

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE FIZICĂ
SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

Coordonator științific

Conf. Dr. Zoltán Bálint

Conducător științific

Fiz. Med. George Crișan

Absolvent

Szalánczi Mihály-Attila

2022

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE FIZICĂ
SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

Compararea imaginilor obținute cu diferite protocoale la un sistem hibrid SPECT/CT

Coordonator științific

Conf. Dr. Zoltán Bálint

Conducător științific

Fiz. Med. George Crișan

Absolvent

Szalánczi Mihály-Attila

Abstract

Computed tomography combined with single photon emission computed tomography is one of the most commonly used diagnostic techniques used in medical imaging. To obtain images, the device uses X-rays and gamma radiation, which are ionizing radiation.

The aim of the works is to compare the images obtained with two different protocols, and to compare the data obtained with those existing in the literature of speciality. And the analysis of the two protocols provides us with the highest quality images, respectively if the SPECT / CT device works in optimal parameters, and if the data obtained by us fall within the limits of the data published in the literature.

The two protocols used were bone clinicaly and ACR protocols are used in research. I bought the images with a Jaszczak Phantom, which was filled with water and the radiopharmaceutical, Technetium-99m, was introduced by a well-known activity.

Conclusion is that the clinical bone protocol gives us higher quality images than the ACR protocol, which is an accredited protocol. Thus we can conclude that the device we use works in optimal parameters and the images provided can be used in diagnosis. From the comparison of the two protocols it can be seen if the device works optimally, so this procedure can be used to determine the quality of the images given by the device. The only disadvantage is the increased acquisition time and the procedural time that prevents the introduction of the new protocol in the daily clinical routine.

Cuprins

Capitolul I. SPECT-CT.....	6
1.1 Introducere	6
1.2 SPECT	7
1.2.1 Doza de radiație.....	7
1.2.2 Alegerea radiofarmaceuticului	9
1.2.3 Noi algoritmi de reconstrucție	10
1.2.4 Sisteme noi de camere de eficiență înaltă	12
1.3 Tomografia computerizată (CT).....	13
1.3.1 Optimizarea dozei CT	14
1.3.2 Modularea automată a curentului tubului (ATCM)	14
1.4 Fuziunea de imagini	16
1.5 Sistemul hibrid SPECT/CT	21
Capitolul 2. Colectarea și prelucrarea datelor	23
2.1 Software de prelucrare a imaginilor	23
2.2 Siemens Symbia T2	24
2.3 Jaszczak SPECT fantom.....	28
2.4 Pașii de lucru	31
2.5 Protocoalele utilizate	34
2.6 Compararea imaginilor	36
2.7 Interpretarea rezultatelor	49
2.8 Concluzii.....	50
Bibliografie.....	51

INTRODUCERE

Tomografia computerizată combinată cu tomografia computerizată prin emisia de foton unic este una dintre cele mai des utilizate tehnici de diagnosticare folosită în imagistică medicală. Pentru obținerea imaginilor aparatul folosește radiația X și radiația gama, care sunt radiații ionizante.

Scopul lucrării este de a compara imaginile obținute cu două protocoale diferite, și de a compara datele obținute cu cele existente în literatura de specialitate. Și analizarea care dintre cele două protocoale ne furnizează imaginile mai calitative, respectiv dacă aparatul SPECT/CT funcționează în parametri optimi, și dacă datele obținute de noi se încadrează în limitele datelor publicate în literatură.

Cele două protocoale utilizate au fost cel clinic de os și cel ACR. Imaginile le-am achiziționat cu o Fantomă Jaszczak, care a fost umplut cu apă și a fost introdus radiofarmaceuticul, Technetiu-99m, de o activitate cunoscută.

Lucrarea este structurată pe două capitole, în primul este descrierea aparatului SPECT-CT. *Capitolul I* începe cu o introducere generală în bazele tomografiei computerizate și tomografiei computerizate prin emisia de foton unic (*Subcapitolul 1.1*), după care este descris structura și funcționarea aparatului SPECT (*Subcapitolul 1.2*), respectiv descrierea structurii și funcționării aparatului CT (*Subcapitolul 1.3*). Imaginile obținute de la cele două aparate sunt fuzionate, această procedură este descrisă în *Subcapitolul 1.4*. După care este descris structura și funcționarea aparatului hibrid SPECT-CT în *Subcapitolul 1.5*.

În *Capitolul II* sunt descrise materialele și metodele utilizate, respectiv rezultatele și concluziile. În *Subcapitolul 2.1* este prezentat softwarul utilizat pentru prelucrarea imaginilor, mai precis programul Sante. După este descris aparatul SPECT-CT utilizat pentru obținerea imaginilor (*Subcapitolul 2.2*). Imaginile au fost obținute de pe o Fantomă Jaszczak, caracteristicile și descriere acestuia apărând în *Subcapitolul 2.3*. Descrierea procesului de pregătire și pașii de lucru se găsesc în *Subcapitolul 2.4*. După sunt descrise protocoalele utilizate, pentru obținerea imaginilor analizate (*Subcapitolul 2.5*).

Sunt comparate imaginile obținute de aparat, iar după datele obținute sunt comparate cu datele deja existente în literatura de specialitate în *Subcapitolul 2.6*, iar în *Subcapitolul*

2.7 sunt interpretate aceste imagini și date. Concluzia finală este că protocolul clinic de os dă imagini mai calitative decât protocolul ACR, care este un protocol acreditat și utilizat în cercetare (*Subcapitolul 2.8*).

Capitolul I. SPECT-CT

1.1 Introducere

Tehnicile din medicina nucleară creează imagini ale metabolismului și a funcțiilor diverselor organe și sisteme, folosind trăsori radioactivi și detectori de fotoni. Imagistica tomografică cu radionuclizi a început la începutul anilor 1960 și este anterioară tomografiei computerizate (*computed tomography* - CT).

Tomografia computerizată prin emisie de fotoni unică (*single photon emission computed tomography* - SPECT) este un element de bază în medicina nucleară și a fost folosit în aplicații de rutină, diagnosticare și cercetare încă din anii 1980.

Sistemul SPECT/CT facilitează achizițiile secvențiale de date ale SPECT și ale CT într-o poziție identică prin urmare, se consideră că utilizarea SPECT/CT îmbunătățește acuratețea fuziunii imaginilor. Într-adevăr, fuziunea imaginii folosind SPECT/CT este util pentru depistarea bolilor osoase.

Din punct de vedere al imagisticii CT, osul este un organ distinct în corpul uman datorită densității sale mari, rezultând un contrast mare între os și țesutul moale din jur pe imaginile CT. Deoarece tehnologia CT spirală, permite generarea de imagini tridimensionale (3D) redată în volum, bazate pe valoarea voxelului CT, generarea de imagini 3D poate fi atinsă foarte simplu printr-o fereastră din setări. În schimb, SPECT-ul osos, precum și scintigrafia osoasă plană a întregului corp oferă condiții metabolice ale osului. Astfel, o aplicație a tehnicii de redare a volumului la imaginea SPECT/CT este că după fuziune nu se vizualizează informațiile extraosoase [1].

Un dezavantaj crucial al imagisticii SPECT este că imaginile SPECT au dimensiuni mari de pixeli (4–10 mm) și rezoluție spațială slabă. Prin urmare, imaginile SPECT sunt închețoșate sau au formă umflată, ceea ce duce la o revărsare substanțială a absorbției osoase, în jurul țesuturilor neosoase pe imagini fuzionate SPECT/CT [1].

1.2 SPECT

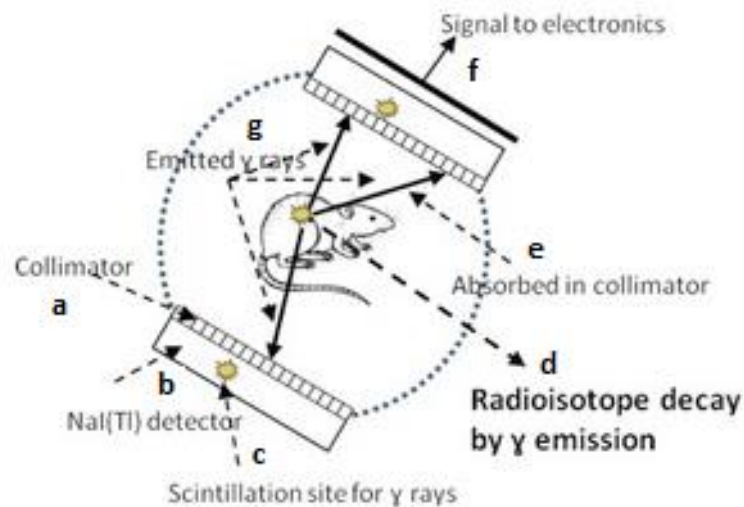


Figura 1.1 Principiul de funcționare SPECT. Colimator (a), detector de NaI(Tl) (b), Scintilator de raze γ (c), dezintegrarea radioizotopilor prin emisie de raze γ (d), raze γ absorbate de collimator (e), semnal electric (f), emisie de raze γ (g) [2].

Examinările SPECT clinice depind de conținutul numeric al imaginilor, respectiv de activitatea administrată pacientului, acestea fiind cei mai importanți factori de determinare a calității imaginii furnizate de către aparat. Cantitatea de activitate administrată pacienților trebuie calculată precis, luând în considerare toate caracteristicile clinice și tehnice ale pacientului. Cei mai importanți factori care trebuie să fie luați în considerare sunt durata scanării, caracteristicile sistemului, reconstrucția imaginii și modalitățile de procesare a imaginii. În orice caz, trebuie reținut că activitățile administrate trebuie să respecte nivelele de referință de diagnostic, stabilit de legislația națională [2].

1.2.1 Doza de radiație

Toate persoanele expuse la radiațiile ionizante, în urma administrării unui radiofarmaceutic are ca și consecință o anumită valoare a dozei efective, care poate fi calculată prin înmulțirea activității administrate cu coeficientul de doză efectiv pe unitatea de activitate administrată. În **Tabelul 1.1** sunt reprezentați coeficienții de doză raportați de către *Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* (SNMMI)[5]. Cu toate acestea, acești coeficienți se referă în general la valorile recomandate de publicațiile *International Commission on Radiological Protection* (ICRP) care se bazează pe vechea

definiție a dozei efective (ICRP 60 [2]) și nu pe cel mai recent (ICRP 103 [3]). Prin urmare, coeficienții de doză calculați prin metoda propusă de Brix[4], luând în considerare noua doză efectivă (ICRP 103) sunt, de asemenea, prezentate împreună cu doza medie absorbită pe unitatea de activitate administrată la organul critic.

Tabel 1.1 Coeficienții efectivi de doză pe unitatea de activitate administrată (mSv/MBq) adaptați de la SNMMI [5] din ICRP 106 pentru bărbați și femei, iar cele calculate de Brix et al. [4] folosind definiția dozei efective recomandată în ICRP 103 [3].

Examinare/organ	Radiofarmaceutic	Doză efectivă (ICRP 60) pe MBq (mSv) (SNMMI [5])		Doza efectivă (ICRP 103) pe MBq (mSv) (Brix et al. [4]) Bărbați	Organe critice	Doza absorbită În MBq (mGy) (SNMMI [5])	
		bărbați	femei			bărbați	femei
Creier	^{99m} Tc-ECD	0.008	0.010	-	Vezică	0.05	0.06
	^{99m} Tc-HMPAO (0.009	0.011	-	Rinichi	0.03	0.04
	¹²³ I-ioflupane	0.024	-	0.04	Vezică	0.05	-
Glanda tiroidă	¹³¹ I	0.072	0.088	-	Vezică	0.61	0.75
	¹²³ I	0.013	0.016	-	Vezică	0.09	0.11
	^{99m} Tc-pertechnetate	0.013	0.017	-	Intestin gros	0.06	0.07
Paratiroidă	^{99m} Tc-MIBI	0.009	0.012	0.0068	Vezica biliară	0.04	0.05
Cardiac	²⁰¹ Tl-chloride	0.140	0.200	0.12	Rinichi	0.48	0.58
	^{99m} Tc-sestamibi	0.0079	0.010	0.0059	Vezica biliară	0.03	0.04
	^{99m} Tc-tetrofosmin	0.007	0.009	0.0058	Vezica biliară	0.03	0.03
Ventriculografie	^{99m} Tc-RBC	0.007	0.009	0.011	Peretele inimi	0.02	0.03
Inspirare pulmonară	^{99m} Tc-MAA	0.011	0.016	0.013	Plămâni	0.07	0.10
Ventilație pulmonară	^{99m} Tc-aerosol	0.015	0.022	0.017	Plămâni	0.11	0.16
	^{99m} Tc-DTPA	0.006	0.008	0.0034	Vezică	0.07	0.08
Rinichi	^{99m} Tc-DMSA	0.016	0.019	-	Rinichi	0.17	0.21
Os	^{99m} Tc-MDP	0.006	0.007	0.004	Suprafață osoasă	0.06	0.08

Infecție/inflamație	⁶⁷ Ga	0.100	0.130	-	Suprafață osoasă	0.63	0.81
Octreoscan	¹¹¹ In-octreotide	0.054	0.071	0.059	Splină	0.57	0.79

1.2.2 Alegerea radiofarmaceuticului

Produsele radiofarmaceutice pentru diagnosticare sunt etichetate cu un radioizotop (numit și radionuclid sau atom radioactiv). Puterea de penetrare a radiațiilor electromagnetice este mare, acestea sunt absorbite doar parțial de țesuturi, de aceea razele gamma emise după administrarea radiofarmaceuticului de diagnostic în corpul pacientului pot fi detectate în afara corpului folosind camera gamma, care cu ajutorul programelor de calculator convertesc informația în imagine scintigrafică, acesta arătând distribuția radiofarmaceuticului în tot corpul pacientului. Țesuturile sau organele bolnave preiau și gestionează radiofarmaceuticul în mod diferit decât țesuturile care sunt sănătoase. Imaginea scintigrafică ne arată locul și starea bolii investigate sau observate, cum ar fi tumorile, metastazele sau infecțiile [6].

Timpul de înjumătățire a radioizotopilor de diagnostic trebui să fie scurt, pentru a limita doza de radiație asupra căreia este expus pacientul și astfel se limitează efectele radiației ionizante asupra organismului pacientului. O serie de radioizotopi utilizați în produsele radiofarmaceutice de diagnosticare sunt enumerați cu timpul lor de înjumătățire în **Tabelul 1.2**, de mai jos: [6]

Tabel 1.2 Radionuclizi principali utilizați în radiofarmaceutice de diagnostic

Radionuclid	Simbol	Timp de înjumătățire	Energia gamma (keV)
Technețiu-99m	^{99m} Tc	6.01 h	141
Iod-123	¹²³ I	13.27 h	159
Iod-111	¹¹¹ I	67.31 h	171, 245
Galiu-67	⁶⁷ Ga	78.27 h	91, 93, 185, 209, 300
Taliu-201	²⁰¹ Tl	72.91 h	69-71 (Raze X), 80 (X)
Krypton-81m	^{81m} Kr	13.1 s	190
Carbon-11	¹¹ C	20.38 min	511 (anihilare)
Nitrogen-13	¹³ N	9.96 min	511 (anihilare)
Oxigen-15	¹⁵ O	122.24 s	511 (anihilare)

Fluor-18	^{18}F	109.77 min	511 (anihilare)
----------	-----------------	------------	-----------------

Se studiază caracteristicile radiofarmaceuticelor, și se alege cel potrivit pentru examinarea care urmează a fi efectuată, se utilizează radiofarmaceuticul cu timpul potrivit de înjumătățire fizic și biologic (de exemplu, $^{99\text{m}}\text{Tc}$ vs ^{201}Tl) și în general cele care are ca rezultat doza cea mai mică (**Tabelul 1.3**).

