



UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS  
FAKULTETI I INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE  
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE

---

# DISERTACION

PËR MARRJEN E GRADËS “DOKTOR I SHKENCAVE”

Tema:

**Fusha e rrezatimeve të pajisjeve të radiologjisë  
dhe vlerësimi i ekspozimeve mjekësore  
nëpërmjet detektorëve termolumineshentë**

**Punoi: Msc.Avni Morina**

**Udhëheqës: Prof. Dr. Fatos Ylli**

**Tiranë, 2021**



**UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS  
FAKULTETI I INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE  
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE**

---

DISERTACION

Paraqitur nga:

**Avni Morina**

për marrjen e gradës

**”DOKTOR I SHKENCAVE”**

**TEMA:**

**Fusha e rrezatimeve të pajisjeve të radiologjisë dhe vlerësimi i ekspozimeve  
mjekësore nëpërmjet detektorëve termolumineshentë**

**Udhëheqës shkencor: Prof. Dr. Fatos Ylli**

Mbrohet më datë // 2021, para Komisionit të përbërë nga:

1. Prof . Dr. \_\_\_\_\_ Kryetar/Oponent
2. Prof.Dr. \_\_\_\_\_ Anëtar / Oponent
3. Prof .Dr . \_\_\_\_\_ Anëtar
4. Prof .Dr. \_\_\_\_\_ Anëtar
5. Prof .Dr. \_\_\_\_\_ Anëtar

Tiranë, 2021

## DEDIKUAR :

Babait dhe Nënësis, të cilët më rritën, më edukuan e më shkolluan.

Vjollcës, bashkëshortes sime, e cila gjatë këtyre viteve pati më shumë obligime rreth përkujdesjes ndaj fëmijëve

Fëmijëve të mi, Taulantit, Rozafës, Alketës e Mirrelës, të cilëve ju uroj edhe më shumë sukses në mësim e studim

## ***FALENDERIME***

*Realizimi me sukses i këtij disertacioni nuk do të ishte i mundur pa ndihmën e pakursyer profesionale, këshillat, sugjerimet dhe bashkëpunimin e sinqertë të udhëheqësit tim Prof. Dr. Fatos Ylli, të cilin e falenderoj shumë. Gjithashtu, falenderoj për bashkëpunimin radiologët e Spitaleve Publike Rajonale në Prizren e Gjakovë, Dr. Sadri Beqirin dhe Dr. Burim Polloshkën, teknikët e radiologjisë në QKMF - Rahovec dhe të gjithë kolegët e tyre në të gjitha repartet e radiologjisë për ndihmën dhe bashkëpunimin e ofruar prej tyre. Së fundi shpreh një falenderim të veçantë Institutit të Fizikës Bërthamore të Zbatuar, Universiteti i Tiranës, i cili me krijoi kushte të përshtatshme për realizimin e këtij punimi dhe grupit të dozimetrisë ku u realizuan matjet e TLD-ve.*

## **Përmbledhje**

Në këtë tezë disertacioni kemi bërë hulumtim në fushën e rrezatimit X që përdoret në radiologji dhe vlerësimin e ekspozimeve mjekësore të këtij rrezatimi nëpajisjet radiodiagnostike me anë të detektorëve termoluminueshëm - TLD. Hulumtimi është bërë në 3 qendra radiologjike të Republikës së Kosovës, në Prizren, Gjakovë dhe Rahovec. Në shumicën e rasteve, kemi bërë vlerësimin e parametrin më të rëndësishëm të ekspozimeve mjekësore të rrezatimit, që është **Doza Hyrëse Sipërfaqësore(DHS)**. Doza hyrëse sipërfaqësore është vlerësuar për lloje të ndryshme të ekzaminimeve radiologjike tek pacientë të moshave dhe gjinive të ndryshme. Në këtë studim janë bërë vlerësime të kësaj doze për ekzaminimet me rreze X të shtyllës kurrizore (LS-AP), toraksit (CHEST-PA) dhe pelvikut (Pelvic-AP). Matjet janë bërë duke përdorur TLD të tipit HARSHAW, ndërsa leximet e dozave janë bërë me anë të sistemit HARSHAW THERMO SCIENTIFIC 4500, që është në përdorim në Institutin e Fizikës Bërthamore të Zbatuar, Universiteti i Tiranës, Tiranë. Nga matjet e dozës hyrëse sipërfaqësore te pacientët morëm rezultatet e mëposhtme; për toraksin 0,28 mGy në Spitalin Rajonal të Prizrenit, 0,36mGy në Qendrën e Mjekësisë Familjare në Rahovec dhe 0,33 mGy në Spitalin Rajonal të Gjakovës. Poashtu, edhe rezultatet e ekspozimeve të shtyllës kurrizore dhe pelvikut në këto qendra radiologjike nuk dallojnë shumë nga njëra tjetra dhe nivelet e ekspozimeve të pacientëve për këto ekspozime të analizuara janë më të ulëta se sa nivelet udhëzuese të dhëna nga Komisioni Ndërkombëtar i Mbrojtjes Radiologjike (KNMR) dhe Agjensia Ndërkombëtare e Energjisë Atomike (ANEA).

## **Abstract**

In this dissertation thesis we have done research in the field of radiation X used in radiology and medical assessment of the radiation exposure in radio-diagnostics devices through the Thermo Luminescent Detectors - TLD. The research was carried out in three radiological centers of the Republic of Kosovo, in Prizren, Gjakova and Rahovec. In most cases, we evaluated the most important parameter of the medical radiation exposures, which is the Entrance Surface Dose (ESD). Entrance Surface Dose was estimated for various types of radiological examinations to patients of different ages and sexes. In the current study, estimates were done of the dose for X-ray examinations of the spine (LS-AP), chest (Chest-PA) and pelvic (Pelvic-AP). Measurements were done using thermoluminescent dosimeters (TLD) type HARSHAW, while readings doses are made by detector system THERMO SCIENTIFIC HARSHAW 4500, which is at the Institute of Applied Nuclear Physics, University of Tirana, Tirana. By entrance surface dose measurements are recorded these results; thorax 0.28 mGy in the Regional Hospital in Prizren, 0.36 mGy in the Family Medicine Center in Rahovec and 0.33 mGy in Gjakova Regional Hospital. Also, the results of exposure of the spine and pelvic in these radiological centers do not differ much from each other and exposure levels of patients analyzed for the exposures are lower than guidance levels provided by International Atomic Energy Agency (IAEA).

## **Lista e figurave**

**Fig. 1** Përfitimi i rrezeve X

**Fig. 2** Spektri i vazhduar i rrezatimit X

**Fig. 3** Rrezatimi karakteristik

**Fig. 4** Vijat karakteristike të spektrit diskret për vlera të ndryshme të tensionit

**Fig. 5** Ndryshimi i intensitetit të rrezeve X varësisht nga materiali i anodës

**Fig. 6** Modifikimi i shpërndarjes energjetike të fotoneve X me anë të filtrimit

**Fig. 7** Projektioni i organeve në filmin radiologjik

**Fig. 8** Efekti fotoelektrik

**Fig. 9** Efekti i Komptonit

**Fig. 10** Efekti i prodhimit të çiftit

**Fig. 11** Dobësimi i intensitetit të rrezatimit X

**Fig. 12** Paraqitje skematike e dukurisë së termolumineshencës

**Fig. 13** TLD-të që përdoren në situata të ndryshme

**Fig. 14** Sistemi dozimetrik Harshaw Thermo Scientific 4500

**Fig. 15** Sistemet përbërëse të lexuesit të TLD bazuar te sistemi i ngrohjes në formë pllake

**Fig. 16** Dozimetri termolumineshent

**Fig. 17** Gjeneratori i sistemit Harshaw Thermo Scientific 4500

**Fig. 18** Sirtari i lexuesit në të cilin futet karta dozimetrike TL

**Fig. 19** Reparti i radiografisë në QKMF në Rahovec

**Fig. 20** Reparti i radiografisë në Spitalin Publik Rajonal të Prizrenit

**Fig. 21** Reparti i radiografisë në Spitalin Publik Rajonal të Gjakovës

**Fig. 22** Mënyra e vendosjes së dozimetrave TL dhe parametrat në fushën e rrezatimit X

**Fig. 23** Matjet me TLD në prezencë të pacientit (CHEST-PA)

**Fig. 24** Matjet me TLD pa prezencën e pacientit (CHEST-PA)

**Fig. 25** Matjet me TLD për shtyllën kurrizore (LS-AP)

**Fig. 26** Gjinia e pacientëve të ekspozuar gjatë matjeve me TLD

**Fig. 27** Numri i pacientëve të ekzaminuar sipas moshës

**Fig. 28** Nivelet referente të DHS(mGy) në vende të ndryshme të Botës dhe në Kosovë

**Fig. 29** Përputhja e qendrës së tufës së rrezeve X dhe qendrës së marrjen së imazhit

## **Lista e tabelave**

- Tab.1:** Minimumi i filtrimit total për tubin e rrezeve X
- Tab.2:** Vlerat e shtresave të gjysmëdobësimit (HVL) sipas ISO 4037-3
- Tab. 3:** Vlerat e efikasitetit biologjik të rrezatimit  $W_r$  për lloje të ndryshme të rrezatimit.
- Tab. 4:** Nivelet udhëzuese për DHS për disa lloje të ekzaminimeve të dhëna nga ANEA
- Tab.5:** Numrat atomik efektivë të disa materialeve termolumineshente
- Tab.6:** Varshmëria e vlerave të faktorit të shpërhapjes nga filtrimi dhe gjerësia e tufës
- Tab.7:** Rezultatet e matjeve me TLD të dozave në Spitalin Rajonal të Prizrenit
- Tab.8:** Rezultatet e matjeve me TLD në Qendrën Kryesore të Mjekësisë Familjare në Rahovec
- Tab. 9:** Matjet gjatë ekzaminimit CHEST – PA, në QKMF – Rahovec
- Tab.10:** Matjet gjatë ekzaminimit të shtyllës kurrizore (LS-AP)
- Tab. 11:** Matjet në Spitalin Rajonal të Prizrenit. Lloji i ekzaminimit: CHEST – PA
- Tab. 12:** Matjet në Spitalin Rajonal të Gjakovës. Lloji i ekzaminimit: CHEST – PA
- Tab.13:** Rezultatet e matjeve dhe vlerësimeve të DHS nga 3 modelet
- Tab.14:** Rezultatet e matjeve me TLD dhe krahasimi me nivelet udhëzuese të dhëna nga ANEA
- Tab. 15:** Nivelet referente ndërkombëtare të DHS (mGy) për tre llojet e ekzaminimeve me rreze X
- Tab. 16:** Shmangia mesatare e tensionit
- Tab. 17:** Shmangia e vlerës së tensionit nga vlera mesatare
- Tab. 18:** Vlerat e tensionit për vlera të ndryshme të rrymës
- Tab. 19:** Nivelet e filtrimit
- Tab. 20:** Dozat e rrezatimit në dalje për parametra të fiksuar
- Tab. 21:** Variacioni i rrezatimit në dalje nga ndryshimi i rrymës
- Tab. 22:** Variacioni i dozës nga ndryshimi i faktorit rrymë\*kohë
- Tab. 23:** Shmangia e tufës së dritës nga tufa e rrezeve X
- Tab. 24:** Shmangia e qendrës së tufës me atë të qendrës së marrjes së imazhit
- Tab. 25:** Ortogonaliteti i tufës së rrezeve X dhe marrësit të imazhit
- Tab. 26:** Kolimimi i tufës
- Tab. 27:** Ndryshimi i densitetit optik nga ndryshimi i kohës së ekspozimit



## Shkurtesat, simbolet dhe madhësitë fizike

<u>Emërtimi</u>	<u>Simboli</u>	<u>Njësia</u>
Doza e përthithur	D	Grei(Gy)
Fuqia e dozës	$\dot{D}$	Gy/s
Ekspozimi	X	C/kg $\cong$ 3876 R
Kerma	K	J/kg
Kerma e ajrit	$K_{air}$	J/kg
Doza ekuivalente	H	Sv
Doza hyrëse sipërfaqësore	DHS	mGy
Doza efektive për tërë trupin	E	Sv
Faktori i ponderimit i indit T	$w_T$	
Intensiteti i rrymës	I	mA
Gjatësia e valës	$\lambda$	nm
Frekuenca e rrezatimit	$\nu$	Hz
Konstantja e Plankut	$h$	J×s
Tensioni i zbatuar në tubin e rrezeve X	U	kV
Koha e ekspozimit	t	s
Produkti / Faktori rrymë×kohë	I×t	mAs
Largësia vatër – film	FFD	m
Largësia vatër – sipërfaqe e trupit të pacientit	FSD	m
Energjia e fotoneve X	E	keV, MeV
Ngarkesa elektrike e elektronit	e	C (Kulon)
Dozimetër termolumineshent	TLD	
Temperatura	T	°K

Presioni standard	$P_0$	kPa
Koeficienti i korrjimit të temperaturës	$k_T$	
Koeficienti i korrjimit të presionit	$k_P$	
Koeficienti i presion –temperaturës	$k_{P,T}$	
Faktori i kalibrimit	$N_k$	
Numri atomik efektiv	$Z_{eff}$	
Faktori i shpërhapjes	BSF	
Raporti koeficientëve të përthithjes së rrezatimit ind-ajër	$\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{ajer}^{ind}$	
Ekspozimi në ajër nga ana e tubit të rrezeve X	FAE	mGy
Filtrimi i tubit	F	mm Al, mm Cu
Shtresa e gjysmëdobësimit të rrezatimit	HVL	mm Al, mm Cu, mm Sn
Acidi dezoksiribo nukleik	ADN	
Agjencia Ndërkombëtare e Energjisë Atomike	ANEA	
Komisioni Ndërkombëtar i Mbrojtjes Radiologjike	KNMR	

# PASQYRA E LËNDËS

<i>DEDIKUAR</i> .....	i
<i>FALENDERIME</i> .....	ii
Përmbledhje .....	iii
Lista e figurave.....	iv
Lista e tabelave.....	vi
Shkurtesat, simbolet dhe madhësitë fizike.....	vii
<b>HYRJE</b> .....	1
<b>KAPITULLI I</b> .....	3
I.1 Përfitimi i rrezeve X në radiodiagnostikë .....	3
I.2 Karakteristikat e tufës së rrezeve X.....	7
I.3 Radiografia dhe imazhet e rrezatimit X.....	11
I.4 Bashkëveprimi i rrezatimit me lëndën .....	12
I.5 Dobësimi i rrezatimit në lëndë .....	15
<b>KAPITULLI II</b> .....	18
<b>MADHËSITË THEMELORE DOZIMETRIKE TË RREZATIMIT</b>	
II.1 Fluksi grimcor dhe fluksi energjetik .....	18
II.2 Doza e përhithur dhe fuqia e dozës .....	19
II.3 Doza e ekspozimit.....	19
II.4 Kerma .....	20
II.5 Transferimi linear i energjisë (TLE) .....	20
II.6 Doza ekuivalente.....	21
II.7 Doza efektive .....	22
II.8 Doza hyrëse sipërfaqësore (DHS) dhe nivelet udhëzuese të përdorimit të saj .....	23
II.9 Llojet e ekspozimeve.....	24
<b>KAPITULLI III</b> .....	28
<b>DOZIMETRIA, APARATET MATËSE DHE DOZIMETRAT E RREZATIMIT</b>	
Hyrje.....	28
III.1 Llojet e aparateve matëse të rrezatimit dhe dozimetrave .....	30
III.2 Dozimetrat termolumineshentë (TLD) dhe vetitë e tyre .....	31
III.3 Kalibrimi i aparateve matëse të rrezatimit .....	35

III.4 Llojet e standardeve në dozimetrinë e rrezatimit .....	35
III.5 Metodat e kalibrimit të aparateve matëse të rrezatimit .....	37
III.6 Faktorët korigjues gjatë procesit të kalibrimit në fushën e rrezatimeve .....	39
III.7 Ecuria e kalibrimit të dozimetrave termolumineshente .....	40
III.8 Koncepti "TRACEABILITY" në funksion të standardizimit dhe kalibrimit .....	41
KAPITULLI IV.....	43
METODA EKSPERIMENTALE	
Hyrje.....	43
IV.1 Sistemi dozimetrik HARSHAW THERMO SCIENTIFIC 4500 .....	43
IV.2 Ecuria e matjeve në sistemin Harshaw Thermo Scientific 4500 .....	47
IV.3 Përshkrimi i karakteristikave teknike të pajisjeve radiologjike.....	49
IV.4 Metodika e matjeve me dozimetra TL.....	52
IV.5 Modelet e vlerësimit të dozës hyrëse sipërfaqësore.....	54
KAPITULLI V.....	59
VLERËSIMET E DOZËS SË PACIENTËVE SIPAS MODELEVE	
V.1 Vlerësimi i DHS me anë të modelit të parë.....	63
V.2 Vlerësimi i DHS me anë të modelit të dytë.....	64
V.3 Vlerësimi i DHS me anë të modelit të tretë.....	67
V.4 Diskutimi i rezultateve dhe krahasimi i vlerave të DHS me nivelet udhëzuese të dhëna nga ANEA .....	70
KAPITULLI VI.....	74
KONTROLI TEKNIK I PAISJEVE RADIOLOGJIKE	
VI.1 Kontrolli teknik i pasijes radiologjike - radiografi në Spitalin Rajonal Prizren, Kosovë. ....	76
VI.2 Përmbledhje e testeve të kontrollit të cilësisë së pajisjes radiografike ne Spitalin Rajonal Prizren dhe Spitalin Rajonal Gjakovë.....	84
PËRFUNDIME .....	87
REKOMANDIME .....	89
ARTIKUJ SHKENCORË.....	90
AKTIVITETI NË KONFERENCA SHKENCORE.....	90
REFERENCAT.....	91

## HYRJE

Prej të gjitha përdorimeve të rrezatimit në veprimtarinë njerëzore, përdorimi i rrezatimit jonizues për qëllime diagnostikimi dhe terapie në mjekësi, zë vendin e parë. Me anë të ekspozimeve me rreze X dhe ekspozimeve të tjera mjekësore, bëhet e mundur që të përcaktohet diagnoza e sëmundjeve e gjithashtu mundësohet kurimi i tyre dhe mënjanimi i defekteve të ndryshme në organizmin e njeriut. Rrezatimi jonizues është rrezatim që shkakton jonizimin e lëndës me të cilën bashkëvepron. Rrezatimet jonizuese zotërojnë energji nga disa keV deri në disa MeV, e cila i transmetohet lëndës dhe janë pikërisht fotonet dhe grimcat energjetike që kanë aftësinë të jonizojnë atomet dhe molekulat, si dhe të dëmtojnë dhe transformojnë strukturat e rëndësishme biologjike si ADN-ja dhe qelizat riprodhuese të organizmit. Për këtë arsye, dozat e rrezatimit të marra nga pacientët që u nënshtrohen ekspozimeve me rreze X nga pajisjet radiologjike duhet të jenë të justifikuara dhe të optimizuara, në mënyrë që përftimi nga përdorimi i rrezatimit jonizues të jetë më i madh nga një dëmtim i mundshëm. Doza që merr pacienti gjatë ekspozimeve në radiografinë diagnostikuese varet kryesisht nga doza hyrëse në sipërfaqen e trupit të pacientit dhe nga ndjeshmëria e organeve dhe indeve që rreziten.

Ekspozimet mjekësore, krahas ekspozimeve profesionale dhe ekspozimeve të publikut, janë një ndër këto 3 kategori të ekspozimeve, të cilat janë klasifikuar sipas standardeve bazë të sigurisë për mbrojtjen nga rrezatimi. Për ekspozimet mjekësore me rreze X, të cilat janë objekt studimi i këtij disertacioni, Standardet Bazë të Sigurisë[1] nuk përcaktojnë ndonjë kufizim dozash, ndërkohë që për to përcaktohen nivelet udhëzuese për dozën dhe fuqinë e dozës. Arsyeja për këtë është se radiologjia diagnostikuese dhe trajtime të tjera me burime e pajisje të rrezatimeve jonizuese, janë përfitim i drejtpërdrejtë i pacientit të ekspozuar dhe se zbatimi i kufizimit të dozës është në dëm të pacientit sepse kufizohet mundësia e përcaktimit të saktë të diagnozës nëpërmjet teknikave të imazherisë, e cila paraqet fazën e parë të kurimit të pacientit.

Për t'i vënë në praktikë këto nivele udhëzuese, janë propozuar parimet themelore nga Komisioni Ndërkombëtar i Mbrojtjes Radiologjike (KNMR). Në këtë studim poashtu janë marrë parasysh nivelet udhëzuese të Agjencisë Ndërkombëtare të Energjisë Atomike (ANEA), në mënyrë që matjet e dozave të realizuara në disa qendra spitalore të Republikës së Kosovës, të krahasohen me nivelet udhëzuese të dhëna nga ANEA, për të gjitha llojet e ekspozimeve mjekësore me rreze X.

Në këtë punim kemi përdorur 3 modele matematike, dhe rezultatet e llogaritura sipas këtyre modeleve i kemi krahasuar me rezultatet e matjeve të drejtpërdrejta me anë të dozimetrave termolumineshentë –TLD. Në këtë mënyrë ne kemi përcaktuar vlerat e koeficientëve të nevojshëm dhe i kemi përdorur me sukses në llogaritjen dhe vlerësimin e dozës hyrëse sipërfaqësore. Në të gjitha rastet dhe për të gjitha llojet e ekspozimeve të pacientëve me rreze X, rezultatet e vlerësuara me modele matematike janë shumë të afërta me rezultatet e matura drejtpërdrejtë me anë të TLD, gjë që ka justifikuar përdorimin e këtyre modeleve.

## KAPITULLI I

### RREZET X NË EKZAMINIMET DIAGNOSTIKUESE

#### I.1 Përfitimi i rrezeve X në radiodiagnostikë

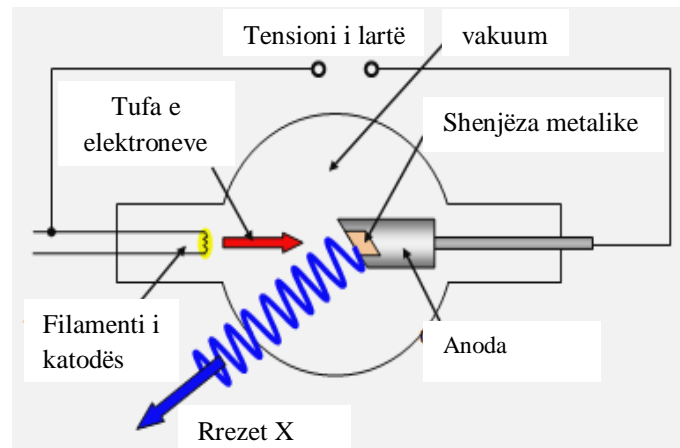
Rrezet X u zbuluan në vitin 1895, kur William Conrad Roentgen ishte duke eksperimentuar me gypin e rrezeve katodikenë laboratorin e tij në Universitetin Wurzburg të Gjermanisë. Gjatë analizës së rrezeve katodike ai zbuloi një rrezatim deri atëherë të panjohur, tejet depërtues nëpër materiale të ndryshme - përfshi indin biologjik, i cili krijohet gjatë shkarkesës elektrike në tuba me gazra të rralluar[2]. Komunikimi i parë "On a New Kind of Rays"[3], u realizua nga Roentgen në Dhjetor 1895, dhe për këtë zbulim të mrekullueshëm ai u nderua me Çmimin Nobël në Fizikë në vitin 1901.

Rrezatimi Röntgen ose rrezatimi X paraqet një pjesë të spektrit elektromagnetik, icili karakterizohet me gjatësi shumë të shkurtër valore ndaj spektrit të dukshëm, dhe gjatësia valore e këtyre rrezeve përfshin vlerat prej 0,01 nm deri në 10 nm. Energjitë e fotoneve të këtij rrezatimi i përkasin intervalit nga 10 keV deri në 10 MeV, të cilat gjenerohen nga pajisjet konvencionale që përdoren në mjekësi dhe industri, si dhe nga sistemet e përshpejtimit linear të elektroneve – LINAC. Në rastin e pajisjeve konvencionale rrezatimi X përfitohet në gypat ose në llampat e rrezeve X, që përbëhen nga një balon qelqi me boshllëk të lartë, në të cilin vendosen katoda dhe anoda. Ndërmjet këtyre elektrodave zbatohet një tension i lartë. Me këtë rast, ndërmjet tufës së elektroneve të përshpejtuara dhe atomeve të materialit të anodës ndodhin dy lloje bashkëveprimesh themelore [4]:

- ❖ bashkëveprimi me bërthamat e shenjzës (anodës), që çon në rrezatimin e frenimit, spektri i të cilit është i vazhduar,
- ❖ bashkëveprimi me elektronet e atomeve të shenjzës, që çon në rrezatimin karakteristik, vijat spektrale të të cilit janë karakteristike e materialit të shenjzës.

Në burimet që përdoren në radiodiagnostikë, rrezet X emetohen nga tubat e rrezeve X, që kanë për qëllim të prodhojnë tufë homogjene elektronesh, me energji dhe intensitet të rregullueshëm dhe më pas fotone me energji sipas një shpërndarje rreth një vlere mesatare të rregullueshme. Tubi i rrezeve X përbëhet nga emetuesi i elektroneve, zona e përshpejtimit të elektroneve dhe anoda – sistemi gjenerues i rrezeve X, të vendosura në një balon qelqi, që përshkohet lehtë nga rrezet X, ku është realizuar një boshllëk i lartë (fig.1). Emetuesi i elektroneve ose katoda është

një filament prej tungsteni me diametër 0,2 deri 0,3 mm, i cili ngrohet nga rryma deri në gjendjen e inkandeshencës dhe bën të mundur emetimin e një fluksi të madh elektronesh, i cili rritet me rritjen e intensitetit të rrymës së ngrohjes.



**Fig. 1: Përfitimi i rrezeve X**

Shenjës metalike ose anoda është një pllakë tungsteni ose molibdeni në varësi të qëllimit të përdorimit të tubit. Materiali i anodës është element me numër atomik të madh, temperaturë shkrireje të lartë dhe cilësi të mira të përcjellshmërisë termike. Përshpejtimi i elektroneve arrihet me anën e një tensioni të lartë prej dhjetëra kVolt që zbatohet ndërmjet elektrodave. Në qoftë se e tërë energjia kinetike e elektronit do të shndërrohet në energji të kuantit të rrezatimit të frenimit, atëherë ky kuant do të ketë energjinë më të madhe në spektrin e vazhduar të rrezatimit të frenimit, ose këtij kuant do t'i përgjigjet gjatësia më e vogël valore e këtij rrezatimi, pra mund të shkruhet [5]:

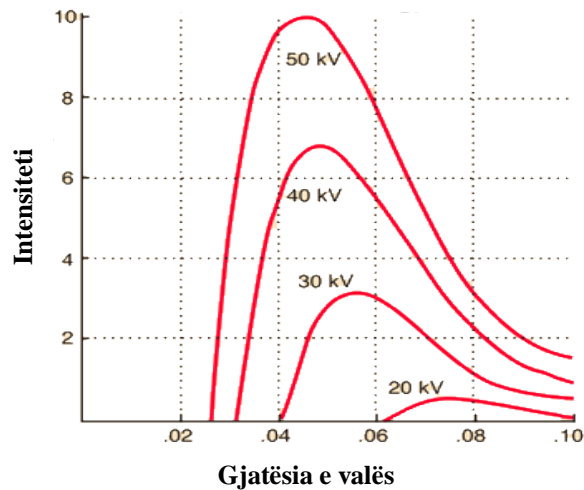
$$E_k = h \cdot \nu_{\max} = \frac{hc}{\lambda_{\min}} = e \cdot U \quad (1.1)$$

Nga barazimi i fundit mund të nxirret gjatësia më e vogël e valës së rrezatimit X:

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{eU} \quad (1.2)$$

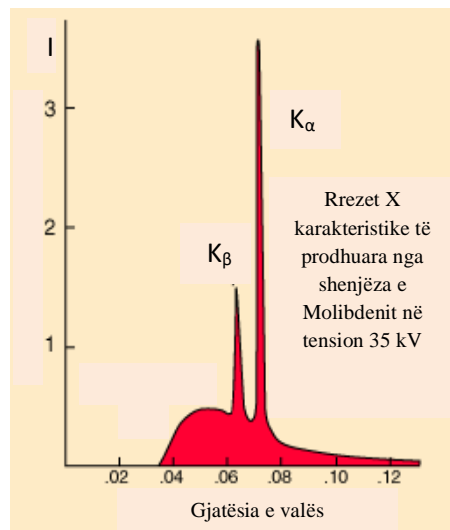
Zona që emeton rrezet X quhet vatër. Në figurën e mëposhtme (fig.2) kemi paraqitur lakoret e varësisë së intensitetit të rrezatimit nga gjatësia e valës për disa vlera të tensionit, të cilat përfaqësojnë spektrin e vazhduar të rrezatimit X.





**Fig.2: Spektri i vazhduar i rrezatimit X**

Në radiologjinë diagnostikuese përdoren rreze X me energji në intervalin 25 deri 130 keV, të cilat ndryshojnë varësisht nga lloji i ekzaminimit dhe kjo bëhet duke ndryshuar tensionin. Bashkëveprimi i fluksit të elektroneve energjetikë me elektronet e atomeve të anodës, karakterizohet me një spektër diskret dhe quhet rrezatim karakteristik (fig.3), i cili ka intensitet të dobët dhe si i tillë nuk ka interes përdorimi në radiografinë diagnostikuese.



**Fig. 3: Rrezatimi karakteristik**

Spektri diskret i rrezatimit karakteristik paraqitet kur elektroni rënës largon elektronin e shtresës K ose L të materialit të anodës, dhe vendin e tij bosh, shumë shpejt e plotëson elektroni nga shtresa L ose M dhe atëherë emetohet fotoni me energji ekuivalente, aq sa është ndryshimi

energjetik ndërmjet dy shtresave fqinje;  $h\nu = E_L - E_K$  dhe në spektër krijohen vijat karakteristike  $K_\alpha, K_\beta, L_\alpha, \dots$  (fig.4).

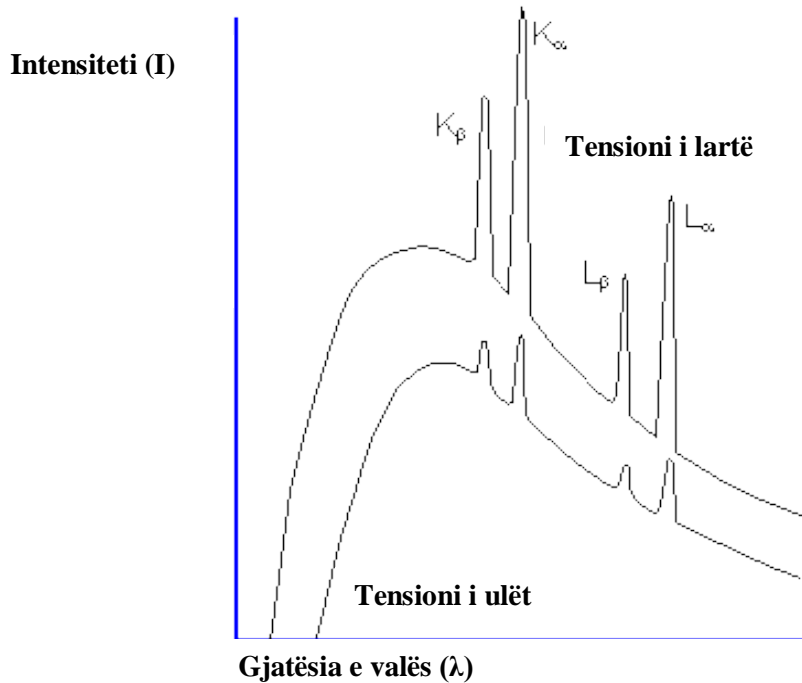


Fig.4: Vijat karakteristike të spektrit diskret për vlera të ndryshme të tensionit

Lartësia e lakores së intensitetit të emetimit të rrezeve X ndryshon varësisht nga materiali i anodës. Tek materialet që kanë numër atomik më të madh, intensiteti i emetimit të rrezeve X është më i lartë (materiali B), ndërsa tek materialet që kanë numër atomik më të vogël, intensiteti i emetimit të rrezeve X është më i ulët (materiali A). Ky ndryshim për dy materiale të ndryshme A dhe B, është paraqitur në figurën 5.

