

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

Coordonatori științifici:

Prof. Dr. Leontin David

Fiz. Pr. Petru Mihance

Absolvent:

Iurian Alexandru

2023

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

NIVELURI DE REFERINȚĂ ÎN INVESTIGAȚIILE COMPUTER TOMOGRAFICE

Coordonatori științifici:

Prof. Dr. Leontin David

Fiz. Pr. Petru Mihance

Absolvent:

Iurian Alexandru

2023

Abstract

Medical imaging is the technique through which a visual representation of organs or tissues can be obtained with the help of machines, for the diagnosis of certain diseases and for some treatments. Radiology is the medical speciality in which a number of imaging techniques are used, such as CT - computed tomography, MRI - magnetic resonance imaging, PET - positron emission tomography, breast imaging, all of which are intended to provide important information that is essential for establishing, verifying or confirming a diagnosis or for therapeutic purposes. Computed tomography is an accurate, non-invasive method of examination using X-rays to obtain cross-sectional images of the body and can be performed in any region of the body. The X-ray tube is the basis of CT scanners and is used in medical imaging due to the good penetrating ability of X-rays. Images obtained with the CT scanner provide greater clarity and more details than conventional X-ray images, such as an X-ray. However, given the harmful effect of X-rays on the body, CT scanning should be limited and only carried out on the advice of a specialist.

The aim of this work is to analyze the local reference levels in the computer tomographic examinations for thorax and skull performed at two medical units in Cluj-Napoca, Clujana Municipal Clinical Hospital and Infectious Diseases Clinical Hospital, and to verify the concordance of the data with the national reference level established by the National Commission for the Control of Nuclear Activities through the "Fundamental Norms of Radiological Safety" regarding reference levels in diagnosis.

In the first part of the paper, basic information regarding the types of radiation and X-ray generator used in medical imaging for diagnostic radiology is presented.

The second chapter contains information on the interaction of X-rays with matter, and presents the processes of Compton scattering, photoelectric absorption and pair generation, which influence the law of X-ray attenuation in matter, directly related to the CT machine and patients.

In the third chapter we will explain what a CT scanner does, how we define terms in the applicable field, the rules established by the competent bodies and we will analyse the application of the appropriate rules and protocols in the institutions concerned.

Conclusions regarding the analysis of the reference levels obtained will be presented in the last part of the writing.

Cuprins

Introducere	5
Capitolul I: Tipuri de radiații și producerea radiației X	7
I.1 Radiația electromagnetică	7
I.2 Radiația ionizantă	8
I.3 Radiația X.....	8
I.4 Tipuri de radiație X.....	8
I.5 Generatorul de raze X	9
Capitolul II: Interacțiunea radiației X cu materia	12
II.1 Împrăștierea Compton	12
II.2 Efectul fotoelectric.....	14
II.3 Generarea de perechi	15
II.4 Legea atenuării	16
Capitolul III: Analiza nivelurilor de referință	17
III.1 Definiție.....	17
III.2 Norme CNCAN	17
III.3 Calculul nivelului de referință.....	18
III.4 Examinare Computer Tomograf	19
III.5 Analiza nivelelor de referință	23
Concluzii	36
ANEXĂ	37
Bibliografie	38

Introducere

Imagistica medicală este tehnica prin care, cu ajutorul aparatelor, se poate obține o reprezentare vizuală a unor organe sau țesuturi, în vederea diagnosticării unor afecțiuni, dar și în anumite tratamente ale unor boli. Radiologia este specialitatea medicală în care se folosesc o serie de tehnici imagistice, precum CT - tomografia computerizată, RMN - rezonanță magnetică nucleară, PET - CT - tomografia prin emisie de pozitroni, senologia, toate având menirea de a furniza informații importante care sunt esențiale pentru stabilirea, verificarea sau confirmarea unui diagnostic sau în scopuri terapeutice.

Tomografia computerizată este o metodă precisă și non-invazivă de examinare, care folosește radiația X pentru obținerea unor imagini în secțiuni transversală ale corpului, putând fi efectuată în orice regiune a acestuia. Tubul cu raze RX stă la baza aparatelor Computer Tomograf, fiind folosit în imagistica medicală, datorită capacității bune de penetrare a razelor X. Imaginile obținute prin intermediul aparatului computer tomograf oferă o mai mare claritate și mai multe detalii decât imaginile cu raze X convenționale, cum ar fi o radiografie. Cu toate acestea, având în vedere efectul nociv al razelor X asupra organismului, intervenția cu aparatul Computer Tomograf trebuie limitată, aceasta fiind realizată exclusiv la recomandarea medicului specialist.

Scopul acestei lucrări este analiza nivelurilor de referință locale în cadrul examinărilor computer tomografice pentru torace și craniu efectuate la două unități medicale din Cluj-Napoca, Spitalul Clinic Municipal Clujana și Spitalul Clinic de Boli Infecțioase și verificarea concordanței datelor cu nivelul de referință național stabilit de Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare prin "Normele fundamentale de Securitate radiologică" cu privire la niveluri de referință în diagnostic.

În prima parte a lucrării sunt prezentate informații de bază cu privire la tipurile de radiații și generatorul de raze X, folosite în imagistica medicală pentru radiodiagnostic.

În al doilea capitol sunt cuprinse informații despre interacțiunea radiațiilor X cu materia, fiind prezentate procesele de împrăștiere Compton, absorbție fotoelectrică și cel de generare de perechi, care influențează Legea atenuării razelor X în materie, având legătură directă cu aparatul CT și cu pacienții.

În cel de-al treilea capitol vom explica ce face un aparat Computer Tomograf, cum definim termenii din domeniul aplicabil, normele stabilite de organele competente și vom analiza aplicarea normelor și protocoalelor corespunzătoare în instituțiile vizate.

Concluziile referitoare la analiza nivelurilor de referință obținute vor fi prezentate în ultima parte a lucrării.

Domeniul în care această lucrare de licență se încadrează este Imagistică Medicală, iar ca și sub-domeniu este Radiodiagnostic.

Partea practică a fost realizată la Spitalul Clinic Municipal "Clujana" Cluj-Napoca. Pe această cale vreau să le mulțumesc Domnului Profesor Univ. Dr. David Leontin și Domnului Fizician Medical Mihance Petru pentru ajutorul și îndrumarea acordată în elaborarea lucrării mele de licență.

Capitolul I: Tipuri de radiații și producerea radiației X

I.1 Radiația electromagnetică

Radiația electromagnetică este o combinație de câmpuri magnetice și electrice oscilante care se propagă prin spațiu, transportând energia radiantă electromagnetică dintr-un loc în altul. Radiația se poate comporta ca undă sau ca particulă. Când se comportă ca și undă, aceasta este caracterizată printr-o viteză (viteza luminii), lungime de undă și frecvență. Când se consideră sub formă de particule, numite fotoni, fiecare va avea o energie legată de frecvența undei dată de relația lui Planck [1].

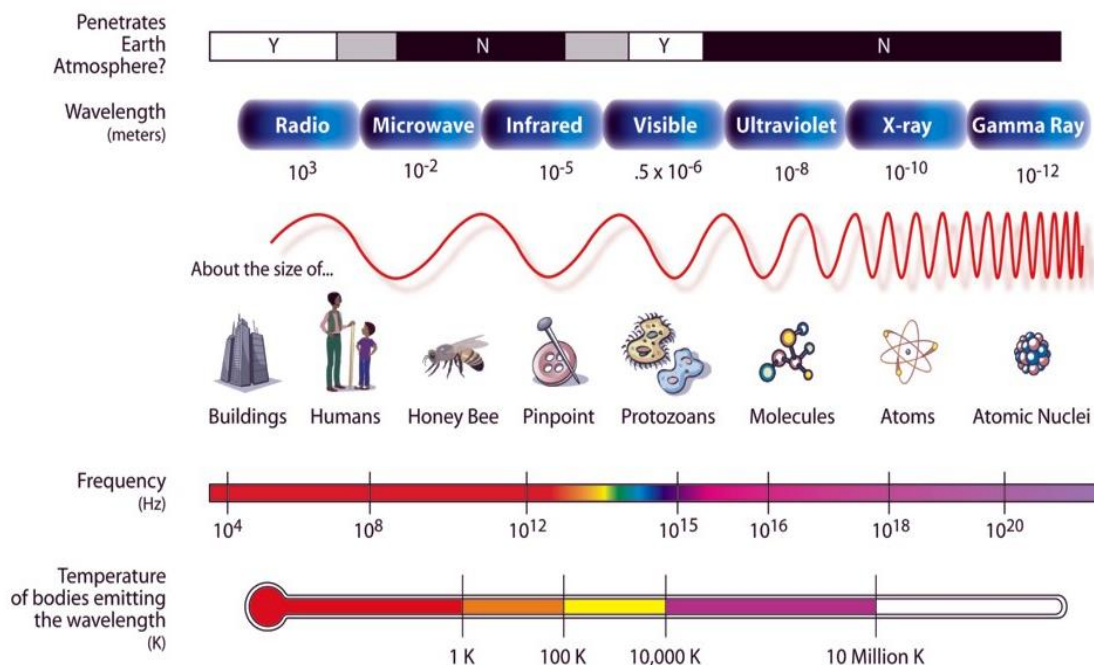


Fig. I.1.1 Spectrul radiațiilor electromagnetice împreună cu domeniile de utilizare [2]

Radiația electromagnetică poate fi împărțită în câteva domenii, după criteriul lungimii de undă, începând de la cele mai mici frecvențe și mergând până la cele mai mari: radiații radio, microunde, radiații infraroșii, radiații luminoase, radiații ultraviolete, radiații X și radiații γ .

I.2 Radiația ionizantă

Radiația ionizantă este formată din particule subatomice sau unde electromagnetice care au suficientă energie să ionizeze atomii sau moleculele detașând electroni din ele. Radiațiile gamma, X și ultraviolete sunt radiații ionizante, iar cele infraroșii, radio, lumina vizibilă și microundele sunt ne-ionizante.

Radiațiile ionizante sunt folosite în diverse domenii, precum medicină, energia nucleară, cercetare și în fabricarea industrială, dar totodată prezintă un pericol pentru sănătate dacă nu sunt luate anumite măsuri împotriva expunerii excesive asupra corpului. Expunerea la radiații ionizante poate cauza distrugerea țesuturilor vii, sau chiar distrugerea organelor, iar în doze mari, poate cauza cancer. De aceea ICRP, Comisia Internațională a Protecției Radiologice, emite recomandări cu privire la protecția împotriva radiațiilor [3].

I.3 Radiația X

Razele X sunt radiații electromagnetice ionizante, cu lungimi de undă mici (0.01 -100 Å), frecvențe mari (30 petahertz – 30 exahertz) și energii cuprinse între 145 eV -124 keV.

Fizicianul german Wilhelm Conrad Röntgen a descoperit, în anul 1895, în timpul unor experimente că dacă bombardăm un corp metalic cu electroni rapizi, se vor emite radiații foarte penetrate, radiații pe care a ajuns să le numească raze X. În domeniul medical aceste raze au ajuns să fie folosite în imagistică pentru diagnostic, dar și în tratamentul cancerului.

Razele X se pot clasifica în funcție de energie, în raze X moi, care au energia mai mică și raze X dure, care au energia mai mare. Ele mai pot fi clasificate și în radiații X de frânare și radiații X caracteristice. Razele X se propagă în vid cu viteza luminii. Ele pot pătrunde cu ușurință prin substanțe opace la lumină [4].

I.4 Tipuri de radiație X

Radiația X de frânare

Electronii cu energie mare sunt frânați în câmpul electromagnetic al atomilor. În același timp electronii sunt atrași de nucleu ceea ce îi face să își schimbe traiectoria, iar din cauza

interacțiunii cu nucleul, aceștia ajung să-și piardă energia, energie care va ieși din câmpul electromagnetic sub formă de raze X.

Radiația X caracteristică

Electronii care intră în câmpul electromagnetic al atomilor, se ciocnesc de electronii de pe păturile inferioare astfel încât, acești electroni sunt trimiși pe o pătură superioară, iar diferența de energie va ieși din câmpul electromagnetic sub formă de fotoni de raze X.

În imagistica medicală, în radiodiagnostic, sunt folosite radiațiile X de frânare [4].

