

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

## **LUCRARE DE LICENȚĂ**

Coordonatori științifici:

Prof. Dr. Balint Zoltan

Fiz. Pr. Mihance Petru

Dr. Ciorteza Cristiana

Absolvent:

Riglea Teodora

2024

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

## **LUCRARE DE LICENȚĂ**

### **ANALIZA PROTOCOLULUI DE STABILIRE A NIVELULUI LOCAL DE REFERINȚĂ PENTRU MAMOGRAFIILE ÎN RADIODIAGNOSTIC**

Coordonatori științifici:

Prof. Dr. Balint Zoltan

Fiz. Pr. Mihance Petru

Dr. Ciortea Cristiana

Absolvent:

Riglea Teodora

2024

## Abstract

This paper aims to compare the dosage applied to patients for digital mammographies, at three different hospitals, through measuring the diagnostic reference level for each one, comparing them and then performing a thorough statistical analysis.

The study starts by establishing a basic level of knowledge regarding the physics applied in the medical imaging field and the theory that describes X-rays' behavior. Then, to focus on the importance of medical physics, we went over the effects that the radiation can have upon the human body and the physical quantities used to measure these effects.

We then brought into subject the data collected from the three hospitals, containing patients' age, weight, compressed breast thickness, and the applied mean glandular dose. We checked for a gaussian distribution of the values using Prism – GraphPad. Seeing as the data sets have non-gaussian distributions, we described each set of parameters using the median and the interquartile range (IQR). We then tried assuming there's correlation between each of patient's parameters (age, weight and compressed breast thickness) and the mean glandular dosage applied for each individual set of data. Each hospital provided information for the two procedures used in mammographies: cranio-caudal (CC) and medio-lateral oblique (MLO), yet the total number of patients differs: 100 from hospital 1, 100 from hospital 2 and 46 from hospital 3. This fact did not matter when establishing the diagnostic reference level, which turned out to be below the value stated as a national reference.

In order to compare the data from each hospital, we ran the Kruskal-Wallis test, which proved statistical significance for each procedure: CC: $p < 0.0001$ , MLO: $p = 0.0006$ .

## Abstract

Acest articol are ca scop compararea dozei aplicate pacienților pentru mamografiile digitale, la trei spitale diferite, prin măsurarea nivelului de referință diagnostic pentru fiecare, compararea rezultatelor și apoi efectuarea unei analize statistice de tip Kruskal-Wallis.

Studiul începe prin stabilirea unui nivel de bază de cunoștințe privind fizica aplicată în domeniul imagisticii medicale și teoria care descrie comportamentul razelor X. Apoi, pentru a sublinia importanța fizicii medicale, am analizat efectele pe care radiația X le poate avea asupra corpului uman și mărimile fizice utilizate pentru măsurarea acestor efecte.

Am adus apoi în discuție datele colectate de la cele trei spitale, care conțin vârsta pacienților, greutatea, grosimea sânului comprimat și doza medie glandulară aplicată. Am verificat distribuția gaussiană a valorilor folosind Prism – GraphPad. Având în vedere că seturile de date au distribuții non-gaussiene, am descris fiecare set de parametri folosind medianul și intervalul dintre quartile (IQR). Apoi, am reprezentat grafic și am studiat corelația dintre fiecare dintre parametrii pacienților (vârsta, greutatea și grosimea sânului comprimat) și doza medie glandulară aplicată pentru fiecare set individual de date. Fiecare spital a furnizat informații pentru cele două proceduri utilizate în mamografiile: cranio-caudală (CC) și medio-lateral oblică (MLO), însă numărul total de pacienți diferă: 100 de la spitalul 1, 100 de la spitalul 2 și 46 de la spitalul 3. Acest fapt nu a contat la stabilirea nivelului de referință diagnostic, care s-a dovedit a fi sub valoarea stabilită ca referință națională.

Pentru a compara datele de la fiecare spital, am efectuat testul Kruskal-Wallis, care a concluzionat existența unei semnificații statistice pentru fiecare procedură: CC:  $p < 0.0001$ , MLO:  $p = 0.0006$ .

## Contents

Abstract.....	3
Abstract.....	4
Introducere.....	6
1. Bazele fizice ale examinării cu Raze X .....	7
1.1. Producerea Razelor X.....	7
1.1.1. Radiația caracteristică .....	8
1.1.2. Radiația de frânare .....	9
1.1.3. Proprietățile radiației X.....	10
1.2. Interacțiunea radiației X cu materia .....	12
1.2.1. Împrăștierea Rayleigh .....	13
1.2.2. Efectul fotoelectric .....	13
1.2.3. Efectul Compton .....	13
1.2.4. Generarea de perechi .....	13
2. Echipamente cu Raze X.....	15
2.1. Instalația radiografică pentru realizarea mamografiilor.....	15
2.2. Avantajele mamografiei digitale.....	18
2.3. Obținerea imaginilor.....	18
2.4. Contextul clinic.....	19
3. Dozimetrie și radioprotecție .....	23
3.1. Efectele biologice ale radiației .....	23
3.2. Noțiuni dozimetrice .....	23
3.3. Metodologia de calcul a dozelor în mamografii.....	26
3.4. Norme de radioprotecție .....	28
3.5. Niveluri de referință în diagnostic.....	30
4. Analiză comparativă a dozelor administrate în examinările mamografice.....	32
4.1. Tehnici și metode de lucru .....	32
4.2. Rezultate individuale Spital 1 .....	34
4.2.1. Teste de normalitate .....	35
4.2.2. Statistica descriptivă .....	36
4.2.3. Corelații.....	37
4.3. Rezultate individuale Spital 2 .....	39
4.3.1. Teste de normalitate .....	40
4.3.2. Statistica descriptivă .....	41
4.3.3. Corelații.....	42

4.4.	Rezultate individuale Spital 3 .....	44
4.4.1.	Teste de normalitate .....	45
4.4.2.	Statistica descriptivă .....	46
4.4.3.	Corelații.....	47
4.5.	Analiza comparativă .....	48
4.5.1.	Nivelul de referință .....	48
4.5.2.	Test comparativ.....	49
	Concluzie .....	51
	Bibliografie .....	52
	Apendice .....	56

## Introducere

Cancerul mamar reprezintă principala cauză de deces în rândul femeilor. Prin efectuarea periodică de mamografii de screening (control de rutină, recomandat femeilor peste 40 de ani), probabilitatea de a detecta un cancer în stadii incipiente este una semnificativă, iar rata mortalității cauzată de cancerul de sân scade cu aproximativ 30% [1]. Însă mamografiile nu sunt realizate doar în scop de screening, ci și diagnostic (pentru investigarea posibilelor simptome patologice existente).

Întrucât iradierea în scop medical constituie efectul cel mai puternic pe care radiațiile îl au asupra corpului uman, modalitatea în care aceste iradierii au loc ar trebui să nu fie dăunătoare sistemului. De aceea, protocoalele de optimizare a protecției radiologice reprezintă un liant esențial între cadrele medicale și fizicieni, pentru a asigura pacientului condițiile ideale, împreună cu examinări și tratamente de calitate.

Nivelul de referință reprezintă o modalitate de optimizare a protecției radiologice, constituind un prag valoric, determinat statistic, care dacă este depășit, ridică semnale de alarmă referitor la cantitatea de doză atribuită pacienților. Pentru a înțelege mai bine utilitatea nivelului de referință, am parcurs progresiv noțiunile teoretice care compun elementele de fizică și de statistică utilizate în radiodiagnosticul medical. În primul capitol, am pus bazele fizice ale razelor X, de la formarea acestora până la utilizarea în instalațiile mamografice. În cel de-al doilea capitol, am explorat mecanismele din spatele mamografiilor și cum sunt obținute imaginile studiate de doctorii specialiști. Al treilea capitol pune bazele dozimetriei și introduce noțiuni întâlnite în sfera medicală, precum dozele atribuite țesuturilor. Ultimul capitol pune în comparație date colectate de la trei spitale diferite, acestea utilizând instalații cu mecanisme diferite de funcționare, pentru a trage concluzii despre diferențele dozelor obținute și implicit a nivelelor de referință stabilite la nivel local, individual.

Pe această cale doresc să le mulțumesc domnului Mihance Petru pentru ajutorul și îndrumarea lui, și doamnei dr. Ciorteana Cristiana pentru ajutorul acordat.

# 1. Bazele fizice ale examinării cu Raze X

Radiația X, numită și Röntgen, este o formă de radiație electromagnetică, având lungimea de undă cuprinsă între 0,01 și 100Å. Radiația X a fost descoperită în anul 1895 de către fizicianul german Wilhelm Conrad Roentgen, el primind Premiul Nobel în anul 1901 datorită acestei descoperiri. Chiar dacă Roentgen le-a denumit raze X, din cauză că natura lor era necunoscută, acestea sunt acum cunoscute și sub numele de radiații Roentgen, în cinstea lui. [2]

Având lungimea de undă destul de mică, radiația X are frecvența undelor destul de mare, mai mare decât în cazul radiației vizibile. Putem constata, deci, cu ajutorul relației lui Planck ( $E=h \cdot \nu$ ), faptul că energia radiației X este mare, deci și puterea ei de penetrare este mare. [3]

## 1.1. Producerea Razelor X

Producerea razelor X a fost descoperită de către Roentgen când acesta studia drumul razelor catodice într-un tub catodic cuplat la o pompă de vid, observând fluorescența unui ecran de platinocianură de bariu ce se afla în încăperea de lucru, pe direcția tubului. Roentgen a înlocuit mai apoi ecranul respectiv cu plăci fotografice, realizând primele imagini cu ajutorul razelor X. În **Figura 1.1** se pot observa câteva tuburi catodice utilizate de Roentgen. [4]

Principiul de producere al razelor X poate fi descris de principiul de funcționare al tubului de tip Coolidge (variantea actuală este tubul Roentgen, care funcționează cu o eficiență mai ridicată). În interiorul

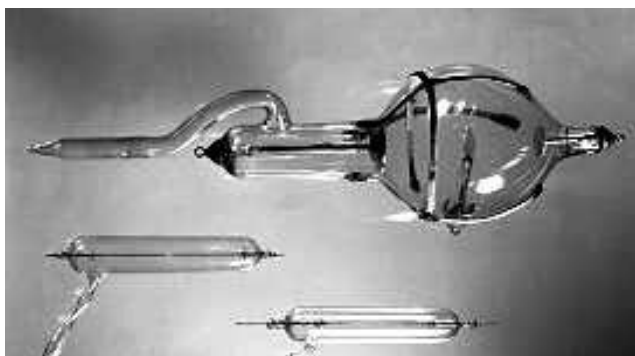


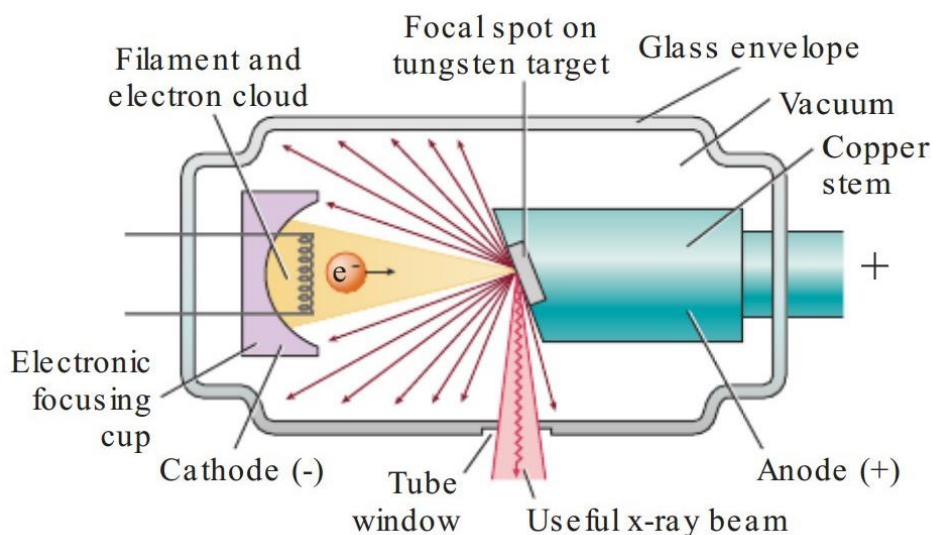
FIGURA 1.1. TUBURI CATODICE UTILIZATE DE ROENTGEN [3]

tubului vidat, electronii sunt produși de un electron negativ, numit catod, prin emisie termoelectronică, de către un filament confecționat adesea din wolfram. Filamentul este adus la incandescență, acest lucru cauzând detașarea electronilor de filament, iar cu ajutorul unei surse de înaltă tensiune (de ordinul kV), electronii sunt accelerați, formând un fascicul ce lovește anodul. Anodul, numit și anticatod reprezintă ținta cu care electronii



interacționează, generându-se radiație: energia cinetică a electronilor se transformă în unde electromagnetice, adică fotoni, cu lungimea de undă în domeniul razelor X. [3], [5]

Structura tubului catodic vidat este prezentată în **Figura 1.2**, având următoarele componente: sursa de electroni (catodul), electrodul țintă (anodul), carcasa tubului (care asigură răcirea tubului și ecranarea radiației), o sursă de înaltă tensiune (ce accelerează electronii) și pompa de vid. De asemenea, întreg sistemul care generează radiație X poate cuprinde și diverse filtre pentru modularea spectrului de energie a radiației la ieșirea din tub și un colimator, care determină câmpul de radiație incident pe corpul iradiat. [6]



**FIGURA 1.2. STRUCTURA TUBULUI CATODIC [5]**

### 1.1.1. Radiația caracteristică

În funcție de modul de producere, radiațiile X se împart în două categorii: radiații caracteristice și radiații de frânare.

Radiația caracteristică este rezultată în momentul în care un electron lovește un alt electron aflat în învelișul unui atom. Din fasciculul emis de catod electronii ciocnesc ținta, interacționând cu atomii componenți și fiind deviați în urma interacțiunii. Dacă un electron de pe un nivel interior al atomului este scos de pe orbită în urma ciocnirii cu un electron incident, în locul său va rămâne un gol, motiv pentru care ceilalți electroni din învelișul electronic încep să se rearanjeze, astfel încât să ocupe golul. De aceea, un electron de pe o orbită periferică (având energia potențială mai mare) va coborî pe un strat mai apropiat de nucleu (cu energia potențială mai mică). Diferența de energie este emisă sub forma unui foton, care are energia bine precizată, caracterizată de diferența de energie dintre nivelele

electronice ale atomului și deci, este specifică fiecărui element chimic. De aceea, razele X produse prin acest mecanism sunt denumite raze X caracteristice.

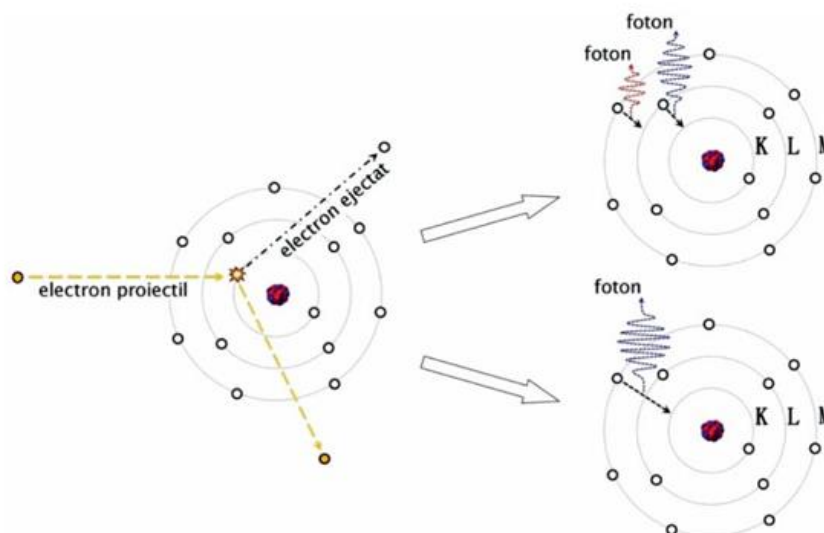


FIGURA 1.3 RADIAȚIA CARACTERISTICĂ [2]

### 1.1.2. Radiația de frânare

Radiația de frânare este produsă în cazul în care electronul accelerat ajunge în câmpul coulombian al atomului din componența țintei, fără a ciocni alți electroni în traiectoria sa. Electronul, fiind puternic accelerat, trece cu viteză mare prin învelișul electronic al atomului, învingând forțele electrice de repulsie din partea electronilor atomului, și începe să fie atras de nucleul atomului, acesta având sarcina pozitivă și o masă mult mai mare decât masa electronului. Această atracție deviază electronul de la direcția inițială și îi provoacă o scădere bruscă a vitezei în momentul îndepărtării de nucleu, în urma căreia electronul pierde energie. Energia cinetică pierdută este emisă sub formă de fotoni. Majoritatea electronilor incidenți rămân, în urma frânării, cu suficientă energie pentru a își putea continua drumul, însă cu cât electronul incident trece mai aproape de nucleu, cu atât frânarea și devierea acestuia sunt mai puternice, deci energia fotonului emis este mai mare. În **Figura 1.4** putem observa două cazuri, în care distanța traiectoriei electronului incident față de nucleu diferă, impactul asupra devierii electronului fiind diferit. De aceea, și energia fotonului va varia, în consecință. În cazul în care electronul incident este stopat sau lovește direct nucleul, toată energia inițială a acestuia este transferată fotonului emis. Astfel, energia fotonilor emiși ia valori între 0 și energia maximă a electronilor din fascicul. Știind că energia fotonului o putem scrie cu ajutorul relației lui Planck:

$$E = h \times \nu_{\max} \quad (1)$$

Iar energia electronului este produsul dintre sarcina electronului și potențialul de accelerare:

$$E = e \times U_{\text{anod}} \quad (2)$$

Deci energia maximă a fotonului, corespunzând cazului când acesta preia toată energia electronului, este:

$$E_{\text{max}} = e \times U_{\text{anod}} = h \times \nu_{\text{max}} = \frac{h \times c}{\lambda_{\text{min}}} \quad (3)$$

Acest tip de radiație mai este numit *Bremsstrahlung*, după denumirea radiației de frânare în limba germană. [2]

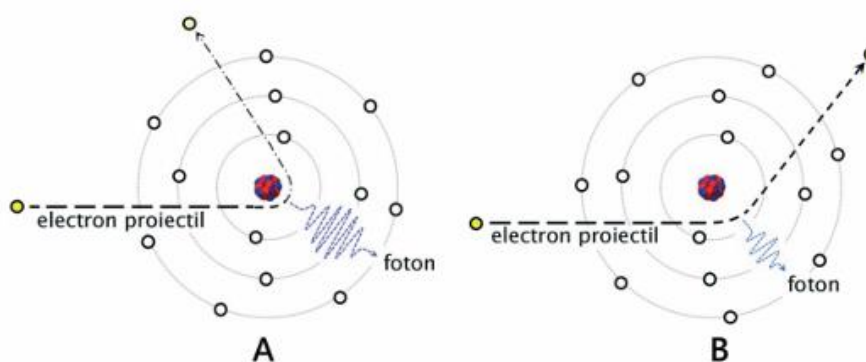


FIGURA 1.4 RADIAȚIA DE FRÂNARE [1]

### 1.1.3. Proprietățile radiației X

Radiația X are următoarele proprietăți principale:

- este invizibilă (având lungimea de undă mai mică decât a domeniului vizibil);
- face parte din radiația electromagnetică, fiind de aceeași natură cu lumina (deci se propagă în vid cu viteza luminii, și prezintă fenomenul de difracție);
- se propagă pe toate direcțiile de la sursă;
- nu este deviată de câmpuri electrice sau magnetice (deci nu e formată din corpuscule încărcate electric);
- nu este deviată sau focalizată de lentile;
- impresionează plăcile fotografice;
- produce luminescența anumitor compuși chimici (am menționat platinocianura de bariu);

- are penetrabilitatea crescută, străbătând diverse materiale și tesuturi în mod diferit (sunt absorbite de materiale cu densitatea mare, iar puterea de pătrundere depinde de masa atomică și de grosimea stratului parcurs);
- este ionizantă (numărul ionilor produși este direct proporțional cu intensitatea radiației);

Un alt aspect specific radiației X este spectrul de emisie a radiației, prezentat în **Figura 1.5**. Se observă suprapunerea unui spectru continuu, cu un spectru de linii.

