

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

LUCRARE DE LICENȚĂ

Coordonatori științifici:
Prof. Dr. Bálint Zoltán
Fiz. Pr. Mihance Petru

Absolvent:
Perijoc Gabriela-Iuliana

2025

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

LUCRARE DE LICENȚĂ

**OPTIMIZAREA PROTECȚIEI RADIOLOGICE A PACIENTULUI ÎN RADIOGRAFIA
MAMARĂ**

Coordonatori științifici:
Prof. Dr. Bálint Zoltán
Fiz. Pr. Mihance Petru

Absolvent:
Perijoc Gabriela-Iuliana

2025

Abstract

This study explores the relationship between compressed breast thickness and mean glandular dose (MGD) in mammographic imaging, with the goal of enhancing patient radiological protection.

The analysis draws upon data from 1349 mammographic examinations, 647 craniocaudal (CC) and 702 medio-lateral oblique (MLO) projections, performed by six different radiology technologists. A weak and statistically insignificant negative correlation ($r=-0.436$) was found between compressed breast thickness and MGD for the craniocaudal (CC) incidence, and a strong positive correlation ($r=0.897$) for the mediolateral oblique (MLO) incidence, with average dose values of 1.69 ± 0.99 mGy for the CC view and 1.92 ± 0.90 mGy for the MLO view.

Notable differences in administered doses were observed among the operators. For the CC projection, MGD ranged from 1.47 ± 0.65 mGy to 1.83 ± 2.55 mGy, while for the MLO projection, it ranged from 1.47 ± 0.45 mGy to 2.19 ± 0.73 mGy. When compared to established diagnostic reference levels, the findings revealed several instances of dose exceedance, particularly in the fourth quarter of 2024, highlighting the need for improved exposure protocols.

The findings underscore the importance of consistently applying the ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principle in mammographic practice and reinforce the necessity of systematic dose monitoring to maintain an optimal balance between diagnostic image quality and patient safety.

Abstract

Acest studiu explorează relația dintre grosimea sânului comprimat și doza glandulară medie (MGD) în imagistica mamografică, având ca obiectiv principal îmbunătățirea protecției radiologice a pacientului.

Analiza se bazează pe date provenite din 1349 de examinări mamografice, dintre care 647 au fost proiecții cranio-caudale (CC) și 702 proiecții medio-laterale oblice (MLO), realizate de șase tehnicieni radiologici diferiți. S-a constatat o corelație negativă slabă ($r=-0.436$) între grosimea sânului comprimat și MGD pentru incidența cranio-caudală (CC) și o corelație pozitivă puternică ($r=0.897$) pentru incidența medio-lateral oblică (MLO), cu valori medii ale dozei de 1.69 ± 0.99 mGy pentru proiecția CC și 1.92 ± 0.90 mGy pentru proiecția MLO.

S-au observat diferențe semnificative în dozele administrate de către diferiți operatori. Pentru proiecția CC, MGD a variat între 1.47 ± 0.65 mGy și 1.83 ± 2.55 mGy, iar pentru proiecția MLO, între 1.47 ± 0.45 mGy și 2.19 ± 0.73 mGy. Comparativ cu nivelurile de referință diagnostic stabilite, rezultatele au evidențiat mai multe cazuri de depășire a dozei, în special în trimestrul al patrulea al anului 2024, subliniind necesitatea îmbunătățirii protocoalelor de expunere.

Constatările evidențiază importanța aplicării consecvente a principiului ALARA (As Low As Reasonably Achievable) în practica mamografică și întăresc necesitatea monitorizării sistematice a dozelor pentru menținerea unui echilibru optim între calitatea imaginii diagnostic și siguranța pacientului.

Cuprins

Abstract EN	3
Abstract RO	4
Introducere	7
1. Radiația X	8
1.1 Istoric	8
1.2 Radiația ionizantă	9
1.3 Radiația electromagnetică.....	10
1.4 Razele X.....	10
1.5 Tubul Röntgen	10
1.6 Mecanismul de producer a radiației	12
1.6.1. Radiația caracteristică.....	12
1.6.2 Radiația de frânare.....	12
1.7 Proprietățile radiației X.....	13
1.7.2 Capacitatea de penetrare.....	13
1.7.3 Interacțiunea cu materia	13
1.7.4 Efectul ionizant al radiației.....	13
1.7.5 Absorbția diferențiată a radiației	14
1.7.5 Posibilitatea de a controla și direcționa fasciculul	14
2. Interacțiunea radiației cu materiale	15
2.1 Legea atenuării	15
2.2 Efectul fotoelectric	16
2.3 Efectul Compton	16
2.4 Împrăștierea coerentă (Rayleigh)	17
3. Echipamente cu raze X	18
3.1 Radiografia mamară.....	18
3.2 Principiul de obținere a radiografiei mamare	18
3.3 Avantaje	19
3.4 Achiziția imaginilor	20
3.5 Timpul de expunere	20
4. Dozimetrie și radioprotecție	21
4.1 Efectele biologice ale radiațiilor	21

4.2	Noțiuni dozimetrice	22
4.3	Norme de protecție.....	24
4.4	Niveluri de referință în diagnostic	25
5.	Optimizarea Radiației în expunerea sânului	27
5.1	Protocol de expunere.....	27
5.2	Controlul calității instalației radiologice.....	27
5.2.1	Verificări tehnice esențiale în mamografie.....	28
5.2.2	Frecvența testărilor și rolurile profesioniștilor implicați	28
5.2.3	Rolul controlului calității în protecția pacientului.....	29
5.3	Tehnici și metode de lucru	29
5.3.1	Materiale și echipamente utilizate.....	29
5.3.2	Colectarea datelor.....	29
5.3.3	Măsurarea dozei medii glandulare (MGD).....	30
5.3.4	Metodologia de analiză a datelor.....	30
5.4	Structura și verificarea bazei de date	31
5.5	Calculul indicatorilor descriptivi	31
5.6	Evaluarea relației dintre grosime și doză	32
5.7	Compararea valorilor MGD între operatori	34
5.8	Raportarea valorilor la standardele de referință.....	34
	Concluzii	37
	Bibliografie	39
	Apendice	44

Introducere

Cancerul de sân, în prezent, este una dintre cele mai frecvente afecțiuni maligne întâlnite la femei, manifestând o incidență și o rată de mortalitate semnificative la nivel global. În acest context, depistarea timpurie a leziunilor mamare devine un obiectiv esențial al sistemelor de sănătate publică. Mamografia, ca principală metodă imagistică pentru screeningul cancerului de sân, are un rol major în identificarea precoce a anomaliilor patologice, facilitând diagnosticarea promptă și crescând șansele de tratament reușit și supraviețuire. Această investigație se remarcă prin capacitatea de a detecta formațiuni mici, adesea fără simptome, înainte ca boala să evolueze. Cu toate că beneficiile clinice ale mamografiei sunt incontestabile, este important de subliniat faptul că procedura presupune expunerea pacientelor la radiații ionizante, chiar dacă în doze reduse. Țesutul mamar, în special component glandulară, este radiosensibilă, ceea ce impune ca protecția radiologică a pacientei să fie un aspect fundamental în orice investigație. În special, femeile tinere, aflate în perioada de activitate hormonală intensă, prezintă un risc ridicat la efectele cumulative ale iradierii. De aceea, aplicarea principiilor de bază ale radioprotecției (justificarea, optimizarea și limitarea dozei) este esențială în orice act medical care implică radiații X.

În ultimii ani, progresul tehnologic în domeniul imagisticii medicale a permis introducerea echipamentelor digitale de înaltă performanță, care pot oferi imagini cu rezoluție superioară, la doze mai mici comparativ cu sistemele convenționale. Astfel, este posibilă menținerea unui echilibru delicat între cerințele diagnostic și necesitatea de a minimiza expunerea la radiații. De asemenea, instrumentele moderne de control al calității permit monitorizarea constantă a parametrilor de funcționare a mamografelor, precum și verificarea dozelor administrate pacientelor, contribuind la creșterea siguranței medicale.

Această lucrare își propune să analizeze în detaliu mecanismele fizice implicate în producerea și utilizarea razelor X în mamografie, precum și modalitățile de reducere a riscului radiologic asociat acestei investigații. Sunt examinate aspecte teoretice legate de generarea radiației, interacțiunea acesteia cu materia, proprietățile dozimetrice și elementele de control al calității. Totodată, sunt prezente exemple de bune practici și recomandări internațional relevante pentru optimizarea protecției pacientului. Prin această abordare, se urmărește o mai bună înțelegere a importanței echilibrului dintre performanța diagnostică și siguranță în realizarea investigațiilor imagistice eficiente și responsabile.

1. Radiația X

1.1 Istoric

Descoperirea razelor X îi este atribuită fizicianului german Wilhelm Conrad Röntgen, care a realizat cercetări în orașul Würzburg în noiembrie 1895. În timpul unuia dintre experimentele cu tuburi Crookes, dispozitive folosite pentru studierea curentului electric, a observat ceva neobișnuit. A acoperit tubul cu un carton negru și a folosit un ecran fluorescent pentru a vizualiza orice emisii posibile. Chiar și cu tubul complet acoperit, ecranul continua să strălucească slab, ceea ce semnifică că o formă necunoscută de radiație capabilă să pătrundă materiale opace circula prin el. A efectuat teste similare cu alte obiecte, mai dense, precum cărțile și a obținut aceleași rezultate. Printre primele imagini obținute cu acest tip de radiație se numără mâna soției sale, în care se vede inelul pe care îl poartă pe degetul inelar, o imagine care a devenit un reper la începuturile radiografiilor.[3]

Câteva săptămâni mai târziu, pe 28 decembrie 1895, Röntgen a făcut publice primele observații ale unei radiații necunoscute. În lucrare științifică intitulată „Über eine neue Art von Strahlen” (Despre un nou tip de raze), a descris modul în care diferite materiale interacționează cu radiația. De asemenea, a observat că hârtia, lemnul și metalul au proprietăți de absorbție a radiațiilor diferite. Descoperirea a fost atât de importantă pentru medicină încât în anul 1901 Röntgen a primit Premiului Nobel pentru Fizică.[5]



Figura 1: Radiografie făcută de Wilhelm Röntgen ce înfățișează mâna soției sale[1]

Razelor X are acum utilizări medicale și industriale. În medicină este utilizat pentru diagnosticare, dar și pentru proceduri mai complexe de imagistică intervențională, fiind integrat în evaluarea pacienților. Pe de altă parte, această tehnologie fizic este valorificată mai ales în detectarea defectelor, cum ar fi fisurile în structurile metalice, fără afectarea materialului ceea ce constituie un avantaj în verificările nedistructive. În decursul timpului, imagistica cu raze X a avansat mult față de radiografia clasică, acum efectuându-se tehnici adaptate la nevoi clinice diferite.[3]

1.2 Radiația ionizantă

Radiația X este o formă de radiație electromagnetică ionizantă, produsă de obicei artificial într-un tub cu raze X, prin frânarea bruscă a electronilor de mare viteză (radiație de frânare) sau prin tranziții electronice între straturile interne ale atomilor țintei (radiația caracteristică).[7]

Radiația ionizantă este radiația care are suficientă energie pentru a ioniza atomii sau moleculele prin smulgerea electronilor din structura lor. Radiația X produce ionizare prin interacțiunea cu atomii sau moleculele materiei, ducând la îndepărtarea electronilor din straturile lor. Cele mai importante mecanisme prin care are loc această ionizare sunt efectul fotoelectric, efectul Compton și producerea de perechi, fiecare depinzând de energia fotonilor și de natura materialului traversat.[4]

Aceasta poate fi de două tipuri: electromagnetică (razele X și gamma) și corpusculară (particule alfa, beta și neutroni). Radiațiile gamma, spre deosebire de razele X, sunt emise în mod natural în urma dezintegrării spontane a nucleelor instabile, fenomen cunoscut sub numele de radioactivitate. Toate aceste tipuri de radiații transportă energie și pot avea efecte biologice semnificative asupra materiei vii.[23]

Atomii instabili care emit astfel de radiații se numesc radionuclizi. Fiecare radionuclid este caracterizat prin tipul de radiație emisă, energia acesteia și timpul de înjumătățire (durata necesară pentru ca jumătate din cantitatea de substanță radioactivă să se dezintegreze).[39]

1.3 Radiația electromagnetică

Radiația electromagnetică este un constituent major al universului fizic, ea învăluie un spectru energetic individual atât pentru apariția fenomenelor naturale, cât și pentru progresul tehnologic. De la căldura soarelui care ne încălzește în orice zi obișnuită până la funcționarea aparatelor imagistice în domeniul medical, această radiație purtătoare de energie are o semnificație deosebită în viața noastră.[37]

Radiația electromagnetică include unde radio, microunde, lumină vizibilă, radiație infraroșie, radiație ultraviolet, raze X și raze gamma. Toate sunt unde compuse din câmpuri electrice și magnetice oscilante care se propagă prin spațiu cu viteza luminii în vid. Cele două câmpuri sunt perpendiculare unul pe celălalt-unda se deplasează perpendicular pe ambele. Se caracterizează prin frecvență (de câte ori oscilează într-o secundă) și lungimea de undă (distanța dintre două peak-uri succesive). Aceste două oferă modalități de clasificare a diferitelor tipuri de radiații electromagnetice.[1]

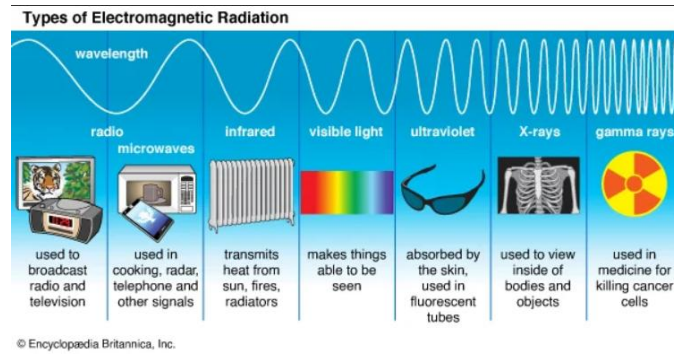


Figura 2: Tipuri de radiație electromagnetică[48]

1.4 Razele X

Razele X fac parte din spectrul radiațiilor electromagnetice și, ca atare, urmează legile acestui tip de radiație. Energia pe care o transportă, are două manifestări, sub forma de undă sau particule într-un mod similar cu undele radio, lumina vizibilă sau microundele. Radiația electromagnetică poate fi văzută atât printr-o interpretare ondulatorie, cât și printr-un model corpuscular.[7]

1.5 Tubul Röntgen (emițător de raze X)

Funcționarea unui tub de raze X se bazează pe transformarea energiei electrice în energie a fasciculelor de raze X. Tubul este construit dintr-un corp de sticlă vidată, având în interior două elemente esențiale: un electrod negativ sub forma de filament (catod), care eliberează electronii și un electrod pozitiv (anod), care atrage electronii pentru a produce radiația dorită.[7]

Catodul este, format dintr-un filament fabricat dintr-un material cu punct de topire ridicat și o energie de legătură scăzută, precum tungstenul sau wolfranul. Atunci când este încălzit, acesta eliberează electroni printr-un proces cunoscut sub numele de emisie termoelectronică. Electronii generați sunt apoi accelerați către anod datorită diferenței de potențial exterior ridicate dintre cei doi electrozi. Fenomenul de emisie termoelectronică apare în momentul în care temperatura filamentului crește suficient pentru a permite electronilor să depășească energia de legătură a materialului. Sub acțiunea tensiunii aplicate în tub, acești electroni se deplasează rapid spre anod care are sarcină pozitivă. La impactul cu materialul anodului, electronii sunt deviați sau încetiniți de câmpul electric al nucleelor atomice, pierzând o parte din energia lor cinetică, care este transformată în fotoni X, fenomen cunoscut sub numele de radiație de frânare. Atunci când un electron incident lovește un electron dintr-un strat interior

al atomului anodului, acesta poate fi îndepărtat, iar golul creat este ocupat de un electron provenit dintr-un strat energetic superior. Diferența de energie dintre aceste două nivele este eliberată sub formă de foton X caracteristic, a cărui energie este specifică materialului anodului.[14]

Curentul de tub reprezintă intensitatea curentului electric care circulă între catod și anod, adică fluxul de electroni accelerați de la filamentul încălzit către ținta anodului. Acesta se măsoară în miliamperi (mA) și influențează direct cantitatea de raze X produse, fără a modifica energia lor. Un curent de tub mai mare determină o densitate mai mare de electroni ce ajung la anod, ceea ce conduce la generarea unui număr mai mare de fotoni X. Prin urmare, curentul de tub afectează intensitatea fascicului de radiație, dar nu îi modifică calitatea (adică energia individuală a fotonilor). Reglarea curentului de tub este esențială pentru a obține imagini medicale cu contrast și expunere corespunzătoare, evitând în același timp doze inutile de radiație pentru pacienți.[6]

