

UNIVERZITET U BEOGRADU  
ELEKTROTEHNIČKI FAKULTET

Danijela D. Arandić

UTICAJ PARAMETARA EKSPozICIJE I  
TEHNIKE SNIMANJA NA PACIJENTNU  
DOZU I KVALITET SLIKE U  
KOMPJUTERIZOVANOJ TOMOGRAFIJI

Doktorska disertacija

Beograd, 2016

UNIVERSITY OF BELGRADE  
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Danijela D. Arandić

INFLUENCE OF EXPOSURE  
PARAMETERS AND EXAMINATION  
TECHNIQUE ON PATIENT DOSE AND  
IMAGE QUALITY IN COMPUTED  
TOMOGRAPHY

Doctoral dissertation

Belgrade, 2016

**Članovi komisije:**

dr Olivera Ciraj-Bjelac, **mentor**

vanredni profesor

Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

dr Predrag Marinković, **mentor**

redovni profesor

Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

dr Jovan Cvetić

redovni profesor

Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

dr Ružica Maksimović

vanredni profesor

Univerzitet u Beogradu, Medicinski fakultet

dr Vujo Drndarević

redovni profesor

Univerzitet u Beogradu, Elektrotehnički fakultet

Datum odbrane: \_\_\_\_\_

## UTICAJ PARAMETARA EKSPOZICIJE I TEHNIKE SNIMANJA NA PACIJENTNU DOZU I KVALITET SLIKE U KOMPJUTERIZOVANOJ TOMOGRAFIJI

### Rezime

U okviru ove doktorske disertacije prikazani su rezultati ispitivanja nivoa izlaganja pacijenata u KT dijagnostici u Srbiji. S obzirom na aktuelnost tema akcenat istraživanja bio je na visokosenzitivnim grupama pacijenata i visokodoznim KT pregledima. U tom smislu izvršeno je sakupljanje podataka i analiza pacijentnih doza, KT protokola i postojeće KT prakse u pedijatrijskoj KT dijagnostici. Ispitana je i primenjenost osnovnih principa zaštite od zračenja, opravdanost pregleda i optimizacija KT protokola, u pedijatrijskim bolnicama u Srbiji. Istraživanje u okviru ove doktorske disertacije obuhvatilo je i visokodoznu proceduru KT perfuzija mozga u smislu poređenja dostupnih KT protokola, "šatl" i fiksni režim rada, i ispitivanja mogućnosti za nastanak tkivnih reakcija kod pacijenata podvrgnutih ovoj vrsti KT pregleda. Preliminarno ispitivanje nivoa pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici u Srbiji pokazalo je da su rezultati u rangu sa do sada publikovanim podacima osim na jednom od KT uređaja. Međutim, rezultati takođe pokazuju i da se vrednosti drastično razlikuju za isti tip KT pregleda u zavisnosti od KT uređaja. Analiza uticaja broja detektora i modela KT uređaja na vrednosti doznih parametara nije pokazala jasnu vezu između tipa uređaja i pacijentne doze što ukazuje da se na postojećim KT uređajima koriste neoptimizovani protokoli snimanja. Kod procedure KT perfuzije mozga "šatl" režim rada pokazao je značajno manje vrednosti doznih veličina. Smanjene su vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP te je smanjena i efektivna doza kao mera rizika za nastanak stohastičkih efekata. Pored toga, doza na koži pacijenta manja je u poređenju sa fiksnim režimom rada i nalazi se ispod preporučene vrednosti od 0.5 Gy što značajno smanjuje verovatnoću za nastanak determinističkih efekata čak i u slučaju ponovljenih pregleda. Stoga, prednost u proceduri KT perfuzija mozga treba dati "šatl" režimu rada u odnosu na KT protokole sa fiksnim režimima rada. Izmerene vrednosti doze za očno sočivo iznosile su 10 puta manje o praga za nastanak katarakte. Analiza dobijenih vrednosti za  $CTDI_{vol}$  i DLP u pedijatrijskoj KT dijagnostici pokazala je mogućnosti za dodatnu optimizaciju KT protokola iako se na datim KT uređajima koriste protokoli prilagođeni snimanju dece. Analiza vrednosti doznih parametara za različite uzraste pedijatrijskih pacijenata pokazala je da se nepravilnosti najčešće javljaju na prelasku iz starosne grupe 5-10 godina u grupu 10-15 godina te bi kod sakupljanja podataka trebalo obratiti pažnju i na srednju vrednost godina pacijenata unutar

određene starosne grupe. Takođe, jedan od zaključaka ovog istraživanja jeste i da bi protokole KT pregleda dece trebalo zasnovati na kliničkoj indikaciji a zatim na starosti i dimenzijama deteta što je u skladu i sa preporukama drugih autora. Rezultati ovog istraživanja pokazali su i da je KT pregled glave najfrekventnija procedura u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji te je proces optimizacije i sproveden na ovoj vrsti pregleda. Takođe, utvrđeno je da bi se broj KT pregleda glave značajno smanjio ukoliko bi sve pedijatrijske ustanove na raspolaganju imale i uređaj za magnetnu rezonancu. Uspostavljanjem nacionalnih DRL za standardne procedure kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata otvara se mogućnost za stalno praćenje trenda pacijentnih doza i identifikaciju mesta sa potencijalno većim dozama što je posebno značajno za prakse koje tek počinju sa KT snimanjima dece. Proces optimizacije protokola za KT pregled glave koji je prikazan u ovom radu predstavlja jednostavan metod za smanjivanje pacijentnih doza kod dece i može biti primenjen na svim KT uređajima sa istim ili sličnim protokolima snimanja. Rezultati optimizacije pokazali su da je moguće smanjiti pacijentnu dozu bez degradacije kvaliteta slike. Prilagođavanje parametara ekspozicije veličini pojedinačnih pacijenata posebno je značajno u slučaju snimanja dece jer su uštede u dozi moguće i za 50%. Protokol koji je kreiran u procesu optimizacije u ovom radu koristi se u kliničkim uslovima pri čemu je analiza doznih vrednosti pre i posle optimizacije jasno pokazala uštedu u dozi.

**Ključne reči:** KT dijagnostika, KT perfuzije mozga, pedijatrijska KT dijagnostika, dijagnostički referentni nivoi, optimizacija protokola, pacijentna doza, kvalitet slike

**Naučna oblast:** Elektrotehnika

**Uža naučna oblast:** Nuklearna tehnika

**UDK broj:**

# INFLUENCE OF EXPOSURE PARAMETERS AND EXAMINATION TECHNIQUE ON PATIENT DOSE AND IMAGE QUALITY IN COMPUTED TOMOGRAPHY

## Abstract

This doctoral thesis presents the results of the investigation on patient exposure level in CT practice in Serbia. The research focus was on highly sensitive groups of patients and high-dose CT procedures. Data on patient doses, existing CT protocols and CT practices in pediatric CT diagnostics were collected and analyzed. The application of basic principles of radiation protection, justification and optimization, was investigated in pediatric hospitals in Serbia. A high-dose procedure cerebrale perfusion CT was also included in this research in terms of comparisons of available protocols, "shuttle" and fixed mode. The possibility for tissue reactions in patients undergoing this type of procedure was also investigated. Preliminary results on patient exposure level in CT practice in Serbia has shown that the results are in line with previously published data except on one CT unit. However, the results also show a wide range for dose values for the same type of the CT examination. Analysis of the relation between the number of detectors and the model of CT unit on the radiation dose didn't show the clear link between the type of device and the dose values. For cerebrale perfusion CT procedure the "shuttle" mode showed significantly lower dose values in terms of  $CTDI_{vol}$  and DLP compared to fixed mode. The effective dose as a measure of the risk for stochastic effects was also lower. In addition, the dose to the skin of the patient is less than the fixed mode of operation, which is below the recommended value of 0.5 Gy, which significantly reduces the likelihood of the occurrence of deterministic effects even in the case of repeated examinations. Therefore, the advantage in the process of CT brain perfusion should be given to "shuttle" mode, compared to CT protocols with fixed modes. The measured values for the lens of the eye dose were 10 times below the threshold for cataract formation. The analysis of the obtained values for  $CTDI_{vol}$  and DLP in pediatrics' CT showed possibilities for further protocol optimization, although the CT units are currently using protocols dedicated to children. Analysis of dose values for different age groups of pediatric patients showed that the irregularities commonly occur at the transition from the age group of 5-10 years in the group of 10-15 years. Therefore, special attention must be paid when collecting the data to the average

years of patients within a certain age group. Also, one of the conclusions of this study is that CT protocols for children should be based on clinical indication and the age and size of the child which is in line with the recommendations that came from other authors. Results of this study showed that the head CT is the most frequent examination in pediatric CT diagnostics in Serbia and therefore, the optimization process was performed on this kind of procedure. Also, it was found that the number of head CT examinations would be significantly reduced if all pediatric institutions dispose a device for magnetic resonance imaging. The national DRL for standard CT procedures for pediatric patients gives a possibility for continuous monitoring of patient dose trend and identification of the places with a potentially higher doses, which is especially important for practices that are just beginning with pediatric CT. The process of protocol optimization head CT examination, which is presented in this theses represents a simple method for reducing patient dose in children and can be applied on all CT units with the same or similar protocols. Optimization results showed that it is possible to reduce the dose to patient without degradation of image quality. Adjusting the size of the exposure parameters to individual patients is particularly important in children because the dose reduction up to 50% was demonstrated. The protocol that has been created in the process of optimization in this work is used in a clinical setting in which the analysis of dose values before and after optimization clearly showed dose reduction.

**Keywords:** CT diagnostics, cerebrale perfusion CT, paediatrics CT, Diagnostics Reference Levels (DRL), protocol optimization, patient dose, image quality

**Scientific field:** Electrical Engineering

**Special topic:** Nuclear Engineering

**UDC No:**

# SADRŽAJ

<b>UVOD .....</b>	<b>10</b>
1.1 CILJ IZRADE DOKTORSKE DISERTACIJE.....	12
1.2 STRUKTURA DOKTORSKE DISERTACIJE .....	13
<b>MEDICINSKA IZLAGANJA U KT DIJAGNOSTICI .....</b>	<b>18</b>
2.1 UVOD.....	18
2.2 PRINCIP RADA KT UREĐAJA.....	19
Osnovni delovi sistema za proizvodnju rendgenskog zračenja.....	20
2.2.1.1. Rendgenska cev .....	20
2.2.1.2. Nastanak rendgenskog zračenja.....	22
2.2.2 Osnovni delovi sistema za prijem, formiranje i prikaz KT slike .....	25
2.2.2.1. Detektori KT uređaja.....	25
2.2.2.2. Vrste KT uređaja .....	27
2.2.2.3. Modulacija struje .....	32
2.2.2.4. Formiranje KT slike .....	33
2.2.2.5. Iterativni metodi za rekonstrukciju KT slike .....	35
2.2.2.6. Rekonstrukcija KT slike na osnovu konvolucije .....	35
2.2.2.7. Interpolacija kod heličnih KT uređaja .....	37
2.2.2.8. Prikaz KT slike .....	38
2.3 DOZIMetriJA U KT DIJAGNOSTICI .....	38
KT dozni indeks.....	39
2.4 NIVOI IZLAGANJA U KT DIJAGNOSTICI.....	42
2.5 OSNOVNI PRINCIPI ZAŠTITE OD ZRAČENJA .....	46
Biološki efekti jonizujućih zračenja.....	46
Opravdanost KT pregleda.....	48
Optimizacija protokola KT pregleda .....	50
2.5.3.1. Dijagnostički referentni nivoi u KT dijagnostici .....	50
2.5.3.2. Kvalitet slike u KT dijagnostici.....	51
2.6 PEDIJATRIJSKA KT DIJAGNOSTIKA.....	56
<b>IZLOŽENOST PACIJENATA U KT DIJAGNOSTICI U SRBIJI.....</b>	<b>59</b>
3.1 UVOD.....	59
3.2 MATERIJALI I METOD .....	60
3.2.1 Podaci o ustanovama i KT uređajima .....	60
3.2.2 Dozimetrijski protokol.....	61
3.3 REZULTATI I DISKUSIJA.....	62



3.3.1	Parametri ekspozicije.....	62
3.3.2	CTDI <sub>vol</sub> i DLP vrednosti .....	64
3.3.3	Uticaj broja detektora i modela KT uređaja na dozu .....	67
3.3.4	Mogućnosti za optimizaciju protokola .....	68
3.4	ZAKLJUČAK .....	70
3.5	OBJAVLJENI RADOVI .....	72
<b>IZLOŽENOST PACIJENATA U PROCEDURI KT PERFUZIJA MOZGA .....</b>		<b>73</b>
4.1	UVOD.....	73
4.1.1	Karakteristike procedure KT perfuzija mozga.....	73
4.1.2	Izloženost pacijenata kod procedure KT perfuzija mozga.....	74
4.1.2.1.	Dozimetrija u proceduri KT perfuzija mozga.....	75
4.1.2.2.	Deterministički efekti u proceduri KT perfuzije mozga- prikaz slučaja.....	76
4.2	MATERIJALI I METOD .....	78
4.2.1	Podaci o protokolima i KT uređajima.....	78
4.2.2	Merenja na pacijentima .....	78
4.2.2.1.	Merenje doze na koži pacijenta .....	79
4.2.2.2.	Procena efektivne doze.....	80
4.2.3	Merenja na fantomu.....	81
4.2.3.1.	Alderson Rando fantom.....	82
4.2.3.2.	Termoluminiscentni dozimetri .....	83
4.2.3.3.	Merenje doze za očno sočivo.....	84
4.2.3.4.	Merenje doze unutar glave fantoma .....	84
4.3	REZULTATI I DISKUSIJA.....	84
4.3.1	Poređenje fiksnog i "šatl" režima rada.....	84
4.3.2	Efektivna doza .....	86
4.3.3	Doza na koži pacijenta.....	86
4.3.4	Doza za očno sočivo .....	87
4.3.5	Distribucija doze unutar fantoma.....	88
4.3.6	Mogućnosti za optimizaciju protokola KT perfuzija mozga .....	89
4.4	ZAKLJUČAK .....	90
4.5	OBJAVLJENI RADOVI .....	91
<b>IZLOŽENOST PACIJENATA U PEDIJATRIJSKOJ KT DIJAGNOSTICI U SRBIJI .....</b>		<b>92</b>
5.1	UVOD.....	92
5.2	MATERIJALI I METOD .....	93
5.2.1	Podaci o ustanovama i KT uređajima .....	93
5.2.2	Dozimetrijski protokol.....	93
5.3	REZULTATI I DISKUSIJA.....	95

5.3.1	Broj KT pregleda.....	95
5.3.2	Starosne grupe i veličina pacijenata.....	96
5.3.3	CTDI <sub>vol</sub> i DLP vrednosti i dužina skeniranja.....	97
5.3.4	Parametri ekspozicije i tehnike snimanja.....	99
5.3.5	Uticaj starosne grupe pacijenata na odabir parametara ekspozicije.....	103
5.3.6	Mogućnosti za optimizaciju protokola.....	104
5.4	ZAKLJUČAK.....	107
5.5	OBJAVLJENI RADOVI.....	108
<b>OPTIMIZACIJA PRAKSE U PEDIJATRIJSKOJ KT DIJAGNOSTICI.....</b>		<b>114</b>
6.1.	UVOD.....	114
6.2.	MATERIJALI I METOD.....	116
6.2.1.	Uspostavljanje nacionalnih DRL.....	116
6.2.1.1.	Uspostavljanje nacionalnih DRL u Nemačkoj.....	116
6.2.1.2.	Uspostavljanje nacionalnih DRL u Švajcarskoj.....	117
6.2.1.3.	Uspostavljanje nacionalnih DRL u Velikoj Britaniji.....	117
6.2.1.4.	Uspostavljanje nacionalnih DRL u Srbiji.....	118
6.2.2.	Optimizacija protokola KT pregleda glave.....	118
6.2.2.1.	Podaci o bolnici, KT uređaju i KT protokolima.....	118
6.2.2.2.	Ocena kvaliteta KT slike.....	120
6.2.2.3.	Postupak optimizacije KT protokola.....	121
6.3.	REZULTATI I DISKUSIJA.....	122
6.3.1.	Nacionalni DRL.....	122
6.3.2.	Optimizacija protokola KT pregleda glave.....	125
6.3.1.1.	Poređenje protokola I i protokola II.....	125
6.3.1.2.	Poređenje protokola II i protokola III.....	125
6.3.1.3.	CTDI i DLP vrednosti pre i posle optimizacije protokola.....	129
6.4.	ZAKLJUČAK.....	130
6.5.	OBJAVLJENI RADOVI.....	132
<b>OPRAVDANOST PREGLEDA U PEDIJATRIJSKOJ KT DIJAGNOSTICI.....</b>		<b>133</b>
7.1.	UVOD.....	133
7.2.	MATERIJALI I METOD.....	134
7.3.	REZULTATI I DISKUSIJA.....	135
7.3.1.	Svesnost medicinskog osoblja.....	135
7.3.1.1.	Opšti pojmovi iz zaštite od zračenja.....	135
7.3.1.2.	Pacijentne doze u KT dijagnostici.....	135
7.3.1.3.	Snimanje pedijatrijskih pacijenata u KT dijagnostici.....	136
7.3.2.	Upitnik za radiologe i upitnik za radiološke tehničare.....	136

7.4. ZAKLJUČAK .....	139
7.5. OBJAVLJENI RADOVI .....	139
<b>ZAKLJUČAK .....</b>	<b>149</b>
<b>REFERENCE .....</b>	<b>152</b>
<b>MERENJE KT DOZNOG INDEKSA .....</b>	<b>178</b>
<b>CATPHAN FANTOM.....</b>	<b>182</b>
<b>UPITNICI .....</b>	<b>188</b>
OPŠTI UPITNIK ZA MEDICINSKO OSOBLJE .....	188
UPITNIK ZA RADIOLOGE .....	189
UPITNIK ZA RADIOLOŠKE TEHNIČARE .....	190

# Poglavlje 1

## Uvod

Kompjuterizovana tomografija (KT) predstavlja jedno od najznačajnijih dijagnostičkih sredstava savremene medicine. KT dijagnostika se izvodi na specijalno dizajniranim rendgen-aparatima (KT uređajima) pri čemu se dijagnostička slika formira rotacijom rendgenske cevi oko ispitivane regije na telu pacijenta na bazi merenja atenuacije rendgenskog zračenja u svakoj od rotacionih projekcija. Slika koja se dobija nakon pregleda predstavlja računarski formiranu transverzalnu projekciju ispitivane regije dok naknadna obrada slike omogućava kreiranje sagitalne i koronarne projekcije kao i trodimenzionalni prikaz. Ova metoda omogućava vizuelizaciju unutrašnjosti pacijenta sa prostornom rezolucijom reda veličine mm, dok je razlika u gustini mekog tkiva koja se može videti na KT snimcima 30 puta manja nego u konvencionalnoj radiografiji, što govori o odličnoj kontrastnoj osetljivosti ove dijagnostičke metode. Ovakva sposobnost vizualizacije eliminiše potrebu za dijagnostičkim hirurškim intervencijama, što je naročito važno kada je reč o pacijentima u teškom fizičkom stanju ili u slučaju pedijatrijskih pacijenata.

Prve kliničke KT slike napravili su Godfrey Haunsfeld i Džejms Ambrose 1973. godine (Ambrose 1973a, Ambrose 1973b, Ambrose i Haunsfeld 1973, Ambrose 1973c, Haunsfeld 1973). Iako teorijski osnov za ovakav tip snimanja, koji je postavio matematičar Johan Radon, datira još iz 1917. godine (Carlton i Adler 1996), rad prvog KT uređaja zasnivao se na teorijskim osnovama koje je sredinom šezdesetih godina prošlog veka objavio Alan Cormack (Cormack 1963, Cormack 1964). Prvi KT uređaj konstruisao je Haunsfeld kao inženjer u firmi EMI Ltd (Hajes, Velika Britanija) za šta je 1979. godine podelio Nobelovu nagradu za medicinu sa Cormackom (Richmond 2004).

Ubrzani tehnološki razvoj doveo je i do razvoja KT uređaja pa je tako prvi Haunsfieldov-EMI KT uređaj ubrzo nakon uvođenja u kliničku praksu zamenjen poboljšanim verzijama druge, treće i četvrte generacije što je značajno smanjilo vreme akvizicije podataka tokom snimanja (Bushberg 2002). Danas su u upotrebi helični višedetektorski KT uređaji sedme generacije koji pružaju mogućnost veoma brze akvizicije podataka i rekonstrukcije dijagnostičkih slika (ICRP 2002) što je dovelo i do širenja oblasti primene KT dijagnostike. Pored konvencionalne dijagnostičke radiologije, KT uređaji su našli svoju primenu i u kardiologiji (Jakobs 2002, Gaemperli 2007, Hausleiter 2009, Leipsic 2010), imidžingu dojke (Chen 2002, O'Connell 2010), neurologiji (Miles 2004, Smith 2007, Mnyusiwalla 2009) i stomatologiji (Mozzo 1998, Arai 1999) kao i u nuklearnoj medicini kao deo hibridnih, PET/KT ili SPECT/KT uređaja (Townsend 2004, Von Schulthess 2006, Mawlawi 2009).

Iako je uvođenje KT uređaja u kliničku praksu predstavljalo svojevrsnu revoluciju u dijagnostičkoj radiologiji a savremena medicina postala nezamisliva bez primene ovog dijagnostičkog alata, mnoga istraživanja proteklih godina pokazala su da pacijentna doza u KT dijagnostici može da bude veoma visoka (Shrimpton 2005, Shrimpton 2006, Muhogora 2009, Muhogora 2010) a značajno veća u odnosu na druge vrste snimanja u dijagnostičkoj radiologiji. Doza koju pacijent primi tokom KT pregleda ekvivalenta je kumulativnoj dozi od nekoliko stotina klasičnih radiografija pluća (UNSCEAR 2010a). U zavisnosti od regije od interesa, broja pregleda po pacijentu i broja faza po jednom pregledu pacijentna doza kod KT snimanja može dostići i 100 mSv kada se može govoriti o povećanoj verovatnoći za manifestaciju stohastičkih efekata jonizujućih zračenja (Brenner 2001, Brenner 2002). Utvrđeno je takođe, da je rizik za nastanak karcinoma kod dece podvrgnute KT snimanjima i do 10 puta veći u odnosu na rizik za odrasle pacijente usled dinamičnije ćelijske deobe i dužeg očekivanog životnog veka. Iako dosadašnja istraživanja pokazuju da su doze za kožu i očno sočivo ispod praga za nastanak tkivnih reakcija (deterministički efekti), dokumentovano je takođe i da korišćenje neadekvatnih protokola može da dovede do doza koje su i nekoliko puta veće od očekivanih pa i do nastanka determinističkog efekta kao što je epilacija (FDA 2009a, FDA 2009b, FDA 2010a).

KT uređaji se koriste u medicini duže od 40 godina ali je izlaganje jonizujućem zračenju tokom KT pregleda dobilo na značaju tek 2001. godine nakon objavljivanja serije članaka (Brenner 2001a, Donnelly 2001, Paterson 2001) o riziku za nastanak karcinoma kod dece usled izlaganja jonizujućem zračenju u KT dijagnostici. Poslednjih 15 godina u svetu se

sprovode brojna istraživanja na temu pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici o čemu svedoči veliki broj objavljenih radova u ovoj oblasti radijacione fizike. Prva istraživanja odnosila su se na sakupljanje podataka o pacijentnim dozama na nacionalnom (Papadimitriou 2003, Shrimpton 2006, Galanski 2007, Verdun 2008) i međunarodnom nivou (Muhogora 2009, Muhogora 2010, Vassileva 2012, Vassileva 2013) na osnovu čega je vršeno uspostavljanje dijagnostičkih referentnih nivoa (Bongartz 2004, Shrimpton 2006, Galanski 2007, Verdun 2008). S obzirom da su sprovedene studije ukazivale na širok raspon doza za isti tip KT pregleda kao i činjenicu da je kvalitet slike često bolji od potrebnog za dijagnostiku, dalja istraživanja odnosila su se na ispitivanje mogućnosti za optimizaciju protokola KT snimanja (Huda 2002, Kalra 2004b, Vock 2005, Heggie 2006, Paterson i Frush 2007, ICRP 2007a). Utvrđeno je takođe da se veliki broj KT pregleda obavi neopravdano odnosno da ne postoje opravdane kliničke indikacije za primenu jonizujućih zračenja (Linton i Mettler 2003, Fenton 2004, Klig 2006, PSR 2010) te se zadnjih godina intenzivno radi i na prikupljanju podataka o broju neopravdanih pregleda (Donnelly 2005, Studdart 2005, Broder 2008, Brenner i Hricak 2010, Hendee 2010), uspostavljanju kriterijuma opravdanosti (Hadley 2006, Kuppermann 2008, Osmond 2010) kao i o svesti medicinskog osoblja o rizicima u KT dijagnostici (Lee 2004, Chodick 2009, Zhon 2010) i uticaju njihove edukacije iz oblasti zaštite od zračenja na smanjivanje pacijentnih izlaganja (Arch i Frush 2008, Chodick 2009).

## **1.1 Cilj izrade doktorske disertacije**

Cilj istraživanja čiji rezultati će biti prikazani u okviru ove doktorske disertacije je da se ispituju nivoi izlaganja pacijenata u KT dijagnostici u Srbiji. S obzirom na aktuelnost tema akcenat istraživanja je na visokosenzitivnim grupama pacijenata i visokodoznim KT pregledima. U tom smislu izvršeno je sakupljanje podataka i analiza pacijentnih doza, KT protokola i postojeće KT prakse u pedijatrijskoj KT dijagnostici. Ispitana je i primenjenost osnovnih principa zaštite od zračenja, opravdanost pregleda i optimizacija KT protokola, u pedijatrijskim bolnicama u Srbiji. Istraživanje u okviru ove doktorske disertacije obuhvatilo je i visokodoznu proceduru KT perfuzija mozga u smislu poređenja dostupnih KT protokola i ispitivanja mogućnosti za nastanak tkivnih reakcija kod pacijenata podvrgnutih ovoj vrsti KT pregleda.

U procesu optimizacije zaštite od zračenja, određeni su nacionalni dijagnostički referentni nivoi za pedijatrijske pacijente i standardne vrste KT pregleda i ispitane su mogućnosti za

modifikaciju postojećih KT protokola. Proces optimizacije i krajnji rezultati prikazani su na primeru jedne pedijatrijske bolnice za odabrane vrste KT pregleda. Princip opravdanosti pregleda verifikovan je kroz ispitivanje nivoa svesti i znanja medicinskog osoblja o nivoima pacijentnih izlaganja i primeni osnovnih principa zaštite u KT dijagnostici.

## **1.2 Struktura doktorske disertacije**

Doktorska disertacija se sastoji od ukupno osam poglavlja. Nakon uvoda, u drugom poglavlju dati su teorijski osnovi medicinskih izlaganja u KT dijagnostici. Rezultati istraživanja sprovedenih u okviru doktorske disertacije prikazani su u poglavljima tri do sedam. Svako od ovih poglavlja sadrži uvod, materijali i metode, rezultate i diskusiju a na kraju svakog poglavlja dat je zaključak kao i spisak objavljenih radova koji se odnose na rezultate u datom poglavlju. U poslednjem poglavlju izneti su opšti zaključci koji se odnose na celokupne rezultate prikazane u disertaciji. Dodatna teorijska razmatranja, opis merne i ispitne opreme kao i sporedne metode koje su korišćene u okviru istraživanja a nisu direktno vezane za prikazane rezultate date su u priložima A-X. Na kraju je dat spisak korišćene literature.

U drugom poglavlju opisani su osnovni principi KT dijagnostike i rad KT uređaja. S obzirom na specifičnosti izlaganja kod ovakvih procedura date su i definicije dozimetrijskih veličina i jedinica u KT dijagnostici. Zatim je dat pregled stanja u oblasti sa fokusom na nivoe pacijentnih doza i rizik usled izlaganja jonizujućim zračenjima u KT dijagnostici. Osnovni principi zaštite od zračenja koji se primenjuju na medicinska izlaganja, opravdanost pregleda i optimizacija protokola, takođe su opisani u ovom poglavlju. Poseban značaj u okviru pomenutih tema dat je izlaganjima u pedijatrijskoj KT dijagnostici.

U trećem poglavlju prikazani su inicijalni rezultati određivanja nivoa pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici u Srbiji. Inicijalno, prikupljanje podataka vršeno je na uzorku od 5% od ukupnog broja KT uređaja a u ovom slučaju obuhvaćeni su bili samo odrasli pacijenti. Na osnovu podataka o vrednostima dozimetrijskih veličina, fizičko-tehničkih parametara ekspozicije i vrste KT uređaja izvršena je analiza u smislu: (a) poređenja sa do sada publikovanim podacima, (b) utvrđivanje odnosa između vrste KT uređaja i pacijentne doze i (c) mogućnosti za optimizaciju postojećih KT protokola.

U četvrtom poglavlju prikazani su rezultati ispitivanja nivoa pacijentnih izlaganja u proceduri perfuzioni imidžing mozga kompjuterizovanom tomografijom (KT perfuzija

mozga). Opisane su specifičnosti ove visokodozne procedure i primenjenog dozimetrijskog protokola kao i deterministički efekti koji mogu da se jave na koži pacijenata podvrgnutih ovoj vrsti KT pregleda. Izvršeno je poređenje dostupnih režima rada KT uređaja. S obzirom da je u pitanju visokodozna KT procedura u ovom poglavlju diskusija dobijenih rezultata u osnovi se odnosila na ispitivanje mogućnosti za nastanak determinističkih efekata u datim uslovima rada.

Peto poglavlje odnosi se na pedijatrijsku KT dijagnostiku u Srbiji. U ovom poglavlju su prikazani rezultati koji se sastoje od pacijentnih doza i osobina KT protokola u tri specijalizovane pedijatrijske bolnice. Izvršena je analiza dobijenih rezultata u smislu poređenja dobijenih vrednosti, u okviru bolnica obuhvaćenih istraživanjem i sa do sada publikovanim podacima, kao i analiza uticaja starosne grupe pacijenta na odabir parametara ekspozicije. Diskutovane su mogućnosti za optimizaciju postojećih KT protokola.

Šesto poglavlje bavi se optimizacijom protokola u pedijatrijskoj KT dijagnostici. Jedan od najznačajnijih alata u optimizaciji prakse predstavlja koncept dijagnostičkih referentnih nivoa. Na osnovu podataka o pacijentnim dozama koji su prikazani u petom poglavlju određeni su dijagnostički referentni nivoi u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji. Prema relevantnim međunarodno priznatim preporukama, kao nacionalni dijagnostički referentni nivoi usvajaju se treći kvartili distribucije pacijentnih doza (Shrimpton 2005) a u slučaju manjeg uzorka preporučuje se korišćenje srednje vrednosti (Aroua 2004). Referentne vrednosti određene su za standardne KT preglede koristeći oba metoda, vrednosti trećih kvartila i srednjih vrednosti, te je u okviru ovog poglavlja diskutovana i primenljivost datih metoda na primeru uzorka dobijenog iz tri pedijatrijske ustanove. U okviru ovog poglavlja prikazani su i rezultati optimizacije protokola za KT pregled glave. Optimalan protokol je rezultat kompromisa između pacijentne doze i kvaliteta slike i postiže se prilagođavanjem parametara ekspozicije i tehnike snimanja uz monitoring pokazatelja kvaliteta slike (ICRP 2007c). Tokom optimizacije, pored doznih vrednosti praćeni su i parametri kvaliteta slike, odnos kontrasta i šuma u slici, detektabilnost detalja niskog kontrasta i rezolucija visokog kontrasta. Detaljno je opisan sam postupak optimizacije i diskutovane vrednosti doza i kvalitet slike pre i posle optimizacije te prikazani metod i rezultati mogu da se upotrebe kao vodič za optimizaciju protokola i na drugim KT uređajima.

U sedmom poglavlju prikazani su rezultati koji se odnose na opravdanost KT pregleda u Srbiji. Mnoga istraživanja na ovu temu pokazala su da je osnovni uzrok velikog broja



neopravdanih KT pregleda, i drugih pregleda koji se baziraju na primeni jonizujućih zračenja, nedostatak znanja o rizicima povezanim sa izlaganjem jonizujućem zračenju. Lekarima koji upućuju na pregled obično nedostaje edukacija iz oblasti zaštite od zračenja što dovodi do preterane i neselektivne upotrebe ovih dijagnostičkih metoda (PSR 2010, Hendee 2010). Stoga su u ovom poglavlju prikazani rezultati ispitivanja nivoa svesti medicinskog osoblja u Srbiji o nivoima izlaganja i rizicima u KT dijagnostici. Ispitivanje je sprovedeno popunjavanjem upitnika od strane medicinskog osoblja koje u manjoj ili većoj meri učestvuje u sprovođenju dijagnostičkih pregleda. Pored toga, koristeći upitnik za radiologe i upitnik za radiološke tehničare izvršen je detaljniji uvid u postojeću KT praksu u okviru pedijatrijskih bolnica. Odgovori na određena pitanja upoređeni su sa važećim preporukama kao i podacima iz pedijatrijskih ustanova u drugim zemljama sveta.

### 1.3 Objavljeni radovi u okviru doktorske disertacije

Rezultati istraživanja koja su sprovedena u okviru ove doktorske disertacije objavljeni su u ukupno 18 publikacija. U naučnim časopisima međunarodnog značaja objavljeno je sedam radova, jedan rad objavljen je u naučnom časopisu nacionalnog značaja dok su ostali rezultati prezentovani na skupovima međunarodnog i nacionalnog značaja. Spisak publikacija dat je u nastavku.

#### Radovi objavljeni u naučnim časopisima međunarodnog značaja:

1. **Arandjic D.**, Bonutti F., Biasizzo E., Ciraj-Bjelac O., Floreani M., Giustizieri M., Iaiza F., Inkoom S., Tommasini G., Padovani R.: *Radiation doses in cerebral perfusion computed tomography: patient and phantom study*, - Radiation Protection Dosimetry, Vol 154, No 4, 2013, pp. 459-464.
2. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Hadnadjev D., Stojanovic S., Bozovic P., Ceklic S., Lazarevic Dj.: *Radiation doses in adult Computed Tomography in Serbia: initial results*, - Radiation Protection Dosimetry, Vol 162, No 1–2, 2014, pp. 135–138.
3. Hadnadjev D., **Arandjić D.**, Stojanović S., Ciraj-Bjelac O., Božović P., Stanković J.: *Patient doses in computed tomography: An assessment of local diagnostic reference levels in a large teaching hospital*, - Nuclear Technology and Radiation Protection, Vol 27, No 3, 2012, pp. 305-310.

4. Vassileva J., Rehani M.M., Applegate K., Ahmed N.A., Al-Dhuhli H., Al-Naemi H.M., Al Suwaidi J.S., **Arandjic D.** et al: *IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols*, - European Radiology, Vol 23, No 3, 2013, pp. 623-631.
5. Vassileva J., Rehani M.M., Al-Dhuhli H., Al-Naemi H.M., Al-Suwaidi J.S., Applegate K., **Arandjic D.** et al: *IAEA survey of pediatric CT practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America, and Africa: Part 1, frequency and appropriateness*, - American Journal of Roentgenology, Vol 198, No 5, 2012, pp. 1021-1031.
6. Vassileva J., Rehani M., Kostova-Leftterova D., Al-Naemi H.M., Al Suwaidi J.S., **Arandjic D.**: *A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography*, - Radiation Protection Dosimetry, doi:10.1093/rpd/ncv116.
7. Ciraj-Bjelac O., Gavrilovic M., **Arandjic D.**, Vujovic M., Božovic P.: *Radiation exposure during x-ray examinations in a large paediatric hospital in Serbia*, - Radiation Protection Dosimetry, Vol 165, No 1-4, 2015, pp. 220-225,

Radovi objavljeni u naučnim časopisima nacionalnog značaja:

1. Bozovic P., Ciraj-Bjelac O., **Arandjic D.**, Hadnadjev D., Stojanovic S.: *Patient doses in chest CT examination: comparison of various CT scanners*, - Serbian Journal of Electrical Engineering, Vol 10, No 1, 2013, pp. 31-36.

Radovi prezentovani na skupovima međunarodnog značaja:

1. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Hadnadjev D., Stojanovic S., Bozovic P., Stankovic J.: *Radiation doses in CT head examination in Serbia: comparison among different units*, - Proceedings of European medical physics and engineering conference, Sofia Bulgaria 18-20 October 2012, pp. 219-224.
2. **Arandjic D.**, Ciraj Bjelac O., Lazarevic Đ.: *Radiation dose in CT in Serbia*, - Proceedings of II conference on medical Physics and biomedical engineering, Skopje, Macedonia 5-6 November 2010, pp. 15-18.
3. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Gazikalovic S., Bozovic P., Lazarevic Dj.: *Computed Tomography in pediatrics: be careful when optimizing protocols!*, - International Conference on Radiation Protection in Medicine, Varna Bulgaria 30 may – 2 jun 2014., Medical Physics International Journal, Volume 2, No 1, 2014, pp. 351.

4. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Lazarevic Dj.: *Patient doses in paediatric CT in Serbia*, - Book of abstracts of International Conference on radiation Protection in Medicine, Varna Bulgaria 1-3 September 2010, Radiologija, Suppl 10, pp. 53.
5. **Arandjic D.**, Ceklic S., Ciraj-Bjelac O., Bozovic P., Stankovic J., Lazarevic Dj.: *Paediatric Computed Tomography: assessment of radiation dose and risk awareness among staff involved in diagnostic process*, - Book of abstracts/Third International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research, RAD 2015, June 8-12, 2015, Budva, Montenegro, pp. 214.

Radovi prezentovani na skupovima nacionalnog značaja:

1. **Arandić D.**, Ciraj-Bjelac O., Božović P., Lazarević Đ.: *Optimizacija protokola kod snimanja glave u CT dijagnostici*, - Zbornik radova 27. Simpozijuma Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore, Vrnjačka Banja 2-4 Oktobar 2013, pp. 185-188.
2. Božović P., Ciraj-Bjelac O., **Arandić D.**: *Pacijentne doze kod CT snimanja pluća: poređenje različitih modela CT uređaja*, - Zbornik radova 56. Konferencije ETRAN, Zlatibor 11-14 jun 2012, NT1.3.1-4.
3. **Arandić D.**, Ciraj-Bjelac O., Lazarevic Đ.: *Snimanje dece u CT dijagnostici: pacijentne doze u dečjim klinikama u Srbiji*, - Zbornik radova 26. Simpozijuma Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore, Tara, 12-14 oktobar 2011, pp. 211-215.
4. **Arandić D.**, Ciraj-Bjelac O., Lazarević Đ.: *Snimanje dece u CT dijagnostici: nivo svesti medicinskog osoblja o potencijalnom riziku za pacijente*, - Zbornik radova 25. Simpozijuma Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore, Kopaonik 30.9-2.10.2009, pp. 142-147.
5. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Lazarevic Đ.: *Zaštita pedijatrijskih pacijenata u dijagnostičkoj radiologiji*, - Zbornik sazetaka II Kongresa radiologa Srbije, Novi Sad 24-27 maj 2009, pp. 24-25.

## Poglavlje 2

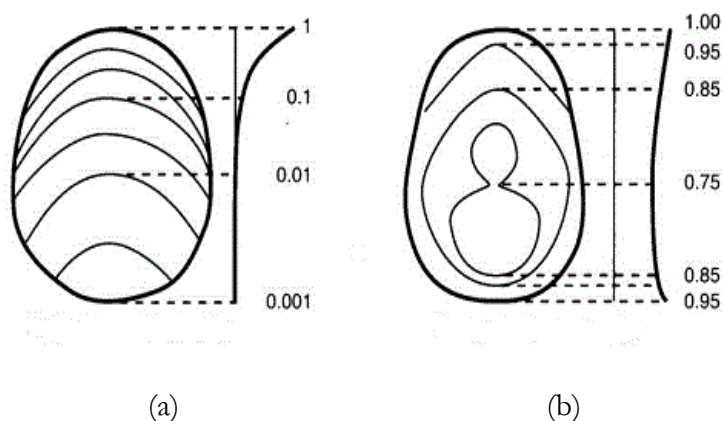
### Medicinska izlaganja u KT dijagnostici

#### 2.1 Uvod

Dijagnostička radiologija omogućava neinvazivan uvid u anatomiju i fiziologiju ljudskog tela te predstavlja jedan od najkorisnijih alata savremene medicine. Ubrzani tehnološki razvoj doveo je do poboljšanja kvaliteta slike i mogućnosti za dobijanje dodatnih dijagnostičkih informacija neophodnih za preciznu i brzu dijagnostiku. Međutim, kod izlaganja jonizujućem zračenju postoji potencijalni rizik za nastanak radijacionog karcinoma te dobrobiti koje proizilaze iz savremenih dijagnostičkih metoda treba posmatrati zajedno sa pratećim rizikom. Rizik koji se javlja posledica je ne samo relativno visoke pacijentne doze već i povećane frekvencije snimanja. Kao i kod svih drugih oblasti u medicini i u dijagnostičkoj radiologiji svi elementi rizika moraju biti uravnoteženi sa dobrobitima koje proizilaze iz upotrebe date dijagnostičke metode.

