

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

LUCRARE DE DISERTAȚIE

Conducător științific

Conf. dr. Habil Bálint Zoltán

Coordonator științific

Fiz. Med. Drd. Cristina Bălan

Absolvent

Ana-Maria Someșan

2023



UNIVERSITATEA BABEȘ-BOLYAI
BABEȘ-BOLYAI TUDOMÁNYEGYETEM
BABEȘ-BOLYAI UNIVERSITÄT
BABEȘ-BOLYAI UNIVERSITY
TRADITIO ET EXCELLENTIA

FACULTATEA DE FIZICĂ
Str. Mihail Kogălniceanu nr.1
Cluj-Napoca, RO-400084
Tel: +4(0)264-405300 | FAX: +4(0)264-591906
secretariat.phys@ubbcluj.ro
www.phys.ubbcluj.ro



UNIVERSITATEA “BABEȘ-BOLYAI” CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA BIOFIZICĂ ȘI FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE DISERTAȚIE

STUDIU COMPARATIV AL PUNCTULUI EFECTIV DE MĂSURARE ÎN DOZIMETRIA RELATIVĂ A ACCELERATORULUI LINIAR

Conducător științific

Conf. dr. Habil Bálint Zoltán

Coordonator științific

Fiz. Med. Drd. Cristina Bălan

Absolvent

Ana-Maria Someșan

Cuprins

Introducere	7
Capitolul 1. Acceleratorul liniar medical.....	9
1.1. Componentele acceleratorului liniar modern.....	9
1.1.1. Magnetronul.....	11
1.1.2. Tunul de electroni.....	11
1.1.3. Ghidul de accelerare	11
1.1.4. Magneții de deflexie	12
1.1.5. Fasciculul de raze X	12
1.2. Comisionarea acceleratorului liniar.....	13
Capitolul 2. Dozimetria relativă a fascicului de fotoni.....	15
2.1. Randamentul în profunzime (Percent Depth Dose – PDD)	15
2.2. Profilul de doză.....	17
Capitolul 3. Detectori și sisteme dozimetrice	19
3.1. Camera de ionizare cilindrică.....	19
3.2. Teoria cavității Bragg-Gray.....	20
3.3. Punctul efectiv de măsurare (EPOM)	21
3.4. Fantomul 3D	23
Capitolul 4. Materiale și metode experimentale	25
4.1. Varian TrueBeam.....	25
4.2. Camera de ionizare SNC125c	26
4.3. Fantom cu apă 3D Scanner.....	28
4.3.1. Configurarea fantomului tridimensional	29
4.4. Măsurarea randamentului în profunzime (PDD).....	33
4.5. Măsurarea profilelor de doză.....	34
4.6. Procesarea datelor achiziționate	34

4.7. Analiza datelor.....	34
Capitolul 5. Rezultate și discuții	36
5.1. Randamentul în profunzime (PDD).....	36
5.2. Profile de doză la profunzimea 1,4 cm	39
5.3. Profile de doză la profunzimea 10 cm	41
Concluzii.....	46
Anexa 2.....	47
Bibliografie	48

Abstract

Radiotherapy, a vital medical specialty for the treatment of malignant malformations, employs ionizing radiation to induce cell apoptosis. Radiation therapy aims to deliver a prescribed radiation dose to the target volume while minimizing damage to healthy tissue. Accurate measurement of ionizing radiation is essential in various domains such as science, industry, and medicine. Dosimetry, the process or method of measuring the dosage of radiation, plays a crucial role in ensuring the safe and effective use of ionizing radiation.

This master thesis focuses on the process of commissioning a linear accelerator, specifically concerning relative dosimetric measurements. These measurements are indispensable to characterize the photon beam and validating treatment planning systems. In the context of ionometric measurements conducted within a phantom, it is essential to consider the impact of replacing the water volume equivalent to the detector cavity used. Displacement corrections are typically performed by selecting an effective point of measurement (EPOM).

The primary objective of this research was to conduct a comparative analysis of dosimetry in electron linear accelerators. The study investigated the potential discrepancies that may arise in the relative dosimetry (especially percentage depth dose curve and beam profile) of a LINAC when employing an effective point of measurement. The analysis took into account international radiation dosimetry protocols as well as recommendations from dosimetric instrument manufacturers.

By systematically examining the variations of the results from the different dosimetric approaches and their comparison, this research contributed to the understanding of the implications of measurement methods on dosimetry accuracy. The findings of this study provided valuable insights for optimizing dosimetry techniques in electron linear accelerators, enhancing the overall precision and reliability of radiation therapy treatments.

Abstract

Radioterapia, o specialitate medicală vitală pentru tratamentul malformațiilor maligne, utilizează radiații ionizante pentru a induce apoptoza celulară. Radioterapia urmărește să livreze o doză de radiații prescrisă în volumul țintă, reducând la minimum deteriorarea țesuturilor sănătoase. Dozimetria, procesul sau metoda de măsurare a dozei de radiații, joacă un rol crucial în asigurarea utilizării sigure și eficiente a radiațiilor ionizante.

Scopul studiului prezentat în cadrul lucrării de diplomă a fost realizarea unei analize comparative a dozimetriei relative a unui accelerator liniar medical de electroni, care să demonstreze importanța ghidării practicii fizicianului medical după protocoale reglementate internațional de dozimetrie a radiațiilor ionizante. Randamentul în profunzime și profilele de doză au fost înregistrate folosind deplasarea EPOM de 0,6r, respectiv fără a ține cont de aceasta, urmând ca diferențele existente să fie cuantificate cu ajutorul noțiunii de Relative Dose Difference (Rd dif).

Prin examinarea sistematică a variațiilor rezultatelor obținute în urma diferitelor abordări dozimetrice și prin compararea acestora, această cercetare a contribuit la înțelegerea implicațiilor metodelor de măsurare asupra acurateței dozimetriei. Constatările acestui studiu au oferit informații valoroase pentru optimizarea tehnicilor de dozimetrie în acceleratoarele liniare de electroni, îmbunătățind precizia și fiabilitatea generală a tratamentelor de radioterapie.

Introducere

Radioterapia este specialitatea medicală care utilizează radiația ionizantă în vederea inducerii apoptozei celulare în țesutul malign. Principiul pe care se bazează radioterapia este livrarea unei doze prescrise de radiație în volumul țintă, în timp ce țesutul sănătos să fie protejat.

Utilizarea radiațiilor ionizante în știință, industrie și medicină necesită capacitatea de a măsura cu precizie cantitatea și calitatea radiațiilor ionizante produse de un aparat producător de radiații. Un fascicul de radiație poate fi caracterizat prin două modalități care oferă informații calitative (dozimetria relativă), respectiv cantitative (dozimetria absolută).

Procesul de punere în funcțiune clinică, numit în continuare comisionare, a unui accelerator liniar include măsurători specifice ale parametrilor dozimetrici, care sunt necesare pentru a valida sistemele de planificare a tratamentelor.

Atunci când sunt efectuate măsurători ionometrice într-un fantom, trebuie să fie luat în considerare efectul înlocuirii volumului de apă echivalent cu cavitatea detectorului folosit. Când vine vorba de măsurători dozimetrice, corecțiile de deplasare sunt efectuate prin selectarea unui punct de măsurare efectiv (EPOM).

Scopul acestei lucrări este de a analiza comparativ diferențele ce pot să apară în cazul dozimetriei relative la un accelerator liniar medical de electroni, datorate utilizării unui punct de măsurare efectiv conform protocoalelor internaționale de dozimetrie a radiațiilor, respectiv a recomandărilor producătorilor de instrumente dozimetrice.

Lucrarea de diplomă este alcătuită din cinci capitole. Capitolul întâi acoperă aspecte generale despre producerea radiației X și utilizarea acesteia în radioterapie. Este de asemenea prezentat acceleratorul liniar de electroni și componentele principale ale acestuia împreună cu o caracterizare a fasciculelor de fotoni. În cadrul aceluiași capitol sunt oferite informații despre procesul de comisionare a acceleratorului liniar medical.

Al doilea capitol descrie noțiunile fundamentale de dozimetrie relativă, randamentul în profunzime și profilul de doză, care fac parte din categoria măsurătorilor dozimetrice relative imperativ necesare pentru a caracteriza fasciculul de fotoni.

Capitolul trei acoperă aspecte generale despre camera de ionizare cilindrică și aspecte teoretice despre teoria cavității. Sunt de asemenea prezentate tipurile de fante folosite în procesele de

asigurare a calității în radioterapie și este definit conceptul de punct efectiv de măsurare al camerei de ionizare cilindrice.

Capitolul patru cuprinde informații despre acceleratorul medical Varian TrueBeam folosit pentru realizarea măsurărilor dozimetrice, fiind prezentate instrumentele utilizate în etapa practică, cât și metodele utilizate pentru realizarea lucrării de diplomă.

În cel de-al cincelea capitol sunt prezentate rezultatele testelor efectuate: diferențele procentuale obținute pe baza măsurărilor efectuate ținând cont de punctul efectiv de măsurare comparativ cu măsurătorile înregistrate în centrul geometric al detectorului.

Capitolul 1. Acceleratorul liniar medical

Radioterapia este specialitatea medicală care utilizează radiația ionizantă în vederea inducerii apoptozei celulare în țesutul malign, deja confirmat. Principiul pe care se bazează radioterapia este livrarea unei doze prescrise de radiație într-o țintă, în timp ce țesutul sănătos să fie pe cât posibil protejat. Progresele tehnologice și medicale care au avut loc în ultimii 20 de ani au împins radioterapia într-o eră nouă, în care se poate atinge cel mai înalt nivel de precizie pentru a reduce semnificativ doza încasată de organele la risc [1].

În anul 1895 Roentgen descoperă razele X, fapt care are un impact extraordinar asupra tuturor științelor, tehnologiei și în special medicinei, fiind una dintre numeroasele descoperiri care a avut loc în fizică la sfârșitul secolului XIX-lea și care a dus la modernizarea societății [2].

Studiul profund în fizica razelor X a declanșat utilizarea practică a acestora în industrie și medicină. Utilizarea radiației ionizante cu scop de diagnostic al bolii s-a dezvoltat în ramura de radiologie modernă de diagnostic, în timp ce utilizarea acestora cu scop curativ al cancerului este misiunea radioterapiei moderne [2].

Radioterapia cu fascicul extern este cea mai frecvent metodă de tratament folosită în centrele de radioterapie, implicând o sursă de radiație ionizantă provenită din vecinătatea pacientului, cu un fascicul bine colimat și conformat pentru zona de interes. Brahiterapia, sau radioterapia internă, se deosebește față de radioterapia externă prin poziționarea sursei de radiație, astfel încât o sursă radioactivă poate fi plasată în contact direct cu volumul tumoral ce trebuie iradiat [3].

În prezent, aparatul cel mai des folosit în radioterapia externă este acceleratorul liniar medical de electroni (linac), iar cea mai comună formă de radiație ionizantă folosită în țara noastră în practica clinică este fasciculul de fotoni. Primul accelerator liniar clinic a tratat cu succes cel dintâi pacient în anul 1953, la Londra [4].

1.1. Componentele acceleratorului liniar modern

Acceleratoarele medicale liniare accelerează electronii la energii cinetice în intervalul 4-25 MeV. Electronii folosiți în procesul de accelerare sunt generați de un filament termoemițător numit gun (tunul de electroni) și sunt accelerați în prezența câmpurilor RF urmând traiectorii drepte (în prezența unei diferențe de potențial relativ mică) în structura numită ghid de undă. Prin ciocnirea electronilor cu o țintă de metal greu (de exemplu tungsten) este produsă radiația X de energie

înaltă. Ulterior, pentru îndeplinirea scopurilor radioterapeutice, fasciculul obținut necesită modificări la nivelul formei, dar și a intensității acestuia.[5].

Linac-urile sunt montate izocentric, și anume toate axele de rotație a celor mai importante componente, gantry, colimator și masa de tratament, să se întâlnească într-un punct numit izocentru.

„Părțile componente ale unui astfel de aparat pot fi clasificate în cinci secțiuni principale ale aparatului:

- Gantry (cap de tratament) – rotește sursa de radiație în jurul pacientului și conține elemente necesare pentru colimarea fasciculului precum folie de împrăștiere, filtre de aplatizare, camere de ionizare, fălci fixe sau mobile și colimator multi-lamelar;
- Stand (suport);
- Masă de tratament (ansamblu suport pentru pacient) – mișcarea unei mese de tratament moderne are șase grade de libertate;
- Componente interne;
- Consola de control [1].

În Figura 1.1 este prezentată o schemă generală a unui accelerator medical liniar și conexiunile dintre componentele enumerate mai sus. În realitate, mici deosebiri pot să apară între aparatele comercializate, în funcție de producător.

Componentele interne sunt cele cu ajutorul cărora se formează fasciculul de radiație, printre care se evidențiază: magnetronul, sistemul de injecție, generatorul de unde radio, ghidul de undă de accelerație, sistemul de transport al fasciculului, sisteme auxiliare (pompă de vid, sistem de răcire), sistem de colimare și monitorizare a fasciculului [6].

