

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNOMATEMATIČKI FAKULTET DEPARTMAN ZA FIZIKU



Merenja CTDI i DLP doznih veličina na CT-sistemima u Novom Sadu, sa procenom Efektivne doze

- master rad -

Mentor: dr. Nataša Todorović Kandidat: Ivan Mađarević

Novi Sad, 2012

Veliko hvala Nataši i Slavku za ogromnu nesebičnu pomoć i logistiku.

Hvala osoblju i tehničarima ustanova: "MC klinika", "Institut za onkologiju Vojvodine", "Institut za zdravstvenu zaštitu dece i omladine Vojvodine", "Institut za kardiovaskularne bolesti Vojvodine"

Takođe veliko hvala prof. Oliveri Ciraj na korisnim informacijama i ispravkama.

Predgovor

Kompjuterizovana tomografija je u zadnjih 20 – 30 godina doživela neverovatan razvoj, najviše usled istog takvog razvoja komputerske tehnologije. Usled ove činjenice CT-tehnika je počela da se široko koristi u dijagnostičke svrhe, a danas je postala standardna u gotovo svim dijagnostičkim centrima. Takođe, ona je počela da zamenjuje druge starije tehnike, usled sve lakše upotrebe CT-tehnologije. Sve ovo dovelo je do povećanja količine radijacije koji primi stanovništvo od strane medicinskih izvora zračenja. Postoje osnovane sumnje da razvoj tehnologije nije pratio i smanjenje doze na pacijenta prilikom CT-pregleda. Ovi problemi zahtevaju veliko angažovanje naučnika i inžinjera kada su u pitanju merenja i praćenja doza koje prime pacijenti pri CTpregledima, kao i određivanja adekvatnih referentnih nivoa koji su, čini se, za druge radiološke tehnike, mnogo strožije određeni. CT-sistemi kao alat koji saopštava visoke doze pri pregledima sigurno zahteva veliku pažnju i u našoj zemlji, gde se učestanost upotrebe CT-skenera može porediti sa razvijenim zemljama.

Ovim radom ispitane su visine doza u dijagnostičkim centrima u Novom Sadu koji koriste CT-sisteme. Kao referentni, korišćeni su nivoi koje preporučuje "Evropska komisija za nuklearnu zaštitu", i ispitano je koliko su oni primenjivi na CT-sisteme i protokole pregleda koji se koriste u našoj zemlji.

Sadržaj:

1.	Uvod	6
	1.1. Fizika X–zračenja	6
	1.1.1. Eksponencijalni zakon atenuacije	7
	1.2. Interakcija X-zraka sa materijom	9
	1.3. Kvalitet X-zračenja u CT dijagnostici	11
	1.3.1. Komptonovo rasejanje	12
	1.3.2. Fotoelektrični efekat.	14
2.	Dozimetrijske veličine u dijagnostičkoj radiologiji	15
	2.1. Fluks i kerma.	15
	2.2. Apsorbovana doza	17
	2.3. Efekti jonizujućeg zračenja na ljudska bića	18
	2.4. Ekvivalentna doza	19
	2.5. Efektivna doza	20
	3.1. Jonizacione komore	21
4.	Istorija i principi CT tehnologije	22
	4.1. Pronalazak CT sistema	23
	4.2. Savremena CT tehnologija	24
	4.2.1. CT sistemi sa multi-detektorskim sistemom	27
	4.2.2. Tomografska rekonstrukcija	27
5	CT dozni parametri	30
υ.	51 CTDI	30
	5.1.1 "Pitch" faktor MSAD i CTDIvor	33
	5.2 DLP ("Dose Length Product")	34
	5 3 Efektivna doza (CT)	35
	5.4. Pitanje opravdanosti upotrebe CTDI doznog koncepta	36
6.	Tehnički CT parametri i nijhov uticaj na dozu.	
	6.1 Filtracija snopa	37
	6.2. Oblikovanje snopa	37
	6.3. Kolimacija snopa	37
	6.4. Detektorski sistem	39
	6.5. Sistem akvizicije podataka	40
	6.6. Spiralna interpolacija	41
	6.7. "Overranging" efekat	42
	6.8. Automatska kontrola ekspozicije u CT-tehnici	42
7.	Parametri skeniranja i njihov uticaj na dozu	44
	7.1. Produkt struje i vremena (mÅs)	45
	7.2. Napon X-cevi	45
	7.3. Kolimacija i debljina sloja	46
	7.4. "Pitch" faktor	48
	7.5. Debljina pacijenta	48

7.6. Dužina skeniranja	49
7.7. Broj serija skeniranja	49
7.8. Broj rotacija kod dinamičkih pregleda	50
7.9. Rekonstrukcioni filteri ("filter kernel")	50
7.10. Veličina "prozora"	50
7.11. Zaštitna oprema	51
8. Problem visokih vrednosti doza u CT dijagnostici	51
8.2. Radijacioni rizici u CT-dijagnostici	53
8.2.1. Deterministički efekti	53
8.2.2. Stohastički efekti	53
8.3. Koncept referentnih doznih nivoa	54
9. Metode merenja i aparatura	55
9.1. CT fantomi ("head" i "chest")	55
9.2. Jonizaciona komora i elektrometar	56
9.3. "oRTIgo" softver za merenje i analizu doze	57
9.4. CT-sistemi obuhvaćeni merenjem	58
9.5. Provera totalne filtracije, HVL, ponovljivosti napona i saopštene doze	58
9.6. Generalne informacije o merenju	59
10. Rezultati merenja	59
10.1. Parametri skenera	59
10.2. CTDI _W , _n CTDI _W i CTD _{VOL}	60
10.3. DLP	63
10.4. Efektivna doza (E)	64
11. Diskusija rezultata	65
Abstrakt	66
Literatura i reference:	68

1. Uvod

Kako bismo na pravi način ušli u razmatranje doznih vrednosti u CT-tehnici potrebno je da se upoznamo sa fizičkim principima X-zračenja i jonizacionog zračenja uopšte, kao i sa veličinama i mernim tehnikama u dozimetriji sa jonizacionim zračenjem.

1.1. Fizika X-zračenja

U medicini se koriste različiti kvaliteti X-zračenja. Vrste zračenja koje emituje rendgenska cev su: *karakteristično* (monohromatsko zračenje), *zakočno zračenje* (kontinualnog spektra) (Slika 1) i polihromatsko.

Kao posledica naglog usporavanja - kočenja elektrona u anodi (Bremsstrahlung) rendgenske cevi nastaje emisija elektromagnetnog zračenja u vidu rendgenskog zračenja, odnosno X-zračenja.

Može se pokazati da je ukupna izračena energija proporcionalna maksimalnoj energiji i prvom stepenu atomskog broja materijala anode. Ovakva pojednostavljena teorija dobro se slaže sa eksperimentom za niskoenergetske elektrone do 100 keV. Maksimalna energija određena je naponom rendgenske cevi, a najniža sopstvenom i dodatom filtracijom na izlazu iz rendgenske cevi.

Što je brzina elektrona veća, a kočenje brže, emitovaće se rendgensko zračenje veće energije. Po pravilu, talasne dužine rendgenskog zračenja koje nastaje na ovaj način obuhvataju veliki opseg talasnih dužina od najkraće λ_{min} do najduže λ_{max} .

Pri sudaru elektrona sa anodom, dolazi do jonizacije, pri čemu se izbacuje elektron iz unutrašnjeg dela atomskog omotača (K, L i M nivo) stvarajući pritom šupljine. Šupljine se popunjavaju sa elektronima nekog višeg energetskog nivoa, pri čemu dolazi do emitovanja *karakterističnog X-zračenja* (Slika 1). Ovaj proces zamene praćen je oslobađanjem viška energije, koja se transformiše u elektromagnetno zračenje, odnosno u emisiju X-zraka.



Slika 1: Tipični spektar X-zraka volframske anode (za napone 80, 100, 120 i 140 kV)

Prilikom dolaska na anodu svi elektroni imaju istu kinetičku energiju, koja je jednaka proizvodu naelektrisanja elektrona i napona u rendgenskoj cevi (eU). Deo kinetičke energije elektrona koja se transformiše u energiju rendgenskog zračenja raste sa energijom elektrona i sa atomskim brojem materijala anode u kome se vrši usporavanje. Kako elektroni pri usporavanju gube različite iznose energija, a rendgensko zračenje koje nastaje u tom procesu imaće različite talasne dužine. Širok raspon energija daje karakterističan spektar X-zračenja, generisan visokim naponom generatora rendgenske cevi. Spektar karakterističnog zračenja je linijski, dok zakočno zračenje daje kontinualan spektar. Čist kontinualan spektar dobija se u uslovima kada energija elektrona ne pređe neku tačno određenu kritičnu energiju materijala anode. Ukoliko je energija elektrona jednaka ili veća od ove kritične vrednosti, kvalitet rendgenskog zračenja se menja i ostvaruju se uslovi za nastajanje karakterističnog zračenja. S obzirom da je emitovanje karakterističnog zračenja sekundarni prelaz koji prati primarni jonizacioni događaj, ne postoji korelacija između upadnog ugla elektrona i pravca emitovanja karakterističnog zračenja. Karakteristično zračenje se emituje izotropno po energiji i intezitetu. Nasuprot tome, zakočno zračenje odlikuje se anizotropijom i pomeranjem raspodele ka pravcu upadnih elektrona sa povećanjem energije.

1.1.1. Eksponencijalni zakon atenuacije

Mehanizam interakcije je određen brojem fotona koji prolaze kroz telo pacijenta i doprinosi formiranju dijagnostičke informacije. Ove interakcije se odvijaju pomoću dva mehanizma: fotoelektrični efekat i Komptonovo rasejanje (dominira u CT-dijagnostici). Fotoelektrični efekat predstavlja mehanizam za uklanjanje fotona iz snopa, verovatnoća zavisi od atomskog broja i gustine. Dijagnostičke slike proizvedene snopom sa fotoelektričnim efektom kao dominantnim mehanizmom interakcije, odlikuju se jačim kontrastom i manje izraženim šumom.

Pri prolasku snopa zračenja kroz materiju, ukoliko dođe do interakcije, čestice snopa menjaju smer kretanja i dalje se rasejavaju, dok jedan deo snopa ostaje apsorbovan. Posledica interakcije snopa rendgenskog zračenja sa materijom je uklanjanje fotona iz primarnog snopa. Ovakva priroda interakcije ukazuje na povezanost preseka za interakciju sa koeficijentima uklanjanja a ne i sa zaustavnom moći (u slučaju naelektrisanih čestica). Mesto na kojem može doći do rasejanja ili apsorpcije čestica se naziva centar interakcije. Efikasni presek je veličina koja opisuje verovatnoću da će se desiti neki proces interakcije pri prolasku zračenja kroz materiju.

Posmatramo paralelan snop fotona koji pada na infinitezimalno mali deo (dx) ukupne debljine materijala koji sadrži N centara interakcije (rasejanje ili apsorpcija) po jedinici zapremine (Slika 2). Može se reći da je broj fotona, koji je uklonjen u jedinici vremena iz upadnog snopa pri prolasku kroz ploču dx, proporcionalan debljini dx i broju fotona koji pada na to mesto u jedinici vremena $\mu N dx$, gde je μ koeficijent proporcionalnosti, odnosno *linearni koeficijent slabljenja* (atenuacije). Kako je broj interakcija u jedinici vremena na tom mestu jednak broju smanjenja fotona u snopu može se napisati:

$$N = N_0 e^{(-\mu x)}$$
[1]



Linearni koeficijent slabljenja uključuje doprinose za različite procese interakcije fotona sa materijom. Ovi doprinosi se određuju u terminu preseka interakcije σ , datom jednačinom:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sigma_{tot} \frac{N_A}{A} \quad . \tag{2}$$

 N_A je Avogardova konstanta (6.022·10²³ atoma/mol), A je relativna atomska masa. Ako je verovatnoća bilo kog tipa određena površinom σ koja karakteriše svaki centar interakcije, verovatnoća interakcije "čestica" iz snopa kroz tanki sloj materijala debljine dx je:

$$N \cdot \sigma \cdot dx = \frac{dx}{\lambda}$$
[3]

gde je: $\lambda = \frac{1}{N\sigma}$, "srednji slobodni put" interkacije.

Ukoliko se predpostavi da svaka interakcija uklanja česticu iz snopa, slabljenje snopa je opisano eksponencijalnim zakonom :

$$dn = -nN \sigma dx$$
, odnosno
 $n_{(x)} = n_o e^{-\mu x}$ [4]

gde je: $\mu = N \sigma = \frac{1}{\lambda}$, takozvani linearni koeficijent slabljenja upadnog snopa u materijalu. Prost eksponencijalni zakon važi samo ako je površina sudara konstantna za opseg energija čestica u snopu u svim tačkama ploče (*dx*). Smanjenje broja fotona u snopu prilikom prolaska kroz apsorber naziva se slabljenje i povezano je sa presekom za interakciju. Ako je presek dat reakcijom:

$$\sigma = \frac{-d \Phi/\Phi}{n_v dx} \quad . \tag{5}$$

Gde je Φ upadni fluks, $-d\Phi$ fluks uklonjen iz snopa nakon prolaska kroz apsorber debljine dx, a $n_v dx$ je broj meta po jedinici površine apsorbera. Jednačina:

$$\frac{-d\Phi}{d} = n_v \sigma \, dx = \mu \, dx \quad ,$$

$$\mu = n_v \sigma = n_m \rho \, \sigma \tag{6}$$

definiše linearni koeficijent slabljenja kao proizvod broja meta po jedinici mase n_m , zapreminske mase ρ i preseka za interakciju σ .

Veličina (μ/ρ) , gde je gustina (ρ) materijala kroz koje prolazi jonizaciono zračenje, je maseni atenuacioni koeficijent slabljenja, koji ima dimenziju (g/cm⁻²). Vrednost atenuacije će zavisiti od energije zračenja i tri karakteristike materijala kroz koje ovo zračenje prolazi i to su: *atomski broj, gustina i broj elektrona po gramu materije*. Energija i atomski broj, zajedno, direktno utiču na relativni procenat verovatnoće dešavanja reakcije fotoefekta i Komptonovog rasejavanja.

Naravno, višestruko rasejanje zračenja u sredini kroz koju se prostire mora se uračunati. Vrlo je pogodno uračunati efekat nagomilavanja fotona u snopu nakon višestrukih rasejanja na takav način što bi se zakon atenuacije snopa, u geometriji uzanog snopa, korigovao jednim multiplikativnim faktorom, koga nazivamo faktorom nagomilavanja, u formi:

$$I(x) = B(E, \mu x) I_0 e^{-\mu x} , \qquad [7]$$

gde je $B(E, \mu)$ faktor nagomilavanja koji zavisi od energije upadnog zračenja i linearnog 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.

Diferencijalni presek za emisiju fotona energija između hv i hv+dhv, jednak je verovatnoći za emitovanje fotona po jednom elektronu, podeljenom sa brojem jezgara mete po jedinici površine:

$$\frac{-d\sigma(hv)}{dhv} = \frac{d^2N}{dhv(n_v dx)} = Z^2 \cdot r^2 \cdot \alpha \cdot \frac{\Phi(E, Z, h, v)}{hv} \quad .$$
[8]

E je ukupna energija elektrona koja se u procesu zakočnog zračenja troši na energiju fotona i kinetičku energiju usporenog elektrona, α konstanta fine strukture. Relativni značaj karakterističnog zračenja u odnosu na zakočno zavisi od napona na rendgenskoj cevi i filtracije. Za opseg energija u dijagnostičkoj radiologiji karakteristično zračenje učestvuje do 30 % u ukupnom spektru.

1.2. Interakcija X-zraka sa materijom

Prolaz elektromagnetnog zračenja kroz materijal karakteriše eksponencijalni zakon atenuacije, (1). Razlog leži u tome što se zračenje pri interakciji sa materijom, za razliku od

normalnog prostiranja, mora posmatrati kao fluks elektrona. Slično važi i za linearni koeficijent slabljenja:

$$\mu = \mu_s + \mu_a = n_m \cdot \rho \cdot (\sigma_s + \sigma_a) \quad . \tag{9}$$

gdje indeksi *s* i *a* predstavljaju procese rasejavanja i apsorpcije, respektivno. Presek za rasejane fotone je zbir za koherentno i nekoherentno rasejanje, dok presek za apsorpciju uključuje fotoelektrični efekat, proizvodnju parova i fotonuklearne reakcije. Koeficijenti μ , μ_a i μ_s zavise od atomskog broja materijala apsorbera i od energije upadnog kvanta što je određeno sa specifičnostima procesa interakcije.

U procesima interakcije sa materijom, deo energije fotona transformiše se u kinetičku energiju sekundarnih čestica, a deo se izrači u vidu rasejanog zračenja. Za materijale niskog Z i niskoenergetske fotone, deo energije koji se transformiše u zakočno zračenje je zanemarljiv, pa je ukupna energija jednaka apsorbovanoj. Ukupan maseni koeficijent slabljenja za interakciju fotona sa materijom može se napisati prema izrazu [2]:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\sigma_R}{\rho} \quad , \tag{10}$$

gde prvi član predstavlja doprinos fotoelektričnog efekta, drugi Komptonovog rasejavanja, a poslednji se odnosi na Rejlijevo rasejanje. Iz jednačine je izostavljen član koji se odnosi na stvaranje parova, jer je opseg energija koji se koristi u dijagnostičkoj radiologiji daleko ispod praga energije za proizvodnju parova (Sliku 3).



Slika 3: Maseni koeficijent slabljenja u funkciji energije fotona (μ), prikazan kao zbir tri komponente: masenih koeficijenata slabljenja za fotoelektrični efekat (μ_p), Komptonovo rasejanje (μ_c) i stvaranje parova (μ_{pp}) (9).

Ukupni maseni koeficijent za predaju energije, zanemarujući L fluoroscenciju, glasi:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \left[\frac{hv - P_K Y_K hv_K}{hv} \right] + \frac{\sigma}{\rho} \cdot \frac{hv - hv'}{hv} \quad .$$
[11]

 P_K - frakcija svih fotoelektričnih interakcija koje se odvijaju na K ljusci za koje je: K E h > v. Y_K - fluoroscentni prinos za K ljusku.

Maseni koeficijent za apsorpciju energije glasi:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad , \tag{12}$$

gde g predstavlja frakciju energije sekundarnih elektrona utrošenu u radijacionim procesima. Za materijale niskog Z i niske energije važi:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad , \tag{13}$$

1.3. Kvalitet X-zračenja u CT dijagnostici

Uobičajeno, u medicini fotoni intereaguju na četiri moguća načina sa materijom: koherentno rasejavanje, *Komptonovo rasejavanje*, *fotoelektrični efekat*) i stvaranje parova. Ovi procesi imaju za posledicu delimični ili potpuni prenos energije fotona na elektron (Slike 4).



