



UNIVERZITET U NOVOM SADU

PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET



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

Osiguranje kvaliteta u konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji: Fizičko-tehnički aspekti i određivanje doze za pacijenta

Mentor:

Dr Miroslav Vesković

Komentor:

Dr Olivera Ciraj-Bjelac

Kandidat:

Nevena Ignjatov

Novi Sad, februar 2013.

Veliko poštovanje i zahvalnost dugujem dr Oliveri Ciraj na ukazanom strpljenju, korisnim savetima i velikoj pomoći. Zahvaljujem se članovima komisije i mentoru na korisnim sugestijama. Takođe bi se zahvalila i radiološkim tehničarima u Kliničkom centru Vojvodine za pomoć pri prikupljanju podataka.

Sadržaj

REZIME.....	6
ABSTRACT	7
SKRAĆENICE.....	8
1. UVOD.....	10
1.1. X-zračenje u medicini	11
1.1.1. Nastanak X-zrčenja	12
1.1.2. Spektar x-zračenja	14
1.1.3. Interakcija x-zračenja sa materijom	16
1.1.4. Atenuacioni koeficient u funkciji energije fotona	20
1.2. Princip formiranja slike u dijagnostičkoj radiologiji.....	23
1.3. Kvalitet slike i doza u kontekstu osiguranja kvaliteta.....	25
1.3.1. Kontrast	27
1.3.2. Oštrina (Rezolucija)	30
1.3.3. Šum.....	32
1.3.4. Odnos signal-šum	34
1.4. Fizičke karakteristike dijagnostičke slike	37
1.5. Objektivna ocena kvaliteta slike	39
1.6. Osnovni principi zaštite od zračenja	39
1.7. Biološki efekti jonizujućih zračenja i procena rizika	41
2. OSIGURANJE KVALITETA U DIJAGNOSTIČKOJ RADIOLOGIJI	46
2.1. Koncept osiguranja kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji.....	46
2.2. Protokol za kontrolu kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji	47
2.3. Frekvencija testiranja	51

2.4.	Metodologija ispitivanja rendgen-aparata.....	54
2.5.	Praktična ocena kvaliteta dijagnostičke slike	59
3.	PACIJENTNA DOZIMETRIJA U DIJAGNOSTIČKOJ RADIOLOGIJI	62
3.1.	Osobine polja zračenja u dijagnostičkoj radiologiji	62
3.2.	Apsorbovana doza i kerma	67
3.3.	Ekvivalentna i efektivna doza	69
3.4.	Metode pacijentne dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji.....	71
3.4.1.	Doza na površini kože pacijenta	73
3.4.2.	Kerma u vazduhu.....	75
3.4.3.	Proizvod kerme i površine	76
3.4.4.	Predata energija	77
3.5.	Monte Carlo metod u dijagnostičkoj radiologiji.....	79
4.	CILJ RADA.....	80
5.	REZULTATI	81
5.1.	Protokol za kontrolu kvaliteta	81
5.1.1.	QC rezultati.....	84
5.2.	Određivanje doze za pacijente	90
5.2.1.	Dozimetrijski protokol	90
5.2.2.	Rezultati merenja	91
5.3.	Merna nesigurnost	94
5.3.1.	Merna nesigurnost tip A.....	94
5.3.2.	Merna nesigurnost tip B	95
5.3.3.	Kombinovana merna nesigurnost	99
6.	DISKUSIJA.....	101
7.	ZAKLJUČAK.....	105

8. Reference	106
Prilog.....	108
Biografija	113

REZIME

U procesu procesu optimizacije zaštite od zračenja u dijagnostičkoj radiologiji veliki značaj program osiguranja kontrole kvaliteta. Ovaj program obuhvata fizičke i tehničke parametre dijagnostičke opreme. Pored toga, praksa redovnog merenja izloženosti pacijenata, analiza broja odbačenih snimaka i ocena kvaliteta dijagnostičke slike od ključnog su značaja za pravilno funkcionisanje dijagnostičke radiologije. Cilj osiguranja kvaliteta je da osigura tačnu dijagnostičku informaciju, uz održavanje doze zračenja na odgovarajućem minimumu i smanjenje troškova. Dozimetrijske veličine koje dobro kvantifikuju izloženost pacijenta u dijagnostičkoj radiologiji su: kerma u vazduhu, doza na površini kože pacijenta, proizvod kerme i površine, ekvivalentne doze za kritične organe i tkiva i efektivna doza kao mera rizika usled izlaganja ionizujućim zračenjima.

Ovaj rad sadrži detaljan opis protokola kontrole kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji kao i pregled metoda pacijentne dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji sa posebnim osvrtom na merenje doza na površini kože pacijenta, kerme u vazduhu i efektivne doze. Opisane su teorijske osnove dozimetrije X-zračenja i primena fundamentalnih dozimetrijskih principa u dijagnostičkoj radiologiji. Dalje, data su eksperimentalna merenja i proračun doza kao i rezultati ocene kontrole kvaliteta.

Ključne reči: dijagnostička radiologija, doza, rizik, optimizacija, osiguranje kontrole kvaliteta

ABSTRACT

Based on dose measurements and radiological practice assessment, it is concluded that Quality Assurance Programme in diagnostic radiology is key element of optimization process in diagnostic radiology as it complies physical and technical aspects of imaging process. Also, regular practice of patient dose measurements, retake analysis and image quality assessment are essential for good radiological practice. The quality objectives are to provide accurate diagnostic information, keep radiation dose to a minimum, and maintain patient care and to reduce cost. Dosimetric quantities used as a dose descriptor in diagnostic radiology are: air kerma, entrance surface dose, kerma area product, equivalent dose for critical organs and tissues and effective dose as a measure of radiological risk.

This paper contains detailed description of Quality Assurance Programme in diagnostic radiology and overview of Patient dosimetry with special reference to measuring entrance surface dose, air kerma and equivalent dose. Describes the theoretical foundations of X-radiation dosimetry and application of fundamental principles of dosimetry in diagnostic radiology. . Further, there are given the experimental measurements and calculation of doses and the results of quality control reviews.

Key words: diagnostic radiology, dose, risk, optimization, quality assurance

SKRAĆENICE

ABC	Automatska kontrola osvetljenosti (Automatic Brightness Control)
AEC	Automatska kontrola ekspozicije (Automatic Exposure Control)
ALARA	As Low as Reasonable Achievable
AP	Anterior-posterior (radiografska projekcija)
BSF	Faktor rasejanja unazad (Back Scatter Factor)
DQE	Kvantna efikasnost detekcije (Detective Quantum Efficiency)
ESAK	Doza na površini kože pacijenta
EU	Evropska Unija
FDD	Rastojanje fokus-detektor (Focus to Detector Distance)
FSD	Rastojanje fokus-koža (Focus to Skin Distance)
HVL	Debljina poluslabljenja (Half Value Layer)
IAEA	Međunarodna agencija za atomsku energiju (International Atomic Energy Agency)
ICRP	Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja (International Commission on Radiological Protection)
ICRU	Međunarodna komisija za radijacione jedinice i mere (International Commission on Radiation Units and Measurements)
IEC	međunarodna elektrotehnička komisija (International Electrotechnical Commission)
IF	Predata frakcija (Imparted Fraction)
KAP	Proizvod kerme i površine (Kerma Area Product)

LAT	Lateral (radiografska projekcija)
MTF	Modulaciona funkcija transfera (Modulation Transfer Function)
OD	Optička gustina (Optical Density)
PA	Posterior-anterior (radiografska projekcija)
PDD	Procentualna dubinska doza (Percentage Depth Dose)
SNR	Odnos signa-šum (Signal to Noise Ratio)
TLD	Termoluminescentni dozimetar

1.UVOD

Jonizujuća zračenja se koriste u medicini duže od jednog veka. Uporedo sa razvojem različitih dijagnostičkih i terapijskih metoda, podstaknuto je i kompleksno, multidisciplinarno izučavanje posledica i rizika koji prati medicinsku primenu jonizujućih zračenja.

Primena jonizujućih zračenja u medicini je oblast koja se neprekidno i veoma brzo razvija. Istraživanja u oblasti zaštite od zračenja u medicini prate ovakav tehnološki razvoj, posebno u domenu koji se odnosi na primenu principa opravdanosti i optimizacije prakse u dijagnostičkoj radiologiji. Razvoj metoda za procenu rizika i radijacionog opterećenja populacije od dijagnostičke radiologije, takođe je predmet interesovanja u ovoj oblasti. Radijacioni rizik je polazna informacija u studijama opravdanosti primene jonizujućih zračenja u medicini, dok se u procesu optimizacije prakse radijacioni rizik minimizira u skladu sa ALARA (As Low As Reasonably Achievable) principom.

U prvoj glavi opisani su principi nastajanja x- zračenja, interakcija x-zračenja sa materijom kao i osnovni principi zaštite od zračenja, i princip formiranja dijagnostičke slike, biološki efekti jonizujućih zračenja i radijacioni rizik.

U drugoj glavi opisani su principi i metode za ocenu kvaliteta slike u dijagnostičkoj radiologiji. Na početku poglavlja dati su koncept osiguranja kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji. Dalje, date su preporučene frekvencije testiranja dijagnostičke opreme kao i metodologija ispitivanja rendgen aparata. Kritički osvrt na definiciju kvaliteta dijagnostičke slike preko nekoliko fizičkih veličina takođe je dat u ovom poglavlju. Definisani su: modulaciona funkcija transfera, kontrast, oštrina, šum, odnos signal-šum, kvantna efikasnost detekcije i fizičke karakteristike dijagnostičke slike. Metode za ocenu kvaliteta slike date su u nastavku, gde je opisana subjektivna i objektivna metoda za ocenu kvaliteta dijagnostičke slike.

U trećoj glavi dati su teorijski osnovi dozimetrije X-zračenja sa posebnim osvrtom na primenu fundamentalnih dozimetrijskih principa u dijagnostičkoj radiologiji. Navedene su osobine polja zračenja u dijagnostičkoj radiologiji, definisane: kerma, apsorbovana doza, predata energija, ekvivalentna i efektivna doza. Dat je pregled metoda pacijentne dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji sa posebnim osvrtom na merenje doza na površini kože pacijenta, kerme u vazduhu i

proizvoda kerme i površine. U ovom poglavlju uvedene su i kolektivne dozimetrijske veličine i kratak uvod u Monte Carlo metodu u dijagnostičkoj radiologiji. U četvrtoj glavi opisan je cilj rada.

Rezultati eksperimentalnih merenja i proračuna doza kao i rezultati ocene kontrole kvaliteta nalaze se u petoj glavi. Peta glava se sastoji iz dve celine. Prva obuhvata protokol za kontrolu za kontrolu kvaliteta zajedno sa eksperimentallim rezultatima. Dalje, se nalazi dozimetrijski protokol sa racunatim dozama. Za konvencionalne radiografske procedure izloženost pacijenata se određena je merenjem doze na površini kože pacijenta (*ESAK*). Za indirektnu procenu efektivne doze, kao mere rizika, korišćen je softverski paket NRPB-SR262, sa bibliotekom konverzionih koeficijenata iz *ESAK* u efektivnu dozu. Nakon izloženih rezultata, data je kratka diskusija koja se odnosi na prikazane rezultate i poređenje rezultata sa dostupnim literaturnim podacima, kao i budžet merne nesigurnosti.

U glavi šest data je opšta diskusija koja se odnosi na koncept optimizacije prakse u dijagnostičkoj radiologiji i pregled mogućnosti za smanjenje pacijentnih doza u dijagnostičkoj radiologiji.

Glava sedam sadrži zaključak, dok je pregled korišćene litarature dat je u glavi osam. Prilogz na kraju rada sadrže tabele sa mernim vrednostima parametara za kontrolu kvaliteta.

1.1. X-zračenje u medicini

X-zračenje pripada elektromagnetnom spektru zračenja sa frekvencijama od 3×10^{16} do 3×10^{19} Hz, odnosno sa talasnim dužinama reda 0,1 do 10 nm ($0,10^{-9}$ do 1×10^{-8} m). Zraci su jonizujućeg karaktera i zbog svoje velike energije već od svog pronalaska koriste se u privredi, nauci i medicini.

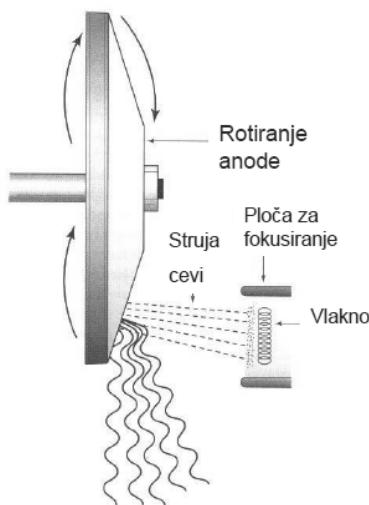
Do otkrića rendgenskih zraka patološki proces se mogao uočiti samo na operacijskom stolu. Tehnološki razvoj rendgenske aparature osim što je omogućio dijagnostiku patologije, omogućio je i praćenje razvoja patološkog procesa, uočavanje komplikacija te i procenu rezultata i efikasnosti lečenja itd. Na temelju primene x-zračenja razvile su se mnoge oblasti poput dijagnostičke radiologije, terapijske radiologije, radiobiologije itd...

Radiografski pregled pacijenta uključuje upotrebu detektora pomoću kojih se dobija slika prolaskom zračenja kroz telo pacijenta. Dobijena slika se može posle analizirati. Pregled pacijena se može vršiti u realnom vremenu ispitivanjem dinamičkih i funkcionalnih struktura

koje se vide na detektoru nakon što se selektivno apsorbovani rendgenski zraci posle prolaza kroz telo pacijenta zaustave na istim.

1.1.1. Nastanak X-zrčenja

X- zraci nastaju konverzijom kinetičke energije elektrona u elektromagnetsko zračenje. Za njihovo dobijanje koristi se rendgenska cev. Na slici 1. je podjednostavljena šema rendgenske cevi.



Slika 1. Podjednostavljena šema rendgenske cevi

Katoda rendgenske je negativno nanelektrisana i prestavlja glavni izvor elektrona. Elektroni se putem termoelektronske emisije na katodi oslobađaju tj. proizvode elektronski oblak. U medicinskim uređajima katoda je uglavnom napravljena od volframske žice savijene u spiralu. Elektroni počinju da se emituju kada se katoda zagreje na 1800 K, sa promenom temperature zagrejanosti katode menja se i jačina struje u cevi. Ugradnjom konkavnog ogledala od mekog gvožđa ispred spirale moguće je fokusirati snop elektrona na traženi fokus anode.

Prelazeći put od katode do anode elektroni se ubrzavaju zbog potencijalne razlike između ovih elektroda. Elektroni dobijaju kinetičku energiju koja je srazmerna datom potencijalu (npr. energije elektrona na 20 i 100 kVp-a iznose 20 i 100 keV). Pri interakciji ovih elektrona sa metom, njihova kinetička energija se pretvara u druge oblike energije. Velikim delom ove interakcije proizvode nepoželjno zagrevanje mete dok samo mali deo inereaguje sa metom (anodom) stvarajući fotone x-zračenja.

Anoda rendgenske cevi sastoji se od fokusa i tela anode. Uopšteno fokus je mesto gde nastaje zračenje, njegova funkcija je da prihvati ubrzani snop elektrona sa katode i da putem njihovog usporavanja (kočenja) što veći iznos njihove kinetičke energije konvertuje preobrazi u fotone zakočnog zračenja. Ukoliko je atomski broj materijala od koga je fokus napravljen veći takođe

veći je i prinos zakočnog zračenja (uglavnom se za izradu fokusa koriste volfram i molibden). Kao što je veći rečeno više od 99% kinetičke energije elektrona predaje se fokusu anode u vidu termičke energije, a manje od 1 % kinetičke energije elektrona se transformiše u energiju fotona zakočnog zračenja. Iz ovog razloga fokus trpi stalna zagrevanja i potrebno ga je hlađiti. Hlađenje se postiže putem isijavanja toplotne energije sa površine tela anode ili, kod snažnijih cevi, hlađenjem drugog kraja anode vazduhom, vodom i sl. (kondukcija, konvekcija, zračenje)[1].

Pri sudaru elektrona sa površinom fokusa dolazi do njene degradacije koja se tokom rada normalno povećava. Usled ovih neravnomernosti povećava se prinos nepoželjnog vanfokusnog zračenja. Da bi se ovaj štetni efekat umanjio prave se rotacione anode sa fokusom u obliku kružne trake čija je površina znatno veća od površine fokusa kod nepokretne anode, čime se znatno usporava njena degradacija.

Ova konstrukcija je smeštena u stakleni balon rendgenske cevi. On je najčešće kruškastog oblika i ima uogu da obezbedi nesmetano prelaženje elektrona sa katode na anodu (obezbeđuje mali pritisak gasa u balonu) i da izoluje ceo sistem. Deo balona kroz koji izlazi snop X- zračenja iz rendgenske cevi naziva se prozor balona. Značajno je da debljina prozora (uglavnom od berilijuma) bude homogena po celoj površini, da bi se izbegla neravnomernost apsorpcije snopa po preseku.

Da bi se stvorio potreban napon električne struje za rad rendgenske cevi koriste se generator visokog napona. Glavni delovi generatora su: visokonaponski transformator, brojni manji (pomoćni) transformatori i sklopke, neophodni za nesmetan rad aparata. Visokonaponski transformator čine primarni kalem i sekundarni karem. Primarni kalem čini veoma mali broj navojaka debele žice, za razliku od sekundara koji ima mnogo više navoja sa žicom manjeg porečnog preseka. Rendgenska cev priključena je za krajeve sekundara. Visokonaponski transformator pretvara mrežnu struju, napona 220 [V], u struju napona od 15 [kV] do nekoliko stotina [kV], koliko je potrebno za stvaranje potencijalne razlike između elektroda cevi.

Postoje dve vrste X-zračenja, zakočno i karakteristično. Ove dve vrste zračenja razlikuju se po mehanizmu nastanka i po energetskom spektru koji ih karakteriše. U procesu interakcije ubrzanih elektrona sa elektrostatičkim poljem jezgra materijala nastaje zakočno zračenje, dok karakteristično zračenje nastaje izbacivanjem elektrona iz omotača atoma sa ljuški koje su bliže jezgru K,M,L ... [2].

Zračenje iz rendgenske cevi, sa stanovišta generisanja rendgenske slike, razvrstavase u tri kategorije: primarno, rasejano i vanfokusno. Prva kategorija ima osnovnu funkciju u radiodijagnostici, dok druge dve pretstavljaju svojevrsne smetnje. Štetan uticaj rasejanog zračenja odstranjuje se primenom rešetki, a vanfokusnog korišćenjem dubinske kolimacije snopa X-zračenja.

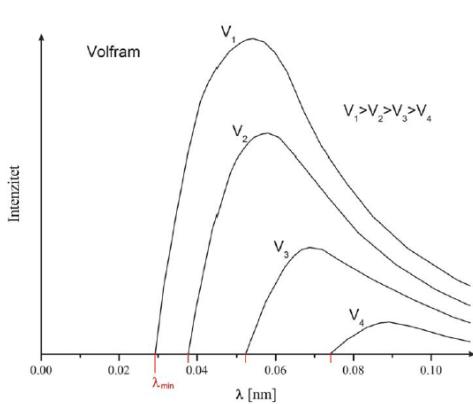
1.1.2. Spektar x-zračenja

Dve osnovne komponente x-zračenja koje se generiše na fokusu su zakočno i karakteristično zračenje.

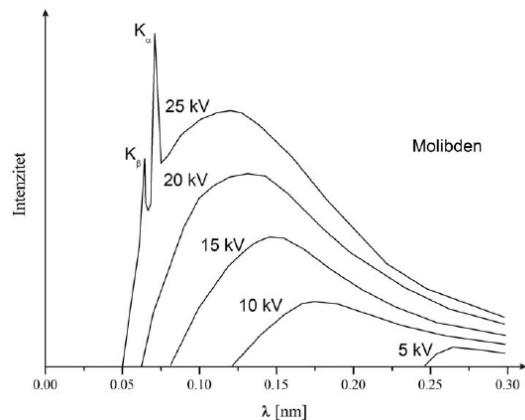
Kao posledica naglog usporavanja elektrona pri sudaru sa materijalom anode nastaje *zakočno zračenje*. Pozitivna jezgra mete privlače negativne elektrone izazivajući njihovo usporenje, što dovodi do gubitka njihove kinetičke energije koja se pretvara u x- zračenje (manje od 1 % njihove kinetičke energije transformiše se u fotone zakočnog zračenja). Usporavanje upadnih elektrona može se odigrati bilo da se elektron u punoj brzini sudari sa česticama jezgra atoma, ili da, prolazeći u njegovoj neposrednoj blizini, pod uticajem električnih sila jezgra, promeni pravac i brzinu kretanja. U slučaju sudara upadnog elektrona i jezgra atoma, može se desiti da se celokupna kinetička energija elektrona konvertuje se u foton x-zraka. Prolazeći velikom brzinom pored jezgra atoma, upadni elektron može biti privučen od strane pozitivno nanelektrisanih protona, zbog čega menja pravac i brzinu kretanja. Promena pravca kretanja ima za posledicu smanjenje njegove brzine i gubitak dela kinetičke energije koju je posedovao, i ovako izgubljena energija oslobođa se u vidu fotona x-zraka. Energija nastalih fotona zavisi od jačine kočenja tj. od rastojanja elektrona od jezra i brzine elektrona. Iz ovog razloga nastali spektar fotona ima vrednosti energije koje se kreću od najnižih do maksimalne koja je jednaka kinetičkoj energiji upadnih elektrona. Kako kinetička energija elektrona zavisi od napona na rendgenskoj cevi to znači da i maksimalna energija fotona zavisi od njega. Zakočno zračenje daje *kontinualan spektar*. Veliki raspon energije fotona x-zraka u kontinuiranom delu spektra objašnjava se različitim vrednostima kinetičke energije upadnih elektrona. Energija nastalog fotona x-zraka direktno je proporcionalna kinetičkoj energiji upadnog elektrona, nezavisno od toga da li se ovaj elektron zaustavlja u jezgru atoma ili menja svoju brzinu i pravac, prolazeći pored njega. Deo kinetičke energije upadnih elektrona koja će biti pretvorena u fotone x-zraka, obrnuto je proporcionalna rastojanju upadnog elektrona od jezgra atoma. Tipičan kontinualni spektar anode od volframa prikazan je na slici 2. Za kontinualni spektar je karakteristično da ima jasno definisanu donju graničnu talasnu dužinu, λ_{min} na kojoj će intenzitet, biti nula za određenu vrednost napona V. Talasna dužina λ_{min} odgovara elektronu koji je izgubio svu svoju energiju već pri prvom sudaru sa atomom anode. Ova kratkotalasna granica ne zavisi od materijala anode, već samo od energije elektrona odnosno napona na cevi.

Do pojave *karakterističnog zračenja* dolazi kada ubrzani elektroni sa katode, pri sudaru sa fokusom anode rendgenske cevi, izazivaju dubinsku ionizaciju atoma materijala od koga je napravljen fokus. Ulazeći velikom brzinom u periferiju atoma, upadni elektroni se sudaraju sa elektronima iz unutrašnjih ljudskih atomskog omotača (K,L,M). Obzirom na to da je kinetička energija upadnih elektrona veća od energije veze kojom se elektron u orbiti održava oko jezgra atoma, elektron iz unutrašnjih ljudskih atomskog omotača (K,L,M) se izbacuje stvarajući pri tome šupljine. Stabilizacija pobuđenog atoma otpočinje rekombinacijom elektrona: na upražnjena

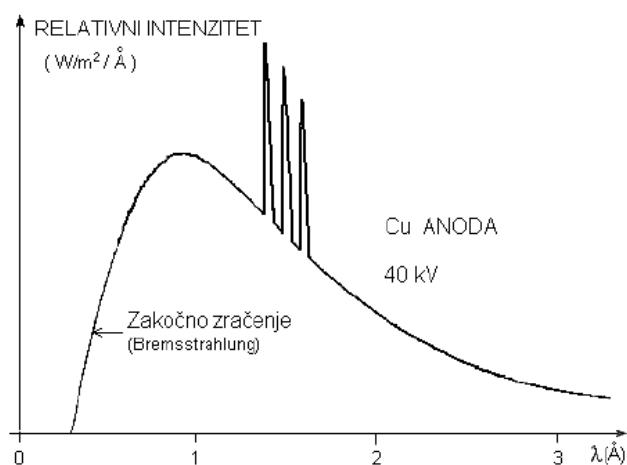
mesta prelaze elektroni iz viših orbita praćeni emisijom fotona x-zraka, čija energija je jednaka razlici energija veze elektrona na nižoj i višoj ljestvici. Na ovaj način nastaju monoenergetski foton (količina energije koja se emituje iz atoma može biti jednaka samo celobrojnom umnošku kvanta energije), koji su karakteristični za svaku vrstu materijala



Slika 2. Kontinualni spektar Volframa, za različite vrednosti napona



Slika 3. Karakteristični spektar Molibdena, za različite vrednosti napona



Slika 4. Spektar x-zračenja anode od bakra

Svaki materijal fokusa anode emituje više monoenergetskih fotona različite energije. Kada napon na rendgenskoj cevi pređe određenu kritičnu vrednost V karakterističnu za metal od kojeg je napravljena anoda nastaje *linijski spektar* karakterističnog x-zračenja, koji za razliku od

kontinualnog spektra zakočnog zračenja, pretstavlja skup monoenergetskih fotona energija karakterističnih za datu vrstu materijala fokusa anode. Na slici 3. prikazan je karakterističan spektar molibdena.

1.1.3. Interakcija x-zračenja sa materijom

Elektromagnetno x-zračenje možemo tretirati i kao snopove fotona koji se kreću brzinom svetlosti. Mehanizmi interakcije elektromagnetno zračenja sa materijom opisuju se kvantnom elektrodinamikom. Fotoni x-zračenja nemaju nanelektrisanje, pa do interakcije fotona i elektrona, kao i između fotona i jezgra dolazi u relativnoj uskoj oblasti Komptonove talasne dužine (za elektrone je reda veličine 10^{-12} m, dok je za nukleone više od dva reda veličine manja). Ukoliko fotoni u interaciji predaju svoju kompletну energiju elektronu oni ili nestaju ili dolazi do stvaranja para elektron-pozitron. Osim toga, prilikom interakcije fotoni mogu predati samo deo svoje energije, nakon čega sa umanjenom energijom nastavljaju da se kreću tako što skreću sa svog prvobitnog pravca.

Ukoliko se posmatra uzan snop fotona, njihov će se broj smanjivati sa porastom debljine materijala kroz koji prolaze pošto će ostajati samo oni fotoni koji nisu doživeli nikakvu interakciju. Posmatrajmo za početak najjednostavniji slučaj, kada svi fotoni imaju jednake energije i prolaze kroz tanak sloj nekog materijala debljine dx , kao što je to prikazano na slici 5. Broj fotona dN koji nestane iz snopa prilikom prolaska kroz apsorber direktno je proporcionalan broju upadnih fotona N , broju atoma u jedinici zapramine materijala n kao i od njegove debljine:

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

σ je efikasni presek kao mera verovatnoće da foton bude uklonjen iz snopa.

Proizvod efikasnog preseka σ i broja atoma po jedinici zapremine materijala kroz koga zračenje prolazi n se naziva linearни atenuacioni koeficient i obično se označava sa μ . Nakon integracije se dobija dobro poznati atenuacioni zakon:

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

N je broj fotona u snopu nakon prolaska kroz sloj nekog materijala debljine x ,

N_0 je početni broj fotona

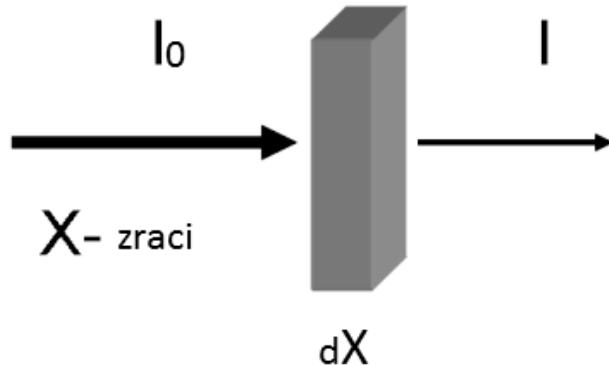
μ je linearni atenuacioni koeficient.

