

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

## Lucrare de licență

Coordonator științific  
Prof. Dr. Zoltán Bálint  
Conducător științific  
Fiz. Med. Purcar Mirela

Absolvent  
Rus Bianca Daria

2025

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

## Lucrare de licență

Prelucrarea statistică a dozelor individuale în investigațiile CT pe un număr  
de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!

Coordonator științific  
Prof. Dr. Zoltán Bálint  
Conducător științific  
Fiz. Med. Purcar Mirela

Absolvent  
Rus Bianca Daria

2025

## Abstract

Computed tomography (CT) is now used much more often in medical diagnostics than in the past and prompting the need for rigorous evaluation of radiation doses received by patients. This study aims to perform a statistical analysis of the individual radiation doses administered to patients in various protocols and conditions at the Bistruta Emergency County Clinical Hospital. The CT scanner used in this research is a 64-slice GE Revolution EVO, manufactured by General Electric (GE Healthcare). Data were collected from a sample of patients who underwent CT, focusing on different protocols and clinical conditions. The methodology included detailed recording of dose parameters, patient constitutive data and scan settings. The results revealed substantial variations in radiation dose depending on the protocol and patient condition. These findings were compared with national and international reference levels, highlighting areas for potential dose optimization and safety improvement.

Continuous monitoring and control of radiation exposure during CT examinations is essential to improve patient safety and to guide the choice of the most suitable diagnostic approaches. Future studies should consider increasing the sample size and applying more advanced statistical techniques to optimize radiation dose management strategies.

# Cuprins

Abstract .....	3
Introducere.....	6
Capitolul I: Tipuri de radiații și producerea radiației X .....	7
1.1 Radiația X .....	7
1.2 Generatorul de raze X.....	7
1.3 Tipuri de radiație X.....	8
Capitolul II: Interacțiunea radiației X cu materia.....	10
2.1 Împrăștierea Compton .....	10
2.2 Efectul fotoelectric.....	11
2.3 Generarea de perechi .....	13
2.4 Legea atenuării.....	13
Capitolul III: Radioprotecția și dozimetria.....	15
3.1 Principii de bază ale radioprotecției .....	15
3.2 Dozimetria radiațiilor X.....	15
3.2.1 Metode și instrumente de măsură a dozelor de radiații.....	15
3.2.2 Mărimi și unități de măsură dozimetrice: .....	16
3.3 Norme CNCAN .....	17
3.4 Calculul nivelurilor de referință.....	18
3.4.1 Determinarea dozei efective.....	18
3.4.2 Folosirea modelelor matematice .....	19
3.4.3 Compararea cu standardele internaționale .....	19
3.4.4 Monitorizarea și evaluarea periodică .....	19
3.5 Examinare prin tomografia computerizată .....	19
3.6 Analiza nivelelor de referință.....	20
Capitolul IV: Prelucrarea statistică a datelor .....	22
4.1 Generalități .....	22

4.2 Descrierea Metodei .....	22
4.2.1 Echipamentul utilizat .....	22
4.2.2 Protocoale și condiții de examinare .....	23
4.2.3 Parametrii și Efectele Asupra Dozei de Iradiere și Calității Imaginii .....	24
4.3 Colectarea datelor .....	24
4.3.1 Metodologia de colectare a datelor .....	24
4.3.2 Instrumentele de măsurare și înregistrare .....	25
Capitolul V: Analiza retrospectivă a investigațiilor CT.....	26
5.1 Estimarea dozei efective utilizând produsul DLP și factorul de conversie k .....	28
5.2 Distribuirea datelor după regiune .....	29
5.3 Compararea valorilor cu date din literatură .....	40
5.4 Analiza diferențiată a valorilor DLP în funcție de sex.....	46
Concluzie.....	52
Referințe .....	54

## Introducere

Imagistica medicală a oferit instrumente esențiale pentru vizualizarea unor structuri interne ale corpului uman printr-o revoluție a diagnosticului și tratamentelor afecțiunilor medicale. Totodată prin aceste tehnici, tomografia computerizată adică CT- ul a ocupat un loc deosebit datorită capacității sale de a furniza imagini detaliate și foarte precise ale diferitelor regiuni anatomice. Însă prin utilizarea radiațiilor ionizante, în investigațiile CT au ridicat mari probleme legate de siguranța pacienților în special fiind necesară o monitorizare și o gestionare a dozelor de radiații care au fost administrate. În acest studiu mă concentrez pe analiza statistică a dozelor individuale de radiație pe care pacienții le-au primit în cadrul investigațiilor CT efectuate la spitalul clinic județean de urgență Bistrița. Având ca scop principal al cercetării evaluarea și compararea dozelor administrate sub diverse protocoale dar și condiții pentru a identifica eventualele variații și a propune măsurători de optimizare a protocoalelor utilizate.

Acest studiu este important deoarece, este necesar pentru a asigura un echilibru între obținerea unor imagini de înaltă calitate și totuși micșorarea sau minimalizarea expunerii la radiații a pacienților. Prin analiza datelor pe care le-am colectat și prelucrarea statistică a acestora am urmărit identificarea unor nivele de referință locale și compararea acestora cu standardele atât naționale cât și internaționale, contribuind astfel la o îmbunătățire a practicilor clinice și totuși creșterea siguranței pacienților. Lucrarea este structurată pe capitole, fiecare dintre acestea abordând aspectele esențiale ale temei de cercetare. Ca prim capitol am prezentat tipurile de radiație dar și modul de producere a radiației X. Capitolul al doilea este concentrat pe interacțiunea radiației X cu materia explicând totodată fenomenele fizice care stau la baza imagisticii medicale. În capitolul al treilea sunt tratate mai multe aspecte legate de radioprotecție, mărimi și unități de măsură dozimetrice dar și reglementările CNCAN și metodele de calcul ale nivelelor de referință. În capitolului al patrulea, sunt prezentate, prelucrările statistice a datelor, care includ descrierea metodei de colectare a datelor, analiza statistică a dozelor individuale și compararea rezultatelor obținute. Iar în final, capitolul de concluzii sintetizează principalele constatări și propunând recomandări pentru a îmbunătății protocoalelor CT. Mulțumesc domnului profesor Zoltán Bálint și doamnei fizician medical Purcar Mirela pentru sprijinul și îndrumarea oferită în realizarea acestei lucrări de licență.

## Capitolul I: Tipuri de radiații și producerea radiației X

Imagistica medicală permite analiza organelor și a sistemelor corpului uman pentru diagnosticare și tratament. Aceasta utilizează undele electromagnetice pentru a obține imaginile structurilor interne. Epoca radiologică a început pe 8 noiembrie 1895, odată cu descoperirea razelor X de către fizicianul Wilhelm Conrad Röntgen. În timpul experimentelor sale asupra tuburilor catodice, Röntgen a observat că aceste radiații necunoscute puteau ilumina ecrane fluorescente și pătrunde prin diverse materiale solide. În acest context, el a realizat prima radiografie din istorie, capturând imaginea mâinii soției sale. Datorită impactului semnificativ al acestei descoperiri asupra fizicii și medicinei, Röntgen a fost recompensat în anul 1901 cu Premiul Nobel pentru fizică, intrând astfel în istorie drept părintele radiografiei.[1]

### 1.1 Radiația X

Radiațiile X reprezintă unde electromagnetice ionizante generate atunci când electronii accelerați, care dețin o energie cinetică mare, se ciocnesc cu anumite materiale. În urma acestei interacțiuni, o mică parte a energiei electronilor se transformă în radiații X, iar cea mai mare parte este convertită în căldură. În medicina diagnostică, aparatul ce emite raze X include, în general, o sursă de electroni, un spațiu liber destinat accelerării electronilor, un electrod special destinat interacțiunii acestora și o sursă externă de alimentare care furnizează tensiunea înaltă necesară accelerării electronilor. [2]

### 1.2 Generatorul de raze X

Un aparat de emisie radiologică este un dispozitiv esențial în producerea radiațiilor X, acestea sunt utilizate cel mai des în medicină și industrie. Principalele componente ale unui generator de raze X sunt: catodul, anodul, sursa de curent extern și tubul de vid.

Catodul are rolul de a furniza electroni prin electrul termoionic. Se aplică un voltaj înalt furnizat de o sursă externă, astfel că electronii emiși vor fi accelerați către anod. Anodul, fiind realizat dintr-un metal care are un punct de topire ridicat, cum ar fi tungstenul, astfel că acționează ca țintă pentru electronii accelerați.

Tubul de vid reprezintă zonă în care are loc accelerarea electronilor. Acest spațiu vidat previne interacțiunea electronilor accelerați cu moleculele de aer, asigurând astfel o traiectorie liberă spre

anod. În momentul în care electronii accelerați lovesc atomii anodului, energia lor cinetică se convertește parțial în radiații X și parțial în căldură.

Radiațiile X sunt generate prin două mecanisme: radiațiile de frânare (Bremsstrahlung) și radiațiile caracteristice. [3]

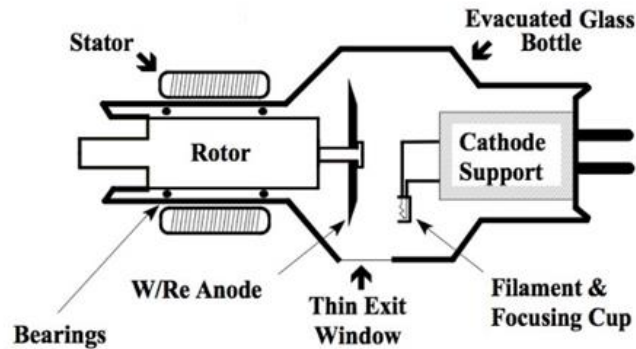


Figura 1.1 Schema unui tub cu raze X utilizat în imagistica medicală. [4]

### 1.3 Tipuri de radiație X

Radiații X moi și radiații X dure:

Radiațiile X moi sunt cele care au o energie mică dar o lungime de undă mai mare, fiind astfel mai puțin pe penetrate. În imagistica medicală sunt utilizate frecvent pentru a obține detalii ale unor țesuturi moi.

Radiațiile X dure se comportă invers față de radiațiile moi și astfel că au energii mai mari și lungimi de undă mai mici, fiind penetrat e mai ușor. În imagistica medicală sunt utilizate frecvent pentru structuri osoase, un rol important și în aplicații industriale. [5]

Radiațiile X de frânare (Bremsstrahlung) au loc atunci când electronii care posedă o energie mai mare sunt frânați în câmpul electric al atomilor. Datorită vitezei mari pe care o posedă, electronii pătrund cu ușurință prin straturile electronice ale atomilor din țintă, apropiindu-se semnificativ de nucleul acestora. Fiind încărcat pozitiv, nucleul exercită o forță de atracție asupra electronilor incidentali, fapt ce determină modificarea traiectoriei inițiale a acestora. Pe măsură ce electronii se apropie de nucleu, sunt încetiniți de câmpul electric al acestuia, pierzând instantaneu energie cinetică. Această energie pierdută este transformată în radiație X. [5]

## Continuous (Bremsstrahlung) X-Ray Production

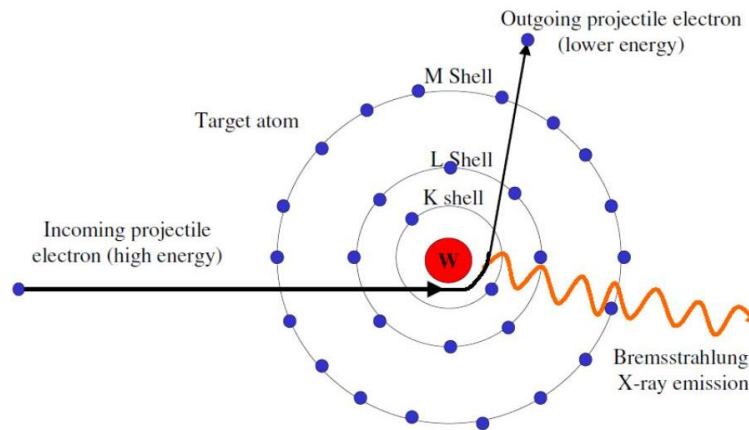


Figura 1.2 Producerea radiațiilor X de frânare (Bremsstrahlung). [6]

Radiațiile X caracteristice sunt generate atunci când electronii accelerați interacționează cu atomii țintei, provocând coliziuni cu electronii din stratul K și creând un gol. Acest gol este ulterior umplut de un electron dintr-un strat superior. Energia eliberată în acest proces este emisă sub formă de radiație X caracteristică, având o energie specifică, determinată de diferența dintre nivelurile energetice ale atomului. Această radiație are un spectru discret, care este specific fiecărui element. [5]

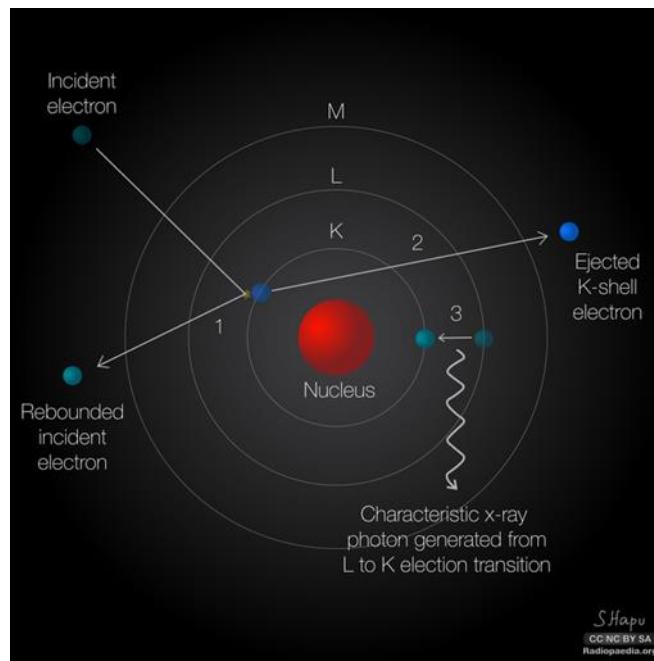


Figura 1.3 Poducerea radiațiilor X caracteristice. [7]

## Capitolul II: Interacțiunea radiației X cu materia

### 2.1 Împrăștierea Compton

Efectul Compton, descoperit de fizicianul Arthur Holly Compton, descrie fenomenul prin care un foton incident, având o frecvență înaltă, interacționează cu o particulă încărcată electric, cel mai frecvent cu un electron, determinând astfel modificarea frecvenței și a direcției fotonului respectiv. În urma interacțiunii, fotonul incident își pierde o parte din energie și crește lungimea de undă, fenomen cunoscut sub numele de deplasare Compton. Împrăștierea este una inelastică deoarece energia fotonului se modifică. [8]

În experimentul realizat de Arthur Compton, fotonii de raze X aveau o energie de aproximativ 17 MeV, valoare considerabil mai mare decât energia de legătură a electronilor din atomi. Din acest motiv, electronii au fost considerați ca fiind liberi în urma interacțiunii. După împrăștiere, lungimea de undă a fotonilor suferă o variație în funcție de unghiul sub care are loc fenomenul, relație exprimată prin ecuația corespunzătoare efectului Compton este:

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

unde:  $\lambda$  reprezintă lungimea de undă inițială,  $\lambda'$  reprezintă lungimea de undă după procesul de împrăștiere,  $h$  denotă constanta lui Planck,  $m_e$  este masa electronului de repaus,  $c$  indică viteza luminii în vid,  $\theta$  este unghiul sub care are loc împrăștierea.