Tabel 1.3 Radiofarmaceutice $^{99\text{m}}\text{Tc}$. [6]

Trasor $^{99\text{m}}\text{Tc}$	Aplicații imagistică
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MIBI	Cardiacă și paratiroidică
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MDP	Oase
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DMSA	Renală
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -DTPA	Renală, golirea gastrică, testiculară
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA	Pulmonară
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -EC	Funcția renală
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -RBC	Detectarea microsângerărilor, hepatică
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Phytate	Hepatică, splină
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -BRIDA	Hepatobiliară, vezica biliară
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -ECD	SPECT creier
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Octreotide	Tumori
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Bombesin	Tumori
$^{99\text{m}}\text{Tc}$ -UBI	Infecții

1.2.3 Noi algoritmi de reconstrucție

Introducerea algoritmilor și progresele în tehnologia de calcul a permis dezvoltarea reconstrucției iterative a imaginilor cu păstrarea rezoluției. Metodele de reconstrucție iterativă folosesc diferiți algoritmi, care funcționează în bucle diferite, în care imaginea reconstruită din datele de proiecție este comparată cu „cea mai bună estimare” a imaginii realizate de software. În conformitate cu complexitatea procesului, se fac corecții și se repetă comparația, până abaterea dintre imaginea reconstruită și „cea mai bună estimare” devine acceptabilă [7].

Acești noi algoritmi sunt proiectați pentru a reduce zgomotul, au îmbunătățiri de a identifica leziunile fără a afecta rezoluția imaginii (**Figura 1.2**). Ele fac posibilă obținerea aceleiași calități ale imaginii cu un număr mai mic de colectări, astfel se poate reduce activitatea injectată sau timpul de achiziție a examinării [7].

Colimatoarele au de asemenea un rol important, mai ales colimatoarele cu înaltă sensibilitate, concepute pentru a mări o anumită regiune, oferind o sensibilitate de achiziție mai mare pentru un anumit organ examinat.

Siemens a dezvoltat un model de colimatoare cu focalizare variabilă, care păstrează proprietățile de mărire ale unui colimator cu fascicul conic și elimină artefactele de la marginea câmpului vizual, în comparație cu modelele vechi de colimatoare. Aceste colimatoare reduc semnificativ timpul de scanare, și dau o imagine mult mai clară, deoarece colectează mai multă informație în timpul scanării, de ex. dacă utilizăm un astfel de colimator la o achiziție cardiacă se colectează de patru ori mai multă informație decât în timpul unei scanări SPECT cardiace[8].

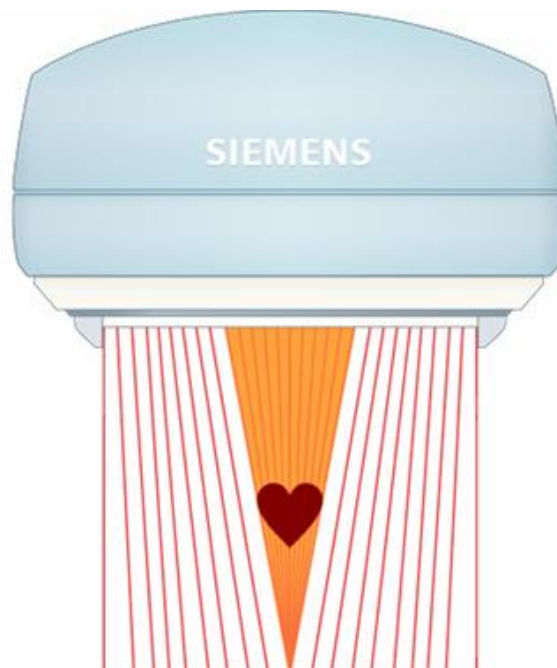


Figura 1.2 Colimatoarele SMARTZOOM colectează de 4 ori mai multe semnale din inimă, permițând reducerea dozei injectate cu până la 75% [7].

1.2.4 Sisteme noi de camere de eficiență înaltă

În ultimii ani s-au dezvoltat sisteme noi speciale pentru examinări cardiace, care se bazează pe detectori solizi, care au o eficiență înaltă, geometrie optimizată al achiziției și sunt fabricați din aliajul telurură de cadmiu-zinc (CdZnTe) (**Figura 1.3**). Aceste detectoare numără fotonii ajunși pe detectori și îi schimbă în semnal electric, care este măsurabil direct de către computer, de asemenea aceste detectoare au o rezoluție energetică bună, lucru ce rezultă că se poate îmbunătăți diferențierea energetică datorită ratei de numărare ridicat. De asemenea dispozitivele acestea au o sensibilitate ridicată de patru până la șapte ori mai mare în comparație cu un detector convențional SPECT dublu [7]. Dacă se utilizează un sistem cu colimatoare staționare și un algoritm de tip OSEM, comparativ cu o scanare SPECT convențională, se poate observa o diferență între calitatea imaginii și preciziei acesteia, o reducere mare a activității administrate și reducerea timpului de scanare (ca de ex. o scanare convențional SPECT durează 15 minute, iar dacă utilizăm un sistem cu colimatoare staționare achiziția durează doar 5 min) [9].



Figura 1.3 Detectoare CdZnTe [7].

1.3 Tomografia computerizată (CT)

În imagistica hibridă SPECT/CT, informații funcționale furnizate de SPECT sunt completate de informații structurale furnizate de CT care servesc diferite scopuri, cum ar fi corecția atenuării (AC), localizare anatomică, iar uneori chiar diagnostic. Primele sisteme SPECT/CT au fost echipate doar cu dispozitive CT mai vechi, care erau produse clinice de calitate scăzută, astfel imaginile erau potrivite doar pentru AC și localizare, dar nu și pentru scopuri suplimentare de diagnostic [12].

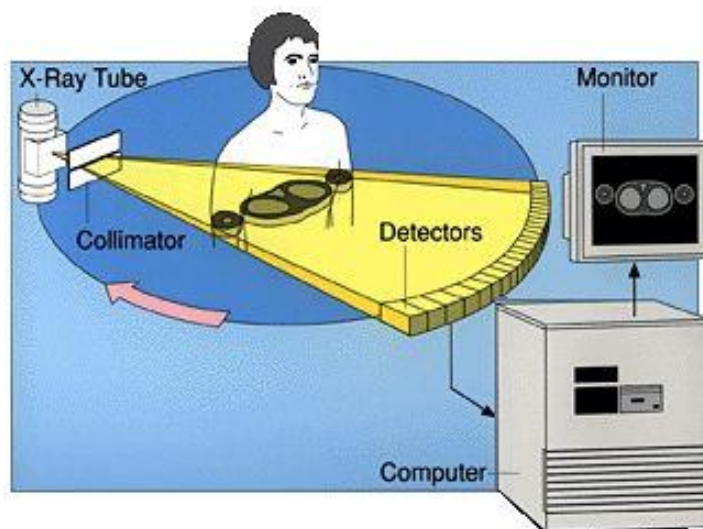


Figura 1.4 Principul de funcționare CT. Tub de raze X (X-Ray Tube), colimator (Collimator), detectori (detectors), calculator (Computer), monitor (Monitor) [10]

Sistemele hibride SPECT/CT, încorporează un scanner CT, care oferă detalii anatomice și astfel permit continuarea diagnosticării CT clinice. În ceea ce privește partea de doză, aceste scanere pot reprezenta un procent considerabil din doza totală, a examinării SPECT/CT. Este foarte important să se aplice protocoalele standard, procedurilor combinate SPECT/CT, iar protocoalele trebuie să fie selectate în mod individual pentru ambele aparate, acestea să reflecte nevoile clinice [11].

Când un pacient are disponibil date recente de la CT de diagnostic se recomandă administrarea de doze mici și să se efectueze scanări numai pentru urmărirea bolii (de ex. monitorizarea răspunsului la tratament). CT-ul în doze mici este indicată pentru localizarea focarului sau caracterizarea bolii. Când CT-ul de diagnostic nu este disponibil sau când informațiile anatomice detaliate sunt necesare pentru a confirma starea bolii pacientului, se recomandă CT-ul de diagnostic ghidat cu SPECT [12], [14].

Diagnosticarea este realizabilă cu CT cu doze foarte scăzute, în ciuda zgomotului ridicat al imaginii CT, dar fără a compromite calitatea imaginii SPECT. În cazul sistemului CT, Symbia True Point, nivelul de zgomot a imaginii CT nu afectează calitatea SPECT. Necesitatea dozei mai mari pentru componenta CT de la SPECT/CT este impusă de cerințele de calitate a imaginii, pentru localizarea anatomică, respectiv reducerea artefactelor [11].

1.3.1 Optimizarea dozei CT

Doza CT este dependentă de parametrii de achiziție, cum ar fi potențialul tubului, timpul de rotație, sarcina tubului, lățimea fasciculului, timpul de rotație, lățimea fasciculului, înălțimea și grosimea imaginii reconstruite, toate acestea trebuie luate în considerare atunci când se vrea optimizarea dozei CT [18].

Scanarea CT este dependentă de unele lucruri legate de pacient, cum ar fi greutatea și dimensiunea acestuia, acestea pot influența achiziția pentru anumite regiuni ale corpului, necesitând setări diferite pentru aparat (ca de exemplu la CT-ul abdominal potențialul tubului trebuie ajustat de la 80 keV pentru pacienții foarte slabi până la 140 keV pentru pacienții obezi) [19].

La pacienții copii este necesar o atenție mai mare, deoarece au o radiosensibilitate mai mare ca adulții, datorită țesuturilor în creștere, și de aceea sunt expuși la un risc mai crescut la o examinare CT[20].

1.3.2 Modularea automată a curentului tubului (ATCM)

Modularea automată a curentului tubului (ATCM) este o soluție implementată în toate CT-urile comerciale recente, al căror scop este de a reduce doza livrată pacientului fixând calitatea imaginii și adaptarea curentului din tub (mA) la cel al pacientului, dimensiunea și anatomia astfel generând imagini de diagnostic calitative.

ATCM folosește informațiile de atenuare, de asemenea ia în considerare calitatea imaginii alese de operator, alegând parametrul specific furnizorului: mAs de referință (Siemens), abatere standard (Toshiba), indice de zgomot (General Electric) și referințele imaginii (Philips) [19].

Dacă este utilizat în mod corespunzător, ATCM permite, în comparație cu un curent de tub fix (FTC), o distribuție mai bună a dozei cu mA mai mare către țesuturile mai dense și mA mai scăzut la cele mai radiotransparente, cum ar fi plămâni. Eficacitatea de reducere a dozei la ATCM în comparație cu FTC a fost demonstrată în mai multe studii. De exemplu în studiul lui Lee și colșbortorii [21], ei au arătat o reducere medie de 45% a dozei CT la scanarea abdomenului și pelvisului, cu imagini cu un nivel de diagnosticare acceptabil.

1.4 Fuziunea de imagini

Pot fi fuzionate două tipuri de imagini medicale, acestea ar fi: imaginile structurale care oferă detalii morfologice despre organismul studiat, respectiv imaginile funcționale care oferă informații fiziologice despre organul țintă. Fuziunea imaginilor structurale obținute de la aparate CT sau IRM, cu cele funcționale de la aparate cum ar fi tomografia computerizată prin emisia de fotoni unic (SPECT) sau tomografia cu emisie de pozitroni (PET), ale aceleiași regiuni ale organismului este utilă, deoarece oferă informații anatomice și fiziologice complementare care sunt importante în diagnosticare și tratare [22]. Imaginile structurale și funcționale sunt metode complementare și fuziunea lor îmbunătățește datele furnizate de la ambele modalități, ce conduc la apariția informațiilor medicale care nu sunt vizibile în imaginile separate, nefuzionate (**Figura 1.5**) [23] [24].

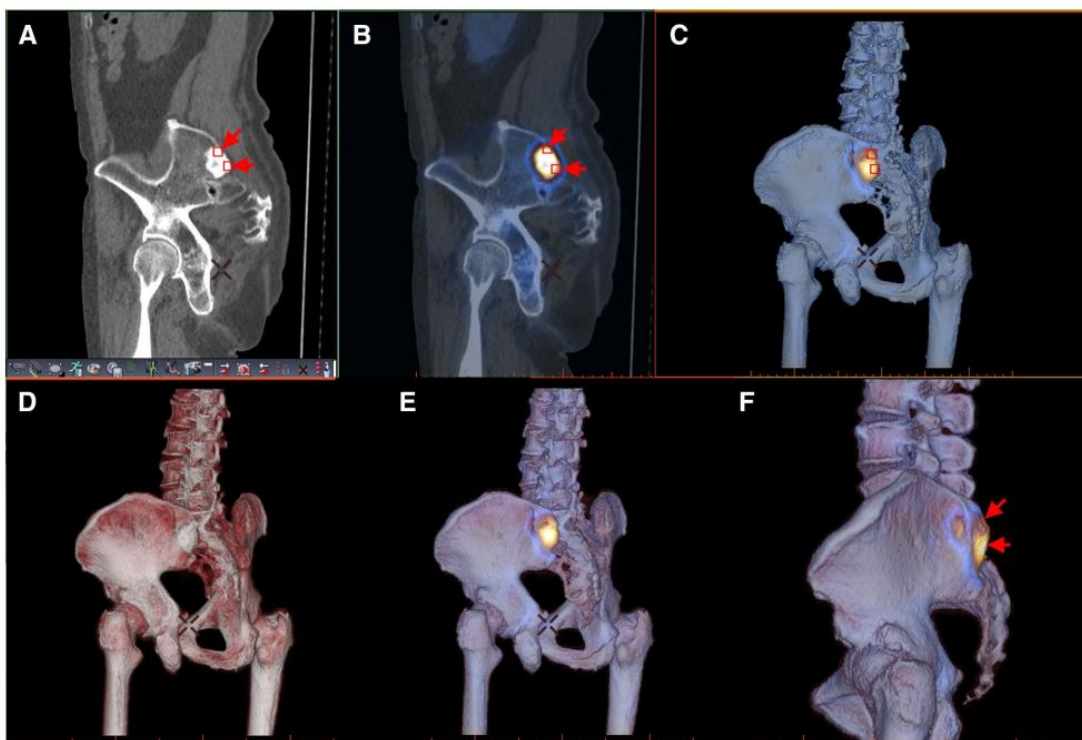


Figura 1.5 Fuziunea imaginilor SPECT osoase cu CT 3D de volum. În CT-ul convențional, metastazele osoase prezintă o zonă cu densitate mare conform valorilor (A, săgeți). În imaginea de fuziune SPECT/CT bidimensională, leziunea este colorată conform valorilor SPECT în locul corespunzător (B, săgeți). Fuziunea datelor SPECT osoase cu imaginile CT 3D (B), structurile osoase tridimensionale sunt colorate conform valorilor SPECT la suprafața oaselor (A–C, pătrate mici). Evaluarea structurii osoase și osul cu CT (D), imagine CT redată în volum care este fuzionată cu imaginea C (E). Nu se observă captarea extraoasă cu metoda aceasta (F, săgeți) [23]

Scopul final al fuziunii imaginilor este de a impune un cadru anatomic structural imaginilor funcționale. Imaginile din medicina nucleară sunt foarte utile în diagnosticul bolilor, deoarece arată modificări înainte de a exista schimbări anatomice și clinice identificabile cu ochiul liber pe alte imagini radiologice [25].