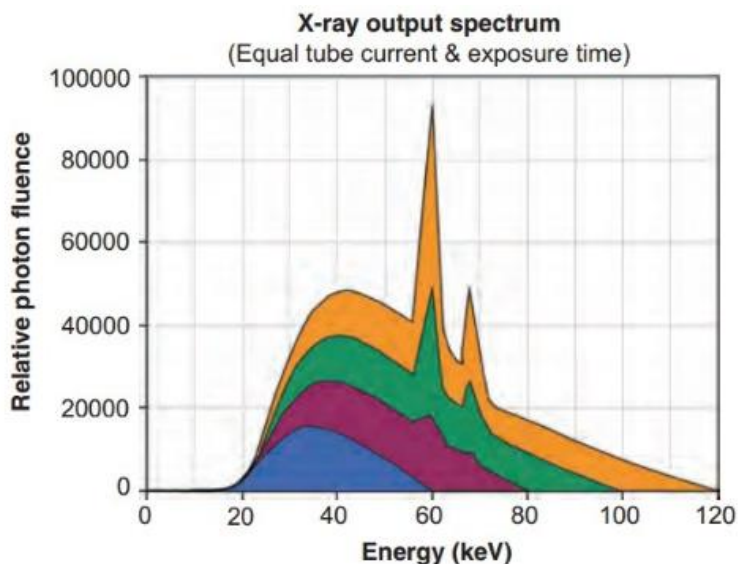


FIGURA 1.5. SPECTRUL DE RAZE X EMIS DE WOLFRAM, PENTRU DIFERITE VALORI ALE POTENȚIALULUI DE ACCELERARE [5]

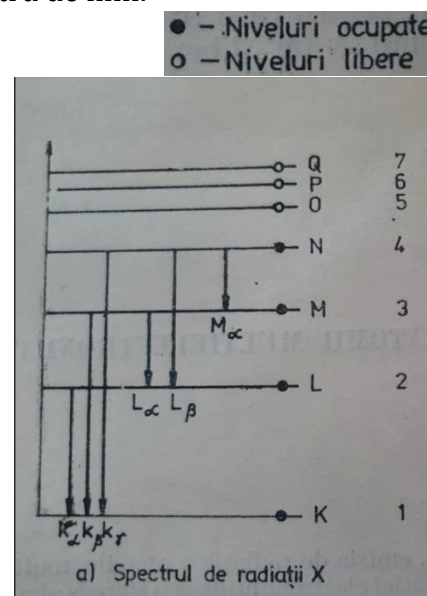


FIGURA 1.6. REPRESENTAREA TRANZIȚIILOR ELECTRONICE [3]

Spectrul continuu corespunde radiației de frânare, deoarece energia fotonilor emiși variază ca valoare de la aproape 0 la energia maximă a electronilor incidenti, în funcție de energia inițială a electronilor, de traiectoria acestora și de distanța traiectoriei față de nucleu. Din acest motiv, radiația de frânare este polienergetică (policromatică). Spectrul continuu de radiații X începe de la o lungime de undă minimă, crește împreună cu lungimea de undă, apoi scade lent. [3]

Din relația (3) putem obține legea Duane-Hunt, ce caracterizează lungimea minimă de undă a radiației emise ca fiind invers proporțională cu tensiunea de accelerare:

$$\lambda_{\text{minim}} = \frac{h \times c}{e \times v} \quad (4)$$

Spectrul de linii se datorează radiației caracteristice, peak-urile reprezentând energia fotonilor emiși la trecerea electronilor de pe un strat superior pe unul inferior (stratul K), în învelișul electronic al atomului. Această energie are valori bine determinate,

caracteristice fiecărui element chimic, fiind diferența de energie între straturile electronice. Schema tranzițiilor între straturile electronice este reprezentată în **Figura 1.6**. Se observă că deși și alte tranziții sunt posibile, cele corespunzătoare tranzițiilor pe stratul K au energia cea mai mare. De altfel, emisia de radiație X caracteristică nivelului K este posibilă doar dacă energia electronului proiectil este mai mare decât energia de legătură. [3], [5]

## 1.2. Interacțiunea radiației X cu materia

Este necesar să înțelegem efectele rezultate din interacțiunea radiației cu materia, deoarece acestea stau la baza modului de utilizare a radiației X în imagistica de diagnostic. Interacțiunea radiației cu materia depinde de energia radiației și de compoziția materiei. În acest proces, energia radiației este transferată materiei, încălzind-o sau modificându-i structura.

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

$$I = I_0 \times e^{-\mu x} \quad (5)$$

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.

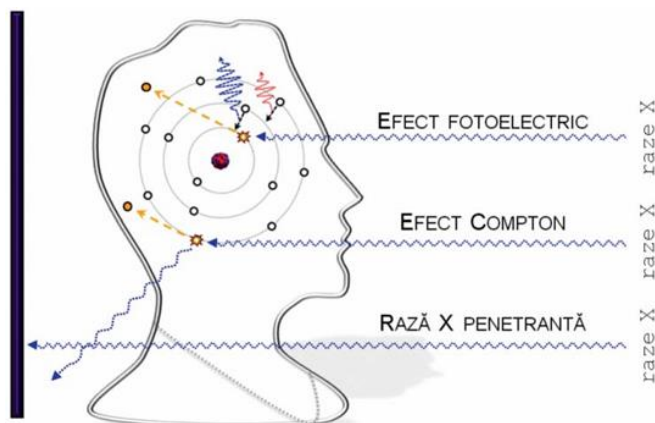


FIGURA 1.7. MECANISMELE PRINCIPALE DE INTERACȚIUNE A RADIAȚIEI X CU CORPUL UMAN [2]

Există 4 moduri prin care radiația X interacționează cu materia: împrăștierea Rayleigh, împrăștierea Compton, efectul fotoelectric și generarea de perechi. Doar primele trei sunt semnificative în expunerile de diagnostic, producerea de perechi necesitând energii cu valori mult peste cele utilizate în medicină. În continuare vom prezenta succint ce se întâmplă în fiecare caz.

### 1.2.1. Împrăștierea Rayleigh

Împrăștierea Rayleigh reprezintă împrăștierea coerentă a radiației electromagnetice și are loc la ciocnirea elastică dintre un foton și un electron al unui atom. În urma ciocnirii, fotonul își continuă drumul pe o altă direcție față de direcția inițială, însă își păstrează integral energia. Ca și proces probabilistic, are o rată mică de apariție în examinările de diagnostic datorită tensiunilor mici utilizate, iar apariția fotonilor împrăștiați, ajunși la detector, poate doar degrada calitatea imaginii, fără a contribui în mod benefic. [7]

### 1.2.2. Efectul fotoelectric

Are loc atunci când o rază X întâlnește un electron aflat pe o orbită interioară a unui atom, electronul absorbind toată energia fotonului și fiind astfel ejectat de pe orbita sa. Acesta primește denumirea de fotoelectron. În locul electronului ejectat, va coborî un alt electron din straturile electronice superioare, energia pierdută de acesta în timpul tranziției fiind emisă sub formă de fotoni (similar procesului descris la 1.1.1.). [2], [8]

### 1.2.3. Efectul Compton

Efectul Compton este fenomenul de împrăștiere inelastică, necoerentă a radiației, în urma ciocnirii unui electron considerat „liber” (aflat pe un strat exterior al unui atom, deci energia lui de legătură e mult mai mică decât energia fotonului incident). După ciocnire, raza X își continuă drumul pe altă direcție și cu altă lungime de undă (mai mare decât cea inițială, din cauza pierderii de energie), însă și electronul ciocnit, primind energie cinetică, începe să se deplaseze. Razele rezultate în urma împrăștierii Compton pot fi orientate în orice direcție și pot degrada imaginile, în cadrul investigațiilor medicale cu radiație X. [2], [8]

### 1.2.4. Generarea de perechi

Are loc doar la energiile fotonilor mai mari de 1.022MeV, valoare numită „energie de prag”, care este mult peste energia radiațiilor X utilizate în procedurile de diagnostic. Atunci când un foton având energia mai mare sau egală cu această energie de prag, interacționează cu câmpul nuclear al atomului din țintă, se formează perechi electron-pozitron (pozitronul

este particula complementară a electronului, având aceeași masă de repaus ca acesta, dar sarcina pozitivă), iar fiecare dintre aceste particule primește jumătate din valoarea energiei fotonului incident. Probabilitatea de formare a perechilor electron-pozitron crește cu creșterea energiei, peste valoarea de prag, și cu pătratul numărului atomic ( $Z$ ) al atomului. [7], [8]

## 2. Echipamente cu Raze X

Radiologia este ramura medicinei care se ocupă cu examinarea corpului uman, cu ajutorul radiației X. De-a lungul timpului, începând cu descoperirea razelor X de către Roentgen, s-au dezvoltat numeroase instalații medicale care utilizează radiația X, acestea incluzând atât metodele de diagnostic, cât și metodele terapeutice, în care radiația ionizantă este utilizată pentru tratamentul unor boli sau leziuni. Referitor la metodele de diagnostic, pornind de la radiografie – poate cea mai cunoscută metodă -, alte investigații includ: radioscopia, tomografia computerizată, mamografia și osteodensitometria. În această lucrare, ne vom axa pe modul de funcționare al echipamentelor de mamografie.

### 2.1. Instalația radiografică pentru realizarea mamografiilor

Mamografia este tehnica radiologică specializată în detectarea patologiilor sânelui, fiind capabilă să evidențieze leziuni sau tumori ce sunt prea mici pentru a fi detectate prin alte metode. Această procedură oferă imagini clare ale structurii interne a glandei mamare, fiind utilizată atât în diagnostic pentru evaluarea leziunilor la pacienții simptomatici, cât și în procedurile de screening, pentru detectarea precoce a cancerului mamar, în cazul pacienților asimptomatici.

Mamografia digitală este o tehnică noninvazivă, realizată la doze mici de iradiere. Prezentând numeroase avantaje și maximizând șansele de detectare a patologiilor în stadii incipiente (rata mortalității pentru cancerul mamar fiind redusă cu cca. 20-30%[1]), tuturor femeilor peste vârsta de 40 de ani le este recomandată efectuarea anuală de examinări mamografice de screening. De altfel, în cazuri speciale ([12]) vârsta minimă pentru începerea mamografiilor anuale poate scădea până la 30 de ani. Mamografia poate fi efectuată și în cazul pacientelor care au implanturi de sân, însă eficiența examinării scade

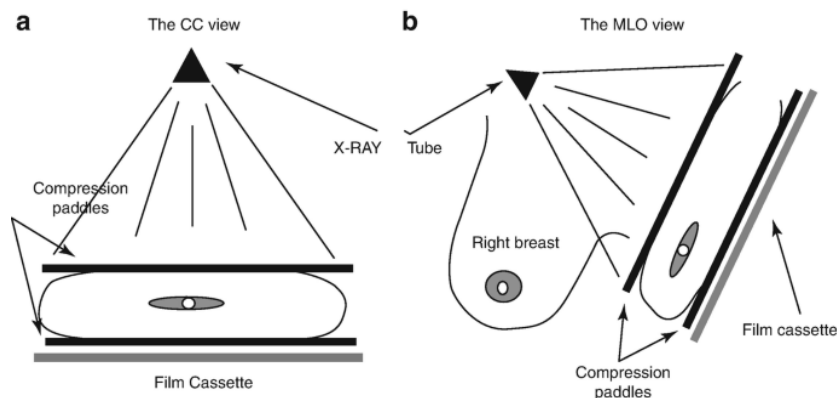


FIGURA 2.1 EXAMINAREA CC VS MLO [14]



cu aproximativ 60% [15].

Eficiența examinării de sân depinde și de raportul dintre țesutul fibroepitelial și cel adipos. În scopul studierii acestei corelații s-au diferențiat patru tipuri de sân, iar în urma acestei clasificări s-a constatat faptul că densitatea crescută a sânului poate diminua capacitatea mamografiei de a evidenția un cancer de mici dimensiuni. [12]

Pentru a vizualiza structura internă a sânului se realizează câte două expuneri pentru fiecare sân: din perspectiva cranio-caudală (de sus în jos, prescurtat **CC**) și medio-lateral oblic (prescurtat **MLO**) – **Figura 2.1**. Examinarea mediolaterală este realizată de obicei la un unghi de 45° față de verticală (însă există cazuri când se alege o altă valoare, cuprinsă între 30° și 60°).

Un aspect important pentru realizarea unei mamografii calitative constă în comprimarea sânului. Acest lucru reduce suprapunerea anatomică, grosimea țesutului și mișcarea involuntară, minimizând șansele de a rezulta o imagine blurată. În **Figura 2.2.A** se poate observa diferența dintre iradierea sânului necomprimat, față de sânul comprimat. Raportul dintre radiația împrăștiată și radiația primară este de două ori mai mic în cazul sânului comprimat, ceea ce reprezintă o

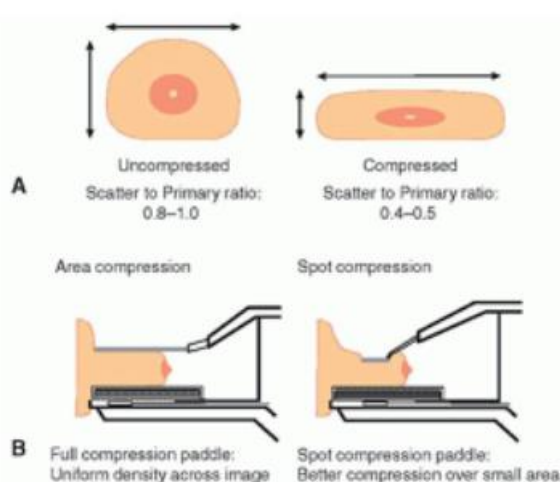


FIGURA 2.2. A SÂN NECOMPRIMAT VS SÂN COMPRIMAT ; B. ACȚIUNEA DIFERITELOR PLĂCI DE COMPRESIE [17]

îmbunătățire clară, deoarece doar radiația primară este relevantă pentru examinare, deci raportul menționat se dorește a avea valori minime. În **Figura 2.2.B** se poate observa cum diferite plăci de compresie pot evidenția mai puternic anumite aspecte din compoziția sânului care necesită o investigație mai detaliată. [5],[9-17]

Componentele principale ale instalației pentru mamografii sunt: tubul RX (conținând cei doi electrozi: catodul și anodul), filtre, colimator, placa de compresie, grile antidifuzoare și detectorul de radiație. Aceste componente sunt ilustrate schematic în **Figura 2.3**.

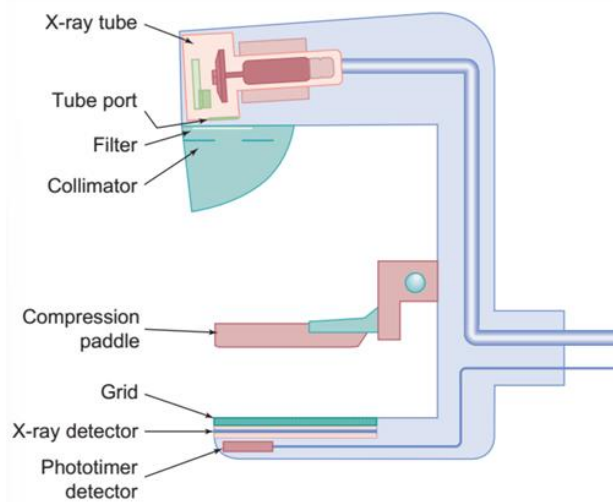


FIGURA 2.3. SCHEMA INSTALAȚIEI PENTRU MAMOGRAFIE [17]

Catodul are doi filamenți prin care trece curent electric. Aceștia se încălzesc, generând electroni, care urmează a fi accelerați sub o tensiune, focalizați sub formă de fascicul și direcționați spre țintă (anod). Anodul este lovit de electroni cu viteză mare (deci energie mare) și în timp va suferi erodări cauzate de interacțiunea electronilor accelerați cu atomii săi componenți. Din această cauză, au fost confecționați și introduși în uz anodi circulari, rotativi. Totodată, ciocnirile de pe anod au loc cu degajare de căldură, motiv pentru care acesta este incorporat într-un bloc metalic conectat la un sistem de răcire. Pentru a reduce iradierea suplimentară și inutilă (de exemplu pentru a nu iradia toracele pacientei), fasciculul de radiație este colimat la ieșirea din tub. În mod normal, cele mai utilizate materiale pentru confecționarea anodului sunt Molibdenul și Rodiul, datorită faptului că radiația caracteristică emisă în tranzițiile de pe nivelurile K se află în domeniul optim energetic pentru formarea imaginilor mamografice. Totuși, în cazul aparatelor cu detectori digitali, se preferă confecționarea anodului din wolfram, acesta având numărul atomic mare și o temperatură de topire mai ridicată. [2], [17]

În procesul de lovire a țintei, o mare parte din electronii accelerați vor cauza excitarea electronilor din straturile exterioare ale atomilor sau vor produce doar căldură, fără a cauza emisie de raze X. De aceea, peste 97% din energia utilizată de tubul radiogen va fi transformată în căldură, o cantitate mică de energie se pierde și doar aproximativ 1% devine radiație X, cea mai mare parte din aceasta fiind radiație de frânare.

Cu toate acestea, radiația caracteristică reprezintă tipul de radiație necesar în realizarea examinărilor radiografice calitative, întrucât spectrul energetic (care este spectru de linii, deci are valori bine definite și ușor de determinat) atinge valori mult peste spectrul radiației de frânare, iar calitatea imaginilor este îmbunătățită cu creșterea energiei aplicate.

De altfel, dacă ar fi utilizată radiația de frânare în expunerile radiologice, ar fi necesar un efort mult mai mare pentru concentrarea radiației (aceasta având un spectru continuu, deci valorile variază semnificativ), calitatea imaginilor ar fi mult mai slabă, iar timpul de expunere ar fi mult prelungit. [2], [5]

Ansamblul conține și un sistem de filtrare adițională, cu filtre de Molibden sau Rhodium atașate anodului, pentru modularea spectrului de energie a radiației. În plus, se utilizează grile antidifuzoare pentru separarea radiației împrăștiată (care degradează imaginile și adaugă zgomot) de radiația primară (ce conține informația dorită).

