

UNIVERSITATEA “BABEȘ-BOLYAI” CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE FIZICĂ
SPECIALIZAREA BIOFIZICĂ ȘI FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE DISERTAȚIE

Conducător științific

Lect. Dr. Pașca Horia

Coordonator științific

Exp. în Fiz. Med. Kun – Bálint László

Absolvent

Székely (Csiki) Boróka – Mária

2024

UNIVERSITATEA “BABEȘ-BOLYAI” CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE FIZICĂ
SPECIALIZAREA BIOFIZICĂ ȘI FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE DISERTAȚIE

QA DE DOZIMETRIE PENTRU
ACCELERATORUL LINIAR TRUEBEAM

Conducător științific

Lect. Dr. Pașca Horia

Coordonator științific

Exp. în Fiz. Med. Kun – Bálint László

Absolvent

Székely (Csiki) Boróka – Mária

ABSTRACT

The aim of this dissertation was to show the importance of performing the dosimetric measurements in case of TrueBeam by Varian, a medical linear accelerator used in radiotherapy to deliver radiation treatment plans to oncologic patients. During these treatments X-ray beams are used to irradiate deep-seated tumors and electron beams are used to irradiate superficial tumors.

Ensuring the quality of treatments requires high precision in the delivery of the irradiation dose prescribed by the radiation oncologist. This quality is achieved by periodic beam calibration through absolute dosimetry performed monthly and relative dosimetry performed every three months.

The measurements performed provide information on beam parameters, which need to be within certain tolerances. If the measured values are outside the accepted limits, recalibration of the accelerator is mandatory. The recalibration shall be carried out by the medical physicist in the case of absolute dosimetry and by the specialized engineer in the case of relative dosimetry.

The results presented in this study highlight the need of periodical recalibration of the beam in order to assure quality treatment plan deliveries for all patients.

Cuprins

Introducere	4
1 Acceleratorul liniar Varian TrueBeam	5
1.1 Acceleratorul liniar medical de particule	5
1.2 Varian TrueBeam	7
1.2.1 Poziționarea pacientului – Masa de tratament	8
1.2.2 CBCT (Tomografie Computerizată cu Fascicul Conic)	8
1.2.3 Funcții de siguranță încorporate	9
1.2.3.1 Garda de contact	9
1.2.3.2 Sistem capacitiv de detectare a coliziunilor	9
1.2.3.3 Regulile de zonă	9
1.2.3.4 Sistem de monitorizare vizuală și audio	9
1.2.3.5 Simularea tratamentului – Modul “Dry Run”	10
1.2.3.6 Sistemul de protecție cu laser – LaserGuard II	10
1.2.4 Modelarea precisă a fasciculului de radiații și livrarea dozei	10
1.2.4.1 MLC (Colimator Multilamelar)	10
1.2.4.2 Elemente de siguranță de coliziune la MLC	11
2 Măsurători necesare pentru asigurarea calității fasciculului de radiații	12
2.1 Noțiuni de bază	12
2.2 Dozimetria absolută	15
2.2.1 Bazele teoretice	15
2.2.1.1 Fascicule de fotoni de înaltă energie	15
2.2.1.2 Fascicule de electroni de înaltă energie	21
2.2.2 Aparatura utilizată	24
2.2.3 Metoda de lucru	26
2.3 Dozimetria relativă	28
2.3.1 Bazele teoretice	28
2.3.2 Aparatura utilizată	29
2.3.3 Metoda de lucru	30
3 Rezultate și interpretare	33
3.1 Dozimetria absolută	33
3.2 Dozimetria relativă	36
Concluzii	45
Bibliografie	46

Introducere

Conform analizei publicate în Mai 2022 de către Ministerul Sănătății, în UE cancerul reprezintă a doua cauză de mortalitate după bolile cardiovasculare. [1]

Pacienții oncologici cu diagnostice specifice ajung la radioterapie ca și parte a tratamentului pe lângă chimioterapie, imunoterapie, hormonoterapie sau chirurgie.

Acceleratorul liniar medical de particule este o componentă primară în radioterapie, fiind aparatul medical cel mai des folosit în iradierea externă a tumorilor maligne.

Acceleratorul liniar TrueBeam produs de către Varian Medical Systems, a Siemens Healthineers Company este un aparat de ultimă generație, care asigură precizie atât la poziționarea pacienților, cât și la efectuarea tratamentului.

Ca doza de radiații primită de către pacient să coincidă cu doza prescrisă de către medicul curant, este nevoie de asigurarea calității fasciculului de radiații, care este responsabilitatea fizicianului medical. Pentru realizarea acesteia este nevoie de efectuarea unor măsurători periodice, din care voi prezenta în această lucrare următoarele: dozimetria absolută și dozimetria relativă.

Voi prezenta principiile teoretice de bază, aparatura medicală folosită pentru măsurătorile efectuate, metoda de lucru, respectiv rezultatele obținute din acestea.

Lucrarea de diplomă conține trei capitole și este structurată în felul următor.

Primul capitol prezintă componentele primare și modul de funcționare al acceleratorului liniar medical de particule, descrie elementele capului de tratament și modurile de lucru cu raze X și cu fasciculi de electroni. Deasemenea prezintă dotările și caracteristicile importante ale acceleratorului liniar Varian TrueBeam, cum ar fi masa de tratament, tomografia computerizată cu fascicul conic, funcțiile de siguranță încorporate și caracteristicile colimatorului multilamelar.

Al doilea capitol detaliază măsurătorile necesare pentru asigurarea calității fasciculului de radiații, cum ar fi dozimetria absolută și dozimetria relativă, pornind de la noțiuni de bază, urmat de descrierea teoretică a dozimetriei, prezentarea aparaturii utilizate în ambele cazuri și metodele de lucru pentru efectuarea măsurătorilor.

Al treilea capitol prezintă rezultate de măsurători efectuate pentru dozimetria absolută, respectiv relativă la fasciculi de raze X și fasciculi de electroni la diferite nivele de energie. În acest capitol se interpretează valorile măsurate pentru parametrii specifici folosiți la descrierea performanței fasciculelor pentru a se încadra în limitele acceptate. În cazul neîncadrării acestora în toleranță, se necesită recalibrarea acceleratorului.

La concluzii voi prezenta importanța acestor măsurători efectuate.

1 Acceleratorul liniar Varian TrueBeam

1.1 Acceleratorul liniar medical de particule

Acceleratorul liniar Varian TrueBeam este un accelerator liniar medical de particule (LINAC), un dispozitiv din clasa acceleratoarelor ciclice, care accelerează particule încărcate folosind unde electromagnetice de frecvență înaltă. În cazul LINAC-urilor medicale, particulele accelerate sunt electronii, care urmează o traiectorie liniară în ghiduri de undă acceleratoare trecând prin aceeași diferență de potențial de mai multe ori. [2, 3]

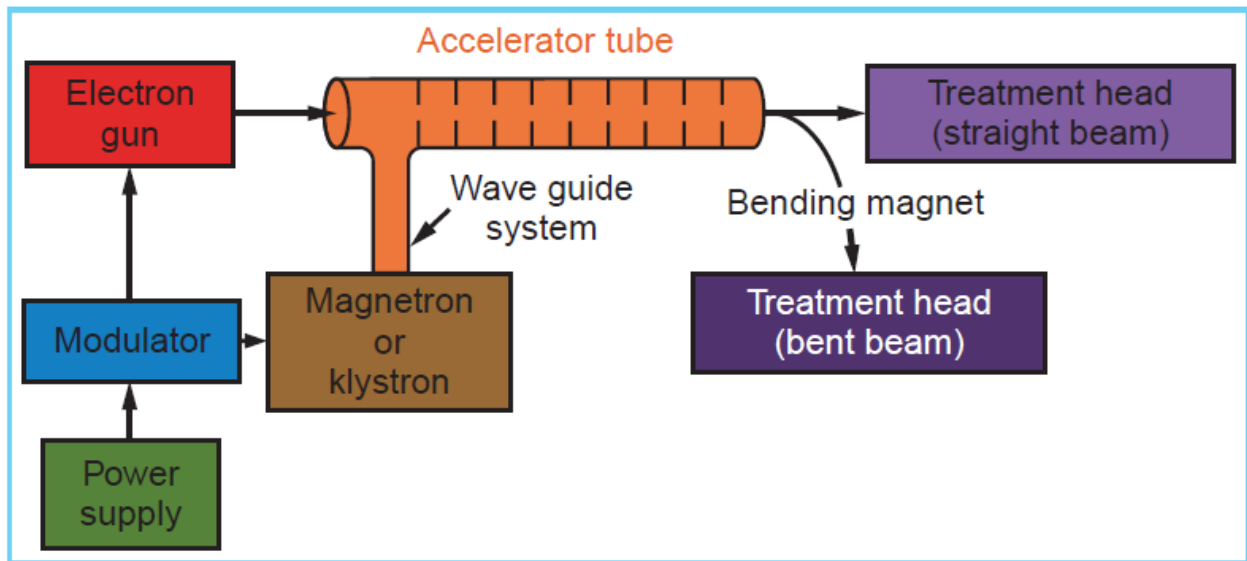


Figura 1.1 Schema bloc a acceleratorului liniar medical. [2]

Figura 1.1 arată schema componentelor majore a acceleratorului liniar. Sursa de alimentare (Power supply) furnizează curent continuu pentru Modulator, în care se află rețeaua de formare a impulsurilor și tubul comutator denumit Thyatron. Modulatorul livrează simultan impulsurile de înaltă tensiune cu vârf plat de o durată de câteva microsecunde către Magnetron/Klystron și Tunul de electroni (Electron gun). La aparatele cu Magnetron, acesta generează microunde pulsate urmând să fie introduse în Tubul de accelerare (Accelerator tube) printr-un sistem de ghidare de undă. Klystronul nu produce, însă amplifică microundele produse de un oscilator cu putere scăzută (RF driver). Tubul de accelerare este un tub de cupru împărțit de discuri sau diafragme cu aperturi variabile în care sunt injectați electronii din tunul de electroni cu o energie de aproximativ 50 keV, care interacționând cu câmpul electromagnetic al microundelor sunt accelerați. Acest fascicul de înaltă energie poate fi folosit pentru a trata tumori superficiale sau poate fi îndreptat spre o țintă pentru a produce raze X pentru tumorile situate în profunzime.

În cazul LINAC-urilor de energie joasă (până la 6 MV) direcția de propagare a electronilor accelerați corespunde cu axa tubului de accelerare, iar ținta este perpendiculară pe această direcție. În cazul energiilor înalte (peste 6 MV), fasciculul de electroni este deviat cu ajutorul magneților de îndoire la un unghi de 270° față de axa tubului, acesta devenind perpendicular pe axă, ținta fiind paralelă cu axa tubului (perpendiculară pe direcția fasciculului deviat). Se utilizează bobine de focalizare cu rolul de a obține un fascicul monoenergetic (Figura 1.2). [2, 3]

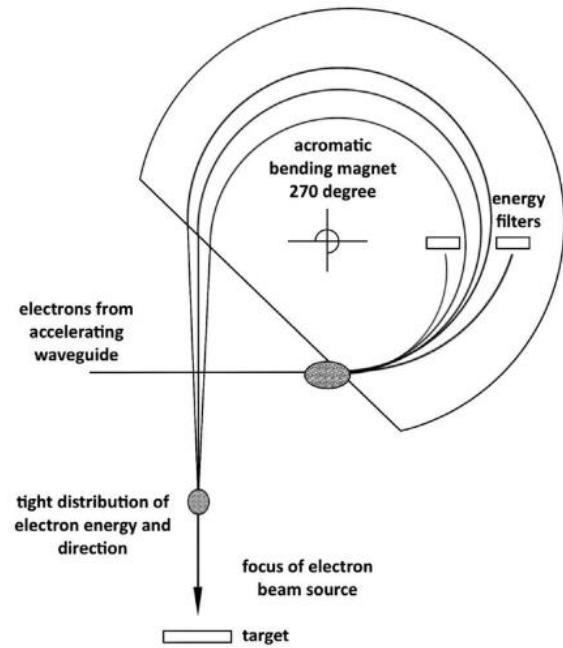


Figura 1.2 Structura magneților de îndoire și a bobinelor de focalizare. [4]

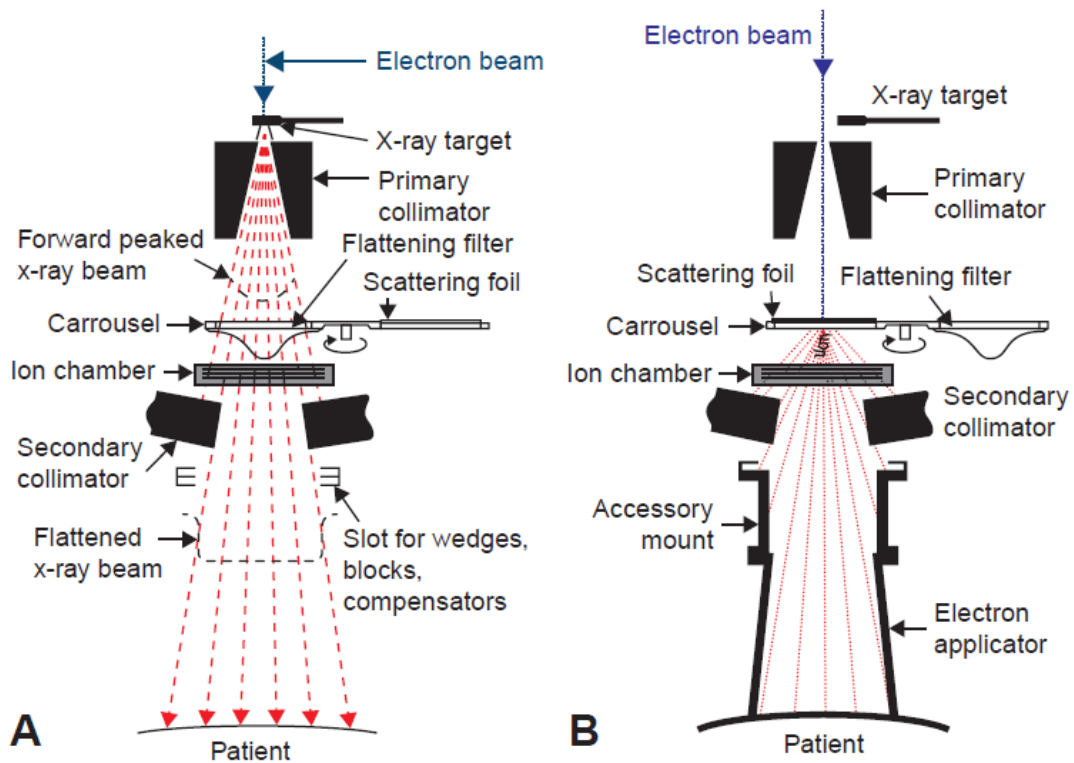


Figura 1.3 Componentele capului de tratament. A: Modul de terapie cu raze X; B: Modul de terapie cu electroni. [2]

Figura 1.3 prezintă componentele capului de tratament (Gantry), care are două moduri de funcționare. În Fig. 1.3 a putem vedea modul pentru tratamentul cu raze X. Fasciculul de raze X se produce din interacțiunea fasciculului de electroni cu ținta după care trece prin colimatorul primar fix. Fasciculul colimat trece prin filtrul de aplatizare (Flattening filter), care are rolul de a

uniformiza intensitatea fascicului de-alungul câmpului de radiații. Acest filtru este plasat pe Carusel (Carrousel), care este o placă rotundă cu orificii amplasate simetric, pe care se montează câte un filtru de aplatizare pentru fiecare energie de raze X. [5] Urmează camerele de ionizare duble cu transmisie pentru a monitoriza atât emisia radiației, cât și simetria și planeitatea ei în plan radial, respectiv transversal. Colimatorul secundar ajustabil este alcătuit din două seturi de colimatoare, perpendiculare (Jaws) și colimatoarele multilamelare (MLC), fiind responsabile de modelarea câmpului de radiații după forma tumorii. Fasciculul de raze X mai poate fi modelat cu ajutorul unor filtre pană statice sau dinamice (static/dynamic wedges).

