



UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO – MATEMATIČKI FAKULTET  
DEPARTMAN ZA FIZIKU



## **PROCENA RADIJACIONOG RIZIKA KOD OSTEODENZITOMETRIJE**

- Master rad -

Mentor:

Prof. dr Nataša Todorović

Kandidat:

Jelena Stojanović

285m/19

Novi Sad, avgust 2021.

*Zahvaljujem se svom mentoru dr Nataši Todorović na izdvojenom vremenu, pomoći, korisnim savetima i sugestijama pri izradi master rada.*

*Takođe, želela bih da se zahvalim članovima komisije za odbranu ovog master rada dr Jovani Nikolov, dr Maji Stojanović i dr Nikoli Jovančeviću.*

*Posebnu zahvalnost dugujem meni dragim ljudima. Hvala im na razumevanju i bezuslovnoj podršci tokom celokupnog školovanja.*

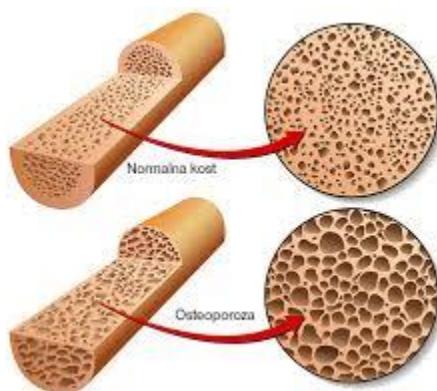
## Sadržaj

Uvod.....	5
1. X-zračenje .....	7
1.1 Nastanak x- zraka .....	7
2. Interakcija zračenja sa materijom .....	10
2.1 Fotoelektrični efekat.....	12
2.2 Rasejanje zračenja – Komptonov efekat .....	13
2.3 Stvaranje parova .....	15
3. Detektori zračenja .....	16
3.1 Proporcionalni brojač .....	17
3.2 Gajger-Milerov brojač .....	17
3.3 Scintilacioni brojači.....	18
4. Dozimetrijske veličine i jedinice.....	19
4.1 Ekspoziciona doza .....	19
4.2 Apsorbovana doza .....	20
4.3 Ekvivalentna doza.....	20
4.4 Efektivna doza .....	21
4.5 Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass) .....	22
5. Polja jonizujućeg zračenja u rendgen dijagnostici .....	23
6. Kontrola kvaliteta rendgen aparata .....	24
6.1 MPD detector.....	25
7. Aparat za osteodenzitometriju .....	27
7.1 Tehničke karakteristike DXA skenera.....	28
7.2 Korist i rizik od izlaganja rendgenskom zračenju .....	30
8. Zakonska regulativa.....	32
9. Rezultati .....	34
9.1 Procena merne nesigurnosti dozimetra.....	34
9.2 Metodologija određivanja efektivne doze .....	36
9.3 Procena efektivne doze .....	40
10. Projekat mera radijacione sigurnosti i bezbednosti.....	41

Zaključak.....	53
Literatura.....	54

## Uvod

Osteoporozu je poremećaj koji se karakteriše smanjenom količinom minerala u koštanom tkivu, odnosno manjom gustinom minerala u kosti i samim tim javlja se povećana krtost tj. lomljivost kostiju.



Slika 1. Osteoporozu

Osteodenzitometrija je dijagnostička procedura koja se koristi za otkrivanje osteoporoze. Zasniva se na merenju koštane gustine (eng. Bone mineral density – BMD) vrata butne kosti i lumbalnog dela kičme i kostiju podlaktice. Prema utvrđenim standardima vrednost BMD-a klasificuje se u odgovarajuće T, odnosno Z skorove.

Svetska zdravstvena organizacija (SZO) definiše osteoporozu kao  $T\text{-skor} \leq -2,5$ , smanjenu mineralnu gustinu kostiju  $-2,5 < T\text{-skor} < -1$ , a normalnu gustinu kostiju sa  $T\text{-skorom} \geq -1$ . Navedene vrednosti T-skora mogu se primeniti samo kod žena u menopauzi i kod muškaraca starijih od pedeset godina. Kod muškaraca mlađih od pedeset godina i kod žena u reproduktivnom dobu prihvatljivije je koristiti Z-skor. Smatra se da je za Z-skor koji je manji od -2 mineralna koštana gustina niža od očekivane u odnosu na starost i pol, a za Z-skor veći od -2 smatra se da je mineralna koštana gustina u nivou očekivane za starosno doba i pol.

Denzitometriju preventivno treba sprovoditi kod:

- žena u postmenopauzi  $<65$  godina koje imaju jedan ili više faktora rizika,
- žena koje imaju više od 65 godina,
- žena u postmenopauzi sa prelomima,

- odraslih sa osteopatičnim prelomima
- odraslih koji imaju bolesti, stanja ili uzimaju lekove koji su povezani sa niskom koštanom masom,
- osoba kod kojih su prisutni faktori rizika,
- osoba kojima se proverava učinak terapije, u slučaju sekundarne osteoporoze i češće,
- muškaraca sa kliničkom sumnjom na osteoporozu, anamnezom preloma nakon minimalne traume,
- muškaraca starijih od 70 godina,
- žena sa dugotrajnom amenorejom. [1]

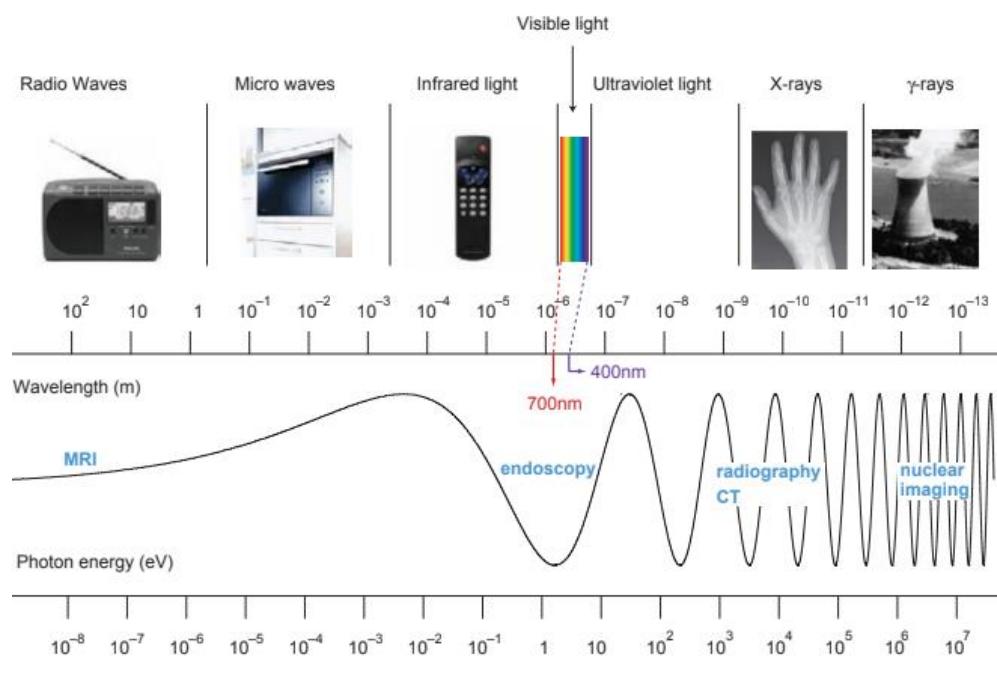
Veliki broj radioloških tehnika korišćen je ili se koristi u cilju dijagnostikovanja i praćenja osteoporoze. To su jednostruka i dvostruka apsorpciometrija fotona (SPA, DPA), jednostruka i dvostruka apsorpciometrija X-zraka (SXA, DXA), kvantitativna kompjuterizovana tomografija (QCT), kvantitativni ultrazvuk (QUIS) i magnetna rezonancija (MR) visoke rezolucije.

Merenje mineralne gustine kosti metodom dvostrukе apsorpciometrije X-zraka (dual energy X-ray absorptiometry – DXA) smatra se zlatnim standardom za dijagnozu osteoporoze.

Cilj ovog rada je da isticanjem tehničkih karakteristika, radijacionih doza, radiološke opreme, preciznosti merenja koštane gusitne i mogućnostima snimanja više različitih regiona od interesa procenimo radijacioni rizik za profesionalno izloženo osoblje i pacijente pri pregledima kod osteodenzitometrije. [2]

## 1. X-zračenje

Rendgenski zraci ili X-zraci predstavljaju elektromagnetne talase čija je talasna dužina od 0.01 do 10 nm. Otkrio ih je nemački fizičar Vilhelm Konrad Rendgen 1895. godine. Zbog svoje energije koriste se u medicini, u oblasti radiologije, i u kristalografiji kod ispitivanja kristalnih struktura. Rendgensko zračenje je zračenje koje nastaje u procesima koji se odvijaju u polju jezgra i možemo ga tretirati kao snop fotona koji se kreću brzinom svetlosti. Ovo zračenje je ionizujuće zračenje, koje može da ionizuje materiju i da na taj način izazove oštećenja ćelija živih organizama, narušava biohemiske procese u ćelijama, dovodi do poremećaja u njihovom funkcionisanju i može dovesti do razvoja tumora.

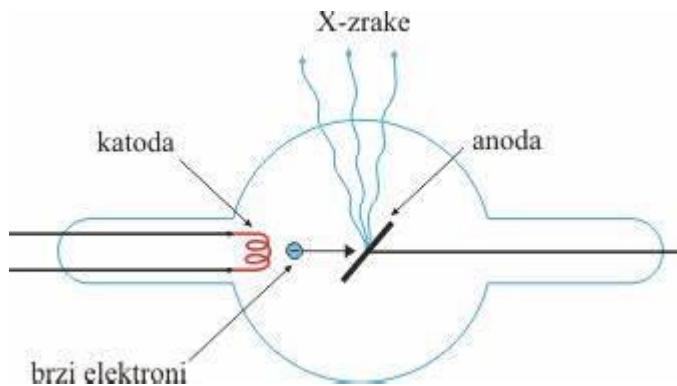


Slika 2. Spektar elektromagnetskog zračenja

### 1.1 Nastanak x- zraka

Za dobijanje X-zraka koristi se rendgenska cev, ona je ključni deo svakog rendgen aparata. To je vakuumski cev koji koristi visoki napon za ubrzavanje termoelektrona emitovanih sa katode. Visokim naponom se elektroni u električnom polju ubrzavaju do velikih brzina, zatim udaraju o anodu koja proizvodi X-zrake. Prilikom primene u medicinske svrhe, najčešće se koristi anoda od volframa, renijuma, i molibdena. Maksimalna energija fotona

X-zraka koji nastaju ne može biti veća od energije upadnih elektrona, koja je određena naponom cevi.

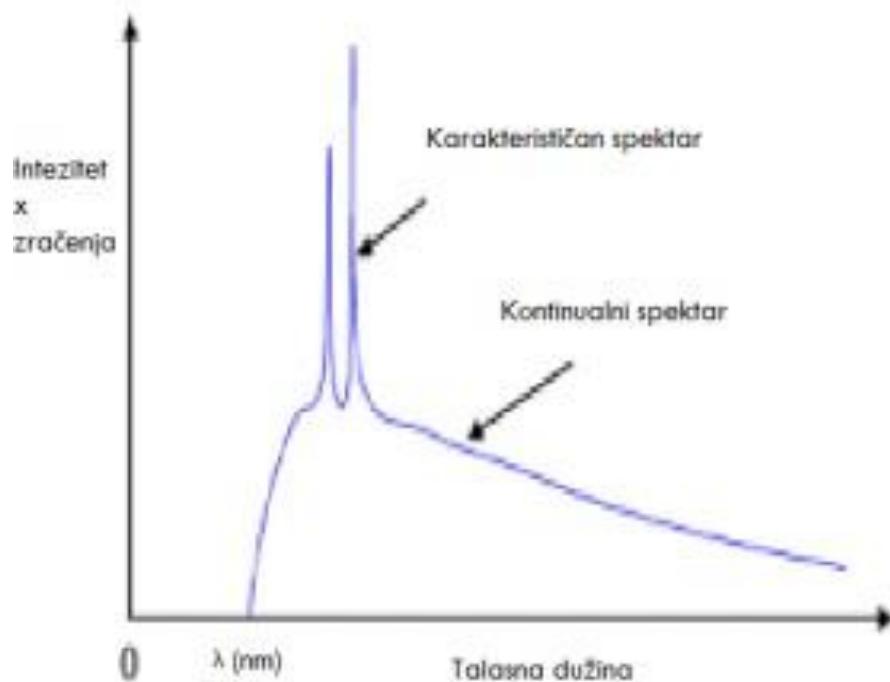


Slika 3. Rendgenska cev

Prilikom udara u anodu javljaju se dve vrste zračenja, zakočno (Bremsstrahlung) i karakteristično zračenje. Ove vrste zračenja razlikuju se po načinu nastanka kao i po spektru energija koji ih karakterišu.