## 2.2. Avantajele mamografiei digitale

Mamografia digitală a început să apară la începutul anilor 2000, înlocuind sistemul analog de dezvoltare pe film și dezvoltând sistemele cu câmpuri de iradiere adecvate. Varianta digitală prezintă, bineînțeles, avantaje clare: de la ușurința de efectuare a examinărilor, achiziția și evaluarea imaginilor fiind mult mai rapidă, la calitatea îmbunătățită a imaginilor rezultate, calitate atinsă la doze mai mici de iradiere și într-un timp de expunere mult mai redus. De aceea, pentru obținerea unei imagini digitale, se folosește un fascicul de raze a cărui intensitate este de două ori mai mică decât în cazul radiografiei analogice. [2]

## 2.3. Obținerea imaginilor

Imaginile radiologice sunt formate în urma trecerii razelor X prin corpul uman. Toate investigațiile radiologice au așadar 3 componente principale obligatorii: tubul radiogen (care generează radiație), pacientul (obiectul investigației) și ecranul/detectorul. În mamografie, detectorul de radiație care transmite semnal electric către soft-ul unde se formează imaginea, se află sub sânul pacientei, iar sursa de radiație se află deasupra.

În modul analog, examinarea radiologică avea la bază proprietatea razelor X de a impresiona plăcile fotografice/ecranele luminescente. În momentul actual, imaginea obținută este procesată digital, fiind proiectată pe un sistem de pixeli. [1]

Sistemul de detecție a radiației este de tip panou plat (FPD), acesta convertind radiația X detectată în sarcini electrice. Sarcinile sunt apoi înregistrate cu ajutorul unui șir de tranzistori în filme subțiri (TFT).

Sistemul FPD poate fi de două feluri: indirect sau direct. Detecția indirectă este realizată cu ajutorul unui strat scintilator de iodură de cesiu (CsI) și a unui șir de fotodiode confecționate din silicon amorf (a-Si). Scintilatorul preia razele X și le convertește în lumină vizibilă, minimizând totodată radiația împrăștiată. Lumina ajunge apoi pe aranjamentul de fotodiode, iar fiecare fotodiodă generează un semnal electric către un singur pixel, semnalul fiind transcris de TFT și trimis către sistemul de procesare a imaginilor. [18]

Detecția directă, pe de altă parte, se bazează pe electrozi de tensiune înaltă și un strat de fotoconductor confecționați din seleniu amorf (a-Se), acest material semiconductor transformând razele X în sarcină electrică prin formarea de perechi sarcini-goluri.

Semnalul electric este codat într-o matrice (de dimensiunea aproximativă de  $2 \times 10^7$  elemente), fiecărui element fiindu-i atribuită o valoare proporțională cu intensitatea semnalului receptat. Astfel, elementele matricii transmit fiecare valoarea atribuită către un pixel, acea valoare determinând nuanța de gri pe care pixelul o va afișa. Nuanțele de gri (variațiuni pe spectrul alb-negru) descriu cantitatea de radiație absorbită de țesut (alb - cantitate mare de radiație absorbită, negru - cantitate mică/deloc). [17-18]

Calitatea imaginilor este direct influențată de cantitatea de radiație atribuită țesutului, motiv pentru care s-a dezvoltat un dispozitiv de control automat al expunerii (AEC), care minimizează erorile cauzate de setarea manuală a parametrilor de expunere. Astfel, se dorește absorbția de către țesut a unei cantități minime admisibile, care să satisfacă principiul ALARA („as low as reasonably achievable”), însă care să și ofere o calitate ideală a imaginii, favorabilă atribuirii unui diagnostic medical.

## 2.4. Contextul clinic

Mamografiile sunt utilizate atât pentru diagnosticarea leziunilor de orice formă aflate pe suprafața sânului, cât și ca metodă de screening periodic în pacienții asimptomatici. Astfel, este esențială atât realizarea unei examinări calitative, cât și interpretarea acesteia cu o acuratețe cât mai mare.

Ca metodă de screening, efectuarea de mamografii este recomandată tuturor femeilor peste 40 de ani, de realizat anual (cancerul de sân poate să apară și în cazul genului masculin, însă probabilitatea este de aproximativ 1%).

Pentru diagnosticare, pacientele care prezintă următoare simptome pot apela la mamografiere: noduli/umflături la nivelul sânilor sau axilei, secreții spontane ale sfârcurilor, dureri puternice neobișnuite, roșeață sau aspect colorat al pielii sânilor, sau aspect de coajă de portocală. [18-19]

Aspectul normal al unei mamografii este dat de ilustrarea clară, evidențiată a componentelor sânelui: țesut adipos, susținut de o structură fibroasă cu aspect de fagure de miere (ligamente), de care sunt prinse elementele glandulare, iar la capăt sfârscul. Adicional, în cadrul examinării MLO, se pot observa ganglioni limfatici. Un exemplu poate fi regăsit în **Figura 2.4a**, structural, și reprezentarea radiografică în **Figura 2.4b**.

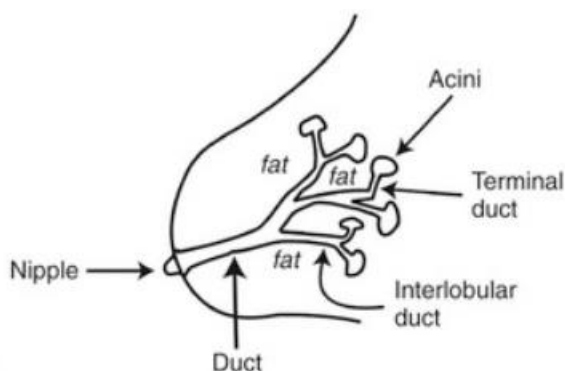


FIGURA 2.4A ANATOMIA SĂNĂTOASĂ A SĂNELUI [19]

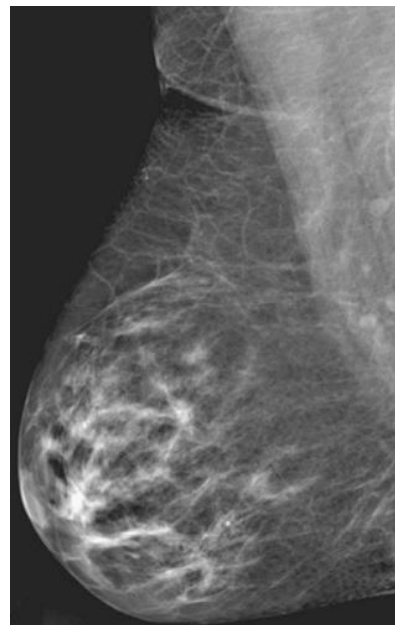


FIGURA 2.4B MAMOGRAFIA UNUI SÂN SĂNĂTOS [19]

Dat fiind că densitatea sânilor diferă, și aspectul lor în mamografie va fi diferit. Glanda mamară este cea care dictează densitatea, de aceea apare colorată cu alb în urma examinării cu radiație (cu cât densitatea este mai mare, cu atât nuanța de gri ilustrată e mai deschisă). Țesutul adipos apare deci într-o nuanță mult mai închisă.

Un aspect important de avut în vedere este aspectul simetric al sânilor, astfel se insistă pe poziționarea cât mai simetrică a sânilor în examinare. Deși un mic procent al femeilor (3%) prezintă asimetrie la nivelul țesutului glandular, acest aspect reprezintă de cele mai multe ori un motiv de îngrijorare, atât din punctul de vedere al dimensiunii, cât și al aspectului glandei. De asemenea, în cazul efectuării de examinări periodice, comparația dintre imagini poate fi utilă în determinarea micilor schimbări, care pot avea o anumită semnificație. **Figura 2.5** prezintă evoluția în timp a unei malformații la nivelul sânelui, vizualizată din perspectiva CC. Ordinea cronologică este de la stânga la dreapta, prima imagine fiind realizată în urmă cu câțiva ani față de cea mai recentă, iar diferența de timp dintre imaginea din mijloc și cea din dreapta este de un an. Se observă apariția unei malformații, foarte

proeminentă în ultima imagine, iar diferența poate fi mult mai ușor observată la comparația cu prima imagine, decât cu cea de-a doua. De aceea, se recomandă punerea în comparație a noilor examinări, cu unele cât mai vechi, dacă este posibil.

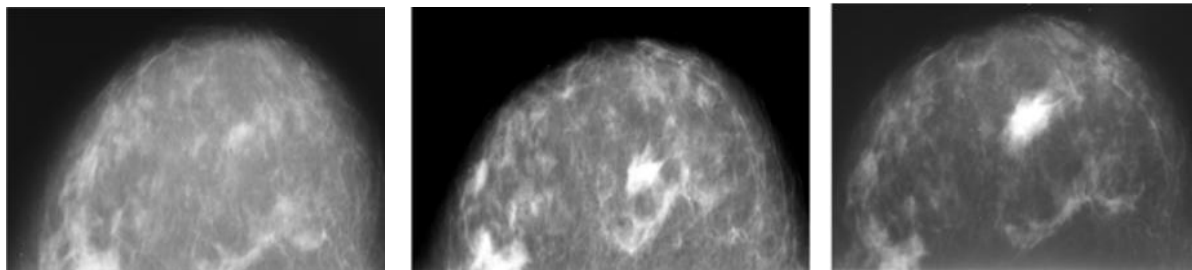


FIGURA 2.5. EVOLUȚIA ÎN TIMP A UNEI MALFORMAȚII LA NIVELUL SÂNULUI[21]

Radiologul este responsabil să depisteze orice urme de neregularitate în țesut, cum ar fi leziuni (calcificări secretorii, calcificări vasculare, ganglioni intramamari), opacități circumscrise necalcificate, asimetrie de densitate, sau altele asemenea ([22]). Mamografia este foarte utilă pentru detectarea anomaliilor, fie ele de natură benignă sau malignă, însă nu poate ilustra o diferențiere clară a celor două, fiind necesare investigații adiționale. [19-22]

### *Erori ale diagnosticului*

Rezultatele eronate pot fi de fals pozitiv: între 5 și 10% din mamografiile par a fi anormale, fără ca diagnosticul final să indice existența unei anomalii cancerigene, sau de fals negativ: mamografia pare normală, însă tumoarea există.

Erorile pot fi datorate pe de o parte comprimării insuficiente a sânului, mișcării în timpul examinării (ca și consecință a comprimării insuficiente, sau de sine stătătoare), iradierii cu o doză sub cea necesară pentru obținerea clarității dorite, iar pe de altă parte cauzate de suprapunerea mai multor planuri, care stă la baza realizării unei mamografii 2D. Acest neajuns poate fi combătut de existența tomosintezei digitale, care pătrunde în adâncimea țesutului, obținând o imagine tridimensională, mai calitativă. Dezavantajul este, însă, utilizarea unei doze de radiație mai mare. [9],[17]

O altă metodă de screening utilizată este ecografia mamară, având la bază ultrasunetele (unde acustice mecanice longitudinale), nu radiația X (de aceea se numește și ultrasonografie). Ecografii generează ultrasunete, captând ecourile transmise în momentul în care undele sonore întâlnesc o suprafață/un țesut/un obiect cu interfață acustică.

Aceasta este o metodă eficientă, sigură și neinvazivă, cu caracter repetabil (de oricâte ori e necesar), care poate fi utilizată inclusiv în cazul persoanelor însărcinate (spre deosebire de mamografie, unde nu este indicată expunerea la radiații). Dezavantajul în fața mamografiei constă în performanța examinării, întrucât nu toate anomaliile vizibile în cadrul mamografiei pot fi depistate cu ajutorul ecografiei mamare. [23]

## 3. Dozimetrie și radioprotecție

### 3.1. Efectele biologice ale radiației

În funcție de tipul și cantitatea de radiație absorbită, materialul biologic poate avea diferite reacții în urma interacțiunii. Radiația poate avea un impact direct asupra persoanei expuse – acesta fiind denumit „efect somatic” - , sau asupra urmașilor săi – „efect genetic”.

Efectele biologice somatice pot fi grupate în:

- **Efect deterministic** („reacții tisulare”): rezultă în moartea sau deteriorarea unui grup de celule din corp. Acest efect poate fi observat în momentul în care doza de radiație depășește un anumit prag (dependent atât de debitul dozei, cât și de tipul și sensibilitatea la iradiere a țesutului), iar grupul de celule este suficient de mare pentru a prezenta un interes clinic (dacă se pierde un număr foarte mic de celule, se consideră ne semnificativ, țesutul nefiind afectat). Efectul deterministic poate apărea la aplicarea repetată de radiație ionizantă sau în cadrul intervențiilor ghidate scopic, care necesită un timp mai îndelungat de expunere. [2], [24-25]
- **Efect stochastic** („cancer și efecte ereditare”): apare atunci când o celulă deteriorată de radiație își păstrează abilitatea de reproducere, având totuși un procent de probabilitate, chiar dacă scăzut, să ajungă într-o stare malignă. În cazul în care celula afectată aparține de gonade, efectele negative ale radiației pot fi ereditare. [2], [24-25]

### 3.2. Noțiuni dozimetrice

Dozimetria este responsabilă de măsurarea dozelor atribuite și estimarea unui grad aproximativ de iradiere, datorat radiațiilor ionizante. Iradierea unui organism poate avea loc atât extern (sursa de radiație fiind situată înafara corpului – include radiația cosmică), cât și intern (în urma ingerării, inhalării sau administrării de radiație în scop diagnostic/terapeutic). [2]

Referitor la sursa de radiație, este esențial să menționăm **activitatea sursei**, definită ca numărul de dezintegrări care au loc într-o unitate de timp. Unitatea de măsură a activității este Becquerel-ul (Bq), însă se utilizează și unitatea Curie ( $1\text{Ci} = 3.7 \times 10^{10}\text{Bq}$ ). Tot despre



sursele de radiații, vorbim de **timpul de înjumătățire ( $T_{1/2}$ )**, reprezentând intervalul de timp necesar pentru ca activitatea sursei să scadă la jumătate din valoarea inițială (jumătate din nucleele radioactive s-au dezintegrat). [29]

**Stratul de înjumătățire a radiației (HVL = Half Value Layer)** reprezintă grosimea necesară a unui strat de material atenuator, pentru a reduce intensitatea radiației la jumătate. [29]

Prima mărime dozimetrică importantă este **kerma („kinetic energy released in matter”)**, care face referire la energia cinetică totală cedată de fasciculul de radiație în elementul de masă considerat:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{tr}}{dV} \quad (5)$$

În ecuația (5),  $dE_{tr}$  reprezintă suma tuturor energiilor cinetice ale particulelor de radiație din fascicul, iar  $dm$  elementul de masă al materialului. Kerma poate fi definită pentru orice material, și se utilizează pentru calculul transferului energiei radiațiilor ionizante indirecte (fotoni și neutroni) către radiațiile ionizante directe, fără a avea în vedere fenomenul succesiv transferului. Unitatea de măsură în SI pentru kerma este J/kg, denumirea specifică fiind Gray (Gy). [26],[29]

Mărimea dozimetrică ce ține cont de energia captată de material, în schimb, este **doza absorbită (D)**, care se definește ca energia rămasă în elementul de masă, în urma iradierii:

$$D = \frac{1}{\rho} \frac{d\epsilon}{dV} \quad (6)$$

În ecuația (6),  $d\epsilon$  este energia medie transmisă de radiație materiei,  $\rho$  este densitatea materialului, iar  $dV$  elementul de volum. La fel ca în cazul kermei, și doza absorbită se măsoară în gray.[25]

Adițional, se definesc mărimile **debitul kermei** și **debitul dozei**, dependente de un interval de timp dat:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad \dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (7)$$

Este important de menționat faptul că putem vorbi de doza absorbită în contextul oricărui tip de radiație, iar de kerma doar în cazul radiațiilor indirect ionizante. [26],[29]

**Expunerea** se definește ca raportul dintre valoarea absolută a sarcinii electrice totale a ionilor de același semn ( $dQ$ ) produși în masa  $dm$  de aer, în momentul în care toți electronii (și pozitronii) eliberați de fotoni sunt opriți în aer:  $X = \frac{dQ}{dm}$  (8)

Unitatea de măsură a expunerii este C/kg. Ca unitate alternativă, s-a utilizat roentgenul:

$$R = 2.58 \times 10^{-4} \text{C/kg. [29]}$$

În protecția radiologică, cea mai utilizată mărime este **doza absorbită mediată pe țesut**. Această mărime se definește și descrie la fel ca doza absorbită, menționată mai sus, însă se mediază radiația absorbită pe porțiunea cea mai intens afectată a țesutului. [24-25]

Adițional, s-a introdus **doza echivalentă (H)**, numită și doză biologică, care ține cont de tipul de radiație, conform **Tabelului 3.1**. Astfel formula de calcul a dozei echivalente este:

$$H = D \times W_R \quad (9)$$

TABEL 3.1. DOZA ECHIVALENTĂ ȘI FACTORUL DE Pondere PENTRU DIVERSE TIPURI DE RADIAȚIE [2]

Tipul radiației	Doza absorbită (D)	Factor de pondere ( $W_R$ )	Doza biologică (echivalentă) (H)
Raze X	1 Sv	1	1 Sv
Raze gamma	1 Sv	1	1 Sv
Particule beta	1 Sv	1	1 Sv
Neutroni termici	1 Sv	5	5 Sv
Neutroni rapizi	1 Sv	10	10 Sv
Particule alfa	1 Sv	20	20 Sv

Denumirea atribuită unității de măsură pentru doza echivalentă este Sievert (Sv), 1 Sv fiind echivalentul a 1 Gy pentru un factor de pondere al radiației de 1.

Pentru ajustarea dozei la sensibilitatea țesutului s-a definit **doza efectivă (E)**, care ajustează doza biologică cu un factor de absorbție a radiației specific fiecărui țesut/organ, după cum e prezentat în **Tabelul 3.2**. Doza efectivă se calculează după formula (10) și reprezintă „suma ponderată a dozelor echivalente absorbite de toate țesuturile și organele”. [2]

$$E = H \times W_T \quad (10)$$

TABEL 3.2. ATRIBUIREA FACTORULUI DE Pondere TISULAR [2]

Țesutul sau organul	$W_T$	Suma
Măduva roșie (1), Colon (2), Plămâni (3), Stomac (4), Sâni (5), Organe rămase* (6)	0,12	0,72
Gonade (1)	0,08	0,08
Vezica urinară (1), Esofag (2), Ficat (3), Glanda tiroidă (4)	0,04	0,16
Suprafața osoasă (1), Creier (2), Glande salivare (3), Tegumente (4)	0,01	0,04
<i>Total</i>		1

\* Organele rămase includ glandele suprarenale, regiunea extratoracică, vezica biliară, inima, rinichii, nodulii limfatici, mușchii, mucoasa orală, pancreasul, prostata sau uterul cu regiunea cervicală, intestinul subțire, splina, timusul. Pentru iradierea sumară a acestor organe luate împreună este acordat un factor de pondere tisular = 0,12.

Dintre aceste 3 tipuri de doze (D, H, E), doar doza absorbită este o mărime măsurabilă, celelalte fiind obținute prin calcul. De aceea, în momentul în care un om este expus cu întregul organism la o sursă de radiație X, valorile D,H și E sunt egale.