Imaginile CT sau IRM oferă detalii despre structura organului bolnav, acestea sunt mai puțin eficiente atunci când anatomia este variabilă, ca de exemplu la pacienții post - chirurgicali [26]. Înregistrarea și fuzionarea cu o imagine structurală poate fi valoroasă pentru interpretare imaginii, deoarece oferă posibilitatea de a depăși limitările din domeniul imagiisticii nucleare, cum ar fi rezoluția spațială slabă, raportul semnal/zgomot limitat și absorbția slabă a radiotrasorului. Fuziunea imaginilor este utilă pentru a localiza cu acuratețe acumulările de trasoare, pentru a depista patologia, pentru a caracteriza leziunile active din punct de vedere metabolic (**Figura 1.6**) [27].

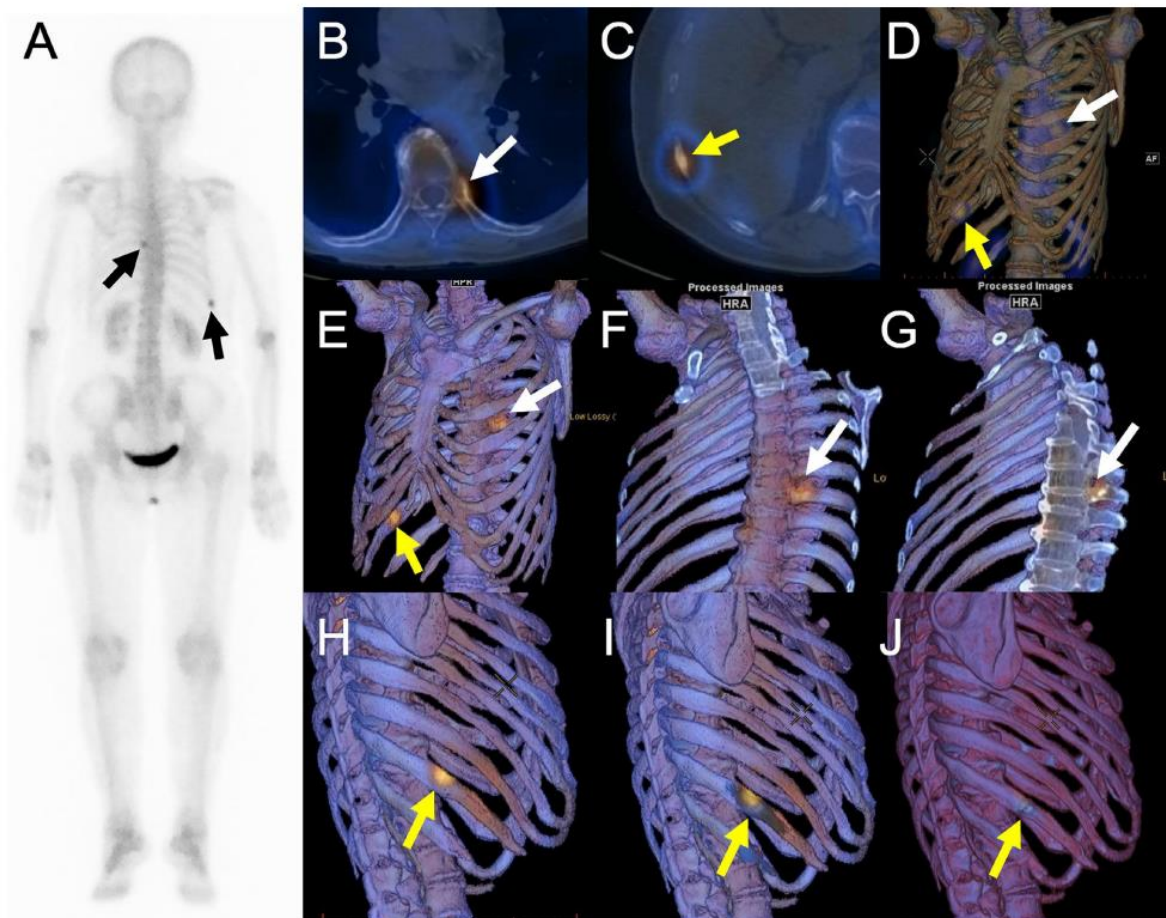


Figura 1.6 Scintigrafie întregului corp (A), fuziune 2D SPECT/CT (B și C), Fuziunea 3D SPECT/CT folosind imagini SPECT redată în volum (D) sau proiecția datelor imaginilor SPECT osoase pe CT 3D cu

reprezentarea în volum a imaginii (E, H și J) sau cu editare în plan clip (F, G și I) la o pacientă cu cancer de sân cu coexistență de metastaze osoase și fractură la coaste. Schimbarea osteolitică este vizibilă în mod clar în SPECT/CT 2D (B) și imaginile 3D SPECT/CT (F și G) în locul proximal al coastei a opta stângă (săgeți albe). În schimb, este prezentată o linie de fractură la locul hipermetabolic în fuziunea 3D SPECT/CT (H – J) [27]

O potrivire atentă a datelor din diferite metode este importantă pentru fuzionarea a două imagini. Din punct de vedere a comparației vizuale imaginile sunt orientate pe baza simțului spațial al medicului care analizează imaginile, aceasta este suficientă pentru comparația leziunilor mari, dar pe măsură ce dimensiunea leziunilor scade, calitatea și cantitatea de informație obținută scade semnificativ, nu se mai disting leziunile foarte mici [28]. Utilizând metodele de prelucrare împreună cu programe speciale ne rezultă comparații mai exacte [29]. Imaginea înregistrată fixează corespondența dintre diferite caracteristici vizibile pe diferite modalități de imagistică, de asemenea permite monitorizarea modificărilor subtile de dimensiune sau intensitatea în timp sau la nivelul unei populații și stabilește corespondența între imagini și spațiul fizic [28].

Înregistrarea imaginilor poate fi împărțită în două metode: metoda extrinsecă, bazată pe obiecte străine introduse în câmpul imaginii și metoda intrinsecă care se bazează numai pe conținutul imaginii generate în urma scanării pacientului (**Figura 1.7**) [27].

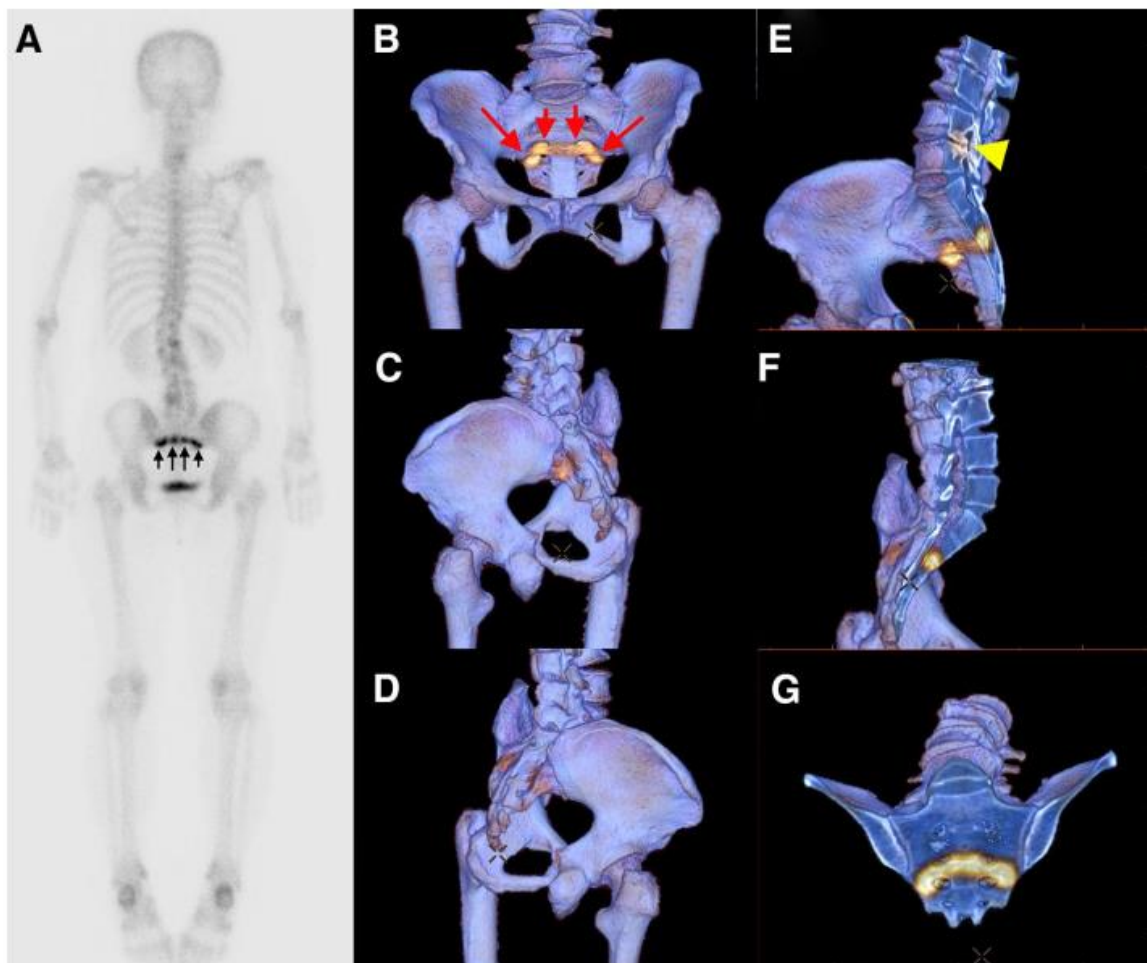


Figura 1.7 Aplicarea „editării clip plane” la datele SPECT osos în CT 3D suprapus în volum imaginii. Scintigrafie bidimensională a întregului corp la o pacientă cu cancer de sân arată absorbția ca o bandă în sacru (a, săgeți). Imagini tridimensionale fuzionate arată că captarea se observă în principal în partea anterioară a sacrului (b–d, săgeți). Secțiune transversală imaginile datelor 3D arată că captarea nu este asemănătoare tumorii, punând diagnosticul de insuficiență fractură sacră (e–g). În plus, osteoartroza în jurul îmbinării dintre a patra și coloana lombara cu activitate metabolică crescută este văzută (e, vârf de săgeată) [27].

Markeri de referință externi sunt utilizați în metodele extrinseci de scanare a pacientului, în acest caz se atașează markeri pe corpul pacientului, iar aceste obiecte trebuie să fie vizibile pentru a nu introduce artefacte în imaginile dorite [28],[27]. Lucrul acesta este posibil dacă marcajele rămân fixe pe toată durata scanării cu metode diferite de fixare. Este necesar minim trei markeri pentru fiecare imagine care sunt utilizate adesea cu un echipament de fixare. După achiziții, înregistrarea este rapidă și simplă, se poate automatiza fără a fi nevoie de algoritmi de optimizare complexi. Markerii externi sunt puțin

folosiți în rutina clinică, din cauza complexității și caracteristicii lor, deoarece trebuie plasati pe pacient înainte de achiziția de imagini altfel imaginile nu pot fi înregistrate (**Figura 1.8**) [23].

În metoda intrinsecă, înregistrarea se bazează pe un set de puncte identificate, numite repere, pe alinierea structurilor segmentate sau pe măsurile calculate din valorile gri ale imaginii [28]. Reperele sunt anatomice [30] (cel puțin trei perechi de puncte corespunzătoare în structurile anatomice reprezentate în imagini) sau geometrice (colțuri sau alte caracteristici geometrice identificate în general în mod automat [31]); cu toate acestea, rezoluția scăzută a imaginilor din medicina nucleară limitează aplicabilitatea acestora.

Metodele de înregistrare prin segmentare pot fi bazate pe un model rigid în care aceleași structuri anatomice sunt extrase din ambele imagini înregistrate și sunt utilizate ca o singură intrare pentru procesul de aliniere sau de modelare deformabilă, unde este o structură extrasă dintr-o imagine deformată elastic și suprapusă cu al doilea [28].

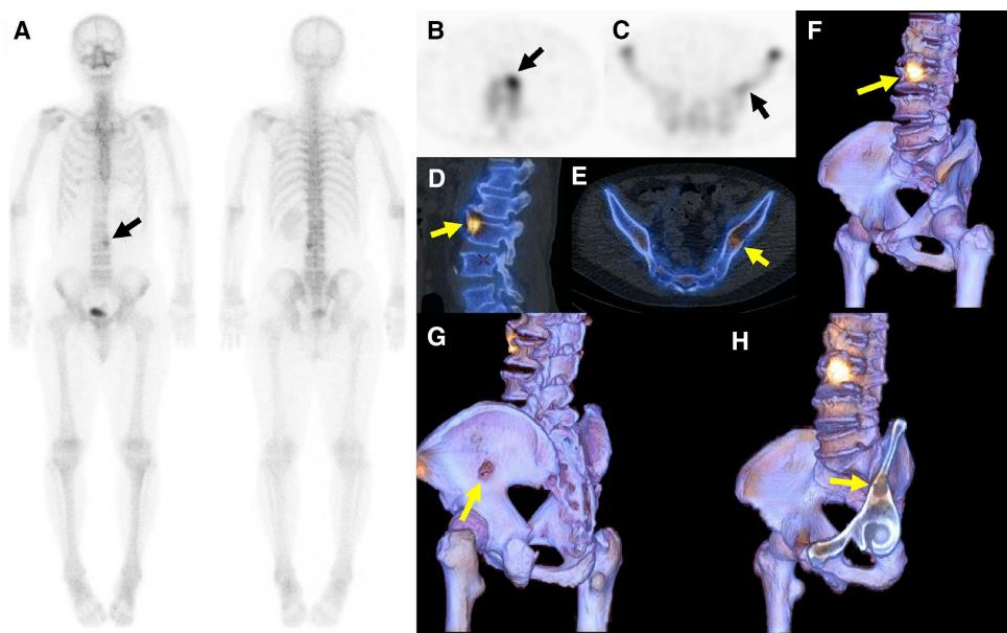


Figura 1.8 Scintigrafie întregului corp (a), SPECT (b și c), SPECT 2D/Fuziunea CT (d și e) și proiecția datelor de imagine ale SPECT osului pe imagini CT 3D cu afișarea în volum (f și g) sau cu clip-plane editate (h) la un pacient cu cancer renal cu coexistența unei metastaze osteolitice în osul liliac stâng și a unui osteofit hipermetabolic în a treia vertebră lombară. Leziunea liliacă era abia vizibilă în scintigrafia întregului corp (a) și SPECT au arătat o absorbție slabă (c), sugerând mai degrabă natură benignă decât metastază. Modificarea osteolitică este vizibilă în mod clar pe SPECT/CT 2D (e) și SPECT/CT 3D arată o

gaură la locul ușor hipermetabolic (g). Metoda clip-plane permite vizualizarea unei leziuni osteolitice cu patologie minim fractură (h) [28]

În metodele descrise anterior, imaginile înregistrate se realizează prin identificarea unui mic număr de caracteristici echivalente, cum ar fi puncte sau suprafețe de pe imagini [32].