Anodul este realizat, de regulă, din materiale precum tungstenul, rodiul, molibdenul sau diverse combinații ale acestora, selecția fiind făcută în funcție de domeniul energetic necesar pentru producerea razelor X. Pentru a orienta eficient fascicului emis, suprafața anodului este poziționată sub un unghi specific numit unghiul anodului. Pe parcursul interacțiunii cu anodul, un electron poate suferi mai multe devieri și frânări, generând astfel o serie de fotoni X de diferite energii (radiația de frânare), sau poate produce radiație caracteristică, dacă energia sa este suficientă pentru a produce tranziții electronice în atomii materialului țintei.[6]

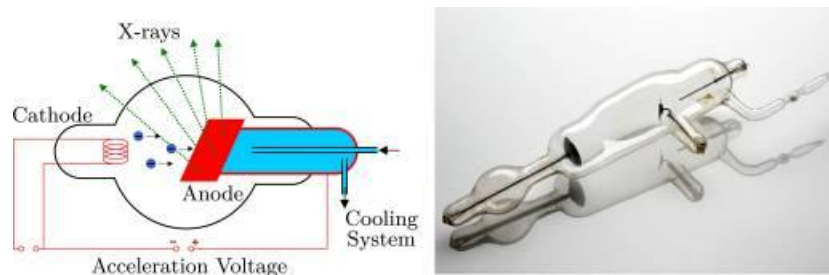


Figura 3: Tubul Röntgen[1]

1.6 Mecanismul de producere

Razele X se generează în momentul în care electronii accelerați, având o energie mare, interacționează cu o țintă materială și își convertesc energia cinetică în radiație electromagnetică. Acest fenomen are loc prin două mecanisme distincte: emisia de radiație de frânare și emisia radiației caracteristice. În primul caz, rezultatul este un spectru continuu de

raze X, în timp ce în al doilea caz, radiația emisă are energii bine definite, corespunzătoare tranzițiilor electronice din structura atomică a materialului.[47]

1.6.1 Radiația caracteristică

Electronii incidenti pot provoca ionizarea atomilor țintei anodice, prin îndepărtarea unui electron dintr-un strat interior. Pierzându-și energia în acest proces, electronul incident determină apariția unui loc gol în structura electronică a atomului. Acesta este ocupat ulterior de un electron dintr-un strat superior, iar diferența de energie dintre cele două straturi se eliberează sub forma unui foton de raze X. Deoarece aceste diferențe energetice sunt specifice fiecărui element, razele X astfel generate sunt numite caracteristice și prezintă un spectru discret. Acest tip de radiație apare doar dacă interacțiunea este suficient de puternică pentru a îndepărta complet electronul din stratul intern. Radiația X caracteristică rezultă din interacțiunea electronilor accelerați cu electronii din straturile interne ale atomilor țintei, în timp ce energia termică degajată provine din pierderile de energie prin coliziuni inelastice cu alți electroni sau cu rețeaua cristalină a materialului anodic.[47]

1.6.2 Radiația de frânare

Radiația de frânare, apare atunci când un electron de mare viteză trece foarte aproape de nucleul unui atom din materialul țintă, fiind brusc încetinit și traiectoria îi este deviata de câmpul electric al nucleului. Această schimbare de direcție duce la scăderea vitezei și determina pierderea unei părți din energia cinetică a electronului, care se transformă în radiație electromagnetică sub forma unui foton X. Procesul poate avea loc în mai multe trepte, fiecare interacțiune generând un foton cu o energie diferită, ceea ce duce la formarea unui spectru continuu de raze X. Energia acestor fotoni variază de la valori foarte mici până la a fi egală cu energia maximă a electronului incident. Intensitatea radiației X scade semnificativ la capătul inferior al spectrului.[23]

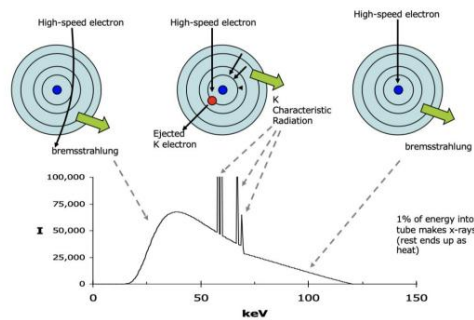


Figura 4: Spectrul radiației de frânare și a radiației caracteristice[7]

1.7 Proprietățile radiației X

1.7.1 Capacitatea de penetrare

Radiația electromagnetică, în funcție de frecvență și energie, are abilitatea de a străbate diverse materiale. În cazul razelor X, această proprietate se dovedește crucială în diagnostic, deoarece permite trecerea radiației prin țesuturile moi, dar o oprește parțial în structuri dense precum oasele. Astfel, se poate obține o imagine diferențiată a interiorului corpului, fundamentul procedurilor radiologice moderne.[6]

1.7.2 Interacțiunea cu materia

Interacțiunea radiației electromagnetice cu materia reprezintă un proces fundamental în domeniul imagisticii medicale. În funcție de energia radiației și de natura materialului traversat, pot avea loc diferite fenomene, cum ar fi absorbția, împrăștierea sau transmisia. Aceste interacțiuni determină distribuția dozei în țesuturi și stau la baza contrastului imaginii obținute. În contextul radiodiagnosticului, în special în mamografie, înțelegerea modului în care radiația X interacționează cu țesutul mamar este esențială atât pentru optimizarea calității imaginii, cât și pentru minimizarea riscurilor asociate expunerii pacientului.[39]

1.7.3 Efectul ionizant al radiației

Radiația electromagnetică de frecvență înaltă, cum sunt razele X, are capacitatea de a produce ionizare la nivelul materiei traversate. Acest proces constă în îndepărtarea electronilor din atomii sau moleculele țesuturilor, ceea ce poate duce la apariția unor efecte biologice. Deși în imagistica medicală dozele utilizate sunt controlate și optimizate pentru a minimiza riscurile, efectul ionizant al radiației impune aplicarea principiilor de protecție radiologică. Cunoașterea acestei proprietăți este esențială în evaluarea beneficiilor și riscurilor utilizării radiației în scop diagnostic.[5]

1.7.4 Absorbția diferențiată a radiației

Absorbția radiației electromagnetice de către țesuturi nu este uniformă, ci variază în funcție de compoziția și densitatea acestora. Țesuturile dense, cum ar fi oasele, absorb mai eficient radiația X, în timp ce țesuturile moi permit trecerea unei proporții mai mari din fasciculul incident. Această absorbție diferențiată stă la baza contrastului radiografic, permițând vizualizarea detaliată a structurilor interne. În imagistica medicală, această proprietate este utilizată pentru identificarea patologiilor și pentru evaluarea precisă a anatomiei.[6]

1.7.5 Posibilitatea de a controla și direcționa fasciculul

O altă proprietate importantă a radiației electromagnetice în contextul medical este posibilitatea de a fi colimată, filtrată și controlată cu precizie. Fasciculul de raze X poate fi modelat prin utilizarea colimatorilor și a filtrelor, astfel încât să se reducă expunerea inutilă a țesuturilor și să se îmbunătățească calitatea imaginii. Această capacitate de direcționare și control permite obținerea unor imagini clare, cu o doză minimă pentru pacient, respectând principiile fundamentale ale radioprotecției.[53]

2. Interacțiunea radiației cu materia

Proiecțiile radiografice și tomografia computerizată se bazează pe capacitatea razelor X de a traversa corpul uman cu un grad variabil de absorbție. Radiația care străbate țesuturile fără să interacționeze constituie componenta primară a fasciculului. Pe măsură ce razele X se propagă prin corp, ele sunt parțial absorbite sau împrăștiate, proces ce duce la atenuarea fasciculului inițial. Această atenuare, care variază în funcție de densitatea și compoziția țesuturilor, determină contrastul vizibil în imaginea radiologică rezultată. Radiația care iese din corp este captată de un detector sensibil, care o transformă într-un semnal digital ce poate fi procesat pentru a genera o imagine bidimensională. În urma interacțiunilor dintre razele X și materie, energia poate fi transferată mediului, iar uneori rezultă radiații secundare, cum ar fi fotonii împrăștiați, razele X caracteristice sau radiația produsă în urma anihilării. Se cunosc patru mecanisme importante de interacțiune a radiației cu materia: efectul fotoelectric, împrăștierea coerentă(Rayleigh), împrăștierea Compton și procesul de producere de perechi.[48]

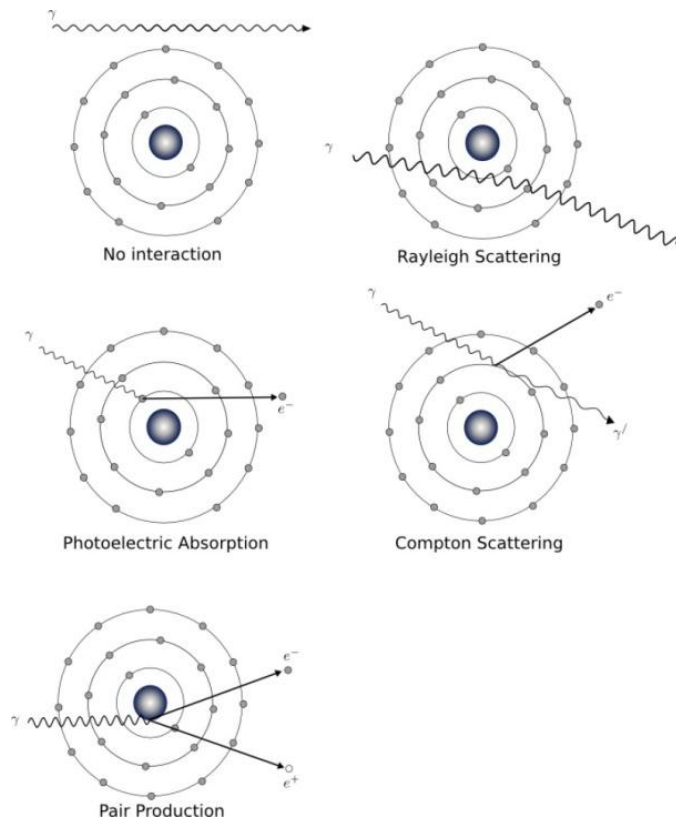


Figura 5: Mecanisme de interacțiune a radiației X cu material[1]

2.1 Legea atenuării

Legea atenuării descrie modul în care intensitatea unui fascicul de radiații electromagnetice, precum razele X sau gamma, scade pe măsură ce traversează un material. Această reducere a intensității este cauzată de două procese principale: absorbția și împrăștierea fotonilor. Matematic, acest fenomen este exprimat prin legea Lambert-Beer:

$$I = I_0 \times e^{-\mu x}$$

(Unde **I** este intensitatea transmisă, **I₀** este intensitatea inițială, **μ** este coeficientul de atenuare liniară și **x** este grosimea materialului traversat.)[48]

În imagistica medicală, în special în tomografia cu emisie de foton unic (SPECT), atenuarea fotonilor poate genera artefacte. Pentru a corecta aceste efecte, sistemul hibrid SPECT/CT utilizează datele CT pentru a genera hărți de atenuare, permițând ajustarea precisă a imaginilor SPECT și îmbunătățind, astfel, acuratețea diagnosticului. Această corecție este esențială pentru localizarea exactă a leziunilor și pentru planificarea eficientă a tratamentelor.[1]

2.2 Efectul fotoelectric

Efectul fotoelectric reprezintă fenomenul prin care electronii sunt eliberați de pe suprafața unui material atunci când acesta este expus la radiație electromagnetică de o frecvență suficient de mare. Acest proces evidențiază natura cuantică a luminii, demonstrând că energia este transmisă în pachete discrete numite fotoni. Pentru ca un electron să fie emis, energia fotonului incident trebuie să depășească o valoare minimă specifică materialului, cunoscută sub denumirea de valoare de prag. Dacă energia fotonului este mai mică decât această valoare de prag, indiferent de intensitatea luminii, nu va avea loc emisia de electroni. Această observație contrazice predicțiile teoriei clasice a undelor electromagnetice, care sugera că energia acumulată de la o lumină de intensitate suficientă ar putea eventual elibera electroni. Studiul efectului fotoelectric a fost esențial în dezvoltarea mecanicii cuantice și a condus la recunoașterea dualității undă-corpusul a luminii. Aplicabilitatea sa se extinde în diverse domenii, inclusiv în dezvoltarea celulelor solare, a senzorilor de lumină și a dispozitivelor electrice sensibile la radiație.[7]

$$E_\gamma = E_{K,L} + E_c$$

(E_γ este energia fotonului incident, $E_{K,L}$ este energia de legătură a electronului din stratul K,L iar E_c este energia cinetică a electronului emis)

$$E_\gamma = h\nu = \frac{hc}{\lambda}$$

(h este constanta lui Planck, ν este frecvența radiației, c este viteza luminii în vid iar λ este lungimea de undă a radiației)[37]

2.3 Efectul Compton

Efectul Compton descrie fenomenul prin care un foton cu energie ridicată, precum cel din radiațiile X sau gamma, interacționează cu un electron liber sau slab legat dintr-un atom, transferându-i o parte din energia sa. În urma coliziunii, fotonul își schimbă direcția și pierde din energie, ceea ce determină o creștere a lungimii sale de undă, fenomen numit împrăștiere Compton. Electronul, la rândul său, este deviat și dobândește energie cinetică. Această interacțiune dovedește natura corpusculară a luminii, întrucât implică transfer de impuls și energie între particule, asemănător cu ciocnirea elastică a două bile. Modificarea lungimii de undă depinde de unghiul de deviere al fotonului și este exprimată prin ecuația Compton. Efectul are un rol important în diagnosticarea medicală cu raze X și în fizica nucleară, unde contribuie la atenuarea radiației în țesuturi și influențează calitatea imaginilor produse.[7]

2.4 Împrăștierea coerentă (Rayleigh)

Împrăștierea Rayleigh descrie modul în care radiația electromagnetică, în special fotonii cu energii scăzute, interacționează cu particule cu mult mai mici decât lungimea lor de undă, fără a transfera energie semnificativă către acestea. În acest proces, direcția radiației se modifică, dar lungimea de undă rămâne neschimbată, ceea ce face ca fenomenul să fie elastic. Intensitatea radiației împrăștiate este dependentă puternic de lungimea de undă, crescând invers proporțional cu a patra putere a acesteia. Astfel, radiația de lungime de undă scăzută, cum ar fi lumina albastră, este împrăștiată mult mai eficient decât cea roșie; un principiu care explică, de exemplu, culoarea cerului. În domeniul medical, împrăștierea coerentă joacă un rol important în calitatea imaginii obținute în radiografie și tomografie computerizată, contribuind la contrastul imaginii și influențând distribuția dozei în țesuturi. Deși nu afectează semnificativ absorbția energiei, acest tip de împrăștiere trebuie luat în considerare în proiectarea și optimizarea echipamentelor de imagistică, pentru a reduce artefactele și pentru a îmbunătăți acuratețea diagnosticului.[47]

3. Echipamente cu raze X

Radiologia joacă un rol esențial în medicina modernă, fiind indispensabilă în procesul de diagnosticare, monitorizare și planificare a tratamentului pentru o gamă largă de afecțiuni. Această ramură a imagisticii medicale utilizează tehnologii precum razele X, tomografia computerizată, imagistica prin rezonanță magnetică (IRM) și ecografia pentru a obține imagini detaliate ale structurilor interne ale corpului uman. Unul dintre principalele avantaje ale radiografiei constă în capacitatea sa de a oferi informații precise și rapide, permițând medicilor să identifice anomalii încă din stadii incipiente, înainte ca simptomele să devină evidente. Radiologia este esențială nu doar în medicina de urgență, ci și în gestionarea bolilor cronice, în oncologie, în chirurgie și în multe alte domenii clinice. Dezvoltările tehnologice din ultimele decenii au contribuit la creșterea rezoluției imaginilor și eficiența acestor investigații. Pe lângă rolul pe care îl are în diagnosticare, radiologia are și rol terapeutic important, fiind folosită în proceduri intervenționale minim invazive, care oferă alternative moderne la intervențiile chirurgicale clasice. Astfel, radiologia reprezintă un pilon fundamental în practica medicală contemporană, îmbinând precizia tehnologică cu nevoile clinice ale pacientului.[23]

3.1 Radiografia mamară

Radiografia mamară, cunoscută și sub denumirea de mamografie, este o tehnică imagistică ce utilizează razele X pentru a examina structura sânului în amănunt. Aceasta joacă un rol crucial în diagnosticarea precoce a cancerului mamar, dar și în investigarea altor modificări patologice sau afecțiuni ale sânilor. Prin intermediul acestei metode se pot obține imagini care dezvăluie leziuni imposibil de depistat prin simpla examinare fizică.[53]

