

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

LUCRARE DE DISERTAȚIE

Coordonator științific
Prof. univ. dr. Grigore DAMIAN

Absolvent
Szilárd LONGAUER

[2022]

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

LUCRARE DE DISERTAȚIE

**Comparație între asigurarea calității pretratament vmat cu monitorul integral de calitate
(IQM) și Octavius 4D**

Coordonator științific
Prof. univ. dr. Grigore DAMIAN

Absolvent
Szilárd LONGAUER

[2022]

Abstract

In this dissertation, a comparison was made between the phantoms used in radiotherapy, the Integral Quality Monitor (IQM) and the Octavius 4D, using the Elekta Infinity linear accelerator.

In order to make a more accurate and real comparison, many factors were taken into account, but gamma analysis was taken as a decisive factor.

The first chapter is dedicated to the presentation of the linear accelerator and the theoretical notions involved in external radiotherapy.

The second chapter is dedicated to the irradiation techniques and methodologies which was applied in the quality assurance process.

The last chapter contains experimental data of 107 patients (50 breast cancer treatment plans, 50 ORL cancer plans and 7 large cancer tissues volume plans), more precisely, the gamma analyzes obtained by using the IQM and Octavisu 4D phantoms. This chapter also contains the graphs obtained from the measurements and the conclusions drawn from them.

CUPRINS:

Introducere

1. Base de funcționare a acceleratorului liniar (LINAC)

1.1 Accelerator liniar (LINAC).....	6
1.2 Colimator.....	9
1.3 Distanța de la sursă la suprafață (SSD).....	10
1.4 Curbă procentuală a dozei de adâncime (PDD).....	13

2. Technici și metodologii de iradiere:

2.1 Technici de iradiere.....	15
2.2 Plan de tratament.....	17
2.3 Analiza Gamma.....	19

3. Fantome și detectori:

3.1 Octavius 4D.....	22
3.2 Monitor integral de calitate (IQM).....	29

4. Masurători

Concluzii

Bibliografie

INTRODUCERE

Radioterapia este o metodă de tratament care utilizează radiațiile ionizante în terapia tumorilor maligne. Radioterapia este un tratament locoregional (se tratează tumora și ganglionii limfatici din vecinătatea acesteia), cu scopul de a evita apariția recidivelor bolii (creșterea controlului local al bolii canceroase) și de a atempta vindecarea acesteia.

Radioterapia a suferit un proces continuu de modernizare și îmbunătățire pentru a realiza cât mai eficient scopul propus: administrarea cât mai precisă a unei doze de iradiere în volumul țintă (tumora), cu limitarea, pe cât posibil a iradierii țesuturilor sănătoase din jur.

Un accelerator medical liniar (LINAC) este un dispozitiv care este adesea folosit pentru a trata pacienții cu tumori cancerigene cu radiații cu fascicul extern (radioterapia cu fascicul extern). Aceasta furnizează raze X de mare energie sau electroni în zona tumorală a pacientului. Aceste tratamente pot fi concepute în așa fel încât să distrugă celulele canceroase, economisind în același timp țesutul sănătos din jur.

LINAC este utilizat pentru a trata toate zonele corpului folosind tehnici tradiționale și speciale, cum ar fi terapia cu radiații cu intensitate modulată (IMRT), terapia cu arc volumetric modulată (VMAT), radioterapia ghidată imagistic (IGRT), radiochirurgia stereotactică (SRS) și radioterapie stereotactică a corpului (SBRT).

Pentru a putea face aceste livrări eficiente și sigure, s-a implementat un program de asigurare a calității (QA). Programul de asigurare a calității radiologice al unei instituții de sănătate este menit să asigure că toate echipamentele funcționează la cel mai bun nivel. Acest lucru are o valoare imensă în reducerea dozei de radiații și reducerea costurilor operaționale.

QA-ul specific pacientului IMRT este adesea efectuat pe un LINAC folosind o fantomă și un echipament de măsurare a dozei pentru a determina doza absolută în fantomă, precum și distribuția relativă a dozei. Această tehnică de planificare IMRT QA necesită petrecerea unui timp îndelungat utilizând LINAC pentru evaluarea dozelor de către fizicienii medicali, ceea ce crește timpul petrecut la lucru înafara orelor de lucru, deoarece acestea pot fi făcute doar după terminarea tratamentelor pacienților. Este disponibil software-ul QA pentru planul de tratament, care poate fi considerat ca o evaluare independentă a planului și o verificare dozimetrică,

eliminând necesitatea de a efectua o măsurătoare a dozei pe un LINAC și reducând considerabil timpul necesar pentru a efectua QA pentru planurile IMRT.

Pentru a compara distribuțiile măsurate ale dozelor cu cele generate de sistemul de planificare a tratamentului, au fost concepute o varietate de abordări. Metodologia indicelui γ , care este modalitatea obișnuită de verificare a dozei fixe în IMRT QA, calculează cantitatea de doză pentru fiecare punct de interes utilizând criterii preselectate: diferența de doză (DD) și distanța de acord (DTA) și apoi utilizează γ procentual, pentru a determina rezultatul QA IMRT (succes-eșec).

Pentru a testa dacă două distribuții de doză sunt de acord, acum este o practică normală să se folosească rata de trecere a γ (% din 1 valori pentru un set de criterii DTA / DD).

1. BASE DE FUNCȚIONARE A ACCELERATORULUI LINIAR (LINAC)

1.1 Accelerator Liniar (LINAC)

Acceleratorul liniar are ca principiu de funcționare acțiunea câmpurilor electrice variabile în timp asupra sarcinii electrice. Acesta constă dintr-o serie de tuburi de accelerare de mărimi crescătoare numite tuburi de drift, astfel că în parcurgerea traiectoriei liniare, viteza particulelor crește în așa fel încât punctele de pe traiectorie în care acționează câmpul electric se găsesc la intervale din ce în ce mai mari. Așadar, accelerarea sarcinilor se face ciclic, pe o pe o traiectorie liniară [1].

LINAC-urile medicale folosesc fascicule de electroni monoenergetice între 4 și 25 MeV, generând fascicule de raze X cu un spectru de energii până la 500 KeV corespunzător energiei fasciculului de electroni accelerați (Figura 1.1).

Atât afecțiunile benigne, cât și cele maligne pot fi tratate folosind electroni sau raze X. LINAC oferă un fascicul de radiații care este fiabil, versatil și precis. Adaptabilitatea LINAC ca tehnică de tratament poate fi un avantaj față de terapia cu cobalt.

În plus, atunci când dispozitivul nu este în uz, acesta poate fi pur și simplu oprit; nu există nici-o sursă care să necesite ecranare puternică, deși camera de tratament în sine necesită o ecranare semnificativă a pereților, ușilor, tavanului și a altor suprafețe pentru a preveni răspândirea radiațiilor dispersate [2].

În aplicațiile medicale, asigurarea calității LINAC este critică. În accelerator sunt incluse mai multe măsuri pentru a se asigura că nu eliberează o doză mai mare sau mai mică decât a prescris-o radioterapeutul oncolog.

Caracteristicile de verificare internă ale acceleratoarelor liniare moderne împiedică pornirea iradierii dacă nu sunt îndeplinite toate cerințele de tratament prescrise.

De asemenea, este esențial să se asigure siguranța celor care operează acceleratorul liniar. Acceleratorul liniar este găzduit într-o cameră cu pereți de plumb și beton, care ecranează razele X de înaltă energie, asigurând totodată că nimeni din afara încăperii nu este expus la acestea. Deoarece acceleratorul emite radiații în timpul funcționării, radioterapeutul trebuie să îl

pornească din afara camerei de tratament. Șansa de expunere neintenționată este destul de scăzută [3].

Componentele principale ale unui accelerator linear (Figura 1.2):

(I) Magnetron

Magnetronul este un dispozitiv care produce microunde. Funcționează ca un oscilator de mare putere, producând impulsuri de microunde care durează câteva microsecunde și se repetă de sute de ori pe secundă. Fiecare impuls are o frecvență de aproximativ 3.000 MHz. Electronii sunt accelerați de microunde.

(II) Ghidul de undă

Un ghid de undă pentru accelerator este o structură liniară care transmite unde electromagnetice între punctele sale finale. Este montat pe orizontală într-un portal pentru mașinile cu energie unică sau dublă, de înaltă energie cu klystroni și pe verticală pentru mașinile cu energie redusă cu magnetroni.

(III) Circulator:

Circulatorul este un dispozitiv care previne reflectarea microundelor de la accelerator.

(IV) Sistem de răcire

Prin bombardarea țintei cu electroni, numai o parte a energiei cinetice a acestora, este transformată în radiații X, restul transformându-se în energie termică. Din acest motiv, țintele se încălzesc la temperaturi foarte ridicate putându-se topi sau putând emite la rândul lor electroni. Pentru eliminarea acestui neajuns, țintele se răcesc, prin diferite procedee, în general printr-un sistem de circulare a unui agent termic (apă, ulei, etc.)

(V) Gantry

Scopul acestui dispozitiv, este de a direcționa fotonii sau electronii către zona vizată (tumoarea pacientului). Se poate roti până la 360 de grade în jurul izocentrului. Este alcătuit din următoarele componente:

-*Tunul cu electroni.* Un tun cu electroni este un dispozitiv care produce flux îngust de electroni cu energie cinetică precisă dintr-un catod încălzit.

-*Capul de tratament.* Este format din componente care sunt concepute pentru a modela și monitoriza grinzile de tratament.

-*Colimatoarele:* Un colimator este un dispozitiv care focalizează sau îngustează un fascicul de raze sau radiații pentru a fi aliniat într-o direcție diferită sau pentru a-i reduce secțiunea transversală. Unul dintre cele mai utilizate tipuri de colimatoare sunt cele cu mai multe frunze (MLC - Fig. 1.3). Un MLC este un dispozitiv alcătuit din lamele individuale din material cu număr atomic ridicat, adesea este ales tungsten. Ele se pot mișca în mod independent una de alta într-un fascicul de particule pentru a conforma forma tumorii specific pacientului.

(VI) Canapea de tratament

Canapeaua de tratament, este un dispozitiv medical în care pacientul stă nemișcat pentru a primi tratamentul. Se poate mișca la dreapta, la stânga, în sus, în jos, înăuntru și în afara. [4]



Figura 1.1. Accelerator liniar

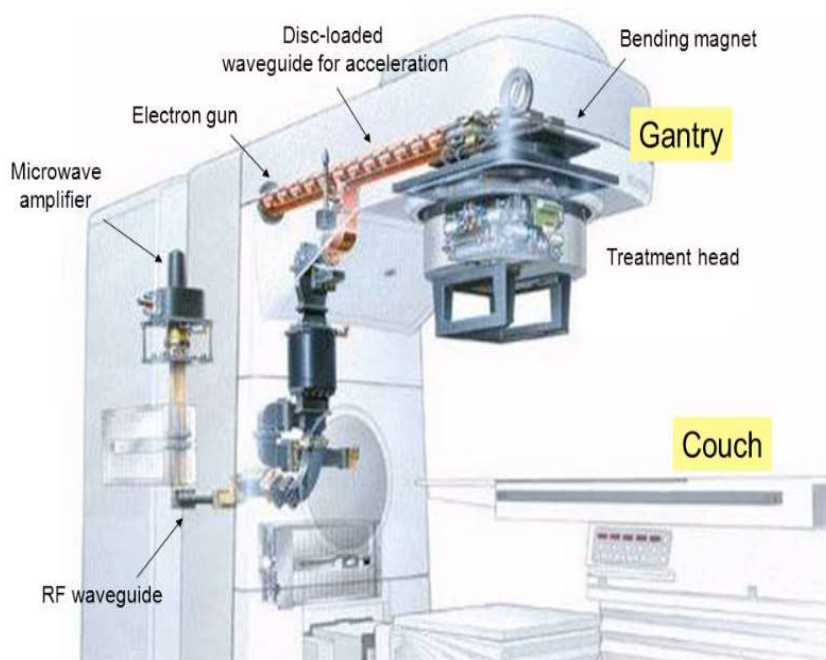


Figura 1.2. Componentele acceleratorului linear

1.2 Colimatoarele

Colimatorarele sunt utilizate în acceleratoarele liniare, pentru a conforma câmpul de iradere pe tumoarea pacienții. Acestea pot limita dimensiunea maximă a câmpului unui fascicul.

Un colimator principal conic și două perechi de colimatoare secundare cu fâlcii mobile alcătuiesc sistemul de colimatori aflați într-un LINAC standard. Colimatorul primar determină unghiul maxim de împrăștiere al fasciculului de radiație. Fâlcile colimatorului secundar limitează fasciculul în ambele axe, x și y , rezultând un câmp de radiație dreptunghiular.

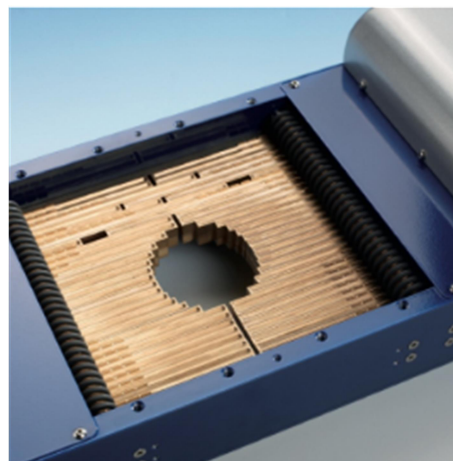


Figura 1.3. MLC

După ce fasciculul de iradiere a căpătat o orientare verticală, colimatorul primar este plasat. Un filtru de aplatizare sau o peliculă de împrăștiere este precedat de poziționarea colimatorul secundar [5].

Colimatoarele cu mai multe foi (MLC) sunt folosite în sisteme noi pentru a modela în continuare un fascicul și pentru a localiza câmpuri de tratament în radioterapie. MLC-urile sunt alcătuite din 50-120 de lamele alcătuite din metale grele care alunecă la locul ideal pentru a crea forma de câmp necesară (Figura 1.3).