Medicinska izlaganja uključuju dijagnostičke preglede i interventne procedure u dijagnostičkoj radiologiji i nuklearnoj medicini. Oko 3,6 milijardi dijagnostičkih pregleda obavi se u svetu svake godine a u zemljama sa naprednim sistemima zdravstvene zaštite godišnje se izvrši više od jednog dijagnostičkog pregleda po osobi (UNSCEAR 2010a). Nedavni podaci pokazuju da doprinos medicinskih izlaganja ukupnoj dozi za populaciju iznosi 20% uključujući i prirodne izvore zračenja (UNSCEAR 2010a). Od svih dijagnostičkih modaliteta KT dijagnostika daje najveći doprinos dozi za stanovništvo iako predstavlja manji procenat od ukupnog broja pregleda u poređenju sa ostalim modalitetima (NCRP 2009).

Relativno visoka pacijentna doza u KT dijagnostici posledica je drugačije dozne raspodele unutar pacijenta u poređenju sa konvencionalnom radiologijom. Pri prolasku rendgenskog zračenja kroz telo pacijenta u konvencionalnoj radiologiji dolazi do kontinualnog slabljenja doze od mesta gde rendgenski zraci ulaze u pacijenta do mesta izlaska (Slika 2.1.1a) dok je usled rotacione geometrije u KT dijagnostici dozna raspodela homogena (Slika 2.1.1b).



**Slika 2.1.1:** Dozna raspodela u telu pacijenta: (a) u konvencionalnoj radiologiji i (b) u KT dijagnostici.

## 2.2 Princip rada KT uređaja

Konvencionalna dijagnostička radiologija podrazumeva pretvaranje trodimenzionalne strukture tela pacijenta u dvodimenzionalnu sliku što za posledicu ima nedostatak prostorne rezolucije u smeru kretanja rendgenskog zračenja (Vebe 1988). Nasuprot tome, u KT dijagnostici snimanjem zapremine tkiva formira se dvodimenzionalna slika pojedinačnih KT preseka što omogućava značajno precizniju dijagnostiku. Prvi KT uređaj koristio se samo za KT pregled glave pri čemu je glava pacijenta morala da bude imobilizovana pomoću kesa sa vodom kako bi se odredila korekcija na atenuaciju (Bushberg 2001). Brz tehnološki razvoj omogućio je kliničku primenu višedetektorskih KT uređaja, značajno je smanjeno vreme pregleda i prošireno polje primene KT dijagnostike što je dovelo do porasta i broja KT pregleda i broja dostupnih KT uređaja (UNSCEAR 2010a). Iako se u jednom momentu smatralo da će magnetna rezonanca (MR) delimično smanjiti upotrebu KT dijagnostike (Kalra 2004a, Rehani i Berri 2000, Vock 2005) broj obavljenih KT pregleda i dalje se povećava. Skraćeno vreme KT pregleda eliminisalo je potrebu za primenom anestezije u dijagnostici pedijatrijskih pacijenata što je dovelo do porasta broja pregleda koji se sprovode na deci.

Moderni KT uređaji koji su danas dostupni u kliničkim uslovima drastično se razlikuju od prvog KT uređaja koji je 1971. godine bio instaliran u Velikoj Britaniji (Prokop i Galanski 2003). Međutim, osnovni princip rada KT uređaja ostao je nepromenjen kroz sve generacije uređaja. Rendgenska cev rotira oko tela pacijenta dajući različita slabljenja na detektorima kroz više projekcija na osnovu čega se formira KT slika pojedinačnih preseka tela. U osnovi KT uređaj se sastoji od sistema za proizvodnju rendgenskog zračenja i sistema za prijem, formiranje i prikaz KT slike.

### **Osnovni delovi sistema za proizvodnju rendgenskog zračenja**

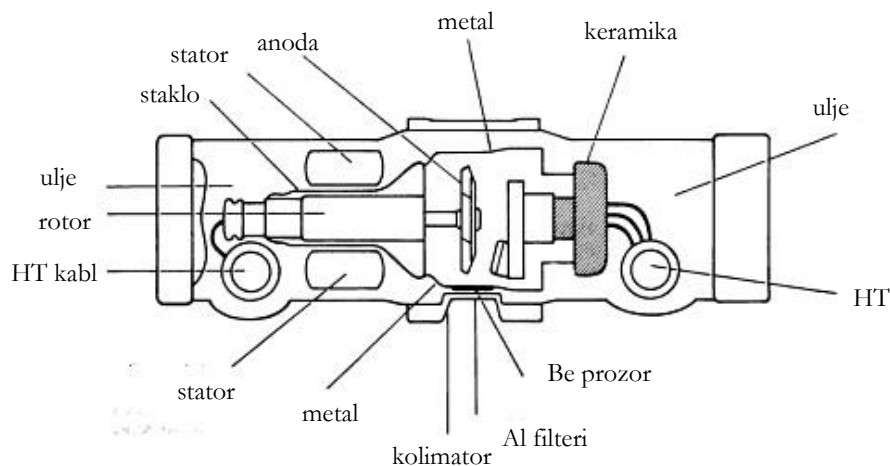
Osnovne delove sistema za proizvodnju rendgenskog zračenja čine rendgenska cev i generator visokog napona. Generator obezbeđuje katodnu struju i potencijalnu razliku između anode i katode. Karakteristike generatora imaju direktan uticaj na kontrast i oštrinu slike i pacijentnu dozu. Generator je bolji ukoliko obezbeđuje snimanje sa kratkim vremenima ekspozicije dok snimanje sa visokofrekventnim generatorima koje karakteriše manja talasnost napona rezultuje nižom pacijentnom dozom.

#### ***2.2.1.1. Rendgenska cev***

Rendgensko zračenje nastaje u rendgenskoj cevi koja se sastoji od užarenog vlakna (katode) i anode. Katoda i anoda smeštene su u vakuumiranoj staklenoj cevi na koju se dovodi visoki napon iz generatora. Cela površina cevi je homogena a tanji deo zida predstavlja prozor odnosno mesto odakle rendgenski zraci napuštaju cev. Kod rendgenskih cevi koje rade na nižim naponima prozor je od berilijuma (Be) ili nekog drugog lakšeg materijala. Osnovni elementi rendgenske cevi prikazani su na Slici 2.2.1.

Katoda se sastoji od volframske žice u obliku spirale i pratećeg strujnog kola. Volfram je pogodan materijal zbog visoke tačke topljenja ( $3370^{\circ}\text{C}$ ), velikog atomskog i masenog broja ( $A=184$ ,  $Z=74$ ) što omogućava termojonsku emisiju elektrona. Za optimalnu emisiju elektrona katodna struja treba da bude u opsegu 3 – 6 A a primenjeni napon oko 10 V. Obično se unutar cevi nalaze dva volframska vlakna različitih dužina. Termojonskom emisijom elektroni napuštaju katodu i pod dejstvom električnog polja, tj potencijalne razlike između katode i anode, ubrzavaju se ka anodi. U interakciji sa materijalom anode energija elektrona konvertuje se u energiju fotona odnosno rendgensko zračenje. Tako nastao snop rendgenskog zračenja kolimiše se ka objektu koji se snima. Visoki napon koji se primenjuje između elektroda nalazi se u opsegu 20 – 150 kVp. Na KT uređajima ova vrednost je u

opsegu 80 – 140 kVp sa inkrementima od po 20 kVp. Najčešće korišćena vrednost napona na KT uređajima iznosi 120 kVp.



**Slika 2.2.1:** Osnovni elementi rendgenske cevi.

Površina anode na koju dospevaju elektroni zove se električni ili realni fokus rendgenske cevi. Efikasnost proizvodnje rendgenskog zračenja je relativno mala i više od 99% inicijalne energije elektrona pretvara se u toplotu. Stoga je neophodno u ovakvim sistemima obezbediti adekvatno odvođenje toplote a posebno kada se radi o KT uređajima s obzirom na primenjene vrednosti visokog napona. Za izradu anode koriste se materijali visokog atomskog broja  $Z$  i visoke tačke topljenja kao što su volfram, molibden, renijum i srebro. Fokus na KT uređajima pravi se od kombinacije volframa i renijuma na podlozi od grafita. Ovo obezbeđuje bolje odvođenje toplote nego u slučaju molibdenske podloge koja se obično koristi u rendgenskim cevima (Hsieh 2003). Usled bombardovanja anode elektronima vremenom dolazi i do oštećenja fokusa što je još više izraženo u slučaju KT uređaja jer se koriste veće vrednosti visokog napona (Hsieh 2003).

Za odvođenje toplote koja nastaje u interakciji elektrona sa materijalom anode koristi se ulje za hlađenje ili voda. U cilju obezbeđivanja ravnomerne disipacije toplote na površini anode koristi se i mogućnost rotiranja anode čime elektroni ne udaraju stalno u isto mesto. Za bolje odvođenje toplote potrebna je veća površina na koju elektroni padaju dok je za kvalitet slike neophodna manja fokalna tačka. Kompromis između ova dva zahteva leži u zakrivljenoj anodnoj površini. Međutim, anodni ugao prouzrokuje varijacije radijacionog izlaza u aksijalnoj ravni anoda- katoda odnosno intenzitet zračenja je slabiji sa strane anode.

Komercijalno su dostupna dva modela rendgenske cevi koja omogućavaju efikasniju proizvodnju rendgenskog zračenja i bolje odvođenje toplote, Straton cev marke Siemens (Schardt 2004) i cev sa spiralnim žlebom marke Philips (Schmidt i Behling 2000). Straton cev rotira kompletan sklop katoda-anoda u vakuumu pri čemu se podmazani ležajevi nalaze van vakuumiranog balona čime je omogućeno i bolje hlađenje zadnje površine anode (Kalender 2005). Cev marke Philips sa spiralnim žlebom u odnosu na konvencionalne loptaste ležajeve koristi ležajeve podmazane tečnim metalom što poboljšava hlađenje na anodi (Schmidt i Behling 2000). Na ovaj način u KT uređajima omogućeno je efikasnije odvođenje emitovane toplote.

### ***2.2.1.2. Nastanak rendgenskog zračenja***

Rendgensko zračenje predstavlja vid elektromagnetnog zračenja koje ima sposobnost da jonizuje sve vrste materijala. U energetskom spektru ovo zračenje nalazi se između ultraljubičastih i gama zraka, odnosno spada u visokofrekventna zračenja. Nastaje konverzijom energije elektrona u energiju fotona. Rendgenski zraci nemaju masu ni naelektrisanje te pri prolasku kroz magnetno polje ne menjaju pravac kretanja i kreću se pravolinijski brzinom svetlosti.

Kada elektron interaguje sa materijalom anode kinetička energija elektrona može se preneti na orbitalni elektron atoma anode. Ako kinetička energija upadnog elektrona prelazi vezivnu energiju orbitalnog elektrona atoma moguća je jonizacija atoma odnosno oslobađanje elektrona iz atoma. Najveća verovatnoća za ovakvu interakciju je za elektrone iz K-ljuske. Nastalu prazninu u omotaču popunjava elektron iz neke od spoljašnjih ljuski, pri čemu se emituje foton. Ovo nazivamo karakteristično zračenje jer energija emitovanih fotona zavisi od karakteristika materijala anode.

Zakočno zračenje nastaje u interakciji upadnog elektrona i jezgra. Pri prolasku visokoenergetskog elektrona kroz polje pozitivno naelektrisanog jezgra dolazi do usporavanja elektrona koji gubi energiju i skreće pod određenim uglom. Tom prilikom dolazi do emisije fotona. Kinetička energija elektrona određena je potencijalnom razlikom između anode i katode, odnosno naponom koji se odabere. Međutim, fotoni koji nastaju konverzijom energije elektrona nemaju iste energije. Njihova energija zavisi od rastojanja između elektrona i jezgra u interakciji koja se odvija. Vrednosti energije mogu da se kreću između nulte vrednosti i maksimalne energije upadnih fotona te se kod formiranja rendgenskog zračenja na izlazu iz rendgenske cevi dobija spektar energija. Manje od 1%



energije elektrona transformiše se u fotone rendgenskog zračenja a samo deo fotona napusti rendgensku cev. Gubitak energije elektrona pri prolasku kroz materijal opisuje se Bete-Blohovom formulom:

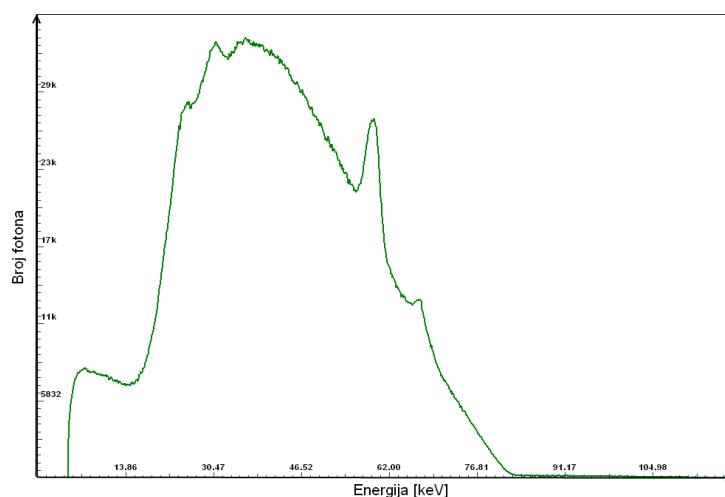
$$-\frac{dE}{dx} = 2\pi N_a r_e^2 m_e c^2 \rho \frac{Z}{A} \frac{z^2}{\beta^2} \left[ \ln \left( \frac{2m_e r_e^2 v^2 W_{\max}}{I^2} \right) - 2\beta^2 - \delta - 2\frac{C}{Z} \right] \quad (2.1)$$

gde je  $N_a$  Avogadrov broj,  $r_e$  klasični elektronski radijus,  $m_e$  masa elektrona,  $z$  atomski broj,  $A$  molekularna masa,  $\rho$  gustina,  $I$  srednji eksitacioni potencijal,  $\beta$  brzina upadne čestice,  $W_{\max}$  iznos transfera energije, dok je  $\delta$  funkcija koja uzima sledeće vrednosti:

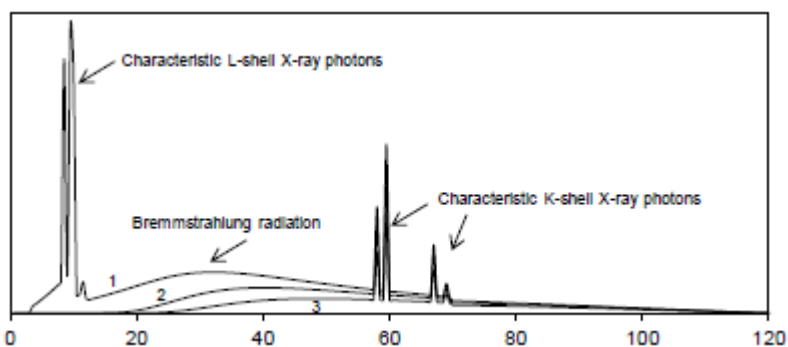
$$\delta = \begin{cases} 0 & , X < X_0 \\ 4.6052X + C_0 + a(X_1 - X)^m & , X_0 < X < X_1 \\ 4.6052X + C_0 & , X_1 < X \end{cases} \quad (2.2)$$

Snop rendgenskog zračenja u najvećoj meri čine fotoni zakočnog zračenja.

Snop rendgenskog zračenja koji napušta rendgensku cev sastoji se od zakočnog i karakterističnog zračenja i predstavlja spektar energija. Izgled spektra zavisi od primenjenog napona, proizvoda struje i vremena ekspozicije i filtracije snopa. Promena anodne struje i vremena ekspozicije menja spektar u kvantitativnom smislu odnosno povećava se broj fotona dok je kvalitet (oblik) spektra određen naponom i filtracijom snopa. Na Slici 2.2.2. prikazan je spektar rendgenskog zračenja dobijen direktnim merenjima u primarnom snopu rendgen-aparata Philips MCN320. Anoda rendgenske cevi na datom uređaju je od volframa pri čemu anodni ugao iznosi  $40^\circ$ . Merenja su vršena u režimu kontinualnog prosvetljavanja, za napon rendgenske cevi od 80 kV, jačinu struje od 0.09 mA i filtraciju snopa od 4 mm Al (Stanković Petrović 2016). Na Slici 2.2.3. prikazan je spektar dobijen merenjima na KT uređaju ().



**Slika 2.2.2:** Spektar rendgenskog zračenja dobijen direktnim merenjima u primarnom snopu rendgen-aparata Philips MCN320 (Stanković Petrović 2016).



**Slika 2.2.3:** Spektar rendgenskog zračenja dobijen direktnim merenjima u primarnom snopu KT uređaja (Reilly 1997).

Za adekvatnu filtraciju snopa na KT uređajima koriste se filteri na bazi aluminijuma i bakra. U upotrebi su i različiti filteri za oblikovanje spektra u zavisnosti od vrste KT pregleda odnosno dela tela pacijenta koji se snima (Toth 2002). Ovakvi filteri obezbeđuju bolje prilagođavanje prodornosti rendgenskog zračenja u slučaju snimanja pacijenata manjih dimenzija gde nije potrebna velika penetracija.

Srednja efektivna energija spektra rendgenskog zračenja značajno je manja od maksimalne (peak) energije. Efektivne energije koje se koriste na KT uređajima mnogo su veće u poređenju sa onima koje se koriste u konvencionalnoj radiologiji usled primenjenih vrednosti napona i bolje filtracije snopa.

## 2.2.2 Osnovni delovi sistema za prijem, formiranje i prikaz KT slike

### 2.2.2.1. Detektori KT uređaja

Nakon prolaska fotona rendgenskog zračenja kroz telo pacijenta odnosno njegov deo koji se snima fotoni dospevaju do prijemnika slike. Prvi KT uređaji kao prijemnik slike koristili su scintilacione detektore na bazi natrijum jodida aktiviranog talijumom i fotomultiplikator. Upadno rendgensko zračenje u scintilacionim materijalima proizvodi eksitaciju i jonizaciju a tokom procesa deeksitacije emituje se svetlost koja se zatim detektuje na fotomultiplikatoru. Svetlosni signal kod ovakvih detektora proporcionalan je incidentnoj energiji jonizujućeg zračenja. Dopiranje talijumom vrši se u cilju povećavanja verovatnoće za emisiju svetlosti u materijalu. Efikasnost scintilacionih detektora u pravcu z-ose na prvim KT uređajima bila je približno 100% ali im je vremenski odziv bio slab te nisu bili adekvatni za primenu u modernijim sistemima koji su zahtevali znatno veći broj detektora u nizu. Kašnjenje u detekciji na samo jednom od detektora prikazivalo bi se na KT slici kao artefakt.

Da bi se rešio ovaj problem u upotrebu su uvedeni gasni detektori. Gasni detektori na KT uređajima sastoje se od dugačke metalne komore koja je podeljena pregradama u manje komore formirajući tako niz detektora duž linije pacijenta. Svaka od komora napunjena je gasom, obično ksenonom pod pritiskom od 1-3 MPa. Pregrade u metalnoj komori takođe formiraju sistem elektroda koje služe za sprečavanje rasejanog zračenja (Bushberg 2001). U interakciji fotona rendgenskog zračenja sa gasom dolazi do stvaranja jonizacija a pod dejstvom čak i veoma malih vrednosti napona (200-350 V) pre rekombinacije dolazi do kretanja stvorenog naelektrisanja. Od primenjene vrednosti napona zavisi i stepen nastajanja sekundarnih jonizacija. Kretanje naelektrisanja obrazuje struju koja može biti izmerena ampermetrom. Ipak, zbog ograničene ugaone zavisnosti i veličine ksenonski detektori su na novijim modelima KT uređaja zamenjeni poboljšanim scintilacionim materijalima ili detektorima od poluprovodničkih materijala. Fotomultiplikatori su takođe zamenjeni fotodiodama. Poboljšane verzije scintilacionih detektora koje su i danas u upotrebi imaju mnogo veću moć konverzije u poređenju sa onima na bazi natrijum jodida. Detektori od čvrstih materijala pružaju poboljšanu efikasnost detekcije i bolju ugaonu zavisnost. Poboljšana efikasnost detekcije kod ovakvih detektora posledica je veće gustine materijala detektora u aktivnoj zapremini. Pored toga, jako je važno i da sama proizvodnja

detektora ne bude komplikovana s obzirom da moderni KT uređaji mogu da imaju i preko 4800 individualnih detektora koji su pozicionirani oko tela pacijenta (Bushberg 2001).

Detektori koji se koriste u modernim KT uređajima obično se prave od keramičkih ili kristalnih scintilacionih materijala spojenih sa fotodiodama koje su od poluprovodničkih materijala. Kristalni scintilacioni detektori su na bazi cezijum jodida (CsI) i kadmijum volframata ( $\text{CdWO}_4$ ) dok su keramički od gadolinijum oksid sulfida ( $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ ) ili itrijum gadolinijum oksida (YGO). Prednosti i mane pojedinih materijala koji se koriste za detektore KT uređaja zavise od samog materijala. Na primer, kadmijum volframat je podložan radijacionim oštećenjima a cezijum jodid ima značajno rezidualno isijavanje (Fuchs 2000). Pored toga, prstenasti artefakti u KT slici karakteristični su za keramičke detektore i mogu da se jave ukoliko samo jedan od detektora u nizu ne reaguje očekivano dok su gasni detektori manje podložni ovakvom efektu. Za potrebe detekcije na KT uređajima marke Siemens proizvedeni su detektori ekstremno brzog odziva na bazi gadolinijuma a njihov komercijalni naziv je skraćenica UFC (od eng reči ultra fast ceramic).

Ukupna efikasnost detektora definiše se kao proizvod kvantne i geometrijske efikasnosti (QDE i GDE) a predstavlja sposobnost detektora da konvertuje energiju rendgenskog zračenja u signal koji se dalje obrađuje i analizira. Idealan detektor ima jediničnu efikasnost i površinom zahvata celokupan incidentni snop što je osnov za postizanje optimalne vrednosti pacijentnih doza.

Kvantna efikasnost detektora (QDE) predstavlja sposobnost detektora da apsorbuje i detektuje inicijalne fotone koji dolaze do detektora i definiše se kao proizvod efikasnosti apsorpcije i efikasnosti konverzije. Kod detektora sa niskim vrednostima QDE veća je verovatnoća da fotoni prođu kroz detektor bez interakcije. Efikasnost apsorpcije zavisi od linearnog koeficijenta atenuacije detektora i debljine materijala detektora (Hsieh 2003). Povećavanjem debljine detektora ili linearnog koeficijenta atenuacije povećava se i QDE. Međutim, veća debljina detektora negativno utiče na rezoluciju slike te treba koristiti optimalne debljine materijala.

Geometrijska efikasnost detektora (GDE) predstavlja stvarnu aktivnu površinu detektora odnosno onaj deo detektora koji se koristi za prihvatanje pristiglih fotona. Pregrade između pojedinačnih detektora ili bilo koji objekat između pacijenta i aktivne zapremine detektora smanjuje aktivnu površinu detektora a time i efikasnost detekcije. GDE se definiše kao

odnos aktivne površine detektora i njegove ukupne površine. Prijemnici slike na modernim KT uređajima imaju veliki broj individualnih detektora kako u x-y ravni tako i u pravcu z-ose i stoga im je geometrijska efikasnost smanjena.

U Tabeli 2.2.1 prikazane su osobine nekih KT detektora. General Electric (Waukesha, Wisconsin, US) je za sopstvene potrebe razvio novi tip scintilacionog detektora na bazi granitnog kamena i fosfora retkih zemalja (~1%) kod kojih je rezidualno isijavanje smanjeno za faktor 4 a brzina odziva povećana za faktor 100 u poređenju sa detektorima na bazi gadolinijum oksid sulfida.

**Tabela 2.2.1:** Osobine KT detektora (Heggie 1997).

Osobina	Čvrsti detektori		Gasni
	Kristalni CdWO <sub>4</sub>	Keramički	Ksenon (30 atm)
QDE	95-100%	94-98%	50-60%
GDE	80%	80%	>90%
QDE x GDE	76-80%	75-78%	45-55%
Rezidualno isijavanje	~0	<1%	~0

### 2.2.2.2. Vrste KT uređaja

Različite geometrije koje su korišćene u razvoju KT uređaja, od prvog do današnjih modela, identifikuju se kao "generacije KT uređaja". Prvu generaciju KT uređaja (Slika 2.2.2a) razvio je Haunsfield a radio je na principu translacija-rotacija odnosno na usklađenoj translaciji rendgenske cevi i detektora duž preseka koji se snima a zatim rotaciji rendgenske cevi i detektora kako bi se akvizicija podataka obavila u više projekcija. Koristio se uzani snop koji je rotirao za ukupno 180°. Cev i detektori su rotirani 160 puta kako bi se dobio dovoljan broj projekcija za rekonstrukciju jednog preseka. Ovaj tip uređaja koristio se samo za KT pregled glave (Beckmann 2006, Bushberg 2001). Za akviziciju podataka sa jednog preseka bilo je potrebno 4.5 do 20 min (Beckmann, 2006).

Sledeća generacija KT uređaja (Slika 2.2.2b) koristila je lepezasti snop rendgenskog zračenja i isti translacija-rotacija princip. Kod ovih uređaja koristio se niz detektora ali širina snopa ipak nije bila dovoljna da bi se pokrila cela širina preseka te je translacija u x-y ravni i dalje bila neophodna. Rotacija se obavljala za po 30° a vreme potrebno za akviziciju podataka iz

jednog preseka iznosilo je približno 20 s (Bushberg et al., 2001) što je bilo dovoljno da se eliminišu artefakti koji nastaju usled disanja pacijenta.

Treća generacija KT uređaja (Slika 2.2.2c) zasnivala se na principu rotacija-rotacija gde su se cev i detektor kretali sinhronizovano. Koristio se lepezasti snop koji je pokrivaio celu zapreminu preseka te translacija cevi i detektora nije bila potrebna. Kako bi se pokrila celokupna regija koja se skenira broj detektora u nizu drastično je porastao u odnosu na prethodnu generaciju (i do 800 detektora kod modernijih uređaja). Rendgenska cev i detektori rotirali su sinhronizovano za 360°. Kod ove generacije KT uređaja vreme rotacije iznosilo je 1 s što je na modernijim uređajima čak poboljšano i iznosi ispod 0.5 s (Bushberg 2001).

KT uređaji četvrte generacije (Slika 2.2.2d) rade na principu rotacije rendgenske cevi oko tela pacijenta dok su detektori stacionarni i nalaze se u prstenu od 360°. Kod modernijih KT uređaja broj detektora u prstenu iznosi više od 4800 (Bushberg 2001). Akvizicija podataka za jednu projekciju određuje se na osnovu signala sa korespondentnog detektora za sve položaje rendgenske cevi u krugu od 360°. Vreme rotacije kod ovakvih KT uređaja je reda 1 s (Goldman 2007b).

Peta generacija KT uređaja (Slika 2.2.2e) specijalno je dizajnirana za potrebe kardioloških procedura i kod ovakvih uređaja stacionarni su svi njegovi delovi. Umesto rendgenske cevi koristi se elektronski snop koji je usmeren ka anodi koja se obično izrađuje od volframa. Na ovaj način moguće je istovremeno izvršiti akviziciju podataka iz četiri preseka za oko 50 ms što je vrlo značajno u slučaju kardioloških procedura (Bushberg 2001). Ovako kratko vreme akvizicije postignuto je upravo eliminacijom potrebe za rotacijom tokom KT pregleda.

Šesta generacija KT uređaja (Slika 2.2.2f) su helični ili spiralni uređaji čije uvođenje u kliničku praksu je omogućio razvoj slip-ring tehnologije. Zahvaljujući ovoj tehnologiji moguća je kontinualna rotacija rendgenske cevi i detektora tokom akvizicije podataka. Kod heličnih KT uređaja nosač pacijenta se pomera duž z-ose zajedno sa rotacijom rendgenske cevi. U zavisnosti od brzine pomeranja nosača pacijenta, širine snopa i vremena rotacije rendgenske cevi kod KT pregleda na heličnim uređajima može doći do višestrukog ozračivanja iste zapremine tkiva.

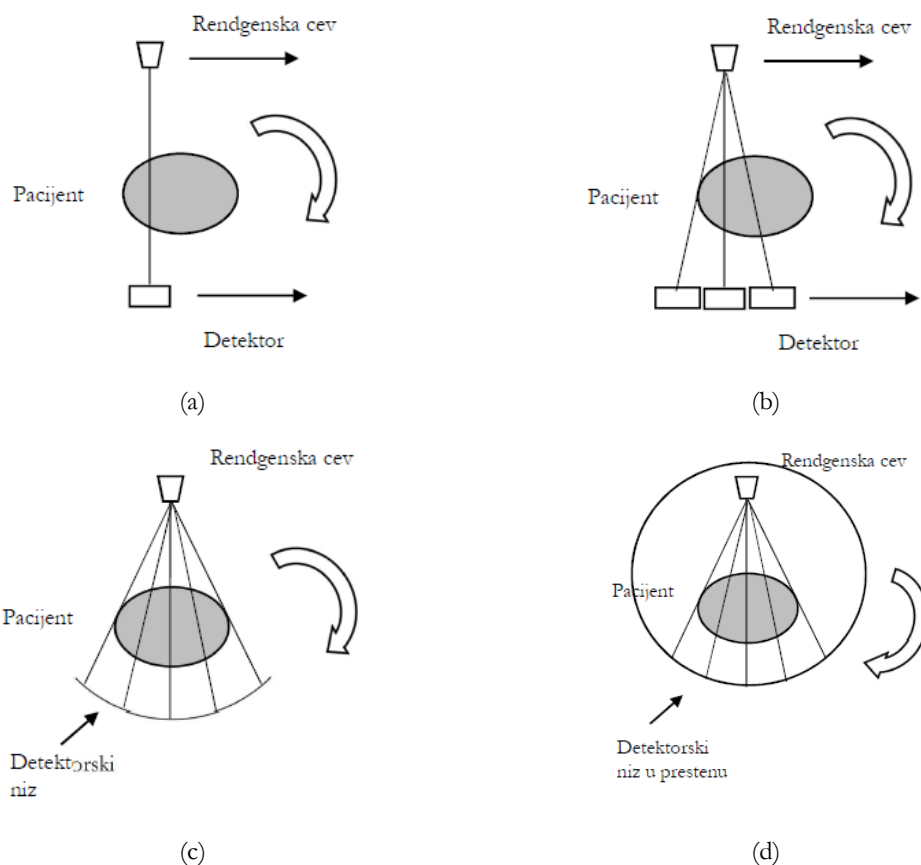
KT pitch faktor se definiše kao odnos pomeraja nosača pacijenta za jednu rotaciju rendgenske cevi i kolimacije snopa:

$$KT\_pitch\_faktor = \frac{\Delta d}{N \times T} \quad (2.1)$$

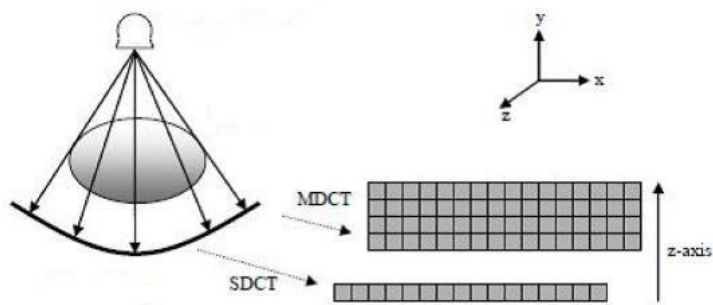
gde je  $\Delta d$  pomeraj nosača pacijenta izražen u mm,  $N$  je broj preseka a  $T$  nominalna debljina preseka izražena u mm. Kada je vrednost pitch faktora manja od jedinice dolazi do preklapanja akvizicije podataka sa susednih preseka te raste i pacijentna doza dok u slučaju vrednosti koje su veće od jedinice dolazi do preskakanja delova zapremine pacijenta koja se snima i na taj način KT pregled se obavlja brže uz manju dozu za pacijenta. Odabir vrednosti pitch faktora zavisi od kliničkih zahteva odnosno od tražene rezolucije u smeru z-ose.

Sedmu generaciju KT uređaja (Slika 2.2.3) predstavljaju višedetektorski sistemi koji omogućavaju istovremenu akviziciju podataka iz više od jednog preseka, tipično 4, 8, 16 i 64 preseka. Uvedeni su u kliničku praksu 1998. godine a do kraja 2000. godine u bolnicama širom sveta bilo je instalirano više od 1000 ovakvih KT uređaja (Prokop i Galanski 2003). Danas su na raspolaganju i 128-, 256- i 320- detektorski sistemi. Vreme rotacije rendgenske cevi kod višedetektorskih KT uređaja iznosi oko 0.5 s što je posebno značajno u pedijatrijskoj KT dijagnostici, kod KT pregleda u slučaju traume i kardioloških KT procedura. Takođe, za isto vreme pregleda moguće je skenirati veću dužinu tela pacijenta usled većeg broja detektora u pravcu z-ose. Višedetektorski sistemi omogućavaju i rekonstrukciju KT slike različitih širina preseka nezavisno od širine preseka tokom akvizicije.

Moderni višedetektorski KT uređaji uglavnom se zasnivaju na konfiguraciji treće generacije KT uređaja, sinhronizovana rotacija rendgenske cevi i detektora, pri čemu se sada niz detektora sem u x-y ravni prostire i u pravcu z-ose. Detektori koji leže u pravcu z-ose mogu se grupisati na različite načine i povezati na zajednički kanal akvizicione stanice.



**Slika 2.2.2:** Generacije KT uređaja: (a) prva generacija, (b) druga generacija, (c) treća generacija i (d) četvrta generacija.



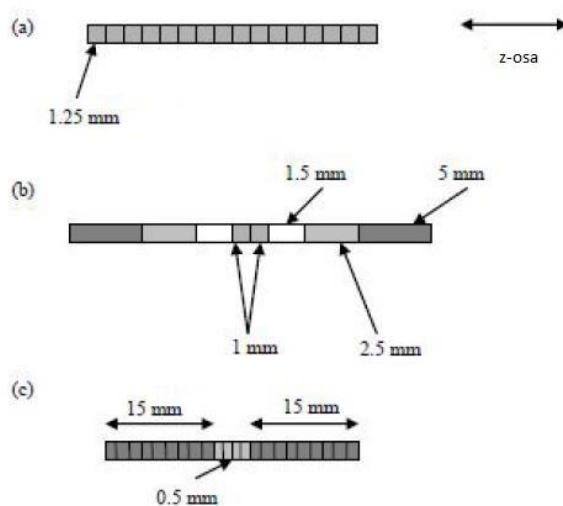
**Slika 2.2.3:** Sedma generacija KT uređaja, poređenje jednodetektorskih i višedetektorskih KT sistema.

Postoje tri različite konfiguracije detektora u višedetektorskim sistemima: uniformna, neuniformna i hibridna (Slika 2.2.4). U uniformnoj konfiguraciji svi elementi detektora su iste veličine. Ovakva konfiguracija detektora ranije se koristila u 4- i 8-detektorskim KT

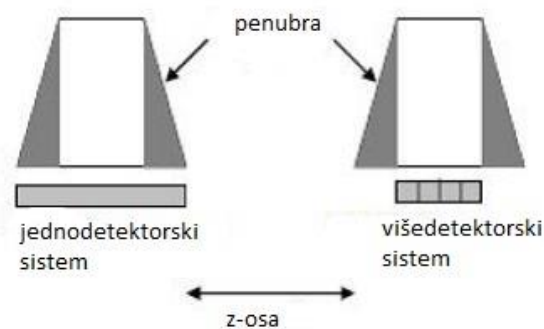


uređajima marke GE (Cody i Mahesh 2007, Flohr 2005). Neuniformna konfiguracija prvobitno se koristila samo na KT uređajima marke Siemens i Philips a omogućila je bolju efikasnost detekcije jer je broj pregrada između detektorskih elemenata bio smanjen. Za potrebe rada KT uređaja marke Toshiba u upotrebu je uvedena i hibridna konfiguracija detektora (Cody i Mahesh 2007, Flohr 2005).

Iako su moderni KT uređaji uglavnom višedetektorski sistemi a uvođenje ovakvih modela značajno skratilo vreme KT pregleda, efekat penambre (penumbra) koji se javlja usled postojanja većeg broja detektora u nizu može da dovede do porasta doze u poređenju sa jednodetektorskim sistemima. Penambra odnosno overbeaming efekat predstavljen je na Slici 2.2.5. Konačne dimenzije fokusa na anodi rendgenske cevi dovode do širenja kolimisanog snopa u pravcu z-ose čije se dimenzije inače definišu kolimatorima na izlazu iz kućišta rendgenske cevi. U jednodetektorskim KT sistemima cela širina snopa koja dolazi do pacijenta biva zahvaćena detektorom odnosno deo snopa usled efekta penambre koji daje doprinos pacijentnoj dozi učestvuje i u formiranju slike. Međutim, u višedetektorskim KT sistemima prošireni deo kolimisanog snopa samo dolazi do pacijenta ali ne učestvuje i u formiranju KT slike dajući tako bespotrebno veću pacijentnu dozu (Heggie 2006). S obzirom da stepen efekta penambre odnosno proširenje snopa u pravcu z-ose definišu dimenzije fokusa, za određenu rendgensku cev ovaj efekat zavisice od kolimacije snopa ii biće izraženiji u slučaju užih snopova (Flohr 2005, Lewis 2005).



**Slika 2.2.4:** Konfiguracije KT detektora: (a) uniformna, (b) neuniformna i (c) hibridna (Cody i Mahesh 2007).



**Slika 2.2.5:** Efekat penambre (overbeaming) u višedetektorskim KT sistemima.

### **2.2.2.3. Modulacija struje**

Kod većine KT uređaja novije generacije dostupna je mogućnost prilagođavanja vrednosti jačine struje debljini pacijenta tokom KT pregleda (Gudjonsdottir 2010) što može značajno da smanji izlaganje pacijenata (AAPM, 2011). Princip tkz modulacije struje prezentovan je još 1981. godine (Haaga 1981) a prvi KT uređaj koji je koristio ovu mogućnost u kliničkim uslovima instaliran je 1994. godine od strane firme General Electric (McCollough 2006).

Moderni KT uređaji koriste različite algoritme za modulaciju struje u zavisnosti od proizvođača i modela KT uređaja. U suštini postoje tri tehnike modulacije struje tokom KT pregleda i sve uzimaju u obzir veličinu pacijenta: (a) modulacija na osnovu topograma, (b) rotaciona modulacija i (c) modulacija u pravcu z-ose. U praksi se obično koristi kombinacija dostupnih algoritama.

Modulacija struje na osnovu topograma zasniva se na pravljenju radiografskog snimka pacijenta pre samog KT pregleda kako bi se na osnovu debljine pacijenta odredila vrednost struje za celokupan pregled. Ovaj algoritam podrazumeva konstantnu vrednost jačine struje tokom KT pregleda koja se inicijalno uspostavlja na osnovu podataka dobijenih iz topograma. Rotaciona modulacija podrazumeva prilagođavanje vrednosti jačine struje na osnovu podataka dobijenih iz rotacije rendgenske cevi za prvih 180° pa se do punih 360° ostatak snimanja obavlja za prilagođenom vrednošću. Primena ovakvog algoritma posebno je značajna kod KT pregleda trupa s obzirom da se dijametar pacijenta u anteroposteriornoj i posteroanteriornoj projekciji drastično razlikuje od dijametra u lateralnoj projekciji. Modulacija struje u pravcu z-ose podrazumeva prilagođavanje vrednosti jačine struje na osnovu podataka o anatomiji pacijenta dobijenih iz prethodne rotacije rendgenske cevi što ima za cilj održavanje nivoa kvaliteta KT slike tokom celokupnog pregleda. Ovo je takođe

posebno važno kod KT pregleda trupa jer je za isti nivo šuma u KT slici potrebna različita vrednost jačine struje u zavisnosti da li se vrši snimanje pluća ili abdomena. U Tabeli 2.2.2 prikazani su komercijalno dostupni algoritmi za modulaciju struje koje koriste najveći proizvođači KT uređaja.

