

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

## LUCRARE DE LICENȚĂ

**Conducător științific:**  
**Prof.dr.Leontin David**

**Coordonator științific:**  
**Fizician Medical Szabó László**

**Absolvent**  
**POTROVIȚĂ WYNONA**  
**ALEXANDRA**

**2023**

**LUCRARE DE LICENȚĂ**

**ANALIZA DOZEI DE IRADIERE A INVESTIGAȚIILOR CU  
TOMOGRAF COMPUTERIZAT LA UN CENTRU DE  
IMAGISTICĂ**

**Conducător științific:  
Prof.dr.Leontin David  
Coordonator științific:  
Fizician Medical Szabó László**

**Absolvent  
POTROVIȚĂ WYNONA  
ALEXANDRA**

**2023**

# Cuprins

<b>Introducere .....</b>	<b>4</b>
<b>1. Bazele fizice ale examinării cu tomograf computerizat .....</b>	<b>6</b>
<b>1.1. Producerea razelor X.....</b>	<b>6</b>
1.1.1.    Radiația caracteristică.....	7
1.1.2.    Radiația de frânare .....	7
<b>1.2. Interacțiunea radiației X cu materia.....</b>	<b>7</b>
1.2.1.    Împrăștierea Rayleigh .....	8
1.2.2.    Efectul fotoelectric.....	8
1.2.3.    Efectul Compton.....	8
1.2.4.    Producerea de perechi.....	9
<b>2. Tomografia computerizată .....</b>	<b>11</b>
<b>2.1. Istoria tomografiei computerizate .....</b>	<b>11</b>
<b>2.2. Structura aparatului CT.....</b>	<b>12</b>
2.2.1.    Gantry .....	13
2.2.2.    Sursa de radiație X .....	14
2.2.3.    Detectorul .....	14
2.2.4.    Colimatorul.....	16
2.2.5.    Masa .....	16
2.2.6.    Computerul și monitorul .....	17
<b>2.3. Aparatul General Electric Optima CT660 .....</b>	<b>18</b>
<b>3. Efectele radiațiilor asupra sănătății.....</b>	<b>21</b>
<b>4. Dozimetrie .....</b>	<b>25</b>
<b>4.1. Noțiuni dozimetrice .....</b>	<b>25</b>
<b>4.2. Optimizarea dozei de iradiere .....</b>	<b>28</b>
4.2.1.    Procese de optimizare în aparatul CT .....	30
4.2.2.    Beneficiile aparatului General Electric Optima CT660 .....	32
<b>5. Introducere la calitatea imaginii obținute la examinări CT.....</b>	<b>34</b>
<b>6. Analiză retrospectivă a investigațiilor CT la Centrul de Cercetare IMOGEN.....</b>	<b>36</b>
<b>6.1. Calculul dozei efective folosind produsul doză–lungime (DLP) și coeficientul „k” publicată de Comisia Europeană.....</b>	<b>38</b>
6.1.1.    Examinările cerebrale.....	40
6.1.2.    Examinările toracice.....	46
6.1.3.    Examinările abdominale.....	50
6.1.4.    Examinările combinate torace + abdomen (TA) .....	54
6.1.5.    Examinările combinate abdomen + pelvis (AP) .....	55
6.1.6.    Examinările combinate torace + abdomen + pelvis (TAP) .....	60
<b>6.2. Compararea valorilor cu datele din literatură.....</b>	<b>64</b>
6.2.1.    Compararea dozelor efective ale examinărilor cerebrale .....	65
6.2.2.    Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice, abdominale și combinate: TA, TAP .....	67

<b>Concluzie</b> .....	<b>69</b>
<b>Bibliografie</b> .....	<b>71</b>

## INTRODUCERE

O tomografie computerizată (TC) reprezintă o metodă de diagnostic imagistic ce folosește razele X pentru a realiza imagini detaliate ale structurilor corpului.

Tomograful este un aparat ce utilizează o combinație de raze X ce sunt prelucrate apoi de către un soft computerizat și poate reda în imagini 3D întregul corp omenesc sau numai anumite secțiuni din el, permițând astfel medicilor să vadă în detaliu organele interne, vasele de sânge sau structura osoasă.

Studiile de specialitate au arătat că peste 70% din expunerea la radiații medicale este cauzată de computerul tomograf.

Fiecare persoană este expusă radiației din surse naturale tot timpul vieții. Toate radiografiile și examinările CT implică o doză de radiație în plus față de expunerea de fond, naturală. La CT, dozele de radiație sunt controlate cu atenție în așa fel încât se va utiliza doza minimă de radiație, care să ofere totuși posibilitatea vizualizării corecte a patologiei. Orice doză de raze X, prin cumulare cu expunerile anterioare și cu radiația din surse naturale, poate determina o creștere mică a probabilității totale de a dezvolta un cancer în decursul vieții. Probabilitatea depinde de vârsta pacientului și de doza totală primită. Estimarea acestei probabilități crescute a fost făcută utilizând doze mult mai mari decât cele utilizate în radiologia diagnostic, de aceea optimizarea dozei a devenit un aspect foarte important. Optimizarea este procesul în care reducem doza de iradiere la valoarea minimă posibilă astfel încât să se realizeze echilibrul dintre calitatea imaginii obținute și cantitatea dozei de iradiere folosite. Astfel, procesul de reducere a dozei de iradiere la o valoare cât mai mică posibilă implică o activitate de cercetare și dezvoltare continuă în acest domeniu.

Scopul lucrării mele de licență este analiza dozelor de iradiere ale examinărilor tomografice efectuate la Centrul de Cercetare IMOGEN a Spitalului Clinic Județean de Urgență (Cluj Napoca).

În analiza mea au intrat examinări cerebrale, toracice, abdominale și examinări combinate torace+abdomen, abdomen+pelvis, respectiv torace+abdomen+pelvis. Analiza retrospectivă a datelor individuale prin statistica descriptivă este urmată de compararea dozelor efective cu valori de referință din literatură.

Lucrarea începe cu o introducere generală în bazele fizicii ale examinării tomografice computerizate ( Capitolul 1), după care urmează descrierea structurii și funcționarea unui aparat CT (Capitolul 2).

La efectuarea unei scanări cu un aparat CT, care folosește radiații ionizate, este important să știm efectele acestor radiații astfel încât folosirea lor să fie benefică.

În Capitolul 3 am prezentat un scurt rezumat al efectelor radiațiilor asupra sănătății.

Pentru descrierea cantității de radiație folosim diferite mărimi dozimetrice, care descriu în mod diferit radiația ionizată. În calculele efectuate am folosit doza efectivă, care ține cont și de efectele radiațiilor asupra țesuturilor. Mărimile dozimetrice utilizate, precum și procesele de optimizare sunt însumate în Capitolul 4, urmat de descrierea generală a aparatului General Electric Optoma CT 660 ( aparatul folosit la Centrul de Cercetare IMOGEN).

Capitolul 5 conține noțiuni despre calitatea imaginii obținute la CT. În Capitolul 6 sunt prezentate datele folosite și rezultatele testelor statistice descriptive și comparative efectuate pe diferite seturi de date provenite de la examinările cerebrale, toracice, abdominale și combinate.

## 1. BAZELE FIZICE ALE EXAMINĂRII CU TOMOGRAF COMPUTERIZAT

Radiația (razele) X sau radiația (razele) Röntgen sunt radiații electromagnetice ionizante, cu lungimi de undă mici, cuprinse între 0,01 și 100 Å (ångström).

Razele X formează radiația X, o formă de radiație electromagnetică. Frecvența undelor este mult mai mare decât a undei vizibile, în jur de  $10^{18}$  Hz. Folosind relația lui Planck ( $E = h \cdot \nu$ ), putem constata că aceste unde au energia mare.

În timpul unor experimente, fizicianul german Wilhelm Konrad Röntgen, bombardând un corp metalic cu electroni rapizi, a descoperit că acesta emite radiații foarte penetrante, radiații pe care le-a denumit **raze X** (descoperire realizată în anul 1895). Radiațiile X au fost numite mai târziu radiații Roentgen sau Röntgen.

Röntgen a descoperit și utilitatea acestor raze în medicină, obținând prima fotografie, unde se pot observa și oasele.

În medicină se folosesc raze X cu energii în jur de 200 keV în diagnostic, iar în terapii se folosesc până în câteva zecimi de megaelectrovoltți.

### 1.1 Producerea razelor X

Razele X sunt generate la impactul dintre un flux de electroni de viteză foarte mare și atomii materiei, mai precis electronii din afara atomului. În practică, razele X sunt generate prin accelerarea într-un câmp electric a electronilor emiși de un catod (-).

Electronii sunt accelerați și focalizați spre un anod realizat din tungsten, cupru, molibden, argint, platină sau aur. La impactul cu atomii din anod, 99 % din energia electronilor se transformă în căldură iar 1 % se transformă în raze X. Trebuie accentuat faptul că se generează o cantitate mare de căldură, de aceea este importantă răcirea anodului.

Razele X primare, obținute în tubul de raze X în urma bombardării anodului cu electronii emiși de filamentul tubului, au din punct de vedere energetic două componente:

### 1.1.1 Radiația caracteristică

Radiația caracteristică este componenta discretă de linii a spectrului radiației. Dacă electronul, care iese din catod, are suficientă energie, el scoate un electron din paturile interioare ale atomului din anod. Electronii de pe nivelurile mai mari de energie vor umple postul vacant și fotonii cu raze X sunt emise. Acest proces va duce la formarea liniilor discrete a spectrului de emisii de raze X. Liniile spectrale generate depend de anodul folosit și astfel ele se numesc linii caracteristice.

La aparaturile CT aproximativ 20% din întreaga radiație X este produsă de radiația caracteristică.

### 1.1.2. Radiația de frânare

Orice sarcină frânată sau accelerată emite radiație electromagnetică. Electronul, având viteza mare, trece prin învelișul electronic al atomului (învinge forțele electrice de repulsie exercitate de electronii atomului) și se apropie de nucleu. Nucleul, fiind pozitiv, atrage electric electronul și deviază de la direcția lui inițială. Când se îndepărtează de nucleu, electronul este frânat și emite radiație X. Cu cât electronul trece mai aproape de nucleu cu atât este mai puternic frânat și energia fotonului emis este mai mare. Dacă electronul este frânat până la oprire atunci energia fotonului emis este egală cu energia electronului. Fotonii emiși au energii cuprinse între zero și o energie maximă egală cu energia electronilor. La energii mici ale electronilor incidenti, ciocnirile cu electronii materialului țintă sunt elastice. Electronii proiectil se apropie de nucleul țintă (pozitiv) care îl va accelera, obligându-l să evolueze după o hiperbolă. În conformitate cu principiile electrodinamicii, electronii emit radiații electromagnetice (radiații X). În acest fel, energia electronilor scade (electronii sunt frânați). În consecință, radiația X se numește radiație X de frânare.

Cu ecuația (1) putem calcula energia maximă a fotonului:

$$E_{\max} = e \cdot U_{\text{anod}} = h \cdot \nu_{\max} = h \cdot c / \lambda_{\min} \quad (1)$$



Din această relație putem obține legea lui Duane- Hunt ( ecuatia 2 ) , adică lungimea de undă minimă este invers proporțională cu tensiunea de accelerare:

$$\lambda_{\min} = \frac{h \cdot c}{e \cdot U_{\text{anod}}}$$

La aparaturi CT aproximativ 80% din întreaga radiație X este produs din radiație de frânare.

## 1.2 Interacțiunea radiației X cu materia

Interacțiunea radiației cu materia depinde de energia radiației și de compoziția materiei. În acest proces energia de radiație este transferată atomilor și moleculelor, încălzind material sau modificând structura ei.

Radiațiile pot penetra materialul fără interacțiuni , sau pot interacționa prin împrăștiere sau absorbție. Absorbția radiației X este descrisă de legea ( 3):

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (3)$$

unde  $I_0$  este intensitatea unei incidente,  $I$  este intensitatea unei care trece prin material,  $x$  e grosimea stratului absorbant , iar  $\mu$  este coeficientul de absorbție.

Coeficientul de absorbție depinde atât de materialul absorbant cât și de proprietățile radiației. Există patru tipuri de interacțiune a radiației X cu materia : împrăștiere Rayleigh, absorbție fotoelectrică , împrăștiere Compton si generarea de perechi.

### 1.2.1. Împrăștierea Rayleigh

Este împrăștierea elastică a radiației electromagnetice. Interacțiunea are loc la energii scăzute ale radiației X (15-30 keV), are probabilitate mică de realizare în diagnostic , unde avem radiații cu energii mai mari. Câmpul electric oscilant al unei electromagnetice cauzează oscilarea în fază a electronilor din atom, care vor emite radiație cu aceeași energie , unghiul de împrăștiere este mic. În cazul împrăștierii Rayleigh nu sunt eliberați electronii, deci nu cauzează ionizarea.

### 1.2.2. Efectul fotoelectric

Razele X lovesc materialul, iar electronii vor fi excitați în urma energiei transmise de radiația

X. În efectul fotoelectric întreaga energie a radiației este cedată unui electron aflat pe un orbital interior al atomului, astfel electronul primește energie destulă ca să iasă din atom. Electronul ejectat este numit fotoelectron. Electronul părăsește atomul cu o energie egală cu energia razei incidente minus energia de legătură a electronului (ecuația 4).

$$E_{e^-} = E_{\text{rad}} - E_{\text{leg}} \quad (4)$$

Datorită acestui proces materialul este ionizat, iar electronul liber se ciocnește cu alți atomi, generând alți radicali liberi, până când pierde energia și este absorbită de mediu.

Experimental s-a constatat, că pentru a observa emisia de electroni este nevoie ca radiația X să aibă o energie mai mare sau egală cu energia de legare a electronului de pe strat interior. Probabilitatea absorbției fotoelectrice pe unitatea de masă este aproximativ proporțională cu  $Z^3 / E^3$ , unde  $Z$  este numărul atomic și  $E$  este energia fotonului incident. Astfel efectul fotoelectric este tipul dominant de interacțiune în materialele cu numere atomice mai mari. Faptul că probabilitatea este invers proporțională cu  $E^3$ , explică de ce scade contrastul imaginii, când folosim radiații X cu energii mari.

### 1.2.3. Efectul Compton

Este împrăștierea inelastică a radiației electromagnetice. În radiația Compton, radiația incidentă transferă doar o parte din energia sa unui electron liber, sau unui electron de pe orbitalul exterior. Cu energia primită, electronul este eliminat și este numit electronul Compton. Fotonul cu energie mai mică este împrăștiat la un unghi care depinde de energia transferată de foton electronului.

Unghiul de împrăștiere poate varia între  $0^\circ$  și  $180^\circ$ . Energia fotonului incident este egală cu suma dintre energia de legătură, energia cinetică a electronului ejectat și energia fotonului împrăștiat (ecuația 5).

$$E_{in} = E_{leg} + E_{cin} + E_{imprastiat}$$

Energia de legătură a electronului este mică față de energia fotonului împrăștiat, astfel

aceasta se poate neglija. Electronul Compton se ciocnește cu atomii din mediu ,producând ionizări , până când își pierde toată energia.

Împrăștierea Compton este tipul dominant de interacțiune in materialele cu numere atomice mai mici, cum ar fi țesutul si aerul. Probabilitatea împrăștierii Compton crește cu creșterea energiei radiației incidente.

#### 1.2.4. Producerea de perechi

Producerea de perechi poate avea loc numai atunci când energiile radiațiilor incidente depășesc energia de prag de 1,022 MeV. În acest proces radiația X interacționează cu câmpul electric al nucleului unui atom , astfel încât energia fotonului este transformată într-o pereche de electron-pozitron cu energia de repaus a fiecăruia egală cu 511 keV. Electronul și pozitronul pierd energia lor cinetică prin excitare si ionizare.

Producerea de perechi nu are loc în tehnicile folosite pentru diagnostic medical, deoarece energia de prag a acestei interacțiuni este mult mai mare decât energiile folosite în imagistica medicală.

## 2. TOMOGRAFIA COMPUTERIZATĂ

Tomografia computerizată (CT) cu raze X este o tehnologie care folosește raze X procesate de un computer pentru a produce imagini tomografice ale zonelor specifice ale obiectului explorat , permițând utilizatorului să vadă ce se găsește în interior fără a tăia și a deschide obiectul.

### 2.1 Istoria tomografiei computerizate

Razele X erau folosite și înaintea tomografiei computerizate, în radiografia cu raze X. În acest caz au putut observa doar contururile organelor, oaselor. Invenția tomografiei computerizate a reprezentat un progres semnificativ față de radiografia cu raze X , unde au putut observa și tesuturi moi.

Primul tomograf pentru CT comercial și fiabil ,folosind raze X a fost inventat de către Sir Godfrey Hounsfield în Hayes, Regatul Unit, la Laboratoarele Centrale de Cercetare EMI. Hounsfield și-a conceput ideea în anul 1967. Primul tomograf „EMI-SCANNER” a fost instalat în Spitalul Atkinson Morley din Wimbledon , Anglia, iar prima scanare a creierului unui pacient a fost realizată pe 1 octombrie 1971 și a fost făcută publică în anul 1972. CT-urile moderne pot să realizeze mai multe imagini obținute prin prelucrarea unui număr de milioane de date într-o secundă.

#### 2.1.1. Primele aparate

De-alungul anilor 1980 , scanerile CT au achiziționat imagini astfel încât masa în timpul achiziției unei imagini transversale era într-o poziție fixă la o rotație de  $360^{\circ}$  a gantry-ului.

Masa se mișcă apoi la următoarea poziție de scanare. Între două scanări impune astfel o întârziere de 10 secunde. Până în 1990 întârzierea a scăzut la 1-2 secunde . Deși acest mod de achiziție a fost o invenție semnificativă , a avut și deficiențe. O problemă semnificativă a fost

Înregistrarea longitudinală greșită datorită întreruperilor între secțiunile transversale fiind predispusă la artefacte de mișcare și nu s-a putut aplica pentru achiziția de secțiuni mai subțiri de 5-10mm. În 1990 s-a dezvoltat aparatul cu rotație continuă a gantry-ului, asociată cu mișcarea continuă a masei, astfel rezultând o mișcare în formă de spirală. Prin această dezvoltare s-a putut scana întregul torace sau abdomen într-o singură respirație prin utilizarea unor secțiuni transversale subțiri.