Praksa je da se umesto linearog atenuacionog koeficijenta često upotrebjava maseni atenuacioni koeficijent koji se dobija kao količnik linearog atenuacionog koeficijenta i gustine materijala od koga je atenuator sačinjen

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

Maseni atenuacioni koeficijent ne zavisi od gustine, a samim tim i od agregatnog stanja materijala. Atenuacioni zakon se može prikazati u sledećem obliku:

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



Slika 5. Šematski prikaz atenuacije fotonskog snopa

Dakle, broj fotona nekog snopa eksponencijalno opada sa debljinom materijala kroz kojeg prolazi. Umesto debljine često se navodi proizvod koji se izražava u jedinicama g/cm². Linearni (ili maseni) atenuacioni koeficijent u potpunosti određuje prolazak x-zračenja kroz neki materijal. Ovi su koeficijenti različiti za različite materijale. Vrednosti atenuacionih koeficijenata za jedan isti materijal mogu veoma da se razlikuju za razne energije zračenja. U račun je veoma poželjno razmotriti i višestruko rasejanje zračenja u sredini kroz koju se to zračenje prostire. Da bi proračun bio tačan moramo uzeti u obzir efekat nagomilavanja fotona u snopu nakon višestrukih rasejanja. To se radi pomoću određenog multiplikativnog faktora, koji se naziva faktor nagomilavanja, tako što se zakon atenuacije koriguje pomoću njega u sledećem obliku

$$I(x) = B(E, \mu x) I_0 e^{-\mu x} \quad (5)$$

gde je $B(E, \mu)$ faktor nagomilavanja koji zavisi od energije upadnog zračenja i linearog koeficijenta atenuacije, izraženog preko srednje dužine slobodnog puta (μx). Faktor nagomilavanja zavisi i od svih drugih uslova analiziranog problema (npr. geometrije). Npr. kod rendgenske cevi, snop zračenja koji napušta cev je uvek polihromatski, jer je sastavljen od fotona različitih energija. Koža pacijenta apsorbuje rendgensko zračenje malih energija sa najvećom talasnom dužinom, pa se atenuacija ne odvija po eksponencijalnoj funkciji. Voda, masti, kosti i vazduh imaju različite linearne koeficijente. Linearni koeficijent slabljenja zavisi od energije snopa zračenja i od tipa materije kroz koju zračenje prolazi. Slabljenje monohromatskog zračenja pokazuje eksponencijalni tok intenziteta zračenja u funkciji debljine apsorbera

Osnovni načini putem kojih foton može biti udaljen iz snopa su: foto-električni efekt, Tomsonovo, Relijevo i Komptonovo rasejanje i stvaranje parova. Ovde ćemo opisati osnovne atribute foto-električnog efekta i Komptonovog rasejanja pošto se oni imaju najviše udela u formiraju rengenske slike. Više o drugim mehanizmima interakcije x-fotona može se naći u literaturi [3].

Komptonovo rasejanje

Prilikom prolaska kroz neki materijal, foton rendgenskog zračenja mogu da budu skrenuti sa prvobitne putanje, ili kako se to češće kaže, bivaju rasejani. Rasejni fotoni nastavljaju da se kreću i nakon interakcije, ali u drugom pravcu. Ovo rasejanje može da bude koherentno, kada ne dolazi do razmene energije pa fotoni sa identičnom energijom nastave da se kreću u drugom pravcu, ili nekoherentno, kada dolazi do promene i pravca i energije upadnog fotona. Komptonovo rasejanje je upravo ovo nekoherentno rasejanje. [4]

Totalni efikasni presek za rasejanje fotona na jednom elektronu za Komptonovo rasejanje σ_{Com} obrnuto proporcionalan njegovoj energiji. Ako se još uzme u obzir da atom ima Z elektrona, konačno se dobija da je:

$$\sigma_{Com} \sim \frac{Z}{E} \quad (6)$$

dakle, i verovatnoća Komptonovog efekta se smanjuje sa porastom energije fotona, ali u mnogo manjoj meri nego što je to bio slučaj sa foto-električnim efektom. Osim toga, verovatnoća Komptonovog efekta mnogo manje zavisi od rednog broja materijala nego što je to slučaj sa foto-električnim efektom. Detaljna analiza Komptonovog rasejanja data je u literaturi [1,3].

Fotoelektrični efekat

Foto-električni efekt je proces u kome foton predaje svoju kompletну energiju orbitalnom elektronu. Foton tom prilikom prestaje da postoji, a elektron se udalji iz atoma sa energijom:

$$E_e = E_f - E_v \quad (7)$$

E_f je energija koju je posedovao foton pre interakcije,

E_v je energija veze orbitalnog elektrona.

Energija fotona se utroši na rad potreban da se elektron izbaci iz atoma kao i na njegovu kinetičku energiju. Foto-električni efekt je moguć samo na vezanom elektronu. To je uslovljeno zakonom održanja impulsa, neophodno je još jedno telo da na sebe prihvati deo impulsa fotona. To treće telo je atom, koji u ovom procesu podeli sa elektronom impuls fotona. No kako se u ovakvim situacijama energija između dva tela deli u obrnutoj сразмерi sa njihovim masama, jasno je da će energija uzmaka celog atoma biti zanemarljivo mala u odnosu na energiju koju dobije elektron. [4]

Efikasni presek σ_{fe} (verovatnoća) za fotoefekat je prilično kompleksna funkcija energije tako da je teško pronaći neku relativno prostu funkciju koja bi tu zavisnost dobro opisala u širokom opsegu energija. Budući da se fotoefekat odvija u većoj meri tamo gde su elektroni čvršće vezani, jasno je da mora postojati veoma jaka zavisnost efikasnog preseka i rednog broja materijala. Dakle, zavisnost efikasnog preseka fotoefekta od energije i rednog broja materijala je:

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E^{7/2}} \quad \text{za} \quad E_f > E_v^K \quad (8)$$

$$\sigma_{fe} \sim \frac{Z^5}{E} \quad \text{za} \quad E_f \gg E_v^K \quad (9)$$

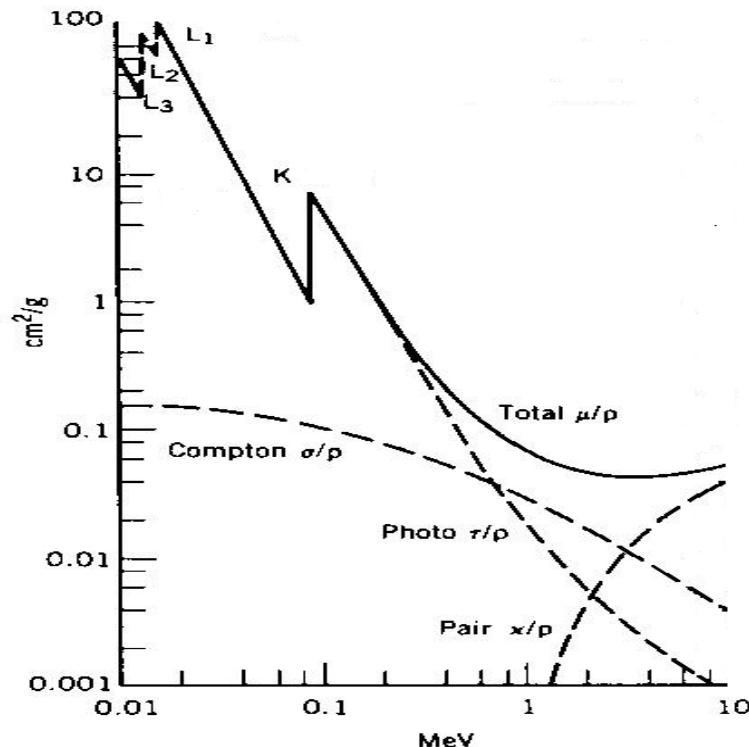
Nakon što jedan od elektrona bude izbačen iz atoma u procesu foto-električnog efekta, na njegovo mesto dolazi elektron sa neke od viših orbitala. Tom prilikom dolazi do emisije zračenja. Ukoliko se taj proces odigrao na K elektronu, emitovana radijacija za većinu elemenata, osim onih najlakših biva u oblasti rendgenskog zračenja. Ovo opisuje naše karakteristično rendgensko zračenje, koje uvek neizbežno prati proces foto-električnog efekta. Ako je pri prolasku rendgenskog zračenja kroz neki nehomogeni apsorber dominatan foto-električni efekat onda se radiografski snimci odlikuju boljim kontrastom. Detaljna analiza foto-električnog efekta data je u literaturi [1,3].

1.1.4. Atenuacioni koeficient u funkciji energije fotona

Fotoni mogu da budu uklonjeni iz snopa putem fotoefekta, Komptonovog efekta i stvaranjem parova. To znači da bi se ukupan efikasni presek mogao dobiti kao zbir efikasnih preseka za pomenuta tri procesa. Ukupan atenuacioni koeficient se može prestaviti kao zbir tri linearne atenuacione koeficijenta od kojih je svaki određen jednom od interakcija:

$$\mu = n\sigma_{fe} + nZ\sigma_{Com} + n\sigma_{par} \quad (10)$$

vrednosti efikasnih preseka za fotoefekat i stvaranje parova određene su za atom, dok je efikasni presek za Komptonov efekt izračunat po jednom elektronu. Maseni atenuacioni koeficient se dobija deobom gornje jednačine sa gustom materijala kroz kojeg se zračenje prostire.



Slika 6. Maseni atenuacioni koeficienti za pojedinačne interakcije i ukupni maseni atenuacioni koeficient

Sva tri efikasna presek na različit način zavise od energije i rednog broja materijala. Efikasni presek za foto-električni efekt je proporcionalan sa $Z^5/E^{7/2}$ ili Z^5/E , u zavisnosti koji se

energetski interval posmatra, efikasni presek za Komptonov efekt je proporcionalan sa Z/E dok je presek sa stvaranje parova proporcionalan sa $Z^2 \ln E$. [4]

Na slici 6. može se videti da na niskim energijama dominira fotoelektrični efekt, on će imati najveći udeo u atenuaciji fotonskog zračenja i na nešto višim energijama, reda veličine nekoliko stotina keV, ali samo za atenuatore veoma visokog atomskog broja. Komptonov efekt će biti dominantan mehanizam atenuacije zračenja i na veoma niskim i visokim energijama, ali samo u slučaju kada se atenuacija vrši u materijalima jako niskog atomskog broja. Meka tkiva čovekovog tela uglavnom su sačinjena od lakih elemenata, ugljenika, kiseonika, azota i vodonika. Srednji redni broj mekih tkiva se kreće negde oko 7 tako da se može zaključiti da će dominantan način interakcije zračenja, u veoma širokom intervalu fotonskih energija sa mekim tkivima biti Komptonov efekt. Kako efikasni presek za oba procesa opada sa porastom energije, i ukupni maseni atenuacioni koeficijent se smanjuje kako raste energija fotona. Počev od 1.022 MeV počinje stvaranje parova što na višim energijama dovodi do porasta ukupnog atenuacionog koeficijenta. Na visokim energijama doprinos fotonfekta i Komptonovog efekta je praktično zanemarljiv i jedini način putem koga se vrši atenuacija fotonskog zračenja je stvaranje parova. U dijagnostičkoj radiologiji opseg energija je svakako mnogo manji od praga energije za proizvodnju parova, pa ih u daljem tekstu nećemo uzeti u razmatranje.

U opštem slučaju, verovatnoća interakcije je utoliko veća ukoliko je veći atomski broj odnosno, gustina sredine sa jedne strane i manja energija fotona. Ukupni efekat je takav da se spektar iza apsorbera značajno razlikuje od spektra na ulasku u apsorber. Uopšte uzev, smanjuje se ukupna jačina snopa ali i njegove srednja i efektivna energija, jer snop sada sadrži relativno veći broj fotona viših u odnosu na broj fotona nižih energija i postaje prodorniji, tvrdi.

Kao merilo slabljenja snopa koristi se veličina pod nazivom debljina poluslabljenja (HVL). Po definiciji, debljina poluslabljenja pretstavlja debljinu sloja materijala koja smanji jačinu snopa zakočnog x-zračenja za dva puta. Vrednosti ove veličine zavise od visokog napona na rendgenskoj cevi i ukupne debljine filtra, kroz koji je snop prethodno prošao. U narednoj tabeli date su vrednosti debljina poluslabljenja za zakočno x- zračenje generisano na različitim visokim naponima, koje je prethodno filtrirano kroz filtre od aluminijuma različitih debljina.

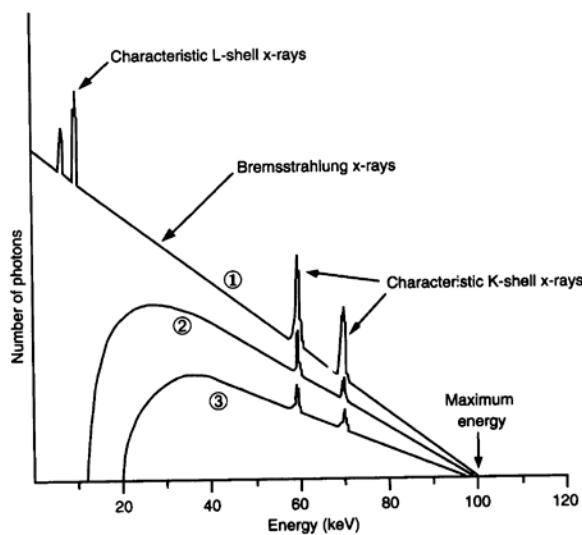
Oblik spektra u prvom redu zavisi od napona i jačine struje u rendgenskoj cevi, od vremena emisije x-zraka, a isto tako i od filtracije u kućištu rendgenske cevi. Vrednost napona i jačine struje u rendgenskoj cevi, kao i vreme ekspozicije x-zračenja, međusobno su povezani i pored toga što svaki od ovih činilaca na svoj način utiče na kvalitet i kvantitet x-zraka. Promena napona i jačine struje između anode i katode rendgenske cevi, menjaju se brzina i broj elektrona koji se kreću između pomenutih elektroda, što indirektno utiče na karakteristike snopa x- zračenja. Prolaskom snopa x- zračenja kroz apsorber smanjuje se njegov intenzitet i takođe, menja energetski kvalitet snopa. Pod energetskim kvalitetom snopa se podrazumevaširina energetskog spektra fotona. Zato pri prolasku snopa kroz apsorber on postaje sve manjeg intenziteta ali u isto

vreme sve kvalitetniji, jer iščezavaju fotonimanjih energija a u preostalom delu snopa preovlađuju fotoni većih energija.

Tabela 1. Efektivne energije fotona (keV) u snopu x-zračenja za različite vrednosti napona na cevi i ukupne debljine filtra od aluminijuma (Al)

Visoki napon (kV)	Ukupna debljina filtra od aluminijuma (mmAl)								
	2	3	4	6	8	10	12	16	20
50	22,9	25,8	28,5	31,6	33,4	35,1	36,4	38,7	40,8
70	25,2	29,0	32,5	36,5	40,0	42,7	44,4	47,7	50,4
100	28,4	32,8	37,1	43,2	48,6	52,5	56,2	60,3	63,0
120	31,0	36,0	40,5	48,2	55,7	61,0	64,7	68,3	72,1
150	34,4	40,4	47,3	55,5	65,0	72,1	76,4	81,2	84,8

Kada sumiramo sve gore navedene cinjenice o spektru x-zračenja i o filtraciji, dobijamo oblik spektra prikazan na slici 7.



Slika 7. Spektar x-zračenja: (1) Spektar x-zračenja sa anode (2) inherentna filtracija (3) spektar sa dodatnom filtracijom

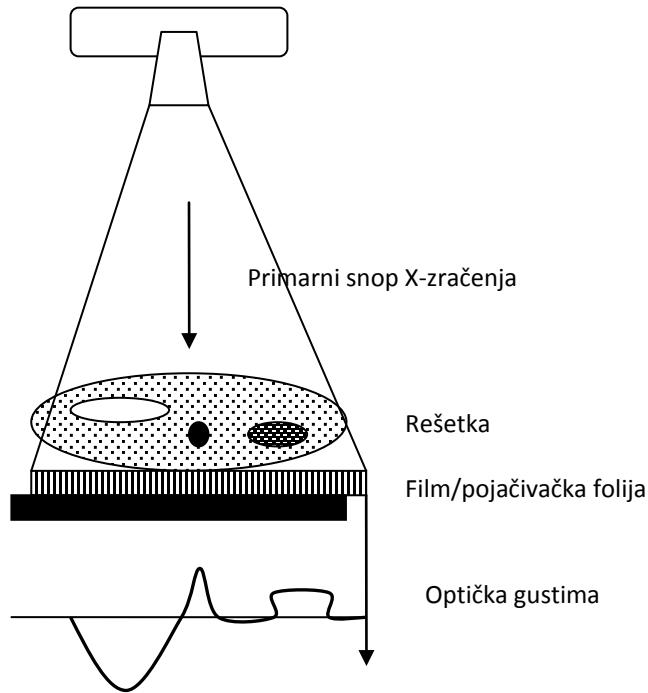
1.2. Princip formiranja slike u dijagnostičkoj radiologiji

U procesu formiranja dijagnostičke slike, fotoni nastali u rendgenskoj cevi mogu završiti svoju istoriju apsorpcijom u telu pacijenta, rasejati se od pacijena ili proći kroz telo pacijenta bez interakcije. Imajući u vidu energije fotona koje se koriste u dijagnostičkoj radiologiji, slabljenje snopa u telu pacijenta varira od faktora 20 do faktora 1000. U konvencionalnoj radiologiji, dijagnostičku sliku formira propušteno primarno zračenje u interakciji sa materijalom prijemnika slike: sistemom film-pojačivačka folija, pojačivačem slike ili u slučaju digitalnih detektora, sa fluoroscentnim pločama ili poluprovodničkim detektorima. Dijagnostička slika predstavlja dvodimenzionalnu projekciju atenuacionih karakteristika objekta snimanja. Između pacijenta i prijemnika slike postavlja se rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja čija je funkcija očuvanje kontrasta i odnosa signal-šum na zadovoljavajućem nivou.

Na Slici 8. je prikazana šema formiranja slike kod konvencionalnog dijagnostičkog sistema. Svaka komponenta dijagnostičkog lanca ima sopstvenu funkciju transfera a njihov proizvod rezultuje prostornom distribucijom optičke gustine na filmu [5].

Fluks primarnih fotona, nakon prolaska kroz objekat snimanja, formira prostornu distribuciju optičke gustine na filmu u interakciji sa materijalom sistema film/pojačivačka folija. Formiranje dijagnostičke slike može se prikazati jednostavnim matematičkim modelom: incidentni snop fotona energije E paralelan je z osi, dok se dijagnostička slika formira u ravni xOy . Pod pretpostavkom da svaki foton interaguje sa prijemnikom slike i da je funkcija odgovora prijemnika slike linear, dijagnostička slika se može smatrati distribucijom apsorbovane energije. Ako je N broj upadnih fotona po jedinici površine a $I(x,y)dxdy$ apsorbovana energija u detektoru, tada je :

$$I(x, y) = N\varepsilon(E, 0)Ee^{-\int \mu(x, y, z)dz} + \int \varepsilon(E_s, \theta)E_s S(x, y, E_s, \Omega) d\Omega dE_s \quad (11)$$



Slika 8. Šema tipičnog planarnog dijagnostičkog sistema.

Prethodni izraz je integral po svim tkivima duž puta primarnih fotona do tačke (x,y) a $\mu(x,y,z)$ linearni koeficijent slabljenja. Drugi član gore navedenog izraza predstavlja funkciju distribucije rasejanog zračenja S definisanu tako da $S(x, y, E, \Omega)dEd\Omega dxdy$ daje broj rasejanih fotona u energetskom intervalu $(E, E+dE)$ i prostornom ugлу $(\Omega, \Omega+d\Omega)$ koji prolaze kroz površinu $dxdy$ detektora. Efikasnost detektora ε je funkcija energije fotona i ugla θ između pravca fotona i z ose. U realnim situacijama, efikasnost detekcije je značajno manja od jedan tako da pređeni put fotona ima značajan uticaj na efikasnost. Rasejani fotoni se efikasnije apsorbuju u odnosu na primarne, tako da je doprinos rasejanog zračenja kod manje efikasnih detektora značajan.

Distribucija rasejanog zračenja S je složena funkcija položaja i distribucije tkiva u telu pacijenta. Prepostavljajući da je S sporo promenljiva funkcija, drugi član u izrazu može se prikazati na način koji opisuje gubitak kontrasta sa rastojanjem od ose snopa X-zračenja[5,6]:

$$I(x, y) = N\varepsilon(E, 0)Ee^{-\int \mu(x, y, z)dz} + \bar{S}\bar{\varepsilon}(E)E \quad (12)$$

gde je

$$\bar{S} = \int S(0, 0, E_s, \Omega)d\Omega dE_s \quad (13)$$

i

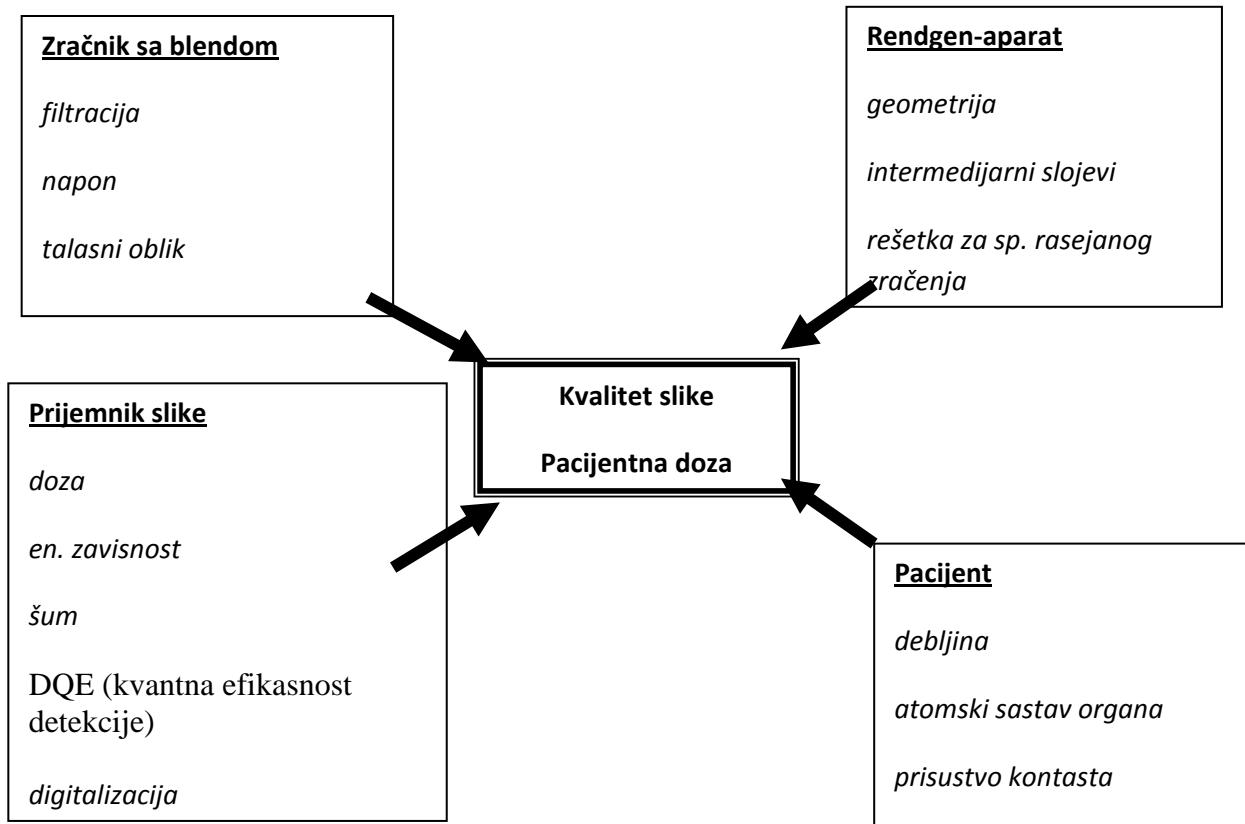
$$\bar{\varepsilon}(E)E = \int \varepsilon(E_s, \theta) E_s S(0, 0, E_s, \Omega) d\Omega dE_s / \bar{S} \quad (14)$$

U praksi, odnos intenziteta rasejanog i primarnog zračenja R može se izmeriti ili izračunati tako da izraz (12) sada ima oblik:

$$I(x, y) = N\varepsilon(E, 0)E e^{-\int \mu(x, y, z) dz} (1 + R) \quad (15)$$

1.3. Kvalitet slike i doza u kontekstu osiguranja kvaliteta

Radiološka slika je prikaz prostorne varijacije neke fizičke veličine: fluksa X-zračenja, optičke gustine (radiografija) ili vrednosti skale sivog (slika na monitoru). Istovremeno, to je prikaz i prostorne distribucije tkiva pacijenta. Vizuelizacija značajnih detalja zahteva izdvajanje "struktura od interesa" iz pozadine. Upravo ova razlika između značajnih struktura i pozadine naziva se *signal* [5].



Slika 9. Karakteristike dijagnostičkog lanca koje utiču na kvalitet slike i pacijentnu dozu

Kvalitet različitih komponenti dijagnostičkog sistema (fokus, geometrija, prijemnik slike, pojačivač slike, softver za obradu slike, displej) simultano utiču na kvalitet signala konačne slike. Ova činjenica se mora imati u vidu kada se govori o optimizaciji odnosa kvalitet slike-pacijentna doza, pri čemu se ovi parametri ne mogu razmatrati odvojeno. Na Slici 9. su prikazani različiti parametri i komponente dijagnostičkog sistema koji simultano utiču na kvalitet dijagnostičke slike i pacijentnu dozu.

Kvalitet dijagnostičke slike opisuje se pomoću sledećih parametara [5]:

- kontrast;
- prostorna rezolucija (oština);
- šum.

Posmatrajući proces formiranja dijagnostičke slike, ICRU teorijski razmatra dve celine u okviru dijagnostičkog lanca: detekcija i prikazivanje [7]. U prvoj fazi, značajno je odrediti karakteristike dijagnostičkog sistema iz ugla idealnog posmatrača. U ovoj fazi definisane su i fizičke veličine za ocenu kvaliteta slike. Druga faza podrazumeva evaluaciju dijagnostičkog sistema iz ugla realnog posmatrača koji koristi dijagnostičku sliku za donošenje odluke o daljem tretmanu pacijenta. U ovoj fazi dominantan je psihofizički pristup oceni kvaliteta slike.

1.3.1. Kontrast

Kontrast je posledica različitog stepena apsorpcije X-zračenja u tkivima i direktno zavisi od spektra X-zračenja. Prostorna distribucija intenzitata zračenja nakon prolaska kroz telo pacijenta nosi informaciju o sastavu tkiva. U kontaktu sa prijamnikom slike, transformiše se u razlike u optičkoj gustini filma (kontrast slike) ili stpena osvetljenosti displeja. Sposobnost dijagnostičkog sistema da transformiše razlike u gustini tkiva u kompaktnu dijagnostičku sliku naziva se *kontrastna rezolucija*. Kontrast dijagnostičke slike zavisi od gradijenta filma ili položaja i širine prozora kod digitalnih sistema.