Efectul Compton se manifestă atunci când fotonii incidenti, proveniți din radiații X sau Gamma, interacționează cu electroni liberi sau slab legați dintr-un material. În urma acestei coliziuni, fotonul își modifică traiectoria și este împrăștiat, transferând o parte din energia sa electronului, care poate fi astfel eliberat din atom sau din moleculă. Energia rezultată din acest proces poate fi analizată utilizând tehnici precum împrăștierea Bragg și camerele de ionizare, care măsoară cantitatea totală de energie depusă într-un anumit interval de timp. [8]

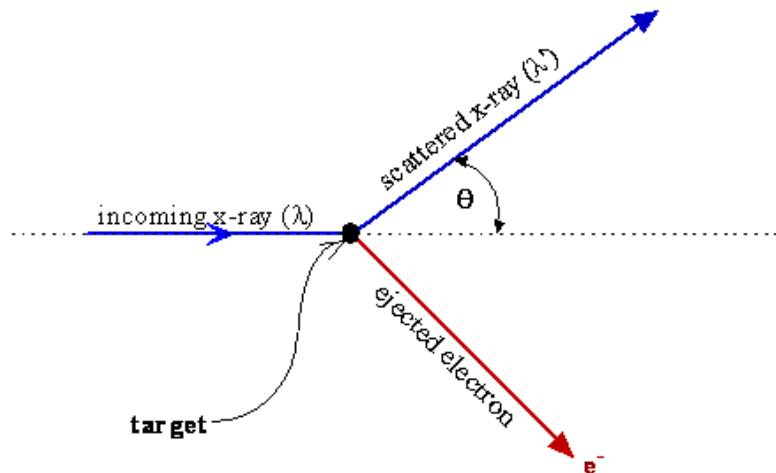


Figura 2.1 Schema împrăștierei Compton.[7]

Efectul Compton presupune, în majoritatea cazurilor, interacțiunea dintre un foton incident și un electron situat în straturile exterioare ale atomului. În urma coliziunii, fotonul transferă o parte din energia sa electronului, iar traiectoria sa se modifică sub un anumit unghi. Deoarece electronii din straturile superioare sunt mai slab legați de nucleu, este nevoie de o energie redusă pentru a-i desprinde. Acest fenomen are ca rezultat ionizarea atomului și împrăștierea radiației. [8]

## 2.2 Efectul fotoelectric

Efectul fotoelectric se produce atunci când un foton de raze X este complet absorbit de un electron aflat într-un atom, determinând astfel eliberarea electronului din structura atomică. Însă energia fotonului trebuie să fie suficient de mare pentru a învinge energia de legătură a electronului. Efectul fotoelectric este important în imagistica medicală deoarece acesta contribuie la formarea contrastului în imaginile radiografice. [9]

În 1887, Heinrich Hertz a observat pentru prima dată un fenomen curios: iluminarea unui metal cu lumină ultravioletă determina eliberarea unor particule încărcate electric. Abia în 1905, Albert Einstein a explicat această manifestare prin teoria cuantică, sugerând că lumina este alcătuită din „cuante” de energie, numite fotoni. Când un foton lovește suprafața unui metal, poate transfera energia sa unui electron. Pentru ca electronul să se desprindă din rețeaua metalică, este necesar un minim de energie o valoare specifică fiecărui material, cunoscută ca lucru de extracție. Relația care exprimă această energie minimă este:

$$L_{\text{extracție}} = h\nu - E_c \quad (2),$$

unde:  $h$  este constanta lui Planck,  $\nu$  este frecvența fotonului,  $E_c$  este energia cinetică a electronului,  $m_e$  desemnează masa electronului,  $\nu_{\text{max}}$  indică frecvența maximă a fotonului.

Legile care descriu manifestarea efectului fotoelectric extern sunt:

1. Cantitatea de electroni eliberați de pe suprafața materialului crește direct proporțional cu intensitatea radiației incidente.
2. Energia cinetică a electronilor emiși depinde exclusiv de frecvența radiației, și nu de intensitatea acesteia.
3. Emisia electronilor are loc instantaneu, imediat ce materialul este expus la radiație cu o frecvență suficient de mare. [9]

Acest fenomen se produce atunci când un foton interacționează cu un atom, transferând întreaga sa energie unui electron aflat pe un strat intern, de exemplu din stratul K sau L. În urma acestui transfer, electronul este eliberat din atom fiind cunoscut sub denumirea de fotoelectron. Locul rămas liber pe orbita internă este ocupat de un electron dintr-un strat mai exterior, care are o energie de legătură mai mică. Acest proces se propagă mai departe: fiecare electron care coboară pe o orbită inferioară lasă la rândul său un gol ce va fi completat de un alt electron dintr-o orbită și mai îndepărtată de nucleu.

Trecerea electronilor către straturi mai apropiate de nucleu este însoțită de eliberarea unei cantități de energie sub formă de radiații caracteristice, specifice pentru tranziții între straturile L, M etc. Energia acestor radiații este egală cu diferența dintre energiile de legătură ale celor două niveluri implicate.

Pentru electronii din stratul K, cel mai apropiat de nucleu, energia de legătură crește odată cu numărul atomic  $Z$ . Fotoelectronii emiși în urma absorbției fotonilor au o energie rezultată care corespunde diferenței dintre energia fotonului incident și energia necesară pentru a desprinde electronul din atom (energia sa de legătură). Acești fotoelectroni pot interacționa în continuare cu alți atomi de pe traseul lor, provocând ionizări suplimentare și contribuind astfel la doza totală de radiație absorbită de materialul expus. [9]

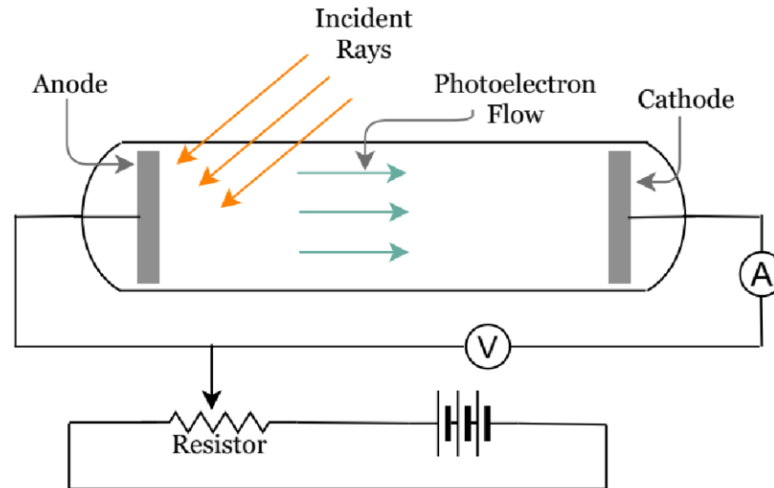


Figura 2.2 Schema experimentului efectului fotoelectric. [7]

### 2.3 Generarea de perechi

Acest proces are loc atunci când un foton cu energie foarte mare interacționează cu câmpul nuclear al unui atom, rezultând formarea unei perechi de particule: un electron și un pozitron. Fenomenul este posibil doar dacă energia fotonului incident depășește pragul de 1,022 MeV, echivalentul a de două ori energia de repaus a unui electron (511 keV). [11]

Mecanismul generării de perechi:

1. Interacțiunea inițială: un foton de înaltă energie, deci cel puțin 1,022 MeV, se apropie de nucleul unui atom.
2. Conversia energiei: are loc atunci când energia fotonului este transformată în masă, rezultând o pereche electron-pozitron conform principiului echivalenței masă-energie ( $E = mc^2$ ).
3. Emisia de perechi: Perechea electron-pozitron este emisă din zona de interacțiune, iar fotonul incident este anihilat în acest proces. [11]

### 2.4 Legea atenuării

Legea atenuării stă la baza descrierii modului în care intensitatea radiației X scade pe măsură ce trece printr-un material. Aceasta se datorează interacțiunilor pe care le are radiația cu atomii din material, care pot include împrăștierea, absorbția, cât și alte fenomene. [12]

Legea atenuării poate fi exprimată matematic prin ecuația:

Rus Bianca Daria      Prelucrarea statistică a dozelor individuale în investigațiile CT pe un număr de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!

$$I=I_0e^{-\mu x} \quad (3),$$

unde:  $I$  indică intensitatea radiației care trece prin material,  $I_0$  reprezintă intensitatea radiației incidente,  $\mu$  exprimă atenuarea radiației în funcție de tipul materialului,  $x$  desemnează grosimea stratului traversat. [12]

## Capitolul III: Radioprotecția și dozimetria

### 3.1 Principii de bază ale radioprotecției

Radioprotecția este ansamblul de măsurători și practici destinate protejării persoanelor, mediului și a materialelor împotriva efectelor nocive pe care le au radiațiile ionizante. Una dintre măsuri este controlul expunerii la radiații și aplicarea principiilor de radioprotecție. Acestea din urmă fiind: justificarea, optimizarea și limitarea dozei. [13]

Justificarea presupune ca expunerea la radiații să fie motivată, adică beneficiile să nu depășească riscurile. Optimizarea (ALARA - As Low As Reasonably Achievable) subliniază reducerea expunerii la radiații la cel mai scăzut cu puțință nivel posibil, ținând cont de factorii economici și sociali. Limitarea dozei implică respectarea normelor stabilite pentru a preveni efectele deterministe și pentru a reduce riscul efectelor stocastice. [13]

Aplicarea acestor principii se observă în protecția lucrătorilor, a pacienților și a publicului. Lucrătorii trebuie să utilizeze echipamente de protecție și să fie monitorizați constant. Pacienții trebuie protejați prin optimizarea tehnicilor de imagistică și utilizarea unor echipamentelor de calitate. Iar publicul general este protejat prin reglementări stricte și măsuri de urgență în caz de incidente radiologice. [13]

### 3.2 Dozimetria radiațiilor X

Dozimetria radiațiilor X are un rol esențial în radioprotecția și imagistica medicală, deoarece măsoară și calculează doza de radiație absorbită de țesuturile biologice. O dozimetrie precisă este crucială pentru protecția pacienților și a personalului medical. Metodele și instrumentele utilizate pentru măsurarea dozelor de radiație variază în funcție de aplicare și specificul mediului de lucru. [14]

#### 3.2.1 Metode și instrumente de măsură a dozelor de radiații

##### 1. Dozimetre termoluminescente (TLD)

Principiul de funcționare dozimetrele TLD se realizează cu ajutorul măsurării dozei prin excitarea electronilor într-un cristal. Atunci când cristalul este încălzit electronii eliberează energia pe care au acumulat-o sub formă de lumină, iar intensitatea luminii este proporțională cu doza de radiație primită. Ca utilizări sunt folosite frecvent pentru monitorizarea expunerii personalului medical și pentru măsurarea dozelor în medii de lucru variate. [15]

## 2. Dozimetre de film

Filmul fotografic din dozimetrele de film este înregistrat proporțional cu doza de radiație primită. Pentru a calcula doza este necesară analiza gradului de înnegrire. Aceste dozimetre sunt utilizate pentru monitorizarea expunerii pe termen lung și sunt ușor de folosit pentru documentarea dozelor istorice. [15]

## 3. Contoare Geiger-Müller

Detectează radiația ionizantă prin ionizarea gazului dintr-un tub contorizat. Ionizarea produce impulsuri electrice, iar numărul de impulsuri este proporțional cu intensitatea radiației. Aceste contoare sunt folosite pentru detectarea radiațiilor beta și gamma, totodată și pentru monitorizarea nivelurilor de radiație ambientală. [16]

## 4. Camere de ionizare

Camerele de ionizare sunt folosite pentru măsurarea dozei de radiație prin colectarea ionilor creați în gazul din cameră, generând un curent electric proporțional cu doza de radiație. Acestea sunt utilizate pentru măsurarea precisă a dozelor de radiație în medii de lucru și în aplicații medicale, inclusiv în terapiile cu radiații. [16]

## 5. Dozimetre electronice personale

Aceste dozimetre folosesc semiconductorii pentru a detecta și măsura radiația, oferă instant citiri ale dozei de radiații primite. Sunt ideale pentru monitorizarea continuă a expunerii personalului medical și pentru asigurarea conformității cu normele de siguranță. [16]

### 3.2.2 Mărimi și unități de măsură dozimetrice:

#### 1. Kerma (Kinetic Energy Released in Matter)

Kerma reprezintă mărimea fizică ce exprimă energia transferată particulelor încărcate dintr-un mediu material, raportată la unitatea de masă a acestuia. Aceasta se utilizează pentru a putea calcula depunerile de energie prin radiațiile ionizate indirect (fotoni și neutroni). Unitate de măsură: Joule pe kilogram (J/kg), cunoscută și sub denumirea de Gray (Gy). [17]

## 2. Doza absorbită

Doza absorbită este definită ca energia medie transferată de radiație și reținută într-un element de volum al unei substanțe. Această mărime este riguros definită, indiferent de natura radiației sau de compoziția materialului expus. Unitate de măsură: Gray (Gy). [17]

## 3. Expunerea

Expunerea o reprezintă valoarea încărcăturii totale a ionilor produși în aer per unitatea de măsură. Aceasta măsoară capacitatea radiației de a produce ionizare în aer. Unitate de măsură: Coulomb pe kilogram (C/kg). [17]

## 4. Echivalentul dozei

Echivalentul dozei, notat cu  $H_i$ , se determină prin înmulțirea dozei absorbite cu factorul de calitate specific tipului de radiație implicat. Acesta este conceput în a lua în considerare efectele biologice diferite ale tipurilor de radiație ( $W_R$ ). Unitate de măsură: Sievert (Sv). [17]

## 5. Echivalentul dozei efective

Echivalentul dozei efective, notat  $H_E$ , este definit ca suma dozelor echivalente primite de diferite țesuturi și organe, ponderată în funcție de sensibilitatea acestora la radiații. Acesta este utilizat pentru a evalua riscul global pentru sănătate asociat cu expunerea la radiații. Unitate de măsură: Sievert (Sv). [17]

## 6. Doza maximă admisibilă

Doza maximă administrată reprezintă doza anuală maximă permisă pentru persoanele expuse profesional, aceasta este calculată pentru a preveni apariția efectelor biologice dăunătoare. Unitate de măsură: Milisievert (mSv). Doza maximă permisă anual este de 20 mSv. [17]

### 3.3 Norme CNCAN

Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare (CNCAN) emite o serie de norme și reglementări pentru a asigura securitatea radiologică și cel mai esențial pentru protecția împotriva

de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!  
radițiilor ionizante. Aceste norme sunt urmate pentru o desfășurare în condiții de siguranță a  
procedurilor medicale.

Pentru expunerile medicale, normele NSR-04 sunt foarte importante, deoarece acestea detaliază atât  
domeniul cât și scopul expunerii medicale punând accent pe justificarea și optimizarea acestora.  
Justificarea expunerii bazându-se pe evaluarea beneficiilor potențiale terapeutice sau diagnostice în  
raport cu riscurile acestora. Fiecare caz trebuie să fie analizat pentru a avea siguranța necesară expunerii.  
[18]

Dozele de radiație se optimizează pentru a menține nivelurile cât mai scăzute posibil. Acest proces  
implică alegerea echipamentelor adecvate și asigurarea unui control riguros al calității.

