

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

LUCRARE DE LICENȚĂ

Coordonator științific
Prof. Dr. Zoltán Bálint

Absolvent
Flueraș Andreea-Silvia

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

LUCRAREA DE LICENȚĂ

Evaluarea variației dozelor la diverse protocoale de măsurători prin
tomografie computerizată

Coordonator științific
Prof. Dr. Zoltán Bálint

Absolvent
Flueraș Andreea-Silvia

2025

Abstract

Computed tomography (CT) is a method for capturing internal body images that involves the use of X-ray equipment for obtaining non-destructive information about the body. The Nobel Prize in 1979 for the invention of the CT was awarded to its inventor, engineer Godfrey Hounsfield. The CT units kept its name as a measure for the adsorption.

Studies have shown that computed tomography is in the top 5 innovations in medicine in the last 50 years.

In computed tomography (CT), X-rays are applied and a computer is used to obtain in depth images of different areas of the body, e.g. the skull, abdomen, chest, and pelvis. The images formed are called tomographic images, and once a number of successive images are recorded they can be digitized to create a 3D image of the anatomical elements. The duration of a scan lasts around 10, 20 seconds. It can use externally administered, iodine-based contrast agent to increase the contrast-to-noise ratio of the images.

The objective of this study is to examine and evaluate doses and observe their variation through different protocols, carried out in a hospital in Bistrița-Nasăud, the County Emergency Hospital, Bistrița. In the conducted study we introduced thoracic, abdominal, cerebral, pelvic examinations as well as combined examinations, abdomen and pelvis, abdomen, thorax and pelvis.

In the first chapter an introduction to the physical bases of the CT scan is provided. We explore the fundamental principles behind this type of medical imaging, explaining how CT technology works and how detailed images of the internal structures of the human body.

In the second chapter, we describe the structure and operation of a CT machine.

In the third chapter, we present in detail the dosimetry, as well as the effects of radiation on human health.

In the fourth chapter, we present a detailed description of the Revolution Evo equipment, the device used in the Bistrița County Emergency Hospital, where the study was made. We explain the process of calibration of the CT system, describing the steps required to analyze the accuracy of the images obtained.

In the fifth chapter, we present an analysis of the measured radiation doses and their variation according to the different scanning protocols used.

Cuprins

Capitolul I : Bazele fizice ale examinării cu tomograf computerizat	6
1.1 Generarea razelor X	6
1.1.1 Radiația caracteristică	7
1.1.2 Radiația de frânare.....	7
1.2 Interacțiunea radiației X cu materia	8
1.2.1. Împrăștierea Rayleigh.....	8
1.2.2. Efectul Compton.....	8
1.2.3. Efectul fotoelectric	9
Capitolul II: Componența echipamentului CT.....	11
2.1. Gantry	11
2.2. Sursa de radiație X.....	13
2.3 Detectorul.....	13
2.4 Colimatorul.....	14
2.5 Masa	15
2.6 Computerul și monitorul.....	16
2.7 Unitățile Hounsfield	17
Capitolul III: Dozimetrie.....	18
3.1 Riscurile radiațiilor pentru sănătatea organismului	18
3.2 Doza absorbită.....	19
3.3 Doza echivalentă.....	19
3.4 Doza efectivă	20
3.4.1 Utilizarea factorului de ponderare a țesutului	20
3.4.2 Determinarea dozei pe baza DLP și a coeficientului „k” (conform Comisiei Europene)	21
Capitolul IV Aparatul Revolution Evo.....	23
4.1 Fluxul de lucru pentru asigurarea zilnică a calității.....	23
4.2 Introducerea datelor din sistem	24
Capitolul V: Analiza investigațiilor CT	26
5.1 Evaluarea dozelor și variația acestora prin diverse protocoale.....	26
5.1.1 Scanări cerebrale	27
5.1.2 Scanări toracice	27
5.1.3 Scanări abdominale.....	29
5.1.4 Scanări pelviene	31
5.1.5 Scanări combinate torace + abdomen (TA).....	32
5.1.6 Scanări combinate abdomen + pelvis (AP).....	32
5.1.7 Scanări combinate torace + abdomen + pelvis (TAP).....	34
5.2 Compararea valorilor cu datele din literatură.....	36
5.2.1 Analiza dozelor efective pentru scanările toracice:.....	37
5.2.2 Evaluarea diferențelor în dozele efective ale examinărilor combinate:	38
a) Examinările combinate abdomen + pelvis (AP).....	38
b) Examinări combinate torace + abdomen + pelvis (TAP).....	38
Concluzii.....	40
Bibliografie.....	41

INTRODUCERE

O tomografie computerizată (CT) este o tehnică de imagistică medicală care implică utilizarea unui echipament cu raza X. CT este un instrument medical important încat inginerul Godfrey Hounsfield a primit Premiul Nobel in 1979. Studiile de specialitate au arătat că tomografia computerizată se află în top 5 inovații în medicină în ultimii 50 de ani.

În tomografia computerizată (CT) se aplica raze X și este utilizat un computer pentru a vizualiza imagini clare a corpului în diferite zone. Imaginile formate se numesc imagini tomografice, iar odată ce se înregistrează un număr de imagini succesive pot fi digitalizate pentru a crea o imagine 3D a elementelor anatomice. Durata unei scanări durează în jur de 10-20 secunde, unde timpul total al examinării este dat de timpul necesar pregătirii pacientului pentru examinare. Tomografia computerizată este folosită pentru examinarea zonei de interes, examinarea craniului, abdomenului, toracelui și pelvisului.

Scopul acestei lucrări este analiza dozelor și observarea variației acestea prin diferite protocoale, efectuată într-un spital din Bistrița-Nasăud, Spitalul Județean de Urgență, Bistrița. În studiul efectuat am introdus examinări cerebrale (C), toracice (T), abdominale (A), pelviene (P) cât și examinări combinate: AP și TAP.

În primul capitol, a lucrării vom începe cu o introducere a bazelelor fizice ale examinării cu tomograf computerizat. Vom explora principiile fundamentale care stau la baza acestui tip de imagistică medicală, explicând cum funcționează tehnologia CT și cum este utilizată pentru a crea imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman.

În al doilea capitol, vom descrie în detaliu elementele din care este formată structura și funcționarea unui aparat CT.

În al treilea capitol, vom prezenta în detaliu dozimetria folosită, dar și efectele radiațiilor asupra sănătății omului.

În al patrulea capitol, vom prezenta o descriere detaliată a aparatului Revolution Evo, dispozitivul utilizat în Spitalul Județean de Urgență din Bistrița, unde a fost efectuat studiul. De asemenea, vom explica procesul de calibrare al sistemului CT, descriind pașii necesari pentru asigurarea preciziei imaginilor obținute.

În cel de-al cincilea capitol, vom prezenta un studiu detaliat asupra dozelor de radiații măsurate și a variației acestora în funcție de diferitele protocoale de scanare utilizate.

Capitolul I : Bazele fizice ale examinării cu tomograf computerizat

Tomografia computerizată (CT) este tehnica cea mai utilizată în radiologia imagistică. Prima scanare a fost realizată în 1974, de către inventatorii tehnicii: fizicianul Allan Macleod Cormack și de inginerul Godfrey Hounsfield.[1] CT este o tehnica non-invazivă, rapidă, ce reproduce imagini în secțiunea transversală a unei zone de interes. Acest aparat are o rezoluție spațială de 0,5-1,0 mm și utilizează raze X ce au energii de 80 keV până la 160 keV. Razele X sunt create din diferite mecanisme fizice atunci când electronii dintr-un atom experimentează tranziții între diverse straturi electronice, astfel emițând un foton cu energia caracteristică diferenței de energie dintre nivele . [2]

1.1 Generarea razelor X

Producerea razelor X implică interacțiunea electronilor cu materia. Într-un tub cu raze X, electronii interacționează cu o țintă astfel energia cinetică a electronilor este transformată în raze X sau energie electromagnetică. [3]

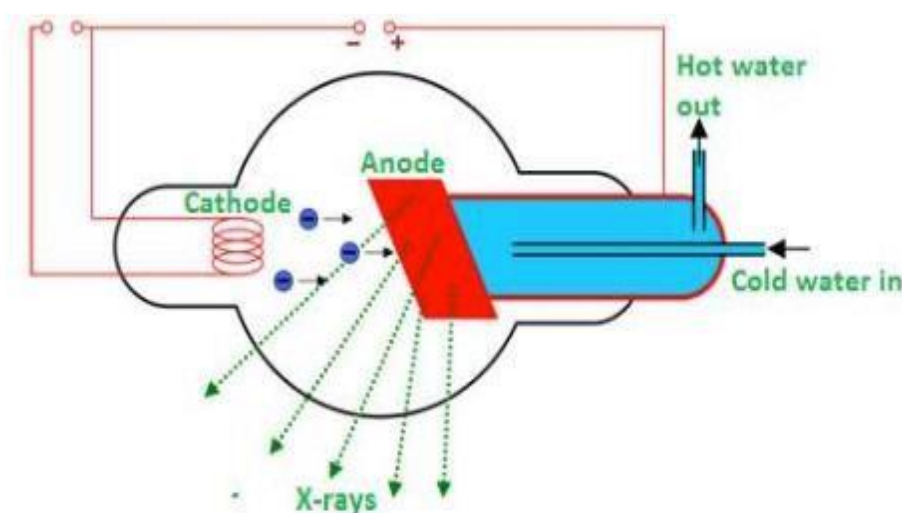


Figura 1.1. Producerea razelor X[3]

În figura 1.1 se observă procesul utilizării unui tub pentru producerea razelor X, intervalul e de 20-150KV creat între anod și catod. Între catod și anod are loc mișcarea electronilor sub acțiunea tensiunii tubului.

Razele X se propagă din tuburi în diferite direcții, dar sunt direcționate la o anumită zonă, prin intermediul cutiilor de plumb și a colimatoarelor. Acestea sunt apoi absorbite de o anumită structură din corpul examinat cu scopul de a crea o imagine detaliată și precisă a lui. [3]

Există două tipuri de raze X generate, radiația caracteristică și radiația de frânare. [3]

1.1.1 Radiația caracteristică

Radiația caracteristică se produce atunci când electronii cu energie mare lovesc atomii unui material, făcându-i să piardă electroni din stratul lor exterior. Aceste pierderi sunt înlocuite rapid și se emite o radiație, iar prin studiul acestei radiații, putem determina compoziția chimică a materialului. [4]

Când un electron este eliminat, un alt electron din alt strat va ocupa locul liber al electronului pierdut. Există o diferență de energie între straturile electronice și astfel se eliberează fotoni de raze X cu o energie egală cu diferența dintre acestea. Acest proces continuă pe măsură ce electronii migrează între straturi electronice. Electronii se pot găsi pe straturile K, L și M unde electronii de pe stratul K sunt mai puternic legați decât cei din stratul L, iar cei din stratul L sunt mai bine legați decât cei din stratul M. [4]

Tranziția de pe stratul L pe stratul K, respectiv de pe stratul K pe stratul M se poate scrie sub forma ecuațiilor:

$$E_{rc} = BE_K - BE_L \quad (1)$$

$$E_{rc} = BE_L - BE_M \quad (2)$$

Unde E_{rc} Energia razelor X caracteristice, $BE_K - BE_L$ - diferența dintre energia de legare a electronilor din stratul K și cea a electronilor din stratul L, $BE_L - BE_M$ - diferența dintre energia de legare a electronilor din stratul L și cea a electronilor din stratul M. [4]

1.1.2 Radiația de frânare

Atunci când electronii părăsesc catodul, sunt împinși spre un metal greu, precum tungstenul, care are un nucleu mare. Electronii pot fi încetiniți brusc de protonii din interiorul său, generând astfel raze X pentru a păstra energia. După acest proces, electronul își schimbă direcția, iar fotonul de raze X nou creat se îndreaptă în direcție opusă. Acest proces se numește radiație Bremsstrahlung – de frânare. [4]