Emisija zakočnog (Bremsstrahlung) zračenja stvara kontinualni spektar X-zračenja. Kako svaka ubrzana nanelektrisana čestica emituje elektromagnetno zračenje, tako i elektroni koji se kreću velikim brzinama pri udaru o anodu naglo usporavaju i samim tim emituju elektromagnetno zračenje, koje ima talasne dužine X-zraka. Zato se ovo zračenje i zove zakočno zračenje. Kako svaki elektron različito usporava, odnosno stvaraju se foton različitih energija, zato zakočno zračenje i emituje kontinualan spektar.[3]

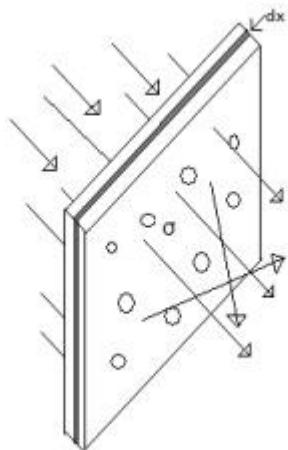
Dok se emisija karakterističnog X-zračenja dešava kada elektron ima dovoljno energije da izbaci orbitalni elektron iz atoma, i popunjavanjem praznog mesta u atomskom omotaču elektronom sa druge orbitale, emituje se foton X-zraka. Ovaj proces proizvodi emisioni spektar X-zračenja sa par odvojenih spektralnih linija karakterističnih frekvencija, čija frekvencija i energija zavisi od materijala mete (anode). Obično se javljaju dve karakteristične linije, kao rezultat prelaza orbitalnih elektrona na K orbitalu, i na L orbitalu. Tako da se i karakteristične linije zovu K linija i L linija. Takođe se javljaju i  $K\alpha$  i  $K\beta$  linija, kao rezultat prelaza elektrona sa različitih orbitala na K orbitalu. Karakteristični spektar je superponiran na kontinualni spektar X zračenja.[3]



Slika 4. Kontinualni i karakteristični spektar X zračenja

## 2. Interakcija zračenja sa materijom

X-zračenje možemo tretirati kao snopove fotona koji se kreću brzinom svetlosti, i kako ovi fotoni nemaju nanelektrisanje do njihove interakcije sa elektronom, ili sa jezgrom, dolazi u uskoj oblasti Komptonove talasne dužine. Ukoliko prilikom interakcije fotoni predaju kompletну svoju energiju elektronu oni će ili nestati ili će doći do stvaranja para elektron-positron, a ukoliko fotoni predaju samo deo svoje energije elektronu nastavljaju kretanje sa umanjenom energijom uz obavezno skretanje s prvobitnog pravca. Ova činjenica je iskorišćena da opiše njihovo prostiranje kroz neku sredinu. Ukoliko se posmatra uzan snop fotona, njihov broj će se smanjivati s povećanjem debljine materijala kroz koji prolaze jer u snopu ostaju samo oni fotoni koji nisu doživeli interakcije. Ako posmatramo slučaj kada u snopu svi fotoni imaju jednake energije i prolaze kroz tanak sloj materijala debljine  $dx$ , kao što je prikazano na slici 5.



Slika 5. Prolazak i interakcija snopa fotona X zračenja sa materijom

Broj fotona  $dN$  koji nestane iz snopa prilikom prolaska kroz apsorber direktno je proporcionalan broju upadnih fotona  $N$ , broju atoma u jedinici zapremine materijala  $n$  kao i od njegove debljine:

$$dN = \sigma \cdot N \cdot n \cdot dx \quad (1)$$

$\sigma$ - efikasni presek kao mera verovatnoće da foton bude uklonjen iz snopa.

Proizvod efikasnog preseka  $\sigma$  i broja atoma po jedinici zapremine materijala kroz koga zračenje prolazi  $n$  naziva se linearни atenuacioni koeficijent i označava se sa  $\mu$ .

Nakon integracije se dobija atenuacioni zakon:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (2)$$

$N$ - broj fotona u snopu nakon prolaska kroz sloj nekog materijala debljine  $x$ .

$N_0$ - početni broj fotona.

$\mu$ - linearni atenuacioni koeficijent.

Obično se umesto linearnog atenuacionog koeficijenta koristi maseni atenuacioni koeficijent koji predstavlja količnik linearnog atenuacionog koeficijenta i gustine materijala od kojeg je atenuator sačinjen:

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (3)$$

Maseni atenuacioni koeficijent ne zavisi od gustine, a samim tim ni od agregatnog stanja materijala. Izraz za atenuacioni zakon možemo prikazati u sledećoj formi:

$$N = N_0 e^{-\mu_m \rho x} \quad (4)$$

Broj fotona nekog snopa eksponencijalno opada sa debljinom materijala kroz koji prolazi. Proizvod  $\rho x$  se izražava u jedinicama  $\frac{g}{cm^2}$  i upotrebljava se umesto debljine. Linearni ili maseni atenuacioni koeficijent u potpunosti određuje prolazak x-zračenja kroz neki materijal. [4] Vrednosti ovih koeficijenata, za jedan materijal, mogu biti veoma različite za razne energije.

Osnovni načini putem kojih foton može biti udaljen iz snopa su:

- Fotoelektrični efekat,
- Komptonovo, Tomsonovo i Reljevo rasejanje,
- Stvaranje parova.

## 2.1 Fotoelektrični efekat

Fotoelektrični efekat je pažljivo izučavan u periodu kada je došlo do otkrića radioaktivnosti. Izučavan je kao proces u kome svetlost ili ultraljubičasto zračenje izbija elektrone sa površine metala. Albert Ajnštajn je 1905. godine dao tumačenje ove pojave. Fotoelektrični efekat je proces u kom foton predaje kompletну energiju orbitalnom elektronu, tom prilikom foton prestaje da postoji, a elektron se udaljava iz atoma sa određenom energijom.

Ta energija se dobija na sledeći način:

$$E_e = E_f - E_v \quad (5)$$

E<sub>f</sub> – energija koju je posedovao foton pre interakcije,

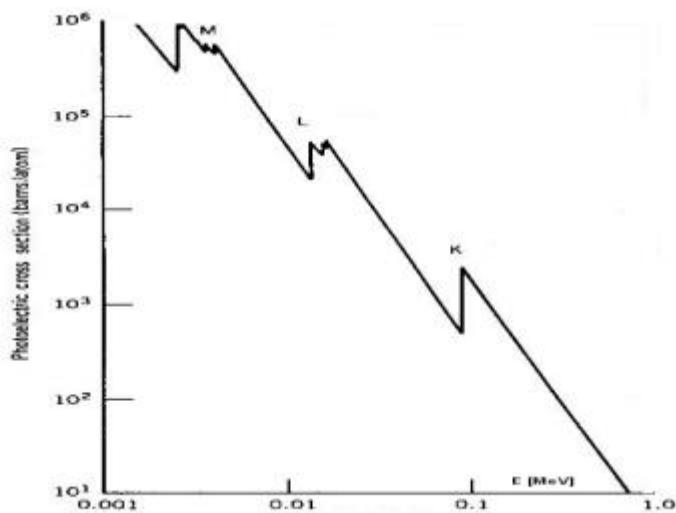
E<sub>v</sub> – energija veze orbitalnog elektrona.

Energija fotona se utroši na rad potreban da se elektron izbaci iz atoma kao i na njegovu kinetičku energiju. Ovaj efekat se dešava samo na vezanom elektronu, zakonom održanja impulsa, potrebno je još jedno telo da na sebe preuzme deo impulsa fotona. To treće telo je atom, on u ovom procesu deli sa elektronom impuls fotona. U ovim situacijama se energija između dva tela deli u obrnutoj srazmeri sa njihovim masama, jasno je da će energija uzmaka celog atoma biti zanemarljivo mala u odnosu na energiju koju dobije elektron. [4]

S obzirom na to da se fotoefekat odvija u najvećoj meri tamo gde su elektroni čvršće vezani, podrazumeva se da postoji jaka zavisnost efikasnog preseka i rednog broja materijala.

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E^{7/2}} \quad \text{za} \quad E_f > E^k_v \quad (6)$$

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E} \quad \text{za} \quad E_f \gg E^k_v \quad (7)$$



Slika 6. Efikasni presek fotoefekta, kao funkcija energije

U atenuaciji rendgenskog zračenja uticaj fotoefekta je najizraženiji na niskim energijama. Kada jedan od elektrona bude izbačen iz atoma u procesu fotoelektričnog efekta, njegovo mesto popunjava elektron sa viših orbitala i tada dolazi do emisije zračenja. Ovo zračenje je karakteristično rendgensko zračenje koje uvek prati proces fotoelektričnog efekta.[4]

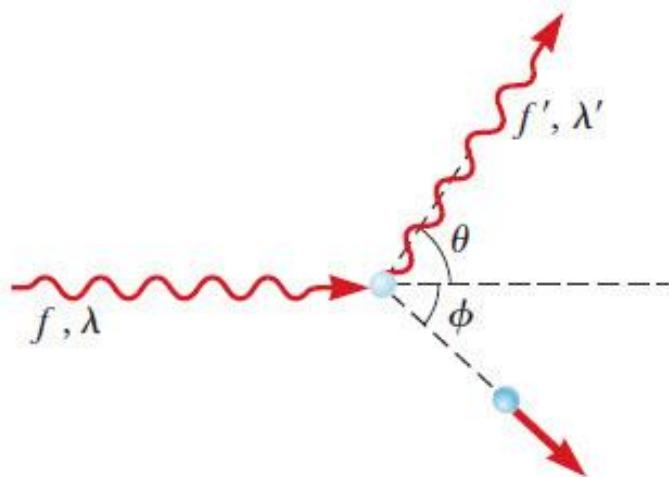
## 2.2 Rasejanje zračenja – Komptonov efekat

Fotoni rendgenskog zračenja prilikom prolaska kroz neki materijal mogu biti skrenuti sa prvobitne putanje odnosno bivaju rasejani. Nakon interakcije rasejani fotoni nastavljaju da se kreću u drugom pravcu, odnosno skreću za neki ugao u odnosu na prvobitni pravac prostiranja. Rasejanje koje se javlja može biti koherentno i nekoherentno. Primer za koherentnu interakciju je Tomsonovo rasejanje, dok je primer nekoherentnog rasejanja Komptonov efekat. Kod Komptonovog efekta dolazi do interakcije atomskog elektrona i fotona koji ima mnogo veću energiju od energije veze elektrona, tom prilikom elektron prima deo energije od fotona, dok se foton rasejava pod nekim uglom odnosno skreće s prvobitne putanje.

Primena ovog efekta je veoma važna prilikom računanja debljine zaštitnih barijera, kao i za procenu efektivne doze koju primi profesionalno izloženo osoblje.

Što je veća energija upadnog fotona, u odnosu na energiju veze elektrona, raste verovatnoća za Komptonov efekat a smanjuje se verovatnoća za fotoefekat. Totalni efekasni presek za rasejanje fotona na jednom elektronu je obrnuto proporcionalno njegovoj energiji.

$$\sigma_{com} \sim \frac{Z}{E} \quad (8)$$

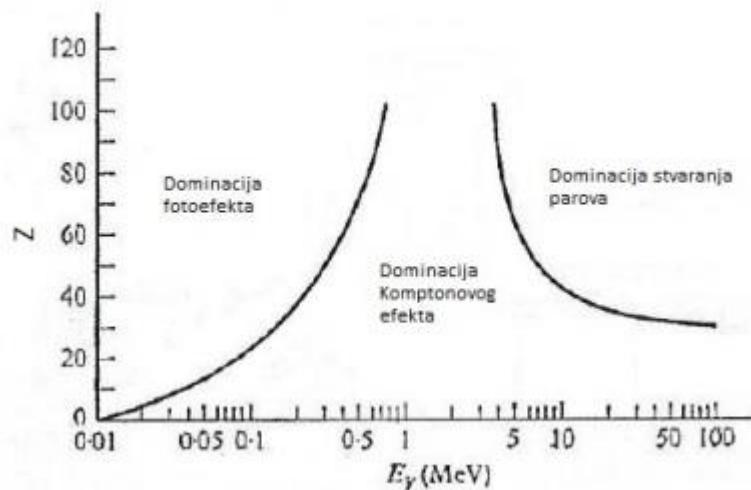


Slika 7. Komptonov efekat

## 2.3 Stvaranje parova

Ukoliko je energija upadnog fotona veća od 1,022 MeV-a, foton intereaguje sa materijom mehanizmom stvaranja para. U ovom procesu foton interaguje sa elektromagnetskim poljem atomskog jezgra i dolazi do stvaranja para elektron-pozitron energija po 0,511 KeV-a. Ukoliko je energija fotona veća od navedene ona će se raspodeliti na čestice u vidu njihove kinetičke energije.

Verovatnoća sa kojom se dešavaju ove interakcije zavisi od energije fotona i atomskog broja materijala. Važi pravilo da na nižim energijama dominira fotoefekat, na srednjim energijama Komptonov efekat, a na visokim dominira efekat para.[4]



Slika 8. Verovatnoće pojave pojedinih efekata u zavisnosti od energije fotonskog zračenja i gustine sredine sa kojom fotonsko zračenje intereaguje

### 3. Detektori zračenja

Detektori su uređaji koji vrše registraciju jonizujućeg ili neutronskog zračenja i mere neke osobine zračenja. Pod samim pojmom detektor misli se na objekt gde se vrši interakcija sa materijom. Kao rezultat interakcije dobija se slika ili signal koji se dalje obrađuju da bi se kao krajni produkt dobila informacija o svojstvu zračenja ili tela koje ga emituje. Detektore možemo deliti na različite načine, a jedna od podela je da li rade u integralnom ili diferencijalnom režimu rada.[4]

Integralni detektori mere ukupan intenzitet zračenja pa se često koriste kao dozimetri. Dozimetri su instrumenti koji nam daju informaciju o energiji koju zračenje predaje materijalu u tački merenja. Za razliku od integralnih postoje i diferencijalni detektori koji mogu da registruju pojedinačne čestice zračenja. Oni mogu samo da prebroje koliko čestica dospe do detektora (npr. Gajger-Milerov brojač).

Detektori se mogu klasifikovati na osnovu principa detekcije, pa tako postoje gasni, scintilacioni i poluprovodnički detektori.

Zatim jedna od podela je u odnosu na to koji tip informacije nude, pa ih delimo na električne i optičke.

Pored raznih podela detektora zračenja jako je važno da oni ispunjavaju određene zahteve da bi se na zadovoljavajući način izvršila merenja. Neke od karakteristika detektora su:

- efikasnost,
- energetska rezolucija,
- vremenska rezolucija,
- efikasna zapremina,
- osetljivost,
- masena ili električna rezolucija.

Takođe, neki od faktora koji su bitni prilikom kupovine detektora je svakako i cena, zatim koliko se lako mogu obraditi informacije koje daje, kao i da li je jednostavan za rukovanje.[4]

Detektori zračenja koji su nam bitni u osteodenzitometriji su proporcionalni i Gajger-Milerov brojač, kao i scintilacioni detektori.

