

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:

Gribincea Vladimir

2022

UNIVERSITATEA "BABEȘ-BOLYAI" CLUJ-NAPOCA

FACULTATEA DE FIZICĂ

SPECIALIZAREA FIZICĂ MEDICALĂ

LUCRARE DE LICENȚĂ

DEPENDENȚA DOZEI DE IRADIERE DE SUPRAFAȚA EXPUSĂ LA INSTALAȚIILE RX - DIAGNOSTIC

Coordonatori științifici:

Prof. Dr. Leontin David

Fiz.Pr. Petru Mihance

Absolvent:

Gribincea Vladimir

2022

The following paper's objective is the study of the irradiation dose dependence on the surface exposed to RX installations. In coordination with Prof. Dr. Leontin David and Phys. Petru Mihance. The paper contains five chapters:

1)Types of radiation and the production of X-Rays

2)X-Rays' interaction with matter

3)Radioprotection and dosimetry

4)Classical and digital radiometry

and the fifth that contains the practical part.

It was performed at the "Clujana" Municipal Clinic in Cluj-Napoca in the Radiology and Medical Imaging Laboratory. Measurements were acquired in the control room of the Luminos Fusion radiodiagnostic device. The equipment used a DAP meter, a Stability Phantom at the DMS.

The measurements aim to establish the reference levels for radiodiagnostic examinations.

Cuprins

Introducere	5
1. Tipurile de radiații și producerea radiației X	7
1.1 Radiația electromagnetică	7
1.2 Radiația ionizantă	8
1.3. Radiația X.....	9
1.4. Producerea razelor X.....	9
1.5 Radiația X caracteristică	10
1.6 Radiația X de frânare	11
1.7 Spectrul radiațiilor X	12
2. Interacțiunea radiației X cu materia	13
2.1. Împrăștierea coerentă	13
2.2 Efectul Compton	14
2.3. Efectul fotoelectric	15
2.4 Generarea de perechi	16
2.5. Ponderea efectelor întâlnite în radiodiagnostic	17
3. Elemente de radioprotecție și dozimetrie	19
3.1. Mărimi și unități de măsură dozimetrice	19
3.2. Efecte biologice ale radiațiilor	23
3.3. Norme de radioprotecție.....	24
4. Radiologie clasică și radiologie digitală	28
4.1 Radiologie digitală vs radiologia clasică	28
4.2. Instalația de radiodiagnostic.....	28
4.3 Norme de radioprotecție și amplasarea instalației radiologice	32
5. Dependența dozei de iradiere față de suprafața expusă	34
5.1. Sistem de masurare a produsului doza – arie.....	34
5.2 Efectuarea măsurărilor	37
Concluzii.....	47
Bibliografie	48

Introducere

Scopul acestei lucrări este de a determina dependența dozei de iradiere față de suprafața expusă la o instalație RX. Radioprotecția este foarte importantă atât pentru sănătatea pacienților și a îngrijitorilor, cât și pentru personalul expus profesional, deoarece expunerea la radiații are un efect nociv asupra organismului, așadar expunerile trebuie să fie justificate și realizate într-un mediu controlat.

Pentru a putea reda tema propusă, în prima parte am accentuat informația de bază despre radiația X, începând cu descrierea tipurilor de radiații, și anume radiație electromagnetică, ionizantă. Am continuat cu conturarea procesului de producere al razelor X, și tipurile de radiație X, radiația de frânare și radiația caracteristică. În al doilea capitol am vorbit despre interacțiunile radiațiilor X cu materia, menționând procesele de împrăștiere (împrăștierea coerentă și împrăștierea Compton), procesul de absorbție fotoelectrică și cel de generare de perechi. La finalul acestui capitol am prezentat ponderea acestor efecte întâlnite în radiodiagnostic.

Al treilea capitol este unul foarte important pentru radiologia clinică deoarece se ocupă cu măsurile 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 și despre daunele la nivelul ADN-ului. În final am menționat cele trei principii enunțate de Comisia Internațională pentru Protecția Radiologică de care trebuie să fie ținut cont atunci când se realizează o expunere medicală: justificarea, optimizarea și limitarea dozei. De asemenea, am amintit noțiunile minime de dozimetrie și limitările de doze pe categorii de persoane expuse impuse de CNCAN.

În cel de-al patrulea capitol am descris formarea imaginii în radiologie clasică și radiologie digitală. Am început prin modul de formare a imaginilor radiografice și radioscopice. Am reprezentat instalația de radiodiagnostic și componentele acestuia.

Ultimul capitol al lucrării este cel mai important, conținând studiul propriu-zis. În acest capitol am descris sistemul de măsurare a produsului doză-arie, metoda de lucru pentru a determina

dependența dozei de iradiere față de suprafața expusă, și m-am ocupat de interpretarea datelor obținute. Am realizat mai multe măsurători experimentale pe o fantomă de calitate (Stability Phantom), și apoi am înregistrat valoarea DAP măsurată în dependență de dimensiunea câmpului de expunere. Această parte practică a lucrării a fost realizată la Spitalul Clinic Municipal “Clujana” Cluj-Napoca în cadrul Laboratorului de Radiologie și Imagistică Medicală.

Pe această cale doresc să le mulțumesc domnului profesor Leontin David și domnului fizician medical Petru Mihance pentru ajutorul și îndrumarea acordată în elaborarea lucrării mele de licență.

1. Tipurile de radiații și producerea radiației X

Imagistica reprezintă un compartiment al medicinei responsabil de analiza organelor și a sistemelor corpului uman pentru diagnosticare, verificare al tratamentului și prevenirea proceselor patologice, utilizând unde electromagnetice. Era radiologică a început în 8 noiembrie 1895 când fizicianul Wilhelm Conrad Röntgen, cercetând tuburile catodice punctează faptul că acestea împrăstie radiații ce posedă capacitatea de a lumina o suprafață fluorescentă și de a trece prin corpuri, drept urmare ce izbuteste să întocmească prima radiografie din lume, cea a mâinii soției sale. Acesta a fost distins cu Premiul Nobel pentru fizică în 1901 intrând în istoria fizicii ca fiind cel care a descoperit razele X, care de altfel, îi poartă și numele.

1.1 Radiația ne-ionizantă

Radiația electromagnetică este îmbinarea de câmpuri electrice și câmpuri magnetice oscilante care este propagată prin spațiu și are loc transportul de energie dintr-un punct în altul. Datorită circumstanțelor, radiația ne-ionizantă se poate manifesta ca undă sau ca particulă. Ca undă, radiația ne-ionizantă este determinată de viteza, lungimea de undă, și frecvența. Când este definită particulă, acestea sunt identificate sub denumirea de *fotoni*, și fiecare dintre ei are energie cuprinsă de frecvența undei determinată de legea lui Planck.

În dependența de frecvența oscilației sau lungimeii de undă cu care radiația se repetă în timp, respectiv în spațiu, undele non-ionizante se pot evidenția în diverse forme, spre exemplu radiații audio, luminoase, infrarosii, ultraviolete, microunde, raze x și radiații γ , așadar spectrul radiațiilor electromagnetice se poate vedea în Figura 1.1

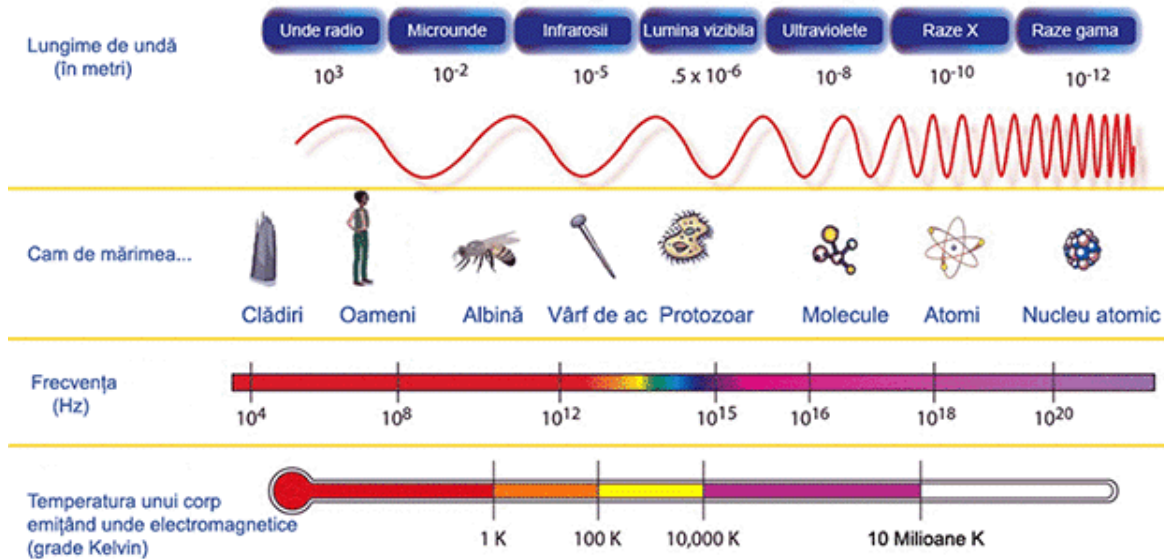


Figura 1.1 Spectrul radiațiilor electromagnetice și domeniile de utilizare

1.2 Radiația ionizantă

Radiația electromagnetică cu frecvență mai mare decât cea a domeniului ultraviolet- apropiat de pe spectru, conține suficientă energie în fotoni pentru a îndepărta electroni legați de pe straturile atomice, astfel producând atomi și molecule ionizate. Radiația din această porțiune a spectrului (radiația ultravioletă, razele x și razele gamma) este numită *radiație ionizantă*.

Energia necesară pentru a înlătura complet un electron dintr-un atom este numită energie de legătură. Prin convenție, energia de legătură este negativă și cu atât mai mare cu cât electronii se află pe straturi mai apropiate de nucleu. Pentru ca un electron să fie ionizat, energia transferată de la un foton sau o altă formă de radiație ionizantă trebuie să fie mai mare sau egală cu energia de legătură a electronului.

1.3. Radiația X

Razele X sunt produse atunci când electroni de energie înaltă interacționează cu materia și convertesc o mică parte (sub 1%) din energia cinetică în radiație electromagnetică (X), restul fiind convertit în căldură. Un dispozitiv care produce raze x încărcate într-un spectru potrivit pentru diagnostic medical, în general conține o sursă electronică, o traiectorie liberă pentru accelerarea electronului, un electrod țintă și o sursă de curent externă pentru a asigura un voltaj înalt pentru accelerarea electronilor.

1.4. Producerea razelor X

Razele X sunt produse într-un dispozitiv (Fig. 1.2.) care conține doi electrozi sigilați într-un tub vidat de sticlă sau metal: un electrod negativ (catod) care încorporează un filament și un electrod pozitiv (anod) care încorporează o țintă de metal, de obicei Tungsten.

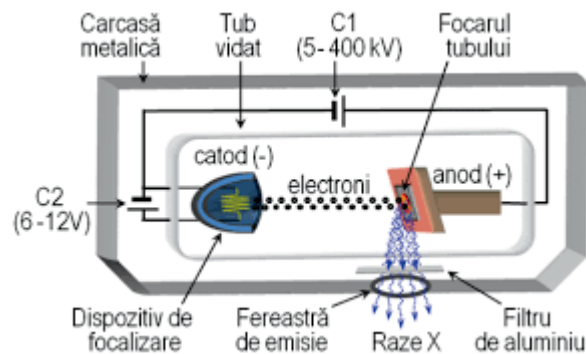


Fig. 1.2. Tubul radiogen folosit pentru producerea razelor X

Între cei doi electrozi se aplică o diferență de potențial electric mare (20-150kV) astfel încât filamentul să se încălzească până la o temperatură de peste 2000°C, adică până când acesta devine incandescent. La această temperatură ridicată electronii sunt emiși prin procesul de emisie termionică, mișcările lor fiind suficient de violente pentru a facilita părăsirea nucleului și vor fi atrași de anod. Datorită vidului din tub, electronii nu întâlnesc niciun obstacol pe traiectoria lor, deci în momentul ciocnirii lor cu anodul vor avea o viteză mare, și, în consecință, și o energie cinetică mare, egală cu produsul dintre sarcina electrică și diferența de potențial. La momentul ciocnirii, o porțiune mică a energiei cinetice acumulate va fi convertită în raze X.

Pentru această conversie sunt responsabile două procese: radiația de frânare și radiația caracteristică.

