



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ  
ПРИРОДНО – МАТЕМАТИЧКИ  
ФАКУЛТЕТ  
ДЕПАРТМАН ЗА ФИЗИКУ



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ  
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКИ ФАКУЛТЕТ

ПРИМЉЕНО:	7.05.2010
ОРГАНИЗУЈЕД	БРОЈ
0603	9/483

# Мерење апсорбованих доза зрачења око рендген апарата и заштита професионално изложеног особља у радиодијагностици

- дипломски рад -

Ментори:  
Доц. др Наташа Годоровић  
Проф. др Виктор Тил

Кандидат:  
Љубица Смиљанић

Нови Сад, 2010.

## Садржај

Увод .....	5
<b>I Интеракција зрачења са материјом .....</b>	<b>6</b>
1.1. Радијационе величине и јединице .....	6
1.2. Опште карактеристике интеракције нуклеарног зрачења и материје .....	10
1.3. Пролаз електромагнетног зрачења кроз материју .....	11
1.4. Еластично расејање електромагнетног зрачења на електрону .....	12
Томпсоново и Рејлијево расејање .....	12
Комптоново расејање .....	13
Стварање пара електрон-позитрон .....	15
<b>II Дозе зрачења .....</b>	<b>16</b>
2.1. Радијациона величина дефинисана у ICRU извештају 33/1980 .....	17
Керма – $K$ .....	17
Јачина керме- $\dot{K}$ .....	17
Апсорбована доза јонизујућег зрачења– $D$ .....	18
Јачина апсорбоване дозе јонизујућег зрачења .....	18
Органска или просечна ткивна апсорбована доза .....	19
Прорачун апсорбоване дозе .....	19
Еквивалентна доза за орган или ткиво- $H_T$ .....	20
Ефективна доза и тежински фактор ткива ( $E, W_T$ ) .....	22
Очекивана еквивалентна доза – $H_{(t)}$ .....	23
Очекивана ефективна доза– $E(t)$ .....	24
Очекивана доза – $H_{ST}$ или $E_{ST}$ .....	24
Колективна еквивалентна доза у ткиву $T$ - $S_T$ .....	24
Колективна ефективна доза – $S$ .....	25
Еквивалент дозе - $H$ .....	25
Ефективни еквивалент дозе- $H_E$ .....	26
Соматски ефекти еквивалента дозе- $H_{SE}$ .....	28
Колективни еквивалент дозе– $S$ .....	28
Очекиване еквивалент дозе - $H_C$ .....	29
Очекивани еквивалент дозе– $H_{50}$ .....	29



2.2. Границе доза.....	29
2.3. Изложеност становништва.....	30
2.4. Утицај зрачења на здравље човека.....	31
Рани соматски ефекти .....	31
Касни соматски ефекти .....	32
Генетски ефекти .....	32
Стохастички и детерминистички ефекти јонизујућег зрачења .....	32
2.5. Заштита од зрачења .....	33
Удаљеност .....	33
Време.....	33
Апсорбери .....	34
<b>III Уређаји и методе за детекцију зрачења.....</b>	<b>35</b>
3.1. Детекција и спектроскопија нуклерног зрачења .....	35
3.2. Класификација нуклеарних детектора .....	35
3.3. Јонизациона комора.....	37
Утицај електричног поља на висину импулса .....	37
Јонизациона комора интегралног и диференцијалног типа.....	40
3.4. Гајгер- Милеров бројач.....	42
<b>IV Закон .....</b>	<b>44</b>
<b>4.1. ЗАКОН О ЗАШТИТИ ОД ЈОНИЗУЈУЋИХ ЗРАЧЕЊА И О НУКЛЕАРНОЈ СИГУРНОСТИ .....</b>	<b>44</b>
Предмет уређивања.....	44
Значење појмова .....	44
Мере заштите од јонизујућих зрачења .....	45
Услови за рад професионално изложених лица.....	45
Границе излагања .....	45
Радијационе делатности и нуклеарне активности у медицини.....	45
Процена нивоа медицинског излагања.....	46
<b>4.2. ПРАВИЛНИК О ГРАНИЦАМА ИЗЛАГАЊА ЈОНИЗУЈУЋИМ ЗРАЧЕЊИМА ("Службени лист СРЈ", број 32/98) .....</b>	<b>46</b>
Границе излагања за професионално изложена лица и становништво .....	46
Мере за ограничавање излагања професионално изложених лица код посебно одобреног излагања.....	Error! Bookmark not defined.

Процена степена изложености јонизујућим зрачењима .....	47
<b>V Мерења апсорбованих доза.....</b>	<b>49</b>
Пример 1.....	50
Пример 2.....	54
Пример 3.....	56
Пример 4.....	57
Пример 5.....	58
Пример 6.....	59
Пример 7.....	60
Пример 8.....	61
Пример 9.....	62
Пример 10.....	62
<b>Закључак .....</b>	<b>64</b>
<b>Литература.....</b>	<b>69</b>

## Увод

Јонизујућа зрачења у медицини имају веома важну улогу, стога им треба посветити посебну пажњу. До средине 19. века сматрало се да се на живо биће не могу применити закони физике, јер основна биолошка догађања, рађање, раст, старење и смрт, не задовољавају законе одржања. Достигнућа физике 20. века и у медицини су проузроковала промену размишљања и проучавања биолошких процеса као и дефиницију болести. Развој прикладних физичких метода, на пример рендгеноскопије и магнетоскопије, омогућио је решавање структура и функција важних биолошких молекула. Наиме, јонизујућа зрачења представљају веома јако дијагностичко средство. Данас се нове дијагностичке технике базирају на примени рендгенског зрачења као и на новим технолошким дигиталним решењима. У даљем тексту посветићемо пажњу медицинском излагању и заштити професионално изложених лица у дијагностичкој радиологији и терапији које се, због своје специфичности, спомиње у многим међународним препорукама, протоколима и стандардима за осигурање квалитета. Треба истаћи да постоји реална потреба за дефинисањем стандарда концентрацијом знања из области медицинске физике и заштите од зрачења у дијагностичкој радиологији. Најпре ћемо дефинисати основне величине преко којих ћемо изразити утицај јонизујућих зрачења на професионално изложена лица, а практична мерења указаће нам у којој мери јонизујуће зрачење има утицаја на медицинско особље изложено зрачењу.

# I Интеракција зрачења са материјом

## 1.1. Радијационе величине и јединице

Радиоактивност је спонтано прелажење једног елемента у други уз емисију зрачења. То је процес у коме долази до спонтане трансформације језгра при чему оно мења свој састав или енергетско стање.

Број радиоактивних језгара која се дезинтегришу у једној секунди представља активност датог материјала. Једна дезинтеграција у једној секунди представља јединицу активности **Бекерел (Bq)**. Раније кориштена јединица је **Kiri (Ci)**,  $1 \text{ Ci} = 3.7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ .

Стална фракција атома која у јединици времена доживљава радиоактивни распад, одређује брзину распада односно вероватноћу распада језгра у јединици времена и представља константу распада  $\lambda$ , која је као и период полураспада ( $T_{1/2} = \ln 2 / \lambda$ ) величина карактеристична за сваки радионуклид.

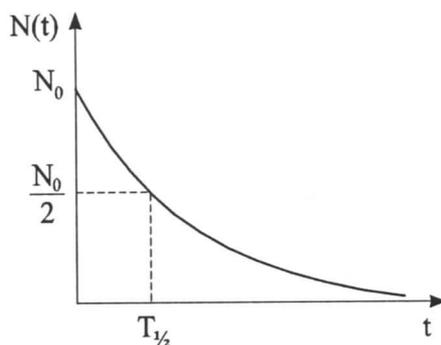
Радиоактивним распадом се постепено смањује број атома радиоактивног елемента, при чему он прелази у неки други елемент. Број атома  $dN$  који се за време  $dt$  распадне сразмеран је укупном броју нераспаднутих атома  $N$  и времену  $dt$ :

$$dN = -\lambda N dt \quad (1)$$

$\lambda$  је коефицијент пропорционалности и назива се константа радиоактивног распада. Знак “-” у горњој једначини указује да се број радиоактивних језгара смањује у току времена.

Интеграцијом горњег израза (1) добија се закон радиоактивног распада (2):

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2)$$



из кога се закључује да се почетни број језгара радиоактивног елемента  $N_0$  експоненцијално смањује у току времена. Брзина радиоактивног распада се карактерише периодом полураспада  $T_{1/2}$  у току кога се распадне половина од почетног броја језгара  $N_0/2$ . Период полураспада је, као и константа радиоактивног распада, карактеристика сваког елемента.

Извори јонизујућег зрачења се могу поделити на **природне** и **вештачке**. Природни земаљски радионуклиди су најчешћи и најзначајнији извори јонизујућег зрачења у животној средини, како у погледу укупног озрачивања становништва тако и у погледу локалних високих доза зрачења.

Када је схваћено да је стабилност језгра атома условљена нуклеарном интеракцијом која међусобно повезује протоне и неутроне, да комбинација различитог броја протона и неутрона даје језгра различитог степена стабилности и да нестабилна језгра спонтано теже да измене неповољан однос броја протона и неутрона и пређу у стабилно стање, било је могуће да се дефинише радиоактивни распад као процес у којем долази до спонтане трансформације нестабилног језгра у језгро потомак, уз истовремено емитовање зрачења одређених врста и енергија. Зрачење које прати трансформацију потиче од тешких или лаких наелектрисаних честица, које са великом енергијом излећу из језгра ( $\alpha$ -,  $\beta$ -зрачење) или је електромагнетне природе ( $\gamma$ -зрачење).

Сви типови зрачења који потичу из радиоактивних распада, у материји кроз коју пролазе изазивају стварање јона па отуда и назив јонизујућа зрачења (зрачења енергије веће од 12.4 eV, односно таласне дужине мање од 100 nm; обухвата и x-зрачење). [1]

Јонизујуће зрачење је зрачење које има способност да изазове јонизацију молекула у материјалу. Јонизујуће зрачење, поред  $\gamma$ -зрачења и x-зрачења, обухвата и различите врсте снопова атомских и субатомских честица велике брзине. Заједничко својство свих врста јонизујућег зрачења је њихово субатомско и атомско порекло као и релативно велика енергија која им омогућује да врше јонизацију.

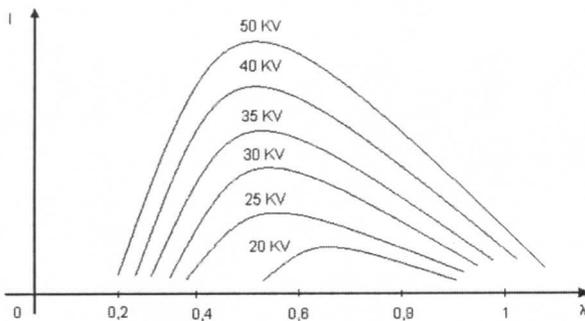
Гама и рендгенски (X-) зраци су електромагнетни таласи. Њихово међуделовање с материјом огледа се углавном у томе што електронима у материји предају сву ( фотоелектрични ефекат) или део своје енергије (Комптонов ефекат). Тако добијени енергетски електрони врше даљу јонизацију медија.

Гама зрачење емитују атомска језгра, а X-зрачење се генерише у атомском омотачу. Ове две врсте зрачења имају готово идентична својства, а разликују се по својој енергији и начину настанка.

1. Гама зраци су електромагнетни таласи који настају када неко нестабилно атомско језгро ослободи извесну количину енергије да би прешло у енергетски стабилно стање. Гама зраци се емитују и при  $\alpha$  и  $\beta$  распаду као пратеће зрачење, као и у ситуацијама када је језгро побуђено приливом енергије (изомер). При преласку језгра у основно стање емитује се енергија у виду гама кванта. Гама зрачење има краћу таласну дужину (већу енергију и продорну моћ) од рендгенских зрака.

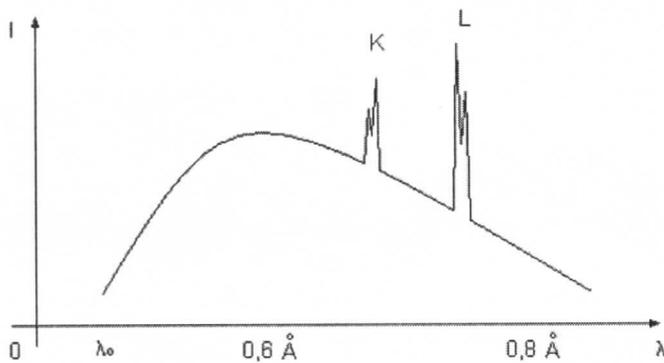
2. Рендгенско зрачење настаје кочењем брзих електрона на аноди рендгенске цеви. До емисије овог зрачења може доћи уколико у цеви за пражњење постоји високи вакуум и висок напон између електрода (реда величине kV). Према Максвеловој (Maxwell) теорији свако успоравање наелектрисаних честица прати емисија електромагнетних таласа. Према томе, као последица наглог успоравања – кочења електрона у материјалу »мете« у рендгенској цеви настаје емисија електромагнетног зрачења – X зрачења. Електрони се сударају са атомима мете и при

томе се емитује рендгенско зрачење чија се енергија креће од неке минималне  $E_{\min}$  (којој одговара максимална таласна дужина  $\lambda_{\max}$ ) до максималне енергије  $E_{\max}$ . Уколико је брзина електрона већа (већа кинетичка енергија) емитоваће се X-зрачење веће енергије (веће фреквенције, мање таласне дужине). Енергијски спектар овако емитованог зрачења је *континуалан*, а X-зрачење настало на овај начин се назива **закочно зрачење (bremsstrahlung)**. Енегија емитованог зрачења расте са порастом енергије електрона и атомским бројем материјала у коме се врши успоравање.



Слика 1.1. Спектар рендгенског зрачења кочењем

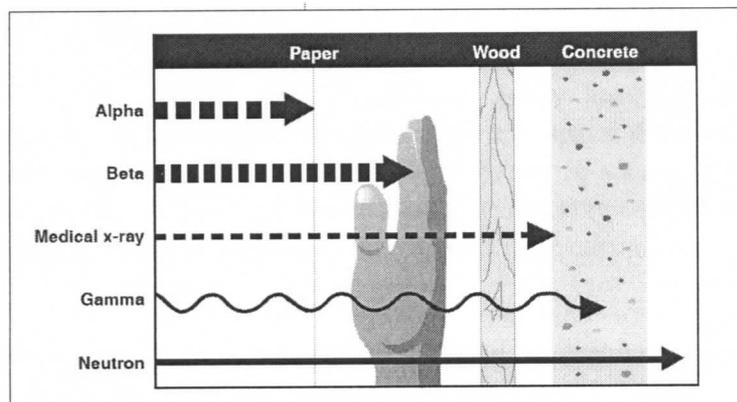
Уколико електрон при судару са атомима мете има довољну енергију да избије електрон из електронског омотача атома емитује се **карактеристично рендгенско зрачење** чији је спектар *линијски* (тачно одређене енергије). Наиме, избијањем електрона са неког од електронских нивоа у атому мете, настаје празно место које се попуњава преласком електрона са неких од виших електронских нивоа у атому. Том приликом се емитује енергија у виду фотона карактеристичног x-зрачења, чија енергија одговара енергији прелаза (разлици у енергијама нивоа између којих се прелаз врши).



Слика 1.2. Карактеристично рендгенско зрачење при великим енергијама упадних електрона

Карактеристично рендгенско зрачење је одређено врстом материјала од кога је направљена анода. Док је енергија упадних електрона мања рендгенско зрачење биће континуално (закочно), а тек при великим енергијама упадних електрона јавља се карактеристично рендгенско зрачење чији интензитет превазилази закочно зрачење.

На слици (1.3.) су приказани су типови зрачења и њихова продорна моћ. [1]



Слика 1.3.

Рендгенски зраци пролазе кроз материју и при тој интеракцији са материјом они показују одређена својства, која треба познавати да би се боље разумела њихова медицинска примена и коришћење. Високе фреквенције мале таласне дужине су веома продорне. Лако пролазе кроз ткиво а одбијају се од материја које садрже калијум и калцијум тј. од костију. Заустављају се само у тешким елементима као што је олово. Човечје тело се састоји од ткива и органа који различито апсорбују рендгенско зрачење. Зато се при просветљењу тела на екрану добијају засенчене површине које дају слику облика и распореда ткива и унутрашњих органа.

Распознавање обољења помоћу просветљавања тела рендгенским зрачењем назива се *рендгенодијагностика*. Она користи два основна метода :

1. **Рендгеноскопију** ( просветљавање ), и
2. **Рендгенографију** ( снимање ).

Рендгенске зраке одликују следећа својства :

- имају способност продирања кроз материју,
- изазивају извесне материје да под њиховим дејством одају светлост ( ефекат луминисценције ),
- изазивају промену фотографске емулзије, која се после развијања манифестује затамњењем ( фотохемијски ефекат ),
- јонизација гасова ( ефекат јонизације ),
- изазивају промену у живим организмима ( биолошки ефекат ),
- простиру се праволинијски у свим правцима,
- њихов интензитет опада у обрнутој сразмери са квадратом растојања.