Nivo diskriminacije između različitih struktura ljudskog organizma na radiografskoj slici posledica je razlika u linearnim koeficijentima slabljenja. Definicije kontrasta u literature su brojne [6,8]. Najčešće korištene definicije kontrasta su:

$$C_1 = \frac{I_1}{I_2} = e^{(\mu_1 - \mu_2)d} \approx 1 + \Delta\mu d \quad (16)$$

$$C_2 = \frac{I_1 - I_2}{I_1} = 1 - e^{(\mu_1 - \mu_2)d} \approx \Delta\mu d \quad (17)$$

$$C_3 = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} = \frac{1 - e^{(\mu_1 - \mu_2)d}}{1 + e^{(\mu_1 - \mu_2)d}} \approx \frac{1}{2} \Delta\mu d$$

(18)

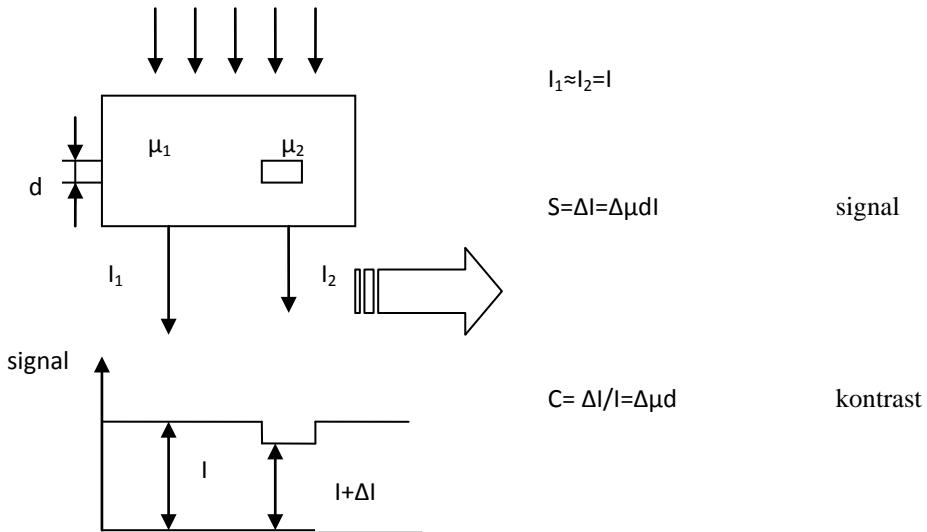
Prethodni izazi se baziraju na eksponencijalnom slabljenju X-zračenja. I_1 je intenzitet zračenja koje prolazi kroz fantom, dok je I_2 intenzitet zračenja koje prolazi kroz fantom u pravcu na kome se nalazi detalj debljine d (Slika 10). Definicija kontrasta C_3 naziva se *modulacija* i veoma često se koristi u praksi zbog svoje usaglašenosti sa *modulacionom funkcijom transfera*. Bez obzira na definiciju, kontrast je srazmeran proizvodu debljine objekta i razlike u lineranim koeficijentima slabljenja.

Prethodni izrazi se odnose na monoenergetsko zračenje. Generalizacijom za polienergetsko zračenje koristi se izraz za eksponecijalno slabljenje:

$$I = I_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eff} \rho d} \quad (19)$$

gde je $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{eff}$ efektivna vrednost linearног koeficijenta slabljenja po spektralnoj distribuciji X-zračenja. Izraz za C_3 sada ima oblik:

$$C_3 = \frac{1}{2} (\mu_{1,eff} - \mu_{2,eff}) d = \frac{1}{2} \Delta \mu_{eff} d \quad (20)$$



Slika 10. Parametri kvaliteta dijagnostičke slike

U slučaju kombinacija film-pojačivačka folija, kontrast slike dat je izrazom [6]:

$$\Delta OD = \gamma \cdot \log \frac{\Delta I}{I} = 0.43 \cdot \gamma \cdot \Delta \mu_{eff} \cdot d \quad (21)$$

gde je ΔOD razlika u optičkoj gustini koja potiče od različite izloženosti dve oblasti na filmu a γ gradijent senzitometrijske krive sistema film-pojačivačka folija.

Matematički model formiranja dijagnostičke slike može se primeniti i za izračunavanje kontrasta. Kombinacijom izraza (12) i (17) dobija se:

$$C_2 = N\varepsilon(E, 0) E e^{-\sigma_{1eff} d} \left(1 - e^{-(\mu_{2eff} - \mu_{1eff}) d} \right) / I_1 \quad (22)$$

ili

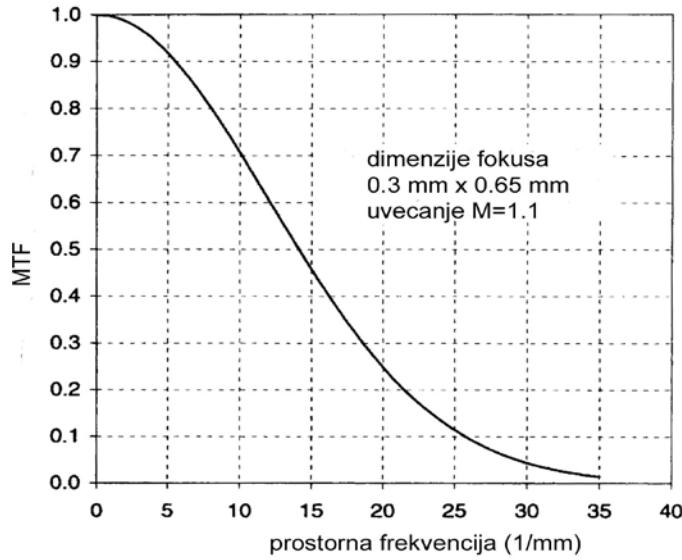
$$C_2 = \left(1 - e^{-(\mu_{2\text{eff}} - \mu_{1\text{eff}})d}\right)/(1 + R) \quad (23)$$

Iz prethodnog izraza sledi da kontarst dijagnostičke slike zavisi od razlike u koeficijentima slabljenja različitih tkiva, debljine detalja i odnosa intenziteta rasejanog i primarnog zračenja. Kontrast veoma brzo opada sa povećanjem energije fotona. Sličan trend beleži i pacijentna doza.

1.3.2. Oštrina (Rezolucija)

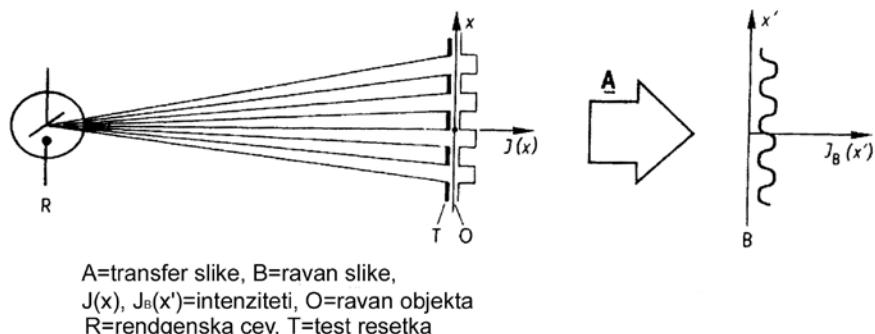
Sposobnost dijagnostičkog sistema da prikaže razliku između dva, susedna detalja i jasno izdvoji značajne detalje od pozadine naziva se oštrina slike [5]. Karakteristika slike koja se subjektivno opisuje kao oštrina može se kvantitativno definisati pomoću koncepta Modulacione funkcije transfera (*MTF*) [5].

U analizi dijagnostičkog sistema *MTF* se koristi za karakterizaciju transformacije amplitude ulaznog signala za različite prostorne frekvencije ν . Primer na Slici 11. odnosi se na $MTF(\nu)$ fokusa rendgenske cevi veličine 0.3 mm pod prepostavkom da je distribucija intenziteta X-zračenja na fokusu gausovskog tipa. Oblik krive prikazuje način transfera kontrasta objekta u kontrast slike u zavisnosti od prostorne frekvencije ν i što je veća vrednost *MTF* za veće prostorne frekvencije, to je dijagnostički sistem sposobniji da odvojeno prikaže manje detalje. U praksi, rezolucija se određuje pomoću specijalnog šablonu (Slika 12). Vizuelna rezolucija se meri brojem linijskih parova po milimetru (lp/mm) i odnosi se na celokupan dijagnostički sistem. Reprodukcija visokih prostornih frekvencija je od ključnog značaja za realistično i oštro prikazivanje objekata na slici.



Slika 11. Modulaciona funkcija transfera (MTF) fokusa rendgenske cevi veličine 0.3 mm i gausovom distribucijom intenziteta zračenja [6]

Merenje $MTF(\nu)$ se zasniva na originalnoj definiciji ove veličine. U snop X-zračenja postavi se šablon koji modeluje intenzitet u obliku sinusne funkcije i funkcije slične sinusoidi.



Slika 12. Šablon za određivanje modulacione funkcije transfera

Uz Furijeove (Fourier) teorije poznato je da se svaka neprekidna funkcija može prikazati kao zbir sinusnih funkcija definisanih frekvencija i amplitude. Skup sinusnih funkcija, koja predstavlja karakteristiku signala, naziva se spektar prostornih frekvencija. Za vreme procesa formiranja dijagnostičke slike, spektar prostornih frekvencija $A(v)$ filtrira MTF celokupnog dijagnostičkog lanca, pri čemu se visoke frekvencije signala obično superponiraju. Posledice uticaja MTF na prikazivanje malih i krupnih detalja ogleda se u činjenici da su pri prikazivanju krupnih detalja ivice slike su obično nejasne dok prikazivanje malih detalja rezultuje smanjenjom amplitudom signala.

1.3.3. Šum

Šum prekriva dijagnostičku informaciju. Za homogene objekte i tkiva može se prepoznati preko fluktuacija u optičkoj gustini ili osvetljenosti [5]. Formiranje dijagnostičke slike je posledica apsorpcije pojedinačnih fotona, dok je dijagnostička slika u celini zbir doprinosa pojedinačnih fotona. Broj apsorbovanih fotona u prijemniku slike određuje kvantni šum.

Broj apsorbovanih fotona i efikasnost transformacije apsorbovane energije X-zračenja u druge vidove energije (svetlost, parovi elektron-šupljina) simultano doprinose veličini šuma, s obzirom da oba procesa ograničavaju broj fotona koji doprinose konačnom obliku dijagnostičke slike. Pored toga, ukupnom šumu doprinosi i šum sistema koji je posledica statističkih fluktuacija u elementima dijagnostičkog lanca.

Statistički metod po Poasonu (Poisson) se uspešno koristi za kvantifikaciju šuma. Šum se prikazuje preko varijanse σ^2 dijagnostičkog signala koja predstavlja srednju kvadratnu devijaciju signala oko srednje vrednosti \bar{N} :

$$\sigma^2 = \bar{N} \quad (24)$$

gde je \bar{N} srednji broj detektovanih fotona. Varijansa i standardna devijacija, σ opisuju veličinu fluktuacije šuma, ali ne sadrže informaciju o prostornoj i vremenskoj fluktuaciji šuma. Prostorna i vremenska zavisnost šuma opisuje se preko Vinerovog spektra (Wiener), W . U skladu sa publikacijom ICRU 54 [8], jednodimenzioni prikaz Vinerovog spektra glasi:

$$W(\nu) = \lim_{x \rightarrow \infty} \frac{1}{x} \left\langle \left| \int_{-\frac{x}{2}}^{\frac{x}{2}} dx \cdot e^{-2\pi\nu x} \cdot n(x) \right|^2 \right\rangle \quad (25)$$

gde je $n(x)$ šum na poziciji x . S obzirom da fotonii emitovani iz fokusa rendgenske cevi nisu međusobno korelisani, ulazni signal sadrži “beli šum” koji ne zavisi od prostorne frekvencije. Šum izlaznog signala zavisi od karakteristika dijagnostičkog sistema, modulisan je i sadrži šum koji potiče iz različitih faza u formiranja dijagnostičke slike. U analizi karakteristika dijagnostičkog sistema, $MTF(\nu)$ se koristi za karakterizaciju transfera amplitude signala na različitim prostornim frekvencijama, ali ne sadrži informaciju o uticaju šuma na detektibilnost malih detalja. U prvoj aproksimaciji, zavisnost šuma od prostorne frekvencije ima oblik $MTF^2(\nu)$.

Vinerov spektar opisuje fluktuacije šuma u funkciji prostornih i vremenskih karakteristika preko Furije komponenti:

$$\int W(\nu) d\nu = \sigma^2 \quad (26)$$

Za nezavisne izvore šuma, kvadrat standardne devijacije predstavlja zbir kvadrata individualnih standardnih devijacija:

$$\sigma_{tot} = (\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \dots + \sigma_n^2)^{1/2} \quad (27)$$

Najznačajniji doprinos šumu dijagnostičkog sistema pripisuje se varijacijama signala usled slučajnih fluktuacija u broju fotona koji formiraju signal (kvantni šum). Kvantni šum je posledica stohastičke prirode sledećih procesa: (a) nastanak x-zračenja u rendgenskoj cevi; (b) interakcija X-zračenja sa materijom; (c) interkcija propuštenih fotona sa detektorskim sistemom. Izvori šuma su inherentne prirode i zavise istovremeno od različitih parameta kao što su radiografska tehnika i karakteristike detektor-a. U konvencionalnoj radiologiji šum se manifestuje kroz slučajne varijacije u optičkoj gustini na filmu ili osvetljenosti TV monitora.

1.3.4. Odnos signal-šum

Kvalitet slike, posebno u digitalnoj radiografiji, može se kvantifikovati preko odnosa signal-šum (*SNR*). *SNR* omogućava fleksibilnu optimizaciju procesa formiranja dijagnostičke slike u pogledu njenog kvaliteta i pacijentne doze.

Signal od značaja za dijagnozu u konvencionalnoj radiografiji mora biti dovoljno uočljiv u odnosu na pozadinu i okolna tkiva [5]. Perceptibilnost ovakvih detalja je dodatno iskomplikovana prisustvom šuma. Razlika između signala i šuma, u tom smislu, treba da bude što veća. U teorijskim razmatranjima se pretpostavlja da *SNR* treba da ima vrednost 3-5, kako bi značajni detalji bili jasno uočljivi sa odgovarajućom pouzdanošću [6].

Signal ΔI koji se odnosi na detalje niskog kontrasta $I_1 \approx I_2 \approx I$ može se izračunati na osnovu izraza:

$$\Delta I = (I_1 - I_2) = \Delta\mu \cdot d \cdot I \quad (28)$$

Jedan od načina za smanjenje šuma dijagnostičkog sistema je povećanje broja fotona koji učestvuju u formiranju dijagnostičke slike. Istovremeno, to znači i povećanje pacijentne doze. Signal koji nosi informaciju o objektu na osnovu izraza (15) i (17) dat je izrazom:

$$signal = \Delta I \cdot A = I \cdot C \cdot A = C \cdot A \cdot n \cdot \varepsilon \cdot E \cdot e^{-\mu_{\text{eff}} d} (1 + R) \quad (29)$$

Kvantni šum je posledica nehomogene apsorpcije fotona duž prijemnika slike. Pod pretpostavkom da se broj detektovanih fotona pokorava Poasonovoj raspodeli, šum se može izračunati na osnovu izraza:

$$\text{šum} = E[N \cdot \varepsilon \cdot A \cdot e^{-\mu_{\text{eff}} d} (1 + R)]^{1/2} \quad (30)$$

dok se odnos signal-šum može izračunati na osnovu izraza:

$$SNR = \left\{ 1 - e^{-(\mu_{\text{eff}} - \mu_{2\text{eff}})d} \right\} [N \cdot \varepsilon \cdot A \cdot e^{-\mu_{\text{eff}} d} (1 + R)]^{1/2} \quad (31)$$

Objekat postaje detektabilan kada njegov SNR premaši određenu graničnu vrednost k [9]. Rešavanjem jednačine (31) po N dobija se broj fotona po jedinici površine pacijenta koji odgovara minimalnoj dozi:

$$N = k^2 (1 - R) e^{\mu_{\text{eff}} d} / [\varepsilon (\Delta \mu d)^2 d^2] \quad (32)$$

Prilikom izvođenja prethodnog izraza pretpostavljeno je da je razlika u kontrastu mala: $I_1 \approx I_2 \approx I$. Minimalna doza, tj. broj fotona potreban za vizuelizaciju objekta od interesa obrnuto je srazmeran četvrtom stepenu debljine objekta. Pri konstantnoj vrednosti doze i kontrasta, moguće je definisati minimalnu detektibilnu dimenziju objekta. To znači da rezolucija niskog

kontrasta zavisi upravo od veličine objekta od interesa. Prethodno razmatranje predstavlja idealan prikaz realne situacije kada je daleko komplikovanije izdvojiti patološku promenu od složenih struktura koje je okružuju. Za dati kvalitet snopa, signal ΔI u ravni prijemnika slike može se prikazati kao razlika srednjih brojeva fotona $\Delta \bar{N}$. Tada SNR u ravni prijemnika slike ima oblik [6]:

$$SNR = \frac{\Delta \bar{N}}{\sqrt{\bar{N}}} = \Delta \mu \cdot d \cdot \sqrt{\bar{N}} \quad (33)$$

Iz prethodnog izraza sledi da povećanje ulazne doze u ravni prijemnika slike za faktor dva rezultuje poboljšanjem SNR za faktor $\sqrt{2}$. Uzimajući u obzir perceptibilnost malih detalja, SNR mora biti dopunjena oblikom Vinerovog spektra, tako da izraz (33) sada ima oblik:

$$SNR(\nu) = \frac{I(\nu) \cdot MTF(\nu)}{\sqrt{W(\nu)}} \quad (34)$$

U prethodnom izrazu ΔI je zamjenjen spektrom $I(\nu)$ a $\sqrt{\bar{N}}$ Vinerovim spektrom $W(\nu)$, dok $MTF(\nu)$ odražava karakteristike fokusa rendgenske cevi i efekte kretanja organa. Funkcija $I(\nu)$ predstavlja makroskopski faktor transfera sistema i predstavlja meru transformacije ulazne veličine (fluks fotona) u izlaznu veličinu (optička gustina). Efikasan i objektivan prikaz kapaciteta dijagnostičkog sistema može se formirati na osnovu brojnih fizičkih parametara koji su definisani u Publikaciji ICRU 54 [8].

U zavisnosti od dijagnostičkog modaliteta, postoji nekoliko načina za povećanje vrednosti SNR :

- povećanje jačine struje rendgenske cevi, što u opštem slučaju povećava izloženost pacijenata;
- povećanje vremena ekspozicije takođe povećava izloženost pacijenata ali i neoštrinu izazvanu efektima kretanja;
- povećanjem napona rendgenske cevi povećava se i broj fotona koji kroz telo pacijenta dopiru do prijemnika slike, čime se umanjuje kontrast;

- povećanje debljine detektora umanjuje prostornu rezoluciju usled difuzije svetlosti;
- primenom detektora sa većim koeficijentom absorpcije.

1.4. Fizičke karakteristike dijagnostičke slike

Kontrast dijagnostičke slike se definiše da je parcijalna razlika u optičkoj gustini ili osvetljenosti dve susedne oblasti na slici. U konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji kontrast zavisi od: (a) broja fotona koji potiču iz dve susedne regije u objektu koji se snima, što je posledica razlika u atomskom broju, gustini materijala, elektronskoj gustini i spektru X-zračenja, (b) sposobnosti detektora da konvertuje razliku fluksa fotona u snopu u razliku fizičkih, optičkih i električnih signala koji se koriste za prikazivanje slike i (c) fizičke perturbacije sistema kao što je sprečavanje rasejanog zračenja ili osnovno zacrnjenje filma.

Funkcija transfera koja pretvara ulaznu dozu, E , u izlazni signal detektora, V , za linearne sisteme ima oblik $V=KE$, gde je K faktor transfera. Ovaj koncept je generalizovan i za nelinearne sisteme, kao što je fotografiski film [7].

Optička gustina filma definisana je izrazom [8]:

$$OD = \log_{10} \left(\frac{I_0}{I} \right) \quad (38)$$

gde je I_0 intenzitet svetlosti uređaja za posmatranje slike a I intenzitet propuštene svetlosti kroz izloženi deo filma. U ovom slučaju, funkcija K je sinonim za gamma funkciju filma. Gamma funkcija, γ , glasi:

$$\gamma = \frac{\Delta(OD)}{\Delta(\log_{10} E)} \quad (39)$$

gde je E ulazna doza na filmu koja potiče od propuštenog zračenja intenziteta i u dvodimenzionalnoj ravni xOy duž puta l :

$$I = I_0 \cdot e^{-\int_l \mu(x,y) dl} \quad (40)$$

Posmatrajmo dve susedne oblasti identične debljine L , a različitih atenuacionih karakteristika u objektu koji se snima. Polazeći od osnovnog zakona slabljenja X-zračenja, dolazimo do sledećeg izraza za kontrast:

$$\Delta(OD) = (\log_{10} e) \gamma \cdot \Delta\mu \cdot L = 0.434 \cdot \gamma \cdot \Delta\mu \cdot L \quad (41)$$

U konvencionalnoj radiografiji, ukupna (ne)oštrina predstavlja posledicu odvojenih doprinosova:

- geometrijske neoštine, U_g , što se manifestuje gubitkom detalja na filmu usled konačnih dimenzija fokusa rendgenske cevi. Ovaj efekat se je izraženiji ukoliko je uvećenje veće;
- simultano kretanje pacijenta i rendgenske cevi takođe je uzrok gubitka oštine na filmu, što rezultuje neoštrinom kretanja, U_m ;
- trodimenzionalni objekti nepravilnog oblika prouzrokuju varijacije u fluksu fotona, što odgovara anatomskoj neoštini, U_a ; Difuzija svetlosti u prijemniku slike takođe je uzrok neoštine, U_s .

Ukupna neoštrina data je izrazom [5]:

$$U = \sqrt{U_g^2 + U_m^2 + U_a^2 + U_s^2} \quad (42)$$

Izraz (42) ukazuje na činjenicu da poboljšanje oštine može postići isključivo preko faktora koji dominantno doprinose ukupnoj neoštini slike. Iako se u literaturi sve karakteristike dijagnostičke slike, oštrina i rezolucija definišu odvojeno, one su u suštini tesno povezane veličine. Matematički formalizam koji opisuje oštinu i rezoluciju bazira se na konceptu Modulacione funkcije transfera (*MTF*).

1.5. Objektivna ocena kvaliteta slike

Problemi metoda koje se baziraju na apsolutnim referntnim vrednostima mogu se prevazići primenom relativnih pokazatelja kvaliteta slike [8]. Ciljani eksperimenti izvode se tako što se poznati *TO* sukscesivno postavlja u jedno od polja dok ostala ostaju nepromenjena. Nedostatak ove metode je što se izvodi u uslovima koji se značajno razlikuju od kliničke prakse. Međutim, ovim metodom moguće je odrediti dijagrame odnosa *kontrast-detajl* na osnovu kojih se svaki detektovani kontrast može izraziti kao procenat korektnog odgovora dijagnostičkog sistema za dati prečnik objekta. Ovaj metod predstavlja objektivnu ocenu kvaliteta slike ali ne uzima u obzir nivo poverenja posmatrača.

1.6. Osnovni principi zaštite od zračenja

Sistem zaštite od jonizujućih zračenja ima različite forme u zavisnosti od vrste izvora zračenja i prirode ljudskih aktivnosti koje dovode do izlaganja jonizujućim zračenjima. Najveći doprinos ukupnoj dozi za pojedinca je neminovan jer potiče od prirodnih izvora zračenja. U ovom slučaju se ne preduzimaju posebne mere zaštite. Zračenja koja su posledica ljudskih aktivnosti imaju drugačiji tretman. Izloženost veštačkim izvorima se ograničava, odnosno redukuje na prihvatljiv nivo. Pri tome je od posebnog značaja smanjenje nepotrebnog izlaganja, što se postiže primenom osnovnih principa zaštite od zračenja:

- Opravdanošću prakse;
- Optimizacijom zaštite od zračenja;
- Ograničavanjem individualnih doza i rizika.

Medicinska izlaganja treba posmatrati u kontekstu ukupne doze koju pacijent primi uzimajući u obzir sve vrste izlaganja. U smislu efektivne doze, globalni prosek za prirodno pozadinsko zračenje iznosi 2.4 mSv na godišnjem nivou (UNSCEAR, 2010). Za različite zemlje granica se razlikuje, tako da je za neke prosečno 1 mSv godišnje dok za druge iznosi u proseku 3 mSv po godini. U nekim zemljama (npr. India, Iran, Brazil) stanovništvo je izloženo većim pozadinskim zračenjem pa je zbog toga ova granica mnogo veća i iznosi od 5 do 15 mSv na godišnjem nivou.

Za profesionalno izložena lica granica efektivne doze je 20 mSv godišnje (prosečna vrednost za period od 5 uzastopnih godina; 100 mSv u 5 godina). Druge granične vrednosti prikazane su u tabeli ispod (ICRP, 2007, 2012).

Jonizujuća zračenja u medicini su nedvosmisleno veoma moćno dijagnostičko i terapijsko sredstvo. Uprkos razvoju alternativnih metoda, dijagnostičke metode koje se baziraju na primeni X-zračenja ostale su gotovo nezamenljive. Takvo stanje se verovatno neće promeniti u skoroj budućnosti, s obzirom da brz tehnološki razvoj donosi nove metode, koje se, takođe, baziraju na primeni jonizujućih zračenja.

Usled svojih specifičnosti, medicinsko izlaganje i zaštita pacijenata u radiološkoj dijagnostici tretiraju odvojeno od izloženosti profesionalno izloženih lica. Zaštita od zračenja se temelji na stavu da je praksa opravdana i da je korist za pacijenta nesporna, pa je načelo optimizacije zaštite još značajnije u slučaju medicinskog izlaganja.

Opravdanost prakse u dijagnostičkoj radiologiji treba posmatrati na isti način kao i opravdanost drugih medicinskih izlaganja jonizujućim zračenjima: *praksa je opravdana ukoliko je korist za izloženog pojedinca ili društvo u celini veća od štete prouzrokovane izlaganjem jonizujućem zračenju*. U Publikaciji ICRP 103 princip opravdanosti prakse izložen je preko dvostepenog modela [5]. Na prvom nivou definisani su opšti principi opravdanosti prakse dok se na drugom nivou razmatraju pojedinačne procedure.

Optimizacija zaštite u dijagnostičkoj radiologiji je, u suštini, pronalaženje kompromisa između kvalieta dijagnostičke informacije koju pruža rendgenski snimak, i doze koju primi pacijent. Opravdanost prakse objašnjava se dijagnostikovanjem bolesti i potencijalnih radioloških oštećenja. Što se tiče kliničke opravdanosti prakse ona se odnosi na širok spektar radioloških procedura i na izlaganje pojedinaca.

Rizik od nastanka malignih oboljenja povezan sa izlaganjem jonizujućim zračenjima. Može se reći da je rizik srazmeran je dozi koju primi pojedinac. Zato se razmatraju biološki efekti koji mogu nastati izlaganjem organizma jonizujućim zračenjem i vrši procena rizika da bi se izbegla izlaganja koja nisu neophodna.

1.7. Biološki efekti jonizujućih zračenja i procena rizika

Razvojem nuklearnih tehnologija, sve veći broj ljudi je dolazio u kontakt sa jonizujućim zračenjima, pa se postavilo pitanje mogućeg uticaja zračenja na izloženu populaciju. Prve posledice izlaganja postale su vidne već u prvi par godina nakon otkrića rendgenskih zraka i radioaktivnosti, a prve žrtve prekomernog ozračenja bile su njihovi pronalazači Rentgen, Bekerel i Marija Kiri. Ljudski organizam nema receptore kojima bi jonizovano zračenje uočio, takođe ono se ne oseća se kod kontaminacije i teško se na vreme detektuje. Deluje kancerogeno, a oštećenje gena ostsavlja tragove na dalje funkcionisanje organizma. Ljudski organizam može biti oštećen putem spoljne radijacije (kada je organizam direktno izložen izvoru radijacije) ili unutrašnjom kontaminacijom (kada se u organizam unesu radioaktivne materije preko vode ili hrane ili disanjem).