**Tabela 2.2.2:** Komercijalno dostupni algoritmi za modulaciju struje na KT uređajima (AAPM 2011, Lee 2008b, Lewis 2005).

Proizvođač KT uređaja	Naziv algoritma	Tehnika modulacije
Siemens	CARE Dose 4D	Kombinovana
	CARE Dose	Rotaciona
General Electric	SmartmA	Kombinovana
	AutomA	U pravcu z-ose
Philips	D-DOM	Rotaciona
	Z-DOM	U pravcu z-ose
Toshiba	<sup>SURE</sup> Exposure 3D	Kombinovana
	<sup>SURE</sup> Exposure	U pravcu z-ose

#### 2.2.2.4. Formiranje KT slike

U interakciji rendgenskog zračenja sa ljudskim organizmom moguća su tri događaja: (a) foton stupa u interakciju sa tkivom pacijenta i biva apsorbovan, (b) foton stupa u interakciju sa tkivom pacijenta i rasejava se pod određenim uglom usled Komptonovog efekta i (c) foton prolazi kroz pacijenta bez interakcije. Fotoni koji ne stupaju u interakciju sa tkivom pacijenta stižu do prijemnika slike.

Snimanje u KT dijagnostici podrazumeva formiranje dvodimenzionalne slike pojedinačnih KT preseka. KT presek sastoji se od osnovnih trodimenzionalnih elemenata zapremine tkiva koje nazivamo vokselima. Nasuprot tome, osnovni element digitalne slike je dvodimenzionalan i naziva se piksel. Matematička rekonstrukcija KT slike zasniva se na proračunu koeficijenta slabljenja za svaki piksel kojem se dodeljuje jedna nijansa sa skale sive. Na taj način svakom vokselu KT preseka dodeljuje se numerička vrednost koja zavisi od stepena slabljenja rendgenskog zračenja koji prouzrokuje taj mali deo tkiva. Koeficijent slabljenja jednog piksela određuje se kao prosečna vrednost koeficijenata slabljenja svih fotona rendgenskog zračenja koji prođu kroz odgovarajući voksel.

U opštem slučaju, slabljenje rendgenskog zračenja pri prolasku kroz određeni materijal može se opisati kao:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.2)$$

gde je  $I$  oslabljeni intenzitet zračenja,  $I_0$  inicijalni intenzitet zračenja,  $\mu$  koeficijent slabljenja i  $t$  debljina materijala.

Slabljenje rendgenskog zračenja pri prolasku kroz pacijenta zavisi od energije fotona i gustine tkiva. Snimanje u dijagnostičkoj radiologiji obavlja se sa spektrom energija koji nastaje proizvodnjom zakočnog i karakterističnog zračenja na anodi rendgenske cevi dok tkivo pacijenta koji se snima predstavlja veoma nehomogenu strukturu. Stoga izraz (2.2) postaje:

$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) e^{-\int_0^t \mu(E) ds} dE \quad (2.3)$$

Da bi se izbegla zavisnost koeficijenta slabljenja od energije rendgenskog zračenja uvodi se pojam KT broja. KT broj predstavlja vrednost linearnog koeficijenta slabljenja normalizovanu u odnosu na vrednost linearnog koeficijenta slabljenja u vodi. Izražava se u jedinicama HU (od engleskih reči Hounsfield unit) i predstavlja boju na skali sive koja se koristi za prikaz KT slike:

$$HU = 1000 \frac{\mu_m - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}}} \quad (2.4)$$

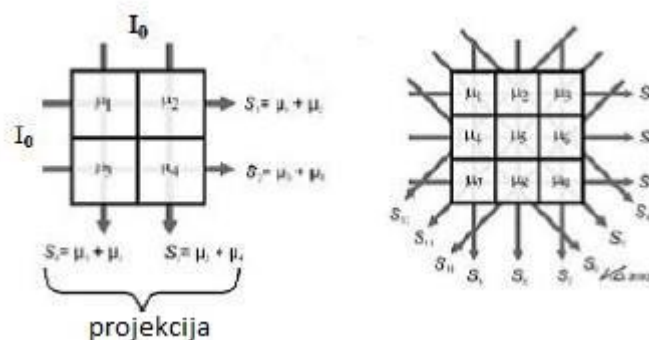
gde su  $\mu_m$  i  $\mu_v$  linearni koeficijenti slabljenja u određenom medijumu odnosno tkivu i vodi, respektivno. KT broj za vodu ima nultu vrednost dok za vazduh iznosi -1000. Tipične vrednosti KT brojeva koje se dobijaju u kliničkim uslovima nalaze se u intervalu od -1024 do +3071 HU (Heggie 1997). Na određenom KT uređaju neophodna je periodična kalibracija nulte vrednosti KT broja odnosno određivanje linearnog koeficijenta slabljenja u vodi na osnovu merenja na odgovarajućem fantomu.

Za rekonstrukciju KT slike odnosno određivanje distribucije slabljenja u snimljenom tkivu koriste se specijalizovani matematički algoritmi. Iako postoji veliki broj komercijalno dostupnih računarskih programa za proračun linearnog koeficijenta slabljenja za određeni piksel u osnovi mogu da se podele u dve kategorije: (a) proračun zasnovan na korišćenju iterativnih metoda i (b) proračun zasnovan na metodi konvolucije (Webb 1988).

### 2.2.2.5. Iterativni metodi za rekonstrukciju KT slike

Za rekonstrukciju slike u KT dijagnostici prvobitno su se koristili iterativni metodi. S obzirom da je formiranje KT slike po ovim metodama zahtevalo relativno dugačko vreme rekonstrukcije ubrzo su zamenjeni metodama koje se baziraju na konvoluciji. Danas se iterativni metodi koriste u okviru modernizovanih komercijalno dostupnih programa za rekonstrukciju KT slike u vidu adaptivne statističke iterativne rekonstrukcije (ASIR) i iterativne rekonstrukcije na bazi modela (MBIR) na KT uređajima marke General Electric, iterativne rekonstrukcije u prostoru slike (IRIS) na uređajima marke Siemens i programa iDose na uređajima marke Philips (Hara 2009, Marin 2010, Silva 2010).

Iterativni metodi podrazumevaju određivanje linearnog koeficijenta slabljenja za svaki piksel na osnovu podataka iz više iteracija odnosno ponavljanja postupka sve dok izračunata vrednost ne bude približna izmerenoj vrednosti za datu projekciju. Za mali broj piksela odnosno manje matrikse ovakav proračun je jednostavan. Na Slici 2.2.6 prikazan je matriks veličine 2x2 piksela. Linearni koeficijent slabljenja u ovom slučaju može se odrediti na osnovu četiri jednačine. Međutim, za matrikse većih dimenzija ovakav proračun zahteva veliki broj poređenja određenih vrednosti iz svih piksela sa merenom vrednošću duž date projekcije što zahteva veoma velike računarske kapacitete.

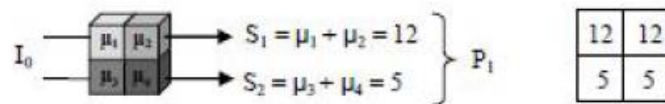


Slika 2.2.6: Iterativni metod rekonstrukcije KT slike za matrikse 2x2 i 3x3 piksela (Kalender 2005).

### 2.2.2.6. Rekonstrukcija KT slike na osnovu konvolucije

Rekonstrukcija slike na osnovu metoda konvolucije zasniva se na određivanju unutrašnje strukture objekta na osnovu podataka dobijenih iz različitih projekcija datog objekta. Ovaj metod poznat je pod nazivom "back projection" a prezentovao ga je matematičar Johan

Radon 1917. godine. Na Slici 2.2.7 ilustrovana je rekonstrukcija KT slike na osnovu metoda konvolucije za matriks od 2x2 piksela. Vrednost piksela određuje se kao zbir koeficijenata slabljenja ( $S_1$  i  $S_2$ ) kroz sve voksele tkiva u datoj projekciji ( $P_1$ ). Kombinacijom podataka dobijenih iz konačnog broja projekcija posmatranog objekta dobijaju se pikseli sa vrednostima koje odgovaraju gustini odnosno koeficijentima slabljenja korespondentnih vokselu.

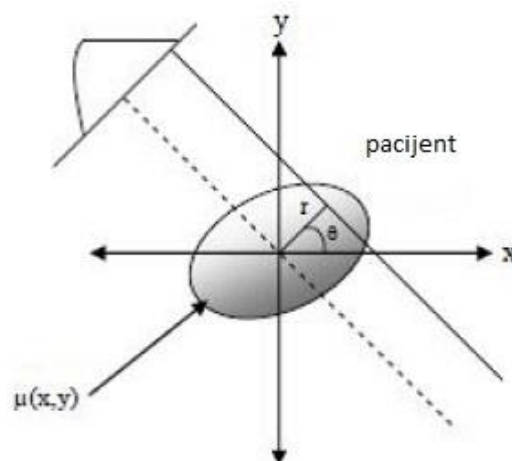


**Slika 2.2.7:** Metod konvolucije za matriks 2x2 piksela.

U slučaju objekata sa značajno kompleksnijom unutrašnjom strukturom, kao što je slučaj u kliničkoj primeni KT uređaja, rekonstrukcija vrednosti pojedinačnih piksela vrši se na osnovu Radonove transformacije:

$$R[\mu](r, \theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy \quad (2.5)$$

gde je  $\mu(x, y)$  koeficijent slabljenja u određenom pikselu u x-y ravni pri čemu je položaj odgovarajućeg vokselu definisan sa  $r$  i  $\theta$  (Slika 2.2.8) a  $\delta$  Dirakova delta funkcija.



**Slika 2.2.8:** Metod konvolucije za objekat kompleksne strukture.

Podaci dobijeni na osnovu Radonove transformacije ne predstavljaju rekonstruisanu KT sliku već sinogram  $R(r, \theta)$  odnosno sirove podatke. Za dobijanje konačne KT slike

neophodno je na izraz (2.5) primeniti inverznu Radonovu transformaciju odnosno "back projection" metod prikazan na Slici 2.2.7. Međutim, kvalitet KT slike koja je rekonstruisana na ovaj način nije zadovoljavajući usled pojave zamućenja i artefakata u slici. Zamućenost slike posledica je zavisnosti funkcije od rastojanja  $r$  (Slika 2.2.8).

Da bi se dobio bolji kvalitet slike dobijene podatke koji su određeni sinogramom potrebno je filtrirati a ovaj metod poznat je pod nazivom "filtered back projection". Zasniva se na primeni jednodimenzionalne Furijeove transformacije na pojedinačnu projekciju i množenje sa kernelom pre nego što se primeni inverzna Furijeova transformacija.

### ***2.2.2.7. Interpolacija kod heličnih KT uređaja***

Pored opisanih metoda za rekonstrukciju KT slike kod heličnih KT uređaja neophodna je i dodatna interpolacija u pravcu z-ose. U jednodetektorskim sistemima vrši se linearna interpolacija duž z-ose na osnovu podataka iz preseka koji se nalaze sa obe strane x-y ravni. Podaci za pojedinačnu ravan mogu se dobiti na osnovu rotacije rendgenske cevi u punom krugu kada je reč o linearnoj interpolaciji od  $360^\circ$  ili množenjem linearnog integrala dobijenog rotacijom cevi u polukrugu sa 2 kada govorimo o linearnoj interpolaciji od  $180^\circ$  (Hui 1999, Kalendar 2005). U višedetektorskim sistemima kako broj detektora raste u pravcu z-ose oblik snopa prelazi iz lepezastog u konusni. Smatra se da je kod KT uređaja sa više od 4 detektora u nizu neophodno koristiti tehnike rekonstrukcije koje uzimaju u obzir i efekat konusnog oblika snopa (Kalendar 2005, Flohr 2005).

Za adekvatnu interpolaciju u heličnim KT uređajima neophodna je jedna dodatna rotacija rendgenske cevi oko pacijenta, po  $180^\circ$  na početku i na kraju skenirane regije, što povećava dužinu skeniranja i doprinosi većoj dozi za pacijenta. Ova pojava poznata je pod nazivom efekat krajeva ili overranging (Heggie 2006). Efekat krajeva zavisi od debljine rekonstruisanog preseka (Van der Molen i Geleijns 2007), pomeraja nosača pacijenta, kolimacije snopa i pitch faktora (Schilham 2010). Takođe, penambra efekat i efekat krajeva su u koliziji kada je reč o kolimaciji snopa jer je efekat penambre izraženiji kod uzanijih snopova. Efekat krajeva posebno je izražen kod kraćih dužina skeniranja što je čest slučaj u pedijatrijskoj KT dijagnostici. Stoga su na nekim modelima KT uređaja danas dostupni i dinamički kolimatori koji umanjuju uticaj efekta krajeva na pacijentnu dozu (Siemens, GE) i hibridni algoritmi za rekonstrukciju KT slike (Schilham 2010).

### **2.2.2.8. Prikaz KT slike**

Nakon rekonstrukcije KT slike i proračuna KT broja za svaki od piksela vrši se digitalizacija dobijenih podataka kako bi se prikazali u vidu dvodimenzionalne digitalne slike. Veličina KT slika obično iznosi 512x512 piksela što obezbeđuje zadovoljavajući kvalitet u smislu rezolucije slike. Za opseg vrednosti KT brojeva koji se dobijaju u kliničkim uslovima, oko 4095 nijansi sive, zadovoljavajući prikaz slike može se izvesti koristeći piksele od 12 bita ( $2^{12}=4096$ ). To znači da veličina KT slike pojedinačnog preseka iznosi 315 kB dok se veličina slika za celokupan pregled meri megabajtima (MB).

Ljudsko oko može da razlikuje samo određeni broj nijansi na skali sive. U zavisnosti od uslova posmatranja taj broj se nalazi u intervalu od 30 do 90 nijansi (Bushberg 2001) te računarski monitori koji u osnovi mogu da prikažu 256 ( $2^8$ ) različitih nijansi sive mogu da se koriste za prikaz KT slike. Pored toga, moguće je odabrati nivo sive boje i prozor (window) odnosno segment na skali sive. Ovo omogućava precizniju dijagnostiku jer se u uslovima suženog spektra bolje razlikuju tkiva sa bliskim vrednostima KT broja (J21). Odabirom nivoa na skali sive definiše se centralna nijansa u određenom prozoru. KT brojevi koji se nalaze van utvrđenog prozora prikazuju se tada kao crni i beli pikseli. Ako je vrednost KT broja manja od minimuma definisanog prozora piksel se prikazuje u crnoj boji a ako su u pitanju vrednosti veće od maksimuma prikazuje se kao belo.

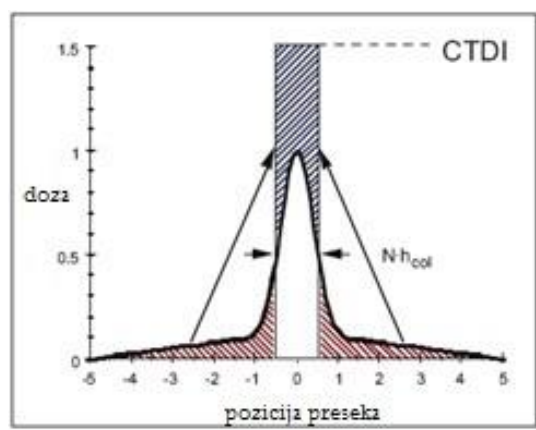
## **2.3 Dozimetrija u KT dijagnostici**

Vizuelizacija tkiva pacijenta u KT dijagnostici obavlja se rotacijom rendgenske cevi oko odgovarajućeg preseka na telu pacijenta. Specifična geometrija izlaganja koja dovodi do veoma homogene distribucije doze unutar odgovarajućeg preseka, ekstremno kolimisan snop rendgenskog zračenja kao i činjenica da se pregled sastoji od više uzastopnih preseka bili su osnov za definisanje specifičnih dozimetrijskih veličina u KT dijagnostici. Specifične dozimetrijske veličine definisane za potrebe procene pacijentnih izlaganja u konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji nisu bile primenljive u ovom slučaju. Dozimetrija u KT dijagnostici zasnovana je na dve dozimetrijske veličine, KT doznom indeksu i proizvodu doze i dužine (ICRU 2005, Einstein 2007b). Osnovne dozimetrijske veličine i jedinice kao i specifične dozimetrijske veličine u konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji opisane su u Prilogu A.



## KT dozni indeks

Dozimetrijska veličina KT dozni indeks označava se kao CTDI (od engleskog naziva *Computed Tomography Dose Index*) i predstavlja srednju apsorbovanu dozu u KT preseku. Na Slici 2.2.9 ilustrovana je distribucija apsorbovane doze unutar KT preseka. S obzirom da se KT pregled sastoji od više sukcesivnih preseka apsorbovana doza unutar jednog KT preseka posledica je ne samo ozračivanja datog preseka već i njemu susednih (Goldman 2007a).



**Slika 2.2.9:** Definicija KT doznog indeksa: distribucija apsorbovane doze unutar KT preseka.

Odgovarajuća matematička definicija KT doznog indeksa predstavlja integral doze duž z-ose podeljen sa debljinom preseka:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.6)$$

gde je  $D(z)$  vrednost apsorbovane doze u određenoj tački na z-osi,  $N$  broj preseka a  $T$  nominalna debljina preseka. Jedinica za KT dozni indeks je Gy (Grej) i u fizičkom smislu predstavlja J/kg (džul po kilogramu).

KT dozni indeks ne predstavlja pacijentnu dozu već specifičnu dozimetrijsku veličinu koja omogućava poređenje različitih vrsta KT protokola i modela KT uređaja. Vrednost KT doznog indeksa dobija se na osnovu merenja doze cilindričnom jonizacionom komorom u vazduhu ili u fantomima. Za merenje KT doznog indeksa koriste se dve veličine cilindričnog fantoma od pleksiglasa, fantom dijametra 16 cm za simulaciju KT pregleda glave i fantom dijametra 32 cm za simulaciju pregleda trupa dok su oba fantoma dužine 15 cm. Opis merenja KT doznog indeksa dat je u Prilogu B.

Imajući u vidu simetriju u distribuciji doze u KT preseku, KT dozni indeks može se odrediti na osnovu merenja za samo jednu rotaciju s tim što je neophodno da aktivna zapremina jonizacione komore u potpunosti zahvata doznu distribuciju prikazanu na Slici 2.2.9 (Goldman 2007a). Stoga se u cilju standardizacije merenja KT doznog indeksa definiše nova veličina  $CTDI_{100}$  i definiše kao:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (2.7)$$

gde je  $D(z)$  vrednost apsorbovane doze u određenoj tački na z-osi,  $N$  broj preseka a  $T$  nominalna debljina preseka. Iako se smatra da su merenja sa cilindričnom jonizacionom komorom dužine 100 mm zadovoljavajuća za većinu današnjih modela KT uređaja posebnu pažnju zahtevaju merenja na sistemima sa velikim brojem detektora u pravcu z-ose (Bauhs 2008, Geleijns 2009, Goldman 2007a).

U KT dijagnostici distribucija doze u x-y ravni prilično je homogena u poređenju sa konvencionalnom radiografijom. Međutim, merenja KT doznog indeksa pokazuju da je doza merena u centru fantoma dvostruko manja od one merene na periferiji. Da bi se u obzir uzelo i slabljenje intenziteta rendgenskog zračenja kroz tkivo pacijenta definiše se nova veličina, težinski KT dozni indeks u oznaci  $CTDI_w$ :

$$CTDI_w = \frac{2}{3} CTDI_{100,p} + \frac{1}{3} CTDI_{100,c} \quad (2.8)$$

gde su  $CTDI_{100,p}$  i  $CTDI_{100,c}$  vrednosti  $CTDI_{100}$  merene na periferiji i u centru fantoma.

Kod heličnih KT uređaja vrednost KT doznog indeksa zavisiće i od pitch faktora. Da bi se u obzir uzeo i efekat koji unosi pitch faktor definiše se još jedna veličina, volumetrijski KT dozni indeks u oznaci  $CTDI_{vol}$ :

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{P} \quad (2.9)$$

Ova veličina se obično prikazuje na komandnoj konzoli KT uređaja. Međutim, za procenu nivoa izlaganja neophodno je pored KT doznog indeksa uzeti u obzir i dužinu skenirane regije te se dodatno definiše i veličina proizvod doze i dužine u oznaci DLP (od Dose Length Product):

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (2.10)$$

gde je L dužina skenirane regije izražena u cm. Jedinica za DLP je mGy·cm i ova veličina se takođe prikazuje na komandnoj konzoli KT uređaja. Međutim, kod upotrebe KT doznog indeksa i proizvoda doze i dužine važno je razumeti da ove veličine ne predstavljaju pacijentnu dozu već da reflektuju uticaj primenjenih parametara ekspozicije u određenom KT protokolu te ih ne treba koristiti za procenu rizika usled izlaganja (Frush 2003, ICRP 2007a).

Preporuka ICRU Reporta 74, kao i IAEA TRS 457 je da se sva direktna merenja u KT dozimetriji u vazduhu, a i u fantomu, trebaju izražavati u KT kerma indeksu pri čemu se misli na kermu u vazduhu, umesto u KT doznom indeksu kakva je do sada bila praksa. Dakle, prilikom merenja jonizacionom komorom koja je kalibrisana u veličini kerma u vazduhu, merena veličina je takođe kerma u vazduhu, bez obzira da li su merenja vršena slobodno u vazduhu ili u dozimetrijskom fantomu. Procedure i metode merenja ostaju iste, kao i odnosi prema veličinama zasnovanim na KT doznom indeksu (J55, J59).

Osnovna dozimetrijska veličina zasnovana na air-kerma konceptu je KT kerma index,  $C_{a,100}$ , meren u vazduhu za jednu rotaciju CT skenera i predstavlja količnik integrala kerme u vazduhu u pravcu paralelnom osi rotacije skenera za dužinu 100 mm i nominalne debljine preseka T:

$$C_{a,100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (6.14)$$

Jedinica za KT air-kerma indeks je J/kg, odnosno Grej (Gy).

U slučaju višeslojnih skenera sa N simultanih preseka sa nominalnom debljinom T KT kerma indeks postaje:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz \quad (6.15)$$

KT kerma indeks se pored merenja u vazduhu meri i u dozimetrijskim PMMA fantomima za glavu i telo i definiše se na isti način samo se označava sa  $C_{PMMA,100}$ .

Otežinjani ili ponderisani KT kerma indeks se dobija kombinacijom vrednosti  $C_{PMMA,100}$  merenog u centru i na periferiji standardnog dozimetrijskog fantoma, odnosno definisan je kao:

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p}) \quad (6.16)$$

Veličina  $C_{PMMA,100,c}$  se odnosi na merenja u centru dozimetrijskog fantoma, a veličina  $C_{PMMA,100,p}$  predstavlja srednju vrednost merenja u četiri periferne pozice na dozimetrijskom fantomu.

Kao i u slučaju CTDI i KT kerma indeks može biti normalizovan za određenu vrednost mAs, odnosno proizvoda struje i vremena ekspozicije  $P_{It}$ :

$${}_n C_{a,100} = \frac{C_{a,100}}{P_{It}}; \quad {}_n C_W = \frac{C_W}{P_{It}} \quad (6.17)$$

Sledeća dozimetrijska veličina je zapreminski KT kerma indeks,  $C_{vol}$  koji uzima u obzir pitch faktor, odnosno faktor proreda  $p$ :

$$C_{vol} = \frac{C_W}{p} = C_W \frac{NT}{l} \quad (6.18)$$

gde je N broj simultanih preseka, T je nominalna debljina preseka, a l je pomeraj stola.

Proizvod dužine i KT kerma indeksa se određuje za standardan dozimetrijski fantom i kompletnu KT pretragu, označava se  $P_{KL,CT}$ , a računa se kao:

$$P_{KL,CT} = \sum_j {}_n C_{vol_j} l_j P_{It_j} \quad (6.19)$$

gde indeks j predstavlja broj serija, odnosno sekvenci preseka u toku CT pretrage, l je dužina pomeraja stola u toku jedne neprekidne rotacije skenera, a  $P_{It}$  je proizvod struje i vremena za posmatranu sekvencu j. Ova veličina je analogna ranije definisanoj veličini DLP (proizvod doze i dužine) u CTDI konceptu.

## 2.4 Nivoi izlaganja u KT dijagnostici

Od svih dijagnostičkih modaliteta koji su trenutno u upotrebi KT dijagnostika najviše doprinosi u ukupnoj dozi za stanovništvo (NCRP 2009). Uvođenjem heličnih multidetektorskih KT uređaja značajno je smanjeno vreme KT pregleda (ICRP 2002) što je rezultovalo povećanjem broja pregleda koji se mogu obaviti za dati vremenski period i

veličine regije od interesa koja može biti zahvaćena u pojedinačnoj rotaciji rendgenske cevi kao i do širenja oblasti primene kompjuterizovane tomografije što je za posledicu imalo i porast frekvencije KT pregleda. Pored toga, broj KT uređaja u kliničkoj praksi svakodnevno raste (UNSCEAR 2010).

Uprkos velikoj mernoj nesigurnosti koja je svojstvena proceni rizika kod izlaganja malim vrednostima doza zračenja, utvrđeno je da rizik za razvoj radijacionog karcinoma tokom životnog veka usled izlaganja jonizujućem zračenju u KT dijagnostici nije zanemarljiv (Brenner et al 2001a, Brenner 2007). Pored toga, rizik je veći kod dece usled činjenice da su ona osetljivija na zračenje od odraslih i da imaju duži životni vek odnosno period za manifestaciju samog efekta.

Na osnovu izveštaja Komiteta ujedinjenih nacija za efekte atomske radijacije (UNSCEAR) iz 2000. godine (UNSCEAR 2000) KT dijagnostika predstavljala je oko 6% svih dijagnostičkih procedura u zemljama sa naprednim sistemima zdravstvene zaštite dok u izveštaju iz 2010. godine taj doprinos porastao na 10% (UNSCEAR 2010a). Porast u zemljama sa nižim stepenom sistema zdravstvene zaštite je i veći. Doprinos KT dijagnostike u ukupnoj dozi za populaciju koja potiče od medicinskih izlaganja u izveštaju iz 2000. godine iznosio je 34% dok je u periodu od 1997 do 2007. godine porastao na 43% (UNSCEAR 2010a). Doprinos KT dijagnostike u medicinskim izlaganjima u smislu frekvencije pregleda i doprinosa u ukupnoj dozi za različite stepene sistema zdravstvene zaštite prikazan je u Tabeli 2.4.1. Nivo sistema zdravstvene zaštite neke zemlje kategoriše se na osnovu broja lekara na 1000 stanovnika (UNSCEAR 1988).

**Tabela 2.4.1:** Doprinos KT dijagnostike u ukupnoj dozi za populaciju koja potiče od medicinskih izlaganja (UNSCEAR 2000, UNSCEAR 2010a).

Nivo zdravstvene zaštite <sup>1</sup>	Frekvencija KT pregleda (%)		Doprinos KT dijagnostike u ukupnoj dozi (%)	
	1991 – 1996	1997 – 2007	1991 – 1996	1997 – 2007
I	6	10	41	46
II	1	2	5	15
III/IV	0.4	15	2	65
Srednja vrednost	5	7	34	43

Podaci UNSCEAR-a pokazuju takođe i da se broj KT uređaja na nacionalnom nivou u odnosu na broj stanovnika značajno povećava sa najvećim porastom u Japanu (UNSCEAR 2000, 2010a). U Tabeli 2.4.2 prikazan je broj KT uređaja na milion stanovnika za pojedine zemlje i određene vremenske periode.

**Tabela 2.4.2:** Broj KT uređaja na milion stanovnika za pojedine zemlje (UNSCEAR 2000, 2010a).

Zemlja	Broj KT uređaja na milion stanovnika		Porast (%)
	1991 – 1996	1997 – 2007	
Australija	18.8	24.5	30.3
Japan	63.7	92.6	45.4
Novi Zeland	8.2	12.0	46.3
Velika Britanija	6.0	6.7	11.7
Sjedinjene Američke Države	26.2	-	-

Istraživanja na temu porasta frekvencije KT pregleda i doprinosa KT dijagnostike u ukupnoj dozi za populaciju sprovedena su i na nacionalnom nivou u mnogim zemljama sveta. Podaci iz Sjedinjenih Američkih Država (SAD) (NCRP 1989, NCRP 2009) pokazali

<sup>1</sup> Nivo I predstavlja najviši stepen razvijenosti sistema zdravstvene zaštite i implicira najmanje jednog lekara na 1000 stanovnika, nivo II između 1000 i 2999 stanovnika, dok nivo III znači da na 3000-10000 stanovnika postoji samo jedan lekar. Nivo IV zdravstvene zaštite je najniži i znači da postoji jedan lekar na više od 10000 stanovnika. Od ukupne populacije, 24% živi u zemljama sa najvišim stepenom zdravstvene zaštite, a broj pregleda u ovakvim sistemima zdravstvene zaštite iznosi dve trećine od ukupnog broja.

su da je u 1980. godini KT dijagnostika predstavljala 1.8 - 2.5% svih radioloških pregleda sa oko 5% doprinosa u kolektivnoj dozi koja potiče od medicinskih izlaganja. Do 2001. godine KT dijagnostika je predstavljala 13% svih procedura i imala 30% udela u kolektivnoj dozi (Nickoloff i Alderson 2001) a rezultati iz 2006. godine pokazuju frekvenciju pregleda od 17% (ne računajući stomatološke procedure) i 49% udela u dozi (Mettler 2009, Mettler 2008). Podaci iz Velike Britanije takođe pokazuju da se udeo KT dijagnostike u kolektivnoj dozi skoro udvostručio u desetogodišnjem periodu dajući doprinos od 47% u ukupnoj dozi koja potiče od pregleda u dijagnostičkoj radiologiji (Hart i Vall 2004) sa frekvencijom od samo 9% (Shrimpton 2006). Australijska istraživanja iz devedesetih godina prošlog veka pokazala su da medicinska izlaganja imaju udeo od 35% od svih izvora zračenja dok je doprinos KT dijagnostike iznosio 45% (Vebe 1999, Vise i Tomson 2004). Skorije istraživanje sprovedeno u evropskim zemljama u okviru projekta DoseDataMed2 pokazalo je da udeo KT dijagnostike u frekvenciji pregleda iznosi 8.7% dok je doprinos kolektivnoj dozi 55% (RP 180).

Iako KT dijagnostika predstavlja relativno mali procenat u ukupnom broju dijagnostičkih pregleda doprinos kolektivnoj dozi je značajan. U Tabeli 2.4.3 prikazane su vrednosti doza za KT pregled i radiografiju pluća pri čemu doza za KT pregled predstavlja usrednjenu vrednost za različite tipove pregleda. Evidentan je porast doze u KT dijagnostici u odnosu na period sedamdesetih godina prošlog veka naročito u zemljama sa naprednim sistemima zdravstvene zaštite (UNSCEAR 2010a). Nasuprot tome, prosečna doza za radiografiju pluća se smanjila. Razlog za drastični porast u periodu od 1980 do 1990. godine u poređenju sa prethodnom dekadom jeste i činjenica da se ranije u ukupnu dozu od KT dijagnostike ubrajao samo KT pregled glave. Takođe, korišćenje srednje vrednosti doze kao indikatora rizika nije preporučljivo jer brojna istraživanja pokazuju za dozne vrednosti drastično variraju od ustanove do ustanove za isti tip KT pregleda (Moss i McLean 2006, Muhogora 2010, Shrimpton 2006, Smith- Bindman 2009, Volas 2010).

**Tabela 2.4.3:** Promena u srednjoj vrednosti doze za KT pregled i radiografiju pluća.

Godina	Doza za KT pregled (mSv)	Doza za radiografiju pluća (mSv)
1970 – 1979	1.3	0.25
1980 – 1990	4.4 (238%)	0.14 (-44%)
1991 – 1996	8.8 (100%)	0.14 (0%)
1997 – 2007	7.4 (-16%)	0.07 (-50%)

S obzirom da su deca osetljivija na zračenje od odraslih u izveštaju UNSCEAR-a iz 2010. godine (UNSCEAR 2010a) podaci o dozama dati su za pojedinačne vrste snimanja u zavisnosti od pola i starosti pacijenta. Starosne grupe podeljene su na uzrast 0-15 godina, 16-40 godina i preko 40 godina. Međutim, podaci iz ovog izveštaja bili su nepotpuni za globalnu analizu trenda doza u pedijatrijskoj KT dijagnostici i ukazano je na neophodnost dodatnog sakupljanja podataka (UNSCEAR 2010b) te su u tom periodu i sprovedena mnoga istraživanja na datu temu (Blackvell 2007, Dorfman 2011, Larson 2011, Mettler 2000, Townsend 2010, Wiest 2002, Muhogora 2010).

## **2.5 Osnovni principi zaštite od zračenja**

U međunarodnom sistemu zaštite od zračenja, zaštita kod medicinskih izlaganja zasniva se na dva principa: opravdanost pregleda i optimizacija protokola snimanja (ICRP 2007c). Granice izlaganja se ne primenjuju jer nivo izlaganja zavisi od samog predmeta dijagnostikovanja i smatra se opravdanim tolerisanje povećanog rizika usled izlaganja a na račun koristi od same dijagnostike. Dijagnostičke procedure koje uključuju korišćenje jonizujućih zračenja rezultovaće sa neto koristi za pacijenta ako se sprovode u skladu sa kliničkim preporukama koje su bazirane na principima opravdanosti i optimizacije. Međutim, brojna istraživanja pokazuju širok opseg doza za isti tip KT pregleda što ukazuje na neoptimalno korišćenje jonizujućeg zračenja u dijagnostičke svrhe (Dougeni 2012, Moss i McLean 2006, Muhogora 2010, Shrimpton 2006, Smith-Bindman 2009, Wallace 2010). Utvrđeno je takođe da su ovakve varijacije u dozi rezultat neoptimalnih parametara ekspozicije odnosno neoptimizovanih KT protokola (NRC 2006). Eliminacija nepotrebnih ili neadekvatnih KT pregleda predstavlja najefikasniji metod za smanjivanje pacijentnih doza (Donnelly 2005). Za individualnog pacijenta KT pregled se smatra opravdanim samo ako će doprineti u donošenju odluka za dalju dijagnostiku ili terapiju.

### **Biološki efekti jonizujućih zračenja**

Izlaganje jonizujućim zračenjima povlači odgovarajuću verovatnoću za pojavu štetnih efekata koji se mogu podeliti na stohastičke i determinističke efekte. Umanjenje ili gubitak funkcije pojedinih organa ili tkiva, kao što su opekotine, katarakta ili sterilitet, nastaju isključivo iznad definisanog praga izlaganja. Ovakvi efekti nazivaju se deterministički a granične vrednosti doza kreću se od 0.5 Gy do nekoliko Gy. Izlaganje jonizujućim



zračenjima može imati za posledicu i zakasnele efekte, kao što je radijacioni karcinom, koji može nastati od 5 do 50 godina nakon izlaganja. Nasledni efekti su po svojoj prirodi takođe stohastički. U skladu sa svojom stohastičkom prirodom, ovi efekti se odlikuju odsustvom granice izlaganja. Prema važećoj hipotezi, verovatnoća za nastanak stohastičkih efekata proporcionalna je primljenoj dozi.

U poslednjih nekoliko godina rizik za nastanak radijacionog karcinoma povezan sa izlaganjem jonizujućim zračenjima kod medicinskih dijagnostičkih procedura dobija značajnu pažnju pri čemu je poseban značaj dat izlaganjima tokom visokodoznih procedura u KT dijagnostici (Berrington Gonzales 2009, Brenner 2001a, Brenner 2002, Brenner 2007, Einstein 2007a, Fazel 2009, Frush 2003, Giles 2004, Hammer 2011, Kleinerman 2006, Smit-Bindman 2010, Smith-Bindman 2009, Zid 2006). Pored toga, pojava determinističkih efekata u vidu gubitka kose usled korišćenja neadekvatnih protokola kod procedure KT perfuzija mozga (FDA 2009a, FDA 2009b, FDA 2010a) i niz drugih incidenata koji uglavnom potiču iz radioterapijske primene jonizujućih zračenja doveli su u fokus medijske pažnje zaštitu od zračenja kod ovakvih izlaganja. Ovo je za posledicu imalo inicijativu Američke Agencije za hranu i lekove u vezi zahteva koje treba da ispunjava medicinska oprema (FDA 2010b) i novo zakonodavstvo u oblasti zaštite od zračenja kod ovakvih procedura.

Epidemiološke studije koje se sprovode na preživelim koji su bili izloženi uticaju jonizujućeg zračenja usled delovanja atomske bombe predstavljaju najvažniji izvor informacija za kvantifikovanje rizika za nastanak radijacionog karcinoma. Drugi izvor podataka pružaju situacije u kojima dolazi do izlaganja veoma visokim vrednostima doza, kao što su na primer izlaganja pacijenata u radioterapiji (UNSCEAR 2000). Pored toga, studije sprovedene na životinjama, kao i medicinska i profesionalna izlaganja daju odgovarajuće podatke o razvoju radijacionog karcinoma (ICRP 2007b). Međutim, epidemiološke studije u velikoj meri ostaju osnova za modelovanje rizika usled izlaganja jonizujućim zračenjima (ICRP 2007b, NRC 2006, UNSCEAR 2000). Rezultati dosadašnjih epidemioloških studija pokazuju da je izlaganje visokim dozama jonizujućeg zračenja povezano sa razvojem karcinoma (ICRP 2005). Iako je kvantifikovanje rizika u niskom opsegu doza karakterističnog za KT dijagnostiku veoma kompleksno a merna nesigurnost same procene velika, smatra se da se ovakav rizik ipak ne sme zanemariti (Brenner i Hričak 2010, Brenner 2003).

Kod izlaganja dozama ispod 100 mSv vrlo je teško primeniti metode epidemioloških ispitivanja usled neophodne veličine statističkog uzorka i latentnog perioda potrebnog za manifestaciju efekta (Brenner 2003, ICRP 2005, ICRP 2007a, ICRP 2007b). Dodatni problem kod utvrđivanja odnosa doza-efekat na malim vrednostima doza predstavlja i veoma visoka prirodna incidenca karcinoma (Brenner 2003, ICRP 2005). Prema opšteprihvaćenoj i važećoj hipotezi, koja se koristi i kao osnov za procenu rizika u međunarodnom sistemu zaštite od zračenja (ICRP 2007b), zavisnost verovatnoće za manifestaciju efekta i doze je linearna i bez praga. Medicinska izlaganja u dijagnostičkoj radiologiji spadaju u kategoriju izlaganja gde veza između doze i efekta tek treba detaljnije da se modeluje na osnovu dostupnih epidemioloških studija.

Isticanje rizika uvek prevladava kada je reč o izlaganju jonizujućim zračenjima dok se neki drugi rizici, kao što je rizik za razvoj karcinoma pluća usled konzumiranja cigareta, često zanemaruju (Picano 2004). Sa druge strane, brz tehnološki razvoj i uspešna implementacija različitih modaliteta u kliničku praksu doveli su do preterane upotrebe rendgenskog zračenja u medicini bez osvrtnja na potencijalne štetne efekte koje izlaganje jonizujućem zračenju može da proizvede.

### Opravdanost KT pregleda

Princip opravdanosti zasniva se na proceni lekara koji propisuje ili odobrava pregled jonizujućim zračenjem da je korist usled izlaganja veća od štete koju izlaganje može da izazove (ICRP 2007b, ICRP 2007c). Osnova za procenu opravdanosti bazira se na kliničkoj indikaciji za pregled odnosno da sam pregled donese momentalnu korist za pacijenta dok se radijacioni štetni efekti vezuju za budući rizik. Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja (ICRP) definiše tri nivoa opravdanosti kod donošenja odluke o sprovođenju pregleda jonizujućim zračenjem a prikazani su u Tabeli 2.5.1.

**Tabela 2.5.1:** Tri nivoa opravdanosti u ICRP sistemu zaštite od zračenja (ICRP 2007b, ICRP 2007c).

Nivo opravdanosti	Opis	Odgovornost
Nivo 1	Primena jonizujućih zračenja u medicini	Smatra se opravdanim
Nivo 2	Specifične procedure	Odluku o opravdanosti donose nacionalna ili internacionalna radna tela
Nivo 3	Individualni pacijenti	Lekar koji sprovodi pregled

Na prvom mestu, primena jonizujućih zračenja u medicini smatra se opravdanom odnosno dokazana je korist od primene zračenja u medicinske svrhe. Drugi nivo odnosi se na definisanje kriterijuma opravdanosti za određene radiološke procedure (na primer radiografija pluća u dijagnostici ozbiljnih stanja pluća) (ICRP 2007c). Opravdanost ovakvih procedura donosi se na nacionalnom ili internacionalnom nivou od strane stručnih radnih tela. Treći nivo definiše opravdanost primene jonizujućih zračenja u slučaju individualnih pacijenata. U ovom slučaju lekar razmatra i predmet snimanja i samog pacijenta i na osnovu toga donosi odluku. Pre samog sprovođenja pregleda neophodno je obaviti detaljan fizički pregled pacijenta, razmotriti upotrebu alternativnih metoda koje ne uključuju primenu jonizujućih zračenja kao što su ultrazvuk i magnetna rezonanca, utvrditi da li već postoje dijagnostičke informacije koje se traže odnosno da li je pregled jonizujućim zračenjem već obavljen i da li je takva dijagnostička informacija relevantna u datom trenutku (PSR 2010). ICRP preporučuje da je odgovornost za opravdanost pregleda na lekaru koji upućuje na pregled i onog koji ga sprovodi (ICRP 2007a).

