

UNIVERSITATEA “BABEȘ-BOLYAI” CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

Coordonator științific

Conf. dr. Andrieș Gabriel

Îndrumător

Fiz. Med. Crișan George

Absolvent

Berei Cristian

2023

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

EVALUAREA REZOLUȚIEI SPAȚIALE PENTRU O CAMERĂ GAMMA

Coordonator științific

Conf. dr. Andrieș Gabriel

Îndrumător

Fiz. Med. Crișan George

Absolvent

Berei Cristian

2023

Abstract

The purpose of the study was to evaluate the spatial resolution for a gamma camera using line source profile measurements which offer a more accurate characterization of spatial resolution than the general approach. In the first part of the study, general information was provided about the gamma camera, its uses as well as its mode of operation and its main components.

Afterwards, some generalities are offered about the spatial resolution and the basic mathematical framework that characterizes it, as well as the classic method for resolution measurement that uses a bar phantom.

The last part is given by the practical activity in which details are provided about the equipment, substances and containers that were used. Depending on the procedure used, we obtained different tables with data and graphs that describe how the spatial resolution changes in cases where there are different distances between the source and the detector, if the position of the source relative to the surface of the detector changes, and how the resolution differs if we add scattering and noise.

The procedures and experimental setup used in this work will be implemented in the quality control programme for this imaging device.

Cuprins

Introducere	4
Capitolul 1. Camera gamma	5
1.1 Colimatori.....	6
1.2 Cristalul de scintilație.....	11
1.3 Tuburile fotomultiplicatoare	14
1.4 Radiofarmaceutice și Tc-99m	16
Capitolul 2.Rezoluția spațială	18
2.1 Măsurători extrinseci	20
2.2 Funcția de răspuns punctiformă	21
Capitolul 3. Colectarea și prelucrarea datelor	24
3.1 Preparare substanțelor și desfășurarea activității	24
3.3 Rezoluție în funcție de distanță	34
3.4 Efectele măsurate în prezența împrăștierii și al zgomotului	40
Concluzii.....	46
Bibliografie.....	47

Introducere

Obiectivele principale ale medicinei nucleare sunt de a diagnostica, trata și monitoriza răspunsul asupra diferitelor boli utilizând radionuclizi și diverse sisteme de imagistică și detecție de radiații. Medicina nucleară diferă de celelalte domenii imagistice prin faptul că imagistica acesteia este de tip funcțional, astfel ne oferă informații despre funcțiile organelor sau despre diferite stadii sau procese ale unei boli.

Obiectivul lucrării este de a evalua rezoluția spațială printr-o serie de măsuratori utilizând surse liniare, respectiv să putem confirma dacă dispozitivul utilizat se încadrează în standardele normale de funcționare.

Structura lucrării este formată din 3 capitole. În primul capitol este descrisă aparatura utilizată începând prin oferirea unor informații generale despre camera gamma, urmând prin descrierea structurii acesteia și a componentelor principale. De asemenea sunt oferite informații generale în subcapitole despre colimatori, cristalul de scintilație, tuburile fotomultiplicatoare și radiofarmaceutice, în particular ^{99m}Tc .

Capitolul 2 oferă informații în legătură cu rezoluția spațială, mai exact modurile în care se măsoară, modelul clasic, respectiv diverse funcții calculabile care ne ajută pentru a descrie modul în care se formează. Primul subcapitol prezintă modul în care se fac măsurătorile extrinseci, iar formalismul matematic pentru funcția de răspuns punctiformă (point spread function PSF) este prezentat în cel de al doilea subcapitol.

Cel de al treilea capitol reprezintă partea practică realizată pe camera gamma, acesta oferind o scurtă descriere a materialelor și dispozitivelor utilizate. Ultimele trei subcapitole constau în procedeele utilizate pentru evaluarea rezoluției, modul de aplicare a acestora precum și valorile obținute pentru lărgimea la semiînălțime calculată pentru profilele surselor liniare (FWHM) în urma obținerii datelor din măsurători. În aceste subcapitole sunt prezente grafice și imagini care ne oferă informații în legătură cu modul în care diferă rezoluția spațială în funcție de procedeele aplicate.

Concluzia oferă un rezumat pe scurt asupra observațiilor făcute prin aplicarea celor trei procedee diferite precum și posibilele utilizări în viitor pentru controlul calității asupra rezoluției spațiale a camerei gamma utilizate pentru realizarea acestei lucrări.

Capitolul 1. Camera gamma

Camera gamma, numită și camera de scintilație sau camera Anger, a fost inventată în 1958 de către Hal Anger și a devenit unul dintre cele mai utilizate dispozitive pentru diagnostic în medicina nucleară, unul din motivele principale pentru această fiind aria mare de detectare ce permite o achiziționare rapidă a datelor pentru o anumită zonă mai largă a corpului [1].



Figura 1.1 Camera gamma utilizată pentru desfășurarea activității.

Camera de scintilație este cel mai utilizat dispozitiv imagistic din medicina nucleară convențională datorită caracteristicilor ideale de detecție a radiației gamma de energie joasă emisă de ^{99m}Tc . Acesta este radionuclidul folosit în peste 90% din studiile de diagnostic din medicină nucleară, pentru că nu emite radiație corpusculară; are o energie gamma aproape optimă pentru detecția de către NaI(Tl), deoarece are proprietăți excelente în ceea ce privește marcarea chimică a moleculelor; are o perioadă scurtă de dezintegrare; și în final, pentru că poate fi produs prin folosirea generatorilor [2].

Porțiunea de detecție a camerei de scintilație(capul), consistă în principal dintr-un cristal de iodură de sodiu activat cu talii, NaI(Tl) , în forma unui disc sau dreptunghi cu o lățime de 30-50 de cm și o grosime de 0,9-1,2 cm. Acesta este sigilat pentru a proteja cristalul de umiditate și ecranat pentru a reduce posibilele interferențe exterioare. Un set de tuburi fotomultiplicatoare sunt cuplate optic pe suprafața cristalului. Semnalul de iesire al tuburilor fotomultiplicatoare este

apoi procesat de un circuit de poziționare și de un analizor de impulsuri pentru a evalua energia radiației gamma. Grosimea cristalului este dată de rezultatul unui compromis între rezoluția spațială intrinsecă și eficiența detecției [3].

Pentru ca imaginea generată de detector să corespundă distribuției radiofarmaceuticului în pacient, un colimator este atașat de cealaltă parte a cristalului de scintilație care permite trecerea fotonilor pe traiectorii preferențiale în funcție de geometria colimatorului [4].

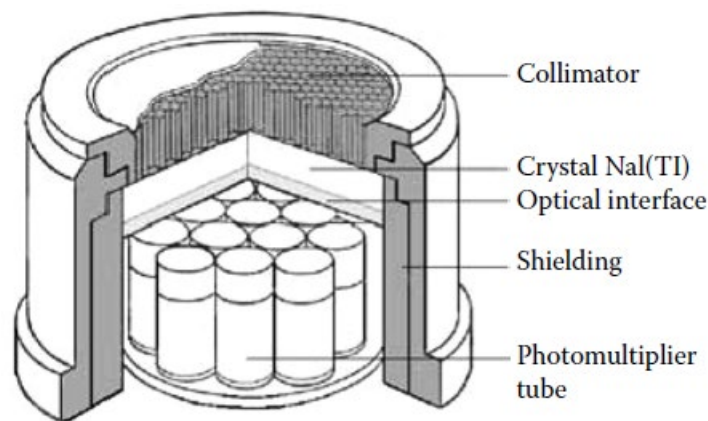


Figura 1.2 Componentele principale ale unei camere gamma [2].

1.1 Colimatori

Principala problemă în generarea imaginii pentru distribuția unei surse radioactive este asigurarea unei corespondențe de 1 la 1 între sursa emisie radiației gamma și punctul de interacțiune pe suprafața detectorului [5]. Colimatorul este componenta sistemului imagistic care asigură această corespondență, blocând fotonii care nu se deplasează pe direcțiile definite de geometria acestuia.

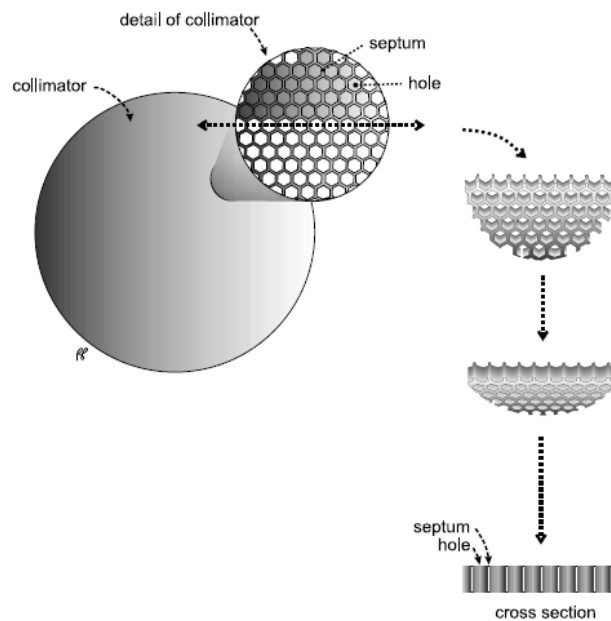


Figura 1.3 Detalii ale unui colimator [18].

Colimatorul este un aranjament de găuri separate de septuri pe o placă de material cu proprietăți bune de atenuare. Diametrul, lungimea și forma geometrică a găurilor și grosimea septurilor determină parametrii de performanță și aplicabilitatea colimatorului. Necesitatea utilizării colimatorului în procesul de detecție scade considerabil sensibilitatea sistemului. Datorită geometriei de emisie majoritatea fotonilor emiși de către radiofarmaceuticul administrat pacientului nu se vor deplasa pe direcția de detecție permisă de unghiul solid al găurilor colimatorului [6]. Astfel doar aproximativ 1 din 100,000 de fotoni este detectat, rezultatul fiind imagini cu o statistică de impulsuri slabă și mult zgomot [5]. De regulă, colimatoarele sunt fabricate din plumb datorită proprietăților bune ca și material atenuator: coeficient de absorbție masică de $2,2 \text{ cm}^2/\text{g}$ pentru fotoni de energie 140 keV [6].

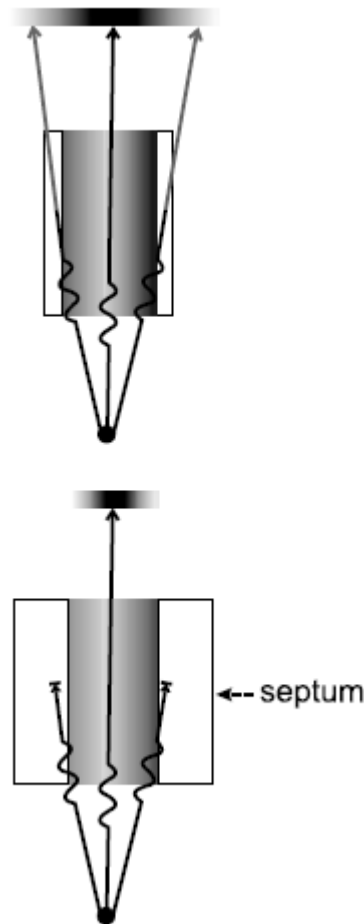


Figura 1.4 O septa mai groasă este utilizată pentru blocarea fotonilor de energie mare sau medie [18].

Pentru obținerea unei performanțe îmbunătățite a ratei de numărare este necesară reducerea rezoluției colimatorului. Dar pe de altă parte, colimatorii cu o rezoluție spațială mai bună tind să reducă sensibilitatea pentru a crește detaliile imaginii obținute. Astfel, în cele mai multe cazuri trebuie făcut un compromis în ceea ce înseamnă dimensiunile geometrice ale găurilor și septurilor. Sistemul de colimare are un rol important în rezoluția spațială, sensibilitate și afectează de asemenea proprietățile spațiale respectiv raportul semnal-zgomot a imaginilor scintigrafice obținute [7].

Colimatorii utilizați în practica clinică diferă în principal prin geometria găurilor: convergenți, divergenți, pin-hole și găuri paralele. Totodată, în funcție de parametri de construcție, avem colimatori de energie joasă (140 keV ^{99m}Tc), medie (ex. ^{111}In) și înaltă (ex. ^{131}I).

Colimatorii paraleli sunt cei mai des utilizați, aceștia având aranjamentul de găuri perpendicular pe suprafața cristalului. În cazul acesta, imaginea va avea aceeași mărime precum obiectul, indiferent de distanță dintre colimator și pacient [2].

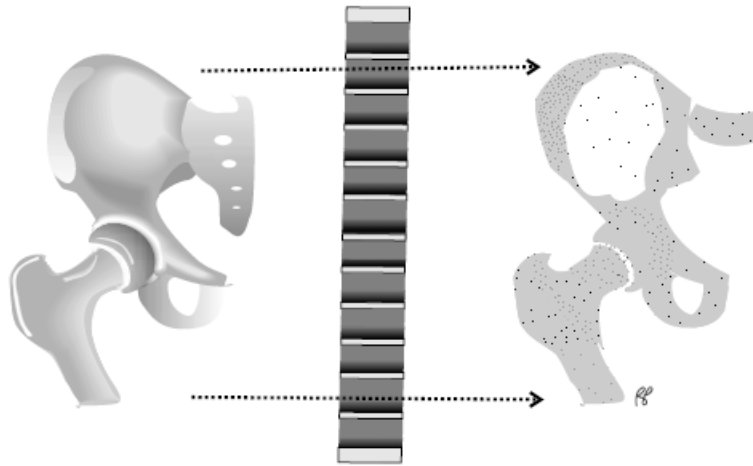


Figura 1.5 Colimator plan paralel [18].

