Oncomed – Îmbunătățirea competențelor personalului medical implicat în prevenția, diagnosticarea și tratarea cancerului - Cod SMIS: 109296
Proiect cofinanțat din FONDUL SOCIAL EUROPEAN prin Programul Operațional Capital Uman 2014 – 2020

Manualul procedurilor de asigurare a calității (QA) în radioterapie

Cuprins

Capitolul 1 - Proceduri de asigurare a calității pentru radioterapia externă 3

1.1 Proceduri de asigurare a calității pentru simulatorul CT - teste și criterii de acceptanță 3

1.1.1. Test de verificare a alinierii laserilor 3

1.1.2 Test de verificare a alinierii planului de scanare față de laseri 3

1.1.3 Test de verificare a indicatorului axei X 3

1.1.4 Test de înregistrare a poziției mesei 3

1.1.5 Test de verificare a distanței între puncte cunoscute în imagine 4

1.1.6 Test de înregistrare Dreapta și Stânga 4

1.1.7 Test de verificare a săgeții (la încovoiere) a blatului mesei 4

1.2 Proceduri de asigurare a calității (QA) pentru acceleratorul liniar 5

1.2.1. Procedura de verificare a parametrilor de fascicul 9

1.2.2 Determinarea dozei absorbite la instalaţiile de radioterapie LINAC 10

1.2.3 Codul de practică pentru fascicule de fotoni de energie înaltă 11

1.2.4 Proceduri de verificare a performanţei fasciculelor de fotoni şi electroni 20

1.2.4.1 *Uniformitatea şi simetria câmpului de fotoni* 20

1.2.4.2. *Adâncimea de ionizare a fotonilor* 20

1.2.4.3 *Uniformitatea şi simetria câmpului de electroni* 21

1.2.4.4 *Adâncimea de ionizare a electronilor* 21

1.2.4.5 *Procedură de verificare a constanţei factorilor de transmisie şi accesoriilor standard* ..22

1.2.4.6 *Procedură de verificare a liniarităţii camerei monitor* 23

1.2.4.7 *Procedură de verificare a constanţei factorului de ieşire pentru aplicatorii de electroni* 24

1.2.4.8. *Procedură pentru determinarea raportului tesut – aer (TAR)* 25

1.3 Sistemul de planificare a tratamentului (TPS) 25

1.4 Teste și criterii de acceptanță pentru acceleratoarele liniare medicale 28

1.4.1 *Teste zilnice* 30

1.4.2 Teste anuale 36

Capitolul 2 - Proceduri de asigurare a calității pentru brahiterapie 42

2.1 Calibrarea sursei de Ir-192 cu ajutorul camerei de ionizare tip puț 42

2.2 Calibrarea sursei utilizând fantomul solid 45

2.3 Teste pentru asigurarea calității 45

2.4 Proceduri de asigurare a calității pentru brahiterapie 47

2.4.1 Lista verificărilor zilnice 47

2.4.2 Testele QA anuale 50

Capitolul 3- Proceduri de asigurare a calității pentru radioterapia ghidata de imagini – IGRT 54

3.1 Motivarea utilizării IGRT-ului 55

3.2 Ghidarea Imagistică în delimitarea volumului de interes 56

3.3 Livrarea tratamentului ghidată imagistic 58

3.4 Implicarea Inteligenței Artificiale în IGRT 58

Capitolul 1 - Proceduri de asigurare a calității pentru radioterapia externă

1.1 Proceduri de asigurare a calității pentru simulatorul CT - teste și criterii de acceptanță

1.1.1. Test de verificare a alinierii laserilor

- Se poziționează fantomul de verificare a laserilor pe masă astfel încât cei trei laseri să se suprapună pe liniile desenate pe fantom.
- Nu trebuie să fie o deviație mai mare de 2 mm.

1.1.2 Test de verificare a alinierii planului de scanare față de laseri

- Se aliniază un fir (rigla) pe laserii laterali;
- Se achiziționează imagini cu pasul cel mai mic (1 mm);
- Se verifică dacă linia scanată este vizibilă pe ecran pe întreaga sa lungime; toleranța este de ±2 mm.

1.1.3 Test de verificare a indicatorului axei X

- Se aliniază un fir radioopac pe laserii laterali;
- Se achiziționează imagini cu pasul cel mai mic (1 mm);
- Se analizează imaginea obținută;
- Se măsoară unghiul dintre linia marker și axa X; unghiul nu trebuie să fie mai mare de 1°.

1.1.4 Test de înregistrare a poziției mesei

- Se așează pe masă 3 markeri paralel cu axa Y la câte 20 cm unul față de celălalt.
- Dimensiunea maximă a markerilor pe axa X trebuie să fie de 2 mm.
- Se realizează o imagine pilot;
- Pe această imagine se măsoară distanța dintre markeri cu ajutorul riglei din soft și se compară cu distanța măsurată real pe masă. Toleranța este de 1 mm.
- Markerii trebuie să fie vizibili pe secțiunile transversale corespunzătoare fiecăruia.

1.1.5 Test de verificare a distanței între puncte cunoscute în imagine

- Se folosește un fantom special (cu apa și poliester);
- Se poziționează fantomul pe masă;
- Se scanează fantomul cu pasul de 1 cm;
- Se trasează conturul extern al fantomului;
- Se măsoară dimensiunea reală a fontomului;
- Se compară cele două valori. Diferența nu trebuie să depășească 2 mm.

1.1.6 Test de înregistrare Dreapta și Stânga

- Se folosește fantomul special (cu apa și poliester);
- Se poziționează fantomul pe masă;
- Se pune un marker radioopac pe o parte a fantomului;
- Se realizează un scan;
- Se observă pe imagine pe ce parte se află markerul;
- Se repetă pentru poziționarea markerului superior/ inferior.

De obicei orientarea stânga - dreapta este o eroare de operator.

1.1.7 Test de verificare a săgeții (la încovoiere) a blatului mesei

- Se așează markeri pe o linie orizontală de referință la aproximativ 1 m față de capătul terminal al mesei;
- Se scanează;
- Se încarcă masa cu aproximativ 60 kg egal distribuite;
- Se rescanează;
- Diferența dintre coordonatele pe orizontală dă valoarea săgeții la încovoiere; toleranța este de 2mm.

Frecvența	Verificarea parametrilor funcționali	Nivelul de acțiune
Zilnic	1. Sisteme de securitate	funcțional
Lunar	2. Indicatorul axei X	1 grd
	3. Înregistrarea poziției mesei	1 mm
	4. Distanța între puncte cunoscute în imagine	2 mm
	5. Înregistrarea Dreapta și Stânga	operare corectă
	6. Numărul CT pentru apa	1 %
	7. Numărul CT pentru plămân și os	2 %
	8. Locația slide-ului reconstruit	1 mm
Anual	9. Săgeata (la încovoiere) a blatului mesei	2 mm

Tabelul I.1 Verificări specifice asigurării calității la un simulator CT

Dacă pentru un parametru măsurat se găsește o valoare care depășește nivelul de acțiune, atunci este necesară o acțiune corectivă pentru aducerea parametrului la valoarea nominală. Valorile procentuale (%) reprezintă deviația parametrului față de valoarea nominală.

1.2 Proceduri de asigurare a calității (QA) pentru acceleratorul liniar

Scopul unui program de asigurarea calității (QA) pentru acceleratorii liniari este să se asigure că parametrii mașinii nu se abat în mod semnificativ de la valorile lor inițiale dobândite în momentul acceptanței și punerii în funcțiune. Multe dintre aceste valori de bază sunt introduse în sistemele de planificare a tratamentului pentru caracterizarea și / sau modelarea aparatului de tratament și, prin urmare, poate afecta în mod direct planurile de tratament calculate pentru fiecare pacient tratat pe aparatul respectiv. Abaterea de la valorile de bază ar putea duce astfel la tratamentul suboptim al pacienților. Parametrii mașinii pot devia de la valorile lor de bază ca urmare a mai multor motive. Pot exista modificări neașteptate ale performanței mașinii din cauza funcționării defectuoase a mașinii, defecțiunii

mecanice, accidente fizice sau defectarea componentelor. Aceste modificări trebuie să fie luate în considerare la stabilirea unui program periodic de control al calității.

Un program tipic de asigurare a calității a unui Linac este conceput pentru a oferi teste la diferite niveluri și frecvențe; acestea includ de obicei: (a) verificări zilnice, efectuate în fiecare dimineață de asistentul de radioterapie care acționează mașina; (b) verificări săptămânale efectuate de către un fizician, (c) controale lunare efectuate de un dozimetrist sau fizician medical și inspecții de întreținere efectuate de un tehnician de întreținere a acceleratorului și (d) calibrare anuală completă efectuată de un fizician medical sau expert în fizica medicală.

Toate măsurătorile trebuie înregistrate cronologic într-o bază de date computerizată. Toate părțile implicate ar trebui să primească rapoarte periodice cu privire la rezultatele măsurării QA.

Măsurătorile de out-put ale fasciculelor de fotoni și electroni au cele mai mari scoruri în evaluarea riscului. Prin urmare, este recomandat ca acestea să fie măsurate zilnic, lunar și anual.

Verificările zilnice și lunare ale out-put-ului trebuie efectuate pe toate fasciculele utilizate clinic și trebuie să se încadreze în 3% și respectiv 2% din valorile de bază ale sistemului respectiv. Verificările zilnice pot fi restricționate la fasciculele utilizate clinic pentru acea zi, cu acordul fizicianului medical calificat.

Anual, măsurătorile de out-put trebuie efectuate în conformitate cu TG51: în apă, cu echipament calibrat de un laborator standard secundar acreditat. Ieșirea pentru fiecare fascicul trebuie să fie în limita a 1% din doza calculată prin formalismul TG51. De asemenea, se recomandă ca dozimetria absolută să fie validată extern.

Clasificare teste de verificare pentru acceleratorul liniar

Teste ZILNICE

Dozimetrice

- Constanţa fasciculului de fotoni (toate energiile)
- Constanţa fasciculului de electroni (toate energiile) (săptămânal)

Mecanice

- Alinierea laserilor
- Verificarea telemetrului (indicatorului ODI) cu ajutorul pointerului, în izocentru
- Indicatorul de dimensiune a câmpului
- Repetabilitatea geometriei MLC-ului (săptămânal)
- Asigurarea calităţii filtrelor mecanice/dinamice (Wedge)
- Acurateţea poziţionării tub/detector (OBI)
- Acurateţea matching-ului şi a deplasării mesei de tratament (OBI)

De siguranţă

- Interlock-ul uşii (BEAM OFF)
- Dispozitive de securitate a închiderii uşii
- Monitor/are audiovizual/e
- Interlock-uri stereotactice (lockout)
- Indicatorul local de radiaţii şi indicatorul BEAM ON
- Interlock-uri de coliziune (OBI)

Teste LUNARE

Dozimetrice

- Constanţa fasciculului de fotoni (toate energiile)
- Constanţa fasciculului de electroni (toate energiile) (săptămânal)
- Camera monitor de backup
- Constanţa ratei dozei
- Constanţa energiei fasciculului de electroni
- Constanţa profilelor fasciculelor de fotoni şi electroni

Mecanice

- Coincidenţa câmpului luminos cu cel de radiaţii – simetric şi asimetric
- Indicatorul de poziţie a fălcilor colimatorului – asimetric şi simetric
- Alinierea laserilor (verificat cu pointerul indicator de distanţă)
- Indicațiile unghiulare ale gantry-ului și colimatorului
- Verificarea plăcii pentru accesorii

- Centrarea firelor reticulare şi rotaţia colimatorului, în izocentru
- Indicatorii de poziţie a mesei de tratament (longitudinal, lateral şi vertical)
- Acurateţea fixării filtrelor pană sau a compensatorilor (Wedge)
- Fixarea filtrelor pană, blocarea plăcii pentru accesorii (Wedge)
- Factorul penei dinamice/universale/virtuale pentru toate energiile (Wedge)
- Sistemul imagistic MV şi kV planar (acurateţea izocentrului la rotaţia gantry-ului, verificarea interlock-urilor de coliziune, verificarea centrului mecanic, reproductibilitatea centrului, indicatorul digital şi calitatea imaginii MVD, KVS şi KVD) (OBI)

De siguranţă

- Testul interlock-ului laser guard

Teste ANUALE

Dozimetrice

- Verificarea modului arc de rotaţie SRS (domeniul: 0.5 - 10 MU/grd)
- Verificarea factorului de calibrare a fotonilor şi electronilor (TG-51), doza procentuală în profunzime (PDD10) şi constanţa factorului off-axis (OAF)
- Spot check a factorilor de output dependenţi de dimensiunea câmpului pentru raze X (două sau mai multe dimensiuni ale câmpului), factori de output pentru aplicatorii de electroni (unul sau mai mulţi aplicatori/energii) şi constanţa factorului de transmisie a filtrelor pană
- Liniaritatea MU pentru fotoni (constanţa output), constanţa output a fotonilor versus rata dozei, liniaritatea MU pentru electroni (constanţa output)
- Output fotoni versus unghi gantry (inclusiv moduri arc), output electroni versus unghi gantry
- Constanţa OAF pentru fotoni şi electroni versus unghi gantry

Mecanice

- Rotaţia colimatorului, gantry-ului şi a mesei de tratament în izocentru
- Interlock-ul aplicatorului de electroni
- Coincidenţa izocentrului mecanic cu cel de radiaţii (testul Winston Lutz)
- Indicaţia unghiulară a mesei de tratament

- Cursa maximă a mesei de tratament în toate direcţiile
- Coincidenţa câmpului luminos cu cel de radiaţii (toate energiile)
- Factorul de transmisie al MLC- ului (MLC)
- Testul spoke-shot (MLC)
- Imagistică planară MV, KV, imagistica dozei: cone beam CT (kV şi MV)

Teste On Board Imager (OBI)

1. Coincidența coordonatelor sistemului imagistic cu coordonatele de tratament (4 unghiuri cardinale)
2. Scalare
3. Rezoluție spatială
4. Contrast
5. Uniformitate și zgomot
6. Distorsiune geometrică
7. Constanța HU

1.2.1. Procedura de verificare a parametrilor de fascicul stabileşte modul de desfăşurare a verificării parametrilor de performanță la acceleratorul liniar medical.

Aparatura şi instalaţii necesare:

- analizor de fascicul cu apă;
- camere de ionizare adecvate tipului de fascicul;
- fantomul mic cu apă, adaptori pentru camerele de ionizare;
- camere de ionizare pentru măsurarea dozei;
- nivelă;
- ruletă;
- cronometru, barometru, termometru.

1.2.1.1 Uniformitatea şi simetria câmpului de fotoni

Variaţia intensităţii fasciculului de raze X pe o zonă centrală de 80% a axelor principale radială şi transversală nu trebuie să depăşească ±3% (6% în total) din media aritmetică dintre intensitatea maximă şi cea minimă.