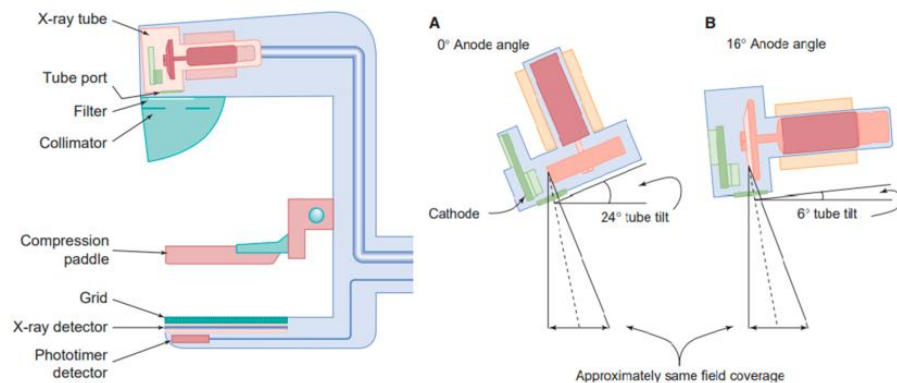


Figura 6: Schema instalației utilizate pentru mamografie[60]

3.2 Principiul de obținere a radiografiei mamare

Principiul de obținere al mamografiei cu raze X se bazează pe capacitatea radiației X de a pătrunde în țesuturile mamare și de a genera imagini cu detalii fine, necesare pentru depistarea timpurie a leziunilor. Din cauza contrastului natural foarte redus între țesutul sănătos și cel patologic al sânului, este esențială obținerea unor imagini cu rezoluție spațială ridicată și contrast optim. În mamografia clasică, pe film, acest lucru presupune o doză de radiație suficientă pentru ca atenuarea razelor X de către structurile interne să se traducă în diferențe vizibile de înnegrire a filmului. Detectoarele digitale sunt obligate să reacționeze liniar la doza de radiație primită, ceea ce permite o mai bună separare a structurilor și o flexibilitate crescută în procesarea imaginii. Astfel, imaginea poate fi ajustată digital, fapt ce contribuie la o detectare mai eficientă a leziunilor mamare. Așadar, principiul mamografiei combină interacțiunea controlată dintre radiația X și țesuturi biologice cu un sistem de detecție capabil să transforme aceste diferențe de atenuare în imagini utilizate în diagnostic.[47]

3.3 Avantaje

Mamografia reprezintă o metodă esențială în detecția precoce a cancerului de sân, având o sensibilitate ridicată în identificarea leziunilor mici, inclusiv a microcalcificărilor care pot indica prezența unor forme incipiente ale bolii. Aceasta este larg utilizată în programele de screening de rutină, adresându-se atât femeilor cu risc mediu, cât și celor cu risc crescut, contribuind astfel la reducerea semnificativă a mortalității prin cancer mamar. În practica clinică, înainte de efectuarea mamografiei, se utilizează adesea ultrasonografia mamară pentru a evita iradierea pacientelor, în special în cazul sânilor tineri sau cu densitate mare. Comparativ cu alte tehnici imagistice, mamografia este relativ accesibilă, ceea ce o face o opțiune necesară în multe sisteme de sănătate, combinată cu ecografia sanului. Dezvoltarea mamografiei digitale a adus îmbunătățiri importante, prin reducerea dozei de radiații necesare și prin obținerea unor imagini de calitate superioară, facilitând o interpretare mai precisă și o diagnosticare mai rapidă. Totodată, radiografia mamară joacă un rol important în monitorizarea tratamentului și în evaluarea răspunsului terapeutic, contribuind la o gestionare mai bună a pacientelor și la creșterea șanselor de supraviețuire. Astfel, prin toate aceste avantaje, radiografia mamară rămâne un instrument indispensabil în practica medicală oncologică și în promovarea sănătății femeii.[59]

3.4 Achiziția imaginilor

Procesul de achiziție a imaginilor în mamografie implică captarea radiației X care traversează țesutul mamar, cu scopul de a crea o reprezentare detaliată a structurii interne a sânului. Tubul care emite razele X produce un fascicul de electoni cu energie joasă, în general la tensiuni de accelerare între 20 și 35 kV, pentru a scoate în evidență diferențele subtile dintre diversele tipuri de țesut. Fasciculul este direcționat și filtrat pentru a optimiza calitatea imaginii și a limita expunerea inutilă la radiații. Pe măsură ce radiațiile străbat țesutul, ele sunt atenuate în funcție de densitatea și compoziția acestuia, iar această variație este captată de detector. Sistemele digitale transformă radiațiile în semnale electrice, oferind imagini cu o rezoluție și un contrast superior celor obținute prin metode tradiționale cu film. De asemenea, acestea permit ajustări și procesări complexe ale imaginii. Parametrii de expunere (tensiunea, intensitatea curentului și durata expunerii) sunt calibrați astfel încât să obțină o imagine clară, menținând doza de radiații cât mai redusă posibil. Întregul sistem este conceput pentru a furniza imagini calitative, utile pentru o expunere detaliată a anatomiei sânului.[47]

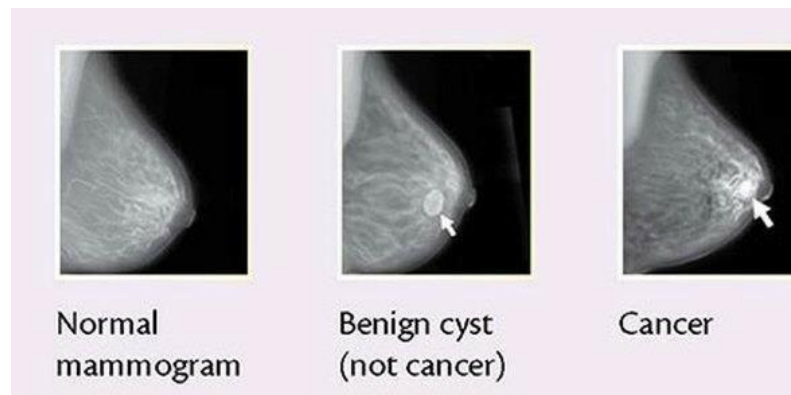


Figura 7: Imagini obținute cu ajutorul unei instalații mamografice[36]

3.5 Timpul de expunere

În cadrul examinării mamare cu raze X, timpul de expunere este perioada în care radiația este activă, interacționează cu țesuturile sânului și este captată de detector. Acest timp influențează atât calitatea imaginii obținute, cât și doza de radiație absorbită de țesut. Prin urmare, este important ca durata să fie bine proporționată: dacă este prea scurtă, imaginea poate fi prea întunecată sau zgomotoasă, iar dacă este prea lungă, pot apărea neclarități din cauza mișcărilor involuntare și o expunere inutil crescută la radiație.[38]

În prezent, echipamentele moderne sunt prevăzute cu sisteme automate de control al expunerii care ajustează timpul de expunere în funcție de structura sânului. Aceste mecanisme detectează

grosimea și densitatea țesutului și adaptează parametrii de expunere pentru a obține o imagine calitativa, fără a depăși limitele recomandate de siguranță. Durata efectivă a expunerii variază, dar de regulă se încadrează între fracțiuni de secundă și cel mult una-două secunde, în funcție de configurația aparatului și de caracteristicile anatomice ale pacientei.[36]

Gestionarea corectă a timpului de expunere contribuie la obținerea unor rezultate relevante pentru interpretarea medicală și joacă un rol esențial în reducerea riscurilor asociate radiației.[13]

4. Dozimetrie și radioprotecție

4.1 Efectele biologice ale radiațiilor

Radiațiile ionizante pot produce efecte semnificative asupra țesuturilor biologice prin interacțiuni directe sau indirecte la nivel celular. Când un fascicul de radiație X pătrunde în țesuturi, aceasta ionizează moleculele componentele celulare, în special moleculele de apă, rezultând în formarea de specii reactive de oxigen (radicali liberi) care pot deteriora structura ADN-ului. Aceste daune pot conduce fie la moartea celulară, fie la mutații genetice care, în timp, pot favoriza apariția unor afecțiuni precum cancerul. În mod direct, radiația poate rupe catenele ADN-ului, generând defecte care, dacă nu sunt corect reparate de mecanismele celulare, pot deveni ireversibile.[1]

Expunerea la radiații X a țesuturilor vii duce la efectele biologice clasificate, în două mari categorii: efecte deterministice și efecte stocastice. Efectele deterministice apar doar atunci când expunerea depășește un anumit prag și includ manifestări precum inflamații ale pielii, opacifierea cristalinului sau, în cazuri extreme, necroze tisulare, etc. În schimb, efectele stocastice, precum dezvoltarea cancerului sau apariția mutațiilor genetice, nu presupun o doză minimă de expunere, iar probabilitatea de apariție crește odată cu doza acumulată, fără a exista o severitate predictibilă.[6]

Sensibilitatea la radiații variază în funcție de tipul țesutului, vârstă și stare fiziologică, unele organe fiind mai sesceptibile decât altele. Țesutul mamar, în special la femeile tinere, este considerat radiosensibil, motiv pentru care expunerea repetată trebuie atent monitorizată. Deși dozele utilizate în mamografie sunt relativ mici, riscul cumulativ nu este neglijabil, mai ales în contextul screeningului periodic. Din acest motiv, aplicarea principiilor de protecție radiologică devine esențială pentru a reduce riscurile biologice și a garanta siguranța pacientului în procesul de diagnostic imagistic.[1]

Țesut	Factorul de ponderare a țesuturilor		
	NRC (2011) /ICRP26	NCRP115 și ICRP60	ICRP103
Vezică urinară		0,05	0,04
Măduvă osoasă (roșie)	0,12	0,12	0,12
Suprafața osoasă	0,03	0,01	0,01
Creier			0,01
Sân	0,15	0,05	0,12
Colon	–	0,12	0,12
Esofag	–	0,05	0,04
Gonade	0,25	0,20	0,08
Ficat	–	0,05	0,04
Plămân	0,12	0,12	0,12
Glandele salivare			0,01
Piele	–	0,01	0,01
Stomac	–	0,12	0,12
Tiroida	0,03	0,05	0,04
Subtotal	0,70	0,95	0,88
<i>Rest</i>	0,30	0,05	0,12 ^a
Total	1,00	1,00	1,00

ICRP60 = Comisia Internațională pentru Protecție Radiologică, Recomandările ICRP din 1990. NCRP115 = Consiliul Național pentru Protecție Radiologică și Măsurări. 1993. Estimări ale riscului pentru protecția împotriva radiațiilor, Raportul 115. Bethesda, Maryland.

NRC = Comisia de Reglementare Nucleară, Titlul 10, Codul Regulamentelor Federale, Partea 20

^a Publicația ICRP 103, restul țesuturilor includ glandele suprarenale, regiunea extratoracică (ET), vezica biliară, inima, rinichii, ganglionii limfatici, mușchii, mucoasa orală, pancreasul, prostata, intestinul subțire, splina, timusul, uterul/cervixul.

Tabel 1: Factorul de pondere a țesuturilor[57]

4.2 Noțiuni dozimetrice

Dozimetria este ramura specializată care se ocupă cu măsurarea și analiza radiațiilor absorbite. În contextul radiografiei mamare, aceste măsurători sunt esențiale pentru a evalua nivelul expunerii pacientului și pentru a garanta desfășurarea investigației în condiții de siguranță. Înțelegerea corectă a conceptelor de bază din dozimetrie permite o aplicare eficientă a principiului ALARA (As Low As Reasonably Achievable), adică menținerea dozei cât mai scăzut posibil, fără a compromite calitatea imaginii obținute.[40]

KERMA (Kinetic Energy Released per unit Mass), reprezintă cantitatea de energie cinetică transferată particulelor încărcate, în special electronilor, în materialul expus la radiație ionizantă, raportată la masa materialului respectiv. Această mărime fizică exprimă energia totală pe care radiația o transferă atomilor țintă înainte ca energia să fie efectiv absorbită sau disipată în material. KERMA este un parametru fundamental pentru descrierea interacțiunilor radiației cu materia, deoarece oferă o măsură a energiei disponibile pentru procesul de ionizare și excitație care urmează să apară. Deși unitatea de măsură este aceeași cu cea a dozei absorbite (Gy), KERMA și doza absorbită nu sunt identice, deoarece o parte din energia transferată poate fi pierdută prin radiație de frânare sau alte fenomene.[6]

În imagistica medicală, în special în mamografie, măsurarea KERMA în aer este esențială pentru evaluarea cantității de radiație utilizate și pentru controlul calității echipamentului. Valorile KERMA permit optimizarea dozei administrate pacientului, asigurând un echilibru între calitatea imaginii și minimizarea riscurilor biologice, KERMA este un parametru cheie în monitorizarea expunerii și în calculul dozei eficiente primite de țesuturi.[1]

Pentru caracterizarea expunerii la radiații se utilizează mai multe mărimi dozimetrice, fiecare cu rol specific. Prima este doza absorbită, care exprimă energia transferată de radiații către țesuturile traversate, raportată la masa acestora. Se exprimă în Gray (Gy), iar 1 Gy corespunde absorbției unei energii de 1 joule într-un kilogram de material biologic.[6]

A doua mărime importantă este doza echivalentă, care ia în calcul nu doar cantitatea de radiație, ci și tipul acesteia. Deoarece diferite tipuri de radiații au efecte biologice diferite, se aplică un factor de pondere pentru a reflecta acest aspect. De exemplu, razele X au un factor egal cu 1, ceea ce înseamnă că, în acest caz, doza absorbită este egală cu doza echivalentă. Aceasta se exprimă în sievert (Sv).[45]

În continuare, doza efectivă oferă o imagine de ansamblu a riscului biologic general al expunerii, deoarece include și sensibilitatea specifică a diferitelor organe. Prin aplicarea unor factori de pondere pentru fiecare țesut, se obține o estimare mai realistă a potențialului impact asupra sănătății. Doza efectivă este deosebit de utilă atunci când se compară expuneri provenite din investigații diferite sau când se estimează riscuri cumulative.[7]

Aceste concepte sunt reglementate și standardizate de organisme internaționale precum ICRP (International Commission on Radiological Protection) și IAEA (International Atomic Energy Agency), care eliberează ghiduri și norme pentru utilizarea sigură a radiațiilor în medicină. Documentele publicate de aceste instituții oferă cadru științific și recomandări practice pentru protecția pacientului și a personalului medical.[38]

Doza medie glandulară (MGD) este un parametru esențial în evaluarea siguranței procedurilor mamografice, reprezentând estimarea cantității de radiație absorbită de țesutul glandular al sânului. Acest tip de țesut este deosebit de radiosensibil, fiind principalul element de interes în ceea ce privește riscurile biologice asociate expunerii la radiații. MGD este influențată de mai mulți factori tehnici, precum tensiunea aplicată tubului radiogen, tipul filamentului și anodului, grosimea sânului comprimat, dar și de compoziția acestuia. În general, valorile MGD sunt menținute sub nivelele medii internaționale stabilite, tocmai pentru a reduce riscul de efecte

adverse, fără a compromite calitatea imaginii. În practica clinică, calculul MGD se bazează pe modele matematice standardizate și pe măsurători indirecte, iar în prezent este realizat automat de detectorul mamografului, care integrează parametrii de expunere relevanți. Acesta este considerat cel mai fiabil indicator al dozei reale absorbite de țesuturile sensibile în timpul unei investigații mamografice. [46]

4.3 Norme de protecție

Utilizarea radiațiilor ionizante în scopuri medicale, cum este cazul radiografiei convenționale, al tomografiei computerizate (CT) sau al mamografiei, aduce beneficii incontestabile în stabilirea și urmărirea diagnosticului. Totuși, aceste proceduri presupun un control riguros al expunerii la radiații, având în vedere riscurile potențiale asupra sănătății, chiar și în cazul unor doze mici. În acest sens, protecția radiologică are ca obiectiv limitarea efectelor biologice asociate iradierii, printr-un ansamblu de măsuri și reguli bazate pe recomandări internaționale de bună practică.[38]

Trei principii de radioprotecție, formulate de Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP), stau la baza unei utilizări sigure a radiațiilor: justificarea, optimizarea și limitarea dozelor.[38]

- a) Justificarea, presupune ca orice investigație care implică expunere să fie recomandată doar atunci când avantajele medicale depășesc cu claritate riscurile potențiale. Spre exemplu, o mamografie poate fi justificată pentru o pacientă cu factori de risc sau simptome suspecte, dar nu și în absența unei indicații clinice clare.[36]
- b) Principiul optimizării, multitudinea de factori care duc la îndeplinirea principiului cunoscut și sub acronimul ALARA, se referă la necesitatea reducerii dozei de radiație la nivelul cel mai scăzut posibil, fără a compromite calitatea informației diagnostice. Acest lucru presupune adaptarea parametrilor de expunere în funcție de caracteristicile individuale ale pacientului și de regiunea examinată, precum și utilizarea unor tehnologii menite să limiteze expunerea inutilă, cum ar fi colimarea precisă a fasciculului sau filtrarea radiației de joasă energie.[6]
- c) Limitarea dozelor vizează în mod special personalul medical și populația generală, pentru care se stabilesc praguri anuale de expunere considerat sigure. De exemplu, limita anuală de doză efectivă acceptată pentru lucrătorii expuși profesional este de 20 mSV, în timp ce pentru publicul larg nu ar trebui să depășească 1mSV. Aceste valori sunt monitorizate prin

utilizarea de dozimetre personale sau prin sisteme de monitorizare integrate în echipamentele imagistice moderne.[23]