Un colimator cu mai multe frunze (MLC) este un colimator sau un dispozitiv de limitare a fasciculului care este format din „frunze” individuale dintr-un material cu numerotare atomică mare, de obicei wolfram, care se poate mișca independent în și în afara traseului unui fascicul de radioterapie pentru a modela și variați-i intensitatea.

MLC-urile sunt utilizate în radioterapie cu fascicul extern pentru a oferi o formă conformă a fasciculelor. De exemplu, radioterapia conformală și terapia cu radiații cu intensitate modulată (IMRT) pot fi furnizate cu ajutorul MLC-uri.

Pentru radioterapia conformală, MLC permite modelarea conformă a fasciculului pentru a se potrivi cu marginile tumorii țintă. Pentru tratamentele IMRT, lamelele unui MLC pot fi mutate pe câmp pentru a crea forme optime pentru tratamentul tumorii.

MLC este un instrument crucial în livrarea terapiei cu radiații. A început ca un proxy pentru simularea domeniului blocurilor de aliaj și este acum utilizat frecvent în IMRT. MLC, ca orice alt aparat de radioterapie, trebuie să treacă prin etapele de punere în funcțiune și asigurarea calității. Pentru a modela un MLC pentru planificarea tratamentului, sunt numeroase măsuri suplimentare de punere în funcțiune [6].

1.3 Distanța de la sursă la suprafață (SSD)

Fluența fotonilor emiși de o sursă punctiformă de radiație variază invers proporțional cu pătratul distanței de la sursă. Deși sursa clinică pentru terapia cu fascicul extern este de dimensiune finită, SSD-ul este de obicei selectat să fie mai mare de 80 cm, astfel încât

dimensiunea sursei nu este importantă în raportul fluctuației fluenței fotonului cu distanța. Cu alte cuvinte, sursa poate fi considerată punctiform dacă valoarea SSD este mare.

Ca urmare, rata de expunere de la o astfel de sursă fluctuează invers proporțional cu pătratul distanței.

Dependența de legea inversă pătratică a ratei dozei presupune ca avem de-a face cu un fascicul primar fără dispersie. Cu toate acestea, colimarea sau alt factor de împrăștiere în fascicul poate induce variații de la legea inversă pătratică într-un cadru clinic specific. Ca rezultat al legii inversă pătratică, doza procentuală de adâncime crește cu SSD. Curba procentuală a dozei de adâncime (PDD), care este o doză relativă la un punct de referință, crește cu SSD, în ciuda faptului că rata reală a dozei într-un punct scade odată cu creșterea distanței de la sursă.

În figura 1.4 se poate vedea rata relativă a dozei de la o sursă punctuală de radiație este reprezentată grafic în funcție de distanța de la sursă, urmând legea inversă a pătratului.

Graficul indică faptul că la distanțe mai scurte de la sursă, scăderea ratei de doză între două puncte este substanțial mai mare decât la distanțe mai mari. Acest lucru indică faptul că PDD, de referință, scade mai repede spre sursă decât la îndepărtarea de la aceasta. SSD este o măsură semnificativă în tratamentul clinic cu radiații. SSD-ul ar trebui să fie cât mai mare posibil, deoarece PDD controlează cât de multă adâncime poate fi furnizată în raport cu D_{\max} .

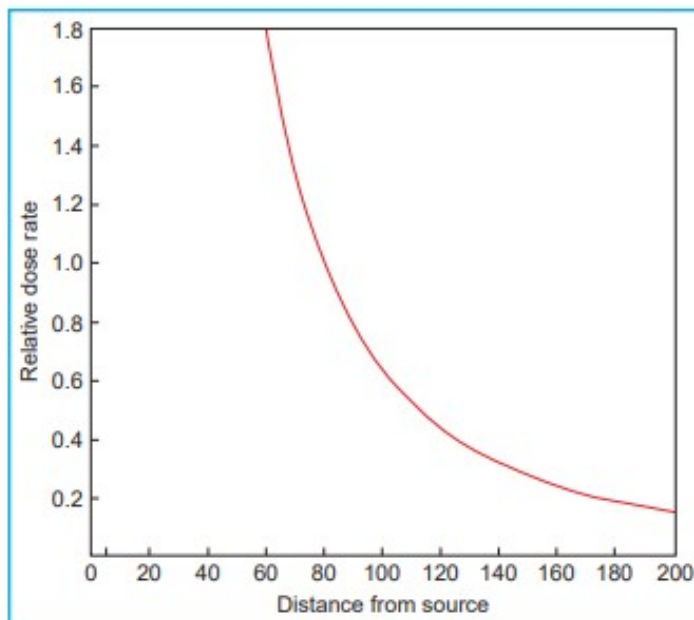


Figura. 1.4. Rata relativă a dozei de la o sursă punctuală de radiație în funcție de distanța de la sursă

Deoarece rata dozei scade odată cu distanța, SSD-ul este de obicei setat la o distanță care reprezintă un compromis între rata dozei și PDD în practică.

Pentru aplicare clinică, tabelele de dozare pentru adâncimii sunt adesea măsurate pe un SSD conventional, în general acestea fiind de 80 cm pentru teleterapie cu cobalt sau 100 cm pentru fasciculele produse de LINAC.

Cu toate acestea, într-o circumstanță clinică, SSD-ul unui pacient poate diferi de SSD-ul convențional [7].

Deoarece SSD-ul este modificat, metoda se bazează pe o aplicarea legii inversului pătratic, fără a lua în considerare modificările de împrăștiere. Figura 1.5 prezintă două scenarii de iradiere în care se schimbă doar ceea ce privește SSD. Pentru $SSD = f$ și o dimensiune a câmpului r . Fie $P_{(d,r,f)}$ la adâncimea d . Modificarea dozei cu adâncimea este determinată de trei efecte: legea pătratului invers, legea atenuării exponențiale și a împrăștierii. Astfel se ajunge la :

$$P_{(d,r,f_1)} = 100 \cdot \left(\frac{f_1 + d_m}{f_1 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu (d - d_m)} \cdot K_s \quad (1-1)$$

unde m este coeficientul efectiv de atenuare liniară pentru fasciculul primar și K_s este o funcție care ține cont de modificarea dozei împrăștiate. Dacă nu se ține cont de modificarea valorii K_s de la un SSD la altul, obținem [8]:

$$P_{(d,r,f_2)} = 100 \cdot \left(\frac{f_2 + d_m}{f_2 + d} \right)^2 \cdot e^{-\mu (d - d_m)} \cdot K_s \quad (1-2)$$

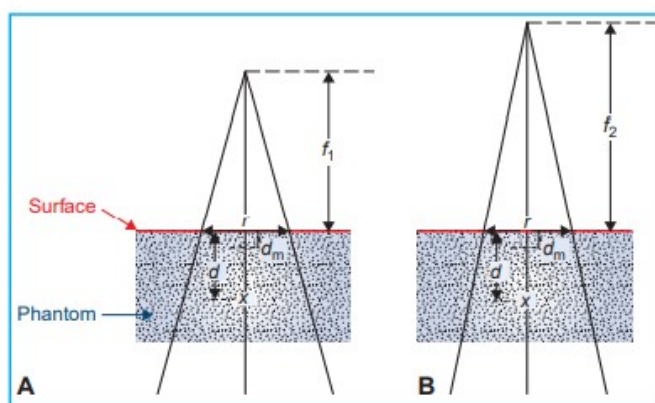


Figura 1.5. Iradiere cu SSD diferit

1.4 Curba procentuală a dozei de adâncime (PDD)

O curbă procentuală de adâncime (PDD), în radioterapie, ilustrează doza absorbită depusă într-un mediu de către un fascicul de radiații, deoarece variază cu adâncimea de-a lungul axei fasciculului. Doza maximă este împărțită în valorile dozei, rezultând un grafic în procente din doza maximă. Deoarece apa este relativ asemănătoare cu țesutul uman în ceea ce privește împrăștierea și absorbția radiațiilor, testele de doză se fac de obicei în apă sau plastic „egal cu apa” cu o cameră de ionizare.

Doza de adâncime procentuală, care reflectă procentul total de doză depusă în comparație cu adâncimea dozei maxime, depinde de adâncimea de interes, energia fasciculului, dimensiunea câmpului și SSD (distanța de la sursă la suprafață):

- PDD scade odată cu creșterea adâncimii datorită legii inversului pătratului și datorită atenuării fasciculului de radiații
- PDD crește odată cu creșterea mărimii câmpului de radiație datorită fotonilor primari și împrăștiati mai mari din mediul iradiat
- PDD crește odată cu creșterea SSD, deoarece variațiile inverse pătrate pe un interval de distanță fix sunt mai mici la distanță totală mare decât distanță totală mică

De notat, PDD se referă în general la adâncimi mai mari decât adâncimea dozei maxime [9].

Normalizarea dozei la adâncime la doza de la adâncimea de referință este o tehnică de definire a distribuției dozei pe axa centrală. Relația dintre doza absorbită la orice adâncime d și doza absorbită la o adâncime de referință d_0 , de-a lungul axei centrale a fasciculului, poate fi definită ca procent din doza de adâncime. Următorul este dozajul procentual de adâncime (P):

$$P = \frac{D_d}{D_{d_0}} \cdot 100\% \quad (1-3)$$

Suprafața ($d_0=0$) este folosită în mod obișnuit ca adâncime de referință pentru ortotensiune (până la 400 kVp) și razele X cu energie mai mică. Pentru energii mai mari, adâncimea de referință este aleasă în mod normal la locul vârfului dozei absorbite ($d_0=d_m$), care, în funcție de cât de mare este energia, are loc la adâncimi din ce în ce mai mari. Deoarece adâncimea dozei maxime absorbite pentru un fascicul de energie dat variază în funcție de dimensiunea câmpului, adâncimea de referință ar trebui determinată pentru o dimensiune mică a

câmpului pentru a minimiza contaminarea cu electroni și menținut constant pentru toate dimensiunile câmpului, indiferent de locul unde apare doza maximă reală.

În practica clinică, doza maximă absorbită pe axa centrală este uneori numită doză maximă, doză dată sau pur și simplu D_{\max} . Astfel se ajunge la:

$$P = \frac{Dd}{P} \cdot 100\% \quad (1-4)$$

Distribuția dozei în adâncimea axei centrale este influențată de o serie de factori: calitatea sau energia fasciculului, adâncimea, dimensiunea, forma câmpului, distanța de la sursă la suprafață (SSD) și colimarea fasciculului sunt câțiva dintre acești factori [10].

2. TEHNICI ȘI METODOLOGII DE IRADIERE:

2.1 Tehnici de iradiere

Mai multe tehnici specializate pentru procese unice de administrare a dozei sunt cunoscute și utilizate în plus față de tehnicile convenționale obișnuite de radioterapie standard utilizate în clinicile de radioterapie. Aceste tehnici abordează provocări specifice care includ de obicei modificări ale echipamentelor, proceduri unice de asigurare a calității și multă implicare și asistență oferită fizicianului clinic.

Următoarele sunt tehnicile de radiație care se încadrează în prezent într-o anumită categorie specială:

- Iradiere stereotactica;
- Iradierea totală a corpului (TBI) cu fascicule de fotoni;
- Iradierea cu electroni total al pielii (TSEI);
- Radioterapie intraoperatorie (IORT);
- Iradierea endorectală;
- Radioterapie conformală și radioterapie cu intensitate modulată (IMRT);

Radioterapia conformă modelează fasciculele de radiații pentru a se potrivi strâns cu zona cancerului [11].

Un colimator cu mai multe frunze este un dispozitiv folosit de Linac. Colimatorul cu mai multe frunze este alcătuit din frunze subțiri de plumb care se mișcă independent una de alta.

Au capacitatea de a produce forme care se potrivesc perfect cu regiunea de tratament. Pe măsură ce dispozitivul se rotește în jurul pacientului, frunzele de plumb se pot mișca. Fascicul de radiații este modelat pentru a se potrivi cu tumora.

Aceasta înseamnă că tumora primește multă radiație, dar celulele organe sănătoase adiacente primesc mult mai puțin.

Fiecare ședință de radioterapie este împărțit în mai multe fascicule mici, permițând ca intensitatea radiației să fie variată. Acest lucru permite ca diferite doze de radiații să fie livrate tumorii.

IMRT este util în special în locații precum capul și gâtul, unde poate ajuta la prevenirea lezării măduvei spinării sau a glandelor salivare.

În ciuda avantajelor evidente ale IMRT, există unele dezavantaje. În comparație cu tehnicile convenționale de radioterapie conformită (CRT), procesele de planificare și asigurare a calității (QA) necesare pentru IMRT sunt mai complexe și necesită timp, ceea ce poate avea un impact considerabil asupra resurselor departamentului. Ca rezultat, se explorează modalități de a face analiza QA mai ușoară și mai rapidă, oferind totuși cel mai eficient și mai precis tratament fezabil [12].

Terapia cu arc volumetric modulat (VMAT), o formă de tehnologie IMRT, este una dintre tehnicile sofisticate care tinde către cel mai precis și non distructiv tratament.

Aparatul de radioterapie se rotește în jurul pacientului în timpul unui fascicul de radioterapie în formă de arc, care distinge VMAT de IMRT tradițional.

Beneficiile cheie ale VMAT sunt acuratețea și rapiditatea.

Fasciculul de radiații este concentrat asupra tumorii, în timp ce țesuturile sănătoase sunt protejate prin terapie VMAT. Fiecare tratament VMAT durează mai puțin de cinci minute. Tratamentele care sunt finalizate mai rapid îmbunătățesc acuratețea radiațiilor datorită timpului scurt în care pot apărea artefacte de mișcare, sporind în același timp confortul pacientului.

Fotonii generați de un accelerator medical liniar sunt utilizați în tratamentul VMAT. O tumoare este vizată folosind mănunchiuri foarte mici de intensități diferite, care sunt apoi rotite la 360 de grade în jurul pacientului. Ca rezultat, ținta este iradiată într-o manieră tridimensională.

Există trei pași esențiali pentru tratament: diagnostic, planificare a tratamentului și livrare.