În Fig. 1.3 b este prezentat modul de lucru pentru tratamentul cu electroni. Fasciculul de electroni produs și accelerat de aproximativ 3 mm în diametru trece prin colimatorul primar după care urmează folia de împrăștiere (Scattering foil) pentru a ajunge la un fascicul de mărimea câmpului dorit cu o fluență uniformă pe toată suprafața. Foliile de împrăștiere specifice energiei electronilor sunt montate de asemenea pe orificiile de pe Carusel, ca și filtrele de aplatizare în cazul fasciculelor de fotoni. Monitorizarea radiației se face în același mod ca la fasciculul de raze X. Colimarea secundară în cazul fascicului de electroni se face cu ajutorul unor aplicatoare de dimensiuni diferite ținând fălcile capului de iradiere deschise. [2, 3]

1.2 Varian TrueBeam

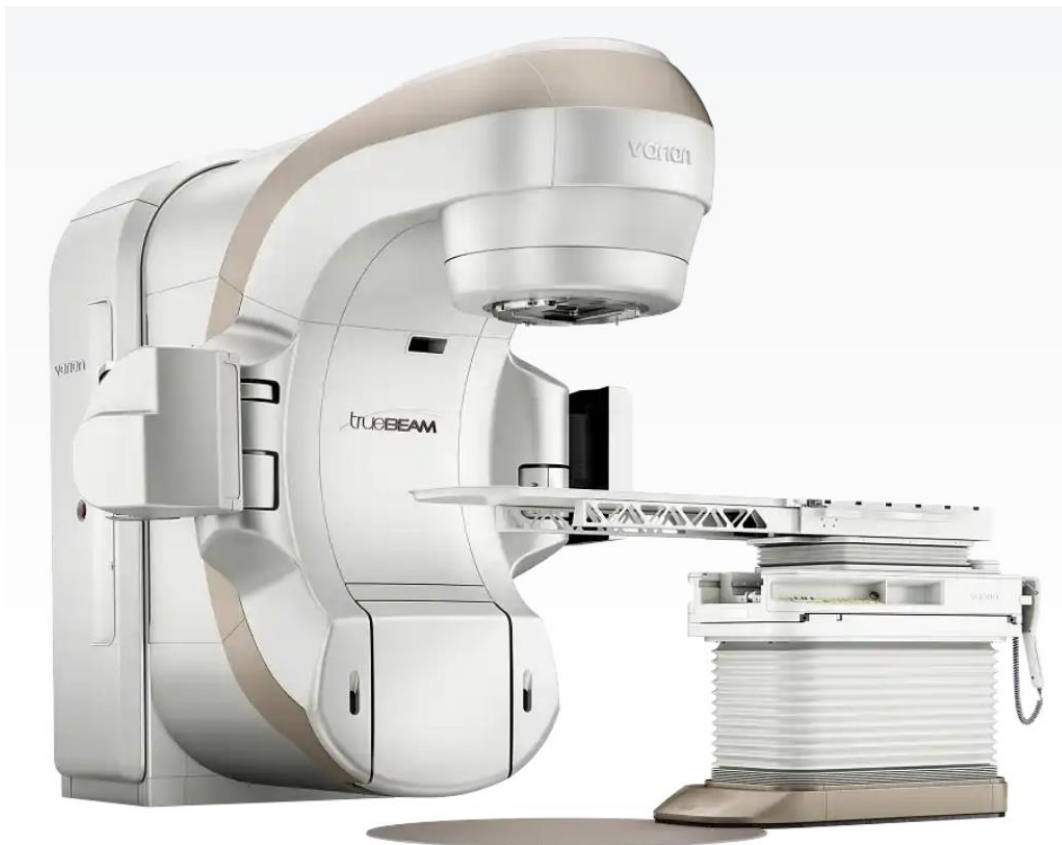


Figura 1.4 Acceleratorul liniar medical Varian TrueBeam. [6]

1.2.1 Poziționarea pacientului – Masa de tratament

Precizia în tratamentele de radioterapie presupune ca primul pas acuratețea și reproductabilitatea poziționării pacientului, esențială atât pentru livrarea dozei de radiații în mod țintit și precis în zona tumorală, cât și pentru reducerea dozelor la nivelul organelor de risc din jurul țintei. Ultima generație de mese de tratament face ca aceste cerințe să fie ușor atinse cu ajutorul tehnologiei robotice aplicate la Varian PerfectPitch™ (6DoF) cu șase grade de libertate. Masa de tratament prezentată în Figura 1.5 se poziționează pe șase axe, care permite corectările erorilor liniare (X: latero – laterală, Y: cranio – caudală, Z: antero – posterioară), cât și unghiulare (rotație – mișcare în jurul axei Z, tangaj – mișcare în jurul axei X și ruliu – mișcare în jurul axei Y) pentru a oferi precizie înaltă. [7]

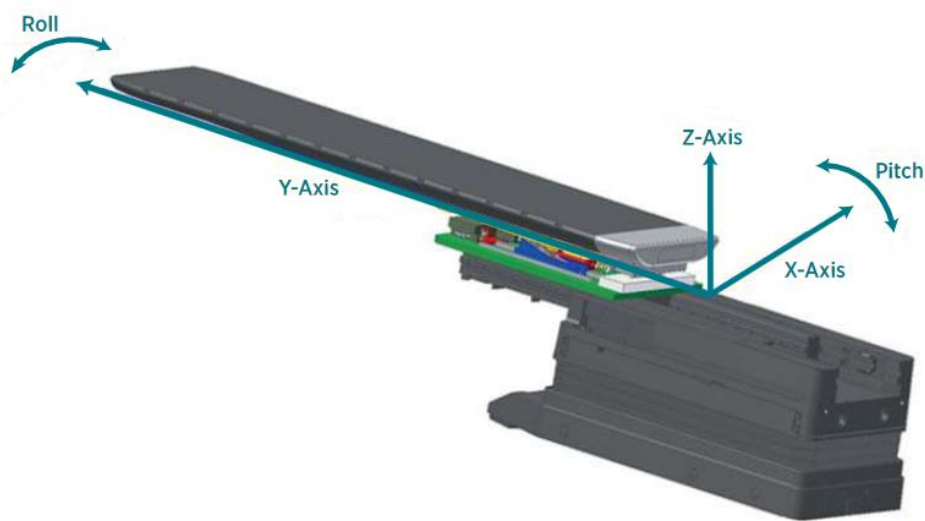


Figura 1.5 Varian PerfectPitch™ cu 6 puncte de libertate (6DoF) [7]

Caracteristici:

- Interval de deplasare: tangaj și ruliu: ± 3 grade;
- Viteză: până la 1,0 grade/secundă;
- Precizie de poziționare 6DoF: $\leq 0,5$ mm (în intervalul încărcării cu precizie – limita de siguranță recomandată);
 $\leq 0,7$ mm (la încărcare maximă);
- Încărcare de siguranță: 200 kg;

1.2.2 CBCT (Tomografie Computerizată cu Fascicul Conic)

Pentru a spori acuratețea și precizia tratamentelor, se folosește tomografia computerizată cu fascicul conic (raze X divergente). Imaginile achiziționate prin această metodă se compară cu imaginile de referință (cele achiziționate la simulatorul CT, pe baza cărora s-a efectuat planul de

tratament), după care se face corecția poziționării, încât să se obțină cea mai bună potrivire între cele două seturi de imagini.

În timpul unei scanări, aparatul efectuează o rotație în jurul regiunii anatomice de interes. Monitorizarea mișcării este esențială pentru a preveni potențiale coliziuni între echipamentul de scanare și pacient ori masa de tratament în timpul procedurii.

Zona de scanare este definită de puncte de referință pentru verificarea poziționării corecte a mesei înainte de scanare. Când masa se află în această zonă, nu este necesară centrarea acesteia. După stabilirea poziției corecte, se pot achiziționa imaginile CBCT. Rotațiile (Rtn) și translațiile (Lat) mesei sunt gestionate simultan în acest proces. În cazul în care una dintre cele două valori nu se află în limitele acceptate, este necesară centrarea mesei, caz în care rotația se modifică la 0°, respectiv valoarea laterală la 0 cm.

După compararea, respectiv verificarea corespunderii imaginilor, se aplică corecturile și se readuce masa în poziția inițială. [8]

1.2.3 Funcții de siguranță încorporate

1.2.3.1 Garda de contact

Componentele de imagistică reprezintă echipamente importante pentru un accelerator liniar, care în timpul de utilizare se apropie de pacienți, respectiv de masa de tratament, de aceea apare posibilitatea unei coliziuni între aceste echipamente și pacienți sau masă. Sistemul TrueBeam este echipat cu detectoare de coliziune și senzori de protecție la atingere pentru componentele de imagistică, cum ar fi sursa kV, detectorul kV și detectorul MV. [9]

1.2.3.2 Sistem capacitiv de detectare a coliziunilor

Sistemul capacitiv de detectare a coliziunilor (CCDS) este un mecanism de siguranță fără contact, care oprește mișcarea sursei kV, dacă zona activă este pătrunsă. [9]

1.2.3.3 Regulile de zonă

Regulile de zonă sunt măsuri de protecție care limitează mișcările aparatului pentru a preveni coliziunile. Aceste reguli integrate împiedică efectuarea mișcărilor de la distanță și a anumitor mișcări direcționate în timpul poziționării pacientului și a administrării tratamentului, dacă sistemul detectează posibilitatea unei coliziuni. [9]

1.2.3.4 Sistem de monitorizare vizuală și audio

Sistemul de monitorizare “live view” dispune de o cameră rezistentă la radiații, focalizată pe pacient, care permite terapeutului să-l supravegheze constant. Acest mecanism de siguranță “visual” oferă o acoperire extinsă a camerei de tratament, având funcții panoramice, de înclinare și “zoom” pentru o vizualizare optimă. Sistem audio integrat în consola de control al tratamentului permite comunicarea continuă între pacient și terapeut. [9]

1.2.3.5 Simularea tratamentului – Modul “Dry Run”

Funcția de simulare a tratamentului este utilizată pentru a testa mișcarea aparatului înainte de tratament. Aceasta implică deplasarea tuturor axelor de mișcare externe ale sistemului conform planului de tratament fără a elibera doză pacientului. Acest mod de funcționare poate fi folosit pentru a revizui mișcările implementate în planul de tratament sau unele câmpuri de radiații. [9]

1.2.3.6 Sistemul de protecție cu laser – LaserGuard II

Este un sistem pentru evitarea coliziunilor, care utilizează fascicule de laser din domeniul infraroșu scanând regiunea dintre colimator și pacient. Dacă un obiect pătrunde în zona de protecție, LaserGuard II oprește mișcarea aparatului pentru a preveni o potențială coliziune. Această funcție este deosebit de utilă în timpul rotațiilor inițiate de la distanță, fie de la consola de tratament, fie în timpul unei secvențe automate de tratament (VMAT – Arcterație Modulată Volumetric). [9]

Caracteristici:

- Se dezactivează la deschiderea ușii de tratament pentru a ușura poziționarea pacientului și se reactivează automat la închiderea ei.
- Se activează automat la simularea tratamentului.
- Se permite anularea opririi sistemului pentru utilizatorii cu drepturi avansate.
- Zona de protecție este proiectată astfel încât poziționarea pacientului să fie optimă în limitele de siguranță.
- Funcționează împreună cu celelalte funcții de siguranță încorporate.

1.2.4 Modelarea precisă a fasciculului de radiații și livrarea dozei

1.2.4.1 MLC (Colimator Multilamelar)

Este dispozitivul, care modelează și modulează fasciculele de radiații pentru a se adapta conturului tumorii, concentrând radiația pe zona țintă, îmbunătățind astfel conformitatea dozei și minimizând expunerea țesuturilor sănătoase adiacente.

Constă din două seturi opuse (A și B) de lamele mobile din Wolfram, fiecare set având 60 de lamele (Figura 1.6). Totalul de 120 de lamele permite crearea unor geometrii complexe ale fasciculului. Lamele pot fi statice sau dinamice pe parcursul tratamentului. Motoarele lamelor primesc comenzi de mișcare la interval de 2,875 μsec. [10]

Design-ul standard al lamelor:

- Exterior pe ambele părți (A și B): grosime de 10 mm (4 x 10 lamele);

- Interior pe ambele părți (A și B): grosime de 5 mm (2 x 40 lamele);

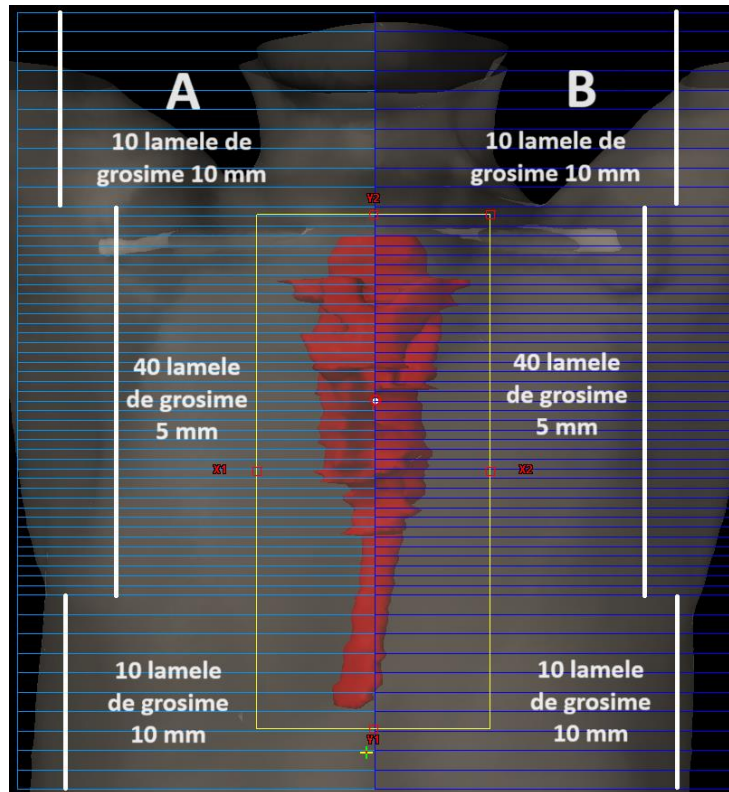


Figura 1.6 Structura colimatorului multilamelar

Dimensiunea maximă a câmpului pe axele X (care reprezintă direcția de mișcare a lamelelor) și Y (care este perpendiculară pe axa X) este:

- 40 cm x 40 cm pentru câmp fix;
- 40 cm x 32 cm pentru IMRT (Radioterapie cu Intensitate Modulată);

1.2.4.2 Elemente de siguranță de coliziune la MLC

Din cauza posibilității de contact între lamelele opuse în timpul funcționării și lipsa senzorilor individuali de coliziune, a fost necesară implementarea a mai multor măsuri de protecție pentru a preveni deteriorarea acestora [10]:

- Software-ul monitorizează traiectoriile individuale ale lameleor pentru a detecta posibile coliziuni.
- Senzorii de poziție primari și secundari detectează un posibil spațiu zero.
- Lamelele sunt prevăzute cu câte un arc permițând retragerea lor de câțiva milimetri în cazul aplicării unei forțe excesive.
- Fiecare lamelă are o siguranță mecanică pe șurubul său de acționare, care rupe legătura în cazul în care percepe o rezistență excesivă la mișcare.
- În timpul funcționării nu se permite reducerea distanței dintre două lamele sub 0,25 mm.