Următoarea descoperire importantă a avut loc în 1998 cu scannerul CT cu patru detectori, care a avut efecte profunde asupra volumului și rezoluției spațiale a imaginii.

În anul 2006 apare primul CT cu două surse cu detecție dublă, capabil de rezoluție temporală crescută.

În cele din urmă, în anul 2010 a fost introdus un sistem de detectori cu 320 rânduri, care a permis imagistica cu masă staționară. Primul tomograf cu impedanță electrică folosit pentru monitorizarea funcționalității plămânilor, proiectat pentru folosirea clinică zilnică în medii de terapie intensivă, a fost dezvoltat de „Drager Medical” în anul 2011. Există numeroase tomografe care sunt folosite în diferite domenii de activitate, în special în medicină, iar noi metode tomografice așteaptă să fie descoperite în anii următori, astfel ajutând la descoperirea și diagnosticarea anomaliilor din corpul uman precum și explorarea acestuia și a mediului înconjurător.[5]

## 2.2. Structura aparatului CT

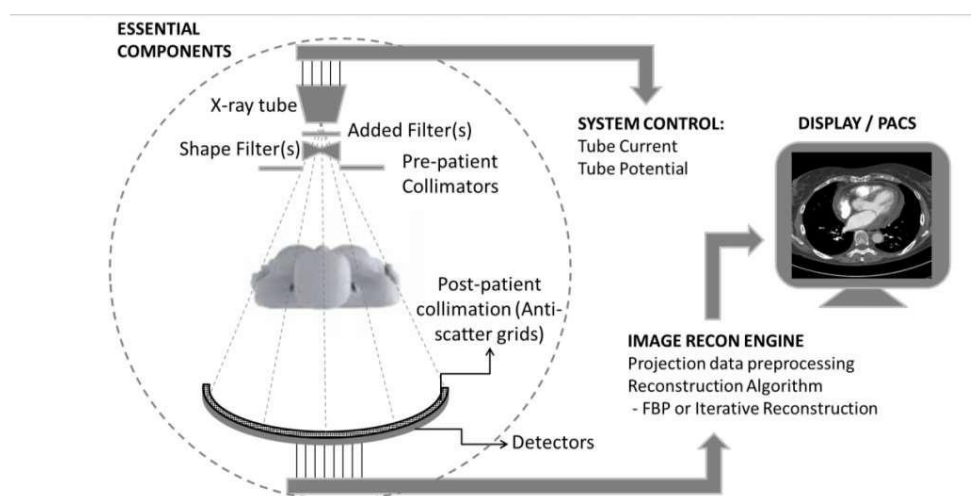


Figura 2.1 - Componentele principale ale tomografiei computerizate [6, p. 421]

Figura 2.1 conține o schemă cu componentele principale ale aparaturii CT: gantry-ul cu tubul de raze X, detectorul, colimatorul și filtrele, respectiv sistemul de achiziționare a imaginii cu monitorul și computerul.

### 2.2.1. Gantry

Este componenta cea mai importantă a aparaturii, care conține sursa de raze X, colimatorul, detectorul de radiație și motorul rotativ. Tubul de raze X este montat pe gantry astfel încât planul anodului să fie paralel cu planul de rotație a gantry-ului. În această configurație axa care trece prin anod și catod este paralelă cu axa z și astfel se reduce efectul giroscopic.[3]

Pe Figura 2.2 se poate observa principiul de funcționare a gantry-ului și mișcarea mesei. În cazul celor mai avansate aparate timpul de rotație este de 0,20 s, viteza unghiulară este mare, astfel creându-se o forță centrifugă mare asupra componentelor gantry-ului.

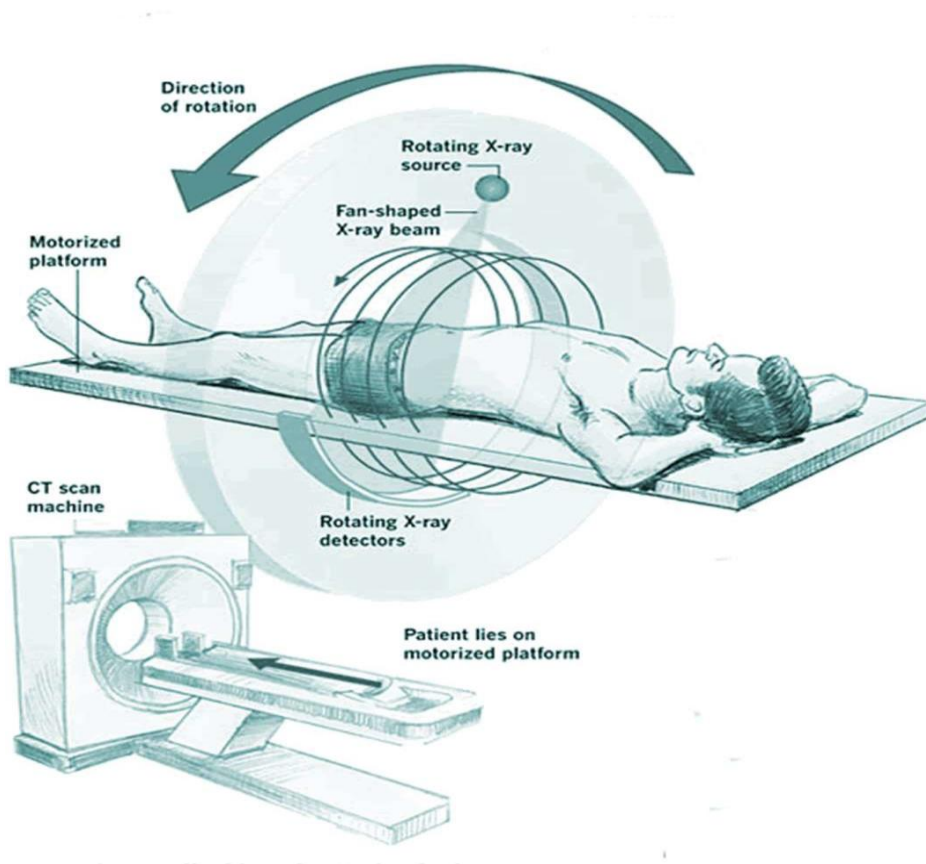


Figura 2.2 - Schema de funcționare a tomografiei computerizate [7]

### 2.2.2. Sursa de radiație X

Tubul de raze X este elementul fundamental în toate aparaturile de CT (*Figura 2.1*). Principiul fizic al acestei surse este similar cu tubul catodic vidat, în care se generează raze X, și care a fost prezentat în primul capitol (1.1). Razele X se generează în două procese: frânarea bruscă a unei particule încărcate datorită câmpului electromagnetic sau tranziția electronilor de pe niveluri mai mari de energie la niveluri mai scăzute.

Tuburile folosite pentru CT au putere mult mai mare (5-7 megaJoule) decât cele folosite în radiografie (0,3-0,5 megaJoule). [3, p. 319]

### 2.2.3. Detectorul

Detectorul este dispozitivul folosit pentru măsurarea radiațiilor ionizante. Pe *Figura 2.1* se poate observa modul cum este plasat detectorul față de tubul de raze X, respectiv sistemul pentru colectarea datelor de la detector. Sunt câteva caracteristici generale ale detectorilor: sensibilitate, rezoluție energetică, funcția de răspuns, eficiența, timpul de răspuns, timpul mort. Aceste caracteristici sunt importante, fiindcă semnalul obținut prin detector depinde mult de caracteristicile specifice fiecărui detector.

Sunt diferite tipuri de detectori:

- *Detectori bazați pe colectarea ionilor în gaze*

Semnalul electric este proporțional cu intensitatea radiației, care ionizează gazul în interiorul camerei de ionizare.

În aparatele de generația a treia se folosesc detectori xenon, pentru că sunt mult mai ieftine decât detectorii cu scintilație. Gazul în camera de ionizare are presiune mare, aproximativ 10 atm. Mărimea presiunii este importantă din punctul de vedere a funcționării camerei și a semnalului obținut. La presiuni mari, în cameră sunt mai

multe particule de gaz xenon, astfel probabilitatea de întâlnire a radiației cu gazul, și astfel ionizarea gazului este mai mare. Probabilitatea crește și cu creșterea lungimii camerei. În general lungimea acestor camere de ionizare este 6 cm, iar lățimea este de doar 1 mm. Curentul obținut prin ionizarea gazului este proporțional cu intensitatea radiației X. După ionizarea gazului există un interval de timp, necesar camerei ca să poată detecta un alt eveniment, acest interval este numit timp mort, și în cazul camerei de ionizare acest timp este scurt. Această proprietate este importantă în cazul CT-ului spiral, când detectarea ar trebui să fie continuă.

În general eficiența acestor detectori este 60%, și avantajul cel mai mare este că sunt mici și costul lor este scăzut. [8]

- *Detectori cu scintilații*

Începând cu aparatură de generația a patra, se folosesc detectori de scintilație.

Cel mai des folosit ca și cristal de scintilație este iodură de sodiu (NaI), îmbunătățit cu taliiu. Acest cristal prezintă scintilație, adică fenomenul de fotofluorescență, când interacționează cu radiația. Cristalele de iodură de sodiu sunt tratate cu mici cantități de taliiu stabil, atomii de taliiu dispersați în cristal îi îmbunătățesc răspunsul la interacțiunea cu fotoni.

Procesul de conversie a razelor X în lumină poate fi descris ca o absorbție a energiei razelor X de către cristal, lăsând electronii într-o stare excitată. Fotonii își transferă energia într-una sau mai multe interacțiuni Compton sau fotoelectrice în cristal. Detectorii de scintilație exploatează principiul efectului fotoelectric. În primul capitol am tratat pe larg acest efect (1.2.2). Fotonii lovesc electronii de pe orbitalii interiori ai atomilor și se produce o radiație luminescentă.

Cristalul de scintilație are o grosime de 1-2 mm, iar rezoluția lui este foarte mare, fiindcă apariția luminii este foarte scurtă, de aproximativ 20 ns. Materialul, din care se fac detectori sunt dense, cu numere atomice mari, de aceea radiația este emisă în mare parte, eficiența detectorilor fiind mai mare.

Dispozitivul de conversie a scintilației produsă în scintilator de către radiația nucleară în semnale electrice, este fotomultiplicatorul. El are două părți componente situate



într-o incintă vidată: fotocatodul și fotomultiplicatorul de electroni. Fotocatodul are rolul de a converti fotonii de luminiscentă în electroni. Fotomultiplicatorul de electroni este format dintr-o structură iterativă de dinode, care are rolul în procesul de multiplicare a electronilor. [8]

- *Detectori cu semiconductori*

Folosirea semiconductoarelor în detecția radiațiilor a apărut în ultimele decenii, și joacă un rol important în aparatura medicală de generație nouă. Densitatea solidelor este mult mai mare decât a gazelor, astfel probabilitatea pentru generare a purtătorilor de sarcină este mai mare. La trecerea radiațiilor ionizante prin cristale semiconductoare se generează un număr mult mai mare de purtători de sarcină față de detectorii cu gaz, ceea ce duce la o rezoluție ridicată. Purtătorii de sarcină sunt perechile de electroni-goluri create de-a lungul parcursului radiațiilor ionizante.

Are multe avantaje față de alți detectori: rezoluție energetică mare, construcție compactă, timpi de răspuns mici. Singurul dezavantaj este susceptibilitatea la degradare. [9]

#### **2.2.4. Colimatorul**

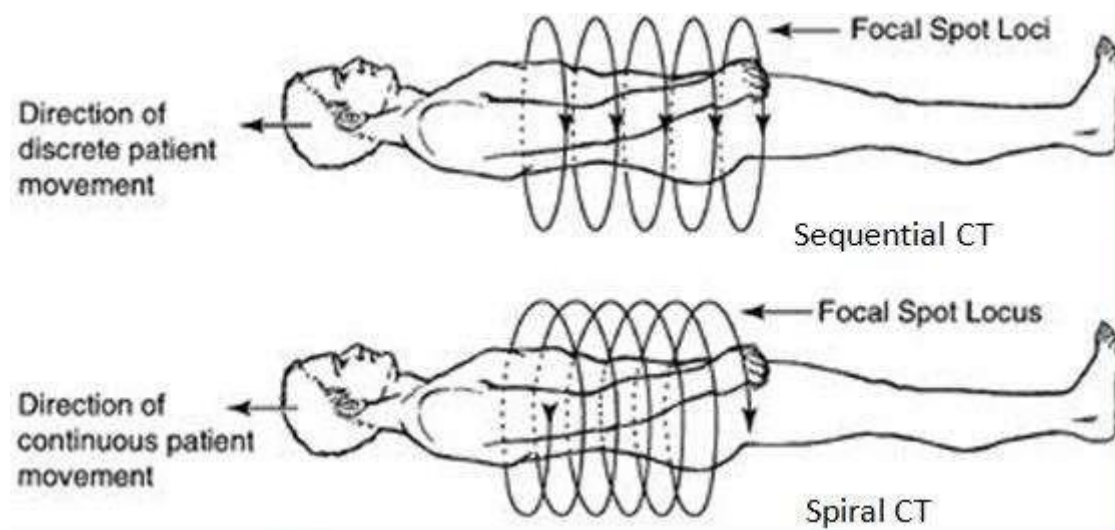
Un colimator folosit în aparatura CT se află între tubul de raze X și pacientul (*pre-pacient collimator*), respectiv celălalt între pacient și detector (*post-pacient collimator*) – (Figura 2.1). Colimatorul așezat după tubul de raze X lasă să treacă fasciculele paralele, are rolul de a colima razele X în regiunea dorită, astfel doza de iradiere a pacientului devine mult mai mică. Colimatorul este construit dintr-un material, care absoarbe radiația, cum ar fi tungsten sau molibden. [10]

#### **2.2.5. Masa**

În primele aparaturi s-au folosit mase stative, unde masa era într-o poziție fixă în timpul achiziției unei imagini, după aceea masa se mișcă la următoarea poziție (detectare secvențială). Acest mod de achiziționare a avut două deficiențe semnificative: între două scanări impune o întârziere de ordinul câtorva secunde, și se obține o greșeală la

înregistrarea imaginii din cauza întreruperilor între secțiunile transversale.

Rezolvarea acestor deficiențe a adus aparatura cu rotație continuă a gantry-ului, asociată cu mișcarea continuă a mesei. În acest caz detecția se desfășoară într-o formă spirală (*Figura 2.3*).

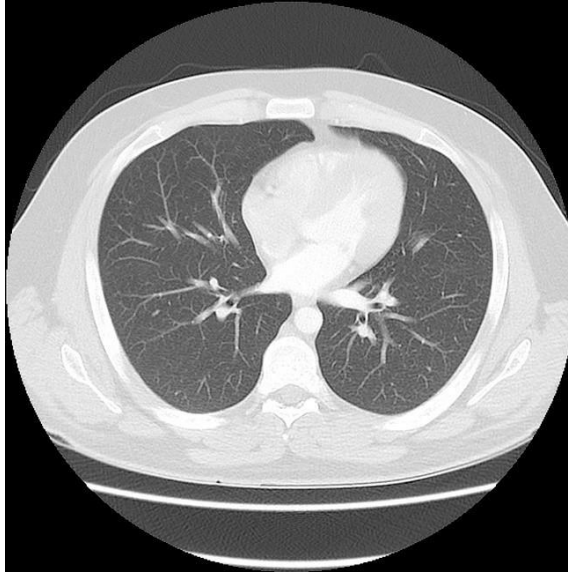


*Figura 2.3 – Schema detecției secvențiale (Sequential CT) respectiv spirale (Spiral CT) [11]*

Definim valoarea “pitch”, care descrie mișcarea mesei: arată raportul dintre viteza mișcării mesei și grosimea secțiunii transversale. Cu creșterea pitch-ului, doza de iradiere scade, pentru că timpul de scanare este redus. Dezavantajul însă este creșterea zgomotului. [12]

## 2.2.6. Computerul și monitorul

Datele provenite sub diferite unghiuri sunt însumate și reconstruite de computer. Achiziția volumului de date permite postprocesare (prelucrarea imaginilor ulterioară), pentru a obține secțiuni în orice plan al spațiului, și eliminarea din imagine a unor segmente care împiedică vizualizarea. Astfel examinatorul are posibilitatea să studieze pe un monitor imaginea reconstruită de calculator, care este constituită din puncte mai întunecate la nivelul structurilor mai radiotransparente și din puncte mai luminoase la nivelul structurilor mai radioopace prezentată într-o scară de gri (*Figura 2.4*).



*Figura 2.4 - Computer tomografie toracică - Plămânul fiind un organ mai radiotransparent este vizualizat cu o nuanță mai întunecată de gri, pe când osul – care este țesutul cel mai dens – se vede cu alb*

### **2.3. Aparatul General Electric Optima CT660**

La Centrul de Cercetare IMOGEN a Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca funcționează un aparat General Electric Optima CT660 de 128 slice-uri, fabricat în anul 2012 de producătorul General Electric Healthcare, SUA. [13]

Computer Tomograful Optima CT660 face parte din cele mai performante serii de echipamente de imagistică medicală pentru obținerea de imagini cu detalii de cea mai înaltă calitate. Aparatul beneficiază de un sistem de control integrat al operațiilor și parametrilor de funcționare. Este ușor de operat, monitorizarea poziționării pacientului este automată, ceea ce reduce timpul de operare. Aparatul ne permite vizualizarea dinamică a structurilor anatomice, și oferă imagini de cea mai bună rezoluție simultan cu

În acest subcapitol voi descrie pe scurt principalele specificații al acestui aparat, folosind descrierea produsului de General Electric Healthcare [14].

### 2.3.1. Specificații

#### a.) Gantry

Apertura gantry-ului este 70 cm. Poate înclina cu 30°, cu o viteză de 1 °/s. Distanța focar izocentru este de 54 cm, iar distanța focar detector este de 95 cm.