I.5 Generatorul de raze X

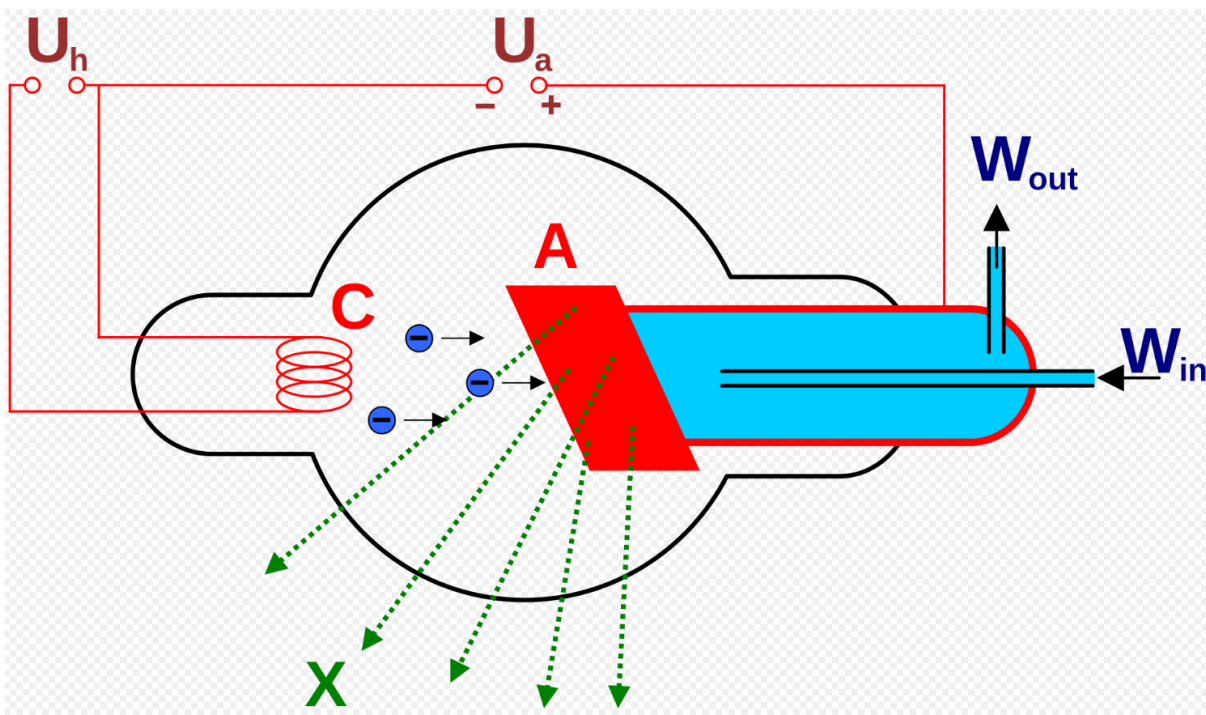


Fig. I.5.1 Tub Coolidge [5]

Tubul cu raze X este un tub vidat care convertește energia electrică în raze X. Primele tuburi folosite de către Wilhelm Conrad Röntgen în 1895, când a descoperit razele X, au fost tuburile experimentale Crookes. Electronii erau produși printr-un efect termionic de la un filament de Wolfram încălzit de un curent electric. Potențialul de înaltă tensiune se află între catod și anod, de aceea electronii sunt accelerați. Anodul este special conceput pentru a disipa căldura și uzura, fiind conceput din Wolfram sau Molibden. Ținta de pe

anod este făcută tot din Wolfram, și datorită faptului că Wolframul are numărul atomic 74, vom avea mai multe interacțiuni între electroni și atomii anodului. Materialul acesta are punctul de topire la 3000°C și este un bun conductor de căldură.

Tuburile folosite în zilele noastre în imagistica medicală pentru radiodiagnostic sunt cu anod rotativ. Tot ansamblul este format din: stator, rotor, anod, catod și tubul de sticlă. Statorul, partea fixă dinafara sticlei, este un electromagnet care produce un câmp magnetic făcând rotorul să se învârtă. Rotorul este făcut din cupru și cu ajutorul statorului face anodul să se rotească.

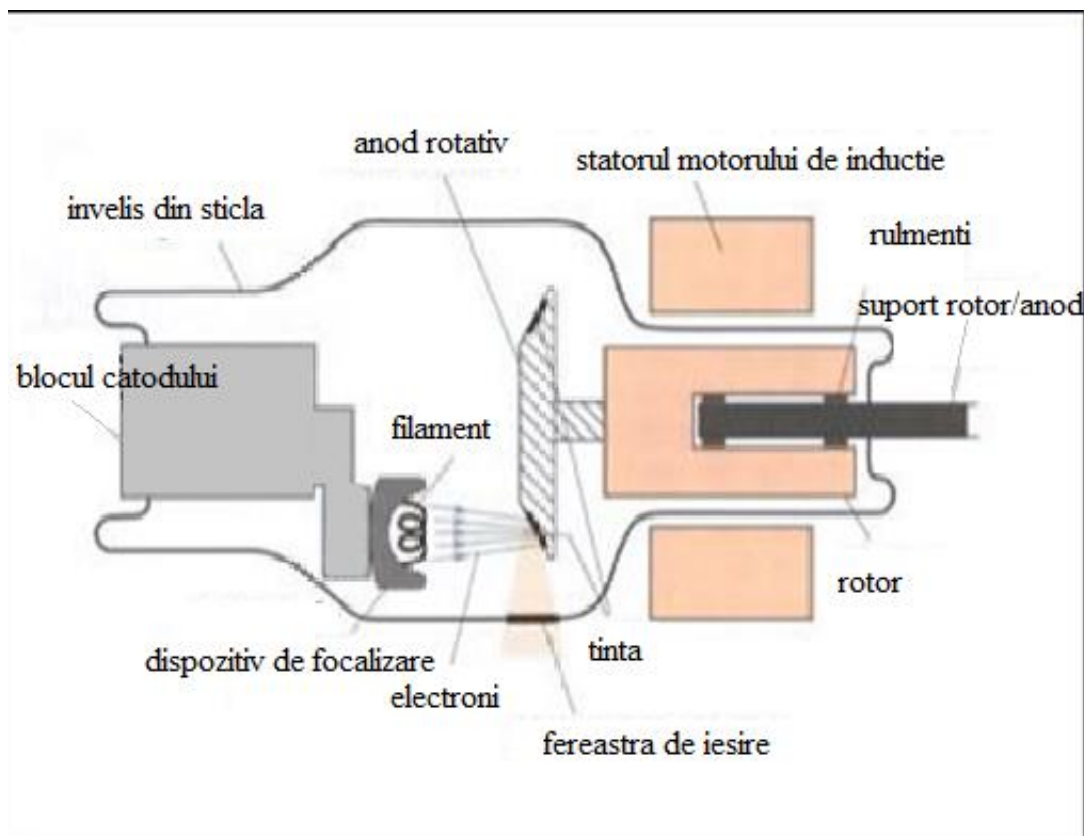


Fig. I.5.2 Tub cu anod rotativ [6]



Fig. I.5.3 Tub RX de la aparatul CT SOMATOM DEFINITION AS

Capitolul II: Interacțiunea radiației X cu materia

II.1 Împrăștierea Compton

Efectul Compton, descoperit de Arthur Holly Compton, este împrăștierea unui foton cu frecvență înaltă după interacțiunea lui cu o particulă încărcată, în principiu un electron. Scăderea energiei și creșterea lungimii de undă a fotonului se numeste Efect Compton. Efectul invers are loc atunci când o particulă încărcată transferă o parte din energia sa către un foton.

Împrăștierea Compton este o împrăștiere inelastică. În experimentul original al lui Compton, energia fotonului de raze X, aproximativ 17 keV, era semnificativ mai mare decât energia de legătură a electronului atomic, așa că electronii puteau fi tratați ca fiind electroni liberi după împrăștiere. Lungimea de undă a luminii se modifică cu o valoare numită deplasare Compton. Împrăștierea Compton are loc într-o țintă de grafit. Fotonii de raze X trec printr-o fantă la un anumit unghi. Energia împrăștiată este măsurată cu ajutorul împrăștierii Bragg în următorul cristal cu ajutorul unei camere de ionizare; camera care poate măsura energia totală depusă în intervalul de timp, și nu energia fotonilor împrăștiată individual [7].

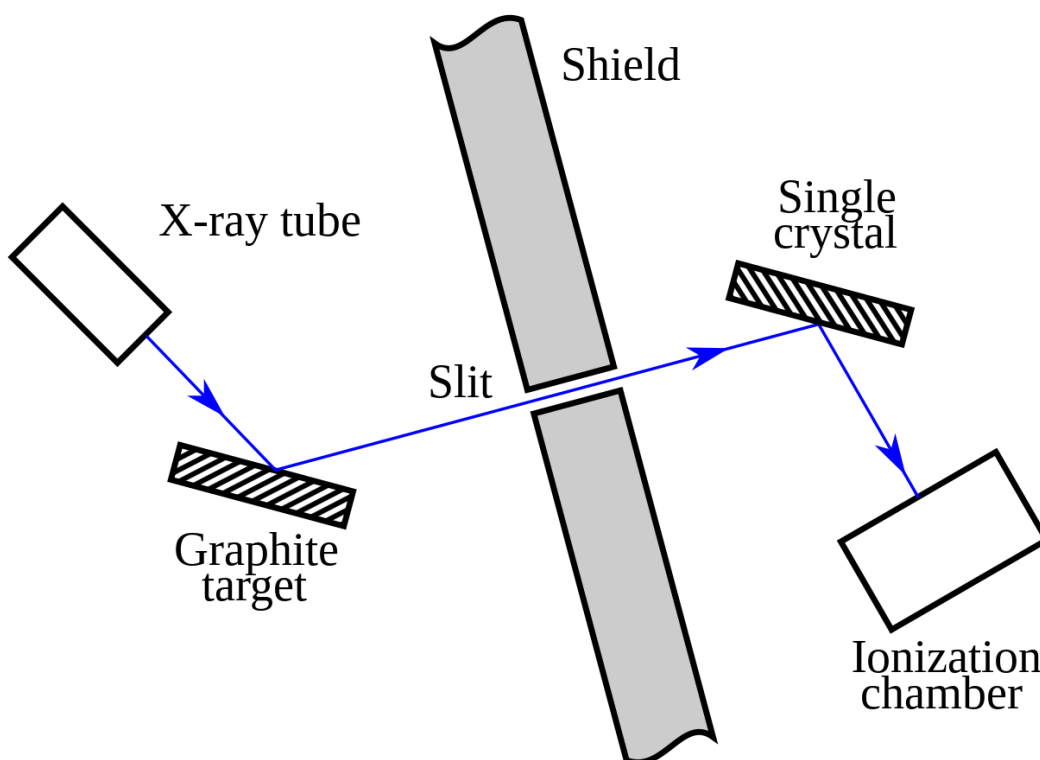


Fig. II.1.1 Diagrama schematică a experimentului Compton [8]

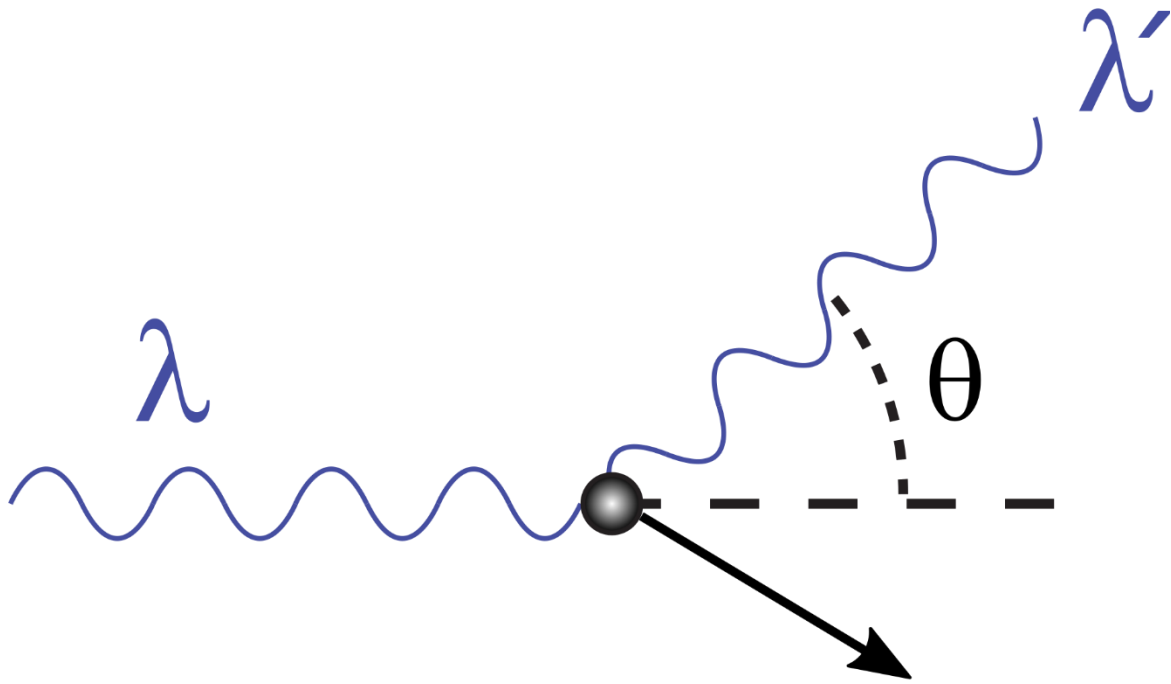


Fig. II.1.2 Efectul Compton [9]

Efectul Compton are loc atunci când un foton incident, X sau Gamma, interacționează cu un electron liber sau parțial legat dintr-un material. În urma interacțiunii, fotonul este dispersat și își modifică direcția de propagare, iar electronul primește o parte din energia fotonului și este ejectat din atomul sau moleculele din care face parte.

