



Univerzitet u Novom Sadu

Prirodno-matematički fakultet



Trg Dositeja Obradovića 3, 21000 Novi Sad
Tel: 021/455630, Faks: 021/45566

Projektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti za prostoriju sa CT uređajem

-master rad-

Mentor:
Dr Nataša Todorović

Kandidat:
Ivan Gencel

Novi Sad, decembar 2012.

Abstract

Computed tomography has become one of the most important diagnostic tool in medical imaging. Because CT uses X rays, we will follow the principle of using the least amount of radiation dose, that provides useful image. It is desirable and very important to have minimum radiation in control room. This work examines how can we protect experts who are working on CT systems, through design of radiation protection measures. Through this work, we will get familiar with interactions of X rays with matter, working principle of CT and law regulations. Also, we will measure amount of radiation in some of the CT systems and construct radiation protection measures.

Apstrakt

Kompjuterizovana tomografija je postala jedan od najvažnijih dijagnostičkih alata u medicinskom imidžingu. Jer CT koristi X zrake, rukovodićemo se principom korišćenja što je moguće manje doze, koja nam omogućuje korisnu sliku. Poželjno je i veoma važno da imamo minimalno zračenje u kontrolnoj sobi. Ovaj rad ispituje kako možemo da zaštitimo profesionalno izložena lica koja rade sa CT uređajima kroz projektovanje mera radijacione sigurnosti. Kroz ovaj rad, upoznaćemo se sa interakcijom X zračenja sa materijom, principima rada CT-a i zakonskih regulativa. Takođe, merićemo količinu zračenja u nekim CT sistemima i projektovati mere zaštite od zračenja.

Sadržaj:

Abstract	2
Apstrakt.....	3
Sadržaj.....	4
1. Interakcija zračenja sa materijom.....	7
1.1. X zračenje.....	7
1.2. Proizvodnja X zraka	7
1.2.1. Zakočno zračenje.....	9
1.2.2. Karakteristično zračenje	10
1.3. Interakcija X zraka sa materijom.....	10
1.3.1. Apsorpcija	11
1.3.2. Rasejanje	11
1.3.3. Par elektron-pozitron.....	12
2. CT uređaj	13
2.1. Razvoj CT uređaja.....	13
2.2. Generacije CT-a	14
2.2.1. Prva generacija	15
2.2.2. Druga generacija	15
2.2.3. Treća generacija	16
2.2.4. Četvrta generacija.....	17
2.2.5. Peta generacija.....	17
2.2.5.1. Spiralni CT	17
2.2.5.2. Multislajsni i dual source skeneri.....	18
2.2.5.3. Multiple-row detector CT (CT sa višerednim detektorom).....	18
2.3. Princip rada	18
2.4. Opis aparata.....	20
2.5. Kolinacija	21
2.6. Filtracija	22
2.7. Kompjuterski sistem.....	22
3. Dozimetrijske veličine	24
3.1. Ekspoziciona doza.....	24
3.2. Apsorbovana doza	24
3.3. KERMA K.....	25
3.4. Efektivna doza.....	25
3.5. Ranije primenjivane veličine.....	26

3.5.1. Ekvivalentna doza H	26
3.5.2. Efektivna ekvivalentna doza H_E	27
3.5.3. Somatski efektivna ekvivalentna doza H_{SE}	27
3.5.4. Kolektivna ekvivalentna doza S	27
3.5.5. Očekivana ekvivalentna doza H_C	28
3.5.6. Očekivana ekvivalentna doza H_{50}	28
3.5.7. Preporučene granice ekvivalentne doze	28
4. CT dozimetrijske veličine	30
4.1. CT Dozni indeks.....	30
4.2. Proizvod doze i dužine	31
4.3. Efektivna doza.....	31
5. Detekcija X zraka	32
5.1. Fotografski film	32
5.2. Vilsonova komora	32
5.3. Jonizaciona komora.....	33
5.4. Poluprovodnički detektori	34
5.5. Scintilacioni brojač.....	34
5.6. Fotomultiplikator i fotodiode	35
5.7. Mikrokalorimetri	35
6. Zaštita od zračenja	36
6.1. Evropska direktiva.....	39
7. Projektovanje mera radijacione sigurnosti.....	42
7.1. Kontrolisana oblast.....	42
7.2. Nekontrolisana oblast	43
7.3. Osnove zaštite za CT objekte	43
8. Proračun potrebne zaštite za CT uređaje	45
8.1. Rastojanje od zauzete oblasti	45
8.2. Okupacioni faktor.....	45
8.3. Faktor korišćenja (U)	47
8.4. Primarna barijera	47
8.4.1. Predzaštita	47
8.5. Sekundarna barijera.....	47
8.6. Računanje zaštite za CT uređaj	48
8.7. Računanje metodom proizvoda doze i dužine.....	50
8.8. Materijali koji se koriste pri zaštiti.....	51
8.8.1. Zidovi	52

8.8.2. Vrata	52
8.8.3. Prozori	52
8.8.4. Podovi i plafoni	53
9. Dozimetrija i proračun doze.....	54
9.1. Korišćeni uređaji pri merenju.....	54
9.2. Rezultati merenja i procena zaštite.....	56
9.2.1. Merenje uz pomoć vrednosti CTDI-a.....	56
9.2.2. Merenje uz pomoć vrednosti DLP-a	59
10. Zaključak	61
Prilog 1	62
Prilog 2a.	78
Prilog 2b.	81
Literatura	84
Biografija.....	86

1. Interakcija zračenja sa materijom

1.1. X zračenje

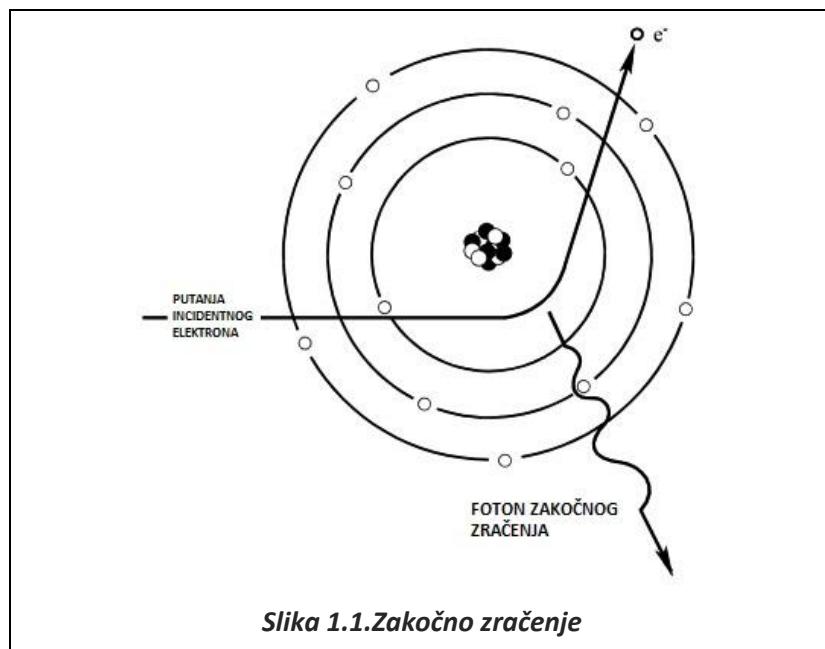
X zračenje označava početak razvjeta medicinske fizike i datira iz 1985. godine kada je Rendgen otkrio do tada nepoznate zrake i nazao ih X zracima. X zračenje je elektromagnetno zračenje male talasne dužine od 0,01 do 10 nm. X zraci mogu imati kontinualni spektar u slučaju kada su izazvani zakočnim zračenjem, a mogu imati i diskretne energije, ako su izazvani prelazima između stanja atoma.

Rendgenska (vakumska) cev, u kojoj nastaju X zraci ima vrlo visok vakuum (od 10^{-7} do 10^{-9} mbar) i sadrži katodu koja se zagreva i anodu. Između tih elektroda se održava veliki napon od nekoliko desetina do nekoliko stotina kV. Kod CT uređaja, napon iznosi 120kV ili 140kV. Pri zagrevanju katode, ona emituje elektrone koje ubrzavamo u električnom polju u rendgenskoj cevi i oni se kreću ka anodi gde se zaustavljaju i stvaraju X zrake. Na intenzitet X zraka utiču napon i samo grejanje katode. Bitno je napomenuti da se svega 1% celokupne energije pretvara u X zračenje, a ostatak u toplotu, usled koje se anoda zagreva i neophodno je vršiti hlađenje ili prekidanje snimanja. To se dešava zbog toga što većina elektrona vrši elastične sudare sa česticama materije i na taj način povećavaju njihovu kinetičku energiju. Još je Rendgen utvrdio da su X zraci prodorni, da izazivaju zacrnjenje fotografске ploče i da imaju ionizaciono dejstvo.

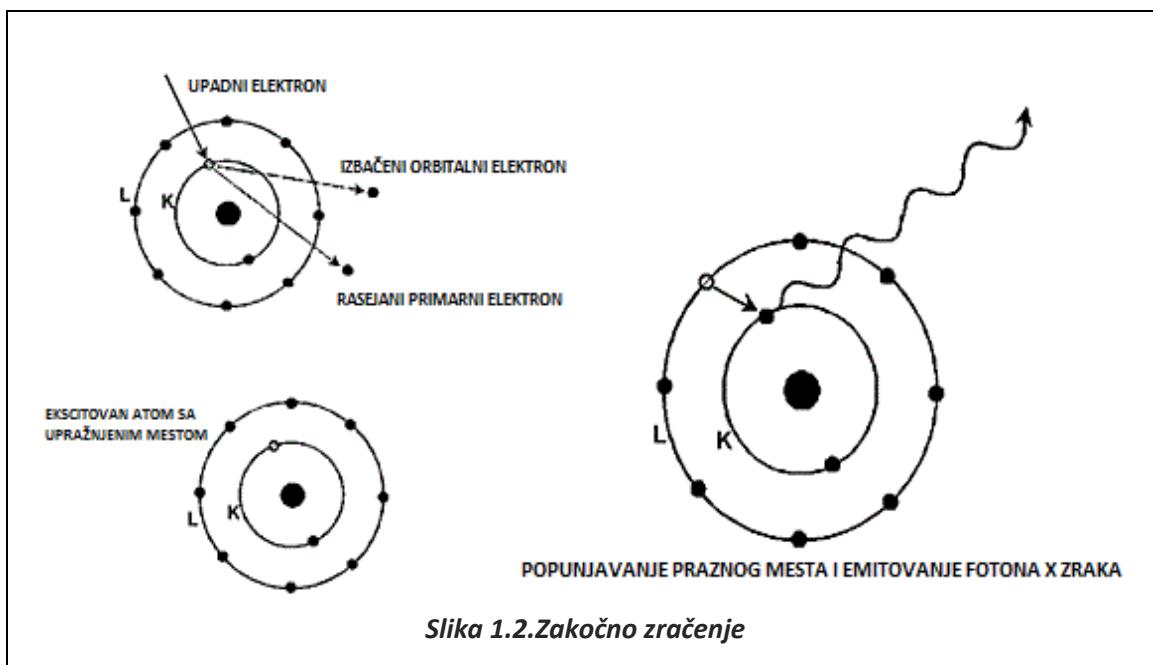
1.2. Proizvodnja X zraka

Za medicinske dijagnostičke procedure, poput CT-a, X zraci se proizvode tako što se u visoko vakuumiranoj rendgenskoj cevi, elektroni ubrzavaju od katode ka anodi i interaguju sa katodom.

X zraci se proizvode van jezgra atoma i njihovo nastajanje uključuje interakciju između brzih elektrona i atoma. Postoje dva različita mehanizma nastajanja X zraka. Jedan od načina je ubrzavanje bombardujućih elektrona u blizini visoko nanelektrisanih jezgara teških elemenata, pri čemu elektron gubi većinu ili svu svoju energiju kroz emisiju fotona i naziva se zakočno zračenje ili bremsstrahlung.

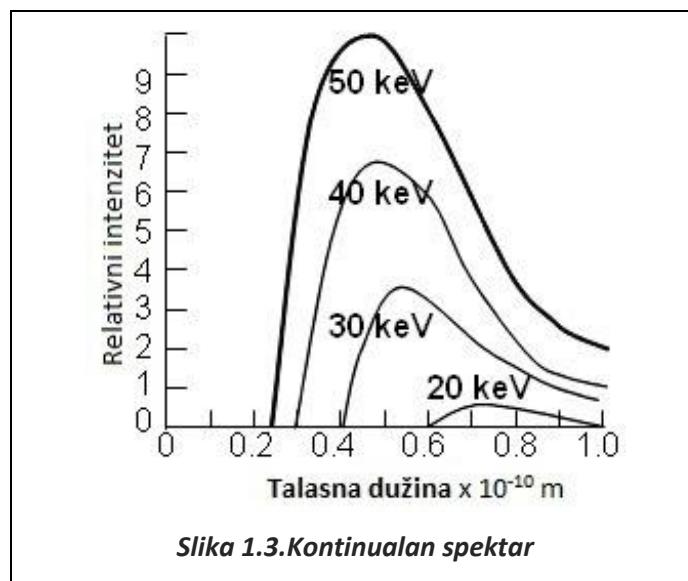


Drugi način je proizvodnja deeksitacijom atoma koji ima veliku energiju zbog bombardovanja elektronima. Ubrzan elektron izbacuje elektron iz neke od unutrašnjih ljeski atoma i ostavlja atom u ekcitovanom stanju. Nakon toga, elektron iz spoljne ljeske popunjava to mesto uz emisiju karakterističnog zračenja.



1.2.1. Zakočno zračenje

Pri zakočnom zračenju, odnosno pri kočenju elektrona na anodi u rendgenskoj cevi, pojavljuje se X zračenje, jer elektroni naglo gube deo ili svu svoju energiju. Poznato je da se elektromagnetno zračenje stvara pri promeni brzine nanelektrisanih tela. Energija fotona koja se javlja u vidu X zračenja je jednaka izgubljenoj energiji elektrona. Za svaki elektron koji izgubi deo ili svu energiju, javiće se foton X zračenja. Upravo zbog činjenice da neki elektroni gube deo, a neki svu energiju, dobijamo kontinualni spektar kod zakočnog zračenja. Intenzitet ovog zračenja zavisi od atomskog broja materijala od kojeg je sačinjena anoda i od napona između elektroda. Svi kontinualni spektri imaju kratkotalasnu granicu koja zavisi samo od napona između anode i katode, kao što možemo videti na slici 1.3.



Empirijski je utvrđena korelacija između napona i kratkotalasne granice kontinualnog spektra.

$$\lambda_{min} = \frac{1239,6}{U} [nm] \quad (1)$$

Gde U predstavlja napon, a λ_{min} kratkotalasnu granicu. Pošto u klasičnoj elektromagnetnoj teoriji ne postoji λ_{min} i ne može da objasni ovu pojavu, koristimo kvantnu mehaniku koja to objašnjava na sledeći način: Pri ubrzavanju elektrona uz pomoć napona U , ako je pri tom početna brzina bila zanemarljivo mala u odnosu na ostvarenu, kinetička energija je jednaka radu u električnom polju. To možemo predstaviti sledećom jednačinom:

$$\frac{1}{2}mv^2 = eU \quad (2)$$

Možemo odrediti i maksimalnu energiju fotona u slučaju kada se celokupna kinetička energija elektrona pretvori u energiju fotona x-zraka. Tada će foton imati maksimalnu energiju, pa samim tim i frekvenciju, a minimalnu talasnu dužinu.

$$eU = h\nu_{max} \quad (3)$$

i

$$eU = \frac{hc}{\lambda_{min}} \quad (4)$$

gde je e nanelektrisanje elektrona, h Plankova konstanta, c brzina svetlosti, U napon i λ_{min} kratkotalasna granica. Naravno, foton će imati manju energiju od maksimalne, ako se samo deo energije elektrona pretvori u energiju fotona. Upravo zbog različite količine pretvaranja energije elektrona u energiju fotona, dobijamo spektar zakočnog zračenja.

1.2.2. Karakteristično zračenje

Pri većim energijama elektrona, emitovaće se i zračenje veće energije. Do ionizacije dolazi pri sudaru ubrzanih elektrona sa anodom. Ako je energija elektrona veća od ili jednaka vrednosti koja je karakteristična za materijal anode, tada se elektron izbacuje iz unutrašnje ljeske i na njegovo mesto dolaze elektroni sa viših energetskih nivoa i stvara se i emituje **karakteristično X zračenje** sa diskretnim spektrom. To predstavlja karakterističan spektar atoma anode. Kod CT-a se najčešće koristi anoda od volframa uz pomoć koje može da se ostvari napon i do 140kV.

Energija karakterističnog X zračenja se može izračunati primenom Mozljevog zakona, i u ovom slučaju ćemo to predstaviti za K_α liniju:

$$E(K_\alpha) = R_y(Z - 1)^2 \left(\frac{1}{n^2} - \frac{1}{m^2} \right) \quad (5)$$

R_y je Ridbergova konstanta i iznosi 13,6 eV, Z je atomski broj, a n i m su nivoi sa kojeg i na koji se premešta elektron, respektivno.

Najčešći je slučaj da se spektri karakterističnog superponiraju na spektar zakočnog zračenja, ali uz filtracije, možemo izdvojiti određeni deo karakterističnog spektra koji možemo da koristimo i uz pomoć kojeg dobijamo korisne informacije .

1.3. Interakcija X zraka sa materijom

Ubrzo nakon otkrića X zraka, otkriveno je da imaju sposobnost da prodiru kroz materiju i da mogu da proizvedu slike unutrašnjih organa. Pri prolasku kroz materiju, X zraci bivaju apsorbovani i mogu potpuno nestati iz snopa, mogu proći kroz materiju bez promena i

mogu interagovati sa atomima materije kroz koju zrak prolazi. Pri interakciji sa materijom, zrak slabi iz tri moguća razloga: apsorpcije, rasejanja i stvaranja para elektron-pozitron.

Intenzitet X zračenja predstavlja energiju zračenja koja prođe u sekundi kroz jedinicu površine koja je normalna na pravac zračenja.

Intenzitet se može predstaviti pomoću sledeće jednačine:

$$I = nhv \quad (6)$$

gde je n broj fotona koji padaju u sekundi na m^2 , v je frekvencija, a h je Plankova konstanta.

1.3.1. Apsorpcija

Apsorpcija predstavlja fotoefekat u kojem foton pri interakciji sa materijom, gubi kompletну energiju tako što je predaje jednom elektronu iz atoma. Pri konverziji energije, upadni foton nestaje, a iz atoma se izbacuje fotoelektron sa određenom kinetičkom energijom (spoljašnji fotoefekat) ili taj elektron prelazi na više energetsko stanje (unutrašnji fotoefekat).

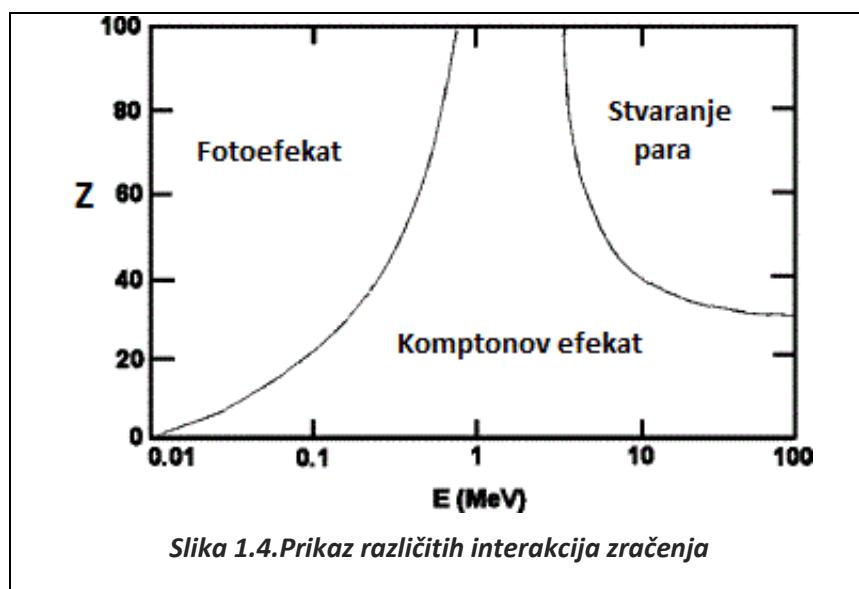
Ako se iz atoma izbacuje fotoelektron, njegova energija je jednak razlici energije fotona i energije ionizacije atoma za taj elektron. U zavisnosti iz kog nivoa je elektron izbačen, na njegovo mesto dolazi novi iz više ljeske i tada se emituje karakteristično X zračenje koje može da ponovi isti postupak izbacivanja elektrona iz atoma, koji se nazivaju sekundarnim elektronima.

1.3.2. Rasejanje

Rasejanje se odnosi na interakciju fotona sa atomima na taj način što fotoni menjaju prvobitni pravac kretanja i samim tim se više ne nalaze u snopu X zraka čiji intenzitet merimo na detektoru. Pri rasejanju fotona na spoljašnjim elektronima (neelastično, Komptonovo rasejanje) u atomu, smanjuje se njihova energija i povećava se talasna dužina fotona. Prema zakonu održanja impulsa i energije, razlika između početne i krajnje energije fotona je jednak energiji koju je primio elektron u atomu. Moguće je ostvariti i rasejanje bez promene energije fotona (elastično, Rejljevo rasejanje) i to na čvrsto vezanim (unutrašnjim) elektronima atoma. To može da se posmatra kao sudar fotona i atoma, zbog velike razlike u masi, pa foton neće izgubiti energiju.

1.3.3. Par elektron-pozitron

Ovaj tip interakcije se javlja kod velikih energija fotona, odnosno energije dvostrukih mase elektrona u mirovanju, što iznosi 1,022 MeV. Energija koja nastaje od fotona se raspodeljuje na novo stvoreni elektron i pozitron koji pri anhilaciji ravnomerno raspodeljuju tu energiju i svaki od njih dobija energiju od 512keV.



Interakcija koja se pominje kod CT uređaja je interakcija elektrona sa atomima.

2. CT uređaj

Kao što smo pomenuli, X zraci prodirući kroz materiju, mogu da oslikavaju unutrašnje organe. Kompjuterizovana tomografija je radiološka metoda snimanja dela tela koja pored rendgenskog zračenja, primenjuje i tomografiju, tj. metodu koja se zasniva na matematičkoj proceduri obrade snimaka ili tomografskoj rekonstrukciji snimaka uz primenu savremenih računara i programske pakete u njima. Metoda digitalne geometrijske obrade se koristi za generisanje trodimenzionalnih slika unutrašnjosti snimljenog dela tela koju čini velika serija dvodimenzionalnih rendgenskih snimaka snimljenih u toku jedne rotacije uređaja oko svoje ose. X zraci, pre svega proizvedeni pri primeni CT-a su, pored prirodnog fona zračenja, najodgovorniji za globalno izlaganje stanovništva.

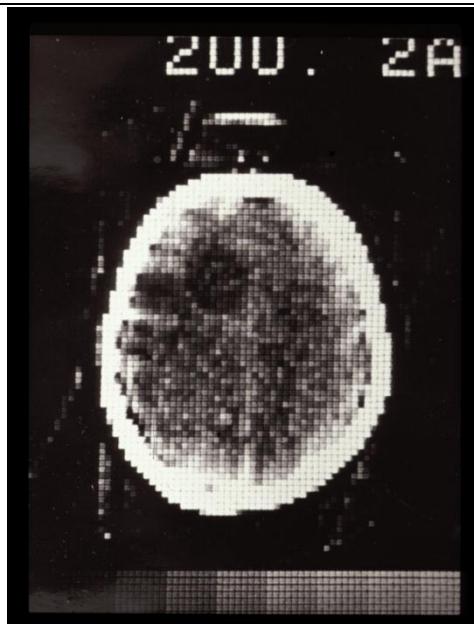


Slika 2.1. CT uređaj

2.1. Razvoj CT uređaja

Još se 1895. godine pojavila potreba za slikom mozga, a 1917. godine Austrijski matematičar J. Radon (Johann Radon) objavljuje teoremu na kojoj se zasniva princip rada kompjuterizovane tomografije i koja opisuje mogućnost rekonstrukcije dvodimenzionalne geometrije objekta iz niza projekcija koje su izmerene oko njega.