Majoritatea razelor X din aparatele medicale provin din acest proces. Această modalitate de generare a razelor X este considerată neeficientă deoarece majoritatea energiei electronilor nu este utilizată pentru producerea razelor X, ci este convertită în căldură în anodul tubului de raze X. [4]

1.2 Interacțiunea radiației X cu materia

Radiațiile X sunt un tip de radiații invizibile pentru ochiul uman, care sunt capabile să pătrundă în corpul uman. Atunci când sunt expuse la corp, aceste radiații trec prin țesuturi și organe, dar sunt parțial oprite sau absorbite de acestea. Această absorbție variază în funcție de densitatea și compoziția țesuturilor pe care le traversează. [13]

Energia razelor X poate fi transferată obiectelor cu care interacționează. Interacțiunea lor cu materia poate fi sub formă de absorbție sau împrăștiere. [5]

Când vorbim de absorbție, ne referim la procesul în care energia razelor X este preluată de obiectul pe care îl traversează, ca și cum acesta ar "absorbi" energia. În schimb, împrăștierea are loc atunci când direcția razelor X este deviată în urma interacțiunii cu materia. Este ca și cum ar fi "dispersate" în diferite direcții. [5]

1.2.1. Împrăștierea Rayleigh

Împrăștierea Rayleigh este împrăștierea elastică a luminii sau a altor tipuri de radiație electromagnetică de către particule foarte mici, a căror dimensiuni sunt mult mai mici decât lungimea de undă a radiației. [6]

Aceste particule pot fi molecule de gaz din atmosferă, dar fenomenul poate avea loc și în medii solide dielectrice sau lichide. [7]

1.2.2. Efectul Compton

În anul 1923, Arthur Holly Compton, descoperă efectul Compton ca fiind fenomenul prin care lungimea de undă a unui foton de raze X crește în timpul interacțiunii sale cu materia, iar dacă un electron se ciocnește cu un electron liber duce la scăderea energiei. Scăderea energiei fotonului determină și scăderea frecvenței. [8]

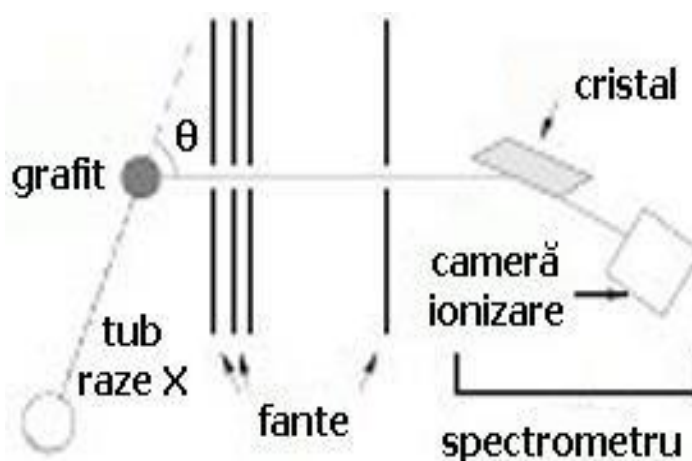


Figura 1.2. Schema de principiu a montajului folosit de Compton[8]

Din Figura 1.2 se poate observa că la împrăștierea radiației incidente în diverse unghiuri, pe lângă radiația finală egală cu cea inițială, apare o lungime de undă mai diferită, care este cunoscută sub numele de efect Compton. [8]

1.2.3. Efectul fotoelectric

În 1905 Einstein a oferit o explicație teoretică a acestui efect, fiind observat prima dată de Heinrich Hertz în anul 1887, dar nu era pe deplin înțeles. Einstein a venit cu o soluție și a propus că lumina este compusă din particule de energie, numite fotoni. Când acest foton lovește un electron într-un metal, energia fotonului se transferă la electron, ceea ce face ca electronul să fie eliberat din metal. Fiecare foton transportă o energie ce poate fi determinată din relația (h - este constanta lui Planck, f - este frecvența):

$$E = hf \quad (3)$$

În modelul Einstein, odată cu creșterea intensității luminii, crește numărul de electroni emiși, totuși energia cinetică a electronilor emiși nu se schimbă. Energia fiecărui foton este determinată de frecvență și nu se schimbă odată cu intensitatea luminii, energia cinetică maximă a electronilor emiși rămâne aceeași. [9]

Legile efectului fotoelectric:

1. Efectul fotoelectric apare imediat ce suprafața este expusă la lumină.
2. Odată cu creșterea intensității luminii, crește numărul de electroni emiși.
3. Frecvența luminii, nu intensitatea acesteia, influențează energia cinetică a electronilor emiși. [10]

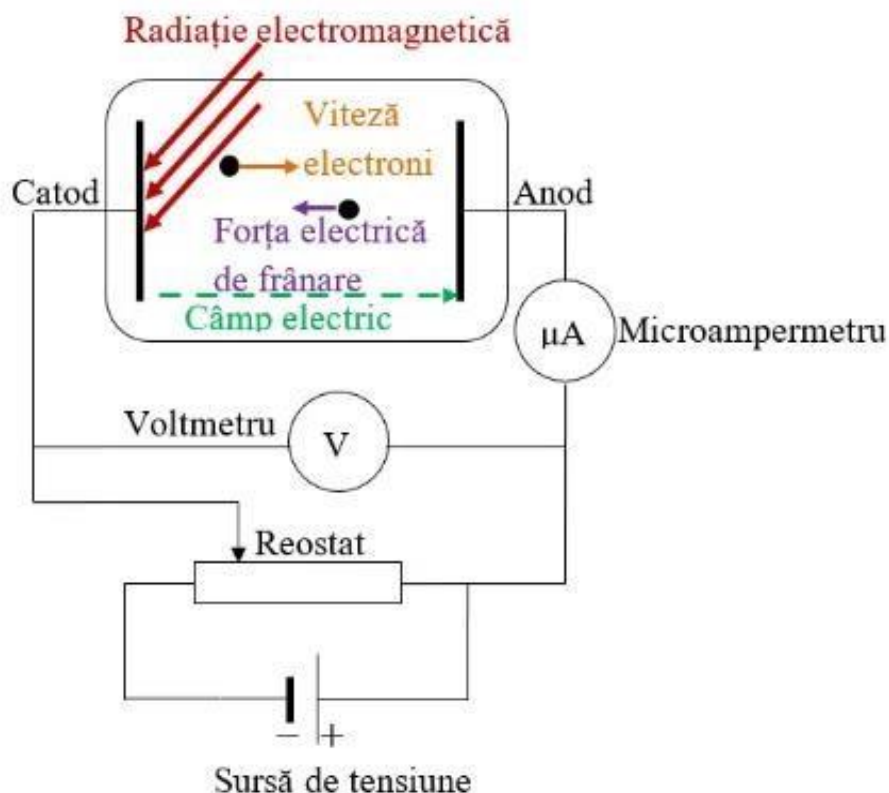


Figura 1.3 Schema efectului fotoelectric[10]

În Figura 1.3 se observă un montaj pentru studiul efectului fotoelectric, alcătuit dintr-o sursă, un microampermetru ce măsoară curentul electric generat de mișcarea electronilor între catod și anod, un voltmetru ce măsoară tensiunea aplicată între catod și anod și un reostat. În tubul fotoelectric situat în partea de sus a montajului are loc emisia de electroni, razele roșii indică lumina care lovește catodul. Anodul colectează electronii, iar catodul e partea unde electronii sunt emiși, iar între aceștia se creează un câmp electric. Această schemă este folosită pentru a studia efectul fotoelectric și pentru a măsura curentul produs de emisia de electroni de către catod. [10]

Capitolul II: Componenta echipamentului CT

În figura 2.1 se observă schema unui aparat CT, acesta fiind compus din gantry, generatorul cu tub de raze X, detector, colimator, filtre și sistemul de redare a rezultatului final cu ajutorul unui monitor și a unui computer.

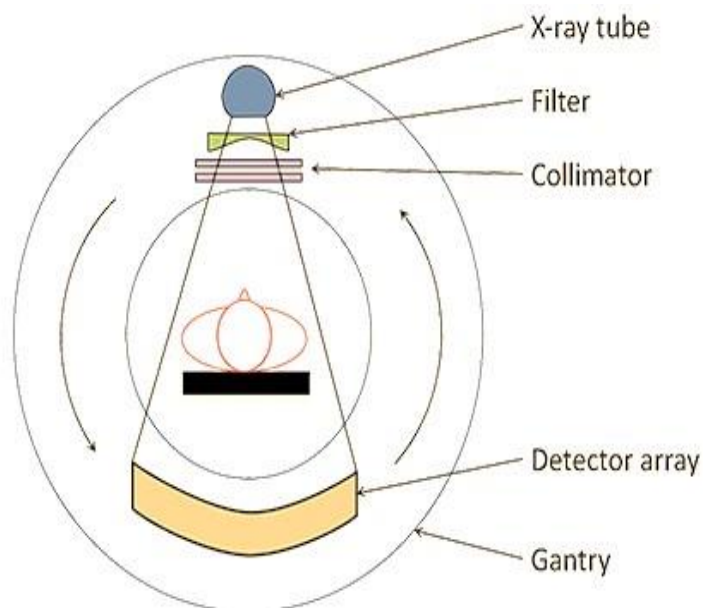


Figura 2.1 Componentele aparatului CT[11]

2.1. Gantry

Este o componentă destul de importantă, fiind alcătuită dintr-un tub cu raze X, detectori, colimatori și componentele rotative. Gantry este locul unde un pacient este întins pe masă și este scanată zona afectată, cu mișcări față-spate, pentru determinarea exactă a problemei impuse. Această componentă trebuie să fie rigidă și ușoară, pentru a avea un rezultat exact al întregului proces. Există o limită a greutății de 2000 kg, de obicei cu dimensiunile, 2-2,5 metri în înălțime, 2-3 metri în lățime și adâncime 0,5-1 metru. [12]

O nouă caracteristică adusă CT-ului este că poate fi înclinat la 30 de grade (figura 2.2), pozitiv sau negativ, ce permite unui operator CT să asigure o calitate mare a imaginilor. [12]

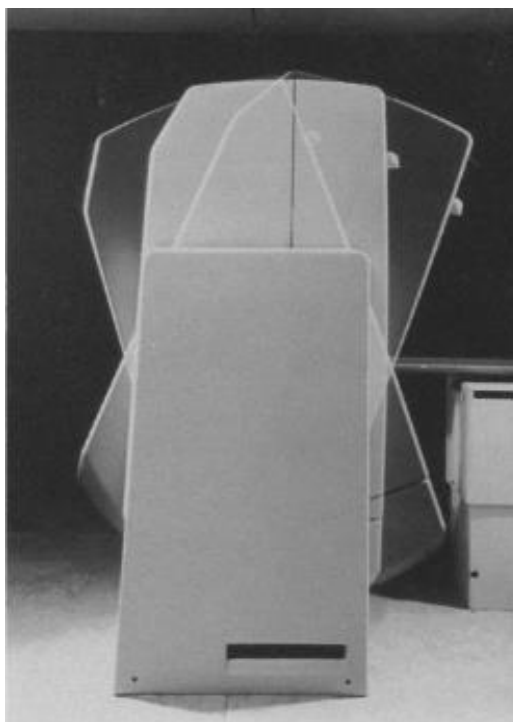


Figura 2.2 Aparat de CT cu înclinare 30 de grade[12]

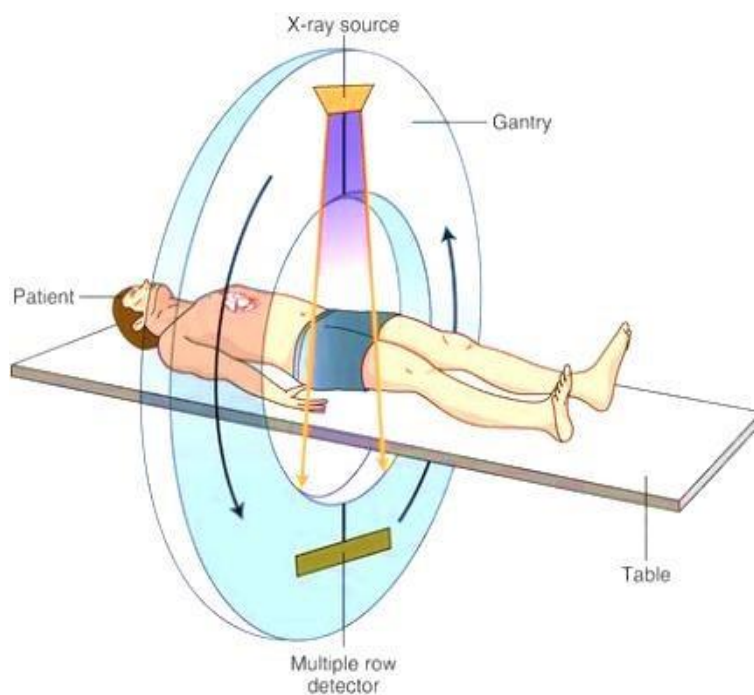


Figura 2.3 Principalele componente ale unui aparat de CT[13]

2.2. Sursa de radiație X

În alcătuirea unui CT, tubul de raze X are un rol esențial. Așa cum am menționat anterior (1.1), tubul de radiații X este montat pe gantry-ul sistemului fiind responsabil pentru generarea radiațiilor X necesare pentru realizarea imaginilor tomografice. [3]

Sursa de raze X în scanerul CT este situată în partea interioară a aparatului, iar aceasta este montată pe un mecanism care o rotește în jurul pacientului. [5]

Aparatele de CT moderne folosesc sursă continuă, adică fasciculul de raze X nu este pulsată în timpul scanării.