### 3.1 Proporcionalni brojač

Proporcionalni brojači rade u diferencijalnom režimu rada, i to je jedini način njihove upotrebe. Kod ovih brojača se elektroni koji su stvoreni u primarnim jonizacijama, izazvanim česticama zračenja, ubrzavaju do energija kada i sami mogu da vrše jonizaciju i na taj način umnožavaju količinu nanelektrisanja. Broj koji pokazuje koliko puta je umnožena količina nanelektrisanja stvorena u primarnim jonizacijama se zove faktor gasne multiplikacije. Vrednost ovog faktora kreće se od 10 do  $10^3$ . Ovi brojači se prave u koaksijalnoj simetriji gde je samo telo brojača cilindričnog oblika. Žica u sredini predstavlja anodu, a metalna obloga, sa unutrašnje strane zida, predstavlja katodu. Brzina, koju može razviti elektron između dva sudara sa atomima gasa, zavisi od dva faktora: napona i pritiska gasa u detektoru. [4]

Elektroni stvoreni neposredno uz anodu brzo budu prikupljeni za razliku od pozitivno nanelektrisanih jona koji sporije putuju ka zidu detektora. Jonizacija se najintenzivnije odvija uz samu anodu (gde dolazi do lavinskog pražnjenja), spori pozitivni joni stvaraju oblak nanelektrisanja i delimično zaklanjavaju anodu i samim tim smanjuju električno polje. Na ovaj način se sprečava pojava nove lavine, a vreme dok se pokupe pozitivni joni određuje mrtvo vreme detektora.

Ovi brojači se koriste za detekciju svih vrsta zračenja, zbog visokih signala koji se formiraju ne zahtevaju upotrebu pojačavača i jednostavnii su za upotrebu.

Visina naponskog signala koji se dobija na radnom otporniku direktno je proporcionalan energiji čestice.

### 3.2 Gajger-Milerov brojač

Gajger-Milerovi brojači su po svom obliku isti kao proporcionalni detektori. Naponi pri kojima rade omogućavaju lavinsko pražnjenje i ono se odvija u celoj zapremini detektora za razliku od proporcionalnih brojača gde se odvija uz samu anodu.

Naponski signali koji se dobijaju Gajger-Milerovim brojačem su znatno viši od signala koji se dobijaju drugim gasnim detektorima.

Koriste se mnogo više od ostalih brojača jer su prenosivi, mogu da se prave u raznim oblicima malih dimenzija, efikasnost može biti visoka i najčešće se koriste za dozimetrijsku kontrolu.

### **3.3 Scintilacioni brojači**

Scintilacioni detektori su doživeli široku primenu, osnova su dijagnostičke merne opreme u medicini. Sačinjeni su od materijala, scintilatora, koji u kontaktu sa ionizujućim zračenjem emituju ultraljubičastu ili vidljivu svetlost.

Scintilatore delimo na organske i neorganske. Organski mogu biti u tečnoj i kristalnoj formi. Od tečnih supstanci koriste se ksilen i toluen, a u kristalnoj formi naftalin, antracen i stilben. Neorganski scintilatori u obliku monokristala su NaI a u upotrebi su i CsI, LiI, CsF i KI.

Svetlosni impulsi koji se emituju prilikom prolaska zračenja kroz detektor bivaju pojačani i konvertovani u električne signale u fotomultiplikatorskoj cevi. Svetlost koju scintilator emituje pada na fotokatodu fotomultiplikatora i izbija iz nje elektrone, koji električnim poljem bivaju ubrzani i usmereni ka ostalim dinodama u cevi. Svaka od dinoda se nalazi na većem naponu od prethodne i na kraju se broj elektrona umnoži za nekoliko redova veličine. Iza poslednje dinode nalazi se anoda, koja prikuplja elektrone i na kojoj se pojavljuje naponski impuls sličan onom kod gasnih detektora. Razlikuju se po tome što je ovaj signal kraći. Signal koji se dobija je сразмеран količini svetlosti koja pada na fotokatodu.

## 4. Dozimetrijske veličine i jedinice

Ubrzo, nakon otkrića x zraka, jasno je bilo da zračenje mora biti nekako kvantifikovano. U tom periodu efekat tretmana merio se pomoću sata i trajao je sve do trenutka dok se nije pojavila reakcija na koži i tada se ekspozicija prekidala. [6]

Dozimetrija je oblast koja se bavi načinima predaje energije zračenja, merenjima i izračunavanju doze. Da bi se opisala zaštita i mere efekata zračenja, uvođe se dozimetrijske veličine sa svojim jedinicama. Radijacioni rizik, određuje se preko doze, fizičke veličine koja služi kao kvantitativna mera nivoa izlaganja jonizujućem zračenju. [7]

### 4.1 Ekspoziciona doza

Ekspoziciona doza, odnosno ekspozicija, određuje koliko se nanelektrisanja stvori u jedinici mase i opisuje efekte zračenja kao i njihovo jonizaciono dejstvo u vazduhu. Iskazuje se relacijom:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (9)$$

$dQ$  predstavlja absolutnu vrednost ukupnog nanelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu, kada su svi elektroni i pozitivni joni oslobođeni fotonima ionizujućeg zračenja u elementu zapremine vazduha mase  $dm$  potpuno zaustavljeni u vazduhu.

Jedinica je Rendgen (R), nakon određenog vremena različita međunarodna udruženja definisala nove jedinice, koje su se uglavnom oslanjale na Rendgen. Nova jedinica u SI sistemu je kulon po kilogramu ( C/kg) koja za sada nema posebno ime.

$$1 R = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg} \quad (10)$$

## 4.2 Apsorbovana doza

Apsorbovana doza je definisana kao mera biološki značajnog efekta koji proizvede ionizujuće zračenje. Opisuje količinu zračenja deponovanog u medijumu, za sve tipove zračenja, uključujući i nanelektrisane i nenanelektrisane čestice, za sve vrste medijuma i sve energije. Po definiciji, to je energija predata jedinici mase materijala ionizujućim zračenjem. Jedinica je Gy (grej).

$$D = \frac{\Delta E}{\Delta m} \quad (11)$$

Energija koju zračenje predaje je ukupna energija koja u datoj masi materijala zaista i ostane, uzimajući u obzir i sve direktno i indirektno ionizujuće čestice. Stara jedinica za apsorbovanu dozu je rad (1 rad = 0,01 Gy).[6]

## 4.3 Ekvivalentna doza

Samo poznavanje apsorbovane doze nije dovoljan podatak da bi se mogao uvideti nastanak štetnih efekata zračenja. Veličina koja opisuje biološko dejstvo različitih vrsta zračenja naziva se ekvivalentna doza H i data je izrazom:

$$H = D \cdot Q \cdot N [Sv]. \quad (12)$$

Sledi, da je ekvivalentna doza srazmerna proizvodu apsorbovane doze D, faktora kvaliteta Q i faktoru N. Vrednost faktora N je 1, a faktor Q zavisi od vrste zračenja. Što je veće Q, veći je i štetni efekat koji zračenje proizvodi.

Tabela 1. Vrednosti faktora kvaliteta Q za različite vrste ionizujućeg zračenja

VRSTA ZRAČENJA	FAKTOR Q
X zračenje, gama zračenje, elektroni	1
Neutron, protoni, jednostruko nanelektrisane čestice čija je masa mirovanja veća 1 aym nepoznate energije	10
Alfa čestice i višestruko nanelektrisane čestice	20

#### 4.4 Efektivna doza

Efekat zračenja ne zavisi samo od vrste zračenja nego i od vrste tkiva koje se ozračuje. To znači da sa istom ekvivalentnom dozom ne postižemo isti efekat zračenja na različita tkiva. Efektivna doza  $E$  se definiše kao zbir tkivu ekvivalentnih doza, pomnoženih sa odgovarajućim težinskim faktorom  $\omega_T$ :

$$E = \sum \omega_T \cdot H_T \quad (13)$$

S obzirom da ekvivalentna i efektivna doza nisu direktno merljive veličine, ICRU je definisao operacione veličine u svrhu zaštite od zračenja. [6]

##### Ambijentalni dozni ekvivalent $H^*(d)$

Ambijentalni dozni ekvivalent  $H^*(d)$  je uveden da bi se odgovorilo na pitanje koliko je ozračen čovek koji se nalazi u polju jonizujućeg zračenja u kome je zračenje izmereno nekim monitorom. Ako doza u vazduhu potiče od slabo prodornog alfa i beta zračenja, ozračenost čoveka se svodi na ozračenost kože i očnog sočiva. U slučaju da doza u vazduhu potiče od prodornog fotonskog zračenja, postoji raspodela ekvivalentne doze po dubini.

Za ambijentalnu dozu relevantna je raspodela doze u sfernom tkivno ekvivalentom fantomu prečnika 30 cm.

Tako je  $H^*(10)$  ekvivalentna doza u fantomu na 10 mm dubine. Savremeni monitori zračenja mere tri ambijentalne doze  $H^*(10)$ ,  $H^*(3)$  i  $H^*(0.07)$

#### 4.5 Kerma (Kinetic Energy Released per unit Mass)

Kinetička energija oslobođena po jedinici mase (Kinetic Energy Released per unit MASS - KERMA) meri onu količinu energije koju elektromagnetno ionizujuće zračenje preda nanelektrisanim česticama sredine. Definiše se izrazom:

$$K = \frac{dE_k}{dm} \text{ [Gy]} \quad (14)$$

$dE_k$  predstavlja zbir svih početnih kinetičkih energija ionizujućih čestica oslobođenih sekundarno ionizujućim nanelektrisanim česticama. Kerma ima istu vrednost kao apsorbovana doza u vazduhu služi za opisivanje polja zračenja u prisustvu ili odsustvu pacijenta. [7]

Za zadatu geometriju i odabranu oblast koja se treba snimiti, rukovaoc rendgenskim uređajem ima na raspolaganju tri parametra čijim izborom se postiže optimalan kvalitet snimka:

- napon napajanja
- struja cevi
- vreme ekspozicije

Ova tri parametra određuju dozu koju primi pacijent kao i sve ostale aspekte zaštite rukovaoca. Struja cevi i vreme trajanja ekspozicije imaju identičan efekt na kvalitet snimka. Doza koju primi pacijent zavisi od kvadrata energije fotona.

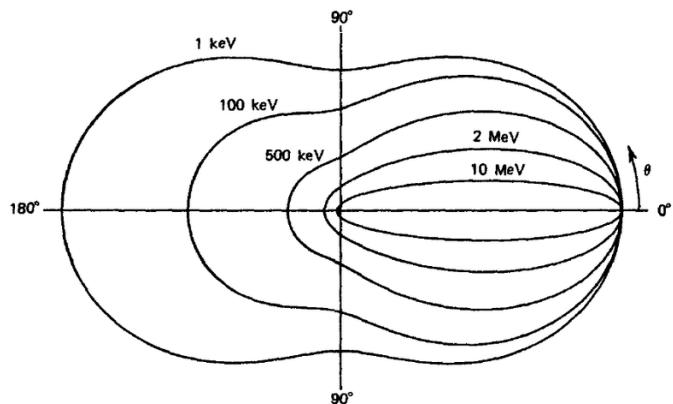
Doza raste sa kvadratom napona.

Doza je (linearno) proporcionalna struci cevi kao i vremenu ekspozicije.

## 5. Polja jonizujućeg zračenja u rendgen dijagnostici

Rendgen dijagnostika je glavni izvor ozračivanja stanovništva i medicinskog osoblja. Iako je izvor zračenja u RTG kabinetu zakočno zračenje sa rendgenske cevi, uslovi izlaganja zračenju su bitno različiti.

- Pacijenti se izlažu filtriranom primarnom snopu zračenja iz rendgenske cevi
- Medicinsko osoblje se izlaže rasejanom zračenju, koje nastaje usled komptonski rasejanih fotona od materjala sa kojim zračenje interaguje (rasejanje od pacijenta, poda, zidova), kao i od curenja zračenja kroz olovnu zaštitu na kućištu rendgenske cevi.



Slika 9. Distribucija komptonski rasejanih fotona u zavisnosti od energije primarnog fotonskog snopa

Komptonski rasejani fotoni imaju manju energiju od primarne.

## 6. Kontrola kvaliteta rendgen aparata

Kontrola kvaliteta rendgen aparata jeste set procedura koje imaju zadatku da obezbede konzistentan i optimalan kvalitet rendgenskih snimaka, bezbedno radno okruženje kako za osoblje, tako i za pacijente, kao i usklađenost procedura i opreme sa propisanom zakonskom regulativom.

Kvalitet X-zraka ima ogroman uticaj na dozu zračenja koju primi pacijent, kao i na kvalitet radiografskog snimka. Degradacija kvaliteta X-zraka je posledica starenja opreme, pri kojem dolazi do oštećenja mete i taloženja materijala od kojeg je meta načinjena na unutrašnje zidove cevi. Zakonom je regulisano da se kontrola kvaliteta rendgen aparata sprovodi bar jedanput u toku godine, kao i svaki put kada se zamene cev ili kolimator, odnosno nakon njihovog servisiranja.

Da bi se izvršila kontrola kvaliteta korišćen je Barracuda detektorski sistem švedske kompanije RTI Electronics. Sastav Barracuda detektorskog Sistema čine:

1. Kabinet, koji sadrži jedan ili više modula;
2. Multi-Purpose Detector, tzv. MPD, koji meri cevni napon, ekspoziciono vreme, dozu i brzinu doze;
3. Ručni kompjuter sa QA Browser softverom i/ili PC sa oRTIgo softverom (nova verzija je Ocean softver).

Kabinet je glavni deo Barakude na koji se svi detektori priključuju. Kabinet može biti različito konfigurisan u zavisnosti od potrebe korisnika. Konektori, prekidači, i indikatori su locirani na kabinetu i sadržanim modulima. [8]



Slika 10. Prednja i zadnja strana kabineta

## **6.1 MPD detector**

Glavne karakteristike MPD detektor je univerzalan detektor koji se koristi za sve tipove rendgenskih sistema: radiografija, fluoroskopija, pulsna fluoroskopija, mamografija, dentalna radiografija, panoramska dentalna radiografija i CT.