1946. godine je u Japanu konstruisan prvi aparat za rotacionu tomografiju koji je nazvan „rotografija“ i funkcioniše tako što je rendgenska cev bila postavljena sa jedne strane, a rendgenski film u kaseti sa druge strane, koji su se paralelno rotirali oko pacijenta. Obrada rezultata je bila komplikovana i rezultati nepouzdani, ali je prvi aparat za kompjuterizovanu tomografiju došao tek nakon 25 godina.



Slika 2.2. Prvi snimak glave kompjuterizovanom tomografijom

1971. godine su taj aparat konstruisali Engleski fizičar Hounsfield (Godfrey Newbold Hounsfield) i Američki matematičar Mek Kormak (Alan MacCormack) uz pomoć neuroradiologa (Jamie Ambrose) koji je bio namenjen isključivo za snimanje glave. Prvi put je primenjen 1. oktobra 1971. godine. (Trebalo mu je 4 minuta za jednu rotaciju oko pacijenta i imao je mrežu (matrix) 80x80) u Atkinson Morley's bolnici u Londonu. Kormak i Hounsfield su 1979. godine za to otkriće dobili i Nobelovu nagradu za medicinu.

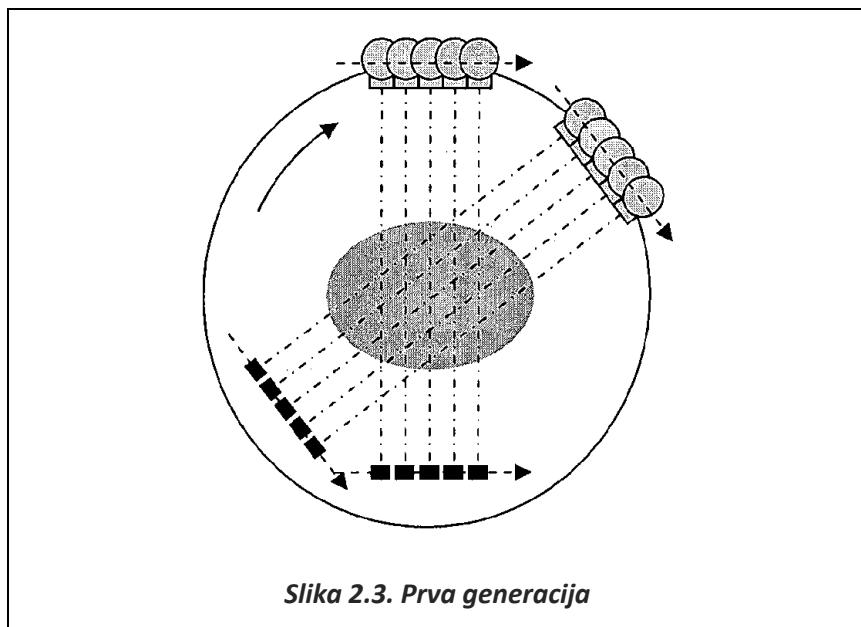
Od tada, pa do danas je kompjuterizovana tomografija doživela izuzetan razvoj, najpre zbog razvitka kompjutera. Zbog visoke pouzdanosti, relativno kratkog vremena snimanja i ekonomske isplativosti, u velikoj meri je zamenila starije tehnike i spada u standardne dijagnostičke aparate. U Sjedinjenim Američkim Državama u periodu od 1991. do 2002. se beležio godišnji porast upotrebe CT-a od 10% do 20%. Korišćenje CT-a u svetu je i danas u stalnom porastu. Tokom razvitka, više pažnje se obraćalo na poboljšanje kvaliteta slike, nego na smanjenje doze koju primi pacijent, pa je tako sa sve većom primenom te tehnike, poraslo i ukupno izlaganje stanovništva jonizujućim zračenjem. Osim za pacijente, rizik postoji i za stručno osoblje koje sprovodi proceduru snimanja, pa je neophodno obratiti pažnju na njihovu zaštitu, zbog svakodnevnog izlaganja rendgenskim zracima.

2.2. Generacije CT-a

Različite generacije CT uređaja se prvenstveno odnose na različitu konstrukciju detektora. Različite generacije se odnose na tehnološki razvoj koji se vremenom poboljšavao i pružao nove mogućnosti u primeni CT-a.

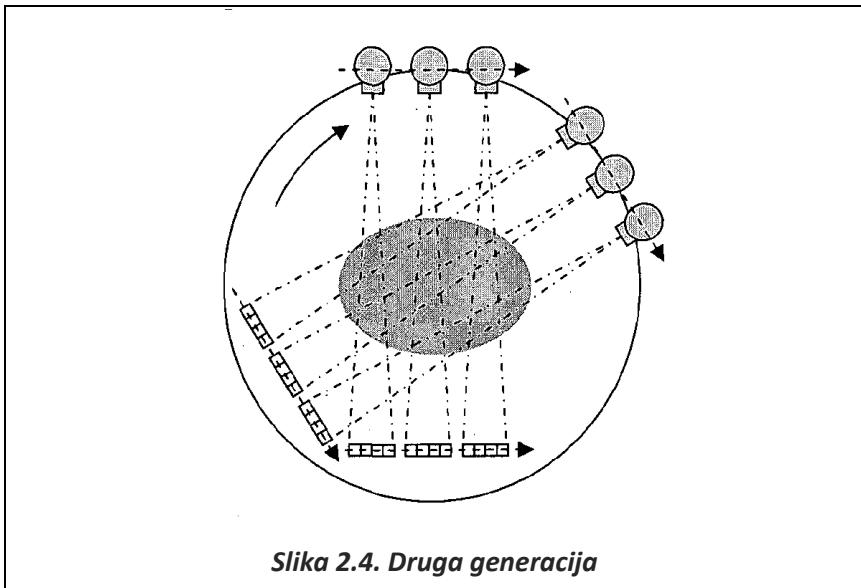
2.2.1. Prva generacija

U prvu generaciju skenera spada i prvi komercijalni CT skener koji je izumeo Hounsfield. Takav tip skenera je koristio jedan izvor X zraka i jedan detektor koji je bio na suprotnoj strani izvora. Ceo sistem se nakon jednog skeniranja slajsa, pomera za 1° i tada se vrši drugo skeniranje. Isti postupak se nastavlja dok se ne dobije 180 projekcija, odnosno dok se detektor i izvor ne rotiraju za pola kruga i skeniraju čitav slajs. Skeniranje je trajalo oko 4 i po minuta i primenjivalo se za snimanje glave, odnosno deo tela čije pomeranje je moglo da se kontroliše.



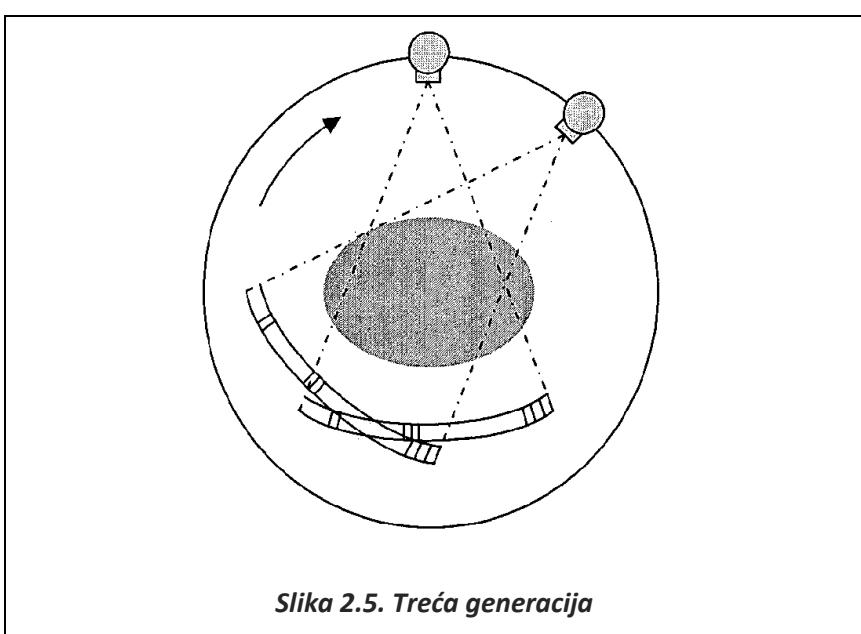
2.2.2. Druga generacija

Glavno poboljšanje u odnosu na predhodnu generaciju je redukcija vremena skeniranja. Osim toga, dodato je više detektora, pa se smanjio broj pomeraja koji je potreban za celokupno skeniranje. Na početku je postojalo tri detektora koji su međusobno pomereni za 1° i zbog toga što svaki detektor vidi X zrak pod različitim uglom, svako pomeranje stvara tri projekcije. Zbog toga se sistem mogao pomerati za 3 stepena umesto za 1 pa je bilo potrebno napraviti samo 60, umesto 180 projekcija da bi se napravilo pola kruga oko tela za jedan slajs. Broj detektora se kod ove generacije povećao do 53 detektora i ceo sistem je bio dovoljno brz da skenira slajs u toku zadržavanja daha, pa je primenjivan i u skeniranju abdomena. Za skeniranje celog slajsa je bilo potrebno oko 20 sekundi.



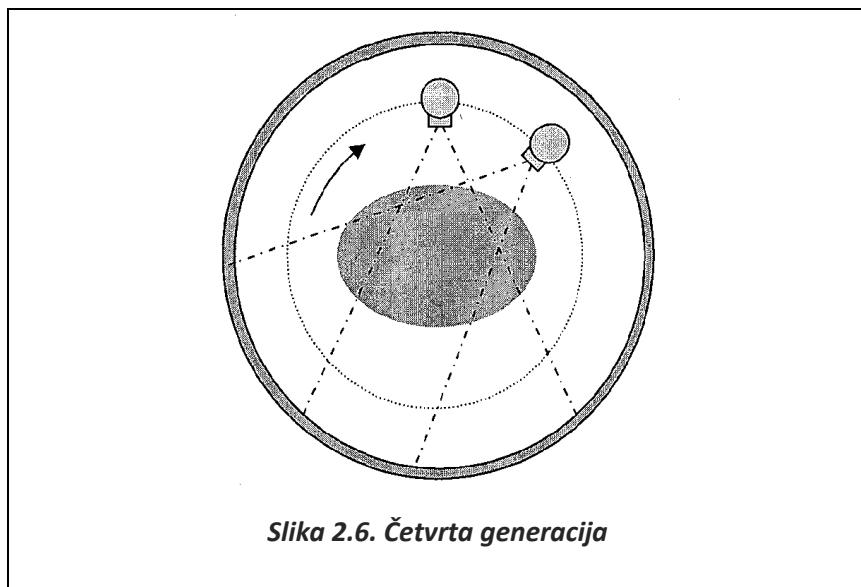
2.2.3. Treća generacija

Kod uređaja ove generacije je počela primena širokog lepezastog snopa X zraka, i niza detektora koji su lučno raspoređeni. Zraci nisu više paralelni, nego divergentni, što je zahtevalo posebne rekonstrukcione algoritme. Broj detektora u ovom slučaju se kreće od 300 pa do 700 kod savremenih skenera i velika je razlika u odnosu na prošle generacije u tome što se sada pri skeniranju jednog slajsa izvor i detektori okreću za pun krug, odnosno za 360° .



2.2.4. Četvrta generacija

Ova generacija se razvijala u isto vreme kada i predhodna i veoma joj je slična. Najveća razlika je u tome što postoji čitav prsten detektora oko pacijenta koji je stacionaran. Broj detektora ide čak do 4800. Vreme skeniranja je vrlo slično kao i kod treće generacije. Mane ovih uređaja su što na neefikasan način koriste detektore, jer za vreme skeniranja manje od četvrtine detektora bude aktivno i česti su artefakti koji se javljaju. CT uređaji ove generacije nisu zaživeli u komercijalnoj upotrebi i sada se najčešće koriste CT uređaji treće i pete generacije.



2.2.5. Peta Generacija

Pod petu generaciju spadaju novije metode CT dijagnostike, kao što su spiralni skener, multislajsnici, dual source skeneri i multiple row detector CT.

2.2.5.1. Spiralni CT

Moderniji CT uređaji sa razvijenim kompjuterskim sistemima mogu da menjaju preseke skeniranja na takav način da nije potrebno zaustavljati snimanje i translirati sistem izvor-detektor, nego snimanje može da se vrši kontinualno, obrćući se oko pacijentnog stola, krećući se kroz gentri. Da bi se konstruisao spiralni CT potrebno je ispuniti tri uslova: postojanje slip-ring dizajna CT-a (glava 2.4), rendgenska cev treba da bude veoma visoke

snage i da postoje algoritmi koji mogu da reše nekomplanarne podatke skeniranja (koji ne leže u istoj ravni).

2.2.5.2. Multislajnski i dual source skeneri

Multislajne skenere karakteriše mogućnost snimanja više slajsova istovremeno. U komercijalnoj upotrebi se nalaze 16-slajnski i 64-slajnski skeneri. To drastično smanjuje vreme snimanja. Kod dual source CT-a postoje dve rendgenske cevi, odnosno dva izvora i isto toliko detektorskih sistema koji rade istovremeno. Ugao između dva sistema je 90° . Ovaj tip CT-a je veoma bitan za skeniranje srca, jer zbog velike brzine (oko 0,1 sekunde po akviziciji) artefakti, koji su se javljali pri drugačijoj upotrebi, su svedeni na minimum.

2.2.5.3. Multiple-row detector CT (CT sa višerednim detektorom)

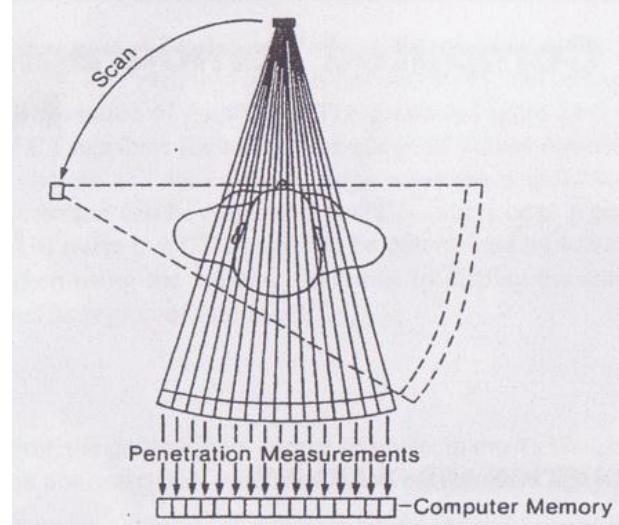
Za razliku od ranijih skenera koji su imali više detektora u x-y ravni, MDCT ima više detektora i u z ravni. U x-y ravni broj detektora se najčešće kreće između 700 i 900, a kod MDCT-a postoji još 2, 4, 8, 16, 64, pa sve do 320 redova sa po 700 ili 900 detektora. To znači da MDCT sadrži i do **288000** detektora. Ovo takođe ubrzava snimanje i veoma je korisno kod srca i drugih delova tela, čije pomeranje ne možemo u potpunosti da kontrolišemo. Ceo sistem nam daje i bolju prostornu rezoluciju, ali sva poboljšanja slike i brzine se ostvaruju na račun povećanja doze koje nije zanemarljivo.

2.3. Princip rada

Osnovni princip nastajanja slike pri primeni CT-a se sastoji u merenju atenuacionih koeficijenata delova tela konačne debljine tako što detektuje X zrake koji su prošli kroz telo pacijenta uz određenu interakciju, tj. apsorpciju. U detektoru se zračenje pretvara u električni signal koji je proporcionalan intenzitetu zraka koji su stigli do detektora. Nakon toga se na osnovu podataka stvaraju računske slike i konačno optičke slike koje se mogu detaljno analizirati.

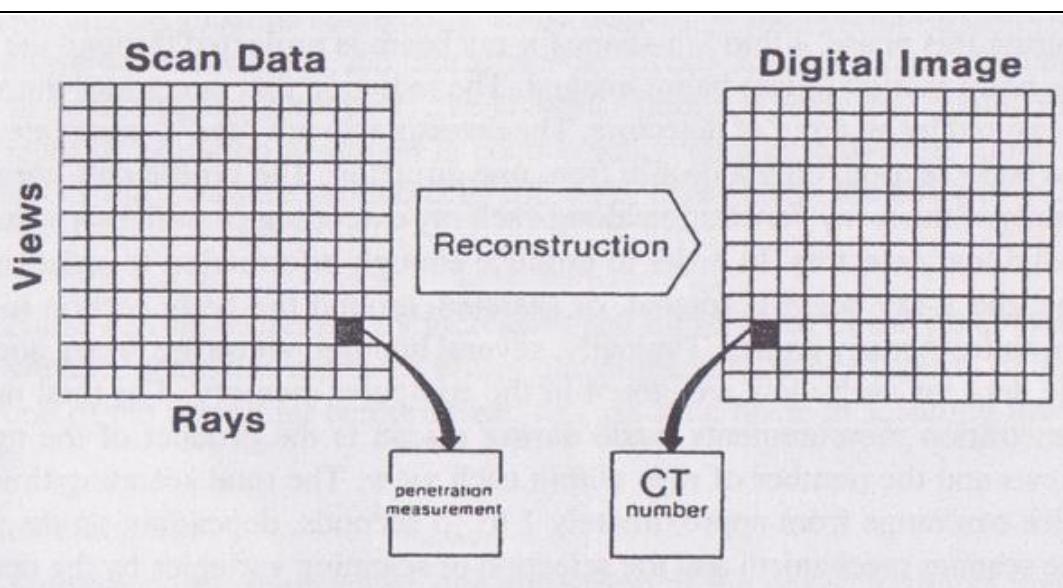
Stvaranje slike se može podeliti u nekoliko koraka:

Prvi korak je skeniranje. Tokom te faze, snop rendgenskih zraka prolazi kroz deo tela pacijenta i stiže do detektora sa suprotne strane. Detektor „vidi“ samo profil dela tela iz jednog pravca, a da bi se kreirala potpuna slika, snop x-zraka se rotira tako da se dobije projekcija iz više uglova. Najčešće se uzima nekoliko hiljada projekcija i svi podaci se memorišu u kompjutersku memoriju.



Slika 2.7. Faza skeniranja

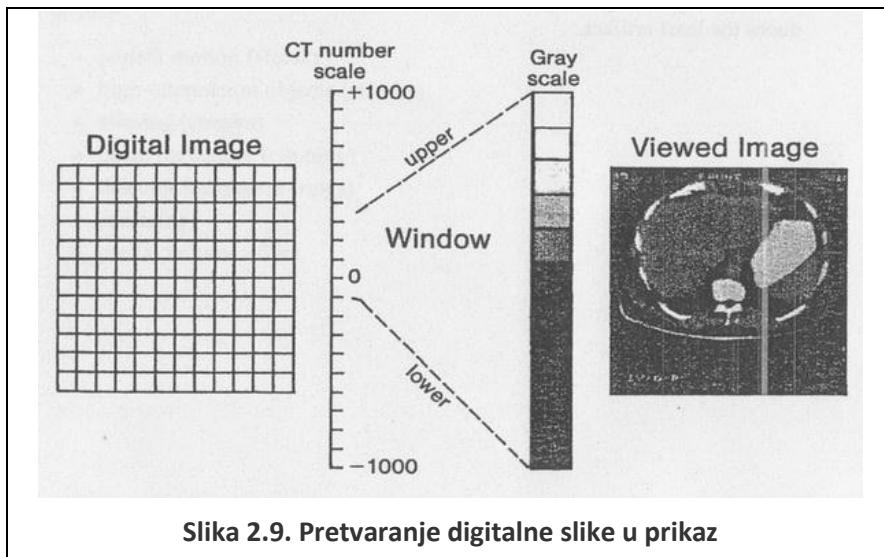
Drugi korak je rekonstrukcija slike koja se ostvaruje preko digitalnog kompjutera, koji je deo CT sistema. To je, zapravo, matematička procedura koja pretvara informaciju dobijenu skeniranjem jedne projekcije u numeričku ili digitalnu sliku. Slika je sadržana u oblasti piksela koji predstavlja numeričku vrednost, odnosno CT broj. Vrednost piksela je povezana sa gustinom tkiva i zajedno daju voksel. Rekonstrukcija traje nekoliko sekundi, ili manje, u zavisnosti od kompleksnosti slike i brzine kompjutera. Nakon toga, digitalna slika se čuva u kompjuterskoj memoriji.



Slika 2.8. Rekonstrukcija slike

Treći i poslednji korak je pretvaranje digitalne slike u video prikaz koji se može videti ili zabeležiti na filmu. To se sprovodi pomoću digitalno analognih konvertora. Vrednost

piksela je povezana sa sivilom slike (osvetljenosti) i može se prikazati pomoću prozorskih nivoa (windowing). Možemo menjati više i niže prozorske nivoe, pa time i podešiti osvetljenje i kontrast slike.



Slika 2.9. Pretvaranje digitalne slike u prikaz

2.4. Opis aparata

Svaki CT sistem se sastoji od osnovnih delova pomoću kojih se stvaraju, skupljaju, obrađuju, prenose i arhiviraju podaci koji su potrebni za stvaranje slike.

CT sistem se sastoji od:

1. **gentrija** u kojem se nalazi sistem za proizvodnju rendgenskih zraka i njihovo detektovanje
2. **stola** za pacijenta
3. **kompjuterskog sistema** za upravljanje aparatom, rekonstrukciju i prikaz slike.

Gentri kod većine CT uređaja ima prečnik 70cm. Ipak, površina koja se koristi za merenje atenuacionih koeficijenata je manja i iznosi od 50 do 55cm. Zbog te razlike, moguće je da se stvari artefakt koji čini sliku nekorisnom, ako su dimenzije pacijenta veće od dimenzija na kojoj se mere atenuacioni koeficijenti. Postoje i specijalno dizajnirani CT-i, kao što su PET-CT, čiji otvor gentrija iznosi i do 90 cm. Na gentriju se nalaze laserski sistemi za precizno pozicioniranje pacijenta.

Rendgenska cev je najvažniji deo CT sistema za dobijanje dobre i korisne slike. Za razliku od ostalih dijagnostičkih metoda u kojima se koriste X zraci, CT je najzahtevnija zbog većih termalnih opterećenja. Kod ranijih generacija je snimanje trajalo mnogo duže, a jedan od razloga je bilo i hlađenje anode. Kod novijih generacija je ta pauza svedena na minimum, razvitkom materijala od kojih se prave anode i načinom hlađenja. Rengdenska cev kod

konvencionalnih CT aparata mogla je da bude u upotrebi 1000 časova, a danas, sa razvitkom tehnologije od 10 000 do 40 000 radnih časova.

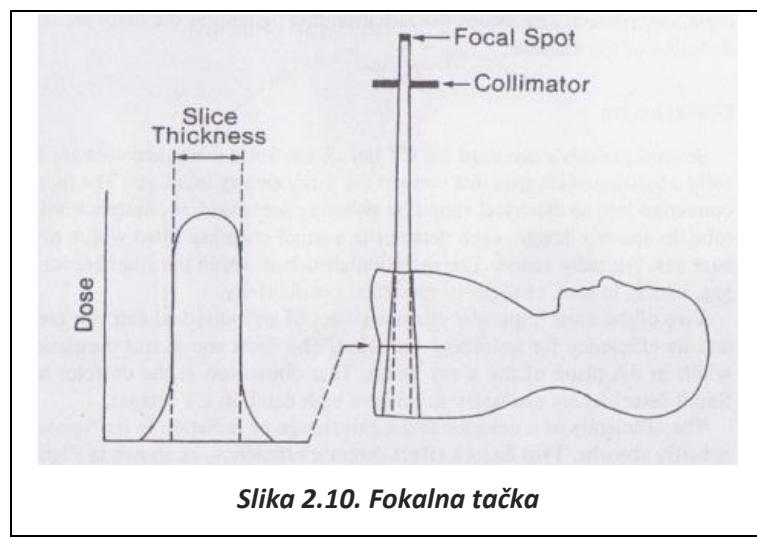
Uobičajne vrednosti snage koju ostvaruju rendgenske cevi su od 20kW do 150kW sa voltagom od 80kV do 140kV i strujom do 800mA. Najveća snaga uređaja ne može biti ostvarena u dužem vremenskom periodu.

Cev za X zrake je montirana na kružno postolje, koje se rotira oko tela pacijenta i snabdeva električnom energijom. Određeni broj skenera upotrebljava kablove koji se obmotaju oko postolja dok se ono rotira. Ovakav način dozvoljava nekoliko rotacija. Postolje mora biti zaustavljeno i rotiranje se otpočinje u drugom smeru kako bi se kablovi odmotali. Drugi način upotrebljava je putem klizećeg električnog kontakta, koji dozvoljava kontinualnu brzu rotaciju - slip rings.

Sto za pacijenta je dizajniran tako da može da uzdrži pacijenta do oko 200kg, a specijalni CT uređaji i do 270kg, uz preciznost pomeranja od 1 do 2mm. Oni se prave od ugljeničnih vlakana, sa što manjim atenuacionim koeficijentom, kako ne bi uticali na merenje. Dužina stola iznosi i do 200cm.

2.5. Kolimacija

Cev za X zrake podrazumeva kolimacione uređaje koji određuju veličinu i oblik snopa X zraka. Jedan set kolimatora određuje uglovni luk zraka, a drugi set određuje njegovu debljinu. Poslednji set se može prilagoditi za veoma tanke debljine. Kolimatori su izuzetno bitni i zbog toga što redukuju izloženost pacijenta zračenju. Sa današnjom tehnologijom nije moguće kreirati snop X zraka sa potpuno oštrim ugolvima. To je zbog ograničene veličine fokalne tačke cevi za X zrake, što rezultuju sa pneumbra-om, ili "parcijalnom senkom", duž granica snopa, kako je pokazano na slici 2.10. Zračenje ima najveći intenzitet u centru slajs-a i smanjen intenzitet u blizini ivica.



2.6. Filtracija

Cev za X zrake takođe podrazumeva filtere kroz koje snop X zraka prolazi. CT snop X zraka se najčešće filtrira u dva slučaja.

Kod jačanja snopa (**Beam Hardening**) jer su periferna tkiva više izložena niskom srednjom energijom fotona nego unutrašnji delovi slajsa. Ovo može biti smanjeno očvršćivanjem zraka pomoću filtera koji atenuira niske energije pre prodiranja zraka kroz telo. Filtracija smanjuje izloženost pacijenta tako što selektivno odstranjuje nisku energiju.

Kompenzacija. Filter sa neuniformnom debljinom se često stavlja u snop x-zraka da bi kompenzovao (popravio) neuniformnu debljinu x-zraka. Kada se on upotrebljava deblje centralne sekcije tela su izložene većim radijacionim intenzitetom nego tanje sekcije u blizini ivica. Upotreba ovog tipa kompenzacijskog filtera generalno smanjuje ekspoziciju pacijenta, a pri tom održava određeni nivo kvaliteta slike.

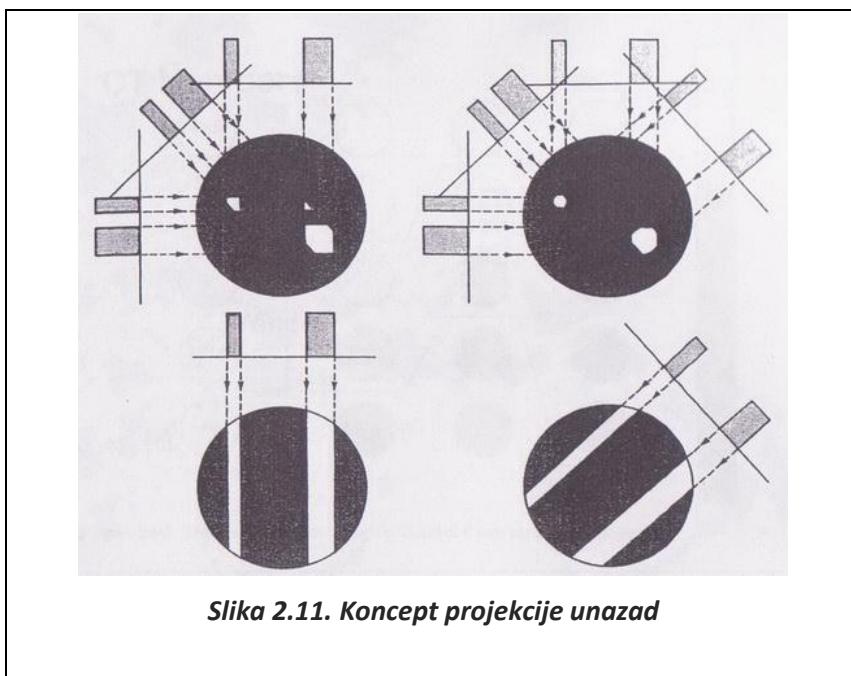
2.7. Kompjuterski sistem

Preko upravljačke konzole iz kontrolne sobe, može se upravljati mehaničkim funkcijama i komunicirati sa pacijentom. Nakon unošenja odgovarajućih faktora za skeniranje i nakon pokretanja uređaja, skeniranje se u najvećoj meri nastavlja pod kontrolom kompjutera. Sam kompjuter kontorliše uključivanje i isključivanje detektora i izvora u odgovarajuće vreme, prenos podataka i monitoring dobijenih podataka.

Nakon sakupljanja podataka o atenuacionim koeficijentima određenog dela tela, ti podaci se obrađuju pomoću tomografse rekonstrukcije, a najčešće se koristi metod projekcije unazad. U principu, rekonstrukcija slike pomoću metode projekcije unazad je inverzna u odnosu na skenirajući proces. U toku skeniranja dela tela, X zraci se projektuju kroz taj deo iz različitih pravaca da bi stvorili različite slike istog objekta. Kako su X zraci projektovani kroz različite strane dela tela, pogled „vidi“ kompozitni profil atenuacije, a ne individualne anatomske strukture.

Biće moguće rekonstruisati sliku dela tela ako je se neki broj individualnih profila projektuje nazad na površinu slike. Generalni koncept projekcije u nazad je ilustrovan na slici 5.4. Donji deo slike pokazuje projekciju u nazad četiri pogleda na površini slike. Svaki pogled sadrži dovoljno informacija da projektuje linije ili trake na slici. Ako se ti „pogledi“ sastave u jednoj slici, dobijamo rekonstruisanu sliku, kao što je i pokazano u gornjem redu slike 2.7.

U ovom primeru, mi koristimo samo četiri pogleda da rekonstruišemo relativno jednostavnu sliku. Obično je potrebno nekoliko stotina pogleda da bi se rekonstruisala kompleksnija i detaljnija slika nekog dela tela.



Slika 2.11. Koncept projekcije unazad

Vrlo bitna funkcija kompjutera je i prenos podataka, njihovo čuvanje i obrada. Podaci i slike koji se procesiraju su privremeno smešteni na računarskoj elektronskoj kartici. Pošto je memorija ograničena podaci i slike se čuvaju na CD-ovima, DVD-evima ili na hard diskovima. Slike se mogu veoma brzo ponovo očitati. Kapacitet diska je takođe ograničen ali je mnogo veći od elektronske kartice. Za dugotrajno čuvanje podataka potrebna nam je memorija koja se može odvojiti od računara.

3. Dozimetrijske veličine

Veoma je bitno poznavati osnovne dozimetrijske veličine, ako se bavimo ionizujućim zračenjem.

3.1. Ekspozicionala doza

Ona se često koristi pri zaštiti od X zračenja i odnosi se na ionizaciono dejstvo X zraka u vazduhu. Obeležava se sa X i možemo je računati kao:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (7)$$

a dQ predstavlja apsolutnu vrednost ukupnog nanelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu kada su svi elektroni i pozitroni oslobođeni u elementu zapremine vazduha dm potpuno zaustavljeni. Nanelektrisanje, oslobođeno jonizacijom koja je nastala zbog zakočnog zračenja, emitovanog sekundarnim elektronima, nisu uključeni u dQ . Kada taj deo može da se zanemari, ekspozicija se smatra ekvivalentom kerme u vazduhu. Kerma može da se koristi za svako indirektno ionizujuće zračenje, a ekspozicija samo za X i gama zračenje i to do energija od nekoliko MeV-a. Jedinica za ekspoziciju je $\frac{C}{kg}$. Ona je u koorelaciji sa veoma poznatom jedinicom, rendgen.

$$1 \frac{C}{kg} = 3876 R \quad (8)$$

Jačina (brzina) ekspozicione doze predstavlja priraštaj ekspozicione doze u toku vremena i prikazujemo je kao:

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (9)$$

gde dt predstavlja vremenski interval. Jedinica za brzinu ekspozicije je $\frac{C}{kg\cdot s}$

3.2. Apsorbovana doza

Apsorbovana doza definiše količinu predane energije E_D zapremini ΔV čija je masa Δm . To možemo predstaviti pomoću izraza:

$$D = \frac{\Delta E_D}{\Delta m} \quad (10)$$

Dozu izražavamo u $\frac{J}{kg}$, ali je poznata i jedinica grej Gy, koja je u sledećoj korelaciji sa SI jedinicom:

$$1Gy = 1 \frac{J}{kg} \quad (11)$$

Brzina apsorbovane doze nam pokazuje za koliko se povećava apsorbovana doza u jedinici vremena i računamo je kao:

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (12)$$

a jedinica je $\frac{Gy}{s}$

3.3. KERMA K

KERMA (Kinetic Energy Relised per unit Mass) u vazduhu je definisana u ICRU izveštaju 33/1980 i u SI sistemu je zamenila ekspoziciju. Definiše se pomoću sledeće relacije:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (13)$$

gde je dE_{tr} zbir svih početnih kinetičkih energija jonizujućih čestica koje su oslobođene sekundarnim nenaelektrisanim česticama u materijalu sa masom dm . Jedinica za kermu je $\frac{J}{kg}$, odnosno Gy. 1 Gy predstavlja predatu energiju X zračenjem od jednog J jednom kilogramu.

Kerma se koristi u radijacionoj zaštiti, pogotovo pri primeni X zračenja, pri proračunu izloženosti profesionalno izloženih lica. Ima istu vrednost kao apsorbovana doza u vazduhu i opisuje polje zračenja. Kerma u vazduhu je skoro ekvivalentna kermi u mekom tkivu, pa se kao takva i koristi.

Jačina kerme \dot{K} predstavlja promenu kerme u toku vremena i može se predstaviti kao:

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (14)$$

Jedinica za jačinu kerme je $\frac{J}{kg s}$ odnosno $\frac{Gy}{s}$

3.4. Efektivna doza

Pošto verovatnoća nastajanja stohastičkih efekata zračenja zavisi ne samo od ekvivalentne doze, nego i od određenog organa ili tkiva koje je ozračeno, uvedena je i efektivna doza. Ona je, zapravo, zbir proizvoda svih ekvivalentnih doza tkiva ili organa H_T i

težinskih faktora W_T koji odgovaraju datom tkivu i mogu se naći u tabeli 1.1. Ako u tu relaciju unesemo definisan izraz za ekvivalentnu dozu, dobijamo:

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_R W_R \sum_T W_T D_{T,D} = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,D} \quad (15)$$

$D_{T,D}$ predstavlja srednju apsorbovanu dozu u tkivu (ili organu) T, koja je nastala od zračenja R.

3.5. Ranije primenjivane veličine

Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja je u 26. publikaciji definisala sledeće radijacione veličine i granice koje treba koristiti u oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja:

- Ekvivalentna doza H
- Efektivna ekvivalentna doza H_E
- Somatski efektivna ekvivalentna doza H_{SE}
- Kolektivna ekvivalentna doza S
- Očekivana ekvivalentna doza H_C
- Očekivana ekvivalentna doza H_{50}
- Preporučene granice ekvivalentne doze

3.5.1. Ekvivalentna doza H

Apsorbovana doza koju smo ranije opisali nije mogla da definiše verovatnoću i učestalost nastajanja štetnih efekata usled jonizujućeg zračenja, pa se zbog toga uvodi ekvivalentna doza. Ona predstavlja proizvod apsorbovane doze i faktora kvaliteta Q (zavisi od vrste zračenja, a za X zračenje koje mi koristimo pri primeneni CT-a, jednak je jedinici), efektivnog faktora kvaliteta , faktora distribucije doze DF i drugih posebnih faktora. Možemo ekvivalentnu dozu predstaviti pomoću sledeće jednačine:

$$H = D \times Q \times DF \quad (16)$$

Jedinica za ekvivalentnu dozu je Sivert, Sv odnosno $\frac{J}{kg}$

3.5.2. Efektivna ekvivalentna doza H_E

Efektivna ekvivalentna doza služi za bliže određivanje rizika od zračenja i određuje se pomoću sledeće jednačine:

$$H_E = \sum_i W_i H_i \quad (17)$$

W_i predstavlja deo oštećenja od stohastičnih efekata koji potiču od i-tog tkiva poredeći sa ukupnom štetom od stohastičnih efekata, kada je celo telo ravnomerno ozračeno.

H_i je srednji ekvivalent doze u i-tom tkivu

3.5.3. Somatski efektivna ekvivalentna doza H_{SE}

U nekim slučajevima, somatski efektivna ekvivalentna doza može na bolji način da istakne somatske efekte zračenja. Ovoj veličini se pripisuju drugačiji težinski faktori od onih koji se koriste za efektivnu ekvivalentnu dozu. Takođe se i težinski faktor razlikuje. Somatski efektivnu ekvivalentnu dozu računamo kao:

$$H_{SE} = \sum_i W_{i,SE} H_{i,SE} \quad (18)$$

3.5.4. Kolektivna ekvivalentna doza S

Ona se odnosi na raspodelu ekvivalentne doze u određenoj eksponiranoj populaciji. Nju možemo računat na sledeći način:

$$S = \sum_i H_i P_i \quad (19)$$

H_i predstavlja ekvivalent doze po čoveku za određeni organ ili celo telo, a P_i broj ljudi u posmatranoj populaciji. Jedinica za ovu veličinu je čovek sivert, manSv. Procena kolektivne ekvivalentne doze može imati veliku grešku zbog aproksimacija i pojednostavljenja, pa je uvek trebba uzimati sa rezervom.

3.5.5. Očekivana ekvivalentna doza H_C

Ova veličina se uvodi zbog slučajeva kada se telo izlaže zračenju na određen vremenski period i predstavlja se beskonačnim integralom jačine ekvivalentne doze po čoveku u određenom organu.

$$H_C = \int_0^{\infty} \dot{H}_{(t)} dt \quad (20)$$

a $\dot{H}_{(t)}$ predstavlja jačinu ekvivalentne doze po čoveku.

3.5.6. Očekivana ekvivalentna doza H_{50}

Ova veličina se koristi u slučaju jednokratnog unošenja radionuklida u telo pacijenta i može da se posmatra kao specijalni slučaj očekivane ekvivalentne doze. Predstavlja ekvivalentnu dozu koja bi bila nakupljena za 50 godina od početka unošenja. Računamo je kao:

$$H_{50} = \int_{t_0}^{t_0+50g} \dot{H}_{(t)} dt \quad (21)$$

t_0 predstavlja početno vreme, a $\dot{H}_{(t)}$ je jačina ekvivalentne dozepri ozračivanju u trenutku t_0 .

3.5.7. Preporučene granice ekvivalentne doze

Ograničenje ekvivalentne doze na godišnjem nivou je bilo 0,5 Sv za sve organe, osim očnog sočiva za koju je bila granica 0,3 Sv kako bi bili izbegnuti nestohastički efekti. U praksi je ograničenje 0,3 Sv u svim tkivima na godišnjem nivou. To se odnosi na ljude koji se profesionalno bave izvorima jonizujućih zračenja. Oganičavanje doze se odnosilo na to da radijacioni rizik treba da bude isti ako se telo ozračuje uniformno ili neuniformno.

$$\sum_T W_T H_T \leq H_{wb,L} \quad (22)$$

W_T predstavlja težinski faktor i razlikuje se od organa do organa. Iznos težinskih faktora za određene organe je prikazan u tabeli 1.1. H_T je godišnja ekvivalentna doza u tkivu T, a $H_{wb,L}$ je preporučena granica ekvivalentne doze na godišnjem nivou za uniformno ozračivanje celog tela i iznosi 50 mSv.

Tabela 1.1. Težinski faktori za određene organe

Tkivo (organ)	Težinski faktor WR (ICRP 103 (2007))
Gonade	0,08
Debelo crevo	0,12
Pluća	0,12
Koštana srž	0,12
Želudac	0,12
Dojke	0,12
Bešika	0,04
Jednjak	0,04
Jetra	0,04
Štitna žlezda	0,04
Kosti	0,01
Koža	0,01
Pljuvačne žlezde	0,01
Ostalo (tanko crevo, mišići, bubrezi, materica, mozak, timus, slezina, pankreas, nadbubrežne žlezde)	0,12

4. CT dozimetrijske veličine

Prilikom primene CT uređaja, koriste se različite veličine, koje su karakteristične za samu primenu CT-a. Veličine koje se najčešće koriste su: CT dozni indeks (Computed Tomography Dose Index-CTDI), Proizvod doze i dužine (Dose Length Product-DLP) i efektivna doza (E)

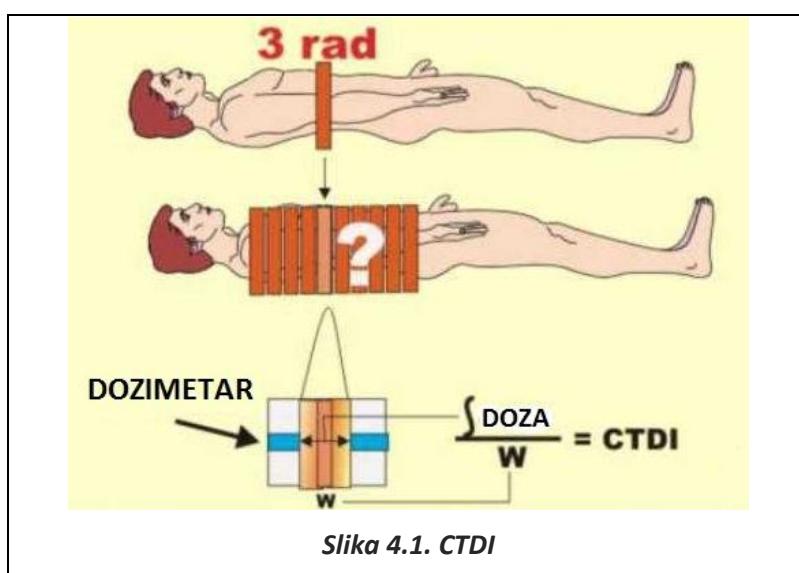
4.1. CT Dozni indeks

CTDI možemo da odredimo preko distribucije doze duž linije koja je paralelna z osi, odnosno osi oko koje se okreće izvor i detektor. CTDI označava ekvivalent doze u posmatranom slajsu. Ovu veličinu možemo odrediti pomoću sledeće jednačine:

$$CTDI = \frac{1}{nT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (23)$$

Gde je n broj slajsova, T debljina slajsa, $D(z)$ doza zračenja koja je merena duž z ose, odnosno pacijenta.

CTDI veličina nam je bitna, jer izražava radijacionu dozu CT-a. Ovu veličinu koristimo jer nije lako odrediti pravu dozu koja je dostavljena unutrašnjim organima. Može se meriti pomoću dozimetra koji se postavlja u fantom koji predstavlja ekvivalent ljudskom telu. Doza se meri pri skeniranju jednog slajsa, ali CTDI uključuje i rasejano zračenje koje se javlja pri multislajsnom skeniranju.



4.2. Proizvod doze i dužine

Proizvod doze i dužine ili DLP (Dose Length Product) je poređenje doze pojedinih slajsova sa celokupnom dozom koja je ostvarena pri skeniranju određenog dela. DLP se određuje pomoću CTDI_{vol} koji predstavlja srednju dozu za skeniranu zapreminu i pomoću skenirane dužine L.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (23)$$

Iz pređašnje jednačine se jasno vidi da je DLP direktno proporcionalno sa dužinom skeniranja po z-osi i sa dozom. Jedinica za DLP je mGy·cm.

4.3. Efektivna doza

Efektivna doza (E) nam služi za konvertovanje CTDI i DLP veličina, koje su karakteristične za upotrebu CT-a, tako da se mogu porediti sa ostalim radiografskim tehnikama. Najčešće se efektivna doza određuje preko konverzionalih faktora i to tako što se vrednost DLP-a pomnoži sa srednjim konverzionalim faktorom. Srednji konverzionali faktori zavisi od protokola koji je korišćen pri skeniranju i od regionala tela koji je bio skeniran.

Neki od standardnih konverzionalih faktora koji se koriste kod odraslih pacijenata su:

f_{mean} za glavu je 0,0023 mSv/mGy·cm

f_{mean} za grudni koš je 0,017 mSv/mGy·cm

f_{mean} za abdomen je 0,015 mSv/mGy·cm

Efektivnu dozu onda možemo računati pomoću formule:

$$E = DLP \cdot f_{mean} \quad (24)$$

Ovu procenu treba uzeti sa rezervom, jer nije najpreciznija.

5. Detekcija X zraka

Pri prolasku zračenja kroz različite supstance dešavaju se određene fizičke pojave, na kojima se može zasnivati rad detektora. Postoje različite vrste detektora među kojima su najpoznatiji fotografski film, Vilsonova komora, ionizaciona komora, poluprovodnički detektori, scintilacioni brojači, fotomultiplikatori i mikrokalorimetri.

5.1. Fotografski film

Ranije je fotografski film bio najčešće upotrebljivan detektor X zračenja. I preteče CT uređaja, tzv. rotografija je koristila fotografski film kao detektor. Prilikom prolaska fotona kroz film, u emulziji od srebro-bromida se dobija jedinjenje koje se može razvijati. U toku razvijanja, dobijamo čisto srebro na delovima koji su eksponirani i nakon filtriranja filma, isti možemo da analiziramo. Prednosti ovakvog detektorskog sistema je jednostavnost i niska cena, ali zaostaje za novijim sistemima, jer nije digitalizovan i vremenski duže traje obrada od nekih drugih metoda.



Slika 5.1. Fotografski film

5.2. Vilsonova komora

Ovaj uređaj se sastoji od komore u kojoj se nalazi zasićena para vode, helijuma, argona ili azota i to predstavlja aktivnu sredinu. Izvor zračenja se postavlja unutar komore i pri promeni pritiska, menja se i temperatura pare, tako da para prelazi u prezasićeno stanje i

Iako može da se kondenzuje, odnosno da se pretvori u tečnost. Pri prolasku fotona, obrazuju se centri kondenzacije i formiraju se kapljice koje su vidljive golim okom.

5.3. Jonizaciona komora

Jonizaciona komora predstavlja sud u kojem se nalaze dve elektrode priključene na visoki napon. U sudu se nalazi plemeniti gas koji se jonizuje pri interakciji sa zračenjem i obrazuju se elektroni i teški pozitivni joni. Pri jakom električnom polju, elektroni i joni se skupljaju na elektrodama i stvara se električna struja kroz gas koji se pojačan može meriti.

Možemo razlikovati tri oblasti jonizacione komore u odnosu na napon i struju unutar komore.

U slučaju kada je napon u oblasti gde struja (nastala usled jonizacije gasa) ne zavisi od priključenog napona, govorimo o jonizacionoj komori jediničnog pojačanja. Ta oblast predstavlja radnu oblast jonizacione komore i napon u toj oblasti uspeva da razdvoji parove elektrona i jona, pre njihove rekombinacije, ali nije dovoljno veliki da dovede do nastanka sekundarne emisije fotona. U ovoj oblasti, struja je jako mala i ne pojačava se, pa se detektuje kolektivni efekat upadnih X zraka.

Pri povećanju napona, možemo koristiti oblast proporcionalnog brojača, jer je električno polje dovoljno veliko da ubrzava elektrone do energije koja je potrebna za nastanak sekundarne emisije i broj jona se povećava. Veličina električnog impulsa koji dospevaju na elektrodu je proporcionalna energiji upadnog ionizujućeg zračenja, kao i naponu na elektrodama. U ovom slučaju je moguće i izbrojati X zrake, jer se svaki X zrak detektuje kao jedan električni impuls. Postoje i višežični proporcionalni brojači koji se sastoje iz dva dela. Jedan deo ne može da detektuje X zrake nego ima svrhu antikoincidentnog štita za nanelektrisane čestice visokih energija, a drugi deo detektuje X zrake. U slučaju da oba dela detektuju događaj u isto vreme, znači da je taj događaj nastao kao jonizacija koju nije izazvalo X zračenje i taj događaj se ne računa kao relevantan.