În cazul în care se studiază un organ de dimensiuni mai mici decât cristalul camerei gamma, se poate utiliza un colimator convergent, caz în care se poate folosi întreaga suprafață a cristalului pentru a construi imaginea. În această situație, geometria nu este ortogonală, ceea ce rezultă în contribuția distanței dintre colimator și obiect pentru magnificare [2].

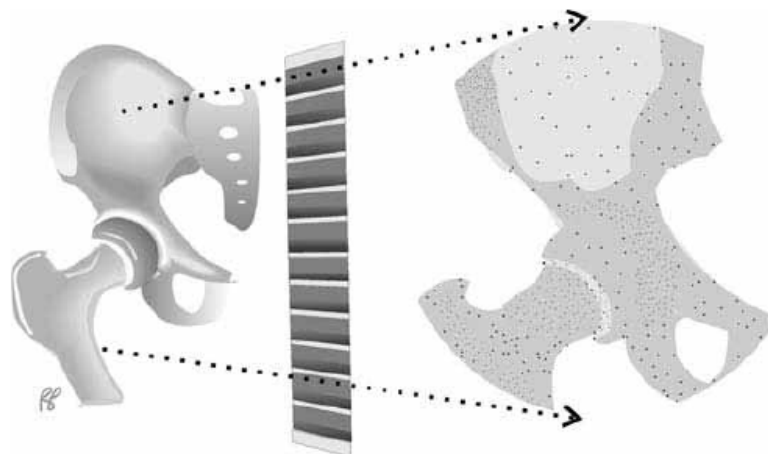


Figura 1.6 Colimator convergent [18].

Colimatorul divergent este versiunea inversată a colimatorului convergent și este folosit pentru camerele gamma cu un câmp mic de vizualizare. Imaginea obținută este mai mică decât obiectul real [2].

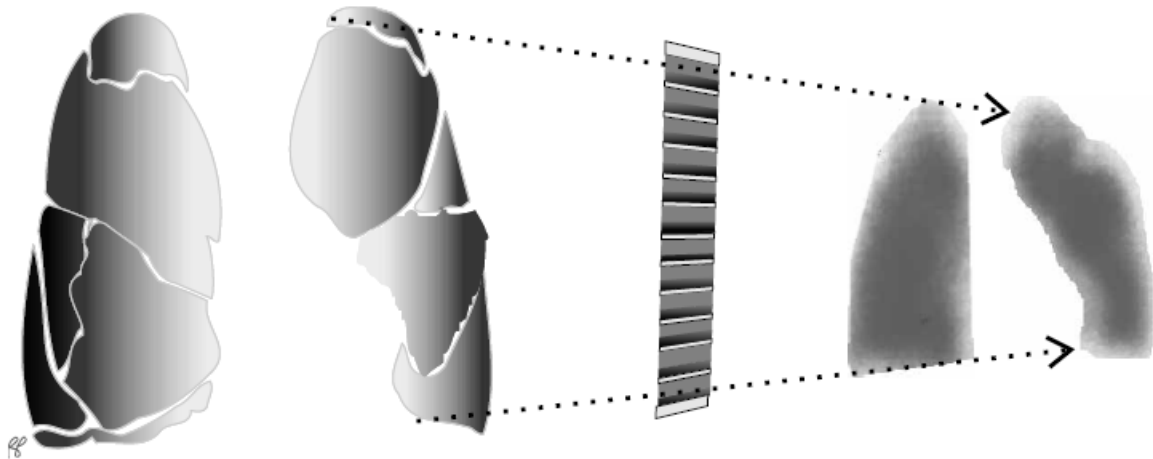


Figura 1.7 Colimator divergent [18].

Colimatorul cu pin-hole are o geometrie conică o cu apertură de ordinul câtorva milimetri care permite iradierea cristalului de scintilație. Imaginea obținută este mărită și inversată [6]. Datorită dimensiunii mici a aperturii colimatorului câmpul de vizualizare este mult redus, sensibilitatea scade considerabil deoarece doar o fracțiune mică din fotonii emiși cad în unghiul solid de acceptanță al colimatorului și pot apărea distorsiuni ale obiectelor din imagini spre marginea câmpului de vizualizare. Totuși datorită posibilității de magnificare și îmbunătățirea considerabilă a rezoluției spațiale, colimatorul cu pinhole este des utilizat în achiziția imaginilor pentru organele și articulațiile osoase de dimensiuni reduse [2].

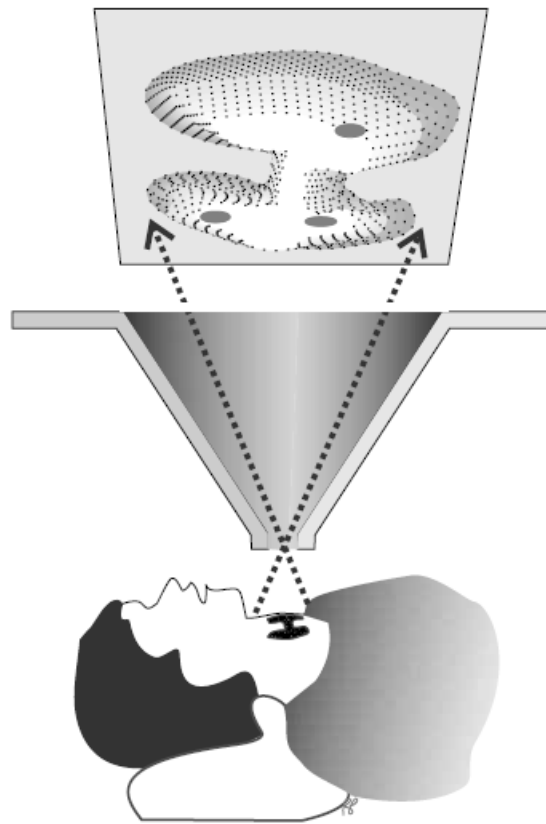


Figura 1.8 Colimator cu pin-hole [18].

1.2 Cristalul de scintilație

Cristalul de scintilație este componenta principală a unei camere gamma, având rolul de conversie a radiației în lumină. Cristalele ionice anorganice sunt cele mai folosite materiale de scintilație în imagistica medicală datorită proprietăților de detecție eficiente: densitate și număr atomic mare, răspuns rapid și randament luminos crescut. Aceste cristale formează componenta principală necesară detecției radiațiilor X și gamma. Alt grup este format de scintilatorii organici, plastic și lichide, ce au o densitate și număr atomic mic și sunt folosite în principal pentru numărarea particulelor beta. În anumite materiale anorganice pentru scintilație, apar stări metastabile sau capcane cu un timp de viață ce variază de la câteva milisecunde până la câteva luni. Aceste materiale sunt numite fosfori de stocare [8].

Când radiații gamma cu nivele energetice de până la 511 keV lovesc cristalul de NaI(Tl), diverse situații se pot întâmpla: să nu fie interacțiune, să existe interacțiune de tip Compton sau să fie

interacțiuni de tip fotoelectric. În urma interacțiunii radiației prin oricare din aceste mecanisme, pot fi cauzate evenimente noi date de eliberarea electronilor secundari, conducând la generarea de scintilație și la conversia în impulsuri electrice în tuburile fotomultiplicatoare [9].

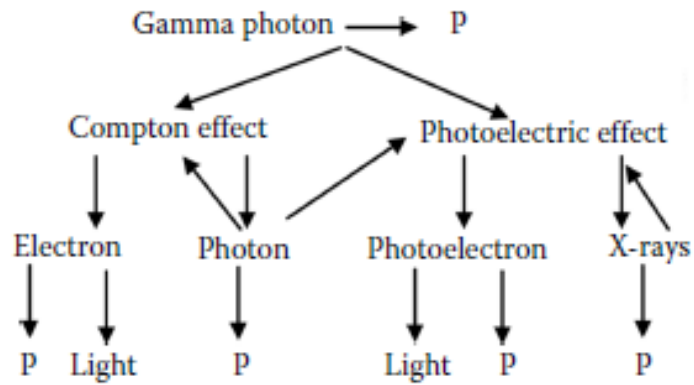


Figura 1.9 Schema a posibilelor procese ce pot produce scintilații în urma interacțiunii fotonilor incidenti [2].

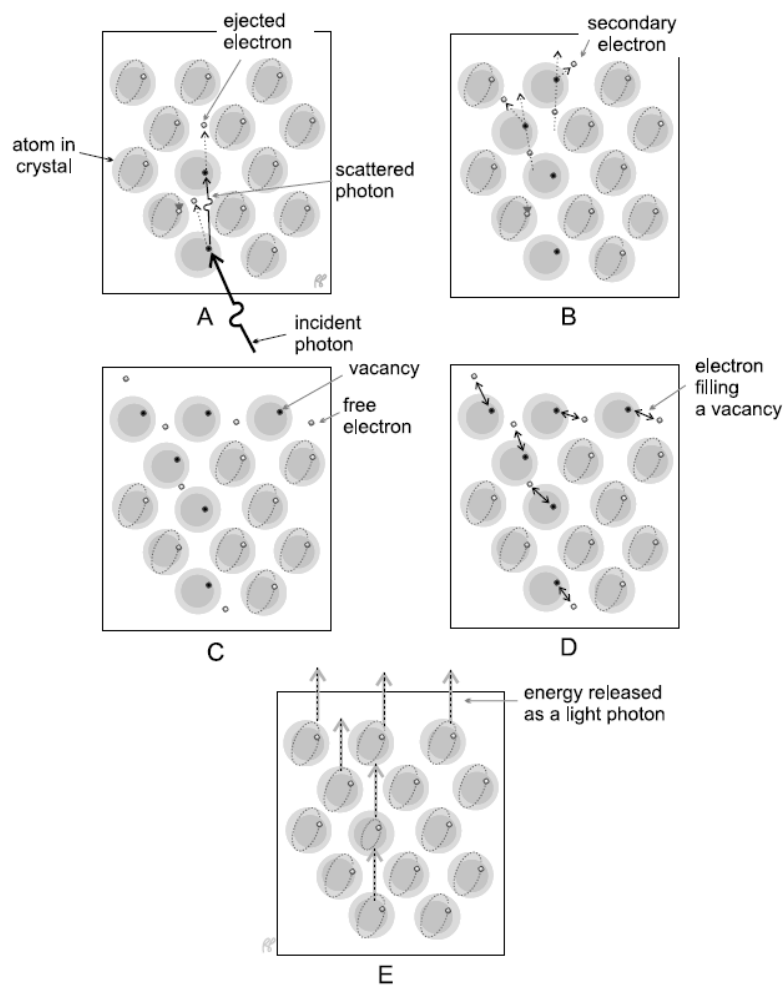


Figura 1.10 Fotoni luminoși.(A) Fotonii gamma ejectează electroni din cristal în urma interacțiunilor de tip Compton și efect fotoelectric. (B,C) Electronii ejectați vor produce un număr mare de electroni secundari.(D,E) În timpul dezexcitației energia este eliberată sub formă de lumină în spectrul vizibil [18].

Cerințele unui scintilator ideal sunt eficiența mare de detecție, timp mort scurt, rezoluție energetică bună, rezoluție intrinsecă spațială bună și un cost limitat. Acești parametrii depind de luminozitate, fracția fotoelectrică, lungimea de atenuare și constanta de dezintegrare a detectorului [2].

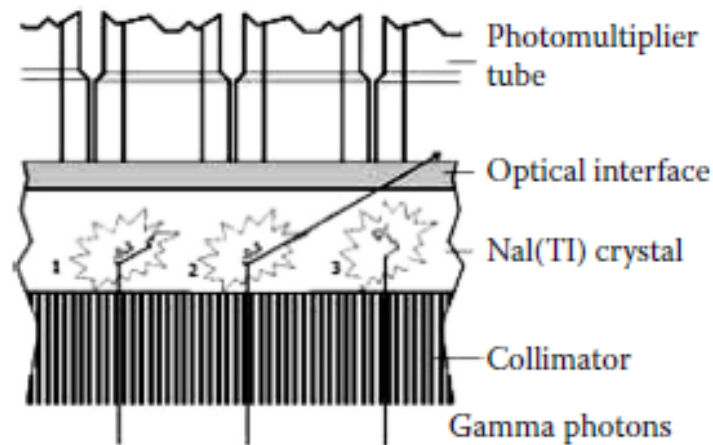


Figura 1.11 Porțiuni ce arată scintilația în camera gamma cu absorbție totală a energiei (1,3) sau absorbție parțială a energiei (2) prin pierdere de foton Compton [2].

Când există o absorbție totală a energiei fotonului, acuratețea poziției de interacțiune în interiorul detectorului este mai benefică dacă a fost achiziționată prin efectul fotoelectric, decât dacă ar fi obținut prin efectul Compton. Până când este absorbit, un foton obținut prin efectul Compton își depozitează energia în cel puțin două locații diferite, ceea ce poate degrada rezoluția spațială. Astfel, sunt de preferat interacțiunile fotoelectrice, iar numărul atomic al materialului de scintilație este factorul principal care crește această probabilitate [10].