Ecuția împrăștierii Compton:

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \theta)$$

unde,

λ este lungimea de undă inițială

λ' este lungimea de undă după împrăștiere

h este constanta lui Planck

m_e este masa electronului de repaus

c este viteza luminii în vid

θ este unghiul de împrăștiere

II.2 Efectul fotoelectric

În anul 1887, Heinrich Rudolf Hertz prezintă primele indicii despre efectul fotoelectric, iar în 1905, Albert Einstein explică efectul fotoelectric cu ajutorul fotonilor. Efectul fotoelectric este fenomenul de emisie de electroni de către catod după absorbția razelor electromagnetice. Energia din fotoni ajunge în electronii din interiorul metalului, iar ca să fie extrași din metal, electronii au nevoie de o energie minimă, notată $L_{\text{extractie}}$, care este specifică fiecărui metal.

$$L_{\text{extractie}} = h\nu - E_c, \text{ unde } E_c = m_e \cdot v_{\text{max}}^2 / 2$$

h este constanta lui Planck

E_c este energia cinetică

m_e este masa electronului

v_{max} este frecvența maximă

Legile efectului fotoelectric extern:

1. Numărul de electroni emiși este proporțional cu intensitatea luminii.
2. Energia cinetică a electronilor emiși este dependentă doar de frecvența luminii nu și de intensitatea ei.
3. Efectul fotoelectric apare instantaneu, odată cu iradierea [10].

Schema experimentului efectului fotoelectric

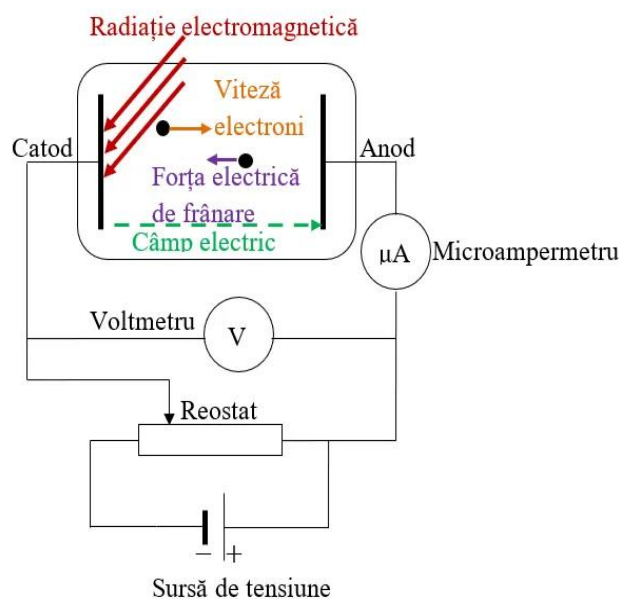


Fig. II.2.1 Efectul fotoelectric [11]

II.3 Generarea de perechi

Generarea de perechi reprezintă crearea unei perechi electron-pozitron lângă un nucleu cu ajutorul unui foton. Pentru a putea avea loc generarea de perechi, energia va trebui conservată, energia fotonului va trebui să fie peste energia totală a masei de repaus a celor două particule create. Probabilitatea de generare a perechilor în interacțiunile fotonului cu materia crește odată cu energia fotonului. Pentru fotonii cu energie ridicată, generarea de perechi este modul dominant de interacțiune a fotonilor cu materia. Când fotonul se află în apropierea unui nucleu atomic, energia sa poate fi transformată într-o pereche electron-pozitron ca și în figura de mai jos.

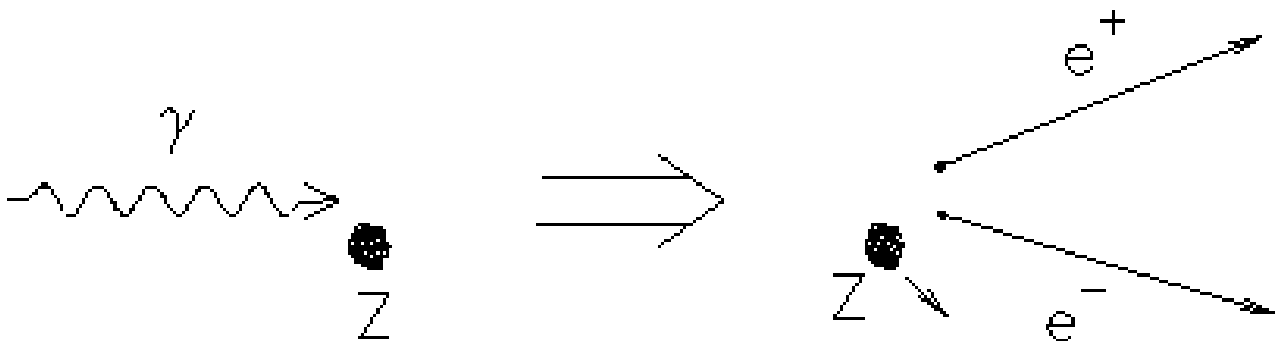


Fig. II.3.1 Diagrama care prezintă procesul de formare a perechilor electron-pozitron [12]

Energia fotonului va fi convertită în masa particulei, conform ecuației lui Einstein:

$$E = m \cdot c^2 \text{ unde,}$$

E este energia

m este masa

c este viteza luminii în vid

Pentru ca producția de generare de perechi electron-pozitron să aibă loc, fotonul va avea nevoie de o energie mai mare decât suma energiilor maselor de repaus a unui electron și a unui pozitron.[13]

II.4 Legea atenuării

Atenuarea reprezintă pierderea treptată a intensității undelor la trecerea printr-un mediu. Ca și exemple: ochelarii negri atenuază lumina soarelui, plumbul atenuază razele X, iar apa și aerul atenuază atât lumina cât și sunetul. Formula generală a atenuării fiind:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \text{ unde}$$

μ este coeficientul de atenuare

x este distanța parcursă

Atenuarea scade intensitatea radiației electromagnetice datorită absorbției sau împrăștierii fotonilor. Principalele cauze ale atenuării în materie sunt împrăștieria Compton, efectul fotoelectric și generarea de perechi. Coeficientul liniar de absorbție se poate scrie:

$$\mu = \mu_{\text{Fotoelectric}} + \mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{Generareadeperechi}} \text{ [14]}$$

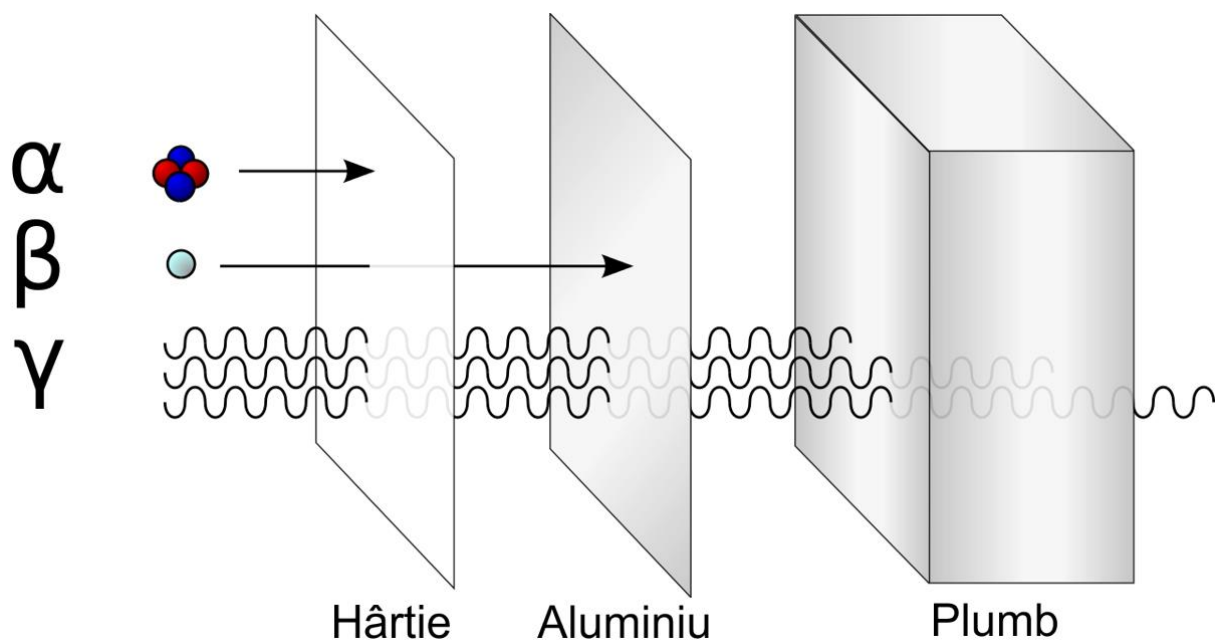


Fig. II.4.1 Capacitatea de pătrundere a trei tipuri diferite de radiații ionizante [15]

Capitolul III: Analiza nivelurilor de referință

III.1 Definiție

Nivelul de referință, conform Comisiei Internaționale de Protecție Radiologică, reprezintă nivelul dozei sau riscului peste care se apreciază ca inadecvat să se planifice permiterea apariției expunerilor și sub care ar trebui pusă în aplicare optimizarea protecției. Nivelul de referință va avea o valoare aleasă în concordanță cu expunerea [16].

Nivelul de referință în diagnostic, conform aceleiași comisii, este utilizat în imagistica medicală cu radiații ionizante pentru a arăta dacă, în condiții de rutină, doza la pacient sau activitatea administrată printr-o procedură specifică, în cazul nostru craniu și torace, sunt anormal de mari sau mici pentru această procedură [16].

III.2 Norme CNCAN

CNCAN lansează o serie de norme privind normele de securitate radiologică. Pentru partea mea practică a trebuit să mă familiarizez cu normele privind radioprotecția persoanelor în cazul expunerilor medicale (NSR-04). Aceste norme sunt făcute pentru a putea oferi o cât mai bună desfășurare a procedurilor de radiodiagnostic. În NSR-04 sunt explicate domeniul și scopul expunerilor medicale, justificarea intervențiilor cu aparatul computer tomograf, optimizarea intervenției, responsabilitățile și pregătirea cadrelor medicale, procedurile care se pot efectua cu acest tip de aparat și echipamentele necesare [17].

Aceste norme se aplică expunerilor medicale la radiații ionizante atât a persoanelor sănătoase cât și a pacienților și personalului implicat în procedurile medicale. Expunerea la radiații ionizante se face în cunoștință de cauză și trebuie justificată ținând cont de obiectivele expunerii și comparând beneficiile potențiale terapeutice sau diagnostice pe care le produce în raport cu riscurile asociate expunerii la radiațiile ionizante. Aceasta va fi efectuată în cazul în care, prin alte metode, nu s-au putut obține informații suficiente în vederea stabilirii unui diagnostic corect și relevant, fiecare situație fiind evaluată în mod individual, în funcție de beneficiile aduse sănătății pacientului. Dacă o expunere la radiațiile ionizante nu poate fi justificată, atunci aceasta va fi interzisă [18].

De asemenea, optimizarea este un alt subiect prezentat în cadrul normelor NSR-04. Nivelul dozelor radiațiilor ionizante trebuie menținut la un nivel cât mai scăzut, iar volumele să fie planificate individual conform cu scopul radioterapeutic. Procesul de optimizare implică, de asemenea, și alegerea corespunzătoare a aparatelor, asigurarea și controlul calității [17].

Normele reglementează și partea de responsabilități și proceduri privind practicile radioterapeutice. Astfel, orice expunere la radiații este efectuată sub responsabilitatea medicală a unui practician, pentru fiecare procedură și echipament trebuie să existe protocoale scrise, implicarea unui expert în fizică medicală fiind necesară în cadrul procesului de optimizare. Personalul practicant trebuie să dețină o pregătire practică și teoretică adecvată scopului radioterapeutic. Perfecționarea teoretică și practică continuă, în special în cazul utilizării unor tehnici noi, trebuie organizată și asigurată personalului practician, cu cerințele de radioprotecție relevante [18].

De asemenea, se stipulează că autoritățile competente se vor asigura că toate echipamentele radiologice sunt ținute sub strictă supraveghere din punct de vedere al protecției împotriva radiațiilor ionizante și sunt implementate de către utilizatorul instalației radiologice, măsuri de asigurare și control al calității care includ și evaluările dozei pacientului și a activității administrate [17].