Рендгенски зраци се у медицинске сврхе примењују у рендгенској дијагностици и рендгенској терапији. Они оштећују органска ткива и разарају њихове ћелије. Органска ткива нису

једнако осетљива на дејства рендгенских зрака. Ткива која су мање или више осетљива на рендгенско зрачење називају се радиосензитивна, а она која су мање или више отпорна радиорезистентна.

Рендгенски зраци спречавају деобу ћелија и лакше уништавају млађе ћелије од већ еволуираних. Ово биолошко дејство  $x$  – зрака користи се за разарање канцерогених ћелија у ренген терапији малигних тумора. Међутим то њихово биолошко својство је штетно у рендгенској дијагностици и то како за болесника тако и за професионалне раднике. Из тих разлога потребно је предузети низ заштитних мера од директног, секундарног и расипног зрачења.

На дејство рендгенских зрака нарочито су осетљиве гонаде, односно ћелије за репродукцију чије уништавање доводи до стерилитета и код жена и код мушкараца. На кожи рендгенски зраци изазивају радио дермит и депилацију. У оку рендгенски зраци доводе и до катаракте. Дејство  $x$  – зрака на крвне судове доводи до промене у крвној слузи и броју белих и црвених крвних зрнаца. Биолошко дејство се може манифестовати у мутацији гена, хромозома и полних ћелија. У радио-дијагностици само зрачење и примљена доза нису једини фактори оштећења, већ су то и други физички и биолошки фактори, као што су : квалитет примљених зрака ( зрачена енергија ), топографија и површина озраченог поља, природа и запремина озраченог ткива, акутно и хронично озрачење у функцији времена експозиције, и др.

Интеракција нуклеарног зрачења и материје по својој тематици припада како нуклеарној тако и атомској физици. Међутим, ефекти који настају проласком нуклеарног зрачења кроз материју од огромног су значаја за тумачење експеримената из нуклеарне физике.

## **1.2. Опште карактеристике интеракције нуклеарног зрачења и материје**

Када се разматра интеракција нуклеарног зрачења и материје, треба имати у виду димензије пројектила и атомски састав материје. Према Нилс Бор-у(Niels Bohr), атом није прост, већ се састоји од језгра и електронског омотача. Димензије језгра су реда величине  $10^{-12}$  cm. Према данашњем тумачењу у нуклеарној физици, језгро се састоји од нуклеона, протона и неутрона, који су чврсто везани (енергија везе по нуклеону износи око 8 MeV). Електронски омотач атома има структуру слојевитог типа и енергије везе електрона у њему зависе од тога у којем се слоју електрон налази, као и од врсте атома. За цео периодни систем елемената енергија везе електрона мењају се од око 2 eV до око 160 keV. Атом, дакле, представља врло сложену творевину „елементарних“ честица везаних у језгро и електронски омотач. Другим речима, материја је саткана од атома који поседују сопствену структуру и у њој су распоређени по одређеном поретку у зависности од енергијског стања свих атома. С друге стране, у нуклеарно зрачење се убрајају све наелектрисане и ненаелектрисане честице које поседују кинетичку енергију и електромагнетно зрачење. Димензије честица и таласне дужине  $X$  и  $\gamma$ -зрачења су реда величине димензије језгра, односно атома. Када нуклеарно зрачење пролази кроз материју може да изазове више врста интеракција које могу бити: јаке, слабе и електромагнетне (гравитационе интеракције се занемарују у микросвету). Све три врсте интеракција догађају се у домену језгра, осим електромагнетне која се догађа и у домену електронског омотача атома.

1. У јакој интеракцији учествују нуклеони (неутрони и протони), елементарне честице ( $\pi$ - и  $K$ мезони, хиперони, антинуклеони, итд.) и језгро атома, а преносиоци ове интеракције су кванти

нуклеона,  $\pi$ -мезони. Основне карактеристике јаке интеракције су: јачина, димет ( $10^{-13}$  cm.), време трајања ( $10^{-23} - 10^{-21}$  s) и пресек ( $10^{-27} - 10^{-21}$  cm<sup>2</sup>). Јака интеракција се манифестује у расејању нуклеона и елементарних честица у пољу силе језгра и на њиховом захвату у виду нуклеарних реакција.

2. *Електромагнетна интеракција* настаје између свих наелектрисаних честица, исто тако, између наелектрисаних честица и фотона. Преносиоци електромагнетне интеракције су кванти електромагнетног поља – фотони. Електромагнетна интеракција је по својој природи слабија од тзв. јаке интеракције. Карактерише се дугим диметом и траје дужи од јаке интеракције  $10^2 - 10^3$  пута. Интеракција наелектрисаних честица са језгром и електронима из електронског омотача атома се огледа у Кулон-овом расејању, јонизационим и радијационим ефектима, као и у Черенковљевом зрачењу.

Интеракција фотона са електронима из електронског омотача атома и језгра манифестује се у расејању фотона, ефекту стварања парова, фотоэффекту, као и у фотонуклеарним реакцијама.

3. *Слаба интеракција* се догађа у домену језгра атома. Интеракција настаје између нуклеона и лептонског поља (електрон-неутринско поље). У процесу ове интеракције настају или нестају електрон (позитрон) и антинеутрино (неутрино). У нуклеарној физици ова је интеракција позната као  $\beta$ -распад, али постоје и други процеси слабе интеракције, рецимо: ( $\pi$ - $\mu$ ) распад, ( $\mu$ - $e$ ) распад и др. Поређењем слабе интеракције са јаком, може се закључити да је она 1013 пута слабија, а исто толико пута и спорија. Време трајања слабе интеракције износи  $10^{-10}$  s.

### 1.3. Пролаз електромагнетног зрачења кроз материју

При проласку  $x$ -зрачења кроз материју један део снопа бива апсорбован у ткиву и потпуно нестаје из снопа. Други део пролази кроз ткиво непромењен, док трећи део ступа у интеракцију са материјом. Наиме, када електромагнетно зрачење пролази кроз материју, може настати више врста интеракција зрачења и електрона из електронског омотача атома или, између зрачења и језгра атома.[2] У домену дијагностичке радиологије, у којој се користе  $x$ -зраци чије су енергије знатно мање од оних које се користе у радиотерапији, интеракција фотона  $x$ -зрака и материје одиграва се са електронима на разним атомским нивоима.

Основне врсте интеракције могу се описати помоћу три ефекта:

1. Фотоефекат

2. Расејање електромагнетног зрачења на слободном или везаном електрону (Томсон-ово(Thomson), Комптоново(Compton) и Рејлијево(Rayleigh) расејање)

3. Продукција пара електрон-позитрон.

Ови су ефекти највише одговорни за смањење интензитета снопа фотона при проласку кроз неки медијум. Остали ефекти који могу настати у интеракцији електромагнетног зрачења са језгром су занемарљиво мали у односу на поменуте. [2]

## Фотоефекат

Код фотоефекта квант електромагнетног зрачења интерагује са везаним електроном предајући му сву своју енергију и нестаје. Део енергије фотона одлази на избацивање електрона из електронског омотача атома, а остатак енергије фотона представља кинетичку енергију слободног електрона, што се може изразити следећом формулом:

$$E_{\gamma} = E_i^{\nu} + T_e \quad (3)$$

где  $E_i^{\nu}$  представља енергију везе електрона у  $i$ -том слоју електронског омотача атома, а  $T_e$  је кинетичка енергија слободног електрона. На основу претходне формуле може се закључити да је фотоефекат могућ само када је енергија упадног фотона већа од везивне енергије електрона  $i$ -тог слоја у електронском омотачу атома, тј. када је  $E_{\gamma} > E_i^{\nu}$ . [2]

Захваљујући сопственом наелектрисању, ослобођени електрон постаје негативан јон, који због мале моћи пенетрације, убрзо бива апсорбован. Настала празнина у  $i$ -том слоју (нивоу) попуњава се електроном, најчешће са првог суседног нивоа. Упражњено место понекад може поунити и електрон са неког удаљенијег нивоа или слободни електрон истог или суседних атома. Приспели електрон, који долази са енергетски вишег нивоа, вишак енергије емитије у облику фотона  $x$ -зрака. Енергија која се ослобађа у овом преласку једнака је разлици енергетских нивоа у оквиру којих је извршен трансфер електрона. Како су енергетски нивои строго дефинисани, то је и количина ослобођене енергије карактеристична за сваки елемент. Из тог разлога, зрачење произведено преласком електрона из једне путање у другу, у оквиру истог атома, има исте особине карактеристичног зрачења. [3] Укратко, услед фотоефекта смањује се број електрона у електронском омотачу атома и тај недостатак електрона у омотачу изазива прегруписавање електрона, што је, даље, праћено емисијом карактеристичног  $x$ -зрачења.  $x$ -зраци такође могу изазвати фотоефекат уз емисију електрона. Ови електрони се називају Аугер-ови електрони. [2]

На основу закона одржања енергије и импулса, фотоефекат се јавља и једино је могућ на везаном електрону. Уколико је енергија везивања електрона у електронском омотачу атома већа, утолико је вероватноћа за настајање фотоефекта већа. [2]

### 1.4. Еластично расејање електромагнетног зрачења на електрону

#### *Томпсоново и Рејлијево расејање*

Основна карактеристика кохерентног расејања је делимична промена правца кретања фотона  $x$ -зрака након интеракције са електроном атома материје. Обзиром на то да овом приликом таласна дужина односно енергија фотона остају непромењене, оваква интеракција се назива немодификовано или непромењено расејање. *Томпсоново и Рејлијево* расејање су два основна типа кохерентног расејања. [3]

Наиме, код фотоефекта је битно да електрон буде везан док у процесима еластичног расејања, електрон може бити и слободан, а и везан. Томсоново расејање и Комптонов ефекат јављају се на слободном, док се Рејлијево расејање јавља на везаном електрону.

У случају Томсон-овог расејања квант електромагнетног зрачења побуђује на осциловање слободни електрон (у миру). Електрон осцилујући емитује електромагнетно зрачење исте таласне дужине као и упадно, али је правац емитовања померен за мали угао у односу на упадно зрачење. Из електромагнетне теорије следи да ће пресек за Томсоново расејање бити

$$\sigma_{Th} = \frac{8}{3} \pi \left( \frac{e^2}{m_e c^2} \right)^2 = \frac{8}{3} \pi R_0^2 \quad (4)$$

Из формуле се види да је Томсоново расејање директно пропорционално квадрату радијуса електрона  $R_0$ , а исто тако је очигледно да ово расејање не зависи од енергије упадног зрачења.

Угаона зависност Томсоновог расејања може се грубо представити формулом

$$I \approx \text{const.} (1 + \cos^2 \phi) \quad (5)$$

$\phi$  – угао расејања, мери се у односу на правац упадног зрачења.

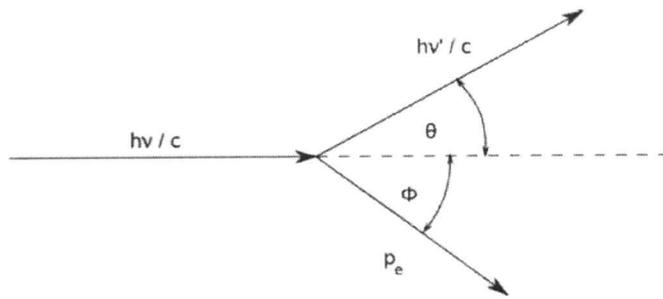
Еластично расејање електромагнетног зрачења може се догодити и на везаном електрону. Овакво се расејање назива Рејлијево расејање. При овом расејању упадно електромагнетно зрачење побуђује на осциловање везане електроне, после чега исти емитују ново зрачење које је исте таласне дужине као и упадно електромагнетно зрачење.

Пресек за Рејлијево расејање врло брзо опада са енергијом упадног зрачења и када је  $h\nu = m_e c^2$  врло је близак нули. Правац емитованог зрачења углавном је управљен у правцу упадног снопа, тј. углови Рејлијевог расејања имају мале вредности. [2]

### *Комптоново расејање*

Комптонов ефекат настаје у интеракцији фотона х-зрака и електрона који се налазе на удаљенијим енергетским нивоима атома озрачене материје. За појаву ове врсте расејања, енергија упадних електрона мора бити вишеструко већа од енергије којом се електрони одржавају на својим нивоима. Комптонов ефекат је могућ када је распон ових енергија од 10 keV до 150 keV, а најчесталији је у опсегу од 60 keV до 100 keV. [3]

У овом се процесу електромагнетно зрачење расејава на слободном електрону. Расејано електромагнетно зрачење је некохерентно, јер таласна дужина расејаног зрачења зависи од угла расејања. Комптон је на основу квантне механике објаснио настанак некохерентног расејања електромагнетног зрачења на слободном електрону. Према овом разматрању, кванти електромагнетног зрачења, фотони, третирају се као честице које се еластично расејавају на слободним електронима, као што је то на слици (1.4.) приказано.



Слика 1.4.

Приликом еластичног расејања фотона на слободном електрону мора да важи закон одржања импулса и енергије, што је исказано следећим једначинама

$$hv = hv' + T_e \quad \frac{hv}{c} = \frac{hv'}{c} + \frac{m_e \cdot \beta c}{\sqrt{1-\beta^2}} \quad (6,7)$$

где је  $hv$  енергија упадног фотона, а  $hv'$  енергија расејаног фотона,  $T_e$  је конетичка енергија узмакнутог електрона,  $m_e$  је маса електрона,  $c$  је брзина светлости, а  $\beta = \frac{v}{c}$ .

Користећи се наведеним једначинама лако се може одредити разлика таласних дужина расејаног и упадног електромагнетног зрачења и она износи:

$$\Delta \lambda = \lambda' - \lambda = \Lambda(1 - \cos \theta) = 2 \Lambda \sin^2 \frac{\theta}{2} \quad (8)$$

где су  $\lambda'$  и  $\lambda$  таласне дужине расејаног и упадног електромагнетног зрачења ( $\gamma$ -зрака), а

$$\Lambda = \frac{h}{m_e c} = 2.42 \cdot 10^{-10} \text{ cm} \quad (9)$$

представља Комптонову таласну дужину. Таласна дужина расејаног зрака расте са повећањем угла расејања, као што се из наведеног следећег примера веома јасно види:

за  $\theta=0 \rightarrow \Delta\lambda=0$ ;

за  $\theta=\pi/2 \rightarrow \Delta\lambda=\Lambda$ ;

за  $\theta=\pi \rightarrow \Delta\lambda=2\Lambda$ .

Из наведених примера очигледно је да промена таласне дужине искључиво зависи од угла расејања а не од таласне дужине упадног електромагнетног зрачења. Управо то је разлог што Комптоново расејање није карактеристично за дуготаласно електромагнетно зрачење, јер ако је  $\Delta\lambda \ll \lambda$  тешко је запазити промену таласне дужине расејаног зрачења. Међутим, код краткоталасног електромагнетног зрачења, када је  $\Delta\lambda \cong \lambda$  промена таласне дужине после расејања може се далеко лакше запазити. Користећи се једначинама (6, 7) може се одредити енергија расејаног електромагнетног зрачења и она износи

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \frac{h\nu}{m_e c^2} (1 - \cos\theta)} \quad (10)$$

где је  $h\nu$  енергија упадног фотона,  $\theta$  је угао расејања,  $m_e$  је маса електрона, а  $c$  је брзина светлости.

Помоћу (6,7) такође се може одредити енергија узмакнутог електрона и она ће бити

$$T_e = h\nu \frac{2\alpha \cos^2\phi}{(1+\alpha)^2 - \alpha^2 \cos^2\phi} \quad (11)$$

Где је  $\alpha = \frac{h\nu}{m_e c^2}$ ; а  $\phi$  је угао између правца узмакнутог електрона и правца упадног фотона.

### Стварање пара електрон-позитрон

У случају фотоефекта фотон потпуно нестаје, тј. целокупну своју енергију утроши на избацивање електрона из електронског омотача атома, као и на кинетичку енергију узмаклог електрона. У случају Комптоновог ефекта, фотон предаје само део своје енергије слободном електрону, а код стварања пара (електрон-позитрон) целокупна енергија фотона се утроши на креацију ових честица као и на њихову кинетичку енергију. Да би се овај ефекат јавио, енергија фотона мора бити већа од  $2m_e c^2$ . Према закону одржања енергије и импулса, ефекат стварања пара не може се јавити у вакууму. Може се десити искључиво у присуству језгра атома или електрона. Ако се процес стварања парова дешава у Кулоновом пољу језгра, енергија прага  $E_0$  фотона, која је потребна да би се пар електрон-позитрон могао образовати практично има следећу вредност

$$E_0 = 2 m_e c^2 = 1.02 \text{ MeV}$$

За образовање пара електрон-позитрон у присуству електрона, енергија прага расте и износи

$$E_0 = 4 m_e c^2 = 2.04 \text{ MeV}$$

Пар електрон-позитрон може настати под дејством два фотона, ако је испуњен услов да је њихова укупна енергија

$$(E_{\gamma_1} + E_{\gamma_2}) > 2 m_e c^2 \quad (12)$$

или при судару два електрона ако је њихова тотална (кинетичка) енергија  $E_e > 7m_e c^2$  [3]



## II Дозе зрачења

Једини природни феномен који је условио и непрестано пратио еволуцију органске материје и живих организама на Земљи, а још увек изазива страхове и несугласице је јонизујуће зрачење. У циљу што адекватније процене могућих утицаја јонизујућих зрачења на здравље људи светска здравствена организација је 1992. године у складу са повељом "Здравље за све до 2000. године" начинила протокол о сакупљању података о изложености популације зрачењу. Било је потребно низ година интензивних истраживања да се одгонетне суштина процеса у којем се, наизглед, непрестано и бесконачно емитује зрачење и да се дође до сасвим новог сазнања. Наиме, микросистеми могу веома дуго времена да проводе у стационарним, нестабилним стањима, те је радиоактивни атом у суштини стабилан све до тренутка у којем претрпи трансформацију.