Pentru persoanele expuse profesional, există o altă **doză, de înregistrare ( $H_p(10)$ )**, care se evaluează retrospectiv și reprezintă doza echivalentă calculată la 10mm în adâncimea țesutului. [2] ,[24-29]

### 3.3. Metodologia de calcul a dozelor în mamografii

Ministerul Sănătății menționează în OMS 1255/2016 parametrii individuali de expunere utilizați în calcularea dozelor primite de pacienți, după caz: radiodiagnostic, medicină nucleară sau radioterapie. Zona de interes a acestei lucrări este marcată de parametrii vizați în cazul radiodiagnosticului, aceștia fiind prezentați în **tabelul 3.3**.

În cazul mamografiilor, parametrul final de interes este doza medie glandulară (MGD), măsurată în mGy, aceasta fiind estimată prin calcul pe baza parametrilor de expunere, sau, mai actual, indicată de instalația radiologică în mod automat (prezența AEC).

TABEL 3.3. PARAMETRII DE EXPUNERE ÎN EXAMINĂRILE DE RADIODIAGNOSTIC [27]

Radiodiagnostic
<ul style="list-style-type: none"> <li>*codul procedurii (în concordanță cu regiunea examinată și cu proiecția AP/PA/LAT în cazul examinărilor radiologice convenționale, respectiv nativ/contrast în cazul examinărilor de tomografie computerizată) și după caz următoarele:</li> <li>*kV</li> <li>*mA / mAs și timp (s)</li> <li>*câmpul de expunere (cm x cm)</li> <li>*distanța focar - film/detector (cm)</li> <li>*valoarea produsului doza-arie DAP (Gy x cm<sup>2</sup>)</li> <li>*kerma în aer la suprafața de intrare ESAK (mGy) - valoare estimată prin calcul, pentru instalațiile radiologice care nu au montat DAP-metru</li> <li>*doza medie glandulară MGD (mGy) - pentru examinările mamografice</li> <li>*doza în punctul de referință (mGy) - valoare indicată de instalația radiologică pentru procedurile de radiologie intervențională</li> <li>*kerma în aer Ka (mGy) - valoare măsurată</li> <li>*valoarea produsului doza-lungime DLP (mGy x cm) - pentru examinările de tomografie computerizată</li> </ul>

Instalațiile mamografice care nu afișează în mod automat valoarea MGD, o vor calcula în conformitate cu metoda de lucru.

Definim astfel:

- **Kerma în aer (Ka)** este „kerma măsurată în aer, pe axa centrală a fasciculului incident, la o anumită distanță de focarul tubului RX, astfel încât este măsurată doar radiația primară incidentă, nu și radiația împrăștiată.”
- **Kerma în aer la suprafața de intrare (ESAK)** este „kerma în aer măsurată pe axa centrală a fasciculului incident, în planul suprafeței de intrare a fasciculului în pacient, respectiv la distanța focar-piele, multiplicată cu factorul de retroîmprăștiere (BSF) care ține cont de radiația împrăștiată de pacient.”
- **Doza medie glandulară (MGD)** este „mărimea de interes privind riscul de cancer indus de radiația ionizantă în imagistica sânelor; ea nu poate fi măsurată direct, fiind estimată din kerma în aer și utilizând factorii de conversie.” [27]

Metoda de calcul pentru ESAK și MGD:

- Se reprezintă grafic randamentul tubului RX în funcție de kVp. În acest sens, cu ajutorul unui dozimetru clinic se măsoară kerma în aer, la o distanță focar-dozimetru (FDD) fixată, se stabilește o anumită valoare pentru produsul dintre intensitatea curentului în tubul RX și intervalul de timp de expunere (mAs), și setând o valoare pentru tensiune, se efectuează măsurători.
  - Kerma în aer se calculează așadar după formula (11), unde  $M_m$  reprezintă valorile medii ale rezultatelor experimentale obținute,  $N_k$  coeficientul de calibrare a camerei de ionizare și  $K_q$  factorul de corecție a calității fasciculului (menționate în certificatul de calibrare a dozimetrului)
 
$$K_a(FDD) = M_m \times N_k \times K_q \quad (11)$$
  - Randamentul tubului (Y) se calculează după formula (12), urmând să se traseze curba Y (kVp):
 
$$Y(kVp, FDD) = K_a(FDD) / mAs \quad (12)$$
- Se estimează valoarea ESAK pentru fiecare pacient, după formula (13), unde FFD este distanța focar-film/detector, T grosimea pacientului (apreciată în funcție de greutatea și înălțimea acestuia), iar BSF este factorul de retroîmprăștiere.

$$ESAK_{pacient} = Y(kV_{pacient}, FDD) \times mAs_{pacient} \times [FDD / (FFD - T_{pacient})]^2 \times BSF \quad (13)$$

- Pentru estimarea MGD: se fac măsurători asemănătoare de măsurare a randamentului tubului RX, pe axa centrală a fasciculului; în funcție de combinația filtru-anod de care dispune instalația, se stabilește o valoare a HVL și a factorului de corecție spectrală  $s$ , apoi se utilizează formula (14), știind că  $D_1 = \text{FSD} - 45\text{mm}$ ;  $D_2 = \text{FSD} - d$ ; FSD este distanța dintre focarul tubului RX și suportul pentru sân;  $d$  este grosimea sânelui comprimat;  $g$  factorul de conversie care transformă kerma în aer în doză medie glandulară MGD;  $c$  = coeficient ce corectează diferențele de glandularitate: [27]

$$\text{MGD (mGy)} = Y (\text{kV}_{\text{pacient}}, D1) \times \text{mAs}_{\text{pacient}} \times (D1/D2)^2 \times g \times c \times s \quad (14)$$

### 3.4. Norme de radioprotecție

Deoarece uzul radiațiilor a fost introdus în medicină ca o metodă de diagnostic, intervențională sau de terapie, este important de avut în vedere faptul că beneficiul radiațiilor asupra corpului uman trebuie să fie mai mare decât detrimentul adus. Denumim detriment datorat radiației cumulul de factori ce compun probabilitatea de vătămare a corpului uman. Normele de radioprotecție au fost introduse tocmai pentru a minimiza efectele negative ale radiațiilor, pentru toate categoriile de expuneri, definite de ICRP (Comisia Internațională de Protecție Radiologică [24-25]): expunerea ocupațională (personalul expus profesional), expunerea medicală (a pacienților) și expunerea populației (surse naturale și altele care nu se încadrează în primele două categorii).

Pentru protecția populației de impactul radiațiilor utilizate în instituțiile medicale s-au implementat cerințe specifice de amenajare a spațiului în care se amplasează instalația radiologică (de exemplu dimensiunea minimă a încăperii pentru dispozitivul de mamografie este de 10.5m<sup>2</sup>).

Pentru protecția personalului medical, s-au dezvoltat numeroase metode de protecție, începând cu recomandările de bază de scădere a timpului de expunere, creșterea distanței dintre persoane și sursele de radiație (în acest sens s-a implementat obligativitatea existenței ecranelor de protecție, conținând plumb și având dimensiuni reglementate). Adițional, s-a creat un sistem de clasificare a zonelor de lucru, în zone supravegheate (în care condițiile de lucru sunt păstrate sub observație, fără necesitatea unor proceduri

speciale) și zone controlate (în care măsurile de protecție sunt specifice și trebuie respectate cu strictețe pentru a preveni răspândirea contaminării). În plus, lucrătorii dispun de dozimetre portabile, care măsoară cantitatea de radiație la care aceștia sunt expuși din punct de vedere profesional. În acest sens, se consideră limitele de doză din **tabelul 3.4:**

TABEL 3.4. LIMITELE DE DOZĂ RECOMANDATE ÎN EXPUNERILE PLANIFICATE[22]

Tipul de limită	Ocupațională	Pentru public
Doza efectivă	20 mSv pe an, mediată pe o perioadă definită de 5 ani	1 mSv într-un an
<b>Doza echivalentă anuală la:</b>		
Cristalinul ochiului	150 mSv	15 mSv
Piele	500 mSv	50 mSv
Mâini și picioare	500 mSv	-

Totuși, există reglementări particulare pe fiecare tip de expunere, legate de nivelul de investigare, în diagnostic acesta fiind pentru  $H_p(10) \geq 0.5$  mSv/lună.

Referitor la protecția pacienților, s-au dezvoltat de asemenea protocoale de protecție, pornind de la informarea pacientului cu privire la riscurile expunerii la radiație și până la îmbunătățirea permanentă a instalațiilor radiologice utilizate, care să obțină o calitate cât mai mare, utilizând o doză cât mai mică. Aici intervin de asemenea principiile protecției radiologice, propuse de ICRP [24-32]:

- Principiul justificării: expunerile au nevoie de o justificare riguroasă care să ateste necesitatea examinării, astfel încât orice decizie referitoare la situația de expunere trebuie să aducă suficiente beneficii individuale sau sociale, care să compenseze detrimentul cauzat
- Principiul optimizării protecției: referitor la principiul ALARA
- Principiul aplicării limitelor de doză: doza totală la care o persoană este expusă ar trebui să nu depășească limitele recomandate

### 3.5. Niveluri de referință în diagnostic

Pentru asigurarea menținerii unui nivel minim general de doză atribuită, s-a propus stabilirea unui nivel de referință, susținut atât de CNCAN, Ministerul Sănătății, cât și de comisiile pentru radioprotecție. Nivelurile de referință au fost definite ca praguri peste a căror valoare ar trebui să se ia anumite decizii specifice. Scopul nivelului de referință este evitarea atribuirii unei cantități excesive de radiație, care nu contribuie la obiectivul clinic al examinării.

Nivelurile de referință sunt stabilite la nivel național, însă fiecare unitate radiologică este responsabilă (și sfătuită prin OMS 1255/2016 și OMS 1245/2021) de realizarea periodică a unui raport care să calculeze retrospectiv nivelul de referință local, și transmiterea acestuia către INSP (Institutul Național de Sănătate Publică).

Nivelurile de referință transmise de pe plan local sunt revizuite la un interval de timp de 3 ani, urmând a fi trasat un nivel de referință național și publicat, în vederea comparării cu viitoarele date de pe plan local.

În cadrul mamografiilor, mărimea de doză al cărei nivel de referință este relevant este MGD.

TABEL 3.5 NIVELURI DE REFERINȚĂ ÎN DIAGNOSTIC PENTRU MAMOGRAFIE[28]

Tip examinare - mamografie	Niveluri de referință în diagnostic - DRL Doză medie glandulară MGD (mGy)
Mamografie - CC bilateral	3.0
Mamografie - MLO bilateral	3.0
Tomosinteză bilateral	10.0

Cel mai recent nivel de referință la nivel național este prezentat în **tabelul 3.5**, propunând un prag pentru doza cumulativă pentru cei doi sâni, pe fiecare examinare în parte.

Un nivel de referință local poate fi stabilit pentru un număr minim de 20 de examinări, însă se stabilește o dată la 3 luni. Un nivel de referință nu reprezintă o limitare a dozei, deci valorile obținute în cadrul examinărilor pot și vor depăși această valoare, având în vedere un cumul de factori care pot genera creșterea unei doze (de exemplu greutatea pacientului, grosimea sânelui comprimat mai mare decât 45mm).

Pentru calculul nivelului de referință, se alege un set de date în jurul medianului grosimii sânelui comprimat (valorile variază între 2 și 8 cm, o valoare mediană fiind de 5 cm). După

selectarea intervalului dorit (de preferat păstrând structura înregistrării examinărilor, menționând vârsta, greutatea, grosimea sânului comprimat și doza atribuită), se ordonează datele astfel încât valorile dozei să fie crescătoare. Nivelul de referință se consideră corespunzător cuartilului 3 (Q3) al setului de date. Pentru seturi mici de date, se poate seta și medianul intervalului (Q2).

În momentul în care nivelul de referință local depășește în mod repetat valoarea stabilită la nivel național, sau se observă o creștere proeminentă față de valori anterioare, se recomandă verificarea în detaliu a tuturor componentelor procesului: corectarea posibilelor erori de transcriere, erori ale examinărilor sau erori generate de instalația mamografică. [21-29]



## 4. Analiză comparativă a dozelor administrate în examinările mamografice

### 4.1. Tehnici și metode de lucru

Prin această lucrare îmi propun să analizez și să compar dozele administrate în examinările mamografice. Am preluat date de la trei spitale (50 de pacienți de la primele două spitale și 23 de la al treilea), pe care le-am centralizat în software-ul Excel Microsoft. Introducând ulterior datele în programul Prism - GraphPad 10 (La Jolla, California, USA), le-am analizat din punct de vedere statistic. Spitalele au fost denumite S1, S2 și S3 pentru a caracteriza seturile de date. Așadar, am efectuat o analiză statistică comparativă, având ca scop următoarele considerente: primul aspect vizat constă în stabilirea unui nivel de referință. Așadar, pentru fiecare examinare, am calculat valoarea nivelului de referință de la toate cele 3 spitale, urmând a fi puse spre comparație. Apoi, având în vedere distribuțiile non-gaussiene ale mărimilor de studiat, am efectuat un test de tip Kruskal-Wallis pentru a compara doza medie glandulară de la cele 3 spitale. Acest tip de test este specific comparațiilor între 3 sau mai multe seturi de date de același tip, care au distribuții non-gaussiene. [36]

Examinările au fost efectuate în perioada 2023-2024, iar instalația mamografică a fost reglată conform parametrilor tehnici sugerați de producător, având inspecția tehnică conform calendarului.

Fiecare set de date reflectă caracteristicile pentru câte o examinare, motiv pentru care avem două tabele cu date, corespunzătoare celor două tipuri de examinări (cranio-caudală și medio-lateral oblică – prezentate schematic la 2.1). Aceste tabele conțin informații atât despre pacienți (vârsta, greutatea, grosimea sânului comprimat), cât și specifice examinării, stabilite în mod automat de sistemul aparaturii (tensiunea de accelerare prin tub, curentul utilizat, doza administrată). Dintre acestea din urmă, doar doza de radiație influențează direct pacientul, iar celelalte două nu, deci nu prezintă un interes din punct de vedere al legăturii pacient – examinare. De aceea, am studiat exclusiv parametrii de vârstă, greutate, grosime a sânului și doză.

Am efectuat inițial un test de normalitate, aplicat fiecărui set de variabile, pentru a verifica dacă datele sunt dispuse într-o distribuție gaussiană, acest aspect dictând modalitatea de examinare ulterioară și tipurile de teste statistice utilizate. Din programul Prism-GraphPad

am ales 2 teste diferite de normalitate: D'Agostino-Pearson(omnibus K2) și Shapiro-Wilk. Testul D'Agostino-Pearson presupune inițial că setul de date este distribuit normal (gaussian), apoi calculează asimetria și ascuțimea distribuției, cu ajutorul cărora verifică ipoteza inițială. De aceea, dacă în termeni de asimetrie și ascuțime, setul de date se apropie foarte mult de o distribuție gaussiană, acest test ar putea genera un răspuns fals pozitiv. Testul Shapiro-Wilk utilizează calculul deviației standard pentru a determina distribuția setului, însă poate genera erori dacă setul prezintă valori repetate. [35]

În urma testelor de normalitate, am observat că seturile de date prezintă distribuții non-gaussiene. Din această cauză, analiza statistică este caracterizată de valoarea mediană, care se calculează în funcție de poziționarea valorilor înregistrate, fără a fi influențată de extreme. Medianul reprezintă un prag procentual de 50% pentru valorile ordonate crescător, jumătate din ele aflându-se deci sub acest nivel.

Adițional, am analizat distribuția datelor în jurul medianului, utilizând intervalul dintre quartile (IQR = interquartile range). Metoda de calcul include stabilirea a două praguri procentuale: primul cuartil ( $Q_1$ ) reprezintă pragul de 25% - adică 25% din datele setului se află sub această valoare- și al treilea cuartil ( $Q_3$ ) care reprezintă pragul de 75% - adică 75% din totalul de date se află sub această valoare. Intervalul dintre quartile este utilizat pentru cuantificarea împrăștierii datelor (gradul de diferențiere dintre valorile unui set), și se definește ca fiind diferența dintre  $Q_3$  și  $Q_1$ : [33-34]

$$IQR = Q_3 - Q_1 \quad (15)$$

O altă caracteristică a unui set de date o reprezintă domeniul de dispersie (DD), care depinde direct de valorile extreme:

$$DD = X_{\max} - X_{\min} \quad (16)$$

Statistica descriptivă a fost realizată simultan pentru fiecare examinare, cu cei 4 parametri corespunzători. Distribuția fiecărui set de parametri a fost ilustrată cu ajutorul diagramelor Box-and-whisker, acestea punând în evidență atât medianul (linia din interiorul casetei), valorile  $Q_1$ ,  $Q_3$ , (marginile inferioare și superioare ale casetei), cât și valorile de minim și maxim (mustățile - eng. *whiskers*).

Având în vedere că instalația beneficiază de dispozitivul de control automat al expunerii (denumit AEC în domeniul radiologic), doza medie glandulară este stabilită automat conform celorlalți parametri. De aceea, mi-am propus să verific nivelul de corelație dintre fiecare parametru extern (caracteristic pacientului) și doza atribuită. Am plotat astfel

graficele corespunzătoare utilizând software-ul Prism – GraphPad, și considerând dependența dozei de parametri ca fiind liniară, am obținut ecuația dreptei fiecărui grafic.

## 4.2. Rezultate individuale Spital 1

Am colectat datele a 50 de pacienți pentru fiecare tip de examinare. Cele două tipuri de examinări au fost notate conform codurilor de procedură, respectiv SMB1 (pentru cranio-caudal – exemplu **Figura 4.1**) și SMB2 (pentru medio-lateral oblică – exemplu **Figura 4.2**).

Datele colectate cuprind pentru fiecare pacient specificații despre vârstă (în ani), greutate

(kilograme), grosimea sânelui comprimat (menționată în continuare sub denumirea simplificată „grosimea”, măsurată în centimetri) și doza medie glandulară (MGD, măsurată în mGy). De asemenea, au fost notate și caracteristicile tensiunii de accelerare (kV) și a produsului curent-timp (mAs), acestea fiind stabilite în mod

automat de instalația radiografică. Rezultatele examinărilor au fost colectate astfel încât grosimea sânelui comprimat să se situeze în jurul valorii de 5cm, conform cerințelor ICRP. [28]

În cadrul apendicelui, se regăsesc tabelele A4.1 și A4.2 conținând datele obținute la S1 în cadrul examinării SMB1, respectiv SMB2.