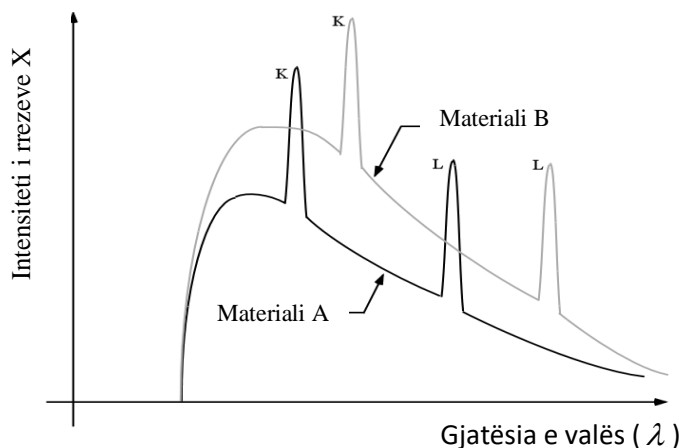


Fig. 5: Ndryshimi i intensitetit të rrezeve X varësisht nga materiali i anodës

## I.2 Karakteristikat e tufës së rrezeve X

Tufat e rrezeve X mund të përshkruhen me anën e tyre sasiore dhe cilësore. Ana sasiore e tufës së rrezeve X paraqitet me intensitetin e rrezeve X (numri i fotoneve që përshkojnë një sipërfaqe në njësinë ekohës) ose me ekspozimin në tërësi, i cili varet nga ndryshueshmëria e faktorëve të shumtë si: rryma në tubin e rrezeve X (mA), koha e ekspozimit (sekonda), tensioni i tubit (kVolt), largësia e objektit nga vatra e burimit, filtrimi i rrezeve X të gjeneruara, etj.

**Faktori mAs** - paraqet prodhimin e intensitetit të rrymës që shprehet me miliamper (mA) me kohën e ekspozimit që shprehet me sekondë (s). Rryma e tubit përfaqëson numrin e elektroneve në njësinë e kohës që kalojnë nga katoda në anodë, e shprehur në mA. Nëse rryma dyfishohet, atëherë dy herë më shumë elektrone do të bien në shenjës, dhe kështu, do të dyfishohet numri i fotoneve X të prodhuara. Në këtë mënyrë, faktori mAs kontrollon sasinë e fotoneve X të gjeneruara, dhe intensiteti i rrezeve X është proporcional me vlerën e faktorit (mAs)[6].

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{mAs_1}{mAs_2} \quad (1.3)$$

ku  $I_1$  është intensiteti i rrezeve X të prodhuara kur në tub është zbatuar madhësia  $mAs_1$  dhe  $I_2$  është intensiteti i rrezeve X që është prodhuar kur në tub është zbatuar madhësia  $mAs_2$ .

**Tensioni i zbatuar kV(kVolt)** – është një komponent që kontrollon cilësinë e tufës së rrezatimit X të gjeneruar. Ai mundëson kontrollin e kontrastit ose të shkallës së grisë në filmin e marrë nga rrezatimi X. Rritja e tensionit në tub do të rrisë probabilitetin e bashkëveprimit të elektroneve rënës me atomet e shenjës (anodës) dhe kështu do të prodhohet një numër më i madh dhe me energji më të lartë i fotoneve X. Është përcaktuar se intensiteti i rrezeve X është proporcional me katrorin e tensionit të zbatuar[7].

$$\frac{I_1}{I_2} = \left( \frac{kV_1}{kV_2} \right)^2 \quad (1.4)$$

ku  $I_1$  është intensiteti i rrezatimit X të prodhuar kur është zbatuar tensioni  $kV_1$  dhe  $I_2$  është intensiteti i rrezeve X të prodhuara kur në tub është zbatuar tensioni  $kV_2$ . Çdo ndryshim në vlerën e tensionit të zbatuar në tubin e rrezeve X shkakton ndryshimin e amplitudës dhe pozicionit të spektrit të rrezeve X. Sipërfaqja nën lakore rritet nëpërpjesëtim të drejtë me katrorin e tensionit të zbatuar dhe kjo lakore për vlera të mëdha të tensionit zhvendoset në të djathtë kah vlerat më të mëdha energjetike të rrezeve X të prodhuara. Në përzgjedhjen e

parametrave të punës së tubit të rrezeve X, duhet të kemi parasysh që ekspozimi është proporcional me  $(kVp)^2$ . Në rastin e një ekspozimi të dhënë duhet të kemi parasysh që  $(kVp_1/kVp_2)^2 = mAs_1/mAs_2$ . Pra për vlerë të njëjtë ekspozimi, rritja e tensionit në tub, do ta rrisë sasinë e fotoneve X të emetuara, çka duhet kompensuar në zvogëlimin e faktorit  $mAs$ .

**Largësia e objektit nga vatra:** Intensiteti i rrezeve X është proporcionalisht i zhdrejtë me katrorin e largësisë nga burimi i rrezeve X deri tek vendi ku ato analizohen, kështu për dy largësi të ndryshme kemi këtë raport:

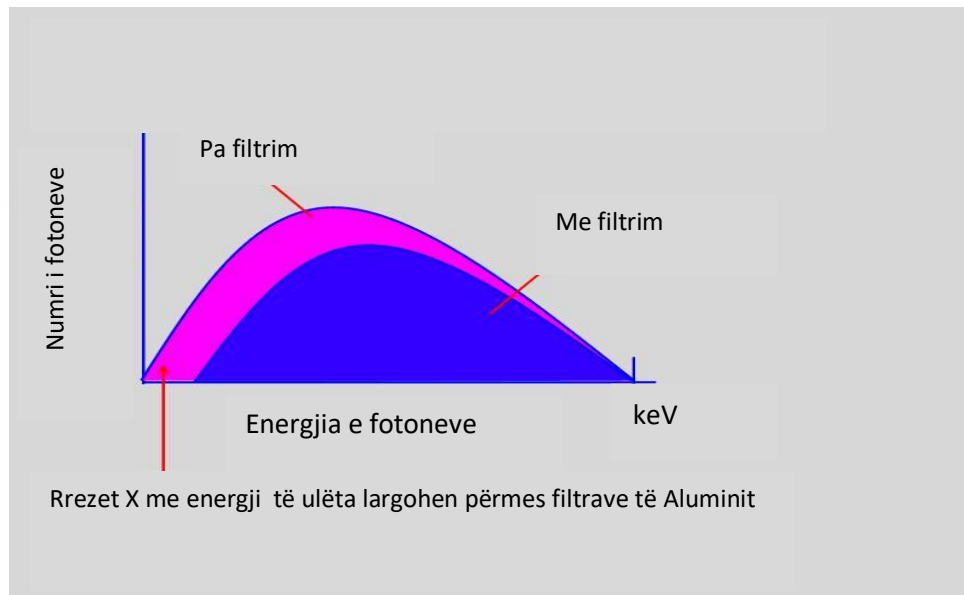
$$\frac{I_1}{I_2} = \left( \frac{d_2}{d_1} \right)^2 \quad (1.5)$$

ku  $I_1$  është intensiteti i tufës së rrezeve X kur është përdorur largësia  $d_1$ , ndërsa  $I_2$  është intensiteti i tufës së rrezeve X kur është përdorur largësia  $d_2$ .

**Filtrimi i rrezeve X:** Çfarëdo materiali që ndodhet në rrugën e përhapjes së tufës së rrezeve X quhet filtrim, i cili modifikon shpërndarjen energjetike të fotoneve X (Fig.6). Në radiografinë diagnostikuese përdoren dy lloje të filtrimeve; i brendshëm dhe i jashtëm. Filtrimi që vendoset brenda tubit të rrezeve X quhet filtrim i brendshëm, ndërsa filtrimi tjetër jashtë tubit, quhet filtrim shtesë ose filtrim i jashtëm. Filtrimi përdoret për të eliminuar fotonet X me energji të ulëta, të cilat nuk kontribuojnë në krijimin e imazhit radiologjik[8]. Kështu, me anë të filtrimit rritet cilësia e rrezeve X, sepse përdoren vetëm rreze X të cilat prodhojnë imazhin radiologjik dhe largohen rrezet X të panevojshme. Zakonisht përdoren filtra alumini dhe bakri, të cilët shprehen me milimetra të trashësisë së tyre (mmAl, mmCu). Filtrimi total i tubit të rrezeve X, që duhet përdorur në ekzaminimet radiologjike varet nga vlerat e tension të zbatuar në tub. Në tabelën 1 kemi paraqitur vlerat e filtrimit në varësi të tensionit të përdorur:

**Tab.1 Minimumi i filtrimit total për tubin e rrezeve X**

Tensioni i zbatuar(kV)	Minimumi i filtrimit total (mm Al)
< 70	1.5
70 – 100	2.0
>100	2.5



**Fig.6: Modifikimi i shpërndarjes energjetike të fotoneve X me anë të filtrimit.**

Efekti i përgjithshëm i filtrimit mund të përmblihet në këto pika:

- ❖ Filtrimi ndryshon formën e spektrit të rrezeve X
- ❖ Vlera maksimale (maksimumi) e intensitetit të spektrit (energja më e mundshme) zhvendoset përgjatë vlerave të larta energjetike
- ❖ Maksimumi energjetik mbetet i pandryshueshëm

**Cilësia e tufës së rrezeve X** - paraqitet përmes aftësisë depërtuese të kësaj tufe në lëndë dhe matet me anë të shtresës së gjysmë-dobësimit (HVL–Half Value Layer). Shtresa e gjysmë-dobësimit është trashësia e materialit që nevojitet për ta përgjysmuar intensitetin e rrezatimit X nga vlera fillestare e tij. Kështu, HVL-të janë përgjegjëse për cilësinë e rrezatimit dhe përgjysmojnë intensitetin e rrezatimit. Filtrat e jashtëm përbëhen kryesisht prej alumini dhe bakri me trashësi të ndryshueshme nga 0,1 mm deri në 15 mm. Kombinimi i këtyre filtrave për tensione të ndryshme që zbatohen në tub, krijon tufa të rrezatimit X me cilësi të ndryshme.

Në tabelën 2 kemi dhënë vlerat e shtresave të gjysmëdobësimit sipas standardit ndërkombëtar ISO 4037-3 [9] për disa materiale.

**Tab.2: Vlerat e shtresave të gjysmëdobësimit (HVL) sipas ISO 4037-3**

Cilësia sipas ISO 4037-3	Tensioni(kV)	Al(mm)	Cu(mm)	Sn(mm)	Pb(mm)
N40	40	0.10	0.22		
N60	60	1.00	0.90		
N80	80	1.00	1.85		
N100	100	1.00	5.30		
N120	120	1.00	5.00	1.00	
N160	150	1.00		2.50	
N200	200	1.00	2.00	3.00	1.00
N250	250	1.00		3.00	2.50

Cilësia e rrezatimit X varet nga vlera e tensionit të zbatuar, konstruksioni i tubit, materiali i anodës dhe filtrimi i brendshëm i tij. Burime rrezeve X duhet të sigurojnë mbrojtje nga rrezatimi në drejtime në të cilat tufa nuk shfrytëzohet. Për këtë arsye tubat e rrezeve X vendosen në mbështjellëse mbrojtëse metalike, e cila zakonisht ndërtohet nga shtresa plumbi, që kanë një dritare për dalje të rrezatimit. Mbrojtja e pacientëve realizohet nëpërmjet filtrimit të tufës së rrezeve X me filtra të përshtatshëm, hapjes së diafragmës në përputhje me kërkesat e ekzaminimit, dhe kufizimit të tufës në përmasat e organit që duhet të diagnostikohet si dhe kufizimit të kohës së ekspozimit.

Vetitë karakteristike të rrezeve X që realizojnë imazherinë diagnostikuese janë:

- ❖ rrezatimi X krijon imazhe të organeve të trupit të pacientit;
- ❖ rrezatimi X mund të depërtojë nëpër lëndë – organet e pacientit duke u dobësuar ose përthithur nga materialet e ndryshme;
- ❖ rrezet X mund të prodhojnë imazh në filmin fotosensitiv (radiografi) ose në zinxhirin televiziv (radioskopi);
- ❖ rrezet X mund të jonizojnë atomet e lëndës biologjike, nëpër të cilën depërtojnë dhe kështu mund të dëmtojnë qelizat e organizmit të njeriut;
- ❖ rrezet X kanë natyrë duale, sepse gjatë përhapjes së tyre dhe bashkëveprimit të tyre me lëndën manifestohen vetitë valore dhe grimcore[10].

Imazheria mjekësore ka për qëllim përmirësimin e diagnostikimit të pacientit dhe trajtimin e kurimin e tij në mënyrë sa më profesionale. Ka lloje të shumta të procedurave mjekësore të imazherisë dhe secila prej tyre përdor një teknologji specifike.

### I.3 Radiografia dhe imazhet e rrezatimit X

Ekzaminimet radiografike me rreze X përbëjnë ekzaminimet kryesore mjekësore për qëllime diagnostikimi. Radiografia konvencionale përdor një burim të rrezeve X, një detektor që përbëhet nga një film i çiftuar me një ekran përforcues dhe një dispozitiv të eliminimit të rrezatimit të shpërhapur. Pacienti vendoset ndërmjet burimit të rrezeve X dhe detektorit, sa më afër detektorit. Gjatë një ekzaminimi radiografik, energjia e përgjithshme e emetuar nga tubi i rrezeve X si dhe ajo e marrë nga pacienti apo filmi ose detektori për një tension të dhënë të tubit, është në përpjesëtim të drejtë me numrin e elektroneve që bien në anodë. Ky numër është në përpjesëtim të drejtë me prodhimin e intensitetit të rrymës  $I$  (mA) me kohën  $t$  (s), që quhet kohë e ekspozimit, gjatë së cilës pacienti i nënshtrohet veprimit të rrezeve X. Me qenë se përmasat e vatrës së burimit janë përgjithësisht të vogla në krahasim me sipërfaqen e filmit ose të detektorit, intensiteti i tufës në një largësi të caktuar nga burimi ndryshon sipas ligjit të inversit të katrorit të largësisë.

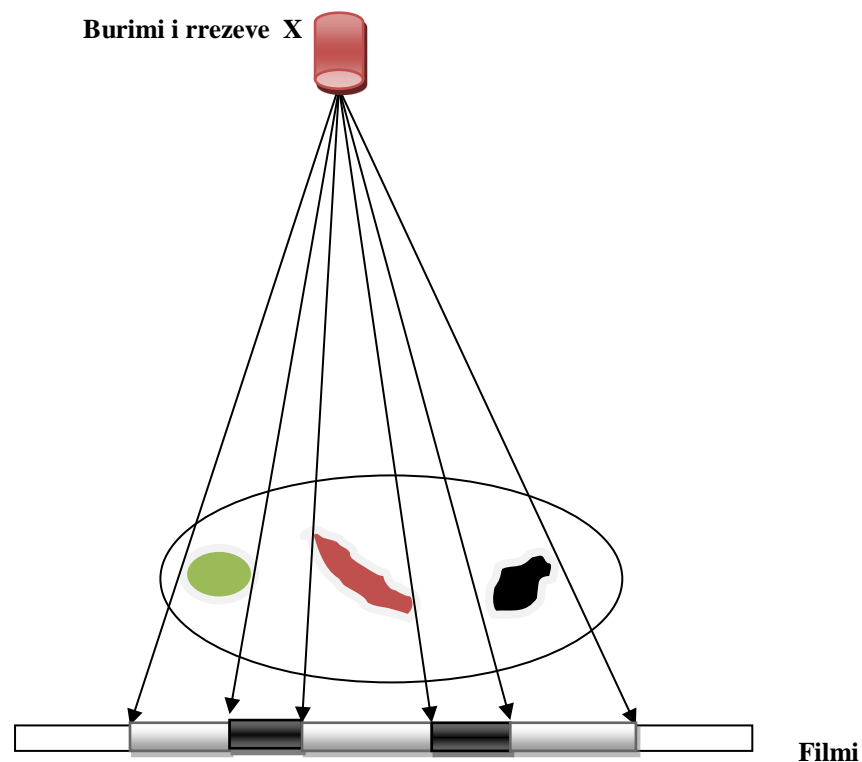


Fig.7: Projektioni i organeve në filmin radiologjik

Gjatë një intervali të shkurtër kohe burimi emeton një tufë rrezesh X të njëtrajtshme të drejtuar kah pacienti. Kjo tufë dobësohet në shkallë të ndryshme sipas përbërjes dhe trashësisë së indeve të ndryshme që përshkon.

Pjesët e tufës që dobësohen më shumë shkaktojnë një nxirje më të dobët të filmit radiologjik. Kështu, eshtrat që përthithin më shumë rrezet X, në film do të duken të zbardhura, ndërsa indet tjera që përthithin më pak, duken më të nxira. Imazhi i realizuar nga tufa dalëse është një projektion konik mbi pllakën fotografike, ku maja e konit është vatra e tubit të rrezeve X (fig.7). Organet e trupit të pacientit mbivendosen njëra mbi tjetrën dhe janë pak më të zmadhuara se sa madhësia e tyre reale. Imazhet e strukturave anatomike të trupit do të jenë më reale në rast se ato ndodhen sa më afër pllakës së filmit dhe sa më e madhe të jetë largësia e pacientit nga burimi i rrezeve X.

#### **I.4 Bashkëveprimi i rrezatimit me lëndën**

Rrezatimi që emetohet nga burimet e rrezeve X, duke hyrë në një lëndë bashkëvepron me atomet dhe molekulat e saj, çka bën të mundur që energjia që bart ky rrezatim pjesërisht të përthithet dhe pjesërisht të kalojë nëpër lëndë. Nëpërmjet këtij bashkëveprimi, në lëndë krijohen elektrone të lira dhe jone pozitive përshkak të aftësisë që zotëron ky rrezatim për të jonizuar lëndën.

Rrezatimi jonizues përbëhet nga grimca dhe fotone, të cilat shkaktojnë shkëputjen e elektroneve nga atomet dhe molekulat, dhe praktikisht grimcat dhe fotonet duhet të kenë energji të rendit keV. Nga pikëpamja e bashkëveprimit me lëndën, rrezatimi jonizues ndahet në dy kategori[11]:

❖ **Rrezatimi jonizues direkt**

❖ **Rrezatimi jonizues indirekt**

Rrezatimi jonizues direkt ose i drejtpërdrejtë përbëhet nga grimca të ngarkuara, grimca të tilla si elektronet, pozitronet, protonet, grimcat alfa, mesonete ngarkuara dhe jonet e rëndë. Ky lloj rrezatimi jonizues ndërvepron kryesisht përmes forcës së Kulonit, duke i tërhequr elektronet nga atomet dhe molekulat në bazë të ngarkesave që bartin.

Rrezatimi jonizues indirekt ose i tërthortë përbëhet nga grimca të pangarkuara dhe fotonet energjetike, ku llojet më të zakonshme të rrezatimit jonizues indirekt janë fotonet X dhe gama me energji mbi 10 keV dhe të gjitha neutronet.



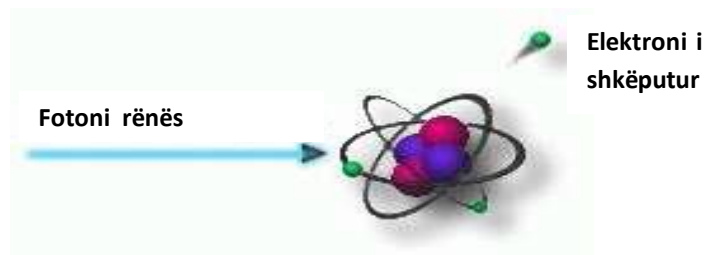
Efektet kryesore të bashkëveprimit të rrezatimeve elektromagnetike X dhe gama me lëndën janë tre:

- ❖ Efekti fotoelektrik
- ❖ Efekti Kompton
- ❖ Efekti i prodhimit të çiftit

**Efekti fotoelektrik** qëndron në bashkëveprimin e një fotoni me energji  $E = h\nu$  me një atom të lëndës. Gjatë këtij procesi bashkëveprimi (fig.8), fotoni përthithet nga atomi dhe energjia e tij i jepet një elektroni, i cili pas shkëputjes nga atomi zotëron një energji kinetike që jepet nga lidhja[12]:

$$E_k = h\nu - E_l \quad (1.6)$$

$E_k$  është energjia kinetike e elektronit dhe  $E_l$  është energjia e lidhjes së elektronit në atom.



**Fig.8: Efekti fotoelektrik**

Energjia e fotonit të përthithur ndahet ndërmjet elektronit të shkëputur dhe atomit tashmë të jonizuar. Efekti fotoelektrik ndodh zakonisht me elektronet e lidhura më fort me atomin (elektronet e shtresave më të afërta K, L, M ...), por ky efekt mund të ndodhë me secilin elektron të atomit në qoftë se përmbushet mosbarazimi:

$$h\nu > E_{l,i} \quad (1.7)$$

Sipas këtij mosbarazimi energjia e fotonit duhet të jetë më e madhe se energjia e lidhjes së elektronit.  $E_{l,i}$  është energjia e lidhjes së elektronit të shtresës "i".

**Efekti Kompton** është proces i bashkëveprimit të fotonit me elektronet e lidhura dobët të një lënde. Gjatë këtij procesi, fotoni me energji  $h\nu$  shpërhapet në një drejtim, i cili formon një kënd  $\theta$  me drejtimin e fotonit rënës. Me këtë rast, fotoni humb një pjesë të energjisë së tij,

sepse ia jep elektronit, me të cilin bashkëvepron[13]. Pas shpërhapjes fotoni ka një gjatësi vale më të madhe se sa para bashkëveprimit me elektronin (fig.9).

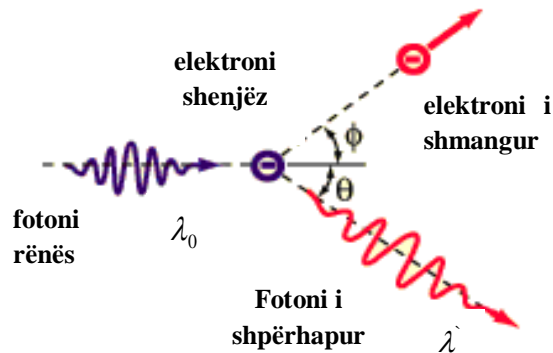


Fig.9: Efekti i Komptonit

Ndryshimi i gjatësisë valore të fotonit pas shpërhapjes, jepet me relacionin e njohur:

$$\Delta\lambda = \lambda_c(1 - \cos \theta) \quad (1.8)$$

ku  $\lambda_c$  është gjatësia valore e Komptonit, që ka vlerën:

$$\lambda_c = \frac{h}{m_e c} = 0,002426nm$$

**Efekti i prodhimit të çiftit** qëndron në krijimin e një çifti elektron - pozitron, kur një foton me energji të mjaftueshme bashkëvepron me atomin në fushën elektrike të bërthamës (fig.10). Vetë fotoni "zhduket" ndërkohë që energjia e tij shkon në krijimin e çiftit si dhe për energjinë kinetike që fitojnë elektroni dhe pozitroni.

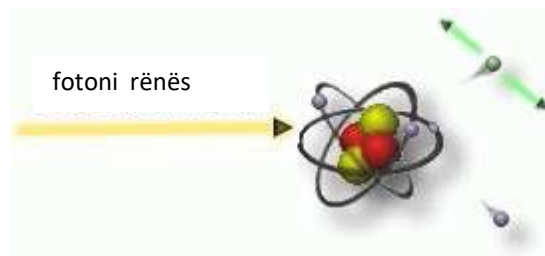


Fig.10 Efekti i prodhimit të çiftit

Energjia e fotonit, sipas ligjit të ruajtjes së energjisë merret lidhja:

$$h\nu = 2m_0c^2 + E_e^- + E_e^+ \quad (1.9)$$

në të cilën  $m_0c^2 = 511keV$  është ekuivalenti energjetik i masës së elektronit dhe pozitronit.  $E_{e^-}$  është energjia kinetike e elektronit dhe  $E_{e^+}$  energjia kinetike e pozitronit. Lidhja e mësipërme tregon gjithashtu se prodhimi i çiftit mund të realizohet nëse energjia e fotonit është më e madhe se  $2m_0c^2 = 1022keV$  [14].

## I.5 Dobësimi i rrezatimit në lëndë

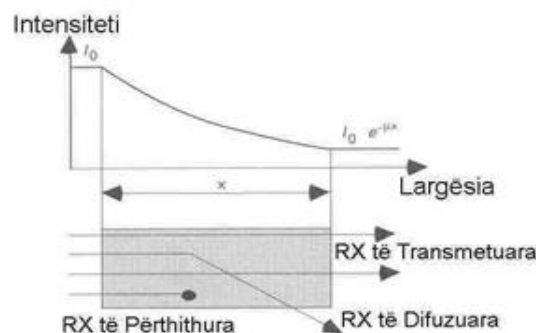
Si rezultat i bashkëveprimit të rrezatimit elektromagnetik me lëndën nëpërmjet shumë proceseve, ndodh dobësimi i këtij rrezatimi. Dobësimi i rrezatimit elektromagnetik në lëndë shprehet nëpërmjet koeficientit linear të dobësimit në lëndë  $\mu$ . Nëse energjia e rrezatimit rënës është  $E$  dhe trashësia e lëndës  $dl$ , atëherë koeficienti  $\mu$  jepet nga lidhja:

$$\mu = \frac{1}{E} \frac{dE}{dl} \quad (1.10)$$

Nëse një tufë ftonesh me intensitet  $I_0$  do të bjerë në një shtresë lënde me trashësi të caktuar  $x$ , intensiteti  $I$  i tufës dalëse do të jetë:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.11)$$

Nga lidhja e mësipërme vërehet se dobësimi i intensitetit të ftoneve në lëndë kryhet sipas një ligji eksponencial rënës (fig.11).



**Fig.11: Dobësimi i intensitetit të rrezatimit X**

Ligji i mësipërm i dobësimit të ftoneve merr si të pranueshëm faktin që ftonet, të cilat bashkëveprojnë me lëndën, i përkasin tufave të ngushta. Kjo gjë praktikisht ndodh shumë rrallë

dhe zakonisht ne kemi të bëjmë me tufa të gjera. Kur tufa e fotoneve është e gjerë, rrezatimi dytësor i shpërhapur mund të hyjë përsëri në drejtimin e tufës rënëse dhe në këtë rast ligji i dobësimit të fotoneve do të marrë formën:

$$I = I_0 B e^{-\mu x} \quad (1.12)$$

$B$  quhet faktori rritës (*build up factor*), i cili përcaktohet si raporti i intensitetit të rrezatimit primar dhe të shpërhapur (sekondar) në një pikë të tufës ndaj intensitetit të rrezatimit primar në atë pikë. Faktori rritës është  $> 1$ , dhe varet nga lloji dhe trashësia e shtresës së lëndës, nga energjia e rrezatimit dhe nga pozicioni i burimit ndaj shtresës dobësuese:  $B = B(\mu, d, E)$ .

Koeficienti linear i dobësimit të rrezatimit në lëndë ( $\mu$ ) paraqitet si shumë e dy koeficienteve:

$$\mu = \mu' + \mu'' \quad (1.13)$$

ku me  $\mu'$  është shënuar pjesa e koeficientit linear të dobësimit, i cili përcakton transformimin e energjisë së rrezatimit në energji kinetike të elektroneve të lëndës, kurse me  $\mu''$  është shënuar pjesa e koeficientit linear të dobësimit, i cili përcakton transformimin e energjisë së rrezatimit në energji të një rrezatimi dytësor elektromagnetik. Për dozimetinë e rrezatimeve jonizuese, rëndësi ka pjesa e koeficientit linear të dobësimit, i cili lidhet me transformimin e energjisë së rrezatimit në energji kinetike të elektroneve të lëndës ( $\mu'$ ). Ky koeficient është thuajse i pandryshueshëm për një diapazon të gjerë të energjive të rrezatimit, dhe konkretisht në intervalin e energjive nga 0,1 MeV deri në 3 MeV [15].

Energjia e përthithur nga rrezatimi në lëndë, përcaktohet si ndryshim ndërmjet shumës së energjive të të gjitha elektroneve të cilat hyjnë dhe lindin në vëllimin në shqyrtim dhe shumës së energjive kinetike të elektroneve që dalin nga ky vëllim.

$$\Delta E = E_k + E_e - E_e' \quad (1.14)$$

ku me  $E_e$  dhe  $E_e'$  janë shënuar përkatësisht shumat e energjive kinetike të elektroneve që hyjnë dhe dalin në vëllimin që rrezitet, kurse me  $E_k$  është shënuar energjia kinetike e elektroneve që lindin brenda këtij vëllimi.

Energjia e përthithur e rrezatimit në lëndë, në rastin e përgjithshëm, nuk është e barabartë me energjinë kinetike të elektroneve që çlirohen nga rrezatimi brenda një vëllimi të dhënë. Kështu që, koeficienti i transmetimit të energjisë së rrezatimit në lëndë, jo në çdo rast karakterizon

energjinë e përthithur të rrezatimit. Në qoftë se dy lëndë të ndryshme do të kenë koeficient të njëjtë të transmetimit të energjisë së rrezatimit në lëndë, nga kjo rrjedh se gjatë ekspozimit të njësisë së vëllimit të këtyre lëndëve me rrezatim të njëjtë, energjia e rrezatimit që transformohet në energji kinetike të elektroneve brenda këtyre vëllimeve në të dyja rastet do të jetë e njëjtë. Energjia e përthithur e rrezatimit në një vëllim të çfarëdoshëm të lëndës dhe energjia e rrezatimit e transformuar në energji kinetike të elektroneve në po atë vëllim, do të jenë të barabarta ndërmjet tyre në qoftë se ka vend ekuilibri elektronik. Me ekuilibër elektronik kuptohet gjendja e bashkëveprimit të rrezatimit me lëndën, në të cilën energjia e rrezatimit e përthithur në një vëllim elementar të lëndës, është e barabartë me shumën e energjive kinetike të elektroneve që formohen në këtë vëllim, pra do të ketë vend lidhja:

$$\Delta E = E_k \quad (1.15)$$

Prej nga, me krahasimin e lidhjes së fundit me formulën e parafundit, merret:

$$E_e = E'_e \quad (1.16)$$

Që tregon se gjatë ekuilibrit elektronik shuma e energjive kinetike e të gjitha elektroneve që hyjnë në vëllimin e shqyrtuar është e barabartë me shumën e energjive kinetike të elektroneve që dalin nga ky vëllim.

## KAPITULLI II

### MADHËSITË THEMELORE DOZIMETRIKE TË RREZATIMIT

Matjet e rrezatimeve dhe hulumtimet e efekteve të tij kërkojnë njohjen e specifikave të ndryshme që e karakterizojnë fushën e rrezatimit. Dozimetria e rrezatimit përbëhet nga metodat kuantitative të përcaktimit të energjisë së depozituar në një mjedis (lëndë) nga rrezatimet jonizuese direkte apo indirekte. Më poshtë janë përcaktuar një numër i madhësive dhe njësive dozimetrike të cilat shërbejnë për të përshkruar tufën e rrezatimit.

#### II.1 Fluksi grimcor dhe fluksi energjetik

Madhësitë e mëposhtme përdoren për të përshkruar karakteristikat e një tufe rrezatuese monoenergjetike. Këto madhësi përdoren për vlerësimin e një tufe fotonesh ose të një tufe grimcash të ngarkuara.

**Fluensa e fotoneve/grimcave** (*fluensa*)  $\Phi$  jepet me raportin e numrit të grimcave rënëse  $dN$  që bien në një sferë, me prerjen tërthore të sipërfaqes sferike  $dS$  [16]:

$$\Phi = \frac{dN}{dS} \quad (2.1)$$

Njësia matëse e fluences së fotoneve / grimcave është *grimca* /  $m^2$ . Përdorimi i prerjes tërthore të sipërfaqes sferike shpreh në mënyrën më të thjeshtë faktin që kjo sipërfaqe konsiderohet perpendikulare me drejtimin e secilës grimcë rënëse dhe kështu fluksi grimcor është i pavarur nga këndi rënës i rrezatimit grimcor.

**Fluensa energjetike**  $\Psi$  jepet me raportin  $dE$  me  $dS$ , ku  $dE$  është energjia rrezatuese rënëse që bie në një sferë, me prerjen tërthore të sipërfaqes sferike  $dS$  [17]:

$$\Psi = \frac{dE}{dS} \quad (2.2)$$

Fluensa energjetike mund të llogaritet nga fluensa grimcore duke përdorur relacionin vijues;

$$\Psi = \frac{dN}{dS} \cdot E = \Phi \cdot E \quad (2.3)$$

ku  $E$  është energjia e grimcës ndërsa  $dN$  përfaqëson numrin e grimcave me energji  $E$ .