III.3 Calculul nivelului de referință

Produsul doză-lungime scanată, denumit și DLP, măsurat în $\text{mGy}\cdot\text{cm}$, este un parametru utilizat ca măsură de substituție a dozei pacientului într-o tomografie computerizată. DLP reprezintă produsul energiei într-un singur slice (CTDIvol) înmulțit cu lungimea de scanare L.

Percentila este o măsură folosită în statistici, utilizată pentru a înțelege măsurătorile biometrice, cunoscută și sub numele scor percentilă. Percentilă este termenul care descrie modul în care o valoare se compară cu alte valori din același set. Deși nu există o definiție universală a percentilei, aceasta este exprimată în mod obișnuit ca un procent de scoruri dintr-un set de scoruri de date care se încadrează sub o anumită valoare. Regula generală este că, dacă o valoare se află în a 60-a percentilă, de exemplu, aceasta

este mai mare decât 60% din valorile totale. Percentilele sunt exprimate în aceeași unitate de măsură ca și scorurile din lista sa. Ce este Percentila de 75? A 75-a percentilă este cea mai mică valoare care este cel puțin la fel de mare ca 75% din valorile de referință. Percentilele pot fi calculate folosind formula $n = (P/100) \times N$, unde P = percentilă, N = numărul de valori dintr-un set de date (sortate de la cel mai mic la cel mai mare) și n = rangul ordinal al unei valori date. Cu ajutorul acestui calcul, aflăm nivelul de referință local pentru investigațiile medicale [19] [20] [21].

Nivelurile de referință în diagnostic sunt stabilite ca:

- 75% din curbele de distribuție a valorilor mărimilor de doză, în cazul radiologiei de diagnostic și radiologiei intervenționale;
- activitatea medicamentului radiofarmaceutic necesară pentru o bună imagine în timpul unei proceduri standard, în cazul medicinei nucleare;

La nivel național, CNCAN stabilește nivelul de referință în care trebuie să se încadreze toate instituțiile care desfășoară activități de radiodiagnostic [22].

III.4 Examinare Computer Tomograf

Examinarea computer tomografică implică iradierea pacientului prin absorbția unei doze de radiații X. Metoda este minim invazivă și nedureroasă pentru pacient. Cantitatea de radiație X folosită este permanent optimizată pentru a se obține un rezultat bun, la o expunere minimă a pacientului.

Recomandarea investigației cu aparatul computer tomograf este dată de către medicul specialist, acesta fiind în măsură să hotărască dacă riscul expunerii pacientului la radiația X este necesar sau nu. Pacientul este îndrumat în permanență, de tehnicianul radiolog, pe întreg parcursul investigației.

Computer Tomograful este un aparat de dimensiuni mari, în formă de gogoasă, cu un tunel scurt în centru, pe care se află o masă îngustă care glisează în interiorul și exteriorul acestuia și pe care se așează pacientul întins.

Investigația CT are la bază două principii:

1. Aflarea densității radiologice, care este îmbinarea între măsurarea atenuării fasciculului de raze X ce străbate un corp și calculul coeficientului său de atenuare.

2. Reconstrucția imaginii folosind diversele proiecții făcute, realizându-se astfel o reproducere bidimensională a unei realități tridimensionale.

În majoritatea structurilor investigate se va folosi planul transversal sau axial. Pentru fiecare investigație, tubul RX se va roti în jurul pacientului, având pe partea opusă a gogoasei un detector care are rolul de a capta energia fonică care a străbătut corpul și de a o transforma în energie luminoasă, pe care ulterior, o fotodiodă o va transforma în semnale electrice. Aceste semnale vor fi digitalizate și trimise unui procesor de imagini, care va construi imaginea ce va apărea pe calculatorul din camera de comandă. Deoarece absorbția razelor X nu este identică pentru toate organele și țesuturile corpului, acestea absorbind diferit razele X, se va crea acel contrast care va permite distingerea părților corpului de pe imaginile obținute. Astfel, țesuturile dure vor apărea albe, țesuturile moi vor fi gri, iar spațiul gol va fi negru [23] [24].

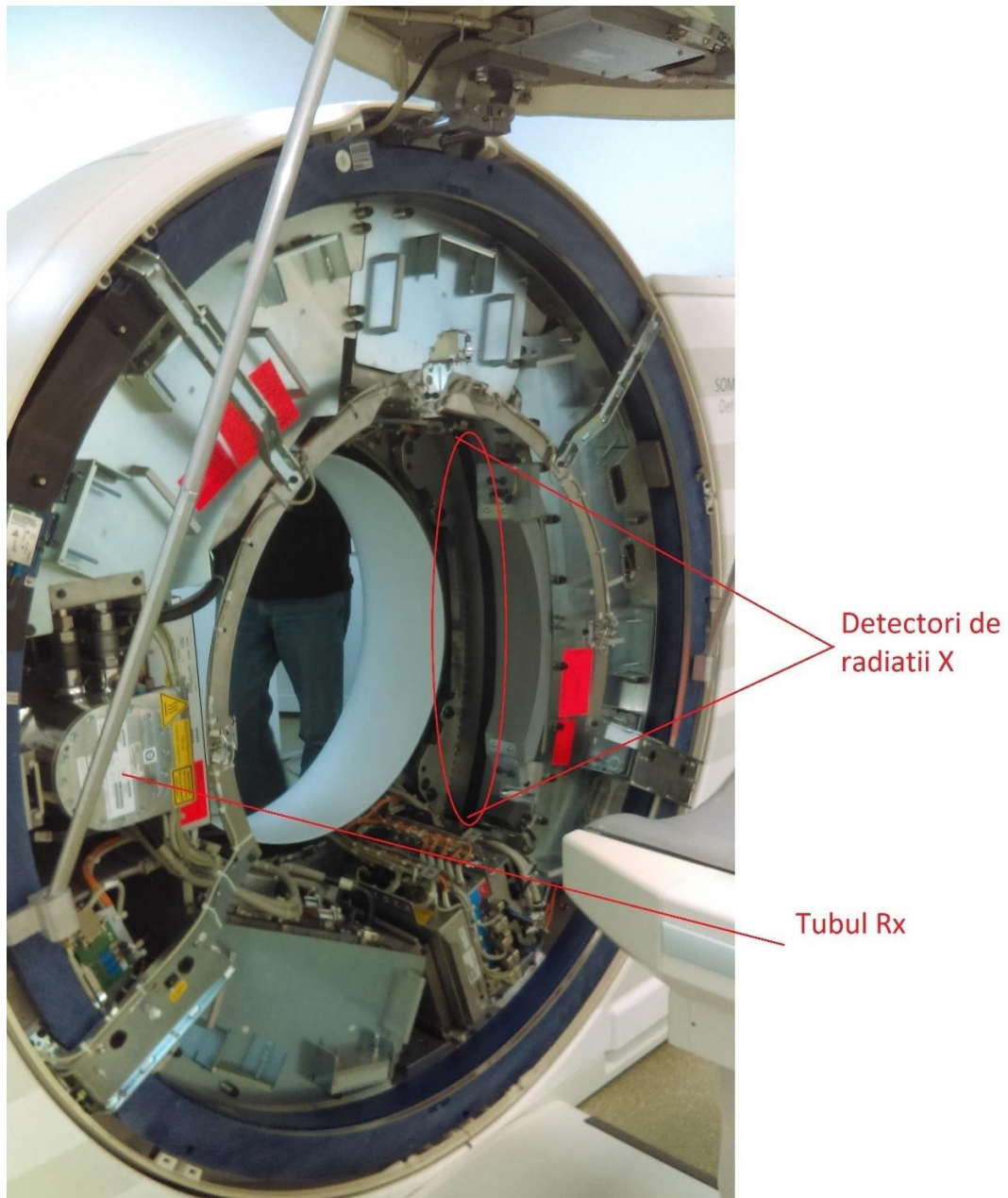


Fig. III.4.1 Planul frontal al unui aparat CT deschis în vederea mentenanței

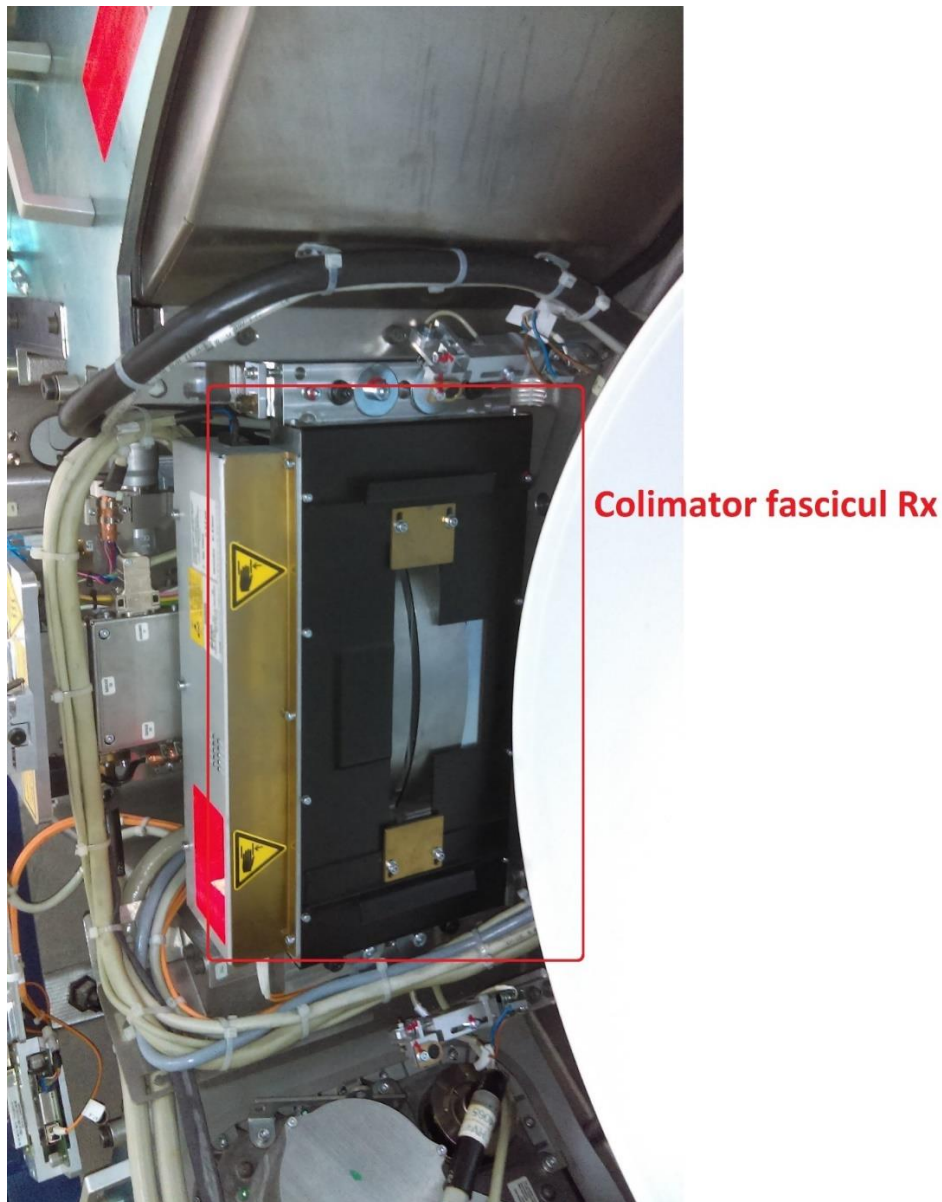


Fig. III.4.2 Colimator fascicul RX al unui aparat CT

Pentru efectuarea CT-urilor native, fără substanță de contrast, la țesuturile dure (creier, sinusuri, oase faciale, coloana vertebrală, genunchi, glezne, încheietura mâinii și scanarea oaselor în general) nu este nevoie de o pregătire prealabilă.

În cazul necesității unui nivel de detaliu mai ridicat al imaginilor, în special la țesuturile moi (inima, ficat), se recomandă administrarea unei substanțe de contrast care va ajuta la stabilirea unui diagnostic corect [25].

Instrucțiunile specifice fiecărui tip de examinare tomografică vor fi comunicate de către tehnicianul radiolog. Este necesar ca pacientul să stea nemișcat pe masă, întins pe spate, pe tot parcursul investigației.

În cazul în care pacientul ia orice tratament medicamentos, știe să sufere de vreo afecțiune medicală sau are alergii, este nevoie să îl informeze pe medicul specialist înainte de începerea procedurii. Totodată, femeile trebuie să informeze personalul autorizat dacă există vreo posibilitatea ca acestea să fie însărcinate, deoarece investigația poate afecta fătul [25].