Вероватноћа да појединац доживи одређени штетни ефекат као резултат излагања јонизујућем зрачењу, *радијациони ризик*, одређује се преко *дозе*- физичке величине која служи као квантитативна мера нивоа излагања јонизујућем зрачењу.

- **Експозициона доза јонизујућег зрачења или доза излагања** односи се само на X- и гама зрачење и њихово јонизационо дејство у ваздуху. Оно се изражава релацијом:

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

Где је  $dQ$  – апсолутна вредност укупне којичине наелектрисања свих јона истог знака у ваздуху, када су сви електрони и позитивни јони ослобођени фотонима јонизујућег зрачења у елементу запремине ваздуха масе  $dm$  потпуно заустављени у ваздуху.

Јединица експозиционе дозе је 1 C (кулон) по kg озраченог ваздуха: C/kg.

Експозициона доза јонизујућег зрачења од 1 C/kg означава дозу излагања X или гама зрачења при којој укупно наелектрисање створених јона истог знака у озраченом ваздуху масе 1 kg (при нормалним атмосферским условима) износи 1 C при истој густини енергетског флукса у целој количини озраченог ваздуха.

Вансистемска јединица за експозициону дозу је **Рендген R**.  $1 R = 2.58 \times 10^{-4} C/kg$

- **Јачина експозиционе дозе јонизујућег зрачења** представља прираштај  $dx$  експозиционе дозе у временском интервалу  $dt$  и може се приказати релацијом :

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt}$$

Јединица за јачину експозиционе дозе (која се често назива и брзина дозе), је 1 C/kg у јединици времена, односно 1 C/kg.

## 2.1. Радијациона величина дефинисана у ICRU извештају 33/1980

### Керма – К

У међународном систему јединица SI радијациона величина експозиција замењена је величином „керма у ваздуху” (air kerma). Назив КЕРМА потиче од скраћенице за Kinetic Energy Released per unit Mass (количина енергије која се ослободи по јединици масе). Керма је одређена релацијом

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

И представља количник збира свих почетних кинетичких енергија јонизујућих честица ослобођених секундарно јонизујућим наелектрисаним честицама  $dE_{tr}$  у материјалу масе  $m$ .

Јединица за керму је греј Gy ( $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$ ).

Ова величина се користи у области заштите од јонизујућег зрачења, а посебно у случају када се посматра рендгенско зрачење, односно када се користе подаци за прорачун изложености професионално изложених лица и пацијената у рендген-дијагностици. Керма има исту вредност као и апсорбована доза у ваздуху и користи се да се опише поље зрачења у присуству или одсуству пацијента. У области рендгендијагностике керма у меком ткиву је приближно једнака керми у ваздуху (разлика је  $\leq 10\%$  и зависи од енергије фотона), тако да се у заштити од зрачења могу изједначити.

### Јачина керме- $\dot{K}$

Јачина керме се изражава следећим количником:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

Где  $dK$  представља промену керме у временском интервалу  $dt$ . Јединица за јачину керме је Gy/s.

У области заштите од зрачења најчешће се користи керма дефинисана у односу на ваздух, односно јачина керме у ваздуху.

У Публикацији 60 ICRP дефинисане су радијационе величине које треба користити у области заштите од јонизујућих зрачења. Од стране међународне комисије за заштиту од зрачења, препоручена је употреба следећих радијационих величина:

1. Апсорбована доза—  $D$
2. Еквивалентна доза—  $H_T$
3. Ефективна доза—  $E$
4. Очекивана еквивалентна доза—  $H_e$
5. Очекивана ефективна доза—  $E(\tau)$
6. Колективна еквивалентна доза—  $S_T$
7. Колективне ефективна доза—  $S$

### Апсорбована доза јонизујућег зрачења— $D$

Основна дозиметријска величина која се користи у области од јонизујућег зрачења је *апсорбована доза*. Апсорбована доза јонизујућег зрачења  $D$  дефинише се као средња апсорбована енергија  $d\varepsilon$  било које врсте јонизујућег зрачења предата било ком материјалу у елементарној запремини масе  $dm$ :

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm}$$

$d\varepsilon$  је средња енергија предата од стране јонизујућег зрачења елементарној запремини масе  $dm$ , где је  $dm$  маса елемента запремине.

SI јединица за апсорбовану дозу јонизујућег зрачења назива се греј Gy. Апсорбована доза од 1 Gy означава апсорбовану дозу јонизујућег зрачења која настаје при апсорпцији јонизујућег зрачења сталне густине енергетског флукса чија је енергија 1 J у маси од 1 kg.

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$$

Укупна енергија јонизујућег зрачења апсорбована од целокупног озраченог материјала масе  $m_i$  или *интегрална апсорбована доза*  $D_i$  изражава се у јединицама енергије (J), а дата је релацијом:

$$D_i = m \cdot D$$

### Јачина апсорбоване дозе јонизујућег зрачења

Познато је да биолошки ефекти јонизујућег зрачења не зависе само од величине дозе већ и од времена озрачивања. Време озрачивања треба имати у виду у случајевима процене озрачености професионално изложених лица и пацијената јер није свеједно да ли се они озрачују у краћем или

дужем временском периоду. Из тог разлога је уведена величина *јачина апсорбоване дозе зрачења* која приказује дозу изражену у јединици времена дату релацијом:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Јединица за јачину апсорбоване дозе је Gy/s.

### Органска или просечна ткивна апсорбована доза

За примену, посебно у области заштите од јонизујућег зрачења уведена је величина *органска или просечна ткивна апсорбована доза*  $D_T$ , која се приказује релацијом:

$$D_T = \frac{\epsilon_T}{m_T}$$

$\epsilon_T$  - укупна енергија јонизујућег зрачења предата органу или ткиву T

$m_T$  - маса органа или ткива [1]

### Прорачун апсорбоване дозе

Егзактно је могуће одредити интеракцију датог снопа с познатим медијумом, међутим, комплексност тих рачуна ограничава њихову примену на најједноставније случајеве. За израчунавање се обично служимо индиректним методама које се заснивају на релацијама које повезују апсорбовану дозу и ток.

Замислимо снап фотона који у близини неке тачке доживи изванредан број интеракција током којих снап фотона губи енергију коју преноси на секундарне електроне. Енергију коју су секундарне честице створене унутар елемента запремине масе  $\Delta m$ , обележавамо са  $\Delta E_k$ .

Керма се изражава у истим јединицама као и апсорбована доза. Битно је напоменути да код озрачивања фотонима, створени секундарни електрони имају могућност да изађу из тог дела медијума. Због тога у општем случају апсорбована или предата енергија  $\Delta E_D$  у делу медијума запремине  $\Delta V$  и масе  $\Delta m$  није једнака суми кинетичких енергија честица створених у истом елементу.

Међутим, у неким условима  $\Sigma \Delta E_k = \Sigma \Delta E_D$ . За постизање те једнакости потребно је да се створи *електронска равнотежа*. Електронска равнотежа је постигнута тада, када је енергија секундарних електрона предата по граму медијума једнака енергији коју гама зраци изгубе по граму медијума. Да би се тај услов испунио потребно је да средина, медијум буде хомоген и да снап фотона буде истог интензитета у близини посматране тачке. Тај последњи предуслов није могуће остварити, будући да се фотонском снопу, проласком кроз медијум, константно смањује интензитет. Међутим апроксимација је задовољавајућа све док је максимални домет секундарних електрона мали у односу на полудебљину атенуације за фотоне (у питању су фотони енергије  $< 3 \text{ MeV}$ ). Што се тиче дебљине материјала потребне за постизање електронске равнотеже, она се обично узима да је једнака дубини која одговара одприлике домету електрона, чија је кинетичка

енергија једнака енергији упадних фотона. У случајевима када електронску равнотежу не можемо да постигнемо (за енергије изнад 3 MeV), можемо говорити о максималном току секундарних електрона и тај ће такође бити постигнут у дубини која одговара домету електрона чија је кинетичка енергија једнака енергији упадних електрона. У наредној табели (1.) дати су домети електрона у ваздуху и ткиву

Табела 1.

Енергија електрона	10 keV	100 keV	1MeV	10 MeV	100 MeV
Домет у ваздуху [g/cm <sup>2</sup> ]	2.89 x 10 <sup>-4</sup>	1.63 x 10 <sup>-2</sup>	0.49	5.19	31.9
Домет у води [g/cm <sup>2</sup> ]	2.47 x 10 <sup>-4</sup>	1.42 x 10 <sup>-2</sup>	0.44	5.09	33.5

Случајеви у којима електронска равнотежа није успостављена од великог су значења код прелаза из једног у други медијум. То је случај код медицинске терапије. Електронску равнотежу обично не постижемо код терапеутских примена у ваздуху пре границе ваздух-кожа јер је удаљеност извора обично мања од домета електрона у ваздуху. У колико је електронска равнотежа постигнута у ваздуху видљиво је да тада долази до повећања апсорбоване дозе у површинском делу ткива. У случају када равнотежа није постигнута у ваздуху, тек у дубини ткива, која одговара домету електрона, постиже се максимална доза. За правилно планирање дозе у терапији потребно је познавати односе удаљености извор-кожа. Ако се желе променити односи у електронској равнотежи могу се на кожу пацијента ставити слојеви пластике сличног састава као ткиво, и на тај начин модификовати дозу у пределу коже. [4]

#### Еквивалентна доза за орган или ткиво- $H_T$

Препоруком ICRP 26/1977 уведена је величина *еквивалент дозе у тачки H* у циљу објашњења биолошких ефеката насталих услед озрачивања јонизујућим зрачењем. У Публикацији 60/1991 Комисија препоручује нове величине која се изводи на основу познавања апсорбоване дозе зрачења за одређени орган или ткиво—*еквивалентна доза  $H_{T,R}$* .

У посматраном органу или ткиву T, еквивалентна доза  $H_{T,R}$  настала од зрачења R даје се релацијом:

$$H_{T,R} = W_R \cdot D_{T,R}$$

$D_{T,R}$  -просечна вредност апсорбоване дозе зрачења R у органу или ткиву T

$W_R$  - радијациони тежински фактор за одређену врсту зрачења R

Јединица за еквивалентну дозу је **сиверт**  $1\text{Sv} = 1\text{ J/kg}$ .

Вредности радијационих тежинских фактора зависе од врсте и квалитета спољашњег зрачења или од врсте и квалитета емитованог зрачења од депонованих радионуклида унутар органа или ткива. Њихове вредности су дате у табели 2.

ТАБЕЛА 2. РАДИЈАЦИОНО ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ

ВРСТЕ И ЕНЕРГИЈА ЗРАЧЕЊА	РАДИЈАЦИОНО ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ $W_R$
ФОТОНИ СВИХ ЕНЕРГИЈА	1
ЕЛЕКТРОНИ И МИОНИ СВИХ ЕНЕРГИЈА	1
НЕУТРОНИ, ЕНЕРГИЈА	
< 10 keV	5
10 keV do 100 keV	10
>100 keV do 2 MeV	20
> 2 MeV do 20 MeV	10
> 20 MeV	5
ПРОТОНИ, ЕНЕРГИЈА > 2MeV	5
АЛФА ЧЕСТИЦЕ, ФРАГМЕНТИ ФИСИЈЕ, ТЕШКА ЈЕЗГРА	20

Вредности радијационих тежинских фактора за одређену врсту зрачења и енергију које је предложила ICRP треба да представљају релативне биолошке ефикасности за дато зрачење у индучовању стохастичких ефеката зрачеља при ниским дозама.

*Релативна биолошка ефикасност RBE* једне врсте зрачења у поређењу са другом приказује се обрнутом сразмером апсорбованих доза које производе исти степен дефинисаног биолошког крајњег исхода. Вредности радијационих тежинских фактора  $W_R$  су веома компатабилне са вредностима фактора квалитета Q које дефинишу густину јонизације дуж трага јонизујуће честице, а које су у вези са линеарним трансфером енергије (LET).

За све врсте зрачења ниске вредност LET-а, укључујући X и гама зрачење свих енергија, радијациони тежински фактори имају јединичну вредност.

Када поље јонизујучег зрачења потиче од више врста зрачења различитих енергија којим се придружују различити радијациони тежински фактори  $W_R$ , апсорбована доза мора бити раздвојена на појединачне вредности којим се придружују одговарајући радијациони тежински фактори. У том случају њихов збир даје укупну еквивалентну дозу, односно:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

$D_{T,R}$  је средња апсорбована доза зрачења R у ткиву T.

### Ефективна доза и тежински фактор ткива ( $E$ , $W_T$ )

Однос вероватноће настајања стохастичких ефеката зрачења и еквивалентне дозе зрачења зависи од органа или ткива које се излаже зрачењу. Због тога је дефинисана нова радијациона величина којом би се, на основу познавања еквивалентне дозе, могла описати ова зависност у случају озрачивања различитих органа или ткива различитим дозама зрачења, на начин како би се утврдили стохастички ефекти. При томе је неопходно познавање еквивалентних доза у појединим органима или ткивима T којима би се придружили одговарајући тежински фактори ткива  $W_T$ .

Збир свих тежинских фактора је јединица.

Јединица ефективне дозе је *sivert*,  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ .

**Ефективна доза E** представља збир производа свих еквивалентних доза ткива или органа  $H_T$  и одговарајућих тежинских фактора ткива  $W_T$ :

$$E = \sum_T W_T H_T$$

$W_T$  - тежински фактор ткива или органа T

$H_T$  - еквивалентна доза за ткиво или орган T

Уколико се у горњу релацију уведе израз за еквивалентну дозу добија се релација:

$$E = \sum_R W_R \sum_T W_T D_{T,R}$$

$D_{T,R}$  - средња апсорбована доза у органу или ткиву T настала од зрачења R.

Обе наведене релације се односе на озрачивање органа или ткива спољашњим, односно унутрашњим изворима зрачења. Предложене вредности тежинских фактора ткива  $W_T$  дате су у табели 3. :

Табела 3. ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ ТКИВА  $W_T$ 

<i>ТКИВО ИЛИ ОРГАН T</i>	<i>ТЕЖИНСКИ ФАКТОР ТКИВА <math>W_T</math></i>
ГОНАДЕ	0.20
ЦРВЕНА КОШТАНА СРЖ	0.12
ДЕБЕЛО ЦРЕВО	0.12
ПЛУЋА	0.12
ЖЕЛУДАЦ	0.12
БЕШИКА	0.05
ДОЈКА	0.05
ЈЕТРА	0.05
ЈЕДЊАК	0.05
ТИРЕОИДЕЈА	0.05
КОЖА	0.01
ПОВРШИНА КОСТИЈУ	0.01
ОСТАЛО	0.05

#### Очекивана еквивалентна доза – $H_{(t)}$

Када се ради о спољашњем озрачивању продорним јонизујућим зрачењима енергија зрачења се истовремено преноси озраченом ткиву односно органу. Сасвим други механизми су у случају унутрашњег озрачивања.

Радионуклиди унети у тело следе процес метаболизма, депонују се у току времена у ткивима у којима долази до њихове дезинтеграције због тога време озрачивања зависи не само од физичких карактеристика радионуклида већ и од њихових биокинетичких особина.

**Очекивана еквивалентна доза  $H_{(t)}$**  у ткиву или органу користи се за процену озрачености одређеног ткива или органа услед присуства накупљене активности једнократно унетог радионуклида за одређени временски интервал. У случају када се наводи време подразумева се период од 50 године за одрасле и 70 година када су у питању деца.

Очекивана еквивалентна доза  $H_{(t)}$  дефинише се за једнократно уношење радионуклида у времену  $t_0$  релацијом:

$$H_{T(\tau)} = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \dot{H}_T(t) dt$$

$\dot{H}_T dt$  -јачина еквивалентне дозе у неком органу или ткиву  $T$

$T$  - посматрано ткиво или орган у времену  $t$

$\tau$  - период времена за који се изврши интеграција (у годинама).

#### Очекивана ефективна доза - $E(\tau)$

Када се очекиване еквивалентне дозе  $H_{(t)}$  за ткиво или орган, која потиче од једнократног уношења радионуклида, помноже са одговарајућим ткивним тежинским факторима  $W_T$  а затим саберу добија се величина која се зове »очекивана ефективна доза«  $E(\tau)$ .

Очекивана ефективна доза се приказује релацијом:

$$E_{(\tau)} = \sum_T W_T H_T(\tau)$$

Приликом навођења очекиване ефективне дозе временски период  $\tau$  се даје бројем година за које се обавља интеграција.