Datorită normelor CNCAN orice expunere la radiație este prevăzută și trebuie să fie efectuată sub  
responsabilitatea unui practician medical. Pentru fiecare procedură există protocoale cât și  
echipamente, implicarea unui expert fizician medical este necesară pentru optimizare. Este esențial ca  
personalul să dețină o pregătire solidă, atât la nivel conceptual, cât și în utilizarea concretă, și să  
participe constant la programe de perfecționare, în special pentru actualizarea competențelor privind  
noile tehnologii și proceduri.

CNCAN prezintă mai multe impuneri, precum și cea pentru care toate echipamentele radiologice să  
fie supuse unei supravegheri stricte pentru a asigura protecția împotriva radiațiilor. Utilizatorii trebuie  
să implementeze măsuri riguroase de asigurare și control al calității, inclusiv evaluarea dozelor de  
radiație administrate pacienților. [18]

### 3.4 Calculul nivelurilor de referință

Nivelurile de referință sunt determinate prin următoarele metode:

#### 3.4.1 Determinarea dozei efective

Doza efectivă este suma dozelor echivalente pentru toate țesuturile și organele corpului. Aceasta se  
calculează folosind formula:

$$H_E = \sum H_T W_T \quad (4),$$

unde  $H_E$  este doza efectivă,  $H_T$  este echivalentul dozei pentru un anumit țesut sau organ, iar  $W_T$  este  
factorul de ponderare al țesutului respectiv. [20]

### 3.4.2 Folosirea modelelor matematice

Modelele matematice la nivelul referințelor sunt utilizate pentru a calcula nivelurile bazei datelor clinice și experimentale. Aceste modele iau în considerare factori precum tipul de radiație, geometria expunerii și caracteristicile pacientului. Pot include simulări computerizate și algoritmi specifici pentru diferite tipuri de proceduri radiologice. [21]

### 3.4.3 Compararea cu standardele internaționale

Nivelurile de referință sunt evaluate prin raportare la valorile recomandate de organisme internaționale, precum Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP). Aceste standarde sunt actualizate periodic pentru a vizualiza noile descoperiri și progrese tehnologice, și totodată asigurând astfel mai bune practici globale. [21]

### 3.4.4 Monitorizarea și evaluarea periodică

Nivelurile de referință trebuie monitorizate și evaluate periodic pentru a asigura conformitatea cu normele de siguranță și pentru a identifica eventualele deviații. Evaluarea include: analiza dozelor înregistrate și ajustarea protocoalelor în funcție de rezultate obținute. [22]

## 3.5 Examinare prin tomografia computerizată

Tomografia computerizată utilizează radiații X pentru a genera imagini detaliate ale structurilor interne ale organismului. Este o metodă imagistică neinvazivă și lipsită de disconfort pentru pacient. Doza de radiație este atent controlată și ajustată permanent, astfel încât să se obțină o calitate optimă a imaginii diagnostice cu o expunere minimă. Indicația pentru efectuarea unei investigații CT este stabilită de medicul specialist, care evaluează raportul beneficiu-risc în funcție de necesitatea clinică. În timpul procedurii, pacientul este asistat de tehnicianul radiolog, care oferă îndrumări și asigură poziționarea corectă. Echipamentul de tomografie computerizată are un aspect masiv, cu o formă circulară asemănătoare unei gogoși, în centrul căreia se află un tunel scurt. Pacientul este poziționat pe o masă mobilă care se deplasează înainte și înapoi prin acest tunel în timpul scanării. [23]

Tomografia computerizată se bazează pe două principii fundamentale:

1. Determinarea densității radiologice presupune analizarea modului în care fasciculul de raze X este atenuat în timpul trecerii prin țesuturi, urmată de calcularea coeficientului de atenuare caracteristic materialului traversat.

2. Atenuarea radiațiilor X este dependentă de densitatea și compoziția materialului traversat. Conform legii Beer-Lambert, intensitatea radiației scade exponențial în funcție de grosimea materialului și coeficientul de atenuare liniară, ecuația (3).

Se vor reconstrui imagini, prin utilizarea unor algoritmi matematici, pentru a converti datele obținute din proiecțiile multiple în imagini bidimensionale ale secțiunilor transversale ale corpului. Transformarea inversă Fourier și algoritmul de retroproiecție filtrată (FBP) sunt cele mai des folosite metode de reconstrucție.

În timpul examinării, tubul de raze X se învârte în jurul pacientului, în timp ce, pe partea opusă, un detector înregistrează energia fonică care a traversat corpul. Această energie este transformată inițial în lumină, apoi convertită în impulsuri electrice prin intermediul unei fotodiode. Ulterior, aceste semnale electrice sunt digitalizate și transmise unui procesor de imagine, care generează reconstrucția vizuală afișată pe monitorul sistemului. Gradul de absorbție al razelor X diferă în funcție de densitatea și compoziția organelor și țesuturilor, ceea ce produce un contrast vizual între structuri. Astfel, oasele, având o densitate ridicată, sunt reprezentate în alb, țesuturile moi apar în nuanțe de gri, iar zonele fără masă (cum ar fi cavitățile aeriene) apar negre. Acest contrast radiologic este crucial pentru identificarea precisă a diverselor patologii. [24]

### 3.6 Analiza nivelelor de referință

Pentru asigurarea unei expuneri optime la radiații și pentru protecția pacienților avem nevoie de analiza nivelurilor de referință (DRLs) în tomografia computerizată (CT). Nivelurile de referință sunt utilizate pentru a evalua și compara dozele de radiații administrate în timpul procedurilor CT cu standardele internaționale și naționale, menținând doza de expunere la valori cât mai mici. [25]

Tabel 3.6.1: Nivele de referință pentru examenele CT comune. [25]

Nr. Crt.	Examinare	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)
1.	Cap (adult)	60-75	930-1050

Rus Bianca Daria      Prelucrarea statistică a dozelor individuale în investigațiile CT pe un număr de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!

2.	Coloana cervicală	25-30	300-600
3.	Torace	10-20	300-700
4.	Abdomen	10-30	470-900
5.	Abdomen și pelvis	15-25	600-1500
6.	Pelvis	10-30	400-800
7.	Angio-CT	12-30	500-1200
8.	Pediatrie (cap, 5 ani)	25	300
9.	Pediatrie (abdomen, 5 ani)	20	200-600

## Capitolul IV: Prelucrarea statistică a datelor

### 4.1 Generalități

Analiza statistică a datelor în studiile clinice și radiologice prezintă un aspect important, deoarece permite o analiză a informațiilor și de asemenea oferă o bună interpretare a rezultatelor, și o formulare vastă a concluziilor. În contextul imagisticii medicale, în special al tomografiei computerizate are o importanță capitală în analiza statistică pentru evaluarea și optimizarea dozelor de radiații administrate pacienților. Aceasta contribuie la respectarea principiului ALARA (As Low As Reasonably Achievable), asigurând că expunerea la radiații este minimizată fără a compromite calitatea diagnostică. [26]

### 4.2 Descrierea Metodei [26]

Pentru a efectua o analiză statistică riguroasă a dozelor de radiații administrate pacienților în timpul examinărilor CT, am utilizat o metodologie bine definită care implică descrierea echipamentului utilizat, protocoalele și condițiile de examinare, colectarea datelor și analiza acestora.

#### 4.2.1 Echipamentul utilizat

Spitalul Clinic Județean de Urgență Bistrița utilizează un aparat de Computer Tomograf GE Revolution Evo, produs de General Electric (GE Healthcare). Acest CT oferă o rezoluție spațială de 0,28 mm și utilizează tehnologia AsiR-V™ (Adaptive Statistical Iterative Reconstruction-Version V), fiind o metodă de reconstrucție interactivă care permite reducerea dozei de radiație fără a avea o semnificație în diagnostica imaginii. Aparatul este echipat cu un tub de raze X Performix™ 40 Plus și un detector HiLight™ care contribuie la obținerea unor imagini suficient de clare și detaliate.

Configurații pentru Revolution Evo: masă standard de susținere este de până la 227 kg (500 pounds), cu o lungime scout 1600 mm și o lungime de scanare 1730 mm, lungime scout 1900mm. Masa extinsă cu capacitatea de până la 306 kg (675 pounds), cu o lungime scout de 1900 mm și o lungime maximă de scanare de 2000 mm.[27]

Specificații scanner: 64 celule / 128 felii, acoperire detector: 40 mm, colimator de claritate proiectat pentru a reduce artefactele, aliniere focală pentru performanță mai bună a imaginii, sistem de detectare și achiziție de date integrat pentru a reduce zgomotul electronic.

ASiR™ (Reconstrucție Iterativă Statistică Adaptivă): reconstrucție prospectivă și retrospectivă posibilă, selecție ASiR între 0% și 100% cu trepte de 10%. Valorile recomandate în funcție de regiunea anatomică scanată, sunt următoarele: ASiR \* 40-60%: investigații de torace și abdomen, ASiR \* 40-60%: angiografii și examinări cerebrale (craniu), ASiR \* 20-40%: examinări osoase (unde se urmărește detalierea structurii dense), ASiR \* 60-90%: protocoale de scanare cu doză redusă.

#### 4.2.2 Protocoale și condiții de examinare

În funcție de necesitățile pacienților în cadrul spitalului se utilizează diverse protocoale, scanările standard se folosesc pentru cap, torace, abdomen și pelvis, iar pentru afecțiuni cardiace sunt folosite examinări avansate. Parametrii de scanare sunt ajustați automat pentru fiecare pacient.

Utilizarea unui colimator între tubul catodic și pacient ajută la reducerea radiațiilor împrăștiate, ceea ce îmbunătățește calitatea imaginii obținute. [26]

Odată cu creșterea curentului tubului, scade zgomotul imaginii, însă doza de radiație administrată pacientului crește proporțional. În sistemele moderne de imagistică, intensitatea curentului este ajustată automat în funcție de grosimea și densitatea pacientului prin intermediul tehnologiei AEC (Automatic Exposure Control). Această tehnologie reglează curentul tubului în mod dinamic, ținând cont de particularitățile anatomice ale pacientului. Tensiunea aplicată tubului influențează semnificativ doza de radiație administrată: o valoare mai mare a potențialului conduce la o creștere exponențială a dozei, reducând în același timp zgomotul de imagine și contribuind la obținerea unor imagini de calitate superioară. [28]

O rotație mai lungă a gantry-ului implică un timp de expunere mai mare pentru pacient, ceea ce crește doza de radiație. Totuși, zgomotul imaginii scade pe măsură ce crește timpul de rotație, îmbunătățind astfel calitatea imaginii. [28]

Parametrul pitch influențează direct durata examinării: o valoare mai mare a acestuia scurtează timpul de scanare și, în consecință, reduce doza de radiație administrată pacientului. Totuși, dacă intensitatea curentului rămâne constantă, creșterea pitch-ului determină o amplificare a zgomotului de imagine, ceea ce poate afecta negativ calitatea rezultatelor obținute.

De asemenea, lungimea segmentului scanat influențează valoarea DLP (Dose Length Product), fără a avea un impact asupra calității imaginii. Doza totală de radiație este proporțională cu dimensiunea regiunii investigate, motiv pentru care este important ca lungimea zonei scanate să fie limitată strict

la necesitățile medicale ale pacientului. Această abordare constituie una dintre cele mai eficiente strategii de optimizare a dozei. [29]

#### 4.2.3 Parametrii și Efectele Asupra Dozei de Iradiere și Calității Imaginii [30]

##### 1. Potențialul tubului (kV):

Doza de iradiere: Crește semnificativ cu creșterea potențialului, calitatea imaginii: Zgomotul scade, îmbunătățind calitatea imaginii.

##### 2. Curentul tubului (mA):

Doza de iradiere: Crește proporțional cu creșterea curentului, calitatea imaginii: Zgomotul scade, rezultând o calitate superioară a imaginii, formula: Zgomotul este invers proporțional cu rădăcina pătrată a curentului ( $1mA$ ).

##### 3. Timpul de rotație a gantry-ului:

Influențează atât doza de radiație, cât și calitatea imaginii. O durată mai mare a rotației determină o creștere a dozei administrate, însă contribuie la reducerea zgomotului de imagine, ceea ce se traduce printr-o îmbunătățire a calității imaginii obținute.

##### 4. Pitch:

Doza de radiație administrată scade odată cu creșterea valorii pitch-ului, în condițiile în care curentul (mA) rămâne constant. Totuși, această creștere a pitch-ului determină o intensificare a zgomotului de imagine, ceea ce poate afecta negativ calitatea diagnosticului.

##### 5. Lungimea scanării:

Extinderea lungimii zonei scanate nu influențează în mod direct calitatea imaginii, însă determină o creștere aproximativ liniară a valorii DLP (Dose Length Product), reflectând o doză totală de radiație mai mare. Astfel, deși calitatea imaginii rămâne constantă, expunerea pacientului crește odată cu lungimea scanării. [230]

### 4.3 Colectarea datelor

#### 4.3.1 Metodologia de colectare a datelor

Datele sunt organizate pe baza dozelor de radiație individuale pe care pacienții le primesc în timpul unei examinări CT. În cadrul Spitalului Clinic Județean de Urgență Bistrița, datele sunt colectate prin folosirea unor proceduri aranjate pentru ca informația să fie una consistentă. Aceste date au fost

colectate de la un număr de 138 de pacienți, în perioada martie 2024 - mai 2024, fiecare examen CT a înregistrat vârsta, sexul, greutatea, DLP (Dose-Length Product) și regiunea anatomică.

CT Scanner Revolution Evo este aparatul utilizat la Spitalul Clinic Județean de Urgență Bistrița, fiind un model avansat care are funcții atât pentru a optimiza doza și cât și pentru a reduce expunerea pacientului.

Software-ul Image Works Browser. Acest software management al datelor, permite înregistrarea detaliată a dozelor administrate și a parametrilor de scanare, ajutând monitorizarea și analiza ulterioară.

Introducerea acestor proceduri se realizează astfel:

1. Selecția pacienților: pe baza unor categorii clinice sub forma unui eșantion.
2. Monitorizarea dozei: doza de radiații administrată fiecărui pacient în urma unor prescripții medicale în timpul examinării CT este monitorizată de către tehnician și înregistrată în timp real.
3. Înregistrarea datelor: dozele de radiație sunt înregistrate electronic folosind software specializat pentru a stoca datele, ulterior datele sunt introduse într-o bază informatică și, simultan, sunt tipărite pe suport fizic și arhivate într-o mapă, pentru a facilita accesul rapid și păstrarea lor în vederea unor analize ulterioare.

#### 4.3.2 Instrumentele de măsurare și înregistrare

Instrumentele de măsură și înregistrare a datelor sunt esențiale pentru asigurarea corectitudinii datelor redade:

1. Dozimetrele termoluminescente: acestea se utilizează pentru măsurarea dozelor acumulate de radiație, prin intermediul unui material care odată fiind expus la radiație va fi încălzit pentru a emite lumină. Intensitatea luminii emise este direct proporțională cu doza de radiație primită.
2. Contoare Geiger-Müller: au rolul de a monitoriza în timp real radiațiile. Prin ionizarea gazului dintr-un tub sensibil ele detectează radiațiile ionizante.
3. Camere de ionizare: sunt dispozitivele care arată măsurătorile precise ale dozelor de radiație și de asemenea calibrează alte instrumente de măsură. Ele colectează ionii produși în gaz de către radiația ionizantă.
4. Dozimetrele electronice personale: aceste sunt purtate de către personal pentru a monitoriza doza în timp real.