Mnogi su uzroci sprovođenja nepotrebnih KT pregleda. Otkrivanje bolesti u ranom stadijumu, pritisak da se u svakom pojedinačnom slučaju koriste sve raspoložive dijagnostičke tehnike dok u nekim slučajevima postoje i finansijski razlozi za sprovođenje većeg broja KT pregleda (Brenner i Hricak 2010, Broder 2008, Donnelly 2005, Hendee 2010, Studdert 2005). Pored toga, lekarima koji upućuju na preglede obično nedostaje edukacija iz oblasti zaštite od zračenja što dovodi do preterane upotrebe raznih modaliteta snimanja koji uključuju i izlaganje jonizujućim zračenjima (Hendee 2010, PSR 2010). Neke od sprovedenih studija na temu opravdanosti pregleda (Hadley 2006, Kuppermann 2008, Osmond 2010) predlažu i korišćenje softvera koji bi se zasnivali na dobro utvrđenim pravilima koji pregled se smatra opravdanim. Takođe, nalaže se i uvođenje nacionalnih registara o medicinskim izlaganjima (Margo 12 March 2009, Street 2009) koji bi omogućili i pacijentima i lekarima pristup istoriji individualnih izlaganja što bi u nekim slučajevima značajno pomoglo u donošenju odluke o sprovođenju pregleda. Pacijenti se širom sveta podvrgavaju KT pregledima u različitim zdravstvenim ustanovama tokom životnog veka a da se pritom ne vodi računa o kumulativnoj dozi koju primaju. Studija koja je sprovedena u SAD-u (Sodickson 2009), a obuhvatila je period od 22 godine, pokazala je da se 33% pacijenata pet ili više puta podvrgava KT pregledima tokom života a na 5% od njih sprovede se između 22 i 132 KT pregleda.

Jedan od načina da se smanji broj nepotrebnih izlaganja jeste da se osigura da se KT pregled neće ponavljati nakon prenošenja rezultata pregleda iz jedne u drugu ustanovu (Bagg 2008, Chwals 2008, Cook 2010, Street 2009) što se u praksi događa jako često. KT pregled u ovakvim slučajevima može biti ponovljen samo ako rezultati prethodnog pregleda nisu transportovani zajedno sa pacijentom ili nisu u formatu koji je spreman za očitavanje na licu mesta ili ako se sumnja da kvalitet KT slike nije zadovoljavajući. Ponovljeni pregled može se obaviti samo ako za to postoje kliničke indikacije.

### **Optimizacija protokola KT pregleda**

Optimizacija protokola KT pregleda zasniva se na modifikaciji parametara ekspozicije i tehnike snimanja što za posledicu treba da ima smanjivanje pacijentne doze uz održavanje kvaliteta slike na zadovoljavajućem nivou. Stoga se u procesu optimizacije protokola obavezno sprovodi i monitoring parametara koji opisuju kvalitet dijagnostičke slike. Cilj je da se postigne prihvatljiv a ne optimalan kvalitet slike (Frush 2009) uz najmanju moguću dozu koja odgovara zadatom kvalitetu. Optimizacija protokola predstavlja težak zadatak jer pacijentna doza i kvalitet slike zavise i od veličine pacijenta (Nickoloff 2002, Nickoloff 2003, Siegel 2004) koja u procesu optimizacije svakako mora biti uzeta u obzir. Postoje brojni načini za smanjivanje pacijentnih doza a svest o potrebi za optimizacijom protokola KT snimanja predstavlja osnov za sprovođenje procesa optimizacije.

#### ***2.5.3.1. Dijagnostički referentni nivoi u KT dijagnostici***

Koncept dijagnostičkih referentnih nivoa (DRL) uveden je od strane Međunarodne komisije za zaštitu od zračenja kao sredstvo optimizacije kod medicinskih izlaganja (ICRP 1991, ICRP 1996a, ICRP 2001, ICRP 2007c). DRL se definišu za standardne dijagnostičke procedure kao tipičan nivo doze za grupu pacijenata ili fantoma standardne veličine za širok spektar različitih vrsta dijagnostičke opreme (ARPANSA 2008b, IPEM 2004). Dijagnostički referentni nivoi za pojedinačne dijagnostičke procedure nemaju nužno konstantne vrednosti već se ažuriraju, revidiraju i iznova određuju što je o suštinskog značaja za sam proces optimizacije (Oestmann 1998). S obzirom na trend porasta kolektivne doze usled medicinskih izlaganja svest o značaju procesa optimizacije kao i uspostavljanja DRL takođe raste (UNSCEAR 2010a).

Dijagnostički referentni nivoi se najčešće uspostavljaju od strane nacionalnih regulatornih tela kao treći kvantili distribucije pacijentnih doza (Bongartz 2004, ICRP 2001, IPEM 2004,

Shrimpton 2005). Jedan od ciljeva uspostavljanja dijagnostičkih referentnih nivoa jeste i praćenje nivoa izlaganja za određenu dijagnostičku proceduru (ICRP 2007c). Uži opseg dobijenih vrednosti predstavlja bolju dijagnostičku praksu. Pored toga, kroz uspostavljanje DRL može se utvrditi i najniža vrednost doze posle koje kvalitet slike više ne zadovoljava osnovne kriterijume za dijagnostiku (ICRP 2001). I kvalitet slike i pacijentna doza moraju se uzeti u obzir u procesu optimizacije iako je trenutna praksa da je uspostavljanje DRL zasnovano samo na dozi.

Dijagnostički referentni nivoi postaju sve češći vid optimizacije prakse u svim dijagnostičkim modalitetima a naročito u KT dijagnostici. DRL predstavljaju donju granicu potencijalno neprihvatljive prakse a ne gornju granicu koja ne sme biti prekoračena (Shrimpton i Wall 2000). Mogu se utvrditi na lokalnom, regionalnom i nacionalnom nivou a određuju se sakupljanjem podataka za standardnog pacijenta za različite procedure. DRL koji su određeni na lokalnom nivou mogu se zatim uporediti sa nacionalnim vrednostima kako bi se utvrdilo da li postojeća praksa treba da se revidira, posebno na mestima gde vrednosti prelaze utvrđene referentne nivoe. Evropske zemlje se već duži niz godina bave uspostavljanjem i revidiranjem DRL (Bongartz 2004).

### ***2.5.3.2. Kvalitet slike u KT dijagnostici***

Kvalitet dijagnostičke slike predstavlja osnov za dobru dijagnostiku nezavisno od modaliteta snimanja. KT slike boljeg kvaliteta impliciraju i veću pacijentnu dozu te se u skladu sa principom optimizacije za odgovarajući dijagnostički zadatak zahteva prihvatljiv kvalitet slike. Utvrđivanje optimalnog kvaliteta slike predstavlja kompleksan zadatak koji uključuje merenja određenih fizičkih parametara u slici kao i subjektivnu percepciju posmatrača (Mansson 2000, Martin 1999, McCollough 2006). U opštem slučaju, kvalitet dijagnostičke slike opisuje se sa tri parametra: rezolucija, kontrast i šum u slici. U KT dijagnostici optimalan kvalitet slike dostiže se smanjivanjem nivoa šuma u slici uz poboljšavanje prostorne rezolucije slike i rezolucije niskog kontrasta. Promene koje dovode do poboljšanja prostorne rezolucije obično degradiraju rezoluciju niskog kontrasta. Pored toga, razni su i uzroci pojave artefakata u KT slici te je eliminacija ovakvih pojava osnov za poboljšanje kvaliteta slike.

Šum koji se javlja u slici u osnovi predstavlja kvantni šum i stohastičke je prirode a zavisi od broja fotona koji dospevaju do detektora i učestvuju u formiranju slike. Drugi izvor šuma je elektronski šum i posledica je performansi prijemnika slike i primenjenog algoritma

rekonstrukcije. Najveći doprinos u ukupnom šumu potiče od kvantnog šuma (Goldman 2007b). Na osnovu Poasonove statistike, kvantni šum se kvantifikuje na osnovu standardne devijacije detektovanih fotona:

$$\sigma = \sqrt{N} \quad (2.11)$$

gde je  $N$  broj detektovanih fotona. Šum u slici definiše se preko odnosa signala i šuma (SNR) odnosno kao:

$$SNR = \frac{N}{\sigma} = \sqrt{N} \quad (2.12)$$

Smanjivanje šuma u slici vrši se kroz poboljšavanje vrednosti SNR što se u praksi može postići povećavanjem vrednosti napona i proizvoda jačine struje i vremena rotacije dok ostali parametri ostaju nepromenjeni. Broj proizvedenih fotona ima linearnu zavisnost od proizvoda jačine struje i vremena rotacije te se povećavanjem vrednosti mAs-a za faktor 4 SNR poboljšava za faktor 2. Porast u vrednosti napona dovodi do otvrdnjavanja snopa odnosno pregled se obavlja sa prodornijim fotonima većih energija te i veći broj njih dospeva do detektora. Odnos signal-šum u KT dijagnostici može biti poboljšan i odabirom veće širine pojedinačnog preseka.

Prostorna rezolucija predstavlja sposobnost detektorskog sistema da razlikuje detalje malih dimenzija koji se prikazuju na slici. Veličina osnovnog elementa detektora ograničava prostornu rezoluciju sistema u x-y ravni. Za dostizanje željene prostorne rezolucije neophodno je da rastojanje od centara susednih detektorskih elemenata, koje nazivamo detektorski pitch, bude bar 2 puta veće od dimenzija najmanjeg detalja koji treba da bude prikazan na slici. Prostorna rezolucija detektorskog sistema definiše se preko modulacione funkcije transfera (MTF). MTF opisuje procenat kontrasta kojim je objekat prikazan na slici u zavisnosti od njegove veličine i posmatra se u domenu prostornih frekvencija. Najveća frekvencija objekta koji može biti prikazan na datom detektorskom sistemu definisana je Nikvistovom frekvencijom:

$$F_N = \frac{1}{2\Delta} \quad (2.13)$$

gde je  $\Delta$  detektorski pitch.

Konačne dimenzije osnovnog detektorskog elementa unose i zamućenje u KT sliku jer se signal iz određenog elementa dobija usrednjavanjem vrednosti po njegovoj površini. Pored

toga, zamućenost slike nastaje i kao posledica efekta penambre usled konačnih dimenzija fokusa rendgenske cevi i rotacije anode (Hsieh 2003, Huda i Slone 2003, Kalendar 2005). Broj piksela koji se koriste za prikaz KT slike takođe utiče na prostornu rezoluciju. Veličina piksela zavisi od vidnog polja (FOV, od field of view) koje se koristi za prikaz slike. FOV za prikaz slike može biti manje ili iste veličine kao FOV za akviziciju podataka. Za tipične dimenzije matriksa od 512x512 piksela i FOV od 35 cm veličina piksela iznosi 0.7 mm. Na ovaj način FOV koji se koristi za rekonstrukciju utiče i na rezoluciju KT slike. Rezolucija u pravcu z-ose definisana je širinom KT preseka. Veća širina preseka smanjuje prostornu rezoluciju ali pozitivno utiče na prisustvo šuma u slici te odabir širine preseka treba da bude optimalan.

Sposobnost detekcije detalja niskog kontrasta predstavlja najveću prednost KT dijagnostike u poređenju sa konvencionalnom radiografijom. Detektabilnost detalja niskog kontrasta zavisi od nivoa šuma u slici odnosno od SNR. Pojačavanje korisnog signala u odnosu na postojeći nivo šuma najlakše se postiže povećanjem vrednosti proizvoda jačine struje i vremena ekspozicije što povećava i pacijentnu dozu. Stoga je za detekciju detalja niskog kontrasta neophodno koristiti veće širine KT preseka tokom akvizicije podataka i veću veličinu piksela za prikaz KT slike što će negativno uticati na zamućenje u slici i rezoluciju u pravcu z-ose. Korišćenje adekvatnih filtera za rekonstrukciju KT slike može značajno da doprinese poboljšanju SNR-a.

Prisustvo artefakata u dijagnostičkoj slici može značajno da naruši njen kvalitet pa čak da dovede u pitanje i samu dijagnostiku. Neki artefakti mogu da se prikažu na slici i kao nepostojeća patologija što može da dovede i do pogrešne dijagnoze. Razlozi za pojavu artefakata u KT slici su razni, počevši od nekih fizičkih procesa tokom akvizicije podataka i rekonstrukcije slike, dimenzija i strukture pacijenta pa do karakteristika samog KT uređaja na kome se snimanje obavlja. U rekonstruisanoj KT slici artefakti se prikazuju u obliku senki, prstenova ili u vidu distorzije slike (Barrett i Keat 2004). Otvrdnjavanje snopa rendgenskog zračenja po prolasku kroz deblje delove pacijenta prikazuje se na KT slici u vidu svetlijih prstenova u pravcu periferije slike. Prisustvo artefakata u KT slici može se eliminisati delovanjem na sam uzrok njihove pojave ili korekcijom nastalog efekta pomoću adekvatnih filtera i algoritama rekonstrukcije.

S obzirom na konačne dimenzije vokseli koji su predmet vizualizacije, u jednom zapreminskom elementu mogu da se nađu različite vrste tkiva sa različitim koeficijentima

slabljenja rendgenskog zračenja. Međutim, koeficijenti slabljenja u određenom vokselu prikazuju se kao usrednjena vrednost u korespondentnom pikselu odnosno razlika u slabljenju kroz voksel ne prikazuje se na KT slici. Ova pojava poznata je pod nazivom efekat parcijalnog volumena (partial volume effect) a stepen efekta može se umanjiti odabirom manje širine KT preseka. Prisustvo metalnih objekata u vidu implanata u telu pacijenta kao što su pejsmejker ili zubni implantati može da se prikaže na KT slici kao artefakt. Slabljenje u metalu definiše vrednost KT broja koja je van opsega koji se definišu odabirom prozora na skali sive. Iako su dostupni razni programski paketi za eliminaciju ovog efekta tkivo koje okružuje metalni objekat neće imati dovoljno detaljan prikaz na KT slici. Pomeranje pacijenta tokom KT pregleda može takođe da dovede do pojave artefakata u slici. Ovo je posebno značajno u pedijatrijskoj KT dijagnostici. Uticaj pomeranja pacijenta na pojavu artefakata može se umanjiti adekvatnim pozicioniranjem pre samog pregleda, smanjivanjem ukupnog trajanja pregleda ili upotrebom sredstava za sedaciju pacijenta. Kraća vremena ekspozicije omogućavaju i da pacijent ne diše tokom skeniranja što je jako važno jer pomeranje tokom disajnog ciklusa može da doprinese pojavi artefakata (Barrett i Keat 2004). Artefakti u rekonstruisanoj KT slici mogu se tretirati na razne načine a njihov uticaj na kvalitet dijagnostike uspešno minimalizovati. Međutim, pravilno pozicioniranje pacijenta pre samog pregleda i odabir optimalnih parametara ekspozicije za sprovođenje KT pregleda i dalje predstavljaju najvažniji faktor u eliminaciji artefakata u slici.

Ocena kvaliteta slike u KT dijagnostici može se sprovesti na razne načine. U opštem slučaju metode za ocenu kvaliteta slike mogu se podeliti na one koje se baziraju na primeni fantoma i na one kojima se ocenjuje kvalitet snimaka realnih pacijenata. Osnovni nedostatak obe grupe je njihova subjektivnost. Posmatrač interpretira sliku subjektivno na način koji zavisi od njegove individualne sposobnosti da izdvoji strukture koje su značajne za donošenje dijagnoze od ostalih struktura koje se prikazuju na slici.

Komercijalni fantomi namenjeni oceni kvaliteta slike u konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji, mamografiji i KT su veoma brojni. Baziraju se na raznovrsnim test objektima (TO) ugrađenim u homogene blokove tkivnoekvivalentnih materijala. Opšta podela TO glasi: (a) TO skale sivog ili stepenasti filtri za ocenu kontrasta; (b) TO granične rezolucije za određivanje prostorne rezolucije ili rezolucije visokog kontrasta (HCR); (c) TO niskog kontrasta za evaluaciju rezolucije niskog kontrasta (LCR). Evaluacija prikaza TO je

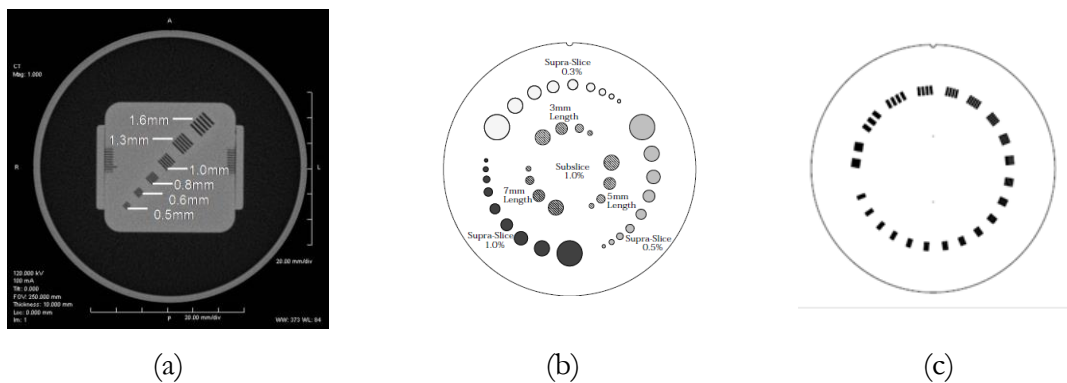


uglavnom kvalitativna. U poređenju sa fizičkim parametrima, ocena kvaliteta slike pomoću TO zavisi od uslova posmatranja (nivoa prozora kod digitalnih uređaja, osvetljenosti uređaja za posmatranje filma) i fiziološkog statusa posmatrača.

Ocena kvaliteta dijagnostičke slike pomoću TO opisuje ponašanje dijagnostičkog sistema kao celine pod određenim i definisanim uslovima, ali rezultate ovakve analize nije moguće povezati na jednostavan način sa snimcima realnih pacijenata. Realne pacijente je moguće simulirati tkivnoekvivalentnim fantomima koje sarže različite TO ali za potpunu evaluaciju kvaliteta slike neophodna je analiza snimaka realnih pacijenata. Kriterijumi koji se odnose na vizuelzaciju anatomskih detalja utvrđeni su sa ciljem da se omogući brza i efikasna ocena kvaliteta slike realnih pacijenata. Metode koje se baziraju na primeni TO na površini prijemnika slike odnose se na idelne uslove formiranja dijagnostičke slike, s obzirom da ne uzimaju u obzir kvalitet snopa i uticaj rasejanog zračenja, dok snimci fantoma i pacijenata daleko bolje reflektuju realne uslove.

Rutinska ocena kvaliteta dijagnostičke slike pomoću TO ima za cilj određivanje maksimalnih mogućnosti jednog dijagnostičkog sistema u vizuelzaciji datog signala. Ovakvi testovi pružaju vizuelnu informaciju o dijagnostičkim mogućnostima datog sistema na različitim vrednostima doze. Po svojim karakteristikama, ubrajaju se u subjektivne metode za ocenu kvaliteta slike i na jednostavan način ispunjavaju osnovni zadatak ocene kvaliteta dijagnostičke slike. TO sačinjeni od metalnih segmenata koji simuliraju fiziološki kontrast ne pružaju dovoljnu informaciju o uticaju kvaliteta snopa na dijagnostičku sliku usled razlike u atenuacionim svojstavima metala u odnosu na tkivo. Kombinacijama TO sa uniformnim tkivnoekvivalentnim fantomima simulira se slabljenje snopa u realnim uslovima. Prednost primene TO bazira se na metodološkoj ujednačenosti za različite dijagnostičke modalitete.

Najčešće korišćen metod za ocenu kvaliteta slike u KT dijagnostici jeste akvizicija KT slika na komercijalno dostupnom fantomu Catphan phantom (The Phantom Laboratory, Salem, SAD) koji je dizajniran za potrebe sprovođenja kontrole kvaliteta u KT dijagnostici (Zarb 2011, Santos 2014, Smith 2014). Fantom je sačinjen od pet različitih modula koji omogućavaju proveru rezolucije niskog kontrasta, određivanje modulacione funkcije transfera, proveru uniformnosti KT slike itd. Podaci dobijeni akvizicijom na Catphan fantomu mogu se dalje obrađivati i analizirati koristeći internet- dostupnu aplikaciju ImageOwl (Image Owl Inc, [www.imageowl.com](http://www.imageowl.com)).



**Slika 2.2.9:** Test objekti i fantomi za ocenu kvaliteta slike u KT dijagnostici: (a) objekt za ocenu rezolucije visokog kontrasta, (b) i (c) Catphan fantom.

## 2.6 Pedijatrijska KT dijagnostika

Objavljuvanje serije naučnih radova u februaru 2001. godine u časopisu American Journal of Roentgenology (Brenner 2001a, Donnelly 2001, Paterson 2001) na temu izlaganja dece u KT dijagnostici i pratećeg rizika uznemirilo je opštu javnost ali i doprinelo osveščivanju značaja zaštite pedijatrijskih pacijenata. Na dan objavljivanja naučnih radova naslovne strane dnevnih novina bile su prekrivene natpisima da KT pregledi kod dece mogu prouzrokovati karcinom usled dejstva jonizujućeg zračenja (Donnelly i Frush 2001). Udruženje za pedijatrijsku radiologiju odgovorilo je na te natpise tvrdeći da su vrlo ekstremni i potencijalno opasni jer nisu naglašavali korist koju od KT pregleda dete može da ima. Jedan od autora članka (Brenner 2001c) saglasio se sa tim naglašavajući da rizik od izlaganja jonizujućem zračenju uvek mora biti izbalansiran sa koristi koju KT pregled za dete može da donese. S obzirom na veliki broj KT pregleda koji se svakodnevno obavi, sa aspekta pojedinačnog pacijenta korist od izlaganja zračenju smatra se opravdanom ali sa aspekta kolektivne doze rizik je itekako visok.

Nakon objavljivanja navedenih radova na temu rizika za dete u KT dijagnostici 2007. godine formirana je Alijansa za radijacionu sigurnost u pedijatrijskom imidžingu (Goske 2008a, Goske 2008b). Kampanja nazvana "Image Gently" ima za cilj da se KT pregledi dece obavljaju sa prilagođenom tehnikom snimanja. Osnovna preporuka ove kampanje je da se količina jonizujućeg zračenja koja se primenjuje na deci prilagodi njihovom uzrastu odnosno veličini. Pored toga, preporuke su i da se KT pregled na deci obavlja samo kada je neophodno i to samo indikovana regija na telu i da se multifazni pregledi izbegavaju (Goske 2008b, Strauss 2010). Ove jednostavne preporuke ustvari sadže osnovu za smanjivanje pacijentne doze.

Jedno od značajnijih saznanja do kojih se došlo početkom 2001. godine bilo je da se u nekim slučajevima KT pregled dece obavlja sa istim parametrima ekspozicije kao za odrasle pacijente. Prva naučna publikacija na temu smanjivanja pacijentnih doza u pedijatrijskoj KT dijagnostici pojavila se još 1986. godine ali do pojave serije radova na ovu temu značajnija pažnja tom problemu nije bila posvećena. Do tada su naponi proizvođača opreme da se pacijentne doze u pedijatrijskoj KT dijagnostici smanje bili veoma retki (Donnelly 2005). Dok prvobitni KT uređaji nisu pružali mogućnost modifikacije KT protokola odnosno prilagođavanje parametara ekspozicije pojedinačnim pacijentima moderni KT uređaji nude operateru niz mogućnosti da snimanje prilagodi u svakom pojedinačnom slučaju. Međutim, utvrđeno je da se ovakva mogućnost i danas vrlo retko koristi u praksi. Sakupljanje podataka o pedijatrijskoj KT dijagnostici pokazalo je da se kod snimanja dece ne koriste prilagođeni parametri ekspozicije u smislu uzrasta deteta i tipa KT pregleda (Paterson 2001). Pored toga, broj KT pregleda koji se izvode na deci svakodnevno raste (Blackwell 2007, Brenner 2001a, Wiest 2002). Brz tehnološki razvoj značajno je skratio vreme potrebno za sprovođenje KT pregleda pa su tako i nekooperativni, mladi i jako bolesni pacijenti postali predmet KT pregleda. Takođe, dostupnost KT uređaja u većini zdravstvenih ustanova omogućava njegovo češće korišćenje te i sami pacijenti i članovi porodice ponekad samovoljno zahtevaju KT pregled.

Za iste parametre ekspozicije doza za dete značajno je veća u poređenju sa dozom za većeg odraslog pacijenta. Iako je predata energija manja u slučaju deteta, apsorbovana energija je distribuirana u manjim organima i stoga je doza u organu veća (Brenner 2002 Frush 2003, Huda 2002, McNitt-Gray 2002, Paterson i Frush 2007). Takođe, organi koji su bliži površini tela gde snop rendgenskog zračenja ulazi u telo pacijenta primice veću dozu u poređenju sa organima sa druge strane. Kod dece ovakav vid samozaštite je manji što rezultuje u većoj dozi za organe (Brenner 2002). Korišćenje istih parametara ekspozicije za decu kao u slučaju odraslih pacijenata i veća radiosenzitivnost dece mogu da dovedu do značajno povišene verovatnoće za razvoj fatalnog karcinoma (Brenner 2001a). Utvrđeno je da od 600000 dece koja su se podvrgla KT pregledu abdomena i glave u uzrastu ispod 15 godina oko 500 njih će razviti fatalni radijacioni karcinom. Međutim, ovu verovatnoću treba posmatrati zajedno sa verovatnoćom za nastanak karcinoma uzimajući u obzir i sve druge uzroke osim jonizujućih zračenja. U tom smislu, od 600000 dece kod oko 140000 razvije se fatalni karcinom nevezano za izlaganje jonizujućem zračenju što znači da

radijacioni karcinom učestvuje sa samo 0.35% u ukupnoj verovatnoći za smrt izazvanu karcinomom (Brenner et al., 2001a).

Pored toga, rizik za razvoj radijacionog karcinoma treba posmatrati zajedno i sa koristi koju KT pregled može da donese. Verovatnoća za nastanak radijacionog karcinoma određena kao 1 u 1200 usled KT pregleda abdomena i glave za mlade od 15 godina rezultovaće jednim smrtnim ishodom (Brenner 2001a). Međutim, korist od ostalih KT pregleda, u idealnom slučaju svih, može da bude veoma značajna za dalju dijagnostiku i terapiju pacijenata a u nekim slučajevima i od životnog značaja za pacijenta. Stoga, odnos koristi-šteta mora biti pažljivo analizirana kada se dete upućuje na pregled i kada se razmatra opravdanost sprovođenja KT pregleda. Pored toga, procenjeni rizik odnosi se na dozu za dete usled korišćenja neprilagođenih parametara ekspozicije. U slučaju KT pregleda sa optimizovanim protokolima procenjeni rizik za dete bio bi manji.

## Poglavlje 3

# Izloženost pacijenata u KT dijagnostici u Srbiji

### 3.1 Uvod

Zdravstvena zaštita stanovništva u Republici Srbiji sprovodi se preko mreže zdravstvenih ustanova primarnog, sekundarnog i tercijarnog nivoa kojih je u 2012. Godini bilo ukupno 355. Na osnovu Zdravstveno-statističkog godišnjaka Republike Srbije za 2012. godinu izdatog od strane Instituta za javno zdravlje Srbije "Dr Milan Jovanović Batut" ukupan broj domova zdravlja kao primarnih zdravstvenih ustanova iznosio je 158. Broj ustanova na nivou sekundarne zdravstvene zaštite iznosio je 77 od čega 41 opšta i 36 specijalnih bolnica dok je broj ustanova na nivou tercijarne zdravstvene zaštite iznosio 56 od čega 4 klinička centra, 4 kliničko-bolnička centra, 7 klinika i 41 institut (Zdravstveno-statistički godišnjak Republike Srbije, 2012).

KT dijagnostika u Srbiji sprovodi se na nivou sekundarne i tercijarne zdravstvene zaštite u ukupno 98 ustanova na 123 KT uređaja (Božović 2013). KT uređaji koji se koriste u zdravstvenim ustanovama u Srbiji su različitih modela i od različitih proizvođača medicinske opreme od čega je 43% uređaja marke Siemens, zatim slede General Electric (GE) i Toshiba sa po 27% i 16% respektivno dok je samo 7% uređaja marke Shimadzu. Od ukupnog broja pregleda u dijagnostičkoj radiologiji u Srbiji 12% se obavi na KT uređajima (Baza podataka ovlašćenog dozimetrijskog servisa, Institut za nuklearne nauke Vinča).

Veliki udeo KT dijagnostike u ukupnoj dozi za populaciju inicirao je u poslednjih deset godina brojna istraživanja u oblasti određivanja nivoa pacijentnih izlaganja tokom različitih vrsta KT pregleda. Neka od istraživanja bavila su se uspostavljanjem dijagnostičkih

referentnih nivoa na nacionalnom nivou (Shrimpton 2006, Verdun 2008) ili sakupljanjem podataka o pacijentnim izlaganjima iz što većeg broja zemalja sveta (Papadimitriou 2003, Muhogora 2009, Vassileva 2012, Vassileva 2013), dok su neka druga bila usmerena ka ispitivanju mogućnosti za smanjivanje pacijentnih doza uz održavanje zadovoljavajućeg nivoa kvaliteta slike odnosno optimizaciji protokola (Cohnen 2000, Ravenel 2001, Mannudeep 2002, Prasad 2002, Mullins 2004).

Mnoga istraživanja o pacijentnim izlaganjima u dijagnostičkoj radiologiji sprovedena su i u Srbiji. Prva istraživanja odnosila su se na određivanje pacijentnih doza i uspostavljanje nacionalnih dijagnostičkih referentnih nivoa u konvencionalnoj dijagnostičkoj radiologiji (Marković 2004, Ciraj 2005a, Ciraj 2005b, Ciraj-Bjelac PhD) kao i uspostavljanje programa osiguranja i kontrole kvaliteta i određivanje pacijentnih doza i kvaliteta slike u mamografiji (Ciraj-Bjelac 2009a, Ciraj-Bjelac 2010a, Ciraj-Bjelac 2010b). Iako su se neka od istraživanja odnosila i na određivanje pacijentnih doza u KT dijagnostici (Ciraj-Bjelac 2008, Ciraj-Bjelac 2009b) i uspostavljanje lokalnih dijagnostičkih referentnih nivoa za neke vrste KT pregleda (Hadnadjev 2012) sistematsko ispitivanje nivoa izlaganja u KT dijagnostici u Srbiji nikada nije sprovedeno.

Cilj istraživanja čiji rezultati su prikazani u ovom poglavlju bio je da se preliminarno odrede nivoi pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici u Srbiji i na osnovu uvida u postojeću KT praksu izdvoje najvažniji pravci istraživanja u ovoj oblasti u narednom periodu a sve u cilju smanjivanja individualnih izlaganja u KT dijagnostici.

## **3.2 Materijali i metod**

### **3.2.1 Podaci o ustanovama i KT uređajima**

Podaci o nivou pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici sakupljeni su iz četiri zdravstvene ustanove u Srbiji sa ukupno šest KT uređaja što predstavlja 5% od ukupnog broja KT uređaja. Na osnovu baze podataka ovlašćenog dozimetrijskog servisa Instituta za nuklearne nauke Vinča odabrane su ustanove sa najvećim radnim opterećenjem te su podaci sakupljeni iz tri klinička centra i jednog kliničko-bolničkog centra. Kako bi postojeća praksa u zemlji u oblasti KT dijagnostike bila što bolje reprezentovana uređaji u okviru zdravstvene ustanove birani su tako da u istraživanju učestvuju različiti modeli KT uređaja koji potiču od različitih proizvođača medicinske opreme (Siemens, General Electric-GE i

Toshiba). Broj detektora KT uređaja koji se koristi za akviziciju podataka takođe je uzet u obzir tako što su podaci sakupljeni sa 4-, 16- i 64-slajskih uređaja.

Podaci o nivou pacijentnih izlaganja tretirani su anonimno u smislu ličnih podataka pacijenata kao i podataka o zdravstvenim ustanovama u kojima je istraživanje sprovedeno. Stoga su KT uređaji označeni slovima A-F a njihove osnovne karakteristike kao i broj obavljenih KT pregleda na godišnjem nivou prikazani su u Tabeli 3.2.1.

**Tabela 3.2.1:** Karakteristike KT uređaja i broj pregleda na godišnjem nivou.

Oznaka	Proizvođač/Model KT uređaja	Broj detektora	Dostupnost automatske kontrole ekspozicije	Broj obavljenih pregleda na godišnjem nivou*
A	Siemens/Somatom Plus 4	4	Da	4700
B	Siemens/Somatom Emotion	16	Da	6912
C	Siemens/Somatom Sensation	64	Da	6140
D	General Electric/Bright Speed	16	Da	47800
E	General Electric/Bright Speed	16	Da	8750
F	Toshiba/Aquilion 64	64	Da	8550

\*odnosi se na 2012. godinu

### 3.2.2 Dozimetrijski protokol

Kao opšteprihvaćene dozimetrijske veličine za procenu pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici koriste se težinski i volumetrijski KT dozni indeks,  $CTDI_w$  i  $CTDI_{vol}$ , i proizvod doze i dužine DLP (Tsapaki 2001, Tsapaki 2006, Shrimpton 2006, Muhogora 2009). S obzirom da su dosadašnja istraživanja pokazala da su snimanje glave, pluća i abdomena najčešće vrste pregleda u KT dijagnostici (Tsapaki 2006, Vassileva 2012), u okviru ovog istraživanja upravo i jesu posmatrane ove tri vrste pregleda. Sakupljanje podataka o nivoima pacijentnih izlaganja izvršeno je koristeći dozimetrijski protokol preporučen od strane britanskog Instituta za fiziku i inženjering u medicini (IPEM 2004).

U obzir su uzeti podaci o pacijentima čija se telesna masa kretala u intervalu 50 – 70 kg. Podaci su sakupljeni očitavanjem vrednosti koje su date na komandnoj konzoli. Za svakog pacijenta zabeleženi su volumetrijski KT dozni indeks  $CTDI_{vol}$  i proizvod doze i dužine DLP kao i korišćeni parametri ekspozicije: napon rendgenske cevi (U), proizvod jačine anodne struje i vremena rotacije rendgenske cevi (Q) i vreme rotacije rendgenske cevi (t). Podaci o tehnici snimanja (projekcija topograma, mod i pitch faktor) takođe su zabeleženi za svakog pacijenta. Na osnovu podataka sakupljenih za najmanje 10 pacijenata za  $CTDI_{vol}$

i DLP izračunate su srednja vrednost, standardna devijacija, minimalna i maksimalna vrednost za svaki od tri vrste pregleda. Za protokole koji su koristili automatsku kontrolu ekspozicije proizvod jačine struje i vremena rotacije određen je kao srednja vrednost očitanih vrednosti za pojedinačne preseke duž cele skenirane regije.

### **3.3 Rezultati i diskusija**

Tokom sakupljanja podataka o pacijentnim izlaganjima u okviru ovog istraživanja utvrđeno je da se broj obavljenih KT pregleda koji je prikazan u Tabeli 3.2.1 odnosi na preglede odraslih pacijenata jer se pregledi pedijatrijskih pacijenata isključivo obavljaju u pedijatrijskim zdravstvenim ustanovama. Protokoli za različite vrste snimanja kreirani su od strane proizvođača opreme a s obzirom da na odeljenjima dijagnostičke radiologije ne postoje medicinski fizičari dostupni protokoli obično se i ne menjaju tokom KT pregleda pojedinačnih pacijenata. Uočeno je, takođe, da svi KT uređaji imaju mogućnost korišćenja automatske kontrole ekspozicije.

#### **3.3.1 Parametri ekspozicije**

Podaci o parametrima ekspozicije i tehnici snimanja koji se koriste u protokolima za KT snimanja glave, pluća i abdomena prikazani su u Tabeli 3.3.1. S obzirom da je kod sakupljanja podataka utvrđeno da se na određenom KT uređaju koristi isti protokol za određenu vrstu pregleda pri čemu se kod snimanja pojedinačnih pacijenata menja samo proizvod jačine struje i vremena rotacije, vrednosti za veličinu Q koje su prikazane u Tabeli 3.3.1 određene su kao srednja vrednost u uzorku od najmanje 10 pacijenata za određenu vrstu snimanja.

Parametri ekspozicije koji se koriste za istu vrstu pregleda razlikuju se u zavisnosti od KT uređaja na kojem su protokoli implementirani. Za snimanje topograma kod KT snimanja pluća i abdomena preporučena je anteroposteriorna (AP) projekcija dok se za snimanje glave preporučuje lateralna (LAT) projekcija (EUR16262 1999, Bongartz 2004). Snimanje topograma u lateralnoj projekciji smanjuje dozu za očno sočivo što je veoma važno imajući u vidu da se radi o radiosenzitivnom tkivu i da je nedavno utvrđeni prag za nastanak katarakte, koji sada iznosi 0.5 Gy, značajno niži nego što se ranije smatralo (2 – 5 Gy) (Ainsbury 2009, Ciraj-Bjelac 2010c). Na KT uređaju D projekcija topograma kod snimanja glave vrši se u AP projekciji što nije u skladu sa važećim preporukama.



**Tabela 3.3.1:** Podaci o parametrima ekspozicije i tehnici snimanja.

KT uređaj	Parametri ekspozicije i tehnika snimanja	Glava	Pluća	Abdomen
A	U [kV]	140	140	120
	Q [mAs]	257	159	200
	t [s]	1.5	1	1
	Projekcija topograma	/	/	/
	Mod (aksijalni/helični)	aksijalni	aksijalni	aksijalni
	Pitch faktor	/	/	/
B <sup>1</sup>	U [kV]	130	130	130
	Q [mAs]	240	56	66
	t [s]	1.5	0.6	0.6
	Projekcija topograma	LAT	AP	AP
	Mod (aksijalni/helični)	helični	helični	helični
	Pitch faktor	0.55	0.8	0.8
C <sup>1</sup>	U [kV]	120	120	120
	Q [mAs]	380	89	111
	t [s]	1	0.5	0.5
	Projekcija topograma	LAT	AP	AP
	Mod (aksijalni/helični)	helični	helični	helični
	Pitch faktor	0.8	/	1/1.2/1.4
D	U [kV]	120	120	120
	Q [mAs]	292	223	225
	t [s]	1	0.8	0.8
	Projekcija topograma	AP	AP	AP
	Mod (aksijalni/helični)	helični	helični	helični
	Pitch faktor	0.938	0.938	0.938/1.375
E <sup>2</sup>	U [kV]	120	/	/
	Q [mAs]	394	/	/
	t [s]	2	/	/
	Projekcija topograma	LAT	/	/
	Mod (aksijalni/helični)	aksijalni	/	/
	Pitch faktor	/	/	/
F <sup>3</sup>	U [kV]	/	120	120
	Q [mAs]	/	70	137
	t [s]	/	0.5	0.75
	Projekcija topograma	/	AP	AP
	Mod (aksijalni/helični)	/	helični	helični
	Pitch faktor	/	0.828	0.828

<sup>1</sup>abdomen plus karlica

<sup>2</sup>snimanje pluća i abdomena ne obavlja se na ovom KT uređaju

<sup>3</sup>snimanje glave ne obavlja se na ovom KT uređaju

Osim uređaja A svi ostali uređaji obuhvaćeni ovim istraživanjem su helični KT uređaji pri čemu se ovaj mod snimanja i koristi osim za KT pregled glave na uređaju E. Bolji kvalitet dijagnostičke slike kod KT snimanja glave može se postići korišćenjem aksijalnog moda sa nagibom gentryja od 10-12°. Da li će ovim biti postignut optimalan kvalitet slike zavisi i od samog modela KT uređaja te se snimanje u ovakvim uslovima ne zahteva već samo preporučuje (EUR16262 1999, Bongartz 2004).