Instalația mamografică utilizată în cadrul acestui spital este de tipul Mammomat Fusion (Siemens Healthineers, sistem digital de mamografiere). Acest sistem produce razele X cu ajutorul unui tub de wolfram, anodul având filtre de rodium atașate pentru îmbunătățirea calității radiației. Detecția este realizată cu scintilatori din cristale de iodură de cesiu (CsI),

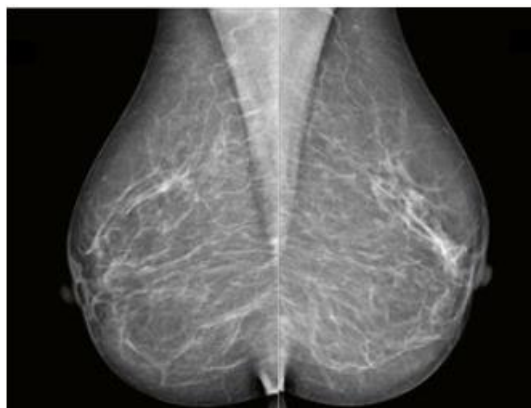


FIGURA 4.1. MAMOGRAFIE TIP MLO REALIZATĂ CU INSTALAȚIE MAMMOMAT FUSION [37]

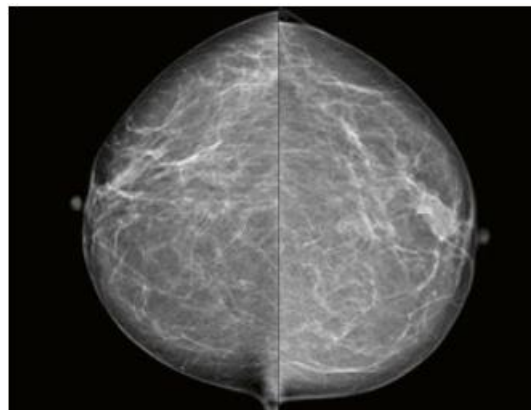


FIGURA 4.2. MAMOGRAFIE TIP CC REALIZATĂ CU INSTALAȚIA MAMMOMAT FUSION [37]

atașate unei plăci de silicon amorf (a-Si). Examinările sunt transmise sub forma unor imagini digitale, iar dimensiunea pixelilor este de 83 $\mu$ m. Parametri externi de funcționare includ cerințe specifice de temperatură (20°-35°C) și umiditate (10-90%, fără condens). Sistemul automat de setare a parametrilor interni de lucru funcționează între limitele: tensiunii de accelerare 23-35 kV, și a produsului curent-timp 2-630 mAs. Instalația prezintă un sistem integrat de reglaj al poziționării (verticale, de compresie și de rotație), care poate fi acționat atât din software-ul implicit, cât și manual prin butoanele aparaturii. De asemenea, instalația conține și un ecran protector cu plumb, care să separe operatorul de aparatul cu radiații, în momentul efectuării examinărilor. [34-35]

#### 4.2.1. Teste de normalitate

Am efectuat teste de normalitate pentru toți cei 4 parametri, rezultatele fiind prezentate în **tabelele 4.1a** (SMB1) și **4.1b** (SMB2). Se observă că nu toate au trecut testele de normalitate, deci Greutatea, Grosimea și MGD prezintă distribuții non-gaussiene.

TABEL 4.1A. TESTE DE NORMALITATE PENTRU EXAMINAREA SMB1 LA S1

Normality and Lognormality Tests	A	B	C	D
	Varsta	Greutate	Grosime	MGD
<b>Test for normal distribution</b>				
<b>D'Agostino &amp; Pearson test</b>				
K2	0.6808	22.22	5.338	16.90
P value	0.7115	<0.0001	0.0693	0.0002
Passed normality test (alpha=0.05)?	Yes	No	Yes	No
P value summary	ns	****	ns	***
<b>Shapiro-Wilk test</b>				
W	0.9736	0.7513	0.9205	0.8158
P value	0.3212	<0.0001	0.0025	<0.0001
Passed normality test (alpha=0.05)?	Yes	No	No	No
P value summary	ns	****	**	****
<b>Number of values</b>	50	50	50	50

TABEL 4.1B. TESTE DE NORMALITATE PENTRU EXAMINAREA SMB2 LA S1

Normality and Lognormality Tests	A	B	C	D
	Varsta	Greutate	Grosime	MGD
<b>Test for normal distribution</b>				
<b>D'Agostino &amp; Pearson test</b>				
K2	3.146	51.34	18.39	6.439
P value	0.2074	<0.0001	0.0001	0.0400
Passed normality test (alpha=0.05)?	Yes	No	No	No
P value summary	ns	****	***	*
<b>Shapiro-Wilk test</b>				
W	0.9289	0.7817	0.9019	0.8822
P value	0.0050	<0.0001	0.0006	0.0001
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	No	No	No
P value summary	**	****	***	***
<b>Number of values</b>	50	50	50	50

4.2.2. Statistica descriptivă

Rezultatele statisticii descriptive se regăesc în **tabelele 4.2.** (SMB1) și **4.3.** (SMB2), unde este precizată valoarea mediană, quartilele Q1 și Q3, valorile de minim și maxim, și domeniul de dispersie al datelor (range).

TABEL 4.2. DESCRIERE STATISTICĂ PENTRU SMB1 LA S1

TABEL 4.3. DESCRIERE STATISTICĂ PENTRU SMB2 LA S1

Descriptive statistics	A	B	C	D	Descriptive statistics	A	B	C	D
	Varsta	Greutate	Grosime	MGD		Varsta	Greutate	Grosime	MGD
Number of values	50	50	50	50	Number of values	50	50	50	50
Minimum	34.00	57.00	4.700	0.7200	Minimum	39.00	55.00	4.700	0.7500
25% Percentile	45.00	61.00	4.800	0.8000	25% Percentile	43.75	60.00	4.800	0.8800
Median	58.00	68.00	4.900	0.8700	Median	54.00	66.50	5.100	0.9900
75% Percentile	63.00	78.00	5.100	1.038	75% Percentile	59.00	68.50	5.200	1.248
Maximum	85.00	120.0	5.300	1.570	Maximum	81.00	108.0	5.300	1.810
Range	51.00	63.00	0.6000	0.8500	Range	42.00	53.00	0.6000	1.060

Am plotat apoi parametri în diagrame Box-and-whisker (**Figura 4.3a** și **Figura 4.3b**) pentru a avea o reprezentare vizuală mai bună a dispersiei datelor.

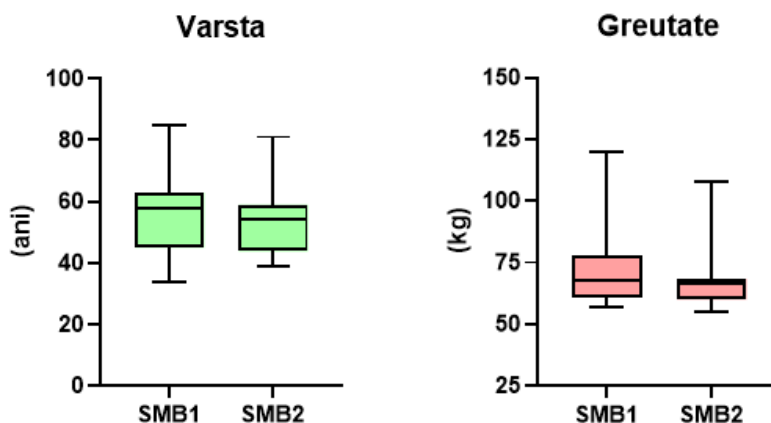


FIGURA 4.3A. BOX-PLOT COMPARATIV VÂRSTĂ ȘI GREUTATE

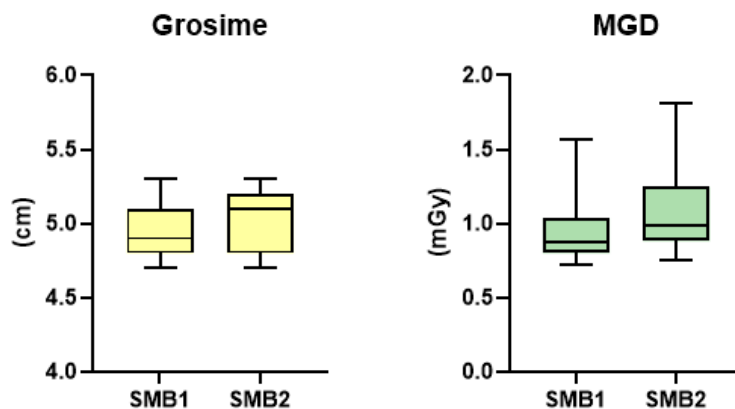


FIGURA 4.3B. BOX-PLOT COMPARATIV GROSIME ȘI MGD

4.2.3. Corelații

Am plotat întâi graficele corespunzătoare SMB1, ale dozei ca funcție de vârsta pacientului (Figura 4.4), dozei în funcție de greutatea pacientului (Figura 4.5) și dozei în funcție de grosimea sânului comprimat (Figura 4.6), iar corespondentele (Tabel 4.4, Tabel 4.5, Tabel 4.6) reprezintă rezultatele testelor de corelație.

TABEL 4.4 CORELAȚIA DOZĂ-VÂRSTĂ

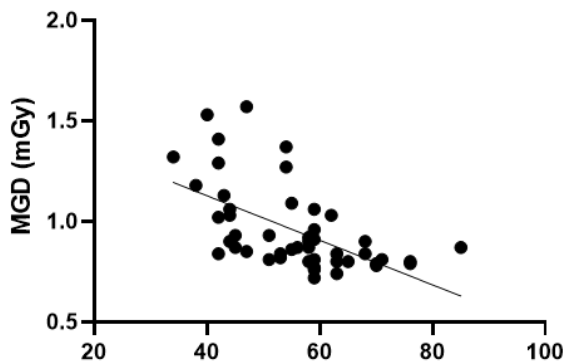


FIGURA 4.4 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE VÂRSTĂ

Correlation		A
		Vârsta vs. MGD
<b>Spearman r</b>		
r		-0.6518
95% confidence interval		-0.7905 to -0.4495
<b>P value</b>		
P (two-tailed)		<0.0001
P value summary		****
Exact or approximate P value?		Approximate
Significant? (alpha = 0.05)		Yes
<b>Number of XY Pairs</b>		50

TABEL 4.5 CORELAȚIA DOZĂ-GREUTATE

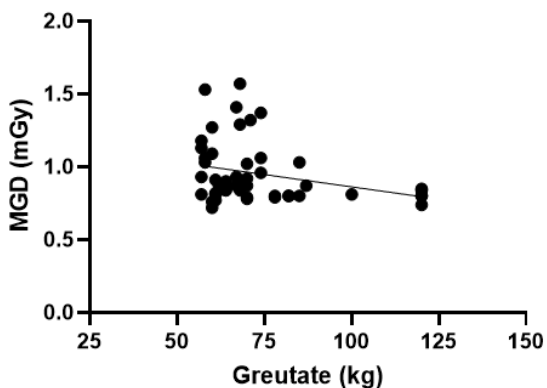


FIGURA 4.5 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GREUTATE

<b>Spearman r</b>	
r	-0.2992
95% confidence interval	-0.5391 to -0.01425
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.0348
P value summary	*
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	Yes
<b>Number of XY Pairs</b>	
	50

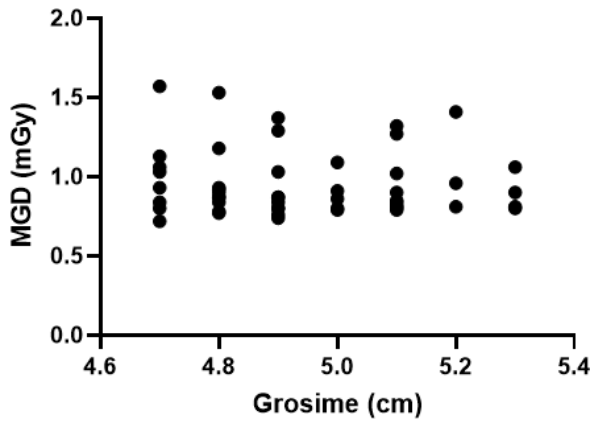


FIGURA 4.6 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GROSIME

TABEL 4.6 CORELAȚIA DOZĂ-GROSIME

Correlation Tabular results	Grosime vs. MGD
<b>Pearson r</b>	
r	-0.07982
95% confidence interval	-0.3504 to 0.2030
R squared	0.006371
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.5816
P value summary	ns
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	50

Ecuția graficului doză în funcție de vârstă:  $y = -0.01108 \cdot x + 1.571$

Ecuția graficului doză în funcție de greutate:  $y = -0.003380 \cdot x + 1.201$

TABEL 4.7 CORELAȚIA DOZĂ-VÂRSTĂ

În cazul SMB2, analog:

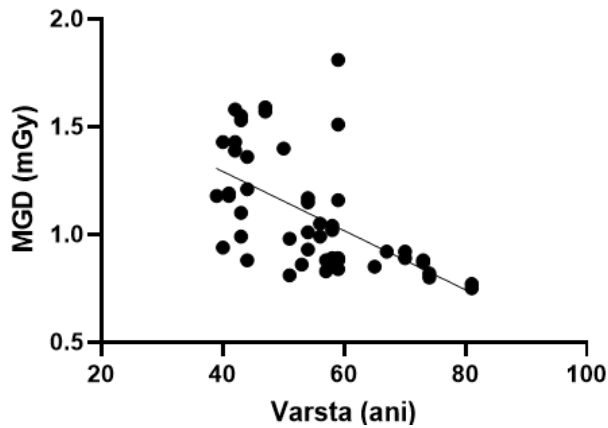


FIGURA 4.7 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE VÂRSTĂ

Correlation Tabular results	A
	Varsta vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.6322
95% confidence interval	-0.7777 to -0.4225
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	<0.0001
P value summary	****
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	Yes
<b>Number of XY Pairs</b>	50

TABEL 4.8 CORELAȚIA DOZĂ-GREUTATE

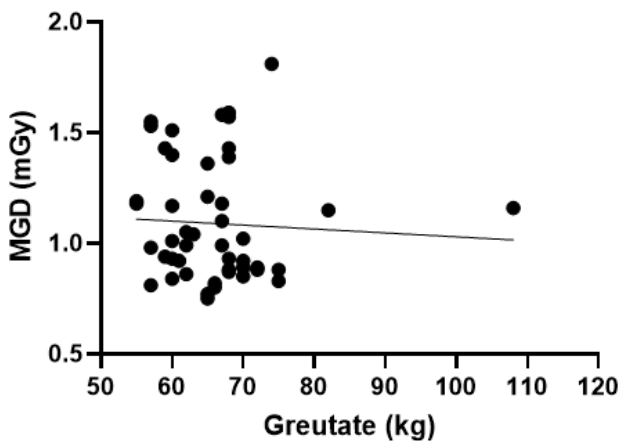


FIGURA 4.8 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GREUTATE

Correlation Tabular results	A
	Greutate vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.1701
95% confidence interval	-0.4351 to 0.1220
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.2376
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	50



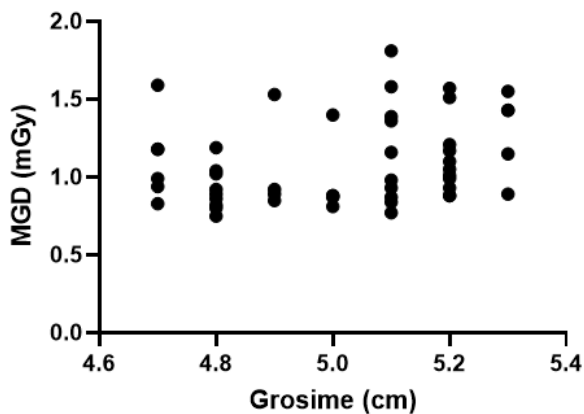


FIGURA 4.9 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GROSIME

TABEL 4.9 CORELAȚIA DOZĂ-GROSIME

Correlation Tabular results	A
	Grosime vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	0.2793
95% confidence interval	-0.007402 to 0.5236
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.0495
P value summary	*
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	Yes
<b>Number of XY Pairs</b>	50

Ecuția graficului doză în funcție de vârstă:  $y = -0.01374 * x + 1.842$

Ecuția graficului doză în funcție de greutate:  $y = -0.001774 * x + 1.207$

### 4.3. Rezultate individuale Spital 2

Am colectat în mod similar datele a 50 de pacienți pentru fiecare tip de examinare. Exemple de examinări pe fiecare tip în parte se găsesc în figurile de alături: pentru cranio-caudal – **Figura 4.10**) și pentru medio-lateral oblică – **Figura 4.11**).

Datele colectate cuprind pentru fiecare pacient aceleași specificații ca în cazul spitalului precedent.

În cadrul appendicelui, se regăsesc tabelele A4.3 și A4.4 conținând datele obținute la S2 în cadrul examinărilor SMB1 și SMB2.

Instalația mamografică utilizată în cadrul acestui spital este de tipul Senographe Essential (General Electric Healthcare). Acest sistem produce razele X cu ajutorul unui tub dual de molibden/rodium. Detecția este realizată în mod digital, cu scintilatori

din cristale de iodură de cesiu (CsI), atașate unei plăci de silicon amorf (a-Si). Examinările

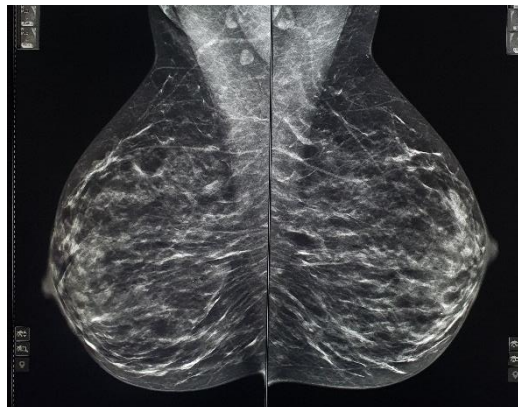


FIGURA 4.10. MAMOGRAFIE TIP MLO REALIZATĂ CU INSTALAȚIE SENOGAPHE ESSENTIAL

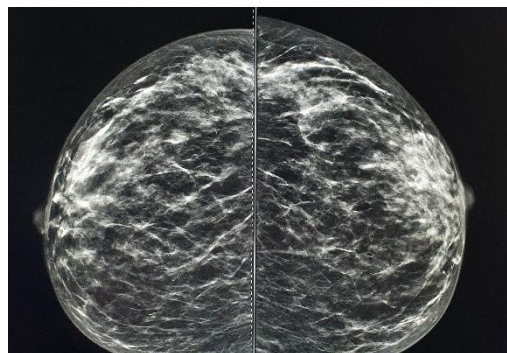


FIGURA 4.11. MAMOGRAFIE TIP CC REALIZATĂ CU INSTALAȚIA SENOGAPHE ESSENTIAL



sunt transmise sub forma unor imagini digitale, iar dimensiunea pixelilor este de 100 $\mu$ m. Parametri externi de funcționare includ cerințe specifice de temperatură (15°-35°C) și umiditate (10-80%, fără condens). Sistemul automat de setare a parametrilor interni de lucru funcționează între limitele: tensiunii de accelerare 22-49 kV, și a produsului curent-timp 4-500 mAs. Instalația prezintă de asemenea un sistem integrat de reglaj al poziționării (verticale, de compresie și de rotație), care poate fi acționat atât din software-ul implicit, cât și manual prin butoanele aparaturii. În plus, instalația conține și un ecran protector cu plumb, care să separe operatorul de aparatul cu radiații, în momentul efectuării examinărilor. [36-37]

Din cauza recomandărilor pentru calculul nivelului de referință, am ales din cele 50 de date inițiale, doar pe cele a căror grosime de sân comprimat se învâрте în jurul valorii de 5cm. În tabelul cu date aflat în apendic, am evidențiat exact datele utilizate pentru analiză, raportul dintre setul de date de la primul spital și setul actual de date fiind aproximativ 2:1.