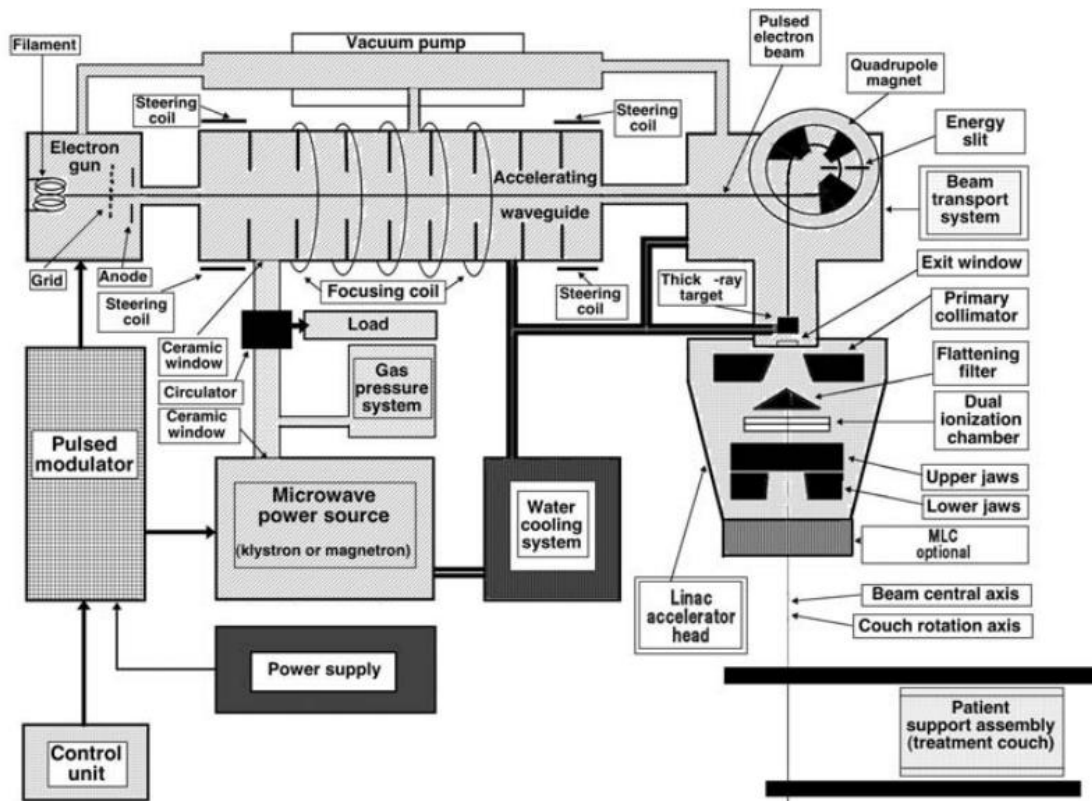


Figura 1.1. Componentele unui accelerator liniar medical ilustrate schematic [6]

1.1.1. Magnetronul

Magnetronul este componenta a cărei rol este producerea de microunde (frecvență de aproximativ 3000 MHz), generând impulsuri cu o rată de câteva sute de impulsuri pe secundă. Construcția magnetronului este cilindrică, prezentând un catod central și un anod exterior cu cavități rezonante, din cupru. Prin încălzirea catodului sunt generați, prin emisie termoionică, electronii. Sub influența câmpurilor magnetic și electric aplicate, electronii se vor deplasa spre cavitățile anodului eliberând energie sub formă de microunde [7].

1.1.2. Tunul de electroni

În general, sistemul de injecție este format dintr-un filament de tip diodă. Prin încălzirea catodului la 800°C-1100°C se eliberează norul electronic, urmând ca electronii să fie accelerați de un potențial negativ de ordinul a -25 kV [1].

1.1.3. Ghidul de accelerare

Ghidul de undă este o structură de formă cilindrică din cupru, în interiorul căruia se păstrează vid cu ajutorul unor pompe de vid. Prin acest mod, electronii aflați în procesul de accelerare nu vor

interacționa cu nici o altă particulă, deci nu vor ceda din energia acumulată. Tubul prezintă o serie de discuri (irisuri) cu găuri circulare de dimensiuni reduse în mijloc, care au rol în colimarea fasciculului de electroni [2]. Electronii primesc energie și sunt accelerați de-a lungul acestei structuri prin intermediul transferului energetic datorat prezenței câmpului RF de mare putere produs de magnetron [7].

1.1.4. Magneții de deflexie

Magneții de deflexie sunt reprezentați de niște lentile magnetice responsabile în focalizarea fasciculului de electroni pe suprafața țintei. Practic, deviază fasciculul electronii care părăsesc ghidul de undă într-un unghi de 90° , 270° (acromatică) sau $112,5^\circ$ (slalom), pentru a lovi ținta de tungsten [5]. Acest lucru este dat de construcția fizică a aparatului, ghidul de accelerare fiind montat paralel cu axa de rotație a gantry-ului, reducându-se în așa fel considerabil dimensiunile acestuia. În plus, bobinele de direcție și bobinele de focalizare din componența linac-ului au rolul de a produce un fascicul bine focalizat, de dimensiuni reduse.

1.1.5. Fasciculul de raze X

Fasciculul de electroni accelerați la o energie cinetică dată va întâlni o țintă de tungsten de grosime aproximativ 1 mm. Prin ciocnire se eliberează energie sub formă de căldură în principal, însă și sub formă de fotoni (aprox. 10%), procesul fiind cunoscut sub numele de radiație de frânare (Bremsstrahlung X-rays). Filtrul de aplatizare (flattening filter, FF) este utilizat pentru a reduce peak-urile din spectrul radiației emise, acesta devenind util pentru aplicații clinice, dar care în anumite situații poate să fie omis [6]. Îndepărtarea filtrului de aplatizare (flattening filter-free, FFF) crește intensitatea fasciculului în apropierea axei centrale, astfel fiind redus și timpul de tratament. În plus, eliminarea filtrului de aplatizare reduce doza din afara câmpului și îmbunătățește precizia modelării fasciculului [8].

Un accelerator liniar prezintă mai multe sisteme responsabile de colimarea fasciculului de radiație X, astfel încât forma acestuia să respecte cât de mult posibil forma geometrică a volumului țintă. Colimatorul principal delimitează un câmp de iradiere maxim, care este ulterior ajustat cu ajutorul fălcilor (diafragme mobile independente, două superioare și două inferioare) producând câmpuri dreptunghiulare sau pătrate de dimensiuni mai reduse. Colimatorul multi-lamelar (MLC-multi leaf-collimator) este o componentă de bază, aflată în gantry, responsabil de modelarea fizică a câmpului de iradiere, după forma volumului țintă, prin intermediul unui sistem format din lamele. În mod normal, MLC-ul este format din 120-160 (60-80 de perechi) de lamele motorizate, care pot

fi deplasate independent. Grosimea unei lamele poate varia în funcție de tipul și de producătorul acceleratorului, de la 0.25 până la 1 cm, având ca material principal tungstenul [6].

Odată ce fasciculul este format, este nevoie de un sistem de monitorizare dozimetrică a acestuia. Astfel că, în componența gantry-ului, există două camere de ionizare. Camerele de ionizare funcționează în mod independent, pentru a monitoriza în orice situație calitatea fasciculului de radiație [5].

1.2. Comisionarea acceleratorului liniar

După etapa de instalare a unui aparat de radioterapie indiferent de modul în care acesta este proiectat, fizicianul medical are atribuția de a efectua un set de măsurători standard, recomandate de fiecare producător de accelerator în parte, înainte de punerea în funcțiune clinică a aparatului [13]. În continuare sunt prezentate succint etapele de acceptanță, respectiv de comisionare (punere în funcțiune) a acceleratorului liniar medical.

Testele de acceptanță sunt procesul prin care fizicianul medical calificat împreună cu un reprezentant al producătorului aparatului demonstrează că specificațiile conținute în comanda sau licitația de achiziție sunt îndeplinite. Primul pas al procedurii de acceptanță este verificarea sistemelor de siguranță și verificări mecanice. De asemenea, mediul înconjurător trebuie să fie lipsit de radiații și pericole pentru personal și pacienți, fiind nevoie de proceduri de radioprotecție ce trebuie respectate. Datele generate din măsurătorile dozimetrice efectuate în timpul testelor de acceptanță pot fi utilizate ulterior drept etalon de performanță pentru teste de control al calității [13].

Comisionarea este procesul în care sunt pregătite toate procedurile, protocoalele, instrucțiunile pentru implementarea clinică, respectiv colectarea datelor dozimetrice specifice mașinii. Punerea în funcțiune clinică are loc după îndeplinirea tuturor pașilor necesari, dacă fizicianul medical responsabil declară că toate aspectele au fost finalizate și echipamentul poate fi folosit pentru tratarea pacienților în siguranță [13].

Procesul de comisionare a unui accelerator liniar se întinde de obicei pe o perioadă de câtorva săptămâni, în funcție de numărul de energii de foton și electroni disponibile, cât și de tehnicile de tratament pe care acceleratorul medical le poate efectua. Câteva obiective de care trebuie ținut cont în etapa de comisionare ar putea fi:

- Verificarea proprietăților geometrice ale fasciculului;
- Achiziția datelor dozimetrice ale fasciculului de radiație;

- Organizarea datelor și introducerea acestora în sistemul computerizat de planificare a tratamentelor;
- Dezvoltarea tuturor procedurilor necesare planificării tratamentelor;
- Verificarea acurateții dozei;
- Stabilirea testelor de control al calității [13].

Etapele care trebuie parcurse atunci când se efectuează calibrarea de bază a unui fascicul de fotoni sau electroni, produs de un aparat de radioterapie, sunt precis reglementate în protocoale internaționale, naționale și regionale de dozimetrie a radiațiilor sau în codurile de practică dozimetrică. Cel mai cunoscut protocol internațional de dozimetrie a radiațiilor este Protocolul IAEA TRS-398 emis de Agenția Internațională pentru Energie Atomică cu sediul în Viena în anul 2000, intitulat „Determinarea dozei absorbite în radioterapie cu fascicul extern”. Acesta oferă recomandări pentru determinarea dozei absorbite în apă în radioterapia externă cu fascicule de fotoni.

Capitolul 2. Dozimetria relativă a fasciculului de fotoni

Utilizarea radiațiilor ionizante în știință, industrie sau medicină necesită capacitatea de a măsura cu precizie cantitatea și calitatea radiațiilor ionizante produse de o sursă radioactivă sau de un aparat producător de radiații. Precizia este deosebit de importantă în utilizarea medicală a radiațiilor ionizante atât în faza de radiodiagnostic, cât și în etapa de tratament în cazul pacienților oncologici. Livrarea dozei prescrise volumului țintă, implică o succesiune de decizii cu impact dozimetric asupra viitoarelor tratamente [2]. La nivel global, International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) recomandă o acuratețe generală în livrarea dozei de sub 5%, condiție care se aliniază cu recomandările de siguranță impuse de Agenția Internațională de Energie Atomică (IAEA) [9]. Pe lângă aceste recomandări, principiul care guvernează securitatea radiologică în radioterapie este principiul ALARA („cel mai scăzut nivel posibil”), însemnând evitarea expunerii la radiații care nu au un beneficiu direct, chiar dacă dozele sunt mici.

Dozimetria radiațiilor este domeniul care se ocupă cu monitorizarea dozei absorbite sau a debitului de doză care rezultă din interacțiunea radiației ionizante cu materia [10]. Doza de radiații poate fi determinată fie practic prin măsurare, fie prin calcul sau o combinație a celor două [11].

Există două mari categorii de măsurători utilizate în practica clinică, și mai exact în domeniul radioterapiei. Un fascicul de radiație poate fi caracterizat prin două modalități care, oferă informații calitative, respectiv cantitative. Astfel, se definesc cele două concepte, și anume: dozimetria absolută și relativă. Prima modalitate, dozimetria absolută face referire la măsurarea directă a dozei de radiație prin intermediul detectorilor de radiație, oferind prin acest intermediu o imagine cantitativă a valorii dozei din fasciculul respectiv. Din punct de vedere calitativ, un fascicul de radiație provenit de la un accelerator medical, poate să fie caracterizat prin intermediul dozimetriei relative, oferind date legate de simetria, planeitatea fasciculului, sau chiar despre modul în care particulele își depozitează energia în mediul iradiat.

2.1. Randamentul în profunzime (Percent Depth Dose – PDD)

Măsurarea directă a distribuției dozei în interiorul pacientului este practic imposibilă, însă pentru a livra cu succes tratamentul pacientului este imperativ ca distribuția dozei în volumul iradiat să fie cunoscută cu precizie și acuratețe. Acest lucru se realizează de obicei prin utilizarea mai multor funcții care fac legătura dintre doza în orice punct arbitrar din interiorul pacientului cu doza cunoscută în punctul de referință a fasciculului din interiorul unui fantom echivalent cu țesutul [6].

În radioterapie, PDD (Percent Depth Dose) sau randamentul în profunzime reprezintă raportul dintre doza la o anumită adâncime și doza maximă, specifică fiecărei energii. O curbă de tip PDD definește doza absorbită depusă pe axul central al fasciculului de radiații într-un mediu, în timp ce acesta traversează mediul iradiat.

Doza sau debitul de doză în punctul de referință este determinată în fantomele cu apă pentru un set specific de condiții de referință, cum ar fi adâncimea, dimensiunea câmpului și distanța dintre sursă și suprafață (SSD).

O distribuție tipică a dozei pe axa centrală a unui fascicul de fotoni de megavoltaj este prezentată în Figura 2.1. Fasciculul intră în mediul iradiat, unde depozitează o anumită doză de suprafață (D_s). Odată ajuns fasciculul în contact cu materia, doza crește rapid în primii centimetri de la suprafață, numită zonă de acumulare de doză (build-up), atingând valoarea maximă la adâncimea z_{max} , iar apoi scade aproape exponențial până când atinge o valoare D_{ex} la punctul de ieșire din pacient [6].

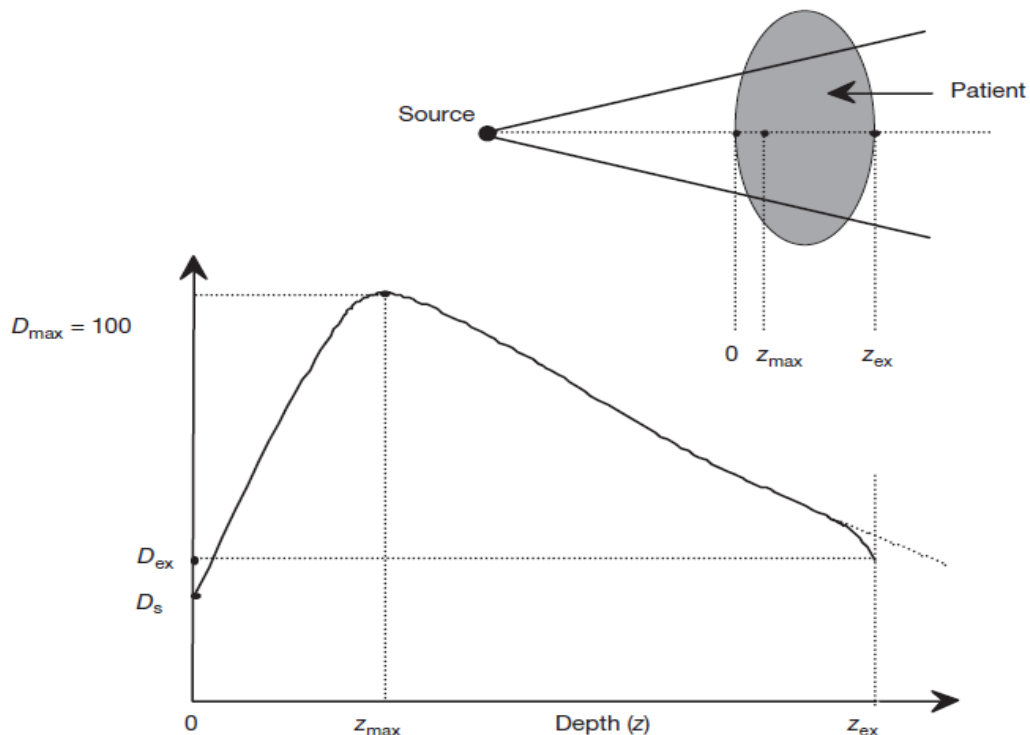


Figura 2.1. Distribuția procentuală a dozei pe axa centrală a unui fascicul de fotoni, în funcție de profunzimea (z) mediului iradiat [6]

În cazul fasciculelor de fotoni folosiți în practicile de radioterapie, doza de suprafață este mult mai mică decât doza maximă, care apare la o adâncime z_{max} , la câțiva cm față de poarta de intrare a

fascicului în mediul iradiat. Doza de suprafață depinde de energia fascicului, mărimea câmpului, dar și de natura particulelor ce formează fasciculul. Astfel că, o dată cu creșterea energiei particulelor din fasciculul incident, profunzimea la care fasciculul își depozitează doza maximă, z_{\max} , va fi mai mare. Pentru un câmp de referință, de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ doza de suprafață este de obicei aproximativ 30% din doza maximă pentru un câmp de fascicul de cobalt, 15% pentru un fascicul de raze X de 6 MV și 10% pentru un fascicul de raze X de 18 MV [6].

