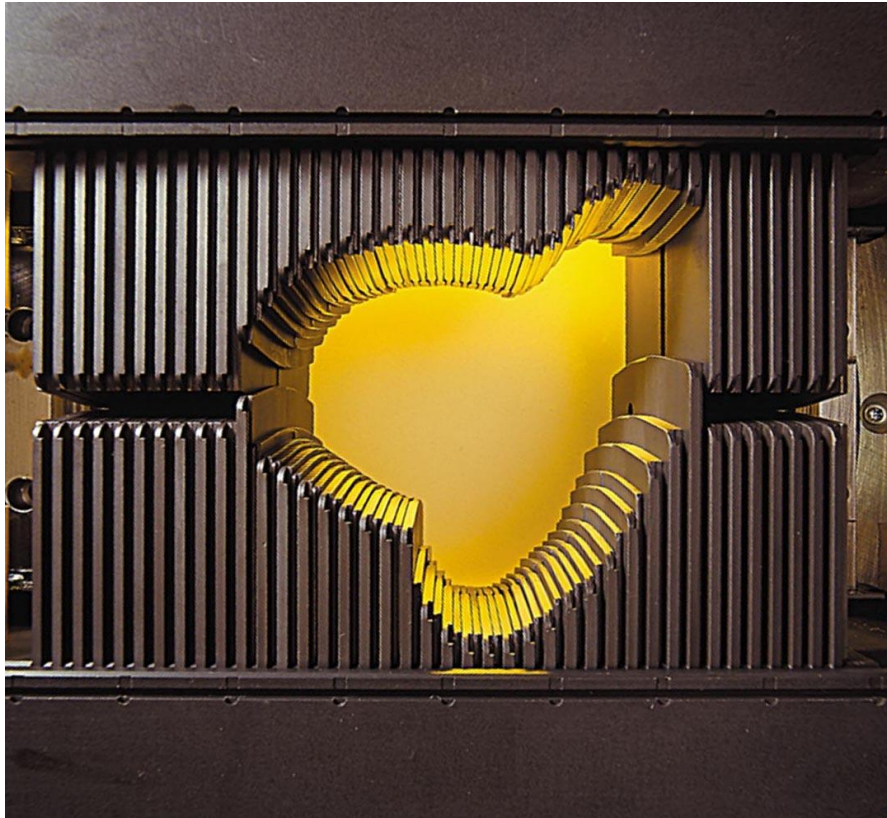
Σύστημα κατευθυντήρων – Διαμόρφωση Δέσμης

Στους σύγχρονους γραμμικούς επιταχυντές, η δέσμη των φωτονίων διαμορφώνεται από τρεις κατευθυντήρες, τον πρωτεύοντα, το δευτερεύοντα που είναι και κινούμενος και τον πολύφυλλο. Οι κατευθυντήρες κατασκευάζονται από υλικό μεγάλου ατομικού αριθμού και πυκνότητας (μόλυβδος, βολφράμιο ή άλλο κράμα βαρέων μετάλλων) έτσι ώστε να εξασφαλίζεται η απορρόφηση των ακτίνων-Χ που προσπίπτουν σε αυτά και τελικά η χρήση συγκεκριμένου μέρους της δέσμης των ακτίνων-Χ που αυτά καθορίζουν. Για τις δέσμες ηλεκτρονίων, επιπλέον των προηγούμενων, χρησιμοποιούνται και κατευθυντικοί κώνοι.

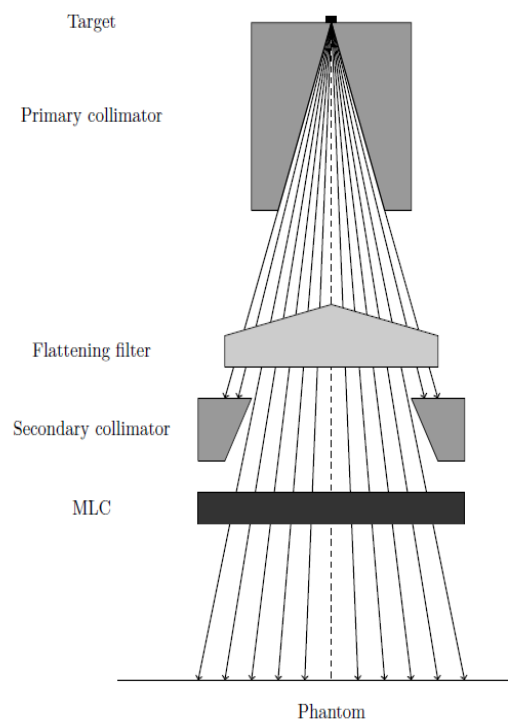
Όπως προαναφέρθηκε ο πρωτεύων κατευθυντήρας ορίζει το μέγιστο πεδίο σε κυκλικό σχήμα. Πρόκειται για μια κωνική οπή σε ένα μπλοκ βολφραμίου, οι προβολές της οποίας συμπίπτουν από τη μία πλευρά με το στόχο ακτίνων Χ και από την άλλη με το φίλτρο επιπέδωσης. Το πάχος του είναι τέτοιο που να μην επιτρέπει πάνω από το 0,1% της πρωτογενούς δέσμης να το περάσει.

Ο δευτερεύων κατευθυντήρας αποτελείται από δύο άνω και δύο κάτω ανεξάρτητα διαφράγματα και διαμορφώνει τη δέσμη σε ορθογώνια πεδία. Το μέγεθος του τελικού πεδίου στο ισόκεντρο είναι από μερικά χιλιοστά μέχρι $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Η διαπερατότητα των κινούμενων διαφραγμάτων δεν πρέπει να ξεπερνά το 2%.

Ο κατευθυντήρας πολλαπλών φύλλων, ο οποίος αποτελείται από δύο αντιπαράλληλες σειρές πολλαπλών φύλλων (multileaf collimator, MLC), το καθένα από τα οποία μπορεί να κινηθεί ανεξάρτητα από το άλλο και το οποίο μπορεί να διαμορφώσει το σχήμα του πεδίου ακτινοβολίας με τρόπο ώστε αυτό να προσαρμόζεται στο σχήμα του προς ακτινοβολησιόγκου στόχου. Οι πολύφυλλοι κατευθυντήρες αποτελούν μια σχετικά νεότερη εξέλιξη στη λειτουργία των γραμμικών και παρότι η βασική ιδέα πάνω στην οποία βασίζονται είναι απλή, η κατασκευή τους είναι πολύπλοκη και δύσκολη διαδικασία. Ο αριθμός των φύλλων ολοένα και αυξάνεται, ενώ μπορούν να υποστηρίξουν οποιοδήποτε μέγεθος πεδίου. Η παρουσία τους είναι απαραίτητη σε τεχνικές IMRT, ενώ κατασκευές με φύλλα πολύ μικρού πάχους (1,4 – 6 mm) χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές ακτινοχειρουργικής. [1],[2]



Εικόνα 5: Πολύφυλλοι κατευθυντήρες MLC διαμορφώνουν το σχήμα της δέσμης για προσαρμογή στο σχήμα του προς ακτινοβολήση όγκου-στόχου [10]



Εικόνα 6: Κεφαλή γραμμικού επιταχυντή (δέσμη ακτίνων x προσπίπτει στον στόχο, στον αρχικό κατευθυντήρα, στο φίλτρο επιπέδωσης, στον δευτερεύοντα κατευθυντήρα και εν τέλει στους πολύφυλλους κατευθυντήρες) [11]

Σύστημα παρακολούθησης δόσης

Ο συνηθέστερος τρόπος παρακολούθησης της δόσης που παρέχει η δέσμη ενός γραμμικού είναι μέσω θαλάμων ιονισμού. Οι θάλαμοι αυτοί είναι μόνιμα εγκατεστημένοι εντός της δέσμης, μεταξύ του φίλτρου επιπέδωσης και του δευτερεύοντος κατευθυντήρα και ελέγχουν τη δόση διαρκώς και καθ' όλη τη διάρκεια της θεραπείας. Είναι συνήθως κλειστού τύπου ώστε να μην επηρεάζεται η μέτρηση από αλλαγές στην πίεση και τη θερμοκρασία.

Για μεγαλύτερη ασφάλεια, το σύστημα δοσιμέτρησης του γραμμικού αποτελείται συνήθως από δύο ανεξάρτητους θαλάμους, καθένας από τους οποίους έχει ανεξάρτητη παραγωγή ρεύματος και συνδέεται με διαφορετικό ηλεκτρόμετρο. Σε περίπτωση που κάποιος από τους δύο ανιχνευτές χαλάσει, η ακτινοβολήση σταματά άμεσα. Οι ίδιοι οι ανιχνευτές πρέπει να πληρούν κάποιες προδιαγραφές. Καταρχάς πρέπει να προκαλούν την ελάχιστη δυνατή παραμόρφωση στις μετρούμενες δέσμες. Επίσης η απόκρισή τους δεν πρέπει να μεταβάλλεται από την πίεση και τη θερμοκρασία και η λειτουργία τους πρέπει να γίνεται υπό συνθήκες κορεσμού.

Ο πρωτεύων θάλαμος μετράει Monitor Units (MU). Συνήθως η βαθμονόμηση του συστήματος θαλάμου – ηλεκτρομέτρου είναι τέτοια ώστε 1 MU να αντιστοιχεί σε δόση 1 cGy στο βάθος μέγιστης δόσης σε ομοίωμα νερού, στον κεντρικό άξονα ακτινοβολίας, για πεδίο $10 \times 10 \text{ cm}^2$ και SSD 100 cm. Μόλις επιτευχθεί ο επιθυμητός αριθμός MU, ο πρωτεύων θάλαμος διακόπτει την ακτινοβολήση. Για να γίνει νέα ακτινοβολήση είναι απαραίτητο να μειωθεί η ένδειξη των MU και να οριστεί νέος αριθμός MU.

Πέραν της μέτρησης των MU, το σύστημα παρακολούθησης δόσης ελέγχει και άλλες παραμέτρους όπως την ενέργεια, την ομοιογένεια και τη συμμετρία. Για να είναι δυνατό πρέπει τα ηλεκτρόδια του πρωτεύοντα και του δευτερεύοντα ανιχνευτή να χωρίζονται σε επιμέρους τμήματα. Τα σήματα από τα τμήματα αυτά χρησιμοποιούνται από ένα αυτόματο σύστημα, ώστε να διορθωθεί η πορεία της δέσμης των ηλεκτρονίων εντός του κυματοδηγού επιτάχυνσης και να επιτευχθεί το επιθυμητό αποτέλεσμα.

3. ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΔΟΣΗΣ

Ο υπολογισμός της δόσης από τους αλγορίθμους γίνεται με βάση τις εικόνες που λαμβάνονται από τον αξονικό τομογράφο (CT). Το ομοίωμα/ασθενής απεικονίζεται με αξονικό τομογράφο CT και οι εικόνες παρέχουν πληροφορίες για την πυκνότητα μάζας ρ_m του ομοιώματος/ασθενή, εκφρασμένη σε μονάδες Hounsfield HU σύμφωνα με την σχέση:

$$HU = 1000 \left(\frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \right)$$

Όπου μ : γραμμικός συντελεστής εξασθένισης

μ_{H_2O} : γραμμικός συντελεστής εξασθένισης νερού

Τα HU μπορεί να μεταφραστούν σε πυκνότητα μάζας μέσω ενός CT πίνακα βαθμονόμησης.

Επισημαίνεται ότι η σχέση απορρόφησης ακτινοβολίας από την ύλη είναι :

$I(x) = I(0) \cdot e^{-\mu \cdot x}$, όπου $I(x)$: ένταση δέσμης μετά την αλληλεπίδραση με την ύλη

$I(0)$: αρχική ένταση δέσμης

μ : γραμμικός συντελεστής εξασθένισης

Κατά την αλληλεπίδραση ακτινοβολίας (ακτίνες x) με την ύλη μπορούν να λάβουν χώρα φαινόμενα όπως, το φωτοηλεκτρικό φαινόμενο, το φαινόμενο Compton, η δίδυμη γένεση και φωτοπυρηνικά φαινόμενα, ανάλογα με την ενέργεια της αρχικής δέσμης. Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης εκφράζει την πιθανότητα να γίνει κάποια αλληλεπίδραση.

Συγκεκριμένα,

Ενέργεια (E) ακτίνων x	Μηχανισμός αλληλεπίδρασης
0 έως 50 kV	Φωτοηλεκτρικό φαινόμενο
60 kV - 90 kV	Φωτοηλεκτρικό φαιν. και φαινόμενο Compton
200 kV - 2 MV	Φαινόμενο Compton (Φ.C.)
5 MV - 10 MV	Φ.C. & Δίδυμη γένεση γίνεται σημαντική
50 MV-100 MV	Δίδυμη γένεση

Πίνακας Α: Εύρη ενεργειών και τα φαινόμενα που συντελούνται

Τα φωτοπυρηνικά φαινόμενα συντελούνται όταν φωτόνιο γ με ικανή ενέργεια προσπίπτει σε πυρήνα. Ο πυρήνας το απορροφάει και προκύπτει ραδιενεργός θυγατρικός πυρήνας και νετρόνιο (γ, n). Μπορεί να συμβεί, όταν η αρχική δέσμη είναι ενέργειας $E > 10 \text{ MV}$.

Οι ακτίνες x μπορούν να κατηγοριοποιηθούν με βάση την κλινική τους χρήση ως εξής:

Ενέργεια φωτονίων	Ορολογία
0.1–20 kV	Χαμηλής ενέργειας ακτίνες x
10–120 kV	Διαγνωστικές ακτίνες x
120–300 kV	Orthovoltage ακτίνες x
300 kV–1 MV	Ενδιάμεσης ενέργειας ακτίνες x
>1 MV energy	Mega voltage ακτίνες x

Πίνακας Β: Φάσμα ενεργειών με κλινική σημασία και η αντίστοιχη ορολογία

Στην ακτινοθεραπεία χρησιμοποιούνται ακτίνες x ενέργειας > 1MV. Σημειώνεται ότι, όταν ο ασθενής τοποθετείται σε μία δέσμη φωτονίων ενέργειας E εκτίθεται σε φάσμα ενέργειας από 0 έως τη μέγιστη ενέργεια E.

Παρακάτω αναλύουμε τον τρόπο υπολογισμού δόσης στους δύο αλγόριθμους, οι οποίοι είναι εγκατεστημένοι στο **σύστημα σχεδιασμού** θεραπείας της Elekta, **Monaco**.

3.1. Collapsed Cone

Ο αλγόριθμος Collapsed Cone χρησιμοποιείται κυρίως για υπολογισμό δόσης στην τεχνική της τρισδιάστατης σύμμορφης ακτινοθεραπείας και υπολογίζει τη δόση διαχωρίζοντας την αρχική δέσμη φωτονίων από την σκεδαζόμενη δέσμη φωτονίων και ηλεκτρονίων. Η ολική ενέργεια που απελευθερώνεται ανά μονάδα μάζας (Total Energy Released per unit Mass - TERMA) αντιπροσωπεύει την αρχική δέσμη φωτονίων. Το TERMA ορίζεται για ένα σημείο $\mathbf{r}$, για φωτόνια ενέργειας E και ροή ενέργειας $\Psi_E(\mathbf{r})$ σε μέσο πυκνότητας $\rho(\mathbf{r})$ ως:

$$T_E(\mathbf{r}) = (r/r_0)^2 \frac{\mu(E, \mathbf{r})}{\rho(\mathbf{r})} \Psi_E(\mathbf{r}_0) \exp \left(\int_{r_0}^r -\mu(E, l) dl \right) \quad (\text{A})$$

όπου $\mu(E, \mathbf{r})$ είναι ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης του μέσου στο σημείο $\mathbf{r}$ και $\Psi_E(\mathbf{r}_0)$ είναι η ενεργειακή ροή στο σημείο αναφοράς.