*Slika 11. MPD detektor*

Pomoću MPD-a možemo izmeriti sledeće parametre sa samo jednom ekspozicijom:

- Napon cevi (kVp)
- Ekspoziciono vreme
- Doza (CT doza zahteva specijalnu CT ionizacionu komoru)
- Brzina doze
- Doza/impuls i brzina impulsa
- Ukupna filtracija (radiografija, fluoroskopija, dentalna radiografija i CT, 50-150 kV, 1.5mm do 38 mm Al)
- kVp talasni oblik
- Talasni oblik brzine doze

Procene ukupne filtracije i Quick-HVL-a se postižu pomoću samo jedne ekspozicije koristeći kombinaciju detektora i filtera u MPD-u. U situacijama kada ukupna filtracija ne može biti automatski procenjena, zahteva se standardno merenje HVL-a. Sve izmerene

vrednosti kVpa i doze pomoću MPD-a se automatski kompenzuju za trenutni kvalitet snopa. To znači da nema potrebe za manuelnim korigovanjem izmerenih podataka. MPD koristi kompletno novu tehnologiju koristeći nekoliko detektora i filtera za merenje. Nema potrebe za manuelnom izmenom filtera s obzirom da se oni nalaze unutar MPD-a i pomeraju se putem kompjuterskih komandi. Indikator opsega je vidljiv na gornjoj ivici MPD-a, pri čemu je prikazan broj koji odgovara svakom filteru. Ovaj indikator takođe potvrđuje mehaničku funkciju MPD-a. [8]

## 7. Aparat za osteodenzitometriju

Prva osteodenzitometrijska merenja napravljena su pomoću energije gama zraka metodama jednostrukе apsorpciometrije fotona (single photon absorptiometry – SPA) i dvostrukе apsorpciometrije fotona (dual photon absorptiometry – DPA). Izvori zračenja su gama zraci, kod SPA 125 J fotona energije 27,3 keV, a kod DPA 135 Gd fotona energije od 40 i 100 keV. Ovaj način merenja mogao se primenjivati samo u delovima tela u kojima nema mnogo mekog tkiva. Dok je u delovima tela gde se oko kostiju nalazi deblji sloj mekog tkiva, primenjivani su gama zraci 241 Am (60 keV). Rezultati koji su dobijeni ovim metodama su prihvatljivi, ali da bi se izbeglo gama zračenje, razvijeni su aparati sa merenjem apsorpcije X-zraka. [2]

Osteodenzitometrijske metode koje se još koriste u dijagnostikovanju osteoporoze su i kvantitativna kompjuterizovana tomografija (quantitative computed tomography – QCT) i kvantitativni ultrazvuk (quantitative ultrasound – QUS). Nedostaci QCT su nešto viša radijaciona doza i visoka cena opreme i pregleda.

Kvantitativni ultrazvuk (quantitative ultrasound – QUS) je našao primenu prilikom određivanja neke od karakteristika kosti koje su u vezi sa kvalitetom i strukturon kosti, a koje mogu biti korisne za predviđanje stepena rizika od pojave frakture, i ne može se koristiti u svrhe preciznog postavljanja dijaganoze osteoporoze i praćenje efekta terapije

Jednostruka apsorpciomerija X-zraka (single energy X-ray absorptiometry – SXA ili SEXA) zasniva se na istim fizičkim principima kao i SPA, osim što koristi X-zrake i samim tim je isključila potrebu za izotopima.

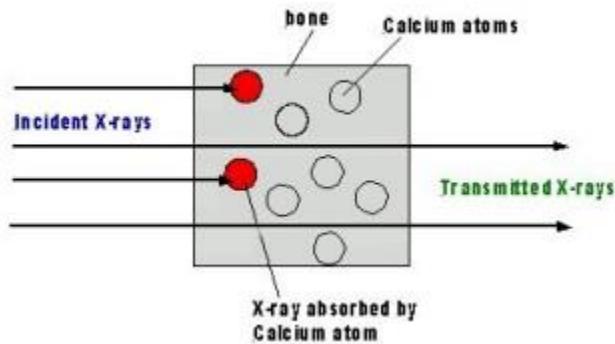
Dvostruka apsorpciometrija X-zraka (dual energy X-ray absorptiometry – DXA ili DEXA) predstavlja zlatni standard za merenje koštane mase kod osteoporoze. Ova vrsta skenera upotrebljena je prvi put je 1978. godine. Zahvaljujući brzini pregleda, većem intenzitetu snopa, boljoj rezoluciji i preciznosti, u odnosu na DPA, omogućila je bolju analizu apendikularnog i aksijalnog skeleta, jasniju identifikaciju granica vertebralnih tela. DXA predstavlja osteodenzitometrijsku metodu koja daje visoko-kvalitetne snimke i precizna merenja.



Slika 12. DEXA aparat

## 7.1 Tehničke karakteristike DXA skenera

Princip merenja apsorpcije X-zraka jednostavan je i zasniva se na razlici u merenjima X-zraka koji su apsorbovani atomima kalcijuma u kosti i X-zraka koji su propušteni kroz kost (slika 13).



Slika 13. Apsorpcija X-zraka u kosti

Glavna karakteristika ovog skenera je brza promena potencijala rendgenske cevi sa 70 kVp na 140 kVp i to 60 puta u sekundi. Za ovaj skener od značaja su i tehnička sredstva kao što su eksterni ili kalibratori na rotacionom disku za tvrdo zračenje i povratnu radijaciju, zatim K-edge filter ili visokonaponski generator koji deli distribuciju X-zraka na dve odvojene komponente. To su „visoke“ i „niske“ energije fotona.

Od značaja su i različiti DXA informatički-kompjuterski sistemi. Aktuelne DXA sisteme proizvode General Electric (GE) Medical System, Hologic i Norland. Osnovne razlike i tehnološka rešenja DXA skenera ogledaju se različitim metodama generisanja X-zraka, nivoima energije X-zraka, akvizicionim metodama (*fan beam* ili *pencil beam*), kalibracijama, detektorima, algoritmima za diferencijaciju koštanih rubova, regionima od interesa, normativima baze podataka. Za proizvodnju dvostrukе energije Hologic sistem koristi visokonaponske generatore koji naizmenično šalju impulse visokog i niskog napona na cev. General Electric i Norland koriste K-edge filtere: GE koristi cerijum, a Norland samarijum. Pikovi dvostrukе energije različiti su, kod GE iznose 40 i 70 keV, kod Hologic 50 i 85 keV, a kod Norland 45 i 80 keV.[2]

Metoda akvizicije *pencil beam* je metoda kolimisanog zraka koji velikom brzinom prelazi preko objekta snimanja kretanjem sličnim kao kod katodne cevi. Za razliku od katodne cevi kod *pencil beam* metode se laterolateralno zračenje obavlja u oba pravca. To je u stvari je samo jedan zrak i takvo tehničko rešenje bilo je kod prvog CT skenera. Tim jednim zrakom vrši se skeniranje po x-osi u oba pravca i u y-pravcu na XYZ kordinatnom sistemu. Ovakav način snimanja korišćen je kod starijih DXA skenera i uslovljavao je duži proces snimanja.

*Wide angle fan beam* je ograničeno konusno zračenje u formi lepezasto kolimisanog zraka sa pravcem snimanja usmerenim samo ka y-pravcu XYZ koordinatnog sistema. Ovaj metod snimanja koristi se kod savremenih DXA skenera i utiče na brzinu procesa snimanja. Nedostatak ovog sistema je to što se na detektorima dobija veličina objekta koja se razlikuje od stvarne.

*Narrow angle fan beam* je tehnika uskokolimisanog linearog konusnog zraka koji se pomera kao kod *pencil beam* tehnologije i na taj način se redukuje distorzija koja se formirala usled uvećanja kod *wide angle fan beam* zračenja. Način na koji se ovo rešilo dobijeno je pomeranjem stola paralelno sa y-osom XYZ koordinatnog sistema u toku emisije lepezasto kolimisanih X-zraka u x-osi i omogućeno je stvaranje realne slike i formiranje algoritama za realnu rekonstruktivnu obradu podataka koštanih parametara kao što su precizna determinacija koštanog mineralnog sadržaja, koštana veličina i geometrija. Kalibratori mogu biti eksterni ili interni, generisani. Predstavljaju instrumente kontrole kvaliteta. Eksterni su kod Norland i GE ili interni, generisani na rotacionom disku kao kod Hologic DXA skenera.

Za kalibraciju se koriste različiti modeli fantoma, pa se kod GE koristi aluminijumski fantom, a kod Hologic i Norland skenera hidroksiapatitni fantom.

Radiološke metode koje se koriste za osteodenzeitometriju koriste niske doze X-zračenja, čak i na kičmi i kuku, a naročito na perifernom skeletu. Nekada je bilo potrebno, po protokolu DXA pregleda lumbalne kičme, pre DXA skeniranja uraditi radiografiju lumbalne kičme radi procene degenerativnih procesa na kičmi i kalcifikacija na aorti koje bi mogle dati lažni nalaz.[2]

*Tabela 2. Efektivne doze X-zračenja (International Commission on Radiological Protection – ICRP 60) kod čestih radioloških procedura i različitih prirodnih zračenja*

Vrsta zračenja	Doza zračenja ( $\mu\text{Sv}$ )
Godišnja radijacija prirodnog okruženja	3000
Lateralna radiografija lumbalne kičme	700
Mamografija	450
Stomatološka radiografija	100
Transkontinentalni let oko sveta	60
QCT sa lokalajzerom	30-100
Radiografija grudnog koša	50
DXA, kuk ili kičma	10-60
Jedna nedelja skijanja	10-20
DXA podlaktice ili pete	<10

## 7.2 Korist i rizik od izlaganja rendgenskom zračenju

Pokazano je da što je viši napon, i blenda šira i što je osoblje bliže pacijentu, to je doza od rasejanog zračenja veća.

Ovo se može forumulisati i kao pravilo – što je pacijentna doza veća i što je osoblje bliže pacijentu to je i doza koju primi profesionalno izloženo osoblje veća. Zbog toga akcija smanjivanja pacijentnih doza dovodi i do značajnog smanjivanja profesionalnog ozračivanja. Doza zračenja se može smanjiti i faktorom rastojanja, kao i upotrebnom svih raspoloživih zaštitnih sredstava.

Kako smanjiti ozračivanje medicinskog osoblja:

1. U svim zakonskim propisima i preporukama naglašava se da se postupak uz primenu jonizujućih zračenja može preduzeti jedino u opravdanim slučajevima. Sa gledišta zaštite od zračenja doze treba održavati što je moguće nižim u skladu sa principom ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Ne postoji ograničavanje doza u slučaju medicinskih izlaganja.
2. Lekar koji propisuje i lekar koji odobrava proceduru moraju u svom domenu proceniti njenu opravdanost, uz činjenicu da će dobijena informacija imati veću težinu od štete koja će biti načinjena izlaganjem jonizujućem zračenju

3. Smanjenje rizika od medicinskog izlaganja može se umanjiti korišćenjem ličnih zaštitnih sredstava, odgovarajućih faktora opterećenja i pravilne tehnike rada, ali i Programa osiguranja kvaliteta i ispitivanja stalnosti performansi vizuelizacije rendgenske slike.
4. Kada se razmatara spovođenje mera zaštite, neophodno je da se definišu radni uslovi i da se rendgen-aparati koji se koriste podvrgavaju redovnoj dozimetrijskoj kontroli od strane ovlašćenih ustanova.
5. Opravdani su zahtevi da se ograniči primena rendgenskog zračenje u medicinske svrhe, ali s druge strane je potrebno da se proširi i unapredi zdravstvena zaštita.
6. Povećavanjem broja dijagnostičkih uređaja povećava se i broj snimanja i prosvetljavanja, što kao krajnji rezultat ima povećanje kolektivne doze zračenja.
7. Povećanje kolektivne doze u ovakvim slučajevima bi se moglo smatrati opravdanim, ali uz analizu opravdanosti preuzimanja ispitivanja uz primenu rendgenskog zračenja i sprovođenje osiguranja kvaliteta.

## 8. Zakonska regulativa

Pravilnik o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima ("Sl. glasnik RS", br 86/2011 i 50/2018) propisuje vrste, način i vremenske intervale merenja radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima profesionalno izloženih lica, pacijenata i stanovništva.[9]

Za potrebe ocene radijacione sigurnosti profesionalno izloženih lica, rizik se opisno klasificuje na sledeći način:

1. velik - procenjena godišnja efektivna doza veća od 20 mSv;
2. uvećan - procenjena godišnja efektivna doza veća od 6 mSv;
3. umeren - procenjena godišnja efektivna doza veća od 1 mSv i
4. zanemarljiv - procenjena godišnja efektivna doza manja ili jednaka 1 mSv.

Efektivna doza profesionalno izloženih lica je:

1. veoma visoka, ukoliko je veća od 50 mSv za godinu dana;
2. visoka, ukoliko je veća od 20 mSv za godinu dana;
3. uvećana, ukoliko je veća od 6 mSv za godinu dana;
4. niska, ukoliko je manja ili jednaka 6 mSv za godinu dana;
5. veoma niska, ukoliko je manja ili jednaka 2 mSv za godinu dana;
6. zanemarljiva, ukoliko je manja ili jednaka 1 mSv za godinu dana.

Efektivna doza stanovništva je:

1. uvećana, ukoliko je veća od 1 mSv za godinu dana;
2. niska, ukoliko je veća od 0,3 mSv za godinu dana;

Radi ograničavanja izlaganja profesionalno izloženih lica preduzimaju se sledeće mere:

1. prethodna procena nivoa izloženosti i radijacionog rizika za izložene radnike i sprovođenje optimizacije zaštite od zračenja u svim radnim uslovima;
2. klasifikacija radnih mesta na različite oblasti (radijacione zone), na osnovu procene očekivanih godišnjih doza i verovatnoću i veličinu potencijalnih izlaganja;
3. klasifikacija radnika u kategorije profesionalne izloženosti;
4. određivanje ispitnog nivoa ličnog ekvivalenta doze;
5. sprovođenje odgovarajućih kontrolnih mera i dozimetrijskih merenja lica i polja u radnoj sredini;
6. sprovođenje zdravstvenog nadzora

Procena nivoa izlaganja spoljašnjem zračenju profesionalno izloženih lica obavlja se preko ličnih ekvivalenta doze izmerenih pasivnim ličnim dozimetrima i/ili rezultata merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze na radnom mestu.