#### Очекивана доза - $H_{CT}$ или $E_{CT}$

Очекивана доза се процењује за критичну групу или целу популацију. Дефинише се као бесконачни интеграл јачине еквивалентне или ефективне дозе зрачења по глави јединке посматране групе или популације, а зависи од специфичног догађаја. Очекивана доза се дефинише релацијом:

$$H_{C,T} = \int_0^{\infty} \dot{H}_T(t) dt \text{ односно } E_C = \int_0^{\infty} \dot{E}_T(t) dt$$

#### Колективна еквивалентна доза у ткиву $T$ - $S_T$

Колективна еквивалентна доза у неком ткиву  $T$  дефинише се ради објашњења укупног озрачивања ткива или органа у групи појединца.

Она се даје релацијом:

$$S_T = \int_0^{\infty} H_T \frac{dN}{dH_T} dH_T$$

$(\frac{dN}{dH_T})dH_T$  број појединаца који су примили еквивалентну дозу чија је вредност између  $H_T$  и  $H_T+dH_T$ .

Колективна ефективна доза се може дефинисати и као :

$$S_T = \sum_i H_{T,i} N_i$$

$N_i$  је број појединаца у популацији подгрупе и који су примили средњу органску еквивалентну дозу  $H_{T,i}$ .

Колективна еквивалентна доза може бити раздељена на подгрупе у којима су индивидуалне дозе унутар наведених опсега.

### Колективна ефективна доза – S

Колективна ефективна доза S дефинише се релацијом:

$$S = \int_0^{\infty} E \frac{dN}{dt} dE \text{ или као } S = \sum_i \bar{E}_i N_i$$

$\bar{E}_i$  -средња ефективна енергија за подгрупу и посматране популације.

У Публикацији 26 Међународне комисије за заштиту од зрачења дефинисане су радијационе величине и границе еквивалента дозе које треба користити у области заштите од јонизујућих зрачења. Препоручена је употреба следећих радијационих величина и јединица:

1. Еквивалент дозе H
2. Ефективни еквивалент дозе  $H_E$
3. Соматски ефективни еквивалент дозе  $H_{SE}$
4. Колективни еквивалент дозе S
5. Очекивани еквивалент дозе  $H_C$
6. Препоручене границе еквивалента дозе

### Еквивалент дозе - H

Апсорбована доза D није сама по себи довољна да би се њом могла дефинисати учесталост или вероватноћа настајања штетних ефеката насталих услед излагања јонизујућем зрачењу под неспецифичним условима. Због тога се сматрало да би у области заштите од јонизујућег зрачења

било потребно увести нову радијациону величину која би описивала услове настајања штетних ефеката услед озрачивања, а посебно касних стохастичких ефеката.

Величина *еквивалент дозе* представља производ апсорбоване дозе зрачења  $D$ , фактора квалитета  $Q$  и производа свих других модификујућих фактора  $N$ :

$$H = D \cdot Q \cdot N$$

На предлог Комисије за заштиту од зрачења, величини  $N$  је приписана јединична вредност ( $N=1$ ), док фактор квалитета зависи од врсте зрачења. Препоручене вредности фактора квалитета  $Q$  за разне врсте зрачења дат су у табели 4.

Табела 4.

ВРСТА ЗРАЧЕЊА	ФАКТОР КВАЛИТЕТА $Q$
X зрачење, гама зрачење и електрони	1
Неутрони, протони, једноструко наелектрисане честице чија је маса мировања већа од 1 ајм непознате енергије	10
Алфа честице и вишеструко наелектрисане честице (честице непознатог наелектрисања), непознате енергије	20

Јединица за еквивалент дозе је сиверт Sv, ( $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/kg}$ ).

### Ефективни еквивалент дозе- $H_E$

У циљу да се ближе окарактерише ризик од зрачења, 1978. године Међународна комисија за заштиту од зрачења уводи нову величину која се зове ефективни еквивалент дозе  $H_E$ , која је дата релацијом:

$$H_E = \sum_i W_i H_i$$

$H_i$  је средња еквивалентна доза у ткиву  $i$ . Свако ткиво има своју еквивалентну дозу.  $W_i$  је тежински фактор, односно фактор ризика за ткиво  $i$ .  $W_i$  представља удео штетности стохастичких учинака која се развија у ткиву  $i$ , а у односу на цели организам. Зрачење уз одмах видљиве учинке изазива и касне учинке који се могу исказати и више година након престанка зрачења. То су **СТОХАСТИЧКИ УЧИНЦИ** (енг. stochastic – који се не може предвидети) – касне промене настале као последица зрачења; карциноми, леукемије, генетске промене. При томе се не ради о великим дозама зрачења које могу изазвати видљива оштећења, већ о малим дозама.

Препоруке Међународне комисије за заштиту од зрачења за тежинске факторе су дате са циљем да се спрече нестохастички ефекти зрачења, а да се стохастички смање на неки

прихватљивији ниво. Комисија је веровала да би се нестохастички ефекти избегли применом годишње границе средњег еквивалента дозе од 0,5 Sv за сва ткива изузев очног сочива за које је предложена годишња граница еквивалента дозе од 0,3 Sv за лица која професионално раде са изворима јонизујућег зрачења.

Када је озрачено цело тело онда је ризик (штетност) од стохастичких учинака 1 (100%).

Табела 5.: ФАКТОР РИЗИКА - ТЕЖИНСКИ ФАКТОР  $W_i$  за поједине делове тела (ICRP 1977.):

цело тело	1 (100%)
јајник, тестис	0.25 (25%)
коштана срж	0.12 (12%)
површина костију	0.03 (3%)
штитњача	0.03 (3%)
груди	0.15 (15%)
плућа	0.12 (12%)
остала ткива	0.30 (30%)

### Соматски ефекти еквивалента дозе- $H_{SE}$

У случају када се посматрају само соматски ефекти зрачења, уводе се величине које на прикладнији начин истичу соматске ефекте зрачења. Соматски ефективни еквивалент дозе  $H_{SE}$  има другачије вредности за тежинске факторе од оних који се користе за ефективни еквивалент дозе

Табела 6. ТЕЖИНСКИ ФАКТОРИ-  $W_{i,SE}$

ТКИВО ИЛИ ОРГАН	ТЕЖИНСКИ ФАКТОР - $W_{i,SE}$
ДОЈКЕ	0.20
ЦРВЕНА КОШТАНА СРЖ	0.16
ПЛУЋА	0.16
ШТИТАСТА ЖЛЕЗДА	0.04
ПОВРШИНА КОСТИЈУ	0.04
ОСТАЛО	0.40

Вредности тежинских фактора за остале органе дефинисана је у ICRP Публикацији 26, с том разликом што је њихова појединачна вредност за пет највише озрачених органа 0.08.

*Соматски еквивалент дозе* може се приказати релацијом:

$$H_{SE} = \sum_i W_{i,SE} H_{i,SE}$$

### Колективни еквивалент дозе- $S$

Веза између штете и расподеле еквивалента дозе у некој озраченој популацији није једноставан. Поред тога, немогуће је само једном величином на одговарајући начин приказати дистрибуцију у циљу процене штете.

*Колективни еквивалент дозе  $S$*  за популацију дефинисан је релацијом:

$$S = \sum_i H_i P_i$$

Где је  $H_i$  еквивалент дозе по човеку за цело тело или за неки одређени орган или ткиво и броја појединаца  $P_i$  у популацији која припада подгрупи „ $i$ ”.

Због своје комплексности, процена колективног еквивалента дозе укључује низ поједностављења и апроксимација посебно у случају када су веће популације озрачене ниским

нивоима дозе зрачења. Због тога она може да садржи значајну несигурност и то треба имати у виду када се процена спроводи.

**Колективни еквивалент дозе  $S_K$**  који потиче од примене и звора јонизујућег зрачења или одређеног извора зрачења  $K$  дефинише се релацијом:

$$S_K = \int_0^{\infty} HP(H) dH$$

$P(H)dH$  је број појединаца који су примили еквивалент дозе у целом телу или неком одређеном органу или ткиву у  $H$  и  $H+dH$ .

Јединица за колективну дозу  $S$  назива се „**човек сиверт**”.

### Очекиване еквивалент дозе - $H_C$

Уколико се излагање зрачењу протеже на изванредан период времена потребно је увести нову величину која се назива **очекивани еквивалент дозе  $H_C$**  и представља се бесконачним интегралом јачине еквивалента дозе по човеку  $\dot{H}(t)$  у датом органу или ткиву за одређену популацију:

$$H_C = \int_0^{\infty} \dot{H}(t) dt$$

При томе одређена посматрана популација која се излаже зрачењу не мора бити сталног броја.

### Очекивани еквивалент дозе - $H_{50}$

Међународна комисија за заштиту од зрачења предложила је још једну величину која се користи у случају једнократног уношења радионуклида у тело. Ова величина се назива **очекивани еквивалент дозе  $H_{50}$** , она представља еквивалент дозе који би био накупљен у току 50 година од времена почетка уношења радионуклида у тело  $t_0$ .

$$H_{50} = \int_{t_0}^{t_0+50g} \dot{H}(t) dt$$

$t_0$  је почетно време радионуклида,  $\dot{H}(t)$  је одговарајућа јачина еквивалента дозе услед унутрашњег озрачивања уношењем радионуклида у тело у тренутку  $t_0$  за појединца из популације период инегрисиња проширује се на цео животни век.

## 2.2. Границе доза

Према препорукама из Публикације 60 из 1991. године граница годишње ефективне дозе за професионално изложена лица је 20 mSv. Она се даје као просечна вредност за период од 5 година (100 mSv за период од 5 година) с тим да ефективна доза за професионално изложена лица не сме бити већа од 50 mSv у једној од тих година.

Табела 7. . ПРЕПОРУЧЕНЕ ГРАНИЦЕ ДОЗА

ПРИМЕНА	ГРАНИЦЕ ДОЗА	
	ПРОФЕСИОНАЛЦИ	СТАНОВНИШТВО
Ефективна доза	20 mSv/год	1 mSv/год
Годишња еквивалентна доза у очном сочиву	150 mSv	15 mSv
кожа	500 mSv	50 mSv
руке и ноге	500 mSv	-

### 2.3. Изложеност становништва

Садашња процена заступљености појединих извора јонизујућих зрачења у укупном излагању становништва је следећа:

- Природни извори јонизујућег зрачења 78%
- Медицинско излагање 20.7 %
- Професионално излагање 0.4 %
- Нуклеарна индустрија 0.1%
- Остали извори јонизујућих зрачења 0.4%

Подаци Научног комитета Уједињених нација из 1993. указују да је просечна доза ефективног зрачења за становништво света које потиче од излагања природним изворима јонизујућих зрачења износила 1.1 mSv, а од излагања радону и торону 1.3 mSv, односно да је укупна просечна годишња ефективна доза од природних извора јонизујућих зрачења била 2.4 mSv и од свих других извора 0.5 mSv.

Према дефиницијама које су дате у Правилнику о границама излагања јонизујућим зрачењима (Sl. List SRJ, број 32/98), који је усаглашен са Публикацијом Међународне агенције за атомску енергију (IAEA) – основни стандарди безбедности (1994), разликују следеће врсте излагања :

**-професионално излагање** лица који раде са изворима јонизујућег зрачења или се у процесу рада налазе у пољима јонизујућих зрачења (професионално изложена лица)

**-медицинско излагање** пацијената или лица која помажу при медицинској примени извора јонизујућих зрачења а нису професионално изложена лица, као и лица која су добровољно укључена у програме медицинских истраживања уз примену извора јонизујућих зрачења

*-излагање становништва* услед вандредних догађаја и услед излагања одобрених примена извора јонизујућих зрачења, осим медицинског и професионалног излагања и излагања основном нивоу (фону) зрачења из природе. [1]

## 2.4. Утицај зрачења на здравље човека

Рендгенско зрачење у живој средини доводи до низа физичких и хемијских реакција за биолошке ефекте.

Биолошке промене могу да буду пролазне, трајне и леталне. Одигравају се на нивоу ћелија, а манифестују се поремећајима ткива и органа, односно посредно на читав организам.

Дејство X-зрака у распону доза које се користе у дијагностичким испитивањима може да доведе до низа функционалних и морфолошких промена у озраченом ткиву или органу, тачније у ћелијама које улазе у њихов састав.

Познавање механизма интеракције јонизујућег зрачења са материјом кроз коју пролази представља предуслов за разумевање биолошких ефеката зрачења и процену здравственог ризика.

Иако је још од самог открића радиоактивности било јасно да део енергије јонизујућег зрачења, емитованог из извора бива апсорбован у материји кроз коју пролази, није могао да се одгонетне изузетно висок степен осетљивости живих организама на ову врсту зрачења.

Садашње сазнање о деловању јонизирајућег зрачења полазе од претпоставке да је зависност последица од апсорбоване дозе зрачења линеарна што значи да свака па и најмања доза оставља последице у организму. Наравно, у случају малих доза те последице су тако незнатне да их није могуће ни детектовати. Дејство зрачења може директно утицати на озрачену особу путем **соматских ефеката** или индиректно на потомство озрачене особе **генетским ефектима**.

Према времену појављивања озледа након озрачивања разликујемо ране и касне соматске ефекте. Рани су они ефекти који се појављују кратко време након озрачивања. Ти ефекти везани су за високе апсорбоване дозе које се сусрећу у терапији или у акцидентима. Касни ефекти могу се појавити и због високих и нижих доза након дугог латентног временског периода који може бити 10 па и више година.

### **Рани соматски ефекти**

Својом великом продорношћу X и гама зраци могу досећи крвотворне органе и проузроковати сметње у хематопоези. Те сметње се могу регистровати као смањење броја црвених и белих крвних зрнаца. Кожа такође може бити тешко погођена зрачењем, нарочито ако се ради о X зрацима. Акутна оштећења као што су упала рожњаче или ретине изазване су тек релативно високом дозама, реда величине око 5 Gy и више у једном озрачивању. Прекомерно или дуготрајно излагање зрачењу органа за репродукцију може довести до поремећаја рада полних жлезда које се може испољити у повременом или дефинитивном стерилитету.

## Касни соматски ефекти

У времену локализоване јаке дозе могу осим краткорочних соматских ефеката уродити и дугорочним последицама. Други начин изазивања дугорочних последица је акумулирање малих доза кроз дуги низ година. Тој последњој категорији припада, по дефиницији, унутрашња контаминација радиоактивним изотопима. Најчешће се дешава гутање, удисање или упијање кроз кожу радиоактивних материја као што су радиоактивне прашине, паре, течности или плинови. Дубљина озрачивања у случају контаминације организма зависи од времена полураспада изотопа који је ушао, и од његовог метаболизма у телу.

## Генетски ефекти

Генетска истраживања деловања зрачења на човека нужно су ограничена. Располагало се само са статистичким подацима о деци особа које су биле подвргнуте озрачивању у медицинске сврхе или су радиле у погонима са X и гама зрацима као техничари, сестре, физичари или рентгенолози. Потешкоћа лежи и у томе што је тешко екстраполирати на човека све генетске ефекте опажене на мишевима чији су гени далеко мање осетљиви на зрачење у односу на човека. Деловање зрачења на потомство може бити узроковано озрачивањем оплођених јајних ћелија и њиховим даљим стадијумима током развитка. Као последица озрачивања плода могу се појавити абнормалности у грађи лобање и централног нервног система. Поред тога запажена је и недовољна тежина, заосталост у развоју скелета и раздвојеност непца. [4]

## Стохастички и детерминистички ефекти јонизујућег зрачења

Штетни ефекти јонизујућег зрачења су на првом месту условљени дозом зрачења. Радијациона оштећења могу да се испоље тек онда када примљена доза зрачења пређе одређену границу иза које степен оштећења расте са порастом дозе зрачења. Ови ефекти зрачења називају се **детерминистички (нестохастички)**. У дијагностичкој примени јонизујућег зрачења детерминистички ефекти се не очекују, јер су апсорбоване дозе зрачења испод »прага«доза које изазивају ове ефекте. Међутим, у условима коришћења рендгеноскопије на старим рендген апаратима или код дужег времена трајања рендгеноскопије (катетеризација, интервентне радиолошке процедуре) апсорбивана доза рендгенског зрачења може да буде висока и да изазове локализовану ћелијску реакцију која је у суштини детерминистичка по својим обележјима. Ови такозвани одложени ефекти јонизујућег зрачења, код којих је прекорачен праг зависности оштећења од дозе зрачења, могу да се сагледају кроз појаву малигних обољења.

**Стохастички ефекти** немају ограничену дозу, јер свака па и најмања доза јонизујућег зрачења може да проузрокује биолошке промене. Мале апсорбоване дозе у ткивима могу да повећају вероватноћу настајања малигних обољења, као што и мале дозе у гонадама могу да проузрокују мутације или хромозомске аберације које ће да се пренесу на потомство. Вероватноћа да ће се ови ефекти испољити се повећава са апсорбованом дозом. Не постоји доза зрачења, ма како она била мала за коју са апсолутном сигурношћу може да се каже да неће изазвати неки од стохастичких ефеката: генетски, тератогени и леукемогени (канцерогени).

Према закључцима ICRP (1993) појава карцинома бронха, штитасте жлезде и дојке може да се сврста у стохастичке ефекте, јер стохастичка оштећења не признају никакав праг сигурности излагању јонизујућем зрачењу. Примену рендгенског зрачења (посебно у педијатријској популацији) треба свести најнижу, али увек оправдану меру усвајајући ALARA принцип—толико ниско колико је могуће разумно постићи. [1]

## 2.5. Заштита од зрачења

Постоје три главне методе заштите од зрачења:

1. удаљеност
2. време
3. апсорбенс

Поред тога потребно је радити са изворима који немају већу радиоактивност него што је потребно.