Ο αλγόριθμος Collapsed Cone υπολογίζει τη δόση με παρακάτω βήματα:

- 1° : Υπολογίζει τη ροή ενέργειας σε συγκεκριμένο σημείο από την αρχική δέσμη και από την σκεδαζόμενη
- 2° : Υπολογίζει την συνολική ενέργεια που απελευθερώνεται στη μάζα (TERMA).
- 3° : Μοιράζει την ύλη σε στοιχειώδεις κώνους και πραγματοποιεί συνέλιξη (convolution) και υπέρθεση (superposition) των κώνων.

Οι κώνοι ή πυρήνες μπορούν να θεωρηθούν ως μια σφαιρική περιοχή με συγκεκριμένη ακτίνα, που στο κέντρο της γίνεται η αλληλεπίδραση του φωτονίου με την ύλη. Οι σημειακοί κώνοι $h(E, s, r)$ αντιπροσωπεύουν τη δευτερεύουσα μεταφορά ηλεκτρονίων και φωτονίων. Το $h(E, s, r)$ περιγράφει τη συνεισφορά δόσης σε σημείο r από την αλληλεπίδραση φωτονίου σε σημείο s του νερού. Οι σημειακοί κώνοι συχνά υπολογίζονται εκ των προτέρων με προσομοίωση για διακριτές ενέργειες. Οι μονοενεργειακοί κώνοι μπορούν να συνδυαστούν σε πολυενεργειακούς κώνους με κατάλληλο ζύγισμα ανάλογα με το ενεργειακό φάσμα σε ένα ορισμένο βάθος λαμβάνοντας υπόψη τη σκλήρυνση της δέσμης εκτός άξονα.

Για πολυενεργειακούς κώνους σε ομογενές μέσο, η λειτουργία του κώνου γίνεται χωρικά αμετάβλητη και η αναλυτική έκφραση της δόσης σε ένα σημείο το $D(r)$ ορίζεται ως:

$$D(r) = (1/\rho(r)) \int \int \int T_E(s) \rho(s) h(E, s, r) d^3s dE. \quad (B)$$

Όπου s είναι το σημείο της πρωταρχικής αλληλεπίδρασης, h είναι ο σημειακός κώνος, T_E είναι το TERMA όπως στην εξίσωση A και ρ είναι η πυκνότητα μάζας. Η εξίσωση B απαιτεί πολύ υπολογιστικό χρόνο. **Ο αλγόριθμος δόσης CC μειώνει τον υπολογιστικό χρόνο με την κατάρρευση των κώνων** σε ένα ορισμένο αριθμό κατευθύνσεων. Όλη η ενέργεια ή η δόση κατανέμεται σε κατευθύνσεις που προκύπτουν από το σημείο αλληλεπίδρασης. Αυτό απλοποιεί αποτελεσματικά και μειώνει τον αριθμό των κατευθύνσεων σκέδασης.

3.2. Monte Carlo

Ο αλγόριθμος Monte Carlo χρησιμοποιείται ευρέως στην ιατρική φυσική και στηρίζεται σε στατιστικό μοντέλο που υπολογίζει την συνεισφορά δόσης από τα **διάφορα είδη αλληλεπιδράσεων** και τις **πιθανότητες** τους ανά στοιχειώδη όγκο (voxel). Ο γραμμικός συντελεστής εξασθένισης δηλώνει ποιές είναι οι πιθανότητες. Διαθέτει γεννήτριες ψευδοτυχαίων αριθμών της μορφής $r_{n+1} = Br_n \bmod 2^M$, όπου B, M and r_0 κατάλληλα προκαθορισμένοι παράμετροι. Οι ψευδοτυχαίοι αριθμοί έχουν περίοδο 2^M . Εάν συμβεί υπέρβαση της περιόδου, μπορεί να προκύψουν συστηματικά σφάλματα και υποεκτίμηση της διακύμανσης των αποτελεσμάτων.

Σε αντίθεση με τους συμβατικούς αλγορίθμους υπολογισμού δόσεων, που χρησιμοποιούν νερό, με διαφορετικές πυκνότητες ηλεκτρονίων, για να υπολογίσουν την επίδραση της ετερογενούς ανατομίας του ασθενούς, η μέθοδος Monte Carlo υπολογίζει **με ακρίβεια** την εναπόθεση ενέργειας **σε διαφορετικά μέσα** και αναφέρει απευθείας το D_m (δόση στο μέσο). Αυτό έχει προσελκύσει την προσοχή ορισμένων ερευνητών, καθώς οι σημαντικές διαφορές μεταξύ D_w (δόση στο νερό) και D_m θα μπορούσαν να οδηγήσουν στην αλλαγή της συνταγογραφούμενης δόσης, προκειμένου να διατηρηθούν συνεπή αποτελέσματα ακτινοθεραπείας.

Για να μειωθεί ο απαιτούμενος χρόνος υπολογισμού δόσης έχουν κατασκευαστεί πολλές εκδόσεις του Monte Carlo αλγόριθμου. Η λογική του γενικά είναι η παρακάτω:

Συντελείται προσομοίωση διάδοσης σωματιδίων:

- Προσομοίωση της **«ιστορίας»** κάθε σωματιδίου από τη «γέννηση» του έως τον «θάνατο» του ή την διαφυγή του εκτός γεωμετρίας
- Προσομοίωση **τροχιάς**
- Προσομοίωση **σκεδάσεων** χρησιμοποιώντας φυσικούς νόμους και ενεργές διατομές
- Προσομοίωση **διαδρομής ανάμεσα σε δύο σκεδάσεις** μέσα στην γεωμετρία που έχει επιλεχθεί
- **Καταγραφή γεγονότων** σε κάθε περιοχή
- **Αποθήκευση** δευτερογενών σωματιδίων και προσομοίωση της τροχιάς τους στο τέλος

[11],[12]

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΜΕΡΟΣ

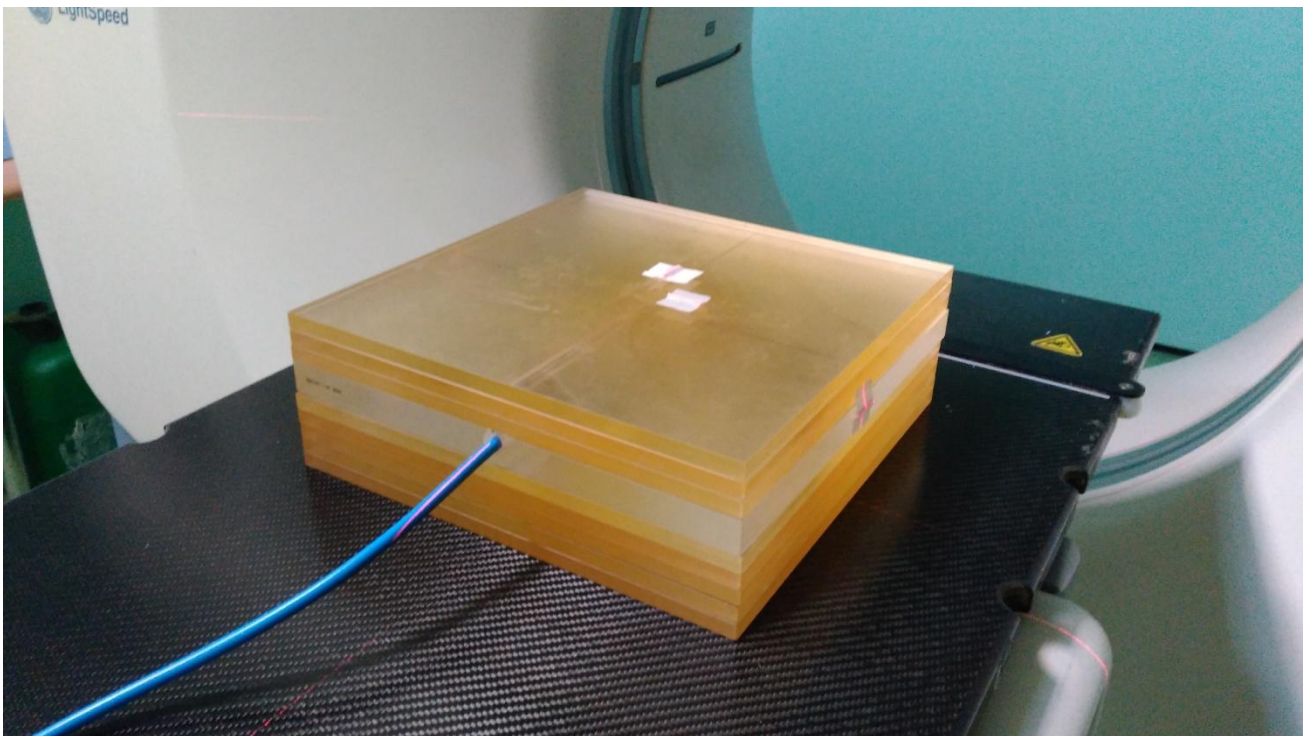
4. ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΣ

4.1. Εξομοίωση

4.1.1. Plexiglass

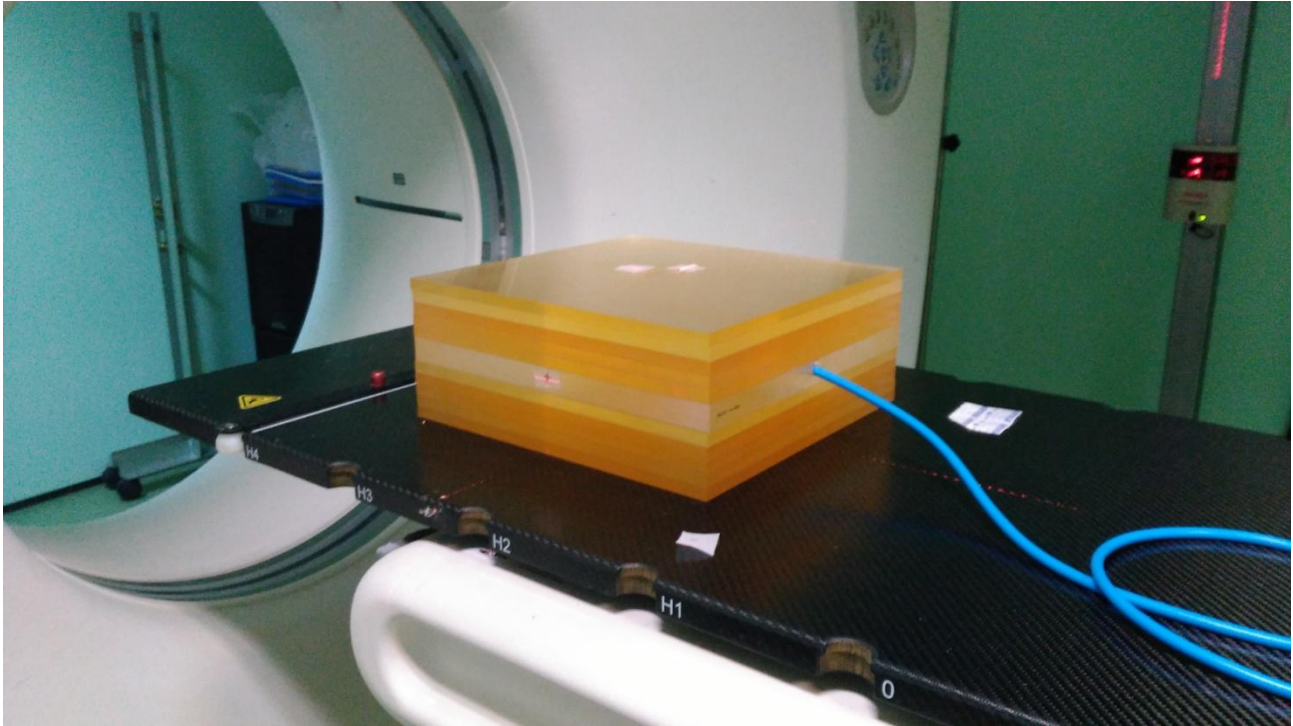
Χρησιμοποιήθηκαν **πλάκες Plexiglass** ως **ομοίωμα**. Τα plexiglass χρησιμοποιούνται αντί νερού ή άλλου υλικού. Προσομοιάζει ο τρόπος αλληλεπίδρασης της ακτινοβολίας (ακτίνων x) με το plexiglass με τον τρόπο αλληλεπίδρασης ακτίνων x με το ανθρώπινο σώμα. Το plexiglass είναι ένα **πολυμερές** από πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (polymethyl methacrylate) (PMMA). Επίσης, το πάχος της μία πλάκας είναι 1 cm.

Το πρώτο ομοίωμα Plexi3 αποτελείται από πέντε πλάκες plexiglass στη βάση, μία παχύτερη πλάκα με είσοδο για τον θάλαμο ιονισμού και τρεις πλάκες από πάνω. Το βάθος του θαλάμου είναι στα 3,7 cm, το οποίο είναι χαρακτηριστικό βάθος όγκων κοντά στην επιφάνεια του δέρματος. Γι' αυτό μας ενδιαφέρει να μελετήσουμε το συγκεκριμένο βάθος.



Εικόνα 4.1: Πρώτο ομοίωμα: Plexi3

Το δεύτερο ομοίωμα Plexi8 αποτελείται από πέντε πλάκες plexiglass, μία παχύτερη πλάκα με είσοδο για τον θάλαμο ιονισμού και οχτώ πλάκες από πάνω. Το βάθος του θαλάμου είναι στα 8,7 cm, το οποίο είναι χαρακτηριστικό βαθύτερων όγκων. Και στα δύο ομοιώματα έχει τοποθετηθεί ο θάλαμος ιονισμού στην ειδική του θέση.



Εικόνα 4.2: Δεύτερο ομοίωμα: Plexi8

4.1.2. Ακτινοδιαγνωστικό Μηχάνημα

Το ακτινοδιαγνωστικό μηχάνημα που χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη των εικόνων είναι εξομοιωτής αξονικής τομογραφίας CT. Διαθέτει ευθύγραμμη κλίνη και εξωτερικό σύστημα lasers.

Αρχικά, λήφθηκαν οι εικόνες αξονικής τομογραφίας (CT) των ομοιωμάτων Plexi3 και Plexi8 από τον αξονικό τομογράφο (Light speed CTTM-5.X. Helical Type 120 KV, 440mA, τομή 2,5 mm) πάνω στις οποίες στηρίζεται ο σχεδιασμός θεραπείας. Λαμβάνονται οι εγκάρσιες τομές των ομοιωμάτων και ανασυντίθενται τρισδιάστατα. Τοποθετούνται σημάδια στα ομοιώματα χρησιμοποιώντας τα lasers, έτσι ώστε να συμπίπτει η τομή των lasers με το κέντρο του θαλάμου ιονισμού. Μ' αυτό τον τρόπο καθορίζεται το ισόκεντρο που είναι το κέντρο της ακτινοβολήσης.



Εικόνα 4.3: CT- Εξομοιωτής νοσοκομείου Α.Χ.Ε.Π.Α.