#### b.) Tubul de raze X

Este optimizat pentru examenele care necesită un număr mare de scanări, fără răcirea tubului. Puterea maximă este de 72 kW.

De obicei tubul de raze X are două focare cu dimensiuni diferite: una mare și una mai mică. Acest focar este de fapt aria suprafeței anodului, care primește fasciculul de electroni de la catod. Focarul mic este folosit atunci când rezoluția spațială este importantă, iar focarul mare este folosit când este important timpul scurt al expunerii. [15]

*Tabelul 2.1* conține valorile maxime ale curenților aplicate la diferite valori ale tensiunii pentru focarul mic (Small spot), respectiv focarul mare (Large spot). Curentul aplicat în tubul catodic este între 0,001 și 1 A, adică de ordinul miliamperilor

*Tabelul 2.1 - Curentul maxim aplicat la tensiunile selectate [14]*

Kilovoltage peak (kVp)	Small Spot Max mA	Large Spot Max mA
80	300	400
100	240	480
120	200	600
140	170	515

c.) Detectorul

Detectorul V-Res de 40 mm este capabil pentru detectarea datelor cu o rezoluție de 0,35 mm, folosind un detector de scintilație eficientă, care absoarbe aproape 98% din radiația ajunsă la capul detectorului.

d.) Sistemul de achiziționare a imaginilor și prelucrarea datelor

Pentru achiziția imaginii este folosit tehnologia Volara XT, care permite o achiziție rapidă a imaginii, rata de eșantionare fiind 2460 Hz. În aparaturi mai avansate prelucrarea datelor se face cu un calculator cu performanță înaltă (de ex. memoria RAM este minim 24 GB), pentru depozitarea și prelucrarea unor cantități foarte mare de date.

### 3. EFECTELE RADIAȚIILOR ASUPRA SĂNĂTĂȚII

Radiația poate interacționa prin diferite moduri cu materia, și prin cedarea energiei poate să modifice structura materiei. Din această privință cel mai important este efectul radiației asupra molecula de ADN.

ADN-ul este cea mai mare moleculă în celule, și este vulnerabilă. Experimentele s-au constatat, că radiația are un efect grav în primul rând pentru ADN. Efectul direct al radiațiilor ionizante asupra ADN-ului este ușor de observat în locul unde energia este absorbită. Unul dintre cele mai semnificative efecte a radiațiilor ionizante este ruperea lanțurilor ADN monocatenare și bicatenare. În cazul în care se rupe un lanț bicatenar, nu mai avem secvența corespunzătoare pentru reproducerea lanțurilor, astfel structura ADN-ului se modifică. Prin lezarea lanțurilor, ADN-ul nu mai funcționează în mod normal, apar mutații sau chiar poate duce la pierderea capacității de reproducere ale celulelor. [1, pp. 197-198]

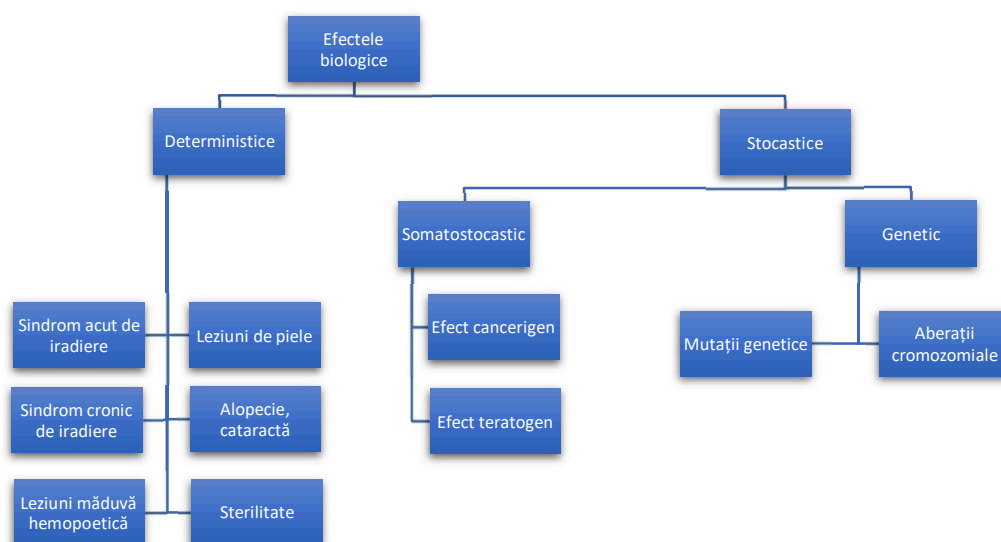


Figura 3.1 - Efectele biologice ale radiațiilor ionizante [16]

Efectele biologice apar în urma interacțiunii radiațiilor ionizante cu atomii cu număr atomic mic (carbon, hidrogen, oxigen, azot) care constituie materia vie. Din această interacțiune rezultă transferul de energie, care duce la ionizări, excitări sau acumulare de energie termică.

Efectele biologice din punct de vedere al radiobiologiei pot fi deterministice sau stocastice (*Figura 3.1*). Efectele deterministice se caracterizează prin următoarele aspecte:

- Prag de apariție - Sub acest prag nu apar efecte biologice;
- Severitatea efectelor crește cu doza;
- Efectele se datorează morții celulelor dintr-un țesut;
- Sunt specifice în funcție de țesutul afectat.

Doza absorbită este direct proporțională cu severitatea efectului deterministic. Efectele deterministice depind și de radiosensibilitatea țesuturilor.

*Tabelul 3.1* conține efectele deterministice legate de valoarea dozei absorbite. Doza absorbită este o mărime fizică, care descrie cantitatea de radiație ionizantă absorbită de

țesuturi (unitate de măsură - Gray – Gy). Sub 0,15 Gy nu apar efecte deterministice, fiind valoarea de prag a dozei, iar o doză de 10 Gy cauzează comă și moarte.

Tabelul 3.1 Efecte deterministice descrise pentru expunere la radiații X sau  $\gamma$  [17]

Efectul deterministic	Doza absorbită
Sterilitate masculină temporară	> 0,15 Gy
Diminuare temporară a numărului de leucocite	0,2 – 1 Gy
Grețuri, astenie Modificarea hemogramei Imunodepresie <i>Sub supraveghere medicală, revenirea la normal este rapidă.</i>	1 – 2 Gy
Sterilitate feminină	>2,5 Gy
Sterilitate masculină definitivă	3,5 – 6 Gy
Hipoplazie, aplazie, insuficiență funcțională, fibroză, necroză în diferite țesuturi și organe <i>În absența tratamentului, cel puțin jumătate dintre persoanele expuse mor, celelalte prezentând sechele importante.</i>	>4,5 Gy
Afectare oculară (cataracta la 1-10 ani de la expunere)	>5 Gy
Afectare gastro-intestinală	6 Gy
Afectare pulmonară	8 Gy
Coma, moarte cerebrală Moarte	10 Gy

Pentru efectele stocastice severitatea efectului nu depinde de doză. Probabilitatea de apariție aefectului crește cu doza, fără a se demonstra existența unui prag de doză.

Efectele stocastice se caracterizează prin următoarele aspecte:

- Nu există prag de doză, efectele pot să apară și la doze foarte mici;
- Probabilitatea de apariție crește cu doza;
- Severitatea este determinată de apariția cancerului;
- Severitatea este independentă de doză;
- Se datorează modificărilor celulare la nivel de ADN. [17, pp. 9-10.]



Pentru efectele stocastice severitatea efectului nu depinde de doză. Probabilitatea de apariție aefectului crește cu doza, fără a se demonstra existența unui prag de doză.

Efectele stocastice se caracterizează prin următoarele aspecte:

- Nu există prag de doză, efectele pot să apară și la doze foarte mici;
- Probabilitatea de apariție crește cu doza;
- Severitatea este determinată de apariția cancerului;
- Severitatea este independentă de doză;
- Se datorează modificărilor celulare la nivel de ADN. [17, pp. 9-10.

## 4. DOZIMETRIE

Scopul dozimetriei este măsurarea efectelor radiațiilor ionizante asupra corpului uman. Doza de radiații depinde de mai mulți factori: volumul scanat, numărul și tipul de secvențe scanate, rezoluția dorită și calitatea imaginilor.

### 4.1. Noțiuni dozimetrice

Doza de iradiere reprezintă energia eliberată în mediu în urma interacțiunii radiației cu substanța. Întrucât prin doză putem înțelege mai multe noțiuni, trebuie clarificat tipul dozei. [18]

#### 4.1.1. Expunerea

Expunerea reprezintă sarcina electrică totală eliberată de fotoni în aer pe unitatea de masă (ec. 6).

$$X=dQ/dm$$

(6)

Unitatea de măsură este C/kg sau roentgenul, care este unitatea veche ( $R=2.58 \cdot 10^{-4}$  C/kg). Mărimea expunere este aplicabilă doar radiațiilor electromagnetice ionizante. [19]

#### 4.1.2. Kerma

Kerma (Kinetic Energy Release in Matter) reprezintă energia cinetică eliberată în mediu. Unitatea de măsură este J/kg, care este numit Gray. [19]

#### 4.1.3. Doza absorbită

Doza absorbită este o mărime fizică, care descrie cantitatea de radiație ionizantă absorbită de țesuturi, și depinde de pitch și de produsul doză – lungime. [18] Mai simplu, putem spune că doza absorbită este energia depusă în unitatea de masă. Unitatea de măsură este Gray (Gy), unitatea veche este radul ( $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$ ).

#### 4.1.4. Doza echivalentă

Echivalentul dozei sau doza echivalentă reprezintă doza biologică, care ține cont și de efectele biologice ale radiațiilor. Se calculează înmulțind doza absorbită cu factorul de calitate al radiației folosite (ec. 7).

$$H = D * Q \quad (7)$$

Unitatea de măsură pentru echivalentul dozei este J/kg, și poartă numele de Sievert (Sv).5

#### 4.1.5. Indexul dozei CT (CTDI)

CTDI este integrala profilului axial al dozei pentru o singură secțiune, se măsoară pe un fantom omogen sau folosind camere de ionizare de tip stilou. Valoarea CTDI este doar o aproximare a dozei pacientului, având limitări. Pentru măsurarea CTDI se folosesc un fantom omogen, care se diferă de corpul uman. CTDI este măsurat în aer, nu în țesutul uman. Folosim mai frecvent noțiunea  $CTDI_{vol}$ , care ia în considerare și grosimea secțiunii.

Există metode pentru estimarea dozelor de iradiere a organelor, folosind simulările Monte Carlo. [20]

#### 4.1.6. Produsul doză – lungime (DLP)

DLP este definită ca produsul dintre volumul CTDI și lungimea iradiată. [21, p. 884]

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad (8)$$

unde DLP este produsul doză – lungime (mGy \* cm), CTDI vol este volumul index dozăCT și L este lungimea totală a scanării

#### 4.1.7. Doza efectivă

Doza efectivă ține cont și de tipul țesutului iradiat și radiosensibilitatea acesteia. Este produsul dintre valoarea medie a echivalentul dozei și factorul de ponderare a țesutului respectiv (ec. 9).

$$H = H * w \quad (9)$$

Unitatea de măsură pentru doza efectivă este aceeași ca pentru doza absorbită: J/kg sau Sv. [9]

## 4.2. Optimizarea dozei de iradiere

După raportul comisiei UNSCEAR (*United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation*) în 2008 expunerea medicală reprezenta 20% din expunerea totală a radiațiilor ionizante, celelalte expuneri provin din: radiația terestră, cosmică, radiația din apă și alimente, radonul, și de la alte surse artificiale. [22]

În 2006 expunerea la radiații din imagistica medicală prin CT (*Figura 4.1*) a reprezentat 49% din expunerea totală la radiațiile din Statele Unite. Din acest fapt este evident, că una dintre prioritățile principale ale examinării CT este reducerea dozei. Acest lucru poate fi realizat în moduri diferite.

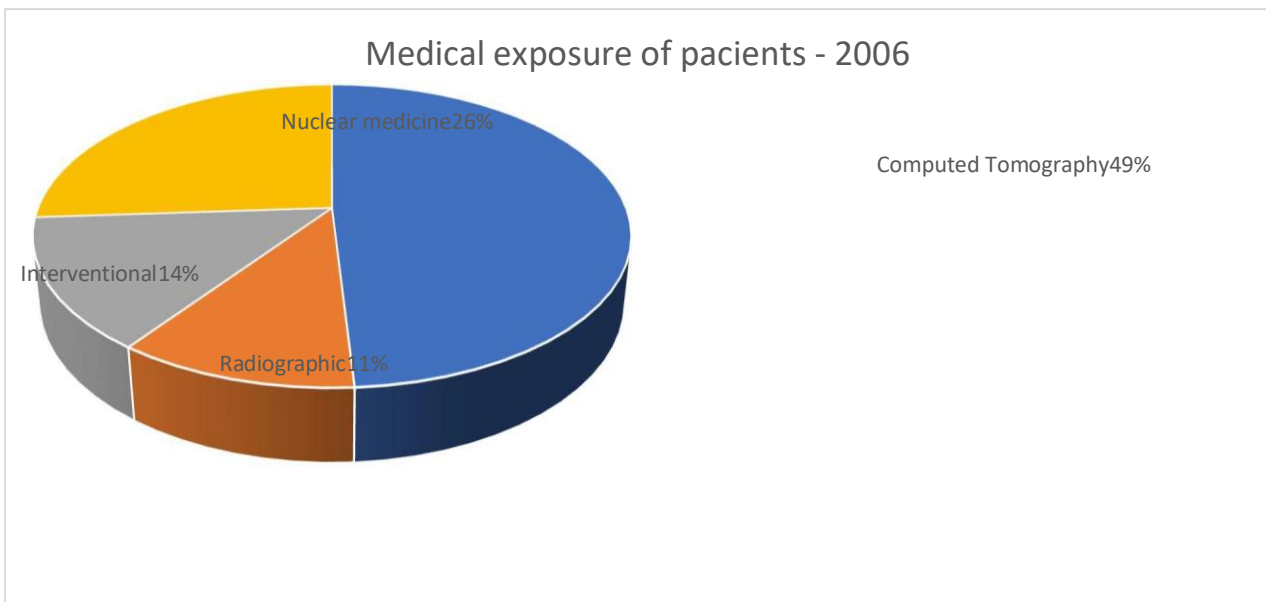


Figura 4.1 - Expunerea la radiații de imagistică medicală în S.U.A. [22]

Comisia ICRP (*International Commission on Radiological Protection*) se ocupă cu protecția radiologică, și publică recomandări în legătură cu protecția pacienților, lucrătorilor în domeniu și publicului.

Sunt trei principii esențiale ale protecției radiologice din recomandările ICRP:

- a.) Justificarea – Toate expunerile trebuie să produce un beneficiu pozitiv;
- b.) Optimizarea – Toate expunerile trebuie menținute la un nivel cât mai mic acceptabil;

- c.) Limitarea – Expunerea fiecărui individ nu poate să depășească limitele recomandate de comisie. [19]

Procesele de optimizare sunt importante în protecția radiologică încă din anii 1970, optimizarea se dezvoltă mult prin feedback-uri. Prin diferite publicații a comisiei ICRP sunt discutate unele modificări în optimizarea dozelor de iradiere. Partea de optimizare în publicația 101 și 103 a comisiei nu se diferă semnificativ, în continuare voi descrie principalele aspecte ale recomandărilor făcute de ICRP în publicația 101 [23].

Optimizarea este un proces strâns legată de sursa de radiație, care are rolul de a menține mărimea dozei de iradiere individuală - și probabilitatea de expunere a publicului - cât mai mic posibil în mod rezonabil. Optimizarea radioprotecției are la baza principiul ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* – cât mai scăzut posibil, în mod rezonabil) pentru minimizarea expunerii colective și/sau individuale luând în considerare factorii economici și sociali. Principiul ALARA este aplicat în mod similar în toate situațiile de expunere la radiații ionizante care sunt supuse unor constrângeri individuale de doză în cazul expunerilor planificate și unor niveluri de referință pentru situații de accident sau expuneri cronice existente.

Optimizarea este o metodă iterativă, trebuie luate în considerare eventualele posibilități pentru minimizarea dozei în situația actuală.

Pentru controlul emisiilor radioactive în mediu se folosesc principiul BATNEEC (*best-available technology not entailing excessive costs*).

În acest articol este accentuat un aspect important: optimizarea și minimizarea dozei nu sunt noțiuni identice, alegerea opțiunii cel mai bun nu este strict cel cu doza minimă, depinde de situația actuală.

*Figura 4.2* din publicația ICRP 101 însumează noțiunile importante descrise în acest subcapitol: evaluarea situației de expunere, identificarea opțiunilor de protecție, selectarea opțiunii cea mai bună în situația respectivă, realizarea protecției și evaluarea continuă a performanțelor, care leagă acest proces de optimizare. [23]

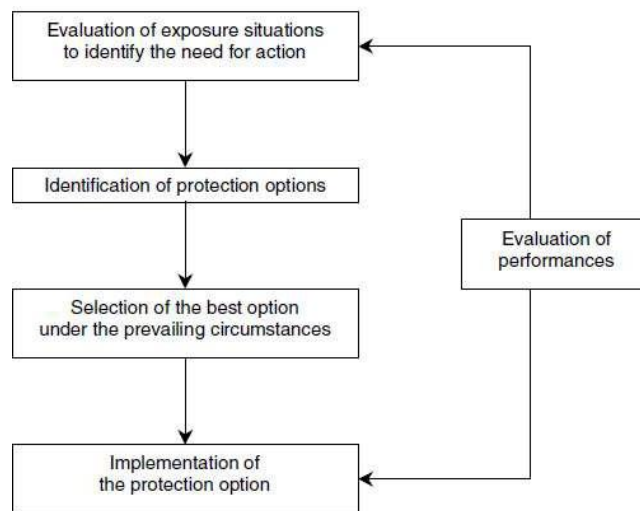


Figura 4.2 - Schema procesului de optimizare [23, p. 85]

Prin optimizarea dozei realizăm echilibrul dintre calitatea imaginii și cantitatea dozei de iradiere. Creșterea calității imaginii implică o doză de iradiere mai mare. Este important și dependența calității imaginii de greutate corporală, pentru că țesutul adipos absoarbe radiația, reducând astfel calitatea imaginii. [18]

#### 4.2.1. Procesele de optimizare în aparatura CT

Componentele CT au rol important în optimizarea dozei, urmărind cele două aspecte importante: calitatea imaginii și doza redusă cât mai scăzut posibil. În imagistică este important raportul dintre signal și zgomot (*signal to noise ratio* - *SNR*).