2.3 Detectorul

Un element cu ajutorul căruia se poate detecta și măsura intensitatea radiației de raze X ce ajută la calibrarea datelor. Măsurătoarea va fi eficientă dacă se vor obține imagini clare a pacientului cu un timp de răspuns rapid. Există două tipuri de detectoare, unul fiind gazul cu xenon iar celălalt cu cristale în stare solidă. [2]

2.3.1 Detectoarele cu gaz xenon

În scanerul CT, gazul cu xenon este folosit pentru a umple spațiul gol din detectoarele utilizate pentru detectarea radiațiilor X ce absorb aproximativ 60% și 87% din fotonii de radiație. Acest gaz asigură o funcționare bună a detectorului pe o perioadă îndelungată de timp. Xenonul este destul de ușor de calibrat, ce rezultă că procesul de ajustare și setare a detectorului, poate deveni eficient și ușor de folosit. [14]

Dezavantajul utilizării gazului xenon este că acesta trebuie menținut sub presiune constantă pentru a funcționa corect. [14]

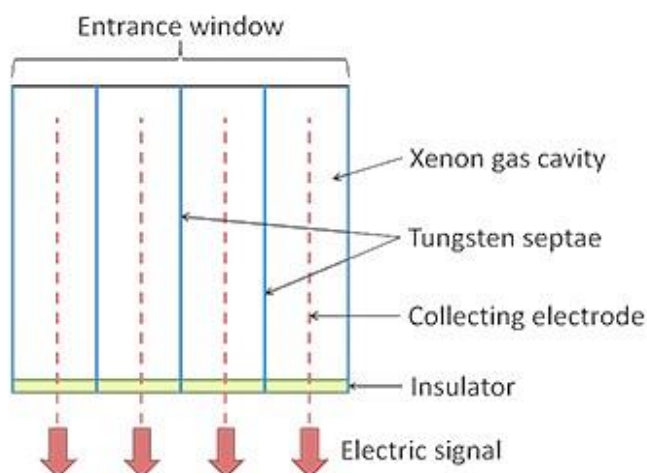


Figura 2.4 Detector cu gaz de xenon[11]

În Figura 2.4 este un detector de xenon alcătuit din trei plăci de tungsten, pentru a crea un câmp electric puternic între ele. Când un foton pătrunde în gaz energia lui ionizează atomii de xenon. Ionizarea este procesul de eliberare a electronilor din atomii de xenon, ce rezultă electroni liberi. [14]

2.3.2 Detectoarele cu cristale în stare solidă

Detectoarele cu cristale în stare solidă, cunoscute și sub denumirea de detectoare cu scintilație utilizează un cristal ce emite fluorescență când este lovit de un foton cu raze X, fotodiada transformând energia luminoasă în energie electrică. Aceste detectoare au o putere mare de absorție funcționarea se bazează pe fenomenul de efect fotoelectric. În primul capitol am tratat pe larg acest efect (1.2.3). Este cel mai folosit tip de detector. [14]

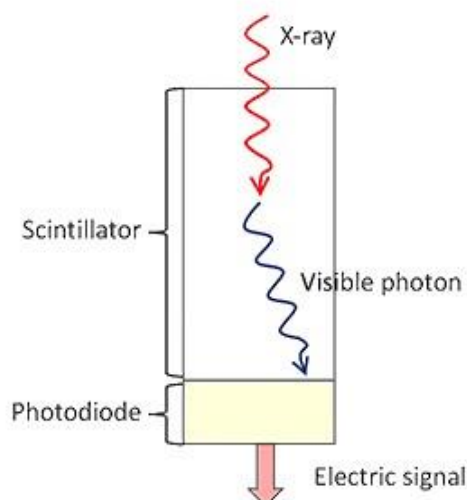


Figura 2.5 Detector de stare solidă[11]

2.4 Colimatorul

Colimatorul este o componentă ce ajută în producerea unei imagini calitative ce are un rol important de a reduce dozele de radiații. Acesta este utilizat pentru a reduce razele X aplicate pacientului și pentru a defini forma fascicului de raze X. Aparatul CT conține două tipuri de colimatoare, colimatorul sursă (diafragmă) și colimatorul detector (grilă). [15]

În Figura 2.6 este prezentat colimatorul unui aparat, ce este poziționat între filtru și pacient, pentru a reduce împrăștierea radiațiilor.

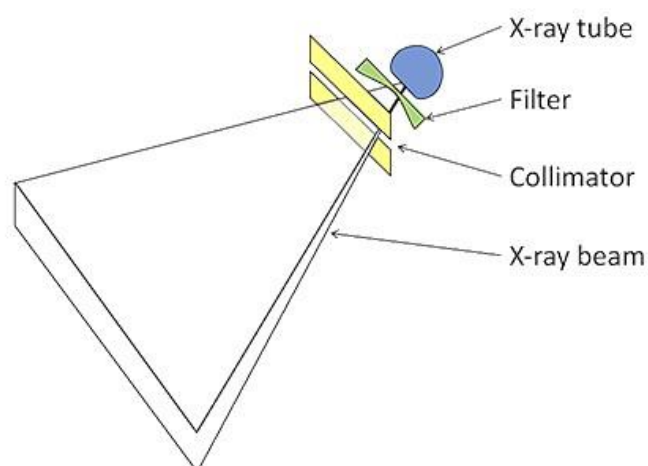


Figura 2.6 Colimatorul unui aparat CT[11]

2.4.1 Colimatorul sursă (diafragmă)

Diafragma are rolul de a stabili parametrii pentru razele X, iar aceste raze sunt pentru realizarea unui fascicul de raze X. Atomii din țesutul pacientului interacționează cu fotonii de raze X, ceea ce determină schimbarea traiectoriei a acestora. Fotonii nu mai au o direcție stabilită, are loc împrăștiere în diferite direcții. [16]

2.4.2 Colimatorul detector (grilă)

Acest colimator intră în formarea imaginilor finale, grila are un rol important de a absorbi fotonii împrăștiați pe diferite direcții, dar dacă colimatorul detector este în proces de scădere, radiația transmisă pacientului poate fi redusă. [16]

2.5 Masa

Masa este o componentă principală ce ajută în poziționarea pacientului în aparatul CT. Pacientul este poziționat pe spate pe această masă pentru a începe procesul de scanare. Se scanează o felie din partea de interes, și vor acționa componentele CT cum ar fi sursele de radiații, detectorul, colimatorul și gantry-ul pentru a transmite calculatorului, imaginea finală. [17]

Uneori zgomotele acestui aparat pot deveni deranjante, iar pacientul poate primi căști speciale pentru antifonare. [17]

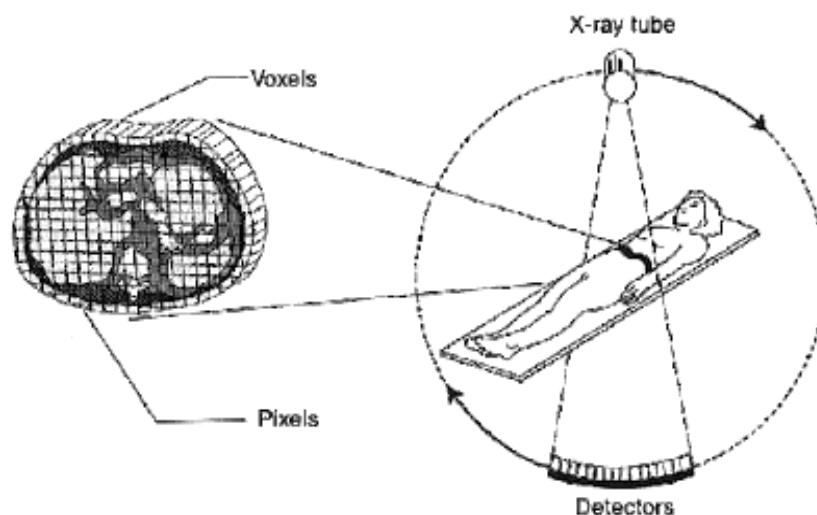


Figura 2.7 Masa cu pacientul[18]

În figura 2.7 este reprezentat un pacient pe masă unui CT asupra căruia acționează tubul cu raze X și detectorii pentru scanarea zonei de interes.

2.6 Computerul și monitorul

Computerul și monitorul prezintă rezultatul efectuării unui CT de către un tehnician, în care putem obține imagini tomografice finale a pacientului examinat. Se construiește o imagine 3D, unde pot fi observate organele pacientului pentru indentificarea zonei de interes. Tehnicianul cu ajutorul unui program poate folosi diferite instrumente cum ar fi să mărească imaginea pentru a măsura parametri zonei afectate, schimbarea luminozității, setarea nivelelor de referință pentru observarea mai intensă o dată cu administrarea substanței de contrast. [19]



Figura 2.8 Scanarea CT a abdomenului [19]

Structurile albe luminoase acestea sunt oasele, incluzând vertebrele coloanei vertebrale și oasele pelvisului. Zonele de gri mediu reprezintă organele interne precum rinichii, ficatul și alte țesuturi moi. Zonele de gri mai deschis pot fi straturi de grăsime sau alte țesuturi cu densitate mai scăzută decât organele interne. Zonele foarte întunecate sau negre indică prezența aerului sau gazului în structuri precum intestinale (Figura 2.8). [19]

Substanța de contrast poate fi aplicată prin mai multe metode cum ar fi, înghițită sau injectată într-un vas de sânge (venă sau arteră). Aceasta are un rol important în realizarea unui examinări CT partea afectată este mai vizibilă fiind ușor de identificat. [20]

2.7 Unitățile Hounsfield

Unitățile Hounsfield sunt unități folosite universal în scanările CT pentru a exprima valorile într-un mod ușor de utilizat se obțin printr-o conversie liniară a coeficienților de atenuare măsurăți. Rezultate pentru aer de la -1000 HU, între -100 HU și 100 HU pentru majoritatea țesuturilor, în jur de 2000 HU pentru osul foarte dens și peste 3000 HU pentru metale. Formula unității Hounsfield se calculează astfel:

$$HU = \frac{\mu_m - \mu_a}{\mu_a} * 1000$$

Unde μ_m - coeficientul de atenuare liniar al unui material specific, μ_a - coeficientul de atenuare liniar al apei. [21]

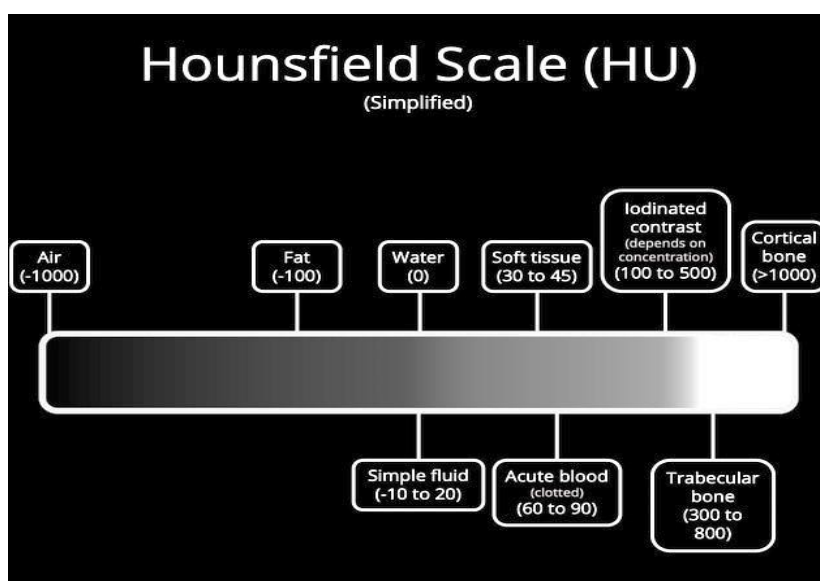


Figura 2.9 Scara Hounsfield simplificată[21]

Capitolul III: Dozimetrie

Dozimetria este folosită pentru măsurarea dozei de radiații ionizate administrate fiecărei zone. Sunt utilizate radiații X ce poate produce ionizare în substanțele investigate. [22]

Putem avea o dozimetrie internă (injectare cu substanța) și o dozimetrie externă ce provin din surse exterioare organismului. [22]

3.1 Riscurile radiațiilor pentru sănătatea organismului

În procesul de scanare cu ajutorul aparatului CT sunt utilizate radiații pentru a genera imagini ale corpului. Pacientul înainte de a susține un CT trebuie supus la diferite analize specifice pentru a primi o foaie cu zonele afectate pentru care trebuie realizată procedură. [23]

Se completează de către medicul fiecărui pacient un chestionar în vederea administrării de medii de contrast pe bază de iod. Chestionarul cuprinde antecedente de reacție moderată sau severă la un mediu de contrast iodat, antecedente de alergie care a necesitat tratament, antecedente de astm, hipertioridism, insuficiență cardiacă, dacă are diabet zaharat, antecedente de boală renală, hipertensiune, guta. Se precizează cu ce medicamente este tratat pacientul, și e nevoie de semnătura și parafa medicului ordonator.

3.1.1 Riscuri

Radiațiile ionizante produc o energie ce pot afecta ADN-ul corpului uman, deoarece se produc efecte adverse la o expunere îndelungată. Riscurile sunt destul de mari când are loc efectuarea unui CT pentru diferite protocoale. [23]

Un risc asociat cu expunerea la razele X emise de tubul de radiații X este posibilitatea dezvoltării cancerului în timp. Doza de radiație utilizată depinde de vârstă, sexul și zona afectată a pacientului, doza variază de la un pacient la altul. Prin creșterea acestei doze apariția cancerului este foarte posibilă pe parcursul vieții, pentru tinerii sau persoane de o vârstă mica, dar și pentru pacienții de sex feminin fiind mai sensibile la aceste radiații decât pacienții de sex masculin. Anumite organe sunt sensibile la radiațiile X și pot fi afectate în mod special, putând duce la dezvoltarea cancerului în acea zonă expusă[23]

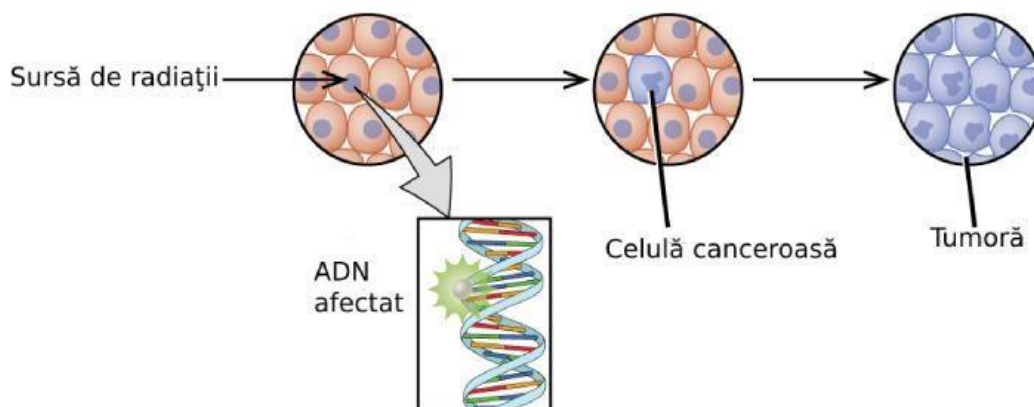


Figura 3.1 Efectul radiației asupra celulei și a ADN-ului[24]

Un alt risc a expunerii de radiații X sunt efectele tisulare, prin afectarea de exemplu a pielii, unde se obțin pete roșii pe suprafața acesteia, sau căderea părului. Aceste riscuri pot apărea numai în cazul în care există radiații utilizate în exces pentru diferite protocoale. [23]

3.1.2 Beneficii

Examinarea unui tomograf computerizat poate fi benefică atâta timp cât și pacientul este expus îndeajuns pentru a nu fi afectat, uneori riscurile fiind reduse. Cum ar fi doza minimă utilizată pentru copii, sau folosirea unui agent de contrast intravenos pentru obținerea calității mai bune a imaginii finale. [23]

Un beneficiu important este că procesul este nedureros și are un rezultat exact în diagnosticarea zonei afectate, iar pacientul fiind monitorizat pe întreg parcursul examinării. CT poate ajuta în depistarea posibilelor tumori, în procese de îndepărtare a cheagurilor de sânge sau alte blocaje observate. [23]

3.2 Doza absorbită

Această doză măsoară energia dintr-un mediu cu radiații ionizante. Este egală cu cantitatea de energie cedată pe unitatea de masă. Unitatea de măsură pentru această doză este gray, unde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ pe care o putem transforma $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$. [25] Doza absorbită este un parametru esențial în domenii precum radioterapia, imagistica medicală și protecția împotriva radiațiilor. [26]

3.3 Doza echivalentă

Este utilizată pentru protecția radiologică, în principiu măsoară doza absorbită de către organ.

Unitatea de măsură specifică dozei echivalente este Sievert, notată cu simbolul Sv. [26]

$$DLP = CTDI_{vol} * L \quad (4)$$

Din ecuația (4) avem DLP este produsul doză-lungime (dose-length product), $CTDI_{vol}$ volumul de referință doză CT și L este cantitatea totală de informații colectate în timpul scanării.

3.4 Doza efectivă

În cazul dozei efective se va ține cont și de expunere la radiații a țesutului, ținându-se cont de sensibilitatea țesuturilor sau a organelor. Unitatea de măsură a acestei mărimi este Sv (Sievert). [27] Pentru a obține doza efectivă administrată pacientului se însumează dozele efective utilizate pe întreg corpul.

3.4.1 Utilizarea factorului de ponderare a țesutului

Fiecărui organ este alocat un factor de pondere. De exemplu, pentru țesuturile cu suprafața osoasă dură, ele de obicei sunt insensibile la radiații și astfel se utilizează un factor de pondere mai mic, iar pentru cele sensibile la radiații se folosește un factor de pondere mare în raport cu masa corporală. [28] Suma totală a factorilor este normalizat la 1 (Figura 3.2.).

Se poate observa în următorul tabel factorii de pondere pentru diferite țesuturi prezentată de Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP) în cele 3 publicații: ICRP 26 (1977), ICRP 60 (1991) și ICRP 103 (2007). [28]

Tabelul 3.1 Coeficienți de evaluare expuși în cele trei publicații [28]

Organe	Factorii de ponderare a țesuturilor		
	ICRP26 1977	ICRP60 1990 ^[13]	ICRP103 2007 ^[14]
Gonade	0,25	0,20	0,08
Măduvă osoasă roșie	0,12	0,12	0,12
Colon	–	0,12	0,12
Plămân	0,12	0,12	0,12
Stomac	–	0,12	0,12
Sânii	0,15	0,05	0,12
Vezica urinara	–	0,05	0,04
Ficat	–	0,05	0,04
Esofag	–	0,05	0,04
Glanda tiroida	0,03	0,05	0,04
Piele	–	0,01	0,01
Suprafața osoasă	0,03	0,01	0,01
Glandele salivare	–	–	0,01
Creier	–	–	0,01
Restul corpului	0,30	0,05	0,12
Total	1.00	1.00	1.00

3.4.2 Determinarea dozei pe baza DLP și a coeficientului „k” (conform Comisiei Europene)

Această metodă cu DLP este definită ca fiind produsul dintre volumul CTDI și lungimea scanării iradiată. [29]

$$DLP = CTDI_{vol} * lungimea\ iradiată \quad (5)$$

În anul 2000 Comisia Europeană a prezentat metode de a obține doza efectivă pe baza fiecărui DLP obținut de aparatul CT. Astfel doza efectivă pentru fiecare regiune (cap, abdomen, pelvis, etc.) poate fi determinată de relația[29]:

$$E = k * DLP \quad (5)$$

Unde E – doza efectivă, k – coeficientul diferit pentru zone diferite, DLP – produsul doză-lungime.

În Tabelul 3.2 avem coeficientul de conversie "k" în publicațiile ale Comisiei Europene, ce va fi folosit pentru calcularea dozei efective pentru diferite protocoale.

Tabelul 3.2- Coeficientul de conversie "k" în publicațiile ale Comisiei Europene[29]

Regiunea anatomică	Coeficientul de conversie „k”(mSv/mGy*cm)			
	Jessen et al. (1999)	European Commission (2000)	European Commission (2004)	European Commission and National Radiological Protection Board (2005)
Cap	0,0021	0,0023	0,0023	0,0021
Cap și gât	-	-	-	0,0031
Gât	0,0048	0,0054	-	0,0059
Torace	0,014	0,017	0,018	0,014
Abdomen	0,012	0,015	0,017	0,015
Pelvis	0,019	0,019	0,017	0,015
Torace, abdomen, pelvis	-	-	-	0,015

Capitolul IV Aparatul Revolution Evo

Aparatul utilizat în Spitalul Județean de Urgență, Bistrița este un model Revolution™ Evo (produs de compania GE) format din 64 de celule, 128 de felii, și acoperire detector de 40 mm. Aparatul GE Revolution Evo (Figura 4.1) a fost lansat inițial în mai 2019. Pentru a realiza calibrarea acestui aparat se efectuează o asigurare zilnică a calității, înainte de a trece la examinarea pacienților.



Figura 4.1 aparatul Revolutio™ Evo[35]

4.1 Fluxul de lucru pentru asigurarea zilnică a calității

Se utilizează pe un program unde primul pas este de a curăța fereastra Mylar, apoi se selectează Daily prep (pregătirea zilnică) pentru un Fast cal (calibrarea rapidă) ce durează 15 minute pentru asigurarea calității. [30]

Sistemul funcționează între anumiți parametri prestabiliți. Se încălzește tubul timp de 1 minut pentru a fi adus la o temperatură optimă pentru a reduce apariția artefactelor astfel ajută la creșterea duratei de viață a tubului. Când în program apare culoarea albastră, trebuie efectuată o încălzire a tubului, dacă este galben încălzirea nu este adusă la o stare optimă, iar la verde tubul este adus la un nivel optim de funcționare. Setările kV și mA trebuie să se încadreze în intervalele specifice, pentru a realiza pregătirea zilnică a sistemului. [30]

Dacă acești pași nu au fost efectuați în ultimele 24 de ore trebuie repornit sistemul. Se deconectează toate dispozitivele de unitate USB înainte de a efectua o oprire. [30]

4.2 Introducerea datelor din sistem

Înainte ca un pacient să fie supus unui examen CT și ca datele să fie introduse în baza de date, se completează o „Fișă de solicitare examen CT”. Aceasta conține informații esențiale despre pacient, cum ar fi numele, codul numeric personal, vârsta, sexul, diagnosticul și istoricul medical. De asemenea, include un chestionar medical pentru a verifica posibilele contraindicații legate de administrarea mediului de contrast pe bază de iod, cum ar fi alergii, insuficiență renală, diabet sau alte afecțiuni preexistente.