Pitch faktor se kod heličnih KT uređaja definiše kao odnos pomeraja nosača pacijenta i ukupne širine snopa tokom jedne rotacije rendgenske cevi (IEC 2001). Preporuke za vrednost pitch faktora zavise od vrste KT snimanja. Za KT snimanja glave, pluća i abdomena vrednost ovog parametra ne treba da bude manja od 0.9 (EUR16262 1999, Bongartz 2004). Veći pomeraj nosača pacijenta za istu širinu snopa rezultuje povećanjem vrednosti pitch faktora što praktično znači kraće vreme ekspozicije za određeni deo skenirane regije odnosno manju pacijentnu dozu. Povećavanje vrednosti pitch faktora značajno utiče na smanjenje pacijentne doze posebno ako ostali parametri ostaju konstantni tokom pregleda. Pokazano je da je promenom vrednosti pitch faktora sa 0.75 na 1.5 kod KT snimanja abdomena i karlice moguća ušteda u dozi i do 50% pri čemu se ne uočava značajna degradacija parametara koji određuju kvalitet dijagnostičke slike (Sahani 2003). Međutim, na KT uređajima koji parametar jačine anodne struje definišu preko efektivne vrednosti mAs tj odnosa I/pitch faktor, kao što je slučaj kod KT uređaja marke Siemens, promena vrednosti pitch faktora ne utiče na dozu jer se tokom snimanja efektivna vrednost mAs održava konstantnom (Kalra 2004). KT uređaji B i C jesu marke Siemens te nađene pitch vrednosti na ovim uređajima koje su veće od preporučene svakako neće uticati na pacijentnu dozu.

### 3.3.2 CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti

Rezultati sakupljanja podataka za CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT snimanja glave, pluća i abdomena dati su u Tabelama 3.3.2-3.3.4. Prikazani rezultati pokazuju da se vrednosti drastično razlikuju za isti tip KT pregleda u zavisnosti od modela KT uređaja. Vrednosti za CTDI<sub>vol</sub> nalaze se u intervalima 53-98, 11-34 i 8.5-227 mGy za glavu, pluća i abdomen, respektivno. Najveći uticaj na ovako širok opseg imaju vrednosti koje su zabeležene na KT uređajima E i F. Ako za proceduru KT snimanje glave ne bi uzeli u obzir vrednost sa KT uređaja E vrednosti u dobijenom opsegu ne bi prelazile 60 mGy što je preporučena referentna vrednost (Shrimpton 2003). Najveća vrednost za CTDI<sub>vol</sub> kod KT snimanja glave zabeležena je na KT uređaju E (98 mGy) dok su za snimanje pluća i abdomena najveće vrednosti nađene na KT uređaju F, 34 i 227 mGy, respektivno. Velika vrednost doze na KT uređaju E posledica je veće vrednosti proizvoda jačine struje i vremena rotacije u poređenju sa vrednostima na drugim KT uređajima u okviru ovog istraživanja. Standardna devijacija za ovu CTDI<sub>vol</sub> vrednost iznosi 36 mGy što je takođe značajno veće od vrednosti dobijenih za druge KT uređaje. Uvećana vrednost standardne devijacije

posledica je značajne varijacije u  $CTDI_{vol}$  vrednostima očitanim za pojedinačne pacijente iako su u obzir uzeti samo podaci koji se odnose na pacijente koji ispunjavaju postavljeni kriterijum u pogledu telesne mase. Najveća očitana vrednost za  $CTDI_{vol}$  od 227 mGy za KT pregled abdomena na uređaju F ne može biti objašnjena razlikom u korišćenim parametrima ekspozicije ali je vrednost standardne devijacije takođe uvećana u poređenju sa vrednostima dobijenim za ostale KT uređaje. Isti zaključak važi i za uvećanu  $CTDI_{vol}$  vrednost kod KT snimanja pluća na istom uređaju.

DLP vrednosti zabeležene u okviru ovog istraživanja nalaze se u opsegu 803-1066  $mGy \cdot cm^{-1}$  za KT pregled glave, 350-845  $mGy \cdot cm^{-1}$  za KT pregled pluća i 1066-3078  $mGy \cdot cm^{-1}$  za KT pregled abdomena. Vrednosti dobijene za KT snimanja glave i pluća u rang su sa do sada publikovanim vrednostima iz drugih zemalja: 81-2173 i 21-2286  $mGy \cdot cm^{-1}$  za snimanje glave i pluća, respektivno (Pantos 2011, Heliou 2012). Međutim, DLP vrednost dobijena za snimanje abdomena na KT uređaju F (3078  $mGy \cdot cm^{-1}$ ) značajno je veća u poređenju sa do sada publikovanim vrednostima (58-2537  $mGy \cdot cm^{-1}$ ) (Pantos 2011, Heliou 2012) a takođe je i najveća vrednost zabeležena u okviru ovog istraživanja. S obzirom na definiciju veličine DLP, proizvod volumetrijskog KT doznog indeksa ( $CTDI_{vol}$ ) i dužine skeniranja, ova uvećana vrednost posledica je značajno veće korespondentne vrednosti  $CTDI_{vol}$ . Ako ovu DLP vrednost uporedimo sa vrednostima dobijenim na istom modelu KT uređaja u okviru studije gde su ispitivane vrednosti pacijentnih izlaganja na različitim 64-slajsnim uređajima, ali za KT pregled abdomena i karlice, i gde je dobijena vrednost za DLP iznosila 1138  $mGy \cdot cm^{-1}$  (Fujii 2009) jasno je da je vrednost dobijena na KT uređaju F dvostruko veća iako se odnosi samo na KT pregled abdomena. Takođe, DLP vrednosti dobijene na uređajima B i C koje se odnose na KT pregled abdomena i karlice manje su od vrednosti dobijene na KT uređaju F samo za pregled abdomena.

**Tabela 3.3.2:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT pregled glave.

KT uređaj	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	DLP [mGy·cm]
Srednjavrednost ± st dev (min – max)		
A	53 ± 0 (53 – 53)	803 ± 186 (664 – 1210)
B	60 ± 2 (59 – 66)	1066 ± 35 (1037 – 1135)
C	59 ± 0 (59 – 59)	1060 ± 180 (936 – 2030)
D	55 ± 6 (44 – 63)	925 ± 143 (658 – 1127)
E	98 ± 36 (51 – 144)	913 ± 184 (739 – 1309)

**Tabela 3.3.3:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT pregled pluća.

KT uređaj	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	DLP [mGy·cm]
Srednjavrednost ± st dev (min – max)		
A	18 ± 0 (18 – 18)	883 ± 292 (693 – 1540)
B	11 ± 4 (5 – 16)	360 ± 140 (143 – 560)
C	13 ± 6 (6 – 22)	350 ± 170 (63 – 894)
D	15 ± 6 (8 – 27)	516 ± 169 (267 – 819)
F	34 ± 11 (16 – 46)	845 ± 278 (439 – 1250)

**Tabela 3.3.4:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT pregled abdomena.

KT uređaj	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	DLP [mGy·cm]
Srednjavrednost ± st dev (min – max)		
A	23 ± 0 (23 – 23)	1496 ± 543 (762 – 2528)
B <sup>1</sup>	12 ± 7 (3 – 30)	1560 ± 760 (953 – 3263)
C <sup>1</sup>	8.5 ± 2.5 (3.9 – 15)	1330 ± 590 (236 – 3132)
D	23 ± 6 (12 – 32)	1066 ± 400 (528 – 1742)
F	227 ± 60 (156 – 317)	3078 ± 1158 (1396 – 4356)

<sup>1</sup>abdomen plus karlica

Analiza dobijenih CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti ukazuje na to da bi za KT pregled abdomena na uređaju F trebalo proširiti uzorak pacijenata i na osnovu novih podataka odrediti vrednosti

doznih parametara. Ukoliko i nakon toga vrednosti budu značajno veće u odnosu na do sada publikovane neophodno će biti sprovesti postupak optimizacije protokola.

### 3.3.3 Uticaj broja detektora i modela KT uređaja na dozu

Ovim istraživanjem obuhvaćeni su KT uređaji tri različita proizvođača medicinske opreme, pet različitih modela KT uređaja i tri vrste detektorskih sistema što omogućava analizu uticaja broja detektora i modela KT uređaja na vrednosti doznih parametara.

Vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP koje su dobijene na KT uređajima marke Siemens (A, B i C) pokazuju da uticaj različitih vrsta detektorskih sistema na vrednosti doznih parametara značajno zavisi od vrste KT pregleda i korišćene tehnike KT snimanja. Isti zaključak može se izvesti i poređenjem vrednosti doznih parametara dobijenih na 4-slajsnom (A), 16-slajsnim (B, D i E) i 64-slajsnim (C i F) KT uređajima što je u skladu i sa dosadašnjim saznanjima (Heliou). Multislajсни KT uređaji inicijalno su uvedeni u kliničku praksu kako bi kroz skraćeno vreme ekspozicije smanjili i pacijentnu dozu. Međutim, neka istraživanja pokazuju da porast broja detektora može da dovede i do povećanja vrednosti doznih parametara usled činjenice da je neophodno skenirati veću zapreminu nego što je zapremina od interesa (overranging). Naime, neophodno je napraviti jednu dodatnu rotaciju, polurotacija od  $180^{\circ}$  na početku i druga polurotacija na kraju skenirane zapremine, kako bi se izvršila akvizicija za adekvatnu rekonstrukciju početnog i poslednjeg slajsa. Ova dodatna rotacija može da dovede do porasta doze za 10-20% kod KT pregleda glave i vrata odnosno 30-35% kod KT pregleda pluća i abdomena i karlice (Dawson 2004, Kalender 2000, Tzedakis 2005).

Neke druge studije pokazale su drugačiji trend doznih vrednosti sa porastom broja detektora. Pokazano je da, ukoliko se primene vrlo slične tehnike snimanja, merenja na 4-slajsnom KT uređaju rezultuju u većoj vrednosti doze u poređenju sa 16-slajsnim uređajem (Moore 2006). Takođe, poređenje 256-slajsnog sa 16-slajsnim KT uređajem u kliničkim uslovima pokazalo je veće vrednosti pacijentnih doza na 16-slajsnom uređaju (Mori 2006). Pored toga, poređenje 64-slajsnog i 16-slajsnog KT uređaja istog proizvođača kod KT pregleda torakalne regije mlađih odraslih pacijenata pokazalo je da 64-slajсни uređaj daje bolji kvalitet slike (Arthurs 2009).

Ako uporedimo 16-slajсне KT uređaje obuhvaćene ovim istraživanjem može se zaključiti da su vrednosti doznih parametara na GE uređajima (D i E) veće u poređenju sa

vrednostima dobijenim na KT uređaju marke Siemens (B). Poređenjem 64-slajskih KT uređaja (C i F) uočavaju se takođe značajno veće vrednosti doznih parametara na uređaju marke Toshiba (F) u poređenju sa uređajem marke Siemens (C). S obzirom da je prethodno zaključeno da bi podatke sa uređaja marke Toshiba (F) trebalo preispitati, u ovom momentu se ne može izvesti generalni zaključak o manjim vrednostima doza na uređajima marke Siemens. Takođe, istraživanjem su obuhvaćena i dva KT uređaja istog modela marke GE BrightSpeed (D i E). Za proceduru KT snimanja glave vrednosti  $CTDI_{vol}$  na ovim uređajima razlikuju se za faktor 2 te poređenje različitih proizvođača medicinske opreme u smislu doze na KT uređajima nije opravdano.

### **3.3.4 Mogućnosti za optimizaciju protokola**

Tokom sakupljanja podataka u okviru ovog istraživanja na jednom od KT uređaja (D) nađena su dva protokola za KT pregled glave. Jedan protokol instaliran je od strane proizvođača opreme (protokol I) dok je drugi dobijen njegovom modifikacijom (protokol II). Protokol II kreiran je od strane medicinskog radiološkog osoblja u cilju optimizacije protokola i smanjivanja pacijentnih doza. Poređenje protokola I i II prezentovano je u Tabelama 3.3.5 i 3.3.6. Uvođenje aksijalnog moda snimanja umesto heličnog i smanjivanje proizvoda jačine struje i vremena rotacije za samo nekoliko mAs dovelo je do smanjivanja vrednosti doznih parametara pri čemu je  $CTDI_{vol}$  vrednost smanjena za 20% dok je DLP vrednost prepolovljena. Na promenu vrednosti DLP pored smanjivanja vrednosti  $CTDI_{vol}$  uticala je i promena moda snimanja jer u aksijalnom modu ne dolazi do izražaja overranging efekat odnosno nije potrebna dodatna rotacija koja se u heličnom modu zahteva zbog adekvatne rekonstrukcije slike. Ova ušteda u pacijentnoj dozi značajna je i sa stanovišta ustanove u kojoj je modifikovani protokol implementiran. Naime, u pitanju je urgentno odeljenje u okviru jednog od kliničkih centara gde se godišnje obavi oko 47800 KT pregleda pri čemu KT pregled glave predstavlja 44%. Međutim, za konačnu evaluaciju protokola u smislu optimizacije neophodno je sprovesti i ocenu kvaliteta slike što u ovom delu istraživanja nije urađeno.

**Tabela 3.3.5:** Poređenje dostupnih protokola za KT pregled glave na uređaju General Electric Bright Speed (D)- parametri ekspozicije i tehnika snimanja.

Parametar	Protokol I	Protokol II
U [kV]	120	120
Q [mAs]	292	377
t [s]	1	0.6
Mod (aksijalni/helični)	helični	Aksijalni
Pitch faktor	0.938	/
Kolimacija [mm]	16 x 1.25	4 x 16

**Tabela 3.3.6:** Poređenje dostupnih protokola za KT pregled glave na uređaju General Electric Bright Speed (D)- CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti.

KT uređaj	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	DLP [mGy·cm]
Srednja vrednost ± st dev		
(min – max)		
Protokol I	55 ± 6 (44 – 63)	925 ± 143 (658 – 1127)
Protokol II	39 ± 1 (38 – 42)	498 ± 34 (468– 554)

Mnoga istraživanja bavila su se metodama i mogućnostima za optimizaciju protokola KT snimanja (Cohnen 2000, Ravenel 2001, Mannudeep 2002, Prasad 2002, Mullins 2004). Smanjivanjem vrednosti napona i struje na KT protokolima za snimanje glave moguće je bez značajne degradacije kvaliteta slike smanjiti pacijentnu dozu i do 40% (Cohnen 2000). Takođe, iako je šum u KT slikama koje su proizvedene sa 90 mAs izraženiji u poređenju sa onima proizvedenim na 170 mAs kvalitet slike koji je neophodan za adekvatnu dijagnostiku i dalje ostaje zadovoljavajući (Mullins 2004).

Na osnovu istraživanja koje su sprovedli Mannudeep i saradnici (Mannudeep 2002), gde je izvršeno poređenje protokola za KT snimanje abdomena, moguće je sačuvati zadovoljavajući kvalitet slike i kod upotrebe protokola koji daje uštedu u pacijentnoj dozi i do 50%. Međutim, razlika u oceni kvaliteta KT slika dobijenih na ova dva protokola nije bila značajna samo za pacijente čija masa nije prelazila 80 kg, transverzalni abdominalni dijametar pacijenta bio manji od 34.5 cm dok anteroposteriorni nije prelazio 28 cm i za obime abdomena koji su bili manji od 105 cm dok je maksimalna površina poprečnog preseka iznosila 800 cm<sup>2</sup>. Stoga, optimizacija protokola smanjivanjem proizvoda jačine struje i vremena rotacije kod abdominalnih KT snimanja mora uzeti u obzir i varijacije u

veličini pojedinačnih pacijenata jer slabljenje rendgenskog zračenja zavisi od sastava i dimenzija medijuma kroz koji prolazi.

Smanjivanje proizvoda jačine struje i vremena rotacije rendgenske cevi može se primeniti i kod optimizacije protokola KT snimanja pluća. Ušteda u pacijentnoj dozi od 50% može se postići promenom opsega 220-880 mAs na opseg 110-140 mAs pri konstantnoj vrednosti napona od 140 kV pri čemu kvalitet slike kod prikaza normalnih anatomskih struktura ostaje zadovoljavajući (Prasad 2002). Iako sprovedeno za proceduru KT biopsija pluća jedno drugo istraživanje pokazalo je takođe da promena sa 280 mAs na 120 mAs nema značajan uticaj na kvalitet sprovođenja same procedure (Ravenel 2001).

S obzirom da je u okviru ovog istraživanja utvrđeno da se parametri ekspozicije koji se koriste za istu vrstu pregleda razlikuju u zavisnosti od KT uređaja na kojem su protokoli implementirani prethodno opisane tehnike optimizacije trebalo bi primeniti na pojedinačnim uređajima. Potreba za modifikacijom KT protokola naglašena je i tokom sakupljanja podataka o izlaganjima u KT dijagnostici u zemljama u razvoju u okviru istraživanja sprovedenog od strane Međunarodne agencije za atomsku energiju (MAAE). Utvrđeno je da se DLP i CTDI vrednosti razlikuju za faktore 13 i 16 za KT pregled karlice i abdomena, respektivno (Muhogora 2009). Značajno ograničenje ovog istraživanja ogleda se u činjenici da ocena kvaliteta dijagnostičke slike nije bila sprovedena tokom poređenja protokola KT pregleda glave na uređaju D jer se proces optimizacije zasniva na modifikaciji parametara ekspozicije i tehnike snimanja uz monitoring doznih parametara i parametara koji opisuju kvalitet slike. Pored toga, ovim istraživanjem obuhvaćeno je samo 5% od ukupnog broja KT uređaja dok je za adekvatno određivanje pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici neophodno obraditi veći uzorak (Shrimpton 2006).

### **3.4 Zaključak**

Preliminarno ispitivanje nivoa pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici u Srbiji pokazalo je da su rezultati u rangu sa do sada publikovanim podacima osim na jednom od KT uređaja za koji je već konstatovano da bi trebalo ponoviti proces sakupljanja podataka. Međutim, rezultati takođe pokazuju i da se vrednosti drastično razlikuju za isti tip KT pregleda u zavisnosti od KT uređaja. Analiza uticaja broja detektora i modela KT uređaja na vrednosti doznih parametara nije pokazala jasnu vezu između tipa uređaja i pacijentne doze što ukazuje da se na postojećim KT uređajima koriste neoptimizovani protokoli snimanja.



Prvi korak u procesu optimizacije jeste uspostavljanje DRL na osnovu dostupnih podataka o pacijentnim izlaganjima (Papadimitriou 2003, Shrimpton 2006). S obzirom da dobijene referentne vrednosti nisu uvek i najoptimalnije (Shrimpton 2005) potrebno je primeniti tehnike optimizacije i na pojedinačnim KT uređajima (Strauss 2010, Zarb 2011, Santos 2014). Stoga bi kao nastavak ovog istraživanja sakupljanje podataka trebalo proširiti na veći broj KT uređaja, uspostaviti DRL za standardne KT preglede a zatim pristupiti dodatnoj optimizaciji protokola na pojedinačnim KT uređajima.

U okviru ovog istraživanja na jednom od KT uređaja identifikovana su dva protokola za KT pregled glave pri čemu je jedan kreiran od strane medicinskog osoblja. Ovo pokazuje da modifikacija parametara ekspozicije i tehnike snimanja na pojedinačnom KT uređaju može u operativnom smislu jednostavno da se izvede. Međutim, utvrđeno je takođe i da se protokoli kreirani od strane proizvođača opreme obično i ne menjaju tokom KT pregleda pojedinačnih pacijenata. Iako svi KT uređaji obuhvaćeni ovim istraživanjem imaju mogućnost primene automatske kontrole ekspozicije modifikacija parametara ekspozicije i tehnike snimanja prilagođena građi pacijenta značajno bi smanjila individualna izlaganja što je naročito važno u slučaju pedijatrijskih pacijenata (Paterson 2001, Pages 2003).

Izlaganja pedijatrijskih pacijenata nisu obuhvaćena ovim istraživanjem. S obzirom da pacijentna doza za dete u KT dijagnostici može da bude veoma visoka i da su deca osetljivija na zračenje od odraslih (Brenner 2001) u daljim istraživanjima posebnu pažnju trebalo bi posvetiti ovoj populacionoj grupi. Takođe, ovim istraživanjem obuhvaćene su samo tri vrste KT pregleda. Imajući u vidu da doza za pacijenta može zaista mnogo da se razlikuje u zavisnosti od vrste pregleda i ispitivane regije na telu pacijenta (Dougenia 2012), ovo istraživanje trebalo bi upotpuniti i ispitivanjem nivoa pacijentnih izlaganja kod nekih specifičnih KT procedura.

Pored toga, dozimetrijski metod koji je primenjen u okviru ovog dela istraživanja korišćen je i u nekim drugim istraživanjima (). Sakupljanje podataka o pacijentnim izlaganjima u KT dijagnostici očitavanjem vrednosti doznih veličina sa komandne konzole KT uređaja smatra se verodostojnim ukoliko razlika između izmerene i očitane vrednosti ne iznosi više od 20 % (). Međutim, verifikacija vrednosti doznih veličina koje se prikazuju na komandnoj konzoli KT uređaja u ovom delu istraživanja nije vršena.

### 3.5 Objavljeni radovi

Rezultati istraživanja u okviru doktorske disertacije koji su prikazani u ovom poglavlju objavljeni su kao sledeće publikacije:

1. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Hadnadjev D., Stojanovic S., Bozovic P., Ceklic S., Lazarevic Dj.: *Radiation doses in adult Computed Tomography in Serbia: initial results*, - Radiation Protection Dosimetry, Vol 162, No 1–2, 2014, pp. 135–138.
2. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Hadnadjev D., Stojanovic S., Bozovic P., Stankovic J.: *Radiation doses in CT head examination in Serbia: comparison among different units*, - Proceedings of European medical physics and engineering conference, Sofia Bulgaria 18-20 October 2012, pp. 219-224.
3. **Arandjic D.**, CirajBjelac O., Lazarevic Đ.: *Radiation dose in CT in Serbia*, - Proceedings of II conference on medical Physics and biomedical engineering, Skopje Macedonia 5-6 November 2010, pp. 15-18.
4. Bozovic P., Ciraj-Bjelac O., **Arandjic D.**, Hadnadjev D., Stojanovic S.: *Patient doses in chest CT examination: comparison of various CT scanners*, - Serbian Journal of Electrical Engineering, Vol 10, No 1, 2013, pp. 31-36.  
ISSN: 1451-4869
5. Božović P., Ciraj-Bjelac O., **Arandić D.**: *Pacijentne doze kod CT snimanja pluća: poređenje različitih modela CT uređaja*, - Zbornik radova 56. Konferencije ETRAN, Zlatibor 11-14 jun 2012, NT1.3.1-4.

## **Poglavlje 4**

# **Izloženost pacijenata u proceduri KT perfuzija mozga**

### **4.1 Uvod**

KT perfuzija mozga je jedna od trenutno dostupnih procedura koje omogućavaju brzu dijagnostiku kod pacijenata sa moždanim udarom, težim povredama mozga ili subarahnoidnim krvarenjem (Miles 2004). Pre uvođenja procedure KT perfuzija mozga u kliničku praksu korišćeni su drugi dijagnostički modaliteti kao što je magnetna rezonanca, SPECT i PET pregledi (Rosen 1999, Rempp 1994, Powers 1985, Alexandrov 1996) ali su brz tehnološki razvoj multidetektorskih KT uređaja i njihova klinička dostupnost doveli do toga da se procedura KT perfuzija mozga najčešće koristi za ovu vrstu dijagnostike. Ovaj dijagnostički metod validovan je u brojnim istraživanjima pre samog uvođenja u kliničku praksu (Eastwood 2002, Cenic 1999, Wintermark 2001, Gobbel 1991).

#### **4.1.1 Karakteristike procedure KT perfuzija mozga**

Procedura KT perfuzija mozga zasniva se na praćenju prolaska kontrastnog sredstva kroz moždano tkivo. Jod kao komponenta kontrastnog sredstva koje se ubrizgava pacijentu izaziva lokalno povećanje u apsorpciji rendgenskog zračenja. Apsorpcija je linearno proporcionalna koncentraciji joda, te merenje promena u slabljenju rendgenskog zračenja tokom vremena omogućava određivanje parametara moždane perfuzije: cerebralne cirkulacije, cerebralne zapremine krvi i permeabilnosti krvno-moždane barijere. Navedeni parametri prikazuju se kao funkcionalne slike u koloru što se ustvari i koristi za dijagnostiku (Miles 2004, Steiger 1993).

Za određivanje parametara moždane perfuzije na KT uređajima neophodna je akvizicija KT slika u toku inicijalnog prolaska kontrastnog sredstva kroz moždano tkivo (Wintermark 2004, Hirata 2005a, Hirata 2005b, Mnyusiwalla 2009). Ovo zahteva rotaciju rendgenske cevi u visini bazalne ganglije pacijenta u trajanju od 40 - 60 s bez pomeranja pacijentnog stola što može rezultovati veoma visokom dozom za pacijenta (Hirata 2005a, Hirata 2005b). U zavisnosti od modela KT uređaja, moguća su 2 režima rada u pogledu ukupne dužine skeniranja: fiksni i "šatl" režim. U fiksnom režimu kolimacija snopa i ukupna dužina ozračene regije na glavi pacijenta su jednaki i iznose 4 cm. Ovakva geometrija poznata je kao "cine" mod snimanja jer tokom akvizicije KT slika ne dolazi do pomeranja pacijentnog stola. "Šatl" režim rada uveden je u kliničku praksu u cilju smanjenja pacijentnih izlaganja jer tokom akvizicije KT slika dolazi do naizmeničnog pomeranja nosača pacijenta te ukupna dužina ozračivane regije u ovom slučaju iznosi 8 cm dok kolimacija snopa ostaje 4 cm. U prvom slučaju zapremina glave pacijenta izložena je u dužem vremenskom intervalu dok se u drugom izlaže veća zapremina, ali naizmenično, što lokalno daje kraće vreme izlaganja. Međutim, dozimetrijski podaci o poređenju fiksnog i "šatl" režima rada nisu dostupni u postojećoj literaturi.

#### **4.1.2 Izloženost pacijenata kod procedure KT perfuzija mozga**

Verovatnoća za nastanak stohastičkog efekta usled KT pregleda može da bude značajna (Berrington de Gonzalez 2009, Brenner 2001, Frush 2003, Giles 2004) ali je zato pojava tkivnih reakcija odnosno determinističkih efekata veoma retka. Efekti u vidu epilacije i crvenila na koži mogu da se jave u slučaju ponovljenih KT pregleda na istom pacijentu ili u slučaju kombinacije KT pregleda i drugih dijagnostičkih i interventnih procedura, što je čest slučaj u dijagnostici cerebrovaskularnih oboljenja (Cohnen 2006).

Iako su ranija istraživanja pokazala da su doze za proceduru KT perfuzija mozga ispod praga za nastanak tkivnih reakcija (Hirata 2005a, Mnyusiwalla 2009, Cohnen 2006, Kyoizumi 1998, Wagner 1994), dokumentovano je takođe i da korišćenje neadekvatnih protokola kod ovakve procedure može da dovede do doza koje su i nekoliko puta veće od očekivanih (Wintermark 2010). Ovakvi slučajevi, kada su doze veće od očekivanih ali ipak niže od praga za nastanak determinističkog efekta, teže se registruju u praksi a verovatnoća za manifestaciju stohastičkih efekata značajno se povećava usled porasta doze. Stoga je preporuka da se u slučaju KT procedura koje mogu rezultovati veoma visokim pacijentnim dozama vrši kontinualni nadzor nad primenom protokola KT snimanja u svakom

pojedinačnom slučaju. Posebnu pažnju kod ovakvih KT snimanja neophodno je posvetiti ponovljenim pregledima na istom pacijentu. Razumevanje KT doznih veličina koje su prikazane na komandnoj konzoli,  $CTDI_{vol}$ ,  $CTDI_w$  i DLP, kao i poznavanje dozvoljenih opsega vrednosti za pojedinačne procedure od suštinskog su značaja za kontrolu pacijentnih izlaganja (FDA 2010a).

#### ***4.1.2.1. Dozimetrija u proceduri KT perfuzija mozga***

Kao opšteprihvaćene dozimetrijske veličine za procenu pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici koriste se težinski i volumetrijski KT dozni indeks,  $CTDI_w$  i  $CTDI_{vol}$ , i proizvod doze i dužine DLP (Tsapaki 2001, Tsapaki 2006, Shrimpton 2006, Muhogora 2009). Međutim, usled specifičnosti geometrije izlaganja i trajanja ekspozicije kod procedure KT perfuzije mozga ovakav dozimetrijski pristup nije dovoljan za adekvatnu procenu pacijentnih izlaganja. S obzirom da ovakva procedura zahteva akviziciju KT slika u visini bazalne ganglije u trajanju od skoro 1 min posebnu pažnju treba obratiti na apsorbovanu dozu za pojedine organe, pre svega kožu i očno sočivo (Hirata 2005a, Cohnen 2006).

U opštem slučaju, za potrebe sprovođenja zaštite od zračenja pretpostavlja se da postoji prag doze ispod kojeg se ne javljaju nekancerogeni odnosno deterministički efekti (Hildebrandt 2010). U zavisnosti od vrste efekta koji se manifestuje razlikuje se i vrednost praga apsorbovane doze u tkivu. Opseg vrednosti za prag doze za nastanak prolaznog crvenila i privremene epilacije na koži iznosi 2-5 Gy, produženog crvenila i trajne parcijalne epilacije 5-10 Gy dok se značajnije povrede tkiva javljaju na još većim vrednostima doza (Balter 2010). Međutim, posebnu pažnju zahteva doza za očno sočivo imajući u vidu da rezultati najnovijih istraživanja pokazuju da oštećenja ocnog sočiva mogu nastati i na dozama od 0.5 Gy što je daleko manje od ranije utvrđenog praga, 2 Gy (Ciraj 2010d, Ainsbury 2009, Shore 2010).

Novije epidemiološke studije kao i studije sprovedene na životinjama pokazale su da je prag apsorbovane doze za gubitak funkcije ocnog sočiva dosta niži nego što se ranije smatralo ili da čak uopšte i ne postoji (Ainsbury 2009, Shore 2010). Ovakvi zaključci posledica su frekventnije pojave katarakte usled izlaganja jonizujućem zračenju a zasnovani su na pretpostavci da promene na ocnom sočivu i gubitak funkcije ocnog sočiva mogu tokom vremena da pređu u kataraktu i dovedu do oštećenja vida. Na osnovu rezultata ovakvih istraživanja Međunarodna komisija za zaštitu od zračenja preporučila je reviziju i evaluaciju

determinističkih efekata jonizujućih zračenja kod izlaganja malim vrednostima doza (ICRP 2007). U izveštaju broj 118 (ICRP 2012) navodi se da prag apsorbirane doze u očno sočivu za nastanak katarakte sada iznosi 0.5 Gy što je dovelo i do preporuke da se granica ekvivalentne doze za očno sočivo kod profesionalno izloženih lica smanji na 20 mSv godišnje.

Prag doze za nastanak determinističkog efekta na koži izražava se kao najveća vrednost doze akutno apsorbirane na jednom mestu na koži, MSD (maximum skin dose) (Donald 2003). Veličina MSD nije ekvivalentna ni jednoj od standardizovanih KT dozimetrijskih veličina kao što su  $CTDI_{100,per}$ ,  $CTDI_{100,cen}$ ,  $CTDI_w$ ,  $CTDI_{vol}$  ili DLP a čije vrednosti mogu da se prate na komandnoj konzoli ili odrede dozimetrijskim merenjima na fantomu ili u vazduhu za određeni protokol snimanja. S obzirom na geometriju izlaganja odnosno širinu snopa i ukupnu dužinu skeniranja čak i periferna merenja, kao što je merenje  $CTDI_{100, per}$ , procenila bi vrednost MSD u meri koja zavisi od uslova u kojima se skeniranje obavlja (Bauhs 2008, AAPM 2010).

#### ***4.1.2.2. Deterministički efekti u proceduri KT perfuzije mozga- prikaz slučaja***

Mogućnosti za nastanak determinističkih efekata usled izlaganja jonizujućem zračenju kod procedure KT perfuzije mozga potvrđene su u zvaničnom saopštenju američke Agencije za hranu i lekove u oktobru 2009. godine (FDA 2009a). Ukupno 385 pacijenata iz 6 različitih bolnica u Sjedinjenim Američkim Državama prijavilo je pojavu determinističkih efekata u vidu gubitka kose i crvenila na koži nakon što su bili podvrgnuti ovoj vrsti KT snimanja. Prve informacije o preteranom izlaganju poticale su iz bolnice Cedars-Sinai u Los Anđelesu a deterministički efekti bili su prijavljeni na ukupno 206 pacijenata. Procenjene vrednosti pacijentnih doza iznosile su 3-4 Gy umesto maksimalne dozvoljene od 0.5 Gy usled neadekvatnog protokola KT snimanja koji je primenjivan u periodu od 18 meseci (FDA 2009a, FDA 2009b, FDA 2010a). Na Slici 4.1.1 prikazani su primeri determinističkih efekata na pacijentima koji su bili izloženi prekomernim dozama tokom procedure KT perfuzija mozga.



(a)



(b)

**Slika 4.1.1:** Primeri determinističkih efekata na pacijentima nakon procedure KT perfuzija mozga: (a) preuzeto sa [www.belgraviacentre.com](http://www.belgraviacentre.com) (b) preuzeto sa [www.nytimes.com](http://www.nytimes.com)

Američka Agencija za hranu i lekove sprovela je istragu o događajima koji su doveli do ovih prekomernih izlaganja u svih 6 zdravstvenih ustanova (FDA 2009a, FDA 2009b, FDA 2010a). Utvrđeno je da su pregledi vršeni na KT uređajima marke General Electric i Toshiba pri čemu protokoli koji su primenjivani na pacijentima nisu bili kreirani od strane proizvođača opreme već naknadno modifikovani od strane medicinskog osoblja. Na osnovu uvida u postojeće KT protokole i podataka dostupnih u literaturi utvrđeno je takođe i da protokoli preporučeni od strane proizvođača opreme nisu mogli da dovedu do prekomernih izlaganja pacijenata koja bi rezultovala pojavom determinističkih efekata. Međutim, proizvođači medicinske opreme mogu značajno da doprinesu smanjivanju verovatnoće za nastanak ovakvih događaja kroz pripremanje detaljnijih uputstava za korišćenje KT protokola kao i sprovođenjem temeljnijih obuka za rad na određenom KT uređaju (FDA 2010a, FDA 2010b).

Za specifične KT procedure neophodna je posebna obuka za radiološke tehničare na određenom tipu uređaja i protokolu KT snimanja. Na primer, korišćenje automatske kontrole ekspozicije (AEC) u cilju smanjivanja pacijentnih izlaganja zahteva posebna znanja i veštine. Uvođenje AEC može da zahteva izmenu drugih parametara u određenom protokolu te pre same primene na pacijentima ovakve izmene treba proveriti dozimetrijskim merenjima. Pored toga, implementacija softvera u postojeće KT protokole koji bi upozoravali na prekomerna pacijentna izlaganja značajno bi olakšala rad za operatera. U cilju prevencije prekomernih izlaganja kod procedure KT perfuzije mozga preporuka je da se alarmni nivo podesi na vrednost od 1 Gy za veličinu  $CTDI_{vol}$  (FDA 2010a).

S obzirom da prekomerna izlaganja kod procedure KT perfuzije mozga mogu da dovedu i do pojave determinističkih efekata američko Udruženje medicinskih fizičara strogo preporučuje implementaciju programa osiguranja i kontrole kvaliteta koji bi obezbedio primenu adekvatnih KT protokola u svakom pojedinačnom slučaju. Neophodno je da se na svakom KT uređaju dozimetrijskim merenjima utvrde vrednosti doznih veličina za određeni protokol KT snimanja a zatim da se na svakom pojedinačnom pacijentu te vrednosti prate (AAPM online).

Cilj istraživanja čiji rezultati su prikazani u ovom poglavlju bio je da se na postojećim KT protokolima utvrde nivoi pacijentnih izlaganja i ispituju mogućnosti za nastanak tkivnih reakcija kod pacijenata podvrgnutih proceduri KT perfuzije mozga. Istraživanje je obuhvatilo i poređenje protokola sa fiksnim i "šatl" režimom rada.

## 4.2 Materijali i metod

### 4.2.1 Podaci o protokolima i KT uređajima

Ispitivanje nivoa pacijentnih izlaganja kod procedure KT perfuzije mozga sprovedeno je na dva KT uređaja marke General Electric koji se za ovu vrstu snimanja koriste u okviru iste zdravstvene ustanove. Protokoli na oba KT uređaja kreirani su od strane proizvođača opreme i ne menjaju se tokom pregleda pojedinačnih pacijenata. Na jednom od KT uređaja dostupna su oba režima rada, fiksni i "šatl", dok drugi koristi samo fiksni režim rada. Karakteristike KT uređaja i korišćenih protokola prikazani su u Tabeli 4.2.1.

**Tabela 4.2.1:** Karakteristike KT uređaja i protokola na kojima se obavlja procedura KT perfuzije mozga.

Proizvođač/Model KT uređaja	Režim rada	Dužina skeniranja [mm]	U [kV]	I [mA]	t [s]	Kolimacija [mm]
General Electric/LightSpeed VCT	Fiksni	40	80	200	1	40
General Electric/HD 750	Fiksni	40	80	200	1	40
	"Šatl"	80	80	500	0.4	40

### 4.2.2 Merenja na pacijentima

Izlaganje pacijenata tokom procedure KT perfuzije mozga na ovim uređajima praćeno je tokom šestomesečnog perioda a monitoring je uključivao merenje doze na koži pacijenta i evidenciju vrednosti doznih veličina koje su prikazane na komandnoj konzoli,  $CTDI_{vol}$  i



DLP. Ovim delom istraživanja obuhvaćena su merenja sa ukupno 15 pacijenata. Na osnovu podataka sakupljenih za najmanje 5 pacijenata za dozu na koži,  $CTDI_{vol}$  i DLP izračunate su srednja vrednost, standardna devijacija, minimalna i maksimalna vrednost za svaki od tri dostupna protokola. Pored toga, kako bi bilo omogućeno poređenje sa što većim brojem publikovanih rezultata procenjena je i vrednost efektivnih doza.

Pre očitavanja sa komandne konzole prikazane vrednosti dozimetrijskih veličina verifikovane su merenjima na KT fantomu glave. Postupak merenja KT doznog indeksa i rezultati dati su u Prilogu B.

#### ***4.2.2.1. Merenje doze na koži pacijenta***

Doza na koži pacijenta merena je postavljanjem radiohromnog filma (Gafchromic® XR type, ISP Technologies Inc, Wayne, New Jersey, USA) na čelo pacijenta tokom KT procedure.

Osobine radiohromnih filmova čine ih veoma pogodnim za primenu u dozimetriji u medicini. Inicijalno, radiohromni filmovi korišćeni su u industriji (Saylor 1988, Chu 1990, McLaughlin 1991) i radioterapiji (Cheung 1999, Pai 1998, Muench 1991) ali povećana osetljivost na nižim vrednostima doza i optimizovana energetska zavisnost omogućili su njihovu primenu i u dijagnostičkoj i interventnoj radiologiji. Koriste se za merenje apsorbirane doze na koži pacijenata u kliničkim uslovima u mamografiji (Soliman 2015), KT dijagnostici (Boivin 2011) i u metodama prosvetljavanja a najčešće u interventnoj radiologiji i kardiologiji (Farah 2014, Farah 2015, Falco 2012, Bordier 2014). Pored toga, veoma su korisno sredstvo za testiranje raznih parametara u okviru sprovođenja kontrole kvaliteta dijagnostičkih rendgen-aparata (Boivin 2011, Rampado 2006, Gotanda 2009).

Princip rada radiohromnih filmova zasniva se na promeni boje filma usled ozračivanja pri čemu se ne zahteva dodatna hemijska obrada. Radiohromni filmovi imaju relativno malu osetljivost na vidljivu svetlost te mogu da se koriste i u prisustvu ambijentalnog svetla. U poređenju sa drugim vrstama dozimetara veoma su jednostavni za upotrebu (Rampado 2006, Gotanda 2009, Farah 2014, Soliman 2015). Nakon ozračivanja radiohromnog filma vrši se njegovo očitavanje pomoću kalibracionog filma, denzitometra ili komercijalno dostupnih skenera na osnovu prethodno određene krive osetljivosti. Radiohromni filmovi imaju niz prednosti u odnosu na druge dozimetre u dozimetriji niskoenergetskog rendgenskog zračenja. Dobra rezolucija, slaba energetska zavisnost i blizu tkivno-

ekvivalentni materijali od kojih se izrađuju čine ih pogodnim za određivanje distribucije doze u jakim radijacionim poljima sa visokim gradijentom doze (Devic 2004).