Regiunea de doză dintre suprafață (adâncimea $z = 0$) și adâncimea $z = z_{\max}$ în fasciculele de fotoni de MV este denumită regiunea de acumulare a dozei (build-up) și este o consecință a stabilirii echilibrului electronic la nivelul mediului iradiat. Impactul direct al acestei zone, duce la o valoare mărită a dozei în proximitatea suprafeței în situația utilizării unui fascicul de fotoni sau electroni. Adâncimea maximă a dozei z_{\max} depinde de energia fascicului și de dimensiunea câmpului fascicului. Comparativ, pentru un fascicul de ^{60}Co doza are valoarea maximă la o adâncime de 0,5 cm, iar în cazul fasciculelor de fotoni, un fascicul cu energia 6 MV are z_{\max} la aproximativ 1,4 cm, iar unul de 18 MV doza maximă este atinsă la 3,5 cm în profunzime [6].

2.2. Profilul de doză

Distribuția dozei de-a lungul axei centrale a fascicului nu este singura informație necesară pentru a descrie doza exactă livrată pacientului. Distribuția de doză în spațiul bidimensional este măsurată cu ajutorul profilelor de doză în afara axei centrale. Profilul de doză este măsurat perpendicular pe axa centrală a fascicului la o anumită profunzime într-un fantom cu apă, pentru o succesiune de dimensiuni de câmp. [7].

Profilul fascicului de raze X de MV se poate delimita în două regiuni distincte cu impact dozimetric semnificativ: zona centrală și zona de penumbră.

Regiunea centrală se extinde de la axul central al fascicului până la o distanță de 1-1,5 cm față de marginile câmpului geometric al fascicului. În imediata proximitate a regiunii centrale se definește o regiune caracterizată de o descreștere rapidă a dozei odată cu creșterea distanței față de axul central, numită zona de penumbră, definită ca distanța dintre dozele de 80% și 20% normalizate la doza axului central al profilului. Acest fenomen se datorează efectului de transmisie a dozei prin fâlcile colimatorului care definește câmpul de radiație [6].

În general profilul de doză este normalizat la doza înregistrată în punctul axei centrale a câmpului. În Figura 2.2. sunt ilustrate exemple de profile de doză pentru două dimensiuni ale câmpurilor

(10x10 cm² și 30x30 cm²) unui fascicul de fotoni cu energie 10 MV, la adâncimi de 2.5, 5, 10, 20 și respectiv 30 cm [6].

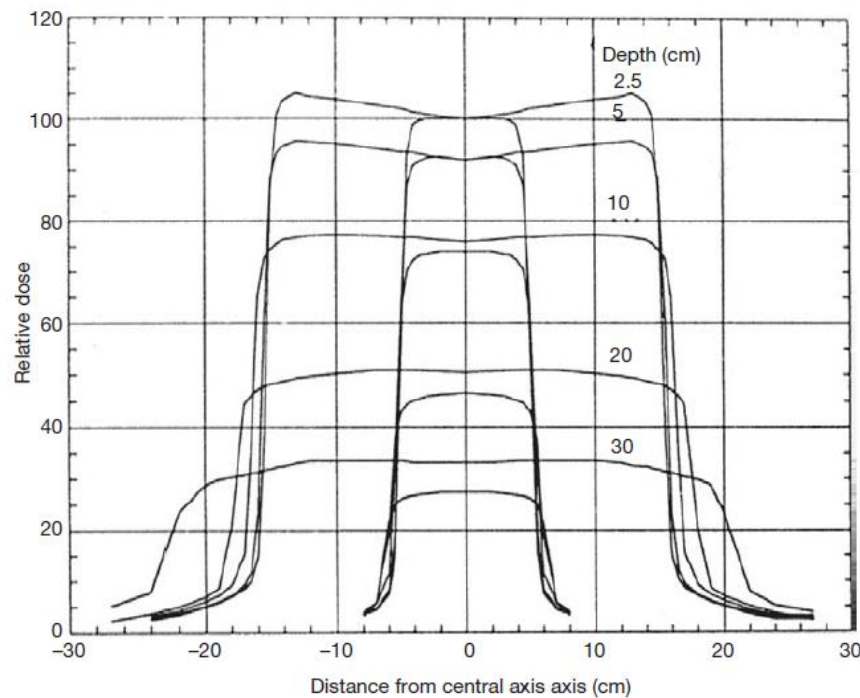


Figura 2.2. Exemple de profile de doză, pentru două dimensiuni de câmp, 10x10, respectiv 30x30 cm², la diferite profunzimi [6]

Cei doi parametri care cuantifică uniformitatea câmpului sunt planeitatea și simetria profilului de doză. Planeitatea este o măsură a gradului de uniformitate a intensității unui fascicul pe toată lățimea sa. De obicei, aceasta este definită ca fiind raportul dintre doza maximă și cea minimă din regiunea centrală a fasciculului. Simetria fasciculului este de obicei determinată la Z_{max} , care reprezintă cea mai sensibilă adâncime pentru evaluarea acestui parametru de uniformitate a fasciculului. O specificație tipică a simetriei este aceea că oricare două puncte de doză de pe un profil de fascicul, echidistante de punctul axei centrale, se află la o diferență de maxim 2% unul față de celălalt [6].

Capitolul 3. Detectori și sisteme dozimetrice

Dozimetrul de radiații este definit ca un instrument, un dispozitiv sau un sistem care e capabil să furnizeze o citire care evaluează doza, kerma (definită ca energia cinetică eliberată de către radiația ionizantă în materie), doza absorbită sau doza echivalentă (de obicei măsurată în Gray), depusă în volumul său sensibil în urma interacției cu radiația ionizantă. [14].

Un dozimetru poate fi considerat, în general, o incintă care ocupă un volum V umplut cu un anumit mediu g , înconjurat de un perete (capsulă, strat tampon) w de grosime t , precum este ilustrat în Figura 3.1.

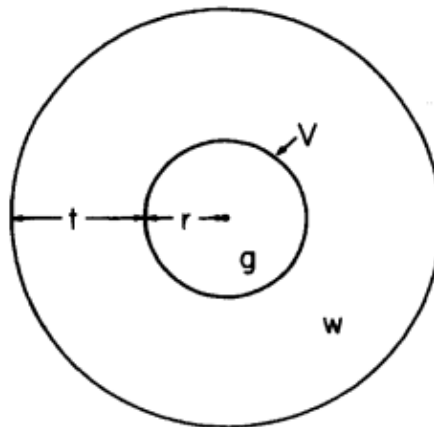


Figura 3.1. Reprezentare schematică a unui dozimetru cu volumul sensibil notat V , mediul notat g , iar peretele w având grosimea t [10].

În radioterapie, măsurarea precisă a dozei absorbite de apă într-un anumit punct și a distribuției sale spațiale, precum și cea absorbită de anumite materiale, cum ar fi diferitele tipuri de țesuturi, reprezintă prima modalitate de analizare a fasciculului. Proprietățile unui dozimetru trebuie să fie acuratețea, rezoluția spațială, precizia, liniaritatea, sensibilitatea și dependența de rata dozei [14].

3.1. Camera de ionizare cilindrică

Detectorul de radiații cel mai frecvent utilizat în radioterapie se bazează pe efectele produse în urma interacțiunii unei particule încărcate cu un gaz. Majoritatea dozimetrelor umplute cu gaz detectează ionizarea directă creată de parcursul radiației în volumul mediului gazos. Principiul ce stă la baza măsurătorii este fenomenul de transmitere a unui semnal electronic în urma formării perechilor de ioni în interiorul detectorului [15].

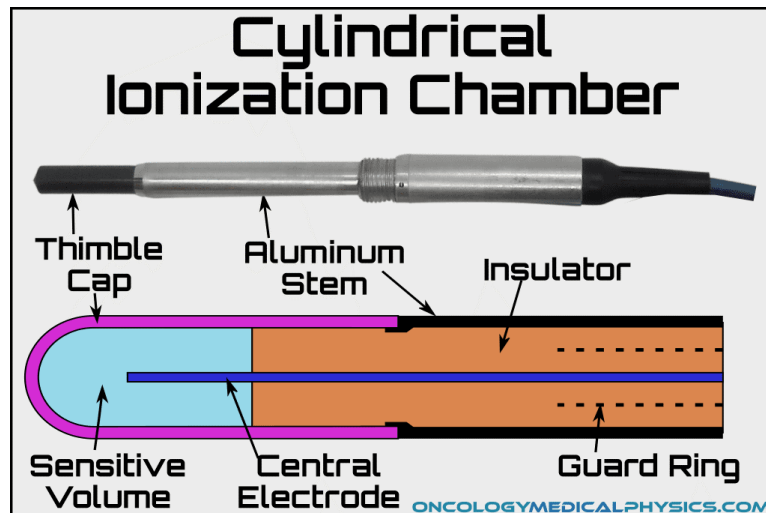


Figura 3.2. Componentele interioare ale camerei de ionizare cilindrică cu gaz [16]

Termenul de cameră de ionizare este convențional folosit exclusiv pentru tipul de detector care colectează perechi de ioni ce se formează într-o cavitate umplută cu gaz, fiind de asemenea cel mai simplu tip de detector. Între cei doi electrozi din componența detectorului (Figura 3.2.) se aplică un potențial de tensiune pentru a genera un câmp electric în gazul de umplere. În urma ionizării moleculelor de gaz de către radiația ionizantă incidentă se creează perechi de ioni care se deplasează spre electrodul cu polaritatea opusă acestora. Acest fenomen generează curentul de ionizare care este ulterior măsurat de circuitul electrometrului [15], [17].

Camerele de ionizare cilindrice sunt utilizate la scară largă în radioterapia clinică pentru măsurători cât mai precise de calibrare absolută a fasciculelor de fotoni și electroni într-un punct de referință dintr-un fantom, dar și pentru măsurători relative ale diferiților parametri [6].

3.2. Teoria cavității Bragg-Gray

Teoria cavității reprezintă principiul de bază a modului de funcționare a camerelor de ionizare utilizate în dozimetria radiației. Această teorie oferă o relație matematică între doza măsurată într-o cavitate cu doza în același punct din mediu în absența cavității [18].

W.H. Bragg și L. H. Gray au dezvoltat prima teorie a cavității pentru a furniza o relație între doza absorbită în volumul dozimetrului și doza absorbită de mediul în care acesta este plasat.

Condițiile de aplicare a teoriei cavității Bragg-Gray sunt:

- Volumul cavității trebuie să fie suficient de mic pentru a nu perturba fluența particulelor încărcate din mediu (această condiție poate fi îndeplinită numai în prezența unui echilibru al particulelor încărcate).

- Doza absorbită în cavitate este depusă strict de particulele încărcate care o traversează (toți electronii care depun doza în interiorul cavității sunt produși în afara ei și traversează complet cavitatea, neexistând electroni secundari produși) [7].

Dacă aceste condiții sunt îndeplinite, conform teoriei Bragg-Gray doza absorbită de mediu poate fi exprimată în funcție de doza absorbită în cavitate, după cum urmează:

$$D_{\text{med}} = D_{\text{cav}} \left(\frac{\bar{S}}{\rho} \right)_{\text{med,cav}}$$

unde D_{med} este doza absorbită în mediu în absența cavității, D_{cav} este doza absorbită în cavitate, iar (\bar{S}/ρ) este raportul mediu al puterii de oprire (termenul putere de oprire se referă la pierderea de energie de către electroni pe unitate de masă la traversarea unui mediu) a mediului față de cea a gazului din cavitate [18].

3.3. Punctul efectiv de măsurare (EPOM)

Atunci când sunt efectuate măsurători ionometrice într-un fantom cu apă, trebuie să fie luat în considerare efectul înlocuirii unui volum de apă echivalent cu cavitatea camerei de ionizare folosite. Conform formulării teoriei cavității, pereții unei camere de ionizare trebuie să fie dintr-un material echivalent cu apa. Cu toate acestea, volumul de apă înlocuit cu cavitatea, respectiv mediul sensibil al camerei cilindrice, nu este neglijabil și poate să afecteze fluența electronică. Doza absorbită măsurată cu o cameră de ionizare cilindrică poziționată cu centrul geometric la o anumită adâncime de măsurare nu poate fi considerată ca fiind doza absorbită reală la acea adâncime în apă. Prin urmare, rezultatul măsurătorii trebuie corectat cu un factor de corecție [19].

Ipoteza Bragg-Gray afirmă că fluența electronică prezentă în detector este identică cu cea din mediul neperturbat (în absența detectorului) în punctul de interes din fantomul cu apă. Orice abatere de la comportamentul Bragg-Gray este explicată prin diverși factori de perturbare.

Factorul de perturbație p_Q este produsul a patru factori individuali, după cum urmează:

$$p_Q = (p_{\text{dis}} * p_{\text{wall}} * p_{\text{cel}} * p_{\text{cav}})_Q.$$

- p_{dis} ține seama de efectul înlocuirii unui volum de apă cu cavitatea de aer a camerei de ionizare.
- p_{wall} este necesar când materialul peretelui nu este echivalent cu apa.
- p_{cel} ține cont de efectul radiației asupra electrodului central în timpul măsurătorilor în fantomă.

- p_{cav} ia în considerare efectele cavității de aer asupra difuziei electronilor, ceea ce face ca fluența electronilor să fie diferită de cea din apă în absența cavității.