#### 4.3.1. Teste de normalitate

Am efectuat teste de normalitate pentru toți cei 4 parametri, rezultatele fiind prezentate în **tabelele 4.10a** (SMB1) și **4.10b** (SMB2). Se observă că nu toți parametrii au trecut testele de normalitate, deci Vârsta, Grosimea și MGD prezintă distribuții non-gaussiene.

TABEL 4.10A. TESTE DE NORMALITATE PENTRU EXAMINAREA SMB1 LA S2

Normality and Lognormality Tests	A	B	C	D
	Varsta	Greutate	Grosime	MGD
<b>Test for normal distribution</b>				
<b>D'Agostino &amp; Pearson test</b>				
K2	6.713	0.4248	4.667	5.323
P value	0.0349	0.8086	0.0969	0.0698
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	Yes	Yes	Yes
P value summary	*	ns	ns	ns
<b>Shapiro-Wilk test</b>				
W	0.8613	0.9290	0.9090	0.9000
P value	0.0029	0.0825	0.0290	0.0184
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	Yes	No	No
P value summary	**	ns	*	*
<b>Number of values</b>	25	25	25	25

TABEL 4.10B. TESTE DE NORMALITATE PENTRU EXAMINAREA SMB2 LA S2

Normality and Lognormality Tests	A	B	C	D
	Varsta	Greutate	Grosime	MGD
<b>Test for normal distribution</b>				
<b>D'Agostino &amp; Pearson test</b>				
K2	9.952	9.267	1.876	1.737
P value	0.0069	0.0097	0.3913	0.4195
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	No	Yes	Yes
P value summary	**	**	ns	ns
<b>Shapiro-Wilk test</b>				
W	0.8432	0.8622	0.9289	0.9490
P value	0.0026	0.0056	0.1166	0.3016
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	No	Yes	Yes
P value summary	**	**	ns	ns
<b>Number of values</b>	22	22	22	22

## 4.3.2. Statistica descriptivă

TABEL 4.11. DESCRIERE STATISTICĂ SMB1 LA S2

Descriptive statistics	A	B	C	D
	Varsta	Greutate	Grosime	MGD
Number of values	25	25	25	25
Minimum	42.00	48.00	4.500	1.010
25% Percentile	60.00	70.00	4.600	1.215
Median	65.00	81.00	4.900	1.280
75% Percentile	68.00	100.0	5.200	1.325
Maximum	76.00	105.0	5.500	1.410
Range	34.00	57.00	1.000	0.4000

TABEL 4.12. DESCRIERE STATISTICĂ SMB2 LA S2

Descriptive statistics	A	B	C	D
	Varsta	Greutate	Grosime	MGD
Number of values	22	22	22	22
Minimum	42.00	64.00	4.500	1.060
25% Percentile	44.00	68.75	4.875	1.130
Median	56.00	70.00	5.150	1.195
75% Percentile	65.00	81.00	5.400	1.308
Maximum	76.00	83.00	5.500	1.460
Range	34.00	19.00	1.000	0.4000

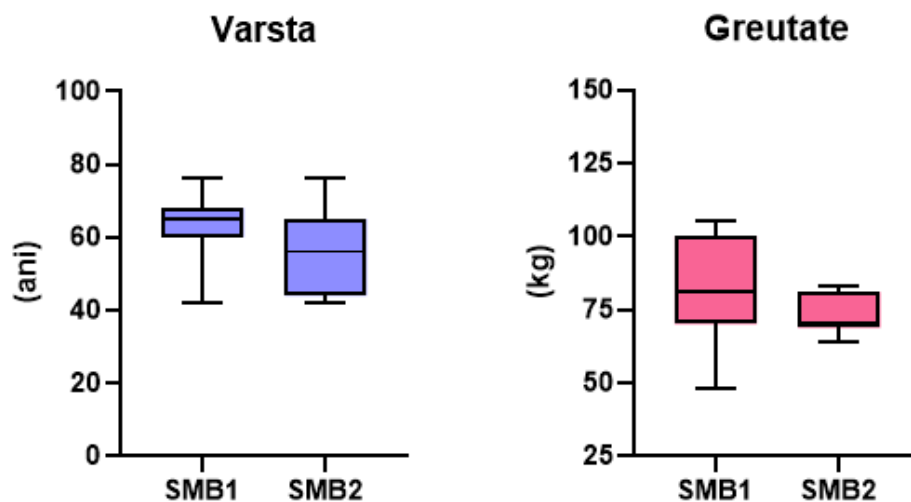


FIGURA 3.12A BOX-PLOT COMPARATIV VÂRSTĂ ȘI GREUTATE ÎN S2

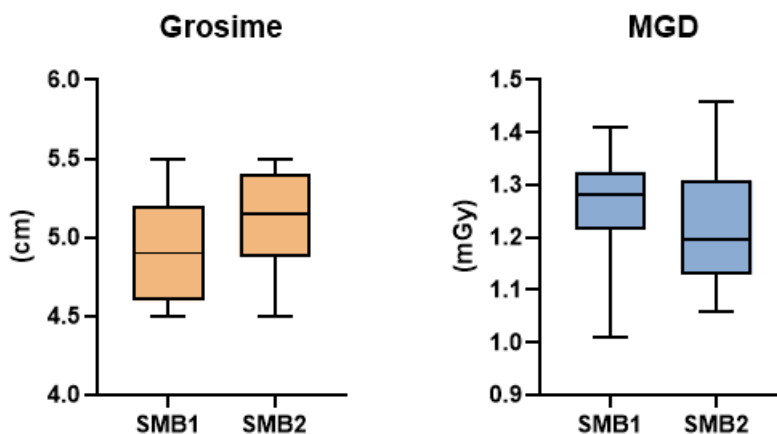


FIGURA 4.12B BOX-PLOT COMPARATIV GROSIME ȘI MGD LA S2

4.3.3. Corelații

Pentru SMB1:

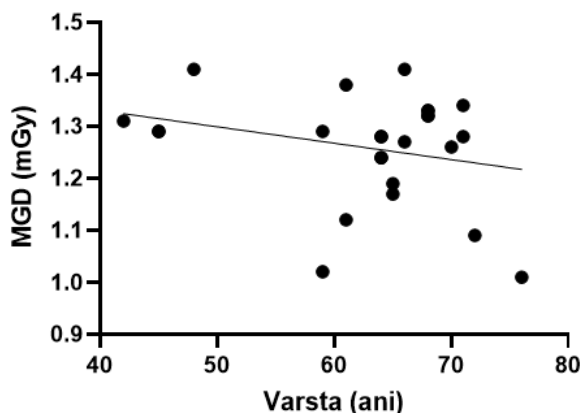


FIGURA 4.13 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE VÂRSTĂ

TABEL 4.13 CORELAȚIA DOZĂ-VÂRSTĂ

Correlation Tabular results	A Varsta vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.1180
95% confidence interval	-0.4996 to 0.3020
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.5743
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	25

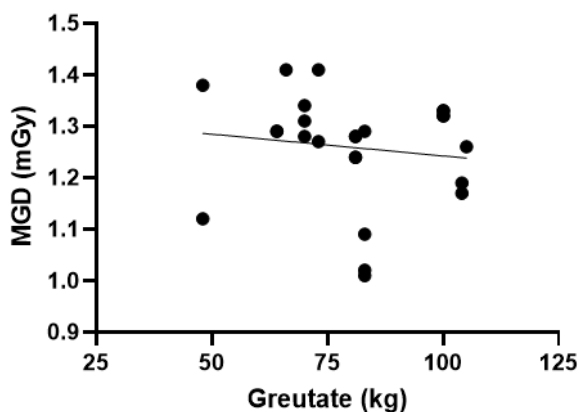


FIGURA 4.14 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GREUTATE

TABEL 4.14 CORELAȚIA DOZĂ-GREUTATE

Correlation Tabular results	A Greutate vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.2763
95% confidence interval	-0.6131 to 0.1455
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.1812
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	25

TABEL 4.15 CORELAȚIA DOZĂ-GROSIME

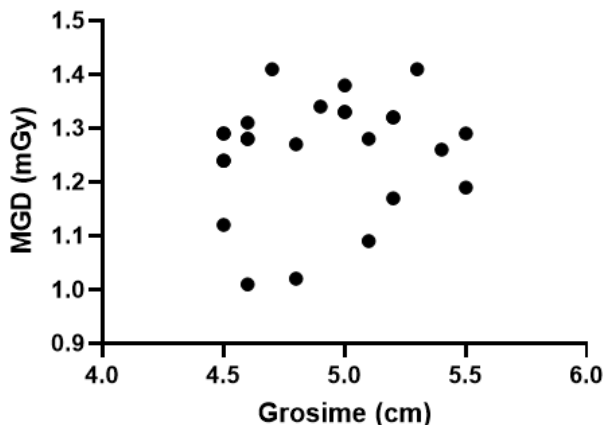


FIGURA 4.15 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GROSIME

Correlation Tabular results	Grosime vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	0.1780
95% confidence interval	-0.2452 to 0.5442
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.3947
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	25

Ecuția graficului doză în funcție de vârstă:  $y = -0.003155 \cdot x + 1.457$

Ecuția graficului doză în funcție de greutate:  $y = -0.0008461 \cdot x + 1.327$

Pentru SMB2:

TABEL 4.16 CORELAȚIA DOZĂ-VÂRSTĂ

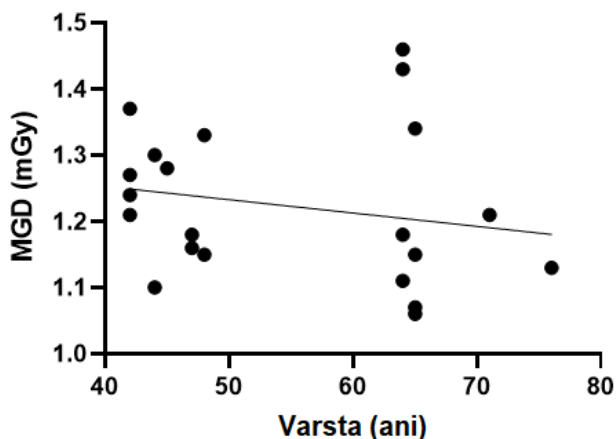


FIGURA 4.16 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE VÂRSTĂ

Correlation Tabular results	A Varsta vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.3667
95% confidence interval	-0.6898 to 0.07813
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.0932
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	22

TABEL 4.17 CORELAȚIA DOZĂ-GREUTATE

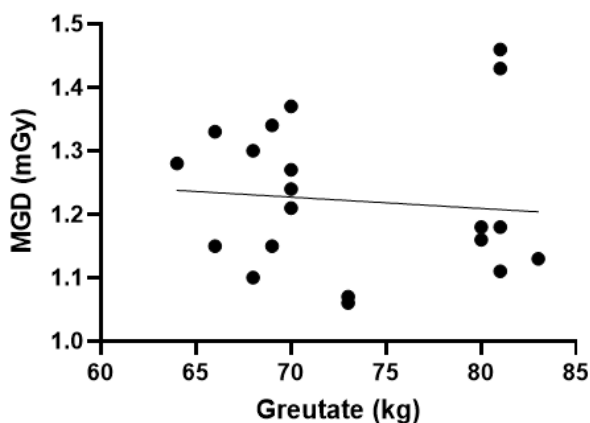


FIGURA 4.17 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GREUTATE

Correlation Tabular results	A Greutate vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.2107
95% confidence interval	-0.5895 to 0.2440
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.3465
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	22

TABEL 4.18 CORELAȚIA DOZĂ-GROSIME

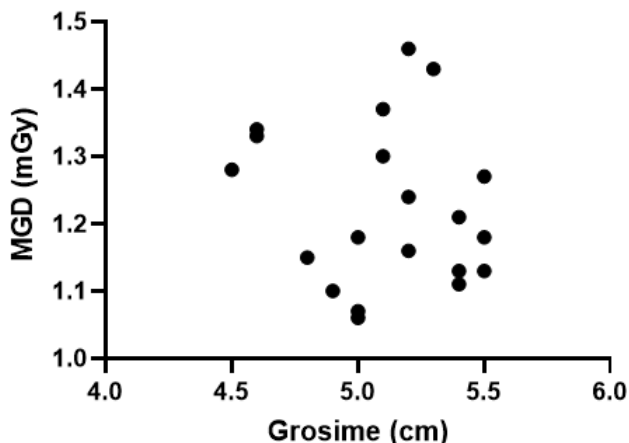


FIGURA 4.18 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GROSIME

Correlation Tabular results	A
	Grosime vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.07316
95% confidence interval	-0.4901 to 0.3711
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.7463
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	22

Ecuția graficului doză în funcție de vârstă:  $y = -0.002017 \cdot x + 1.334$

Ecuția graficului doză în funcție de greutate:  $y = -0.001787 \cdot x + 1.352$

#### 4.4. Rezultate individuale Spital 3

Am colectat în mod similar datele a 23 de pacienți pentru fiecare tip de examinare. Exemple de examinări pe fiecare tip în parte se găsesc în figurile de alături: pentru cranio-caudal – **Figura 4.10**) și pentru medio-lateral oblică – **Figura 4.11**).

Datele colectate cuprind pentru fiecare pacient vârsta și grosimea sânului comprimat.

În cadrul apendicelui, se regăsesc tabelele A4.5 și A4.6 conținând datele obținute la S3 în cadrul examinărilor SMB1 și SMB2.

Instalația mamografică utilizată în cadrul acestui spital este de tipul Selenia Dimensions (Hologic, sistem digital de mamografii). Acest sistem produce razele X cu ajutorul unui tub rotativ de wolfram, având filtre de rodiiu, argint, aluminiu și cupru.

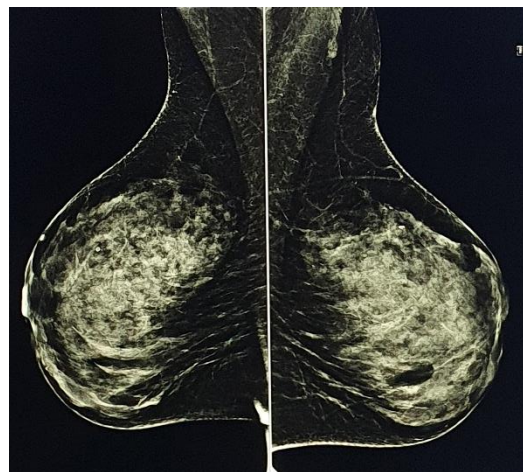


FIGURA 4.19. MAMOGRAFIE TIP MLO REALIZATĂ CU INSTALAȚIE SELENIA DIMENSIONS

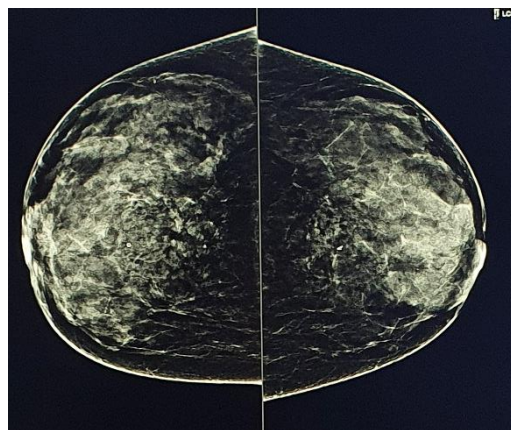


FIGURA 4.20. MAMOGRAFIE TIP CC REALIZATĂ CU INSTALAȚIE SELENIA DIMENSIONS

Detecția este realizată în mod digital, pe o placă de seleniu amorf, seleniul fiind un semiconductor care captează radiația și o transformă în semnal electric. Examinările sunt transmise sub forma unor imagini digitale, iar dimensiunea pixelilor este de 70μm. Parametri externi de funcționare includ cerințe specifice de temperatură (20°-30°C) și umiditate (20-80%, fără condens). Sistemul automat de setare a parametrilor interni de lucru funcționează între limitele: tensiunii de accelerare 20-39 kV, și a produsului curent-timp 3-500 mAs. Instalația prezintă de asemenea un sistem integrat de reglaj al poziționării (verticale, de compresie și de rotație), care poate fi acționat atât din software-ul implicit, cât și manual prin butoanele aparaturii. În plus, instalația conține și un ecran protector cu plumb, care să separe operatorul de aparatul cu radiații, în momentul efectuării examinărilor. [38-39].

#### 4.4.1. Teste de normalitate

Am efectuat teste de normalitate pentru cei 3 parametri, rezultatele fiind prezentate în **tabelele 4.19a** (SMB1) și **4.19b** (SMB2). Se observă că nu toți parametrii au trecut testele de normalitate, deci Vârsta și MGD prezintă distribuții non-gaussiene.