III.5 Analiza nivelelor de referință

În cele ce urmează se vor prezenta nivelurile de referință în diagnostic (DLR) în cadrul examinării computer tomografice torace, respectiv craniu, utilizând aparatul CT, tip Somatom Definition AS de la Spitalul Clinic Municipal Cluj-Napoca și aparatul CT, tip Somatom GO UP de la Spitalul Clinic de Boli Infecțioase Cluj-Napoca.

Măsurătorile au fost realizate cu scopul de a verifica procedurile și protocoalele stabilite de Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare prin "Normele Fundamentale de Securitate Radiologică" cu privire la niveluri de referință în diagnostic.

Conform reglementărilor specifice (Art.7, Ordinul nr. 1245/13.07.2021 pentru aprobarea Reglementărilor specifice privind stabilirea, revizuirea și utilizarea nivelurilor de referință în diagnostic pentru expunerile medicale la radiații ionizante):

„Nivelurile de referință în diagnostic sunt revizuite periodic, din trei în trei ani, de către Institutul Național de Sănătate Publică prin LIR-CRSPB, pe baza datelor raportate de către furnizorii de servicii de radiologie de diagnostic și radiologie intervențională și medicină nucleară de diagnostic, în conformitate cu prevederile Normelor privind înregistrarea, centralizarea și raportarea informațiilor privind expunerea medicală a populației la radiații ionizante, aprobate prin Ordinul ministrului sănătății nr.1.255/2016, și ținând seama de nivelurile de referință europene de diagnostic recomandate, iar rezultatele obținute sunt publicate pe site-ul www.insp.gov.ro [22]”.

Stabilirea DRL pentru procedura specifică de RX – diagnostic**“Examinarea computer tomografică a toracelui”****CT Torace - Spitalul Clinic Municipal “Clujana”**

- 1. Instalație pentru tomografie computerizată cu 20 slice-uri, tip Somatom Definition AS, an fabricație 2010 - proprietar Spitalul Clinic Municipal “Clujana” Cluj-Napoca**

Instalația a fost verificată tehnic periodic pentru asigurarea constanței parametrilor.

Metodologia de expunere / protocol de expunere/procedura de lucru:

Examinarea se efectuează în inspir cu restricționarea respirației pacientului pe perioada expunerii.

Parametrii aparat:

- Înalta tensiune radiogenă $U = 120 \text{ kV}$
- Valoarea de referință a produsului curent timp de expunere $I_{xt} = 110 \text{ mAs}$
- Grosime slice = 3 mm
- PITCH = 1.2
- Timp de rotație completă 0.5 s
- Numărul secvențelor de achiziție = 1
- Sistem CareDose 4D - activ

Calitatea imaginilor a fost apreciată de medici ca fiind bună spre foarte bună pentru evaluarea diagnostică.

Datele relevante pentru stabilirea DRL – la investigația RX-diagnostic CT Torace pentru un eșantion de 35 de pacienți de sex masculin cu înălțimea cuprinsă între 167-176 cm și greutate cuprinsă între 67-76 kg și respectiv un eșantion de 35 de pacienți de sex feminin cu înălțimea cuprinsă între 155-170 cm și greutate cuprinsă între 58-70 kg (Tabel III.5.1).

Tabel III.5.1 Date eșantion Spitalul Clinic Municipal "Clujana" (CT Torace)

Nr. Crt	Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]		Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]	
1	74	M	169	75	205		69	F	155	62	176	
2	73	M	170	69	206		84	F	163	65	177	
3	73	M	173	70	221		75	F	161	60	179	
4	80	M	170	74	226		44	F	160	58	181	
5	66	M	168	75	237		67	F	156	66	202	
6	62	M	175	75	237		67	F	160	70	204	
7	37	M	175	75	239		88	F	165	60	204	
8	69	M	170	70	246		75	F	160	67	205	
9	67	M	170	69	255		81	F	158	63	222	
10	78	M	167	70	260		44	F	165	65	227	
11	66	M	175	72	264		73	F	156	60	229	
12	81	M	170	70	270		67	F	158	70	231	
13	74	M	175	70	273		59	F	163	68	233	
14	73	M	170	75	274		65	F	165	65	238	
15	72	M	172	75	278		62	F	165	65	240	
16	68	M	170	74	281		35	F	170	66	241	
17	74	M	175	78	287		67	F	165	60	250	
18	83	M	170	70	291		78	F	166	58	259	
19	53	M	170	68	293		63	F	166	70	266	
20	67	M	170	70	294		53	F	162	60	276	
21	81	M	172	69	295		73	F	166	68	279	
22	63	M	168	75	304		83	F	160	60	283	
23	90	M	167	70	312		84	F	160	59	284	
24	76	M	170	75	315		70	F	170	70	285	
25	77	M	176	73	327		70	F	160	65	292	
26	53	M	171	73	333		71	F	166	68	295	
27	66	M	171	74	335		76	F	166	67	307	
28	69	M	168	73	341		53	F	163	63	322	
29	58	M	170	67	349		61	F	160	60	329	
30	71	M	176	71	355		75	F	160	62	340	
31	63	M	168	74	370		85	F	160	66	355	
32	58	M	170	70	379		74	F	168	66	367	
33	48	M	168	73	381		64	F	163	68	387	
34	59	M	170	74	401		71	F	160	63	398	
35	46	M	170	76	417		64	F	165	64	484	
DRL selectat - masculin					333		DRL selectat - feminin					295

DRL = a 75% -a din valorile DLP/Masculin ordonate crescător [mGy x cm]	333
DRL = a 75% -a din valorile DLP/Feminin ordonate crescător [mGy x cm]	295
DRL selectat = media DLP masculin - feminin [mGy x cm]	314

Nivelul de referință selectat pentru instalația CT tip SOMATOM DEFINITION AS la aplicarea procedurii de examinare computer tomografică a toracelui este: DLP = 314 [mGy x cm]

CT Torace - Spitalul Clinic de Boli Infecțioase**2. Instalație pentru tomografie computerizată cu 32 slice-uri, tip Somatom GO UP, an fabricație 2020 – Proprietar Spitalul Clinic de Boli Infecțioase Cluj-Napoca**

Instalația a fost verificată tehnic periodic pentru asigurarea constanței parametrilor.

Metodologia de expunere / protocol de expunere/procedura de lucru:

Examinarea se efectuează în inspir cu restricționarea respirației pacientului pe perioada expunerii.

Parametrii aparat:

- Înalta tensiune radiogenă $U = 130 \text{ kV}$
- Valoarea de referință a produsului curent timp de expunere $I_{xt} = 54 \text{ mAs}$
- Grosime slice = 5 mm
- PITCH = 1.5
- Timp de rotație completă 1 s
- Numărul secvențelor de achiziție = 1
- Sistem CareDose 4D – activ

Calitatea imaginilor a fost apreciată de medici ca fiind foarte bună pentru evaluarea diagnostică.

Datele relevante pentru stabilirea DRL – la investigația RX-diagnostic CT Torace pentru un eșantion de 20 de pacienți de sex masculin cu înălțimea cuprinsă între 169-175 cm și greutate cuprinsă între 69-75 kg și respectiv un eșantion de 20 de pacienți de sex feminin cu înălțimea cuprinsă între 158-168 cm și greutate cuprinsă între 58-65 kg (Tabel III.5.2).

Tabel III.5.2 Date eșantion Spitalul Clinic de Boli Infecțioase (CT Torace)

Nr. Crt	Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]		Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]
1	45	M	169	71	173		41	F	165	65	165
2	40	M	170	71	183		44	F	168	65	249
3	78	M	169	70	186		66	F	160	64	202

4	40	M	170	72	218		54	F	164	63	212
5	78	M	170	72	220		61	F	162	63	136
6	54	M	169	75	222		33	F	165	65	163
7	51	M	172	74	224		65	F	158	63	182
8	51	M	173	74	245		52	F	162	60	176
9	75	M	170	75	248		81	F	165	64	142
10	66	M	172	69	262		57	F	165	60	241
11	76	M	170	73	263		44	F	165	60	130
12	53	M	171	70	268		84	F	160	60	197
13	65	M	171	72	300		66	F	165	60	191
14	41	M	173	75	301		74	F	160	64	198
15	80	M	170	72	314		61	F	160	58	218
16	45	M	170	72	317		28	F	165	60	172
17	80	M	170	71	319		74	F	164	60	201
18	29	M	175	74	327		57	F	163	60	261
19	63	M	170	70	407		69	F	165	65	198
20	63	M	170	70	493		89	F	160	60	222
DRL selectat - masculin			314				DRL selectat - feminin			218	

DRL = a 75% -a din valorile DLP/Masculin ordonate crescător	[mGy x cm]	314
DRL = a 75% -a din valorile DLP/Feminin ordonate crescător	[mGy x cm]	218
DRL selectat = media dintre DLP masculin – DLP feminin	[mGy x cm]	266

[Nivelul de referință selectat pentru instalația CT tip SOMATOM GO UP la aplicarea procedurii de examinare computer tomografică a toracelui este: DLP = 266 \[mGy x cm\]](#)

Stabilirea DRL pentru procedura specifică de RX – diagnostic
“Examinarea computer tomografică craniană ”

CT Cranian – Spitalul Clinic Municipal “Clujana”

- 1. Instalație pentru tomografie computerizată cu 20 slice-uri, tip Somatom Definition AS, an fabricație 2010 - proprietar Spitalul Clinic Municipal “Clujana” Cluj-Napoca**

Instalația a fost verificată tehnic periodic pentru asigurarea constantei parametrilor.

Metodologia de expunere / protocol de expunere/procedura de lucru:

Pacient întins pe masa de examinare, cu contenționarea mișcării în timpul examinării

Parametrii aparat:

- Înalta tensiune radiogenă $U = 120 \text{ kV}$
- Valoarea de referință a produsului curent timp de expunere $I_{xt} = 350 \text{ mAs}$
- Grosime slice = 3 mm
- PITCH = 0.7
- Timp de rotație completă 0.5 s
- Numărul secvențelor de achiziție = 1
- Sistem CareDose 4D – activ

Calitatea imaginilor a fost apreciată de medici ca fiind bună spre foarte bună pentru evaluarea diagnostică.

Datele relevante pentru stabilirea DRL – la investigația RX-diagnostic CT Cranian pentru un eșantion de 35 de pacienți de sex masculin cu înălțimea cuprinsă între 168-175 cm și greutate cuprinsă între 68-75 kg și respectiv un eșantion de 35 de pacienți de sex feminin cu înălțimea cuprinsă între 155-166 cm și greutate cuprinsă între 57-65 kg (Tabel III.5.3).

Tabel III.5.3 Date eșantion Spitalul Clinic Municipal “Clujana” (CT Cranian)

Nr. Crt	Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]		Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]
1	73	M	172	73	682		69	F	160	60	620
2	83	M	170	68	695		74	F	160	61	636
3	78	M	169	70	708		74	F	160	61	645
4	81	M	170	68	721		73	F	162	63	648
5	95	M	170	68	721		57	F	162	63	651
6	48	M	175	74	724		82	F	157	60	653
7	62	M	172	73	728		72	F	166	60	662
8	61	M	171	75	729		69	F	162	62	663
9	83	M	170	71	745		45	F	158	59	665
10	65	M	172	73	749		82	F	160	60	679
11	55	M	170	72	762		87	F	160	60	682
12	73	M	170	72	764		70	F	162	60	685
13	83	M	170	70	766		70	F	157	60	692
14	54	M	170	74	776		80	F	164	60	695
15	79	M	170	70	781		73	F	160	62	701
16	46	M	174	75	784		81	F	160	64	706
17	89	M	168	72	785		86	F	160	60	709
18	63	M	168	70	790		81	F	158	57	710
19	38	M	171	73	798		75	F	160	62	714
20	65	M	174	73	806		69	F	158	63	717
21	34	M	170	74	813		35	F	161	63	718
22	60	M	173	73	823		89	F	162	62	718
23	74	M	171	75	825		84	F	160	60	719
24	24	M	175	75	827		77	F	158	61	723
25	46	M	175	74	827		79	F	162	64	723
26	67	M	173	75	829		80	F	155	58	725
27	50	M	168	71	830		58	F	160	65	739
28	83	M	171	72	833		60	F	165	65	742
29	74	M	170	71	834		77	F	167	64	745
30	45	M	169	72	835		42	F	164	63	757

31	59	M	172	70	842		61	F	164	59	760	
32	53	M	173	74	866		75	F	160	63	774	
33	50	M	172	74	884		51	F	160	58	781	
34	35	M	172	73	895		46	F	160	65	796	
35	26	M	173	72	961		77	F	161	60	803	
DRL selectat - masculin					829		DRL selectat - feminin					725

DRL = a 75% -a din valorile DLP/Masculin ordonate crescător	[mGy x cm]	829
DRL = a 75% -a din valorile DLP/Feminin ordonate crescător	[mGy x cm]	725
DRL selectat = media dintre DLP masculin – DLP feminin	[mGy x cm]	777

Nivelul de referință selectat pentru instalația CT tip SOMATOM DEFINITION AS la aplicarea procedurii de examinare computer tomografică a craniului este: DLP = 777 [mGy x cm]

CT Cranian – Spitalul Clinic de Boli Infecțioase

2. Instalație pentru tomografie computerizată cu 32 slice-uri, tip Somatom Go UP, an fabricație 2020 – Proprietar Spitalul Clinic de Boli Infecțioase Cluj-Napoca

Instalația a fost verificată tehnic periodic pentru asigurarea constantei parametrilor.