### Удаљеност

Интензитет радијације опада са квадратом растојања од тачкастог извора. Зато се фактор удаљености може користити за смањење примљене дозе зрачења.

Уколико хватамо радиоактивни извор прстима, удаљеност узмеђу извора и прста износи свега неколико милиметара, а између извора и руке износи неколико cm. Ако се употреби пинцета дужине 20 cm, доза коју приме прсти ће се смањити за фактор 1000, а доза коју прими рука за фактор од 15 до 20.

У случају да удаљеност не би била довољна заштита, она ипак доприноси смањењу дебљине потребног апсорбера, самим тим и смањењу трошкова.

### Време

Ако се скрати време рада са извором, може се примити врло мала доза, иако је интензитет зрачења превелик да би се са тим извором могло радити нормално радно време.

Тако је, нпр., допустиво радити у простору где је брзина дозе 100 пута већа од максимално допустљиве дозе за континуирани рад, уколико се радно време скрати код те брзине дозе на стоти део од 40 радних сати, дакле на нешто мање од пола сата.

## Апсорбери

Постоје две врсте заличитих дебљина апсорбера у зависности од тога да ли се ради о заштити од наелектрисаних честица, где постоји јако међуделовање између зрачења и материје, или о ненаелектрисаним честицама, као што су гама зрачење и или неутрони, који могу дубоко да продру у материју пре него што са њом интерагују. Треба настојати користити све ове факторе истовремено, но често треба пронаћи разуман компромис. [3]

### III Уређаји и методе за детекцију зрачења

#### 3.1. Детекција и спектроскопија нуклеарног зрачења

Методе детекције у нуклеарној физици су се релативно брзо развиле захваљујући познавању интеракције нуклеарног зрачења и материје. Први и најстарији детектор је фотографска емулзија, а затим следе електроскоп и спинтарископ чије се функционисање заснива на светлуцању неког материјала под утицајем нуклеарног зрачења. Упоредо са развитком нуклеарне физике развијени су и нуклеарни детектори који се по принципу рада не разликују од најстаријих и према данашњем схватању, застарелих детектора. Ово је потпуно разумљиво, јер се при детекцији користи феномен јонизације и ексцитације атома медијума кроз који нуклеарно зрачење пролази. [3]

#### 3.2. Класификација нуклеарних детектора

Нуклеарни детектори могу се разврстати по начину како детектују јонизацију или ексцитацију атома медијума насталу услед проласка нуклеарног зрачења. Процес јонизације и ексцитације неке, за то, погодне средине може се установити помоћу електричних или оптичких метода. Ако се детектује јонизација или ексцитација која одговара појединачној честици нуклеарног зрачења, такви су детектори диференцијалног типа. Ако се, међутим, детектује укупан ефекат јонизације или ексцитације медијума услед зрачења, ради се о детекторима интегралног типа. У табели 8. је дата класификација детектора:

Табела 8.

Тип	Детекција појединачног догађаја	Детекција више догађаја
Електрични	Јонизациона комора Пропорционални бројач Гајгер-Милеров бројач Полупроводнички бројач Сцинтилациони бројач Бројач Черенкова	Јонизациона комора
Оптички	Фотографска емулзија Маглена комора Мехураста комора Варнична комора	Фотографска емулзија

Једним истим детектором може се детектовати различито нуклеарно зрачење. Рецимо са Гајгер-Милеровим бројачем могу се детектовати  $\beta$ -честице као и  $\alpha$ -честице, преко процеса јонизације гаса којим се ГМ-бројач пуни.  $\Gamma$ -зрачење може се такође детектовати али индиректно, преко јонизације услед електрона насталих путем фотоефекта, ефекта пара или Комптоновог ефекта и то у гасу или зидовима детектора.

Један од важних карактеристика нуклеарних детектора је ефикасност. Под ефикасношћу се подразумева вероватноћа да ће нуклеарна честица проласком кроз тзв. ефикасну запремину детектора бити детектована. Веома често ефикасност детектора зависи и од енергије нуклеарне честице. После детекције једног догађаја помоћу нуклеарног детектора, следећи може бити детектован после извесног времена. Време за које нуклеарни детектор није у стању да детектује, назива се *мртво време детектора*. Наредна табела (9.) даје неке карактеристике нуклеарних детектора.

Табела 9.

Детектор	Временска резолуција [s]	Мртво време [s]	Запремина детектора [с]
Јонизациона комора	$10^{-3}$	$10^{-2}$	$1-10^5$
ГМ-бројач	$10^{-6}$	$10^{-4}$	$1-10^4$
Полупроводнички бројач	$10^{-8}$	$10^{-6}$	$10^{-1}-10^2$
Сцинтилациони бројач	$10^{-8}$	$10^{-6}$	$1-10^4$
Бројач Черенкова	$10^{-9}$	$10^{-8}$	$10-10^4$
Фото-емулзија			$10^3$
Маглена комора	$10^{-2}$	$10^{-2}$	$10^5$
Мехураста комора	$10^{-3}$	1	$10^5$
Варнична комора	$10^{-6}$	$10^{-2}$	$5*10^5$

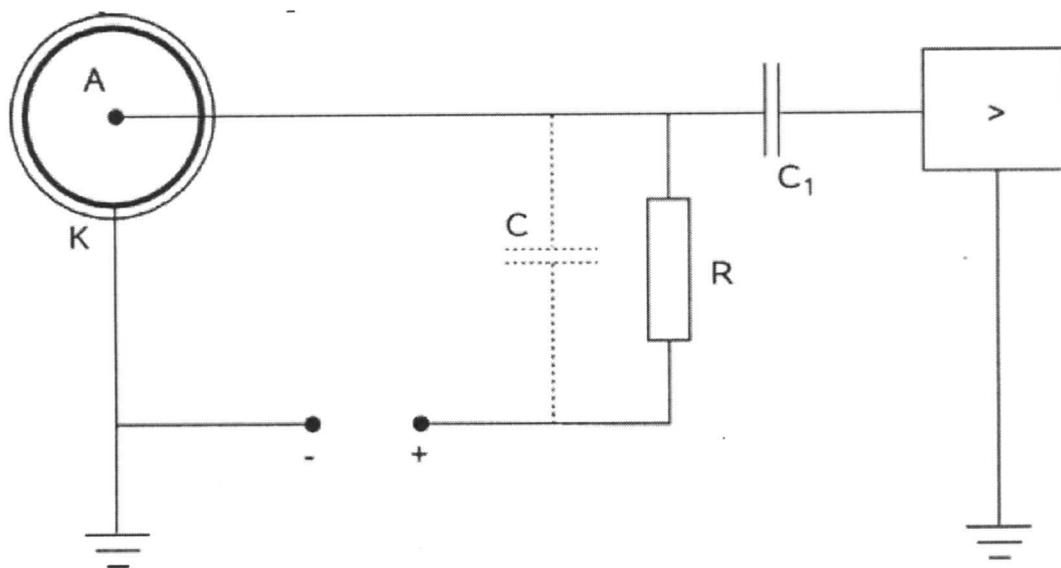
Сви до сада наведени детектори не могу да раде без додатних електронских уређаја, јер је изгубљена енергија недовољна да покрене било који механизам којим се показује присуство честице у активной запремини детектора. Нека на пример,  $\alpha$ -честица у активной запремини детектора изгуби 1 MeV енергије, која се утроши на формирање јона. Број парова јона по 1 MeV је око  $3.1 * 10^4$ , ако се за формирање пара јона у гасу утроши 32.5 eV. Како сваки јонски пар носи

наелектрисање од  $1.6 \cdot 10^{-19}$  C , укупно наелектрисање у примарној јонизацији има вредност  $\sim 5 \cdot 10^{-15}$  C. Резултујућа струја је мала, сигнали се не могу детектовати, па се због тога користе посебни електронски уређаји (појачавачи).

### 3.3. Јонизациона комора

#### Утицај електричног поља на висину импулса

За изучавање утицаја електричног поља на висину импулса веома је подесна цилиндрична комора. Ова се комора састоји од затвореног цилиндра напуњеног неком гасом , а кроз чију средину пролази на крајевима добро изолована електрода (када пролази кроз цилиндар). Ова комора спојена је у дато струјно коло, као што је на слици 1. приказано:

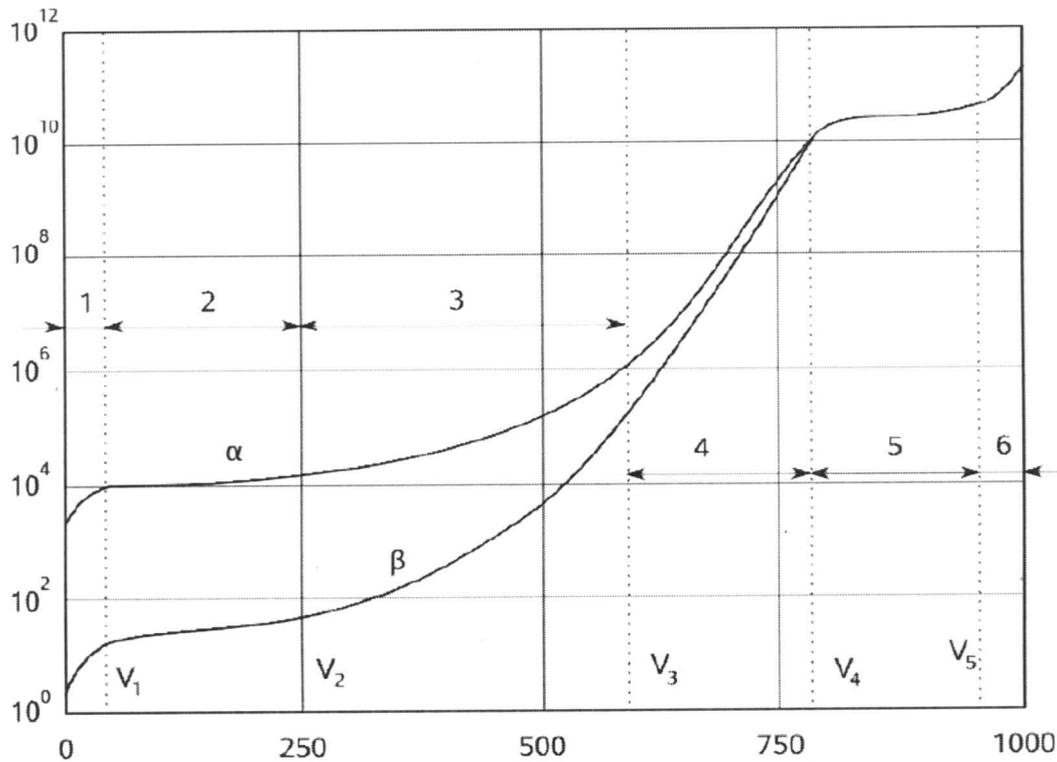


Слика 1. Цилиндрична комора повезана у струјно коло

Унутрашња електрода игра улогу аноде и налази се на позитивном потенцијалу, а спољашња електрода (цилиндар) представља референтну электроду (катоду) и налази се на нултом потенцијалу. Електрода А (сл. 1) везана за позитивни пол извора високог напона преко отпорника R (радни отпорник). Кондензатор С представља еквивалентни паразитни капацитет система, а кондензатор  $C_1$  преноси сигнале (импулсе) настале на радном отпорнику. Када наелектрисана честица прође кроз активну запремину цилиндричне коморе, врши јонизацију гаса и ствара одређени број парова. Услед дејства електричног поља, односно потенцијалне разлике  $U_{AK}$  кроз комору тече струја чије је коло затворено преко R. Струја прати облик сигнала, сразмерна је броју детектованих честица. Сигнал се као напонски импулс преноси преко кондензатора  $C_1$  на улаз

појачавача. За облик импулса и његово формирање на  $R$  битно је да  $RC_1$  буде веће од времена скупљања јона на електродама.

Наелектрисање  $Q$  које се сакупи на кондензатору  $C$  зависи и од прикљученог напона електроде коморе, што свакако утиче на висину импулса на отпорнику  $R$ . Ова зависност је дата на слици 2.



Слика 2. Зависност броја јона од напона на електродама јонизационе коморе у случају α- и β-честице, при чему је :

1. област рекомбинације
2. област јонизационе коморе
3. област пропорционалности
4. област ограничене пропорционалности
5. Гајгер-Милерова област
6. област пражњења.

У првој области јони настали проласком јонизујуће честице (услед ниског напона прикљученог на електродама) споро се крећу ка електродама и велики број истих се рекомбинује (неутралише) не доспевши до електрода. Овај ефекат директно утиче на висину излазног импулса. Ова област је карактеристична по томе што висина импулса директно зависи од величине напона на електродама.

У области јонизационе коморе, услед вишег напона на електродама коморе, рекомбинација примарно формираних јона је незнатна, па се на облогама кондензатора јави следећа вредност наелектрисања :

$$Q^{\pm} = N e \quad (12)$$

Ово сакупљено наелектрисање на електродама условљава промену потенцијала на облогама кондензатора у следећим износима

$$V = \frac{N e}{C} \quad (13)$$

$C$  у предходном изразу није само капацитет кондензатора везаног у колу, већ је овде обухваћен еквивалентни паразитни капацитет коморе и свих прикључених елемената.

Карактеристично је за ову област да висина импулса не зависи од прикљученог напона или се врло мало мења. Ово, наравно, важи у ограниченој области промене напона, као што се то веома јасно види са слике 2. Другим речима, у овом интервалу вредности напона на електродама комора, број парова јона насталих примарном јонизацијом не повећава се.

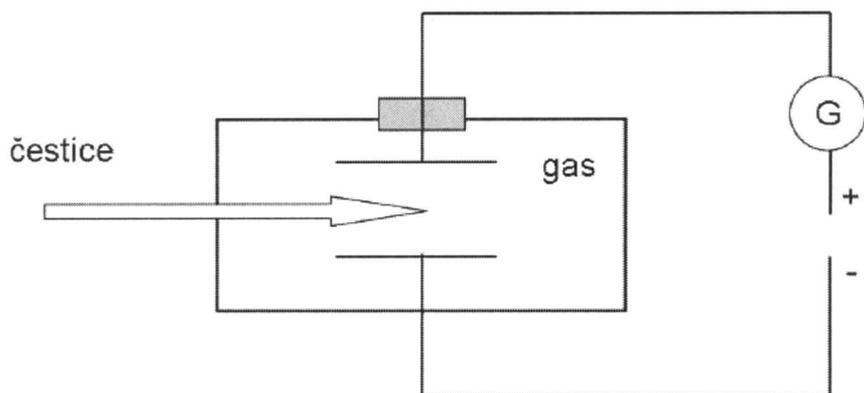
Даљим порастом напона на аноди, убрзавају се јони формирану примарном јонизацијом, тј. њихова кинетичка енергија достиже такву вредност, да су у стању да сами јонизују гас у комори. Овај процес се назива *секундарна јонизација*. Услед секундарне јонизације повећава се укупан број јона  $M$  пута преко феномена гасне мултипликације. С обзиром на гасну мултипликацију, повећава се и напон на облогама кондензатора и износи

$$V' = \frac{N e}{C} M \quad (14)$$

Фактор гасне мултипликације  $M$  зависи од односа напона и притиска гаса у комори. Како је притисак гаса у комори константан, фактор гасне мултипликације тада искључиво зависи од промене напона на аноди коморе. Када фактор гасне мултипликације достигне вредност  $10^2 \leq M \leq 10^3$ ; амплитуда излазног импулса зависи искључиво од примарне јонизације. Област напона у којој фактор мултипликације не превазилази вредности дате у тексту, назива се област проорционалности. Његова вредност се налази у интервалу  $10^3 \leq M \leq 10^4$ . Овде престаје да важи линеарна зависност између величине излазног импулса и примарне јонизације. Ова се област назива област ограничене пропорционалности. У петој области број јона на електродама уопште не зависи од примарне јонизације. Гасни фактор мултипликације нагло се увећава са порастом напона ка аноди коморе и достиже карактеристичне вредности дате коморе и датог струјног кола. Ова област се назива Гајгер-Милерова област. Шеста област нема примене као радно подручје детекције.