2 Măsurători necesare pentru asigurarea calității fasciculului de radiații

2.1 Noțiuni de bază

- SCD (Distanța sursă – cameră): este distanța dintre sursă și punctul de măsurare. [3]
- SSD (Distanța sursă – suprafață): este distanța dintre sursă și suprafața apei în fantoma de apă sau suprafața corpului pacientului. [3]
- Configurație SSD: cazul în care $SSD = 100$ cm, iar punctul de măsurare se află pe axul central la profunzimea z , distanța dintre sursă și punctul de măsurare fiind $SCD = 100 + z$ cm. [3]
- SAD (Distanța sursă – axul de rotație): este distanța dintre sursă și izocentrul aparatului. [3]
- Configurație izocentrică: măsurătorile se fac în izocentru la profunzimea z , distanța dintre sursă și punctul de măsurare fiind $SCD = 100$ cm. [3]
- PDD (Doza procentuală de profunzime) este distribuția de doză pe axul central al fasciculului normalizat la $D_{max} = 100\%$ la adâncimea dozei maxime z_{max} (Figura 2.1) [3]. D_s este doza de suprafață de intrare, D_{ex} este doza de suprafață de ieșire, zona dintre $z = 0$ și $z = z_{max}$ se numește zonă de acumulare (build-up).

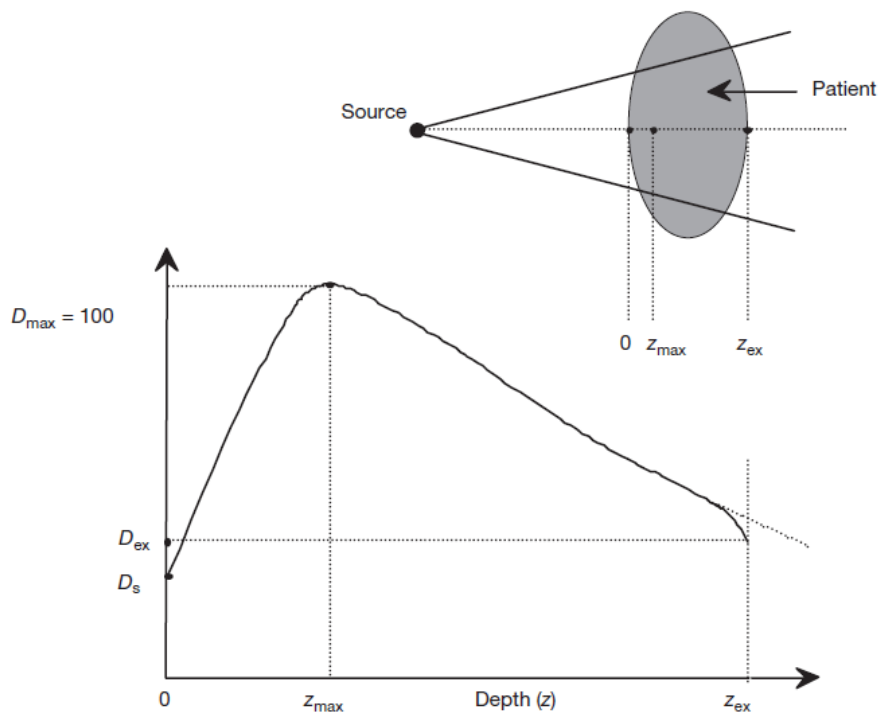


Figura 2.1 Distribuția dozei procentuale de profunzime; D_s este doza de suprafață de intrare; D_{ex} este doza de suprafață de ieșire; D_{max} este doza maximă normalizată la 100%; z_{max} este adâncimea dozei maxime; zona dintre $z = 0$ și $z = z_{max}$ se numește zonă de acumulare (build-up).

Doza procentuală de profunzime se definește prin ecuația (1) [3] și se măsoară folosind geometria specificată în Figura 2.2 [3]:

$$PDD(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P} \quad (1)$$

unde

z : adâncimea punctului de măsurare Q aflat pe axul central;

A : suprafața câmpului de radiații;

f : SSD (distanța sursă – suprafață);

hv : energia fasciculului de fotoni;

D_Q : doza măsurată în punctul Q ;

D_P : doza maximă (măsurată în punctul P aflat la adâncimea z_{max}).

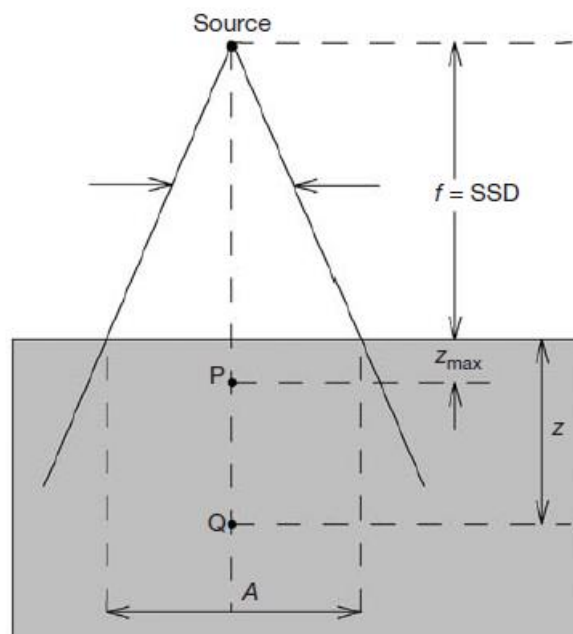


Figura 2.2 Geometrie pentru măsurarea și definirea dozei procentuale de profunzime. Punctul Q este un punct arbitrar pe axul central al fasciculului la adâncimea z , punctul P este punctul la adâncimea z_{max} pe axul central al fasciculului. Mărima câmpului A este definită pe suprafața fantomei.

- TPR (Raport țesut – fantomă) este definit cu ecuația (2) [3] și reprezintă un raport între doza măsurată într-un punct arbitrar Q pe axul central la adâncimea z , respectiv doza măsurată într-un punct de referință Q_{ref} pe axul central la adâncimea z_{ref} (de obicei la 5 cm sau 10 cm).

$$TPR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qref}} \quad (2)$$

unde

z : adâncimea punctului de măsurare Q aflat pe axul central;

A_Q : suprafața câmpului de radiații;

$h\nu$: energia fasciculului de fotoni;

D_Q : doza măsurată în punctul Q ;

$D_{Q_{ref}}$: doza măsurată în punctul Q_{ref} .

TPR (raportul țesut – fantomă) se măsoară folosind geometria specificată în Figura 2.3 [3].

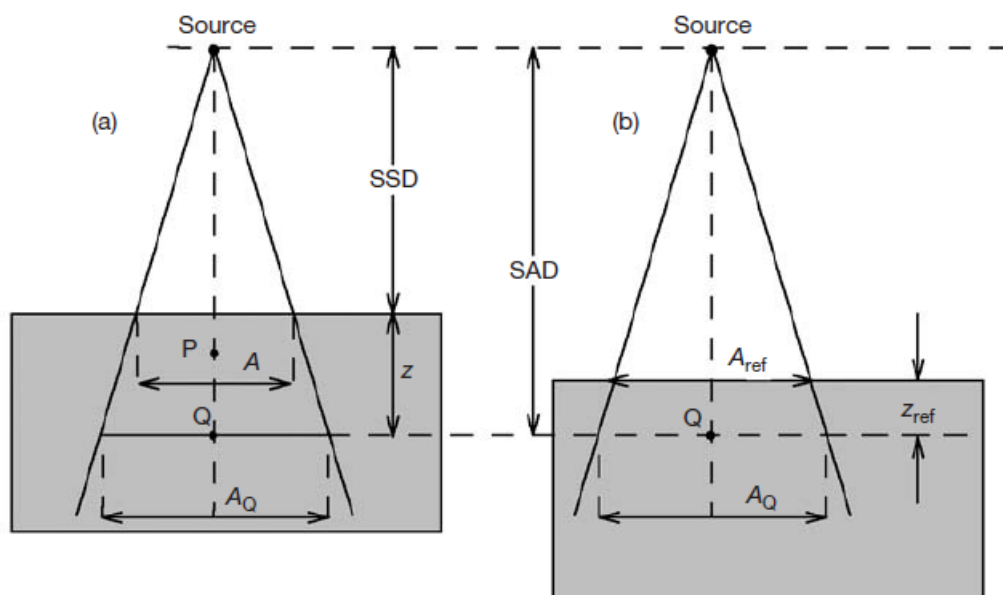


Figura 2.3 Geometrie pentru măsurarea raportului țesut – fantomă (TPR). (a) Geometria pentru măsurarea D_Q la adâncimea z într-o fantomă de apă; (b) Geometria pentru măsurarea $D_{Q_{ref}}$ la adâncimea z_{ref} într-o fantomă de apă. Distanța dintre sursă și punctul de măsurare, precum și dimensiunea câmpului în punctul de măsurare, este aceeași pentru geometriile (a) și (b).

- TMR (raport țesut – doză maximă) este un TPR (raport țesut – fantomă) special pentru adâncimea de referință z_{ref} egală cu adâncimea dozei maxime z_{max} definit prin ecuația (3) [3]:

$$TMR(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}} \quad (3)$$

unde

z : adâncimea punctului de măsurare Q aflat pe axul central;

A_Q : suprafața câmpului de radiații;

$h\nu$: energia fasciculului de fotoni;

D_Q : doza măsurată în punctul Q;

$D_{Q_{max}}$: doza maximă măsurată în punctul Q_{max} aflat la adâncimea z_{max} .

2.2 Dozimetria absolută

2.2.1 Bazele teoretice

2.2.1.1 Fascicule de fotoni de înaltă energie

Dozimetria absolută reprezintă verificarea calibrării fasciculelor de raze X, respectiv de electroni astfel încât 1 MU de radiație să livreze o doză de 1 cGy la profunzimea dozei maxime, caracteristic fiecărui nivel de energie în condiții de referință: câmp de 10 cm x 10 cm, distanță sursă – suprafață SSD = 100 cm. [11]

Bazele teoretice și metodologia pentru efectuarea dozimetriei absolute sunt descrise în codul internațional de practică. [11] Dozimetria absolută se efectuează lunar.

Doza absorbită în apă la profunzimea de referință z_{ref} pentru un fascicul de referință de calitate Q_0 , în absența camerei, este determinată de ecuația (4) [11]:

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0} \quad (4)$$

unde

M_{Q_0} : citirea dozimetrului în condițiile de referință utilizate în laboratorul de standard;

N_{D,w,Q_0} : coeficient de calibrare al dozimetrului în raport cu doza absorbită în apă, obținut dintr-un laborator de standard.

În majoritatea situațiilor clinice, condițiile de măsurare nu corespund celor de referință utilizate în laboratorul de standard primar sau secundar. Acest lucru poate influența răspunsul dozimetrului, făcând necesară diferențierea între condițiile de referință din laboratorul de standarde și condițiile de măsurare clinică. Condițiile de referință pentru etalonările privind doza absorbită în apă includ aranjamentul geometric (distanță și adâncime), dimensiunea câmpului, materialul și dimensiunile fantomei iradiate, precum și temperatura, presiunea și umiditatea relativă ale mediului. În aceste cazuri doza absorbită în apă este determinată de ecuația (5) [11]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (5)$$

unde

M_Q : valoare corectată a dozimetrului pentru condițiile de măsurare;

k_{Q,Q_0} : factor de corecție pentru coeficientul de calibrare al dozimetrului N_{D,w,Q_0} pentru diferența dintre Q_0 și Q.

Factorul de corecție k_{Q,Q_0} se definește, ca fiind raportul dintre coeficienții de calibrare din ecuația (6) [11]:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w,Q}}{N_{D,w,Q_0}} = \frac{\frac{D_{w,Q}}{M_Q}}{\frac{D_{w,Q_0}}{M_{Q_0}}} \quad (6)$$

Pentru fasciculele de fotoni, în cele mai multe cazuri, fasciculul de referință este un fascicul gamma de ^{60}Co . Acesta este singurul fascicul de referință disponibil în majoritatea laboratoarelor de standarde, motiv pentru care toate datele prezentate în această secțiune folosesc razele gamma de la ^{60}Co drept calitate de referință.

În cazul calibrării cu ^{60}Co , k_{Q,Q_0} este notat ca k_Q și N_{D,w,Q_0} este notat ca $N_{D,w}$. Se preferă valorile măsurate direct ale k_{Q,Q_0} sau k_Q pentru o cameră de ionizare specifică. În caz contrar, se utilizează valorile calculate ale k_Q pentru tipul corespunzător de cameră, conform codului de practică.

Pentru dozimetria de referință în fasciculele de fotoni de înaltă energie sunt recomandate exclusiv camerele de ionizare cilindrice. Punctul de referință al unei camere cilindrice, folosit atât pentru etalonare, cât și pentru măsurătorile efectuate în condiții de referință, este considerat a fi pe axul camerei, în centrul volumului cavității.

Apa este mediul de referință pentru măsurarea dozei absorbite și a calității fasciculului în fasciculele de fotoni. Se consideră esențială extinderea fantomei cu cel puțin 5 cm dincolo de toate cele patru margini ale dimensiunii câmpului la adâncimea de măsurare și depășirea cu cel puțin 5 cm a adâncimii maxime de măsurare.

Pentru camerele neetanșate se folosește un manșon de etanșare din PMMA, de preferință cu o grosime maximă de 1,0 mm. Spațiul de aer dintre peretele camerei și manșon trebuie să fie adecvat (0,1 – 0,3 mm) pentru a permite echilibrarea presiunii aerului din cameră. Același manșon de etanșare utilizat pentru calibrarea camerei de ionizare a utilizatorului ar trebui să fie folosit și pentru dozimetria de referință, însă în cazul în care nu este posibil se va utiliza un alt manșon din același material și de grosime similară.