Metodologia de expunere / protocol de expunere/procedura de lucru:

Pacient întins pe masa de examinare, contenționarea mișcării în timpul examinării

Parametrii aparat:

- Înalta tensiune radiogenă U = 130 kV
- Valoarea de referință a produsului curent timp de expunere Ixt = 191 mAs
- Grosime slice = 5 mm
- PITCH = 0.8
- Timp de rotație completă 1 s
- Numărul secvențelor de achiziție = 1
- Sistem CareDose 4D - activ

Calitatea imaginilor a fost apreciată de medici ca fiind bună spre foarte bună pentru evaluarea diagnostică.

Datele relevante pentru stabilirea DRL – la investigația Rx-diagnostic CT Cranian pentru un eșantion de 21 de pacienți de sex masculin cu înălțimea cuprinsă între 167-175 cm și greutate cuprinsă între 68-75 kg și respectiv un eșantion de 21 de pacienți de sex feminin cu înălțimea cuprinsă între 159-165 cm și greutate cuprinsă între 56-66 kg (Tabel III.5.4).

Tabel III.5.4 Date eșantion Spitalul Clinic de Boli Infecțioase (CT Cranian)

Nr. Crt	Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]		Vârsta	Sex	H	G	DLP [mGy x cm]	
1	73	M	171	69	668		87	F	160	60	662	
2	76	M	171	73	703		71	F	160	61	666	
3	80	M	170	72	704		68	F	160	65	674	
4	69	M	174	70	739		68	F	159	62	684	
5	60	M	174	75	749		52	F	160	60	687	
6	67	M	175	75	753		78	F	164	65	687	
7	77	M	170	71	753		73	F	160	65	694	
8	67	M	169	70	761		83	F	165	60	696	
9	67	M	175	74	765		88	F	165	66	705	
10	81	M	175	74	765		72	F	162	61	706	
11	80	M	170	70	790		77	F	164	58	737	
12	74	M	167	70	794		68	F	165	58	747	
13	71	M	171	72	798		80	F	159	60	764	
14	84	M	168	75	805		72	F	165	65	774	
15	71	M	168	74	808		62	F	164	66	774	
16	80	M	173	70	825		70	F	162	59	776	
17	46	M	174	68	832		81	F	165	65	789	
18	62	M	170	71	835		79	F	165	60	790	
19	74	M	174	75	841		74	F	160	58	795	
20	80	M	170	70	852		33	F	159	56	800	
21	67	M	169	72	876		67	F	162	62	823	
DRL selectat - masculin					825		DRL selectat - feminin					776

DRL = a 75% -a din valorile DLP/Masculin ordonate crescător	[mGy x cm]	825
DRL = a 75% -a din valorile DLP/Feminin ordonate crescător	[mGy x cm]	776
DRL selectat = media dintre DLP masculin – DLP feminin	[mGy x cm]	800.5

Nivelul de referință selectat pentru instalația CT tip SOMATOM GO UP la aplicarea procedurii de examinare computer tomografică a craniului este: DLP= 800.5 [mGy x cm]

În continuare va fi prezentă situația comparativă între nivelurile de referință locale, media trimestrială locală și nivelul de referință național stabilit de CNCAS în cazul examinării CT Torace și respectiv Craniu la cele două institutii – Spitalul Clinic Municipal “Clujana” și Spitalul Clinic de Boli Infecțioase.

Conform reglementarilor specifice (Art.8, Ordinul nr. 1245/13.07.2021 pentru aprobarea Reglementărilor specifice privind stabilirea, revizuirea și utilizarea nivelurilor de referință în diagnostic pentru expunerile medicale la radiații ionizante):

„ (1) Nivelurile de referință în diagnostic nu se aplică expunerilor individuale, ci doar valorilor de doză mediate pentru grupuri de pacienți standard. Dacă nivelul de referință este depășit în cazul unei expunerii individuale nu înseamnă că examinarea este efectuată necorespunzător”

“(2) Valorile medii ale mărimilor de doză stabilite trimestrial în cadrul fiecărei unități, conform prevederilor Ordinului Ministrului Sănătății nr. 1.255/2016, pentru fiecare tip de procedură efectuată, trebuie comparate cu nivelurile de referință în diagnostic stabilite pentru acele tipuri de proceduri imagistice.”

“(3) În cazul în care valorile medii de doză, pentru fiecare tip de procedură efectuată, stabilite trimestrial diferă semnificativ și în mod constant față de nivelurile de referință în diagnostic, este necesară revizuirea protocoalelor clinice de examinare, verificarea echipamentelor radiologice sau de medicină nucleară și luarea unor măsuri corective, după caz. Un factor important în cazul medicinei nucleare care influențează activitatea administrată este calitatea calibrării dozei [22]”.

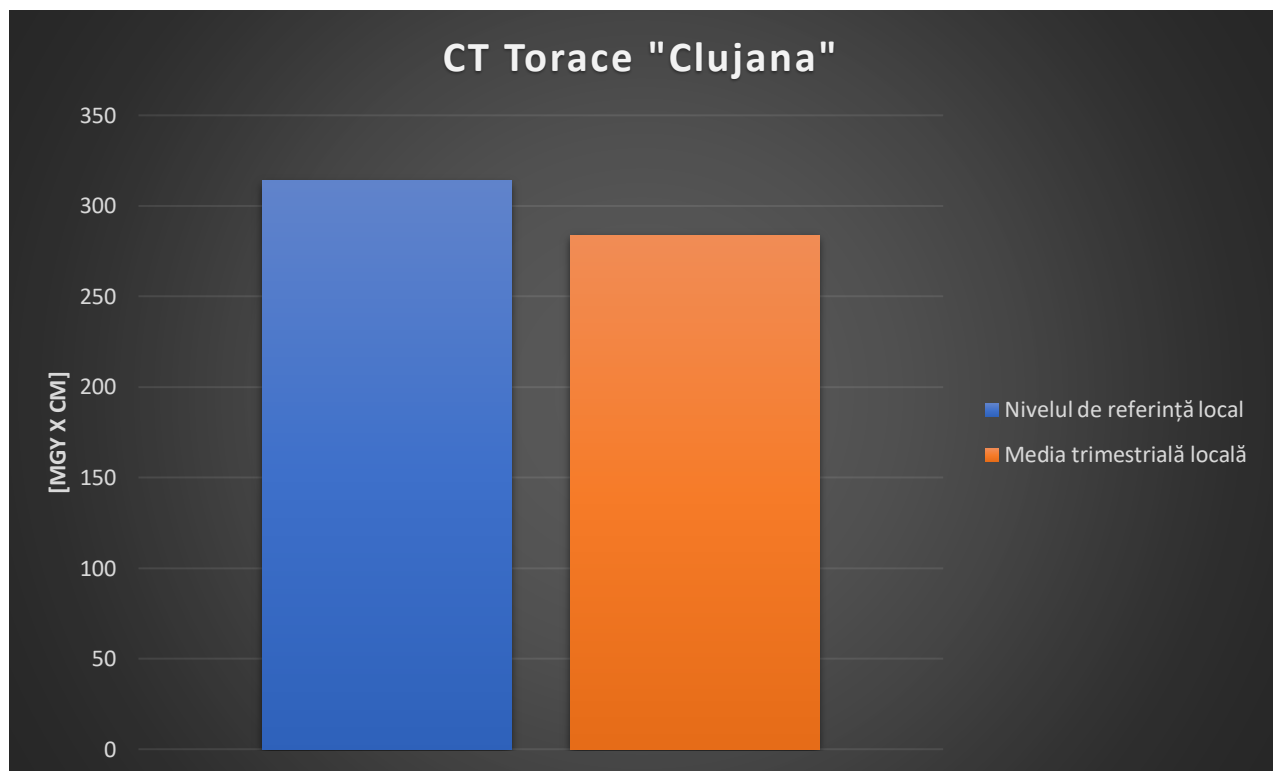


Fig. III.5.1 Comparație CT Torace “Clujana”

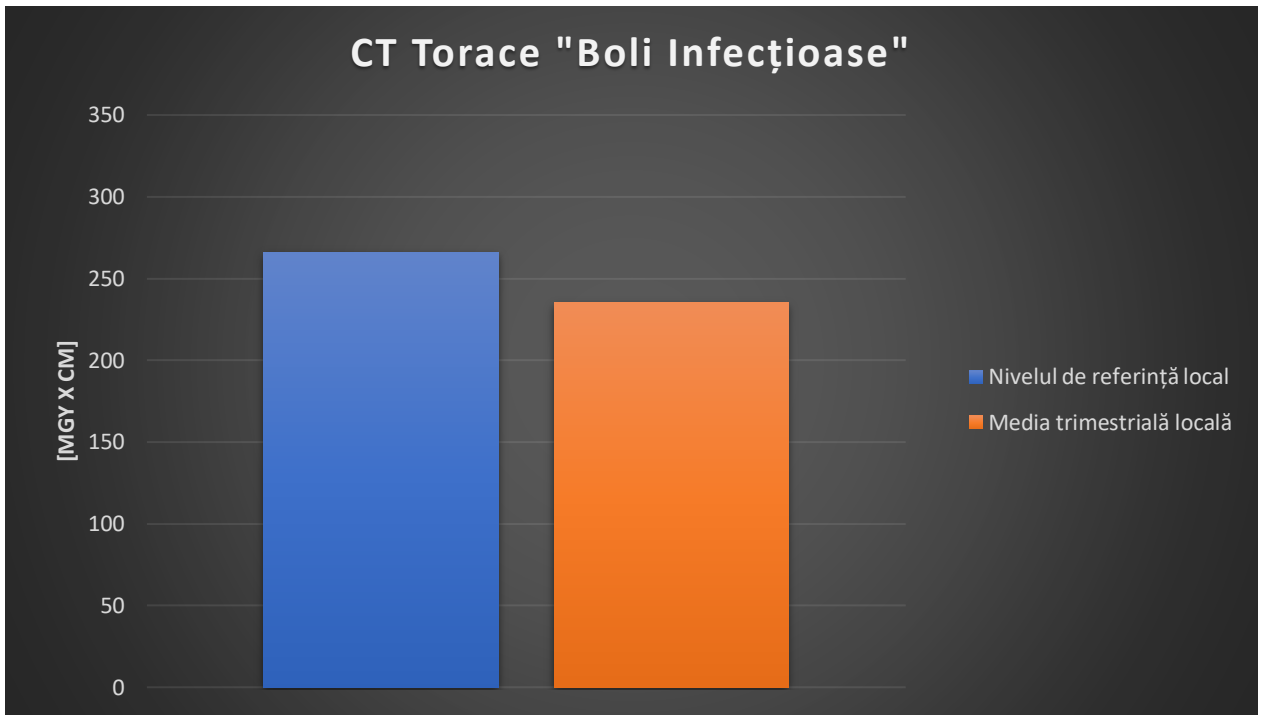


Fig. III.5.2 Comparație CT Torace "Boli Infecțioase"