### Јонизациона комора интегралног и диференцијалног типа

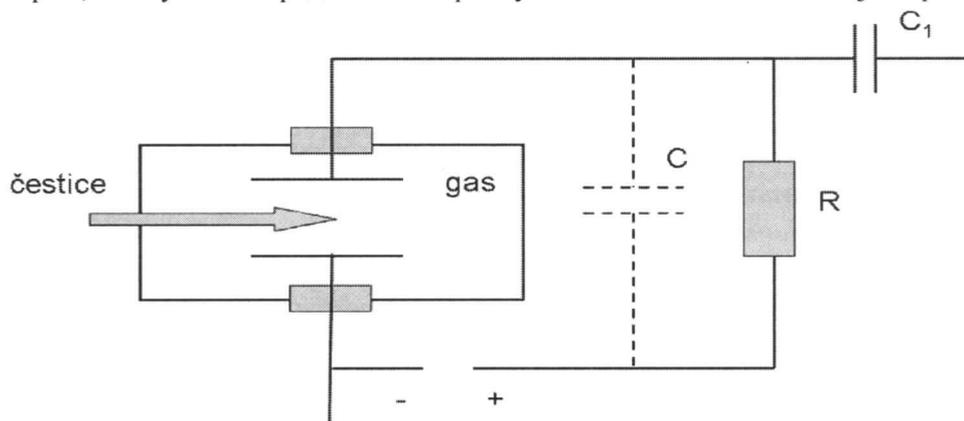
Јонизациона комора је веома једноставан нуклеарни детектор. У принципу састоји се од две електроде које могу бити различите форме. Електроде се стављају и комору напуњену гасом одређене врсте. Детекција нуклеарног зрачења помоћу јонизационе коморе у принципу се изводи као што је описано у претходном тексту. Јонизациона комора може бити интегралног и диференцијалног типа. Разлика између комора је у начину мерења јонизације. Ако се укупна изазвана великим бројем нуклеарних честица, детектује мерењем струје, каже се да је таква комора интегралног типа. Скица такве коморе дата је на слици 3. На слици се види да је у струјном колу на ред са комором везан осетљиви галванометар који служи за мерење струје јонизације.



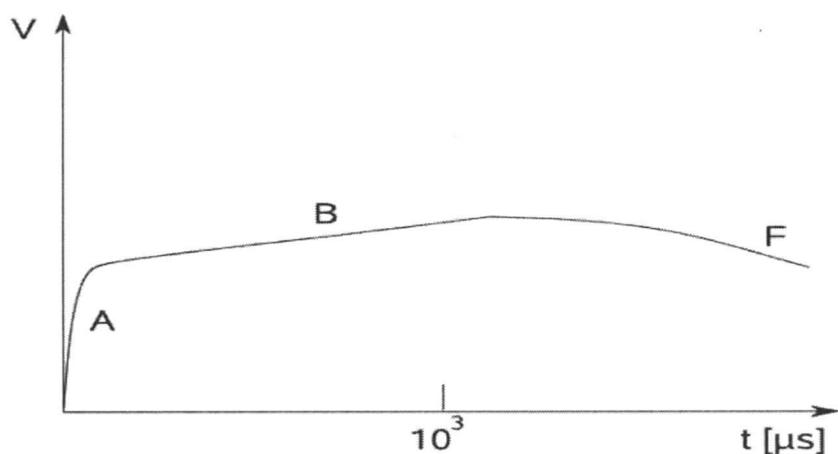
Слика 3. Проста јонизациона комора интегралног типа

Ако је јонизациона комора повезана као што је приказано на слици 4, она као таква, представља комору диференцијалног типа. У комори овог типа време сакупљања негативних јона износи  $10^{-6}$  s; а позитивних око  $10^{-4}$  s. Услед присуства ових јона кроз комору протекне струја јонизације и на радном отпорнику јавља се пад потенцијала (промена напона). Овај отпорник вредности око  $10^9 \Omega$ , тј. изабране вредности су довољно велике да и веома мале струје изазове промену напона која се може мерити. Овај сигнал се појачава да би се лакше могао идентификовати. Особина насталог импулса окарактерисана је временском константом RC. Ако је временска константа по вредности већа од времена сакупљања јона на електроде јонизационе

коморе, импулс на радном отпорнику има облик као што је приказано на слици 5.



Слика 4. Јонизациона комора диференцијалног типа



Слика 5. Сигнал на излазу из коморе чија је временска константа  $RC = 10^{-3} \text{ s}$

Брзи пораст импулса одговара сакупљању електрона (крива обележена са А), спори пораст импулса одговара сакупљању тешких (спорих) јона (део криве-В) а експоненцијални део (део F), тј. пад криве, представља пражњење кондензатора С преко отпора R. Средње време трајања импулса има вредност константе RC. Недостатак диференцијалне коморе је у томе што је време трајања импулса дугачко, тј. мора да прође неколико ms да комора поново буде способна за детекцију (дуго време опоравка). Подесним избором параметара кола, односно временске

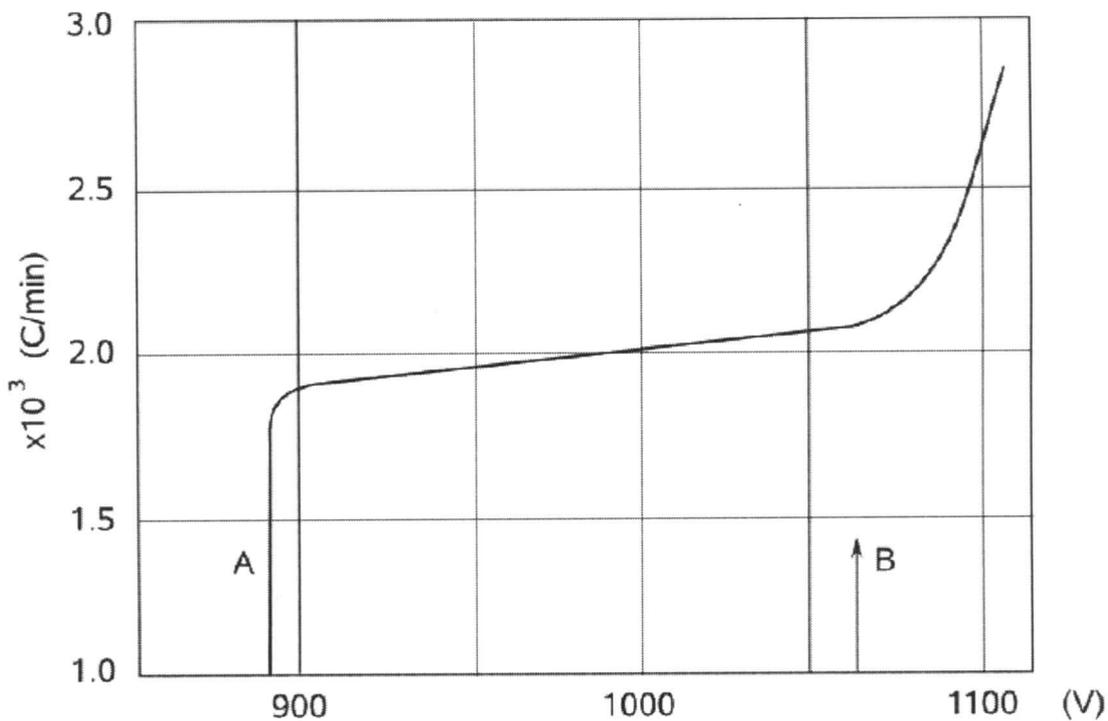
константе  $RC$ , трајање импулса се може скратити. Избор вредности  $RC$ , међутим није произвољан, већ зависи од облика коморе и примењених параметара.

### 3.4. Гајгер- Милеров бројач

Овај бројач представља један од најстаријих типова детектора. пуни се племенитим гасовима уз додатак алкохолних пара. ГМ- бројач се користи искључиво као диференцијални детектор. Код ГМ-бројача пражњење се догађа у целој запремини. Механизам рада ГМ-бројача је врло сложен, али се укратко може описати на следећи начин: упадом наелектрисане честице у ефикасну запремину детектора формира се одређен број парова јона (у овом случају довољан је само један пар да створи лавину). Негативни јони (електрони) убрзавају се у постојећем електричном пољу до те мере да су у стању и сами да изврше јонизацију и ексцитацију атома гаса. Кретањем електрона у правцу централне електроде(анодe) овај процес се вишеструко понавља. Започета лавина у ГМ-бројачу одржава се захваљујући деексцитацији побуђених атома који тада емитују ултраљубичасту светлост. Настали фотони путем фотоефекта избацују електроне из гасних молекула или зидова детектора. Фотоелектрони започињу нови процес. Једном изазвана лавина у ГМ-бројачу може се одржавати сама, међутим, она не би имала завршетак, због чега не би било могуће детектовати следећи догађај. Време трајања лавине ограничава се електронским уређајем или додавањем алкохолних пара у гасно пуњење детектора. када је време трајања лавине регулисано електронским путем, каже се да је бројачу споља наметнуто мртво време и такви се бројачи називају *несамогасећи*.

Убацивањем алкохолних пара у гасно пуњење ГМ-бројача, механизам стварања лавине унеколико се мења. Молекули алкохолних пара представљају носиоце гашења лавине, они играју улогу апсорбера ултраљубичастих фотона, а уместо фотоелектрона, овом апсорпцијом настаје дисоцијација молекула. Дакле, фотоелектрони, ствараоци лавина, нестају и лавина се прекида. Бројачи који раде на овом принципу називају се *самогасећи*.

У основне карактеристике ГМ бројача могу се убројати: константни излазни импулс, релативно дуго мртво време, велика осетљивост (реагује и на један створени пар јона). У радним карактеристикама наводи се напон испод којег бројач није у стању да ради, затим подручје напона где број импулса није функција напона. Графички приказ ових карактеристика даје један заравњени део који се назива плато бројача. Стрмина платоа и његова дужина говоре о квалитету ГМ-бројача. На слици 6. је приказан типичан плато бројача.



Слика 6. Зависност броја импулса од напона ГМ-бројача. А -праг (почетак) радног подручја бројача; В- Горња граница платоа.

Оваква врста бројача може да служи само за детекцију и бројање радиоактивног зрачења, идентификовање честица се не може вршити. Све врсте честица доводе до електричног импулса исте јачине (висина импулса не зависи од енергије). Предност ГМ. бројача је велика мултипликација –нису потребни никакви појачавачи за његову употребу. ГМ-бројач углавном служи за детекцију и грубља бројања  $\gamma$ - X- и  $\beta$  – зрака. За бројање  $\alpha$ - честица и протона потребни су прозори кроз које могу проћи ове честице или се извор зрачења ставља у унутрашњост цеви. У односу на остале врсте ГМ- бројач има сразмерно велико мртво време па нису подесни за зрачења која дају више од 5000 откуцаја у секунди.

ГМ-бројач има изузетно велики излазни сигнал, није осетљив на влагу, није осетљив на пад, излазни напон му је од 10 до 100 V. [3]

## IV Закон

### 4.1. ЗАКОН О ЗАШТИТИ ОД ЈОНИЗУЈУЋИХ ЗРАЧЕЊА И О НУКЛЕАРНОЈ СИГУРНОСТИ

#### Предмет уређивања

#### Члан 1.

Овим законом прописују се мере заштите живота и здравља људи и заштите животне средине од штетног дејства јонизујућих зрачења и мере нуклеарне сигурности при свим поступцима у вези са нуклеарним активностима и уређују се услови за обављање делатности са изворима јонизујућих зрачења и нуклеарним материјалима, као и управљање радиоактивним отпадом. Одредбе овог закона не односе се на јонизујућа зрачења природног порекла из свемира на нивоу тла, земљине коре и људског организма, ако таква зрачења нису промењена човековим деловањем. Одредбе овог закона не односе се на нуклеарне објекте чија је изградња забрањена посебним законом.

#### Значење појмова

#### Члан 3.

Поједини изрази употребљени у овом закону имају следеће значење:

- 1) *активност* јесте број распада радиоактивног материјала у јединици времена;
- 2) *акцидент* јесте неочекивани догађај, људска грешка, отказ опреме и друга неправилност чије последице или могуће последице нису занемарљиве са аспекта заштите од јонизујућих зрачења, нуклеарне, односно радијационе сигурности или безбедности;
- 18) *медицинско излагање* јесте излагање пацијената и лица која помажу пацијентима при медицинској примени извора јонизујућих зрачења, а нису професионално изложена лица, као и лица која су добровољно укључена у програме медицинских истраживања уз примену извора јонизујућих зрачења.

#### Члан 5.

Ради обезбеђивања услова за квалитетно и ефикасно спровођење мера заштите од јонизујућих зрачења и мера нуклеарне сигурности при обављању радијационих делатности и нуклеарних активности Влада ће основати **Агенцију** за заштиту од јонизујућих зрачења и нуклеарну сигурност Србије (у даљем тексту: Агенција), као самосталну регулаторну организацију која врши јавна овлашћења у складу са законом. На оснивање и правни положај Агенције примењују се одредбе закона којим се уређују јавне агенције. Сагласност на акт којим се утврђују висина плата и број запослених у Агенцији даје Влада.

## **Мере заштите од јонизујућих зрачења**

### **Члан 8.**

Мере заштите од јонизујућих зрачења које се спроводе ради заштите живота и здравља људи и заштите животне средине од штетног дејства јонизујућих зрачења су:

- 7) вођење евиденција о изложености јонизујућим зрачењима професионално изложених лица, пацијената и становништва;
- 8) утврђивање услова рада и спровођење прописаних мера заштите на раду од штетног дејства јонизујућих зрачења;
- 9) контрола и праћење здравственог стања професионално изложених лица;
- 10) обучавање и оспособљавање кадрова у области заштите од јонизујућих зрачења;
- 11) лична и колективна заштита људи од јонизујућих зрачења;

## **Услови за рад професионално изложених лица**

### **Члан 40.**

Професионално изложена лица морају да имају прописану стручну спрему и морају бити оспособљена за рад и спровођење мера заштите од јонизујућих зрачења. Професионално изложена лица морају да испуњавају здравствене услове и дужна су да изврше здравствени преглед пре ступања на рад, у току рада, у случају акцидента, по потреби и након престанка рада у нуклеарном објекту или са изворима јонизујућих зрачења. Здравствене прегледе лица из става 2. овог члана врши здравствена установа која за то испуњава услове утврђене прописима којима се уређује здравствена заштита. Степен стручне спреме, оспособљеност за рад и спровођење мера заштите од јонизујућих зрачења и здравствене услове професионално изложених лица прописује Агенција.

## **Границе излагања**

### **Члан 42.**

Професионално изложена лица, лица на школовању и становништво не могу бити изложени јонизујућим зрачењима изнад прописаних граница. Агенција прописује границе излагања јонизујућим зрачењима за професионално изложена лица, лица на школовању и становништво.

## **Радијационе делатности и нуклеарне активности у медицини**

### **Члан 43.**

Радијационе делатности и нуклеарне активности у медицини могу да се обављају на прописан начин, ако доктор медицине одговарајуће специјалности изврши процену медицинске оправданости и одобри дијагностички или терапијски поступак уз спровођење принципа и мера заштите од јонизујућих зрачења. Границе излагања за професионално изложена лица и становништво не односе се на излагање пацијената у медицинске сврхе. Услове за обављање

радијационе делатности, односно нуклеарне активности у медицини, као и начин заштите пацијената приликом медицинског излагања ради спровођења дијагностичког или терапијског поступка прописује Агенција.

#### **Процена нивоа медицинског излагања**

##### **Члан 44.**

Ради процене нивоа медицинског излагања јонизујућим зрачењима врше се посебна мерења на захтев Агенције. Агенција прописује врсте и начин мерења за процену нивоа медицинског излагања јонизујућим зрачењима.[5]

#### **4.2. ПРАВИЛНИК О ГРАНИЦАМА ИЗЛАГАЊА ЈОНИЗУЈУЋИМ ЗРАЧЕЊИМА ("Службени лист СРЈ", број 32/98)**

##### **Границе излагања за професионално изложена лица и становништво**

###### **Члан 1.**

Овим правилником се прописују границе излагања јонизујућим зрачењима професионално изложених лица и становништва.

##### ***Границе излагања за професионално изложена лица***

###### **Члан 3.**

Граница ефективне дозе за професионално изложена лица износи 20 mSv годишње, изражена као просечна вредност за период од пет узастопних година, уз додатно ограничење да ни у једној години ефективна доза не пређе вредност од 50 mSv. Граница ефективне дозе из става 1. овог члана односи се на збир дозе спољашњег излагања у дефинисаном временском периоду и очековане ефективне дозе унутрашњег излагања у истом временском периоду.

###### **Члан 4.**

Границе еквивалентних доза за ограничавање излагања појединих органа професионално изложених лица су:

- 1) за очно сочиво 150 mSv годишње,
- 2) за кожу 500 mSv годишње (односи се на еквивалентну дозу усредњену по површини коже од 1 cm<sup>2</sup>, независно од величине изложене површине),
- 3) за делове екстремитета (шаке, подлактице, стопала и глежњеве) 500 mSv годишње.

###### **Члан 19.**

Ради ограничавања излагања професионално изложених лица предузимају се следеће мере:

- 1) претходна процена степена изложености и радијационог ризика,

- 2) класификација радних места у радијационе зоне (контролисану или надгледану), на основу процене годишњих доза и очекиване учестаности и вероватноће повећаног излагања,
- 3) класификација лица у категорије професионалне изложености,
- 4) примена одговарајућих контролних мера и дозиметријских мерења лица и поља у радној средини,
- 5) спровођење здравственог надзора. Корисник извора јонизујућих зрачења дужан је да у сарадњи са овлашћеним правним лицем за вршење мерења ради процене степена изложености и утврђивање оцене здравствене способности професионално изложених лица обезбеди спровођење мера из става 1. овог члана.

#### **Члан 21.**

Професионално изложена лица класификују се према условима рада и нивоима излагања јонизујућим зрачењима у две категорије:

- 1) категорија А: лица која професионално раде у контролисаној зони и она која могу да приме ефективне дозе веће од 6 mSv годишње или еквивалентне дозе веће од 3/10 прописаних граница доза за поједине органе код професионално изложених лица,
- 2) категорија Б: лица која професионално или повремено раде у надгледаној зони или повремено у контролисаној зони.