Duhet të kemi parasysh që fluksi i energjisë është sasia e energjisë rrezatuese  $dE$  që bie mbi një sipërfaqe tërthore  $dS$  përgjatë intervalit të kohës  $dt$ .

## II.2 Doza e përthithur dhe fuqia e dozës

Doza e përthithur ose doza e absorbuar është madhësi themelore dozimetrike, e cila shërben për vlerësimin e shkallës së veprimit të rrezatimit jonizues në një lëndë. Ajo përkufizohet si raport i energjisë së rrezatimit të përthithur nga një element vëllimor i një lënde të caktuar, me masën e këtij vëllimi [18]:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.4)$$

Në sistemin SI, njësia matëse e dozës së përthithur shprehet në xhaul për kilogram (J/kg). Kësaj njësie, për nder të fizikanit anglez Harold Gray, i është dhënë emri Grey (simboli **Gy**), ku  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ . Madhësia që tregon dozën e përthithur  $dD$  brenda një intervali kohor  $dt$  quhet fuqi e dozës së përthithur, e cila jepet nga shprehja:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.5)$$

## II.3 Doza e ekspozimit (ekspozimi)

Ekspozimi është madhësia e parë nga pikëpamja historike në fushën e dozave të rrezatimit jonizues. Kjo madhësi përdoret për të bërë matjen e dozave të rrezatimit X dhe gama në ajër. Ekspozimi paraqet raportin e ngarkesës elektrike  $dQ$ , e cila formohet në një vëllim elementar të ajrit të rrezatuar me rrezatim X ose gama, me masën e këtij vëllimi  $dm$ .  $dQ$  është vlera absolute e ngarkesës elektrike të joneve të një shenje të prodhuar në vëllimin e ajrit. Ekspozimi zakonisht shënohet me  $X$  dhe jepet me këtë shprehje:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.6)$$

Njësia matëse e ekspozimit përcaktohet si sasi e rrezatimit X ose gama, e cila në një kilogram ajër, në kushte normale ( $t = 0^\circ\text{C}$   $p = 101325\text{Pa}$ ) prodhonjë jone me ngarkesë të përgjithshme prej  $1 \text{ C}$  për secilën shenjë. Në sistemin SI, njësia e ekspozimit shprehet në kulon për kilogram (C/kg). Megjithatë në industrinë bërthamore vazhdon të përdoret edhe njësia e vjetër Rontgen, ku  $1 \text{ C/kg} \cong 3876 \text{ R}$

## II.4 Kerma

Termi KERMA paraqet shkurtimin e emërtimit anglez (**K**inetic **E**nergy **R**eleased in **M**aterial), që do të thotë **energji kinetike e lëshuar në lëndë** dhe shënohet me shkronjën K. Ajo paraqet raportin e shumës së energjive kinetike fillestare të të gjitha grimcave jonizuese të çliruara/krijuara nga rrezatimet jonizuese të pangarkuara (fotone dhe neutrone) në një vëllim të caktuar të lëndës, me masën e këtij vëllimi [19].

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (2.7)$$

Njësia matëse e kermës është e njëjtë me atë të dozës së përthithur (J/kg). Mirëpo, vlera e kermës ndryshon nga vlera e dozës së përthithur, në varësi nga fakti nëse grimcat jonizuese të krijuara në lëndë, e shpenzojnë energjinë e tyre brenda vëllimit të lëndës në të cilin ato u krijuan, apo edhe jashtë këtij vëllimi. Në qoftë se energjia e grimcave jonizuese shpenzohet brenda vëllimit ku ato janë krijuar, atëherë kerma do të jetë e barabartë me dozën e përthithur, kurse në të kundërtën vlera e kermës do të jetë më e madhe se ajo e dozës së përthithur.

## II.5 Transferimi linear i energjisë (TLE)

Gjatë eksperimenteve të kryera për veprimin biologjik të rrezatimit, është vërejtur se të njëjtat doza të përthithura nga indet dhe organet, por që janë doza të rrezatimeve të ndryshme, nuk shkaktojnë të njëjtat efekte biologjike në organe dhe inde. Domethënë, efekti i rrezatimeve të ndryshme në lëndë biologjike nuk është i njëjtë, edhe pse doza e përthithur është e njëjtë. Kjo shpjegohet me faktin që llojet e ndryshme të rrezatimit me doza përthithjejetë njëjta, nuk e kanë të njëjtë aftësinë jonizuese në lëndë.

Për të karakterizuar shpërndarjen hapësinore të energjisë së përthithur nga rrezatimet e ndryshme në inde përdoret madhësia fizike e quajtur Transferimi Linear i Energjisë (TLE), e cila përcakton energjinë që transferohet nga rrezatimi jonizues në material ose ind për njësi të gjatësisë se gjurmës në këtë material [20]. Nëse dy rrezatime i kanë vlerat e TLE-së të përafërta, atëherë edhe shpërndarjet hapësinore të energjisë së këtyre rrezatimeve në inde do të jenë të përafërta. Transferimi linear i energjisë së një rrezatimi në një material, llogaritet nga raporti i energjisë mesatare  $d\bar{E}$  të humbur nga rrezatimin rënës pas bashkëveprimit me elektronet e materialit gjatë kalimit të një distance  $dl$ , me këtë interval të distancës. Shprehja e transferimit linear të energjisë është:



$$L = \frac{d\bar{E}}{dl} \quad (2.8)$$

Në bazë të përkufizimit, TLE është një madhësi pozitive dhe varet nga lloji i rrezatimit rënësi dhe nga materiali që përshkon rrezatimi.

## II.6 Doza ekuivalente

Në radiobiologji, efektiviteti relativ biologjik – ERB është raporti i efektivitetit biologjik të një lloji rrezatimi jonizues në raport me një rrezatim tjetër, duke pasur parasysh të njëjtën sasi të energjisë së absorbuar. ERB është një vlerë empirike që ndryshon në varësi të grimcave, energjisë që bart rrezatimi dhe nga fakti se cilat efektet biologjike konsiderohen relevante.

Në dozimetri, madhësia ERB përfaqësohet në kodet e mbrojtjes nga rrezatimet me anë të faktorit të peshës së rrezatimit ose faktorit të efikasitetit biologjik ( $w_r$ ). Faktorët e efikasitetit biologjik konvertojnë dozën e përthithjes (matur në Gray=Gy) në dozën ekuivalente biologjike përgjatë ekspozimit të indit nga rrezatimet jonizuese (matur në Sievert = Sv). Efektiviteti biologjik i rrezatimit, përcakton shkallën e dëmtimit të indeve biologjike ose shkallën e efektshmërisë së llojeve të ndryshme të rrezatimit për të njëjtën dozë të përthithur prej tyre. Për të caktuar shkallën e efektshmërisë së përdorimit të rrezatimeve të ndryshme me të njëjtat doza përthithje, është propozuar madhësia e **dozës ekuivalente H** që përcaktohet si produkt i dozës së përthithur me faktorin e efikasitetit biologjik  $W_r$  [21].

$$H = w_r \cdot D \quad (2.9)$$

Për të bërë dallimin e dozës ekuivalente nga doza e përthithur, njësia matëse e dozës ekuivalente quhet Zivert (Sv), për nder të biologut suedez Rolf Sievert. Vlerat e efikasitetit biologjik të rrezatimit  $W_r$  për lloje të ndryshme të rrezatimit, jepen në tabelën vijuese (tab.3)[22]. Nga tabela vërehet se vlera më e vogël e  $W_r$  është për fotonet dhe elektronet e të gjitha energjive është  $W_r=1$  dhe vlera më e madhe e  $W_r$  u përgjigjet grimcave alfa dhe neutroneve me energji në intervalin prej 100 keV deri 2 MeV. Meqenëse për fotonet e rrezeve X,  $W_r=1$ , atëherë doza ekuivalente H është e barabartë me dozën e përthithur D.

**Tab. 3: Vlerat e efikasitetit biologjik të rrezatimit  $W_r$  për lloje të ndryshme të rrezatimit.**

Lloji i rrezatimit dhe intervali i energjisë	Efikasiteti biologjik i rrezatimit $W_r$
Fotonet X dhe $\gamma$ të të gjitha energjive	1
Elektronet e të gjitha energjive	1
Neutronet me energji < 10 keV	5
Neutronet me energji 10keV – 100 keV	10
Neutronet me energji 100 keV – 2 MeV	20
Neutronet me energji 2 MeV – 20 MeV	10
Neutronet me energji > 20 MeV	5
Protonet me energji > 2 MeV	2
Grimcat $\alpha$	20

## II.7 Doza efektive

Në vitin 1990, në Raportin Nr. 60 të publikuar nga ICRP rekomandohej përdorimi i termit Dozë Efektive. Doza efektive është një madhësi shumë e dobishme në dozimetrinë e rrezatimit për të shprehur rrezikun relativ për njerëzit, për të gjithë popullatën, njëkohësisht për pacientët dhe personelin. Kjo dozë përfaqëson në fakt një koncept të thjeshtë dhe të logjikshëm. Ajo merr parasysh organet specifike dhe pjesët e trupit që janë të ekspozuara. Çështja është se të gjitha pjesët e trupit dhe organet nuk janë njëjloj të ndjeshëm ndaj efekteve të mundshme negative të rrezatimit, të tilla si kanceri dhe mutacionet e induktuara.

Për vlerësimin e dozës efektive për inde dhe organe të ndryshme, janë përcaktuar faktorë ponderimi të indit ose faktorë të peshës së indit ( $W_T$ ). Në këtë mënyrë mund të përcaktohet doza efektive për të gjithë trupin e njeriut, bazuar te doza efektive për një organ të caktuar të trupit [23]:

$$E = \sum_T (w_T \times H_T) \quad (2.10)$$

ku: E – doza efektive për tërë trupin,  $w_T$  – faktori i ponderimit i indit T dhe  $H_T$  – doza ekuivalente e indit ose organit T .

## II.8 Doza hyrëse sipërfaqësore (DHS) dhe nivelet udhëzuese të përdorimit të saj

Në radiografinë diagnostike me rreze X doza hyrëse sipërfaqësore (DHS) është parametri më i rëndësishëm i ekspozimit mjekësor. Doza hyrëse sipërfaqësore është dozë e matur nga ekspozimi i ajrit në qendër të tufës së tubit të rrezeve X, në hyrje të trupit të pacientit, duke përfshirë edhe rrezatimin e shpërhapur [2]. Në rekomandimet e vitit 1990, Komisioni Ndërkombëtar për Mbrojtjen Radiologjike vendosi 3 parime themelore që shërbejnë si një sistem i integruar i mbrojtjes së përgjithshme nga rrezatimet dhe për përdorimin efektiv të burimeve të rrezatimit nëpërmjet zvogëlimit të ekspozimit [24]. Këto parime janë:

- ❖ **Parimi i justifikimit të veprimeve**
- ❖ **Parimi i optimizimit të mbrojtjes**
- ❖ **Parimi i kufizimit të dozave për individët**

**Justifikimi i veprimeve** do të thotë se asnjë veprim që përfshin ekspozimet nga rrezatimi nuk duhet të ndërmerret, përderisa përfitimet e individëve të ekspozuar dhe publikut të tejkalojnë ndonjë dëmtim të mundshëm. Natyrisht, mënyra më e mirë e veprimit në këto raste është që, para se të bëhet një ekzaminim me rreze X, ky veprim të arsyetohet dhe të justifikohet klinikisht. **Optimizimi** i mbrojtjes nënkupton se të gjitha ekspozimet duhet të jenë të vogla aq sa është e mundur, duke marrë parasysh edhe faktorët ekonomik dhe shoqërorë [25]. Që parimi i optimizimit të gjejë zbatim për disa procedura diagnostike të zakonshme, KNMR ka rekomanduar përdorimin e parimit të tretë, atë të **kufizimit të dozave**, përmes niveleve udhëzuese, të cilat janë përzgjedhur nga organizatat profesionale apo agjencitë rregullatore. Në tabelën 4 kemi paraqitur nivelet udhëzuese për dozën hyrëse sipërfaqësore të dhëna nga ANEA për disa prej ekzaminimeve radiografike me rreze X [26].

**Tab. 4: Nivelet udhëzuese për DHS për disa lloje të ekzaminimeve të dhëna nga ANEA**

Lloji i ekzaminimit	Drejtimi i tufës	Doza hyrëse sipërfaqësore (mGy/ekspozim)
Shtylla kurrizore (LS)	AP/Lateral	10/30
Abdomen, trakti urinar	AP	10
Pelvik (legeni)	AP	10
Toraks	PA	0.4
Kraharori	AP	7
Kafka	AP	5

Në tabelë, AP- janë initiale të dy fjalëve nga gjuha latine (Anterio – Posterior) që në shqip do të thotë (Para – Prapa) dhe paraqet rastin kur gjatë ekspozimit me rreze X, pjesa e përparme e trupit të pacientit është e kthyer kah burimi i rrezeve X. Ndërkaq, shkurtesa PA vjen gjithashtu nga gjuha latine (Posterio – Anterior), që në shqip do të thotë (Prapa – Para) dhe paraqet rastin kur gjatë ekspozimit, pjesa e prapme e trupit të pacientit është e kthyer kah burimi i rrezeve X.

## II.9 Llojet e ekspozimeve

Rrezatimi jonizues që vjen nga burimet natyrore si uji, toka apo shkëmbinjtë është i përhershëm dhe me përpjekjet tona mund ta reduktojmë atë. Ky lloj ekspozimi përmban në vetvete një rrezik, që në përgjithësi është mjaft i ulët. Megjithatë, në disa raste, burimet natyrore të radioaktivitetit mund të jenë të papranueshme dhe duhet të zvogëlojmë ekspozimin ndaj tyre (gazi i radonit në katet përdhese të shtëpive, në arkiva, etj). Rrezatimi jonizues që vjen nga burimet dhe aktivitetet antropogjene duhet të kontrollohet më me kujdes. Në këto procedura duhet të kemi parasysh një ekuilibër ndërmjet përfitimeve që ofron përdorimi i rrezatimit për shoqërinë dhe rreziqeve që imponon mbi njerëzit dhe mjedisin. Kufijtë e dozës janë të përcaktuar për të kufizuar ekspozimin ndaj rrezatimit të punonjësve dhe publikut. Përveç kësaj, të licencuarit për përdorim të burimeve të rrezatimeve janë të detyruar të mbajnë të gjitha dozat e rrezatimit në nivele sa më të ulëta që është e arritshme (Parimi ALARA) duke marrë në konsideratë faktorët socialë dhe ekonomikë[27]. Si rregull duhet të ketë një përfitim neto nga përdorimi i burimeve të rrezatimit.

Sipas Standardeve bazë të Sigurisë për Mbrojtjen nga Rrezatimi, janë përcaktuar tre kategori ekspozimesh [28]. Këto janë: **ekspozimet profesionale**, **ekspozimet mjekësore** dhe **ekspozimet e publikut**.

- ❖ **Ekspozimet profesionale** janë të gjitha ekspozimet e punonjësve, të cilët përdorin në punën e tyre burime të rrezatimeve, siç janë mjekët, infermierët, fizikanët, teknikët e radiologjisë dhe të tjerë;
- ❖ **Ekspozimet mjekësore** janë ekspozime të pacientëve që realizohen për qëllime diagnostikimi ose terapie;
- ❖ **Ekspozimet e publikut** janë ekspozimet e popullatës ndaj burimeve të ndryshme të rrezatimeve që ekzistojnë si për shkak të sfondit natyror të rrezatimit ashtu edhe të

funksionimit e përdorimit të burimeve artificiale të rrezatimit – burimet mjekësore, burimet industriale, instalimet bërthamore, qendrat kërkimore bërthamore, etj.

**Ekspozimet profesionale** në çdo rast duhet të jenë në përputhje me dozat kufi të vendosuranga agjencitë e specializuara dhe duhet të kontrollohen në mënyrë periodike. Punonjësve profesionistë që përdorin burime të rrezatimeve jonizuese, u sigurohet mbrojtja e nevojshme nga rrezatimet nëpërmjet përdorimit të mjeteve dhe pajisjeve mbrojtëse. Punonjësit profesionistë i nënshtrohen paraprakisht dhe periodikisht kontrolleve mjekësore për të pasur parasysh gjendjen e tyre shëndetësore si rezultat i veprimit të rrezatimeve jonizuese. Nëpërmjet këtyre kontrolleve, të cilat bazohen në parimet e mjekësisë së punës, synohet të vlerësohet gjendja shëndetësore dhe të realizohet përputhshmëria e kësaj gjendjeje me kërkesat e vendit të punës. Matja e ekspozimeve profesionale sigurohet me aparatura monitoruese të përshtatshme siç janë dozimetria me film ose dozimetria termolumineshente.

Për **ekspozimet mjekësore** Standardet Bazë të Sigurisë nuk përcaktojnë ndonjë dozë kufi, ndërkohë që për to përcaktohen nivelet udhëzuese për dozën. Arsyeja për këtë është se radiologjia diagnostike dhe trajtime të tjera me burime të rrezatimeve jonizuese, janë përfitim i drejtpërdrejtë i pacientit të ekspozuar dhe se zbatimi i kufizimit të dozës është në dëm të pacientit, për arsye se procedurat e ndryshme diagnostikuese dhe intervenuese kërkojnë përdorimin e dozave të ndryshme, të cilat janë të nevojshme për përcaktimin e diagnozës.

Është e nevojshme që mjeku, i cili rekomandon ekzaminimin radiografik, të sigurohet plotësisht që ky ekzaminim të jetë i domosdoshëm për të marrë informacionin e nevojshëm lidhur me simptomat e sëmundjes për të cilën ka indikacione dhe nuk mund të zëvendësohet me ekzaminime alternative si p.sh. ekografia. Ndërkohë stafi mjekësor që kryen ekzaminimin, duhet të kujdeset që të merren imazhe sa më cilësore me doza minimale aq sa është e mundur. Kështu, përcaktohet me saktësi zona e organizmit që do të ekzaminohet, numri i ekspozimeve dhe lloji i marrësit të imazhit. Është e rëndësishme që gjatë ekzaminimeve të merren masa për kolimimin dhe diafragmimin e tufës së rrezatimit në organin që do të ekzaminohet dhe për përzgjedhjen e saktë të tensionit, rrymës dhe kohësëekspozimit. Gjatë ekzaminimeve të pacienteve kryhet vlerësimi i dozës hyrëse sipërfaqësore, fuqisë së dozës dhe kohës së ekspozimit, me qëllim që të njihet sa më mirë doza e rrezatimeve që i jepet pacientit. Edhe pse Standardet Bazë të Sigurisë në lidhje me ekspozimet mjekësore nuk përcaktojnë ndonjë kufizim doze, megjithatë, nivelet udhëzuese shërbejnë si vlera orientuese për dozat që duhet të marrin pacientët gjatë procedurave të ndryshme me rrezatim. Për t`i vënë në praktikë këto nivele udhëzuese, parimet themelore janë propozuar nga KNMR. Në bazë të rekomandimeve të KNMR-së, ANEA ka publikuar nivelet udhëzuese për ekspozimet mjekësore në Standardet Bazë të Sigurisë të vitit 1994. Këto nivele udhëzuese të cilat tregojnë

standardet e dozave të pacientëve të ekzaminuar me rentgenografi standarde, CT, fluoroskopi apo mjekësi bërthamore, mund të përdoren për të vlerësuar nëse ekspozimi që lidhet me pacientin apo pajisjen është i madh apo i vogël. Në rastin kur ekspozimi i pacientëve tejkalon nivelin udhëzues, duhet të bëhet shqyrtimi përkatës, në mënyrë që doza të reduktohet deri në nivelet e duhura. Në këtë hulumtim, janë marrë parasysh të gjitha nivelet udhëzuese të ANEA-s, në mënyrë që matjet e dozave hyrëse në sipërfaqen e organizmit të pacientit, që janë realizuar në disa qendra radiologjike të Republikës së Kosovës, të krahasohen me nivelet udhëzuese të dhëna nga ANEA, për të gjitha llojet e ekzaminimeve të analizuara me rreze X.

Rëndësi të veçantë në fushën e rrezatimeve jonizuese ka edhe pjesa e **ekspozimeve publike**. Mbrojtja e publikut sigurohet jo vetëm nga zbatimi me rigorozitet i masave mbrojtëse në institucionet dhe kompanitë që përdorin burime të rrezatimeve jonizuese, por edhe nga puna e organeve mbikëqyrëse të cilat janë përgjegjëse për nivelet e rrezatimeve në institucionet dhe kompanitë që përdorin burime të rrezatimeve ose për nivelet e radonit në vende të ndryshme të hapura apo të mbyllura. Për këtë qëllim, burimet e rrezatimeve duhet të vendosen në vende që sigurojnë mbrojtjen prej tyre jo vetëm të punonjësve, por edhe të publikut që mund të jetë i pranishëm në vende në afërsi ose që janë pranë një burimi. Një burim i rëndësishëm i ekspozimeve publike janë mbetjet radioaktive, të cilat duhet të trajtohen sipas rregullave të caktuara [29]. Shpeshherë institucionet shëndetësore, por edhe institucione të fushave të tjera, duke i trajtuar pa kujdes këto mbetje i depozitojnë ose i hedhin në vende të papërshtatshme, çka bën të mundur që publiku të zhvillojë aktivitete të ndryshme pranë tyre ose të kontaminohet prej mbetjeve radioaktive. Të gjitha këto ndikojnë në mënyrë të drejtpërdrejtë në rritjen e ekspozimeve publike. Me shumë rrezik është shkarkimi i mbetjeve të lëngëta radioaktive në kanalizimet urbane, pasi në këtë rast burimet radioaktive ndotin sistemet e ujës-jellësve dhe kanalizimeve. Gjithashtu, edhe groposja e mbetjeve radioaktive në vende të papërshtatshme bën që ato të hyjnë në ciklin biologjik të njerëzve. Për këtë arsye, mbetjet radioaktive duhet të trajtohen në përputhje me rregullat e përcaktuara nga autoritetet rregullatore shtetërore për trajtimin e posaçëm të këtyre mbetjeve. Burim tjetër i rëndësishëm i ekspozimit të publikut janë aksidentet në punën me burime të rrezatimeve jonizuese. Në lidhje me këtë, po përmendim rastet kur publiku mori doza të larta ekspozimi gjatë aksidentit të Çernobilit në Ukrainë dhe të Fukushimës në Japoni.

Standardet bazë përcaktojnë dozat kufi të ekspozimeve profesionale, duke operuar me madhësitë e dozës efektive dhe dozës ekuivalente [30]:

- ❖ Doza efektive për gjithë organizmin nuk duhet të jetë më e madhe se 20 *mSv* në vit ose 100 *mSv* e mesatarizuar për pesë vite të njëpasnjëshme;
- ❖ Doza efektive nuk duhet të jetë më e madhe se 50 *mSv* për një vit të vetëm;
- ❖ Doza ekuivalente në kristalinin e syrit duhet të jetë më e vogël se 20 *mSv* në vit;
- ❖ Doza ekuivalente në ekstremitete (duar dhe këmbë) ose në lëkurë duhet të jetë më e vogël se 500 *mSv* në vit.

Për ekspozimet publike sipas Standardeve Bazë përcaktohen këto doza kufi:

- ❖ Doza efektive nuk duhet të jetë më e madhe se 1 *mSv* në vit;
- ❖ Doza efektive nuk duhet të jetë më e madhe se 5 *mSv* në vit në raste shumë të posaçme, me kusht që doza mesatare për pesë vitet e mëvonshme (të njëpasnjëshme) të mos e kalojë 1 *mSv* në vit;
- ❖ Doza ekuivalente në kristalinin e syrit duhet të jetë më e vogël se 15 *mSv* në vit;
- ❖ Doza ekuivalente në lëkurë duhet të jetë më e vogël se 50 *mSv* në vit.

## KAPITULLI III

# DOZIMETRIA, APARATET MATËSE DHE DOZIMETRAT E RREZATIMIT

### Hyrje

Dozimetria është mënyrë e përcaktimit sasior të dozës së absorbuar nga një organizëm biologjik ose nga një objekt, pra energjia e absorbuar për njësi të masës për shkak të ekspozimit ndaj një rrezatimi jonizues.

Në mënyrë mëspecifike mund të thuhet se dozimetria paraqet të gjitha veprimet që duhet bërë në matjen ose vlerësimin dozave të rrezatimit tek individët. Organet rregullatore të mbrojtjes nga rrezatimi u kërkojnë të licencuarve të veprimtarisë së dozimetrisë që të kontrollojnë dozat për punëtorët dhe për publikun dhe të konstatojnë vlerat e këtyre dozave.

Ekzistojnë dy lloje të ekspozimit nga rrezatimi[31]:

- ❖ Ekspozimi i jashtëm, i cili ndodh kur burimi i rrezatimit ose substancës radioaktive është jashtë trupit të organizmit.
- ❖ Ekspozimi i brendshëm, i cili ndodh kur burimi radioaktive ose substanca radioaktive është brenda trupit të organizmit.

Zakonisht, përdoren dy metoda për të përcaktuar dozën e rrezatimit për njerëzit: Dozimetria personale; monitorimi indirekt duke përdorur fuqitë e matura të dozës ose përqendrimet e substancave bërthamore; dhe monitorimi i tërthortë duke analizuar rrugët mjedisore të rrjedhjes së rrezatimit.

Dozimetria ose dozimetria e rrezatimit për qëllime industriale dhe mjekësore ka evoluar në mënyrë të qëndrueshme gjatë disa dekadave të fundit me futjen e detektorëve të ndryshëm. Detektorët e ndryshëm kanë fushat e tyre të aplikimeve në varësi nga cilësitë që ato shfaqin për dozimetrinë e rrezatimit. Nga pikëvështrimi i fizikës dozimetri ideal duhet të jetë në gjendje të masë dozën e përthithur, e cila është energji e përthithur e rrezatimit në njësinë e masës. Kalorimetrat, të cilët masin rritjen termike në përpjestim me rritjen e energjisë së përthithur nga rrezatimi, janë konsideruar si dozimetra të standardit parësor. Dozimetrat e tjerë, siç janë dhomat e jonizimit, janë kalibruar duke u krahasuar me kalorimetrat. Kjo ecuri ndiqet gjithmonë në laboratorët e standardeve kombëtare. Kështu, me anë të krahasimit të dozimetrave të standardit dytësor ndaj dozimetrave të standardit të njohur, mund të bëhet përcaktimi i



dozimetrinë absolute dhe relative. **Dozimetria absolute** është një teknikë që jep informacion të drejtpërdrejtë në lidhje me dozën e përthithur në Grei(Gy). Termi **dozimetri relative** përdoret për të gjitha matjet, të cilat krahasohen me dozën në pikën e caktuar të kalibrimit. Shembuj të dozimetrisë relative mund të jenë dozimetria në radioterapi, ku matet përqindja e dozës në thellësi, e cila krahasohet me dozën në një pikë të njohur ose matjet tërthore ku doza e tufës është matur në drejtim normal ndaj drejtimit të saj.

Dozimetria absolute mund të realizohet vetëm me disa lloje të detektorëve. Shembuj të këtyre detektorëve janë kalorimetria, dozimetria jonometrike dhe dozimetria kimike. Përmes këtyre teknikave, për të konvertuar madhësitë e matura në dozë, përdoren konstantet siç janë rritja e temperaturës së një reaksioni kimik, ose energjia mesatare e nevojshme për të prodhuar një çift jonesh. Shumica e teknikave të tjera, siç janë dozimetria gjysmëpërçuese, dozimetria me detektorët termolumineshentë dhe dozimetria me film, janë të përshtatshme për dozimetrinë relative.

Dozimetri i rrezatimit është një pajisje apo instrument, që mat ose përcjell drejtpërdrejt apo tërthorazi madhësitë fizike të lidhura me ekspozimin, kermën, dozën e përthithur ose dozën ekuivalente, si dhe varësinë e tyre në njësinë e kohës (fuqitë e madhësive respektive) dhe madhësitë tjetra të rrezatimit jonizues. Dozimetri, së bashku me lexuesin e tij përfaqëson sistemin dozimetrik[32].

Matja e një madhësie dozimetrike paraqet procesin e përcaktimit të vlerës së madhësisë në mënyrë eksperimentale duke përdorur sistemin dozimetrik. Rezultati i një matjeje është vlera e një madhësie dozimetrike e shprehur si produkt i një vlere numerike dhe njësisë përkatëse. Për të funksionuar si dozimetër rrezatimi, dozimetri duhet të ketë së paku një veti fizike që është funksion i madhësisë dozimetrike të matur dhe pastaj kjo mund të përdoret për dozimetrinë e rrezatimit me anë të kalibrimit të duhur. Për përdorim të përshtatshëm, dozimetrat duhet të kenë disa karakteristika të kënaqshme. Për shembull, në radioterapi dhe radiodiagnostikë është e rëndësishme njohja e saktë e dozës së përthithur në një pikë të veçantë dhe shpërndarja hapësinore e rrezatimit.

Dozimetrat duhet të kenë një numër karakteristikash që i bëjnë të dobishëm për t'u përdorur në dozimetrinë e rrezatimit dhe këto karakteristika mund të përmbledhen si në vijim.

**Saktësia:** Tipari më kryesor i ndonjë dozimetri është aftësia e tij për të matur saktë dozën. Kjo përkufizohet si saktësi e dozimetrit. Saktësia e matjeve mund të kufizohet nga dy lloje gabimesh; nga **gabimet e rastit** dhe nga **gabimet sistematike**. Gabimet e rastit mund të zvogëlohen nëse bëhen më shumë matje, pasi ato janë rezultat i variacioneve të zakonshme dhe kështu këto gabime mund të minimizohen me një numër të madh matjesh. Gabimet sistematike

paraqiten në rastet kur kemi film dozimetrik të mjegullt, rrjedhje në elektrometër ose zhvendosje të vazhdueshme të rezultateve të matjeve në një drejtim.

**Preciziteti:** Riprodhimi i rezultateve të njëjta nga një metodë matjeje në kushte të njëjta, njihetsi precizitet. Preciziteti përjashton gabimet sistematike dhe si i tillë nuk lejon një përfundim që mund të nxirret në lidhje me korrektësinë aktuale të rezultatit të matur. Ai është një tipar i rëndësishëm për rezultate matjesh të qëndrueshme. **Kufiri i detektimit** paraqet dozën më të ulët të detektueshme me një lloj të caktuar dozimetri. **Intervali i matjeve (leximeve)** përkufizohet nga vlerat më të ulëta të lexueshme deri te vlerat më të larta të lexueshme. Vetë të tjera të dozimetrave të rrezatimit janë **lineariteti, varësia nga doza e përthithur apo fuqia e dozës, reagimi ndaj rrezatimeve me energji të ndryshme, varësia sipas drejtimeve dhe aftësia ndarëse hapësinore.**

Natyrisht, jo të gjithë dozimetrat kënaqin këto karakteristika, kështu që, përzgjedhja e dozimetrit të rrezatimit dhe lexuesit duhet të bëhet duke marrë për bazë kërkesat e situatave të matjes, sipas rastit.

### III.1 Llojet e aparateve matëse të rrezatimit dhe dozimetrave

Aparatet matëse të rrezatimit janë pajisje që shërbejnë për detektimin (gjurmimin dhe zbulimin) dhe matjen e rrezatimit. Aparatet që përdoren për qëllimet e mbrojtjes nga rrezatimi janë të llojeve nga më të ndryshmet. Ato shërbejnë për matjen e dozave të rrezatimit, fuqisë së dozës që krijon rrezatimi, për përcaktimin e përbërjes energjitike të rrezatimit, etj. Në themel të punës së këtyre aparateve qëndrojnë detektorët e rrezatimit, të cilët janë pajisje që shërbejnë për kthimin e energjisë që bart rrezatimi, në sinjale praktikisht të matshme. Një detektor i çfarëdoshëm, në përgjithësi, mund të konsiderohet si një vëllim i një mjedisi të ndjeshëm, në të cilin ndodh bashkëveprimi i rrezatimit me lëndën. Çdo bashkëveprim i rrezatimit me mjedisin aktiv të detektorit prodhon një informacion elementar, që pastaj mund të transformohet në një sinjal që mund të shfrytëzohet për t`u analizuar si nga ana sasiore, ashtu edhe nga ana cilësore. Llojet e aparateve matëse të rrezatimit janë:

- ❖ Aparatet e numërimit të rrezatimit
- ❖ Aparatet me detektor gazor
- ❖ Aparatet me detektor shintilues
- ❖ Aparatet me detektor gjysmëpërçues

**Aparatet e matjes së dozave (dozimetrat)** – Ekzistojmë dy tipe kryesore të dozimetrave: dozimetrat pasiv (me lexim të mëvonshëm, pas përpunimit të informacionit të mbledhur) dhe dozimetrat aktiv (dozimetrë elektronik me lexim të menjëhershëm), i cili bëhet funksional në momentin e përdorimit (aparate elektronike analoge dhe numerike, stilo-dozimetrat, etj). Dozimetrat e rrezatimit jonizues janë të një rëndësie themelore në disiplinat e dozimetrisë së rrezatimit dhe fizikës mjekësore të rrezatimit dhe kanë përparësi përdorimi për të vlerësuar dozën e depozituar tek individët që ekspozohen nga pajisjet radiologjike. Dozimetrat kryesorë që përdoren në fizikën mjekësore dhe në radiologji janë kryesisht dozimetra pasivë – me lexim jo të drejtpërdrejtë të dozës[33]. Llojet kryesore që përdoren gjerësisht janë:

**Dozimetrat termolumineshentë**, të cilët ndërtohen nga materiale termolumineshente të cilat masin ekspozimin e grumbulluar të rrezatimit jonizues.