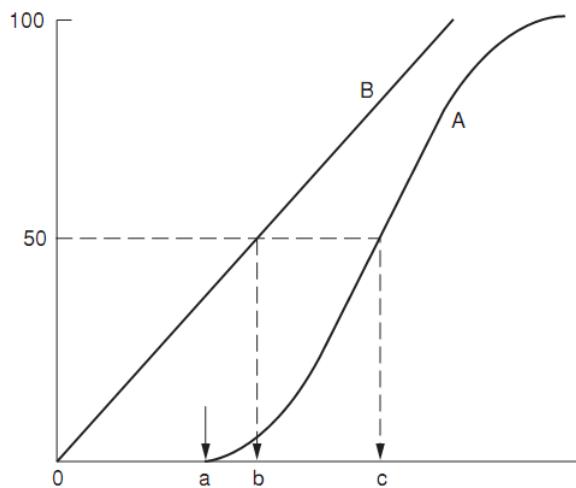
Biološka i klinička baza za ocenu veličine rizika predmet je istraživanja nekoliko profesionalnih organizacija (ICRP, UNSCEAR, NCRP). Osnovni izvor informacija prestavljaju rezultati epidemioloških studija na velikoj populaciji izloženoj jonizujućim zračenjima kao što su grupe profesionalno izloženih lica, grupe pacijenata podvrgnutih dijagnostičkim i terapijskim procedurama i populacija koja je preživela značajnije radijacione akcidente ili bombardovanje japanskih gradova Hirošima i Nagasaki. Osobe koje su preživele bombardovanje u Japanu predstavljaju najpogodniju populaciju za epidemiološke studije, s obzirom da se 120000 ljudi oba pola i svih uzrasta prati od 1950. godine. Individualne doze u ovoj grupi kreću se od nekoliko mSv do 4 Sv a 430 od ukupno 8000 fatalnih karcinoma okarakterisani su kao radijacioni. Nasledni efekti nisu zabeleženi, što se objašnjava malom kolektivnom dozom za ovu grupu izloženih. Oko 50% ljudi iz ove grupe je još uvek živo, tako da se može očekivati potpunija epidemiološka studija na ovoj populaciji izloženih.

Biološki efekti zračenja nastaju apsorbacijom energije u živoj materiji. Kao posledica te interakcije dolazi do jonizacije i ekscitacije atoma i molekula u tkivima. Što je predata energija po jedinici mase tkiva veća ona dovodi do većeg broja jonizacija i ekscitacija i samim tim do težih oštećenja. Organizam je sastavljen od neorganskih (voda i minerali) i organskih komponenata (proteina, ugljenih hidrata, lipida, nukleinskih kiselina). Efekat zračenja može biti direktni i indirektni. Kod direktnog efekta neki biološki aktivni molekul direktno prima energiju ozračenja, i tom prilikom molekul biva jonizovan ili eksitovan. Kako ljudsko telo sadrži oko dve trećine vode logično je da zračenje prvenstveno jonizuje molekule vode. Tom prilikom dozi do radiolize vode, molekuli se razlažu i dolazi do stvaranja vrlo reaktivnih jedinika, slobodnih radikala. Ove jedinke sada reaguju sa organskim molekulima, prenose im energiju i menjaju ih. Smanjenje pa i gubitak biološke funkcije ovih molekula je posledica ovih interakcija. Zračenje ne prouzrokuje isto dejstvo na sve ćelije. Različite vrste ćelija imaju različitu osjetljivost na zračenje. Zbog razlike u osjetljivosti ćelija velika je i razlika u posledicama ozračivanja različitih tkiva, organa i organizama. Ćelije, tkiva i organi koji se intenzivno obnavljaju imaju veću osjetljivost na zračenje i obrnuto. Pa se zato dejstvo zračenja na čovekovo telo svodi u osnovi na oštećenja na ćelijskom nivou.

U okviru sistema zaštite od zračenja, štetni efekti ionizujućih zračenja mogu se podeliti na *stohastičke efekte i tkivne reakcije*. Umanjenje ili gubitak funkcije pojedinih organa ili tkiva, kao što su opekomine, gubitak kose, katarakta ili sterilitet, nastaje isključivo iznad definisanog praga izlaganja. Ovakve reakcije nazivaju se tkivne reakcije a granične vrednosti doza kreću se od 0.5 Gy do nekoliko Gy. Za tkivne reakcije je karakteristično da :

1. postoji granična doza iznad koja se tkivne reakcije ispoljavaju,
2. povećanjem doze povećava se tkivna reakcija,
3. postoji jasna, uzročna veza između izloženosti i radijacionih efekata.

Kao što je i gore navedeno do pojave tkivnih reakcija dolazi isključivo kada doza prekorači određeni prag zato se ovi efekti nazivaju još i granični efekti. Kvantitativni odnos između doze i efekta (dose-response curve) prikazan je na slici 13. A . Za tkivne reakcije tipičan je S oblik krive.



Slika 13. Kvantitativni odnos između doze i efekta A) oblik krive za tkivne reakcije; B) linearni odgovor stohastičkog efekta.

Prag za tkivne reakcije odlikuje se visokom eksponiranim dozom (Tabela 2.). Korišćenjem adekvatne zaštite profesionalna lica smanjuju mogućnost nastanka tkivnih reakcija.

Tabela 2. Granice za tkivne reakcije (ICRP, 2007)

Tkivo i efekat	Granica	
	Doza jednokratnog izlaganja (Gy)	Godišnja doza u slučaju frakcionisanog izlaganja (Gy/godini)
Testisi :		
Privremeni sterilitet	0.1	0.4
Stalni sterilitet	6.0	2.0
Ovarijumi		
Sterilitet	3.0	>0.2
Sočivo		
Katarakta (vida)	0.5	0.5 (podeljena po godinama trajanja)
Koštana srž	0.5	>0.4
Srce ili možak		
Bolesti krvi	0.5	0.5 (ukupna doza za frakcionalne izloženosti)

Zaštitu od zračenja treba svakako treba primenjivati u svim situacijama ako postoji izloženost i za sve kategorije izlaganja. Zaštita treba da se primenjuje ne samo kod izlaganja celog tela već i kod pojedinačnih izlaganja, posebno kod izlaganja očnog sočiva, srca i cerebrovaskularnog sistema. Ako lekari i osoblje koje rade sa zračenjem ostaju u polju x- zračenja nekoliko sati dnevno a pri tom ne koriste adekvatnu zaštitu, rizik od nastanka tkivnih reakcija može postati značajan.

Očno sočivo je jedno od najosetljivijih tkiva na radijaciju (ICRP, 2012). Kod profesionalno izloženih lica posebno kod onih uključenih u interventne procedure, jonizovano zračenje izazvalo je pojave katarakte (Van̄ó et al., 1998; ICRP, 2001). Brojne studije sugerisu da možda postoji značajan rizik od nastanka katarakte u populacijama koje su izložene niskim dozama jonizovanog zračenja. Ovo uključuje pacijente koji se podvrgavaju CT skeniranju (Klein et al., 1993), astronaute (Cucinotta et al., 2001; Rastegar et al., 2002), radiološke tehničare (Chodick et al., 2008), preživele atomska bombardovanja (Nakashima et al., 2006; Neriishi et al., 2007), i izloženu populaciju u Černobilj nesreći (Day et al., 1995).

Do nedavno katarakta sa svrstavala u tkivne reakcije sa granicama od 5 Sv za hronična izlaganja i 2 Sv za akutna izlaganja (ICRP, 2001, 2012). Međutim daljim istraživanjem utvrđeno je da postoje određeni efekti tkivnih reakcija koji se veoma kasno manifestuju, pa bi prag doze mogao biti i nizi nego sto se ranije smatralo. Sada se smatra da je prag apsorbovane doze za očno sočivo 0.5 Gy. Za profesionalno izložena lica granica efektivne doze za očna sočiva je 20 mSv na godišnjem nivou, prosečna vrednost za period od 5 uzastopnih godina, ali da jedne godine ne prelazi 50 mSv (ICRP, 2012).

Stohastički efekti se mogu pojaviti nakon izlaganja manjim dozama zračenja, ali se njih nikada sa sigurnošću ne može tvrditi kada i u kom obliku će se pojaviti. Kasni efekti, kao što je karcinom, mogu nastati od 5 do 50 godina nakon izlaganja. Nasledni efekti su po svojoj prirodi takođe stohastički. U skladu sa svojom stohastičkom prirodom, ovi efekti se odlikuju se odsustvom granice izlaganja. Prema važećoj hipotezi, verovatnoća za nastanak stohastičkih efekta proporcionalna je primljenoj dozi (Slika 13.B). Doze u dijagnostičkoj radiologiji su reda veličine mGy, što je ispod praga za nastanak determinističkih efekata ali doprinose verovatnoći za stohastičke efekte. Prema publikaciji 103 (ICRP, 2007), nominalan koeficijent rizika za stohastičke efekte na celu populaciju, posle izlaganja zračenjem niskom dozom je 5.5%/Sv za rak i 0.2%/Sv za nasledne efekte. Dakle, efekti karcinoma su 27 puta češći od naslednih efekata. Do danas, nema dokumentovanih podataka o nastanku genetskih efekata kod ljudi, čak ni kod žrtava Hirošime i Nagasakija. Svi podaci o genetskim efektima dobijeni su analizom biljnih i životinjskih vrsta. Kao rezultat toga, nakon pažljivog razmatranja tkivni težinski faktor gonada smanjen je za vise od pola, sa 0.2 na 0.08 (ICRP, 2007).

O riziku nastana raka možemo govoriti samo sa određenom verovatnoćom. Sa trenutnim podacima, kancerogeni efekti su verovatni ako su doze koje organi prime veće od 100 mGy. Na primer CT skener grudi proizvodi efektivnu dozu od 8 mSv, to bi značilo da je apsorbovana doza u grudnom delu iznosi prosečno 20mGy, sa pet ovakvih snimanja doza bi bila oko 100 mGy. Ovakva analiza govori u prilog povećanja pacijentnog rizika u slučaju ponovljenih pregleda na istom pacijentu.

U zavisnosti da li zračenje izaziva posledice na ozračenoj jedinki ili potomstvu možemo govoriti o još jednoj klasifikaciji bioloških efekata. U pitanju su *somatski i genetski efekti*. Ukoliko se efekti zračenja mogu uočiti na uočiti na eksponiranom organizmu reč je o somatskim efektima. Za pouzdana somatska izučavanja genetskih posledica potrebno je pratiti širu populacionu grupu u dužem vremenskom periodu. O somatskom dejstvu zračenja se dosta zna na osnovu proučavanja zdravstvenog stanja osoba koje su preživele atomska bombardovanja japanskih gradova, kao i medicinske kontrole osoba koje su zbog svojih profesija izložene zračenju. Štetne posledice dejstva zračenja na čoveka ispoljavaju se u različitim vremenskim intervalima posle ozračavanja. U somatske efekte se ubrajaju radijacioni karcinomi koji mogu imati i višedecenjski latentni period.

Ako se posledice ozračivanja uočavaju na narednim generacijama reč je o genetski efektima. Do njih dolazi ukoliko je radijacija izazvalo promenu u genetskom zapisu reproduktivne ćelije iz koje nakon oplodnje nastaje nov organizam. Izmenom gena može doći do promene osobine koju taj gen određuje, ili čak do potpunog nestanka tog svojstva, ali ovi efekti nisu dokazani na ljudskoj populaciji.

Radijacioni efekti	Somatski efekti	Akutni efekti	Nemaligna oštećenja kože Gubitak kose Smanjenje broja bijelih krvnih ćelija Neplodnost	Deterministički efekti
			Katarakta	
		Kasni efekti	Leukemija Rak	Stohastički efekti
	Genetski efekti		Abnormalnosti	

Slika 14. Šematski prikaz bioloških efekta jonizujućih zračenja [10]

Poznato je da je ženski organizam osjetljiviji na radijaciju od muskog organizma, isto važi za pacijete u mlađoj dobi u odnosu na starije pacijente. Na primer, rizik od nastanka raka pluća za ženu u šezdesetim godinama, nakon izlaganja od 0,1 Gy, procenjuje se za 126% veći u odnosu na muškarca pri istoj dozi i starosnoj dobi (BEIR, 2006). Rizik nastanka raka pluća muškarca u četrdesetim godinama je veći za 17% u odnosu na muškarca u šesdesetim godinama pri isto dozi ozračivanaja.

Radijacioni efekti se mogu proučavati i u eksperimentalnim uslovima *in vivo* ili *in vitro*, što je omogućilo relativno dobro poznavanje efekata srednjih i velikih doza (100 mSv i veće). Rizik koji je posledica izlaganja malim dozama i dalje je predmet brojnih naučnih rasprava. Najznačajnije teme ovih rasprava su postojanje aktivacionog praga, oblik zavisnosti doza-efekat i efkat jačine doze.

Pri izlaganju dozama nižim od 100 mSv verovathoća za stohastičke efekte po jedinici doze procenjena je na osnovu poznatih efekata velikih doza i bioloških mehanizama karakterističnih za stohastičke efekte. Generalna je pretpostavka da je zavisnost efekat-doza za X-zračenje linerno-kvadratna i uvek linerna ako je jačina doze manja od 0.1 Gy/h ili apsorbovana doza manja od 0.2 Gy. Ova pretpostavka se odnosi i na dijagnostičku radiologiju gde je reč o dozama koje su, bez obzira na kratko vreme ekspozicije (nekoliko ms do nekoliko min), niske u kontekstu pretpostavke o linerno-kvadratnoj vezi doze i efekta. Kao važeći model u zaštiti od zračenja, hipoteza o linearnej, bez praga, zavisnosti doza-efekat koristi se za procenu rizika pri izlaganju malim dozama.

2. OSIGURANJE KVALITETA U DIJAGNOSTIČKOJ RADIOLOGIJI

2.1. Koncept osiguranja kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji

Pojam osiguranja kvaliteta (quality assurance, QA) u dijagnostičkoj radiologiji odnosi se na potrebne mere i aktivnosti, koje su potrebne da bi se ispunili ciljevi kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji. Cilj kvaliteta je da osigura tačnu dijagnostičku informaciju, uz održavanje doze zračenja na odgovarajućem minimumu i smanjenje troškova.

Svetska zdravstvena organizacija (WHO,1982) je definisala QA kao:

Organizovan napor osoblja koji posluju u objektu, kako bi se osiguralo da su dijagnostičke slike dovoljnog visokog kvaliteta, tako da one dosledno obezbede adekvatnu dijagnostičku informaciju po najnižoj mogućoj ceni i sa najmanjom izloženosti pacijenta. Program obuhvata periodične testove kontrole kvaliteta, postupak preventivnog održavanja, administrativne metode i obuku.

(Quality Assurance in Diagnostic Radiology, World Health Organization, Geneva, 1982).

Kontrola kvaliteta (quality control, QC) u radiografiji je centralni deo programa QA koji se zasniva na ispitivanju dijagnostičke opreme. Kontrola kvaliteta se sastoji od niza standardizovanih testova u svrhu otkrivanja promene u funkciji radiološke opreme u odnosu na prvobitan nivo. Cilj ovakvih testova koji se sprovode rutinski, je da omogući brze korektivne

mere i samim tim održi kvalitet slike. Protokol sačinjavaju testovi, frekvencije testiranja i referentne vrednosti. Testovi se biraju tako da su brzi i da pružaju relevantnu informaciju o dijagnostičkom sistemu. Postoje četiri faze u ispitivanju koje se primenjuju u dijagnostičkoj radiologiji: kritična ispitivanja, prijemna ispitivanja, pustanje u rad i ispitivanja stalnosti.

2.2. Protokol za kontrolu kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji

Protokol za kontrolu kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji se svodi na prijemna i periodična ispitivanja rendgen-aparata. Ona obuhvataju sledeće [11]:

1. proveru podataka o rendgen-aparatu;
2. vizuelni pregled prostorija u kojima je smešten rendgen-aparat u smislu bezbednosti njihovog korišćenja;
3. ispitivanja funkcionalne ispravnosti sigurnosnih uređaja rendgen-aparata naročito za uključivanje i isključivanje rada, signalnih uređaja i uređaja za daljinsko upravljanje, mogućnost korišćenja u skladu sa specifikacijama proizvođača i
4. ispitivanja određenih parametara rendgen-aparata u cilju provere da li je obezbeđen zadovoljavajući kvalitet dijagnostičke informacije ili terapijskog efekta uz minimalno izlaganje pacijenta. Ovi parametri su dati u: Tabeli 3 (rendgen-aparati za snimanje), Tabeli 4 (sistemi za razvijanje filmova), Tabeli 5 (sistemi za posmatranje filmova).

Tabela 3. Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja rendgen-aparata za snimanje [22]

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja
1.	Napon rendgenske cevi	Ponovljivost	± 10%	Godišnje
		Tačnost	± 10% ili ±10 kV	Godišnje
2.	Vreme ekspozicije	Tačnost	$t \geq 0.1 \text{ s}$: ± 10% $t < 0.1 \text{ s}$: ± 30%	Godišnje

3.	Radijacioni izlaz na rastojanju 1 m od fokusa rendgenske cevi	Vrednost	$\geq 25 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ za napon od 80 kV i ukupnu filtraciju od 2.5 mm Al	Godišnje
		Ponovljivost	$\pm 10\%$	
		Tačnost	$\pm 10\%$	
4.	Debljina poluslabljenja		$\geq 2,3 \text{ mmAl}$ za napon od 80 kV	Godišnje
5.	Usaglašenost svetlosnog i zračnog polja		$\leq 2\%$ udaljenosti fokus- test objekat	Mesečno
6.	Položaj centralnog zraka		$\leq 1\%$ udaljenosti fokus- test objekat	Mesečno
7.	Granična rezolucija	Bez folije	$\geq 2,0 \text{ lp/mm}$	Godišnje
		Uz film-foliju pojačanje S=200	$\geq 2,8 \text{ lp/mm}$	
8.	Veličina fokusa	Mali fokus	+ 50% od nominalne veličine	Prijemna ispitivanja
		Veliki fokus	+ 50% od nominalne veličine	

Tabela 4. Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja sistema za razvijanje filmova [11]

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja
1.	Provera mračne komore	Optička gustina neizloženog razvijenog filma nakon 60 s	≤ 0.05	Godišnje

2.	Optička gustina	Referentna vrednost 24 h posle pripreme novih hemikalija	± 0.30	Dnevno
3.	Osnovno zacrnjenje neizloženih filma	Optička gustina	≤ 0.25	Nedeljno
4.	Senzitometrija	MGrad	3.0-4.0	Nedeljno
		Grad1/2	3.5-5.0	
		Ponovljivost	$\pm 10\%$	
5.	Temperatura razvijača		$\pm 1^{\circ}\text{C}$ u odnosu a preporučenu vrednost od strane proizvođača	Nedeljno

Srednji gradijent (MGrad) – mera kontrasta, odgovara nagibu senzitometrijske krive između tačaka $D_2 = \text{OD}_{\min} + 2.00$ i $D_1 = \text{OD}_{\min} + 0.25$.

Centralni gradijent (Grad1/2) - mera kontrasta, odgovara nagibu senzitometrijske krive između tačaka $D_2 = \text{OD}_{\min} + 2.00$ i $D_1 = \text{OD}_{\min} + 1.00$.

Tabela 5. Parametri ispitivanja, dozvoljene granice odstupanja i periodi proveravanja sistema za posmatranje filma [11]

Redni broj	Veličina koja se ispituje	Parametar koji se proverava	Granice dopuštenih odstupanja/referentna vrednost	Periodi proveravanja
1.	Sjajnost (negatoskop)	Vrednost	1500-3000 cd/m ²	Polugodišnje ili godišnje
		Homogenost	$\pm 30\%$	
2.	Osvetljaj (ambijentalno svetlo)	Vrednost	≤ 50 lux na rastojanju 1m od negatoskopa	Polugodišnje ili godišnje

Procena rezultata ispitivanja opreme treba da se koristi za definisanje korektivnih mera, preventivno održavanje i procenu učinka. Jedna od prednosti kontrole kvaliteta je ta, da uz bolji kvalitet slike povećana i smanjenje varijabilnosti procedura, što na kraju povećava pouzdanost, efikasnost i isplativost opreme koja se u datom radiološkom odeljenju koristi.

Da bi osnovni se osnovni ciljevi QA/QC bilji zadovoljeni potrebno je meriti određeni broj fizičkih parametara koji utiču na performanse snimanja. Specifikacija nekih izabranih radiografskih jedinica iz QC protokola zajedno sa prihvatljivim kriterijumima prikazana je u tabeli 6.

Tabela 6. Prihvatljiv kriterijum za kontrolu kvaliteta u konvencionalnoj radiologiji, odabrani parametri. (Ciraj O, Markovic S, Kosutic D. Quality control and patient dosimetry in diagnostic radiology in Serbia)

Parametar	Odlično *	Normalno	Loše
Tačnost visokog napona	< ±5 kV	(±5 kV, ± 10 kV)	≥ ± 10 kV
Tačnost vremena ekspozicije ($t > 0.1$ s)	< ±5 %	(±5 %, ± 15 %)	> ± 15%
Radijacioni izlaz (O/P) na 80 kV na 1 m ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$):	43-52	26-43, 52-69	<26, >69
Repetabilnost	< ± 15%	(±15 %, ± 25 %)	> ± 25%
Varijacija sa kVp (n)			
$O/P \propto (kVp)^n$ gde je n:	2.0-2.2	(1.7-2.2, 2.2-2.5)	<1.7, >2.5
Linearnost mA	±5 %	±10 %	non-linear
Filtracija mm Al	2.5-3.5	-	<2.5, >3.5
Usaglašenost x-snopa i svetlosnog snopa	< % FFD	±1 (±1% FFD, 2% FFD)	± 2% FFD
Prostorna rezolucija pojačavača slike (lp/mm)	≥1	-	<1

*po kriterijumima međunarodne elektrotehničke komisije (international Electrotechnical Commission norms (IEC)) instituta za fizičku nauku u medicin (Institute of Physical Science in Medicine (IPSM)) i evropske komisije(European Commission (EC))

Najvažniji elementi za dobijanje radiološke slike su: napon, jačina struje, vreme ekspozicije , filtracija snopa, veličina fokusa, rešetke (tip, uniformnost i poravnanje), automatska kontrola ekspozicije (AEC), pojačavačke folije (intensifying screens), kasete, filmovi, uslovi u mračnoj komori, proces obrade filma. Ovaj radiografski lanac se sastoji od niza elemenata i svaki može da doprinese degradiranju kvaliteta slike.

2.3. Frekvencija testiranja

Frekvencija tetiranja preporučena za razlike vrste uređaja određena je kao kompromis između mogućnosti povrede pacijenta koji podleže osnovnim procedurama imidžinga, inherentne pouzdanosti razlicitih modaliteta, cene i neugodnosti testiranja.

Cilj redovnog testiranja je da se obezbede optimalne kliničke performanse i da se osigura saglasnost sa odgovarajućim standardima, i uz sve to da se održava visok stepen radioloske sigurnosti. Preporučene frekvencije testiranja za merenja kontrole kvaliteta date su u tabeli 7.

*Tabela 7. Preporučene frekvencije testiranja**

Vrsta opreme	Preporučeno vreme između dva testiranja
Mamografska, CT i fluoroskopske aparature (fiksne ili pokretne).	6-12 meseci
Generalne radiografske aparature	12 meseci. (Maksimum 24 meseca)
CR/DR receptori slike i drugi sistemi u procesiranju slike	12 meseci
Dentalna oprema i DEXA	36 meseca

* po kriterijumu australijskog koledža za fizičare i inženjere u medicini (Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine (ACPSEM))

QC testiranje može biti na dnevnom, nedeljnom i mesečnom nivou. Ovakva testiranja su značajna, pogotovo za procenu prijemnika slike i elemenata koji učestvuju u obradi radiografske slike. Ispitivanja se grubo mogu podeliti na prijemna ispitivanja i ispitivanja stalnosti rendgen-aparata u medicinskoj primeni. Prijemna ispitivanja se sprovode nakon instalacije rendgen-aparata ili nakon svake značajnije modifikacije u cilju provere ispunjenosti bezbednostnih standarda i provere karakteristika koje utiču na kvalitet slike i dozu za pacijenta. Ispitivanja stalnosti se provode periodično, tokom eksploatacije rendgen-aparata. Cilj ovih ispitivanja jeste konzistentno održavanje standarda koji su utvrđeni prijemnim ispitivanjima i pravovremena detekcija narušenih performansi. Ispitivanja stalnosti se obavljaju koristći parametre ekspozicije tipične za kliničku praksu.

Dužnost je radiologa je obezbedi podršku sprovođenju kontrole kvaliteta, promatra, ocenjuje i preduzima korektivne mere da bi održao ove standard na odgovarajućem kliničkom nivou. U skladu sa Evropskim protokolom za kontrolu kvalitete fizičkih i tehničkih aspekata radioloških ispitivanja dole je prikazana lista sa izabranim testovima i njihovim frekvencijama.

Tabela 8. Lista testova sa njihovim frekvencijama u konvencionalnoj radiografiji

Dnevno	Rendgen.aparat film procesor kasete	automatska ekspozicija, kontrola reproduktivnosti sensitometrija inspekcija ekrana čišćenje
Dnevno ili nedeljno	Film procesor Rendgen aparat	čišćenje automatska ekspozicija kontrola ponavljanja
Godišnje	Kasete	kvalitet slike film-ekran kontakt Osetljivost i apsorbcija zračenja
Tekuća opažanja operatera	Negatoskopi	izlaz sloboda kretanja , kočnice/brave, izdržljivost kasete, prekidači za stopala, habanje kablova, svetla upozorenja, oštре ivice

Jedan od ciljeva QC testiranja svakako jeste da se svi rendgenski uređaji rade optimano i da se koriste na odgovarajuć i bezbedan način. Tabela 9. Prikazuje spisak osnovnih testova koji se rade da bi se ispunili ciljevi kontrole kvaliteta. Ova tabela ne prikazuje detaljne opise metoda testova kontrole kvaliteta (videti 2.4).

Tabela 9. Spisak osnovnih testova QC zajedno sa njihovom svrhom i nepoželjnim indikacijama

Rengen – aparati za radiografiju (opšte i direktno snimanje)*				
Test	Svrha	Indikacije nepoželjnih neusaglašenosti		
Usaglašenost snopa x-zračenja i svetlosnog snopa	Osiguranje usagrašenosti snopa x-zračenja i svetlosnog snopa i procena usagrašenosti snopa x-zračenja sa centrom svetlosnog snopa.	Polje x-zračenja je vće ili manje od poželjnog, ili imamo neusaglašenost snopa x-zračenja i svetlosnog snopa. Nepotrebno velike doze za pacijenta.		
Cureće zračenje (mislim da smo ga tako zvali)	Identifikovanje količine curećeg zračenja.	Nepotrebno velika doza za pacijenta ili zaposlene.		
Tačnost napona rendgenske cevi	Procena tačnosti stvarnog napona rendgenske cevi sa zadatim naponom.	Negativan uticaj na kvalitet slike.		
Tačnost vremena ekspozicije	Procena tačnosti stvarnog vremena ekspozicije sa zadatim vremenom ekspozicije.	Prekomerne ili nedovoljne doze za prijemnik slike.		
Linearnost radijacionog izlaza	Procena proporcionalnosti radijacionog izlaza i mAs-a u celom strujnom i vremenskom opsegu.	Nepredvidljivo izlaganje prijemnika slike.		
Repetabilnost redijacionog izlaza,	Utvrđivanje repetibilnosti redijacionog izlaza, napona slike	Slučajna varijacija u kvalitetu slike		

		cevi i vremena ekspozicije.
Kvalitet snopa. (HVL)	Procena kvaliteta x- zračenja merenjem HVL-a za zadate napone cevi.	Loš kvalitet snopa, prouzrokuje neprihvatljivo veliku dozu za pacijenta.
Automatska ekspozicije	kontrola Osiguranje slika odgovarajuće radiografske gustine u odnosu na granične vrednosti napona cevi i varijabilnosti u debljini pacijenta.	Proizvodnja slika koje nisu dobro eksponovane.