Detectorii solide, având densitate mai mare decât a gazelor, sunt mai eficiente în detectarea radiațiilor (eficiența cuantică a detectorului – *DQE* – fiind mai mare). La o valoare mai mare a *DQE*, doza de iradiere este mai mică. [18]

Cu folosirea unui colimator între tubul catodic și pacient, radiațiile împrăștiate sunt colimate, astfel crește calitatea imaginii. [18]

Prin creșterea curentul tubului, zgomotul scade, iar doza crește liniar. În aparatele mai avansate curentul este modulată automat după grosimea pacientului. Tehnologia *AEC* (*Automatic exposure control*) modifică automat curentul tubului în funcție de anatomia și volumul pacientului. Potențialul tubului are efect direct asupra dozei de iradiere. Dacă creștem potențialul, doza de iradiere crește exponențial, iar zgomotul scade, astfel crește calitatea imaginii. [24]

Dacă timpul de rotație a gantry-ului crește, crește timpul de expunere la radiație a pacientului, astfel crește doza. Zgomotul descrește cu creșterea timpului de rotație, calitatea imaginii fiind astfel crescută. [24]

Durata examinării scade cu creșterea pitch-ului, astfel scade doza de iradiere. Dacă curentul e constant, zgomotul crește cu creșterea pitch-ului, reducând astfel calitatea imaginii. Lungimea scanării are efect asupra valorii DLP, iar nu modifică calitatea imaginii. [24] Doza de iradiere depinde liniar de mărimea regiunii scanate, de aceea este important menținerea lungimii regiunii scanate la cea mai mică valoare posibilă. Această metodă este cea mai simplă pentru reducerea dozei de iradiere. [25]

*Tabelul 4.1* conține o listă a parametrilor care au efecte asupra dozei de iradiere și calității imaginii. Este important că în cazul descrierii efectelor fiecărui parametru, ceilalți parametri sunt menținute constant.

*Tabelul 4.1 – Efectele parametrilor de scanare asupra dozei de iradiere și calității imaginii [26]*

<b>Parametru</b>	<b>Efectul asupra dozei de iradiere</b>	<b>Efectul asupra calității imaginii</b>
Potențialul tubului (kV)	Crește puternic cu creșterea potențialului.	Zgomotul scade cu creșterea potențialului.
Curentul tubului (mA)	Crește liniar cu creșterea curentului.	Zgomotul scade cu creșterea curentului. $\sigma \sim \frac{1}{\sqrt{I}}$
Timpul de rotație a gantry-ului	Crește cu creșterea timpului de rotație.	Zgomotul descrește cu creșterea timpului de rotație.
Pitch	Scade cu creșterea pitch-ului. (dacă mA rămâne constant)	În general zgomotul crește cu creșterea pitch-ului dacă mA este ținut constant.
Lungimea scanării	Creșterea lungimii de scanare nu are efect asupra dozei absorbite. Energia totală absorbită (DLP) crește aproximativ liniar cu lungimea scanării.	Nu are efect asupra calității imaginii.



#### 4.2.2. Beneficiile aparatului General Electric Optima CT660

În acest subcapitol voi descrie principalele beneficii al acestui aparat, mai ales în optimizarea dozei, folosind descrierea produsului de la firma General Electric Healthcare [14].

##### a.) Calitatea imaginii și optimizarea dozei

Calitatea imaginii și doza de iradiere sunt strâns legate una de alta, fiindcă creșterea calității imaginii implică o doză de iradiere mai mare.

Timpul de scanare este redusă cu achiziția slice-urilor de o grosime de 40 mm. Tehnologia de reconstrucție a imaginii asigură o rezoluție spațială de 0.35 mm.

Metoda de filtrare 3D generalizează tehnica de filtrare bidimensională în toate cele trei direcții pentru a evita pierderea contrastului și a clarității structurilor mici. Aparatul GE Optima CT660 folosește filtre Neuro 3D, care reduc doza de iradiere cu aproximativ 36%, cu descreșterea minimă a calității imaginii. [27, p. 167]

IQ Enhance (*Image Quality Enhance*) este un algoritm avansat pentru a reduce artefactul elicoidal în scanarea elicoidală cu felie subțire. Această caracteristică permite scanarea cu pitch mai rapid, acoperind o regiune mai mare a corpului la o calitate similară a imaginii.

Sistemul Volara XT (*Volara XT Digital Data Acquisition System*) permite reducerea zgomotului electronic pentru îmbunătățirea calității imaginii.

Producătorul General Electric folosește tehnologia *SmartmA* și *AutomA* (tehnică AEC), care modifică curentul tubului între valorile minime și maxime prescrise astfel încât nivelul de zgomot este menținut constant. [25] Examinatorul poate selecta raportul dintre zgomot și calitatea imaginii (Noise/IQ), aparatul apoi calculează automat curentul aplicat pentru fiecare scanare în 3D. Tehnologia *3D dose modulation* reduce doza de iradiere cu aproximativ 40% față de curentul fixat.

Tehnologia OptiDose ale GE include mai multe aplicații în examinări tomografice:

- *ECG Dose Modulation* – Are aplicații la examinări cardiace cuplate cu ECG, undecurentul este ajustat în mod automat pentru minimizarea dozei de iradiere.
- *CT for Kids* – Se folosesc protocoale specifice în pediatrie pentru optimizarea dozei.
- *SmartTrack* – Este o dezvoltare în hardware și software pentru urmărirea razei X.
- *Dose reporting* – Informarea examinatorului despre valorile DLP și CTDIvol în timpul examinării.

#### *b.) Monitorul Xtream*

Monitorul Xtream este așezat pe gantry, și este un ajutor pentru examinator, afișează informațiile utile despre pacient. Astfel putem reduce probabilitatea apariției unor erori.

#### *c.) Economie*

Aparatul are o modalitate pentru economisirea energiei, reduce consumul de energie electrică. Consumă energie cu 60% mai puțin decât aparatele mai vechi. Un alt avantaj este astfel reducerea emisiei de CO<sub>2</sub> cu aproximativ 60%.

#### *d.) Grija pacientului*

Masa pacientului este controlată electronic, este în legătură cu o consolă de proces ce monitorizează parametrii de lucru, permițând accesul la datele pacientului și la datele programului de scanare. Aparatul astfel este ușor de operat, poziționarea pacientului este automatizată, ceea ce reduce erorile de așezare.

## 5. INTRODUCERE LA CALITATEA IMAGINII OBȚINUTE LA EXAMINĂRI CT

În acest capitol voi face o scurtă introducere în calitatea imaginii și substanțele de contrast folosite la examinări CT. În capitolul 4 am accentuat importanța optimizării dozei pentru obținerea echilibrului dintre calitatea imaginii și cantitatea dozei administrate.

Substanțele de contrast sunt utilizate în toate metodele radio-imagistice: radiologie convențională și intervențională, ecografie, tomografie computerizată (CT) și imagistică prin rezonanță magnetică (IRM) pentru a mări contrastul natural al vaselor și anumitor organe interne. Intensificarea diferențelor dintre diferite structuri tisulare rezultă stabilirea unui diagnostic corect.

Produsul de contrast ideal este acela care ajunge la o concentrație maximă în țesut fără a produce efecte adverse. În realitate toate substanțele de contrast au efecte adverse, cele mai comune fiind: greața, vărsături, reacții alergice, sau reacții mai severe cum ar fi anafilaxie, respectiv, mai rar, risc renal la pacienți cu insuficiență renală, nefropatia. Substanțele de contrast se administrează per os sau intravascular, pentru obținerea unui diagnostic corect. [28]

### *a.) Substanțe de contrast utilizate în CT*

În tomografia computerizată sunt utilizate substanțe de contrast care realizează contrast pozitiv. Cel mai frecvent se folosesc substanțele de contrast iodate, care sunt folosite pentru opacifierea vaselor sanguine, căilor biliare, căilor excretorii urinare sau articulațiilor. Iodul având un număr atomic mare absoarbe și împrăștie radiația X, astfel contribuind la creșterea semnalului.

Substanțele de contrast iodate sunt hidrosolubile (ei disociază în ioni negativi și pozitivi), incolore, și sunt depozitate în condiții adecvate: la loc uscat, întunecos și fără expunere la radiații.

Administrarea substanțelor de contrast iodate se face în general pe cale intravasculară. Eliminarea are loc pe cale renală, și în 95-99% din cazuri se face prin filtrare glomerulară, nu există reabsorbție. Timpul de înjumătățire biologică este de 60-120 minute, astfel la 4 ore după examinare este eliminat aproximativ 75% din cantitatea de contrast administrată.

La IMOGEN se folosesc substanțe de contrast numite Ultravist sau Omnipaque. Ambele substanțe aparțin în clasa mediilor de contrast cu osmolaritate scăzută. Osmolaritatea este o proprietate importantă ale agenților, și este calculat prin împărțirea numărului de atomi de iod din soluție la numărul de particule din soluție. Agenții cu osmolaritate scăzută au mai puține particule per atomide iod, deci raportul contrast/agent este mai mare. [28]

## **6. ANALIZĂ RETROSPECTIVĂ A INVESTIGAȚIILOR CT LA CENTRUL DE CERCETARE IMOGEN**

La Centrul de Cercetare IMOGEN (Spitalul Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca) am obținut date de la dozele de iradiere a diferitelor tipuri de examinări CT efectuate în 8 luni (perioada martie 2022 – septembrie 2022) efectuate cu tub vechi ,totodata date de la dozele de iradiere a diferitelor tipuri de examinari CT efectuate in 6 luni (perioada octombrie 2022-martie 2023) efectuate cu tub nou , pe care le-am folosit în continuare pentru analiza statistică descriptivă, respectiv comparativă cu valorile standarde din literatură folosind programul și funcțiile încorporate în MS Excel și SPSS.

Din baza de date am extras în total datele anonime de la 70 de examinări tomografice, (examinari efectuate cu tub vechi) cu următoarea distribuție a tipurilor: 20 examinari cerebrale, 16 examinari toracice , 9 examinari abdominale, 1 examinare combinata torace + abdomen(TA) , 16 examinari combinate abdomen +pelvis ( AP) , 8 examinari combinate torace+abdomen+pelvis ( TAP) .Totodata am extras din baza de date o alta perioada ,examinari efectuate cu tb nou cu urmatoarea distributie a tipurilor: 13 examinari cerebrale , 9 examinari toracice, 10 examinari abdominale, 9 examinari combinate torace + abdomen( TA) , 17 examinari combinate abdomen+pelvis(AP), 18 examinari combinate torace+ abdomen+pelvis ( TAP) . În cazul celor 20 de examinări cerebrale am extras din baza de date și greutatea corporale ale fiecărui pacient. Dintre examinările analizate unele au fost efectuate cu substanță de contrast, iar alții fără substanță de contrast. Rolul substanțelor de contrast este de a determina mărirea contrastului natural ale organelor interne sau a vaselor sanguine, ceea ce are drept rezultat un diagnostic corect cu creșterea calității imaginii. În această analiză nu am luat în calcul diferența dintre examinările făcute cu sau fără substanță, fiindcă numărul de examinări din fiecare tip este prea mic pentru o analiză statistic relevantă.

Calcululele se bazează pe metodologia descrisă în articolul de referință cu titlul “*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*” [21]. Scopul articolului este compararea valorii DLP

(produs doză-lungime) - bazată pe estimările dozei efective - cu doza de iradiere a organelor - bazată pe factorul de ponderare al țesutului din publicația Comisiei Internaționale pentru Protecția Radiologică (ICRP).

Doza efectivă descrie efectele biologice ale radiațiilor ionizante, este o estimare a riscului de iradiere. În articol sunt descrise două metode pentru calcularea dozelor efective.

Prima metodă se bazează pe factorul de ponderare al țesutului, metoda fiind cea standardă. Factorul de ponderare al țesutului reprezintă sensibilitatea relativă de radiație pentru fiecare țesut, însumând factorile pentru fiecare țesut, obținem valoarea 1. Acest factor este calculată de Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP) în publicațiile: ICRP 26 (1977), ICRP 60 (1991) și ICRP 103 (2007). În cele 3 publicații metodele de calcul a factorilor diferă, astfel apare diferențe dintre valorile factorilor. De exemplu pentru gonade factorul de ponderare tisulară în ICRP 26 este 0.25, în publicația ICRP 60 a scăzut la 0.20, iar în ICRP 103 are o valoare de 0.08. Cerebelul și glandele salivare nu apar în primele publicații, doar în publicația ICRP 103.

Pentru iradierea unei părți a corpului, doza efectivă (4.1.7) este suma dozei absorbite pentru fiecare organ înmulțită cu factorul de ponderare a organului (ec. 10).

$$E = \{ w * H \} \quad (10)$$

unde  $w_T$  este factorul de ponderare tisulară specificată de ICRP,  $H_T$  este doza pentru organul respectiv, suma după  $T$  este însumarea după fiecare țesut, iar suma după  $Z$  este însumarea după toate părțile iradiate.

În concluzie estimarea dozei efective, datorită schimbărilor dintre valori, diferă substanțial în funcție de publicația folosită. [21, p. 883]

Cealaltă metodă este mai simplă, care folosește valoarea DLP și un coeficient "k", numită coeficientul de conversie, care convertește produsul doză – lungime (DLP) în doză efectivă. [21, p. 881]

#### **6.1. Calculul dozei efective folosind produsul doză–lungime (DLP) și coeficientul „k” publicată de Comisia Europeană**

DLP este definită ca produsul dintre volumul CTDI și lungimea iradiată (4.1.6).

Pentru o anumită regiune anatomică s-a constatat o relație de linearitate între valorile estimate pentru doza efectivă (folosind produsul doză–lungime) și doza efectivă obținută prin factori de ponderare tisulară (din publicația ICRP 60). Această observație a condus la o metodă generală pentru estimarea rapidă a dozei efective, care a fost publicată de Comisia Europeană în 2000, și apoi actualizată în 2004 și 2005.

Ecuția pentru estimarea dozei efective este mai simplă, și este descris în ecuația 11.

$$E = k * DLP \quad ( 11)$$

unde  $k$  este coeficientul regiunii scanate

Doza efectivă se măsoară în mSv, iar produsul doză–lungime (DLP) este măsurat în mGy\*cm. Astfel unitatea de măsură a coeficientului de conversie este:

$$[k] = \frac{mSv}{mGy * cm} \quad (12)$$

Articolul [21] sunează într-un tabel (*Tabelul 6.1*) coeficienții de conversie publicate în 4 articole începând din anul 1999 până în 2005. În diferite publicații apar modificări mici în valoarea coeficienților, și putem observa, că unele regiuni anatomice ale corpului sunt introduse doar în articolul publicat în 2005.

*Tabelul 6.1 - Coeficientul de conversie "k" în publicațiile ale Comisiei Europene [21]*

Regiunea anatomică	Coeficient 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



Încadrul lucrării am analizat dozele examinărilor făcute pe mai multe domenii a corpului: cap, abdomen, torace și pelvis. Din baza de date ale Centrul de Cercetare IMOGEN am extras valorile DLP ale examinărilor făcute. În continuare voi prezenta analiza pe rând a fiecărui set de date.

### 6.1.1. Examinările cerebrale

În perioada martie 2022-iunie 2022 la Centrul de Cercetare IMOGEN au fost efectuate 20 de examinări cerebrale cu tub vechi și în perioada octombrie 2022-februarie 2023 au fost efectuate 13 examinări cerebrale cu tub nou.

Primul pas în analiza datelor extrase era analiza setului de date din punct de vedere a tipului distribuției. Un set de date are o distribuție normală (Gaussiană), dacă trece testul de normalitate și atunci media aritmetică, mediana și modul au valori identice sau foarte apropiate. [29] Distribuția în frecvența datelor poate fi analizată folosind histograma (*Figura 6.1 a și Figura 6.1 b*). Am reprezentat pe axa orizontală intervale egale pentru vizualizarea distribuției datelor, fiecare interval este de 100 mGy. Axa verticală descrie numărul de cazuri în intervalul respectiv. În total avem 20 de cazuri cu tub vechi, din care 45 % se află în intervalul [602, 696] mGy, iar în totalul de 13 cazuri cu tub nou 30% se afla în intervalul [1093, 1136,45] mGy și tot 30 % se afla în intervalul [2500, 3644] mGy. Histograma indică că distribuția datelor nu este normală. Însă pentru verificarea acestuia am folosit programul SPSS (IBM SP SS Statistics 2018).