Komercijalno dostupni radiohromni filmovi Gafchromic® (ISP Technologies Inc, Wayne, New Jersey, USA) pokazali su se kao veoma korisni za merenje doze na koži pacijenta u cilju mapiranja doze u radioterapiji (Cheung 1999, Pai 1998, Muench 1991) i u interventnim procedurama (Dabin 2015). Model Gafchromic XR napravljen je od materijala visokog broja Z kako bi se njegova osetljivost prilagodila opsegu energija u dijagnostičkoj radiologiji (50-150 kVp). Dostupne su dve vrste Gafchromic XR filma, XR-R zasnovan je na refleksiji a XR-T na transmisiji.

Radiohromni filmovi koji su u okviru ovog istraživanja korišćeni na pacijentima prethodno su bili kalibrisani na konvencionalnom rendgen-aparatu koristeći napon od 80 kV i različite vrednosti jačine struje i vremena ekspozicije. Filmovi su kalibrisani u veličini apsorbovana doza a opseg vrednosti nalazio se u intervalu 0 – 765 mGy. Optička gustina korišćenih filmova očitavana je pomoću reflektivnog denzitometra X Rite model 500 (X Rite Inc, Grand Rapids, Michigan, USA).

#### ***4.2.2.2. Procena efektivne doze***

Za procenu rizika usled izlaganja jonizujućem zračenju koristi se efektivna doza. Koncept efektivne doze razvijen je za potrebe kontrole profesionalnih izlaganja u zaštiti od zračenja. Međutim, koristi se i u pacijentnoj dozimetriji za poređenje doza kod različitih dijagnostičkih procedura kao i za poređenje pacijentnih doza od istih vrsta pregleda u različitim zdravstvenim ustanovama.

Efektivna doza usled izlaganja jonizujućem zračenju nije merljiva fizička veličina. Za određivanje efektivne doze neophodno je poznavati apsorbovanu dozu u tkivima i organima, vrstu jonizujućeg zračenja kao i osetljivost pojedinih tkiva i organa (**Prilog A**). Apsorbovana doza u tkivima i organima za određene vrste dijagnostičkih pregleda određuje se merenjima u antropomorfnim fantomima ili Monte Karlo simulacijama (Bai 2012, Dierck 2015, Kwok 2013). Povezivanjem dobijenih vrednosti sa vrednostima određenih specifičnih dozimetrijskih veličina dobijaju se konverzioni koeficijenti koji omogućavaju brz proračun efektivne doze (Wang 2014, O'Donnell 2014, Shrimpton 2006, Bongartz 2004).

Efektivna doza u KT dijagnostici može se odrediti na osnovu formule:

$$E = k \cdot DLP \quad (4.1)$$

gde je  $k$  konverzioni koeficijent izražen u  $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$  koji zavisi od vrste KT pregleda i starosne dobi pacijenta a DLP vrednost proizvoda doze i dužine za celokupan KT pregled. U Tabeli 4.2.2 dati su konverzioni koeficijenti za pojedine vrste KT pregleda. Vrednosti za pedijatrijske pacijente, KT pregled glave i KT pregled glave i vrata predstavljaju konverzije koeficijente za proračun efektivne doze na osnovu DLP vrednosti koja je dobijena merenjem na KT fantomu glave. Ostali koeficijenti u Tabeli 4.2.2 odnose se na merenja u KT fantomu trupa.

**Tabela 4.2.2:** Konverzioni koeficijenti za proračun efektivne doze na osnovu proizvoda doze i dužine (Shrimpton 2006, Bongartz 2004).

Vrsta KT pregleda	Konverzioni koeficijent ( $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ )				
	Starosna dob				
	0 god	1 god	5 god	10 god	Odrasli
Glava i vrat	0.013	0.0085	0.0057	0.0042	0.0031
Glava	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0023
Vrat	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Pluća	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen i karlica	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015
Trup	0.044	0.028	0.019	0.014	0.015

Za procenu efektivne doze u okviru ovog istraživanja korišćena je vrednost  $0.0023 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$  za konverzioni koeficijent i srednja vrednost proizvoda doze i dužine za određeni protokol KT snimanja.

### 4.2.3 Merenja na fantomu

U cilju određivanja doze za očno sočivo tokom procedure KT perfuzija mozga izvršena su merenja na fantomu. Za merenje su korišćeni antropomorfni fantom Alderson-Rando (Phantom Laboratory, Salem, New York, USA) i termoluminiscentni dozimetri na bazi litijum-fluorida TLD 100 (Harshaw, Cleveland, Ohio, USA). S obzirom na geometriju izlaganja i mogućnost apsorbovanja velike doze zračenja tokom ove vrste pregleda paralelno sa merenjima doze za očno sočivo izvršena su i merenja doza unutar fantoma što je omogućilo jasniji prikaz distribucije doze u glavi pacijenta tokom procedure KT perfuzija mozga.

Doza na koži merena je i na fantomu koristeći radiohromni film. Zabeležene su i vrednosti za  $CTDI_{vol}$  i DLP na osnovu čega je procenjena efektivna doza. Merenja su vršena u uslovima primenjenog protokola za KT perfuzije mozga na uređaju General Electric/HD 750 u fiksnom režimu rada.

#### **4.2.3.1. Alderson Rando fantom**

Za određivanje doza u pojedinim organima i tkivima neophodna je primena antropomorfnih fantoma kojima se precizno modeluje humana anatomija. Merenja u pacijentnoj dozimetriji se veoma često sprovode na fantomima različitih nivoa složenosti i namene (Zankl 1993, Snyder 1969, Rosenstain 1992, Moores 1993). Funkcija fantoma je da simulira transport rendgenskog zračenja kroz telo pacijenta u smislu apsorpcije i rasejanja i da omogućuje merenje i proračun doza u uslovima koji reflektuju kliničku praksu. Antropomorfnih fantomi se izrađuju od materijala koji su vrlo slični sastavu ljudskog organizma. Voda predstavlja veoma dobar substituent za meko tkivo a epoksi smole su najpogodniji tkivnoekvivalentni materijal. Materijali koji predstavljaju substituent za meka tkiva, kosti, mišiće, kožu i pluća imaju pogodan atomski broj, gustinu i osobine slabljenja za energije koje se koriste u dijagnostičkoj radiologiji.

Jedan od najpoznatijih antropomorfnih fantoma koji predstavlja glavu i trup prosečnog odraslog pacijenta je Alderson Rando fantom. Sastoji se od 25 transferzalnih slojeva sa mrežom za postavljanje dozimetara unutar fantoma. Napravljen je od materijala dobijenog od ljudskih kostiju i sintetičke plastike a gustina elektrona, efektivni atomski broj i specifična težina odgovaraju sastavu ljudskog mišića (The Phantom Laboratory 2011). Za potrebe merenja u okviru ovog istraživanja korišćena je samo glava Alderson Rando fantoma prikazana na Slici 4.2.1a. Glava fantoma sastoji se od 10 transferzalnih slojeva. Na Slici 4.2.1b prikazan je položaj radiohromnog filma na glavi fantoma tokom merenja.



(a)



(b)

**Slika 4.2.1:** Alderson Rando fantom: (a) glava fantoma i (b) položaj radiohromnog filma tokom merenja.

#### **4.2.3.2. Termoluminiscentni dozimetri**

Jedna od preciznijih metoda za merenje doze jeste termoluminiscentna dozimetrija. Zasniva se na efektu termoluminiscencije odnosno emitovanja svetlosti usled zagrevanja termoluminiscentnog materijala koji je prethodno bio izložen jonizujućem zračenju. Slobodni elektroni i šupljine koji u termoluminiscentnom materijalu nastaju kao posledica izlaganja jonizujućem zračenju nalaze se u metastabilnom stanju sve do momenta zagrevanja kada se emituje kriva isijanja. Ukoliko nosioci naelektrisanja spontano napuštaju metastabilno stanje pre momenta očitavanja, informacija o dozi se gubi. Verovatnoća za ovaj proces zavisi od prirode termoluminescentnog materijala i temperature na kojoj se nalazi a procentulani gubitak informacije naziva se feding. Idealan termoluminescentni materijal treba da bude u pogodnom obliku, ima energetska zavisnost sličnu tkivu, zanemarljiv feding u periodu od nekoliko nedelja i dozni opseg od 10  $\mu\text{Gy}$  do 1 Gy.

Širok spektar tkivnoekvivalentnih termoluminiscentnih materijala koji mogu biti u formi pudera, štapića ili tablete čine ih veoma pogodnim za dozimetrijska merenja (Kron 1999). Najčešće korišćeni termoluminiscentni materijali su LiF, CaF<sub>2</sub>:Mn, CaSO<sub>4</sub>:Tm, Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>:Cu, LiF:Mg,Ti (Cember 2009). Litijum fluorid je najpogodniji materijal za procenu izlaganja jer mu je efektivni atomski broj (8.31) vrlo sličan efektivnom atomskom broju tkiva (7.64) (Johns 1983).

Termoluminiscentni dozimetri (TLD) koriste se veoma često za potrebe dozimetrijskih merenja. Trenutno se smatraju najpogodnijim dozimetrom u monitoringu profesionalno izloženih lica a s obzirom na male fizičke dimenzije mogu se koristiti i u pacijentnoj

dozimetriji jer svojim prisustvom ne remete kvalitet dijagnostičke slike (Broadhead 1997, Dong 2002). Pored toga, mogu se upotrebiti i za direktna merenja doze u tkivu i telesnim šupljinama gde drugi detektori kao što je na primer jonizaciona komora ne mogu da se koriste (Khan 2003). Značajna karakteristika TL dozimetara je stabilnost informacije u vremenu a osnovni nedostatak jeste nemogućnost direktnog očitavanja doze i merna nesigurnost dozimetra kao mernog instrumenta.

#### ***4.2.3.3. Merenje doze za očno sočivo***

Doza za očno sočivo tokom procedure KT perfuzija mozga merena je postavljanjem TL dozimetara na poziciju levog i desnog oka na glavi Alderson Rando fantoma. Korišćeni su trakasti dozimetri (dimenzije 3.2x3.2x0.9 mm) na bazi litijum fluorida MTS 100 (Poland), po četiri na poziciji levog i desnog oka. Za precisnije pozicioniranje očnog sočiva tokom merenja korišćen je i build-up materijal (bolus) debljine 5 mm (Butson 2000). Doza za očno sočivo određena je kao srednja vrednost očitavanja sa četiri dozimetra.

#### ***4.2.3.4. Merenje doze unutar glave fantoma***

Distribucija doze u glavi pacijenta tokom procedure KT perfuzija mozga određena je merenjem doza u glavi fantoma Alderson Rando. TL dozimetri na bazi litijum fluorida TLD 100 (Harshaw, Cleveland, Ohio, USA) u obliku štapića (dimenzije 1x6 mm) postavljeni su u ukupno 58 otvora u 8 slojeva glave fantoma (od drugog do devetog sloja).

Pre postavljanja u fantom TL dozimetri su prethodno kalibrisani u veličini apsorbovana doza u uslovima 81 kV i 10.78 nC/mGy. TL dozimetri očitavani su na TL čitaču Harshaw 3500 (Harshaw).

### **4.3 Rezultati i diskusija**

Vrednosti za dozu na koži,  $CTDI_{vol}$ , DLP i efektivnu dozu za merenja na pacijentima prikazani su u Tabeli 4.3.1 a za merenja na fantomu u Tabeli 4.3.2. Za isti protokol KT pregleda rezultati dobijeni merenjima na pacijentima i fantomu imali su vrlo slične vrednosti što je opravdalo sprovođenje daljih merenja na fantomu. Distribucija doze unutar glave fantoma prikazana je na Slikama 4.3.1 i 4.3.2.

#### **4.3.1 Poređenje fiksnog i "šatl" režima rada**

Ispitivanje pacijentnih izlaganja u proceduri KT perfuzija mozga sprovedeno je na dva KT uređaja i ukupno tri protokola KT snimanja. Parametri ekspozicije isti su za sva tri

protokola snimanja (80 kV, 200 mAs, kolimacija snopa 4 mm) dok se dužina skeniranja razlikuje u slučaju "šatl" režima rada. Parametri ekspozicije koji se koriste na ispitivanim KT protokolima odgovaraju parametrima ekspozicije iz drugih istraživanja (Hirata 2005a, Hirata 2005b, Mnyusiwalla 2009, Cohnen 2006). Na osnovu prethodno publikovanih podataka u nekim protokolima koriste se čak i veće vrednosti za napon (Hirata 2005a, Cohnen 2006). Za fiksni režim rada mogu se uočiti niže vrednosti doznih veličina na KT uređaju GE HD 750 u poređenju sa GE LightSpeed VCT. "šatl" režim rada rezultovao je najnižim vrednostima za sve četiri dozne veličine dok su najveće vrednosti zabeležene za fiksni režim rada na istom KT uređaju, GE HD 750.

CTDI<sub>vol</sub> vrednost na "šatl" režimu rada drastično se razlikuje u odnosu na fiksne režime rada na oba KT uređaja. DLP vrednost je manja ali ne tako značajno imajući u vidu veću dužinu skeniranja i definiciju DLP veličine (proizvod doze i dužine). U studiji ispitivanja protokola koji se primenjuje na pacijentima sa moždanim udarom et.al (Mnyusiwalla 2009) vrednost za DLP za protokol KT perfuzija mozga iznosila je 2663.6 mGy·cm što je vrlo slično vrednostima dobijenim u okviru ovog istraživanja. Procenjena vrednost efektivne doze takođe je manja kod protokola koji radi u "šatl" režimu rada. Značajno manja vrednost za "šatl" režim rada uočena je i kod doze na koži pacijenta, 2 - 2.5 puta manja u poređenju sa fiksnim režimima rada na oba KT uređaja. Smanjene vrednosti doznih veličina smanjuju verovatnoću za nastanak stohastičkih efekata a smanjenje doze na koži značajno smanjuje verovatnoću za dostizanje praga za nastanak determinističkih efekata usled ponovljenih pregleda na istom pacijentu. Stoga se preporučuje primena "šatl" režima rada u protokolima za proceduru KT perfuzija mozga.

**Tabela 4.3.1:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti, doza na koži pacijenta i procenjena vrednost efektivne doze: merenje na pacijentima u kliničkim uslovima.

KT uređaj/režim rada	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	DLP [mGy·cm]	Doza na koži [mGy]	Efektivna doza [mSv]
	Srednja vrednost ± st dev (min – max)			Srednja vrednost
General Electric LightSpeed VCT/fiksni	590 ± 0.25 (590 – 591)	2360 ± 3 (2362 – 2369)	690 ± 180 (479 – 906)	5.4
General Electric HD 750/fiksni	686 ± 0.0 (686 – 686)	2740 ± 4 (2743 – 2749)	800 ± 20 (784 – 814)	6.3
General Electric HD 750/"šatl"	230 ± 6 (223 – 233)	2120 ± 450 (1865 – 2648)	340 ± 80 (266 – 431)	4.9

**Tabela 4.3.2:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti, doza na površini fantoma i procenjena vrednost efektivne doze: merenje na fantomu.

KT uređaj/režim rada	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	DLP [mGy·cm]	Doza na koži [mGy]	Efektivna doza [mSv]
General Electric HD 750/fiksni	655	2720	510	6.3

### 4.3.2 Efektivna doza

Efektivna doza kod procedure KT perfuzija mozga bila je predmet proračuna i u drugim istraživanjima (Mnyusiwalla 2009, Cohnen 2006) a vrednost efektivne doze kretala se između 1 i 5 mSv. Varijacije u vrednosti efektivne doze posledica su korišćenja različitih parametara ekspozicije a takođe i različitih metoda za procenu efektivne doze. Kao metode procene efektivne doze korišćeni su konverzioni koeficijenti na osnovu poznavanja DLP vrednosti (Mnyusiwalla 2009) i tkivni težinski faktori na osnovu apsorbovanih doza izmerenih u organima (Cohnen 2006). U ovom istraživanju za procenu efektivne doze korišćen je konverzioni koeficijent za KT pregled glave i srednja vrednost DLP za pojedinačni protokol a srednja vrednost efektivne doze nalazi se u opsegu 4.9-6.3 mSv u zavisnosti od korišćenog protokola KT snimanja. Proračun efektivne doze na osnovu merenja na fantomu dao je vrednost od 6.3 mSv. Sa aspekta preciznosti procene efektivne doze trebalo bi u narednim istraživanjima za ovu vrstu procedure uporediti metod konverzionih koeficijenata sa proračunima na osnovu izmerenih apsorbovanih doza po organima.

### 4.3.3 Doza na koži pacijenta

Apsorbovane doze koje su pomoću radiohromnih filmova merene na čelu pacijenata tokom procedure KT perfuzije mozga iznosile su manje od 1 Gy za svih 15 pacijenata što je ispod praga za nastanak privremene (3 Gy) ili trajne epilacije (7 Gy) na koži (Kyoizumi 1998, Wagner 1994). Međutim, pacijenti sa cerebrovaskularnim oboljenjima veoma često su predmet ponovljenih pregleda te prag za nastanak determinističkog efekta može veoma lako da se dostigne. Preporuka je da maksimalna doza na koži pacijenta u proceduri KT perfuzija mozga ne iznosi više od 0.5 Gy (FDA 2009a, FDA 2009b, FDA 2010a). Ova vrednost dobijena je analizom protokola koji je u bolnici Cedar-Sinai bio inicijalno implementiran od strane proizvođača opreme kao i pregledom postojeće literature.



Vrednosti za dozu na koži na fiksnim protokolima u ovom istraživanju nalaze se u opsegu 0.5 – 1 Gy što je iznad preporučene vrednosti ali ispod praga za nastanak determinističkog efekta. Vrednosti za dozu na koži na protokolu koji radi u "šatl" režimu rada su ispod preporučene vrednosti od 0.5 Gy što još jedanput ukazuje na značaj primene ovog režima rada u zaštiti pacijenata.

#### 4.3.4 Doza za očno sočivo

Procedura KT perfuzije mozga veoma je značajna u dijagnostici cerebrovaskularnih oboljenja i donošenju odluka o daljem tretmanu pacijenata. Međutim, ovakve procedure mogu rezultovati veoma visokom pacijentnom dozom te je monitoring pacijenata tokom snimanja od suštinske važnosti. Zbog geometrije izlaganja tokom ove KT procedure neophodno je razmotriti i lokalnu distribuciju doze unutar glave pacijenta. Stoga izlaganje pacijenata u proceduri KT perfuzije mozga ne opisuje se samo merenjima doze na koži ili  $CTDI_{vol}$  i DLP vrednostima koje su dostupne na komandnoj konzoli.

Merenjima koja su sprovedena na fantomu dobijene su vrednosti doze za desno i levo očno sočivo a iznosile su 53 mGy i 51 mGy, respektivno. Ranije se smatralo da se prag doze za nastanak katarakte nalazi u opsegu 2 – 5 Gy. Međutim, novija istraživanja pokazuju drugačije odnosno da se prag doze za kataraktu dostiže već sa 0.5 Gy apsorbirane doze (Ciraj-Bjelac 2010c, Ainsbury 2009). Dobijene vrednosti značajno su ispod utvrđenog praga. U nekim drugim studijama doze za očno sočivo bile su u opsegu 5.5 – 127.2 mGy uzimajući u obzir različite parametre ekspozicije (Hirata 2005a, Cohnen 2006). Za iste parametre ekspozicije koji su korišćeni u ovom istraživanju vrednost doze za očna sočiva nalazila se u opsegu 7.9 – 22.8 mGy. Međutim, korišćeni su i različiti pristupi merenjima jer su sprovedena na različitim KT uređajima koristeći različite fantome. Pored toga, varijacije u odgovoru TL dozimetara mogu iznositi i do 15% (Fairbanks 1993). Takođe, treba uzeti u obzir i činjenicu da su merenja na fantomu vršena na fiksnom protokolu KT uređaja General Electric HD 750 koji na osnovu podataka iz Tabele 3.3.1 daje veće vrednosti doza u poređenju sa druga dva dostupna protokola.

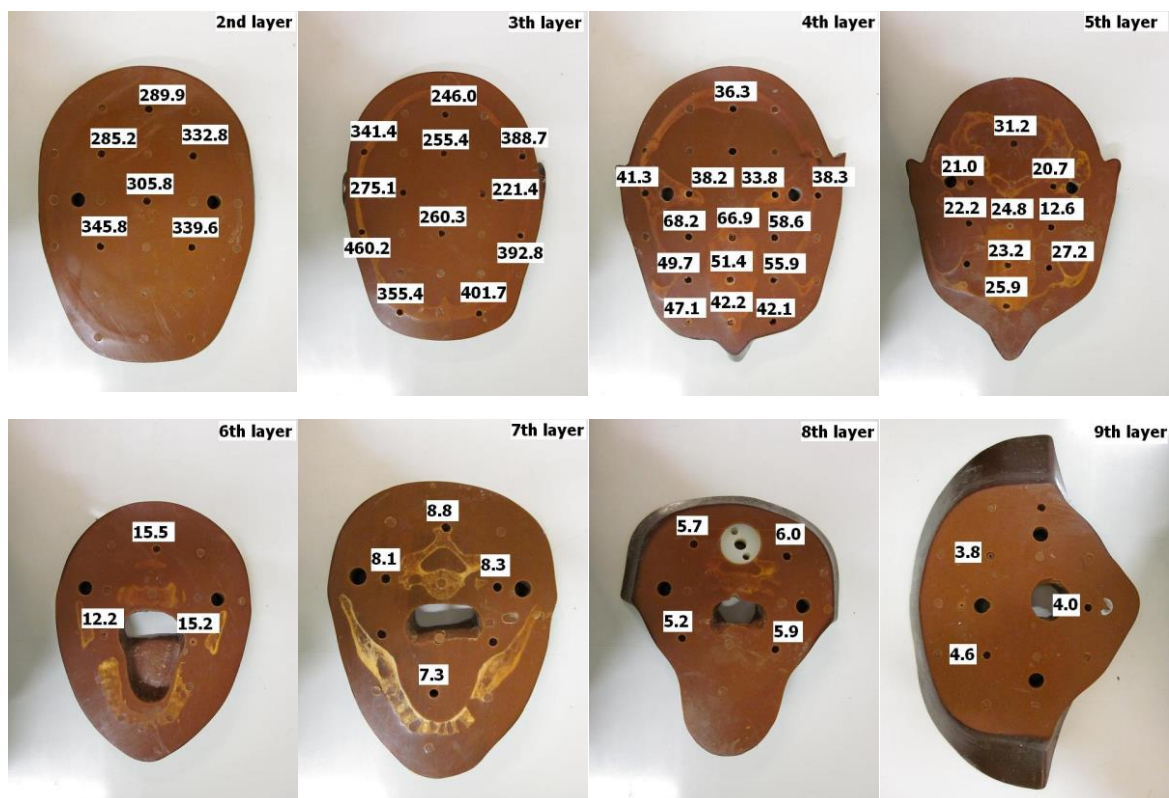
S obzirom da bi merenje doze na očnom sočivo na pacijentima moglo da poremeti kvalitet dijagnostike usled prisustva stranog tela u snopu rendgenskog zračenja a i značajno bi otežalo pregled pacijentima poželjno je odrediti odnos izmerene doze na koži i doze za očno sočivo. U ovom slučaju taj odnos iznosi  $\sim 10\%$ . U jednom drugom istraživanju došlo se do vrednosti 3.0 – 5.6 % (Hirata 2005a). Veća vrednost koja je dobijena u okviru

ovog istraživanja može biti posledica manjeg broja merenja jer su rezultati dobijeni na osnovu jednog seta merenja te krajnje vrednosti nisu određene kao srednja vrednost uzastopnih merenja.

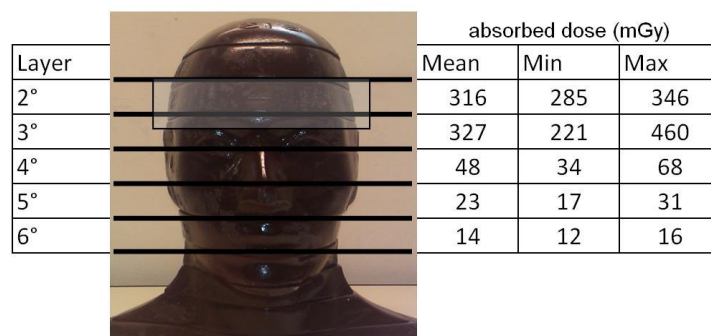
#### **4.3.5 Distribucija doze unutar fantoma**

Iako je utvrđeno da su kod procedure KT perfuzija mozga kritični organi koža i očno sočivo u ovom istraživanju apsorbovana doza merena je i unutar glave fantoma, Slike 4.3.1 i 4.3.2. Najveće vrednosti izmerene su u drugom i trećem sloju glave fantoma. Maksimalna vrednost izmerene doze u fantomu iznosila je 460 mGy a doza na koži bila je 510 mGy. Za iste parametre ekspozicije drugi autori dobili su 362.9 mGy i 712.7 mGy za maksimalnu dozu u fantomu i dozu na koži, respektivno (Hirata 2005a). Međutim, navedene vrednosti odnose se samo na merenja u visini bazalne ganglije te poređenje ima smisla samo sa vrednostima dobijenim iz drugog i trećeg sloja glave fantoma u ovom istraživanju. Srednja vrednost doze za drugi i treći sloj koji odgovaraju nivou bazalne ganglije iznosi 316 i 327 mGy (Slika 3.3.2), respektivno. Izmerene vrednosti doza koje su prikazane na Slici 3.3.1 pokazuju da za korišćeni protokol KT snimanja prag za nastanak determinističkih efekata ne može biti prekoračen ukoliko se ne razmatra mogućnost ponovljenih pregleda.

Iako su se neka od dosadašnjih istraživanja bavila utvrđivanjem odnosa distribucije doze u glavi pacijenta i vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP koje su prikazane na komandnoj konzoli (Mnyusiwalla 2009) dalja istraživanja trebalo bi usmeriti ka utvrđivanju jasnije veze između doznih veličina prikazanih na komandnoj konzoli i distribucije doze unutar glave pacijenta. Ovim bi bilo omogućeno sprečavanje dostizanja praga doze za nastanak determinističkih efekata u svakom pojedinačnom slučaju.



**Slika 4.3.1:** Distribucija doze unutar fantoma: vrednosti su prikazane u mGy za svaki od položaja TL dozimetara unutar 8 slojeva fantoma.



**Slika 4.3.2:** Distribucija doze unutar fantoma: srednja vrednost, minimalne i maksimalne vrednosti izražene u mGy za 5 slojeva unutar fantoma (drugi do šesti sloj).

#### 4.3.6 Mogućnosti za optimizaciju protokola KT perfuzija mozga

Mogućnosti za optimizaciju protokola KT perfuzija mozga bile su predmet brojnih istraživanja (Hirata 2005b, Wintermark 2000, Murase 2005). Poređeni su protokoli koji koriste napone od 80 i 120 kV pri čemu je utvrđeno da je efektivna doza u slučaju protokola sa 80 kV čak četiri puta manja (Cohnen 2006). Korišćenje napona od 80 kV

preporučeno je i zbog uvećanja kontrasta u KT slici (Wintermark 2000). Takođe, promenljivi interval skeniranja predložen je kao metod za smanjivanje pacijentnih izlaganja u proceduri KT perfuzija mozga (Hirata 2005b). Utvrđeno je da za koeficijent korelacije od 0.9 za sve parametre moždane perfuzije doza može biti smanjena do 58.3 % od inicijalne vrednosti ako se vrši kontinualno formiranje od po deset KT slika u intervalu od po 2 s jer interpolacija daje zadovoljavajuće rezultate u pogledu kvaliteta dijagnostike. Pored toga, vršena su i poređenja različitih vrsta KT uređaja. Ispitivane su mogućnosti za korišćenje 256-slajsnog KT uređaja u proceduri KT perfuzije mozga (Murayama 2009) a poređene su i distribucije doze u glavi pacijenta na 64-slajsnom i 4-slajsnom KT uređaju (Cohnen 2006). Uvođenje ASIR algoritma za formiranje KT slike omogućava smanjivanje jačine struje sa 200 mA na 160 mA što značajno može da doprinese smanjivanju pacijentne doze.

U okviru ovog istraživanja doza na koži pacijenta na fiksnim protokolima nalazila se između 0.5 i 1 Gy. Iako dobijene vrednosti nisu dostizale prag za nastanak determinističkog efekta na osnovu FDA proporuke vrednost za dozu na koži ne bi trebala da prelazi 0.5 Gy. Sa druge strane protokol sa "šatl" režimom rada nije davao vrednosti veće od 0.5 Gy.

Na osnovu analize rezultata dobijenih u okviru ovog istraživanja, FDA proporuke i podataka dostupnih u postojećoj literaturi može se zaključiti da optimalno korišćenje protokola za KT perfuzije mozga uključuje primenu napona od 80 kV, 160 mA uz ASIR algoritam i "šatl" režim rada što bi naravno trebalo ispitati merenjima na fantomu pre same implementacije u kliničku praksu.

#### **4.4 Zaključak**

"šatl" režim rada pokazao je značajno manje vrednosti doznih veličina. Smanjene su vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP te je smanjena i efektivna doza kao mera rizika za nastanak stohastičkih efekata. Pored toga, doza na koži pacijenta manja je u poređenju sa fiksnim režimom rada i nalazi se ispod preporučene vrednosti od 0.5 Gy što značajno smanjuje verovatnoću za nastanak determinističkih efekata čak i u slučaju ponovljenih pregleda. Stoga, prednost u proceduri KT perfuzija mozga treba dati "šatl" režimu rada u odnosu na KT protokole sa fiksnim režimima rada. Izmerene vrednosti doze za očno sočivo iznosile su 10 puta manje o praga za nastanak katarakte.

Iako su procenjene vrednosti za dozu za kožu i očno sočivo u okviru ovog istraživanja bile ispod praga za nastanak determinističkih efekata, pacijenti sa cerebrovaskularnim

oboljenjima često su izloženi ponovljenim pregledima te prag za nastanak determinističkih efekata može lako biti dostignut. Procedura KT perfuzija mozga je veoma važan metod u dijagnostici i terapiji cerebrovaskularnih oboljenja. Međutim, doza koju pacijent primi tokom ovakve procedure može da bude veoma visoka. Stoga je pre implementacije procedure KT perfuzija mozga u kliničku praksu neophodno ispitati nivo pacijentnih izlaganja za svaki od dostupnih KT protokola. Takođe, proveru nivoa izlaganja treba vršiti i na svakom pojedinačnom pacijentu. Najbolji način za sprovođenje monitoringa nad pacijentima bio bi na osnovu doznih indikacija dostupnih na komandnoj konzoli. Stoga bi buduća istraživanja trebalo usmeriti ka uspostavljanju jednoznačnijeg odnosa između doznih veličina koje se prikazuju na komandnoj konzoli i doza za kožu i očno sočivo.

#### 4.5 Objavljeni radovi

Rezultati istraživanja u okviru doktorske disertacije koji su prikazani u ovom poglavlju objavljeni su kao sledeće publikacije:

1. **Arandjic D.**, Bonutti F., Biasizzo E., Ciraj-Bjelac O., Floreani M., Giustizieri M., Iaiza F., Inkoom S., Tommasini G., Padovani R.: *Radiation doses in cerebral perfusion computed tomography: patient and phantom study*, - Radiation Protection Dosimetry, Vol 154, No 4, 2013, pp. 459-464.

## Poglavlje 5

# Izloženost pacijenata u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji

### 5.1 Uvod

Snimanje dece na rendgen-aparatima za kompjuterizovanu tomografiju neosporno doprinosi bržem uspostavljanju dijagnoze i kvalitetnijem lečenju. Međutim, pacijentna doza za dete u KT dijagnostici je veoma visoka. Na osnovu rezultata istraživanja objavljenih početkom 2001. godine (Brenner 2001a, Donnelli 2001, Paterson 2001), utvrđeno je da rizik za nastanak fatalnog karcinoma kod dece podvrgnute KT snimanjima iznosi približno 1 u 1000. Deca su osetljivija na zračenje od odraslih pacijenata usled bržeg razmnožavanja ćelija i nesposobnosti da se oporave od mutacija izazvanih jonizujućim zračenjem. Pored toga, očekivani životni vek je duži kod dece te je verovatnoća za razvoj radijacionog karcinoma veća nego kod odraslih.

Mnoga istraživanja pokazuju da se broj KT pregleda kod dece rapidno povećava (Shrimpton 2006, Moss 2006, Tsapaki 2006, Blackwell 2007, Brenner 2001a, Wiest 2002). Od ukupnog broja KT pregleda od 2 do 5 % su pregledi na pedijatrijskim pacijentima (Mettler 2008, Tenkanen-Rautakoski 2008). Takođe, utvrđeno je da se u mnogim ustanovama kod snimanja dece koriste isti parametri ekspozicije kao za odrasle pacijente, što rezultuje znatno većom dozom za dete (Pages 2003, Brenner 2001a, Donnelli 2001, Paterson 2001). Ova saznanja inicirala su sakupljanje podataka o pacijentnim dozama širom sveta na nacionalnom (Papadimitriou 2003, Shrimpton 2006, Galanski 2007, Verdun 2008) i međunarodnom nivou (Muhogora 2009, Muhogora 2010, Vassileva 2012, Vassileva 2013).

Koncept DRL uveden je da bi se lakše pratio trend pacijentnih doza, ukazalo na lošu i promovisala dobra praksa, što za krajnji cilj ima smanjivanje pacijentnih doza. Brojna istraživanja na temu izlaganja pacijenata u pedijatrijskoj KT dijagnostici rezultovala su i uspostavljanjem vrednosti za DRL na nacionalnom (Shrimpton 2006, Galanski 2007, Verdun 2008) i međunarodnom nivou (Vassileva 2015).

S obzirom da sistematsko ispitivanje nivoa izlaganja pacijenata u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji nikada nije sprovedeno cilj istraživanja čiji rezultati su prikazani u ovom poglavlju bio je da se izvrši sakupljanje podataka o pacijentnim dozama kod snimanja pedijatrijskih pacijenata na KT uređajima u Srbiji.

## 5.2 Materijali i metod

### 5.2.1 Podaci o ustanovama i KT uređajima

U Srbiji postoje četiri specijalizovane pedijatrijske ustanove a tri su opremljene sa KT uređajima. Podaci o nivou pacijentnih izlaganja u pedijatrijskoj KT dijagnostici sakupljeni su iz tri bolnice i reprezentuju tipičnu praksu u našoj zemlji. Podaci su tretirani anonimno u smislu ličnih podataka pacijenata kao i podataka o zdravstvenim ustanovama u kojima je istraživanje sprovedeno. Stoga su KT uređaji označeni slovima A, B i C a njihove osnovne karakteristike kao i broj obavljenih KT pregleda na godišnjem nivou prikazani su u Tabeli 5.2.1.

**Tabela 5.2.1:** Karakteristike KT uređaja i broj pregleda na godišnjem nivou.

Bolnica	Proizvođač/ Model KT uređaja	Broj detektora	Godina instalacije	Dostupnost automatske kontrolne ekspozicije	Broj obavljenih pregleda na godišnjem nivou*			
					Glava	Pluća	Abdomen	Ukupan broj pregleda
A	Siemens/Somatom Emotion 16	16	2008	Da	1137	51	91	1400
B	Toshiba/Aquilion 16 General	16	2009	Da	318	102	108	700
C	Electric/BrightSpeed S	16	2008	Da	900	84	60	1170

\*odnosi se na 2010. godinu

### 5.2.2 Dozimetrijski protokol

Sakupljanje podataka o nivoima pacijentnih izlaganja izvršeno je koristeći dozimetrijski protokol preporučen od strane MAAE (Vassileva 2013). Podaci su prikupljeni za tri standardna KT pregleda (glava, pluća i abdomen) i 4 različite starosne grupe pacijenata

mlađih od 15 godina ( $< 1$ ,  $1 - <5$ ,  $5 - <10$  i  $10 - 15$  godina). Za određenu vrstu KT pregleda prikupljeno je između 5 i 10 pacijenata za svaku starosnu grupu. Za svakog pacijenta zabeleženi su volumetrijski KT dozni indeks ( $CTDI_{vol}$ ) i proizvod doze i dužine (DLP) kao i korišćeni parametri ekspozicije: napon rendgenske cevi (U), proizvod jačine anodne struje i vremena rotacije rendgenske cevi (Q) i vreme rotacije rendgenske cevi (t). Podaci o tehnici snimanja (projekcija topograma, mod, ugao gentrija, kolimacija snopa, pitch faktor i broj faza po pregledu) takođe su zabeleženi za svakog pacijenta. Za  $CTDI_{vol}$  i DLP izračunate su srednja vrednost, standardna devijacija, minimalna i maksimalna vrednost za svaki od tri vrste pregleda i četiri starosne grupe. Za protokole koji su koristili automatsku kontrolu ekspozicije proizvod jačine struje i vremena rotacije određen je kao srednja vrednost očitanih vrednosti za pojedinačne preseke duž cele skenirane regije. Pored toga, beleženi su i podaci o pacijentima (godište, masa i visina pacijenta).

Podaci su sakupljeni očitavanjem vrednosti koje su date na komandnoj konzoli. Pre očitavanja sa komandne konzole prikazane vrednosti dozimetrijskih veličina verifikovane su merenjima na KT fantomu glave. Postupak merenja KT doznog indeksa i rezultati dati su u Prilogu B. Različiti proizvođači KT uređaja koriste različite opcije za prikaz podataka o pregledu pacijenta. U praksi, podaci o pregledu pacijenta nalaze se ili na radnoj stanici (komandnoj konzoli) ili se čuvaju kao digitalni zapis na CD-u u DICOM formatu. Očitavanje podataka sa komandne konzole je jednostavan postupak jer su svi podaci o KT pregledu prikazani na jednom mestu. Kada se podaci sa radne stanice prebace na CD, za njihovo očitavanje neophodno je posedovati odgovarajući program. Za prikupljanje podataka na KT uređaju Siemens Somatom Emotion 16 dovoljno je podatke o pregledu koji su narezani na CD otvoriti u programu Syngo Viewer koji je dostupan na sajtu proizvođača uređaja [www.siemens.com](http://www.siemens.com). Podaci o pacijentu spremljeni su u DICOM formatu, a program omogućava lako očitavanje doznih vrednosti kao i parametara ekspozicije. Za prikupljanje podataka na KT uređaju Toshiba Aquilion 16 dovoljno je podatke o pregledu koji su narezani na CD-u otvoriti u programu VITAL. U konkretnom slučaju, program VITAL bio je instaliran na pomoćnoj radnoj stanici. Podaci o vrednostima  $CTDI_{vol}$  očitani su sa radne stanice, dok su vrednosti DLP određene na osnovu  $CTDI_{vol}$ , poznavajući širinu i broj preseka. Displej za prikaz doznih vrednosti koji se javlja otvaranjem podataka u DICOM formatu u programima Syngo Viewer i VITAL prikazan je na Slici 5.2.1.



Scan	KV	mAs / ref.	CTDIvol	DLP	TI	cSL
1	110				3.4	0.6
2	110	110 / 170	17.68	315	1.0	1.2
3	110	110 / 170	17.68	315	1.0	1.2

0.000000	Estimated Dose Saving
5.700000	CTDIvol
44629.1262226648.694562	REL Study Instance UID

Slika 5.2.1: Izgled displeja kod očitavanja podataka u programu: (a) Syngo Viewer i (b) VITAL.

## 5.3 Rezultati i diskusija

### 5.3.1 Broj KT pregleda

Podaci o broju pregleda na godišnjem nivou preuzeti su iz arhiva bolnica. Pregledavanjem dostupne dokumentacije utvrđeno je da se najčešće obavljaju KT pregledi glave, pluća i abdomena što je u skladu sa preporukom MAAE. KT pregled glave predstavlja najfrekventniju vrstu pregleda sa udelom od 81, 45 i 77% u bolnicama A, B i C, respektivno. Sakupljanje podataka o KT praksi u 40 zemalja u Evropi, Aziji, Africi i Južnoj Americi koje je u 2010. godini sprovedeno od strane MAAE pokazalo je slične rezultate koji su uočeni i u okviru ovog istraživanja (Vassileva 2012, Vassileva 2013). U većini zemalja najfrekventnija vrsta KT pregleda bio je pregled glave sa usrednjenim udelom od 72% dok je samo u nekoliko slučajeva prijavljeno češće sprovođenje KT pregleda abdomena. Pokazano je takođe da ne postoje značajna odstupanja između različitih regija u svetu obuhvaćenih ovim istraživanjem.