* po kriterijumu australijskog koledža za fizičare i inženjere u medicini (Australasian College of Physical Scientists and Engineers in Medicine (ACPSEM))

2.4. Metodologija ispitivanja rendgen-aparata

Ispitivanje rendgen-aparata vrši se prema SRPS IEC 61223-3-1 standardu. Pored ovog standarda postoji i niz drugih internacionalnih i nacionalnih protokola o metodologiji ispitivanja rendgen aparata. Radi bolje preglednosti parametri za ispitivanje rendgen-aparata, metode ispitivanja, postupak ispitivanja i referentne vrednosti su dati tabelarno.

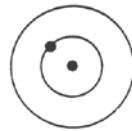
Tabela 10. Parametri za ispitivanje rendgen-aparata, metode ispitivanja, postupak ispitivanja i referentne vrednosti (prema SRPS IEC 61223-3-1)

Parametar	Postupak ispitivanja	Referentna vrednost
Vizuelna ispitivanja i ispitivanje	Vizuelni pregled i provera funkcionisanja uređaja za mehaničko i električno podešavanje. Ispitivanje funkcionisanja upravljačkih elemenata, vizuelnih oznaka upravljačkih	Svi elementi moraju biti ispravni, funkcionalni i

funkcionisanja	elemenata, vizuelnih oznaka zračnika sa označeni blendom i vizuelna inspekcija sjajnosti osvetljanog polja.	
Napon rendgenske cevi	Merilo postaviti u osu snopa x-zračenja, izmeriti vrednost napona za nominalne vrednosti 60-100 kVp za veliki fokus i 40-60 i 80 kV za mali fokus ili za napone bliske ovim i za proizvod jačine struje i vremena od 100 mAs. Postavka data na Slici 15.	$\pm 10\%$ u odnosu na nominalnu vrednost
Ukupna filtracija	Merilo postaviti u osu snopa x-zračenja, izmeriti vrednost debljine poluslabljenja i ukupnu filtraciju za vrednost napona od 80 kV. Postavka data na Slici 15.	Ukupna filtracija ≥ 2.5 mm Al, debljina poluslabljenja ≥ 2.3 mm Al na 80 kV
Ograničavanje i indikacija prostiranja snopa rendgenskog zračenja – tačnost indikacije svetlosnog vizira	Postaviti kasetu za snimanje dimenzija 24 cm x30 cm na nosač pacijenta. Rastojanje fokus-film treba da bude 100 cm. Odabrat parametre ekspozicije da se na filmu dobije optička gustina od 0.5 do 2.0 (45 kV, 2-4 mAs). Nakon ekspozicije i obrade filma, izmeriti granice polja x-zračenja duž jedne (a1 i a2) i druge ose (b1 i b2).	$ a_1 + a_2 < 2$ cm $ b_1 + b_2 < 2$ cm
Linearost i ponovljivost kerme ili radijacinaog izlaza	Linaearnost: Meriti kermu u vazduhu za najmanje 4 vrednosti struje rendgenske cevi i vremena ekspozicije od oko 0.1 s (zabeležiti vrednost mAs) i napon 80 kV, u primarnom snopu bez fantoma na rastojanju 100 cm ili prozivoljnem rastojanju fokus-dozimetar (r). Dozimetar mora biti centralno pozicioniran. Izračunati izlaznu kermu (radijacioni izlaz) kao $T_k = K r^2 / \text{mAs}$, gde je K izmerena kerma. Ponovljivost: ponoviti postupak za iste vrednosti	Koeficijent varijacije: $\pm 20\%$ (lineranost), $\pm 10\%$ (ponovljivost). Vrednost $> 25 \mu\text{Gy}/\text{mAs}$ za 80 kV

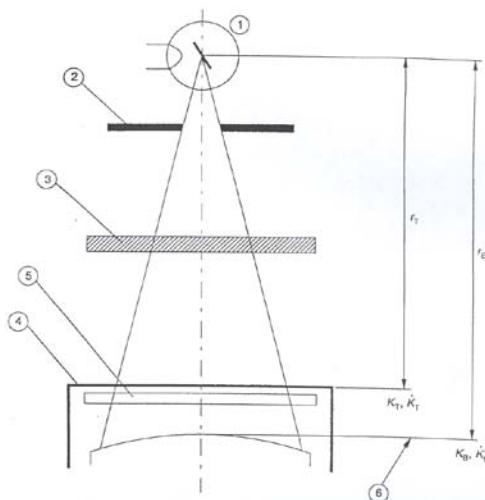
	mAs (priobližno 100 mAs). Izračunati koeficijent varijacije (standardna devijacija/srednja vrednost). Postavka data na Slici 15.
Napon rendgenske cevi	Fantom postaviti u snop i zabeležiti vrednosti napona i jačine struje u uslovima automatske kontrole jačine ekspozicije. Ukloniti fantom i iste parametre (kV i mA) postaviti ručno. Izmeriti napon postavljanjem instrumenta centralno u snop x-zračenja. Uporediti rezultat sa nominalnom vrednošću napona. $\pm 10\%$ u odnosu na nominalnu vrednost
Ograničavanje prostiranja snopa rendgenskog zračenja	Uređaj za ograničavanje snopa postaviti na najveću veličinu polja, proveriti da li su granice polja vidljive na displeju u oba pravca. Ukoliko nisu vidljive, nastviti postupak ispitivanja postavljanjem kasete na nosač pacijenta i izmeriti rastojanje fokus-prijemnik slike (Y). Izabratи malu veličinu polja. Uključiti režim prosvetljavanja tako da optička gustina na filmu bude od 0.5 do 2.0. Izmeriti veličinu polja na obrađenom filmu, odnosno izumeriti odstupanja duž jedne (a1 i a2) i druge ose (b1 i b2). Pogledati Sliku 16. $ a_1 + a_2 < 0.03 \text{ Y cm}$ $ b_1 + b_2 <0.03 \text{ Y cm}$
Geometrijske karakteristike	Postaviti kasetu tako da rastojanje fokus prijemnik slike bude 100 cm i nosač pacijenta dovesti u horizontalana položaj. Formirati konfiguraciju prikazanu na Slici 17, u zavisnosti od pozicije zračenika u odnosu na nosač pacijenta. Obaviti ozračivanje tako da optička gustina bude u intervalu 0.5-2.0. Obraditi film. Izmeriti odstupanja duž jedne (a1 i a2) i druge ose (b1 i b2). Pogledati Sliku 16. Usaglašenost svetlosnog polja i polja x-zračenja: $ a_1 + a_2 <2 \text{ cm}$ $ b_1 + b_2 <2 \text{ cm}$ Položaj centralne ose: normalan na ravan prijemnika slika sa odstupanjem od 1.5° (unutar

centralnog prstena kao na slici)



Provera optičke gustine na površini snimka Nakon obrade filma izmeriti optičku gустину у пет различитих тачака на филму (центар, и четириугла приближно 2 cm од ivice)

± 0.1 u odnosu na основну вредност



Na slici je

1 RENDGENSKA CEV
2 BLENDА (UREĐAJ ZA OGRANIČAVANJE SNOPA)

3 dodatni sloj za slabljenje/FANTOM (od aluminijuma, debljine 25 mm, nekada dodatno od bakra debljine 1,5 mm)

4 NOSАČ PACIJENTA
5 REŠЕТКА ЗА SPРЕЋАВАЊЕ RASEJANOG ZРАЧЕЊА

6 RAVAN PRIJEMNIKA SLIKE (kasetа за RADIografski FILM ili kučište POJAČAVAČA RENDGENSKE SLIKE)

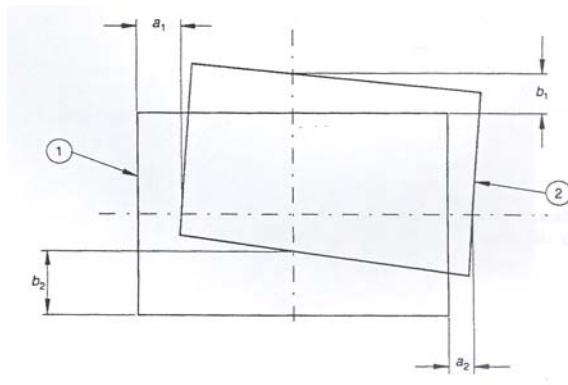
r_f rastojanje FOKUSA od NOSАČА PACIJENTA

r_B rastojanje FOKUSA od RAVNI PRIJEMNIKA SLIKE

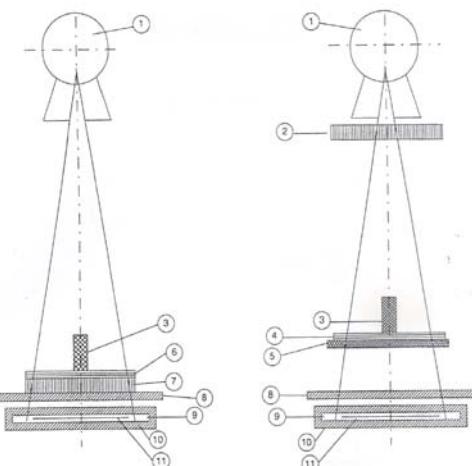
$K_f (K'_f)$ IZLAZNA KERMA (IZLAZNA JAЧINA KERME)

$K_B (K'_B)$ KERMA U VAZDUHU na PRIJEMNIKU RENDGENSKE SLIKE (JAЧINA KERME U VAZDUHU)

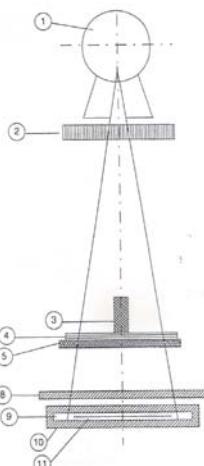
Slika 15. Konfiguracija rendgen-aparata za snimanje i prosvetljavanje za merenje kreme u vazduhu, napona i filtracije (SRPS IEC 61223-3-1)



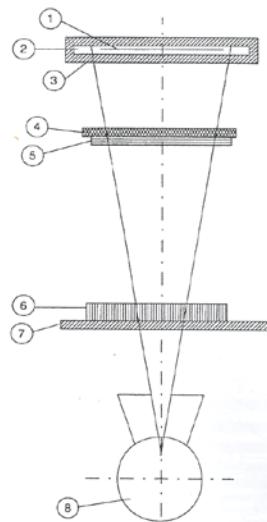
Slika 16. Geometrijske koincidencije (1-polje zračenja, 2-osvetljeno polje)



Slika 5a – Konfiguracija za ZRAČNIK iznad NOSAČA PACIJENTA



Slika 5b – Konfiguracija za ZRAČNIK iznad NOSAČA PACIJENTA



Slika 5c – Konfiguracija za ZRAČNIK ispod NOSAČA PACIJENTA

Na slici je

- 1 ZRAČNIK SA BLENDOM
- 2 FANTOM ZA SLABLJENJE
- 3 UREDAJ ZA ISPITIVANJE vertikalnog položaja
- 4 UREDAJ ZA ISPITIVANJE poravnavanja
- 5 KASETA Q
- 6 UREDAJ ZA ISPITIVANJE poravnavanja
- 7 FANTOM ZA SLABLJENJE
- 8 NOSAČ PACIJENTA
- 9 KASETA P
- 10 PRIJEMNIK RENDGENSKE Slike
- 11 POVRŠINA PRIJEMA Slike

Na slici jo

- 1 POVRŠINA PRIJEMA Slike
- 2 KASETA P
- 3 PRIJEMNIK RENDGENSKE Slike
- 4 KASETA Q
- 5 UREDAJ ZA ISPITIVANJE poravnavanja
- 6 FANTOM ZA SLABLJENJE
- 7 NOSAČ PACIJENTA
- 8 ZRAČNIK SA BLENDOM

Slika 17. Konfiguracija za ispitivanje geometrijskih karakteristika (SRPS IEC 61223-3-1)

2.5. Praktična ocena kvaliteta dijagnostičke slike

Ocena kvaliteta dijagnostičke slike je paralelan proces merenju pacijentnih doza [5]. Izloženost pacijenata treba da bude minimalna na nivou koji odgovara prihvatljivosti dijagnostičke slike. Na osnovu rezultata evaluacije velikog broja snimaka i multidisciplinarnom pristupu, definisani su kriterijumi prihvatljivosti dijagnostičke slike koji ispunjavaju dva osnovna zahteva [14]:

- zadovoljavajući i ujednačen kvalitet dijagnostičke slike;
- razumno nisku vrednost pacijentne doze.

Cilj i ideja kriterijuma je određivanje nivoa prihvatljivosti dijagnostičke slike u skladu sa kliničkim zahtevima. Ujedno, to je i metodologija za brzu, reproducibilnu i tačnu interpretaciju slike koja omogućava uspostavljanje standarda dobre prakse u dijagnostičkoj radiologiji. Dijagnostički proces se može posmatrati sa tri uzajamno povezana aspekta:

- kvalitet dijagnostičke slike;
- pacijentna doza;
- izbor radiografske tehnike.

Usaglašenot sa utvrđenim kriterijumima smatra se prvim potrebnim uslovom dobre radiološke prakse. Provera usaglašenosti sadži sledeće elemente:

- dijagnostičke zahteve;
- referentnu vrednost pacijentne doze;
- primer dobre radiografske tehnike.

Dijagnostički zahtevi za određeni tip dijagnostičke procedure predstavljaju skup kriterijuma koji rezultuju dijagnostičkom slikom zadovoljavajućeg kvaliteta. Oni su veoma često i predmet ličnog afiniteta radiologa, raspoložive opreme i trenutne kliničke situacije. U opšem slučaju, mogu se podeliti na kriterijume koji definišu anatomske detalje čija je vizuelizacije neophodna za donošenje dijagnoze i kriterijume koji definišu minimalne dimenzije elemenata na slici koji treba

da budu vidljivi. Način na koji su ovi kriterijumi definisani omogućava vizuelnu procenu, što je preduslov za njihovu široku praktičnu implementaciju.

Tabela 11. Parametri koji sačinjavaju dobru radiografsku tehiku [14]

Rendgen-aparat	Opis rendgen-aparata i dodatnih uređaja
Veličina fokusa	Veličina fokusa koja je navedena u specifikaciji proizvođača, po standardu IEC
Ukupna filtracija	Inherentna filtracija, dodatna filtracija u mm Al, po specifikaciji proizvođača
Rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja	Osobine rešetke opisane odnosom rešetke, r , i brojem lamela po cm
Sistem film/pojačivačka folija	Osetljivost sistema film/pojačivačka folija, opisuje se faktorom pojačanja
Rastojanje fokus-film	Najpogodnije rastojanje za dati tip pregleda. Kada se koristi rešetka za sprečavanje rasejanog zračenja, rastojanje je navedeno u specifikaciji rešetke
Napon rendgenske cevi	Preporučuju se 12-pulsni i visokofrekventni generatori. Dat je opseg vrednosti napona , za datu proceduru
Automatska kontrola ekspozicije (AEC)	Preporučuje se primena AEC
Vreme ekspozicije	Vrednosti koje omogućavaju snimanje bez pomeranja pacijenta
Doza na površini kože pacijenta	Referentni nivoi

Utvrđivanje kriterijuma prihvatljivosti dijagnostičke slike predstavlja pouzdan način za kvalitativnu ocenu karakteristika dijagnostičkog sistema. Za različite tipove radioloških pregleda u konvencionalnoj i pedijatrijskoj radiologiji i KT, kriterijumi prihvatljivosti dijagnostičke slike sistematizovani su u Publikacijama EUR 6260 EN, EUR 16261 EN i EUR 16262 EN [14,15,16]. Kriterijumi se odnose na karakteristike anatomskeih detalja u trostopenom sistemu vizuelizacije:

- (a) detalji su tek vidljivi;
- (b) detalji se prikazuju;
- (c) detalji su jasno vidljivi.

Neki od ovih kriterijuma zavise od pozicioniranja dok drugi oslikavaju tehničke karakteristike dijagnostičkih sistema. Primer dobre radiografske tehnike sadrži skup parametara koji omogućavaju usaglašenost sa kriterijuimima kvaliteta slike i pacijentne doze. Dobra radiografska tehnika se sastoji od skupa tehničkih parametara i geometrijskih odnosa primenljivih u praksi (Tabela 11).

Brojne studije su pokazale da je jedan od najboljih metoda procene kvaliteta analiza odbačenih radiografskih snimaka. Da bi se identifikovale problematične oblasti ovi filmovi se sortiraju po razlozima njihovog odstranjivanja. Tip ispitivanja, osoblje, rendgen soba, prerađivači i vrste filma sve su to parametri koji nam omogućavaju da lakše uočimo gde je nastali problem i zašto se on dogodio.

3. PACIJENTNA DOZIMETRIJA U DIJAGNOSTIČKOJ RADIOLOGIJI

Zaštita od zračenja se temelji na stavu da je praksa opravdana i da je korist za pacijenta neosporna, pa su načela opravdanosti prakse i optimizacije zaštite još zanačajniji u slučaju medicinskog izlaganja. Određivanje kompromisa između kvaliteta dijagnostičke informacije koju nosi rendgenski snimak i doze koju je pacijent primio prestavlja glavno pitanje napolju zaštite pacijenta od jonizujućeg zračenja. U skladu sa dijagnostičkim zahtevima doza za pacijenta bi trebala biti što je nize moguća i može se relativno jednostavno odrediti. Ocena kvaliteta slike prestavlja ne baš tako jednostavan zadatak, pošto ne postoji jedna konkretna i jednostavna veličina koja bi bila pokazatelj kvaliteta dijagnostičke slike.

3.1. Osobine polja zračenja u dijagnostičkoj radiologiji

Kao što je već rečeno u fizičke karakteristike izvora zračenja i fizičko-tehničke parametre ekspozicije koji zajedno određuju kvalitet snopa X-zračenja ubrajaju se: materijal anode rendgenske cevi, filtracija primarnog snopa, napon rendgenske cevi, vreme ekspozicije i talasni oblik visokog napona. Kvalitet snopa utiče istovremeno na kvalitet slike i pacijentnu dozu. Monoenergetsko zračenje, teorijski, predstavlja idealan kvalitet u dijagnostičkoj radiologiji. Rendgenska cev je, međutim, jedini izvor zračenja koji može da obezbedi potrebnu i dovoljnu gustinu fluksa X-zračenja (intenzitet zračenja) koja može da proizvede dijagnostičku sliku u razumno kratkom vremenu.

Fizičke veličine koje opisuju polje X-zračenja i izloženost pacijenata u dijagnostičkoj radiologiji prikazane su na Slici 18. Ujedno, to su i polazne veličine u procesu optimizacije u dijagnostičkoj radiologiji.

Fluks fotona, Φ , je količnik broja fotona dN i površine poprečnog preseka da na koju fotonii padaju:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (43)$$

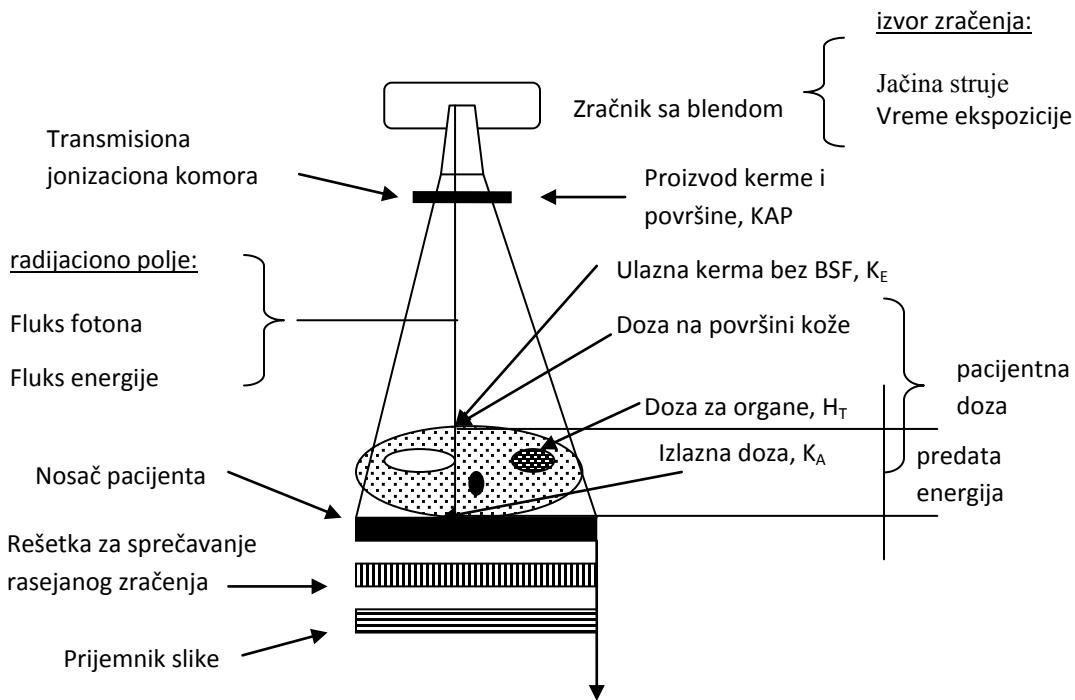
jedinica je m^{-2} . Distribucija fotona u zavisnosti od energije data je izrazom:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \cdot \frac{dN}{da \cdot dE} \quad (44)$$

gde je Φ_E odnos fluksa $d\Phi$ fotona energije između E i $E + dE$. Na osnovu izraza (43) i (44) izraz za fluks energije Ψ_E glasi:

$$\Psi_E = E \cdot \Phi_E = E \cdot \frac{dN}{da \cdot dE} \quad (45)$$

gde je dN broj fotona energije u intervalu $E, E+dE$ koji padaju na sferu površine poprečnog preseka da . Jedinica za fluks energije je J/m^2 .



Slika 18. Fizičke veličine od značaja za polje X-zračenja i izloženost pacijenata u dijagnostičkoj radiologiji

Bez obzira na odabrani metod pacijentne dozimetrije, polazna većina je ulazna doza izražena preko kerme (kinetic energy released in matter) u vazduhu:

$$K_a(E) = \Psi_E \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} = \Phi_E \cdot E \cdot \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \quad (46)$$

gde je $\mu_{tr}(E)/\rho$ maseni koeficijent prenosa energije za fotone energije E. Analogno energetskom spektru fotona Φ_E , $K_a(E)$ se naziva kerma spektar. Na Slici 19. je prikazan energetska spektar i kerma spektar X-zračenja generisanog u rendgenskoj cevi sa anodom od volframa, pri filtraciji od 2.5 mm Al i naponu od 80 kVp.

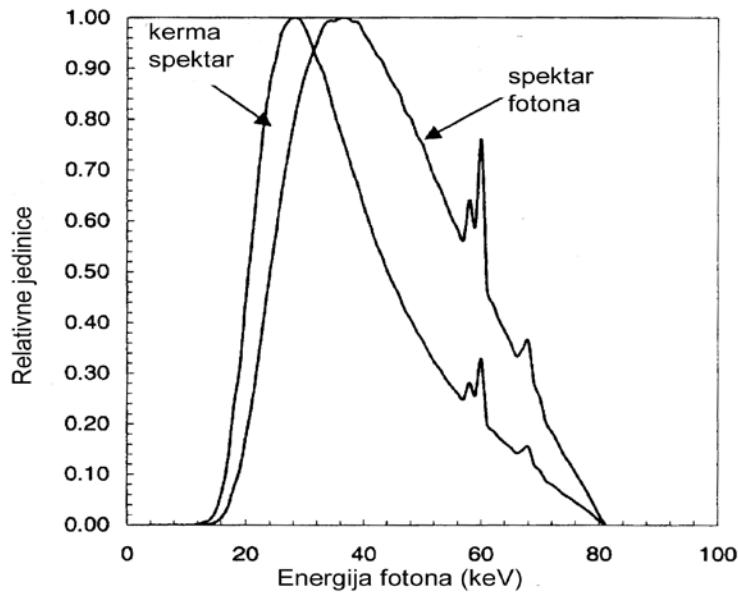
Kerma je povezana sa fluksom fotona preko masenog koeficijenta prenosa energije, μ_{tr}/ρ . U opštem sličaju, frakcija energije elektrona koja se troši na proizvodnju zakočnog zračenja, K_c , definiše se kao energija predata elektronima po jedinici mase i zavisi od masenog koeficijenta prenosa energije, μ_{en}/ρ . U dijagnostičkom opsegu energija proizvodnja zakočnog zračenja je

zanemarljiva, tako da je kerma u uslovima elektronske ravnoteže (za homogeni medijum i ne blizu ivica) ekvivalentna apsorbovanoj dozi u vazduhu.

Kerma u vazduhu pri naponu U_p može se izračunati na osnovu izraza:

$$K_a = \int_0^{eU_p} \Phi_E \cdot E \cdot \frac{\mu_{tr}(E)}{\rho} \cdot dE \quad (47)$$

Veličine koje opisuju karakteristike polja u dijagnostičkoj radiologiji izvedene su iz kerme u vazduhu, K_a . Nominalna jačina kerme u vazduhu, $\dot{K}_{a,100}$, je jačina kerme u vazduhu u osi snopa X-zračenja na rastojanju 100 cm od fokusa pri jačini struje od 1 mA.



Slika 19. Spektar fotona i spektar kerme za napon rendgenske cevi od 80 kVp i visokofrekventni generator [17]

Radijacioni izlaz zračnika Y_{100} predstavlja kermu u vazduhu u osi snopa na rastojanju 100 cm od fokusa pri proizvodu jačine struje i vremena ekspozicije $I_R \cdot t$ i dat je izrazom:

$$Y_{100} = \frac{K_{a,100}}{I_R \cdot t} \quad (48)$$

Radiacioni izlaz se određuje za proizvod jačine struje i vremena od 1 mAs.

Kerma u vazduhu na površini kože pacijenta, K_E , i jačina kerma u vazduhu \dot{K}_E predstavljaju kermu u vazduhu u osi snopa X-zračenja i ravni koja odgovara površini kože pacijenta. U ovim veličinama uticaj rasejanja unazad nije uračunat. Doza na površini kože pacijenta (ESD) odgovara kermi u vazduhu na površini kože pacijenta u osi snopa X-zračenja, sa uračunatim doprinosom rasejanja unazad preko faktora rasejanja unazad, BSF .

Doza na površini prijemnika slike predstavlja kermu u vazduhu u tački koja odgovara položaju prijemnika slike. Ova veličina se u praksi može odrediti samo aproksimativno, imajući u vidu specifičnosti i karakteristike posmatranog prijemnika slike. Ipak, ova veličina predstavlja značajan faktor u optimizaciji radiološke prakse.

Proizvod kerme i površine predstavlja integral kerme u vazduhu, K_a , po površini poprečnog preseka snopa X-zračenja u ravni normalnoj na osu snopa:

$$KAP = \int_A K_a dA \quad (49)$$

U aproksimaciji malih polja, kerma u vazduhu ima konstanstnu vrednost po površini A , prethodni izraz se može napisati kao:

$$KAP = K_a \cdot A \quad (50)$$

KAP se meri u vazduhu na dovolnjem rastojanju od pacijenta kako bi se eliminisao uticaj rasejanja unazad i ima korisno svojstvo invarijantnosti u odnosu na rastojanje od fokusa rendgenske cevi. Najčešće, KAP se meri planparalelnom ionizacionom komorom postavljenom

na otvor zračenika sa blendom, tako da jonizaciona komora obuhvata celokupnu površinu snopa X-zračenja.

3.2. Apsorbovana doza i kerma

Najnovije radijacione veličine i jedinice definisane su 1980. godine u publikaciji ICRU [18]. Fundamentalni principi dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji, interakcija X-zračenja sa materijom i teorija dozimetrije detaljno su opisani u literaturi [19,20,21]. Izvedene veličine, koje se u zaštiti od zračenja koriste s ciljem da se kvantifikuje biološki efekat ionizujućih zračenja, baziraju se na apsorbovanoj dozi:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (51)$$

gde je $d\bar{\varepsilon}$ srednja predata energija po jedinici zapremine a dm masa elementa zapremine materije. Jedinica za apsorbovanu dozu je grej (Gy=J/kg).