1.3 Tuburile fotomultiplicatoare

Funcția principală a tubului fotomultiplicator este de a converti lumina emisă în urma procesului de scintilație într-un semnal electronic detectabil [11]. Structura unui tub fotomultiplicator este schematizată Figura 1.12. Acesta constă dintr-un tub vidat, un fotocatod, dinode pe care sunt aplicate tensiuni progresiv mai mari, și anod [11].

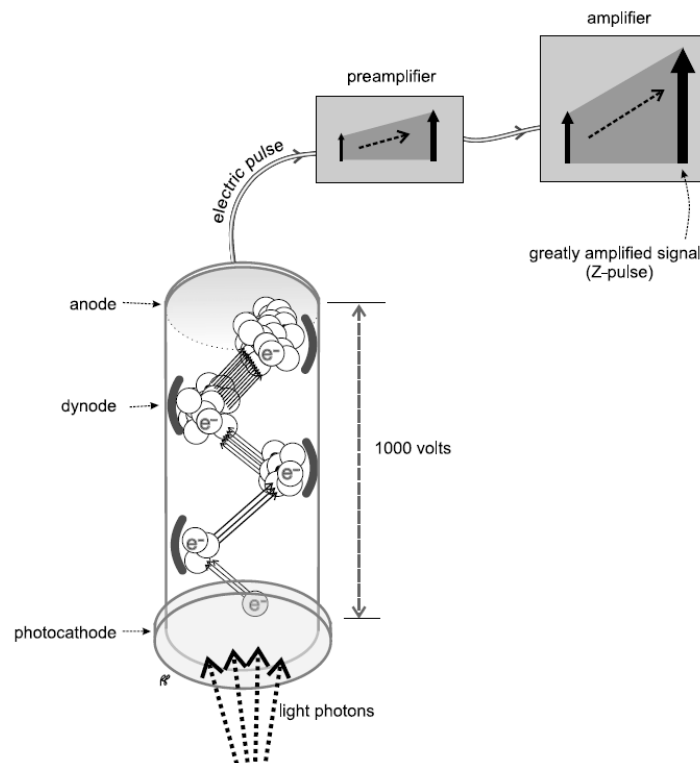


Figura 1.12 Diagrama a unui tub fotomultiplicator cu un preamplificator și un amplificator [18].

Tuburile fotomultiplicatoare au un istoric lung de aplicații în medicină, spectroscopie sau fizica particulei. Acestea sunt folosite în majoritatea sistemelor de imagistică PET și SPECT [5, 11].

Motivul pentru care sunt folosite tuburile fotomultiplicatoare pentru citirea luminii de scintilație este dat de faptul că are un câștig mare și caracteristici îmbunătățite ale zgomotului în comparație cu alți detectori compacți de lumină precum sistemele de fotodiodă în avalanșă bazate pe silicon [2, 12].

Fotonii ce provin de la cristalul de scintilație interacționează cu fotocatodul, transferându-și energia electronilor materialului fotocatodului. Electronii ejectați de către fotocatod sunt accelerați înspre prima dinodă [2]. Electronii interacționează cu prima dinodă cauzând ejectarea mai multor electroni ce sunt accelerați, de către altă diferență de potențial, înspre cea de a doua dinodă. Procesul este repetat cu multiplicarea sarcinii la fiecare etapă dintre dinode. În final sarcina este colectată de anod generând un semnal foarte slab care trebuie amplificat și apoi poate fi modelat de circuitul de analiză a înălțimii impulsului și de circuitul de poziționare [2, 12].

Amplitudinea finală a semnalului este proporțională cu energia luminii emise în urma scintilației din cristal, iar aceasta este proporțională cu energia cedată cristalului de scintilație de radiația incidentă [2, 13].

1.4 Radiofarmaceutice și Tc-99m

Un compus radiofarmaceutic constă din două componente principale: un radionuclid care are rolul de a emite radiație (fie gamma pentru diagnostic, fie β sau α pentru terapie) și un farmacofor care are rolul de a transporta radionuclidul în organul sau țesutul țintă. În medicina nucleară, aproximativ 95% din radiofarmaceutice sunt folosite pentru diagnostic, iar restul de 5% sunt folosiți în terapie. Producerea unui radiofarmaceutic se face prin alegerea unui farmaceutic care este ales în funcție de locațiile preferanțiale de a adera la organul țintă sau în funcție de participarea acestuia la funcțiile fiziologice ale organului [14].

Scopul unui diagnostic folosind radiofarmaceuticele este de a oferi o detectare a fotonilor cu efecte biologice minime asupra celulelor sau organelor, în timp ce pentru procedurile terapeutice se dorește producerea unui efect citotoxic [15].

Technețiu este un metal de tranziție fiind al 43-lea element din tabelul periodic. Izotopul acestuia, ^{99m}Tc , este de departe cel mai utilizat radioizotop din medicina nucleară pentru diagnosticare. Pe lângă proprietățile sale nucleare excelente, ^{99m}Tc are și avantajul de a putea fi obținut în laboratoarele de medicină nucleară, zilnic, prin intermediul unui generator [16].

Generatorii de radionuclizi se bazează pe existența unui echilibru tranzitoriu între radionuclidul părinte cu un timp de înjumătățire lung și radionuclidul fiică care are un timp de înjumătățire relativ scurt. Un astfel de sistem este util pentru aplicații de rutină numai dacă există o metodă simplă și directă de a separa radionuclidul fiică de părinte. Cel mai utilizat generator de radionuclizi în practica clinică este $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ [16].

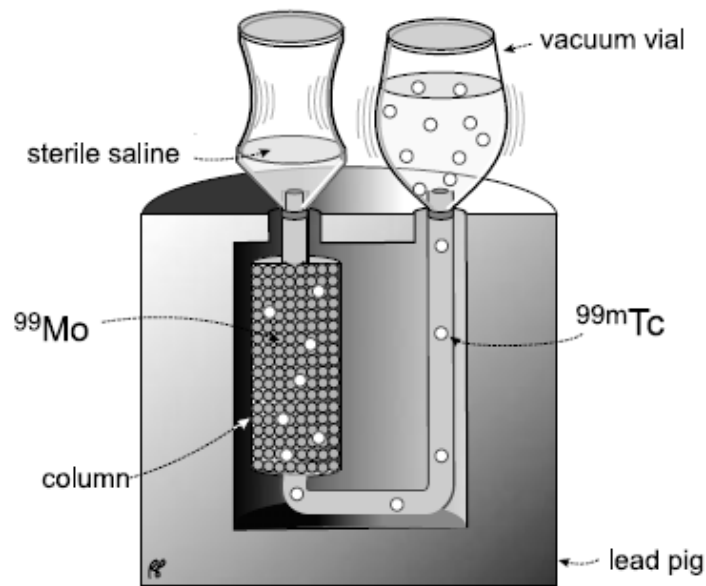


Figura 1.13 Generator de Tc-99m [18].

Generatorul comercial $^{99m}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$ conține molibden radioactiv, absorbit într-o coloană de oxid de aluminiu. ^{99m}Tc , care se formează în continuu în interiorul coloanei, și molibdenul au afinități chimice diferite pentru alumina, ceea ce permite separarea lor prin eluția coloanei cu soluție salină [2].

^{99m}Tc emite raze gamma de energie 140 keV cu o abundență de 89%, ceea ce îl face aproape ideal pentru formarea imaginilor cu camera gamma, fiind de asemenea și sigur din punct de vedere al dozei de radiație dată pacientului. Timpul de înjumătățire convenabil de 6 ore permite prepararea și controlul calității pentru o multitudine de radiofarmaceutice și permite vizualizarea proceselor biologice mai complexe care pot consta în evaluarea internalizării compusului la diferite momente de timp de la injectarea acestuia [2].

Capitolul 2. Rezoluția spațială

Rezoluția spațială a unei camere gamma este o măsură a capacității sale de a rezolva obiecte mici din câmpul vizual. Rezoluția spațială poate fi definită și ca distanța minimă dintre două puncte, astfel încât acestea să poată fi văzute separat. Aceasta înseamnă că obiectele situate la o distanță mai mică decât limita de rezoluție vor apărea ca o singură imagine neclară [17].

O singură sursă punctiformă de activitate nu apare pe un singur pixel al imaginii, ci devine neclară pe mai mulți pixeli, în principal din cauza fluctuațiilor statistice ale detectării razelor gamma. Astfel sursele a caror distribuție de activitate se suprapun vor apărea pe imagine ca o singură sursă mare cu contrast redus [8].

În plus față de estomparea (tr.eng. “blurring”) structurilor mici și a marginilor, pierderea rezoluției duce la măsurători de contrast reduse și la propagarea limitată a activității în aceste structuri. Zonele de absorbție crescută sau scăzută sunt mai greu de detectat din cauza pierderii contrastului [8].

Rezoluția spațială a unei camere gamma depinde de mai mulți factori geometrici și fizici. De regulă se poate separa în doi factori principali: rezoluția colimatorului și rezoluția intrinsecă [17].

Rezoluția spațială a unui sistem este limitată de dimensiunea elementului detector în cazul sistemelor compuse din multe cristale mici, sau de eșantionarea spațială a cristalului pentru sistemele cu un singur cristal de scintilație care acoperă întreg câmpul de vizualizare. Cu cât elementul de cristal este mai mic sau cu cât eșantionarea detectorului este mai fină, cu atât localizarea evenimentului este mai precisă și rezoluția spațială este mai bună [8].

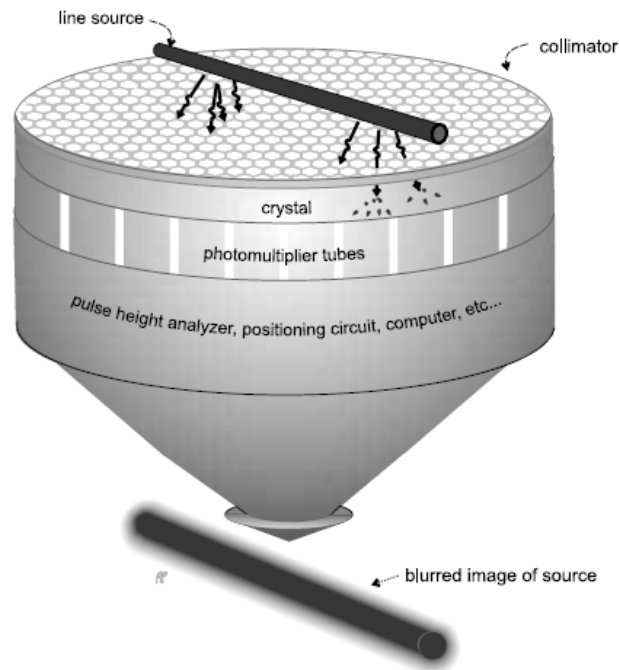


Figura 2.1 Estomparea unei surse liniare [18].

Rezoluția spațială este, de asemenea, afectată de energia fotonului, iar pentru detectoarele de scintilație este determinată de eficiența colectării luminii de scintilație de către tuburile fotomultiplicatoare. Energia radiației gamma stocată în cristal determină amplitudinea semnalului măsurat și, prin urmare, acuratețea acestuia în detector [8].

Există mai multe moduri de a caracteriza rezoluția spațială a unui detector. Funcțiile de împrăștiere punctiformă (PSF) și funcțiile de împrăștiere liniară (LSF) sunt profilele numărărilor măsurate în raport cu poziția pe o sursă de tip punct/linie. Cu toate acestea, în loc să fie afișate profiluri complete, este mai convenabil să fie caracterizate cu valori simple.

Astfel, pentru o curbă de profil, lărgimea la jumătatea înălțimii maxime (FWHM) și lărgimea la o zecime din înălțimea maximă (FWTM) pot fi utilizate pentru a descrie profilul sursei, deși nu oferă informații despre nicio asimetrie în răspuns. Reducerea PSF sau LSF la câțiva parametri are ca rezultat pierderea informațiilor despre răspunsul spațial al dispozitivului de imagistică [8].

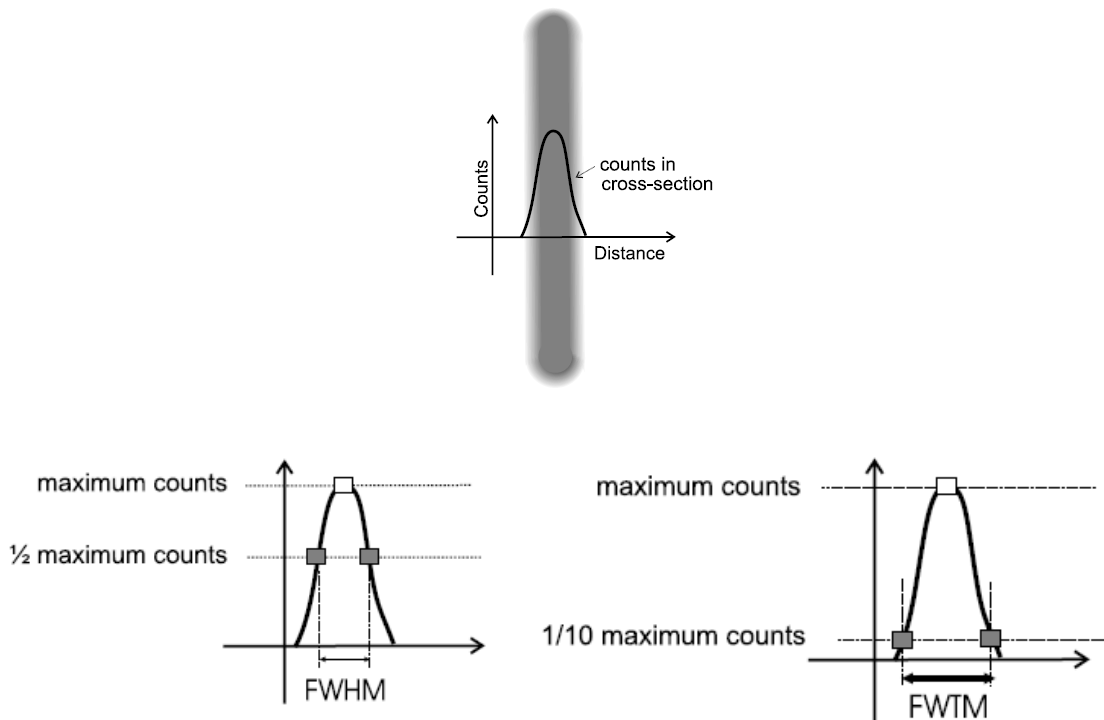


Figura 2.2 Reprezentare a FWHM și FWTM pentru o sursă liniară [18].