Slika 4: Slabljenje intenziteta snopa X-zračenja



1.3.1. Komptonovo rasejanje

Komptonovo rasejanje je opisuje se neeleastičnim sudarom fotona sa slobodnim elektronom. Foton inicijalne energije hv i impulsa m_ec^2 , sudara se sa elektronom (Slika 5) i nastavlja kretanje pod uglom θ u odnosu na inicijalni pravac, sa energijom vh' i impulsom mc^2 . Izbijeni elektron se pri tome rasejava pod uglom Φ sa kinetičkom energijom E_e . Koliko će biti odstupanje od inicijalne putanje fotona X-zraka, zavisi od energije koju je foton zadržao. Ugao rasejanja X-zraka će biti manji, ukoliko je fotonu preostalo više energije, i obrnuto. Na osnovu zakona održanja impulsa i zakona održanja energije izvođe se jednačine koje opisuju Komptonovo rasejanje:

$$hv = hv' + E_e ,$$

$$hv + m_e c^2 = hv' + mc^2 , \quad v = \frac{c}{\lambda} , \quad m = \frac{m_e c^2}{\sqrt{1 - \beta^2}} ,$$

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos \Theta) , \qquad [14]$$

gde je $m_e c^2 = 511$ keV preostala energija elektrona. Prema tome, Komptonovo pomeranje talasnih dužina $\lambda - \lambda'$ je:

- nezavisno od talasne dužine upadnog zračenja, tako da fotoni visoke energije (kratke talasne dužine) gube značajan deo energije pri rasejavanju;
- nezavisno od materijala rasejavanja;
- zavisno od ugla;
- može se izraziti fundamentalnim konstantama h/mc, tzv. Komptonovom talasnom dužinom slobodnog elektrona, to je talasna dužina fotona energije mc², tj. energija mase mirovanja elektrona;

U reakciji nastaje jonski par, pozitivni atom i negativni elektron, koji se naziva uzmakli "recoil" elektron. Izraz za energiju uzmaknutog elektrona određuje se iz istih relacija i ima oblik:

$$E_e = hv - hv' = \frac{hv}{1 + \frac{1}{\alpha} (1 - \cos \Theta)^{-1}} = h\mu \frac{2\alpha \cos^2 \Phi}{(1 + \alpha)^2 - \alpha^2 \cos^2 \Phi} \quad .$$
 [15]

Dva faktora utiču na količinu energije koju foton zadržava: njegova inicijalna energija i ugao reflektovanja uzmaknutog elektrona. Kod inicijalnih energija fotona od 1 keV krive za različite vrednosti konvergiraju ka pravoj hv = hv', što ukazuje na elastično rasejanje na niskim energijama. Odgovarajući K-N atomski presek po jedinici mase, koji se naziva i Komptonov maseni koeficijent slabljenja dat sa jednačinom:

$$\mu = \rho \cdot N_A \cdot \sigma_e \cdot \frac{Z}{A} \quad , \tag{16}$$

Z/A se kreće u rangu od 0.4 do 0.5, smanjuje se sa povećanjem vrednosti Z. Zbog toga, Komptonov koeficijenat slabljenja ne zavisi od vrednosti Z.

Slika 6: Ugaona distribucija rasejanih fotona Grafik ilustruje relativnu verovatnoću Komptonovog rasejanja u tkivu pod određenim uglom na energijama fotona od 20, 80 i 140 keV. Svaka kriva je normirana na 100%.

Slika 6 pokazuje Ugaona distribucija rasejanih fotona Grafik ilustruje relativnu verovatnoću Komptonovog rasejanja u tkivu pod određenim uglom na energijama fotona od 20, 80 i 140 keV. Svaka kriva je normirana na 100%.

1.3.2. Fotoelektrični efekat

Fotoelektrični efekat je najznačajni mehanizam interakcije za niskoenergetske fotone. Predstavlja dominantan apsorpcioni proces u energetskom opsegu od 0.5 keV do 100 keV. Vrednost preseka za fotoelektrični efekat može se proceniti kvantno mehaničkim razmatranjem, aproksimativnom talasnom funkcijom za vezani elekton i izbijeni fotoelektron. Diferencijalni presek po jedinici prostornog ugla za fotoelektrični efekat na K ljusci materijala sa rednog broja Z je:

$$\frac{d\,\sigma_{K}(hv, E, \theta_{e}')}{d\,\Omega} = 4\sqrt{2}\,r_{0}^{2}\alpha^{4}Z^{5} \left(\frac{m_{e}c^{2}}{hv}\right)^{7/2} \frac{\sin^{2}\theta_{e}'}{\left[1 - (p'_{e}c/m_{e}c^{2})\cos\theta_{e}'\right]^{4}} , \qquad [17]$$

Gde je r_0 klasični radijus elektrona, α je konstanta fine strukture, dok je:

$$p'_{e}c = \sqrt{2m_{e}c^{2}T_{e}^{2} + T_{e}'}$$
, [18]

Na energijama nižim od 100 keV, fotoelektrični efekat je dominantan mehanizam interakcije sa materijom. Zavisnost preseka interakcije po atomu kod fotoelektričnog efekta ima sledeći oblik:

$$\alpha^{\tau} \propto \frac{Z^4}{(hv)^3} \quad . \tag{19}$$

Maseni koeficijent slabljenja za fotoelektrični efekat zavisi od energije inicijalnog fotona i broja Z na sledeći način:

$$\frac{\tau}{\rho} \propto \left(\frac{Z}{hv}\right)^3 \quad . \tag{20}$$

Maseni koeficijent za predaju energije u slučaju fotoefekta je:

$$\frac{\tau_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} \left[\frac{hv - P_K Y_K h v_K^{-}}{hv} \right] .$$
[21]

Za većinu elemenata koji ulaze u sastav tkivno-ekvivalentnih materijala energije veze K ljuske je manja od 1 keV, što znači da se celokupna energija fotona apsorbuje. Grubom aproksimacijom je utvrđeno da maseni koeficijent slabljenja kod fotoefekta približno zavisi od energije inicijalnog fotona i broja Z na sledeći način:

$$\sigma_P(E,Z) = \frac{Z^n}{E^m} \cdot const. \quad .$$
[22]

gde n varira između 4 i 5 u zavisnosti od energije fotona, a m se menja od 3.5 do 1. Na energijama zraka nešto manjim od 100 keV počinju da se javljaju fotoelektrični K dikontinuiteti (tzv. apsorpcione ivice), a na oko 10 keV i L diskontinuiteti.

Fotoelektrični efekat u velikoj meri doprinosi praktičnoj primeni fotonskih snopova. Radiografski snimci se odlikuju **boljim kontrastom** ako je pri prolasku rendgenskog zračenja kroz nehomogen apsorber dominatan vid interakcije fotoelektični efekat. Takođe, ako je energija fotona dovoljno velika, kontrasna sredstva kao što su barijum i jod ponašaju se kao veoma efikasni apsorberi. Ovo omogućava veoma dobru vizuelizaciju tokom pregleda pacijenta metodom prosvetljavanja.

2. Dozimetrijske veličine u dijagnostičkoj radiologiji

Prva dozimetrijska veličina je uvedena pre 80 godina a sada ih ima oko desetak, više nego u bilo kojoj drugoj oblasti u metrologiji. Za razliku od ostalih fizičkih veličina mere se sa relativno velikom greškom. Dozimetrija jonizujućeg zračenja je počela da se razvija kao oblast fizike ali je veoma brzo postala neophodna u medicini i biologiji.

Neke od fizičkih radioloških veličina bile su ranije direktno izražene preko veličina polja. Međutim, od 1950. god. počinje uvođenje koncepta kritičnih organa, stvara se potreba povezivanja parametara polja zračenja sa apsorbovanom dozom i drugim veličinama koje se odnose na dozu unutar ljudskog tela. Sistem dozimetrijskih veličina i jedinica definisan je tako da su krajnji rezultati merenja izraženi preko veličine koja je srazmerna stohastičkom efektu. Prvi korak u opisivanju radijacionog polja je pridruživanje neke konačne zapremine svakoj tački u prostoru. Najjednostavniji slučaj je sferna zapremina sa centrom u posmatranoj tački. U zavisnosti da li se radijaciono polje opisuje stohastičkim ili nestohastičkim veličinama, sferna zapremina može biti različite veličine.

Na Slici 7 su prikazane fizičke veličine koje opisuju polje X-zračenja i izloženost pacijenata u dijagnostičkoj radiologiji. Takođe, to su i polazne veličine u procesu optimizacije u rendgenskoj dijagnostici. Polje X-zračenja možemo okarakterisati ako imamo dovoljno informacija o broju i energiji fotona kao i o njihovoj prostornoj i vremenskoj distribuciji (31).

Fizičke veličine koje se koriste da bi se opisalo polje zračenja su: *Fluks* (Φ), *Energija fluksa* (Ψ), *Kerma u vazduhu* (K_a), *Apsorpciona doza* (D) i *Ekspoziciona doza* (X).

2.1. Fluks i kerma

Fluks, Φ , je količnik broja fotona dN i površine poprečnog preseka sfere da na kojoj padaju fotoni [16, 17].

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad , \tag{23}$$

gde je jedinica (m⁻²). Distribucija fotona u zavisnosti od energije data je izrazom,

$$\Phi_E = \frac{d \Phi}{dE} \cdot \frac{dN}{da \cdot dE} \quad .$$
[24]

 Φ_E je odnos fluksa d Φ fotona u intervalu energija E, dE + E. Na osnovu izraza (23) i (24) izraz za fluks energije Ψ_E glasi:

$$\Psi_E = E \cdot \Phi_E = E \cdot \frac{dN}{da \cdot dE} \quad .$$
[25]

Broj fotona dN u istom energetskom intervalu (E, dE + E) koji padaju na sferu površine poprečnog preseka da. Jedinica za fluks energije je (J/m^2). Bez obzira koji se metod u pacijentnoj dozimetriji koristi, polazna veličina je doza izražena preko kerme, K_a , u vazduhu.

Kerma je definisana kao količnik kinetičke energije dE_{tr} koje su naelektrisane čestice predale nekom elementu zapremine i mase dm tog elementa zapremine. Kerma je povezana sa fluksom fotona preko masenog koeficijenta prenosa energije μ_{tr}/ρ , pa je:

$$K_{a}(E) = \Psi_{E} \cdot \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right) = \Phi_{E} \cdot E \cdot \left(\frac{\mu_{tr}(E)}{\rho}\right) \quad .$$
[26]

Jedinica je Gy (gray). U opštem slučaju, 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 proizvodnje zakočnog zračenja je zanemarljiva, tako da je kerma u uslovima elektronske ravnoteže (za homogeni medijum i ne blizu ivica) ekvivalentna apsorbovanoj dozi u vazduhu.

Radijacioni izlaz cevi, Y(d) predstavlja kermu u vazduhu u osi snopa na rastojanju, d, (obično 100 cm od fokusa) pri proizvodu jačine struje i vremena ekspozicije $P_{t:I}$ i dat je izrazom:

$$Y(d) = \frac{K_a}{P_{i\cdot t}} \quad , \tag{27}$$

a određuje se za proizvod struje i vremena od 1 mAs. Kerma u vazduhu, predstavlja kermu u snopu X-zračenja i ravni koja odgovara površini kože ozračenog pacijenta. Jedinica je Gy/mAs. Kerma u vazduhu na površini kože pacijenta, i jačina kerme u vazduhu, 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 (**ESAK**) odgovara kermi u vazduhu na površini kože pacijenta u osi snopa X-zračenja, sa uračunatim doprinosom rasijanja preko faktora rasejanja unazad, **BSF**. Proizvod kerme i površine predstavlja integral kerme u vazduhu, K_a , po površini poprečnog preseka snopa X-zračenja u ravni normalnoj na osu snopa [literatura 19, 20]:

$$KAP = \int_{A} K_a \, dA \quad , \tag{28}$$

KAP se meri u vazduhu na dovoljnom rastojanju od pacijenta kako bi se eliminisao uticaj rasejanja unazad.

Najčešće, KAP se meri plan-paralelnom jonizacionom komorom postavljenom na otvor cevi sa blendom, tako da jonizaciona komora obuhvata celokupnu površinu snopa X-zračenja [21-23]. Gore navedene veličine koje opisuju karakteristike polja u dijagnostičkoj radiologiji izvedene su iz kerme u vazduhu, K_a . U *kompjuterizovanoj tomografiji*, proizvod dužine i doze, P_L , predstavlja linijski integral kerme u vazduhu duž z-ose rotacije gentrija. Za rotaciju od 360°, P_L se može izračunati na osnovu izraza [13]:

$$CTDI_{L} = \int_{L} K_{a}(z) dz \quad ,$$
[30]

Veličina $CTDI_L$ se meri cilindričnom jonizacionom komorom dužine 10 cm. Srednja vrednost kerme u vazduhu po jednom preseku se može odrediti na osnovu izraza:

$$CTDI_{air} = \frac{CTDI_{L}}{s} \quad , \tag{31}$$

gde je *s* nominalna debljina preseka. Srednja vrednost kerme u vazduhu po jednom preseku u literaturi se naziva CT dozni indeks u vazduhu, (CTDI_{air}) (32). Ovaj princip, kerme u vazduhu, preporučuju ICRU i IAEA ali je tzv. CTDI₁₀₀ koncept uobičajen za procenu doze na pacijenta kada je CT-tehnika u pitanju (poglavlje 5.1.).

Slika 7: Fizičke veličine od značaja za polje X-zračenja i izloženost pacijenata u dijagnostičkoj radiologiji (9).

2.2. Apsorbovana doza

U publikaciji ICRU (60) iz 1980 god. definisane su radijacione zaštitne veličine i jedinice koje treba koristiti u oblasti zaštite od jonizujućeg zračenja. Izvedene veličine koje se u zaštiti od jonizujućeg zračenja koriste sa ciljem da se kvantifikuje i opiše biološki efekat ovog zračenja, baziraju se na apsorbovanoj dozi.

Apsorbovana doza, D, jonizujućeg zračenja se definiše kao srednja apsorbovana energija $d\varepsilon$ bilo koje vrste jonizujućeg zračenja predata bilo kom materijalu u nekom elementu zapremine, podeljena sa masom materijala dm, u zapremini. Posmatrana doza u odgovarajućem tkivu ili organu

ljudskog tela, je data kao:

$$D = \frac{d\,\overline{\varepsilon}}{dm} \quad . \tag{32}$$

Jedinica za apsorbovanu dozu je Grej (Gray), (J/kg = Gy). U dijagnostičkoj radiologiji ne postoji mogućnost za direktno merenje apsorbovane doze. Veličina apsorbovane doze se izvodi na osnovu merenja operativnih dozimetrijskih veličina pomoću termoluminiscentnih 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. Ekspoziciona doza je ekvivalentna kermi u vazduhu (kerma je energetski ekvivalent ekspozicione doze).

Ekspoziciona doza, X, se definiše kao količnik dQ sa dm, gde je dQ apsolutna vrednost ukupnog naelektrisanja svih jona istog znaka u vazduhu, kada su svi elektroni i pozitivni joni oslobođeni fotonima jonizujućeg zračenja i elementu zapremine vazduha mase dm potpuno zaustavljeni u vazduhu. To je:

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad , \tag{33}$$

gde je jedinica: (C/kg). Apsorbovana doza u vazduhu, Dair, može se odrediti na osnovu izraza:

$$D_{air} = X \cdot \frac{W_{air}}{e} \quad , \tag{34}$$

gde je X, ekspoziciona doza, a W_{air}/e , energija jonizacije suvog vazduha.

U cilju uspostavljanja veze između prikupljenog naelektrisanja na elektrodama, kerme u vazduhu i doze, jonizaciona komora se prethodno mora etalonirati sa odgovarajućim referentnim standardom. Etaloniranje za unapred definisane kvalitete snopova X-zračenja izvode se u metrološkim laboratorijama, na način koji ispunjava uslov sledljivosti. Formula koja povezuje kermu u vazduhu, ekspozicionom dozom i apsorbovanom dozom je:

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

$$[35]$$

Maseni koeficijent prenosa energije direktno zavisi od energije, dok fluks fotona kroz jonizacionu komoru sadrži elektrone različitih energija.

2.3. Efekti jonizujućeg zračenja na ljudska bića

Ljudi su izloženi jonizujućem zračenju od postanka vrste. Prvo prirodnom zračenju na koje se sa razvojem ljudske civilizacije i nuklearne tehnologije nadovezalo i veštačko, ljudskom rukom stvoreno jonizujuće zračenje.

Hiljade pogodaka jonizijućih čestica svake sekunde (ili milijarde godišnje) su impresivne vrednosti kojima je izloženo svako ljudsko biće. Međutim, naš organizam raspolaže urođenim mehanizmima regeneracije oštećenih ćelija. Samo mali procenat jonizujućeg zračenjem izaziva

ireverzibilna (nepopratna) oštećenja genetičkog materijala u ćelijama. U većini organa i tkiva tela gubitak čak i značajnog broj ćelija ne utiče na njihov poremećaj i gubitak funkcija. Međutim, ako je broj izumrlih ćelija dovoljno veliki, oštećenja će biće vidljiva i mogu dovesti do smrti organizma. Takva povreda se javlja kod pojedinaca koji su bili izloženi radijaciji preko graničnog praga.

Na nekim, jonizujućim zračenjem oštećenim ćelijama koje nisu "ubijene", nastaju modifikacije. Takva oštećenja koja su obično sanirana, najčešće su nesavršena, i nastaju modifikacije u ćelijama koje će biti prosleđene novostvorenim, što na kraju može dovesti do pojave *malignih ćelija raka*. Ako su modifikovane one ćelije koje prenose nasledne informacije potomci tih osobe biće izložene *naslednim poremećajima* koji se kod njih mogu razviti u različitim oblicima. Zračenjem indukovan rak može se manifestovati decenijama nakon izlaganja i ne razlikuje od raka koji se javlja spontano ili se pripisuje drugim faktorima. Dugoročna evaluacija populacije izloženi radijaciji u studiji na oko 86.500 preživelih nakon udara atomske bombe u Hirošimi i Nagasakiju, otkrila je više od nekoliko stotina smrti izazvane rakom u praćenoj populaciji. Biće potrebna dodatna istraživanja kako bi dobili potpuna saznanja o pojavi raka u ovoj populaciji.

Izlaganje jonizujućem zračenju je povezano sa raznim oblicima leukemije i raka na mnogim organima, kao što su pluća, dojke i štitne žlezde, ali ne sa nekim drugim organima, kao što prostata i genitalije. Na sreću po čoveka, postoji mala verovatnoća, da će se klinički znaci radijacione bolesti javiti nakon izlaganja jonizujućem zračenju, u kakva se ubraja uobičajeno jonizujuće zračenje iz prirodnih izvora na Zemlji, ili iz jasno doziranih izvora zračenja (u medicini).

2.4. Ekvivalentna doza

Dozimetrijski sistem veličina i jedinica osmišljen je tako da se konačan rezultat merenja izrazi preko veličine koja je proporcionalna verovatnoći za stohastičke efekte. U cilju vrednovanja efikasnosti različitih vrsta zračenja kada su u pitanju stohastički efekti, uveden je pojam ekvivalentne doze. Ekvivalentna doza, $H_{T,R}$ u posmatranom tkivu ili organu *T*, nastala od zračenja daje se relacijom:

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R} \quad , \tag{36}$$

gde je W_R je radijacioni težinski faktor koji zavisi od vrste zračenja (Tabela 1), a $D_{T,R}$ je prosečna vrednost apsorbovane doze od zračenja tipa R u tkivu ili organu T.

Vrsta zračenja	Radijacioni težinski faktor, <i>W</i> _R
Fotoni svih energija	1
Elektroni i mioni	1
Neutroni, energija < 10 keV	5
Neutroni energija od 10 keV do 100 keV	10
Neutroni od 100 keV do 2 MeV 20	20
Neutroni od 2 MeV do 20 MeV	10
Neutroni, energija > 20 MeV	5
Protoni, sem uzmaklih protona, energija > 2 MeV	5
Alfa čestice, fisioni fragmenti, teška jezgra	20

 Tabela 1:

 Prikazani su radijacioni težinski faktori prema ICRP 60.

Radijacioni težinski faktor ima vrednost 1, i za gama i za X-zračenje, znači da u ovom slučaju važi jednakost $H_T = D_T$. Različiti tipovi jonizujućeg zračenja (fotoni, elektroni, neutroni i alfa-čestice) imaju različitu relativnu biološku efektivnost (RBE), uglavnom zbog različitog linearnog prenosa energija (Linear Energy Transfer – LET). Jedinica za ekvivalentnu dozu je Sivert (Sv).

2.5. Efektivna doza

Izlaganje različitih organa i tkiva rezultuje različitim verovatnoćama za stvaranje štetnih efekata sa različitim stepenima oštećenja. Efektivna doza predstavlja zbir proizvoda svih ekvivalentnih doza tkiva ili organa H_T i odgovarajućih težinskih faktora za različita tkiva W_T . Uzimajući u obzir različitu radiosenzitivnost organa i tkiva, efektivna doza definisana je izrazom:

$$E = \sum_{T} W_{T} \cdot H_{T} = \sum_{T} W_{T} \cdot \sum_{R} W_{R} \cdot D_{T} \quad , \qquad [37]$$

Zbir svih vrednosti za W_T je jednak jedinici, što znači da je pri uniformnom zračenju celog tela, ekvivalentna doza numerički jednaka efektivnoj. Radijacioni težinski faktori W_R opisuju činjenicu da ista apsorbovana doza različitih karakteristika (fotoni, neutroni, alfa zračenje) izazivaju različite biološke efekte.