U dijagnostičkoj radiologiji ne postoji mogućnost za direktno merenje apsorbovane doze. Veličina apsorbovane doze se izvodi na osnovu merenja operativnih dozimetrijskih veličina pomoću termouiminescentnih dozimetara (TLD) ili jonizacione komore. Jonizacione komore se veoma često koriste u dijagnostičkoj radiologiji za različite aplikacije. Opseg energija u dijagnostičkoj radiologiji iznosi 5-150 keV, pa je vazdušna šupljina jonizacione komore velika u poređenju sa dometom sekundarnih elektrona. Zidovi komore načinjeni su od vazdušno-ekvivalentnog materijala i u skladu su sa Fano teoremom. Fluks sekundarnih elektrona ne zavisi od gustine medijuma a u šupljini se uspostavlja ravnoteža nanelektrisanih čestica. Nanelektrisanje nastalo u šupljini jonizacione komore se prikuplja na elektrodama a na osnovu mase vazduha u komori može se odrediti ekpozicionala doza:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (52)$$

gde je dQ nanelektrisanje nastalo oslobađanjem sekundarnih elektrona u jedinici zapremine a dm masa elementa zapremine. Apsorbovana doza u vazduhu, D_{air} , može se odrediti na osnovu izraza:

$$D_{air} = X \cdot \frac{W_{air}}{e} \quad (53)$$

gde je X ekspozicionala doza a W_{air}/e energija ionizacije suvog vazduha, $W_{air}/e=33.97 \text{ J/C}$.

Dozimetrijska merenja se uglavnom vrše ionizacionom komorom; na taj način se registruje fotonima oslobođeno nanelektrisanje u zapremini komore-eksponicionala doza. Eksponicionala doza je ekvivalentna kermi u vazduhu (kerma je energetski ekvivalent eksponicione doze). Relacija koja povezuje kermu u vazduhu, eksponicionalnu dozu i apsorbovanu dozu u vazduhu glasi [5]:

$$K_{air} \approx K_{c,air} = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{air} = X \cdot \frac{W_{air}}{e} = D_{air} \quad (54)$$

Fluks fotona u ionizacionoj komori sadrži fotone različitih energija dok maseni koeficijent prenosa energije izrazito zavisi od energije. U cilju uspostavljanja veze između prikupljenog nanelektrisanja na elektrodama, kerme u vazduhu i doze, ionizaciona komora se prethodno mora uporediti sa odgovarajućim referentnim standardom. Kalibracije za unapred definisane kvalitete snopova X-zračenja izvode se u metrološkim laboratorijama, na način koji ispunjava uslov sledljivosti. Pored toga, ionizacione komore se odlikuju i izvesnom energetskom zavisnošću koja potiče od apsorpcije niskoenergetskih fotona u zidovima komore.

Kada je poznata apsorbovana doza u vazduhu, apsorbovana doza u drugom materijalu može se odrediti na osnovu odnosa masenih koeficijenata apsorpcije u posmatranom materijalu i vazduhu:

$$D_m = D_{air} \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_m}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad (55)$$

gde je D_{air} apsorbovana doza u vazduhu, $(\mu_{en} / \rho)_m$ i $(\mu_{en} / \rho)_{air}$ maseni koeficijenti apsorpcije u posmatranom medijumu i vazduhu, respektivno.

3.3. Ekvivalentna i efektivna doza

Veličine i jedinice u zaštiti od zračenja definisane su u publikacijama ICRU i ICRP [20,22]. Sistem dozimetrijskih veličina i jedinica koncipiran je tako da se konačan rezultat merenje izrazi preko veličine koja je srazmerna verovatnoći za stohastičke efekte. Na ovaj način moguće je poređiti rizike od različitih tipova dijagnostičkih procedura ili različitih radiografskih tehnika.

Srednja apsorbovana doza za tkiva ili organe, D_T , data je, analogno izrazu (51):

$$D_T = \frac{\varepsilon_T}{m_T} \quad (56)$$

gde je ε_T ukupna energija apsorbovana u tkivu ili organu a m_T masa tog organa.

Različiti tipovi zračenja (fotoni, elektroni, neutroni, protoni, alfa čestice...) imaju različitu relativnu biološku efikasnost, što je posledica različitog linearног transfera energije (LET).

Linerani transfer energije (LET) predstavlja srednji gubitak energije nanelektrisane čestice po jednici puta. Radiobiološka efikasnost (RBE) je odnos količine energije 200 keV X-zračenja potrebne da proizvede dati biološki efekat i količine energije nekog drugog tipa zračenja koja proizvodi identičan efekat.

Uzimajući u obzir razlike u LET, ekvivalentna doza je definisana izrazom:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (57)$$

gde je w_R težinski faktor koji zavisi od tipa zračenja, R , a $D_{T,R}$ apsorbovana doza u organu ili tkivu T , od zračenja tipa R . Radijacioni težinski faktor ima vrednost jedan za X i gama zračenje, što znači da u ovom slučaju važi jednakost $H_T = D_T$. Jedinica za ekvivalentnu dozu je sivert (Sv).

U radiološkoj dijagnostici govorimo o izrazito neuniformnom izlaganju ljudskog organizma fotonskom zračenju niskih energija. Uzimajući u obzir različitu radiosenzitivnost organa i tkiva, efektivna doza definisana je izrazom:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T \quad (58)$$

gde je w_T težinski faktor za tkivo (Tabela 12.) a H_T ekvivalentna doza za organ ili tkivo T .

Vrednosti tkivnih težinskih faktora određene su na osnovu raspoloživih literaturnih podataka o stohastičkim efektima jonizujućih zračenja koji se odnose na reprezentativni uzorak populacije oba pola i širokog starosnog doba. Zbir svih vrednoti w_T jednak je jedinici, što znači da je pri uniformnom izlaganju celog tela ekvivalentna doza numerički jednak efektivnoj. Ovo svojstvo efektivne doze omogućava poređenje neuniformnog izlaganja sa uniformnim u pogledu stohastičkog rizika.

Tabela 12. Tkvni težinski faktori, w_T (ICRP 2007)[23]

Tkivo ili organ	w_T
Gonade	0.08
Koštana srž	0.12
Debelo crevo	0.12

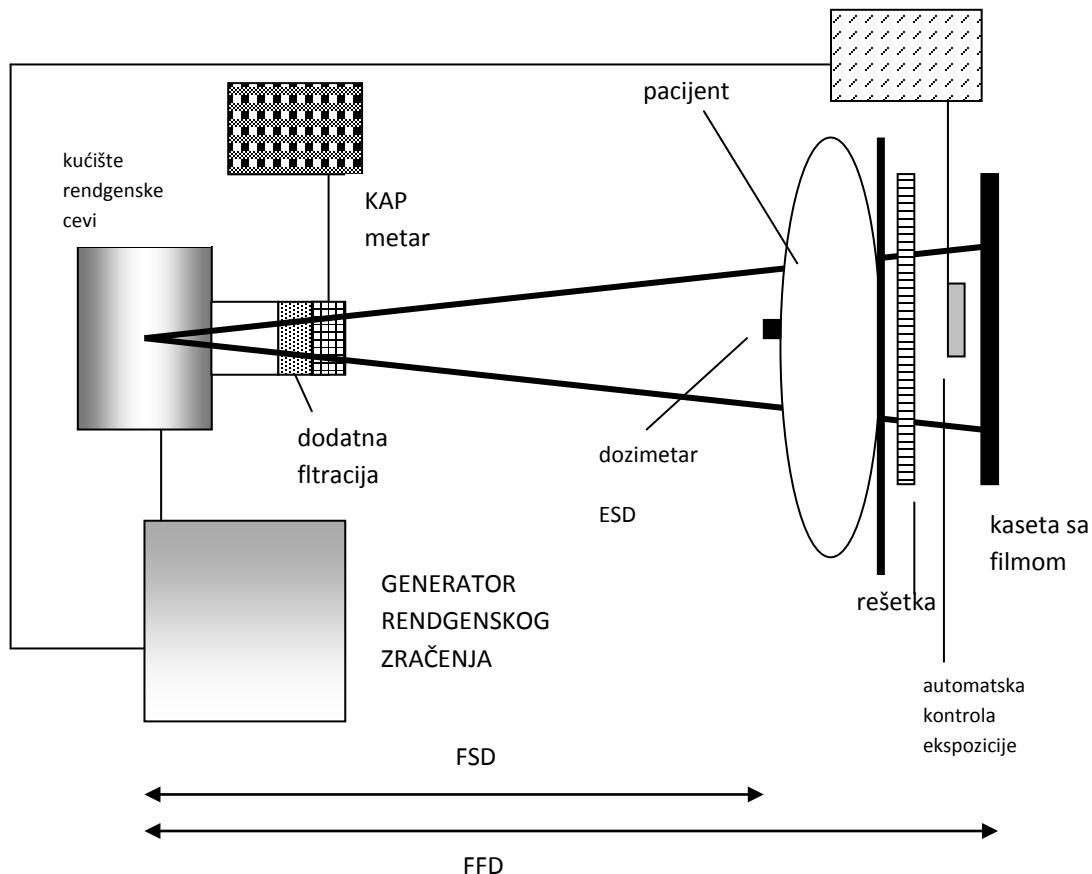
Pluća	0.12
Želudac	0.12
Mokraćna bešika	0.04
Dojke	0.12
Jetra	0.04
Jednjak	0.04
Štitasta žlezda	0.04
Koža	0.01
Kosti	0.01
Ostatak (<i>nadbubrežna žlezda, mozik,</i> <i>ekstratorokalna regija, tanko crevo, bubrezi,</i> <i>mišićno tkivo, pankreas, slezina, timus i materica</i>).	0.05

Srednja vrednost apsorbovane doze u nekom tkivu ili organu je najpouzdanija mera verovatnoće za stohastičke efekte. Međutim, u slučajevima kada je samo frakcija organa izložena, neophodna je odgovarajuća korekcija u skladu sa udelom izložene frakcije u organu ili tkivu. Doza za male i plitke organe može se pouzdano proceniti na osnovu merenja na površini kože pacijenta dok je za veće organe na većim dubinama u organizmu neophodno merenje u nekom od antropomorfnih fantoma ili odgovarajući proračum.

3.4. Metode pacijentne dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji

U idealnim situacijama monitoring pacijentnih doza predstavlja kontinuiran proces koji omogućava informaciju o izloženosti svakog individualnog pacijenta. Ovakav pristup omogućava detaljno vođenje evidencije o izloženosti pacijenata i trenutnu informaciju o incidentalnim izlaganjima koja u drugim situacijama ne bi bila primećena. Osim u retkim slučajevima, kontinualni monitoring nije moguć u realnim uslovima. Razvoj protokola za merenje pacijentnih doza je zato veoma značajan jer omogućava da se pravilnim metodološkim

pristupom merenjem doza na ograničenom uzorku pacijenata donesu opšti zaključci o radiološkoj praksi.



Slika 20. Osnovna šema u dijagnostičkoj radiologiji

Dozimetrijske veličine u dijagnostičkoj radiologiji moraju da ispunе sledeće kriterijume:

- da imaju jednoznačnu definiciju koja jasno ukazuje na veličinu koja se meri;
- da budu jednostavno i direktno merljive dozimetrima zadovoljavajuće reproducibilnosti i tačnosti;
- da obezbede ocenu tipičnih vrednosti doza za jednostavne i složene tipove radioloških procedura.

Navedene zahteve u potpunosti zadovoljavaju sledeće dozimetrijske veličine:

- doza na površini kože pacijenta (*ESAK*);
- proizvod kerme i površine (*KAP*).

Dozimetrijske veličine srazmerne riziku za pacijenta (ekvivalentna doza za tkivo ili organ, efektivna doza, predata energija) ne mogu se meriti direktno. Primenom standardnih procedura, one se mogu proceniti na osnovu rezultata merenja direktno merenih veličina. Imajući u vidu niz aproksimacija koje se uvode prilikom procene i merne nesigurnosti koje iz toga proizilaze, *ESAK* i *KAP* i dalje predstavljaju praktičnu i pouzdanu indikaciju nivoa izloženosti pacijenata. Na Slici 20. je prikazana osnovna šema u dijagnostičkoj radiologiji sa relevantnim dozimetrijskim veličinama.

3.4.1. Doza na površini kože pacijenta

Vrednosti apsorbovane doze zavise od sastava tkiva. Kao zamena za tkivo, u dozimetriji se koriste različiti materijali: voda, poprečno-prugasti mišići, meko tkivo referentnog čoveka po ICRP, ICRU tkivo, skeletni mišići. Odnos apsorbovane doze u ovim medijima i vazduhu dati su kao odnos masenih koeficijenata apsorpcije. Vrednosti ovih odnosa za srednje vrednosti energija u spektru definisanog naponom i ukupnom filtracijom, dati su u Tabeli 13.

Tabela 13. Odnos apsorbovanih doza u medijumu i vazduhu [5]

Medium	50 kVp	80 kVp	120 kVp
	2.0 mmAl	2.5 mmAl	4.0 mmAl
Voda	1,02	1,02	1,11
Poprečno-prugasti mišići	1,05	1,06	1,07
ICRP meko tkivo	0,95	0,96	1,00
ICRU tkivo	0,94	0,95	1,05
Skeletni mišići	1,05	1,05	1,06

Količina zračenja rasejanog unazad od pacijenta iskazuje se kroz faktor rasejanja unazad (*BSF*) za različite kvalitete snopa rendgenskog zračenja i veličine polja. Vrednosti *BSF* su određene eksperimentalno, pomoću TLD i vodenog fantoma ili numerički, Monte Carlo simulacijom transporta fotona kroz antropomorfni fantom (Tabela 14).

Tabela 14. BSF mereni TLD na vodenom fantomu [41]

HVL (mm Al)	Veličina polja (cm x cm)				
	10x10	15x15	20x20	25x25	30x30
2,0	1,26	1,28	1,29	1,30	1,03
2,5	1,28	1,31	1,32	1,33	1,34
3,0	1,30	1,33	1,35	1,36	1,37
4,0	1,32	1,37	1,39	1,40	1,41

Za spekture rendgenskog zračenja koje se koristi u dijagnostičkoj radiologiji, doza na površini kože pacijenta je veća za 20 % - 40% u odnosu na merenja u vazduhu. Stoga je značajno da rasejanje unazad bude uzeto u obzir prilikom proračuna.

Jednostavan algoritam za procenu doze sastoji se iz dva koraka:

- proračun (merenje) kerme u vazduhu.
- konverzija vrednosti kerme u vazduhu u doze za organe i tkiva.

3.4.2. Kerma u vazduhu

Merenje ulazne kerme u vazduhu (ili apsorbovane doze u vazduhu) se najčešće koristi prilikom određivanja izloženosti pacijenata u radiografiji ili mamografiji. Merenja u vazduhu vrše se vazdušnoekivalentnim jonizacionim komorama zapremine od 3 cm^3 do 60 cm^3 . Energetski odgovor kalibriranih komora uniforman je u opsegu energija karakterističnih za dijagnostičku radiologiju. Ovakve ionizacione komore moraju biti kalibrirane na način koji obezbeđuje sledljivost sa nacionalnim primarnim etalonom kerme u vazduhu sa tačnošću $\pm 10\%$ na niovou poverenja od 95%.

Ukoliko su poznati realni parametri ekspozicije (U , i i t) za niz različitih radioloških procedura, izloženost pacijenata se može odrediti merenjem radijacionog izlaza. Ukoliko je rendgen-aparat opremljen uređajem za automatsku kontrolu ekspozicije (AEC) za merenje radijacionog izlaza neophodno je prisustvo fantoma. Fantom, u odsustvu pacijetna kao absorbera, simulira slabljenje snopa X-zračenja u realnim uslovima. U ovom slučaju kerma u vazduhu meri se na specificiranom rastojanju od fantoma, kako bi uticaj rasejanja unazad bio eliminisan.

Kerma u vazduhu za napon rendgenske cevi U , jačinu struje I , vreme t , ukupnu filtraciju x_F i rastojanje fokus-koža pacijenta FSD , iznosi:

$$K_{air}(U, I, t, x_F, a) \propto \left(\frac{I \cdot t}{FSD^2} \right)_{U, x_F = const.} \quad (59)$$

Za rastojanja fokus-koža pacijenta, FSD različita od 100 cm potrebno je izvršiti korekciju na osnovu izraza:

$$K_{air} = K_{100cm} \left(\frac{100}{FSD} \right)^2 \quad (60)$$

Izračunavanje kerme na površini pacijenta (ESAK) korišćen je indirektni dozimerijski metod. Za indirektni dozimetrijski metod meri se vrednost kerme u osi snopa x-zračenja i vrednost kerme u vazduhu, koje se kasnije koriguju na osnovu realnih parametara ekspozicije, aktuelne geometrije i BSF , pa je izraz za dozu na površini kože pacijenta:

$$ESAK = \frac{Y_D \cdot I \cdot t \cdot D^2}{(L - (d + b))^2} \cdot BSF \quad (61)$$

gde je Y_D radijacioni izlaz na rastojanju D normiran na vrednosti mAs ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$), $I \cdot t$ proizvod jačine struje i vremena ekpozicije, L rastojanje fokus-film a b i d rastojanje film-nosač pacijenta i debljina pacijenta, respektivno. Efektivni dijametar za svakog pacijenta procenjen je na osnovu podataka o visini i telesnoj masi.

3.4.3. Proizvod kerme i površine

Pragmatičan pristup u proceni rizika zasniva se na određivanju predate energije na osnovu merenja KAP . Transmisionom jonizacionom komorom KAP se može meriti rutinski. Standardna veličina u pacijentnoj dozimetriji je kerma u vazduhu. U skladu sa izrazom (48) P predstavlja integral kerme u vazduhu po površini poprečnog preseka snopa rendgenskog zračenja, u ravni normalnoj na osu snopa:

$$KAP = \int_A K_{air}(A) dA \quad (62)$$

gde je K_{air} kerma u vazduhu a A površina poprečnog preseka snopa X-zračenja. Jedinica za KAP $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2$.

U slučaju monoenergetskih fotona, fluks Ψ_E povezan je sa kolizionom kermom u vazduhu preko izraza:

$$\frac{\Psi_E}{(K_{air})_E} = \frac{1}{(\mu_{en} / \rho)_{air,E}} \quad (63)$$

Za polienergetski snop, prethodni izraz ima oblik:

$$\frac{\Psi_E}{(K_{air})_E} = \frac{\int_0^{\infty} E(dN/dE)dE}{\int_0^{\infty} \frac{E(dN/dE)dE}{\Psi_E/(K_{air})_E}} \quad (64)$$

gde je (dN/dE) relativni broj fotona energije E po intervalu energije u spektru X-zračenja. Vrednosti Ψ/K_{air} u jedinici kg/m^2 mogu se izračunati iz teorijskog spektra X-zračenja koristeći odgovarajuće vrednosti masenih koeficijent aapsorpcije $(\mu_{en}/\rho)_{air, E}$.

3.4.4. Predata energija

Koncept predate energije (energy imaptred) originalno je razvijen za potrebe radioterapije 1940. godine, dok je u dijagnostičkoj radiologiji prvi put primjenjen i detaljano opisan 1963. godine u radovima Karlsona i saradnika [24,25]. U ovim radovima, Carlson paralelno razvija dva pristupa za povezivanje predate energije i proizvoda kerme i površine. Jedan se bazira na podacima o dubinskoj raspodeli doze, a drugi na određivanju upadnog fluksa i frakcije energije koja je deponovana u polubeskonačnom vodenom fantomu koji predstavlja pacijenta. Slaganje ova dva pristupa u prvoj fazi nije bilo dovoljno dobro, tako da je usledio niz modifikacija obe metode. Poboljšanjem spektralnih podataka i podataka o dubinskoj raspodeli doze, razlika između dva pristupa značajno je umanjena. Direktnim poređenjem utvrđeno je da se korišćenjem dubinskih raspodela doza dobijaju veće vrednosti konverzionih koeficijenata za oko 6%, što je pripisano neusaglašenošću korišćenog fantoma sa realnom anatomijom pacijenta.

Predata energija jonizujućih zračenja, ε , u nekom medijumu je fundamentalna dozimetrijska veličina stohastičke prirode. Definisana je izrazom (ICRU, 1980) [26]:

$$\varepsilon = R_{in} - R_{out} + \sum Q \quad (65)$$

gde je R_{in} zbir kinetičkih energija svih nanelektrisanih i nenelektrisanih čestica koje ulaze u zapreminu, R_{out} zbir kinetičkih energija svih nanelektrisanih i nenelektrisanih čestica koje izlaze iz zapremeine a $\sum Q$ zbir svih promena u masi mirovanja jezgra i elementarnih čestica u bilo kojoj nuklearnoj transformaciji (nije značajno za opseg energija u dijagnostičkoj radiologiji). Predata energija se izračunava, na osnovu izraza (65), merenjem upadne ili izlazne energije zračenja.

Upadna energija zračenja R_{in} određuje se merenjem kerme u vazduhu po ukupnoj površini snopa A :

$$R_{in} = \int_A \Psi_E \cos \theta \cdot dA = \frac{\overline{\cos \theta}}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \int_A K_{air} dA \quad (66)$$

gde je Ψ_E fluks energije fotona, θ upadni ugao u odnosi na normalu na element površine dA a $\overline{(\mu_{en}/\rho)_{air}}$ srednja vrednost masenog koeficijenta apsorpcije za vazduh. U aproksimaciji $Q=0$:

$$\bar{\varepsilon} = R_{in} - R_{out} = R_{in} \frac{R_{in} - R_{out}}{R_{in}} = R_{in} IF \quad (67)$$

gde je IF predata frakcija. Konačno, faktor koji konvertuje izmerenu KAP vrednost u predatu energiju se može izračunati kao:

$$\frac{\bar{\varepsilon}}{\int_A K_{air} dA} = a \cdot IF \frac{1}{(\mu_{en}/\rho)_{air}} \quad (68)$$

gde je a frakcija snopa koja pada ne pacijenta. Efektivna doza za pacijenta mase m , za projekciju i predatu energiju ε izračunata je na osnovu izraza:

$$E = \varepsilon \left(\frac{E}{\varepsilon} \right)_i \frac{m_o}{m} \quad (69)$$

gde je $\left(\frac{E}{\varepsilon} \right)_i$ odnos E i ε za projekciju i antropomorfni fantom odraslog pacijenta telesne mase m_0 ($m_0=70.9$ kg).

3.5. Monte Carlo metod u dijagnostičkoj radiologiji

Procena doze na osnovu merenja pomoću fantoma predstavlja značajan alternativan dozimetrijski metod u situacijama kada su eksperimentalna merenja nemoguća ili komplikovana. Matematičko modelovanje transporta fotona kroz ljudski organizam omogućava precizno izračunavanje depozicije energije X-zračenje u pojedinim organima i tkivima za veliki broj kliničkih situacija i precizno definisanu anatomiju.

Monte Carlo je u osnovi matematički model koji omogućava izračunavanje vrednosti fizičkih veličina na osnovu simulacije transporta fotona. Istorija pojedinačnih fotona se prati tokom dijagnostičkog procesa. Fotoni, pri tome, gube energiju u procesima apsorpcije i rasejanja u telu pacijenta. U zavisnosti od energije fotona i karakteristika medijuma, mogući su različiti tipovi interakcija sa različitim verovatnoćama. Fotoni svoju istoriju završavaju na različite načine a usrednjavanjem istorija velikog broja fotona može se izvesti procena vrednosti različitih makroskopskih fizičkih veličina, pre svega deponovane energije u telu pacijenta.

Monte Carlo simulacija transporta fotona je danas metoda izbora za procenu doza za organe i proračun različitih konverzionalih koeficijenata. Ova tehnika se koristi u svim oblastima primene zračenja u medicini, kao što su radioterapija, nuklearna medicina i dijagnostička radiologija, kao i za analizu uticaja pojedinih parametara na kvalitet slike i pacijentnu dozu [27,28,29,30,31].

4. CILJ RADA

U uvodnim poglavljima dati su teorijski osnovi dozimetrije X-zračenja i opisana primena fundamentalnih dozimetrijskih principa u dijagnostičkoj radiologiji. Detaljno su izloženi principi i metode za ocenu kvaliteta slike u dijagnostičkoj radiologiji. Opisani su fenomeni od značaja za kvalitet dijagnostičke slike: princip formiranja dijagnostičke slike, dat je kritički osvrt na definiciju kvaliteta dijagnostičke i fizičke karakteristike dijagnostičke slike. Dalje dat je koncept osiguranja kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji. U nastavku su navedene osobine polja zračenja u dijagnostičkoj radiologiji, definisane kerma, apsorbovana doza, predata energije, ekvivalenta i efektivne doza. Dat je pregled metoda pacijentne dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji sa posebnim osvrtom na merenje doza na površini kože pacijenta, kerme u vazduhu i proizvoda kerme i površine.

Medicinska izlaganja su jedan od najznačajnijih činilaca u ukupnoj dozi za populaciju koja potiče od veštačkih izvora zračenja. Svaki izvor zračenja koji se koristi u medicini zahteva redovnu kontrolu i ispitivanja. Jedan od ciljeva ovog rada jeste ukazivanje na veliki značaj QC programa. Kontroloom kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji možemo odrediti kvalitet rengenskog uređaja , njegov uticaj na okolinu i dozu koju prime profesionalno izložena lica i pacijenti.

Uzimajući u obzir veliki broj varijacija: individualne osobine pacijenata, tehnika snimanja, tehničke osobine rendgen-aparata, faktori opterećenja kao i nivo sprovođenja mera osiguranja i kontrole kvaliteta i koristeći metode opisane u uvodnim poglavljima, eksperimentalnim putem biće određeni nivoi izlaganja pacijenata za procedure u konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji

5. REZULTATI

U ovom poglavlju prikazani su rezultati eksperimentalnih merenja i proračuna doza kao i rezultati ocene kontrole kvaliteta. Merenja prethodi protokol za kontrolu kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji kao i dozimetrijski protokol primjenjen u procedurama. Nakon izloženih rezultata, data je kratka diskusija koja se odnosi na prikazane rezultate i poređenje rezultata sa dostupnim literaturnim podacima.

5.1. Protokol za kontrolu kvaliteta

Karakteristike rendgenskih cevi i generatora proverene su u skladu sa standardnim protokolom za kontrolu kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji [32], koristeći multimetar Barracuda (RTI Electronics AB, Goteborg, Sweden), (Slika 21) i RMI set alata za kontrolu kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji (RMI, Middleton, USA).

U skladu sa protokolom za kontrolu kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji i sa IEC 61223-3-1 standardom vršena su merenja na dva rengen aparata za snimanje (Shimadzu (Slika 22.) i Philips Superix 1150 (slika 23.)) u Kliničkom centru Vojvdine. Merenja su obuhvatila:

- Vizualni pregled i funkcionalnost mehaničkih delova rendgen-aparata
- Ispitivanje tačnosti i repetabilnosti napona rendgenske cevi
- Ispitivanje tačnosti i repetabilnosti vremena ekpsozicije
- Repetabilnost radijacionog izlaza
- Linearnost radijacionog izlaza
- Radijacioni izlaz u funkciji napona rendgenske cevi
- Ukupna filtracija i debljina poluslabljenja (HVL) i
- Ispitivanje ograničenosti prostiranje snopa rendgenskog zračenja.



Slika 21. Multimetar Barracuda (RTI Electronic, Sweden) ([34])



Slika 22. Shimadzu rengen aparat za snimanje



Slika 23. Philips Superix 1150 rengen aparata za snimanje

5.1.1. QC rezultati

- *Vizualni pregled i funkcionalnost mehaničkih delova rendgen-aparata*

Što se tiče vizualnih pregleda i funkcionalnost mehaničkih delova rendgen-aparata, aparati su bili bez vidljivih funkcionalnih nedostataka.