2.1 Măsurători extrinseci

Evaluarea rezoluției spațiale a unei camere gamma se face în mod uzual prin analiza vizuală a imaginii obținute pentru o fantomă cu patru cadrane. O astfel de fantomă constă din bare de plumb încastrate în plastic, împărțită în patru cadrane. Barele dintr-un cadran sunt de aceeași dimensiune și sunt echidistanțate. Dimensiunea barelor și spațierea dintre acestea diferă între cele patru cadrane, Figura 2.3.

Cadrantul cu cele mai mici dimensiuni, în care barele pot fi distinse individual indică rezoluția sistemului. Rezoluția spațială se efectuează săptămânal pentru verificarea degradării rezoluției [18].

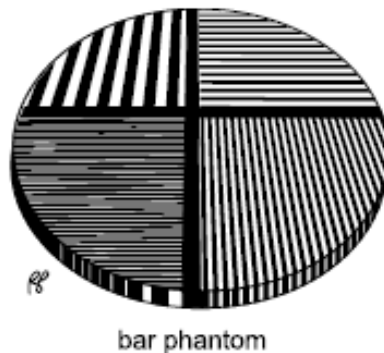


Figura 2.3 Fantomă cu bare [18].

Rezoluția spațială a camerei gamma depinde nu numai de detector, ci și de mulți alți factori. Eșantionarea (tr.eng. “sampling”) liniară și unghiulară joacă un rol important, astfel că pentru a păstra rezoluția intrinsecă, aparatul de imagistică trebuie eșantionat la fiecare $0,1 \times \text{FWHM}$.

Subeșantionarea (tr.eng. “under-sampling”) are ca efect pierderea. În cazul camerelor gamma, deoarece unghiul solid de detecție al găurilor colimatorului afectează eșantionarea spațială, fiecare colimator va avea o rezoluție spațială diferită, iar rezoluția spațială nu este constantă în întregul câmp de vizualizare al detectorului [8].

Măsurătorile de rezoluție spațială extrinsecă sunt efectuate într-un mediu clinic mai realist, incluzând efectele colimatorului și procesarea reconstrucției. Rezoluția spațială extrinsecă este măsurată în mod obișnuit utilizând surse punctiforme sau liniare cu activitate suficient de scăzută încât efectul observat la rate mari de numărare este neglijabil [8].

Măsurătorile rezoluției spațiale a sistemului pot fi efectuate în aer sau cu materiale de împrăștiere suplimentare. Sursa staționară este situată în anumite locații din câmpul vizual al dispozitivului de imagistică. Imaginile sunt evaluate pentru a determina rezoluția spațială, transând linii de profil prin surse fără a efectua acțiuni de post-procesare.

Deși astfel de măsurători ne oferă un indicator bun al rezoluției întregului sistem, rezoluția spațială obținută din imaginile clinice este de obicei mai slabă deoarece dimensiunea pixelului pentru studiile clinice este de obicei mai mare decât cea folosită pentru a obține PSF sau LSF [8]. Totodată imaginile clinice conțin mai mult zgomot, iar filtrele de netezire utilizate pentru reducerea acestuia amplifică estomparea marginilor și a structurilor fine [8].

2.2 Funcția de împrăștiere punctiformă

Sensibilitatea și rezoluția spațială a unui sistem de imagistică medicală poate fi determinată complet de PSF, o funcție ce descrie imaginea unei surse punctiforme. Dacă $B(x, y)$ este PSF al unui sistem de imagistică 2D, iar această funcție este simetrică față de axa centrală, atunci răspunsul sistemului poate fi complet descris de curba $B(x)$ în planul axial care intersectează $B(x, y)$. Considerând funcția $B(x, y)$, simetrică față de axa centrală, PSF a unui sistem imagistic, răspunsul sistemului poate fi complet descris de curba de profil $B(x)$ în planul axial care intersectează $B(x, y)$. Pentru un sistem cu un răspuns izotrop, lățimea la jumătate din înălțimea maximă a curbei $B(x)$ este o măsură a rezoluției, respectiv volumul sub suprafața acesteia este sensibilitatea [2, 19].

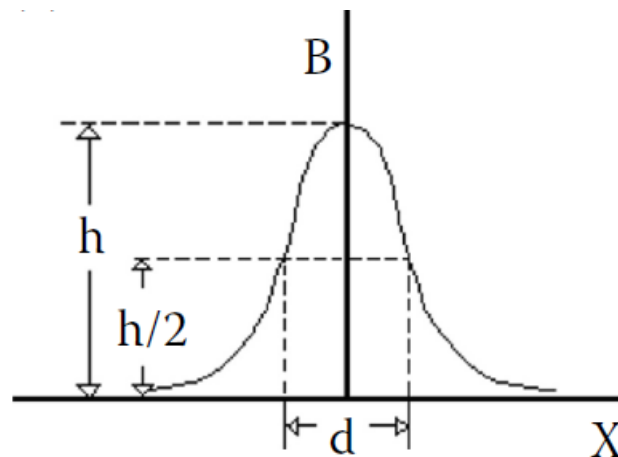


Figura 2.3 Rezoluția sistemului este dată de FWHM a curbei $B(x)$ [2].

Pentru sistemele digitale, când d este mai mic decât dublul laturii pixelului, rezoluția poate fi legată de numărul de pixeli care reprezintă imaginea prin relația $d = 2,35 \sigma$, unde σ este abaterea standard considerând PSF o funcție Gaussiană.

Un sistem de imagini 2D ideal ar afișa un punct în imagine pentru fiecare punct al sursei. Degradarea are loc în camera gamma, unde imaginea punctului apare ca o regiune ce scade treptat în intensitate de la regiunea centrală la periferie. Având în vedere că fiecare distribuție a activității poate fi reprezentată printr-un set de puncte, pierderea clarității (tr.eng. “sharpness”) imaginii pentru surse cu activitate mare este cauzată de suprapunerea imaginilor a mai multor puncte ale obiectului [20].

Funcția de împrăștiere punctiformă normalizată $h(x, y)$ este definită ca răspunsul bidimensional al unei camere gamma la o sursă punctiformă de intensitate unitară.

PSF pentru camerele gamma este aproape constantă în planul perpendicular pe axa colimatorului. Astfel imaginea $g(x, y)$ a sursei $f(x, y)$ aflată la o distanță z față de detector este data de relația:

$$g(x, y) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x - x', y - y') h(x', y') dx' dy'. \quad (2.1)$$

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y). \quad (2.2)$$

De asemenea ecuația 2.1 poate fi prezentată și sub forma ecuației 2.2 unde $*$ reprezintă convoluția [2].

Ecuția 2.1 este aplicabilă atunci când imaginea este liniară și invariabilă față de deplasare.

Pentru sistemele de medicină nucleară, liniaritatea și invarianța în spațiu pot fi determinate doar aproximativ, datorită efectelor timpului mort și neomogenităților de răspuns. În cazul unui obiect omogen, această ecuație poate fi aplicată dacă sunt îndeplinite următoarele condiții: PSF să fie corectată pentru efectele de atenuare și să fie cunoscută în mai multe plane perpendiculare pe axa centrală a colimatorului [2].

Deși ecuația 2.1 ia în considerare factorii care depind de caracteristicile sistemului imagistic care degradează imaginea, nu ia în considerare zgomotul. În acest sens, o reprezentare a procesului imagistic mai adecvată poate fi obținută prin introducerea funcției η care modelează zgomotul [2]:

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) + \eta. \quad (2.3)$$

Capitolul 3. Colectarea și prelucrarea datelor

Măsurătorile au fost efectuate pe sistemul Siemens Symbia T2 SPECT/CT echipat cu colimatoare LEHR (low energy high resolution) din dotarea Laboratorului de Medicină Nucleară din cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca.

Imaginile au fost achiziționate folosind fereastra de energie pentru ^{99m}Tc ($140 \text{ keV} \pm 15\%$), matrice de 256×256 și zoom 1. Procesarea imaginilor și calculul lărgimii la semiînălțime s-au efectuat utilizând pachetul software Symbia.

3.1 Preparare substanțelor și desfășurarea activității

Pentru a efectua evaluarea rezoluției spațiale pentru camera gamma am ales să folosim tuburi capilare umplute cu ^{99m}Tc de o anumită activitate pentru a forma sursa liniară, un suport folosit pentru a menține sursele liniare drepte și paralele și respectiv o sticlă cu apă pe post de atenuator.

Inițial am utilizat niște tuburi capilare produse cu imprimanta 3D, având o lungime de 25 cm și un diametru intern de 1 mm. Problema a intervenit în momentul în care am încercat să umplem tuburile cu substanța radioactivă, pentru că nu erau tuburi vidate, umplerea se făcea doar parțial astfel că existau porțiuni cu aer în tuburile folosite, ceea ce a dus la o distribuție neomogenă în momentul în care am obținut imaginile cu sursa.

Din cauza neomogenității tuburilor capilare folosite, am decis să folosim microperfuzoare cu fluturaș ce prezintă proprietăți elastice față de tuburi folosite anterior, iar umplerea acestora s-a dovedit a fi mai ușoară, astfel am obținut trei surse liniare omogene cu activități cuprinse între 26-36 MBq și concentrații de 104-144 MBq/ml.

Suportul folosit este din polistiren extrudat cu dimensiune de 38×38 cm, și având 6 creștături cu rolul de a menține cele trei microperfuzoare drepte, echidistante și paralele între ele.

Distanțele între surse sunt de aproximativ 9,5 cm.



Figura 3.1 Cele trei surse liniare așezate pe suport sub detector.

Ca și atenuator am utilizat o sticlă cu apă de 2 litri, iar pentru simularea zgomotului în țesuturile moi am amestecat apa cu Tc-99m de activitate 33 MBq și o concentrație de 0,0165 MBq/ml.

Primul pas a fost de a obține substanța radioactivă utilizând un generator de ^{99m}Tc , urmând să alegem volumul potrivit (0,2 ml) și măsurarea activității. În continuare am umplut tuburile capilare, am sigilat capetele cu ac folosind plastilină adezivă și le-am așezat pe suport. Suportul a fost pus pe masă, paralel între cei doi detectori.

Pentru evaluarea rezoluției spațiale am utilizat trei tipuri de procedee. Primul procedeu a constat în utilizarea a trei surse liniare așezate paralel și echidistant una față de cealaltă. Cel de al doilea procedeu constă în utilizarea unei surse liniare așezată sub detector și setarea la anumite distanțe a detectorului față de sursă. Iar ultima măsurătoare implică utilizarea unei surse liniare și aplicarea unor atenuatori.

3.2 Utilizarea a 3 surse liniare

Pentru primul procedeu am utilizat 3 surse liniare paralele și cu distanțe egale între ele de 9,5 cm. Le-am așezat în două poziții față axa verticală a detectorului, paralele și perpendicular atât pentru detectorul 1 cât și pentru detectorul 2. Măsurătorile au fost făcute la aceeași distanță față de detector (10 cm) și pentru același număr de evenimente de 1000k pentru fiecare sursă, adică 3000k în total pentru toate 3.

Scopul final al măsurătorilor a fost de a observa dacă există diferențe ale rezoluției spațiale atunci când sursa se află la diferite poziții pe verticală sau orizontală față de detector pentru a

determina dacă există zone pe suprafața detectorului care pot oferi o rezoluție mai favorabilă sau mai degradată.

Sursa A					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,35	5,64	2,36	5,65	0,16	0,38
2,34	5,6				
2,41	5,77				
2,58	6,19				
2,1	5,04				
2,31	5,53				
2,15	5,16				
2,29	5,49				
2,5	5,99				
2,55	6,11				
Sursa B					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,44	5,85	2,24	5,36	0,22	0,53
1,93	4,63				
1,96	4,69				
2,48	5,96				
2,04	4,89				
2,43	5,82				
2,15	5,16				
2,18	5,23				
2,51	6,02				
2,23	5,34				
Sursa C					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,59	6,21	2,36	5,65	0,15	0,36
2,55	6,11				
2,35	5,64				
2,15	5,16				
2,14	5,13				
2,27	5,45				
2,43	5,82				
2,41	5,77				
2,37	5,68				
2,29	5,5				

Tabel 3.1 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru 3 surse liniare paralele și echidistante plasate vertical pe detectorul 1.