Factorul de perturbare a deplasării p_{dis} depinde de calitatea radiației, dimensiunile fizice ale cavității de aer, adâncimea de măsurare și este sub-unitar. În cazul fasciculelor de fotoni, p_{dis} este aproximativ constant pentru adâncimi mai mari decât z_{max} și variază cu adâncimea în regiunea de acumulare a dozei [20].

Când vine vorba de măsurători dozimetrice, corecțiile de deplasare sunt efectuate prin selectarea unui punct de măsurare efectiv (effective point of measurement - EPOM). Distanța dintre axa centrală a camerei de ionizare la adâncimea de măsurare și punctul efectiv de măsurare este denumită în continuare EPOM. Geometria camerei de ionizare cilindrice face ca fotonii să penetreze peretele la diferite adâncimi, precum este ilustrat în Figura 3.3. Fluența electronică din cavitatea de aer este deci reprezentativă pentru un anumit punct din mediul fantomului deplasat pe axa centrală a camerei. Deplasările care necesită a fi efectuate depind de dimensiunea camerei cilindrice [21].

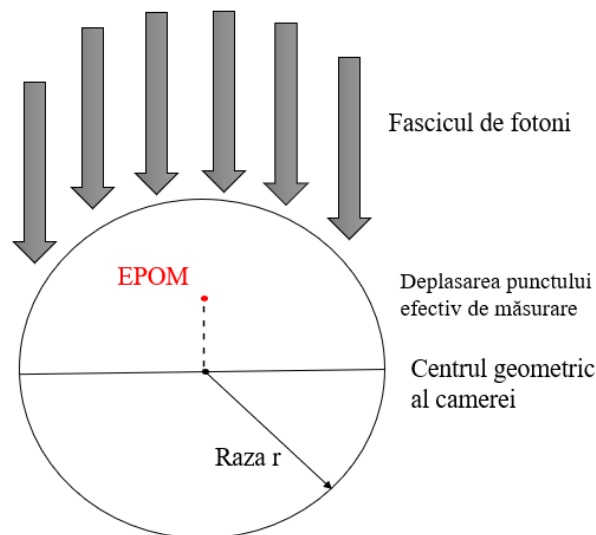


Figura 3.3. Ilustrare schematică a conceptului de punct efectiv de măsurare (modificat din [22])

Protocoloalele actuale de dozimetrie permit determinarea exactă a dozei absorbite în apă pentru fascicule de radioterapie externă cu fotoni de înaltă energie, raportând o incertitudine standard de ordinul a 1% [23].

Deplasarea EPOM se obține prin înmulțirea unui factor de deplasare cu raza camerei interioare. Protocolul IAEA TRS-398 recomandă o deplasare de $0,6r$ (r fiind raza camerei) pentru fasciculele de fotoni de energie înaltă, în timp ce pentru fascicule de electroni recomandarea este de $0,5r$. În

acest protocol se presupune că efectul de deplasare este aproximativ constant dincolo de valoarea maximă (în cazul PDD), prin urmare se utilizează un EPOM fix pe toată durata înregistrării dozei în adâncime și se permite normalizarea la profunzimea maximă [19].

Cu toate acestea, dovezile experimentale și simulările Monte Carlo privind magnitudinea decalajului demonstrează că un EPOM de 0,6r nu este întotdeauna corect. Diverse protocoale internaționale au recomandat diferite valori ale punctului efectiv de măsurare, cum ar fi protocolul TG-51 și DIN-6800 care pentru fascicule de raze X de înaltă energie recomandă o deplasare de 0,5r. IAEA recomandă prin protocolul TRS-277 ca punctul efectiv de măsurare să fie aflat la 0,75 din raza detectorului pentru un fascicul de fotoni cu energia mai mare decât 1 MV [19]. De asemenea, în scopuri practice, pentru măsurarea PDD, se acceptă o valoare medie de 0,55r atât pentru fotoni dar și pentru electroni [21].

Studii publicate în literatura de specialitate indică faptul că deplasarea punctului efectiv de măsurare crește odată cu creșterea adâncimii în apă. S-a constatat că valoarea EPOM este dependentă de energia câmpului, de mărimea câmpului și de adâncimea de măsurare în apă [19].

Prin simulări Monte Carlo, Kawrakow et al. [24] a studiat punctul efectiv de măsurare pentru diverse tipuri de camere de ionizare cilindrice în fascicule de fotoni de megatensiune iar rezultatele au indicat faptul că un decalaj de 0,6r nu este adecvat în special în zona de acumulare a dozei.

Poziția EPOM este de asemenea influențată de caracteristicile constructive ale camerei de ionizare. Au fost raportate în literatură valori ale punctului efectiv cuprinse între 0,2r și 0,6r (unde r este raza cavității) pentru un fascicul de fotoni de 6 MV [23].

3.4. Fantomul 3D

Fantomul este termenul general utilizat pentru a descrie materialele care sunt utilizate pentru a înlocui pacientul în studiul interacțiunii dintre radiația ionizantă și țesutul iradiat cu scopul de a efectua simulări/măsurători. Materialul din care este fabricat fantomul trebuie să aibă anumite proprietăți și să îndeplinească mai multe criterii: să absoarbă fotonii în același mod ca și țesuturile, să împrăștie fotonii în același mod ca și țesutul, să aibă aceeași densitate și să aibă același număr atomic efectiv [20].

Materialul standard și cel mai universal folosit pentru măsurători dozimetrice ale fasciculelor de fotoni și electroni este apa, care posedă aceleași proprietăți precum țesuturile moi. Alte materiale care pot fi folosite pentru confecționarea fantomelor sunt polistirenul, apa virtuală (fantom al cărui material împrăștie și atenuază razele X precum apa), sau alte tipuri de plastice [20].

În Departamentul de Radioterapie se utilizează în mod obișnuit două categorii de fantome. Fantomele geometrice sunt adesea cubice sau cilindrice și sunt de obicei realizate din apă sau plastic [13].

Fantomele geometrice sunt utilizate în aproape toate protocoalele de asigurare a calității. Ele sunt utilizate atât pentru măsurători simple, cum ar fi cele de calibrare sau de PDD, cât și pentru verificarea planurilor complexe de tratament. Fantomele de apă tridimensionale motorizate utilizate pentru calibrarea dozei și pentru testele de comisionare ale acceleratorului liniar medical sunt suficient de mari pentru a asigura un domeniu larg de măsurare în toate direcțiile spațiale. În general, acestea sunt utilizate împreună cu camere de ionizare. Cu ajutorul fantomului 3D cu apă se pot înregistra cu succes măsurători a dozei procentuale în adâncime, măsurători ale profilului fasciculului pentru diferite energii și dimensiuni de câmp care variază în domeniul 1x1 cm până la 40x40 cm inclusiv [13].

Fantomul cu apă, împreună cu camere de ionizare sunt indispensabile în practica clinică, în diferite etape, începând de la testele de acceptanță și punerea în funcțiune a aparatului, până la reviziile periodice obligatorii. Deși o măsurătoare bidimensională este adecvată, o scanare tridimensională este preferabilă, deoarece permite scanarea câmpului de radiații în direcții ortogonale fără a modifica configurația fantomei [25].

Protocoalele actuale de calibrare impun ca măsurătorile de calibrare pentru fasciculele de radiații de megatensiune să fie efectuate în fantome 3D de apă [25].

Capitolul 4. Materiale și metode experimentale

Partea experimentală a lucrării de diplomă a fost efectuată în cadrul Laboratorului de Radioterapie a Institutului Oncologic “Prof. Dr. I. Chiricuță” din Cluj-Napoca, cu ajutorul acceleratorului liniar medical TrueBeam (Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, California, U.S) și utilizând fantomul de apă tridimensional 3D Scanner (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida, U.S.). Măsurătorile efectuate în etapa de comisionare, și anume randamentele în profunzime și profilele de doză au fost înregistrate cu ajutorul camerei de ionizare SNC125c (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida, U.S.), cu un volum activ de 0.108 cm^3 .

4.1. Varian TrueBeam

Sistemul Varian TrueBeam (ilustrat în Figura 4.1.) este un accelerator liniar utilizat pentru administrarea dozelor mari de radiații la nivelul tumoral, reducând în același timp la minimum doza încasată de țesuturile aflate în stricta vecinătate a volumului țintă. Aparatul este utilizat cu succes în centre medicale din întreaga lume pentru a trata tumorile din plămâni, ficat, pancreas, cap, gât și multe alte localizări.

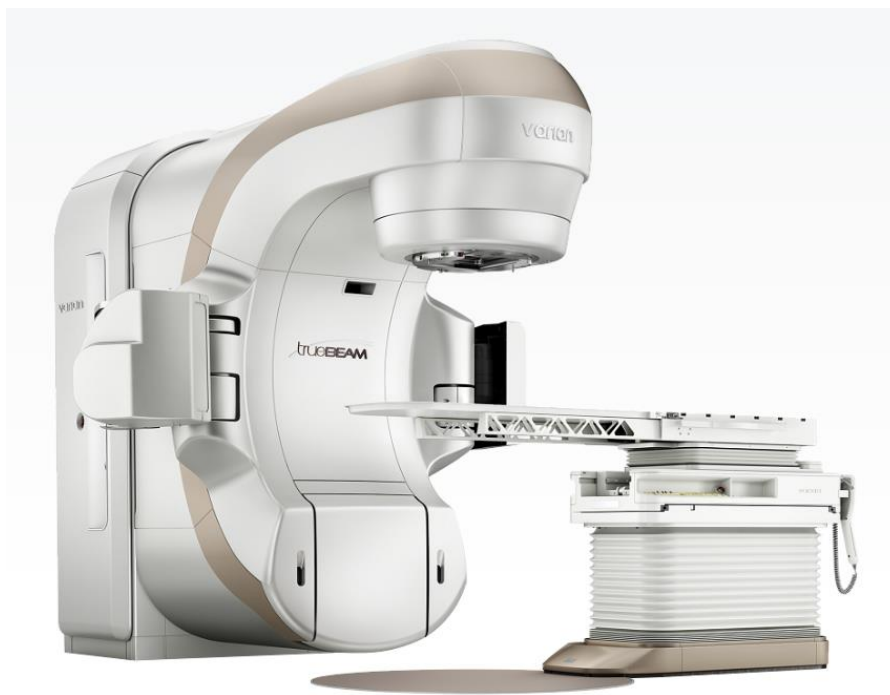


Figura 4.1. Acceleratorul liniar Varian TrueBeam[26]

Acesta poate fi utilizat pentru toate tehnicile de radioterapie avansată cu fascicule externe, inclusiv radioterapia ghidată prin imagistică și radiochirurgia, radioterapia cu intensitate modulată,

radioterapia stereotactică corporală. Sistemul TrueBeam poate furniza tratamente cu până la 50% mai rapid, cu o rată de furnizare a dozei de până la 2400 de unități monitor pe minut [27]. O unitate monitor (MU) este o măsură a randamentului acceleratorului liniar, astfel încât 1 MU oferă o doză absorbită de 1 centigray la adâncimea d_{\max} pentru o dimensiune de câmp 10 cm x 10 cm la distanța sursă-piele de 100 cm [28].

Măsurătorile de dozimetrie relativă au fost achiziționate cu ajutorul acceleratorului liniar clinic Varian TrueBeam pentru un fascicul de fotoni cu energia de 6 MV., S-au folosit multiple dimensiune de câmp, după cum urmează: 4x4 cm², 6x6 cm², 8x8 cm², 10x10 cm², 12x12 cm², 15x15 cm², 20x20 cm², 25x25 cm², 30x30 cm², 35x35 cm².

4.2. Camera de ionizare SNC125c

SNC125c (Figura 4.2.) este o cameră de ionizare cilindrică rezistentă la apă și are un design care reduce convoluția regiunilor cu gradient mare de doză în timpul măsurătorii profilelor de doză sau a dozei în profunzime. Această cameră este destinată pentru utilizarea în dozimetria relativă și absolută a fasciculelor de fotoni [29].



Figura 4.2. Camera de ionizare SNC125c Sun Nuclear[29]

Cu ajutorul acestei camere de ionizare se pot efectua măsurătorile necesare pentru asigurarea controlului calității (QA) acceleratorului liniar și este folosită cu succes în procesul de comisionare a acestuia, fiind în conformitate cu protocoalele internaționale de dozimetrie și radioprotecție.

Acest detector este special conceput pentru a fi folosit împreună cu fantomul tridimensional de la același producător. Corpul alb al camerei facilitează vizualizarea în timpul configurării

ansamblului dozimetric și oferă o vizibilitate sporită asupra liniei negre de poziționare a camerei în raport cu suportul detectorului. Această linie permite poziționarea camerei de ionizare în raport cu firele reticulare ale acceleratorului, astfel încât punctul efectiv de măsurare a detectorului să fie poziționat pe axul central al fasciculului.

Beneficiile utilizării camerei de ionizare SNC125c sunt:

- Zona de penumbră îmbunătățită, fără a pierde puterea semnalului
- Optimizat pentru buna funcționare împreună cu tancul cilindric de apă Sun Nuclear
- Orientarea camerei este menținută pe întreaga perioadă a scanării
- Măsoară cu acuratețe datorită diametrului intern scăzut [30].

Specificațiile tehnice ale camerei de ionizare sunt următoarele:

Volum activ (cm ³): 0.108
Lungime activă (mm): 7.05
Diametru activ (mm): 4.75
Sensibilitate (nC/Gy): 3.4
Materialul peretelui: Vopsea 0.05 mm PMMA 0.30 mm Grafit 0.25 mm
Electrod de aluminiu: 0.8 mm diametru
Rezistența la apă: Viton tubing
Tensiunea de polarizare: ±400V max
Lungimea cablului (m): 1.5
Conector de cablu: TNC or BNC

Tabel 4.1. Specificațiile tehnice ale camerei de ionizare

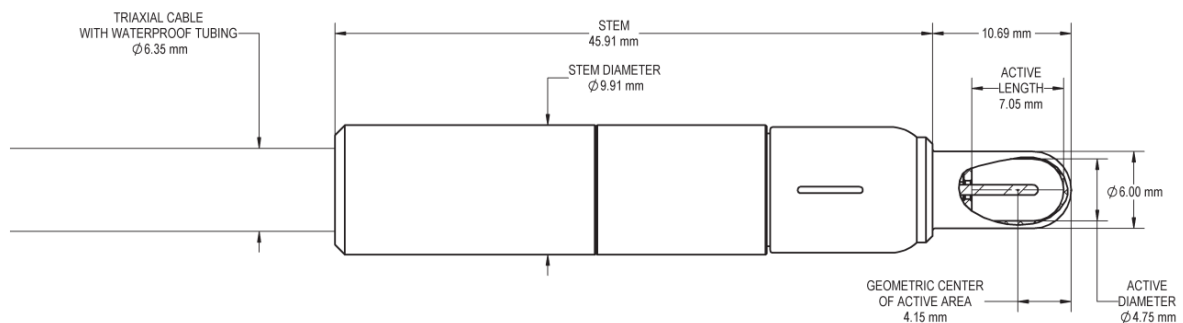


Figura 4.3. Ilustrare schematică a camerei de ionizare SNC125c [30]

Pentru a măsura doza relativă absorbită în mediu au fost folosite două camere de ionizare de tip SNC125c de la firma SunNuclear, acestea fiind montate în configurația fantomului utilizat.