Echipa medicală creează imagini de diagnostic tridimensionale ale anatomiei pacientului (de obicei CT și/sau PET) ca parte a diagnosticului și apoi utilizează aceste imagini pentru a specifica doza de radiații necesară pentru tratarea tumorii. Fasciculele de iradiere folosite în VMAT pot avea dimensiuni de până la 2,5 x 5 mm.

Scopul este de a furniza cea mai mare doză posibilă de radiații tumorii maligne, minimizând în același timp cantitatea de țesut sănătos afectată [13].

2.2 Plan de tratament

Procesul prin care o echipă de oncologi, radioterapeuți, fizicieni medicali și dozimetristi medicali planifică abordarea corectă a iradierii cu fascicul extern sau a brahiterapiei interne pentru un pacient cu cancer este cunoscut ca planificarea tratamentului cu radiații (RTP).

Planificatorul plasează pachete într-un sistem de planificare a tratamentului care poate furniza suficientă radiație unei tumori, economisind în același timp organele vitale și limitând doza la țesutul sănătos în timpul planificării anticipate. Figura 2.1 prezintă un plan de tratament folosind software-ul Monaco. Numărul de fascicule de radiație de utilizat, unghiurile din care fiecare fascicul va fi livrat, dacă vor fi utilizate sau nu pene de atenuare, și ce configurație MLC va fi utilizată pentru a reprezenta radiația din fiecare fascicul, sunt toate decizii care trebuie luate de către fizicianul medical.

Odată ce fizicianul medical a făcut un plan de tratament, sistemul de planificare a tratamentului calculează unitățile monitor necesare pentru a furniza o doză prescrisă într-o zonă specifică și distribuția dozei în organism. Distribuția dozei în pacient este dependentă de anatomia pacientului, localizarea tumorii și de factori ce colimează raza, cum ar fi pene, colimație specializată, mărimea câmpului, adâncimea tumorii, etc.

Informațiile din scanarea CT anterioară a pacientului permit o predicție mai precisă a comportamentului radiațiilor pe măsură ce aceasta trece prin țesuturi. Sunt disponibile diverse modele de calcul al dozelor, cum ar fi fascicul creionului, suprapunerea convoluției și simularea Monte Carlo, precizia și timpul de calcul fiind compromisul relevant.

Metoda de planificare anticipată este suficient de inteligentă pentru a gestiona scenarii relativ de bază, în care tumora are o structură simplă și nu este adiacentă niciunui organ vital [14].

În planificarea inversă un medic radioterapeut identifică organele pacientului și tumora, apoi un planificator oferă dozele țintă și parametrii cheie pentru fiecare. Apoi utilizând un program de optimizare se identifica planul de tratament care îndeplinește cel mai bine toate criteriile impuse.

Spre deosebire de metoda prin încercare și esec folosită de planificare anticipată, planificarea inversă folosește optimizatorul pentru a rezolva problema invers, pornind de la rezultatul final.

Un plan de tratament este stabilit și autorizat de medicul oncolog radioterapeut în consultare cu fizicianul medical înainte ca tratamentul să fie administrat pacientului. Înainte de tratament, planul este verificat de două ori (o dată fizicianul verifică medicul și după medicul verifică fizicianul) și sunt efectuate proceduri de asigurare a calității pentru a verifica dacă tratamentul este administrat conform intenției. [15].

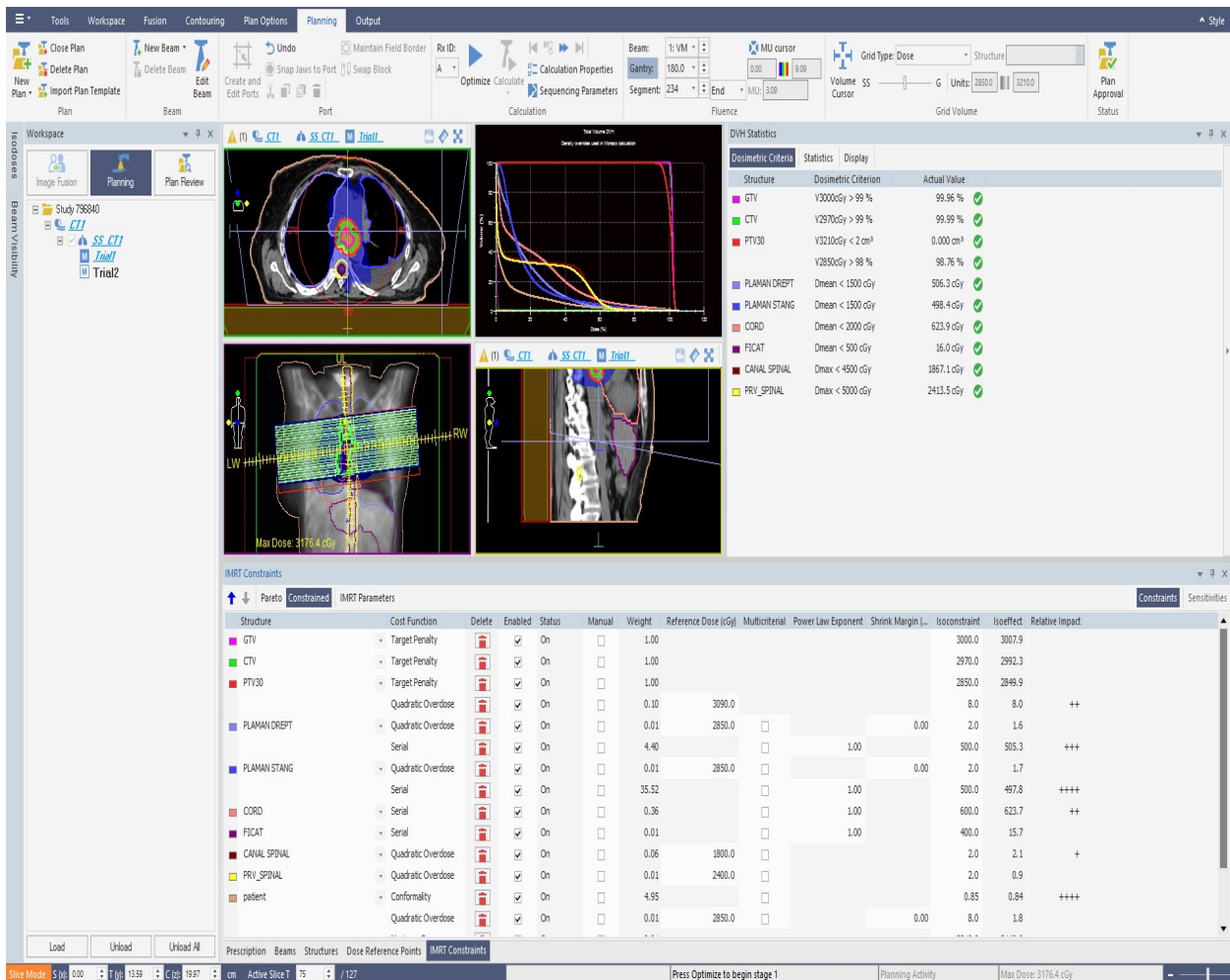


Figura 2.1. Plan de tratament în softul de calcul Monaco

2.3 Analiza Gamma

Programul de asigurare a calității al unei instituții de sănătate este menit să se asigure că toate echipamentele și radiografiile funcționează optim. Acest lucru este extrem de benefic în ceea ce privește minimizarea dozei de radiații, îmbunătățirea informațiilor despre imagine și reducerea cheltuielilor operaționale. Asigurarea calității planurilor VMAT trebuie luată în considerare în lumina a ceea ce a fost învățat și dezvoltat în IMRT QA, pe măsură ce radioterapia progresează de la tratamentul cu radiații cu intensitate modulată și către terapia cu arc volumetric modulată [16].

În ceea ce privește dozimetria, tratamentele cu radiații cu intensitate modulată folosind un colimator dinamic multilamelar (MLC) sunt extrem de complicate și este necesară asigurarea calității specifice pacientului pentru a verifica dacă sistemul de planificare a tratamentului (TPS) furnizează doza planificată pacientului la unitatea de tratament.

Pentru a compara distribuțiile măsurate ale dozelor cu cele generate de sistemul de planificare a tratamentului, au fost concepute diverse abordări. Metodologia indicelui γ , care este modalitatea standard de verificare a dozei plate în IMRT QA, calculează cantitatea de utilizare a criteriilor preselectate, diferența de doză (DD) și distanța de acord (DTA) și apoi utilizează numărul pentru a determina rezultatul QA IMRT (succes - eșec).

Pentru a evalua dacă două distribuții de doză sunt de acord, rata de promovare (% din valorile 1 având în vedere un set de criterii DTA / DD) a devenit o practică obișnuită [17].

Afișări ale distribuțiile diferențelor de doză sunt de obicei marcate numeric valori mari în regiunile cu gradient abrupt de doză. Stabilirea regiunilor în care diferența de doză este semnificativă poate necesita o evaluarea manuală punct cu punct a gradientului local de doză.

Diferența de dozare a instrumentului este asimetrică, în funcție de distribuția aleasă ca distribuție de referință. Crearea distanței până la acord (DTA) a fost determinată de sensibilitatea dispozitivului cu gradient de dozare la doză abruptă. Acest instrument se aplică distribuției evaluate independent a fiecărui indicator de referință. Distribuția evaluată a dozei este căutată pentru cel mai apropiat punct cu aceeași valoare de dozare ca și punctul de referință, care este comparabilă cu poziția celei mai apropiate linii de izodoză sau suprafață a mediului evaluat corespunzătoare aceleiași doze [18].

Pentru a stabili distanța minimă pentru distribuțiile discrete de doză, este de obicei necesară interpolarea spațială. Instrumentul DTA, spre deosebire de instrumentul de diferență de doză, este mai puțin sensibil în zonele cu un gradient de doză abruptă. Cu toate acestea, chiar și pentru gradienti de doză modeste, o valoare ridicată a DTA poate fi determinată în zonele cu gradientul de doză mică. Deoarece regiunile cu gradient de doză abruptă sunt de obicei mai mici decât regiunile cu gradient de doză mic, multe distribuții DTA vor avea regiuni de dezacord care sunt mai mari decât cerințele acceptabile clinic. Această proprietate face interpretarea vizuală a distribuțiilor DTA extrem de provocatoare.

În ceea ce privește distribuția aleasă ca distribuție de referință, DTA nu este nici antisimetric, nici invariant. Atât diferențele de dozare, cât și analizele DTA generează distribuții continue pe care recenzorul le poate vedea.

Instrumentul γ nu este simetric când vine vorba de cele două distribuții, iar una sau ambele pot fi monitorizate sau estimate.

Pentru fiecare punct de referință, instrumental γ este calculat independent folosind întreaga distribuție evaluată. În general, ca distribuție de referință, distribuția examinată va avea cel puțin o dimensionalitate ridicată. Funcția este definită independent pentru fiecare punct de referință, astfel încât calculul în acea locație să nu fie afectat de calculele punctelor de referință din apropiere. Ca rezultat, un singur punct de măsurare a dozei poate fi utilizat ca referință de distribuție.

Valoarea estimată a γ este o măsură a distanței în spațiul renormalizat dintre cele două distribuții de dozare. Prin definiție, vectorul care reprezintă cea mai scurtă distanță este ortogonal cu distribuția evaluată. Funcția de gradient de doză locală va determina orientarea aceluia vector cu referire la axele spațiale. Vectorul este mai perpendicular pe axa dozei și paralel cu axele spațiale pe măsură ce gradientul dozei devine mai abrupt. Ca gradient de doză să se apropie de infinit, vectorul γ devine perpendicular pe axa dozei și este o măsurare directă a DTA. Invers, pentru gradientii de doză zero, vectorul este paralel cu axa dozei și γ este o măsură a diferenței de doză. Prin urmare, γ ține cont automat de gradientul local de selectat testul adecvat la compararea distribuțiilor [19].

O altă utilizare potențială a distribuției gamma este de a potrivi criteriul ΔD cu barele de eroare spațială din distribuția dozei (Figura 2.2). În regiunile în care gradientul de doză este abrupt, diferența de doză este nesemnificativă în raport cu barele de eroare spațială, iar valoarea y este redusă de componenta spațială a vectorului y . Distribuția gamma indică diferența de doză ținând cont de barele de eroare spațiale și a gradientul local de doză. Instrumentul γ oferă o metodă cantitativă de comparare a două distribuții de doză [20].

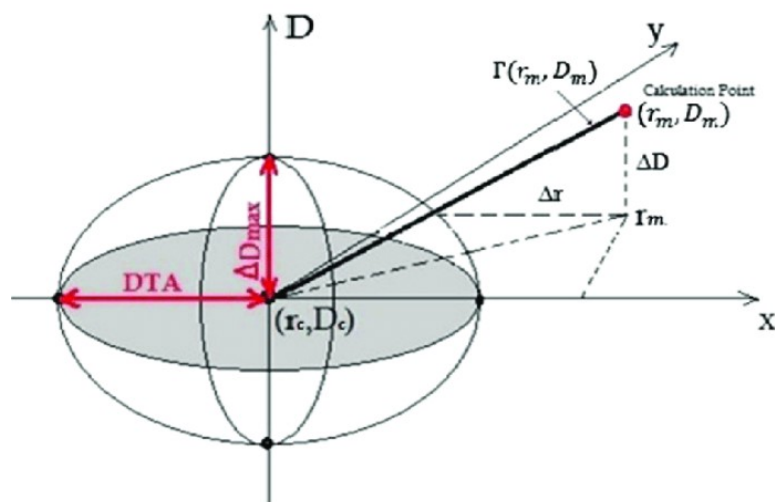


Figura 2.2. Principiul analizei Gamma

3. FANTOME ȘI DETECTORI

3.1 Fantoma Octavius4D

Componente:

Unitate de rotație modulară T40063

Unitate de control T40058

Inclinometet wireless T43036

Detector OCTAVIUS 1500



Figura 3.1. Octavius 4D

Detectorul OCTAVIUS 1500 este un concept de matrice a camerei de ionizare utilizat în validarea IMRT și planificarea controlului calității terapiei cu radiații. Utilizarea unei camere de ionizare evită defectele de radiație, un dezavantaj major al detectoarelor cu stare solidă. Camera de ionizare plan-paralela ventilata masoara 4,4 mm x 4,4 mm x 3 mm si este la 7,1 mm de centru. Un total de 1405 camere de ionizare sunt plasate în matricea de șah, oferind o dimensiune

maximă a câmpului de 27 cm x 27 cm. Designul camerei pătrate oferă o acoperire unică de 50% a site-ului.