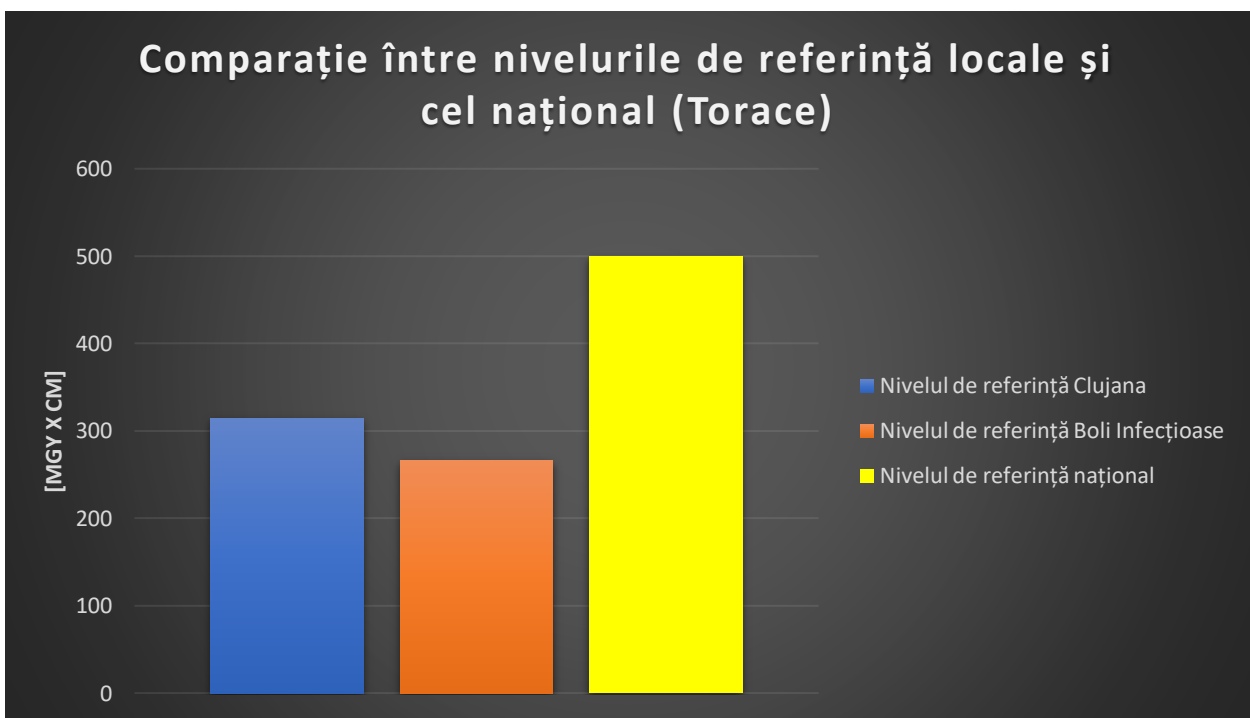


Fig. III.5.3 Comparație niveluri locale vs. nivel național

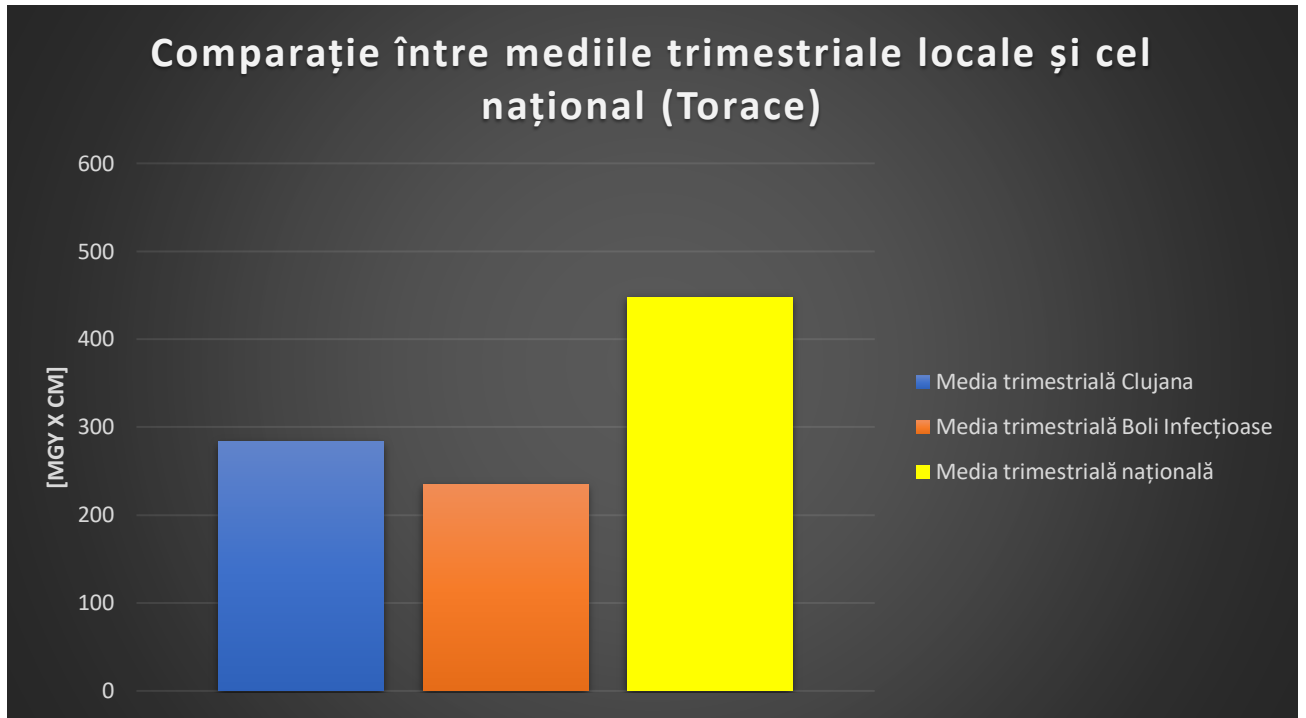


Fig. III.5.4 Comparație medii trimestriale locale vs. media trimestrială națională

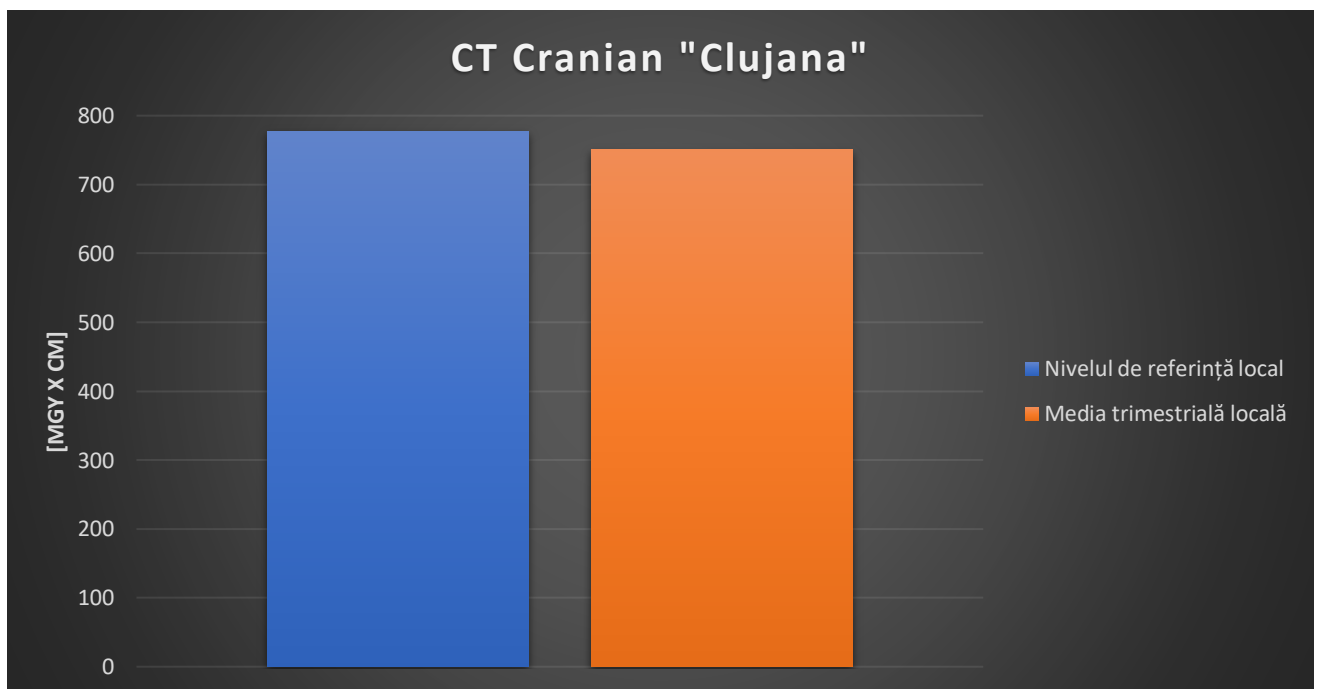


Fig. III.5.5 Comparatie CT Cranian "Clujana"

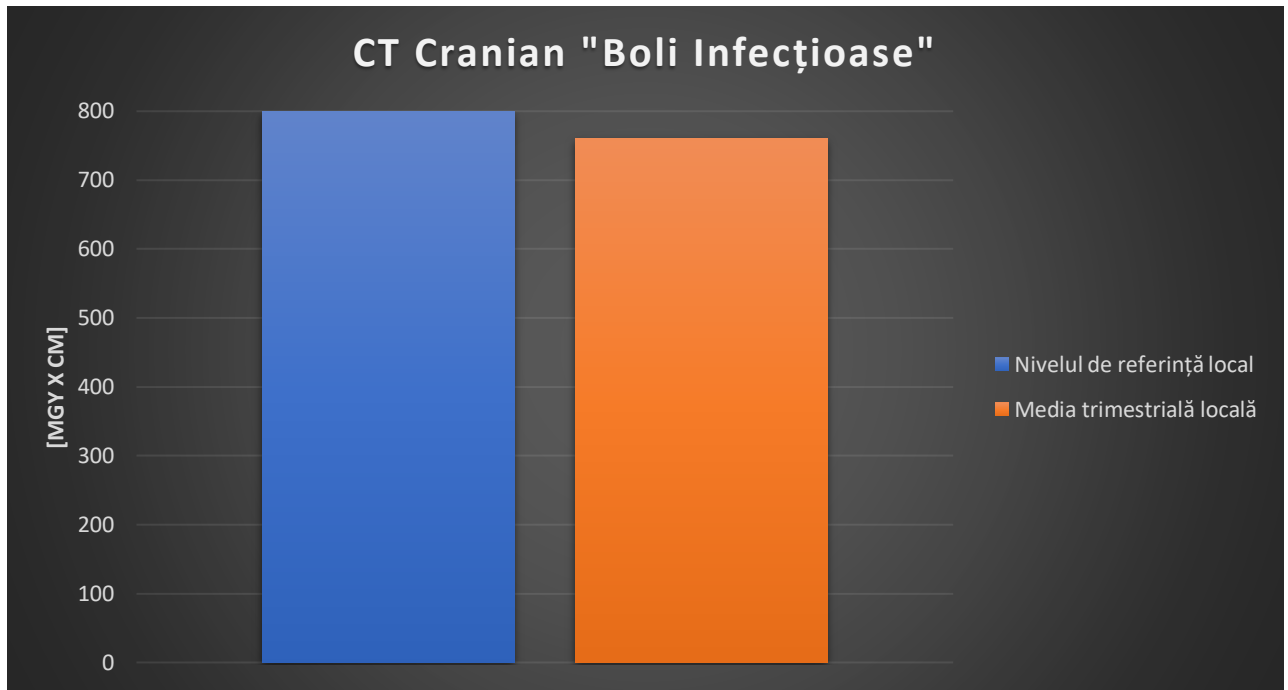


Fig. III.5.6 Comparatie CT Cranian "Boli Infecțioase"