## Capitolul V: Analiza retrospectivă a investigațiilor CT

În acest capitol voi prezenta rezultatele statistice obținute și voi discuta implicațiile acestora în contextul practicilor spitalului clinic actual. De asemenea, voi compara rezultatele studiului cu cele raportate în literatura de specialitate, evidențiind aspectele comune și diferențele notabile. Obiectivul principal este de a furniza o evaluare cuprinzătoare a dozelor de radiație utilizate în examinările CT și de a identifica modalități de optimizare a acestora pentru a îmbunătăți siguranța și eficiența diagnosticului.

Substanțele de contrast joacă un rol esențial în multiple metode de imagistică medicală, cum ar fi radiologia convențională și intervențională, ecografia, tomografia computerizată (CT) și imagistica prin rezonanță magnetică (IRM). Ele sunt administrate cu scopul de a accentua diferențele naturale dintre vasele de sânge și structurile organelor interne, contribuind astfel la o vizualizare mai detaliată a țesuturilor și la stabilirea unui diagnostic precis.

Ideal, o substanță de contrast ar trebui să atingă o concentrație optimă în țesuturile țintă fără a provoca efecte adverse. Cu toate acestea, în practică, toate substanțele de contrast prezintă anumite efecte secundare. Cele mai frecvente includ greața, vărsăturile și reacțiile alergice. În cazuri mai severe, pot apărea reacții anafilactice, iar pacienții cu insuficiență renală pot prezenta un risc crescut de nefropatie indusă de contrast.

Administrarea substanțelor de contrast se poate face fie oral (per os), fie intravenos, pentru a asigura un diagnostic precis.[31]

În tomografia computerizată (CT) sunt folosite substanțe de contrast care creează un contrast pozitiv. Cele mai frecvent utilizate sunt substanțele de contrast pe bază de iod, folosite pentru a opacifica vasele sanguine, căile biliare, căile excretorii urinare sau articulațiile. Iodul, având un număr atomic mare, absoarbe și împrăștie radiațiile X, ceea ce contribuie la creșterea semnalului pe imagine.

Substanțele de contrast iodate sunt hidrosolubile, disociindu-se în ioni negativi și pozitivi. Acestea sunt incolore și trebuie depozitate în condiții adecvate: într-un loc uscat, întunecos și ferit de radiații. Administrarea substanțelor de contrast iodate se face de obicei pe cale intravasculară. Eliminarea lor se face pe cale renală, prin filtrare glomerulară, fără reabsorbție, în 95-99% din cazuri. Timpul de înjumătățire biologică este de 60-120 de minute, astfel încât, la 4 ore după examinare, aproximativ 75% din substanța de contrast administrată este eliminată.

La Spitalul Clinic Județean de Urgență Bistrița, sunt utilizate două substanțe de contrast cu osmolaritate scăzută: Ultravist® și Omnipaque®. Ambele fac parte din categoria agenților non-ionici,

având osmolaritate scăzută pentru a minimiza reacțiile adverse și a sporii toleranța pacientului. Ultravist® (iopromidă) are ca producător: Bayer Healthcare Pharmaceuticals, formele și codurile fiind: NDC:50419-344-05 (Ultravist 300 mg iod/mL, 50 mL vial) și NDC: 50419-346-05 (Ultravist 370 mg iod/mL, 50 mL vial), iar Omnipaque® (iohexol) are ca producător: GE Healthcare, forme și coduri: SKU Y-101/NDC:0407-1411-10 (Omnipaque 180 mg iod/mL, 10 mL vial), SKU Y-306/NDC:0407-1413-10 (Omnipaque 300 mg iod/mL, 10 mL vial) și SKU Y-548I/NDC: 0407-1414-72 (Omnipaque 350 mg iod/mL, 500 mL bottle).[32] Osmolaritatea reprezintă una dintre caracteristicile importante ale substanțelor de contrast și este determinată pe baza raportului dintre numărul atomilor de iod și numărul total de particule dizolvate în soluție. Agenții cu osmolaritate redusă conțin mai puține particule raportat la fiecare atom de iod, ceea ce favorizează un contrast mai eficient în imagini și contribuie la obținerea unei vizualizări mai clare a structurilor anatomice. [31]

Descriere set de date: în total am extras datele anonime de la 138 de pacienți. Cu următoarea distribuție a regiunilor: 11 examinări abdominale, 23 de examinări toracice, 2 examinări pelviene, 2 examinări combinate torace+abdomen, 60 de examinări combinate abdomen+pelvis, 34 de examinări combinate torace+abdomen+pelvis și 6 examinări cerebrale. În timpul acestor examinări am luat din baza de date și greutatea corporală ale fiecărui pacient. O parte din aceste examinări au fost efectuate cu substanță de contrast iar celelalte fără substanță de contrast. Totodată, în această analiză, nu am luat în considerare diferențele între examinările realizate cu și fără substanță de contrast, deoarece numărul de examinări pentru fiecare zonă este prea mic pentru a permite o analiză statistică relevantă. Vârsta pacienților variază între 20 și 90 de ani, cu o medie de 70 de ani. Greutatea pacienților variază între 47 și 148 de kg, cu o medie de 80 de kg.

Pentru a evalua expunerea la radiații în timpul unei singure examinări și pentru a compara dozele între diferite tehnici de scanare, un articol relevant de referință cu titlul „Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications” publicat în *European Radiology Experimental*. [33].

Acest studiu compară metodele de estimare a dozei doză-lungime (DLP) și a dozei absorbite de organe, utilizând mai multe aplicații software specializate. Se analizează modul în care doza la nivelul organelor variază în funcție de parametrii de expunere la CT, precum și diferențele de estimare între software-urile evaluate.

Doza efectivă descrie efectele biologice ale radiațiilor ionizante și este o estimare a riscului de iradiere. În articolul „Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications”[34], sunt prezentate două metode de calcul al dozelor efective.

Prima metodă se bazează pe factorul de ponderare al țesutului, care reflectă sensibilitatea relativă a fiecărui țesut la radiații. Acești factori sunt stabiliți de Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP) și variază în funcție de publicație: ICRP 26 (1977), ICRP 60 (1991) și ICRP 103 (2007). De exemplu, factorul de ponderare pentru gonade a fost de 0.25 în ICRP 26, a scăzut la 0.20 în ICRP 60 și la 0.08 în ICRP 103. Unele organe, cum ar fi creierul și glandele salivare, nu au fost incluse în primele două publicații, dar apar în ICRP 103.

Formula pentru calcularea dozei efective pentru o parte a corpului este suma dozelor absorbite pentru fiecare organ, înmulțită cu factorul de ponderare al organului respectiv (3.4.1).

A doua metodă utilizează valoarea DLP (produs doză-lungime) și un coeficient de conversie „k” pentru a converti DLP în doză efectivă. Această metodă este mai simplă și implică utilizarea unui coeficient specific pentru a transforma DLP în doză efectivă.[34]

### 5.1 Estimarea dozei efective utilizând produsul DLP și factorul de conversie k

DLP-ul (produsul doză-lungime) este definit ca produsul dintre volumul CTDI și lungimea iradiată. Pentru anumite regiuni anatomice, s-a observat o relație liniară între doza efectivă estimată prin DLP și doza efectivă calculată folosind factorii de ponderare tisulară din ICRP 60. Această observație a condus la dezvoltarea unei metode rapide de estimare a dozei efective, publicată de Comisia Europeană în 2000 și actualizată în 2004 și 2005.

Ecuția pentru estimarea dozei efective este simplă:

$$E=k \times DLP \quad (5),$$

unde  $k$  este coeficientul specific regiunii scanate.

Doza efectivă se măsoară în mSv, iar DLP în mGy·cm, unitatea de măsură a coeficientului de conversie fiind mSv/(mGy·cm).

Articolul detaliază coeficienții de conversie „k” publicați între 1999 și 2005, subliniind ajustările minore ale valorilor și adăugarea unor regiuni anatomice noi în 2005. În această lucrare, am evaluat dozele de radiații pentru examenele efectuate la nivelul capului, abdomenului, toracelui și pelvisului, utilizând datele DLP din arhiva Spitalului Clinic Județean de Urgență Bistrița. Voi prezenta o analiză

detaliată pentru fiecare set de date, evidențiind relevanța coeficienților de conversie specifici pentru fiecare zonă anatomică studiată. [34]

Articolul [34] detaliază coeficienții de conversie „k” publicați între 1999 și 2005, evidențiind ajustările minore ale valorilor și adăugarea unor regiuni anatomice noi în 2005.

Tabel 5.1 Coeficientul de conversie "k" în publicațiile Comisiei Europene [34]

Regiunea anatomică	Coeficientul de conversie "k" [mSv/mGy*cm]			
	Jessen et al. (1999)	European Commission (2000)	European Commission (2004)	European Commission and National Radiological Protection Board (2005)
Cap	0.0021	0.0023	0.0023	0.0021
Cap și gât				0.0031
Gât	0.0048	0.0054		0.0059
Torace	0.014	0.017	0.018	0.014
Abdomen	0.012	0.015	0.017	0.015
Pelvis	0.019	0.019	0.017	0.015
Torace, abdomen, pelvis				0.015

În lucrarea de față, am analizat dozele examinărilor pentru cap, abdomen, torace și pelvis, utilizând valorile DLP din baza de date a Spitalului Clinic Județean de Urgență Bistrița. Fiecare set de date va fi prezentat și analizat detaliat, evidențiind relevanța coeficienților de conversie specifici pentru fiecare regiune anatomică studiată.

## 5.2 Distribuirea datelor după regiune:

5.2.1. Regiune abdominală: în perioada 03-05.2024 la Spitalului Clinic Județean de Urgență Bistrița au fost efectuate 11 examinări abdominale, dintre care 5 pacienți au fost de sex masculin și 6 pacienți de sex feminin.

Tabel 5.2. Prezentarea distribuției DLP și calcularea dozei efective ale examinărilor abdominale folosind coeficientul de conversie k ( $k = 0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ ).

Nr. Crt.	Vârstă	Sex	Greutate	DLP [mGy * cm]	Coeficient de conversie "k" [mSv/mGy*cm]	Doza efectivă [mSv]	Substanță
1.	55	F	67	1022	0.015	15.33	contrast
2.	68	F	75	1352		20.28	contrast
3.	57	F	62	1659		24.88	contrast
4.	66	M	88	1737		26.05	contrast
5.	79	M	80	1914		28.71	contrast
6.	75	M	72	2145		32.17	nativ
7.	88	F	95	2171		32.56	contrast
8.	70	F	81	2234		33.51	contrast
9.	65	M	92	2505		37.57	contrast
10.	57	F	74	2601		39.01	contrast
11.	47	M	139	2862		42.93	contrast

Valoarea de referință a regiunii abdominale, a 75 %-a valoare DLP din totalul ordonat crescător este 2505 [mGy \* cm].

Tabel 5.3. Prezentarea valorii mediane, minime, maxime, Q1 și Q3 pentru examinările abdominale. [35]

Nr. examinări	Val. mediană [mGy * cm]	Val. min [mGy * cm]	Val. max [mGy * cm]	Q1 [mGy * cm]	Q3 [mGy * cm]
11	2145	1022	2862	1698	2369.5

Tabelul 5.2 conține calculul dozei efective pentru fiecare examinare abdominală folosind coeficientul de conversie "k", care este  $0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ , cât și distribuția DLP-ul (produsul doză-lungime) [mGy \* cm]. În acest caz putem observa vizual, că distribuția DLP nu este normală, de aceea folosim medianul, obținând astfel 2145 mGy\* cm. Intervalul dintre cuartile este [1698; 2369,5] mGy \* cm (tabel 5.3), care este foarte larg. Însă din cauza numărului mic de examinări abdominale, rezultatele testelor statistice nu sunt relevante.

5.2.2. Regiune toracală: în perioada 03-05. 2024 la Spitalului Clinic Județean de Urgență Bistrița au fost efectuate 23 de examinări toracice, dintre care 17 pacienți au fost de sex masculin și 5 pacienți de sex feminin.

Tabel 5.4. Prezentarea distribuției DLP și calcularea dozei efective ale examinărilor toracice folosind coeficientul de conversie k ( $k = 0,014 \text{ mSv/mGy*cm}$ ).

Nr. Crt.	Vârstă	Sex	Greutate	DLP [mGy * cm]	Coeficient de conversie "k" [mSv/mGy*cm]	Doza efectivă [mSv]	Substanță
1.	73	M	69	341	0.014	4.77	nativ
2.	20	M	76	391		5.47	contrast
3.	67	M	45	518		7.25	contrast
4.	86	F	40	604		8.46	contrast
5.	57	F	45	685		9.59	contrast
6.	57	M	70	770		10.78	contrast
7.	46	M	81	937		13.12	contrast
8.	68	F	59	1092		15.28	contrast
9.	68	M	60	1115		15.61	contrast
10.	64	M	63	1338		18.72	contrast
11.	57	M	70	1390		19.46	contrast
12.	82	F	90	1500		21.00	contrast
13.	59	M	80	1521		21.29	contrast
14.	75	M	76	1569		21.96	contrast
15.	61	M	86	1701		23.81	contrast
16.	56	M	91	1895		26.53	contrast
17.	58	M	80	2013		28.13	contrast
18.	64	F	80	2013		28.13	contrast
19.	76	F	84	2101		29.41	contrast
20.	68	M	125	2146		30.04	contrast
21.	76	M	82	2847		39.86	contrast
22.	57	M	74	3059		42.83	contrast

Rus Bianca Daria Prelucrarea statistică a dozelor individuale în investigațiile CT pe un număr de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!

23.	42	M	115	3742		52.39	contrast
-----	----	---	-----	------	--	-------	----------

Valoarea de referință a regiunii toracice, a 75 %-a valoare DLP din totalul ordonat crescător este 2013 [mGy \* cm].

Tabel 5.5 Prezentarea valorii mediane, minime, maxime, Q1 și Q3 pentru examinările toracice.[34]

Nr. examinări	Val. mediană [mGy * cm]	Val. min [mGy * cm]	Val. max [mGy * cm]	Q1 [mGy * cm]	Q3 [mGy * cm]
23	1500	341	3742	853.5	2013

Tabelul 5.4 conține calculul dozei efective pentru fiecare examinare toracică folosind coeficientul de conversie “k”, care este 0,014 mSv/mGy\*cm, cât și distribuția DLP-ul (produsul doză-lungime) [mGy \* cm] . În acest caz putem observa vizual, că distribuția DLP nu este normală, de aceea folosim medianul, obținând astfel 1500 mGy\* cm. Intervalul dintre cuartile este [853.5; 2013] mGy \* cm (tabel 5.5), care este foarte larg. Valorile statistice relevante sunt ilustrate în boxplotul de mai jos, oferind o imagine de ansamblu asupra distribuției datelor:

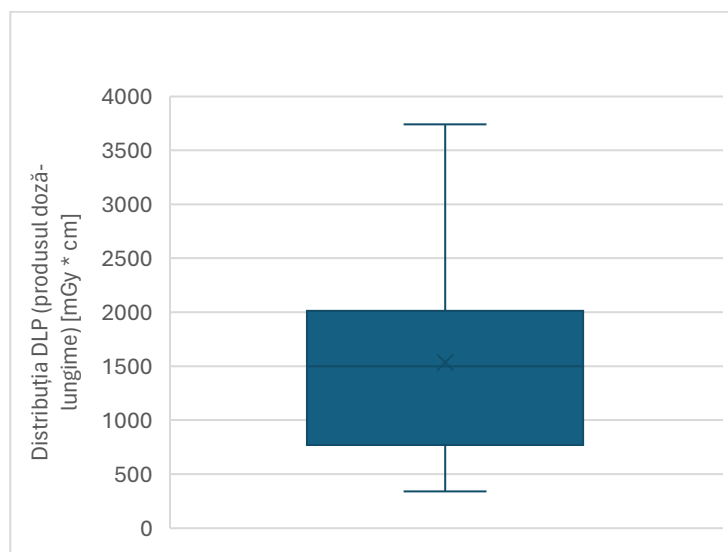


Figura 5.1 Grafic box plot pentru regiunea toracală.

