

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

LUCRARE DE DISERTAȚIE

Coordonator științific

Lect. dr. Horia Pașca

Îndrumător științific

Fizician Specialist drd. Elena-Cristina Gheară

Absolvent

Cristian Berei

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA BIOFIZICĂ SI FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE DISERTAȚIE

**EVALUAREA CALITĂȚII PLANURILOR DE RADIOTERAPIE STEREOTACTICĂ
FRAȚIONATĂ (FSRT) ÎN TEHNICA DE TOMOTERAPIE ELICOIDALĂ PRIN
VERIFICARE CU SISTEMUL SRS MAPCHECK**

Coordonator științific

Lect. dr. Horia Pașca

Îndrumător științific

Fizician Specialist drd. Elena-Cristina Gheară

Absolvent

Cristian Berei

Abstract

This study aims to comprehensively evaluate the quality of treatment plans utilized in radiotherapy, focusing specifically on the fractionated stereotactic radiotherapy (fSRT) technique administered through helical tomotherapy.

The initial section of the work provides a detailed overview of X-ray radiation, including its physical generation processes and the fundamental mechanisms by which it interacts with biological matter.

Following this, the study explores the principles and clinical applications of the fSRT technique, highlighting the specialized equipment employed and discussing relevant radiobiological effects that influence treatment efficacy and safety.

The theoretical framework further examines the role of linear accelerators in radiotherapy, describing their operational principles, technological features, and clinical significance, with particular emphasis on the helical tomotherapy system, which served as the primary device for this investigation.

The experimental portion of the study outlines the methodologies implemented for data acquisition and analysis, including the application of various quality control metrics. Through rigorous evaluation of the collected data, the study identifies the most appropriate Gamma Index criteria for assessing treatment plan quality in the context of the fSRT technique and the specific instrumentation used.

The findings contribute valuable insights towards optimizing quality assurance protocols and enhancing the precision and reliability of stereotactic radiotherapy treatments.

Cuprins

Introducere	4
1.Producerea și caracteristicile radiației X	5
1.1 Radiație X caracteristică.....	5
1.2 Radiație bremsstrahlung	6
1.3 Interacțiunea radiației X cu materia	6
1.3.1 Efectul fotoelectric.....	7
1.3.2 Efectul Compton.....	7
1.3.3 Producerea de perechi.....	8
2. Radioterapie stereotactică	9
2.1 Radioterapie stereotactică fracționată (fsRT).....	9
2.2 Tehnici de imagistică.....	10
2.3 Sisteme de livrare a fotonilor	11
3.Acceleratoare liniare medicale și detectori	13
3.1 Tomoterapie elicoidală.....	14
3.2 Camere de ionizare.....	15
3.3 Dozimetre cu diode de silicon	15
4.Colectarea și prelucrarea datelor	17
4.1 Desfășurarea activității	17
4.2 Analiza datelor.....	19
4.2.1 Analiza gamma absolută globală	23
4.2.2 Analiza gamma absolută locală.....	25
4.2.3 Analiza gamma relativă	27
Concluzii.....	30
Bibliografie.....	31

Introducere

Radioterapia este un tratament care utilizează radiații ionizante de energii înalte pentru a distruge sau a induce daune semnificative celulelor canceroase. Peste jumătate dintre pacienții diagnosticați cu cancer ajung să fie tratați, la un moment dat, prin terapia cu radiații, ceea ce evidențiază utilitatea ridicată a acestei metode terapeutice.

Obiectivul lucrării a fost evaluarea calității planurilor folosite în tratamentele de radioterapie cu tehnica de radioterapie stereotactică fracționată, prin metode specifice de control al calității.

Structura lucrării este alcătuită din patru capitole. Primul capitol oferă o introducere în caracterizarea radiației X, explicând modul de formare a acesteia, precum și modul în care interacționează cu materia prin diferite efecte specifice.

Al doilea capitol descrie tehnicile numite radiochirurgie stereotactică (SRS) și radioterapie stereotactică fracționată (fSRT), oferind informații privind istoria acestora, dispozitivele utilizate pentru administrarea tratamentului, condițiile necesare folosirii acestor tehnici atât din punct de vedere biologic, cât și tehnologic, precum și alte caracteristici ale interacțiunii biologice cu radiația ionizantă.

Cel de-al treilea capitol aduce informații despre acceleratoarele liniare utilizate în mediul clinic, cu o focalizare asupra sistemului de tomoterapie elicoidală – dispozitivul folosit în realizarea acestei lucrări. De asemenea, sunt prezentate pe scurt două tipuri de dispozitive folosite pentru măsurarea dozei iradiate.

Ultimul capitol se concentrează pe partea practică a lucrării și prezintă dispozitivele utilizate, precum și tipurile de analize efectuate pentru evaluarea calității planurilor de tratament fSRT. În acest capitol sunt incluse grafice și tabele care oferă informații relevante privind calitatea planurilor analizate.

Concluzia sintetizează observațiile realizate în urma celor trei analize efectuate și evidențiază posibilitatea implementării acestor rezultate în viitor, pentru îmbunătățirea practicilor de control al calității în tehnica fSRT.

1. Producerea și caracteristicile radiației X

Radiația X este o formă de radiație electromagnetică, descoperită în anul 1895 de către Wilhelm Conrad Röntgen, fiind introdusă în mediul clinic în ianuarie 1896, cu scop radiologic, respectiv, jumătate de an mai târziu, în iunie 1896, fiind utilizată pentru a trata un pacient prin radioterapie. De asemenea, proprietățile de ionizare ale radiației X au condus la experimente ce au ajutat la descoperirea electronului, în 1897, de către Joseph John Thomson.[1]

Clinic vorbind, intervalul energetic al radiației X este situat între 10 kVp și 50 MV, fiind astfel fotoni de energii înalte și lungimi de undă scurte, cu proprietatea de a penetra adânc în țesut.[2] Există două grupuri de radiație X: radiația X caracteristică și bremsstrahlung, ambele fiind foarte importante și folosite extensiv în radioterapie și radiologie.

1.1 Radiație X caracteristică

Unul din modurile în care poate interacționa electronul cu atomul țintă este de a elibera un alt electron de pe straturile electronice, cum ar fi K, L sau M, rezultând în ionizarea atomului respectiv. Electronul inițial se va depărta în urma interacțiunii cu o energie mai mică, diferența de energie fiind transmisă electronului eliberat în momentul ciocnirii. O parte din diferența de energie este folosită pentru a satisface condițiile de prag necesare ionizării atomului, iar restul energiei este transportat în continuare de către electronul eliberat.[3]

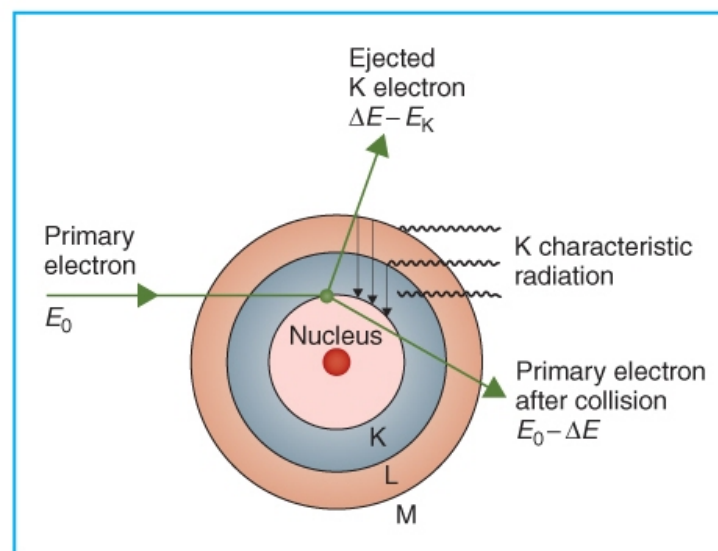


Fig.1.1 Producerea radiației X caracteristice.[3]

În momentul în care se creează un spațiu într-un orbital electronic, acesta va fi înlocuit de un electron dintr-un orbital extern, ceea ce va conduce la o energie radiată sub formă de radiație electromagnetică. Această radiație se numește radiație caracteristică sau fluorescență, considerând atomul țintă și paturile între care a existat tranziția electronică. În funcție de numărul atomic Z și numerele cuantice ale straturilor atomice, radiația caracteristică emisă are o energie suficient de mare pentru a fi considerată parte a spectrului radiației X.[3]

1.2 Radiație bremsstrahlung

Când o particulă de masă redusă și încărcată electric se ciocnește inelastic cu nucleul unui atom, aceasta va produce o formă de radiație X numită bremsstrahlung sau radiație de frânare.

Chiar dacă o particulă are un câmp electric, asta nu înseamnă că poate produce radiație de frânare, deoarece este necesar ca aceasta să fie accelerată pentru a putea pierde o parte din energie sub formă de fotoni.

Motivul producerii radiației bremsstrahlung este dat de inabilitatea de ajustare a câmpului magnetic și electric non-static într-o manieră care să nu piardă energie din particula încărcată. Astfel, particula respectivă, fiind fie accelerată, fie decelerată, emite o parte din energia sa cinetică sub formă de radiație fonică.[4].

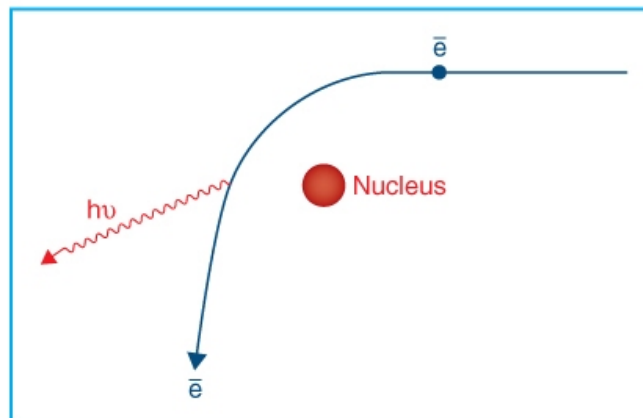


Fig 1.2 Ilustrare a procesului bremsstrahlung.[3]

1.3 Interacțiunea radiației X cu materia

Fotonii pot avea diferite tipuri de interacțiuni cu atomii unui atenuator. Aceștia pot interacționa cu un electron strâns legat al unui atom, cu câmpul nucleului sau cu un electron liber, iar probabilitatea de interacțiune este determinată de numărul atomic al atenuatorului și energia fotonului.