$1 \kappa i \nu i i i e 2 i i i S \kappa i J u \kappa i 0 i i, v v T$				
	Tkivni težinski faktor, <i>W_R</i>			
Tkivo - organ	ICRP 30 (1979)	ICRP 60 (1991)	ICRP 103 (2007)	
Gonade	0.25	0.20	0.08	
Koštana srž	0.12	0.12	0.12	
Debelo crevo		0.12	0.12	
Pluća	0.12	0.12	0.12	
Želudac		0.12	0.12	
Mokraćna bešika		0.05	0.04	
Dojke	0.15	0.05	0.12	
Jetra		0.05	0.04	
Jednjak		0.05	0.04	
Štitna žlezda	0.03	0.05	0.04	
Koža			0.01	
Kosti	0.03	0.01	0.01	
Pljuvačne žlezde			0.01	
Mozak			0.01	
Ostatak (nadbubrežna žlijezda, mozak, ekstra torokalna regija, tanko crevo, bubrezi, mišićno tkivo, pankreas, slezina, timus i materica).	0.30	0.05	0.12	

Tabela 2:. Tkivni težinski faktori, W

Efektivna doza je definisana preko izraza [37] koji omogućava da se definišu jedinstvene granice doza za sve vrste zračenja. Nedostatak ove definicije je nemogućnost praktične primene (veličine H_T i D_R se ne mogu se meriti). Teorijski proračuni su pokazali njenu valjanost i primenljivost, ali samo za procenu efektivne doze.

Za svrhe proračuna radiološke zaštite, ljudsko telo je definisano u ICRP 103 (33) sa 12 težinskih faktora za određene organe (Tabela 2), (i ostatka koji sadrži 10 dodatnih tkiva ili organa), koji su dobijeni na osnovu literaturnih podataka o stohastičkim efektima jonizujućeg zračenja koji se odnose na reprezentativni uzorak populacije oba pola i širokog opsega starosnog doba. Suma svih težinskih koeficijenata za sve oragne u telu je jednaka jedinici. 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 odgovarajućim proračunima. Veličine i jedinice u zaštiti od zračenja definisane su publikacijama ICRU i ICRP (31, 34).

3. Dozimetri u dijagnostičkoj radiologiji

Jonizujuća čestica (zrak) prolazi kroz materijal i stvara jonski par. Sakupljanjem jonskih parova dobija se informacija o zračenju. Napomenimo da se veći deo jona dobija sekundarnom jonizacijom tj. preko onih elektrona koje je primarni zrak izbacio iz molekula predajući im dovoljno energije da i sami jonizuju. Dozimetre možemo podeliti na dozimetre sa jonizacijom u gasu (jonizacione komore, proporcionalni brojači i Gajger-Milerovi brojači) i dozimetre sa jonizacijom u poluprovodničkom materijalu (spektrometri alfa i gama zračenja, lični dozimetri sa Si diodom, MOSFET). Detektor koji se najčešće koristi za ovakva merenja je *jonizaciona komora* koja ima zidove od čvrstog materijala, unutar kojih je "gasna šupljina", koja je napravljena po principima teorije šupljina. U teoriji šupljina nema pravila da šupljina mora biti ispunjena gasom – može biti i čvrsto i tečno telo, kao što može biti i manje ili veće gustine od zidova komore.

3.1. Jonizacione komore

Jonizaciona komora je posuda ispunjena vazduhom u kojoj su postavljene dve provodne elektrode koje se nalaze na potencijalnoj razlici od nekoliko stotina volti, istovremeno dejstvom jonizujućeg zračenja dovodi do prolaska struje kroz gas. Razlika potencijala između elektroda omogućava prikupljanje jona nastalih u aktivnoj zapremini komore ali nije dovoljna da izazove sudarne jonizacione i ekscitacione procese molekula vazduha. U jonizacionim komorama sakupljaju se joni koje oslobodi jonizujuće zračenje (Slika 8). Količina prikupljenog naelektrisanja predstavlja impuls-signal. Teorijski, ekspoziciona doza koju izmeri jonizaciona komora odgovara prikupljenom naelektrisanju po jedinici mase vazduha u aktivnoj zapremini komore. U praksi, izmereni signal se koriguje usled fizičkih ograničenja mernog instrumenta. Korekcioni faktori se određuju u procesu etaloniranja. Aktivna zapremina jonizacione komore je najčešće ispunjena vazduhom, pri čemu masa vazduha unutar komore zavisi od spoljašnje temperature, pritiska i vlažnosti vazduha. Jedna te ista jonizaciona komora će raditi kao impulsna ili integralna u zavisnosti od veličine otpora, s tim što dovoljno mali otpor može da omogući impulsni rad, a veliki može da ga usporava i pretvara u integralni.

Integralne jonizacione komore se srećemo u dve forme: cilindrične i plan-paralelne. U oba slučaja komora sadrži pored kolektorske i osnovne još jednu, treću, zaštitnu elektrodu. Glavni zadatak zaštitne elektrode je očuvanje homogenosti električnog polja i eliminacija parazitnih

signala koji ne potiču od jonizujućeg zračenja. Plan-paralelna jonizaciona komora je najčešće korišćena jonizaciona komora u dijagnostičkoj radiologiji. Ovaj tip komore je i model na kome se može opisati princip rada jonizacione komore. Plan-paralelne jonizacione komore odlikuju se uniformnim električnim poljem između ploča jonizacione komore. U procesu etaloniranja i korišćenja, elektrode se orijentišu normalno u odnosu na osu snopa X-zračenja.

Geometrija jonizacione komore veoma zavisi od njene namene i primene, tako da pored jonizacionih komora opšteg tipa, postoje i jonizacione komore za posebne namene. U radiološkoj dijagnostici to su pre svega, jonizaciona komora za dozimetrijska merenja u CT-dijagnostici i jonizaciona komora za merenje proizvoda kerme i površine.

Slika 8: Šematski prikaz rada jonizacione komore (9)

4. Istorija i principi CT tehnologije

Kompjuterizovana tomografija X-zračenjem (CT) ili kako je originalno nazvana "Kompjuterizovana Aksijalna Tomografija (CAT)", je medicinska dijagnostička procedura oslikavanja (imidžing), koja koristi kompjuterski manipulisane snopove X-zraka kao i detektore zračenja, kako bi prozvela tomografske slike (slajsove) specifičnih struktura u ljudskom telu. Pojam "*tomografija*" potiče od grčkih reči "*tomos*" (poprečni presek, slajs) i "*graphia*" (pisati) CT uređaj proizvodi veliku količinu podataka, čijom manipulacijom, kroz proces poznat kao "*windowing*", se mogu konstruisati detaljne slike različitih struktura na osnovu njihove sposobnosti da atenuiraju X-zrake. Ovako oslikani poprečni preseci ljudskog tela koriste se u dijagnostičke i terapeutske svrhe u velikom broju medicinskih disciplina. Moderni CT skeneri su u mogućnosti da ove podatke procesuiraju bilo kojoj ravni, pa čak i kao volumetrijske (3D) reprezentacije unutrašnjih struktura u telu.

Iako se najčešće koriste u medicini, CT tehnologija se koristi i u drugim poljima, npr.: testiranju materijala, arheologiji (Slika 9), itd.

Slika 9: Upotreba CT-tehnologije u arheologiji (CT sken sarkofaga sa mumijom)

4.1. Pronalazak CT sistema

Kompjuterizovana tomografija kao tehnika razvija se zahvaljujući napretku u dva polja: *X-ray imidžingu i kompjuterskoj tehnologiji*. X-zraci su otkriveni 1895. godine i već su nakon nekoliko godina ušli u upotrebu u medicinskoj dijagnostici. U četvrtoj deceniji dvadesetog veka razvijena je tomografija, omogućavajući tako vizuelizaciju preseka ljudskog tela. Već šezdesetih godina prošlog veka nekoliko naučnika radilo je odvojeno na ovom polju, što je kulminiralo konstrukcijom prototipa CT uređaja. Ovaj uređaj oslanjao se na rekonstrukciju slike od strane kompjutera koji je manipulisao podatcima dobijenim iz višestrukih transmisija X-zraka kroz objekat skeniranja.

Slika 10: Prototip prvog CT uređaja (Wikipedia)

Prva klinička upotreba CT skeniranja na pacijentu desila se 1. oktobra 1971. godine u Atkinson Morley's bolnici, u Londonu. Pacijentkinja, kod koje se sumnjalo na tumor frontalnog režnja, skenirana je prototipom CT sistema (Slika 10) konstruisanog od strane tima na čijem je čelu bio Godfrey Hounsfield (*EMI Central Research Laboratories in Hayes*). Ovaj prototip proizveo je sliku matrice 80 ' 80. Jedno skeniranje je trajalo 5 min, sa otprilike istim vremenom potrebnim za rekonstrukciju slike. Savremeni CT skeneri mogu proizvesti sliku sa matricom1204 ' 1204 piksela sa vremenom prikupljanja informacija o jednom slajsu za manje od 0.3 sekunde. 1979. godine, G.N. Hounsfield and A.M. Cormack su dobili Nobelovu nagradu za medicinu za pronalazak CT-a.

Pronalazak CT-a smatra se najvećom inovacijom u polju radiologije još od otkrića X-zraka. Tehnika oslikavanja poprečnih preseka omogućila je dijagnostičkoj radiologiji bolji uvid u patogenosti u ljudskom telu, pa tako i povećanje šanse za oporavak pacijenta

4.2. Savremena CT tehnologija

CT sistem, iako visoko komplikovan sistem, u sebi sadrži sledeće najvažnije elemente:

- sekenirajuća jedinica (gantry sistem = X-cev + detektorski sistem) (Slika 11)
- pacijentni sto
- procesor za konstruisanje i obradu slike
- upravljačka konzola

Slika 11: CT-skener sa uklonjenim oklopom; T: X-cev, D: detektorski sistem,X: snop zračenja R: smere rotacije gantry-ja (izvor: Wikipedia)

Podaci od jednog slajsa generišu se tako što izvor X-zraka rotira oko objekta; detektori Xzraka se nalaze na suprotnoj strani kružnog nosača (*gantry*) sistema (X-cev + detektori). Najraniji detektori bili su scintilacioni, sa fotomultiplikacionim cevima koje su pobuđivane uglavnom kristalima cezijum-jodida. Cezium-jodid je zamenjen, tokom osamdesetih godina prošlog veka, jonizacionim komorama sa ksenonom pod visokim pritiskom. Ovakav sistem ponovo je zamenjen. Vraćeni su scintilacioni detektori ali sa fotodiodama umesto fotomultiplikatora i scintilacionim materijalima od modernijih materijala sa boljim karakteristikama.

Kako pacijent prolazi kroz otvor gantry-ja izvrši se mnoštvo pojedinačnih (*aksijalni*, *sekvencionalni CT* – Slika 13) i kontinuiranih (*spiralni CT* – Slika 14) skeniranja što rezultira mnoštvom atenuacionih podataka. Novije CT mašine sa najmodernijim kompjuterskim sistemima i softverskim rešenjima mogu da procesuiraju ne samo individualne poprečne preseke već i da kontinuirano menjaju preseke skeniranja dok sto sa pacijentom polako i glatko prolazi kroz otvor gantry-ja, između izvora X-zraka i detektora. Ovakve mašine nazivaju se spiralni ili helikoidni CT. Rezultat kompjuterske obrade podataka svakog pojedinačnog sloja jeste volumetrijska 3D informacija (3D-CT). Ovakva slika može se posmatrati iz velikog broja perspektiva na monitorima kontrolnog panela CT sistema. Spiralni CT zahteva enormnu snagu kompjuterskog procesora, jer se podaci od prethodnih preseka koriste "*real-time*" u toku samog skeniranja.

Slika 12: X-cev (VARIAN MCS-6074 Performix)

Slika 13: Aksijalna (sekvenciona) CT

Takozvani **multislajsni CT skener**, prvi put se pojavio 1998. godine (*4-slice*). Već 2001. godine konstruisan je prvi 16-slajni CT, a ubrzo potom i CT skeneri sa 32 i 40 slajsova, kao i 64-slajsni u 2003. godini. Sa povećanjem broja simultanih preseka poboljšavala se i brzina rotacije rentgenske cevi (0.375 sekundi za jednu rotaciju).

Slika 14: Spiralni (helikoidni) CT sken.

CT sistemi sa dva izvora X-zračenja (*Dual source CT* – Slika 15) poseduju dve rentgenske cevi i dva detektorska sistema pod uglom od 90° na gantry-ju. Ovakva konstrukcija smanjuje akviziciju slike na oko 0.1 sekund što omogućava skeniranje srca bez upotrebe lekova za usporavanje ritma srca (beta blokeri).

Slika 15: CT sistemi sa dva izvora X-zračenja (Dual source CT)

4.2.1. CT sistemi sa multi-detektorskim sistemom

CT sistemi sa multi-detektorskim sistemom (MDCT) omogućavaju simultanu akviziciju više slika. Moderni prototipovi CT skenera imaju i do 320 redova detektora, odnosno izlaznih kanala, što omogućava isto toliko simultanih akvizicija (320 preseka). Stoga, moguće je ubrzati CT preglede, što je veoma bitno za neke preglede gde postoji opasnost da se organi ili pacijent pomere (skeniranje grudnog koša; disanje, rad srca). MDCT skeneri takođe, omogućavaju izotropnu rezoluciju, pa tako i rekonstruciju slika u željenim ravnima, slično kao kog NMR tehnike (Nuklearna magnetna rezonanca, eng: MRI). Skeniranje više anatomskih struktura u kraćem vremenskom intervalu je najveća prednost MDCT sistema. Pored ove očigledne prednosti, najmoderniji MDCT skeneri, sa podešavajućom širinom fokalne tačke X-ray cevi duž z-ose, pokazuju i bolju prostornu rezoluciju.

lika 16: CT-sistem sa multi-detektorskim sistemo sa 4 detektorska niza

4.2.2. Tomografska rekonstrukcija

Sakupljeni atenuacioni podaci obrađuju se u formi tomografske rekonstrukcije, što rezultuje serijom slika poprečnih preseka. Najčešće korišćena tehnika rekonstrukcije je tzv "*filtered back projection*", koja je jednostavna za implementaciju i brza za izračunavanje. Matematički gledano, ovaj metod se bazira na *Radonovom transformu* (Slika 17). Međutim. koriste se i druge tehnike, originalni EMI skener rešavao je tomografsku rekonstrukciju pomoću linearne algebre, što je bilo veoma komplekno i sporo za računanje pogotovo sa tadašnjim kompjuterskim sistemima.

Slika 17: Upotreba Radonovog transforma u rekonstrukciji CT-slike ("filtered back projection")

U skorije vreme proizvođači su razvili iterativni model baziran na fizičkom modelu (*model-based expectation-maximization techniques*). Ove tehnike su veoma napredne jer uzimaju u obzir fizička svojstva samog skenera kao i fizičke zakone u vezi interakcija X-zračanja sa materijom. Ranije metode pretpostavljale su savršen skener i veoma pojednostavljenu fiziku celog sistema, što je vodilo do smanjenja šuma, manje artefakata i smanjenju doze na pacijente u određenim situacijama. Mana ovog modela su što zahteva bukvalno najmodernije kompjuterske sisteme koji postoje u ovom trenutku, pa je napredak kompjuterske (procesorske) tehnologije ono što ograničava sam napredak CT sistema.

Napredak kompjuterske tehnologije i rekonstrukcionih algoritama omogućili su bržu i tačniju akviziciju slike. Na prvim CT skenerima rekonstrukcija je trajala i po nekoliko minuta po slici, dok moderni CT sistemi mogu rekonstruisati i do 1000 slika u 30 sekundi. Poboljšanja algoritama smanjila su pojave artefakata.

Najmanji segment rekonstruisane CT slike naziva se piksel (*pixel*). Zatamnjenost piksela zavisi od srednje atenuacije tkiva na poziciji tog piksela na skali od +3071 (najjače atenuirajuće) do -1024 (najslabije atenuirajuće) Hounsfield-ove skale:

$$HU = \frac{\mu_{tkiva} - \mu_{vode}}{\mu_{vode}} \cdot 1000 \quad , \tag{38}$$

Piksel je dvodimenziona jedinica koja se bazira na veličini matrice i polja posmatranja (*FOV-field of view*). U 3D rekonstrukciju pikseli opisuju voksel (*voxel*). Voda ima atenuacioni koeficijent 0 HU (Haunsfildova jedinica), dok vazduh ima koeficijent -1000 HU. Sunđerasta kost je tipično sa +400 HU dok kranijalna kost može ići do 2000 HU i više (os temporale) i može za posledicu imati razne artefakte. Atenuacija metalnih implanata zavisi od atomskog broja elemenata od kojih se sam implant sastoji (titanium: +1000 HU). Čelik u implantima vrlo često krivac za razne artefakte u CT pregledima. Artefakti su uzrokovani naglim promenama u atenuacionom koeficijentu, što dovodi do toga da vrednosti podataka oremašuju dinamički opseg procesne elektronike.

Slika 18: Prikaz jednog rekonstruisanog poprečnog preseka na osnovu informacija o atenuaciji

Tkivo	CT broj (HU)
Kranijalna kost	~+2000
Jetra	40 - 60
Krv	40
Mišići	10 - 40
Bubrezi	30
Moždano-kičmena tečnost	15
Voda	0
Bela moždana masa	-2030
Siva moždana masa	-3745
Masti	-15100
Vazduh	-1000

Tabela 3:Vrednosti CT brojeva za različita tkiva u ljudskom telu

CT se u medicini koristi kako kao dijagnostički aparat tako i kao vodič za interventne procedure. Ponekad su u upotrebi i *kontrastni materijali*, kao što je intravenozni jod, koji su korisni kako bi povećali vidljivost pojedninih struktura u odnosu na svoje okruženje (npr. krvnih sudova). Kontrastni materijal može poslužiti i u svrhu obeležavanja nekih strukturu čiju funkcinalnost želimo da posmatramo. U tu svrhu koriste se radiofarmaceutici, (jedinjenja obeležena

radioaktivnim izotopom koji emituje pozitrone) a sistem kojim se ovo omogućava naziva se PET/CT.

5. CT dozni parametri

Prilikom obavljanja CT-pregleda, CT-tehničar bira vrednosti brojnih parametara koji direktno utiču na dozu zračenja predatu pacijentu. Ovo biranje uglavnom se vrši indirektno preko biranja specifičnih podešavanja za određeni protokol (vezano za regiju tela koja se skenira) u kojem su vrednosti CT-parametara predefinisane i uglavnom određene od strane proizvođača CT-sistema.

Dozne veličine koje se koriste u konvencionalnoj radiografiji nisu primenjive kod CT-tehnika iz tri razloga:

- distribucija doze unutar pacijenta je potpuno drugačija (za razliku od konvencionalne radiografije, doza je gotovo jednako raspoređena po čitavom polju skeniranja).
- skeniranje se vrši veoma uskim snopovima usled čega se, najviše zbog penumbra efekta i rasejanog zračenja deo energije snopa predaje izvan nominalne širine snopa.
- za razliku od konvencionalne radiografije često se ne skenira cela zapremina odjednom. Zbog toga dolazi do zabune da je doza istovetna za npr. skeniranja u seriji od 15 slojeva (slajsova) kao i u slučaju jednog širokog slajsa koji obuhvata celu zapreminu.

Kao posledica ovih specifičnosti CT-tehnike uvode se dozne veličine: **CTDI** (*"computed tomography dose index"*) koji je mera lokalne doze i **DLP** (*"dose length product"*) koji predstavlja integralnu radijacionu ekspoziciju pri CT-skeniranju. Poređenje različitih CT-pregleda moguće je preko efektivne doze (E).