Prima camera de ionizare este cea folosită pentru măsurătorile de doză relativă (Figura 4.4. dreapta) și este montată pe suportul mobil al fantomului, fiind calibrată în prealabil pentru condiții de măsurare în apă.



Figura 4.4. Camerele de ionizare SNC125c utilizate (în dreapta camera field iar în stânga camera de referință)

A doua cameră de ionizare tip SNC125c este folosită drept referință (Figura 4.4. stânga), pentru a ține cont de radiația retroîmprăștiată (fondul de radiație). Aceasta este plasată în aer, la interfața dintre fantom și capul de iradiere. Cu ajutorul câmpului luminos (o sursă de lumină care imită conul fasciculului de fotoni) verificăm ca poziția camerei de referință să fie într-un colț al câmpului de radiație și ajustăm poziția pentru fiecare dimensiune de câmp folosită.

4.3. Fantom cu apă 3D Scanner

Construit special pentru modalitățile moderne de tratament, fantomul 3D SCANNER™ (Sun Nuclear Corporation, Melbourne, Florida, U.S.) permite realizarea rapidă și precisă a diverselor măsurători din protocolul de asigurare a controlului calității, deoarece configurarea sistemului se face automat iar orientarea de scanare este menținută pe întreg procesul de măsurare. [31].

3D SCANNER funcționează cu ajutorul software-ului de scanare SNC Dosimetry™, prin intermediul căruia datele au fost colectate și procesate.[32].

Fantomul este format din mai multe părți componente, care sunt ilustrate în Figura 4.5., după cum urmează:

- Stativ cu roți pentru a facilita transportul și instalarea
- Tanc de apă cilindric din PMMA cu platformă motorizată
- Stativ motorizat pentru detector cu suporturi pentru camere de ionizare

- Electrometru integrat
- Controler integrat



Figura 4.5. Părțile componente ale 3D Scanner Sun Nuclear[32]

4.3.1. Configurarea fantomului tridimensional

Fantomul de apă este transportat în camera de tratament și este poziționat sub capul de iradiere în așa fel încât săgeata neagră să indice direcția gantry-ului. Figura 4.6. este o imagine reprezentativă achiziționată în etapa de setup al fantomului.



Figura 4.6. Poziționarea fantomului 3D Scanner la aparat

Constructiv, acceleratorul este dotat cu un sistem de fire reticulare, care ghidează poziționarea oricui setup în lipsa fascicolului de radiație. Astfel că, aceste fire reticulare ajută sistemul dozimetric în a fi poziționat în axul central al fasciculului de radiație. Pentru o poziționare exactă și reproductibilă, firele reticulare trebuie să fie centrate, precum se observă în Figura 4.7.

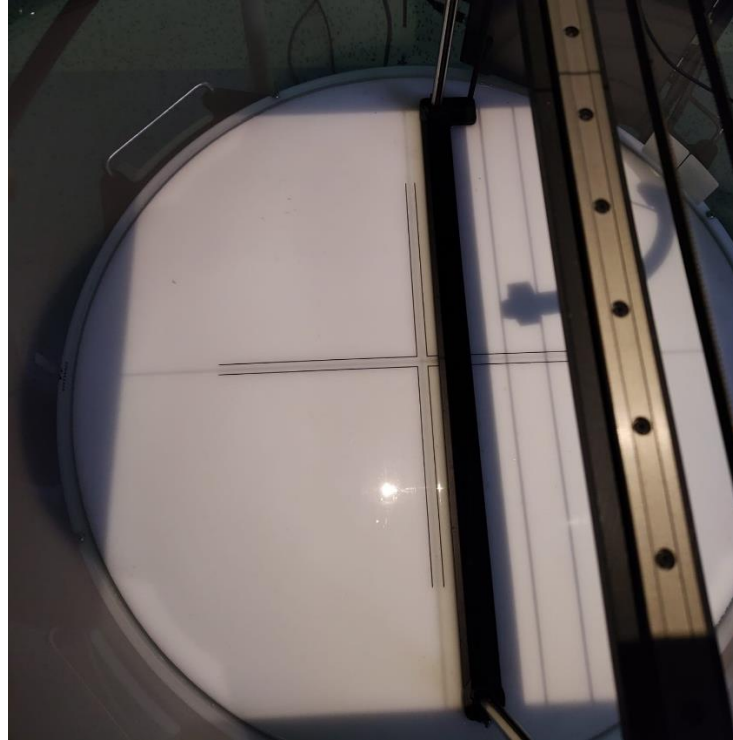


Figura 4.7. Poziționarea fantomului pe firele reticulare

Camera de ionizare folosită pentru măsurătoare în apă este fixată în sistemul său de prindere astfel încât volumul activ să fie orientat spre centrul tancului. Capacul de poziționare (setup cap) este folosit pentru a alinia camera de ionizare la o distanță optimă față de suport. Camera este introdusă în acest capac și se verifică alinierea dungilor negre (însemnate pe capac și pe detector) cu firele reticulare. Această etapă este ilustrată în Figura 4.8.:



Figura 4.8. Poziționarea camerei de ionizare SNC125c cu ajutorul capacului de setup

Cablurile camerelor de ionizare se conectează la electrometru și se aplică tensiunea de 300V. un SSD de 100 cm atunci când firul reticular indică pe rigla gradația corespunzătoare, cum este prezentat în Figura 4.9.

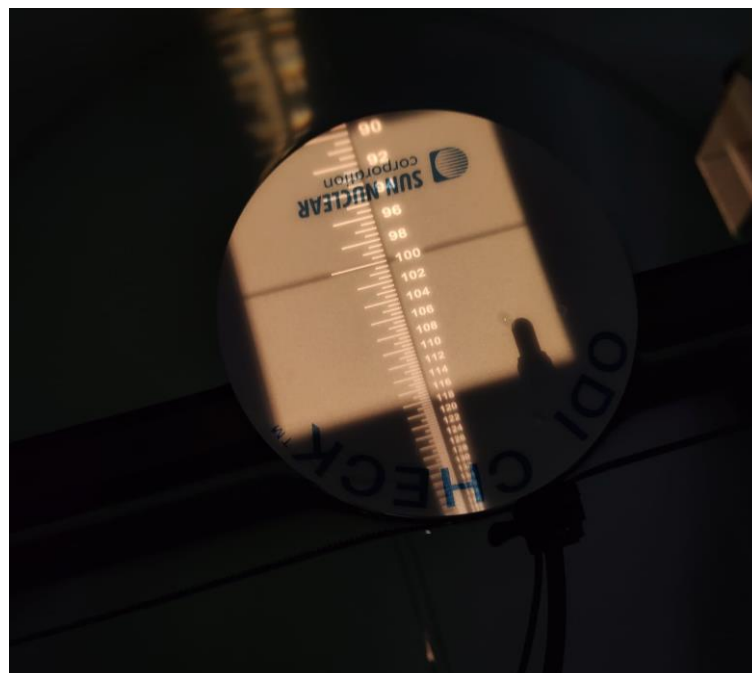
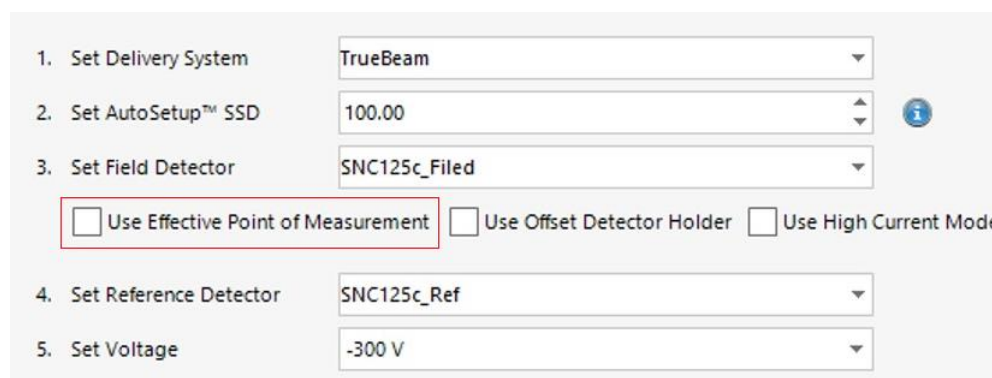


Figura 4.9. Setarea parametrului SSD la 100 cm

Figura 4.10 rezuma aparatura utilizată în cadrul acestui studiu, cât și modul în care acceleratorul TrueBeam este calibrat. Astfel, două camere de ionizare SNC125c au fost folosite drept camera de ionizare principală, aflată în incidență directă în câmpul de iradiere, și o altă camera pe post de referință. Datele măsurate și prezentate în continuare au fost rezultate în urma aplicării unei tensiuni de -300V la nivelul camerelor de ionizare. Un aspect important este faptul că sistemul de dozimetrie utilizat, oferă posibilitatea folosirii sau nu a EPOM-ului.



The screenshot displays the configuration interface for the SNC Dosimetry software. It consists of five numbered settings:

1. Set Delivery System: TrueBeam
2. Set AutoSetup™ SSD: 100.00
3. Set Field Detector: SNC125c_Filed
4. Set Reference Detector: SNC125c_Ref
5. Set Voltage: -300 V

Below the field detector setting, there are three checkboxes: "Use Effective Point of Measurement" (highlighted with a red box), "Use Offset Detector Holder", and "Use High Current Mode". All three checkboxes are currently unchecked.

Figura 4.10. Setarea parametrilor de înregistrare în software-ul SNC Dosimetry

Există posibilitatea de a alege dacă măsurătorile de dozimetrie relativă sunt înregistrate ținând cont de deplasarea punctului efectiv de măsurare EPOM. Camera de ionizare folosită în partea experimentală a lucrării de diplomă a fost concepută astfel încât punctul efectiv al măsurătorii să fie la 0,6 din raza acesteia [25].

Pentru a putea evalua mărimile dozimetrice în contextul actual, măsurătorile au fost efectuate atât folosind punctul efectiv de măsurare, respectiv folosind centrul geometric al camerei ca punct de măsurare.

4.4. Măsurarea randamentului în profunzime (PDD)

Toate randamentele în profunzime au fost achiziționate pentru energia fasciculului de fotoni de 6MV. Măsurătoarea PDD a fost efectuată pe axa centrală a fasciculului în intervalul de adâncime de la 0 la 35 cm. Câmpurile de radiații incluse în studiu au fost: 4x4 cm², 6x6 cm², 8x8 cm², 10x10 cm², 12x12 cm², 15x15 cm², 20x20 cm², 25x25 cm², 30x30 cm² și 35x35 cm². Măsurătorile PDD au fost înregistrate utilizând punctul efectiv de măsurare al camerei de ionizare SNC125c situat la 0,6 cm din raza volumului sensibil, după care s-au repetat toate măsurătorile fără a ține cont de acest EPOM.

4.5. Măsurarea profilelor de doză

Profilele de doză ale fasciculului de fotoni cu energia 6 MV au fost măsurate pentru zece dimensiuni de câmpuri cu formă regulată: 4x4 cm², 6x6 cm², 8x8 cm², 10x10 cm², 12x12 cm², 15x15 cm², 20x20 cm², 25x25 cm², 30x30 cm² și 35x35 cm². Acestea au fost achiziționate la adâncimea de 1,4 cm (în cazul energiei de 6MV, se suprapune cu adâncimea la care doza absorbită în mediu este maximă) și la adâncimea standard de 10 cm. Înregistrarea profilelor de doză a fost făcută utilizând punctul efectiv de măsurare al camerei de ionizare SNC125c situat la 0,6 cm din raza volumului sensibil, repetându-se ulterior măsurătorile fără a ține cont de acest EPOM.

4.6. Procesarea datelor achiziționate

Post-procesarea datelor dozimetrice cu ajutorul SNC Dosimetry a constat în etapa de normalizare în cazul randamentului în profunzime, respectiv normalizarea și netezirea profilelor de doză prin metoda mediei geometrice (geometric mean smoothing).

Normalizarea este definită ca împărțirea fiecărui element dintr-un set de valori la valoarea cea mai mare, cu ajutorul ecuației: $N_{ratio}(t) = Ratio(t) / NormPoint$. În cazul curbelor de doză în profunzime NormPoint este doza maximă înregistrată. Profilele de doză au fost normalizate la doza înregistrată pe axul central al fasciculului.

Metoda de netezire cu ajutorul mediei geometrice utilizează regresia liniară pentru a introduce un efect de netezire, înlocuind discontinuitatea zgomotoasă a datelor cu o medie a punctelor din vecinătate. În cazul profilelor de doză, zgomotul este mai semnificativ în regiunea centrală a fasciculului și mai puțin semnificativă în zona de penumbră.

4.7. Analiza datelor

Pentru a efectua o comparație între măsurătorile care au fost efectuate folosind punctul efectiv de măsurare al camerei la 0,6r (cu EPOM) și măsurătorile înregistrate în centrul geometric al camerei de ionizare (fără EPOM) se introduce noțiunea de Relative Dose Difference (Rd_{dif}), definită după cum urmează:

$$Rd_{dif} (\%) = 100 - [(Rd_{fără EPOM} / Rd_{cu EPOM}) * 100],$$

unde $Rd_{fără EPOM}$ este doza relativă înregistrată într-un punct din spațiu fără a ține cont de punctul efectiv de măsurare a camerei de ionizare, iar $Rd_{cu EPOM}$ este doza relativă înregistrată în același punct folosind noțiunea de punct efectiv de măsurare.

Rd_{dif} reprezintă diferența datelor dozimetrice înregistrate fără EPOM în raport cu cele cu EPOM.

În cazul curbelor procentuale de doză în adâncime au fost selectate 5 dimensiuni de câmpuri de iradiere simetrice: $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $6 \times 6 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $15 \times 15 \text{ cm}^2$ și $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Diferențele Rd_{dif} au fost puse în evidență pentru adâncimea de 0,5 cm (în zona de *build-up*), adâncimea de 1,4 cm (unde doza este maximă) și adâncimile de 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm și respectiv 30 cm.