Înregistrarea imaginilor multimodale este dependentă de imagini dacă sistemul de coordonate imagistic ale celor două dispozitive este calibrată unul cu celălalt. Acest lucru necesită ca scanările să fie efectuate în aceeași poziție a corpului, ce presupune ca pacientul să rămână nemișcat în timpul scanării [28]. Conceptul acesta stă la baza dezvoltării sistemelor acestea hibride, care sunt capabile să realizeze atât imagini funcționale, cât și structurale cu o singură scanare, cu un singur aparat [33].

1.5 Sistemul hibrid SPECT/CT



Figura 1.9 Partea CT (a), și SPECT: camerele gama, adică detectorii (b) [34]

Sistemele hibride oferă imagini funcționale și anatomice în acelaș timp, cu ocazia unei singure scanări și limitează dezavantajele celorlalte metode de înregistrare a imaginii [35], [36]. Metoda imagistică dublă ne oferă două imagini cu o geometrie consistentă și volum corporal, cu întârziere minimă între cele două achiziții și nu este nevoie de markeri sau algoritmi complicați de reconstrucție, aceste lucruri facilitează fuzionarea imaginilor. Un astfel de aparat include un detector de radiofarmaceutici cum ar fii scannerul SPECT sau PET și un scanner CT cu tub de raze X și un detector, acestea fiind montate pe un suport deasupra mesei pe care se așază pacientul pentru imagistica cu raze X respectiv medicina nucleară [37]. Aplicațiile clinice acestei tehnologii este deosebit de utilă mai ales în domeniul oncologic, dar și în alte domenii ale medicinei.

Sistemele acestea de imagistică hibridă combină două detectoare gamma, cu un tub de raze X cu un detector de doză mică, acestea fiind atașate pe același suport rotativ [38], [39].

Capitolul 2. Colectarea și prelucrarea datelor

2.1 Software de prelucrare a imaginilor

Sante DICOM Viewer este un program pentru vizualizarea și analiza fișierelor DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine* - Imagini digitale și comunicații în medicină) [40]. DICOM este un protocol standard pentru gestionarea și transmiterea imaginilor medicale și a datelor aferente. Sante DICOM Viewer este compatibil cu toate modalitățile de scanare (CT, MR, NM, US, XA, MG și CR) și cu toți producătorii și cu toate tipurile de fișiere DICOM 3.0 și NEMA 2. Acesta a fost conceput pentru a aduce toate funcțiile unei stații de lucru DICOM comerciale la computerul personal al medicului. Sante DICOM Viewer permite utilizatorului să lucreze fără probleme în medii multi-modale, multi-producător. Sante DICOM Viewer este proiectat și implementat cu instrumente avansate de programare (Microsoft Visual C++ 2005).

Caracteristicile includ suport complet pentru DICOMDIR (vizualizare, deschidere, creare, editare și selectare a imaginii sau a seriei pentru vizualizare sau/și pentru transferuri într-un alt folder), acceptă și JPEG, JPEG2000, TIFF, PNG, GIF (numai pentru citire) și BMP formate de imagine, compararea fișierelor DICOM etichetă cu etichetă, editor de fișiere hexadecimale integrat, vizualizator DICOM hexadecimale integrat, căutare de fișiere cu criterii (numele pacientului și ID-ul studiului) în folderele hard disk-ului sau CD-urilor, căutarea fișierelor după existența etichetei și/sau valoarea etichetei în folderele de hard disk sau CD-uri, suport pentru dicționar extern DICOM, orientarea imaginii (întoarcerea și rotirea) și redimensionarea imaginii și a pânzei [41].

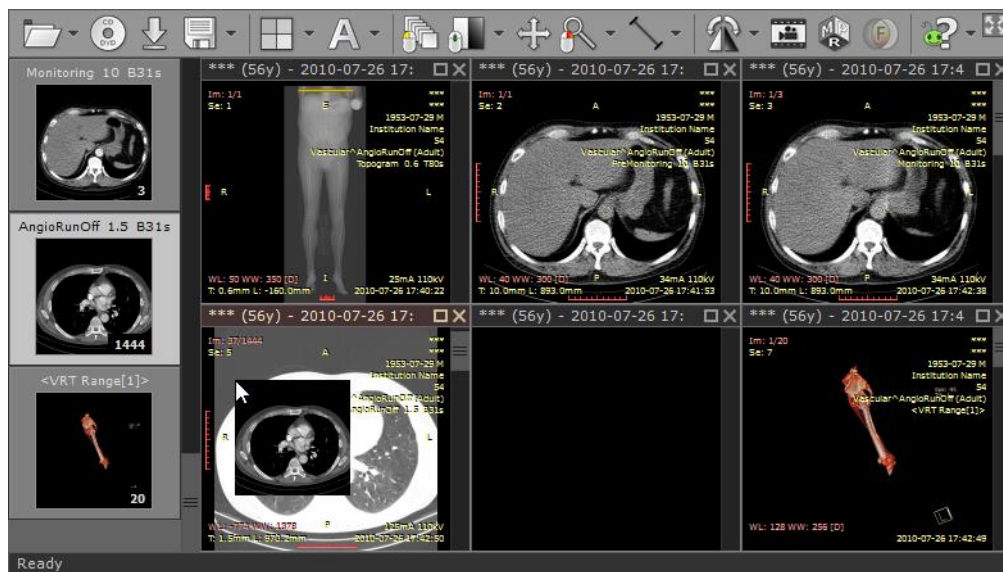


Figura 2.1 Serii multiple de unul sau mai multe studii pot fi deschise concomitent în mai multe panouri în scopul de comparație. [34]

2.2 Siemens Symbia T2

Aparatul SPECT/CT, modelul Symbia T2 de la Siemens este combinația a două aparate unul de tomografie computerizată cu raze X (CT) și altul de scanere tomografică computerizată cu emisi de fotoni unic (SPECT) care asigură înregistrarea și fuzionarea informațiilor fiziologice și anatomice cu o înaltă rezoluție.

Componenta CT produce imagini ale corpului în secțiuni transversală, cu ajutorul transmisiei de raze X fie din acelaș plan la unghiuri diferite sau plane spiralate în unghiuri diferite. Subsistemul SPECT furnizează imagini și măsoară distribuția de radiofarmaceutice în organism pentru determinarea diferitelor funcții metabolice și fiziologice în corpul pacientului și utilizează componenta CT pentru corecție rapidă a atenuării al studiului SPECT. Sistemul are o funcție de funcționare, în care cele 2 aparate pot funcționa independent, adică doar CT sau SPECT, acest lucru permițând imagistica de diagnosticare cu apartul CT sau SPECT [42].



Figura 2.2 Aparatul SPECT-CT

Tabel 2.1 Specificațiile scannerului Siemens SYMBIA T2 partea de SPECT. [43]

Caracteristici	Valori
Materialul detectorului	Nal(Ti)
Dimensiunea cristalului (cm)	59.1 x 44.5 x 0.95
Numărul de tuburi fotomultiplicatoare	59
Diagonal FOV (cm)	63.5
Colimator	LEAP(low energy all purpose)
Numărul de găuri paralele hexagonale	90.000
Lungimea găurilor (mm)	24.05
Grosimea septală (mm)	0.2
Colimator	LEHR(low energy high resolution)
Numărul de găuri paralele hexagonale	148.000
Lungimea găurilor (mm)	24.05
Grosimea septală (mm)	0.16
Colimator	HE(High energy)
Numărul de găuri paralele hexagonale	8.000

Lungimea găurilor (mm)	59.7
Grosimea septală (mm)	2

Tabel 2.2 Specificațiile scannerului Siemens SYMBIA T2 partea de CT. [43]

Caracteristici	Valori
Apertura (cm)	70
Câmpul de scanare (cm)	50
Timpul de rotație (s)	0.8
	1.0
	1.5
Numărul maxim de felii / rotație	2
Numărul de proiecții	Până la 1.500 (1.5 s/360°)
Tub	DURA 352 MVHigh Performance Tub de raze X
Voltaj tub (kV)	80, 110, 130
Putere maximă (kW)	40

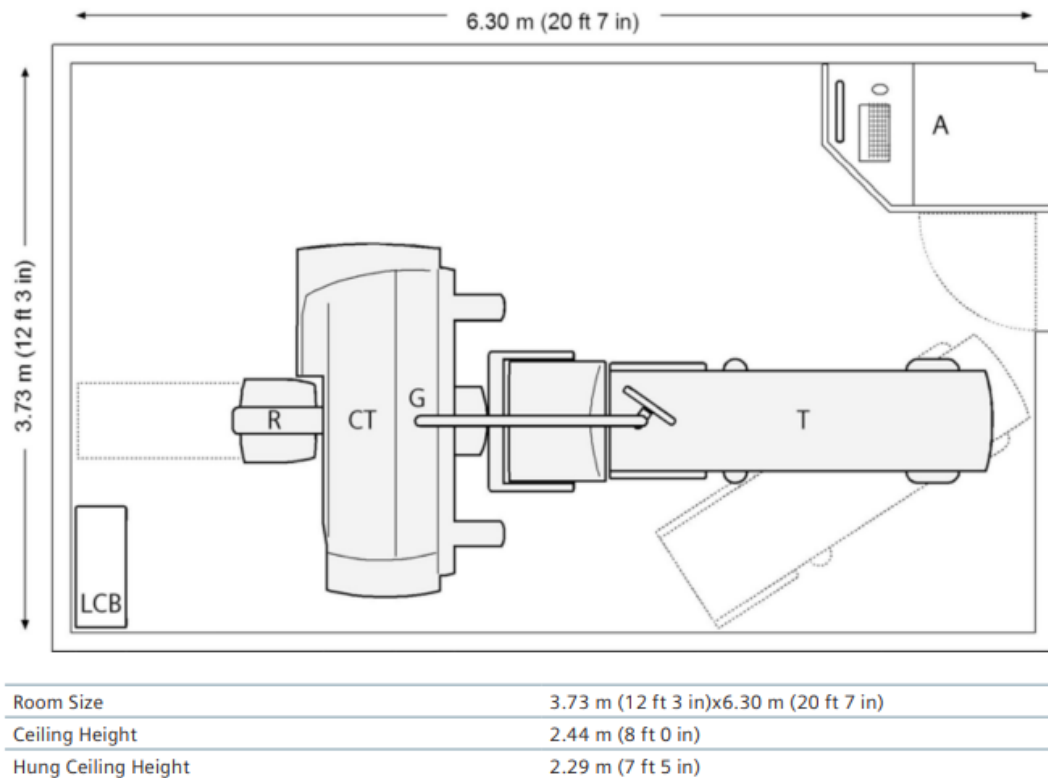


Figura 2.3 Dimensiunea minimă a aparatului Symbia T2 [42]

2.3 Jaszczak SPECT fantom

Fantoma Jaszczak SPECT (cod de identificare 043-762) oferă informații consistente de performanță pentru orice sistem SPECT sau PET. Caracteristicile de performanță multiple ale sistemelor SPECT bazate pe cameră sunt evaluate dintr-o singură scanare a fantomei [44].

Funcția de răspândire a liniei transversale pe axă și în afara axei poate fi măsurată cu ușurință fără a îndepărta placa de acoperire. Măsurătorile maxime de jumătate (sau zecime) pe toată lățimea pot fi determinate cu ușurință, fie în aer, fie în apă.

Fantoma este folosită pentru evaluarea performanței sistemului pentru: colimator, artefacte, calibrare și parametrii de reconstrucție

- Testarea de acceptare
- Calitatea, asigurarea și controlul de rutină
- Evaluarea erorii centrului de rotație
- Evaluarea artefactului de neuniformitate
- Evaluarea modificărilor razei de rotație la rezoluția spațială
- Evaluarea filtrelor de reconstrucție pe rezoluție spațială
- Evaluarea atenuării și compensării dispersării
- Sensibilitate la volumul unei singure felii
- Sensibilitatea totală a volumului sistemului
- Detectabilitatea leziunilor

Fantomele SPECT sunt disponibile în două modele. Modelul Deluxe este folosit pentru camere de înaltă rezoluție. Fantoma standard este folosită pentru camere cu rezoluție mai mică. [45]



Figura 2.4 Fantoma Jaszczak SPECT [45]

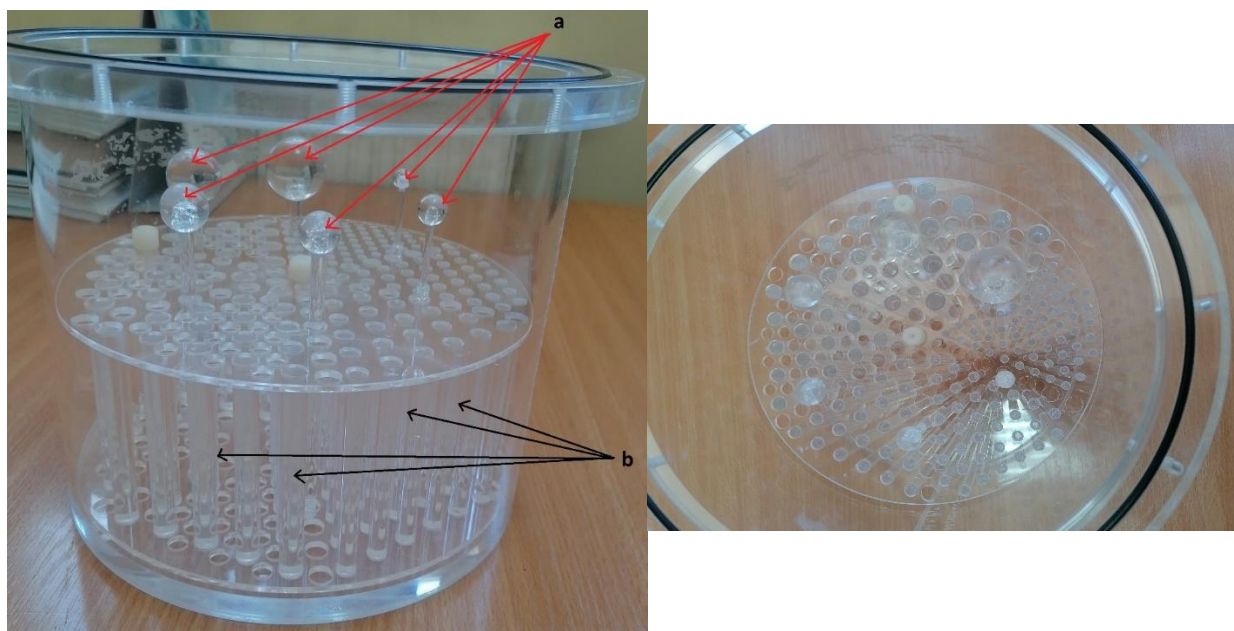


Figura 2.5 Fantoma Jaszczak standard utilizată de noi. Sferele pline de diameter diferite (a), cilindrele de diameter diferite (b)

Specificații:

- Dimensiuni interioară a cilindrului: 8,5" dia x 7,32" h (21,6 x 18,6 cm)
- Grosimea peretelui cilindrului: 0,125" (3,2 mm)
- Volum: 6,9 L; Volum cu inserții: 6,1 L
- Înălțimea inserției tijei reci: 3,46" h (8,8 cm)
- Înălțimea sferelor de pe placa de bază: 5" h (12,7 cm)

Fantoma SPECT Deluxe:

- Dimensiuni tijă solide: 4,8 mm, 6,4 mm, 7,9 mm, 9,5 mm, 11,1 mm, 12,7 mm
- Diametrele sferei solide: 9,5 mm, 12,7 mm, 15,9 mm, 19,1 mm, 25,4 mm, 31,8 mm

Fantoma SPECT Standard:

- Dimensiuni tijă solide: 6,4 mm, 7,9 mm, 9,5 mm, 11,1 mm, 12,7 mm, 16,0 mm
 - Diametrele sferei solide: 12,7 mm, 15,9 mm, 19,1 mm, 25,4 mm, 31,8 mm, 38 mm
- [45]

2.4 Pașii de lucru

Am efectuat măsurători pe o fantomă Jaszczak SPECT cu un aparat SPECT-CT, model Siemens Symbia T2, cu diferite protocoale și am comparat imaginile obținute cu cele două protocoale.