5.2.3. Regiune pelviană, unde avem 2 de pacienți, dintre care 1 de sex masculin și 1 de sex feminin:

Tabel 5.6 Prezentarea distribuției DLP și calcularea dozei efective ale examinărilor pelviene folosind coeficientul de conversie k ( $k = 0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ ).

Nr. Crt.	Vârstă	Sex	Greutate	DLP Total [mGy x cm]	Coeficient de conversie "k" [mSv/mGy*cm]	Doza efectivă [mSv]	Substanță
1.	73	F	68	1153	0.015	17.29	contrast
2.	67	M	81	2019		30.28	contrast

Tabelul 5.6 conține calculul dozei efective pentru fiecare examinare pelviană folosind coeficientul de conversie "k", care este  $0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ , cât și distribuția DLP-ul (produsul doză-lungime) [mGy \* cm] .

5.2.4. Regiune toracală + pelviană , unde avem 2 de pacienți, dintre care 1 de sex masculin și 1 de sex feminin:

Tabel 5.7. Prezentarea distribuției DLP și calcularea dozei efective ale examinărilor toracice+pelviene folosind coeficientul de conversie k ( $k = 0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ ).

Nr. Crt.	Vârstă	Sex	Greutate	DLP Total [mGy x cm]	Coeficient de conversie "k" [mSv/mGy*cm]	Doza efectivă [mSv]	Substanță
1.	61	M	65	1020	0.015	14.28	contrast
2.	46	F	78	2203		30.84	contrast

Tabelul 5.7 conține calculul dozei efective pentru fiecare examinare toracică+ pelviană folosind coeficientul de conversie "k", care este  $0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ , cât și distribuția DLP-ul (produsul doză-lungime) [mGy \* cm] .

5.2.5. Regiune abdominală + pelviană, unde avem 60 de pacienți, dintre care 29 de sex masculin și 31 de sex feminin:

Tabel 5.8. Prezentarea distribuției DLP și calcularea dozei efective ale examinărilor abdominale+pelviene folosind coeficientul de conversie k ( $k = 0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ ).

Nr. Crt.	Vârșă	Sex	Greutate	DLP Total [mGy x cm]	Coeficient de conversie "k" [mSv/mGy*cm]	Doza efectivă [mSv]	Substanță
1.	90	M	56	335		5.02	contrast
2.	65	M	53	353		5.29	contrast
3.	71	F	70	609		9.13	nativ
4.	74	F	67	828		12.42	contrast
5.	79	F	65	843		12.64	contrast
6.	69	M	55	1064		15.96	contrast
7.	61	F	78	1067			nativ
8.	63	M	52	1068		16.02	contrast
9.	59	M	57	1109		16.63	contrast
10.	72	M	61	1206		18.09	contrast
11.	67	M	100	1251		18.76	contrast
12.	73	F	75	1267		19.01	contrast
13.	90	M	85	1276		19.14	contrast
14.	90	F	81	1374		20.61	contrast
15.	80	F	65	1379		20.68	contrast
16.	84	F	75	1425		21.37	contrast
17.	75	F	74	1433		21.49	contrast
18.	81	F	67	1527		22.09	contrast
19.	74	M	70	1555		23.32	contrast
20.	53	F	72	1687		25.30	contrast
21.	55	M	82	1703		25.54	nativ
22.	76	F	72	1709		25.63	contrast
23.	79	F	66	1776		26.64	contrast
24.	50	F	73	1809		27.13	contrast

Rus Bianca Daria Prelucrarea statistică a dozelor individuale în investigațiile CT pe un număr de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!

25.	72	M	72	1872	0.015	28.08	contrast
26.	57	M	70	2007		30.10	contrast
27.	26	M	80	2033		30.49	contrast
28.	63	M	80	2092		31.38	contrast
29.	58	F	68	2418		36.27	contrast
30.	71	F	54	2445		36.67	contrast
31.	50	F	68	2483		37.24	contrast
32.	79	F	76	2533		37.99	contrast
33.	48	M	70	3002		45.03	contrast
34.	83	F	87	3186		47.79	contrast
35.	69	M	72	3262		48.93	contrast
36.	54	M	90	3306		49.59	contrast
37.	72	F	82	3359		50.38	contrast
38.	65	M	94	3410		51.15	contrast
39.	71	F	81	3448		51.72	contrast
40.	55	M	110	3499		52.48	contrast
41.	77	M	88	3669		55.03	contrast
42.	64	M	80	3671		55.06	contrast
43.	80	F	79	3693		55.39	contrast
44.	37	F	88	3701		55.51	contrast
45.	73	M	90	3763		56.44	contrast
46.	77	F	92	3818		57.27	nativ
47.	67	M	90	3854		57.81	contrast
48.	69	M	90	3887		58.30	contrast
49.	48	M	115	3947		59.20	contrast
50.	59	F	112	4042		60.63	contrast
51.	61	F	100	4045		60.67	contrast
52.	45	M	98	4045		60.67	contrast
53.	50	F	95	4068		61.02	contrast
54.	65	F	94	4190		62.85	contrast

55.	69	M	86	4273		64.09	contrast
56.	79	F	92	4436		66.54	contrast
57.	78	F	98	4526		67.89	contrast
58.	71	M	85	4534		68.01	contrast
59.	65	F	120	4907		73.60	contrast
60.	58	M	148	5565		83.47	contrast

Valoarea de referință a regiunii abdominale + pelviene, a 75 %-a valoare DLP din totalul ordonat crescător este 3776.75 [mGy x cm].

Tabel 5.9. Prezentarea valorii mediane, minime, maxime, Q1 și Q3 pentru examinările abdominale + pelviene. [34]

Nr. examinări	Val. mediană [mGy * cm]	Val. min [mGy * cm]	Val. max [mGy * cm]	Q1 [mGy * cm]	Q3 [mGy * cm]
60	2464	335	5565	1413.5	3776.75

Tabelul 5.8 conține calculul dozei efective pentru fiecare examinare abdominală + pelviană folosind coeficientul de conversie “k”, care este 0,015 mSv/mGy\*cm, cât și distribuția DLP-ul (produsul doză-lungime) [mGy \* cm] . În acest caz putem observa vizual, că distribuția DLP nu este normală, de aceea folosim medianul, obținând astfel 2464 mGy\* cm. Intervalul dintre cuartile este [1412.5; 3776.75] mGy \* cm (tabel 5.9), care este foarte larg. Valorile statistice relevante sunt ilustrate în boxplotul de mai jos, oferind o imagine de ansamblu asupra distribuției datelor:

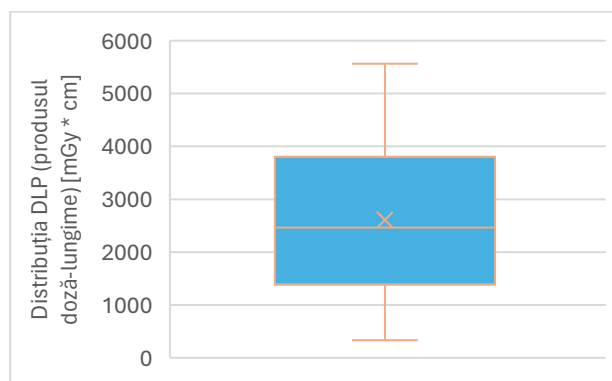


Fig 5.2. Grafic box plot pentru regiunea abdomino-pelviană.

5.2.6. Regiune toracală + abdominală + pelviană, unde avem 34 de pacienți, dintre care 19 de sex masculin și 15 de sex femini:

Tabel 5.10. Prezentarea distribuției DLP și calcularea dozei efective ale examinărilor toracice + abdominale + pelviene folosind coeficientul de conversie  $k$  ( $k = 0,015 \text{ mSv/mGy*cm}$ ).

Nr. Crt.	Vârsta	Sex	Greutate	DLP Total [mGy x cm]	Coeficient de conversie "k" [mSv/mGy*cm]	Doza efectivă [mSv]	Substanță
1.	69	F	54	412	0.015	6.18	nativ
2.	56	M	67	703		10.54	contrast
3.	83	F	55	729		10.93	contrast
4.	80	M	72	990		14.85	contrast
5.	65	F	48	1091		16.36	nativ
6.	77	M	95	1168		17.52	nativ
7.	69	M	103	1179		17.68	contrast
8.	79	F	60	1523		22.84	contrast
9.	60	F	56	1566		23.49	contrast
10.	47	M	75	1671		25.06	contrast
11.	69	F	85	1690		25.35	contrast
12.	81	F	75	1874		28.11	contrast
13.	56	M	71	1964		29.46	contrast
14.	66	M	80	2200		33.00	contrast
15.	74	F	60	2214		33.21	contrast
16.	69	M	72	2781		41.71	contrast
17.	60	F	88	2805		42.07	contrast
18.	67	M	84	2810		42.15	contrast
19.	87	F	71	2915		43.72	contrast
20.	69	M	95	2966		44.49	contrast
21.	54	M	90	3058		45.87	contrast

22.	77	M	115	3075		46.12	contrast
23.	54	M	81	3182		47.73	contrast
24.	65	F	73	3186		47.79	contrast
25.	44	F	89	3189		47.83	contrast
26.	72	F	75	3194		47.91	contrast
27.	90	M	87	3324		49.86	contrast
28.	78	F	72	3380		50.70	contrast
29.	43	F	98	3435		51.52	contrast
30.	65	M	98	3479		52.18	contrast
31.	54	M	90	3530		52.95	contrast
32.	75	M	115	3565		53.47	contrast
33.	65	M	85	3830		57.45	contrast
34.	79	M	112	3869		58.03	contrast

Valoarea de referință a regiunii toracice + abdominale + pelviene, a 75 %-a valoare DLP din totalul ordonat crescător este 3192.75 [mGy x cm].

Tabel 5.11 Prezentarea valorii mediane, minime, maxime, Q1 și Q3 pentru examinările toracice + abdominale +pelviene. [35]

Nr. examinări	Val. mediană [mGy * cm]	Val. min [mGy * cm]	Val. max [mGy * cm]	Q1 [mGy * cm]	Q3 [mGy * cm]
34	2807.5	412	3869	1592.25	3192.75

Tabelul 5.10 prezintă valorile dozei efective calculate pentru fiecare examinare TAP, utilizând coeficientul de conversie „k” cu valoarea de 0,015 mSv/mGy·cm, precum și distribuția DLP (produsul doză-lungime), exprimată în mGy·cm. Se poate observa că distribuția DLP nu urmează o distribuție normală, motiv pentru care s-a optat pentru utilizarea medianei ca măsură reprezentativă a tendinței centrale, aceasta având valoarea de 2807,5 mGy·cm. Intervalul intercuartilic, conform Tabelului 5.11, este cuprins între 1592,25 și 3192,75 mGy·cm, ceea ce indică o variație semnificativă a valorilor înregistrate. Valorile statistice relevante sunt ilustrate în boxplotul de mai jos, oferind o imagine de ansamblu asupra distribuției datelor:

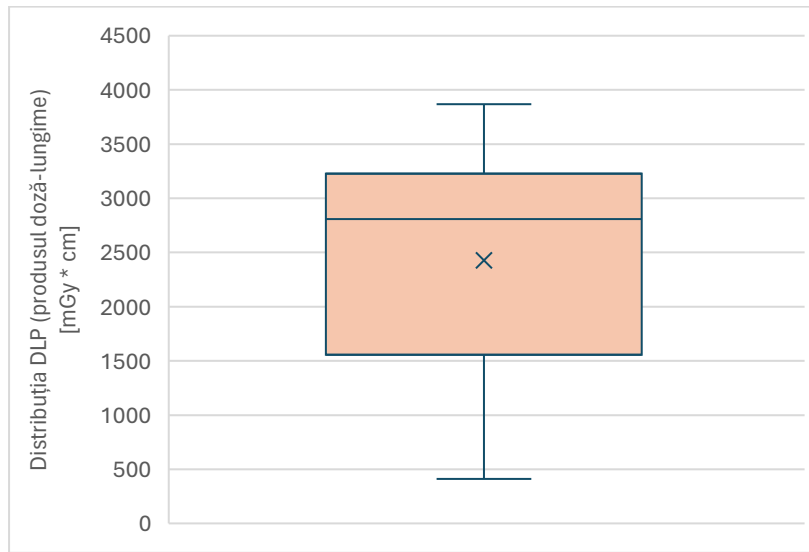


Figura 5.3 Grafic box-plot pentru regiunea toaracală+abdominală+pelvis.

5.2.7. Regiune cerebrală, unde avem 6 de pacienți, dintre care 3 de sex masculin și 3 de sex feminin:

Tabel 5.12. Prezentarea distribuției DLP și calcularea dozei efective ale examinărilor cerebrale folosind coeficientul de conversie  $k$  ( $k = 0,0021 \text{ mSv/mGy*cm}$ ).

Nr. crt.	Vârstă	Sex	Greutate	DLP Total [mGy x cm]	Coeficient de conversie "k" [mSv/mGy*cm]	Doza efectivă [mSv]	Substanță
1.	65	F	49	916	0.0021	1.92	contrast
2.	62	F	85	1100		2.31	nativ
3.	86	M	68	1176		2.47	nativ
4.	38	M	77	1210		2.54	contrast
5.	54	M	90	1244		2.61	contrast
6.	71	F	75	1267		2.66	contrast

Tabelul 5.12 conține calculul dozei efective pentru fiecare examinare cerebrală folosind coeficientul de conversie "k", care este  $0,0021 \text{ mSv/mGy*cm}$ , cât și distribuția DLP-ul (produsul doză-lungime) [mGy \* cm].

### 5.3 Compararea valorilor cu date din literatură

Pentru un calcul mai precis al produsului doză-lungime (DLP), trebuie luate în considerare și greutatea corporale ale fiecărui pacient, precum și protocolul folosit în cadrul examinării. Comparând valorile DLP obținute la examinările CT pe diferite regiuni ale corpului, se poate observa că, în cazul examinărilor cerebrale, dispersia valorilor este mult mai mică în comparație cu alte examinări. Acest lucru se explică prin faptul că DLP-ul examinărilor cerebrale nu depinde puternic de greutatea pacientului.

În acest subcapitol, voi compara valorile DLP ale examinărilor efectuate Spitalul Clinic Județean de Urgență Bistrița cu valorile publicate în articolele [36] și [37], iar articolul [34] va fi utilizat pentru compararea examinării TAP. Datele folosite în articole sunt sumarizate în Tabelul 6.19. În multe articole, valorile DLP recomandate sunt prezentate ca intervale, și diferențele mici dintre acestea indică faptul că standardizarea valorilor este dificilă, deoarece dozele de iradiere depind foarte mult de situațiile individuale. În literatura utilizată nu am găsit date referitoare la dozele de iradiere ale regiunii TA și TP, de aceea această regiune nu este inclusă în comparație.