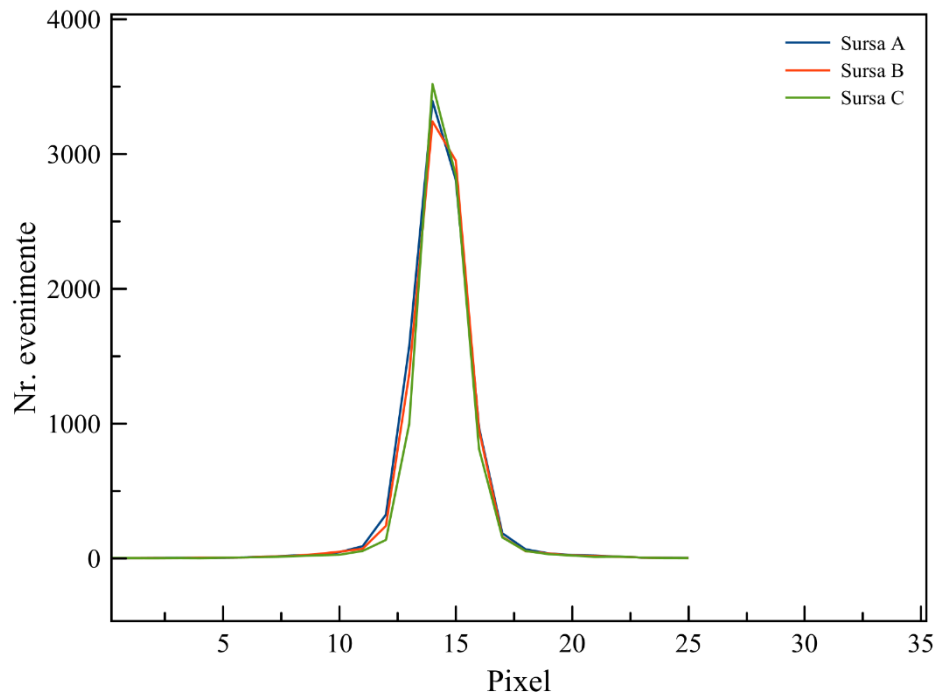


Figura 3.2 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru 3 surse liniare paralele așezate vertical pe detectorul 1.

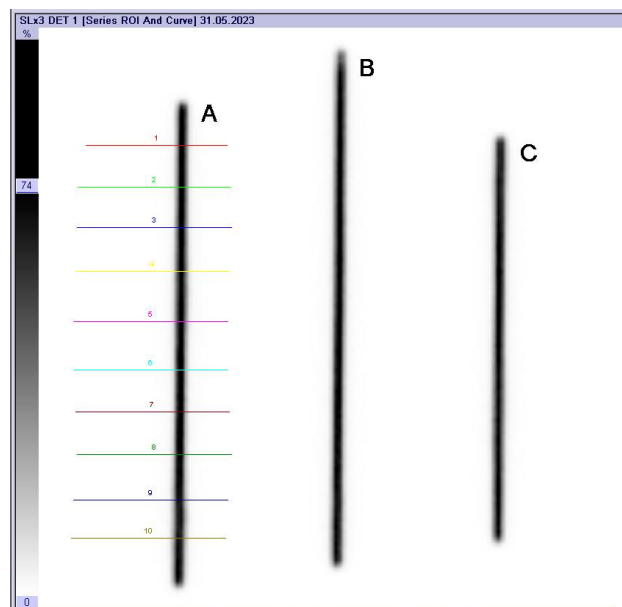


Figura 3.3 Imaginea obținută cu camera gamma pentru 3 surse liniare paralele poziționate vertical pe detectorul 1 și liniile de profil (ROI) pentru sursa A.

Sursa A									
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)				
2,31	5,55	2,34	5,60	0,12	0,29				
2,19	5,25								
2,41	5,78								
2,33	5,59								
2,46	5,89								
2,1	5,03								
2,33	5,6								
2,39	5,74								
2,52	6,04								
2,32	5,55								
Sursa B									
FWHM (pixel)	FWHM (mm)					$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,18	5,22	2,26	5,42	0,26	0,61				
2,36	5,66								
2,08	4,98								
2,23	5,35								
2,27	5,44								
1,97	4,72								
1,84	4,42								
2,44	5,85								
2,6	6,22								
2,62	6,29								
Sursa C									
FWHM (pixel)	FWHM (mm)					$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,47	5,92	2,36	5,65	0,15	0,36				
2,46	5,9								
2,42	5,8								
2,03	4,88								
2,42	5,81								
2,19	5,24								
2,46	5,9								
2,43	5,82								
2,25	5,4								
2,44	5,85								

Tabel 3.2 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru 3 surse liniare paralele și echidistante plasate vertical pe detectorul 2.

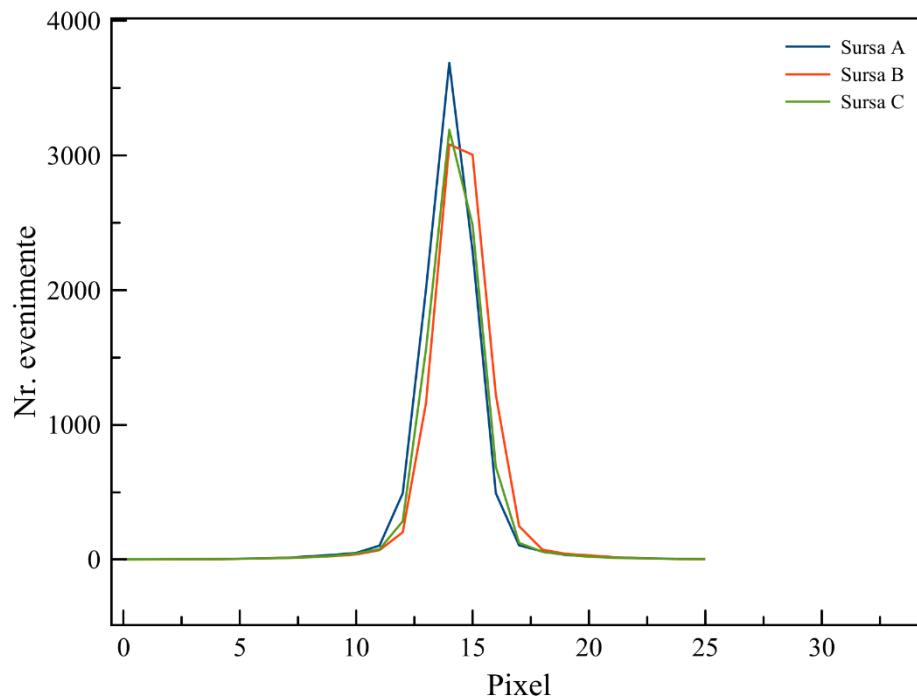


Figura 3.4 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru 3 surse liniare paralele așezate vertical pe detectorul 2.

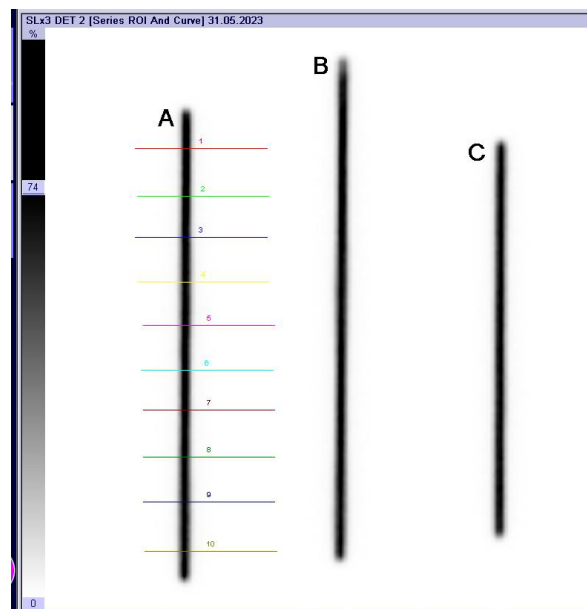


Figura 3.5 Imaginea obținută cu camera gamma pentru 3 surse liniare paralele poziționate vertical pe detectorul 2 și liniile de profil (ROI) pentru sursa A.

Pentru cele 3 surse liniare așezate vertical putem observa din tabelele 3.1 și 3.2 că există mici diferențe ale rezoluției spațiale între surse, sursa B prezentând cea mai bună rezoluție în cazul

ambilor detectori. Astfel am putea considera zona centrală a detectorilor că fiind cea mai favorabilă din punct de vedere al rezoluției spațiale pentru achiziția de imagini, dar acest lucru nu înseamnă că trebuie ignorate zonele periferice ale detectorului, deoarece diferențele între valorile obținute ale FWHM pentru sursele A,B și C sunt foarte mici. Dacă ar fi existat diferențe mari între rezoluțiile spațiale oferite de cele trei surse, atunci cel mai probabil ar fi fost cauzate de unul sau mai multe defecte sau degradări ale detectorului.

Sursa A					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,03	4,86	2,29	5,48	0,22	0,53
2,44	5,84				
2,02	4,84				
2,52	6,05				
2,07	4,95				
2,49	5,96				
2,1	5,04				
2,47	5,92				
2,19	5,26				
2,52	6,05				
Sursa B					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,39	5,73	2,41	5,77	0,09	0,22
2,44	5,84				
2,59	6,21				
2,37	5,69				
2,28	5,46				
2,38	5,70				
2,41	5,78				
2,32	5,57				
2,53	6,06				
2,37	5,69				
Sursa C					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,39	5,73	2,26	5,43	0,13	0,31
2,19	5,25				
2,16	5,18				
2,35	5,65				
2,16	5,18				
2,39	5,72				
2,37	5,68				
2,15	5,15				
2,06	4,94				
2,41	5,77				

Tabel 3.3 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru 3 surse liniare paralele și echidistante plasate orizontal pe detectorul 1.

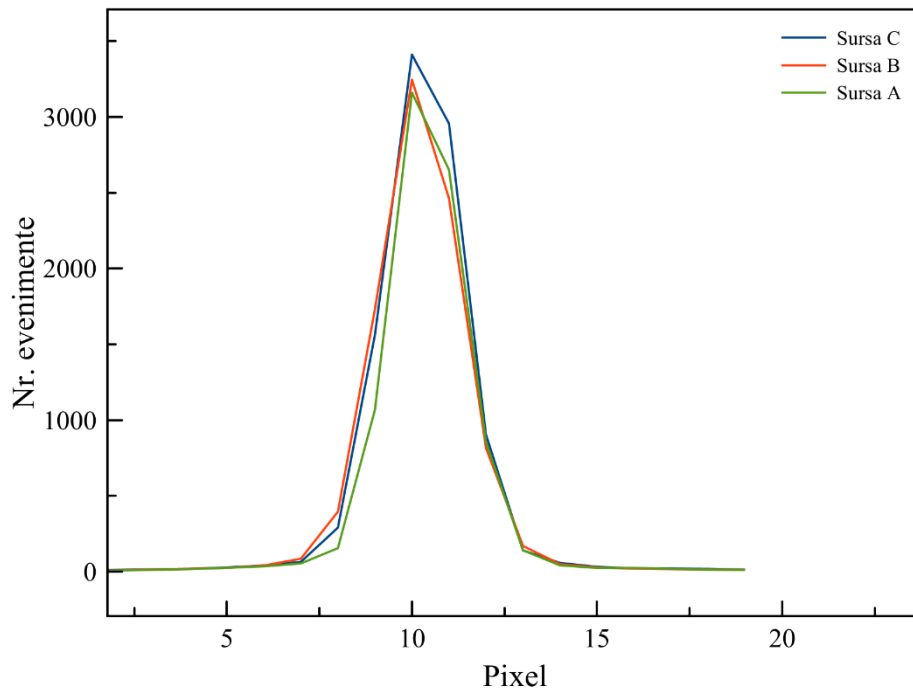


Figura 3.6 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru 3 surse liniare paralele așezate orizontal pe detectorul 1.

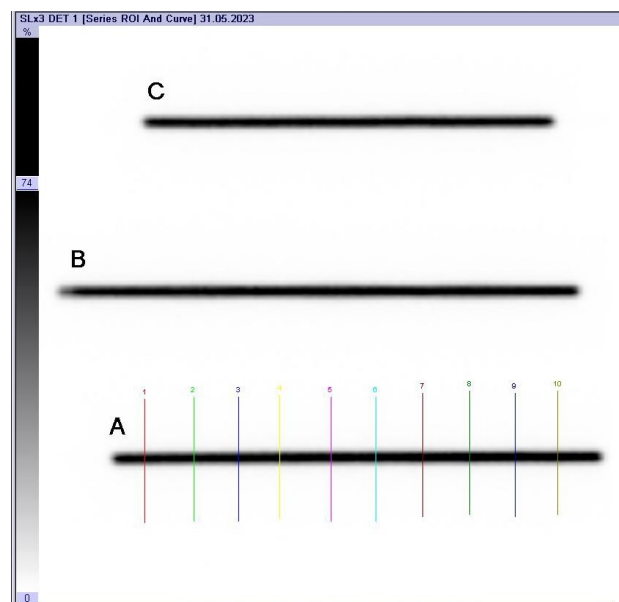


Figura 3.7 Imaginea obținută cu camera gamma pentru 3 surse liniare paralele poziționate orizontal pe detectorul 1 și liniile de profil (ROI) pentru sursa A.

