

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

LUCRARE DE LICENȚĂ

Coordonatori științifici:

Prof. Dr. Leontin David

Fiz. Pr. Petru Mihance

Absolvent:

Anda Ioniță

Cluj-Napoca, 2022

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ-MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

**STABILIREA UNUI NIVEL DE REFERINȚĂ LOCAL PENTRU DOZA LA O
INSTALAȚIE RX FOLOSITĂ LA DIAGNOSTICUL PENTRU MAMOGRAFIA
DIGITALĂ**

Coordonatori științifici:

Prof. Dr. Leontin David

Fiz. Pr. Petru Mihance

Absolvent:

Anda Ioniță

Cluj-Napoca, 2022

Abstract

This study aims to establish a reference level for digital mammography. In order to reach this subject, in the scientific paper was described the interaction of radiation with matter, X-rays, dosimetry and radiation protection norms and the operation of the mammogram. After that, it is explained how 100 exposures were performed for the craniocaudal (CC) procedure and 100 exposures for the mediolateral oblique (MLO) procedure in order to be able to easily detect the desired value, this being situated at the 75th percentile. The results were obtained 1.10 mGy for the procedure in craniocaudal view and 1.11 mGy for the procedure in the mediolateral oblique view. After that, in order to verify if the result which was found is an optimal one, it was compared with the mean glandular doses (MGD) of the last 3 quarters from the Municipal Hospital of Cluj-Napoca archive. It can be observed that the values are almost identical, except for the values in the 3rd quarter of the year 2021, when the number of exposures was reduced.

Cuprins

Introducere	6
Capitolul 1. Radiația X.....	8
1.1. Istoric.....	8
1.2. Radiația ionizantă	8
1.3 Radiația electromagnetică.....	9
1.4. Razele X	9
1.5. Producerea razelor X	10
1.5.1. Instalații radiologice.....	10
1.5.2. Tubul emițător de raze X	10
1.5.3. Mecanismul producerii razelor X	11
1.6. Radiațiile caracteristice.....	11
1.7. Radiațiile de frânare (Bremsstrahlung).....	12
Capitolul 2. Interacțiunea radiațiilor cu materia.....	13
2.1. Procesele de interacțiune ale radiațiilor.....	13
2.2. Efectul fotoelectric	13
2.3. Efectul Compton	14
2.4. Împrăștierea coerentă.....	16
2.5. Producerea de perechi.....	16
Capitolul 3. Dozimetrie și radioprotecție	18
3.1. Mărimi și unități de măsură dozimetice	18
3.1.1. Kerma.....	18
3.1.2. Doza de expunere.....	18
3.1.3. Doza absorbită (D).....	19
3.1.4. Doza biologică (H).....	19
3.1.5. Doza efectivă (E)	20
3.2. Efectele biologice ale radiațiilor.....	21
3.3. Indicele dozei la mamografia digitală	23
3.4. Norme de radioprotecție	23
3.4.1. Principiul 1 - Justificarea practicii radiologice în medicină	24
3.4.2 Principiul 2 - Optimizarea protecției în expunerile medicale	24
3.4.3 Principiul 3 - Limitele de doză în expunerile individuale diagnostice	25
3.5 Măsuri de radioprotecție.....	25
Capitolul 4. Mamografia digitală	27
4.1. Avantajele mamografiei digitale	27
4.2. Principiu de funcționare.....	28

4.3. Achiziții de imagini în mamografia digitală.....	29
4.4. Timpul de expunere	29
4.5. Dimensiunea petei focale. Distanța sursă-imagine.....	30
Capitolul 5. Stabilirea unui nivel de referință local la mamografia digitală	31
5.1. Aplicarea nivelurilor de referință – audit intern	32
5.2. Procedura de lucru	33
5.3. Datele obținute.....	34
Concluzii	44
Bibliografie.....	46

Introducere

Obiectivul acestei lucrări este de a stabili un nivel de referință local pentru procedura de mamografie digitală în scopul comparării mediei dozelor trimestriale înregistrate pentru diagnostic.

Radioprotecția este foarte importantă atât pentru sănătatea pacienților, cât și pentru personalul expus profesional (medici, tehnicieni radiologi, fizicieni medicali), deoarece predispunerea la radiații are un efect nociv asupra organismului, așadar expunerile trebuie să fie justificate și realizate într-un mediu controlat.

Pentru a putea ajunge la subiectul propus, prima parte este dedicată informațiilor de bază despre radiația X, începând cu descrierea categoriei de radiații în care se încadrează, și anume radiație electromagnetică, ionizantă. S-a continuat cu conturarea procesului de producere al razelor X și tipurile de radiație X, radiația de frânare și radiația caracteristică. În al doilea capitol, s-au prezentat interacțiunile radiațiilor X cu materia, menționând procesele de împrăștiere (împrăștierea coerentă și împrăștierea Compton), procesul de absorbție fotoelectrică și cel de generare de perechi. Al treilea capitol este unul foarte important pentru radiologia clinică deoarece se ocupă cu mărimile și unitățile de măsură utilizate în dozimetrie, dar și cu efectele biologice ale radiațiilor. Aceste efecte pot fi împărțite în două categorii: efecte deterministe sau stocastice. Am vorbit despre cele două categorii de efecte. În final, am menționat cele trei principii enunțate de Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP) de care trebuie să fie ținut cont atunci când se realizează o expunere medicală: justificarea, optimizarea și limitarea dozei. De asemenea, am amintit limitele de doză personală impuse de Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare (CNCAN) și alte măsuri de protecție necesare în incinta unui laborator de imagistică medicală.

În cel de-al patrulea capitol este descris aparatul de mamografie digitală. S-a început prin descrierea aparatului și menționarea întrebunțărilor acestuia și avatanjele sale. Apoi, s-a continuat cu enunțarea principiului care stă la baza acestei tehnologii, s-a descris sistemul fizic și componentele acestuia, modul de reconstrucție și de procesare a imaginilor. În final, este prezentat timpul de expunere și cum se pot afla dimensiunea petei focale și distanța sursa-imaginie.

Ultimul capitol al lucrării conține studiul propriu-zis. În acest capitol este prezentată instalația mamografică cu ajutorul căreia a fost realizat experimentul, după care se descrie metoda de lucru pentru a determina nivelul de referință local și interpretarea datelor obținute. De asemenea, s-au comparat valorile obținute aferente nivelurilor de referință la mamografia digitală,

pentru procedurile de analiză a glandei mamare în incidență cranio-caudală (CC) și în incidență medio-laterală oblică (MLO) cu valorile acestora din ultimele trei trimestre, cu scopul de verifica dacă nivelul obținut este optim. Această parte practică a lucrării a fost realizată la Spitalul Clinic Municipal Cluj-Napoca în cadrul Laboratorului de Radiologie și Imagistică Medicală.

Pe această cale vreau să le mulțumesc domnului profesor doctor Leontin David și domnului fizician Petru Mihance pentru îndrumarea și ajutorul acordat în realizarea lucrării mele de licență.

Capitolul 1. Radiația X

1.1. Istoric

Pe data de 8 noiembrie 1895, fizicianul Wilhelm Conrad Roentgen (1845-1923), profesor la Universitatea din Wurzburg din Germania, a descoperit razele X printr-o serie de experimente. În după-amiaza zilei de 8 noiembrie, Roentgen a optat la utilizarea unui tub Crookes în locul unui tub Lenard pentru o serie de experimente cu raze catodice. El a remarcat fenomenele binecunoscute anterior de fluorescență a pereților de sticlă ai tubului după activarea acestuia cu un curent de înaltă tensiune. A redus luminile pentru a examina fluorescența platinocianidului de bariu pe carton. Roentgen a acoperit întregul tub cu carton negru pentru a evita interferența cu fluorescența originală din pereții tubului. După reenergizarea tubului, a trebuit să verifice din nou „ecranarea”, deoarece, deși tubul era complet acoperit de carton, se vedea o lumină slabă pe ecranul pe care se afla platinocianidul de bariu, care era la mai mult decât un metru distanță de tub. Uimit de această descoperire, a realizat experimentul de mai multe ori și a determinat fără nici o îndoială că acest fenomen nu se datorează reflexiilor obișnuite ale luminii, dar nici razelor catodice care nu au un parcurs atât de lung prin aer.[1]

Roentgen și-a petrecut următoarele șapte săptămâni în laboratorul său, examinând și încercând să explice acest fenomen. Experimentele au arătat că radiațiile X au următoarele caracteristici: trec prin corpuri opace către lumina obișnuită; se propagă în linie dreaptă cu viteza luminii; nu sunt deviate de câmpuri magnetice sau electrice; iar când trec printr-un gaz, se ionizează, făcându-l un bun conductor de electricitate.

Pe 22 decembrie, i-a cerut Berthei, soția sa, să-i permită să folosească noile raze pentru a-i „fotografia” mâna. Prima radiografie a unei persoane a fost făcută după o expunere de cincisprezece minute, arătând clar oasele mâinii sale și inelul pe care îl purta.

Wilhelm Conrad Roentgen a primit primul Premiu Nobel în Fizică în 1901 „în semn de apreciere pentru serviciul său excepțional în descoperirea razelor uimitoare care mai târziu i-au purtat numele”. [1]

1.2. Radiația ionizantă

Atomii emit în anumite condiții radiații ionizante sub formă de unde electromagnetice – gama, raze X sau particule neutroni, beta, alfa. Dacă energia transferată de la un foton (sau alt tip de radiație ionizantă) este mai mare sau egală cu energia de legare a electronului, electronul va fi ionizat. [2]

Materialele radioactive și echipamentele generatoare de radiații sunt ambele surse ce emit radiații ionizante.

1.3 Radiația electromagnetică

O perturbare electrică și magnetică care se deplasează cu viteza luminii prin spațiu (2.998×10^8 m/s) este cunoscută sub numele de radiație electromagnetică. Nu are masă sau sarcină și se deplasează prin fotoni sau cuante, care sunt pachete minuscule de energie radiantă. Undele radio și microundele, precum și razele infraroșii, ultraviolete, gamma și X sunt exemple de radiații electromagnetice (Fig. 1.3.1.) [3].

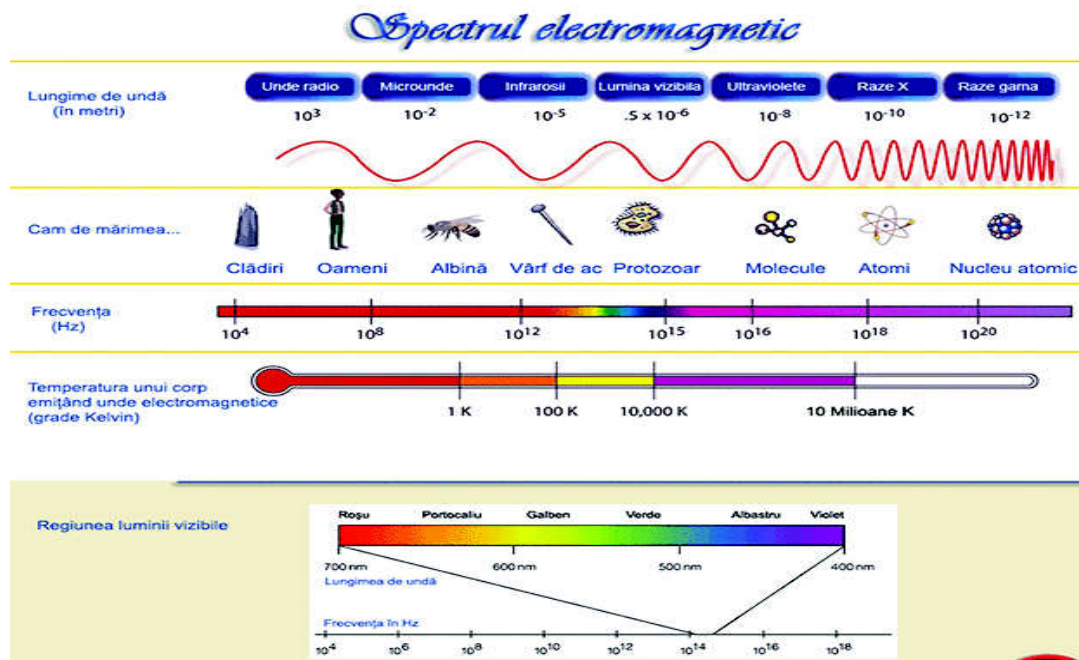


Fig. 1.3.1 Spectrul electromagnetic [4]

Lungimea de undă (λ), frecvența (ν) și energia (E) radiației electromagnetice sunt caracteristicile sale.

1.4. Razele X

Razele X sunt radiații electromagnetice de înaltă frecvență (de la aproximativ 10^{16} până la 10^{20} Hz) cu lungimi de undă foarte mici (între 10^{-8} și 10^{-12} metri). Accelerația (sau decelerația) particulelor încărcate este sursa de producere a razelor X. Când electronii de înaltă energie se ciocnesc cu materia, o mică parte din energia cinetică este transferată la radiația electromagnetică

(X), restul fiind transformată în căldură. Utilizarea razelor X pentru examinarea corpului este o tehnică de diagnostic medical foarte utilă [5,6].

1.5. Producerea razelor X

Când un fascicul de electroni cu mișcare extrem de rapidă este oprit brusc, energia sa cinetică se transformă în energie radiantă, rezultând raze X. Pentru a se produce razele X este necesar un tub de raze X care este alimentat prin circuite electrice adecvate prin transformatoari și în care sunt creați electroni, imprimați cu energii extrem de mari și apoi frânați brusc [6].

1.5.1. Instalații radiologice

Aparatul Röntgen folosește radiația electromagnetică de tip X pentru a crea o imagine a unui obiect pe o suprafață aflată, de obicei, sub acesta.

Un dispozitiv Roentgen este alcătuit dintr-un tub radiogen (tub generator de radiații, tub Roentgen), un transformator de înaltă tensiune pentru a crea o diferență de potențial între electrozii tubului și un transformator de joasă tensiune pentru încălzirea filamentului (sau catodului) al tubului de raze X. Dispozitivul Roentgen poate, de asemenea, regla și măsura tensiunea de accelerație, curentul anodic, timpul de expunere la radiații și alți parametri [7-9].

1.5.2. Tubul emițător de raze X

Pereții de sticlă ai tubului cu raze X (fig. 1.5.1.) au formă sferică, elipsoidală sau cilindrică. La extremitățile sale se află două prelungiri tubulare în care sunt așezați cei doi electrozi, numiți catod, format dintr-un filament și anod. Acestea sunt conectate la polii respectivi ai transformatorului de înaltă tensiune.

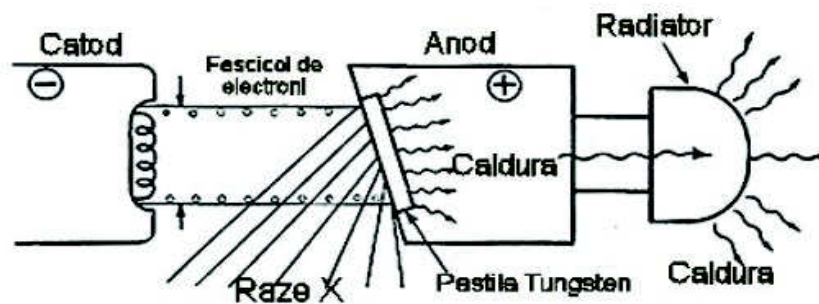


Fig 1.5.1.: Tubul de raze X [11]

În tub, există un vid de dimensiunea a miliona parte din 1 mm Hg. Sticla tubului și ceramica folosită ca izolator au proprietatea unică de a rezista la încărcări electrice mari, precum și la presiunea atmosferică externă, care este mult mai mare decât vidul din interiorul tubului. Acest lucru permite razelor X să circule [10,11].

1.5.3. Mecanismul producerii razelor X

Frânarea rapidă a electronilor catodici la nivelul anodului în tub produce razele X. Interacțiunea dintre electronii accelerați de mare viteză din catod și atomii anodului provoacă acestea [6].

Aceste procese îmbracă aspectul de coliziune și de frânare, rezultând un fascicul de raze X care conține atât radiații caracteristice, cât și radiații de frânare.

1.6. Radiațiile caracteristice

Interacțiunile de coliziune dintre electroni au ca rezultat radiațiile caracteristice. Așadar, dislocările electronului de pe straturile centrale sunt cauzate de electroni catodici de înaltă energie. Electronii periferici sar pe straturile centrale pentru a restabili echilibrul atomic, eliberând o cantitate de energie echivalentă cu diferența de nivel energetic. Fotonii cu raze X sunt proprietățile acestei energii, care este specifică atomului ionizat și învelișului de electroni în care a avut loc coliziunea [13,14].

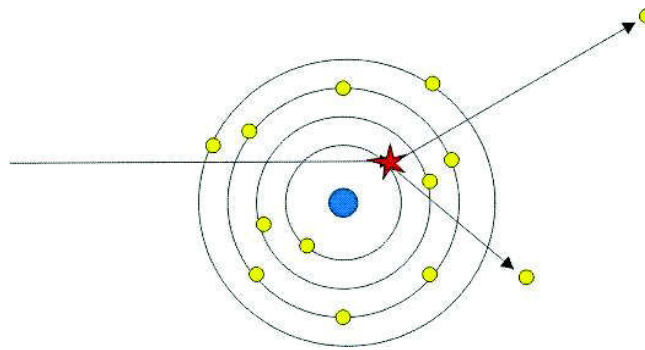


Fig.1.6.1. Electronul incident scoate un electron de pe un nivel al unui atom din materialul anodului [12]

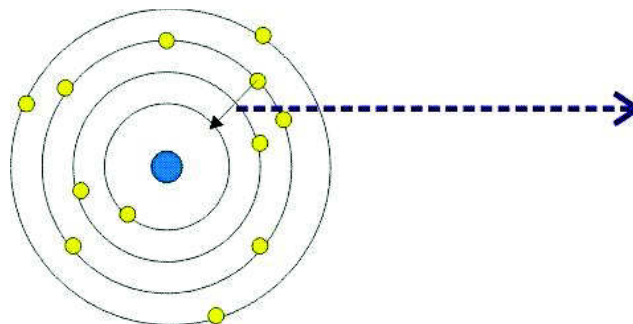


Fig. 1.6.2. Un electron de pe un nivel energetic superior ocupă locul liber, iar diferența de energie este emisă ca radiație X având o energie caracteristică acelei tranziții [12]

1.7. Radiațiile de frânare (Bremsstrahlung)

Frânarea are loc atunci când electronii și particulele din materialul anodului interacționează. Sarcina negativă a unui electron care se deplasează în apropierea unui nucleu atomic este afectată de forța de atracție electrostatică, care frânează electronul și îi schimbă calea. Traiectoria electronului este deviată și, ca urmare, energia lui cinetică este redusă. Energia eliberată de electron în timpul frânării este exprimată ca fotoni de raze X [11,13].

Drept urmare, fasciculul de raze X conține atât radiații caracteristice, cât și radiații de frânare (Fig.1.7.1.).

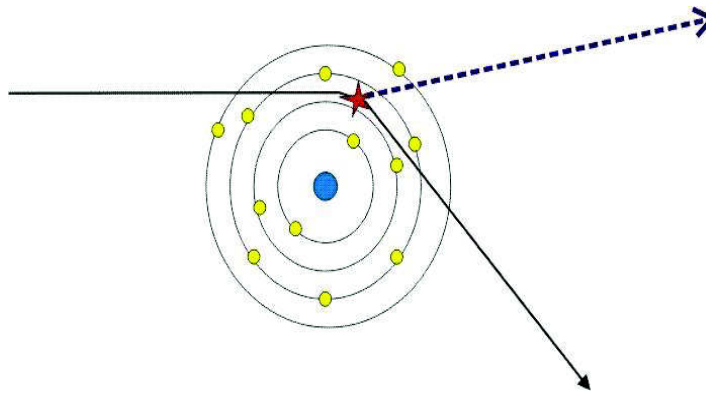


Fig. 1.7.1. Ilustrarea radiațiilor [11]

Radiația de frânare este utilizată în mod principal în imagistica medicală, deoarece radiația X caracteristică este emisă la valori precise de energie care variază în funcție de material. Deoarece țesutul viu este sensibil la radiații, este indicat să folosim o cantitate mică de raze X, în același timp fiind eficientă. Filtrele, care absorb radiația de mică energie, sunt utilizate pentru a realiza acest lucru.

Capitolul 2. Interacțiunea radiațiilor cu materia

Interacțiunea radiațiilor cu materia este crucială pentru înțelegerea impactului acestora asupra detectorilor și asupra corpului uman. Când radiația pătrunde într-o substanță, au loc procese de interacțiune între particulele fasciculului de radiație și atomii care trec prin particula incidentă fiind complet îndepărtată din fasciculul original sau fiind capabilă să producă doar o parte din energia sa [15,16].

Eliminarea din fascicul se poate realiza prin: împrăștierea particulelor, particulele împrăștiate ies din diferite unghiuri; absorbția particulelor, în care particula își pierde toată energia în una sau mai multe interacțiuni. Atenuarea este procesul de scădere a densității fluxului de radiații incidente pe măsură ce trece printr-un material ca rezultat al proceselor menționate. [15,16].

2.1. Procesele de interacțiune ale radiațiilor

Împrăștierea Rayleigh, împrăștierea Compton, efectul fotoelectric și formarea perechilor sunt cele patru tipuri de interacțiuni ale fotonilor de raze X și gama cu materia descrise în acest capitol, primele trei dintre acestea fiind semnificative în diagnosticul medical.

2.2. Efectul fotoelectric

Fotonii și electronii interiori interacționează pentru a produce efectul fotoelectric. Efectul fotoelectric are loc atunci când un foton gamma se ciocnește cu un electron de pe una dintre păturile electronice ale atomului substanței cu care interacționează, fotonul cedând toată energia electronului, care este apoi expulzat din atom. Electronul eliberat se numește fotoelectron. După eliberarea fotoelectronului, fotonul incident va înceta să mai existe. Locul liber creat pe stratul interior este ocupat de un electron de pe un strat mai exterior. Din moment ce electronul exterior se află într-o stare energetică mai mare decât stratul din pătura interioară, rezultă o radiație caracteristică. Astfel, efectul fotoelectric produce un ion pozitiv, un fotoelectron și un foton de radiație caracteristică [16].

Pentru țesuturile biologice, energia de legătură a electronilor de pe pătura K este foarte mică (în jur de 500 eV). Astfel, fotoelectronul acumulează practic toată energia fotonului. La energii așa de joase, razele x caracteristice produse prin această interacțiune nu au un parcurs foarte lung înainte ca ele să fie atenuate.

Electronii strâns legați sunt mai importanți în producerea absorbției fotoelectrice, iar absorbția maximă are loc atunci când energia fotonului incident are energie exact cât este nevoie pentru a elibera electronul legat. Probabilitatea apariției efectului fotoelectric este direct proporțională cu cubul numărului atomic, și invers proporțională cu cubul energiei.

Așadar, țesuturile cu mici diferențe în numărul atomic produc o diferență mai mare în cazul probabilității efectului fotoelectric. Aceasta rezultă în rate diferite de absorbție a fotonilor și la un contrast mai mare între diferite țesuturi. Din relația de proporționalitate $P=Z^3/E^3$ reiese că fotonii razelor x de energii mai joase joacă un rol important în diferența de contrast dintre țesuturi [16].

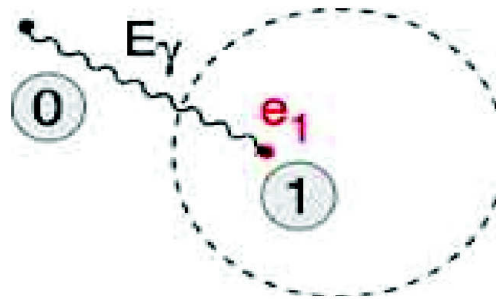


Fig. 2.2.1. Efectul fotoelectric [17]

Pentru energii mai mari decât energia de legătură a păturii k, se poate presupune că efectul fotoelectric are loc numai cu electronii de pe pătura k. Efectul fotoelectric este proporțional cu Z^4 a atomilor din substanța pătrunsă și invers proporțional cu energia radiației gamma incidente [18,19].

Este de remarcat faptul că, datorită efectului fotoelectric, fotonul gamma dispare complet din fasciculul original după ce a renunțat la toată energia sa.

2.3. Efectul Compton

Efectul Compton apare atunci când un foton de raze X sau gamma interacționează cu un material și se împrăștie, urmat de o pierdere de energie. Deplasarea Compton este valoarea cu care crește lungimea de undă.

În cele mai multe cazuri, efectul Compton se referă la interacțiunile atomice care implică doar electroni liberi sau slab legați. Semnificația efectului este că dezvăluie că lumina nu poate fi descrisă doar în termeni de unde. Lumina trebuie să se comporte ca și cum ar fi formată din particule pentru a explica împrăștierea Compton. Lumina poate acționa ca un flux de particule a

căror energie este proporțională cu frecvența radiației, conform experimentului lui Compton. Când electronii interacționează cu fotonii de înaltă energie, electronul primește o parte din energie și emite un foton cu restul de energie într-o direcție diferită de cea originală, astfel încât impulsul total al sistemului să se conserve. Se poate repeta fenomenul dacă fotonul mai are suficientă energie [16].

Atât energia cât și impulsul se conservă, deci energia fotonului incident (E_0) este egală cu suma energiei fotonului împrăștiat (E_i) și a energiei cinetice a electronului eliminat (E_e) [16].

$$E_0 = E_i + E_e \quad (1)$$

Împrăștierea Compton va rezulta în ionizarea atomului și în divizarea energiei fotonului incident între fotonul împrăștiat și electronul eliminat. Electronul își va pierde energia cinetică prin excitarea și ionizarea atomilor din materie, iar fotonul împrăștiat fie va traversa mediul fără alte interacțiuni, fie va suferi interacțiuni ulterioare precum o altă împrăștiere Compton, absorbție fotoelectrică sau împrăștiere coerentă.

Fotonul este împrăștiat la un unghi care depinde de energie transferată de foton electronului. Unghiul de împrăștiere poate varia de la aproape 0° la 180° . Datorită acestui unghi larg de împrăștiere, fotonul deviat oferă prea puține informații în legătură cu locul în care a avut loc interacțiunea, ceea ce duce la degradarea contrastului imaginii și la creșterea zgomotului [16].

În urma împrăștierii Compton, majoritatea energiei este reținută de foton. Din moment ce doar o parte mică din energia fotonului incident este absorbită, doza de radiație absorbită de pacient este considerabil mai mică decât în cazul efectului fotoelectric (discutat în subcapitolul următor).

Probabilitatea apariției efectului Compton depinde de densitatea electronică a materialului, și nu de numărul atomic Z . Lipsa dependenței de numărul atomic dăunează contrastului imaginii între diferite tipuri de țesut. În consecință, în imagistica medicală se încearcă minimalizarea impactului efectului Compton, fie prin colimare, fie prin corecție algoritmică [16].

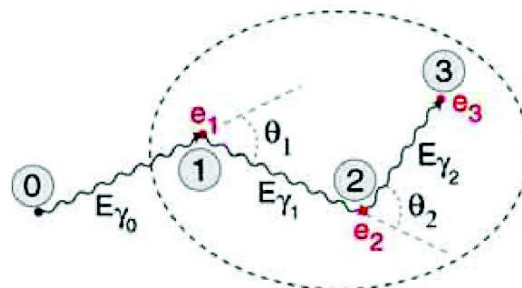


Fig. 2.3.1. Împrăștierea Compton [17]

2.4. Împrăștierea coerentă

Fotonul primit interacționează și excită întregul atom prin împrăștiere coerentă, cunoscută și sub numele de împrăștiere Rayleigh. F.M. Khan descrie în cartea sa procesul luând în considerare caracterul ondulat al radiației electromagnetice. Interacțiunea este cauzată de o undă electromagnetică care trece prin electronii atomului, făcându-i să oscileze. Electronul oscilant emite energie într-o direcție puțin opusă unei incidente, dar la aceeași frecvență[20-23].

Identificarea acestor fotoni dispersați poate avea un impact negativ asupra calității imaginii în imagistica medicală. În domeniul energetic folosit în diagnosticare, totuși, este mai puțin probabil să apară împrăștierea coerentă. În materialele cu numere atomice mari și la fotonii cu energie joasă, acest tip de interacțiune este probabil [20,23].

Împrăștierea coerentă nu are nici o contribuție la doză. La energia radiației X, utilizate în rontgendiagnostic contribuția împrăștierii coerente la interacțiunea cu materia este de aproximativ 5% [23].

2.5. Producerea de perechi

Deoarece se întâmplă doar pentru fotonii de înaltă energie (peste 1,02 MeV), care nu sunt folosiți în medicină, această interacțiune este mai puțin esențială în imagistica medicală decât împrăștierea Compton și efectul fotoelectric.

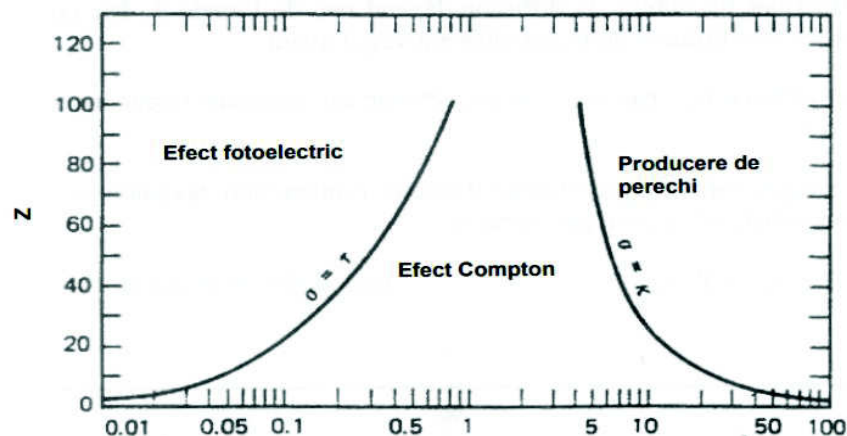


Fig. 2.5.1. Energia fotonului incident (MeV) [24]

Razele X interacționează cu câmpul electric al nucleului unui atom în timpul formării de perechi. Energia fotonului este transformată într-o pereche de electroni și pozitroni. Dacă energia fotonului depășește 1,02 MeV, surplusul de energie este separat în electroni și pozitroni ca energie cinetică. Excitația și ionizarea fac ca cele două particule să piardă energie cinetică. Când un

pozitron interacționează cu un electron încărcat negativ în repaus, sunt produși doi fotoni cu o energie de 0,51 MeV, cunoscuți ca fotoni de anihilare [24].

Efectul fotoelectric, efectul Compton și producerea de perechi sunt cele trei forme primare de interacțiune a fotonului cu materia (Fig.2.5.1.), iar probabilitatea lor de apariție în medicină variază în funcție de numărul atomic Z și fotonul incident de energie.

Efectul fotoelectric predomină la energii scăzute și la numere atomice scăzute (cum ar fi țesuturile moi), în timp ce producerea de perechi domină la energii mult mai mari decât cele utilizate în radiologie.

Capitolul 3. Dozimetrie și radioprotecție

Dozimetria este știința care se ocupă cu măsurarea dozei de radiații ionizante și determinarea cantitativă a gradului de iradiere. Iradierea internă și externă a corpului poate apărea din cauza substanțelor chimice radioactive inhalate sau ingerate, precum și a celor livrate în scopuri diagnostice sau terapeutice [17].

Expunerea externă, care are loc atunci când sursa de radiații sau materialul radioactiv este poziționat în afara corpului, și expunerea internă, care are loc atunci când radiația este absorbită în corp, sunt cele două tipuri de expunere la radiații.

3.1. Mărimi și unități de măsură dozimetice

3.1.1. Kerma

Kerma (kinetic energy released in matter) este energia livrată de fascicul în masa elementară considerată, unde dE_{tr} este energia cinetică transmisă particulelor încărcate secundar (electroni) prin interacțiuni fotonice [25].

$$K = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{tr}}{dV} \quad (2)$$

Unitatea de măsură în sistemul internațional (S.I.) este J/kg, denumită Gray (Gy).

Se definește și unitatea debitul kermei, exprimată în Gy/s sau W/kg [25].

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (3)$$

3.1.2. Doza de expunere

Doza de expunere reprezintă capacitatea radiațiilor ionizante de a ioniza aerul. Aceasta este raportul dintre dQ și dm , unde dQ este valoarea absolută a sarcinii electrice totale a ionilor de un singur semn, produși în aer, când toți electronii eliberați de fotoni în masa de aer dm sunt opriți în aer [26-28].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (4)$$

Unitatea de măsură în sistemul internațional este C/kg, dar este tolerată și unitatea veche de măsură, Roentgenul ($R=2.58 \cdot 10^{-4}$ C/kg).

Beneficiul principal este că doza de expunere poate fi măsurată imediat folosind un radiometru, în timp ce principalul dezavantaj este că această doză reprezintă doar ionizarea aerului [26-29].

3.1.3. Doza absorbită (D)

Doza absorbită măsoară cantitatea de energie absorbită pe unitatea de masă iradiată și se măsoară în Gray, cu 1 Gray egalând 1 Joule de energie de radiație absorbită de 1 kilogram de materie (1Gy = 1J/kg).

În onoarea savantului britanic Louis Harold Gray, Gray a fost desemnat ca unitate de măsură la nivel mondial pentru doza absorbită. Unele națiuni, totuși, continuă să utilizeze vechea unitate de măsură rad, care este egală cu 0,01 Gy (1Gy = 100 rad). [26,28]

$$D = \frac{1 \text{ dE}}{\rho \text{ dV}} \quad (5)$$

3.1.4. Doza biologică (H)

Doza biologică (numită și doza echivalentă) este cantitatea de radiație primită de un țesut după ce a fost ajustată pentru tipul de radiație.

De exemplu, aceleași doze de radiații absorbite după administrarea unui emițător de raze gamma și a unui emițător de particule alfa vor avea efecte biologice complet diferite: radiațiile gamma vor avea o distribuție mult mai lungă, omogenă în întreaga masă tisulară, în timp ce particulele alfa vor transfera toată energia către celulele adiacente, ucigându-le. Procesul de transmitere a energiei absorbite de-a lungul căii unei particule sau unde de radiație se numește transfer liniar de energie [26-29].

Doza biologică (H_i) este calculată prin înmulțirea dozei absorbite cu ponderea factorului (cunoscut și ca factor de absorbție sau factor de calitate) pentru tipul de radiație (W_R), care este 1 pentru radiația X și gamma, 5-10 pentru diferite tipuri de neutroni și 20 pentru particulele alfa [26,27].

$$H_i = D * W_R \quad (6)$$

Doza echivalentă pentru raze X și radiații gamma utilizate în imagistica medicală este, prin urmare, aproape egală cu doza absorbită, cu un factor de ponderare de 1. Doza biologică se măsoară în Sieverts (Sv), cu un Sievert egal cu 1 Gray pentru țesutul expus la radiații cu un factor de greutate de unu. De exemplu, 1 Gy de radiație X este echivalent cu 1 Sv de doză biologică, dar 1 Gy de radiație alfa este comparabilă cu 20 Sv de expunere biologică. Impactul biologic al razelor X de 1 Sv, radiației gamma sau particulelor alfa este același. În onoarea savantului suedez Rolf Maximilian Sievert, Sievert a fost ales ca unitate internațională de măsură a dozei.

O altă unitate de măsură tolerată pentru echivalentul dozei este rem (Roentgen equivalent man): 1 Sv=100 rem [26,27].

3.1.5. Doza efectivă (E)

Doza biologică este ajustată pentru radiosensibilitatea țesutului sau organului iradiat pentru a obține doza efectivă (E). Este bine înțeles faptul că probabilitatea unei consecințe biologice de la o anumită doză de radiație variază de la un organ sau țesut la altul. O doză biologică de 1 Sv, de exemplu, va avea consecințe diferite, dacă este livrat la extremități sau la gonade. Doza efectivă (H_E) este produsul dintre valoarea medie a echivalentului dozei, H_T , și factorul de ponderare w_T al țesutului respectiv [26-29].

Pentru întreg organismul, echivalentul dozei efective se va obține prin sumarea după T [26,28].

$$H_E = \sum H_T w_T \quad (7)$$

Unitatea de măsură a dozei efective este Sv.

Prin urmare, doza efectivă reprezintă suma ponderată a dozelor echivalente provenite din expunerea externă și internă, efectuată pe toate țesuturile și organele corpului (Tabelul 3.1.5.1.)

Tabelul 3.1.5.1. Doza biologică (echivalentă) și factorul de pondere pentru diverse tipuri de radiație [26]

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

Tabelul 3.1.5.2. Factorul de pondere tisular (W_T) utilizat pentru calculul dozei efective (E) în diverse țesuturi și organe [30]

Țesutul sau organul	W_T
Colon, Stomac, Plămâni, Măduva roșie, Sâni, Organe rămase	0,12
Gonade	0,08
Esofag, Ficat, Vezica urinară, Glanda tiroidiană	0,04
Creier, Tegumente, Glande salivare, Suprafața osoasă	0,01

3.2. Efectele biologice ale radiațiilor

În funcție de doza de radiație și de radiosensibilitatea țesuturilor, radiațiile ionizante pot provoca o varietate de consecințe biologice. Cu cât apar mai multe mitoze într-un țesut, cu atât acesta devine mai radiosensibil.

Sensibilitatea țesuturilor la radiații crește pe măsură ce crește temperatura, oxigenarea și nivelul de hidratare, precum și atunci când pH-ul țesuturilor crește pe măsură ce mediul devine mai alcalin ($pH > 7$). Prognosticul vital în cazul expunerii la radiații ionizante este determinat atât de doza de radiații, cât și de gradul de afectare a țesuturilor radiosensibile precum osul măduvei spinării sau epitelul intestinal, iar efectele pot apărea imediat după iradiere (efecte deterministe) sau după un interval mai lung (efecte stocastice) [26-29].

Moartea sau deteriorarea celulelor induse de radiații provoacă consecințe deterministe. Moartea câtorva celule are un efect redus asupra majorității organelor și țesuturilor, dar dacă numărul de celule ucise este suficient de mare, deteriorarea este vizibilă și poate duce la pierderea funcției organului sau țesutului. După ce un nivel de dozare depășește un anumit prag de doză (aproximativ 0,3 Gy), șansa de apariție a simptomelor crește rapid la maxim, iar severitatea efectului și pierderea capacității de a repara țesutul crește odată cu doza. Efectele deterministe (Tabelul 3.2.1.) se pot dezvolta imediat după expunere sau pot dura luni sau chiar ani să se manifeste [26,28].

Tabelul 3.2.1. Efecte deterministice și pragul de apariție
a acestora pentru expunerea la radiații X [26]

Efectul deterministic	Doza absorbită
Anomalii ale fătului	0,2 – 1 Gy
Modificare formulă sanguină	1 - 2 Gy
Risc sterilitate feminină	De la 2.5 Gy
Afecțiune oculară	De la 5 Gy
Sterilitate masculină definitivă	3.5 - 6 Gy
Afecțiune gastro-intestinală	6 Gy
Afecțiune pulmonară	8 Gy
Comă, deces	De la 10 Gy

Efectele stocastice se dezvoltă după o perioadă de latență, care poate persista ani sau chiar zeci de ani, și sunt legate de apariția cancerelor și a tulburărilor ereditare (genetice) precum sindromul Down. Deși posibilitățile de efecte stocastice cresc odată cu expunerea, nu există un prag unic de radiație care să le determine materializarea. Cele mai mari riscuri datorate efectelor stocastice pentru dozele întâlnite în radiologie, sunt apariția cancerului și transmiterea ereditară. Probabilitatea de apariție a unui cancer depinde de doza primită, iar efectele sunt de tip ”totul sau nimic”[26,27].

Efectele stocastice au o serie de proprietăți: celula iradiată este doar modificată, nu și distrusă; efectele pot să apară și la doze foarte mici deoarece nu au un prag de doză distinct; posibilitatea apariției mutațiilor crește odată cu doza; severitatea bolilor apărute depinde de tipul mutației; după producerea mutației; severitatea bolii este independentă de doza inițială a radiației care a cauzat mutația [26,28].

În plus, daunele la nivelul ADN-ului sunt un efect direct al radiației, fiind cauza principală a morții celulelor. Radiația produce o varietate de daune ADN-ului, inclusiv ruperea unei singure catene, ruperea ambelor catene, leziuni încrucișate între proteine și ADN sau între mai multe proteine, și deteriorarea bazelor.

De asemenea, în timpul sarcinii, fătul se confruntă cu pericole suplimentare de radiații. Efectele pot varia în funcție de doza absorbită de făt și de stadiul sarcinii. Dozele mari de radiații pot fi potențial fatale pentru embrion, totuși se crede că acest impact are loc rar la niveluri sub 100 mGy. Malformațiile, impactul asupra sistemului nervos central, leucemia și cancerul pediatric sunt toate efectele secundare posibile ale iradierii intrauterine [26-29].

3.3. Indicele dozei la mamografia digitală

Se stabilește o doză maximă medie glandulară pentru fiecare grosime a plăcii de metacrilat de polimetil (PMMA) pentru a stabili valoarea limită (Tabelul 3.3.1.).

Tabelul 3.3.1. Stabilirea mediei maxime a dozei glandulare echivalente[40].

Grosimea PMMA (cm)	Grosimea echivalentă a sânului (cm)	Media maximă a dozei glandulare echivalentă pentru sâni tipici (mGy)	
		Nivel acceptabil	Nivel realizabil
2.0	2.1	<1.0	<0.6
3.0	3.2	<1.5	<1.0
4.0	4.5	<2.0	<1.6
4.5	5.3	<2.5	<2.0
5.0	6.0	<3.0	<2.4
6.0	7.5	<4.5	<3.6
7.0	9.0	<6.5	<5.1

3.4. Norme de radioprotecție

Radioprotecția se referă la toate măsurile luate pentru a proteja oamenii și mediul înconjurător de efectele nocive ale radiațiilor ionizante. De la descoperirea radioactivității în secolul al XX-lea, ideea radioprotecției continuă să evolueze [31,32].

Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică (ICRP) a enunțat trei principii care trebuie să ajute la protejarea sănătății pacienților: justificarea, optimizarea și aplicarea limitelor de doză.

3.4.1. Principiul 1 - Justificarea practicii radiologice în medicină

Adoptarea sau continuarea unei activități ce presupune expunerea la radiații, implică o analiză a beneficiilor și dezavantajelor acelei activități. Analiza trebuie să furnizeze un număr de proceduri care produc mai mult bine decât rău în aplicarea practică. Responsabilitatea gasirii celei mai bune soluții de aplicat în situații medicale similare aparține organizațiilor profesionale medicale.

Există trei niveluri de justificare a practicilor radiologice în medicină.

Primul nivel este general, se consideră admis și se acceptă că aplicarea corespunzătoare a radiației în practicile medicale face mai mult bine decât rău societății [33].

La nivelul al doilea, proceduri specifice cu un obiectiv specificat sunt definite și justificate. Scopul acestui nivel este de a aprecia dacă procedura radiologică aduce îmbunătățiri diagnosticului sau tratamentului pacienților și oferă informațiile de diagnostic necesare în ceea ce privește persoanele expuse [33].

Cel de-al treilea nivel îl reprezintă justificarea unei proceduri pentru pacient – justificarea expunerilor individuale trebuie să includă coroborarea informațiilor obținute din examinările clinice și paraclinice, altele decât cele radiodiagnostice, asigurarea că informațiile ce se vor obține prin examinarea radiologică nu sunt deja disponibile din date anterioare. Pentru un pacient cu simptome sau indicații ce necesită aplicarea unei proceduri simple pentru care justificarea există la modul general, nu este necesară o justificare suplimentară. Pentru aplicarea procedurilor ce dau doze mari de expunere, (CT, proceduri intervenționale) medicul ordonator împreună cu medicul practician, trebuie să ia în considerare toate informațiile disponibile, incluzând detalii ale procedurii de expunere propuse, detalii ale procedurilor alternative cu ajutorul cărora s-ar putea obține informații suplimentare, caracteristicile pacientului, doza estimată și tratamentele anterioare [33].

3.4.2 Principiul 2 - Optimizarea protecției în expunerile medicale

Optimizarea protecției radiologice înseamnă menținerea dozelor “atât de jos cât este rezonabil de obținut, luând în considerare factorii sociali și economici” și este cel mai bine descrisă ca: administrarea dozei la pacient să fie proporțională cu scopul medical. Optimizarea protecției radiologice pentru pacienți se aplică la două niveluri: proiectarea, alegerea corespunzătoare a

instalațiilor, echipamentelor și construirea /amenajarea spațiilor în conformitate cu procedurile ce se vor efectua și procedurile de lucru specifice zilnice. [33]

Scopul principal al aplicării optimizării protecției este de a regla măsurile de protecție pentru o instalație radiologică în așa fel încât beneficiul net al examinărilor efectuate cu aceasta să fie maximizat. Alegerea opțiunii/opțiunilor de protecție modifică în mod direct nivelul de expunere al pacientului, personalului, uneori al populației și dimensiunea resurselor alocate protecției.

3.4.3 Principiul 3 - Limitele de doză în expunerile individuale diagnostice

Aplicarea limitelor de doză la expunerile medicale ale pacienților nu este adecvată deoarece de cele mai multe ori ar produce mai mult rău decât bine. În procesul radiodiagnostic accentul trebuie pus pe aplicarea primelor două principii ale protecției radiologice - justificarea procedurilor radiodiagnostice și optimizarea procesului [22].

Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare (CNCAN) a definit limitele de radiație la care pot fi supuse anumite categorii de persoane, astfel (Tabelul 3.4.1.):

Tabelul 3.4.1. Limitele de doză personale [34]

	<i>Persoane expuse profesional</i>	<i>Populația/femei însărcinate expuse profesional</i>	<i>Persoane în curs de pregătire (16-18 ani)</i>
Doza efectivă	20 mSv/an	1 mSv/an	6 mSv/an
Doza echivalentă pentru cristalin	150 mSv/an	15 mSv/an	50 mSv/an
Doza echivalentă pentru piele	500 mSv/an	50 mSv/an	150 mSv/an
Doza echivalentă pentru extremități	500 mSv/an	-	150 mSv/an

3.5 Măsuri de radioprotecție

În urma consecințelor biologice ale radiațiilor ionizante, de-a lungul timpului au fost create diverse mecanisme de protecție, inclusiv protecție fizică, chimică și biologică.

Protecția fizică acoperă o varietate de strategii organizaționale bine stabilite, precum și anumite caracteristici fundamentale, cum ar fi reducerea la minimum a duratei expunerii, creșterea distanței de la sursă, protejarea surselor de radiații și așa mai departe [26-28].

Condițiile de amenajare, dotare, personal și organizare de specialitate a activității, astfel cum sunt descrise în Anexa nr. 1 la Norme de Securitate Radiologică (NSR), trebuie îndeplinite pentru a obține permisul de practică radiologică. Suprafața încăperilor în care sunt instalate aparatele de radiodiagnostic este clar definită, fie în manualele tehnice ale aparatului, fie în regulamentul CNCAN, și nu trebuie să existe în încăperea alt mobilier care să nu fie racordat la funcția instalației. Salile de expunere trebuie să fie proiectate în așa fel încât fasciculul benefic de raze X să nu poată fi îndreptat către nicio suprafață neprotejată sau ușile de intrare. Ușile și geamurile trebuie să îndeplinească cerințele unui ecran de protecție pentru radiația împrăștiată și trebuie să fie închise în momentul expunerii.

Personalul autorizat trebuie să se asigure că instalațiile radiologice sunt întreținute și inspectate corespunzător, astfel încât caracteristicile tehnice nominale ale acestora să fie menținute în conformitate cu standardele tehnice ale producătorului de calitate a imaginii, radioprotecție și siguranță. În plus, fizicianul medical trebuie să facă controalele zilnic, săptămânal sau lunar, conform recomandărilor producătorului, cu înregistrările pastrate cel puțin 5 ani.

Protecția chimică se realizează prin administrarea de substanțe radioprotectoare înainte de iradiere, care sporesc rezistența organismului la radiații. Conținutul redus de apă și, implicit, hidroliză produsă de radiații, scăderea temperaturii corpului și a metabolismului, scăderea oxigenului intra și extracelular, suprimarea sau fixarea radicalilor liberi și alte mecanisme de acțiune sunt posibile. Histamina, serotonina și câteva vitamine și hormoni s-au dovedit, de asemenea, a fi radioprotectoare [26-29].

Protecția biologică se realizează prin administrarea de preparate biologice și macromolecule precum sângele sau plasma, care au capacitatea de refacere a celulelor, imediat după iradiere. Pentru anumite persoane, transplantul de celule roșii viabile de măduvă poate fi necesar pentru a restabili funcția hematopoietică [26-29].

Capitolul 4. Mamografia digitală

Mamografia este o procedură de diagnostic care oferă imagini precise a structurii interne a glandei mamare. Este folosită și în programele de screening pentru a detecta precoce cancerul de sân. Raportul dintre țesutul fibroepitelial și țesutul adipos determină aspectul unei mamografii. Există diferențe în aspectul mamografic natural care se manifestă prin tipul de sân. Conceptul este de a radiografia fiecare sân, din față și din profil pentru a putea observa dacă glanda mamară suferă anumite afecțiuni [35-37].

Cancerul de sân afectează 95% dintre femeile cu vârsta peste 40 de ani, 1 din 8 femei având boala la un moment dat în viață.

Mamografia digitală se realizează cu ajutorul unei instalații radiologice dotate cu tehnologie de ultimă oră. Mamografia digitală diferă de mamografia tradițională prin faptul că afișează imagini radiologice sânelui pe suport electronic. Această formă de mamografie funcționează pe același concept ca și camerele digitale, ceea ce înseamnă o calitate îmbunătățită a imaginii și o expunere mai mică la radiații pentru pacient. Un radiolog analizează imaginile odată ce sunt transmise la un computer [38].

La femeile cu vârste cuprinse între 40 și 50 de ani le este recomandat să le fie efectuată procedura de mamografie o dată la 2 ani. După trecerea vârstei de 50 de ani, este recomandat să se efectueze procedura anual. Femeile mai tinere au sânul cu un țesut mai dens, astfel, micile modificări nu pot fi observate.

4.1. Avantajele mamografiei digitale

Această tehnică prezintă numeroase avantaje. În cazul mamografiei digitale, disconfortul cauzat de strângerea sânelui pentru a obține o imagine ideală este redus. Mamograful digital are și avantajul de a prezenta un pericol redus de iradiere. Instalația de mamografie digitală, de exemplu, utilizează o jumătate de doză de radiații în comparație cu o instalație de mamografie tradițională, rezultând o imagine de calitate superioară. Rezultatul unei mamografii digitale poate fi obținut în câteva minute, în timp ce perioada de așteptare pentru o mamografie tradițională este, de obicei, de 20-30 de minute. Mamografia digitală este recomandată inclusiv femeilor care au implanturi mamare [39].

De asemenea, tehnica de mamografie digitală permite efectuarea unui număr redus de examinări, anume două pentru fiecare sân. În plus, imaginile pot fi transmise chiar și la distanță, în cazul în care pacientul dorește o părere și de la alt medic.

Cu ajutorul acestei tehnici, rata mortalității cauzate de cancerul la sân a scăzut în ultimii ani cu aproximativ 25-30%. [39]

4.2. Principiu de funcționare

Compresia sânilor este necesară pentru o expunere optimă în timpul mamografiei, care este efectuată folosind un anumit aparat radiologic numit mamografie. Pentru a obține cea mai înaltă calitate a imaginii, procesarea și dezvoltarea filmului sunt monitorizate cu meticulozitate.

Razele X sunt folosite și în mamografie. Premisa operațională a mamografiei este de a radiografia sânul, din față și din profil pentru a vizualiza în detaliu glanda mamară.

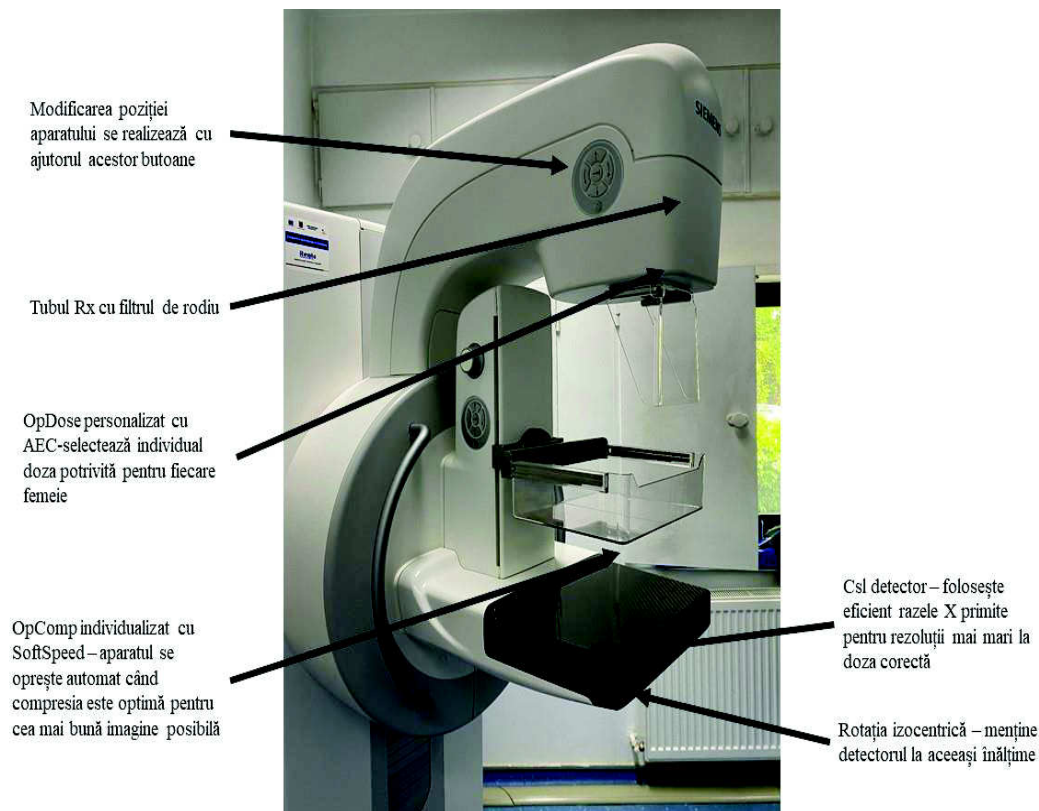


Fig. 4.2.1. Componenta instalației pentru mamografia digital – Aparatul Mammomat Fusion de la Spitalul Clinic Municipal, Cluj-Napoca

Aparatul mamograf este alcătuit dintr-un tub cu raze X și un aparat de compresie a sânilor, similar cu un dispozitiv Rx (Fig. 4.2.1.). Stația de comandă a aparatului este separată de restul încăperii și conține o sticlă cu ecranare încărcată cu plumb împotriva radiațiilor.

Se efectuează două expuneri pentru fiecare sân pentru a vizualiza anatomia interioară. Anatomia sânelor este vizibilă cu ușurință în aceste expuneri. Utilizează două proiecții convenționale: vederea craniocaudală (de sus în jos) care oferă o vedere mai clară a secțiunilor centrale și mediale ale sânelor (excluzând țesutul mamar care se extinde până la axilă). Pentru că înfățișează întreaga glandă, perspectiva mediolaterală este mai relevantă.

4.3. Achiziții de imagini în mamografia digitală

Unele echipamente de mamografie digitală sunt încă „în dezvoltare” pe piață. Dispozitivul de control automat al expunerii (AEC) este una dintre caracteristicile pe care anumite sisteme nu le au încă. Există o mulțime de dezavantaje în acest sens:

În cazul setărilor manuale, pot apărea greșeli în setările de expunere, care duc la sub- sau supraexpunere, calitate slabă a imaginii sau administrarea dozei necorespunzătoare pentru femei. Supraexpunerea în mamografia digitală nu este ușor de observat de către radiolog sau radiolog, spre deosebire de subexpunerea în mamografia convențională, care este recunoscută clar prin creșterea densității optice a filmului. Acest lucru poate duce la o pierdere a calității imaginii.[40]

Este posibil ca sistemul să nu poată gestiona cantitatea enormă de examene cerute de programele de screening mamografice. Din cauza lipsei de înțelegere a formei sânelor, variabilele de expunere trebuie modificate pentru sânii denși pentru a oferi o calitate a imaginii suficient de bună. Acest lucru expune alte femei la un grad inutil de mare de expunere și încalcă restricțiile principiului ALARA (luarea tuturor măsurilor și acțiunilor posibile pentru limitare dozelor). Așadar, un sistem ar trebui implementat în sistemul AEC de screening mamografic.[40]

Vizibilitatea pragului de contrast simulat la un sân de grosime standard este utilizată pentru a evalua calitatea imaginii.

4.4. Timpul de expunere

Pentru a evita artefactele de mișcare, durata expunerii trebuie menținută cât mai mică posibil. Este vital să se facă distincția între timpul petrecut pe fiecare secțiune specifică a sânelor, precum și durata totală a scanării. Primul este vital pentru artefactele de mișcare, în timp ce al doilea este important pentru perioada de compresie a sânelor unei femei. Durata expunerii pentru majoritatea sistemelor crește rapid pe măsură ce grosimea și compoziția sânelor cresc, variind în medie de la 0,2 la 3 secunde [40].

4.5. Dimensiunea petei focale. Distanța sursă-imagini

Scopul măsurării dimensiunii petei focale este de a evalua dimensiunea fizică a acestuia în timpul instalării sau când rezoluția a scăzut considerabil. Pentru fiecare dintre anozii posibili ai unității de mamografie, trebuie calculată dimensiunea punctului focalizat.

Pentru a determina valoarea dimensiunii petei focale se folosește una dintre următoarele metode: camera cu goluri, camera cu fante, metoda modelului stelei (cea mai convenabilă), instrument de testare cu mai multe goluri.

Pentru a măsura dimensiunea punctului de focalizare, sunt disponibile echipamente digitale complet automatizate. Ele pot fi utilizate odată ce au fost autentificate. Un punct focal focalizat nominal la 0,3 este limitat de Comisia Electrotehnică Internațională (IEC) la o lățime de 0,45 mm și o lungime de 0,65 mm. Dimensiunea maximă a punctului de focalizare pentru un punct focal nominal de 0,4 este de 0,60 mm și, respectiv, 0,85 mm [40].

Sunt utilizate procedurile obișnuite de mamografie tradițională și valorile limită. Pe fotografiile digitale, distanța sursă-imagini este calculată înmulțind numărul de pixeli pitch-ul pixelilor.

Prin radiografierea unui obiect de dimensiune cunoscută (>10 centimetri) poziționat pe placa de susținere a sânilor la o distanță mai mare sau egală cu 20 centimetri deasupra plăcii de susținere a sânilor, distanța sursă-imagini poate fi stabilită exact. Se măsoară dimensiunile imaginii obiectului pe imaginea 1 (obiectul de pe placa de susținere a sânilor) și pe imaginea 2 (obiectul la o distanță d deasupra suportului de sânii a plăcii) [40].

Distanța sursă-imagini se calculează folosind formula:

$$f = \frac{d}{a \left(\frac{1}{p_1} - \frac{1}{p_2} \right)} \quad (8)$$

unde f = distanța sursă-imagini; d = distanța dintre obiecte în poziția 1 și 2; a = dimensiunea obiectului imaginat; p1 = dimensiunea obiectului de pe imaginea 1 (obiect situat pe placade suport a sânilor); p2 = dimensiunea obiectului de pe imaginea 2 (obiect la o distanță d deasupra plăcii de suport a sânilor).

Prin urmare, sânul este un organ sensibil la radiații, deci, trebuie stabilită cu grijă doza medie glandulară pentru a avea o radioprotecție cât mai optimă.

Capitolul 5. Stabilirea unui nivel de referință local la mamografia digitală

În momentul actual, nu există limite de doză stabilite pentru pacienți. Din acest motiv, la nivel local este necesar să fie stabilite niveluri acceptate pentru doză numite niveluri de referință. Stabilirea nivelurilor de referință locale face parte din procesul de optimizare al expunerilor medicale la radiații ionizante.

Nivelurile de referință locale se stabilesc pentru fiecare tip de instalație radiologică și pentru fiecare procedură de expunere în parte. Depășirea periodică a respectivelor valorilor pentru doză stabilită ca nivel de referință semnalează diferite probleme apărute în procesul de obținere a imaginii digitale.

Procedurile radiologice nu funcționează mereu cum ne-am dori și, de aceea, aș dori să semnalez câteva dintre problemele care pot duce la creșterea dozei medii glanulare în mamografia digitală: deficiențe în aplicarea procedurii de expunere de către operator și în alcătuirea procedurilor de lucru cu instalația radiologică, ca urmare a lipsei de pregătire practică și teoretică a operatorilor instalației radiologice. De asemenea pot duce la creșterea MGD, anumite probleme tehnice apărute la instalație: probleme la sistemul de detecție, tubul Rx (uzura acestuia duce la fenomenul de craterizare („Formare a unei scobituri în formă de crater pe anticatodul unui tub de radiații roentgen”-DEX), colimatorul, sistemul de înregistrare al dozei, sistemul de filtrare. În plus, utilizarea unor monitoare de diagnostic neconforme, pierderea calitatea imaginii la arhivare în sistemul de arhivare în imagistica medicală (PACS) utilizat. [29]

Este necesar să luăm în calcul anumite principii pentru stabilirea nivelurilor de referință, cum ar fi:

1. Definirea obiectivului local, specificații medicale clinice și condiții tehnice pentru efectuarea examinării.
2. Valoarea selectată a nivelului de referință bazată pe date relevante locale
3. Mărimea folosită pentru nivelul de referință poate fi obținută în mod practic
4. Mărimea folosită pentru nivelul de referință este o măsură potrivită a modificărilor relative a dozelor la țesutul pacientului deci și a riscului asociat
5. Specificații ale modului în care va fi aplicat nivelul de referință.

5.1. Aplicarea nivelurilor de referință – audit intern

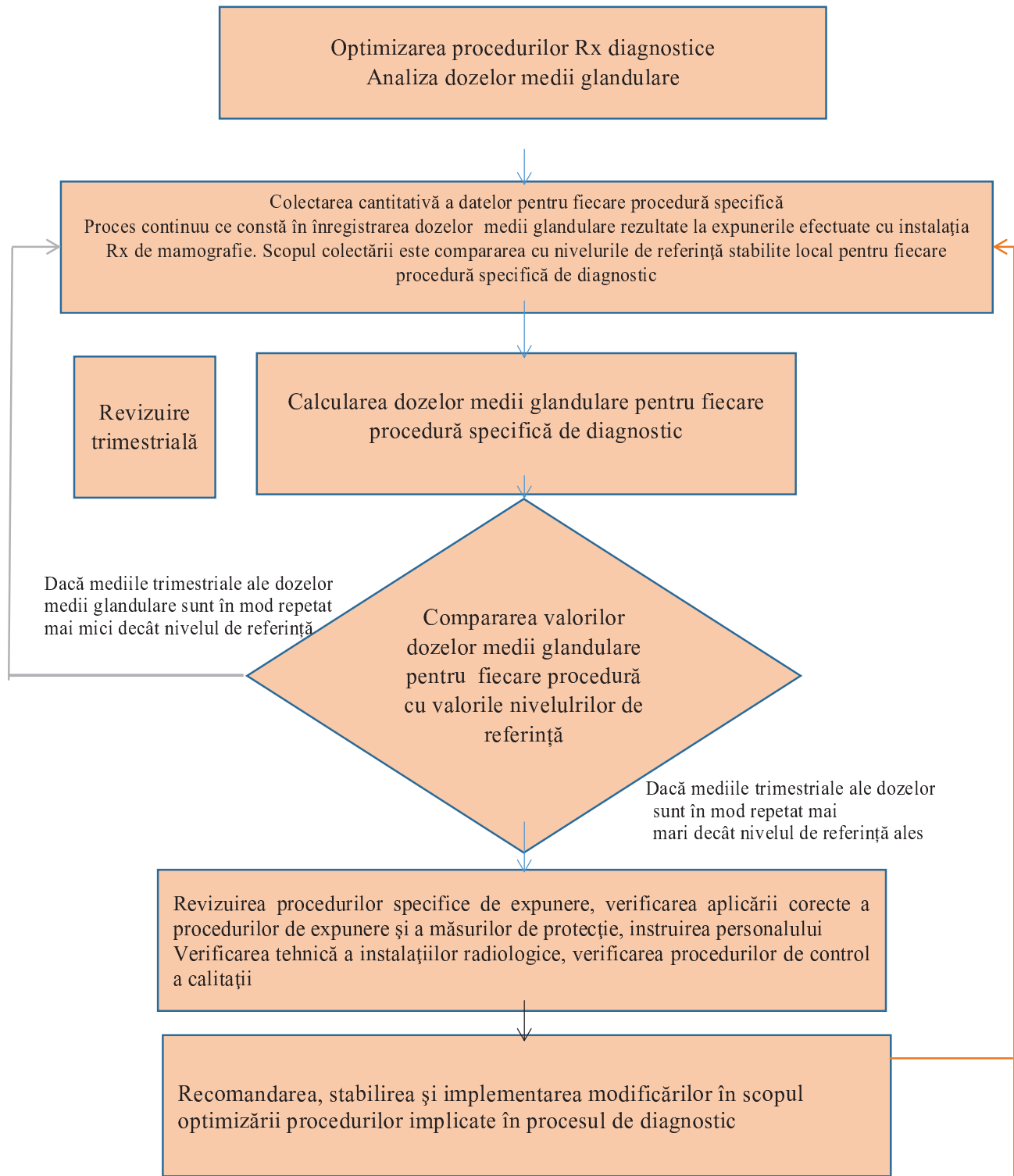


Fig. 5.1.1. Aplicarea nivelurilor de referință la mamografia digitală [41]

Anual, pe baza nivelurilor de referință DRL, se va face evaluarea internă ca parte a programului de asigurare a calității utilizării instalației radiologice pentru mamografie. În funcție de rezultatul procesului de evaluare (auditului) se vor stabili măsurile necesare pentru fiecare procedură aplicată la examinarea radiografică a sânelor.

Este important ca la nivel local să fie stabilite în mod riguros nivele de referință în radiodiagnostic.

5.2.Procedura de lucru

Pentru a stabili un nivel de referință local s-a utilizat o instalație digitală pentru mamografie de tip Mammomat Fusion. Distanța focar-detector este fixă, deci nu poate fi modificată de către operator.

Procedura de mamografie este efectuată în două planuri în funcție de diagnosticul medical: CC- procedura în incidență normală și MLO – procedura în incidență laterală, la 45 de grade.

Instalația este verificată tehnic periodic, pentru a fi asigurate: constanta parametrilor kV, mAs, centrarea fascicului – corespondența fascicului Rx cu fascicul luminos, calibrarea detectorului, stabilitatea AEC (Automatic Exposure Control).

Pentru stabilirea nivelului local de referință s-au luat în calcul dozele medii glandulare (MGD) afișate la 100 expuneri mamografice în poziționarea procedurii în incidență cranio-caudală (CC) și 100 expuneri mamografice în poziționarea procedurii în incidență laterală (MLO).

Marimea utilizată ca nivel de referință este doza medie glandulară (MGD) pentru cele două poziționări - CC și MLO. Valoarea acesteia s-a obținut în mod practic, citind indicația dată de instalația radiologică la afișarea imaginii.

Pentru realizarea procedurii de lucru s-au luat în calcul câteva aspecte. Expunerea s-a efectuat pe sânul comprimat cu grosimea de aproximativ 5 centimetri grosime. Tensiunea de accelerare este cuprinsă în intervalul 28 - 30 kV. S-a expus cu sistemul de control automat (AEC) al expunerii activ. Imaginile s-au obținut cu ajutorul sistemului automat de control al comprimării sânelor activat (OPCOMP). Calitatea imaginilor radiografice obținute a fost apreciată de medicii radiologi ca fiind foarte bună pentru elaborarea diagnosticului.

5.3. Datele obținute

Tabel 5.3.1. Valorile înregistrate pentru procedura de radiografiere a sânului mamografic bilateral (SMB1-plan CC) în arhiva Spitalului Clinic Municipal Cluj-Napoca la mamografia digitală, 2018

Nr. crt.	Gen	Vârstă	Cod procedură	kV	mAs	Grosime	Doza medie
						sân comprimat d(cm)	glandulară MGD (mGy)
1	F	59	SMB1	29	73,3	5,3	0,84
2	F	53	SMB1	29	75	5,4	0,85
3	F	58	SMB1	30	68,5	5,4	0,85
4	F	41	SMB1	29	71,8	5	0,86
5	F	58	SMB1	30	71	5,5	0,87
6	F	53	SMB1	28	77,4	4,8	0,87
7	F	62	SMB1	30	71	5,5	0,87
8	F	52	SMB1	29	72,9	5	0,88
9	F	67	SMB1	29	73,6	5	0,89
10	F	64	SMB1	29	75,3	5,1	0,89
11	F	65	SMB1	29	75,8	5,1	0,9
12	F	66	SMB1	30	75,7	5,6	0,91
13	F	49	SMB1	31	73,3	6	0,91
14	F	47	SMB1	27	90,6	5,3	0,92
15	F	60	SMB1	30	77,7	5,6	0,93
16	F	60	SMB1	28	78,5	5,1	0,93
17	F	49	SMB1	29	80,5	5,3	0,93
18	F	57	SMB1	30	75,8	5,4	0,94
19	F	48	SMB1	31	75	5,9	0,94
20	F	74	SMB1	30	81,8	5,9	0,94
21	F	47	SMB1	30	75,7	5,4	0,94
22	F	56	SMB1	30	77	5,5	0,94
23	F	62	SMB1	31	75,8	5,9	0,95
24	F	60	SMB1	30	83	5,9	0,95

Nr. crt.	Gen	Vârstă	Cod procedură	kV	mAs	Grosime	Doza medie
						sân comprimat d(cm)	glandulară MGD (mGy)
25	F	46	SMB1	30	79,3	5,6	0,95
26	F	47	SMB1	31	79,2	6,3	0,95
27	F	44	SMB1	28	75,1	4	0,95
28	F	59	SMB1	29	81,3	5,1	0,96
29	F	41	SMB1	30	77,8	5,4	0,97
30	F	44	SMB1	31	75,6	5,8	0,97
31	F	58	SMB1	29	82	5,1	0,97
32	F	57	SMB1	32	76	6,4	0,97
33	F	57	SMB1	29	84,2	5,1	0,97
34	F	46	SMB1	30	82,8	5,7	0,98
35	F	35	SMB1	29	85,1	5,3	0,98
36	F	67	SMB1	30	77,3	5,3	0,98
37	F	48	SMB1	30	83	5,7	0,98
38	F	57	SMB1	29	78,6	4,8	0,98
39	F	48	SMB1	29	81,4	5	0,98
40	F	51	SMB1	30	85,7	5,9	0,98
41	F	80	SMB1	29	80,6	4,9	0,99
42	F	53	SMB1	30	85,3	5,8	0,99
43	F	56	SMB1	28	88,2	4,8	0,99
44	F	57	SMB1	30	85,3	5,8	0,99
45	F	66	SMB1	29	87	5,4	0,99
46	F	76	SMB1	30	80,9	5,5	0,99
47	F	79	SMB1	30	80,8	5,5	0,99
48	F	67	SMB1	31	80,9	6,1	0,99
49	F	49	SMB1	31	79,6	5,9	1
50	F	62	SMB1	30	84,7	5,7	1
51	F	52	SMB1	28	91,3	4,9	1,01
52	F	43	SMB1	29	88	5,3	1,01
53	F	76	SMB1	30	86,9	5,8	1,01

Nr. crt.	Gen	Vârstă	Cod procedură	kV	mAs	Grosime	Doza medie
						sân comprimat d(cm)	glandulară MGD (mGy)
54	F	57	SMB1	30	87,8	5,8	1,02
55	F	64	SMB1	29	85	5	1,02
56	F	51	SMB1	29	89,8	5,4	1,02
57	F	43	SMB1	31	86	6,3	1,03
58	F	59	SMB1	30	88,3	5,8	1,03
59	F	38	SMB1	30	81,7	5,5	1,03
60	F	58	SMB1	31	82,1	5,9	1,03
61	F	59	SMB1	31	86	6,3	1,03
62	F	52	SMB1	31	87,4	6,3	1,04
63	F	40	SMB1	29	83,7	4,8	1,04
64	F	48	SMB1	32	86,5	6,9	1,04
65	F	63	SMB1	30	83,6	5,4	1,04
66	F	59	SMB1	29	88,2	5,1	1,05
67	F	44	SMB1	29	93,4	5,4	1,06
68	F	44	SMB1	30	91,2	5,8	1,06
69	F	57	SMB1	32	83,7	6,5	1,06
70	F	82	SMB1	29	90,4	5,1	1,07
71	F	43	SMB1	30	92,3	5,8	1,07
72	F	63	SMB1	30	93,5	5,9	1,07
73	F	61	SMB1	30	90,2	5,7	1,07
74	F	70	SMB1	31	90,6	6,3	1,08
75	F	55	SMB1	31	87,4	5,9	1,1
76	F	65	SMB1	31	89,7	5,8	1,11
77	F	58	SMB1	28	95,3	4,6	1,11
78	F	68	SMB1	32	95,1	7,2	1,11
79	F	58	SMB1	30	94,1	5,6	1,13
80	F	40	SMB1	28	102,2	4,9	1,13
81	F	60	SMB1	30	92,5	5,5	1,13
82	F	54	SMB1	31	89,9	5,9	1,13

<i>Nr. crt.</i>	<i>Gen</i>	<i>Vârstă</i>	<i>Cod procedură</i>	<i>kV</i>	<i>mAs</i>	<i>Grosime sân comprimat d(cm)</i>	<i>Doza medie glandulară</i>
							<i>MGD (mGy)</i>
83	F	45	SMB1	29	96,6	5,2	1,13
84	F	42	SMB1	31	89,6	5,9	1,13
85	F	35	SMB1	28	95,1	4,4	1,14
86	F	61	SMB1	30	99,2	5,8	1,15
87	F	63	SMB1	30	95	5,5	1,16
88	F	57	SMB1	31	97,3	6,3	1,16
89	F	52	SMB1	30	99	5,7	1,17
90	F	44	SMB1	30	101	5,8	1,17
91	F	51	SMB1	30	94	5,4	1,17
92	F	52	SMB1	30	102	5,8	1,19
93	F	50	SMB1	29	104,9	5,4	1,19
94	F	43	SMB1	30	97,1	5,4	1,21
95	F	51	SMB1	28	106	4,7	1,21
96	F	46	SMB1	31	100,7	6	1,24
97	F	48	SMB1	28	110	4,7	1,26
98	F	51	SMB1	32	100,7	6,4	1,29
99	F	46	SMB1	29	109,7	5	1,32
100	F	41	SMB1	30	112,4	5,6	1,35

Tabel 5.3.2. Valorile înregistrate pentru procedura de radiografiere a sânului mamografic bilateral (SMB2-plan MLO) în arhiva Spitalului Clinic Municipal Cluj-Napoca la mamografia digitală, 2018

Nr. crt.	Gen	Vârstă	Cod procedură	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară
							MGD (mGy)
1	F	50	SMB2	29	72,9	4,9	0,87
2	F	60	SMB2	29	70,3	4,7	0,89
3	F	58	SMB2	29	76,9	5	0,92
4	F	59	SMB2	29	77,7	5,1	0,92
5	F	62	SMB2	29	80,8	5,3	0,93
6	F	43	SMB2	29	79,7	5,2	0,93
7	F	55	SMB2	29	80,2	5,2	0,94
8	F	51	SMB2	31	77,8	6,2	0,94
9	F	48	SMB2	29	80,3	5,1	0,95
10	F	56	SMB2	31	77,4	6,1	0,95
11	F	65	SMB2	29	81,3	5,1	0,96
12	F	65	SMB2	31	75	5,7	0,97
13	F	74	SMB2	30	83,7	5,8	0,97
14	F	64	SMB2	31	78,7	6	0,97
15	F	47	SMB2	31	77,7	5,9	0,98
16	F	72	SMB2	29	84,2	5,2	0,98
17	F	79	SMB2	31	79,2	6	0,98
18	F	51	SMB2	28	77,1	4,6	0,98
19	F	60	SMB2	30	84,5	5,8	0,98
20	F	58	SMB2	30	79,4	5,4	0,99
21	F	45	SMB2	29	86,3	5,3	0,99
22	F	47	SMB2	30	80,7	5,5	0,99
23	F	59	SMB2	28	86,4	4,7	0,99
24	F	69	SMB2	29	86,9	5,3	1

Nr. crt.	Gen	Vârstă	Cod procedură	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară
							MGD (mGy)
25	F	67	SMB2	31	81,8	6,1	1
26	F	57	SMB2	29	85,7	5,2	1
27	F	47	SMB2	31	82,4	6,2	1
28	F	73	SMB2	29	89,2	5,4	1,01
29	F	62	SMB2	30	86,7	5,8	1,01
30	F	53	SMB2	29	87,7	5,3	1,01
31	F	49	SMB2	31	80,5	5,9	1,01
32	F	56	SMB2	29	85,4	5,1	1,01
33	F	51	SMB2	29	85,2	5,1	1,01
34	F	59	SMB2	31	82,7	6	1,02
35	F	40	SMB2	29	84,9	5	1,02
36	F	71	SMB2	28	86,1	4,5	1,02
37	F	42	SMB2	31	81,5	5,9	1,02
38	F	65	SMB2	29	84,9	5	1,02
39	F	74	SMB2	30	82,6	5,4	1,03
40	F	60	SMB2	30	84,4	5,5	1,03
41	F	46	SMB2	29	88	5,2	1,03
42	F	44	SMB2	28	82,4	4,1	1,03
43	F	62	SMB2	30	82,9	5,4	1,03
44	F	53	SMB2	30	87,2	5,7	1,03
45	F	76	SMB2	30	85,1	5,5	1,04
46	F	64	SMB2	29	88,7	5,2	1,04
47	F	55	SMB2	30	86,2	5,6	1,04
48	F	61	SMB2	32	83,2	6,5	1,05
49	F	68	SMB2	30	90,1	5,8	1,05
50	F	50	SMB2	30	88,7	5,7	1,05
51	F	61	SMB2	30	85,6	5,5	1,05
52	F	70	SMB2	31	82,5	5,8	1,05

Nr. crt.	Gen	Vârsta	Cod procedură	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară
							MGD (mGy)
53	F	60	SMB2	30	89,1	5,7	1,05
54	F	49	SMB2	31	87	6,2	1,05
55	F	64	SMB2	29	91,7	5,2	1,05
56	F	78	SMB2	30	87	5,6	1,05
57	F	74	SMB2	30	85,3	5,4	1,06
58	F	59	SMB2	30	88,2	5,6	1,06
59	F	52	SMB2	31	88,1	6,2	1,06
60	F	61	SMB2	30	87,1	5,5	1,06
61	F	47	SMB2	30	93,2	5,9	1,07
62	F	57	SMB2	32	84,5	6,5	1,07
63	F	74	SMB2	29	88,9	5	1,07
64	F	54	SMB2	30	93	5,8	1,08
65	F	43	SMB2	31	88,7	6,1	1,08
66	F	49	SMB2	32	89,8	6,9	1,08
67	F	67	SMB2	30	91	5,7	1,08
68	F	51	SMB2	30	92,7	5,8	1,08
69	F	40	SMB2	29	90,7	5	1,09
70	F	76	SMB2	30	91,8	5,7	1,09
71	F	52	SMB2	29	94,8	5,3	1,09
72	F	63	SMB2	32	87	6,5	1,1
73	F	48	SMB2	29	95,8	5,3	1,1
74	F	51	SMB2	30	89,8	5,5	1,1
75	F	49	SMB2	32	89,7	6,7	1,11
76	F	36	SMB2	29	97,7	5,4	1,11
77	F	68	SMB2	31	87,1	5,8	1,11
78	F	62	SMB2	32	89,5	6,6	1,12
79	F	46	SMB2	31	92,8	6,2	1,12
80	F	62	SMB2	29	94,4	5	1,13

Nr. crt.	Gen	Vârstă	Cod procedură	kV	mAs	Grosime sân comprimat d(cm)	Doza medie glandulară
							MGD (mGy)
81	F	39	SMB2	31	94,7	6,3	1,13
82	F	58	SMB2	32	90	6,5	1,14
83	F	47	SMB2	31	92,6	6	1,14
84	F	40	SMB2	29	95,8	5	1,15
85	F	63	SMB2	30	98,5	5,8	1,15
86	F	69	SMB2	29	97	5,1	1,15
87	F	57	SMB2	30	92,2	5,4	1,15
88	F	74	SMB2	30	95,1	5,5	1,16
89	F	71	SMB2	31	91,5	5,8	1,17
90	F	45	SMB2	29	98,2	5	1,18
91	F	44	SMB2	31	96,2	6	1,19
92	F	43	SMB2	28	105,7	4,8	1,19
93	F	55	SMB2	31	97,3	6,1	1,19
94	F	73	SMB2	30	101,7	5,7	1,2
95	F	41	SMB2	29	102,2	5	1,23
96	F	47	SMB2	31	100,3	6	1,24
97	F	67	SMB2	30	99,6	5,3	1,26
98	F	45	SMB2	31	101,5	5,9	1,28
99	F	56	SMB2	30	108,5	5,5	1,33
100	F	50	SMB2	29	119,9	5,1	1,42

Conform publicației ICRP 135, nivelul local de referință pentru doză se află la percentila 75. Așadar, nivelul de referință al dozei medii glandulare pentru procedura SMB1, respectiv SMB2 se află la a 75-a valoarea din tabel.

Valoarea nivelului de referință al dozei medii glandulare pentru procedura SMB1 este 1,10.

Valoarea nivelului de referință al dozei medii glandulare pentru procedura SMB2 este 1,11.

Nivelul de referință selectat va fi utilizat în practica clinică cu scopul de a:

1. Îmbunătăți local distribuția dozelor prin compararea mediilor dozelor medii glandulare trimestriale cu nivelul de referință selectat.

2. Reduce frecvența apariției valorilor dozelor la pacient nejustificat de mari sau nejustificat de mici (implică imagini de calitate slabă).
3. Realiza un domeniu îngust de valori ale dozelor care să reprezinte buna practică pentru procedurile aplicate la examinările medicale cu radiații ionizante.
4. Stabili un domeniu optim de valori ale dozelor la pacient pentru o procedura sau protocol specific, în cazul de față examinarea radiografică a sanului.
5. Îmbunătăți procedurile aplicate.
6. Utiliza eficient resursele.

Urmează compararea datelor obținute cu datele dozelor medii trimestriale din cadrul Spitalului Clinic Municipal Cluj-Napoca pentru a sesiza dacă nivelul de referință ales este optim.

Tabel 5.3.3. Doza medie glandulară pentru procedura SMB1 aferentă celor 3 trimestre

Trimestrul, anul	Cod procedură	Numărul de expuneri	Doza medie glandulară (mGy)
Trimestrul 3, 2021	SMB1	51	1,1
Trimestrul 4, 2021	SMB1	157	1,01
Trimestrul 1, 2022	SMB1	281	1

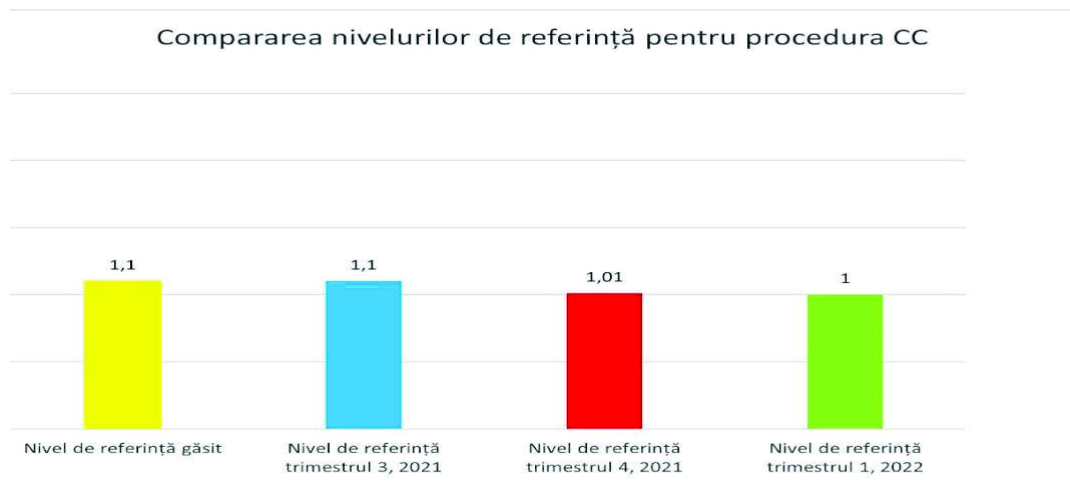


Fig. 5.3.1. Compararea nivelurilor de referință la procedura cu codul SMB1

Tabel 5.3.4. Doza medie glandulară pentru procedura SMB2 aferentă celor 3 trimestre

Trimestrul, anul	Cod procedură	Numărul de expuneri	Doza medie glandulară (mGy)
Trimestrul 3, 2021	SMB2	53	1,28
Trimestrul 4, 2021	SMB2	159	1,13
Trimestrul 1, 2022	SMB2	280	1

Compararea nivelurilor de referință pentru procedura MLO

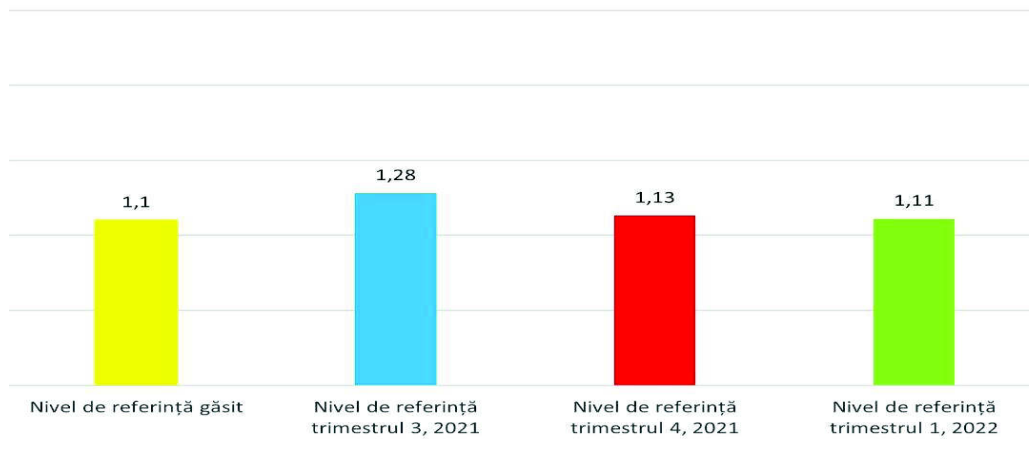


Fig. 5.3.2. Compararea nivelurilor de referință la procedura cu codul SMB2

Concluzii

S-a propus stabilirea unui nivel de referință local pentru doza la mamografia digitală. S-au efectuat 100 expuneri pentru prima procedură și 100 pentru cea de-a doua procedură pentru a observa cu ușurință a 75-a valoare care este, practic, valoarea căutăată. Apoi, pentru a verifica dacă este optim rezultatul identificat, s-a comparat nivelul de referință găsit cu media dozelor glandulare din ultimele trei trimestre de la Spitalul Clinic Municipal Cluj-Napoca.

Scopul acestei lucrări este și cel de a nuanța faptul că este nevoie de o doză de radiații administrată destul de mică pentru a obține o imagine de calitate bună.

Din analiza datelor obținute și a diagramelor putem observa:

Pentru procedurile aplicate la examinarea radiografică a sânelui s-a stabilit nivelul de referință ca fiind doza medie glandulară $MGD = 1.1$ mGy la expunerea în poziționarea cranio-caudală (SMB1) și doza medie glandulară $MGD = 1.11$ mGy la expunerea în poziționarea medio-laterală oblică (SMB2).

Valorile numerice ale dozelor medii glandulare trimestriale (trimestrul 4 anul 2021 și trimestrul 1 anul 2022) sunt apropiate de nivelul de referință ales, cu excepția trimestrului 3, anul 2021 când numărul de expuneri a fost mic (51, respectiv 53 expuneri). Așadar, valoarea identificată este optimă.

Nivelurile de referință sunt descrise ca fiind valori ale mărimilor de doză măsurate peste care trebuie să se ia decizii sau acțiuni specifice. Ele cuprind niveluri de înregistrare asupra cărora rezultatele trebuie notate și luate în considerare acțiuni de remediere.

Stabilirea nivelului de referință pentru doza media glandulară se va aplica în practica clinică, în procesul de optimizare a procedurilor de expunere radiografică a sânelui și, astfel, va duce la:

- 1) Îmbunătățirea locală a distribuției dozelor observate pentru examinările medicale specifice.
- 2) Reducerea valorilor dozelor la pacient nejustificat de mari sau de mici.
- 3) Realizarea unui domeniu îngust de valori ale dozelor care să reprezinte buna practică pentru procedurile aplicate la examinările medicale cu radiații ionizante.
- 4) Stabilirea unui domeniu optim de valori ale dozelor la pacient obținute la aplicarea unei proceduri sau a unui protocol specific.

- 5) Îmbunătățirea procedurilor aplicate pentru protecția radiologică.
- 6) Evitarea muncii inutile, neproductive.
- 7) Utilizarea eficientă a resurselor.

Local, nivelurile de referință stabilite s-au aplicat unei mărimi ușor măsurabile (doza medie glandulară - MGD). Este necesar ca rezultatul dozei medii glandulare $MGD = 1.28 \text{ mGy}$ la expunerea medio-laterală oblică (procedura SMB2) din trimestrul 3, anul 2021 să fie înregistrat. Se vor lua în considerare acțiuni de remediere doar dacă se constată repetarea depășirii valorii nivelului de referință $DRL = 1.11 \text{ mGy}$ stabilită pentru expunerea laterală oblică (procedura SMB2). Acțiunile de remediere se vor stabili împreună cu medicul radiolog responsabil de protecția radiologică.

Bibliografie

- [1] A. Assmus *Early History of X Rays Beam Line*, (1995)
- [2] World Health Organization *Ionizing radiation, health effects and protective measures*
https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures?fbclid=IwAR3S5b7MY5Vm3p14ZA_B341yYFTCJjagckv0H-vzQ0m9Bmk-GJf6DSyXDVO (accessed April 27, 2022)
- [3] Heald, Mark A., and Jerry B. Marion. *Classical electromagnetic radiation*. Courier Corporation, 2012.
- [4] Scientia, Spectrul electromagnetic <https://www.scientia.ro/fizica/44-spectrul-electromagnetic.html> (accessed April 29,2022)
- [5] Britannica, X ray <https://www.britannica.com/science/X-ray> (accessed April 27,2022)
- [6] Blokhin, M. A. (1961), *The Physics of X-rays (Vol. 4502)*,United States Atomic Energy Commission, Office of Technical Information
- [7] Dimitrie Negru, *Radiodiagnostic clinic și Radioterapie clinică*, Walther, 1944
- [8] Bushberg, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed., Lippincott Williams & Wilkins, 2012
- [9] Traian Vasculescu, *Noțiuni de radiofizică*, Revista nr. 57-58, 1948
- [10] Suetens, Paul, *Fundamentals of Medical Imaging, 2nd ed.*, New York City: Cambridge University Press, 2009
- [11] Magda Păscuț, *Curs de radiologie și imagistică medicală*, UMF Timișoara, 2008
https://radiologie.usmf.md/wp-content/blogs.dir/131/files/sites/131/2018/04/2_Carte-Radiologie.pdf?fbclid=IwAR2ZkWRgTp1Z7XJfy9y2foBrqw0W3LAX5JgNlzF6sF0zPSf0BnHsYhk8rck (accessed May 2,2022)
- [12] Prof. dr. David Leontin, *Curs de Radiologie și imagistică medicală - Tehnici de raze X*, 2022
- [13] Khan, Faiz M., Gibbons, John P. Khan's *the physics of radiation therapy . 5th ed.*, Lippincott Williams & Wilkins, 2010
- [14]Allisy-Roberts, Penelope, Williams, Jerry. Farr's *Physics for Medical Imaging. 2nd ed.*, Elsevier Limited, 2008

- [15] Bushberg, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging. 3rd ed.*, Lippincott Williams & Wilkins, 2012
- [16] Emil Strungă, *Radiofizică și dozimetria radiațiilor*, Șc. C. Davila, Galați, 1999
- [17] Dr. A. Stochioiu, *Noțiuni introductive de Dozimetrie*, <https://web.theory.nipne.ro/files/Registered/ddelion/Curs-Dozimetrie.pdf> (accessed May 4,2022)
- [18] Elemente de fizică cuantică, Colegiul tehnic metalurgic <https://www.manualdefizica.ro/wp-content/uploads/2013/03/ELEMENTE-DE-FIZICA-CUANTICA.pdf> (accessed May 4,2022)
- [19] D. Ciubotaru, T. Angelescu, I. Munteanu, M. Melnic, M. Gall – *FIZICA – Manual pentru clasa a XII-a*, Editura Didactică și Pedagogică – București – 1992.
- [20] Tudor Baracu, *Interacția radiației cu substanța*, Academia Edu, 2011
- [21] J. K. Shultis, R. E. Faw *Fundamentals of Nuclear Science and Engineering*, 2002
- [22] *Diagnostic radiology physics : a handbook for teachers and students.*, Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014
- [23] Răspunsurile corecte(comentate) pentru specialitatea Montare, reparare, intretinere, verificare - instalatii medicale – CNCAN <http://www.cncan.ro/assets/Surse-de-radiatii-ionizante/permise/Montare-reparare-ntretinereverificare---instalatii-medicale-MRIVX-M/MRIVXM-Raspunsuri.pdf?fbclid=IwAR0CmGs872hVorTPvM3zGHyl4a4nHXO0Cij3lscAmIhuYFjO6SYTPzIke14> (accessed May 10,2022)
- [24] Răspunsurile corecte(comentate) pentru specialitatea Radiochimie-CNCAN <http://www.cncan.ro/assets/Surse-de-radiatii-ionizante/permise/Radiochimie-RAD/RAD-Raspunsuri.pdf>
- [25] Brown, B. H. *Medical Physics and Biomedical Engineering*, London: IOP Publishing Ltd
- [26] Radiologie și radioprotecție - Natalia Rotaru, Oxana Malîga, Ion Codreanu https://radiologie.usmf.md/sites/default/files/inline-files/MANUAL%20Anul%203%20Radiologie%20si%20radioprotectie_0.pdf (accessed May 11,2022)
- [27] Adam A., Dixon A.K. Grainger & Allison's *Diagnostic Radiology. 5th edition*. Churchill Livingston. Vol. 1. 2008
- [28] Badea R., Ducea S., Mircea P., Stamatian F. *Tratat de ultrasonografie clinică. Vol. 1*. Editura medicală. București, 2011
- [29] Herring W. *Learning Radiology. 3rd edition*, Elseiver, 2016

- [30] ICRP: Recomandările din anul 2007 ale Comisiei Internaționale de Protecție Radiologică / International Commission on Radiological Protection, Publicația 103; ed.: Jack Valentin ; trad.: Simion Ghilea. - Bucureți : Anima, 2010
- [31] Radioprotecție <http://nwatchwiki.aii.pub.ro/tiki/index.php?page=Radioprotectie&fbclid=IwAR2PuIF0x4K5hGVJXHKpi-Pg1EbMBrwAiUAWJSyfp-k2DujgCvjuJElirwY> (accessed May 20,2022)
- [32] Brown, B. H. *Medical Physics and Biomedical Engineering*, vol 2, London: IOP Publishing Ltd
- [33] ICRP: Publicația 105 : *Protecția radiologică în medicină* / International Commission on Radiological Protection ; ed.: Jack Valentin.; trad.: Simion Ghilea. - București : Anima, 2012
- [34] CNCAN – NSR-01, 14/24.01.2000
- [35] Mamografia digitală și tipul de sân – Alina Venter, Universitatea din Oradea <http://www.amtsibiu.ro/Arhiva/2013/Nr4-ro/Venter-ro.pdf> (accessed May 15,2022)
- [36] Fischer U, Baum F, Luftner-Nagel S. *Breast Imaging, Direct Diagnosis in Radiology*, Thieme; 2008
- [37] Perry N, et al. *European guidelines for quality assurance in mammography screening*. EUREF, European Commission; 2006
- [38] <https://affidea.ro/serviciu/mamografie/> (accessed May 15,2022)
- [39] <https://www.medicover.ro/despre-sanatate/ce-trebuie-sa-stii-despre-mamografia-digitala,84,n,285> (accessed May 16,2022)
- [40] Protocol pentru controlul calității aspectelor fizice și tehnice în screeningul mamografic – IOCN http://www.old.iocn.ro/Document_Files/Noutati/00000967/ur1yy_Mamografia%20digitala.pdf?fbclid=IwAR3ZL2T-Zoep2-caYdvxzTuzrJjESVc0eNINs4F1jrAsevu_nPtBtakrG1M (accessed May 30,2022)
- [41] ICRP Publication 135: *Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging* International Commission on Radiological Protection; ed.: Jack Valentin.; trad.: Simion Ghilea. - București: Anima, 2012

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnata, Ionița Anda, declar că Lucrarea de licență pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea iunie 2022, sub îndrumarea Prof. Dr. David Leontin Ioan, 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,

21.06.2022

Nume,
Ionița Anda

Semnătură