Pravilnikom o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicine (“Sl. glasnik RS”, br. 1/2012) definisano je da se medicinsko izlaganje mora sprovoditi tako da ukupna korist do koje dovodi, uključujući i direktnu zdravstvenu korist po pojedinca i društvo bude veća od moguće štetnosti po zdravlje pojedinca koje ovo izlaganje može da izazove. Pri oceni opravdanosti upoređuju se namena i cilj dijagnostičkog ili terapijskog postupka; ukupna očekivana korist za pojedinca i društvo; šteta za zdravlje koja može nastati i rizik od raspoloživih alternativnih tehnika kojima se može postići isti cilj bez primene izvora jonizujućih zračenja ili uz primenu manjih doza jonizujućih zračenja. Proces optimizacije izlaganja obuhvata: izbor opreme; konzistentno beleženje i čuvanje dijagnostičkih podataka; kao i praktična iskustva, osiguranje kvaliteta, uključujući kontrolu kvaliteta, procenjivanje i izračunavanje doza pacijenata, saglasno ekonomskim i socijalnim faktorima. Takođe, ovim pravilnikom je definisano je da prostorija za smeštaj dijagnostičkog rendgen-aparata sa jednom cevi mora imati površinu od najmanje  $20\text{ m}^2$ . Takođe, sva lica u kontrolisanoj zoni moraju koristiti zaštitnu opremu koja mora biti označena podatkom o zaštitnoj moći, ne smeju biti izložena snopu rendgenskog zračenja i ne smeju pridržavati lica ili kasete sa filmom.

## 9. Rezultati

### 9.1 Procena merne nesigurnosti dozimetra

Merna nesigurnost predstavlja sumnju koja postoji u rezultatu merenju. Samim tim svako merenje smatramo netačnim i zahteva se podatak o mernoj nesigurnosti. Rezultat merenja je kompletan samo ako sadrži podatak i o njoj.

Na samu mernu nesigurnost utiču brojni faktori, oni mogu biti posledica okoline, loše merne opreme kao i pogrešna metoda merenja.

Procena merne nesigurnosti se može tumačiti na dva načina. To su

- tip A (statistička metoda – veličine čije su vrednosti određene neposredno pri merenju, jednog ili ponovljenih merenja) i
- tip B (metode koje nisu statističke – dobijene su iz drugih izvora, iz prethodnih merenja, priručnika, etaloniranjem ili kalibracijom merenja).

Koeficijent varijacije se određuje primenom formule:

$$\text{COV} = \frac{s}{\bar{X}} \quad (15)$$

gde je  $s$  standardna devijacija, a  $\bar{X}$  srednja vrednost merene veličine. Iz formule se vidi da je varijabilitet određene varijable veći što je veća vrednost standardne devijacije.

Procena merne nesigurnosti, za dozimetar Inspector Alert koji je korišćen pri dozimetrijskoj kontroli, radne sredine u ovom radu izvršena je merenjem ambijentalnog ekvivalenta doze ionizujućeg zračenja koja potiče od izvora cirkonila koji sadrži  $^{226}\text{Ra}$  aktivnosti  $1860 \pm 20 \text{ Bq} \cdot \text{kg}^{-1}$  i  $^{232}\text{Th}$  aktivnosti  $454 \pm 10 \text{ Bq} \cdot \text{kg}^{-1}$ .

*Tabela 3: Srednja vrednost, SD, minimalna i maksimalna izmerena vrednost i koeficijent varijacije pri merenju ambijentalnog doznog ekvivalenta koji potiče od izvora cirkonila dozimetrom Inspector ALERT*

Broj merenja	Inspector ALERT $H^*(10)[\mu\text{Sv} \cdot \text{h}^{-1}]$
1.	0,458
2.	0,515
3.	0,484
4.	0,468
5.	0,422
6.	0,479

7.	0,520
8.	0,453
9.	0,489
10.	0,499
Srednja vrednost	<b>0,479</b>
SD	<b>0,0282</b>
Min	<b>0,422</b>
Max	<b>0,520</b>
COV	<b>5,9</b>

Kombinovanu mernu nesigurnost se dobija kao kvadratni koren zbiru kvadrata svih mernih nesigurnosti.

$$U_c = \sqrt{U_a^2 + U_b^2} \quad (16)$$

Proširena merna nesigurnost:

$$U = k U_c \quad (17)$$

Tabela 4. Budžet merne nesigurnosti za merenje ambijentalnog doznog ekvivalenta

PARAMETAR	u (%)	u <sup>2</sup>
COV	5,9	34,8
TAČNOST (NA OSNOVU ETALONIRANJA)	7,5	56,3
KOMBINOVANA MERNA NESIGURNOST		
	k=1	9,5 %
	k=2	19 %

## 9.2 Metodologija određivanja efektivne doze

Pri određivanju efektivne doze lica profesionalno izloženog jonizujućim zračenjima polazi se od utvrđivanja načina izlaganja: izlaganje spoljašnjem zračenju, izlaganje unutrašnjem zračenju, izlaganje kombinovanom (spoljašnjem i unutrašnjem) zračenju. Kod kombinovanog izlaganja ukupna efektivna doza jednaka je zbiru efektivne doze koja potiče od spoljašnjeg i od unutrašnjeg izlaganja.[9]

Kada se efektivna doza određuje na osnovu merenja ambijentalnog ekvivalenta doze, lični ekvivalent doze se izračunava primenom konverzionalih koeficijenata datih u publikacijama Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja (ICRP - International Commission on Radiation Protection). Meri se vrednost jačine ambijentalnog ekvivalenta doze u značajnim tačkama u kojima se može nalaziti izloženo lice. Preporučuje se izbor ostalih parametara za proračun kao što je vreme zadržavanja i drugo, tako da ne dođe do potcenjivanja efektivne doze.

Praćenje individualnih doza radnika u rendgen dijagnostici obavlja se u zavisnosti od nivoa izloženosti pomoću pasivnih ličnih dozimetara ili merenjem ambijentalnog ekvivalenta doze u značajnim tačkama za uslove snimanja i prosvetljavanja. Merenja ambijentalnog ekvivalenta doze se obavljaju najmanje jednom godišnje, a obavezno posle svake zamene rendgen cevi ili posle radova na visokonaponskom generatoru i drugim vitalnim delovima (fototajmeru, automatici). Treba primeniti najnepovoljnije uslove u pogledu faktora opterećenja. Određivanje izloženosti profesionalno izloženih radnika i drugih lica koja se nalaze u susednim prostorijama, čekaonici, kabini za svlačenje pacijenata i drugim susednim prostorijama, sprovodi se pod istim radnim uslovima merenjem jačine ambijentalnog ekvivalenta doze na 1 m od površine zida, vrata ili prozora. Na osnovu rezultata merenja, primene odgovarajućih konverzionalih faktora (između ambijentalnog i ličnog ekvivalenta doze) i broja dijagnostičkih procedura koje profesionalno izložena lica obave u toku jedne godine, određuje se vrednost ličnog ekvivalenta doze.

U tabeli 5. su prikazani rezultati merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze koja su izvršena u nekoliko medicinskih ustanova. Uzimajući u obzir rezultate testova možemo zaključiti da su aparati bezbedni za upotrebu kako za pacijenta, tako i za profesionalno izloženo osoblje jer daju niske doze zračenja. Aparati rade na različitim naponima, a što je radni napon viši, raste doza rasejanog zračenja. Zaštitna sredstva se razlikuju od ustanove do ustanove. Preporuka je da za vreme eksponiranja u prostoriji borave samo rukovalac i pacijent. Ukoliko postoji potreba za pridržavanjem pacijenta treba koristiti zaštitu u vidu olovne kecelje.

\*Tabela 5. Rezultati dozimetrijske kontrole i merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko rendgen aparata; merna nesigurnost  $\pm 19\%$

Podaci o RTG aparatu		Zaštitna sredstva		Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG	
Tip uređaja	OSTEO SYS EXA -3000 DUAL X-RAY BONE DENSTOMETRY	Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja	Postoje	Fon 0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ , fantom, 0.25 mA, 80 kV, 1.5 s	
				Radni sto - lekar	0.10 - 0.16 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
				Iza paravana	0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Parametri	55 kV, 0.25mA, 1s	Paravan	Da	Hodnik	0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Tip uređaja	OSTEO SYS EXA -3000 DUAL X-RAY BONE DENSTOMETRY	Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja	Postoje	Fon 0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ , fantom, 0.25 mA, 80 kV, 1.5 s	
				Radni sto - lekar	0.10 - 0.23 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
				Iza paravana	0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Parametri	55 kV, 0.25mA, 1s	Paravan	Da	Hodnik	0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Tip uređaja	OSTEO SYS EXA -3000 DUAL X-RAY BONE DENSTOMETRY	Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja	Postoje		
				Radni sto - lekar	0.14 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
				Iza paravana	0.72 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Parametri	55 kV, 0.25mA, 1s	Paravan	Da	Hodnik	0.13 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
Tip uređaja	LUNAR	Paravan	Da	Fon 0.12 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ , 76 kV, 1.5 mA, 1.27 min	
Proizvođač	Ge Healthcare				
Serijski broj zračne	SN 13164	Da li je snop centriran?	Da	Na mestu rukovodioca	0.12-0.18 $\mu\text{Sv}/\text{h}$

*Procena radijacionog rizika kod osteodenzitometrije*

---

cevi				Laboratorijski zid	0.12 µSv/h
Parametri	76 kV, 1.5 mA			Hodnik	
				vrata	0.12 µSv/h
				zid	0.12 µSv/h

Tip uređaja	LUNAR	Paravan	Da	Fon 0.11 µSv/h, 76 kV, 1.5 mA	
Proizvođač	Ge Healthcare				
Serijski broj zračne cevi	SN 11808	Da li je snop centriran?	Da	Na mjestu rukovodioca	0.11 µSv/h
Parametri	76 kV, 1.5 mA, 1.39 min, 42µGy			Naspram cevi	(0.5 - 1.8)µSv/h
				Hodnik	
				vrata	0.14 µSv/h
				zid	0.14 µSv/h

Tip uređaja	Metriscan Bone Density System	Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja	da	Fon 0.10 µSv/h	
				Na mjestu rukovodioca	0.14 µSv/h
Proizvođač	Alara	Zaštitna kragna	da	U prostoriji sa RTG aparatom	0.67 µSv/h
		Olovna kecelja	da	Ordinacija za ultrazvuk	0.13 µSv/h
Parametri	60 kV, 0.1 mAs	Da li je snop centriran?	da	Hodnik	0.10 µSv/h
		Paravan	da	Ulaz	0.10 µSv/h

Tip uređaja	LUNAR	Paravan	Da	Fon 0.11 µSv/h, 76 kV, 1.5 mA, 1.39 min	
Proizvođač	Ge Healthcare			Na mjestu rukovodioca	0.10 µSv/h
Serijski broj zračne cevi	LN8743	Da li je snop centriran?	Da	Laboratorijski zid	0.1 µSv/h
Parametri	76 kV, 1.5 mA, 1.35 min			Naspram cevi	5.15 - 10.0 µSv/h
				Hodnik	
				vrata	0.10 µSv/h
				zid	0.10 µSv/h

*Procena radijacionog rizika kod osteodenzitometrije*

Tip uređaja	Metriscan Bone Density System	Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja	da	Fon 0.10 µSv/h	
				Na mestu rukovodioca	0.12 µSv/h
Proizvođač	Alara	Zaštitna kragna	da	U prostoriji sa RTG aparatom	0.16 µSv/h
		Olovna kecelja	da	Ordinacija za ultrazvuk	0.12 µSv/h
Parametri	60 kV, 0.1 mAs	Da li je snop centriran?	da	Hodnik	0.10 µSv/h
		Paravan	da	Ulaz	0.10 µSv/h
Tip uređaja	LUNAR			Fon 0.13 µSv/h, 76 kV, 1.5 mA, 1.39 min, 42 µGy	
Proizvođač	Ge Healthcare	Paravan	Da	Na mestu rukovodioca	0.10 µSv/h
Serijski broj zračne cevi	LNR8743		Da li je snop centriran?	Laboratorijski zid	0.1 µSv/h
Parametri	76 kV, 1.5 mA, 1.39 min			Naspram cevi	5.15 - 10.0 µSv/h
				Hodnik	
				vrata	0.18 µSv/h
				zid	0.10 µSv/h
Tip uređaja	LUNAR			Fon 0.10 µSv/h, 76 kV, 1.5 mA, 1.39 min	
Proizvođač	Ge Healthcare	Paravan	Da	Na mestu rukovodioca	0.10 µSv/h
Serijski broj zračne cevi	LNR8743		Da li je snop centriran?	Laboratorijski zid	0.10 µSv/h
Parametri	76 kV, 1.5 mA, 1.39 min			Naspram cevi	4.5 - 10.5 µSv/h
				Hodnik	
				vrata	0.10 µSv/h
				zid	0.10 µSv/h
Tip uređaja	LUNAR			Fon 0.10 µSv/h, 76 kV, 1.5 mA, 1.39 min, 42 µGy	
Proizvođač	Ge Healthcare	Paravan	Da		

				Na mestu rukovodioca	0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	
Serijski broj zračne cevi	LNR8743	Da li je snop centriran?	Da	Laboratorijski zid	0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	
Parametri	76 kV, 1.5 mA, 1.35 min			Naspram cevi	6.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$	
				Hodnik		
			vrata	0.19 $\mu\text{Sv}/\text{h}$		
			zid	0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$		

### 9.3 Procena efektivne doze

Na osnovu rezultata merenja ambijentalnog ekvivalenta doze procenjena je efektivna doza za profesionalno izloženo osoblje koje radi sa rendgen aparatom za ostedenzitometriju. Iz Tabele 5. se zaključuje da su maksimalne izmerene doze naspram RTG cevi. Ukoliko se prepostavi da se operater u toku radnog vremena nalazi u ovom položaju, procenjene vrednosti efektivne doze prikazane su u Tabeli 6. za maksimalno izmerenu vrednost ambijentalnog doznog ekvivalenta od 10,5  $\mu\text{Sv}/\text{h}$ . Pri proračunu je korišćen konzervativni pristup, prepostavljeno je da rukovalac 365 dana godišnje 8 radnih sati provodi na datom mestu.

Tabela 6. Procenjene godišnje efektivne doze za profesionalno izloženo osoblje

Mesto rukovaoca	Izmerena jačina ambijentalnog ekvivalenta doze [ $\mu\text{Sv}/\text{h}$ ]	Procenjena efektivna doza [mSv]
Naspram cevi (bez zaštitnog paravana)	10,5±2,1	30±6
Iza paravana	0,18±0,04	0,53±0,10

Procenjena efektivna doza za profesionalno izloženo lice koje se nalazi iza paravane iznosi 0,53±0,10 mSv, te se rizik za potrebe ocene radijacione sigurnosti profesionalno izloženih lica može smatrati zanemarljivim, kao i procenjena efektivna doza.

## 10. Projekat mera radijacione sigurnosti i bezbednosti

### Faktori zadržavanja

Proračun debljine zaštitnih barijera zasniva se na realnim procenama vremena zadržavanja pojedinca u prostorijama koje se štite. Faktor zadržavanja P/T podrazumeva očekivano vreme zadržavanja lica u zonama koje se štite, nezavisno od stvarnog zadržavanja. Odnosi se na pojedinca koji se najduže zadržava u prostoriji i izražava se kao deo ukupnog vremena.

### Radno opterećenje

Polazni podatak u proračunu debljine zaštitnih barijera su informacije o nameni rendgen-aparata i očekivanom broju pacijenata. Za rendgen-aparate koji rade sa nazivnim naponima rendgenske cevi koji su predviđeni za sprovođenje postupka, nedeljno radno opterećenje se izražava proizvodom struje rendgenske cevi i vremena njenog korišćenja (mAs). Za potrebe izračunavanja potrebnih debljina zaštitnih barijera i paravana polazi se od prepostavke da rendgenska cev radi sa nazivnim naponom.

### Prikaz situacije



Slika 14. Prostorija u kojoj se nalazi osteodenzitometar u Domu zdravlja u Srbobranu

## **Osnovni principi zaštite**

U medicinskim uređajima zračenje rendgenskim zracima deli se na primarno i sekundarno. Primarna radijacija ili korisni snop je onaj koji emituje rendgenska cev. Primarna barijera su: zid, plafon, pod ili ostale strukture koje će preseći zračenje emitovano iz rendgen aparata. Funkcija ovih barijera je da apsorbuju primarno zračenje do određene propisane vrednosti.

Sekundarno zračenje sastoji se od x-zračenja rasejanog od pacijenta ili drugih objekata kao što je sam rendgen aparat, zračenje koje isuri iz cevi. Sekundarna barijera su zidovi, plafon, pod ili druge strukture koje će atenuirati sekundarno zračenje do propisane vrednosti.

Ekspozicija pojedinca zavisi od sledećih faktora:

- Intenziteta zračenja proizvedenog u rendgen aparatu
- Udaljenosti između izložene osobe i izvora zračenja
- Vremena koje pojedinac proveđe u ozračenom području
- Štitova koji su postavljeni između pojedinca i izvora radijacije

Postoje tri glavne metode zaštite od spoljašnjeg zračenja:

- Udaljenost
- Vreme
- Apsorber

## **Udaljenost**

Intezitet radijacije opada sa kvadratom udaljenosti od tačke izvora. Kako bi procenili udaljenost od izvora kada je postavljena barijera pretpostavlja se da se pojedinac koji se štiti na udaljenosti od 0,3 m van zidova koji okružuju izvor. U slučaju da udaljenost ni bi bila dovoljan štit, ona ipak doprinosi smanjenju debljine potrebnog apsorbera i tako smanjenju troškova.

## **Vreme**

Pod vremenom ekspozicije pojedinca se podrazumeva vreme rada rendgen aparata i vreme u kom se osoba nalazi u ozračenom prostoru. Ako se skrati vreme rada sa izvorom smanjuje se i doza koju primi profesionalno izloženo osoblje.

## **Apsorber**

Apsorbovana energija u materijalu uveliko zavisi od same osobine materijala, to jest atenuacionog koeficijenta. Korišćenjem štitova pogodnih atenuacionih koeficijenata može se smanjiti nepoželjna radijacija.

## Zaštitne barijere

Dizajn zaštitnih barijera se koristi u projektovanju ili proceni zaštite barijera izgrađenih za zaštitu profesionalno izloženog osoblja i stanovništva. Vrednost jačine kerme u vazduhu na nedeljnom nivou iznosi za kontrolisano područje  $0,1 \text{ mGy nedelja}^{-1}$ . Za nezaštićene barijere (nekontrolisane oblasti) vrednost nedeljne jačine kerme u vazduhu treba da ima vrednost od  $0,02 \text{ mGy nedelja}^{-1}$ .

Dvostruka apsorpciometrija X-zraka (dual energy X-ray absorptiometry – DXA ili DEXA) koristi se za merenje koštane mase kod osteoporoze. Osnova za merenja gustine kostiju sa dvoenergijskim rendgenskim izvorom zračenja je razlika u apsorpciji fotona u kosti i u mekom tkivu. Matematičkom jednačinom, koja opisuje apsorpciju dve energije u sistemu koji se sastoji od dve komponente, mekog tkiva i kosti, dobijaju se vrednosti mase kosti i mekog tkiva u  $\text{g/cm}^2$ . Atenuacija zračenja je proporcionalna koštanoj masi.

Za izračunavanje debljine zaštitnih barijera pri radu sa DXA aparatima relevantno je samo rasejano zračenje od pacijenta. Za vreme skeniranja napon rendgenske cevi se menja sa visoke na nisku vrednost kVp (npr. 140 kVp i 70 kVp).

Adekvatnost zaštite se najbolje proverava dozimetrijskim merenjima pri snimanju sa pacijentom ili odgovarajućim fantomom.

Prostorija u kojoj se nalazi rendgen aparatom ima površinu koja odgovara zakonskim propisima. Zidovi prostorije u kojoj se nalazi rendgen aparatom projektovana je tako da zadovoljava minimalne debljine zaštitnih barijera. Doza koju primi profesionalno izloženo osoblje u ustanovama koje poseduju DXA RTG aparatom je generalno mala. Međutim, pri novim DXA tehnologijama snimanja (fan beam, cone beam, C-arm konfiguracije) može doći do većih nivoa izloženosti osoblja rasejanom X-zračenju. Kako se operater nalazi u prostoriji u kojoj se vrši skeniranje, prilikom procene doza koje primi profesionalno izloženo osoblje mora se uzeti u obzir doza od rasejanog zračenja od pacijenta. Merenja i proračuni ukazuju da je godišnja doza pri prosečnom opterećenju od  $20 \text{ pacijenata} \cdot \text{dan}^{-1}$  na 1m od skenera u granicama između  $0,1$  i  $1,5 \text{ mSv}$  u zavisnosti modela skenera [15].

U praktičnom smislu, sto operatora treba postaviti najmanje 1m od aparata sa pencil zrakom, a najmanje 2m od fan-beam sistema. U slučaju fan-beama i konusnog snopa ili ako je razdaljina između operatera i DXA aparata manja od gore navedenih, potrebno je koristiti zaštitni paravan.

U pravilno dizajniranim DXA kabinetima sa adekvatnom veličinom prostorije, jačine kerme u vazduhu u susednim prostorijama je manja od nedeljne jačine kerme u vazduhu od  $0,02 \text{ mGy nedelja}^{-1}$ .

Obično nema potrebe za dodatnom zaštitom zidova prostorije u kojoj se nalazi DXA skener. Izloženost pojedinca u susednim prostorijama zavisi od obima posla, tipa DXA skenera i

rastojanja RTG aparata od susednih zidova. Ukoliko je rastojanje od cevi RTG aparata do susednih zidova manje od 1 m potrebno je dodatno zaštititi zidove prostorije. Ako su zidovi DEXA kabineta napravljeni od čvrstih materijala (beton ili puna cigla, a ne šuplji blokovi ili gipsani pregradni zidovi) ili ukoliko se radni prostor u susednoj prostoriji nalazi na rastojanju većem od 2 m od DEXA sistema, onda je jačine kerme u vazduhu u susednim prostorijama manja od maksimalno dozvoljene vrednosti za nedeljnu jačinu kerme u vazduhu od 0.02 mGy nedelja<sup>-1</sup>.

Adekvatna zaštita od zračenja profesionalno izloženog osoblja koje radi na DEXA aparatu se može postići tako što je rastojanje između operatera i pacijenta veće od 2 m, ili korišćenjem fiksnih ili pokretnih paravana ojačanih olovom, ili kombinacijom oba. Osoblje treba da se pridržava dobre prakse za zaštitu od zračenja smanjenjem vremena provedenog u blizini DEXA skenera i pacijenta tokom izlaganja.

*Tabela 7. Vrednosti faktora zadržavanja za različite prostorije*

Prostorije	Faktor zadržavanja -T
Administrativne kancelarije, laboratorije, farmaceutske i ostale radne prostorije u kojima se uvek nalazi jedna osoba, recepcija, čekaonice, dečje igraonice, prostorije koje se graniče sa onima gde se nalazi rendgenska cev, prostorije za očitavanje snimaka, prostorije gde se nalaze medinski tehničari, kontrolne prostorije	1
Prostorije za pregled i terapiju pacijenata	½
Hodnici, čekaonice, svlačionice zaposlenih lica, perionice, toalet za zaposlena lica	1/5
Vrata hodnika	1/8
Javni toaleti, magacini, čekaonice I klupe van zgrade, prostorije u kojima se ne zadržavaju lica	1/20
Parkinzi, šetališta, tavani, slabo korišćeni liftovi, stepeništa	1/40

U Domu zdravlja, u Srbobranu, profesionalno izloženo osoblje se prilikom snimanja na DEXA aparatu nalazi iza zaštitnog paravana, tako da je adekvatno zaštićeno od rasejanog zračenja od pacijenta. Merenjem ambijentalnog ekvivalenta doze na mestu rukovaoca i u susednim prostorijama je potvrđena adekvatnost zaštitnih barijera.

Razlozi zbog kojih se proračunava debljina zaštitnih barijera je da bi se redukovala vrednost kerme u vazduhu u prostorijama koje se štite na vrednost  $\leq P/T$ .[13] Transmisiona funkcija  $B(x)$  se definiše kao odnos vrednosti kerme u vazduhu iza barijere debljine  $x$  i vrednosti kerme u vazduhu na istoj lokaciji bez zaštitne barijere. Prihvatljiva debljina zaštitne barijere ( $x_{\text{barrier}}$ ) je ona za koju je vrednost transmisionog faktora:

$$B(x_{\text{barrier}}) = \left(\frac{P}{T}\right) \frac{d^2}{K \cdot N}$$

gde je  $d$  razdaljina između izvora zračenja i pojedinca koji se nalazi iza zaštitne barijere,  $K$  je srednja vrednost kerme u vazduhu za ne zaštićenog pacijenta koji se nalazi na 1m rastojanja od izvora zračenja,  $N$  je očekivani broj pacijenata koji se ispituju po prostoriji u toku jedne nedelje.

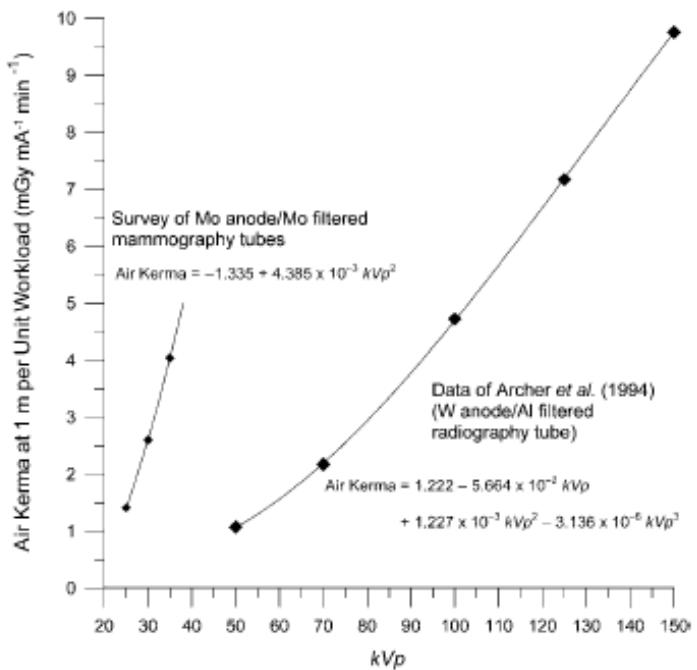
Na primer ukoliko želimo da odredimo debljinu barijere za vrednosti od 140 kVp, vrednost kerme u vazduhu na 1m od izvora x-zračenja iznosi:

$$K_w^1 = 1.222 - 5.664 \times 10^{-2} \text{kVp} + 1.227 \times 10^{-3} \text{kVp}^2 - 3.136 \times 10^{-6} \text{kVp}^3 \quad (18)$$

Odnosno:

$$K_w^1 = 1.222 - 5.664 \times 10^{-2} \cdot 140 + 1.227 \times 10^{-3} \cdot 140^2 - 3.136 \times 10^{-6} \cdot 140^3 \quad (19)$$

$$K_w^1 = 8.7364 \text{ mGy mA}^{-1} \text{ min}^{-1}$$



Slika 15. Vrednosti kerme  $K_w^1$  (kVp) u vazduhu

$$\mathbf{K} = \mathbf{K}_w^1 \cdot \mathbf{W} \quad (20)$$

**W-** radno opterećenje radiografske sobe (očitamo ga iz tabele). U našem slučaju ćemo uzeti da je  $4,26 \cdot 10^{-3}$  mA·min·patient<sup>-1</sup>.

Tabela 8. Vrednosti radnog opterećenja (mA min) u zavisnosti od radnog napona (NCRP Report 147)

kVp <sup>a</sup>	Radiography Room <sup>b</sup>			Fluor. Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Rad. Tube (R&F room) <sup>c</sup>	Chest Room	Mamm. Room	Cardiac Angiography	Peripheral Angiography <sup>d</sup>
	Rad Room (all barriers)	Rad Room (chest bucky)	Rad Room (floor or other barriers)						
25	0	0	0	0	0	0	$9.25 \times 10^{-1}$	0	0
30	0	0	0	0	0	0	4.67	0	0
35	0	0	0	0	0	0	1.10	0	0
40	$1.38 \times 10^{-4}$	0	$1.38 \times 10^{-4}$	0	0	0	0	0	0
45	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$7.10 \times 10^{-4}$	0	$5.78 \times 10^{-4}$	0	0	0	0
50	$8.48 \times 10^{-3}$	$6.78 \times 10^{-3}$	$1.70 \times 10^{-3}$	0	$7.65 \times 10^{-4}$	0	0	$3.40 \times 10^{-1}$	$8.94 \times 10^{-2}$
55	$1.09 \times 10^{-2}$	$4.56 \times 10^{-2}$	$1.04 \times 10^{-2}$	$7.02 \times 10^{-2}$	$7.26 \times 10^{-4}$	0	0	$4.20 \times 10^{-1}$	$3.98 \times 10^{-2}$
60	$9.81 \times 10^{-2}$	$8.96 \times 10^{-3}$	$8.91 \times 10^{-2}$	$1.13 \times 10^{-1}$	$1.52 \times 10^{-2}$	0	0	1.96	$6.99 \times 10^{-1}$
65	$1.04 \times 10^{-1}$	$3.42 \times 10^{-2}$	$7.00 \times 10^{-2}$	$1.87 \times 10^{-1}$	$2.52 \times 10^{-2}$	0	0	4.55	$1.50 \times 10^1$
70	$4.58 \times 10^{-1}$	$7.25 \times 10^{-2}$	$3.85 \times 10^{-1}$	$1.45 \times 10^{-1}$	$8.89 \times 10^{-2}$	$2.02 \times 10^{-2}$	0	6.03	$1.22 \times 10^1$
75	$5.01 \times 10^{-1}$	$9.53 \times 10^{-2}$	$4.05 \times 10^{-1}$	$1.94 \times 10^{-1}$	$2.24 \times 10^{-1}$	$2.36 \times 10^{-3}$	0	8.02	$1.53 \times 10^1$
80	$5.60 \times 10^{-1}$	$1.40 \times 10^{-1}$	$4.20 \times 10^{-1}$	1.72	$4.28 \times 10^{-1}$	0	0	$2.54 \times 10^1$	$1.10 \times 10^1$
85	$3.15 \times 10^{-1}$	$6.62 \times 10^{-2}$	$2.49 \times 10^{-1}$	2.19	$2.18 \times 10^{-1}$	$7.83 \times 10^{-4}$	0	$4.03 \times 10^1$	4.09
90	$1.76 \times 10^{-1}$	$1.41 \times 10^{-2}$	$1.62 \times 10^{-1}$	1.46	$5.33 \times 10^{-2}$	0	0	$2.10 \times 10^1$	3.43
95	$2.18 \times 10^{-2}$	$3.51 \times 10^{-3}$	$1.82 \times 10^{-2}$	1.15	$4.89 \times 10^{-2}$	0	0	$1.06 \times 10^1$	$6.73 \times 10^{-1}$
100	$1.55 \times 10^{-2}$	$8.84 \times 10^{-4}$	$1.46 \times 10^{-2}$	1.12	$5.87 \times 10^{-2}$	$3.01 \times 10^{-2}$	0	7.40	1.53
105	$3.48 \times 10^{-3}$	$1.97 \times 10^{-3}$	$1.51 \times 10^{-3}$	$9.64 \times 10^{-1}$	$1.05 \times 10^{-2}$	0	0	7.02	$9.27 \times 10^{-2}$
110	$1.05 \times 10^{-2}$	$9.91 \times 10^{-3}$	$5.51 \times 10^{-4}$	$7.47 \times 10^{-1}$	$6.46 \times 10^{-2}$	$2.14 \times 10^{-2}$	0	6.59	$3.05 \times 10^{-2}$
115	$4.10 \times 10^{-2}$	$3.74 \times 10^{-2}$	$3.69 \times 10^{-3}$	1.44	$2.90 \times 10^{-2}$	$9.36 \times 10^{-2}$	0	$1.38 \times 10^1$	0
120	$6.99 \times 10^{-2}$	$5.12 \times 10^{-2}$	$1.87 \times 10^{-2}$	$9.37 \times 10^{-1}$	$1.04 \times 10^{-1}$	$4.74 \times 10^{-2}$	0	3.35	0
125	$4.84 \times 10^{-2}$	$4.81 \times 10^{-2}$	$3.47 \times 10^{-4}$	$1.38 \times 10^{-1}$	$8.13 \times 10^{-2}$	0	0	2.75	0
130	$1.84 \times 10^{-3}$	$1.71 \times 10^{-3}$	$1.25 \times 10^{-4}$	$1.53 \times 10^{-1}$	$4.46 \times 10^{-2}$	0	0	$3.1 \times 10^{-2}$	0
135	$7.73 \times 10^{-3}$	$7.73 \times 10^{-3}$	0	$1.46 \times 10^{-1}$	$9.47 \times 10^{-3}$	0	0	0	0
140	0	0	0	$1.92 \times 10^{-2}$	$4.26 \times 10^{-3}$	0	0	0	0
Total workload: <sup>e</sup>	2.5	0.60	1.9	13	1.5	0.22	6.7	160	64
Patients per week: <sup>f</sup>	110 (Radiography Room)			18	23	210	47	19	21

Sledi:

$$K = K_w^1 \cdot W = 0.0372$$

Zadatak nam je odredimo debljine zaštite od olova i betona, ukoliko od podataka imamo da je  $kVp = 140kV$ ,  $P = 0.02 \text{ mGy nedelja}^{-1}$  - vrednost kerme na nedeljnem nivou koju prime pojedinci iza zaštitnih barijera, faktor zadržavanja je 1 (  $T=1$  ), za rastojanje od rendgenske cevi čemo uzeti 1m i da je broj pacijenata u toku nedelje 50 (  $N=50$  ).

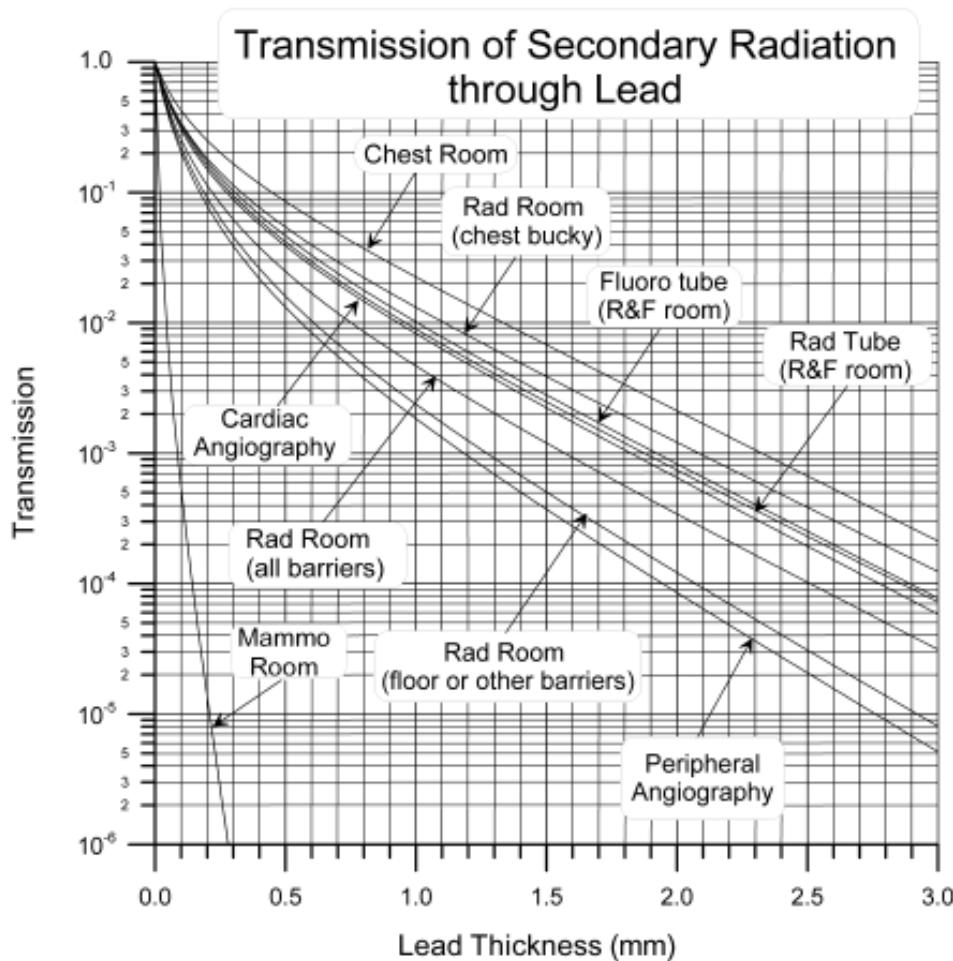
Formula za izračunavanje debljine barijere glasi :

$$B(x_{barrier}) = \left(\frac{P}{T}\right) \frac{d^2}{K \cdot N} = \frac{0.02 \text{ mGy} \cdot \text{delja}^{-1}}{1} \times \frac{(1\text{m})^2}{0.037 \text{ mGy} \cdot 50} = 0.01$$

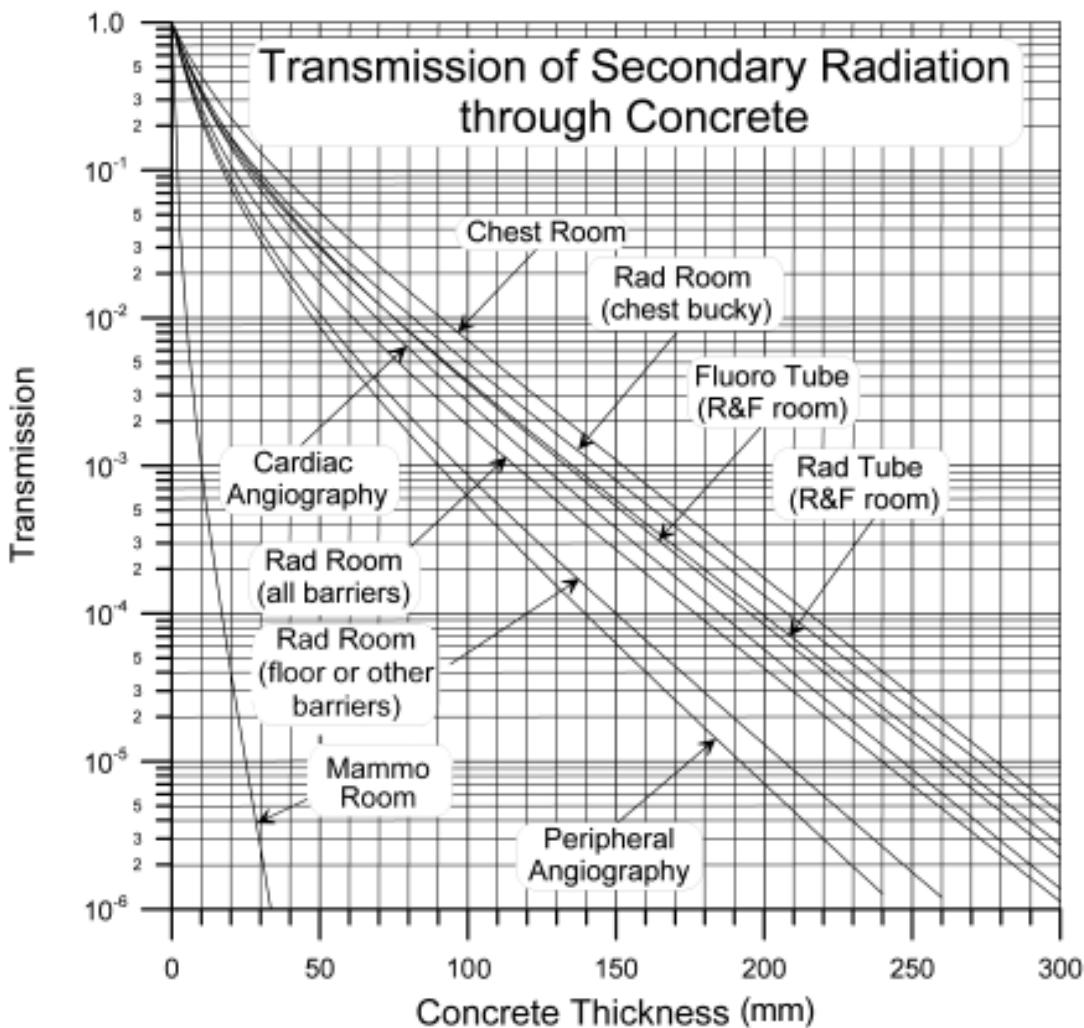
Kada smo odredili B sa grafika slika 15. i slika 16. očitavamo vrednosti debljine olova i betona.

*Tabela 9. Minimalne vrednosti debljine zaštitnih barijera od olova i betona na rastojanju 1m od rendgen aparata za osteodenzitometriju*

B(X <sub>barrier</sub> )	materijal	debljina (mm)
0,01	olovo	0,7
	Beton ( $\rho=2,35 \text{ g/cm}^3$ )	60



*Slika 16. Debljina olovne zaštite u funkciji transmisije za sekundarne barijere*



Slika 17. Debljina betonske zaštite u funkciji transmisije za sekundarne barijere

## Osiguranje i kontrola kvaliteta

Osiguranje kvaliteta predstavlja sve planirane i sistematski sproveđene aktivnosti potrebne za osiguranje visokog stepena pouzdanosti da sistem, jedinica sistema ili procesa zadovoljavaju propisane uslove. Kontrola kvaliteta je skup postupaka koji se primenjuju u cilju održavanja i unapređenja kvaliteta, a obuhvata ispitivanje, ocenu i održavanje svih proverljivih i merljivih karakteristika sistema ili uređaja na propisanom nivou.

Nosilac licence za radijacionu delatnost u medicini mora imati pisani protokol za svaki uređaj i za svaku vrstu standardne radiološke prakse. Lekari koji propisuju medicinsko izlaganje moraju poznavati način propisivanja i osnovne kriterijume medicinskog izlaganja uključujući doze zračenja.

## Način, vrste i vremenski intervali merenja radi kontrole sistema upravljanja kvalitetom

Izvori jonizujućih zračenja se kontrolišu:

1. pre stavljanja u promet i upotrebu;
2. najmanje jedanput godišnje;
3. nakon bilo kakve intervencije ili rekonstrukcije, a pre ponovnog stavljanja u promet ili upotrebu i
4. pre početka korišćenja na novom mestu ukoliko je izvor premešten sa jednog mesta na drugo.

Ispitivanja navedena pod 1, 3. i 4. smatraju se prijemnim ispitivanjima, a ispitivanja navedena pod 2. periodičnim.

*Tabela 10. Parametri koji se ispituju radi kontrole sistema upravljanja kvalitetom, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja rendgen aparata prikazani su u Tabeli*

Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dipuštenih odstupanja	Periodi proveravanja
Napon rendgenske cevi	<u>Ponovljivost</u> <u>Tačnost</u>	<u>±10%</u> <u>±10% ili ±10 kV</u>	<u>Godišnje</u> <u>Godišnje</u>

Vreme ekspozicije	Tačnost	$t \geq 0.1 \text{ s}: \pm 10\%$ $t < 0.1 \text{ s}: \pm 30\%$	Godišnje
Radijacioni izlaz na rastojanju 1 m od fokusa rendgenske cevi	<u>Vrednost</u> — <u>Ponovljivost</u> <u>Tačnost</u>	$\geq 25 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ za napon od 80 kV i ukupnu <u>filtraciju od 2.5 mmAl</u> $\pm 10\%$ $\pm 10\%$	<u>Godišnje</u> <u>Godišnje</u> <u>Godišnje</u>
Debljina poluslabljenja		$\geq 2.3 \text{ mmAl}$ za napon od 80 kV	Godišnje
Usaglašenost svetlosnog i zračnog polja		$\leq 2\%$ udaljenost fokus-test objekat	Mesečno
Položaj centralnog zraka		$\leq 1\%$ udaljenost fokus-test objekat	Mesečno
Granična rezolucija	<u>Bez folije</u>  <u>Uz film-folija pojačanje</u> $S = 200$	$\geq 2.0 \text{ lp/mm}$  $\geq 2.8 \text{ lp/mm}$	Godišnje
Veličina fokusa	<u>Mali fokus</u>  <u>Veliki fokus</u>	$+ 50\% \text{ od nominalne veličine}$  $+ 50\% \text{ od nominalne veličine}$	Prijemna ispitivanja

*Tabela 11. Provera radnih parametara RTG aparata za osteodenzitometriju u Domu zdravlja u Sremskoj Mitrovici*

Analysis:		Test result: (you decide) kVp maximum inaccuracy: 4.03 % Timer maximum inaccuracy: 8.87 %									
Target/filter											
Source chamber distance (cm)		75									
Normalize exposure to a distance		No									
Normalize to distance of (cm)		75									
Meter: Total filtration		Determine									
Meter: Update mode		After exposure									
Meter: Temperature (°C) for ion chamber		20									
Meter: Pressure (kPa) for ion chamber		101.3									
Meter: Time measurement mode		Normal									
<b>Exposure parameters</b>											
#	Set kVp	Meas kVp	kVp diff (%)	Est.TF (mm Al)	HVL (mm Al)	Meas µGy	Meas R/min	Set time (r)	Meas time (s)	Time diff (%)	
1w	60	62.41	4.02	2.7	2.16	990.6	64.4	100	105.3	5.31	
2.	70	70.42	0.6	2.7	2.42	1282	82.9	100	105.8	5.85	
3w	80	80.48	0.6	2.7	2.86	1684	108.4	100	106.4	6.35	
4	90	91.33	1.47	2.8	3.34	2090	133.9	100	106.8	6.85	
5w	100	103.94	3.94	2.3	3.45	2577	164.3	100	107.4	7.35	
6	110	114.44	4.03	2.3	3.67	2983	190.2	100	107.4	7.36	
7w	120	124.03	3.36	2.3	0	3408	216.3	100	107.9	7.86	
8	130	132.75	2.12	2.4	0	3746	237.7	100	107.9	7.86	
9w	140	142.39	1.71	2.4	0	4123	260.5	100	108.3	8.33	
10.	150	154.53	3.02	0	0	4405	277	100	108.9	8.87	

U tabeli 11. prikazani su parametri radnog napona, debljine polusloja, doza, vremena ekspozicije i filtracije, dobijeni detektorskim sistemom Barracuda. Odstupanje svih testiranih parametara je manje od 10%, i samim tim aparat zadovoljava zadate kriterijume i može se koristiti za osteodenzitometrijsku primenu. Pokazano je da se isporučena doza (koju primi pacijent) povećava sa povećanjem napona na rendgenskoj cevi. U cilju smanjivanja doza koju primi profesionalno izloženo osoblje treba izvršiti optimizaciju radnih parametara (da bi se dobila kvalitetna dijagnostička informacija i da orzračivanje osoblja bude što manje).

### Vanredni dogadjaji

Realna akcidentalna situacija može nastati ukoliko se mehanički ošteti zaštitni omotač rendgenske cevi dok je cev pod naponom. U ovom slučaju treba odmah isključiti napajanje rendgen aparata.

Nestručno rukovanje aparatom, tj. ostavljanje aparata u uključenom stanju, bez nadzora može da uzrokuje akcidentalno ozračavanje neobaveštenog osoblja. U ovom slučaju treba odmah isključiti rendgen aparat i osobe koje su mogle biti ozračene uputiti na lekarski pregled.

## Zaključak

Cilj ovog rada je bio je da se na primeru osteodenzitometrijskog uređaja, DEXA aparata, proceni radijaciona doza koju primi profesionalno izloženo lice tj. rukovalac aparatom.

Na osnovu rezultata dozimetrijskih kontrola i merenjima jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko rendgen aparata može se zaključiti da su mere zaštite od zračenja na odgovarajućem nivou, i da su nivoi ekvivaletnih doza profesionalno izloženih lica zračenju manji od onih koji su propisani zakonom.

Mere zaštite mogu se svrstati u nekoliko pravila:

- Primjenjivati osnovne načine zaštite: vreme, rastojanje, zaštitna sredstva.
- Nikad ne biti izložen primarnom snopu.
- Uvek staviti zaštitnu kecelju ako nisi iza zaštitnog paravana ili u zaštićenoj kabini ili prostoru.
- Uvek nositi lični dozimetar tokom rada
- Uvek smanjiti polje zračenja na najmanju moguću meru koja je potrebna za dijagnozu.

Rizik od izloženosti profesionalnih lica zračenju se može svesti na razumni nivo ukoliko se rendgen aparat koristi samo u skladu sa zakonom o zaštiti od ionizujućih zračenja i o nuklearnoj sigurnosti i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima. Zatim, rendgenska cev mora biti opremljena zaštitnim omotačem koji sprečava prodror x-zračenja van korisnog snopa i mora imati jasno naznačen prekidač kojim se prekida dovod napajanja. Sam aparat mora imati jasno vidljiv indikator kada je cev pod naponom. U korisnom snopu smeju biti samo pacijenti na kojima se koristi x-zračenje radi postavljanja dijagnoze ili primene terapije. Na održavanju aparata mogu raditi samo stručno osposobljeni i ovlašćeni serviseri.

Na osnovu izloženog zaključujemo da rukovaoc DXA aparatom i pacijent mogu biti smešteni u istoj prostoriji ukoliko se na određenom rastojanju nalazi zaštita u vidu olovnog paravana sa debljinom olova od 1mm. Rastojanje između aparata i paravana treba biti minimum 1m. Kao i da se smanjenjem pacijentne doze smanjuje i doza koju prime profesionalno izložena lica.

## Literatura

- [1] [https://sr.wikipedia.org/wiki/denzitometrija\\_kostiju](https://sr.wikipedia.org/wiki/denzitometrija_kostiju)
- [2] Zašto je dvostruka apsorpciometrija X-zraka zlatni standard u dijagnostici osteoporoze, Volumen 65, Broj 12, et al. Vojnosanit Pregl, 2008.
- [3] Miloš Krivokuća, Kvalitet slike i dozimetrija u odabranim dijagnostičkim i terapijskim metodama, Master rad, PMF Novi Sad 2015.
- [4] M. Krmar, Uvod u nuklearnu fiziku, PMF Novi Sad, 2013
- [5] Jelena Samac, Određivanje doze za pacijente u nuklearnoj medicine, Master rad, PMF Novi Sad, 2013,
- [6] B.Petrović, Fizičke osnove radioterapije, PMF Novi Sad, 2018.
- [7] Jelena Klać, Radijaciono opterećenje i zaštita medicinskog osoblja koje radi sa Sentinel node biopsija/operativnom tehnikom, Master rad, PMF Novi Sad, 2020.
- [8] Ana Martinović, Optimizacije zaštite u dentalnoj radiografiji, Master rad, PMF Novi Sad, 2017.
- [9] Pravilnik o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima, "Sl. Glasnik RS", br. 86/2011 i 50/2018.
- [10] P. Suetens, Fundamentals of medical imaging, Cambridge, 2009.
- [11] Dual Energy X Ray Absorptiometry for Bone Mineral Density and Body Composition Assessment, IAEA ,2010.
- [12] Zakon o zaštiti od ionizujućih zračenja i o nuklearnoj sigurnosti (Službeni glasnik RS, br.36/09)
- [13] NCRP Report 147
- [14] International Commission on Radiological Protection, Publikacija br.60
- [15] IAEA Staff Radiation Protection DXA

## Kratka biografija



Jelena Stojanović je rođena 15.06.1989.godine u Vrbasu.

Završila je Osnovnu školu „Nikola Đurković“ u Feketiću 2004. godine kao nosilac Vukove diplome.

Potom upisuje Medicinsku srednju školu „7.april“ u Novom Sadu, smer pedijatrijska sestra – tehničar, koju završava 2008. godine.

Iste godine upisuje Prirodno – matematički fakultet u Novom Sadu, smer medicinska fizika.

Diplomirala je 2019. godine i iste godine upisala master studije, smer medicinska fizika.

Položila je sve ispite predviđene nastavnim planom i programom zaključno sa julskim ispitnim rokom 2020. godine i time stekla uslov za odbranu master rada.

Trenutno radi kao profesor fizike u Gimnaziji i ekonomskoj školi „Dositej Obradović“, u Bačkoj Topoli.

UNIVERZITET U NOVOM SADU  
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET  
KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Tip zapisa:

TZ

Vrsta rada:

VR

Autor:

AU

Mentor:

MN

Naslov rada:

NR

Jezik publikacije:

JP

Jezik izvoda:

JI

Zemlja publikovanja:

ZP

Uže geografsko područje:

UGP

Godina:

GO

Izdavač:

IZ

Mesto I adresa:

MA

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast:

NO

Naučna disciplina:

ND

Predmetna odrednica/ključne reči:

PO

Čuva se:

Monografska dokumentacija

Tekstualni štampani materijal

Master rad

Jelena Stojanović

Prof. dr Nataša Todorović

Procena radijacionog rizika kod osteodenzitometrije

srpski

srpski/engleski

Srbija

Vojvodina

2021

Autorski reprint

Prirodno-matematički fakultet, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

10 poglavlja / 59 stranica /11 tabela /17 slika

Nuklearna medicina

Medicinska fizika

Nuklearna medicina, x-zračenje, osteodenzitometrija

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

ČU

Važna napomena:

nema

VN

Izvod:

Procena radijacionog rizika profesionalno izloženih lica  
pri radu sa dvostrukom apsorpciometrijom x-zraka  
(dxa)

IZ

Datum prihvatanja teme od NN veća: Jul, 2021

DP

Datum odbrane: Avgust, 2021

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik

Dr. Jovana Nikolov

Mentor

Dr. Nataša Todorović

Član

Dr. Nikola Jovančević

Član

Dr. Maja Stojanović

UNIVERSITY OF NOVI SAD  
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS  
KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type: Monograph publication

DT

Type of record: Textual printed material

TR

Content code: Master's thesis

CC

Author: Jelena Stojanović

AU

Mentor/comentor: Nataša Todorović, Ph.D.

MN

Title: Radiation risk assessment in osteodensitometry

TI

Language of text: Serbian

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2021

PY

Publisher: Author's reprint

PU

Publication place: Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad

PP

Physical description: 10 chapters /59 pages/ 11 tables /17 pictures

PD

Scientific field: Nuclear medicine

SF

Scientific discipline: Medical physics

SD

Subject/Key words: Nuclear medicine, x-ray, osteodensitometry

SKW

Holding data	Library of Department of Physics, Faculty of Science and Mathematics, University of Novi Sad
Note:	none
N	
Abstract:	Radiation risk assessment of occupationally exposed persons when working with double x-ray absorptiometry
AB	
Accepted by the Scientific Board:	July, 2021
ASB	
Defended on:	August, 2021
DE	
Thesis defend board:	
DB	
Presiden:	Jovana Nikolov, PhD
Mentor:	Nataša Todorović, PhD
Member:	Nikola Jovančević, PhD
Member:	Maja Stojanović, PhD