Sursa A					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,47	5,92	2,46	5,89	0,09	0,23
2,56	6,15				
2,37	5,67				
2,48	5,95				
2,58	6,2				
2,38	5,71				
2,31	5,54				
2,54	6,09				
2,36	5,66				
2,5	5,99				
Sursa B					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,41	5,78	2,34	5,62	0,17	0,41
2,45	5,88				
2,12	5,08				
2,41	5,77				
2,44	5,86				
2,13	5,1				
2,05	4,92				
2,49	5,98				
2,48	5,94				
2,44	5,85				
Sursa C					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
2,5	5,98	2,38	5,74	0,14	0,37
2,47	5,93				
2,29	5,5				
2,31	5,55				
2,16	5,18				
2,53	6,07				
2,42	5,79				
2,51	6,03				
2,17	5,2				
2,39	6,2				

Tabel 3.4 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru 3 surse liniare paralele și echidistante plasate orizontal pe detectorul 2.

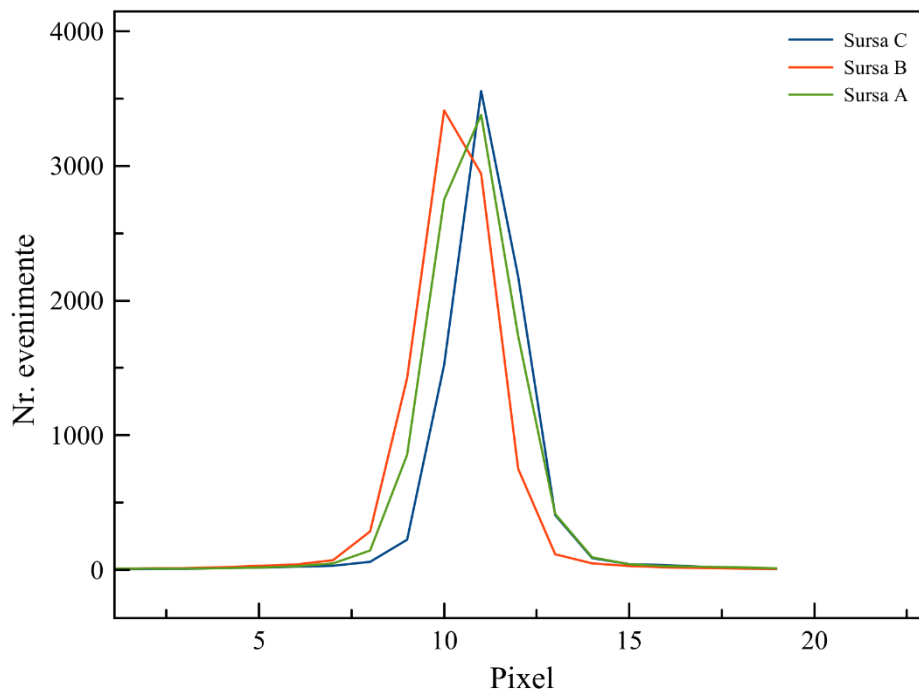


Figura 3.8 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru 3 surse liniare paralele așezate orizontal pe detectorul 2.

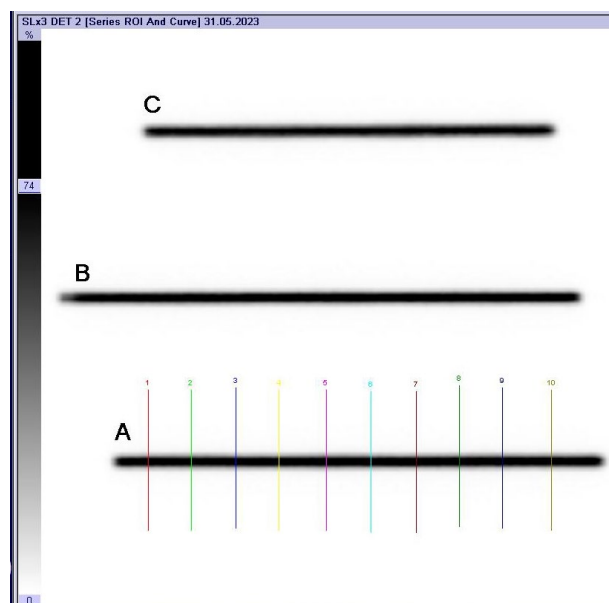


Figura 3.9 Imaginea obținută cu camera gamma pentru 3 surse liniare paralele poziționate orizontal pe detectorul 1 și liniile de profil (ROI) pentru sursa A.

În cazul surselor poziționate orizontal față de detector observăm conform tabelului 3.3 că sursele A și C oferă cea mai bună rezoluție, iar în tabelul 3.4 sursele prezintă aceeași diferență a rezoluției precum în cazul așezării pe verticală. Diferențele între valorile obținute ale FWHM sunt suficient de mici pentru a putea fi neglijate și în acest caz, astfel rezoluția spațială este aceeași pe toată suprafața detectorului.

Putem observa din datele obținute că există mici diferențe între FWHM pentru aceeași sursă, cauza fiind dată de proprietățile neomogene ale sursei.

3.3 Rezoluție în funcție de distanță

Măsurătorile au fost făcute folosind o sursă liniară așezată la o anumită distanță față de detectorul ales și înregistrarea unui număr de 1000k de evenimente. Distanțele alese între sursă și detector se află într-un interval cuprins între 1 cm și 20 cm, atât pentru primul detector cât și pentru al doilea.

Scopul procedurii a fost de a observa degradarea rezoluției spațiale în momentul în care modificăm distanța dintre detector și obiect.

D (cm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
1	2,39	5,72	2,27	5,43	0,27	0,65
	2,57	6,16				
	2,12	5,08				
	2,37	5,68				
	1,88	4,50				
5,5	2,76	6,62	2,71	6,50	0,14	0,34
	2,90	6,96				
	2,68	6,42				
	2,70	6,47				
	2,52	6,03				
10	3,50	8,40	3,38	8,10	0,16	0,38
	3,50	8,39				
	3,28	7,86				
	3,46	8,31				
	3,14	7,54				
12,5	3,80	9,10	3,77	9,03	0,17	0,39
	3,97	9,51				
	3,79	9,09				
	3,76	9,02				
	3,51	8,41				

D (cm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
15	4,27	10,24	4,15	9,95	0,12	0,29
	4,27	10,23				
	4,08	9,79				
	4,14	9,93				
	3,99	9,56				
17,5	4,67	11,19	4,56	10,92	0,09	0,23
	4,60	11,04				
	4,60	11,02				
	4,48	10,73				
	4,44	10,64				
20	5,15	12,38	5,03	12,06	0,15	0,36
	5,16	12,38				
	5,07	12,15				
	4,93	11,81				
	4,82	11,56				

Tabel 3.5 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru diferite distanțe între detectorul 1 și sursă.

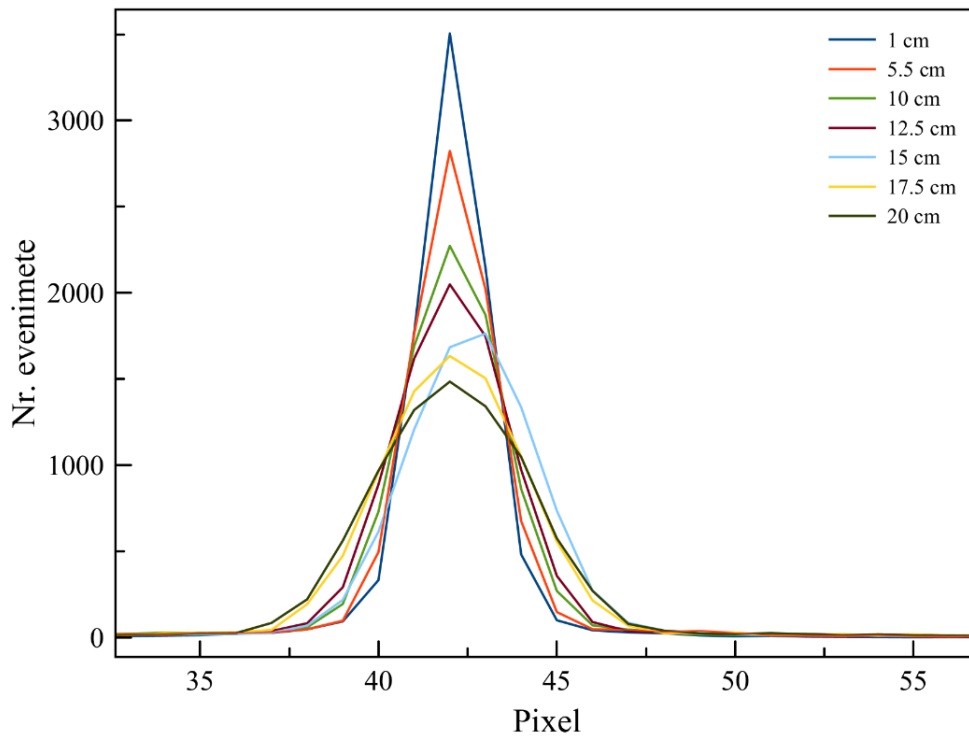


Figura 3.10 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru sursa liniară la diferite distanțe între detectorul 1 și sursă.

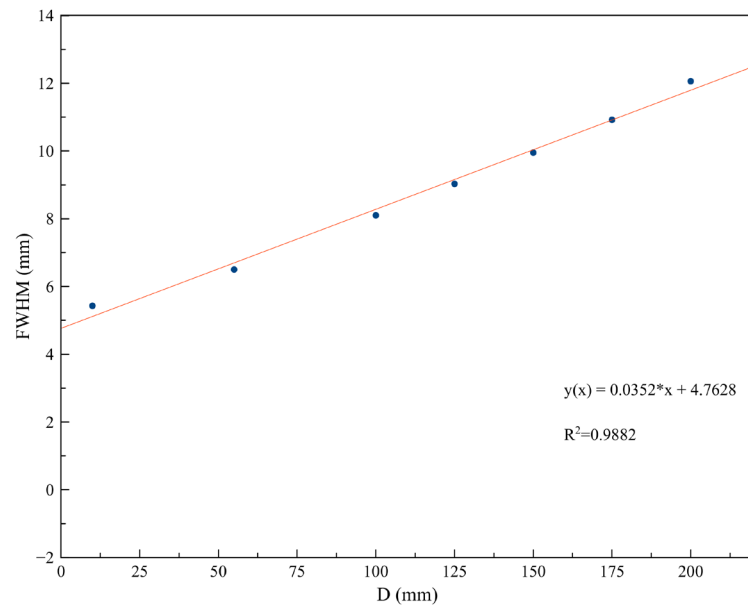


Figura 3.11 Graficul valorilor lui FWHM pentru diferite distanțe între detectorul 1 și sursă.

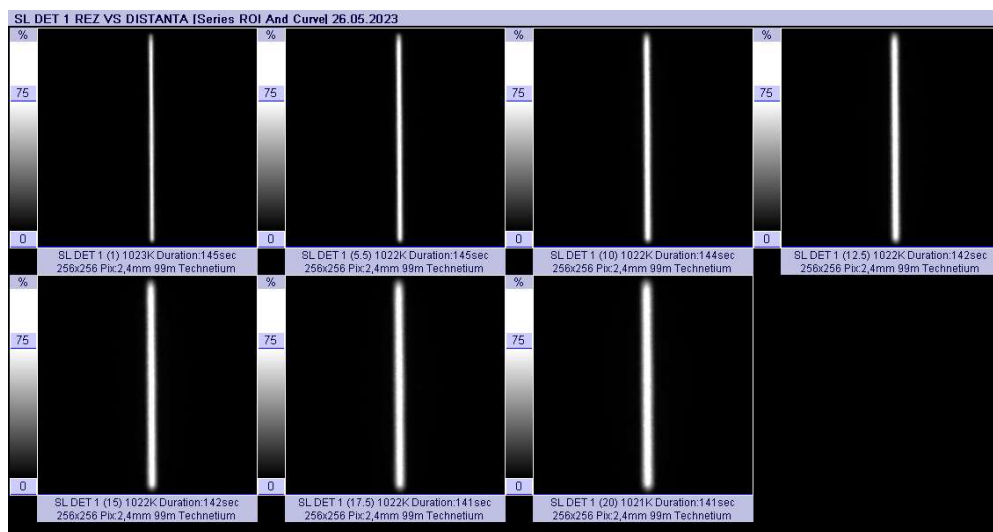


Figura 3.12 Imaginile obținute cu camera gamma pentru o sursă liniară la diferite distanțe față de detectorul 1.

D (cm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
1	1,76	4,22	2,08	5,00	0,30	0,73
	1,97	4,72				
	2,58	6,19				
	2,05	4,92				
	2,06	4,94				
5,5	2,59	6,20	2,64	6,33	0,20	0,48
	2,62	6,29				
	2,98	7,15				
	2,55	6,12				
	2,46	5,89				
10	3,22	7,72	3,27	7,84	0,18	0,44
	3,16	7,58				
	3,59	8,60				
	3,26	7,81				
	3,13	7,50				
12,5	3,67	8,79	3,69	8,86	0,10	0,23
	3,61	8,65				
	3,86	9,26				
	3,68	8,82				
	3,65	8,76				
15	3,98	9,54	4,14	9,93	0,11	0,27
	4,22	10,12				
	4,26	10,22				
	4,10	9,82				
	4,16	9,96				
17,5	4,61	11,05	4,58	10,99	0,10	0,23
	4,52	10,84				
	4,74	11,37				
	4,53	10,87				
	4,51	10,82				
20	4,94	11,85	4,98	11,94	0,11	0,25
	5,04	12,07				
	5,14	12,32				
	4,92	11,80				
	4,87	11,68				

Tabel 3.6 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru diferite distanțe între detectorul 2 și sursă.