Pentru aplicarea eficientă a acestor parametrii, este necesară existența unor protocoale de lucru clare, implementarea unor standarde de calitate pentru echipamente și formarea continuă a personalului implicat în efectuarea investigațiilor. De asemenea, tehnici precum colimarea corespunzătoare, optimizarea tensiunii și a curentului în tubul radiogen, folosirea filtrării adăugate și revizia periodică a aparaturii contribuie esențial la reducerea dozei absorbite de pacient.[47]

Este important de subliniat că protecția radiologică nu se rezumă la aspectele tehnice. Comunicarea între medicul solicitant, specialistul în imagistică și pacient joacă un rol esențial în alegerea celor mai potrivite investigații și în evitarea expunerilor inutile. În plus, grupurile vulnerabile, precum copiii, femeile însărcinate sau persoanele cu boli cronice, necesită o atenție sporită în stabilirea indicațiilor și a modului de aplicare a tehnicii imagistice.[51]

4.4 Niveluri de referință în diagnosticare

Nivelurile de referință în diagnostic (DRLs) reprezintă instrumentul principal prin care se monitorizează și se optimizează protecția radiologică în imagistica medicală. Acestea sunt definite ca valori orientative ale dozei de radiație administrate în proceduri standardizate și au rolul de a semnaliza situațiile în care expunerea este nejustificat de mare sau, dimpotrivă, insuficientă pentru a obține o imagine diagnostică adecvată. Conform recomandărilor Comisiei Internaționale pentru Protecția Radiologică (ICRP), stabilirea DRLs se bazează pe colectarea sistematică a datelor reale de doză din practica clinică[5]

Scopul utilizării DRLs nu este de a impune limite stricte, ci de a oferi un cadru de referință flexibil, care să ghideze profesioniștii în evaluarea și ajustarea tehnicilor de expunere. În centrele în care aceste niveluri sunt frecvent depășite, se impune o analiză atentă a cauzelor și, dacă este cazul, modificarea parametrilor tehnici sau a protocoalelor aplicate. Tot mai multe surse recente susțin necesitatea adaptării DRLs în funcție de caracteristicile pacientului (vârstă, sex, indice de masă corporală) și de incidența clinică, astfel încât valorile de referință să reflecte fidel diversitatea întâlnită în activitatea medicală curentă.[6]

Stabilirea DRLs la nivel local este din ce în ce mai recomandată, mai ales în unitățile dotate cu echipamente moderne sau care utilizează protocoale variate. În acest scop, se pot folosi sisteme informatice capabile să colecteze automat datele privind doza administrată și să le compare

periodic cu valorile naționale sau internaționale. Această abordare susține un control mai eficient asupra expunerilor, contribuie la îmbunătățirea calității serviciilor medicale și asigură o mai mare transparență.[6]

În mamografie, nivelurile de referință sunt cu atât mai importante cu cât această investigație este folosită pe scară largă în screeningul cancerului de sân. Parametrul principal de evaluare a expunerii este doza medie glandulară (MGD), întrucât reflectă cel mai fidel riscul biologic asociat radiației asupra țesutului sensibil. Valorile orientative ale MGD variază în funcție de tehnologia utilizată: în cazul sistemelor digitale directe, MGD este în jur de 1.1 mGy, iar pentru sistemele cu detectoare CR poate ajunge la 1.6 mGy.[23]

Pentru determinarea DRLs în mamografie, se aplică metode statistice standardizate, valorile fiind stabilite, de regulă, în jurul celui cuartilei 3 (Q3) din distribuția dozelor măsurate pe un eșantion reprezentativ. Aceste niveluri trebuie revizuite periodic, pentru a ține cont de evoluția tehnologică și de schimbările în practica clinică. De asemenea, este recomandată diferențierea DRLs în funcție de tipul procedurii, de echipamentul utilizat și de particularitățile pacientelor. Aplicarea consecventă a acestor principii contribuie la reducerea expunerii, menținerea calității diagnostice și consolidarea rolului DRLs ca element central în siguranța radiologică a pacientului.[6]

5 Optimizarea radioprotecției în expunerea sânelui

5.1 Protocol de expunere

Protocolul de expunere este esențial în asigurarea unei protecții radiologice adecvate pentru pacienții supuși mamografiei. Ajustarea corectă a parametrilor de expunere este necesară pentru a obține imagini de calitate, esențiale pentru un diagnostic precis, în timp ce se urmărește minimizarea dozei de radiație absorbită de țesuturile sensibile ale sânelui. Printre variabilele care pot fi modificate se numără tensiunea aplicată tubului (kVp), curentul și timpul de expunere (mAs), tipul filtrelor utilizate, precum și colimarea fasciculului de raze X.

Este important ca acești parametri să fie personalizați în funcție de caracteristicile anatomice ale fiecărei paciente, precum grosimea și densitatea sânelui, dar și de tipul de aparat folosit (de exemplu, echipamentele digitale moderne dispun adesea de sisteme automate de control al expunerii, care adaptează parametrii pentru a menține doza la un nivel cât mai redus, fără a afecta calitatea imaginii).

De asemenea, utilizarea unor filtre adecvate contribuie la eliminarea radiației de energie joasă, care nu participă la formarea imaginii și ar putea crește inutil doza absorbită de țesut. Limitarea precisă a câmpului de iradiere prin colimare este o altă măsură importantă pentru reducerea expunerii.

Implementarea unor protocoale de expunere clare, bazate pe dovezi și bune practici, precum și monitorizarea continuă a dozelor administrate prin mijloace electronice sau dozimetre, ajută la menținerea expunerii în limite sigure, conform nivelurilor de referință diagnostice. De asemenea, formarea continuă a personalului implicat în efectuarea mamografiilor este esențială pentru aplicarea eficientă și constantă a acestor protocoale.

În esență, un protocol de expunere flexibil și adaptat fiecărei paciente, reprezintă o condiție fundamentală pentru o protecție radiologică eficientă în mamografie, menținând un echilibru optim între siguranța pacienților și calitatea investigației imagistice.

5.2 Controlul calității instalației radiologice

Controlul calității (CQ) al echipamentelor radiologice utilizate în mamografie are un rol central în asigurarea funcționării corespunzătoare a instalațiilor, în protejarea pacientelor și în obținerea unor imagini de calitate superioară. Întrucât mamografia implică utilizarea radiațiilor ionizante asupra unui organ radiosensibil, cum este sânul, este esențial ca echipamentele să funcționeze în

limitele parametrilor tehnici recomandați, iar doza de radiație să fie menținută la niveluri minime, în conformitate cu principiul ALARA.

Un program de control al calității bine structurat include verificări periodice (zilnice, săptămânale, lunare, trimestriale, anuale) a performanței sistemelor imagistice, conform ghidurilor emise de organisme precum CNCAN (Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare), IAEA (International Atomic Energy Agency), EUREF (European Reference Organization for Quality Assured Breast Screening and Diagnostic Services).

5.2.1 Verificări tehnice esențiale în mamografie

În cadrul procesului de control al calității, se realizează mai multe teste specifice, precum:

- Evaluarea sistemului automat de control al expunerii (AEC): acest sistem are rolul de a adapta automat parametrii de expunere în funcție de caracteristicile anatomice ale sânului. Funcționarea deficitară a AEC poate duce fie la imagini slab calitative, fie la doze inutile de radiație.
- Determinarea dozei medii glandulare (MGD): conform standardelor europene, pentru mamografia digitală directă, valoarea tipică a MGD este de aproximativ 1.1 mGy, fără a depăși 3 mGy per expunere.
- Testarea calității imaginii cu fantome standardizate: acest tip de evaluare permite identificarea calității imaginii, a contrastului și a eventualelor artefacte ce ar putea afecta interpretarea corectă a leziunilor mamare, cum ar fi microcalcificările.
- Verificarea uniformității răspunsului detectorului: se controlează consistența imaginii pe întreaga suprafață a detectorului; neuniformitățile pot indica defecțiuni care alterează calitatea diagnosticului.
- Controlul monitoarelor de diagnostic și a surselor de lumină: în cazul echipamentelor digitale, calitatea ecranelor de vizualizare este esențială pentru interpretarea corectă.

5.2.2 Frecvența testărilor și rolurile profesioniștilor implicați

Realizarea controlului calității implică o echipă multidisciplinară: fizicienii medicali, tehnicienii radiologi, radiologi și personal de service. Sarcinile sunt împărțite în funcție de complexitatea testelor: testele zilnice, precum verificarea funcției AEC sau a imaginii fantomă, sunt efectuate de tehnicienii, în timp ce testele avansate, precum măsurători dozimetrice sau analize de rezoluție spațială; revin fizicienilor medicali.

Testele săptămânale și lunare pot include analiza uniformității imaginii și evaluarea colimării, iar anual se efectuează o verificare completă a tuturor componentelor sistemului de mamografie.

5.2.3 Rolul controlului calității în protecția pacientului

Implementarea consecventă a unui program de control al calității aduce beneficii majore în ceea ce privește siguranța pacienților

- Permite identificarea timpurie a degradării performanței echipamentului;
- Asigură menținerea unei calități constante a imaginii fără creșterea dozelor;
- Contribuie la respectarea reglementărilor legale și a cerințelor de acreditare;
- Reduce riscul de expuneri nejustificate și elimină necesitatea repetării investigațiilor;
- Asigură utilizarea eficientă a resurselor prin prevenirea defecțiunilor și a costurilor suplimentare.

5.3 Tehnici și metode de lucru

5.3.1 Materiale și echipamente utilizate

În cadrul acestei lucrări au fost utilizate următoarele echipamente:

- Instalații de mamografie digitală
- Microsoft Excel și SciDAVis pentru prelucrarea datelor
- Software de analiză statistică pentru procesarea datelor (Microsoft Office Professional Plus 2010, versiunea 14.0.4734.100)

5.3.2 Colectarea datelor

Datele au fost colectate din examinări mamografice efectuate în perioada 2024-2025, cuprinzând un eșantion total de 1349 de examinări (647 în incidență CC (cranio-caudală) și 702 în incidență MLO (medio-lateral oblică)). Pentru fiecare examinare au fost înregistrați următorii parametri: vârsta pacientei, înălțimea și greutatea, grosimea sânului comprimat (în mm), tipul de expunere (CC sau MLO), doza medie glandulară (MGD) (în mGy) și operatorul care a efectuat examinarea.

Examinările au fost realizate de șase operatori diferiți (op1-op6), utilizând protocoale standardizate de poziționare și expunere.

5.3.3 Măsurarea dozei medii glandulare (MGD)

Doza medie glandulară a fost măsurată automat de sistemul de mamografie digitală, care calculează această valoare pe baza parametrilor de expunere și a caracteristicilor pacientei. MGD reprezintă estimarea cantității de radiație absorbită de țesutul glandular al sânului și este considerat cel mai relevant parametru pentru evaluarea riscului radiologic în mamografie.

5.3.4 Metodologia de analiză a datelor

Analiza statistică a reprezentat o componentă esențială a acestei lucrări, având rolul de a evidenția tendințele și relațiile dintre parametrii tehnici ai mamografiei și nivelul dozei de radiație administrate pacientului. Au fost utilizate instrumente software precum Microsoft Excel și SciDAVis, care au permis procesarea eficientă a setului de date și generarea de reprezentări grafice și tabele descriptive.

Au fost calculați indicatori descriptivi fundamentali: media aritmetică, valoarea minimă și maximă, deviația standard. Acești parametri oferă o imagine de ansamblu asupra variabilității dozei medii glandulare în funcție de incidență și operator.

Pentru analiza relației dintre grosimea sânului și doza medie glandulară, s-a folosit coeficientul de corelație Pearson, care măsoară intensitatea și direcția unei relații liniare între două variabile cantitative.

De asemenea, pentru a identifica variații între operatori, s-au aplicat comparații între mediile dozelor înregistrate, ceea ce a permis detectarea potențialelor abateri de la uniformitatea practicii. Procesul de analiză a datelor colectate a fost structurat în mai multe etape, fiecare având rolul de a asigura validitatea statistică și relevanța clinică a concluziilor formulate. Fiecare pas a fost conceput pentru a evalua cu rigiditate modul în care parametrii tehnici ai mamografiei influențează doza medie glandulară și pentru a identifica eventuale abateri față de practicile standardizate.

5.4 Structura și verificarea bazei de date

Într-o primă fază, informațiile brute au fost organizate într-un format unitar, ceea ce a presupus uniformizarea câmpurilor de date (operator, incidență, grosime comprimată, valoare MGD) și eliminarea înregistrărilor incomplete sau incorect introduse. Totodată, au fost analizate valorile

extreme (outliers), pentru a identifica și exclude posibilele erori de măsurare sau de transcriere care ar fi putut afecta integritatea statistică a studiului.

5.5 Calculul indicatorilor descriptivi

Pe baza datelor valide, s-au calculat parametri statistici esențiali, cum ar fi media aritmetică, deviația standard, valoarea maximă și minimă a dozei medii glandulare. Aceste valori au fost determinate atât la nivel general, cât și diferențiat, în funcție de incidența utilizată (CC sau MLO) și de operatorul responsabil. Acest demers a permis o primă evaluare a variabilității dozei administrate în practica curentă.

Tabel 2: Parametri statistici esențiali

Operator	Incidența	Număr măsurători	MGD medie (mGy)	Deviația standard MGD	MGD minim (mGy)	MGD maxim (mGy)	Grosimea medie a sânului (mm)	Deviația standard agrosime
op1	CC	79	1.47	0.65	0.68	4.51	61.54	52.59
op1	MLO	81	1.91	2.15	0.79	20.02	63.99	54.9
op2	CC	24	1.83	2.55	0.71	13.64	48.92	7.76
op2	MLO	21	1.47	0.45	0.89	2.43	53.29	7.89
op3	CC	120	1.51	0.61	0.74	4.23	54.15	11.47
op3	MLO	122	1.92	0.73	0.84	4.56	60	12.5
op4	CC	197	1.81	0.96	0.8	12.34	56.3	11.98
op4	MLO	218	2.07	0.71	0.75	4.68	60.84	15.11
op5	CC	114	1.76	0.61	0.7	3.3	58.83	12.89
op5	MLO	117	2.19	0.73	0.67	4.14	66.31	14.98
op6	CC	128	1.75	0.6	0.82	3.36	58.22	10.56
op6	MLO	128	1.93	0.61	0.84	4.27	62.08	11.83

Tabel 3: Valorile medii a MGD și a grosimii sanului comprimat

Operator	MGD CC (mGy)	MGD MLO(mGy)	MLO/CC	Grosime CC (mm)	Grosime MLO (mm)
op1	1.47±0.65	1.91±2.15	1.3	61.54±52.59	63.99±54.9

op2	1.83±2.55	1.47±0.45	0.8	48.92±7.76	53.29±7.89
op3	1.51±0.61	1.92±0.73	1.27	54.15±11.47	60±12.5
op4	1.81±0.96	2.07±0.71	1.14	56.3±11.98	60.84±15.11
op5	1.76±0.61	2.19±0.73	1.24	58.83±12.89	66.31±14.98
op6	1.75±0.6	1.93±0.61	1.1	58.22±10.56	62.08±11.83
medie	1.69±0.99	1.92±0.90	1.14	56.33±17.88	61.09±19.54

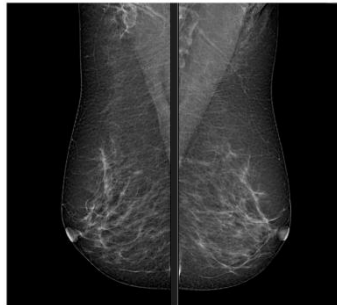


Figura 8: Imagine obținută prin expunere de tip medio-leteral oblică[60]

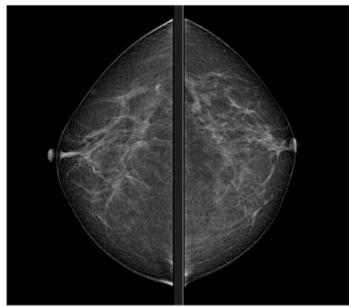


Figura 9: Imagine obținută prin expunere de tip cranio caudală[60]

5.6 Evaluarea relației dintre grosime și doză

Pentru a înțelege în ce măsură grosimea sânului comprimat influențează doza administrată, s-a efectuat o analiză de corelație între cele două variabile. A fost aplicat coeficientul de corelație Pearson, o metodă statistică utilizată frecvent în studiile cantitative, care permit identificarea unui eventual raport de proporționalitate liniară între cele două variabile. Rezultatele obținute oferă indicii relevante privind comportamentul sistemului automat de expunere în funcție de grosimea țesutului mamar.

Pentru incidența cranio-caudală (CC), coeficientul de corelație a fost $r=-0.436$, iar valoarea p asociată a fost $p=0.387$, ceea ce indică o corelație negativă slabă și nesemnificativă statistic între grosimea sânului și doza medie glandulară (MGD). Această tendință este susținută și de graficul

de dispersie, unde se observă abateri clare de la o relație liniară: pentru grosimi mai mari (62 mm), valorile MGD pot fi mai mici decât pentru grosimi mai reduse (48 mm). Astfel, pentru această incidență nu se poate susține existența unei relații consistente între cele două variabile.

În schimb, pentru incidența medio-lateral oblică (MLO), coeficientul Pearson calculat a fost $r=0.897$, cu o valoare $p=0.015$, ceea ce indică o corelație pozitivă puternică, semnificativă din punct de vedere statistic. În acest caz, creșterea grosimii sânelui este asociată clar cu o creștere a valorii MGD, ceea ce reflectă un comportament previzibil al sistemului automat de expunere.

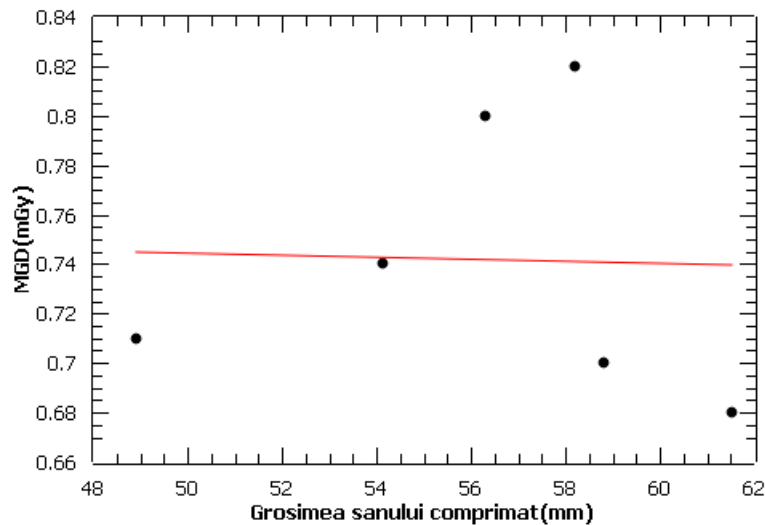


Figura 11: Corelația dintre grosimea sânelui comprimat și MGD pentru enaminarea de tip cranio-caudală

Figura 11 arată corelația dintre grosimea sânelui comprimat și doza medie glandulară (MGD) pentru incidența cranio-caudală (CC). Deși, în mod teoretic, se așteaptă o creștere a MGD odată cu grosimea țesutului, în acest caz linia de regresie este aproape orizontală, sugerând lipsa unei relații semnificative. Se observă variații neuniforme ale MGD pentru grosimi apropiate, iar valorile extreme contrazic tendința generală. Această dispersie neregulată indică faptul că, pentru incidența CC, nu se poate confirma o corelație liniară clară între grosime și doză.

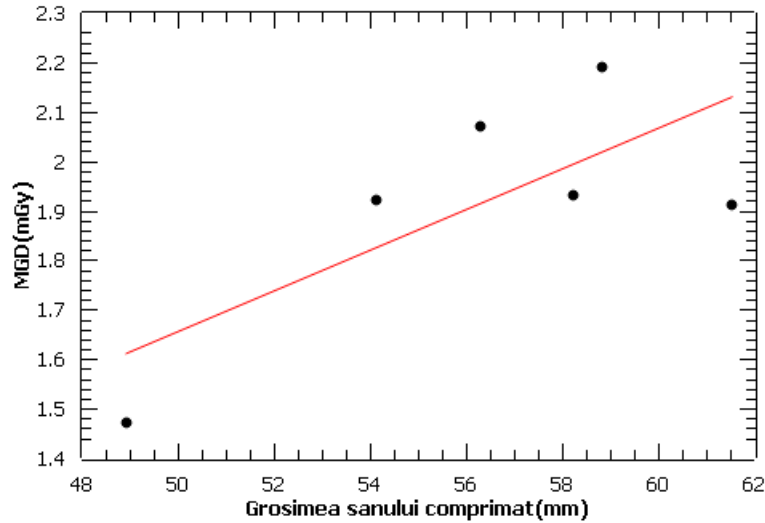


Figura 12: Corelația dintre grosimea sânului comprimat și MGD pentru enaminarea de tip medio-leteral oblică

Graficul din figura 12 reprezintă corelația dintre grosimea sânului comprimat și doza medie glandulară (MGD) pentru incidența medio-lateral oblică (MLO). Se remarcă o relație pozitivă clară între cele două variabile, evidențiată prin panta ascendentă a liniei de regresie. Valorile MGD cresc odată cu grosimea sânului într-un mod coerent, fără deviații importante la extremități. Aceasta susține existența unei corelații directe și stabile între parametri pentru această incidență.

5.7 Compararea valorilor MGD între operatori

O etapă esențială a fost analiza diferențelor inter-operatori. S-au comparat valorile medii ale dozei administrate de fiecare tehnician implicat în examinări, în vederea identificării unor potențiale variații legate de modul de utilizare a funcțiilor automate ale echipamentului. Această analiză a fost realizată prin tehnici statistice comparative, pentru a determina dacă diferențele observate sunt semnificative din punct de vedere statistic.

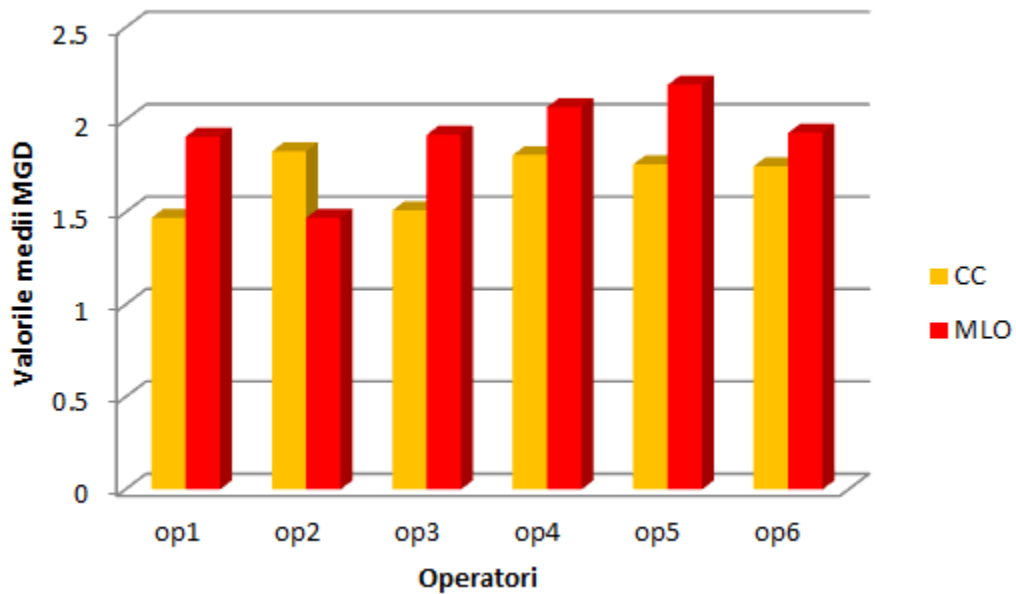


Figura 13: Valorile medii MGD obținute de difeți operatori

Graficul din figura 13 compară valorile medii ale MGD pentru fiecare operator, separate pe cele două incidente (CC și MLO). Se observă diferențe vizibile între operatori, în special pentru incidența MLO, unde unii tehnicieni au raportat doze medii mai mari decât alții. Acest tip de variație sugerează că utilizarea sistemului automat de expunere și poziționarea pot influența semnificativ doza administrată, chiar și atunci când sunt folosite aceleași echipamente.

5.8 Raportarea valorilor la standardele de referință

În final, valorile MGD înregistrate au fost comparate cu nivelurile de referință stabilite de ghidurile naționale. Această etapă a urmărit identificarea eventualelor depășiri ale limitelor recomandate și aprecierea gradului de conformitate a practicii clinice față de standardele actuale în protecția radiologică. Astfel, au putut fi formulate concluzii privind gradul de optimizare a expunerii și potențialele direcții de îmbunătățire a protocoalelor aplicate.

Tabel 3: Nivelurile DRL local, național și pe cele trei trimestre studiate

	DRL Local	DRL Nat	Tr. 3 2024	Tr. 4 2024	Tr. 1 2025
CC	1.2	1.5	1.43	1.9	1.71
MLO	1.38	1.5	1.62	2.5	2

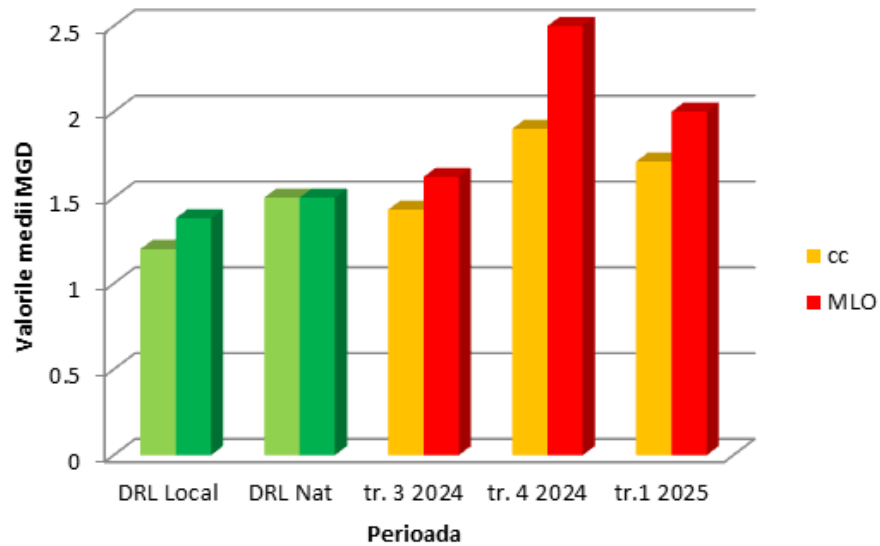


Figura 14: Evoluția MGD în raport cu nivelurile de referință

Figura 14 reprezintă comparația dintre valorile dozei medii glandulare înregistrate în cadrul studiului și nivelurile de referință diagnostice stabilite la nivel local și național. Din grafic reiese faptul că valorile DRL pe cele 3 trimestre studiate sunt peste nivelul local și cel național, în trimestrul 4 al anului 2024 înregistrându-se cele mai mari valori.

Aceste depășiri pot indica probleme punctuale în protocolul de expunere, cum ar fi: neadaptarea corectă a parametrilor de expunere la grosimea sânului, utilizarea defectuasă a sistemului automat de control al expunerii, poziționarea necorespunzătoare a pacientei sau compresia insuficientă, intervenția manuală excesivă în setările automate ale aparatului.

Concluzii

Lucrarea de față a avut ca scop principal investigarea modalităților prin care poate fi optimizată protecția radiologică a pacientelor în cadrul examinărilor mamografice, punând accent pe reducerea dozei medii glandulare (MGD) fără a compromite calitatea imaginii obținute în scop diagnostic. Pornind de la principiile fundamentale ale fizicii radiațiilor X și continuând cu aspecte aplicative legate de echipamente, protocoale de expunere, dozimetrie și controlul calității, a fost propusă o abordare integrată, centrată pe siguranța pacientului în procesul imagistic.

Analiza unui număr de 1349 de investigații mamografice a arătat că valorile MGD se înscriu, în general, sub nivelurile de referință europene (1.1-3 mGy), ceea ce reflectă o bună conformare la principiile ALARA. Cu toate acestea, s-au observat variații între operatori și o corelație negativă slabă între grosimea sânului comprimat și doza administrată ($r=-0.436$) pentru incidența CC și o corelație pozitivă puternică ($r=0.897$) pentru incidența MLO, semnalând o aplicare integrală a protocoalelor automate și sugerând necesitatea unei standardizări suplimentare.

Studiul a oferit o perspectivă detaliată asupra factorilor care influențează doza medie glandulară și a permis identificarea unor direcții clare de îmbunătățire a siguranței radiologice în mamografie. Deși grosimea țesutului comprimat s-a dovedit a fi un determinant major al nivelului dozei, relația dintre acestea nu este perfect liniară, ceea ce indică influența unor factori suplimentari, cum ar fi compoziția sânului și parametrii tehnici utilizați.

Valoarea medie a MGD înregistrată pentru incidența cranio-caudală (CC) a fost de 1.69 ± 0.99 mGy, iar pentru incidența medio-lateral oblică (MLO) de 1.92 ± 0.90 mGy. Deși aceste valori rămân sub pragul maxim admis de 3 mGy, ele depășesc nivelul ideal de 1.1 mGy recomandat pentru mamografia digital direct, ceea ce evidențiază nevoia unei ajustări permanente a protocoalelor de expunere.

Compararea dozelor administrate de către diverși operatori a scos în evidență diferențe semnificative, confirmând importanța pregătirii continue și a uniformizării tehnicilor utilizate. Pentru incidența CC, valorile MGD au variat între 1.47 ± 0.65 mGy și 1.83 ± 2.55 mGy, iar pentru MLO între 1.47 ± 0.45 mGy și 2.19 ± 0.73 mGy, ceea ce subliniază impactul poziționării și al selecției parametrilor tehnici asupra expunerii.

O analiză pe interval de timp a evidențiat o creștere a valorilor MGD în trimestrul 4 al anului 2024, perioadă în care s-au înregistrat cele mai ridicate doze. Acest aspect impune aplicarea unor măsuri corective pentru realinierea la standardele de protective.

Raportul mediu MLO/CC obținut în acest studiu este de 1.14, ceea ce indică o doză glandulară medie ușor mai mare în cazul incidenței medio-lateral oblice. Această valoare este în concordanță cu literatura de specialitate, care estimează că raportul MLO/CC se situează, în mod obișnuit, în intervalul 1.1-1.3, datorită grosimii crescute a țesutului inclus în expunere și a particularităților geometrice ale incidenței MLO. [61] Această diferență este relevantă pentru strategia de optimizare a expunerii, contribuind la menținerea unui echilibru între calitatea imaginii și protecția radiologică a pacientei.

Rezultatele obținute susțin necesitatea aplicării unor protocoale personalizate, adaptate caracteristicilor fiecărei paciente, alături de o monitorizare dozimetrică atentă și o instruire permanent a personalului tehnic. De asemenea, controlul riguros al calității echipamentelor este esențial pentru menținerea performanței sistemelor și limitarea expunerii nejustificate.

În concluzie, mamografia rămâne o metodă indispensabilă în detecția precoce a cancerului mamar, iar respectarea constantă a principiului ALARA este esențială pentru reducerea riscurilor asociate radiațiilor. Studiul subliniază importanța unei abordări interdisciplinare, care să îmbine aspectele tehnice, educaționale și organizaționale în vederea creșterii nivelului de siguranță pentru pacientele supuse acestor investigații. Aplicarea consecventă a recomandărilor formulate poate contribui semnificativ la optimizarea protecției radiologice, fără a compromite calitatea diagnosticului.

Bibliografie

- [1] National Center for Biotechnology Information. "Ionizing radiation, health effects and protective measures." <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546155/> (accesat la 20 mai 2025)
- [2] Kothari, R. U., & Brott, T.G. "Emergency Radiology." *Journal of Emergency Medicine*, 11(5), 573-578 (1993). [https://www.jem-journal.com/article/0736-4679\(93\)90635-K/pdf](https://www.jem-journal.com/article/0736-4679(93)90635-K/pdf). DOI: 10.1016/0736-4679(93)90635-K
- [3] Schweitzer, M.E. "Wilhelm Conrad Röntgen and the discovery of X-rays." *Academic Radiology*, 22(10), 1288-1290 (2015). DOI: 10.1016/j.acra.2015.07.001
- [4] World Health Organization. "Ionizing radiation and health effects." <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-and-health-effects> (accesat la 22 mai 2025)
- [5] Amin, M. M., & Khosravi, H. "Medical applications of ionizing radiation: benefits and risks." *Medicina*, 60(4), 653 (2024). DOI: 10.3390/medicina60040653
- [6] Aldahmash, A.M. "Electromagnetic radiation: A comprehensive review of misconceptions." *European Journal of Science and Environment Education*, 4(1) (2023). DOI: 10.20897/ejsee/15719
- [7] Encyclopedia Britannica. "Electromagnetic spectrum." <https://www.britannica.com/science/electromagnetic-spectrum> (accesat la 15 mai 2025)
- [8] "Electromagnetic radiation sensors." *Sensor Review*, Vol 28(1), 2 (2008). DOI: 10.1108/sr.2008.08728caa.002
- [9] "Innovations in X-ray tube design and instrumentation for conventional radiological applications." *Journal of Multilingual and Multicultural Development*, 46(5), 1-2 (2025). DOI: 10.1080/13682199.2025.2470485
- [10] National Center for Biotechnology Information. "X-ray production." <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537046/> (accesat la 23 mai 2025)
- [11] University of Washington. "CT-PET Notes." (2021). <https://courses.cs.washington.edu/courses/cse577/21au/notes/CT-PET.pdf>
- [12] "X-ray Diffraction Techniques for Mineral Characterization." <https://www.mdpi.com/2075-163X/12/2/205>. DOI: 10.3390/min12020205
- [13] "X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists." *Journal of Nuclear Medicine Technology*. <https://tech.snmjournals.org/content/33/1/3>. DOI: 10.2967/jnmt.105.013581
- [14] "On the Physical Process and Essence of the Photoelectric Effect." <https://www.scirp.org/journal/paperinformation?paperid=125864>. DOI: 10.4236/jmp.2023.149105
- [15] "An Overview of the Compton Scattering Calculation." <https://www.mdpi.com/2073-4352/11/5/525>. DOI: 10.3390/cryst11050525

- [16] "Compton scattering driven by intense quantum light."
<https://www.science.org/doi/10.1126/sciadv.ade0932>. DOI: 10.1126/sciadv.ade0932
- [17] "Compton scattering overview."
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0168900209009589?via%3Dihub>. DOI:
10.1016/j.nima.2009.06.056
- [18] "Rayleigh scatter in kilovoltage x-ray imaging." <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/54/22/012>. DOI: 10.1088/0031-9155/54/22/012
- [19] "Rayleigh scattering by energetic photons."
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0969806X9390320T?via%3Dihub>. DOI:
10.1016/0969-806X(93)90320-T
- [20] "Molecular Imaging: Basic Principles and Applications in Biomedical Research."
<https://www.mdpi.com/2218-2004/1/1/2>. DOI: 10.3390/mps1010002
- [21] "Tomographic detection of photon pairs produced from high-energy X-ray for the monitoring of radiotherapy dosing." <https://www.nature.com/articles/s41551-022-00953-8>. DOI: 10.1038/s41551-022-00953-8
- [22] "Physics of PET/CT scanners." <https://ejnmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-015-0120-5>. DOI: 10.1186/s40658-015-0120-5
- [23] "Advances in Nuclear Medicine Instrumentation: Considerations in the Design and Selection of PET Scanners." <https://tech.snmjournals.org/content/36/1/1>. DOI: 10.2967/jnmt.107.045179
- [24] "Role of Radiology in Medical Diagnosis." <https://www.longdom.org/articles/role-of-radiology-in-medical-diagnosis-102543.html>. DOI: 10.35248/2167-7964.22.11.102543
- [25] "Advances in medical imaging techniques."
<https://bmcmethods.biomedcentral.com/articles/10.1186/s44330-024-00010-7>. DOI: 10.1186/s44330-024-00010-7
- [26] "Importance of Medical Imaging." <https://www.openaccessjournals.com/articles/importance-of-medical-imaging-perspective-17079.html>. DOI: 10.4172/2155-9937.1000287
- [27] "Automated Whole Breast Ultrasound."
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S088721711100031X>. DOI:
10.1016/j.rcl.2011.02.007
- [28] Sencha, A. N., Evseeva, E. V., Mogutov, M. S., & Patrunov, Y. N. "Breast Ultrasound." Springer (2013). DOI: 10.1007/978-3-642-36502-7
- [29] "Breast Ultrasonography." <https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/radiol.13121606>. DOI:
10.1148/radiol.13121606
- [30] Stavros, A. T. "Breast Ultrasound." Lippincott Williams & Wilkins (2004). ISBN: 978-0397516247

- [31] "Mammography Screening: A New Perspective." <https://www.mdpi.com/2075-4418/13/20/3227>. DOI: 10.3390/diagnostics13203227
- [32] Kopans, D. B. "Breast Imaging." Lippincott Williams & Wilkins (2007). ISBN: 978-0781747684
- [33] "Digital Breast Tomosynthesis: State of the Art." <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8796062/>. DOI: 10.3390/diagnostics12010061
- [34] "Breast Imaging Techniques: Current Status and Future Directions." <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK22311/>. DOI: 10.17226/9838
- [35] "Advances in Breast Cancer Detection and Diagnosis." <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC3891888/>. DOI: 10.1155/2013/809506
- [36] "Normal and Breast Cancer affected Mammogram Image." https://www.researchgate.net/figure/Normal-and-Breast-Cancer-affected-Mammogram-Image-16_fig3_363740454
- [37] Brenner, D. J., & Hall, E. J. "Computed tomography — an increasing source of radiation exposure." *N Engl J Med.* 357:2277–84 (2007). DOI: 10.1056/NEJMra072149
- [38] International Commission on Radiological Protection (ICRP). "Publication 103: The 2007 Recommendations of the ICRP." (2007). DOI: 10.1016/j.icrp.2007.10.003
- [39] "Radiation risk from medical imaging." <https://www.health.harvard.edu/cancer/radiation-risk-from-medical-imaging> (accesat la 21 mai 2025)
- [40] "Optimization of radiation dose in mammography." <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0720048X2400500X>. DOI: 10.1016/j.ejrad.2024.111477
- [41] "Breast cancer risk associated with different types of radiation exposure." <https://academic.oup.com/jncimono/article/1997/22/119/2952582>. DOI: 10.1093/jncimono/1997.22.119
- [42] "Radiation dosimetry in digital breast tomosynthesis: A review." <https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0146645320911864>. DOI: 10.1177/0146645320911864
- [43] "Radiation dose in breast imaging." <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2996147/>. DOI: 10.1259/bjr/35744577
- [44] International Atomic Energy Agency. "Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students." https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1578_web-57265295. (accesat la 21 mai 2025)
- [45] "Absorbed, Equivalent, and Effective Dose." https://icrpaedia.org/Absorbed,_Equivalent,_and_Effective_Dose (accesat la 22 mai 2025)
- [46] "Mean Glandular Dose in Digital Mammography: A Systematic Review." <https://www.mdpi.com/2075-4418/14/22/2568>. DOI: 10.3390/diagnostics14222568

- [47] "Ghid de indicații pentru explorări radioimagistice."
https://www.srimr.ro/uploads/files/Ghid_indicatii_radioimagistice.pdf (accesat la 18 mai 2025)
- [48] ICRP. "The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection."
https://www.icrp.org/docs/p103_romanian.pdf (accesat la 20 mai 2025)
- [49] "Radiation protection in mammography: dose evaluation and optimization."
<https://www.scielo.br/j/bor/a/cGxbyx4qKz7vvVcXP5GShjt/?lang=en>. DOI: 10.1590/1807-3107BOR-2015.vol29.0048
- [50] "Quality Control in Mammography: Current Practices and Future Directions."
<https://biomedres.us/fulltexts/BJSTR.MS.ID.008520.php>. DOI: 10.26717/BJSTR.2023.50.008520
- [51] "Radiation Dose Reduction in Medical Imaging: Current Issues and Future Perspectives."
<https://jkms.org/DOIx.php?id=10.3346/jkms.2016.31.S1.S6>. DOI: 10.3346/jkms.2016.31.S1.S6
- [52] "Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging: Review and Additional Advice."
<https://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0146645317717209>. DOI: 10.1177/0146645317717209
- [53] "European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Pediatric Imaging."
<https://insightsimaging.springeropen.com/articles/10.1186/s13244-023-01369-x>. DOI: 10.1186/s13244-023-01369-x
- [54] "European diagnostic reference levels for common computed tomography examinations."
<https://insightsimaging.springeropen.com/articles/10.1186/s13244-020-00899-y#Tab3>. DOI: 10.1186/s13244-020-00899-y
- [55] "Quality control in mammography: the importance of technical factors."
<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2830259/>. DOI: 10.1259/bjr/32906819
- [56] "Patient dose optimization in mammography." <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2809723/>. DOI: 10.1259/bjr/20923529
- [57] "Toxicological Profile for Uranium."
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK158810/table/T50/> 9 (accesat la 20 mai 2025)
- [58] "Mammography and the Normal Breast: Anatomy, Development, and Physiology."
<https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiographics.17.4.9225393>. DOI: 10.1148/radiographics.17.4.9225393
- [59] "Radiographic Imaging of the Normal Breast."
<https://academic.oup.com/mnras/article/479/4/4320/5033410?login=false>. DOI: 10.1093/mnras/sty1626
- [60] Fico, N., Di Grezia, G., Cuccurullo, V., Salvia, A. A. H., Iacomino, A., Sciarra, A., & Gatta, G. (2023). Breast imaging physics in mammography (Part I). *Diagnostics*, 13(20), 3227.
<https://doi.org/10.3390/diagnostics13203227>

[61] Dance, D.R., Skinner, C.L., Young, K.C., Beckett, J.R., Kotre, C.J. (2009). Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. *British Journal of Radiology*, 82(974), 888–894. DOI: 10.1259/bjr/42893576

Apendice

Secțiunea de față reunește informațiile suplimentare care susțin analiza realizată în cadrul lecerării. Sunt incluse tabelele cu datele colectate în urma examinărilor mamografice realizate de fiecare operator.

Scopul includerii acestor elemente este de a oferi o imagine completă asupra modului în care au fost obținute și interpretate rezultatele, contribuind la transparența demersului științific și la o mai bună înțelegere a concluziilor formulate.

Tabel A1: Datele colectate de operatorul 1 în examinarea CC

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	Cranio caudal	mGy
71	F	170	80	62	LCC	1.64
68	F	158	75	40	LCC	0.68
47	F	167	71	61	LCC	1.75
45	F	168	68	51	LCC	1.08
63	F	168	70	60	LCC	1.64
51	F	160	64	42	LCC	1.14
52	F	165	61	43	LCC	1.34
73	F	164	62	54	LCC	1.03
46	F	160	53	43	LCC	1.77
42	F	157	75	52	LCC	1.29
75	F	165	90	53	LCC	1.1
68	F	157	64	52	LCC	1.11
49	F	165	105	61	LCC	1.47
47	F	162	59	59	LCC	1.55
50	F	159	66	56	LCC	1.99
64	F	158	60	43	LCC	0.71
70	F	160	79	60	LCC	1.43
72	F	150	85	45	LCC	0.83
48	F	158	74	57	LCC	1.77
49	F	155	57	55	LCC	1.99
45	F	162	65	50	LCC	1.72
57	F	169	70	56	LCC	1.18
56	F	165	104	64	LCC	1.45
59	F	158	78	74	LCC	2.72
68	F	165	71	51	LCC	0.89
65	F	152	72	59	LCC	1.38
53	F	165	74	43	LCC	0.74
53	F	167	81	70	LCC	2.22
60	F	164	105	59	LCC	1.26

70	F	164	82	51	LCC	1.08
62	F	159	67	53	LCC	1.37
71	F	160	70	36	LCC	0.82
40	F	173	103	43	LCC	1.17
50	F	153	85	63	LCC	1.63
79	F	150	59	40	LCC	0.83
48	F	164	83	344	LCC	3.49
66	F	156	66	39	LCC	0.85
53	F	167	81	68	LMCC	2.52
40	F	173	103	38	LMCC	2.89
71	F	170	80	57	RCC	1.43
68	F	158	75	44	RCC	0.75
47	F	167	71	64	RCC	1.88
45	F	168	68	54	RCC	1.21
63	F	168	70	58	RCC	1.57
51	F	160	64	43	RCC	1.38
52	F	165	61	44	RCC	1.39
73	F	164	62	53	RCC	1.13
46	F	160	53	41	RCC	1.56
62	F	163	89	48	RCC	0.78
42	F	157	75	51	RCC	1.45
75	F	165	90	51	RCC	1.05
68	F	157	64	51	RCC	1.11
49	F	165	105	57	RCC	1.28
47	F	162	59	60	RCC	2.05
50	F	159	66	54	RCC	1.82
64	F	158	60	46	RCC	0.72
70	F	160	79	54	RCC	1.03
72	F	150	85	48	RCC	0.89
48	F	158	74	56	RCC	2.04
49	F	155	57	53	RCC	1.72
45	F	162	65	51	RCC	1.91
57	F	169	70	58	RCC	1.27
56	F	165	104	72	RCC	1.79
59	F	160	85	73	RCC	2.33
59	F	158	78	74	RCC	2.09
68	F	165	71	48	RCC	0.82
65	F	152	72	60	RCC	1.6
53	F	165	74	48	RCC	0.8
53	F	167	81	71	RCC	2.32
60	F	164	105	63	RCC	1.56
70	F	164	82	52	RCC	1.18
62	F	159	67	59	RCC	1.51

71	F	160	70	42	RCC	0.99
40	F	173	103	45	RCC	1.34
50	F	153	85	63	RCC	1.6
79	F	150	59	38	RCC	0.81
48	F	164	83	414	RCC	4.51
66	F	156	66	45	RCC	0.95
62	F	163	89	49	rlcc	0.82

Tabel A2: Datele colectate de operatorul 1 în examinarea MLO

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	Kg	Mm	oblic 45 grade	mGy
68	F	158	75	47	LMLO	0.88
47	F	167	71	67	LMLO	2.13
45	F	168	68	60	LMLO	1.71
63	F	168	70	51	LMLO	1.14
51	F	160	64	43	LMLO	1.18
52	F	165	61	43	LMLO	1.31
73	F	164	62	57	LMLO	1.31
46	F	160	53	38	LMLO	1.64
62	F	163	89	54	LMLO	1.06
42	F	157	75	54	LMLO	1.57
75	F	165	90	52	LMLO	1.15
68	F	157	64	54	LMLO	1.2
49	F	165	105	58	LMLO	1.38
47	F	162	59	58	LMLO	1.71
50	F	159	66	59	LMLO	2.25
64	F	158	60	48	LMLO	0.79
70	F	160	79	65	LMLO	1.84
72	F	150	85	48	LMLO	1.03
48	F	158	74	63	LMLO	2.5
49	F	155	57	55	LMLO	1.94
45	F	162	65	56	LMLO	2.19
57	F	169	70	61	LMLO	1.58
56	F	165	104	77	LMLO	2.21
59	F	158	78	76	LMLO	2.92
68	F	165	71	56	LMLO	1.19
65	F	152	72	68	LMLO	2.15
53	F	165	74	53	LMLO	0.93
60	F	164	105	72	LMLO	1.94
70	F	164	82	58	LMLO	1.69
62	F	159	67	52	LMLO	1.42

71	F	160	70	40	LMLO	0.9
40	F	173	103	48	LMLO	1.32
50	F	153	85	68	LMLO	2.08
79	F	150	59	40	LMLO	0.84
48	F	164	83	375	LMLO	4.12
66	F	156	66	42	LMLO	0.98
68	F	158	75	35	RMCC	1.98
63	F	168	70	51	RMCC	2.72
46	F	160	53	36	RMCC	1.63
59	F	160	85	59	RMCC	2.66
53	F	167	81	68	RMCC	2.03
60	F	164	105	55	RMCC	2.26
71	F	170	80	59	RMLO	1.48
68	F	158	75	50	RMLO	1.1
47	F	167	71	63	RMLO	1.93
45	F	168	68	60	RMLO	1.61
63	F	168	70	48	RMLO	1.06
51	F	160	64	41	RMLO	1.23
52	F	165	61	44	RMLO	1.38
73	F	164	62	57	RMLO	1.35
62	F	163	89	54	RMLO	0.98
42	F	157	75	49	RMLO	1.41
75	F	165	90	51	RMLO	1.17
68	F	157	64	55	RMLO	1.32
49	F	165	105	61	RMLO	1.58
47	F	162	59	64	RMLO	2.52
50	F	159	66	57	RMLO	2.2
64	F	158	60	48	RMLO	0.87
70	F	160	79	59	RMLO	1.38
72	F	150	85	53	RMLO	1.17
48	F	158	74	64	RMLO	3.14
49	F	155	57	53	RMLO	1.59
45	F	162	65	54	RMLO	1.86
57	F	169	70	60	RMLO	1.43
56	F	165	104	77	RMLO	2.26
59	F	160	85	80	RMLO	2.17
59	F	158	78	75	RMLO	2.84
68	F	165	71	55	RMLO	1.19
65	F	152	72	67	RMLO	20.02
53	F	165	74	58	RMLO	1.18
60	F	164	105	76	RMLO	2.11
70	F	164	82	57	RMLO	1.47
62	F	159	67	53	RMLO	1.27

71	F	160	70	39	RMLO	0.89
40	F	173	103	55	RMLO	1.94
50	F	153	85	60	RMLO	1.5
79	F	150	59	37	RMLO	0.85
48	F	164	83	425	RMLO	4.51
66	F	156	66	43	RMLO	0.97
68	F	158	75	40	RMLO	2.24

Tabel A3: Datele colectate de operatorul 2 în examinarea CC

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	Kg	Mm	Cranio caudal	mGy
73	F	170	70	45	LCC	0.93
79	F	168	64	35	LCC	0.93
60	F	167	90	58	LCC	1.49
44	F	164	64	56	LCC	1.83
47	F	165	80	54	LCC	1.37
56	F	160	67	56	LCC	1.49
52	F	158	60	50	LCC	1.21
55	F	163	65	51	LCC	1.05
70	F	155	100	47	LCC	0.9
78	F	162	72	39	LCC	0.71
50	F	160	63	59	LCC	1.59
73	F	170	70	41	RCC	0.93,
60	F	167	90	57	RCC	1.54
44	F	164	64	58	RCC	1.55
47	F	165	80	51	RCC	1.36
56	F	160	67	58	RCC	1.47
52	F	158	60	48	RCC	1.2
55	F	163	65	47	RCC	0.96
70	F	155	100	45	RCC	0.86
78	F	162	72	43	RCC	0.94
50	F	160	63	53	RCC	1.43
52	F	158	60	31	RMCC	2.37
70	F	155	100	41	RMCC	2.12

Tabel A4: Datele colectate de operatorul 2 în examinarea MLO

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	Kg	Mm	oblic 45 grade	mGy
44	F	164	64	51	LMCC	13.64
73	F	170	70	43	LMLO	0.95

79	F	168	64	41	LMLO	1.11
60	F	167	90	65	LMLO	1.97
44	F	164	64	53	LMLO	1.45
47	F	165	80	66	LMLO	2.43
56	F	160	67	60	LMLO	1.97
52	F	158	60	47	LMLO	1.02
55	F	163	65	56	LMLO	1.53
70	F	155	100	55	LMLO	1.35
78	F	162	72	54	LMLO	1.2
50	F	160	63	53	LMLO	1.61
73	F	170	70	40	RMLO	0.89
60	F	167	90	61	RMLO	1.71
44	F	164	64	52	RMLO	1.46
47	F	165	80	62	RMLO	2.1
56	F	160	67	64	RMLO	2.09
52	F	158	60	43	RMLO	0.96
55	F	163	65	56	RMLO	1.6
70	F	155	100	48	RMLO	1
78	F	162	72	49	RMLO	0.94
50	F	160	63	51	RMLO	1.49

Tabel 5: Datele colectate de operatorul 3 în examinarea CC

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	Cranio caudal	mGy
48	F	163	76	66	LCC	2.35
42	F	162	73	71	LCC	1.96
42	F	181	72	39	LCC	1.04
51	F	170	125	66	LCC	1.4
68	F	160	70	47	LCC	0.88
54	F	162	82	63	LCC	1.92
44	F	160	50	32	LCC	0.98
58	F	158	65	57	LCC	1.31
50	F	152	70	67	LCC	2.29
49	F	170	87	63	LCC	1.49
56	F	170	84	63	LCC	1.36
63	F	171	72	46	LCC	1.16
43	F	158	57	49	LCC	1.25
46	F	168	58	37	LCC	1.33
55	F	163	64	61	LCC	2.06
62	F	155	71	44	LCC	0.76
49	F	170	85	31	LCC	2.67

54	F	170	68	52	LCC	1.38
64	F	154	63	42	LCC	1.02
42	F	174	82	69	LCC	2.86
41	F	172	71	58	LCC	2.22
63	F	168	87	57	LCC	1.47
56	F	168	98	64	LCC	1.55
68	F	169	76	63	LCC	1.43
46	F	165	77	45	LCC	0.8
46	F	165	73	57	LCC	1.6
45	F	154	52	49	LCC	0.95
71	F	152	100	60	LCC	1.77
60	F	159	70	60	LCC	1.56
49	F	167	85	56	LCC	1.14
47	F	173	74	62	LCC	1.7
42	F	164	69	60	LCC	1.93
56	F	162	58	43	LCC	0.96
80	F	150	49	48	LCC	0.74
55	F	159	57	59	LCC	1.19
71	F	168	91	59	LCC	1.19
67	F	168	60	53	LCC	1.16
59	F	178	108	61	LCC	1.63
71	F	153	64	0	LCC	1.52
52	F	172	75	53	LCC	1.19
46	F	168	58	41	LCC	1.03
63	F	167	80	43	LCC	0.87
51	F	165	87	57	LCC	1.27
60	F	163	82	67	LCC	2.11
47	F	170	85	58	LCC	1.4
46	F	160	95	70	LCC	2.04
43	F	160	48	34	LCC	1.07
65	F	167	80	55	LCC	1.02
49	F	160	89	63	LCC	1.62
49	F	165	60	45	LCC	1.11
59	F	165	58	49	LCC	0.76
58	F	157	95	62	LCC	1.64
68	F	157	58	46	LCC	0.78
65	F	153	63	60	LCC	1.81
66	F	163	60	42	LCC	0.83
73	F	160	73	59	LCC	1.26
63	F	156	90	67	LCC	1.71
63	F	162	84	64	LCC	1.8
42	F	164	69	58	LMCC	2.99
73	F	160	73	45	LMCC	2.46

48	F	163	76	62	RCC	2.1
42	F	162	73	72	RCC	2.16
42	F	181	72	39	RCC	0.92
51	F	170	125	63	RCC	1.42
68	F	160	70	50	RCC	1.06
54	F	162	82	63	RCC	1.81
44	F	160	50	30	RCC	0.9
58	F	158	65	57	RCC	1.3
50	F	152	70	68	RCC	2.3
49	F	170	87	67	RCC	1.9
56	F	170	84	62	RCC	1.27
63	F	171	72	48	RCC	1.53
43	F	158	57	40	RCC	0.95
46	F	168	58	34	RCC	1.19
55	F	163	64	57	RCC	1.67
62	F	155	71	46	RCC	0.81
49	F	170	85	32	RCC	3.09
64	F	154	63	43	RCC	0.98
42	F	174	82	64	RCC	2.43
41	F	172	71	59	RCC	2.09
63	F	168	87	58	RCC	1.47
56	F	168	98	64	RCC	1.26
68	F	169	76	63	RCC	1.39
46	F	165	77	46	RCC	0.8
46	F	165	73	55	RCC	1.66
45	F	154	52	50	RCC	0.94
71	F	152	100	60	RCC	1.43
60	F	159	70	63	RCC	1.73
49	F	167	85	55	RCC	1.18
47	F	173	74	60	RCC	1.62
42	F	164	69	63	RCC	2.42
56	F	162	58	41	RCC	0.86
80	F	150	49	51	RCC	0.83
55	F	159	57	61	RCC	1.4
71	F	168	91	60	RCC	1.33
67	F	168	60	57	RCC	1.64
59	F	178	108	69	RCC	2.29
71	F	153	64	57	RCC	1.29
52	F	172	75	55	RCC	1.33
46	F	168	58	43	RCC	1.03
63	F	167	80	44	RCC	0.85
51	F	165	87	61	RCC	1.59
60	F	163	82	71	RCC	2.14

47	F	170	85	57	RCC	1.6
70	F	154	76	46	RCC	0.77
46	F	160	95	71	RCC	2.06
43	F	160	48	35	RCC	0.98
65	F	167	80	60	RCC	1.34
49	F	160	89	58	RCC	1.37
49	F	165	60	46	RCC	1.04
59	F	165	58	51	RCC	0.88
58	F	157	95	67	RCC	2.08
68	F	157	58	48	RCC	0.86
65	F	153	63	61	RCC	2.23
66	F	163	60	45	RCC	0.9
73	F	160	73	60	RCC	1.42
63	F	156	90	62	RCC	1.65
63	F	162	84	62	RCC	1.5
48	F	163	76	59	RMCC	3.47
49	F	170	85	30	RMCC	4.23

Tabel A6: Datele colectate de operatorul 3 în examinarea MLO

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	oblic 45 grade	mGy
48	F	163	76	71	LMLO	2.84
42	F	162	73	81	LMLO	2.44
42	F	181	72	41	LMLO	0.89
51	F	170	125	76	LMLO	2.78
68	F	160	70	52	LMLO	1.29
54	F	162	82	66	LMLO	2.15
44	F	160	50	33	LMLO	1.06
58	F	158	65	54	LMLO	1.18
50	F	152	70	75	LMLO	2.44
49	F	170	87	69	LMLO	2.16
56	F	170	84	71	LMLO	2.1
63	F	171	72	53	LMLO	1.25
43	F	158	57	43	LMLO	0.95
46	F	168	58	38	LMLO	1.23
55	F	163	64	52	LMLO	1.37
62	F	155	71	53	LMLO	1.05
49	F	170	85	32	LMLO	3.39
54	F	170	68	62	LMLO	1.61
64	F	154	63	54	LMLO	1.3
42	F	174	82	63	LMLO	2.32

41	F	172	71	64	LMLO	2.8
63	F	168	87	66	LMLO	2.08
56	F	168	98	75	LMLO	2.17
68	F	169	76	71	LMLO	2.06
46	F	165	77	57	LMLO	1.45
46	F	165	73	58	LMLO	1.7
45	F	154	52	54	LMLO	1.23
71	F	152	100	73	LMLO	2.66
60	F	159	70	64	LMLO	1.72
49	F	167	85	67	LMLO	2.14
47	F	173	74	65	LMLO	2.34
42	F	164	69	66	LMLO	2.36
56	F	162	58	45	LMLO	0.99
80	F	150	49	58	LMLO	1.17
55	F	159	57	67	LMLO	2.11
71	F	168	91	67	LMLO	2.43
67	F	168	60	53	LMLO	1.24
59	F	178	108	71	LMLO	2.5
71	F	153	64	63	LMLO	1.81
52	F	172	75	56	LMLO	1.55
46	F	168	58	41	LMLO	0.87
63	F	167	80	56	LMLO	1.59
51	F	165	87	66	LMLO	1.99
60	F	163	82	68	LMLO	2.27
47	F	170	85	60	LMLO	1.78
46	F	160	95	82	LMLO	3.13
43	F	160	48	36	LMLO	0.95
65	F	167	80	70	LMLO	2.42
49	F	160	89	77	LMLO	2.78
49	F	165	60	47	LMLO	1.11
59	F	165	58	53	LMLO	1.19
58	F	157	95	74	LMLO	2.47
68	F	157	58	45	LMLO	0.92
65	F	153	63	62	LMLO	1.74
66	F	163	60	51	LMLO	1.19
73	F	160	73	70	LMLO	2.22
63	F	156	90	72	LMLO	2.71
63	F	162	84	67	LMLO	2.28
42	F	162	73	74	LMMLO	3.31
68	F	169	76	62	LMMLO	3.27
68	F	169	76	67	LMMLO	3.4
48	F	163	76	71	RMLO	2.79
42	F	162	73	78	RMLO	2.3

42	F	181	72	39	RMLO	1.01
51	F	170	125	74	RMLO	2.24
68	F	160	70	53	RMLO	1.25
54	F	162	82	65	RMLO	2.22
44	F	160	50	32	RMLO	1.07
58	F	158	65	59	RMLO	1.34
50	F	152	70	75	RMLO	2.52
49	F	170	87	69	RMLO	2.23
56	F	170	84	72	RMLO	1.9
63	F	171	72	49	RMLO	1.17
43	F	158	57	46	RMLO	1.11
46	F	168	58	38	RMLO	1.36
55	F	163	64	52	RMLO	1.3
62	F	155	71	55	RMLO	1.24
49	F	170	85	30	RMLO	4.02
64	F	154	63	56	RMLO	1.53
42	F	174	82	64	RMLO	2.27
41	F	172	71	62	RMLO	3.05
63	F	168	87	71	RMLO	2.27
56	F	168	98	75	RMLO	2.11
68	F	169	76	68	RMLO	2.05
46	F	165	77	59	RMLO	1.51
46	F	165	73	57	RMLO	1.68
45	F	154	52	50	RMLO	1.03
71	F	152	100	77	RMLO	2.81
60	F	159	70	62	RMLO	1.8
49	F	167	85	63	RMLO	1.68
47	F	173	74	64	RMLO	1.77
42	F	164	69	64	RMLO	2.31
56	F	162	58	42	RMLO	0.91
80	F	150	49	56	RMLO	1.23
55	F	159	57	68	RMLO	2.02
71	F	168	91	66	RMLO	2.08
67	F	168	60	58	RMLO	1.73
59	F	178	108	70	RMLO	2.15
71	F	153	64	62	RMLO	1.72
52	F	172	75	56	RMLO	1.36
46	F	168	58	41	RMLO	0.84
63	F	167	80	53	RMLO	1.3
51	F	165	87	68	RMLO	1.89
60	F	163	82	71	RMLO	2.27
47	F	170	85	61	RMLO	1.94
70	F	154	76	58	RMLO	1.29

46	F	160	95	82	RMLO	2.8
43	F	160	48	33	RMLO	0.92
65	F	167	80	72	RMLO	2.43
49	F	160	89	70	RMLO	2.15
49	F	165	60	46	RMLO	0.95
59	F	165	58	53	RMLO	1.14
58	F	157	95	83	RMLO	2.76
68	F	157	58	45	RMLO	1.09
65	F	153	63	65	RMLO	2.47
66	F	163	60	51	RMLO	1.27
73	F	160	73	60	RMLO	1.62
63	F	156	90	76	RMLO	2.51
63	F	162	84	71	RMLO	2.12
55	F	163	64	46	RMMLO	2.7
49	F	170	85	31	RMMLO	4.56
71	F	153	64	58	RMMLO	3.39

Tabel A7: Datele colectate de operatorul 4 în examinarea CC

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	Cranio caudal	mGy
54	F	163	55	52	RCC	1.4
41	F	163	89	45	RCC	1.22
41	F	163	90	63	RCC	1.55
49	F	162	72	52	RCC	1.73
78	F	164	78	51	RCC	0.95
49	F	169	63	43	RCC	1.05
46	F	177	100	49	RCC	1.34
45	F	162	70	73	RCC	2.66
55	F	172	100	75	RCC	1.92
41	F	162	82	74	RCC	3.93
64	F	168	82	73	RCC	1.99

Tabel A8: Datele colectate de operatorul 4 în examinarea MLO

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	oblic 45 grade	mGy
68	F	155	58	61	RMLO	2.31
73	F	163	85	65	RMLO	1.63
50	F	160	74	64	RMLO	1.94
46	F	160	54	42	RMLO	1.58
58	F	163	66	61	RMLO	1.86

53	F	153	69	54	RMLO	1.5
53	F	172	104	83	RMLO	2.71
57	F	160	74	69	RMLO	1.98
48	F	173	73	74	RMLO	4.34
52	F	157	52	38	RMLO	1.01
51	F	157	70	70	RMLO	2.76
59	F	162	67	71	RMLO	2.12
59	F	158	63	61	RMLO	1.43
57	F	158	63	77	RMLO	1.91
50	F	158	70	91	RMLO	3.55
54	F	165	60	50	RMLO	1.85
50	F	159	67	54	RMLO	1.48
50	F	150	75	43	RMLO	1.41
51	F	150	75	77	RMLO	2.46
48	F	163	72	59	RMLO	2.04
54	F	163	55	48	RMLO	1.11
41	F	163	89	47	RMLO	1.34
41	F	163	90	82	RMLO	2.11
49	F	162	72	49	RMLO	1.5
78	F	164	78	69	RMLO	2.04
49	F	169	63	45	RMLO	1.17
46	F	177	100	60	RMLO	2.46
45	F	162	70	76	RMLO	2.85
55	F	172	100	101	RMLO	2.97
41	F	162	82	83	RMLO	4.68
64	F	168	82	84	RMLO	2.51
77	F	162	65	37	RMLO	2.62

Tabelul A9: Datele colectate de operatorul 5 în examinarea CC

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	Cranio caudal	mGy
66	F	163	63	45	LCC	0.85
54	F	160	96	67	LCC	2.13
67	F	155	83	52	LCC	0.94
47	F	162	72	51	LCC	1.17
63	F	160	86	74	LCC	2
54	F	172	72	49	LCC	1.58
49	F	164	55	53	LCC	1.61
53	F	155	75	63	LCC	1.64
45	F	156	54	56	LCC	2.18
71	F	160	80	63	LCC	1.8

50	F	162	65	68	LCC	2.38
65	F	162	67	68	LCC	2.22
61	F	155	67	62	LCC	1.64
57	F	150	55	68	LCC	1.9
48	F	165	87	74	LCC	2.12
63	F	176	93	62	LCC	1.62
61	F	160	64	55	LCC	1.22
72	F	162	83	50	LCC	1.1
41	F	165	100	77	LCC	2.04
46	F	160	59	54	LCC	1.52
40	F	175	71	30	LCC	2.45
76	F	159	72	41	LCC	0.8
54	F	166	78	70	LCC	2.06
51	F	168	61	63	LCC	2.28
47	F	164	84	82	LCC	2.74
62	F	155	68	73	LCC	2.17
65	F	170	94	59	LCC	2.13
75	F	175	69	44	LCC	0.92
60	F	165	76	60	LCC	1.33
68	F	170	76	61	LCC	1.52
44	F	171	76	45	LCC	1.2
52	F	160	85	58	LCC	1.5
53	F	170	52	34	LCC	1.08
58	F	147	93	60	LCC	1.69
58	F	168	78	50	LCC	1.51
44	F	158	59	51	LCC	1.14
62	F	157	65	63	LCC	1.86
43	F	162	55	74	LCC	2.9
57	F	158	59	61	LCC	2.61
56	F	170	80	68	LCC	1.92
72	F	150	70	66	LCC	1.99
42	F	174	72	57	LCC	1.68
66	F	167	61	77	LCC	1.02
56	F	162	76	67	LCC	2.12
54	F	170	68	69	LCC	2.97
50	F	167	56	34	LCC	1.3
46	F	160	84	64	LCC	2.4
66	F	165	84	58	LCC	1.55
55	F	158	64	69	LCC	2.76
56	F	160	55	48	LCC	1.22
59	F	160	58	102	LCC	0.91
56	F	160	50	28	LCC	0.7
49	F	158	86	72	LCC	2.02

45	F	160	63	64	LCC	1.7
46	F	158	49	39	LCC	1.16
44	F	171	76	39	LCC MARITA	2.31
57	F	158	59	51	LCC MARITA	3.16
66	F	163	63	55	RCC	1.36
54	F	160	96	67	RCC	1.99
67	F	155	83	51	RCC	0.9
47	F	162	72	53	RCC	1.27
63	F	160	86	66	RCC	1.9
54	F	172	72	54	RCC	2.01
49	F	164	55	48	RCC	1.29
53	F	155	75	63	RCC	1.6
45	F	156	54	60	RCC	2.33
71	F	160	80	64	RCC	1.9
50	F	162	65	61	RCC	2.01
65	F	162	67	65	RCC	2.3
61	F	155	67	56	RCC	1.33
57	F	150	55	68	RCC	1.84
48	F	165	87	81	RCC	2.32
63	F	176	93	59	RCC	1.47
61	F	160	64	54	RCC	1.04
72	F	162	83	51	RCC	1.24
41	F	165	100	73	RCC	1.86
46	F	160	59	59	RCC	1.62
40	F	175	71	31	RCC	2.88
76	F	159	72	50	RCC	0.88
54	F	166	78	67	RCC	2.01
51	F	168	61	59	RCC	1.92
47	F	164	84	86	RCC	3.16
62	F	155	68	68	RCC	2.2
65	F	170	94	68	RCC	3.3
75	F	175	69	47	RCC	0.97
60	F	165	76	60	RCC	1.93
54	F	166	90	62	RCC	1.42
68	F	170	76	62	RCC	1.62
44	F	171	76	46	RCC	1.2
52	F	160	85	62	RCC	1.92
53	F	170	52	35	RCC	1.05
58	F	147	93	59	RCC	1.32
58	F	168	78	53	RCC	1.42
44	F	158	59	46	RCC	1.08
62	F	157	65	66	RCC	2.07
43	F	162	55	78	RCC	2.69

57	F	158	59	62	RCC	2.79
56	F	170	80	70	RCC	1.9
72	F	150	70	65	RCC	2.06
61	F	162	82	55	RCC	1.41
42	F	174	72	56	RCC	1.53
66	F	167	61	43	RCC	0.96
56	F	162	76	65	RCC	2.21
54	F	170	68	65	RCC	2.85
50	F	167	56	36	RCC	1.17
46	F	160	84	63	RCC	2.74
66	F	165	84	57	RCC	1.42
55	F	158	64	70	RCC	2.74
56	F	160	55	43	RCC	1.23
59	F	160	58	87	RCC	0.83
56	F	160	50	30	RCC	0.71
49	F	158	86	66	RCC	2.02
45	F	160	63	61	RCC	1.6
46	F	158	49	38	RCC	1.06

Tabelul A10: Datele colectate de operatorul 5 în examinarea MLO

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	oblic 45 grade	mGy
66	F	163	63	50	LMLO	1.08
54	F	160	96	85	LMLO	2.65
67	F	155	83	68	LMLO	2.26
47	F	162	72	58	LMLO	1.35
63	F	160	86	92	LMLO	3.19
54	F	172	72	58	LMLO	2.18
49	F	164	55	57	LMLO	1.77
53	F	155	75	84	LMLO	2.8
45	F	156	54	68	LMLO	3.99
71	F	160	80	73	LMLO	2.3
50	F	162	65	82	LMLO	3.14
65	F	162	67	77	LMLO	2.77
61	F	155	67	67	LMLO	2.12
57	F	150	55	71	LMLO	1.96
48	F	165	87	85	LMLO	2.82
63	F	176	93	68	LMLO	1.99
61	F	160	64	58	LMLO	1.39
72	F	162	83	64	LMLO	2.02
41	F	165	100	81	LMLO	2.12

46	F	160	59	63	LMLO	2.35
40	F	175	71	32	LMLO	3.47
76	F	159	72	48	LMLO	0.71
54	F	166	78	75	LMLO	2.09
51	F	168	61	65	LMLO	2.77
47	F	164	84	88	LMLO	2.89
62	F	155	68	78	LMLO	2.53
65	F	170	94	71	LMLO	2.54
75	F	175	69	51	LMLO	1.1
60	F	165	76	68	LMLO	1.95
68	F	170	76	64	LMLO	1.87
44	F	171	76	52	LMLO	1.34
52	F	160	85	72	LMLO	2.3
53	F	170	52	35	LMLO	0.98
58	F	147	93	88	LMLO	3.37
58	F	168	78	67	LMLO	2.67
44	F	158	59	53	LMLO	1.17
62	F	157	65	68	LMLO	2.2
43	F	162	55	79	LMLO	3.07
57	F	158	59	64	LMLO	2.73
56	F	170	80	74	LMLO	2.28
72	F	150	70	74	LMLO	2.21
42	F	174	72	65	LMLO	2.13
66	F	167	61	47	LMLO	0.93
56	F	162	76	75	LMLO	2.32
54	F	170	68	71	LMLO	2.82
50	F	167	56	36	LMLO	1.26
46	F	160	84	70	LMLO	2.85
66	F	165	84	64	LMLO	2.01
55	F	158	64	76	LMLO	3.16
56	F	160	55	52	LMLO	1.57
59	F	160	58	90	LMLO	0.94
56	F	160	50	29	LMLO	0.69
74	M	177	107	82	LMLO	2.74
49	F	158	86	86	LMLO	2.97
45	F	160	63	72	LMLO	2.15
46	F	158	49	40	LMLO	1.06
66	F	163	63	54	RMLO	1.22
54	F	160	96	86	RMLO	2.7
67	F	155	83	67	RMLO	2.23
47	F	162	72	58	RMLO	1.62
63	F	160	86	87	RMLO	2.39
54	F	172	72	55	RMLO	2.09

49	F	164	55	61	RMLO	2.04
53	F	155	75	79	RMLO	2.47
45	F	156	54	69	RMLO	3.64
45	F	156	54	62	RMLO	2.89
71	F	160	80	72	RMLO	2.32
50	F	162	65	67	RMLO	2.55
65	F	162	67	73	RMLO	2.47
61	F	155	67	60	RMLO	1.61
57	F	150	55	71	RMLO	1.88
48	F	165	87	90	RMLO	2.92
63	F	176	93	62	RMLO	1.83
61	F	160	64	61	RMLO	1.52
72	F	162	83	69	RMLO	2.25
41	F	165	100	92	RMLO	2.53
46	F	160	59	64	RMLO	2.13
40	F	175	71	30	RMLO	4.14
76	F	159	72	66	RMLO	2.19
54	F	166	78	72	RMLO	2.16
51	F	168	61	69	RMLO	3.06
47	F	164	84	91	RMLO	3.02
62	F	155	68	76	RMLO	2.35
65	F	170	94	71	RMLO	2.66
75	F	175	69	55	RMLO	1.7
60	F	165	76	70	RMLO	1.84
54	F	166	90	71	RMLO	1.89
68	F	170	76	71	RMLO	2.28
44	F	171	76	55	RMLO	1.55
52	F	160	85	77	RMLO	2.77
53	F	170	52	30	RMLO	0.88
58	F	147	93	85	RMLO	3.03
58	F	168	78	67	RMLO	2.52
44	F	158	59	52	RMLO	1.26
62	F	157	65	68	RMLO	2.17
43	F	162	55	78	RMLO	2.42
57	F	158	59	73	RMLO	3.53
56	F	170	80	73	RMLO	1.96
72	F	150	70	73	RMLO	2.26
61	F	162	82	68	RMLO	2.18
42	F	174	72	65	RMLO	2.14
66	F	167	61	46	RMLO	0.93
56	F	162	76	67	RMLO	2.23
54	F	170	68	68	RMLO	2.6
50	F	167	56	35	RMLO	1.19

46	F	160	84	67	RMLO	3.18
66	F	165	84	68	RMLO	2.25
55	F	158	64	83	RMLO	3.11
56	F	160	55	49	RMLO	1.41
59	F	160	58	93	RMLO	0.96
56	F	160	50	27	RMLO	0.67
74	M	177	107	76	RMLO	3.21
49	F	158	86	79	RMLO	2.7
45	F	160	63	68	RMLO	1.97
46	F	158	49	40	RMLO	1.13
76	F	159	72	38	RMLO MARIT	1.53
60	F	165	76	59	RMLO MARIT	1.69

Tabel A11: Datele colectate de operatorul 6 în examinarea CC

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	Cranio caudal	mGy
45	F	165	85	79	LCC	2.5
58	F	163	58	35	LCC	1.1
60	F	168	79	63	LCC	1.75
55	F	163	87	50	LCC	1.22
48	F	167	69	61	LCC	2.83
49	F	160	73	70	LCC	1.88
52	F	164	73	56	LCC	1.67
54	F	169	74	62	LCC	1.8
59	F	164	103	60	LCC	1.42
56	F	167	70	67	LCC	2.24
48	F	163	65	45	LCC	1.29
69	F	158	74	49	LCC	1.15
62	F	156	58	57	LCC	1.54
52	F	160	68	56	LCC	1.29
71	F	159	94	46	LCC	0.95
58	F	170	65	44	LCC	1.05
54	F	166	54	54	LCC	1.53
59	F	165	105	80	LCC	2.17
65	F	172	88	48	LCC	0.88
68	F	150	74	55	LCC	1.21
46	F	158	56	65	LCC	3.17
66	F	162	63	73	LCC	2.22
67	F	168	68	58	LCC	2.09
49	F	158	77	58	LCC	1.9
49	F	169	70	43	LCC	0.82

63	F	163	105	79	LCC	2.73
53	F	165	93	61	LCC	1.68
41	F	152	52	47	LCC	1.49
56	F	160	75	57	LCC	1.31
51	F	170	67	57	LCC	2.3
47	F	168	90	68	LCC	2
52	F	172	75	75	LCC	2.53
50	F	167	65	63	LCC	3.14
65	F	165	74	50	LCC	0.98
54	F	167	88	77	LCC	2.5
64	F	170	82	50	LCC	0.97
72	F	162	66	39	LCC	0.83
80	F	166	77	65	LCC	1.69
74	F	160	70	49	LCC	1.18
66	F	160	65	53	LCC	1.23
50	F	166	56	47	LCC	1.22
72	F	163	85	62	LCC	1.76
44	F	163	87	68	LCC	2.87
63	F	152	66	52	LCC	1.31
58	F	170	92	63	LCC	1.4
44	F	178	85	57	LCC	2.08
64	F	157	72	54	LCC	1.57
65	F	162	68	64	LCC	1.79
65	F	155	70	52	LCC	1.1
59	F	175	73	62	LCC	2.17
55	F	170	80	55	LCC	1.81
51	F	165	56	44	LCC	1.45
68	F	165	100	64	LCC	1.54
45	F	158	65	67	LCC	1.93
41	F	170	65	63	LCC	1.88
47	F	165	64	56	LCC	1.47
59	F	152	76	66	LCC	1.98
67	F	155	57	35	LCC	0.95
50	F	169	75	74	LCC	2.55
80	F	170	86	45	LCC	0.93
55	F	162	80	69	LCC	2.08
53	F	160	63	57	LCC	2.35
69	F	164	97	71	LCC	2.16
46	F	168	63	75	LCC	2.79
45	F	165	85	66	RCC	2.09
58	F	163	58	37	RCC	1.21
60	F	168	79	59	RCC	1.61
55	F	163	87	53	RCC	1.14

48	F	167	69	47	RCC	1.33
49	F	160	73	72	RCC	2.02
52	F	164	73	31	RCC	2.01
54	F	169	74	56	RCC	1.32
59	F	164	103	60	RCC	1.28
56	F	167	70	57	RCC	1.75
48	F	163	65	44	RCC	1.27
69	F	158	74	49	RCC	0.98
62	F	156	58	59	RCC	1.91
52	F	160	68	55	RCC	1.31
71	F	159	94	53	RCC	1.43
54	F	166	54	59	RCC	1.72
59	F	165	105	77	RCC	2
65	F	172	88	53	RCC	0.94
68	F	150	74	58	RCC	1.24
46	F	158	56	64	RCC	3.15
66	F	162	63	66	RCC	1.94
67	F	168	68	64	RCC	1.44
49	F	158	77	58	RCC	1.85
49	F	169	70	48	RCC	1.05
63	F	163	105	71	RCC	2.55
53	F	165	93	56	RCC	1.38
41	F	152	52	48	RCC	1.66
56	F	160	75	63	RCC	1.72
51	F	170	67	65	RCC	3.36
47	F	168	90	65	RCC	1.88
66	F	160	69	66	RCC	2.27
52	F	172	75	67	RCC	2.59
50	F	167	65	60	RCC	2.9
65	F	165	74	50	RCC	0.99
54	F	167	88	76	RCC	2.48
64	F	170	82	54	RCC	1.11
72	F	162	66	39	RCC	0.89
80	F	166	77	65	RCC	2.05
74	F	160	70	51	RCC	1.44
66	F	160	65	60	RCC	1.73
50	F	166	56	41	RCC	1.16
72	F	163	85	63	RCC	1.96
44	F	163	87	72	RCC	3.34
63	F	152	66	53	RCC	1.33
58	F	170	92	61	RCC	1.48
44	F	178	85	61	RCC	2.65
64	F	157	72	55	RCC	1.72

65	F	162	68	59	RCC	1.69
65	F	155	70	58	RCC	1.51
59	F	175	73	57	RCC	1.71
55	F	170	80	51	RCC	1.36
51	F	165	56	43	RCC	1.38
68	F	165	100	64	RCC	1.55
45	F	158	65	64	RCC	1.72
41	F	170	65	56	RCC	1.6
47	F	165	64	53	RCC	1.37
59	F	152	76	72	RCC	2.75
67	F	155	57	32	RCC	0.87
50	F	169	75	79	RCC	2.62
80	F	170	86	49	RCC	0.99
55	F	162	80	71	RCC	2
53	F	160	63	50	RCC	1.85
69	F	164	97	71	RCC	2.02
46	F	168	63	70	RCC	2.65

Tabel A12: Datele colectate de operatorul 6 în examinarea MLO

varsta	sex	inaltime	greutate	grosime san comprimat	tip expunere	MGD
ani		cm	kg	Mm	oblic 45 grade	mGy
80	F	166	77	74	RMLO	2
74	F	160	70	58	RMLO	1.53
66	F	160	65	55	RMLO	1.45
50	F	166	56	43	RMLO	1.26
72	F	163	85	73	RMLO	2.55
44	F	163	87	86	RMLO	4.1
63	F	152	66	55	RMLO	1.61
58	F	170	92	64	RMLO	1.42
44	F	178	85	61	RMLO	2.41
64	F	157	72	58	RMLO	1.75
65	F	162	68	66	RMLO	2.07
65	F	155	70	54	RMLO	1.18
59	F	175	73	58	RMLO	2.14
55	F	170	80	56	RMLO	1.93
51	F	165	56	47	RMLO	1.75
68	F	165	100	72	RMLO	2.13
45	F	158	65	75	RMLO	2.12
41	F	170	65	61	RMLO	2.19
47	F	165	64	62	RMLO	1.84
59	F	152	76	79	RMLO	3.43

67	F	155	57	35	RMLO	0.89
50	F	169	75	89	RMLO	2.79
80	F	170	86	52	RMLO	1.22
55	F	162	80	78	RMLO	2.27
53	F	160	63	50	RMLO	1.94
69	F	164	97	85	RMLO	2.95
46	F	168	63	65	RMLO	2.46

Anexa 2

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

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

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

Data,

24.06.2025

Nume,

Perijoc Gabriela-Iuliana

Semnătură