Profilele de doză au fost ilustrate pentru 3 dimensiuni de câmpuri simetrice: $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ și $25 \times 25 \text{ cm}^2$, la adâncimile de 1,4 cm și 10 cm. Datorită caracteristicii de simetrie a profilului de doză, analiza datelor a fost efectuată pentru semi-profile de doză. S-au ales cinci puncte distincte caracteristice pentru care s-a evidențiat diferența Rd_{dif} , notate în continuare A, B, C, D și E.

În regiunea centrală a profilului fasciculului, punctul A coincide axului central iar punctul B este situat la 0,5 cm de marginea exterioară a câmpului geometric. În zona de penumbră au fost alese zonele unde doza relativă să fie aproximativ 80% din doza maximă (punctul C) și aproximativ 50% din doza maximă (punctul D). Coordonata spațială a punctelor C și D este diferită în funcție de dimensiunea câmpului analizat. Punctul E a fost ales la 2 cm în afara câmpului de iradiere, deoarece doza relativă în afara câmpului are un impact major asupra țesutului sănătos ce se află în jurul volumului țintă.

Capitolul 5. Rezultate și discuții

5.1. Randamentul în profunzime (PDD)

Pentru ilustrarea grafică a curbelor de doză procentuală în profunzime pe axul central al fasciculului a fost utilizat programul SciDAVis. Mai jos sunt prezentate comparativ curbele PDD achiziționate cu EPOM și fără EPOM pentru câmpul cel mai mic de iradiere (4cm x 4cm) în Figura 5.1. și câmpul cel mai mare de iradiere (25cm x 25cm) în Figura 5.2.

O primă comparație *ad oculum* a curbelor de doză procentuală în profunzime măsurate în cele două moduri (utilizând sau nu punctul efectiv de măsurare a camerei de ionizare) indică o diferență notabilă în zona de build-up a dozei, o suprapunere în jurul dozei maxime la adâncimea de aproximativ 1,4 cm și mici diferențe variabile cu creșterea profunzimii.

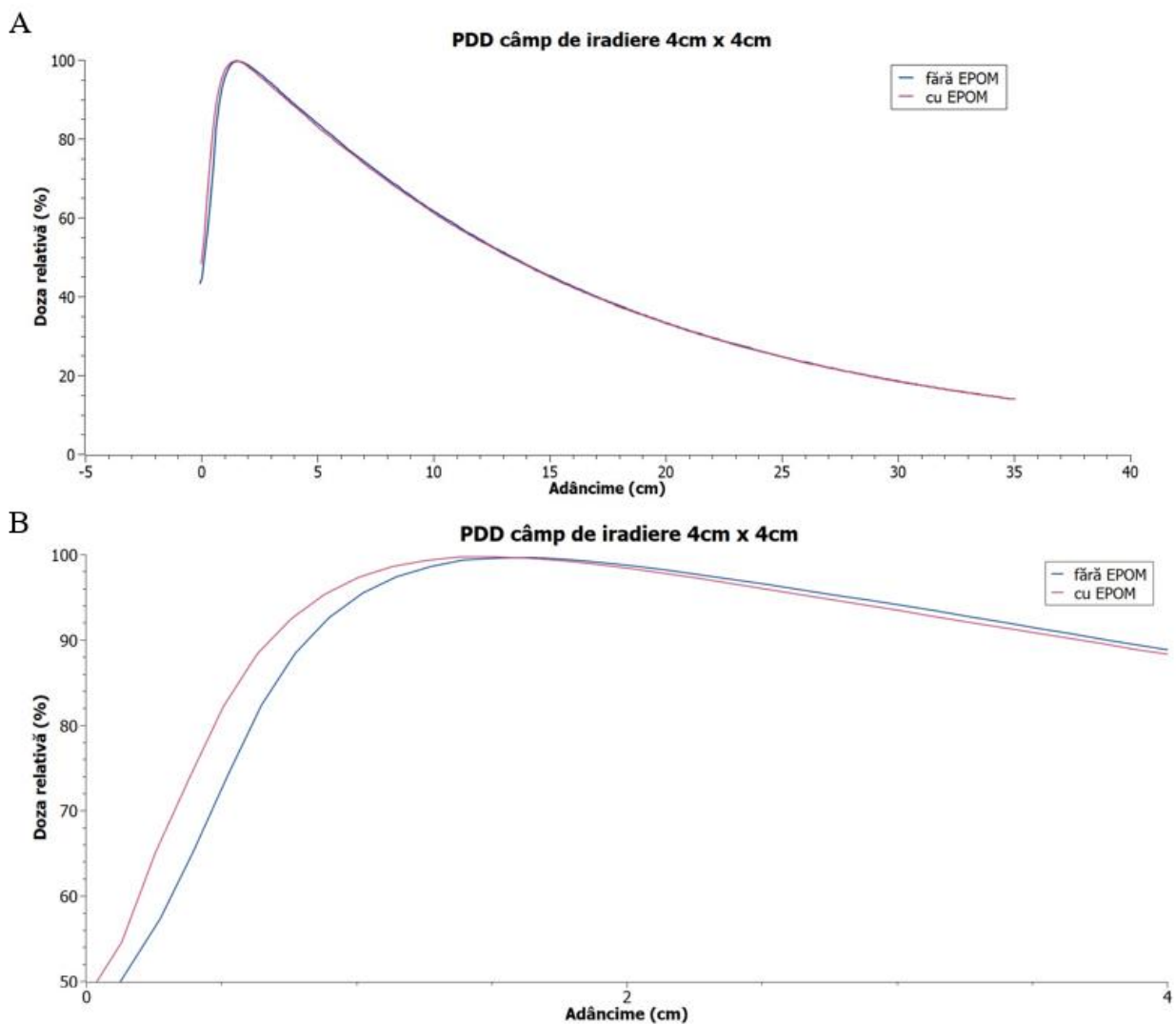


Figura 5.1. Doza procentuală în profunzime pentru câmp de iradiere 4x4 cm² și energie 6 MV măsurată cu EPOM și fără (A). Zoom în regiunea de adâncime 0-4 cm (B).

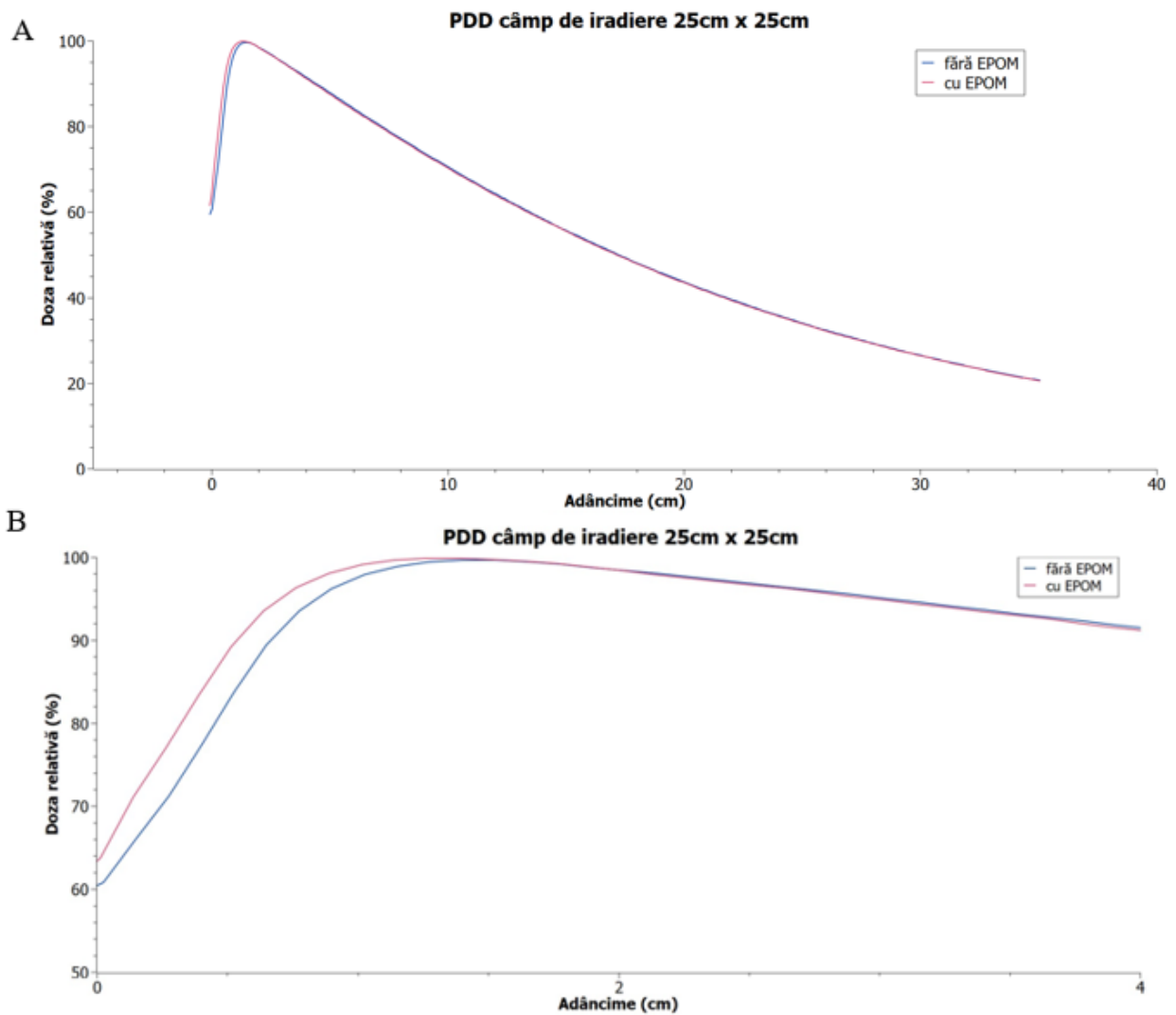


Figura 5.2. Doza procentuală în profunzime pentru câmp de iradiere 25x25 cm² și energie 6 MV măsurată cu EPOM și fără (A). Zoom în regiunea de adâncime 0-4 cm (B).

Acste diferențe au fost cuantificate și exprimate procentual în Tabelul 5.1.

Dimensiune câmp Adâncime	4x4 cm ²	6x6 cm ²	10x10 cm ²	15x15 cm ²	25x25 cm ²
0,5 cm	9,995 %	9,196 %	8,816 %	9,682 %	6,254 %
1,4 cm	0,136 %	0,185 %	0,092 %	0,138 %	0,137 %
5 cm	-0,587 %	-0,696 %	-0,633 %	-0,733 %	-0,249 %
10 cm	-0,544 %	-0,528 %	-0,566 %	-0,606 %	-0,361 %
15 cm	-0,523 %	-0,508 %	-0,24 %	-0,725 %	-0,18 %
20 cm	-0,387 %	-0,438 %	-0,4 %	-0,647 %	-0,36 %
30 cm	-0,438 %	-0,227 %	-0,124 %	-0,513 %	-0,368 %

Tabel 5.1. Erorile $R_{d \text{ dif}}$ calculate în cazul PDD-urilor

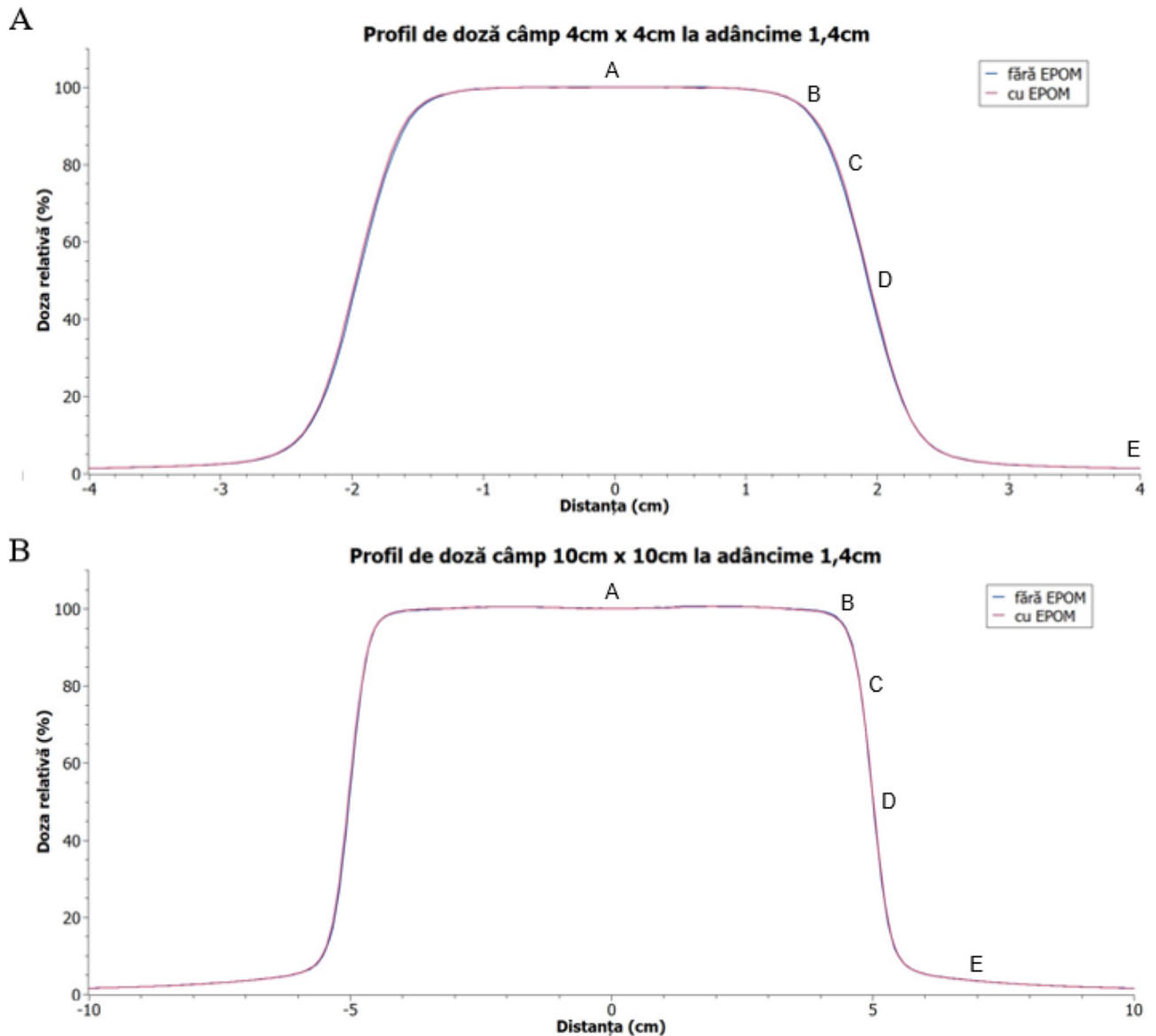
În cazul tuturor dimensiunilor de câmpuri de iradiere, zona de acumulare a dozei (profundzimi de la 0 la 1,4 cm) din curba PDD prezintă cele mai mari diferențe procentuale a dozei relative, cu valori situate în intervalul 1-13%. Analiza diferențelor $R_{d \text{ dif}}$ la profunzimea de 0,5 cm, indică o diferență mai mare în cazul câmpului de 4x4 cm² (9,995%) comparativ cu câmpul de 25x25 cm², pentru cel din urmă valoarea fiind de 6,254%. Prin definiție, zona de build-up presupune creșterea rapidă a dozei absorbite în mediu, fiind un motiv pentru care diferențele între doza absorbită măsurată în punctul efectiv de măsurare al camerei și centrul geometric al camerei să fie în medie de 8-10%.

La profunzimea D_{\max} de 1,4 cm diferențele $R_{d \text{ dif}}$ calculate au cele mai mici valori: pentru câmpul de 10x10 cm² diferența procentuală este de 0,092%, iar dimensiunea câmpului nu pare să influențeze diferența în doza relativă măsurată la această profunzime, valorile procentuale fiind menținute în intervalul 0,1-0,4%.

În zona de scădere exponențială a dozei în interiorul fantomului în intervalul 1,5-35 cm, au fost alese cinci puncte pentru care s-au pus în evidență diferențele $R_{d \text{ dif}}$, în cazul celor cinci dimensiuni de câmpuri de iradiere. Rezultatele procentuale variază atât în funcție de profunzime dar și în funcție de dimensiunea de câmp. Valorile $R_{d \text{ dif}}$ oscilează în intervalul 0,2-0,8%. Nu s-a observat niciun tipar în varianța dozei relative, iar diferența nu se modifică cu o valoare constantă care ar putea fi atribuită shift-ului EPOM.

5.2. Profile de doză la profunzimea 1,4 cm

Ilustrarea comparativă a profilelor de doză măsurate în punctul efectiv de măsură a camerei de ionizare SNC125c și măsurate în centrul geometric al detectorului pentru diferite dimensiuni de câmpuri (4cm x 4cm, 10cm x 10cm și 25cm x 25cm) la profunzimea de 1,4 cm sunt prezentate în Figura 5.3. Datele achiziționate în etapa măsurătorilor au fost ulterior plotate cu ajutorul programului SciDAVis.



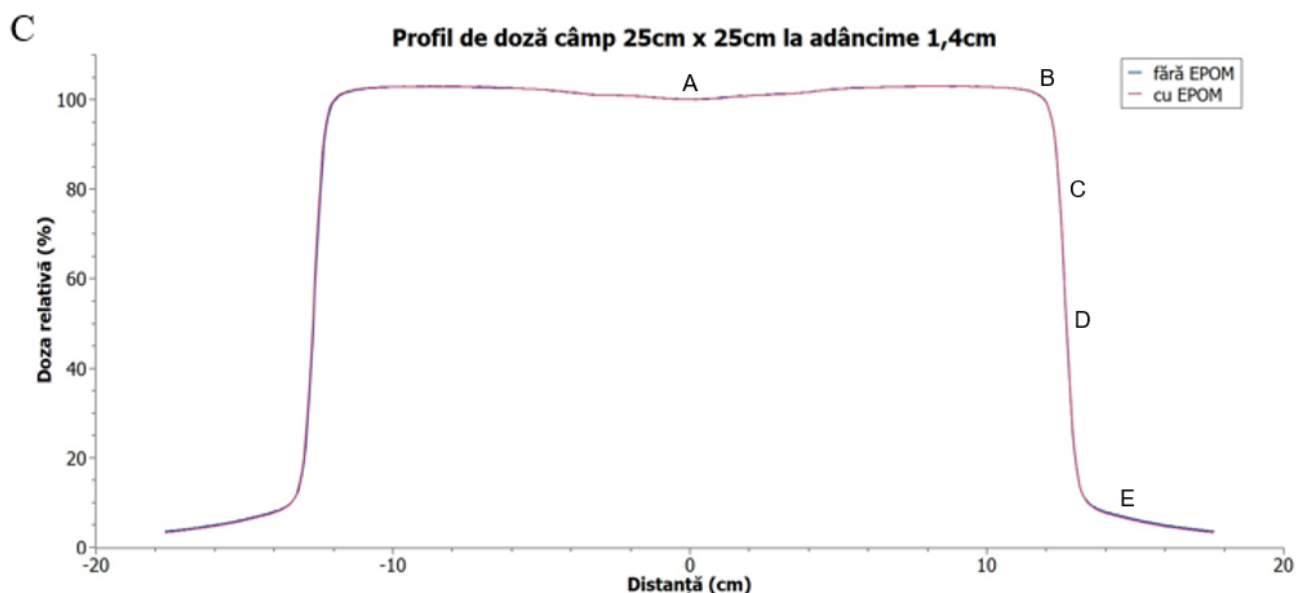


Figura 5.3. Profile de doză la adâncimea de 1,4 cm măsurate cu EPOM și fără EPOM. (A) Câmp 4cm x 4cm. (B) Câmp 10cm x 10cm. (C) Câmp 25cm x 25cm. Punctele reprezentative pentru studiu au fost notate A, B, C, D, E pe profilele de doză

Pentru a cuantifica și interpreta diferențele existente între profilele de doză măsurate prin cele două moduri mai sus amintite, au fost alese cinci puncte distincte (A,B,C,D și E) de-a lungul semi-profilului pentru a determina diferența procentuală în regiunea centrală de „platou” al profilului, în regiunea de penumbră și în exteriorul câmpului, în zona marginală a profilului.

Procentele Rd_{dif} reprezentative studiului profilelor de doză la profunzimea de 1,4 cm au fost sintetizate în Tabelul 5.2.

	4x4 cm ²	10x10 cm ²	25x25 cm ²
A	-0,007 %	0,004 %	-0,003 %
B	-0,098 %	-0,431 %	0,072 %
C	1,398 %	-0,491 %	0,955 %
D	3,902 %	0,434 %	2,716 %
E	-0,113 %	-1,562 %	-4,603 %

Tabel 5.2. Diferențele procentuale Rd_{dif} calculate pentru profilele de doză la profunzimea D_{max}

În zona axului central al fasciculului de fotoni (punctul A) doza relativă absorbită de mediu este maximă, iar diferența procentuală între cele două măsurători are valori minime: 0,007% în cazul câmpului de dimensiune redusă $4 \times 4 \text{ cm}^2$ și -0,003% pentru câmpul de $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

În punctul B, situat de asemenea în zona de platou a profilului de doză, dar la jumătate de centimetru de punctul exterior al câmpului, diferențele $R_{d \text{ dif}}$ se încadrează în intervalul procentual de 0,07-0,1%, excepție făcând dimensiunea de câmp $10 \times 10 \text{ cm}^2$ în cazul căreia eroarea urcă la valoarea de 0,43%.

În zona de penumbră doza relativă scade brusc, iar diferențele calculate pentru punctele C și D variază spontan, valoarea minimă fiind de 0,4% iar maxima de aproximativ 4%.

În regiunea exterioară câmpului de iradiere, la 2 cm în afara lui (punctul E) s-a înregistrat o valoare de 0,113% atunci când înregistrăm profilul de doză a unui câmp de dimensiune redusă, de $4 \times 4 \text{ cm}^2$. Pentru un câmp mare, în cazul nostru de $25 \times 25 \text{ cm}^2$, doză măsurată în exteriorul acestuia utilizând punctul efectiv de măsurare prezintă o diferență procentuală de 4,6% față de doza relativă măsurată fără a defini un EPOM.

5.3. Profile de doză la profunzimea 10 cm

Profilele de doză relativă măsurate în etapa experimentală a lucrării de diplomă cu ajutorul programului de dozimetrie SNC Dosimetry sunt ilustrate în Figura 5.4. folosind software-ul de vizualizare și analiză a datelor SciDAVis. Profilele de doză măsurate la profunzimea de 10 cm în punctul efectiv de măsură a camerei de ionizare SNC125c și măsurate în centrul geometric al detectorului sunt prezentate și datele sunt analizate pentru trei dimensiuni de câmpuri reprezentative: $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$ și $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

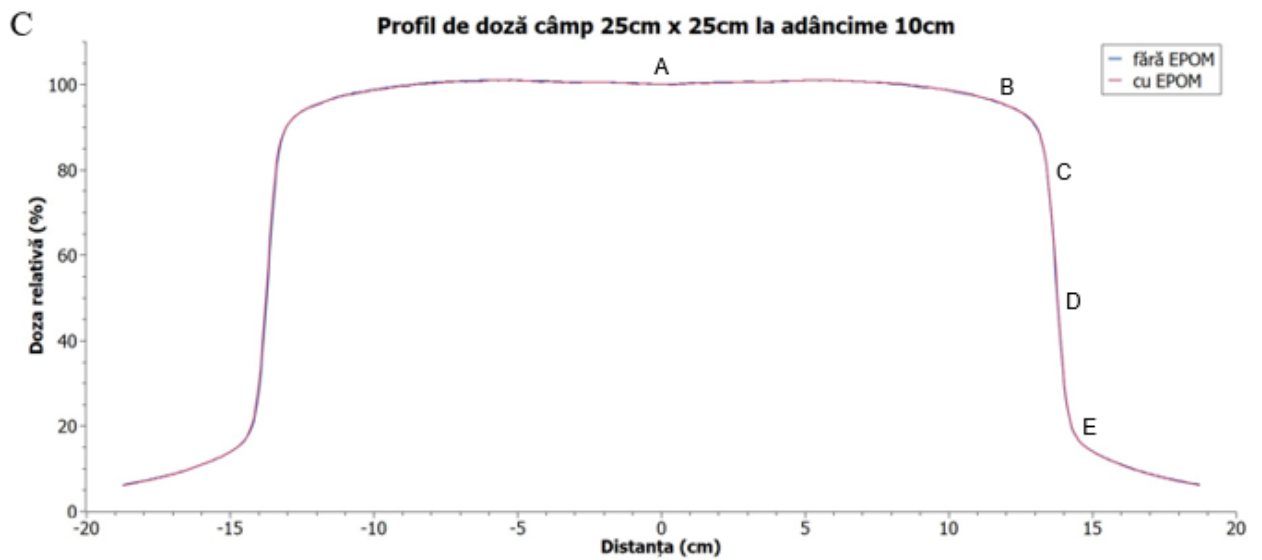
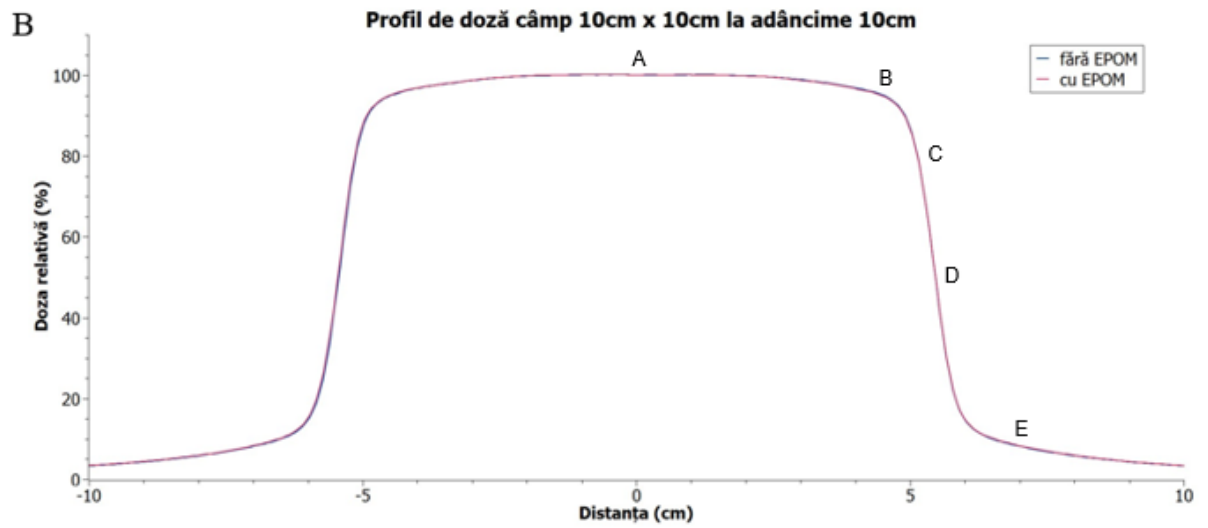
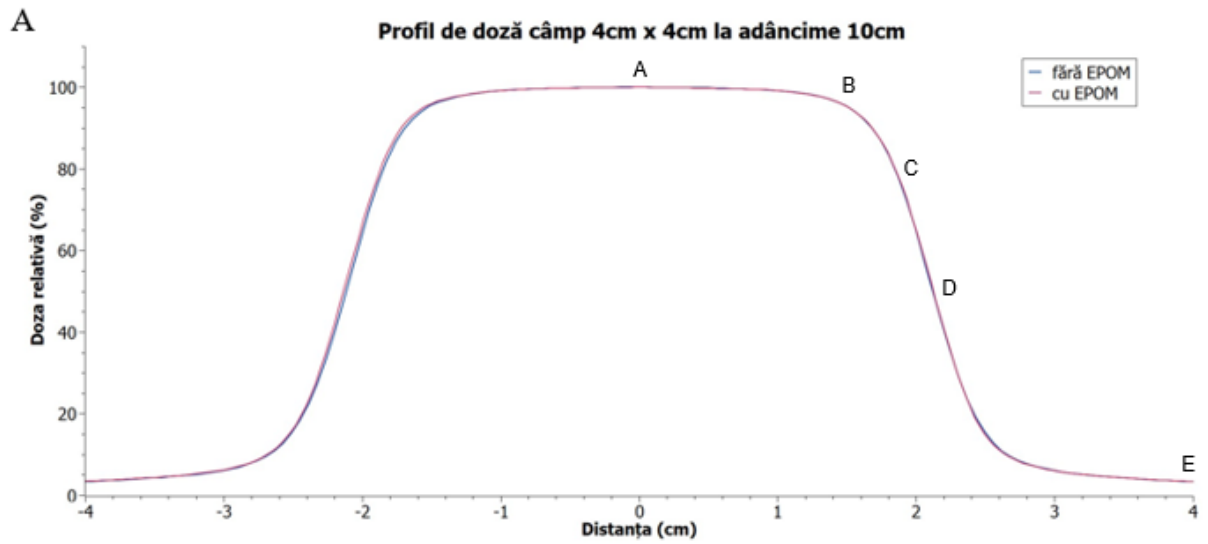


Figura 5.4. Profile de doză la adâncimea de 10 cm măsurate cu EPOM și fără EPOM. (A) Câmp 4cm x 4cm. (B) Câmp 10cm x 10cm. (C) Câmp 25cm x 25cm. Punctele reprezentative pentru studiu au fost notate A, B, C, D, E pe profilele de doză.

Diferențele procentuale obținute cu scopul de a studia comparativ profilele de doză care caracterizează fasciculele de fotoni de energie 6 MV de câmpuri cu dimensiune diversă, măsurate în cele două moduri (cu EPOM și respectiv fără), sunt sintetizate în Tabelul 5.3.:

	4x4 cm ²	10x10 cm ²	25x25 cm ²
A	-0,016 %	-0,024 %	-0,002 %
B	-0,433 %	-0,25 %	0,028 %
C	0,846 %	-0,997 %	0,525 %
D	2,709 %	-2,048 %	2,273 %
E	1,917 %	0,913 %	0,273 %

Tabel 5.3. Diferențele procentuale Rd_{dif} calculate pentru profilele de doza la profunzimea 10 cm

Pe axul central al fascicului de fotoni, reprezentat prin punctul A, doza relativă absorbită de mediu este maximă, iar diferența procentuală între cele două măsurători are valorile: -0,016% în cazul câmpului de dimensiune 4x4 cm², -0,002% pentru câmpul 25x25 cm² iar câmpului de 10x10 cm² i se atribuie valoarea de -0,024%.

În punctul B, situat în zona de platou a profilului de doză, la 0,5 cm de exteriorul câmpului, diferența Rd_{dif} are valoarea cea mai mică (0,028%) pentru câmpul de dimensiune mare, în timp ce procentul crește odată cu micșorarea câmpului, atingând valoarea de peste -0,4% pentru profilul câmpului de 4x4 cm².

În zona de penumbră, în punctul C care este atribuit zonei în care doza este aproximativ 80% din maximă, diferențele Rd_{dif} iau valori în intervalul 0,5-1%. Diferențe de ordinul a peste 2% au fost obținute analizând dozele relative înregistrate în punctul D, punct care corespunde coordonatei spațiale în care doza este înjumătățită, în cazul tuturor dimensiunilor de câmp studiate.

În regiunea exterioară câmpului de iradiere, la 2 cm în afara lui (punctul E), s-a calculat valoarea de 0,913% corespunzătoare câmpului de dimensiune 10x10 cm². Pentru câmpul de 25x25 cm² Rd

d_{dif} este 0,273% iar în cazul câmpului de $4 \times 4 \text{ cm}^2$ diferența procentuală este mai mare, aproape atingând valoarea de 2%.

Scopul studiului prezentat în cadrul lucrării de diplomă a fost realizarea unei analize comparative a dozimetriei relative a unui accelerator liniar medical de electroni, care să demonstreze importanța ghidării practicii fizicianului medical după protocoale reglementate internațional de dozimetrie a radiațiilor ionizante. Randamentul în profunzime și profilele de doză au fost înregistrate folosind deplasarea EPOM de 0,6r, respectiv fără a ține cont de aceasta, urmând ca diferențele existente să fie cuantificate cu ajutorul noțiunii de Relative Dose Difference (Rd_{dif}).

Volumul de apă dintr-un fantom înlocuit de cavitatea detectorului nu este neglijabil, așadar doza absorbită măsurată cu o cameră de ionizare cilindrică poziționată cu centrul geometric la o anumită adâncime de măsurare nu poate fi considerată doza absorbită reală la acea adâncime în apă. Protocolul IAEA TRS-398 recomandă o deplasare de 0,6 din raza camerei pentru fascicule de fotoni de energie înaltă, presupunându-se că efectul de deplasare EPOM este aproximativ constant dincolo de valoarea maximă în cazul randamentului în profunzime [19]. Prin urmare, se recomandă utilizarea unui EPOM fix pe toată durata măsurătorii.

Alegerea parametrilor de măsurare utilizați în acest studiu nu a fost aleatoare, ci s-a bazat pe alegerea unei game largi de dimensiuni de câmpuri și profunzimi de iradiere relevante în practica radioterapiei și necesare în procesul de punere în funcțiune a acceleratorului liniar medical de electroni.

În cazul randamentului în profunzime, rezultatele Rd_{dif} indică valori minime, în medie 0,1%, pentru doza maximă înregistrată la adâncimea de 1,4 cm. Cu toate acestea, dincolo de valoarea maximă a dozei, la profunzimi de 5 până la 30 cm s-au observat diferențe semnificative între cele două randamente de doză măsurate cu EPOM și fără, cu valori situate în intervalul 0,2 - 0,8%. De asemenea, se poate concluziona faptul că deplasarea punctului efectiv de măsurare în cazul camerei de ionizare cilindrice este dependentă de energia fasciculului de radiație, de dimensiunea câmpului de iradiere și de profunzime. La nivelul zonei de acumulare a dozei diferențele procentuale calculate au fost de aproximativ 6 – 10%, valoarea maximă fiind corespunzătoare celei mai mici dimensiuni de câmp studiate.

Analiza comparativă a profilelor de doză la profunzimi de 1,4 cm și 10 cm pentru diversele dimensiuni de câmpuri, achiziționate cu și fără EPOM, indică valori Rd_{dif} reduse în zona centrală (zona de platou) a fasciculului, situate în intervalul 0,01 – 0,4%. În zona de penumbră, caracterizată

de scăderea bruscă a dozei, diferențele sunt considerabile și iau valori între 0,4 și 4%. De asemenea, se poate observa variația $R_{d \text{ dif}}$ în funcție de dimensiunea de câmp.

Protocoalele actuale de dozimetrie permit determinarea exactă a dozei absorbite în apă pentru fascicule de radioterapie externă cu fotoni de înaltă energie, raportând o incertitudine standard de ordinul a 1% [23]. Așadar, rezultatele studiului demonstrează necesitatea utilizării punctului efectiv de măsurare în dozimetria relativă a radiației ionizante.

Concluzii

Studiul actual are ca scop analiza comparativă a posibilelor diferențe ce pot să apară în cazul dozimetriei relative a acceleratorului liniar utilizat clinic, datorate utilizării unui punct de măsurare efectiv conform protocoalelor internaționale de dozimetrie a radiațiilor.

Radioterapia cu fascicul extern este cea mai frecvent metodă de tratament folosită în centrele de radioterapie. În practica clinică sunt utilizate două mari categorii de măsurători pentru a caracteriza fasciculele de radiații: dozimetria relativă și absolută.

Detectorul de radiații cel mai frecvent utilizat în radioterapie se bazează pe efectele produse în urma interacțiunii unei particule încărcate cu un gaz, iar camera de ionizare cilindrică este cel mai utilizat tip de detector deoarece permite măsurători precise de calibrare absolută, dar și măsurători relative ale diversilor parametri. În cazul efectuării măsurătorilor ionometrice într-un fantom cu apă, efectul înlocuirii unui volum de apă echivalent cu cavitatea camerei de ionizare folosite trebuie să fie luat în considerare. Astfel a fost introdusă noțiunea de punct efectiv de măsurare.

Rezultatele studiului au indicat diferențe procentuale de 0,1 – 0,8% în cazul randamentelor în profunzime la adâncimi de 1,4 până la 30 cm, în timp ce pentru zona de *build-up* a dozei diferențele sunt mult mai mari, valoarea maximă fiind 9,9%.

Profilele de doză înregistrate fără EPOM au prezentat o diferență de maxim 0,4% în zona centrală a fasciculului, iar diferențele procentuale calculate luau valori între 0,4 și 4% în zona de penumbră și în exteriorul câmpului.

Prin urmare, utilizarea radiației ionizante în radioterapie necesită măsurarea cu precizie a cantității și calității radiațiilor produse de un accelerator liniar medical, pe baza codurilor de practică IAEA, care reflectă un consens internațional cu privire la ceea ce constituie un nivel ridicat de securitate radiologică. Pentru o acuratețe de măsurare ridicată, rezultatele studiului indică necesitatea realizării măsurătorilor dozimetrice relative utilizând punctul efectiv de măsurare, care este deplasat față de centrul geometric al camerei de ionizare folosită, la 0,6 din rază. Această deplasare EPOM recomandată de producătorul detectorului coincide cu recomandarea făcută de IAEA prin protocolul TRS-398.

Anexa 2

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnata Someșan Ana-Maria, declar că Lucrarea de disertație intitulată „Studiu comparativ al punctului efectiv de măsurare în dozimetria relativă a acceleratorului liniar”, pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea iulie 2023, sub îndrumarea conducătorului științific Conf. Dr. Bálint Zoltán, 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,

26.06.2023

Nume și prenume,

Someșan Ana-Maria

Semnătură,



Bibliografie

- [1] C. M. Washington and D. T. Leaver, Eds., *Principles and practice of radiation therapy*, Fourth edition. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby, 2016.
- [2] E. B. Podgorsak, *Radiation Physics for Medical Physicists*. in Graduate Texts in Physics. Cham: Springer International Publishing, 2016. doi: 10.1007/978-3-319-25382-4.
- [3] E. Maani and C. Maani, *Radiation Therapy*. Treasure Island: StatPearls Publishing, 2022.
- [4] D. I. Thwaites and J. B. Tuohy, “Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 51, no. 13, pp. R343–R362, Jul. 2006, doi: 10.1088/0031-9155/51/13/R20.
- [5] F. M. Khan, *The physics of radiation therapy*, 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [6] E. B. Podgoršak and International Atomic Energy Agency, Eds., *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [7] F. M. Khan and J. P. Gibbons, *Khan's the physics of radiation therapy*, Fifth edition. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins/Wolters Kluwer, 2014.
- [8] G. Kragl *et al.*, “Dosimetric characteristics of 6 and 10MV unflattened photon beams,” *Radiother. Oncol.*, vol. 93, no. 1, pp. 141–146, Oct. 2009, doi: 10.1016/j.radonc.2009.06.008.
- [9] “International Commission on Radiation Units and Measurements.” <https://www.icru.org/> (accessed Apr. 07, 2023).
- [10] F. H. Attix, *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. New York: Wiley, 1986.
- [11] “What is radiation dosimetry?” <https://www.snmml.org/AboutSNMML/Content.aspx?ItemNumber=31086> (accessed Apr. 22, 2023).
- [12] W. A. Jennings, “Quantities and units in radiation protection dosimetry,” *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. Sect. Accel. Spectrometers Detect. Assoc. Equip.*, vol. 346, no. 3, pp. 548–549, Aug. 1994, doi: 10.1016/0168-9002(94)90590-8.
- [13] E.B. Podgoršak, *Absolute Radiation Dosimetry*. in Radiation Physics for Medical Physicists. Springer, 2016.
- [14] “Dosimeter Definition.” <https://www.vedantu.com/physics/dosimeter> (accessed May 17, 2023).
- [15] G. F. Knoll, *Radiation detection and measurement*, 3rd ed. New York: Wiley, 2000.
- [16] “Ion Chamber Design and Operation - Oncology Medical Physics.” <https://oncologymedicalphysics.com/ionization-chamber-design-and-operation/> (accessed Jun. 05, 2023).
- [17] “Ionization Chamber.” <https://www.britannica.com/technology/ionization-chamber> (accessed May 14, 2023).
- [18] E. B. Podgoršak and International Atomic Energy Agency, Eds., *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [19] S. Rahman, “Effective Point of Measurement (EPOM) of Some Ionization Chambers for High Energy Photon Beam Dosimetry used in Radiotherapy for the Treatment of Cancer Patient,” *Biomed. J. Sci. Tech. Res.*, vol. 21, no. 1, Aug. 2019, doi: 10.26717/BJSTR.2019.21.003539.
- [20] P. Andreo, J. P. Seuntjens, and E. B. Podgoršak, *Chapter 9: Calibration of Photon and Electron Beams*. 2012.
- [21] F. Seif, M. Karbalayi, M. R. Bayatiani, M. Karbalayi, and M. Javad, “Effective Point of Measurement in Cylindrical Ion Chamber for Megavoltage Photon Beams,” *Iran. J. Med. Phys.*, vol. 10, no. 3, 2013.

- [22] I. J. Das, S. W. McNeeley, and C. W. Cheng, “Ionization chamber shift correction and surface dose measurements in electron beams,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 43, no. 11, pp. 3419–3424, Nov. 1998, doi: 10.1088/0031-9155/43/11/016.
- [23] C. Legrand, G. H. Hartmann, and C. P. Karger, “Experimental determination of the effective point of measurement for cylindrical ionization chambers in ^{60}Co gamma radiation,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, no. 11, pp. 3463–3475, Jun. 2012, doi: 10.1088/0031-9155/57/11/3463.
- [24] F. Tessier and I. Kawrakow, “Effective point of measurement of thimble ion chambers in megavoltage photon beams: Effective point of measurement,” *Med. Phys.*, vol. 37, no. 1, pp. 96–107, Dec. 2009, doi: 10.1118/1.3266750.
- [25] J. L. Horton, *IAEA Chapter 10: Acceptance Tests and Commissioning Measurements*. 2012.
- [26] “Varian TrueBeam.” <https://www.varian.com/products/radiotherapy/treatment-delivery/truebeam> (accessed May 12, 2023).
- [27] “TrueBeam - Brochure.” https://varian.widen.net/s/7kc2jwlv7p/truebeam_brochure_rad10452a_may2022 (accessed May 13, 2023).
- [28] “Monitor Unit.” https://www.wikidoc.org/index.php/Monitor_unit (accessed Jun. 11, 2023).
- [29] “Sun Nuclear - Products - SNC125c.” <https://www.sunnuclear.com/products/snc125c-snc350p-snc600c> (accessed May 09, 2023).
- [30] “SNC125C - DataSheets - Sun Nuclear.” https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/SNC125c_022522.pdf (accessed May 09, 2023).
- [31] “Sun Nuclear | 3D SCANNER.” <https://www.sunnuclear.com/products/3d-scanner> (accessed May 10, 2023).
- [32] “Sun Nuclear | Products | DataSheet.” https://www.sunnuclear.com/uploads/documents/datasheets/3D-SCANNER-Datasheet_03.29.23.pdf (accessed May 10, 2023).