1.3.1 Efectul fotoelectric

Efectul fotoelectric constă în ejectarea unui electron orbital strâns legat de atomul țintă, fotonul cedând toată energia sa electronului și rezultând într-un fotoelectron cu energie cinetică echivalentă cu diferența dintre energia fotonului și energia de legătură.

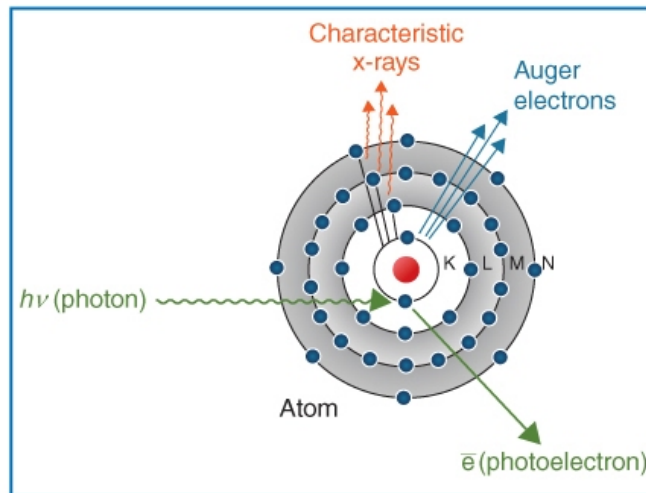


Fig 1.3.1 Efectul fotoelectric.[3]

1.3.2 Efectul Compton

În cazul efectului Compton, numit și împrăștiere coerentă, un foton va interacționa cu un electron liber țintă. Energia inițială a fotonului este mult mai mare decât energia de legătură a electronului, iar în urma interacțiunii cu electronul de recul, fotonul va pierde o parte din energie și va fi împrăștiat sub un anumit unghi.

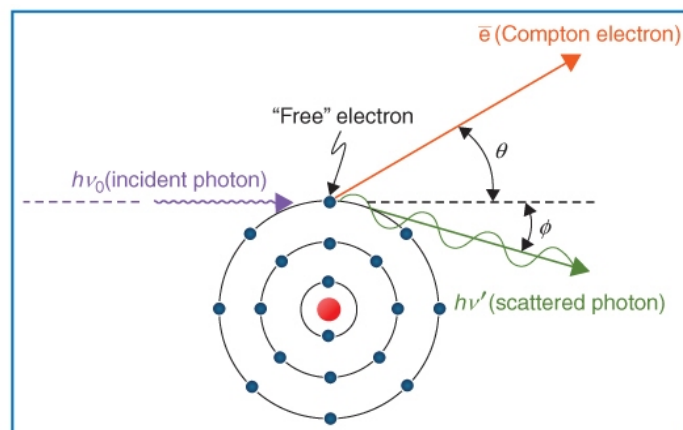


Fig 1.3.2 Efectul compton.[3]

1.3.3 Producerea de perechi

Față de efectele anterioare, în care interacțiunea se realiza cu un electron, în cazul producerii de perechi este necesar ca fotonul să interacționeze cu câmpul Coulomb al atomului țintă. Aceasta va rezulta în formarea unui electron și a unui pozitron. De reținut este faptul că energia minimă pentru producerea acestui efect trebuie să fie de 1,022 MeV, dat fiind că masa de repaus a electronului este de 0,511 MeV.[5]

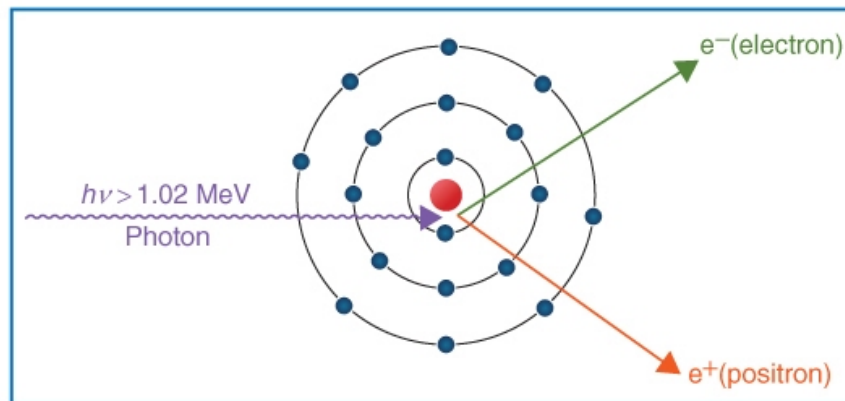


Fig 1.3.3 Procesul producerii de perechi.[3]

2. Radioterapie stereotactică

Radioterapia reprezintă una din multele tratamente pentru cancer; aceasta este dependentă de tehnologia modernă și de o echipă de profesioniști cu cariere profesionale relativ diferite, motivație dată de utilizarea radiațiilor ionizante pentru tratament.[2]

Radiochirurgia stereotactică (SRS) a fost introdusă pentru prima dată în anul 1951 de către neurochirurgul suedez Lars Leksell, fiind o metodă alternativă de tratament față de metoda clasică de operație, care avea o rată de mortalitate de 40%. Odată cu dezvoltarea tehnologică și creșterea complexității cazurilor clinice, a fost necesară adaptarea principiilor SRS la noile condiții, ceea ce a condus la apariția radioterapiei stereotactice (SRT), care menține precizia stereotactică, dar împarte doza totală în mai multe fracțiuni. [6]

Această tehnică este, în prezent, una dintre cele mai avansate tehnici ce aparțin domeniului radioterapiei, fiind noninvazivă, precisă și având un cost efectiv. Toate aceste avantaje sunt utilizate, în general, pentru patologii intracraniene, dar și extracraniene.[7]

2.1 Radioterapie stereotactică fracționată (fSRT)

SRS este o tehnică ce implică livrarea unei doze semnificative într-o singură ședință de tratament, fiind asemănătoare, în această privință, cu chirurgia clasică. Totuși, s-a dovedit de-a lungul timpului faptul că există avantaje în a distribui doza totală administrată în mai multe fracțiuni sau sesiuni succesive.

Dacă aplicăm un anumit număr de fracționări ale dozei, în funcție de timpul dintre livrări, se permite regenerarea țesuturilor și a leziunilor afectate de fracționarea precedentă. De asemenea, astfel se favorizează supraviețuirea și multiplicarea celulelor cu o rată mare de proliferare.[8]

Trebuie să se țină cont de faptul că doar celulele cu leziuni subletale, care se repară complet până la următoarea fracțiune de iradiere aplicată, pot beneficia de fenomenul de reparație, principalul motiv din spatele alegerii fracționării. Fiind un fenomen dependent de timp și cunoscând faptul că timpul în care jumătate din leziunile induse asupra celulelor normale sunt reparate este de aproximativ o oră, timpul de livrare între fracțiuni succesive este de minimum 6 ore.

Repopularea țesuturilor normale și tumorale se face cel mai probabil simultan, însă proliferarea și rata de regenerare a țesuturilor normale este mai crescută, ceea ce oferă un avantaj utilizării fracționării dozei.[8]

2.2 Tehnici de imagistică

Considerând doza semnificativă ce trebuie livrată, precum și rafinamentul tehnic, metodele de imagistică necesită un nivel crescut de detalii pentru a putea oferi o deliniere precisă a volumului țintă, ceea ce va conduce la o conformare mai optimă a dozei, dar și la protejarea țesutului normal din vecinătate.

Una dintre principalele metode convenționale folosite pentru imagistică este tomografia computerizată (CT), care prezintă avantaje precum informații legate de densitatea electronică și un contrast crescut pentru țesutul osos, ceea ce ajută la îmbunătățirea preciziei poziționării corecte a pacientului pe masa de tratament.[9]

O altă metodă foarte precisă și cu un contrast ridicat al detaliilor este imagistica prin rezonanță magnetică (IRM), aceasta oferind o rezoluție superioară asupra țesuturilor moi și fiind frecvent utilizată pentru definirea volumelor țintă în cazurile de tumori intracraniene.

Pentru a beneficia de avantajele combinate ale CT și IRM, a fost necesară înregistrarea spațială a imaginilor obținute într-un sistem pentru planuri de tratament, ceea ce permite o localizare mai precisă a țintei de tratament, a organelor adiacente care trebuie protejate, precum și o administrare mai eficientă a planului de tratament.[10]

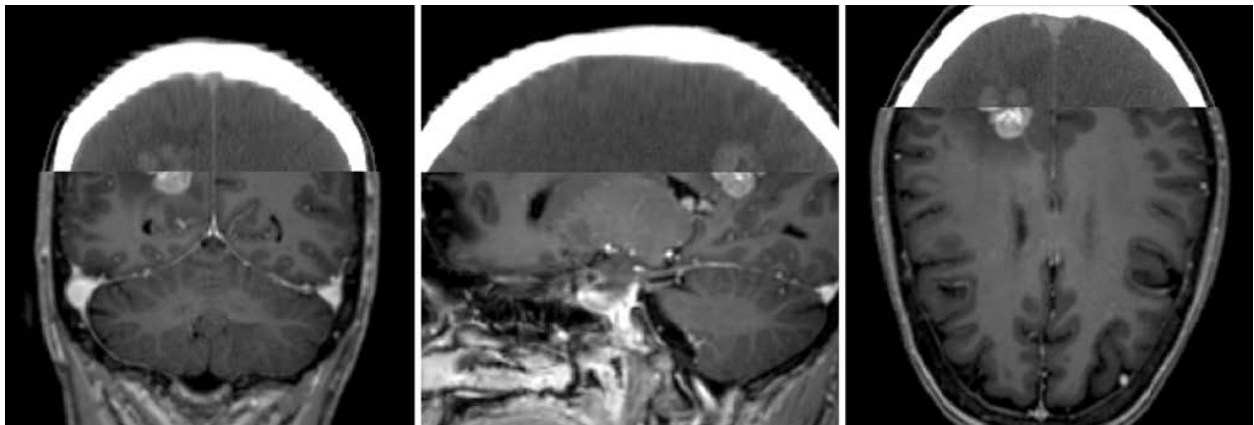


Fig 2.1 Afișaj cu fereastră divizată al înregistrării imaginii IRM și CT pentru o metastază cerebrală parietală dreaptă pentru planificarea tratamentului SRS.[9]

2.3 Sisteme de livrare a fotonilor

În radioterapie stereotactică și radiochirurgie nu se utilizează un bisturiu sau alte instrumente folosite în general pentru operații. În schimb, se alege radiația ionizantă de energie înaltă, livrată de sisteme precum Gamma Knife, Cyber Knife sau acceleratoare liniare convenționale (LINAC). Gamma Knife este un sistem care cuprinde, în general, unitatea de radiații ce încorporează 200 de surse radioactive de ^{60}Co , focalizate pe ținta tratamentului la o distanță sursă-țintă de aproximativ 40 cm, masa de operație cu o canapea culisantă, o unitate de control și patru căști colimatoare.[11]