**Dozimetrat me film**, të cilët përbëhen nga një film fotografik, që vendoset në një kasetë mbajtëse për të matur dozën e rrezatimit gama, rrezatimit X dhe rrezatimit beta. Imazhet që fitohen në film janë të dhëna të përhershme të cilat bëjnë të mundur dallimin ndërmjet energjive të ndryshme të fotoneve dhe dozave të ndryshme të rrezatimit.

**Dozimetrat lumineshentë me stimulim optik** janë dozimetra, detektorët e të cilëve përbëhen nga kristale të oksidit të Aluminit ( $Al_2O_3:C$ )[34]. Këta dozimetra masin sasinë e ekspozuar të rrezatimit duke stimuluar materialin e  $Al_2O_3$  me dritë të gjelbër laserike ose me dritë diode. Drita e emetuar nga  $Al_2O_3$  është proporcionale me sasinë e rrezatimit me të cilin është ekspozuar. Me këta dozimetra mund të maten edhe rrezatimet me energji të ulëta, edhe ato me energji të larta. Gjersa dozimetrat termolumineshentë dhe dozimetrat lumineshentë me stimulim optik janë praktikisht të përdorshme deri në 12 muaj, kohëzgjatja e përdorimit të dozimetrave me film është zakonisht 4 muaj. Dozimetrat që i përdorëm në këtë hulumtim janë dozimetra termolumineshentë, për të cilët bëhet fjalë në paragrafët vijues.

### III.2 Dozimetrat termolumineshentë (TLD) dhe vetitë e tyre

Funksionimi i dozimetrave termolumineshentë bazohet në vetitë që kanë disa materiale për të përthithur dhe ruajtur energjinë e rrezatimit që bie mbi ta dhe në lëshimin e kësaj energjie, pasi ata të nxehen deri në një temperaturë të caktuar. Efekti i çlirimit të energjisë së rrezatimit nga këto materiale pas nxehjes së tyre, njihet me emrin **efekt termolumineshent**. Termolumineshenca është një formë e lumineshencës. Lumineshenca është proces, përmes të

cilit, kur lënda rrezitet, ajo përthith energji e cila më pas emetohet në trajtë të fotoneve dritore të spektrit elektromagnetik [35]. Edhe pse ekzistojnë më shumë se 2000 lëndë termolumineshente, vetëm 8 prej tyre përdoren masivisht, pasi ato janë më të përshtatshme për të matur dozën e rrezatimit (tabela 5)[36].

Katër nga to kanë numër atomik efektiv të vogël ( $Z_{\text{eff}}$ ) dhe karakterizohen si materiale ekuivalente me indet biologjike, pasi ato kanë karakteristika të ngjashme me indet biologjike të organizmit të njeriut. Këto materiale janë: Fluoruri i Litiumit (LiF), Borati i Litiumit ( $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ), Oksidi i Beriliumit (BeO) dhe Borati i Magnezit ( $\text{MgB}_4\text{O}_7$ ). Këto komponime përdoren në ekspozimet mjekësore nga rrezatimi, e poashtu edhe në monitorimin personal të punonjësve që përdorin rrezatime jonizuese në veprimtaritë industriale.

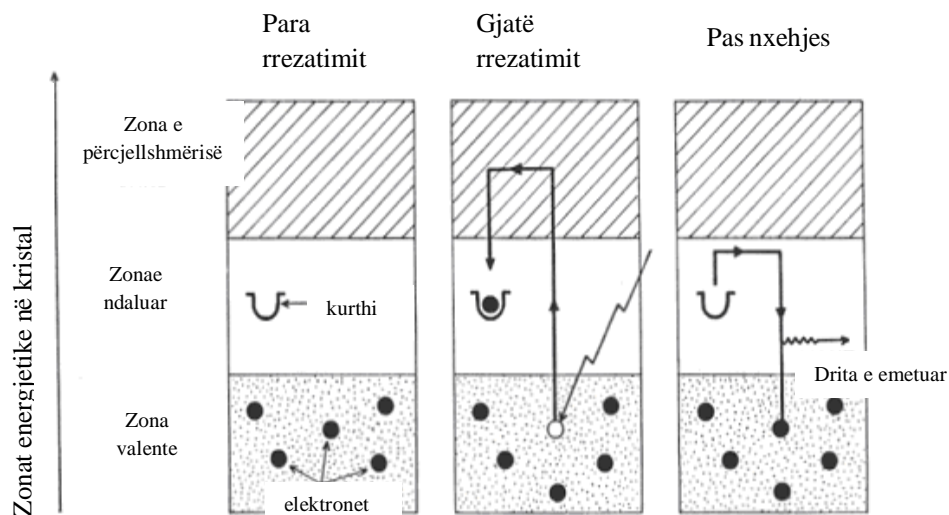
**Tab.5: Numrat atomik efektivë të disa materialeve termolumineshente**

Materiali termolumineshent	Numri atomik efektiv( $Z_{\text{eff}}$ )
LiF:Mg, Ti	8,14
LiF:Mg, Ti, Na	8,14
LiF:Mg, Cu, P	8,14
$\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ :Mn	7,4
$\text{Al}_2\text{O}_3$ :C	10,2
$\text{CaSO}_4$ :Dy	15,3
$\text{CaF}_2$ :Dy	16,3
BeO	7,13

Katër materialet e tjera japin tregime më të larta pasi që kanë numër atomik efektiv më të madh. Kështu, ato kanë ndjeshmëri të lartë dhe karakterizohen si materiale të papërshtatshme dhe jo ekuivalente me indin biologjik. Këto materiale janë sulfati i kalciumit ( $\text{CaSO}_4$ ), fluoriti i kalciumit ( $\text{CaF}_2$ ), oksidi i aluminit ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) dhe forsteriti ( $\text{Mg}_2\text{SiO}_4$ ), të cilat kryesisht përdoren për monitorimin e mjedisit [37]. Materialet termolumineshente nuk janë ideale për matjen e dozave të rrezatimit. Ka shumë faktorë që duhet marrë parasysh për të gjetur materialin më të përshtatshëm. Mundësia e përdorimit të tyre është shumë e madhe sa më i mirë dhe i qëndrueshëm të jetë sinjali i dhënë prej tyre. Edhe pse ndjeshmëria e materialeve ekuivalente me indin biologjik nuk është shumë e lartë, ajo ndjeshmëri ndaj rrezatimit mund të rritet duke

shtuar papastërtitë e quajtura **aktivizues**. Kur materiali ka më shumë papastërti, krijohen më shumë “kurthe” për elektronet dhe kështu më shumë fotone çlirohen gjatë procesit të termolumineshencës. Për këtë arsye rritet edhe efikasiteti i materialit.

Kur këto materiale përthithin rrezatimin, në to lindin elektrone të lira dhe vrime (ngjajshëm sikurse te gjysmëpërçuesit), të cilat kurthohen (vihen në kurth) nga elementet shtesë të kristalit[38] (fig. 12).



**Fig.12: Paraqitje skematike e dukurisë së termolumineshencës**

Numri i këtyre elektroneve dhe vrimave të kurthuara është çdoherë në përpjesëtim të drejtë me vlerën e energjisë së përthithur në kristal nga rrezatimi. Elektronet dhe vrimat mbesin të kurthuara në kristal, derisa kristali të nxehet. Pas nxehjes deri në temperaturë të caktuar, ndodh çlirimi dhe rikombinimi i elektroneve dhe vrimave, që shoqërohet me lëshim kuantesh dritore. Këta dozimetra përdoren kryesisht për monitorimin personal të ekspozimit ndaj rrezatimit dhe për matjen e dozës hyrëse në sipërfaqen e trupit të pacientit. Për këtë qëllim zakonisht përdoren dy kristale të vogla termolumineshente, të cilat vendosen në një kasetë të posaçme dhe mbahen nga punonjësi gjatë kohës së punës apo vendosen brenda tufës së rrezatimit ngjitur për trupin e pacientit gjatë kohës së ekspozimit të tij për të analizuar dozën hyrëse sipërfaqësore. Këto dy kristale janë të përcaktuar të masin dozën në thellësi të ndryshme të trupit të pacientit, të shprehura në milimetra, përkatësisht dozën ekuivalente në sipërfaqen e trupit të pacientit 0,07mm dhe dozën ekuivalente në thellësinë 10mm. Dozat ekuivalente të matura me këto dy kristale shprehen si  $H_p(0,07)$  dhe  $H_p(10)$ .

Pas ekspozimit të tyre në fushën rrezatuese të burimeve të ndryshme, kristalet që shërbejnë si detektorë termolumineshentë nxehen deri në një temperaturë të caktuar, dhe për rrjedhojë ato çlirojnë kuantë dritore, të cilat maten me anë të një fotoshumëzuesi elektronik [39]. Sinjali

dalës kalon në një aparat matës të ngarkesës elektrike. Aparatet matëse kalibrohen nëpërmjet intensiteteve dritore që lëshojnë kristalet termolumineshente, pas ekspozimit të tyre ndaj dozave të njohura të rrezatimit. Dozimetri ideal duhet të japë përgjigje lineare mbi një gamë të gjerë të dozave dhe përgjigja e tij nuk duhet të ndikohet nga fuqia e dozës. Duhet të kemi parasysh që variacionet në përgjigjet që ato japin, varen nga disa faktorë, përfshi edhe këndet e ndryshme rënëse të rrezatimit në dozimetër. Dozimetri duhet të ketë dimensione të vogla në mënyrë që të jemi në gjendje të masim doza në një pikë të caktuar me rezolucion të lartë hapësinor [40]. Termolumineshenca përdor materiale ose detektorë që zakonisht ndahen në dy grupe:

- ❖ Fosforitet ekuivalente me indet, të cilat në përgjithësi shfaqin ndjeshmëri të ulët ndaj rrezatimit jonizues, siç janë  $\text{LiF:Mg,Ti}$ ,  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$  të cilave u shtohen Cu dhe Mn si papastërti, ose  $\text{Be}_2\text{O}_3$  me papastërti të ndryshme.
- ❖ Fosforitet me ndjeshmëri të lartë, por me një ekuivalencë të dobët me indet biologjike, siç janë  $\text{CaF}_2$  me Mn, Dy ose Tm si papastërti ose  $\text{CaSO}_4$  me Mn ose Tm si papastërti.

Për dozimetrat termolumineshentë që përdoren në dozimetri, kërkohen të dyja vetitë, edhe ekuivalenca e tregimeve të tyre me indin biologjik, edhe ndjeshmëria e tyre e lartë[41].

Komponimi LiF i dopuar me elemente të ndryshëm është një kristal termolumineshent me numër atomik efektiv  $Z_{\text{eff}}$  të afërt me atë të indit biologjik dhe përdoret gjerësisht për monitorimin e ekspozimit të punonjësve ndaj rrezatimit dhe për matjen e dozës hyrëse sipërfaqësore. Komponimi LiF i dopuar me magnez dhe titan ndërtohet në forma të ndryshme dhe përdoret nga shumë institucione. Rezultatet e dozës së këtij dozimetri (TLD 100) nuk janë të varura nga energjia e rrezatimit në intervalin nga 100 keV deri në 1,3 MeV [42]. Në figurën e mëposhtme janë paraqitur kristalet TLD që mund të përdoren në situata të ndryshme.

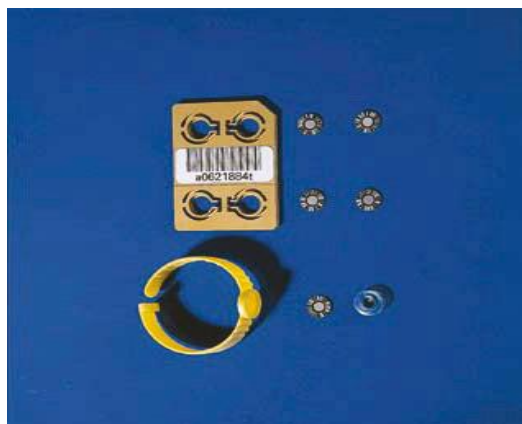


Fig.13: TLD-të që përdoren në situata të ndryshme

### III.3 Kalibrimi i aparateve matëse të rrezatimit

Aparatet matëse të rrezatimit përdoren për të përcaktuar nivelet e madhësisë së dozës me qëllim që të sigurohen kushte sa më të përshtatshme të përdorimit të tyre dhe përfitimit të dhënave të besueshme dhe të sigurta. Tregimet e tyre duhet të jenë sa më të sakta, në mënyrë që ta përmbushin detyrën për të cilën përdoren.

Procesi i kalibrimit qëndron në verifikimin e leximeve të aparateve për nivele të njohura të rrezatimit dhe i përcaktimit të gabimit nëpërmjet këtij verifikimi. Për këtë qëllim aparatet duhet të kalibrohen në mënyrë periodike për të na dhënë rezultate sa më të besueshme. Kalibrimi i aparateve bëhet nëpërmjet vendosjes së tyre në fusha të njohura të rrezatimit, ku realizohet kontrolli i tregimeve të aparatit për doza ose fuqi doze të njohura. Testimet janë matje periodike, të cilat na konfirmojnë nëse një aparat funksionon në mënyrë korrekte, në përputhje me të dhënat e dokumentuara në pasaportën e tij.

Është e nevojshme që aparatet të kalibrohen pas çdo riparimi ose pas intervaleve të caktuara kohore. Si rregull, aparatet matëse të rrezatimit duhet të kalibrohen një herë në vit në laboratorë të specializuar. Në makinat e prodhimit të rrezeve X kalibrohen aparatet matëse të rrezatimit që përdoren në mjekësi (diagnostikë dhe terapi), kurse në burimet radioaktive të Cs dhe Co kalibrohen aparatet që përdoren për matje në fusha rrezatuese të energjive të larta, dhe burimeve të ndryshme radioaktive.

Në të dy rastet, për kalibrimin e aparateve përdoret metoda e zëvendësimit, e cila konsiston në përcaktimin e fuqive të dozave nga burimet e lartshënuara në largësi të ndryshme me dhoma jonizimi të kalibruara paraprakisht. Pasi përcaktohen nivelet e rrezatimit të këtyre burimeve, në këto fusha tashmë të njohura vendosen aparatet që do të kalibrohen [43]. Gjatë procesit të kalibrimit duhet të kemi parasysh se në qoftë se burimet e tufave të rrezatimit janë pikësore, atëherë zbatohet ligji i përpjestimit të zhdrejtë ndërmjet fuqive të dozave të fushës rrezatuese të burimit dhe katrorit të largësisë prej tyre.

### III.4 Llojet e standardeve në dozimetrinë e rrezatimit

**Standard parësor** (primar) quhet standardi që ka cilësitë më të larta matëse në një fushë të caktuar. Ky lloj standardi ruhet në laboratorë ndërkombëtarë, të cilët merren me kërkime metrologjike ose që marrin pjesë në krahasimet ndërkombëtare të laboratorëve të njohur të standardeve parësore, sikurse është Byroja Ndërkombëtare e Peshave dhe Matjeve.

**Standard dytësor** (sekondar) quhen standardet të cilët, vlera është fiksuar nëpërmjet krahasimit të tij me një standard parësor dhe shoqërohet me një certifikatë që tregon saktësinë e tregimeve të tij. Këto standarde dytësore ruhen në laboratorët e rrjetit të Agjencisë Ndërkombëtare të Energjisë Atomike dhe njihen zyrtarisht nga vendet anëtare, si bazë për të fiksuar vlerën e të gjithë madhësive të tjera që kalibrohen në bazë të tij.

**Standard kombëtar** quhet standardi që është i njohur nga një vendim zyrtar kombëtar në një vend të caktuar, si bazë për fiksimin e vlerës së të gjitha standardeve të tjera të atij vendi që kalibrohen në lidhje me të. Standardi kombëtar i një vendi është zakonisht edhe standardi parësor i atij vendi.

**Aparat (apo instrument) krahasues** është një aparat i standardit dytësor i kalibruar me një standard parësor nga laboratorët parësor kombëtarë ose nga laboratorët krahasues të njohur, të cilët zotërojnë standardet e duhura. Në rastin kur një aparat krahasues nuk i takon standardit dytësor, ai kalibrohet sipas standardeve tretësore që janë kalibruar paraprakisht sipas standardit dytësor.

**Burim reference** është çdo burim dytësor i kalibruar sipas standardeve parësore, nga laboratorët kombëtarë ose nga laboratorë reference të njohur që zotërojnë standardet e duhura. Në rastin kur një burim reference nuk është një burim i standardit dytësor, ai kalibrohet sipas standardeve të tjera dytësore, ose sipas standardeve tretësore që janë kalibruar sipas standardeve dytësore si instrumenti i referencës.

**Pikë krahasuese** (e referencës) është pika në të cilën vlera e madhësisë, në lidhje me të cilën bëhet kalibrimi, është e njohur. Ajo vendoset në instrument nga prodhuesit e këtij instrumenti.

**Pikë testi** është quajtur ajo pikë në fushën rrezatuese, në të cilën vendoset pika e referencës, me qëllim që të kalibrohen aparatet që testohen.

**Faktori i kalibrimit** - Faktori i kalibrimit përcaktohet si raporti i vlerës së vërtetë të madhësisë që kërkohet (H), me vlerën e matur nga aparati që kalibrohet (M). Shprehja matematikore e këtij faktori është[44]:

$$N = \frac{H}{M} \quad (3.1)$$

ku N- është faktori i kalibrimit.



Faktori i kalibrimit  $N$  jepet vetëm për një lloj rrezatimi dhe mund të mos jetë i njëjtë për intervale të ndryshme të matjes. Në raste të tilla themi se aparati që kalibrohet ka jehonë jolineare. Jehona e aparatit matës është madhësia inverse e faktorit të kalibrimit, pra është raporti i vlerës së madhësisë që mat aparati që kalibrohet, me vlerën e vërtetë të madhësisë që kërkohet. Shprehja matematike e jehonës është:

$$R = \frac{M}{H} \quad (3.2)$$

ku  $R$  është jehona e aparatit matës.

Jehona ndryshon sipas spektrit dhe drejtimit të shpërhapjes së rrezatimit rënës, pra jepet si funksion i energjisë  $E$  të rrezatimit dhe këndit të rënies  $\alpha$  të tij. Si kohë jehone është quajtur intervali i kohës nga momenti i fillimit të ekspozimit të aparatit matës ndaj burimit, deri në momentin kur jehona e aparatit arrin 90% të vlerës në gjendje të qëndrueshme.

Vlera e vërtetë e një madhësie, është vlera më e saktë e matur e saj sipas një standardi parësor ose dytësor, ose sipas aparateve krahasuese të kalibruara sipas standardeve të përmendura më sipër. Një vlerë të matur do ta konsiderojmë të vërtetë nëse ndodhet aq pranë vlerës së vërtetë, sa që diferencën mes tyre mund të mos e marrim parasysh.

$$h_k = \frac{H}{K_a} \quad (3.3)$$

Gabimi relativ është raporti mes gabimit të bërë gjatë matjes nga aparati matës, me vlerën e vërtetë të madhësisë. Shprehja matematike e gabimit relativ e shprehur në përqindje është:

$$I(\%) = \frac{H - M}{H} \times 100 \quad (3.4)$$

### III.5 Metodatat e kalibrimit të aparateve matëse të rrezatimit

Kalibrimi i aparateve matëse të rrezatimit, mund të bëhet në disa mënyra. Në vazhdim po përshkruajmë shkurtimisht secilën mënyrë [45];

**Kalibrimi krahe për krahe** - Kjo metodë realizohet mbi parimin e vendosjes së një aparati dozimetrik standard dhe një aparati që kalibrohet, në të njëjtat kushte ndaj rrezatimit, duke kalibruar në këtë mënyrë aparatet që duhet të kalibrohet. Në këtë metodë, të dy aparatet, ai

standard dhe aparati që do të kalibrohet, vendosen njëkohësisht në pozicione simetrike në lidhje me tufën rrezatuese. Procesi i kalibrimit përsëritet duke shkëmbyer pozicionet e të dy aparateve në lidhje me njëri tjetrin dhe në lidhje me tufën rrezatuese. Metoda krahe për krahe është mjaft e saktë kur të dy aparatet matëse janë të ngjashëm nga pikëpamja e strukturës dhe gjeometrisë.

**Kalibrimet në ajër** - Në aparatet matëse të rrezatimeve, në rolin e sensorit përdoret një dhomë jonizimi. Dhomat e jonizimit parimisht kalibrohen sipas kermës së ajrit, por nga pikëpamja shkencore rekomandohet që kalibrimi i tyre të bëhet sipas kermës së ajrit vetëm kur dhomat e jonizimit ndodhen në ajër. Procesi i kalibrimit në tufat e rrezeve X me potencial gjenerues më të ulët se 100 eV, duhet bërë vetëm sipas kermës së ajrit.

**Kalibrimet në fantomë** - Kur dhoma e jonizimit ndodhet në një fantomë, kalibrimi bëhet sipas dozës së përthithur. Nëse dhomën e jonizimit e vendosim në një fushë rrezatimesh së bashku me një fantomë (ujë), saktësia e matjeve do të përmirësohet, duke bërë krahasimin me standardet e fantomës, për arsye se në këtë rast njihet me saktësi faktori i kthimit nga kerma e ajrit në dozën e përthithur në ujë. Po të krahasojmë kalibrimin në ajër dhe në fantomë, do të themi se kalibrimi në ajër ka një precision më të lartë, por zgjidhja e procesit të kalibrimit bëhet në varësi të praktikës së punës të laboratorit, në të cilin kryhet kalibrimi.

**Kalibrimet indirekte** - Me metodën indirekte, kalibrimi i një aparati dozimetrik në Grei për çdo ndarje të shkallës (Gy/ndarje), bëhet nga kalibrimi i dhomës së jonizimit në Grei për nanokulon (Gy/nC). Metoda indirekte shpesh shfrytëzohet në kalibrimet në të cilat dhomat e jonizimit krahasohen me standardet dytësore, zakonisht mbi një interval të caktuar të energjisë së rrezeve X.

**Kalibrimi me metodën e zëvendësimit** - Me metodën e zëvendësimit së pari realizohen matjet e dozave dhe fuqive të dozave me një dhomë jonizimi të kalibruar dhe më tej dhoma e jonizimit zëvendësohet me aparatin që do të kalibrohet. Aparatet sipas shkallës së tyre të matjeve vendosen në pozicione të caktuara nga burimi i rrezatimeve, në të cilat doza ose fuqia e dozës së përthithur, doza e ekspozimit ose doza ekuivalente të matura me dhomën e jonizimit janë të njëjta me atë të shkallës përkatëse të aparatit. Gjatë procesit të rrezitjes realizohet regjistrimi i të dhënave dhe me të dhënat e fituara nga matjet bëhen raportet ndërmjet vlerave të regjistruara dhe atyre të llogaritura. Në këtë mënyrë bëhet e mundur që për çdo aparat të përcaktohet një faktor korigjues, i cili duhet të mbahet parasysh gjatë procesit të matjeve në fushat e rrezatimeve. Për çdo aparat përgatitet një certifikatë kalibrimi, e cila përmban të gjitha hollësitë

lidhur me procesin e kalibrimit si dhe faktorët e korigjimit të leximeve të aparatit për secilën shkallë.

### III.6 Faktorët korigjues gjatë procesit të kalibrimit në fushën e rrezatimeve

Kushtet laboratorike, në të cilat duhet të kryejmë procesin e kalibrimit, janë të përcaktuara nga ANEA. Këto kushte janë:

- ❖ Temperatura në mjedisin ku kryhet procesi i kalibrimit duhet të jetë 20° C, ose 293° K, me një gabim prej ±10% . Koeficienti i korigjimit të temperaturës është:

$$k_T = \frac{T}{T_0} \quad (3.5)$$

ku  $T$  – është temperaturë e matur në dhomën e kalibrimit dhe  $T_0$  - është temperatura 293° K

- ❖ Presioni në mjedisin ku kryhet procesi i kalibrimit duhet të jetë 101,3 kPa. Në qoftë se presioni në mjedisin ku kryhet kalibrimi nuk është i barabartë me këtë vlerë, atëherë futet në përdorim koeficienti i korigjimit për efekt të presionit:

$$k_P = \frac{P_0}{P} \quad (3.6)$$

ku:  $P$  – është presioni i matur në dhomën e kalibrimit

$P_0$  - është presioni standard 101,3 kPa.

Temperatura dhe presioni korigjohen edhe të dyja njëkohësisht, por në këtë rast kemi të bëjmë me një koeficient që quhet koeficienti i presion temperaturës dhe shprehja matematikore e tij është [46]:

$$k_{PT} = \frac{P_0}{P} \times \frac{T}{T_0} \quad (3.7)$$

$$k_{PT} = \frac{101,3}{p} \times \frac{273,2 + T}{293,2} \quad (3.8)$$

Lagështia relative është një nga madhësitë e cila ndikon në procesin e kalibrimit. Kjo madhësi duhet të jetë në intervalin (40 – 60)%. Pra të gjitha korrigjimet për efekt të temperaturës, presionit dhe lagështisë relative në dhomën ku bëhet kalibrimi i aparateve duhet të merren parasysh. Mos plotësimi i këtyre kushteve çon në mos kryerjen saktë të procesit të kalibrimit.

### III.7 Ecuria e kalibrimit të dozimetrave termolumineshentë

Për të bërë kalibrimin e dozimetrave termolumineshentë, zakonisht merren një numër i caktuar dozimetrash të cilët i përdorim për të vlerësuar dozën që marrin pacientët dhe do t'i vendosim në dhomën e rrezatimit në laborator. Në fillim, në dhomën e rrezatimit, maten vlerat e temperaturës, lagështisë relative dhe presionit atmosferik, të cilat janë faktorë ndikues gjatë procesit të kalibrimit të dozimetrave. Së pari përdorim dhomën e jonizimit, të cilën e vendosim në largësi të caktuar nga burimi dhe e ekspozojmë me dozë rrezatuese të caktuar. Gjatë procesit të ekspozimit me rrezatim të dhomës jonizuese, bëjmë 5 matje (lexime) të ngarkesës elektrike në elektrometër, i cili është i lidhur me dhomën e jonizimit. Këto lexime bëhen për kohë të barabarta, nga një minutë për secilin lexim. Marrim rezultatet e lexuara në elektrometër dhe llogarisim vlerën mesatare të ngarkesës elektrike të grumbulluar për kohën prej 1 minutë nga këto pesë matje. Koeficienti i korrigjimit për efekt të temperaturës dhe presionit atmosferik llogaritet me formulën:

$$k_{PT} = \frac{P_0}{P} \times \frac{T}{T_0} \quad (3.9)$$

Fuqia e dozës në largësinë e përzgjedhur llogaritet me formulën:

$$K_{air} = Q \times k_{p,T} \times N_k \quad (3.10)$$

Në këtë formulë:

Q - është ngarkesa elektrike mesatare e lexuar në elektrometër

$k_{p,T}$  - është koeficienti i korrigjimit për efekt të temperaturës dhe presionit

$N_k$  - është faktori i kalibrimit i përcaktuar nga laboratorit dozimetriki ANEA.

Koha për të fituar dozën e dhënë do të jetë e barabartë me raportin e kësaj doze me fuqinë e dozës së gjetur nga ana jonë:

$$t = \frac{Doza(mGy)}{K_{air} \left( \frac{mGy}{h} \right)} \quad (3.11)$$

Pastaj bëjmë ekspozimin e dhomës së jonizimit të vendosur në largësinë e paracaktuar nga burimi, për këtë kohë. Pas disa ekspozimeve lexojmë ngarkesën e grumbulluar në elektrometër dhe llogarisim fuqinë e dozës së përthithur për këtë kohë. Pastaj hiqet dhoma e jonizimit dhe në vend të saj, në të njëjtën largësi nga burimi, vendosen dozimetrat TL. Bëjmë ekspozimin e këtyre dozimetrave për kohë të njëjtë me të cilën ekspozuam dhomën e jonizimit dhe pastaj bëhet leximi i vlerave të dozave të secilit dozimetër në sistemin Harshaw Thermo Scientific 4500. Në fund, llogarisim vlerën mesatare të dozës së lexuar të dozimetrave, me ç'rast raporti i dozës së ekspozimit me vlerën mesatare të dozës së përthithur nga ana e dozimetrave na bën të mundur të përcaktohet koeficienti i kalibrimit për dozimetrat termolumineshentë;

$$k = \frac{D}{Q} (=) \frac{mGy}{nC} \quad (3.12)$$

Ndërsa gabimi relativ, i shprehur me përqindje përcaktohet me këtë formulë:

$$\frac{\Delta k}{k} = \frac{\Delta D}{D} \times 100\% + \frac{\Delta Q}{Q_{mes}} \times 100\% \quad (3.13)$$

### III.8 Koncepti "TRACEABILITY" në funksion të standardizimit dhe kalibrimit

Koncepti i aftësisë gjurmuese ose gjurmueshmërisë [*traceability*] është shumë i rëndësishëm për t'u njohur sepse është në funksion të standardizimit dhe kalibrimit të aparateve matëse në fushat rrezatuese. Koncepti "*Traceability*" është themelor për një laborator kombëtar të metrologjisë dhe dozimetrisë kalibruese, për arsye se madhësitë dhe njësitë e tyre, burimet dhe pajisjet e rrezatimeve, unifikohen me standardet primare metrologjike [47].

Duke iu përmbajtur këtij koncepti, të gjithë këta faktorë ndikues në fushën e rrezatimeve unifikohen, me ç'rast krijohet një besueshmëri e nivelit më të lartë të mundshëm në matjet dhe procedurat metrologjike.

Traceability është një proces zinxhir kalibrimi i cili nis në laboratorët parësorë, vazhdon në laboratorët dytësor e tretësorë dhe transmetohet deri në aparatet matëse fushore. Ky proces duhet të mbahet parasysh nga të gjitha institutet, organizatat dhe mekanizmat tjerë, qofshin

lokalë, kombëtar apo ndërkombëtarë, të cilët merren me studimet e dukurisë së rrezatimit radioaktiv, me matjen e fushave të ndryshme rrezatuese si dhe me proceset e kalibrimit të aparaturave. Matjet e karakteristikave treguese të rrezatimit të ndonjë instrumenti matës, kontrollet e tyre rutinore duhet të bëhen në përputhje me konceptin "traceability", që nënkupton faktin se aparatet që shërbejnë për matjen e dozave të rrezatimit të jenë të gjurmueshme deri tek nivelet ndërkombëtare të standardeve për madhësitë dhe njësitë matëse të rrezatimit. Kjo nënkupton që:

- ❖ Secili instrument që përdoret për qëllime kalibrimi, duhet të kalibrohet ndaj një instrumenti tjetër referent që ka cilësi më të lartë, sesa niveli i pranuar si standard kombëtar.
- ❖ Mënyra e tillë e kalibrimit, që varet nga lloji, cilësia, stabiliteti, përdorimi në mjedis me kushte të këqija, bëhet për të qenë të sigurtë që vlerat treguese të aparateve (tregimet e aparateve të rrezatimit) të mos lëvizin jashtë kufijve të parapara ndërmjet kalibrimeve të njëpasnjëshme.
- ❖ Kalibrimi i ndonjë aparati ndaj një aparati krahasues, është i vlefshëm dhe ka vlerë të saktë, vetëm në periudhën ndërmjet dy kalibrimeve të njëpasnjëshme, ndërkohë që rendimenti, apo efektshmëria e mëtutjeshme mund të dalë prej kontrollit nga faktorë të ndryshëm .