La acceleratoarele cu filtre de aplatizare, calitatea fasciculului Q este definită de raportul țesut – fantomă ($\text{TPR}_{20,10}$). Acesta reprezintă raportul dintre dozele absorbite la adâncimi de 20 cm și 10 cm într-o fantomă de apă, măsurate utilizând un SCD (distanță sursă – cameră) constant de 100 cm și un câmp de măsurare de 10 cm × 10 cm în planul camerei (Figura 2.4) [12].

$\text{TPR}_{20,10}$ este un indicator important al calității fasciculului, fiind independent de contaminarea cu electroni în fasciculul incident. $\text{TPR}_{20,10}$ este o măsură a coeficientului de atenuare, care descrie scăderea exponențială a curbei de doză procentuală în profunzime dincolo de punctul de doză maximă și se obține ca raport de doze, de aceea nu necesită factori de corecție în cazul camerei cilindrice.

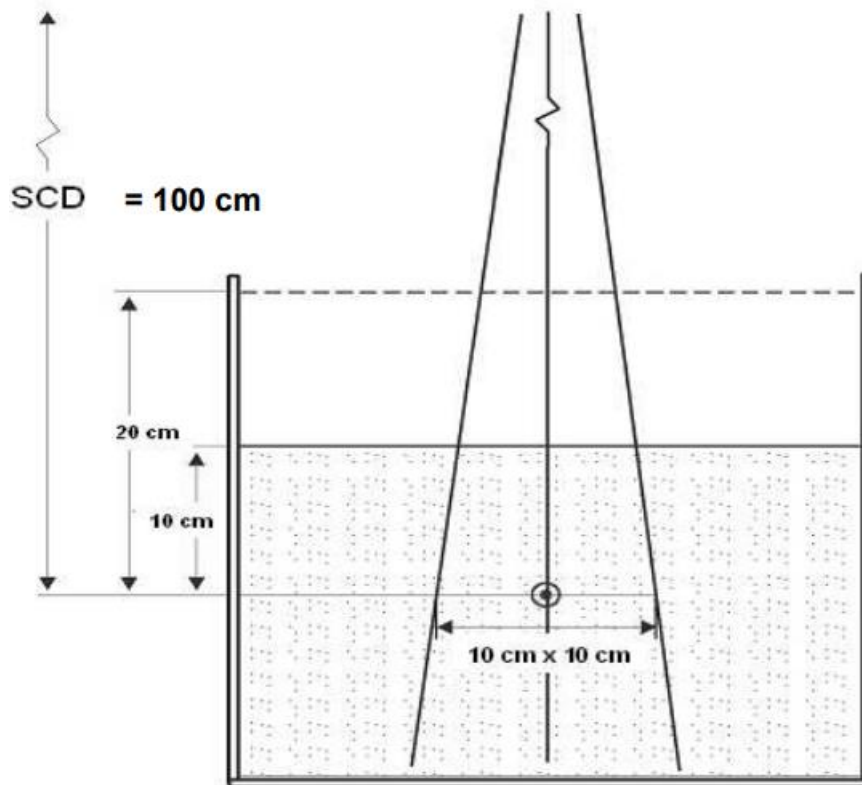


Figura 2.4 Configurație experimentală pentru determinarea indicelui de calitate a fasciculului Q ($TPR_{20,10}$). Distanța sursă – cameră (SCD) este menținută constantă la 100 cm și măsurătorile se fac la 10 cm și 20 cm adâncime (distanță suprafața apei – punctul de referință al camerei). Dimensiunea câmpului la poziția punctului de referință al camerei este de 10 cm x 10 cm.

Condițiile de referință pentru determinarea dozei absorbite în apă pentru fascicule de fotoni sunt:

- Fantoma: cu apă;
- Camera de ionizare: cilindrică;
- Adâncimea de măsurare, z_{ref} : 10 cm;
- Punctul de referință al camerei: pe axul central în centrul volumului cavității;
- Poziția punctului de referință al camerei: la adâncimea de măsurare z_{ref} ;
- Distanța sursă – suprafață (SSD) sau distanța sursă – cameră (SCD): 100 cm;
- Mărimea câmpului de radiații: 10 cm x 10 cm;
- Profilul lateral al fasciculului: distribuție radială omogenă a dozei pe volumul sensibil al camerei de ionizare;

Calcululele de dozimetrie clinică se referă de obicei la adâncimea dozei maxime Z_{max} . Pentru a determina doza absorbită la adâncimea corespunzătoare se utilizează:

- pentru setările SSD (distanță sursă – suprafață): datele PDD (dozei procentuale de profunzime) ale axului central;
- pentru setările SAD (distanță sursă – axul de rotație): TPR (raport țesut – fantomă) sau TMR (raport țesut – doză maximă);

Valorile k_Q se calculează în funcție de ecuația (7) [11]:

$$k_Q(TPR_{20,10}) = \frac{1 + \exp\left(\frac{a-0,57}{b}\right)}{1 + \exp\left(\frac{a-TPR_{20,10}}{b}\right)} \quad (7)$$

unde a și b sunt constante specifice camerelor de ionizare.

Calcululele dozimetrice se facilitează prin existența unor tabele conținând valori calculate al k_Q (Tabel 1 [11]).

Tabel 1 Valori calculate de k_Q pentru fascicule de fotoni de înaltă energie pentru diverse camere de ionizare cilindrice ca funcție a indicelui de calitate a fasciculului $TPR_{20,10}$.

Ionization chamber type	Beam quality index, $TPR_{20,10}$											
	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82
PTW 31021 Semiflex 3D ^b	1.0007	0.9984	0.9957	0.9925	0.9886	0.9856	0.9823	0.9786	0.9744	0.9697	0.9645	0.9587
PTW 31022 PinPoint 3D ^b	1.0005	0.9989	0.9968	0.9940	0.9905	0.9875	0.9840	0.9798	0.9749	0.9690	0.9621	0.9540
Sun Nuclear SNC125c	1.0005	0.9991	0.9971	0.9944	0.9908	0.9878	0.9840	0.9794	0.9739	0.9671	0.9590	0.9492
Sun Nuclear SNC600c Farmer	1.0004	0.9993	0.9978	0.9957	0.9926	0.9899	0.9866	0.9823	0.9770	0.9703	0.9620	0.9517

Factorul de ieșire în câmp se determină ca raportul dintre citirile dozimetrului corectate obținute într-un set specific de condiții de non-referință și cele luate în condiții de referință. Aceste măsurători de obicei se efectuează la adâncimea dozei maxime sau la adâncimea de referință și se corectează la adâncimea dozei maxime folosind PDD (doza procentuală de profunzime).

Coefficientul de calibrare pentru o cameră de ionizare este valabil numai în condițiile de referință la care a fost calibrată. Atunci când se utilizează camera de ionizare în afara acestor condiții, orice abatere necesită corectare utilizând factorii corespunzători.

Factorii generali de corecție k_i includ:

- Factor de corecție pentru presiune, temperatură și umiditate (ecuația (8) [11])

$$k_{TP} = \frac{(273.15+T) P_0}{(273.15+T_0) P} \quad (8)$$

unde

T: temperatura aerului din cavitatea camerei de ionizare (în °C) – se ia temperatura apei din fantomă;

T₀: temperatura de referință (de obicei 20°C);

P: presiunea aerului din cavitatea camerei de ionizare (în kPa);

P₀: presiunea de referință (101.3 kPa).

Nu este nevoie de corecție pentru umiditate în cazul în care camera de ionizare se calibrează la umiditate relativă de 50% și măsurătorile se efectuează în condiții de umiditate relativă de 20%-80%.

- Factor de calibrare al electrometrului

Atunci când camera de ionizare și electrometrul se calibrează separat, laboratorul de calibrare precizează un coeficient de calibrare pentru fiecare dintre ele. Coeficientul de calibrare al electrometrului k_{elec} se consideră o mărime de influență și se include în produsul factorilor de corecție.

În cazul în care acestea se calibrează împreună, coeficientul de calibrare combinat se furnizează în unități de Gy/rdg sau Gy/nC, iar valoarea pentru k_{elec} în acest caz se consideră a fi o constantă adimensională egală numeric cu 1.

- Factor de corecție pentru efectul de polaritate

Efectul utilizării potențialelor de polarizare de polaritate opusă asupra citirii camerei întotdeauna se evaluează la punerea în funcțiune. Când o cameră se utilizează într-un fascicul care produce un efect de polaritate semnificativ, citirea corectă se consideră media valorilor absolute ale citirilor la ambele polarități. Acest efect se corectează folosind factorul de corecție din ecuația (9) [11].

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2|M|} \quad (9)$$

unde

M₊ și M₋: reprezintă citirile electrometrului obținute la polaritate pozitivă, respectiv negativă;

M: citirea electrometrului obținută cu polaritatea folosită în mod obișnuit.

- Factor de corecție de recombinare

Colectarea incompletă a sarcinii într-o cavitate a camerei de ionizare este cauzată de recombinarea

ionilor, necesitând un factor de corecție (ecuația (10) [11]). Aceasta implică două efecte: recombinarea general dependentă de densitatea particulelor ionizante și recombinarea inițială independentă de rata dozei sau de doza pe puls.

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (10)$$

unde a_0 , a_1 și a_2 sunt coeficienți de adaptare cadratică.

Acestea se regăsesc în Tabelul 2 [11] în funcție de raportul $\frac{V_1}{V_2}$, unde V_1 este tensiunea normală de funcționare, iar V_2 este o tensiune mai mică.

Tabel 2 Coeficienți de adaptare cadratică pentru calcularea factorului de corecție k_s în funcție de raportul de tensiune V_1/V_2

V_1/V_2	Pulsed			Pulsed-scanned		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299	4.711	-8.242	4.533
2.5	1.474	-1.587	1.114	2.719	-3.977	2.261
3.0	1.198	-0.875	0.677	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.080	-0.542	0.463	1.665	-1.647	0.984
4.0	1.022	-0.363	0.341	1.468	-1.200	0.734
5.0	0.975	-0.188	0.214	1.279	-0.750	0.474

Luând în considerare factorii generali de corecție, citirea dozimetrului corectată se exprimă cu ecuația (11) [11].

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \quad (11)$$

În Tabelul 3 [11] sunt enumerați factorii, care influențează incertitudinea standard relativă, respectiv valorile lor estimate.

Tabel 3 Incertitudinea standard relativă estimată a $D_{w,Q}$ la adâncimea de referință în apă pentru un fascicul de fotoni de înaltă energie bazat pe o calibrare a camerei în radiația gamma ^{60}Co .

Cantitate fizică sau procedură	Incertitudine standard relativă (%)
Pasul 1: laborator de standarde	
Calibrarea $N_{D,w}$ a standardului secundar la PSDL	0.5
Stabilitatea pe termen lung a standardului secundar	0.1
Calibrarea $N_{D,w}$ a dozimetrului utilizatorului la laboratorul de standarde	0.4
Incertitudinea combinată a pasului 1	0.6
Pasul 2: fascicul de fotoni de înaltă energie al utilizatorului	
Stabilitatea pe termen lung a dozimetrului utilizatorului	0.2
Stabilirea condițiilor de referință	0.3
Citirea dozimetrului M_Q în raport cu monitorul fasciculului	0.3
Corecție pentru mărimile de influență k_i	0.3
Factor de calitate a fasciculului k_Q	0.6
Incertitudinea combinată a pasului 2	0.8
Incertitudine standard combinată a lui $D_{w,Q}$ (pașii 1 și 2)	1.0

În cazul în care set-up-ul este SSD (distanță sursă – suprafață), doza absorbită în punctul dozei maxime se calculează cu formula din ecuația (12) [11] luând în considerare doza calculată în punctul de referință și curba PDD (doză procentuală de profunzime).

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 \frac{D_{w,Q}(z_{ref})}{PDD(z_{ref})} \left(\frac{Gy}{MU} \right) \quad (12)$$

2.2.1.2 Fascicule de electroni de înaltă energie

Se recomandă utilizarea camerelor de ionizare plan paralele la toate energiile electronilor, însă pentru fasciculele cu indicele calității fasciculului $R_{50} < 3$ cm (însemnând energii sub 8 MeV), utilizarea acestora devine obligatorie.

Valoarea energiei medii la suprafața fantomei se calculează din relația empirică $E_0 = 2.33 R_{50}$, unde R_{50} este indicele calității fasciculului. Acest indice reprezintă adâncimea la care doza maximă din PDD (doza procentuală de profunzime) scade la jumătate (50%) (Figura 2.5) [3]. [11]

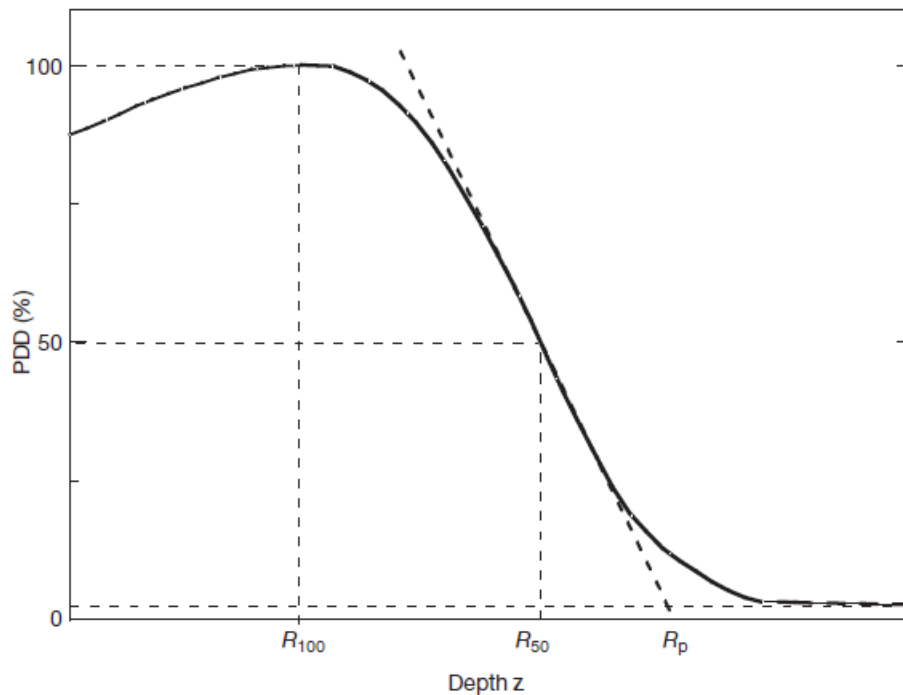


Figura 2.5 Doza procentuală de profunzime pentru fasciculul de electroni, unde R_{100} reprezintă adâncimea dozei maxime, R_{50} adâncimea dozei de 50% a dozei maxime, iar R_p domeniul practic de electroni, după care doza este datorată contaminării de electroni.

Se recomandă calibrarea acestor camere cu fascicule de electroni la laboratoarele de standarde sau calibrarea comparativă la un fascicul clinic de electroni.