Radiochirurgia Gamma Knife folosește, de obicei, isocentre multiple, cu diametre variate ale fasciculului, pentru a realiza un plan de tratament adaptat volumelor tridimensionale neregulate ale leziunilor.[12]

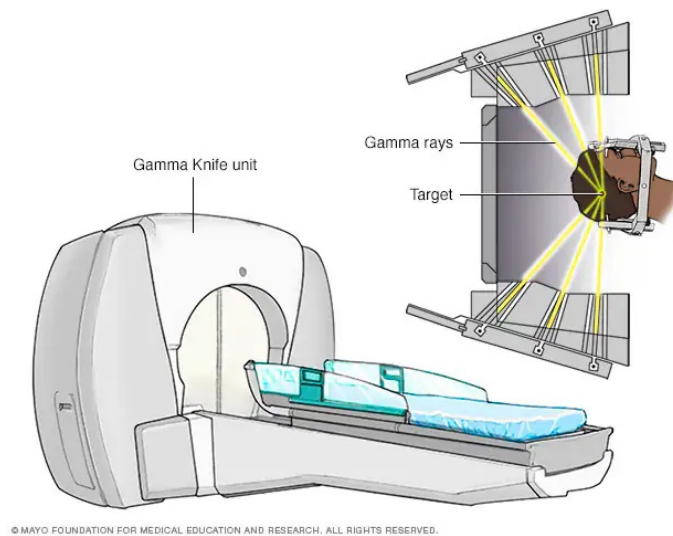


Fig 2.2 Ilustrație a unei unități Gamma Knife.[13]

LINAC nu a fost dezvoltat inițial pentru tratarea prin folosirea SRS/SRT, dar dezvoltările tehnologice și anumite modificări aplicate dispozitivului pentru uz în radiochirurgie au condus la utilizarea frecventă a acestuia pentru livrarea tratamentelor de radioterapie convențională și SRS/SRT.[14]

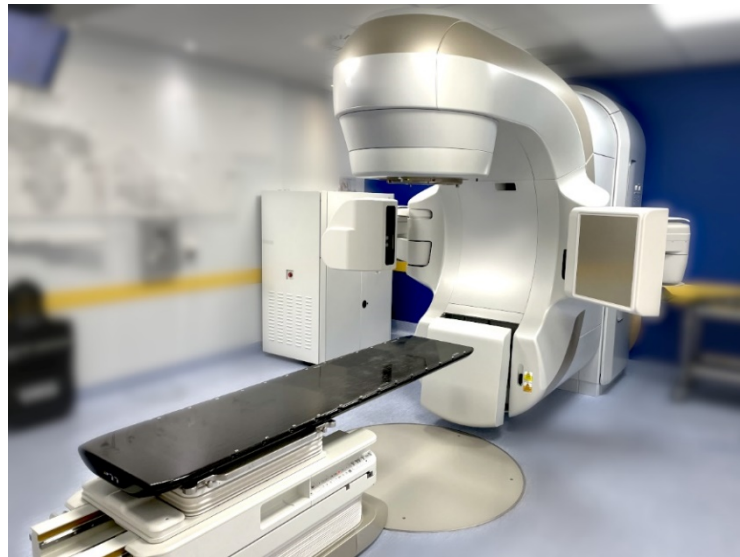


Fig 2.3 Fotografie a unei unități LINAC.[15]

Cyber Knife este un accelerator liniar miniaturizat și poate oferi raze X de 6 MV pentru tratament. De asemenea, este echipat cu două tuburi de raze X pentru diagnostic, având astfel abilitatea de a urmări, pe toată durata tratamentului și cu o precizie înaltă, locația tumorii sau orice mișcări ale pacientului.[16]

Toate sistemele prezentate au avantaje individuale, fiecare oferind ceva în plus în ceea ce privește livrarea tratamentelor stereotactice. Acceleratorul liniar se evidențiază cel mai mult prin flexibilitatea, precizia și costul efectiv al sistemului, fiind astfel cel mai utilizat sistem de livrare în radiochirurgie și radioterapie stereotactică.[9]

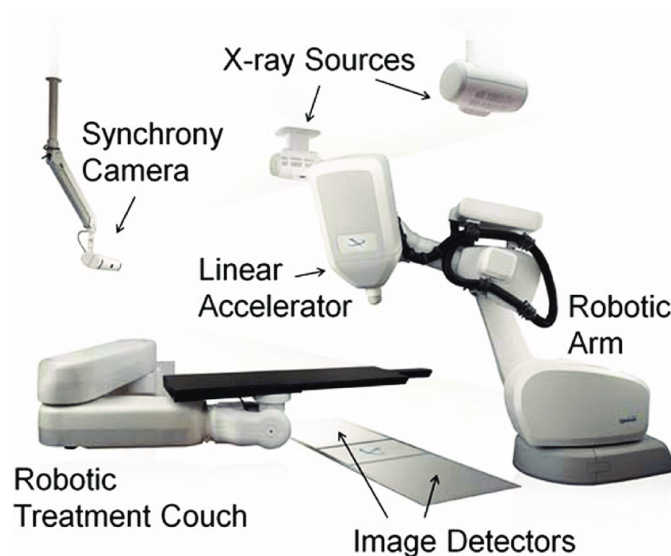


Fig 2.4 Schemă a unui sistem Cyber Knife.[17]

3. Acceleratoare liniare medicale și detectori

Acceleratoarele liniare medicale sunt acceleratoare ciclice care, folosindu-se de câmpurile electromagnetice de radiofrecvență, au capacitatea de a accelera electroni la energii cuprinse între 4 și 25 MeV.

Electronii accelerați urmează niște traiectorii drepte prin anumite structuri vidate, ce poartă numele de ghiduri de undă acceleratoare, unde parcurg aceeași diferență de potențial, relativ mică, de mai multe ori, iar acest aspect duce la încadrarea acceleratoarelor liniare medicale în categoria acceleratoarelor ciclice.[18]

Folosind dispozitive vidate precum magnetronul și klistronul, se pot genera câmpuri de radiofrecvență de înaltă putere prin procesul de decelerare a electronilor în potențiale de frânare, fiind utilizate în cele din urmă pentru a accelera electronii în ghidurile de undă.[2]

Electronii de energie înaltă ce ies din fereastra de ieșire a structurii acceleratorului formează un fascicul îngust, care, în cazul energiilor joase de până la 6 MV, este lăsat să avanseze drept și să lovească ținta ce produce raze X. În cazul energiilor mai mari, se folosesc structuri precum magneți de deviere și bobine de focalizare pentru a devia fasciculul, dat fiind că structura acceleratorului este prea lungă și trebuie amplasată orizontal.[19]

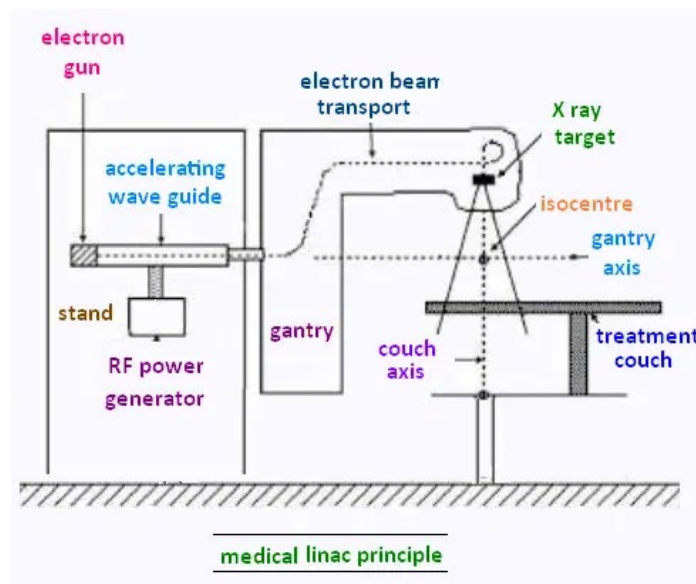


Fig 3.1 Schema de funcționare a unui accelerator liniar medical.[20]

Fasciculul de raze X este colimat de un colimator primar, urmând să treacă printr-un filtru de aplatizare, apoi este direcționat spre camerele de monitorizare a dozei, sistem ce poate fi format din mai multe camere de ionizare sau o singură cameră cu mai multe plăci, iar în final fasciculul este colimat din nou de un sistem de două plăci de plumb sau tungsten, excepție fiind acceleratoarele liniare moderne, care tind să folosească sisteme de colimare secundară pe bază de multiple lamele, ce permit formarea unor câmpuri neregulate de iradiere.[3]

3.1 Tomoterapie elicoidală

Tomoterapia elicoidală reprezintă o tehnică avansată din domeniul radioterapiei, cu capacitatea de a modula intensitatea fasciculului folosind o combinație dintre un accelerator linear și un sistem CT elicoidal. Cele mai comune sisteme prezintă un accelerator cu energie de până la 6 MV, fiind montat pe un gantry ce se rotește complet în jurul pacientului datorită proprietăților rotaționale similare cu cele ale unui CT de scanare. În timp ce gantry-ul se rotește, masa pe care este poziționat pacientul începe să avanseze în deschiderea sistemului, acest lucru conducând la o mișcare elicoidală a fasciculului de radiație.[26]

Se folosește un colimator multi-lamelar pentru modularea intensității fasciculului, ceea ce ajută la modelarea și adaptarea dozei livrate în funcție de forma și dimensiunea tumorii. Pe partea de imagistică, se dispune de abilitatea de a genera imagini CT folosind același fascicul MV precum cel folosit pentru tratament. Deși aceste imagini oferă o calitate mai slabă, datorită rezoluției contrastului mai reduse, dar și unui zgomot mai ridicat, realizarea și verificarea poziționării pacientului nu au de suferit în urma acestor aspecte.