Fișa din figura 4.2 este completată de medicul care solicită examinarea, iar după verificarea și aprobarea acesteia, datele pacientului sunt introduse în sistemul informatic pentru programarea și efectuarea investigației CT.

SPITALUL CLINIC JUDEȚEAN DE URGENȚĂ BISTRIȚA

FIȘA DE SOLICITARE EXAMEN CT

1. Pacient: Nume: _____ Prenume: _____
 2. Cod numeric personal: _____
 3. Sex: _____ Vârsta: _____ greutate: _____
 4. Este gravidă (numai pentru femeile la vârstă de procreere): _____
 5. Asigurat: _____
Alte case asigurări: _____
 6. Internat: _____
Secția: _____
 7. Se poate deplasa fără asistență medicală? _____
 8. Diagnostic: _____
 9. Date clinice de paraclinice care să justifice examinarea CT: _____
 10. Examen CT anterior: _____
Unitatea: _____
 11. Se trimite pe (spital, clinică, CMI, etc.): _____
- Chestionar ce trebuie completat de către medicul care trimite pacientul, în vederea administrării de medii de contrast pe bază de iod:
1. Antecedente de reacție moderată sau severă la un mediu de contrast iod. [] DA [] NU

2. *Antecedente de reacție alergică severă.* [] DA [] NU
3. *Insuficiență hepatică.* [] DA [] NU
4. *Insuficiență cardiacă.* [] DA [] NU
5. *Diabet zaharat.* [] DA [] NU
6. *Antecedente de boală renală.* [] DA [] NU
7. *Intervenție chirurgicală anterioară la nivel renal.* [] DA [] NU
8. *Antecedente de proteinurie.* [] DA [] NU
9. *Gută.* [] DA [] NU
12. *Cea mai recentă măsurare a creatininei serice:*
Valoare:
Clearance creatinină / Rata filtrării glomerulare (nu mai veche de o săptămână):
Data:
13. *În prezent, pacientul este tratat cu unul din următoarele medicamente:*
Metformin [] DA [] NU
Interleukina 2 [] DA [] NU
AINS [] DA [] NU
Aminoglicozide [] DA [] NU
B-blocante [] DA [] NU
Aviz medic șef de secție: *Semnătura și parafa medicului ordonator:*

Figura 4.2 Model fișă de solicitare pentru examen CT[37]

După completarea fișei de solicitare pentru examenul CT, pacientul poate efectua investigația. Ulterior, toate datele, inclusiv informațiile din fișă și rezultatele examinării, sunt introduse într-un sistem digitalizat pentru gestionare și arhivare.

Digitalizarea datelor medicale joacă un rol esențial în îmbunătățirea accesului și gestionării informațiilor legate de investigațiile imagistice, precum tomografia computerizată (CT). Prin stocarea electronică a acestor date, medicii pot accesa rapid istoricul pacientului, inclusiv rezultatele scanărilor anterioare, fără a fi necesară căutarea fișelor fizice sau a filmelor radiologice. Acest lucru permite o comparație mai ușoară a imaginilor, facilitând identificarea evoluției unei afecțiuni sau confirmarea unui diagnostic cu o precizie mai mare.

Capitolul V: Analiza investigațiilor CT

La Spitalul Județean de Urgență Bistrița într-o perioadă de 3 luni (martie - mai 2024) au fost realizate 183 de examinări, dintre care 2 examinări au fost anulate din cauza mișcării pacientului. Astfel am obținut un total de 181 de seturi de date, care au fost efectuate prin diferite protocoale, simple sau combinate, în unele folosindu-se substanța de contrast în altele nu.

Pentru analiza și formatarea tabelelor, precum și pentru realizarea graficelor, am utilizat programul Microsoft Excel. Cu ajutorul acestuia, am elaborat tabelele de date, graficele reprezentative și diagrama box-plot pentru examinarea distribuției variabilelor analizate. În cadrul lucrării statistice, am calculat valorile medianei, minimumului, maximumului, precum și ale primului și celui de-al treilea cuartil. De asemenea, am realizat comparația valorilor obținute cu datele disponibile în literatura de specialitate

5.1 Evaluarea dozelor și variația acestora prin diverse protocoale

În Tabelul 5.1 se pot observa protocoalele pe care s-a realizat studiul, cât și totalul examinărilor cu sau fără agent de contrast, 138 de examinări cu contrast pe bază de iod și 43 de examinări fără contrast.

Tabelul 5.1 Investigații CT cu protocoale cu și fără agent de contrast contrast

PROTOCOALE	TOTAL	cu agent de contrast	fără agent de contrast
Cerebrale	12	3	9
Abdominale	18	10	8
Torace	26	23	3
Pelvis	2	2	0
Torace + Abdomen	4	2	2
Abdomen + Pelvis	69	57	12

Torace + Abdomen + Pelvis	50	41	9
TOTAL	181	138	43

5.1.1 Scanări cerebrale

Pentru perioada martie 2024 – mai 2024 au fost efectuate 12 examinări cerebrale dintre care 3 cu contrast, 9 fără contrast, însă nu putem realiza o analiză detaliată completă a datelor obținute, minimul pentru o analiză exactă fiind de 15 examinări.

5.1.2 Scanări toracice

În perioada menționată, la Spitalul Județean de Urgență Bistrița au fost efectuate 26 de examinări, 23 cu substanță de contrast și 3 fără substanță de contrast. Pentru examinările toracice coeficientul “k” are valoarea de 0,014 mSv/mGy*cm. [30]

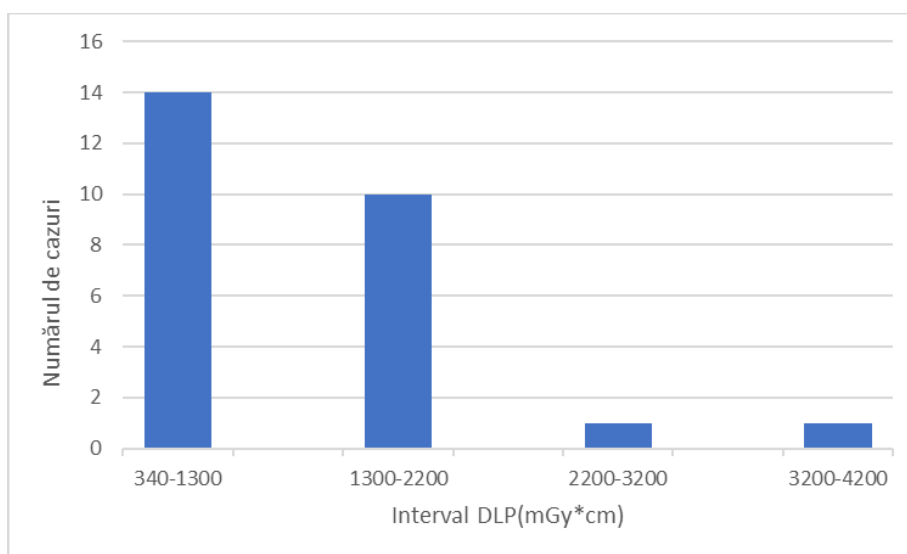


Figura 5.1 Histogramă doza DLP ale examinărilor toracice

Pe Figura 5.1 este reprezentată numărul de cazuri, față de intervalul de doze. Această histograma indică că distribuția datelor nu este normală, astfel pentru descrierea statistică a datelor folosim mediana și IQR (interquartile range). Valorile individuale a dozei la fiecare pacient se regăsesc în tabelul 5.2.

Tabelul 5.2 Calculul dozei efective pe baza DLP și factorului de conversie k ($k=0,014$ mSv/mGy*cm)

Nr.	DLP (mGy*cm)	Doza efectivă (mSv)
1.	341	4,774
2.	391	5,474
3.	419	5,866
4.	491	6,874
5.	518	7,252
6.	574	8,036
7.	604	8,456
8.	685	9,59
9.	732	10,248
10.	770	10,78
11.	937	13,118
12.	1052	14,728
13.	1115	15,61
14.	1267	17,738
15.	1338	18,732
16.	1504	21,056
17.	1521	21,294
18.	1569	21,966
19.	1701	23,814
20.	1859	26,026
21.	2013	28,182
22.	2013	28,182
23.	2101	29,414
24.	2146	30,044
25.	2409	33,726
26.	3742	52,388

Am calculat valoarea medianei (valoarea de mijloc, dacă datele se pun în ordine crescătoare), minimul (cea mai mică valoare a datelor), maximul (cea mai mare valoare), quartilele sunt împărțite la procentaje 25, 50, 75, de unde voi folosi Q1 și Q3. [31]

Tabelul 5.3 Valorile pentru examinările toracice, conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. Examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
26	16,674	4,774	52,388	8,7395	25,473

În cazul aparatului CT doza primită pentru fiecare pacient depinde de vârsta, înălțimea, greutatea pacientului și de aceea poate exista o diferență vizibilă. Am obținut un maxim destul de mare al dozei, 52,388 mSv. În literatură doză de 52,388 mSv pentru o scanare CT toracică este considerabil mai mare decât valorile tipice raportate în literatura de specialitate. [36]

Dacă pacientul a primit 52,388 mSv în urma unui CT toracic, este posibil să fi fost efectuate multiple scanări, să se fi folosit un protocol cu doză mare (de exemplu, pentru pacienți cu obezitate),

să fi fost scanate și alte zone (precum abdomenul, pelvisul sau capul), să fi fost utilizată o tehnologie mai veche sau să existe o eroare de raportare. [36]

Unele examinări CT se pot repeta pe loc, datorită mișcării pacientului, dar cu un risc mare, iar situațiile de acest gen pot duce la o doză efectivă mai mare ce pot afecta pacientul. Figura 5.2. conține reprezentarea grafică pentru examinările toracice. Punctele outlier sunt definite ca valorile dintre setul de date, care se află sub $Q1 - 1,5 * IQR$ sau peste $Q3 + 1,5 * IQR$.