TABEL 4.19A. TESTE DE NORMALITATE PENTRU EXAMINAREA SMB1 LA S3

Normality and Lognormality Tests	A	B	C
	Varsta	Grosime	MGD
<b>Test for normal distribution</b>			
<b>D'Agostino &amp; Pearson test</b>			
K2	3.521	1.008	3.106
P value	0.1720	0.6042	0.2116
Passed normality test (alpha=0.05)?	Yes	Yes	Yes
P value summary	ns	ns	ns
<b>Shapiro-Wilk test</b>			
W	0.8695	0.9380	0.8986
P value	0.0063	0.1630	0.0237
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	Yes	No
P value summary	**	ns	*
<b>Number of values</b>	23	23	23

TABEL 4.19B. TESTE DE NORMALITATE PENTRU EXAMINAREA SMB2 LA S3

Normality and Lognormality Tests	A	B	C
	Varsta	Grosime	MGD
<b>Test for normal distribution</b>			
<b>D'Agostino &amp; Pearson test</b>			
K2	6.498	6.895	2.048
P value	0.0388	0.0318	0.3591
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	No	Yes
P value summary	*	*	ns
<b>Shapiro-Wilk test</b>			
W	0.8656	0.8969	0.9435
P value	0.0053	0.0218	0.2136
Passed normality test (alpha=0.05)?	No	No	Yes
P value summary	**	*	ns
<b>Number of values</b>	23	23	23

4.4.2. Statistica descriptivă

TABEL 4.20. DESCRIERE STATISTICĂ SMB1 LA S3

	A	B	C
	Varsta	Grosime	MGD
Number of values	23	23	23
Minimum	41.00	4.700	0.9900
25% Percentile	46.00	5.000	1.090
Median	51.00	5.100	1.190
75% Percentile	60.00	5.200	1.390
Maximum	75.00	5.300	1.680
Range	34.00	0.6000	0.6900

TABEL 4.21. DESCRIERE STATISTICĂ SMB2 LA S3

Descriptive statistics	A	B	C
	Varsta	Grosime	MGD
Number of values	23	23	23
Minimum	41.00	4.800	1.010
25% Percentile	45.00	4.900	1.150
Median	51.00	5.000	1.250
75% Percentile	59.00	5.200	1.400
Maximum	76.00	5.300	1.710
Range	35.00	0.5000	0.7000

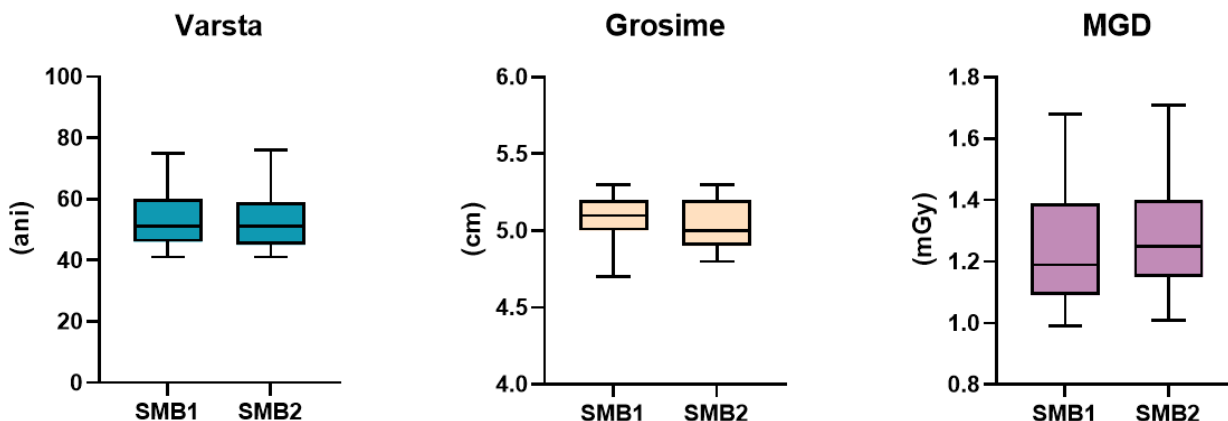


FIGURA 4.21 BOX-PLOT COMPARATIV CU VARSTA, GROSIMEA ȘI MGD ÎN S3



### 4.4.3. Corelații

Pentru SMB1:

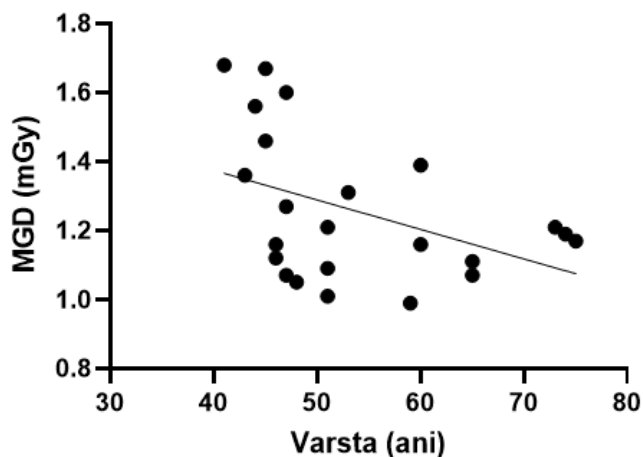


FIGURA 4.22 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE VÂRSTĂ

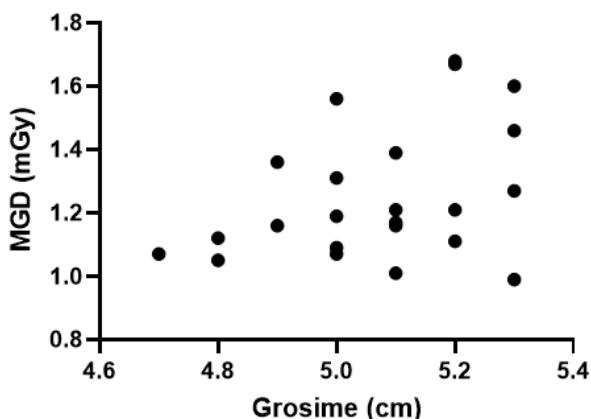


FIGURA 4.23 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GROSIME

Ecuția graficului doză în funcție de vârstă:  $y = -0.008557 \cdot x + 1.717$

Pentru SMB2:

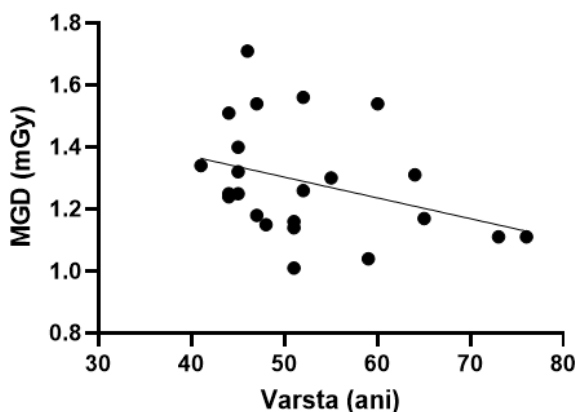


FIGURA 4.24 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE VÂRSTĂ

TABEL 4.22 CORELAȚIA DOZĂ-VÂRSTĂ

Correlation Tabular results	A
	Varsta vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	-0.4540
95% confidence interval	-0.7357 to -0.03850
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.0295
P value summary	*
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	Yes
<b>Number of XY Pairs</b>	23

TABEL 4.23 CORELAȚIA DOZĂ-GROSIME

Correlation Tabular results	A
	Grosime vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	0.3611
95% confidence interval	-0.07297 to 0.6801
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.0905
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	23



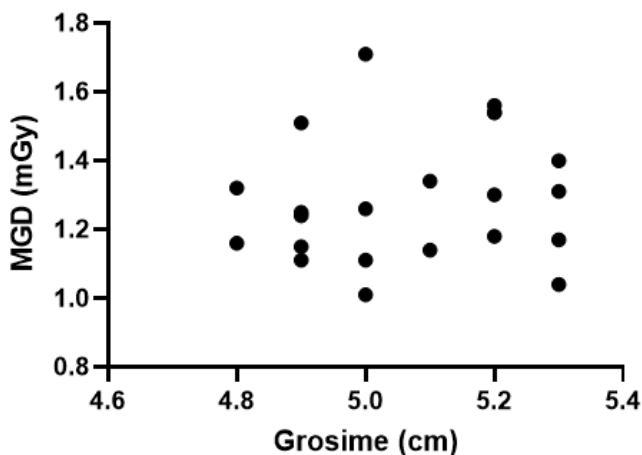


FIGURA 4.25 GRAFICUL DOZEI ÎN FUNCȚIE DE GROSIME

TABEL 4.25 CORELAȚIA DOZĂ-GROSIME

Correlation Tabular results	A
	Grosime vs. MGD
<b>Spearman r</b>	
r	0.1709
95% confidence interval	-0.2716 to 0.5538
<b>P value</b>	
P (two-tailed)	0.4356
P value summary	ns
Exact or approximate P value?	Approximate
Significant? (alpha = 0.05)	No
<b>Number of XY Pairs</b>	23

Ecuția graficului doză în funcție de vârstă:  $y = -0.006706 \cdot x + 1.638$

## 4.5. Analiza comparativă

### 4.5.1. Nivelul de referință

Am calculat pentru fiecare set de date nivelul de referință, aflat la cuartilul 3. Am menționat, totodată, la capitolul 3.5 despre nivelul de referință stabilit la nivel național, cumulativ pe cei doi sâni ca fiind 3.0 mGy pe fiecare dintre tipurile de expunere. Deci pentru un singur sân, nivelul de referință este:  $3.0 / 2 = 1.5$  mGy. În Tabelul 4.26 am ilustrat atât valoarea națională, cât și valorile obținute:

TABEL 4.26. COMPARAȚIE NIVELE DE REFERINȚĂ

	CC	MLO
unit. măsur.	mGy	mGy
Nivel Referință	1.5	1.5
SPITAL 1	1.03	1.21
SPITAL 2	1.17	1.13
SPITAL 3	1.36	1.35

Am pus în comparație, ulterior, rezultatele dozei, în diagrame de tip Box-and-whisker. Se poate observa că valorile obținute sunt foarte apropiate, iar în cazul Spitalelor 2 și 3, putem constata că nu există diferențe esențiale între valorile obținute la cele două examinări, în timp ce pentru Spitalul 1, diferența este substanțială.

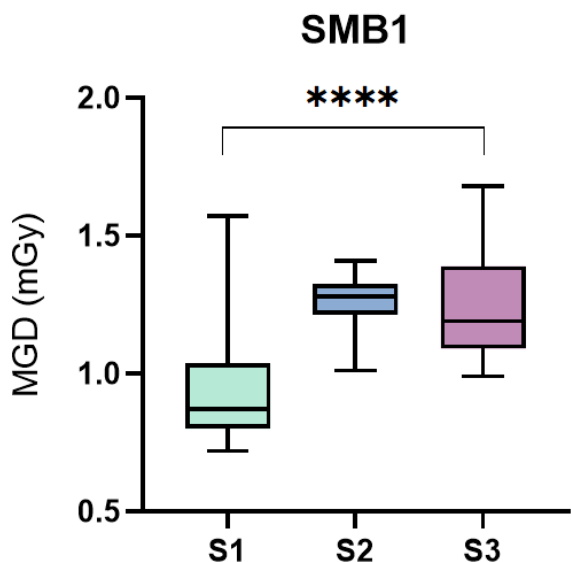


FIGURA 4.26 DIAGRAMĂ COMPARATIVĂ PENTRU DOZELE OBȚINUTE LA CELE 3 SPITALE, EXAMINAREA SMB1

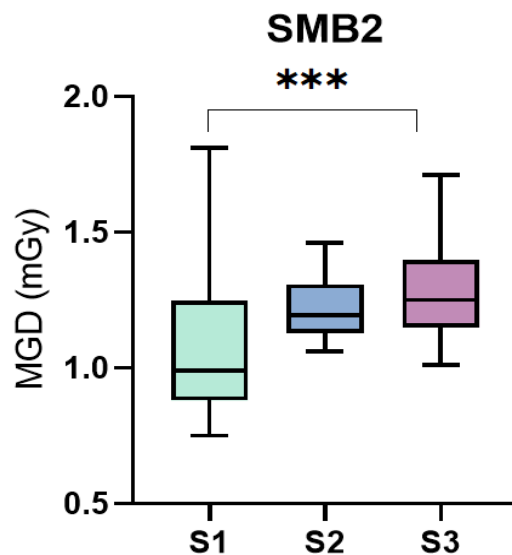


FIGURA 4.27 DIAGRAMĂ COMPARATIVĂ PENTRU DOZELE OBȚINUTE LA CELE 3 SPITALE, EXAMINAREA SMB2

#### 4.5.2. Test comparativ

Am efectuat testul Kruskal-Wallis pentru a compara în paralel dozele de la cele 3 spitale. Testul Kruskal-Wallis este testul de analiză statistică potrivit în cazul comparării a 3 sau mai multe variabile, care au distribuții non-gaussiene. Acesta compară medianele grupurilor, și determină dacă există o semnificație stastică a datelor comparate.

În urma testului, se observă valoarea lui p ca fiind mai mică decât 0.0001 în cazul procedurii SMB1 și egală cu 0.0006 în cazul procedurii SMB2. Acest fapt arată că datele comparate prezintă diferențe din punct de vedere statistic. Acest lucru poate fi justificat atât pe baza unui grup diferit de pacienți pentru fiecare dintre cele trei spitale, pe baza unei proceduri diferite de lucru, cât și pe baza modalității de funcționare ale aparatelor utilizate.

TABEL 4.27 REZULTATUL ANALIZEI COMPARATIVE PENTRU EXAMINAREA SMB1

<b>Kruskal-Wallis test</b>	
Table Analyzed	SMB1
<b>Kruskal-Wallis test</b>	
P value	<0.0001
Exact or approximate P value?	Approximate
P value summary	****
Do the medians vary signif. (P < 0.05)?	Yes
Number of groups	3
Kruskal-Wallis statistic	39.85
<b>Data summary</b>	
Number of treatments (columns)	3
Number of values (total)	98

TABEL 4.28 REZULTATUL ANALIZEI COMPARATIVE PENTRU EXAMINAREA SMB2

Table Analyzed	SMB2
<b>Kruskal-Wallis test</b>	
P value	0.0006
Exact or approximate P value?	Approximate
P value summary	***
Do the medians vary signif. (P < 0.05)?	Yes
Number of groups	3
Kruskal-Wallis statistic	14.72
<b>Data summary</b>	
Number of treatments (columns)	3
Number of values (total)	95

## Concluzie

Prin această lucrare mi-am propus să analizez și să compar dozele administrate în examinările mamografice de la 3 spitale. Examinările au fost efectuate în perioada 2023-2024, iar instalația mamografică a fost reglată conform parametrilor tehnici sugerați de producător, având inspecția tehnică conform calendarului.

Am efectuat o analiză statistică comparativă, având ca scop următoarele considerente: primul aspect vizat constă în stabilirea unui nivel de referință. Așadar, pentru fiecare examinare, am calculat valoarea nivelului de referință de la toate cele 3 spitale, urmând a fi puse spre comparație. Observăm în primul rând că toate cele trei nivele de referință rezultate se încadrează în nivelul recomandat la nivel național. Acest lucru implică o respectare riguroasă a protocolului de optimizare a protecției radiologice.

Apoi, având în vedere distribuțiile non-gaussiene ale mărimilor studiate, am efectuat un test de tip Kruskal-Wallis pentru a compara doza medie glandulară (MGD) de la cele 3 spitale. Rezultatul testului de analiză statistică ne indică faptul că diferențele dintre seturile de date colectate au o semnificație statistică (SMB1:  $p < 0.0001$ , SMB2:  $p = 0.0006$ ).

Se observă că între primele două tipuri de aparatură utilizată, și cel de-al treilea există o diferență semnificativă în principiul de funcționare: primele două detectează radiația cu ajutorul unui panou de silicon amorf, cu cristale de CsI, deci detecție indirectă, iar al treilea utilizează seleniu amorf, detecție directă. Din această cauză, rezultatele obținute sunt diferite substanțial, o diferență vizibilă fiind raportată la nivelele de referință stabilite, unde al treilea aparat administrează o doză mai mare decât celelalte două. Implicit, calitatea imaginilor diferă, acest lucru constituind un studiu de sine stătător, detaliat în articolul [43].

Concluzionând, compararea seturilor de date privind doza medie glandulară a demonstrat existența unei semnificații statistice, dată atât de pacienții diferiți considerați, modalitatea diferită de lucru și modul de detecție al radiației din instalațiile utilizate. Mai mult, toate cele trei spitale respectă protocoalele de optimizare a protecției radiologice, nivelul de referință stabilit local dovedind acest lucru.

## Bibliografie

- [1] Moss, S., Thomas, I., Evans, A., Thomas, B., Johns, L., & Trial Management Group (2005). Randomised controlled trial of mammographic screening in women from age 40: results of screening in the first 10 years. *British journal of cancer*, 92(5), 949–954. <https://doi.org/10.1038/sj.bjc.6602396>
- [2] N. Rotaru, O. Malîga, I. Codreanu: Radiologie și Radioprotecție, Chișinău 2020
- [3] I. Bunget: Compendiu de Fizică, Ed. Științifică și Enciclopedică București, 1988
- [4] <https://crtsite.com/page5.html> [Accesat la 11.06.2024]
- [5] <https://behinnegareh.com/en/news/X-ray-Production-X-ray-Tube> [Accesat la 11.06.2024]
- [6] Cursul lui George Crișan de Imagistică Medicală [Imagistică – Cursuri.pdf](#) [Accesat la 11.06.2024]
- [7] Binjola, A. (2020). Interaction of Radiation with Matter. In: Mallick, S., Rath, G., Benson, R. (eds) *Practical Radiation Oncology*. Springer, Singapore. [https://doi.org/10.1007/978-981-15-0073-2\\_1](https://doi.org/10.1007/978-981-15-0073-2_1)
- [8] Răspunsurile corecte (comentate) pentru specialitatea Radiochimie CNCAN: <http://www.cncan.ro/assets/Surse-de-radiatii-ionizante/permise/Radiochimie-RAD/RAD-Raspunsuri.pdf> [Accesat la 16.06.2024]
- [9] Suportul de curs al lui Monica Focșan de Aparatură Medicală [Curs 7- Suport de curs.pdf](#) [Accesat la 16.06.2024]
- [10] <https://affidea.ro/serviciu/mamografie/> [Accesat la 16.06.2024]
- [11] <https://cancer-screening-and-care.jrc.ec.europa.eu/en/ecibc/european-breast-cancer-guidelines?topic=63&usertype=60&updatef2=0> [Accesat la 16.06.2024]
- [12] A. Venter: Mamografia digitală și tipul de sân, Universitatea din Oradea, 2013.
- [13] ACR practice parameter for the performance of screening and diagnostic mammography – Practice Guideline Revised 2023  
<https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/Screen-Diag-Mammo.pdf>  
[Accesat la 16.06.2024]

[14]

[https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Flink.springer.com%2Fchapter%2F10.1007%2F978-3-030-22173-7\\_23&psig=A0vVaw0V6WBu5Zy0TfKz9Vuen4fr&ust=1719381207266000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBEQjRxqFwoTCLDsx6mI9oYDFQAAAAAdAAAAABAS](https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Flink.springer.com%2Fchapter%2F10.1007%2F978-3-030-22173-7_23&psig=A0vVaw0V6WBu5Zy0TfKz9Vuen4fr&ust=1719381207266000&source=images&cd=vfe&opi=89978449&ved=0CBEQjRxqFwoTCLDsx6mI9oYDFQAAAAAdAAAAABAS)

[Accesat la 24.06.2024]

[15] Miglioretti DL, Rutter CM, Geller BM, et al. Effect of Breast Augmentation on the Accuracy of Mammography and Cancer Characteristics. *JAMA*. 2004;291(4):442–450. doi:10.1001/jama.291.4.442

[16]GGC. Perera, WSS. Jayasinghe, WBC. Nisansala, DDN. Wimalarathne, GLS. Galgamuwa and G. Senanayake: Evaluation of radiation dose to thyroid glands during diagnostic mammography; a comparison of cranio caudal (cc) and medio lateral oblique (mlo) views. *IJAR*. <http://dx.doi.org/10.21474/IJAR01/7105>

[17] <https://radiologykey.com/breast-imaging-mammography-2/> [Accesat la 16.06.2024]

[18] Goel A, Knipe H, Wilczek M, et al. Flat panel detector. Reference article, *Radiopaedia.org* (Accessed on 24 Jun 2024) <https://doi.org/10.53347/rID-26365>

[19] <https://radiologykey.com/mammogram-interpretation/> [Accesat la 23.06.2024]

[20]<https://www.medicalnewstoday.com/articles/314130#causes-and-treatment>

[Accesat la 23.06.2024]

[21] <https://radiologykey.com/interpreting-the-mammogram/> [Accesat la 23.06.2024]

[22] [https://cnsmf.ro/prevent/adulti/A.MH02%20-%20Interpretarea\\_rezultatelor\\_screeningului\\_mamografic.pdf](https://cnsmf.ro/prevent/adulti/A.MH02%20-%20Interpretarea_rezultatelor_screeningului_mamografic.pdf) [Accesat la 23.06.2024]

[23] Staren, E D. "Physics and principles of breast ultrasound." *The American surgeon* vol. 62,2 (1996): 103-7.