Tabel 5.13 Date preluate din literatură.

Referințe	Abdominale [mGy * cm]	Toracice [mGy * cm]	Pelviene [mGy * cm]	Abdominale +Pelviene [mGy * cm]	TAP [mGy * cm]	Cerebrale [mGy * cm]
Dowsett et al., The Physics of Diagnostic Imaging [39]	370-780	230-740	300-600	600-1200	900-2000	960
AAPM Report No. 96 [40]	370-780	300-600	370-780	600-1200	900-2000	962
ICRP Publ. 102 [41]	370-780	230-600	300-545	600-1200	900-2000	960-1022

#### 5.3.1 Compararea dozelor efective ale examinărilor abdominale

Folosind datele din Tabelul 5.3, am comparat valorile DLP abdominale în funcție de greutatea corporală, cu datele din literatură. Rezultatele sunt prezentate într-un diagramă box-plot (Figura 5.4),

realizată cu ajutorul software-ului MATLAB, care facilitează crearea și compararea diagramelor de acest tip. [38]

Compararea valorilor DLP abdominale cu valorile din literatură

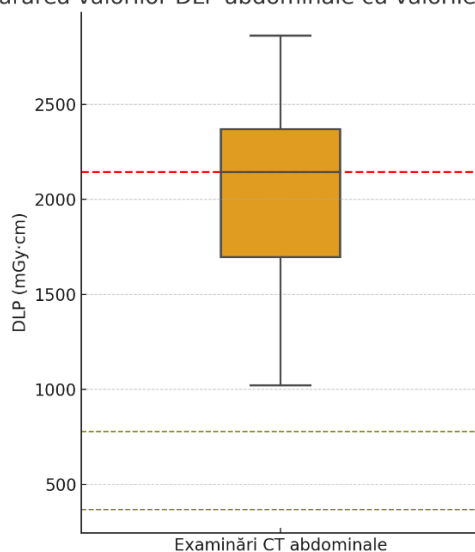


Figura 5.4 Box-plot pentru comparat valorile DLP calculate cu  $k$  constant și variabil cu intervalele de referință din literatură. Linia roșie punctată reprezintă valoarea mediane (2145 mGy·cm), liniile galbene punctate reprezintă intervalele valorilor din literatură.

Valoarea mediană obținută depășește semnificativ valorile din literatura de specialitate, indicând o posibilă utilizare a unor protocoale cu parametri mai ridicați sau o acoperire mai extinsă a regiunii scanate. Aceste diferențe pot fi corelate cu masa corporală crescută a pacienților și caracteristicile automate ale aparatului CT.

Pentru a explora această relație, a fost realizată o analiză a dependenței dintre greutatea pacienților și valorile DLP.

Examinări abdominale:

Mediana dozelor de iradiere pentru examinările abdominale este de 2145 mGy·cm, ceea ce înseamnă că 50% din examinări se află sub această valoare.

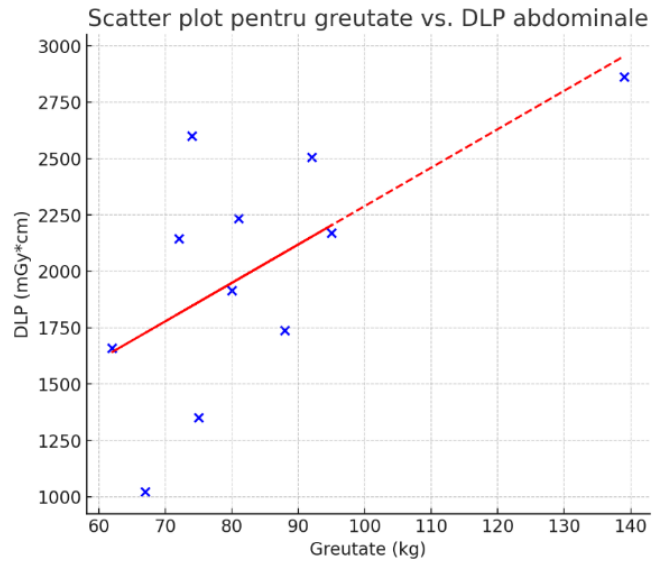
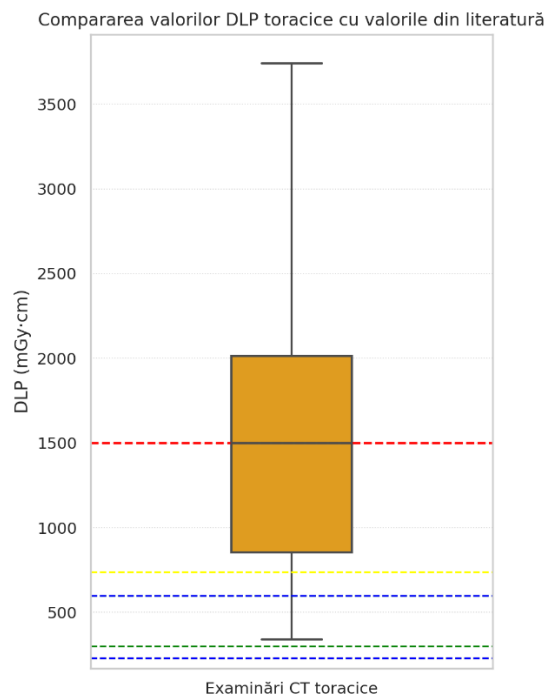


Figura 5.5 Scatter plot pentru relația dintre greutatea pacienților și valorile DLP pentru examinările abdominale. Greutățile pacienților sunt pe axa  $x$ , iar valorile DLP sunt pe axa  $y$ . Linia roșie punctată reprezintă trendline-ul, indicând tendința generală a datelor.

Ecuati de regresie liniară obținută în urma analizei datelor pentru DLP abdominal este:  $DLP = 585.31 + 17.04 * greutate$ .

### 5.3.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice



Rus Bianca Daria Prelucrarea statistică a dozelor individuale în investigațiile CT pe un număr de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!

Figura 5.6 Box-plot pentru comparația valorilor DLP calculate cu  $k$  constant și variabil cu intervalele de referință din literatură. Linia roșie punctată reprezintă valoarea medianei (1500 mGy·cm). Liniile verzi, albastre și galbene punctate reprezintă intervalele valorilor din literatură.

Dispersia extinsă a valorilor sugerează o variabilitate crescută a protocoalelor utilizate, posibil influențată de greutatea pacientului, tipul de echipament, frecvența reexaminărilor sau artefacte apărute în timpul scanării.

Pentru a explora această relație, a fost realizată o analiză a dependenței dintre greutatea pacienților și valorile DLP.

Examinări toracice:

Mediana dozelor de iradiere pentru examinările toracice este de 1500 mGy·cm. Valoarea recomandată în articolul (reprezentată cu linia verde) este aproape identică cu valoarea mediană calculată. O parte semnificativă din IQR (70,4%) se află peste valoarea recomandată. Un factor semnificativ pentru obținerea dozei crescute la examinările toracice este respirația pacienților, deoarece mișcarea organelor împiedică obținerea imaginilor de calitate. Dacă imaginile conțin artefacte, unele secvențe trebuie repetate, ceea ce duce la creșterea dozei efective.

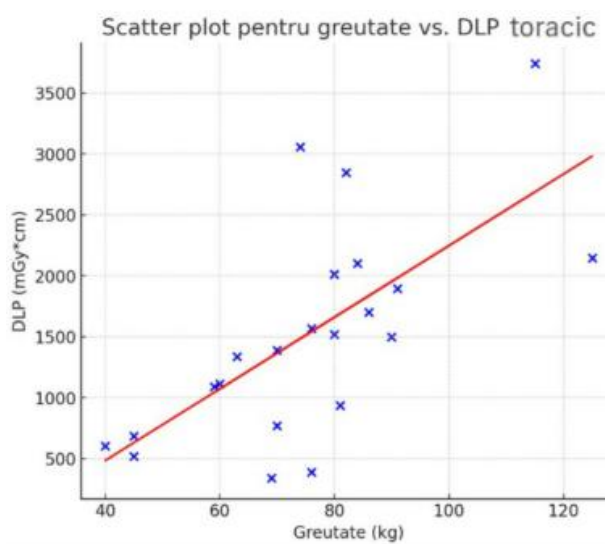


Figura 5.7 Scatter plot pentru relația dintre greutatea pacienților și valorile DLP pentru examinările toracice. Greutățile pacienților sunt pe axa  $x$ , iar valorile DLP sunt pe axa  $y$ .

Ecuția de regresie liniară obținută în urma analizei datelor pentru DLP toracice este:  $DLP = -689.50 + 29.38 * greutate$ .

### 5.3.3 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice, abdominale și combinate AP și TAP.

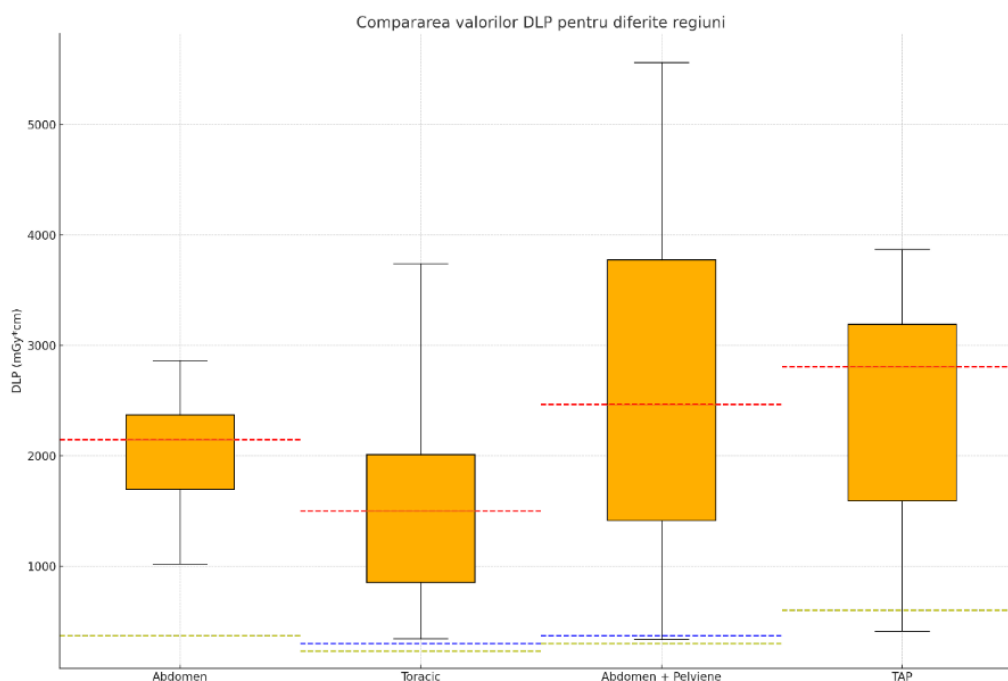


Figura 5.8 Box-plot pentru comparația valorilor DLP pentru diferite regiuni (Abdomen, Toracic, Abdomen + Pelviene, TAP). Linia roșie punctată reprezintă valoarea medianei pentru fiecare regiune. Liniile verzi, albastre și galbene punctate reprezintă intervalele de referință din literatură.

Se remarcă o creștere progresivă a valorilor DLP în funcție de extinderea segmentului scanat, ceea ce este logic, având în vedere suprafața corporală iradiată. Dozele cele mai mari au fost înregistrate pentru examinările TAP și abdomen + pelvis, ambele depășind semnificativ valorile considerate de referință. În timp ce pentru regiunea toracică și, parțial, abdominală, o parte din valori se încadrează în limitele acceptate, examinările extinse depășesc consistent intervalele recomandate. Acest lucru reflectă atât impactul lungimii scanării asupra dozei, cât și variația protocoalelor utilizate în practică. Aceste observații susțin ideea conform căreia optimizarea dozei nu poate fi realizată fără o atenă adaptare a protocoalelor la scopul clinic al examinării și la caracteristicile individuale ale pacientului. Despre examinări abdominale și toracice am vorbit mai sus, astfel că voi vorbi despre:

#### Examinări abdominale + pelviene:

Mediana dozelor de iradiere pentru examinările abdominale + pelviene este de 2464 mGy·cm. Deși mediana este mai mare decât valorile recomandate din literatură, 85,6% din intervalul dintre cuartile se află în afara intervalului de referință. Aceasta indică o deviație mare între valorile obținute și cele recomandate. Aceste discrepanțe pot reflecta caracteristici specifice ale grupului de pacienți analizați și nu pot fi generalizate fără o validare suplimentară pe un eșantion mai larg.

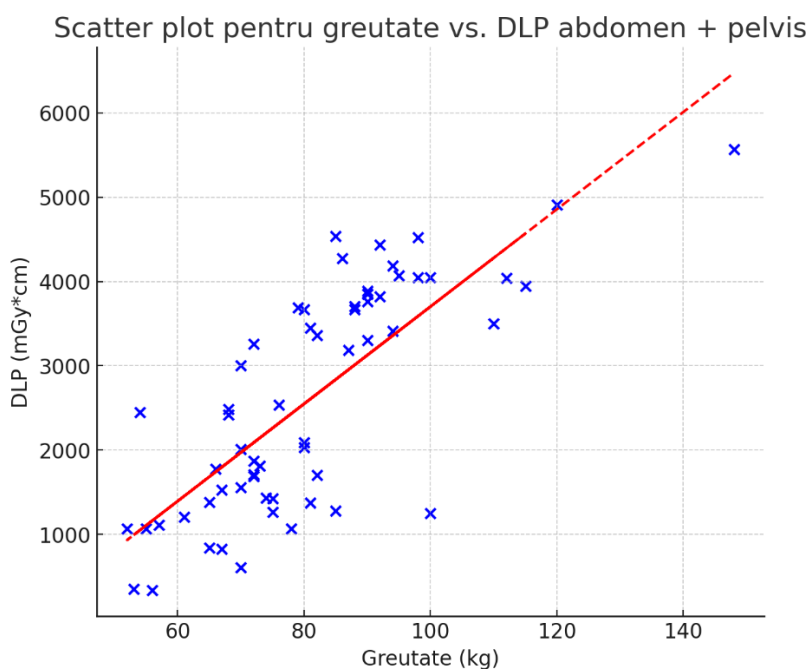


Figura 5.9 Scatter plot pentru relația dintre greutatea pacienților și valorile DLP pentru examinările abdominale + pelviene. Greutățile pacienților sunt pe axa  $x$ , iar valorile DLP sunt pe axa  $y$ . Linia roșie punctată reprezintă trendline-ul, indicând tendința generală a datelor.

Ecuati de regresie liniară obținută în urma analizei datelor pentru DLP abdominale+pelviene este:  
 $DLP = -2068.79 + 57.71 * greutate.$

#### Examinări TAP:

Mediana dozelor de iradiere pentru examinările TAP este de 2807.5 mGy·cm. Valorile observate pentru examinările TAP sunt semnificativ mai mari decât cele recomandate în literatură. Compararea acestor valori arată diferențe mari între dozele folosite la Spitalul Clinic Județean de Urgență Bistrița și dozele recomandate. Corectarea acestor diferențe se poate face prin luarea în considerare a tipurilor de examinări (cu sau fără substanță de contrast) și a greutăților pacienților. Greutatea pacienților este

un factor important, deoarece țesutul adipos aflat în această regiune a corpului atenuază mult fasciculul de raze X, necesitând astfel o doză de iradiere crescută.