Značajno manji broj pregleda na godišnjem nivou obavi se u okviru bolnice B u poređenju sa druge dve pedijatrijske ustanove pri čemu je i udeo KT pregleda glave u ukupnom broju pregleda manji od 50%. Razlog za ovakav trend je dostupnost uređaja za magnetnu rezonancu u okviru bolnice B. Iako brojna istraživanja pokazuju da KT pregled glave kod dece u slučaju saobraćajnih nesreća smanjuje potrebu za dijagnostičkim hirurškim intervencijama i broj smrtnih ishoda (Strauss 2009) postoje takođe i čvrsti dokazi za korišćenje alternativnih modaliteta snimanja kao što su ultrazvuk i MR (Amis 2007). Pacijenti sa hroničnim oboljenjima često su izloženi ponovljenim KT pregledima a smatra se da mnogim slučajevima MR može da se koristi kao zamena (Ashley 2005). Stoga bi dostupnost uređaja za MR u bolnicama A i C značajno umanjila broj KT pregleda glave a time i ukupnu izloženost pedijatrijskih pacijenata.

### 5.3.2 Starosne grupe i veličina pacijenata

U okviru ovog istraživanja obuhvaćena su ukupno 222 pacijenta, 116 dečaka i 106 devojčica. Podaci o visini i težini pacijenata za četiri starosne grupe dati su u Tabeli 5.3.1. Prikazani podaci pokazuju da visina i težina pacijenata rastu srazmerno sa povećanjem starosne grupe. U nekim ranijim istraživanjima o nivoima izlaganja u KT dijagnostici starosne grupe pacijenata bile su podeljene na uzrast 0-15 godina, 16-40 godina i preko 40 godina (UNSCEAR 2010a). Jedno od najobimnijih sakupljanja podataka o izlaganjima u pedijatrijskoj KT dijagnostici na nacionalnom nivou koje je 2003. godine sprovedeno u Velikoj Britaniji obuhvatilo je tri starosne grupe pacijenata (0-1 godine, 5 i 10 godina starosti) (Shrimpton 2005). S obzirom da veličina pacijenta značajno varira u zavisnosti od uzrasta deteta kasnija istraživanja bila su bazirana na sakupljanju podataka za četiri starosne grupe (< 1, 1 - <5, 5 - <10 i 10 - 15 godina) (Galanski 2007, Verdun 2008, Vassileva 2013).

**Tabela 5.3.1:** Podaci o visini i težini pacijenata u okviru ovog istraživanja.

Starosna grupa	Visina	Težina
	Srednja vrednost $\pm$ st dev (min – max)	
0 – 1 god	61 $\pm$ 12 (34-85)	5 $\pm$ 3 (5-12)
1 – 5 god	97 $\pm$ 16 (60-128)	17 $\pm$ 6 (8-35)
5 – 10 god	131 $\pm$ 13 (95-169)	29 $\pm$ 10 (14-73)
10 – 15 god	164 $\pm$ 12 (138-185)	55 $\pm$ 14 (25-100)

Međutim, pokazano je da uzrast deteta ne predstavlja najrelevantniji parametar za odabir KT protokola. Veličina deteta se značajno razlikuje i za isti uzrast posebno kada je reč o bolesnoj deci. Izuzetak predstavlja KT pregled glave jer stepen razvijenosti lobanje zaista zavisi od starosti deteta (Ghotbi 2006, ICRP 2007, Suess i Chen 2002). Osim toga, rast lobanje je najveći u prve dve godine života deteta iako raste i kasnije do konačne veličine kod odraslih (Kleinman 2010). Težina pacijenta može biti koristan podatak kod odabira protokola snimanja (Ghotbi 2006, Kim i Newman 2010, Singh 2009). Međutim, dijametar pacijenta predstavlja pouzdaniji parametar jer je u direktnoj vezi sa putanjom fotona kroz telo pacijenta (Boone 2003, Haaga 2001, Kleinman 2010). Topogramski snimak koji prethodi samom KT pregledu i služi za pozicioniranje regije od interesa i postavljanje inicijalnih vrednosti u sistemu za automatsku kontrolu ekspozicije može da se koristi i za prikaz anatomije koja je predmet pregleda odnosno za odabir odgovarajućeg KT protokola.

Klinička indikacija takođe može da posluži kao osnov za odabir protokola KT pregleda (Singh 2009).

### 5.3.3 CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti i dužina skeniranja

Rezultati sakupljanja podataka za CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti i dužinu skeniranja za KT pregled glave, pluća i abdomena dati su u Tabelama 5.3.2 – 5.3.4 za četiri starosne grupe. Prikazani rezultati pokazuju da vrednosti doznih parametara mogu drastično da se razlikuju za isti tip KT pregleda u zavisnosti od modela KT uređaja. Po definiciji ove dozimetrijske veličine, DLP vrednost zavisi od vrednosti CTDI<sub>vol</sub> i dužine skeniranja ali i broja faza po jednom pregledu. Stoga je poređenje doza između različitih vrsta KT uređaja i zdravstvenih ustanova najbolje započeti poređenjem veličine CTDI<sub>vol</sub>.

Vrednosti koje su u okviru ovog istraživanja dobijene za CTDI<sub>vol</sub> nalaze se u intervalima 15-68, 3-6 i 3-13 mGy za glavu, pluća i abdomen, respektivno, uzimajući u obzir sve četiri starosne grupe. Sva tri KT uređaja obuhvaćena ovim istraživanjem nude u svojim protokolima mogućnost da se kod snimanja dece koriste prilagođeni parametri ekspozicije. Protokoli se odnose na različite delove tela koji se snimaju i uzrast pacijenata. Rezultati sakupljanja podataka o nivoima izlaganja u KT dijagnostici u Srbiji koji su prikazani u Poglavlju 3 pokazuju da se vrednosti za CTDI<sub>vol</sub> nalaze u intervalima 53-98, 11-34 i 8.5-23 mGy za KT pregled glave, pluća i abdomena, respektivno. Poređenjem opsega vrednosti dobijenih za odrasle i pedijatrijske pacijente može se zaključiti da su vrednosti u slučaju pedijatrijske dijagnostike značajno niže od utvrđenih minimalnih vrednosti za odrasle pacijente sa izuzetkom za starosnu grupu 10-15 godina kod KT pregleda glave (68 mGy) i KT pregleda abdomena (13 mGy). Slični zaključci mogu se izvesti i poređenjem dobijenih vrednosti za pedijatrijske pacijente sa preporučenim referentnim vrednostima za KT preglede odraslih: 60, 30 i 35 mGy za glavu, pluća i abdomen, respektivno (EUR16252).

Za KT pregled glave i pluća CTDI<sub>vol</sub> vrednosti rastu sa porastom starosne grupe pacijenata osim za uzrast 0-1 i 1-5 godina u bolnici C za KT pregled pluća. Dužina skeniranja prati porast starosne grupe za ove dve vrste KT pregleda. DLP vrednost za pregled glave ne prati adekvatno promenu ovih parametara za uzrast 5-10 godina u bolnici B a za pregled pluća u starosnim grupama 1-5 i 5-10 godina u bolnicama A i C. Za KT pregled abdomena u bolnicama A i C CTDI<sub>vol</sub> vrednosti ne rastu sa prelaskom iz starosne grupe 5-10 godina u starosnu grupu 10-15 godina. Za ovu vrstu KT pregleda u bolnici B vrednost CTDI<sub>vol</sub>

opada sa porastom starosne grupe a sličan trend može se uočiti i za dužinu skeniranja. Odstupanja koja se javljaju u odnosu na očekivan trend porasta vrednosti  $CTDI_{vol}$ , DLP i dužine skeniranja karakteristična su za prelazak iz starosne grupe 1-5 godina u grupu 5-10 godina. Ovo može biti posledica uzrasta pacijenata u odabranom uzorku za date starosne grupe odnosno da većinu pacijenata u obe grupe čine pacijenti u uzrastu od približno 5 godina. Takođe, preporučeni broj pacijenata po jednoj starosnoj grupi treba da iznosi najmanje 10. Usled nedovoljnog broja pacijenata u određenoj starosnoj grupi za određenu vrstu KT pregleda vrednosti doznih parametara i dužine skeniranja formirani su na osnovu podataka u uzorku od 5-10 pacijenata što može da unese dodatnu nesigurnost u određivanju vrednosti navedenih parametara. Pored toga, rezultati ovog istraživanja potvrđuju i mišljenja drugih autora da bi protokole KT pregleda u slučaju pedijatrijskih pacijenata trebalo formirati na osnovu težine pacijenta (Ghotbi 2006, Kim i Newman 2010, Singh 2009) ili merenjem dijametra pacijenta u svakom pojedinačnom slučaju (Boone 2003, Haaga 2001, Kleinman 2010).

Za KT pregled glave mogu se uočiti dvostruko manje vrednosti  $CTDI_{vol}$  na KT uređaju Siemens Somatom Emotion 16 u bolnici A u odnosu na vrednosti iz druge dve bolnice. Za ovu vrstu KT pregleda takođe su vidljive razlike u dozama između različitih starosnih grupa za isti KT uređaj, što ukazuje na pravilan odabir protokola kod snimanja pacijenata različitih uzrasta. Kod KT pregleda pluća značajno veće vrednosti doznih veličina mogu se uočiti na KT uređaju General Electric BrightSpeed S u bolnici C u poređenju sa podacima iz bolnica A i B. Interesantno je da je kod KT pregleda abdomena u bolnici B primećen trend opadanja doznih vrednosti sa porastom starosti pacijenata što ukazuje da bi za ovu vrstu pregleda u datoj ustanovi trebalo revidirati prikupljene podatke. DLP vrednosti koje su određene u okviru ovog istraživanja nalaze se u intervalima 247-1232, 77-360 i 137-725  $mGy \cdot cm$  za glavu, pluća i abdomen, respektivno i ne prate jednoznačno porast starosne grupe. Najveće vrednosti za ovu veličinu uočene su za starosnu grupu 10-15 godina. S obzirom na definiciju ove veličine, proizvod doze i dužine, DLP treba diskutovati zajedno sa podacima vezanim za primenjeni broj faza po pregledu jer ovaj parametar može značajno da utiče na konačnu vrednost ove veličine. Ono što svakako može da se uoči iz prezentovanih podataka jeste da su vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP na KT uređaju marke Siemens niže ili u rangu sa vrednostima na uređajima marke Toshiba i GE. Ipak, za izvođenje zaključka o uticaju proizvođača i modela KT uređaja na vrednosti doznih parametara neophodno je analizirati podatke sa većeg broja uređaja što u ovom istraživanju nije bilo

moгуće jer se pedijatrijska KT dijagnostika u Srbiji sprovodi samo u tri specijalizovane zdravstvene ustanove. Spektar vrednosti doznih veličina koji je dobijen u ovom istraživanju za istu vrstu KT pregleda i istu starosnu grupu ukazuje na mogućnosti za dodatnu optimizaciju KT protokola.

Postoje brojne publikacije na temu sakupljanja podataka o nivoima izlaganja pacijenata u pedijatrijskoj KT dijagnostici ali se uglavnom odnose na uspostavljanje dijagnostičkih referentnih nivoa (Shrimpton 2006, Galanski 2007, Verdun 2008, Vassileva 2015). Stoga je za poređenje vrednosti dobijenih u okviru ovog istraživanja sa do sada publikovanim podacima neophodno odrediti referentne vrednosti za Srbiju. Uspostavljanje DRL na nacionalnom nivou u Srbiji biće prezentovano u Poglavlju 7 ove disertacije.

#### **5.3.4 Parametri ekspozicije i tehnike snimanja**

Rezultati sakupljanja podataka o parametrima ekspozicije i tehnici snimanja za KT pregled glave, pluća i abdomena prikazani su za sve tri bolnice i četiri starosne grupe u Tabelama 5.3.5 – 5.2.7. Za veličine napon i vreme rotacije kao i mod snimanja i broj faza po pregledu podaci su prikazani procentualno za primenjene vrednosti.

Opseg vrednosti napona koji je dostupan na KT uređajima koji su obuhvaćeni ovim istraživanjem iznosi 80-130 kV. Najčešće korišćena vrednost iznosi 120 kV nezavisno od starosti pacijenata i vrste KT pregleda. Odabir vrednosti napona zavisi od dijagnostičkih zahteva odnosno od traženog nivoa kontrasta u slici kao i od veličine pacijenta (Huda 2000, Huda 2002, Lucaya 2000, Crawley 2001). Povećavanjem vrednosti napona raste energija fotona rendgenskog zračenja odnosno njihova prodornost kroz tkivo koje se snima. Korišćenjem manjih vrednosti napona smanjuje se pacijentna doza ali se pojačava kvantni šum u KT slici ukoliko proizvod jačine struje i vremena rotacije (mAs) ostaje nepromenjen. Stoga je za održavanje optimalnih vrednosti pacijentne doze i kvantnog šuma u slici neophodno povećati vrednost mAs-a ukoliko se smanji vrednost napona i obratno (Huda 2008). Za angiografske KT procedure smatra se da je vrednost napona od 100 kV zadovoljavajuća čak i za pedijatrijske pacijente srednjih i većih dimenzija. Novorođenčad i deca manjih dimenzija mogu da se snimaju i sa 80 kV. Za KT snimanje većine mekih tkiva kod pedijatrijskih pacijenata vrednost napona od 120 kV smatra se optimalnom (Strauss 2009).

Proizvod jačine struje i vremena rotacije u okviru ovog istraživanja određen je kao srednja vrednost očitanih vrednosti za pojedinačne preseke duž cele skenirane regije. Osim za KT pregled glave na uređajima Toshiba Aquilion 16 i GE BrightSpeed S u svim ostalim slučajevima korišćena je opcija automatske modulacije struje što predstavlja jedan od najboljih načina za smanjivanje doze na modernim KT uređajima (Kalra 2004b, McCollough 2008). Na osnovu debljine pacijenta automatski se određuje potrebna vrednost mAs-a kako bi se dostigao prihvatljiv nivo šuma u KT slici. Prilagođavanje parametara ekspozicije na određenom KT protokolu za svakog pojedinačnog pacijenta najbolji je način za smanjivanje pacijentne doze. Pacijentna doza proporcionalna je broju fotona rendgenskog zračenja koji je određen proizvodom jačine struje i vremena rotacije (mAs). Kvantni šum je inverzno proporcionalan kvadratnom korenu mAs-a i stoga porast u broju fotona omogućava bolju statistiku brojanja odnosno umanjuje efekat kvantnog šuma (Huda 2002). Odabir vrednosti mAs-a takođe zavisi od dijagnostičkog zadatka. Kod KT pregleda pluća u visokoj rezoluciji za određivanje prohodnosti disajnih puteva i oboljenja parenhima pluća mogu se koristiti niže vrednosti mAs-a jer je kvalitet slike više određen oštrinom nego nivoom kvantnog šuma (Udayasankar 2008). Sa druge strane, za akomodaciju kvantnog šuma kod otkrivanja metastaza na jetri potrebno je koristiti veće vrednosti mAs-a.

Projekcije topograma izvode se u anteroposteriornoj (AP) projekciji i u kombinaciji AP i lateralna (lat) projekcija. Iako su na većini KT uređaja osnovna podešavanja takva da se snimanje topograma obavlja u AP projekciji obično je dostupna i mogućnost posteroanteriornog (PA) snimanja. Snimanje topograma u PA projekciji značajno smanjuje dozu za radiosenzitivne organe kao što su gonade, grudi, štitasta žlezda i očno sočivo. Takođe, odabir odgovarajućih parametara ekspozicije može da smanji dozu za pacijenta od topograma na vrednost koja je ekvivalentna dozi od klasične radiografije pluća (O'Daniel 2005).

KT pregled abdomena obavlja se u heličnom modu snimanja na sva tri KT uređaja, KT pregled pluća u bolnicama A i C isključivo u heličnom modu dok se u bolnici B u 10-20% primenjuje aksijalni mod snimanja. Za KT pregled glave u bolnicama A i B primenjuje se isključivo helični mod dok se u bolnici C koristi isključivo aksijalni mod. U opštem slučaju, KT pregled tela obično se izvodi u heličnom modu dok se za KT pregled glave koristi aksijalni mod. Kod heličnih KT snimanja efekat krajeva (overranging) doprinosi porastu

pacijentne doze usled dodatne rotacije rendgenske cevi oko skenirane regije. Moderni KT uređaji poseduju dodatne kolimatore za prevenciju ozračivanja tkiva na krajevima regije od interesa što umanjuje uticaj efekta krajeva na pacijentnu dozu. Takođe, uticaj efekta krajeva može se umanjiti i skeniranjem regije od interesa odjednom umesto u više iteracija (Heggie 2006). KT pregledi u aksijalnom modu mogu da se sprovode na dva načina, automatskim pomeranjem pacijentnog stola u pravcu z-ose ili iniciranjem pomeranja od strane operatera. U drugom slučaju operater kontroliše skeniranje svakog pojedinačnog preseka. U pedijatrijskoj KT dijagnostici odabir heličnog ili aksijalnog moda snimanja treba da bude zasnovan na proceni u svakom pojedinačnom slučaju. S obzirom da je reč o snimanju dece preporučuje se helični mod zbog kraćeg trajanja KT pregleda. Međutim, ako je reč o veoma nekooperativnim pacijentima aksijalni mod sa kontrolom skeniranja svakog pojedinačnog preseka smatra se boljim rešenjem jer omogućava snimanje u momentima mirovanja pacijenta (Strauss 2009).

Korišćenje nagiba gentryja odnosno skeniranje pod određenim uglom kod KT pregleda glave može značajno da smanji dozu za radiosenzitivne organe kao što je očno sočivo (Strauss 2009) što je posebno važno u slučaju pedijatrijskih pacijenata. KT pregled glave pod nagibom gentryja obavlja se u dve od tri bolnice obuhvaćene ovim istraživanjem (bolnice B i C) a korišćeni uglovi su u intervalu  $-8 - +29^{\circ}$ . Preporuka za ugao gentryja kod KT pregleda glave u slučaju odraslih pacijenata iznosi  $0 - 12^{\circ}$  (EUR16262) i obično se podešava od strane proizvođača KT uređaja na pojedinačnim protokolima snimanja.

Pacijentna doza tokom KT pregleda inverzno je proporcionalna vrednosti pitch faktora. Za većinu modernih KT uređaja povećavanje pitch faktora do vrednosti 1.4 ne utiče na kvalitet rekonstruisane slike (Strauss 2009). Odabir pitch faktora mora biti isbalansiran sa vrednosti mAs-a koja se koristi tokom pregleda kako bi se dostigao optimalan odnos pacijenta doza-kvalitet slike (Primak 2006). Vrednosti za pitch faktor koje su zabeležene na protokolima u okviru ovog istraživanja nalaze se u intervalu 0.55 – 1.5 i za određenu vrstu KT pregleda odabrana vrednost je ista za sve četiri starosne grupe. Takođe, koriste se iste vrednosti za KT preglede pluća i abdomena osim u slučaju starosne grupe 10 – 15 godina za pregled abdomena u bolnici A gde se podjednako primenjuju vrednosti 1.5 i 0.8. Niže vrednosti pitch faktora primenjuju se na protokolima za KT pregled glave u poređenju sa KT pregledima pluća i abdomena. Za snimanje trupa pedijatrijskih pacijenata preporučuje se korišćenje vrednosti 1.3 – 1.4 za pitch faktor uz vreme rotacije rendgenske cevi od oko 0.5

s (Strauss 2009). KT pregledi trupa (pluća i abdomena) obavljaju se sa pitch faktorom 1.5 i vremenom rotacije 0.6 s odnosno 1.375 i 0.8 s u bolnicama A i C, respektivno, što je u skladu sa preporučenim vrednostima. U bolnici B na KT uređaju Toshiba Aquilion 16 vrednost pitch faktora je niža od preporučene (0.938) ali je i vrednost proizvoda jačine struje i vremena rotacije značajno niža u poređenju sa vrednostima na druga dva uređaja. Za KT pregled abdomena na ovom uređaju vrednosti  $CTDI_{vol}$  nisu adekvatno pratile porast starosne grupe pacijenata a najveća vrednost zabeležena je za novorođenčad i decu do 12 meseci. Ovakav trend doze može biti posledica i primene neodgovarajuće vrednosti pitch faktora i proizvoda jačine struje i vremena rotacije.

Rizik usled izlaganja jonizujućim zračenjima u KT dijagnostici zavisi od pacijentne doze i od zapremine ozračenog tkiva. Veličina CTDI definiše se kao apsorbovana doza u KT preseku dok DLP vrednost uzima u obzir dužinu skeniranja po pojedinačnoj fazi pregleda kao i ukupan broj faza. Stoga, skraćivanje dužine skeniranja i broja faza po pregledu značajno utiče na izloženost pacijenata u KT dijagnostici. Preporuka je da se KT pregled obavlja samo na regiji od interesa za dijagnostiku (Staruss 2009, Tzedakis 2006, Tzedakis 2007) a kod pedijatrijskih pacijenata i u samo jednoj fazi po pregledu (Donnelly 2001, ICRP 2007a, Paterson i Frush 2007, Vock 2005). Zbog smanjenog vremena pregleda kod višedetektorskih KT uređaja postoji tendencija širenja skenirane regije (Campbell 2005). Ovo bi trebalo izbegavati odnosno skenirati samo minimalnu zahtevanu dužinu. Smanjivanje veličine regije od interesa kod KT pregleda koji služe za praćenje određenih dijagnoza (na primer *cystic fibrosis*) smatra se opravdanim ukoliko su dostupni prethodni KT snimci (Jimenez 2006). Višefazne KT preglede na pedijatrijskim pacijentima treba izbegavati osim u slučaju da je to zaista neophodno. Na primer, kada je reč o kalcifikacijama veoma retko je neophodno dodatno predkontrastno KT snimanje s obzirom da se obično izvodi postkontrastno (Paterson i Frush 2007).

Na KT uređajima obuhvaćenim ovim istraživanjem pregledi se u najvećem broju zabeleženih KT pregleda obavljaju u 2 faze iako se broj faza kreće od 1 do 5. KT pregled glave u bolnici A obavlja se u jednoj fazi pregleda kod pacijenata mlađih od 5 godina dok se za starije pacijente podjednako primenjuju jedna i dve faze. U bolnici C za ovu vrstu KT pregleda u preko 80% slučajeva pregled se obavlja samo u jednoj fazi dok u bolnici B prednjače pregledi sa dve faze osim u slučaju starosne grupe 5-10 godina gde se primenjuju podjednako. KT pregled pluća obavlja se u jednoj ili dve faze a u slučaju pacijenata mlađih



od godinu dana zabeležen je veliki broj pregleda u 5 faza (34%). Kod KT pregleda abdomena u 50% zabeleženih slučajeva pregled se obavlja sa 2 faze sa određenim brojem pregleda koji se obavljaju i sa jednom, tri i četiri faze. Podaci o broju faza po pregledu koji su sakupljeni u okviru ovog istraživanja pokazuju da se KT pregledi u sve tri bolnice obavljaju sa većim brojem faza nego što je preporučena vrednost. S obzirom da protokole KT snimanja obično kreiraju proizvođači KT uređaja i da se parametri veoma retko modifikuju od strane operatera neophodno je da medicinski fizičari, pedijatrijski radiolozi, radiološki tehničari i inženjeri ulože zajedničke napore za optimizaciju broja korišćenih faza po pregledu kao i optimizaciju KT protokola u opštem slučaju.

### **5.3.5 Uticaj starosne grupe pacijenata na odabir parametara ekspozicije**

Parametri ekspozicije i tehnike snimanja koje se primenjuju u pedijatrijskoj KT dijagnostici treba da budu prilagođeni veličini deteta u svakom pojedinačnom slučaju (Boone 2003, Donnelly 2001, Haaga 2001, Huda 2000, Lucaya 2000, Paterson i Frush 2007, Suess i Chen 2002, Verdun 2004). Preporučeni protokoli KT pregleda koji su prilagođeni različitim uzrastima i veličini pedijatrijskih pacijenata dostupni su sada i proizvođačima KT uređaja što bi globalno trebalo da umanja efekat koji na pacijentnu dozu za dete ima korišćenje istih parametara ekspozicije kao za odrasle pacijente (Paterson 2007). Na KT uređajima u bolnicama koje su obuhvaćene ovim istraživanjem protokoli KT pregleda kreirani su na osnovu starosti pacijenata. U nekim slučajevima koriste se i težina pacijenta i klinička indikacija za KT pregled. U praksi, operateri veoma retko modifikuju protokole koji su kreirani od strane proizvođača KT uređaja.

Analiza parametara ekspozicije i tehnika snimanja u bolnicama A, B i C za tri vrste KT pregleda pokazuje da se na sva tri KT uređaja koriste parametri ekspozicije i tehnike snimanja koji su prilagođene uzrastu deteta. Vrednost pitch faktora i vreme rotacije rendgenske cevi u većini slučajeva ostaju nepromenjeni kroz četiri starosne grupe pacijenata. Protokoli su prilagođeni uzrastu deteta korišćenjem odgovarajućih vrednosti napona i proizvoda jačine struje i vremena rotacije. Ukoliko pri prelasku iz niže u višu starosnu grupu vrednost napona ostaje nepromenjena evidentan je porast vrednosti mAs-a. Za stariju decu (5-10 i 10-15 godina) obično se koristi veća vrednost napona u odnosu na niže starosne grupe (0-1 i 1-5 godina) što je praćeno smanjivanjem vrednosti mAs-a. Takođe, uočene su i dve nepravilnosti kod odabira parametara ekspozicije. Za KT pregled abdomena u bolnici B za najnižu starosnu grupu (0-1 godine) zabeležena je najveća

vrednost proizvoda jačine struje i vremena ekspozicije (50 mAs) što je uticalo na vrednost  $CTDI_{vol}$  te je najveća vrednost ove veličine (13 mGy) upravo i zabeležena za ovu starosnu grupu. Za ostale starosne grupe vrednost mAs-a menja se očekivano odnosno raste sa porastom starosti deteta pri čemu vrednost napona ostaje nepromenjena (120 kV). Druga nepravilnost odnosi se na KT pregled pluća u bolnici C. Vrednosti napona od 80 kV i proizvoda jačine struje i vremena rotacije od 16 mAs značajno su umanjile  $CTDI_{vol}$  (4.7 mGy) za starosnu grupu 5-10 godina.

### 5.3.6 Mogućnosti za optimizaciju protokola

Optimizacija protokola predstavlja kompromis između pacijentne doze i kvaliteta slike. Cilj je da se postigne zadovoljavajući kvalitet dijagnostičke slike uz minimalnu dozu za pacijenta. Modifikacija parametara ekspozicije u cilju smanjivanja doze može da dovede do značajnog povećanja kvantnog šuma u slici. Identifikacija prihvatljivog nivoa šuma u dijagnostičkoj slici zadovoljavajućeg kvaliteta nije jednostavan zadatak (Lewis 2005). Ono što je relevantno u slučaju odraslih pacijenata ne znači da će biti jednako važno i kod snimanja pedijatrijskih pacijenata (Brenner 2001a, Donnelly 2001, Paterson 2001). Debljina sala između tkiva i organa manja je kod dece i zato se njihovi organi na KT slici ne prikazuju jednako kao kod odraslih (ICRP 2007a, McCollough 2006, Nievelstein 2010, Vock 2005). Pored toga, detalji od interesa su manjih dimenzija što zahteva bolji odnos kontrasta i šuma u KT slici odnosno niži kvantni šum (McCollough 2006, Nievelstein 2010). Međutim, postoje i regije na telu deteta koje svakako tolerišu veći kvantni šum usled naglašenog prirodnog kontrasta kao što je na primer kontrast između kostiju i pluća (Frush 2008).

Kampanja Image Gently promoviše da se KT pregledi kod dece obavljaju sa prilagođenom tehnikom snimanja odnosno da KT protokoli budu prilagođeni uzrastu deteta. Pored toga, preporuke su i da se KT pregled na deci obavlja samo kada je neophodno, skenira samo indikovana regija od interesa i izbegavaju multifazni pregledi (Goske 2008b, Strauss 2010). Kampanja Image Gently pripremila je i metod za kreiranje prilagođenih protokola KT snimanja pedijatrijskih pacijenata. Polazni parametri u protokolima definisani su za KT preglede glave i abdomena odraslih pacijenata što omogućava uspostavljanje korelacije između različitih vrsta KT uređaja i KT fantoma koji se trenutno koriste u programu osiguranja i kontrole kvaliteta. Na osnovu posteroanteriorne debljine pacijenta određuju se parametri ekspozicije za dete koristeći faktore redukcije koji su dati tabelarno. Ovaj metod

zasnovan je na preporukama Američkog koledža za radiologiju (ACR) za KT protokole snimanja odraslih pacijenata i služi kao pomoć kod prilagođavanja parametara ekspozicije i tehnike snimanja kada je reč o pedijatrijskim ustanovama. Novije ACR preporuke odnose se takođe i na KT pregled abdomena pedijatrijskih pacijenata (ACR, 13 September 2010). Pored toga, pre samog KT pregleda deteta operater može i dodatno da modifikuje parametre ekspozicije i tehniku snimanja.

Prilagođavanje protokola KT pregleda veličini deteta obično se radi smanjivanjem vrednosti proizvoda jačine struje i vremena rotacije pri čemu je neophodno pratiti odnos kontrasta i šuma u slici jer ovaj parametar kvaliteta KT slike obično bude degradiran. Ovakav pristup u optimizaciji protokola u pedijatrijskoj KT dijagnostici korišćen je od strane mnogih autora (Boone 2003, Donnelly 2001, Lucaya 2000, Suess i Chen 2002). Donnelly i saradnici kreirali su tabele sa prilagođenim vrednostima mAs-a zasnovane na težini pacijenta i implementirali ih na jednodetektorskom heličnom KT uređaju. Utvrđeno je da je samo u nekim slučajevima bilo neophodno predefinisati odnosno povećati vrednost jačine struje za oko 50 mA kako bi se smanjio kvantni šum u KT slici i identifikovale veoma male lezije. Nađeno je takođe da za KT pregled pluća u visokoj rezoluciji nema razlike u kvalitetu KT slika koje su napravljene koristeći parametre ekspozicije u opsegu 50 – 180 mAs i da doza može biti smanjena i do 72% (Lucaya 2000). Modifikacija vrednosti proizvoda jačine struje i vremena ekspozicije obično se vrši na osnovu uzrasta deteta za KT pregled glave ili na osnovu njegove težine za KT preglede trupa (Suess i Chen 2002).

Prilagođavanje vrednosti napona kod KT pregleda pedijatrijskih pacijenata mnogo je kompleksnije od prilagođavanja vrednosti proizvoda jačine struje i vremena rotacije jer je i efekat na kvalitet slike mnogo kompleksniji. Povećavanje vrednosti napona, dok svi ostali parametri ostaju nepromenjeni, negativno utiče na rezoluciju niskog kontrasta a pozitivno na odnos kontrasta i šuma u KT slici usled većeg broja fotona koji će penetrirati kroz pacijenta i stići do prijemnika slike. Pored toga, uticaj napona na pacijentnu dozu nije jednoznačno određen jer zavisi i od filtracije snopa i geometrije pojedinačnog KT uređaja. Međutim, pokazano je da promena u vrednosti napona sa 80 na 140 kV može povećati dozu i za faktor pet (Huda i Slone 2003) a sa 120 na 140 kV za oko 30 – 45 % (Nickoloff 2002).

U nekim drugim istraživanjima korišćen je i drugačiji pristup za optimizaciju protokola snimanja. Modifikacija parametara ekspozicije rađena je na osnovu monitoringa parametara

koji određuju kvalitet slike tako što su potrebne vrednosti jačine struje i napona određene na osnovu doze na prijemniku slike (Brisse 2009a, Boone 2003, Huda 2000, Verdun 2004). Kriterijum za optimizovan KT protokol je da se na detektoru dostigne isti fluens fotona kao u slučaju protokola za odrasle pacijente. U jednom od istraživanja određene su vrednosti mAs-a koje treba koristiti u slučaju pedijatrijskih pacijenata a za koje odnos kontrasta i šuma u KT slici (CNR) ostaje nepromenjen u odnosu na vrednost kod KT pregleda odraslih (Boone 2003). Ovo istraživanje odnosilo se na KT pregled glave i abdomena a sprovedeno je na 16-detektorskom KT uređaju marke GE koristeći cilindrični fantom. Smanjivanje doze bilo je zasnovano na dijametru pacijentne glave i abdomena. U jednom drugom istraživanju, predloženo je korišćenje efektivnih doznih parametara definisanih kao smanjenje šuma po jediničnoj dozi. Na osnovu težine deteta određene su vrednosti doze i dozvoljeni nivo šuma u KT slici za različite starosne grupe pedijatrijskih pacijenata (Verdun 2004). Brisse (Brisse 2009a) je dodatno proširio ovakav koncept uvodeći pojam relativne detektabilnosti niskog kontrasta u odnosu na pacijentnu dozu kako bi na osnovu dijametra pacijenta odredio odgovarajuće parametre ekspozicije.

Pored optimizacije protokola KT snimanja efikasan metod za smanjivanje pacijentne doze jeste i upotreba zaštitnih sredstava kao što je bizmutna zaštita za grudi, štitastu žlezdu i oči (Coursey 2008, Fricke 2003, Heaney i Norvill 2006, Hopper 2002, Kim 2010, Mukundan 2007, Parker 2008). Međutim, neka razmatranja pokazuju da upotreba bizmutne zaštite nije efikasniji metod za smanjivanje doze od samog smanjivanja jačine struje (Geleijns 2010). Pored toga, utvrđeno je da sama priprema deteta za KT pregled kao i prisustvo roditelja ili pratioca u prostoriji tokom pregleda može značajno da pomogne kod sprovođenja optimalnog snimanja nad detetom (Nivelstein 2010, Strauss 2010).

Dodatni problem kod prilagođavanja parametara ekspozicije veličini pacijenta jeste sama implementacija pravila na pojedinačnim KT protokolima i pacijentima u kliničkim uslovima. Pokazano je da grafički prikaz parametara ekspozicije koji odgovaraju određenoj težini pacijenta značajno olakšava rad operatera tokom prilagođavanja protokola snimanja (Frush 2002), posebno ako se radi o prikazu u boji. Preporuka je takođe da se odabir odgovarajućeg protokola snimanja na osnovu težine pacijenta vrši i softverski (Saxena 2005) iako bi u slučaju automatskog odabira parametre ekspozicije u nekim slučajevima trebalo i dodatno modifikovati.

## 5.4 Zaključak

U ovom poglavlju prikazani su rezultati sakupljanja podataka o nivoima izlaganja u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji. Spekter dobijenih vrednosti za  $CTDI_{vol}$  i DLP ukazuje na mogućnosti za dodatnu optimizaciju KT protokola iako se na datim KT uređajima koriste protokoli prilagođeni snimanju dece. Kod optimizacije protokola neophodno je obratiti pažnju na sledeće:

- a) Topogramski snimci se izvode u PA projekciji što bi trebalo biti zamenjeno AP projekcijom.
- b) Odabir moda snimanja (helični/aksijalni) ne vrši se u svakom pojedinačnom slučaju u skladu sa važećim preporukama već je unapred definisano u protokolu KT snimanja. Kod nekooperativnih pacijenata trebalo bi koristiti mogućnost kontrole snimanja pojedinačnih preseka ukoliko je takva mogućnost dostupna na datom KT uređaju.
- c) Nepravilnosti koje su uočene kod odabira parametara ekspozicije za određene starosne grupe trebalo bi korigovati. Najčešće korišćena vrednost napona od 120 kV u skladu je sa važećim preporukama. Međutim, vrednost pitch faktora trebalo bi korigovati na nekim od dostupnih KT protokola.
- d) Broj faza po KT pregledu značajno je veći od preporučene vrednosti na sva tri KT uređaja za sve tri vrste pregleda. S obzirom da je za većinu KT pregleda kod dece dovoljna jedna faza po pregledu ili eventualno dve ovome bi trebalo posvetiti posebnu pažnju.

Rezultati ovog istraživanja pokazali su da je KT pregled glave najfrekventnija procedura u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji te bi proces optimizacije trebalo započeti upravo na ovoj vrsti pregleda. Takođe, utvrđeno je da bi se broj KT pregleda glave značajno smanjio ukoliko bi sve pedijatrijske ustanove na raspolaganju imale i uređaj za magnetnu rezonancu.

Analiza vrednosti doznih parametara za različite uzraste pedijatrijskih pacijenata pokazala je da se nepravilnosti najčešće javljaju na prelasku iz starosne grupe 5-10 godina u grupu 10-15 godina te bi kod sakupljanja podataka trebalo obratiti pažnju i na srednju vrednost godina pacijenata unutar određene starosne grupe. Takođe, jedan od zaključaka ovog istraživanja jeste i da bi protokole KT pregleda dece trebalo zasnivati na kliničkoj indikaciji a zatim na starosti i dimenzijama deteta što je u skladu i sa preporukama drugih autora.

## 5.5 Objavljeni radovi

Rezultati istraživanja u okviru doktorske disertacije koji su prikazani u ovom poglavlju objavljeni su kao sledeće publikacije:

1. Vassileva J., Rehani M.M., Applegate K., Ahmed N.A., Al-Dhuhli H., Al-Naemi H.M., Al Suwaidi J.S., **Arandjic D.** et al: *IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols*, - European Radiology, Vol 23, No 3, 2013, pp. 623-631.
2. Ciraj-Bjelac O., Gavrilovic M., **Arandjic D.**, Vujovic M., Božovic P.: *Radiation exposure during x-ray examinations in a large paediatric hospital in Serbia*, - Radiation Protection Dosimetry, Vol 165, No 1-4, 2015, pp. 220-225,
3. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Lazarevic Dj.: *Patient doses in paediatric CT in Serbia*, - Book of abstracts of International Conference on radiation Protection in Medicine, Varna Bulgaria 1-3 September 2010, Radiologija, Suppl 10, pp. 53.
4. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Lazarevic Đ.: *Snimanje dece u CT dijagnostici: pacijentne doze u dečjim klinikama u Srbiji*, - Zbornik radova 26. Simpozijuma Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore, Tara, 12-14 oktobar 2011, pp. 211-215.
5. **Arandjic D.**, Ciraj-Bjelac O., Kosutic D., Lazarevic Đ.: *Zaštita pedijatrijskih pacijenata u dijagnostičkoj radiologiji*, - Zbornik sazetaka II Kongresa radiologa Srbije, Novi Sad 24-27 maj 2009, pp. 24-25.