Detectorul 1500 poate fi utilizat pentru verificarea planului IMRT și ajustarea online a LINAC [21].

Tabel 3.1. Specificatii Octavius 4D:

Detector type:	Plane-parallel vented ionization chambers
Number of detectors:	1405
Detector size:	4.4 mm x 4.4 mm x 3 mm (0.06 cm ³)
Detector spacing:	7.1 mm center-to-center
Max. field size:	27 x 27 cm ²
Max. measurement points:	2916 (four merged measurements)
Reproducibility:	≤± 0.5%
Dead time:	zero
Repetition rate:	100 ms
Measured quantities:	absorbed dose to water (Gy), absorbed dose rate to water (Gy/min)
Resolution:	Dose: 0.1 mGy, Dose rate: 0.1 mGy/min
Measurement range:	0.25 ... 800 Gy/min
Reference point:	7.5 mm below the surface of the array
Housing material:	PS, GRP (frame)
Dimensions:	30 cm x 46.7 cm x 2.2 cm (W x D x H)
Weight:	6 kg
Power supply:	(100 ... 240) VAC; (50 ... 60) Hz
PC connection:	Ethernet

OCTAVIUS 4D, reprezentată în Figura 3.1, este unicul sistem de verificare a dozei 4D care permite măsurarea dozei nu numai în puncte izolate, ci și în întreg volumul fantomei. Acest lucru asigură acoperirea completă a tuturor regiunilor relevante clinic, cum ar fi volumele țintă și organele expuse riscului (Figura 3.2). OCTAVIUS permite acoperire completă a regiunilor relevante clinic.



Figura 3.2 Regiunilor relevante clinic

Disponerea camerelor de ionizare permite efectuarea următoarelor:

- măsurarea distribuției dozei
- masurarea profilelor in directiile Gun-Target si Stânga-Dreapta
- măsurarea profilelor diagonale
- verificarea congruenței câmpurilor de lumină și radiații pentru orice dimensiune a câmpului
- verificarea pozițiilor lamelelor pentru orice dimensiune a câmpului

Măsurătorile absolute ale dozei sunt posibile numai după o calibrare încrucișată față de un dozimetru absolut. Calibrarea încrucișată este utilizată pentru a determina un factor de corecție pentru camera centrală. Acest factor de corecție este valabil pentru toate camerele matricei de detectoare, totuși, numai în combinație cu fișierul de calibrare.

Sistemul OCTAVIUS 4D achiziționează și stochează măsurătorile matricei 2D în funcție de timp și unghiul portalului în intervale. Pentru fiecare interval de măsurare, doza 3D este reconstruită prin utilizarea unui set simplu de curbe ale dozei de adâncime. Doza totală din fantoma cilindrică, OCTAVIUS 4D, este reconstruită ca sumă a diferitelor contribuții unghiulare [22].

Tabel 3.2. Achiziție de date PDD pentru reconstrucția dozei 3D in VeriSoft:

	OCTAVIUS 4D combined with RU top standard	OCTAVIUS 4D combined with RU top SRS
Necessary field sizes defined SID 100 cm [cm x cm]	4x4, 5x5, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 26x26	3x3, 4x4, 5x5, 8x8, 10x10, 14x14, 18x18
Source-surface-distance SSD [cm]	85	92

Se poate efectua o calibrare încrucișată măsurând doza în fantomă folosind o camera de ionizare (disponibilă pentru camera Farmer, camera Semiflex T31010, Semiflex 3D T31021 și PinPoint 3D T31022) sau se poate calcula doza așteptată cu ajutorul TPS.

Pentru a calcula doza așteptată cu ajutorul TPS (Figura 3.3), se crează un pacient cu Octavius scanat și se planifică pe acesta pentru a calcula valorile de calibrare încrucișată pentru detectorul OCTAVIUS în fantoma cilindric. Se plasează un câmp de 10 x 10 cm² pe fantomă, asigurând că izocentrul coincide cu originea imaginii. Aceasta ar trebui să rezulte într-o valoare de SSD de 84 cm, cu o eroare de +/- 1 mm. După aceasta se calculează doza pentru o valoare fixă de 200 MU:

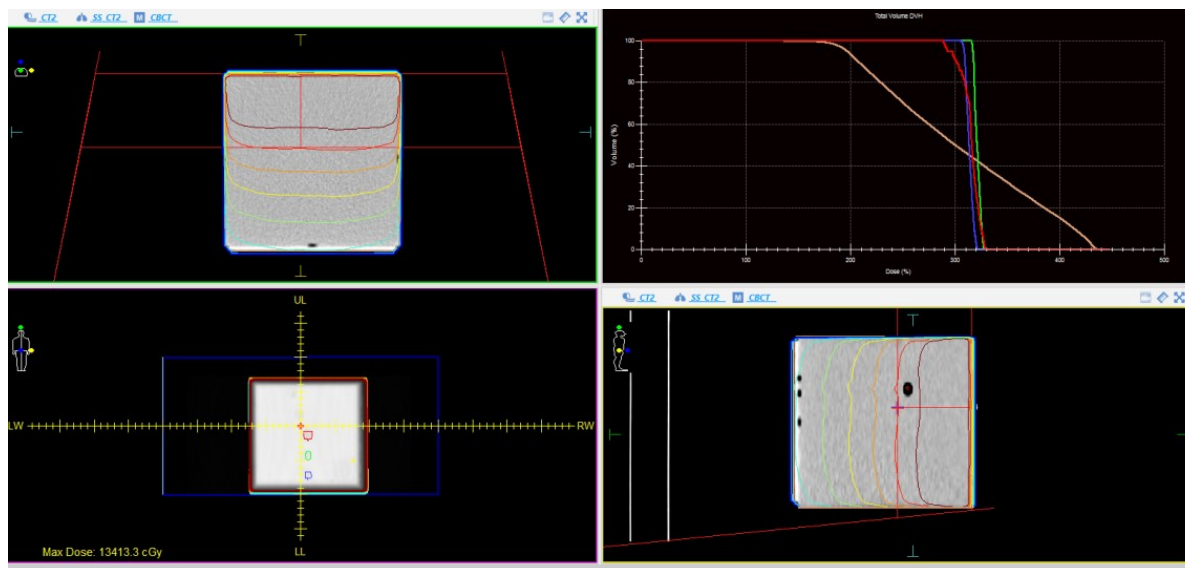


Figura 3.3. Planificarea calculului valorilor de calibrare încrucișată

Calibrarea încrucișată, reprezentată în softul VerySoft de Figura 3.4, este calibrarea unui aparat în funcție de o măsurătoare anterioară sau de un rezultat teoretic. Este adesea folosit pentru corectarea valorilor obținute din măsurători.

Această corecție este necesară din cauza variațiilor de temperatură și presiune a aerului.

Coeficientul k_{Cross} este măsurat până când valoarea rămâne stabilă la 2 măsurători concomitente. Astfel se poate seta factorul de corecție și se poate începe măsurătoarea QA [23].

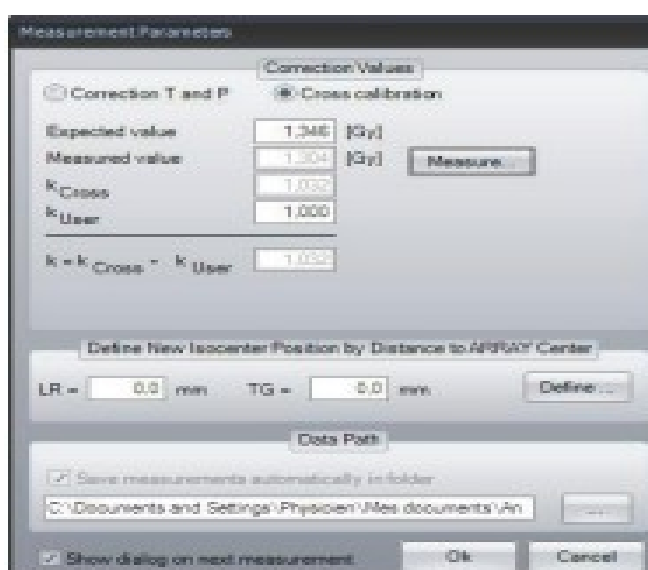


Figura 3.4. Parametri pentru măsurători

În 1955, Farmer a proiectat o cameră care a furnizat un standard secundar stabil și de încredere pentru razele X și razele γ ale tuturor energiilor terapeutice. Această cameră conectată la un electrometru specific, este cunoscută și sub numele de dozimetru substandard Baldwin-Farmer, este folosit pentru măsurarea încărcăturii de ionizare.

Designul original al camerei Farmer a fost modificat ulterior de Aird și Farmer pentru a oferi caracteristici de răspuns la energii mai calitative și mai multă continuitate a designului din cameră în camera. Această cameră este prezentată schematic în Figura 3.5.

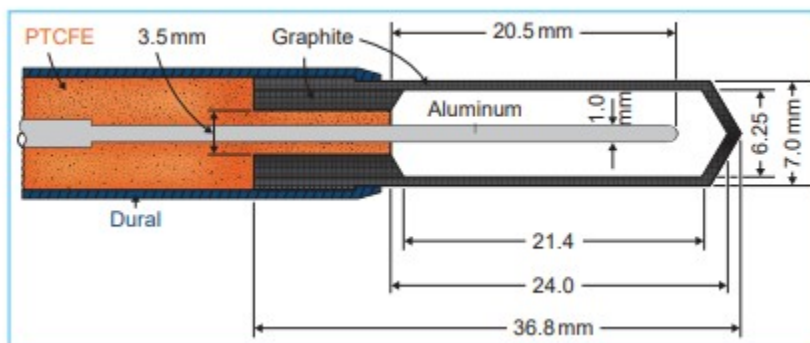


Figura 3.5. Camera Farmer

Pereții degetelor sunt din grafit pur, electrodul central este din aluminiu pur, iar izolatorul este format din policlorofluoretilenă. Volumul de colectare al camerei este nominal de $0,6 \text{ cm}^3$. Există trei electrozi într-o cameră de ioni bine protejată: electrodul sau colectorul central, peretele degetului mare și electrodul de protecție. Colectorul colectează sarcina ionizată și furnizează curent dispozitivului de măsurare a sarcinii, electrometrul. Electrometrul este echipat cu surse duble cu polaritate mare pentru a menține o tensiune de polarizare ridicată pe colector.

Electrodul de protecție are două scopuri diferite. Prima este de a preveni scurgerea curentului de la electrodul de înaltă tensiune, iar cealaltă este de a defini volumul de colectare a ionilor.

Cel mai adesea, colectorul funcționează cu o tensiune pozitivă pentru a colecta sarcina negativă. Ambele polarități ar trebui să colecteze același volum de încărcătură de ionizare dacă camera este proiectată cu efecte de polaritate minime. Răspunsul energetic al camerei proiectate de Aird și Farmer este prezentat sub forma unui grafic, în Figura 3.6, al factorului de calibrare în funcție de stratul cu jumătate de valoare a fasciculului.

Răspunsul este aproape constant de la stratul cu jumătate de valoare de $0,3 \text{ mm Cu}$ în sus și cu 4% de la $0,05 \text{ mm Cu}$ în sus. Aird și Farmer au descoperit că scurgerea totală a tulpinii acestei camere este de aproximativ $0,4\%$ atunci când este iradiată cu raze X 4-MeV cu întreaga tulpină în fascicul.

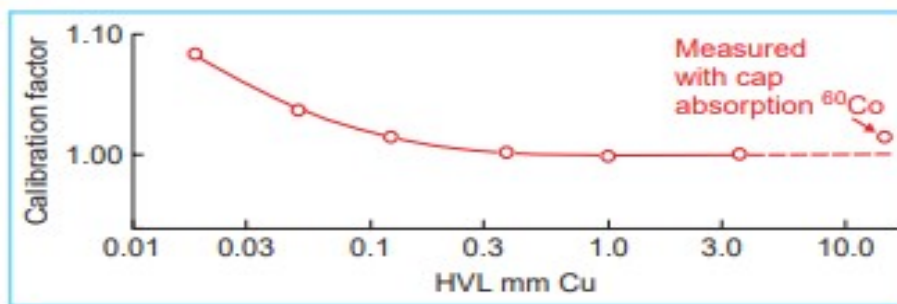


Figura 3.6. Raspunsul energetic

Camerele plan-paralele sunt asemănătoare cu camerele de extrapolare, cu diferența principal fiind distanțele variabile dintre electrozi. Distanța dintre electrozi a camerelor plan-paralele este mică (~2 mm) dar fixă. Un perete subțire sau o fereastră permit măsurători practice la suprafața unei fantome fără atenuare semnificativă a peretelui. Octavius 4D detectează radiația cu ajutorul camerei plan-paralele (Figura 3.7).

Prin adăugarea de straturi de material fantomă deasupra ferestrei camerei, se poate studia variația dozei în funcție de adâncime, la adâncimi mici, unde camerele cilindrice nu sunt adecvate din cauza volumului lor mai mare al cavității. Într-o cameră plan-paralelă distanța mică dintre electrozi minimizează perturbațiile cavității în câmpul de radiație. Această caracteristică este importantă în dozimetria fasciculelor de electroni, unde fluența electronilor poate fi perturbat semnificativ de camerele cilindrice datorită prezenței cavității lor mari de aer.