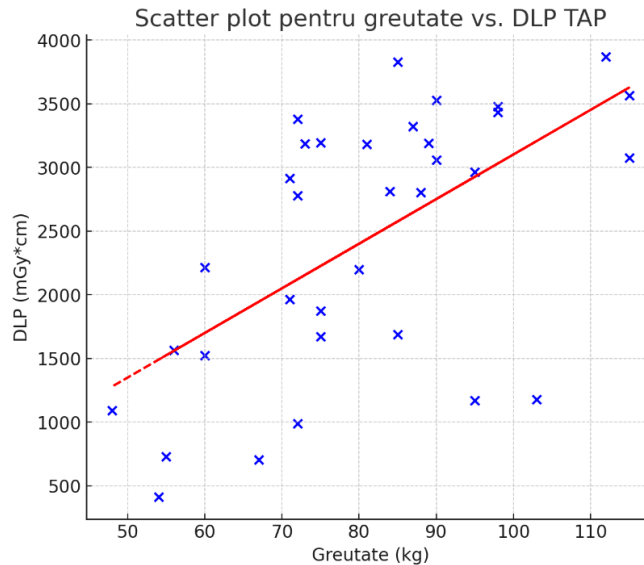


Figura 5.10 Scatter plot pentru relația dintre greutatea pacienților și valorile DLP pentru examinările TAP. Greutățile pacienților sunt pe axa x, iar valorile DLP sunt pe axa y. Linia roșie punctată reprezintă trendline-ul, indicând tendința generală a datelor.

Ecuati de regresie liniară obținută în urma analizei datelor pentru DLP abdominale+pelviene este:  
 $DLP = -402.11 + 35.04 * greutate.$

#### 5.4 Analiza diferențiată a valorilor DLP în funcție de sex

În cadrul investigațiilor CT, unul dintre factorii care poate influența doza de radiații administrată este sexul pacientului. Caracteristicile biologice distincte între sexe, cum ar fi masa corporală sau sensibilitatea țesuturilor, pot influența doza de radiații administrată în timpul unei examinări CT. În acest context, este relevantă o analiză diferențiată a valorilor DLP (dose-length product), în funcție de sex, pentru fiecare regiune anatomică investigată.

Această abordare permite identificarea unor eventuale tendințe sau discrepante care pot contribui la o mai bună optimizare a protocoalelor de examinare. Astfel, în cele ce urmează, se vor prezenta comparativ valorile DLP obținute în rândul pacienților de sex masculin și feminin, pentru regiunile: abdomen, torace și pelvis.

#### 5.4.1 Regiunea abdominală

Pentru această analiză, au fost selectate 11 cazuri de investigații CT abdominale, distribuite astfel: 6 pacienți de sex feminin și 5 pacienți de sex masculin. Valorile DLP au fost reprezentate grafic sub forma unui boxplot (Figura 5.11), pentru a evidenția media, dispersia și eventualele valori extreme ale dozei administrate în funcție de sex.

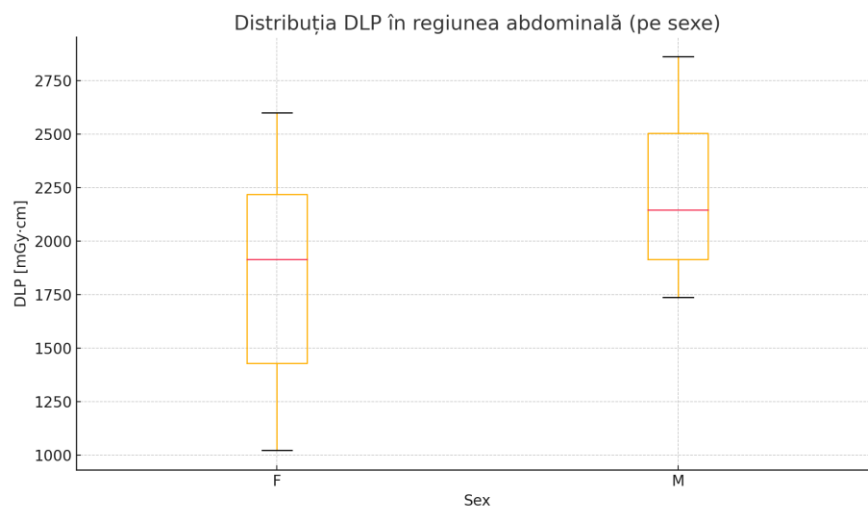


Figura 5.11 prezintă distribuția valorilor DLP în regiunea abdominală, diferențiată pe sexe, sub formă de boxplot. Pentru pacienții de sex feminin, valorile au variat între 1022 și 2601 mGy·cm, cu un prim quartil (Q1) de 1428,75 mGy·cm, o mediană de 1915 mGy·cm și un al treilea quartil (Q3) de 2218,25 mGy·cm. În cazul pacienților de sex masculin, valorile DLP s-au încadrat între 1737 și 2862 mGy·cm, cu Q1 de 1914 mGy·cm, mediană de 2145 mGy·cm și Q3 de 2505 mGy·cm.

Se observă o tendință spre valori mai ridicate ale DLP în rândul pacienților de sex masculin, cu o distribuție mai compactă în zona interquartilă. În schimb, pacienții de sex feminin prezintă o variabilitate mai mare, posibil asociată cu diferențele individuale și sensibilitatea algoritmului de ajustare automată a expunerii.

#### 5.4.2 Regiunea toracică

Pentru această analiză, au fost selectate 23 de cazuri de investigații CT toracice, dintre care 6 aparțin pacienților de sex feminin și 17 pacienților de sex masculin. Examinările toracice sunt frecvent utilizate în contextul diagnosticului patologiei pulmonare, cardiovasculare sau oncologice, implicând adesea o zonă extinsă de scanare și o expunere semnificativă la radiații.

Valorile DLP au fost reprezentate grafic sub forma unui boxplot (Figura 5.12), cu scopul de a evidenția distribuția, media, dispersia și eventualele valori extreme ale dozei administrate în funcție de sex. Această reprezentare vizuală permite o comparație directă între cele două grupuri și contribuie la identificarea posibilelor diferențe determinate de caracteristicile anatomice și tehnice asociate fiecărui sex.

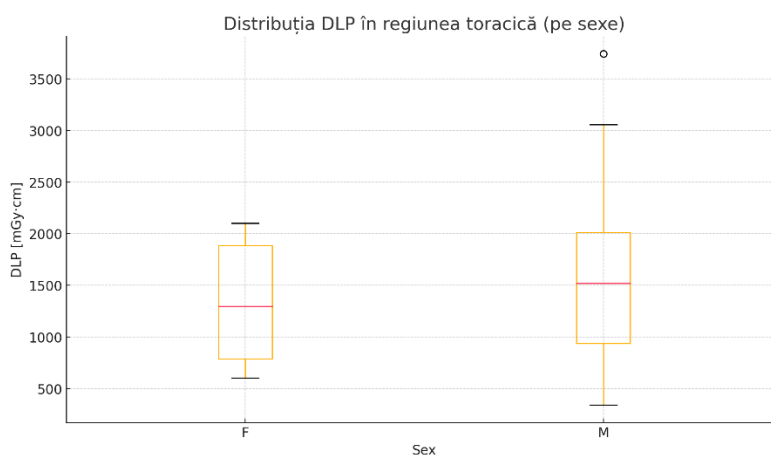


Figura 5.12 ilustrează distribuția valorilor DLP în investigațiile CT toracice, diferențiată pe sexe, folosind un boxplot. În cazul pacienților de sex feminin, valorile au variat între 604 și 2101 mGy·cm, cu un prim quartil (Q1) de 786,75 mGy·cm, mediană de 1296 mGy·cm și al treilea quartil (Q3) de 1884,75 mGy·cm. Pentru pacienții de sex masculin, DLP-ul a variat într-un interval mult mai larg, de la 341 până la 3742 mGy·cm, cu Q1 de 937 mGy·cm, mediană de 1521 mGy·cm și Q3 de 2013 mGy·cm.

Se remarcă o variabilitate crescută a valorilor DLP în rândul bărbaților, comparativ cu femeile, indicând atât o distribuție mai eterogenă a masei corporale, cât și o posibilă flexibilitate în aplicarea parametrilor tehnici. Deși valoarea mediană este mai ridicată la bărbați, intervalele interquartile se suprapun parțial, sugerând că diferențele nu sunt uniforme pe tot eșantionul.

#### 5.4.3 Regiunea abdomino-pelviană

Pentru această analiză, au fost selectate 60 de cazuri de investigații CT abdomino-pelviene, dintre care 31 au aparținut pacienților de sex feminin și 29 pacienților de sex masculin. Examinările abdomino-pelviene sunt frecvent indicate în evaluarea unor patologii oncologice, urologice, ginecologice sau gastrointestinale, implicând adesea o zonă extinsă de scanare și, implicit, o expunere semnificativă la radiații.

Valorile DLP au fost reprezentate grafic sub forma unui boxplot (Figura 5.13), cu scopul de a evidenția distribuția, media, dispersia și valorile extreme ale dozei administrate în funcție de sex. Această reprezentare vizuală permite o comparație clară între cele două grupuri și contribuie la identificarea eventualelor diferențe legate de caracteristicile anatomice, clinice și tehnice specifice fiecărui sex.

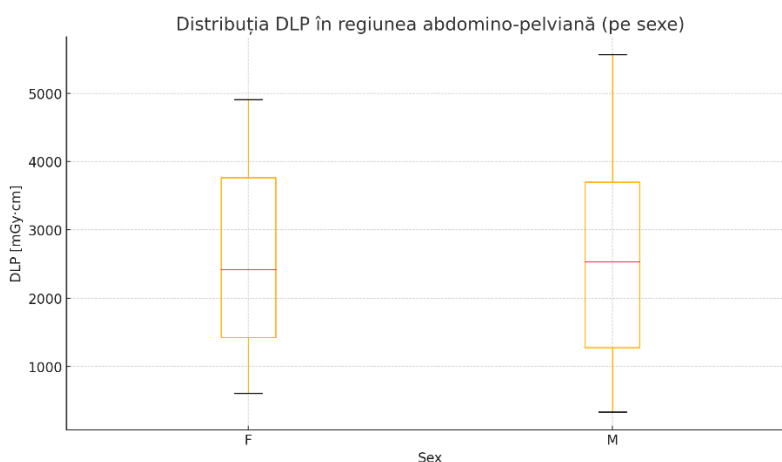


Figura 5.13 ilustrează distribuția valorilor DLP în regiunea abdomino-pelviană, diferențiată pe sexe. Pentru pacienții de sex feminin, valorile au variat între 609 și 4907 mGy·cm, cu un prim quartil (Q1) de 1425 mGy·cm, o mediană de 2418 mGy·cm și un al treilea quartil (Q3) de 3763 mGy·cm. În cazul pacienților de sex masculin, intervalul a fost între 335 și 5565 mGy·cm, cu Q1 de 1276 mGy·cm, mediană de 2533 mGy·cm și Q3 de 3701 mGy·cm.

Se remarcă faptul că valorile mediane sunt apropiate între cele două grupuri, însă variabilitatea este mare în ambele cazuri, cu tendință de extindere mai mare în rândul bărbaților. Această dispersie accentuată sugerează diferențe individuale importante, posibile variații în protocoalele utilizate, dar și influența masei corporale. Graficul susține ideea ajustării dozei în funcție de sex și caracteristici antropometrice pentru a respecta principiul ALARA.

#### 5.4.4 Regiunea TAP

Pentru această analiză, au fost selectate 34 de cazuri de investigații CT care au acoperit regiunea toraco-abdomino-pelviană (TAP), dintre care 16 au aparținut pacienților de sex feminin și 18 pacienților de sex masculin. Acest tip de examinare este utilizat în special în oncologie, pentru stadializare sau evaluarea extinderii metastatice, implicând o zonă extinsă de scanare care cuprinde toracele, abdomenul și pelvisul.

Din cauza volumului mare de țesuturi examinate, acest protocol determină în mod obișnuit valori ridicate ale DLP. Pentru a evalua influența sexului asupra dozei administrate, valorile DLP au fost reprezentate grafic sub forma unui boxplot (Figura 5.14), oferind o imagine clară asupra distribuției, dispersiei și eventualelor valori extreme.

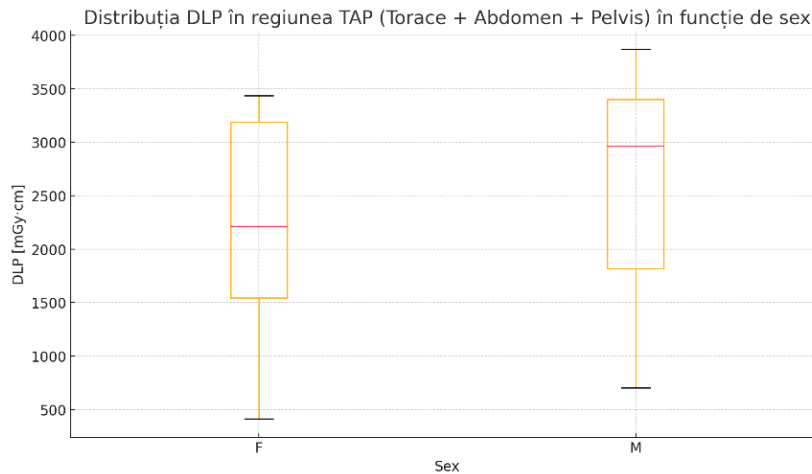


Figura 5.14 prezintă distribuția valorilor DLP pentru investigațiile CT efectuate pe regiunea TAP, comparativ între pacienții de sex feminin și masculin. La femei, valorile s-au încadrat între 412 și 3435 mGy·cm, cu un prim quartil (Q1) de 1544,5 mGy·cm, mediană de 2214 mGy·cm și al treilea quartil (Q3) de 3187,5 mGy·cm. La bărbați, valorile au variat între 703 și 3869 mGy·cm, cu Q1 de 1817,5 mGy·cm, mediană de 2966 mGy·cm și Q3 de 3401,5 mGy·cm.

Se observă că pacienții de sex masculin au tendința de a primi doze mai ridicate, reflectate atât de valoarea mediană mai mare, cât și de întregul interval interquartil deplasat spre valori superioare. Aceste diferențe pot fi atribuite caracteristicilor anatomice (în special masa corporală) și comportamentului algoritmului de control automat al expunerii (AEC). Rezultatele confirmă importanța personalizării protocoalelor în funcție de sex, mai ales în cazul scanărilor extinse precum cele TAP.

#### 5.4.5 Regiunea cerebrală

Deși numărul cazurilor analizate este mai redus comparativ cu celelalte regiuni anatomice, investigațiile CT cerebrale reprezintă o componentă importantă a practicii clinice curente. Ele sunt frecvent utilizate în contextul urgențelor neurologice, al traumatismelor cranio-cerebrale, precum și în evaluarea complicațiilor oncologice cu afectare cerebrală.

Țesutul cerebral este cunoscut ca fiind radiosensibil, motiv pentru care, chiar dacă valorile DLP sunt în general mai mici decât în cazul regiunilor toracice sau abdomino-pelviene, monitorizarea și optimizarea expunerii la radiații rămân esențiale. Pentru această analiză au fost selectate 6 cazuri (3 femei și 3 bărbați), iar valorile DLP au fost reprezentate grafic sub forma unui boxplot (Figura 5.15), în scopul identificării eventualelor diferențe în funcție de sex.