Oblast Gajger-Milerovog brojača predstavlja oblast koja se javlja pri još većem povećanju napona. U ovoj oblasti je električno polje veoma jako i čak i najmanja količina jona koja je nastala usled zračenja, jonizuje celokupan gas. U ovoj oblasti, jonizaciona komora se koristi kao brojač, a ne kao merač, jer jonizovan gas daje uvek isti impuls i Gajger-Milerov brojač broji te impulse.

5.4. Poluprovodnički detektori

X zrake mogu detektovati i poluprovodnički materijali, kao što su CCD kamere i poluprovodničke diode.

Princip na kojem rade CCD kamere (charge-coupled device) je zasnovan na apsorpciji fotona u silicijumskom čipu kamere i to dovodi do stvaranja parova elektrona i šupljina. Naelektrisanje koje se javlja, može direktno da se očitava. To predstavlja direktnu metodu. Indirektna metoda koristi materijale koji pretvaraju fotone X zraka u fotone koji su u vidljivoj oblasti spektra i to se detektuje CCD kamerama.

Postoje i detektori koji su napravljeni od velikog broja mikrometarskih detektora koji su povezani na takav način da čine matricu detektora X zraka. Zato se i nazivaju matričnim detektorima. Oni su veoma efikasni. Sastoje se od amorfognog silicijuma i sloja fluorescentnog materijala, koji predstavlja scintilator i taj sloj prevodi X zračenje u vidljivi deo spektra koji se onda detektuje silicijumom.

Signale koje dobijamo na čelijama, očitavamo sekvencijalno, odnosno tako da se sve čelije iz prvog reda istovremeno aktiviraju i ti signali se vode preko linija za očitavanje do predpojačivača. Nakon pojačavanja, dolaze do A/D konvertora i digitalizuje se ceo prvi red. Nakon toga se isto dešava sa drugim redom i dalje, do kraja detektora.

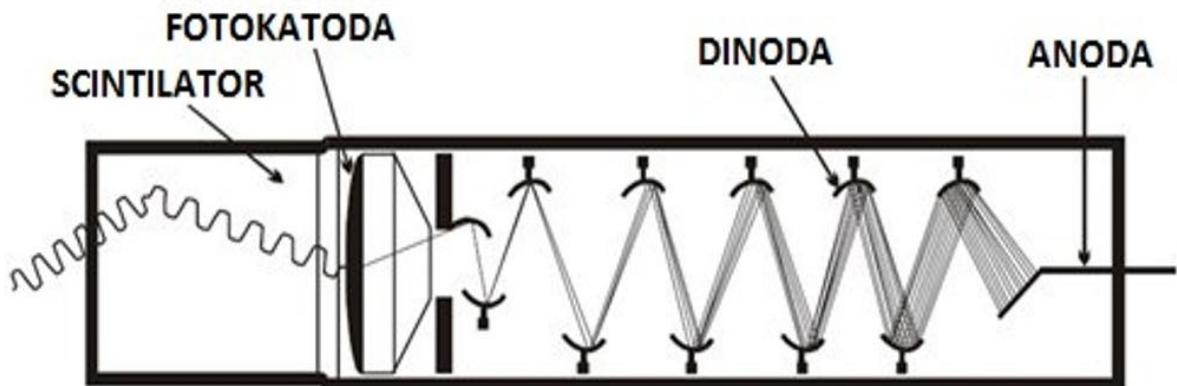
5.5. Scintilacioni brojač

Zračenje, pri prolasku kroz supstancu, dovodi do emitovanja fotona u vidljivom delu spektra. Upravo scintilatori konvertuju energiju X zračenja u vidljivu svetlost. Ti fotoni se kasnije pretvaraju u električne impulse i na osnovu njihovog broja i amplitude, određujemo intenzitet i energiju zračenja. Scintilatore predstavljaju kristali poput natrijum jodida, a fosfore predstavljaju neki oksisulfidi. Ukoliko su energije X zraka veće, onda se koriste materijali sa većom gustinom i atomskim brojem. Scintilatori i fosfori ne smeju da dođu u dodir sa vlagom jer su higroskopni. Fosfori nam služe za dobijanje slika visokih prostornih rezolucija. Neki od kristala mogu da pokažu plastične osobine, a neki lako pucaju pri mehaničkom pritisku. Bitno je da se napomene da neki scintilatori mogu biti oštećeni usled zračenja, da zavise od temperature i da proizvode naknadni sjaj koji može uticati na rezultate merenja.

U kristalima poput NaI i CsI fotoni X zraka gube svoju energiju komptonovim i fotoefektom. Elektroni koji tad nastaju gube energiju ekscitacijom drugih elektrona. Ovi scintilatori imaju dobru efikasnost i rezoluciju za energije koje prelaze 20 keV.

5.6. Fotomultiplikatori i fotodiode

Fotomultiplikatori rade na principu sekundarne emisije, tako što pojačavaju fotostruju sa katode. Time se povećava preciznost merenja kod zračenja niskog intenziteta. Elektron koji se ubrza i udari u scintilator, može nastati emisija jednog ili više sekundarnih elektrona koji se umnožavaju pomoću dinoda i na kraju do anode stiže jak i merljiv signal.



Slika 5.2. Fotomultiplikator

Fotodinode imaju u sebi fotokatodu i kolektor. Kolektor je na pozitivnom potencijalu, a fotokatoda na negativnom. Cela fotodinoda je smeštena u vakuum, kako vazduh ne bi uticao na rezultate. Pri interakciji X zraka sa fotokatodom, dolazi do izbijanja elektrona koji se kreću ka kolektoru zbog električnog polja i onda se uspostavlja struja koja ne zavisi od napona.

5.7. Mikrokalorimetri

Ovi detektori su napravljeni zbog merenja X zraka u astronomiji. Ti detektori imaju male površine i da bi bili upotrebljivi, potrebno je da X zraci budu fokusirani. Mikrokalorimetar meri oslobođenu energiju u vidu toplote fotona X zraka na osnovu temperaturnih pulseva koji se stvaraju u ohlađenom apsorberu na skoro absolutnu nulu.

6. Zaštita od zračenja

Sa razvojem tehnologija koje koriste zračenja, primećene su štetne posledice kod istraživača, poput fizičara, radiologa i hemičara koji rade sa zračenjima. Društvo je ubrzo shvatilo kakvu štetu može da izazove nekontrolisano zračenje. Sa upoznavanjem prirode zračenja i njegovim biloškim uticajem, razvijala su se i ograničenja pri korišćenju izvora zračenja. S obzirom da se broj CT pregleda iz godine u godinu uvećava, pažnja je počela da se pridodaje kolektivnoj dozi kojoj je izložena populacija. Na primer, samo u Sjedinjenim Američkim Državama je u 2007. godini urađeno 67,8 miliona CT pregleda. U Americi, CT doprinosi skoro 49% od ukupne doze koja se isporuči stanovništvu pri radiološkim ispitivanjima. Generalno govoreći, ljudi imaju mnogo benefita od zračenja i pri dijagnostici, i pri terapiji. Ipak, zračenje ima svoje loše strane i sa primenom nosi određene zdravstvene rizike. Procene pokazuju da je verovatnoća smrtnosti od raka kod dece starosti od jedne godine, zbog upotrebe CT-a 0,18% za CT abdomena i 0,07% za CT glave. Kako bi se slikovitije opisao rizik, to znači da od 600 000 dece kod kojih se primeni CT abdomena, preko 1000 će umreti od raka u toku svog života, zbog samog snimanja CT-om.

Rizici koje primena zračenja nosi nisu sasvim poznati, naročito pri malim dozama i zbog toga je teško izmeriti da li je dobrobit zračenja u nekim slučajevima veća od rizika i najčešće zavisi od lične procene. Nemoguće je sa potpunom sigurnošću reći koja količina doze neće ugroziti pacijenta. „To se može uporediti sa ograničenjem brzine na autoputevima.“ [[10]James E. Turner, Atoms, Radiation, and Radiaton Protection]. Za nekog će taj rizik biti prihvatljiv i neće nikad osetiti štetu, a za nekog drugog može da bude fatalan. Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini, član 9., Agencije za zaštitu od jonizujućih zračenja i nuklearnu sigurnost Srbije definiše opravdanost izlaganja na sledeći način:

„Svako pojedinačno izlaganje mora biti unapred opravdano, uzimajući u obzir specifične ciljeve izlaganja i posebne karakteristike izloženog pojedinca. Ako neki postupak koji uključuje medicinsko izlaganje uglavnom nije opravdan istu vrstu pojedinačnog izlaganja je moguće smatrati opravdanom u određenim okolnostima, što se procenjuje od slučaja do slučaja.“



Instalacija i upotreba aparata koji koristi X zračenje mora da obezbedi adekvatnu zaštitu i za profesionalno izložena lica i za sve osobe koje se nalaze u blizini aparata (NCRP; 1989b, Report 102; NCRP, 1989c, Report 105). To se sprovodi odgovarajućom zaštitom koja može da atenuira zračenje koje putuje neželjenim pravcima i izbegavanjem boravka na mestima u kojima to nije moguće. Nakon što se postavi CT sistem, sa svom zaštitom, vrši se merenje kako bi se proverilo da li je nivo zračenja niži od dozvoljenog maksimuma. U slučaju da postoji mogućnost da stručna lica prime 25% od ukupne dozvoljene doze za celo telo, odnosno 12,5 mSv u toku godinu dana, oni moraju da nose personalne dozimetre.

Svako izlaganje profesionalno izloženih lica mora da bude kontrolisano sa, po mogućству, sva tri načina koje slede:

- Minimalizovanje vremena ekspozicije
- Maksimalno udaljavanje od izvora zračenja
- Zaštita izvora zračenja

Pošto mnogi biološki efekti zračenja zavise od doze, za opštu svrhu možemo predstaviti zavisnost vremena izlaganja i doze sledećom formulom:

$$Doza \times vreme\ izlaganja = Ukupna\ doza \quad (25)$$

Na primer, u slučaju da radiolog koji radi 5 dana nedeljno na mestu u kojem je doza 0,25mSv/h, može da predupredi preveliku eksponiranost ograničavanjem radnog vremena

na mestu gde postoji zračenje na 48 minuta i tako će primati 0,2mSv. Ukoliko posao zahteva duže izlaganje, drugi radilog bi trebao da preuzme upravljanje izvorom X zraka.

S obzirom na relativno velik snop zračenja, pri upotrebi CT-a, rasejano zračenje nije zanemarljivo i prostorija u kojoj se vrši pregled, mora da bude adekvatno projektovana. Stručna osoba koja obavlja pregled, nalazi se u toku snimanja van sobe u kojoj se nalazi CT uređaj, iza zaštitnih barijera. Ukoliko pacijent nije sam sposoban da boravi unutar prostorije za skeniranje, sa njim ne ostaje stručno lice koje obavlja pregled, nego član porodice ili neka druga osoba, koja asistira pacijentu.

Zbog doze koju profesionalno izloženo lice može da primi, Agencija za zaštitu od ionizujućeg zračenja i nuklearnu sigurnost Srbije je propisala pravilnikom o evidenciji o izvorima ionizujućih zračenja, profesionalno izloženim licima, o izloženosti pacijenata ionizujućim zračenjima i radioaktivnom otpadu (Sl. Gl. RS 97/11 od 21.12.2011.) u članu 18. da je „korisnik (nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti) obavezan da vodi evidenciju o profesionalno izloženim licima i ta evidencija mora da sadrži sledeće informacije: Ime, prezime, pol, datum rođenja, jedinstveni matični broj građana za pacijenta, stručna spremna, radno mesto, kategorizaciju lica: A ili B [Prilog 1], radni staž u zoni ionizujućeg zračenja, naziv i vrsta izvora ionizujućeg zračenja kome je lice izloženo, pojedinačni izveštaj ovlašćenog dozimetrijskog servisa o merenjima za procenu izloženosti ionizujućim zračenjima, procenjena godišnja efektivna doza, procenjena zbirna efektivna doza za petogodišnji period, pri čemu je tekuća godina peta u navedenom periodu, zabrane za rad u zoni zračenja, datum zdravstvenog pregleda i ocena zdravstvene sposobnosti.“, a ovlašćeno pravno lice za poslove iz oblasti zaštite od ionizujućih zračenja prema pravilniku o evidenciji o izvršenim poslovima iz oblasti zaštite od ionizujućih zračenja, prema članu 4. dužno je da čuva podatke o izvršenim poslovima iz oblasti zaštite od ionizujućih zračenja u periodu od 30 godina. Ova merenja se vrše radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjem profesionalno izloženih lica. Podaci koje ta evidencija treba da sadrži su slični onim iz predhodno pomenutog pravilnika, sa dodatkom naziva i sedišta korisnika izvora ionizujućeg zračenja, pojedinačne i godišnje vrednosti ličnog ekvivalenta doze Hp(10) i Hp(0,07) i procenjena efektivna doza u slučaju vanrednog događaja.

Osim navedenih mera zaštite, pravilnik o utvrđivanju programa za dopunsko obučavanje i osposobljavanje profesionalno izloženih lica i lica odgovornih za sprovođenje mera zaštite od ionizujućih zračenja, gore pomenute agencije utvrđuje sam program i za rad sa rendgen uređajima u medicini propisuje ukupno 20 časova i to 15 časova teorijske i 5 časova praktične nastave za dopunsko obučavanje i 12 časova za periodičnu obnovu znanja.

Da bi se osoblje i pacijenti zaštitili od ionizujućeg zračenja koje se stvara pri upotrebi CT uređaja, primenjuju se i preporuke ICRP (International Commission on Radiological Protection(Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja)) i NCRP (Nacional Council on Radiation Protection and Measurements (Nacionalni savet za zaštitu od zračenja i merenja)). Preporuke ovih institucija se najpre odnose na profesionalno izložena lica, jer je predhodno

kod pacijenata već utvrđeno da je veći benefit od rizika, ako ih je lekar uputio na CT dijagnostiku.

Preporuke se mogu podeliti na „profesionalne“, koje se odnose na lica koja rade sa zračenjem i „neprofesionalne“ koje se odnose na ostala lica koja nisu profesionalno angažovani na radu sa zračenjima i predstavljaju jednu desetinu dozvoljenih vrednosti koje stoje u preporuci za profesionalna lica. Osnovna razlika je ta što profesionalno izložena lica i sama institucija u kojoj rade, mogu da prepostave koliko zračenje će primiti i na kom mestu, kao i to što su svesni rizika prihvatali takav posao, a ostala lica su se našla slučajno u zoni zračenja, bez svesnog pristanka. Takođe, za razliku od preporuke za profesionalna lica, ove preporuke obuhvataju mnogo širu populaciju i specifične kategorije, kao što su trudnice i deca, pa su stoga i mnogo rigoroznije.

U celom svetu je prisutan ALARA (as low as reasonably achievable) aspekt. Takav princip daje na važnosti da se ekspozicija svede na minimum, a da pri tom bude dovoljna, kako se snimanje ne bi moralo ponoviti zbog lošeg kvaliteta slike.

NCRP je osnovana 1964. godine i sarađuje sa brojnim organizacijama koje su posvećene različitim aspektima istraživanja zračenja i zaštite. Imaju oko 100 članova, čiji je mandat 6 godina i koji su raspoređeni u naučne komitete koji reprezentuju sve oblasti koje su u vezi sa zaštitom od zračenja i koje su od značaja. Članovi komiteta formulišu preporuke o kojima čitav savet diskutuje i na kraju odobrava i objavljuje.

ICRP je ustanovljena 1928. godine i u bliskoj je vezi sa organizacijama kao što su Internacionalna Komisija za radijacione veličine i merenja (ICRU International Commission on Radiation Units and Measurements), Međunarodna agencija za atomsku energiju (IAEA International Atomic Energy Agency) i Svetska zdravstvena Organizacija (WHO World Health Organisation). ICRP ima predsednika i 12 članova koji čine komitete unutar komisije i oslanjaju se na naučne ekspertize ne samo svojih članova, nego i drugih organizacija i na osnovu toga, sastavljaju preporuke. Preporuke koje odobre NCRP i ICRP služe kao smernice i ograničenja regulatornim telima unutar institucija i država.

6.1. Evropska direktiva

Evropska direktiva predstavlja međunarodni sigurnosni standard za zaštitu od zračenja. Ona se mora poštovati na nacionalnom nivou i dopušta domaćim propisima da prihvate ograničenja koja su propisana ili da sami propisu strožije granice od onih koje stoje u direktivi, pri tom, nedopuštajući odobravanje nižih granica. Sve Evropske zemlje su usvojile ove standarde. Moramo napomenuti da se neki Evropski standardi drastično razlikuju od Američkih. Na primer, za profesionalno izložena lica, dozvoljena primljena doza za celo telo u toku godine je u Evropi 20 mSv, a u Americi je to čak 150% više od Evropskog nivoa, odnosno 50 mSv.

Ove mere su napravljene sa namerom da obezbede najveće dozvoljene doze koje su usaglašene sa adekvatnom radijacionom sigurnošću, da bi se vodilo računa o maksimalnom nivou izloženosti i kontaminaciji, kao i da bi se razmotrili osnovni principi kojima se reguliše zdravstveni nadzor profesionalno izloženih lica.

Direktivom su definisani sledeći standardi:

Ograničenje efektivne doze za profesionalno izložena lica od 100 mSv u toku pet uzastopnih godina, sa maksimalnom efektivnom dozom u toku jedne godine od 50 mSv. U saglasnosti sa ovom direktivom, kod većine zemalja u Evropi je propisano godišnje ograničenje od 20 mSv. Ograničenje godišnje ekvivalentne doze za očno sočivo iznosi 150 mSv, a za šake, stopala, člankove i podlaktice, kao i za kožu je 500 mSv. Pod izuzetnim okolnostima koje ne uključuju hitne radiološke slučajeve, ova godišnja ograničenja mogu da budu prekoračena, pod uslovom da su takva izlaganja vremenski ograničena i da ispunjavaju ograničenje koje je definisano za petogodišnji period.

Postoje i ograničenja u kojima je glavni faktor broj godina lica koji se izlažu zračenjem. Za učenike između 16 i 18 godina, maksimalna efektivna doza kojom mogu biti izloženi je 6 mSv u toku godine za celo telo. Takođe, manje su doze i za sočivo oka, koje iznosi 50 mSv u toku godine, kao i za kožu, ruke, stopala, člankove i nadlaktice koje je 150 mSv za godinu dana.

Određene su i „oblasti“ kako bi se regulisala zaštita profesionalno izloženih lica. Te oblasti su definisane i mogu se podeliti na:

- Kontrolisane oblasti, koje moraju biti definisane tako da je pristup tim oblastima ograničen na pojedince koji su upoznati sa uputstvima o standardima zaštite od zračenja. Efektivna doza ne sme da prelazi više od 20 mSv godišnje.
- Nadgledane oblasti nemaju toliko ozbiljna ograničenja, jer se очekuje da će potencijalna izlaganja biti manja u poređenju sa kontrolisanom oblašću, ali se ipak vrši radiološki nadzor radne oblasti u saglasnosti sa standardima. Efektivna doza ne sme da prelazi više od 6 mSv godišnje.
- Oblast isključenja (Exclusion area). Prisutnost u tim oblastima je dozvoljena samo u vanrednim situacijama, kao što su radijacioni akcidenti. Efektivna doza ne sme da prelazi više od 3 mSv godišnje.

Nadgledane oblasti i oblasti isključenja spadaju u nekontrolisane oblasti.

Profesionalno izložena lica su podeljena u dve grupe, radi lakšeg nadziranja i monitoringa.

Radnici A kategorije su radnici za koje je vrlo verovatno da će primiti preko 6 mSv efektivne doze godišnje, ili više od 50 mSv dozvoljene doze za očno sočivo ili više od 170 mSv za kožu, zglobove i stopala.

Radnici B kategorije su radnici koji rade u oblastima gde postoji mogućnost da će primiti više od 1 mSv godišnje. Dozimetri kontrolišu prave vrednosti doze kojima su radnici izloženi i mora da dokaže da se oni i dalje nalaze u pravoj kategoriji. Takođe, u slučaju nekog radiološkog akcidenta, dozimetri mogu premeriti koju dozu primaju radnici.

Sva doza mora da bude zabeležena i čuvana u toku cele profesionalne karijere radnika koje uključuje rad sa izvorima jonizujućeg zračenja i kasnije, sve dok radnik ne napuni 75 godina, ali u svakom slučaju ne pre nego 30 godina nakon završetka rada koji uključuje izlaganje zračenju. [[41] Claus Grupen, Introduction to Radiation Protection]

Đaci i studenti koji su stariji od 18 godina, tretiraju se kao radnici A ili B kategorije, ukoliko su izloženi zračenju, a đaci između 16 i 18 godina se tretiraju kao radnici B kategorije, jer je njihovo izlaganje ograničeno između 1 i 6 mSv godišnje.

Radnici A kategorije imaju poseban medicinski nadzor za koji su odgovorni medicinski stručnjaci. Medicinski nadzor obuhvata lekarski pregled pre zasnivanja radnog odnosa i pre klasifikovanja u A kategoriju radnika. Ovo je izuzetno važno, zbog utvrđivanja da li zdravstveno stanje i kondicija radnika ispunjava uslove za A kategoriju. Ovakav pregled se vrši najmanje jednom godišnje.

7. Projektovanje mera radijacione sigurnosti

Mere radijacione zaštite predstavljaju nivo kerme u vazduhu koja se koristi u proračunima i evaluacijama za konstruisanje barijera koje štite profesionalno izložena lica i stanovništvo. Mere radijacione zaštite se odnose na kermu (K), jer nju možemo da merimo u tačkama iza barijere, a koje su na najbližem rastojanju gde mogu da borave profesionalno izložena lica i stanovništvo. Za prostorije iza kojih se nalaze CT uređaji, ta razdaljina ne sme da bude manja od 30 cm. Kvalifikovani stručnjak koji osmišljava i priprema zaštitu od zračenja može biti medicinski fizičar ili medicinski zdravstveni fizičar [[6]NCRP Publication No. 147, poglavlje 1.5.]. Prilikom planiranja izgradnje objekta u kojem će biti CT uređaj, potrebno je konsultovati kvalifikovanog stučnjaka koji mora da ima informacije o predloženoj opremi za zračenje, tip objekta i vreme zauzetosti okolnih oblasti. Pošto su izmene i dodaci veoma skupi nakon izgradnje objekta, veoma je važno da se zaštita isplanira i instalira pri samoj izgradnji prostora. Preporučuje se da se u planiranje zaštite, uvrsti i moguće buduće potrebe nove opreme i promene u korišćenju, povećanje opsega posla i promene zauzetosti okolnih oblasti. Nova oprema, značajne promene u upotrebi opreme ili neke druge promene koje mogu da imaju uticaj na zaštitu osoblja ili stanovništva od zračenja zahteva procenu kvalifikovanog stučnjaka, koji bi, takođe, trebao da pregleda finalne crteže i specifikacije pre nadležnih državnih organa i pre nego što krene izgradnja.

Nakon završetka izgradnje, procenu rada, što uključuje merenja u kontrolisanim i nekontrolisanim oblastima, treba da obavi kvalifikovani ekspert, kako bi potvrdio da odgovarajuća zaštita ispunjava ciljeve koji su ranije bili postavljeni. Preporučuje se i periodična provera kako bi se na vreme utvrdile moguće promene koje mogu da se javi pri upotrebi CT uređaja. Postoji razlika u merama radijacione zaštite za kontrolisanu i nekontrolisanu oblast.

7.1. Kontrolisana oblast

Zaposleni koji rade u kontrolisanim oblastima imaju značajan rizik od potencijalnog izlaganja usled uključivanja, isključivanja i kontroli zračenja za koje su oni odgovorni. Profesionalno izložena lica moraju proći obuku o radu sa zračenjem koje propisuje agencija za zaštitu od jonizujućeg zračenja Srbije i podložni su rutinskim ličnim monitoringom.

NCRP Report No. 147 [6] propisuje maksimalnu godišnju dozu od 50 mSv y^{-1} a kod novih objekata to ograničenje iznosi 10 mSv y^{-1} dok je prema pravilniku o granicama izlaganja zračenju i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima, član 28, stav 1, to ograničenje 100 mSv y^{-1} za pet uzastopnih godina, odnosno prosečno 20 mSv y^{-1} uz ograničenje da ni u jednoj godini doza ne pređe vrednost od 50 mSv.