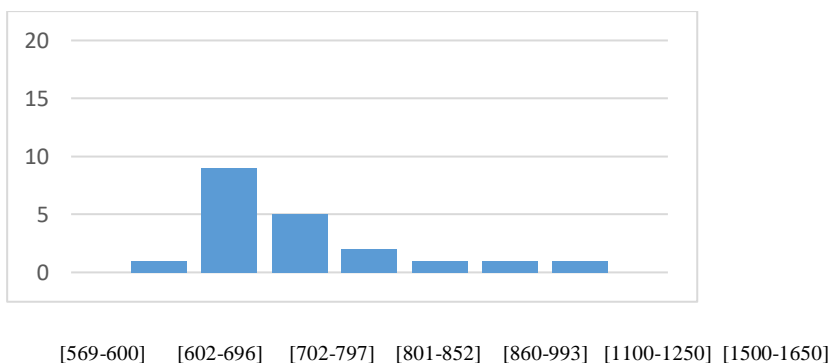


Figura 6.1 a - Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT cerebrale făcute la institutul IMOGEN perioada martie 2022-iunie 2022 –tub vechi

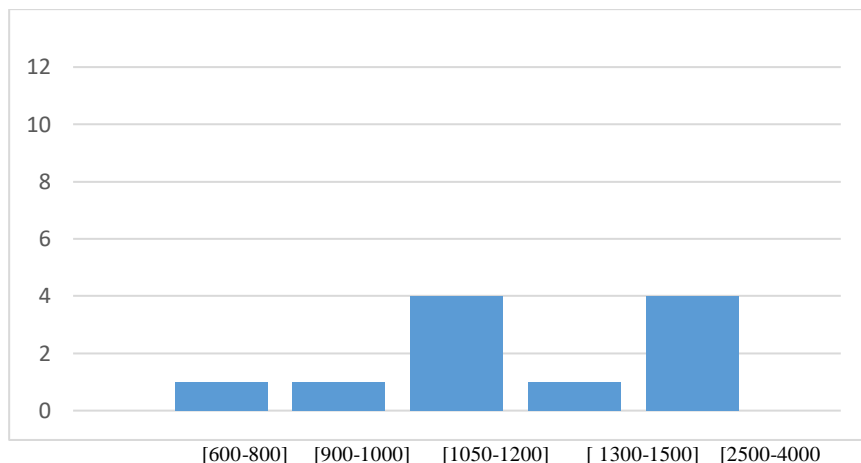


Figura 6.1 b - Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT cerebrale făcute la institutul IMOGEN în perioada octombrie 2022-februarie 2023 –tub nou

În general se folosesc două metode pentru verificarea normalității distribuției datelor: testul Kolmogorov – Smirnov și testul Shapiro – Wilk. Ipoteza nulă a probelor este că distribuția variabilelor nu este normală, distribuția valorilor se diferă semnificativ de distribuția normală (significance level). În general testul Shapiro – Wilk este folosit când avem un număr sub 50 de probe examinate, iar testul Kolmogorov – Smirnov e folosit pentru date cu peste 50 de probe. Dacă valoarea “significance - p” este mai mare decât 0,5, atunci distribuția datelor este normală. [30]. În Tabelul 6.2 se poate observa, că această valoare este sub 0,5, astfel se dovedește că distribuția datelor nu este normală.

Tabelul 6.2 – Verificarea distribuției datelor în programul SPSS

	Tests of Normality					
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
VAR00001	.317	20	.000	.679	20	.000

O altă metodă pentru reprezentarea distribuției este diagrama Q-Q plot (Figura 6.2), care arată linia distribuției normale, și punctele cu distribuția valorilor analizate în jurul acestei linii. În acest caz se poate observa o distribuție semnificativă în jurul liniei normale, astfel putem constata, că distribuția nu este normală .

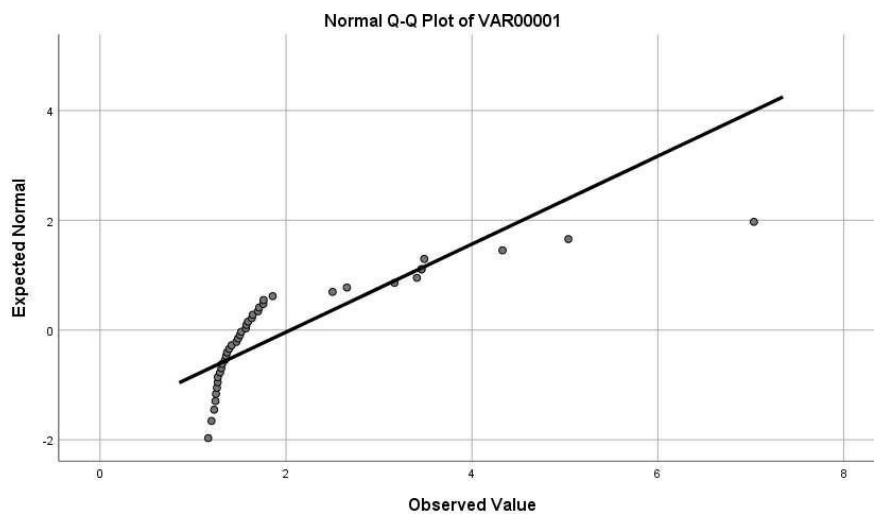


Figura 6.2 - Q-Q plot diagram pentru verificarea distribuției datelor folosind programul SPSS

În cazul în care setul de date nu are distribuție normală, în analiza descriptivă se folosesc mediana, care nu este afectat de valorile extreme, fiindcă se calculează în funcție de poziția termenilor. Mediana este un indicator medii de poziție, care evidențiază tendințele de mijloc a datelor. [29]

Pentru analiza distribuției datelor în jurul medianului folosim intervalul dintre quartile (IQR – interquartal range). În cazul în care folosim mediana și quartile, este important ordonarea setului de date (de obicei crescător). Există trei quartile, care împart setul de date în patru părți, fiecare conține aceeași număr de valori. Primul cuartil (Q1) este o valoare cu proprietatea că 25% dintre datele seriei sunt mai mici sau egale cu el, iar 75% mai mare sau egal cu Q1. Al doilea cuartil este identic cu mediana, fiind numărul care reprezintă valoarea centrală din setul de date ordonat (50% din datele seriei). Al treilea cuartil (Q3) este o valoare având proprietatea ca 75% dintre datele seriei sunt mai mici sau egale cu el, iar 25% mai mare sau egal cu el. Intervalul dintre quartile (IQR) este definit ca diferența dintre Q3 și Q1 (ec. 13). [31], [32]

$$IQR = Q3 - Q1 \quad (13)$$

Pasul următor era calculul a dozei efective. Pentru examinările cerebrale coeficientul

“k” are valoarea de 0,0021 mSv/mGy\*cm. Știind valorile DLP ale examinărilor, putem calcula doza efectivă pentru fiecare pacient. *Tabelul 6.3* conține setul de date cu valorile DLP, și dozele efective calculate pentru fiecare examinare cerebrală folosind coeficientul de conversie “k”

*Tabelul 6.3 a - Calcularea dozei efective ale examinărilor cerebrale folosind coeficientul de conversie „k”(k = 0,0021 mSv/mGy\*cm) tub vechi*

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV )
1	569	1,195
2	602	1,264
3	604	1,268
4	625	1,313
5	641	1,345
6	642	1,348
7	657	1,38
8	667	1,4
9	692	1,453
10	696	1,462
11	702	1,474
12	739	1,552
13	739	1,552
14	744	1,562
15	797	1,674
16	801	1,682
17	852	1,789
18	993	2,085
19	1244	2,612
20	1630	3,423

*Tabelul 6.4 a – Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor cerebrale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub vechi*

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
20	1,468	1,195	3,423	1,346	1,68

Tabelul 6.3 b - Calcularea dozei efective ale examinărilor cerebrale folosind coeficientul de conversie „k”(k = 0,0021 mSv/mGy\*cm) tub nou

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV)
1	605	1,271
2	944	1,982
3	1093	2,295
4	1124	2,36
5	1136,45	2,387
6	1140	2,394
7	1141,22	2,397
8	1211	2,5431
9	1510	3,171
10	2530	5,313
11	2650	5,565
12	2875	6,038
13	3644	7,652

Tabelul 6.4 b – Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor cerebrale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub nou

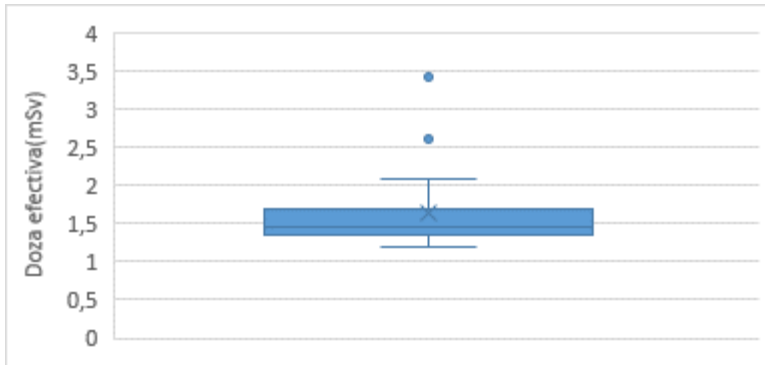
Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
13	2,397	1,271	7,652	2,327	5,439

Folosind funcțiile în MS Excel, am calculat mediana, valorile minimă și maximă a setului de date, respectiv Q1 și Q3. Valorile sunt trecute în *Tabelul 6.4 a si 6.4 b*. Pentru doză efectivă am obținut mediana de 1,468 mSv-tub vechi si 2,397 mSv –tub nou., cu intervalul dintre quartile [1,346; 1,680] mSv -tub vechi si [ 2,327; 5,439 ] mSv –tub nou ,intervalul care reprezintă distribuția valorilor în jurul medianei.

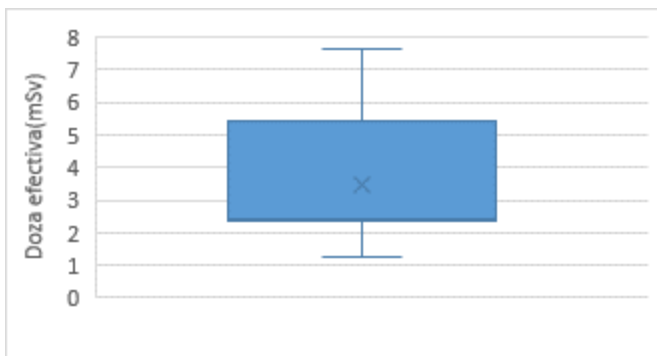
Cu ajutorul valorilor minime și maxime ale setului de date putem calcula domeniul de dispersie -DD (ec. 14). Domeniul de dispersie are un dezavantaj, se bazează pe valorile extreme. Cu toate acestea DD folosim în evaluarea rezultatelor statistice, valoarea fiind egală cu 2,228 mSv-tub vechi si 6,381 mSv –tub nou. [29]

$$DD = X_{\max} - X_{\min} \tag{14}$$

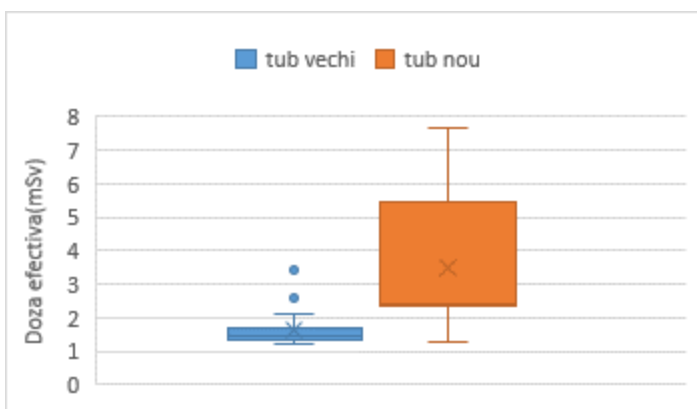
Pe o diagrama tip box-plot (*Figura 6.3 a si b*) putem vizualiza toate valorile obținute în *Tabelul 6.4*. Diagrama ne arată distribuția valorilor dozei efective ale examinărilor cerebrale, folosind statistica descriptivă.



*Figura 6.3 a - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT cerebrale efectuate la IMOGEN – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub vechi*



*Figura 6.3 b - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT cerebrale efectuate la IMOGEN – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub nou*



*Figura 6.3 c - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT cerebrale efectuate la IMOGEN – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –comparare tub vechi-tub nou*

Punctele outlier sunt definite ca valorile dintre setul de date, care se află sub  $Q_1 - 1,5 * IQR$  sau peste  $Q_3 + 1,5 * IQR$ . [33]. Doua valori din setul de date cu tub vechi sunt considerate outlier, adică 2 pacienți au primit o doză efectivă semnificativă mai mare decât ceilalți pacienți iar pacienții examinați cu tub nou au primit o doză de iradiere corespunzătoare.

Mediana se află în partea joasă a intervalului dintre cuartile, ceea ce dovedește activitatea efectuată pentru optimizarea dozei de iradiere.

### 6.1.2. Examinările toracice

În perioada martie 2022-iunie 2022, la Centrul de Cercetare IMOGEN au fost efectuate 16 de examinări toracice cu tub vechi, iar în perioada octombrie 2022-februarie 2023 au fost efectuate 9 examinări toracice cu tub nou.

În Fig 6.4 a și b sunt prezentate dozele de iradiere ale examenelor CT toracice făcute la institutul IMOGEN în perioada martie 2022-iunie 2022 și octombrie 2022-februarie 2023.

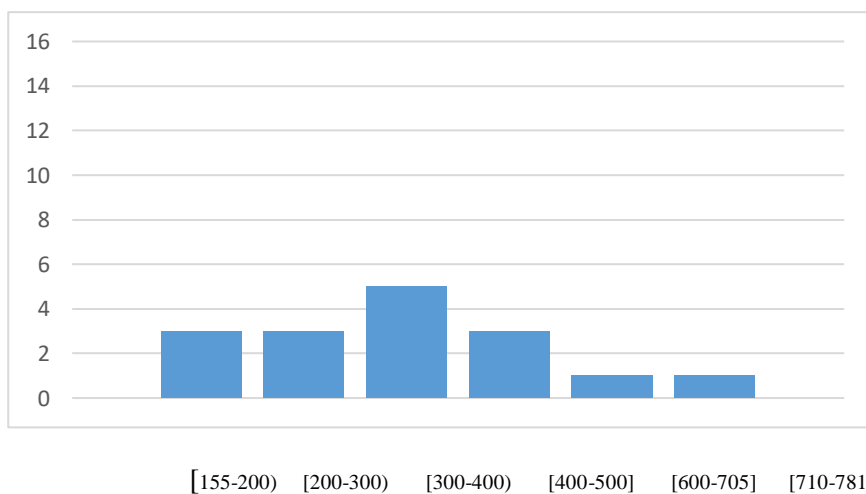


Figura 6.4 a - Histograma dozelor de iradiere ale examenelor CT toracice făcute la institutul IMOGEN în perioada martie 2022-iunie 2022 –tub vechi

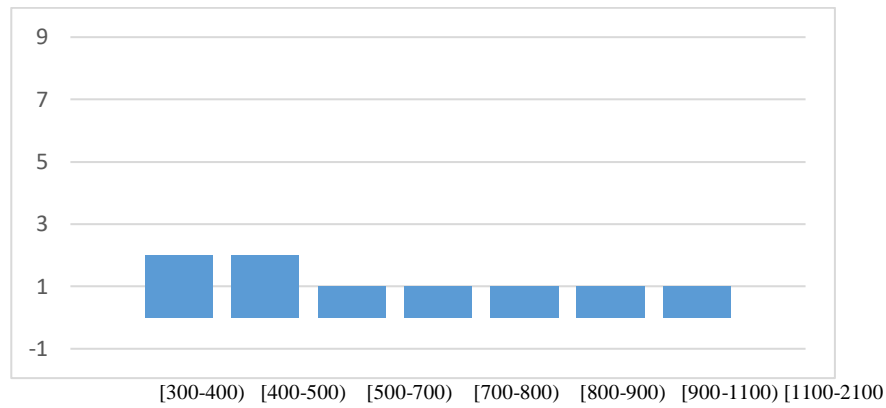


Figura 6.4 b - Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT toracice făcute la institutul IMOGEN în perioada octombrie 2022-februarie 2023 –tub nou

Pentru examinările toracice coeficientul “k” are valoarea de 0,014 mSv/mGy\*cm. Știind valorile DLP ale examinărilor toracice, putem calcula doza efectivă pentru fiecare pacient. Tabelul 6.8

Tabelul 6.8 a - Calcularea dozei efective ale examinărilor toracice folosind coeficientul de conversie k(k = 0,014 mSv/mGy\*cm)-tub vechi

48

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV)
1	155	2,17
2	179	2,506
3	191	2,674
4	209	2,926
5	240	3,36
6	299	4,186
7	306	4,284
8	314	4,396
9	330	4,62
10	334	4,676
11	335	4,69
12	402	5,628
13	444	6,216
14	488	6,832
15	705	9,87
16	781	10,934

Tabelul 6.9 a- Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor cerebrale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub vechi



Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
16	4,508	2,17	10,934	3,035	6,069

Tabelul 6.8 b- Calcularea dozei efective ale examinărilor toracice folosind coeficientul de conversie  $k(k = 0,014 \text{ mSv/mGy*cm})$ -tub nou

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV )
1	363	5,082
2	388	5,432
3	414,28	5,78
4	435	6,09
5	603	8,442
6	730	10,22
7	860	12,04
8	1003	14,042
9	2078	29,092

Tabelul 6.9 b- Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor cerebrale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub nou

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
9	8,442	5,082	29,092	5,606	13,041

Pe o diagrama tip box-plot (*Figura 6.5 a si b*) putem vizualiza toate valorile obținute în *Tabelul 6.9*. Diagrama ne arată distribuția valorilor dozei efective ale examinărilor toracice, folosind statistica descriptivă.

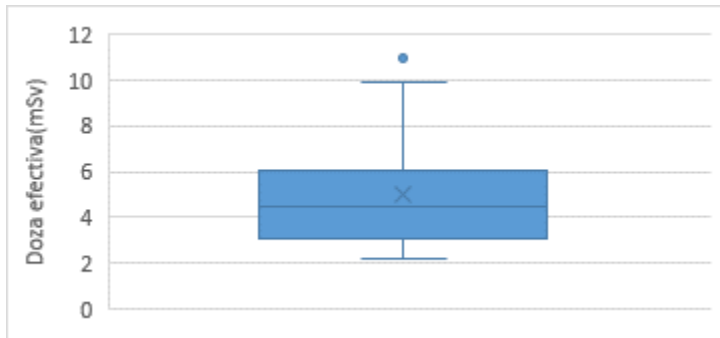


Figura 6.5 a - Diagrama Box-plot pentru

interpretarea setului de date ale examinărilor CT toracice efectuate la IMOGEN – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre quartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub vechi

Figura 6.5 a - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT toracice efectuate la IMOGEN – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre quartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub vechi

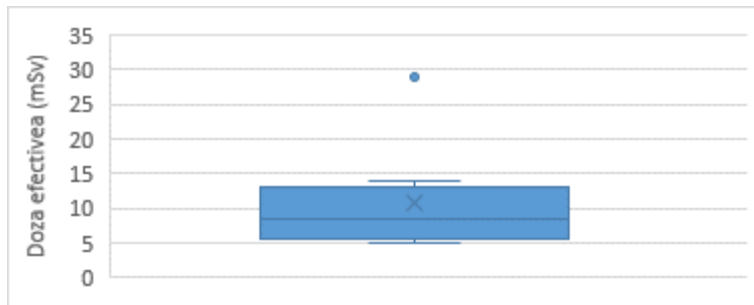


Figura 6.5 b - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT toracice efectuate la IMOGEN – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre quartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub nou

Punctele outlier sunt definite ca valorile dintre setul de date, care se află sub  $Q_1 - 1,5 * IQR$  sau peste  $Q_3 + 1,5 * IQR$ . [33] . O valoare din setul de date cu tub vechi este considerat outlier, precum o valoare din setul de date cu tub nou ,adică 2 pacienți au primit o doză efectivă semnificativă mai mare decât ceilalți pacienți in ambele cazuri..