#### **Процена степена изложености јонизујућим зрачењима**

#### **Члан 34.**

Процена степена изложености професионално изложених лица врши се на основу резултата контроле спољашњег излагања и унутрашњег излагања, по Методологији која је одштампана у Прилогу 3. овог правилника и чини његов саставни део.

#### **Члан 35.**

Степен спољашњег излагања професионално изложених лица категорије А, мери се личним термолуминисцентним дозиметрима, са периодом читавања од месец дана.

#### **Члан 36.**

Степен спољашњег излагања професионално изложених лица категорије Б, процењује се на основу резултата термолуминисцентних дозиметара и одговарајућих дозиметријских мерења у радној средини, радних података и усвојених модела. Период читавања термолуминисцентних дозиметара из става 1. овог члана не може бити дужи од три месеца.

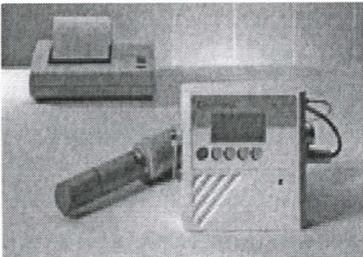
### **Члан 37.**

У контролисаној зони, када су процењени нивои излагања већи од 25  $\mu\text{Sv}$  дневно обавезно је и коришћење личних електронских дозиметара са директним читавањем. Лице задужено за спровођење мера заштите од јонизујућих зрачења дистрибуира дозиметре и бележи резултате.[6]

## V Мерења апсорбованих доза

Приликом мерења апсорбованих доза, морамо истаћи да ми, у принципу, меримо брзину апсорбоване дозе. Брзина апсорбоване дозе представља коефицијент повећања апсорбоване дозе  $\Delta D$  у времену  $\Delta t$  у којем је то повећање настало. Јединица апсорбоване дозе може бити дата у Gy/s, Gy/h, односно у rad/s, rad/h. Но, подсетимо се да, керма K[Gy] има исту вредност као и апсорбована доза у ваздуху и користи се да се опише поље зрачења у присуству или одсуству пацијента. У области рендгендијагностике керма у меком ткиву је приближно једнака керми у ваздуху (разлика је  $\leq 10\%$  и зависи од енергије фотона). Наиме, у области заштите од зрачења најчешће се користи керма дефинисана у односу на ваздух, односно јачина керме у ваздуху.

Нпр. у раду су израчунате годишње дозе које прими професионално изложено особље у медицини, а на основу резултата обавезних годишњих мерења брзина апсорбованих доза око РТГ апарата. Мерења су вршена калибрисаним дозиметром УМО ЛБ 123 произвођача Бертхолд, а мерења су извршили стручњаци Лабораторије за испитивање радиоактивности узорака и дозе јонизујућег и нејонизујућег зрачења ПМФ у Новом Саду, која је акредитована лабораторија за ову врсту мерења.



Уређај: УМО ЛБ 123 .

На извештају о дозиметријској контроли и мерењу апсорбованих доза зрачења око РТГ апарата потребно је навести податке о рендген апарату (тип апарата, произвођач, серијски број зрачне цеви, коришћени параметри), описати просторију у којој се апарат налази (површина просторије, висина, локација просторије, врста подне облоге, растојање РТГ цеви од зидова), затим навести постојеће облика заштите (оловна кецеља, оловне рукавице, заштитни параван, ...), да ли се води евиденција о коришћењу апарата (датум последње дозиметријске контроле, име лица задуженог за заштиту), наводе се резултати дозиметријских мерења, подаци везани за број пацијената, време трајања експозиције и њихов број у току одређеног временског периода, наводе се имена лица која рукују РТГ апаратима и дају одређене примедбе и препоруке.

На основу ових података могуће је одредити годишње дозе коју приме професионално изложена лица која раде са затвореним изворима јонизујућег зрачења у медицини.

## Пример 1.

Ангио сала

- максимална годишња ефективна доза 20 mSv (Правилник о границама излагања јонизујућим зрачењима » Службени лист СРЈ« бр. 32/98)
- препоручена недељна доза (НЦРП Протокол) 200  $\mu$ Sv

Да би израчунали апсорбовану дозу на годишњем нивоу за професионално изложена лица, потребно је да знамо следеће податке:

1. време трајања процедуре
2. број процедура по запосленом

Формулу за рачунање годишње апсорбоване дозе можемо дефинисати на следећи начин:

Годишња апсорбована доза = број процедура по запосленом у току дана  $\times$  време трајања једне процедуре  $\times 5^* \times 52.14^{**} \times$  измерена апсорбована доза током једне процедуре

\* предпоставићемо да професионално запослено лице ради 5 дана у недељи;

\*\* број недеља у години

Позиција РТГ цеви- С LUK 90

(мерања вршена са воденим фантомом)

74kV, 65 ms, 171 mA

	Измерена апсорбована доза	Време трајања једне процедуре	Број процедура по запосленом	Апсорбована доза на годишњем нивоу	Препоручено недељно време боравка у сали за време експонирања
Лекар (иза заштитног паравана)	45 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	26.39 mSv	4.4 h
Техничар (иза заштитног паравана)	329 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	192.46 mSv	36.5 min
Стерилна инструменталка(без паравана)	1200 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	702 mSv	10 min
Нестерилна инструменталка(иза паравана)	7 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	4.09 mSv	28.6 h

Позиција РТГ цеви –LAO 35 deg, CAU 30 deg

(мерења вршена са воденим фантомом)

74 kV, 65 ms, 171 mA

	Измерена ефективна доза	Време трајања једне процедуре	Број процедура по запосленом	Апсорбована доза на годишњем нивоу	Препоручено недељно време боравка у сали за време експонирања
Лекар (иза заштитног паравана)	8 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	4.68 mSv	25 h
Техничар (иза заштитног паравана)	38 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	22.23 mSv	5.26 h
Стерилна инструменталка(без паравана)	1218 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	712.53 mSv	10 min
Нестерилна инструменталка(иза паравана)	28 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	163.8 mSv	7 h

Позиција РТГ ЦЕВИ - LAO 31 deg, CRA 27 deg

(мерања вршена са воденим фантомом)

83 kV, 75 ms, 168 mA

	Измерена ефективна доза	Време трајања једне процедуре	Број процедура по запосленом	Апсорбована доза на годишњем нивоу	Препоручено недељно време боравка у сали за време експонирања
Лекар (иза заштитног паравана)	9 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	5.265 mSv	22.2 h
Техничар (иза заштитног паравана)	69 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	40.36 mSv	2.9 h
Стерилна инструменталка(без паравана)	75 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	43.87 mSv	2.7 h
Нестерилна инструменталка(иза паравана)	17 $\mu$ Sv/h	5-45 min	3	9.94 mSv	11.8 h

Позиција РТГ ЦЕВИ - LAO 85 deg, CRA 0 deg (мерења вршена са воденим фантомом)

90 kV, 55 ms, 151mA

	Измерена ефективна доза	Време трајања једне процедуре	Број процедура по запосленом	Апсорбована доза на годишњем нивоу	Препоручено недељно време боравка у сали за време експонирања
Лекар (иза заштитног паравана)	12 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	7.02 mSv	16.7 h
Техничар (иза заштитног паравана)	86 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	50.31 mSv	2.32 h
Стерилна инструменталка(без паравана)	238 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	139.23 mSv	50.8 h
Нестерилна инструменталка(иза паравана)	61 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	35.68 mSv	3.28 h

## Пример 2.

Ангио сала

Рендген апарат COROSCOPI MEGALIX SIEMENS (мерења вршена са Умо LB 123 )

Параметри : 80 kV, 6.8 mA

### RoGRAFIJA

	Измерена ефективна доза	Време трајања једне процедуре	Број процедура по запосленом	Апсорбована доза на годишњем нивоу	Препоручено недељно време боравка у сали за време експонирања
На месту лекара	35 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	20.53 mSv	5.71 h
На месту сестре	150 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	877.50 mSv	1.33 h
На месту техничара	3.5 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	2.05mSv	57.14 h
На заштитном стаклу	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	0.07 mSv	
У ходнику на вратима	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	0.07 mSv	

**Ro SKOPIJA**

	Измерена ефективна доза	Време трајања једне процедуре	Број процедура по запосленом	Апсорбована доза на годишњем нивоу	Препоручено недељно време боравка у сали за време експонирања
На месту лекара	5 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	2.93 mSv	40 h
На месту сестре	15 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	8.79 mSv	13.33 h
На месту техничара	1.5 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	0.88mSv	133.33 h
На заштитном стаклу	0.10 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	0.06 mSv	
У ходнику на вратима	0.10 $\mu\text{Sv/h}$	5-45 min	3	0.06 mSv	

### Пример 3.

Онкологија

Рендген апарат СТ- SOMATOM PLUS 4 (мерења вршена инструментом Умо LB 123)

Број експозиција: 5-8 дневно

Параметри : 140 kV, 159 mAs, 1s

	Измерене апсорбованих доза	јачине	Апсорбована доза на годишњем нивоу
На месту руководиоца	0.12 $\mu\text{Sv/h}$		0.06 $\mu\text{Sv}$
Оловно стакло	0.4 $\mu\text{Sv/h}$		0.23 $\mu\text{Sv}$
Довратак врата	лево	15 $\mu\text{Sv/h}$ ,	8.68 $\mu\text{Sv}$
	десно	2.3 $\mu\text{Sv/h}$	1.32 $\mu\text{Sv}$
Сто наспрам врата	0.8 $\mu\text{Sv/h}$		0.46 $\mu\text{Sv}$
Врата на чекаоници	довратак	5.6 $\mu\text{Sv/h}$ ,	3.24 $\mu\text{Sv}$
	средина врата	1.6 $\mu\text{Sv/h}$	0.98 $\mu\text{Sv}$
Чекаоница	Столица	0.9 $\mu\text{Sv/h}$	0.52 $\mu\text{Sv}$
	Поред врата	0.8 $\mu\text{Sv/h}$	0.46 $\mu\text{Sv}$

#### Пример 4.

Стоматолошка ординација

Рендген апарат SIMENS NANDOR 2 P (мерења вршена инструментом Radiation Alert Inspector, Internal G-M LND7317)

Број експозиција : до 10 дневно

Параметри OPT 85 kV, 15 mA, 15 s, фон 0.12  $\mu\text{Sv/h}$

	Измерене јачине апсорбованих доза	Апсорбована доза на годишњем нивоу
На месту руководиоца	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Врата	Довратак 0.5 $\mu\text{Sv/h}$	5.48 $\mu\text{Sv}$
	Средина врата 0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Ординација зид	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Чекаоница	Зид 0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
	Столице 0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Локал 1(зид наспрам ординације)	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Локал 2 (зид наспрам ординације)	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Улица	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$

Телерендген. Параметри : 75 kV, 3.2 s, фон 0.12  $\mu\text{Sv/h}$

	Измерене јачине апсорбованих доза	Апсорбована доза на годишњем нивоу
На месту руководиоца	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Врата	Довратак 1.6 $\mu\text{Sv/h}$	5.48 $\mu\text{Sv}$
Ординација зид	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Чекаоница	Зид 0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
	Столице 0.10 $\mu\text{Sv/h}$	1.08 $\mu\text{Sv}$
Локал 1(зид наспрам ординације)	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Локал 2 (зид наспрам ординације)	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$
Улица	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	1.3 $\mu\text{Sv}$

### Пример 5.

Зубна амбуланта

Рендген апарат ENDOS ACP

Број пацијената: до 10 недељно

Параметри 70 kV, 8mA, 0.16 s

	Измерене јачине апсорбованих доза	Апсорбована доза на годишњем нивоу
На месту руководиоца	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.003 $\mu\text{Sv}$
Врата ка ходнику	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.003 $\mu\text{Sv}$
Чекаоница зид	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.003 $\mu\text{Sv}$
Прозор ка дворишту	3 $\mu\text{Sv/h}$	0.07 $\mu\text{Sv}$

### Пример 6.

Онкологија

Рендген апарат MEVASIM, Lokalizator

Број експозиција око : 10-13 дневно

Време трајања експозиције : просечно око 4 min по пацијенту

Параметри 77.4 kV, 20 mAs

	Измерене јачине апсорбованих доза	Апсорбована доза на годишњем нивоу
На месту руководиоца	0.7 $\mu\text{Sv/h}$	0.16 mSv
Врата контролне собе	2 $\mu\text{Sv/h}$	0.45 mSv
Довратак	24 $\mu\text{Sv/h}$	5.41 mSv
Оловно стакло	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.027 mSv
Чекаоница	Врата 1.5 $\mu\text{Sv/h}$	0.34 mSv
	Довратак 5.7 $\mu\text{Sv/h}$	1.28 mSv
	Столица(поред врата) 0.5 $\mu\text{Sv/h}$	0.12 mSv

### Пример 7.

Кардиологија

Рендген апарат **SIEMENS SIREMOBIL COMPACT**

Параметри : 50 kV, 0.3 mAs

Број експозиција око 20 недељно

Време трајања експозиције : просечно око 5 min

	Измерене јачине апсорбованих доза	Апсорбована доза на годишњем нивоу	
Лекар	Руке	104 $\mu\text{Sv/h}$	2.26 $\mu\text{Sv}$
	Глава	17 $\mu\text{Sv/h}$	0.37 $\mu\text{Sv}$
	Груди	24 $\mu\text{Sv/h}$	0.52 $\mu\text{Sv}$
	Гонаде	0.2 $\mu\text{Sv/h}$	0.004 $\mu\text{Sv}$
Стерилна сестра	Руке	26 $\mu\text{Sv/h}$	0.56 $\mu\text{Sv}$
	Глава	12 $\mu\text{Sv/h}$	0.26 $\mu\text{Sv}$
	Груди	11 $\mu\text{Sv/h}$	0.238 $\mu\text{Sv}$
	Гонаде	0.2 $\mu\text{Sv/h}$	0.004 $\mu\text{Sv}$
Нестерилна сестра		1.2 $\mu\text{Sv/h}$	0.026 $\mu\text{Sv}$
Соба 1	Врата	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.002 $\mu\text{Sv}$
	Зид	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.002 $\mu\text{Sv}$
Соба 2	Врата	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.002 $\mu\text{Sv}$
	Зид	0.14 $\mu\text{Sv/h}$	0.003 $\mu\text{Sv}$
Ходник	Врата	0.15 $\mu\text{Sv/h}$	0.003 $\mu\text{Sv}$
	Зид	0.14 $\mu\text{Sv/h}$	0.003 $\mu\text{Sv}$
Иза паравана		0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.002 $\mu\text{Sv}$

**Пример 8.**

Стоматолошка ординација

Рендген апарат: **ENDOS DC**

(мерења вршена инструментом Umo LB 123)

Број експозиција око 10 недељно

Параметри : 65 kV, 5 mA, 0.22s

		Измерене јачине апсорбованих доза(цев окренута ка зиду)	Измерене јачине апсорбованих доза(цев окренута ка ходнику)	Апсорбована доза на годишњем нивоу(цев окренута ка зиду)	Апсорбована доза на годишњем нивоу(цев окренута ка ходнику)
Место руководиоца(купатило)		0.13 $\mu\text{Sv/h}$	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.004 $\mu\text{Sv}$	0.004 $\mu\text{Sv}$
Ходник (наспрам врата ординације)		7 $\mu\text{Sv/h}$	39 $\mu\text{Sv/h}$	0.22 $\mu\text{Sv}$	1.24 $\mu\text{Sv}$
Чекаоница	Наспрам врата ординације	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.3 $\mu\text{Sv/h}$	0.004 $\mu\text{Sv}$	0.009 $\mu\text{Sv}$
	Иза бетонског зида	0.11 $\mu\text{Sv/h}$	0.17 $\mu\text{Sv/h}$	0.003 $\mu\text{Sv}$	0.005 $\mu\text{Sv}$
Лекарска соба		6 $\mu\text{Sv/h}$	2.2 $\mu\text{Sv/h}$	0.19 $\mu\text{Sv}$	0.07 $\mu\text{Sv}$
Испред улазних врата		0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.004 $\mu\text{Sv}$	0.004 $\mu\text{Sv}$

**Пример 9.**Рендген апарат: **МАМОГРАФ LILYUM METALTRONICA**

(мерења вршена инструментом: Radiation Alert Inspector, Internal G-M LND7317)

Број експозиција: до 60 дневно

Број пацијената : до 15 дневно

Параметри : 30.5 kV, 250 mAs, 1s

	Измерене јачине апсорбованих доза	Апсорбована доза на годишњем нивоу
Место руковаоца(иза паравана)	0.6 $\mu\text{Sv/h}$	9.38 mSv