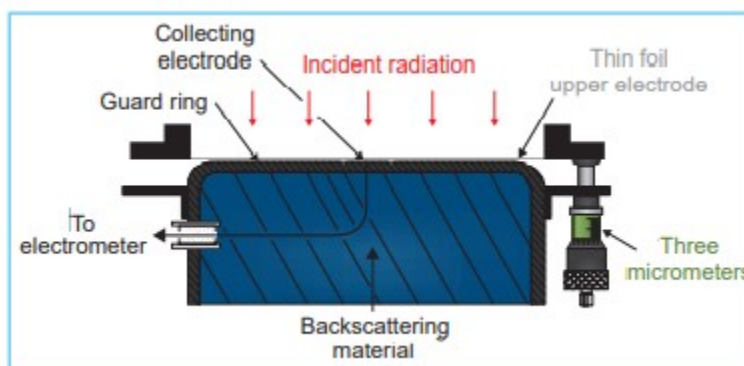


Figura 3.7. Componentele camerei de ionizare plan-paralele

Camerele plan-paralele utilizate în mod obișnuit au o serie de specificații în ceea ce privește volumul sensibil, distanța dintre electrozi, grosimea ferestrei de intrare, lățimea inelului de protecție în funcție de utilizarea lor și de precizia dorită.

3.2 Monitor integral de calitate (IQM)

Spre deosebire de Octavius 4D, IQM folosește camere de ionizare cu aer liber.

Camera de ionizare cu aer liber (Figura 3.8), sau standard, este un instrument utilizat în măsurarea expunerii la roentgen conform definiției sale. În general, un astfel de standard primar este folosit exclusiv pentru calibrarea instrumentelor secundare utilizate pe teren. Instalațiile camerelor de aer liber sunt astfel limitate în principal la laboratoarele naționale standard.

Un fascicul de raze X, care provine dintr-un punct focal S, este definit de diafragma D și trece central între o pereche de plăci paralele. Între plăci se aplică o tensiune înaltă (intensitatea câmpului de ordinul a 100 V/cm) pentru a colecta ionii produși în aer între plăci. Ionizarea se măsoară pentru o lungime L definită de liniile limită de forță la marginile plăcii colectoare C. Liniile de forță sunt făcute drepte și perpendiculare pe colector printr-un inel de protecție G [24].

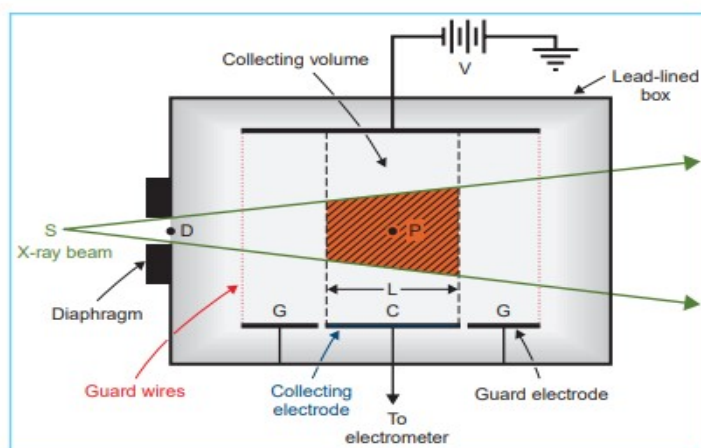


Figura 3.8. Componentele camerei de ionizare cu aer liber

Electronii produși de către Fascicul de fotoni din volumul specificat trebuie să-și consume toată energia prin ionizarea aerului dintre plăci. Acest lucru există numai dacă intervalul de electroni eliberați de fotonii incidenti este mai mic decât distanța dintre fiecare placă și volumul specificat. Mai mult, pentru ca echilibrul electronilor să existe, intensitatea fascicului (fluxul de

fotoni pe unitatea de timp) trebuie să rămână constantă pe întregul volum specificat, iar separarea dintre diafragmă și zona de colectare a ionilor trebuie să depășească intervalul de electroni din aer. Dacă ΔQ este sarcina colectată în Coulombs și r este densitatea (kg/m^3) a aerului, atunci expunerea X_p în centrul volumului specificat (punctul P) este:

$$X_p = \frac{\Delta Q}{p \cdot A_p \cdot L} \cdot \frac{1}{2.58 \cdot 10^{-4}} \cdot R \quad (3-1)$$

unde A_p este aria secțiunii transversal a fasciculului în punctul P și L este lungimea volumului colector. În practică, este mai folositor să se precizeze expunerea (X) relative la poziția diafragmei. Se presupune că f_1 este distanța sursei de raze X până la diafragmă și f_2 este distanța sursei de raze X până la punctul P.

Deoarece intensitățile în punctul P și la diafragmă sunt legate printr-un factor drept pătratic invers $(f_1 / f_2)^2$, care indică și aria grinzilor la diafragmă și la punctul P. Astfel este dată expunerea X_D la diafragmă:

$$X_D = \frac{\Delta Q}{p \cdot A_D \cdot L} \cdot \frac{1}{2.58 \cdot 10^{-4}} \cdot R \quad (3-2)$$

unde A_D este aria deschiderii diafragmei.

Pentru a obținute măsurători precise cu o cameră de ionizare cu aer liber este necesar să se facă corecții pentru diferiți factori. Câteva corecții care sunt aplicate de obicei includ (1) corecția pentru atenuarea aerului; (2) corecția pentru recombinarea ionilor; (3) corectarea efectelor temperaturii, presiunii și umidității asupra densității aerului; și (4) corecția pentru ionizarea produsă de fotonii împrăștiați.

Există limitări în ceea ce privește proiectarea unei camere cu aer liber pentru măsurarea roentgenilor pentru fasciculele de raze X de înaltă energie. Pe măsură ce energia fotonului crește, gama de electroni eliberați în aer crește rapid. Acest lucru necesită o separare sporită a plăcilor pentru a menține echilibrul electronic. O separare prea mare, totuși, creează probleme de câmp electric neuniform și recombinare mai mare a ionilor. Deși utilizarea aerului la presiune ridicată poate reduce separarea plăcilor, există încă probleme precum atenuarea aerului, împrăștierea fotonilor și eficiența redusă a colectării ionilor. Din cauza acestor probleme, există o limită a

energiei fotonului dincolo de care razele X nu pot fi măsurate cu precizie. Această limită apare la aproximativ 3 MeV [25].

IQM (Fig. 3.9) este primul sistem de verificare care verifică livrarea tratamentului ca proces, pe măsură ce se desfășoară. Fiecare etapă a procesului de livrare este verificată separat în timpul livrării.



Figura 3.9. Sistemul IQM

Abordarea unică de măsurare a sistemului IQM detectează chiar și abaterile minore de livrare în timp ce tratamentul este în decurs, e important de menționat că nu orice abatere pune în pericol pacientul. IQM permite separarea abaterilor minore de livrare, de erorile de tratament potențial dăunătoare.

IQM detectează abateri semnificative de la tratament în timp real, înainte ca acestea să dăuneze pacientului [26].

Tabel 3.3. Specificatii IQM

Type of Detector	
Air-vented large area ionization chamber with gradient response	
Number of Detectors	Ion chamber volume
1 (single) ion chamber	550cc
Active Size	
26.5cm x 26.5cm	
Minimal Field Size	Maximum Field Size
Unlimited	40cm x 40c006D
Detector Resolution	
Continuous spatial resolution (similar to radio-chromic film)	
Active Detection Area	
100% (one single detector with continuous spatial resolution – no discrete detector spacing)	
High Voltage	Polling repetition rate
500V	200 ms
Dose Range	Dose rate dependency
0.1MU x cm ² to unlimited	< 0.2% between 20 MU / min and 2400 MU / min
Energy range	
Photon energies from 1MV to unlimited (incl. FFF)	
Dynamic range	
Between 50 counts / minute and 5.000.000 counts / minute	
Signal reproducibility	Signal linearity (dose output)
> 99.95%	100% proportional
Air Kerma correction	
Built-in Thermometer and Barometer	
Inclinometer (built-in)	
<ul style="list-style-type: none"> • Inclinometer resolution: 0.1° • Gantry angle resolution: 1° • Collimator angle resolution: 1° 	
Battery	Battery life
4 Lithium-Ion batteries (medical device certified)	>24 hours
Battery Management System	Battery recharge time
Monitors and displays current battery status	Approx. 25min (20%), approx. 5 hours (100%)
Data connection	Detector enclosure material
Bluetooth	Aluminum with Carbon Fiber cover
LED Indicators	
5 on Front Panel (Power On/Off, Electrometer, Inclinometer, Bluetooth, Battery)	
Manufactured	Dimensions
100% Made in Germany	45cm x 35cm x 3.5cm (17.7" x 13.8" x 1.37")
Weight (incl. battery)	
4.3kg (9.48lb)	

Probleme, limitari și avantaje:

- IQM nu verifică unghiul colimatorului
- Prezentarea ambiguă a liniei de bază care trebuie aplicată atunci când sunt prezente mai multe versiuni ale unui plan
- În prezent, nu există nicio etichetă sau indicație în interfață că aceasta este linia de bază activă în prezent ca referință
- IQM se așteaptă ca ID-ul pacientului și ID-ul câmpului (eticheta Dicom: Nume fascicul) să fie transmise de sistemul de înregistrare și să verifice exact așa cum este definit în planul de tratament. Cu toate acestea, se poate întâmpla ca sistemul de înregistrare și verificare să trunchieze aceste elemente de date la import sau chiar să solicite utilizatorului să introducă o nouă valoare dacă ID-ul câmpului planificat nu respectă regulile. În acest caz, IQM nu poate potrivi ID-urile dintre sistemul de înregistrare și verificare și planul de tratament și va rula în modul de afișare.
- Predicție îmbunătățită a semnalului pentru segmente foarte mici în mașinile Elekta Agility și Varian Truebeam
- Opțiuni suplimentare de gestionare a Minimum Leaf Gap (MLG)
- Selecție îmbunătățită a dimensiunii câmpului AOF pentru câmpuri mici
- Rezoluție mai mare a parametrilor care caracterizează transmisia frunzei MLC, lățimea umbrei și frunza dozimetrică decalaj.
- Sistemul IQM oferă rapoarte automate care sunt salvate într-o locație specificată de folder sau, opțional, trimise prin e-mail unei persoane sau unei liste de distribuție specificate. Rapoartele sunt generate atunci când IQM Calculator importă și calculează unul sau mai multe planuri de tratament și când IQM Monitor înregistrează sau verifică livrarea unui tratament. Rapoartele sunt furnizate în două formate, un raport PDF formatat potrivit pentru documentația QA și un raport în format Microsoft Excel potrivit pentru procesarea ulterioară și analiza statistică a datelor IQM [27].

Prezentarea generală a raportului include:

- (i) informații de identificare a pacientului
- (ii) informații despre plan

(iii) Evenimente raportabile ale calculatorului care au avut loc în timpul calculării câmpului, inclusiv date lipsă sau nevalide sau câmpuri omise

(iv) un rezumat al câmpurilor incluse în raport

Secțiunea Detalii câmp include:

- informații de identificare a pacientului și a terenului
- informații despre proces, cum ar fi versiunea software-ului de calcul
- grafice segment cu segment și semnal cumulativ, inclusiv semnalul IQM de referință calculat pentru fiecare segment.

Metode și criterii de evaluare a datelor

Aplicația IQM Monitor arată o comparație grafică și tabelară pe segment (grup) a cursurilor IQM Cumulative și Segment-cu-Segment (SbS) măsurate față de referință pentru fiecare măsură individuală de câmp.

Monitorul IQM punctează semnalele măsurate în raport cu nivelurile de supraveghere și de acțiune derivate din semnalul de referință, unde evaluarea finală a măsurării pe teren, afișată în linia Stare monitorizare, este desemnată ca:

- „Succes” dacă toate SbS măsurate și semnalele cumulate se află în nivelul de supraveghere.
- „Urmăriți” dacă cel puțin unul dintre semnalele măsurate este în afara nivelului de urmărire și, în același timp, toate semnalele SbS sau cumulate măsurate sunt în interiorul nivelului de acțiune.
- „Acțiune” dacă cel puțin unul dintre SbS măsurate sau semnalele cumulate se află în afara nivelului de acțiune. Evaluarea finală a acestor serii de câmp se bazează pe cel mai prost rezultat din 5 criterii de evaluare care maximizează sensibilitatea de detectare a erorilor a sistemului IQM. Abateră finală cumulativă între semnalele de măsurare și de referință. O rată de promovare ponderată în funcție de segment pe coridor de toleranță:
 - o Nivelul de vizionare cumulativ
 - o Nivelul de acțiune cumulativ
 - o Nivel de urmărire segment cu segment
 - o Nivel de acțiune segment cu segment [28]

Deviația finală cumulativă (ΔFC)

Cursul de semnal cumulativ reprezintă integrala cursului de semnal segment cu segment. Prin urmare, Semnalul Cumulativ Final constă din suma tuturor semnalelor Segment cu Segment per câmp, zi sau Curs de tratament și reflectă fluența totală măsurată pentru această serie de câmpuri. Această măsurătoare evaluează acuratețea tratamentului global calculând abaterea relativă a semnalului ΔFC între semnalele cumulate finale măsurate și de referință. ΔFC este apoi punctat în raport cu nivelurile de supraveghere și de acțiune aplicate grupului de segmente cumulate final pentru domeniu, ziua de tratament sau cursul tratamentului:

- Evaluarea finală a abaterii cumulate este etichetată „Succes”, dacă ΔFC se află în interiorul Nivelului de urmărire aplicat.
- Evaluarea finală a abaterii cumulate este etichetată „Urmărire”, dacă ΔFC se află în afara Nivelului de urmărire de referință aplicat, dar în interiorul Nivelului de acțiune aplicat.
- Evaluarea finală a abaterii cumulate este etichetată „Acțiune”, dacă ΔFC se află în afara Nivelului de acțiune aplicat.

Rata de trecere ponderată pe segment (SPR)

Rata de trecere ponderată pe segment este o măsurătoare de evaluare care atribuie o pondere fiecărui segment (grup) luând în considerare impactul relativ al semnalului său de referință IQM asupra Semnalului de referință cumulativ final pentru măsurarea în câmp, grupul de câmp sau cursul de tratament. Ulterior, se calculează ponderile tuturor grupurilor de segmente cu abateri într-un interval acceptabil specific.

Rata de trecere ponderată în funcție de segment reprezintă porțiunea din doza de câmp, așa cum este extrasă în semnalul IQM, care a fost în limitele nivelului de supraveghere cumulativ sau segment-cu-segment și/sau nivel de acțiune pe măsură ce câmpul a fost livrat. Aceasta înseamnă că rata de trecere variază de la 100% la 0%, adică toate semnalele au trecut sau au eșuat un anumit coridor de toleranță, respectiv. În loc să ia în considerare numărul de segmente care trec sau eșuează, abordarea de trecere ponderată ia în considerare porțiunea de doză de câmp care a fost administrată în fiecare segment (grup) care trece sau eșuează. Aceasta

înseamnă că mai multe grupuri de segmente cu porțiuni de semnal foarte mici (care rezultă din dimensiuni mici ale câmpului și/sau valori mici MU pentru segment) nu vor modifica rata de trecere a unui câmp.

De asemenea, asigură că, dacă un singur grup de segmente cu o mare parte a semnalului de câmp este în afara toleranței, rata de trecere va reflecta un impact clinic mai mare. Ratele de promovare sunt punctate în raport cu un prag fix de 95% pentru a evalua acuratețea administrării tratamentului. Cel mai prost rezultat SPR determină rezultatul general al evaluării unei serii de câmp:

- Dacă un SPR care se referă la SbS sau la nivelul de acțiune cumulativ este mai mic de 95%, rezultatul general al seriei de câmp evaluate este „Acțiune”.
- Dacă niciun SPR care se referă la un nivel de acțiune nu a fost mai mic de 95%, dar cel puțin unul dintre SPR care se referă la SbS sau la nivelurile de supraveghere cumulativă este mai mic de 95%, rezultatul general al seriei de câmp evaluate este „Urmărire”.
- Dacă niciun SPR care se referă la un nivel de acțiune sau de supraveghere nu a fost mai mic de 95%, rezultatul general al seriei de câmpuri evaluate este „Succes” [29].

Măsurarea câmpului

O „Măsurare în câmp” f constă dintr-unul sau mai multe semnale de măsurare consecutive pe segment (grup) n care au fost obținute ca parte a iradierii unui câmp individual. Aceste semnale de segment sunt evaluate în două moduri:

- Semnalul măsurat Segment cu Segment (SbS) *Meas. SbSn*, unde fiecare semnal reprezintă produsul suprafață de doză acumulată pentru un singur segment de fascicul, așa cum este achiziționat de detectorul IQM între două puncte de control.
- Semnalul cumulativ (Cumulative) măsurat *Meas. Cumun*, care reprezintă integrala cursului semnalului Segment cu Segment.

Pentru un anumit grup de segmente n , semnalul cumulativ este calculat prin [30]:

$$\text{Meas.Cumu}_{n,f} = \sum_{n'=1}^n \text{Meas.Sbs}_{n',f} \quad (3-3)$$

Grupuri de câmp pe zi de tratament

Când Reporterul evaluează datele pentru o zi de tratament, sortează Măsurătorile de câmp ale zilei în „Grupuri de câmp” caracterizate prin Tipul de referință și Tehnica de tratament, care sunt evaluate independent unul de celălalt. Grupurile de teren sunt organizate de:

(i) Tipul de referință R cu care a fost comparată măsurarea câmpului în timpul monitorizării, unul dintre: a. Referință calculată b. Referință măsurată Ambele cazuri pot apărea în aceeași zi de tratament, de exemplu, când un plan de tratament include un câmp de amplificare care este iradiat doar în ultimele câteva fracțiuni ale tratamentului pacientului. Un astfel de câmp ar fi verificat față de o referință calculată pentru prima dată în timpul unui număr de fracție avansat, în timp ce celelalte câmpuri ar putea fi verificate față de o referință măsurată dobândită în timpul unei fracțiuni anterioare. Evaluarea care compară două măsurători stă la baza unor statistici diferite (de exemplu, fluctuație mai mică a abaterilor semnalului și coridoare de toleranță mai înguste) față de evaluarea unei măsurători în raport cu un calcul. În plus, compararea unei măsurători cu un calcul bazat pe model face o afirmație diferită despre calitatea tratamentului (verificarea livrării), spre deosebire de compararea a două măsurători una față de alta (constanța livrării). Prin urmare, aceste două scenarii sunt evaluate separat, chiar dacă au avut loc în aceeași zi de tratament.

(ii) Tehnica de tratament T a domeniului aferent: a. IMRT Step-and-Shoot (inclusiv câmpuri statice) b. IMRT dinamic (adică DMLC/Câmpuri cu ferestre glisante) c. VMAT În cazuri rare, un plan de tratament poate include câmpuri cu mai multe tehnici de tratament. Caracteristicile statistice ale semnalului IQM diferă între tehnicile de tratament, de ex. în numărul de grupuri de segmente (intervalele medii: IMRT: 1-20, DMLC: 10-200, VMAT: 15-180) și în coridoare de toleranță descrescătoare specifice tehnicii. Acest lucru face ca afirmațiile specifice tehnicii de tratament despre acuratețea livrării să fie mai semnificative decât declarațiile care evaluează mai multe tehnici de tratament simultan.

Diagrama arborescentă (Fig.3.10) care ilustrează diferitele grupuri de câmpuri între care IQM Reporter distinge atunci când evaluează toate măsurătorile câmpului de tratament care aparțin aceluiași plan de tratament și au fost măsurate în aceeași zi de tratament [31].

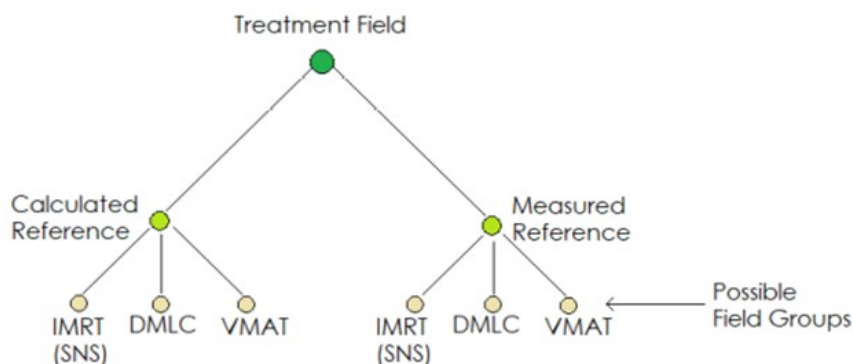


Figura 3.10. Diagrama arborescentă

Sistemul IQM este conceput pentru a detecta, pentru un câmp de referință de 10x10cm:

- variații sau abateri ale ieșirii dozei în setările MU cu o magnitudine mai mare de 2% și mai mare decât reproductibilitatea sistemului pe termen scurt (de obicei $\geq 0,5\%$), cu condiția ca toți ceilalți parametri ai fasciculului să rămână constanți
- modificări de 1% sau mai mare în harta intensității câmpului din cauza modificărilor incorecți
- modificări în plasarea fasciculului: o eroare de 5 mm în plasarea malului de frunze a câmpului de 4x4cm se va traduce într-o modificare de 1% (sau mai mare) a semnalului IQM, cu condiția ca toți ceilalți parametri ai fasciculului să rămână constanți
- modificări ale unghiului portalului acceleratorului liniar în timpul achiziției de date, în intervalul de 3 grade, cu excepția zonelor de $0^\circ \pm 2^\circ$ și $180^\circ \pm 2^\circ$. Pentru câmpurile statice din afara regiunii arcului orb, sunt detectate abateri de la unghiul portic așteptat de mai mult de 1° [32].

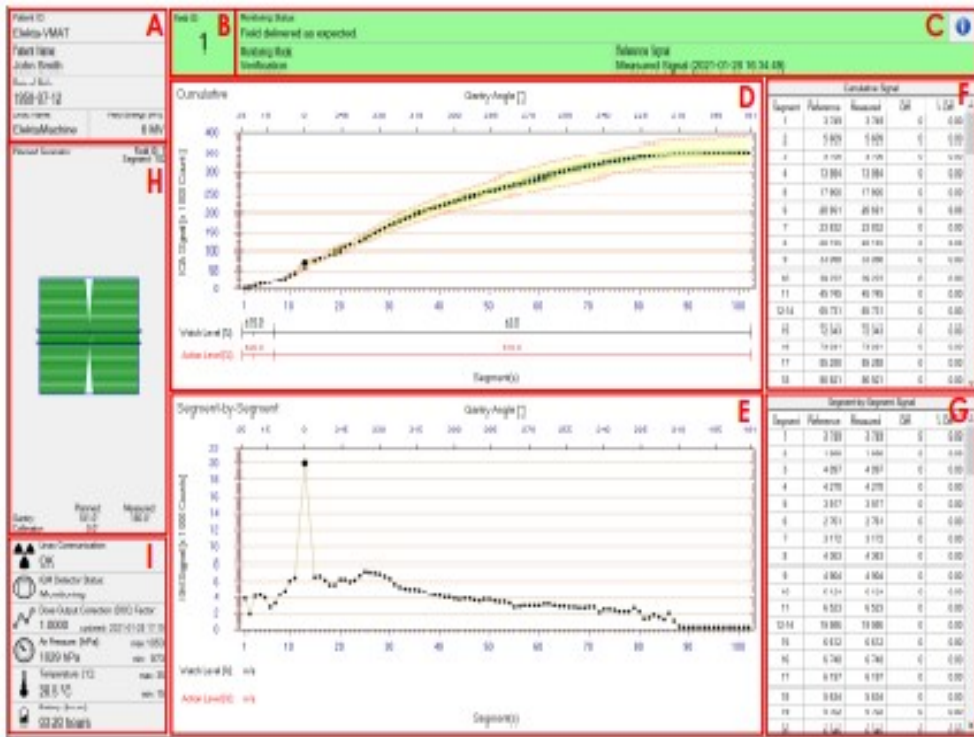


Figura 3.11. - Ecran de monitorizare în timp ce câmpul este în desfășurare în modul de verificare

Elementele afișajului aplicației IQM Monitor:

- A) Zona de identificare a pacientului și a aparatului de tratament
- B) ID-ul câmpului
- C) Mod de monitorizare și zonă de stare
- D) Graficul semnalului cumulativ
- E) Graficul semnalului segment cu segment
- F) Tabelul de semnal de segment cumulativ
- G) Tabel de semnal segment cu segment
- H) Grup de detalii de livrare
- I) Grupul de indicatori de stare

4. MĂSURATORI

Analiza Octavius 4D (Figura 3.12) ne indică și rata de trecere a dozelor mici, așa cum se poate observa în figura alaturata.

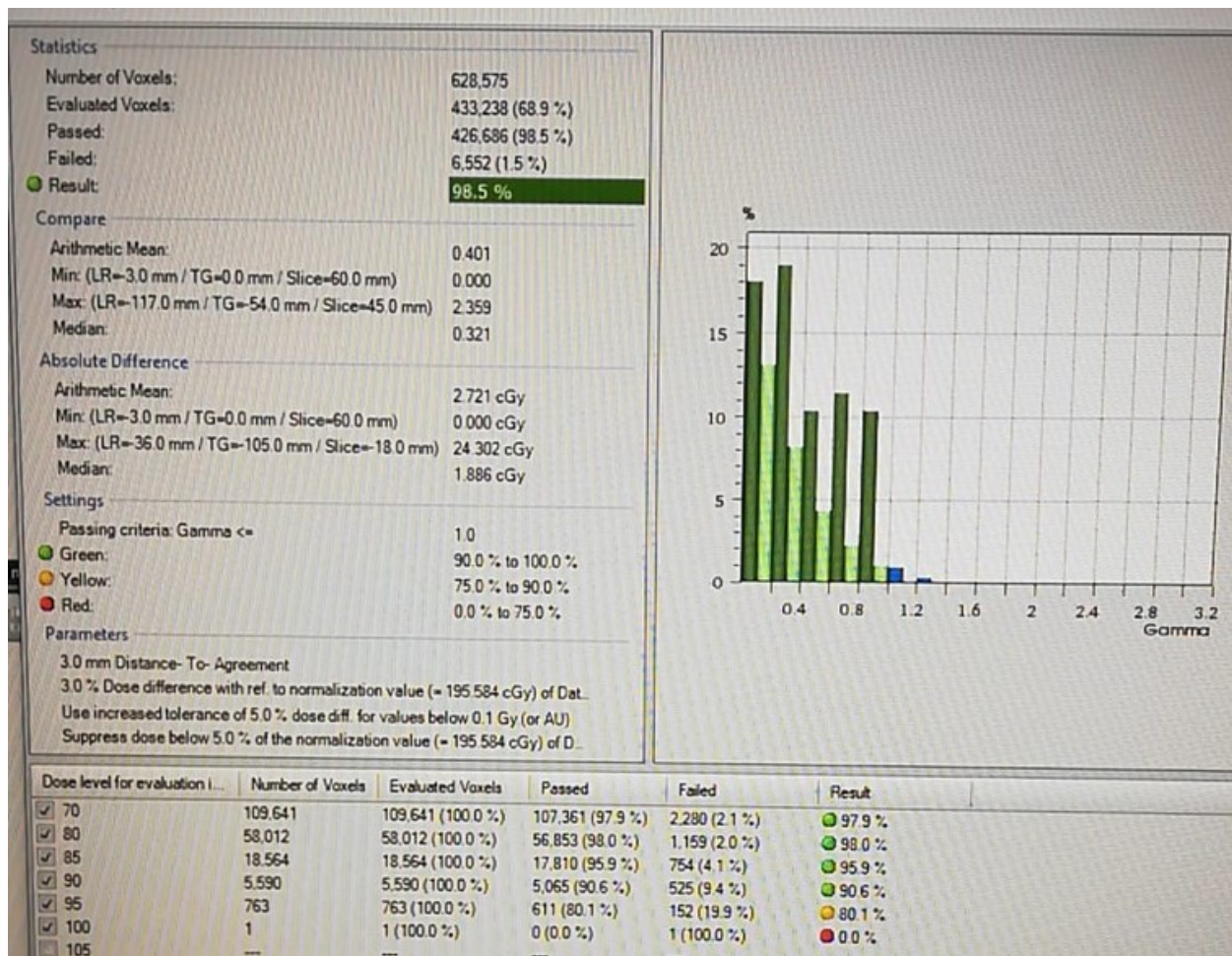


Figura 3.12. Raport Octavius 4D

Cu toate acestea, raportul final, reprezentat în Figura 3.13, este cel care indică procentual rata de trecere a tuturor voxelilor analizat.

Administrative Data

Institution
Physicist
PatientID
Patient Name
Comment

Volume Analysis - Parameters

2.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose difference with ref. to max. dose of selected slice
Use increased tolerance of 5.0 % dose diff. for values below 0.1 Gy (or AU)
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 173.132 cGy) of Data Set A
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	661,077 (59.3 %)
Passed	638,431 (96.6 %)
Failed	22,646 (3.4 %)
Result	96.6 % ● (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %

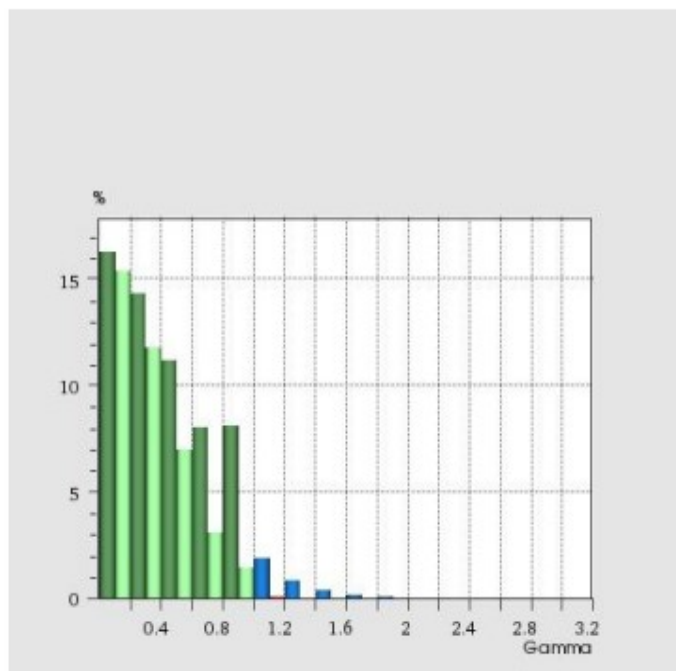


Figura 3.13. Raport final Octavius 4D

Raportul final de la IQM, reprezentat în Figura 3.14, ne oferă informații despre deviația cumulativă, energia utilizată, ce unghiuri face gantry, unitățile monitor livrate și concordanța finală.

Evaluation Details for Field 5

Field Details					
Field Description	A101	Beam Energy [MV]	6	Gantry Angle Span [°]	55.0
Field MU / Fraction	560.8	Reference Type	Calculation	Reference Date	28-Mar-2022 09:30:28
# Control Points	144				
# Segment Groups	134				

Treatment Details				
Session #	Treatment Time	Detector Serial	Treatment Machine	DOC Factor
1	20:56:27 - 22:08:07	0904101309	MDBE1	1.0000

Monitoring Status	Complete
Monitoring Event	None

Field Evaluation Results					
Total Deviation [%]	Cumulative Watch SPR [%]	Cumulative Action SPR [%]	Seg-by-Seg Watch SPR [%]	Seg-by-Seg Action SPR [%]	Overall Field Result
-0.1	100	100	100	N/A	Pass

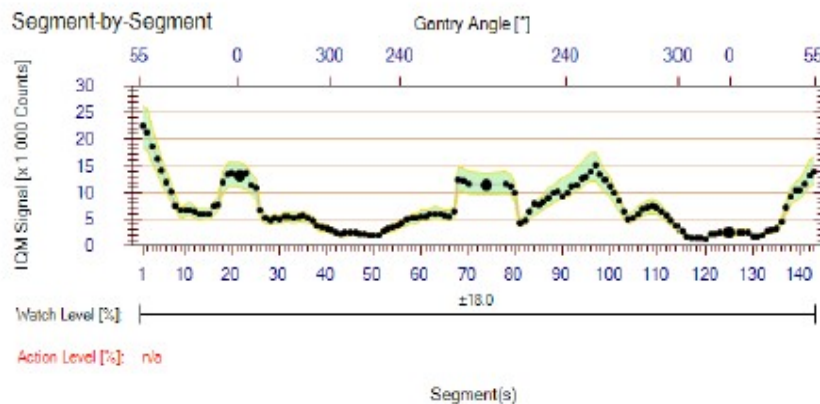
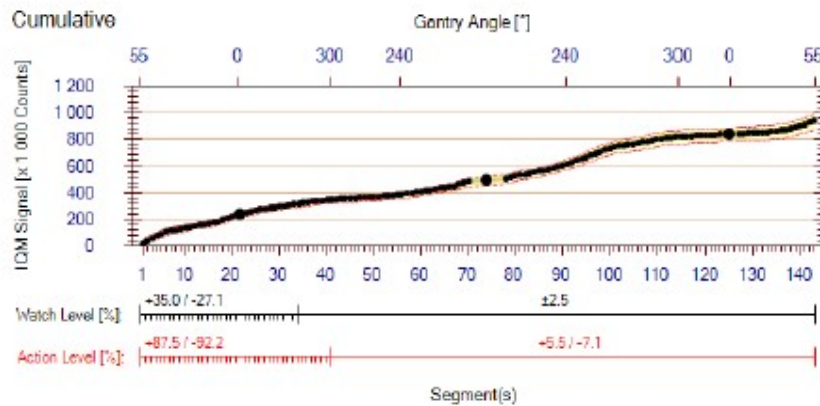


Figura 3.14. Raport final IQM

În Figura 3.15 sunt prezentate planurile, analiza gamma folosită și procentul de concordanta.

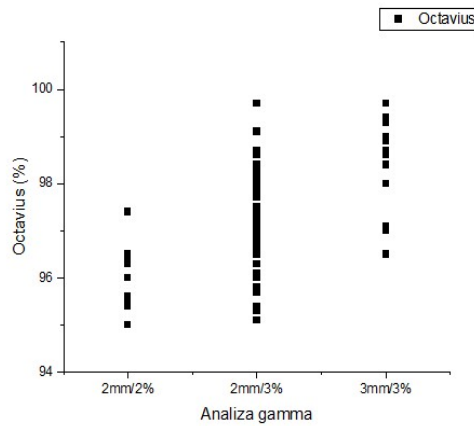


Figura 3.15. Analiza gamma vs procentul de trecere Octavius

Se poate observa că majoritatea planurilor au trecut la o analiză de 2mm / 3%, ceea ce este foarte bine având în vedere criteriul limită de 5mm / 5% utilizat.

Asemănător cu Octavius, Deviația totală cumulativă și procentul de trecere IQM sunt reprezentate în Figura 3.16.

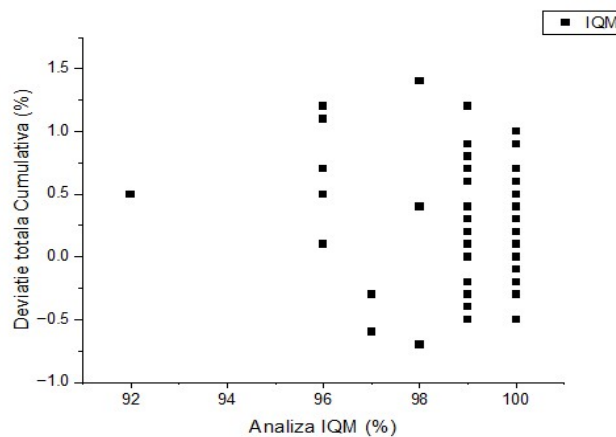


Figura 3.16. Deviația totală cumulativă vs Analiza IQM

Se poate observa o concordantă preponderentă peste 98% a planurilor.

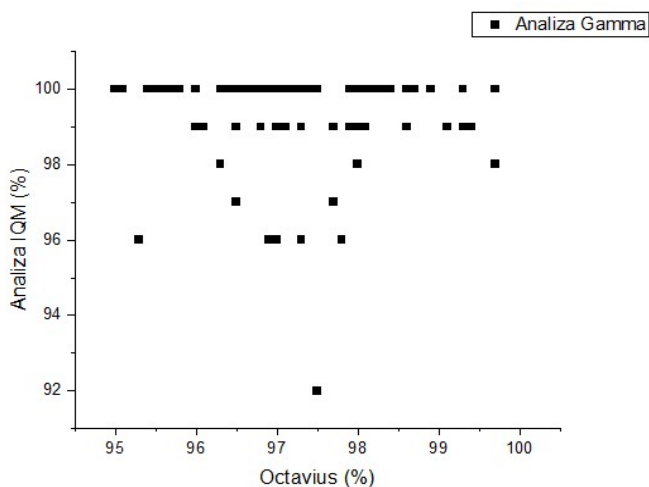


Figura 3.17. Analiza IQM vs Analiza Octavius

Se poate observa un plan care nu a îndeplinit condiția trecerii, de 95%, în analiza IQM, având doar o concordanță de 92% (Figura 3.16). Acest plan analizat de Octavius a trecut cu o concordanță de peste 97%. Această diferență majoră poate fi atribuită mai multor factori sau chiar a mai multor combinații. Unii factori cheie includ poziționarea Octaviusului, viteza de rotație a gantry, interpolarea voxelilor, doza maximă locală și eroarea software-ului.

În figurile 3.18 sunt prezentate planurile de sâni, mai exact deviația totală cumulată de la plan față de concordanța procentuală oferită de Octavius în funcție de analiza gamma.

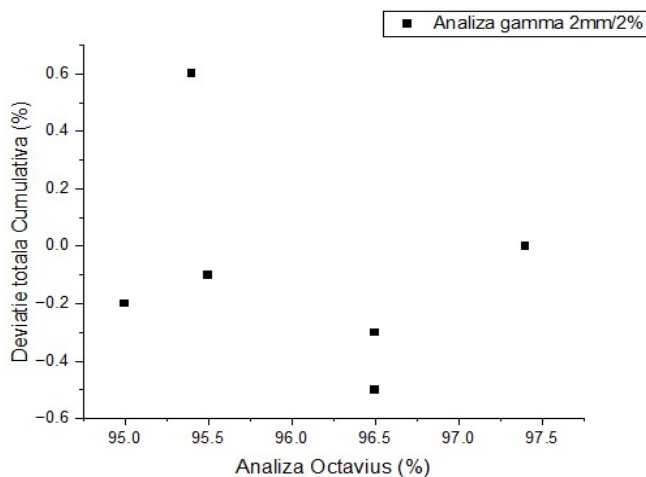


Figura 3.18a. Deviația totală cumulativă vs Octavius (sân gamma 2mm/2%)

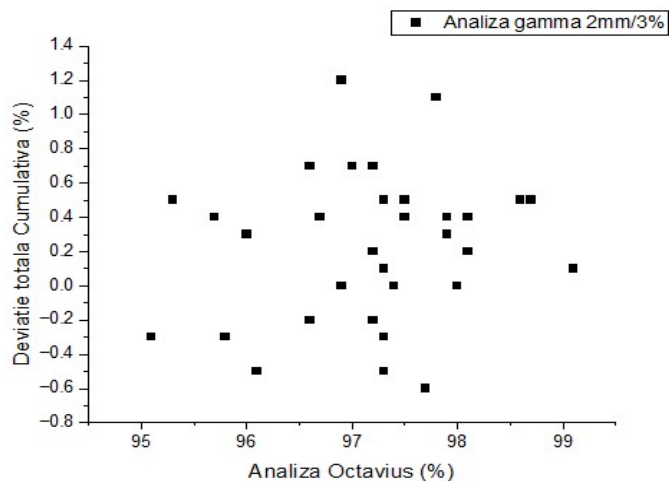


Figura 3.18b. Deviația totală cumulativă vs Octavius (sân gamma 2mm/3%)

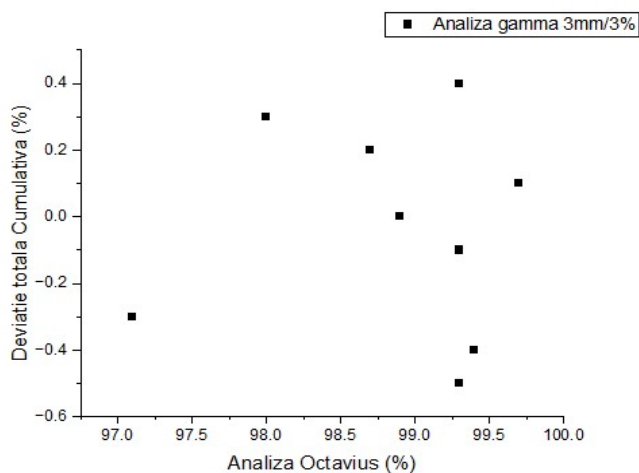


Figura 3.18c. Deviația totală cumulativă vs Octavius (sân gamma 3mm/3%)

Se poate observa că, indiferent de nivelul de analiză gamma utilizat, planurile au o deviație totală de maxim 1,3%, care este sub pragul maxim de 2,5%.

Planurile îndeplinesc, de asemenea cerința minimă de 95% pentru analiza Octavius.

Prin urmare, planurile de sâni pot fi livrate într-un mediu clinic.

În figurile 3.19 sunt prezentate planurile de ORL, mai exact deviația totală cumulată de la plan față de concordanța procentuală oferită de Octavius în funcție de analiza gamma.

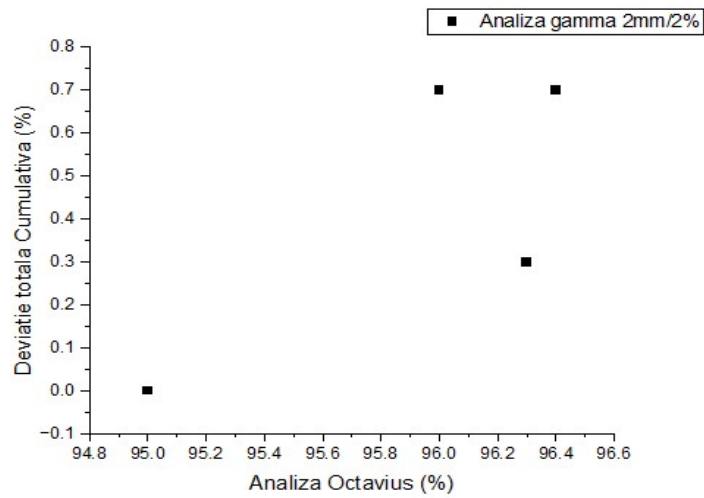


Figura 3.19a. Deviația totală cumulativă vs Octavius (ORL gamma 2mm/2%)

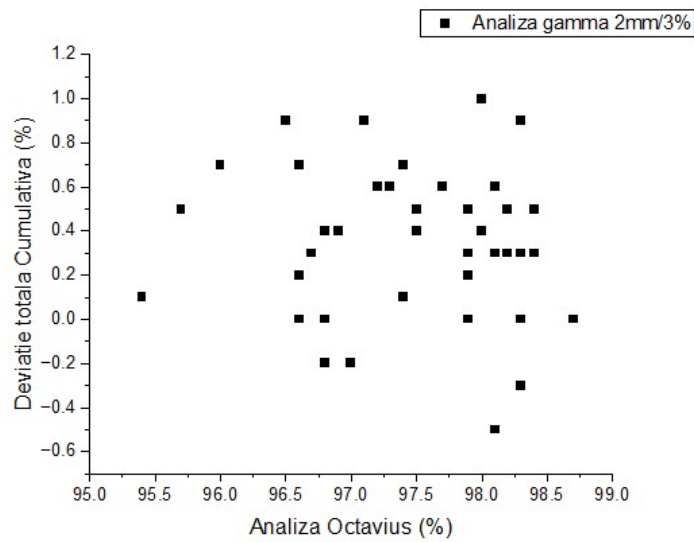


Figura 3.19b. Deviația totală cumulativă vs Octavius (ORL gamma 2mm/3%)

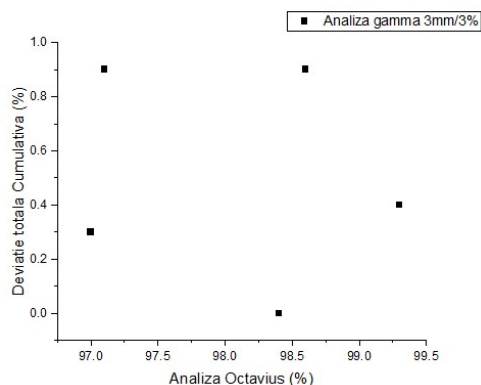


Figura 3.19c. Deviația totală cumulativă vs Octavius (ORL gamma 3mm/3%)

Se poate observa că, indiferent de nivelul de analiză gamma utilizat, planurile au o deviație totală de maxim 1%, care este sub pragul maxim de 2,5%.

Planurile îndeplinesc, de asemenea cerința minimă de 95% pentru analiza Octavius.

Prin urmare, planurile de ORL pot fi livrate într-un mediu clinic.

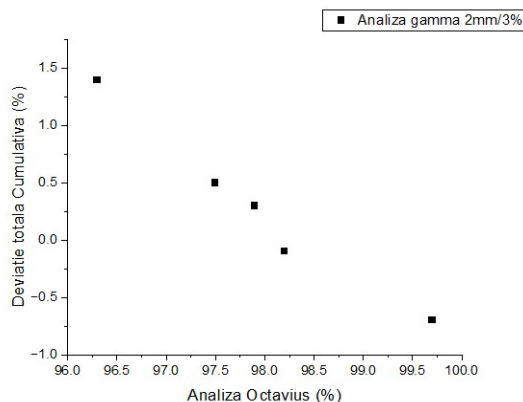


Figura 3.20. Deviația totală cumulativă vs Octavius (Volume mai mari decât poate detecta Octavius, 2mm/3%)

Din figura 3.20 se poate observa că chiar dacă placa Octavius nu prinde complet zona de interes, face o bună aproximare față de IQM, care surprinde întreg volumul de interes și ne oferă date concrete.

De aici putem trage concluzia că se pot face analize pe Octavius fără griji pentru planuri cu volum de interes mare, însă pentru planuri complexe cu volum mare este indicat folosirea IQM.

CONCLUZII

În prezenta lucrare, am comparat două fantome folosite la asigurarea calității pretratamentului VMAT, numite Octavius 4D și Integral Quality Monitor (IQM), pentru a identifica care dintre ele este mai optim pentru mediul clinic.

Calitatea unei astfel de fantome nu este ușor de identificat din cauza numeroșilor factori, precum logistica dispozitivelor, calitatea detectării, aria de detectie, raportul final generat și detaliile legate de iradiere pe care le conține aceasta.

Analizând 50 de planurile ORL (figurile 3.19a, 3.19b, 3.19c) nu putem observa o diferență majoră între cele două fantome, aceasta fiind valabilă și pentru cele 50 de planuri de sân (figurile 3.18a, 3.18b, 3.18c).

Totuși, comparând analiza deviația totală cumulativă IQM cu analiza Octavius, se poate observa că un plan de sân nu îndeplinește criteriile minime pentru a trece testul IQM.

Acest lucru poate fi atribuit complexității planului de tratament din care rezultă limitarea capacității de livrare a LINAC. Deși nu este încă limpede din ce cauză exactă a picat analiza acest lucru a condus la refacerea planului de tratament.

Din măsurătorile efectuate nu se poate deduce cu exactitate cauza, pentru aceasta trebuie urmărit mai multe planuri care pică analiza IQM dar o trec pe cea de Octavius.

Pe de altă parte măsurătorile planurilor cu volume mai mari de 27cm x 27cm cu IQM au o consecvență care nu poate fi oferită de Octavius.

Deși Octavius arată subexpunerea și supraexpunerea pe pacient, re poziționarea lui poate influența măsurătorile, astfel arătând că planul nu îndeplinește condiția minimă de trecere a analizei γ .

Acest fenomen este probabil să apară în planuri în care volumul iradiat este mai mare de 27cm x 27cm, deoarece acesta este volumul maxim de detectare al lui Octavius și în acest caz voxelii alocați din plan rămân neiradiati.

Astfel, IQM este o opțiune preferată atunci când vine vorba de planuri mari. Acest lucru este prezentat și în Figura 3.20, unde se observă o rată mare de promovare a analizei Octavius, dar abaterea totală cumulativă variază considerabil în analiza IQM.

IQM are și opțiunea de a livra sedințe de tratament cu acesta fixat pe gantry, oferind astfel opțiunea de a urma tratamentul în timp real. IQM are, de asemenea, avantajul de a identifica problemele de livrare, cum ar fi viteza de rotație a gantry.

Prin urmare, IQM și Octavius de asemenea, pot fi folosite pentru a asigura calitatea pretratării planurilor vmat, atâta timp cât acestea sunt mai mici de 27cm x 27cm.

Când această limită este depășită, se recomandă utilizarea IQM. Chiar dacă Octavius poate compensa prin re poziționare, nu este la fel de precis și la fel de rapid de utilizat ca IQM.

BIBLIOGRAFIE

- [1] Grigore Damian “Surse de radiații nucleare”, Ed. Casa Cărții de Știință, Cluj-Napoca 2005
- [2] <https://www.iaea.org/newscenter/multimedia/videos/what-is-a-linac>
- [3] <https://www.radiologyinfo.org/en/info/linac>
- [4] https://www.radiation-therapy-review.com/Linear_Accelarator.html
- [5] The photon beam characteristics of linear accelerator equipped with additional narrow beam collimator, A. Wysocka, W. Maciszewski, The Andrzej Soltan Institute for Nuclear Studies Department of Accelerator Physics 05-400 Swierk, Poland
- [6] Milan T, Grogan G, Ebert MA, Rowshanfarzad P. Evaluation of the Impact of the Linac MLC and Gantry Sag in volumetric modulated arc therapy. *Med Phys.* 2019 May;46(5):1984-1994. doi: 10.1002/mp.13491. Epub 2019 Apr 1. PMID: 30870581.
- [7] Mayneord WV, Lamerton LF. A survey of depth dose data. *Br J Radiol.* 1944;14:255.
- [8] <https://www.coursehero.com/file/72859361/RT-3doc/>
- [9] McDermott, Patrick; Orton, Colin G. (2018). *The physics & technology of radiation therapy* (Second ed.). p. 10-7. ISBN 978-1930524989.
- [10] Amols HI, Reinstein LE, Weinberger J. Dosimetry of a radioactive coronary balloon dilution catheter for treatment of neointimal hyperplasia. *Med Phys.* 1996;23:1783-1788.
- [11] Special procedures and techniques in radiotherapy, e.b. podgorsak and m.b. podgorsak, McGill University Health Centre, Montreal, Quebec, Canada (2005)
- [12] <https://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/cancer-in-general/treatment/radiotherapy/external/types/intensity-modulated-radiotherapy-imrt>
- [13] Teoh M, Clark CH, Wood K, Whitaker S, Nisbet A. Volumetric modulated arc therapy: a review of current literature and clinical use in practice. *Br J Radiol.* 2011 Nov;84(1007):967-96. doi: 10.1259/bjr/22373346. PMID: 22011829; PMCID: PMC3473700.
- [14] Taylor, A. (2004). "Intensity-modulated radiotherapy - what is it?". *Cancer Imaging.* 4 (2): 68–73. doi:10.1102/1470-7330.2004.0003. PMC 1434586. PMID 18250011
- [15] Gintz, D; Latifi, K; Caudell, J; Nelms, B; Zhang, G; Moros, E; Feygelman, V (8 May 2016). "Initial evaluation of automated treatment planning software". *Journal of Applied Clinical Medical Physics.* 17 (3): 331-346. doi:10.1120/jacmp.v17i3.6167. PMC 5690942. PMID 27167292
- [16] Khan's *The Physics of Radiation Therapy* (Editia 5) Faiz M. Khan, PhD Professor Emeritus Department of Radiation Oncology University of Minnesota Medical School Minneapolis, Minnesota John P. Gibbons, PhD Chief of Clinical Physics Mary Bird Perkins Cancer Center Baton Rouge, Louisiana (2014)
- [17] Li, H., Dong, L., Zhang, L., Yang, J. N., Gillin, M. T., & Zhu, X. R. (2011). Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. *Medical physics*, 38(12), 6730–6741. <https://doi.org/10.1118/1.3659707>

- [18] Elith, Craig A et al. “The quality assurance of volumetric modulated arc therapy (VMAT) plans for early stage prostate cancer: a technical note.” *Journal of medical radiation sciences* vol. 61,4 (2014): 261-266. doi:10.1002/jmrs.78
- [19] Melidis, Christos et al. “Radiation therapy quality assurance in clinical trials-- Global Harmonisation Group.” *Radiotherapy and oncology : journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology* vol. 111,3 (2014): 327-9. doi:10.1016/j.radonc.2014.03.023
- [20] Evaluation of the gamma dose distribution comparison method Daniel A. Loma) Department of Radiation Oncology, Washington University School of Medicine, St. Louis, Missouri 63110 James F. Dempsey Department of Radiation Oncology, University of Florida, Gainesville, Florida (2003)
- [21] <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d/?type=3451&downloadfile=891&cHash=644b880d54783953b7a8dec440411d24>
- [22] <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d/>
- [23] Cross-calibration of ionization chambers in proton and carbon beams Tatsuaki Kanai¹, Akifumi Fukumura¹, Yohsuke Kusano², Munefumi Shimbo³ and Teiji Nishio³ Published 6 February 2004 • 2004 IOP Publishing Ltd *Physics in Medicine & Biology*, Volume 49, Number 5 Citation Tatsuaki Kanai et al 2004 *Phys. Med. Biol.* 49 771
- [24] „Camere de ionizare”. Colecția de instrumentare istorică a fizicii sănătății. Universități asociate Oak Ridge. Adus 16 aprilie 2017.
- [25] The physics of radiation therapy third edition faiz m. Khan, Ph.D. Profssor Emeritus Department of Therapeutic Radiology Uniuersig of Minnesota Medical School Minneapolis, Minnesota (2003)
- [26] <https://www.iqm-system.com/system/iqm-specifications/>
- [27] <https://www.iqm-system.com/publications-v2/>
- [28] IQM-CMM: A Framework For Assessing Organizational Information Quality Management Capability Maturity. DOI:10.2139/ssrn.2142971 Source DBLP Conference: Proceedings of the 12th International Conference on Information Quality, MIT, Cambridge, MA, USA, November 9-11, (2007)
- [29] Applicability of a universal calculation model for the Integral Quality Monitor (IQM) System at matched machines Kilian Michel, Thesi Roestel, Catherine Hamlin, Johannes Porzig, Jürgen Oellig (2021)
- [30] Melissa Ghafarian, Michael Price, Manuel Morales-Paliza, Comparison of pretreatment VMAT quality assurance with the integral quality monitor (IQM) and electronic portal imaging device (EPID), *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 10.1002/acm2.13201, 22, 3, (166-175), (2021)
- [31] An investigation of the IQM signal variation and error detection sensitivity for patient specific pre-treatment QA, Thahabah Alharthi, Armia George, Sankar Arumugam, Lois Holloway, David Thwaites, Phil Vial (2021)
- [32] IQM Integral Quality Monitor User Reference Manual

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnatul, Longauer Szilard, declar că Lucrarea de disertație pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea 2022 , sub îndrumarea Prof. univ. dr. Grigore Damian, 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, 20.06.2022

Nume,
Longauer Szilard

Semnătură