Mediana se află în partea joasă a intervalului dintre quartile, ceea ce dovedește activitatea efectuată pentru optimizarea dozei de iradiere.

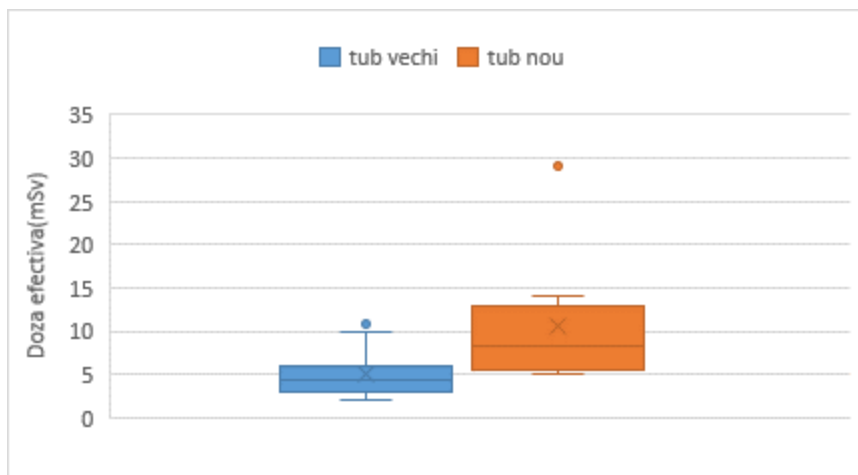


Figura 6.5 c - Diagrama

*Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT toracice efectuate la IMOGEN – Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier – comparare tub vechi-tub nou*

În Figura 6.5 a și b se vede un singur punct extrem, peste 10 mSv în cazul tubului vechi și peste 29 mSv în cazul tubului nou, din cauza căreia crește mult domeniul de dispersie. În statistică aceste valori extreme numim puncte outlier, și de multe ori sunt eliminate, considerând că sunt erori în măsurătoare. În cazul examinărilor CT nu este o eroare, întrucât doza de iradiere depinde mult de proprietățile fizice ale pacientului, astfel este probabil, că punctul extrem reprezintă doza efectivă de iradiere a unui pacient cu greutate mai mare. Un alt factor pentru obținerea dozei crescute la examinări toracice este diferența tehnică și anatomică de obținere a imaginilor. Uneori o singură scanare nu este de ajuns: pacientul nu este cooperativ, nu respectă comenzile respiratorice și/sau mișcarea organelor împiedică obținerea rezultatelor de calitate. Astfel imaginile vor conține artefacte, iar unele secvențe trebuie repetate pentru a fi folosite în diagnostic. Acești factor duc la creșterea dozei efective.

### 6.1.3. Examinările abdominale

În perioada de analiză s-au efectuat 9 examinări abdominale cu substanță de contrast și 10 examinări abdominale cu tub nou (9 cu substanță de contrast și o examinare fără substanță de contrast).

Tabelul 6.11 a și b conține calculul dozei efective pentru fiecare examinare abdominală folosind coeficientul de conversie "k", care este 0,012 mSv/mGy\*cm. În acest caz putem observa vizual, că distribuția nu este normală, de aceea folosim medianul, obținând astfel 21,516 mSv pentru doza efectivă tub vechi și valoarea mediană 22,452 mSv pentru tubul nou. Intervalul dintre cuartile este [14,892; 26,7] mSv cu tub vechi și [14,607; 24,755] mSv cu tub nou, interval care sunt largi.

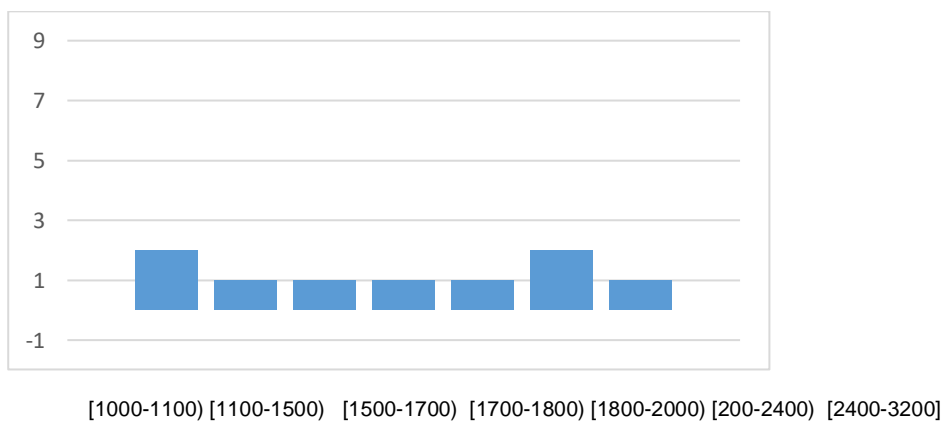
Tabelul 6.11 a - Calcularea dozei efective ale examinărilor abdominale folosind coeficientul de conversie  $k(k = 0,012 \text{ mSv/mGy} \cdot \text{tub vechi})$

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV)
1	1019	12,228
2	1080	12,96
3	1402	16,824
4	1650	19,8
5	1793	21,516
6	1869	22,428
7	2100	25,2
8	2350	28,2
9	3119	37,428

Tabelul 6.12 a- - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdominale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub vechi

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
9	21,516	12,228	37,428	14,892	26,7

Figura 6.6 a- Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT abdominale făcute la institutul IMOGEN în perioada martie 2022-iunie 2022 –tub vechi



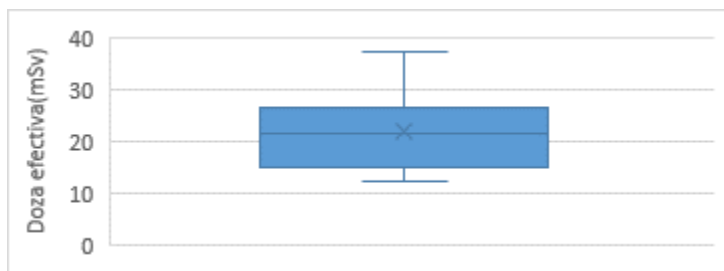


Figura 6.7 a - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT abdominale efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub vechi

Tabelul 6.11 b - Calcularea dozei efective ale examinărilor abdominale folosind coeficientul de conversie  $k(k = 0,012 \text{ mSv/mGy}^*\text{-tub nou}$

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV )
1	710	8,52
2	1119	13,428
3	1250	15
4	1738	20,856
5	1742	20,904
6	2000	24
7	2018	24,216
8	2042	24,504
9	2119	25,428
10	2573	30,876

Tabelul 6.12 b- - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdominale – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub nou

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
10	22,452	8,52	30,876	14,607	24,735

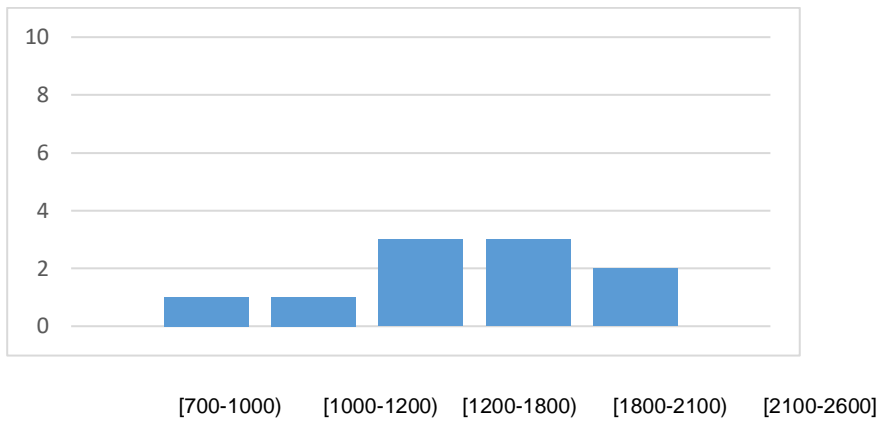


Figura 6.6 b - - Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT abdominale făcute la institutul IMOGEN în perioada octombrie 2022-martie 2023 –tub nou

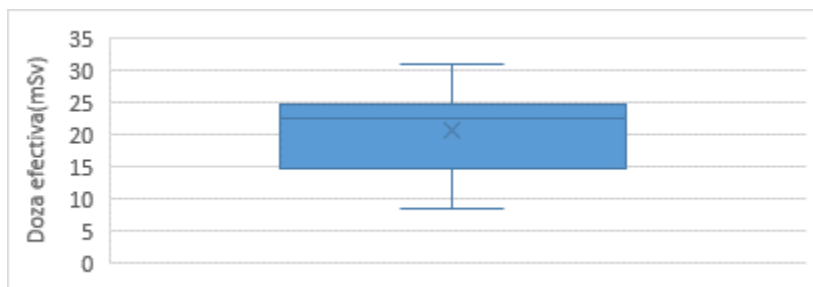


Figura 6.7 b - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT abdominale efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub nou

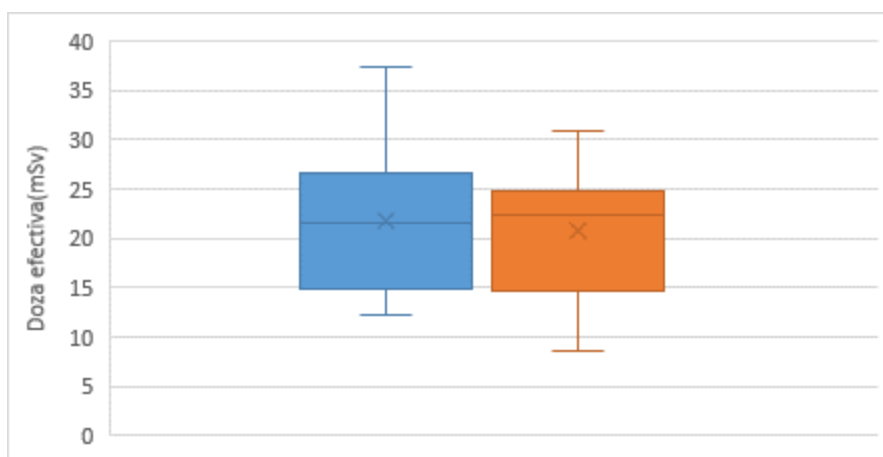


Figura 6.7 c - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT abdominale efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –comparare tub vechi-tub nou

#### 6.1.4. Examinările combinate torace + abdomen (TA)

În cazul examinărilor combinate lungimea regiunii scanate este mai mare, astfel doza totală de iradiere crește. Coeficientul de conversie al acestor examinări este 0,015 mSv/mGy\*cm.

În perioada de analiză s-a efectuat o singură examinare combinată pe torace+abdomen cu tub vechi, care este puțin pentru o analiză statistică relevantă.

În perioada octombrie 2022-martie 2023 s-au efectuat –examinări torace+abdomen cu substanță de contrast cu tub nou. Pentru examinările combinate torace + abdomen cu tub nou, am obținut mediana dozei efective de: 28,118 mSv. La analiză s-a determinat că distribuția nu este normală. Intervalul dintre cuartile este: [23,423-38,388] mSv. (Tabelul 6.14). Aceste valori sunt mai mari decât cele obținute pentru examinările făcute pe torace sau pe abdomen.

Tabelul 6.13 - Calcularea dozei efective ale examinărilor torace +abdomen folosind coeficientul de conversie  $k(k = 0,015 \text{ mSv/mGy}^*\text{-tub nou}$

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV)
1	1284	19,26
2	1515	22,725
3	1701	25,515
4	1743	16,145
5	2006	30,09
6	2146,07	32,191
7	2696,92	40,454
8	2742	41,13
9	4859	72,89

Tabelul 6.14- - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor torace+abdomen– conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub nou

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
9	28,118	19,26	72,89	23,423	38,388



Figura 6.8 a- Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT toracice+ abdomen făcute la institutul IMOGEN în perioada octombrie 2022-martie 2023-tub nou

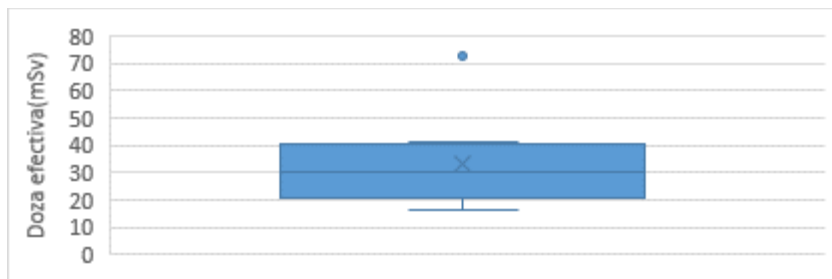


Figura 6.9 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT torace+abdomen efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub nou

### 6.1.5. Examinările combinate abdomen + pelvis (AP)

În perioada martie –septembrie 2022 s-au efectuat 16 examinări combinate (abdomen+pelvis) ,4 fără substanță de contrast și 12 cu substanță de contrast-cu tub vechi și în perioada octombrie 2022-martie 2023 s-au efectuat 17 examinări combinate ( abdomen+pelvis), 2 fără substanță de contrast și 15 cu substanță de contrast –cu tub nou.

Tabelul 6.15 a și b conține calculul dozei efective pentru cele 16 de examinări combinate AP făcute la instituție cu tub vechi și cele 17 examinări efectuate cu tub nou, cu coeficientul de conversie de 0,015 mSv/mGy\*cm.



În *Tabelul 6.16 a și b* am calculat mediana dozei efective examinărilor AP, care este de 29,64 mSv cu tub vechi și 35,4 mSv cu tub nou. O creștere semnificativă în doza efectivă la regiunea AP poate fi din cauza țesutului adipos aflat la această regiune a corpului, care atenuază fasciculul de raze X, astfel necesită o doză de iradiere crescută. Intervalul dintre quartile este [7,95; 43,35] mSv tub vechi și [21,758; 46,433] tub vechi. Toate valorile statistice importante sunt vizualizate pe box plotul prezentat pe *Figura 6.11 a și b*

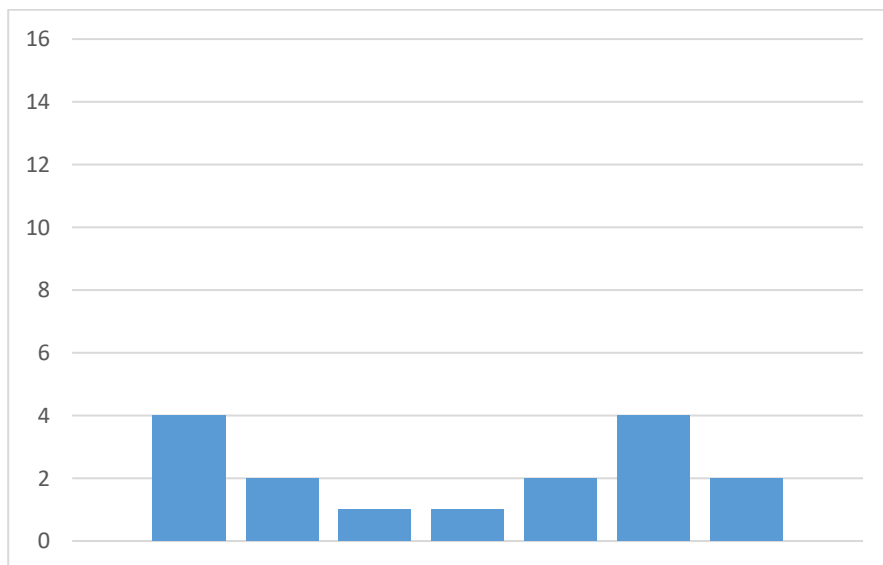
*Tabelul 6.15 a - Calcularea dozei efective ale examinărilor abdomen+ pelvis folosind coeficientul de conversie  $k(k = 0,015 \text{ mSv/mGy}^*)$  - tub vechi*

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV )
1	362	5,43
2	401	6,015
3	499	7,485
4	530	7,95
5	619	9,285
6	697	10,455
7	1492	22,38
8	1976	29,64
9	2546	38,19
10	2692	40,38
11	2790	41,85
12	2890	43,35
13	3026	45,39
14	3046	45,69
15	3755	56,325
16	3832	57,48

*Tabelul 6.16 a - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdomen+ pelvis- conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub vechi*

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
16	29,64	5,43	57,48	7,95	43,35

Figura 6.10 a- Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT abdomen + pelvis făcute la institutul IMOGEN în perioada martie 2022-iunie 2022 –tub vechi



[300-600) [600-1000) [1000-1500) [1500-2000) [2000-2700) [2700-3100) [3100-3900]