5.1. CTDI

CTDI (jedinica - mGy)je fundamentalna dozna veličina u CT-tehnici. Korišćenjem ove veličine uzete su u obzir prve dve specifičnosti CT-pregleda. CTDI se dobija iz distribucije doze duž linije paralelne osi rotacije gantry-ja (z-osa) tokom jedne rotacije. CTDI predstavlja ekvivalent doze unutar ozračenog slajsa koja bi dovela do profila absorbovane doze koncentrisane unutar pravougaonog profila širine jednake nominalnoj širini snopa: $N \cdot h_{col}$, gde je N, broj nezavisnih (nepreklapajućih) slajsova koji su skenirani simultano (Slika 19). Stoga, sve doprinosi dozi koji su izvan nominalnog snopa ("repovi") dodati su unutar slajsa. Dakle, odgovarajuća matematička definicija CTDI-a opisuje sumu svih doprinosa dozi duž z-ose.

$$CTDI = \frac{1}{N h_{col}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad ,$$
[39]

gde je D(z), vrednost doze na u određenoj tački duž z-ose, $N \cdot h_{col}$ je nominalna vrednost totalne kolimacije (širina snopa). U praksi, dozni profil se posmatra u opsegu od -50 mm do + 50 mm relativno u odnosu na centar snopa (dakle duž 100 mm) – CTDI₁₀₀:

$$CTDI = \frac{1}{N h_{col}} \cdot \int_{-50}^{-50} D(z) \cdot dz \quad ,$$
 [40]

30

Slika 19: CTDI predstavlja ekvivalent doze unutar ozračenog slajsa koja bi dovela do profila absorbovane doze koncentrisane unutar pravougaonog profila širine jednake nominalnoj širini snopa: N ·h_{col}, gde je N, broj nezavisnih (nepreklapajućih) slajsova koji su skenirani simultano (6)

Slika 20: Totalni dozni profil serije od 15 uzastopnih skeniranja (rotacija). Srednji nivo totalnog doznog profila je (MSAD) je jednak sa CTDI ukoliko je pomeranje stola (TF) jednako nominalnoj širini snopa $N \cdot h_{col}$ (**p** = 1) (6)

Merenja se izvode u centru i na periferiji cilindričnog fantoma načinjenog od polimetilmetakrilata (PMMA) prečnika 16 cm i 32 cm koji simuliraju glavu i grudni koš pacijenta. Granice određenog integrala iz izraza (39) moraju biti strogo definisane zbog prisustva rasejanog zračenja u fantomu.

Prema FDA protokolu, integracija se vrši duž 14 preseka, što znači da ukupna dužina integracija zavisi od debljine preseka. Sličan pristup je usvojila i Međunarodna elektrotehnička komisija IEC. Međutim, ovaj metod se nije pokazao kao praktičan, tako da se danas najčešće na osnovu preporuka EU i IEC primjenjuje fiksna dužina integracija od 10 cm CTDI se meri cilindričnom jonizacionom komorom dužine 10 cm.

Pošto je CT-tehnika visokodozna dijagnostička metoda, značaj optimizacije prakse je ovde od posebnog značaja. Procena efektivne doze u ovom slučaju je kompleksna procedura i nije pogodna za direktnu procenu izloženosti u radiološkoj praksi. To je dovelo do neophodnosti prihvatanja novih dozimetrijskih pokazatelja koji omogućavaju direktnu procenu izloženosti pacijenata. Veličina $CTDI_W$ ("weighted CTDI") definisana je izrazom:

$$CTDI_{W} = \frac{1}{3}CTDI_{100,C} + \frac{2}{3}CTDI_{100,P}$$
, [41]

pri čemu se $CTDI_w$ meri u centru i na periferiji fantoma (1 cm ispod površine) PMMA fantoma prečnika 16 cm i 32 cm.

U upotrebi je takođe i takozvani normirani težinski $CTDI - {}_{n}CTDI_{W}$. Izmerena veličina $CTDI_{W}$ je normirana na proizvod jačine struje i vremena (C) po jednom tomografskom preseku (mAs). Vrednost $CTDI_{W}$ dobija se množenjem ${}_{n}CTDI_{W}$ vrednošću proizvoda struje i vremena koji se koristi u radiološkoj praksi.

Neophodno je naglasiti da ne daje ${}_{n}CTDI_{W}$ nikakvu informaciju o dozi na pacijenta. Normirani CTDI je prosto karakteristika pojedinačnog skenera u smisli radijacionog izlaza. Često dolazi do zabune jer se visoke vrednosti ${}_{n}CTDI_{W}$ direktno dovode u vezu sa visokom dozom za pacijenta što uopšte ne mora da bude slučaj. Tek posle množenja ovog indeksa sa produktom jačine struje i vremena, možemo uvideti kolika je zaista doza na pacijenta tokom skeniranja (6).

5.1.1. "Pitch" faktor, MSAD i CTDI_{vol}

Relevantnost CTDI-a postaje očigledna ako se uporede dozni profili skeniranja u seriji. Srednja vrednost totalnog doznog profila (MSAD - "*multiple scan average dose*" - Slike 21 i 22) je veća od od vrednosti u piku jednog pojednačnog doznog profila (jedna rotacija). Ovo povećanje nastaje usled repova svakog pojedinačnog profila. MSAD i CTDI su jednaki ako je pomernje stola (*TF*) jednako nominalnoj širini snopa. Odavde nam sledi potreba uvođenja tzv. *pitch faktora*:

$$p = \frac{TF}{N \cdot h_{col}} \quad . \tag{40}$$

Ako pitch nije jednak jedinici, veza između CTDI i MSAD glasi:

$$MSAD = \frac{1}{p} \cdot CTDI \quad .$$
[41]

Slika 22: Totalni dozni profil serije od 15 uzastopnih skeniranja (rotacija). Srednji nivo totalnog doznog profila je (MSAD) viši je od CTDI podeljenog sa pitch-om usled većeg preklapanja ($\mathbf{p} = 0.7$) (6).

Ako su efekti usled faktora "pitch" već uzeti u obzir u okviru lokalne doze (CTDI) veličina CTDI_{vol} (volumetrijski CTDI) se definiše kao (IEC 2001):

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_{W}}{p} \quad .$$
[42]

Dakle $CTDI_{vol}$ je popravka $CTDI_{w}$ na pitch. Pored integracione dužine od 100 mm, $CTDI_{vol}$ je praktično identičan sa MSAD. Pošto je na delu usrednjavanje i duž ose skeniranja a i u samom preseku, $CTDI_{vol}$ predstavlja srednju dozu za skeniranu zapreminu. $CTDI_{vol}$ se koristi kao dozna

veličina na ekranima upravljačkih konzola novijih CT-sistema. Ovo je ponekad slučaj, čak i kada na konzoli piše "CTDI_w" zbog greške u definicijii IEC standarda za CT (IEC 1999), ili prosto CTDI.

5.2. DLP ("Dose Length Product")

Bitno pitanje u vezi CT-skeniranja je kako se doza od strane cele serije skeniranja (npr. 15 slajsova) može porediti sa dozom od pojedinačnih slajsova, rešeno je uvođenjem dozne veličine **DLP** (*"dose length produkt"* - produkt doze i dužine). Jedinica ove dozne veličine je tako: **mGy·cm**. DLP uzima u obzir intenzitet (predstavljen preko CTDI_{vol}) kao i dužinu (preko dužine skeniranja *L*) iradijacije prilikom CT-skeniranja.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L$$
 [43]

Dakle, DLP se povećava sa produžavanjem skeniranja po z-osi, dok doza ostaje ista. Na slici 23, DLP predstavlja ukupni dozni profil serije skeniranja. DLP je ekvivalent produktu doze i površine (DAP) u projekcionoj radiografiji.

Slika 23: Totalni dozni profil od strane serije od 15 uzastopnih rotacija. DLP je produkt visine (CTDI_{vol}) i širine (L) totalnog doznog profila i jednak je površini ispod krive.

Pri sekvencionom skeniranju, dužina skeniranja se određuje preko širine snopa $(N \cdot h_{col})$, broja roltacija (n) i pomeraja pacijentnog stola (TF):

$$L = n \cdot TF + N \cdot h_{col} \quad , \tag{44}$$

dok pri spiralnom skeniranju dužina skeniranja zavisi samo od broja rotacija (n) i pomeraja stola (TF):

$$L = n \cdot TF = \frac{T}{t_{rot}} \cdot p \cdot N \cdot h_{col} \quad ,$$
[45]

gde je T, ukupno vreme skeniranja, t_{tot} je vreme jedne rotacije, a p predstavlja pitch faktor.

Dok je u slučaju sekvencionog skeniranja, dužina skeniranja *L*, jednaka dužini od početka prvog do kraja poslednjeg slajsa, kod spiralnog to nije slučaj. Kod spiralnog snimanja uključene su i dodatne rotacije na početku i na kraju skeniranja (*"overranging"*) koje su neophodne za interpolaciju podataka.

Ako se pregled sastoji od nekoliko sekvencijalnih ili spiralnih serija, DLP kompletnog pregleda (DLP_{exam}) je suma DLP vrednosti pojedinačnih serija:

$$DLP_{exam} = \sum_{i} DLP_{i} \quad , \tag{46}$$

U dnevnoj praksi, DLP se koristi kao drugi (ali najvažniji) od dva dozna indeksa koji se koriste za preporuke doza ("*reference values*") koji su uvedeni od strane Evropske komisije (1999.).

5.3. Efektivna doza (CT)

CTDI i DLP su specifične dozne veličine koje se odnose isključivo na CT-tehniku. Preko njih se ne mogu porediti dozni nivoi sa drugim radiografskim tehnikama (projekciona, nuklearna medicina, prirodna radioaktivnost). Jedini način da se izvrši ovakvo poređenje jeste korišćenjem tzv "efektivne doze" (*E*). Metodom efektivne doze, doze za pojedinačne organe za pojedinačne iradijacije su konvertovane u ekvivalentnu uniformnu dozu za celo telo.

Efektivna doza ne može se meriti direktno ("*in vivo*"). Takođe merenja pomoću antropomorfnih fantoma sa TLD (termo-luminiscentni dozimetri) zahtevaju suviše vremena, pa nisu pogodna za svakodnevna merenja. Međutim, efektivna doza može se proceniti preko konverzonih faktora. U slučaju CT-tehnike, dovoljno je samo pomnožiti vrednost DLP sa srednjim konverzionim faktorom u zavisnosti koji je od tri osnovna regiona tela objekat skeniranja, kao i koji je protokol skeniranja korišćen:

$$E \approx DLP \cdot f_{mean}$$
, [47]

Za odrasle pacijente standardne veličine koriste se generički srednji konverzioni faktori (f_{mean}) :

- 1. 0.0023 mSv/mGy·cm, glava
- 2. $0.0054 \text{ mSv/mGy} \cdot \text{cm}$, vrat
- 3. 0.017 mSv/mGy·cm, grudni koš
- 4. 0.015 mSv/mGy·cm, abdomen
- 5. 0.019 mSv/mGy·cm, pelvis

Slični faktori koji su specifični za: grudni koš, abdomen i pelvis su dati u izveštaju EUR 16262 (European Commission 1999b) ali oni ne sadrže specifičnosti u odnosu na korišćeni protokol.

Standardna tolerancija pri proceni efektivne doze je 20 - 30% (6). Ovu činjenicu treba imati uvek na umu kada se porede doze sa različitih skenera preko efektivne doze. Takođe, treba paziti da ne dođe do zabune između efektivne doze sa pojedinačnim dozama za organe. Bez obzira na sve,

efektivna doza doprinosi poređenju doze sa drugim izvorima zračenja (godišnje primljena doza zračenja na stanovništvo, koja se kreće između 2 mSv i 3 mSv, može se koristiti kao poređenje).

5.4. Pitanje opravdanosti upotrebe CTDI doznog koncepta

Aktuelna paradigma za karakterizaciju doze u CT-dijagnostici (CTDI) bazira se na principu koji predstavljen još 1981. godine a potom u sekvencijama adaptiran (CTDI_{FDA}, CTDI₁₀₀,CTDI_w, CTDI_{VOL}, DLP) kako bi služio za rukovođenje regulativama pri aplikacijama u medicinskim ustanovama, kao i kao konsenzus među proizvođačima u cilju standardizacije CT dozimetrije.

Od uvođenja CTDI koncepta, dogodila se revolucija u napretku CT-tehnologije i primene ovih tehnoloških dostignuća u raznolikim kliničkim procedurama. Pojavom spiralnog CT-a, kao i multi-slajsnog CT-skenera sa kupastim snopom zračenja postavilo se pitanje validnosti CTDI koncepta koji je na početku definisan isključivo za aksijalne singl-slasj CT-sisteme. Dalje, trendovi koji idu ka sve širim i širim kolimacijama (po z-osi) i prema većim dužinama (*L*) skeniranja ograničavaju tačnost, kliničku relevantnost i praktičnu upotrebljivost parametara doze baziranim na CTDI₁₀₀ indeksu (kako CTDI₁₀₀ ne obuhvata doprinose rasejanog zračenja van relativno kratke dužine integraljenja duž ze ose – 100 mm). Dakle, dozne veličine bazirane na CTDI₁₀₀ imaju običaj da potcene dozu na z = 0, koja svakako postoji (29). Potcenjivanje doze polako postaje sve veće i veće kako raste širina kolimacije (29).

Još veći problem nastaje kada su u pitanju kupasti snopovi CT-sistema sa širokim snopovima duž z-ose, koji su u stanju da obave skeniranje interesnog dela tela (organa) u samo jednoj rotaciji (ili više) bez pomeranja stola. Međutim, integralna forma CTDI indeksa je rezultat količnika pomeranja stola/fantoma duž L i proizvoda nT koji je predstavlja tranzicioni interval kontinuiranog snimanja. Takođe, nekad je snop duži od 100 mm, tako da jonizaciona komora nije dovoljno dugačka da registruje kompletno eksponiranje.

Po nekim radovima, poređenje CTDI_{100} merenja sa Monte-Carlo simulacijama pokazalo je da CTDI koncept nije više adekvatan za moderne CT-sisteme (30)

Sve ove argumente koriste zagovornici merenja doze sa tz malom jonizacionom komorom (zapremine 0.6 cm^3) (29).

Suprotno ovim predlozima, koji dolaze uglavnom iz SAD-a, CTDI koncept izgleda da neće biti skoro zamenjen nekim drugim. Mnogi ga smatraju još uvek adekvatnim i više nego upotrebljivim za procenu doze, kontrolu kvaliteta i poređenje CT-sistema. Prednosti korišćenja Monte-Carlo simulacija doprineli su doprom predviđanju doza u kombinaciji sa CTDI konceptom merenja. Korišćenje ovih "virtualnih fantoma" u kombinaciji sa lako ostvarivim CTDI merenjima daju adekvatan alat za CT-dozimetriju. Oni koji brane CTDI paradigmu, smatraju da su predlozi o konceptu merenja sa malom komorom neopraktični i da se ne mogu tako lako izvoditi u realno vremenski "surovim" uslovima kliničkog okruženja kako je kontrola kvaliteta u pitanju. Vreme i trud koji koriste za ovakva merenja doza na pojedine organe za brojne kombinacije pacijentnih veličina, tehničkih specifičnosti CT-sistema, parametara snimanja jednostavno nisu praktične. Pitanje je da li je moguće jednostavno konstruisati toliko tipova fantoma, koji će zadovoljiti potrebe raznolikosti u anatomiji pojedinca. Takođe poluprovodnički detektori nisu praktične za izvedbe ovakvih merenja (spektralna osetljivost, vek trajanja). [Cynthia H. McCollough, PhD, Medical Physics, Vol. 33, No. 5, pp. 1189–1191, May 2006]
6. Tehnički CT parametri i njihov uticaj na dozu

6.1 Filtracija snopa

U konvencionalnoj projekcionoj radiografiji, filtracija snopa je poznat način da se iz spektra zračenja izbace zraci koji zbog svojih energija ne doprinose značajno kvalitetu slike, ali zato doprinose povećanju doze. Na prvim CT-skenerima filtracija je bila uporedivo velika kako bi se kompenzovali artefakti zbog otvrdnjavanja snopa. Pravljeni su filtri bakra (Cu) debljine 0.5 mm, što odgovara filtru od 18 mm aluminijuma (Al), što tada nije bilo uobičajeno.

Današnji CT-skeneri poseduju X-cevi sa primarnom filtraciom oko 1 - 3 mm Al sa dodatom filtraciom od 0.1 mm Cu, što daje ekvivalentnu totalnu filtraciju oko 5 - 6 mm Al; odnosno sa dodatom filtraciom od 0.2 mm Cu, što daje totalnu filtraciju od 8 - 9 mm Al. Totalna filtracija CT-cevi ide i do 12 mm Al. Za ovakve različite filtracije vrednosti _nCTDI_w mnogo odudaraju, što ponekad može biti pogrešno protumačeno u smislu predatih doza.

Noviji radovi (Galanski et al. 2001) pokazuju da CT-skeneri istog godišta ali sa različitom filtracijom snopa operišu sa sličnim doznim nivoima. Slični rezultati u smislu dozne efikasnosti mogu se naći u testovima ImPACT-a (2004).

Suprotno od projekcione radiografije koja operiše sa uporedivo manjim naponima X-cevi, filtracija snopa u CT-tehnici igra malu ulogu.

6.2. Oblikovanje snopa

Većina CT-skenera poseduje filter ("*bow-tie filter*") za oblikovanje prostorne distribucije zračenja unutar fenskog snopa ("*fan beam*"). Uloga ovog filtera je da kompenzuje manju atenuaciju na periferiji snopa. Tako se mogu smanjiti zahtevi detektora u smislu dinamičkog opsega. Takođe, pojava artefakata je manje verovatna.

Kako bi obezbedili atenuaciona svojstva koja su bliska svojstvima tkiva, ovi filteri se prave od materijala sa niskim atomskim brojem (*Z*). Međutim ovo nije uvek slučaj u praksi. Filteri za oblikovanje snopa preferentno utiču na dozu na krajevima skeniranog objekta, smanjujući tako vrednosti CTDI_{P} . Ali, kako je doza u centru uglavnom prouzrokovana rasejanim zračenjem od periferije objekta, i vrednost CTDI_{C} se smanjuje. Odnos doze na periferiji i u centru objekta se tako smanjuje, što doprinosi unifomnijem šumu na celoj slici. Dakle, filter za oblikovanje snopa dakle ima mnogo veći uticaj na predatu dozu od primarnog filtera.

Filteri za oblikovanje snopa se u praksi razlikuju i po materijalu od kojih se izrađuju i po obliku, tako da dovode do manjih ili većih kompenzacija. Dobar primer je filter "Elscint CT Twin". Na nekim skenerima postoji i više tipova ovakvih filtera, koji se mogu menjati i kombinovati u zavisnosti od protokola skeniranja.

6.3. Kolimacija snopa

Kolimacija snopa definiše debljinu slajsa skeniranja i određena je tzv. primarnom kolimacijom, odnosno otvorom kolimatora na X-cevi. Oblik doznog profila je određen aperturom kolimatora, njenim rastojanjem od fokalne tačke i veličinom i oblikom fokalne tačke. Usled sužavanja snopa, penumbralni efekti dolaze do izražaja i pojačavaju se sa daljim sužavanjem.

Takođe, u upotrebi je i sekundarna kolimacija (postpacijentna). Uloga ovakve kolimacije je

ista kao i kod tzv. "*bucky*" rešetaka za sprečavanje rasejanog zračenja. Na nekim single-slice skenerima, ova sekundarna kolimacija je dodatno sužena kako bi se poboljšao oblik slajsnog profila (Slika 24.a,b). Za više-slajsne skenere, sa više od dva reda detektora, primarna kolimacija mora biti šira od ukupnog broja slajsova kako bi se izbegao penublani efekat u spoljnim detektorima. U oba slučaja snop zračenja je širi od şlajsnog profila ili nominalne širine snopa, pa je pacijent izložen većoj dozi ("*overbeaming*") što postaje jasno iz povećanja "CTDI_w, koji raste sa smanjivanjem širine snopa.