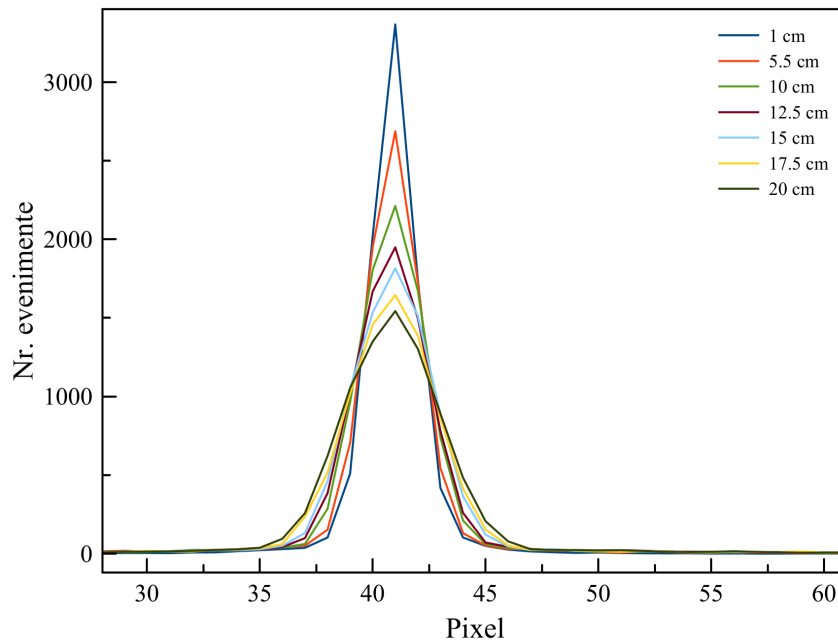


Figura 3.13 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru sursa liniară la diferite distanțe între detectorul 2 și sursă.

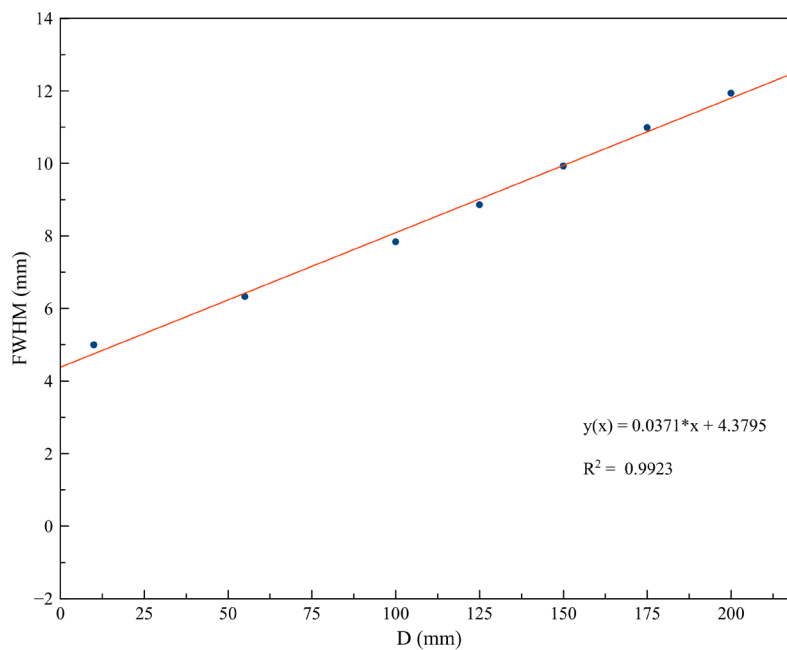


Figura 3.14 Graficul valorilor lui FWHM pentru diferite distanțe între detectorul 1 și sursă.

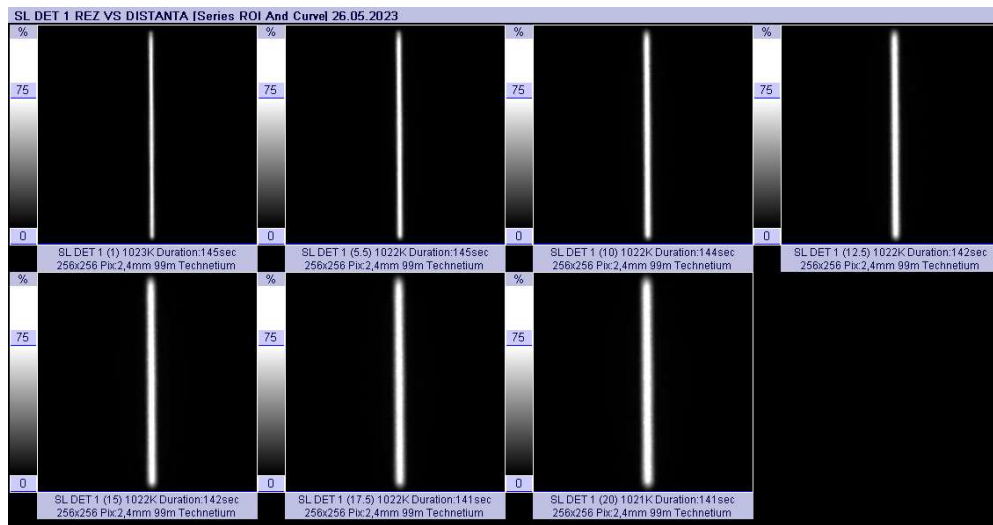


Figura 3.15 Imaginile obținute cu camera gamma pentru o sursă liniară la diferite distanțe față de detectorul 1.

Putem observa în tabelul 3.5 și 3.6 cum depinde FWHM față de distanța dintre sursa liniară și detector. Odată cu mărirea distanței, FWHM crește și astfel rezoluția se degradează, deci pentru distanța de 1 cm am obținut o valoare medie pentru FWHM de 2,27/2,08 pixel și pentru 20 cm am obținut 5,03/4,98 pixel, ceea ce ne indică faptul că deși distanța dintre sursă și detector a fost modificată cu o diferență de 20 de ori mai mare față de valoarea inițială, rezoluția s-a degradat doar de aproximativ 2 ori. Din datele obținute putem sustrage faptul că este necesară o distanță pe cât se poate de redusă între detector și sursă pentru a obține cea mai bună rezoluție spațială, dar luând în considerare aplicarea într-un scenariu clinic, nu se poate atinge aceea distanță minimă, motivul fiind dat de structura corpului uman ce limitează distanța dintre sursă și detector, această fiind diferită pentru fiecare pacient.

În figura 3.12 și 3.15 putem observa modificarea rezoluției spațiale odată cu creșterea distanței între detector și sursă, astfel imaginea pentru distanța de 20 cm prezintă cea mai mare împrăștiere comparativ cu alte distanțe mai mici precum cele cuprinse între 1-10 cm ce oferă o imagine mai clară și cu margini mult mai bine definite.

Folosind ecuația $y(x)$ din figura 3.11 și 3.14 putem obține cu aproximație FWHM pentru anumite valori ale lui D , dar numai pentru procedeul aplicat.

3.4 Efectele măsurate în prezența împrăștierii și al zgomotului

Măsurătorile efectuate pentru acest caz presupuneau folosirea unei surse liniare așezate la o distanță fixă de 10 cm față de detector, cu o acumulare de 1000k de evenimente și așezarea unui atenuator, în cazul nostru o sticlă cu apă plata de 2 litri, între sursă și detector. De asemenea pentru a simula împrăștierile produse în țesut și zgomotul cauzat de acumularea de substanță radiofarmaceutică în țesuturile moi am utilizat o sticlă cu un amestec de apă și Tc-99m.

Scopul măsurătorii a fost de a observa cum se modifică rezoluția spațială atunci când între sursă și detector există un atenuator, și pentru o situație apropiată de cea reală dacă zgomotul și împrăștieria influențează puternic rezoluția obținută.

Fără atenuare					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
3,27	7,84	3,33	7,99	0,17	0,40
3,32	7,97				
3,59	8,62				
3,13	7,51				
3,35	8,03				
Atenuare					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
3,68	8,82	3,66	8,77	0,14	0,34
3,76	9,01				
3,82	9,16				
3,48	8,33				
3,55	8,51				
Atenuare radioactivă					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	$\overline{\text{FWHM}}$ (pixel)	$\overline{\text{FWHM}}$ (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
3,61	8,66	3,88	9,31	0,19	0,45
3,85	9,23				
4,11	9,86				
3,98	9,55				
3,85	9,23				

Tabel 3.7 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru o sursă liniară atunci când nu există atenuator între detectorul 1 și sursă, respectiv atunci când este plasat un atenuator simplu sau radioactiv între sursă și detector.

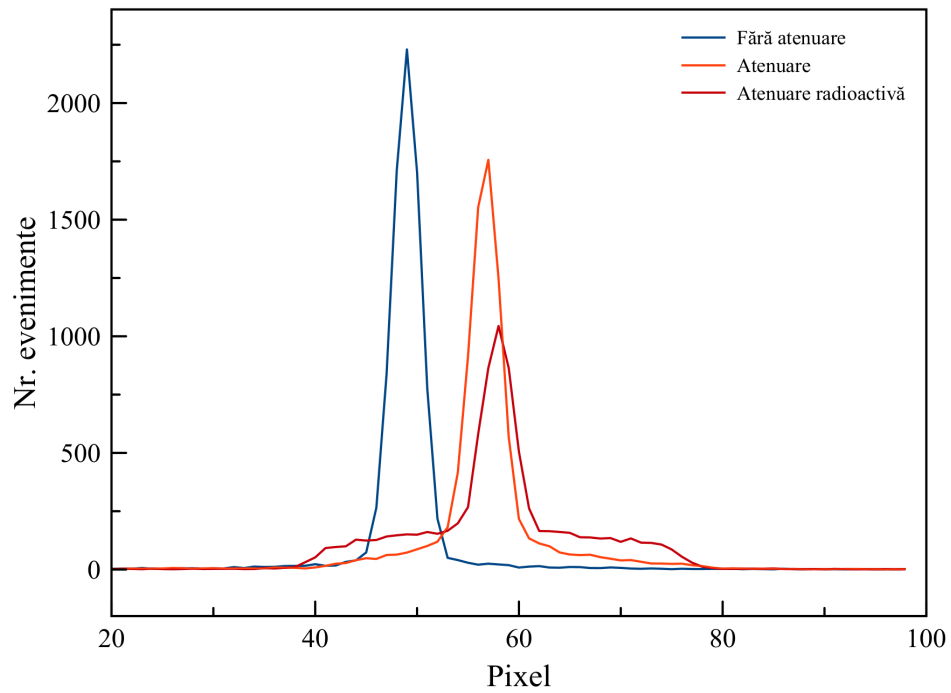


Figura 3.16 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru sursa liniară atunci când nu există atenuator între detectorul 1 și sursă, respectiv atunci când este plasat un atenuator simplu sau radioactiv între sursă și detector.

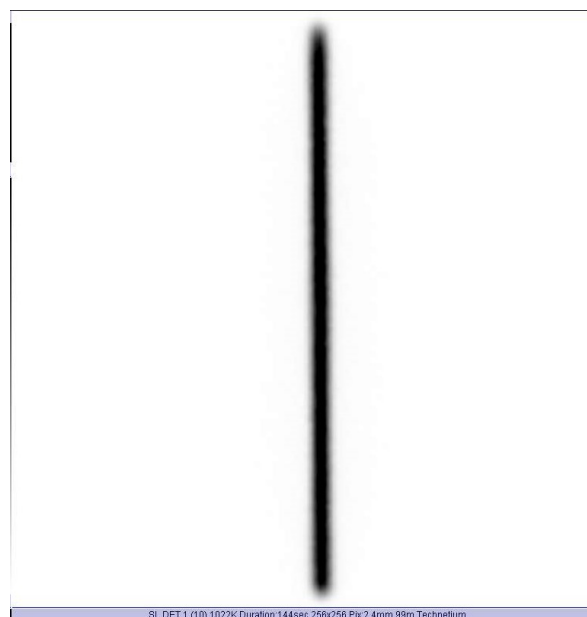


Figura 3.17 Imaginea obținută cu camera gamma pentru o sursă liniară fără atenuator folosind detectorul 1.



Figura 3.18 Imaginea obținută cu camera gamma pentru o sursă cu atenuator folosind detectorul
1.



Figura 3.19 Imaginea obținută cu camera gamma pentru o sursă liniară cu atenuator radioactiv
folosind detectorul 1.

Fără atenuare					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
3,32	7,96	3,40	8,14	0,07	0,17
3,48	8,35				
3,46	8,30				
3,35	8,02				
3,37	8,09				
Atenuare					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
3,40	8,16	3,53	8,47	0,20	0,48
3,55	8,52				
3,77	9,04				
3,67	8,79				
3,27	7,84				
Atenuare radioactivă					
FWHM (pixel)	FWHM (mm)	FWHM (pixel)	FWHM (mm)	σ (pixel)	σ (mm)
4,00	9,60	3,89	9,33	0,14	0,35
3,67	8,79				
4,04	9,68				
3,88	9,29				
3,87	9,28				

Tabel 3.8 Valorile experimentale ale FWHM obținute pentru o sursă liniară atunci când nu există atenuator între detectorul 2 și sursă, respectiv atunci când este plasat un atenuator simplu sau radioactiv între sursă și detector.