Variaţia dozei integrate ce corespunde punctelor egal depărtate de linia de centru şi situate pe 80% din zona centrală nu trebuie să depăşească 2%.

- se aşază gantry la 0^0;
- se setează fantomul pentru scanarea INPLANE;
- se setează SSD la 100 cm;
- se fixează dimensiunea câmpului la 40 cm * 40 cm;
- se fixează proba în poziţia zero şi profunzimea de 1cm;
- pentru fiecare energie şi dimensiunile câmpului de 40 cm * 40 cm şi 10 cm * 10 cm se scanează la o profunzime de 10 cm în plan radial, apoi în plan transversal;
- se compară rezultatele cu cele date în tabelul din testele de acceptanţă.

1.2.1.2 Adâncimea de ionizare a fotonilor

Testul se face utilizând un fantom cu apă, la SSD 100 cm şi pentru un câmp de 10 cm * 10 cm.

- se setează fantomul pentru SSD 100cm;
- se setează fantomul pentru scanarea dozei în profunzime;
- se setează câmpul de 10 cm * 10 cm;
- se dă Beam-on pentru energia cea mai mică a fotonilor;
- se repetă pentru cea mai mare energie a fotonilor;
- se analizează fiecare scanare şi se compară pentru fiecare energie profunzimea obţinută cu cea din tabelul din testele de acceptanţă.

1.2.2 Determinarea dozei absorbite la instalaţiile de radioterapie LINAC

Doza absorbită în apă este mărimea de interes cu ajutorul căreia se specifică cantitatea de radiație care urmează să fie utilizată în radioterapie. Progresele în conceptele de dozimetrie

a radiațiilor și dezvoltarea de standarde primare de măsurare bazate pe doza absorbită în apă în ultimele decenii oferă posibilitatea calibrării camerelor de ionizare direct în termeni de doză absorbită în apă. In zilele de azi mai multe coduri de practică internaționale și naționale (CoP) pentru radioterapie cu fascicul extern pe baza dozelor standard absorbite au fost publicate și adoptate în multe țări la nivel mondial.

Multe laboratoare de dozimetrie cu standarde primare (PSDL) oferă calibrări în ceea ce privește doza absorbită în apă în fascicul gamma ^{60}Co.

În 2000, a fost publicat un cod de practică intitulat Determinarea dozei absorbite în radioterapia cu fascicul extern: un cod internațional de practică pentru dozimetrie bazat pe standardele de doză absorbită în apă (seria rapoartelor tehnice IAEA Nr. 398). Scopul său este de a sfătui utilizatorii cu privire la calibrarea fasciculelor de fotoni, electroni, protoni și fascicule de ioni grei din radioterapie folosind o cameră de ionizare calibrată în termeni de doză absorbită în apă.

1.2.3 Codul de practică pentru fascicule de fotoni de energie înaltă

Codul de practică pentru dozimetria de referință (calibrarea fasciculului) în fascicule de fotoni de energie înaltă se bazează pe un factor de calibrare în termeni de doză absorbită în apă N_{D,w,Q_o}, pentru un dozimetru, într-un fascicul de referință de calitate Q_o. Codul de practică se aplică fasciculelor de fotoni generate de electroni cu energii cuprinse între 1 MeV și 50MeV.

Echipamentul de dozimetrie este format din:

Camere de ionizare

Se poate utiliza o cameră de ionizare cilindrică pentru calibrarea fasciculelor de fotoni de energie înaltă. Acest tip de cameră este foarte convenabil pentru măsurători deoarece este robustă și simplu de utilizat pentru măsurători într-un fantom cu apă. Volumul cavității camerei trebuie să fie între aproximativ 0,1 cm^3 și 1 cm^3. Aceste cerințe sunt îndeplinite de camerele cilindrice cu o cavitate de aer cu diametrul interior de cel mult 7 mm și o lungime internă nu mai mare de aproximativ 25 mm. Atunci când este utilizată, camera trebuie să fie poziționată în așa fel încât fluența radiației să fie aproximativ uniformă pe secțiunea

transversală a cavității camerei. Prin urmare, lungimea cavității stabilește o limită inferioară pentru mărimea câmpului pentru care se pot face măsurători.

Fantomul

Pentru măsurarea dozei absorbite și a calității fasciculului este recomandat ca mediu de referință apa. Fantomul ar trebui să se extindă la cel puțin 5 cm dincolo de toate cele patru laturi ale dimensiunii câmpului utilizat la adâncimea de măsurare și, de asemenea, să se extindă la cel puțin 5 g cm^{-2} dincolo de adâncimea maximă de măsurare. În fasciculele orizontale, fereastra fantomului ar trebui să fie din plastic și cu o grosime între 0,2 cm și 0,5 cm. Grosimea echivalentă în apă (în g cm^{-2}) a ferestrei fantomului ar trebui să fie luată în considerare la evaluarea adâncimii la care camera trebuie să fie poziționată.

a. Alegerea indicelui de calitate a fasciculului

Pentru fotonii de energie mare produși de acceleratoarele liniare clinice, calitatea fasciculului, Q, este specificată prin raportul țesut fantom $TPR_{20,10}$. Acesta este raportul dintre dozele absorbite la profunzime 20 cm și 10 cm în fantomul de apă, măsurate cu SAD constantă și egală cu 100 cm și dimensiunea câmpului de 10 cm x 10 cm în planul camerei de ionizare. Cea mai importantă caracteristică a indicelui de calitate a fasciculului $TPR_{20,10}$ este independența sa față de contaminarea electronilor în fasciculul incident. Deoarece $TPR_{20,10}$ se obține ca raport de doze, nu necesită utilizarea factorilor de corecție a deplasării la două adâncimi atunci când sunt utilizate camere cilindrice. Mai mult, $TPR_{20,10}$ este neafectat de mici erori sistematice de poziționare ale camerei la fiecare adâncime, deoarece setările din cele două poziții vor fi afectate în mod similar.

b. Măsurarea calității fasciculului

Setup-ul experimental pentru măsurarea $TPR_{20,10}$ este prezentată în figura I.1.

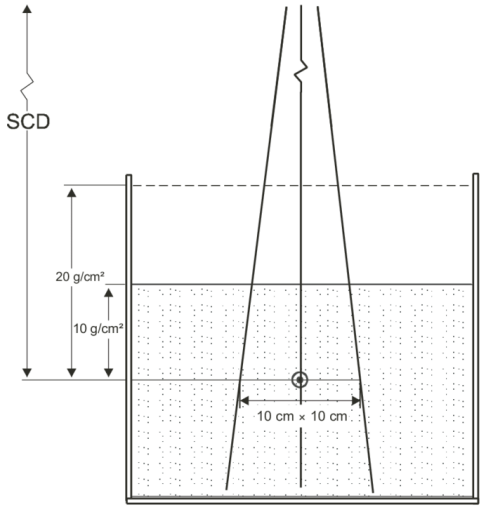

Figura I.1. Setup-ul experimental pentru măsurarea $TPR_{20,10}$

Condițiile de referință ale măsurătorilor sunt:

Fantomul: apă

Tipul camerei: cilindrică

Profunzimea măsurătorii: z_{ref} = 20 g cm^{-2} , respectiv z_{ref} = 10 g cm^{-2}

Punctul de referință al camerei pe axul central în centrul volumului cavității

Poziția punctului de referință la z_{ref}

Distanța sursă-cameră (DSC) = 100 cm

Dimensiunea câmpului 10 cm x 10 cm

Determinarea calității fasciculului $k_{Q,Q0}$:

SCD =100 cm; profunzime = 10 g cm^{-2}» M_{10}

SCD =100 cm; profunzime = 20 g cm^{-2}» M_{20}

unde:

M_{10} = indicația dozimetrului la profunzime = 10 g cm^{-2} pe unitate de monitor

M_{20} = indicația dozimetrului la profunzime = 20 g cm^{-2} pe unitate de monitor

Măsuratorile sunt efectuate în aceleași condiții de iradiere.

$TPR_{20,10} = M_{20}/M_{10}$ (I.1)

Factorul de corecție al calității fasciculului $k_{Q,Q10}$ pentru calitatea radiației Q se ia din tabelul 6.III din IAEA TRS 398.

Valoarea $TPR_{20,10}$ se mai poate obține din urmatoarea formulă empirică:

$TPR_{20,10} = 1.2661\ PDD_{20,10} - 0.0595$ (I.2)

$PDD_{20,10}$ măsurat pentru câmp de 10 cm x 10 cm, SCD = 100 cm

c. Determinarea dozei absorbite în apă în condiții de referință

Condițiile de referință pentru determinarea dozei absorbite în apă sunt date în tabelul I.2.

Mărimea de influență	**Valoarea caracteristicile de referință**
Fantomul	Apă
Tipul camerei	Cilindrică
Profunzimea măsurătorii, z_{ref}	pentru $TPR_{20,10} < 0.7$, 10 g/cm^2(sau 5 g/cm^2) pentru TPR20,10 $\geq$ 0.7, 10 g/cm^2
Punctul de referință al camerei	Pe pe axul central în centrul volumului cavității
Pozitia punctului de referință a camerei	La profunzimea z_{ref}
DSC	100 cm
Dimensiunea Câmpului	10 cm x 10 cm

Tabelul I.2. Condiții de referință pentru determinarea dozei absorbite în apă în fascicule de fotoni de energie mare

Doza absorbită în apă la profunzimea de referință z_{ref}, într-un fascicul de fotoni de energie mare Q, este dată de relația:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q0} k_{Q,Q0} \qquad (I.3)$$

unde:

- M_Q este citirea dozimetrului în punctul de referință al camerei poziționată la z_{ref} conform condițiilor de referință din tabelul I.2 și corectată pentru mărimile de influență: temperatură, presiune, efectul de polaritate și recombinarea ionilor;
- $N_{D,w,Q0}$ este factorul de calibrare în termeni de doză absorbită în apă pentru dozimetrul

calibrat în fascicul de referință Q_0;

- $k_{Q,\,Q0}$ este factorul de corecție pentru calitatea fasciculului.

Corectarea cantităților de influență

Factorul de calibrare pentru o cameră de ionizare este valabil numai pentru condițiile de referință care se aplică calibrării. Orice abatere de la referință a condițiilor de utilizare a camerei de ionizare în fasciculul utilizatorului trebuie corectată pentru factorii utilizați.

Presiune, temperatură și umiditate

Masa de aer din volumul cavității camerelor de ionizare este supusă variațiilor atmosferice. Factorul de corecție:

$$k_{TP} = \frac{(273{,}2+T)}{(273{,}2+T_0)}\frac{P_0}{P} \qquad \text{(I.4)}$$

trebuie aplicat pentru a converti masa de aer a cavității la condițiile de referință. P și T sunt presiunea și temperatura aerului în cavitate în momentul măsurătorilor și P_o și T_o sunt valorile de referință (în general 101,3 kPa și 20 °C).

Calibrarea electrometrului

Când camera de ionizare și electrometrul sunt calibrate separat, factorul de calibrare pentru fiecare este dat de laboratorul de calibrare. Factorul de calibrare al electrometrului k_{elec} este tratat ca o mărime de influență și este inclus în produsul factorilor de corecție. De obicei, calibrarea factorului $N_{D,w}$ pentru camera de ionizare va fi dat în unități de Gy/nC și cel pentru electrometrul k_{elec} fie în unități de nC/rdg, fie, dacă citirea electrometrului este în termeni de sarcină, ca factor adimensional apropiat de unitate (efectiv o calibrare în unități de nC/nC). Dacă camera de ionizare și electrometrul sunt calibrate împreună, atunci factorul de calibrare combinat $N_{D,w}$ va fi de obicei dat în unități de Gy/rdg sau Gy/nC (în funcție de citirea electrometrului) și nu este necesară nici o calibrare separată a factorului electrometrului k_{elec}.

Efect de polaritate

Efectul asupra citirii camerei utilizând potențiale polarizante de polaritate opusă trebuie verificată întotdeauna la punerea în funcțiune.

Când o cameră este utilizată într-un fascicul care produce un efect de polaritate măsurabil, citirea adevărată este considerată a fi media valorilor absolute ale citirilor luate la

ambele polarități. Pentru utilizarea de rutină a unei camere de ionizare date, se folosesc un singur potențial de polarizare și polaritatea. Cu toate acestea, efectul asupra citirii camerei utilizând potențiale polarizante de polaritate opusă pentru fiecare calitate a fasciculului utilizatorului Q poate fi contabilizat utilizând un factor de corecție:

$$k_{pol} = \frac{|M_+|+|M_-|}{2M} \qquad \text{(I.5)}$$

unde M_+ - citirea electrometrului la polaritate normală

M_- - citirea electrometrului la polaritate inversă

M - citirea electrometrului obținută la polaritate utilizată zilnic

Recombinarea ionilor

Colecția incompletă de sarcină în cavitatea camerei de ionizare datorită recombinării ionilor necesită utilizarea unui factor de corecție k_s. Au loc două efecte separate: (i) recombinarea ionilor formați de particule ionizante separate, denumită recombinare generală (sau de volum), care este dependentă de densitatea de particule ionizante și, prin urmare, de debitul dozei; și (ii) recombinarea ionilor formați dintr-o singură ionizare, denumită recombinare inițială, care este independentă de debitul dozei.

Pentru fasciculele pulsate, se recomandă corectarea cu factorul k_s folosind metoda celor două potențiale. Această metodă utilizează valorile măsurate ale sarcinilor colectate M_1 și M_2 la tensiunile de polarizare V_1 și, respectiv, V_2, măsurate utilizând aceleași condiții de iradiere. V_1 este tensiunea normală de funcționare și V_2 o tensiune mai mică; raportul V_1/V_2 ar trebui să fie în mod ideal egal sau mai mare de 3. Strict, efectul de polaritate se va schimba odată cu tensiunea, și M_1 și M_2 ar trebui corectate fiecare pentru acest efect. Factorul de recombinare k_s la tensiunea normală de funcționare V_1 se obține cu următoarea formulă:

$$k_s = a_0 + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \qquad \text{(I.6)}$$

unde: constantele a_i se găsesc în Tabelul 4.VII din TRS 398.

Citirea electrometrului corectată la potențialul V_1 este dată de relația:

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s \qquad \text{(I.7)}$$

d. Determinarea dozei absorbite în apă la profunzimea dozei maxime, z_{max}

Calculele de dozimetrie clinică se referă adesea la adâncimea dozei maxime z_{max} (sau la o altă adâncime). Pentru a determina doza absorbită la adâncimea corespunzătoare, pentru un fascicul dat, trebuie să se utilizeze date ale distribuției de doză în axa centrală (PDD) pentru set-up SSD și TPR sau TMR-uri pentru setările SAD.