Primul lucru a fost de a umple fantoma cu apă distilată circa 95%, și am lăsat-o 3 zile să iasă toate bulele de aer. După 3 zile am extras într-o seringă din generatorul de Technetiu-99m, o cantitate mică de radiofarmaceutic, i-am măsurat doza cu calibratorul de doze, și am obținut o valoare inițială de 715,1 MBq (**Figura 2.6A**). I-am pus capacul fantomei. Am introdus radiofarmaceuticul prin orificiul din capac în apa (**Figura 2.7**) din fantomă și am agitat bine să se dilueze bine doza cu apa. Am măsurat cât din doză a mai rămas în seringă, punând din nou seringă în calibratorul de doze, și am aflat că a rămas doar 1,318 MBq (**Figura 2.6B**).

Am umplut aproape complet cu apă fantoma, am lăsat doar o bulă de aer cu care am scos celelalte bule mai mici, și după am umplut complet fantoma cu apă și i-am pus dopul orificiului de umplere.



Figura 2.6 A) Valoarea afiată de calibratorul de doze penru seringă cu radiofarmaceutic **B)** Valoarea afiată de calibratorul de doze penru seringă cu doza rămasă după injectare



Figura 2.7 Injectarea dozei de activitate în Fantomă

Am schimbat colimatoarele detectorilor SPECT cu unele LEHR (*low energy high resolution*) (**Figura 2.8**) și am așezat Fantoma pe patul aparatului SPECT-CT, și am fixat-o (**Figura 2.9**). Am scăzut cantitatea de doză rămasă în seringă din doza inițială măsurată, așa am aflat că în apa din Fantomă a intrat o doză de 713,782 MBq.



Figura 2.8 Schimbarea colimatoarelor



Figura 2.9 Fixarea Fantomei pe patul aparatului

2.5 Protocoalele utilizate

Am scanat Fantoma Jaszczak cu două protocoale diferite, pentru a le compara imaginile obținute și de a vedea dacă aparatul funcționează corespunzător.

Primul protocol utilizat a fost cel clinic care se utilizează la scanările SPECT osoase. Protocolul acesta are zoom-ul de 1.22, numărul de pixeli din matrice 128, numărul de impulsuri din toate imaginile 32 de milioane, numărul de proiecții de 64. Rata de numărare la începutul acestei măsurători a fost de 34 de mii de impulsuri pe secundă, activitatea a fost de 618 MBq, l-am calculat cu programul "Rad Pro Calculator" [46]. (**Figura 2.10**)

The image shows the 'Rad Pro Calculator' web application interface. At the top, there is a navigation menu with links: Home Page, Online Calculators, Freeware, Rad Pro Information, Documents, and Help. Below the menu, a note states: 'For those needing portability, Rad Pro for Desktop works with Windows 8.1/10 tablets. Will not work with Surface tablets running Windows RT.' The main section is titled 'Decay Calculations' and contains several input fields and buttons:

- Select Element:** A dropdown menu showing 'Technetium (Tc)'.
Select Isotope: A dropdown menu showing 'Tc-99m'.
Select Units: A dropdown menu showing 'MBq'.
- Half Life:** A text input field containing '6.01' with the unit 'Hours' next to it. There is an unchecked checkbox labeled 'Isotope Not Listed?'.
- Original Date and/or Time:** A text input field with a 'Pick' button next to it.
- Calculation Date and/or Time:** A text input field with a 'Pick' button next to it.
- Original Activity:** A text input field with the unit 'MBq' next to it.
- Calculated Activity:** A text input field with the unit 'MBq' next to it.

At the bottom of the form, there are two buttons: 'Calculate' and 'About the Decay Calculator'. A small link 'Radioactive Decay' is visible in the bottom right corner of the form area.

Figura 2.10 Programul utilizat pentru calculul dozei rămase

Cel de al doilea protocol utilizat a fost cel ACR, este un protocol acreditat de Colegiul American de Radiologie (ACR), care este un protocol standard utilizat în cercetare și imaginile obținute cu acest protocol sunt considerate standard, toate imaginile de o calitate superioară acestea sunt considerate bune, cele inferioare considerate ne conforme. Protocolul acesta are zoom-ul de 1.45, numărul de pixeli din matrice 128,

numărul de impulsuri din toate imaginile 32 de milioane, numărul de proiecții de 128. Rata de numărare la începutul acestei măsurători a fost de 34 de mii de impulsuri pe secundă, activitatea a fost de 550 MBq, calculat cu un programul mai sus menționat.

2.6 Compararea imaginilor

Primul criteriu de comparare a imaginilor obținute cu cele două protocoale este în funcție de intensitatea semnalului. Pentru a măsura pentru fiecare sferă intensitatea semnalelor am folosit softwarul Sante DICOM Viewer, în care avem un tool care ne dă intensitatea pixelului care îl alegem.

Am măsurat pentru fiecare sferă în parte și pentru fiecare protocol intensitatea, în următorul fel (**Figura 2.11-2.18**), și le-am introdus în **Tabelul 2.3**.

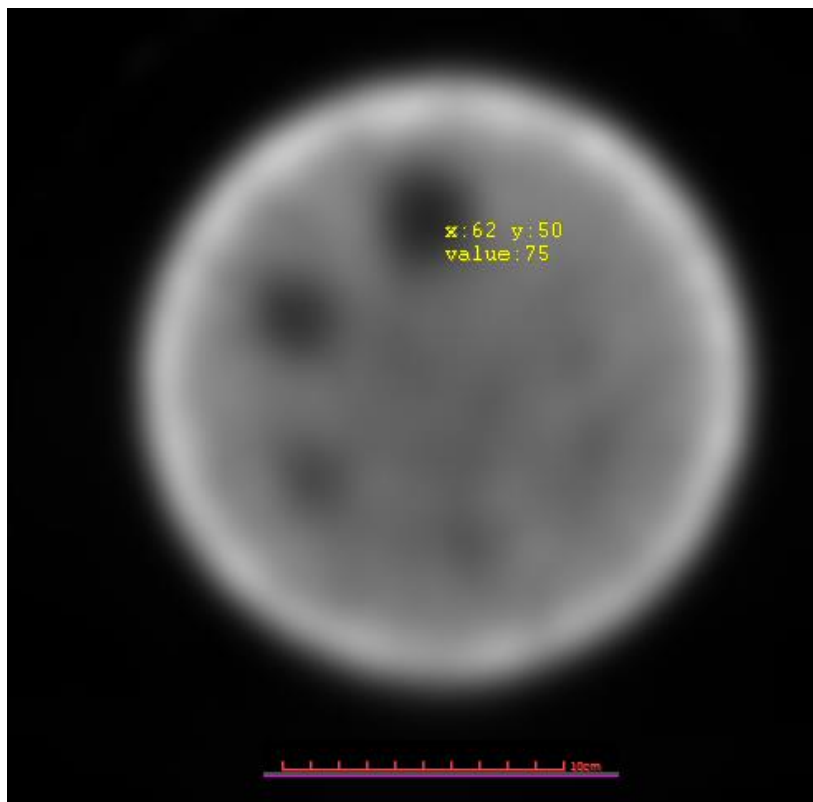


Figura 2.11 Intensitatea sferei de 38 mm diametru, obținute cu protocolul clinic de os

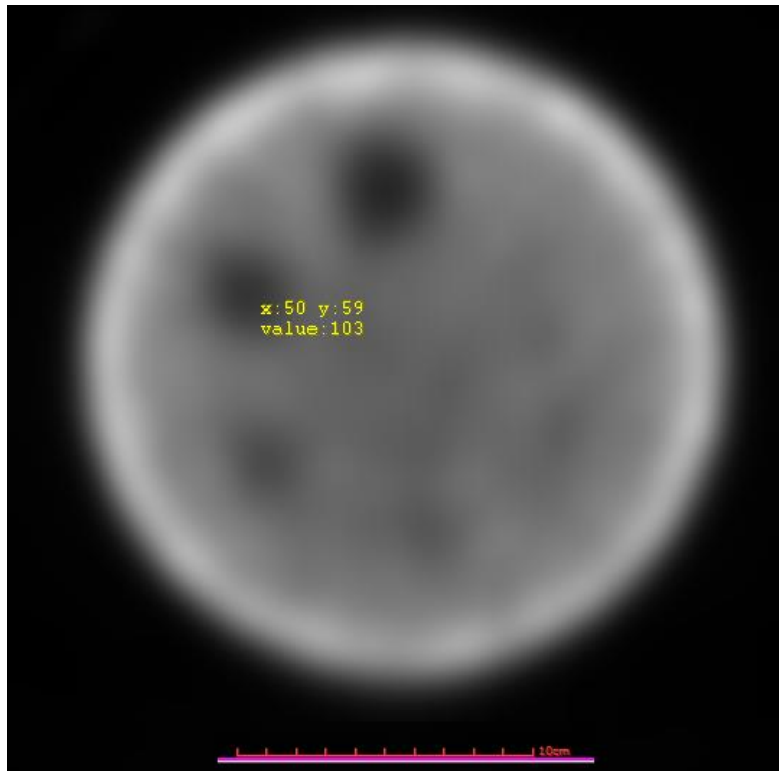


Figura 2.12 Intensitatea sferei de 31.8 mm diametru, obținute cu protocolul clinic de os

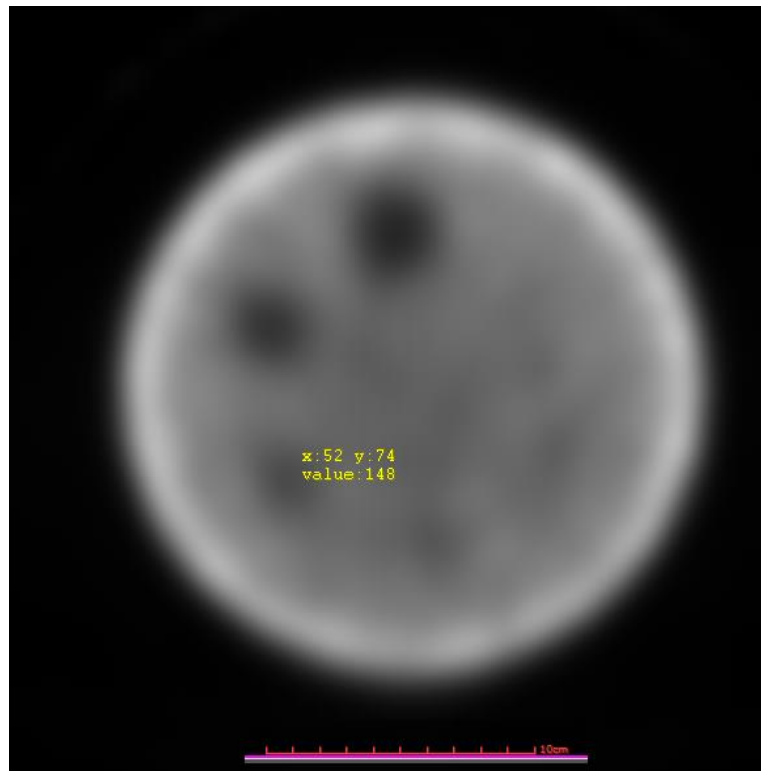


Figura 2.13 Intensitatea sferei de 25.4 mm diametru, obținute cu protocolul clinic de os

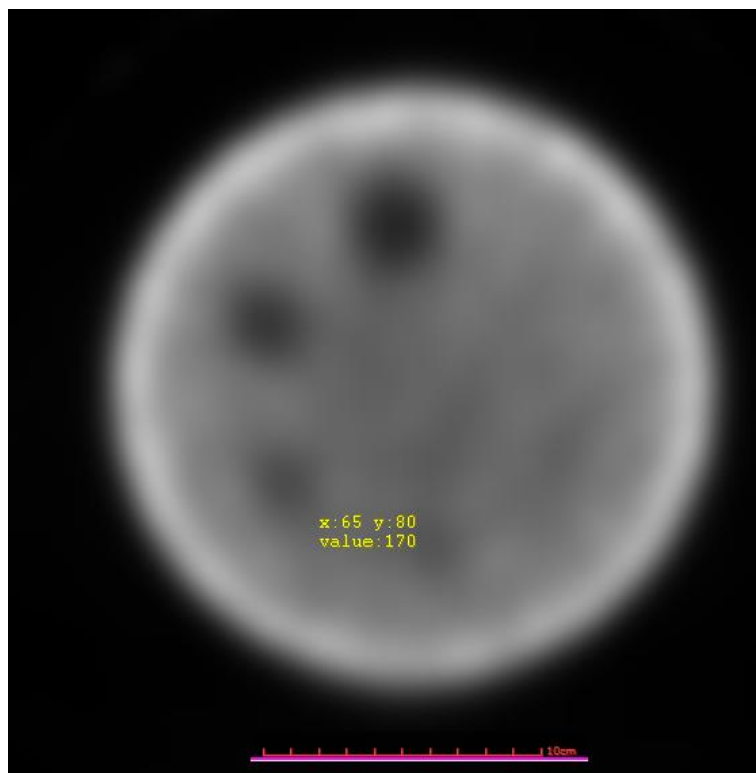


Figura 2.14 Intensitatea sferei de 19.1 mm diametru, obținute cu protocolul clinic de os