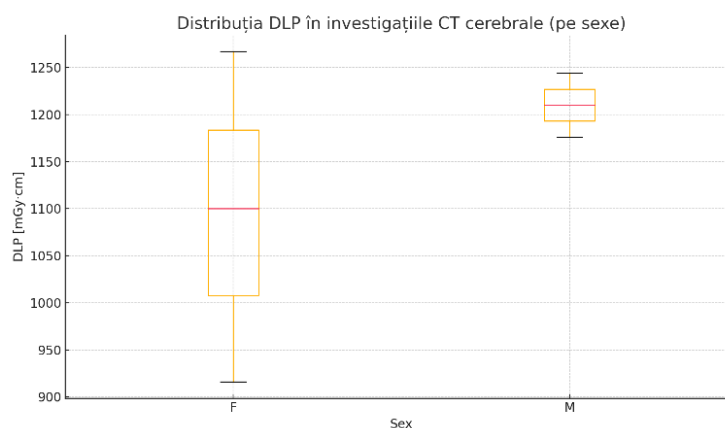


Figura 5.15 prezintă distribuția valorilor DLP pentru investigațiile CT cerebrale, diferențiată în funcție de sex. La pacienții de sex feminin, valorile DLP s-au încadrat între 916 și 1267 mGy·cm, cu un prim quartil (Q1) de 1008 mGy·cm, o mediană de 1100 mGy·cm și un al treilea quartil (Q3) de 1183,5 mGy·cm. În cazul pacienților de sex masculin, valorile au fost cuprinse între 1176 și 1244 mGy·cm, cu Q1 de 1193 mGy·cm, mediană de 1210 mGy·cm și Q3 de 1227 mGy·cm.

Deși dimensiunea eșantionului este redusă, se observă o ușoară tendință spre valori mai mari la pacienții de sex masculin. Totuși, aceste date trebuie interpretate cu prudență, având în vedere caracterul limitat al cazurilor analizate.

## Concluzie

Această lucrare a investigat dozele de iradiere rezultate din examinările tomografice computerizate (CT) efectuate la Spitalul Clinic Județean de Urgență Bistrița, analizând valorile DLP (produsul doză-lungime) pentru diferite regiuni anatomiche: abdomen, torace, abdomen + pelvis și TAP (torace, abdomen, pelvis). Analiza a fost efectuată în contextul greutății pacienților și în comparație cu valorile de referință din literatura de specialitate. Scopul principal a fost de a furniza o evaluare cuprinzătoare a dozelor de radiație utilizate în examinările CT și de a identifica modalități de optimizare a acestora pentru a îmbunătăți siguranța și eficiența diagnosticului.

Studiul a inclus analiza a 138 de examinări tomografice, distribuite astfel: 11 examinări abdominale, 23 toracice, 2 pelviene, 60 combinate abdomen + pelvis, 34 combinate TAP și 6 cerebrale. În evaluarea dozelor, au fost luate în considerare greutatea corporală ale pacienților și protocoalele folosite în timpul examinării.

Pentru examinările abdominale, mediana DLP a fost de 2145 mGy·cm, iar valoarea minimă a fost de 1022 mGy·cm și respectiv valoarea maximă de 2862 mGy·cm. Comparativ cu valorile de referință din literatura de specialitate (370-780 mGy·cm), majoritatea valorilor obținute sunt semnificativ mai mari, indicând necesitatea optimizării protocoalelor de examinare pentru a reduce doza de iradiere fără a compromite calitatea imaginii.

Examinările toracice au avut o mediană DLP de 1500 mGy·cm, cu o variabilitate considerabilă. Valoarea recomandată în literatura de specialitate (230-740 mGy·cm) este aproape de valoarea mediană calculată, dar o parte semnificativă din intervalul dintre quartile se află peste valoarea recomandată. Un factor important în creșterea dozei este respirația pacienților, deoarece mișcarea organelor împiedică obținerea unor imagini de calitate.

Pentru examinările combinate abdomen + pelvis, mediana DLP a fost de 2464 mGy·cm, cu un interval larg de variație (335-5565 mGy·cm). Deși valorile obținute sunt mai mari decât cele recomandate în literatura de specialitate (600-1200 mGy·cm), aceste discrepanțe pot fi explicate prin eșantionul mic și variabilitatea individuală a pacienților.

Examinările TAP au avut o mediană DLP de 2807,5 mGy·cm, cu valori semnificativ mai mari decât cele recomandate (900-2000 mGy·cm). Diferențele mari între dozele utilizate și cele din literatura de specialitate indică necesitatea ajustării protocoalelor în funcție de tipul examinării și greutatea pacienților. Greutatea este un factor critic, deoarece țesutul adipos atenuază fasciculul de raze X, necesitând doze mai mari pentru obținerea unor imagini de calitate.

La examinările combinate AP și TAP, s-au obținut doze mai mari decât la examinările toracice sau abdominale, deoarece doza de iradiere crește proporțional cu lungimea regiunii scanate. În urma analizei retrospective a investigațiilor CT la Spitalul Clinic Județean de Urgență Bistrița, examinările combinate au evidențiat diferențe semnificative din punct de vedere statistic între valorile menționate în articolele de referință și dozele din baza de date ale spitalului. Pentru o mai bună aproximare a dozelor efective, trebuie luate în calcul informații suplimentare despre examinările individuale: înălțimea și greutatea pacientului, tipul examinării și protocoalele utilizate în examinări. În acest caz, am putut obține doar o estimare pentru doza efectivă.

Recomandările pentru a optimiza doza de iradiere includ aplicarea unor protocoale standardizate care să ia în considerare greutatea pacientului și utilizarea tehnologiilor avansate, cum ar fi algoritmi de reducere a dozei. Formarea periodică a tehnicienilor și radiologilor contribuie direct la o utilizare eficientă și responsabilă a echipamentelor CT, precum și la aplicarea corectă a tehnologiilor de reducere a dozei. Totodată, conștientizarea echipei medicale în privința impactului expunerii la radiații, împreună cu monitorizarea riguroasă a respectării protocoalelor de dozare, reprezintă elemente-cheie în creșterea siguranței pacientului.

În concluzie, această lucrare evidențiază importanța unui control riguros și a unei evaluări continue a dozelor de iradiere utilizate în investigațiile CT. Optimizarea dozei nu este un proces singular, ci unul dinamic și continuu, care necesită adaptare la caracteristicile individuale ale pacientului, regiunea anatomică investigată și indicațiile clinice. Aplicarea protocoalelor standardizate ajustate în funcție de greutatea pacientului, împreună cu utilizarea tehnologiilor moderne de reducere a dozei, precum algoritmul ASiR-V care contribuie semnificativ la creșterea eficienței diagnosticului, fără a compromite siguranța pacientului. Formarea constantă a personalului medical, alături de monitorizarea respectării protocoalelor de dozare, reprezintă piloni esențiali în menținerea unui act medical sigur și eficient. Subiectul tratat deschide multiple direcții de aprofundare, iar adaptarea tehnicilor de scanare la particularitățile anatomice ale pacientului, la caracteristicile de atenuare ale țesuturilor și la specificul clinic reprezintă un pas esențial pentru optimizarea dozei de radiație și obținerea unor imagini de înaltă calitate.

## Referințe

- [1] Glasser, O. (1993). Wilhelm Conrad Röntgen and the Early History of the Roentgen Rays. Norman Publishing, pp 5-10.
- [2] Bushong, S. C. (2013). Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology, and Protection (10th ed.). Mosby, pp 50-60.
- [3] Hendee, W. R., & Ritenour, E. R. (2002). Medical Imaging Physics (4th ed.). John Wiley & Sons, pp 120-130.
- [4] Adaptat din Bushberg, J.T., 2012.
- [5] Curry, T. S., Dowdey, J. E., & Murry, R. C. (1990). Christensen's Physics of Diagnostic Radiology (4th ed.). Lippincott Williams & Wilkins, pp 80-90.
- Huda, W. (2016). Review of Radiologic Physics (4th ed.). Wolters Kluwer.
- [6] Kalender, W.A. (2011). Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Publicis Publishing, pp. 16–24.
- [7] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., & Boone, J. M. (2012). The Essential Physics of Medical Imaging (3rd ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, pp.111-125-131.
- [8] OpenStax College. (2014). University Physics Volume 3: Optics and Modern Physics. Section 6.04 “The Compton Effect”, pp. 221–223.
- [9] Curry, T. S., Dowdey, J. E., & Murry, R. C. (1990). Christensen's Physics of Diagnostic Radiology (4th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr, J. M. Boone (2012). The Essential Physics of Medical Imaging (3rd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- [10] <https://inspiritvr.com/photoelectric-effect-study-guide/> (Accessed 02.06.2024)
- [11] Curry et al. (1990). Christensen’s Physics of Diagnostic Radiology, pp. 110–115.
- Bushberg, J.T. (2012)
- [12] Seeram, E. (2015). Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control (4th ed.), pp. 45–48.
- [13] ICRP. (2023). ICRP Publication 103 - Annals of the ICRP 37(2-4), pp. 104-109.
- [14] McKeever, S. W. S. (1985). Thermoluminescence of Solids. Cambridge University Press.
- Pagină relevantă: Capitolul 6, pp. 205-252
- [15] Beir, V. (1990). Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiations. National Academy Press.

- [16] Radiopaedia. (2023). Geiger-Müller Counter. Ionisation Chamber. Personal Dosimeter. Disponibil la: <https://radiopaedia.org/articles/ionisation-chamber> (Accesed 04.03.2024)
- [17] EPA. (2023). Radiation Terms and Units. Disponibil la: <https://www.epa.gov/radiation/radiation-terms-and-units> (Accesed 25.05.2024)
- [18] CNCAN, Ordinul 285/19.04.2002
- [19] K. S. Pradosh, P. Sasmita, M. S. Basanta and M. Jayashree, "Understanding Computed Tomography (CT) Dose Reduction Techniques and Principles in a Simplified Way," Current Trends in Clinical & Medical Imaging, vol. 1, no. 2, 2017.
- [20] SpringerOpen. (2023). Dosimetric quantities and effective dose in medical imaging.
- [21] Oxford Academic. (2023). Developing Diagnostic Reference Levels for CT. Disponibil la: <https://academic.oup.com/rpd/article/199/3/235/6960612> (Accesed 04.06.2024)
- [22] Patient-adapted organ absorbed dose and effective dose estimates in pediatric 18F-FDG PET/CT studies | BMC Medical Imaging
- [23] Brown University. (2023). Geometry in CT Reconstruction. Disponibil la: [https://vision.lems.brown.edu/sites/default/files/ct\\_reconstruct.pdf](https://vision.lems.brown.edu/sites/default/files/ct_reconstruct.pdf) (Accesed 04.06.2024)
- [24] Brenner, D. J., Shrimpton, P. C., Lee, C., & Morin, R. L. (2019). Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. European Radiology Experimental, 3(1), 13.
- [25] IAEA. (2023). Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging. Disponibil la: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/nuclear-medicine/diagnostic-nuclear-medicine/diagnostic-reference-levels-in-medical-imaging#6> (Accesed 12.05.2025)
- [26] Zou, Kelly H., et al. Statistical Methods in Diagnostic Medicine. Wiley, 2003. Pag. 15-30.
- [27] GE Healthcare. (2023). Manual de utilizare Revolution EVO. Document intern.
- [28] Seeram, E. Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control (4th ed.), pp. 128–132.
- [29] L. Yu, L. Xin, L. Shuai, M. K. James, C. R.-G. Juan, M. Qu, C. Jodie, G. F. Joel and H. M. Cynthia, "Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective," Imaging in Medicine, vol. 1, no. 1, 2009. pp. 20-24
- Bushberg, J. T., et al. The Essential Physics of Medical Imaging (3rd ed.), pp. 512–530.
- [30] Curry, T. S., Dowdey, J. E., & Murry, R. C. Christensen's Physics of Diagnostic Radiology (4th ed.), pp. 160–170.

- [31] R. Baz and C. Deacu, "Mediile de contrast iodată și paramagnetic utilizate în practica radiologică," [Online]. Available: [https://www.srimr.ro/uploads/files/Medii\\_contrast\\_pe\\_scurt.pdf](https://www.srimr.ro/uploads/files/Medii_contrast_pe_scurt.pdf). (Accessed 08.06.2024)
- [32] U.S. National Library of Medicine. (2025). ULTRAVIST® (iopromide) injection labeling [DailyMed: NDC 50419-344-05; 50419-346-05]. Retrieved YYYY, from DailyMed.
- U.S. National Library of Medicine. (2025). OMNIPAQUE® (iohexol) injection labeling [DailyMed: NDC 0407-1411-10; 0407-1413-10]. Retrieved YYYY, from DailyMed.
- [33] Brenner, D. J., Shrimpton, P. C., Lee, C., & Morin, R. L. (2019). Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. *European Radiology Experimental*, 3(1), 13. <https://doi.org/10.1186/s41747-019-0130-5> (Accessed 08.06.2024)
- [34] Patient organ and effective dose estimation in CT: comparison of four software applications. Diverse autori, Jurnal: *European Radiology Experimental*, An: 2019, DOI: 10.1186/s41747-019-0130-5
- [35] "Cursul lui Dana Maniu - Facultatea de Fizică," [Online]. Available: <http://www.phys.ubbcluj.ro/~dana.maniu/>. (Accessed 06.06.2025)
- [36] Estimating Effective Dose for CT Using Dose-Length Product Compared With Using Organ Doses: Consequences of Adopting International Commission on Radiological Protection Publication 103 or Dual-Energy Scanning, • Autori: Christner, Jodie A.; Kofler, James M.; McCollough, Cynthia H. Jurnal: *American Journal of Roentgenology*, : 194, Număr 4, An: 2010, Pagini: 881-889, 1283-1288, DOI: 10.2214/AJR.09.3462
- [37] : Dose-Length Product to Effective Dose Conversion Factors for CT Examinations of Different Regions of the Body, Autori: Huda, W., Magill, D., Wenjun He, Jurnal: *AJR American Journal of Roentgenology*, An: 2008, pagină: 1283-1288, : 10.2214/AJR.09.2651
- [38] "MATLAB," [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/stats/boxplot.html>. (Accessed 14.06.2024)
- [39] Dowsett D. J., Kenny P. A., & Johnston R. E. (2006). *The Physics of Diagnostic Imaging* (2nd ed.), pag. 300–310.
- [40] AAPM. (2008). Report No. 96 – Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, pag. 5–6, 30–32.
- [41] ICRP. (2007). Publication No. 102 – Managing Patient Dose in MDCT, pag. 30–40.

Rus Bianca Daria Prelucrarea statistică a dozelor individuale în investigațiile CT pe un număr de pacienți sub diferite protocoale și condiții la un spital județean!

## DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnatul, Rus Bianca Daria, declar că Lucrarea de licență/diplomă/disertație pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea iulie 2025 sub îndrumarea Prof. Dr. Zoltán Bálint, reprezintă o operă personală. Menționez că nu am plagiat o altă lucrare publicată, prezentată public sau un fișier postat pe internet. Pentru realizarea lucrării am folosit exclusiv bibliografia prezentată și nu am ascuns nici o altă sursă bibliografică sau fișier electronic pe care să le fi folosit la redactarea lucrării.

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

Data, 24.06.2025.

Nume,  
Rus Bianca Daria.  
Semnătură,