Për këto arsye, është e nevojshme që kalibrimet e aparateve dhe të fushave që krijohen nga burimet e rrezatimit, të bëhen kohë pas kohe për qëllime verifikimi. Çdo madhësi fizike dhe njësi përkatëse me të cilën shprehet rrezatimi në pikëpamje sasiore dhe cilësore duhet të jetë e njëjtë, në përputhje me sistemin SI për madhësitë dhe njësitë themelore, plotësuese dhe të rrjedhura. Çdo tregim aparati për dozat e rrezatimit, çdo burim i rrezatimit dhe çdo nivel ekspozimi nga rrezatimet, në qoftë se zbatohet koncepti traceability, do të jetë i njëjtë në të gjitha vendet e botës, në përputhje me standardet ndërkombëtare, të vendosura nga organizatat themelore që merren me problemet metrologjike të rrezatimit.

## KAPITULLI IV

### METODA EKSPERIMENTALE

#### Hyrje

Ekspozimet mjekësore, krahas ekspozimeve profesionale dhe ekspozimeve të publikut janë një ndër tre kategoritë themelore të ekspozimeve. Punimi që kemi realizuar bazohet në vlerësimin e dozës hyrëse sipërfaqësore në trupin e pacientit gjatë ekzaminimeve diagnostikuese me anë të rrezeve X, në radiografi. Doza që merr pacienti gjatë ekspozimeve në radiografinë diagnostikuese varet kryesisht nga doza hyrëse në sipërfaqen e trupit të pacientit dhe nga ndjeshmëria e organeve dhe indeve që rreziten. Dozat e matura me dozimetrat termolumineshentë gjatë procesit të ekspozimit të pacientëve janë lexuar me anë të sistemit dozimetrik Harshaw Thermo Scientific 4500, që është në përdorim në Institutin e Fizikës Bërthamore të Zbatuar, Universiteti i Tiranës.

#### IV.1 Sistemi dozimetrik HARSHAW THERMO SCIENTIFIC 4500

Sistemi dozimetrik Harshaw 4500 Manual TLD Reader që përdoret për leximin e detektorëve termolumineshent është një sistem i përkryer për zbatime në dozimetri, në mbrojtjen nga rrezatimet, në mjekësi, kërkim shkencor dhe industri. Ky sistem është prodhim i kompanisë Thermo Scientific dhe ndodhet në Institutin e Fizikës Bërthamore të Zbatuar, Universiteti i Tiranës.



Fig. 14: Sistemi dozimetrik Harshaw Thermo Scientific 4500

Harshaw 4500 Manual TLD Reader (fig.14) është një prej modeleve më të përhapura që përdoren për dozimetritë termolumineshente [48].

Aparati i leximit të TLD, përbëhet nga sistemet e mëposhtme(fig.15):

**Sistemi i ngrohjes**, i vendosur në dhomën e leximit. Varësisht nga lexuesi, sistemi i ngrohjes mund të jetë nga një pllakë metalike, e cila ngrohet nga rryma elektrike, nga gazi nxehtë i azotit, nga një sensor që përdor pulse intensive të dritës infrakuqe, ose nga një tufë laserike. Kinetika e ngrohjes së kartave dozimetrike përmbahet në sistemin e ngrohjes dhe ndikon në vetitë dozimetrike.

**Sistemi i detektimit të fotoneve dritore:** Fluksi lumineshent që emetohet nga kartat dozimetrike grumbullohet dhe drejtohet në një tub fotosumëzues me një fotokatodë bialkaline. Kjo përshtatet mirë me emetim të dritës blu me gjatësi vale rreth 400 nm të materialeve Li:Mg, Ti ose  $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7\text{:Cu}$ , por jo për materialet tjera termolumineshente.

**Integratori i sinjalit:** në të cilin sinjali që është proporcional me emetimin dritor të materialit termolumineshent, përforcohet dhe integrohet dhe tek shumica e lexuesve shfaqen kurbat e pjekjes(ngrohjes) së kristaleve gjatë procesit të matjes së sinjalit dalës.

**Kompjuteri dhe Softueri:** Rezultatet, të cilat konvertohen në dozë të absorbuar, lexohen nga sistemi dhe ruhen automatikisht në kompjuter. Në përgjithësi, programi i instaluar në kompjuter kontrollon edhe procesin e leximit edhe lejon menaxhimin e të dhënave. Programet kompjuterike janë shumë të ndryshme nga një prodhues në tjetrin. Ato mund të ofrojnë matje të drejtpërdrejtë të dozës duke futur edhe faktorët kalibrues. Ato gjithashtu, mund të kryejnë analizat statistike dhe përpunimin dhe shfaqjen e rezultateve eksperimentale.

Në brendësi të aparatit matës (lexuesit) janë të montuar dy tuba fotosumëzuesish elektronik. Roli i tyre është që ta shndërrojnë energjinë e rrezatimit dritor që lëshojnë kartat termolumineshente gjatë procesit të ngrohjes së tyre, në impulse elektrike si dhe për përforcimin e këtyre sinjaleve.

Sistemi dozimetrik termolumineshent ThermoScientific 4500 ka si element kryesor lexuesin e kartave TL. Në anën e djathtë të lexuesit ndodhet butoni i ndezje-fikjes, ndërsa në pamjen ballore ndodhet butoni i fillimit të procesit të matjes së kristaleve(**Start**). Në krah të këtij butoni ndodhen katër indikatorë dritor që kontrollojnë dhe monitorojnë punën. Indikatorët (dritat) janë të emërtuara sipas funksioneve që aparatura është duke kryer; drita e gjelbër(**Ready**) ndizet gjithmonë para se të shtypet butoni **Start**. Drita e gjelbër (**Power**) qëndron e ndezur gjatë gjithë



kohës kur aparatura është në punë. Drita portokalli (**Cycle**) qëndron e ndezur kur aparati po kryen procedurën e matjes dhe, së fundi, drita e kuqe (**Fault**) ndizet kur kemi probleme me leximin e kartave dozimetrike, si p.sh. ndërprerje të gazit azot ose ndonjë efekt tjetër jo normal gjatë procedurës së matjes. Sistemi matës përbëhet nga dy komponentë: **lexuesiTLD** dhe **softweriWinREMS** që ndodhet në kompjuter, i cili është i lidhur me lexuesin.

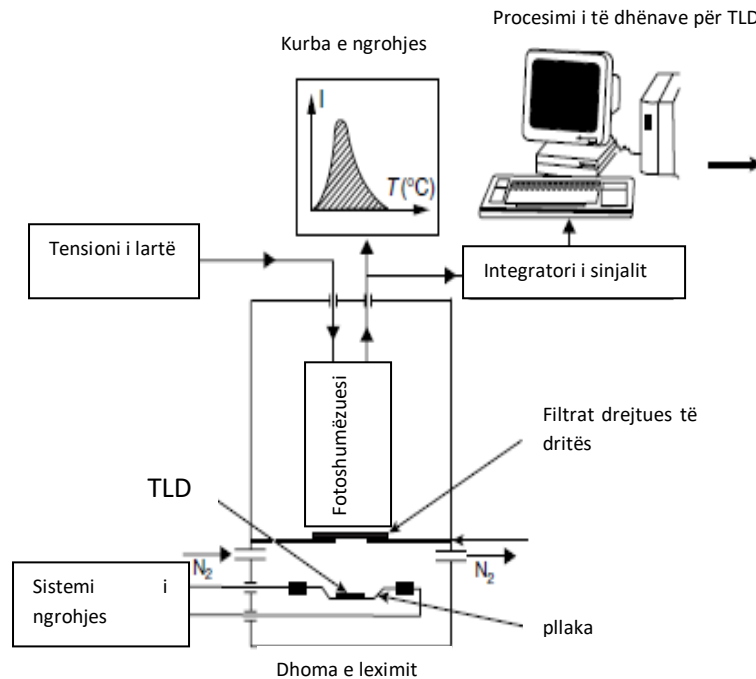
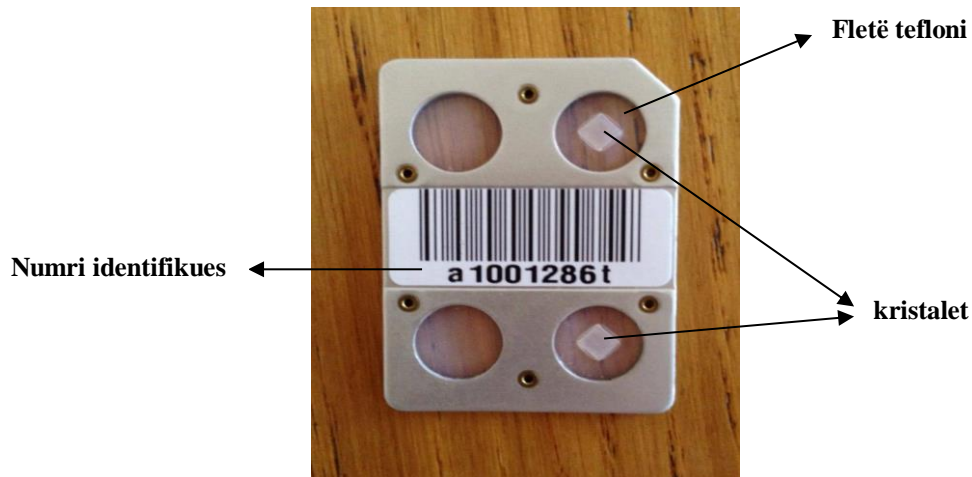


Fig.15: Sistemet përbërëse të lexuesit të TLD bazuar te sistemi i ngrohjes në formë pllake [planchet heating system].

Kartat termolumineshente përbëhen nga dy kristale TLD100 (LiF;Mg;Ti) të vendosur në një mbajtëse alumini me përmasa (3x4) cm dhe të kapsuluara në fletë të holla tefloni të tejdukshme, të cilat janë rezistente ndaj temperaturave të larta (fig.16). Mbajtësja së bashku me kristalet quhet kartë dozimetrike dhe është e pajisur me një numër identifikimi (bar code). Dozimetrat TL më të përdorshëm janë me bazë LiF të aktivizuar me Mg dhe Ti dhe janë dozimetrat më të studiuar dhe më të përdorshëm në mbarë botën. Në mënyrë konvencionale, këta dozimetra quhen TLD100 [49]. Për realizimin e matjeve në fushat e rrezatimeve, karta dozimetrike vendoset në një kasetë të posaçme plastike, e cila ka një dritare dhe një zonë të filtruar. Kristali që ndodhet tek zona e pa filtruar (dritarja) jep informacion mbi dozën e rrezatimit të marrë në hyrje të organizmit (lëkurë), që zakonisht shënohet  $H_p0.07$ , ndërsa ai i filtruar jep informacion për dozën në thellësi 10mm të organizmit, që zakonisht shënohet  $H_p10$ .



**Fig.16: Dozimetri termolumineshent**

Nxehja e kristaleve realizohet nëpërmjet gazit të nxehtë të azotit, i cili prodhohet nga një gjenerator i posaçëm azoti (fig.17), që bën pjesë në kompletin e sistemit matës dozimetrik termolumineshent. Për të prodhuar gazin e azotit, gjeneratori përdor ndarjen e ajrit atmosferik në pjesët përbërës të tij. Siç dihet, ajri përbëhet nga elementët e mëposhtëm: 78% N<sub>2</sub>, 20.9% O<sub>2</sub>, 1 % CO<sub>2</sub>, CO dhe gaze të tjerë. Ndarja e azotit nga përbërësit e tjerë të ajrit në gjenerator kryhet duke absorbuar molekulat e oksigjenit dhe të gazeve të tjera dhe duke lënë të lira vetëm molekulat e azotit. Gjeneratori i azotit prodhon azot me pastërti shumë të lartë (99,9%), me anë të të cilit kryhet nxehja e kartave TL.



**Fig.17: Gjeneratori i sistemit Harshaw Thermo Scientific 4500**

Sistemi i nxehjes së gazit është i kontrolluar nga pikëpamja e ngritjes së temperaturës, e cila mund të arrijë deri në 400°C. Lexuesi Harshaw 4500 mund të lexojë njëherësh karta dozimetrike TLD-100, në të cilat ndodhen 2 kristale (rrezatimi gama) ose 4 kristale (rrezatimin miks gama + neutronik) në varësi të fushave të rrezatimeve që duam të masim.

#### IV.2 Ecuria e matjeve në sistemin Harshaw Thermo Scientific 4500

Ecuria e matjes fillon me ndezjen e gjeneratorit, i cili siguron azot të pastër dhe të thatë, duke veçuar atë nga molekulat e tjera të ajrit. Pas ndezjes, gjeneratori lihet që të stabilizohet për disa minuta, në mënyrë që të arrijë parametrat e nevojshëm për fillimin e punës duke shënuar një presion prej  $2 \cdot 10^5 Pa$  ose 2 bar. Njëkohësisht me gjeneratorin ndizet edhe lexuesi Harshaw i kartave TLD. Ashtu si gjeneratori, edhe lexuesi ka nevojë për një kohë prej 20 minutash, që temperatura në brendësi të tij (e tubave të fotoshumëzuesve) të arrijë vlerën optimale. Pasi arrihen këto kushte normale të punës në të dyja aparaturat, ndezim kompjuterin dhe startojmë programin **WinREMS**. Ky program konsiston në një seri programesh dhe një baze të dhënash (databases), të cilat drejojnë funksionimin e lexuesit, regjistrojnë tregimet e dozimetrave të dhëna nga lexuesi. Më pas tregimet grumbullohen, përpunohen dhe paraqiten në formën e një raporti të dhënash [50]. Këto procese zbatohen përmes menysë kryesore dhe dritareve dialoguese, të cilat ekzekutojnë funksione të ndryshme. Të gjitha leximet e kartave TLD janë të grumbulluara në *Response Database*.

Në panelin e menysë së këtij software ndodhen disa komanda. Një ndër to është dhe komanda **GO**, e cila bën startimin e punës. Me klikimin e komandës **GO** hapet dritarja dialoguese *Read Dosimeters* (lexo dozimetrat). Në këtë dritare vendoset emri i grupit identifikues të dozimetrave (Group ID); vendoset emërtimi i *TTP*-së (Time –Temperature Profile (profili kohë – temperaturë), i cili vendoset në bazë të llojit të kartave TLD (në rastin tonë TLD-100), ndërsa tek *Aquisition Setup* vendosen proceset, të cilave do t’iu nënshtrohen dozimetrat hap pas hapi. Këto procese janë:

- ❖ Pjekja ( Anneal);
- ❖ Leximi i Dozimetrave (ReadField).

Procesi i pjekjes së kartave TLD-100 kryhet me qëllim që informacioni, të cilin dozimetrat e kanë grumbulluar, të largohet prej tyre. Me largim të informacionit nënkuptojmë faktin që të

gjithë elektronet dhe vrmat e kurthuara të rikombinohen duke dalë nga kurthet, gjë që shoqërohet me emetimin e fotoneve dritore.

Procesi i pjekjes së kartave TLD fillon me futjen e numrit të tyre nëpërmjet skanerit me rreze lazer ose shkrimit me dorë të numrit të kartës në tastierë dhe shtypjes më tej të **ENTER**. Karta TLD futet në sirtarin e lexuesit (Fig.18) në lexues ndizet sinjali **READY** dhe pas kësaj shtypet butoni **START**.



Fig.18: Sirtari i lexuesit në të cilin futet karta dozimetrike TL

Për këtë vepohet si më poshtë:

- ❖ klikojmë **GO**

Në ekran shfaqet një dritare dialoguese, e cila kërkon të kryhen këto veprime:

- ❖ vendosim **Group ID**
- ❖ tek **Acquisition Setup** zgjedhim profilin kohë-temperaturë **TTP-TLD300**

Pas këtyre veprimeve shtypim komandën **Start**. Me shtypjen e kësaj komande fillon procesi i pjekjes së kartave TL. Pasi pihen të gjitha kartat, shtypim komandën **Done**. Programi në çdo 10 matje kërkon kryerjen e testit të zhurmës dhe testit të dritës, me qëllim kontrollin e punës normale të fotoshumëzuesve elektronikë, si kusht për marrjen e leximeve të sakta. Gjatë procesit të leximit të kartave, drita portokalli qëndron e ndezur derisa procesi të ketë përfunduar. Në këtë mënyrë vepohet me të gjitha kartat që do t'i nënshtrohen procesit të pjekjes. Të dhënat që përfitohen nga leximi i dozimetrave përmbahen në Computed Exposure, të cilat nxirren të printuara.

### IV.3 Përshkrimi i karakteristikave teknike të pajisjeve radiologjike

Hulumtimet dhe matjet për dozat që marrin pacientët, të cilët u nënshtrohen ekzaminimeve radiografike, janë realizuar në këto qendra mjekësore:

- ❖ Në Qendrën Kryesore të Mjekësisë Familjare (QKMF), përkatësisht në repartin e radiografisë në Rahovec (Fig.19)
- ❖ Në Spitalin Publik Rajonal të Prizrenit, përkatësisht në Repartin e Radiologjisë të këtij spitali (Fig.20)
- ❖ Në Ordinancën Specialistike Radiologjike "Imazheria" në Rahovec
- ❖ Në Spitalin Publik Rajonal në Gjakovë, përkatësisht në Repartin e Radiologjisë të këtij spitali (Fig.21)



**Fig.19: Reparti i radiografisë në QKMF në Rahovec. Dhoma e ekspozimit të pacientëve me rreze X (majtas) dhe paneli i kontrollit (djathtas)**



**Fig.20: Reparti i radiografisë në Spitalin Publik Rajonal të Prizrenit.**



**Fig.21: Reparti i radiografisë në Spitalin Publik Rajonal të Gjakovës. Dhoma e ekspozimit të pacientëve me rreze X (majtas) dhe paneli i kontrollit (djathtas)**

Para fillimit të matjeve me dozimetrat TL, kemi marrë në shënim të gjitha specifikat teknike të të gjitha pajisjeve radiologjike, që janë në funksion në këto qendra spitalore. Më poshtë kemi paraqitur të shkruara të gjitha këto karakteristika teknike.

❖ **Në Spitalin Publik Rajonal të Prizrenit**

Kompania prodhuese: APELEM

Modeli: Ralco SR. I IEC 522/1976

Gjeneratori 3 fazor, P= 50 kW

Operon me vlerë tensioni nga 20 kV - 150 kV

Rryma  $I_{max}=500$  mA

Filtrimi i tubit: 1.2 mm Al +0.3 mm Cu

Viti i prodhimit: 2000

❖ **Në Ordinancën Specialistike Radiologjike "Imazheria" në Rahovec**

Kompania prodhuese: SIEMENS X- ray Equipment

Modeli: SIREGRAPH CF

Gjeneratori 3 fazor, P= 50 kW

Operon me vlerë tensioni nga 20 kV - 100 kV

Rryma I<sub>max</sub>=500 mA

Filtrimi: 2mm Al

Viti i prodhimit: 2010

❖ **Në Qendrën Kryesore të Mjekësisë Familjare (QKMF) në Rahovec.**

Kompania prodhuese: SIEMENS

Modeli: OPTIPHOS

Rohre /Tube Opti 135/30/55 R

P= 50 kW

Gjeneratori 3 fazor, 3 x 220 V

Tensioni i punës: 30 kV - 150 kV

Rryma I<sub>max</sub>=500 mA

Filtrimi i tubit: 1.5 mm Al

Viti i prodhimit:2010

❖ **Në Spitalin Publik Rajonal të Gjakovës**

Kompania prodhuese: APELEM

Modeli: Ralco SR. I IEC 522/1976

Filtrimi i tubit 1,5mmAl

Filtrimi i brendshëm: 2mmAl/80

Tensioni i punës: 30kV - 150kV

Tensioni ushqyes: 24 V AC/DC 6,5 A

Frekuenca 50/60Hz

Viti i prodhimit: 2002.

Në hyrje të të gjitha dhomave të ekspozimit të pacientëve me rreze X, është vendosur paneli i kontrollit, i cili ka një ndarje fizike me dhomën ku bëhen ekspozimet e pacientëve. Përmes panelit të kontrollit, mjeku apo tekniku i radiologjisë komandon llojin e ekspozimit të pacientit, jep vlerat e intensitetit të rrymës (mA), tensionit (kVolt) që duhet përdorur dhe të gjithë parametrat tjerë.

#### IV.4 Metodika e matjeve me dozimetra TL

Matjet e dozave janë realizuar në repartet e radiologjisë gjatë punës së përditshme që bëjnë radiologët dhe të specializuarit e kësaj fushe. Gjatë procesit të ekspozimit të pacientëve, dozimetrat termolumineshentë i vendosëm brenda tufës rrezatuese, para dhe pas trupit të pacientit, por pa penguar pamjen e organit, imazhi i të cilit kërkohet të merret. Gjithashtu, një TLD tjetër e vendosëm në pjesën anësore, jashtë tufës së rrezeve X, në largësinë 1 metër nga qendra e tufës, në mënyrë që të masim dhe vlerësojmë dozën e rrezatimit të shpërhapur në dhomën e ekspozimit të pacientëve. Për të marrë vlera sa më të besueshme të ekspozimeve të ndryshme, dozimetrat u mbajtën në ato pozita deri në 10 shkrepje në pacientë të ndryshëm për të njëjtin ekzaminim. Po kështu, vepruam edhe në llojet tjera të ekzaminimeve. Figura 22 tregon mënyrën e vendosjes së dozimetrave dhe madhësitë fizike që kanë shoqëruar procesin e matjeve me TLD.

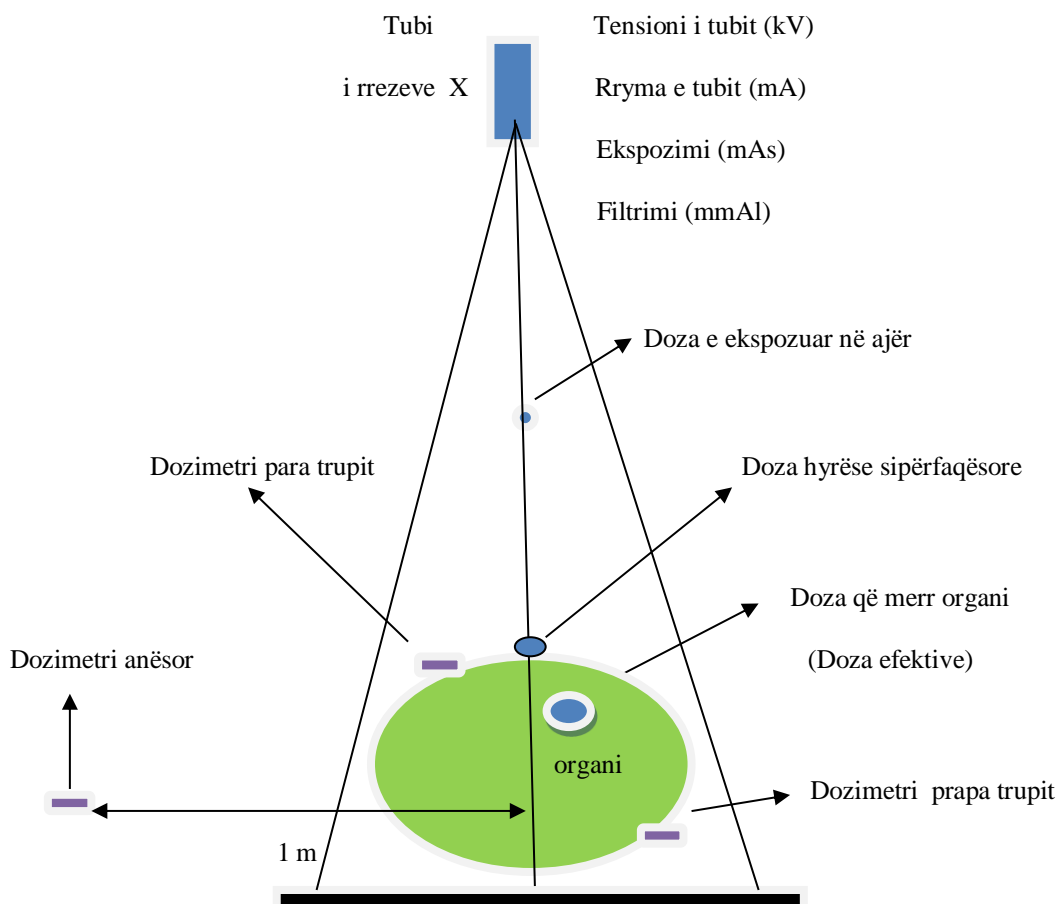
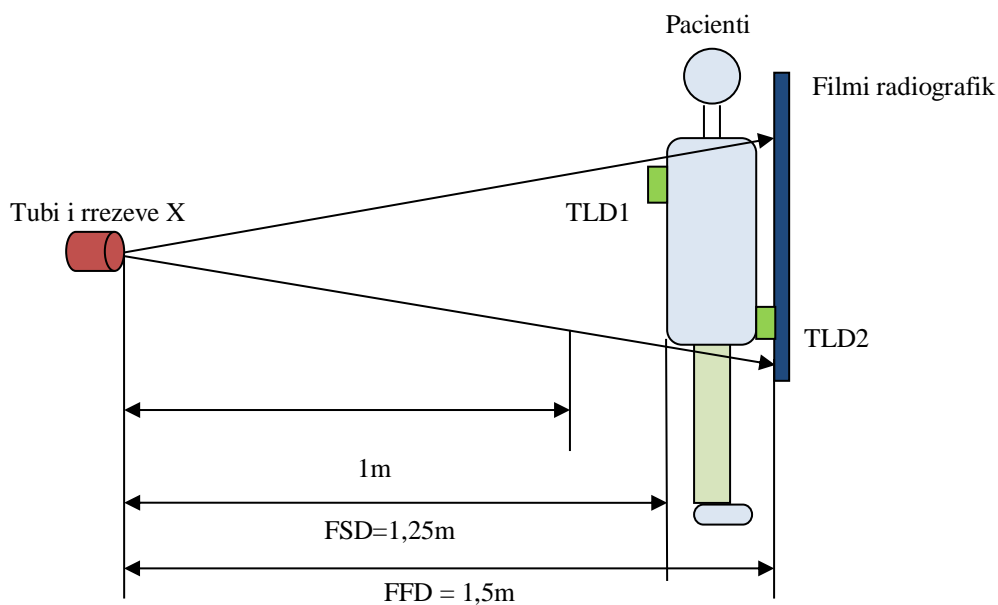


Fig.22: Mënyra e vendosjes së dozimetrave TL dhe parametrat në fushën e rrezatimit X



Metodika e matjeve me TLD kërkon që në vlerësimin e DHS të marrim parasysh të gjitha karakteristikat teknike të pajisjeve radiologjike, rrymën dhe tensionin që zbatohet në tubin e rrezeve X, rrezatimin që jep tubi i rrezeve X në largësi të caktuar (Tube Output) dhe filtrimin e burimeve të rrezatimit dhe pajisjeve radiologjike. Për të zbatuar modelet e vlerësimit të dozës hyrëse sipërfaqësore, për secilin lloj të ekzaminimeve dozimetrat ekspozohen edhe pa prezencën e pacientit, në një largësi të caktuar, në qendër të tufës së rrezeve X, në skajet e tufës dhe në pjesët anësore, që janë jashtë tufës së rrezeve X. Ekspozimi i dozimetrave bëhet me të njëjtat parametra (mAs, kV, etj) dhe në largësi të caktuara nga vatra e tubit, ashtu siç përdoren tek ekzaminimi përkatës me prezencën e pacientit dhe ashtu siç kërkojnë modelet e vlerësimit të dozës. Arsyeja e ekspozimit të tillë të dozimetrave është sepse modelet e vlerësimit kërkojnë që të përcaktohet ekspozimi apo doza që jep tubi i rrezeve X në ajër, në një largësi të caktuar nga vatra e burimit, në qendër të tufës. Në figurat 23, 24 dhe 25 janë paraqitur skemat e vendosjes së dozimetrave për lloje të ndryshme ekzaminimesh në diagnostikën me rreze X.



**Fig.23: Matjet me TLD në prezencën e pacientit (Chest – PA)**

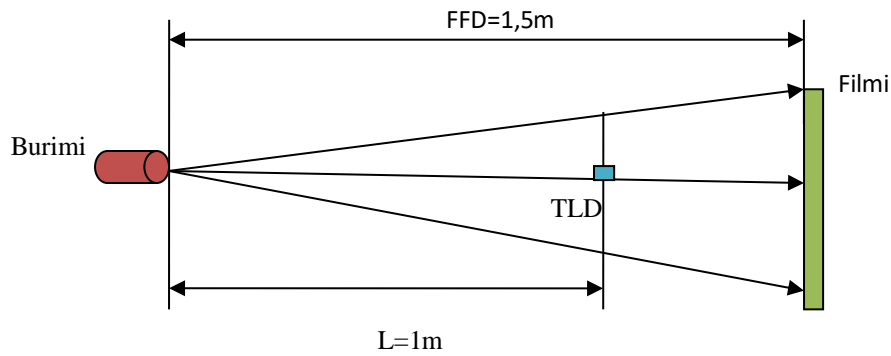


Fig.24: Matjet me TLD pa prezencën e pacientit (CHEST – PA)

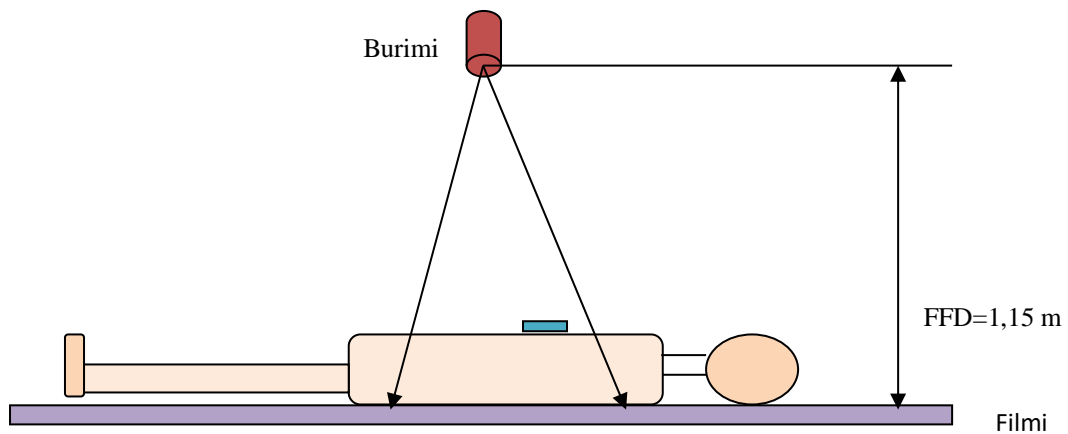


Fig.25: Matjet me TLD për shtyllën kurrizore (LS – AP)

#### IV.5 Modelet e vlerësimit të dozës hyrëse sipërfaqësore

Për vlerësimin e dozës hyrëse në sipërfaqen e trupit të pacientit përdoren modele, të cilat përmbajnë formula, me anë të të cilave mund të bëhet përcaktimi dhe vlerësimi i përafërt teorik i dozës hyrëse sipërfaqësore. Ky vlerësim i dozës së pacientit quhet vlerësim indirekt dhe bazohet nga modele matematike të rekomanduara nga protokollet e Agjencisë Ndërkombëtare për Energji Atomike (ANEA), përkatësisht nga kodet ndërkombëtare të praktikës së vlerësimit të dozës së pacientëve[51]. Vlerësimi indirekt i dozës hyrëse sipërfaqësore do të bëhet duke shfrytëzuar të dhënat dhe të gjithë parametrat e madhësitë fizike, parametrat teknikë të pajisjeve

radiologjike dhe parametrat gjeometrikë, që i kemi përdorur gjatë matjeve me TLD. Në këtë studim po paraqesim 4 modele, nga të cilat për përdorim në vlerësimin e dozës kemi përzgjedhur 3, të cilat kemi vlerësuar se i shërbejnë më së miri vlerësimit më të mirë dhe që dhanë rezultate të krahasueshme me matjet e drejtpërdrejta me TLD të dozës hyrëse në sipërfaqen e trupit të pacientit. Pasi kemi bërë vlerësimin e dozës hyrëse në sipërfaqen e trupit të pacientëve sipas modeleve dhe kemi nxjerrë rezultatet, këto rezultate i kemi krahasuar me matjet e drejtpërdrejta me TLD.