"Overbeaming" se može izraziti preko jednog parametra (dz), koji je jednak kombinovanoj širini doznog profila koji se ne koristi za oslikavanje (Slika 24.c). Procentualni rast CTDI-a usled ove pojave dat je izrazom:

$$\Delta CTDI_{rel} = \frac{dz}{N \cdot h_{col}} \cdot 100 \quad ,$$
[48]

"Overbeaming" parametar *dz*, uglavnom iznosi 1 mm za single-slice skenere i 3 mm za multi-slice skenere sa 4 ili više simultano skeniranih slajsova (mada ove vrednosti variraju u zavisnosti od tipa skenera). Važno je napomenuti da za veoma uske kolimacije, ova pojava može dovesti i do povećanja doze i za 100% i više.

U praksi, "overbeaming" ne predstavlja problem kod single-slice i dual-slice skenera, usled njihove ograničenosti u smislu korišćenja uskih snopova u nekoliko vrsta skeniranja sa kratkim opsegom skeniranja (npr. unutrašnje uho). Međutim kod multi-slice skenera ovaj efekat postaje ozbiljan problem. Korišćenje uskih snopova radi poboljšanja rezolucije u MSCT tehnici dovelo je do povećanja ovog efekta.

Kako je poznato, "overbeaming" efekat najizraženiji je kod 4-slajsnih skenera (Slika 25), a smanjuje se povećanjem širine $N \cdot h_{col}$, što omogućavaju skeneri sa većim brojem slajsova (Nagel 2005).



Slika 24: Dozni profili ("free in air") sa umbra (tamno sivo) i penumbra (svetlo sivo) delovima za singleslice (a), dual-slice (b), i 4-slice (c). Za skenere sa simultanom akvizicijom 4 slajsa penumbra pada van detektora radi uniformnosti detekcije. "Overbeaming" parametar dz iskazuje širinu ovog efekta. (6)



Slika 25: "Overbeaming" prikazan preko procentualnog rasta CTDI-a od single-slice skenera pa do skenera sa brojem slajsova N = 24-32, za različite proizvođače (A-F) za tipične slajs kolimacije. Crvena linija poka-zuje trend rasta i opadanja "overbeaming" efekta (najveći efekat ispoljen kod 4-slajsnih CT-sistema) (6)

6.4. Detektorski sistem

Razvijanje multi-slice CT-sistema omogućeno je najviše usled napretka u tehnologiji detektorskog sistema akvizicije. Za razliku od single-slice skenera, MDCT skeneri imaju više od jednog reda detektora (Slike 26, 27, 28), Gasni detektori kao i prsten-detektori četvrte generacije nisu više kompatibilni sa MDCT skenerima. Samo sistemi treće generacije sa solid-state detektorima su u upotrebi sa MDCT sistemima. Generalno, solid-state detektori su dozno efikasniji od gasnih, ali zahtevaju dodatne napore kako bi se suzbilo rasejano zračenje (rešetke).

Upotreba sve više i više redova detektora na jednom CT-sistemu dovela je do povećanja broja simultanih slajsova akvizicije, pa su odatle proistekli određeni uticaji na dozu na pacijenta o kojima smo govorili ili ćemo govoriti kasnije.



Slika 26: Konfiguracija detektorskog sistema kod 4-slajsnih CT-skenera sa razlikama u konstrukciji kod različitih proizvođača (broj redova, veličina detektora, širina sloja). Većina je optimizovana za simultanu akviziciju 4 slajsa (6).



Slika 27: Konfiguracija detektorskog sistema kod 16-slajsnih CT-skenera, koji svi imaju tzv. hibridni dizajn sa razlikama (broj redova, veličina detektora, širina sloja) (6).



Slika 28: Konfiguracija detektorskog sistema kod 64-slajsnih CT-skenera, koji svi imaju tzv. matrix dizajn sa 64 reda uniformne veličine. Siemens dizajn se odnosi na 32-slajsni skener koji ima specifični sistem akvizicije (podešavajuća fokalna tačka – 64 akvizicije) (6).

6.5. Sistem akvizicije podataka

Sistem akvizicije podataka (DAS - "data acquisition system") služi za sakupljanje detektorksih signala, njihovo konvertovanje u digitalnu informaciju kao i njihov transfer u sistem za rekonstrukciju slike. Broj DAS kanala, a ne broj detektorskih redova, je ono što određuje broj nezavisnih slajsova koji se mogu snimati simultano, što nas dovodi do zaključka da bi se umesto naziva MDCT i MSCT trebao više koristiti "**MCCT**" ("multi-channel CT"). Međutim ovaj termin koristi se samo kolokvijalno.

Sa pojavom 16-slajsnih skenera došlo je do potrebe za manjim pločama na kojima se nalaze elektronska kola, usled manjka prostora. Umesto tradicionalnih kola, počinje se sa upotrebom

"ASIC" integrisanih elektronskih kola ("*application-specific integrated circuits*") koja su drastično povećala brzinu prenosa podataka. Takođe ova kola su veoma malih dimenzija.

Kako su ASIC dovela do manjeg električnog šuma, njihova upotreba direktno je dovela do smanjenja doze odnosno povećanja dozne efikasnosti CT-sistema (Slika 29). Doza potrebna za dobijanje slike sa istom količinom šuma smanjena je za oko 25% korišćenjem ovakvih DAS čipova.



Slika 29: Nizak nivo elektronskog šuma ASIC čipova doveo je do smanjenja doze kod 16-slajsnih CT skenera. Slike sa istim nivoima šuma dobijene su sa oko 25% nižom dozom (za sve skenere $N \cdot h_{col} = 10 \text{ mm}$) (6).

6.6. Spiralna interpolacija

Akvizicija podataka u spiralnom skeniranju dodatni korak u interpolaciji za rekonstrukciju aksijalnih slajsova. Interpolaciona šema kod single-slice skenera uključuje dve tačke podataka za svaki projekcioni ugao, proizvodeći tako profil slajsa u obliku zvona. Bez obzira na tip interpolacije, kod single-slice skenera slajsni profil se značajno širi sa povećanjem pitch faktora. Relativni šum, međutim, iako nezavisan od pitch faktora je veći za 83% (6) u odnosu sekvenciono skeniranje.

Većina MSCT skenera koristi različite interpolacione šeme, sa više od dve tačke podataka. U zavisnosti od debljine slajsa koji se rekonstruiše, interpolacija se vrši koristeći sve tačke podataka koje se nalaze unutar pre-selektovane širine filtera. Suprotno od single-slice skeniranja, ovde širina slajsnog profila ne zavisi od pitch faktora sve do vrednosti p = 2. Međutim, sa povećanjem pitch faktora raste nivo šuma, ako nisu primenjene neke korektivne metode. Ovo se može učiniti korekcijom vrednosti mAs (Q_{el}) (produkt jačine struje i vremena) proporciono sa promenom pitch faktora. Ova promena automatski se dešava na MSCT sistemima proizvođača: Elscint, Simens i Philips, tako da umesto mAs notacije koristi se njena efektivna vrednost (Q_{eff}), odnosno vrednost mAs po pojedinačnom slajsnom profilu.

$$Q_{eff} = \frac{I_{el} \cdot t_{tot}}{p} = \frac{Q_{el}}{p} \quad , \tag{49}$$

Kao rezultat ovakvog pristupa, pitch faktor više ne utiče na slajni profil, nivo šuma i srednju dozu (CTDI_{vol}) ako se vrednost Q_{eff} drži konstantnom.

6.7. "Overranging" efekat

Povećanje vrednosti DLP usled "overranging" (preterana dužina skeniranja) efekta ne zavisi samo od ΔL (produženje dužine skeniranja) već i od dužine oslikanog regiona (L_{net}). Procenat povećanja DLP-a dat je kao:

$$\Delta DLP_{rel} = \Delta \frac{L}{L_{net}} \cdot 100 \quad , \tag{50}$$

i biće najveća za velike ΔL i male L_{net} . Trend uticaja "overranging" efekta na DLP prikazan je na slici 30. "Overranging" efekat je uglavnom zanemarljiv kod single-slice skenera kao i kod većine dual-slice i 4-slajsnih skenera. Suprotno "overbeaming" efektu, "overranging" postaje veći sa povećanjem broja slajsova koji se prikupljaju simultano usled uvećane širine snopa.



Slika 30: "Overranging" prikazan preko procentualnog rasta DLP-a od single-slice skenera pa do skenera sa brojem slajsova N = 32-40, za različite proizvođače (A-F) za tipične slajs kolimacije a za dužinu skeniranja L = 20 cm. Crvena linija pokazuje trend rasta "overranging" efekta sa povećanjem broja simultano prikupljenih slajsova, koa i kod onih koji dozvoljavaju širi snop (N·h_{col}) (6).

6.8. Automatska kontrola ekspozicije u CT-tehnici

Uređaji za automatsku kontrolu ekspozicije asistiraju radiolografu u produkciji konzistentnih radiografskih slika bez obzira na različite parametre različitih pacijenata. Takođe AEC sistemi su zaslužni za dobijanje konzistente slike bez obzira na postojanje ili veličinu različitih patoloških promena.

U konvencionalnoj radiografiji kada je AEC uređaj u upotrebi, radiografski tehničar podešava vrednosti kVp i mA, ali vreme eksponiranja se automatski određuje od strane AEC-a. AEC uređaj se razlikuje od običnih tajmera po tome što AEC ne prekida eksponiranje dok se ne zadovolji određeni kvalitet slike za korišćeni protokol. Obični tajmeri jednostavno zaustavljaju eksponiranje posle zadatog vremena.

Prednosti ovakve konzistentnosti su brojne i uključuju: smanjenje broja ponovljenih pregleda, smanjenje doze za pacijenta, povećanje efikasnosti dijagnostičke ustanove.

U slučaju CT imidžing tehnike, relevantni parametri akvizicije CT slike uključuju: napon cevi (kVp), jačinu struje cevi (mA), vreme jedne rotacije, kolimaciju i helikoidni "pitch". Parametri rekonstrukcije uključuju: debljinu jednog slajsa, kernel konvolucije i vidno polje rekonstrukcije. Uvođenje AEC sistema premešta pažnju sa kontrolisanja parametara ekspozicije na merenja koja su direktno vezana za izlaz skenera, odnosno onaj deo zračenja koji koristimo za rekonstrukciju. Kada se CT AEC sistem koristi, trebale bi biti smanjene varijacije u količini šuma na slikama kod različitih pacijenata, za ista vidna polja rekonstrukcije.

Novije CT-jedinice opremljene su uređajima za automatsku kontrolu jačine struje u zavisnosti od veličine i oblika pacijenta. Sistemi za automatsku kontrolu ekspozicije rade u četiri različita modaliteta koji se mogu koristiti pojedinačno ili u kombinacijama. Pomenuti modaliteti su:

- Automatska kontrola ekspozicije u odnosu na srednju veličinu pacijenta. Ona reguliše jačinu struje u zavisnosti od srednje atenuacije regije koja se skenira (Slika 31.a). Podaci o atenuaciji se dobijaju iz topograma kontrolnog radiograma koji prethodi CT-skeniranju.
- Longitudinalna modulacija ekspozicije ("z-axis") je AEC modifikacija, gde se jačina struje podešava lokalno od sloja do sloja, od rotacije do rotacije duž z-ose (Slika 31.b).
- Angularna modulacija ekspozicije je, takođe, AEC modifikacija. Jačina struje se menja u zavisnosti od atenuacije na različitim uglovima snimanja. Informacija o atenuaciji se dobija ili iz dva topograma, ili u toku samog snimanja, a na osnovu podataka iz prethodnog sloja. Ovaj mod AEC-a služi da smanji nesigurnost u određivanju atenuacije, povećavajući jačinu struje pri uglovima u kojima je atenuacija velika, a smanjujući je za uglove na kojima je atenuacija mala (Slika 31.c).
- Temporalna modulacija ekspozicije omogućava da CT-aparat ne snima dok se srce kreće. Podatke o otkucajima srca CT-skener dobija pomoću EKG-aparata (Slika 31.d). Ukoliko se ne koristi ovaj mod, a postoje podaci sa EKG-aparata, CT rekonstruiše sliku bez korištenja podataka nastalih u toku kretanja srca.

Pored angularne modulacije ekspozicije, opisane na slici 31.c, pojedini CT-skeneri imaju i mogućnost selektivne ugaone kontrole ekspozicije, odnosno odabira dodatnog smanjenja vrednosti mAs ili isključenja rendgenske cevi u trenutku kada snop pada na neki od osetljivijih organa. Ovo smanjenje povećava šum slike, ali može smanjiti dozu na dojke i do 40%.

Automatska kontrola ekspozicije daje značajan doprinos smanjenju doze, sa obzirom da više nema potrebe za manualnom kontrolom parametara snimanja. Protokoli koje proizvodači CTaparata pišu za slučajeve kada se ne koristi automatska kontrola doze definišu parametre koje bi i automatska kontrola odabrala prilikom snimanja.

Tehničke prednosti upotrebe AEC CT sistema su veoma korisne. AEC doprinosi smanjenju ukupne potrošene energije pri ispitivanjima i omogućava duža neprekidna ispitivanja usled smanjenog toplotnog otperećenja rendgenske cevi (optimizacija vrednosti jačine struje).



Slika 31: Modaliteti automatske kontrole ekspozicije. Kod automatske kontrole ekspozicije (a) jačina struje se menja sa debljinom pacijenta na način da izlazna doza bude konstantna. Kod longitudinalne modulacije ekspozicije (b) jačina struje zavisi od atenuacije tela različitih slojeva. Angularna modulacija ekspozicije (c), struja se menja sa promenom ugla rotacije. Temporalna modulacija ekspozicije (d) smanjuje struju u trenucima kada se zbog kretanja organa (srce) podaci ne mogu koristiti kod rekonstrukcije snimka.

7. Parametri skeniranja i njihov uticaj na dozu

Iako je dizajn CT-sistema bitan sa aspekta dozimetrije, veliki broj istraživanja je pokazao da najveći uticaj na vrednost pacijentne doze ima način primene CT-skenera. Faktore vezane za aplikaciju možemo podeliti u 3 grupe:

- Parametri skeniranja. To su faktori koji imaju direktan uticaj na vrednost CTDI_{vol}, a koji su najčešće unapred određeni od strane proizvodača u vidu protokola snimanja;
- Parametri pregleda. To su faktori koji u kombinaciji sa CTDIvol određuju integralno

izlaganje zračenju (npr. DLP) i zavise od odabira operatera;

- Zaštitna oprema. Prekrivači od bizmuta koji smanjuju dozu na osetljive organe;
- Rekonstrukcija i parametri pregleda. Ovi faktori posredno utiču na dozu zračenja.

Kod konvencionalne radiografije doza i kvalitet snimka su međusobno povezani. Kod CTaparata *Brooks* i *DiChiro* su ustanovili relaciju između ove dve veličine:

$$D \propto \frac{B}{\sigma^2 \cdot a^2 \cdot b \cdot h_{rec}}$$
, gde je: $B = e^{-\mu \cdot d}$ [51]

gde su: D – doza na pacijenta, B – atenuacioni faktor objekta, μ – srednji atenuacioni koeficijenat objekata, d – dijametar objekta, σ – standardna devijacija CT broja (šum), a – inkrement uzorka (pomeraj), b – širina uzorka, h_{rec} – debljina slajsa.

Ova fundamentalna jednačina, poznata je po imenu Brooks-ova formula, opisuje šta se dešava sa dozom za pacijenta kada se menjaju parametri snimanja, a šum ostaje isti. Uočava se sledeće:

- Doza mora biti dva puta veća, ako se debljina sloja smanji dva puta.
- Doza mora biti dva puta veća, ako se dijametar objekta poveća za 4 cm.
- Doza mora biti 8 puta veća, ako želimo povećati rezoluciju 2 puta (smanjiti pomak i širinu uzorka 2 puta).

7.1. Produkt struje i vremena (mAs)

Jedan od osnovnih parametara podešavanja ekspozicije rendgenskih cevi je proizvod jačine struje i vremena. Skraćeno se označava sa I t ili Q, ali se vrlo često koristi i "mAs", što je jedinica merenja ovog parametra. Jačina struje u ovom proizvodu kod konvencionalne radiografije je struja koja teče kroz rendgensku cev u toku ekspozicije, a t je vrijeme trajanja ekspozicije. Kod CTdozimetrije vreme t je vreme potrebno za jednu rotaciju rendgenske cevi.

Jedini parametar kvaliteta snimka koji se menja s promenom mAs je šum. Obzirom da je doza linearno zavisna od mAs, onda se može reći da se količina šuma menja sa promenom mAs kao u Brooksovoj formuli [51].

Podešavanja proizvoda struje i vremena trebaju biti prilagodena CT-skeneru, veličini pacijenta i dozi za svaki posebni tip pregleda. Pregledi velikog kontrasta, kakvi su pregledi pluća i kostiju, mogu se obaviti sa značajno manjim vrednostima mAs.

7.2. Napon X-cevi

Povećanjem anodnog napona X-cevi (U) dolazi do povećanja intenziteta zračenja cevi, ali i prodornosti rendgenskog zračenja. Takođe, smanjuje se kontrast snimka. Kod standardne radiografije povećane vrednosti napona se koriste kod debljih pacijenata u svrhu skraćenja vremena ekspozicije, za smanjenje kontrastnih razlika (kod snimanja pluća), te za smanjenje pacijentne doze.

Kod CT-pretraga povećanje napona se koristi za povećanje intenziteta zračenja cevi, kao i za poboljšanje kvaliteta slike. Način na koji se kvalitet slike menja sa promenom napona teže je opisati nego što je to slučaj kod promene vrednosti mAs. Zavisnost promene doze od promene napona nije linearna.

Uopšteno, povećanjem napona dolazi do smanjenja kontrasta. Međutim, sa obzirom na veću prodornost zračenja i povećanog intenziteta zračenja cevi, veća je doza na detektorima, pa je manji i šum. Jedan efekat je kompenzacija drugog, pa ne dolazi do značajne promene kvaliteta slike. Ovo je moguće samo ako ne postoji neka vrsta automatske kontrole doze, što je slučaj kod većine starijih CT-skenera. To znači da se doza ne smanjuje povećanjem napona, kao što je slučaj u klasičnoj radiografiji. CTDI_w i efektivna doza se povećavaju sa naponom.



Slika 32: Zavisnost doze na pacijenta ($CTDI_W$) i detektorskog signala od napona X-cevi (referentni napon = 120 kV) (6).

Promena napona se može uzeti u obzir:

- Kod veoma gojaznih pacijenata gde se vrednost mAs ne može više povećavati napon se može povaćati.
- Kod mršavih pacijenata ili dece, gde se vrednost mAs ne može više smanjivati napon se može smanjiti.
- CT angiografija s jodom može se koristiti niži napon.

7.3. Kolimacija i debljina sloja

Kod jednoslojnih CT-sistema širina otvora blende i debljina posmatranog sloja, (h_{col} i h_{rec}), su iste. Kod višeslojnih skenera ove vrednosti su, u opštem slučaju, različite. Debljina sloja, h_{rec} , pojavljuje se u Brooksovoj formuli [51] i ima značajan uticaj na pacijentnu dozu.

Uska kolimacija je preduslov za manju širinu sloja, ali je njen uticaj na količinu doze ograničen sa efektima "overbeaming" i "overranging". Uska kolimacija znači izraženiji efekat "overbeaming", a manje izražen efekat "overranging". Ako se ova dva efekta saberu, pokazuje se da se za otvore blende šire od 10 mm doza (DLP) neznatno menja. Ovo se ne odnosi na snimke kratke dužine (npr. Kičma, pedijatrijski pacijenti i sl.), gde je prikladnija kolimacija širine između 10 i 20 mm. Otvore blende širine ispod 10 mm treba izbegavati, obzirom da "overbeaming" dolazi do izražaja. Širina sloja je, ipak, odlučujući faktor kada se govori o šumu i kvalitetu snimka. Odnos

šuma, doze i širine sloja dat je u Brooksovoj formuli. Mnogi sistemi automatske kontrole doze koriguju vrednosti doze (odnosno, jačine struje) kako bi se nakon smanjenja širine sloja održao isti kvalitet snimka. Međutim, Brooks-ova formula ne uzima u obzir primenu kontrasta i odgovarajuće efekte u parcijalnoj zapremini. Na slici 33 može se videti kako DLP zavisi od promene debljine sloja. Ispostavlja se da će se ukupan kvalitet snimka popraviti (odnos kontrasta i šuma), ako se debljina sloja smanjuje, čak i bez povećanja doze. Ovo je važno kada se želi izbeći efekat parcijalnog volumena.