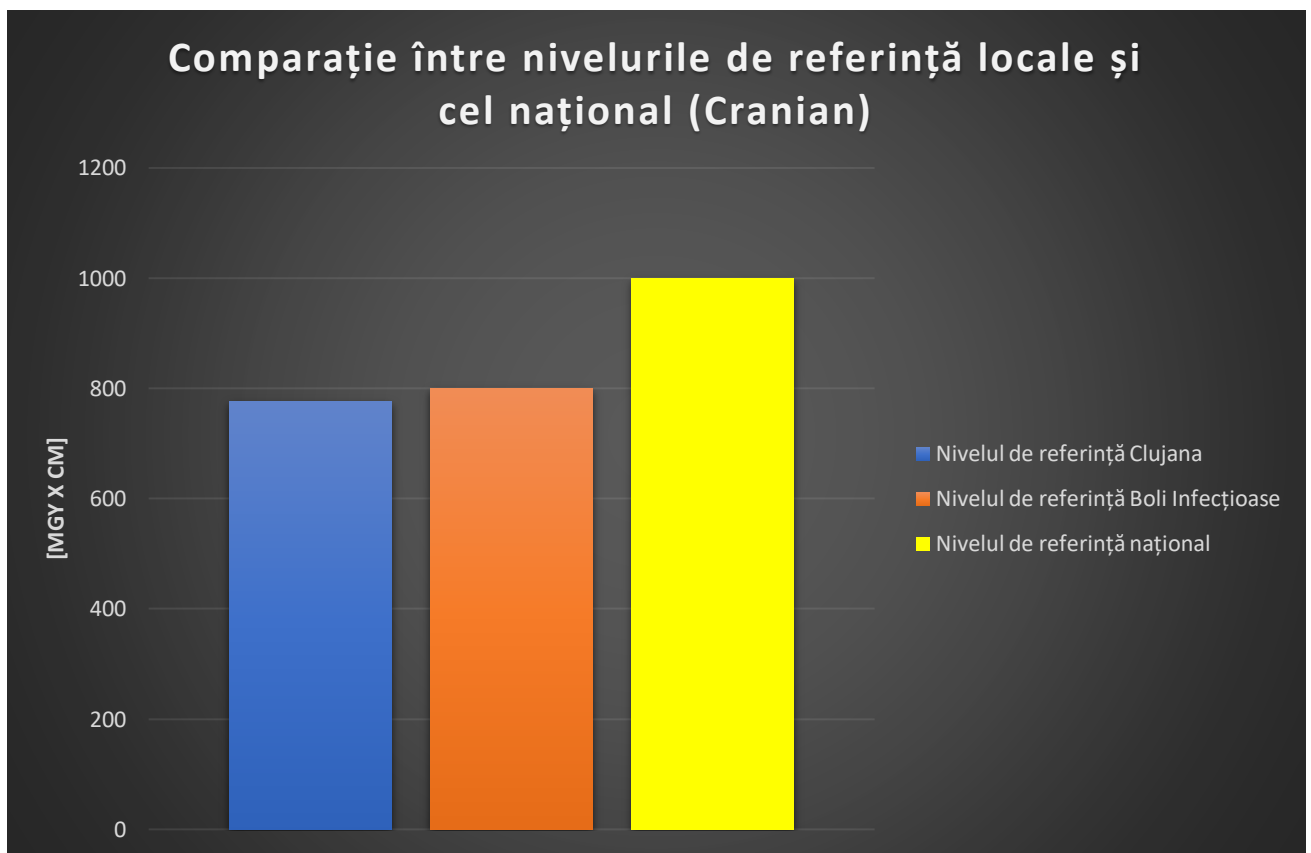


Fig. III.5.7 Comparație niveluri locale vs. nivel național

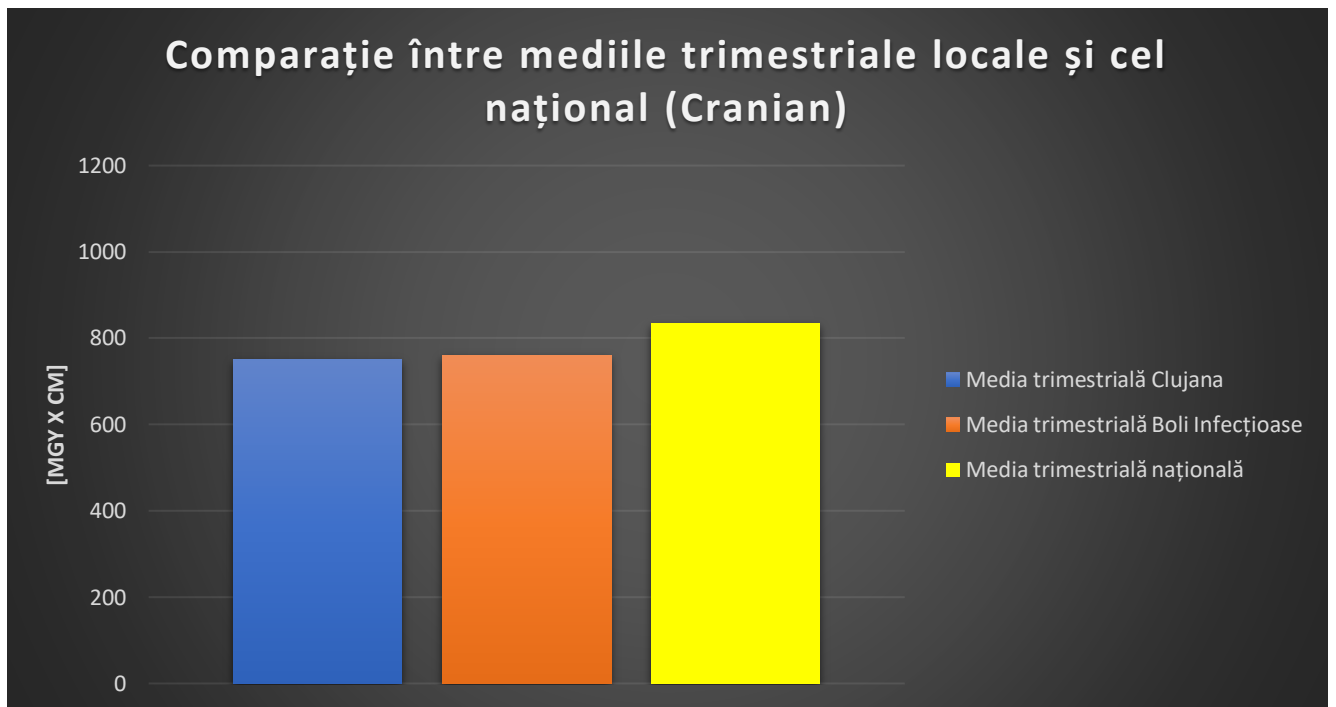


Fig. III.5.8 Comparație medii trimestriale locale vs. media trimestrială națională

Concluzii

Scopul acestei lucrări este de a arăta importanța nivelurilor de referință la investigațiile computer tomografice și de ce analiza nivelurilor de referință trebuie efectuată periodic, asigurându-se astfel protecția pacienților și a personalului autorizat la un nivel cât mai ridicat.

Se observă că nivelurile de referință locale la investigațiile computer tomografice, pentru eșantioanele examinate la cele două instituții medicale, sunt sub nivelul de referință național, prin urmare nu este necesară revizuirea protocoalelor clinice de examinare și/sau verificarea echipamentelor radiologice. Funcționalitatea aparatelor prezentate în această lucrare cât și profesionalismul personalului autorizat este pusă în evidență de rezultatele pozitive obținute. Calitatea imaginilor a fost apreciată de medici ca fiind bună spre foarte bună pentru evaluarea diagnostică. Totodată viața pacienților din eșantioanele examinate, prezentate în cadrul acestei lucrări, nu a fost pusă în pericol în nici una dintre intervenții. Revizuirea protocoalelor și respectiv verificarea echipamentelor se va face în conformitate cu normele în vigoare.

Examinările individuale care au depășit nivelul de referință, nu sunt considerate necorespunzătoare având în vedere că produsul doză-lungime scanată (DLP) diferă de la pacient la pacient și este în concordanță cu greutatea și înălțimea acestora.

În cazul în care nivelul de referință local depășește nivelul de referință național, atunci trebuie intervenit pentru a putea determina care sunt cauzele apariției diferențelor (eroare umană sau eroare tehnică), urmând să se stabilească dacă este nevoie de intervenția organelor competente (Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare, Direcția de Sănătate Publică, Autoritatea Națională de Management al Calității în Sănătate) și a societăților partenere acreditate în mentenanța aparatelor.

ANEXĂ



Fig. A.1. Instalație pentru tomografie computerizată cu 32 slice-uri, tip Somatom GO UP, an fabricație 2020 – Spitalul Clinic de Boli Infecțioase Cluj-Napoca



Fig. A.2 Instalație pentru tomografie computerizată cu 20 slice-uri, tip Somatom Definition AS, an fabricație 2010 - Spitalul Clinic Municipal "Clujana" Cluj-Napoca

Bibliografie

- [1] A. Bettini, *A Course in Classical Physics 4 - Waves and Light*. Springer, 2016.
- [2] „Radație electromagnetică”, *Wikipedia*. 28 mai 2023. Data accesării: 25 iunie 2023.
[Online]. Disponibil la:
https://ro.wikipedia.org/w/index.php?title=Radia%C8%9Bie_electromagnetic%C4%83&oldid=15712449
- [3] „Ionizing radiation, health effects and protective measures”.
<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures> (data accesării 25 iunie 2023).
- [4] R. A. Novelline și L. F. Squire, *Squire's Fundamentals of Radiology*. La Editorial, UPR, 2004.
- [5] R. Behling, *Modern Diagnostic X-Ray Sources: Technology, Manufacturing, Reliability*. CRC Press, 2021.
- [6] „PRELEGERE_1_Radiologia_met-radioimag.pdf”. Data accesării: 25 iunie 2023.
[Online]. Disponibil la: https://radiologie.usmf.md/wp-content/blogs.dir/131/files/sites/131/2018/12/PRELEGERE_1_Radiologia_met-radioimag.pdf
- [7] „Moore.pdf”. Data accesării: 25 iunie 2023. [Online]. Disponibil la:
<https://www.lle.rochester.edu/media/publications/documents/theses/Moore.pdf>
- [8] „Compton scattering”, *Wikipedia*. 21 iunie 2023. Data accesării: 25 iunie 2023.
[Online]. Disponibil la:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Compton_scattering&oldid=1161155071
- [9] „Compton scattering”, *Wikipedia*. 21 iunie 2023. Data accesării: 25 iunie 2023.
[Online]. Disponibil la:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Compton_scattering&oldid=1161155071
- [10] R. A. Millikan, „A Direct Photoelectric Determination of Planck's " h ""”, *Phys. Rev.*, vol. 7, nr. 3, pp. 355–388, mar. 1916, doi: 10.1103/PhysRev.7.355.
- [11] „II.2. Efectul fotoelectric. | Fizichim”.
<https://www.fizichim.ro/en/docs/fizica/clasa12/capitolul2-elemente-de-fizica-cuantica/II-2-efectul-fotoelectric/> (data accesării 25 iunie 2023).
- [12] „Pair production”, *Wikipedia*. 15 aprilie 2023. Data accesării: 25 iunie 2023.
[Online]. Disponibil la:
https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Pair_production&oldid=1149883145

- [13] „Wayback Machine”, 11 martie 2016.
https://web.archive.org/web/20160311042609/http://www.physics.usyd.edu.au/~kuncic/lectures/RP3_slides.pdf (data accesării 25 iunie 2023).
- [14] „Atenuarea radiatiilor γ ”. <https://www.rasfoiesc.com/educatie/fizica/Atenuarea-radiatiilor41.php> (data accesării 25 iunie 2023).
- [15] N. Sfetcu, „Radiatii alfa, beta și gama”, *MultiMedia*, 9 februarie 2018.
<https://www.telework.ro/ro/radiatii-alfa-beta-si-gama/> (data accesării 25 iunie 2023).
- [16] J. Valentin și International Commission on Radiological Protection, Ed., *The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. În ICRP publication, no. 103. Oxford: Elsevier, 2007.
- [17] „nsr04.pdf”. Data accesării: 25 iunie 2023. [Online]. Disponibil la:
<http://www.cncan.ro/assets/NSR/nsr04.pdf>
- [18] J. Valentin și International Commission on Radiological Protection, Ed., *Radiological protection in medicine*. În ICRP publication, no. 105. Oxford: Elsevier, 2008.
- [19] „Percentile”, *Wikipedia*. 1 iunie 2023. Data accesării: 25 iunie 2023. [Online]. Disponibil la:
<https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Percentile&oldid=1158049512>
- [20] „Percentile in Statistics: Overview & How to Calculate | Simplilearn”, *Simplilearn.com*. <https://www.simplilearn.com/tutorials/data-analytics-tutorial/percentile-in-statistics> (data accesării 25 iunie 2023).
- [21] „Ce este percentila în cuvinte simple?”, *Reviews Wiki | Source #1 des Informations, Tests, Chroniques, Avis et Nouveautés*, 13 februarie 2022.
<https://reviews.tn/ro/wiki/what-is-percentile-in-simple-words/> (data accesării 25 iunie 2023).
- [22] „Ordinul-MS-1245-Niveluri-de-referinta-in-diagnostic-si-Ordinul-MS-961-Constrangeri-de-doza-in-expunerea-medicala.pdf”. Data accesării: 25 iunie 2023. [Online]. Disponibil la: <https://insp.gov.ro/download/cnmrmc/Informatii/Ordinul-MS-1245-Niveluri-de-referinta-in-diagnostic-si-Ordinul-MS-961-Constrangeri-de-doza-in-expunerea-medicala.pdf>
- [23] „Pregatire_CT_crdm_md.pdf”. Data accesării: 25 iunie 2023. [Online]. Disponibil la: https://www.crdm.md/images/ups/Pregatire_CT_crdm_md.pdf

[24] „Computer Tomograf | PDF”, *Scribd*.

<https://ro.scribd.com/document/375457395/computer-tomograf-rtf> (data accesării 25 iunie 2023).

[25] „CT - Computer Tomograf □ Tomografie computerizată | Affidea”, *Affidea*

Romania. <https://affidea.ro/serviciu/ct-computer-tomograf/> (data accesării 25 iunie 2023).

Declarație

Prin prezenta declar că Lucrarea de licență cu titlul “Niveluri de referință în investigațiile Computer Tomografice” este scrisă de mine și nu a mai fost prezentată niciodată la o altă facultate sau instituție de învățământ superior din țară sau străinătate. De asemenea, declar că toate sursele utilizate, inclusiv cele de pe Internet, sunt indicate în lucrare, cu respectarea regulilor de evitare a plagiatului.

Cluj-Napoca

26.06.2023

Absolvent:

Iurian Alexandru