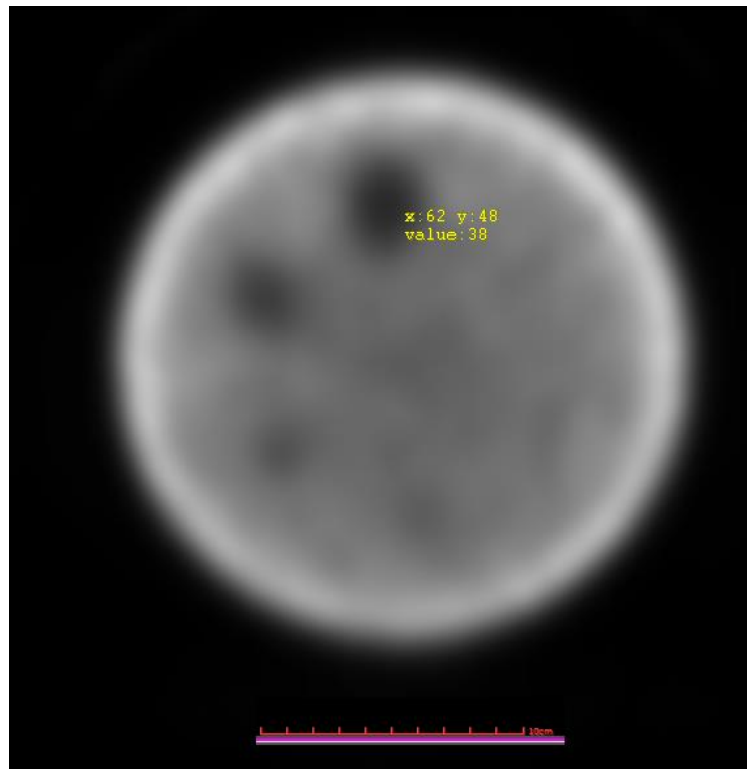


Figura 2.15 Intensitatea sferei de 38 mm diametru, obținute cu protocolul ACR

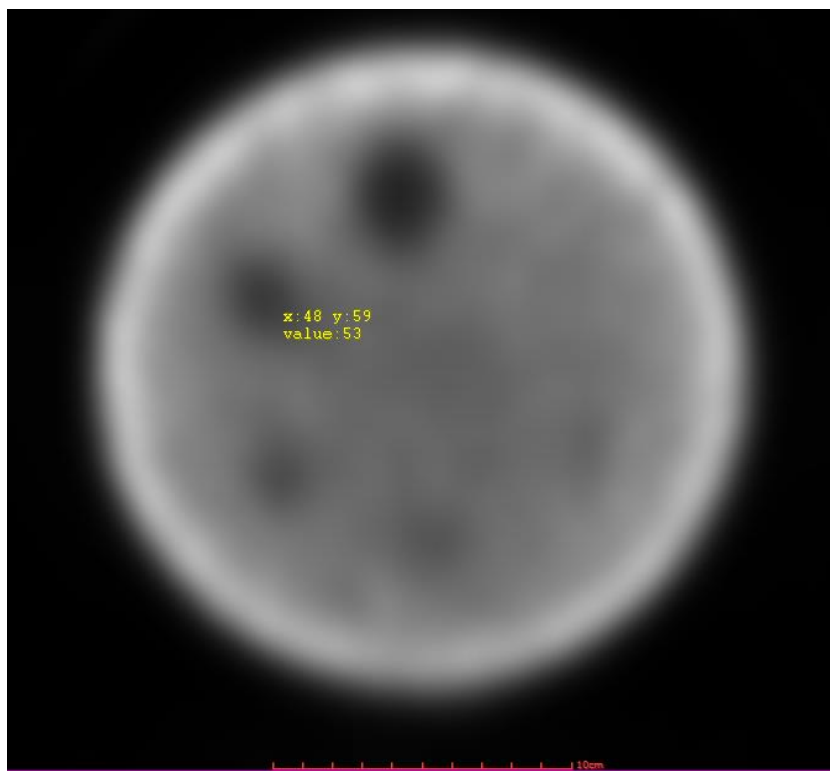


Figura 2.16 Intensitatea sferei de 31.8 mm diametru, obținute cu protocolul ACR

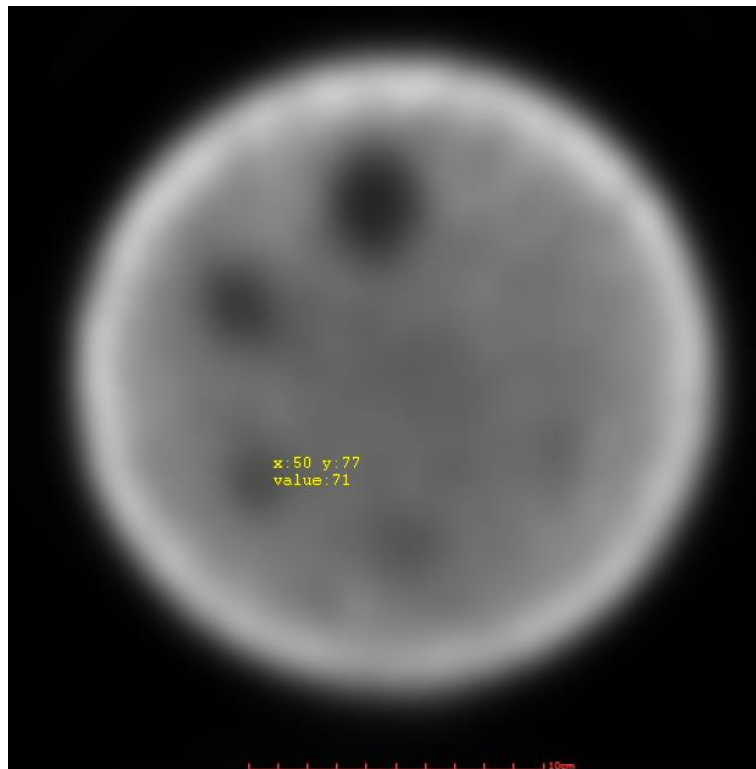


Figura 2.17 Intensitatea sferei de 25.4 mm diametru, obținute cu protocolul ACR



Figura 2.18 Intensitatea sferei de 19.1 mm diametru, obținute cu protocolul ACR

Tabel 2.3 Intensitatea sferelor care se disting

Sfera de diametru (mm)	Protocol clinic	Protocol ACR
38	75	38
31.8	103	53
25.4	148	71
19.1	170	78
15.9	Nu se distinge	Nu se distinge
12.7	Nu se distinge	Nu se distinge

Un alt criteriu de comparare pentru cele două protocoale era determinarea care dintre protocoale ne oferă o imagine mai bună și distinctivă asupra regiunii cu tuburile solide de diametre diferite organizate în formă de triunghi. (**Figura 2.19** și **Figura 2.20**)

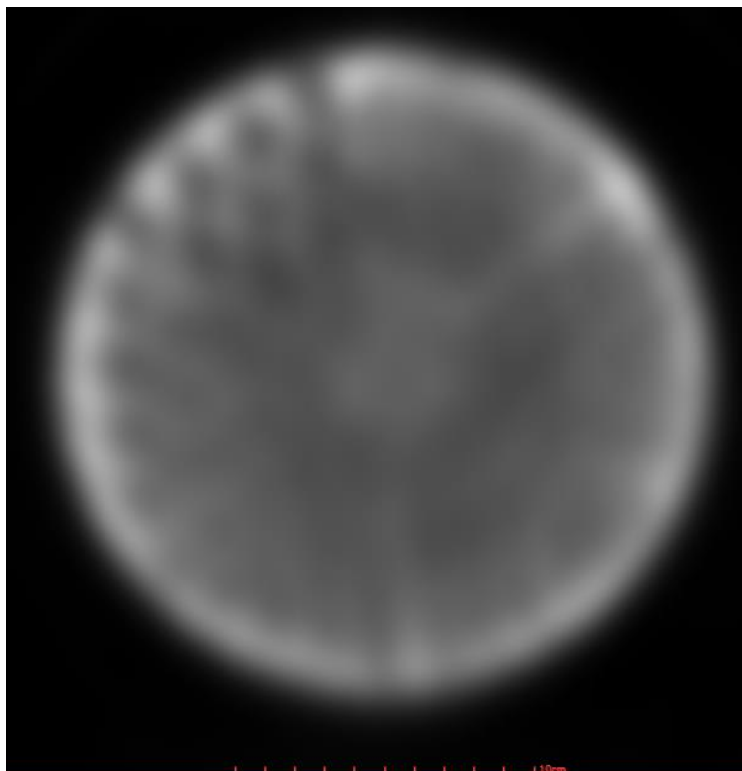


Figura 2.19 Imaginea tuburilor cu protocolul ACR

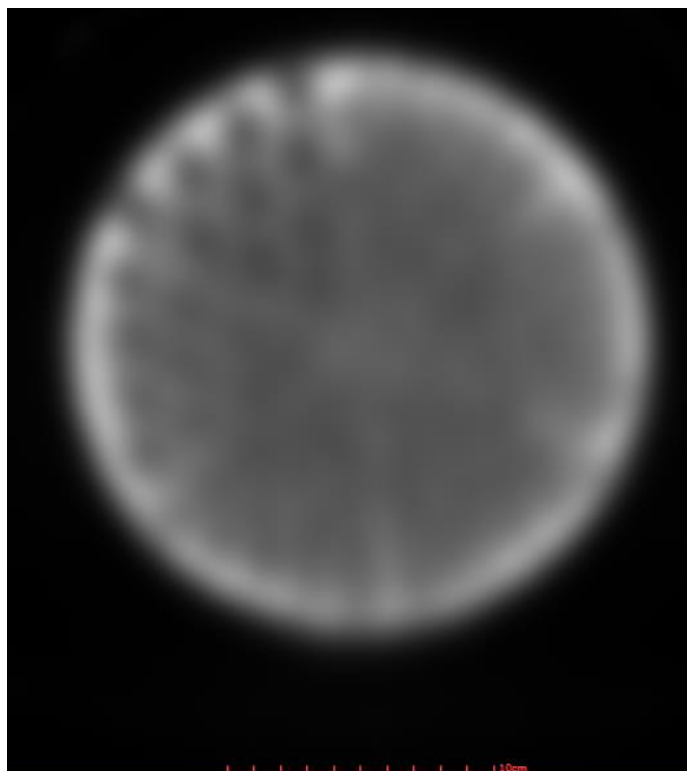


Figura 2.20 Imaginea tuburilor cu protocolul clinic de os

Al treilea criteriu de comparare a imaginilor obținute cu cele două procoloale era în funcție de raportul semnal-zgomot. Pentru a măsura pentru diferite regiuni al Fantomei am folosit softwarul Sante DICOM Viewer, în care avem un tool care ne dă raportul semnal-zgomot pentru regiunea selectată.

Am măsurat pentru diferite felii în parte și pentru fiecare protocol raportul semnal zgomot, în următorul fel (**Figura 2.21-2.28**), și le-am introdus în **Tabelul 2.4**.

Tabel 2.4 Raportul semnal zgomot

Secțiunea	Protocol clinic		Protocol ACR		Raportul semnal zgomot pentru protocolul clinic	Raportul semnal zgomot pentru protocolul ACR
	Medie semnal	Zgomot	Medie semnal	Zgomot		
Sfere	243.39	57.31	100.74	18.16	4.24	5.55
	242.68	57.41	104.64	14.16	4.66	6.37
Tuburi	201.05	43.09	90.25	19.68	4.23	7.74
Goală	231.15	26.88	108.48	14.02	8.6	5.32