Condițiile de referință pentru determinarea dozei absorbite în apă pentru fascicule de electroni sunt:

- Fantoma: cu apă;
- Camera de ionizare: plan paralelă;
- Adâncimea de măsurare, z_{ref} : $0.6 R_{50} - 0.1$ cm;
- Punctul de referință al camerei: pe suprafața interioară a ferestrei de intrare în centrul ei;
- Poziția punctului de referință al camerei: la adâncimea de măsurare z_{ref} ;
- Distanța sursă – suprafață (SSD): 100 cm;
- Mărimea câmpului de radiații pe suprafața apei: 10 cm x 10 cm;

Tabel 4 Valori calculate de k_Q pentru fascicule de electroni de înaltă energie pentru diverse camere de ionizare plan paralele ca funcție a indicelui de calitate a fascicului R_{50}

Ionization chamber type ^b	Beam quality index, R_{50}													
	1.0 ^c	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0
PTW 34001 Roos	1.0851	1.0742	1.0600	1.0500	1.0412	1.0337	1.0271	1.0214	1.0164	1.0122	1.0084	1.0024	0.9979	0.9919
IBA NACP-02	1.0855	1.0743	1.0599	1.0497	1.0409	1.0332	1.0267	1.0210	1.0161	1.0119	1.0082	1.0023	0.9980	0.9923
PTW 34045 Advanced Markus	1.0861	1.0747	1.0601	1.0498	1.0409	1.0332	1.0266	1.0209	1.0160	1.0118	1.0082	1.0023	0.9980	0.9924
PTW 23343 Markus	1.0705	1.0620	1.0507	1.0425	1.0354	1.0291	1.0236	1.0188	1.0146	1.0108	1.0076	1.0022	0.9981	0.9924
IBA PPC40	1.0826	1.0721	1.0583	1.0485	1.0401	1.0327	1.0263	1.0208	1.0160	1.0118	1.0082	1.0024	0.9980	0.9922
IBA PPC05	1.0647	1.0572	1.0474	1.0401	1.0337	1.0279	1.0229	1.0183	1.0143	1.0107	1.0076	1.0022	0.9980	0.9921
Exradin A10	1.0714	1.0611	1.0482	1.0393	1.0317	1.0254	1.0200	1.0155	1.0117	1.0085	1.0058	1.0016	0.9986	0.9950
Exradin A11	1.0720	1.0615	1.0483	1.0393	1.0316	1.0252	1.0199	1.0154	1.0116	1.0084	1.0057	1.0016	0.9987	0.9952
Exradin P11	1.1113	1.0944	1.0733	1.0590	1.0472	1.0373	1.0291	1.0223	1.0167	1.0120	1.0081	1.0022	0.9982	0.9934
Sun Nuclear SNC350p	1.0851	1.0742	1.0600	1.0500	1.0412	1.0337	1.0271	1.0214	1.0164	1.0122	1.0084	1.0024	0.9979	0.9919

Pentru determinarea dozei absorbite utilizând fasciculele de electroni se folosesc ecuațiile (4 – 12) [11] specificate la determinarea dozei absorbite în cazul fasciculelor de fotoni cu corecțiile necesare aplicate. Diferența constă în valoarea calculată a factorului de corecție k_Q pentru fasciculul de electroni în cazul camerei plan paralele specificată ca funcție de calitatea fascicului R_{50} (Tabelul 4 [11]).

În Tabelul 5 [11] sunt enumerați factorii, care influențează incertitudinea standard relativă, respectiv valorile lor estimate.

Tabel 5 Incertitudinea standard relativă estimată a $D_{w,Q}$ la adâncimea de referință în apă pentru un fascicul de electroni de înaltă energie bazat pe o calibrare a camerei cu fascicul de electroni.

Cantitate fizică sau procedură	Incertitudine standard relativă (%) pentru o cameră de ionizare plan paralelă
Pasul 1: laborator de standarde	
Calibrarea $N_{D,w}$ a dozimetrului utilizatorului la laboratorul de standarde	0.5
Incertitudinea combinată a pasului 1	0.5
Pasul 2: fascicul de electroni de înaltă energie al utilizatorului	

Stabilitatea pe termen lung a dozimetrului utilizatorului	0.4
Stabilirea condițiilor de referință	0.3
Citirea dozimetrului M_Q în raport cu monitorul fasciculului	0.3
Corecție pentru mărimile de influență k_i	0.3
Factor de calitate a fasciculului k_Q	0.2
Aplicabilitatea k_Q la combinația fascicul-cameră	0.1
Incertitudinea combinată a pasului 2	0.7
Incertitudine standard combinată a lui $D_{w,Q}$ (pașii 1 și 2)	0.9

2.2.2 Aparatura utilizată

- Fantoma de apă 1D Scanner de la Sun Nuclear (Figura 2.6) [13] folosită pentru efectuarea măsurătorilor.



Figura 2.6 Fantoma de apă 1D Scanner.

- Camera de ionizare SNC600c - tip Farmer de la Sun Nuclear (Figura 2.7) [14] folosită la verificarea fascicului de fotoni.



Figura 2.7 Camera de ionizare SNC600c – tip Farmer.

- Camera de ionizare SNC350p – plan paralelă, tip Roos de la Sun Nuclear (Figura 2.8) [15] folosită la verificarea fascicului de electroni.



Figura 2.8 Camera de ionizare plan paralelă SNC350p – tip Roos.

- Electrometru PC de la Sun Nuclear (Figura 2.9) [16] folosit pentru a măsura sarcina electrică colectată prin intermediul camerei de ionizare în cazul aplicării potențialelor setate.



Figura 2.9 Electrometru PC

2.2.3 Metoda de lucru

- Se poziționează fantoma 1D Scanner, după care se umple cu apă (Figura 2.10).

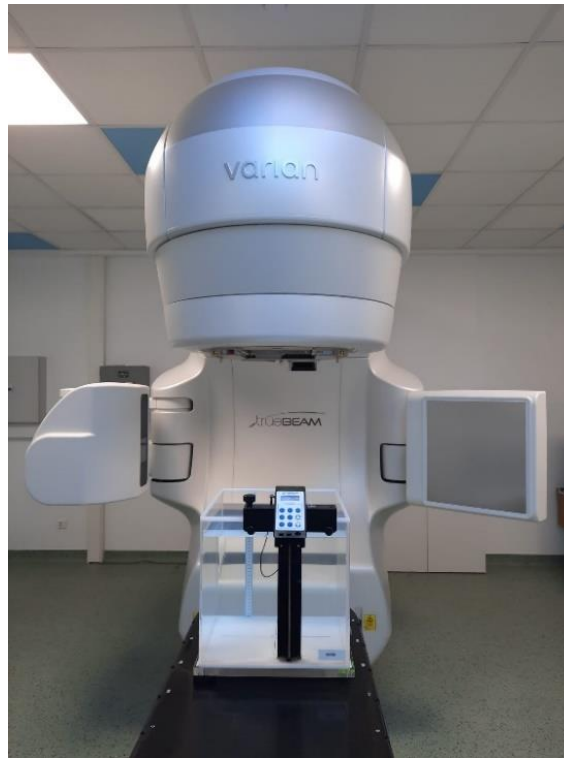


Figura 2.10 Fantoma 1D Scanner poziționată la accelerator pentru dozimetria absolută.

- Se poziționează camera de ionizare SNC600c cu ajutorul laserelor externe ale acceleratorului liniar (Figura 2.11).



Figura 2.11 Camera de ionizare SNC600c poziționată în 1D Scanner pentru dozimetria absolută.

- Se introduce camera de ionizare la adâncimea de 10 cm și se setează nivelul apei la distanța sursă – suprafață SSD = 100 cm (Figura 2.12).

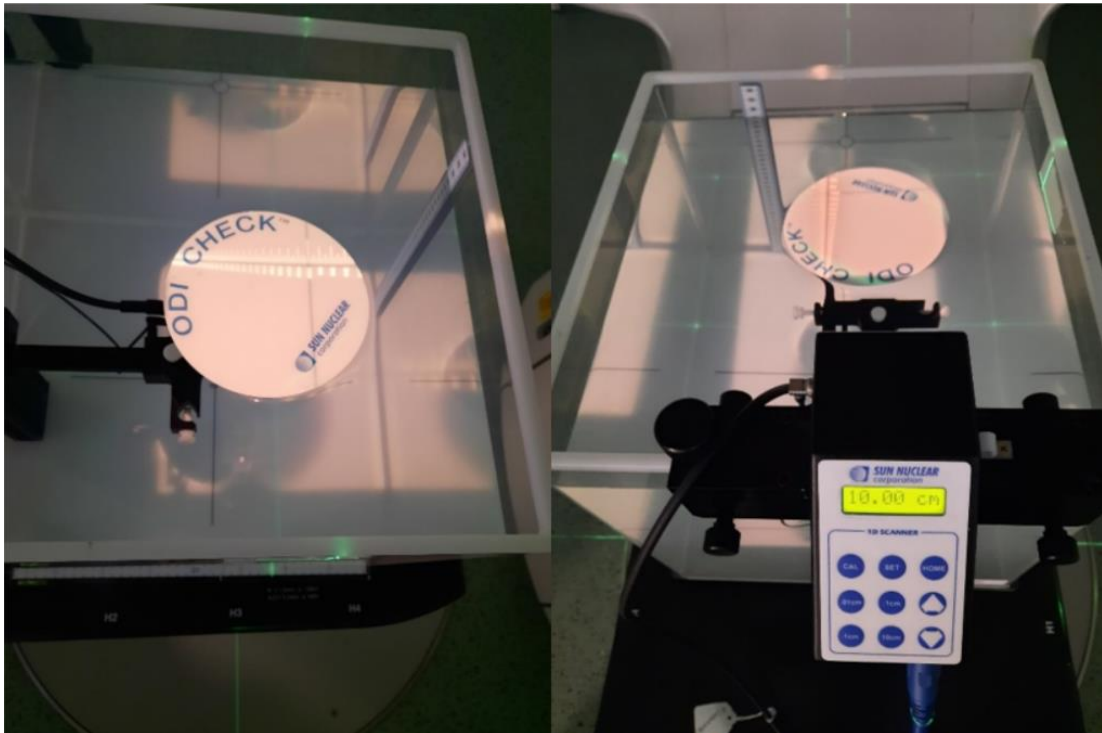


Figura 2.12 Nivelul apei la distanța sursă – suprafață SSD = 100 cm, camera de ionizare la adâncimea de $z = 10$ cm.

- Se efectuează măsurătorile pentru verificarea calibrării fascicului de fotoni.



Figura 2.13 Camera de ionizare SNC350p poziționată, respectiv aplicatorul de 15 cm x 15 cm pus.

- Se îndepărtează camera de ionizare SNC600c, se poziționează camera de ionizare SNC350p cu ajutorul crucii (crosshair) de pe capul de tratament și se pune aplicatorul de 15 cm x 15 cm (Figura 2.13).

2.3 Dozimetria relativă

2.3.1 Bazele teoretice

Dozimetria relativă constă în verificarea performanței fasciculului de fotoni, respectiv de electroni prin verificarea randamentului în profunzime, a uniformității în plan a câmpului instalației de radioterapie pentru fiecare energie în parte atât la fotoni, cât și la electroni, astfel încât performanța fasciculului fonic și de electroni să se încadreze în limitele de acceptabilitate. Furnizează service-ului instalației de radioterapie informații despre variația anumitor parametri ai instalației ce pot influența în timp decalibrarea acesteia. În cazul în care limitele de acceptabilitate sunt depășite, este nevoie de repetarea măsurătorilor. În cazul în care parametrii nu sunt în limitele acceptate, aparatul se recalibrează de către inginerul de specialitate.

Verificarea randamentului în profunzime reprezintă măsurători de PDD (doză procentuală de profunzime) în care la fasciculul de fotoni se verifică profunzimea de doză maximă D_{max} și dozele procentuale corespunzătoare profunzimii de 10 cm la fiecare energie, iar la fasciculul de electroni adâncimea de ionizare corespunzătoare la 80% și 50% din doza maximă de acumulare.

Pentru descrierea corectă a dozei în interiorul pacientului, este nevoie de informații despre distribuția dozei de pe axele perpediculare pe axul central. Verificarea omogenității presupune efectuarea unor măsurători de profile în plan radial (axa y), respectiv transversal (axa x) la adâncimea punctului de referință sau la adâncimea dozei maxime. Se determină parametrii care cuantifică uniformitatea câmpului: planeitatea și simetria câmpului. [3]

Planeitatea fasciculului se evaluează prin ecuația (13) [3]:

$$F = 100 \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (13)$$

unde D_{max} reprezintă doza maximă, iar D_{min} doza minimă pe 80% din zona centrală a profilului fasciculului.

Simetria fasciculului se determină prin ecuația (14) [3] și se îndeplinește în cazul în care doza măsurată în două puncte echidistante față de axul central este sub 2%:

$$S = 100 \frac{A_{stângă} - A_{dreaptă}}{A_{stângă} + A_{dreaptă}} \quad (14)$$

unde $A_{stângă}$ și $A_{dreaptă}$, reprezintă ariile de sub z_{max} din partea stângă și dreaptă față de axul central a profilului normalizat la z_{max} până la nivelul dozei de 50%.

Exemplu de profile se găsește în (Figura 2.14) [3] pentru fascicul de raze X de energia 10 MV în câmpuri de 10 cm x 10 cm și 30 cm x 30 cm la diferite adâncimi normalizate la valorile dozei procentuale în profunzimirile potrivite.

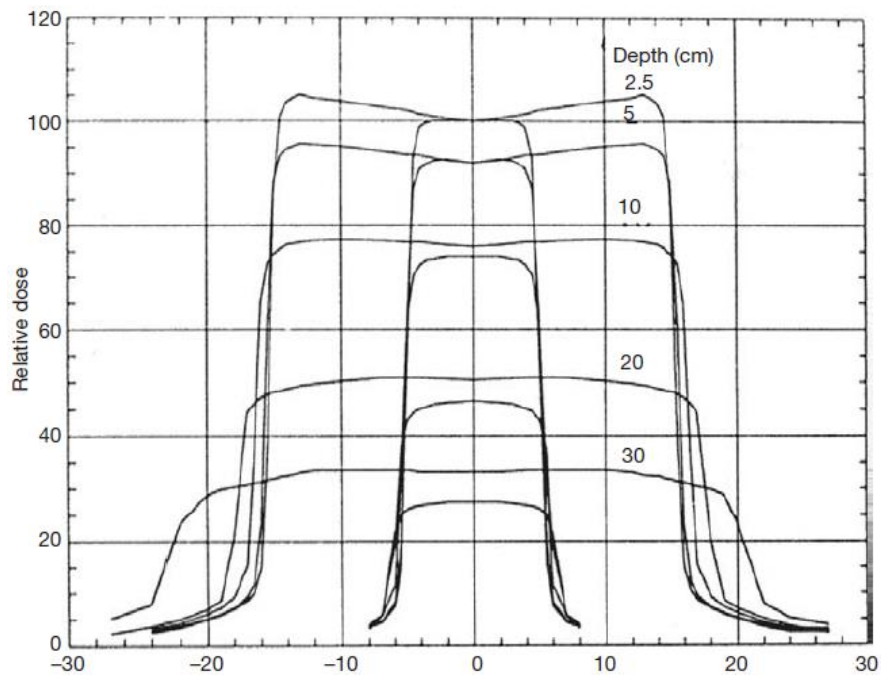


Figura 2.14 Profile de doză măsurate pentru fascicul de raze X cu energia de 10 MV la câmpurile de 10 cm x 10 cm și 30 cm x 30 cm la diferite adâncimi normalizate la valorile dozei procentuale de profunzime potrivite.