4.2. Σχεδιασμός με M.C. και C.C. και σύγκριση των αντίστοιχων MU

4.2.1. Σύστημα σχεδιασμού θεραπείας (Treatment Planning System TPS)

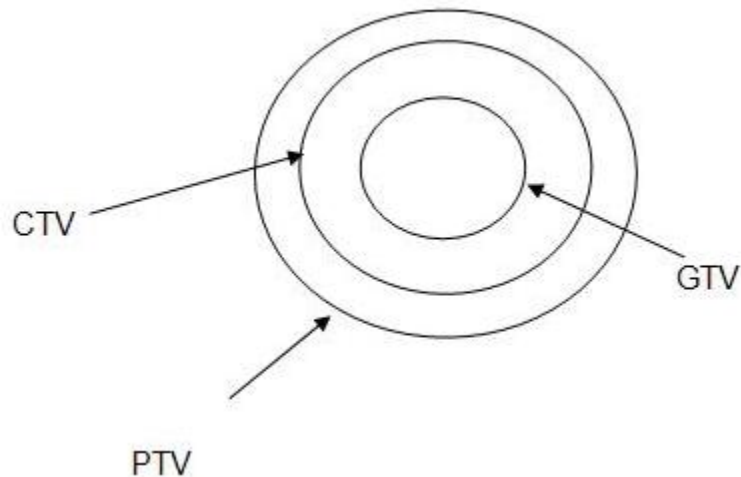
Το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας που χρησιμοποιήθηκε είναι το MONACO της εταιρείας ELEKTA, το οποίο είναι εγκατεστημένο στη μονάδα ακτινοθεραπείας του Πανεπιστημιακού Γενικού Νοσοκομείου ΑΧΕΠΑ.

Ως σύστημα σχεδιασμού θεραπείας ορίζονται οι ηλεκτρονικοί υπολογιστές με εξειδικευμένο λογισμικό. **Με βάση τις εικόνες της αξονικής τομογραφίας (CT) σχεδιάζονται με χρήση κατάλληλου λογισμικού τα περιγράμματα του όγκου-στόχου και των γειτονικών υγιών δομών που πρέπει να προστατευτούν από την ακτινοβολία.** Οι γειτονικές υγιείς δομές ονομάζονται όργανα σε κίνδυνο (Organs At Risk OAR). Το ποθούμενο αποτέλεσμα είναι να απορροφηθεί η συνταγογραφούμενη δόση από τον όγκο στόχο και τα όργανα σε κίνδυνο να δεχθούν την ελάχιστη δυνατή ακτινοβολία. Για να επιτευχθεί κάτι τέτοιο γίνεται βελτιστοποίηση των παραμέτρων αγωγής. Σύμφωνα με τις οδηγίες για τον καθορισμό του όγκου-στόχου, που δημοσίευσε η διεθνής επιτροπή μονάδων και μετρήσεων ακτινοβολίας **περιγράφονται ομόκεντροι κύκλοι ώστε να δοθεί ο τελικός όγκος-στόχος.**

Πιο συγκεκριμένα, καθορίζονται ο μακροσκοπικός όγκος στόχος (Gross tumor volume - GTV), ο κλινικός όγκος στόχος (Clinical tumor volume – CTV) και ο όγκος στόχος για σχεδιασμό ακτινοθεραπείας (Planning tumor volume – PTV).

Ο μακροσκοπικός όγκος στόχος (GTV) περιγράφει τον όγκο, όπως είναι ορατός ως νόσος και αποτελείται από τον πρωτοπαθή όγκο (GTV primary), πιθανή μεταστατική λεμφαδενοπάθεια (GTV nodal) ή άλλες μεταστάσεις (GTV M).

Ο κλινικός όγκος στόχος (CTV) αποτελείται από το GTV αφήνοντας ένα επιπλέον περιθώριο (~ 1cm) για πιθανές μικροσκοπικές επεκτάσεις του όγκου (καρκινικά κύτταρα τα οποία είναι πιθανόν εκτός GTV αλλά δεν διαγιγνώσκονται ως νόσος την χρονική περίοδο της απεικόνισης), περιλαμβάνοντας όλες τις δομές που πρέπει να ακτινοβοληθούν. Οι μετακινήσεις οργάνων μπορούν να οδηγήσουν σε μια μετατόπιση του CTV, με αποτέλεσμα ένα πρόσθετο διάστημα (~1cm) να προστίθεται γύρω από το CTV. Αυτός ο όγκος καλείται όγκος στόχος (PTV).



Σχήμα 7: Σχηματική αναπαράσταση των GTV, CTV, PTV

Στη συνέχεια πραγματοποιείται ο καθορισμός του αριθμού και της διεύθυνσης των πεδίων ακτινοβολίας (αριθμός, γωνίες ακτινοβολήσης, σχήμα, ενέργεια, κ.λ.π.) Όπως προαναφέρθηκε, χρησιμοποιούνται πεδία ακτινοβολίας από διάφορες γωνίες, το σχήμα των οποίων είναι τέτοιο, που να προσαρμόζεται στον όγκο και παράλληλα να αποφεύγεται, όσο είναι δυνατό, η ακτινοβολήση υγιών ιστών.

Το σύστημα σχεδιασμού ακτινοθεραπείας υπολογίζει την κατανομή δόσης σε κάθε εικόνα (τομή) της αξονικής τομογραφίας. Η δόση στον όγκο στόχο και τα κρίσιμα όργανα υπολογίζεται με βάση την τρισδιάστατη κατανομή δόσης και γίνεται η εκτίμηση του σχεδιασμού θεραπείας. Στο στάδιο αυτό χρησιμοποιούνται και τα ιστογράμματα δόσης όγκου (Dose Volume Histograms- DVH). Τα ιστογράμματα αυτά παρουσιάζουν το ποσοστό του όγκου και των υγιών οργάνων που απορρόφησε συγκεκριμένη τιμή δόσης, αφού έχει αποδειχθεί ότι η ανταπόκριση του όγκου και των υγιών ιστών στην ακτινοβολία δεν εξαρτάται μόνο από την τιμή της μέσης ή μέγιστης δόσης που απορρόφησαν αλλά κυρίως από το ποσοστό του όγκου του οργάνου που απορροφά συγκεκριμένη δόση. Τέλος, πριν την θεραπεία γίνεται η επαλήθευση του πλάνου θεραπείας κατά την εξομοίωση. [2]



Εικόνα 4.4: Κατανομή δόσης σε περίπτωση ακτινοθεραπείας προστάτη [13]

Ένα τυπικό διδιάστατο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας αποτελείται από τα παρακάτω εξαρτήματα:

- Ηλεκτρονικός υπολογιστής
- Ψηφιοποιητής για την εισαγωγή τομών του ασθενή
- Εκτυπωτής για την εκτύπωση των πλάνων θεραπείας

Οι δυνατότητες των πρώτων υπολογιστικών συστημάτων σχεδιασμού θεραπείας ήταν περιορισμένες. Τα σύγχρονα συστήματα σχεδιασμού θεραπείας, με την εξέλιξη της τεχνολογίας των υπολογιστών και την ανάπτυξη εξειδικευμένων αλγορίθμων υπολογισμού δόσης, παρέχουν πλέον μια σειρά από τρισδιάστατες δυνατότητες τόσο στην απεικόνιση όσο και στους υπολογιστές.

Η εισαγωγή στον υπολογιστή των δοσιμετρικών δεδομένων για κάθε ακτινοθεραπευτική μονάδα που υπάρχει στο σύστημα, είναι απαραίτητη για να είναι σε θέση ένα σύστημα να εκτελέσει δοσιμετρικούς υπολογισμούς. Η εισαγωγή των δεδομένων αυτών στον υπολογιστή του συστήματος σχεδιασμού θεραπείας γίνεται συνήθως μέσω του υπολογιστή που υποστηρίζει τα όργανα με τα οποία πραγματοποιούνται οι μετρήσεις των δοσιμετρικών δεδομένων. Εκτός από τα δοσιμετρικά, είναι απαραίτητο να εισαχθούν στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας και άλλα δεδομένα που αφορούν τα μηχανήματα όπως οι δυνατότητες κινήσεων, εύρος κάθε κίνησης κ.λ.π.

Η εισαγωγή των τομών του ασθενή γίνεται on line κατευθείαν από ένα απεικονιστικό σύστημα. Οι τομές του αξονικού χρησιμοποιούνται για την κατασκευή τρισδιάστατου χάρτη ηλεκτρονικής πυκνότητας του ασθενή που θα χρησιμοποιηθεί για τον υπολογισμό της δόσης. Με τη βοήθεια κατάλληλου ειδικού λογαριασμού αναγνώρισης περιγραμμάτων, τοποθετούνται σε κάθε τομή το περίγραμμα του ασθενή και τα εσωτερικά περιγράμματα των περιοχών των ετερογενειών. Εκτός από την on line εισαγωγή πρέπει να αναφερθεί ότι υπάρχει και η δυνατότητα χειροκίνητης εισαγωγής στοιχείων μέσω ενός ψηφιοποιητή.

Η γραφική απεικόνιση των τομών του ασθενή γίνεται πλέον με την ίδια υψηλή ανάλυση που παρέχει το απεικονιστικό σύστημα που χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη τους. Επάνω στις τομές του ασθενή εμφανίζονται τα περιγράμματα του σώματος και των εσωτερων οργάνων, τα περιγράμματα των όγκων που έχουν οριστεί, τα πεδία θεραπείας και οι ισοδοσιακές κατανομές.

Τα συστήματα σχεδιασμού θεραπείας παρέχουν επίσης τη δυνατότητα της ψηφιακά ανακατασκευασμένης ακτινογραφίας (Digital Reconstructed Radiograph- DRR) η οποία χρησιμοποιώντας τις δέσμες που έχουν οριστεί στο πλάνο θεραπείας, παρουσιάζει την αναμενόμενη εικόνα της δέσμης μετά από την έξοδό της από τον ασθενή. Η εικόνα αυτή είναι εξαιρετικά χρήσιμη για την επαλήθευση της σωστής εκτέλεσης του πλάνου θεραπείας γιατί μπορεί εύκολα να συγκριθεί με την εικόνα που παίρνεται σε φιλμ από την συσκευή portal imaging κατά την εξομοίωση. Με κατάλληλο λογισμικό η σύγκριση αυτή μπορεί να γίνει και ηλεκτρονικά με υπέρθεση των δύο εικόνων.

Τέλος, τα TPS παρέχουν δυνατότητα αποθήκευσης όλων των πλάνων θεραπείας για κάθε ασθενή και ένα σύστημα διαχείρισης ασθενών που επιτρέπει την εύκολη αναζήτηση και ανάκληση προηγούμενου πλάνου. Τα TPS μπορούν να επικοινωνούν με το γενικότερο σύστημα διαχείρισης ασθενών του τμήματος.

Στο πείραμα ακολουθήθηκαν τα στάδια της σύμμορφης τρισδιάστατης ακτινοθεραπείας (**3D-CRT**). Έχοντας τις εικόνες των ομοιωμάτων από τον αξονικό τομογράφο έγινε σχεδιασμός των πλάνων στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας (Treatment Planning System TPS) με forward planning για **2Gy/συνεδρία**. Ορίσαμε το ισόκεντρο (0,0,0) έτσι ώστε να συμπίπτει στο κέντρο του θαλάμου ιονισμού.

Και στα **δύο ομοιώματα** έγινε σχεδιασμός για πεδία **10,4*10,4** και **12*4,8** για ενέργειες **φωτονίων 6MV** και **10MV**. Ο συγκεκριμένος γραμμικός επιταχυντής περιλαμβάνει ενσωματωμένο σύστημα κατευθυντήρων πολλαπλών φύλλων τύπου **Beam Modulator TM** πολύ μικρών διαστάσεων (με πάχος φύλλου μόλις 4mm και ελάχιστο πεδίο ακτινοβολήσης μόλις **4mm x 1,5mm** στο ισόκεντρο) για εφαρμογές στερεοταξίας οπουδήποτε στο σώμα και μέγιστο πεδίο ακτινοβολήσης (**21cm x 16cm**), το οποίο επιτρέπει την χρήση του για οποιαδήποτε εφαρμογή ακτινοθεραπείας, οπουδήποτε στο σώμα.

Μελετήθηκε το πεδίο 10,4*10,4 cm². Επιλέχτηκε το συγκεκριμένο πεδίο διότι παραπέμπει στο πεδίο 10*10, που είναι χρησιμοποιείται στην απόλυτη δοσιμετρία. (Δεν γίνεται να δοθεί το πεδίο 10*10 λόγω της δομής των πολύφυλλων κατευθυντήρων.) Το δεύτερο πεδίο που εξετάζουμε είναι το 12*4,8 cm², που είναι στενό. Θέλουμε να ελέγξουμε κατά πόσο δίνεται σωστά η δόση, που ορίζει ο γιατρός, σε στενά πεδία, διότι στις προηγμένες τεχνικές VMAT, IMRT και στερεοταξία χρησιμοποιούνται πεδία και υποπεδία μικρών διαστάσεων.

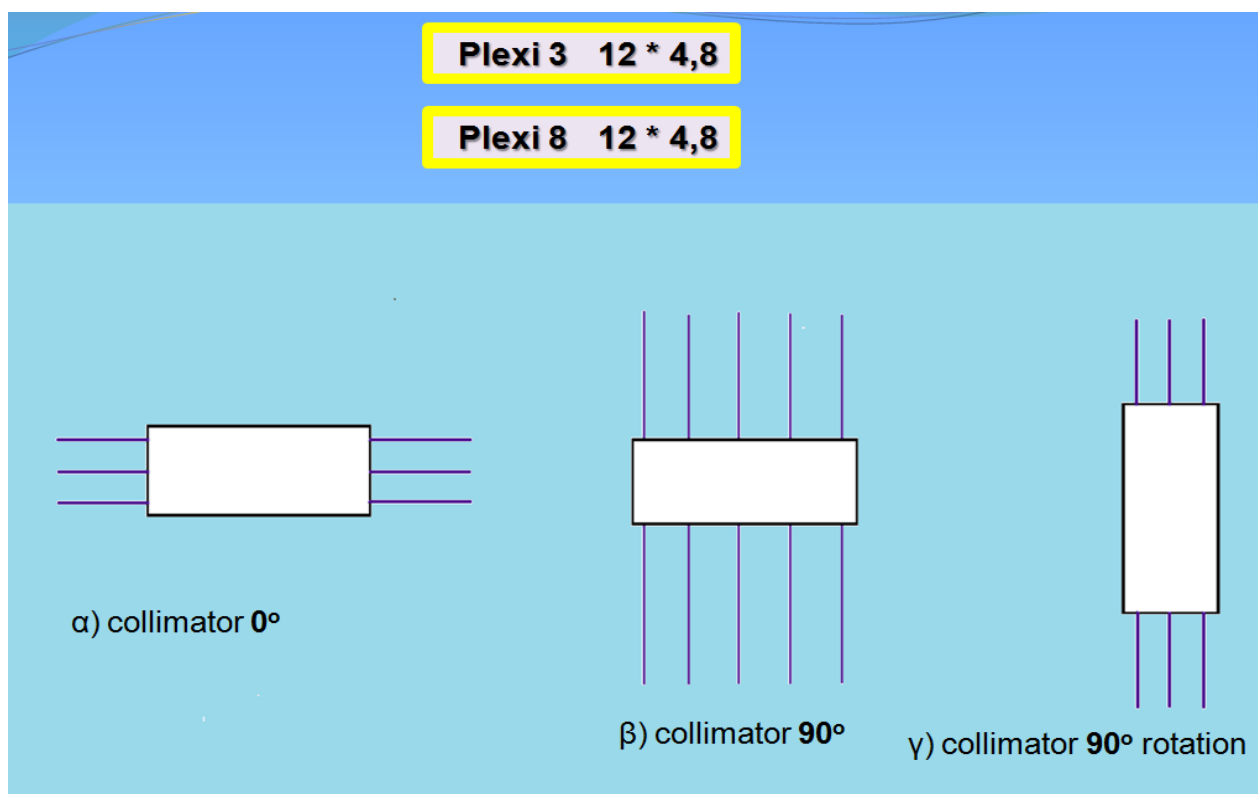
Τέλος, δίνουμε αυτές τις ενέργειες, διότι έχει γίνει ρύθμιση στον γραμμικό επιταχυντή να παρέχει φωτόνια ενέργειας 6MV και 10MV. Τα 6MV χρησιμοποιούνται για θεραπεία όγκων σε μικρά βάθη, ενώ τα 10MV για θεραπεία όγκων σε μεγαλύτερα βάθη.

Κατά την δημιουργία των πλάνων **υπολογίσαμε τα MU (Monitor Units)** για τρεις περιπτώσεις και για τα δύο ομοιώματα Plexi3 και Plexi8.

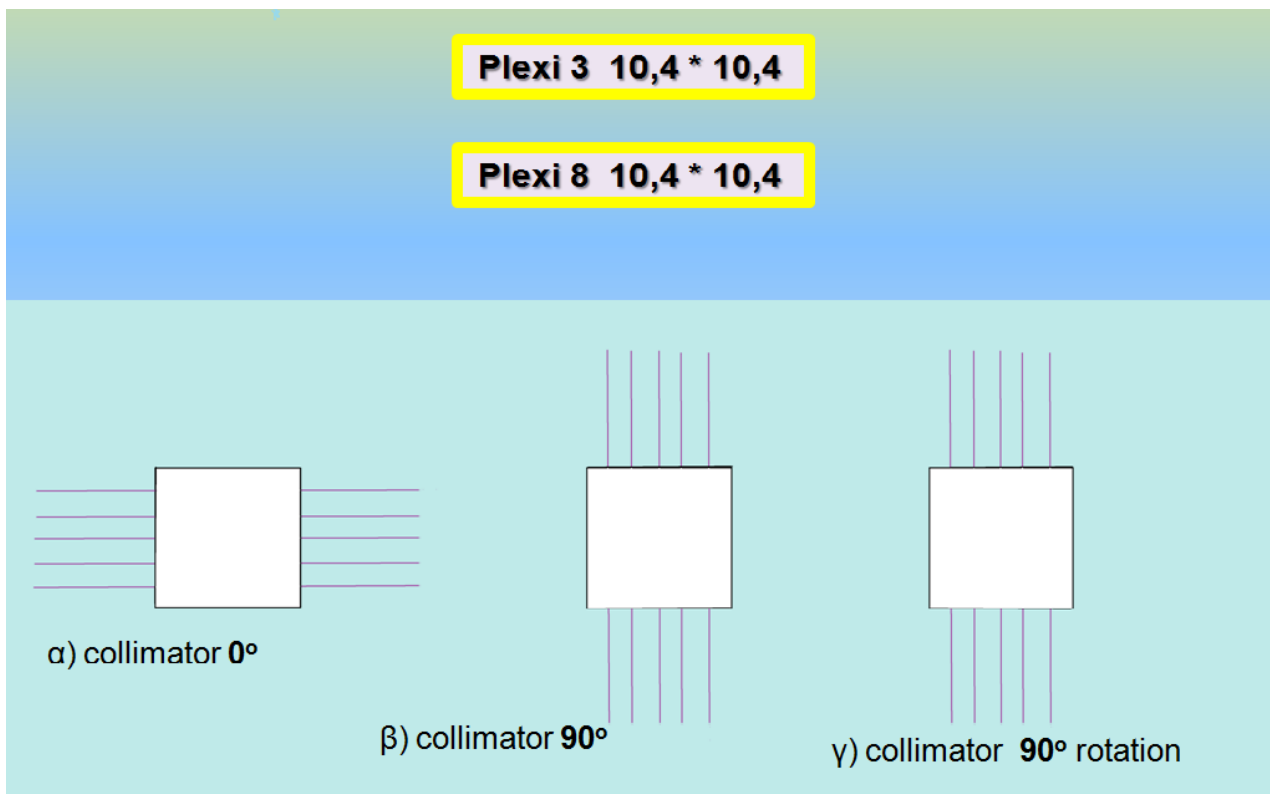
- α) Στην πρώτη περίπτωση η κεφαλή του κατευθυντήρα (collimator) είναι στις 0° και διαμορφώνει το σχήμα του πεδίου στις 0° .
- β) Στην δεύτερη υπολογίζονται τα MU όταν ο κατευθυντήρας στρίβει κατά 90° διατηρώντας σταθερό το σχήμα της περιοχής προς ακτινοβολήση.
- γ) Ενώ στην τελευταία περίπτωση ο υπολογισμός των MU γίνεται με στροφή των MLC και του πεδίου κατά 90° .

Η συγκεκριμένη λογική ακολουθήθηκε και στο πεδίο $12 \times 4,8$ και στο $10,4 \times 10,4$. Αναμένουμε ότι θα δίνονται τα ίδια MU και στις τρεις περιπτώσεις (καθώς δίνεται ακριβώς το ίδιο πεδίο σχηματιζόμενο κάθε φορά με διαφορετικό τρόπο) λαμβάνοντας υπόψη τη δομή του συγκεκριμένου επιταχυντή.

Στις παρακάτω εικόνες φαίνονται παραστατικά οι τρεις περιπτώσεις σχηματισμού πεδίου (α,β,γ). Τα MLC περικλείονται από τις μωβ γραμμές. Τα άσπρα πλαίσια είναι τα πεδία όπως διαμορφώνονται από τα MLC.



Εικόνα 4.5: Ορθογώνια πεδία διαμορφωμένα από τα MLC για 0° , για 90° με σταθερό σχήμα πεδίου, για 90° με στροφή του πεδίου



Εικόνα 4.6: Τετραγωνικά πεδία διαμορφωμένα από τα MLC για 0°, για 90° με σταθερό σχήμα πεδίου, για 90° με στροφή του πεδίου

4.2.2. Ιδιότητες υπολογισμού

Σημαντικότατο στοιχείο για να γίνει ο υπολογισμός των Monitor Units (MU) είναι η επιλογή των **Calculation properties**. Συγκεκριμένα, αναφερόμαστε στις ιδιότητες **Grid** και **Uncertainty**. Η ιδιότητα Grid spacing επηρεάζει τον υπολογισμό δόσης και στον αλγόριθμο Monte Carlo (MC) και στον Collapsed Cone (CC). Ενώ η ιδιότητα υπολογισμού Uncertainty αναφέρεται μόνο στον αλγόριθμο Monte Carlo.

Αναλυτικά, Grid είναι το πλέγμα υπολογισμού. Συγκεκριμένα, είναι το μήκος ακμής στοιχειώδους όγκου. Όσο μικρότερη τιμή έχει τόσο πιο πυκνά είναι τα σημεία όπου υπολογίζεται η δόση. Οι τιμές που μπορεί να πάρει το Grid είναι από 0,10cm έως 0,80cm. Επίσης, ο ακτινοφυσικός μπορεί να επιλέξει αν θα γίνει ο υπολογισμός της δόσης στο μέσο (medium) ή στο νερό (water). Εμείς επιλέξαμε να γίνει ο υπολογισμός στο μέσο.

Η δεύτερη ιδιότητα είναι η αβεβαιότητα Uncertainty. Αναφέρεται αποκλειστικά στον αλγόριθμο MC και παίρνει τιμές από 0,1% έως 5%. Στην αρχή του υπολογισμού της δόσης το σύστημα σχεδιασμού θεραπείας Monaco λαμβάνει υπόψη τον αριθμό των σωματιδίων, που θα παραχθούν από τον γραμμικό επιταχυντή. Για να γίνει ο υπολογισμός λαμβάνεται υπόψη το ιστορικό των φωτονίων μέχρι να φτάσουν στο προς εξέταση σημείο. Η τυπική απόκλιση που εισάγει ο χρήστης είναι $\sigma \sim 1/\sqrt{N}$ όπου N: αριθμός σωματιδίων με βάση το ιστορικό. Για παράδειγμα αν μειωθεί η τιμή της αβεβαιότητας κατά 2 μονάδες, θα χρειαστεί τέσσερις φορές περισσότερο N (ιστορικό φωτονίων). Δηλαδή, όσο πιο πολλά ιστορικά λαμβάνονται υπόψη, τόσο πιο καλή στατιστική προκύπτει. Αυτό αυξάνει τον απαιτούμενο χρόνο υπολογισμού δόσης κατά τέσσερις φορές. Επίσης, το σύστημα σχεδιασμού Monaco μπορεί να προβλέψει τον απαιτούμενο αριθμό σωματιδίων που πρέπει να αλληλεπιδράσουν με τον στοιχειώδη όγκο, για να επιτευχθεί η τιμή της αβεβαιότητας που ορίσαμε.

Επισημαίνεται ότι όσο μικρότερες είναι οι τιμές των ιδιοτήτων Grid και Uncertainty, τόσο περισσότερος είναι ο απαιτούμενος χρόνος για τον υπολογισμό της δόσης και τόσο μεγαλύτερη η ακρίβεια. Στο πείραμά μας, αρχικά υπολογίσαμε τα MU για **πλέγμα=0,5 cm αβεβαιότητα=3%** και στη συνέχεια για **πλέγμα=0,3 cm αβεβαιότητα=0,5%**.

Η εταιρεία προτείνει κατά τον υπολογισμό της δόσης με Monte Carlo να επιλέγονται τιμές πλέγματος 0,3% και αβεβαιότητας 0,5% για να επιτυγχάνεται ισορροπία ανάμεσα στην επιθυμητή αξιοπιστία και στον απαιτούμενο χρόνο.

4.3. Σύγκριση της υπολογιζόμενης με την μετρούμενη δόση στον γραμμικό

Θέλουμε να επαληθεύσουμε αν τα μετρητικά συστήματα θα επαληθεύσουν τη δόση των 2Gy που ορίστηκε να δοθεί.

4.3.1. Γραμμικός επιταχυντής Elekta Axesse



Εικόνα 4.7: Φωτογραφία γραμμικού επιταχυντή Elekta Axesse του νοσοκομείου Α.Χ.Ε.Π.Α.

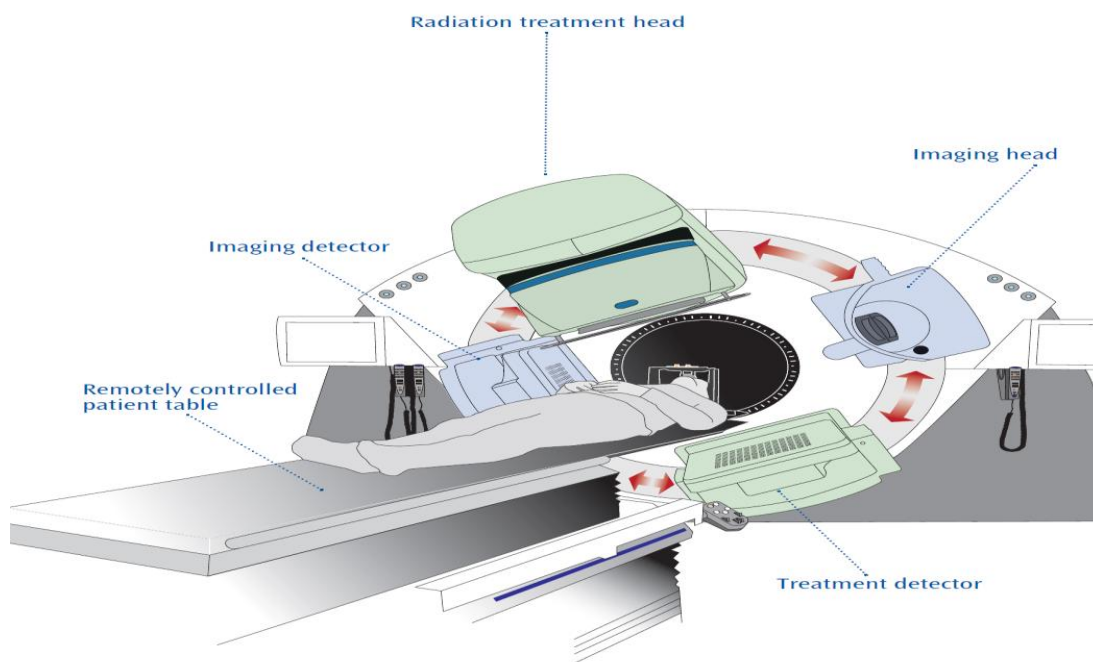
Ο γραμμικός επιταχυντής Axesse της Elekta (**ΣΥΣΤΗΜΑ ΓΡΑΜΜΙΚΟΥ ΕΠΙΤΑΧΥΝΤΗ ELEKTA AXESSE™ (XRT 2012 ΚΑΙ XRT 20119)**) είναι τελευταίας γενιάς γραμμικός επιταχυντής, ο οποίος επιτρέπει τη δυνατότητα στατικών πεδίων ακτινοβολίας για τριδιάστατη σύμμορφη ακτινοθεραπεία (3DCRT), πεδίων ακτινοβολίας διαμορφούμενης έντασης (IMRT) και τοξοειδών θεραπειών με πεδία ογκομετρικά διαμορφούμενης έντασης (Volumetric Intensity Modulated Arc Therapy, VMAT). Η τεχνική VMAT είναι μια πιο αναβαθμισμένη μέθοδος από την IMRT, η οποία δίνει τη δυνατότητα στον ακτινοφυσικό, την ώρα της θεραπείας, να ορίζει το σχηματισμό της δέσμης, τη ταχύτητα περιστροφής του γραμμικού επιταχυντή γύρω από τον ασθενή και τη δόση που δίνεται στον ασθενή. Με αυτόν τον τρόπο η θεραπεία είναι ταχύτερη και πιο ακριβής.

Επίσης παρέχει τη δυνατότητα εκτέλεσης τεχνικών στερεοτακτικής ακτινοχειρουργικής και ακτινοθεραπείας (SRS/SRT) για την ακτινοβολήση πολύ μικρών σε μέγεθος όγκων που εντοπίζονται σε ολόκληρο το σώμα, συμπεριλαμβανομένων αυτών που βρίσκονται πολύ κοντά σε ακτινοευαίσθητα όργανα, όπως οι μεταστάσεις στη σπονδυλική στήλη, στο κεφάλι, στον πνεύμονα στον προστάτη και στο ήπαρ. Αυτή η θεραπεία γίνεται υποβοηθούμενη από συστήματα ενδο/εξωκρανιακής ακνητοποίησης (Head/Body Fix).

Ο γραμμικός επιταχυντής Elekta Axesse παρέχει τη δυνατότητα καθοδήγησης ακτινοβολήσης. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω του συστήματος ηλεκτρονικής απεικόνισης (EPID) και καθοδήγησης ακτινοβολίας iViewGT για λήψη εικόνων 2D MV Imaging, καθώς και ενσωματωμένο σύστημα ηλεκτρονικής απεικόνισης αξονικού τομογράφου κωνικής δέσμης (Cone Beam CT – CBCT) X-Ray Volume Imaging (XVI), για λήψη εικόνων 2D, 3D, 4D kV Imaging, πριν αλλά και κατά τη διάρκεια της ακτινοβολήσης. Επίσης διαθέτει και προγράμματα – εργαλεία σύντηξης και σύγκρισης αυτών των εικόνων με αυτές της εντοπιστικής αξονικής τομογραφίας και των πλάνων θεραπείας.

Ο γραμμικός επιταχυντής Axesse Elekta έχει δύο δέσμες φωτονίων 6 και 10 MV. Το μέγεθος του πεδίου ποικίλει από ελάχιστο $0,15 \times 0,40 \text{ cm}^2$ έως $16 \times 21 \text{ cm}^2$ για απόσταση πηγής ισοκέντρου (SID) 100 cm. Επιπρόσθετα, διαθέτει ενσωματωμένο σύστημα πολύφυλλων κατευθυντήρων (Beam Modulator) αποτελούμενο από 80 μετακινούμενα μολύβδινα φύλλα, πλάτους 0,4 cm στο ισόκεντρο, πάχους 7,5 cm, με ταχύτητα κίνησης 0 έως 2,2 cm/sec και διαρρέουσα μεταξύ τους ακτινοβολία 4%. Επίσης διαθέτει λογισμικό (large field AutoWedge) για την παραγωγή σφηνοειδών φίλτρων, μεταβάλλοντας την παρουσία του μηχανικού σφηνοειδούς φίλτρου 60° κατά τη διάρκεια της θεραπείας με φωτόνια. Δημιουργούνται φίλτρα με $0^\circ - 60^\circ$ για κάθε μέγεθος πεδίου και ενέργειας φωτονίων. Επίσης, δεν διαθέτει σαγόνια.

Η τράπεζα θεραπείας (precise treatment table) έχει ακτινοδιαπερατό παράθυρο για οπίσθιες και οπισθοπλάγιες ακτινοβολήσεις και δυνατότητα μετακινήσεων, εκ του χειριστηρίου, καθ' ύψος (-60 – 50 cm), κατά μήκος (0-100 cm) και κατά πλάτος (+/-25,5 cm). Τέλος, όσον αφορά το gantry έχει δυνατότητα περιστροφής $\pm 180^\circ$ ως προς την κατακόρυφη διεύθυνση, με απόσταση πηγής ισοκέντρου 100cm και ύψος ισοκέντρου 124,5 cm.



3

Σχήμα 8 : Γραμμικός Επιταχυντής Elekta Axesse και οι κύριες μονάδες από τις οποίες αποτελείται.

Σύστημα ηλεκτρονικής Απεικόνισης

1. MV Imaging: Σύστημα iViewGT

Το σύστημα ηλεκτρονικής απεικόνισης τύπου EPID αποτελείται από ανιχνευτή άμορφου πυριτίου διαστάσεων 41×41 cm και μέγεθος μήτρας απεικόνισης 1024×1024×16 bits.

2. kV Imaging : Σύστημα XVI

Το σύστημα XVI αποτελείται από ανιχνευτή άμορφου πυριτίου στερεάς κατάστασης, με διαστάσεις 41×41 cm, μέγεθος μήτρας απεικόνισης 1024×1024×16 bits και επιτρέπει μέγιστο πεδίο απεικόνισης 50×26 cm. Η λυχνία ακτίνων – Χ του συστήματος XVI έχει μέγιστη ισχύς 40 kW, εύρος kV ενεργειών 70 – 150 kV, μέγιστο φορτίο 500 mAs, ηθμός λυχνίας 2,6 mm Al (αλουμίνιο) + 0,1 mm Cu (χαλκός) και θερμοχωρητικότητα 1200 kWh.

[14]

4.3.2. Θάλαμος ιονισμού

Στο πείραμα χρησιμοποιήθηκε θάλαμος ιονισμού τύπου Farmer, όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. Συγκεκριμένα, ο θάλαμος ιονισμού PTW FREIBURG TM 30013-3260.

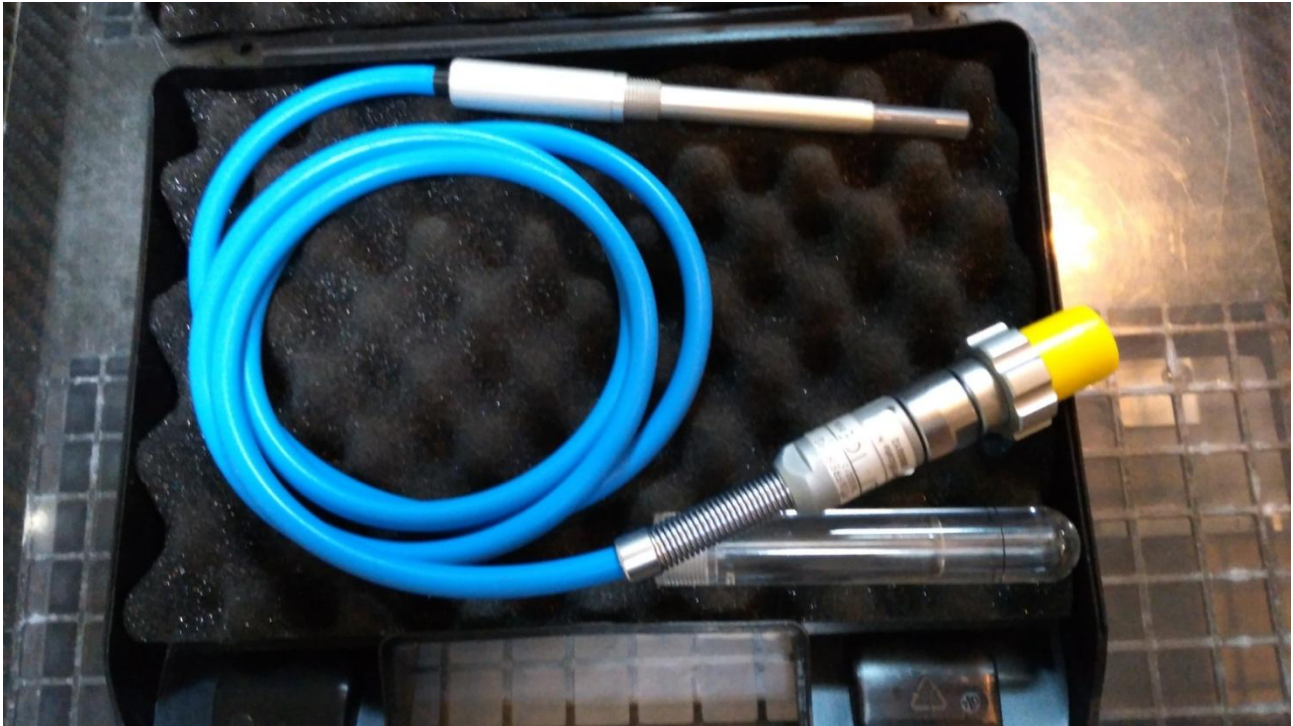


Εικόνα 4.8: Waterproof PTW Farmer Chamber [15]

- Είναι αδιάβροχος θάλαμος για τη μέτρηση ακτινοβολίας φωτονίων και ηλεκτρονίων υψηλής ενέργειας σε νερό.
- Διαθέτει ενεργό/ευαίσθητο όγκο $0,6 \text{ cm}^3$
- Είναι κατάλληλο για χρήση σε νερό
- Διαθέτει επίπεδο ενεργειακής απόκρισης
- Είναι τύπου Farmer 30013 για απόλυτη δοσιμετρία φωτονίων και ηλεκτρονίων.
- Το εύρος ονομαστικής ενέργειας φωτονίων κυμαίνεται από 30 kV έως 50 MV.
- Το εύρος ενέργειας των ηλεκτρονίων είναι από 10 MeV έως 45 MeV.

Αυτός ο τύπος θαλάμου είναι ανθεκτικής κατασκευής, αφού το υλικό τοιχώματος είναι γραφίτης με προστατευτικό ακρυλικό κάλυμμα και το ηλεκτρόδιο κατασκευάζεται από αλουμίνιο.

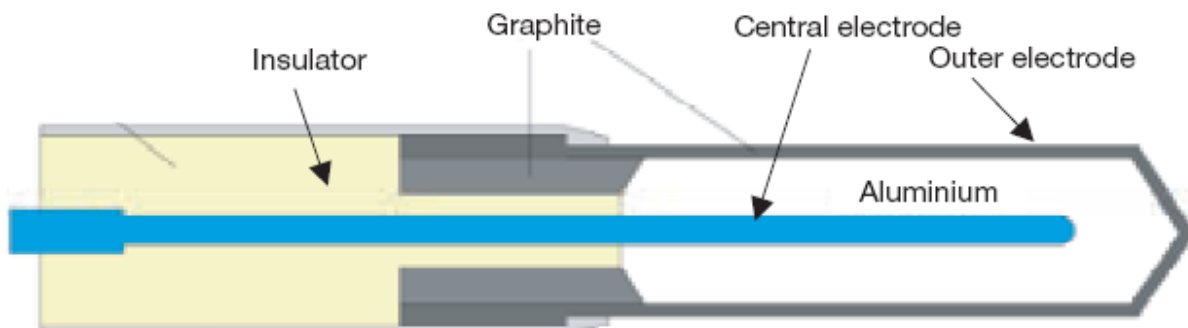
Ο δακτύλιος προστασίας είναι σχεδιασμένος ως προς την ένταση μέτρησης. Ο θάλαμος παρέχεται με καλώδιο μήκους 1m. Υπάρχουν διάφοροι τύποι σύνδεσης. Για κάθε θάλαμο περιλαμβάνεται πιστοποιητικό βαθμονόμησης για βαθμονόμηση απορροφούμενης δόσης σε νερό ή κεραμικό αέρα. Για κάθε μέτρηση απαιτείται διόρθωση πυκνότητας αέρα. Μια συσκευή ραδιενεργού ελέγχου είναι διαθέσιμη ως προαιρετική επιλογή.



Εικόνα 4.9 : Φωτογραφία θαλάμου ιονισμού PTW FREIBURG TM 30013-3260 τύπου Farmer

Η αρχή λειτουργίας των θαλάμων ιονισμού βασίζεται στη συλλογή των ιόντων που δημιουργούνται από την ιοντίζουσα ακτινοβολία. Υπάρχουν διάφοροι τύποι θαλάμων ιονισμού, αλλά ο τρόπος λειτουργίας τους είναι κοινός. Ένας θάλαμος ιονισμού αποτελείται από μία κοιλότητα (συνήθως με διάμετρο μικρότερη από 6 mm και μήκος μικρότερο από 3 cm) η οποία περιέχει κάποιο αέριο (συνήθως αέρα).

Το εξωτερικό τοίχωμα του θαλάμου είναι από υλικό σχεδόν ισοδύναμο νερού π.χ. γραφίτης. Η εσωτερική επιφάνεια του τοιχώματος επικαλύπτεται από μονωτικό υλικό οπότε και σχηματίζει ένα ηλεκτρόδιο. Το δεύτερο ηλεκτρόδιο είναι μία ράβδος από υλικό χαμηλού ατομικού αριθμού, όπως γραφίτης ή αλουμίνιο, το οποίο βρίσκεται μονωμένο στο κέντρο της κοιλότητας.



Σχήμα 9: Σχηματικό διάγραμμα κυλινδρικού θαλάμου ιονισμού. [16]

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

Οι θάλαμοι ιονισμού που συνήθως χρησιμοποιούνται στην ακτινοθεραπεία έχουν ενεργό όγκο από 0.1 cm^3 έως 1 cm^3 και έχουν σχήμα κυλινδρικό (δαχτυλήθρα) ή παραλληλεπίπεδο (κυρίως για πεδία ηλεκτρονίων ενέργειας μικρότερης των 10 MeV). Το μέγεθος αυτό αποτελεί ένα συμβιβασμό μεταξύ της ανάγκης για επαρκή ευαισθησία και της ικανότητας μέτρησης της δόσης σε ένα σημείο. Κατά τη χρήση, ο θάλαμος πρέπει να είναι προσανατολισμένος κατά τέτοιο τρόπο, ώστε η ροή της ακτινοβολίας να είναι περίπου ομοιογενής κατά την διατομή της κοιλότητας του θαλάμου [17].

Ένας θάλαμος ιονισμού πρέπει να παρουσιάζει τα εξής χαρακτηριστικά [18]:

- Ελάχιστη μεταβολή της ευαισθησίας (μετρούμενο φορτίο ανά roentgen) για ένα μεγάλο εύρος ενεργειών φωτονίων.
- Κατάλληλο ενεργό όγκο ώστε να επιτρέπει μετρήσεις στο επιθυμητό εύρος εκθέσεων. Η ευαισθησία είναι ανάλογη του όγκου.
- Ελάχιστη μεταβολή της ευαισθησίας με την κατεύθυνση της προσπίπτουσας δέσμης.
- Καταγραφή των ιόντων που παράγονται μόνο μέσα στην κοιλότητα και όχι σε άλλα μέρη του θαλάμου (Stemm Effect).
- Ελάχιστη απώλεια λόγω επανασύνδεσης των ιόντων. Αν η τάση δεν είναι αρκετά υψηλή ή αν υπάρχουν περιοχές χαμηλού ηλεκτρικού πεδίου μέσα στον θάλαμο, τα ιόντα μπορούν να επανασυνδεθούν προτού συμβάλλουν στη μέτρηση του πεδίου.

Στην κλίνη του γραμμικού επιταχυντή Elekta Axesse τοποθετήσαμε τα ομοιώματα με τον ίδιο τρόπο, όπως στον αξονικό τομογράφο, με τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια χρησιμοποιώντας τα lasers.

Τοποθετήσαμε τον θάλαμο ιονισμού PTW FREIBURG TM 30013-3260 στο plexiglass με την ειδική είσοδο και το συνδέσαμε με το ηλεκτρόμετρο για την μέτρηση της δόσης που δίνεται.

4.3.3. Ηλεκτρόμετρο

PTW UNIDOS E



Εικόνα 4.10: Φωτογραφία ηλεκτρομέτρου_ PTW UNIDOS E

4.3.4. Συντελεστής διόρθωσης K_Q

Για να μετατραπεί η μετρούμενη δόση από το ηλεκτρόμετρο και να βρεθεί η απορροφούμενη δόση από το ομοίωμα/plexiglass λαμβάνεται υπόψη ο συντελεστής k_Q .

Η **απορροφούμενη δόση** στο νερό (στη δική μας περίπτωση **στο plexiglass**) στο βάθος μέτρησης αναφοράς για δέσμη ποιότητας Q δίνεται από την σχέση:

$$D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w} \cdot k_Q$$

όπου:

α) M_Q : Ένδειξη M_1 του ηλεκτρομέτρου διορθωμένη με τους συντελεστές πίεσης – θερμοκρασίας, βαθμονόμησης ηλεκτρομέτρου, πολικότητας και επανασύνδεσης ιόντων, δηλαδή:

$$M_Q = M_1 \cdot k_{TP} \cdot k_{el} \cdot k_{pol} \cdot k_s$$

β) $N_{D,w}$: Συντελεστής βαθμονόμησης δόσης στο νερό του θαλάμου ιοντισμού

γ) k_Q : Συντελεστής διόρθωσης της ποιότητας της δέσμης του θαλάμου ο οποίος έχει βαθμονομηθεί σε δέσμη Co^{60}

Το ηλεκτρόμετρο που χρησιμοποιήθηκε στο πείραμα έδειχνε κατευθείαν το γινόμενο $M_Q \cdot N_{D,w}$ (στο νερό).

Η αβεβαιότητα στον υπολογισμό της δόσης οφείλεται σε αβεβαιότητες μεγεθών που υπεισέρχονται τόσο κατά την βαθμονόμηση του θαλάμου, όσο και κατά την χρήση του, αλλά και στην αβεβαιότητα στον υπολογισμό του συντελεστή k_Q . Τυπικές τιμές της αβεβαιότητας στον υπολογισμό της δόσης κυμαίνονται γύρω στο 1,5%.

Είναι γνωστό ότι ο **συντελεστής k_Q** χρησιμοποιείται για να διορθώσει την μεταβολή της απόκρισης του θαλάμου ιοντισμού στην ποιότητα της δέσμης Q που χρησιμοποιείται σε σχέση με την απόκρισή του στην δέσμη Co^{60} , στην οποία είναι βαθμονομημένος. Η τιμή του συντελεστή k_Q εξαρτάται από τον δείκτη ποιότητας της δέσμης $TPR_{20,10}$ και από το είδος του θαλάμου. Θεωρητικά υπολογισμένες τιμές του k_Q για διάφορες ποιότητες δέσμης και για διάφορους τύπους θαλάμων δίνονται στην εικόνα 4.11 και 4.12. Τιμές του k_Q για δείκτες ποιότητας $TPR_{20,10}$ που δεν υπάρχουν στους πίνακες υπολογίζονται με παρεμβολή. [19]

Ionization chamber type ^a	Beam quality $TPR_{20,10}$														
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
Capintec PR-05P mini	1.004	1.003	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.987	0.983	0.975	0.968	0.960	0.949
Capintec PR-05 mini	1.004	1.003	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.987	0.983	0.975	0.968	0.960	0.949
Capintec PR-06C/G Farmer	1.001	1.001	1.000	0.998	0.998	0.995	0.992	0.990	0.988	0.984	0.980	0.972	0.965	0.956	0.944
Exradin A2 Spokas	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.979	0.971	0.962	0.949
Exradin T2 Spokas	1.002	1.001	0.999	0.996	0.993	0.988	0.984	0.980	0.977	0.973	0.969	0.962	0.954	0.946	0.934
Exradin A1 mini Shonka	1.002	1.002	1.001	1.000	1.000	0.998	0.996	0.994	0.991	0.986	0.982	0.974	0.966	0.957	0.945
Exradin T1 mini Shonka	1.003	1.001	0.999	0.996	0.993	0.988	0.984	0.980	0.975	0.970	0.965	0.957	0.949	0.942	0.930
Exradin A12 Farmer	1.001	1.001	1.000	1.000	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.986	0.981	0.974	0.966	0.957	0.944
Far West Tech IC-18	1.005	1.003	1.000	0.997	0.993	0.988	0.983	0.979	0.976	0.971	0.966	0.959	0.953	0.945	0.934
FZH TK 01	1.002	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.939
Nuclear Assoc 30-750	1.001	1.001	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.991	0.988	0.984	0.979	0.971	0.963	0.954	0.941
Nuclear Assoc 30-749	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc 30-744	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc 30-716	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Nuclear Assoc 30-753 Farmer shortened	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.985	0.980	0.973	0.965	0.956	0.943
Nuclear Assoc 30-751 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.989	0.985	0.981	0.977	0.969	0.961	0.953	0.940
Nuclear Assoc 30-752 Farmer	1.004	1.003	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.991	0.989	0.985	0.981	0.974	0.967	0.959	0.947
NE 2515	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.988	0.984	0.980	0.975	0.967	0.959	0.950	0.937
NE 2515/3	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2577	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2505 Farmer	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.988	0.984	0.980	0.975	0.967	0.959	0.950	0.937
NE 2505/A Farmer	1.005	1.003	1.001	0.997	0.995	0.990	0.985	0.982	0.978	0.974	0.969	0.962	0.955	0.947	0.936
NE 2505/3, 3A Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2505/3, 3B Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.996	0.991	0.987	0.984	0.980	0.976	0.971	0.964	0.957	0.950	0.938
NE 2571 Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.995	0.993	0.991	0.989	0.986	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949
NE 2581 Farmer	1.005	1.003	1.001	0.998	0.995	0.991	0.986	0.983	0.980	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.937
NE 2561 / 2611 Sec Std	1.006	1.004	1.001	0.999	0.998	0.994	0.992	0.990	0.988	0.985	0.982	0.975	0.969	0.961	0.949

Εικόνα 4.11 Τιμές του συντελεστή διόρθωσης ποιότητας δέσμης του θαλάμου k_Q ανάλογα με τον τύπο του θαλάμου ιονισμού και την τιμή του δείκτη ποιότητας δέσμης $TPR_{20/10}$

Ionization chamber type ^a	Beam quality $TPR_{20,10}$														
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.967	0.960	0.953	0.941
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.982	0.978	0.971	0.964	0.956	0.945
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.976	0.968	0.961	0.954	0.943
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.963	0.955	0.943
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.962	0.955	0.943
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.987	0.984	0.980	0.973	0.967	0.959	0.948
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.982	0.976	0.969	0.962	0.950
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
SNC 100730 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.981	0.977	0.970	0.963	0.956	0.944
SNC 100740 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.990	0.987	0.983	0.977	0.971	0.963	0.951
Victoreen Radocon III 550	1.005	1.004	1.001	0.998	0.996	0.993	0.989	0.986	0.983	0.979	0.975	0.968	0.961	0.954	0.943
Victoreen Radocon II 555	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.979	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.938
Victoreen 30-348	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.982	0.978	0.973	0.966	0.959	0.951	0.940
Victoreen 30-351	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.952	0.941
Victoreen 30-349	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.980	0.976	0.969	0.962	0.954	0.942
Victoreen 30-361	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.953	0.942
Wellhöfer IC 05	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Wellhöfer IC 06	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Wellhöfer IC 10	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Wellhöfer IC 15	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Wellhöfer IC 25	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.984	0.980	0.972	0.964	0.956	0.942
Wellhöfer IC 28 Farmer shortened	1.001	1.000	1.000	0.999	0.998	0.996	0.994	0.992	0.989	0.985	0.980	0.973	0.965	0.956	0.943
Wellhöfer IC 69 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.991	0.989	0.985	0.981	0.977	0.969	0.961	0.953	0.940
Wellhöfer IC 70 Farmer	1.004	1.003	1.001	1.000	0.998	0.996	0.993	0.991	0.988	0.985	0.981	0.974	0.967	0.959	0.946

Εικόνα 4.12: Τιμές του συντελεστή διόρθωσης ποιότητας δέσμης του θαλάμου k_Q ανάλογα με τον τύπο του θαλάμου ιονισμού και την τιμή του δείκτη ποιότητας δέσμης $TPR_{20/10}$

[19]

Είναι γνωστό από τις μετρήσεις που έγιναν από τους ακτινοφυσικούς για τον γραμμικό επιταχυντή Elekta Axxesse ότι:

- $TPR_{20/10} = 0,6852$ όταν γίνεται ακτινοβολήση με φωτόνια ενέργειας 6MV
- $TPR_{20/10} = 0,7366$ όταν γίνεται ακτινοβολήση με φωτόνια ενέργειας 10MV

Συνεπώς, σύμφωνα με την εικόνα 4.12 γνωρίζοντας τον τύπο του θαλάμου ιονισμού που χρησιμοποιήθηκε στη μέτρηση, εντοπίζονται οι αντίστοιχες τιμές K_Q . Για μεγαλύτερη ακρίβεια στην τιμή του συντελεστή γίνεται παρεμβολή (interpolation) και προκύπτει ότι:

- $k_Q = 0,9895$ όταν γίνεται ακτινοβολήση με φωτόνια ενέργειας 6MV
- $k_Q = 0,9809$ όταν γίνεται ακτινοβολήση με φωτόνια ενέργειας 10MV

Επίσης , κατά την ακτινοβολήση χρησιμοποιήθηκαν βαρόμετρο και θερμόμετρο, για τη μέτρηση της πίεσης και της θερμοκρασίας αντίστοιχα.

4.3.5. Βαρόμετρο

GFTB 100 Hygro-/Thermo-/Barometer Greisinger electronic, που κατά τη διάρκεια των μετρήσεων έδειχνε τιμή πίεσης **1026,5hPa**

4.3.6. Θερμόμετρο

Digital Einstich- Thermometer Quality Product by TFA-GERMANY TFA που έδειχνε τιμή θερμοκρασίας **22,4°C**.

Οι όποιες μεταβολές στη θερμοκρασία και στην πίεση λαμβάνονταν υπόψη αυτόματα από το σύστημα.

5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

5.1 Υπολογισμοί MU από τους δύο αλγορίθμους

Στο στάδιο του σχεδιασμού των πλάνων με MC και CC καταγράφηκαν τα υπολογισμένα MU για κάθε περίπτωση. Έγινε ο υπολογισμός δόσης για τις εξής συνθήκες:

ΣΥΝΘΗΚΗ Α: πλέγμα=0,5cm και αβεβαιότητα=3%

ΣΥΝΘΗΚΗ Β: πλέγμα=0,3cm και αβεβαιότητα0,5%

Στους παρακάτω πίνακες παρουσιάζονται τα MU για τη συνθήκη Α [πλέγμα=0,5cm και αβεβαιότητα=3%]. Κάθε υπολογισμός έγινε από τρεις φορές για να ελεγχθεί και η επαναληψιμότητα.

Plexi 3 10,4 * 10,4

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	10,4x10,4	0°	6	166,68
				166,68
				166,68
CC	10,4x10,4	0°	10	172,42
				172,42
				172,42
CC	10,4x10,4	90°	6	166,65
				166,65
				166,65
CC	10,4x10,4	90°	10	172,41
				172,41
				172,41
CC	10,4x10,4 rot	90°	6	166,65
				166,65
				166,65
CC	10,4x10,4 rot	90°	10	172,41
				172,41
				172,41
MC	10,4x10,4	0°	6	161,98
				161,98
				161,98
MC	10,4x10,4	0°	10	167,76
				167,76
				167,76
MC	10,4x10,4	90°	6	160,66
				160,66
				160,66
MC	10,4x10,4	90°	10	166,78
				166,78
				166,78
MC	10,4x10,4 rot	90°	6	160,66
				160,66
				160,66
MC	10,4x10,4 rot	90°	10	166,78
				166,78
				166,78

Πίνακας 1Α Υπολογισμός MU για το plexi3 με πεδίο 10,4*10,4

Plexi 3 12 * 4,8

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	12x4,8	0°	6	172,59
				172,59
				172,59
CC	12x4,8	0°	10	178,46
				178,46
				178,46
CC	12x4,8	90°	6	172,44
				172,44
				172,44
CC	12x4,8	90°	10	178,37
				178,37
				178,37
CC	4,8x12	90°	6	171,77
				171,77
				171,77
CC	4,8x12	90°	10	177,63
				177,63
				177,63
MC	12x4,8	0°	6	182,65
				182,65
				182,65
MC	12x4,8	0°	10	176,72
				176,72
				176,72
MC	12x4,8	90°	6	169,81
				169,81
				169,81
MC	12x4,8	90°	10	176,51
				176,51
				176,51
MC	4,8x12	90°	6	176,23
				176,23
				176,23
MC	4,8x12	90°	10	180,24
				180,24
				180,24

Πίνακας 2Α Υπολογισμός MU για το plexi3 με πεδίο 12*4,8

Plexi 8 10,4 * 10,4

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	10,4x10,4	0°	6	195,42 195,42 195,42
CC	10,4x10,4	0°	10	196,62 196,62 196,62
CC	10,4x10,4	90°	6	195,36 195,36 195,36
CC	10,4x10,4	90°	10	196,6 196,6 196,6
CC	10,4x10,4 rot	90°	6	195,36 195,36 195,36
CC	10,4x10,4 rot	90°	10	196,6 196,6 196,6
MC	10,4x10,4	0°	6	193,98 193,98 193,98
MC	10,4x10,4	0°	10	204,45 204,45 204,45
MC	10,4x10,4	90°	6	197,96 197,96 197,96
MC	10,4x10,4	90°	10	178,38 178,38 178,38
MC	10,4x10,4 rot	90°	6	195,94 195,94 195,94
MC	10,4x10,4 rot	90°	10	190,52 190,52 190,52

Πίνακας 3Α Υπολογισμός MU για το plexi8 με πεδίο 10,4*10,4

Plexi 8 12 * 4,8

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	12x4,8	0°	6	206,82 206,82 206,82
CC	12x4,8	0°	10	207,02 207,02 207,02
CC	12x4,8	90°	6	207,17 207,17 207,17
CC	12x4,8	90°	10	207,24 207,24 207,24
CC	4,8x12	90°	6	206,8 206,8 206,8
CC	4,8x12	90°	10	206,94 206,94 206,94
MC	12x4,8	0°	6	221,35 221,35 221,35
MC	12x4,8	0°	10	204,4 204,4 204,4
MC	12x4,8	90°	6	214,9 214,9 214,9
MC	12x4,8	90°	10	196,22 196,22 196,22
MC	4,8x12	90°	6	218,21 218,21 218,21
MC	4,8x12	90°	10	210,68 210,68 210,68

Πίνακας 4Α Υπολογισμός MU για το plexi8 με πεδίο 12*4,8

Βρέθηκε ότι υπάρχει πολύ καλή επαναληψιμότητα στον υπολογισμό των MU και για τις τέσσερις περιπτώσεις, διότι και στις τρεις φορές υπολογίστηκε η ίδια τιμή.

Στη συνέχεια, παρουσιάζονται οι παρακάτω πίνακες των MU για τη συνθήκη B [πλέγμα=0,3cm και αβεβαιότητα=0,5%]. Κάθε υπολογισμός έγινε από τρεις φορές για να ελεγχθεί και η επαναληψιμότητα.

Plexi 3 10,4 * 10,4

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	10,4x10,4	0°	6	166,78 166,78 166,78
CC	10,4x10,4	0°	10	172,47 172,47 172,47
CC	10,4x10,4	90°	6	166,64 166,64 166,64
CC	10,4x10,4	90°	10	172,39 172,39 172,39
CC	10,4x10,4 rot	90°	6	166,64 166,64 166,64
CC	10,4x10,4 rot	90°	10	172,39 172,39 172,39
MC	10,4x10,4	0°	6	166,32 166,32 166,32
MC	10,4x10,4	0°	10	172,01 172,01 172,01
MC	10,4x10,4	90°	6	165,32 165,32 165,32
MC	10,4x10,4	90°	10	170,49 170,49 170,49
MC	10,4x10,4 rot	90°	6	165,32 165,32 165,32
MC	10,4x10,4 rot	90°	10	170,49 170,49 170,49

Πίνακας 1B Υπολογισμός MU για το plexi3 με πεδίο 10,4*10,4

Plexi 3 12 * 4,8

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	12x4,8	0°	6	172,58 172,58 172,58
CC	12x4,8	0°	10	178,45 178,45 178,45
CC	12x4,8	90°	6	172,35 172,35 172,35
CC	12x4,8	90°	10	178,27 178,27 178,27
CC	4,8x12	90°	6	172,49 172,49 172,49
CC	4,8x12	90°	10	178,34 178,34 178,34
MC	12x4,8	0°	6	170,66 170,66 170,66
MC	12x4,8	0°	10	176,5 176,5 176,5
MC	12x4,8	90°	6	171,74 171,74 171,74
MC	12x4,8	90°	10	177,37 177,37 177,37
MC	4,8x12	90°	6	172 172 172
MC	4,8x12	90°	10	176,16 176,16 176,16

Πίνακας 2B Υπολογισμός MU για το plexi3 με πεδίο 12*4,8

Plexi 8 10,4 * 10,4

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	10,4x10,4	0°	6	195,65 195,65 195,65
CC	10,4x10,4	0°	10	196,55 196,55 196,55
CC	10,4x10,4	90°	6	195,6 195,6 195,6
CC	10,4x10,4	90°	10	196,53 196,53 196,53
CC	10,4x10,4 rot	90°	6	195,6 195,6 195,6
CC	10,4x10,4 rot	90°	10	196,53 196,53 196,53
MC	10,4x10,4	0°	6	194,98 194,98 194,98
MC	10,4x10,4	0°	10	194,61 194,61 194,61
MC	10,4x10,4	90°	6	196,49 196,49 196,49
MC	10,4x10,4	90°	10	195,49 195,49 195,49
MC	10,4x10,4 rot	90°	6	196,49 196,49 196,49
MC	10,4x10,4 rot	90°	10	195,49 195,49 195,49

Πίνακας 3B Υπολογισμός MU για το plexi8 με πεδίο 10,4*10,4

Plexi 8 12 * 4,8

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	ΠΕΔΙΟ	COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	MU
CC	12x4,8	0°	6	207,02 207,02 207,02
CC	12x4,8	0°	10	206,87 206,87 206,87
CC	12x4,8	90°	6	207,34 207,34 207,34
CC	12x4,8	90°	10	207,08 207,08 207,08
CC	4,8x12	90°	6	207,02 207,02 207,02
CC	4,8x12	90°	10	206,81 206,81 206,81
MC	12x4,8	0°	6	207,03 207,03 207,03
MC	12x4,8	0°	10	205,63 205,63 205,63
MC	12x4,8	90°	6	206,18 206,18 206,18
MC	12x4,8	90°	10	206,46 206,46 206,46
MC	4,8x12	90°	6	207,46 207,46 207,46
MC	4,8x12	90°	10	205,38 205,38 205,38

Πίνακας 4B Υπολογισμός MU για το plexi8 με πεδίο 12*4,8

5.2. Συγκρίσεις MU για τον αλγόριθμο CC

Plexi 3 10,4 * 10,4

CC 10,4*10,4 6MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	166,68	0,02	166,78	0,08
90°	166,65		166,64	
0°	166,68	0,02	166,78	0,08
90°rot	166,65		166,64	
90°	166,65	0,00	166,64	0,00
90°rot	166,65		166,64	

CC 10,4*10,4 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	172,42	0,01	172,47	0,05
90°	172,41		172,39	
0°	172,42	0,01	172,47	0,05
90°rot	172,41		172,39	
90°	172,41	0,00	172,39	0,00
90°rot	172,41		172,39	

Πίνακας 1 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο CC για πλέγμα 0,5cm και πλέγμα 0,3cm στις δύο ενέργειες για το Plexi3 με πεδίο 10,4*10,4

Στον πίνακα 1 παρατίθενται τα υπολογισμένα MU για τις τιμές των ιδιοτήτων υπολογισμού grid=0,5 και για τις τιμές grid=0,3. Ο υπολογισμός δόσης έγινε με τον **αλγόριθμο CC**, για πεδίο 10,4*10,4 και για ενέργειες φωτονίων 6MV (στο πάνω μέρος του πίνακα) και 10 MV (στο κάτω μέρος) στο ομοίωμα Plexi3.

Αναλυτικότερα, γίνεται σύγκριση των MU για τις περιπτώσεις:

- όταν ο κατευθυντήρας είναι στις 0° και στις 90°,
- όταν ο κατευθυντήρας είναι στις 0° και στις 90° με περιστροφή του πεδίου,
- όταν ο κατευθυντήρας είναι στις 90° και στις 90° με περιστροφή του πεδίου.

Οι % διαφορές που παρουσιάζονται είναι σε απόλυτη τιμή.

Καμία τιμή δεν βρέθηκε να υπερβαίνει το 2%, που θεωρήσαμε ως όριο αποδοχής. [20]

Η μεγαλύτερη διαφορά που παρατηρήθηκε είναι 0,08%.

Plexi 3 12 * 4,8**CC 12*4,8 6MV**

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	172,59	0,09	172,58	0,13
90°	172,44		172,35	
0°	172,59	0,48	172,58	0,05
90°rot	171,77		172,49	
90°	172,44	0,39	172,35	0,08
90°rot	171,77		172,49	

CC 12*4,8 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	178,46	0,05	178,45	0,10
90°	178,37		178,27	
0°	178,46	0,47	178,45	0,06
90°rot	177,63		178,34	
90°	178,37	0,41	178,27	0,04
90°rot	177,63		178,34	

Πίνακας 2 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο CC για πλέγμα 0,5cm και πλέγμα 0,3cm στις δύο ενέργειες για το Plexi3 με πεδίο 12*4,8

Στον πίνακα 2 γίνονται ακριβώς οι ίδιες συγκρίσεις για το πεδίο 12*4,8.

Καμία τιμή δεν βρέθηκε να υπερβαίνει το 2% [20]. Η μεγαλύτερη διαφορά είναι 0,13%

Plexi 8 10,4 * 10,4**CC 10,4*10,4 6MV**

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	195,42	0,03	195,65	0,03
90°	195,36		195,6	
0°	195,42	0,03	195,65	0,03
90°rot	195,36		195,6	
90°	195,36	0,00	195,6	0,00
90°rot	195,36		195,6	

CC 10,4*10,4 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	196,62	0,01	196,55	0,01
90°	196,6		196,53	
0°	196,62	0,01	196,55	0,01
90°rot	196,6		196,53	
90°	196,6	0,00	196,53	0,00
90°rot	196,6		196,53	

Πίνακας 3 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο CC για πλέγμα 0,5cm και πλέγμα 0,3cm στις δύο ενέργειες για το Plexi8 με πεδίο 10,4*10,4

Στον πίνακα 3 γίνονται οι ίδιες συγκρίσεις για το ομοίωμα Plexi8 για το πεδίο 10,4*10,4.

Καμία τιμή δεν βρέθηκε να υπερβαίνει το 2%. [20]

Η μεγαλύτερη διαφορά είναι 0,03%

Plexi 8 12 * 4,8

CC 12*4,8 6MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	206,82	0,17	207,02	0,15
90°	207,17		207,34	
0°	206,82	0,01	207,02	0,00
90°rot	206,8		207,02	
90°	207,17	0,18	207,34	0,15
90°rot	206,8		207,02	

CC 12*4,8 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	207,02	0,11	206,87	0,10
90°	207,24		207,08	
0°	207,02	0,04	206,87	0,03
90°rot	206,94		206,81	
90°	207,24	0,14	207,08	0,13
90°rot	206,94		206,81	

Πίνακας 4 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο CC για πλέγμα 0,5cm και πλέγμα 0,3cm στις δύο ενέργειες για το Plexi3 με πεδίο 12*4,8

Τέλος, στον πίνακα 4 γίνονται οι ίδιες συγκρίσεις για το πεδίο 12*4,8

Καμία τιμή δεν βρέθηκε να υπερβαίνει το 2%.

[20]

Η μεγαλύτερη διαφορά είναι 0,17%

5.3. Συγκρίσεις MU για τον αλγόριθμο MC

Plexi 3 10,4 * 10,4

MC 10,4*10,4 6MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	161,98	0,81	166,32	0,60
90°	160,66		165,32	
0°	161,98	0,81	166,32	0,60
90°rot	160,66		165,32	
90°	160,66	0,00	165,32	0
90°rot	160,66		165,32	

MC 10,4*10,4 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	167,76	0,58	172,01	0,88
90°	166,78		170,49	
0°	167,76	0,58	172,01	0,88
90°rot	166,78		170,49	
90°	166,78	0,00	170,49	0,00
90°rot	166,78		170,49	

Πίνακας 5 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο MC για δύο συνθήκες πλέγματος και αβεβαιότητας στις δύο ενέργειες για το Plexi3 με πεδίο 10,4*10,4

Στον πίνακα 5 παρατίθενται τα υπολογισμένα MU για τις τιμές των ιδιοτήτων υπολογισμού grid=0,5cm uncertainty=3% και για τις grid=0,3cm uncertainty=0,5%. Ο υπολογισμός δόσης έγινε με τον **αλγόριθμο MC**, για πεδίο 10,4*10,4 και για ενέργειες φωτονίων 6MV (στο πάνω μέρος του πίνακα) και 10 MV (στο κάτω μέρος) στο ομοίωμα Plexi3.

Αναλυτικότερα, γίνεται σύγκριση των MU για τις περιπτώσεις:

- όταν ο κατευθυντήρας είναι στις 0° και στις 90°,
- όταν ο κατευθυντήρας είναι στις 0° και στις 90° με περιστροφή του πεδίου,
- όταν ο κατευθυντήρας είναι στις 90° και στις 90° με περιστροφή του πεδίου.

Καμία τιμή δεν βρέθηκε να υπερβαίνει το 2%.

Η μεγαλύτερη διαφορά είναι 0,88%.

[20]

Plexi 3 12 * 4,8**MC 12*4,8 6MV**

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	182,65	7,03	170,66	0,63
90°	169,81		171,74	
0°	182,65	3,51	170,66	0,79
90°rot	176,23		172	
90°	169,81	3,78	171,74	0,15
90°rot	176,23		172	

MC 12*4,8 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	176,72	0,12	176,5	0,49
90°	176,51		177,37	
0°	176,72	1,99	176,5	0,19
90°rot	180,24		176,16	
90°	176,51	2,11	177,37	0,68
90°rot	180,24		176,16	

Πίνακας 6 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο MC για δύο συνθήκες πλέγματος και αβεβαιότητας στις δύο ενέργειες για το Plexi3 με πεδίο 12*4,8

Στον πίνακα 6 γίνονται ακριβώς οι ίδιες συγκρίσεις για το πεδίο 12*4,8.

Βρέθηκαν πολύ μεγάλες διαφορές στον υπολογισμό των MU με τον αλγόριθμο MC όταν grid=0,5 και uncertainty=3 με μέγιστη τη διαφορά του 7,03% ενώ όταν grid=0,3 και uncertainty=0,5 οι διαφορές είναι μικρές.

Plexi 8 10,4 * 10,4**MC 10,4*10,4 6MV**

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	193,98	2,05	194,98	0,77
90°	197,96		196,49	
0°	193,98	1,01	194,98	0,77
90°rot	195,94		196,49	
90°	197,96	1,02	196,49	0,00
90°rot	195,94		196,49	

MC 10,4*10,4 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	204,45	12,75	194,61	0,45
90°	178,38		195,49	
0°	204,45	6,81	194,61	0,45
90°rot	190,52		195,49	
90°	178,38	6,81	195,49	0,00
90°rot	190,52		195,49	

Πίνακας 7 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο MC για δύο συνθήκες πλέγματος και αβεβαιότητας στις δύο ενέργειες για το Plexi8 με πεδίο 10,4*10,4

Στον πίνακα 7 γίνονται ακριβώς οι ίδιες συγκρίσεις για το πεδίο 10,4*10,4 για το ομοίωμα Plexi8. Βρέθηκαν πολύ μεγάλες διαφορές στον υπολογισμό των MU με τον αλγόριθμο MC όταν grid=0,5 και uncertainty=3 με μέγιστη τη διαφορά του 12,75%, ενώ όταν grid=0,3 και uncertainty=0,5 οι διαφορές είναι μικρές.

Plexi 8 12 * 4,8**MC 12*4,8 6MV**

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	221,35	2,91	207,03	0,41
90°	214,9		206,18	
0°	221,35	1,42	207,03	0,21
90°rot	218,21		207,46	
90°	214,9	1,54	206,18	0,62
90°rot	218,21		207,46	

MC 12*4,8 10MV

COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
0°	204,4	4,00	205,63	0,40
90°	196,22		206,46	
0°	204,4	3,07	205,63	0,12
90°rot	210,68		205,38	
90°	196,22	7,37	206,46	0,52
90°rot	210,68		205,38	

Πίνακας 8 Υπολογισμένα MU για τον αλγόριθμο MC για δύο συνθήκες πλέγματος και αβεβαιότητας στις δύο ενέργειες για το Plexi8 με πεδίο 12*4,8

Στον πίνακα 8 γίνονται ακριβώς οι ίδιες συγκρίσεις για το πεδίο 10,4*10,4 για το ομοίωμα Plexi8. Βρέθηκαν πολύ μεγάλες διαφορές στον υπολογισμό των MU με τον αλγόριθμο MC όταν grid=0,5 και uncertainty=3 με μέγιστη τη διαφορά του 7,37% ενώ όταν grid=0,3 και uncertainty=0,5 οι διαφορές είναι μικρές.

5.4. Σύγκρισεις MU ανάμεσα στους δύο αλγόριθμους MC και CC

Plexi 3 10,4 * 10,4

10,4*10,4 6MV

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	166,68 161,98	2,82	166,78 166,32	0,28
CC MC	90°	166,65 160,66	3,59	166,64 165,32	0,79
CC MC	90°rot	166,65 160,66	3,59	166,64 165,32	0,79

10,4*10,4 10MV

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	172,42 167,76	2,70	172,47 172,01	0,27
CC MC	90°	172,41 166,78	3,27	172,39 170,49	1,10
CC MC	90°rot	172,41 166,78	3,27	172,39 170,49	1,10

Πίνακας 9 Σύγκριση υπολογιζόμενων MU από τους δύο αλγόριθμους για το Plexi3 και πεδίο 10,4*10,4 για τις δύο ενέργειες και για τις δύο συνθήκες

Στον πίνακα 9 γίνεται σύγκριση των υπολογισμένων MU από τον αλγόριθμο MC και CC όταν τα MLC είναι:

στις 0°,
στις 90° και
στις 90° με περιστροφή του πεδίου

για ενέργειες φωτονίων 6MV και 10MV και για τις δύο συνθήκες πλέγματος και αβεβαιότητας.

Βρέθηκε πως για grid=0,5 και uncertainty=3 απέχουν πολύ οι τιμές των MU που υπολογίζουν οι δύο αλγόριθμοι με μέγιστη διαφορά 3,59%. Αντίθετα, για grid=0,3 και uncertainty=0,5 οι τιμές είναι πολύ κοντά.

Plexi 3 12 * 4,8

12*4,8 6MV

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	172,59 182,65	5,83	172,58 170,66	1,11
CC MC	90°	172,44 169,81	1,53	172,35 171,74	0,35
CC MC	90°rot	171,77 176,23	2,60	172,49 172	0,28

12*4,8 10MV

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	178,46 176,72	0,98	178,45 176,5	1,09
CC MC	90°	178,37 176,51	1,04	178,27 177,37	0,50
CC MC	90°rot	177,63 180,24	1,47	178,34 176,16	1,22

Πίνακας 2 Σύγκριση υπολογιζόμενων MU από τους δύο αλγόριθμους για το Plexi3 και πεδίο 12*4,8 για τις δύο ενέργειες και για τις δύο συνθήκες

Στον **πίνακα 10** γίνονται οι ίδιες συγκρίσεις για το ίδιο ομοίωμα με πεδίο 12*4,8.

Βρέθηκε πως για grid=0,5 και uncertainty=3 απέχουν πολύ οι τιμές των MU που υπολογίζουν οι δύο αλγόριθμοι με μέγιστη διαφορά 5,83%. Αντίθετα, για grid=0,3 και uncertainty=0,5 οι τιμές είναι πολύ κοντά.

Plexi 8 10,4 * 10,4**10,4*10,4 6MV**

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	195,42 193,98	0,74	195,65 194,98	0,34
CC MC	90°	195,36 197,96	1,33	195,6 196,49	0,46
CC MC	90°rot	195,36 195,94	0,30	195,6 196,49	0,46

**10,4*10,4
10MV**

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	196,62 204,45	3,98	196,55 194,61	0,99
CC MC	90°	196,6 178,38	9,27	196,53 195,49	0,53
CC MC	90°rot	196,6 190,52	3,09	196,53 195,49	0,53

Πίνακας 3 Σύγκριση υπολογιζόμενων MU από τους δύο αλγόριθμους για το Plexi8 και πεδίο 10,4*10,4 για τις δύο ενέργειες και για τις δύο συνθήκες

Στον πίνακα 11 γίνονται οι ίδιες συγκρίσεις για το ομοίωμα Plexi8 με πεδίο 10,4*10,4.

Βρέθηκε ότι για grid=0,5 και uncertainty=3 απέχουν πολύ οι τιμές των MU που υπολογίζουν οι δύο αλγόριθμοι με μέγιστη διαφορά 9,27%. Αντίθετα, για grid=0,3 και uncertainty=0,5 οι τιμές είναι πολύ κοντά.

Plexi 8 12 * 4,8**12*4,8 6MV**

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	206,82 221,35	7,03	207,02 207,03	0,00
CC MC	90°	207,17 214,9	3,73	207,34 206,18	0,56
CC MC	90°rot	206,8 218,21	5,52	207,02 207,46	0,21

12*4,8 10MV

ΑΛΓΟΡΙΘΜΟΣ	COLLIMATOR	MU (grid=0,5 unc.=3)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU	MU (grid=0,3 unc.=0,5)	% ΔΙΑΦΟΡΑ MU
CC MC	0°	207,02 204,4	1,27	206,87 205,63	0,60
CC MC	90°	207,24 196,22	5,32	207,08 206,46	0,30
CC MC	90°rot	206,94 210,68	1,81	206,81 205,38	0,69

Πίνακας 4 Σύγκριση υπολογιζόμενων MU από τους δύο αλγόριθμους για το Plexi8 και πεδίο 12*4,8 για τις δύο ενέργειες και για τις δύο συνθήκες

Τέλος, στον πίνακα 12 παρουσιάζονται οι ίδιες συγκρίσεις για το ίδιο ομοίωμα με πεδίο 12*4,8. Βρέθηκε πως για grid=0,5 και uncertainty=3 απέχουν πολύ οι τιμές των MU που υπολογίζουν οι δύο αλγόριθμοι με μέγιστη τιμή την 7,03%. Αντίθετα, για grid=0,3 και uncertainty=0,5 οι τιμές είναι πολύ κοντά

5.5. Αποτελέσματα μέτρησης δόσης στον γραμμικό επιταχυντή

Ελήφθη υπόψη ότι τα υπολογιζόμενα MU για Collapsed Cone και για Monte Carlo συμπίπτουν όταν το πλέγμα grid είναι 0,3cm και η αβεβαιότητα uncertainty είναι 0,5%.

Γι' αυτό δόθηκαν προς ακτινοβολήση τα πλάνα που σχεδιάστηκαν με CC για ιδιότητες υπολογισμού πλέγμα=0,3cm και αβεβαιότητα=0,5%.

Plexi 3 10,4 * 10,4

CC					
COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	Μέτρηση	Δόση (cGy)	Δόση σε αρχική βαθμονόμηση	%Διαφορά από 200 cGy
0°	6	202,15	200,03	201,7	0,85
0°	10	204,50	200,59	200,31	0,16
90°	6	201,85	199,73	201,4	0,70
90°	10	204,40	200,50	200,21	0,11
90° rot	6	201,85	199,73	201,4	0,70
90° rot	10	204,40	200,50	200,21	0,11
MC					
0°	6	202,71	200,58	202,26	1,13
0°	10	205,05	201,13	200,84	0,42
90°	6	203,46	201,33	203,01	1,51
90°	10	206,68	202,73	202,44	1,22
90°rot	6	203,46	201,33	203,01	1,51
90°rot	10	206,68	202,73	202,44	1,22

Πίνακας 13 Μέτρηση δόσης για το ομοίωμα Plexi 3, πεδίο 10,4*10,4 και σύγκριση με τη συνταγογραφούμενη δόση

$K_Q(6MV) =$	0,9895
$K_Q(10MV) =$	0,9809

Απόκλιση(6MV) =	0,84%
Απόκλιση(10MV) =	-0,14%

Στην τρίτη στήλη του πίνακα δίνεται η δόση που μετράται από τον θάλαμο ιονισμού μέσω του ηλεκτρομέτρου. Δηλαδή η δόση στο νερό για την ποιότητα δέσμης Co για σταθερές συνθήκες. Η στήλη 3 δίνει το γινόμενο $M_Q \cdot N_{D,w}$

Στην τέταρτη στήλη γίνεται μετατροπή της μετρούμενης δόσης από το ηλεκτρόμετρο σε δόση που δέχεται το plexiglass, γνωρίζοντας ότι η δόση στο plexiglass δίνεται από τη σχέση $D_{w,Q} = M_Q \cdot N_{D,w} \cdot k_Q$ προκύπτει ότι:

$$\text{Δόση (4}^{\text{η}} \text{ στήλη)} = \text{Μέτρηση (3}^{\text{η}} \text{ στήλη)} \cdot K_Q(\text{των 6MV ή 10MV})$$

Στην πέμπτη στήλη του πίνακα 13 παρουσιάζονται οι διορθωμένες τιμές των δόσεων που μετρήθηκαν βάσει της απόλυτης δοσιμετρίας η οποία πραγματοποιήθηκε εκείνη την ημέρα. Από αυτή προέκυψε ότι για ενέργειες φωτονίων 6MV δίνεται λιγότερη δόση από ότι στην αρχική βαθμονόμηση κατά 0,84% και για ενέργειες φωτονίων 10MV δίνεται περισσότερη δόση κατά 0,14%.

Τα δεδομένα από την αρχική βαθμονόμηση έχουν περαστεί στο TPS. Άρα για να συγκρίνουμε την υπολογιζόμενη δόση του TPS με τις μετρήσεις μας γίνεται η διόρθωση για τη διαφορά από την αρχική βαθμονόμηση.

Συνεπώς, για τα 6MV οι τιμές της πέμπτης στήλης διαμορφώνονται ως εξής:

$$\text{Δόση σε αρχική βαθμονόμηση (5^η στήλη)} = \text{Δόση (4^η στήλη)} + \text{Δόση(4^η στήλη)} \cdot 0,0084$$

Και για τα 10MV οι τιμές της πέμπτης στήλης διαμορφώνονται ως εξής:

$$\text{Δόση σε αρχική βαθμονόμηση (5^η στήλη)} = \text{Δόση (4^η στήλη)} - \text{Δόση(4^η στήλη)} \cdot 0,0014$$

Στην έκτη στήλη γίνεται σύγκριση ανάμεσα στα 200 cGy, που είναι η συνταγογραφούμενη δόση για τα πλάνα και στη δόση που μετρήθηκε μετά από τις διορθώσεις. Σε αυτή τη στήλη γίνεται **η τελική σύγκριση** που δείχνει κατά πόσο όντως δίνεται η επιθυμητή δόση των 2Gy. Συγκεκριμένα,

$$\text{Διαφορά από 2Gy (6^η στήλη)} = \frac{[\text{Δόση σε αρχ.βαθμ.}(5\text{η στήλη}) - 200] \cdot 100}{200}$$

Από τη συγκεκριμένη στήλη γίνεται αντιληπτό ότι πράγματι δίνονται 2Gy από τον επιταχυντή όταν τα πλάνα έχουν σχεδιαστεί με grid=0,3 και uncertainty=0,5 και για τις δύο διαθέσιμες ενέργειες και για τους δύο αλγόριθμους.

Plexi 3 12 * 4,8

CC					
COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	Μέτρηση	Δόση (cGy)	Δόση σε αρχική βαθμονόμηση	%Διαφ. Από 2 Gy
0°	6	201,15	199,03	200,7	0,35
0°	10	204,15	200,25	199,97	-0,01
90°	6	201,45	199,33	201	0,5
90°	10	204,45	200,54	200,26	0,13
90°rot	6	201,7	199,58	201,25	0,62
90°rot	10	204,75	200,83	200,55	0,27
MC					
0°	6	203,41	201,28	202,97	1,48
0°	10	206,41	202,46	202,18	1,09
90°	6	202,17	200,04	201,72	0,86
90°	10	205,49	201,56	201,28	0,64
90°rot	6	202,27	200,15	201,83	0,92
90°rot	10	207,28	203,32	203,04	1,52

Πίνακας 14 Μέτρηση δόσης για το ομοίωμα Plexi 3, πεδίο 12*4,8 και σύγκριση με τη συνταγογραφούμενη δόση

Plexi 8 10,4 * 10,4

CC					
COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	Μέτρηση	Δόση (cGy)	Δόση σε αρχική βαθμονόμηση	%Διαφ. Από 2 Gy
0°	6	199,25	197,16	198,81	-0,59
0°	10	202,05	198,19	197,91	-1,04
90°	6	199,00	196,91	198,56	-0,72
90°	10	202,15	198,29	198,01	-0,99
90°rot	6	199,00	196,91	198,56	-0,72
90°rot	10	202,15	198,29	198,01	-0,99
MC					
0°	6	199,93	197,84	199,50	-0,25
0°	10	204,06	200,17	199,89	-0,06
90°	6	198,10	196,02	197,67	-1,17
90°	10	203,23	199,34	199,06	-0,47
90°rot	6	198,10	196,02	197,67	-1,17
90°rot	10	203,23	199,34	199,06	-0,47

Πίνακας 15 Μέτρηση δόσης για το ομοίωμα Plexi 8, πεδίο 10,4*10,4 και σύγκριση με τη συνταγογραφούμενη δόση

Plexi 8 12 * 4,8

CC					
COLLIMATOR	ΕΝΕΡΓΕΙΑ (MV)	Μέτρηση	Δόση (cGy)	Δόση σε αρχική βαθμονόμηση	%Διαφ. από 2 Gy
0°	6	197,55	195,48	197,12	-1,44
0°	10	201,65	197,80	197,52	-1,24
90°	6	198,60	196,51	198,17	-0,92
90°	10	202,55	198,68	198,40	-0,80
90°rot	6	198,60	196,51	198,17	-0,92
90°rot	10	202,60	198,73	198,45	-0,77
MC					
0°	6	197,54	195,47	197,11	-1,45
0°	10	202,87	198,99	198,71	-0,64
90°	6	199,72	197,62	199,28	-0,36
90°	10	203,16	199,28	199,00	-0,50
90°rot	6	198,18	196,10	197,75	-1,13
90°rot	10	204,01	200,11	199,83	-0,08

Πίνακας 5 Μέτρηση δόσης για το ομοίωμα Plexi 8, πεδίο 12*4,8 και σύγκριση με τη συνταγογραφούμενη δόση

Στους πίνακες 14,15 και 16 παρουσιάζονται με τον ίδιο τρόπο οι μετρούμενες τιμές και οι επεξεργασία τους για τις υπόλοιπες περιπτώσεις.

Βρέθηκαν και σε αυτές τις περιπτώσεις μικρές αποκλίσεις από τα 2 Gy, μικρότερες του 2%.

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Το παραπάνω πείραμα εντάσσεται στους ελέγχους end-to-end και έγινε μέσα στα πλαίσια των γενικότερων ελέγχων του καινούργιου επιταχυντή, που έχει δυνατότητες και για προηγμένες τεχνικές.

Συνοπτικά,

- Οι πίνακες 1,2,3,4 δείχνουν μικρές διαφορές στα M.U. όταν ο υπολογισμός γίνεται από τον αλγόριθμο C.C. για πλέγμα=0,5cm και για πλέγμα=0,3cm.
- Οι πίνακες 5,6,7,8 δείχνουν μικρές διαφορές στα M.U. όταν ο υπολογισμός γίνεται από τον αλγόριθμο M.C. για πλέγμα=0,3cm και αβεβαιότητα=0,5%.
- Από τους πίνακες 9,10,11,12 παρατηρήσαμε πως υπολογίζονται τα ίδια MU και από τους δύο αλγόριθμους όταν ο υπολογισμός γίνεται με grid=0,3cm και uncertainty=0,5%.
- Από τους πίνακες 13,14,15 και 16 βρέθηκε ότι οι διαφορές που προέκυψαν μεταξύ της συνταγογραφούμενης και της μετρούμενης δόσης ήταν εντός των επιτρεπτών ορίων.

Συνεπώς,

- Περάστηκε σωστά ο αλγόριθμος Monte Carlo στο συγκεκριμένο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας της Elekta.
- Έγιναν σωστά οι μετρήσεις των φυσικών και η μοντελοποίηση των μετρήσεων στο σύστημα σχεδιασμού θεραπείας
- Οι ιδιότητες υπολογισμού επηρεάζουν τον υπολογισμό της δόσης (Monitor Unit) ως εξής:
 - **Grid 0,5 κ uncertainty=3:**
Παρατηρήθηκαν μεγαλύτερες αποκλίσεις στον υπολογισμό MU μεταξύ των αλγορίθμων M.C. και C.C. γιατί εισάγεται σφάλμα στον M.C.
 - **Grid 0,5:**
Επιτυγχάνει πιο γρήγορο υπολογισμό για το CC. Συγκεκριμένα, γίνεται επιλογή του grid 0,5 κυρίως κατά την εφαρμογή της τεχνικής 3D-CRT χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο CC.
 - **Grid 0,3 κ uncertainty=0,5:**
Επιτυγχάνει την επιθυμητή ακρίβεια για τον αλγόριθμο MC αλλά απαιτεί περισσότερο χρόνο. Ο υπολογισμός δόσης με τις συγκεκριμένες ιδιότητες καλό είναι να γίνεται κατά την εφαρμογή πιο προηγμένων τεχνικών, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο MC.

Βιβλιογραφία

- [1] Radiation Oncology Physics: A Handbook for teachers and students,
E.B. Podgorsak Technical Editor
- [2] Ευάγγελος Γεωργίου, «Ιατρική Φυσική, Διαγνωστικές και θεραπευτικές εφαρμογές των ακτινοβολιών, κεφάλαιο 18, Π.Καραίσκος»
- [3] <http://www.aktinotherapeia.gr/wpstage/tag/>
- [4] <https://ogkologia.gr/τεχνολογίες-ακτινοθεραπείας/ακτινοθεραπεία-με-κοβάλτιο/>
- [5-VMAT] <http://www.athensradiotherapy.gr/treatments/Rapid-Arc-IMRT/>
- [6-IGRT] <http://www.athensradiotherapy.gr/treatments/IGRT-radiotherapy/>
- [7-Tomotherapy]
<https://www.iatropoli.gr/gr/%CE%B3%CE%B9%CE%B1%CF%84%CE%AF- tomotherapy>
- [8] <http://www.hygeia.gr/media/pics/864-kao%20gia%20site.jpg>
- [9] <http://www.mygenesishhealth.com/treatment-options/genesis-prostate-cancer-center/igrt-imrt-for-prostate-cancer.html>
- [10] <http://medphys365.blogspot.gr/2012/04/multileaf-collimators.html>
- [11] **The Difference Between a Collapsed Cone Based and a Monte Carlo Based Dose Calculation Algorithm** VICTOR LÖF Master of Science Thesis
- [12]:
- **Johns H.E. and Cunningham J.R.**, *The Physics of Radiology*, Springfield Illinois: C.C. Thomas, 1984
 - **Khan F.**, *The Physics of Radiotherapy*, Baltimore: Williams & Wilkins, 1984
 - Podgorsak E.B. Radiation Physics for Medical Physicists, 2006
 - **Evans R.D.**, *The Atomic Nucleus*, New York: McGraw Hill, 1955
 - Hubbell J.H. Reviews in PMB (1999, 2006)
- [13] <http://aktinotherapeutis.gr/wp-content/uploads/2013/01/prostatis-2.jpg>

- [14]Περιγραφή προσφερόμενου εξοπλισμού Elekta Axesse.pdf
- [15] http://www.ptw.de/waterproof_farmer_chamber0.html
- [16]Podgorsak E.B, “Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students”, IAEA, Vienna, 2005
- [17]IAEA TRS-398 “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water”, Vienna, 2004
- [18]http://artemis.cslab.ntua.gr/el_thesis/artemis.ntua.ece/DT2011-0152/DT2011-0152.pdf
- [19] IAEA TRS-398 Προσδιορισμός απορροφούμενης δόσης στην ακτινοθεραπεία δέσμης φωτονίων υψηλής ενέργειας Π.Σάνδηλος
- [20] “Quality assurance of treatment planning systems – practical examples for non- IMRT photon beams”, ESTRO Ben Mijnheer, Agnieszka Olszewska, Claudio Fiorino, Guenther Hartmann, Tommy Knoos, Jean-Claude Rosenwald, Hans Welleweerd. European guidelines for quality assurance in Radiotherapy Booklet No.7
- [21] <https://www.slideshare.net/DrAyushGarg/beam-modifying-devices-1-radiophysics>