**Пример 10.**

Сала за флуороскопију

Рендген апарат: **C VISION PLUS, SHIMADZU**

Број експозиција дневно: до 10

Параметри : 93 kV, 400 mA, 0.2 s

	Измерене јачине апсорбованих доза	Апсорбована доза на годишњем нивоу
На месту руковаоца	1.5 $\mu\text{Sv/h}$	0.78 mSv
На оловном стаклу	0.32 $\mu\text{Sv/h}$	0.166 mSv
Врата од РТГ-кабинета	10.6 $\mu\text{Sv/h}$	5.52 mSv
1 m од врата	4.6 $\mu\text{Sv/h}$	2.4 mSv
Зид	0.16 $\mu\text{Sv/h}$	0.08 mSv
Довратак	3 $\mu\text{Sv/h}$	1.56 mSv
Ходник (чекаоница)	0.12 $\mu\text{Sv/h}$	0.06 mSv

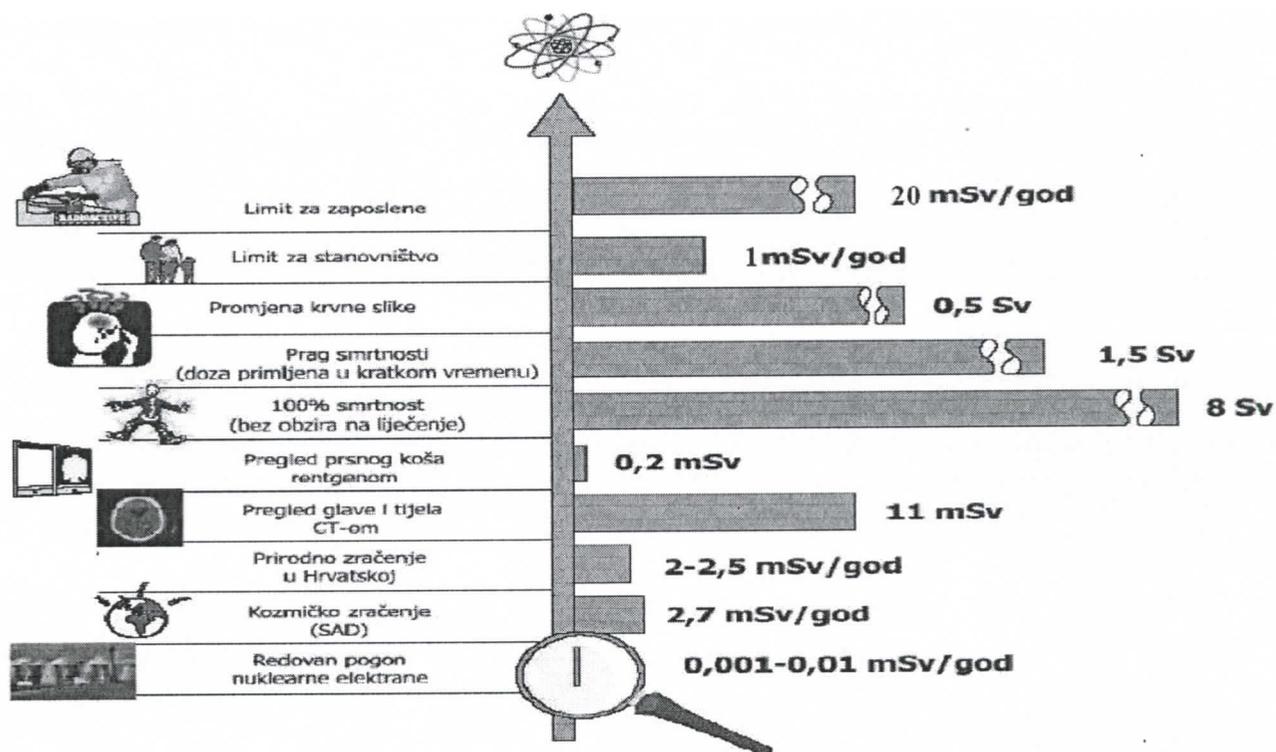
Интернационална комисија за заштиту од зрачења (ICRP) дала је препоруку за мере заштите које би, по њеном мишљењу, користиле за постизање боље заштите од зрачења. Посматрајући оптимизацију заштите као битан елемент заштите од зрачења, ICRP га дефинише на следећи начин: *све дозе морају бити онолико мале колико је то разумно могуће, узимајући у обзир економске и друштвене факторе (ALARA princip As Low As it is Reasonable Achievable).*

Професионално изложена лица у рендген-дијагностици морају, за време рада извора јонизујућих зрачења, користити одговарајућа заштитна средства (кецеље, прегаче, рукавице, крагне за заштиту штитасте жлезде и наочаре). Посебну пажњу треба обратити да лица која спроводе рендген-дијагностички поступак, не смеју бити изложена снопу рендгенског зрачења, не смеју придржавати лица која се снимају и не смеју придржавати касете са филмовима за време снимања.

Извршена мерења указују да добра заштита далеко умањује дејство јонизујућег зрачења. Такорећи, физичком апсорпцијом зрачења у материји која окружује изворе зрачења, постиже се најбоља заштита од зрачења. Мерења која смо извршили јасно говоре о степену изложености медицинског особља. Из приложеног видимо да је у најнеповољнијој ситуацији незаштићено медицинско особље (нпр. техничари у ангио сали). Због специфичности самог посла и потребе за што већом ефикасношћу, неки од заштитних средстава (оловни паравани) би управо сам поступак успоравали. Из практичних разлога професионално особље изложено зрачењу свој посао ради савесно, не размишљајући пуно о себи и о последицама. У циљу да се интервенција што пре обави они не користе одговарајућу заштиту. Наиме у склопу апарата нових генерација, постоје и одређени елементи који служе за личну заштиту. Међутим, они су веома незгодни, тешки су, потребно их је, по потреби, стално померати и усклађивати их самим условима рада. Тиме се свакако губи на времену и зато их медицинско особље и избегава. Од изузетне важности је системски проверавати примљене дозе, током професионалног излагања, како се не би прешла дозвољена граница а и самим тим да би се знала акумулирана доза примљена у току године. Исто тако, мерења дозе зрачења морају се редовно вршити (једном годишње), како би се установила ефикасност мере заштите. **Време** (што мање време експонирања), **удаљеност** (што већа удаљеност од извора јонизујућег зрачења) и **апсорбер** (оловне кецеље, оловни паравани чија заштита моћ мора бити најмање 0.5 mm олова) су нешто чега се треба придржавати и примењивати као основ личне заштите.

## Закључак

На самом крају овог излагања веома је битно истаћи да је у овој области од изузетне важности знати и бити упознат са могућим последицама које доноси излагање јонизујућем зрачењу. Мерења која смо извршили указују да професионално изложена лица, са добром пројектованом заштитом, приме веома малу дозу зрачења, док у просторијама (нпр. ангио сала), у којима долази до потешкоћа у личној заштити, резултати указују да су дозе веома велике и да се морају предузети хитне и неопходне мере заштите. Један од разлога због којих се медицинско особље налази у оваквом проблему, лежи управо у недовољној информисаности о апаратима са којима рукују као и јонизујућем зрачењу којем су изложени. Велику улогу наравно игра и финансијска ситуација. У циљу усавршавања и очувања здравља како професионално изложеног медицинског особља, тако и самих пацијената неопходна је адекватна едукација и законска регулатива која ће прописати неопходне и редовне контроле апарата како би, дозе које прими професионално изложено лице, биле у дозвољеним границама.





Univerzitet u Novom Sadu  
Prirodno-matematički fakultet  
Departman za fiziku  
Katedra za nuklearnu fiziku



Laboratorija za ispitivanje radioaktivnosti uzoraka i doze  
jonizujućeg i nejonizujućeg zračenja

21000 Novi Sad, Trg Dositeja Obradovića 4  
Tel.: 021 455 318 Fax.: 021 459 367

Žiro račun: 840-1711666-19

Broj 4/07

Datum: 19.03.2007.

## IZVEŠTAJ

o dozimetrijskoj kontroli i merenjima apsorbovanih doza zračenja oko rendgen aparata

### NAZIV I MESTO KORISNIKA:

Izvršena su merenja apsorbovanih doza jonizujućeg zračenja, saglasno Pravilniku o uslovima za promet i korišćenje radioaktivnih materijal, rendgen aparata i drugih uređaja koji proizvode jonizujuća zračenja (»Sl. List SRJ« br. 32/98) i Pravilnika o granicama izlaganja jonizujućem zračenjima (»Sl. List SRJ« br. 32/98).

Merenja su izvršena instrumentom: Umo LB 123

Datum merenja: 19.03.2007.

**1. Podaci o rentgen-aparatu:**

**2. Tip uređaja:** SIEMENS SIREMOBIL COMPACT

**Serijski broj zračne cevi:** S01335S06      **Filtracija:**

**Parametri:** 50 kV, 0.3 mAs

**3. Opis prostorije u kojoj je smešten aparat:**

*Veličina:                                      Visina:*

*Lokacija prostorije: III sprat                      Pod: vinaz*

*Ojačanje zidova:                                      Ojačanje vrata:*

*Veštačka ventilacija:*

**4. Zaštitna sredstva:**

*Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja: postoje*

*Pb gumena resa:                                      Zaštitna stolica:                      Paravan: da*

*Olovne rukavice:                                      Olovna kećelja: da*

*Da li je snop centriran: da*

**5. Evidencija o korišćenju RTG aparata:**

*Datum poslednjeg pregleda aparata:*

*Evidencija o rezultatu ličnih dozimetara: postoje*

*Ime i prezime lica odgovornog za zaštitu:*

**6. Izmerene jačine apsorbovanih doza oko RTG aparata:**

<b>1. Lekar</b>	ruke	104 $\mu\text{Sv/h}$
	glava	17 $\mu\text{Sv/h}$
	grudi	24 $\mu\text{Sv/h}$
	gonade	0.2 $\mu\text{Sv/h}$
<b>2. Sestra sterilna</b>	ruke	26 $\mu\text{Sv/h}$
	glava	12 $\mu\text{Sv/h}$
	grudi	11 $\mu\text{Sv/h}$
	gonade	0.7 $\mu\text{Sv/h}$
<b>3. Sestra nesterilna</b>		1.2 $\mu\text{Sv/h}$
<b>4. Soba 1</b>	vrata	0.12 $\mu\text{Sv/h}$
	zid	0.12 $\mu\text{Sv/h}$
<b>5. Soba 2</b>	vrata	0.12 $\mu\text{Sv/h}$
	zid	0.14 $\mu\text{Sv/h}$
<b>6. Hodnik</b>	vrata	0.15 $\mu\text{Sv/h}$
	zid	0.14 $\mu\text{Sv/h}$
<b>7. Iza paravana</b>		0.12 $\mu\text{Sv/h}$

**6. Ostali podaci:** Broj ekspozicija nedeljno oko 20. Vreme trajanja ekspozicije prosečno 5 minuta.  
Aparatom rukuju:

**7. Primedbe:** Za vreme merenja obavezno koristiti zaštitnu kecelju.

**8. Zaključak:** Na osnovu pregleda i izvršenih merenja mišljenja smo da može da se izda dozvola za korišćenje uz izvršenje gore navedenih preporuka.

Merenje izvršio:

---

Izveštaj odobrava:

---

## Биографија

Рођена сам у Сремској Митровици, 7. јануара 1986. године. Основну школу " Вељко Дугошевић " завршила сам у Руми. Даље школовање наставила сам у гимназији " Стеван Пузић " у Руми. 2005. године уписала сам прву годину студија на Природно-Математичком факултету, Универзитет у Новом Саду, департман за физику, смер медицинска физика.



## Литература

1. М. Томашевић, Б. Голднер, Рендгенско зрачење и заштита у педијатријској дијагностици, Београд 1998 ;
2. С. Ивановић, Дефинисање физичких параметара снопа X- зрачења генерисаног ЦТ уређајем и осигурање квалитета на клиници за радолошку дијагностику, Нови Сад 2009.;
3. Л. Маринков, Основи нуклеарне физике, Нови Сад 1976.;
4. В. Паић, Г. Паић, Основе радијационе дозиметрије и заштите од зрачења, Загреб 1983.;
5. Закон о заштити од јонизујућих зрачења и о нуклеарној сигурности;
6. Правилник о границама излагања јонизујућим зрачењима ("Службени лист СРЈ", број 32/98);
7. Ј. Брњас-Краљевић, Структура материје и дијагностичке методе, Загреб 2001.;
8. Прим. Др М. Живковић и сарадници, Клиничка радиологија, Београд 1982.;
9. Р. Радовић, Електроника у медицини, ЕТФ 1988.;
10. Д. Поповић, М. Поповић, Биомедицинска инструментација и мјерења, Београд 1997.;
11. Steven B. Dowd, Elwin R. Tilson, Practical Radiation Protection and Applied Radiobiology, Philadelphia 1994.

UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

<i>Redni broj:</i> <b>RBR</b>	
<i>Identifikacioni broj:</i> <b>IBR</b>	
<i>Tip dokumentacije:</i> <b>TD</b>	Monografska dokumentacija
<i>Tip zapisa:</i> <b>TZ</b>	Tekstualni štampani materijal
<i>Vrsta rada:</i> <b>VR</b>	Diplomski rad
<i>Autor:</i> <b>AU</b>	Ljubica Smiljanić
<i>Mentor:</i> <b>MN</b>	Doc. dr Nataša Todorović, Prof. dr. Viktor Til
<i>Naslov rada:</i> <b>NR</b>	Merenje apsorbovanih doza zračenja oko rendgen aparata i zaštita profesionalno izoženog osoblja u radiodijagnostici
<i>Jezik publikacije:</i> <b>JP</b>	srpski (ćirilica)
<i>Jezik izvoda:</i> <b>JI</b>	srpski/engleski
<i>Zemlja publikovanja:</i> <b>ZP</b>	Srbija
<i>Uže geografsko područje:</i> <b>UGP</b>	Vojvodina
<i>Godina:</i> <b>GO</b>	2010.
<i>Izdavač:</i> <b>IZ</b>	Autorski reprint
<i>Mesto i adresa:</i> <b>MA</b>	Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Fizički opis rada:</i> <b>FO</b>	
<i>Naučna oblast:</i> <b>NO</b>	Zaštita od jonizujućeg zračenja
<i>Naučna disciplina:</i> <b>ND</b>	Nuklearna fizika
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i> <b>PO</b> <b>UDK</b>	Zaštita od jonizujućeg zračenja, jonizujuće zračenje, apsorbovana doza zračenja
<i>Čuva se:</i> <b>ČU</b>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
<i>Važna napomena:</i> <b>VN</b>	nema
<i>Izvod:</i> <b>IZ</b>	Rad se bazira na proračunu apsorbovane doze koju profesionalno osoblje primi na godišnjem nivou kao i na zaštiti profesionalno izloženog osoblja u rendgen-dijagnostici.
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i>	18. 2. 2010.

<b>DP</b>	
<i>Datum odbrane:</i> <b>DO</b>	11. 5. 2010.
<i>Članovi komisije:</i> <b>KO</b>	Doc. dr. Nataša Todorović, Prof. dr. Viktor Til, Doc. dr. Dušan Mrđa, Doc. dr. Olivera Klisurić
<i>Predsednik:</i>	Doc. dr. Olivera Klisurić
<i>član:</i>	Doc. dr. Dušan Mrđa
<i>član:</i>	Doc. dr. Nataša Todorović, Prof. dr. Viktor Til

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

<i>Accession number:</i> <b>ANO</b>	
<i>Identification number:</i> <b>INO</b>	
<i>Document type:</i> <b>DT</b>	Monograph publication
<i>Type of record:</i> <b>TR</b>	Textual printed material
<i>Content code:</i> <b>CC</b>	Final paper
<i>Author:</i> <b>AU</b>	Ljubica Smiljanić
<i>Mentor/comentor:</i> <b>MN</b>	Doc. dr Nataša Todorović, Prof. dr. Viktor Til
<i>Title:</i> <b>TI</b>	Absorbed dose rate measurments and radiation protection in radiodiagnostics
<i>Language of text:</i> <b>LT</b>	Serbian (Cyrillic)
<i>Language of abstract:</i> <b>LA</b>	English
<i>Country of publication:</i> <b>CP</b>	Serbia
<i>Locality of publication:</i> <b>LP</b>	Vojvodina
<i>Publication year:</i> <b>PY</b>	2010.
<i>Publisher:</i> <b>PU</b>	Author's reprint
<i>Publication place:</i> <b>PP</b>	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
<i>Physical description:</i> <b>PD</b>	
<i>Scientific field:</i> <b>SF</b>	Radiation protection
<i>Scientific discipline:</i> <b>SD</b>	Nuclear physics
<i>Subject/ Key words:</i> <b>SKW</b> <b>UC</b>	Radiation protection, ionizing radiation, apsorbed dose
<i>Holding data:</i> <b>HD</b>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
<i>Note:</i> <b>N</b>	none
<i>Abstract:</i> <b>AB</b>	Final paper is based on calculations of annual apsorbed x-rays radiation doses for professional medical employees, and on their protection from ionizing radiation.
<i>Accepted by the Scientific Board:</i> <b>ASB</b>	18. 2. 2010.

<i>Defended on:</i> <b>DE</b>	11. 5. 2010.
<i>Thesis defend board:</i> <b>DB</b>	Doc. dr Nataša Todorović, Prof. dr. Viktor Til, Doc. dr. Dušan Mrđa, Doc. dr. Olivera Klisurić
<i>President:</i>	Doc. dr. Olivera Klisurić
<i>Member:</i>	Doc. dr. Dušan Mrđa
<i>Member:</i>	Prof. dr. Viktor Til