Slika 33: Zavisnost DLP-a usled "overbeaming" efekata (OV) i efekta "overranging" (OR) za tipični višeslojni CT-aparat. Za preglede veće dužine (l ≥ 20mm) efekti se skoro poništavaju za kolimacije veće od 10 mm (a). Kod kratkih pregleda (l ≈ 10 mm) preporučuje se kolimacija između 10 i 20 mm (b).

Konačna preporuka je da se odabira što uža moguća kolimacija snopa, h_{col} , uzevši u obzir efekte "overbeaming" i "overranging" kao i trajanje pregleda i snage rendgenske cevi. Rekonstrukciju se treba vršiti sa debljim slojevima (3–8 mm), kako bi se smanjio šum i artefakti. Tanji slojevi se mogu koristiti ukoliko je značajan efekat parcijalnog volumena. Osim u slučajevima jako tankih slojeva, nema potrebe povećavati dozu usled smanjenja debljine sloja.

7.4. "Pitch" faktor

Kod jednoslojnih CT-aparata povećanje faktora proreda – "pitch" (p), se koristilo za skraćenje vremena pregleda. Kao posedica povećanja tog faktora doza se smanjivala, ali takođe i kvalitet slike. Ni kod višeslojnih CT-aparata nema velike razlike u osnovama problema. Povećanje faktora proreda, uz održanje širine sloja, dovodi do povećanja šuma. Naravno, to vredi pod uslovom da se ne menja jačina struje u rendgenskoj cevi.

Veliki broj proizvođača CT-skenera umesto stvarnih vrednosti mAs na konzolama daje efektivnu vrednost. Promena "pitch" faktora će promeniti i stvarnu jačinu struje, tako da efektivna "mAs" ostaje konstantna. Doza (CTDI_{vol}) će, u tom slučaju, ostati ista.

Povećanje faktora proreda može uzrokovati i pojavu "spiralnih artefakata". Stoga proizvođači CT-aparata ograničavaju vrednosti faktora proreda na konačan broj određenih vrednosti. Smanjenjem faktora proreda iskorišćava se puna snaga cevi, ali se trajanje pregleda produžava. Preporuka je da se "pitch", menja uzimajući u obzir trajanje pregleda, spiralne artefakte i snagu cevi. Doza nema toliki značaj, ako je u pitanju korišćenje efektivne vrednosti "mAs", pa i je šum konstantan.

7.5. Debljina pacijenta

Veličina pacijenta nije parametar koji se može odabrati na konzoli CT-skenera, ali se svakako mora razmotriti. Ukoliko CT-aparat nema mogućnost automatske kontrole doze, tada se za mršave pacijente i deecu vrednost mAs mora korigovati manualno. Na taj način značajno će se umanjiti doza. Treba napomenuti da su protokoli snimanja pisani za nešto deblje pacijente.

Na osnovu teoretskih razmatranja može se zaključiti da vrednost mAs treba promeniti za faktor 2, ukoliko se dijametar pacijenta, d, poveća za 4 cm. Međutim, studija koja se bavila ovim problemom (Wilting et al. 2001), pokazuje da je stvarni (mereni) šum skoro konstantan za pacijente dijametra između 24 i 36 cm. Takođe, pokazalo se, da se subjektivni kvalitet snimka kontinuirano pogoršavao sa povećanjem dijametra pacijenta. To se može opravdati činjenicom da deblji pacijenti imaju više masnog tkiva oko unutrašnjih organa. Treba dodati da je kontrast kod takvih pacijenata bolji, pa se mogu tolerisati veće vrednosti šuma. Rezultat ove studije bio bi nešto manja promena mAs sa povećanjem dijametra pacijenta. Klinički je dovoljno povećati vrednost mAs za faktor 2 na dodatnih 8 cm dijametra pacijenta. Neki od proizvođača CT-sistema koriste ovaj model kod izrade sistema za automatsku kontrolu ekspozicije (Philips i Siemens), dok se neki oslanjaju na održavanje konstantnog šuma kod promene dijametra objekta (GE i Toshiba).

Održanje konstantnog šuma nije zadovoljavajuće rešenje, jer ne uzima u obzir kontrast snimka. Sistemi za automatsku kontrolu doze koji koriste taj princip će dati najveće vrednosti mAs u regiji karlice, ne obazirući se na činjenicu da je kontrast između organa u toj regiji najveći. To nije slučaj u regiji gornjeg abdomena.

Većina protokola snimanja koji su preporučeni od proizvodača zadovoljavaju kliničke kriterijume snimanja. Problem se može javiti kod veoma teških pacijenata, gde se preporučuje promena parametara snimanja (veće vrednosti napona i/ili struje). Standardna podešenja parametara iz protokola odnose se na telesnu masu 80 - 85 kg, što je srednja masa evropskih muškaraca. Ova masa odgovara dijametru d = 33 cm.

7.6. Dužina skeniranja

Lokalna doza, kakav je CTDI, ne zavisi od dužine skeniranja (*L*). Međutim, kod integralnih dozimetrijskih veličina (DLP i dr), dužina skena igra veliku ulogu. One se povećavaju sa produžavanjem dužine skeniranja duž z-ose, tako da je ograničavanje dužine skeniranja na onu dužinu za koju postoji klinička opravdanost jako bitna.

Na većini CT-sistema dužina skeniranja se eksplicitno ne navodi, već su naznačeni položaji prvog i poslednjeg sloja. Dužina skena, *L*, se onda dobija preko jednačine:

$$L = |poz. prvog sl. - poz. poslednjeg sl. + h_{rec} + \Delta L$$
, [52]

gde je h_{rec} širina slajsa, a ΔL , povećanje dužine skeniranja usled prekoračenja granica skeniranja ("overranging"). Kod većine MDCT-sistema, ovo prekoračenje dužine skeniranja se može izračunati i preko jednačine:

$$\Delta L = 0.75h_{col} + 0.5h_{rec} \quad .$$
[53]

Dužina skeniranja se mora podešavati za svakog pacijenta individualno, na osnovu prethodno urađenog topograma ("scout mode"), i morala biti što kraća. Takođe, skeniranje se može dodatno skratiti kod višefaznih i kontrolnih pregleda. Kada god je to moguće, kritični organi se trebaju izbegavati (6).

7.7. Broj serija skeniranja

Serija skeniranja je termin koji označava seriju uzastopnih skenova na aksijalnom (sekvencijalnom) CT-skeneru, odnosno jedan spiralni sken. Kod CT-sistema slabije snage pregledi velike dužine (L) traže da se skeniranje izdeli u više serija. Ukoliko se ne menjaju parametri skeniranja, onda nema razlike između ukupne vrednosti DLP takvog skeniranja i DLP gde je skeniranje urađeno iz jednog diela.

Višefazno skeniranje, međutim, češće se koristi kod ponovljenog snimanja istog dela tela. Uobičajena praksa je raditi seriju bez i seriju sa kontrastnim sredstvom. Višefazno skeniranje se koristi i kod snimanja delova tela u različitim orijentacijama (npr. kosti lica), ali i korišćenjem različitih parametara snimanja (npr. snimanje pluća visokom rezolucijom). Dužina skenairanja, za različite serije ne mora biti ista, pa sabiranje lokalnih doza (npr. CTDI_{VOL}) nije opravdano. Integralne doze (npr. DLP) se, naprotiv, mogu sabirati. Višefazno skeniranje, grubo govoreći, povećava dozu onoliko puta koliki je broj serija, n_{ser} .

Jasno je da će manji broj serija značiti i manju dozu, pa je smanjenje poželjno. To se posebno odnosi na broj serija kod snimanje jetre (preporučuje se i do 6 serija u jednom pregledu).

7.8. Broj rotacija kod dinamičkih pregleda

Kod dinamičkih pregleda na CT-skenerima (CT-angiografija ili perfuzija), više skenova se pravi na jednom položaju tela. Pored integralne, opravdano je sabrati i lokalnu dozu. Kod ovih pregleda jako je važno izbeći determinističke efekte. Lokalne doze mogu biti jako visoke, ukoliko se koriste standardna podešavanja CT-sistema za snimanje te regije tela.

Doze koje se dobijaju kod dinamičkih pregleda zavise od dva faktora: vrednosti $CTDI_w$ po jednoj rotaciji i broju rotacija. Većina tih pregleda se obavlja uz upotrebu kontrasta, pa se može iskoristiti mogućnost smanjenja vrednosti napona X-cevi. Broj rotacija potrenbo je smanjiti što je moguće više.

Dinamičke preglede treba raditi upotrebom manjih doza, koristeći usku kolimaciju h_{col} , te za najmanji mogući broj osvežavanja slike u jedinici vremena ("refresh rate").

7.9. Rekonstrukcioni filteri ("filter kernel")

CT snimci se dobijaju iz setova merenja atenuacije korišćenjem različitih matematičkih algoritama poznatih pod nazivom rekonstrukcioni ili kernel-filteri. Ovi algoritmi imaju značajan uticaj za izgled konačnog CT-snimka, pa tako i na dozu za pacijenta. Filteri za visoku rezoluciju naglašavaju prostornu rezoluciju, ali i šum slike. Takođe, postoje i kerneli za smanjenje šuma, ali se u tom slučaju smanjuje rezolucija snimka.

Filetri ne podležu nekoj opštoj standardizaciji, pa se razlikuju po imenima i karakteristikama od proizvodača do proizvodača. Često možemo naići na imena koja sadržavaju termine "*smooth*" (glatko) ili "*sharp*" (oštro) koji nam daju grubu informaciju o primeni određenog filtera.

Odluka da se koristi određeni filter ima posredan uticaj na dozu za pacijenta. Obično proizvođači daju preporučene filtere za pojedine pretrage. Doza se može smanjiti ili povećati odabirom drugačijeg filtera. Filteri za visoku rezoluciju trebaju se koristiti samo kada je to neophodno.

7.10. Veličina "prozora"

Veličina prozora je termin koji se koristi kod opisa načina prikaza snimka koju daje CT-sistem. Snimak je, obično, 12-bitni – tj. ima 4096 nijansi sive boje. Oko ne može razlikovati toliki broj sivih nijansi, pa se relevantna dijagnostička informacija može izgubiti nakon prikaza na monitoru. Da bi se taj problem izbegao, korisnik CT-skenera ograničava sivu skalu na određeni opseg HU jedinica.

Vizuelna percepcija šuma u mnogome zavisi od odabranog prozora. Ukoliko je prozor uzak, šum je izraženiji, ali se kontrast između tkiva slične atenuacije može lakše raspoznati. Širenjem prozora dobijamo suprotan efekat. Smanjenje šuma je obrnuto proporcionalno sa povećanjem otvora prozora.

Dakle, preduslov za smanjenje doze je povećanje otvora prozora. Zbog nelinearnog odnosa doze i šuma, malo smanjenje otvora prozora može značiti i veliko smanjenje doze. Za korišćenje otvora širine 350 HU umesto 300 HU doza se potencijalno može smanjiti za 26%, pri čemu je vizuelni šum isti. Metoda širenja otvora prozora korisna je kod snimanja struktura visokog kontrasta.

7.11. Zaštitna oprema

Organi koji se nalaze blizu površine tela primaju najveću dozu prilikom CT-pregleda. Radiosenzitivni organi koji spadaju u ovu kategoriju su dojke, štitna žlezda, oći, pluća itd. Jedan od načina kojim se doza na ove organe može smanjiti je korišćenje zaštitnih pokrivača od bizmuta.

Pokrivači se sastoje od bizmutnih folija obloženih lateksom, a prodaju se u različitim debljinama. Njihova uloga je smanjenje udela fotona niskih energija u snopu rendgenskog zračenja ("meko" zračenje).

U literaturi se opisuju različiti efekti korišćenja ove vrste zaštite. Doza se može smanjiti i to u rasponu 20–60% na organe od interesa. Međutim, dolazi i do smanjenja kvaliteta slike (povećanje šuma, artefakti, promena vrednosti HU jedinica itd). Ukoliko se zaštita koristi ispravno, ovo smanjenje kvaliteta neće uticati na dijagnostičku informaciju.

8. Problem visokih vrednosti doza u CT dijagnostici

CT-tehnika se u poslednje dve decenije razvijala dramatičnom brzinom. Kao posledica toga, skeniranje je brže, dobijene slike su bolje, mogućnosti primene su brojnije. Međutim ovaj vrtoglavi razvoj izgleda da nije doveo do smanjenja doze koju prima pacijent podvrgnut CT snimanju.

Kada je CT tehnika bila još u povoju, smatrana je za metodu koja saopštava pacijentima relativno visoke vrednosti doza. Međutim benefit koji se ostvarivao korišćenjem CT metode uglavnom je premošćavao zabrinutost u vezi visokih vrednosti doza. Što se tiče skeniranja mozga na primer, ni jedna druga dijagnostička tehnika nije mogla ni prići CT tehnici po kvalitetu slika malignih oboljenja, pa je količina primljene doze bila u drugom planu.

Dijagnostički	Tipična efektivna doza [mSv]	Ekvivalentni broj rendgena pluća	Vreme potrebno za ekvivalentnu efektivnu dozu od strane prirodnog okruženja
Rendgen pluća	0.02	1	2.4 dana
Rendgen glave	0.1	5	12 dana
Lumbalna kičma	1.5	75	182 dana
Intravenoz. urogram	3	150	1 godina
Gornji gastrointestinalni tr.	6	300	2 godine
Barijum enema	8	400	2.7 godina
CT glave	2	100	243 dana
CT abdomena	8	400	2.7 godina

Tabela 4: Prosečne doze na pacijentne u raznim dijagnostičkim tehnikama i poređenje sa efektivnom dozom primljenom od strane prirodnog okruženja.

Danas je situacija mnogo drugačija. CT-tehnika se široko koristi, najviše kod benignih oboljenja kao i kod mlađih pacijenata gde su razmatranja u vezu radiološke zaštite mnogo strožija. Još 1989. godine u Velikoj Britaniji, *National Radiological Protection Board* je utvrdio na samo 2% uzorka od ukupnog broja radioloških pregleda, da CT tehnika doprinosi sa 20% u ukupnoj dozi na stanovništvo od strane svih radioloških dijagnostičkih metoda. Skorije procene pokazuju da je taj doprinos u Velikoj Britaniji oko 40%, dok je u SAD-u i do 67% od kolektivne doze na populaciju.

Pojedinačne doze CT pregleda u među najvišima u dijagnostičkoj radiologiji (Tabela 4); prilikom pregleda abdomena odrasla osoba može primiti efektivnu dozu od 10 mSv, što je po nekim studijama dovoljno da izazove rizik da se za vreme životnog veka razvije fatalni kancer u jednom od 2000 slučajeva. Dakle izloženost radioaktivnom zračenju usled upotrebe CT tehnike ne opada, nego u protivnom, ima stalni trend rasta (17).



Slika 34: Doprinos kolektivnoj dozi na populaciju od strane CT-pregleda po statistikama iz 2006, (7).

Ovaj rast nije samo posledica činjenice da CT-tehnika zamenjuje druge tehnike. Poznato je da postoji veliki broj varijacija u CT praksi; iskustva iz kliničkih izveštaja pokazuju da količine eksponiranja, broj slajsova i broj ponovljenih eksponiranja mogu biti prilično različiti u okviru samo jedne aplikacije CT-tehnike, bez adekvatnog kliničkog opravdanja. Upoređivanjem različitih radova možemo primetiti da se za pojedine CT protokole efektivna doza može razlikovati i za faktor 40 (17), na različitim bolničkim odeljenjima. Kada se sve uzme u obzir, dokazano je da ovakav trend rasta doze na populaciju potiče kako od strane sve češće upotrebe CT dijagnostičke metode, tako i usled povećanja primljene doze po jednom pregledu. Takođe, sada je već jasno da varijacije u praksi mnogo više utiču na određivanje doze na pacijenta u odnosu na specifičnosti same tehnologije različitih CT-skenera.

Sigurno je da sve veća lakoća upotrebe CT skenera doprinosi ovom "sindromu". Rani CTsistemi bili su veoma rigidni, a produžavanje pregleda vuklo je sa sobom vremenske "penale". Uvođenje spiralnih CT uređaja dramatično je umanjilo ovaj problem i veoma doprinelo upotrebi novih varijacija u praksi, dok su u isto vreme postojala samo škrta uputstva za korišćenje ove nove dijagnostičke tehnike. Na primer, pregledi sa upotrebom kontrasta su se raširili u upotrebi a multifazni generatori su postali uobičajeni. Iako je multifazna tehnika raširila primenu CT uređaja, njihovo korišćenje nije opravdano u slučajevima kada bi i generatori sa manjim brojem faza bili adekvatni. Preopterećenost radnog osoblja takođe utiče na povećanje problema. Radiolozi i radiološki tehničari se tako ponekad nemarno mogu odlučiti za protokole koji zahtevaju manju kancentraciju i brža podešavanja i usled toga saopštiti veću dozu pacijentu od one potrebne za adekvatni kvalitet slike. Neiskusno osoblje je naročito podložno ovakvim greškama usled preteranog samopouzdanja.

Interventa upotreba CT-tehnike i CT-fluoroskopija su takođe novi specifičan problem. U interventnoj medicini brzina doze je i do 10 puta veća nego u slučaju konvencionalne fluoroskopije. Nije redak slučaj da ruke operatera dostignu godišnju maksimalnu dozvoljenu absorbovanu dozu

(17). Ako u CT-fluoroskopiji postanu definisane procedure biće potrebna posebna studija od zaštiti kako pacijenta tako i operatera.

Kada se uzme u razmatranje "*multislice*" CT tehnike uviđamo nove razloge za zabrinutost kada je količina doze u pitanju. Izražena je sumnja da MSCT tehnika dovodi do povećanja apsorbovanih doza za do čak 40% (17).

8.1. Opravdanost CT-pregleda

Opravdanost CT-pregleda je još uvek deo nerešene debate na međunarodnom nivou. Svakako, opravdanost pojedinih procedura postoji, ali je ostalo nerešeno pitanje individualne opravdanosti, odnosno "opravdanosti trećeg nivoa". Iako je radiolog odgovoran za primenu medicinske ekspozicije u dijagnostičkoj radiologiji, realnost je drugačija. Upute za CT-preglede negde pišu i lekari opšte prakse, specijalisti porodične medicine i sl. Radio-dijanostička odeljenja nemaju kapacitete da proveravaju uputne dijagnoze, pa se većina ovih pregleda i obavi. To i ne bi bio veliki problem da su ovi pregledi opravdani. Međutim, novije studije potvrđuju upravo suprotno. Na primer, čak 50% CT-pregleda abdomena i karlice kod dece u Švedskoj je neopravdano (21).

Naravno, problem je dobio na popularnosti u martu 2010. godine kada je predsednik SAD-a, Barrack Obama, obavio CT-pregled srca i virtuelnu kolonoskopiju -2 visokodozna pregleda, potpuno neopravdana. Nije lako naći rešenje, a s tim problemom se bore i najrazvijenije zemlje sveta.

8.2. Radijacioni rizici u CT-dijagnostici

8.2.1. Deterministički efekti

Iako CT velikim delom doprinosi kolektivnoj dozi na stanovništvo od strane medicinske dijagnostike (u nekim zemljama i do 70%), individualna doza na kožu pacijenta u pojedinačnoj proceduri suviše je niska da bi prozrokovala determinističke efekte (22). Međutim. U interventnim procedurama, gde pikovi doznih vrednosti prelaze prag koji je dovoljan da izazove teške povrede povrede na koži, itd... (Rehani and Ortiz Lopez, 2006).