Pe lângă poziționarea pacientului, se pot folosi valorile obținute din imaginile MVCT pentru a recalcula doza, datorită proporționalității liniare cu densitatea electronică din țesut, ceea ce duce la posibile adaptări ale tratamentului în cazurile în care apar modificări ale anatomiei.[27]

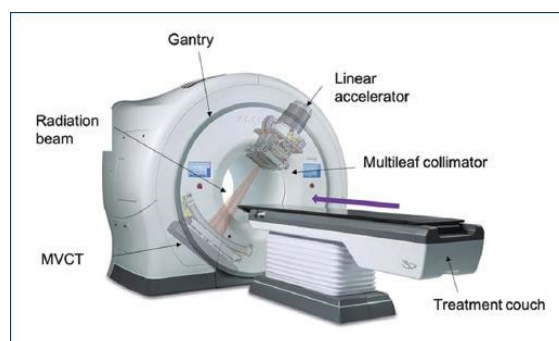


Fig 3.2 Diagrama sistemului folosit în tomoterapia elicoidală împreună cu componentele sale principale.[28]

3.2 Camere de ionizare

Pentru măsurarea dozei de radiație în radioterapie, dar și în radiologie, se folosesc dispozitive de măsurare precum camera de ionizare, fiind folosite de asemenea și pentru calibrarea fasciculelor în condiții de referință. Indiferent de formele și dimensiunile în care pot veni aceste camere de ionizare, principiul de funcționare este același: în interiorul cavității există un anumit tip de gaz ce urmează a fi ionizat în urma interacțiunii cu fasciculul de iradiere, cu un perete conductor și un electrod central ce colectează sarcinile produse în urma ionizării; aceste două componente sunt separate de un izolator pentru a preveni curentul de scurgere în momentul aplicării tensiunii de polarizare.[21]

Împreună cu camera de ionizare se folosește și electrometrul, dispozitiv utilizat pentru măsurarea curenților foarte mici, de ordinul nanoamperilor; această combinație devine echivalentă cu un amplificator operațional ce are un câștig ridicat și feedback negativ, având și un rezistor sau condensator etalon în bucla de reacție, rezultând un aranjament cu o precizie ridicată în ceea ce privește măsurarea curentului sau a sarcinilor colectate într-un interval de timp prestabilit.[22]

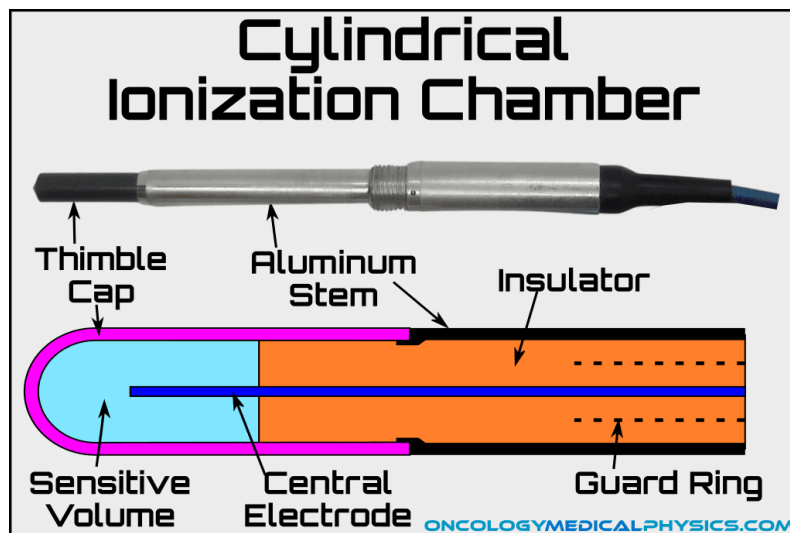


Fig 3.3 Schema cu componentele unei camere de ionizare.[23]

3.3 Dozimetre cu diode de silicon

Diodele de siliciu cu joncțiune p-n oferă avantaje față de camerele de ionizare, precum un timp de răspuns mai scurt sau un grad de sensibilitate mai ridicat, ceea ce le face să fie ideale pentru dozimetria relativă și monitorizarea ratei constante pentru doza livrată.

Cristalul de siliciu ce face parte din dozimetrul cu diodă este dopat cu impurități; acest lucru duce la formarea unei regiuni de tip n, cu un număr crescut de electroni, respectiv a unei regiuni de tip p, cu un deficit de electroni. În momentul în care se produce migrarea purtătorilor de sarcină (electroni și goluri), apare un câmp electric intern aflat în zona de depleție, care este formată la interfața dintre regiunile p și n.[24]

În zona de depleție, în urma iradierii diodei, se vor produce niște perechi electron-gol, care ulterior vor fi separate rapid de câmpul electric, astfel producând un curent electric proporțional cu doza de radiație. De asemenea, se poate produce și difuzia electronilor și golurilor dacă se află în apropierea zonei de depleție, ceea ce va aduce o contribuție adițională asupra semnalului.

Utilitatea diodelor cu siliciu iese în evidență în ceea ce privește dozimetria cu electroni, dar mai puțin pentru fasciculele de fotoni, dat fiind dependența de energie, care limitează utilizarea la măsurători relative în condiții stabile. Există o dependență redusă față de unghi și temperatură, dar aceasta se poate gestiona prin aplicarea unor calibrări periodice.[25]

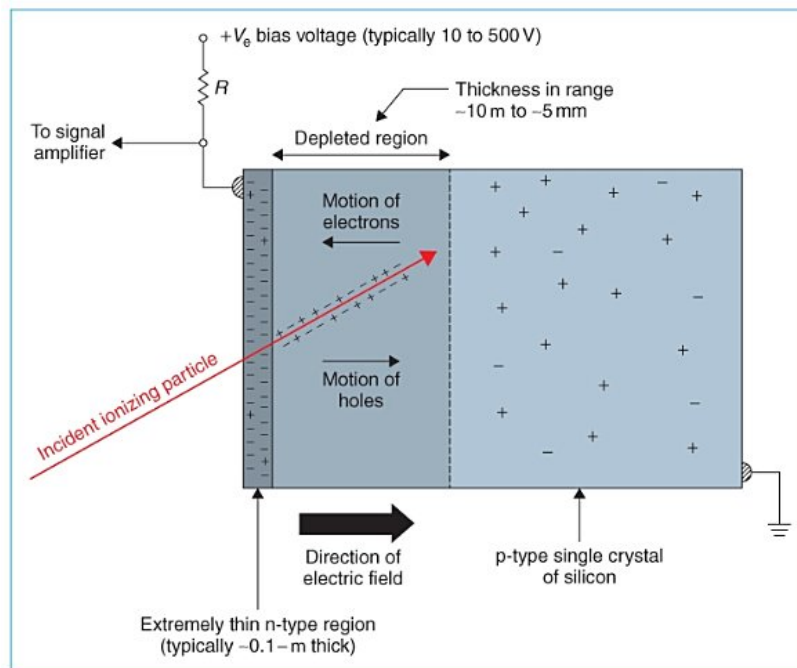


Fig 3.4 Schema de funcționare a unui dozimetru cu diodă de siliciu.[3]

4. Colectarea și prelucrarea datelor

Măsurătorile au fost efectuate utilizând sistemul Radixact X7 (Accuray Inc., Sunnyvale, CA, USA) pentru tomoterapie, împreună cu fantoma SRS StereoPHAN și detectorul SRS MapCHECK (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA).

Programele utilizate au fost cele furnizate împreună cu aceste dispozitive, pentru generarea planurilor de tratament și verificare a fost utilizat Accuray Precision Radiotherapy Treatment Planning și pentru analiza distribuției de doză a fost folosit SNC Patient.

4.1 Desfășurarea activității

Pentru studiul din această lucrare, a fost selectat un număr de opt pacienți tratați anterior prin tehnica de radioterapie stereotactică fracționată (fSRT), planurile fiind regenerate și verificate pentru studiu.

Pe baza acestor planuri s-au generat planuri de asigurare a calității (QA), cu scopul de a verifica dacă complexitatea distribuției de doză generată de planul de tratament este reproductibilă la sistemul de tratament într-un mod cât mai fidel planului.

Verificarea planurilor fSRT s-a realizat utilizând sistemul SRS MapCHECK, un detector alcătuit dintr-o matrice de diode cu rezoluție înaltă, care a permis analiza distribuției dozei în zona țintă. Sistemul a fost folosit în combinație cu dispozitivul de tip fantomă StereoPHAN, cu scopul de a simula cât mai realist condițiile clinice din timpul tratamentului, fantomul simulând aproximativ dimensiunile unui cap de om.



Figura 4.1.1 Modelul sistemului de tomoterapie utilizat în acest studiu.[29]



Fig 4.1.2 Fantom SRS StereoPHAN.[30]



Fig 4.1.3 Detector SRS MapCHECK.[31]

Desfășurarea practică a activității a început prin generarea planurilor de QA, urmată de conectarea și poziționarea sistemelor de măsurare pe masa de tratament a acceleratorului, utilizând mijloace de aliniere precum laserii de poziționare, unelte de nivelare și imagistică cu raze X.

Etapa principală a constat în iradierea detectorului și colectarea distribuției de doză, în scopul realizării unei comparații între valorile măsurate și cele planificate în sistemul de planificare.

4.2 Analiza datelor

Așa cum a fost menționat anterior, eșantionul este format din opt planuri generate pentru tehnica fSRT. Tabelul 4.2.1 conține toate detaliile relevante privind localizarea tumorii, doza per fracțiune, numărul de fracțiuni, precum și dimensiunea volumului țintă (PTV) care a fost iradiat.

Nr. Crt.	Localizare	Multiple	Doza/fr	Nr. Fx	PTV (cm ³)	Axial (cm)	Sagital (cm)
1	Creier	Nu	5	7	25,19	3.29 x 5.36	3,44
2	Creier	Nu	5	7	54,27	4.65 x 5.38	4,92
3	Creier	Nu	5	7	77,18	5.47 x 6.25	4,95
4	Creier	Nu	5	7	39,09	3.64 x 6.67	2,27
5	Creier	Da	5	7	22.32/35.27	4.27 x 5.32/3.41 x 4.83	3.57/3.47
6	Creier	Nu	6	5	1,02	1.24 x 1.15	1,24
7	Creier	Nu	5	7	17,68	2.72 x 5.86	2,04
8	Creier	Da	7	5	0.84/071	1.39 x 1.08/1.04 x 1.36	1.00/0.88

Tabel 4.2.1 Datele pacienților utilizate în analiză.

Pentru analiza datelor QA obținute, s-au folosit Indicele Gamma. Analiza Indicelui Gamma are scopul de a evalua dacă se află un punct în distribuția planificată care să prezinte o valoare de doză suficient de similară și care se află suficient de aproape, conform criteriilor impuse, pentru fiecare punct din distribuția măsurată. Acesta combină două criterii fundamentale definite prin diferența de doză ce reprezintă doza măsurată ce poate să difere de cea planificată cu un maxim de x% din doza de referință, iar al doilea criteriu este distanța până la acord ce indică faptul că poziția punctului măsurat se poate afla la un maxim de x mm față de un punct echivalent din distribuția planificată. De asemenea, s-a păstrat criteriul pentru pixelii de prag, limita de acțiune și limita de toleranță la 10%, conform valorilor universale recomandate de Task Group No. 218 (TG-218) din American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

Limita de acțiune reprezintă intervalul în care indicatorii de calitate pot varia fără a pune în pericol siguranța pacientului și impune anumite limite prag care determină luarea unei decizii clinice. Conform recomandărilor universale, aceasta este de 90%. Limita de toleranță reprezintă parametrii între care se consideră că procesul funcționează în parametri normali, iar valoarea recomandată este de 95%, conform TG-218.