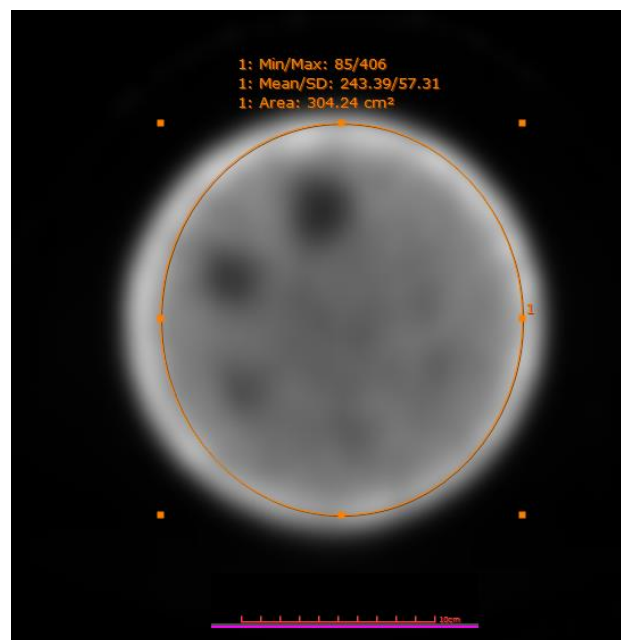


Figura 2.21 Raportul semnal zgomot cu protocolul clinic de os

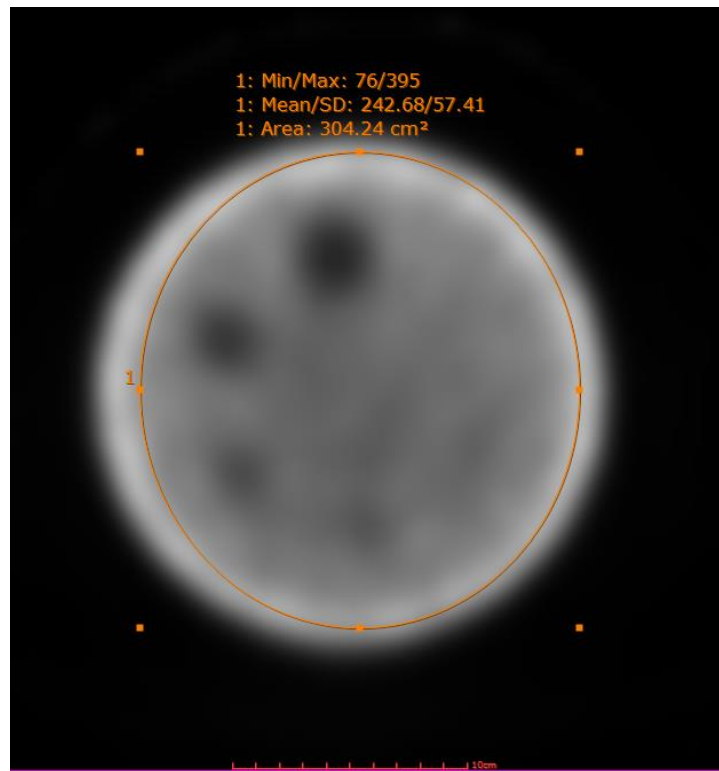


Figura 2.22 Raportul semnal zgomot cu protocolul clinic de os

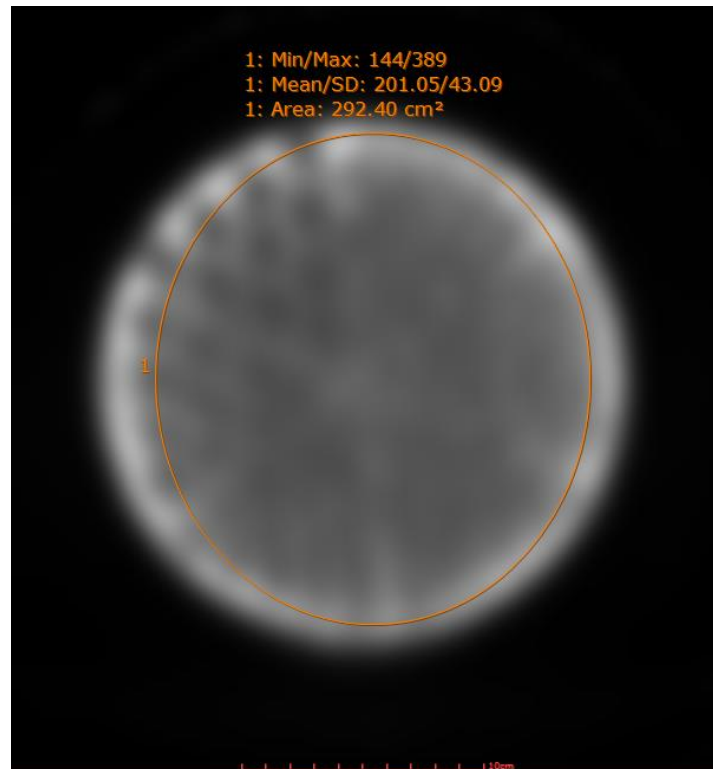


Figura 2.23 Raportul semnal zgomot cu protocolul clinic de os

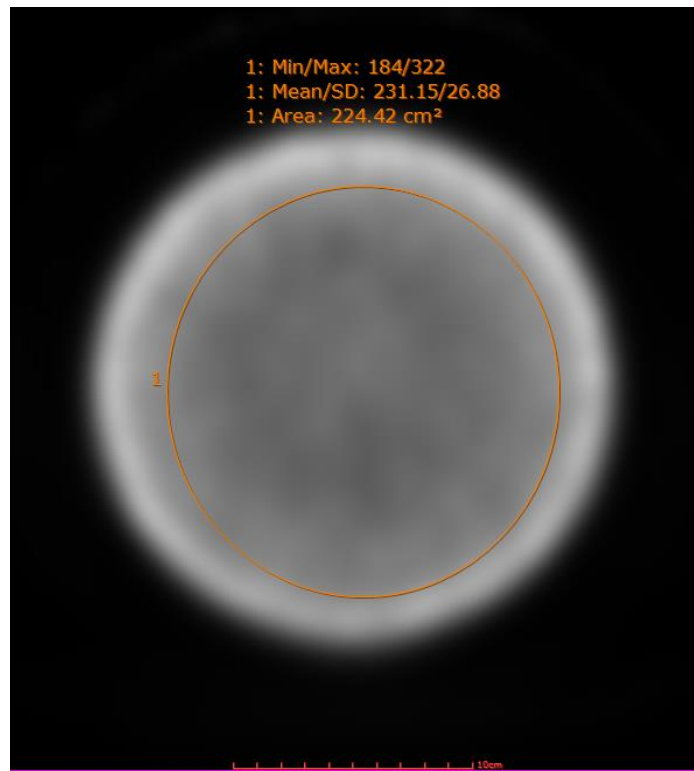


Figura 2.24 Raportul semnal zgomot cu protocolul clinic de os

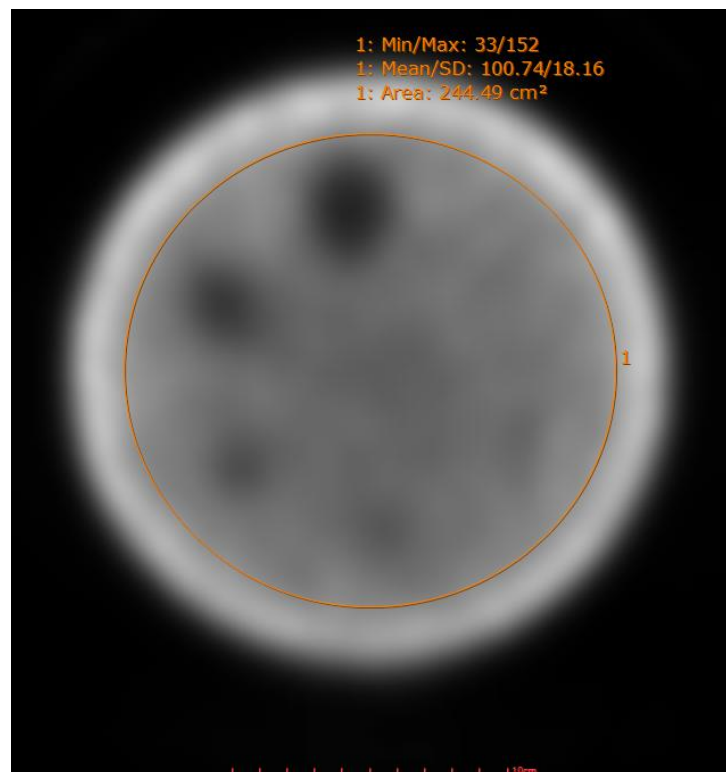


Figura 2.25 Raportul semnal zgomot cu protocolul ACR

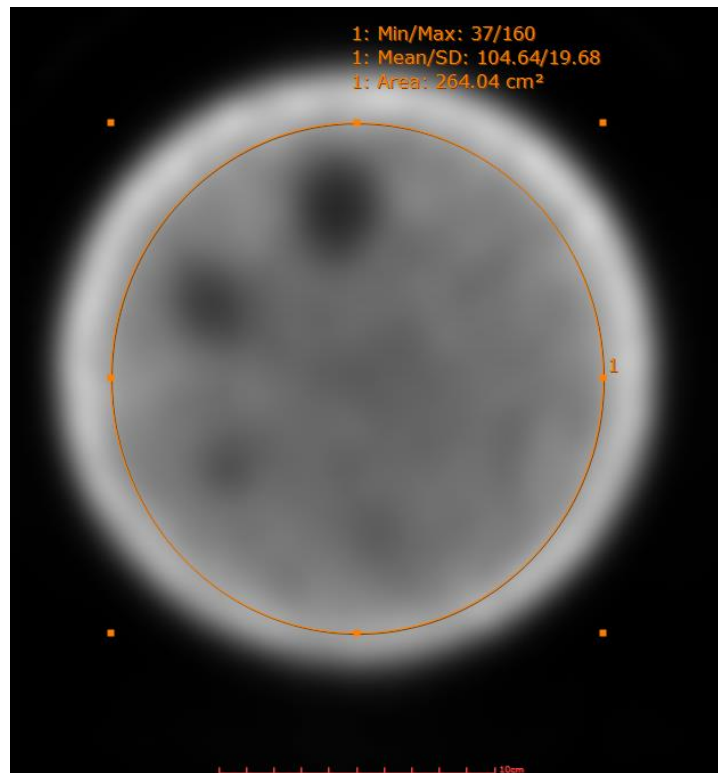


Figura 2.26 Raportul semnal zgomot cu protocolul ACR

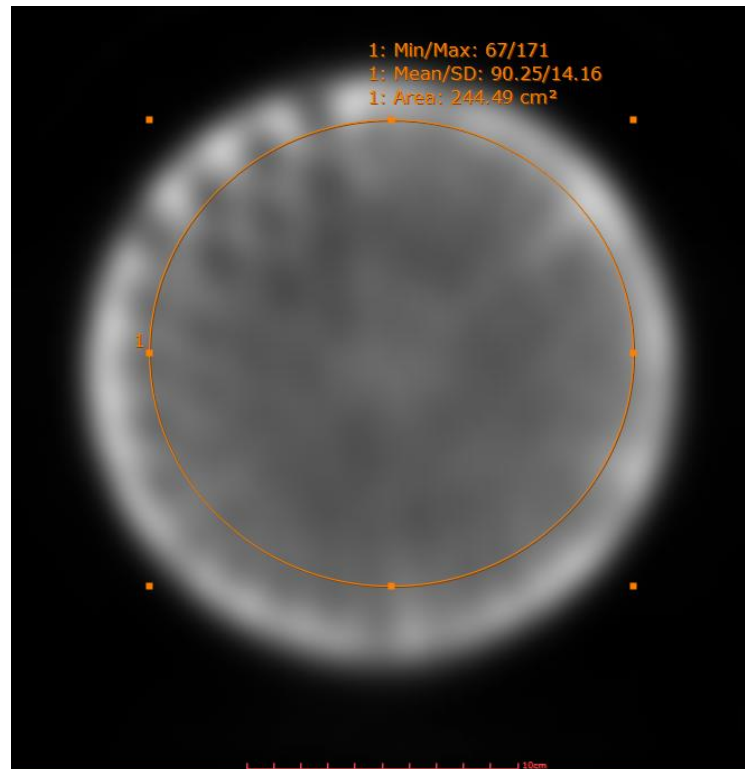


Figura 2.27 Raportul semnal zgomot cu protocolul ACR

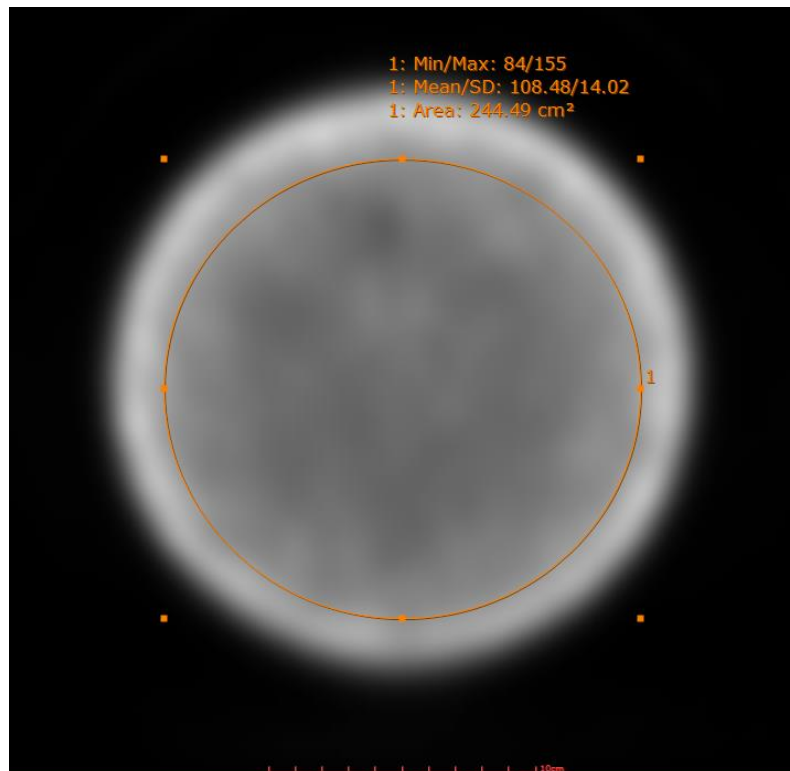


Figura 2.28 Raportul semnal zgomot cu protocolul ACR

Am efectuat o scanare a Fantomei și cu aparatul CT și am obținut următoarele imagini:

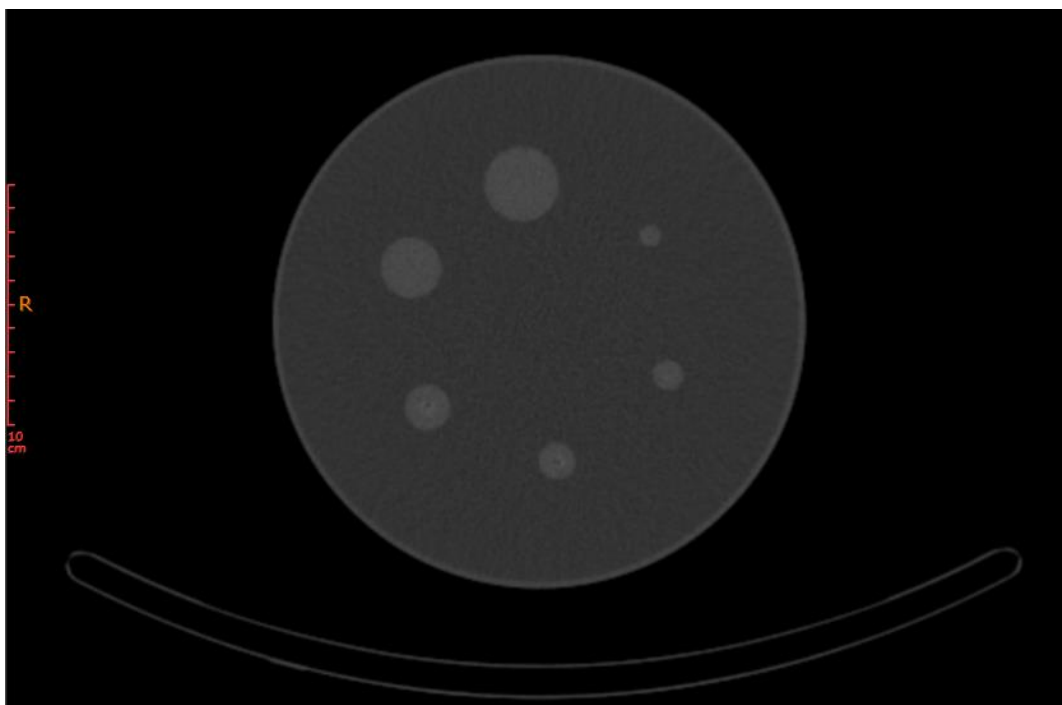


Figura 2.29 Imagine obținută a sferelor solide cu aparatul CT.

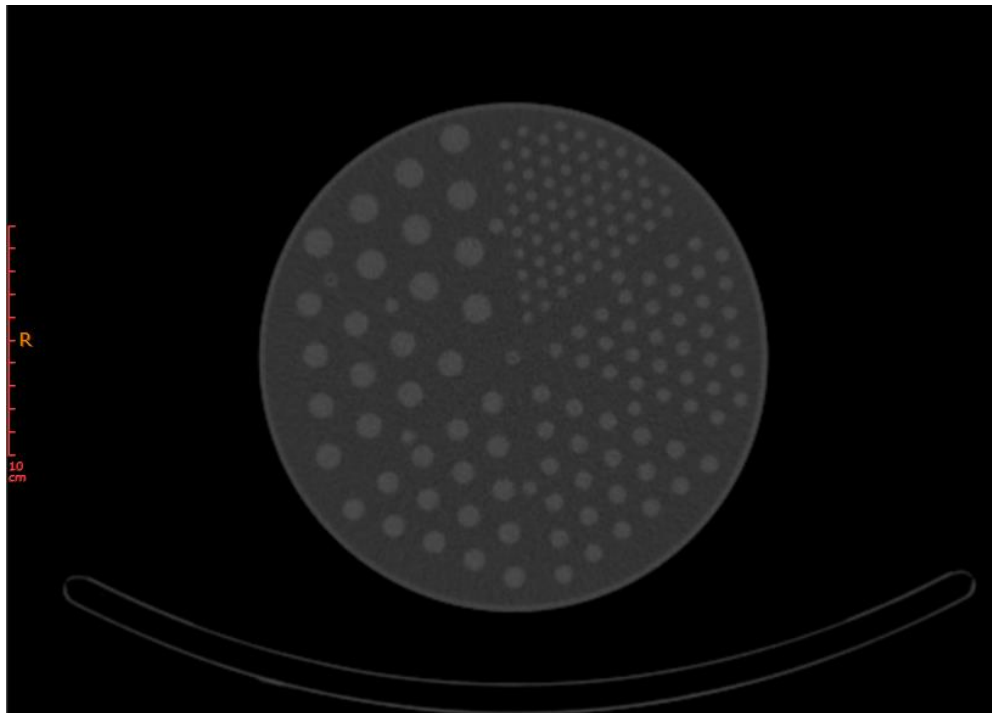


Figura 2.30 Imagine obținută asupra tuburilor solide cu aparatul CT.