Takođe NCRP Report No. 147 [6] posebno tretira profesionalno izložena lica koja su trudna i propisuje ograničenje ekvivalentne doze na mesečnom nivou od $0,5 \text{ mSv}$. Da bi se ispunila oba uslova, preporučuje se ograničenje od 5 mSv y^{-1} i nedeljno izlaganje do $0,1 \text{ mGy}$.

kerme u vazduhu za kontrolisane zone. U tom slučaju bi i trudnice mogle nesmetano da nastave sa radom.

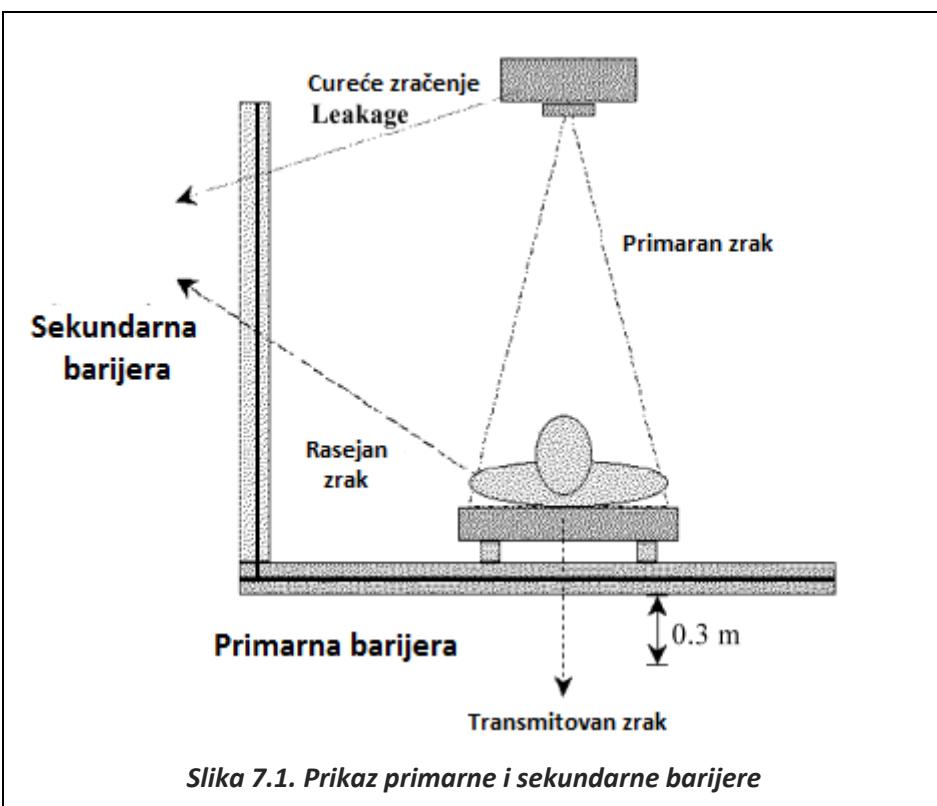
7.2. Nekontrolisana oblast

Nekontrolisane oblasti su one oblasti u kojima borave pacijenti, posetioci i radnici bolnice koji ne rade u blizini izvora zračenja. Takođe, oblasti koje su uz objekat u kojem je izvor X zraka, spadaju u nekontrolisanu oblast. Na osnovu preporuka ICRP iz 1991. godine i NCRP iz 1993. godine barijere treba da budu takve da pacijenti, posetioci i oni koji su zaposleni u bolnici, a van dela sa X zracima, u toku godinu dana ne smeju da prime više od 1mSv. To se sprovodi tako što se obezbeđuje da u toku nedelje maksimalna moguća izloženost bude 0,2 mGy kerme u vazduhu.

7.3. Osnove zaštite za CT objekte

U primeni CT-a i uopšte uređaja koji koriste X zračenje, postoji primarno i sekundarno zračenje. Primarno zračenje, odnosno koristan snop, je zračenje koje se emituje direktno iz rendgenske cevi i koristi se za imidžing pacijenta, odnosno za dobijanje korisnih informacija. Primarna barijera predstavlja prepreku na koju zračenje direktno nailazi. U slučaju CT-a, to su plafon, pod i dve paralelne strane zida do kojih X zraci stižu direktno. Veoma je bitno da zaštita kod primarne barijere bude odgovarajuća, jer se tu javlja najveći intenzitet zračenja.

Sekundarno zračenje je rasejano X zračenje od strane pacijenta i drugih objekata na koje nailazi direktni snop, a u sekundarno zračenje spada i cureće zračenje iz zaštitnog kućišta rendgenske cevi. Sekundarna barijera, u slučaju CT uređaja predstavlja zid od kontrolne sobe koji gleda na prostoriju u kojoj se nalazi sam uređaj, kao i zid naspram njega. Sekundarna barijera treba da atenuira rasejano i cureće zračenje u propisanim okvirima. Ranije smo pomenuli da povećanje rastojanja od izvora zračenja, drastično smanjuje dozu i to smanjenje je proporcionalno kvadratu udaljenosti od izvora. Zbog toga je bitno da veličina sobe u kojoj je uređaj bude dovoljno velika i da je uređaj udaljen od profesionalno izloženog lica. Kada se procenjuje rastojanje od izvora, kada postoji barijera, prepostavlja se da se lice, koje treba da se zaštiti, nalazi na najmanje 30 cm iza barijere koja odvaja kontrolnu sobu od sobe sa uređajem. Na slici 7.1 su prikazani primaran, sekundaran snop i primarna i sekundarna barijera pri snimanju pacijenta.

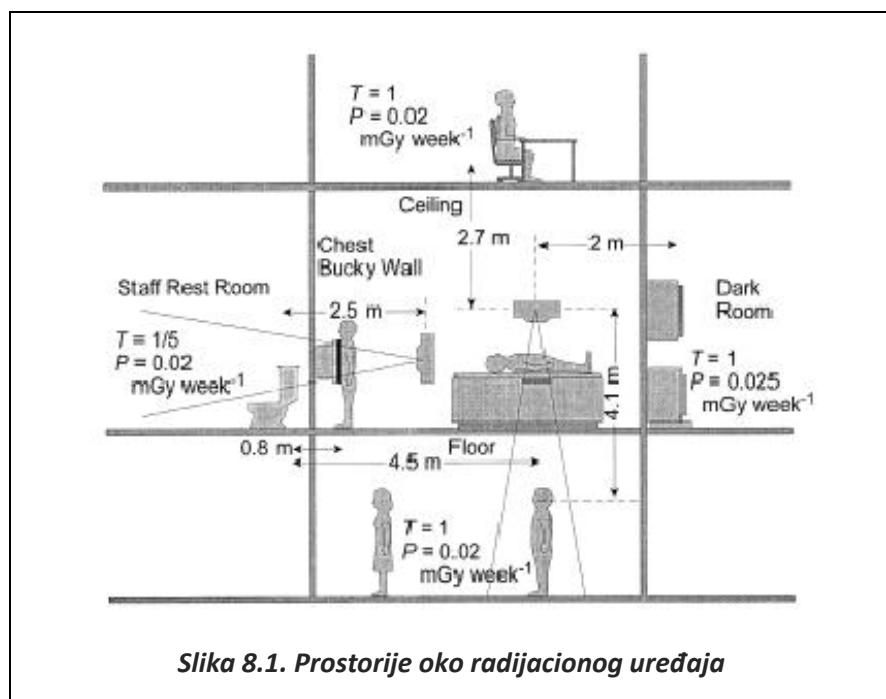


8. Proračun potrebne zaštite za CT uređaje

Ciljevi projektovanja radijacione zaštite se koriste u izradi i proceni barijera koje se izgrađuju za zaštitu profesionalno izloženih lica i stanovništva. Kao što je ranije pomenuto, krajnji cilj je da se doza u kontrolisanoj zoni svede ispod nivoa od 0,1 mGy u toku sedmice, a u nekontrolisanoj 0,02 mGy u toku sedmice.

8.1. Rastojanje od zauzete oblasti

Veličina d predstavlja rastojanje od izvora zračenja do najbližeg mogućeg pristupa profesionalno izloženog lica, koje se nalazi iza barijere. Iza barijere, ta udaljenost nije manja od 30 cm. U slučaju da je CT uređaj postavljen iznad i ispod neke zauzete oblasti, osetljivi organi neće biti na visini većoj od 1,7 metara od poda u prostoriji ispod, a u prostoriji iznad, osetljivi organi će se nalaziti na visini koja nije manja od 0,5 metara od poda.



8.2. Okupacioni faktor

Okupacioni faktor (T) opisuje deo provedenog vremena na mestu gde je osoba maksimalno izložena zračenju dok je uređaj u radu. Pretpostavljajući da se CT uređaj ne koristi bez prestanka, nego po potrebi, okupacioni faktor predstavlja prosečan broj radnih sati u toku nedelje kada će osoba boraviti na mestu sa maksimalnom ekspozicijom u proseku tokom godine. Možemo uzeti za primer oblast van dela u kojem se sprovodi procedura skeniranja za koju je okupacioni faktor 1/40. To znači da će pojedinac provesti u toj oblasti 1 sat u toku radne nedelje koja traje 40 sati. Ovaj faktor je sasvim zadovoljavajući i najčešće se odnosi na oblasti kao što su trotoari, ulice, travnjaci itd. Okupacioni faktor se odnosi na

pojedinačnu osobu koja provodi najviše vremena u određenoj oblasti, a ne na bilo koju osobu koja se ponekad zatekne u toj oblasti. Tako, na primer, čekaonica može biti zauzeta sve vreme rada uređaja, ali ima jako mali okupacioni faktor, jer se neće ni jedan pojedinac tamo zadržati više od 50 sati godišnje.

Najizloženije osobe su profesionalno izložena lica koja najčešće provedu po 4 sata u toku dana u kontrolnoj sobi dok se ispituju pacijenti, pa je okupacioni faktor oko jedne polovine. Zbog mogućnosti ostajanja duže vremena na poslu pri hitnim slučajevima ili zbog same potrebe ustanove, kao i boravka u drugim prostorijama u kojima takođe ima određenog zračenja, ocenjuje se da profesionalno izložena lica mogu provesti sve vreme u kontrolisanim oblastima i za okupacioni faktor se stoga uzima da je 1.

Tabela 8.1. Vrednost okupacionih faktora	
Mesto	Okupacioni faktor (T)
Kancelarije za administrativne poslove, laboratorije, apoteke i druge oblasti u kojima se neka osoba stalno nalazi, dečija igrališta u zatvorenom, oblasti uz sobe sa CT uređajem, recepcije, kontrolisane čekaonice, kancelarije za medicinske sestre, sobe za čitanje filma i kontrolne sobe	1
Sobe koje se koriste za pregled i terapiju pacijenata	1/2
Hodnici, sobe za pacijente, toaleti za zaposlene, sobe za odmaranje zaposlenih	1/5
Vrata hodnika	1/8
Toaleti za pacijente, skladišta, nekontrolisane oblasti sa Vending mašinama, spoljašnje oblasti sa klupama, nekontrolisane čekaonice, mesta gde se nalaze pacijenti	1/20
Spoljašnje oblasti sa tranzitnim pešacima i vozilima, nekontrolisanim parking mestima, potkrovle, stepeništa, nekontrolisani liftovi, ostave	1/40

U kancelarijama ili zgradama koje se nalaze uz objekat u kojem je CT i koje ne spadaju u kontrolisanu zonu, trebali bi da imaju okupacioni faktor 1, iako je doza zračenja na tim

mestima izuzetno mala, zbog moguće funkcionalne promene prostora, bez znanja osobe koja je odgovorna za zaštitu od zračenja.

8.3. Faktor korišćenja (U)

Faktor korišćenja (U) je deo primjenjenog primarnog zraka koji je usmeren ka primarnoj barijeri. Njegova vrednost zavisi od tipa instalacije i barijere. Oprema je konstruisana tako da može da proizvede različite orientacije snopa. Faktor korišćenja ima vrednosti od 0 do 1, u zavisnosti u kom procentu primaran zrak stiže do primarne barijere.

8.4. Primarna barijera

Primarna barijera je dizajnirana tako da atenuira primarni snop najmanje do propisanog nivoa. Za CT, kao što je pomenuto, primarnu barijeru predstavljaju plafon, pod i dva paralelna zida koja su paralelna sa pacijentom koji se snima. Do primarne barijere dolazi zračenje većeg intenziteta nego do sekundarne i na to treba obratiti pažnju pri postavljanju CT uređaja u prostoriju. Pri redovnoj proveri sigurnosnih mera, treba obratiti pažnju na nivo zračenja koji se nalazi iza primarnih barijera.

8.4.1. Predzaštita

Za primarnu barijeru, proračuni su se svodili na pretpostavku da neatenuiran primarni snop dolazi do zidova, plafona i poda koji predstavljaju primarne barijere. Zapravo, primarni snop se značajno redukuje zbog atenuacije od strane pacijenta, detektora i struktura koja se nalaze uz detektor. Može da se desi u nekim slučajevima da primarni snop ne interaguje u potpunosti sa pacijentom nego deo može da padne direktno na detektor i njegovu pomoćnu strukturu. I pored toga, pacijent atenuira najveći deo ostalog zračenja koje se izrači i sam predstavlja značajnu zaštitu, ali se preporučuje konzervativni pristup, odnosno da se razmatra samo atenuacija detektora sa njegovim strukturama, bez pacijenta ili fantoma. Ti materijali, koji takođe uključuju i sto na kome je pacijent i grid značajno utiču u zaštiti i svrstavaju se u predzaštitu i mogu se izraziti kao ekvivalentna debljina zaštitnog materijala.

Zbog toga je bitno da se kvalifikovani stručnjak uveri da su svi gore pomenuti elementi u samom snopu, kako bi mogao da oduzme te vrednosti u konačnim proračunima debljine barijere.

8.5. Sekundarna barijera

Pre nego što kažemo nešto više o sekundarnoj barijeri, napomenućemo da pri korišćenju CT uređaja, možemo podeliti zračenje na nekoliko podgrupa:

- Korisno zračenje, čiji su fotoni usmereni direktno u metu koju smo planirali da ozračimo. Ono se atenuira na primarnoj barijeri.
- Rasejano zračenje najčešće nastaje u samom telu pacijenta, pri rasejanju od čvršćih struktura. Jačina rasejanog zračenja zavisi od ugla pod kojim se rasejava, broja i

energije primarnih fotona koji interaguju sa pacijentom, položaja zraka na pacijentu, kao i od veličine i oblika pacijenta. Ovo zračenje može kasnije opet da se rasejava pri nailaženju na zidove i druge objekte u prostoriji u kojoj se vrši CT pregled.

- Cureće zračenje nije deo korisnog snopa zračenja i nastaje u rendgenskoj cevi. Ono prodire kroz rendgensku cev i kolimatore. Proizvođači imaju obavezu da ograniče cureće zračenje na 0,876 mGy po času kerme u vazduhu na udaljenosti od jednog metra. Naravno, ovo važi pri korišćenju maksimalnog napona i struje.

Sekundarna barijera ograničava kermu u na dozvoljenu ili ispod dozvoljene granice. Sekundarnom zračenju doprinose i rasejano zračenje i cureće zračenje. Merenja ovih zračenja se vrše iza sekundarnih barijera i utvrđuje se da li su ispod dozvoljenog nivoa zračenja.

8.6. Računanje zaštite za CT uređaj

Noviji CT uređaji sadrže rotirajuću rendgensku cev, koja proizvodi lepezasti snop X zraka koji su kolinisani na nominalnu širinu snopa duž ose rotacije. Napon rendgenske cevi u praksi dostiže vrednosti od 120 ili 140 kVp i oni proizvode veliku količinu rasejanog zračenja i zahtevaju odgovarajuću zaštitu.

U toku snimanja u spiralnom modalitetu, pacijent je postavljen na sto CT-a i kontinualno se kreće duž zraka, odnosno duž ose rotacije sa brzinom v . Snop zraka koji kruži oko pacijenta obide ceo krug od 360° (rotaciono vreme τ) za manje od jedne sekunde.

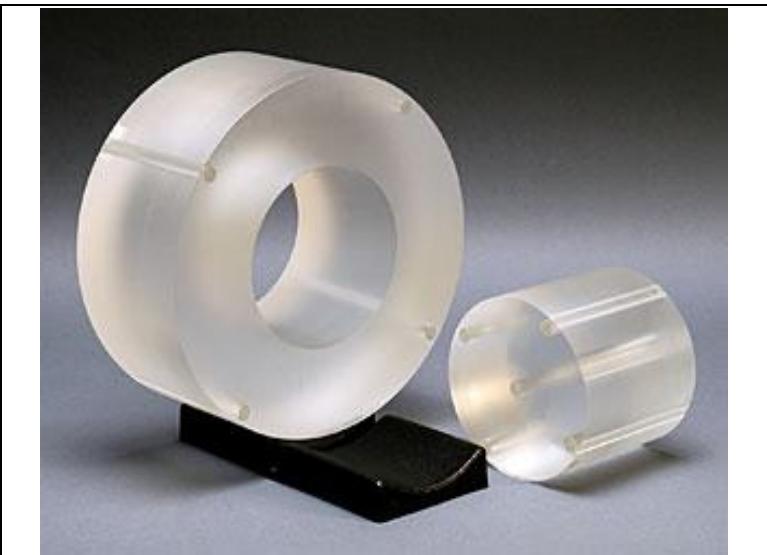
Dužinu puta b pacijenta u toku jedne rotacije, računamo kao:

$$b = v \tau \quad (26)$$

Ako je ta dužina puta veća od nominalne širine zraka T_b , pič (pitch) je veći od jedinice. Pitch predstavlja količnik pređenog puta pacijenta za vreme jedne rotacije rendgenske cevi i nominalne širine snopa:

$$p = \frac{b}{T_b} \quad (27)$$

Fantomi koji se standardno koriste da bi se aproksimiralo rasejano zračenje od strane pacijenta su fantom glave i fantom tela i njihovi prečnici su 16 i 32 cm, respektivno. Dužina ovih fantoma je oko 15 cm. Na slici ispod se mogu videti standardni fantomi koji se koriste u praksi.



Slika 8.2. Fantomi za telo i glavu

Iako primarno zračenje ima najjači intenzitet, ono se u najvećoj meri atenuira predzaštitom, koja, ako ispunjava propisane standarde, smanjuje intenzitet na primarnim barijerama toliko, da nema većih opasnosti po profesionalno izložena lica od primarnog snopa. S druge strane, primarni snop, osim što se atenuira, takođe se i rasejava od predzaštite i to pod raznim uglovima.

Spiralno ili aksijalno skeniranje se vrši sa određenim brojem rotacija rendgenske cevi oko pacijenta (N_R). Od rasejanog zračenja kerme u vazduhu, na rastojanju od jednog metra, za dati prečnik fantoma, se očekuje da bude proporcionalno integralu nagomilane apsorbovane doze $D(z)$ duž z ose.

$$K_s^1 = k \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz = k DLI = k N_R \int_{-\infty}^{\infty} f(z) dz \quad (28)$$

DLI predstavlja Dose Line Integral, odnosno linijski integral doze, k je konstanta proporcionalnosti i $f(z)$ je dozni profil koji se dobija iz jedne aksijalne rotacije, odnosno bez pomeranja fantoma.

CT dozni indeks ($CTDI_{100}$) se meri uz jednu aksijalnu rotaciju, koristeći 100 mm dugu jonizacionu komoru:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T_b} \int_{-5 \text{ cm}}^{5 \text{ cm}} f(z) dz \quad (29)$$

T_b je nominalna širina snopa na osi rotacije, a za multislajsne skenere n slajsova širine T_n koje su skenirane za jednu rotaciju.

$$T_b = n T_n \quad (30)$$

Rasejana kerma u vazduhu po pacijentu na razdaljini od jednog metra može biti aproksimirana pomoću sledeće jednačine:

$$K_s^1 = k DLI \approx k N_R T_b CTDI_{100} \quad (31)$$

gde je DLI analogno proizvodu doze i dužine (DLP), ali se odnosi samo na centralnu osu. Dužinu ozračenog dela pacijenta računamo kao,

$$L = N_R b \quad (32)$$

gde je b dužina puta pacijenta za vreme jedne rotacije.

$$K_s^1 = k \frac{L}{p} CTDI_{100} \quad (33)$$

Na ovaj način dobijamo izotropnu distribuciju rasejanog zračenja. U ravni rotacije rendgenske cevi, rasejano zračenje se drastično smanjuje zbog atenuacije materijala gentrija.

Za referentnu osu koristimo osu perifernog fantoma koja je jedan centimetar ispod površine. Meren je udio rasejanog zračenja (k) za perifernu osu fantoma glave i tela i dobijeni su sledeći rezultati:

$$k_{glava} = 9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$$

$$k_{telo} = 3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$$

U ove vrednosti je uračunata i mala količina curećeg zračenja koja se javlja. Računata vrednost CT doznog indeksa $nCTDI_{100}$ se računa kao normirana vrednost $CTDI_{100}$, koja je dobijena od proizvođača na mAs , pa je:

$$K_s^1 = k DLI \approx k N_R T_b mAs nCTDI_{100} = k \frac{L}{p} mAs nCTDI_{100} \quad (34)$$

8.7. Računanje metodom proizvoda doze i dužine

Na samom displeju CT uređaja, najčešće mogu da se sretну i DLP vrednosti, kao i $CTDI_{VOL}$ vrednost. Te vrednosti možemo računati pomoću sledećih formula:

$$DLP = CTDI_{VOL} L \quad (35)$$

i

$$CTDI_{VOL} = \frac{\frac{1}{3} CTDI_{100,centar} + \frac{2}{3} CTDI_{100,spolja}}{p} \quad (36)$$

L je dužina skeniranog dela pacijenta, čije je računanje objašnjeno u formuli (32). Nekad može biti zgodnije da koristimo DLP za računanje potrebne zaštite umesto $CTDI_{100}$. Pod pretpostavkom, da je $CTDI_{100}$ za spoljašnju osu u fantomu tela dvostuko veći od

vrednosti na centralnoj osi i da je $CTDI_{100}$ za dve ose jednak u fantomu glave, dobijamo relacije:

$$k_{sec}^1(glava) = k_{glava}DLP$$

$$k_{sec}^1(telo) = 1,2 k_{telo}DLP$$

U kliničkoj praksi se često istovremeno sprovodi snimanje više delova dela, kao na primer, abdomena i karlice. To znači da će broj izvedenih procedura biti veći od broja pacijenata. Pošto je najčešće tako, razumno bi bilo koristiti informaciju o broju procedura, umesto o broju pacijenata. Takođe, jako je bitno znati i koje se procedure obavljaju i u kojoj meri. Preporuke NCRP report-a No. 147 o standardnim vrednostima DLP-a po jednom postupku su dati u tabeli ispod:

Tabela 8.2. Standardne vrednosti		
Procedura	CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy cm)
Glava	60	1200
Grudni koš	15	525
Abdomen	25	625
Karlica	25	500
Prosek za telo (grudni koš, karlica ili abdomen)		500

Bitno je napomenuti da u slučaju kada se vrši pregled u kojem se koristi kontrast i kada se snima bez kontrasta, to predstavlja dva skeniranja iste anatomske regije i samim tim se DLP udvostručuje. Stoga, kada se prikupljaju informacije o broju procedura različitih regija tela, treba se informisati posebno i o broju postupaka koji se sprovode sa i bez kontrasta. U slučaju da je takva informacija nedostupna, preporučuje se da kvalifikovani ekspert prepostavi da se 40% procedura ponavlja sa kontrastom, što znači da se vrednosti iz gorne tabele množe sa koeficijentom od 1,4 kako bi se dobili relevantni podaci.

8.8. Materijali koji se koriste pri zaštiti

U zavisnosti od dela sobe koji sadrži zaštitu (zid, vrata, prozori, podovi, plafoni) koriste se različiti materijali.

8.8.1. Zidovi

Nekoliko različitih materijala se koriste za zaštitu zidova, a najčešće su to olovo, beton i gips.

Olovo ima jako veliku atenuacionu moć i potrebno je svega nekoliko milimetara olova za oblogu zida, kako bi se zračenje u najvećoj meri zaustavilo. Najčešće se sloj olova lepi za gipsanu ploču i pričvršćuje šrafovima ili ekserima od čelika. Čelični šrafovi i ekseri imaju istu ili veću atenuacionu moć od olovnih, pa tako, na tim mestima ne dolazi do curenja zračenja. Samim tim, nije potrebno ni oblagati ih olovnim slojevima. Može se javiti problem na ivicama olovnih površina koje se spajaju. U tom slučaju se zaštita obezbeđuje pomoću spoja (joint) tako da povšine olova budu u kontaktu i da se preklapaju najmanje 1 cm. Spojevi se konstruišu na taj način da jedna površina olova bude malo veća od ivice u koju bi ploča inače stala i to tako da preklapa drugu površinu. U slučaju da se za zaštitu koriste cigle, treba proveriti atenuacione koeficijente i cigale i maltera koji ih vezuje. Ukoliko se kombinuju različiti materijali za zaštitu, kao što su beton i olovo, zaštita same barijere ne sme biti umanjena.

Često se postavlja i tanak sloj gipsane ploče (najčešće oko 14mm). Iako je njegova atenuaciona moć zanemarljiva za snopove visokih energija, izuzetno je dobar atenuator niskih energija.

Pri korišćenju betona, cigli, blokova i drugih materijala za zaštitu, treba obratiti pažnju na eventualne rupe koje sam materijal može da sadrži. Te praznine, mogu značajno da smanje prvobitni atenuacioni koeficijent materijala. Ukoliko blokovi sadrže rupe u sebi, one se mogu napuniti malterom ili peskom i tako povećati atenuacioni koeficijent.

8.8.2. Vrata

Vrata i njihov okvir moraju da obezbede atenuaciju kerme u vazduhu takvu da makar ispunjava uslove propisane zakonom. Vrata koja propušta najmanje zračenja su ona vrata koja imaju odgovarajuću deblinu i u dobrom delu se preklapaju sa susednom barijerom kada su zatvorena. Pri konstruisanju vrata, poželjno je da sadrže olovo, jer je olovo izuzetan atenuator, a ne zauzima veliki prostor, kao što bi bio slučaj sa betonom.

Takođe, treba obezbediti signalna svetla i simbole iznad vrata, kako se ne bi desilo da u toku snimanja neko lice pokuša da uđe u prostoriju. Na nekim uređajima su brave povezane sa uređajem i u slučaju otvaranja vrata, skeniranje se automatski prekida.

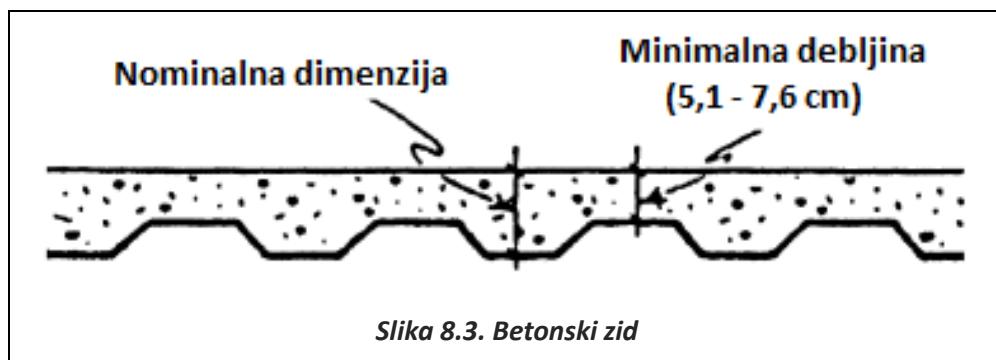
8.8.3. Prozori

Kod prozora je najbitnije da materijal bude izdržljiv, sa velikim koeficijentom atenuacije i da bude transparentan. Najčešće se koristi olovno staklo, odnosno staklo sa

velikim sadržajem olova u sebi. Olovno staklo je uglavnom određeno ekvivalentom debljine olova. Prozori mogu biti i od akrilnog olova koji se proizvodi sa ekvivalentnom debljinom olova od 0,5; 0,8; 1 i 1,5 mm. Akrilno ovo je relativno mekan materijal koji može u nekim slučajevima da se zamagli, a može se i ogrebat.

8.8.4. Podovi i plafoni

Kod podova i plafona beton je osnovni materijal koji se koristi. Atenuacioni koeficijent betona zavisi od njegove gustine, sastava i debljine. Debljina betonske ploče može da varira od 4 pa do više od 20 cm. Za podove i plafone se najčešće izbegava korišćenje olova, zbog cene, ali i zbog toga što je odgovarajuća zaštita betonom dovoljna. Postoji više vrsta betona koji se koriste u te svrhe. Beton standardne težine ($2,4 \text{ g cm}^{-3}$) i beton lakše težine($1,8 \text{ g cm}^{-3}$)



9. Dozimetrija i proračun zaštite

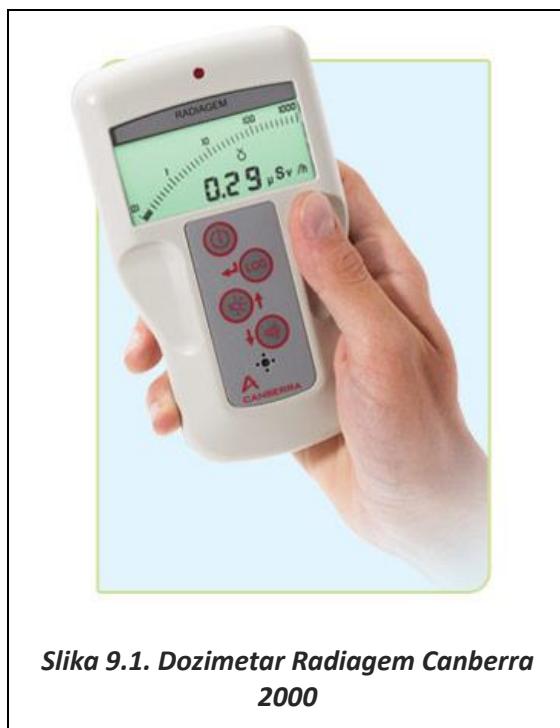
9.1. Korišćeni uređaji pri merenju

Za potrebe ovog rada, vršena su dva merenja na dva instituta.

Vršeno je merenje na institutu za kardiovaskularne bolesti Vojvodine, na CT sistemu Somatom Definition Flash proizvođača SIEMENS, model 10430603, čiji je serijski broj 73389. Tip skenera koji se koristi je Multiple Row Detector CT (MDCT) sa dve rendgenske cevi (dual source) i dva detektorska sistema (2×128 slajsni). Snimanje jedne procedure traje u proseku 9, 14 sekundi i koristi se napon od 120 kV.

Drugo merenje je vršeno na institutu za onkologiju Vojvodine, na CT sistemu SIEMENS PET/CT Biograph Truepoint. Ovaj CT sistem ima 16-o slajsni Multiple Row Detector. U toku merenja, CT sistem je korišćen kao CT uređaj, a sam uređaj ima mogućnost i superponiranja CT snimka na PET sliku.

Na oba uređaja je korišćen dozimetar Radiagēm Canberra 2000, sa opsegom merenja od $0,3 \mu\text{Sv}/\text{h}$ do $100 \text{ mSv}/\text{h}$. Uređajem se lako rukuje, ima veliki i pregledan displej, kao i vizuelni i zvučni alarm.



*Slika 9.1. Dozimetar Radiagēm Canberra
2000*

Merenjem ambijentalne ekvivalentne doze, dobili smo sledeće rezultate koji su tabelarno prikazani:

Tabela 9.1. Siemens CT Somatom Definition Flash	
Mesto merenja	Jačina ambijentalnog ekvivalenta doze
Komandna soba	
Olovno staklo	$3,15-12,5 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Ulaz u komandnu sobu	$6,24 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Mesto tehničara	$2,3 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Mesto lekara	$4,3 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Ulaz u CT salu	
Vrata ka CT-u	$17 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Čekaonica	$2,7 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Hodnik	
Vrata od CT-a	$6,3 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Kupatilo	$0,12 \mu\text{Sv}/\text{h}$

Tabela 9.2. Siemens True Point PET/CT	
Mesto merenja	Jačina ambijentalnog ekvivalenta doze
Komandna soba	
Olovno staklo	$0,7 - 1,15 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Vrata ka CT-u	$1,8 - 2,1 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Mesto tehničara	$0,25 - 0,6 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Hodnik	
Zid ka CT-u	$0,4 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Vrata od CT-a	$0,6 \mu\text{Sv}/\text{h}$
Dovratak	$7,3 \mu\text{Sv}/\text{h}$

9.2. Rezultati merenja i procena zaštite

Detaljniji rezultati merenja se nalaze u prilozima 2a. i 2b. ovog rada. Procenićemo zaštitu računajući je pomoću dve metode, koristeći vrednosti CTDI-a i DLP vrednosti.

9.2.1. Merenje uz pomoć vrednosti CTDI-a

Na Institutu za kardiovaskularne bolesti Vojvodine smo dobili informaciju da se procedure sprovode na 3 do 8 pacijenata dnevno, uz napomenu da se najčešće vrše po dve procedure za svakog pacijenta. Takođe smo saznali i da polovinu procedura čini snimanje glave, a drugu polovinu snimanje tela. Za jednim aparatom radi 5 tehničara i 3 lekara koji se ravnopravno smenjuju.

I pored načina na koji se obavlja snimanje, uzećemo konzervativnije podatke i dati prednost zaštiti tehničara i lekara.

Prema ovoj proceni, sprovodi se maksimalno 80 procedura u toku radne nedelje, ali ćemo koristiti brojku 100, zbog mogućeg povećanja obima posla u budućnosti. To znači da će od toga 50 procedura obuhvatati skeniranje glave, a 50 skeniranje tela. Prosečan napon koji se koristi je 120 kV, sa nominalnom širinom snopa od 2 cm. Dužine fantoma koje smo koristili su 20 i 50 cm za glavu i telo, respektivno. Vrednosti pitcha su 0,55 i 1 za glavu i telo, respektivno. Vrednosti normiranog CT doznog indeksa $nCTDI_{100}$ su 0,223 i $0,138 \text{ mGy mAs}^{-1}$ za glavu i telo, respektivno.

Na osnovu ovih podataka možemo računati sekundarnu kermu u vazduhu po pacijentu na razdaljini od 1 metra (K_{sec}^1) pomoću sledeće relacije:

$$K_{sec}^1 = k N_R T_b \text{ mAs } nCTDI_{100} = k \frac{L}{p} \text{ mAs } nCTDI_{100} \quad (37)$$

Pre nego što izračunamo ove vrednosti posebno za glavu i posebno za telo, podsetićemo se vrednosti udela rasejanog zračenja (k) za perifernu osu fantoma glave i tela, jer nam je to potrebno za račun:

$$k_{glava} = 9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1}$$

$$k_{telo} = 3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1}$$

Sekundarna kerma u vazduhu po pacijentu na razdaljini od 1 metra je za glavu:

$$K_{sec}^1(\text{glava}) = k \frac{L}{p} \text{ mAs } nCTDI_{100}$$

$$K_{sec}^1(glava) = 9 \times 10^{-5} \text{ cm}^{-1} \frac{20 \text{ cm}}{0,55} 221 \text{ mAs} 0,223 \text{ mGy mAs}^{-1}$$

$$K_{sec}^1(glava) = 0,16 \text{ mGy pacijent}^{-1}$$

i za telo:

$$K_{sec}^1(telo) = k \frac{L}{p} \text{ mAs } nCTDI_{100}$$

$$K_{sec}^1(telo) = 3 \times 10^{-4} \text{ cm}^{-1} 50 \text{ cm} 117 \text{ mAs} 0,138 \text{ mGy mAs}^{-1}$$

$$K_{sec}^1(telo) = 0,24 \text{ mGy pacijent}^{-1}$$

Vrednost ukupne sekundarne kerme na 3 metra od izocentra, koliko se procenjuje da je razdaljina između izocentra i profesionalno izloženih lica, gde je okupacioni faktor jednak jedinici, bez barijere u toku nedelju dana za 100 procedura, će biti:

$$K_{sec} = \left(\frac{1m}{3m}\right)^2 (50 \times 0,16 + 50 \times 0,24)$$

$$K_{sec} = 0,111 (8 + 12)$$

$$K_{sec} = 2,22 \text{ mGy nedelja}^{-1}$$

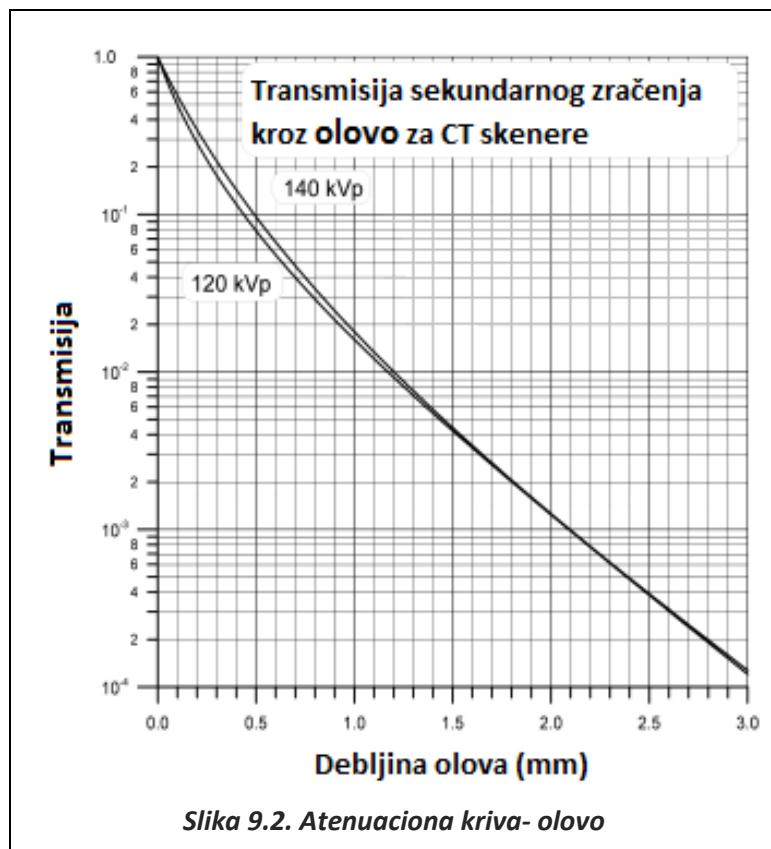
Kako zakon propisuje, dozvoljeno nedeljno izlaganje profesionalno izloženih lica mora biti ispod 0,1 mGy u toku nedelje, a u nekontrolisanoj zoni, to ograničenje je još rigoroznije i iznosi 0,02 mGy u toku nedelje. Mi ćemo se rukovoditi najbezbednijim mogućim pristupom i uzećemo ograničenje koje je propisano za nekontrolisane oblasti, od 0,02 mGy nedeljno. Dozvoljena transmisija barejere je:

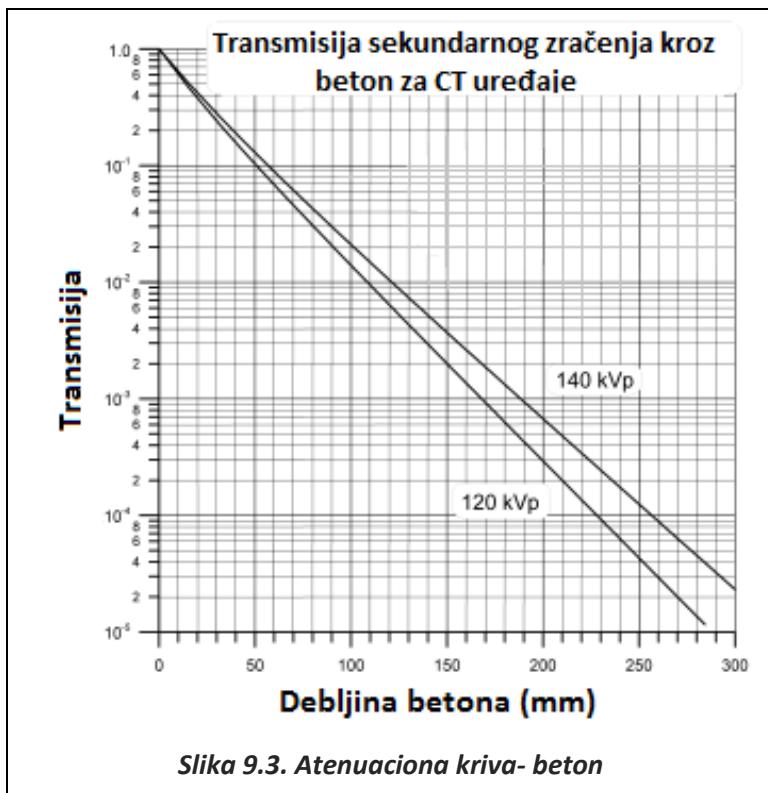
$$B = \frac{0,02 \text{ mGy nedelja}^{-1}}{2,22 \text{ mGy nedelja}^{-1}}$$

$$B = 9 \times 10^{-3}$$

Da bi znali koja je potrebna debljina barijere, koristimo atenuacione krive za CT uređaje i na njima očitavamo debljinu materijala za datu transmisiju. Koristićemo najčešće

korišćene materijale za barijere, a to su olovo i beton. Ispod možemo videti njihove krive atenuacije, koje sadrže i podatke u slučaju korišćenja većeg napona, odnosno napona od 140 kVp:





Iz ovih krivih očitavamo da je potrebno 1,2 mm olova ili 110mm betona da bi se zaštitilo lice koje radi 40 sati izvrši 100 procedura nedeljno, a da pritom primi dozu koja je ispod dozvoljenog maksimuma za nekontrolisane oblasti. Treba uzeti u obzir, da u našem slučaju postoji ne jedno, nego osam lica (5 tehničara i 3 lekara) koji se ravnomerno smenjuju na tom mestu u toku nedelje.

Naša merenja na licu mesta pokazuju da do mesta na kojem rade tehničari i doktori stiže brzina doze od 2,3 do 4,3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$. Pošto samo skeniranje traje 9,14 sekundi, to znači da svi oni zajedno provedu maksimalno 0,25 sati na tom mestu dok radi uređaj u toku nedelje.

Ukupna primljena doza svog osoblja koje vrši pregled iznosi 1,075 μSv nedeljno, što je i dalje 20 puta manja izloženost od dozvoljene za nekontrolisane oblasti. Ako bi tu vrednost podelili sa brojem lica koja rade na tom mestu, dobili bi još za skoro red veličine manju vrednost doze.

Zaključujemo da su profesionalno izložena lica bezbedna i da je zaštita i prema najrigoroznijim kriterijumima više nego dovoljna.

9.2.2. Merenje uz pomoć vrednosti DLP-a

Pošto koristimo podatke sa istog uređaja, oni ostaju isti: 100 procedura, od kojih je 50 glava i 50 telo, štitimo prostor u kojem je okupacioni faktor jednak jedinici i da je rastojanje

od izocentra jednako 3 metra. Da bi izračunali kermu sekundarnog zračenja, koristimo standardne vrednosti DLP koje su propisane od strane NCRP-a po jednoj proceduri [6], i one iznose za glavu 1200 mGy cm i za telo 525 mGy cm. Koristeći sledeće formule, računamo kermu sekundarnog zračenja na odstojanju od jednog metra:

$$K_{sec}^1(\text{glava}) = K_{\text{glava}} \text{DLP} \quad (38 \text{ a.})$$

$$K_{sec}^1(\text{telo}) = 1,2 K_{\text{telo}} \text{DLP} \quad (38 \text{ b.})$$

Kada ubacimo vrednosti koje imamo u jednačinu, u slučaju skeniranja glave, dobijamo je u sledećem obliku:

$$K_{sec}^1(\text{glava}) = (9 \times 10^{-5} \text{cm}^{-1}) (1200 \text{ mGy cm})$$

$$K_{sec}^1(\text{glava}) = 0,11 \text{ mGy procedura}^{-1}$$

i u slučaju skeniranja tela:

$$K_{sec}^1(\text{telo}) = (1,2) (3 \times 10^{-4} \text{cm}^{-1}) (525 \text{ mGy cm})$$

$$K_{sec}^1(\text{telo}) = 0,19 \text{ mGy procedura}^{-1}$$

Ukupna sekundarna kerma u vazduhu na 3 metra od izocentra, bez barijera, za gore pomenute uslove, će biti:

$$\begin{aligned} K_{sec} &= \left(\frac{1m}{3m}\right)^2 [(50 \text{ procedura po nedelji})(0,11 \text{ mGy procedura}^{-1}) \\ &\quad + (50 \text{ procedura po nedelji})(0,19 \text{ mGy procedura}^{-1})] \end{aligned}$$

$$K_{sec} = 1,65 \text{ mGy nedelja}^{-1}$$

Dozvoljena transmisija barijere će biti:

$$B = \frac{0,02 \text{ mGy nedelja}^{-1}}{1,65 \text{ mGy nedelja}^{-1}}$$

$$B = 1,2 \times 10^{-2}$$

Za šta je dovoljna debljina olova od 1,2mm ili debljina betona od 110mm.

Činjenica da smo računali na dva različita načina potrebnu debljinu olova i betona za isti uređaj i da se obe računice u potpunosti poklapaju, potvrđuju valjanost ovih metoda.

10. Zaključak

Na osnovu podataka koje smo dobili na Institutu za kardiovaskularne bolesti Vojvodine i na Institutu za onkologiju Vojvodine Sremska Kamenica, izračunali smo i predložili potrebnu zaštitu CT sistema. Projektovali smo potrebnu zaštitu na Institutu za kardiovaskularne bolesti Vojvodine uz pomoć dve različite metode i zaključili kolika je debljina određenih materijala potrebna za zaštitu profesionalno izloženih lica. Posmatrajući celokupan rad, što uključuje pre svega merene vrednosti jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, zakonske propise i druge preporuke poput NCRP-a i ICRP-a, možemo da zaključimo da su CT sistemi na oba instituta dobro obezbeđeni i da su profesionalno izložena lica koja rukuju CT sistemima bezbedna i zaštićena od jonizujućeg zračenja. Treba još jednom napomenuti da su pri svakoj proceni uzimane najkonzervativnije kalkulacije i prepostavke i da su premerene doze opet daleko ispod propisanih ograničenja.

Prilog 1.

PROJEKAT MERA RADIJACIONE SIGURNOSTI I BEZBEDNOSTI

INSTITUT ZA ONKOLOGIJU VOJVODINE

PET/CT Biograph 64

Zavod za Imidžing dijagnostiku

1) Objekti i prostorije za obavljanje radijacione delatnosti

(1) Opšti podaci

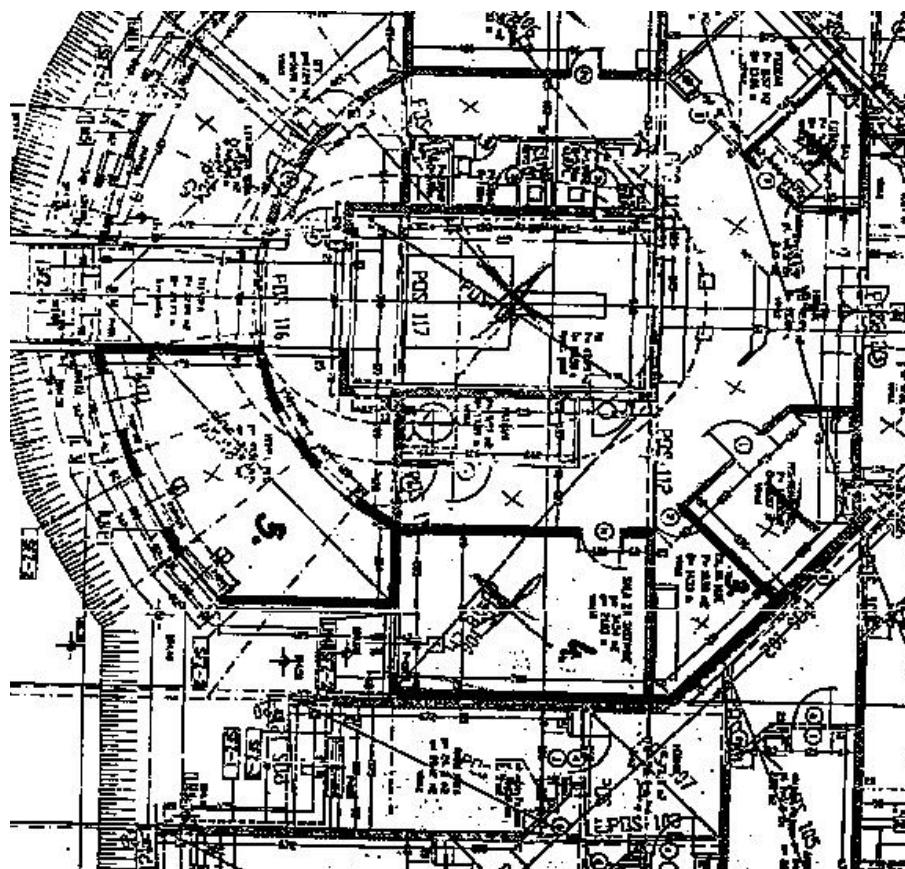
- Lokacija: Prizemlje CID, IOV
- Adresa: Put doktora Goldmana br. 4, Sremska Kamenica
- Veličina: 25 m²
- Status (vlasništvo ili iznajmljen): državna svojina
- Ostalo:

(2) Klasifikacija prostora sa adekvatnim oznakama na mestima pristupa tim zonama:

- Kontrolisana zona: ←
- Nadzirana zona:

(2) Proračun debljine zaštitnih barijera sa tehničkim crtežom:

Prikaz situacije



Slika 1. Prostorija u kojoj se nalazi PET/CT u Zavodu za imidžing dijagnostiku (broj 4).

Podaci o prostorijama

Uredaj za dijagnostičku radiologiju, kompjuterska tomografija se koristi u posebnim prostorijama, koje su za to namenjene.

Prostorija u kojoj se nalazi CT uređaj prikazan je na Slici 1, pod brojem 4. Izvor X zraka na CT uređaju je udaljen od kontrolne sobe oko 3 i po metra. Soba ispunjava dimenzione standarde za korišćenje CT uređaja. Iz ove prostorije postoje vrata ka kontrolnoj sobi i vrata

ka hodniku. Doza na sredini vrata je skoro na nivou fona, ali kod dovratka je zabeležena merljiva doza.

Kontrolna soba se nalazi u prostoriji sa desne strane broja 4. na slici 1. U njoj postoji jedan kontrolni sto sa jednom stolicom. Kontrolna soba ima komunikaciju sa prostorijom u kojoj je CT uređaj preko prozora koji ima dimenzije 150 puta 80 centimetara i preko vrata koja se nalaze sa desne strane profesionalnog lica. Prozor je dovoljnih dimenzija za nadgledanje pacijenta. Vrata ka prostoriji sa CT uređajem ne zaptivaju u potpunosti, ali premerena doza je u dozvoljenim granicama. Iz kontrolne sobe postoje još jedna vrata ka hodniku.

3) Bezbednost izvora zračenja

Ulazi u dijagnostički prostor moraju se označiti znakom upozorenja na radioaktivnost. Ako nije moguće neposredno kontrolisati ulaz u dijagnostički prostor, tada se isti obezbeđuje sprečavanjem korišćenja ulaza (zaključavanje u toku sprovođenja dijagnostičkog postupka, signalno svetlo i dr.).

Pravno lice, odnosno preduzetnik koji dobije potvrdu o evidentiranju izvora jonizujućih zračenja obavezan je obezbediti dozimetrijsku kontrolu ovih izvora jonizujućih zračenja najmanje jednom u dve godine od strane pravnog lica ovlašćenog za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja prema Pravilniku o uslovima za dobijanje rešenja za obavljanje poslova iz oblasti zaštite od zračenja.

Kontrolisana zona i radioaktivni materijal moraju biti obeleženi osnovnim znakom radioaktivnosti koji upozorava na postojanje opasnosti od jonizujućih zračenja ili prisustvo radioaktivnog materijala. Radioaktivni materijal mora biti označen osnovnim znakom uz natpis "RADIOAKTIVNO". Ako je izvor veoma malih dimenzija ili iz drugog razloga nije moguće postaviti osnovni znak, tada se on stavlja u nepostrednu blizinu pri čemu mora biti očigledno gde se nalazi radioaktivni materijal. Ako se u određenom prostoru povremeno povećava doza jonizujućih zračenja isti mora biti obeležen osnovnim znakom i natpisom "OPASNOST ZRAČENJE".

Uredaj sa zatvorenim izvorom jonizujućih zračenja mora biti otporan na mehanička, termička i druga dejstva i mora odgovarati tehničkim uslovima korišćenja.

Uredaji sa zatvorenim izvorima jonizujućih zračenja moraju se koristiti u uslovima koji su predviđeni tehničkom dokumentacijom.

Zatvoreni izvori jonizujućih zračenja ne mogu se koristiti ako su mehanički oštećeni ili ako postoji mogućnost curenja zračenja.

Uredaj sa zatvorenim izvorom jonizujućih zračenja mora da poseduje sigurnosni mehanizam koji omogućuje prevođenje izvora iz radnog položaja u položaj kad se ne koristi. Pri korišćenju uređaja sa zatvorenim izvorima jonizujućih zračenja izvan posebno namenjenih prostorija moraju se preduzimati sledeće mere zaštite:

- 1) zabrana prisustva lica koja ne rade sa izvorima jonizujućih zračenja u okolini tih izvora gde je nivo zračenja takav da se može prekoračiti granica efektivne doze zračenja propisana za pojedinca iz stanovništva;
- 2) postavljanje oznaka upozorenja OPASNOST ZRAČENJE i uređaja za zvučno i svetlosno upozoravanje o opasnosti od zračenja;
- 3) korišćenje pokretnih i drugih zaklona;
- 4) korišćenje izvora jonizujućih zračenja u uslovima najvećeg mogućeg udaljenja izvora od osoblja koje rukuje uređajem i drugih lica;
- 5) usmeravanje snopa zračenja, treba vršiti prema podu ili u stranu gde nisu prisutni ljudi.

Objekti i prostorije u kojima se nalaze i koriste rendgen aparati i akceleratori moraju biti projektovani po važećim standardima i ispunjavati sve propisane uslove za bezbedan rad sa tim uređajima i za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja.

Prostorija u kojoj je smešten dijagnostički rendgen-aparat sa jednom rendgenskom cevi ili akcelerator mora imati površinu od najmanje 20 m^2 .

U jednoj prostoriji može biti smešten samo jedan rendgen-aparat sa više rendgenskih cevi, što zavisi od njegove namene, ukoliko visoki napon rendgenske cevi ne iznosi više od 150 kV.

Prekidač električne struje kojom se napaja generator jonizujućeg zračenja mora biti lako dostupan licu koje radi sa rendgen-aparatom.

Vodovi visokog napona i ostali električni provodnici do odgovarajućih delova stacionarnog rendgen-aparata moraju da se vode kroz posebne kanale u podu, ali tako da kanali ne utiču na zaštitnu moć poda u odnosu na prostorije koje se nalaze ispod rendgen-aparata.

Pod prostorije u kojoj se koristi rendgen-aparat ili neki njegov deo mora biti od elektroizolacionog materijala (guma, vinaz, linoleum i sl.).

Cureće zračenje u uslovima opterećenja i u stanju neopterećenosti za sve vrste zračnika mora biti u skladu sa važećim standardima, što utvrđuje ovlašćeno pravno lice merenjem koje se obavlja najmanje jednom godišnje.

Na mestu ulaza i izlaza u prostor gde se vrši kontrola moraju se nalaziti zaštitna vrata snabdevena zaštitnim prekidačima koji onemogućavaju uključivanje rendgenskog zračenja dok su vrata otvorena.

4) Lokalna pravila i procedure:

(1) Pravila i procedure za obavljanje radijacione delatnosti

Komandna tabla uređaja mora se postaviti tako da operater u svakom trenutku vidi pacijenta. Ako nije moguće, obavezno je ostvariti video nadzor i interfonsku vezu.

➤ Uputstvo o korišćenju izvora jonizujućih zračenja

Pravno lice, odnosno preduzetnik može da obavlja radijacionu delatnost ako ispunjava sledeće uslove:

-da ima, u zavisnosti od vrste radijacione delatnosti koju obavlja, zaposlena lica koja imaju propisanu stručnu spremu i ispunjavaju propisane zdravstvene uslove za rad sa izvorima ionizujućih zračenja;

Nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti dužan je da:

- 1) redovno održava i servisira izvore ionizujućih zračenja;
- 2) vodi propisanu evidenciju o izvorima ionizujućih zračenja;
- 3) prijavi Agenciji sve promene vezane za rad izvora ionizujućih zračenja od značaja za radijacionu sigurnost i bezbednost;
- 4) prijavi Agenciji prestanak korišćenja izvora ionizujućih zračenja, kao i način njegovog čuvanja, skladištenja i mogućnost trajnog odlaganja;
- 5) prijavi Agenciji svaku promenu u odnosu na propisane uslove na osnovu kojih mu je izdata licenca za obavljanje radijacione delatnosti;
- 6) sprovodi i druge mere zaštite od ionizujućih zračenja utvrđene ovim zakonom.

Zabranjuje se rad sa izvorima ionizujućih zračenja:

- 1) licima mlađim od 18 godina;
- 2) ženama za vreme trudnoće;
- 3) ženama za vreme dojenja deteta, ako rade sa otvorenim izvorima ionizujućih zračenja.

Zabranjeno je izlaganje ionizujućim zračenjima iznad granica propisanih za stanovništvo licima mlađim od 18 godina, osim licima starijim od 16 godina, za vreme propisane obuke u toku redovnog školovanja za rad sa izvorima ionizujućih zračenja.

Nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti, odnosno nosilac licence za obavljanje nuklearne aktivnosti je dužan da obezbedi nivo zaštite tako da spreči izlaganje iznad granica propisanih za stanovništvo:

- 1) zaposlenim ženama za vreme trudnoće;
- 2) zaposlenim ženama za vreme dojenja deteta, ako rade sa otvorenim izvorima ionizujućih zračenja.

➤ Uputstvo o merama zaštite od jonizujućih zračenja

Pravno lice, odnosno preduzetnik može da obavlja radijacionu delatnost ako ispunjava sledeće uslove:

- da objekti i prostorije u kojima se proizvode i skladište izvori jonizujućih zračenja ili sa njima rade, odgovaraju tehničkim, sigurnosnim i drugim propisanim uslovima koji obezbeđuju zaštitu ljudi i životne sredine od jonizujućih zračenja;
- da licima koja rade sa izvorima jonizujućih zračenja obezbedi odgovarajuća sredstva za zaštitu od jonizujućih zračenja, kao i opremu za merenje jonizujućih zračenja;
- da obezbedi radioaktivni materijal, rendgen aparate i druge uredaje koji proizvode jonizujuća zračenja i da ih koristi i stavlja u promet, u skladu sa propisanim uslovima;

Radijacione zone u kojima se koriste izvori jonizujućih zračenja moraju ispunjavati sledeće uslove:

1. da su jasno i uočljivo označene standardizovanim znakom radioaktivnosti i tekstrom: OPASNOST ZRAČENJE
2. da je označena vrsta izvora jonizujućeg zračenja (naziv izvora, oznaka, aktivnost ili jačina doze);
3. da postoje jasna i uočljiva pisana uputstva o režimu rada sa izvorom jonizujućih zračenja i o postupku u slučaju vanrednog događaja;
4. da postoji dozimetrijska kontrola radne sredine.

Svaki ulazak u kontrolisanu zonu mora biti kontrolisan i evidentiran u skladu sa internim pisanim procedurama.

8) Ovlašćenje i odgovornosti profesionalno izloženih lica

(1) Spisak ovlašćenja i odgovornosti za odgovarajući kadar u okviru obavljanja radijacione delatnosti: *dr Borislava Petrović, lice odgovorno za zaštitu od jonizujućih zračenja obavezno je da organizuje merenja radi procene individualnog izlaganja spoljnog radnika u skladu sa vrstom posla i rizikom od štetnog delovanja jonizujućih zračenja i u skladu sa projektom mera radijacione sigurnosti i bezbednosti.*

Nositelj licence za radijacionu delatnost pri primeni izvora jonizujućih zračenja u medicinske svrhe, obavezan je da obezbedi merenja veličina potrebnih za praćenje izlaganja pacijenata jonizujućim zračenjima i da dostavi Agenciji rezultate kako je utvrđeno

Pravilnikom o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini. Takođe, mora obezbediti merenja neophodna za procenu nivoa izlaganja stanovništva jonizujućim zračenjima koja potiču od izvora zračenja u njegovoј nadležnosti.

Lice odgovorno za zaštitu od jonizujućih zračenja obavezno je da organizuje merenja radi procene individualnog izlaganja spoljnog radnika u skladu sa vrstom posla i rizikom od štetnog delovanja jonizujućih zračenja i u skladu sa projektom mera radijacione sigurnosti i bezbednosti.

9) Edukacija profesionalno izloženih lica iz oblasti zaštite od jonizujućih zračenja i periodična obnova znanja:

(1) Informacije o edukaciji zaposlenih lica i periodičnoj obnovi znanja profesionalno izloženih lica u zavisnosti od stručne spreme: *Uverenje o završenom kursu dopunskog obučavanja i osposobljavanja za sprovođenje mera zaštite od jonizujućeg zračenja pri radu sa stomatološkim rendgen aparatima.*

Profesionalno izložena lica moraju da imaju propisanu stručnu spremu i moraju biti osposobljena za rad i sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja.

Obučavanje i osposobljavanje kadrova u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja je takođe i mera zaštite od štetnih dejstva jonizujućih zračenja.

Radi sprovođenja dopunskog obučavanja i osposobljavanja u oblasti zaštite od jonizujućih zračenja, Agencija donosi Program za dopunsko obučavanje i osposobljavanje profesionalno izloženih lica i lica odgovornih za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja i objavljuje ga u „Službenom glasniku Republike Srbije”.

Dopunsko obučavanje i osposobljavanje profesionalno izloženih lica i lica odgovornih za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja u skladu sa programom koji podnosi agencija, može da vrši pravno lice koje:

- 1) ima zaposleno lice sa visokim obrazovanjem stečenim na diplomskim akademskim studijama, u prirodno-matematičkim ili tehničko-tehnološkim naukama, sa tri godine radnog iskustva u sprovođenju mera zaštite od jonizujućih zračenja;
- 2) ima odgovarajući prostor, nastavna sredstva i opremu za praktičan rad i sprovođenje obuke i obrazovanja u skladu sa programom koji donosi agencija.

Agencija propisuje bliže uslove koje mora da ispunjava pravno lice koje vrši dopunsko obučavanje i osposobljavanje profesionalno izloženih lica i lica odgovornih za sprovođenje mera zaštite od jonizujućih zračenja.

Lekari odgovorni za primenu izvora ionizujućih zračenja u medicini, osim sa specijalizacijom iz radiologije, obavezni su da steknu dokaz o dopunskom obučavanju za rad sa odgovarajućim izvorima ionizujućih zračenja.

Sva lica profesionalno izložena ionizujućim zračenjima u medicinskoj primeni ionizujućih zračenja obavezna su da se osposobe za sprovođenje mera zaštite od ionizujućih zračenja i da sprovode periodičnu obnovu znanja u skladu sa propisima.

Lekari odgovorni za primenu izvora ionizujućih zračenja u medicini, osim sa specijalizacijom iz radiologije, radioterapije i nuklearne medicine obavezni su da steknu dokaz o dopunskom obučavanju za rad sa odgovarajućim izvorima ionizujućih zračenja.

Sva lica profesionalno izložena ionizujućim zračenjima u medicinskoj primeni ionizujućih zračenja obavezna su da se osposobe za sprovođenje mera zaštite od ionizujućih zračenja i da sprovode periodičnu obnovu znanja u skladu sa propisima.

10) Monitori zračenja i kontaminacije

(1) Korišćenje atestiranog monitora zračenja ili kontaminacije, koji odgovara vrsti izvora ionizujućih zračenja i koji ispunjava propisane metrološke uslove za korišćenje u zaštiti od ionizujućih zračenja: *Lični TLD dozimetar*

Profesionalno izložena lica moraju da ispunjavaju zdravstvene uslove i dužna su da izvrše zdravstveni pregled pre stupanja na rad, u toku rada, u slučaju akcidenta, po potrebi i nakon prestanka rada u nuklearnom objektu ili sa izvorima ionizujućih zračenja.

Monitoring radioaktivnosti ili pojedina ispitivanja u okviru njega može da vrši pravno lice koje:

- 1) ima zaposleno lice sa visokim obrazovanjem stečenim na akademskim studijama, u prirodnno-matematičkim ili tehničko-tehnološkim naukama, sa tri godine radnog iskustva na poslovima merenja radioaktivnosti u uzorcima iz životne sredine;
- 2) ima odgovarajući laboratorijski prostor za obradu, merenja i čuvanje uzoraka;
- 3) ima standardnu laboratorijsku opremu za pripremu uzoraka;
- 4) ima specifičnu mernu opremu koja ispunjava propisane metrološke uslove;
- 5) ima odgovarajuću računarsku i softversku opremu;
- 6) je akreditovano kod nacionalnog ili međunarodnog akreditacionog tela.

Pravno lice koje vrši monitoring radioaktivnosti dužno je da dostavi Agenciji izveštaj o monitoringu radioaktivnosti u životnoj sredini najkasnije do 31. maja tekuće godine za prethodnu godinu, a u slučaju akcidenta ili na zahtev Agencije, odmah.

Na osnovu rezultata monitoringa radioaktivnosti Agencija prati izlaganje stanovništva ionizujućim zračenjima, nalaže preduzimanje hitnih mera u slučaju povećanja radioaktivnosti i vrši procenu primljenih doza kod stanovništva.

Agencija objavljuje u posebnoj stručnoj publikaciji godišnji izveštaj o nivou izlaganja stanovništva ionizujućim zračenjima.

Sredstva za pokriće troškova monitoringa radioaktivnosti i procene nivoa izlaganja stanovništva ionizujućim zračenjima, kao i za procenu nivoa medicinskog izlaganja, obezbeđuju se iz prihoda Agencije i budžeta Republike Srbije.

Radi pravovremenog otkrivanja akcidenta koji ugrožava ili može ugroziti teritoriju Republike Srbije uspostavlja se sistem pravovremene najave akcidenta koji obezbeđuje neprekidno merenje jačine ambijentalne ekvivalentne doze, na osnovu Programa za pravovremenu najavu akcidenta koji donosi Agencija.

Pravno lice, nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti obavezno je da pored pasivnih dozimetara obezbedi elektronske dozimetre sa direktnim očitavanjem i zvučnim signalom za rad u zonama u kojima je jačina ambijentalnog ekvivalenta doze u prostoru u kome se nalaze profesionalno izložena lica veća od $25 \mu\text{Sv}/\text{h}$, kao i u prostoru u kome je jačina ambijentalnog ekvivalenta doze manja od $25 \mu\text{Sv}/\text{h}$ ali je analizom rizika ustanovljeno da je moguće neplanirano izlaganje pri svakom ulasku radnika u kontrolisanu zonu.

Lice odgovorno za zaštitu od ionizujućih zračenja vodi evidenciju koji radnici i kada koriste dozimetre i vodi evidenciju o očitanim vrednostima.

Ako profesionalno izloženo lice radi na dva ili više radnih mesta kod istog nosioca licence za obavljanje radijacione delatnosti, obavezno je da na svim radnim mestima nosi jedan lični dozimetar za merenje jedne vrste ličnog ekvivalenta doze.

Profesionalno izloženom licu koje radi kod različitih nosilaca licence za obavljanje radijacione delatnosti, svaki nosilac licence mora obezbediti merenja potrebna za procenu individualnog izlaganja, kako je definisano projektom mera radijacione sigurnosti i bezbednosti.

11) Zaštita profesionalno izloženih lica

(1) Spisak profesionalno izloženih lica:

(2) Klasifikacija profesionalno izloženih lica u kategorije izloženosti A ili B:

Profesionalno izložena lica klasifikuju se prema uslovima rada i nivoima izlaganja ionizujućim zračenjima u dve kategorije:

1. kategorija A: lica koja profesionalno rade u kontrolisanoj zoni i ona koja mogu da prime efektivne doze veće od 6 mSv godišnje ili ekvivalentne doze veće od 3/10 propisanih granica doza za pojedine organe kod profesionalno izloženih lica;

2. kategorija B: lica koja profesionalno ili povremeno rade u nadgledanoj zoni ili povremeno u kontrolisanoj zoni i za koja je efektivna doza koju primaju ispod 6 mSv godišnje.

Merenje ličnog ekvivalenta doze pomoću pasivnih ličnih dozimetara za celo telo i ekstremitete radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima obavlja se najmanje jednom mesečno za radnike kategorije A i najmanje jednom u tri meseca za radnike kategorije B.

Periodični lekarski pregled za sva profesionalno izložena lica obavezan je najmanje jednom godišnje.

Za radnike klasifikovane u kategoriju A svaki periodični lekarski pregled treba da sadrži elemente opštег i specifičnog lekarskog pregleda; dok za radnike klasifikovane u kategoriju B godišnji pregled može da ima elemente opštег lekarskog pregleda, a najmanje jednom u tri godine da se primenjuju i elementi specifičnog periodičnog lekarskog pregleda.

Elementi specifičnog prethodnog lekarskog pregleda su: neuro-psihijatrijski i psihološki pregled; ginekološki pregled i pregled dojki za žene; analiza strukturnih hromozomskih aberacija u limfocitima periferne krvi, određivanje broja mikronukleusa i drugi usmereni pregledi i ispitivanja koja odredi nadležni lekar.

Elementi specifičnog periodičnog lekarskog pregleda je određivanje broja mikronukleusa.

Elementi vanrednog lekarskog pregleda su isti kao odgovarajući elementi specifičnog periodičnog lekarskog pregleda. Takođe, u slučaju sumnje da je lice primilo efektivnu dozu veću od 100 mSv obavezno je obaviti analizu strukturnih hromozomskih aberacija sa biodozimetrijom (procenom efektivne doze na osnovu broja dicentrika u limfocitima periferne krvi).

(3) Osnovni podaci o ličnoj dozimetrijskoj kontroli i zdravstvenim pregledima profesionalno izloženih lica u skladu sa važećim propisima koji uređuju ovu oblast:

Evidenciju o proceni doza za profesionalno izložena lica u elektronskoj formi vodi ovlašćeni dozimetrijski servis koji redovno dostavlja izveštaje o obavljenim merenjima i procenama efektivne doze pravnom licu za koga obavlja poslove zaštite od jonizujućih zračenja.

Ovlašćeni dozimetrijski servis dostavlja Agenciji evidenciju o proceni doza u skladu sa Pravilnikom o evidenciji o izvršenim poslovima iz oblasti zaštite od jonizujućih zračenja.

Nosilac licence za radijacionu delatnost obavezan je da vodi evidenciju o individualnom izlaganju lica profesionalno izloženih jonizujućim zračenjima i spoljnim radnicima.

Ovlašćeni dozimetrijski servis i nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti obavezni su da čuvaju evidenciju o proceni doza individualnog izlaganja jonizujućim zračenjima 30 godina.

Agencija čuva podatke o proceni doza individualnog izlaganja 70 godina.

(4) Podaci o primeni pojedinačnih mera zaštite, sa podacima o opremi i sredstvima koji pružaju odgovarajuću zaštitu, u zavisnosti od radijacione delatnosti bliže odrediti vrstu zaštitnih sredstava:

Zaštita rukovalaca i osoblja od parazitnog zračenja mora biti obuhvaćena merama zaštite, i to: zaštita rastojanjem, komandovanje iz zaštićenih zona, definisanje značajnih zona zadržavanja, primena zaštitnih sredstava, ograničavanje nivoa zračenja na mestima uključivanja i drugo, u skladu sa važećim standardom.

Mere zaštite od štetnog dejstva ionizujućeg zračenja su vođenje evidencija o izloženosti jonizujućim zračenjima profesionalno izloženih lica, pacijenata i stanovništva, kontrola i praćenje zdravstvenog stanja profesionalno izloženih lica .

Sve osobe koje se nalaze u kontrolisanoj zoni moraju koristiti zaštitnu opremu koja mora biti označena podatkom o zaštitnoj moći (naveden ekvivalent zaštite olovu).

Vrsta zaštitne opreme, zaštitna moć i način upotrebe moraju biti opisani u uputstvima za svaku vrstu izlaganja.

(5) Osnovni podaci o načinu, vrstama i vremenskim intervalima merenja u cilju kontrole izlaganja profesionalno izloženih lica, a u skladu sa važećim propisima koji uređuju ovu oblast:

Radi određivanja efektivne doze spoljašnjeg zračenja u uslovima neuniformnog ozračivanja tela obavezno je korišćenje najmanje dva lična dozimetra: jedan koji se nosi ispod zaštitne kecelje i kojim se meri lični ekvivalent doze ispod zaštitne kecelje - $Hp(10)isp$; drugi koji se nosi iznad zaštitne kecelje i kojim se meri lični ekvivalent doze iznad zaštitne kecelje $Hp(10)izn$. Rezultujuća efektivna doza se izračunava iz ovih izmerenih vrednosti uzimanjem u obzir karakteristika zaštitnih kecelja.

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.

Pasivni lični dozimetri su dozimetri za određivanje $Hp(10)$ i $Hp(0.07)$ za celo telo i ekstremitete, $Hp(3)$ za očno sočivo.

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 (snimanje lumbanog dela kičmenog stuba, snimanje vratnog dela kičmenog stuba na stativu i slično).

Određivanje izloženosti profesionalno izloženih radnika i drugih lica koja se nalaze u susednim prostorijama, čekaonicama, kabini za svlačenje pacijenata i drugim susednim prostorijama, sprovodi se pod istim radnim uslovima merenjem jačine ambijentalnog ekvivalenta doze na 1m od površine zida, vrata ili prozora. Na osnovu rezultata merenja, primene odgovarajućih konverzionih 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.

12) Zaštita pacijenta

(1) Opis osnovnih principa zaštite od zračenja koji se primenjuju kod medicinskih izlaganja:

Medicinsko izlaganje se 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 ionizujućih zračenja ili uz primenu manjih doza ionizujućih zračenja.

Posebno je važno da opravdanost svake nove vrste prakse, koja uključuje izlaganje, bude ocenjena pre nego što se njena primena odobri.

Opravdanost postojećih vrsta praksi, koje uključuju medicinsko izlaganje, mora se revidirati svaki put kada se dobiju novi, značajni dokazi o njihovoj delotvornosti ili posledicama.

Ako izlaganje nije opravdano, mora biti zabranjeno.

Proces optimizacije izlaganja obuhvata: izbor opreme; konzistentno beleženje i čuvanje dijagnostičkih podataka ili terapijskih rezultata; kao i praktična iskustva, osiguranje kvaliteta, uključujući kontrolu kvaliteta, procenjivanje i izračunavanje doza pacijenata ili aktivnosti primenjenih radiofarmaceutika, saglasno ekonomskim i socijalnim faktorima. Korisnik koji primenjuje izvore ionizujućih zračenja u medicinske svrhe, obavezan je da vodi evidencije izloženosti pacijenata ionizujućim zračenjima koje mogu poslužiti kao izvor podataka za procenu doze koju je pacijent primio zavisno od vrste medicinskog postupka.

(2) Osnovne mere zaštite koje se primenjuju u slučaju posebnih grupa pacijenata (pedijatrijski pacijenti i trudnice) i osoba koje pridržavaju pacijente tokom dijagnostičkog ili terapijskog postupka:

Nosilac licence za radijacionu delatnost medicinsko izlaganje obavezan je da prilagodi opremu i procedure zahtevima posebnih medicinskih izlaganja: izlaganje dece, izlaganje prema programu rane dijagnostike i izlaganje pacijenata velikim dozama kao u slučaju interventne radiologije, kompjuterizovane tomografije ili radioterapije.

Lekar koji propisuje i lekar koji odobrava medicinsko izlaganje dužni su, ako je relevantno za izlaganje, da pitaju osobu da li je trudna ili doji.

Ako mogućnost trudnoće ne može biti isključena, u zavisnosti od medicinskog izlaganja, a posebno ako je obuhvaćen stomačni i karlični deo, posvećuje se posebna pažnja opravdanosti uzimajući u obzir hitnost uz primenu optimizacije medicinskog izlaganja za buduću majku i nerođeno dete.

U slučaju žena koje doje, a koje su pacijenti u nuklearnoj medicini, u zavisnosti od vrste medicinskog ispitivanja ili lečenja, posvećuje se posebna pažnja opravdanosti uzimajući u obzir hitnost uz primenu optimizacije medicinskog izlaganja kako za majku tako i za dete.

Lica koja prilikom snimanja pridržavaju nepokretne bolesnike i stara lica moraju da koriste zaštitna sredstva čija zaštitna moć iznosi najmanje 0,25 mm debljine olova.

Lica koja za vreme snimanja pridržavaju decu i pri tome izlažu delove tela primarnom snopu rendgenskog zračenja moraju da koriste posebne zaštitne paravane sa opremom za fiksiranje deteta. Zaštitna moć tih paravana mora iznositi najmanje 1 mm debljine olova.

(3) Podaci koja zaštitna sredstva treba primeniti u zavisnosti od vrste dijagnostičkog i terapijskog postupka:

Zaštitna oprema za pacijenta mora da bude označena podatkom o zaštitnoj moći.

Način primene zaštitne opreme za pacijenta takođe mora biti opisan u uputstvima za svaku vrstu izlaganja pri kome je obavezna primena zaštitne opreme za pacijenta.

Pri rendgenskom snimanju zuba pacijenti moraju biti zaštićeni zaštitnim keceljama ili štitnicima čija je zaštitna moć najmanje 0,25 mm debljine olova. Kecelje i štitnici moraju biti takvog oblika i veličine da za vreme snimanja štite štitastu žlezdu, grudnu kost i gonade pacijenta.

(4) Osnovni podaci o opremi koja se koristi za određene vrste dijagnostičkog ili terapijskog postupka, a u skladu sa važećim propisima koji uređuju oblast:

U Institutu za onkologiju Vojvodine koristi se PET/CT aparat Biograph 64, proizvođača Siemens, tip i serijski broj Strahler Straton Z 07737807, maksimalni napon rendgenske cevi 140 kV, maksimalna jačina struje 571 mA.

13) Zaštita stanovništva

(1) Opis osnovnih mera koje su preduzete u cilju obezbeđivanja zaštite stanovništva, kao što su:

- Strukturalna zaštita:
- Dozimetrijska merenja:

Pravno lice, nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti ili rešenja o evidentiranju izvora jonizujućih zračenja mora obezbediti merenja neophodna za procenu nivoa izlaganja stanovništva ionizujućim zračenjima koja potiču od izvora zračenja u njegovoj nadležnosti.

Veličine koje se mere, procena uticaja i način procene efektivnih doza za stanovništvo moraju biti opisani u projektu mera radijacione sigurnosti i bezbednosti ili dostavljeni Agenciji u obliku izveštaja o uticaju na životnu sredinu tehničko-tehnološkog postupka pri kome dolazi do povećanja koncentracije prirodnih radionuklida iznad granica propisanih za kontaminaciju životne sredine.

Granica efektivne doze za pojedince iz stanovništva iznosi 1 mSv godišnje.

Ova granica se odnosi na zbir odgovarajućih doza od spoljašnjeg izlaganja u određenom vremenskom periodu i očekivane efektivne doze unutrašnjeg izlaganja, za isti period.

Izuzetno, u slučaju vanrednog događaja, može biti odobreno prekoračenje granice iz stava 1. ovog člana u pojedinačnoj godini, obezbeđujući pri tome da srednja godišnja vrednost u toku pet uzastopnih godina ne pređe 1 mSv .

Granice ekvivalenta doze za ograničavanje izlaganja pojedinih organa za pojedince iz stanovništva su:

1. za očno sočivo 15 mSv/god;
2. za kožu 50 mSv/god (ekvivalent doze usrednjen po površini bilo kog dela kože veličine 1 cm² koji je izložen jonizujućim zračenjima).

➤ Ograničavanje pristupa:

Na površinama spoljnih zidova prostorija u koje je smešten rendgen uređaj ne sme se prekoračiti granica efektivne doze zračenja propisana za pojedinca iz kategorije stanovništva.

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;
3. veoma niska, ukoliko je manja ili jednaka 0,03 mSv za godinu dana;
4. zanemarljiva, ukoliko je manja ili jednaka 0,01 mSv za godinu dana.

➤ Ostale mere zaštite: -

Obaveštavanje stanovništva putem znakovne ili simboličke oznake na mestima na kojima može doći do emitovanja jonizujućeg zračenja.

Fizički onemogućiti pristup zonama u kojima je moguće emitovanje jonizujućeg zračenja.

14) Vanredni događaji

(1) Uputstvo o postupku u slučaju akcidenta prilikom obavljanja radijacione delatnosti sa navedenim licima za kontakt:

Mere zaštite od jonizujućih zračenja koje se sprovode radi zaštite života i zdravlja ljudi i zaštite životne sredine od štetnog dejstva jonizujućih zračenja je sprovođenje i primena mera iz Plana za delovanje u slučaju akcidenta.

Zaštita života i zdravlja ljudi i životne sredine od ionizujućih zračenja u akcidentu sprovodi se na osnovu propisanih mera za sprečavanje i otklanjanje posledica koje prouzrokuje taj događaj.

Plan za delovanje u slučaju akcidenta i aktivnosti koje se u vezi sa tim preduzimaju, sprovode se u skladu sa Konvencijom o ranom obaveštavanju o nuklearnim nesrećama i Konvencijom o pomoći u slučaju nuklearnih nesreća ili radiološke opasnosti.

15) Upravljanje radioaktivnim otpadom – NE PRIMENJUJE SE

(1) Vrsta, tip i količina radioaktivnog otpada koji nastaje prilikom obavljanja radijacione delatnosti:

(2) Privremeno spremište radioaktivnog otpada:

- Adresa spremišta:
- Veličina:
- Ukupna aktivnost:

(3) Uputstvo o merama bezbednosti i sigurnosti prilikom postupanja sa radioaktivnim

otpadom u privremenom spremištu:

16) Osiguranje i kontrola kvaliteta

(1) Program osiguranja i kontrole kvaliteta i merenja u cilju kontrole sistema upravljanja kvalitetom zaštite od ionizujućih zračenja:

Nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti, odnosno nosilac licence za obavljanje nuklearne aktivnosti i ovlašćena pravna lica dužni su da uspostave i sprovode sistem upravljanja kvalitetom mera zaštite od ionizujućih zračenja.

U zavisnosti od radijacione delatnosti, odnosno nuklearne aktivnosti koju obavlja nosilac licence, odnosno od poslova koje u oblasti zaštite od ionizujućih zračenja obavlja ovlašćeno pravno lice, Agencija propisuje način, vrste i vremenske intervale u kojima se vrše merenja radi kontrole sistema upravljanja kvalitetom mera zaštite od ionizujućih zračenja.

Nosilac licence za obavljanje radijacione delatnosti, odnosno nosilac licence za obavljanje nuklearne aktivnosti odgovora za štetu nastalu usled radijacione delatnosti ili nuklearne aktivnosti, u skladu sa načelom objektivne odgovornosti.

17) Propisi

(1) Propisi kojima se uređuje oblast zaštite od ionizujućih zračenja:

- *Zakon o zaštiti od ionizujućih zračenja i o nuklearnoj sigurnosti ("Službeni glasnik RS", br.36/09)*
- *Pravilnik o granicama izlaganja ionizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja ionizujućim zračenjima ("Službeni glasnik RS", br.86/11)*
- *Pravilnik o primeni izvora ionizujućih zračenja u medicini (Sl. Gl. RS 1/12 od 11.01.2012)*
- *Pravilnik o evidenciji o izvorima ionizujućih zračenja, profesionalno izloženim licima, o izloženosti pacijenata ionizujućim zračenjima i radioaktivnom otpadu (Sl. Gl. RS 97/11 od 21.12.2011)*
- *Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti (Sl. gl. RS 61/11 od 19.08.2011)*
- *NCRP Report 147*
- *International Commission on Radiological Protection, Publikacija br.60*

Prilog 2a.

Broj /12

Datum: 6.12.2012.

Zahtev br. -2012

IZVJEŠTAJ

o dozimetrijskoj kontroli i merenjima jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko CT aparata

NAZIV I MESTO KORISNIKA:

INSTITUT ZA KADRIOVASKULARNE BOLESTI VOJVODINE

Institutski put 4, 21204 Sremska Kamenica

Izvršena su merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, saglasno Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (Službeni Glasnik RS 86/11). Merenja su izvršena instrumentom: Radiagem Canberra 2000 metodom definisanom u Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (Službeni Glasnik RS 86/11).

Datum merenja: 6.12.2012.

1. Podaci o rendgen-aparatu:

<i>Tip uređaja: CT SOMATOM DEFINITION FLASH</i>	<i>Proizvodjač: SIEMENS</i>
<i>Serijski broj: 73389</i>	
<i>Model broj: 10430603</i>	
<i>Filtacija:</i>	
<i>Parametri: 120 kV, 1104 mAs, 9.14 s</i>	

2. Opis prostorije u kojoj je smešten aparat:

<i>Površina: 36 m²</i>	<i>Visina: 3 m</i>
<i>Lokacija prostorije: III sprat</i>	<i>Pod: vinaz</i>
<i>Ojačanje zidova i vrata : da</i>	<i>Veštačka ventilacija: ne</i>

Rastojanje RTG cevi od zidova: **2.5 m**

Kabina za svlačenje:

3. Zaštitna sredstva:

Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja: da	Pb gumena resa:
Zaštitna stolica:	Paravan:
Olovne rukavice:	Olovna kecelja: da
Da li je snop centriran: da	Zaštitne naočare:

4. Evidencija o korišćenju RTG aparata:

Datum poslednjeg pregleda aparata:	
Evidencija o rezultatima ličnih dozimetara:	postoje
Ime lica odgovornog za bezbednost i zdravlje:	Jelena Sokić

5. Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko CT aparata

Fon **0.10 µSv/h, fantom, radni parametri 120 kV, 1104 mAs, 9.14 s,**

1.	KOMANDNA SOBA <ul style="list-style-type: none">➤ Olovno staklo➤ Ulag u komandnu sobu➤ Na mestu rukovaoca tehničar lekar	3.15-12.5 µSv/h 6.24 µSv/h 2.3 µSv/h 4.3 µSv/h
2.	ULAZ U CT SALU <ul style="list-style-type: none">➤ Vrata ka CT➤ Čekaonica	17 µSv/h 2.7 µSv/h
3.	HODNIK <ul style="list-style-type: none">➤ Vrata od CT	

		6.3 μSv/h
4.	KUPATILO	0.12 μSv/h

6. Ostali podaci:

- *Broj pacijenata dnevno 4-5. Sprovodi se 10 snimanja dnevno. Polovina pacijenata snima glavu. Smenjuje se 5 tehničara i 3 lekara u toku semice.*

7. Primedbe:

- *Obavezno nošenje ličnih dozimetara. Ne preporučuje se zadržavanje neposredno ispred vrata od čekaonice ka CT uređaju.*

8. Zaključak:

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

Prilog 2b.

Broj 68/12

Datum: 6.12.2012.

Zahetv br. 60-12

IZVJEŠTAJ

o dozimetrijskoj kontroli i merenjima jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko CT aparata

NAZIV I MESTO KORISNIKA:

INSTITUT ZA ONKOLOGIJU VOJVODINE SREMSKA KAMENICA

Izvršena su merenja jačine ambijentalnog ekvivalenta doze, saglasno Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (Službeni Glasnik RS 86/11). Merenja su izvršena instrumentom: Radiagem Canberra 2000 metodom definisanom u Pravilniku o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima (Službeni Glasnik RS 86/11).

Datum merenja: 6.12.2012.

1. Podaci o rendgen-aparatu:

Tip uređaja: TRUE POINT PET/CT	Proizvođač: SIEMENS
Serijski broj zračne cevi: 701020	
Filtacija:	
Parametri: 120 kV, 134 mAs	

1. Opis prostorije u kojoj je smešten aparat:

Površina:	Visina: 3m
Lokacija prostorije: prizemlje	Pod: vinaz
Ojačanje zidova i vrata : da	Veštačka ventilacija:

Rastojanje RTG cevi od zidova: **3,5m**

Kabina za svlačenje:

2. Zaštitna sredstva:

Zaštitna sredstva za zaštitu osoblja: postoje	Pb gumeni resa:
Zaštitna stolica:	Paravan:
Olovne rukavice:	Olovna kecelja: da
Da li je snop centriran: Da	

3. Evidencija o korišćenju RTG aparata:

Datum poslednjeg pregleda aparata:	2012.
Evidencija o rezultatima ličnih dozimetara:	-
Ime lica odgovornog za bezbednost i zdravlje:	dr Borislava Petrović

4. Izmerene jačine ambijentalnog ekvivalenta doze oko RTG aparata:

Fon 0.10 $\mu\text{Sv}/\text{h}$, 120 kV, 35mA, pacijent, snimanje pluća

1.	Na mestu rukovaoca	0.25-0.6 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
2.	Olovni prozor	0.7 -1.15 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
3.	Vrata ka PET/CT	1.8-2.1 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
4.	Hodnik	0.4 $\mu\text{Sv}/\text{h}$
5.	Vrata ka hodniku -dovratak -sredina vrata	7.3 $\mu\text{Sv}/\text{h}$ 0.6 $\mu\text{Sv}/\text{h}$

6. Ostali podaci: Broj pacijenata dnevno 10-15.

7. Primedbe: *Ne preporučuje se zadržavanje neposredno uz vrata ka PET/CT i uz vrata na hodniku. Zaposleni rade u kontrolisanoj zoni zračenja i obavezni su da nose lične dozimetre (Zakon o zaštiti od ionizujućeg zračenja i nuklearnoj sigurnosti (Sl. glasnik 36/09)).*

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

Literatura:

- [1] Jacob Shapiro: Radiation Protection, Harvard University press, Cambridge, Massachusetts and London, England 2002.
- [2] Claus Grupen: Introduction to Radiation Protection, Claus Grupen, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2010.
- [3] Denis Tack: Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography, P. A. Gevenois, 2007.
- [4] A. Kaul, D. Becker: Radiological Protection, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2005
- [5] Herman Cember, Thomas E. Johnson: Health Physics, The McGraw-Hill Companies, 2009.
- [6] National Council on Radiation Protection and Measurements: Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities, *Issued November 19, 2004. Revised March 18, 2005.*
- [7] D. Tack, P. A. Gevenois (Eds.): Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography, *Medical Radiology, Diagnostic Imaging and Radiation Oncology (51 - 79)*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007.
- [8] James E. Martin: Physics for Radiation Protection, WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2006.
- [9] International Commission on Radiological Protection: ICRP PUBLICATION 102, Elsevier Ltd 2007.
- [10] James E. Turner: Atoms, Radiation, and Radiation Protection, Wiley-vch Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2007.
- [11] Valerija Paić, Guy Paić: Osnove radijacione dozimetrije i zaštite od zračenja, Sveučilište u Zagrebu, Prirodoslovno-matematički fakultet Zagreb, 1983.
- [12] Mahadevappa Mahesh: MDCT Physics: The Basics-Technology, Image Quality and Radiation Dose, Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business, 2009.
- [13] D. Tack, P. A. Gevenois: Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007.
- [14] Mike Sobanski: OSHEU Guidance Document RP6 Work with Apparatus Generating X-Radiation, Cardiff University, 2011.

[15] Perry Sprawls: The Physical Principles of Medical Imaging, 2002.

[16] Dr Ivan Janić : Eksperimentalne vežbe iz atomske fizike, Univerzitet u Novom Sadu, Prirodno-matematički fakultet, Novi Sad 1990.

[17] Branimir Reljin: Informacione tehnologije u biomedicini- master studije, predavanje 2, 2009.

[18] AAPM: CT Lexicon version 1.1 08/31/2011

[19] Zakon o zaštiti od jonizujućih zračenja i o nuklearnoj sigurnosti (*Službeni glasnik RS*, br.36/09)

[20] *Pravilnik o granicama izlaganja jonizujućim zračenjima i merenjima radi procene nivoa izlaganja jonizujućim zračenjima* (*Službeni glasnik RS*, br.86/11)

[21] *Pravilnik o primeni izvora jonizujućih zračenja u medicini* (Sl. Gl. RS 1/12 od 11.01.2012)

[23] *Pravilnik o evidenciji o izvorima jonizujućih zračenja, profesionalno izloženim licima, o izloženosti pacijenata jonizujućim zračenjima i radioaktivnom otpadu* (Sl. Gl. RS 97/11 od 21.12.2011)

[24] *Pravilnik o uslovima za dobijanje licence za obavljanje radijacione delatnosti* (Sl. gl. RS 61/11 od 19.08.2011)

[25] <http://www.madehow.com/Volume-3/CAT-Scanner.html#b>

[26] http://www.e-radiography.net/mrict/Basic_CT.pdf

[27] <https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/Home/X-rayToolbox/spektrum/Pages/radIn.aspx> SIMULACIJA SPEKTRA X ZRAKA.

[28] <http://www.grin.com/en/doc/269993/three-dimensional-image-quality-evaluation-and-improvement-in-flat-panel>

[29] <http://www.kelm.ftn.uns.ac.rs/literatura/jnzz/CCT.pdf>

[30] <http://www.sprawls.org/resources/CTIQ/module.htm>

[31] <http://www.center.bg.ac.rs/atom/X%20zracenje.pdf>

[32] <http://www.lacoonline.com/cgi-bin/lacoonline/00177.html>



Ivan Gencel je rođen 21.11.1987. godine u Novom Sadu. Osnovnu školu „Nikola Tesla“ iz Novog Sada je završio 2002. godine i iste godine je upisao gimnaziju opštег smera „Laza Kostić“ iz Novog Sada. Završio je „Cusick High School“ u Cusick-u u Državi Washington u Sjedinjenim Američkim Državama. Onovne studije iz fizike je završio na Prirodno-matematičkom fakultetu u Novom Sadu 2011. godine, iz oblasti medicinska fizika.

UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

Monografska dokumentacija

TD

Tip zapisa:

Tekstualni štampani materijal

TZ

Vrsta rada:

Master rad

VR

Autor:

Ivan Gencel

AU

Mentor:

Nataša Todorović

MN

Naslov rada:

Projektovanje mera radijacione sigurnosti i bezbednosti za prostoriju sa CT uređajem

NR

Jezik publikacije:

srpski (latinica)

JP

Jezik izvoda:

srpski/engleski

JI

Zemlja publikovanja:

Srbija

ZP

Uže geografsko područje:

Vojvodina

UGP

Godina:

2012.

GO

Izdavač:

Autorski reprint

IZ

Mesto i adresa:

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

MA

Fizički opis rada:

FO

<i>Naučna oblast:</i>	Medicinska fizika
NO	
<i>Naučna disciplina:</i>	Fizika
ND	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	Zaštita, medicinska fizika, kompjuterizovana tomografija, dozimetrija, radijaciona sigurnost, X zraci
PO	
UDK	
<i>Čuva se:</i>	Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu
ČU	
<i>Važna napomena:</i>	nema
VN	
<i>Izvod:</i>	Ovaj rad ispituje kako možemo da zaštitimo profesionalno izložena lica koja rade sa CT uređajima kroz projektovanje mera radijacione sigurnosti. Kroz ovaj rad, upoznaćemo se sa interakcijom X zračenja sa materijom, principima rada CT-a i zakonskih regulativa. Takođe, merićemo količinu zračenja u nekim CT sistemima i projektovati mere zaštite od zračenja.
IZ	
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i>	Decembar, 2012.
DP	
<i>Datum odbrane:</i>	27.12.2012.
DO	
<i>Članovi komisije:</i>	
KO	
<i>Predsednik:</i>	Dr Miroslav Vesković
<i>član:</i>	Dr Nataša Todorović
<i>član:</i>	Dr Olivera Klisurić

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: Final paper

CC

Author: Ivan Gencel

AU

Mentor/comentor: Nataša Todorović

MN

Title: Design of radiation safety goals in a room with a CT scanner

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2012

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

Physical description:

PD

Scientific field:

Medical Physics

SF

Scientific discipline:

Physics

SD

Subject/ Key words:

SKW

UC

Medical physics, radiation safety, protection, Computed tomography, dosimetry, X rays

Holding data:

Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note:

none

N

Abstract:

AB

This work examines how can we protect experts who are working on CT systems, through design of radiation protection measures. Through this work, we will get familiar with interactions of X rays with matter, working principle of CT and law regulations. Also, we will measure amount of radiation in some of the CT systems and construct radiation protection measures.

Accepted by the Scientific Board:

December, 2012.

ASB

Defended on:

27.12.2012.

DE

Thesis defend board:

DB

President:

Dr Miroslav Vesović

Member:

Dr Nataša Todorović

Member:

Dr Olivera Klisurić