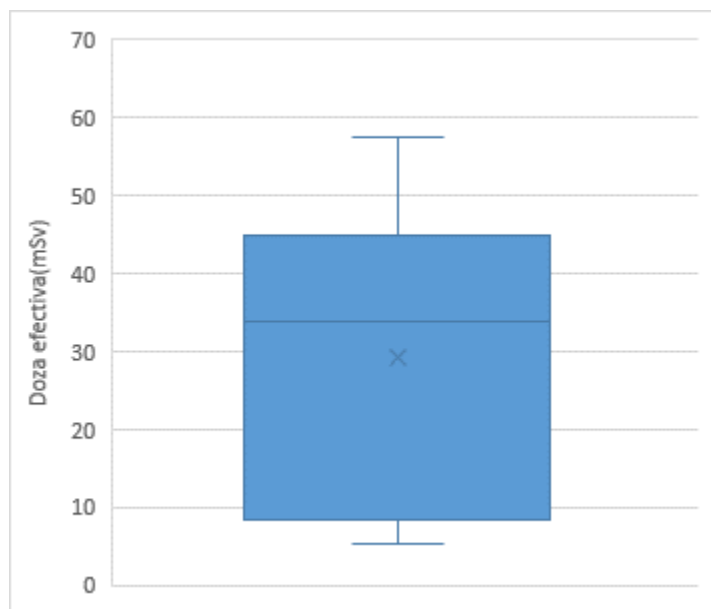


Figura 6.11 a - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT abdomen + pelvis efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub vechi

Tabelul 6.15 b - Calcularea dozei efective ale examinărilor abdomen+ pelvis folosind coeficientul de conversie  $k(k = 0,015 \text{ mSv/mGy}^*$ - tub nou

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV)
1	386,5	5,798
2	601	9,015
3	950	14,25
4	964	14,46
5	1937	29,055
6	2026	30,39
7	2091	31,365
8	2276	34,14
9	2360	35,4
10	2479	37,185
11	2755	41,325
12	2818	42,27
13	3013	45,195
14	3178	47,67
15	3263	48,945
16	3292	49,38
17	3816	57,24

Tabelul 6.16 b - - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor abdomen+ pelvis – conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub nou

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
17	35,4	5,798	57,24	21,758	46,433

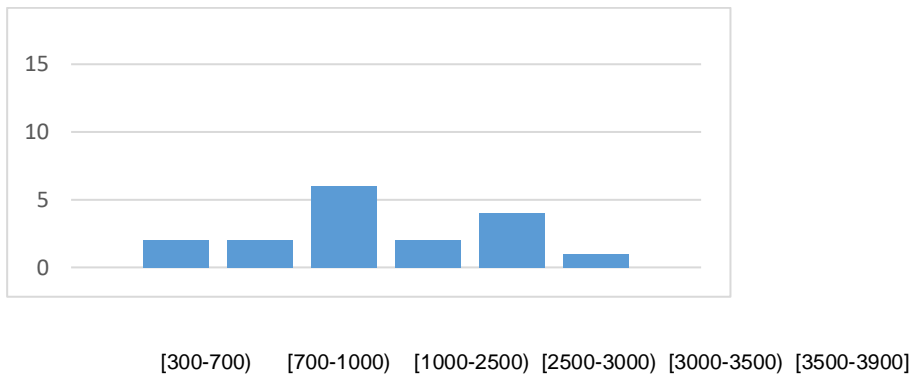


Figura 6.10 b - Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT abdomen +pelvis făcute la institutul IMOGEN în perioada octombrie 2022-martie 2023-tub nou

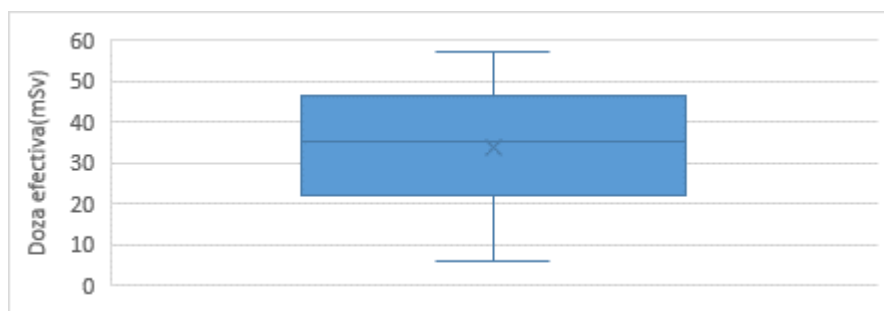


Figura 6.11 b - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT torace+abdomen efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub nou

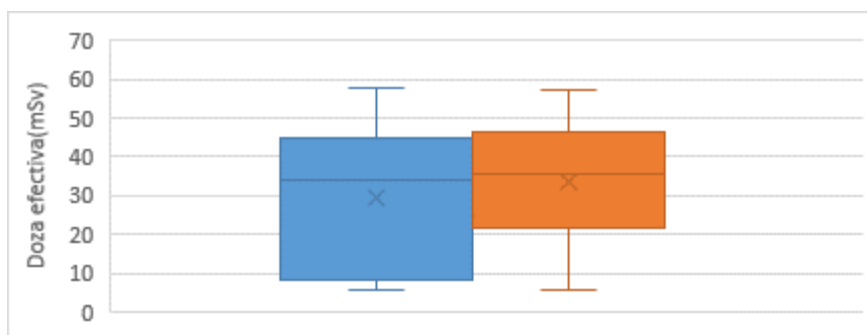


Figura 6.11 c - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT abdomen + pelvis efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre cuartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –comparare tub vechi-tub nou

### 6.1.6. Examinările combinate torace + abdomen + pelvis (TAP)

Pentru examinările combinate TAP valoarea dozei efective este mult mai mare, pentru că regiunea scanată este mai lungă. Este important justificarea acestei examinări, fiindcă implică o doză de iradiere aproximativ de 3 ori mai mare decât la cele simple.

În perioada analizată s-au efectuat 8 examinări combinate torace + abdomen + pelvis ( 7 cu substanță de contrast și una fără) cu tub vechi și 18 examinări combinate torace+abdomen+pelvis ( 16 cu substanță de contrast și 2 fără ). Distribuția este verificată în *Tabelul 6.16*, valoarea "significance" este de 0,05. Această valoare este la limita distribuției normale. Am lucrat cu analiza descriptivă pentru date cu distribuție nenormală, fiindcă valorile la limită sunt prea dispersate.

Doza mediană calculată este de 46,14 mSv tub vechi și 53,978 mSv tub nou (*Tabelul 6.17*), iar intervalul dintre quartile este [28,624; 57,458] mSv tub vechi și [35,806;58,455] tub nou. Într-adevăr se observă creșterea semnificativă față de cele prezentate anterior.

În *Tabelul 6.18* sunt prezentate valorile importante ale statisticii descriptive, cu ajutorul căreia am putut vizualiza distribuția valorilor în jurul medianei (*Figura 6.8*).

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV )
1	1298	19,47
2	1881	28,215
3	1990	29,85
4	2810	42,15
5	3342	50,13
6	3727	55,905
7	3865	57,975
8	3876	58,14

Tabelul 6.15 a - Calcularea dozei efective ale examinărilor torace+abdomen+ pelvis folosind coeficientul de conversie  $k(k = 0,015 \text{ mSv/mGy}^*)$  - tub vechi

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
8	46,14	19,47	58,14	28,624	57,458

Tabelul 6.16 b - - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor torace+ abdomen+ pelvis- conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub vechi

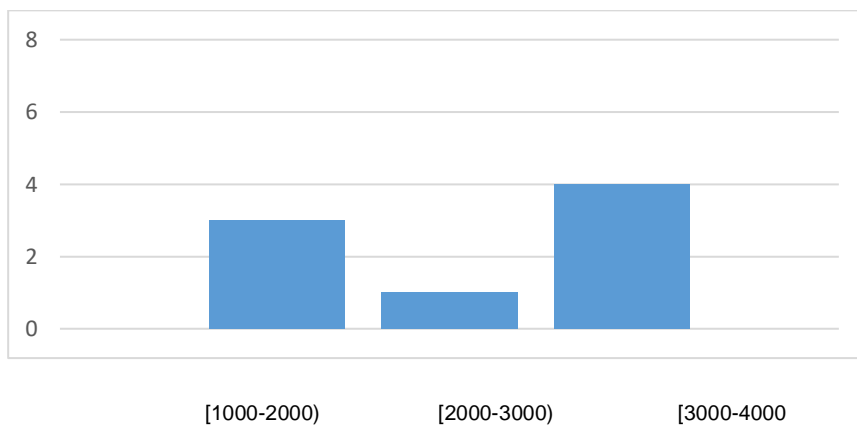


Figura 6.6 a- Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT torace+abdomen + pelvis făcute la institutul IMOGEN în perioada martie 2022-iunie 2022 –tub vechi

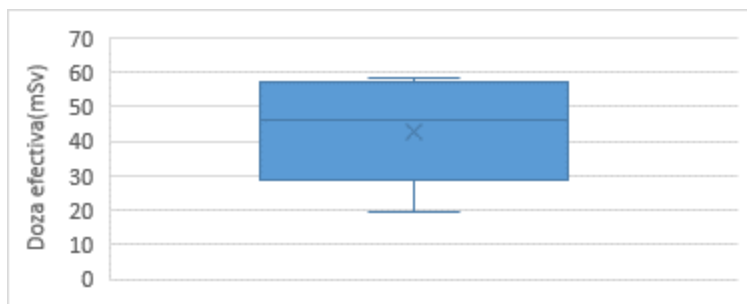


Figura 6.9 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT torace+abdomen +pelvis efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre quartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub vechi

NR. CRT.	DLP (mGy*cm)	Doza efectiva(mSV)
1	775	11,625
2	1489	22,335
3	1996	29,94
4	2307	34,605
5	2414	36,21
6	2609	39,135
7	2955	44,325
8	3118	46,77
9	3456	51,84
10	3741	56,115
11	3743	56,145
12	3755	56,325
13	3859	57,885
14	3862	57,93
15	3932	58,98
16	4091	61,365
17	4263	63,945
18	4459	66,885

Tabelul 6.15 a - Calcularea dozei efective ale examinărilor torace+abdomen+ pelvis folosind coeficientul de conversie k(k = 0,015 mSv/mGy\*) - tub nou

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
18	53,978	11,625	66,885	35,809	58,455

Tabelul 6.16 b - - Valorile ale statisticii descriptive pentru setul de date ale examinărilor torace+ abdomen+ pelvis- conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil-tub nou

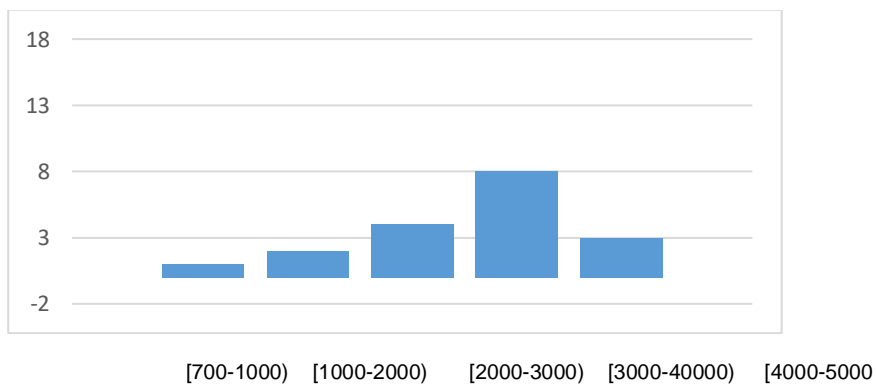


Figura 6.8 a- Histograma dozelor de iradiere ale examinărilor CT torace+abdomen +pelvis făcute la institutul IMOGEN în perioada octombrie 2022-martie 2023-tub nou

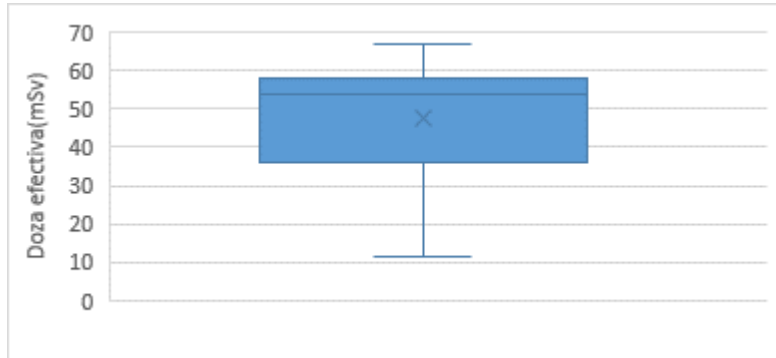


Figura 6.9 - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT torace+abdomen +pelvis efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre quartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –tub nou

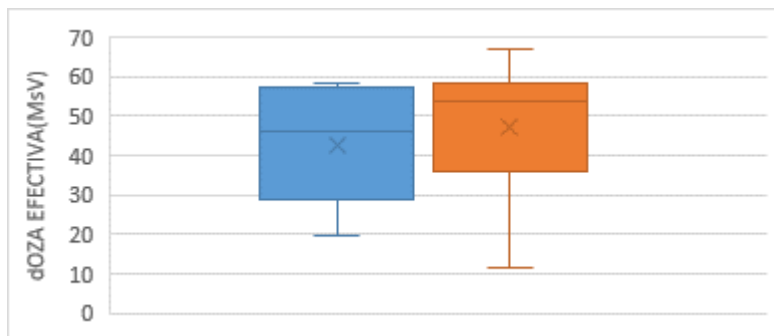


Figura 6.9 c - Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT torace abdomen + pelvis efectuate la IMOGEN –Interpretarea setului de date cu dozele efective se face folosind valoarea mediană, intervalul dintre quartile, domeniul de dispersie și punctele outlier –comparare tub vechi-tub nou

## 6.2. Compararea valorilor cu datele din literatură

Pentru un calcul mai precis a dozelor efective, trebuie luat în considerare și greutatea corporală ale fiecărui pacient, precum și protocolul folosit în cadrul examinării.



Comparând dozele efective obținute la examinările CT pe diferite regiuni ale corpului putem observa, că în cazul examinării cerebrale dispersia dintre valori este mult mai mică față de ceilalți examinări. Acest lucru poate fi explicat prin faptul că dozele examinărilor cerebrale nu depinde puternic de greutatea pacientului.

În acest subcapitol voi face o comparație între valorile dozelor efective ale examinărilor făcute la Institutul de Cercetare IMOGEN și dozele publicate în articolele [21] și [25], iar articolul [35] am folosit pentru compararea examinărilor TAP. Datele folosite în articolele sunt însumate în *Tabelul 6.19*. În mai multe articole dozele recomandate sunt intervale, și între valori apar diferențe mici, ceea ce înseamnă că nu se poate standardiza aceste valori, dozele de iradiere depind foarte mult de situațiile individuale. În literatura utilizată nu am găsit date referitoare la dozele de iradiere ale regiunii TA, de aceea această regiune nu intră în compararea valorilor.

*Tabelul 6.19 - Dozele de iradiere pentru diferite regiuni ale corpului publicate în articolul [21], [24] și [35]*

	<b>Cap (mSv)</b>	<b>Torace (mSv)</b>	<b>Abdomen (mSv)</b>	<b>AP (mSv)</b>	<b>TAP (mSv)</b>
Art. Christner [21]	1,3	5,6	-	11	-
Art. Lifeng [25]	1-2	5-7	5-7	8-14	-
Art. Kalpana [35]	-	-	-	-	11,6-19,9

### **6.2.1. Compararea dozelor efective ale examinărilor cerebrale**

Folosind datele din *Tabelul 6.19* am comparat dozele efective cerebrale – calculate odată cu coeficient  $k$  constant, apoi cu  $k$  variabil după greutatea corporală – cu datele din literatură. Rezultatele sunt afișate într-un diagram box-plot (*Figura 6.9*) folosind software-ul MATLAB, în care este mai ușor de realizat diagrama pentru compararea datelor.

Valoarea dozei din articolul Christner – [21] – este interpretat cu linia verde, care se află aproximativ la valoarea primului cuartil ale datelor, în afara IQR. Intervalul vizualizat cu 2 linii galbeni arată referința din articolul [25]. Calculând procentul, care intră în intervalul de referință obținem următoarele valori: la doza efectivă calculată cu “k” constant 67,1% din intervalul dintrecuartile intră în intervalul recomandat de articolul [25] , iar la doza efectivă cu “k” variabil 79,3% din IQR intră în acest interval. Această rezultate ne conduc la o observație importantă: doza efectivă depinde de greutatea pacientului, astfel reglarea automată a dozei de iradiere de aparatul CT în funcție de greutate corporală are importanță deosebită în optimizarea dozei.

În urma analizei retrospective a investigațiilor CT la Centrul de Cercetare IMOGEN, în cazul examinărilor cerebrale nu au fost identificate diferențe statistic semnificative dintre valorile menționate în articolele și dozele obținute.

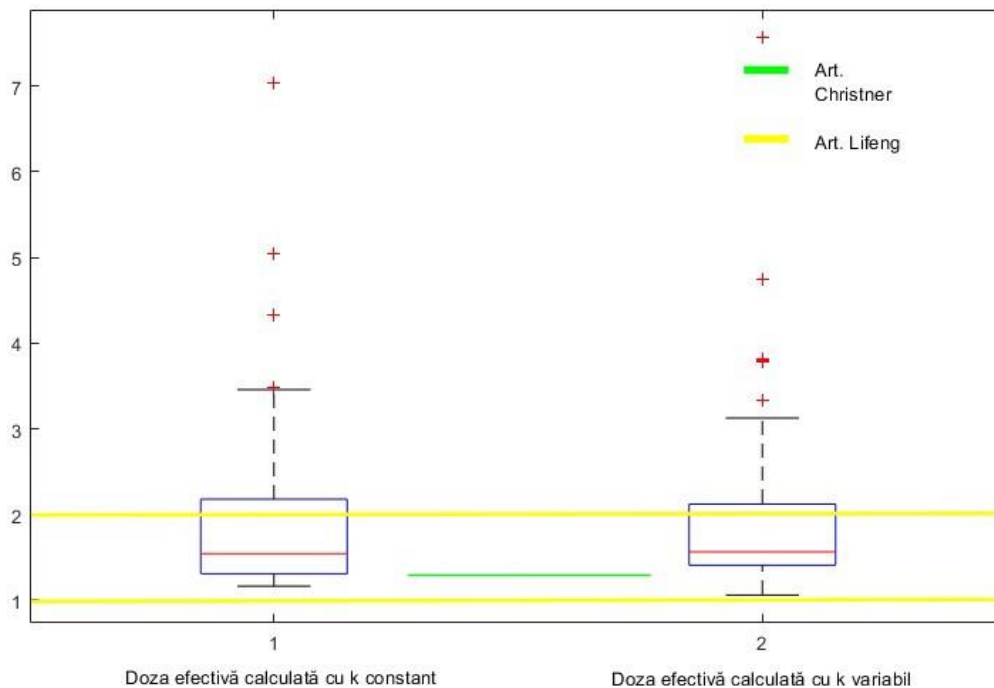


Figura 6.10 – Compararea dozelor efective ale examinărilor cerebrale – obținute cu k constant și k variabil – cu dozele obținute din literatură

### **6.2.2 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice, abdominale și combinate TA, TAP**

Efectuând aceeași analiză ca în cazul examinărilor cerebrale, obținem *Figura 6.10*. Această diagramă arată în primul rând modificarea dozelor de iradiere cu creșterea lungimii regiunii scanate. La examinările combinate AP și TAP s-a obținut doze mult mai mari decât la examinări toracice sau abdominale. Mediana dozelor efective ale examinării TA este de 28,118 mSv; ceea ce înseamnă că 50% din examinări se află sub această valoare, iar în cazul examinărilor abdominale sub această valoare se află aproximativ 75% din valori.