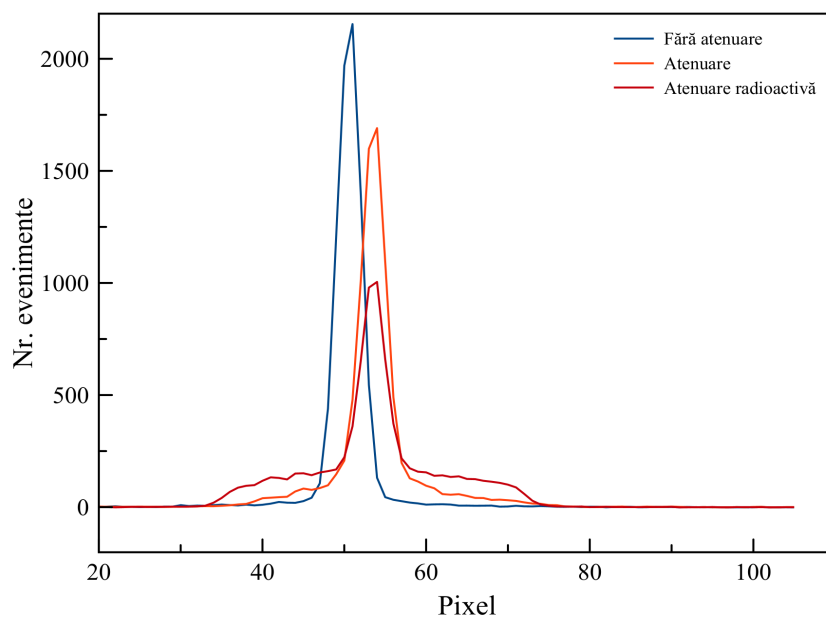


Figura 3.20 Profilul nr. de evenimente al imaginilor obținute pentru sursa liniară atunci când nu există atenuator între detectorul 2 și sursă, respectiv atunci când este plasat un atenuator simplu sau radioactiv între sursă și detector.

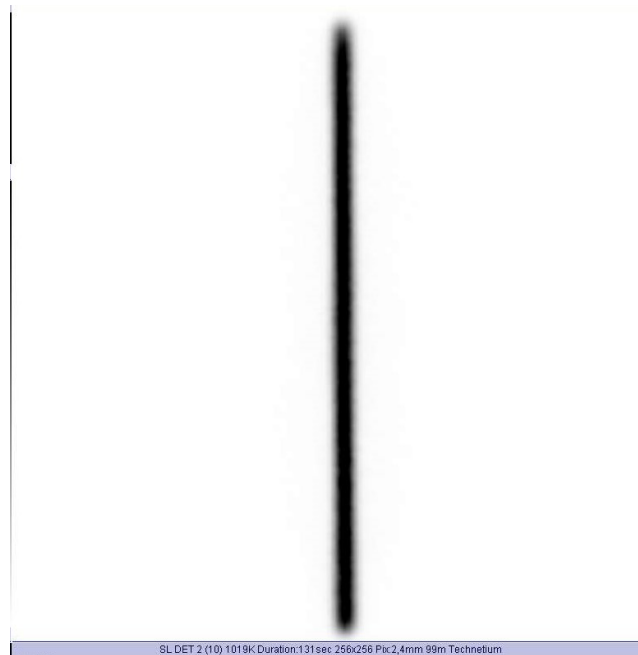


Figura 3.21 Imaginea obținută cu camera gamma pentru o sursă liniară fără atenuator folosind detectorul 2.

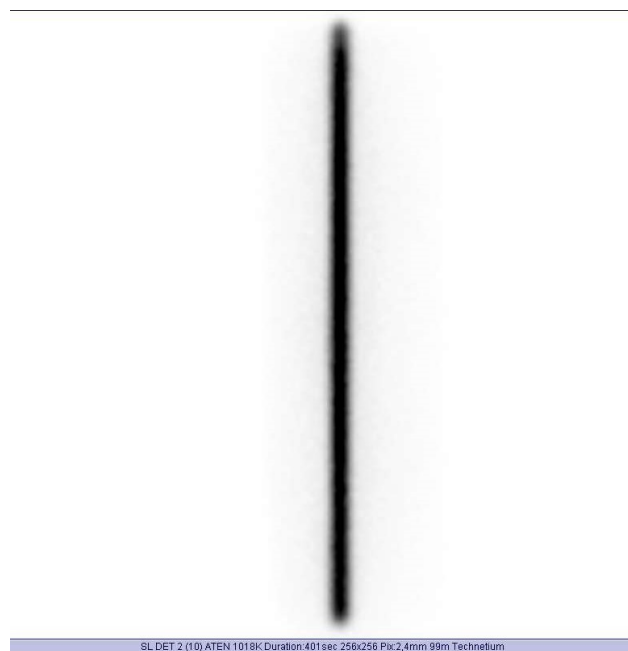


Figura 3.22 Imaginea obținută cu camera gamma pentru o sursă liniară cu atenuator folosind detectorul 2.

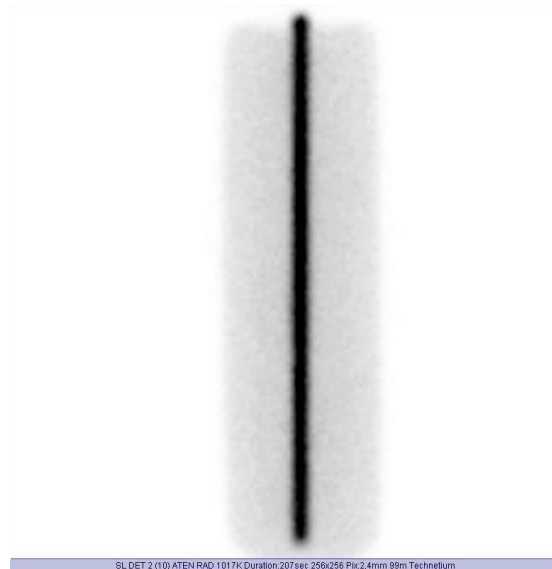


Figura 3.23 Imaginea obținută cu camera gamma pentru o sursă liniară cu atenuator radioactiv folosind detectorul 2.

În cazul în care plasăm un atenuator între sursă și detector, se poate observa din tabelul 3.7 și 3.8 cum se modifică FWHM în cazul împrăștiilor produse de un material. Dacă folosim un atenuator compus doar din apă, diferența dintre rezoluția fără atenuator și aceasta este relativ mică după cum se poate observa și în figurile 3.18, 3.22 comparativ cu figurile 3.19 și 3.23. Însă în momentul în care avem atât împrăștiere cât și zgomot, folosind un atenuator compus dintr-un amestec de apă și Tc-99m, diferențele de rezoluție sunt mult mai evidente în comparație cu cazul în care avem doar împrăștiere. Am obținut valori ale FWHM de 7,99/8,14 mm pentru situația în care nu avem împrăștiere sau zgomot care comparativ cu valorile obținute de producător de 7,4 sunt acceptabile. Iar pentru cazul în care avem doar împrăștiere am obținut valori ale FWHM de 8,47/8,77 mm, iar cele obținute de producător sunt de 8,7 mm, fiind foarte apropiate. În figurile 3.19 și 3.23 forma vasului folosit este scoasă în evidență mai puternic comparativ cu cazurile din figurile 3.18 și 3.22, deoarece atenuatorul prezintă și el o activitate relativ identică cu cea a sursei, dar distribuită într-un volum mult mai mare și cu o concentrație mult mai mică care este înregistrată de camera gamma. Astfel, putem spune că pentru cazul în care avem atât împrăștiere cât și zgomot, acesta va produce cel mai puternic impact asupra rezoluției spațiale, din cauza activității acestuia dar și de împrăștierea Compton cauzate de interacțiunea fotonilor gamma cu atomii de apă. În cazurile clinice, administrarea radiofarmaceuticului se face de obicei prin calea intravenoasă, iar sângele transportă substanța radioactivă în țesuturile moi ale corpului, astfel vom avea un atenuator radioactiv. Diferențele de contrast și activitățile acumulate în organul țintă și țesuturile moi sunt suficient de semnificative pentru a fi considerate niște obstacole în diagnosticare.

Concluzii

Scopul lucrării a fost de a evalua rezoluția spațială a unei camere gamma, utilizând trei procedee diferite pentru a confirma dacă dispozitivul imagistic folosit se încadrează în normele necesare utilizării într-un mediu clinic.

Am utilizat trei procedee pentru evaluarea rezoluției spațiale:

1. Utilizarea a trei surse liniare așezate pe orizontală și verticală față de suprafața detectorului pentru a observa dacă există diferențe între zonele centrale sau cele apropiate de periferie.

Diferențele observate sunt suficiente de mici pentru a fi neglijabile, deci suprafața detectorului prezintă aceeași rezoluție pe toată aria acestuia.

2. Utilizarea unei surse liniare pentru a evalua deteriorarea rezoluției spațiale pe măsură ce crește distanța între detector și sursă. Pentru distanța minimă de 1 cm am obținut cea mai bună valoare pentru FWHM de 5,43/5,00 mm, iar pentru distanța maximă de 20 cm am obținut cea mai scăzută valoare pentru FWHM de 12,06/11,94 mm.

3. Utilizarea unui atenuator pentru simularea împrăștiilor produse în țesut, respectiv un atenuator radioactiv ce reprezintă împrăștierea și zgomotul produs în țesuturile moi. Pentru cazul în care folosim un atenuator radioactiv obținem cea mai degradată rezoluție, cazul împrăștiilor și al zgomotului fiind cel mai apropiat de cazul real.

Valorile obținute pentru rezoluția spațială a sistemului imagistic sunt în acord cu cele declarate de producător atât pentru măsurătorile în aer cât și pentru cele în prezența efectelor de împrăștiere. Parametrii și schema experimentală utilizate în această lucrare vor fi implementate în procedura de evaluare a rezoluției spațiale pentru camerele gamma din cadrul laboratorului de Medicină Nucleară.

Bibliografie

- [1] H.-J. Biersack, L.M. Freeman, *Clinical Nuclear Medicine*, Springer, Verlag Berlin Heidelberg, 2007.
- [2] J.J. Pedroso de Lima, *Nuclear Medicine Physics*, Taylor and Francis Group, USA, 2011.
- [3] H.O. Anger, *Scintillation camera*, *Rev. Sci. Instrum.*, 1958.
- [4] V. Fidler, *Current trends in nuclear instrumentation in diagnostic nuclear medicine*, *Raiol. Oncol.*, 2000.
- [5] Moore SC, Kouris K, Cullum I, *Collimator design for single photon emission tomography*, *Eur J Nucl Med*, 1992.
- [6] Magdy M. Khalil, *Basic Sciences of Nuclear Medicine*, Springer, Verlag Berlin Heidelberg, 2011
- [7] Lau YH, Hutton BF, Beekman FJ, *Choice of collimator for cardiac SPET when resolution compensation is included in iterative reconstruction*. *Eur J Nucl Med*, 2001
- [8] *Nuclear Medicine Physics: A Handbook for Teachers and Students*, International atomic energy agency, Vienna, 2014
- [9] W. Moses, V. Gayshan, and A. Gektin., *The evolution of SPECT from Anger to today and beyond*, in *Radiation, Detectors for Medical Applications*, Springer, 2006.
- [10] C. W. E. van Eijk. *Inorganic scintillators in medical imaging*. *Phys. Med. Biol.*, 2002.
- [11] Harbert JC, Eckelman WC, Neumann RD, *Nuclear medicine: diagnosis and therapy*. Thieme Medical, New York, 1996
- [12] S. Suzuki, T. Nakaya, A. Suzuki, H. Suzuki, K. Yoshioka, and Y. Yoshizawa., *PMTs of superior time resolution, wide dynamic range, and low cross-talk multi-anode PMTs*. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 1993.
- [13] H. Kyushima, Y. Hasegawa, A. Atsumi, K. Nagura, H. Yokota, M. Ito, J. Takeuchi, K. Oba, H. Matsuura, and S. Suzuki. *Photomultiplier tube of new dynode configuration*. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, 1994.

- [14] Wilson MA, Textbook on nuclear medicine. Lippincott Raven, Philadelphia, 1998
- [15] Saha GB, Fundamentals of radiopharmacy, 5th edn. Springer, Berlin. 2004
- [16] O. Mawlawi, J. J. Erasmus, T. Pan, D. D. Cody, R. Campbell, A. H. Lonn, S. Kohlmyer, H. A. Macapinlac, and D. A. Podoloff. Truncation artifact on PET/CT: Impact on measurements of activity concentration and assessment of a correction algorithm, AJR, 2006.
- [17] Cecchin et al., Analytical and experimental FWHM of a gamma camera: theoretical and practical issues, PeerJ 3:e722; DOI 10.7717/peerj.722,2, 2015
- [18] Rachel A. Powsner, Edward R. Powsner, Essential Nuclear Medicine Physics, Blackwell Publishing, USA, 2006
- [19] S. Webb. , The Physics of Medical Imaging, Medical Science Series, New York, 1988.
- [20] G. K. Von Schulthess and J. Hennig. Eds., Functional Imaging, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1997.

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnatul, **Berei Cristian**, declar că Lucrarea de licență/diplomă/disertație pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de **Fizică**, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea **Iulie 2023**, sub îndrumarea **Dr. Andrieș Gabriel**, reprezintă o operă personală. Menționez că nu am plagiat o altă lucrare publicată, prezentată public sau un fișier postat pe Internet. Pentru realizarea lucrării am folosit exclusiv bibliografia prezentată și nu am ascuns nici o altă sursă bibliografică sau fișier electronic pe care să le fi folosit la redactarea lucrării.

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

Data,

28.06.2023

Nume,

Berei Cristian

Semnătură