Dozimetria relativă se efectuează periodic, o dată la trei luni.

2.3.2 Aparatura utilizată

- Fantoma de apă 3D Scanner de la Sun Nuclear (Figura 2.15) [17] folosită pentru efectuarea măsurătorilor.



Figura 2.15 Fantoma de apă 3D Scanner de la Sun Nuclear.

- Camera de ionizare SNC125c (Figura 2.16) [18] de la Sun Nuclear folosită atât ca și detector de câmp, cât și detector de referință.



Figura 2.16 Camera de ionizare SNC125c de la Sun Nuclear.

2.3.3 Metoda de lucru

- Se poziționează fantoma 3D Scanner, se efectuează nivelarea automată, după care se umple cu apă (Figura 2.17).



Figura 2.17 Poziționarea fantomei 3D Scanner de la Sun Nuclear.

- Se poziționează camerele de ionizare de câmp (Figura 2.18) și de referință (Figura 2.19).



Figura 2.18 Poziționarea detectorului de câmp.

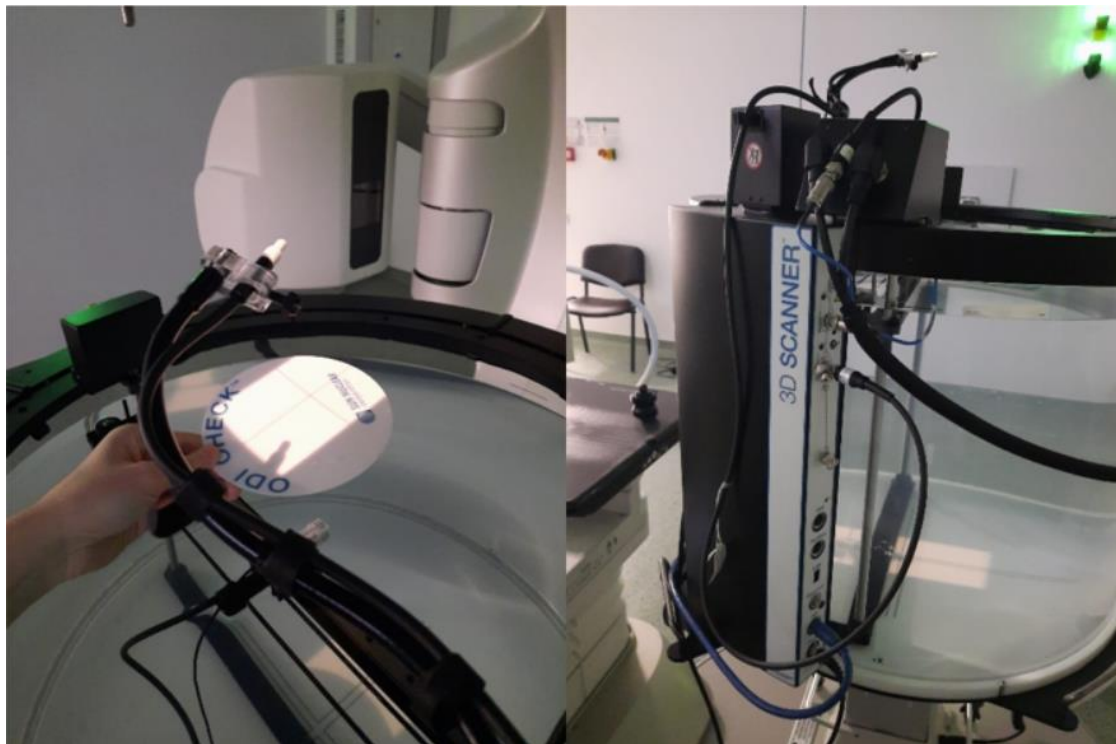


Figura 2.19 Poziționarea detectorului de referință.

- Se setează distanța sursă – suprafața apei la $SSD = 100\text{ cm}$ (Figura 2.20).

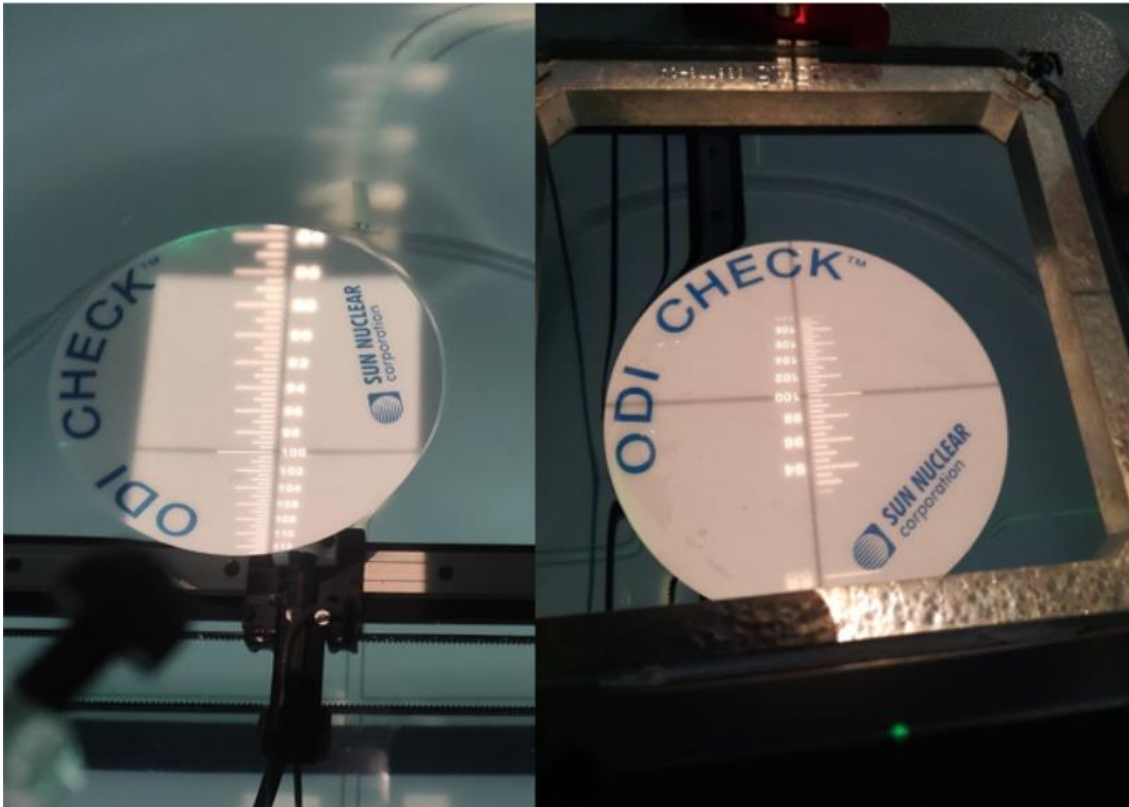


Figura 2.20 Setarea distanței sursă - suprafață (SSD) la 100 cm.

- Se deschide programul SNC Dosimetry și se efectuează măsurătorile.
- La măsurătorile pentru fasciculul de electroni, se folosesc aplicatoarele de 10 cm x 10 cm și 25 cm x 25 cm.

3 Rezultate și interpretare

Acceleratorul liniar TrueBeam aflat la dispoziție este echipat cu două nivele de energie la fotoni: 6 MV și 15 MV, respectiv 6 nivele de energie la electroni: 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV și 18 MeV pentru care se prezintă rezultatele în acest capitol.

Periodic echipamentele de măsurare (camerele de ionizare și electrometrul) se verifică metrologic și se calibrează la un standard primar sau secundar. Periodicitatea pentru calibrare este de 2 ani, iar verificarea metrologică conform prevederilor legislației în vigoare.

3.1 Dozimetria absolută

S-a efectuat dozimetria absolută prezentată în această lucrare în data de 10.11.2023, unde s-a măsurat doza absorbită (Tabel 6) pentru fasciculul de fotoni, la energia de 6 MV la câmpul de referință 10 cm x 10 cm, distanța sursă – suprafață (SSD) = 100 cm, în punctul de referință situat la adâncimea de 10 cm, respectiv doza absorbită (Tabel 7) pentru fasciculul de electroni, energia de 6 MeV, la un câmp de 15 cm x 15 cm, la distanța sursă - suprafață de 100 cm, la adâncimea de 1.3 cm.

Tabel 6 Doza absorbită măsurată la fascicul de fotoni, energia de 6 MV, la un câmp de 10 cm x 10 cm, la distanța sursă - suprafață de 100 cm, la adâncimea de 10 cm.

Determinarea dozei absorbite în apă pentru fotoni de mare energie			
Spitalul Clinic Județean Mureș		Data măsurării	10.11.2023
Laborator Radioterapie			
1. Aparatul de iradiere și condițiile de referință pentru determinarea $D_{w,Q}$			
Acceleratorul Varian TrueBeam	Energia nominală:	6	MV
Debitul nominal: 500 MU/min.	Q(TPR _{20,10}):	0.6664	
Fantoma de referință: IAEA	Configurația: SSD	100	cm
Câmpul de referință: 10 x 10 cm x cm	Distanța de referință:	10	cm
Profundimea de referință z_{ref} : 10 cm			
2. Camera de ionizare și electrometrul			
Modelul camerei de ionizare: SNC600C	Seria: 268653006		
Factorul de calibrare în apă N_{D,w,Q_0} =	0.05157	Gy / nC	
Calitatea la calibrare Q_0 : x ⁶⁰ Co	0 fotoni	Profundimea de calibrare: 5 cm	
Dacă Q_0 este pentru fotoni, TPR _{20,10} :			
Condiții ref. la calibrare	P_0 : 101.3	kPa	T_0 : 22 °C
Potențialul de polarizare V_1 : -300 V	Polaritatea la calibrare: 0+ve 0 -ve 0 corectat ef. polaritate		
	Polaritatea utilizatorului: 0+ve 0 -ve		
Laboratorul de calibrare:	MD Anderson Cancer Center	data:	07.12.2021
Laboratorul de calibrare:	USA		26918600
Laboratorul de calibrare:	Sun Nuclear PC Electrometer	seria:	5
			Certificat de calibrare nr 2021-831
3. Citirile dozimetrelor și corecțiile			
Citirea necorectată a dozimetrelor la V_1 și polaritatea utilizatorului			12.55

Unitățile de monitor echivalente		100	MU
Raportul dintre citirea dozimetrului și unitățile de monitor M1 =		0.1255	nC/MU
(i)	Presiune a P: 97.24 kPa	Temperatura T: 19.7 °C	Umiditate rel. 80 %
		$k_{TP} =$	1.033635731
(ii)	Factorul de calibrare al electrometrului k_{elec} :	fără dimensiuni	$k_{elec} =$ 1.001
(iii)	Corecția de polaritate:	12.66	Citirea la - $V_1 =$ 12.65
		$k_{pol} =$	0.999605055
(iv)	Corecția de recombinare (metoda celor două tensiuni)	Citirea la $+V_1 =$	
	Tensiunile de polarizare: V_1 (normală) = -300 V	V_2 (redușă) = -150 V	
	Citirile la fiecare V	$M_1 =$ 12.66	$M_2 =$ 12.62
	Raportul tensiunilor $V_1/V_2 =$ 2	Raportul citirilor $M_1/M_2 =$	1.003169 / 6
Se folosește Tabelul 4. VII pentru un fascicul de tip: pulsed			
	$a_0 =$ 2.337	$a_1 =$ -3.636	$a_2 =$ 2.299
		$k_s =$	1.003072225
Citirea corectată a dozimetrului la tensiunea V_1 :			
		0.13019 / 8	nC/MU
$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s =$			
4. Doza absorbită în apă la profunzimea de referință, Z_{ref}			
Factor de corecție a calității fasciculului pentru calitatea Q a utilizatorului: $k_{Q,Q0} =$		0.991	
luat din Tabelul 6.III			
		$D_{w,Q}(Z_{ref}) =$	0.665390738 cGy / MU
5. Doza absorbită în apă la profunzimea dozei maxime, Z_{max}			
Profunzimea maximului de doză: $Z_{max} =$		1.4	cm
(i)	Geometrie SSD:		
PDD la Z_{ref} pentru câmp 10 cm x 10 cm: PDD($Z_{ref}=10$ cm) =		66.3	%
Doza absorbită de calibrare pentru monitor la Z_{max} :			
		$D_{w,Q}(Z_{max}) =$	1.0036 cGy / MU
Eroarea relativă =		0.36	%

Tabel 7 Doza absorbită măsurată la fascicul de electroni, energia de 6 MeV, la un câmp de 15 cm x 15 cm, la distanța sursă - suprafață de 100 cm, la adâncimea de 1.3 cm.

Determinarea dozei absorbite în apă pentru fascicule de electroni			
		Data măsurări	10.11.2023
1. Aparatul de iradiere și condițiile de referință pentru determinarea $D_{w,Q}$			
Acceleratorul: Varian TrueBeam		Energia nominală:	6 MeV
Debitul nominal: 800 MU/min	MU min ⁻¹	R_{50} măsurat:	2.35 cm
Fantoma de referință: IAEA		SSD de referință (cm):	100 cm
Câmpul de referință: 15 cm x 15 cm		Prof. de referință $Z_{ref,w}=0.6 R_{50}-0.1$:	1.31 cm
Calitatea fasciculului, $Q(R_{50,w})$:	2.35 cm	prof de masurare	1.3 cm

2. Camera de ionizare și electrometrul

Modelul camerei de ionizare: **SNC 350p** Seria: **268367003** Tip: plan paralel
Factorul de calibrare în apă N_{D,w,Q_0} = **0.0814** Gy / nC
 Calitatea la calibrare Q_0 : ^{60}Co Profunzimea de calibrare: 5 cm
 Dacă Q_0 este fascicul de e^{-1} , R_{50} : cm
 Condiții ref. la calibrare P_0 : **101.35** kPa T_0 : **22** °C
 Potențialul de polarizare V_1 : -300V Polaritatea la calibrare: δ +ve δ -ve δ corectat ef. polaritate
 Polaritatea utilizatorului: δ +ve δ -ve
 Laboratorul de calibrare: **MD Anderson Cancer Center USA** data: **01.12.2021** certificat de calibrare **2021-776**
 Modelul electrometrului: **Sun Nuclear PC Electrometer** seria: **269186005**

3. Citirile dozimetrului și corecțiile

Citirea necorectată a dozimetrului la V_1 și polaritatea utilizatorului **12.58** nC
 Unitățile de monitor corespunzătoare **100** MU
 Raportul dintre citirea dozimetrului și unitățile de monitor M1 = **0.1258** nC/MU
 Presiunea **97.2** 17.4 Temperatura T: **19.8** °C Umiditate rel. **60** %
 (i) P: 8 $k_{TP} =$ **1.034924708**
 Factorul de calibrare al electrometrului k_{elec} : δ nC rdg $^{-1}$ δ fără dimensiuni $k_{elec} =$ **1.001**
 (ii) Citirea la + $V_1 =$ **12.58** Citirea la - $V_1 =$ **12.57**
 (iii) Corecția de polaritate: $k_{pol} =$ **0.999602544**
 (iv) Corecția de recombinare (metoda celor două tensiuni)
 Tensiunile de polarizare: V_1 (normală) = **300** V V_2 (reducă) = **150** V
 Citirile la fiecare V $M_1 =$ **12.58** $M_2 =$ **12.52**
 Raportul tensiunilor 2 Raportul citirilor $M_1/M_2 =$ **1.00479233**
 Se folosește Tabelul 4. VII pentru un fascicul de tip: δ pulsed δ pulsed-scanned
 $a_0 =$ **2.337** $a_1 =$ **-3.636** $a_2 =$ **2.299**
 $k_s =$ **1.004663024**
 Citirea corectată a dozimetrului la tensiunea V_1 :
 $M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s =$ **0.13088** nC/MU

4. Doza absorbită în apă la profunzimea de referință, Z_{ref}

Factor de corecție a calității fasciculului pentru calitatea Q a utilizatorului: $k_{Q,Q_0} =$

Dacă Q_0 este ^{60}Co Tabelul 7.III dă: $k_{Q,Q_0} =$ **0.946**
 $D_{w,Q}(Z_{ref}) =$ **1.0078288** Gy MU $^{-1}$

5. Doza absorbită în apă la profunzimea dozei maxime, Z_{max}

Profunzimea maximului de doză:

$Z_{max} =$ 1.3 cm

PDD la Z_{ref} pentru câmp 10 cm x 10 cm: PDD(Z_{ref}) = **99.82** %

Doza absorbită de calibrare pentru monitor la Z_{max} :

$D_{w,Q}(Z_{ref}) =$ **1.0096462** Gy MU $^{-1}$

Eroarea relativa = **0.965** %

În ambele cazuri s-a înregistrat citirea dozimetrului (sarcina electrică colectată prin intermediul camerei de ionizare în cazul aplicării potențialelor setate), ulterior corectată prin factorii de corecție (temperatură – presiune, calibrare a electrometrului, polaritate și recombinare).

Doza absorbită în punctul de referință s-a calculat aplicând deasemenea factorul de calibrare în apă, respectiv corecția calității fasciculului.

Folosind curba dozei procentuale de profunzime s-a calculat doza absorbită în punctul dozei maxime.

Din măsurătorile efectuate (Tabel 6) reiese că fasciculul de fotoni de energie 6 MV are eroarea relativă de 0.36%, valoare care fiind sub 2% este în limitele acceptate.

Din Tabelul 7 reiese că fasciculul de electroni de 6 MeV are eroarea relativă de 0.965%, fiind mai mare, decât la fasciculul de raze X, dar în limitele acceptate.

Se recomandă ca valorile măsurate să nu depășească toleranța, astfel încât la o eroare relativă de 1.5% să se recalibreze aparatul.

Echipamentele de dozimetrie folosite au fost calibrate în data de 01.12.2021, valabilitatea astfel expirând la sfârșitul lunii Noiembrie 2023. Nereușind trimiterea lor la recalibrare din timp, în luna Ianuarie 2024 s-au efectuat măsurători de dozimetrie absolută cu acestea, rezultatele fiind în limitele acceptate.

După măsurători s-au trimis echipamentele la recalibrare. La prima măsurătoare după primirea echipamentelor, s-a eșuat efectuarea acesteia, din cauză că nu s-a putut aplica tensiune pe camera de ionizare, concluzia inginerului fiind că electrometrul s-a defectat.

S-au împrumutat echipamente identice pentru efectuarea dozimetriei absolute, eșuând din nou la măsurătoare, având erori similare. Concluzia inginerului de specialitate fiind existența unor erori din software, nu de la electrometru.

3.2 Dozimetria relativă

Dozimetria relativă prezentată în această lucrare s-a efectuat în data de 22.06.2024.

În Tabelul 8 putem vizualiza rezultatele măsurate pentru fasciculul de fotoni de energii de 6 MV și 15 MV pentru adâncimea de doză maximă, respectiv doza procentuală corespunzătoare profunzimii de referință de 10 cm cu toleranțele specifice, valori completate după măsurarea dozei procentuale de profunzime (exemplu pentru energia de 6 MV în Figura 3.1). Analizând rezultatele, valorile măsurate se află în limitele acceptate.

Tabel 8 Adâncimea de ionizare la fasciculul de fotoni.

Energia [MV]	Adâncimea de doză maximă D_{max} [cm]		Corespunde criteriu calitate		Doza procentuală corespunzătoare profundizii 10 cm [cm]		Corespunde criteriu calitate	
	Referință și toleranță	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranță	Măsurată	Da	Nu
6	1.6 ± 0.15	1.53	X		$67.2 \pm 1\%$	66.59	X	
15	2.9 ± 0.15	3.01	X		$77.4 \pm 1\%$	76.96	X	

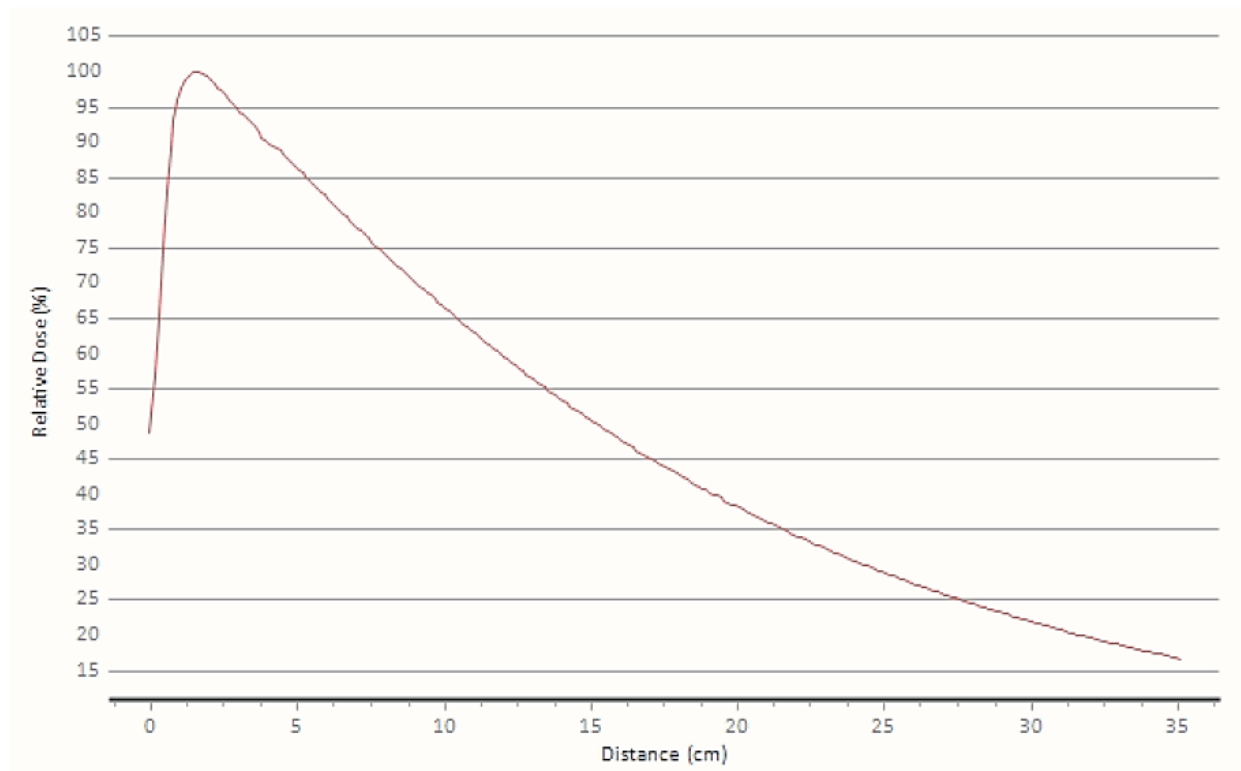


Figura 3.1 Doza procentuală de profunzime (PDD) pentru fasciculul de fotoni, energia de 6 MV.

În Tabelul 9 și Tabelul 10 se pot vizualiza parametrii de uniformitate (planeitate și simetrie) pentru fasciculul de fotoni de energii de 6 MV și 15 MV pentru un câmp de 10 cm x 10 cm în plan radial, respectiv transversal. Valorile tabelor s-au completat folosind profilele de doză măsurate în plan radial și transversal (exemplu pentru energia de 6 MV în Figura 3.2). Analizând valorile măsurate, acestea se află în limitele acceptate.

Tabel 9 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fascicului de fotoni în plan radial la un câmp de 10 cm x 10 cm.

Uniformitatea în planul radial									
Energia [MeV]	Câmp [cm]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu
6	10 x 10	± 3%	2.34	X		≤ 2%	0.31	X	
15	10 x 10	± 3%	1.78	X		≤ 2%	0.48	X	

Tabel 10 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fascicului de fotoni în plan transversal la un câmp de 10 cm x 10 cm.

Uniformitatea în planul transversal									
Energia [MeV]	Câmp [cm]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu
6	10 x 10	± 3%	2.37	X		≤ 2%	0.32	X	
15	10 x 10	± 3%	1.92	X		≤ 2%	0.41	X	

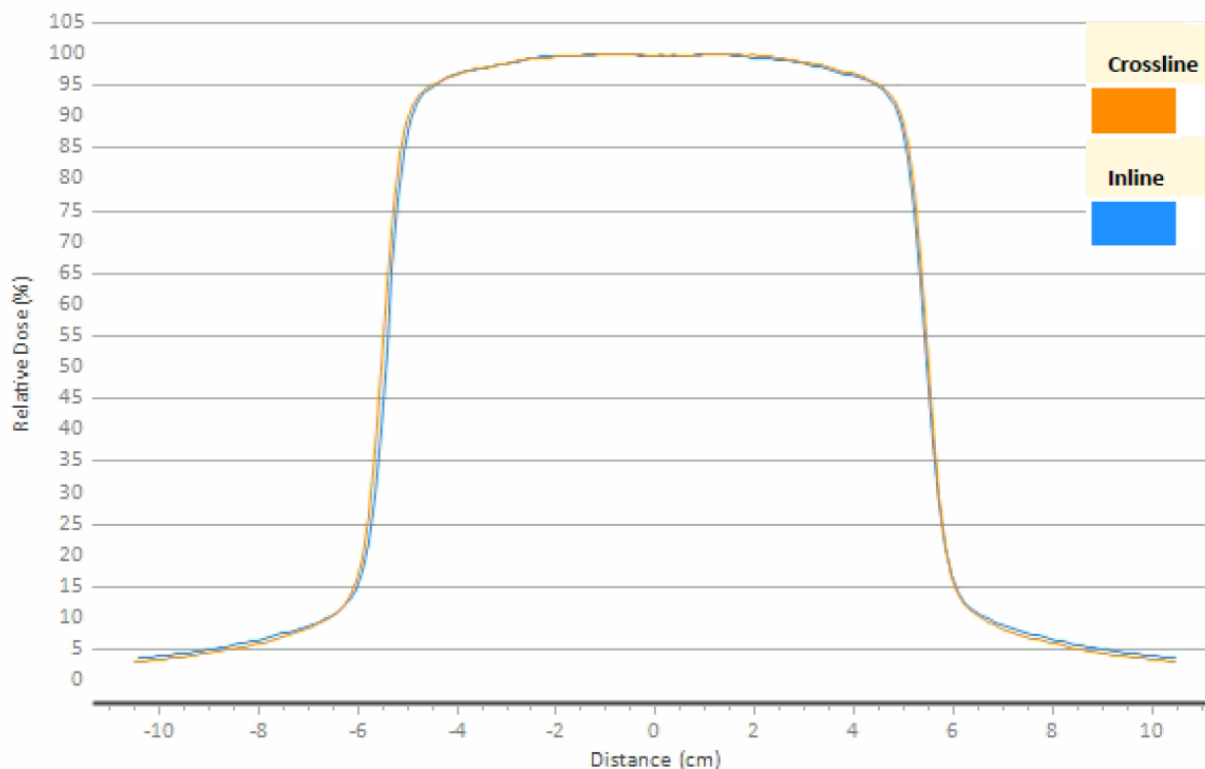


Figura 3.2 Profile în plan radial (inline) și plan transversal (crossline) pentru fasciculul de fotoni, energia de 6 MV, câmp de 10 cm x 10 cm.

În Tabelul 11 și Tabelul 12 se pot vizualiza parametrii de uniformitate (planeitate și simetrie) pentru fasciculul de fotoni de energii de 6 MV și 15 MV pentru un câmp de 35 cm x 35 cm în plan radial, respectiv transversal. Valorile tabelor s-au completat folosind profile de doză măsurate în plan radial și transversal. Analizând valorile măsurate, acestea se află în limitele acceptate.

Tabel 11 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fasciculului de fotoni în plan radial la un câmp de 35 cm x 35 cm.

Uniformitatea în planul radial									
Energia [MeV]	Câmp [cm]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu
6	35 x 35	± 2.5%	1.77	X		≤ 2%	0.35	X	
15	35 x 35	± 2.5%	2.05	X		≤ 2%	0.33	X	

Tabel 12 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fasciculului de fotoni în plan transversal la un câmp de 35 cm x 35 cm.

Uniformitatea în planul transversal									
Energia [MeV]	Câmp [cm]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu
6	35 x 35	± 2.5%	1.98	X		≤ 2%	0.32	X	
15	35 x 35	± 2.5%	1.99	X		≤ 2%	0.5	X	

În Tabelul 13 putem vizualiza rezultatele măsurate pentru fasciculul de electroni la toate nivelele de energie la adâncimile de 80%, respectiv 50% din doza maximă, valori completate după măsurarea dozei procentuale de profunzime (exemplu pentru energia de 6 MeV în Figura 3.3). Analizând rezultatele, valorile măsurate se află în limitele acceptate.

Tabel 13 Adâncimea de ionizare la fasciculul de electroni.