1.5 Radiația X caracteristică

La trecerea electronului (de energie înaltă) accelerat prin învelișul electronic al atomilor anticatodului, electroni rapizi suferă o ciocnire elastică cu un electron din pătura K, astfel în urma ciocnirii, electronul incident cedează o parte din energia sa electronului ciocnit și este deviat sub un anumit unghi, continuând-și parcursul. Electronul ciocnit primește energie de la electronul inițial, transformată în energie cinetică, și părăsește atomul lăsând în urma sa un gol pe pătura K. Locul rămas liber este ocupat de un electron aflat pe straturile următoare. Acest aspect este conturat în figura 1.3. Prin rearanjarea electronilor pe orbitalii atomici se emite o cantă (radiația X caracteristică) de energie egală cu diferența de energie dintre nivelele K și L ei respectivului atom. Deoarece diferența de energii dintre pături diferă de la atom la atom și are o valoare bine determinată, acest tip de radiație se numește radiație X caracteristică materialului și are un spectru discret, reprezentat prin peak-uri la anumite valori energetice. (Figura 1.5). [37,38]

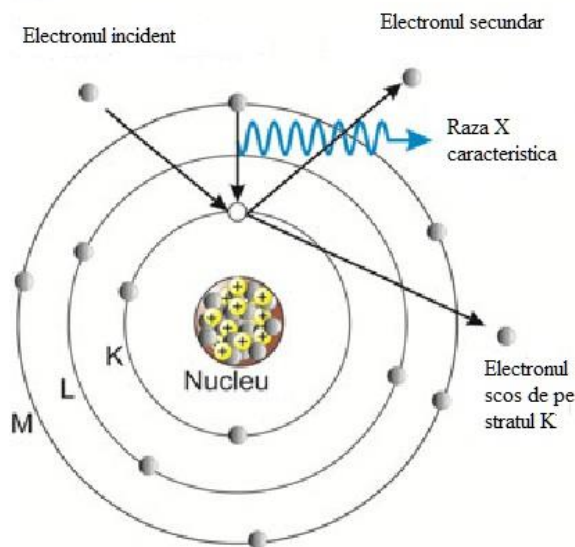


Figura 1.3 Producerea radiațiilor X caracteristice

1.6 Radiația X de frânare

Datorită vitezei mari ai electronilor, aceștia strabat învelișul electronic al atomilor anticatodului și se apropie de nucleu. Nucleul, fiind de sarcina pozitivă, electronul este deviat de la direcția lui inițială. Când electronul este distantat de nucleu, el este încetinit de câmpul electric al nucleului, astfel apare o pierdere instantanee de energie cinetică. Energia cinetică pierdută de electron este transformată în energie radiativă înmagazinată de cuanta de radiație produsă. Valoarea energetică a acestei cuante este dată de diferența dintre energia inițială a electronului și energia rămasă de acesta în urma interacției cu atomul țintei. Deoarece devierea este diferită, în funcție de energia electronului și de cât de aproape este acesta față de nucleul atomului țintei, electronul este mai puternic sau mai slab frânat, iar energia cuantei de radiație este variată. Acest aspect este ilustrat în figura 1.4 unde (1) Ciocnire frontală electron – nucleu, (2) electronul trece prin apropierea nucleului, (3) electronul interacționează de la distanță cu nucleul. Spectrul acestui tip de radiație este unul continuu. (Figura 1.5). [36,38]

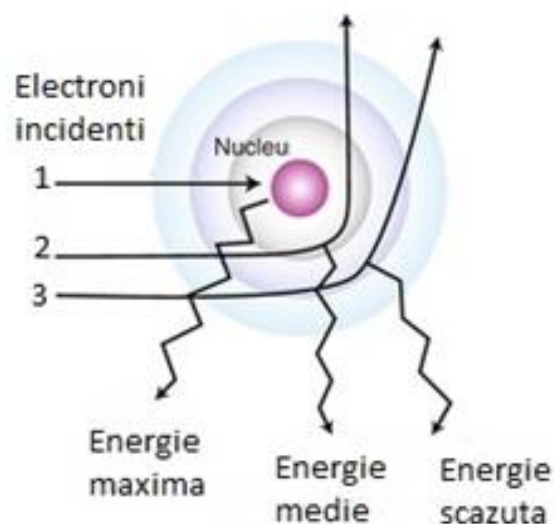


Figura 1.4 Producerea radiației X de frânare [40]

1.7 Spectrul radiațiilor X

În figura 1.5 este prezentat atât spectrul radiației X caracteristice cât și cel al radiației X de frânare.

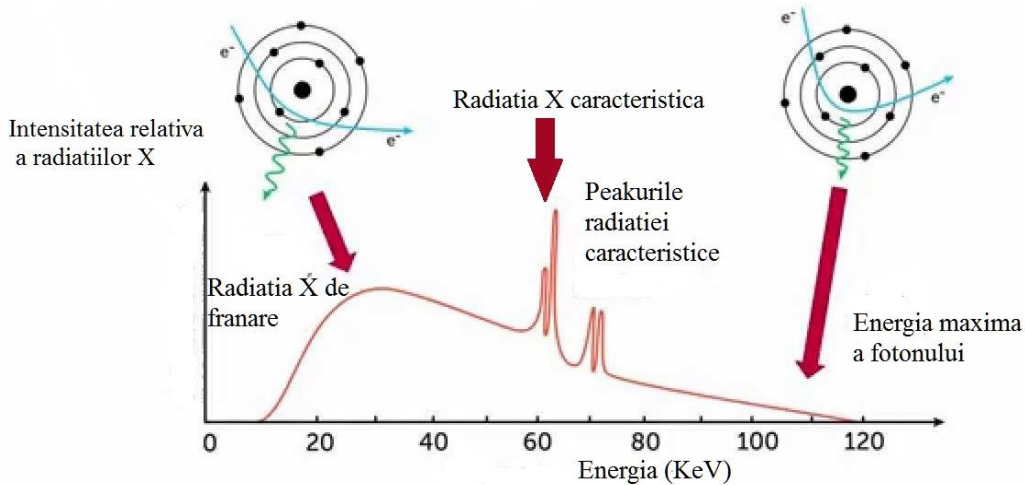


Figura 1.5 Spectrul radiațiilor X [34]

Apariția mai multor peak-uri este rezultatul probabilității scoaterii unui electron de pe pătura K sau L, respectiv ocuparea golului de pe aceste pături de către electronii aflați pe nivelele superioare. Motivul pentru care spectrul continuu are această formă este dat de energia pe care electronul inițial o posedă. Acest spectru poartă numele de Bremsstrahlung, care tradus înseamnă radiație de frânare, deoarece electronul care interacționează cu câmpul nucleului trebuie să aibă o anumită valoare energetică minimă pentru ca acesta să poată pătrunde în câmpul respectiv. În partea stângă a spectrului, la energii mici ale fotonilor formați, se observă o creștere bruscă a intensității radiației care începe de la o anumită valoare a energiei, acea valoare reprezintă un prag, cu alte cuvinte o energie necesară electronului accelerat în tubul radiogen care să îi permită acestuia să pătrundă în câmpul nucleului și să interacționeze cu acesta. Continuitatea acestui spectru este dată de variația energetică pe care o poate avea fotonul emis în urma interacției

În radiodiagnostic dorința este de a avea un spectru energetic al radiației cât mai redus, se folosesc anumite filtre care restrâng varietatea energetică a radiațiilor X de frânare. Se consideră faptul că tipul de radiație utilizat în radiodiagnostic este cel de frânare, deoarece radiația X caracteristică este emisă la anumite valori energetice foarte exacte și monocromatice, iar

contribuția acestui tip de radiație diferă de la caz la caz. În anumite investigații spectrul selectat în urma ajustării tensiunii de accelerare poate să conțină și radiația X caracteristică. [32]/[35]

2. Interacțiunea radiației X cu materia

Acest capitol cuprinde descrierea efectelor prin care radiația ionizantă interacționează cu materia, este necesar să înțelegem această interacțiune deoarece acestea definesc și influențează utilizarea radiației X în imagistica de diagnostic.

Razele X sunt radiații ionizante de înaltă energie cu masa zero și încărcare electrică zero. Fotonul reprezintă "unitatea de bază" a radiației, dacă fotonii au energie înaltă, au frecvențe mai mari și lungimi de undă mai scurte, vor pătrunde mai adânc în țesut decât fotonii cu energie mică. Când fotonii vor traversa materia, aceștia vor pătrunde, se vor împrăști sau vor fi absorbiți. Principalele tipuri de interacțiune: împrăștierea coerentă, împrăștierea Compton, efectul fotoelectric și generarea de perechi. Deși sunt patru tipuri de interacțiuni ale fotonilor cu materia, însă efectele predominante în radiodiagnostic rămân efectul Compton și efectul fotoelectric.

La energia fotonilor utilizați în diagnosticul imagistic, apar două tipuri de interacțiuni: absorbția radiației sau împrăștierea ei. Prin absorbție toată energia razei X este preluată de atom fiind transferată unui electron care părăsește atomul. Acest proces este numit absorbție fotoelectrică. Prin împrăștiere, raza X interacționează cu atomul dar apoi continuă propagarea pe o direcție modificată față de cea incidentă. Există două tipuri de împrăștiere: coerentă (elastică sau clasică) și împrăștierea Compton.

2.1. Împrăștierea coerentă

În procesul de dispersie Rayleigh, fotonul incident interacționează (prin ciocnire elastică) cu atomul și îl excită total, spre deosebire de electronii individuali, cum este în dispersia Compton sau efectul fotoelectric. În timpul procesului de dispersie Rayleigh, câmpul electric al undei electromagnetice incidente, care trece pe lângă electronii atomului, îi antrenează pe aceștia să oscileze cu aceeași frecvență ca și a undei fotonului, în urma interacției, fotonul este deviat urmându-și parcursul pe o direcție ușor diferită. Radiația emisă este coerentă cu cea incidentă, cu

alte cuvinte, lungimile de undă ale radiației incidente și celei împrăștiate sunt egale. Acest efect are loc la energii mici ale fotonului incident (și la un număr atomic mare al atomului), astfel, aceste energii nu sunt suficient de mari pentru a ioniza atomul. În general, unghiul de dispersie crește pe măsură ce energia radiațiilor X scade. În imagistica medicală, detectarea razelor X dispersate va avea un efect negativ asupra calității imaginilor. [2]

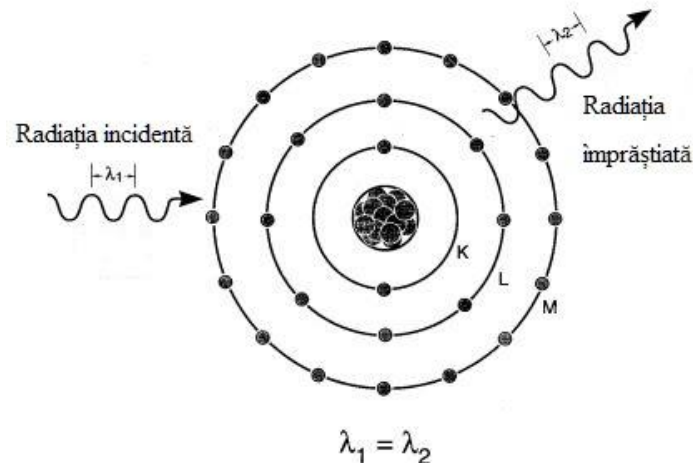


Figura 2.1. Împrăștierea coerentă [2]

2.2 Efectul Compton

Interacțiunea Compton implică de obicei o interacțiune între un foton incident și un electron al stratului exterior, ciocnindu-se de electron, fotonul incident își pierde o parte din energie, cedând-o electronului, în urma coliziunii, fotonul își schimbă direcția de deplasare sub un anumit unghi. Acest proces este ilustrat în figura 2.2 unde λ_1 reprezintă lungimea de undă a radiației incidente, iar λ_2 lungimea de undă a radiației împrăștiate. Electronii de pe straturile exterioare ale unui atom sunt legați ușor, deci îndepărtarea electronului de atom nu necesită multă energie. Astfel, tot acest proces duce la ionizarea atomului și la împrăștierea radiației. Se poate determina energia fotonului ținând cont de unghiul sub care acesta este deviat, dacă fotonul este împrăștiat sub unghiuri mici, acesta are o energie aproape egală cu cea a fotonului incident, sub unghiuri apropiate de 180 de grade, fotonul emis are o energie aproape nulă, însă aproape toată energia fotonului inițial este înmagazinată de electronul de recul. Adesea, electronul care părăsește

atomul este absorbit în corpul pacientului având o contribuție majoră în imagistica medicală deoarece duce la o creștere a dozei de iradiere pe care pacientul o primește și contribuie la pierderea de contrast în imagine. [2]

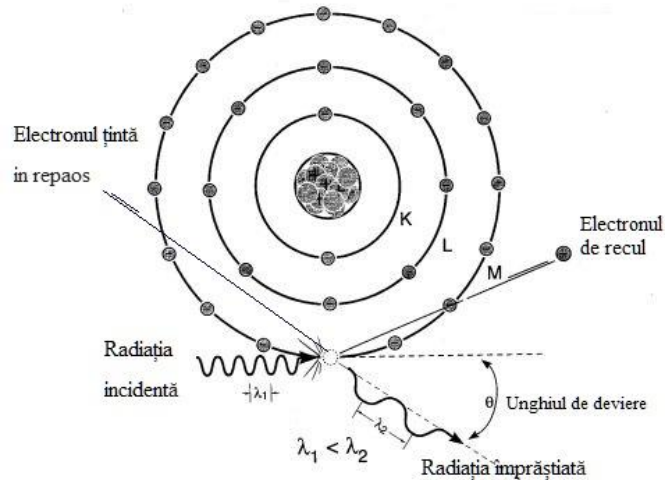


Figura 2.2. Efectul Compton [2]

2.3. Efectul fotoelectric

În acest proces are loc interacțiunea unui foton cu un atom, în urma căruia, fotonul își transferă toată energia unui electron de pe un strat interior (K sau L) al atomului. Ca urmare, electronul (numit fotoelectron) este expulzat din atom. Locul vacant rezultat după expulzia electronului este ocupat de un electron de pe o orbită mai exterioară (cu energie de legătură mai slabă), acesta lăsând un loc vacant pe această orbită mai exterioară, care la rândul său este ocupată de un electron de pe o orbită și mai exterioară față de nucleu. (Figura 2.3) Surplusul de energie eliberat când un electron de pe o orbită periferică trece pe o orbită mai interioară, mai apropiată de nucleu, determină emisia de radiații caracteristice (straturi L, M). Energia radiației caracteristice este egală cu diferența dintre energia de legătură dintre orbitele implicate.

Energia de legătură a unui electron pe stratul K (cel mai apropiat de nucleu) se mărește cu creșterea numărului atomic Z . Fotoelectronii având energia egală cu diferența dintre energia fotonului absorbit și energia de legătură a electronului emis, interacționează cu atomii de pe traiectoria parcursă ionizându-i și contribuie astfel la doza primită de materialul respectiv.

În consecință, absorbția fotoelectrică crește proporțional cu creșterea numărului atomic și scăderea energiei fotonului incident mai exterior iar excesul de energie este emis sub formă de radiație X caracteristică. În relațiile ce cuprind efectul fotoelectric fotonul incident este complet absorbit, deci nu pot exista fotoni împrăștiați. Aceste elemente explică marea diferență în atenuarea radiației (prezentat mai jos) de către diferite materiale cum este de exemplu apa (țesuturi moi), țesutul osos și plumbul. Absorbția fotoelectrică explică de ce contrastul optim (diagnostic RX) este întotdeauna obținut la energii joase ale razelor X care să producă suficiente cuante ce străbat obiectul și ajung să producă imaginea.

Efectul fotoelectric se deosebește de efectul Compton prin simplul fapt că, efectul fotoelectric, este o interacție între fotoni și electronii interiori ai unui atom, pe când efectul Compton, este o interacție cu electronii slab legați din exteriorul atomului. [2]

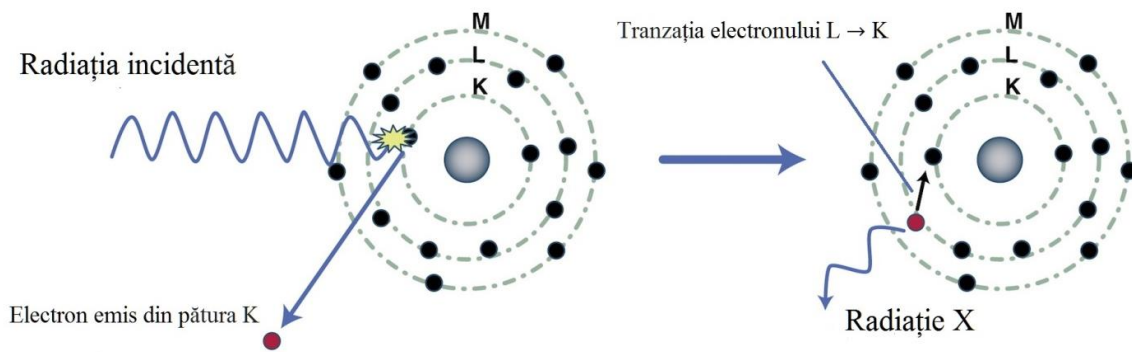


Figura 2.3. Efectul fotoelectric

2.4 Generarea de perechi

Producerea de perechi este procesul prin care un foton cu energie foarte mare este complet transformat într-un electron și un pozitron, astfel apare o pereche de electron-pozitron cu energia de repaus a fiecăruia egală cu 0.51 MeV. Energia de prag a acestei interacții este de 1.02MeV (suma energiilor de repaus a celor 2 particule). Când un foton incident interacționează cu nucleul atomului, acesta dispare. Această interacție contează numai la energii foarte mari ale fotonilor produși în acceleratoare de particule, astfel, ea este mai puțin importantă pentru imagistica medicală.

2.5. Ponderea efectelor întâlnite în radiodiagnostic

De obicei aceste efecte apar simultan, însă cu o pondere diferită, în funcție de energia fasciculului de radiație și țesutul pe care acesta îl întâlnește în calea sa. Deoarece împrăștierea radiației afectează calitatea imaginii, se folosesc filtre atașate de cupola tubului radiogen pentru a împiedica razele „moi” să ajungă la pacient, fapt care duce la împiedicarea efectului de împrăștiere coerentă, deoarece am amintit mai sus că acest efect se poate manifesta doar la energii mici ale fotonilor, adică la energii mici ale radiației X. Efectele predominante în radiodiagnostic rămânând efectul Compton și efectul fotoelectric. În figura 2.4 se pot observa efectele dominante care au loc în funcție de energia fasciculului de radiație X.

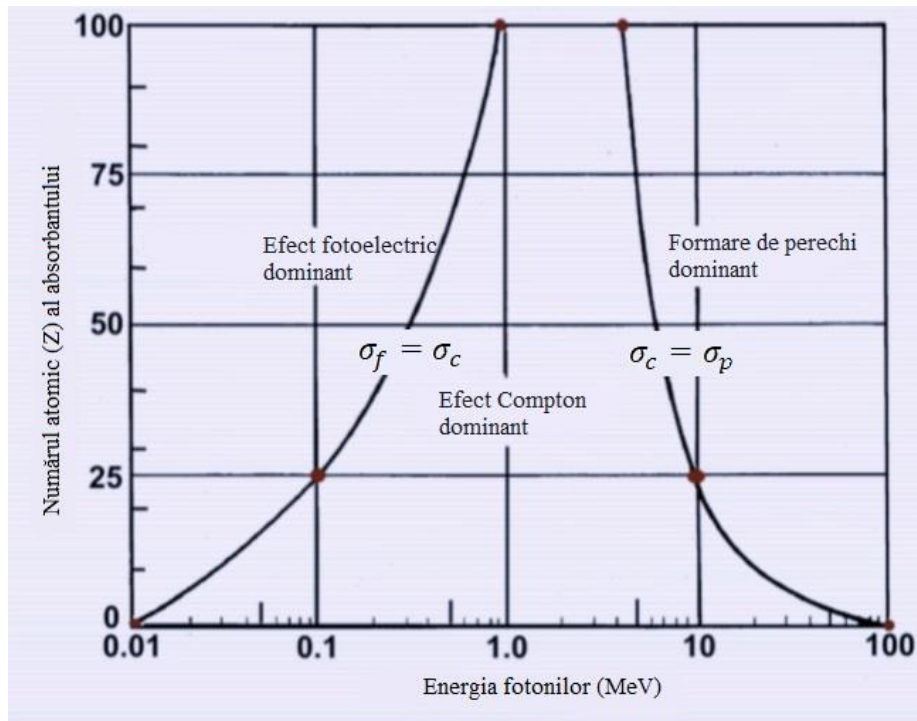


Figura 2.4. Efecte ale interacțiunilor în funcție de energia radiațiilor

Rezultatele acestor efecte fiind împrăștierea și absorbția radiației, care analizate împreună duc la atenuarea fasciculului de radiație de către materie. Fasciculul fiind tenuat diferit în funcție de zona corpului investigată este analizat și interpretat de către detectorii aparaturii radiologice și semnalul primit este transformat în nuanțe de gri, care întregite formează imaginea digitală. Atenuarea radiației reprezintă pierderea fotonilor în urma interacției dintre fotoni și materie, adică

numărul de fotoni rămași în rază (intensitatea fasciculului), scade odată cu trecerea fasciculului prin materie. Atenuarea este reducerea intensității unui fascicul de raze X atunci când trece printr-un material (materie). Reducerea poate fi cauzată de absorbția sau de împrăștierea fotonilor din fascicul, și poate fi afectată de diferiți factori, cum ar fi energia fasciculului și numărul atomic al materialului. Coeficientul de atenuare reprezintă măsurarea cantității radiației atenuate prin grosimea dată a materialului. Coeficienții de atenuare liniară și de masă sunt coeficienții cei mai utilizați. [14]

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.1)$$

Expresia 2.1 (unde I și I_0 reprezintă intensitatea radiației X transmisă, respectiv incidentă, μ este coeficientul de atenuare liniară al materialului, iar x este grosimea materialului) exprimă relația exponențială dintre fotonii incidenti primari și fotonii transmiși pentru un fascicul monoenergetic și grosimea materialului, și astfel, poate fi calculată și atenuarea pentru orice grosime a materialului. Calitatea sau puterea de penetrare a unui fascicul de raze X este în general descrisă prin stratul de înjumătățire (= grosimea pe care materialul trebuie să o aibă pentru a înjumătăți intensitatea radiației). Dar, se pot folosi și filtre suplimentare care reduc intensitatea unei raze X, cresc stratul de înjumătățire, scad expunerea pacientului și îmbunătățește calitatea imaginii pentru o anumită doză de radiație.

3. Elemente de radioprotecție și dozimetrie

Dozimetria reprezintă ansamblul mijloacelor de precizare cantitativă a dozelor de radiații în locurile în care este prezent un camp de radiații, cu scopul de a lua măsurile corespunzătoare pentru protecția personalului ce își desfășoară activitatea în zona respectivă.

În acest capitol vom discuta despre diferite unități de măsură folosite în dozimetrie, cât și despre efectele biologice ale radiației, și măsurile de protecție necesare.

3.1. Mărimi și unități de măsură dozimetrice

Kerma

Kerma (kinetic energy released in matter) este o cantitate non-stohastică care poate fi definită în orice material și este utilizat pentru calcularea depunerii de energie prin radiații ionizante indirecte (fotoni și neutroni) la radiațiile ionizante direct, fără a ține cont de ceea ce se întâmplă în urma transferului. Dacă luăm ca particule inițiale fotonii, energia este eliberată în materie în două etape: în primul rând, fotonii transferă energie către particulele încărcate secundare (electroni) mai multe interacțiuni fotonice și apoi particulele încărcate transferă energia către mediu prin excitații atomice și ionizare. Astfel, KERMA poate fi descris ca fiind energia medie transferată la particulele încărcate din mediu (dE_{tr}) per unitate de masă (dm) din radiația indirect ionizantă [7]. Unitatea SI utilizată pentru măsurarea KERMA este J/Kg, iar numele său specific este Gray (Gy).

$$K = \frac{1}{\rho} \frac{dE_{tr}}{dV} \quad (3.1.)$$

Doza absorbită

Doza absorbită este definită ca coeficientul energiei medii împărțit la ionizare radiația într-un element de volum (dE) și masa materiei din acel volum (dm).

$$D = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dV} \quad (3.2.)$$

Doza absorbită este o cantitate definită punctual pentru orice tip de radiație, în orice material și în orice tip de geometrie și deși este o cantitate măsurabilă, este foarte greu de măsurat, astfel că există standarde primare care permit determinarea acestuia prin calcul sau experimental.

La definirea dozei absorbite și a expunerii, nici a tipului de radiație nici natura substanței iradiate nu sunt luate în considerare, deși acestea parametri sunt extrem de importanți în evaluarea efectelor biologice ale ionizării radiatii. Legătura dintre mărimile fizice și cele operaționale și de protecție cantitatile este data luand in considerare doza absorbita in functie de tip de radiații și substanțe iradiate împreună cu alți factori, cum ar fi transferul linear de energie sau eficacitatea biologică relativă.

Expunerea

Expunerea reprezintă valoarea absolută a încărcăturii totale a ionilor unuia semnul (dQ) produs în aer atunci când toți electronii și pozitronii eliberați sau creați de fotonii dintr-o masă sunt complet oprți în aer.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (3.3.)$$

Unitatea de expunere este Roentgen, care este egală cu depunerea în aer uscat sub condiții normale de presiune și temperatură suficientă energie pentru a produce $2,58 \times 10^{-4}$ Coulombs pe Kg. În zilele noastre, în Sistemul Internațional de Unități, se utilizează Roentgen a fost întrerupt și a fost înlocuit cu o unitate de expunere descrisă pur și simplu ca $2,58 \times 10^{-4}$ C/kg

Echivalentul dozei

Efectele biologice ale radiațiilor ionizante sunt puternic dependente de doza absorbită, însă ele variază în funcție de țesutul sau organul țintă și de calitatea radiației.

Echivalentul dozei (H_i), denumit și doza biologică, este produsul dintre doza absorbită și factorul de calitate al radiației cu care se operează.

$$H_i = DW_R \quad (3.4.)$$

Factorul de calitate al unei radiații este definit ca factorul de pondere al dozei absorbite (W_R) și reprezintă eficacitatea biologică relativă a radiației. Tabelul 3.1. pune în evidență factorul de calitate al diferitelor tipuri de radiație.

Unitatea de măsură pentru echivalentul dozei în S.I. este J/kg și poartă denumirea de Sievert (Sv).

Deoarece pentru razele X factorul de ponderare este 1, doza absorbită exprimată în Gray este egală cu doza echivalentă exprimată în Sievert (1 Gy = 1 Sv).

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

Echivalentul dozei efective

Echivalentul dozei efective, H_E se definește în cazul iradierii unui anumit țesut, și este produsul dintre valoarea medie a echivalentului dozei, H_T , și factorul de ponderare w_T al țesutului respectiv (tabelul 3.2.).

Pentru întreg organismul, echivalentul dozei efective se va obține prin sumarea după T.

$$H_E = \sum H_T w_T \quad (3.5.)$$

Unitatea de măsură a dozei efective este Sv.

Doza efectivă reprezintă suma ponderată a dozelor echivalente cauzata din expunerea externă și internă, realizată pe toate țesuturile și organele corpului.

Tabel 3.1 Factori de ponderare pentru diverse tipuri de radiație

Tipul radiației		Factorul de ponderare radiologic W_R [Sv]
Fotoni și electroni (X, γ, β)		1
Protoni și pioni încărcăți		2
Neutroni	< 1 MeV	$2.5+18.2e^{-[\ln(E_n)]^2/6}$
	1 MeV – 50 MeV	$5.0+17.0e^{-[\ln(2E_n)]^2/6}$
	> 50 MeV	$2.5+3.25e^{-[\ln(0.04E_n)]^2/6}$
Particule α , fragmente de fisiune, ioni grei		20

Tabel 3.2. Factori de ponderare ale țesuturilor

Țesut sau organ	Factor de ponderare al țesutului W_T
Măduva roșie, Colon, Plămân, Stomac, Sîn, Suprarenale, Vezica biliară, Inimă, Rinichi, Mușchi, Noduli limfatici, Mucoasa orală, Pancreas, Prostată, Uter, Intestin subțire, Splină	0.12
Gonade	0.08
Vezica urinară, Esofag, Ficat, Tiroidă	0.04
Suprafața osului, Creier, Glande salivare, Piele	0.01

Doza maximă admisibilă

Doza maximă admisibilă este doza pe care o persoană supuă iradierii profesionale, o poate primi în condiții corespunzătoare, fără apariția unui efect biologic dăunător, într-un anumit timp. Doza totală maximă permisă acumulată la nivelul întregului organism se calculează după relația:

$$D_{max.adm} = 2 \times 10^{-2}(N - 18) \quad (3.6.)$$

Unde $D_{max.adm}$ este doza acumulată în țesut, exprimată în Sv, iar N reprezintă vârsta organismului. Potrivit relației, doza maximă permisă nu poate depăși 20 mSv/an.

3.2. Efecte biologice ale radiațiilor

Radiobiologia este domeniul științific interdisciplinar, care analizează procesul radiațiilor ionizante asupra organismelor vii.

Efectele biologice asupra corpului uman pot apărea fie în persoana iradiată (efect somatic), fie în urmașii acesteia (efect genetic). Efectele somatice sunt împărțite în efecte deterministe sau în efecte stocastice.

Efectele deterministe rezultă din pierderea sau deteriorarea celulelor din cauza radiației. Cele mai multe organe și țesuturi sunt neafectate de pierderea câtorva celule, dar dacă numărul de celule distruse este destul de mare, paguba este observabilă, și poate duce la pierderea funcției organului sau țesutului respectiv. Probabilitatea de apariție a simptomelor crește abrupt până la 100% după ce nivelul dozei trece de o anumită doză prag (aproximativ 0.3 Gy), după care și severitatea efectului și deteriorarea capacității de recuperare tisulară crește odată cu doza. Efectele deterministe pot apărea în câteva ore de la expunere, sau poate dura luni sau chiar ani până la apariția lor.

Tabel 3.3. Efecte deterministe pentru expuneri la radiații X

Efecte deterministe	Doza de iradiere
Sterilitate masculină temporară	De la 0.15 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, moarte	De la 10 Gy

Efectele stocastice sunt efecte probabilistice, în sensul în care probabilitatea apariției unui efect este în funcție de doză, și nu de severitatea acestuia, deci probabilitatea crește cu doza. Cele mai mari riscuri datorate efectelor stocastice pentru dozele întâlnite în radiologie, sunt apariția cancerului și transmiterea ereditară. Posibilitatea de producere a cancerului tine de doza primită, iar efectele sunt de tipul ”tot sau nimic”.

3.3. Norme de radioprotecție

Protecția radiologică, sau radioprotecția reprezintă plenitudinea mijloacelor de diminuare a consecințelor negative ale radiațiilor ionizante. Începând de la consecințele acestor radiații împotriva sănătății umane constatăm ca în cazul efectelor deterministice, producția lor necesită ocolită, iar în cazul efectelor stocastice, incidența lor trebuie micșorată la un grad tolerabil. Tolerabilitatea poate fi caracterizată ca echilibrul dintre riscuri și avantaje ale radiațiilor, atât în cazul expunerii potențiale, cât și la aplicarea lor în medicina sau industrie.

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.

Justificarea: Orice decizie care modifică situația de expunere la radiații ar trebui să facă mai mult bine decât rău.

Aceasta înseamnă că, prin introducerea unei noi surse de radiație, prin reducerea expunerii existente, sau prin reducerea riscului de expunere potențial, ar trebui să se obțină suficiente beneficii individuale sau sociale care să compenseze detrimentul pe care-l cauzează.

Optimizarea: probabilitatea de a suporta expuneri, numărul persoanelor expuse și mărimea dozelor lor individuale ar trebui menținute atât de mici cât este rezonabil de obținută (nivel ALARA - as low as reasonably achievable), luând în considerare factorii economici și sociali.

Aceasta înseamnă că nivelul de protecție ar trebui să fie cel mai bun în circumstanțele date, maximizând marja beneficiului față de vătămare. În scopul evitării efectelor puternic inechitabile ale acestei proceduri de optimizare ar trebui să existe restricții pe dozele sau riscurile persoanelor de la o sursă anumită (constrângeri pe doză sau risc și niveluri de referință).

Limitarea de doză: Doza totală la orice persoană, de la sursele reglementate din situațiile de expunere planificate altele decât expunerea medicală a pacienților, ar trebui să nu depășească limitele corespunzătoare recomandate de Comisie.

Comisia Națională pentru Controlul Activităților Nucleare (CNCAN) a definit limitele de radiație la care pot fi supuse persoanele în publicația NSR-01 (Norme de Securitate Radiologică), astfel:

Tabel 3.4. Limitele de doză personală

	Persoane expuse profesional	Poulație / Femei însărcinate expuse profesional	Persoane în curs de pregătire, ucenici (16 – 18 ani)
Doza efectivă	20 mSv/an ^a	1 mSv/an ^b	6 mSv/an
Doza echivalentă			

pentru cristalin	150 mSv/an	15 mSv/an	50 mSv/an
pentru piele	500 mSv/an	50 mSv/an	150 mSv/an
pentru extremități	500 mSv/an	-	150 mSv/an

- a. Doza de 20 mSv/an este mediată pe o perioadă definită de 5 ani, cu măsura de precauție ca doza efectivă să nu depășească 50 mSv într-un singur an.
- b. Doza de 1 mSv/an este mediată pe o perioadă definită de 5 ani, cu condiția ca doza efectivă să nu depășească 5 mSv într-un singur an.

Măsuri de protecție

Protecția fizică împotriva radiațiilor ionizante se realizează prin mijloace de reducere a dozei de expunere precum timpul de expunere, distanța față de sursă și ecranare.

Calculul ecranelor de protecție presupune stabilirea protecției structurale și a grosimii de material necesar pentru protecția suplimentară. Amplasarea serviciilor cu risc de iradiere se face în aripi izolate ale clădirii, la parter sau demisol. Camerele în care sunt amplasate instalații Roentgen trebuie să fie dreptunghiulare, iar pentru ca radiația difuzată de bolnav în încăperea să fie mai puțin împrăștiată de pereți sau de ecranele de protecție, aparatul se va amplasa în centrul încăperii. Utilizarea colimatoarelor este obligatorie în radiodiagnostic, pentru colimarea fasciculului util de radiații.

Fotodozimetrele mai nou dozimetre TLD (Termoluminescenta) care măsoară dozele de radiații echivalente absorbite, trebuie să fie purtate în permanență de către personalul expus profesional care lucrează în zonele controlate. Acestea realizează dozimetria pasivă, și trebuie să fie purtate la nivelul pieptului, deoarece acest amplasament corespunde valorii medii a expunerii totale a corpului. Pentru a măsura doza de radiații la nivelul extremităților corpului, se pot dispune dozimetre pasive sub formă de brățări pe mâini sau pe picioare. Principiul dozimetriei pasive constă în măsurarea înnegririi globale a dozimetrului prin compararea cu un etalon.

Pentru a primi autorizația de practică radiologică, trebuie să fie îndeplinite cerințele de amenajare, dotare, încadrarea cu personal specializat și organizarea corespunzătoare a activității, în conformitate cu actele specificate în anexa nr. 1 la NSR (Norme de Securitate Radiologică). Suprafața camerelor în care sunt amplasate aparatele de radiodiagnostic este bine delimitată fie în

manualele tehnice ale aparatelor, fie în legislația CNCAN, iar înafară de aparat nu mai trebuie să existe alt mobilier care nu este legat de utilizarea instalației. Proiectarea sălilor de expunere trebuie să fie astfel încât fasciculul de raze X util să nu poată fi direcționat pe nici o suprafață care nu este ecranată corespunzător sau pe ușile de acces. Ușile și geamurile trebuie să îndeplinească cerințele unui ecran de protecție pentru radiația împrăștiată și trebuie să fie închise în momentul expunerii.

Personal autorizat trebuie să asigure că întreținerea adecvată și verificarea instalațiilor radiologice sunt realizate astfel încât acestea să își mențină parametrii tehnici nominali în conformitate cu specificațiile tehnice ale producătorului, pentru calitatea imaginii, radioprotecție și securitate. De asemenea, verificările trebuie făcute de către fizicianul medical zilnic, săptămânal sau lunar, conform instrucțiunilor producătorului, având înregistrări care vor fi păstrate cel puțin timp de 5 ani.

4. Radiologie clasică și radiologie digitală

În zilele de astăzi avem la dispoziție diverse mijloace de investigare radioimagingice pe care este indispensabil să le selectăm și să le clasificăm după anumite principii. Înainte de a efectua o analiză radiologică este necesar un examen clinic capabil să confirme un diagnostic corespunzător.

4.1 Radiologie digitală vs radiologia clasică

Comparativ cu radiologia convențională clasică, tehnica de radiologie digitală oferă o gamă largă de beneficii, precum faptul expunerii pacientului un timp mai redus și obținerea unei imagini radiologice de o calitate mai înaltă. Imaginea radiologică care atinge nivelul computerului care este încorporat aparatului radiografic digital, poate fi adaptată, astfel încât valoarea diagnostică să fie optimă. Imprimarea imaginilor radiografice pe filme (dacă acest lucru este solicitat) astfel obținute este incomparabilă cu filmele radiografice clasice.

Tehnica de radiologie digitală oferă posibilitatea ca imaginea radiologică să fie încărcată pe un CD / DVD. În consecință pacientului îi este mai convenabil să transmită analizele radiodiagnostice medicului radiolog. Un alt punct foarte al tehnicii de radiologie digitală este faptul că fiecare investigație radiologică ale unui pacient este stocată în arhivă, astfel încât mereu este valabilă compararea aspectelor radiografice, avantaj fundamental eminent la evaluarea răspunsului postterapeutic (după un anumit tratament). Grație oportunității de stocare a imaginilor radiografice, pacientul nu va mai fi nevoit să se reîntoarcă la control cu toate radiografiile precedente. Achiziția în sistemul radiologic digital este mai precoce, caracteristică marcantă mai ales în cazul radiografiilor de scheletul osos, mai mult decât atât imaginea este transmisă instant în computerul anexat sistemului radiologic digital, fiind analizate astfel de medicul radiolog. [3]

4.2. Instalația de radiodiagnostic

Acest subcapitol va cuprinde prezentarea generală a aparatului de radiodiagnostic, dar și amplasarea acestuia în cameră de expunere radiologică. Descrierea se va face pe baza aparatului

din dotarea spitalului, aparat pe care l-am avut la dispoziție pentru a putea asista, observa și analiza cum se desfășoară un examen radiologic, dar și pentru practica de cercetare, pentru efectuarea anumitor măsurători. Acesta este un aparat modern din gama *Siemens Medical - Luminous Fusion* (*Figura 4.2*)

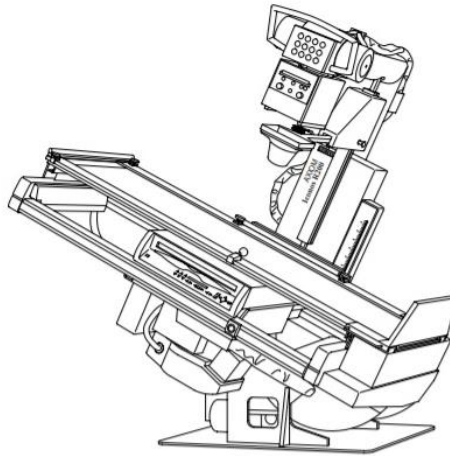


Figura 4.2 Luminous Fusion - Unitate de radiodiagnostic [7]

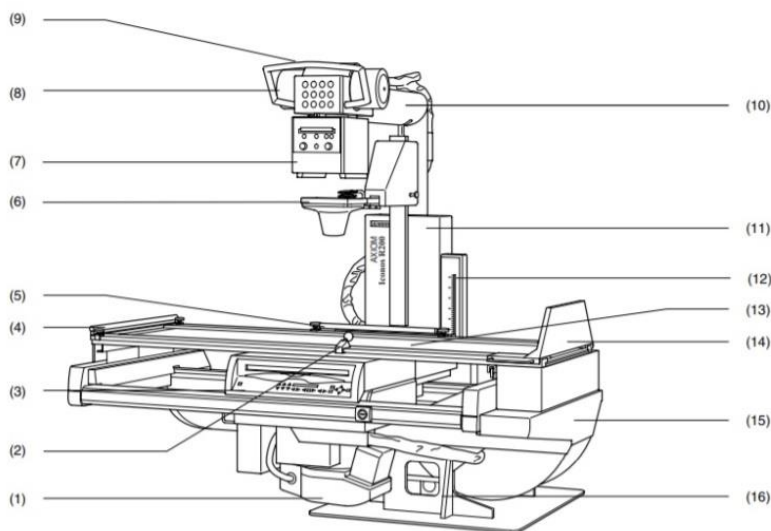


Figura 4.3 Luminous Fusion - Unitate de radiodiagnostic [7]

- | | |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> (1) Sistem pentru intensificarea imaginii cu dispozitiv de închidere a siguranței. (2) Mâner reglabil (3) Unitate de recepție cu panou de control al mesei. (4) Bară de protecție, detașabilă. (5) Bară de protecție, reglabilă, sigură în toate pozițiile pacientului. (6) Dispozitiv de compresie (7) Colimator cu filter ce Cu , în format automat. (8) Tub de raze X (9) Mâner pentru manevrarea tubului. | <ul style="list-style-type: none"> (10) Stand de asamblare al tubului pe caroseria longitudinală. (11) Cărucior longitudinal pentru deplasarea cu viteză precis controlată a suportului de asamblare al tubului de raze X. (12) Scală pentru afișarea înălțimii cu localizor laser. (13) Masă pe sine. (14) Tablă reglabilă (cu puncte de fixare pentru poziționarea picioarelor). (15) Cadrul mesei cu posibilitatea de înclinare + 90°/-17°. (16) Baza unității. |
|---|--|

Aparatul RX Siemens Luminous Fusion este unul dintre cele mai performante aparate care folosește raze X în sistem digital. Radiografiile sunt produse prin transmiterea de raze X printr-un pacient către un dispozitiv de captare, apoi convertite într-o imagine pentru diagnostic, acest aparat reprezintă un sistem complet digital de fluoroscopie și radiografie care are un detector plat dinamic pentru imagistică digitală (43 cm x 43 cm), de mare rezoluție, cu posibilitatea conectării la rețea. Masa de poziționare pacient, ușor accesibilă din toate părțile, poate fi înclinată până la +90°/-17°, iar blatul mesei de poziționare pacient (210 cm x 80 cm), cu cursă longitudinală și transversală acționată prin motor, această masă dispune și de o tablă reglabilă cu puncte de fixare pentru poziționarea picioarelor la ambele capete pentru pacienți cu greutate de până la 200 kg. Există, de asemenea, un stativ telescopic rabatabil pentru cupolă, cu deplasare longitudinală, și o cupolă rotativă cu poziționare deasupra mesei, inclusiv un colimator automat cu lamele multiple. Astfel, configurația instalației radiologice conține un generator de înaltă frecvență cu tub RX; masă basculantă telecomandată (coloană port-tub pentru tubul RX peste masă și detector digital cu suprafață considerabilă); sistem digital ultraperformant pentru achiziția imaginii; două monitoare (unul în camera de examinare pe suport mobil și unul în camera de comandă), prefiltre din cupru pentru reducerea dozei pacientului. Pentru proiecții oblice, coloana port-tub pentru tubul RX peste masă poate fi înclinată cu minimum 40°, iar rotirea ansamblului tub-cupolă se face de la minimum +90° până la -180°, iar deplasarea coloanei port-tub trebuie să fie minimum de 105 cm.

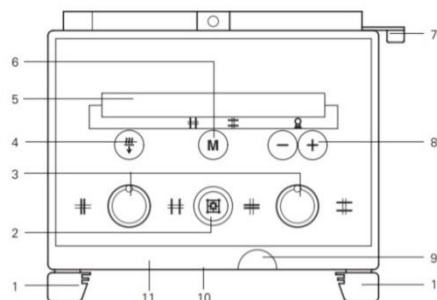


Figura 4.4 Prezentare generală a colimatorului primar [7]

- (1) Șine pentru accesorii.
- (2) Localizator laser, se opreste automat
dupa 10 – 90 s.
- (3) Reglare manuală a lașimii și înălțimii
câmpului de radiații.
- (4) Selectarea prefiltrelor.
- (5) Câmp de afisare.
- (6) Selectarea câmpului de radiații colimate
din ultima expunere.
- (7) Maneta de oprire pentru rotirea cu
 $\pm 45^\circ$ a colimatorului pe axa vertical.
- (8) Buton pentru introducere manuală
- (9) Bandă de măsurare
- (10) Capac pentru acoperirea
localizatorului laser.
- (11) Contor de măsurare a
produsului doză – arie, integrată

Un colimator este o barieră metalică cu o deschidere la mijloc folosită pentru a reduce dimensiunea și forma fasciculului de raze X, reducând astfel și volumul de țesut iradiat la pacient. Filtrarea și colimarea fasciculului de raze X sunt măsuri importante de siguranță. Filtrul și colimatorul blochează majoritatea fotonilor cu raze X nedorite. Colimarea fasciculului cu raze X pentru radiografie și imagistica cu proiecție de fluoroscopie este importantă pentru asigurarea unei doze eficiente primită de pacient și pentru a oferi o calitate cât mai bună a imaginii. Când radiația de împrăștiere este scăzută folosind un colimator dreptunghiular, „ceața” filmului este scăzută și calitatea imaginii este crescută. De asemenea, reducerea dimensiunii fasciculului îmbunătățește definiția imaginii, claritatea sau rezoluția acesteia. Imaginile din Figura 4.5 prezintă eficiența unui fascicul colimat, în prima parte a imaginii (A) avem o radiografie făcută fără ca fasciculul de radiație X să fie colimat, prin urmare, imaginea este de proastă calitate, nu se pot distinge foarte bine oasele de restul țesuturilor, imaginea fiind acoperită de „ceață”. Prin aplicarea unei colimări asupra fasciculului de radiație X imaginea (B) începe să capete contur, însă nu are o calitate foarte bună, având zone care nu se pot distinge, iar printr-o colimare adecvată, prin iradierea doar acelei zone pe care dorim să o examinăm, se reduce doza de iradiere pe care pacientul o primește, iar imaginea (C) obținută este de o calitate superioară și foarte utilă în ceea ce privește punerea unui diagnostic corect. [22]

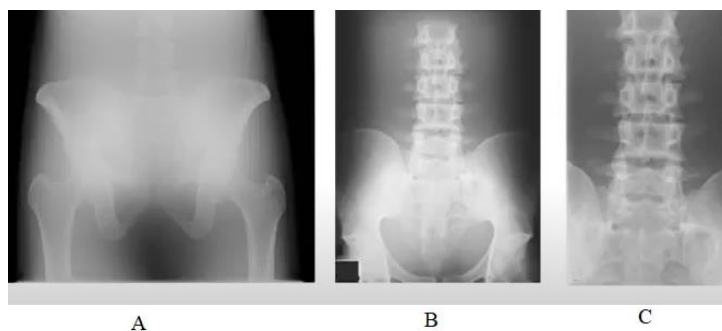


Figura 4.5 Radiografii de pelvis cu și fără colimare a fasciculului de radiație X [8]

4.3 Norme de radioprotecție și amplasarea instalației radiologice

Pentru a pune în funcțiune o instalație radiologică, spitalul trebuie să obțină o autorizație conform căreia trebuie îndeplinite anumite cerințe de amenajare, încadrarea cu personal specializat și organizarea corespunzătoare a activității în conformitate cu

actele normative specificate de NSR (Norme de securitate radiologică), unde se mai specifică faptul că nu se justifică montarea instalației radiologice în camere mai mici decât cele recomandate de producător și nici limitarea capacităților tehnice ale instalației din cauza suprafețelor insuficiente. Atunci când dimensiunea minimă permisă pentru suprafața camerei RX nu este specificată în ASR-ul (Autorizație de Securitate Radiologică) instalației radiologice respective, dimensiunile minime ale camerelor RX, fără a limita capacitățile tehnice ale instalației pentru camerele destinate instalațiilor radiologice pentru diagnostic cu un post trebuie să aibe o suprafață de minimum 20 m^2 și o formă pătrată sau dreptunghiulară, iar raportul între cele două dimensiuni nu va fi mai mic de $2/3$. Pentru instalațiile cu două posturi (radioscopie și radiografie) în aceeași cameră RX, suprafața încăperii nu trebuie să fie mai mică de 36 m^2 . Se interzice amplasarea în acest spațiu de mobilier care nu este strict legat de utilizarea instalației.

De regulă, amplasarea instalației radiologice pentru diagnostic se va face în centrul camerei. Instalația radiologică de fluoroscopie se va monta cu axa tub RX - receptor de imagine, paralel cu axa scurtă a camerei RX. În cazul instalațiilor radiologice de fluoroscopie, distanța minimă între focarul tubului RX și cel mai apropiat perete lateral va fi de cel puțin 150 cm. Butonul pentru expunere trebuie să fie legat de consola de comandă sau de instalația radiologică printr-un cordon de minimum 3 m, pentru a permite operatorului să se îndepărteze suficient de pacient în momentul expunerii. Proiectarea camerei RX trebuie să fie astfel încât fasciculul RX util să nu poată fi direcționat pe nicio suprafață care nu este ecranată corespunzător și trebuie obligatoriu să se evite incidența directă a fasciculului RX pe ușile de acces. Ușile trebuie să îndeplinească cerințele unui ecran de protecție pentru radiația împrăștiată și trebuie să fie închise când fasciculul RX este emis. Este obligatoriu ca la fiecare intrare în camera RX să existe simbolul “pericolului de radiații ionizante” (Simbol colorat în negru, iar fondul în galben.) și un avertizor luminos care va lumina continuu sau intermitent atunci când instalația radiologică este în funcțiune, adică, atunci când în cameră există emisie de radiații X. Titularul de autorizație trebuie să supună instalațiile radiologice unor teste de calitate, cel puțin odată pe an pentru a se asigura că întreținerea adecvată și verificarea instalațiilor radiologice sunt realizate astfel încât instalațiile radiologice să își mențină parametrii tehnici nominali pe toată durata de viață a instalațiilor conform specificațiilor tehnice ale producătorului, pentru calitatea imaginii, radioprotecție și securitate. Verificările zilnice, săptămânale și lunare ale instalației radiologice se efectuează conform instrucțiunilor producătorului de către fizicianul medical, iar în cazul în care instalația nu

corespunde se anunță unitatea autorizată pentru service. Fizicianul medical trebuie să se asigure că toți lucrătorii sunt dotați cu echipament individual de protecție împotriva radiațiilor X, astfel se va utiliza numai echipamentul individual de protecție autorizat conform legii, pentru care s-a emis ASR-ul de către CNCAN. Echipamentul individual de protecție cu plumb, care poate fi șorț, mănuși, guler de protecție pentru tiroidă, ochelari de protecție, etc. trebuie să respecte specificațiile tehnice ale producătorului și standardele specifice. [10,11,15]

5. Dependența dozei de iradiere față de suprafața expusă

Conform legislației în vigoare, pentru anumite tipuri de investigații medicale radiologice, este obligatorie cunoașterea și raportarea dozei primite de pacient. Dozele primite în cursul procedurilor radiologice sunt evaluate cu ajutorul unor dispozitive de măsurare a produsului doză-arie (DAP-metre) care sunt montate foarte aproape de tubul radiogen al aparatului de radiodiagnostic. Pentru a avea o valoare precisă a dozei pe care pacientul o primește în timpul unui examen radiologic este nevoie ca aparatele de măsurare din dotarea instalației radiologice să funcționeze la eficiență maximă, astfel, în acest capitol îmi propun să determin dacă aparatul de măsurare DAP funcționează la parametrii normali și în consecință determinarea liniarității lui.

5.1. Sistem de masurare a produsului doza – arie

DAP-metrul reprezintă un sistem pentru măsurarea produsului doză – arie, care, conține o camera de ionizare rectangulară, transparentă, de dimensiuni mai mari decât colimatorul sursei de radiații, fiind de obicei plasat imediat sub colimator, în aparatul de radiodiagnostic, sub tubul emitor de raze X (poziționarea lui se poate vedea în figura 5.1)

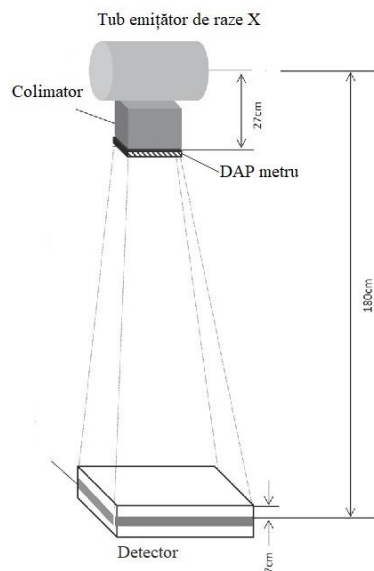


Figura 5.1 Poziționarea DAP-metrului

DAP-metrul a fost instalat și utilizat pentru evaluarea dozei de iradiere pe care un pacient o primește în timpul unui examen radiologic de diagnostic, astfel, importanța calibrării și instalării acestui dispozitiv a fost pus în evidență în „Protocolul național pentru pacient. Măsurători ale dozelor în radiologie diagnostică”, de asemenea, acest protocol prevede ca DAP-metrele trebuie să funcționeze sub o gamă largă de expuneri, să funcționeze în parametrii normali și să îndeplinească condițiile de practică. [21]



Figura 5.2. DAP-metru [31]

Mărimea “produs doză-arie” este definită ca fiind doză absorbtă în aer într-un plan, integrată pe aria de interes. DAP este o cantitate folosită pentru evaluarea riscului de iradiere în

urma examinărilor radiografice. Este definită ca doza absorbită în aer înmulțită cu doza iradiată pe aria de interes, iar indicația furnizată este exprimată în Gy*cm². DAP reflectă atât doza din câmpul de radiații cât și zona țesutului iradiat.

Datorită divergenței unui fascicul emis dintr-o „sursă punctuală”, aria iradiată (A) crește cu pătratul de distanță față de sursă ($A \propto d^2$), în timp ce intensitatea radiației (I) scade în funcție de pătratul invers al distanței ($I \propto 1/d^2$), în consecință, produsul de intensitate și suprafață, și, prin urmare, DAP, este independent de distanța față de sursă, astfel valoarea DAP este constantă cu distanța, întrucât secțiunea transversală a fasciculului este o funcție pătratică care anulează dependența dozei de inversul pătratului distanței (figura 5.1), afirmația este valabilă, dacă neglijăm absorbția și împrăștierea radiației X în aer.[39]

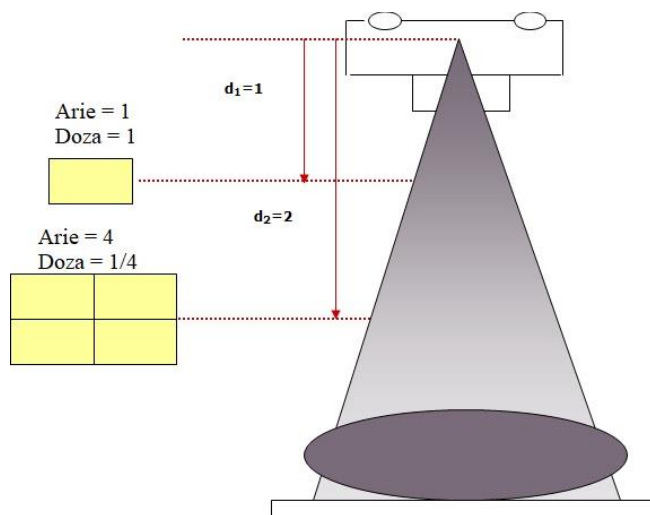


Figura 5.3 Independența distanței față de sursă

Produsul doză arie este relativ ușor de măsurat, se corelează bine cu energia totală absorbită de pacient, care este legată de doza efectivă și, prin urmare, de riscul global de cancer. Dozele efective estimate din citirile DAP-metrului sunt aproximative, acest lucru se datorează faptului că sunt necesari și alți factori pentru o estimare mai exactă a dozei efective sau a dozei pielii, cum ar fi geometria fasciculului în raport cu pacientul, KV și așa mai departe. În ciuda acestor limitări, DAP este în prezent cea mai convenabilă metodă de monitorizare a dozelor pacientului. [26,27,28,29,33]

5.2 Efectuarea măsurătorilor

Măsurătoriile au fost achiziționate în sala de expunere a aparatului de radiodiagnostic de tip Luminous Fusion, respectiv în camera de comandă. Pentru măsurători s-a folosit DAP-metrul, un fantom de calitate STABILITY PHANTOM de la DMS pe o instalație de tipul Luminos Fusion(utilizat pentru radiografie, radioscopie), în cazul nostru am utilizat doar metoda de radiografie. Am utilizat fascicole de radiație X colimate precum urmează în tabel, parametrii de expunere fiind păstrați constanți (70-100-121 kv). S-a fixat fantomul în centrul fascicolului de radiație , colimatorul fiind deschis la 10x10cm . Focarul ales a fost de dimensiune mare ,adică de 1,2mm. Astfel, am început efectuarea măsurătorilor prin poziționarea fantomului de calitate STABILITY PHANTOM de formă paralelipipedă conform figurii / 5.4 /cu dimensiunile de 15cm lungime, 15cm lățime, 18cm înălțime, pe masa de examinare a aparatului RX aflată la o distanță de 1.15 m de contorul DAP aflat chiar la ieșirea fasciculului de radiații X din tub. Am ales un program de examinare radiografică pentru efectuarea radiografiilor, apoi am poziționat detectorul în câmpul de expunere colimat la dimensiunea de 10 x 10 cm.

Am executat expuneri successive cu tensiuni de tub constante pentru valorile de 70 - 100 - 121 KV, iar în primă fază, iradierile s-au efectuat prin păstrarea parametrului mAs constant (produsul curent prin tub x timp de expunere).



Figura 5.4 Fantomul de calitate

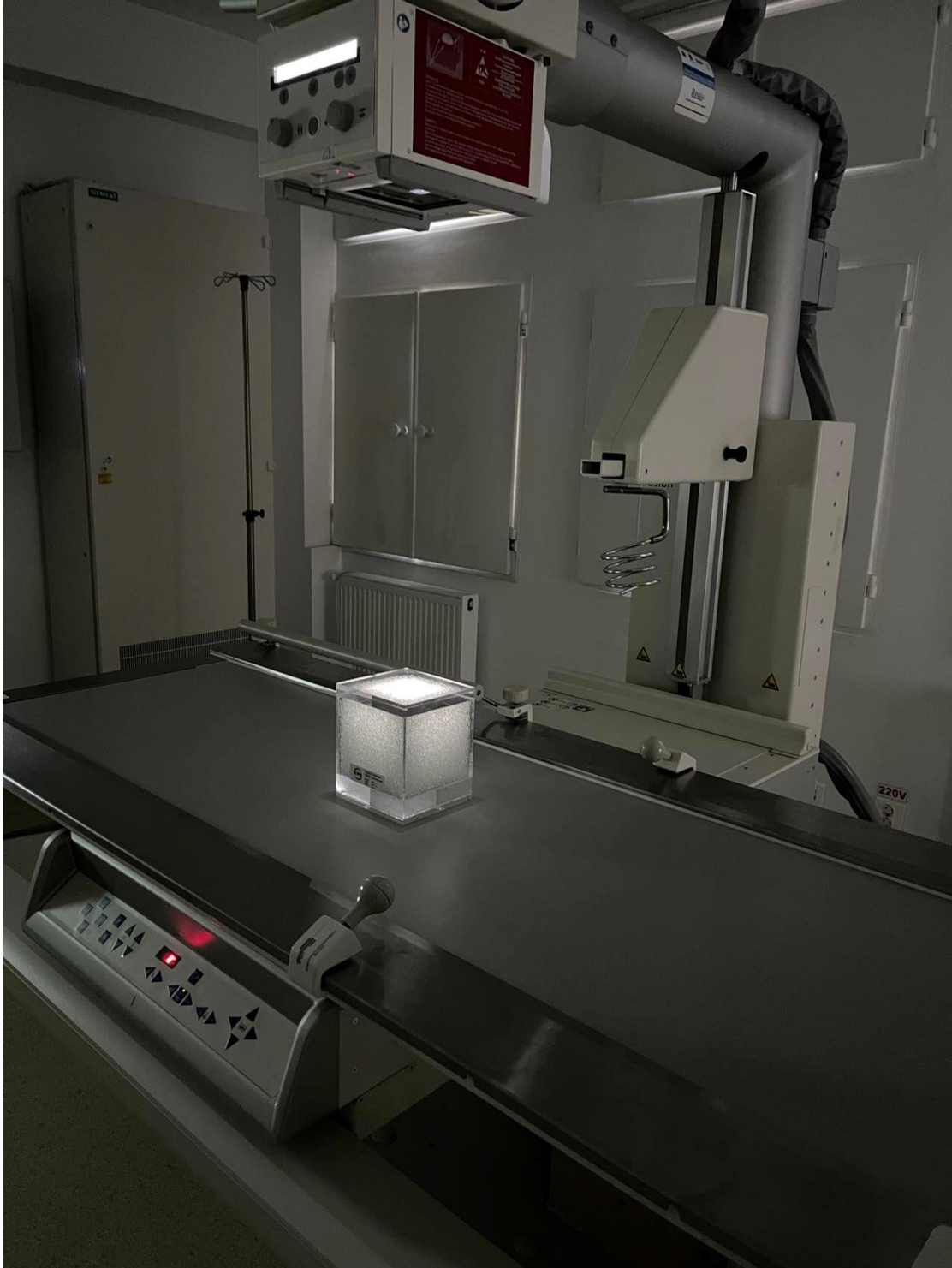
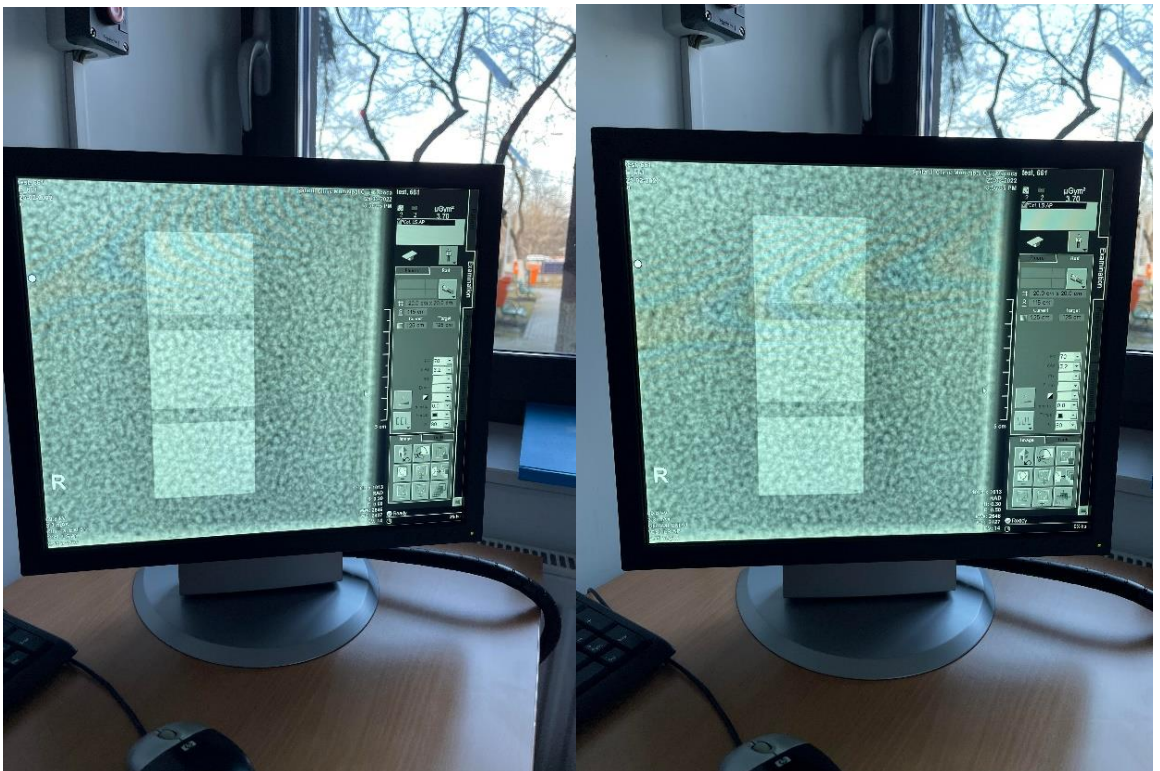


Figura 5.5 fixarea fantomului în centrul fascicolului de radiație



Figura 5.5 Panoul de comandă



Tabel 5.2.1 Datele obținute în urma expunerii la tensiunea de 70kV (mAs – menținut constant)

Dimensiunea câmpului de expunere [m ²]	Tensiunea de accelerare [kV]	Produsul Curentului prin tub x timp de expunere [mAs]-constant	Valoarea DAP măsurată [μGym ²]
0.01	70	3.2	1.15
0.0225	70	3.2	2.55
0.04	70	3.2	4.47
0.0625	70	3.2	6.95
0.09	70	3.2	9.83
0.1225	70	3.2	13.1
0.16	70	3.2	16.65
0.1681	70	3.2	17.36

Din tabelul 5.2.1 se poate observa faptul că odată cu creșterea dimensiunea câmpului de expunere, cresc și valorile măsurate de DAP-metru, însă, analizând mai atent aceste valori observăm că la o suprafață expusă mai mică, deci avem radiație X cu energie mica.

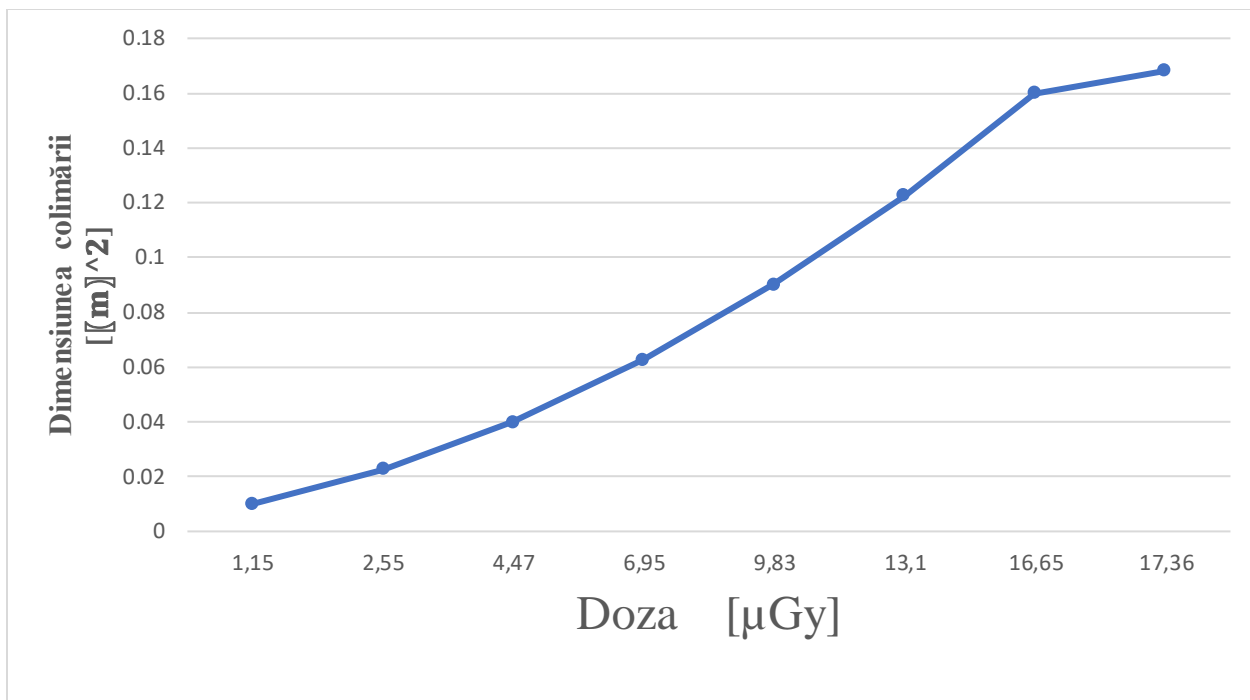


Figura 5.6 Dependența valorii măsurate cu DAP-metru în funcție de dimensiunea colimării, la tensiunea de 70kV (din tabelul 5.2.1)

Colectând datele din tabelul de mai sus (Tabel 5.2.1) se poate obține grafic dependența dozei în funcție de dimensiunea colimării (Figura 5.6), iar obținerea unei astfel de dependențe liniare conduce la concluzia mării energiei radiației X, astfel, cu cât creștem suprafața expusă cu atât doza primită de pacient va fi mai mare.

Am repetat procedeul pentru tensiunea de accelerare a electronilor în tub RX menținută constant la 100 kV, astfel datele experimentale obținute, au fost trecute în tabelele de mai jos.

Tabel 5.2.2 Datele obținute în urma expunerii la tensiunea de 100kV (mAs – menținut constant)

Dimensiunea câmpului de expunere [m ²]	Tensiunea de accelerare [kV]	Produsul Curentului prin tub x timp de expunere [mAs]-constant	Valoarea DAP măsurată [μGym ²]
0.01	100	3.2	2.11
0.0225	100	3.2	4.69
0.04	100	3.2	8.22
0.0625	100	3.2	12.72
0.09	100	3.2	17.92
0.1225	100	3.2	23.83
0.16	100	3.2	30.06

La fel ca și în primul caz al măsurătorilor cu parametrul mAs menținut constant, la suprafața expusă mică, DAP-metrul înregistrează valori mai mici și odată cu creșterea acestei dimensiuni cresc și valorile măsurate de DAP-metru , însă odata cu creșterea kV- lui cresc considerabil și valorile înregistrate.

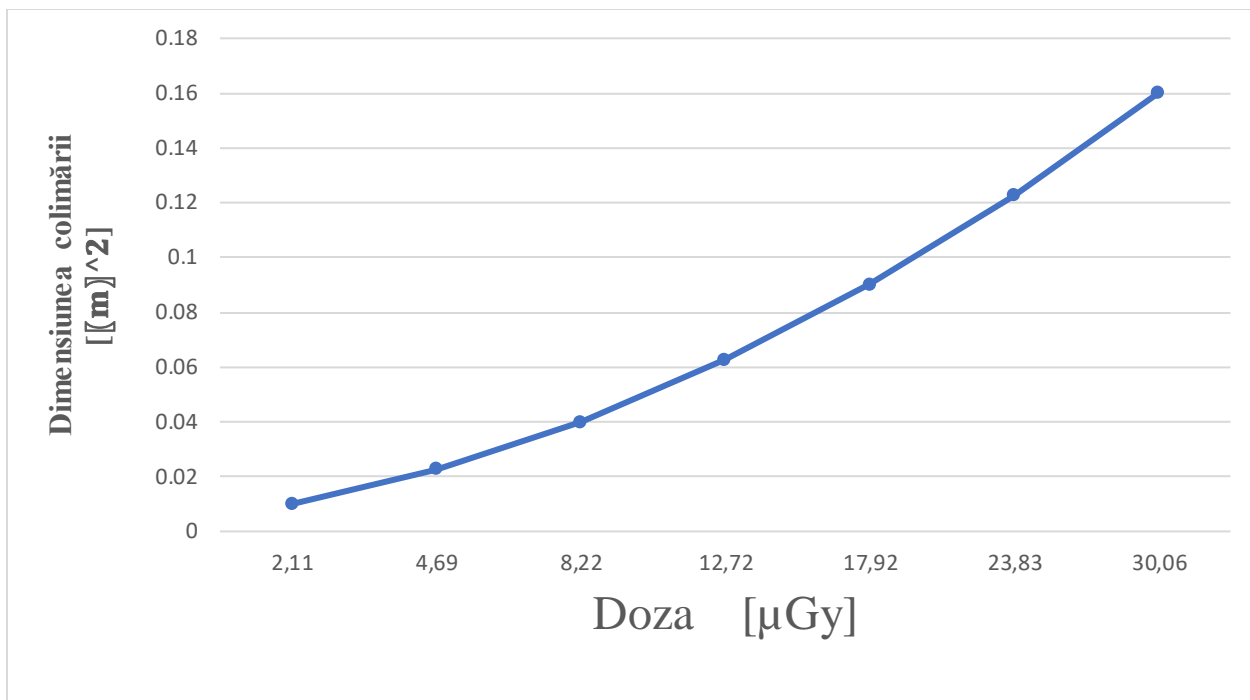


Figura 5.7 Dependența valorilor măsurate DAP în funcție de dimensiunea colimării, la tensiunea de 100 kV(din tabelul 5.2.2)

Din tabelul 5.2.2 se obține grafic dependența liniară a dozei în funcție de suprafața expusă, comparând cele doua grafice (figura 5.6 și 5.7) putem observa faptul că este mai accentuată creșterea dozei odată cu creșterea tensiunii de accelerare in tub - Kilovoltajului, astfel se observă în graficul dependenței doză – suprafață expusă (figura 5.7) că panta este mai mare, putem spune că panta graficului este mai abruptă .

Tabel 5.2.3 Datele obținute în urma expunerii la tensiunea de 121kV (mAs – menținut constant)

Dimensiunea câmpului de expunere [m ²]	Tensiunea de accelerare [kV]	Produsul Curentului prin tub x timp de expunere [mAs]-constant	Valoarea DAP măsurată [μGym ²]
0.01	121	3.2	2.82
0.0225	121	3.2	6.18
0.04	121	3.2	10.76
0.0625	121	3.2	16.62
0.09	121	3.2	23.51
0.1225	121	3.2	31.15
0.16	121	3.2	39.35

putem observa faptul că la o suprafața expusă mai mare valorile măsurate de DAP-metru sunt mari, , analizând aceste valori deducem că avem radiație X cu energie mare. Acest lucru se datorează dimensiunii câmpului de expunere crescut cât și a tensiunii de accelerare mare.

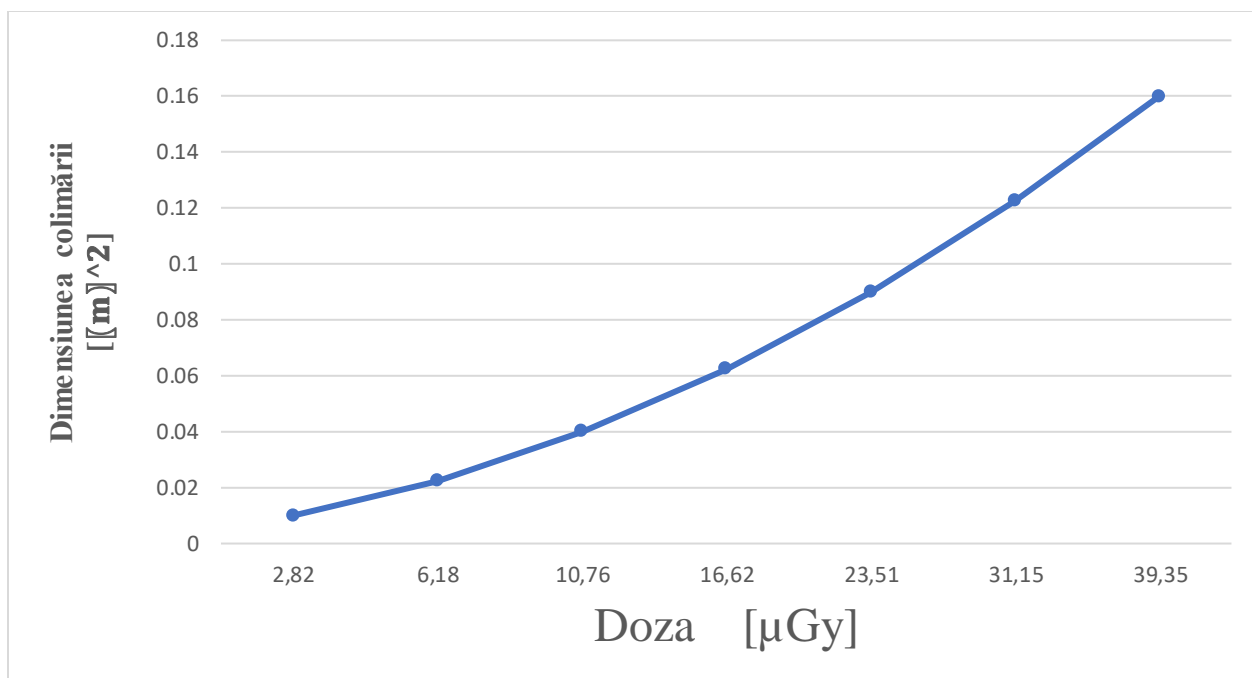


Figura 5.8 Dependența valorilor măsurate DAP în funcție de dimensiunea colimării, la tensiunea de 121 kV(din tabelul 5.2.2)

Având în vedere faptul că odată cu creșterea dimensiunea colimării crește cantitatea de radiații X (sunt mult mai mulți electroni accelerați),

Analizând graficele 5.7 respectiv 5.8 putem observa faptul că răspunsul DAP-metrului este liniar și pentru o intensitate a curentului (mAs) constantă respectiv o tensiune de accelerare (kilovoltaj) constant.

Eventuala neliniaritate a detectorului ar însemna înregistrarea unor măsurători a dozei eronate, la radiografiile executate. Înregistrarea dozelor pacienților în procesul medical de radiografiere este necesară pentru stabilirea nivelurilor de referință a dozelor în radiodiagnostic pentru monitorizare locală și deci controlul calității procesului.

În situațiile în care se efectuează examinări radiografice și ulterior se constată că detectorul DAP înregistrează date eronate –graficul trasat este neliniar - este necesar să se compare dozele cu cele luate ca nivel de referință și se estimează dozele înregistrate în perioada de neliniaritate pentru recalculare și înregistrarea valorilor corectate.

Estimarea dozelor se face conform unei proceduri ce nu face studiul lucrării de față

Concluzii

Scopul măsurătorilor efectuate pe un fantom de calitate este de a stabili nivelurile de referință pentru examinările în radiodiagnostic.

Pentru a ajunge la rezultatele propuse s-au realizat expuneri succesive la diferite dimensiuni ale câmpului de expunere cu tensiuni de tub constante pentru valorile 70-100-121kv. Iradierele s-au efectuat prin păstrarea parametrului mAs constant. Astfel din analiza datelor obținute putem deduce că valorile înregistrate de DAP-metru cresc considerabil, adică cu cât colimarea este mai mare și noi avem un obiect mai mic cu atât doza încasată va fi mai mare și doza de iradiere crește mult mai mult odata cu creșterea tensiunii de accelerare in tub. Analizând si imaginile radiografice rezultă că pentru un obiect dat exista un set de 2 parametri suprafața expusă și kV-ul pentru care imaginea obtinuta are cea mai bună calitate interpretabilă. Însă pe lângă toate acestea privim si partea bună a lucrurilor care ar fi că dacă dimensiunea campului de expunere este extins, aceasta ne ajută să iradiem volume pe o suprafață mai mare și să administrăm doze cu o valoare ridicată, care duce la sporirea șanselor de a urmări celulele canceroase. Iradierea dată poate fi ajustată într-un timp real la limitele cancerului și ale organelor supuse la risc ;

Doza aplicata volumelor si tesuturilor afectate de tumoare trebuie sa fie cat mai redusa posibil in concordanta cu scopul medical al expunerii catre toate iradierile terapeutice ale pacientilor. Iradierea este necesar să fie limitata la aria care urmeaza a fi tratata prin utilizarea dispozitivelor de colimare alinate cu fascicolul de radiatii X. Nivelurile țintă ale dozelor sunt stabilite ca să facă trimiteri înainte ca iradierea să înceapa, de aceea trebuie să ținem cont de procesul de optimizare.

Prin urmare, administrarea la pacient a unei doze este esentiala și poate fi, de multe ori, simplificata in examinarile de diagnostic si intervenționale prin aplicarea unui nivel de referință pentru diagnostic, care este un procedeu de stabilire dacă doza la administrate la pacient este destul de mare sau mică pentru o procedură de imagistică medicală anume.

Bibliografie

1. Cherry, R., Simon et.al. Physics in Nuclear Medicine. 4th ed., Philadelphia: Saunders, 2011.
2. The essential physics of medical imaging –T. Bushberg, A. Seibert, E. Leidholdt, M. Boone – second and third edition - 2002/2012
3. <https://www.cdt-babes.ro/articole/radiologie-digitala.php>
4. Als-Nielsen, J., & D. McMorrow. 2011. Elements of modern X-ray physics (2nd ed.). Chichester, UK: Wiley.
5. Physics and Psychophysics, edited by Richard L. Van Metter, Jacob Beutel, and Harold L. Kundel
6. Kramers, HA. “On the Theory of X-Ray Absorption and of the Continuous X-Ray Spectrum.” Philos Mag 46:836–845, 1923.
7. Luminous Fusion - Operating Manual – 2002
8. <https://www.youtube.com/watch?v=c2uKpjAwNRA&t=402s>
9. Attix Fh. Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry. New York, NY: John Wiley and Sons, 1986.
10. <http://www.cncan.ro/>
11. <http://www.ms.ro/wp-content/uploads/2017/09/Sectiunea-7-PM-Anexa-1-Recomand%C4%83ri-cu-privire-la-protect%C5%A3ia-%C3%AEmpotriva-radia%C5%A3iilor.pdf>
12. International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and units for ionizing radiation. Journal of the ICRU Vol 11 No 1 (2011) Report 85
13. Marx MV: Interventional procedures: risks to patients and personnel, in radiation risk, Reston, Va, 1996, American College of Radiology Commission on Physics and Radiation Safety.
14. Atenuarea razelor X- 2019 Negoie Andreea
15. Radiation Protection in Diagnostic X-Ray Imaging- Euclid Seeram, Patrick C. Brennan
16. Williams MB, Krupinski EA, Strauss KJ, et al. Digital radiography image quality: image acquisition. J Am Coll Radiol 2007
17. National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP): Structural shielding design for medical x-ray imaging facilities, Report No. 147, Bethesda, Md, 2004, NCRP
18. Hendee, W.R. (2002). Imaging science in medicine. In: Encyclopedia of Imaging Science and Technology, vol. 1 (ed. J. Hornak), 742–757. New York: Wiley.
19. STEEL, G.G., Basic Clinical Radiobiology, Arnold, London (2002)
20. Torres LS: Basic medical techniques and patient care for radiologic technologists, ed 5, Philadelphia, 1997, Lippincott Williams & Wilkins
21. Contribuții privind utilizarea sistemelor dozimetrice termoluminescente în câmpuri mixte de radiații nucleare – 2011 - Fiz. Codruț CHERESTEȘ

22. Compagnone G, Baleni MC, Pagan L, et al. Comparison of radiation doses to patients undergoing standard radiographic examinations with conventional screen–film radiography, computed radiography and direct digital radiography. Br J Radiol. 2006;79:899–904.
23. Radiation protection in medical radiography I Mary Alice Statkiewicz Sherer, Paula J. Visconti, E. Russell Ritenour, Kelli Welch Haynes.-Seventh edition.
24. ICRP, 2009a. Application of the Commission’s Recommendations for the Protection of People in Emergency Exposure Situations. ICRP Publication 109. Ann. ICRP 39 (1).
25. Fuchs, W.C., 1896. Effect of the Röntgen Rays on the Skin. Western Electrician, December 1896, 291.
26. CRCPD’s Committee on Quality Assurance in Diagnostic X-ray (H-7)- Q.A. Collectible - Dose-Area
27. Application of dose-area product compared with three other dosimetric quantities used to estimate patient effective dose in diagnostic radiology - Iran. J. Radiat. Res., 2006
28. Application of Dose-Area Product Meter to Measure Organ and Effective Dose in Diagnostic Radiology at Two Hospitals, Mashhad, Iran. *M.T.Bahreyni Toosi 1 - **M. Nazery 1 – ***H.Zare
29. Assessment Of An Instrument For Calibrating Assessment Of An Instrument For Calibrating Dose Area Product (DAP) Meters - L. Bateman, P.A. Hiles, S.E. Brennen, J.R. Carfoot, s, S.E. Brennen, J.R. Carfoot, C.L. Price-Morris & P.J. Mould. C.L. Price-Morris & P.J. Mould. North Wales Medical Physics, North Wales Medical Physics, Conwy & Denbighshire NHS Trust, Bodelwyddan, LL18 5UJ
30. Bushong SC: Radiologic science for technologists: physics, biology and protection, ed 10, St. Louis, 2013, Mosby.
31. <http://elmedbm.ro/product/sistem-pentru-masurarea-produsului-doza-suprafata-dap-metru-tip-kermax-plus-sdp/>
32. https://www.slideserve.com/ezhno/the-dap-meter?fbclid=IwAR0II4rNFt2Nkz5wVhty3ITmHv_xvJRW_kP31nayvr9XH6pekx_QnoVQPSU
33. https://veltcamp.blogspot.com/2011/08/dose-area-product-dap.html?fbclid=IwAR0dI4I0WZgnddj81tG_j1jR_v-KaVCc_UxvRR-V1RJgu4fF5f2CdqNuJc
34. <https://www.youtube.com/watch?v=EzedRMAIGl0>
35. <http://physicsopenlab.org/2017/08/02/bremsstrahlung-radiation/>
36. <https://www.youtube.com/watch?v=UkywJG9QPuE>
37. <https://www.cncan.ro>
38. <https://www.youtube.com/watch?v=45fKokgpPQ0>
39. <https://www.youtube.com/watch?v=IA9gGF13mqg>
40. <https://www.prahovamedicala.ro>
41. <https://www.cceec.md>
42. <https://www.youtube.com/watch?v=o-51KQ0PR00>
43. <https://www.radiologie-braila.ro>
44. <https://www.justmed.eu>
45. <https://thoracickey.com/concepts-in-radiation-and-radiation-safety/>

46. *Diagnostic radiology physics : a handbook for teachers and students.*, Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014
47. Samei, E. and Krupinski, E. (eds.) (2010). *The Handbook of Medical Image Perception and Techniques*. Cambridge: Cambridge Press.

DECLARAȚIE PE PROPRIE RĂSPUNDERE

Subsemnatul, Gribincea Vladimir, declar că Lucrarea de licență/diplomă/disertație pe care o voi prezenta în cadrul examenului de finalizare a studiilor la Facultatea de Fizică, din cadrul Universității Babeș-Bolyai, în sesiunea iunie, sub îndrumarea Prof. Dr. Leontin David, 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.

22.06.2022

Gribincea Vladimir