U radu: Imanishi et al. 2005, zabeležena su tri slučaja privremenog gubitka kose (u obliku poveza) na pacijentima koji su bili podvrgnuti perfuzionom MDCT pregledu u kombinaciji sa cerebralnoj digitalnoj substrakcionoj angiografiji (DSA) (Slika 35). Sva tri pacijenta bila su izložena sa dva cerebralna angiograma u isto vreme sa perfuzionim CT-pregledom. Prema ovom izveštaju, privremeni gubitak kose, indukovan zračenjem, može nastati u toku tri nedelje nakon eksponiranja lokalizovanog dela kože od strane doza između 3 - 5 Gy. Permanentni gubitak kose nastaje od strane doza preko 7 Gy, od jedne ekspozicije, odnosno sa dozama većim od 50 - 60 Gy od strane nekoliko ekspozicija (Imanishi et al. 2005) (2).

8.2.2. Stohastički efekti

Još uvek je nemoguće dokazati da li doze od nekoliko desetina mGy koje pacijent primi u okviru jednog pregleda mogu izazvati neki određeni tumor kasnije u životu. Međutim, na statističkoj bazi, eksponiranja od strane CT-snimanja imaju potencijal za izazivanje povećanja

rizika od pojave pojedinih tumora, pogotovo kod dece (Brenner et al., 2001). Rizik za stvaranje kancera sa smrtnim ishodom varira sa uzrastom. Izveštaj: BEIR, 2006, da je rizik za razvijanje kancera tri do četiri puta veći u prvoj godini života u odnosu na uzrast od 20 - 50 godina (BEIR, 2006). Dalje, za neke visine doza, ženska novorođenčad ima skoro duplo veći radijacioni rizik od muških (2).

Važno je da društvo zaštiti one sa najvišim rizikom za razvoj kancera. U mnogim zemljama, 15 – 20% CT-pregleda u pregledi dece do 15 godina, a i frekvencija ponovljenih pregleda raste (2). Od 2001. godine vidljiv je trend povećane pažnje i brige za dečije preglede. Faktori i parametri snimanja nisu više tako često isti kao i za odrasle osobe. Koristeći nove tehnologije, proizvođači CT-sistema, prema pravilima agenicija (McCollough et al., 2006) moraju izvršiti podešavanja u odnosu na veličinu pacijenta i tako redukovati nepotrebno visoke doze pri dečijim CT-pregledima.



Slika 35: Slučaj privremenog gubitka kose u obliku poveza kod žene stare 53 godine. Gubitak kose trajao je 51 dan. Pacijentkinja je bila pordvrgnuta istovremenom perfuzionom MDCT pregledu u kombinaciji sa cerebralnoj digitalnoj substrakcionoj angiografiji (DSA) (22).

8.3. Koncept referentnih doznih nivoa

Velikim brojem radova pokazalo se da doze za pacijente, za isti tip CT pregleda, veoma često variraju između različitih kliničkih ustanova ili dijagnostičkih odeljenja. Postoje razlozi za sumnju, da tamo gde nailazimo na najviše doze, postoje nedostaci u vezi sa razumevanjem i primenom optimizacije. Ovakve situacije rešava koncept definisanja referenetnih doznih nivoa u cilju smanjenja slučajeva u kojima se pacijentu saopštavaju prekomerne doze, odnosno potpuno izbegavanje pre svega determinističkih efekata zračanja, i maksimalno umanjenje verovatnoće za pojavu kancera kasnije tokom životnog veka. Upotrebom ovog koncepta može se očekivati manja varijacija pacijentnih doza za određene standardne CT preglede na duže staze.

Pri ispitivanju visokih doza, analizom parametara određenih CT pregleda i poznavanjem referentnih nivoa, možemo zaključiti koji su razlozi za saopštenu visoku dozu. Nakon toga možemo adekvatno pristupiti optimizaciji procedure i omogućiti smanjenje doze za pacijente.

Internacionalna komisija za radiološku zaštitu (ICRP - *The International Commission on Radiological Protection*), 1990. godine preporučuje utvrđivanje referentnih nivoa u radiološkim procedurama. (34). Evropska komisija, 1997. godine traži od država članica da promovišu i utvrđe

referentne nivoe u CT dijagnostici koji se ne smeju prekoračiti za standardne procedure. (11). Vrednosti koje predlaže Evropska komisija kao referentne za poređenje kvaliteta zračenja pri CT-pregledima su date u Tabeli 5.

	Referentna vrednost doze			
Kutinski protokoli skeniranja	CTDIw [mGy]	DLP [mGy·cm]		
Glava	60	1050		
Grudni koš	30	650		
Abdomen	35	800		
Pelvis	35	600		

 Tabela 5: Predložene referentne doze dod strane Evropske komisije (11)

9. Metode merenja i aparatura

Kako bismo mogli da poredimo doze na pacijente od strane CT-pregleda sa predloženim vrednostima, odnosno vrednostima koje su izmerili drugi autori, standardne doze moraju biti izmerene istim metodama sa dovoljnom tačnošću. Ovo je takođe bitno i kako bismo mogli da poredimo vrednosti doze na različitim CT-sistemima. Dakle važno je strogo pratiti definisane procedure i regulative kalibracije mernih instrumenata. U daljem tekstu biće opisan metod merenja i korišćenja oprema.

9.1. CT fantomi ("head" i "chest")

Za merenja koristili smo dva CT fantoma napravljena od PMMA ("*poly-methyl methacrylate*") koji predstavlja tkivni ekvivalent ljudskog tela. Fantom manjeg dijametra (16 cm) predviđen je za merenja u protokolima za glavu ("head") i fantom većeg dijametra (32 cm, u čijem sastavu je i fantom za glavu) predviđen za određivanje doze u protokolima za grudni koš ("chest"). Oba fantoma su dugački 15 cm, sa po pet horizontalnih cilindričnih kanala u koje se smešta jonizaciona komora oblika olovke (poglavlje 9.2.), u svrhu merenja doze (Slika 37). Oni kanali u kojima se u toku merenja ne nalazi komora popunjavaju se PMMA cilindrima (Slika 36).



Slika 36: *CT dozimetrijski fantomi za grudni koš i glavu. Jonizaciona komora se stavlja u položaje A (za merenje CTDI_c), B, C, D i E (za merenje CTDI_p). Četiri merenja CTDI_p se usrednjavaju kako bi se maksimalno izbegle greške pozicioniranja fantoma.*



Slika 37: Korišćeni CT dozimetrijski fantomi za grudni koš i glavu zajedno sa jonizacionom komorom oblika olovke ("pencil ionazing chamber" - DCT 10RS). Proizvođač "RTI Electronics AB", Sweden.

9.2. Jonizaciona komora i elektrometar

CTDI merenja su obavljena pomoću jonizacione komore oblika olovke; model "**DCT 10RS Lemo**" (Tabela 6), priključenom na uređaj za merenje i izračunavanja doze "**Barracuda**" (RTI Electronics AB, Sweden) (Tabela 7). Jonizaciona komora priključena je na tzv. "EMM-BiasW" ulaz na elektrometru Barracuda, koji omogućava uspostavljanje radnog napona na komori. Jonizaciona komora smešta se u cilnidrične kanale u sekvencama i meri dozu na osi rotacije CT-skenera. Barracuda elektrometar je povezan sa laptop računarom bežičnim putem sistemom "*Bluetooth*" veze. Prema originalnoj dokumentaciji greška merenja ovakvog sistema je u okviru 4 %. Sistem je kalibrisan u skladu sa standardom Internacionalnom Elektrotehničkom komisijom (IEC).

Tip konektora	"LEMO" triaxial	
Kabl2m, low noise triaxial		
Aktivna zapremina	4.9 cm^3	
Aktivna dužina	100 mm	
Unutrašnji dijametar	8 mm	
Tipična struja curenja	±4 fA	
Opseg kvaliteta radijacije	80 – 150 kV	
Osetljivost	40 nC/Gy⋅cm	

 Tabela 6: Generalna specifikacija jonizacione komore "DCT 10RS Lemo"

Environ-Dius v uluz elektrometru Durrucuuu		
Doza	4 μGy·cm − 35 MGy·cm	
Brzina doze	1.6 μGym/s – 70 kGym/s	

Tabela 7: Merni opseg jonizacione komore "DCT 10RS Lemo" priključene na EMM-BiasW ulaz elektrometra "Barracuda"

9.3. "oRTIgo" softver za merenje i analizu doze

Informacija o izmerenim dozama, kao i grafici doznih profila, prikazuju se pomoću programskog paketa za kontrolu kvaliteta i dozimetriju sa X-zračenjem: "**oRTIgo**" (Slika 38), koji se isporučuje u sklopu sa Barracuda elektrometrom.

Korišćenjem ovog programskog paketa može se podešavanjem protokola informacija o količini doze se prikuplja sa elektrometra i prikazuje u željenom obliku. Program ne izračunava vrednost CTDI_{VOL} pa se to mora uradi manualno deljenjem dobijene vrednosti CTDI_w sa vrednošću "pitch" faktora.



Slika 38: Programski paket za kontrolu kvaliteta i dozimetriju sa X-zračenjem: "**oRTIgo**", koji se isporučuje u sklopu sa Barracuda elektrometrom. Na slici prikazan je protokol za merenje CTDI doznih veličina

9.4. CT-sistemi obuhvaćeni merenjem

Ovim radom obuhvaćemo je pet CT sistema različitih proizvođača (tri CT-skenera marke Siemens, dva CT-skenera marke "General Electric" i jedan marke Philips) (Tabela 8). Prilično je zanimljivo porediti baš ovih pet CT-sistema jer se tehnički razlikuju.

Dijagnostička ustanova	CT-sistem (proizvodnja i model)	Tip skenera
Institut za onkologiju Vojvodine	SIEMENS Somatom Plus 4	aksijalni (single-slice)
Institut za onkologiju Vojvodine	SIEMENS PET/CT Biograph Truepoint	MDCT (16-slajsni)
Institut za zdravstvenu zaštitu dece i omladine Vojvodine	GE BrightSpeed Elite with ASiR	MDCT (16-slajsni)
MC klinika	PHILIPS MX8000	MDCT (16-slajsni)
Institut za kardiovaskularne bolesti Vojvodine	SIEMENS Somatom Definition Flash	MDCT sa dva izvora X-zraka, <i>DualSource</i> (2 x 128-slajsni)

Tabela 8: CT-skeneri na kojima su vršena merenja (Novi Sad)

"SIEMENS Somatom Plus 4" je najstariji u ovoj grupi. U pitanju je single-slice (aksijalni) CT-skener. Što se ovog CT-sistema tiče, očekujemo najbolje slaganje izmerenih doza sa projektovanim dozama proizvođača, koje su iskazane na displeju konzole.

"SIEMENS PET/CT Biograph Truepoint" je PET/CT sistem (PET - "Positron emission tomography"). Svakako da ovakav tip sistema nosi sa sobom određene specifičnosti. CT-sistem u ovom slučaju služi da superponira CT-snimak na dobijenu PET sliku aktivnosti određenih struktura u ljudskom telu i tako da uvid u jasne pozicije te regije. U pitanju je MDCT-sistem sa 16 slajsova.

"GE BrightSpeed Elite with AsiR" je jedini CT-sistem proizvođača General Electric obuhvaćen ovim merenjima. U pitanju MDCT-sistem sa 16 slajsova rekonstrukcije. Ovaj CT-sistem poseduje tzv AsiR jedinicu koja je zadužena za aplikovanje kontrastnih materijala pacijentu ukoliko je to neophodno. Kako je ovaj CT-sistem u upotrebi na Institutu za zdravstvenu zaštitu dece i omladine Vojvodine, treba posebno obratiti pažnju na visine doza jer su ovde pacijenti skoro isključivo deca.

"**PHILIPS MX8000**" je jedini CT-sistem marke Philips koji je obuhvaćen ovim merenjima. Pored toga ovo je jedini CT-sistem koji je u upotrebi na privatnoj klinici, ostalih četiri se svi koriste u državnim dijagnostičkim odeljenjima. U pitanju je MDCT-skener sa 16 slajsova rekonstrukcije.

"SIEMENS Somatom Definition Flash" je najmoderniji CT-sistem koji je obuhvaćem ovim radom. On poseduje dve rentgenske cevi i dva detektorska sistema sa 128-slajsova rekonstrukcije (Slika 15). Poređenje ovog sistema sa starijim biće veoma interesantno. Treba proveriti kako ovakva moderna konfiguracija CT-sistema utiče na dozu na pacijenta.

9.5. Provera totalne filtracije, HVL, ponovljivosti napona i saopštene doze

Pre početka merenja CTDI doza, na svakom od ovih skenera izvršeno je određivanje totalne filtracije i vrednosti HVL (dužina poluslabljenja intenziteta zračenja). Merenja su takođe izvršena upotrebom elektrometra Barracuda i programskim paketom oRTIgo, ali uoptrebom tzv. MPD

("*Multi-Purpose Detector*", RTI Electronics). Sva merenja potvrdila su relativno tvrdu filtraciju, karakterističnu za CT-rendgenske cevi (3 mm Al + 0.1 mm Cu ili 3 mm Al + 0.2 mm Cu) i tipične HVL vrednosti za ovako filtrirane sopove X-zračenja.

Takođe, izvršeno je i merenje ponovljivosti zadatog napona (kV) na upravljačkoj konzoli u skaut modu (topogram). Na svim CT-sistemima ponovljivost napona nije varirala iznad 5 %.

U topogram modu, izvršena je i provera ponovljivnosti saopštene doze. Za ova merenja korišćen je, umesto MPD detektora, solid-state detektor "**R100B**" (RTI Electronics). Ponovljivost doze u ovim merenjima nije odstupala više od 4 %.

9.6. Generalne informacije o merenju

Kako je prethodnim merenjima ponovljivosti doze primećeno da varijacije nisu veće od 4 %, odlučeno je dovoljno po jedno merenje za svaku od pozicija na CT fantomu. Ovakvoj odluci doprineo je i ekstremni nedostatak vremena za merenja usled uskog rasporeda CT-pregleda u navedenim ustanovama.

Pozicioniranje CT fantoma sa konizacionom komorom vršeno je pomoću laserskih svetala za pozicioniranje pacijenta na samim CT-sitemima. Pozicioniranje je bilo vrlo uspešno i tačno uz veliku pomoć CT-tehničara i osoblja. Ugao odstupanja u svakoj od ravni nije bio biše od 2°, što se smatra za odgovarajuće pozicioniranje (26).

Sistem: Barracuda + DCT10RS Lemo jonizaciona komora vrši korekciju na pritisak i temperaturu. Međutim ove popravaku utiču na dozu do 1 % tako da nisu od primarne važnosti.

Merenja su kategorisana u dve grupe: glava i grudni koš. Na svim CT-sistemima korišćeni su standardni protokoli skeniranja za glavu odnosno grudni koš. Parametri: kVp, mAs (mAs_{eff}), debljina slajsa i pitch faktor zabeleženi su sa displeja upravljačke konzole, radi daljih izračunavanja i poređenja. Sva skeniranja su vršena u spiralnom modu, osim kod "SIEMENS Somatom Plus 4" koji nema tu mogućnost.

10. Rezultati merenja

10.1. Parametri skenera

U tabeli 9 možemo videti pregled korišćenih parametara na svakom od CT-skenera na kojem su vršena merenja doze, u standardnim rutinskim protokolima pregleda glave i grudnog koša. Svaki od ovih skenera koristi različite parametre napona, mAs-a, kolimacije i pitch faktora. Različiti parametri dovode do različitih doza na pacijente. Šarolikost parametara proizilazi iz različitih tehnoloških rešenja koje koriste različiti proizvođači.

Napon je uglavnom podešen na 120 kV, osim u protokolima rutinski pregled glave u slučaju skenera broj 1 (140 kV) odnosno skenera broj 5 (100 kV).

Vrednost efektivnog mAs parametra varira. Primetno je da se u protokolima za glavu koriste veće vrednosti ovog parametara u odnosu na protokol za grudni koš, osim u slučaju skenera broj 3, kod koga to nije slučaj što je verovatno u vezi sa veoma uskom kolimacijom koja je korišćena.

Vrednosti kolimacije variraju, ali naječešća kolimacija je 5 mm. Vrednosti kolimacije su u opsegu gde njihova promena može znatno uticati na dozu.

Najčešći pitch faktor bio je 1, najviši je iznosio 1.375, a najniži 0.55.

no.	CT-sistem	CT-protokol	kVp	mAs _{eff}	h _{col} [mm]	р
1	SIEMENS Somatom Plus 4	glava	140	206	8	1
2	SIEMENS PET/CT	glava	120	380	3	1
	Biograph Truepoint	grudni koš	120	115	5	1
3	GE BrightSpeed Elite with	glava	120	150	5	0.625
	ASiR	grudni koš	120	175	5	1.375
4	PHILIPS MX8000	glava grudni koš	120 120	350 250	5 6.5	1 1.25
5	SIEMENS Somatom	glava	100	221	5	0.55
	Definition Flash	grudni koš	120	117	5	1

Tabela 9: Parametri skeniranja korišćeni pri merenjima doze

10.2. CTDI_W, _nCTDI_W i CTD_{VOL}

U Tabeli 10 prikazane su izmerene vrednosti CTDI_W i za sve MSCT skenere (a to su svi osim broja 1) izračunate vrednosti $_n\text{CTD}_W$ i CTDI_{VOL} za merenja u navedenim standardnim protokolima.

Na slikama 39 i 40, možemo videti primer karakteristike merene doze u centralnoj tački (A), odnosno u perifernim (B, C, D, E).

no.	CT-sistem	CT-protokol	CTD _w [mGy]	_n CTD _W [mGy/mAs]	CTDI _{vol} [mGy]
1	SIEMENS Somatom Plus 4	glava	39.3	0.191	39.3
2	SIEMENS PET/CT Biograph Truepoint	glava grudni koš	53.3 8.4	0.140 0.073	53.3 8.37
3	GE BrightSpeed Elite with ASiR	glava grudni koš	33.8 16.9	0.225 0.097	54.0 12.3
4	PHILIPS MX8000	glava grudni koš	47.9 19.1	0.137 0.076	47.9 15.3
5	SIEMENS Somatom Definition Flash	glava grudni koš	19.4 9.8	0.088 0.084	32.3 9.80

Tabela 10: Izmerene vrednosti CTDI_W i izračunate vrednosti "CTD_W i CTDI_{VOL}



Slika 39: Primer karakteristike merene doze u centralnoj tački (A) (GE BrightSpeed Elite with ASiR)



Slika 40: Primer karakteristike merene doze u perifernoj tački (B) (GE BrightSpeed Elite with ASiR)



Slika 41: Izmerene vrednosti CTDI_w za protokol rutinskog pregleda glave u odnosu na preporučene vrednosti Evropske Komisije.



Slika 42: Izmerene vrednosti CTDI_w za protokol rutinskog pregleda grudnog koša u odnosu na preporučene vrednosti Evropske Komisije.

10.3. DLP

Kako bismo izračunali produkt doze i dužine skeniranja po z-osi, moramo pomnožiti $CDTI_{VOL}$ vrednosti sa dužinom skeniranja (L). Tipična dužina skeniranja glave (mozga) je 12 cm, tj 27 cm za grudni koš (5), međutim CT-tehničari po pravilu na konzoli markiraju polje skeniranja sa oko 10 % duže od markirane dužine. Takođe, treba uzeti u obzir efekat "overranging" koji doprinosi produžavanju parametra L za oko 2 cm (6). Dakle ukupna dužina skeniranja za posmatrane CT-sisteme uzete su vrednosti: **14.2 cm** za glavu, odnosno **31.7 cm** (5). U tabeli 11 su date izračunate vrednosti ove veličine za odgovarajuće CT-sisteme.

no.	CT-sistem	CT-protokol	DLP [mGy∙cm]
1	SIEMENS Somatom Plus 4	glava	558
2	SIEMENS PET/CT	glava	757
	Biograph Truepoint	grudni koš	265
3	GE BrightSpeed Elite with	glava	767
	ASiR	grudni koš	390
4	PHILIPS MX8000	glava grudni koš	680 485
5	SIEMENS Somatom	glava	459
	Definition Flash	grudni koš	311

Tabela 11:	
Izračunate vrednosti DLP za dužinu skeniranja od 14.2 cm (glava) i 31.7 cm (grudni ko	š)



Slika 43: Izmerene vrednosti DLP za protokol rutinskog pregleda glave u odnosu na preporučene vrednosti Evropske Komisije.