În cazul examinărilor toracice valoarea recomandată în articolul [21] (cu linia verde) este un pic diferită de valoarea mediană calculată (4,508 mSv pentru median tub vechi și 8,442 mSv tub nou, iar 5,6 mSv e recomandat). O parte semnificativă din IQR (68,75%) la examinările cu tub vechi se află sub valoarea recomandată iar valorile IQR (66,6%) la examinarile cu tub nou se află peste valorile recomandate.. Un factor semnificativ pentru obținerea dozei crescute la examinări toracice este respirarea pacienților, fiindcă mișcarea organelor împiedică obținerea imaginilor de calitate. Dacă imaginile conțin artefacte, unele secvențe trebuie repetate, fapt ce duce la creșterea dozei efective.

În cazul examinărilor abdominale deviația este mare dintre valorile obținute și cele recomandate, 85,6% ale intervalului dintre cuartile se află în afara intervalului dozelor scrise în articolul [25]. În acest caz nu putem obține rezultate relevante, eroarea poate fi din cauza numărului mic ale eșantionului eșantionul fiind astfel nereprezentativ.

La examinări combinate torace+abdomen și torace+abdomen+pelvis compararea duce la diferențe mari între dozele folosite la IMOGEN și dozele recomandate. Corectarea acestor diferențe se poate rezolva prin introducerea tipurilor de examinări (cu sau fără substanță de contrast), și greutatea pacienților. La această regiune este deosebit de important luarea în considerare și a greutatea pacienților, fiindcă țesutul adipos aflat la această regiune a corpului atenuază mult fasciculul de raze X, astfel necesită o doză de iradiere crescută.

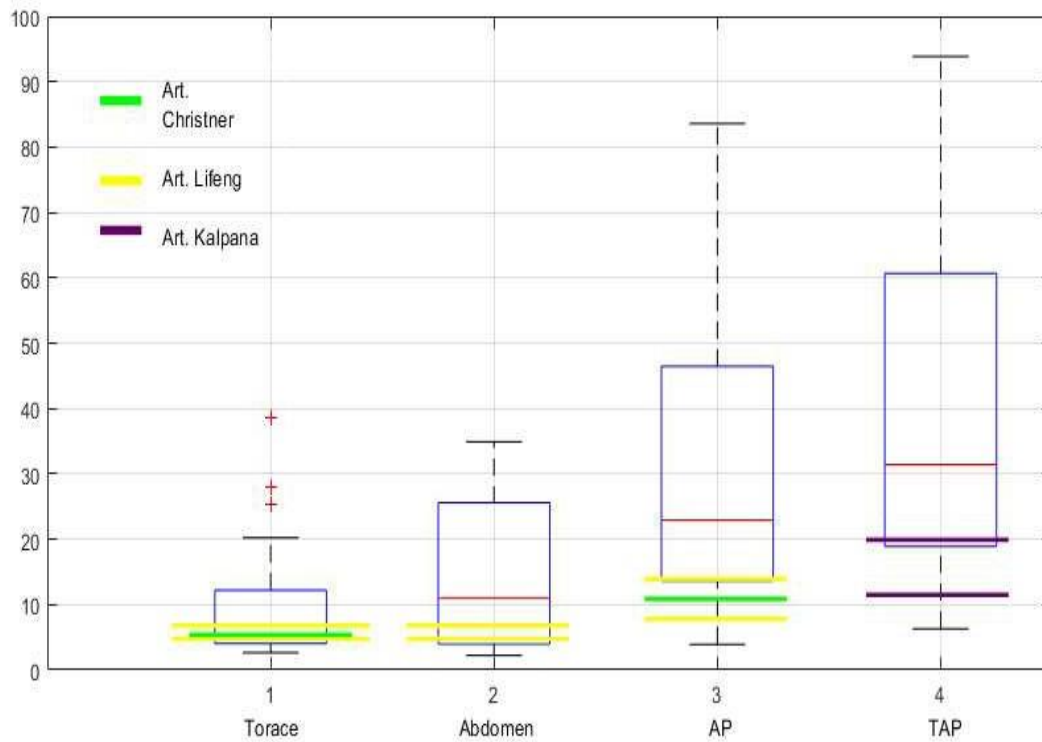


Figura 6.11 - Compararea dozelor efective - obținute prin analiza dozelor de iradiere ale Institutului de Cercetare Medicală IMOGEN - cu dozele publicate în articolul [21] și [24]

În urma analizei retrospective a investigațiilor CT la Centrul de Cercetare IMOGEN în cazul examinărilor toracice, abdominale și AP, respectiv TAP au fost identificate diferențe semnificative statistice între valorile menționate în articolele și dozele din baza de date ale institutului IMOGEN. Pentru o mai bună aproximare ale dozelor efective trebuie luate în calcul informații suplimentare despre examinări individuale: înălțimea și greutatea pacientului, tipul examinării și protocoalele utilizate în examinări. În acest caz am putut obține doar o estimare pentru doza efectivă.

## CONCLUZIE

Aparatul CT este cel mai utilizat în imagistica medicală. Funcționarea aparaturii se bazează pe măsurarea atenuării fascicolului de raze X, ce traversează corpul, și calculul coeficientului de atenuare. În toate aparaturile care folosesc radiații ionizante este important mărimea dozei de iradiere. Scopul lucrării mele este analiza dozelor de iradiere ale examinărilor CT la un centru de imagistică în cazul folosirii unui tub vechi și în cazul folosirii unui tub nou.

De la Centrul de Cercetare IMOGEN (Spitalul Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca) am obținut date de la dozele de iradiere a diferitelor tipuri de examinări CT efectuate în 8 luni (perioada martie 2022 – septembrie 2022) efectuate cu tub vechi, totodată date de la dozele de iradiere a diferitelor tipuri de examinări CT efectuate în 6 luni (perioada octombrie 2022-martie 2023) efectuate cu tub nou, pe care le-am folosit în continuare pentru analiza statistică descriptivă, respectiv comparativă cu valorile standarde din literatură folosind programul și funcțiile încorporate în MS Excel și SPSS.

Din baza de date am extras în total datele anonime de la 70 de examinări tomografice, (examinări efectuate cu tub vechi) cu următoarea distribuție a tipurilor: 20 examinări cerebrale, 16 examinări toracice, 9 examinări abdominale, 1 examinare combinată torace + abdomen (TA), 16 examinări combinate abdomen + pelvis (AP), 8 examinări combinate torace + abdomen + pelvis (TAP). Totodată am extras din baza de date o altă perioadă, examinări efectuate cu tub nou cu următoarea distribuție a tipurilor: 13 examinări cerebrale, 9 examinări toracice, 10 examinări abdominale, 9 examinări combinate torace + abdomen (TA), 17 examinări combinate abdomen + pelvis (AP), 18 examinări combinate torace + abdomen + pelvis (TAP).

De la Centrul de Cercetare IMOGEN (Spitalul Clinic Județean de Urgență Cluj-Napoca) am obținut date de la dozele de iradiere a diferitelor tipuri de examinări CT efectuate în 9 luni (perioada iulie 2019 – martie 2020). Am extras din baza de date și am analizat datele anonime ale 120 de examinări tomografice, cu următoarea distribuție: 40 de examinări cerebrale, 17 de examinări toracice, 4 abdominale, 6 examinări combinate torace + abdomen, 26 de examinări combinate abdomen + pelvis

și 27 de examinări combinate torace+abdomen+pelvis. În cazul celor 40 de examinări cerebrale am extras din baza de date și greutatea corporală ale fiecărui pacient.

În prima parte a lucrării am calculat dozele efective la fiecare examinări, folosind coeficientul de conversie. Datele obținute le-am folosit în continuare pentru analiza statistică descriptivă folosind MS Excel, MATLAB și SPSS. În ultima parte a lucrării am prezentat compararea datelor cu cele din literatură.

În cazul examinărilor CT cerebrale, dispersia dozelor efective este mai mică față de celelalte examinări. Calculând dozele efective ale examinărilor cerebrale ținând cont și de greutatea corporală a pacienților putem observa o scădere în dispersia valorilor. Rezultatele obținute la examinările cerebrale arată o concordanță bună cu cele raportate în articole: la doza efectivă calculată cu "k" constant 67,1% din intervalul dintre cuartile intră în intervalul recomandat de articolul [25], iar la doza efectivă cu "k" variabil 79,3% din IQR intră în acest interval. Această rezultate ne conduc la o concluzie importantă: doza efectivă depinde de greutatea pacientului, astfel reglarea automată a dozei de iradiere de aparatul CT în funcție de greutate corporală are importanță deosebită în optimizarea dozei.

La examinările combinate AP și TAP sa- obținut doze mai mari decât la examinări toracice sau abdominale, fiindcă doza de iradiere depinde și de lungimea regiunii scanate. În urma analizei retrospective a investigațiilor CT la Centrul de Cercetare IMOGEN în cazul examinărilor combinate au fost identificate diferențe statistic semnificative între valorile menționate în articolele și dozele din baza de date ale institutului IMOGEN. Pentru o mai bună aproximare ale 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

Tema abordată în lucrare are multe oportunități de dezvoltare, optimizarea dozei de iradiere fiind un proces continuu. Se poate estima mai precis valoarea dozelor efective, ținând cont de greutatea corporală ale pacienților și protocoalele folosite la examinări. Dezvoltarea acestei metode constă în individualizarea tehnicilor de scanare, în care ținem cont de anatomia fiecărui pacient, de nivelul de atenuare și de indicații clinice.

POTROVITA WYNONA ALEXANDRA

Analiza dozei de iradiere a investigațiilor cu  
tomograf computerizat la un centru de imagistică

Doresc să le mulțumesc pentru ajutorul acordat la obținerea datelor ale examinărilor  
de la Centrul de Cercetare IMOGEN a Spitalului Clinic Județean de Urgență Cluj  
Napoca : tehnician Stincel Antoniu și Petruș Lucia.

## BIBLIOGRAFIE

- [1] S. Damjanovich, J. Fidy and J. Szöllösi, *Orvosi biofizika*, Győr: Medicina, 2005.
- [2] E. Riedl, B. Bell, K. Borbély, J. Geszler and A. Kerpel-Frónius, *Komputer-tomográfia*, Budapest: Semmelweis University, 2012.
- [3] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr and J. M. Boone, *The Essential Physics Of Medical Imaging*, vol. 3., Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2012.
- [4] C. K. Avinash and S. Malcolm, *Principles of Computerized Tomographic Imaging*, New York: IEEE PRESS, 1987.
- [5] G. D. Rubbin, "Computed Tomography: Revolutionizing the Practice of Medicine for 40 Years," *Radiology*, vol. 273, no. 2., pp. S45-S74., 2014.
- [6] J. C. Ramirez-Giraldo, A. N. Primak, K. Grant, B. Schmidt and M. K. Fuld, "Radiation dose optimization technologies in multidetector computed tomography: a review," *Medical Physics International Journal*, vol. 2, no. 2, pp. 420-430, 2014.
- [7] „eHealthRomania,” [Interactiv]. Available: <https://ehealthromania.com/tomografia-computerizata-ghid-pentru-pacienti/>. [Accesat 17. 05. 2023.].
- [8] R. Cierniak, *X-ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*, London: Springer, 2011.
- [9] F. K. Glenn, *Radiation detection and measurement*, vol. 4., United States of America: John Wiley & Sons, 2010.
- [10] J. Saunders and S. Ohlerth, "CT Physics and Instrumentation - Mechanical Design," in *Veterinary Computed Tomography*, United States of America, John Wiley & Sons, 2011, p. 3.
- [11] "SemanticScholar," [Online]. Available: <https://www.semanticscholar.org/paper/Comparison-of-radiation-dose-and-image-quality-and-Pace/c854ef14784cafd93738b50c1995b355f91e4fe6/figure/0>. [Accessed 17. 06. 2020.].
- [12] C. Vandulek, E. Vinczen, J. Rékási, Z. Kürtös, O. Balogh, Z. Szüle, K. Kelemen, L. Lukács, T. Simorand S. Halász, "CT," in *Képalotási gyakorlatok*, Budapest, Medicina, 2014, pp. 117-230.
- [13] "IMSP Centru Republican de Diagnosticare Medicală," [Online]. Available: <http://www.crdm.md/pages/dotari.html>. [Accessed 23. 05. 2023.].
- [14] General Electric Company, *Optima CT660 Product Description*, 2010.
- [15] "Radiopaedia," [Online]. Available: <https://radiopaedia.org/>. [Accessed 14. 05. 2023.].
- [16] R. Burkhardt, T. Dan and Bogdan Loredana, *Ce este necesar să știm despre radiațiile ionizante și efectele lor asupra omului*, Cluj Napoca: Centrul Național de Monitorizare a Riscurilor din Mediul Comunitar (CNMRMC), 2016.



- [17] S. F. Popescu and D. C. Lavinia, "Supravegherea medicală specială a lucrătorilor expuși profesionala la radiații ionizante," [Online]. Available: <https://cnmrmc.insp.gov.ro/images/ghiduri/Ghid- Radiatii-Ionizante.pdf>. [Accessed 11. 05. 2023.].
- [18] B. Bodnár, "Dóziscsökkentés lehetőségei CT vizsgálatok során," 2018. [Online]. Available: [radiologia.hu](http://radiologia.hu). [Accessed 05. 06. 2023.].
- [19] International Commission on Radiological Protection, "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection," *ICRP - Publication 103*, vol. 37., no. 2-4., pp.9-34., 2007.
- [20] A. J. Bauhs, J. T. Vrieze, N. A. Primak, R. M. Bruesewitz and H. C. McCollough, "CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices," *RadioGraphics*, vol. 28, no. 1, pp. 245-253,2008.
- [21] A. J. Christner, M. J. Kofler and H. C. McCollough, "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," *American Journal of Roentgenology*, vol. 194, no. 4, pp. 881-889., 2010.
- [22] A. M. Motoc, "Az embert érő orvosi sugárterhelés típusa, szintje és szabályozhatósága, A páciensekvédelme ionizáló sugárzások orvosi alkalmazása során," 2014. [Online]. Available: <https://docplayer.hu/11587169-Ionizalo-sugarzas-felhasznalasa-magyarorszagon.html>. [Accessed 05. 06. 2023.].
- [23] International Commission on Radiological Protection, "Assessing Dose of the Representative Person for the Purpose of Radiation Protection of the Public and The Optimisation of Radiological Protection: Broadening the Process," *ICRP - Publication 101*, vol. 36., no. 3., pp. 69-87., 2006.
- [24] 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.
- [25] 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.
- [26] S. Edyvean, M. Lewis and A. Britten, "Radiation Dose Metrics and the Effect of CT Scan Protocol Parameters," in *Radiation Dose from Multidetector CT*, 2. ed., Berlin, Springer, 2012, pp. 101-117.
- [27] S. Singh and K. M. Kalra, "Image Noise Reduction Filters," in *Radiation Dose from Multidetector CT*, 2. ed., Berlin, Springer, 2012, pp. 160-172.
- [28] R. Baz and C. Deacu, "Mediile de contrast iodat 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 10. 06. 2023.].
- [29] "Cursul lui Dana Maniu - Facultatea de Fizică," [Online].

Available: <http://www.phys.ubbcluj.ro/~dana.maniu/>. [Accessed 15.05.2023]

- [30] "SPSStest," [Online]. Available: <https://www.spsstests.com/2018/11/shapiro-wilk-normality-test-sps.html>. [Accessed 10. 06. 2023.].
- [31] "GraphPad," [Online]. Available: [https://www.graphpad.com/guides/prism/7/statistics/stat\\_percentiles\\_and\\_the\\_median.htm](https://www.graphpad.com/guides/prism/7/statistics/stat_percentiles_and_the_median.htm). [Accessed 10. 06. 2023.].
- [32] H. J. Zar, *Biostatistical Analysis*, 5 ed., USA: Pearson, 2010.
- [33] "Khan Academy," [Online]. Available: <https://www.khanacademy.org/math/statistics-probability/summarizing-quantitative-data/box-whisker-plots/a/identifying-outliers-iqr-rule>. [Accessed 11. 06. 2023.].
- [34] P. Bágyi, Z. Dankó, E. Balázs, L. Balkay and L. Urbán, *CT dose monitoring in practice*, Debrecen: University of Debrecen, 2018.
- [35] M. K. Kalpana, F. P. Butler, S. Debapriya, B. C. Mythreyi, P. L. Coombs and L. R. Morin, "U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations," *Radiology*, vol.284, no. 1, pp. 120-133, 2017.
- [36] "GE Healthcare," General Electric Company, [Online]. Available: <https://www.gehealthcare.com/>. [Accessed 11. 06. 2023].
- [37] "MATLAB," [Online]. Available: <https://www.mathworks.com/help/stats/boxplot.html>. [Accessed 12. 06. 2020.].