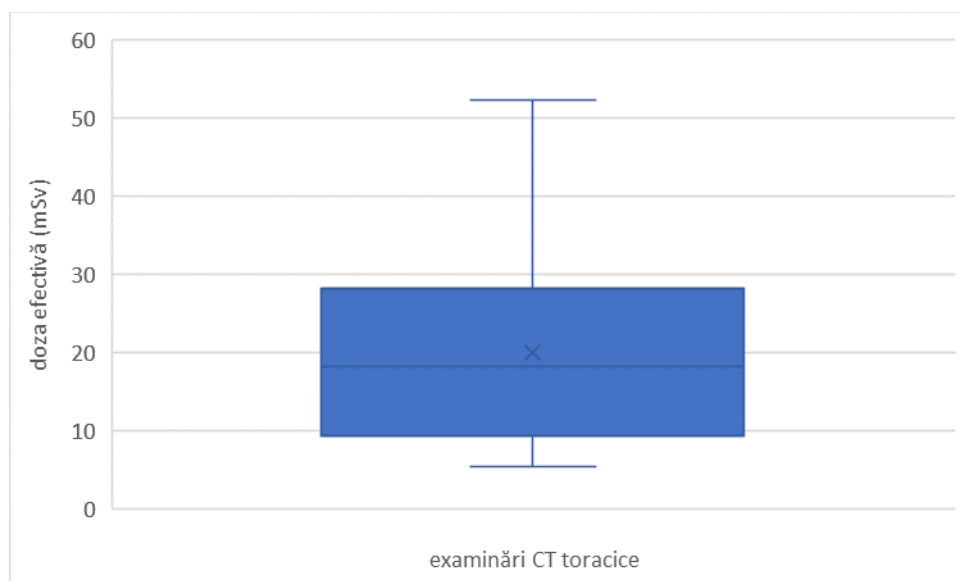


Figura 5.2 Diagrama Box-plot pentru interpretarea dozelor efective din examenele CT toracice
(mediană și interval dintre quartile)

5.1.3 Scanări abdominale

În perioada martie 2024 – mai 2024 au fost efectuate 18 de examinări abdominale, 10 fiind cu agent de contrast și 8 fără agent de contrast. Pentru fiecare examinare abdominală folosim coeficientul de conversie “k”, care este 0,012 mSv/mGy*cm. [30]

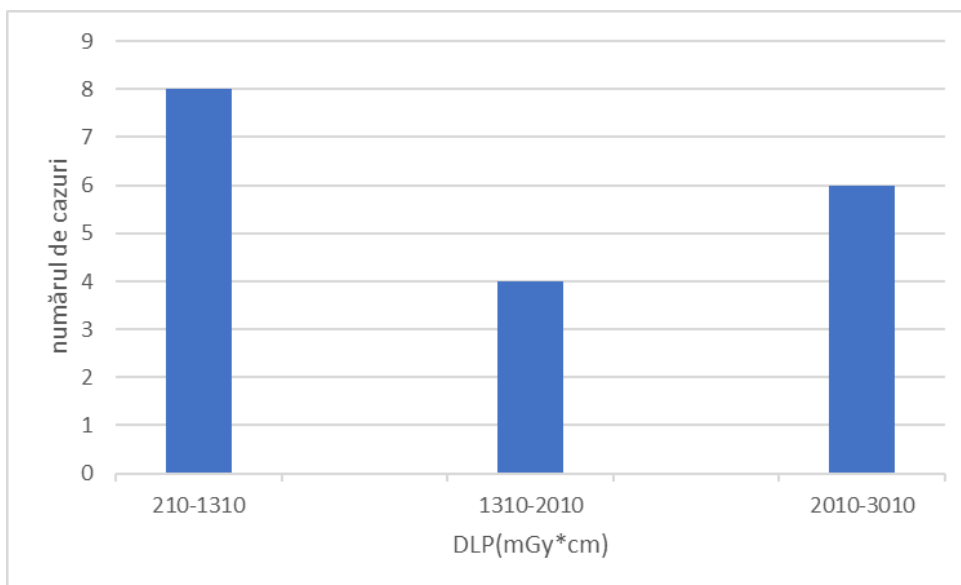


Figura 5.3 Histogramă doza DLP ale examinărilor toracice martie-mai 2024

În Figura 5.3 pe axa verticală am reprezentat numărul de cazuri, iar pe axa orizontală am plasat intervalele pentru fiecare caz. Din această histogramă reiese clar că distribuția datelor nu urmează o distribuție normală.

Tabelul 5.4 Calculul dozei efective pe baza DLP și factorului de conversie k ($k=0,012$ mSv/mGy*cm)

Nr.	DLP (mGy*cm)	Doza efectivă (mSv)
1.	219	2,628
2.	493	5,916
3.	588	7,056
4.	765	9,18
5.	843	10,116
6.	902	10,824
7.	1009	12,108
8.	1022	12,264
9.	1342	16,104

10.	1352	16,224
11.	1737	20,844
12.	1914	22,968
13.	2145	25,74
14.	2171	26,052
15.	2505	30,06
16.	2601	31,212
17.	2700	32,4
18.	2862	34,344

Pe numărul de examinări am calculat medianul, minimul, maximumul precum și primul și al treilea cuartil.

Tabelul 5.5 Valorile pentru examinările abdominale, conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
18	16,164	2,628	34,344	10,293	25,974

Pe diagrama tip box-plot (Figura 5.4) putem vizualiza toate valorile obținute în Tabelul 5.4. Aceasta diagramă ne arată distribuția valorilor dozei efective pentru examenele abdominale analizată prin statistici descriptive.

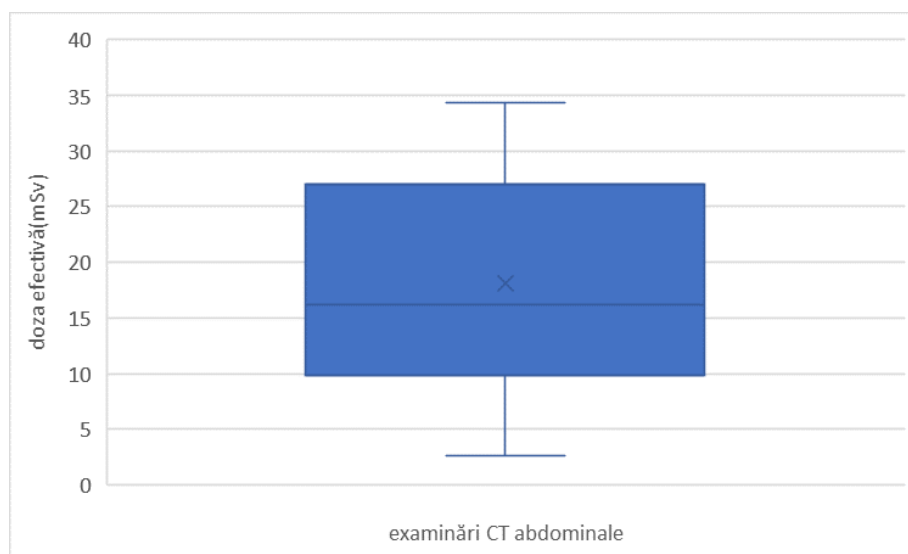


Figura 5.4 Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT abdominale efectuate la Spitalul Județean de Urgență Bistrița

5.1.4 Scanări pelviene

În perioada martie – mai 2024, au fost efectuate 2 examinări pelviene, ambele cu contrast. Astfel, nu putem realiza o analiză detaliată completă a datelor obținute. Datele obținute sunt valorile de DLP (doză de produs lungime) de 1153 și 1188 mSv, respectiv dozele efective obținute cu coeficientul de conversie k de 0,015 mSv/mGy*cm. [30]

5.1.5 Scanări combinate torace + abdomen (TA)

Nu am putut efectua o analiză statistică descriptivă a examinărilor combinate torace și abdomen pentru că în decursul lunilor s-au efectuat numai 4 examinări, 2 cu substanță de contrast și 2 fără contrast.

5.1.6 Scanări combinate abdomen + pelvis (AP)

În perioada martie 2024 – mai 2024 s-au efectuat 68 scanări care includ atât abdomenul cât și pelvisul, 57 fără substanță de contrast și 12 cu substanță de contrast. Am calculat doza primită pentru fiecare pacient, cu produsul dintre DLP cu coeficientul de conversie k de 0,015 mSv/mGy*cm. [30]

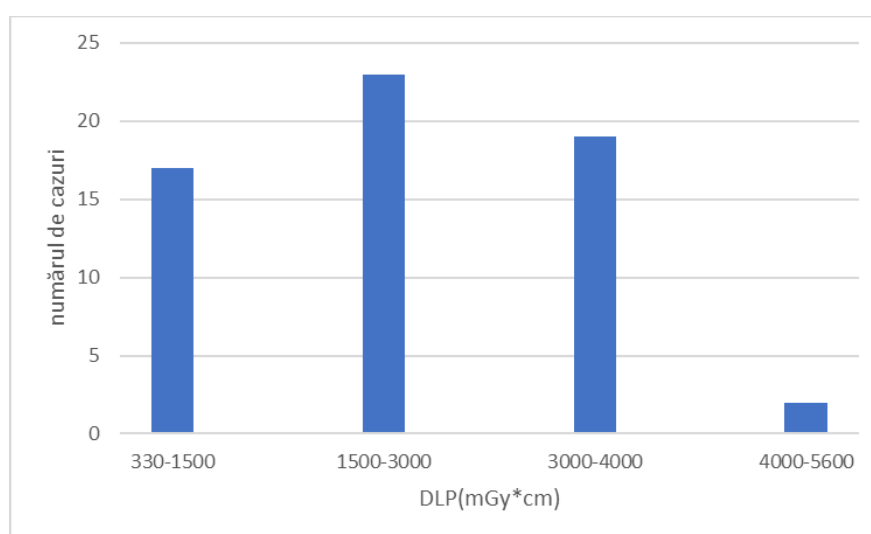


Figura 5.5 Histogramă doza DLP ale examinărilor combinate abdomen + pelvis

Tabelul 5.6 Calculul dozei efective pe baza DLP și factorului de conversie k ($k=0,015$ mSv/mGy*cm)

Nr.	DLP (mGy*cm)	Doza efectivă (mSv)
1	335	5,025
2	353	5,295
3	588	8,82
4	609	9,135
5	828	12,42
6	935	14,025
7	1020	15,3
8	1068	16,02
9	1109	16,635
10	1206	18,09
11	1251	18,765
12	1267	19,005
13	1276	19,14
14	1379	20,685
15	1412	21,18
16	1425	21,375
17	1433	21,495
18	1527	22,905
19	1555	23,325
20	1659	24,885
21	1687	25,305
22	1703	25,545
23	1709	25,635
24	1776	26,64
25	1809	27,135
26	1847	27,705
27	1870	28,05
28	1872	28,08
29	1894	28,41
30	1905	28,575
31	2007	30,105
32	2019	30,285
33	2021	30,315
34	2033	30,495

35	2092	31,38
36	2312	34,68
37	2418	36,27
38	2455	36,825
39	2483	37,245
40	2533	37,995
41	3002	45,03
42	3262	48,93
43	3306	49,59
44	3359	50,385
45	3410	51,15
46	3448	51,72
47	3499	52,485
48	3532	52,98
49	3624	54,36
50	3669	55,035
51	3671	55,065
52	3699	55,485
53	3701	55,515
54	3763	56,445
55	3818	57,27
56	3854	57,81
57	3877	85,155
58	3880	58,2
59	3947	59,205
60	4042	60,63
61	4045	60,675
62	4045	60,675
63	4068	61,02
64	4436	66,54
65	4526	67,89
66	4534	60,01
67	4907	73,605
68	5565	83,475

Cele mai multe tipuri de examinări CT au fost de AP, în continuare am efectuat analiza statistică descriptivă a lor (valori mediana, minimul, maximul și intervalul dintre cuartile). Cum zona iradiată este mai mare, doza de radiații crește în comparație cu alte zone, dar beneficiile aduse sunt în stabilirea diagnosticului corect.

Tabelul 5.7 Valorile pentru examinările combinate abdomen + pelvis, conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. examinari	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
68	30,9375	5,025	83,475	22,5525	55,17

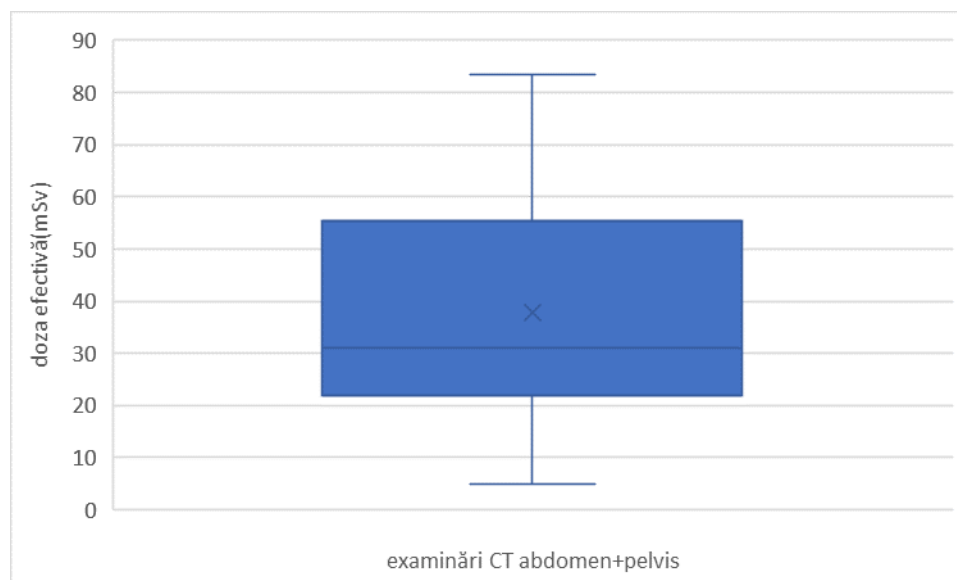


Figura 5.6 Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT combinate abdomen + pelvis efectuate la Spitalul Județean de Urgență Bistrița

5.1.7 Scanări combinate torace + abdomen + pelvis (TAP)

În perioada martie 2024 – mai 2024, au fost realizate 50 de examinări, dintre care 41 au fost efectuate cu substanță de contrast, iar 9 fără contrast. Această examinare cuprinde o scanare de la clavicula până la pelvis. Este o scanare mai complexă ce necesită o expunere mai îndelungată a pacientului la radiații. În cadrul fiecărei examinări abdominale, aplicăm un coeficient de conversie denumit "k", cu o valoare de 0,015 mSv/mGy*cm.

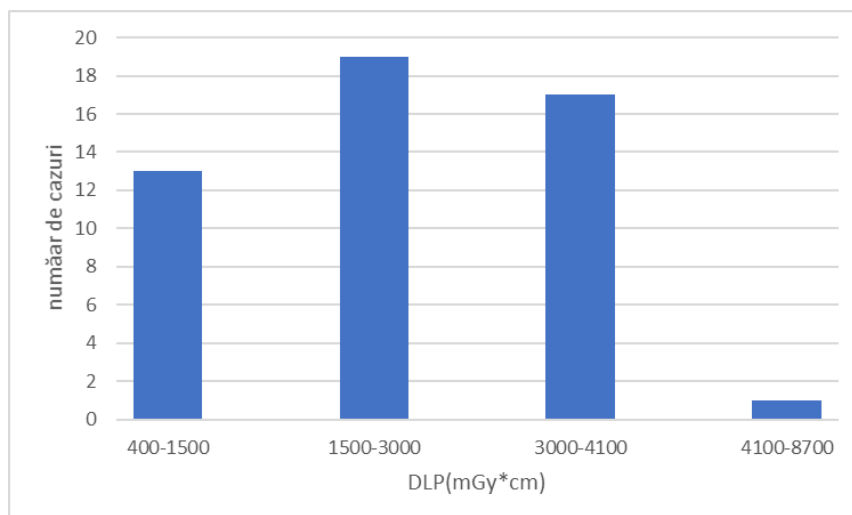


Figura 5.7 Histogramă doza DLP ale examinărilor examinarele combinate combinate torace + abdomen + pelvis martie-mai 2024

Tabelul 5.8 Calculul dozei efective pe baza DLP și factorului de conversie k ($k=0,015$ mSv/mGy*cm)

Nr. examinări	DLP (mGy*cm)	Doza efectivă (mSv)
1	412	6,18
2	703	10,545
3	729	10,935
4	730	10,95
5	779	11,685
6	849	12,735
7	916	13,74
8	990	14,85
9	1091	16,365
10	1168	17,52
11	1179	17,685
12	1179	17,685
13	1210	18,15
14	1523	22,845
15	1566	23,49
16	1604	24,06
17	1671	25,065
18	1865	27,975
19	1874	28,11
20	1964	29,46
21	2200	33
22	2203	33,045
23	2214	33,21
24	2508	37,62
25	2536	38,04
26	2700	40,5
27	2781	41,715
28	2788	41,82
29	2805	42,075
30	2810	42,15
31	2915	43,725
32	2966	44,49
33	3058	45,87
34	3075	46,125
35	3096	46,44
36	3119	46,785
37	3182	47,73
38	3186	47,79
39	3189	47,835
40	3194	47,91
41	3294	49,41
42	3435	51,525
43	3479	52,185
44	3565	53,475
45	3614	54,21
46	3830	57,45
47	3855	57,825
48	3869	58,035
49	4042	60,63
50	8644	129,66

Tabelul 5.9 Valorile pentru examinările combinate torace + abdomen + pelvis, conține numărul de examinări, medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil

Nr. Examinări	Median (mSv)	Min (mSv)	Max (mSv)	Q1 (mSv)	Q3 (mSv)
50	39,27	6,18	129,66	19,323	47,775

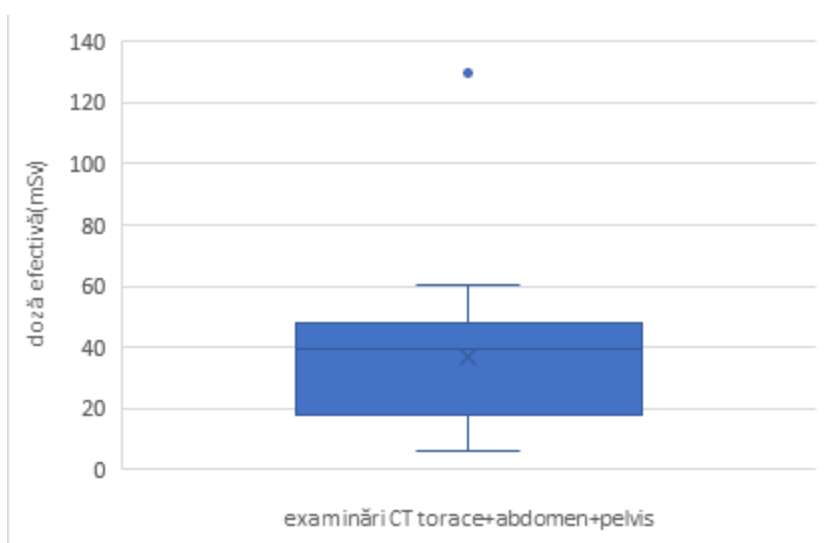


Figura 5.8 Diagrama Box-plot pentru interpretarea setului de date ale examinărilor CT combinate torace + abdomen + pelvis efectuate la Spitalul Județean de Urgență Bistrița

5.2 Compararea valorilor cu datele din literatură

În acest subcapitol vom realiza o analiză a diferențelor între partea practică și partea teoretică a lucrării. Am folosit ca sursă de studiu trei articole. [29] [32] [33]

Tabelul 5.10 Dozele de iradiere pentru diferite regiuni ale corpului publicate în articolul[29] [32]

Cap (mSv)	Torace (mSv)	Abdomen (mSv)	AP (mSv)	TAP (mSv)
1,3	5,6	-	11	-
1-2	5-7	5-7	8-14	-

Tabelul 5.11 Dozele de iradiere pentru diferite regiuni ale corpului publicate în articolul[33]

Cap (mSv)	Torace (mSv)	Abdomen (mSv)	AP (mSv)	TAP (mSv)
1,78	5-8	-	9-15	11,6-19,9

În articolele [29], [32] și [33] au fost publicate dozele ideale pentru fiecare regiune anatomică, inclusiv cap, torace, abdomen, AP și TAP.

Caracteristicile pacientului, precum dimensiunea corpului și starea de sănătate, pot influența doza de radiație necesară pentru obținerea unor imagini clare. De exemplu, pacienții cu o greutate mai mare sau cei cu afecțiuni care necesită imagini detaliate pot primi doze mai mari de radiații pentru a asigura calitatea diagnosticării. [34]

Pentru TAP și AP fiind examinări combinate și cuprinzând mai multe părți ale corpului se observă cum dozele variază de la o examinare la alta.

5.2.1 Analiza dozelor efective pentru scanările toracice:

Am utilizat programul Excel pentru a compara dozele efective obținute la Spitalul Județean de Urgență Bistrița și dozele efective în literatură, conform celor 3 articole menționate mai sus. Se poate observa că valorile sunt situate între minimul și Q1. Astfel se poate concluziona, că dozele la aparatul prezent sunt mult peste cele raportate în literatură.

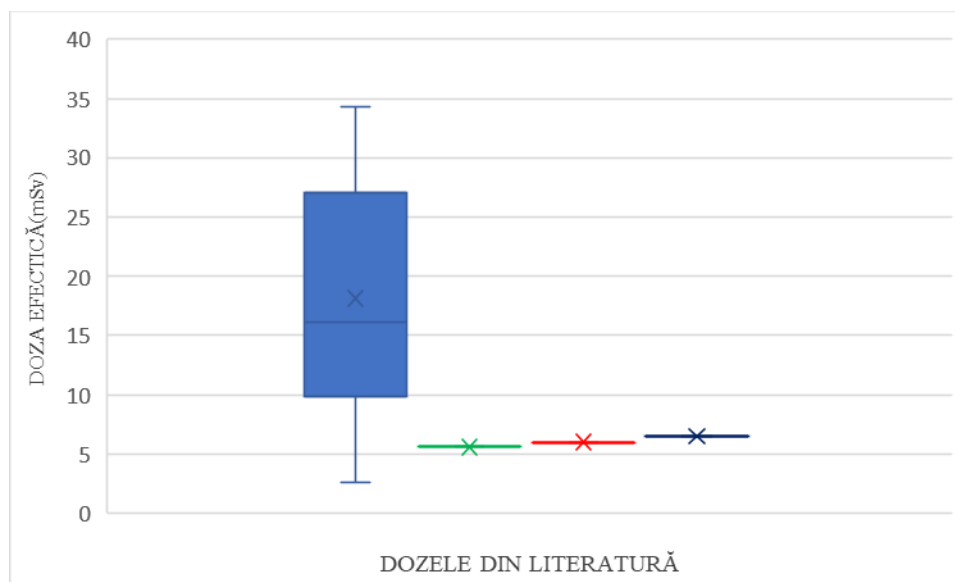


Figura 5.9 Compararea dozelor efective ale examinărilor toracice cu dozele din literatură

Pentru doza efectivă din articolul [29] am utilizat culoarea verde pentru marcarea valorii, culoarea roșie pentru valoarea din articolul [32], iar albastru pentru valoarea din articolul [33].

5.2.2 Evaluarea diferențelor în dozele efective ale examinărilor combinate:

a) Examinările combinate abdomen + pelvis (AP)

Pentru examinările combinate abdomen - pelvis avem valori pentru compararea dozelor obținute în spital și a dozelor efective sugerate în articole. Între valorile dozei efective calculate în spital și valorile date de literatură poate exista o diferență semnificativă deoarece zona analizată este mai mare decât în analiza unei zone. Culoarea galben valoarea din articolul [29], verde valoarea din articolul [32] și roșu valoarea din articolul [33].

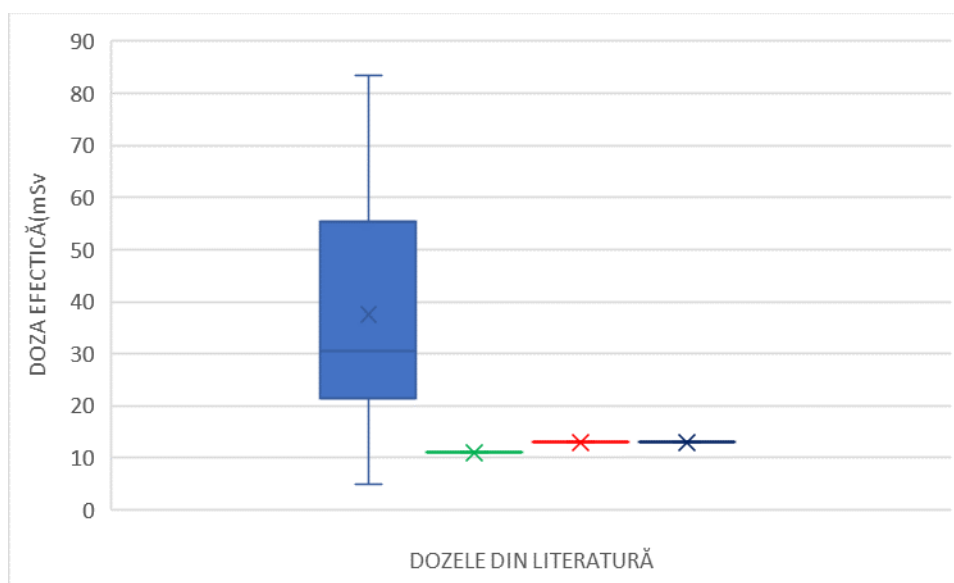


Figura 5.10 Compararea dozelor efective ale examinărilor combinate abdomen - pelvis cu dozele din literatură, culoarea verde valoarea din articolul [29], roșu valoarea din articolul [32] și albastru valoarea din articolul [33].

b) Examinări combinate torace + abdomen + pelvis (TAP)

În ceea ce privește examinarea TAP, valoarea sugerată în conformitate cu articolul [32] (albastru închis) se poate observa că valoarea dată de literatură este în apropierea cuartilului, și peste minimumul valorilor calculat.

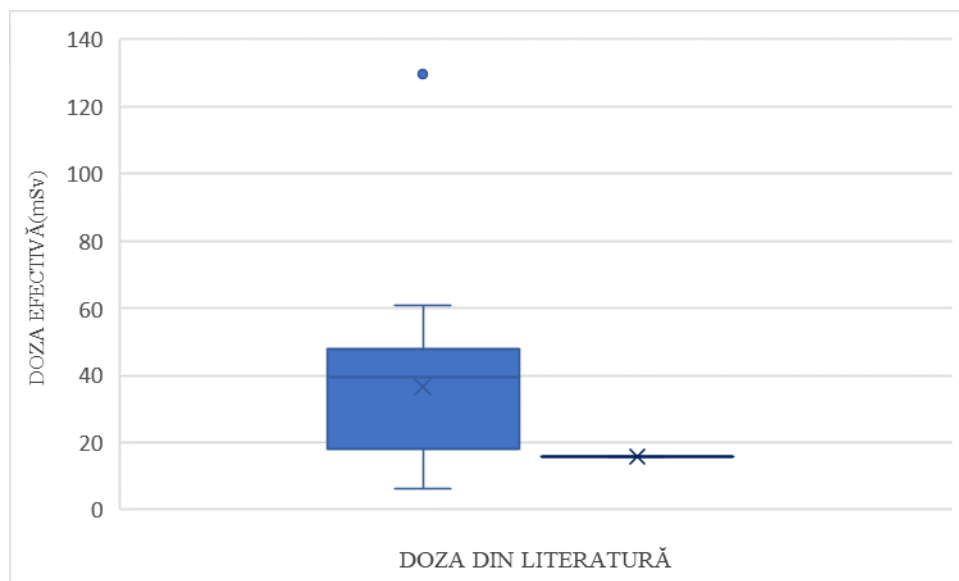


Figura 5.11 Compararea dozelor efective ale examinărilor TAP combinate cu dozele din literatură - [33] (albastru închis)

Examinarea este destul de sensibilă, doza efectivă administrată fiind destul de mare pentru a obține informații exacte despre zonele afectate. Sunt mai mulți factori ce influențează calitatea imaginii, precum mișcarea pacienților, poate apărea un atac de panică, respirația pacienților fiind diferită și mișcarea organelor în organism poate produce mici defecte în obținerea imaginilor.

La examinările abdomen+pelvis (AP) și torace+abdomen+pelvis (TAP), s-au observat diferențe importante între dozele utilizate la Spitalul Județean de Urgență Bistrița și cele reextrase din literatură. Aceste diferențe pot fi corectate prin clasificarea investigațiilor în funcție de administrarea sau nu a substanței de contrast și prin luarea în considerare a greutateii pacienților. În această zonă a corpului, greutatea are un impact major asupra absorbției radiațiilor, deoarece țesutul adipos atenuează fasciculul de raze X, necesitând astfel doze mai mari pentru obținerea unor imagini de calitate.

Concluzii

În perioada de studiu am observat că examinările CT sunt cele mai des întâlnite, pentru obținerea imaginilor calitative și detaliate a structurii anatomice a unui pacient. Scopul lucrării mele a fost de a analiza un aparat dintr-un laborator de imagistică și observarea dozelor administrate fiecărui pacient pentru diferite protocoale. În prima parte a lucrării am vorbit despre producerea razelor X ce acestea produc radiațiile necesare pentru efectuarea unui CT. Am continuat cu prezentarea componentelor unui CT și dozimetria folosită pentru acesta, apoi am introdus în lucrare aparatul pe care am realizat studiul.

Studiul s-a realizat în Spitalul Județean de Urgență din Bistrița, unde în perioada a 3 luni am observat pe aparatul Revolution Evo cum poate fi calibrat și cum se examinează un pacient. În total s-au realizat 183 de examinări și am observat că aparatul CT poate fi folosit inclusiv în de urgență ce ajută în diagnosticarea imediată a afecțiunii. Am realizat studiul pe valoarea dozei efective administrate unui număr de pacienți pentru diferite protocoale, apoi am făcut o analiză a protocoalelor unde am avut un număr considerabil de pacienți pentru efectuarea studiului. Pentru calcularea dozei efective am folosit de pe fișele medicale DLP fiecărui pacient și cu ajutorul coeficientului de conversie "k" în publicațiile ale Comisiei Europene am putut realiza analiza fiecărui protocol. Datele obținute le-am folosit în continuare pentru analiza statistică descriptivă folosind MS Excel, pentru realizarea tabelor, histogramelor, diagramelor Box-plot dar și pentru calcularea valorilor pentru examinările simple sau combinate pentru medianul, valoarea minimă și maximă, respectiv primul și al treilea cuartil.

În ultima parte a lucrării, în analiza dozelor efective obținute în spital și dozele regasite în articole, am observat că există o diferență între cele două.

Aceste rezultate ne conduc la o concluzie importantă: dozele primite, de obicei, coincid cu valorile din literatură, dar valorile obținute sunt peste limitele în majoritatea cazurilor.

Sunt recunoscătoare doamnei Purcar Mirela - fizician medical la Spitalul Județean de Urgență Bistrița, de la laboratorul de radiologie și imagistică - pentru ajutorul acordat la obținerea datelor anonime ale examinărilor efectuate în spital.

Bibliografie

- [1] CT Scan. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK567796/>.(accesat la data de 07.03.2024)
- [2] Copley, D. C., Eberhard, J. W. & Mohr, G. A. Computed tomography part I: Introduction and industrial applications. *JOM* **46**, 14–26 (1994).
- [3] Prabhu, S., Naveen, D. K., Bangera, S. & Subrahmanya Bhat, B. Production of X-RAYS using X-RAY Tube. *J. Phys.: Conf. Ser.* **1712**, 012036 (2020).
- [4] X-ray Generation, pictorial Guide [Bremsstrahlung, Characteristic].
<https://howradiologyworks.com/xrayproduction/>.(accesat la data de 07.03.2024)
- [5] <https://radiologhiea.ro/computer-tomograf-intrebari/>.(accesat la data de 10.04.2024)
- [6] The Interaction of X-rays with Matter and Radiation Safety.
https://www.cigs.unimo.it/CigsDownloads/labs/xrdp/manuali_letture/02-Rad-Safety.pdf.
(accesat la data 17.05.2024)
- [7] Rayleigh Scattering. <https://www.vedantu.com/physics/rayleigh-scattering>. (accesat la data 10.04.2024)
- [8] Efectul Compton. <https://www.scientia.ro/fizica/50-mecanica-cuantica/292-efectulcompton.html>. (accesat la data 17.05.2024)
- [9] What is the Photoelectric Effect?
<https://www.physlink.com/education/askexperts/ae24.cfm>.
(accesat la data 17.05.2024)
- [10] Efectul fotoelectric. <https://www.fizichim.ro/docs/fizica/clasa12/capitolul2-elemente-defizica-cuantica/II-2-efectul-fotoelectric/>.(accesat la data 02.06.2024)
- [11] CT equipment. <https://www.radiologycafe.com/frcr-physics-notes/ct-imaging/ctequipment/>.(accesat la data 02.06.2024)
- [12] Brooker, M. J. The gantry and X-ray production. in *Computed Tomography for Radiographers* 6–18 (Springer Netherlands, Dordrecht, 1986). doi:10.1007/978-94-011-79966_2.
- [13] figura CT. https://www.researchgate.net/figure/Figure-demonstrating-the-main-components-of-a-CT-machine-including-gantry-x-ray-tube_fig1_343519170. (accesat la data 04.06.2024)
- [14] It's All About CT Detectors. <https://info.atlantisworldwide.com/blog/its-all-about-ctdetectors>. (accesat la data 04.06.2024)
- [15] CT Physics and Instrumentation – Mechanical Design.

https://antoniogoliveira.com/site/assets/files/1659/veterinary_computed_tomography.pdf.

(accesat la data 04.06.2024)

[16] CT-scan Image Production Procedures.

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK574548/>. (accesat la data 04.06.2024)

[17] Ce este tomografia computerizată?

<https://oniopticmedical.ro/paginapacientului/recomandari-inainte-de-ct/>. (accesat la data 04.06.2024)

[18] The Technology of CT Scanner Detectors: from 1 to 256 Slices and Beyond.

<https://usedmedicalequipmentblog.blogspot.com/2011/05/technology-of-ct-scanner-detectors-from.html>. (accesat la data 04.06.2024)

[19] Computed Tomography (CT). <https://www.nibib.nih.gov/science-education/sciencetopics/computed-tomography-ct>. (accesat la data 10.06.2024)

[20] Contrast Materials. <https://www.radiologyinfo.org/en/info/safety-contrast>. (accesat la data 10.06.2024)

[21] Fortin, F. Hounsfield scale (diagram). in *Radiopaedia.org* (Radiopaedia.org, 2020).
doi:10.53347/rID-77397.

[22] Dosimetry 101: Everything You Need to Know About Radiation Dosimetry.
<https://radetco.com/dosimetry-101-everything-you-need-to-know-about-radiationdosimetry/>.(accesat la data 10.06.2024)

[23] Medical X-ray Imaging. <https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medicalimaging/medical-x-ray-imaging#benefits>. (accesat la data 12.06.2024)

[24] Efectele radiației asupra sănătății. <https://www.scientia.ro/biologie/37-cum-functioneazacorpul-omenesc/7420-efectele-radiatiei-asupra-organismului.html>. (accesat la data 12.06.2024)

[25] Bell, D. & Jones, J. Absorbed dose. in *Radiopaedia.org* (Radiopaedia.org, 2008).
doi:10.53347/rID-5097.

[26] Absorbed, Equivalent, and Effective Dose Jump to navigationJump to search.
http://www.icrpaedia.org/Absorbed,_Equivalent,_and_Effective_Dose. (accesat la data 12.06.2024)

[27] doza efectiva. <https://www.reginamaria.ro/dosewatch/informatii-utile>. (accesat la data 12.06.2024)

[28] Doza eficienta (radiatie).

[https://en.wikipedia.org/wiki/Effective_dose_\(radiation\)#cite_note-12](https://en.wikipedia.org/wiki/Effective_dose_(radiation)#cite_note-12). (accesat la data

12.06.2024)

- [29] Christner, J. A., Kofler, J. M. & McCollough, C. H. 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* **194**, 881–889 (2010).
- [30] *Manual Utilizat în Spital Pentru Calibrarea CT.*
- [31] interpreting results: Quartiles and the interquartile range.
https://www.graphpad.com/guides/prism/7/statistics/stat_percentiles_and_the_median.htm.
(accesat la data 13.06.2024)
- [32] Yu, L. *et al.* Radiation dose reduction in computed tomography: techniques and future perspective. *Imaging in Medicine* **1**, 65–84 (2009).
- [33] Kanal, K. M. *et al.* U.S. Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses for 10 Adult CT Examinations. *Radiology* **284**, 120–133 (2017).
- [34] Cao, C.-F. *et al.* CT Scans and Cancer Risks: A Systematic Review and Dose-response Meta-analysis. *BMC Cancer* **22**, 1238 (2022).
- [35] <https://sharedimaging.com/ge-revolution-evo-computed-tomography/> (accesat la data 01.04.2025)
- [36] <https://www.radiologyinfo.org/en/info/safety-xray> (accesat la data 01.04.2025)
- [37] Model fișă de solicitare pentru examen CT

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

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

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

Data, 24.06.2025

Nume,

Flueraş Andreea-Silvia

Semnătură