Energia [MeV]	Adâncimea la 80% [cm]			Adâncimea la 50% [cm]			Corespunde criteriu calitate	
	Referință	Toleranța	Măsurată	Referință	Toleranța	Măsurată	Da	Nu
6	1.90 cm	±0.1 cm	1.97	2.32 cm	±0.1 cm	2.39	X	
9	2.95 cm	±0.1 cm	3.05	3.52 cm	±0.1 cm	3.61	X	
12	4.15 cm	±0.1 cm	4.25	4.91 cm	±0.1 cm	5.01	X	
15	5.20 cm	±0.1 cm	5.3	6.19 cm	±0.1 cm	6.29	X	
18	6.09 cm	±0.1 cm	6.17	7.41 cm	±0.1 cm	7.5	X	

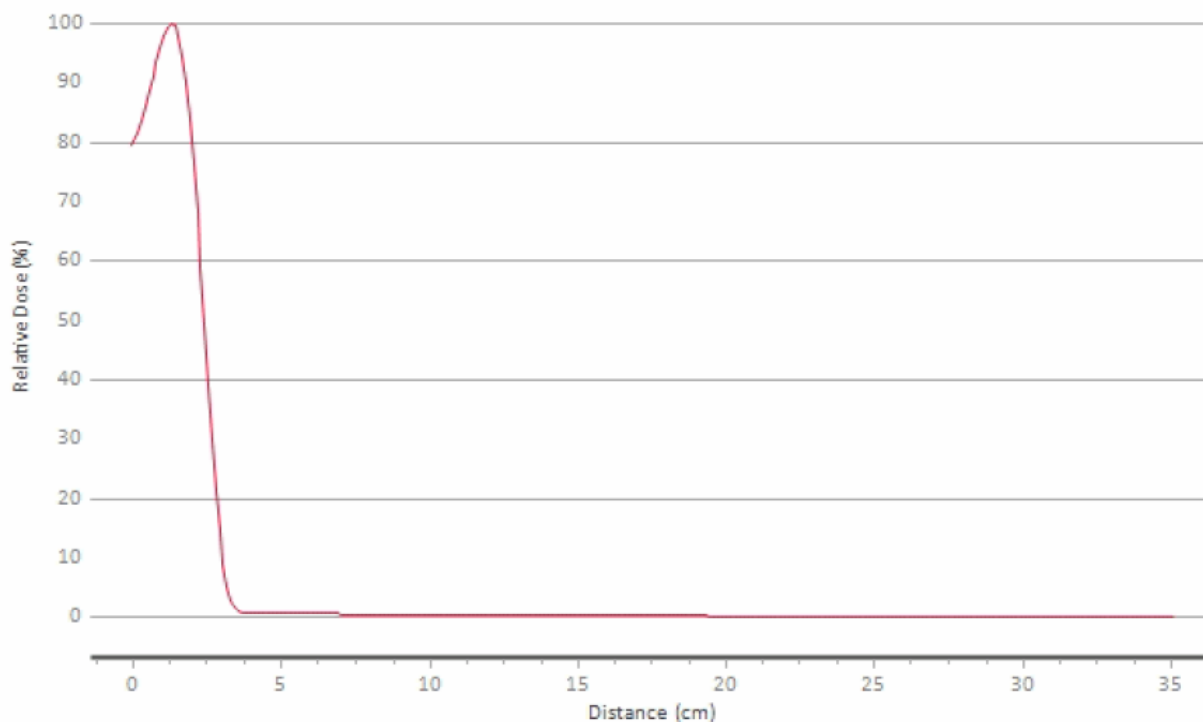


Figura 3.3 Doză procentuală de profunzime (PDD) la fasciculul de electroni, energia de 6 MeV, câmp de 15 cm x 15 cm.

În Tabelul 14 și Tabelul 15 se pot vizualiza parametrii de uniformitate (planeitate și simetrie) pentru fasciculul de electroni la toate nivelele de energie pentru un câmp de 10 cm x 10 cm în plan radial, respectiv transversal. Valorile tabelelor s-au completat folosind profile de doză măsurate în plan radial și transversal. Analizând valorile măsurate, acestea se află în limitele acceptate în afară de fasciculul de energie 15 MeV în plan radial, care necesită recalibrare pentru simetrie din partea inginerului de specialitate.

Tabel 14 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fasciculului de electroni în plan radial la un câmp de 10 cm x 10 cm.

Uniformitatea în planul radial									
Energia [MeV]	Câmp [cm ²]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranță	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranță	Măsurată	Da	Nu
6	10 x 10	± 4.5%	3.83	X		≤ 2%	1.28	X	
9	10 x 10	± 4.5%	2.04	X		≤ 2%	1.62	X	
12	10 x 10	± 4.5%	3.05	X		≤ 2%	1.99	X	

15	10 x 10	± 4.5%	2.81	X		≤ 2%	2.11		X
18	10 x 10	± 4.5%	2.46	X		≤ 2%	1.31	X	

Tabel 15 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fascicului de electroni în plan transversal la un câmp de 10 cm x 10 cm.

Uniformitatea în planul transversal									
Energia [MeV]	Câmp [cm ²]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranță	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranță	Măsurată	Da	Nu
6	10 x 10	± 4.5%	3.75	X		≤ 2%	1.05	X	
9	10 x 10	± 4.5%	1.53	X		≤ 2%	0.56	X	
12	10 x 10	± 4.5%	2.07	X		≤ 2%	0.28	X	
15	10 x 10	± 4.5%	2.04	X		≤ 2%	0.46	X	
18	10 x 10	± 4.5%	2.18	X		≤ 2%	0.64	X	

În Tabelul 16 și Tabelul 17 se pot vizualiza parametrii de uniformitate (planeitate și simetrie) pentru fasciculul de electroni la toate nivelele de energie pentru un câmp de 25 cm x 25 cm în plan radial, respectiv transversal. Valorile tabelelor s-au completat folosind profile de doză măsurate în plan radial și transversal (exemplu pentru energia de 15 MeV în Figura 3.4). Analizând valorile măsurate, în plan transversal acestea se află în limitele acceptate, dar în plan radial energiile de 6 MeV, 9 MeV și 15 MeV sunt ieșite din toleranță, iar fasciculul de 18 MeV este la limită, de aceea acestea necesită recalibrare pentru simetrie din partea inginerului de specialitate.

Tabel 16 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fasciculului de electroni în plan radial la un câmp de 25 cm x 25 cm.

Uniformitatea în planul radial									
Energia [MeV]	Câmp [cm ²]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu
6	25 x 25	± 4.5%	1.77	X		≤ 2%	2.03	X	X
9	25 x 25	± 4.5%	2.54	X		≤ 2%	2.54	X	X
12	25 x 25	± 4.5%	1.92	X		≤ 2%	0.82	X	
15	25 x 25	± 4.5%	2.32	X		≤ 2%	2.95		X
18	25 x 25	± 4.5%	2.1	X		≤ 2%	1.95	X	

Tabel 17 Uniformitatea (planeitatea și simetria) fasciculului de electroni în plan transversal la un câmp de 25 cm x 25 cm.

Uniformitatea în planul transversal									
Energia [MeV]	Câmp [cm ²]	Planeitatea		Corespunde criteriu calitate		Simetria		Corespunde criteriu calitate	
		Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu	Referință și toleranța	Măsurată	Da	Nu
6	25 x 25	± 4.5%	1.47	X		≤ 2%	0.98	X	
9	25 x 25	± 4.5%	1.75	X		≤ 2%	0.75	X	
12	25 x 25	± 4.5%	1.59	X		≤ 2%	0.9	X	
15	25 x 25	± 4.5%	1.52	X		≤ 2%	0.63	X	
18	25 x 25	± 4.5%	1.9	X		≤ 2%	1.61	X	

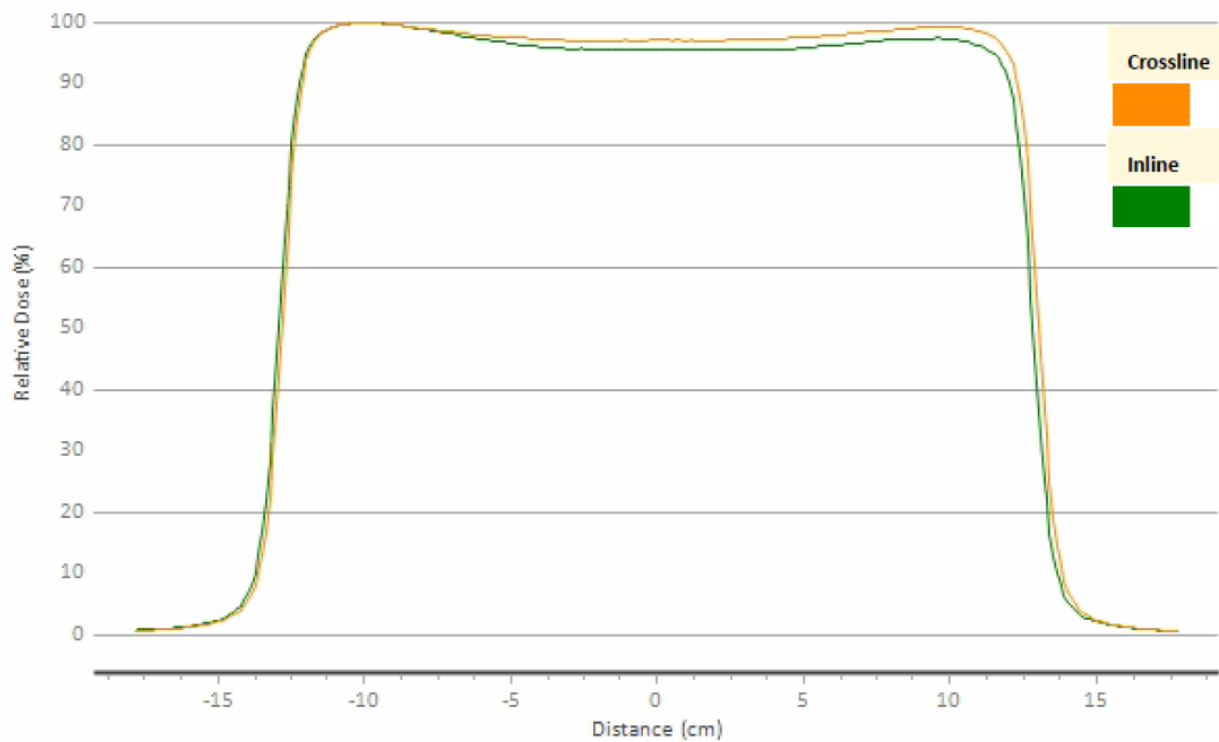


Figura 3.4 Profile radiale (inline) și transversale (crossline) la fasciculul de electroni, energia de 15 MeV, câmp de 25 cm x 25 cm.

Concluzii

În cazul acceleratoarelor liniare medicale de particule utilizate la efectuarea tratamentelor de radioterapie se folosesc fascicule de raze X pentru iradierea tumorilor situate în profunzime, respectiv fascicule de electroni pentru tumori aflate la suprafață. Asigurarea calității tratamentelor necesită înaltă precizie la livrarea dozei de iradiere. Această calitate se obține prin calibrarea periodică a fasciculului prin dozimetria absolută efectuată lunar și dozimetria relativă efectuată o dată la trei luni.

Dozimetria absolută reprezintă verificarea calibrării fasciculelor de raze X, respectiv de electroni astfel încât 1 MU de radiație să livreze o doză de 1 cGy la profunzimea dozei maxime, caracteristic fiecărui nivel de energie în condiții de referință: câmp de 10 cm x 10 cm, distanța sursă – suprafață SSD = 100 cm.

Dozimetria relativă constă în verificarea performanței fasciculelor prin măsurători de doze procentuale de profunzime pe axul central al fasciculului și asigurarea uniformității fasciculelor prin măsurarea unor profile perpendiculare pe axul central în plan radial, respectiv transversal.

Măsurătorile efectuate furnizează informații despre parametrii fasciculelor, care necesită încadrare în anumite toleranțe. În cazul în care valorile măsurate nu se încadrează în limitele acceptate este obligatorie recalibrarea aparatului. Această recalibrare se efectuează de către fizicianul medical în cazul dozimetriei absolute, respectiv de inginerul de specialitate în cazul dozimetriei relative.

Din capitolul de rezultate reiese că unele valori nu se încadrează în limitele acceptate solocitând recalibrare, fapt care subliniază importanța efectuării dozimetriei absolute și relative la intervalele specificate pentru asigurarea calității tratamentelor oferite pacienților oncologici.

Bibliografie

1. <https://ms.ro/media/documents/ANALIZA-SITUATIE-CANCER-2022.doc> (accesat la data de 26.01.2024)
2. F. M. Khan, J. P. Gibbons, *Khan's The Physics of Radiation Therapy, 5th edition*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 2014. (pp. 42-47)
3. E. B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2005 (pp. 136-151, 161-217, 273-354)
4. P. Metcalfe et al, *The Physics of Radiotherapy X-Rays and Electrons, 3rd edition*, Medical Physics Publishing, Madison WI, 2023 (pp. 1-39)
5. A. Tsechanski et al, *A thin target approach for portal imaging in medical accelerators*, *Physics in medicine and biology*, **43**, 2221-36, 1998, DOI: 10.1088/0031-9155/43/8/016
6. <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/truebeam> (accesat la data de 04.02.2024)
7. *PerfectPitch 6 degrees of freedom couch*,
https://varian.widen.net/view/pdf/02uaz1vhfj/PerfectPitch6DOF_ProductBrief_10264B_1013.pdf?u=wefire (accesat la data de 22.05.2024)
8. *TrueBeam Technical Reference Guide —Volume 2: Imaging P1055932-003-C*, Aug 29, 2023.
https://www.myvarian.com/s/productdocumentationdetail?Id=069Jx00000ACzgHIAT&lang=en_US (accesat la data de 28.05.2024)
9. *Built-in safety features*,
https://varian.widen.net/view/pdf/s5zwk3cbtl/TrueBeamSafety_ProductBrief_RAD10274_December2012.pdf?u=wefire (accesat la data de 30.05.2024)
10. *TrueBeam Technical Reference Guide Vol 1 - no CE mark, P1067186-001-A*, Apr 12, 2024
https://www.myvarian.com/s/productdocumentationdetail?Id=069Jx00000FgiYgIAJ&lang=en_US (accesat la data de 30.05.2024)
11. International Atomic Energy Agency, *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, Technical Reports Series No. 398 (Rev. 1)*, IAEA, Vienna, 2024, (pp. 27-72, 82-128)
<https://doi.org/10.61092/iaea.ve7q-y94k>
12. H. L. Aalbers et al, *Code of practice for the absorbed dose determination in high energy photon and electron beams*, **18**, 23-29, 2008
13. <https://www.sunnuclear.com/products/1d-scanner> (accesat la data de 05.02.2024)

14. <https://www.sunuclear.com/products/snc125c-snc350p-snc600c> (accesat la data de 05.02.2024)
15. <https://www.sunuclear.com/products/snc125c-snc350p-snc600c> (accesat la data de 05.02.2024)
16. <https://www.sunuclear.com/products/pc-electrometer> (accesat la data de 05.02.2024)
17. <https://www.sunuclear.com/products/3d-scanner> (accesat la data de 07.02.2024)
18. <https://www.sunuclear.com/products/snc125c-snc350p-snc600c> (accesat la data de 07.02.2024)

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnata, Székely (Csiki) Boróka – Mária, declar că Lucrarea de disertație pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea Iulie 2024, sub îndrumarea Lect. Dr. Pașca Horia, reprezintă o operă personală. Menționez că nu am plagiat o altă lucrare publicată, prezentată public sau un fișier postat pe Internet. Pentru realizarea lucrării am folosit exclusiv bibliografia prezentată și nu am ascuns nici o altă sursă bibliografică sau fișier electronic pe care să le fi folosit la redactarea lucrării.

Prezenta declarație este parte a lucrării și se anexează la aceasta.

Data,

26.06.2024

Nume,

Székely (Csiki) Boróka - Mária

Semnătură