Slika 44: Izmerene vrednosti DLP za protokol rutinskog pregleda grudnog koša u odnosu na preporučene vrednosti Evropske Komisije.

10.4. Efektivna doza (*E*)

Procenjenje vrednosti efektivne doze izračunate su množenjem DLP vrednosti sa konverzionim faktorima koji su dati od strane Evropske Komisije (0.0023 mSv/mGy·cm za glavu i 0.017 mSv/mGy·cm za grudni koš). U tabeli 12 vidimo procenjene vrednosti za već spomenute standardne protokole.

no.	CT-sistem	CT-protokol	E [mSv]
1	SIEMENS Somatom Plus 4	glava	1.51
2	SIEMENS PET/CT	glava	2.04
	Biograph Truepoint	grudni koš	4.50
3	GE BrightSpeed Elite with	glava	2.07
	ASiR	grudni koš	6.63
4	PHILIPS MX8000	glava grudni koš	1.84 8.24
5	SIEMENS Somatom	glava	1.24
	Definition Flash	grudni koš	5.29

Tabela 12: Izračunate vrednosti efektivne doze (E)

11. Diskusija rezultata

Odmah možemo reći da je opšti utisak o visinama doza (CTDI i DLP) u ovim merenjima, da one, generalno, nisu visoke u odnosu na preporučene vrednosti od strane Evropske komisije, pa i u odnosu na neke preporučene nivoe na nacionalnom nivou. Naprotiv one su uglavnom dosta ispod ovih preporučenih vrednosti.

Protokoli pregleda glave saopštavali su veću količinu zračenja, sa obzirom da su za ta skeniranja uglavnom korišćene uže kolimacije (veće preklapanje snopa), a ako to nije slučaj onda je upotrebljena veća vrednost mAs (veći broj fotona). Vrednosti **CTDI**_{VOL} varirale su (32.3 – 54.0 mGy), što je za očekivati zbog korišćenja različitih parametara pregleda, međutim vrednosti su ostale niže u odnosu na preporučene. CT-sistem broj 5 (SIEMENS Somatom Definition Flash) koristio je skoro upola manju dozu u odnosu na referentnu. Ovaj CT-sistem je i najmoderniji od posmatranih (dual-source, 128-slajsni). Ako zaista dijagnostika dobija zadovoljavajuće slike za ovoliko nižim dozama, onda je to dobra vest kada su najmoderniji CT-sistemi u pitanju. Međutim o tome se može diskutovati.

Protokoli pregleda grudnog koša odlikovali su se širom kolimacijom ili/i manjim vrednostima mAs. Kao posledica CT-skeneri saopštili su manje doze fantomu. Ohrabruje činjenica da ni kod jednog od ovih 4 CT-sistema (osim kod CT-sistema broj 4), vrednost **CTDI**_{VOL} (8.37 – 15.30 mGy) nije prešla polovinu referentne vrednosti.

Vrednosti **DLP** takođe nisu prešle preporučene referentne vrednosti za standardne dužine skeniranja. Za protokol glave (14.2 cm) vrednosti su se kretale između: 459 – 767 mGy·cm, dok su se za protokol skeniranja grudnog koša (31.7 cm) vrednosti kretale između: 265 – 485 mGy·cm.

Što se tiče vrednosti **Efektivne doze**, za preglede glave ona se kretala između: 1.24 - 2.07 mSv. Za preglede grudnog koša iznosile su: 4.50 - 8.24 mSv. Ovo nisu visoke vrednosti u poređenju (Tabela 13) sa literaturom i drugim radovima (4),(14).

	Srednja vrednost E [mSv]				
CT-protokol	Ovaj rad	Shrimpton et al.	Clarke et al.	Poletti	
glava	1.74	1.8	1.6	1.8	
grudni koš	6.16	8.3	7.6	8.9	

Tabela13: Poređenje vrednosti Efektivne doze sa drugim studijama

Treba napomenuti da bi bilo dobro ispitati mogućnosti optimizacije skenera *GE BrightSpeed Elite with AsiR* koji se koristi na "Institutu za zdravstvenu zaštitu dece i omladine Vojvodine". Ovaj skener predao je relativno veće doze od ostalih sistema koji su obuhvaćeni ovim ispitivanjima. Kako su u ovoj ustanovi pacijenti isključivo deca, treba ispitati postoji li prostora za smanjenje doze a da kvalitet snimka ne bude ugrožen.

Najmoderniji skener u ovim merenjima, *SIEMENS Somatom Definition Flash* pokazao je niske doze. Ovo ide u korist onima koji tvrde da najmodernij CT-sistemi predaju višestruko manje doze.

Abstrakt

Svrha ovog rada je merenje pacijentnih doznih nivoa pri CT-pregledima glave i grudnog koša u Novom Sadu (Vojvodina, Srbija) i njihovo upoređivanje sa referentnim nivoima koje je preporučila Evropska komisija (CTDI_w, DLP, E). Merenja su obavljena na pet CT-skenera proizvođača: Siemens, General Electrics i Philips (jedan aksijalni, tri 16-slajsna i jedan 2 x 128 slajsni) u različitim dijagnostičkim ustanovama u Novom Sadu. Merene su koristeći princip CTDI₁₀₀ jonizacionom komorom oblika olovke i PMMA fantomom za protokole standardne pregleda glave i grudnog koša (dijametra 16 cm i 32 cm, respektivno) uz prikazane parametre obuhvaćenih skenera. Izračunate su i vrednosti DLP za standardne dužine pregleda (L) od 14.2 cm (glava) i 31.7 cm (grudni koš) a potom procenjene vrednosti efektivne doze (E) koristeći konverzione faktore. Vrednosti CTDI_{VOL} kreću se između 32.3 – 54.0 mGy za pregled glave i 8.37 – 15.30 mGy za pregled grudnog koša. Vrednosti DLP kreću se između 459 - 767 mGy·cm za pregled glave, i 265 – 485 mGy·cm za pregled grudnog koša. Vrednosti Efektivne doze kretale su se između 1.24 – 2.07 mSv za preglede glave, i 4.50 – 8.24 mSv za preglede grudnog koša. Ovakvi rezultati navode na zaključak da se protokoli za preglede glave i grudnog koša, navedene dijagnostičke ustanove pridržavaju preporuka o referentnim visinama doze koju primi pacijent. Treba naglasiti, da bi bilo zanimljivo a možda i neophodno, ispitati mogućnost optimizacije CTskenera koji se koristi u "Institutu za zdravstvenu zaštitu dece i omladine Vojvodine" (postoji li razumna mogućnost za smanjenje doze a da se ne izgubi odgovarajući kvalitet dijagnostičke informacije). Naimodernij CT-sistem saopštio je naimanju dozu za pacijenata.

Abstract

Purpose of this paper is to measure patient dose levels in head and chest CT-examinations in Novi Sad (Vojvodina, Serbia) and their comparison with the reference levels witch are given by European Commission (CTDI_w, DLP). Also, in this paper we give estimation of Effective dose for this protocols. Measurements are carried out on five CT-scanners from three manufactures: Siemens, General Electric i Philips (one axial, three 16-slice, one 2 x 128-slice) in different diagnostic facilities in Novi Sad with the use of CTDI₁₀₀ principle (ionizing pencil chamber, PMMA) phantoms 16 and 32 cm diameter respectively) with analysis of technical parameters and scanning parameters of used CT-systems. DLP values are calculated for standard scanning lengths (L): 14.2 cm (head) and 31.7 cm (chest). Effective dose was then estimated using the conversion factors. CTDI_{VOL} values were between 32.3 – 54.0 mGy for head examinations, and 8.37 – 15.30 mGy for chest examinations. DLP values were between 459 - 767 mGy·cm for head examinations, and 265 – 485 mGy·cm for chest examinations. Values of Effective dose were between 1.24 – 2.07 mSv for head examinations and 4.50 - 8.24 mSv for chest examinations. These kind of results are inducing, that in listed diagnostic facilities, doses on patient are within referent values. It should be stated that is needed to estimate is there a room for optimization in case of CT-scanner that is in use in "Institutu za zdravstvenu zaštitu dece i omladine Vojvodine" (without losing appropriate image quality). The most modern CT-system was the one that delivered the least dose listed CTexaminations.

Literatura i reference:

- (1) A. Amer, T. Marchant, J. Sykes, MSc, J Czajka, C. Moore: Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system, BJR (Volume 80, June 2007, DOI: 10.1259/bjr/80446730
- (2) Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, *Report of AAPM Task Group 111: The Future of CT Dosimetry, February* 2010, American Association of Physicists in Medicine
- (3) D. J. Brenner, E. J. Hall: Computed Tomography An Increasing Source of Radiation Exposure, N Engl J Med 2007;357:2277-84.
- (4) V. Tsapaki, S. Kottou, D. Papadimitriou: Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece, *The British Journal of Radiology*, 74 (2001), 836–840, *The British Institute of Radiology*
- (5) G. Brix, H. D. Nagel, G. Stamm, R. Veit, U. Lechel, J. Griebel, M. Galanski: Radiation exposure in multi-slice versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey, Eur Radiol. (2003) 13:1979–1991, DOI 10.1007/s00330-003-1883-y
- (6) D. Tack, P. A. Gevenois (Eds.): Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography, Medical Radiology, Diagnostic Imaging and Radiation Oncology (51 - 79), Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007
- (7) Population Dose from CT Scanning: 2009, Feidhmeannacht na Seirbhise Slainte, Health Service Executive, January 2011
- (8) Y. Nosach: CTDI and DLP measurements in Estonian Computed Tomography cabinets, Master Thesis in Applied Physics, University of Tartu, Faculty of Physics and Chemistry, Institute of Experimental Physics and Technology, 2006.
- (9) A. Milatović: Metrološko obezbjeđenje kvaliteta u medicinskoj primjeni izvora jonizujućih zračenja, Doktorska disertacija, Univerzitet u Novom Sadu, Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad, 2011.
- (10) B. Hill, A.J. Venning, C. Baldock: Polymer gel dosimetry on a multislice computed tomography scanner: Effect of changing parameters on CTDI, Physica Medica (2008) 24, 149-158
- (11) European Commission: EUR 16260, European Guidelines On Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, ECSC-EC-EAEC, Brussels Luxembourg, 1996
- (12) European Commission: European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262.

- (13) D. J. Brenner and C. H. McCollough: It is time to retire the computed tomography dose index (CTDI) for CT quality assurance and dose optimization, Medical Physics, Vol. 33, No. 5, pp.1189–1191, May 2006.
- (14) *European Commission*: Radiation Protection N° 154, European Guidance on Estimating Population Doses from Medical X-Ray Procedures, *Luxembourg, April 2008*.
- (15) J. E. Wilting: Technical aspects of spiral CT, MedicaMundi, Vol. 43, No. 1. (March 1999), pp. 34-43
- (16) G Breiki, Y Abbas, M. EL-Ashry, H Diyab: Evaluation of Radiation Dose and Image Quality for Patients Undergoing Computed Tomography (CT) Examinations, IX Radiation Physics & Protection Conference, 15-19 November 2008, Nasr City - Cairo, Egypt.
- (17) S. J. Golding, and P. C. Shrimpton: Radiation dose in CT: are we meeting the challenge?, British Journal of Radiology (2002), vol. 75 no. 889 1-4.
- (18) R. Treier 1, A. Aroua, F. R. Verdun, E. Samara, A. Stuessi and R. Trueb: Patient Doses In CT Examinations In Switzerland: Implementation Of National Diagnostic Reference Levels, Radiation Protection Dosimetry (2010), Vol. 142, No. 2–4, pp. 244–254.
- (19) D. J. Brenner: Slowing the Increase in the Population Dose Resulting from CT Scans, Radiation Research 174, 809–815 (2010).
- (20) A. F. Kopp, K. Klingenbeck-Regn, M. Heuschmid, A. Küttner, B. Ohnesorge, T. Flohr, S. Schaller, C. D. Claussen: Multislice Computed Tomography: Basic Principles and Clinical Applications, Electromedica 68 (2000) no. 2, 94-105.
- (21) A. Almén, W. Leitz and S. Richter: National Survey on Justification of CT-examinations in Sweden, Report number: 2009:03 ISSN: 2000-0456 (2009).
- (22) Annals of the ICRP, Publication 102: Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT), The International Commission on Radiological Protection, 2007.
- (23) *IAEA Human Health Reports No. 5*: Status Of Computed Tomography Dosimetry For Wide Cone Beam Scanners, *International Atomic Energy Agency , Vienna, 2011*
- (24) M. G. Petrushanskii: Monitoring Requirements and Methods of Measurement of Total Filtration of X-Ray Beam in X-Ray Diagnostic Apparatuses, Biomedical Engineering, Vol. 43, No. 1, 2009, pp. 2023. Translated from Meditsinskaya Tekhnika, Vol. 43, No. 1, 2009, pp. 1821. Original article submitted May 6, 2008.
- (25) *M. Lewis*: ImPACT technology update no. 3, Radiation dose issues in multi-slice CT scanning, *January 2005*
- (26) *B. Cederquist*: Evaluation of two thin CT dose profile detectors and a new way to perform QA in a CTDI head phantom, *Master Degree Thesis in Radiation Physics, Department of Radiation Physics, Göteborg University, Göteborg, Sweden 2008.*

- (27) T. G. Flohr, S. Schaller, K.Stierstorfer, H. Bruder, B. M. Ohnesorge and U. J. Schoepf: Multi–Detector Row CT Systems and Image-Reconstruction Techniques, June 2005 Radiology, 235, 756-773.
- (28) X. Li, D. Zhang, B. Liu: Estimation of the weighted CTDI(∞) for multislice CT examinations, Med Phys, 2012 Feb; 39(2):901-5.
- (29) R. L. Dixon: A new look at CT dose measurement: beyond CTDI, Med Phys, 2003 Jun;30(6):1272-80.
- (30) J. M. Boone: The trouble with CTDI₁₀₀, Med. Phys. 34, 1364 (2007).
- (31) International Commission on Radiation Units and Mesurements: Quantities and Units in Radiation protection Dosimetry, ICRU Report 51, Bethesda MD, 1993.
- (32) International Electrotechnical Commission: Medical electrical equipment. Part 2: Particular requirements for the safety of X-ray equipment for computed tomography, IEC 601-2-44, IEC, Geneva, 1997.
- (33) *International Commission on Radiological Protection:* ICRP 103, 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection, *Published by Elsevier, 2007.*
- (34) International Commission on Radiological Protection: Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60, Oxford, Pergamon Press, 1991.
- (35) http://en.wikipedia.org/wiki/X-ray_computed_tomography



Ivan Mađarević je rođen u 18.10.1983. godine u Novom Sadu. Osnovnu školu: "23. Oktobar", završio je u Sremskim Karlovcima a potom opšti smer u Gimnaziji: "Svetozar Marković" u Novom Sadu. Fiziku je diplomirao na Prirodno-matematičkom fakuletu u Novom Sadu 2011. godine (smer-diplomirani fizičar – medicinska fizika).

UNIVERZITET U NOVOM SADU PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:	
RBR	
Identifikacioni broj:	
IBR	
Tip dokumentacije:	Monografska dokumentacija
TD	
Tip zapisa:	Tekstualni štampani materijal
TZ	
Vrsta rada:	Master rad
VR	
Autor:	Ivan Mađarević
AU	
Mentor:	Nataša Todorović
MN	
Naslov rada:	Merenja CTDI i DLP doznih veličina na CT-sitemima u Novom Sadu, sa
NR	procenom Efektivne doze
Jezik publikacije:	srpski (latinica)
JP	1.7 1.1.
Jezik izvoda:	srpski/engleski
Zemlja publikovanja:	Srbija i Crna Gora
	V 7 ' 1'
Uze geografsko podrucje:	Vojvodina
UGP	2012
Godina:	2012
GO	Antonal i non vint
12aavac:	Autorski reprint
	Duing due metermetiški falusltet Tra Degitaja Okradovića 4 Navi Cad
Mesto i daresa:	Prirodno-malematicki lakullet, 1rg Dosheja Obradovića 4, Novi Sad
MA Firički opis usdat	11/70/17/21/44/0/0
Fizicki opis rada.	11//0/1//21/44/0/0
FO Naučna oblast:	Madiaingka fizika
NO	Mediciliska lizika
Naučna disciplina:	Fiziko
ND	1 121Ka
Prodmotna odrodnica/kliučna roči:	CTDI DI P. dozimetrija medicinska fizika efektivna doza
PO	kompiuterizovana tomografija
IDK	kompjuenzovana tomogranja
Čuva se:	Riblioteka departmana za fiziku PMF-a u Novom Sadu
ČU	biolioteku departilialia za liziku, 1 mir a a novolil bada
Važna nanomena:	nema
VN	
Izvod:	Svrha ovog rada je merenje pacijentnih doznih nivoa pri CT-pregledima glave j
IZ	grudnog koša u Novom Sadu (Vojvodina, Srbija) i njihovo upoređivanje sa
12	referentnim nivoima koje je preporučila Evropska komisija (CTDI _w , DLP, E).
	Merenja su obavljena na pet CT-skenera. Merene su koristeći princip CTDI100
	jonizacionom komorom oblika olovke i PMMA fantomom za protokole standardne
	pregleda glave i grudnog koša (dijametra 16 cm i 32 cm, respektivno) uz prikazane
Determining termine de NN aus fau	parametre obunvacenin skenera.
Datum prinvatanja teme od NN veca:	Jun, 2012.
DF	
Datum odbrane:	13. 9. 2012.
DO	···· · ·
Članovi komisije:	
КО	
Prodsadnik	Dr Miroslav Vesković
1 reuseunin.	
clan:	Dr Natasa Todorovic
član:	Dr Olivera Ciraj-Bjelac
UNIVERSITY OF NOVI SAD FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:	
ANO	
Identification number:	
INO	M 1 11' d'
Document type:	Monograph publication
DI Tumo of uppounds	Toutual minted material
Type of record.	Textual primed material
IR Content order	Final nonar
Comeni code:	г паграры
Author	Ivan Madiaravia
	Ivali Maujarevie
Mentor/comentor:	Natasa Todorovic
MN	
Title	CTDI and DLP dose level measurements in CT-cabinets in Novi Sad with
TI	the effective dose estimation
Language of text.	Serbian (Latin)
LT	Sciolar (Each)
Language of abstract	English
LA	Linguon
Country of publication	Serbia and Montenegro
CP	Serona and menterio
Locality of publication.	Voivodina
LP	
Publication vear:	2012
PY	
Publisher:	Author's reprint
PU	
Publication place:	Faculty of Science and Mathematics, Trg Dositeja Obradovića 4, Novi Sad
PP	
Physical description:	11/70/17/21/44/0/0
PD	
Scientific field:	Medical Phyisics
SF	
Scientific discipline:	Phyisics
SD	
Subject/ Key words:	Computed tomography, CTDI, DLP, medical physicis, effective dose
SKW	
UC	
Holding data:	Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4
HD	
Note:	none
Ν	
Abstract:	Purpose of this paper is to measure patient dose levels in head and chest CT-examinations in
AB	Novi Sad (Vojvodina, Serbia) and their comparison with the reference levels witch are given by European Commission (CTDL, DLP). Also, in this paper we give estimation of Effective
	dose for this protocols. Measurements are carried out on five CT-scanners from three
	manufactures: Siemens, General Electric i Philips (one axial, three 16-slice, one 2 x 128-slice)
	in different diagnostic facilities in Novi Sad with the use of CTDI ₁₀₀ principle (ionizing pencil
	chamber, PMMA phantoms 16 and 32 cm diameter respectively) with analysis of technical parameters and scanning parameters of used CT-systems
	parameters and seaming parameters of used C1-systems.
Accepted by the Scientific Board:	jun. 2012.
ASB	Jon, 2012.
Defended on:	13 9 2012
DE	
Thesis defend board:	
DB	
President:	Dr Miroslav Vesković
Member:	Dr Nataša Todorović

Dr Nataša Todorović Dr Olivera Ciraj-Bjelac

Member: