

**MINISTERUL EDUCAȚIEI, CERCETĂRII ȘI INOVĂRII
UNIVERSITATEA ” BABEȘ-BOLYAI ” CLUJ-NAPOCA
FACULTATEA DE FIZICĂ**

**TEHNICI DE CONTROL DE CALITATE
ȘI DOZIMETRIA RADIAȚIILOR X**

Teză de doctorat - Rezumat

**Coordonator științific
Prof.univ.dr. Constantin Cosma**

**Doctorand
Dan Fulea**

**CLUJ-NAPOCA
2010**

CUPRINS

INTRODUCERE	4
CAPITOLUL I. Radiațiile X	6
1.1. Proprietățile fizice ale radiațiilor X	6
1.1.1. Radiațiile electromagnetice. Fotonii	6
1.1.2. Cantitatea și calitatea radiațiilor	7
1.1.3. Producerea de raze X. Tubul Röntgen.....	10
1.2. Procese de interacțiune ale radiației cu substanța	13
1.2.1. Împrăștierea coerentă	14
1.2.2. Efectul fotoelectric	15
1.2.3. Efectul Compton	17
1.2.4. Generarea de perechi	19
1.2.5. Atenuarea radiațiilor X, transferul și absorbția de energie.....	20
1.3. Ecuația fundamentală a dozimetriei	23
1.4. Mărimi dozimetrice	25
1.4.1. Expunerea.....	25
1.4.2. Kerma și doza absorbită	26
1.4.3. Doza efectivă	31
1.4.4. Doza medie glandulară.....	33
1.4.5. Indexul de doză în tomografia computerizată.....	34
1.5. Dozimetria radiațiilor X	35
1.5.1. Dozimetria bazată pe camera de ionizare	35
1.5.2. Dozimetria fotografică	37
1.5.3. Dozimetria termoluminiscentă	39
1.6. Calculul mărimilor dozimetrice	41
1.7. Efectele iradierii asupra organismului	42
1.8. Măsuri de radioprotecție	43
1.8.1. Ecranarea surselor de radiații	43
1.8.2. Ecranarea radiațiilor X de frânare	44
CAPITOLUL II. Aplicarea radiațiilor X în scop diagnostic	48
2.1. Tehnici de examinări radiologice	48
2.2. Evoluția iradierii medicale a populației județului Cluj în perioada 1970-2000.....	54
2.2.1. Rezultate privind expunerea populației județului Cluj în 30 de ani de practică radiologică	55

2.2.2. Iradierea diferitelor grupe de vârstă ale populației în examinările radiologice	60
2.3. Tendințe de viitor în practica radiologică	63
2.4. Programul de asigurarea calității în radiologia medicală	67
2.4.1. Program propriu de asigurarea calității în radiodiagnosticul medical ...	70
2.4.2. Rolul fizicianului medical în cadrul sănătății publice	84
2.4.3. Radioprotecția pacienților în practica radiologică	85
CAPITOLUL III. Tehnici privind dozimetria radiațiilor X	86
3.1. Tehnica Monte Carlo pentru evaluarea dozelor	86
3.2. Doza la suprafața de intrare, doza organ și doza efectivă primită de adulți și copii în radiografii	110
3.3. Doza în aer, doza absorbită, doza medie glandulară și doza efectivă în mamografii	137
3.4. CTDI, doza organ și doza efectivă în tomografia computerizată	140
3.5. Rata dozei primită de adulți și copii în radioscopii	145
CAPITOLUL IV. Dozimetria termoluminiscentă (TLD)	147
4.1. Măsurarea dozelor de radiații utilizând pulberi de LiF-100 și CaSO ₄ :Tm	150
4.2. Caracteristicile fizice ale pulberii termoluminiscente LiF:Mg,Cu,P	154
4.3. Aplicarea termoluminiscentei în dozimetria individuală	158
CAPITOLUL V. Factori fizici implicați în mărimea dozelor	160
5.1. Testul HVL pentru controlul calității instalației X.....	163
5.2. Parametrii fizici ai instalației Röntgen	184
5.3. Radiația de împrăștiere	197
CONCLUZII	201
BIBLIOGRAFIE	204

INTRODUCERE

De mai bine de o sută de ani utilizarea radiațiilor ionizante în medicină a cunoscut o creștere spectaculoasă în întreaga lume, devenind un instrument deosebit de util în diagnosticarea și tratarea bolilor. Deși dozele de radiații în radiodiagnosticul medical sunt relativ mici, creșterea numărului de proceduri radiologice aplicate populației face ca riscurile asociate să devină tot mai ridicate.

Tehnicile de control de calitate în practica radiologică trebuie să asigure un sistem adecvat de protecție pentru populația expusă la radiații X. Aceste tehnici specifice fac parte integrantă dintr-un program de asigurarea calității pentru examinările radiologice și au ca scop corectarea problemelor referitoare la echipamente și la practica radiologică, pentru a se obține imagini (informații) radiologice de calitate superioară și de a reduce iradierile inutile. Într-un asemenea program de asigurarea calității în radiodiagnosticul medical, rolul major trebuie să-l dețină fizicianul medical, deoarece prin pregătirea sa asigură buna funcționare a aparaturii și a metodologiilor de lucru și urmărește permanent realizarea unui raport judicios beneficiu/risc în procedurile radiologice.

Evaluarea cu o bună precizie a dozelor de radiații în procedurile radiologice reprezintă un obiectiv major în radioprotecție. Tehnica simulării Monte Carlo a parcursului radiațiilor și a dozelor depozitate aplicată pentru aceste investigații poate îndeplini acest deziderat.

Dozimetria TL este o tehnică specială utilizată pentru evaluarea dozelor de radiații care poate fi aplicată atât în dozimetria individuală cât și în monitorizarea iradierii mediului înconjurător.

Radiația secundară, produsă simultan cu radiația primară emisă de un tub Röntgen, nu contribuie benefic la formarea imaginii radiologice, ci dimpotrivă, deteriorează calitatea acestor informații prin reducerea contrastului și absența detaliilor. De aceea, se impune în practica radiologică controlul permanent al radiației secundare, care este de natură parazitară și perturbatoare pentru imaginea radiologică.

Verificarea parametrilor fizici ai instalațiilor Röntgen și testul HVL de control a calității radiației X fac parte integrantă din controlul de asigurare a calității având ca scop detectarea erorilor din practica radiologică și de a se realiza imagini radiologice de bună calitate cu doze cât mai mici furnizate pacienților.

CAPITOLUL II: APLICAREA RADIAȚIILOR X ÎN SCOP DIAGNOSTIC

2.2 Evoluția iradierii medicale a populației județului Cluj în perioada 1970-2000

În prezent, așa cum este subliniat în rapoartele UNSCEAR, aplicațiile în radiologia medicală și dozele implicate în aceste activități constituie cea mai importantă sursă artificială de expunere la radiații a populației. Sunt astfel necesare analize serioase pentru estimarea cât mai exactă a practicilor radiologice și a direcțiilor lor de dezvoltare. Necesitatea unor astfel de analize are la bază implicarea unor factori noi apăruiți în practica radiologică cum sunt creșterea numerică a populației, urbanizarea, mărirea duratei de viață, toate având ca rezultat accelerarea investigațiilor în radiologia medicală.

2.2.1 Rezultate privind expunerea populației județului Cluj în 30 de ani de practică radiologică

Volumul mare de date, acumulate în 30 de ani de practică radiologică în județul Cluj, dă posibilitatea să se evidențieze amploarea iradierii medicale datorate röntgendiagnosticului. Dinamica distribuțiilor examinărilor radiologice pe categorii de proceduri permite cunoașterea schimbărilor survenite într-o perioadă atât de mare de timp și mai ales tendințele pozitive ce s-au înregistrat în utilizarea radiațiilor X în scop diagnostic.

Datele statistice au ca bază de pornire anul 1970, considerat an de referință pentru iradierea medicală cu raze X în județul Cluj.

S-au investigat majoritatea unităților radiologice și s-a analizat distribuția anuală a tuturor procedurilor de röntgendiagnostic la fiecare 10 ani (1970, 1980, 1990, 2000), pe regiuni anatomice, grupe de vârstă și sex, pe baza unor anchete statistice retrospective. În acest scop s-au prelucrat datele extrase din evidențele cabinetelor de radiologie, însumând un volum de 2586446 de proceduri. În figura 1 este prezentată evoluția examinărilor radiologice în perioada 1970-2000 considerând anul 1970 ca an de referință (100%).

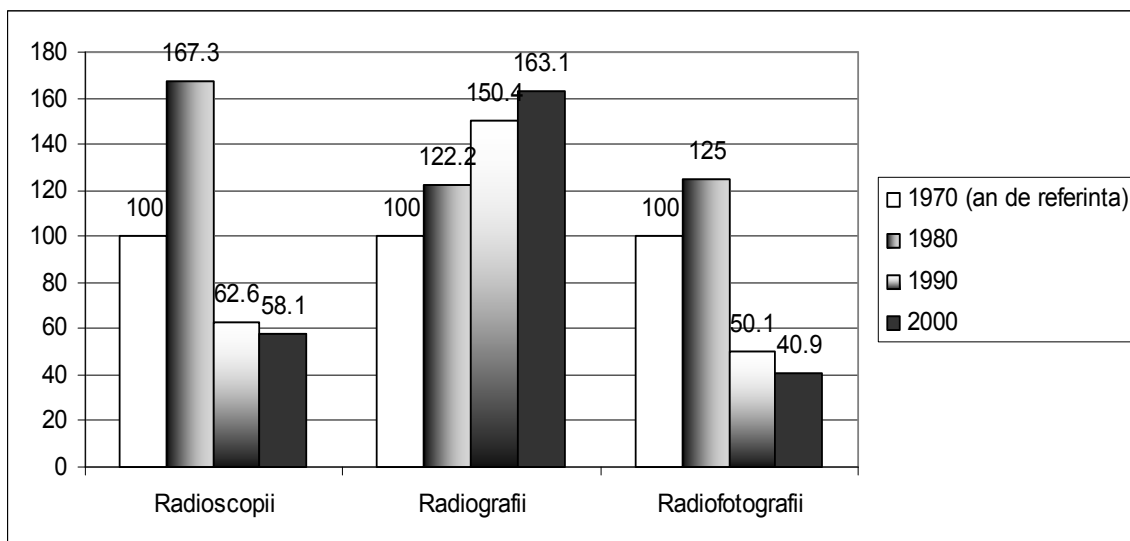


Figura 1 Evoluția **examinărilor radiologice în perioada 1970-2000**

Dacă în prima decadă s-a produs o creștere masivă a radioscopiilor (cu 67.3 %), urmată de radiofotografii (cu 25 %) și radiografii (cu 22.2 %), în următoarele două decade (1980-1990, 1990-2000) au avut loc reduceri apreciabile ale radioscopiilor și radiofotografiilor, cu efect direct în diminuarea dozelor primite de populație.

Practicarea unui număr mare de radioscopii pulmonare în decada 1970-1980 s-a datorat efectuării unui număr mare de controale anuale impuse de sistemul nostru legislativ din acea vreme. Reducerea continuă a radioscopiilor în ultimele două decade se înscrie în efortul realizat de majoritatea țărilor de nivel 1 de a reduce radioscopia comparativ cu radiografia.

Radiografia a urmat o linie ascendentă în cei 30 de ani de practică radiologică, fiind cu 22.2% mai mult în 1980, cu 50.4 % mai mult în 1990 și cu 63.1% mai mult în 2000 față de anul de referință 1970 și cu o tendință evidentă de a înlocui treptat examenul radioscopic.

Reducerea apreciabilă a numărului anual de radiografii craniene a fost determinată de apariția în practica radiologică a unor noi tipuri de instalații de röntgendiagnostic, și anume CT-uri, aparate performante care au preluat o bună parte din activitatea radiologică pentru aceste regiuni anatomice.

Mamografia s-a dezvoltat continuu, atât la noi în țară, cât și în mai toate țările lumii, așa cum precizează rapoartele UNSCEAR din 1993 și din 2000, ca metodă de screening pentru depistarea precoce a cancerului mamar.

Radiofotografia medicală (MRF) cunoaște un regres însemnat, pe de o parte din cauza ineficienței acestei metode în depistarea tuberculozei pulmonare și pe de altă parte datorită

dozelor apreciabile (de 5-10 ori mai mari comparativ cu o radiografie pulmonară simplă) implicate în acest tip de examen radiologic.

Studiul prezent a arătat că activitatea radiologică a județului Cluj desfășurată în perioada 1970-2000 este deosebit de complexă. De remarcat faptul că s-au constatat diferențe semnificative în activitatea radiologică a țărilor de același nivel, deoarece radiologia medicală se practică în condiții extrem de diferite. Pentru a afla unde se situează practica radiologică clujeană pe plan mondial, s-a efectuat o comparare a activității noastre radiologice cu cea desfășurată într-o serie de țări de același nivel de asistență (nivel 1). S-a demonstrat că în județul Cluj se practică aproximativ tot atâtea examinări radiologice la 1000 de locuitori ca și în Finlanda și Polonia, mai puține ca în Germania, Japonia și Croația dar mai multe decât în Olanda, Anglia sau România (la nivel național).

2.4 Programul de asigurarea calității în radiologia medicală

Organizația Mondială a Sănătății (WHO, World Health Organization) a definit conceptul de “asigurarea calității” în radiodiagnosticul medical încă din 1986 ca fiind un efort organizat al tuturor factorilor implicați în expunerea populației la radiații ionizante, pentru realizarea unor imagini radiologice de foarte bună calitate cu un cost redus și cu o expunere minimă pentru pacient.

2.4.1 Program propriu de asigurarea calității în radiodiagnosticul medical

Începând cu anul 1999 s-a demarat un program experimental de asigurarea calității pentru patru unități medicale din orașul Cluj-Napoca, cu maximă afluență de populație și cu pondere însemnată în activitatea de radiologie pentru adulți și copii: Centrul de Diagnostic și Tratament Adulți și Copii, Clinica Medicală 1, Spitalul Clinic Municipal (Clujana). Pentru a putea efectua cu rapiditate și acuratețe toate testele de control de calitate precum și calculul dozelor organ și efective ale pacienților, prin simulări Monte-Carlo ale transportului radiației, s-a conceput un program PC, numit IradMed, scris în întregime în Java.

Programul de asigurare a calității cuprinde o serie de activități specifice și tehnici de control de calitate cum sunt: verificarea filtrării totale a tubului X și calitatea radiației (test HVL), reproductibilitatea și acuratețea tensiunii de vârf și a timpului de expunere, liniaritatea mAs, aliniamentul câmpului luminos cu cel de raze X și calitatea filmelor radiologice.

S-au constatat că doar la Spitalul Clinic Municipal Clujana filtrarea totală echivalentă a tubului de raze X calculată pe baza testului HVL este conformă cu valoarea filtrării totale dată în cartea tehnică a instalației. Aceste valori ale filtrărilor totale echivalente vor avea un rol important pentru calculul dozelor organ și efective primite de pacienți.

Toți parametri fizici măsurați la instalația Philips din dotarea Clinicii Medicala 1, se încadrează în limitele permise de actualele norme CNCAN. Reproducibilitatea tensiunii de vârf depășește valoarea maximă admisă de 5% pentru instalația X din Spitalul Clinic Municipal Clujana iar acuratețea timpului de expunere pentru instalația X din Centrul de Diagnostic și Tratament Adulți depășește valoarea maximă admisă de 10% pe întreg domeniul de valori testate. Liniaritatea mAs depășește valoarea maximă permisă de 0.1 pentru instalațiile aflate în dotarea Centrului de Diagnostic și Tratament Adulți și Spitalului Clinic Municipal Clujana.

Mărimea HVL depinde în principal de trei parametri fizici: kilovoltaj, filtrare totală și unghiul anodului. Alți parametri de care depinde HVL, dar într-o măsură mai mică, sunt ondulația formei de undă a tensiunii (waveform ripple) și materialul anodului. Rezultatele obținute prin aplicarea testului HVL sunt prezentate în tabelul 1.

Tabelul 1 Calitatea fasciculului de raze X exprimat prin HVL, HVL₂ și factorul de omogenitate ρ pentru instalațiile de röntgendiagnostic studiate

Unitatea medicală	Tipul instalației Röntgen	Rezultate	HVL (mm Al)	HVL ₂ (mm Al)	ρ
CDT Copii	TUR D300	Experimental	1.93 +/- 0.10	2.05 +/- 0.10	0.94 +/- 0.07
		Teoretic	2.32 +/- 0.12	3.36 +/- 0.17	0.69 +/- 0.05
CDT Adulți	Diagnomax M125	Experimental	0.93 +/- 0.05	1.27 +/- 0.06	0.73 +/- 0,05
		Teoretic	1.33 +/- 0.07	1.75 +/- 0.09	0.76 +/- 0.05
Clinica Medicala 1	Philips	Experimental	2.93 +/- 0.15	4.70 +/- 0.24	0.62 +/- 0.04
		Teoretic	2.64 +/- 0.13	3.97 +/- 0.20	0.66 +/- 0.05
SCM Clujana	TUR D800-1	Experimental	2.97 +/- 0.15	3.99 +/- 0.20	0.74 +/- 0.05
		Teoretic	2.64 +/- 0.13	3.97 +/- 0.20	0.66 +/- 0.05

Analiza statistică a rezultatelor teoretice și experimentale scoate în evidență câteva neajunsuri, cauzate atât de uzura înaintată a instalațiilor X cât și de deficiențe în tehnica de lucru aplicată în executarea radiografiilor.

În cazul instalației TUR D300, aparținând Centrului de Diagnostic și Tratament Copii, valorile celor două straturi de înjumătățire sunt semnificativ mai mici decât cele teoretice. Dacă toți parametrii de lucru specifici (kVp, mAs, filtrare, anod) sunt corespunzători, se poate aprecia că spectrul de raze X este neomogen, în care predomină fotonii de energie joasă, ceea ce conduce la o doză pacient mai mare decât cea generată de o instalație identică aflată în stare optimă de funcționare. Astfel, absorbția radiației în țesut este puternică, ceea ce are ca efect un contrast redus a imaginii de pe film. Ca urmare, filmele radiologice prelucrate sunt subexpuse, existând posibilitatea repetării examinării. Valoarea primului strat de înjumătățire, HVL, este inferioară valorii minime permise de 2.1 mmAl corespunzătoare condițiilor de testare.

Cele două straturi de înjumătățire, HVL și HVL₂, ale radiației generate de instalația Diagnomax M125, din dotarea Centrului de Diagnostic și Tratament Adulți, sunt semnificativ mai mici comparativ cu valorile teoretice, la fel ca în cazul instalației TUR D300. Predicțiile asupra dozelor pacient și a imaginii radiologice sunt aceleași ca în cazul instalației TUR D300. Imaginea radiologică și dozele pacient pot fi îmbunătățite prin executarea unor reglaje fine de creștere a tensiunii, o scădere a mAs și/sau prin introducerea unor filtre adiționale.

În cazul instalației de röntgendiagnostic de tip Philips, aparținând Clinicii Medicală 1, valorile primului strat de înjumătățire și a factorului de omogenitate nu sunt semnificativ diferite de valorile teoretice. Cel de-al doilea strat de înjumătățire, HVL₂, este semnificativ mai mare față de valoarea sa teoretică. Prin urmare, spectrul X este omogen prezentând fotoni de energie înaltă într-o pondere ușor ridicată față de spectrul teoretic. Este deci posibil ca absorbția radiației în țesuturile din profunzime, mai ales la pacienții în stare de obezitate, să fie insuficientă fapt ce alterează contrastul imaginii acestor organe. Filmele radiologice pot prezenta supraexpuneri ușoare, iar dozele pacient se așteaptă a fi comparabile sau chiar puțin mai mici decât cele generate de o instalație identică aflată în stare de funcționare optimă. Posibilele remedii ar fi, ușoara scădere a tensiunii de lucru, mărirea mAs și/sau scoaterea unor filtre adiționale astfel încât filtrarea totală a tubului să fie ușor mai mică. Conform standardului IAEA, mărirea HVL este superioară valorii minime permise de 2.3 mmAl corespunzătoare condițiilor de măsurare.

Instalația X de tip TUR D800-1 de la Spitalul Clinic Municipal Clujana nu prezintă o bună concordanță între valoarea teoretică și cea experimentală a primului strat de înjumătățire. Cel de-al doilea strat de înjumătățire, HVL₂, ca și factorul de omogenitate nu sunt semnificativ diferiți față de valorile lor teoretice. Se apreciază că spectrul de raze X este omogen și prezintă

fotoni de energie medii și înalte într-o pondere ușor ridicată față de spectrul teoretic. După prima înjumătățire a radiației, o bună parte din energiile joase și medii sunt tăiate, iar ponderea tuturor fotonilor de toate energiile din spectru devine corespunzătoare, spectrul rezultat fiind similar cu cel teoretic. Absorbția radiației în țesuturile aflate aproape de suprafața de intrare a radiației în organism este insuficientă, afectând ușor contrastul filmului radiologic, iar dozele pacient se așteaptă a fi comparabile sau chiar puțin mai mici decât cele generate de o instalație identică aflată în stare de funcționare optimă. Corectarea imaginii radiologice se poate efectua prin ușoara scădere a tensiunii de lucru, mărirea mAs și/sau scoaterea unor filtre adiționale astfel încât filtrarea totală a tubului să fie ușor mai mică. Conform standardului IAEA, mărirea HVL este superioară valorii minime permise de 2.3 mmAl corespunzătoare condițiilor de măsurare.

Un alt obiectiv inclus în cadrul programului experimental de asigurarea calității în radiografie este verificarea aliniamentului câmpului luminos cu cel de raze X la instalațiile Röntgen aflate în studiu. Nealiniamentul pe cele două direcții (orizontal și vertical) ale câmpului nu trebuie să depășească 2% din valoarea distanței focus-film, conform standardului IAEA. Verificarea acestui parametru la cele patru instalații Röntgen, incluse în program, a scos în evidență faptul că singura instalație care nu corespunde standardului este TUR D300 din dotarea Centrului de Diagnostic și Tratament Copii, întrucât aceasta prezintă un nealiniament mai mare decât 2% din distanța sursă de raze X-imagină recepționată (3.7%).

Dozele la suprafața de intrare și dozele efective implicate în diferite examinări radiologice utilizând instalațiile X studiate au fost calculate cu ajutorul programului IradMed.

Așa cum era de așteptat, din testul de evaluare a HVL, dozele furnizate pacienților de către instalația TUR D300 din cadrul Centrului de Diagnostic și Tratament Copii sunt mai mari decât nivelurile de referință.

Pentru instalația Diagnomax M125 din cadrul Centrului de Diagnostic și Tratament Adulți s-a constatat că valorile dozelor sunt mult mai mari decât nivelurile de referință, cu excepția examenului de coloană lombosacrată în proiecție laterală. Cu toate că din evaluarea testului HVL era de așteptat să se obțină doze mari, magnitudinea acestor doze ne conduce la concluzia că, în plus, parametrii fizici setați la consolă pentru examinările radiologice uzuale (kV, timp expunere, mAs, FSD) sunt necorespunzători. Totuși, aceste tehnici de lucru pot fi intenționat alese în așa manieră încât imaginile radiologice să fie de bună calitate în vederea diagnosticării corecte a pacienților, chiar dacă dozele încasate de aceștia sunt mari.

În ceea ce privește instalația de röntgendiagnostic Philips din cadrul Clinicii Medicală 1 s-a constatat că valorile dozelor implicate sunt mai mici decât nivelurile de referință, așa cum era de așteptat din testul de evaluare al HVL, astfel că putem trage concluzia că și parametrii fizici

setați la consolă (kV, timp expunere, mAs, FSD) sunt corespunzători, pentru toate examinările radiologice uzuale.

Toate procedurile efectuate pentru evaluarea performanțelor echipamentelor de radiologie din cadrul unităților medicale incluse în programul experimental de asigurarea calității, s-au realizat cu scopul de a stabili dacă există nereguli în exploatarea aparaturii radiologice și de a aplica măsuri corective. Rezultatele au scos în evidență deficiențe serioase la unele instalații Röntgen, atât referitoare la uzura lor cât și în aplicarea tehnicilor de lucru. Toate aceste probleme legate de funcționarea echipamentelor radiologice au fost analizate cu seriozitate și s-a trecut la aplicarea unor remedieri, desigur în limita posibilităților.

Cea de a doua etapă a programului nostru se referă la evaluarea eficacității programului, care se realizează prin studiul ratei repetărilor examinărilor radiologice și a cauzelor care le produc. Examenul repetat, sau rebutul, constituie evident o expunere inutilă pentru pacient.

Numărul de examinări radiologice repetate în decursul unui an (2000), pentru fiecare unitate medicală vizată, s-a stabilit pe baza datelor culese din evidențele primare ale acestor unități, și sunt prezentate în tabelul 2.

Tabelul 2 Procentul radiografiilor repetate în decursul unui an

Unitatea medicală	Tip de aparat Röntgen	Nr. total de radiografii/an	Nr. total de radiografii repetate/an	Repetări (%)
CDT Copii	TUR D300	5964	679	11.4
CDT Adulți	Diagnomax M125	7093	536	1.5
Medicală 1	Philips	1944	19	<1.0
SCM Clujana	TUR D800-1	6300	1092	17.3

Cele mai multe repetări s-au înregistrat, surprinzător, la Spitalul Clinic Municipal Clujana (17.3%) și la Centrul de Diagnostic și Tratament Copii (11.4%). Spre deosebire de instalațiile Röntgen din cadrul Centrului de Diagnostic și Tratament, aparatul X din dotarea Spitalul Clinic Municipal Clujana s-a comportat mult mai bine la testele parametrilor fizici și ai HVL, astfel

Încât cauza acestor repetări constă într-o mare măsură în procesarea defectuoasă a filmelor radiologice. Aplicarea măsurilor corective ce se impun datorită neajunsurilor și neconcordanțelor depistate la instalațiile studiate, vor conduce la îmbunătățirea calității imaginilor și implicit reducerea rebuturilor. Totodată, se impune înlocuirea de urgență a aparatului X de tip TUR D300 din dotarea Centrului de Diagnostic și Tratament Copii cu o instalație corespunzătoare, care să asigure o protecție adecvată copiilor investigați radiologic.

Pentru celelalte echipamente radiologice incluse în programul experimental, Diagnomax M125 (Centrul de Diagnostic și Tratament Adulți) și Philips (Clinica Medicală 1), procentul repetărilor procedurilor radiologice este scăzut, de 1.5% respectiv sub 1%, fapt ce dovedește o grijă și o atenție sporită a personalului în expunerea și prelucrarea filmelor.

Ultimul obiectiv introdus în programul experimental de asigurarea calității în radiografia medicală se referă la verificarea calității filmelor radiologice prelucrate. Pentru aprecierea calității filmelor prelucrate, s-a măsurat densitatea optică cu ajutorul densitometrului tip X-RITE 331 și s-au stabilit niște standarde subiective, legate de diferența față de densitatea optică țintită pentru diferite puncte de referință de pe imaginea țesutului sau organului de interes, propunându-se patru calificative: subexpuse, bune, optime, supraexpuse. Aceste densități optice țintite, stabilite conform indicațiilor medicului radiolog, sunt corespunzătoare unor imagini radiologice de calitate optimă.

Tabelul 3 **Aprecierea calității filmelor radiologice**

Unitatea medicală	Calitatea filmelor radiologice	Număr de filme radiologice	Procent (%)
Centrul de Diagnostic și Tratament Copii	Subexpuse	23	25.3
	Bune	44	48.3
	Optime	16	17.6
	Bune+Optime	60	65.9
	Supraexpuse	8	8.8
Centrul de Diagnostic și Tratament Adulți	Subexpuse	3	4.3
	Bune	13	18.6
	Optime	49	70.0
	Bune+Optime	62	88.6
	Supraexpuse	5	7.1

Se constată că filmele radiologice prelucrate la Centrul de Diagnostic și Tratament Adulți, au o calitate corespunzătoare în proporție de 88.6%, ceea ce dovedește că atât expunerea cât și prelucrarea filmelor este corectă, iar numărul repetărilor este redus, ceea ce s-a și demonstrat. Totuși, aceste imagini radiologice de bună calitate implică ca și contra-efect o iradiere semnificativ mai mare a pacienților comparativ cu iradierea generată de o instalație identică, aflată în stare optimă de funcționare, așa cum rezultă din estimarea dozelor pacient și din testul de evaluare a HVL.

Nu același lucru se poate spune despre Centrul de Diagnostic și Tratament Copii, unde un sfert din filmele prelucrate (25.3%) sunt subexpuse, confirmând predicția testului de evaluare a HVL. Aici, clișeele radiologice prezintă un contrast redus, situație ce explică de altfel procentul însemnat (mai mult de 10%) de rebuturi și se confirmă încă odată calitatea slabă a echipamentului radiologic de la această unitate medicală.

Asigurarea calității pentru unitățile radiologice nu reprezintă doar o colecție de teste și măsurători, ci un proces laborios și îndelungat care cuprinde activități multiple, având ca efect calitatea imaginilor radiologice și mărirea dozelor date pacienților, în care trebuie să își aducă aportul fizicieni, radiologi, informaticieni și tehnicieni.

CAPITOLUL III: TEHNICI PRIVIND DOZIMETRIA RADIATIILOR X

Scopul principal al dozimetriei îl constituie cunoașterea dozelor de radiații primite de populația expusă și implicit realizarea unei protecții adecvate. De aceea, dozimetria radiațiilor X în expunerile medicale a devenit o componentă însemnată în activitatea de optimizare a protecției populației.

3.1 Tehnica Monte-Carlo pentru evaluarea dozelor

Pentru a aplica tehnica simulării Monte-Carlo în investigațiile radiologice uzuale și totodată pentru calculul și interpretarea rapidă a testelor de control a calității echipamentelor radiologice, s-a conceput un program PC, denumit IradMed, scris în întregime în Java. Acest program permite evaluarea dozelor organ și efective ale pacienților care sunt iradiați cu fotoni X de energii situate în domeniul 10 - 150 keV, domeniu specific în radiodiagnosticul medical.

Calculul dozelor se realizează utilizând tehnica simulării Monte-Carlo pentru trei tipuri de proceduri radiologice frecvente: mamografiile, radiografiile și CT. Celelalte tipuri de investigații

radiologice, din punctul de vedere al geometriei de lucru, se pot reduce la cele trei cazuri considerate. Astfel, mamografia și radiografia implică o geometrie de lucru simplă și anume o proiecție a fasciculului de fotoni pe sân, respectiv pe o regiune anatomică a corpului uman. Singura diferență dintre aceste două examinări o constituie tipul de fantom utilizat în simularea Monte-Carlo. În cazul examinărilor CT, tubul X are o mișcare de rotație bine definită în jurul pacientului. Aici, fantomul este scanat pe felii (secțiuni) de grosime mică (0.1 - 10 mm), iar la fiecare rotație este scanată o singură felie. Scanarea continuă sau elicoidală nu constituie un caz special pentru evaluarea dozelor, aceasta având influență doar în modul de captare și interpretare a datelor necesare pentru reconstrucția imaginii. Se remarcă faptul că fluoroscopia implică, în general, o geometrie de lucru neregulată și din acest motiv este neglijată. Totuși, o estimare grosieră a dozelor implicate în această procedură radiologică se poate face considerând examinarea fluoroscopică ca fiind compusă dintr-o serie de câteva examinări radiografice aplicate în diverse regiuni anatomice.

Interacțiunile dintre radiație și materie sunt bine cunoscute și riguros implementate algoritmic, astfel încât acuratețea calculelor se reduce la acuratețea modelului anatomic utilizat pentru descrierea pacienților și la modul de caracterizare a câmpului de radiație aplicat în examinarea radiologică. Programul IradMed utilizează un model matematic pentru descrierea corpului uman și anume fantomul matematic MIRD-5, elaborat de specialiștii de la Oak Ridge National Laboratory și calculează dozele organ pentru pacienți de vârste și dimensiuni diferite supuși anumitor examinări radiologice. Dozele organ calculate sunt proporționale cu kerma în aer la suprafața de intrare (fără backscatter) în punctul central al câmpului X.

Scurtă descriere a fantomului matematic utilizat pentru examinările radiografice și CT

Fantomul matematic MIRD-5 ține cont de trei tipuri principale de țesuturi, a căror densitate și compoziție este diferită și anume: plămâni, schelet și țesutul moale. Țesutul moale se referă la toate țesuturile a căror densitate este apropiată de valoarea de 1 g/cm^3 , ca de exemplu țesutul muscular. Descrierea fantomului hermafrodit este prezentată pentru câteva tipuri de pacienți standard și anume: nou născut, 1 an, 5 ani, 10 ani, 15 ani și adult (>30 ani). Fiecare fantom conține trei părți geometrice importante: un cilindru eliptic reprezentând trunchiul și brațele, două conuri circulare reprezentând picioarele și un ansamblu format dintr-un cilindru circular pe care este așezat un elipsoid secționat având atașat la capătul superior o jumătate de elipsoid reprezentând gâtul și capul. Sistemul de coordonate de referință, față de care sunt date ecuațiile matematice asociate tuturor regiunilor anatomice și tuturor organelor, este ales la baza

trunchiului având axa z orientată în sus (spre cap), fantomul privește în sensul negativ al axei y, iar axa x are sensul pozitiv orientat spre stânga fantomului

În ceea ce privește compozițiile celor trei țesuturi importante, pentru fantomul nou-născut acestea diferă semnificativ față de celelalte cinci tipuri de fantom și este tratat separat. S-au calculat coeficienții de atenuare masici și coeficienții de absorbție de energie pentru fiecare energie a radiației X generată de tubul Röntgen.

În cazul mamografiilor, datorită geometriei de lucru, fantomul este de forma unui cilindru drept de dimensiuni ajustabile, având compoziția unui țesut moale. Grosimea standard este de 4.20 cm iar raza standard este de 7.00 cm.

Spectrul radiației X și geometria examinărilor

Un exemplu de spectru X generat de programul IradMed este prezentat în figura 2.

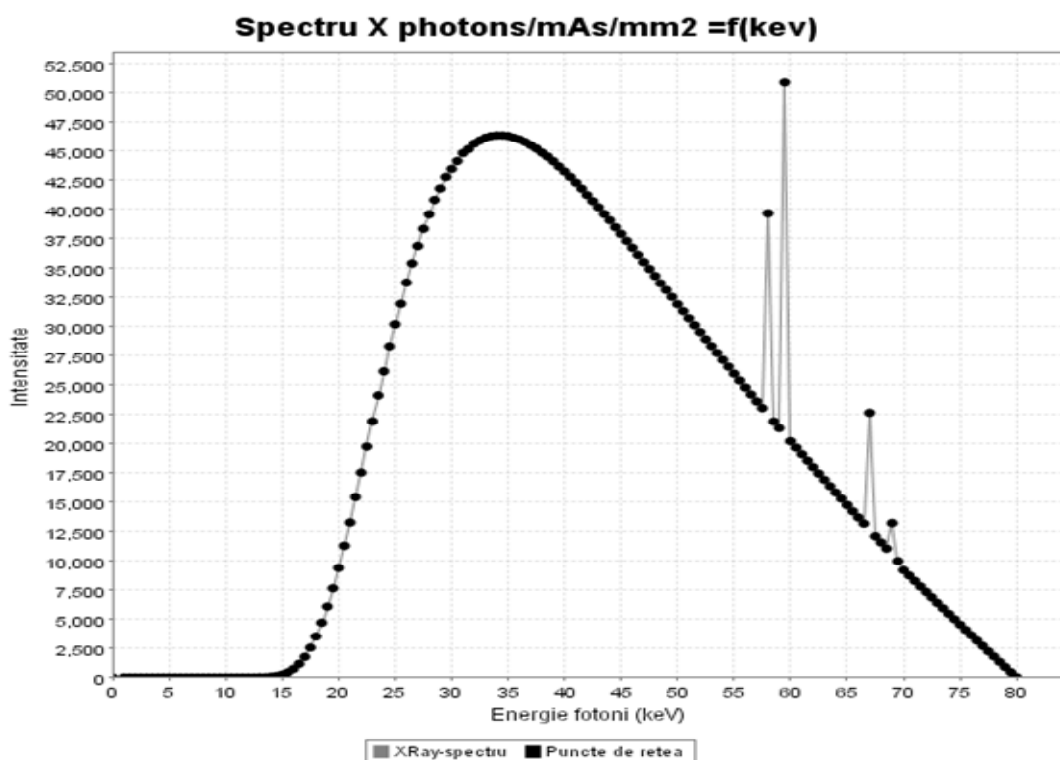


Figura 2 Spectrul X generat de un tub Röntgen având forma de undă a tensiunii de tip potențial constant, tensiunea de 80kV, unghiul anodului de 17 grade, materialul anodului este wolframul iar filtrarea totală este 2.5 mmAl

Spectrul radiației X este evaluat utilizând o bază de date, denumită SRS78, care ține cont de tensiunea aplicată tubului, unghiul anodului, filtrarea totală, materialul anodului (wolfram, molibden, rhodiu) și ondulația forme de undă a tensiunii. Pe baza unor măsurători prealabile de HVL și HVL_2 , se poate utiliza ca dată de intrare filtrarea totală echivalentă a tubului. Dacă testul HVL nu a fost efectuat, se poate utiliza, ca dată de intrare, filtrarea totală a tubului, care este notată în cartea tehnică a instalației și are o valoare tipică de 2.5 mmAl.

În cazul mamografiilor, originea sistemului de coordonate coincide cu centrul cercului aflat la capătul superior al cilindrului care simulează sânul, sensul pozitiv al axei z este îndreptat în jos și coincide cu direcția fluxului incident al radiației. Schematic, această geometrie de lucru este prezentată în figura 3.

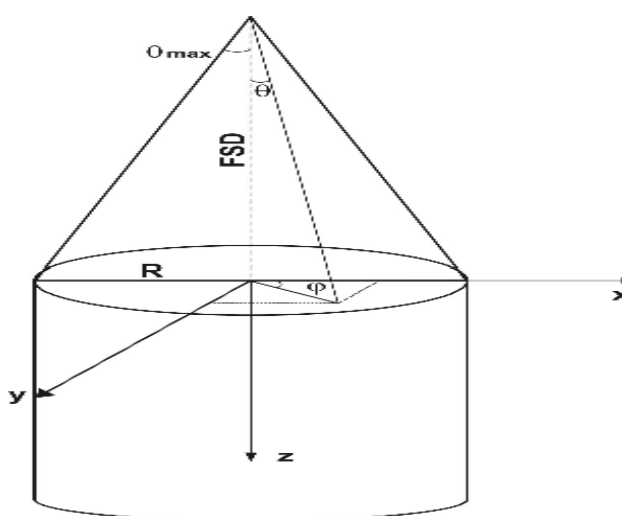


Figura 3 Geometria de lucru în examinările mamografice

Programul IradMed generează un număr aleator cuprins în intervalul $[0,1]$ și determină, printr-un calcul relativ simplu (modelarea cosinusului unghiului polar), o valoare θ a unghiului polar pentru fiecare istorie a fotonilor incidenți. Unghiul azimutal, φ , este cuprins în intervalul $[0,2\pi]$ și urmează distribuția uniformă. Cosinusurile directe inițiale depind de unghiul polar θ și azimutal φ având expresiile:

$$u_x = \sin \theta \cos \varphi ; u_y = \sin \theta \sin \varphi ; u_z = \cos \theta \quad (1)$$

În cazul radiografiilor, direcția fascicului incident depinde de tipul de proiecție: AP - anterior posterior, PA - posterior anterior, LLAT - lateral stânga sau RLAT - lateral dreapta. Se calculează, pe baza ecuațiilor fantomului matematic, coordonata z a centrului câmpului X și

dimensiunile câmpului X la suprafața de intrare. Pe baza tipului de proiecție și a distribuției uniforme a locației de interacțiune relativ la dimensiunile câmpului X la suprafața de intrare, se generează aleator o pereche de puncte reprezentând coordonata z de intrare și una din coordonatele x sau y. Cealaltă coordonată se calculează în ipoteza că radiația incidentă intersectează fantomul, adică rezolvând ecuațiile asociate regiunilor fantomului matematic.

Tipul de proiecție poate fi matematizat prin considerarea a două unghiuri: unghiul proiecției și unghiul cranio-caudal. Unghiul proiecției pentru cazul RLAT are valoarea 0, pentru AP are valoarea 90 grade, pentru LLAT are valoarea 180 grade iar pentru PA are valoarea 270 grade. Acest unghi este dat de direcția axei centrale a fascicului față de axa care traversează în plan median fantomul de la dreapta la stanga acestuia. Unghiul cranio-caudal reprezintă unghiul făcut de axa centrală a fascicului cu axa verticală, z, a fantomului. Valoarea acestuia este de 90 grade pentru toate cele patru tipuri de proiecții des utilizate în practica radiologică. Notând cu ξ unghiul cranio-caudal și cu λ unghiul proiecției, se poate arăta că valorile cosinusurilor directe pentru fotonii incidenți normal la suprafața de intrare sunt:

$$u_{x0} = \sin \xi \cos \lambda ; u_{y0} = \sin \xi \sin \lambda ; u_{z0} = \cos \xi \quad (2)$$

Pentru fotonii care intră în fantom sub un unghi polar și un unghi azimutal diferit de zero, se poate arăta, din considerente geometrice, că valorile noilor cosinusi directe sunt date de următoarele relații, ce au o valabilitate generală:

$$u_x = \sin \theta \cos \varphi ; u_y = \sin \theta \sin \varphi ; u_z = \text{SIGN}(u_{z0}) \cos \theta \quad (3)$$

dacă $u_{z0} > 0.9999$ (tinde la 1) și în cazul general:

$$u_x = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - u_{z0}^2}} [u_{x0} u_{z0} \cos \varphi - u_{y0} \sin \varphi] + u_{x0} \cos \theta$$

$$u_y = \frac{\sin \theta}{\sqrt{1 - u_{z0}^2}} [u_{y0} u_{z0} \cos \varphi + u_{x0} \sin \varphi] + u_{y0} \cos \theta \quad (3')$$

$$u_z = -\sin \theta \cos \varphi \sqrt{1 - u_{z0}^2} + u_{z0} \cos \theta$$

În cazul examinărilor CT, problema se poate reduce, fără o pierdere semnificativă a preciziei estimărilor, la considerarea scanării fiecărei felii din patru direcții, corespunzătoare

proiecțiilor RLAT, AP, LLAT și PA cu aceeași pondere în exprimarea rezultatului final. Suma expunerilor la suprafața de intrare pentru fiecare tip de proiecție reprezintă valoarea CTDI în aer periferic. Toate considerațiile matematice sunt identice cu cele din cazul radiografiilor pentru fiecare tip de proiecție în parte.

Modelarea interacțiunii (interaction sampling)

În domeniul radiodiagnosticului sunt considerate trei tipuri de interacțiuni ale fotonilor cu substanța și anume: efectul fotoelectric, împrăștierea necoerentă Compton și împrăștierea coerentă Rayleigh. Pe baza energiei a fotonului și a coeficienților de atenuare se calculează probabilitatea de interacțiune fotoelectrică ca fiind:

$$p_f = \frac{\mu_f}{\mu_t} \quad (4)$$

unde μ_t este coeficientul de atenuare total pentru energia respectivă.

Se generează un număr aleator r care dacă satisface inegalitatea $r \leq p_f$, atunci fotonul va fi absorbit prin efect fotoelectric. În caz contrar, se consideră probabilitatea de interacțiune coerentă Rayleigh ca fiind:

$$p_{coh} = \frac{\mu_{coh}}{\mu_t - \mu_f} \quad (5)$$

și se alege un alt număr aleator r care dacă satisface inegalitatea $r \leq p_{coh}$, atunci fotonul va suferi o interacțiune elastică coerentă, iar în caz contrar va fi împrăștiat Compton.

În cazul efectului fotoelectric, se consideră că întreaga energie a fotonului este absorbită și depozitată în organul sau țesutul în care are loc interacțiunea. De altfel, întotdeauna energia pierdută a fotonului prin orice tip de interacțiune se consideră a fi depozitată în acea locație de interacțiune. Cu alte cuvinte, se consideră că doza absorbită în țesut este egală cu kerma în acel țesut. Aceasta aproximație (aproximația kerma) este justificată de faptul că dimensiunea organelor este relativ mare față de parcursul electronilor (emiși fotoelectric sau împrăștiați Compton) în țesut, astfel că efectul de graniță, unde se schimbă densitatea și compoziția țesutului, poate fi neglijat. Excepție face doar calculul energiei depozitate în măduva osoasă

activă care este efectuat separat și este legat numai de energia depozitată în diferitele regiuni ale sistemului osos.

Pe baza secțiunilor eficace ale interacțiunii Rayleigh și Compton, programul IradMed calculează unghiurile polare și azimutale de împrăștiere utilizând algoritmi numerici avansați. Câteva metode de tratare a interacțiunii Compton, prin care practic se evită rezolvarea ecuației Klein-Nishina, sunt: metoda Clasică, metoda Kahn și cea dezvoltată mai recent de Wielopolski. Un al patrulea algoritm de obținere a unghiului polar din distribuția Klein-Nishina, deosebit de eficient și bine fundamentat teoretic, este cel utilizat de codul EGSnrc, numit generic EGS.

S-a efectuat un studiu preliminar al distribuției unghiurilor polare generate de către cei patru algoritmi pe un interval 0 - 180 grade cu pasul de 15 grade. Pentru fiecare subinterval s-a calculat probabilitatea de generare a acestor unghiuri pentru patru energii ale fotonilor.

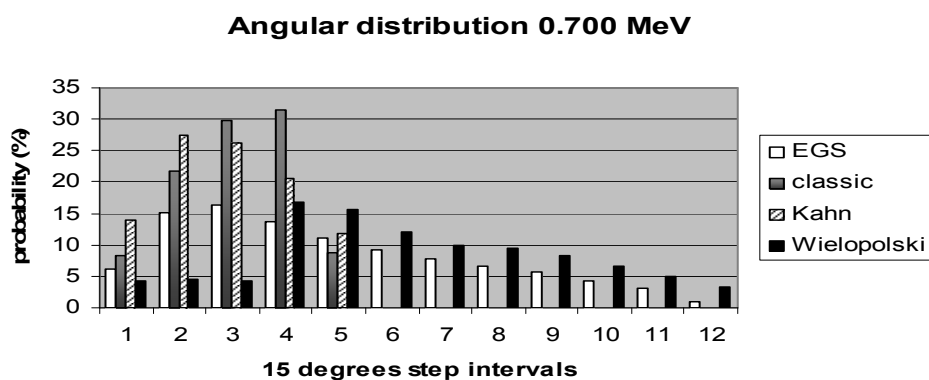


Figura 4 Distribuția unghiului polar de împrăștiere Compton, utilizând diferiți algoritmi, pe subintervale de 15 grade, acoperind domeniul 0 – 180 de grade.

Cele mai bune rezultate sunt generate de algoritmul EGS, urmat de Kahn și Clasic iar rezultatele cele mai slabe sunt date de algoritmul Wielopolski. Algoritmul EGS respectă probabilitatea ridicată asociată unghiurilor polare mici și, de asemenea, generează și unghiuri mari dar cu o probabilitate mai redusă.

Modelarea parcursului radiației (pathlength sampling)

Se poate arăta că parcursul fotonului în mediu pâna la următoarea interacțiune este:

$$d = -\frac{1}{\mu} \ln(r) \quad (6)$$

unde r este un număr generat aleator având valoarea cuprinsă în intervalul $[0, 1]$ iar μ este coeficientul liniar de atenuare total al mediului.

La fiecare locație de interacțiune, programul IradMed calculează în ce organ are loc fenomenul de interacțiune cu substanța, relativ la sistemul de coordonate fix al fantomului matematic. Întotdeauna interacțiunea este modelată în sistemul propriu de referință.

Dacă d este distanța până la noua locație de interacție, dată de relația (6), atunci legătura între coordonatele actuale și cele vechi, în sistemul de coordonate fix asociat fantomului matematic, sunt date de:

$$x = x_0 + u_x d ; y = y_0 + u_y d ; z = z_0 + u_z d \quad (7)$$

Valorile unghiurilor polare și azimutale se determină din modelarea interacțiunii, iar noile valori ale cosinusurilor directoare se determină cu ajutorul relațiilor (3) și (3').

Programul IradMed calculează dozele organ pentru aproximativ 30 de organe și regiuni anatomice, după care estimează doza efectivă prin înmulțirea fiecărei doze organ cu factorul de pondere tisulară și efectuând apoi suma pe toate organele considerate.

Se utilizează aproximația kerma pentru calculul dozelor implicate în examinările radiologice. Totuși, datorită geometriei cilindrice simple a mamografiei, programul IradMed poate efectua (opțional) o simulare Monte-Carlo completă ținând cont de parcursul electronilor în mediu, calculând kerma și energia depozitată de către aceștia. Această simulare Monte-Carlo completă se bazează pe subrutinele EGSnrc, este mare consumatoare de timp și resurse, dar rezultatele sunt extrem de precise. Diferențele rezultatelor obținute prin cele două moduri de calcul (aproximația kerma respectiv simularea Monte-Carlo completă) în cazul mamografiilor s-au dovedit a fi nesemnificative. Valabilitatea aproximației kerma a mai fost demonstrată și prin studiul realizat cu ajutorul unui alt program PC propriu, scris în Java, numit GES_MC, creat special pentru simularea Monte-Carlo completă în orice geometrie cilindrică, deosebit de util pentru calculul eficacităților de detecție ale detectorilor beta și gamma, calculul coeficienților de atenuare și secțiunilor eficace a tuturor interacțiunilor fotonilor și electronilor cu substanța, aplicațiilor radiologice cu geometrie cilindrică, și multe altele.

Valorile dozelor organ și efective generate de programul IradMed utilizând algoritmul Clasic sau Kahn, de selectare a unghiului polar din distribuția Klein-Nishina, sunt în bună

concordanță cu valorile date de programe similare sau din literatura de specialitate, diferențele putând fi explicate prin utilizarea diferitelor modele ale fantomului matematic.

Utilizând algoritmul EGS s-au obținut doze mai mici decât cele obținute prin alegerea algoritmilor Kahn sau Clasic. Cu toate acestea, valorile dozelor pacient calculate de IradMed prezintă un nivel de încredere mult mai înalt atunci când sunt estimate prin utilizarea algoritmului EGS (atât în aproximația kerma pentru radiografii și CT cât și în simularea Monte-Carlo completă din cadrul modelării examenului mamografic).

3.2 Doza la suprafața de intrare, doza organ și doza efectivă primită de adulți și copii în radiografii

S-au luat în studiu 29 de instalații Röntgen din dotarea unor unități radiologice cu maximă afluență de populație adultă din Transilvania (Cluj-Napoca, Turda, Huedin, Dej, Miercurea Ciuc, Odorheiul Secuiesc, Oradea).

Dozele la suprafața de intrare, pentru adulți, în cursul examinărilor radiologice cu și fără backscatter sunt prezentate în tabelul 4. S-au calculat valorile minime, maxime și medii ale acestor doze, valori utile în aprecierea gradului de iradiere a populației.

Tabelul 4 **Doze la suprafața de intrare, pentru adulți, în radiografii (valori medii, minime și maxime) - parțial**

Tip examen radiologic	Proiecție	Doza în aer la intrare (mGy)	Doza în aer cu backscatter (mGy)	Doză de referință (mGy)
Regiunea craniu	AP	3.129 (1.347 – 7.726)	4.067 (1.751 – 10.044)	5.0
	PA	5.574 (1.908 – 9.239)	7.250 (2.489 – 12.011)	5.0
	LAT	3.629 (0.819 – 7.897)	4.717 (1.408 – 10.260)	3.0

Este de remarcat faptul că studiul distribuției acestor doze, concret prin calculul momentelor statistice de ordin superior (media, varianța, skewness și kurtosis) a demonstrat că valoarea medie nu este semnificativ diferită de valoarea mediană astfel că media aritmetică este un bun indicator (la fel ca și mediana) al mediei acestor valori.

Analiza rezultatelor măsurătorilor de doze la suprafața de intrare pentru adulți, în cursul radiografiilor a scos în evidență următoarele:

-o serie de examinări, cum sunt cele de coloană lombară, coloană lombosacrată, pelvis, femur, genunchi, scapulo-humerală, contribuie cu doze medii de radiații sub valorile standardelor de referință ceea ce denotă că aceste tipuri de proceduri radiologice sunt corect executate.

-îngrijorătoare sunt, însă rezultatele medii obținute pentru examinările efectuate în zona toracelui și în cea craniană. Radiografiile pulmonare efectuate în proiecție PA și LAT implică doze medii de 6.7 ori și respectiv 8.0 ori mai mari decât nivelurile de referință. Pentru radiografiile în zona craniană în proiecție PA și LAT, dozele la suprafața de intrare sunt cu 45%, respectiv 57% peste valorile de referință.

Valorile relativ mari ale dozelor față de nivelurile de referință în cursul radiografiilor pulmonare și craniene se datorează în principal impreciziei parametrilor de lucru fizici setați și anume tensiune, timp de expunere, FSD, anod, mAs, filtrare etc., la o serie de unități radiologice: Spitalul Municipal Dej, Policlinica Huedin, Spitalul Clinic Municipal Clujana, Clinica TBC Cluj-Napoca, Clinica Medicală 1 Cluj-Napoca.

Valorile medii ale dozele în aer la suprafața de intrare cu backscatter, obținute pentru un număr reprezentativ de unități radiologice pot fi considerate niveluri proprii de referință. În plus, aceste doze de referință ar putea fi propuse spre aplicare în unitățile radiologice din Transilvania.

Dozele organ și dozele efective reprezintă cea mai completă evaluare a expunerii la radiații pentru populație. Cu ajutorul programului IradMed, s-au calculat dozele absorbite în 23 de organe și regiuni anatomice pe care le primesc pacienții în cursul examinărilor specifice. Rezultatele dozelor organ medii obținute pentru toate tipurile uzuale de radiografii și pentru toate unitățile radiologice studiate, sunt prezentate în tabelul 5.

Tabelul 5 Doze organ medii primite de adulți în radiografii - Parțial

Tip examen radiologic	Regiunea anatomică	Doza organ ($\times 10^{-3}$ mGy)	Regiunea anatomică	Doza organ ($\times 10^{-3}$ mGy)
Regiunea craniu AP	sân	0.070	ficat	0.006
	schelet	44.056	plămâni	0.639
	măduva activă	22.852	timus	0.174
	creier	197.427	tiroidă	24.770
	inimă	0.072	restul	70.225

Diferitele proceduri radiologice induc în organele radiosensibile doze absorbite apreciabile. Cunoașterea dozelor organ primite de pacienții supuși diferitelor proceduri radiologice este esențială atât pentru calcularea dozei efective cât și pentru evaluarea detrimentului indus de radiație. Cunoașterea detrimentului este necesară pentru evaluarea beneficiilor rezultate din aplicarea procedurilor radiologice. Beneficiul este considerat a fi suficient dacă expunerea este justificată și optimizată conform principiului ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

Doza efectivă este cel mai bun parametru pentru descrierea cantității de radiație primită de un pacient supus unei examinări radiologice aplicată în scop diagnostic. Dozele efective calculate de IradMed pentru toate tipurile de radiografii aplicate adulților, executate în unitățile medicale reprezentative luate în studiu, sunt prezentate în tabelul 6.

Tabelul 6 Doze efectivă, pentru adulți, în radiografii (valori medii, minime și maxime) - Parțial

Tip examen radiologic	Proiecție	Doză efectivă (mSv)	Doză efectivă de referință (mSv)
Regiunea craniu	AP	0.0242 (0.0111 – 0.0400)	0.07
	PA	0.0500 (0.0210 – 0.0790)	0.07
	LAT	0.0340 (0.0103 – 0.0724)	-

Valorile dozei efective ce depășesc nivelurile de referință s-au obținut pentru radiografia abdominală (1.20 mSv), radiografia de șold (0.96 mSv) și radiografia pulmonară PA (0.12 mSv).

Valorile dozei efective în procedurile radiologice studiate sunt comparabile cu o serie de date obținute prin studii similare în Germania, Japonia sau Norvegia.

Probabilitatea de inducere a cancerului și cea de deces asociată au fost calculate de IradMed pe baza modelului BEIR VII. Valorile minime găsite sunt: 2 cazuri/1 milion populație pentru rata incidenței cancerului respectiv 1 caz/1 milion populație pentru rata de deces. Valorile maxime calculate: sunt 138 cazuri/1 milion populație pentru rata incidenței cancerului respectiv 70 cazuri/1 milion populație pentru rata de deces.

Copiii au o sensibilitate mult mai mare decât adulții la acțiunea radiațiilor ionizante. De aceea, aplicarea unei examinări radiologice în scop diagnostic trebuie să aibe loc numai dacă este absolut necesară, iar tehnica radiografică utilizată să fie cât mai exactă. Studiul a fost realizat la câteva unități de pediatrie, cu flux semnificativ de pacienți, din orașele Cluj-Napoca și Oradea: Pediatrie 1, Pediatrie 2, Pediatrie 3, Centrul de Diagnostic și Tratament Copii, Pediatrie TBC, toate din Cluj-Napoca și Policlinica de Copii și Spitalul de Copii din Oradea.

S-a constatat că toate dozele implicate în radiografia nou născutului sunt comparabile cu cele implicate în radiografia copilului de 1 an. Se constată că valorile dozelor cresc sistematic, pe măsură ce se trece de la o categorie de vârstă mai mică spre o categorie mai mare, așa cum de altfel este normal, având în vedere că parametrii de lucru cresc pe măsură ce vârsta copilului crește, pentru a se obține o imagine radiologică adecvată.

Dozele maxime s-au obținut pentru radiografia de craniu, coloană toracică și pelvis, toate executate în proiecție AP, la categoria de vârstă 15 ani.

Valorile minime ale riscului de cancer, calculate de IradMed pe baza modelului BEIR VII, sunt: 4 cazuri/1 milion populație pentru rata incidenței cancerului respectiv 2 cazuri/1 milion populație pentru rata de deces. Valorile maxime calculate: sunt 90 cazuri/1 milion populație pentru rata incidenței cancerului respectiv 40 cazuri/1 milion populație pentru rata de deces.

Este de remarcat faptul că toate valorile de doze ale tuturor unităților pediatrice studiate, cu o singură excepție, a Pediatriei 1 Cluj-Napoca, sunt mai mari decât nivelurile de referință. De asemenea, dozele medii calculate pe toate unitățile studiate sunt mai mari decât nivelurile de referință. Asta înseamnă că parametrii fizici setați la consolă (kVp, mAs, timp de expunere, FSD) sunt necorespunzători. Se impune o revizuire serioasă a tehnicilor de lucru și a instalațiilor Röntgen vizate, care să pună de acord dozele eliberate în cursul procedurilor radiologice cu valorile acceptate de standardele internaționale.

3.3 Doza în aer, doza absorbită, doza medie glandulară și doza efectivă în mamografii

Mamografia este examenul radiologic cel mai eficient pentru depistarea timpurie a cancerului la sân. În fază incipientă cancerul poate fi doar o leziune ușoară cu un contrast extrem de slab comparativ cu țesutul normal. De aceea, este nevoie de un spectru de radiații cu energii joase (pentru care rezultă o creștere a dozei absorbite în sân), care să asigure o imagine cu contrast suficient, la care aceste leziuni să fie vizibile. În același timp, țesutul glandular este

deosebit de sensibil la acțiunea radiațiilor X, astfel că doza pe care o primește pacienta în cursul examenului mamografic trebuie menținută la valori rezonabile, conform principiului ALARA.

S-a luat în studiu o unitate radiologică reprezentativă pentru fluxul de pacienți și anume Spitalul Cilinic Județean Cluj-Napoca.

Doza la suprafața de intrare s-a determinat în condiții de lucru standard. Doza absorbită și cea efectivă au fost calculate prin simulare Monte-Carlo cu ajutorul programului IradMed. De asemenea, s-a calculat doza medie glandulară, conform standardului IAEA, pe baza valorii HVL de 0.42 mmAl determinată în prealabil prin aplicarea testului HVL. Rezultatele sunt prezentate în tabelul 7.

Tabelul 7 Doze în mamografie

Doza în aer la suprafața de intrare (mGy)	Doza în aer la suprafața de intrare de referință (mGy)	Doza absorbită (mGy)	Doză medie glandulară, AGD, (mGy)	Doză medie glandulară de referință, AGD, (mGy)	Doza efectivă (mSv)
12.77	13.0	2.73	2.97	2.8	0.14

Se observă că doza absorbită calculată de programul IradMed prin aplicarea tehnicii Monte-Carlo complete și doza medie glandulară, AGD, calculată conform standardului IAEA nu sunt semnificativ diferite conform testului statistic 3 sigma. În plus, aceste doze nu sunt semnificativ diferite de dozele de referință corespunzătoare, deci procedura radiologică este aplicată corect, respectând principiul ALARA. De asemenea, aceste doze găsite, sunt comparabile cu o serie de rezultate mamografice din diferite țări cum sunt Anglia, Belgia, Canada, Germania, Suedia și SUA publicate în literatura de specialitate.

Valorile tipice ale riscului de cancer la sân asociat mamografiei, calculate de IradMed pe baza modelului BEIR VII, sunt: 4 cazuri/1 milion populație pentru rata incidenței cancerului respectiv 1 caz/1 milion populație pentru rata de deces.

Estimările de risc se bazează pe doza medie în țesutul glandular, dar acest risc este extrem de mic comparat cu beneficiile rezultate din aplicarea mamografiei ca metodă de screening pentru depistarea precoce a cancerului la sân.

3.4 CTDI, doza organ și doza efectivă în tomografia computerizată

Tomografia computerizată (CT) este unanim recunoscută ca o realizare valoroasă pentru radiodiagnosticul medical atingând în ultimul timp, odată cu apariția scannerilor CT de generația a treia și a patra, performanțe spectaculoase. Avantajul principal al acestei proceduri radiologice îl constituie realizarea unor imagini de calitate net superioară, dar dozele furnizate pacienților sunt mult mai mari comparativ cu cele din radiografia convențională.

Măsurătorile dozimetrice s-au executat pe axa de rotație a două tipuri de scanner CT, GE CT PACE din cadrul Institutului Oncologic Cluj-Napoca și CT PICKER PQ din cadrul Spitalului Militar Cluj-Napoca. Dozele efective (și dozele organ) au fost calculate cu ajutorul programului IradMed iar rezultatele măsurătorilor sunt incluse în tabelul 8.

Tabelul 8 CTDI și doza efectivă în CT

Aparat	Zona iradiată	CTDI (mGy/mAs)	CTDI (mGy)	CTDI referință (mGy)	CTDI periferic (mGy/mAs)	Doza efectivă (mSv)	Doza efectivă de referință (mSv)
CT	craniu	0.275	41.25	60.00	0.445	1.10	1.8
PACE	torace	0.300	45.00	30.00	0.486	7.06	7.8
	abdomen	0.300	45.00	35.00	0.486	7.56	7.6
CT	craniu	0.219	32.85	60.00	0.355	0.93	1.8
PICKER	torace	0.402	60.30	30.00	0.651	10.13	7.8
	abdomen	0.416	62.40	35.00	0.674	11.29	7.6

Prin aplicarea testului de comparare 3 sigma, se observă că examinările de craniu determină valori ale CTDI și doze efective sub nivelurile de referință iar examinările toracelui și abdomenului implică doze ce depășesc aceste niveluri. Totuși, dozele efective implicate în examinările de torace și abdomen generate de scannerul CT PACE sunt comparabile cu nivelurile de referință stabilite de IAEA. Se impune așadar o revizuire a parametrilor de lucru pentru instalația CT PICKER din dotarea Spitalului Militar Cluj-Napoca.

Probabilitatea de inducere a cancerului și cea de deces au fost calculate de IradMed pe baza modelului BEIR VII. Valorile minime găsite sunt: 99 cazuri/1 milion populație pentru rata

incidenței cancerului respectiv 50 cazuri/1 milion populație pentru rata de deces. Valorile maxime calculate: sunt 1203 cazuri/1 milion populație pentru rata incidenței cancerului respectiv 612 cazuri/1 milion populație pentru rata de deces.

Dozele organ medii pentru instalațiile studiate sunt prezentate în tabelul 9.

Tabelul 9 Doze organ medii în CT - parțial

Tip examen radiologic	Regiunea anatomică	Doza organ (x 10 ⁻³ mGy)	Regiunea anatomică	Doza organ (x 10 ⁻³ mGy)
Regiunea craniu	sân	24.135	ficat	1.609
	schelet	1741.738	plămâni	98.891
	măduva activă	1143.688	timus	50.729
	creier	9008.628	tiroidă	1587.516
	inimă	15.182	restul	2081.489

Dozele efective în CT cranian, pulmonar și abdominal sunt de aproximativ 33, 28 respectiv 9 de ori mai mari decât cele din radiografia convențională. Riscurile de cancer sunt cu un ordin de mărime mai mari ca cele asociate radiografiei convenționale. Prin urmare, examenul CT trebuie recomandat cu atenție deosebită, numai atunci când beneficiul adus depășește riscul radiologic.

3.5 Rata dozei primită de adulți și copii în radioscopii

Radiosopia implică, o geometrie de lucru neregulată și din acest motiv nu se pot efectua cu acuratețe determinări de doze organ și efective prin simulare Monte-Carlo. Din acest motiv, pentru radioscopii, standardele internaționale au stabilit că singurele mărimi fizice, măsurabile direct și care asigură un nivel acceptabil de precizie, sunt rata dozei (kermei) măsurată în aer în condiții standard de examinare și rata dozei (kermei) maximă măsurată în aer în condițiile cele mai neavantajoase cum ar fi, plasarea detectorului cât mai aproape de tub și mai departe de intensificatorul de imagine.

S-au luat în studiu instalațiile fluoroscopice din unitățile reprezentative pentru adulți și copii din Cluj-Napoca, Miercurea-Ciuc, Odorheiul Secuiesc, Oradea și s-au calculat valorile medii ale acestor rate, conform standardului IAEA, știind că media aritmetică este indicatorul

optim pentru media distribuției acestor doze, conform testelor statistice cunoscute (skewness). Rezultatele sunt prezentate în tabelul 10.

Conform standardului IAEA, nivelurile de referință pentru rata standard a dozei în fluoroscopie se împart pe trei categorii: fluoroscopie de doză joasă, 10 mGy/min; fluoroscopie de doză medie, 20 - 25 mGy/min; fluoroscopie de doză înaltă, 40 - 100 mGy/min. Rata maximă a dozei, nu trebuie să depășească 50 mGy/min pentru instalațiile cu control manual a parametrilor de lucru (cum este cazul majorității instalațiilor studiate) respectiv 100 mGy/min pentru instalațiile cu control automat.

Tabelul 10 Rata (medie) standard și maximă a dozei pentru adulți și copii în radioscopii

Pacient	Rata standard a dozei (mGy/min)	Rata maximă a dozei (mGy/min)
Adulți	12.88	19.25
Copii	31.05	51.33

Valorile medii prezentate în tabelul 10 arată că rata standard a dozei pentru adulți se încadrează în categoria fluoroscopiei de doză joasă spre medie, iar rata standard a dozei pentru copii se încadrează în categoria fluoroscopiei de doză medie spre înaltă.

Important este faptul că examenul fluoroscopic la copii implică doze semnificativ mai mari ca la adulți, dar și adulții pot primi doze mult mai mari ca cele permise în cursul radiografiilor dacă timpul total de expunere (explorare) este mare (de ordinul minutelor) așa cum se întâmplă deseori în practică.

CAPITOLUL IV: Dozimetria termoluminiscentă

Termoluminiscenta (TL) este un fenomen fizic care se bazează pe proprietatea unor cristale de a emite lumină în cursul încălzirii lor, după ce în prealabil acestea au fost expuse unei iradiere naturale sau artificiale. Un sistem complet de dozimetrie termoluminiscentă (TLD) este format dintr-un detector TL, un reader și un ciclu de măsurare, urmând ca rezultatele să fie prelucrate matematic. Unele materiale TL (LiF-100, CaSO₄:Tm, LiF:Mg,Cu,P) prezintă calități dozimetrice remarcabile, motiv pentru care sunt utilizați atât în dozimetria individuală cât și în monitorizarea radioactivității mediului ambiant. În plus, dozimetria TL mai poate fi aplicată și în iradierea

medicală pentru măsurarea dozei reale la piele a pacienților evitându-se astfel utilizarea unor factori de corecție specifici (factorul de retro-împrăștiere, backscatter). Totodată, dozele măsurate, cu ajutorul dozimetrelor TLD în fantom, ne pot indica doza absorbită în diferite organe și țesuturi, doză care este cu atât mai precisă cu cât construcția fantomului uman este mai exactă. Totuși, de cele mai multe ori în practică, dificultatea realizării fizice a acestor fantomuri, prețul lor și dificultatea realizării ansamblului experimental fac ca doza organ să nu poată fi măsurată cu o bună precizie, singura metodă suficient de exactă pentru realizarea acestui deziderat rămânând tehnica simulării Monte Carlo.

4.1 Măsurarea dozelor de radiații utilizând pulberi de LiF-100 și CaSO₄:Tm

Au fost studiate două materiale TL cu rezultate bune în practica dozimetrică și anume, pulberi de LiF-100 și CaSO₄:Tm, ce provin de la Harshaw Chemical Company, respectiv Technical University Budapest.

Rezultatele experimentale au arătat că pentru aceeași valoare a expunerii, pulberea de CaSO₄:Tm este cu două ordine de mărime mai sensibilă (semnal TL mai mare) decât cea de LiF-100, fapt confirmat și de alți cercetători. Ca urmare, pulberea CaSO₄:Tm poate fi utilizată la măsurarea dozelor joase din domeniul radioactivității mediului.

Stabilitatea dozimetrelor în diferite condiții climatice în funcție de timp, denumită fading, este deosebit de importantă pentru cunoașterea corecțiilor ce se impun pentru perioada de timp dintre expunere (iradiere) și citire (măsurare). Fadingul depinde de o serie de factori cum sunt temperatura, umiditatea sau lumina. S-a studiat fadingul celor două pulberi TL pe o perioadă de o lună de păstrare a dozimetrelor iradiate în condiții normale de temperatură și umiditate și la întuneric. Rezultatele arată că după 1 lună de stocare a dozimetrelor iradiate, fadingul pulberii de LiF-100 este mult mai bun decât cel al pulberii de CaSO₄:Tm și anume semnalul TL pentru LiF-100 scade cu numai 3.1%, în timp ce semnalul TL pentru CaSO₄:Tm se reduce cu 25.8%. Aceste procente se iau ulterior în considerare pentru exprimarea corectă a rezultatelor.

S-a aplicat dozimetria TL pentru măsurarea dozelor la piele primite de un pacient examinat radiologic în regiunea renală. Urografia este o examinare complexă compusă dintr-o radiografie simplă denumită renală pe gol, urmată de două radiografii executate la diferite intervale de timp prin injectarea unei substanțe de contrast, ceea ce înseamnă că unui pacient i s-au aplicat trei expuneri consecutive. Măsurătorile s-au executat la un aparat de tip Diagnostomax M125 utilizând un regim de lucru standard. S-au expus două loturi de câte 5 dozimetre din

fiecare pulbere în fascicul direct de raze X al instalației de röntgendiagnostic. Rezultatele măsurătorilor (integrate pe cele trei expuneri consecutive) sunt:

$$D(\text{LiF-100}) = 26.40 \pm 2.82 \text{ mGy} \text{ respectiv } D(\text{CaSO}_4:\text{Tm}) = 28.00 \pm 1.27 \text{ mGy}$$

Testul statistic 3 sigma a confirmat faptul că rezultatele sunt comparabile între ele și comparabile cu standardul IAEA în care doza de referință în urografie este de 10 mGy per radiografie. Incertitudinea mai mică pentru doza dată de pulberea CaSO₄:Tm este rezultatul direct al sensibilității ei superioare. În plus, rezultatele dovedesc o bună reproductibilitate și sunt consistente cu dozele asociate examinărilor radiologice similare.

4.2 Caracteristicile fizice ale pulberii termoluminiscente LiF:Mg, Cu, P

Materialele termoluminiscente cu LiF:Mg, Cu, P reprezintă o tehnologie de vârf în dozimetria TL iar performanțele dozimetrice ale acestora au fost studiate de numeroși specialiști din întreaga lume. Această pulbere este de aproximativ 25 de ori mai sensibilă ca cea de LiF-100, comparabilă cu sensibilitatea materialelor TL de CaSO₄:Tm.

După 1 lună de stocare a dozimetrelor iradiate și păstrate în condiții optime, ferite de umiditate și lumină, practic nu s-a semnalat nici o scădere semnificativă a semnalului TL. Deci, această pulbere poate fi utilizată în experimente pentru lungi perioade de timp fără a fi necesară corecția de fading.

S-a studiat influența luminii naturale asupra pulberii de LiF:Mg, Cu, P și s-a constatat faptul că semnalul TL a rămas aproape nemodificat ceea ce înseamnă că nu este necesar să se protejeze acest tip de pulbere TL de acțiunea luminii.

Limita de detecție a ansamblului dozimetru TL-reader poate fi descrisă cu aproximație utilizând teoria lui Curie.

$$LD = 3.29S_b \tag{8}$$

unde S_b este abaterea standard individuală a măsurătorilor de fond. Această ecuație se bazează pe studiul teoretic al deviației măsurării probelor slab expuse față de fondul măsurat (de exemplu, prin măsurători pe probe blank).

S-a determinat limita de detecție ca fiind:

$$LD = 0.00832 \text{ rad} = 0.083 \text{ mGy} = 83 \mu\text{Gy}.$$

Această valoare este conformă cu literatura de specialitate iar mărimea ei (mică) conduce la posibilitatea utilizării acestor pulberi TL în diverse aplicații de doză joasă.

În concluzie, studiul prezent confirmă caracteristicile fizice foarte bune ale pulberii termoluminiscente de LiF:Mg, Cu, P, ce poate fi aplicată pentru cunoașterea dozei de radiații la piele primită de pacienți în expunerile medicale, în monitorizarea expușilor profesionali și în monitorizarea radioactivității mediului ambiant.

CAPITOLUL V: Factori fizici implicați în mărimea dozelor

Pentru realizarea unei balanțe corecte între doza primită de un pacient în iradierea medicală și calitatea imaginii este necesară cunoașterea tuturor factorilor fizici implicați în practica radiologică.

5.1 Testul HVL pentru controlul calității instalației X

Testul HVL este testul de bază în cadrul controlului calității instalațiilor X. Prin acest test se verifică dacă există o filtrare optimă pentru a contracara, pe de o parte, creșterea dozei datorată fotonilor de joasă energie, iar pe de altă parte, de a asigura o imagine radiologică de bună calitate.

Pentru a calcula automat valoarea experimentală a HVL și pentru interpretarea rapidă a posibilelor diferențe față de valoarea teoretică a acestei mărimi, s-a utilizat programul propriu, IradMed, capabil să calculeze dozele organ și efective ale pacienților supuși procedurilor radiologice uzuale și să calculeze și să interpreteze o gamă largă de teste de control de calitate pentru instalațiile X.

Pentru calculul valorii experimentale a HVL, se măsoară doza în aer corespunzătoare diferitelor grosimi de absorbant interpus între focar și dozimetru. În mod uzual, absorbantul este constituit din plăcuțe de aluminiu, de mare puritate, având grosimi de 0.1 mm pentru mamografiile și 1 mm sau 2 mm pentru radiografiile. Aceste plăcuțe de aluminiu se plasează cât mai aproape de tub, deci cât mai departe de dozimetru, pentru a se evita efectul împrăștiilor Compton. Între detector și masa de radiografii s-a plasat o foiță subțire de plumb pentru a absorbi radiațiile ce ajung la masă, minimalizând astfel retro-împrăștierea.

Mărimea HVL depinde în principal de trei factori: kilovoltaj, filtrarea totală a tubului și unghiul anodului. IradMed țin cont și de materialul anodului și de ondulația formei de undă pentru calculul HVL teoretic. Este utilizată o bază de date, denumită SRS 78, ce reprezintă spectrul de raze X nefiltrat (ponderea fotonilor în spectru în funcție de energia lor), iar valorile teoretice ale HVL sunt calculate prin iterații succesive pe baza filtrării totale dată în echivalent

mm Al. Filtrarea totală poate fi calculată pentru o gamă largă de tipuri de filtre sau de diferite combinații ale acestora.

Conform standardului AEIA, corpul uman este compus în special din țesut moale, astfel încât se poate considera că un pacient adult, de dimensiuni standard, are o grosime echivalentă cu 20 cm apă. Considerând o tensiune de 100 kV, un unghi uzual al anodului de 17 grade, material al anodului de wolfram și o formă de undă de tip potențial constant, valorile teoretice ale HVL și HVL_2 au aproximativ aceeași valoare pentru un absorbant de 200 mm țesut moale (HVL de 8.21 mm Al respectiv HVL_2 de 9.27 mm Al) ca în cazul utilizării unui absorbant de aluminiu de 18 mm grosime (HVL de 8.25 mm Al respectiv HVL_2 de 9.20 mm Al). Această corespondență de 200 mm țesut echivalent cu 18 mm aluminiu se păstrează și pentru alte valori ale kV, ondulație, unghi anod și material anod, având astfel un caracter general. Prin urmare, este evident faptul că, în interpretarea rezultatului testului HVL, trebuie să se țină cont și de grosimea de absorbant corespunzătoare reducerii la un sfert a intensității radiației (QVL). Este deci necesară și suficientă interpretarea testului HVL pe baza valorilor HVL, HVL_2 și a factorului de omogenitate. Standardul actual IAEA de referință a emis doar recomandări asupra valorii HVL fără a ține cont și de HVL_2 fiind deci incomplet, deoarece pot exista cazuri în care valoarea HVL să fie corespunzătoare dar datorită abaterii HVL_2 și a factorului de omogenitate față de valorile teoretice, calitatea radiației să fie de slabă calitate și/sau dozele pacient să fie mari.

Expresiile pentru HVL_2 și a factorului de omogenitate sunt:

$$HVL_2 = QVL - HVL; \rho = HVL / HVL_2 \quad (9)$$

Deoarece radiația X generată de un tub Röntgen nu este monoenergetică, curba de atenuare a intensității radiației în funcție de grosimea absorbantului nu este o exponențială. În literatura de specialitate, acest fapt se numește "the hardening effect". De aici, rezultă în mod evident faptul că în scala semilogaritmică curba respectivă nu are forma unei linii drepte. Astfel, deducerea valorii HVL, prezentată în diferite publicații, prin interpolare liniară simplă între punctele corespunzătoare curbei în scala semilogaritmică este neriguroasă și chiar inexactă în multe cazuri.

Deseori în practică, este extrem de util să se reprezinte grafic valoarea dozei și a grosimii corespunzătoare absorbantului (în mmAl) astfel: doza pe abscisă, iar grosimea absorbantului (mmAl) pe ordonată în vederea interpolării ulterioare (prin polinoame sau prin funcții spline), numită din acest motiv reprezentare inversă. Prin această reprezentare valoarea HVL respectiv QVL se calculează direct pe baza ecuațiilor funcțiilor de fitare a curbei și de aici se determină

imediat valoarea HVL_2 și a factorului de omogenitate aplicând relațiile (9). Un exemplu de curbă de atenuare în reprezentare inversă este prezentată în figura 5.

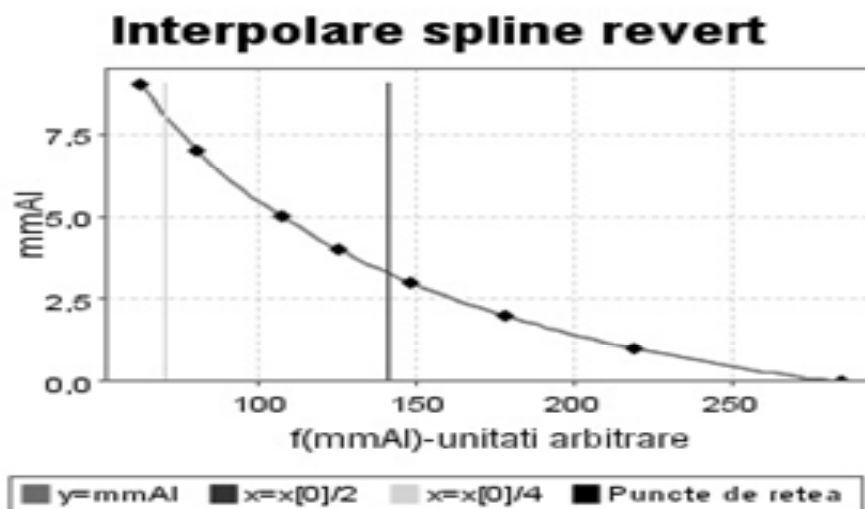


Figura 5 Curba de atenuare, prin interpolare spline, pentru determinarea HVL; grosimea absorbant (aluminiiu) în funcție de unități de doză

Pentru reprezentarea directă, doza pe ordonată și grosimea de absorbant pe abscisă, pentru calculul HVL respectiv QVL, este necesar să se rezolve ecuațiile:

$$f(x) = y_0 / 2; f(x) = y_0 / 4 \quad (10)$$

unde $f(x)$ reprezintă funcția polinomială (în cazul interpolării polinomiale) sau funcțiile spline (în cazul interpolării prin funcții spline cubice) asociate intervalelor ce încadrează mărimea HVL respective QVL.

Ecuațiile (10) sunt rezolvate prin metode numerice cum sunt: metoda secantei, metoda tangentei (Newton), metoda aproximațiilor succesive, metodele Birge-Viete sau în cazul funcțiilor spline cubice se rezolvă formulele lui Cardano.

După determinarea valorilor experimentale ale HVL, HVL_2 și a factorului de omogenitate, se poate estima filtrarea totală echivalentă a tubului de raze X. Filtrarea totală a tubului se calculează pe baza spectrului X neatenuat, la parametrii fizici pentru care s-a calculat HVL și QVL (kV, unghi anod, material anod și ondulația formei de undă), utilizând baza de date SRS 78, prin iterații succesive astfel încât să se obțină o reducere a intensității fascicului de 50% corespunzător valorii HVL calculate din datele experimentale, respectiv o reducere a intensității la 25% corespunzător valorii QVL calculate din datele experimentale. Se obțin astfel două valori

f_1 și f_2 ale acestui parametru care, deseori, sunt diferite între ele. Următorul pas este de a asocia ponderi celor două filtrări obținute, pentru rezultatul final al filtrării totale. Această filtrare totală dedusă pe baza testului HVL este de o importanță majoră deoarece este utilizată ulterior în simularea Monte-Carlo pentru determinarea dozelor pacient. Prin urmare, cele două mărimi f_1 și f_2 sunt corelate cu pacientul ce urmează a fi investigat și de aceea filtrarea totală ponderată dedusă din valorile HVL și HVL_2 se numește filtrare totală echivalentă. Cu alte cuvinte, filtrarea totală echivalentă depinde atât de tub cât și de pacient. Concret, fie g , grosimea planului de interes, asociat pacientului, dat în mm țesut moale sau în mm echivalent aluminiu. Conform celor arătate mai sus, dacă se consideră planul median (privit ca medierea după adâncimea diferitelor organe) atunci g va fi 100 mm țesut sau 9 mm Al, iar dacă se consideră planul de interes ca fiind efectiv întreg corpul, atunci g va 200 mm sau 18 mm Al. Aceste valori sunt pentru pacientul standard în examinarea radiologică cu proiecție AP sau PA, iar pentru proiecțiile LAT valorile de mai sus se dublează. Ponderile lui HVL_2 și HVL, p_2 respectiv p_1 la filtrarea totală echivalentă (ponderată) vor fi:

$$p_2 = \frac{g - HVL}{g}, g > HVL; p_2 = 0, g \leq HVL; p_1 = 1 - p_2 \quad (11)$$

Dacă g este dat în mm țesut atunci fie se transformă această valoare în echivalent aluminiu, fie valoarea HVL e transformată în echivalent țesut pentru rezolvarea ecuațiilor (11).

Pe baza acestor ponderi, filtrarea totală echivalentă dedusă din testul complet HVL și calculată automat de IradMed, este:

$$f = p_1 f_1 + p_2 f_2 \quad (12)$$

Pe baza deviațiilor valorilor experimentale ale HVL față de cele teoretice, se pot determina valorile HVL pentru orice kilovoltaj, unghi anod, material anod sau ondulație a formei de undă a tensiunii.

Există în literatura de specialitate diferite tabele din care, pentru o anumită valoare a lui HVL și pentru un kilovoltaj dat, se poate găsi filtrarea totală a tubului. Trebuie precizat faptul că pentru determinarea filtrării, pe lângă HVL și kV, o mare importanță o are materialul anodului, înclinarea anodului și ondulația formei de undă a tensiunii, astfel încât aceste tabele constituie, în cel mai bun caz, o particularizare pentru valori considerate standard ale celorlalți parametrii (de pildă, anod de tungsten cu înclinație de 17 grade și pentru potențial constant). Astfel, pentru

instalațiile X la care, de exemplu, unghiul anodului diferă de valoarea standard (de exemplu 13 grade), estimarea filtrării totale a tubului pe baza tabelelor menționate anterior este inexactă. Pe de altă parte, așa cum s-a arătat, există și o dependență a HVL_2 de filtrarea totală a tubului. În cazul cel mai general, filtrarea totală dedusă din valoarea HVL_2 poate să difere de cea rezultată din considerarea valorii HVL. Numai pentru instalațiile X corespunzătoare, din punct de vedere tehnic, cele două rezultate nu sunt semnificativ diferite. Din acest motiv, aplicarea ponderii pentru HVL și HVL_2 în funcție, practic, de examinarea radiologică (grosimea pacientului), pentru estimarea filtrării totale echivalente, este considerată a fi cea mai potrivită.

Compararea valorilor HVL experimentale cu cele teoretice, este efectuată fie prin aplicarea testului Student pentru compararea mediilor fie pe baza testului 3 sigma. Pe baza acestei comparări, se poate efectua interpretarea testului HVL. De exemplu, dacă valorile pentru HVL și HVL_2 sunt semnificativ superioare valorilor teoretice corespunzătoare, în ipoteza că toți ceilalți factori fizici utilizați în determinarea HVL sunt adecvați (kilovoltaj setat, filtrare totală, timp de expunere etc.), se poate interpreta că: în spectrul X generat de tub predomină fotonii de energie relativ înalte; absorbția fotonilor este insuficientă, fapt ce afectează contrastul imaginii (supraexpunerea filmului radiologic, în cazul radiografiilor); doza primită de pacient se așteaptă a fi mai mică decât doza primită în aceleași condiții, dacă pentru examinarea radiologică respectivă s-ar fi utilizat o instalație Röntgen corespunzătoare. Discuții și interpretări similare sunt efectuate pentru toate combinațiile posibile de abateri ale valorilor experimentale HVL, HVL_2 și ale factorului de omogenitate față de valorile teoretice corespunzătoare. Totuși, aceste interpretări pot să nu fie valabile dacă parametrii de lucru sunt necorespunzatori. De exemplu, măsurarea HVL la 80 kV setați la consolă să fie efectuată practic la 70 kV datorită faptului că acuratețea tensiunii este necorespunzătoare. În acest sens, trebuie efectuate teste privind reproductibilitatea și acuratețea timpului de expunere și a kilovoltajului de vârf, studiul liniarității mAs precum și studiul petei focale efective și alte teste de contrast înalt și scăzut a imaginii radiologice.

Metoda prezentată pentru efectuarea și interpretarea testului HVL, utilizată de programul IradMed, a fost aplicată cu succes în cadrul controlului calității instalațiilor X din radiodiagnostic. S-a efectuat testul complet HVL pe datele obținute din măsurători la 40 de unități radiologice din Transilvania, atât pentru adulți cât și pentru copii.

Rezultatele teoretice și experimentale pentru HVL, HVL_2 și factorul de omogenitate, ρ , pentru câteva din instalațiile Röntgen luate în studiu sunt incluse în tabelul 11.

Analiza valorilor teoretice și experimentale obținute prin testul HVL arată o varietate extrem de largă de rezultate. Instalațiile radiologice investigate prezintă numeroase neconcordanțe între valorile experimentale comparativ cu cele teoretice.

Tabelul 11 HVL, HVL₂ și factorul de omogenitate ai instalațiilor X - parțial

Unitatea medicală	Tip aparat Röntgen	Rezultate	HVL (mmAl)	HVL ₂ (mmAl)	ρ
Centru D.T. Cluj	Diagnomax M125	Teoretice	1.33 +/- 0.07	1.75 +/- 0.09	0.76 +/- 0.05
		Experimentale	0.93 +/- 0.05	1.27 +/- 0.06	0.73 +/- 0.05
Centru D.T. Cluj	Eltex	Teoretice	1.74 +/- 0.09	2.33 +/- 0.12	0.75 +/- 0.05
		Experimentale	2.07 +/- 0.10	2.35 +/- 0.12	0.88 +/- 0.06
Maxilofacială Cluj	Eltex 400	Teoretice	2.45 +/- 0.12	3.60 +/- 0.18	0.68 +/- 0.05
		Experimentale	3.03 +/- 0.15	2.51 +/- 0.13	1.21 +/- 0.09
Medicala 1 Cluj	Philips	Teoretice	2.64 +/- 0.13	3.97 +/- 0.20	0.66 +/- 0.05
		Experimentale	2.93 +/- 0.15	4.70 +/- 0.24	0.62 +/- 0.04

Toate rezultatele obținute în prezentul studiu, precum și propunerile de remediere ale deficiențelor semnalate au fost înaintate unităților medicale vizate, pentru ca soluțiile de îmbunătățire propuse să fie aplicate, astfel încât aparatura radiologică să fie conformă cu normele în vigoare.

Deși testul HVL este unanim considerat ca fiind cel mai important, pentru o verificare completă a instalației X, trebuie efectuate o serie de teste de control a calității, cum ar fi: acuratețea și reproductibilitatea kilovoltajului și a timpului de expunere, studiul liniarității mAs, determinarea petei focale și a distanței focar-film, teste de control a calității imaginii.

5.2 Parametrii fizici ai instalației Röntgen

Verificarea parametrilor fizici ai instalațiilor de röntgendiagnostic face parte integrantă din controlul calității în radiodiagnosticul medical. În plus, rezultatele calitative și cantitative ale testului complet HVL depind de acești parametri fizici, astfel că s-au efectuat o serie de teste de control cum ar fi: reproductibilitatea și acuratețea tensiunii și a timpului de expunere, cu ajutorul unui instrument multi-function meter RMI 240 A, liniaritatea mAs, utilizând un dozimetru RADCHECK plus 06-256, aliniamentul câmpului luminos cu cel de raze X, utilizând un film

radiologic și 4 markeri metalici, studiul petei focale și a distanței focus-film, utilizând un film radiologic și un tester RMI 112B, precum și verificarea contrastului înalt și scăzut a imaginii radioscopice, utilizând testerul RMI 141 respectiv testerul RMI 151.

Toate aceste teste de control s-au aplicat, în conformitate cu standardul IAEA, unui număr de 31 instalații X, utilizate pentru adulți și copii din dotarea unor unități radiologice reprezentative ca afluență de populație din orașele Cluj-Napoca, Dej, Huedin, Turda, Miercurea Ciuc, Odorheiu Secuiesc și Oradea.

Reproductibilitatea tensiunii de vârf, kVp, și a timpului de expunere, t, este determinată de coeficientul de variație, C.V. (%) care este definit astfel:

$$C.V.(%) = 100 \frac{\sigma}{\mu} \quad (13)$$

unde σ reprezintă abaterea standard experimentală asociată setului de măsurători repetate ale kVp sau t, iar μ este valoarea medie a aceluși set de valori. S-a setat la masa de comandă, o valoare a tensiunii de 70 kV și 20 mAs și s-au efectuat minim 5 expuneri obținându-se astfel 5 valori pentru kVp și t. Coeficientul de variație calculat prin relația (13) nu trebuie să depășească valoarea maximă permisă de 5% conform normelor CNCAN.

Acuratețea sau precizia tensiunii de vârf și a timpului de expunere este caracterizată de calculul diferenței relative a valorii măsurate față de valoarea setată la masa de comandă prin relația (se consideră valoarea măsurată ca fiind de referință):

$$diff(\%) = 100 \frac{|x_m - x_s|}{x_m} \quad (14)$$

unde x_m este valoarea măsurată a kVp sau t, x_s este valoarea setată la consolă a kVp sau t.

S-au setat timpi de expunere și tensiuni de vârf pe un domeniu larg de valori, specific radiodiagnosticului cum ar fi: 60 kV, 70 kV, 80 kV, 90 kV, 100 kV și 120 kV. Valoarea diferenței relative dată de (14) nu trebuie să depășească valoarea maximă permisă de 10%.

Liniaritatea mAs s-a calculat la o tensiune constantă de 70 kV, măbind treptat valoarea mAs și înregistrând doza în aer corespunzătoare. S-au obținut astfel perechi de valori corespunzătoare la 20 mAs, 40 mAs, 60 mAs, 80 mAs și 100 mAs. Pentru fiecare mAs setat s-a calculat randamentul tubului definit prin:

$$R = D / mAs \quad (15)$$

unde D este doza măsurată (sau orice altă mărime fizică direct proporțională cum ar fi fluența fasciculului, intensitatea fasciculului, kerma sau expunerea) iar mAs este valoarea setată. Evident, valoarea lui R în cazul ideal ar trebui să fie constantă. Se determină valoarea minimă, R_{\min} , și valoarea maximă, R_{\max} , din șirul respectiv de valori. Coeficientul de liniaritate, k, este definit de relația:

$$k = \frac{R_{\max} - R_{\min}}{R_{\max} + R_{\min}} \quad (16)$$

și trebuie să fie sub valoarea maximă permisă de 0.1.

Pata focală s-a determinat pe baza observațiilor ultimului grup de linii vizibil de pe tester și pe baza măririi dată de fasciculul divergent de radiații. Testerul se plasează pe caseta fotografică ce conține filmul radiologic și se efectuează o expunere la parametrii de lucru (50 - 60 kV, mAs, FSD) necesari obținerii unei densități optice nete de 0.8 - 1.4 D.O. Pe laturile câmpului luminos de pe casetă se pot plasa 4 markeri metalici pentru determinarea simultană a aliniamentului câmpului luminos cu cel de raze X. Distanța tester-focus, d_{tf} este dată, evident, de diferența dintre distanța focus-film, d_{ff} și înălțimea cunoscută a testerului, h_t . Distanța dintre orificii măsurată pe film, d_{of} , și distanța dintre orificii cunoscută de pe tester, d_{ot} determină mărirea măsurată. Mărirea imaginii, M_s dedusă din distanțe și mărirea reală măsurată, M_m , sunt date de:

$$M_s = d_{ff} / d_{of}; M_m = d_{of} / d_{ot} \quad (17)$$

Distanța focus-film calculată, pe baza considerentelor geometrice de asemănare, va fi:

$$d_{ff}^m = M_m h_t / (M_m - 1) \quad (18)$$

Această distanță nu trebuie să difere de cea setată cu mai mult de 2%.

Dimensiunile efective în milimetri ale petei focale, f_i^e , f_{i-1}^e , corespunzătoare ultimelor două grupuri de linii vizibile (f_i , f_{i-1} , în perechi de linii per mm) sunt calculate pe baza măririi reale. Dimensiunea efectivă estimată a petei focale va fi dată de media aritmetică a celor două valori.

$$f_{i-1}^s = M_m / (f_{i-1} (M_m - 1)); f_i^s = M_m / (f_i (M_m - 1)); f^s = \frac{1}{2} (f_i^s + f_{i-1}^s) \quad (19)$$

Mărima efectivă a petei focale este legată de mărimea nominală a petei focale (dată de fabrica producătoare) conform standardului NEMA. Pata focală nominală de 0.8 corespunde valorilor efective din intervalul 1.2 - 1.6 mm, pata focală nominală de 1.2 corespunde valorilor efective din intervalul 1.7 - 2.4 mm iar pata focală nominală de 0.6 corespunde valorilor efective din intervalul 0.95 - 1.2 mm.

Se măsoară pe același film diferența dintre marginea câmpului X și poziția markerului metalic și se calculează suma acestor diferențe corespunzător celor două laturi atât pe orizontală, cât și pe verticală. Diferența totală pe orizontală și pe verticală nu trebuie să depășească 2% din distanța focus-film.

Testerele de contrast înalt și scăzut sunt interpretate de medicul radiolog iar ultimele detalii vizibile determină calitatea imaginii radiologice conform specificațiilor din cartea tehnică a acestor testere.

Sensitometria filmelor radiologice constă în ridicarea curbei HD caracteristice prin expunerea unui film radiologic la lumina generată printr-o scară de filtre, cu ajutorul unui sensitometru (X-Rite396), și măsurarea densității optice asociate fiecărui pas al scarei sensitometrice, cu ajutorul unui densitometru (X-Rite331). Se calculează valoarea minimă a expunerii (baza plus ceața) care trebuie să fie sub valoarea maximă de 0.2 D.O. Gradientul sau contrastul, definit ca panta (tangenta) porțiunii de liniaritate a curbei sensitometrice D-logE (densitate optică în funcție de logaritmul zecimal al expunerii) trebuie să se încadreze în domeniul 2.8 - 3.2.

Reproductibilitatea înaltei tensiuni, reproductibilitatea timpului de expunere și liniaritatea mAs sunt prezentate în tabelul 12.

Tabelul 12 Reproductibilitatea kVp, a timpului de expunere și liniaritatea mAs - parțial

Unitatea medicală	Tip aparat Röntgen	kVp (C.V %)	Admis	t (C.V %)	Admis	mAs k	Admis
Centru D.T. Cluj	Diagnomax M125	1.29	da	-	-	0.36	nu
Centru D.T. Cluj	Eltex	0.55	da	0.14	da	0.45	nu
Medicală 1 Cluj	Philips	2.75	da	2.27	da	0.09	da

S-a înregistrat o singură depășire a coeficientului de variație a kVp de 5.93% pentru aparatul TUR D800-1 din dotarea Spitalului Clinic Municipal (Clujana). Coeficientul de variație a timpului de expunere depășește valoarea maximă permisă de 5% la Medicală 3 Cluj, Siemens BDCX (6.03%), Spitalul Municipal Dej, Philips Medio (6.97%) și la Boli Profesionale Cluj, Diagnomax unde s-a înregistrat valoarea record de 24.51%.

S-au înregistrat coeficienți de liniaritate a mAs de 2 ori mai mari (Medicală 2 Cluj, Siemens Tridorus; Boli Profesionale Cluj, Diagnomax), de 3 ori mai mari (Centrul de Diagnostic și Tratament Adulți Cluj, Diagnomax M125), de 4 ori mai mari (Centrul de Diagnostic și Tratament Adulți Cluj, Eltex; Spitalul municipal Miercurea Ciuc, EDR; Spitalul de Copii Oradea, Diagnomax MS125), de 5 ori mai mari (Pediatrie TBC Cluj, Diagnomax M125; Policlinica de Copii Oradea, Diagnomax MS125) și de 7 ori mai mari (Spitalul municipal Miercurea Ciuc, EDR 750B) față de valoarea maximă permisă de 0.1.

Cauzele care conduc la aceste rezultate pot fi multiple, ca de exemplu: fluctuații ale curentului mA, alimentarea de la o rețea inadecvată sau degradarea anodului, așa cum este cazul instalației Eltex din cadrul Centrului de Diagnostic și Tratament Adulți Cluj.

Acuratețea kilovoltajului și a timpului de expunere este prezentată, prin valorile diferenței minime și maxime calculate, în tabelul 13.

Tabelul 13 Acuratețea kVp și a timpului de expunere (valori minime și maxime) - parțial

Unitatea medicală	Tip aparat Röntgen	kVp (dif. %)	Admis	t (dif. %)	Admis
Centru D.T. Cluj	Diagnomax M125	0.18 6.02	da	16.67 21.97	nu
Centru D.T. Cluj	Eltex	31.00 56.56	nu	10.80	nu
Medicala 1 Cluj	Philips	1.52 4.99	da	2.53 5.71	da
Sp. munic. Dej	Philips Medio	8.99 17.47	parțial	6.10	da

În ceea ce privește precizia kVp, cele mai mari diferențe s-au înregistrat la instalația de tip Eltex ce aparține Centrului de Diagnostic și Tratament Adulți Cluj-Napoca, și sunt cuprinse între 31% și 56% fiind de 3-6 ori mai mare decât valoarea maximă permisă pe întreg domeniul de tensiuni studiat. S-au mai înregistrat diferențe semnificative între valorile setate și cele măsurate ale tensiunii de vârf, dar în limite moderate, la câteva unități medicale: Spitalul Municipal Dej, Philips Medio; Spitalul Miercurea Ciuc, EDR; Policlinica de Copii Oradea, Diagnomax MS125.

Acuratețea timpului de expunere este satisfăcătoare pentru majoritatea instalațiilor studiate, cu excepția instalației Diagnomax M125 din dotarea Centrului de Diagnostic și Tratament Adulți Cluj-Napoca, a instalației Diagnomax de la Policlinica Huedin și a instalației Diagnomax MS125 din dotarea Policlinicii de Copii Oradea. Pentru aceste excepții, diferențele dintre valorile setate și cele măsurate sunt de 2-3 ori mai mari decât valoarea maximă permisă.

Aliniamentul câmpului luminos cu cel de raze X, verificarea dimensiunii petei focale nominale și a distanței focus-film sunt corespunzătoare pentru majoritatea instalațiilor testate.

Rezoluția imaginii la contrast înalt și scăzut (definită subiectiv în termeni de necorespunzătoare, satisfăcătoare, bună, optimă) este cel puțin satisfăcătoare la majoritatea instalațiilor unde s-au putut realiza aceste teste. Rezultate necorespunzătoare s-au obținut la instalația Diagnomax aparținând Spitalului de Copii Oradea. La polul opus se situează instalația Siemens de la Policlinica Miercurea-Ciuc unde rezoluția la contrast înalt și scăzut este deosebit de bună, practic a obținut scorul maxim dintre toate instalațiile studiate. De altfel, așa cum s-a

văzut anterior, pentru această instalație testul HVL complet a confirmat faptul că instalația este în stare bună de funcționare.

Pata focală nominală calculată nu corespunde cu cea garantată de fabrica producătoare pentru: instalația Philips Duodiagnost (s-a testat focarul nominal de 0.6 mm) aparținând clinicii Pediatrie 1 și instalația Siemens (s-a testat focarul nominal de 1.2 mm) aparținând Spitalului Municipal Turda.

Diferența cea mai mare dintre valoarea distanței focus-film setate și cea măsurată (mai mare decât diferența maximă permisă de 2%) este de 43.14% și s-a obținut la instalația Siemens aparținând Spitalului Municipal Turda.

Sensitometria filmelor a fost efectuată la Spitalului de Copii Oradea. Curba HD generată de programul IradMed este prezentată în figura 6.

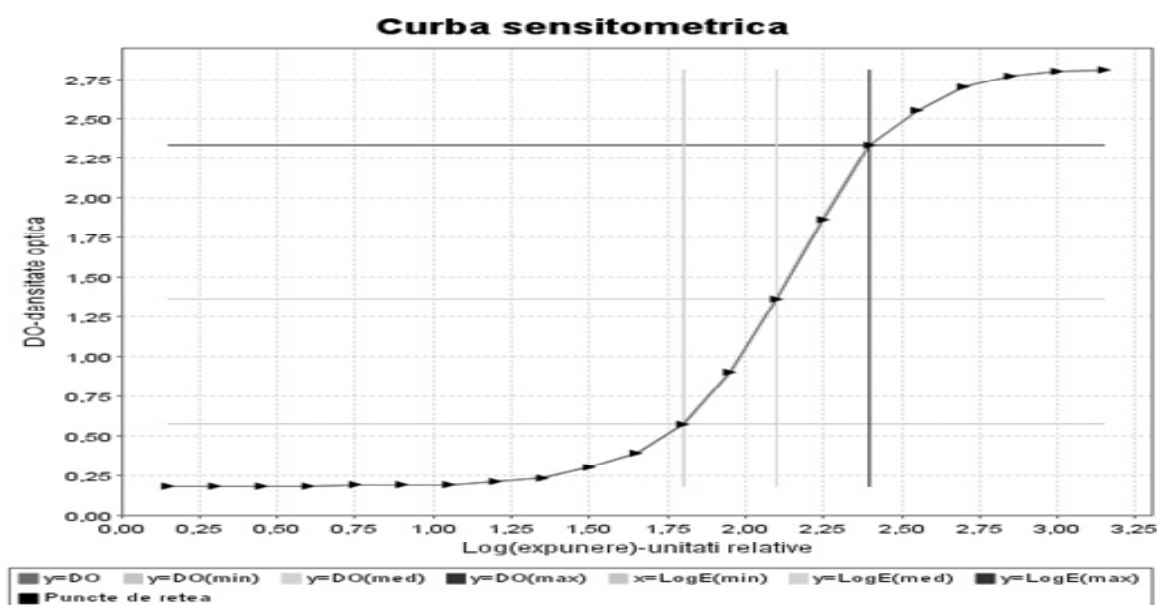


Figura 6 Curba sensitometrică pentru filmele radiologice utilizate la Spitalului de Copii Oradea .

Valoarea densității optice de bază plus ceață este de 0.18 D.O., care este sub valoarea maximă permisă de 0.2 OD. Contrastul este de 2.93, care se încadrează în domeniul standard de 2.8 - 3.2. Sensitivitatea (viteza filmului) este de 1.36 OD și reprezintă densitatea optică mediană corespunzătoare porțiunii de liniaritate a curbei sensitometrice. Latitudinea, definită ca lărgimea domeniului de densități optice corespunzător porțiunii de liniaritate este de 1.76 OD.

Testarea parametrilor fizici efectuată la o serie de instalații radiologice a scos în evidență necesitatea îmbunătățirii metodelor de lucru ale personalului pentru a detecta erorile din practica radiologică, precum și necesitatea implementării unor programe de control a calității

echipamentelor Röntgen, cu scopul de a se realiza imaginii de bună calitate cu o iradiere redusă a pacienților (ALARA).

5.3 Radiația de împrăștiere

Radiația secundară nu are nici o valoare în stabilirea diagnosticului, ea fiind o radiație difuză, parazitară, perturbatoare care a fost împrăștiată sau dispersată de la traiectoria ei inițială prin organism. Această radiație, rezultată din împrăștierea Compton, constituie o problemă serioasă în tehnica radiologică, întrucât deteriorează calitatea imaginii prin reducerea contrastului și absența detaliilor.

În practica radiologică se utilizează frecvent grila Bucky, interpusă între pacient și receptorul de imagine, care are menirea de a absorbi o parte din radiația secundară emise de țesut înainte de a atinge filmul radiologic.

A fost efectuat un studiu experimental privind determinarea radiației secundare pentru o instalație de röntgendiagnostic. S-a studiat dependența radiației de împrăștiere de parametrii fizici aplicați în acele tipuri de radiografii în care se utilizează grila Bucky (pelvis).

Pentru experiment s-a ales o instalație de röntgendiagnostic de tip TUR-300 din dotarea Centrului de Diagnostic și Tratament Copii Cluj-Napoca.

Dozele de radiații provenite numai de la radiațiile secundare au fost măsurate cu ajutorul unui dozimetru clinic RFT 27012 și s-a utilizat un fantom de parafină care simulează pacientul.

Fantomul, ca sursă principală de radiații secundare, s-a așezat pe masa de radiografii, iar fasciculul de raze X a fost colimat pe o arie de $(30 \times 40) \text{ cm}^2$ (dimensiunea maximă a filmului radiologic) și focalizat în centrul de geometrie al fantomului.

S-au măsurat izodozele de radiații secundare din jurul fantomului pentru regimul de lucru maxim aplicat în radiografii de 90 kVp, 90 mAs și o distanță focar-masă de radiografii de 76 cm (valoare uzuală în radiografii la această unitate radiologică).

S-a analizat variația expunerii dată de radiația secundară (la o distanță arbitrară de fantom, pe masa de radiografii) cu potențialul tubului de raze X pentru trei tensiuni de lucru (50 kV, 70 kV, 90kV), aplicate frecvent în radiografii la această unitate medicală. Se constată o proporționalitate directă între valorile expunerilor obținute cu tensiunea de vârf. Această relație permite să se estimeze contribuția expunerii datorate radiației secundare pentru orice valoare a potențialului tubului Röntgen.

S-a studiat variația expunerii cu distanța măsurată în exteriorul câmpului de radiații primar la 5, 10, 15 cm (valori alese arbitrar). Rezultatele sunt prezentate în figura 7.

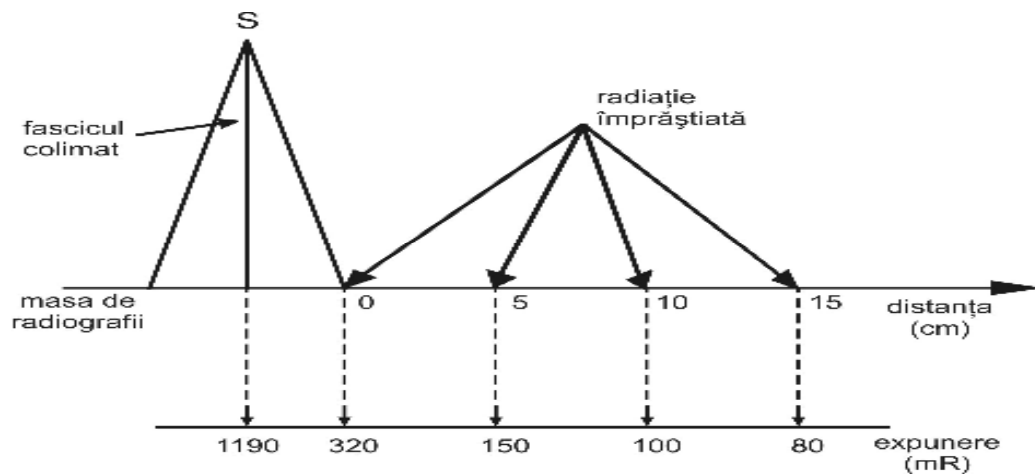


Figura 7 Variația expunerii datorată radiației secundare cu distanța

Radiația secundară măsurată este cauzată de împrăștierile Compton din fantom, de împrăștierile din masa de radiografii și în plus conține și radiația de fugă (scăpare) de la cupola tubului în afara zonei colimate.

Instalația de röntgendiagnostic, testată în acest experiment, nu îndeplinește cerințele standard propuse de IEC referitoare la dozele datorate radiațiilor de împrăștiere în funcție de tensiunea aplicată tubului X și de dimensiunea câmpului de radiații.

În concluzie, se impune dezafectarea instalației testate, TUR 300, și înlocuirea acesteia cu o instalație corespunzătoare, precum și testarea tuturor instalațiilor radiologice cu o vechime în funcționare mai mare de 15 ani.

CONCLUZII

În lucrarea de față s-a dezvoltat un program amplu de asigurarea calității în procedurile radiologice, care include o serie de tehnici de control necesare corectării atât a problemelor legate de echipamentele radiologice cât și a celor de practică radiologică cu implicații directe în reducerea dozelor, a iradierilor inutile și pentru obținerea unor imagini de calitate superioară absolut necesare furnizării unui diagnostic corect.

Programul propriu de asigurarea calității în radiodiagnosticul medical s-a introdus experimental pentru patru unități medicale cu maximă afluență de populație din Cluj-Napoca și cu pondere însemnată în activitatea de radiologie pentru adulți și copii.

Au fost investigate majoritatea unităților de radiologie din județul Cluj și s-a evidențiat amploarea iradierii medicale, realizată prin dinamica distribuțiilor procedurilor radiologice pe toate tipurile de examinări pe o perioadă de 30 de ani (1970-2000).

S-a utilizat tehnica simulării Monte-Carlo printr-un program PC propriu, denumit IradMed, care calculează atât dozele organ și efective primite de pacienți în cursul procedurilor de röntgendiagnostic și riscurile de cancer asociate cât și calculul și interpretarea tuturor mărimilor specifice diverselor teste de control ale calității instalațiilor Röntgen.

Pentru aprecierea performanțele echipamentelor de radiologie luate în studiu și a tehnicilor de lucru, s-au comparat dozele obținute cu valorile de referință stabilite de standardele internaționale. S-a utilizat doza la suprafața de intrare ca mărime fizică direct măsurabilă, cu și fără backscatter. Au fost efectuate măsurători la un număr mare de instalații X din dotarea unor unități de radiologie reprezentative din Transilvania. Valorile medii ale dozelor în aer cu backscatter obținute pot fi propuse ca niveluri de referință în practica radiologică din Transilvania. Pe baza acestor doze în aer, s-au calculat dozele organ și efective pentru toate tipurile de examinări radiologice (radiografii, mamografii și CT atât pentru adulți cât și pentru copii). În cazul mamografiilor s-a calculat și doza medie glandulară iar în cazul examinărilor CT s-a măsurat mărimea CTDI în aer pe axa de rotație și s-a determinat valoarea CTDI în aer periferic pentru a constitui o dată de intrare validă în programul IradMed. Cunoașterea dozelor organ și efective primite de pacienți este esențială pentru evaluarea detrimentului și riscului indus de radiații în organism.

Programul IradMed este un instrument deosebit de util pentru estimarea dozelor pacient care, spre deosebire de alte programe sau date din literatură, poate efectua simulări Monte-Carlo cu un grad mare de precizie pentru radiografii, mamografii și CT, utilizează algoritmi avansați pentru modelarea proceselor specifice (de exemplu, EGS), poate efectua simularea Monte-Carlo completă ținând cont de ansamblul fotoni-electroni pentru geometrii de lucru simple (mamografii) și modelează într-un mod foarte exact spectrul de raze X generat de tub, ținând cont de kilovoltaj, filtrare totală, materialul anodului, unghiul anodului și ondulația formei de undă a tensiunii. În plus, estimează riscul privind incidența și mortalitatea asociată cancerului, efectuează calculul și interpretarea tuturor mărimilor fizice implicate în diverse teste de control de calitate (HVL, kV, pată focală, etc), efectuează calculul filtrării totale pentru diferite combinații de filtre, calculul MTF în testele de control ale calității imaginii, curba sensitometrică și multe altele.

Posibilul risc de inducere a cancerului prin utilizarea mamografiilor în radiodiagnosticul medical este nesemnificativ în comparație cu beneficiile aduse prin aplicarea acestui tip de procedură radiologică ca metodă de screening pentru depistarea precoce a cancerului la sân.

Examinarea CT implică doze și riscuri de cancer cu cel puțin un ordin de mărime mai mari decât în cazul radiografiilor și de aceea se impune utilizarea rațională a acestor proceduri conform principiului ALARA.

În general dozele medii obținute sunt comparabile sau chiar inferioare nivelurilor de referință, deși sunt și cazuri la unele unități radiologice în care dozele implicate sunt semnificativ mai mari decât aceste niveluri, cum e de exemplu examinarea radiografică pulmonară.

Prezentul studiu atrage atenția asupra dozelor mari de radiații primite de copii comparativ cu valorile stabilite și acceptate de standardele internaționale. Prin urmare, este absolut necesară implementarea unor standarde proprii de calitate pentru practica radiologică în studiile noastre de perspectivă.

S-au studiat o serie de materiale termoluminiscente (LiF-100, CaSO₄:Tm, LiF:Mg, Cu, P) cu rezultate remarcabile în practica dozimetrică.

Prin utilizarea programului IradMed, testul HVL de control al calității radiației generată de o instalație de röntgendiagnostic s-a realizat mult mai rapid și într-un mod mult mai complex decât interpretările uzuale sugerate de literatura de specialitate. Programul IradMed calculează valoarea experimentală a lui HVL, HVL₂ și a factorului de omogenitate, compară aceste mărimi cu valorile teoretice corespunzătoare utilizând diferite procedee statistice și în final interpretează aceste diferențe oferind predicții asupra mărimii dozelor și a calității imaginii precum și soluții de remediere a practicii radiologice.

Datorită mărimii stratului QVL corespunzător atenuării radiației X în corpul uman, este necesar și suficient ca interpretarea testului HVL să țină cont și de mărimea HVL₂ constituind astfel un mod mult mai realist și mai complex decât interpretările uzuale impuse de standardele internaționale care se referă doar la mărimea HVL. În plus, această test complet HVL este în strânsă corelație cu pacientul, prin faptul că se determină o mărime fizică numită filtrare totală echivalentă de importanță majoră pentru calculele ulterioare de doze organ și efectivă.

Mărimile teoretice ale lui HVL, HVL₂ și a factorului de omogenitate depind de tensiunea tubului, filtrarea totală asociată tubului, materialul și unghiul anodului și de ondulația formei de undă a tensiunii de vârf. Aceste mărimi sunt calculate cu acuratețe pentru orice tub Röntgen utilizat în examinări radiografice, radioscopice, mamografice sau CT.

Determinarea experimentală a valorii HVL și HVL₂ este efectuată prin metode matematice avansate cum ar fi interpolarea polinomială, interpolarea prin funcții spline cubice,

ambele în reprezentări directe sau inverse, metode de rezolvare numerice a ecuațiilor și a sistemelor de ecuații implicate. Datorită efectului hardening, calculul valorilor experimentale pentru HVL, utilizat de standardele internaționale, prin interpolare liniară între punctele adiacente în reprezentare grafică pe scală semilogaritmă, generează rezultate aproximative și cu aplicabilitate limitată (mamografii). Prin urmare, modul de calcul al HVL utilizat de IradMed constituie o îmbunătățire a acestor standarde.

Testarea parametrilor fizici ai aparatelor Röntgen, realizată în cadrul controlului calității în radiodiagnosticul medical, a condus la detectarea erorilor în practica radiologică, explicarea cauzelor și la aplicarea unor soluții eficiente de remediere a acestor erori.

Radiația secundară generată de pacient, ca urmare a împrăștiilor Compton, interferează cu imaginea radiologică propriu-zisă deteriorând grav calitatea imaginilor radiologice prin reducerea contrastului și absența detaliilor. Studiul efectuat demonstrează practic necesitatea executării unui control permanent a cantității de radiații secundare, ca radiație parazitară și perturbatoare a imaginii radiologice.

Testele de control de calitate ale parametrilor fizici (incluzând testul de calitate al fasciculului de radiații definit prin HVL, HVL_2 și factorul de omogenitate), calitatea imaginii radiologice și mărimea dozelor la suprafața de intrare, organ și efective se află într-o relație de strânsă interdependență, demonstrând complexitatea programelor de asigurarea calității necesare pentru desfășurarea optimă a practicilor radiologice. Beneficiarul acestor practici este pacientul căruia i se administrează o doză minimă de radiații, optimizată pentru obținerea informației radiologice necesară stabilirii unui diagnostic corect.

Lucrări publicate

[1] Fulea D., Cosma C., Pop I.G., Monte Carlo Method for Radiological X-Ray Examinations, Romanian Journal of Physics, Nuclear Medicine section, Vol 54, Nos. 7-8, 629-639, 2009

[2] Fulea D., Cosma C., Monte Carlo sampling for gamma and beta detectors using a general purpose PC program, Radiation Measurements Journal, Vol 44, Issue 3, 278-282, 2009

[3] Begy R.C., Cosma C., Timar A., Fulea D., The Determination of Absolute Intensity of ^{234m}Pa 's 1001 keV Gamma Emission Using Monte Carlo Simulation, Journal of Radiation Research, Vol.50 (2009), No.3, 277-279, 2009

Alte prezentări

[1] Fulea D., Cosma C., Cosma V.A., Some Physical Factors Which Affect the Patient Doses and the Radiological Images Quality, 47th AAPM Annual Meeting, <http://www.aapm.org/meetings/05AM/PRAbs.asp?mid=18&aid=2848>, USA, july 2005

[2] Fulea D., Cosma C., Real time Monte Carlo simulation for evaluation of patient doses involved in radiological examinations, Second European IRPA Congress On Radiation Protection, <http://www.colloquium.fr/06IRPA/CDROM/docs/P-066.pdf>, Paris, France, may 2006

[3] Fulea D., GES_MC: Gamma-electron Efficiency Simulator, Version 3.1, RSICC CODE PACKAGE CCC-742, Radiation Safety Information Computational Center, <http://rsicc.ornl.gov/codes/ccc/ccc7/ccc-742.html>, Oak Ridge, USA, july 2008