În literatura de specialitate au fost raportate măsurători pe Fantoma Jaszczak folosind de ex. un aparat Siemens E.Cam TM (**Figura 2.31**). Măsurătorile au fost efectuate în trei condiții diferite: la temperatura camerei, la rece și la cald și a fost calculat contrastul pentru fiecare sferă în parte. Rezultatele sunt trecute în Tabelul 2.5. [47]

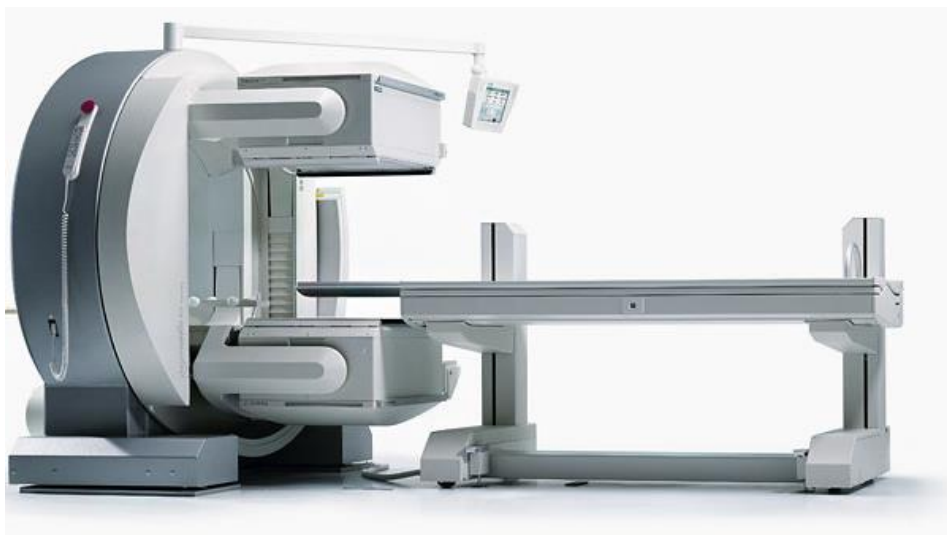


Figura 2.31 Aparat SPECT-CT Siemens E.Cam TM [48]

Tabel 2.5 Contrastul calculat al sferelor Fantomei Jaszczak din achizițiile SPECT [65]

Condiții	Diametru sfere (mm)					
	38	31.8	25.4	19.1	15.9	12.7
Temperatura camerei	0.774	0.627	0.575	0.372	0.191	0.132
La rece	0.661	0.527	0.487	0.400	0.230	0.200
La cald	0.920	0.910	0.880	0.810	0.760	0.560

2.7 Interpretarea rezultatelor

În cursul măsurărilor pe fantomă am obținut rezultate cu diferite protocoale. Din **Tabelul 2.3** se poate observa că protocolul ACR oferă imagini cu semnal mai intens decât protocolul clinic de os.

Din **Figura 2.19** și **Figura 2.20** se poate observa în imaginile obținute cu cele două protocoale, că în imaginea obținută cu protocolul clinic de os se disting mai multe triunghiuri cu tuburi solide, decât în imaginea obținută cu protocolul ACR, deci astfel protocolul clinic are o rezoluție mai bună.

Din datele prezentate în **Tabelul 2.4** se concludă că imaginile obținute cu protocolul clinic de os au un raport semnal zgomot mai mic, decât cele obținute cu protocolul ACR. Totuși, imaginile obținute cu protocolul clinic de os sunt mai clare, având zgomot mai redus comparat cu cele obținute cu protocolul ACR.

Din datele publicate în literatura de specialitate (**Tabelul 2.5**) și cele obținute în cadrul acestui studiu (**Tabelul 2.3**) observăm că sferile de mici dimensiuni din fantomă se disting foarte greu utilizând orice aparat SPECT-CT. Iar pentru sferile de dimensiuni mai mari, ambele aparate dau imagini de calitate bună.

2.8 Concluzii

Am efectuat măsurători pe un aparat hibrid SPECT/CT (model Symbia T2, Siemens) cu scopul de a compara imaginile obținute cu două protocoale diferite, și de a compara datele obținute cu cele existente în literatura de specialitate. Am analizat care dintre cele două protocoale ne furnizează imaginile mai bune, dacă aparatul SPECT/CT funcționează în parametri optimi, și dacă datele obținute de noi se încadrează în limitele datelor publicate în literatură.

Cele două protocoale folosite au fost cel ACR și cel clinic de os. Imaginile au fost achiziționate despre o Fantomă Jaszczak, care l-am umplut cu apă și am introdus radiofarmaceuticul, Technetiu-99m, de o activitate cunoscută.

Rezultatele obținute ne arată că, deși imaginile obținute cu protocolul ACR au o intensitate mai mare, totuși imaginile procurate cu protocolul clinic de os sunt mai bune din punct de vedere a raportului semnal-zgomot. Acest aspect a fost confirmat prin compararea celor două imagini cu tuburile solide de diametre diferite organizate în formă de triunghiuri.

Comparând datele obținute cu cele din literatura de specialitate observăm că aparatele ne furnizează imagini pe care obiectele mici nu se pot distinge, dar sferile de diametre mai mari se disting ușor. Astfel, aceste protocoale pot fi folosite pentru a observa structuri de peste 25 de mm. Imaginea obținută cu aparatul CT are o rezoluție net superioară față de imaginile obținute cu aparatul SPECT, pe imaginile CT se disting toate sferile, chiar și cele mai mici în diametru.

Concluzia finală este că protocolul clinic de os ne dă imagini mai calitative decât protocolul ACR, care este un protocol acreditat. Astfel putem concluziona că aparatul folosit de noi lucrează în parametri optimi și imaginile furnizate pot fi utilizate în diagnostic. Din compararea celor două protocoale se poate observa dacă aparatul funcționează optimal, astfel se poate utiliza această procedură pentru determinarea calității imaginilor date de aparat. Singurul dezavantaj este timpul de achiziție și cea procedurală crescută care împiedică introducerea protocolului nou în rutina clinică zilnică.

Bibliografie

- [1] Yuji Ogata, -Tadaki Nakahara, Kenichi Ode, Yohji Matsusaka, Mari Katagiri, Yu Iwabuchi, Kazunari Itoh, Akira Ichimura, Masahiro Jinzaki, 3D SPECT/CT fusion using image data projection of bone SPECT, Tokyo: This article is published with open access at Springerlink.com, 2017.
- [2] ICRP, "Recommendations of the international commission on," vol. ICRP Publication 60, pp. 1-3, 1991.
- [3] ICRP, "The 2007 recommendations of the international," *Ann. ICRP 37*, vol. ICRP Publication 103;, pp. 2-4, 2007.
- [4] Brix G, Nekolla EA, Borowski M, Noßke D, "Radiation risk and protection of patients in clinical SPECT/CT," *Eur J Nucl Med Mol Imaging 41*, vol. Suppl 1, pp. 125-136, 2014.
- [5] Alessio, Adam, "Nuclear Medicine Radiation Dose Tool - SNMMI," 23 4 2018. [Online]. Available: <http://www.snmmi.org/ClinicalPractice/doseTool.aspx>. [Accessed 25 03 2022].
- [6] International Atomic Energy Agency (IAEA, [Online].
- [7] Imbert L, Poussier S, Franken PR, Songy B, Verger A, Morel O, Wolf D, Noel A, Karcher G, Marie PY, *Nucl Med Commun*, London: Nucl Med 53, 2012.
- [8] Slomka PJ, Berman DS, Germano G, *Nucl Med Commun*, London: Semin Nucl Med 44, 2014.
- [9] Duvall WL, Croft LB, Ginsberg ES, Einstein AJ, Guma KA, George T, Henzlova MJ, Reduced isotope dose and imaging time with a high-efficiency CZT SPECT camera., London: *Nucl Cardiol 18*, 2011.
- [10] eHealth Romania., "Ce trebuie să știi despre CT – Tomografia Computerizată (Ghid pentru pacienți)," eHealth Romania., 1 mai 2018. [Online]. Available: <https://ehealthromania.com/tomografia-computerizata-ghid-pentru-pacienti/>. [Accessed 4 mai 2022].
- [11] S, Kneifel, Radiation dose and radiation protection. In: von Shultness GK (ed) *Clinical molecular anatomic imaging*. Lip-pincott., Londra: Philadelphia, 2003.
- [12] Roach PJ, Schembri GP, Ho Shon IA, Bailey EA, Bailey DL, *Nucl Med Commun*, Londra: Nucl Med Commun, 2006.
- [13] Hulme KW, Kappadath SC, Implications of CT noise and artifacts for quantitative 99mTc SPECT/CT imaging., London: *Med Phys*, 2014.

- [14] Buck AK, Nekolla S, Ziegler S, Beer A, Krause BJ, Herrmann K, Scheidhauer K, Wester HJ, Rummeny EJ, Schwaiger M, Drzezga A, SPECT/CT, London: J Nucl Med, 2008.
- [15] Sawyer LJ, Starritt HC, Hiscock SC, Evans MJ, Nucl Med Commun, Londra: Nucl Med Comm, 2008.
- [16] Mhiri A, Slim I, Ghezaiel M et al (, Estimation of radiation dosimetry for some common SPECT–CT exams., Londra: Int J Biotechnol Wellness Ind, 2012.
- [17] JC, Miller, Nucl Med Commun, Londra: Radiol Rounds, 2010.
- [18] (, McCollough CH, Standardization versus individualization: how each contributes to managing dose in computed tomography., Londra: Health Phys, 2013.
- [19] Brenner D, Elliston C, Hall E, Berdon W, Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT., Londra: Am J Roentgenol, 2001.
- [20] Mettler FA, Bhargavan M, Faulkner K et al, Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose and comparison with other radiation sources 1950–2007., Londra: Radiology, 2009.
- [21] Lee S, Yoon SW, Yoo SM, Ji YG, Kim KA, Kim SH, Lee JT, Comparison of image quality and radiation dose between combined automatic tube current modulation and fixed tube current technique in CT of abdomen and pelvis., Londra: Acta Radiol, 2011.
- [22] Cook JR, Ott RJ., Dual-modality imaging, Londra: Eur Radiol, 2001.
- [23] Israel O, Keidar Z, Iosilevsky G, et al., The fusion of anatomic and physiologic imaging in the management of patients with cancer., Londra: Semin Nucl Med, 2001.
- [24] PD., Shreve, Adding structure to function., Londra: J Nucl Med, 2000.
- [25] HN, Wagner, Images of the future., Londra: J Nucl Med, 1978.
- [26] Maisey MN, Hawkes DJ, Lukswiecki-Vydelingum AM., Synergistic imaging, Londra: Eur J Nucl Med, 1992.
- [27] Kramer EL, Noz ME, CT-SPECT fusion for analysis of radiolabeled antibodies: Applications in gastrointestinal and lung carcinoma., Londra: Nucl Med Biol, 1991.
- [28] V. M. Maintz JB, A survey of medical imaging registration, Londra: Med Image Anal, 1998.
- [29] Hutton BF, Braun M, Thurfjell L, Lau DYH., Image registration: An essential tool for nuclear medicine., Londra: Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2002.

- [30] Hill DLG, Hawkes DJ, Crossman JE, et al., Registration of MR and CT images for skull base surgery using point-like anatomical features., Londra: Br J Radiol, 1991.
- [31] T. J, New feature points based on geometric invariants for 3D image registration ., Londra: Int J Comp Vision, 1996.
- [32] B. M. Hutton BF, Software for image registration: Algorithms, accuracy, efficacy, Londra: Semin Nucl Med , 2003.
- [33] Simonetti, Orazio Schillaci and Giovanni, "Fusion Imaging in Nuclear Medicine— Applications," *CANCER BIOTHERAPY & RADIOPHARMACEUTICALS*, vol. 19, no. Number 1, pp. 2-7, 2004.
- [34] Schillaci O, Danieli R, Picardi V, et al., A combined SPET/CT imaging system for functional anatomical mapping: initial clinical applications., Londra: Eur J Nucl Med, 2002.
- [35] von Schulthess GK, Pelc NJ., Integrated-modalityimaging: The best of both words., Londra: Acad Radiol, 2002.
- [36] Townsend DW, Cherry SR., Combining anatomy with function: The path to true image fusion., Londra: Eur Radiol, 2001.
- [37] Hasegawa BH, Iwata K, Wong KH, et al, Dual-modality imaging of function and physiology., Italy: Acad Radiol, 2002.
- [38] Delbeke D, Martin WH, Patton JA et al., Value of iterative reconstruction, attenuation correction, and image fusion in the interpretation of FDG PET images with an integrated dual-head coincidence camera and x-ray based attenuation maps., Londra: Radiology, 2001.
- [39] Israel O, Mor M, Gaitini D, et al., Combined functional and structural evaluation of cancer patients with a hybrid camera-based PET/CT system using 18F-FDG., Londra: J Nucl Med, 2002.
- [40] Santesoft, "Sante DICOM Viewer Lite Santesoft LTD," Santesoft, 20 ianuarie 2021 . [Online]. Available: <https://www.santesoft.com/index.html>. [Accessed 15 mai 2022].
- [41] Medixant, "RadiAnt DICOM Viewer," Medixant, 11 7 2021. [Online]. Available: <https://www.radiantviewer.com>. [Accessed 15 03 2022].
- [42] Global Siemens Headquarters, "System Specifications," in *Symbia T Series* , Germany, Wittelsbacherplatz 2, 2010, pp. 1-19.
- [43] Young Sub Lee, Jin Su Kim, Kyeong Min Kim, Sang Moo Lima and Hee-Joung Kim, "Determination of energy windows for the triple energy window scatter correction method in I-131 on a Siemens SYMBIA gamma camera: a GATE

simulation study," *IOP PUBLISHING FOR SISSA MEDIALAB*, vol. 10, no. 1, p. 2, 2015.

- [44] Capitec Inc., "Jaszczak SPECT Phantom," Mirion Technologies (Capintec), 15 ianuarie 2020. [Online]. Available: <https://capintec.com/product/jaszczak-spect-phantom/#tab-specifications>. [Accessed 18 mai 2022].
- [45] Capintec ,INC. Part of Mirion Technologies, "Jaszczak SPECT Phantom , Mirion Technologies (Capintec), Inc.," Mirion Technologies (Capintec), Inc., 6 7 2020. [Online]. Available: <https://capintec.com/>. [Accessed 2022 5 30].
- [46] Ionactive Consulting Limited, "Rad Pro Calculator:Free Online Radioactive Isotopes Decay Calculator," Ionactive Consulting Limited, 6 5 2020. [Online]. Available: <http://www.radprocalculator.com/Decay.aspx>. [Accessed 25 5 2022].
- [47] Jalil Pirayesh Islamian, , Mohammad Taghi Bahreyni Toossi, Mehdi Momennezhad, Shahrokh Naseri , Michael Ljungberg, "Simulation of a Quality Control Jaszczak Phantom with SIMIND Monte Carlo," *Iranian Journal of Medical Physics*, vol. 9, no. 2, pp. 136-140, 2012.
- [48] HiTech International Group, "Siemens e.cam Nuclear Medicine System," HiTech International Group, Inc. , 7 9 2005. [Online]. Available: <https://www.htig.com/catalog/nuclear-med-pet/siemens-e-cam-nuclear-medicine-system/>. [Accessed 25 5 2022].
- [49] Pellizzari CA, Chen GTY, Spelbring DR, et al., Accurate three-dimensional registration of CT, PET and/or MR images of the brain., Londra: J Comput Assist Tomogr, 1989.