### Modeli i parë

Ky është njëri prej modeleve që përdoret gjerësisht për të bërë vlerësimin e dozës hyrëse sipërfaqësore dhe jepet me këtë formulë [52].

$$DHS = BSF \times TubeOutput \left( \frac{mGy}{mAs} \right) \times \left( \frac{FFD}{FSD} \right)^2 \times mAs \quad (4.1)$$

Madhësitë që përmban kjo formulë janë:

- ❖ DHS – Doza Hyrëse Sipërfaqësore
- ❖ BSF (Backscatter Factor) – Faktori i prapa shpërhapjes
- ❖ Tube Output – rrezatimi që jep tubi i rrezeve rëntgen në ajër në një largësi të caktuar
- ❖ FFD (Focus – Film Distance) - Largësia Vatër – Film
- ❖ FSD (Focus Skin Distance) Largësia nga vatra e tubit gjer tek sipërfaqja e trupit të pacientit
- ❖ mAs – Ekspozimi, prodhimi i rrymës së tubit (mA) me kohën (s)

### Modeli i dytë

Këtë model e propozuan Tung dhe Tsai[53]. Ata sugjeruan që doza hyrëse sipërfaqësore të jetë në përpjestim të drejtë me prodhimin e ekspozimit të ajrit, me raportin ndërmjet koeficientëve të përthithjes së indit biologjik dhe ajrit, dhe me faktorin e shpërhapjes. Formula e propozuar nga Tung dhe Tsai, ka këtë trajtë:

$$DHS = FAE(mGy) \times 0.00877 \left( \frac{mGy}{mR} \right) x \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{ajer}^{ind} x BSF \quad (4.2)$$

Madhësitë që përmban kjo formulë, janë:

- ❖ DHS – Doza Hyrëse Sipërfaqësore
- ❖ FAE – Free Air Exposure – Ekspozimi në ajër nga ana e tubit të rrezeve X
- ❖  $0.00877 \left( \frac{mGy}{mR} \right)$  është faktori që është përdorur për të konvertuar dozën e përthithur në njësinë mGy, sepse  $1mR = 0.00877 mGy$
- ❖  $\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{ajer}^{ind}$  është raporti ndërmjet koeficientëve të përthithjes së rrezatimit të indit dhe ajrit, dhe vlera e tij është rreth 1.06 për të gjitha energjitë e rrezeve X që përdoren në radiodiagnostikë.
- ❖ BSF – Backscatter Factor – Faktori i prapa shpërhapjes.

### Modeli e tretë

Sipas këtij modeli doza hyrëse sipërfaqësore (DHS) vlerësohet duke ditur ekspozimin që jep tubi i rrezeve rëntgen në 1 metër largësi nga vatra e tubit (Tube Output) e shprehur me njësinë (mGy/mAs), në qendër të tufës. Ekspozimi duhet të bëhet duke zbatuar vlerën 10 mAs dhe tensionin 80 kV. Gjithashtu, në formulën e këtij modeli, janë edhe vlera e ekspozimit që zbatohet në tub (mAs), që paraqet prodhimin e intensitetit të rrymës (mA) dhe kohës së ekspozimit (s), largësia nga vatra gjer te sipërfaqja e trupit të pacientit (FSD) dhe faktori i prapa shpërhapjes (BSF). Formula e këtij modeli është[54]:

$$DHS = TubeOutput \left( \frac{mGy}{mAs} \right)_{1m} \times \left( \frac{kV}{80} \right)^2 \times \left( \frac{100}{FSD} \right)^2 \times \frac{mAs}{BSF} \quad (4.3)$$

Në këtë formulë madhësitë përkatëse janë:

- ❖ DHS – Doza Hyrëse Sipërfaqësore
- ❖ Tube Output – ekspozimi që jep tubi i rrezeve X në ajër në 1 metër largësi.

- ❖ FSD (Focus Skin Distance) Largësia nga vatra e tubit deri te sipërfaqja e trupit të pacientit
- ❖ mAs – Faktori i prodhimit i rrymës së tubit (mA) me kohën (s)
- ❖ BSF – Backscatter Factor – Faktori i prapa shpërhapjes.

### Modeli i katërt

Formula e vlerësimit të dozës hyrëse sipërfaqësore sipas këtij modeli është kjo [55]:

$$DHS(\mu Gy) = \frac{836(kV)^{1,74} \cdot (mAs)}{(FSD)^2} \left( \frac{1}{F} + 0,114 \right) \cdot BSF \cdot \left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{ajer}^{ind} \quad (4.4)$$

Madhësitë fizike që përmban kjo formulë janë:

- ❖ DHS – Doza hyrëse sipërfaqësore, e cila në këtë rast shprehet me nënfishin  $\mu Gy$
- ❖ kV – Tensioni i përdorur gjatë ekspozimit
- ❖ mAs – faktori i prodhimit rrymë×kohë i përdorur gjatë ekspozimit
- ❖ F – filtrimi i tubit shprehur në mm
- ❖ BSF – Faktori i prapa shpërhapjes
- ❖ FSD – Largësia nga vatra deri te sipërfaqja e trupit të pacientit
- ❖  $\left( \frac{\mu}{\rho} \right)_{ajer}^{ind} = 1,06$  është raporti i koeficientëve të përthithjes ajër – ind biologjik.

Nga të katër modelet që kemi paraqitur më sipër ne do analizojmë dozën hyrëse sipërfaqësore, bazuar te tre modelet e para të cilat kanë një mundësi më të lartë për t’iu përshtatur pajisjeve radiologjike në përdorim dhe të japin një vlerësim më të saktë të DHS.

## KAPITULLI V

### VLERËSIMET E DOZËS SË PACIENTËVE SIPAS MODELEVE

Të tri modelet që kemi përdorur për të vlerësuar dozën e pacientëve janë tri mënyra të përcaktimit të parametrave kryesor në ekspozimin mjekësor, që është doza hyrëse sipërfaqësore. Këto modele kanë të bëjnë me matjen, përcaktimin dhe vlerësimin e të gjitha madhësive fizike që shoqërojnë procesin e ekspozimit të pacientëve me rreze X gjatë ekzaminimeve radiografike. Rëndësia e përdorimit të këtyre modeleve qëndron në zbatimin e tyre konkret në fushën e rrezatimit të pajisjeve radiologjike, sepse të gjitha modelet zbatohen për të vlerësuar dozën që marrin pacientët, e cila e përcaktohet jo vetëm përmes matjeve të drejtpërdrejta me anë të detektorëve termolumineshentë, por edhe në mënyrë indirekte përmes përdorimit të parametrave dhe madhësive fizike në fushën e rrezatimit X, në radiografi. Në përdorimin e secilit model, pjesë shumë e rëndësishme e vlerësimit është krahasimi i rezultateve të matjeve të drejtpërdrejta të dozës me TLD në sipërfaqen e trupit të pacientit, me dozën e vlerësuar nga modelet. Në secilin krahasim të bërë, kemi vërejtur se rezultatet e matura me TLD dhe ato të vlerësuar përmes modeleve janë të afërta, gjë që justifikon mjaftueshëm përdorimin efektiv të këtyre modeleve.

Procesi i vlerësimit të dozës përmes modeleve, është i ndërthurur dhe pashmangshëm shoqërohet me matjet e drejtpërdrejta me TLD, sepse tek secili model, nevojitet të matet doza e rrezatimit që jep tubi i rrezeve X në largësi të caktuar (TubeOutput), në qendër të tufës, në varësi nga intensiteti i rrymës që përdoret, nga tensionit i zbatuar në tub dhe nga koha e ekspozimit.

Tek ekspozimi i pacientëve në radiografinë diagnostike me rreze X, doza hyrëse sipërfaqësore varet nga disa parametra të ekspozimit me rreze X. Këta parametra janë:

- ❖ Largësia nga vatra e burimit të rrezeve X deri te detektori apo filmi (**FFD**),
- ❖ Largësia nga vatra e burimit të rrezeve X deri te sipërfaqja e trupit të pacientit (**FSD**),
- ❖ Filtrimi që përdoret tek tubi i rrezeve X,
- ❖ Tensioni që zbatohet në tubin e rrezeve X (kVolt) për të realizuar ekspozimin, dhe
- ❖ Vlera e faktorit = rryme x koha e ekspozimit (mAs) që prodhon tubi i rrezeve X.

Vlerësimi i dozës hyrëse sipërfaqësore sipas modeleve përfshin edhe rrezatimin e shpërhapur. Ky rrezatim shprehet përmes faktorit të prapa shpërhapjes (Backscatter Factor–BSF). Ky faktor varet nga zgjerimi (hapja) i tufës së rrezatimit dhe filtrimi që përdoret në pajisje. Faktori i shpërhapjes merr vlera nga 1,1 deri 1,5 për të gjitha energjitë që përdoren tek ekspozimet mjekësore me rreze X në radiologjinë diagnostikuese[56]. Këto vlera i kemi paraqitur në tabelën 6.

**Tab.6: Varshmëria e vlerave të faktorit të shpërhapjes nga filtrimi dhe gjerësia e tufës**

Gjerësia e fushës (cm x cm)	Filtrimi(mm Al)	Vlerat e faktorit të shpërhapjes(BSF)
15 x 15	1.5	1.24
	2	1.28
	2.5	1.31
	3	1.33
20 x 20	1.5	1.25
	2	1.29
	2.5	1.32
	3	1.35
25 x 25	1.5	1.25
	2	1.3
	2.5	1.33
	3	1.36
30 x 30	1.5	1.26
	2	1.3
	2.5	1.34
	3	1.37

Matjet dhe vlerësimet janë bërë kryesisht për 3 lloje të ekzaminimeve radiografike; për radiografinë e toraksit (CHEST-PA), për radiografinë e shtyllës kurrizore (LS-AP) dhe për radiografinë e pelvikut (PELVIC- AP). Në procesin e matjeve dozimetrike në secilin ekzaminim radiografik, kemi regjistruar të dhënat për moshën e pacientëve, gjininë dhe peshën

trupore të tyre. Në 3 qendrat radiologjike, kemi bërë matje me TLD gjatë procesit të ekspozimit të gjithsej 125 pacientëve, prej tyre 71 meshkuj dhe 54 femra (fig. 26). Pacientët e ekspozuar ishin të moshave të ndryshme dhe moshë e tyre ishte nga 23 deri në 76 vjeçë (fig.27). Gjatë procesit të matjeve kemi mbajtur shënimet përkatëse për secilin lloj të ekspozimit, siç janë parametrat dalës të tubit(kV, mAs, etj) e poashtu edhe parametrat gjeometrik të përdorur në llojet e ndryshme të ekzaminimeve.

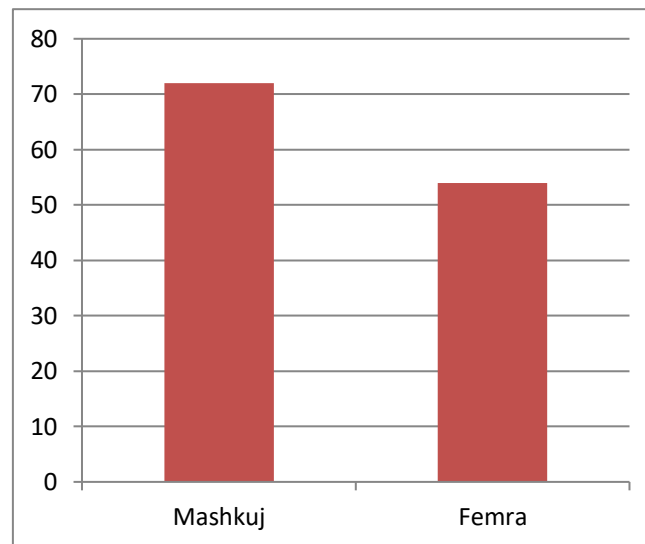


Fig.26: Gjinia e pacientëve të ekspozuar gjatë matjeve me TLD

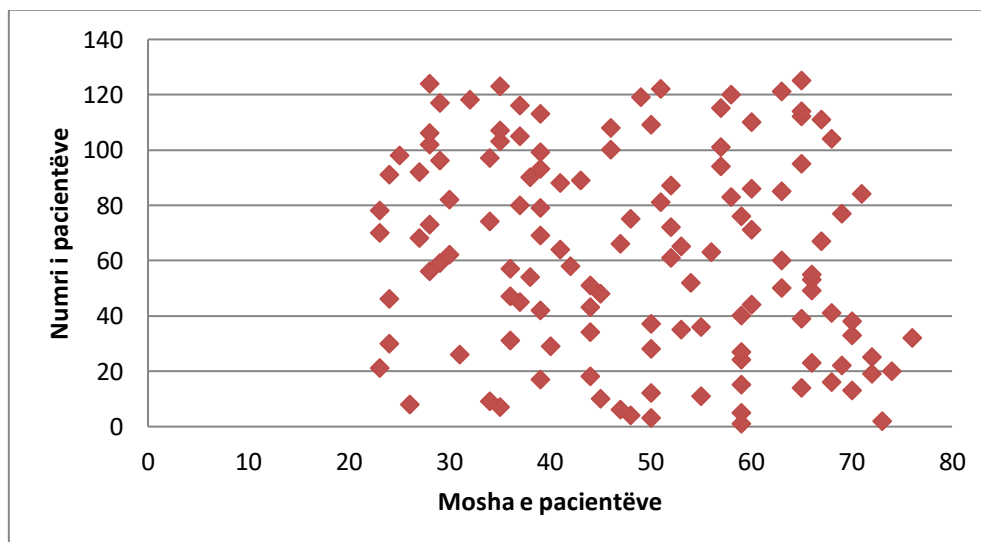


Fig.27: Numri i pacientëve të ekzaminuar sipas moshës

Procesi i matjeve me TLD fillimisht është bërë duke i vendosur TLD-të në pozicione të ndryshme brenda dhe jashtë tufës së rrezeve X. Kështu, përmes këtyre matjeve krijuam një pasqyrë të qartë të ekspozimit nga pajisjet radiologjike që janë aktualisht në përdorim në këto



reparte radiologjike. Në tabelat vijuese janë dhënë vlerat e matura të dozës me TLD në pika ose pozicione të ndryshme në dhomën e rrezatimit të pacientëve, por edhe vlerat e dozave të matura në dhomat e teknikëve radiologë për një periudhë 40 ditëshe.

**Tab. 7: Rezultatet e matjeve me TLD të dozave në Spitalin Rajonal të Prizrenit**

**Lloji i ekzaminimit: CHEST – PA**

Detektori	Pozicioni	Ngarkesa elektrike	Doza	DHS sipas IAEA
<b>TLD - 1</b>	në hyrje të trupit të pacientit	12,24 nC	0,33 mGy	0.4 mGy
<b>TLD - 2</b>	në dalje të trupit të pacientit	1,68 nC	0,05 mGy	
<b>TLD - 3</b>	anash (1 m nga qendra e tufës) në prezencë të pacientit	0.56 nC	0,015 mGy	
<b>TLD - 4</b>	pa prezencën e pacientit në qendër të tufës	19,01 nC	0,51 mGy	
<b>TLD - 5</b>	pa prezencën e pacientit 1 m larg anash qendrës së tufës	3,17 nC	0,09 mGy	
<b>TLD - 6</b>	në dhomën e teknikëve radiologë për 40 ditë	5,21 nC	0,14 mGy	

**Tab. 8: Rezultatet e matjeve me TLD në Qendrën Kryesore të Mjekësisë Familjare në Rahovec**

**Lloji i ekzaminimit: CHEST – PA**

Detektori	Pozicioni	Ngarkesa elektrike	Doza	DHS sipas IAEA
<b>TLD - 1</b>	në hyrje të trupit të pacientit	13,39 nC	0,36 mGy	0.4 mGy
<b>TLD - 2</b>	në dalje të trupit të pacientit	1,46 nC	0,04 mGy	
<b>TLD - 3</b>	anash (1 m nga qendra e tufës) në prezencë të pacientit	0.75 nC	0,02 mGy	
<b>TLD - 4</b>	pa prezencën e pacientit në qendër të tufës	10,44 nC	0,28 mGy	
<b>TLD - 5</b>	pa prezencën e pacientit 1 m larg anash qendrës së tufës	2,59 nC	0,07 mGy	
<b>TLD - 6</b>	në dhomën e teknikëve radiologë për 40 ditë	4,85 nC	0,13 mGy	

Para se të zbatojmë modelet e vlerësimit të dozës hyrëse sipërfaqësore, në mënyrat si në tabelat vijuese (tabelat 9, 10, 11, 12) kemi regjistruar të gjitha të dhënat e të gjithë parametrave që kanë shoqëruar procesin e matjeve.

**Tab. 9: Matjet gjatë ekzaminimit CHEST – PA, Vend i matjeve: QKMF – Rahovec**

Nr	Mosha(vjeç)	Gjinia	Masa(kg)	Tensioni (kV)	mAs	Largësia vatër–film
1	59	M	63	70	16	1.5
2	73	F	95	73	18	1.5
3	50	F	93	73	18	1.5
4	48	F	87	70	18	1.5
5	59	F	85	73	20	1.5
6	47	M	80	70	18	1.5
7	35	M	65	70	16	1.5
8	26	M	96	75	22	1.5
9	34	M	95	77	22	1.5
10	45	M	95	77	32	1.5

**Tab. 10: Matjet gjatë ekzaminimit të shtyllës kurrizore(LS-AP)**

Vend i matjeve: Ordinanca radiologjike “IMAZHERIA” – Rahovec

Nr	Gjinia	Masa (kg)	Tensioni(kV)	(mAs)	Largësia vatër-film(m)	filtrimi(mm Al)
1	M	60	70	40	1.15	2
2	F	70	81	80	1.15	2
3	M	70	73	80	1.15	2
4	M	65	70	50	1.15	2
5	M	65	73	40	1.15	2
6	F	75	73	83	1.15	2
7	F	95	73	80	1.15	2
8	M	90	70	125	1.15	2
9	M	75	80	83	1.15	2
10	F	90	70	125	1.15	2

**Tab. 11:Matjet gjatë ekzaminimit të CHEST – PA. Vend i matjeve: Spitali Rajonal i Prizrenit**

Nr	Mosha(vjeç)	Masa (kg)	Tensioni (kV)	mAs	Largësia vatër – film(m)	Filtrimi (mm Al + Cu)
1	55	70	70	16	1.5	1.5
2	50	75	70	16	1.5	1.5
3	70	75	70	16	1.5	1.5
4	65	70	70	16	1.5	1.5
5	59	66	65	16	1.5	1.5
6	68	72	67	16	1.5	1.5
7	39	56	62	16	1.5	1.5
8	44	96	68	25	1.5	1.5
9	72	60	61	16	1.5	1.5
10	74	53	64	12.5	1.5	1.5

Tab. 12: Matjet gjatë ekzaminimit të CHEST – PA

Vend i matjeve: Spitali Rajonal i Gjakovës

Nr	Mosha	Gjinia	Masa(kg)	Tensioni(kV)	mAs	Largësia vatër-film(m)	Filtrimi(mmAl)
1	24	F	55	85	12.5	1.5	2
2	36	M	71	85	16	1.5	2
3	45	F	65	85	16	1.5	2
4	66	F	50	80	16	1.5	2
5	63	M	62	85	16	1.5	2
6	44	M	96	93	25	1.5	2
7	51	F	65	85	16	1.5	2
8	37	M	70	85	16	1.5	2
9	42	M	80	90	18	1.5	2
10	65	M	63	85	16	1.5	2

### V.1 Vlerësimi i DHS me anë të modelit të parë

Siç u përmend në kapitullin e katërt, për vlerësimin e DHS, modeli i parë jepej me formulën:

$$DHS = BSF \times TubeOutput \left( \frac{mGy}{mAs} \right) \times \left( \frac{FFD}{FSD} \right)^2 \times mAs \quad (5.1)$$

Këtë model e përdorëm vetëm për vlerësimin e DHS gjatë ekzaminimit të shtyllës kurrizore (LS-AP). Për të matur rrezatimin që jep tubi i rrezeve X në një largësi të caktuar, përkatësisht madhësinë TubeOutput(mGy/mAs), vendosëm një dozimetër TL në largësinë e njëjtë nga burimi sikur largësia që përdorëm tek ekzaminimi përkatës, por pa prezencën e pacientit. Me këtë rast, u përdorën të njëjtat vlera të tensionit, kohës së ekspozimit, rrymës dhe parametrat tjerë, si në rastin e ekzaminimit përkatës me pacient. Pas leximit të TLD në sistemin Harshaw Termo Scientific 4500, për rastin e radiografisë së shtyllës kurrizore (LS – AP), vlera e dozës së vlerësuar nga dozimetri është  $D = 3.58$  mGy.

Vlera mesatare e ekspozimit të TLD-së nga 10 shkrepje, përkatësisht faktori rrymë×kohë e ekspozimit pati vlerën 78.6 mAs, koha e ekspozimit 355 ms, ndërsa u zbatuatensioni i tubit  $U = 73$  kV. Largësia Vatër – Film ishte  $FFD = 115$  cm. Duke qenë se masa trupore mesatare e pacientëve të ekzaminuar ishte rreth 70 kg dhe pacientët me këtë masë trupore kanë gjerësi mesatare të trupit rreth 25 cm, atëherë largësia mesatare prej vatrës së burimit e deri tek

sipërfaqja e trupit të pacientit (Focus- Skin Distance) merret  $FSD = 90 \text{ cm}$ . Faktori i shpërhapjes, për rastin konkret ka vlerë  $BSF = 1.1$ .

Duke përdorur formulën përkatëse për vlerësimin e DHS, llogaritem vlerën e saj për një shkrepje (ekspozim):

$$DHS = 1,1 \times \frac{3,58mGy}{78,6mAs} \times \left( \frac{115cm}{90cm} \right)^2 \times 78,6mAs$$

$$DHS = 6,39mGy$$

Kjo është vlera mesatare e dozës hyrëse në sipërfaqen e trupit të pacientit, e llogaritur për një shkrepje tek pacienti, të cilit i bëhet një ekspozim për shtyllën kurrizore LS-AP. Matjet e drejtpërdrejta me TLD për këtë lloj ekspozimi, treguan vlerën  $DHS = 5,85 \text{ mGy}$ , që është e afërt me vlerën e llogaritur sipas këtij modeli.

## V.2 Vlerësimi i DHS me anë të modelit të dytë

Me anë të modelit të dytë vlerësuam DHS për tri llojet e ekzaminimeve radiografike.

### a) Vlerësimi për radiografinë e toraksit(CHEST-PA)

Ky model sugjeron që doza hyrëse sipërfaqësore të jetë në përpjestim të drejtë me prodhimin e ekspozimit të ajrit (Free Air Exposure - FAE) me raportin ndërmjet koeficientëve të përthithjes së indit biologjik dhe ajrit dhe me faktorin e prapa-shpërhapjes. Formula e DHS sipas këtij modeli është:

$$DHS = FAE(mGy) \times 0.00877 \left( \frac{mGy}{mR} \right) \times \left( \frac{\frac{\mu}{\rho}_{ind}}{\frac{\mu}{\rho}_{ajr}} \right) \times BSF \quad (5.2)$$

Për thjeshtësi, ne përdorim matjen indirekte të DHS nëpërmjet FAE. Kjo madhesi, në pikën ku tufa qendrore e rrezatimit X godet trupin e pacientit, mund të matet me anë të një dhomë jonizimi. Metodatat standarte për matjen e FAE për njësitë radiologjike me kontrol manual dhe automatik të ekspozimit janë përshkruar në manualin e Shoqatës Amerikane të Fizikantëve në Mjekësi (AAPM – 1991).

FAE mund të matet për një bashkësi parametrash si 80 kV, 10 mAs, dhe në distancën 100 cm, ku përdorimi i parametrave të tjerë për një pacient real, bën të mundur përcaktimin e FAE me anë të formulës së Faulkner et al., 1999.

Në formulën e mësipërme kemi:

- ❖ Ekspozimi i ajrit nga ana e tubit, pa prezencën e pacientit në largësinë 1,50m ka vlerën  $FAE = 0,28 \text{ mGy}$
- ❖ Raporti ndërmjet koeficientëve të përthithjes së indit biologjik dhe ajrit ka vlerë 1,06.
- ❖  $0,00877 \left( \frac{\text{mGy}}{\text{mR}} \right)$  është koeficienti që përdoret për të konvertuar dozën nga njësia mR në mGy, sepse  $1\text{mR} = 0,00877 \text{ mGy}$
- ❖ Faktori i prapa- shpërhapjes për këtë rast duhet të merret  $BSF=1,2$

Vlerat e këtyre madhësive i vendosëm në formulën e mësipërme:

$$DHS = 0,28\text{mGy} \times 0,00877 \times \frac{\text{mGy}}{0,00877\text{mGy}} \times 1,06 \times 1,2$$

Pas llogaritjes, vlera mesatare e dozës hyrëse sipërfaqësore për ekzaminimin e toraksit(CHEST-PA) është:

$$DHS = 0,35\text{mGy}$$

Matjet e drejtpërdrejta me TLD për këtë lloj ekspozimi, pas leximit të tyre, treguan vlerën e dozës hyrëse sipërfaqësore  $DHS = 0,36 \text{ mGy}$ , që është shumë pranë me vlerën e llogaritur sipas këtij modeli.

#### **b) Vlerësimi për ekspozimin e shtyllës kurrizore (LS –AP)**

Në rastin e përdorimit të modelit të dytë për vlerësimin e ekspozimit të shtyllës kurrizore vërejmë se:

- ❖ Ekspozimi i ajrit nga tubi i rrezeve X në 1.0 metër largësi në qendër të tufës, në rastin e ekspozimit me të njëjtat vlera që u përdorën për ekzaminimin e shtyllës kurrizore (LS-AP) ka vlerën:  $FAE = 3,58 \text{ mGy}$
- ❖ Raporti ndërmjet koeficientëve të përthithjes së indit biologjik dhe ajrit ka vlerë 1,06
- ❖  $0.00877 \left( \frac{\text{mGy}}{\text{mR}} \right)$  është koeficienti i konvertimit të dozës nga njësia mR në mGy
- ❖ Faktori i prapashpërhapjes për këtë rast duhet të merret  $BSF=1,3$

Vlerat e mësipërme i vendosëm në formulën e modelit:

$$DHS = 3,58 \text{ mGy} \times 0,00877 \times \frac{\text{mGy}}{0,00877 \text{ mGy}} \times 1,06 \times 1,3$$

Pas llogaritjes, fituam këtë vlerë:

$$DHS = 4,93 \text{ mGy}$$

Matjet e drejtpërdrejta me TLD për këtë lloj ekspozimi, treguan vlerën  $DHS=5,85 \text{ mGy}$ , që është e afërt me vlerën e llogaritur sipas këtij modeli.

### c) Vlerësimi për Pelvic – AP

Në rastin e përdorimit të modelit të dytë për vlerësimin e ekspozimit të Pelvic – AP vërejmë se:

- ❖ Ekspozimi i ajrit nga tubi i rrezeve X në 1 metër largësi në qendër të tufës, në rastin e ekspozimit me të njëjtat vlera që u përdorën për ekzaminimin e pelvikut (Pelvic-AP) ka vlerën:  $FAE = 2,93 \text{ mGy}$
- ❖ Raporti ndërmjet koeficientëve të përthithjes ka vlerë 1,06
- ❖  $0.00877 \left( \frac{\text{mGy}}{\text{mR}} \right)$  është koeficienti i konvertimit nga njësia mR në mGy
- ❖ Faktori i shpërhapjes për këtë rast duhet të merret  $BSF=1,35$

Këto vlera i vendosëm në formulë:

$$DHS = 2,93 \text{ mGy} \times 0,00877 \times \frac{\text{mGy}}{0,00877 \text{ mGy}} \times 1,06 \times 1,35$$

Rezultati i llogaritjes së dozës hyrëse sipërfaqësore është:

$$DHS = 4,19 \text{ mGy}$$

Matjet e drejtpërdrejta për këtë lloj ekspozimi, pas leximit të detektorëve termolumineshentë, treguan vlerën e dozës hyrëse DHS=5,21 mGy, që gjithashtu është e afërt me vlerën e llogaritur sipas modelit.

### V.3 Vlerësimi i DHS me anë të modelit të tretë

Edhe modelin e tretë e shfrytëzuar për të tri llojet e ekzaminimeve radiografike. Formula e modelit të tretë, siç e paraqitëm më sipër, ishte:

$$DHS = TubeOutput \left( \frac{mGy}{mAs} \right)_{1m} \times \left( \frac{kV}{80} \right)^2 \times \left( \frac{100}{FSD} \right)^2 \times \frac{mAs}{BSF} \quad (5.3)$$

#### a) Vlerësimi për ekzaminimin radiografik Chest – PA

Në rastin e përdorimit të modelit të tretë për vlerësimin e ekspozimit të Chest – PA vërejmë se:

- ❖ Ekspozimi që dha tubi i rrezeve X në 1.0 metër largësi në qendër të tufës, ka vlerën:  
Tube Output = 1,05 mGy /10mAs
- ❖ Vlera mesatare e tensionit të zbatuar nga disa shkrepje tek pacientë të ndryshëm, është:  
U=81,8 kV
- ❖ Vlera mesatare e faktorit rrymë × tension, është 4,24 mAs
- ❖ Faktori i shpërhapjes bazuar në gjerësinë e tufës dhe filtrimit përkatës të tubit, merret  
BSF=1,3
- ❖ Largësia nga vatra e burimit e deri tek sipërfaqja e trupit të pacientit është FSD=125.0 cm

Vlerat i vendosëm në formulën e modelit:

$$DHS = 1,05 \frac{mGy}{10mAs} \times \left( \frac{81,8kV}{80kV} \right)^2 \times \left( \frac{100}{125} \right)^2 \times \frac{4,24mAs}{1,3}$$

Pas llogaritjes, vlera e dozës hyrëse sipërfaqësore sipas këtij modeli doli:

$$DHS = 0,23mGy$$

Matjet e drejtpërdrejta me kristalet TLD, pas leximit të tyre, treguan vlerën e dozës DHS =0,24 mGy, që është gati e barabartë me dozën e vlerësuar me anë të modelit.

#### b) Vlerësimi për ekzaminimin radiografik të shtyllës kurrizore LS –AP

Në rastin e përdorimit të modelit të tretë për vlerësimin e ekspozimit të shtyllës kurrizore LS – AP vërejmë se:

- ❖ Ekspozimi që dha tubi i rrezeve X në 1 metër largësi në qendër të tufës, ka vlerën: Tube Output = 1,05 mGy /10mAs
- ❖ Tensioni mesatar që u përdor tek pacientë të ndryshëm, është: U=80,6 kV
- ❖ Vlera mesatare prodhimit të rrymës dhe tensionit të 10 pacientëve është 42,15 mAs
- ❖ Faktori i prapa shpërhapjes bazuar në gjerësinë e tufës dhe filtrimit duhet të merret BSF=1,33
- ❖ Largësia mesatare nga vatra e burimit e deri tek sipërfaqja e trupit të pacientit është FSD=75cm

Vlerat e këtyre madhësive i vendosëm në formulën e modelit:

$$DHS = 1,05 \frac{mGy}{10mAs} \times \left( \frac{80,6kV}{80kV} \right)^2 \times \left( \frac{100}{75} \right)^2 \times \frac{42,15mAs}{1,33}$$

Pas llogaritjes, u fitua kjo vlerë e dozës hyrëse sipërfaqësore:

$$DHS = 5,97mGy$$

Matjet e drejtpërdrejta me kristalet TLD, treguan vlerën e dozës hyrëse sipërfaqësore DHS=5,85 mGy, që qëndron shumë afër me dozën e vlerësuar sipas këtij modeli.



### c) Vlerësimi për ekzaminimin radiografik Pelvic – AP

Në rastin e përdorimit të modelit të tretë për vlerësimin e ekspozimit të Pelvic – AP vërejmë se:

- ❖ Ekspozimi nga tubi i rrezeve X në 1 metër largësi ka vlerën: Tube Output = 1,05 mGy /10mAs
- ❖ Tensioni mesatar që u zbatua nga disa shkrepje tek pacientë të ndryshëm, ka vlerën U=83,6 kV
- ❖ Vlera mesatare e faktorit rrymë ×tension, është 28,4 mAs
- ❖ Faktori i shpërhapjes për këtë rast, duhet të merret BSF=1,25
- ❖ Largësia nga vatra e burimit e deri tek sipërfaqja e trupit të pacientit është FSD=75cm

Këto vlera i vendosëm në formulën e modelit:

$$DHS = 1,05 \frac{mGy}{10mAs} \times \left( \frac{83,6kV}{80kV} \right)^2 \times \left( \frac{100}{75} \right)^2 \times \frac{28,4mAs}{1,25}$$

Pas llogaritjes, u fitua vlera e dozës hyrëse sipërfaqësore:

$$DHS = 4,73mGy$$

Matjet e drejtpërdrejta me kristalet TLD për këtë ekspozim, treguan vlerën e dozës hyrëse DHS = 5,21 mGy, që është e afërt me vlerësimin sipas këtij modeli.