[24] ICRP: Publicația 105: Protecția radiologică în medicină / International Commission on Radiological Protection; ed. Jack Valentin; trad: Simion Ghilea. – București: Anima, 2012

[25] ICRP: Publicația 103: Recomandările din anul 2007 ale Comisiei Internaționale de Protecție Radiologică / International Commission on Radiological Protection; ed. Jack Valentin; trad: Simion Ghilea. – București: Anima, 2010

- [26] Dosimetry in diagnostic radiology : an international code of practice. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2007.
- [27] OMS 1255 /2016 <https://legislatie.just.ro/Public/DetaliiDocumentAfis/183627>  
[Accesat la 05.06.2024]
- [28] ICRP, 2017. Diagnostic reference levels in medical imaging. ICRP Publication 135. Ann. ICRP 46(1)
- [29] Cursurile lui Damian Grigore de fizica nucleară  
<https://phys.ubbcluj.ro/~grigore.damian/lectures.html> [Accesat la 23.06.2024]
- [30] <http://www.cnacan.ro/assets/Informatii-Publice/05-Proiecte-acte-legislative/2021/1/Norme-de-securitate-radiologic-n-practicile-de-radiologie-de-diagnostic02122021.pdf> [Accesat la 05.06.2024]
- [31] OMS 1245/2021 <https://insp.gov.ro/download/cnmrmc/Informatii/Ordinul-MS-1245-Niveluri-de-referinta-in-diagnostic-si-Ordinul-MS-961-Constrangeri-de-doza-in-expunerea-medicala.pdf> [Accesat la 05.06.2024]
- [32] IAEA, 1995. Radiation doses in diagnostic radiology and methods for dose reduction  
[https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te\\_796\\_web.pdf](https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/te_796_web.pdf) [Accesat la 05.06.2024]
- [33] H. J. Motulsky, "Interpreting results: Quartiles and the interquartile range" , GraphPad Statistics Guide.  
[https://www.graphpad.com/guides/prism/latest/statistics/stat\\_percentiles\\_and\\_the\\_median.htm](https://www.graphpad.com/guides/prism/latest/statistics/stat_percentiles_and_the_median.htm) [Accesat la 16.06.2024]
- [34] E. Rotenștein, „Organizarea datelor statistice”  
<https://www.math.uaic.ro/~eduard/Capitolul%201.%20Organizarea%20datelor%20statistice.pdf> [Accesat la 23.06.2024]
- [35] H. J. Motulsky, "Normality (and lognormality) tests" , GraphPad Statistics Guide.  
[https://www.graphpad.com/guides/prism/latest/statistics/stat\\_choosing\\_a\\_normality\\_test.htm](https://www.graphpad.com/guides/prism/latest/statistics/stat_choosing_a_normality_test.htm) [Accesat la 23.06.2024]
- [36] H. J. Motulsky, "Kruskal-Wallis test" , GraphPad Statistics Guide.

[https://www.graphpad.com/guides/prism/latest/statistics/stat\\_checklist\\_kw.htm](https://www.graphpad.com/guides/prism/latest/statistics/stat_checklist_kw.htm)

[Accesat la 16.06.2024]

[37]<https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/1800000006988230/1c0db01332c7/MAMMOMAT-Fusion---Product-Brochure.pdf> [Accesat la 23.06.2024]

[38]<https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/79c68bc4aa0d6495/a818f6a195b2/MAMMOMAT-Fusion---Improvement-Flyer.pdf> [Accesat la 23.06.2024]

[39] Senographe Essential, Pre-Installed Manual 5160036-12-8EN, Revision 1

[https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/documents/us-global/support/site-planning/womens/pim/gehc-pim\\_seno-essential\\_5160036.zip?rev=-1&hash=040D65543A672C8619FBE8CE52E15235](https://www.gehealthcare.com/-/jssmedia/documents/us-global/support/site-planning/womens/pim/gehc-pim_seno-essential_5160036.zip?rev=-1&hash=040D65543A672C8619FBE8CE52E15235) [Accesat la 23.06.2024]

[40][https://www.gehealthcare.com/en-sg/-/jssmedia/widen/2018/01/25/0204/gehealthcarecom/migrated/2018/02/19/0842/eroperability-dicom-xray-gehc-dicom-conformance\\_senographeessential\\_5160041-8-1en\\_rev1\\_pdf.pdf?rev=-1&hash=B46D851DEDB0CE3C055EB16C00EF47DF](https://www.gehealthcare.com/en-sg/-/jssmedia/widen/2018/01/25/0204/gehealthcarecom/migrated/2018/02/19/0842/eroperability-dicom-xray-gehc-dicom-conformance_senographeessential_5160041-8-1en_rev1_pdf.pdf?rev=-1&hash=B46D851DEDB0CE3C055EB16C00EF47DF) [Accesat la 23.06.2024]

[41]<https://catalogomedicomx.s3.amazonaws.com/produccion/download/2715.pdf>  
[Accesat la 23.06.2024]

[42]<https://www.hologic.com/sites/default/files/Dimensions%201.7%20DICOM%20Conformance%20Statement.pdf> [Accesat la 23.06.2024]

[43] Fischbach, F., Freund, T., Pech, M., Werk, M., Bassir, C., Stoeber, B., ... Rieke, J. (2003). Comparison of indirect CsI/A:Si and direct a: SE digital radiography<br></br>An assessment of contrast and detail visualization. Acta Radiologica, 44(6), 616–621.  
<https://doi.org/10.1080/02841850312331287769>



## Apendice

### Tabelele cu date colectate individual de la cele trei spitale

Prezentul document reprezintă o parte integrantă a lucrării de licență și este utilizat în scopul facilitării parcurgerii acesteia.

Tabelele afișate prezintă datele integrale colectate, în formatul lor original, pe baza cărora s-au efectuat analizele prezentate în lucrare. În cadrul fiecărui spital (notat cu S și numerotat corespunzător cu un număr de la 1 la 3, conform ordinii în care au fost menționate în lucrare) au fost înregistrate caracteristicile vizate de efectuarea examinării de mamografie. Distincția dintre cele două perspective independente ale mamografiei este realizată cu ajutorul codurilor de procedură: perspectiva **cranio-caudală** are codul **SMB1**, iar perspectiva **medio-lateral oblică** are codul **SMB2**. Aceste coduri sunt utilizate în continuare pentru identificare.

Tabelul A4.1 conținând datele obținute la S1 în cadrul examinării SMB1:

Nr. Crt.	Vârsta	Greutate (kg)	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
1	59	60	26	63	4,7	0,72
2	63	120	28	61,4	4,9	0,74
3	59	60	29	61,8	4,9	0,76
4	59	61	28	68,3	4,8	0,77
5	70	70	28	69,2	4,8	0,78
6	70	70	29	65,5	5	0,79
7	76	78	29	66,3	5,1	0,79
8	63	120	28	72,4	4,9	0,8
9	63	120	29	66,5	5	0,8
10	58	82	30	63,5	5,3	0,8
11	58	82	29	65,2	4,9	0,8
12	65	85	28	69,7	4,7	0,8
13	76	78	29	67,7	5,1	0,8
14	59	61	29	68,7	5,1	0,81
15	71	100	29	69,6	5,2	0,81
16	51	57	29	70,2	5,3	0,81
17	53	61	29	69,4	5,1	0,82
18	63	120	28	74,6	4,8	0,84
19	68	64	29	71,3	5,1	0,84
20	53	62	28	74	4,7	0,84
21	42	68	29	68,5	4,9	0,84
22	47	120	29	71,5	5,1	0,85

Nr. Crt.	Vârsta	Greutate (kg)	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
23	55	64	29	71,9	5	0,86
24	85	87	28	77,1	4,8	0,87
25	58	70	28	77,5	4,8	0,87
26	56	62	28	78,4	4,9	0,87
27	45	67	29	71,5	4,9	0,87
28	68	64	29	75,9	5,1	0,9
29	44	68	29	77,8	5,3	0,9
30	58	68	28	79,9	4,8	0,9
31	59	61	29	75,9	5	0,91
32	58	70	28	82,3	4,8	0,92
33	45	67	28	81,4	4,7	0,93
34	51	57	28	82,8	4,8	0,93
35	59	74	29	81,9	5,2	0,96
36	42	70	29	86,1	5,1	1,02
37	44	58	28	90	4,7	1,03
38	62	85	28	93	4,9	1,03
39	44	58	28	92,5	4,7	1,06
40	59	74	30	83,8	5,3	1,06
41	55	60	29	90,7	5	1,09
42	43	57	28	98,7	4,7	1,13
43	38	57	28	105,5	4,8	1,18
44	54	60	29	107,3	5,1	1,27
45	42	68	28	117	4,9	1,29
46	34	71	29	114,4	5,1	1,32
47	54	74	28	124,6	4,9	1,37
48	42	67	29	120,5	5,2	1,41
49	40	58	29	123	4,8	1,53
50	47	68	28	137,3	4,7	1,57

Tabelul A4.2 conținând datele obținute la S1 în cadrul examinării SMB2:

Nr. Crt.	Vârsta	Greutate (kg)	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
1	81	65	28	67	4,8	0,75
2	81	65	29	65,1	5,1	0,77
3	74	66	28	71,2	4,8	0,8
4	51	57	29	67,5	5	0,81
5	74	66	28	73,1	4,8	0,82
6	57	75	28	72,8	4,7	0,83
7	59	60	29	71	5,1	0,84
8	65	70	29	69,7	4,9	0,85
9	53	62	28	76,8	4,8	0,86
10	58	68	29	72,4	5	0,87

<b>Nr. Crt.</b>	<b>Vârsta</b>	<b>Greutate (kg)</b>	<b>kV</b>	<b>mAs</b>	<b>Grosime sân comprimat d(cm)</b>	<b>Doza medie glandulară MGD (mGy)</b>
11	73	68	29	73,4	5,1	0,87
12	44	68	29	73,5	5	0,88
13	73	68	29	73,2	5	0,88
14	59	72	29	75,6	5,2	0,88
15	57	75	29	75,7	5,2	0,88
16	58	70	29	71,8	4,8	0,89
17	59	72	29	77,1	5,3	0,89
18	70	70	29	73	4,9	0,89
19	67	61	29	73,8	4,8	0,92
20	70	70	29	75,5	4,9	0,92
21	54	68	29	79,3	5,2	0,93
22	54	60	29	78,8	5,1	0,93
23	40	59	28	82,3	4,7	0,94
24	51	57	29	82,5	5,1	0,98
25	56	62	29	85,1	5,2	0,99
26	43	67	28	86,9	4,7	0,99
27	54	60	29	86,1	5,2	1,01
28	58	70	28	91	4,8	1,02
29	58	63	28	92,4	4,8	1,04
30	56	62	29	90	5,2	1,05
31	43	67	29	94,5	5,2	1,1
32	54	82	33	91	5,3	1,15
33	59	108	29	98	5,1	1,16
34	54	60	29	99,8	5,2	1,17
35	39	67	28	103,6	4,7	1,18
36	41	55	28	103,3	4,7	1,18
37	41	55	29	95,6	4,8	1,19
38	44	65	29	103,6	5,2	1,21
39	44	65	29	114,4	5,1	1,36
40	42	68	29	117,4	5,1	1,39
41	50	60	29	116,7	5	1,4
42	42	68	29	124	5,3	1,43
43	40	59	29	124,3	5,3	1,43
44	59	60	29	61,6	5,2	1,51
45	43	57	28	138,4	4,9	1,53
46	43	57	29	134,7	5,3	1,55
47	47	68	29	134,7	5,2	1,57
48	42	67	29	133,6	5,1	1,58
49	47	68	28	139	4,7	1,59
50	59	74	29	72,8	5,1	1,81

Tabelul A4.3 conținând datele obținute la S2 în cadrul examinării SMB1:

Nr. Crt.	Vârsta	Greutate (kg)	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
1	62	50	26	35,1	1,9	0,84
2	62	50	26	45	2,1	1,01
3	47	80	29	30,6	3,7	0,9
4	47	80	29	35,1	3,8	0,99
5	44	68	29	53,1	3,9	1,41
6	65	73	29	45	4,0	1,21
7	65	69	29	48,6	4,0	1,28
8	44	68	29	55,8	4,0	1,47
9	48	66	29	54,9	4,1	1,42
10	76	83	29	39,6	4,2	1,04
11	65	73	29	45	4,2	1,17
12	42	70	29	44,8	4,3	1,2
13	45	64	29	54,8	4,4	1,42
14	45	64	29	54	4,4	1,42
15	61	48	29	43,2	4,5	1,12
16	64	81	29	47,7	4,5	1,24
17	64	81	29	45	4,5	1,24
18	45	64	29	50,4	4,5	1,29
19	45	64	29	54	4,5	1,29
20	76	83	29	38,7	4,6	1,01
21	64	81	29	50,4	4,6	1,28
22	64	81	29	54	4,6	1,28
23	42	70	29	51,3	4,6	1,31
24	65	69	29	51,3	4,7	1,28
25	48	66	29	56,7	4,7	1,41
26	59	83	29	38,7	4,8	1,02
27	66	73	29	49,5	4,8	1,27
28	71	70	29	53,1	4,9	1,34
29	68	100	29	54	5,0	1,33
30	68	100	29	54	5,0	1,33
31	61	48	29	55,8	5,0	1,38
32	72	83	29	44,1	5,1	1,09
33	71	70	29	52,2	5,1	1,28
34	65	104	29	48,6	5,2	1,17
35	68	100	29	54,9	5,2	1,32
36	68	100	29	54	5,2	1,32
37	66	73	29	60,3	5,3	1,41
38	70	105	29	54	5,4	1,26
39	65	104	29	51,3	5,5	1,19
40	59	83	29	56,7	5,5	1,29
41	68	80	31	72,9	5,6	2,2
42	67	75	29	48,6	5,7	1,15
43	70	105	29	63	5,8	1,45
44	68	80	31	74,7	5,8	2,1

Nr. Crt.	Vârsta	Greutate (kg)	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
45	67	75	29	63	5,9	1,43
46	67	75	29	48,6	6,0	1,12
47	72	83	29	61,2	6,0	1,38
48	67	75	29	61,2	6,2	1,35
49	50	70	28	125	6,4	2,14
50	50	70	31	72	6,8	1,96

Din cauza considerentelor detaliate în lucrare la capitolul 4.3, din acest set de 50 de date au fost folosite pentru prelucrare doar cele evidențiate, constituind un total de 25 de examinări.

Tabelul A4.4 conținând datele obținute la S2 în cadrul examinării SMB2:

Nr. Crt.	Vârsta	Greutate (kg)	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
1	62	50	26	28	1,7	0,64
2	62	50	26	29	1,8	0,66
3	61	48	27	56	4,2	1,1
4	45	64	29	42	4,3	0,92
5	61	48	27	55	4,3	1,05
6	45	64	29	42	4,4	0,95
7	45	64	29	45,6	4,4	1,2
8	45	64	29	49,5	4,5	1,28
9	48	66	28	70	4,6	1,33
10	65	69	28	69	4,6	1,34
11	65	69	29	55	4,8	1,15
12	48	66	29	55	4,8	1,15
13	44	68	30	54	4,9	1,1
14	65	73	29	45	5,0	1,06
15	65	73	29	45	5,0	1,07
16	47	80	28	54	5,0	1,18
17	44	68	30	68	5,1	1,3
18	42	70	29	54	5,1	1,37
19	47	80	29	50	5,2	1,16
20	42	70	29	65	5,2	1,24
21	64	81	29	61,2	5,2	1,46
22	64	81	29	61,2	5,3	1,43
23	64	81	29	55	5,4	1,11
24	76	83	29	47	5,4	1,13
25	42	70	29	62	5,4	1,21
26	71	70	29	54	5,4	1,21
27	76	83	29	49	5,5	1,13
28	64	81	29	61	5,5	1,18
29	42	70	29	67	5,5	1,27

<b>Nr. Crt.</b>	<b>Vârsta</b>	<b>Greutate (kg)</b>	<b>kV</b>	<b>mAs</b>	<b>Grosime sân comprimat d(cm)</b>	<b>Doza medie glandulară MGD (mGy)</b>
30	71	70	29	56	5,7	1,24
31	66	73	30	56	6,0	1,2
32	68	100	29	63	6,0	1,41
33	66	73	30	61	6,2	1,27
34	59	83	29	59	6,3	1,3
35	68	100	30	69	6,3	1,37
36	68	100	29	82,8	6,3	1,77
37	67	75	29	54	6,5	1,26
38	67	75	29	56	6,5	1,29
39	68	100	29	74	6,5	1,41
40	68	80	30	73	6,6	1,23
41	67	75	29	68	6,6	1,35
42	59	83	29	70	6,6	1,48
43	67	75	29	74	6,7	1,44
44	72	83	29	74	6,8	1,45
45	72	83	29	80	6,8	1,49
46	70	105	29	84,6	6,8	1,78
47	50	70	28	125	7,0	2,14
48	70	105	31	82,1	7,1	2,17
49	68	80	30	84	7,2	1,42
50	50	70	30	87	7,6	1,76

Analog, am evidențiat un total de 22 de examinări care îndeplinesc criteriile stipulate în lucrare și care au fost utilizate pentru prelucrare.

Tabelul A4.5 conținând datele obținute la S3 în cadrul examinării SMB1:

Nr. Crt.	Vârsta	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
1	75	29	113	5,1	1,17
2	74	29	114	5	1,19
3	48	28	109	4,8	1,05
4	47	28	109	4,7	1,07
5	51	29	118	5,2	1,21
6	51	29	104	5,1	1,01
7	45	29	145	5,3	1,46
8	45	29	163	5,2	1,67
9	43	28	143	4,9	1,36
10	47	29	159	5,3	1,60
11	73	29	132	5,1	1,21
12	41	32	169	5,2	1,68
13	46	28	117	4,8	1,12
14	60	29	134	5,1	1,39
15	46	28	123	4,9	1,16
16	44	29	149	5	1,56
17	59	29	131	5,3	0,99
18	53	29	125	5	1,31
19	65	29	108	5,2	1,11
20	51	29	106	5	1,09
21	47	29	126	5,3	1,27
22	65	29	102	5	1,07
23	60	29	112	5,1	1,16

Tabelul A4.6 conținând datele obținute la S3 în cadrul examinării SMB2:

Nr. Crt.	Vârsta	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară MGD (mGy)
1	51	29	96	5	1,01
2	59	29	103	5,3	1,04
3	73	29	106	5	1,11
4	76	28	117	4,9	1,11
5	51	29	110	5,1	1,14
6	48	28	122	4,9	1,15
7	51	28	120	4,8	1,16
8	65	29	117	5,3	1,17
9	47	29	106	5,2	1,18
10	44	28	129	4,9	1,24
11	44	28	132	4,9	1,25
12	45	28	132	4,9	1,25
13	52	29	126	5	1,26
14	55	30	124	5,2	1,3

<b>Nr. Crt.</b>	<b>Vârsta</b>	<b>kV</b>	<b>mAs</b>	<b>Grosime sân comprimat d(cm)</b>	<b>Doza medie glandulară MGD (mGy)</b>
15	64	29	131	5,3	1,31
16	45	28	137	4,8	1,32
17	41	29	130	5,1	1,34
18	45	29	139	5,3	1,4
19	44	28	152	4,9	1,51
20	47	29	151	5,2	1,54
21	60	29	150	5,2	1,54
22	52	30	163	5,2	1,56
23	46	29	164	5	1,71