A fost ales un număr de 6 combinații de criterii: 1%/1mm, 2%/1mm, 3%/1mm, 3%/2mm, 3%/3mm și 4%/1mm, o limită de acțiune de 90%, o limită de toleranță de 95% și un prag (threshold) de 10%.

În urma efectuării măsurărilor, s-au realizat următoarele analize: analiza gamma absolută la nivel global și local, respectiv analiza gamma relativă.

În Figura 4.2.1 este ilustrată distribuția dozei măsurate pentru planul 2 cu ajutorul detectorului SRS MapCHECK. Diferitele niveluri de doză sunt reprezentate prin culori de intensități variate: albastrul indică zonele cu doze mai scăzute, iar roșul reflectă regiunile cu doze mai mari. Softul pune la dispoziție și o scară de doză în partea dreaptă a imaginii, unde se poate observa atribuirea culorilor pe diferite niveluri de doză reprezentată în cGy.

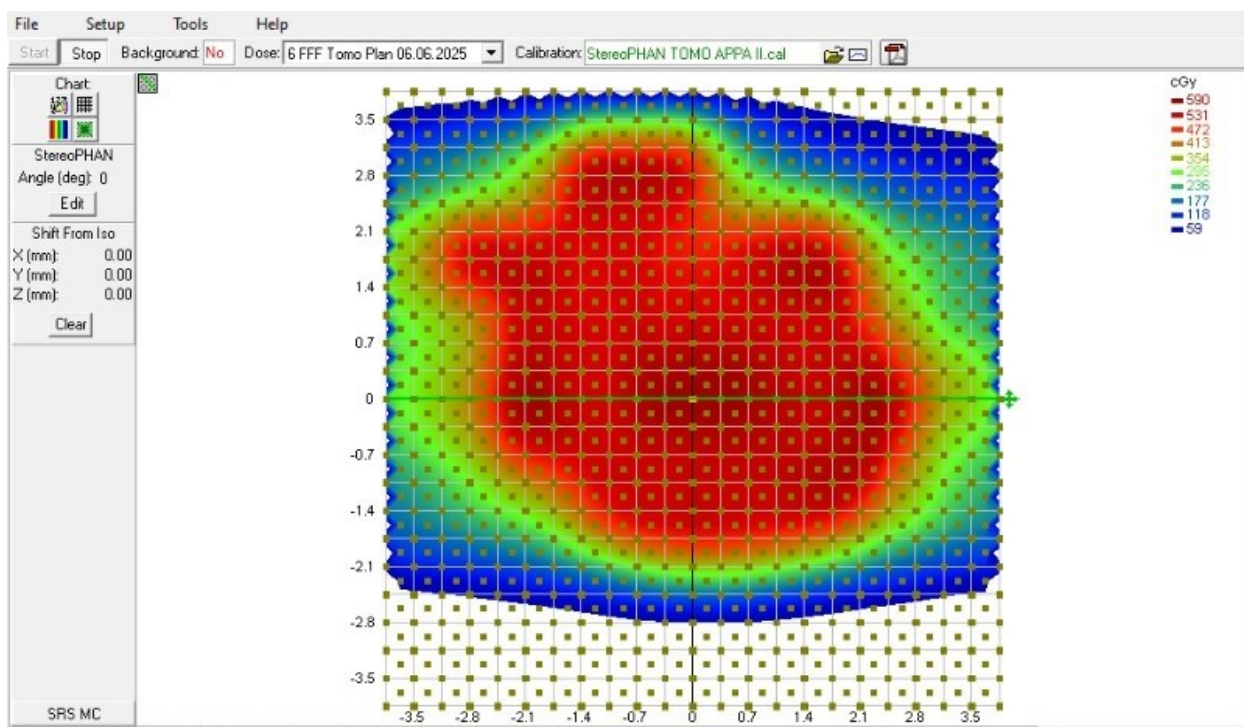


Fig 4.2.1 Distribuția dozei măsurate pentru planul 2 cu sistemul de verificare SRS MapCHECK, dozele diferite înregistrate putând fi identificate prin culorile reprezentate în scara de doză.

Figura 4.2.2 prezintă distribuția planificată a dozei, generată de sistemul de planificare, care servește drept referință pentru comparația cu măsurătorile reale. Pentru a putea observa diferențele între distribuția dozei măsurate și celei calculate, se folosește aceeași scară pentru atribuirea culorilor la diferite niveluri de doză.

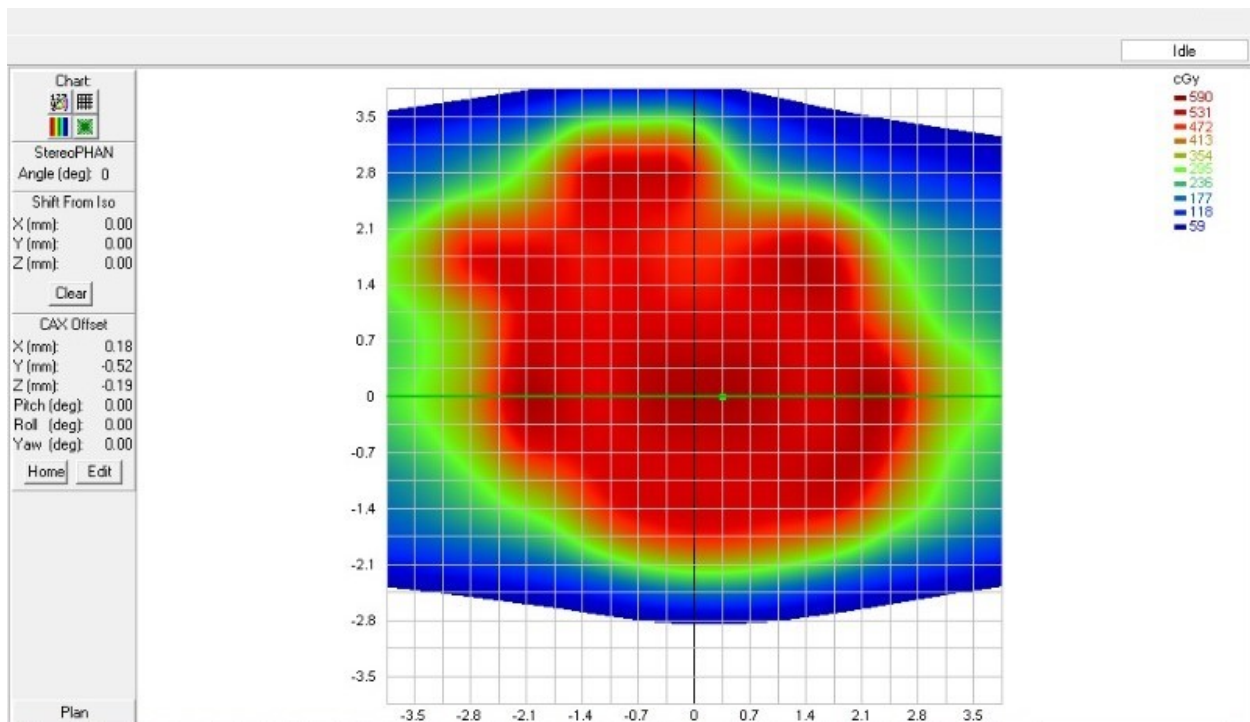


Fig 4.2.2 Distribuția dozei calculate pentru planul 2 cu sistemul de planificare, dozele diferite înregistrate putând fii identificate prin culorile reprezentate în scara de doză.

În Figura 4.2.3 este afișată harta analizei indicelui Gamma pentru planul 2, în regim absolut global, utilizând o valoarea a indicelui de 3%/2mm. Punctele ce îndeplinesc criteriul prestabilit sunt reprezentate prin zonele de gri, iar punctele care sunt în afara toleranței sunt reprezentate prin culoarea roșu. Această culoare indică faptul că diferența de doză înregistrată vine de la o doză măsurată mult mai mare decât cea calculată, ceea ce înseamnă că sistemul de planificare este predispus la subestimarea dozelor în anumite zone. În cazul în care punctele aflate în afara toleranței sunt reprezentate în albastru, diferența mare de doză vine de la o doză măsurată mai mică față de cea calculată, softul de planificare făcând altfel o supraestimare a dozelor. În figură se pot observa criteriile utilizate în compararea distribuțiilor, precum alegerea indicelui Gamma global în doză absolută (AD), thresholdul și valorile pentru distanță și diferența de doză dintre punctele măsurate și cele calculate. În urma analizei, au fost verificate 819 puncte. Dintre acestea, 814 puncte au îndeplinit toate criteriile folosite în comparația distribuțiilor, iar 5 puncte au fost în afara acceptabilității, obținând astfel la un procentaj de 99.6% aflat în toleranță cu limitele impuse de studiu.

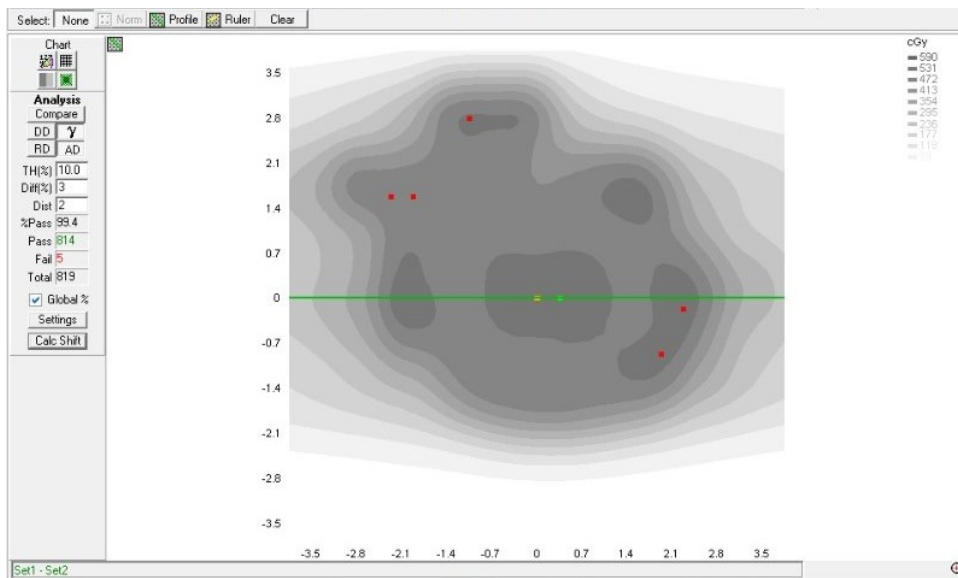


Fig 4.2.3 Harta analizei Gamma, în regim absolut global, utilizând o valoarea a indicelui de 3%/2mm pentru planul 2, unde au fost verificate 819 puncte.

În final, Figura 4.2.4 oferă un profil dozimetric unidimensional pentru planul 2, în care valorile măsurate pot fi comparate cu cele calculate sub forma unei curbe continue (pentru plan) și a punctelor discrete (pentru măsurători). Linia marcată cu verde din Figura 4.2.3 ne arată zona în care se află profilul de doză analizat. Deoarece în această zonă nu sunt puncte aflate în afara acceptabilității, toate punctele discrete de pe grafic sunt galbene. În cazul în care ne-am afla într-o zonă în care există puncte aflate în afara acceptabilității, acestea ar fi reprezentate cu roșu, respectiv, albastru, în funcție de diferența de doză dintre distribuția măsurată și cea calculată.

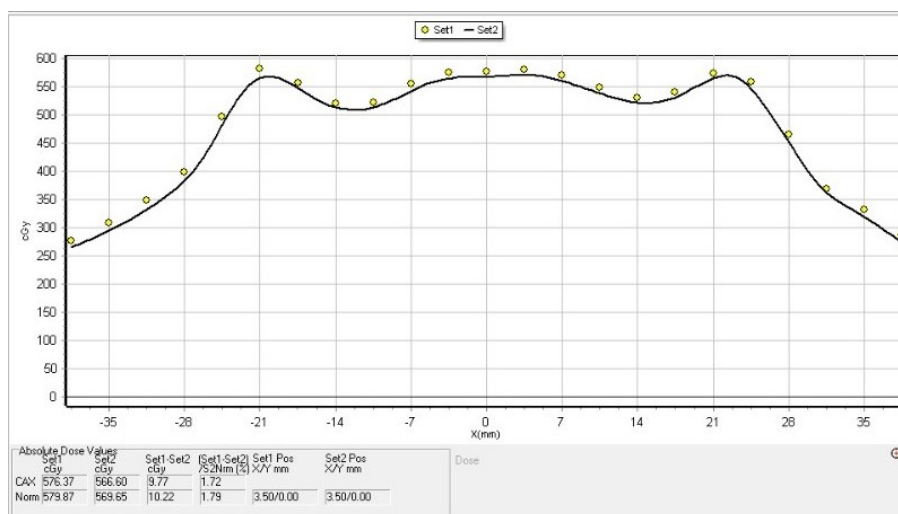


Fig 4.2.4 Profil dozimetric 1D pentru planul 2, având reprezentată distribuția dozei calculate cu linie continuă și distribuția dozei măsurate prin puncte discrete.

4.2.1 Analiza gamma absolută globală

În tabelul 4.2.1.1 putem observa indicii gamma obținuți pentru fiecare criteriu aplicat și variațiile dintre valorile obținute. Datele colectate au fost ulterior reprezentate grafic în figura 4.2.1.1

Indice Gamma Global						
Pacient	4% / 1mm	3% / 3mm	3% / 2mm	3% / 1mm	2% / 1mm	1% / 1mm
1	100	100	100	100	99,2	92,6
2	99,8	99,6	99,4	98,3	88,8	73,9
3	100	100	100	100	99,9	95,9
4	99,8	98,4	97,6	93,9	87,2	74,8
5	100	100	100	100	100	96,7
6	97,1	99,3	98,8	96	95,7	93,5
7	100	98,8	97,5	95,4	86,3	84,7
8	100	100	100	99,2	96,8	96

Tabel 4.2.1.1 Valorile indicelui gamma pentru analiza absolută globală.

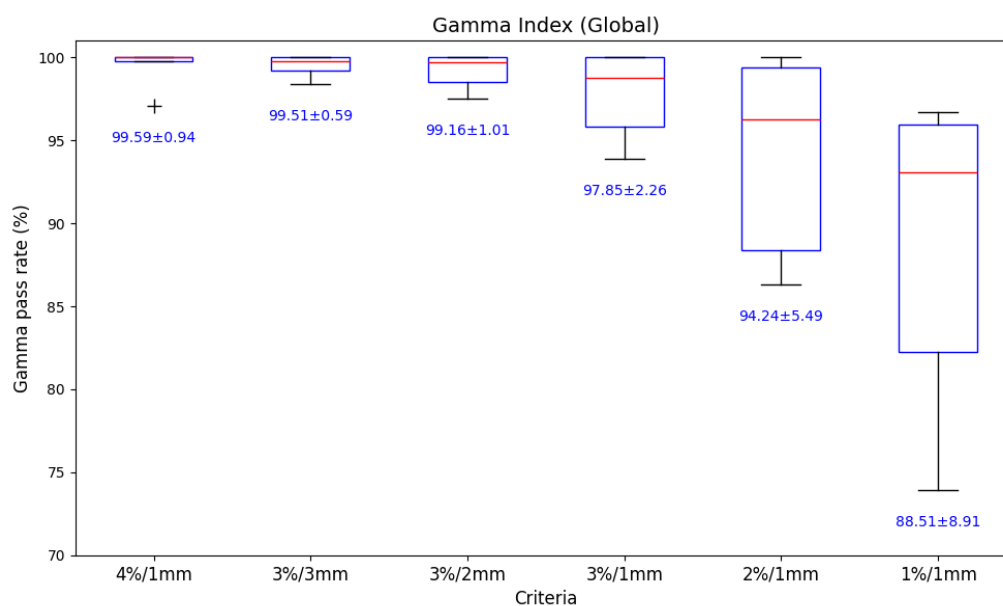


Fig. 4.2.1.1 Grafic al indicelui gamma în regim absolut, la nivel global.

După cum se poate observa în cazul rezultatelor obținute pentru analiza efectuată în regim absolut, la nivel global, s-a evidențiat o rată de trecere de peste 99% pentru criteriile 3%/2mm, 3%/3mm și 4%/1mm. Acestea sunt urmate de o scădere începând cu criteriul 3%/1mm, iar criteriul 1%/1mm se situează sub pragul limitei de acțiune admise.

De asemenea, în tabelul 4.2.1.2 sunt evidențiate, pentru limitele de acțiune și toleranță, procentajele de eșec aferente valorilor care nu respectă limitele impuse. Astfel, pentru această analiză, putem considera că un criteriu de 3%/2mm reprezintă cel mai optim punct, datorită echilibrului între valorile reproductibile și o limită mai strictă.

Criteriu Gamma	Rata de acceptare Gamma (%)	Procentaj de eșec sub 90% (acțiune)	Procentaj de eșec sub 95% (toleranță)
4% / 1mm	99,59	0%	0%
3% / 3mm	99,51	0%	0%
3% / 2mm	99,16	0%	0%
3% / 1mm	97,85	0%	12,5%
2% / 1mm	94,24	37,5%	37,5%
1% / 1mm	88,51	37,5%	50%

Tabel 4.2.1.2 Limita de acțiune și toleranță împreună cu ratele de eșec pentru analiza absolută globală.

Pentru a evalua dacă există vreo corelație între dimensiunea volumului țintă și rata de trecere a indicelui gamma, s-au utilizat coeficientul de corelație Pearson (r), respectiv valoarea p . Rezultatele obținute observate în Figura 4.2.1.2 indică faptul că nu există o corelație semnificativă între aceste variabile, ceea ce sugerează că acuratețea livrării dozei nu este influențată de dimensiunea volumului țintă.

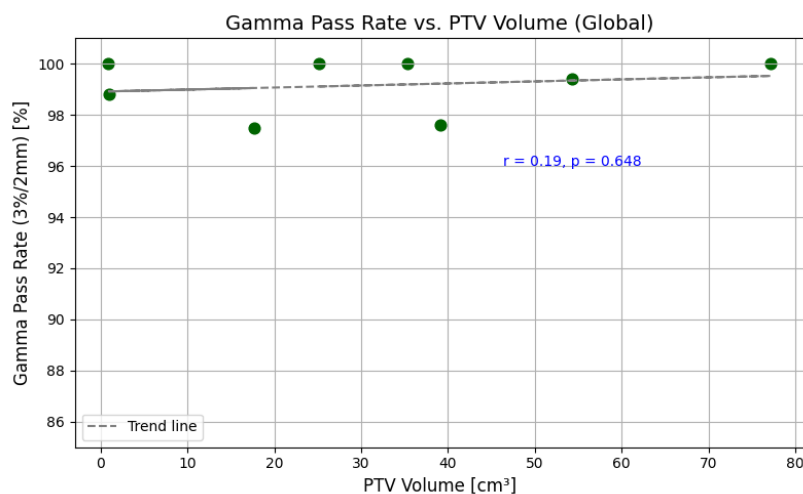


Fig. 4.2.1.2 Comparație a indicelui gamma folosind criteriul 3%/2mm, în funcție de volum, pentru analiza absolută globală.

4.2.2 Analiza gamma absolută locală

Similar cazului anterior, rezultatele obținute pentru analiza gamma absolută locală pot fi consultate în Tabelul 4.2.2.1, iar în Figura 4.2.2.1 sunt reprezentate grafic datele aferente analizei efectuate în aceleași condiții.

Indice Gamma Local						
Pacient	4% / 1mm	3% / 3mm	3% / 2mm	3% / 1mm	2% / 1mm	1% / 1mm
1	96,3	100	100	94,7	91,7	87,2
2	98,4	99,3	98,9	94,3	83,9	71,9
3	99,4	100	99,6	98,1	96,5	92,3
4	94,3	96,3	93,9	87	80,1	73,6
5	99,7	99,6	99,2	98,2	95,5	90,5
6	90,6	98,6	96	89,2	88,1	87,4
7	100	98,3	96,9	93,7	86,1	84
8	99,7	100	100	98,4	96,5	96

Tabel 4.2.2.1 Valorile indicelui gamma pentru analiza absolută locală.

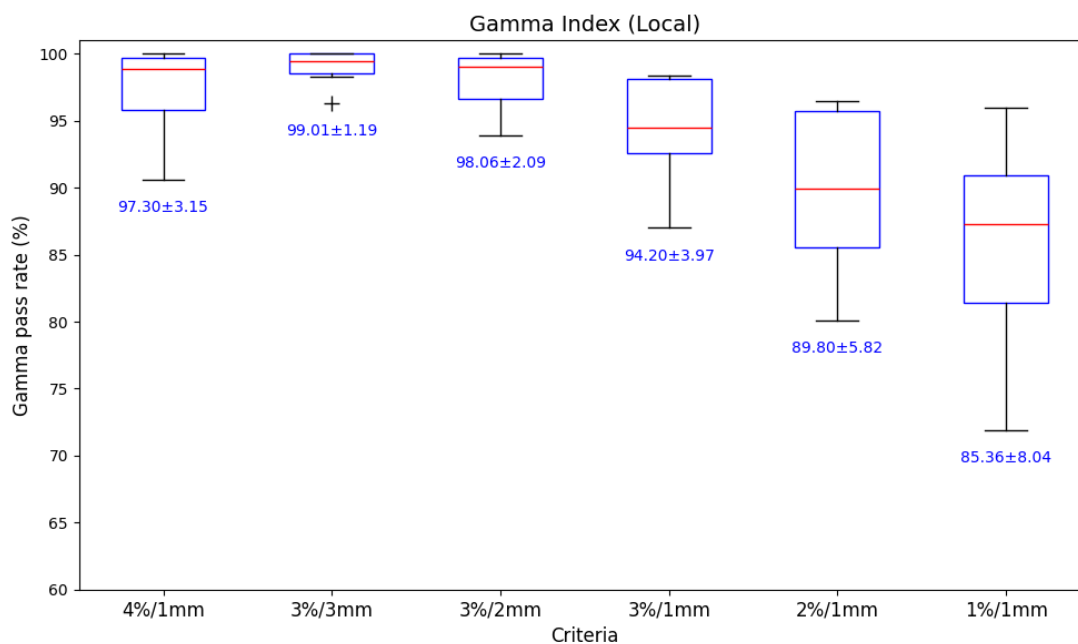


Fig. 4.2.2.1 Grafic al indicelui gamma în regim absolut, la nivel local.

În cazul analizei absolute la nivel local, se pot observa rezultate semnificativ mai mici. Criteriul 3%/3mm este singurul care atinge o rată de trecere de 99%, în timp ce criteriul 4%/1mm prezintă o scădere de cel puțin 2%, iar 3%/2mm are o scădere de aproximativ 1%.

Comparativ cu analiza anterioară, atât criteriul 1%/1mm, cât și 2%/1mm se situează sub limita de acțiune admisă. Procentajele planurilor care nu se încadrează în limitele de acțiune și toleranță sunt prezentate în tabelul 4.2.2.2, fiind considerabil mai ridicate decât cele obținute în analiza absolută globală.

Această diferență se explică prin natura mai restrictivă a evaluării locale, precum și prin prezența unor regiuni cu doză mai scăzută, care contribuie la penalizări în calculul indicelui gamma.

Criteriu Gamma	Rata de acceptare Gamma (%)	Procentaj de eșec sub 90% (acțiune)	Procentaj de eșec sub 95% (toleranță)
4% / 1mm	97,30	0%	25%
3% / 3mm	99,01	0%	0%
3% / 2mm	98,06	0%	12,5%
3% / 1mm	94,20	25%	62,5%
2% / 1mm	89,80	50%	62,5%
1% / 1mm	85,36	62,5%	87,5%

Tabel 4.2.2.2 Limita de acțiune și toleranță împreună cu ratele de eșec pentru analiza absolută locală.

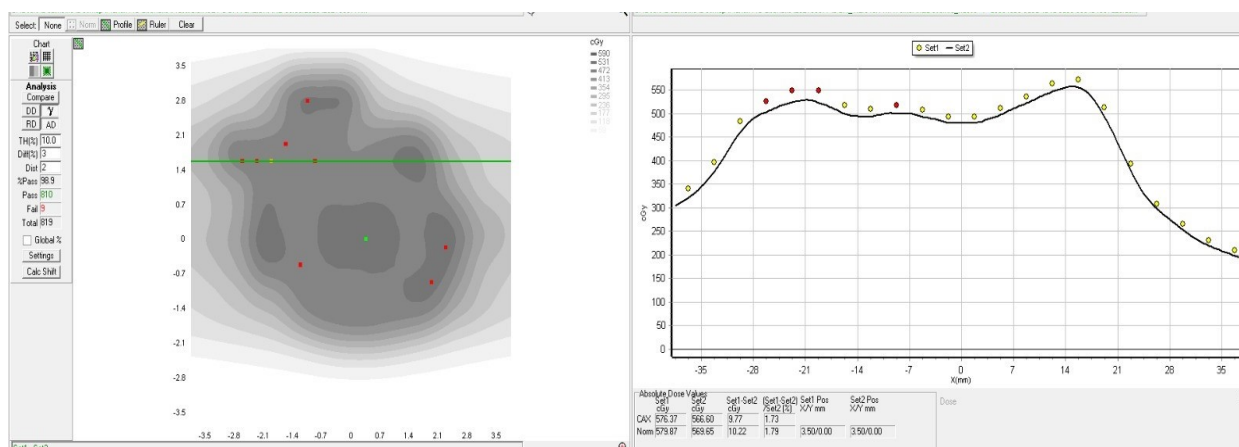


Fig. 4.2.2.2 Exemplu analiză absolută locală cu 3%/2mm efectuată pentru planul 2, unde se pot observa harta analizei indicelui Gamma și profilul de doză 1D în zona reprezentată de linia verde

La fel ca în cazul analizei absolute la nivel global, dimensiunea volumului țintă nu prezintă nicio influență semnificativă asupra acurateții livrării dozei în analiza în regim absolut local, acest lucru putând fi observat în Figura 4.2.2.3.

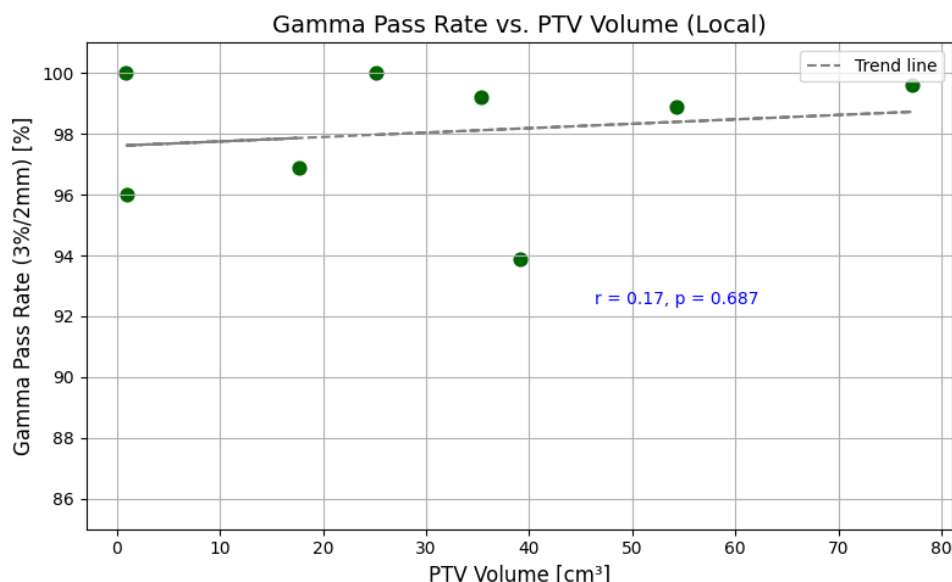


Fig. 4.2.2.3 Comparație a indicelui gamma folosind criteriul 3%/2mm, în funcție de volum, pentru analiza absolută locală

4.2.3 Analiza gamma relativă

Ultima analiză a fost cea relativă, iar datele colectate sunt prezentate în Tabelul 4.2.3.1. Deși această metodă poate fi utilă, ea tinde să supraestimeze gradul de concordanță.

Indice Gamma Relativ						
Pacient	4% / 1mm	3% / 3mm	3% / 2mm	3% / 1mm	2% / 1mm	1% / 1mm
1	100	100	100	100	99	91,9
2	100	100	100	100	99,8	97,4
3	100	100	100	100	100	98,3
4	100	100	100	100	100	99,2
5	100	100	100	100	99,6	95,1
6	100	100	100	100	98,9	84,9
7	100	100	100	100	99,8	92
8	100	100	100	100	100	100

Tabel 4.2.3.1 Valorile indicelui gamma pentru analiza relativă.

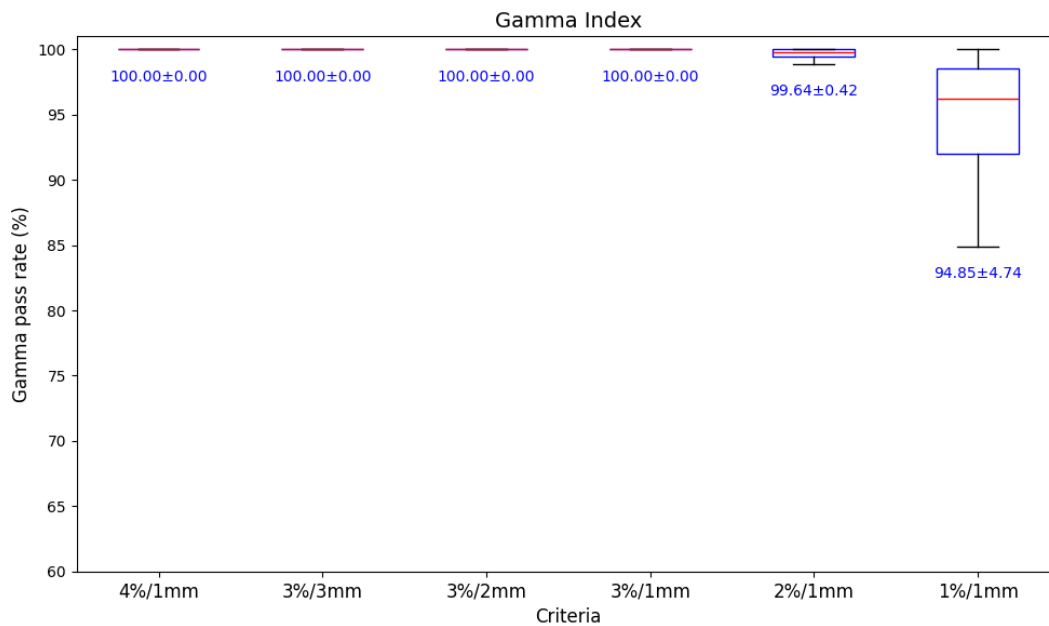


Fig. 4.2.3.1 Grafic al indicelui gamma în regim relativ.

După cum se poate observa în Figura 4.2.3.1, rezultatele pentru criteriile 4%/1mm, 3%/3mm, 3%/2mm și 3%/1mm sunt toate de 100%, ceea ce indică un grad mult mai ridicat de supraestimare în comparație cu datele obținute în cazul analizei absolute.

În Tabelul 4.2.3.2, procentajul de eșec apare doar pentru criteriul 1%/1mm, care este cel mai strict. Astfel, deși această analiză poate fi utilă în anumite situații, ea nu ne indică un punct specific optim de utilizat, dar nici nu contrazice criteriul de 3%/2mm identificat ca fiind optim pentru analiza în regim absolut.

Criteriu Gamma	Rata de acceptare Gamma (%)	Procentaj de eșec sub 90% (acțiune)	Procentaj de eșec sub 95% (toleranță)
4% / 1mm	100	0%	0%
3% / 3mm	100	0%	0%
3% / 2mm	100	0%	0%
3% / 1mm	100	0%	0%
2% / 1mm	99,64	0%	0%
1% / 1mm	94,85	12,5%	37,5%

Tabel 4.2.3.2 Limita de acțiune și toleranță împreună cu ratele de eșec pentru analiza relativă.

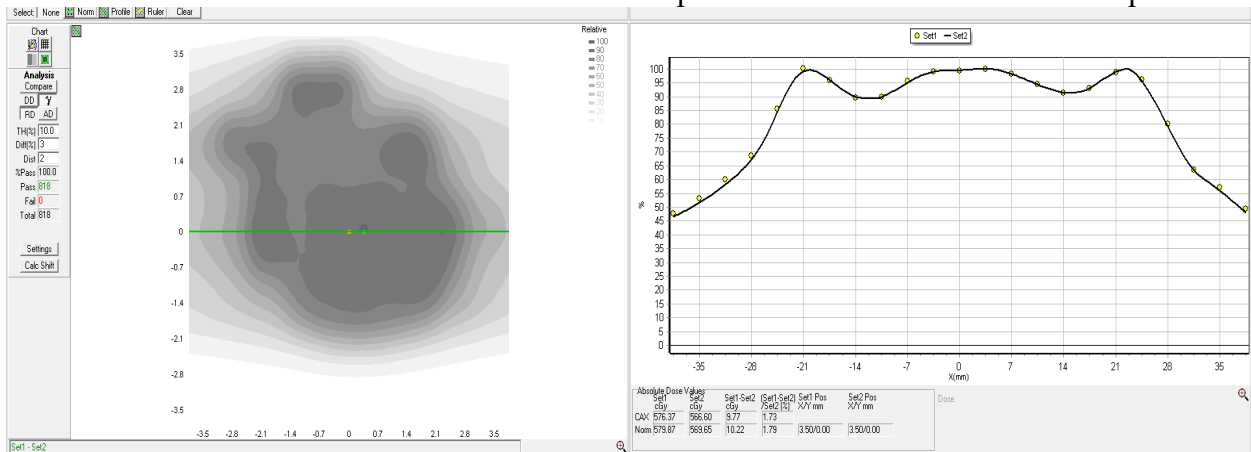


Fig 4.2.3.2 Exemplu analiză absolută relativă cu 3%/2mm efectuată pentru planul 2, unde se pot observa harta analizei indicelui Gamma și profilul de doză 1D în zona reprezentată de linia verde.

Concluzii

Scopul lucrării a fost de a determina un criteriu optim ce poate fi utilizat pentru verificarea planurilor de QA în cazul tratamentelor de radioterapie care folosesc tehnica de radioterapie stereotactică fracționată, aplicată printr-un sistem de tomoterapie elicoidală.

Pentru atingerea acestui scop, s-au stabilit recomandările TG-218 din AAMP ca standard de comparație, utilizând un număr de 8 pacienți și o combinație de 6 criterii pentru analiză.

Pentru determinarea criteriului optim, au fost utilizate trei tipuri de analiză:

1. Analiza în regim absolut la nivel global a evidențiat faptul că utilizarea unor criterii stricte, precum 1%/1mm și 2%/1mm, conduce la o rată de trecere mai redusă, în timp ce criteriile mai relaxate, precum 4%/1mm și 3%/3mm, au o rată mult mai ridicată de trecere. Astfel, soluția cea mai optimă a fost criteriul 3%/2mm, care oferă un echilibru între strictețe și toleranță.

2. Analiza în regim absolut la nivel local prezintă rezultate similare cu cea globală, însă cu o rată de trecere mai scăzută. Aceasta se datorează prezenței unor puncte cu doze reduse care penalizează scorul global. Totuși, și în această analiză, criteriul 3%/2mm pare a fi cel mai potrivit.

3. Analiza în regim relativ a demonstrat un grad mult mai ridicat de supraestimare comparativ cu analizele absolute, atât la nivel global, cât și local. Criteriile 4%/1mm, 3%/3mm, 3%/2mm și 3%/1mm au toate o rată de trecere de 100%, ceea ce subminează încrederea în această metodă. Având în vedere că valoarea 3%/2mm este în conformitate cu rezultatele celorlalte analize, aceasta poate fi considerată criteriul optim.

Rezultatele obținute indică faptul că criteriul 3%/2mm reprezintă un punct optim care poate fi utilizat în verificările viitoare ale planurilor de QA, oferind un echilibru între reproducerea fidelă a planului de tratament și un nivel moderat de strictețe. Parametrii și concluziile prezentate pot fi folosiți în continuare de instituția în care s-a desfășurat lucrarea pentru îmbunătățirea practicilor de asigurare a calității în tratamentele fSRT.

Bibliografie

1. Tubiana M. Wilhelm Conrad Röntgen et la découverte des rayons X [Wilhelm Conrad Röntgen and the discovery of X-rays]. Bull Acad Natl Med. 1996 Jan;180(1):97-108. French. PMID: 8696882.
2. Radiation oncology physics : a handbook for teachers and students / editor E. B. Podgorsak ; sponsored by IAEA ... [et al.]. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2005.
3. John P. Gibbons - Khan's The Physics of Radiation Therapy-Lippincott Williams & Wilkins Wolters Kluwer Health (2019).
4. Ervin B. Podgorsak (auth.) - Radiation Physics for Medical Physicists-Springer International Publishing (2016)
5. James William Rohlf - Modern Physics from α to Z^0 -John Wiley & Sons, Inc. (1994)
6. Barnett GH, Linskey ME, Adler JR, Cozzens JW, Friedman WA, Heilbrun MP, et al. Stereotactic radiosurgery—an organized neurosurgery- sanctioned definition. J Neurosurg. 2007;106(1):1–5.
Epub 2007/01/24.
7. Alexander E, Loeffler JS, Lunsford LD. Stereotactic radiosurgery. New York: McGraw-Hill; 1993.
8. Vasile Viorel Popa, Bazele Radiobiologiei, Editura Fundației României de Măine, 2001.
9. Lawrence S. Chin, William F. Regine (eds.) - Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery-Springer-Verlag New York (2015).
10. Petti PL, Kessler ML, Fleming T, Pitluck S, et al. An automated image-registration technique based on multiple structure matching. Med Phys. 1994;21(9):1419–26.
11. Wu A, Lindner G, Maitz AH, Kalend AM, Lunsford LD, Flickinger JC, et al. Physics of Gamma Knife approach on convergent beams in stereotactic radiosurgery. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1990;18(4):941–9.
12. Goetsch SJ. Risk analysis of Leksell Gamma Knife Model C with automatic positioning system
13. <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/brain-stereotactic-radiosurgery/about/pac-20384679> (04.06.2025)
14. Schultz CJGM, Mueller WM. Modified linear accelerator radiosurgery: principles and techniques. In: IMG, editor. LINAC and Gamma Knife radiosurgery. Chicago: The American Association of Neurological Surgeons; 1999. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 2002;52:869–77.
15. https://medevis.who-healthtechnologies.org/devices/CAN_251 (04.06.2025)

16. Echner GG, Kilby W, Lee M, Earnst E, Sayeh S, Schlaefer A, et al. The design, physical properties and clinical utility of an iris collimator for robotic radiosurgery. *Phys Med Biol.* 2009;54(18):5359–80.
17. https://www.researchgate.net/figure/Picture-of-the-CyberKnife-system-components-A-compact-linear-accelerator-is-mounted-on-a_fig2_227178987 (04.06.2025)
18. GREENE, D., WILLIAMS, P.C., *Linear Accelerators for Radiation Therapy*, Institute of Physics Publishing, Bristol (1997).
19. National Council on Radiation Protection and Measurements. *Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV*. Report No. 49. Washington, DC: National Council on Radiation Protection and Measurements; 1976.
20. https://scientificsentence.net/Equations/Nuclear_Physics/index.php?key=yes&Integer=linear_accelerator (04.06.2025)
21. VAN DYK, J. (Ed.), *Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, Medical Physics Publishing, Madison, WI (1999).
22. *Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy*, Technical Reports Series No. 374, IAEA, Vienna (1994).
23. <https://oncologymedicalphysics.com/ionization-chamber-design-and-operation/> (04.06.2025)
24. Attix FH. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. New York, NY: John Wiley & Sons; 1986
25. Gager LD, Wright AE, Almond PR. Silicon diode detectors used in radiobiologic physics measurements. Part I: development of an energy compensating shield. *Med Phys.* 1977
26. STERNICK, E.S. (Ed.), *The Theory and Practice of Intensity Modulated Radiation Therapy*, Advanced Medical Publishing, Madison, WI (1997).
27. Mackie TR, Holmes T, Swerdloff S, et al. Tomotherapy: a new concept for the delivery of conformal radiotherapy using dynamic collimation. *Med Phys.* 1993;
28. https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2524-177X2022000400179 (04.06.2025)
29. <https://www.medicalexpo.com/prod/accuray/product-70693-767884.html> (18.06.2025)
30. <https://www.sunnuclear.com/products/stereophan> (18.06.2025)
31. <https://www.sunnuclear.com/about/news/srs-mapcheck-solution-reaches-1-000th-customer-milestone> (18.06.2025)

Anexa 2

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnatul, **Berei Cristian**, declar că Lucrarea de absolvire/Lucrarea de licență/Proiectul de diplomă/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 2025**, sub îndrumarea **Lect. dr. Horia Pașca**, 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,

24.06.2025

Nume,

BEREI CRISTIAN

Semnătură