Calibrarea debitului dozei absorbite la z_{max} :

$$D_{W,Q}(z_{max}) = D_{W,Q}(z_{ref})/TMR(z_{ref}) \quad (I.8)$$

Codul de practică pentru fascicule de electroni de energie înaltă

Calitățile fasciculului și toți factorii ce depind de calitatea fasciculului (inclusiv adâncimea de referință) sunt exprimate în termeni de valori ale adâncimii de injumătățire R_{50}, mai degrabă decât energia fasciculului.

În mod ideal, camera trebuie calibrată într-un fascicul de electroni, fie direct la laboratoarele standarde, fie prin calibrare încrucișată într-un fascicul clinic de electroni. Punctul de referință pentru camerele plan-paralele se consideră a fi pe suprafața interioară a ferestrei de intrare, în centrul ferestrei.

Pentru fasciculele de electroni, indicele de calitate al fasciculului este valoarea adâncimii la care doza absorbita este 50% (R_{50}) din valoarea maximă, măsurată cu un SSD constant de 100 cm și o dimensiune a a fasciculului de cel putin 10cm x 10cm pentru $R_{50} \leq 7$ g/cm^2 ($E_0 \leq 16$ MeV) și cel puțin 20 cm × 20 cm pentru $R_{50} > 7$ g/cm^2 ($E_o \geq 16$ MeV).

Condițiile de referință pentru determinarea R_{50} sunt date în tabelul I.3. Pentru orice valoare a calitățile fasciculului, pentru măsurarea R_{50} se utilizează o cameră de ionizare plan-paralelă. Pentru calitățile fasciculului $R_{50} \geq 4$ g / cm^2 ($E_0 \geq 10$ MeV) poate fi utilizată și o cameră de ionizare cilindrică. Se folosește un fantom cu apă.

Pentru calitățile fasciculului $R_{50} < 4$ g / cm^2 ($E_0 \leq 10$ MeV) poate fi utilizat un fantom de plastic.

Recombinarea ionilor și corecțiile de polaritate sunt necesare la toate adâncimile. Acestea pot fi derivate dintr-un set redus de măsurători reprezentative, de exemplu în

apropierea suprafeței, a ionizării maxime și a adâncimilor corespunzând la 90% și 50% din maximul de ionizare.

Mărimea de influență	**Valoarea caracteristicilor de referință**
Fantomul	pentru $R_{50} \geq 4$ g / cm^2 , apă pentru $R_{50}<4$ g / cm^2, plastic
Tipul camerei	pentru $R_{50} \geq 4$ g / cm^2 , plan paralelă /cilindrică pentru $R_{50}<4$ g / cm^2, plan paralelă
Poziția punctului de referință al camerei	pentru camera plan paralelă în punctul de interes pentru camera cilindrică 0,5 r_{cyl} mai în adâncime decât punctul de interes
Punctul de referință al camerei	Pentru camera plan paralelă în interiorul suprafeței ferestrei, în centrul său pentru camera cilindrică pe axul central în centrul volumului cavității
SSD	100 cm
Dimensiunea câmpului la suprafața fantomului	10 cm x 10 cm pentru $R_{50} \leq 7$ g/cm^2 20 cm x 20 cm pentru $R_{50}> 7$ g/cm^2

Tabelul I.3 Condițiile de referință pentru determinarea calității fasciculului de electroni (R_{50})

a. Determinarea dozei absorbite în apă în condiții de referință

Condițiile de referință pentru determinarea dozei absorbite în apă în fasciculele de electroni sunt date în Tabelul I.4.

Deoarece alegerea precisă a dimensiunii câmpului nu este critică, o alegere convenabilă pentru dimensiunea câmpului de referință este cea utilizată pentru normalizarea factorilor de ieșire, cu precizarea că nu ar trebui să fie mai mică de 10 cm × 10 cm la suprafața fantomului. Adâncimea de referință z_{ref} este dată de formula:

$$z_{ref} = 0{,}6\ R_{50} - 0{,}1\ \text{g/cm}^2\ (R5_0 \text{ în g / cm}^2) \qquad (I.9)$$

R_{50} se citește din curbele de randament în profunzime pentru electroni.

Mărimea de influență	**Valoarea caracteristicilor de referință**
Fantomul	pentru $R_{50} \geq 4$ g / cm^2 , apă pentru $R_{50}<4$ g / cm^2, plastic
Tipul camerei	pentru $R_{50} \geq 4$ g / cm^2 , plan paralelă /cilindrică pentru $R_{50}<4$ g / cm^2, plan paralelă
Adâncimea de măsurare z_{ref}	$0{,}6R_{50} - 0{,}1$g cm^{-2}
Poziția punctului de referință al camerei	pentru camera plan paralelă z_{ref} pentru camera cilindrică 0,5 r_{cyl} mai în adâncime decât z_{ref}
Punctul de referință al camerei	pentru camera plan paralelă în interiorul suprafeței ferestrei, în centrul său pentru camera cilindrică pe axul central în centrul volumului cavității
SSD	100 cm
Dimensiunea câmpului la suprafața fantomului	10 cm x 10 cm

Tabelul I.4 Condițiile de referință pentru determinarea dozei absorbite în fascicule de electroni

b. **Determinarea dozei absorbite în apă la z_{max}**

Normalizarea clinică are loc cel mai adesea la adâncimea maximă a dozei z_{max} care nu coincide întotdeauna cu z_{ref}. Pentru determinarea dozei absorbite la z_{max}, pentru un fascicul dat, trebuie să se utilizeze datele distribuției de doză în axa centrală, pentru a converti doza absorbită la z_{ref} la cea la z_{max}.

Calibrarea debitului dozei absorbite la profunzimea dozei maxime z_{max}:

$$D_{W,Q}(z_{max}) = 100\, D_{W,Q}(z_{ref})/PDD(z_{ref}) \qquad \text{(I.10)}$$

1.2.4 Proceduri de verificare a performanţei fasciculelor de fotoni şi electroni

1.2.4.1 *Uniformitatea şi simetria câmpului de fotoni*

Variaţia intensităţii fasciculului de raze X pe o zonă centrală de 80% a axelor principale radială şi transversală nu trebuie să depăşească ±3% (6% în total) din media aritmetică dintre intensitatea maximă şi cea minimă. Variaţia dozei integrate ce corespunde punctelor egal depărtate de linia de centru şi situate pe 80% din zona centrală nu trebuie să depăşească 2%.

- se aşază gantry la 0^0;
- se setează fantomul pentru scanarea INPLANE;
- se setează SSD la 100 cm;
- se fixează dimensiunea câmpului la 40 cm * 40 cm;
- se fixează proba în centrul fasciculului şi profunzimea la 1cm;
- pentru fiecare energie şi dimensiunile câmpului de 40 cm * 40 cm şi 10 cm * 10 cm se scanează la o profunzime de 10 cm în plan radial, apoi în plan transversal;
- se analizează rezultatele cu cele date în tabelul din testele de acceptanţă.

1.2.4.2. *Adâncimea de ionizare a fotonilor*

Testul se face utilizând un fantom cu apă, la SSD 100 cm şi pentru o dimensiune a câmpului de 10 cm * 10 cm.

-se setează fantomul pentru SSD 100 cm;

-se setează fantomul pentru scanarea dozei în profunzime;

-se setează câmpul de 10 cm * 10 cm;

-se dă Beam-on pentru energia cea mai mică a fotonilor;

-se repetă pentru cea mai mare energie a fotonilor;

-se analizează fiecare scanare şi se compară pentru fiecare energie profunzimea obţinută cu cea din tabelul din testele de acceptanţă.

1.2.4.3 *Uniformitatea şi simetria câmpului de electroni*

Variaţia intensităţii fasciculului de raze X pe o zonă centrală de 80% a axelor principale radială şi transversală nu trebuie să depăşească ±3% (6% în total) din media aritmetică dintre intensitatea maximă şi cea minimă.

Variaţia dozei integrate ce corespunde punctelor egal depărtate de linia de centru şi situate pe 80% din zona centrală nu trebuie să depăşească 2%.

energia (MeV)	profunzimea (cm)
6	1
9	1,4
12	2
15	2,6

Tabelul I.5 Profunzimile de scanare pentru diferite energii ale câmpurilor de electroni

- se aşază gantry la 0^0;
- se setează SSD la 100 cm;
- se ataşează aplicatorul de 25 cm * 25 cm;
- se setează fantomul pentru scanarea INPLANE;
- profunzimea de scanare se setează în funcţie de energia utilizată, conform tabelului de mai sus şi se scanează pentru fiecare energie în parte;
- se repetă scanările pentru aplicatorul de 10 cm * 10 cm;
- se analizează rezultatele cu cele date în tabelul din testele de acceptanţă.

1.2.4.4 *Adâncimea de ionizare a electronilor*

Adâncimea de ionizare la 80% şi 30% din buildup-ul maxim al intensităţii vor fi conform datelor din tabelul de mai jos. Testul se face utilizând un fantom cu apă, la SSD 100cm şi pentru un câmp de 15 cm * 15 cm.

- se aşază gantry la 0^0;

- se instalează aplicatorul pentru electroni de 15 cm * 15 cm;
- se setează fantomul pentru scanarea dozei în profunzime;
- începând cu cea mai mică energie şi până la cea mai înaltă, se scanează profunzimea de ionizare pe axa centrală;
- se analizează fiecare scanare şi se compară pentru fiecare energie profunzimea obţinută cu cea din tabelul din testele de acceptanţă.

1.2.4.5 *Procedură de verificare a constanţei factorilor de transmisie şi accesoriilor standard*

Factorul Tray

Pentru un câmp dat este definit ca raportul dintre rata dozei la adâncimea de referinţă cu placa de suport blocuri pentru un câmp dat şi doza la adâncimea de referinţă pentru câmp deschis. Câmpul de referinţă este de 10 cm * 10 cm, SSD = 100 cm şi profunzimea de referinţă: 10 cm. Măsurătorile se efectuează cu camera Farmer cu electrometrul setat la modul de măsurare "Doserate" High, integrată la timpul de măsurare t = 60s. Se măsoară doza relativă fără a face corecţiile necesare.

$$\text{Ftray} = \frac{\text{Doză la 10 cm cu placa}}{\text{Doză la 10 cm câmp deschis}}$$

Setare test:

1. Se aduce la nivel fantomul PMMA la SSD = 100 cm
2. Se deschid fălcile colimatorului pentru câmp de 10 cm * 10 cm
3. Se aşează camera Farmer la profunzimea de 10 cm în apă
4. Se instalează placa de suport blocuri

Metoda de testare:

1. Se efectuează măsurătorile integrată la timpul de măsurare t = 60 s
2. Se scoate placa şi se repetă măsurarea cu câmp deschis
3. Se trece în tabel raportul măsurătorilor

Factorul Wedge

Factorul wedge este definit ca raportul dintre doza la adâncimea de referinţă cu filtrul pană pentru un câmp dat şi doza la adâncimea de referinţă pentru un câmp deschis. Câmpul de referinţă este de 10 cm * 10 cm, SSD = 100 cm şi profunzimea de referinţă: 10 cm. Se măsoară doza relativă fără a face corecţiile necesare. Măsurătorile se repetă pentru cele patru poziţii ale filtrelor pană: IN, OUT, LEFT, RIGHT.

$$\text{FWedge} = \frac{\text{Doză la 10 cm cu filtru pană}}{\text{Doză la 10 cm câmp deschis}}$$

Setare test:

1. Se aduce la nivel fantomul PMMA la SSD = 100 cm
2. Se deschid fălcile colimatorului pentru câmp de 10 cm * 10 cm
3. Se aşează camera Farmer la profunzimea de 10 cm în apă
4. Se instalează filtrul pană

Metoda de testare:

1. Se efectuează o măsurătoare
2. Se scoate filtrul pană şi se repetă măsurătoarea cu câmp deschis
3. Se trece în tabel raportul măsurătorilor

1.2.4.6 *Procedură de verificare a liniarităţii camerei monitor*

Reproductibilitatea sistemului de măsurare a dozimetriei pentru fiecare energie trebuie să fie de ±1% sau 1 unitate monitor, oricare dintre ele este mai mare, la un debit al dozei fix aşa cum este măsurat de monitorul secundar la izocentru. Liniaritatea trebuie să fie de ±1% sau 1 unitate monitor pentru dozele acumulate între 10 şi 999 unităţi monitor.

Setare test:

1. Testele trebuie făcute utilizându-se camera Farmer, localizată într-un fantom cu apă sau solid. Parametrii de ieşire ai camerei de ionizare trebuie măsuraţi utilizându-se un electrometru. Calibrările razelor X trebuie să fie făcute pe o dimensiune a câmpului de 10cm * 10 cm la 100 cm SSD.

2. Doza acumulată şi intensitatea trebuie măsurate în axa centrală utilizându-se un buildup de 2,5 cm pentru toate testele, deoarece verificările dozimetrice sunt citiri relative.
3. Pentru fasciculul de raze X adâncimea sondei trebuie să fie la adâncmiea lui d_{max}.
4. Variaţiile temperaturii ambiante nu trebuie să depăşească $\pm 5^0$C. Trebuie făcute corecţiile corespunzătoare pentru presiunea barometrică şi pentru temperatură.

Metoda de testare:

1. Se aduce gantry la 0^0, se setează timpul la 5 minute şi MU la 100
2. Se efectuează 3 măsurători şi se înregistrează sarcinile integrate de pe electrometru pentru fiecare dintre ele
3. Se face media citirilor şi se înregistrează datele în tabel
4. Se repetă pentru toate energiile

1.2.4.7 *Procedură de verificare a constanţei factorului de ieşire pentru aplicatorii de electroni*

Pentru un câmp dat, factorul de ieșire este definit ca raportul dintre doza la adâncimea dozei maxime pentru un cîmp dat și doza pentru un câmp de referință la d_{max}. Câmpul de referință este dat de aplicatorul de 10 cm x 10 cm, SSD = 100 cm. Măsurătorile se efectuează cu camera Markus.

$$OF = \frac{citirea_dozimetrului_cu_camp_oarecare}{citirea_dozimetrului_cu_campul_de_referinta}$$

Setare test:

- se instalează și se aduce la nivel fantomul cu apă pentru SSD = 100 cm
- se instalează aplicatorul de 10 cm x 10 cm pentru electroni
- camera Markus se coboară la profunzimea d_{max} pentru energia dată
- sonda de referință trebuie prinsă cu bandă de unul din colțurile aplicatorului de electroni

Metoda de testare:

- se efectuează măsurătorile integrate la timpul de măsurare t = 60 s
- se atașează alt aplicator pentru electroni și se repetă măsurătoarea
- se trece în tabel raportul valorilor măsurate

1.2.4.8. *Procedură pentru determinarea raportului tesut – aer (TAR)*

TAR este raportul dintre debitul dozei absorbite măsurat într-un anumit punct în fantom (Dd) si debitul dozei absorbite măsurat în același punct în aer (Dfs), în condiții de echilibru electronic și condiții similare de iradiere.

TAR (dSd,E) = Dd/Dfs (I.11)

Raportul țesut – aer depinde de calitatea radiației, profunzimea punctului și mărimea câmpului, dar este independent de variația SSD – ului. Distanța sursă – punct de referință rămâne constantă și corespunde cu distanta sursă – ax, elementul variabil fiind profunzimea punctului pe axul fasciculului.

Setare test:

- se poziționează fantomul la SSD = 90 cm, SAD = 100 cm
- se aduce gantry în poziția 90^0 sau 270^0
- se deschid fălcile colimatorului pentru câmp de 10 cm x 10 cm
- se așează camera Farmer la profunzimea de 10 cm

Metoda de testare :

- se măsoară doza în punctul de referință (100MU)
- se golește fantomul de apa și cu camera în aceeași poziție se măsoară doza în condiții similare
- se calculează valoarea raportului, rezultatul se înregistrează în tabel

1.3 Sistemul de planificare a tratamentului (TPS)

Asigurarea calității

„Asigurarea calității" reprezintă toate acțiunile planificate și sistematice necesare să ofere încredere adecvată că un produs sau serviciu va satisface cerințele de calitate date (ISO 9000: 1994). Ca atare acoperă toate procedurile, activitățile și acțiunile relevante și, prin urmare, toate grupurile de personal implicat în procesul în cauză.

Asigurarea calității în radioterapie

„Asigurarea calității în radioterapie" reprezintă toate procedurile care asigură coerența prescripției medicale și îndeplinirea în condiții de siguranță a acesteia, din punct de vedere al dozei primite de volumul țintă, împreună cu doza minimă la țesuturile sănătoase, expunerea

minimă a personalului și monitorizarea adecvată a pacientului care vizează determinarea rezultatului final al tratamentului. Din nou, trebuie subliniat faptul că asigurarea calității în radioterapie se referă la toate aspectele procesului de radioterapie și ar trebui să implice toate grupurile de personal din echipă, deoarece activitățile de calitate sunt interdependente.

Procesul de planificare a tratamentului cu radiații este complex și implică pași multipli și o serie de tehnologii. Primul pas al procesului include analizarea informațiilor anatomice ale pacientului. Aceste informații sunt apoi utilizate pentru a determina localizarea tumorii și a țesuturilor sănătoase din jurul acesteia care ar putea fi afectate de radioterapie. TPS-ul este utilizat pentru întocmirea planului de tratament a fiecărui pacient.

Având distribuția dozelor, fizicianul medical sau dozimetristul pot decide cu privire la distribuția de doză si pot să stabilească dacă sunt necesare adăugări suplimentare de fascicule sau modificarea direcției fasciculului, ponderarea sau modelarea, pentru a îmbunătăți planul de tratament. Folosind un astfel de proces iterativ (trial and error), se dezvoltă planul de tratament până se ajunge la o distribuție de doză optimă. TPS-ul este utilizat în continuare pentru determinarea timpului sau numărului de unități de monitor (UM) necesare pentru fiecare fascicul incident asupra pacientului.

În mod similar, TPS-urile sunt utilizate și în contextul brahiterapiei, care utilizează surse radioactive în cadrul aplicatoarelor plasate în interiorul unei cavități a corpului sau sunt inserate direct în volumul malign. Pentru brahiterapie, fie se determină rata dozei, fie durata tratamentului, sau, în cazul implanturilor permanente, se calculează doza totală livrată la un volum relevant. Optimizarea va duce apoi la selectarea activității corespunzătoare a semințelor radioactive pentru a fi utilizate într-un implant dat.

Ca parte integrantă a procesului de radioterapie, TPS-ul oferă predicții computerizate ale distribuțiilor dozelor care pot fi realizate atât în volumul țintă, cât și în țesutul normal. Deoarece aceste informații sunt utilizate pentru a furniza îndrumări către clinician cu privire la cel mai bun tratament pentru un pacient individual, sistemele sunt esențiale pentru procesul de tratament și, prin urmare, performanța lor trebuie să fie sigură.

Scopul acceptanței și punerii în funcțiune a sistemului este de a testa performanțele sale fundamentale și de a înțelege algoritmii utilizați pentru predicția dozei. Acest lucru oferă cunoștințe despre limitările sistemului. Unele informații despre acest lucru ar trebui, de

asemenea, să fie disponibile de la producător, din literatura de specialitate și din grupurile de utilizatori.

Toleranțe generice de 2% au fost adesea citate pentru distribuțiile de doză în care gradienții de doză nu sunt abrupți și de 2 mm în care gradienții de doză sunt abrupți. Acestea pot fi de obicei aplicate izodozei cu un singur câmp sau distribuției de la o sursă unică. O toleranță generică similară de 2% este adesea citată în calculele MU, care din nou ar putea avea nevoie de o analiză atentă în situații complexe.

Recomandările privind acceptarea, punerea în funcțiune și controlul calității sunt date, de exemplu, de AAPM (TG 40 și TG 43) și IPEM (în Rapoartele 68 și 81); acestea ar trebui menționate pentru mai multe detalii. Cerințele vor depinde de nivelul de complexitate al sistemului și de tehnicile de planificare a tratamentului utilizate clinic. Orice incertitudine privind funcționarea unui TPS ar trebui testată prin compararea performanței a TPS cu măsurători în fantomuri adecvate. Un eșantion de rutină, programul regulat de control al calității pentru un TPS este dat în Tabelul I.6.

FRECVENȚĂ	PROCEDURĂ	TOLERANȚĂ
Zilnic	Dispozitive de intrare și ieșire	1 mm
Lunar	Sumarea de control	Fară modificări
	Subset de date de referință	2% sau 2 mm
	Subset de predicție de referință	2% sau 2 mm
	Test processor	pass
	Transfer CT	1 mm
Anual	Calcul MU	2%
	Set de test de asigurare a calității de referință	2% sau 2 mm

Tabelul I.6 - exemplul de verificări periodice pentru un TPS, recomandat de IPEM 68 și 81 și AAPM TG 40

QA-ul nu se încheie odată cu punerea în funcțiune a TPS-ului. Este esențială implementarea și menținerea unui program continuu de asigurare a calității. Programul trebuie să fie practicabil (adică trebuie să fie structurat în așa fel încât să avem un risc de eroare în doza pacientului foarte mic), dar nu atât de elaborată încât să impună un angajament nerealist în ceea ce privește resursele și timpul.

Trebuie efectuate verificări periodice ale integrității hardware, software și transferul de date. Programul QA trebuie să fie suficient de flexibil, adaptat la orice schimbare. Ar trebui stabilite proceduri pentru acoperirea actualizărilor de software, modificări ale dispozitivelor periferice, metode de transfer de date. Pregătirea personalului, managementul sistemului și securitatea sunt, de asemenea, aspecte foarte importante ale QA-ului.

Punerea în funcțiune și QA a tratamentului computerizat cu radiații și planificarea sunt operații foarte complexe. Planificarea tratamentului este centrul procesului de radioterapie și, în sine, constă din pași multipli. Planificarea tratamentului implică multe surse de informații, inclusiv imagini ale pacienților, posibil din diferite modalități imagistice, contururi ale volumului tumorel și volumele critice determinate de medic, parametrii câmpurilor de radiație cât mai preciși, astfel încât distribuțiile de doză să poată fi calculate. Este nevoie si de descrieri exacte ale mașinii (mai ales când sunt mai multe aparate) sau a izotopilor radioactivi care vor fi folosiți pentru tratament. În plus, TPS-urile de la diferiți furnizori variază dramatic atât în funcționalitate, cât și în capacități și limitările algoritmilor specifici utilizați.

Există o tendință generală și periculoasă de a utiliza rezultatele computerizate fără un nivel adecvat de verificare a acurateții lor. Utilizatorii TPS-urilor trebuie să aibă suficientă experiență pentru a decide dacă planul de tratament și numărul de MU-urile calculate sunt rezonabile.

1.4 Teste și criterii de acceptanță pentru acceleratoarele liniare medicale

Multe proceduri și teste din **programul de asigurare a calității** pentru echipamente sunt direct legate de cerințele clinice privind acuratețea radioterapiei. Este esențial ca performanța echipamentelor de tratament să rămână consecventă în cadrul toleranțelor acceptate pe toată durata de utilizare.

Verificarea periodică a performanţelor instalaţiilor de radioterapie trebuie să înceapă imediat după punerea în funcţiune a acestora. Dacă aceste verificări identifică deviaţii faţă de performanţa preconizată, sunt necesare acţiuni corective.

Procesul de **asigurarea calităţii (QA)** implică trei etape:

- Măsurarea performanţelor
- Compararea performanţelor cu valorile standard date
- Acţiuni necesare pentru menţinerea sau îmbunătăţirea standardelor

În acest context, pentru acceleratoarele liniare, standardele de asigurare a calităţii sunt definite în specificaţiile instalaţiei de radioterapie ca parte a furnizării (acceptanţa) sau în procesul de comisionare (calibrarea fasciculului de radiaţii).

În particular, pentru acceleratoarele liniare, care produc radiaţii pe cale electronică, performanţele se pot modifica

- brusc, datorită defecţiunii unor componente electronice
- progresiv, datorită uzurii componentelor electronice sau mecanice

Pentru minimizarea deviaţiilor inadvertente şi neaşteptate, se impune:

- verificarea sistematică a parametrilor, în cadrul unui program de Control de Calitate;
- întreţinerea preventivă asigurată de personal calificat şi autorizat. Întreţinerea preventivă se realizează pe bază de contract cu firme autorizate de producător.

Procedurile de testare sunt practic procedurile:

- utilizate în faza testelor de acceptanţă
- stabilite în faza comisionării echipamentului
- modificate în procesul de lucru, în funcţie de dotarea tehnică, îmbunătăţirile efectuate de producător, instruirea personalului, noutăţile apărute în domeniu (ex. noi protocoale de dozimetrie).

Radioterapia cu intensitatea modulată (IMRT) și radioterapia ghidată imagistic (IGRT) au crescut cerințele privind precizia cu care doza prescrisă este livrată de acceleratorul liniar. Tipurile de tratamente livrate cu ajutorul aceleratoarelor liniare au un rol în determinarea conținutului programului de asigurarea calității.

Testele conținute în programul de asigurare a calității sunt împărțite în: **zilnice (săptămânale), lunare și anuale.**

Testele zilnice sau, în unele cazuri, săptămânale includ parametrii care pot afecta doza administrată pacientului în sens dozimetric (constanța debitului) sau geometric (laseri, indicator optic de distanță, dimensiunea câmpului). Testele zilnice de siguranță includ de asemenea monitorizarea audiovizuală a pacientului și testarea interlock-ului ușii.

În ceea ce privește imagistica EPID (Electronic Portal Imaging Device) și OBI (On Board Imager), operarea și funcționalitatea sunt testate zilnic, precum și interlock-urile de coliziune.

Testele lunare includ parametri și caracteristici care au o probabilitate mai mică de a se schimba în decursul unei luni, de exemplu poziția tray-ului sau forma profilului - care servește și ca o verificare a energiei pentru fotoni.

Testele anuale reprezintă un subset al testelor efectuate în timpul procedurilor de acceptanță și comisionare. În timpul reviziei anuale a sistemelor de dozimetrie, constanța factorilor fie este stabilită, fie reconfirmată sau actualizată.

1.4.1 *Teste zilnice*

Preocuparea principală este siguranța în livrarea dozei la pacient și testele ar trebui proiectate în consecință, respectând cel puțin recomandările producătorului și regulamentele aplicabile.

Zilnic	Denumire test	Toleranță
1	Interlock usa	Funcțional
2	Interlock mișcare	Funcțional
3	Mișcări masă	Funcțional
4	Indicator beam on/off	Funcțional
5	Monitorizare audio-video pacient	Funcțional
6	Monitor de radiații camera de comanda	Funcțional
7	Intrerupere iradiere	Funcțional
8	Laseri/fire reticulare	2 mm
9	Telemetru optic	2 mm

10	Pin point	2 mm
11	Indicator dimensiune camp	2 mm
12	Stabilitate debit - fotoni	3%
13	Factor - Dynamic wedge	2%
14	Stabilitate debit - electroni	3%

Tabelul I.7 Testele zilnice de asigurarea calității pentru acceleratoare liniare medicale

Testele 1-7 - configurarea acestor teste va depinde de desingn-ul instalației și al echipamentelor.

Testul 8 – verificarea alinierii corespunzatoare a firelor reticulare si a laserilor pentru unghi colimator 0°, unghi gantry 0°, 90° and 270°.

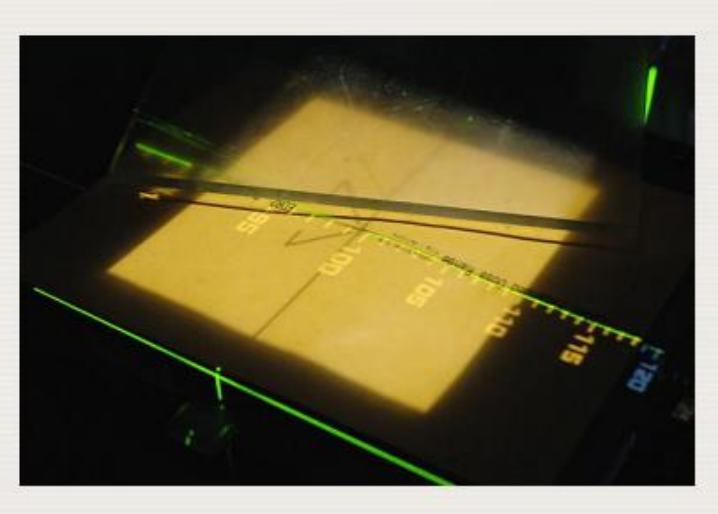

Figura I.2 Aliniere fire reticulare și laseri

Figura I.3 Aliniere dispozitiv de verificări zilnice

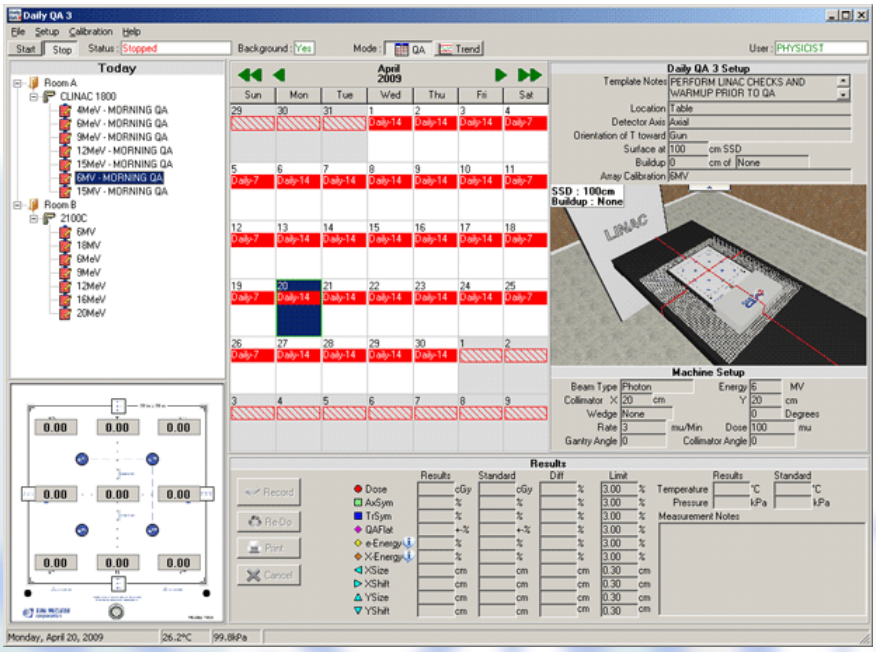

Figura I.4 Soft de verificări zilnice pentru Daily QA

Test 9 - unghi gantry 0°.

Test 10 - unghi gantry 0° și în izocentru.

Test 11 - unghi gantry 0°, SAD 100 cm, dimensiune camp 10 cm x 10 cm și 20 cm x 20 cm.

Tolerantele și nivelurile de acțiune se aplică la fiecare latură a câmpului rectangular.

Test 12 – Toate energiile utilizate și geometria locală standard.

Test 13 - Factor - Dynamic wedge pentru cele mai utilizate filtre dintr-o anumită zi.

Test 14 – Toate energiile utilizate și geometria locală standard.

Pentru multe din testele de verificări zilnice se folosește dispozitivul Daily QA care este calibrat pentru fiecare energie de fotoni și electroni folosite. Softul dispozitivului permite configurarea unui set de teste pentru fiecare zi a săptămânii.

În tabelul de mai jos este exemplificată o fișă pentru verificări care conține teste zilnice de asigurare a calității la acceleratorul liniar.

Nr.	Verificarea parametrilor funcționali	Nivelul de acțiune	Echipament
1	Constanța debitului dozei în fasciculul RX	3%	DailyQA3
2	Constanța debitului dozei în fasciculul de electroni	3%	DailyQA3
3	Indicatorul Beam On	Funcțional	N.A.
4	Sistemul de blocare și intercondiționare al ușii	Funcțional	N.A.
5	Monitorul de radiație cu avertizare	Funcțional	N.A.
6	Sistemul audio-video de comunicare cu pacientul	Funcțional	N.A.
7	Laserii	2 mm	fantomul pentru laseri
8	Indicatorul de distanță	2 mm	pointer
9	Indicator dimensiune colimator	2 mm	hârtie milimetrica
10	Repetabilitate poziție lamele MLC	1 mm	MLC in BEV
11	Rețea	Funcțional	N.A.
12	Verificare zilnică pentru un filtru pană	Funcțional	N.A.
13	*KV și MV* *interlocuri coliziune*	Funcțional	N.A.
14	*poziționare/repoziționare*	1 mm	Cubul OBI
15	coincidența imagine coordonate tratament	1 mm	Cubul OBI
16	*Cone-beam CT* *interlocuri coliziune*	Funcțional	N.A.

17	*poziționare/repoziționare*	1 mm	Cubul OBI
18	coincidența imagine coordonate tratament	1 mm	Cubul OBI

Tabelul I.8 Model fișă verificări zilnice

Dacă pentru un parametru măsurat se găsește o valoare care depășește nivelul de acțiune, atunci este necesară o acțiune corectivă pentru aducerea parametrului la valoarea nominală. Valorile procentuale (%) reprezintă deviația parametrului față de valoarea nominală.

Testele lunare

Lunar	Test	Toleranță
1	Butoane de urgență	Funcțional
2	Interlocuri filtre, tray	Funcțional
3	Integritate și centrare accesorii	Funcțional
4	Citire/ indicare unghi gantry	1°
5	Citire/ indicare unghi colimator	1°
6	Citire/ indicare poziție masă	2 mm
7	Izocentrul mesei	2 mm
8	Unghiul de rotație a mesei	1°
9	Pin point (ODI)	2 mm
10	Centrare fire reticulare	2 mm
11	Coincidență câmp luminos/ câmp de radiații	2 mm
12	Indicator dimensiune câmp	2 mm
13	Dozimetrie relativă	2%
14	Reproductibilitate doză în profunzime CA	2%/3mm
15	Planeitate fascicul	3%
16	Simetrie fascicul	2%
17	Inregistrări	Complete

Tabelul I.9 Testele lunare de asigurarea calității pentru acceleratoare liniare medicale

Test 1- Funcționarea corespunzătoare a butoanelor de urgență, a indicațiilor privind circuitul de urgență. Trebuiesc respectate recomandările și reglementările în vigoare.

Test 2 - Verificarea fixării corespunzătoare a filtrelor și a altor accesorii în tray-urile destinate.

Test 3 – Integritatea fizică și centrarea accesoriilor incluzând filter pană, tray-uri, conuri.

Test 4 – Citire mecanică și digitală a indicației unghiului gantry-ului, care se face utilizând o nivelă calibrată pentru cel puțin următoarele unghiuri: 0°, 90°, 180° și 270°.

Test 5 - Citire mecanică și digitală a indicației unghiului colimatorului care se face utilizând o nivela calibrată pentru cel puțin următoarele unghiuri: 0°, 90°, 180° și 270°.

Test 6 - Citire mecanică și digitală a indicației poziției mesei de tratament care trebuie verificată în direcțiile celor trei axe (longitudinal, lateral, vertical).

Test 7 – Se verifică rotația mesei în funcție de poziția colimatorului.

Test 8 – Se verifică unghiul de rotație al mesei pentru mai multe valori ale acestuia.

Test 9 - Se utilizează un indicator mecanic calibrat pentru verificarea indicatorului optic pentru distanță. Verificarea se face pentru mai multe valori ale SSD-ului și pentru diverse unghiuri ale gantry-ului.

Test 10 – Traiectoria imaginii optice a firelor reticulare se măsoară la un SSD fixat pentru unghiuri ale colimatorului 0°, 90° și 270°.

Test 11 - Alinierea geometrică dintre câmpul de radiație și câmpul luminos se verifică pentru anumite dimensiuni ale câmpului și unghiuri ale gantry-ului 0°, 90° și 270°. Pentru acest test se verifică minim șase dimensiuni ale câmpului. Toleranțele și nivelurile de acțiune se aplică pentru fiecare latură a câmpurilor rectangulare.

Test 12 - Diferite dimensiuni de câmp pot fi examinate la unghiuri diferite. Dacă se folosesc, trebuie să fie verifcate si câmpuri pe jumatate blocate. Pentru acest test se verifică minim șase dimensiuni ale câmpului.

Test 13 - Folosind un sistem de dozimetrie calibrat se verificată output-ul pentru toate energiile existente.

Test 14 – Se fac măsurătorile la două adâncimi într-un fantom cu apă, pentru a confirma că doza în profunzime nu s-a schimbat de la comisionare. Toleranțele și nivelurile de acțiune sunt specificate în % pentru fasciculele fotonice și în mm pentru fasciculele de electroni. Adâncimile relevante clinic sunt utilizate pentru aceste măsurători.

Test 15, 16 – Se verifică simetria și planeitatea conform protocolului stabilit inițial la măsuratorile de comisionare.

Test 17 - Documentele referitoare la verificările zilnice de control al calității, întreținerea preventivă, solicitările de service și verificările ulterioare trebuie să fie complete, lizibile și identificate de operator.

1.4.2 Teste anuale

Dozimetrie:

1. Planeitatea fasciculelor de fotoni şi electroni faţă de valoarea obținută la testele de acceptanţă
2. Simetria fasciculelor de fotoni şi electroni faţă de valoarea obținută la testele de acceptanţă
3. Calitatea fasciculului (PDD_{10} sau TMR^{20}_{10})
4. Calitatea fasciculului de electroni (R_{50}) / cm
5. Factorul de output pentru fasciculele de fotoni și electroni
6. Liniaritatea numărului de unități monitor pentru fasciculele de fotoni și electroni
7. Constanța output-ului pentru fotoni și electroni vs debitul dozei
8. Constanța output-ului pentru fotoni și electroni vs unghiul gantry-ului

Teste mecanice:

1. Rotația izocentrică a colimatorului
2. Rotația izocentrică a gantry-ului
3. Rotația izocentrică a mesei
4. Coincidența izocentrului mecanic cu cel al radiației
5. Coincidența axelor colimatorului, gantry-ului și axelor mesei cu izocentrul
6. Domeniul maxim de deplasare a mesei în toate direcțiile axelor

Teste MLC

1. Transmisie MLC (medie între transmisia prin lamele și între lamele)
2. MLC spoke shot
3. Coincidența câmpului luminos cu câmpul de radiație

Pentru tehnicile de tratament VMAT și IMRT sunt necesare teste suplimentare de verificare a acuratetei **pozitiei lamelelor și a transmisiei prin MLC**, factori care pot afecta livrarea dozei.

Pentru aceasta este recomandat testul **picket fence**, prin care se verifică acuratețea poziției lamelelor din punct de vedere calitativ. Este recomandat ca acest test să se efectueze săptămânal cu o examinare atentă a imaginii statice achiziționate cu ajutorul dozimetriei portale.

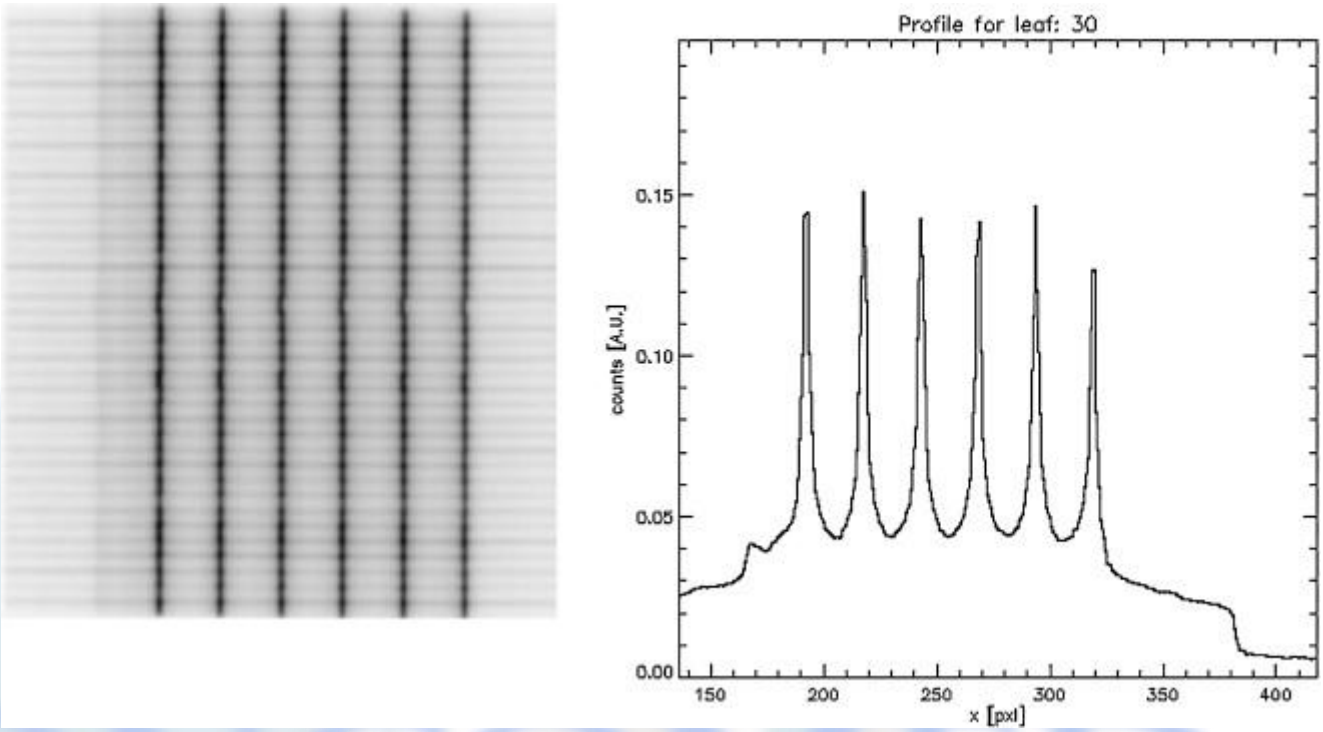

Figura I.5 Tesult picket fence

Viteza de deplasare a lamelelor MLC-ului poate fi evaluată cu ajutorul unui soft furnizat de producătorii de acceleratoare liniare. Softul preia date și creează serii de tabele și grafice, calculând o histogramă pentru erorile apărute indicând devierea lamelelor de la poziția programată.

Pentru verificările anuale se recomandă îmbunătățirea testelor pentru transmisia prin MLC incluzând teste de analiza cantitativă. Dispozitivele EPID mai noi permit detectarea cu precizie mai bună a locației lamelelor.

Repetabilitatea poziției lamelelor, testul MLC spoke shot și coincidența câmpului luminos cu câmpul de radiație sunt toate teste prin care se verifică alinierea MLC-ului.

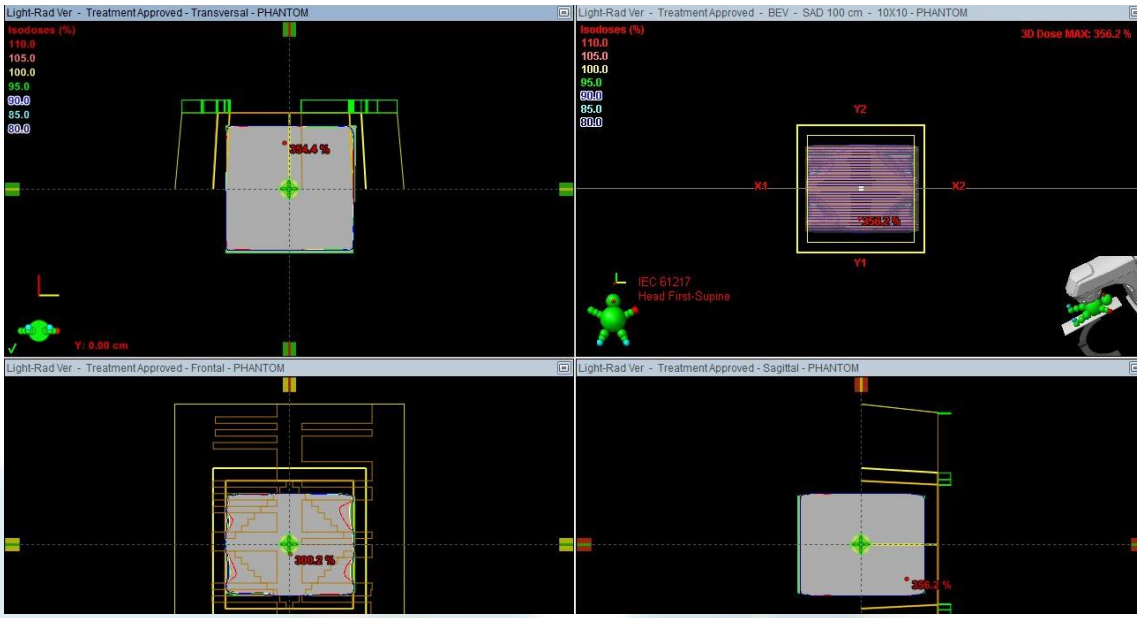

Figura I.6. Verificare coincidență câmp luminous - câmp de radiație

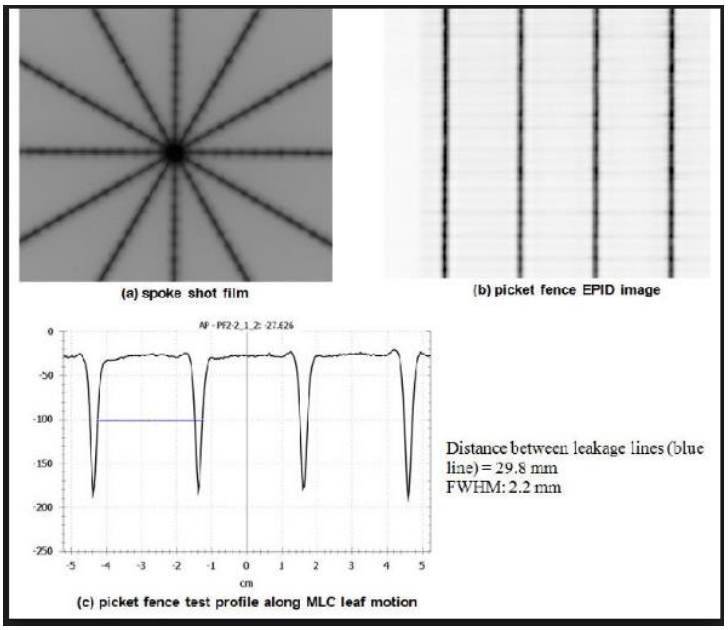

Figura I.7 MLC spoke-shot

Fizicianul medical este în cele din urmă persoana responsabilă pentru implementarea testelor adecvate de asigurarea calității pentru echipamentul din dotarea laboratorului de radioterapie, luând în considerare modalitatea și complexitatea tratamentelor livrate, diversitatea localizărilor tratate.

BIBLIOGRAFIE

1. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, International Atomic Energy Agency Vienna, 2005
2. Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators, Medical Physics, Vol. 36, No. 9, September 2009
3. Guide des procedures de radiotherapie externe, Société Française de Radiothérapie Oncologique, 2007
4. Livre blanc de la radiotherapie en France, Société Française de Radiothérapie Oncologique, 2013
5. BRAHME, A., et al., Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons, Acta Oncol. Suppl. 1 27, 1988
6. Current External Beam Radiation Therapy Quality Assurance Guidance: Does It Meet the Challenges of Emerging Image-Guided Technologies, Jatinder R. Palta, Ph.D Chihray Liu, Ph.D, Jonathan G. Li, Ph.DJatinder R. Palta, Ph.D, Chihray Liu, Ph.D, Jonathan G. Li, Ph.D, QA for RT supplement volume 71, ISSUE 1, Supplement, S13-S17, May 01, 2008
7. Quality assurance of MLC leaf position accuracy and relative dose effect at the MLC abutment region using an electronic portal imaging device, Iori SUMIDA, Hajime YAMAGUCHI, Hisao KIZAKI, Masahiko KOIZUMI, Toshiy, ournal of Radiation Research, 2012, 53, 798–806 doi: 10.1093/jrr/rrs038 Advance Access Publication 10 July 2012
8. Dynamic MLC-QA Based On Portal Dosimetry , Sajeev Surendran et al Int. Journal of Engineering Research and Applications ISSN : 2248-9622, Vol. 4, Issue 5(Version 6), May 2014, pp.134-137www.ijera.com,
9. K. Smith, P. Balter- *AAPM Medical Physics Practice Guideline 8.a.: Linear accelerator performance tests*, J.Appl. Clin. Med.Phys., 2017; xx: 1–17;
10. Peter R. Almond, Peter J. Biggs - *AAPM's TG-51 protocol for clinicalreferencedosimetry of high-energyphotonand electron beams*, Med. Phys. 26(9), 1999

11. E. E. Klein, J. Hanley -*Task Group 142 report: Quality assurance of medical accelerators*, Med. Phys. 36 (9), 2009;
12. IAEA TRS-398 *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*, 2000

Capitolul 2 - Proceduri de asigurare a calității pentru brahiterapie

2.1 Calibrarea sursei de Ir-192 cu ajutorul camerei de ionizare tip puț

Calibrarea sursei se face la schimbarea acesteia (de exemplu, sursa de Ir-192 se schimbă la aproximativ patru luni) sau ori de câte este nevoie.

Proprietatea fundamentală pentru o sursă de Ir-192 HDR este kerma în aer S_k:.

$S_k = \dot{K} d^2_{ref}$ (II.1)

unde, $\dot{K}$ este debitul kerma în aer la distanța de referință d_{ref}, d_{ref} = 1m [1, 2].

Unitatea de măsură pentru kerma în aer este $\mu Gy/h \cdot m^2$.

Calibrarea sursei de brahiterapie se face în următoarele etape:

- Se așează camera de ionizare tip puț în camera de iradiere și se conectează la instalația de brahiterapie;

- Se conectează camera de ionizare la electrometrul ce se află în camera de comandă;

- Se citesc valorile presiunii și temperaturii din camera de tratament, care sunt necesare în calculul factorilor de corecție;

- Se creează un plan test pentru stabilirea intervalului de măsură cu un pas de 0,5 cm de la poziția 130 la poziția 118, cu un timp de staționare de 25 de secunde în fiecare poziție. Se fac citiri ale curentului;

- Din aceste valori se identifică poziția în care curentul are valoarea maximă, ceea ce indică intervalul de sensibilitate maximă a camerei.

-În punctul fierbinte determinat anterior se fac trei măsurători ale sarcinii electrice timp de 60 de secunde.

- Valorile determinate din măsurători se completează în formula de calcul pentru activitatea sursei, și valoarea obținută se compară cu cea furnizată de producător în certificatul sursei. Abaterea acceptată este de ± 5%.

Cu ajutorul camerei de ionizare tip puț se măsoară kerma de referință în aer. Cu ajutorul unui tub de transfer, sursa radioactivă de Ir-192 este introdusă în mijlocul camerei de ionizare, ca în Figura II.1.

Figura II.1. Utilizarea camerei de ionizare tip puț

Exemplu de calibrare a sursei de Ir-192

- Din certificatul sursei se ia S_k (S_k = 50,84 mGy m^2 h^{-1})
- Se citesc temperatura și presiunea în buncăr.

  t = 23,0 °C

  p = 1015 hPa 760 mmHg = 101.33 kPa
- Se fac măsurătorile descrise mai sus.

Nr. crt.	Poziția sursei (mm)	Valoarea citită pe electrometru (nA/s)
1	127,0	**88,10**
2	126,8	**88,30**
3	126,6	**88,46**
4	126,4	**88,56**
5	126,2	**88,62**
6	126,0	**88,65**
7	125,8	**88,64**
8	125,6	**88,62**
9	125,4	**88,54**
10	125,2	**88,40**
11	125,0	**88,26**
12	124,8	**88,05**

Tabel II.1. Rezultatele obținute. Citirea cea mai mare este în poziția a șasea.

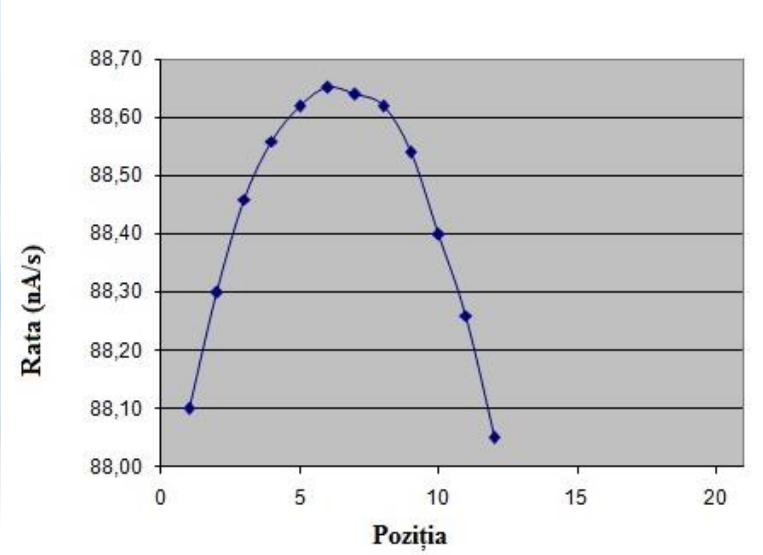

Figura II.2. Reprezentarea grafică a valorilor obținute

Cu ajutorul formulei pentru S_k și a valorilor măsurate (Tabel II.1 și Figura II.2) s-a obținut calibrarea puterii kermei în aer și anume valoarea de 41,61 mGy m^2 h^{-1}, iar pentru factor valoarea de 97,8. Cu aceste valori se poate efectua un tabel cu corecțiile sursei de Ir-192.

2.2 Calibrarea sursei utilizând fantomul solid

Dacă pentru calibrarea sursei radioactive s-a utilizat camera de ionizare tip puț, fantomul solid se utilizează pentru verificarea calibrării. Avantajul folosirii fantomului solid pentru calibrarea sursei este reproductibilitatea (Figura II.3.a) și b)).

a)

b)

Figura II.3. a) Fantomul solid PMMA; b) Conectarea fantomului solid la sistemul afterloding

2.3 Teste pentru asigurarea calității

Calibrarea sursei radioactive reprezintă unul din cele mai importante teste de asigurare a calității în brahiterapie. Acest test se efectuează de fiecare dată când se schimbă sursa radioactivă.

În brahiterapie trebuie efectuate teste zilnice, înainte de începerea tratării pacienților, pentru evitarea unui accident nuclear. În fiecare dimineață se verifică funcționarea întrerupătorului pentru ușă, butoanelor de urgență din bunker și de pe bancul de comandă. De asemenea, se verifică dacă sursa este în container, funcționalitatea dozimetrului de pe perete, care indică nivelul de radiații din bunker, a camerei video și prezența în bunker, la îndemână, a containerului de urgență cu uneltele necesare, în cazul blocării sursei în pacient.

Alte teste care se efectuează vizează verificarea sursei și a aplicatorilor:

- se măsoară lungimea canalului de transfer a sursei în aplicatori, care trebuie să fie de 130 cm;
- se verifică aplicatorii utilizați;
- se verifică oprirea la intervale regulate a sursei;
- se cronometrează timpul de staționare a sursei în pozițiile specificate.

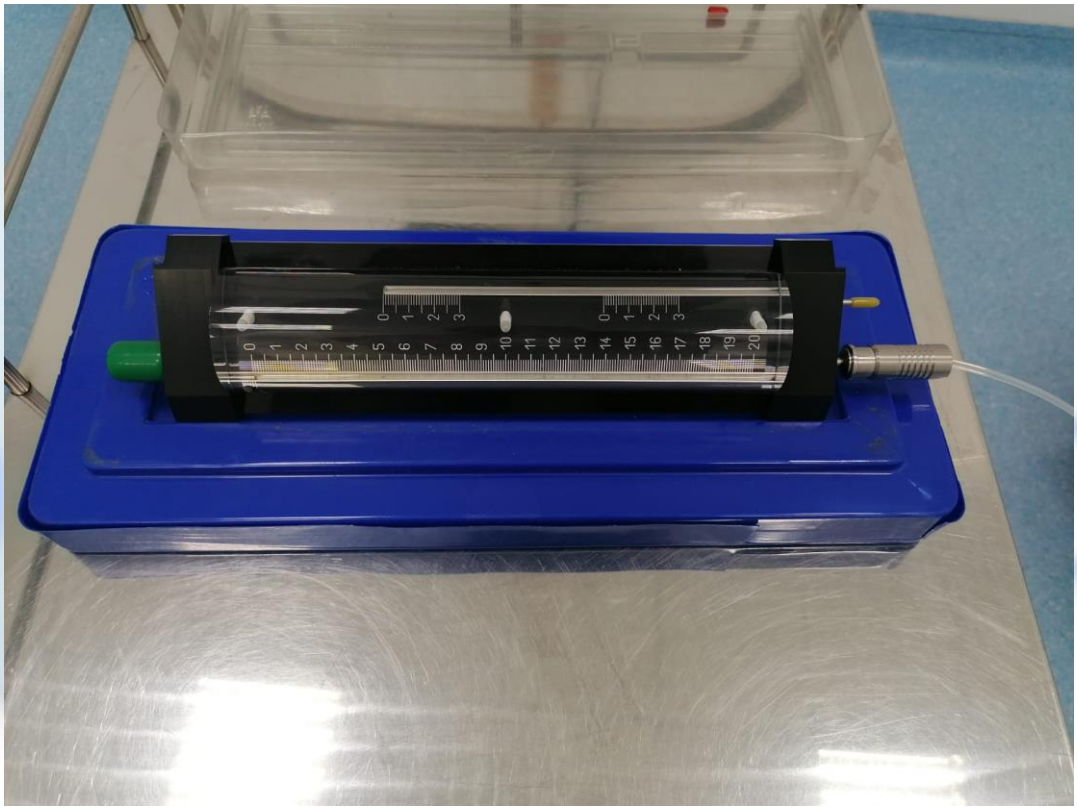

Figura II.4 Verificarea cu rigla a poziției și timpului de staționare a sursei

2.4 Proceduri de asigurare a calității pentru brahiterapie

Asigurarea calității în radioterapie reprezintă toate procedurile care asigură coerența prescripției medicale și îndeplinirea în condiții de siguranță a acestei prescripții în ceea ce privește doza la volumul țintă, cu o doză minimă la țesutul normal, expunere minimă a personalului și monitorizarea cât mai exactă a pacienților până la finalul tratamentului. Asigurarea calității în radioterapie implică toate categoriile de personal (fizician medical, medic, asistent medical, technician, infiemier/brancardier).

Datorită dozelor mari de radiații aplicate per ședință în brahiterapie, această procedură trebuie efectuată la standarde înalte de precizie. Majoritatea erorilor în brahiterapie pot fi prevenite cu un program adecvat de asigurarea calității.

Testele QA sunt împărțite în trei categorii:

-zilnice;

-trimestriale;

-anuale.

2.4.1 Lista verificărilor zilnice include:

1. Verificarea poziției sursei

-Se conectează rigla de verificare a poziției sursei la instalație prin intermediul unui tub de ghidare sursă.

-Se creează un tratament de test cu un număr de poziții în care sursa trebuie să se oprească, iar în timpul derulării acestuia, pe riglă se urmărește acuratețea cu care sursa se oprește în poziția programată.

2. Verificarea integrității și lungimii tuburilor de ghidare sursă

-Se verifică cu ajutorul etalonului lungimea tuburilor de transfer (tub de ghidare sursă) și se urmărește ca acestea să nu prezinte defecte care să împiedice înaintarea sursei.

2. Teste de securitate:

2.1. Întreruperea tratamentului cu ajutorul butonului **INTERRUPT** (ÎNTRERUPERE) şi al comutatorului **EMERGENCY RETURN** (REVENIRE DE URGENŢĂ):

- Se apasă butonul **INTERRUPT** (ÎNTRERUPERE) din consola de control în timpul tratamentului de test. Se verifică următoarele:

- Lampa de avertizare radiaţii din sala de tratament să fie stinsă

- Indicaţiile de pe consola de control:
  - Semnalul de avertizare acustică poate fi auzit
  - Lampa **RADIATION** (RADIAŢII) este stinsă
  - Indicatorul **SOURCE OUT** (SURSĂ IEŞITĂ) este oprit
  - Indicatorul **SOURCE SAFE** (SURSĂ SIGURĂ) este pornit
  - Indicatorul **STARTED** (ÎNCEPUT) clipeşte
  - Indicatorul **INTERRUPTED** (ÎNTRERUPT) este pornit
  - Comutatorul **EMERGENCY RETURN (Revenire de urgenţă)**

-Se apasă comutatorul **EMERGENCY RETURN** (REVENIRE DE URGENŢĂ) din interiorul camerei de comandă din apropierea consolei de control în timpul tratamentului de test.

Tratamentul este întrerupt imediat, iar sursa se retrage în poziţia sa ecranată.

Se verifică următoarele**:**

-Lampa de avertizare radiaţii din sala de tratament este stinsă

- Indicaţiile de pe consola de control:
  - Indicatorul **ALARM** (ALARMĂ) clipeşte
  - Semnalul de avertizare acustică poate fi auzit în consola de control şi calculatorul de control
  - Indicatorul **RADIATION** (RADIAŢII) este oprit
  - Indicatorul **SOURCE OUT** (SURSĂ IEŞITĂ) este oprit
  - Indicatorul **SOURCE SAFE** (SURSĂ SIGURĂ) este pornit
  - Indicatorul **STARTED** (ÎNCEPUT) este verde continuu.

2.2 Interblocarea uşii (şi orice alte interblocări suplimentare de siguranţă)

Se deschide uşa sălii de tratament în timpul tratamentului de test. Tratamentul trebuie întrerupt automat şi sursa trebuie să se retragă în poziţia ecranată.

Se verifică următoarele:

- Lampa de avertizare radiaţii din sala de tratament este stinsă
- Indicaţiile de pe consola de control:
  - Semnalul de avertizare acustică poate fi auzit
  - Indicatorul **DOOR** (UŞĂ) este pornit

- Indicatorul **INTERRUPTED** (ÎNTRERUPT) este pornit
- Indicatorul **RADIATION** (RADIAŢII) este oprit
- Indicatorul **SOURCE OUT** (SURSĂ IEŞITĂ) este oprit
- Indicatorul **SOURCE SAFE** (SURSĂ SIGURĂ) este pornit

2.3 Conectarea greşită a tubului de ghidare sursă

Se introduce incorect un tub de ghidare sursă în capul de indexare și se verifică dacă tratamentul de test este suprimat.

2.4 Monitor radiaţii în cameră

În sala de tratament există un sistem independent de monitorizare a radiaţiilor cu avertizare vizuală şi sonoră. Acest monitor indică radiaţiile atunci când sursa este extinsă. Se testează funcţionarea corespunzătoare a monitorului de radiaţii din cameră şi a eventualelor unităţi la distanţă asociate. Monitorul sau unitatea de la distanţă trebuie să fie vizibilă din sala de tratament.

2.5 Monitor radiaţii afterloading

Monitorul de radiaţii funcţionează atât timp cât afterloading-ul este pornit. Toate consolele conectate, inclusiv tastatura postîncărcătorului, indică semnalul de radiaţii dacă monitorul le detectează.

2.6 Echipamentul de monitorizare (echipament de vizualizare şi interfon)

Se verifică funcţionarea corectă a echipamentului de vizualizare şi intercomunicaţie. Trebuie să fie posibilă conversaţia bilaterală între sala de tratament şi camera de comandă.

Testele QA trimestriale:

- Calibrarea sursei;
- Acuratețea poziției sursei;
- Integritatea aplicatorilor;
- Măsurători in vivo.
- Verificări de siguranță:
  - ✓ detector de radiații;
  - ✓ buton de urgență;
  - ✓ baterii.

În general, aplicatorii pot fi împărțiți în: aplicatori rigizi (ginecologici), ace flexibile sau rigide și tuburi flexibile. Fiecare tip are în funcție de compoziția sa cerințe diferite în ceea ce privește testele QA.

În timpul procesului de sterilizare, aplicatorii se pot deteriora. Înainte de fiecare utilizare trebuie inspectat vizual fiecare aplicator utilizat în aplicație. De reținut că acest proces se face în condiții sterile. Curățarea aplicatorilor trebuie făcută conform protocolului producătorului. Se recomandă administrarea unui anumit număr de cicluri de curățare, dezinfectare și sterilizare pentru fiecare aplicator.

De asemenea foarte importante sunt și măsurătorile dozei in vivo care nu ajută doar pentru verificarea dozei livrate în volumul țintă, ci și pentru estimarea dozei încasate de organele la risc.

2.4.2 Testele QA anuale:

- scurgeri de radiații în dreptul postîncărcătorului;
- verificarea cablurilor;
- simulare plan urgență.

Asigurarea calității pentru software-ul de planificare a tratamentului (TPS) pentru brahiterapie

Dezvoltările software-ului în brahiterapie tind să le urmeze pe cele din radioterapia externă. Un TPS poate avea unul sau mai mulți algoritmi de calcul.

Înainte de începerea ședinței de brahiterapie se verifică următoarele:

- Se verifică numele şi informaţiile corecte ale pacientului.

- Se verifică dacă activitatea planificată şi curentă ale sursei sunt corecte.

- Se verifică dacă activitatea sursei din raportul planului de tratament corespunde celei indicate în raportul de tratament planificat.

- Timpii de oprire planificaţi trebuie verificaţi prin măsuri independente înainte de tratament.

- Se asigură că în tratamentele multicanal, fiecare tub de ghidare sursă este conectat la canalul corespunzător al capului de indexare. Este imperativ ca planul de tratament şi postîncărcătorul să se potrivească în termeni de identificare a tubului de ghidare sursă corect.

- Se compară timpii şi poziţiile de oprire din sistemul de planificare a tratamentului cu cei detaliaţi în raportul de tratament planificat.

- Se compară Total Time (Timp total) şi Total Curie seconds (Total curie-secunde) în raportul de tratament planificat cu cele din sistemul de planificare a tratamentului şi se verifică dacă diferenţa procentuală se încadrează în toleranţa admisă.

- Se compară raportul tratamentului planificat din software-ul de control cu raportul de tratament din software-ul de planificare a tratamentului. Se pregătește software-ul de control şi postîncărcătorul pentru administrarea tratamentului şi se începe tratamentul.

Pacienții sunt supravegheați în timpul tratamentului cu ajutorul camerelor video din camera de tratament.

La finalul tratamentului se urmărește dozimetru de pe perete pentru a ne asigura că sursa s-a retras în aparat.

În cazul implanturilor interstițiale sau în cazul în care se folosesc sisteme de mai mulți aplicatori este recomandat să se efectueze imagini CT/RMN post implant pentru asigurarea calității.

Figura II.5 Utilizarea aplicatorului Fletcher în cancerul de col uterin şi efectuarea planului de tratament

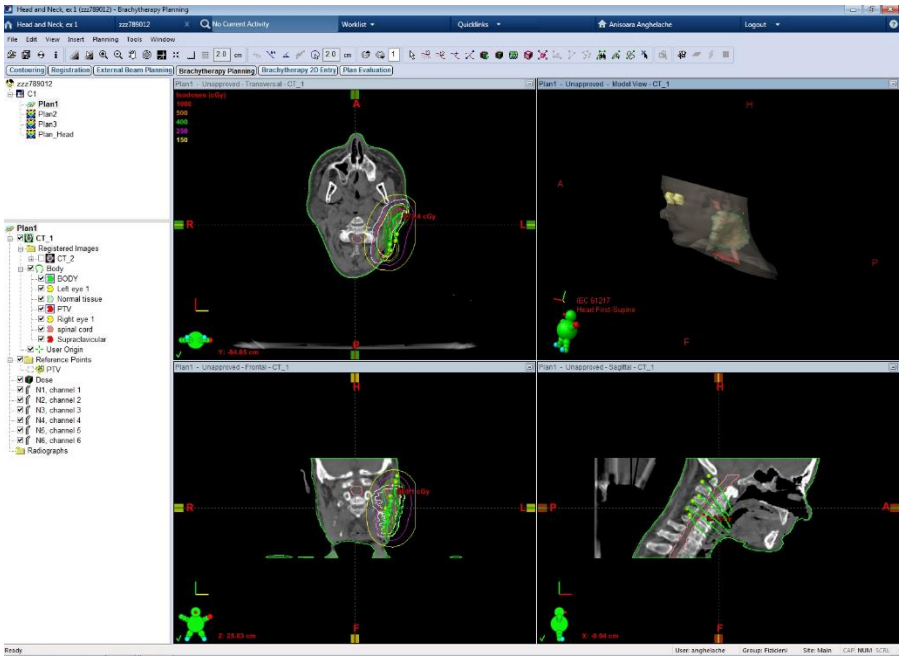

Figura II.6 Vizualizarea implantului interstițial pentru un caz ORL

Se recomandă întotdeauna dubla verificare, înainte de începerea tratamentului de brahiterapie.

BIBLIOGRAFIE

1. Swiss Society for Radiobiology and Medical Physics, *Dosimetry and Quality Assurance in High Dose Brachytherapy with Iridium-192*, **2005**.

2. R. J. M. Elfrink, H. J. Van Kleffens, I. K. K. Kolkman-Deurloo, A. H. L. Aalbers, W. J. F. Dries, A. Rijnders, B. Schaeken, J. L. M. Venselaar, *Quality Control in Brachytherapy*, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry, **2000**.

3. J. Venselaar, J. Pėrez-Calatayud, *A Practical Guide to Quality Control of Brachytherapy Equipment*, ESTRO, **2004**.

4. E.B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physiscs: a Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency, Vienna, **2005**.

5. International Atomic Energy Agency, *Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy*, IAEA, **2002**.

6. D.I. Thwaites, B.J. Mijnheer, J.A. Mills, *Quality Assurance of External Beam Radiotherapy*, Chaper 12.

7.*Code of Practice for Quality Assurance of Brachytherapy with Ir-192 Afterloaders*, Nederlandse Commissie Voor Stralingsdosimetrie, Report 30 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry.

Capitolul 3- Proceduri de asigurare a calității pentru radioterapia ghidata de imagini – IGRT

Radioterapia este o metodă dovedită de îmbunătățire a controlului evoluției tumorii, de creștere a ratei de supraviețuire, de abordare a simptomelor și de îmbunătățire a calității vieții pacienților cu cancer. Acest lucru se realizează prin administrarea unui tratament de înaltă calitate care include depunerea conformă, exact geometrică, a radiațiilor ionizante și cele mai bune eforturi pentru a proteja țesuturile sănătoase radiosensibile învecinate. Calea către o radioterapie de înaltă calitate este complexă, și poate fi descompusă în mai multe etape, de la diagnosticul în timp util, apoi stadializarea corectă și evaluarea clinică, alegerea adecvată a dozei și volumului tumoral care urmează a fi iradiat și furnizarea de radiații în volumul dorit cu o calitate fiabilă (adică diferență minimă de tratament prescris față de livrare). În cele din urmă, este necesară o evaluare aprofundată a multor obiective clinice: evaluarea beneficiului radioterapiei la un pacient individual și la o populație de pacienți, astfel încât să se poată întreprinde o acțiune, un diagnostic specific.

Radioterapia actuală ghidată de imagine (IGRT) încorporează informații anatomice, funcționale sau biologice în proiectarea, planificarea și livrarea tratamentul cu radiații. Motivul pentru utilizarea IGRT în tratamentul cancerului include evaluarea tridimensională a întinderii tumorii și a organelor la risc, compensarea mișcării organelor, adaptarea la contracția rapidă a tumorii și escaladarea potențială a dozei. Utilizarea imaginilor avansate a dus la îmbunătățirea delimitării și localizării țintei, o evaluare mai realistă a dozei în structurile critice, și capacitatea de a crește doza în tumoră într-un mod care nu era posibil înainte.

În prezent, CT-ul, RMN-ul și PET-CT-ul sunt cele mai utilizate metode de imagistică în IGRT ginecologic, deoarece acestea sunt disponibile pe scară largă și la un preț rezonabil. Multe tumori voluminoase se micșorează rapid în timpul terapiei cu radiații cu chimioterapie concomitentă. IGRT zilnic poate permite planurilor să fie adaptate, pe măsură ce tumorile se micșorează, cu tratamentele; astfel, țesuturi normale pot primi o doză mai mică de radiație. Încorporarea IGRT-ului și IMRT-ului (radioterapie cu intensitate modulată) în practica clinică permite reducerea atât a erorilor sistematice, cât și a erorilor aleatorii. IGRT-ul și IMRT-ul au

câștigat din ce în ce mai mult impuls ca fiind o componentă a planificării și livrării tratamentului în cancerele ginecologice.

Distribuții de doză personalizate pentru fiecare pacient sunt acum generate cu ajutorul imaginilor tridimensionale (3D) și a tehnicilor de planificare inversă IMRT sau VMAT. Conformitatea crescută a dozei sporește necesitatea de a asigura localizarea precisă a structurilor țintă și țesuturilor normale înainte sau în timpul fiecărei fracțiuni de tratament și a determinat integrarea tehnologiilor imagistice (și / sau a sistemelor de urmărire) în sala de tratament și în aparatele de tratament.

Tehnicile IGRT pot reduce substanțial erorile de poziționare geometrice care pot apărea între planificarea și livrarea tratamentului și permit clinicienilor să urmeze tratamente mai conforme. De asemenea, crește dependența acestor tratamente cu performanța sistemului IGRT. Neasigurarea acestei performanțe poate duce la tratamente care sunt „exact greșite”.

3.1 Motivarea utilizării IGRT-ului

Radioterapia este considerată ca un tratament loco-regional conceput pentru a trata ținte bine definite într-o anumită zonă, în timp ce încercăm o protejare a țesutului normal din vecinătatea acestora, fiind limitați și de constrângeri de doze pentru organele la risc. Cu toate acestea, dozele administrate în realitate pot să fie foarte diferite de doza planificată. Există mulți factori care pot contribui la abaterile dozei dintre distribuția planificată și distribuția dozei în pacient.

Dintre toți factorii, cea mai mare marjă de eroare o are poziționarea pacientului. Utilizarea marginilor pentru volumul țintă al planificării este cea mai utilizată metodă pentru a scăpa de erorile de poziționare. În trecut utilizarea unor margini mai mari pentru PTV a fost utilizată pentru a compensa erorile de poziționare. Această metodă livrează doză de radiație și organelor din vecinătatea țintei, alterând calitatea vieții pacientului post radioterapie (Figura 1). Odată cu apariția și utilizarea pe scară largă a IMRT-ului, distribuția dozei în planul de tratament este foarte conformă. De asemenea, o delimitare precisă a volumului țintă crește importanța administrării dozei de tratament cât mai precis. Utilizarea IGRT-ului promite o îmbunătățire a preciziei în poziționarea pacientului și, prin urmare, un rezultat mai bun al tratamentului împotriva cancerului prin direcționarea și / sau urmărirea mai precisă a tumorii.

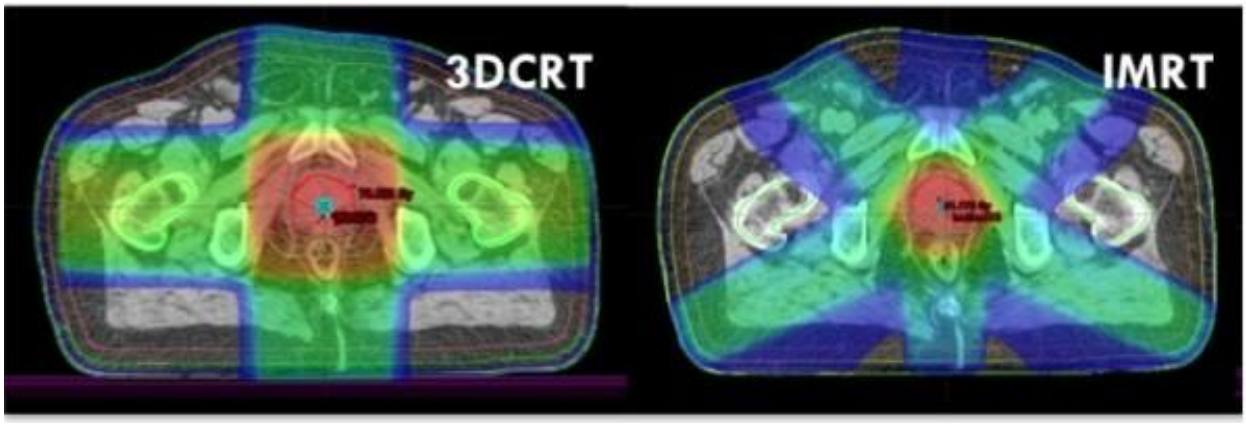

Figura III.1- Stânga: Tehnica BOX pentru un plan 3DCRT (cu o margine a PTV-ului de 2cm). Dreapta: Tehnica IMRT cu 5 câmpuri de iradiere (margine a PTV-ului de 5–7 mm).

Rutina curentă IGRT este de a "investiga" imagistic pacientul înainte de livrarea tratamentului. Achiziționarea de imagini pre-tratament în mod regulat ne permite să evaluăm mai detaliat informații despre tratament, cum ar fi imobilizarea pacientului, gama de mișcări a organelor, modificări ale dimensiunii și formei tumorii etc. Procesul de imagistică IGRT poate fi folosit ca metodă regulată de asigurare a calității pentru a înregistra efectul modificărilor în imobilizare și alte intervenții.

3.2 Ghidarea Imagistică în delimitarea volumului de interes

Definirea precisă a țintei este de o importanță vitală în radioterapie. Tomografia computerizată este cea mai dominantă modalitate imagistică și piatra de temelie în planificarea tratamentului, cum ar fi (a) delimitarea structurilor țintă și normale și (b) date cantitative pentru țesuturi eterogenitate (Kijewski și Bjarngard 1978; Chernak și colab. 1975). O simulare CT este obținută în mod normal cu un dispozitiv adecvat de imobilizare a pacientului în poziția de tratament, denumită CT de planificare.

În prezent, planificarea tratamentului se bazează în mare măsură pe informațiile obținute cu scanare CT cu integritate spațială ridicată, rezoluție spațială ridicată, capacitatea de a furniza informații despre densitatea electronică relativă utilizată la calcularea dozei de radiații.

În plus față de CT, alte modalități de imagistică, cum ar fi imagistica prin rezonanță magnetică (RMN), tomografia cu emisie de poziție (PET) și / sau tomografia computerizată cu emisie cu un singur foton (SPECT) pot furniza informații anatomice / funcționale suplimentare specifice pacientului, care nu pot să fie ușor de văzut din imaginea CT.

RMN este o modalitate imagistică care utilizează radiații neionizante pentru a genera imagini de diagnostic și / sau tratament. Folosește un câmp magnetic puternic, unde de radiofrecvență și un computer pentru a crea secțiuni transversale detaliate (bidimensionale) și imagini tridimensionale ale corpului uman. RMN are o gamă largă de aplicații în diagnosticul medical și planificarea tratamentului în multe specialități (Rezonanță magnetică, o introducere critică evaluată de colegi 2013; Hollingworth și colab. 2000). RMN și CT sunt tehnologii imagistice complementare și fiecare are avantaje și limitări pentru anumite aplicații. Avantajele RMN includ:

1. Capacitatea de a obține imagini fără utilizarea radiațiilor ionizante.
2. Contrastul superior al țesuturilor moi, în special pentru sistemul nervos central (SNC), abdomen și pelvis etc.
3. Tehnici avansate precum difuzie și perfuzie RMN, contrast dinamic RMN, angiografie RM, imagistică spectroscopică MR (MRSI) și RMN funcțional (fMRI) permit caracterizarea specifică a țesuturilor.
4. RMN funcțional permite vizualizarea ambelor părți active ale creierului în timpul anumitor activități, înțelegerea rețelelor subiacente etc. A fost raportat că până la 80% din tumorile SNC au primit îmbunătățiri în ceea ce privește definirea volumului țintă folosind imagini RMN în procesul de planificare a tumorii (http://radiopaedia.org/articles/mri-introduction).

O altă abordare imagistică - tomografia cu emisie de pozitroni (PET) - a fost introdusă și utilizată în mod obișnuit pentru planificarea radioterapiei pentru multe site-uri de boală, cum ar fi cancerul capului și gâtului, cancerul pulmonar etc. PET-ul (Bailey și colab. 2005) este tehnica imagistică funcțională care utilizează medicina nucleară pentru a produce o imagine tridimensională a proceselor funcționale din organism. Sistemul detectează perechi de raze gamma emise indirect de un radionuclid (trasor) care emite pozitroni, care este introdus în corp pe o moleculă biologic activă. Imaginile tridimensionale ale concentrației trasorului în corp sunt apoi construite prin analiza computerizată.

3.3 Livrarea tratamentului ghidată imagistic

Pe măsură ce volumele țintă de planificare (PTV) devin din ce în ce mai conforme pentru IMRT, în comparație cu radioterapia conformațională tridimensională convențională (3DCRT), cerințele de delimitare precisă a țintei și configurarea pacientului și acoperirea dozimetrică a acestuia în timpul fiecărui tratament devine din ce în ce mai strictă. IGRT folosește multe tehnici diferite de imagistică, de la imagini portal, fluoroscopie, ultrasunete, la sisteme de tomografie computerizată etc. Tehnologiile IGRT sunt disponibile în trei principale categorii:

(A) tehnologii tradiționale IGRT, (poziționare utilizând imagini KV)

(B) tehnologii IGRT bazate pe CT (poziționare utilizând CBCT-ul)

(C) sisteme de urmărire în timp real (respiratory gating).

3.4 Implicarea Inteligenței Artificiale în IGRT

O provocare importantă în radioterapie este găsirea unui compromis optim între o acoperire cât mai mare a tumorii și protejarea țesutului normal din imediata vecinătate a acesteia. Introducerea radioterapiei cu intensitate modulata (sau IMRT) a fost un prim pas uriaș în îmbunătățirea conformității dozei în jurul volumului de iradiat, în raport cu nivelul de doză prescrisă. Gradul ridicat de conformitate necesită o mai bună precizie și a condus la radioterapie ghidată de imagine (IGRT), soluțiile folosite fiind fie imagini de configurare ortogonale 2D, fie fascicul conic 3D CT (CBCT). IGRT-ul zilnic / frecvent permite corectarea poziției izocentrului pe baza imagisticii pacientului pe masa de tratament, poate reduce marginile PTV-ului și, prin urmare, volumul tratat poate primi o doză precisă.

Tumorile și țesuturile normale se mișcă cu timpul, iar această mișcare poate fi clinic semnificativă de la o secundă la alta, de la o zi la alta, de la o săptămână la alta, iar variația poziției lor poate fi considerată ca având loc intra (în interior) - sau inter (între) - ședințelor de tratament. Fiecare localizare tumorală are propriile sale caracteristici de mișcare. De exemplu, tumorile toracice sunt afectate predominant de mișcarea respiratorie periodică, în timp ce tumorile capului și gâtului sunt afectate mai mult de contracție în timp a volumului tumoral.

Progresele tehnologice semnificative din radioterapie în ultimele decenii au dus la o transformare rapidă a protocoalelor clinice care au impact asupra rezultatelor tratamentelor

pacienților. Introducerea tehnologiilor precum acceleratoarele de rezonanță magnetică hibridă (RM), tomoterapia elicoidală (Accuracy Inc, Sunnyvale, CA), CyberKnife (Accuray Inc, Sunnyvale, CA), Gamma Knife Icon (Elekta AB, Stockholm, Suedia) și terapia cu protoni au obligat terapeuții din domeniul radioteraiei (RT) să dezvolte un set de abilități mai larg. Mai mult, există un accent sporit pe integrarea inteligenței artificiale (AI) în fluxurile de lucru clinice. Anunțul recent al Varian (Varian Oncology Systems, Palo Alto, CA), care introduce primul sistem de livrare bazat pe IA din lume - soluția ETHOS ™ care vizează îmbunătățirea eficienței în radioterapia adaptivă, reprezintă un pas important în furnizarea unui tratament personalizat. În plus, există dovezi ale integrării învățării automate (ML) în software-ul de planificare a tratamentului (TPS), Raysearch a primit deja autorizația FDA (Food and Drug Administration) pentru Ray Station TPS versiunea 8B (Raysearch Laboratories, Stockholm, Suedia) care încorporează algoritmi ML pentru segmentarea automată a organelor și planificarea automatizată a tratamentului.

Cercetările privind impactul tehnologiilor AI și ML în furnizarea asistenței medicale sunt, de asemenea, în creștere, conduse în primul rând de potențialul „big data" în domeniul informaticii din domeniul sănătății. Acum este posibil să se extragă volume mari de date sub diferite forme pentru a sprijini eficientizarea fluxurilor de lucru, a studiilor clinice și în raportarea rezultatelor clinice. Varian (Palo Alto, California, Statele Unite) a lansat recent o platformă de tratament adaptiv on-line, Ethos, care permite adaptarea planului cu pacientul pe masa de tratament și monitorizarea tratamentului. Deși sistemul Ethos este o conversie a linacului Halcyon existent, acesta a introdus hardware și software noi în stația de plan tratament pentru a permite radioterapia adaptivă, inclusiv un modul de previzualizare a dozelor și un modul automat de generare a planurilor care generează planuri și calculează dozele în mod automat. Acest modul utilizează următorii algoritmi:

- Motor de optimizare inteligent
- Algoritm de optimizare a planului de tratament pentru terapia volumetrică cu arc modulat (VMAT) și radioterapia cu intensitate modulată (IMRT)
- Algoritm inteligent LMC pentru secvențierea colimatorului multilamelar în IMRT
- Algoritm de estimare DVH pentru estimarea DVH (Dose Volume Histogram)

- Calculul dozei transformatei Fourier (FTDC) pentru calcularea dozei în timpul optimizării

❖ Acuros XB (AXB) pentru calcularea dozei finale și pentru calcularea dozei intermediare în timpul optimizării.

În timp ce diferiți algoritmi sunt utilizați în diferite etape ale generării planului, calculul dozei finale în Ethos se realizează printr-o implementare a algoritmului AXB introdus anterior într-un alt sistem de planificare a tratamentului (TPS), Varian Eclipse. Deși acuratețea algoritmului AXB în Eclipse TPS a fost verificată prin mai multe studii, implementarea lui în sistemul Ethos dedicat (Ethos TPS) a fost făcută folosind o parte de hardware dedicată. Investigațiile anterioare între calculele AXB cu unitatea centrală de procesare (CPU) și unitățile de procesare grafică (GPU) demonstrează acuratețea AXB cu calculele GPU. Cu toate acestea, nu există o astfel de testare în literatura de specialitate pentru platforma Ethos.

Terapia Ethos oferă radioterapeuților un set de instrumente puternice, dar simple, care permit realizarea unor planuri de tratament unice pentru fiecare pacient, în fiecare zi de tratament. Aceștia pot vedea modificări ale anatomiei pacientului cu rezoluția imaginilor de diagnostic și pot adapta planul de tratament în câteva minute. Terapia adaptivă online nu mai este o aspirație evazivă - prea complexă și consumatoare de timp pentru a fi practică și prea exclusivă pentru majoritatea clinicilor și pacienților.

Terapia Ethos integrează imagini multi-modale CT de calitatea celor de diagnostic în timpul tratamentului direct pe consola de tratament, cu pacientul în sala de tratament. Oferind o imagine actuală și detaliată a anatomiei pacientului, terapia Ethos oferă clinicienilor încrederea că planurile adaptate se bazează pe imagistică de calitate. La fiecare tratament, terapia Ethos arată:

- Anatomia zilei respective cu imagini iCBCT;
- Imagini CT de calitate diagnostic, PET, MR și CBCT;
- Doza de radiație așteptată către țintă și organele cu risc;
- Previzualizarea compromisurilor dintre structurile țintă și cele critice.

Figura III.2 – Aparat Ethos instalat la Royal Surrey County Hospital St. Luke's – Guildford

Producătorul promite un timp de tratament foarte mic, într-un interval de 15 minute pacientul parcurge toate etapele prezentate mai sus, inclusiv livrarea tratamentului.

BIBLIOGRAFIE

1. Radiation Treatment Planning Dosimetry Verification, AAPM Task Group 55 Report, American Institute of Physics, New York (1995)
2. VAN DYK, J., BARNETT, R.B., BATTISTA, J., "Computerized radiation treatment planning systems", The Modern Technology of Radiation Oncology: A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists (VAN DYK, J., Ed.), Medical Physics Publishing, Madison, WI (1999) 231–286.