- *Ispitivanje tačnosti i repetabilnosti napona rendgenske cevi*

Prema IEC 61223-3-1 standardu odstupanje izmerene od od nominalne vrednosti mora biti manje od 10%, takođe koeficijent varijacije mora biti manji od 10%. Što je u našem slučaju za oba aparata zadovoljeno. Merna nesigurnost merenja visokog napona iznosi 7 % i izražena je kao proširena merna nesigurnost za faktor obuhvata k=2 koji za normalnu raspodelu odgovara nivou poverenja od 95%. Brojne vrednosti su date u tabelama ispod.

Tabela 15. Parametri i njihove vrednosti za ispitivanje tačnosti i repetabilnosti napona rendgenske cevi za Shimadzu rengen aparat za snimanje

Fokus (Veliki/Mali)	Tačnost			Repetabilnost		
	U _{nominalno} (kV)	U _{izmereno} (kV)	Odstupanje (%)	U _{nominalno} (kV)	U _{izmereno} (kV)	Koeficijent varijacije (%)
Veliki	60	59.55	0.8	100	98.60	0.17
Veliki	70	69.30	1		98.70	
Veliki	80	78.85	3		98.60	
Veliki	90	90.52	0.6		98.70	
Veliki	100	98.60	1.4		99.00	
Mali	50	50.1	0.2			
Mali	60	59.78	0.4			
Mali	80	79.09	1			

Tabela 16. Parametri i njihove vrednosti za ispitivanje tačnosti i repetabilnosti napona rendgenske cevi za Philips Superix 1150 rengen aparat za snimanje

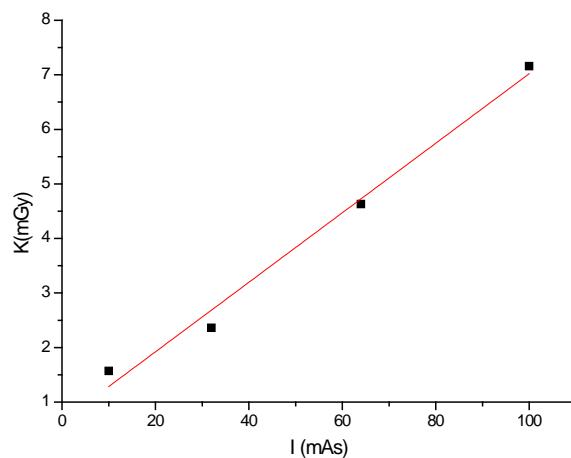
Fokus (Veliki/Mali)	Tačnost			Repetabilnost		
	U _{nominalno} (kV)	U _{izmereno} (kV)	Odstupanje (%)	U _{nominalno} (kV)	U _{izmereno} (kV)	Koeficijent varijacije (%)
Veliki	60	64.15	7	100	104.5	0.4
Veliki	70	73.23	5		104.0	
Veliki	80	82.31	2		103.5	
Veliki	90	91.26	1.4		103.4	
Veliki	100	104.00	4		104.0	

- Ispitivanje tačnosti i repetabilnosti vremena ekspozicije i repetabilnost radijacionog izlaza*

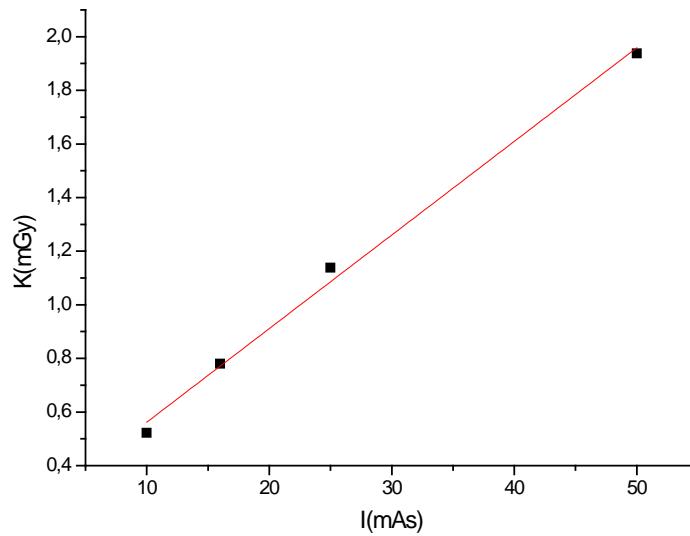
Prilikom ispitivanja tačnosti i repetabilnosti vremena ekspozicije utvrđeno je da aparat za snimanje marke Shimadzu ima bolju usaglašenost sa standardom, ali i da se rezultati ovih merenja za oba aparat nalaze unutar dozvoljenih ograničenja. Podaci merenja prikazani su u prilogu A. Kao indikator repetabilnosti radijacionog izlaza koristi se koeficijent varijacije. Koeficijent varijacije mora biti manji od 10%. Za Philips Superix 1150 rengen aparat za snimanje on iznosi 1,7% a za Shimadzu rengen aparat za snimanje je 0,5 %, što je u skladu sa standardom.

- *Linearnost radijacionog izlaza*

Linearnost radijacionog izlaza data je na slikama 17. i 18. Merenja su normirana na rastojanje od 1m.



Slika 17. Linearnost Shimadzu rengen aparata za snimanje

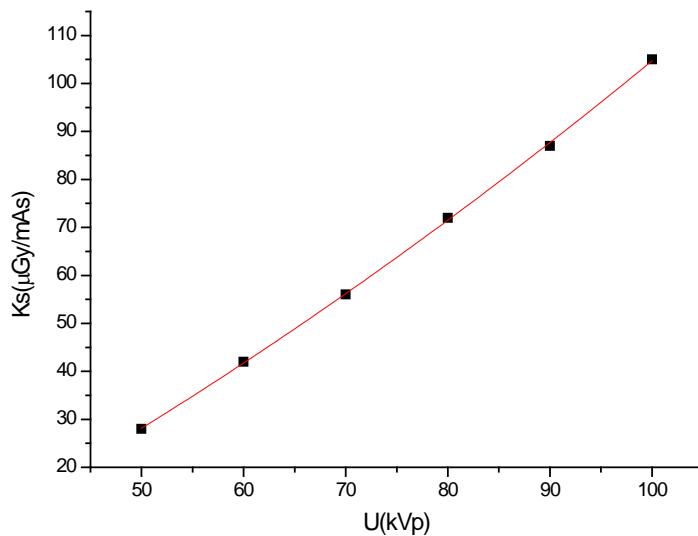


Slika 18. Linearnost Philips Superix 1150 rengen aparata za snimanje

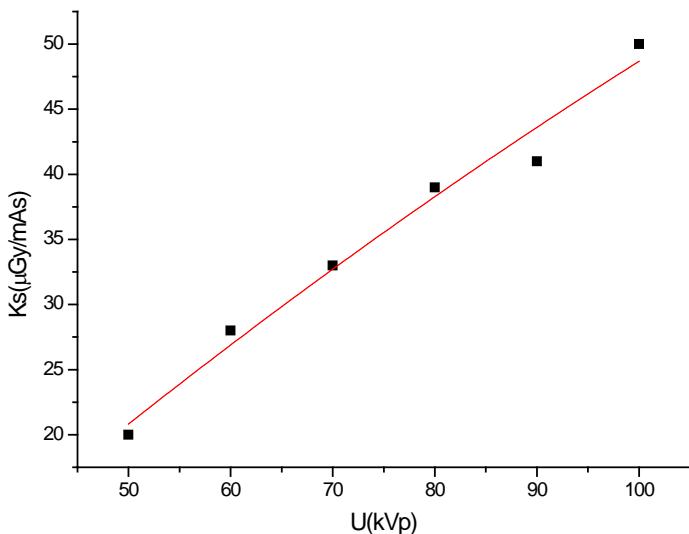
Odstupanje izmerene od nominalne vrednosti mora biti manje od 10% . Kombinovana i proširena merna nesigurnost merenja kerme u vazduhu iznosi 14%. U našem slučaju oba aparta zadovoljavaju date kriterijume IEC 61223-3-1 standarda. U prilogu A. Prikazana je tabela sa merenim veličinama.

- *radijacioni izlazi u funkciji napona rendgenske cevi*

Na slikama 19. i 20. prikazani su radijacioni izlazi u funkciji napona rendgenske cevi.



Slika 19. Radijacioni izlaz u funkciji napona rendgenske cevi za Shimadzu rengen aparat za snimanje



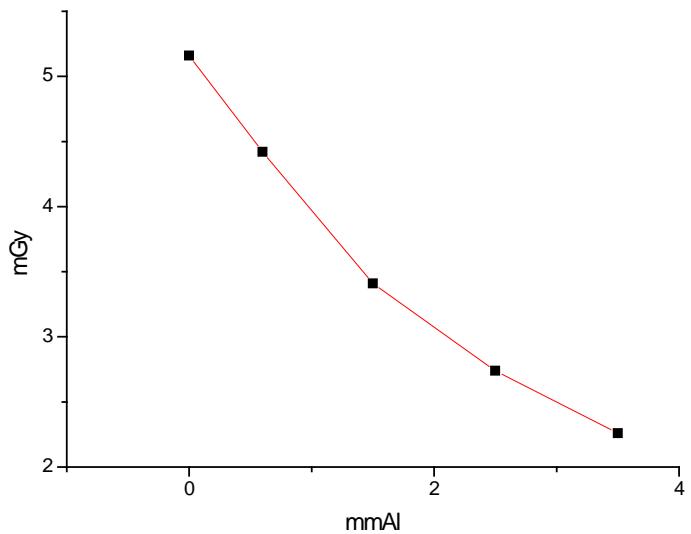
Slika 20. Radijacioni izlaz u funkciji napona rendgenske cevi za Philips Superix 1150 rengen aparat za snimanje

Radijacioni izlaz aparata marke Philips Superix 1150 pokazuje nešto manju neusaglašenost. Brojne vrednosti date su tabelarno u prilogu A.

Što je filtracija veća radijacioni izlaz je manji pa ova dva parametra predstavljaju suprotne zahteve, ovo se rešava kompromisom. Da bi se spričile nepotrebno velike doze za pacijenta uvodi se kriterijum za minimalnom filtracijom, a minimalni radijacini izlaz postoji kako bi vreme ekspozicije bilo razumno kratko i kako bi se sprecili artefakti usled kretanja pacijenta

- ***Ukupna filtracija i debljina poluslabljenja (HVL)***

Merna nesigurnost merenja debljine poluslabljenja za oba aparata iznosi 8% i izražena je kao proširena merna nesigurnost za faktor obuhvata $k=2$ koji za normalnu raspodelu odgovara nivou poverenja od 95%.



Slkai 21. Grafik debljine poluslabljenja za Shimadzu rengen aparat za snimanje

- *Ispitivanje ograničenosti prostiranje snopa rendgenskog zračenja.*

Oba rendgen aparata za snimanje ispitivana su na rastojanju od 100 cm od fokusa do ravni osvetljenog polja. Prilikom analize merenja uočena je manja nepravilnost kod Shimadzu rengen aparata za snimanje, naime odstupanje mora biti manje od 2 %, što u slučaju ovog aparata vazi za polje zračenja ali ne i za osvetljeno polje gde je odstupanje 3%. Kod rengen aparata za snimanje Philips Superix 1150 odstupanja su manja od 2 %. Brojne vrednosti nalaze se u prilogu A.

5.2. Određivanje doze za pacijente

Prilikom svaka radiološke procedure prikupljeni su sledeći podaci o pacijentu i radiografskoj tehničici:

- Oznaka rendgen-aparata;
- Pol, starost, telesna masa i visina pacijenta;
- Tip dijagnostičke procedure;
- Parametri radiografske tehnike: napon rendgenske cevi, proizvod jačine struje i vremena ekspozicije, veličina filma i rastojanje fokus-film.

5.2.1. Dozimetrijski protokol

Razmere svake analize izloženosti pacijenata ograničene su za odabранe procedure. U cilju procene izloženosti pacijenata kod klasičnih radigrafske procedura, merenja doza izvršena su na dva rendgen-aparata u Kliničkom centru Vojvodine. Analizom su obuhvaćeni sledeći tipovi dijagnostičkih procedura:

- pluća (PA);
- vratna kičma (AP, LAT);
- slabinski deo kičmenog stuba (AP, LAT);
- karlica AP;
- kolena (AP, LAT) ;
- šake (AP, LAT);

Za procenu doze korišćen je indirektni dozimetrijski metod: izmerene vrednosti kerme u vazduhu u osi snopa X-zračenja, za različite vrednosti napona rendgenske cevi, korigovane su na osnovu realnih parametara ekspozicije, aktuelne geometrije i BSF. Koristeći podatke o radijacionom

izlazu rendgenske cevi, naponu, jačini struje, vremenu ekspozicije i rastojanju fokus-koža pacijenta, izračunata je doza na površini kože pacijenta:

$$ESAK = \frac{Y_D \cdot I \cdot t \cdot D^2}{(L - (d + b))^2} \cdot BSF \quad (70)$$

gde je Y_D radijacioni izlaz na rastojanju D normiran na vrednosti mAs ($\mu\text{Gy}/\text{mAs}$), $I \cdot t$ proizvod jačine struje i vremena ekspozicije, L rastojanje fokus-film a b i d rastojanje film-nosač pacijenta i debljina pacijenta, respektivno. Za potrebe izračunavanja $ESAK$, radijacioni izlaz svake rendgenske cevi (kerma u vazduhu) meren je poluprovodničkim detektorom MPD Barracuda MPD (RTI Electronics AB, Goteborg, Sweden) u koracima od 10 kVp u intervalu 50-120 kVp a na rastojanju 1m od fokusa rendgenske cevi.

$ESAK$ je dobar indikator kvaliteta radiografske prakse. Međutim, ova veličina ima mali značaj u smislu procena rizika za pacijente. Za indirektnu procenu efektivne doze, kao mere rizika, korišćen je softverski paket NRPB-SR262, sa bibliotekom konverzionih koeficijenata iz $ESAK$ u efektivnu dozu [35].

5.2.2. Rezultati merenja

Osnovni parametri ekspozicije za šest odabralih radiografskih tehnika dati su u tabeli 17. Tabelom 18. prikazane su karakteristike pacijenata, računata doza na površini kože pacijenta kao i efektivna doza za date radiografske tehnike. Odnos maksimalne i minimalne vrednosti $ESAK$ za različite tehnike snimanja najviše varira u snimanju pluća u PA projekciji. Analizom snimanja pluća obuhvaćeno je 29 pacijenata prosečne starosne dobi od 55 godina i prosečne telesne mase 78 kilograma. Evropski dijagnostički referentni nivo za snimanje pluća u PA projekciji je 0,3mGy a u Srbiji DRL iznosi 0,8mGy. Naše doze su velike iz više razloga. Kod snimanja pluća koristio se Philips rendgen aparat sa ručnim odabirom parametara ekspozicije. Ukupna filtracija za ovaj aparat iznosi 5,3 mmAl, što doprinosi dozi (jer se sa povećanjem filtracije povećava i doza). Najveći uzrok za velike doze jeste vrednost opterećenja rendgenske cevi od 10 mAs-a, pošto se pluća najčešće snimaju sa 2-3 mAs-a. Ovaj parametar ekspozicije je na aparatu fiksiran i ne postoji opcija za njegovo menjanje.

Opcija AEC bila je dostupna kod Shimatzu rengen aparata za snimanje i korišćena je za sve ostale radiografske tehnike snimanja radiografskih procedura. Niži nivoi izlaganja pacijenta zabeleženi su kod Shimatzu rengen aparata. Analogno vrednostima ESAK, parametri radiografske tehnike najviše variraju pri radiografiji pluća PA, napn od 50 kVp do 112 kVp, dok odgovarajuće vrednosti opterećenja rendgenske cevi iznose fiksno 10mAs-a. Trend obrnute srazmernosti između napona i opterećenja rendgenske cevi iskazanog preko mAs uočen je za svih šest radiografskih procedura.

Tabela 17. Podaci o pacijentima i parametrima radiografske tehnike za šest radiografskih procedura (9 proekcija)

Radiografija	Projekcija	Starost pacijenta (godine)	Telesna masa (kg)	U(kVp)	I-t (mAs)
Pluća	PA	55 (20-79)	78 (55-110)	90 (50-112)	10*
Karlica	AP	72 (56-80)	66 (53-80)	61 (55-65)	57 (56-60)
Vratna kičma	AP	53 (42-65)	68 (63-72)	55(53-55)	23(22-25)
	LAT	56,5 (32-77)	74,5 (62-94)	57(53-65)	23,5 (22-25)
Slabinski deo kičme	AP	58 (45-80)	76 (58-93)	67,5 (63-81)	81 (80-90)
	LAT	58 (45-80)	76 (58-93)	71 (64-77)	125 (124-126)
Kolena	AP	66(41-73)	74(62-85)	64(54-70)	22(16-25)
	LAT	62(42-72)	77(62-90)	58(44-65)	20(16-28)
Šake	AP	62(30-76)	74(68-83)	42(40-49)	2(1,4-2)

*Za snimanje pluća korišćena je samo jedna vrednost mAs-a

Tabela 18. Distribucija individualnih vrednosti ESAK i srednje vrednosti efektivne doze za šest radiografskih procedura (9 projekcija)

Radiografija	Projekcija	Broj pacijenata	ESAK (mGy)			Efektivna doza (mSv)
			Min	Srednja vrednost	Max	
Pluća	PA	29	0,5	1,6	2,3	0,3
Karlica	AP	5	4,2	5,6	8,9	0,7
Vratna kičma	AP	6	1,6	1,8	2	0,06
	LAT	6	1,6	2,1	3,0	0,09
Slabinski deo kičme	AP	10	7,1	9,9	14,3	0,9
	LAT	10	12,6	16,5	20,3	0,2
Kolena	AP	7	1,3	2,5	3,2	*
	LAT	11	1,0	1,8	2,9	
Šake	AP	11	0,07	0,1	0,17	

* Efektivna doza za snimanje kolena i šaka je zanemarljiva, gornje granice za odrasle osobe iznose 0,00017 mSv za šake i 0,001 mSv za kolena, te ih nema smisla ni računati za pojedinacnog pacijenta [63].

5.3. Merna nesigurnost

Merna nesigurnost pri određivanju doze koju pacijent primi tokom snimanja za potrebe dijagnostičke radiologije računa se kao kombinovana merna nesigurnost, pošto merenja u dijagnostičkoj radiologiji imaju sliženi karakter. Na osnovu merne nesigurnosti A i nesigurnosti B, kao rezultantna vrednost dobija se kombinovana merna nesigurnost.

Merna nesigurnost tip A određuje se metodom statističke obrade rezultata. Merna nesigurnost tip A postoji isključivo ako se radi o merenju koje je više puta ponovljeno. Merna nesigurnost tip A do izražaja dolazi samo kod manjih grupa pacijenata.

Dominantni deo merne nesigurnosti posledica je merne nesigurnosti tip B koja nastaje kao rezultat delovanja brojnih uticajnih veličina na merenje. U analizi ovih uticajnih veličina u obzir su uzeti uzroci pojave merne nesigurnosti koji potiču od geometrije snimanja, instrumentacije, rendgenskog aparata i samog pacijenta.

Prikupljanje podataka vršeno je u Kliničkom centru Vojvodine, kao što je već gore rečeno. Uslovi snimanja za sve tipove radiografskih procedura su bili isti, iz tog razloga merna nesigurnost je računata za jedan tip radiografske procedure.

5.3.1. Merna nesigurnost tip A

Na osnovu podataka merenja (5.2.2.) vrednost izračunate ulazne površinske kerme u vazduhu prilikom snimanja pluća u PA proekciji iznosi $x_s = 1.64 \text{ mGy}$ dok standardna devijacija iznosi $s = 0.4 \text{ mGy}$. Odavde sledi da merna nesigurnost tip A koja odgovara standardnoj devijaciji srednje vrednosti iznosi:

$$u_A = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_s)^2}{n(n-1)}} = \frac{s}{\sqrt{n}} = 0,07 \text{ mGy}, \text{ odnosno}$$

$$u_A = 4.5\%$$

5.3.2. Merna nesigurnost tip B

Od fizičko-tehničkih parametara ekspozicije koji unose mernu nesigurnost imamo:

Očitavanje proizvoda struje cevi i vremena ekspozicije sa displeja komandne table rendgenskog aparata može se izvršiti sa dve decimale odnosno sa korakom od 0,01 mAs. Merna nesigurnost očitavanja vrednosti proizvoda struje cevi i vremena ekspozicije jednaka:

$$mAs = 0,01$$

Kako se korak očitavanja displeja može predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$ sledi da standardna nesigurnost iznosi:

$$mAs = \frac{0,01}{\sqrt{3}} = 0,6\%$$

Analogno sa prethodnim računa se i standardna nesigurnost za očitavanje napona rendgenske cevi. Očitavanje napona rendgenske cevi može se izvršiti sa korakom od 1 kV. Merna nesigurnost očitavanja vrednosti napona rendgenske cevi jednaka:

$$U = 1$$

Kao i u prethodnom slučaju, korak očitavanja displeja može se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$ sledi da standardna nesigurnost iznosi:

$$u = \frac{1}{\sqrt{3}} = 6\%$$

Na osnovu provere kvaliteta zračenja rendgenskog uređaja koja se periodično vrši od strane ovlašćene standardne laboratorije kao proširena nesigurnost radijacionog izlaza aparata može se usvojiti vrednost od 14% i njoj se pripisati Gausova raspodela sa koeficijentom proširenja $k = 2$. Odavde sledi da standardna nesigurnost iznosi:

$$u = \frac{14\%}{2} = 7\%$$

Nesigurnost koju unosi pozicioniranje pacijenta može se proceniti iz merenja rastojanja pacijenta od fokusa rendgenske cevi i izračunatog efektivnog dijametra pacijenta. Rastojanje pacijenta od X-cevi računamo kao razliku razdaljine od fokusa cevi do filma i efektivnog dijametra pacijenta uvećanog za širinu kreveta. Na osnovu izmerenih podataka utvrđeno je da približno dve trećine pacijenata snimljenih za potrebe ovog rada ima efektivni dijametar tj debljinu u opsegu od 24 ± 3

cm što je približno 68% i na osnovu čega se ovom parametru može dodeliti Gausova raspodela sa koeficijentom proširenja $k = 1$. Debljina kreveta iznosi 5 cm.

$$180 - 24 \pm 3 - 5 = (151 \pm 3) \text{ cm}$$

Odavde na osnovu inverznog kvadratnog zakona sledi da je odnos intenziteta zračenja na grancama ovog opsega

$$\left(\frac{154}{148} \right)^2 = 1,08$$

Odnosno da nesigurnost iznosi $\pm 4\%$ odakle, ako uzmemu u obzir da ova veličina podleže gausovoj raspodeli sa koeficijentom proširenja $k = 1$, sledi vrednost standardne nesigurnosti od:

$$u = \frac{4\%}{1} = 4\%$$

Ukupna merna nesigurnost koju u merenje unosi ova grupa uticajnih veličina jednaka je:

$$u_1 = \sqrt{\sum_i u_i^2} = \sqrt{0.6^2 + 6^2 + 7^2 + 4^2} = 10,1\%$$

Druga grupa uticajnih veličina odnosi se na mernu nesigurnost merenja detektora tokom snimanja radijacionog izlaza redngenske cevi [69]. Procena uticaja ovih uticajnih veličina vrši se korišćenjem IEC 61674:

Unutrašnja greška instrumenta prema IEC 61674 ima proširenu nesigurnost $U = 5\%$ i može se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$. Odavde sledi da je standardna nesigurnost usled unutrašnje greške instrumenta:

$$u = \frac{5\%}{\sqrt{3}} = 2,9\%$$

Razlika u kvalitetu kliničkog i kalibracionog snopa, takođe, prema IEC 6167 ima proširenu nesigurnost $U = 5\%$ i može se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$. Odavde sledi da i u ovom slučaju standardna nesigurnost iznosi:

$$u = \frac{5\%}{\sqrt{3}} = 2,9\%$$

Prema istom dokumentu proširene nesigurnosti koju, delovanjem na detektor zračenja, u snimanje radijacionog izlaza rendgenske cevi unose *jačina kerme i smer upadnog zračenja* iznose $U = 2\%$ za jačinu kerme odnosno $U = 3\%$ za smer upadnog zračenja. Obe vrednosti mogu se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$ odakle sledi da standardna nesigurnost koju u merenje unosi jačina kerme iznosi:

$$u = \frac{2\%}{\sqrt{3}} = 1,2\%$$

Dok je standardna nesigurnost koju u merenje unosi smer upadnog zračenja:

$$u = \frac{3\%}{\sqrt{3}} = 1,7\%$$

Temperatura i pritisak u prostoriji u kojoj se vrši snimanje mogu uneti nesigurnost u merenje. Kako je prilikom snimanja za potrebe ovog rada korišćen poluprovodnički detektor na čiji rad ne utiču temperatura i vlažnost vazduha nije potrebno uzimati u obzir nesigurnost koja bi mogla nastati njihovim uticajem.

Elektromagnetska kompatibilnost prema IEC 61674 ima proširenu nesigurnost $U = 5\%$ i može se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$. Odavde sledi da je standardna nesigurnost koju unosi elektromagnetska kompatibilnost:

$$u = \frac{5\%}{\sqrt{3}} = 2,9\%$$

Veličina i homogenost polja takođe prema IEC 61674 ima proširenu nesigurnost $U = 3\%$ i može se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$. U ovom slučaju standardna nesigurnost iznosi:

$$u = \frac{3\%}{\sqrt{3}} = 1,7\%$$

Napon X-cevi prema IEC 61674 ima proširenu nesigurnost $U = 2\%$ i može se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$. Odavde sledi da je standardna nesigurnost koju unosi elektromagnetska kompatibilnost:

$$u = \frac{2\%}{\sqrt{3}} = 1,2\%$$

Ponovljivost radijacionog izlaza proverava se prilikom redovne provere kvaliteta zračenja rendgenskog aparata koji vrši ovlašćena standardna laboratorija. Nesigurnost koju unosi ponovljivost radijacionog izlaza izračunava se kao količnik standardne devijacije i srednje vrednosti ponovljenih rezultata merenja radijacionog izlaza. Prema poslednjem izveštaju provere kvaliteta zračenja u KCV standardna nesigurnost koju unosi ponovljivost radijacionog izlaza iznosi:

$$u = 0,05\%$$

Zračenje rasejano od kreveta za pacijenta tokom snimanja radijacionog izlaza rendgenske cevi može, delovanjem na detektor, uneti nesigurnost u merenje. Kako je prilikom snimanja za potrebe ovog rada korišćen poluprovodnički detektor sa zaštitom od rasejanog zračenja nije potrebno uzimati u obzir nesigurnost koja bi nastala njihovim uticajem. Takođe nije potrebno

odaljavati detektor od kreveta kako bi se smanjio uticaj rasejanog zračenja što bi u slučaju korišćenja ionizacione komore bilo neopodno.

Dugoročna stabilnost detektora prema IEC 61674 ima proširenu nesigurnost $U = 2\%$ i može se predstaviti pravougaonom raspodelom čiji koeficijent proširenja iznosi $k = \sqrt{3}$. Odavde sledi da je standardna nesigurnost koju unosi ova veličina:

$$u = \frac{2\%}{\sqrt{3}} = 1,2\%$$

Nesigurnost koju unose varijacije prilikom pozicioniranja detektora može se izračunati preko inverznog kvadratnog zakona ako usvojimo da tipično rastojanje detektora od fokusa X cevi koje iznosi 100 cm varira ± 1 cm. Iz ovoga, a na osnovu inverznog kvadratnog zakona sledi:

$$\left(\frac{101}{99}\right)^2 = 1,04$$

Odnosno da proširena nesigurnost iznosi $\pm 2\%$ odakle, ako uzmemu u obzir da ova veličina podleže gausovoj raspodeli sa koeficijentom proširenja $k = 2$, sledi vrednost standardne nesigurnosti od:

$$u = \frac{2\%}{2} = 1\%$$

Ukupna merna nesigurnost koju u merenje unosi ova grupa uticajnih veličina jednaka je:

$$u_2 = \sqrt{\sum_i u_i^2} = 6,0\%$$

Poslednja grupa uticajnih veličina su veličine koje se odnose na pacijenta tokom snimanja, a nesigurnost koju unose ove veličine posledica je prisustva pacijenta tokom snimanja.