Në mënyrë të përbledhur në tabelën 13 jepen rezultatet e matjeve dhe vlerësimeve sipas tre modeleve në shqyrtim për vlerësimin e dozës.

**Tab.13: Rezultatet e matjeve dhe vlerësimeve të DHS nga 3 modelet**

Lloji i ekspozimit	DHS e matur me TLD	DHS sipas modelit të parë	DHS sipas modelit të dytë	DHS sipas modelit të tretë	DHS sipas niveleve udhëzuese ANEA
CHEST-PA	0,36 mGy	////////	0,35 mGy	0,23 mGy	0,4 mGy
LS-AP	5,85 mGy	6,39 mGy	4,93 mGy	5,97 mGy	10 mGy
PELVIC-AP	5,21 mGy	////////	4,19 mGy	4,73 mGy	10 mGy

Nga tabela e mësipërme, kuptojmë se më afër vlerave të matura drejtpërdrejtë me TLD janë vlerat e ekzaminimit CHEST-PA, ndërsa dy llojet tjera të ekzaminimeve radiografike LS-AP dhe PELVIC-AP, shohim se më afër vlerave të matura me TLD qëndron model i tretë i vlerësimit të dozës.

#### **V.4 Diskutimi i rezultateve dhe krahasimi i vlerave të DHS me nivelet udhëzuese të dhëna nga ANEA**

Pas matjeve të realizuara me TLD dhe vlerësimeve të ekspozimit të pacientëve me anë të 3 modeleve, mund të paraqesim rezultatet e vlerave të DHS për të tri llojet e ekzaminimeve radiografike të pacientëve.

**Në radiografinë e toraksit (Chest-PA)**, doza mesatare e matur me TLD në Spitalin Publik Rajonal të Prizrenit është 0.28 mGy, ndërsa e vlerësuar sipas modelit të parë është 0.27mGy. Në QKMF të Rahovecit, për radiografinë e toraksit, vlera mesatare e dozës së matur me TLD është 0.36 mGy, ndërsa e vlerësuar sipas modelit të parë, është 0.35mGy. Në Spitalin Publik Rajonal të Gjakovës, vlera mesatare e DHS për radiografinë e toraksit, e matur me TLD është 0.33 mGy, ndërsa DHS mesatare e vlerësuar sipas modelit të dytë është 0.35 mGy, dhe DHS mesatare e vlerësuar me modelin e tretë është 0.34mGy.

Nga këto rezultate, vërejmë se në asnjërin prej tyre nuk është tejkaluar niveli udhëzues i dhënë nga ANEA për DHS në radiografinë e toraksit, i cili ka vlerën **0.4 mGy për një ekspozim të vetëm**.

**Në radiografinë e shtyllës kurrizore (LS-AP)**, doza mesatare e matur me TLD në Spitalin Publik Rajonal të Prizrenit është 5.85 mGy, ndërsa e vlerësuar me modelin e parë, është 6,39 mGy. Për radiografinë e shtyllës kurrizore kemi bërë matje të drejtpërdrejta me TLD edhe në QKMF në Rahovec dhe doza mesatare e DHS doli 5.35 mGy. Për këtë lloj radiografie kemi bërë vlerësimin e DHS me modelin e dytë, sipas të cilit vlera e DHS doli 4.39 mGy, e poashtu kemi bërë vlerësimin e DHS me anë të modelit të tretë, sipas të cilit vlera e DHS doli 5.97 mGy. Vërejmë se nga të 3 modelet e vlerësimit të dozës në radiografinë e shtyllës kurrizore, modeli i tretë është më afër vlerës së dozës të matur me TLD.

Edhe nga këto rezultate konstatojmë se në asnjërin prej tyre nuk është tejkaluar niveli udhëzues i përdorimit të dozës, i dhënë nga ANEA për DHS gjatë ekzaminimit të shtyllës kurrizore, i cili është **10 mGy për një ekspozim**.

Në **radiografinë e Pelvikut (Pelvic-AP)**, doza mesatare e matur me TLD në Spitalin Publik Rajonal të Gjakovës është 5,21mGy. Kjo dozë, e vlerësuar me modelin e dytë është 4,19 mGy, ndërsa sipas modelit të tretë është 4,73 mGy. Nga dy modelet e përdorura për vlerësimin e dozës për këtë lloj ekzaminimi radiografik, shohim se modeli i tretë qëndron më afër dozës së matur drejtpërdrejtë me TLD.

Duke marrë parasysh edhe nivelin udhëzues të përdorimit të DHS-së të dhënë nga ANEA për radiografinë e pelvikut, i cili është **10 mGy për një ekspozim**, shohim se edhe në këtë lloj ekzaminimi të pacientëve nuk është tejkaluar niveli udhëzues. Në tabelën 14 kemi paraqitur në mënyrë të përmbledhur rezultatet e matjeve me TLD për 3 llojet e ekspozimeve dhe i kemi krahasuar me nivelet udhëzuese të ANEA-s.

**Tab.14: Rezultatet e matjeve me TLD dhe krahasimi me nivelet udhëzuese të dhëna nga ANEA**

Ekspozimi	DHS e matur me TLD Spitali Publik Rajonal- Prizren	DHS e matur me TLD QKMF- Rahovec	DHS e matur me TLD Spitali Publik Rajonal- Gjakovë	DHS sipas niveleve udhëzuese të dhëna nga ANEA
<b>CHEST-PA</b>	0,28 mGy	0,36 mGy	0,33 mGy	0,4 mGy
<b>LS-AP</b>	5,85 mGy	5,35 mGy	////////	10 mGy
<b>PELVIC-AP</b>	////////	////////	5,21 mGy	10 mGy

Në të tri llojet e ekzaminimeve radiografike, DHS e matur me TLD dhe e vlerësuar sipas modeleve ka variacione shumë të vogla, të cilat kanë ndodhur nga një seri matjeje në tjetrën. Këto variacione të vogla të dozës janë paraqitur përshkak të faktit se kanë ndryshuar parametrat gjeometrikë dhe teknikë të pajisjeve radiologjike. Poashtu, këto variacione kanë ndodhur edhe përshkak të faktit se janë ekspozuar pacientë me pesha trupore të ndryshme dhe trashësi të ndryshme trupore, gjë që ka shkaktuar zvogëlimin e largësisë nga vatra e burimit deri te sipërfaqja e trupit të pacientit. Vlera minimale e DHS për radiografinë e toraksit u regjistrua 0,28 mGy, ndërsa vlera maksimale e saj 0,36 mGy. Vlera minimale e DHS në radiografinë e shtyllës kurrizore është 5,35mGy, ndërsa vlera maksimale e saj 5,85 mGy. Vlera minimale e DHS në radiografinë e pelvikut është 4,19 mGy, ndërsa vlera maksimale e saj është 5,21 mGy. Vlerësimi i dozës hyrëse sipërfaqësore me anë të modeleve është realizuar nga hulumtues të ndryshëm. Këto modele janë përdorur dhe zbatuar me efikasitet në shumë vende të botës. Nga hulumtimi që kemi bërë në literaturën botërore, kemi gjetur të dhëna konkrete të rezultateve për dozën e ekspozimit të pacientëve, përkatësisht të DHS, të vlerësuar nga autorë të ndryshëm.

Kështu, duke zbatuar modelin e parë, në një hulumtim që është bërë në vitin 2008 [57], në qendrat radiologjike të dy spitaleve në **Sudan**, është vlerësuar DHS në radiografinë e toraksit (CHEST-PA) dhe vlera mesatare e DHS ishte 0,20 mGy, në radiografinë e pelvikut (PELVIC-AP) vlera mesatare e DHS ishte 3,46 mGy, ndërsa në radiografinë e shtyllës kurrizore (LS-AP) vlera mesatare e DHS ishte 5,01 mGy.

Modeli i dytë i vlerësimit të DHS u zbatua nga një hulumtim në **Taivan** [58], në vitin 2000. Vlerat mesatare të DHS sipas këtij modeli ishin; në radiografinë e toraksit (Chest-PA) DHS=0,52 mGy, në radiografinë e shtyllës kurrizore (LS-AP) DHS=5,91 mGy, ndërsa në radiografinë e pelvikut (Pelvic – AP) DHS=5,13 mGy.

Në një hulumtim tjetër të realizuar në **Ganë**[59], në vitin 2014, duke përdorur modelin e tretë janë vlerësuar këto nivele dozash mesatare: në radiografinë e toraksit (CHEST – PA) DHS=0,27 mGy, në radiografinë e shtyllës kurrizore (LS-AP) DHS=3,25mGy, ndërsa në radiografinë e pelvikut (Pelvic-AP) DHS=1,31 mGy.

Modeli i tretë është përdorur poashtu edhe në një studim në dy spitale publike të **Nigerisë**[60] në vitin 2013. Nga ky studim për këto 3 lloje të ekzaminimeve radiografike, për dozën mesatare dolën këto rezultate: në radiografinë e toraksit (Chest–PA) DHS=0,47 mGy, në radiografinë e shtyllës kurrizore (LS-AP) DHS=15,42 mGy, ndërsa në radiografinë e pelvikut (Pelvic-AP) DHS=12,04 mGy.

Në tabelën 15 dhe në grafikun e mëposhtëm (fig.28), janë paraqitur nivelet referente ndërkombëtare të DHS në shtete të ndryshme të Botës për këto tri lloje të ekzaminimeve, krahasuar me nivelet e DHS në Kosovë.

**Tab. 15: Nivelet referente ndërkombëtare të DHS (mGy) për tre llojet e ekzaminimeve me anë të rrezatimit X**

Lloji i ekzaminimit	ANEA	Gjermani (2002)	Sudan (2008)	Taivan (2000)	Nigeri (2013)	Rumani (2000)	Britani (2002)	Slloveni (2006)	Kosovë (2016)
CHEST – PA	0.4	0.3	0.20	0.52	0.47	1.1	0.2	0.4	0,36
LS – AP	10.0	10.0	5.01	5.91	15.42	16.8	6.0	8.0	5,85
Pelvic - AP	10.0	10.0	3.46	5.13	12.04	16.6	4.0	6.0	5,21

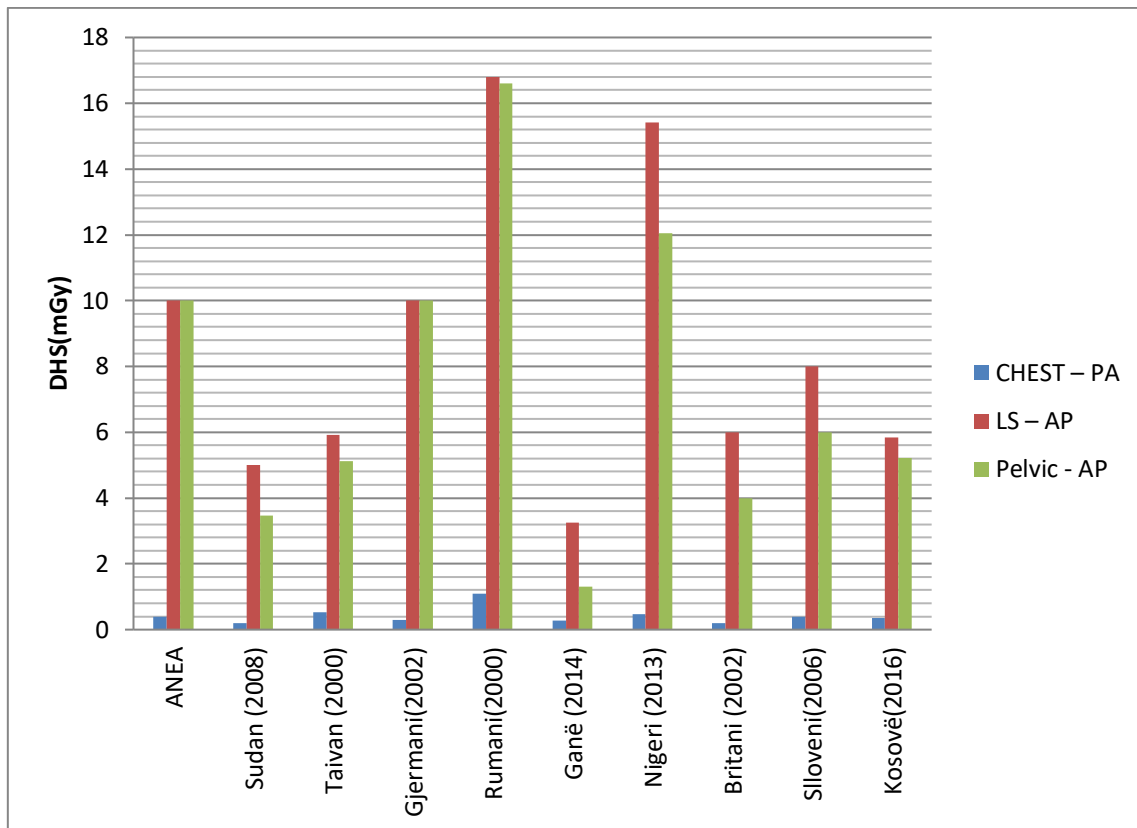


Fig.28: Nivelet referente të DHS(mGy) në vende të ndryshme të Botës dhe në Kosovë

## KAPITULLI VI

### KONTROLLI TEKNIK I PAISJEVE RADIOLOGJIKE

Direktiva e Këshillit të Europës 97/43/EURATOM (MED) për mbrojtjen e shëndetit të pacientëve kundër rreziqeve të rrezatimit jonizues në lidhje me ekspozimin mjekësor, përcakton një numër masash për të siguruar kushte të përshtatshme që minimizojnë ekspozimet mjekësore, duke marrë parasysh edhe programet e sigurimit të cilësisë si dhe kriteret e pranueshmërisë për pajisjet dhe instalimet radiologjike.

Testet e ndryshme të kontrollit teknik të pajisjeve radiologjike dhe të sigurimit të cilësisë janë të nevojshme për të siguruar që pajisjet e radiologjisë janë duke funksionuar sipas regjimeve të punës, të rekomanduara dhe përcaktuara në manualët e përdorimit. Standardet bazë të sigurisë kërkojnë që të krijohen **nivelet udhëzuese** për të ofruar rekomandime mbi praktikën që duhet ndjekur. Nivelet udhëzuese duhet të rrjedhin nga të dhënat e siguruar nga hulumtimet në shkallë të gjerë. Ato duhet të rishikohen si teknologji dhe teknika të zhvilluara. Bashkimi Europian ka miratuar një qasje të ngjashme. Në udhëzimin për "mbrojtjen e shëndetit të individëve ndaj rreziqeve të rrezatimit jonizues në lidhje me ekspozimet mjekësore", BE kërkon matje të gjerësishme të dozave dhe përcaktimin e niveleve të referencës në diagnostikë, që mund të konsiderohet si sinonim me ato nivele udhëzuese të përdorura nga ANEA .

Kontrolli i pajisjeve radiologjike spitalore bazohet në direktiva të ndryshme të Bashkimit Europian dhe direktiva të tjera të njohura ndërkombëtarisht. Direktivat përfshijnë gjithashtu kërkesat për monitorimin, vlerësimin dhe mirëmbajtjen e karakteristikave të nevojshme në performancën e pajisjeve dhe instalimeve që mund të përcaktohen, maten dhe kontrollohen.

Pasojat praktike të këtyre kërkesave janë si më poshtë:

- ❖ Testimi i pranimit duhet të kryhet para përdorimit të parë të pajisjeve për qëllime klinike, për të siguruar se specifikimet e performancës janë vërejtur dhe që sigurojnë vlerat referuese për testimin e performancës në të ardhmen.
- ❖ Testimi i mëtejshëm i performancës duhet të bëhet në mënyrë të rregullt, dhe më pas një procedurë mirëmbajtje kryesore.
- ❖ Matjet duhet të kryhen nga të licencuarit me qëllim që të përmirësojë karakteristikat ose të pamundësojë dëmtimin e pajisjeve.

- ❖ Autoritetet kompetente duhet të miratojnë kriteret specifike të pranuar për aparaturën, me qëllim që të tregoj kur është e nevojshme të merren masat e përshtatshme, duke përfshirë edhe marrjen e pajisjeve jashtë shërbimit.
- ❖ Përshtatja e programeve të sigurimit të cilësisë (duke përfshirë matjen e kontrollit të cilësisë) duhet të bëhen nga të licencuarit.

Minimumi i standardeve të performancës për radiologjinë, mjekësinë bërthamore dhe paisjet e radioterapisë janë vendosur në publikimin e mbrojtjes nga rrezatimi, EC/Nr. 162 [61], publikuar në vitin 2012.

Disa nga testet e nevojshme për vlerësimin e pajisjeve radiologjike spitalore dhe konkretisht për pajisjen *Radiografi* janë:

- ❖ Saktësia e kilovoltazhit (kV)
- ❖ Saktësia në përsëritjen e tensionit
- ❖ Varësia e tensionit me ndryshimin e rrymës
- ❖ Filtrimi i përgjithshëm
- ❖ Koha e ekspozimit
- ❖ Fuqia e rrezatimit në dalje
- ❖ Fuqia e rrezatimit në dalje në  $\mu Gy/mAs$  për një varg vlerash të rrymës në  $mA$
- ❖ Fuqia e rrezatimit në dalje në  $\mu Gy/mAs$  për një varg vlerash të ekspozimit në  $mAs$
- ❖ Përputhja e tufës së dritës me tufën e rrezeve X
- ❖ Përputhja e qendrës së tufës së rrezeve X dhe qendrës për marrjen e imazhit
- ❖ Ortogonaliteti i tufës së rrezeve X dhe marrësit të imazhit
- ❖ Kolimimi i tufës së rrezeve X
- ❖ Madhësia e njollës në vatër dhe aftësia ndarëse
- ❖ Grila Bucky-Poter
- ❖ Kontrolli automatik i ekspozimit
- ❖ Rrjedhja e rrezatimit

Pajisjet për realizimin e testeve të kontrollit teknik të pajisjes radiologjike radiografi janë: Multi-Dedektor XR (për matjen e dozës së rrezatimit, tensionit, kohën e ekspozimit), Max Current Probe (për matjen e rrymës dhe ekspozimit), Fantom Primus L (për vlerësimin e përputhjes së tufës së dritës me tufën e rrezeve X, përputhjen e qendrës së tufës së rrezeve X dhe qendrës për marrjen e imazhit, ortogonalitetit, kolimimit, aftësisë ndarëse), Fantom PMMA (për vlerësimin e kontrollit të ekspozimit automatik), etj.

Për të vlerësuar saktësinë e matjeve të realizuara në disa qendra mjekësore të Republikës së Kosovës u realizuan testet e kontrollit teknik për të vlerësuar cilësinë e funksionimit të pajisjeve radiologjike në dy qendra spitalore: Spitalin Rajonal Gjakovë dhe Spitalin Rajonal Prizren, ku në mënyrë të përmbledhur po japim rezultatet e disa testeve për Spitalin Rajonal Prizren, Kosovë.

## VI.1 Kontrolli teknik i pasijes radiologjike - radiografi në Spitalin Rajonal Prizren, Kosovë.

### ❖ Saktësia e kilovoltazhit (kV)

Qëllimi i kësaj matjeje është të kontrollojë saktësinë e vlerës së tensionit që shfaqet në panelin e kontrollit. Devijimi maksimal duhet të jetë **më pak se 10%** i vlerës së matur. Vlerësimi bëhet duke vendosur një vlerë të caktuar në panelin e komandimit dhe krahasimin e kësaj vlere me atë të marë nga pajisja testuese. Detektori (Multi-Detektor XR) vendoset mbi shtratin e paisjes në një largësi të caktuar shtrat-tub i rrezimit X. Me ndihmën e metodave matematikore kemi bërë vlerësimin e vlerave reale me ato të vendosura në panelin e komandimit, dhe krahasimin e rezultatit me standardet e lejuara.

Tab. 16: Shmangia mesatare e tensionit

Vlerat e vendosura (kV)	HVL (mm)	Doza (mGy)	Koha e ekspozimit (s)	Filtrimi (mm)	Vlerat e marra (kVp)
60	2.36	0.63	0.0718	3.02	60.5
80	3.21	1.48	0.1225	3.06	81.6
80	3.21	1.48	0.1226	3.06	81.7
80	3.21	1.48	0.1226	3.06	81.7
80	3.21	1.48	0.1225	3.06	81.7
100	3.91	2.31	0.1583	2.83	104.4
100	3.91	1.85	0.1237	2.84	104.3
120	4.47	2.38	0.1441	2.78	121
				<b>ΔU</b>	2.34%

Shmangia(devijimi) mesatare llogaritet me formulën[62]:  $\Delta U(\%) = \left( \frac{m}{p} - 1 \right) \times 100$

ku: m - është vlera e matur dhe p – është vlera e dhënë në panelin e kontrollit.



### ❖ Saktësia në përsëritjen e tensionit

Për matje të përsëritura, shmangia e vlerës së tensionit duhet të jetë më e vogël se  $\pm 5\%$  nga vlera mesatare e tensionit. Gjatë vlerësimit kemi kryer matje për tension 80kV dhe 100kV duke mbajtur të pandryshuar parametrat e tjerë si koha e ekspozimit dhe rryma.

**Tabela 17: Shmangia e vlerës së tensionit nga vlera mesatare**

Vlerat fikse: FFD = 100 cm, t = 100 ms, U= 80 kV, I=200 mA, I\*t=20 mAs.

Vlera e vendosura (kV)	HVL (mm)	Doza (mGy)	Koha e ekspozimit (s)	Filtrimi (mm)	Vlerat e marra (kVp)	U mes	$\Delta U$
80	3.21	1.48	0.1225	3.06	81.6	81.67	3.26
80	3.21	1.48	0.1226	3.06	81.7		
80	3.21	1.48	0.1226	3.06	81.7		
80	3.21	1.48	0.1225	3.06	81.7		
100	3.91	2.31	0.1583	2.83	104.4	104.3	2.08
100	3.91	1.85	0.1237	2.84	104.3		

### ❖ Varësia e tensionit me ndryshimin e rrymës

Qëllimi i kësaj matjeje është të kontrolloj saktësinë e vlerës së tensionit të dhënë në panelin e kontrollit për vlera të ndryshme të rrymës. Shmangia maksimale e vlerës së tensionit të matur ( $\Delta U$ ) duhet të jetë më e vogël se 10% e vlerës së dhënë të tensionit.

**Tab. 18: Vlerat e tensionit për vlera të ndryshme të rrymës**

Vlera fikse: FFD = 100 cm, t = 1 s,  $I_1 = 100$  mA,  $I_2=200$ ,  $I_3=400$  mA.

Vlerat e vendosura				Vlerat e matura		
U (kV)	$I_1$ (mA)	$I_2$ mA	$I_3$ mA	$U_{m1}$ (kV)	$U_{m2}$ (kV)	$U_{m3}$ (kV)
90	100	200	400	89.5	91	95.2
90	100	200	400	89.2	91.5	95.5
90	100	200	400	89.0	90.5	95.4
			$U_{mes}$	89.23	91.00	95.36
			$\Delta U_{matje}$	-0.85	1.11	5.95

Ku tolerenca e matjes është:  $\Delta U_{lejuar} = (U_{mes} * 10)/100$

### ❖ Filtrimi i përgjithshëm

Filtrimi i përgjithshëm për një tufë të dobishme të rrezeve X duhet të jetë **jo më i vogël se 2.5 mm Al ose ekuivalent të tij**. Qëllimi i kësaj matjeje është që të kontrollojë vlerën e filtrimit të përgjithshëm/total të dhënë për një tufë të zakonshme të rrezatimit X, (pa filtra shtesë). Trashësia totale e filtrimit duhet të jetë më e madhe se **2.5 mm Al**.

Tab. 19: Nivelet e filtrimit

Vlerat fikse: FFD = 100 cm, U = 70 kV, I\*t = 40 mA\*sek

Tensioni (kV)	Rryma*Kohë (mAs)	Trashësia e lejuar e filmit (mm)	Vlera e matur e filtrimit (mm)
70	40	2.5	2.78
70	40	2.5	2.69
70	40	2.5	2.79
<b>Vlera mesatare</b>			<b>2.75</b>

### ❖ Fuqia e rrezatimit në dalje

Rrezatimi në dalje duhet të jetë konstant brenda vlerave  $\pm 20\%$  për ekspozime të përsëritura në kushte të njëjta (Tension 80 kV, Filtrim total 2.5 mm Al). Me ndryshimin e vlerave të rrymës, shmangia e rrezatimit në dalje duhet të jetë më e vogël se  $\pm 15\%$ . Me ndryshimin e vlerave të ngarkesës / produktit rrymë\*kohë, shmangia e rrezatimit në dalje duhet të jetë më e vogël se  $\pm 20\%$ .

#### a) Përsëritshmëria e fuqisë së rrezatimit në dalje për parametra të fiksuar

Qëllimi i kësaj matjeje është të kontrollojë madhësinë e dozës së rrezatimit X, jashtë tubit të gjenerimit të rrezatimit X, si dhe kontrolli i përsëritshmërisë së madhësive në dalje të tubit të rrezeve X, për ekspozimet e përsëritura, në një tension të zakonshëm prej **80 kV**.

**Tab. 20: Dozat e rrezatimit në dalje për parametra të fiksuar**

Vlera fikse: DSO = 100 cm, U = 80 kV, Q = 100 mA\*sek, I = 200 mA, t = 500 ms = 0.5 s

Nr. Matjeve	Tensioni [kV]	Rryma [mA]	Ekspozimi [mA*s]	Doza [ $\mu$ Gy]	D [ $\mu$ Gy]/mAs
1	80	100	100	5935	59.35
2	80	100	100	5938	59.38
3	80	100	100	5938	59.38
$\eta_{mes}$					<b>59.37</b>

**b) Fuqia e rrezatimit në dalje në  $\mu$ Gy/mAs për një varg vlerash të rrymës në mA**

Qëllimi i kësaj matje është të kontrollojë vlerën e variacionit të madhësisë në dalje të tubit, për një tension të zakonshëm pune, në rast të ndryshimit të rrymës. Vlera e daljes duhet të jetë relativisht konstante, me një devijim maksimal të lejuar prej **20%**.

**Tab. 21: Variacioni i rrezatimit në dalje nga ndryshimi i rrymës**Vlera fikse: DSO=100 cm, U = 80 kV, Q = konstante, I<sub>1</sub> = 100 mA, I<sub>2</sub> = 200 mA, t<sub>1</sub> = 1.0 s, t<sub>2</sub> = 0.5 s

Nr.	Rryma [mA]	Produkti [mA*s]	Ekspozimi [mA*s]	Doza [ $\mu$ Gy]	D [ $\mu$ Gy]/mAs	$\eta_{mes}$
1	100	100	100	5835	58.35	58.35
2	200	100	100	5938	59.38	59.38
$\theta_{mA}[\%]$					<b>1.74 %</b>	

$$\text{ku: } \theta_{mA}[\%] = \frac{\eta_1 - \eta_2}{\frac{1}{2}\eta_1 + \frac{1}{2}\eta_2} \times 100;$$

**c) Fuqia e rrezatimit në dalje në  $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$  për një varg vlerash të ekspozimit në  $\text{mAs}$ .**

Qëllimi i kësaj matje është të kontrollojë vlerën e variacionit të madhësisë në dalje të tubit, për një tension pune, në rast të ndryshimit të prodhimit rrymë\*kohë. Vlera e daljes duhet të jetë relativisht konstante, me një devijim maksimal të lejuar prej **20%**.

**Tab. 22: Variacioni i dozës nga ndryshimi i faktorit rrymë\*kohë**

Vlerat fikse: FFD= 100 cm, U = 80 kV, Q = 50 mAs dhe 100 mAs, I<sub>1</sub> = 200 mA dhe I<sub>2</sub> = 200 mA, t<sub>1</sub>= 0.25 s t<sub>2</sub> = 0.5 sek

Nr.	Rryma [mA]	Produkti [mA*s]	Ekspozimi [mA*s]	Doza [ $\mu\text{Gy}$ ]	D [ $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ ]
1	200	50	52.3	1649	31.52
2	200	100	99.8	3302	33.08
$\theta_{\text{mA}}[\%]$					2.41 %

$$\text{ku: } \theta_{\text{mA}}[\%] = \frac{\eta_1 - \eta_2}{\frac{1}{2}\eta_1 + \frac{1}{2}\eta_2} \times 100;$$

**❖ Përputhja e tufës së dritës me tufën e rrezeve X**

Përputhja në çdo anë të fushës të përcaktuar me tufën e dritës, me fushën e rrezeve X në çdo drejtim themelor nuk duhet të kalojë 3% të distancës nga fokusi tek qendra e fushës dritore dhe shumica e shmangieve në të dy drejtimet pingule **nuk duhet të kalojë 4%**.

**Tab. 23: Shmangia e tufës së dritës nga tufa e rrezeve X**

Vlera fikse: DSO = DSF = 100 cm, U=60kV, Q = 5.0 mAs, Dimensionet e kasetës/filmit:24 x 30 cm.

			$\Delta s$ (x/y)
U = 60 kV	X1	0.3	$\Delta s$ (x) =0.7 cm
	X2	0.4	
Q = 5.0 mAs	Y1	0.4	$\Delta s$ (y) =0.8 cm
	Y2	0.4	
			< 3 % = 3.0 cm      Shmangia < 4 %

❖ **Përputhja e qendrës së tufës së rrezeve X dhe qendrës për marrjen e imazhit**

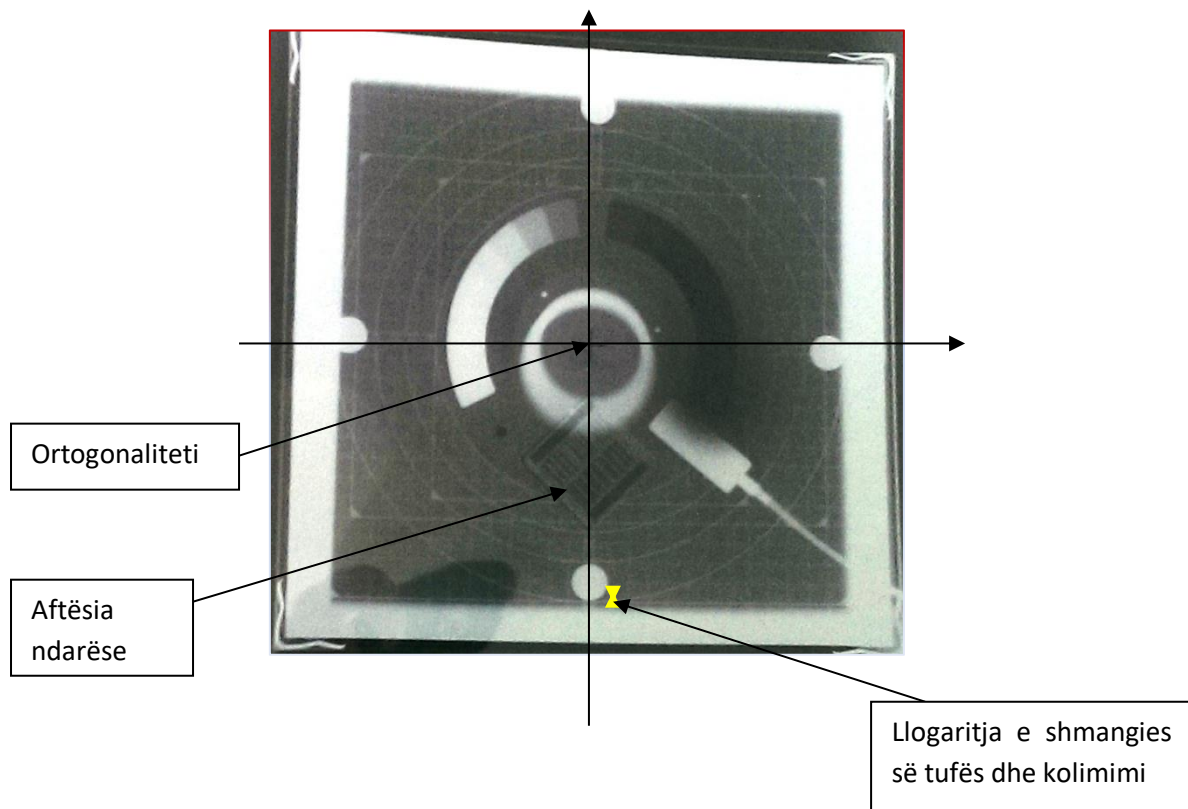
Kur aksi i tufës së rrezeve X është pingul me planin e marrjes së imazhit, qendra e fushës së rrezeve X dhe qendra e marrjes së imazhit (filmi) duhet të përputhen **brenda kufirit 2% të largësisë vatër - marrës imazhi (filmi) - FFD**.

**Tab. 24: Shmangia e qendrës së tufës me atë të qendrës së marrjes së imazhit**

Vlera fikse: FFD = 100 cm, U = 60 kV, Q=5.0mAs, Dimensionet e kasetës/filmit: 24 x 30 cm.

Nr.	Tensioni (kV)	Produkti (mA*s)	Distanca FFD (m)	Vlerat e matura $\Delta s$ (cm)	Kriteret e pranimit
1	60	5.0	H 1.00	0.7	< 1.0 cm
2	60	5.0	H 1.00	0.7	< 1.0 cm

**Koment:** Shmangia e qendrës së tufës së dritës me atë të qendrës së marrjes së imazhit është më e vogël në krahasim me atë të lejuar.



**Fig. 29: Përputhja e qendrës së tufës së rrezeve X dhe qendrës së marrjes së imazhit**

❖ **Ortogonaliteti i tufës së rrezeve X dhe marrësit të imazhit**

Perpendikulariteti i tufës me rreze X me filmin është shumë i rëndësishëm. Për të mos krijuar deformime në marrjen e imazhit në film duhet që këndi ndërmjet boshtit qendror të tufës së rrezeve X dhe planit të marrjes së imazhit (filmit) nuk duhet të ndryshojë më shumë se  $1.5^{\circ}$  në raport me këndin  $90^{\circ}$ .

Tab. 25: Ortogonaliteti i tufës së rrezeve X dhe marrësit të imazhit

Vlerat fikse: FFD = 100 cm, U = 60 kV, Q = 5.0 mAs, Dimensionet e kasetës/filmit: 24 x 30 cm

Nr.	Tensioni (kV)	Produkti (mA*s)	Distanca FFD (m)	Vlerat e matura $\Delta\theta^{\circ}$	Kriteret e pranimit
1	60	5.0	1.00	0.5	$< 1.5^{\circ}$

❖ **Kolimimi i tufës së rrezeve X**

Në kolimimin automatik, tufa e rrezeve X nuk duhet të ndryshojë më shumë se 2% të distancës fokus - marrës imazhi (filmi) - FFD.

Tab. 26: Kolimimi i tufës

Vlera fikse: FFD = 100 cm, U=60 kV, Q=5.0 mAs, Dimensionet e kasetës/filmit: 24 x 30 cm,

Nr.	Tensioni (kV)	Rryma (mA * s)	Distanca FFD (m)	Vlerat e matura $\Delta s$	Kriteret e pranimit
1	60	5.0	H 1.00	1.5 cm	2 cm

**Koment:** Devijimi standard i matur në imazhin e marrë është brenda vlerave të lejuara prej 2 cm. Imazhi i marrë është në formë të tillë ku ruhet forma kuadratike me saktësi në filmin e marrë gjatë një ekspozimi të dhënë.

❖ **Madhësia e njollës në vatër dhe aftësia ndarëse**

Qëllimi i këtij testi është të verifikohet integriteti i njollës në vatër. Matja duhet të bëhet duke përcaktuar sistemin e aftësisë ndarëse, i cili për rastin në shqyrtim, duhet të jetë më e lartë se  $1.6 \text{ lp / mm}$  (line pair – lp).

Qëllimi i kësaj matje është të verifikohet aftësia ndarëse hapësinore, si një indikator i integritetit të njollës në vatër. Për të realizuar këtë test, janë të nevojshme parametrat e mëposhtëm: **Vlera fikse: FFD = 100 cm, U = 60 kV, Q = 5.0 mAs Dimensionet e kasetës/filmit: 24 x 30 cm.**

#### ❖ Grila Bucky-Poter

**Grila Bucky-Poter** është pajisja bazë për kontrollin teknik të rrezatimit të shpërhapur dhe ndihmon në largimin e këtij rrezatimi, i cili zvogëlon cilësinë e imazhit si dhe shton dozën e rrezatimit tek pacienti. **Grila Bucky-Poter përbëhet nga fletë të holla në lëvizje të pandërprerë dhe** është shumë e rëndësishme që elementet e kësaj pajisje (grid artefacts) të mos shfaqen në film.

#### ❖ Kontrolli automatik i ekspozimit

Maksimumi i ngarkesës për sistemet e grafisë duhet të jetë më i vogël se **600 mAs**. Koha e ekspozimit për një ekspozim të vetëm duhet të jetë jo më shumë se **6 sek**. Ndryshimi në densitetin optik të filmit, ndërmjet dy ekspozimeve për të njëjtat vlera të kontrollit automatik të ekspozimit (KAE), njëra me kohë të shkurtër ekspozimi dhe tjetra me kohë të gjatë ekspozimi, duhet të jetë **më i vogël se 0.3 të vlerës së densitetit optik**.

Tab. 27: Ndryshimi i densitetit optik nga ndryshimi i kohës së ekspozimit

Vlerat fikse: FFD = 100 cm, U = 100 kV, Q=600 mAs, Koha e ekspozimit: 0.3 – 5.0 sek.

Dimensionet e kasetës/filmit (200): 18 x 24 cm

Nr.	Tensioni (kV)	Ngarkesa (mAs)	Koha e ekspozimit (ms)	Densiteti optik	Ndryshimi i densitetit optik
1	80	200	0.3 sek	0.05	0.03
2	80	200	3.0 sek	0.08	

#### ❖ Rrjedhja e rrezatimit

Qëllimi i kësaj matje është të verifikojë nivelin e rrjedhjes së rrezatimit nga mbështjellja e tubit të rrezeve X, e matur **në largësinë 1.0 m nga vatra**. Doza e absorbuar duhet të jetë më e vogël se **1 mGy në një orë** (1 mGy/h) në parametra maksimal të punës, të specifikuar nga prodhuesi

i pajisjes. Duke vendosur vlerat fikse: **FFD = 100 cm**, **U = 100 kV**, **Q = 300 mAs**, **koha e ekspozimit: 3.0 sek**, regjistrojmë një vlerë të dozës prej 0.4 mGy/h.

## **VI.2 Përmbledhje e testeve të kontrollit të cilësisë së pajisjes radiografike në Spitalin Rajonal Prizren dhe Spitalin Rajonal Gjakovë.**

### ❖ Saktësia e kilovoltazhit (kV)

Bazuar në rezultatet e mara gjatë testimit të pajisjeve vlera e saktësisë së kilovoltazhit është respektivisht 2.34 % dhe 1.96 %. Kriteret mbi të cilat jemi mbështetur të Komisionit European lejojnë vlera më të vogla se  $\pm 10$  %, pra pajisjet e kalojnë këtë test të kontrollit të cilësisë.

### ❖ Saktësia në përsëritjen e tensionit

Gjatë vlerësimeve të kryera janë marë vlera të cilat tregojnë një shmangie nga vlera e lejuar në SR Prizren prej 3.26 % (U = 80 kV) dhe 2.08 % (U = 100 kV) dhe në SR Gjakovë prej 1.43 % (U = 80 kV), ndërsa vlera e lejuar për këtë test duhet të jetë  $\pm 5$  %. Pajisjet e kalojnë këtë test të kontrollit të cilësisë.

### ❖ Varësia e tensionit me ndryshimin e rrymës

Për të bërë një vlerësim të shmangies së tensionit në lidhje me rrymën, zbatohet një vlerë tensioni duke ndryshuar rrymën në pultin e komandimit. Vlera e maksimale e përfituar e shmangies është 5.95 % (I = 400 mA) në SR Prizren dhe 2.63 % (I = 400 mA) në SR Gjakovë, ndërsa vlera e lejuar e referencës është  $\pm 10$  %. Pajisjet e kalojnë këtë test të kontrollit të cilësisë.

### ❖ Filtrimi i përgjithshëm

Për të vlerësuar filtrimin vendosim në pultin e komandimit një vlerë të caktuar të tensionit dhe rrymës. Kryejmë tri ekspozime për të marë një mesatare të filtrimit. Vlera e matur e trashësisë së filtrimit është **2.7 mm Al** për tensionin 70 kV në SR Prizren dhe **3.4 mm Al** për tensionin 70 kV në SR Gjakovë, ndërsa për një funksionim normal duhet që filtrimi të jetë më i madh se 2.5 mm Al për tensione të zbatuara mbi 70 kV.

### ❖ Fuqia e rrezatimit në dalje



Rrezatimi në dalje duhet të jetë konstant dhe qëllimi i kësaj matje është për të kontrolluar përsëritshmërinë gjatë funksionimit të tubit-X, për ekspozimet e përsëritura, në një tension prej 80 kV. Prodhimi i rrezatimit duhet të jetë relativisht konstant, me një maksimum të pranuar prej  $\pm 20\%$  në krahasim me vlerën mesatare.

Fuqia e rrezatimit në dalje në  $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$  për një varg vlerash të rrymës në mA

Fuqia e rrezatimit në dalje në  $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$  për një varg vlerash të ekspozimit në mAs.

Në SR Prizren, për të dy rastet vlerat e shmangies gjatë testimit janë 1.24 % për një varg vlerash të rrymës në mA dhe 2.41 % për një varg vlerash të ekspozimit në mAs.

Në SR Gjakovë, për të dy rastet vlerat e shmangies gjatë testimit janë 1.30 % për një varg vlerash të rrymës në mA dhe 4.7 % për një varg vlerash të ekspozimit në mAs.

#### ❖ Përputhja e tufës së dritës me tufën e rrezeve X

Shmangia e lejuar për këtë test është që nuk duhet të kalojë  $\pm 4\%$  të vlerës së distancës fokus-detektor (film) - FFD. Në SR Prizren vlera e marë gjatë testimit është 0.77 % e distancës FFD, dhe në SR Gjakovë vlera e marë gjatë testimit është 0.83 % e distancës FFD.

#### ❖ Përputhja e qendrës së tufës së rrezeve X dhe qendrës së marrjen së imazhit

Shmangia e lejuar për këtë test duhet të jetë brenda vlerave  $\pm 2\%$  të distancës fokus – film (FFD). Në SR Prizren vlera e marë gjatë testimit është 0.7 % e distancës FFD, dhe në SR Gjakovë vlera e marë gjatë testimit është 0.4 % e distancës FFD,

#### ❖ Ortogonaliteti i tufës së rrezeve X dhe marrësit të imazhit

Perpendikulariteti i tufës me rreze X me filmin është shumë i rëndësishëm për të mos krijuar deformime në marrjen e imazhit në film dhe për këtë duhet që këndi ndërmjet aksit qendror të tufës së rrezeve X dhe planit të marrjes së imazhit (filmit) nuk duhet të ndryshojë më shumë se  $1.5^0$  në raport me kendin  $90^0$ . Në SR Prizren vlera e shmangies së ortogonalitetit është 0.5 gradë dhe në SR Gjakovë vlera e shmangies së ortogonalitetit është 0.4 gradë.

#### ❖ Madhësia e njollës në vatër dhe aftësia ndarëse

Aftësia ndarëse për një imazh të qartë duhet të jetë më e madhe se **1.6 lp/mm** për vlera të caktuara të tensionit dhe rrymës. Gjatë testimit vlerësuam se në SR Prizren aftësia ndarëse për këtë pasije është 1.8 lp/mm dhe në SR Gjakovë aftësia ndarëse për këtë pasije është 2.0 lp/mm.

#### ❖ Kontrolli automatik i ekspozimit

Rezultatet e vlerësimit për testin e kontrollit automatik të ekspozimit – KAE, jepen nëpërmjet llogaritjeve të densitetit optik mesatar të imazhit e lidhur me vlerën e tensionit dhe trashësinë e pacientit. Vlera mesatare e densitetit optik duhet të jete rreth vlerës 1.2, e vendosur në një interval 0.9 – 1.4. Ndryshimet maksimale të densitetit optik duke përdorur të njëjtat kondita të ekspozimit duhet të jenë < 10 %, ndërsa me kushte ekspozimi të ndryshme duhet të jenë < 20 %. Ndryshimi në densitetin optik të filmit, ndërmjet dy ekspozimeve për të njëjtat vlera të kontrollit automatik të ekspozimit (KAE), njëra me kohë të shkurtër ekspozimi dhe tjetra me kohë të gjatë ekspozimi, duhet të jetë më e vogël se 0.2 të vlerës së densitetit optik.

Gjatë testimit vlerësuam se në SR Prizren ndryshimi densitetit optik për këtë pasije është 0.03 dhe në SR Gjakovë ndryshimi densitetit optik për këtë pasije është 0.05.

#### ❖ Rrjedhja e rrezatimit

Doza e absorbuar duhet të jetë më e vogël se 1 mGy/h, gjatë përdorimit të parametrave maksimal të punës, të specifikuar nga prodhuesi i pajisjes. Vlera e matur e dozës gjatë testimit në SR Prizren është 0.4 mGy/h, dhe në SR Gjakovë është 0.3 mGy/h.

## PËRFUNDIME

Nga puna e paraqitur në këtë studim, nga procesi i matjeve të realizuara me TLD, nga përzgjedhja e modeleve të vlerësimit të dozës hyrëse sipërfaqësore dhe nga procesi i vlerësimit të ekspozimeve të pacientëve të përfshirë në fushën e rrezatimit të pajisjeve radiologjike që përdorin gjeneratorë të rrezatimit X, të cilat janë në përdorim në 3 qendrat radiologjike të Republikës së Kosovës, mund të nxjerrim këto përfundime:

- ❖ Pajisjet radiologjike që përdoren në këto qendra mjekësore (Ordinanca Specialistike Radiologjike "Imazheria" në Rahovec, Qendra Kryesore e Mjekësisë Familjare (QKMF) në Rahovec, Spitalin Rajonal Gjakovë dhe Spitalin Rajonal Prizren) funksionojnë në përputhje me Direktivën e Këshillit të Europës 97/43/EURATOM (MED) për mbrojtjen e shëndetit të pacientëve kundër rreziqeve të rrezatimit jonizues në lidhje me ekspozimin mjekësor. Vlerësimi i dozave hyrëse sipërfaqësore dhe testet e ndryshme të kontrollit teknik të pajisjeve radiologjike dhe të sigurimit të cilësisë treguan që pajisjet radiologjike diagnostikuese janë duke funksionuar sipas regjimeve të punës të rekomanduara dhe përcaktuara .
- ❖ Nga vlerësimi i testeve të dozës së rrezatimit në dalje në  $\mu\text{Gy/mAs}$  për një varg vlerash të rrymës në mA dhe produktit  $\text{mA*s}$  tregojnë se dozat e rrezatimit që ato japin në procesin e ekzaminimeve radiografike me rreze X nuk tejkalojnë nivelet udhëzuese të përdorimit të tyre. Gjithashtu, këto pajisje funksionojnë në përputhje me karakteristikat e tyre teknike dhe për rrjedhim pacientët që u nënshtrohen ekspozimit nga këto pajisje radiologjike nuk janë të rrezikuar nga dozat e tepërta, sepse dozat e matura dhe të vlerësuara janë nën nivelet udhëzuese dhe standardet ndërkombëtare të rekomanduara nga ANEA, KNMR dhe organizata të tjera ndërkombëtare.
- ❖ Vlerësimi i dozës hyrëse sipërfaqësore për pacientët që ekzaminohen në radiologjinë diagnostikuese konvencionale duhet të shërbejë për optimizimin e mbrojtjes nga rrezatimet të pacientëve. Për këtë arsye përdorimi i tri modeleve të vlerësimit të dozës hyrëse sipërfaqësore në këtë disertacion, ishin mjaft efikase, sepse nivelet e dozave të vlerësuara sipas modeleve, në të gjitha llojet e ekzaminimeve qëndrojnë shumë afër rezultateve të matjeve të drejtpërdrejta me TLD. Nga vlerësimet e bëra, kuptojmë se nga dozat e vlerësuara sipas modeleve më afër vlerave të matura drejtpërdrejtë me TLD janë dozat e vlerësuara për ekzaminimin CHEST-PA, ndërsa nga dy llojet tjera të

ekzaminimeve radiografike LS-AP dhe PELVIC-AP, shohim se prej 3 modeleve që i përdorëm, më afër vlerave të matura me TLD qëndron model i tretë i vlerësimit të DHS.

- ❖ Nga rezultatet e vlerësimeve, mund të themi se variacioni i këtyre rezultateve nga matjet e drejtpërdrejta me TLD është brenda kufijve të lejuar të përdorimit të këtyre modeleve. Këto modele matematike, të gërshetuara edhe me matjet përkatëse të parametrave fizikë dhe gjeometrikë në fushën e rrezatimeve të pajisjeve radiologjike, jo vetëm justifikuan matjet e drejtpërdrejta të dozave, por edhe përforcojnë idenë e mundësisë së përdorimit të tyre të mëtejme.
- ❖ Kontrolli teknik dhe testet për sigurimin e cilësisë së tufës së rrezatimeve që iu bënë pajisjeve radiografike në Spitalet Rajonale të Prizrenit dhe Gjakovës, të cilin e përshkruam në të gjitha detajet në kapitullin e fundit, treguan se të gjithë parametrat teknikë të këtyre pajisjeve janë brenda intervaleve normale të funksionimit të tyre. Pajisjet radiologjike kaluan të gjitha testet vlerësuese. Bazuar në këtë kontroll teknik dhe nga rezultatet që fituam, mund të përfundojmë se pajisjet radiologjike në këto qendra spitalore janë në funksion të plotë të qëllimit për të cilin përdoren dhe regjimi i punës së tyre është në përputhje të plotë me manualët e tyre të përdorimit.

## REKOMANDIME

Duke marrë parasysh se në këtë punim vlerësimi i ekspozimit të pacientëve nga burimet e rrezatimit të pajisjeve radiologjike është realizuar vetëm në tri qendra spitalore publike dhe një private, nuk mund të pretendojmë se kemi arritur të vlerësojmë nivelet e ekspozimit dhe të përdorimit të dozave në të gjitha qendrat radiologjike në mbarë Kosovën.

E them me përgjegjësi, se ky studim është i pari i kësaj natyre në Kosovë, për arsye se akoma nuk është realizuar asnjë veprimtari që qëllim kryesor do të kishte vlerësimin e ekspozimit të pacientëve nga pajisjet radiologjike diagnostikuese. Ky studim paraqet vetëm një kontribut fillestar në këtë fushë, prandaj rekomandojmë:

- ❖ Duhet të ndërmerren studime dhe rregullime ligjore të gjithmbarëshme në shkallë vendi, për të pasur një pasqyrë të qartë të ekspozimit të pacientëve në lidhje me aspekte të ndryshme të radiologjisë diagnostikuese.
  
- ❖ Në Kosovë është shumë e nevojshme dhe urgjente që sa më parë të ndërmerren masa dhe veprime të duhura, në mënyrë që në të gjitha qendrat radiologjike, publike dhe private, përmes matjeve sistematike të dozave dhe fuqisë së dozës që marrin pacientët, të bëhet një vlerësim i përgjithshëm për nivelet e përdorimit të rrezatimit jonizues dhe ekspozimet e pacientëve, veçanërisht femijëve, që u nënshtrohen ekzaminimeve radiologjike me anë të pajisjeve të ndryshme (konvencionale dhe digitale) të pajisura me gjeneratorë të rrezatimit X.

## **ARTIKUJ SHKENCORË**

1. A. Morina, F. Ylli, S. Beqiri: Doza hyrëse sipërfaqësore në radiografi e vlerësuar me detektorët termolumineshentë, <http://masht.rksgov.net/uploads/2017/03/kumtesat-2-2014.pdf>, ISBN: 978-9951-16-089-6.
2. A. Morina, F. Ylli, S. Beqiri: Evaluation of entrance surface doses on patients in radiology, AKTET 2014: ISBN: 978-9951-518-11-6.
3. A. Morina, B. Polloshka: Exposure of Patients with X-Ray in Chest Radiography , Online International Interdisciplinary Research Journal, Vol- 03 / Issue- 06 / Nov-Dec 2015 / ISSN 2350-1073. <http://oiirj.org/oiirj/tmb/2016/12/01/vol-03-issue-06-nov-dec-2015/II>.
4. A. Morina, F. Ylli, B. Polloshka - Assessment of patient dose during radiographic examinations, HERTSPO2015, University of Shkodra, Albania: Proceedings Book /Volume1, ISBN: 978-9928-4135-9-8.

## **AKTIVITETI NË KONFERENCA SHKENCORE**

1. F. Ylli, A. Morina, S. Beqiri: Vlerësimi i dozës hyrëse sipërfaqësore në radiografinë diagnostikuese të rrezeve X me anë të TLD - Prezantim në Konferencën e VIII-të ndërkombëtare të Institutit ALB SHKENCA, Tiranë 29, 30, 31 Gusht 2013.
2. A. Morina, F. Ylli, S. Beqiri: Doza hyrëse sipërfaqësore në radiografi e vlerësuar me detektorët termolumineshentë, Prezantim në konferencën shkencore “Java e Shkencës”, 13 Maj 2014, Prishtinë.
3. A. Morina, F. Ylli, S. Beqiri: Vlerësimi i dozës hyrëse sipërfaqësore te pacientët në radiologji – Prezantim në Konferencën e IX-të ndërkombëtare të Institutit ALB SHKENCA, më 29, 30, 31 Gusht 2014, Prishtinë.
4. A. Morina, F. Ylli, B. Polloshka - Assessment of patient dose during radiographic examinations, HERTSPO2015 - Third International conference 6 – 8 November 2015, University of Shkodra, Albania.
5. A. Morina, F. Ylli, B. Polloshka: Exposure of Patients with X-Ray in Chest Radiography – First International Scientific Conference on Professional Sciences, 25-26 November, 2016, “Aleksandër Moisiu” University – Durrës, Albania.

## REFERENCAT

- [1] Radiation protection and safety of radiation sources: International Basic Safety Standards. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014.
- [2] Samueli, J. J. .; Röntgen's discovery of X-rays, translated in English by Helen Tomlinson, October 2015) @ <https://www.bibnum.education.fr/sites/default/files/rontgen-analysis.pdf>.
- [3] Sprawls, P.: ROENTGEN'S INVESTIGATION DETERMINING THE CHARACTERISTICS OF X-RADIATION - MEDICAL PHYSICS INTERNATIONAL Journal, vol.2, No.2, 2014.
- [4] Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014.
- [5] Waseda, Y, Matsubara, E, Shinoda, K: X – Ray Diffraction Crystallography, Introduction, Examples and Solved Problems, XI, 310p., Hardcover, ISBN: 978-3-642-16634-1. Available @<http://www.springer.com/978-3-642-16634-1>, 2011.
- [6] Akhdar, H. F., Assessment of Entrance Skin Dose and Effective Dose of Some Routine X-ray Examinations Using Calculation Technique. Department of Physics and Astronomy at the Collage of Science at King Saud University, 2007.
- [7] Bushong SC: Radiographic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection, 5th Edition. St. Louis, MO: Mosby-Year Book, 1993.
- [8] Odeh D., Ogbanje G., Prof. S. A. Jonah. X-Rays and Scattering from Filters Used in Diagnostic Radiology. International Journal of Scientific and Research Publications, Volume 3, Issue 7, July 2013
- [9] Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Adopted by the Commission on November 1990, ICRP Publication 60, Annuals of the ICRP, 21, Nos. 1-3, 1991
- [10] International Atomic Energy Agency: Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, IAEA, TRS 457, Vienna, Austria, 2007.
- [11] Podgorsak, E.B., ed. (2005). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* (PDF). International Atomic Energy Agency. ISBN 92-0-107304-6. Retrieved 16 May 2012.

- [12] E.B. Podgorsak: Basic Radiation Physics. IAEA publication (ISBN 92-0-107304-6), Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA,2012.
- [13]Al-Habeeb, S. A: Assessment of Patient's Doses from Routine DiagnosticX-ray Tests in the Security Forces Hospital, in Riyadh. Rabi Athani 1426 H, June 2005 .
- [14]James R. Connolly, for EPS400-002, Introduction to X-Ray Powder Diffraction, Spring 2012.
- [15] E.B. Podgorsak: Radiation Physics for Medical Physicists, Second Enlarged Edition. © Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010.
- [16] Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation(Revised).The International Commision on Radiation Units and Measurements . ICRU Report No. 85, October 2011.
- [17] Donald M.: Dosimetric Quantities and Units Introduction.Joint ICTP/IAEA Advanced School on Dosimetry in Diagnostic Radiology and its Clinical Implementation, IAEA .Vienna ,Austria,11 - 15 May 2009.
- [18] Greening J.R, Fundamentals of Radiation Dosimetry, 2<sup>nd</sup> ed. Adam Higler, Ltd, Bristol, England (1985).
- [19] International Commission on Radiation Units and Measurements (2011) Fundamental quantities and units for ionizing radiation (Revised). ICRU Report 85a. J ICRU 11(1a)
- [20] International Commission on Radiation Units and Measurements, Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry, ICRU Rep. 51, ICRU, Bethesda, MD (1993).
- [21] Sabol J, Navratil L, Rosina J (2011): Occupational exposure control: The problem of quantities in radiation protection. Radiat Prot Dosim 144(1–4):119–123.
- [22] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, ICRU Rep. 60, ICRU, Bethesda, MD (1998).
- [23] International Commission on Radiological Protection (2007). The 2007 recommendations of the international commission on radiological protection. ICRP Publication 103. Ann ICRP 37(2–4)].



[24] IAEA, Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, Vienna: IAEA, 2005.

[25] IAEA, Optimization of Radiation Protection in the Control of Occupational Exposure, Safety Series No. 21, Vienna, 2002.

[26] International Basic Safety Standards for Protection Against Ionizing Radiations and for the Safety of Radiation Sources. IAEA Safety Series, No.115 – I, IAEA, Vienna, 1994

[27] ICRP, *Radiological Protection in Medicine*, ICRP Publication 105 Ann. ICRP 37 (6), 2007.

[28] Michael Mc Donald. A method to measure the detective efficiency of Radiographic Systems in a Clinical Setting. The University of Western Ontario, Ontario, Canada. 2012.

[29] Radiation protection and safety of radiation sources : International Basic Safety Standards. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014.

[30] IAEA, *Disposal of Radioactive Waste*, IAEA Safety Standards Series No SSR-5, Vienna, Austria, 2011.

[31] ICRP, *Radiological Protection in Medicine*, ICRP Publication 105 Ann. ICRP 37 (6), 2007.

[32] GUIDE ST 7.1: MONITORING OF RADIATION EXPOSURE / ISBN 978-952-309-185-6 (pdf), 14 August, Helsinki 2014.

[33] Introduction to Dosimetry- Published by the Canadian Nuclear Safety Commission (CNSC) CNSC catalogue number: INFO-0827. © Minister of Public Works and Government Services Canada (PWGSC) 2011 PWGSC catalogue number CC172-79/2011-PDF, ISBN 978-1-100-19735-7.

[34] J Izewska, G Rajan - Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, IAEA, VIENNA, 2005.

[35] Reft C. S. 2009 The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon and electron, proton and carbon beams *Med. Phys.* **36** 1690–9.

- [36] McKinlay, A, F. :Thermoluminescence dosimetry-Medical Physics Handbooks 5, Bristol: Adam Hilger Ltd, 1981.
- [37] TRS457: Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, IAEA,Vienna, 2007.
- [38] FYS-KJM-4710, Nuclear Chem., Dept. of Chem. University of Oslo, Norway: Dosimetric measurement methods. Spring, 2005.
- [39] S. Mattson and C. Hoeschen (Eds.): Radiation Protection in Nuclear Medicine, DOI 10.1007/978-3-642-31167-3\_1, Springer – Verlag Berlin Heidelberg, 2013.
- [40] Dam, J, V, and Morenello, G, Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy, 2<sup>nd</sup> ed. Brussels: ESTRO, 2006.
- [41] IAEA, Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, Vienna: IAEA, 2005.
- [42] Measurement Uncertainty - A Practical Guide For Secondary Standards Dosimetry Laboratories, IAEA, VIENNA, 2008 IAEA-TECDOC-1585,ISBN 978-92-0-104408-2, ISSN 1011-4289 © IAEA, 2008.
- [43] Nunn A. A, Davis S. D, Micka J A and DeWerd L .A. 2008: LiF:Mg, Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to Co60 *Med. Phys.* **35**1859–69.
- [44] Muhammad U. K.: Effect of Post Annealing Time and Radiation Doses on Fading and Glow Curve Characteristics of Topaz and TLD-100. Department of Physics & Applied Mathematics Pakistan Institute of Engineering and Applied Sciences (PIEAS), Nilore, Islamabad, Pakistan. July, 2011.
- [45] International Atomic Energy Agency, Calibration of Dosimeters Used in Radiotherapy, IAEA, VIENNA, 1994.
- [46] Calibration of reference dosimeters for external beam radiotherapy. Technical reports series, ISSN 0074-1914 ; no. 469 — Vienna: International Atomic Energy Agency, 2009.
- [47] P. ANDREO, J.P. SEUNTJENS, E.B. PODGORSK: CALIBRATION OF PHOTON AND ELECTRON BEAMS, Vienna: IAEA, 2005.

[48] International Vocabulary of Metrology – Basic and General Concepts and Associated Terms (VIM) [Last accessed on 2013 Dec 17];JCGM. (3rd ed). 2012 200:2012. JCGM 200:2008. [http://www.bipm.org/utis/common/documents/jcgm/JCGM\\_200\\_2012.pdf](http://www.bipm.org/utis/common/documents/jcgm/JCGM_200_2012.pdf) .

[49] *Technical Manual of Thermoscientific System (Harshaw 4500) with WinRems Software*. Thermoscientific Ltd. Publication, 2008.

[50] *TLD-100™ Thermoluminescent Dosimetry Materials*, Thermoscientific Ltd, 2008.

[51] Technical Instruction on TLD-100 Cards Use and Measurements, Thermoscientific Ltd, 2008.

[52] *Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice*, IAEA,Vienna, 2007.

[53]E.K. Ofori, K.A. William, N.S. Diane: Optimization of patient radiation protection in pelvic X-ray examination in Ghana.*Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 13 (4) (2012), p. 165

[54] Tung CJ, Tsai HY: Evaluations of Gonad and Fetal Doses for Diagnostic Radiology, *Proc. Natl. Sci. Counc. ROC(B)*, (1999) , 23(3):107-113.

[55] IR Edmonds: Calculation of patient skin dose from diagnostic X-ray procedures, *Br J Radiol* 1984 57: 733-734.

[56] *Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice*.-Vienna: International Atomic Energy Agency, 2007.

[57] M.A. Halato, I.I. Suliman, S.T. Kafi, A.M.Ahmed, F.A Sid Ahamed, Z. Ibrahim and M.F. Suliman: Dosimetry for Patients undergoing Radiographic Examinations in Sudan, IX Radiation Physics & Protection Conference, 15-19 November 2008, Nasr City - Cairo, Egypt.

[58] C. J. Tung, H. Y. Tsai, and S. H. Lo., 2001, Determination of guidance levels of dose for diagnostic radiography in Taiwan. *Medical Physics*, **28**, 850 -857.

[59] Kofi Ofori, SamuelW. Gordon, Emmanuel Akrobortu, Adriana A. Ampene, Emmanuel O. Darko: Estimation of adult patient doses for selected X-ray diagnostic examinations.*Journal of Radiation Research and Applied Sciences*7 (2014) 459 – 462.

[60] Nworgu O. D. , Bamidele L.: Radiation Doses to Patients Undergoing Some Selected X-Ray Diagnostic Procedures. *Journal of Chemical, Biological and Physical Sciences*. An

International Peer Review E-3 Journal of Sciences, **Received:** 10 December 2013; **Revised:** 1 February 2014; **Accepted:** 12 February 2014.

[61] Radiation Protection N° 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. Directorate-General for Energy Directorate D — Nuclear Safety & Fuel Cycle Unit D4 — Radiation Protection 2012.

[62] Taha T.M: Study the Quality Assurance of Conventional X-ray Machines Using Non Invasive KV meter. Tenth Radiation Physics & Protection Conference, 27-30 November 2010, Nasr City - Cairo, Egypt.