Varijacije faktora povratnog rasejanja za zračenje rasejano od pacijenta tokom snimanja takođe utiču na mernu nesigurnost. U literaturi [69] se, na osnovu procena i eksperimenata, kao vrednost proširene nesigurnost koja nastaje od ove uticajne veličine daje opseg od 6 do 12%. Ako usvojimo da je proširena nesigurnost jednaka 12% a kako ova veličina podleže gausovoj raspodeli sa koeficijentom proširenja $k = 2$, sledi vrednost standardne nesigurnosti od:

$$u = \frac{12\%}{2} = 6\%$$

Uticaj tačnosti napona rendgenske cevi procenjuje se na osnovu rezultata analize kvaliteta zračenja za dati uređaj koji je za potrebe KCV izvršila ovlašćena standardna laboratorijska analiza. U pomenutoj analizi dato je da standardna nesigurnost tačnosti napona rendgenske cevi iznosi:

$$u = 7\%$$

Nesigurnost koju unose varijacije rastojanja od fokusa rendgenske cevi do površine kože pacijenta može se izračunati ako usvojimo da tipično rastojanje detektora od fokusa X-cevi koje iznosi 155 cm varira ± 1 cm. Iz ovoga, a na osnovu inverznog kvadratnog zakona sledi:

$$\left(\frac{156}{154}\right)^2 = 1,03$$

Odnosno da proširena nesigurnost iznosi $\pm 1,5\%$ odakle, ako uzmemmo u obzir da ova veličina podleže gausovoj raspodeli sa koeficijentom proširenja $k = 2$, sledi vrednost standardne nesigurnosti od:

$$u = \frac{1,5\%}{2} = 0,75\%$$

Ukupna merna nesigurnost koju u merenje unosi ova grupa uticajnih veličina jednaka je:

$$u_3 = \sqrt{\sum_i u_i^2} = 9,2\%$$

$$u_B = \sqrt{u_1^2 + u_2^2 + u_3^2}$$

Relativna standardna nesigurnost tip B ($k=1$): 15

Relativna proširena nesigurnost tip B ($k=2$): 30

5.3.3. Kombinovana merna nesigurnost

Kombinovana merna nesigurnost na osnovu proračunatih vrednosti mernih nesigurnost tip A i tip B iznosi:

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} = \sqrt{4,5^2 + 15^2} = 15,6\% \quad \text{za } K=1$$

$$u_C = \sqrt{u_A^2 + u_B^2} = \sqrt{9^2 + 30^2} = 31,3\% \quad \text{za } K=2$$

Odavde dobijamo da se vrednost ulazne površinske kerme u vazduhu može napisati kao:

$$\text{Za } k=1 \quad K_e = (1,6 \pm 0,3) \text{ mGy}$$

$$\boxed{\text{Za } k=2 \quad K_e = (1,6 \pm 0,5) \text{ mGy}}$$

Na osnovu analize rezultata merenja izvršenih za potrebe ovog rada merna nesigurnost merenja pri određivanju doze koju pacijent primi tokom snimanja za potrebe dijagnostičke radiologije je 31,3% i izražena je kao proširena merna nesigurnost za fakor obuhvata $k=2$ koji za normalnu raspodelu odgovara nivou poverenja od 95%.

6. DISKUSIJA

U skladu sa protokolom za kontrolu kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji i sa IEC 61223-3-1 standardom za potrebe našeg rada vršena su merenja na dva rengen aparata za snimanje u Kliničkom centru Vojvdine. U pitanju su aparat marke Shimadzu i Philips Superix 1150. Oba aparata daju dobru usaglašenost parametara koji su mereni sa standardom. Možemo reći da ne postoji jasno definisan kriterijum za radijacioni izlaz u funkciji od napona. Što je filtracija veća radijacioni izlaz je manji pa ova dva parametra predstavljaju suprotne zahteve, ovo se rešava kompromisom. Da bi se sprečile nepotrebno velike doze za pacijenta uvodi se kriterijum za minimalnom filtracijom, a minimalni radijacioni izlaz postoji kako bi vreme ekspozicije bilo razumno kratko i kako bi se sprecili artefakti usled kretanja pacijenta. Ovo se primenjuje i u našem slučaju.

Pacijentne doze u dijagnostičkoj radiologiji zavise od velikog broja međusobno zavisnih parametara u koje se ubrajaju radiografska tehnika, tip dijagnostičke procedure, izbor generatora i kvalitet snopa X-zračenja. Relativno visoke vrednosti napona rendgenske cevi i dovoljna filtracija snopa u kombinaciji sa sistemom film-pojačivačka folija, predstavljaju efikasan način za smanjenje pacijentnih doza i rizika uz minimalna finansijska izdvajanja. Dalje smanjenje doza i rizika je moguće postići uvođenjem redovne edukacije i dnevne kontole kvaliteta u zdravtvenim ustanovama u kojima se sprovode radiološke procedure. Sistematskim dozimetrijskim merenjima obuhvaćena su ukupno 95 odrasla pacijenta, oba pola i različite telesne mase. Merenjem su određeno referentne vrednosti ESAK i procenjene srednje vrednosti efektivne doze za šest odabranih radiografskih tehnika i 9 odgovarajućih projekcija. Odnos maksimalne i minimalne vrednosti ESAK za različite tehnike snimanja najviše varira u snimanju pluća u PA projekciji. Doze koju pacijent primi su u proseku 1,6 mGy. Što pokazuje na znatnu neusaglašenost sa evropskim dijagnostičkim referentnim nivoom koji za snimanje pluća u PA projekciji iznosi 0,3mGy a u Srbiji DRL iznosi 0,8mGy. . Ukupna filtracija za ovaj aparat iznosi 5,3 mmAl, što doprinosi dozi (jer se sa povećanjem filtracije povećava i doza). Najveći uzrok za velike doze jeste vrednost opterećenja rendgenske cevi od 10 mAs-a, pošto se pluća najčešće snimaju sa 2-3 mAs-a. Ovaj parametar ekspozicije je na aparatu fiksiran i ne postoji opcija za njegovo menjanje. Opcija AEC bila je dostupna kod Shimatzu rengen aparata za snimanje i korišćena je za sve ostale radiografske tehnike snimanja radiografskih procedura. Niži nivoi izlaganja pacijenta zabeleženi su kod Shimatzu rengen aparata. Trend obrnute сразмерности između napona i opterećenja rendgenske cevi iskazanog preko mAs uočen je za svih šest radiografskih procedura.

Uklanjanjem ovih nedostataka izbegle bi se date nepravilnosti i značajne varijacije pacijentne doze prilikom snimanja pluća u PA projekciji.

Radi poređenja izmerenih vrednosti dole je data tabela sa objavljenim rezultatima iz drugih evropskih zemalja. U razmatranje moramo uzeti da je našom analizom obuhvaćeno oko 100 pacijenata različite telesne mase (od 53 do 110 kilograma) i starosne dobi (od 20 do 80 godina), podaci su prikupljeni 72 dana, a da su podaci za druge evropske zemlje prikupljane duži vremenski period i za više pacijenata. Vidimo da su izlaganja za sve radiografske procedure u našem radu u saglasnosti sa DRL-om i uglavnom manje od ostalih evropskih zemalja. Jedina neusaglašenost jeste radiografija pluća.

Tabela 19. Poređenje srednjih vrednosti ESD (mGy) sa objavljenim rezultatima iz drugih evropskih zemalja

		Ovaj rad	UK [65]	Portugal [21]	Italija [66]	Slovenija [21]	Rumunija [68]	Grčka [67]	DRL [15]
Vratna kičma	AP	1.8 (1.6- 2.0)	-	2.91 (0.4-14)	-	-	-	-	-
	LAT	2.1 (1.6- 3.0)	-	-	-	-	-	-	-
Karlica	AP	5.6 (4.2- 8.9)	4.4 (1.0- 16.0)	-	7.77 (1.2- 21.3)	3.8 (0.8-7.6)	13.2 (1.9-35)	12.5±1.95	10
	deo kičme	9.9 (7.1- 14.3)	6.1 (1.4- 31.0)	5.95 (1.4- 23.2)	8.9 (0.6- 42.6)	6.9 (0.7- 26.9)	17.6 (2.0-71)	18.9±6.76	10

		16.5	16.0		26.7	16.8	42.0		
LAT		(12.6- 20.3)	(3.9- 75)	-	(1.2- 86.7)	(2.3-60)	(4.4-162)	44.9±22.9	30
Pluća	PA	1.8 (0.5- 2.3)	0.16 (0.01- 0.10)	0.31 (0.06- 3.2)	0.57 (0.1- 4.13)	0.23 (0.08- 0.4)	1.7 (0.3-6.0)	0.69±0.40	0.3

Imajući u vidu složenu prirodu dijagnostičkog procesa, standardizacija procesa optimizacije u dijagnostičkoj radiologiji je praktično nemoguća i zahteva detaljnu analizu svakog pojedinačnog slučaja. Optimizacija zaštite u dijagnostičkoj radiologiji je, u suštini, traganje za kompromisom između kvaliteta dijagnostičke informacije koju pruža radiološka slika i doze koju primi pacijent. Poštujući neophodne dijagnostičke zahteve, doza za pacijenta treba da bude što je moguće niža. S jedne strane, veličine koje zadovoljavaju kriterijum jednostavne merljivosti i omogućavaju komparacije i ocenu izloženosti pacijenata definisane su međunarodnim preporukama. S druge strane, kvalitet slike predstavlja kompleksniji problem, s obzirom da ne postoji dobro definisana i jednostavno merljiva veličina, koja bi poslužila kao jedinstven pokazatelj kvaliteta slike. Stručna i naučna tela koja se bave problemom zaštite od zračenja u medicini, kao način optimizacije predlažu uvođenje graničnih vrednosti koje odvajaju dobru od loše radiološke prakse.

Primena tradicionalnih sistema za prijem slike kao što je kombinacija fjm-pojačivačka folija podrazumeva dovoljan intenzitet zračenja koje proizvodi potrebnu *OD* na filmu. Zahtev za očuvanjem optimalne *OD* filma ukazuje na mogućnost optimizacije prakse promenom karakteristika prijemnika slike ili promenom kvaliteta snopa.

Metode za smanjenje izloženosti pacijenta i kontolu rizika uključuju oba principa zaštite od zračenja: opravdanost i optimizaciju prakse a oslanjaju se na pravilnu i konzistentnu primenu Programa osiguranja kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji. Pored redovne provere performansi dijagnostičkih sistema, potpuna primena QA programa obuhvata i kontrolu radiografskih tehika i načina korišćenja dijagnostičke opreme periodičnim merenjem pacijentnih doza. Faktori pomoću kojih se može kontrolisati izloženost pacijenta u dijagnostičkoj radiologiji su:

1. Optimalan izbor vrednosti visokog napona i filtracije snopa X-zračenja;
2. Primena visokoosetljivih kombinacija fim-pojačivačka folija i njihova usklađenost sa naponom rendgenske cevi ;
3. Kontola uređaja za obradu filma i dnevna kontrola kvaliteta;
4. Primena komponenata od ugljenih vlakana (nosač pacijenta, kasete, rešetke za sprečavanje rasejanog zračenja);
5. Primena automatske kontole ekspozicije;
6. Uvak kada je moguće ukloniti rešetku za sprečavanje rasejnog račenja ili korstiti rešetke malih vrednosti r ;
7. Optimalan izbor restojanja fokus-film;
8. Primena automatstke kolimacija snopa X-zračenja;
9. Primena mehanizama za smanjenje vremena ekpozicije, impulsnih sistema i uređaja za čuvanje slike;
10. Redukcija nepotrebnog izlaganja [5];
11. Čuvanje prethodnih snimaka i nalaza u klasičnom ili digitalnom obliku;
12. Primena alternativnih dijagnostičkih tehnika [5];
13. Selektivna i utemeljena primena skrining programa;
14. Adekvantna obuka radiologa i radioloških tehničara o nivoima izloženosti pacijenata i mogućnostima za smanjenje doza.

Kao još jedan metod optimizacije mogu se koristiti i odabrani referentni nivoi koji se određuju merenjem pacijentnih doza za svaki tip pregleda i reprezentativni uzorak pacijenata. Po pravilu, distribucija doza je veoma široka što samo po себи ukazuje na mogućnosti za smanjenje pacijentnih doza. Posebno pitanje je gde postaviti referentni nivo. Po pragmatičnom pristupu koji je prvobitno usvojen u Velikoj Britaniji, a kasnije i internacionalno, za referentni nivo uzima se treći kvartil distribucije izmerenih doza, što znači da se praksa u četvrtini rendgen-kabineta sa najvećim vrednostima doza smatra neoptimalnom.

7. ZAKLJUČAK

Rezultati kontrole kvaliteta ukazuju na dobru usaglašenost merenih aparta (Philips, Shimatzu) sa odgovarajućim standardom. Merenjem su određene referentne vrednosti ESAK i procenjene srednje vrednosti efektivne doze za šest odabralih radiografskih tehnika i devet odgovarajućih projekcija. Kod snimanja pluća koristio se Philips rendgen aparat sa ručnim odabirom parametara ekspozicije. Kao što je već rečeno najveći uzrok za velike doze je upravo ne postojanje opcije AEC i tehnička ograničenost aparata tj. ne postojanje mogućnosti za promenom vrednosti opterećenja rendgenske cevi od 10 mAs-a. Opcija AEC bila je dostupna kod Shimatzu rengen aparata za snimanje i korišćena je za sve ostale radiografske tehnike snimanja radiografskih procedura. Niži nivoi izlaganja pacijenta zabeleženi su kod Shimatzu rengen aparata.

Medicinska izlaganja su jedan od najznačajnijih činilaca u ukupnoj dozi za populaciju koja potiče od veštačkih izvora zračenja. Svaki izvor zračenja koji se koristi u medicini zahteva redovnu kontrolu i ispitivanja. Kontrolom kvaliteta u konvencionalnoj radiografiji možemo odrediti kvalitet rengenskog uredaja i u širem smislu, njegov uticaj na okolinu i dozu koju prime profesionalno izložena lica i pacijenti. Procena rezultata ispitivanja opreme se koristi za definisanje korektivnih mera, preventivno održavanje i procenu učinka. Jedna od prednosti kontrole kvaliteta je ta, da je uz bolji kvalitet slike povećana i smanjenje varijabilnosti procedura, što na kraju povećava pouzdanost, efikasnost i isplativost opreme koja se u datom radiološkom odeljenju koristi. Generalni zaključak je da bi se implementacijom programa osiguranja i kontrole kvaliteta i njegovim održavanjem verovatnoća za greške i nekonzistencije u tehnici i dijagnostičkoj opremi svela na minimum, kao i da bi se izbegle varijacije pacijentnih doza.

8. Reference

1. The Essential Physics of Medical Imaging, Williams and Wilkins, Baltimore, 1994
2. Prof. Dr Marko M. Ninković Elementi fizike x-zračenja, Beograd, 2007
3. Medical imaging physics, William R. Hendee, Ph.D., E. Russell Ritenour, Ph.D. , Wiley-Liss, Inc., New York, 2002
4. Miodrag Krmar, Skripta iz predmeta: Uvod u nuklearnu fiziku, Univerzitet u Novom Sadu, 2011
5. Olivera Ciraj-Bjelac, Doktorska disertacija: Procena izloženosti i mogućnosti za smanjenje pacijentnih doza u dijagnostičkoj radiologiji, Univerzitet u Novom Sadu, 2005.
6. Hilde Merete Olerud, Assessment of patient doses and image quality in X-ray diagnostics in Norway, PhD Thesis, The Norwegian University of Science and Technology, Trondheim, 1997, pp 55. (24)
7. Perry Sprawls, Physicsl Principles of Medical Imaging, Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1995, pp 633.(83)
8. International Commission on Radiation Units and Mesurements. Medical Imaging-The Assessment of Image Quality . ICRU Report 54, Bethesda MD, 1996.(84)
9. International Commission on Radiation Units and Mesurements. Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems. ICRU Report 11, Bethesda MD, 1986.(94)
10. Mr. marko Nikčević, Tomislav Andelić, Upustvo za detekciju i postupanje sa izvorima zračenja i za provjeru funkcionalnosti dozimetrijske opreme, Podgorica, 2011
11. Službeni glasnik RS”, broj 76/09 PRAVILNIK O PRIMENI IZVORA JONIZUJUĆIH ZRAČENJA U MEDICINI
12. International Electrotechnical Commission. Evaluation of routine testing in medical imaging departments. Part 2-6: Constancy tests-X-ray equipment for computed tomography. IEC 1223-2-6, IEC, Geneva, 1994.
13. International Electrotechnical Commission: Medical Electrical Equipment-Dose Area Product Meters, IEC 60580, IEC, Geneva, 2000.
14. Commission of the European Communities (CEC). European guidelines and quality criteria for diagnostic radiographic images. EUR 16260 EN eds. Carmicheal J, et al. CEC, Brussels, 1996
15. Commission of the European Communities (CEC). European guidelines and quality criteria for diagnostic radiographic images in pediatrics. EUR 16261 EN eds. Carmicheal J, et al. CEC, Brussels, 1996.
16. Commission of the European Communities (CEC). European guidelines and quality criteria for computed tomography. EUR 16262 EN eds. Bongertz G, et al. CEC, Brussels, 1998.
17. Aichinger H, Dierker J, Joite-Barfus S, Sabel M, Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology, Springer-Verlag, Berlin, Germany, 2004.
18. ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and unitsfor ionizing radiation. ICRU Report 60, Bethesda MD, 1998.
19. Knoll G F, Radiation detection and measurements. John Willey, New York, 1986.

20. The dosimetry of ionizing radiation, ed. Kase K, Bjangard B and Attix F. Volume III, Academic Press, San Diego, 1990.
21. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Quantities and Units in Radiation protection Dosimetry*. ICRU Report 51, Bethesda MD, 1993.
22. International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Oxford, Pergamon Press, 1991.
23. ICRP Publ. 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection
24. G.A. Carlsson, C.A. Carlsson, J. Perslid, Energy imprepted to the patient in dioagnostic radiology: calculation of conversion factors for determininig the enrgy imparted from measurements of the air collosion kerma, Phys Med Biol 29(1984): 1329-1341.
25. Faulkner K, Broadhead D , Harrison R M, Patient dosmetry in diagnostic radiology, Applied Radiation and Isotopes 50(1999):113-123.
26. ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and unitsfor ionizing radiation. ICRU Report 60, Bethesda MD, 1998.
27. Hart D, Jones D G, Wall B F, Coeficients for estimating effective dose from pediatric X-ray examinations. National Radiological Protection Board, NRPB-R279, London, HMSO, 1996.
28. Hart D, Jones D.G,Wall B.F Normalised Organ Doses for Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques. Chilton, NRPB SR262,1994.
29. Sandborg M, Dance I, Alm Carlsson G, Perslid J, Selection of anti-scatter grids for different imaging tasks: The advantage of low atomic number cover and interspace materials. Br J Radiol 66 (1993), 1151-1163.
30. Sandborg M, Dance I, Alm Carlsson G, Perslid J, Monte Carlo study of grid performance in diagnostic radiology: Factors which affect the selection of tube potential and grid ratio. Br J Radiol 66 (1993), 1164-1176.
31. Sandborg M, Dance I, Alm Carlsson G, Perslid J, Selection of anti-scatter grids for different imaging tasks: Task dependent optimization for screen-film imaging. Br J Radiol 67 (1995), 167-170.
32. IPEM. Recommended standards for the routine performance testing of diagnostic x-ray imaging systems. Report No 77, Institution of Physics and Engineering in Medicine and Biology, York, 1998.
33. International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment. Part 1: General requirements for safety. 3. Collateral starnsrd: General requirements for radiation protection in diagnostic X-ray equipment. IEC 601-1-3, IEC, Geneva, 1994.
34. www.rti.se
35. Hart D, Jones D.G,Wall B.F Normalised Organ Doses for Medical X-ray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques. Chilton, NRPB SR262,1994.(54)

Prilog : Tabele sa mernim vrednostima parametara za kontrolu kvaliteta

Ispitivanje tačnosti i repetabilnosti vremena ekspozicije

Tabela P1: Ispitivanje tačnosti i repetabilnosti vremena ekspozicije (Philips aparat)

Tačnost			Repetabilnost		
t _{nominalno} (ms)	t _{izmereno} (ms)	Odstupanje* (%)*	t _{nominalno} (ms)	t _{izmereno} (ms)	Koeficijent varijacije (%)**
500	457	9	500	457	0.3
250	251	0		459	
160	163	2		458	
100	104	4		460	

Tabela P2: Ispitivanje tačnosti i repetabilnosti vremena ekspozicije (Shimatzu aparat)

Tačnost			Repetabilnost		
t _{nominalno} (ms)	t _{izmereno} (ms)	Odstupanje* (%)*	t _{nominalno} (ms)	t _{izmereno} (ms)	Koeficijent varijacije (%)**
500	500	0	400	400	0
320	320	0		400	
160	160	0		400	
100	100	0		400	

Radijacioni izlaz

Tabela P3: Repetabilnost radijacionog izlaza (Philips aparat)

Fokus	U (kV)	It (mAs)
Veliki	100	100
K/It (μ Gy/mAs)		
488		
500		
477		
493		
493		
CV (%)	1.7	

Tabela P4: Repetabilnost radijacionog izlaza (Shimatzu aparat)

Fokus	U (kV)	It (mAs)
Veliki	100	100
K/It (μ Gy/mAs)		
105		
105		
106		
106		
CV (%)	0.5	

Linearnost radijacionog izlaza

Tabela P5: Linearnost radijacionog izlaza (Philips aparat)

Fokus	U (kVp)	It (mAs)	K (mGy)	d (m)	K*/It (μ Gy/mAs)	Odstupanje (%)
veliki	80	50	1.938	1	24.81	16
		25	1.138	1	29.13	1.7
		16	0.780	1	31.20	5.2
		10	0.522	1	33.41	12

Tabela P6: Linearnost radijacionog izlaza (Shimatzu aparat)

Fokus	U (kVp)	It (mAs)	K (mGy)	d (m)	K*/It (μ Gy/mAs)	Odstupanje (%)
veliki	80	100	7.16	1	46	1
		64	4.63	1	46	0.1
		32	2.36	1	47	2
		10	1.57	1	46	0.6

Radijacioni izlaz u funkciji napona rendgenske cevi

Tabela P7: Radijacioni izlaz u funkciji napona rendgenske cevi (Philips aparat)

Fokus	U(kV)	It (mAs)	d (m)	K (mGy)	Ks*(μGy/mAs)
Veliki	50	50	1	1.00	20
	60	50	1	1.37	28
	70	50	1	1.63	33
	80	50	1	1.93	39
	90	50	1	2.05	41
	100	50	1	2.50	50

Tabela P8: Radijacioni izlaz u funkciji napona rendgenske cevi (Shimatzu aparat)

Fokus	U(kV)	It (mAs)	d (m)	K (mGy)	Ks*(μGy/mAs)
Veliki	50	100	1	2.79	28
	60	100	1	4.17	42
	70	100	1	5.64	56
	80	100	1	7.16	72
	90	100	1	8.65	87
	100	100	1	10.48	105

Ispitivanje ograničenosti prostiranje snopa rendgenskog zračenja

Tabela P8: Ispitivanje ograničenosti prostiranje snopa rendgenskog zračenja (Philips aparat)

Dimezija	Izmerena vrednost (cm)	Rastojanje fokus-ravan osvetljenog polja r(cm)		Odstupanje (%)*
a1	0	100	$(a1 + a2)/r$	0.3
a2	0.3	100		
b1	0	100	$(b1 + b2)/r$	0.5

Tabela P9: Ispitivanje ograničenosti prostiranje snopa rendgenskog zračenja (Shimatz aparat)

Dimezija	Izmerena vrednost (cm)	Rastojanje fokus-ravan osvetljenog polja r(cm)		Odstupanje (%)*
a1	0	100	$(a1 + a2)/r$	1
a2	1	100		
b1	0.5	100	$(b1 + b2)/r$	3
b2	2.5	100		

Biografija



Nevena Ignjatov je rođena 26.05.1988. godine u Novom Sadu. Osnovnu školu „Dositej Obradović“ iz Novog Sada je završila 2003. godine i iste godine je upisala gimnaziju prirodno-matematičkog smera „Isidora Sekulić“ iz Novog Sada. Osnovne studije iz fizike je završila 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:

TD

Monografska dokumentacija

Tip zapisa:

TZ

Tekstualni štampani materijal

Vrsta rada:

VR

Master rad

Autor:

AU

Nevena Ignjatov

Mentor:

MN

Miroslav Vesović

Naslov rada:

NR

Osiguranje kvaliteta u konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji: fizičko-tehnički aspekti i određivanje doze za pacijenta srpski (latinica)

Jezik publikacije:

JP

Jezik izvoda:

JL

srpski/engleski

Zemlja publikovanja:

ZP

Srbija

Uže geografsko područje:

UGP

Vojvodina

Godina:

GO

2013.

Izdavač:

IZ

Autorski reprint

Mesto i adresa:

MA

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

Fizički opis rada:

FO

Naučna oblast:

NO

Medicinska fizika

<i>Naučna disciplina:</i>	Fizika
ND	
<i>Predmetna odrednica/ ključne reči:</i>	dijagnostička radiologija, doza, rizik, optimizacija, osiguranje kontrole kvaliteta
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 sadrži detaljan opis protokola kontrole kvaliteta u dijagnostičkoj radiologiji kao i pregled metoda pacijentne dozimetrije u dijagnostičkoj radiologiji sa posebnim osvrtom na merenje doza na povšini kože pacijenta, kerme u vazduhu i efektivne doze. Opisane su teorijske osnove dozimetrije X-zračenja i primena fundamentalnih dozimetrijskih principa u dijagnostičkoj radiologiji. Dalje, data su eksperimentalna merenja i proračun doza kao i rezultati ocene kontrole kvaliteta.
IZ	
<i>Datum prihvatanja teme od NN veća:</i>	Februar, 2013.
DP	
<i>Datum odbrane:</i>	27.02.2013.
DO	
<i>Članovi komisije:</i>	
KO	
<i>Predsednik:</i>	Dr Olivera Klisurić
<i>član:</i>	Dr Nataša Todorović
<i>član:</i>	Dr Olivera Ciraj
<i>član:</i>	Dr Miroslav Vesković

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Monograph publication

Type of record:

TR

Textual printed material

Content code:

CC

Final paper

Author:

AU

Nevena Ignjatov

Mentor/comentor:

MN

Miroslav Vesković

Title:

TI

Quality assurance in conventional diagnostic radiology: physical and technical aspects of the determination of the dose to the patient

Serbian (Latin)

Language of text:

LT

Language of abstract:

LA

English

Country of publication:

CP

Serbia

Locality of publication:

LP

Vojvodina

Publication year:

PY

2013

Publisher:

PU

Author's reprint

Publication place:

PP

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

Physical description:

PD

<i>Scientific field:</i>	Medical Physics
SF	
<i>Scientific discipline:</i>	Physics
SD	
<i>Subject/ Key words:</i>	diagnostic radiology, dose, risk, optimization, quality assurance
SKW UC	
<i>Holding data:</i>	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD	
<i>Note:</i>	none
N	
<i>Abstract:</i>	This paper contains detailed description of Quality Assurance Programme in diagnostic radiology and overview of Patient dosimetry with special reference to measuring entrance surface dose, air kerma and equivalent dose. Describes the theoretical foundations of X-radiation dosimetry and application of fundamental principles of dosimetry in diagnostic radiology. Further, there are given the experimental measurements and calculation of doses and the results of quality control reviews.
AB	
<i>Accepted by the Scientific Board:</i>	February, 2013.
ASB	
<i>Defended on:</i>	27.02.2013.
DE	
<i>Thesis defend board:</i>	
DB	
<i>President:</i>	Dr Olivera Klisurić
<i>Member:</i>	Dr Nataša Todorović
<i>Member:</i>	Dr Olivera Ciraj
<i>Member:</i>	Dr Miroslav Vesković