**Tabela 5.3.2:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT pregled glave.

Starosna grupa	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]			DLP [mGy·cm]			Dužina skeniranja [mm]		
	Srednja vrednost ± st dev (min – max)								
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
0 – 1 god	15 ± 1 (14 - 17)	27 ± 4 (25 – 33)	27 ± 7 (8 – 30)	247 ± 28 (200 – 288)	452 ± 134 (196 – 726)	402 ± 176 (125 – 714)	160 ± 10 (143 – 178)	92 ± 11 (75 – 110)	125 ± 20 (90 – 156)
1 – 5 god	19 ± 1 (16 – 20)	44 ± 16 (16 – 57)	34 ± 9 (21 – 44)	335 ± 43 (247 – 408)	958 ± 472 (98 – 1659)	565 ± 265 (339 – 1255)	177 ± 16 (154 – 215)	106 ± 28 (60 – 145)	149 ± 17 (129 – 189)
5 – 10 god	21 ± 2 (17 – 23)	50 ± 14 (20 – 61)	35 ± 9 (21 – 45)	507 ± 193 (270 – 792)	906 ± 512 (104 – 1602)	576 ± 156 (320 – 727)	175 ± 17 (137 – 200)	113 ± 41 (42 – 167)	163 ± 22 (136 – 214)
10 – 15 god	23 ± 1 (21 – 25)	68 ± 33 (16 – 92)	38 ± 6 (28 – 45)	609 ± 237 (386 – 930)	1232 ± 922 (257 – 2481)	608 ± 118 (452 – 852)	184 ± 8 (171 – 201)	121 ± 13 (100 – 135)	145 ± 37 (80 – 189)

**Tabela 5.3.3:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT pregled pluća.

Starosna grupa	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]			DLP [mGy·cm]			Dužina skeniranja [mm]		
	Srednja vrednost ± st dev (min – max)								
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
0 – 1 god	3 ± 0 (3 – 3)	4 ± 0 (4 – 4)	5 ± 2 (4 – 9)	90 ± 0 (90 – 90)	86 ± 4 (83 – 88)	147 ± 75 (50 – 238)	150 ± 0 (150 – 150)	122 ± 5 (118 – 125)	125 ± 17 (109 – 152)
1 – 5 god	3 ± 0 (3 – 3)	4 ± 3 (2 – 13)	6 ± 2 (4 – 8)	130 ± 52 (54 – 191)	77 ± 37 (13 – 126)	179 ± 109 (112 – 305)	227 ± 61 (190 – 318)	164 ± 19 (145 – 195)	175 ± 32 (138 – 197)
5 – 10 god	4 ± 1 (3 – 5)	5 ± 4 (2 – 13)	4.7 ± 0.3 (4.5 – 5.0)	127 ± 56 (64 – 227)	129 ± 86 (58 – 274)	167 ± 83 (115 – 263)	218 ± 30 (178 – 273)	223 ± 53 (160 – 315)	260 ± 27 (230 – 292)
10 – 15 god	5 ± 2 (4 – 8)	6 ± 3 (2 – 14)	5 ± 2 (1 – 7)	197 ± 114 (73 – 454)	238 ± 155 (38 – 433)	360 ± 270 (30 – 955)	292 ± 109 (183 – 563)	264 ± 53 (185 – 335)	353 ± 123 (274 – 682)

**Tabela 5.3.4:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT pregled abdomena.

Starosna grupa	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]			DLP [mGy·cm]			Dužina skeniranja [mm]		
	Srednja vrednost ± st dev (min – max)								
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
0 – 1 god	3 ± 1 (3 – 4)	13 ± 0 (13 – 13)	4 ± 0 (4 – 4)	153 ± 32 (120 – 191)	226 ± 141 (126 – 326)	195 ± 37 (166 – 237)	125 ± 10 (118 – 132)	161 ± 4 (158 – 163)	196 ± 14 (184 – 212)
1 – 5 god	4 ± 1 (2 – 4)	6 ± 3 (2 – 13)	6 ± 2 (4 – 8)	184 ± 52 (102 – 228)	194 ± 86 (131 – 344)	362 ± 319 (109 – 817)	143 ± 8 (135 – 150)	182 ± 14 (164 – 198)	298 ± 76 (254 – 412)
5 – 10 god	7 ± 2 (4 – 10)	5 ± 1 (3 – 6)	9 ± 0 (9 – 9)	408 ± 305 (172 – 851)	137 ± 110 (54 – 327)	527 ± 98 (457 – 596)	131 ± 38 (94 – 171)	155 ± 74 (84 – 273)	286 ± 53 (248 – 324)
10 – 15 god	6 ± 1 (4 – 8)	5 ± 1 (3 – 6)	6 ± 1 (5 – 7)	403 ± 197 (125 – 579)	319 ± 152 (124 – 496)	725 ± 326 (419 – 1211)	208 ± 39 (160 – 264)	271 ± 118 (124 – 413)	456 ± 40 (411 – 513)



**Tabela 5.3.5:** Podaci o parametrima ekspozicije i tehnici snimanja za KT pregled glave.

Starosna grupa		0 – 1 god			1 – 5 god			5 – 10 god			10 – 15 god		
Bolnica		A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Primenjena vrednost napona (%)	80 kV			10									
	100 kV			90			40			10			
	110 kV	100			100			100			100		
	120 kV		100			100	60		100	90		100	100
	130 kV												
Srednja vrednost proizvoda struje i vremena (mAs)		53	65	192	66	109	190	72	120	182	78	152	190
Primenjena vrednost vremena rotacije (%)	0.4 s												
	0.5 s					11			10				
	0.6 s												
	0.75 s								20			100	
	0.8 s												
	1 s	100	100	100	100	89	100	100	70	100	100		100
Projekcija topograma		Lat	AP	lat	lat	AP	lat	lat	AP	lat	lat	AP	Lat
Primenjeni mod (%)	aksijalni			100			100			100			100
	helični	100	100		100	100		100	100		100	100	
Ugao gentryja (°)		0	0 – (+18.5)	0 – (+16.5)	0	0 – (+14.5)	(-8) – (+23)	0	0 – (+15)	0 – (+26.5)	0	0 – (+18)	0 – (+29)
Kolimacija snopa (mm)		1x1.2	16x0.5	16x0.625	16x1.2	16x0.5	16x0.625, 16x1.25	16x1.2	16x0.5	16x0.625, 16x1.25	16x1.2	16x0.5	16x0.625, 16x1.25
Pitch faktor		0.55	0.67	/	0.55	0.67	/	0.55	0.67	/	0.55	0.67	/
Primenjena vrednost broja faza po pregledu (%)	1	100	20	80	100	10	90	60	50	100	60	10	80
	2		80	20		90	10	40	50		40	90	20

**Tabela 5.3.6:** Podaci o parametrima ekspozicije i tehnici snimanja za KT pregled pluća.

Starosna grupa		0 – 1 god			1 – 5 god			5 – 10 god			10 – 15 god		
Bolnica		A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Primenjena vrednost napona (%)	80 kV			50						100			20
	100 kV			50			100						20
	110 kV	100			100			71			67		
	120 kV		100			100			100			100	60
	130 kV							29			33		
Srednja vrednost proizvoda struje i vremena (mAs)		53	12	87	65	18	95	59	20	16	92	33	85
Primenjena vrednost vremena rotacije (%)	0.4 s		100			89			67			33	
	0.5 s					11			33			67	
	0.6 s	100			100			100			100		
	0.75 s												
	0.8 s			100			100			100			100
	1 s												
Projekcija topograma		AP	AP	AP	AP	AP	AP	AP	AP	AP	AP	AP	AP
Primenjeni mod (%)	aksijalni					20			15			10	
	Helični	100	100	100	100	80	100	100	85	100	100	90	100
Ugao gentryja (°)		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Kolimacija snopa (mm)		16x0.6	16x1.0	16x0.625	16x0.6 16x1.2	16x1.0 4x0.5	16x0.625 16x1.25	16x0.6 16x1.2	16x1.0 4x0.5	16x0.625 16x1.25	16x0.6 16x1.2	16x1.0 4x0.5	16x0.625 16x1.25
Pitch faktor		1.5	0.938	1.375	1.5	0.938	1.375	1.5	0.938	1.375	1.5	0.938	1.375
Primenjena vrednost broja faza po pregledu (%)	1			33	15	20	66	43		75	67	30	40
	2	100	100	33	85	80	34	57	100	25	33	70	50
	3												
	4												10
	5			34									

**Tabela 5.3.7:** Podaci o parametrima ekspozicije i tehnici snimanja za KT pregled abdomena.

Starosna grupa		0 – 1 god			1 – 5 god			5 – 10 god			10 – 15 god		
Bolnica		A	B	C	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Primenjena vrednost napona (%)	80 kV			100			25						
	100 kV						75			100			
	110 kV	100			80			100					
	120 kV		100		20	100			100			100	100
	130 kV										100		
Srednja vrednost proizvoda struje i vremena (mAs)		44	50	99	42	20	102	81	30	120	48	39	105
Primenjena vrednost vremena rotacije (%)	0.4 s		100			100			84			29	
	0.5 s								16			71	
	0.6 s	100			100			100			100		
	0.75 s												
	0.8 s			100			100			100			100
	1 s												
Projekcija topograma		AP			AP			AP			AP		
Primenjeni mod (%)	aksijalni												
	helični	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
Ugao gentryja (°)		0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Kolimacija snopa (mm)		16x1.2 16x0.6	16x1.0	16x0.625	16x1.2	16x1.0	16x0.625	16x1.2 16x0.6	16x1.0	16x0.625	16x1.2	16x1.0	16x1.25
Pitch faktor		1.5	0.938	1.375	1.5	0.938	1.375	1.5	0.938	1.375	1.5/0.8	0.938	1.375
Primenjena vrednost broja faza po pregledu (%)	1						50		20				
	2	100	100	67	100	100	25	67	80	100	83	100	60
	3			33				33			17		20
	4						25						20

## Poglavlje 6

# Optimizacija prakse u pedijatrijskoj KT dijagnostici

### 6.1. Uvod

Kontrola medicinskih izlaganja sprovodi se kroz dva principa zaštite od zračenja, opravdanost pregleda i optimizacija protokola snimanja dok princip ograničavanja doza nije primenjiv kod ovakvih izlaganja jonizujućim zračenjima. Primena principa opravdanosti i optimizacije posebno je značajna u slučaju pedijatrijskih pacijenata s obzirom da su deca osetljivija na zračenje od odraslih. Takođe, posebnu pažnju zahteva izlaganje pedijatrijskih pacijenata u visokodoznim procedurama kao što je KT dijagnostika. Nakon objavljivanja serije članaka (Brenner 2001a, Donnelli 2001, Paterson 2001) o riziku za nastanak karcinoma kod dece usled izlaganja jonizujućem zračenju u KT dijagnostici u svetu su sprovedena brojna istraživanja na ovu temu. Utvrđeno je da se veliki broj KT pregleda obavi neopravdano odnosno da ne postoje opravdane kliničke indikacije za primenu jonizujućih zračenja (Linton i Mettler 2003, Fenton 2004, Klig 2006, PSR 2010). Druga istraživanja pokazala su širok raspon doza za isti tip KT pregleda kao i činjenicu da je kvalitet slike često bolji od neophodnog te su vršena i ispitivanja mogućnosti za optimizaciju protokola KT snimanja (Huda 2002, Kalra 2004b, Vock 2005, Heggie 2006, Paterson i Frush 2007, ICRP 2007a). U opštem slučaju, optimizacija zaštite u KT dijagnostici sprovodi se na tri načina:

- 1) Uspostavljanjem dijagnostičkih referentnih nivoa (DRL) na lokalnom, nacionalnom i međunarodnom nivou,

- 2) Poboľšavanjem dizajna i performansi KT uređaja od strane proizvođača opreme i
- 3) Optimizacijom protokola KT snimanja i implementacijom istih na određenom KT uređaju kao i modifikacijom parametara ekspozicije u svakom pojedinačnom slučaju.

Kao dokazano sredstvo u procesu optimizacije u mnogim zemljama sveta uspostavljeni su nacionalni DRL (Galanski 2007, Verdun 2008, Shrimpton 2006, Brisse 2009b, Granata 2015). S obzirom da utvrđene referentne vrednosti ne predstavljaju istovremeno i najoptimalnije vrednosti (Shrimpton 2011) sprovode se i dodatne optimizacije postojećih protokola snimanja ukoliko se smatra klinički opravdanim (Huda 2002, Kalra 2004b, Vock 2005, Heggie 2006, Paterson i Frush 2007, ICRP 2007a, Strauss 2010, Zarb 2011, Santos 2014, Zarb 2010). Iako brojna istraživanja prikazuju mogućnosti za optimizaciju prakse u KT dijagnostici i dalje je evidentan nedostatak podataka o praktičnoj implementaciji optimizovanih protokola KT snimanja.

KT pregledi dece u Srbiji sprovode se u specijalizovanim pedijatrijskim ustanovama. Radiolozi iz opštih zdravstvenih ustanova obično upućuju pedijatrijske pacijente na pregled u dečje bolnice. Iako se kod snimanja dece koriste prilagođeni protokoli snimanja, obično su kreirani od strane proizvođača KT uređaja i ne menjaju se tokom pregleda deteta što može da dovede do neopravdano većih izlaganja imajući u vidu da proizvođači medicinske opreme često daju prednost kvalitetu dijagnostičke slike u odnosu na pacijentnu dozu (Zarb 2010). Medicinska fizika u našoj zemlji nije priznata kao zanimanje u zdravstvu te na odeljenjima dijagnostičke radiologije ne postoje stalno zaposleni medicinski fizičari. Kao posledica toga, postojeći protokoli KT snimanja se veoma retko dodatno optimizuju. U opštem slučaju, optimizacija protokola snimanja imaće veći uticaj na smanjivanje kolektivne doze za populaciju ukoliko se sprovodi na frekventnijim dijagnostičkim procedurama (Santos 2014). Rezultati istraživanja o broju pedijatrijskih KT pregleda u Srbiji koji su prikazani u poglavlju 5 pokazuju da se najveći broj obavljenih pregleda odnose na KT pregled glave što je u skladu i sa podacima iz drugih zemalja. Stoga je proces optimizacije u okviru ovog istraživanja sproveden na protokolima za KT pregled glave.

Cilj istraživanja čiji rezultati su prikazani u ovom poglavlju bio da se odrede DRL u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji i izvrši optimizacija i implementacija protokola za KT pregled glave.

## **6.2. Materijali i metod**

### **6.2.1. Uspostavljanje nacionalnih DRL**

Nacionalni DRL u pedijatrijskoj KT dijagnostici uspostavljeni su u mnogim zemljama sveta. Najčešće se odnose na KT pregled glave, pluća i abdomena obuhvatajući podatke sa različitih modela KT uređaja. Najčešće se određuju kao treći kvartili distribucije doza na osnovu podataka o realnim pacijentnim izlaganjima iako postoje i drugačija iskustva. Kao dozimetrijske veličine koriste se KT dozni indeks (CTDI) i proizvod doze i dužine (DLP).

#### ***6.2.1.1. Uspostavljanje nacionalnih DRL u Nemačkoj***

Uspostavljanje DRL u Nemačkoj sprovedeno je u periodu 2005-2006. godine a za sakupljanje podataka korišćen je upitnik sa sakupljanje podataka o standardnim protokolima (Galanski 2007). Sakupljeni su podaci o standardnim protokolima u 42 pedijatrijske ustanove. U obzir su uzete samo bolnice koje na godišnjem nivou obave više od 100 KT pregleda dece. Predloženi DRL određeni su kao treći kvartili dozne distribucije za odrasle pacijente odnosno za starije od 15 godina za KT pregled glave i KT pregled abdomena/karlice. Referentne vrednosti za KT pregled pluća određene su kao dve trećine vrednosti dobijene za pregled abdomena/karlice jer se pokazalo da su sakupljeni podaci o dozama za pluća imali preterano velike vrednosti. Referentne vrednosti za pedijatrijske KT preglede određene su kao modifikovane vrednosti za odrasle pacijente uzimajući u obzir starost i težinu dece te se može smatrati da DRL za pedijatrijske pacijente u Nemačkoj predstavljaju ustvari poželjne vrednosti jer nisu dobijene na osnovu stvarnih vrednosti u praksi. Na ovaj način dobijene su referentne vrednosti koje su malo niže od vrednosti trećih kvartila distribucije doze. Pored toga, u ovom istraživanju nije korišćena DLP vrednost koja se očitava sa komandne konzole već je izračunata uzimajući u obzir i overranging efekat. Za KT pregled glave overranging nije davao značajne razlike u odnosu na vrednosti koje se prikazuju na komandnoj konzoli dok je za preglede trupa DLP uvećana za 10-20%. Zbog metoda koji je korišćen za određivanje DLP referentnih vrednosti studija uspostavljanja DRL u Nemačkoj smatra se jedinstvenom. Kod uspostavljanja DRL

važno je definisati metod koji je korišćen nevezano da li je zasnovan na sakupljanju podataka o realnim pacijentnim izlaganjima, merenjima na fantomu ili proračunima koji uzimaju u obzir overranging efekat.

DRL za pedijatrijske pacijente u Nemačkoj uspostavljeni su za KT pregled glave, KT pregled pluća i KT pregled abdomena/karlice. Starosne grupe pacijenata definisane su kao: novorođenčad, deca do godinu dana, 1-5 godina, 6-10 godina, 11-15 godina i deca starija od 15 godina.

#### ***6.2.1.2. Uspostavljanje nacionalnih DRL u Švajcarskoj***

Uspostavljanje DRL za pedijatrijske KT procedure u Švajcarskoj sprovedeno je 2005. godine (Verdun 2008). Za sakupljanje podataka o pacijentnim dozama takođe je korišćen upitnik a sakupljeni su podaci o standardnim protokolima i doznim vrednostima prikazanim na komandnoj konzoli. DRL su određeni kao umnožak srednje vrednosti sakupljenih podataka i faktora 1.25 što se koristilo kao metod i u drugim studijama kada distribucija pacijentnih doza nije bila dostupna (Aroua 2004). Efekat overranginga nije uzet u obzir kod uspostavljanja DRL ali zato klinička indikacija jeste. Uzete su u obzir traume kod KT pregleda glave i dijagnostika malignih promena kod KT pregleda pluća i KT pregleda abdomena. Pacijenti su bili kategorisani u 4 grupe na osnovu starosti i težine: <1 godine ili 10 kg, 1-5 godina ili 10-20 kg, 5-10 godina ili 20-35 kg i 10-15 godina ili >35 kg.

#### ***6.2.1.3. Uspostavljanje nacionalnih DRL u Velikoj Britaniji***

Uspostavljanje DRL za pedijatrijske KT procedure u Velikoj Britaniji sprovedeno je 2003. godine (Shrimpton 2005). Sakupljeni su podaci o standardnim protokolima kao i podaci o dozama individualnih pacijenata za KT pregled glave i KT pregled pluća dok pregled abdomena nije uzet u obzir. Uzorak na osnovu kojeg su određene referentne vrednosti sastojao se od podataka od najmanje 10 pacijenata. Sakupljeno je ukupno 50 standardnih protokola za KT pregled glave i 20 za KT pregled pluća. Međutim, relativno mali broj podataka sa realnih pacijenata obuhvaćen je u ovoj studiji, ukupno 56 pacijenata za KT pregled glave i 16 za KT pregled pluća. Za uspostavljanje DRL korišćeni su podaci sakupljeni na standardnim protokolima a određeni su kao zaokružene vrednosti trećih kvartila distribucije doze. Efekat overranginga nije uziman u obzir jer se u periodu sprovođenja ove studije jako malo znalo o njegovom uticaju na DLP vrednost. Kod sakupljanja podataka u obzir su uzete i

kliničke indikacije. Za KT pregled glave klinička indikacija bila je trauma uključujući i neakcidentalne povrede dok je za KT pregled pluća indikacija bila dijagnostika malignih promena. Pacijenti su bili kategorisani u tri starosne grupe: 0-1 godine, 5 i 10 godina starosti.

#### ***6.2.1.4. Uspostavljanje nacionalnih DRL u Srbiji***

Za određivanje nacionalnih DRL za pedijatrijsku KT dijagnostiku u Srbiji korišćeni su podaci o pacijentnim izlaganjima koji su prikazani kao rezultati u okviru poglavlja 5. Referentne vrednosti određene su za KT pregled glave, pluća i abdomena kroz veličine  $CTDI_{vol}$  i DLP. S obzirom da se pedijatrijska KT dijagnostika u našoj zemlji sprovodi na samo 3 KT uređaja primena trećeg kvartila kao metoda za uspostavljanje nacionalnih DRL nije bila u potpunosti opravdana. U slučajevima kada je distribucija dobijena na manjem uzorku odnosno manjem broju KT uređaja preporuka je da se za određivanje referentne vrednosti koristi srednja vrednost (Neofotistou 2001, Aroua 2004). Naime, distribucije doza dobijene na većim uzorcima obično su pomerene u desno odnosno daju veću vrednost trećeg kvartila u odnosu na one dobijene na manjim uzorcima. Utvrđeno je da se odnos trećeg kvartila i srednje vrednosti distribucije doze dobijene na manjim uzorcima u većini slučajeva nalazi u intervalu 1.2 - 1.3 i da može da dostigne i vrednost od 1.5 te je preporuka da se u ovakvim slučajevima referentna vrednost odredi množenjem srednje vrednosti sa faktorom 1.5. Stoga su referentne vrednosti u ovom radu određene na dva načina, kao treći kvartili (DRL1) i na osnovu srednje vrednosti (DRL2) distribucije doza.

### **6.2.2. Optimizacija protokola KT pregleda glave**

#### ***6.2.2.1. Podaci o bolnici, KT uređaju i KT protokolima***

Optimizacija protokola KT pregleda glave sprovedena je u jednoj od tri specijalizovane pedijatrijske bolnice u Srbiji, bolnica C iz poglavlja 5. Ova bolnica pokriva region od blizu 2 miliona stanovnika kada je reč o pedijatrijskim KT pregledima sa oko 1000 obavljenih KT pregleda godišnje. Na osnovu rezultata istraživanja koji su prikazani u poglavlju 5 ove disertacije broj KT pregleda glave predstavlja oko 77% od ukupnog broja KT pregleda. Uređaj za magnetnu rezonancu (MR) nije dostupan u okviru ove bolnice te se u svim slučajevima gde je indikovana MR, kao zamena, pregled obavlja na KT uređaju.



KT dijagnostika u okviru ove bolnice sprovodi se na 16-detektorskom KT uređaju marke General Electric Bright Speed 16 (GE Healthcare, USA) koji je instaliran 2008. godine. Na datom uređaju dostupna su 2 protokola za KT pregled glave i u ovom radu označeni su kao protokol I i protokol II. Podaci o parametrima ekspozicije, tehnici snimanja i indikatorima doze za oba protokola snimanja prikazani su u Tabelama 6.1.1 i 6.1.2. Protokoli se razlikuju po primjenjenom modu snimanja, starosnoj grupi i parametrima ekspozicije pri čemu se mogu uočiti veće vrednosti indikatora doze na protokolu II odnosno u aksijalnom modu snimanja.

**Tabela 6.2.1:** Podaci o parametrima ekspozicije, tehnici snimanja i  $CTDI_{vol}$  vrednostima za protokol I.

Starosna grupa	Neonatalni	6 mes – 3 god	3 – 10 god	10 – 15 god
U [kV]	100	100	120	120
I [mA]	130	180	160	180
t [s]	1	1	1	1
<b>Parametri ekspozicije i tehnika snimanja</b>				
Projekcija topograma	Lateralna	Lateralna	Lateralna	Lateralna
Mod (aksijalni/helični)	Helični	Helični	Helični	Helični
Kolimacija [mm]	16x1.25	16x1.25	16x1.25	16x1.25
Pitch faktor	0.938	0.938	0.938	0.938
Indeks šuma	3.8	3.8	3.8	3.8
<b>Dozni indikator</b>				
$CTDI_{vol}$ [mGy]	16.33	22.62	30.30	34.43

**Tabela 6.2.2:** Podaci o parametrima ekspozicije, tehnici snimanja i  $CTDI_{vol}$  vrednostima za protokol II.

Starosna grupa	< 3 god	3 – 15 god	> 15 god
U [kV]	100	120	120
I [mA]	150	200	auto (50 – 300)
t [s]	1	1	1
<b>Parametri ekspozicije i tehnika snimanja</b>			
Projekcija topograma	Lateralna	Lateralna	Lateralna
Mod (aksijalni/helični)	Aksijalni	Aksijalni	Aksijalni
Kolimacija [mm]	16x0.625	16x0.625	16x0.625
Pitch faktor	/	/	/
Indeks šuma	2.8	2.8	3.8
<b>Dozni indikator</b>			
$CTDI_{vol}$ [mGy]	19.99	44.83	40.83

Protokol sa heličnim modom snimanja je prvi protokol koji je bio instaliran na samom KT uređaju. S obzirom da kod KT pregleda glave snimanje u aksijalnom modu pod uglom gentryja može značajno da smanji dozu za radiosenzitivne organe kao što je očno sočivo (Strauss 2010), protokol II je instaliran kasnije i preporučan od strane proizvođača uređaja kao bolji. Stoga je proces optimizacije sproveden na protokolu II.

#### **6.2.2.2. Ocena kvaliteta KT slike**

Proces optimizacije protokola KT snimanja podrazumeva i monitoring kvaliteta slike. Ocena kvaliteta slike zasniva se na subjektivnoj meri posmatrača ali se može opisati fizičkim parametrima kao što su šum, rezolucija i kontrast. U zavisnosti od parametra koji se u procesu optimizacije menja u datom protokolu snimanja monitoring kvaliteta slike vrši se posmatranjem parametra slike koji u najvećoj meri reflektuje date promene (Zarb 2011, Santos 2014, Zarb 2010). Za određivanje vrednosti fizičkih parametara KT slike najčešće se koristi fantom Catphan (The Phantom Laboratory, Salem, USA) (Zarb 2011, Santos 2014, Smith 2014) koji omogućava određivanje rezolucije niskog kontrasta (modul CTP 515), modulacione funkcije transfera (MTF) (modul CTP 528), "bead" geometrije (modul CTP 591) i uniformnosti slike (modul CTP 486).

U procesu optimizacije u okviru ovog istraživanja monitoring kvaliteta slike vršen je posmatranjem MTF, odnosa kontrast-detalj i odnosa kontrasta i šuma (CNR). MTF je određena korišćenjem modula CTP 528 prikazujući promene u rezoluciji slike. Broj ciklusa po cm (cycles/cm) određen je na 50% i 10% od vrednosti MTF (Smith 2014). Podaci o rezoluciji niskog kontrasta dobijeni su na modulu CTP 515 koristeći detalj najmanjeg dijametra na kontrastu od 1%.

Kod modifikacije parametara ekspozicije, kao što su promene u vrednostima primenjenog napona i jačine struje, najveće promene u kvalitetu KT slike uočavaju se u vrednosti šuma (Santos 2014, Zarb 2010) što utiče i na vrednost CNR. Za određivanje CNR takođe je korišćen modul CTP 515 a vrednosti su određivane merenjem u regiji od interesa na detalju veličine 15 mm i u pozadini. Modifikacija parametara ekspozicije u datom protokolu KT snimanja vršena je uz kriterijum da promena CNR-a ne bude veća od 30% (Santos 2014). Isti kriterijum korišćen je i kod vrednosti MTF-a i odnosa kontrast-detalj.

### **6.2.2.3. Postupak optimizacije KT protokola**

Proces optimizacije KT protokola sproveden je u 4 odvojena koraka:

- 1) Podaci o pacijentnim izlaganjima u formi  $CTDI_{vol}$  i DLP vrednosti sakupljeni su za 4 različite starosne grupe pacijenata mlađih od 15 godina (< 1, 1 - <5, 5 - <10 i 10 - 15 godina) za protokol I i protokol II. Za protokol II određene su i inicijalne vrednosti za MTF, odnos kontrast-detalj i CNR skeniranjem Catphan fantoma.
- 2) Kreiranje optimizovanog protokola (protokol III) započeto je podelom protokola II u više starosnih grupa, od prvobitne podele na 3 starosne grupe (<3, 3-15 i >15 godina) dobijeno je 7 starosnih grupa (neonatalni, 6 – 18 meseci, 18 meseci – 3 godine, 3 – 7 godina, 7 – 11 godina, 11 – 15 godina i >15 godina). U ovom koraku u procesu optimizacije, uvedena je i automatska kontrola ekspozicije (AEC). Za svaku starosnu grupu podešen je odgovarajući opseg vrednosti jačine struje koju sistem može da odabere u zavisnosti od debljine pacijenta. S obzirom da se snimanje pacijenata manjih dimenzija može vršiti i na nižim vrednostima napona za starosne grupe ispod 3 godine u optimizovanom protokolu primenjen je napon od 80 kV. Za veće pacijente, uzrasta od 3 do 15 godina, vrednost napona promenjena je sa 120 na 100 kV dok je za najstarije ova vrednost ostala ista, 120 kV. Parametar "šum u slici" koji je dostupan na KT uređajima marke General Electric povećan je sa vrednosti 2.8 na vrednost 3.8.
- 3) Zatim je Catphan fantom skeniran koristeći modifikovani protokol odnosno protokol III. Vrednosti parametara koji određuju kvalitet slike pažljivo su održavane ispod utvrđene granične vrednosti. Za konačne vrednosti parametara ekspozicije zabeležene su vrednosti za  $CTDI_{vol}$  za svaku starosnu grupu u okviru protokola III.
- 4) Protokol III implementiran je na postojeći KT uređaj i primenjivan u kliničkim uslovima u određenom vremenskom periodu. Podaci o pacijentnim izlaganjima u formi  $CTDI_{vol}$  i DLP vrednosti sakupljeni su ponovo za 4 različite starosne grupe pacijenata mlađih od 15 godina (< 1, 1 - <5, 5 - <10 i 10 - 15 godina) a ovaj put u obzir su uzeti samo pacijenti čiji KT pregledi su obavljani koristeći protokol III.

## 6.3. Rezultati i diskusija

### 6.3.1. Nacionalni DRL

Rezultati uspostavljanja nacionalnih DRL u Srbiji za pedijatrijske KT preglede glave, pluća i abdomena prikazani su u Tabelama 6.3.1-6.3.3. Vrednosti koje su dobijene na osnovu srednje vrednosti (DRL1) značajno su veće u poređenju sa trećim kvartilima (DRL2) što je i bilo očekivano s obzirom na sam metod određivanja referentne vrednosti. S obzirom na veličinu uzorka kada je reč o broju KT uređaja za nacionalne DRL treba usvojiti vrednosti koje su određene na osnovu srednjih vrednosti. Međutim, sakupljanjem podataka obuhvaćene su 3 jedine specijalizovane ustanove u kojima se obavlja pedijatrijska KT dijagnostika u zemlji te se može konstatovati da su vrednosti trećih kvartila određene na osnovu 100%-nog uzorka. Ipak, imajući u vidu mogućnosti za uvođenjem dodatnih KT uređaja sa specijalizovanim pedijatrijskim protokolima u kliničku praksu vrednosti rešenje je da se za nacionalne DRL usvoje vrednosti DRL2.

Ako dobijene vrednosti za DRL1 i DRL2 uporedimo sa do sada publikovanim podacima koji su prikazani su Tabeli 6.3.4 može se zaključiti da su vrednosti trećih kvartila (DRL1) ispod ili u rangu sa do sada publikovanim nacionalnim vrednostima. Sa druge strane, DRL2 vrednosti su veće od ostalih koje su prikazane. Kao što je prikazano u podnaslovu Materijali i metod za utvrđivanje nacionalnih DRL u drugim zemljama korišćeni su različiti pristupi. U Nemačkoj i Švajcarskoj su korišćeni podaci iz standardnih protokola a ne o izlaganjima realnih pacijenata (Galanski 2007, Verdun 2008) pri čemu su u slučaju Nemačke DRL za pedijatrijske pacijente dobijeni modifikacijom vrednosti za odrasle (Galanski 2007) što daje manje realnu sliku stvarnih pacijentnih izlaganja. Kod utvrđivanja DRL u Velikoj Britaniji korišćeni su podaci i iz standardnih protokola i o realnim pacijentima pri čemu je broj obuhvaćenih pacijenata iznosio 56 za KT pregled glave i 16 za KT pregled pluća (Shrimpton 2006). Nacionalni DRL za pedijatrijsku KT dijagnostiku u Srbiji određeni su na osnovu podataka o 222 realna pacijenta što predstavlja bolji način za utvrđivanje referentnih vrednosti od onih koje su korišćene u drugim zemljama.

**Tabela 6.3.1:** Dijagnostički referentni nivoi, DRL1 i DRL2, za CTDI<sub>vol</sub> i DLP za KT pregled glave.

Starosna grupa	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]		DLP [mGy·cm]	
	DRL1	DRL2	DRL1	DRL2
0 – 1 god	27	35	427	551
1 – 5 god	39	49	762	929
5 – 10 god	43	53	741	995
10 – 15 god	53	65	921	1225

**Tabela 6.3.2:** Dijagnostički referentni nivoi, DRL1 i DRL2, za CTDI<sub>vol</sub> i DLP za KT pregled pluća.

Starosna grupa	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]		DLP [mGy·cm]	
	DRL1	DRL2	DRL1	DRL2
0 – 1 god	5	6	119	162
1 – 5 god	5	7	155	193
5 – 10 god	5	7	148	212
10 – 15 god	6	8	299	398

**Tabela 6.3.3:** Dijagnostički referentni nivoi, DRL1 i DRL2, za CTDI<sub>vol</sub> i DLP za KT pregled abdomena.

Starosna grupa	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]		DLP [mGy·cm]	
	DRL1	DRL2	DRL1	DRL2
0 – 1 god	9	10	211	287
1 – 5 god	6	8	278	370
5 – 10 god	8	11	468	536
10 – 15 god	6	9	564	724

**Tabela 6.3.4:** Poređenje sa dijagnostičkim referentnim nivoima iz drugih zemalja za KT preglede glave, pluća i abdomena.

	Glava				pluća				abdomen			
	0-1	1-5	5-10	10-15	0-1	1-5	5-10	10-15	0-1	1-5	5-10	10-15
CTDI <sub>vol</sub> [mGy]												
Velika Britanija (Shrimpton 2006)	30	45	50	-	12	13	20	-	20	20	30	-
Švajcarska (Verdun 2008)	20	30	40	60	5	8	10	12	7	9	13	16
Nemačka (Galanski 2007)	33	40	50	60	1.7	2.7	4.3	6.8	2.5	4	6.5	10
Francuska (Brisse 2009)	30	40	50	-	3	3.5	5.5	-	4	4.5	7	-
Srbija	35	49	53	65	6	7	7	8	10	8	11	9

### **6.3.2. Optimizacija protokola KT pregleda glave**

Rezultati optimizacije protokola za KT pregled glave prikazani su u Tabelama 6.3.5-6.3.7.

#### ***6.3.1.1. Poređenje protokola I i protokola II***

Modifikacija protokola II koja je sprovedena u ovom istraživanju rezultovala je smanjenim vrednostima doznih parametara bez značajne degradacije kvaliteta slike. CTDI vrednosti smanjene su za 10 do 55 % u zavisnosti od starosne grupe dok su vrednosti parametara koji opisuju kvalitet slike ostali u intervalu prihvatljivih vrednosti.

Kod protokola II AEC sistem korišćen je samo za najstariju grupu pacijenata (> 15 godina). Ova razlika u protokolu II u odnosu na protokol I rezultovala je povećanom vrednosti CTDI usled proširenog intervala i varijacija u vrednosti jačine struje (50-300 mA u poređenju sa fiksnom vrednošću od 180 mA u protokolu I). Za pacijente mlađe od 15 godina dostupne su bile samo 2 opcije: protokol za mlađe i protokol za starije od 3 godine. AEC sistem nije korišćen te su svi KT pregledi na pacijentima u uzrastu od 3 do 15 godina sprovedeni sa istim parametrima ekspozicije. Veličina pacijenta značajno varira u zavisnosti od uzrasta deteta, naročito ako se posmatra starosni opseg od 3 do 15 godina. S obzirom na radiosenzitivnost kod dece posebnu pažnju treba posvetiti primeni protokola snimanja koji su prilagođeni njihovoj veličini (Zarb 2010). Formiranje protokola sa većim brojem starosnih grupa i uvođenje AEC sistema u protokol doprinosi boljem prilagođavanju vrednosti jačine struje veličini pojedinačnih pacijenata. Namena AEC sistema je da se KT slike formiraju sa istim nivoom kvantnog šuma nezavisno od dužine puta koji rendgenski zraci prelaze pri prolasku kroz pacijenta (Strauss 2014). Kada je AEC sistem isključen snimanje se obavlja sa konstantnom vrednošću jačine struje nezavisno od rotacione projekcije snopa rendgenskog zračenja ili lokacije snopa duž z-ose što za posledicu ima povećane vrednosti doznih parametara (Muhogora 2010).

#### ***6.3.1.2. Poređenje protokola II i protokola III***

Uvođenjem optimizovanog protokola snimanja (protokol III) doze za pacijente mlađe od 3 godine smanjene su za 10 do 43 % u zavisnosti od korespondentne starosne grupe u protokolu III dok su parametri koji opisuju kvalitet slike ostali u okviru utvrđenih granica prihvatljivosti. Izuzetak je promena u vrednosti odnosa kontrast-detalj za starosnu grupu 18

meseci do 3 godine koja iznosi 30%. Vrednost MTF na 50 i 10% promenjena je sa 3.80 na 3.75 i sa 6.49 na 6.38 cycles/cm, respektivno. Vrednost CNR je poboljšana za 25% dok je doza smanjena za samo 10%. Ovakav trend nije bio očekivan i u suprotnosti je sa definicijom parametara CNR i odnos kontrast-detalj. Naime, vrednosti odnosa kontrast-detalj i CNR veoma zavise od nivoa šuma u slici (Zarb 2010). Vrednost odnosa kontrast-detalj predstavlja dijametar najmanjeg detalja koji je vidljiv na prikazanoj slici dok CNR predstavlja odnos između KT broja određenog na površini detalja i KT broja pozadine. Stoga ostaje veoma nejasno kako je vrednost kontrasta poboljšana za 25% dok je vrednost odnosa kontrast-detalj smanjena za 30%. Moguće je takođe da odgovor leži u činjenici da se novoformirana starosna grupa u okviru protokola III nalazi veoma blizu gornje granice za godine u okviru korespondentne starosne grupe u protokolu II.

Uvođenjem optimizovanog protokola u kliničku praksu CTDI vrednost je smanjena za 35 do 55% za pacijente starosti od 3 do 15 godina. Neznatne promene mogu se primetiti u vrednostima MTF i CNR dok promena nije bilo u vrednosti odnosa kontrast-detalj. Doza za najstarije pacijente smanjena je za svega 16% jer je maksimalna vrednost u opsegu dozvoljenih vrednosti jačine struje u AEC sistemu bila smanjena sa 300 na 200 mA.

Modifikacija parametara u okviru optimizacije protokola u ovom radu odnosila se samo na napon, jačinu struje i indeks šuma što daje najveći uticaj na parametar CNR. S obzirom da MTF zavisi od veličine matriksa, širine detektora, debljine preseka, rastojanja objekta snimanja od detektora i veličine fokusa (Zarb 2010, Bushberg 2002) bilo je očekivano da modifikacija protokola ne utiče mnogo na ovaj parametar kvaliteta slike.

Fantom Catphan korišćen je i od strane drugih autora u procesu optimizacije (Zarb 2011, Santos 2014, Zarb 2010). U jednoj od takvih studija ovaj fantom korišćen je u optimizaciji protokola KT pregleda glave (Santos 2014). Utvrđeno je da je moguće smanjenje doza za 42, 31 i 25% za starosnu dob 0, 5 i 10 godina, respektivno, dok je CNR vrednost ostala unutar utvrđenog limita varijacije od 30%. Ušteda u dozi u okviru istraživanja čiji rezultati su prikazani u ovom poglavlju bila je veća (43, 55 i 35%) što je i očekivano s obzirom da je protokol koji je bio predmet optimizacije (protokol II) nudio samo 2 opcije za snimanje pacijenata mlađih od 15 godina. Postignuti su bolji rezultati jer su inicijalne vrednosti doza za određene starosne



grupe u protokolu II bile velike. Jedno drugo istraživanje u kojem je Catphan fantom korišćen za monitoring slike dok su vrednosti parametara ekspozicije sistematično smanjivani rezultovalo je u smanjivanju doza od 23 do 49% (Zarb 2011) što je u skladu sa rezultatima iz ovog poglavlja.

**Tabela 6.3.5:** Podaci o parametrima kvaliteta slike za protokol II.

Starosna grupa			< 3 god	3 – 15 god	> 15 god	
<b>Parametri kvaliteta slike (određeni na Catphan fantomu)</b>	Prostorna rezolucija	MTF	Na 50% (cycles/cm)	3.80	3.62	3.37
			Na 10% (cycles/cm)	6.49	6.31	5.74
	Rezolucija niskog kontrasta	Odnos kontrast-detalj	Na 1% kontrasta (mm)	3	2	3
	Šum	CNR		1.6	2.0	2.8

**Tabela 6.3.6:** Podaci o parametrima ekspozicije, tehnici snimanja,  $CTDI_{vol}$  vrednostima i parametrima kvaliteta slike za protokol III.

Starosna grupa			Neonatalni	6 – 18 mes	18 mes – 3 god	3 – 7 god	7 – 11 god	11 – 15 god	> 15 god	
<b>Parametri ekspozicije i tehnika snimanja</b>	U [kV]		80	80	100	100	100	100	120	
	I [mA]		auto	auto	auto	auto	auto	auto	auto	
			(4 – 180)	(40 – 200)	(40 – 150)	(50 – 170)	(50 – 190)	(50 – 220)	(50 – 200)	
	t [s]		1	1	1	1	1	1	1	
	Projekcija topograma		Lateralna	Lateralna	Lateralna	Lateralna	Lateralna	Lateralna	Lateralna	
	Mod (aksijalni/helični)		Aksijalni	Aksijalni	Aksijalni	Aksijalni	Aksijalni	Aksijalni	Aksijalni	
	Kolimacija [mm]		16x0.625	16x0.625	16x0.625	16x0.625	16x0.625	16x0.625	16x0.625	
	Pitch faktor		/	/	/	/	/	/	/	
Indeks šuma		3.8	3.8	3.8	3.8	3.8	3.8	3.8		
<b>Dozni indikator</b>	$CTDI_{vol}$ [mGy]		11.35	13.13	18.11	20.23	22.13	29.26	34.44	
<b>Parametri kvaliteta slike (određeni na Catphan fantomu)</b>	Prostorna rezolucija	MTF	Na 50% [cycles/cm]	3.75	3.85	3.67	3.79	3.81	3.66	3.37
			Na 10% [cycles/cm]	6.38	6.55	6.27	6.47	6.52	6.38	5.74
	Rezolucija niskog kontrasta	Odnos kontrast-detalj	Na 1% kontrasta [mm]	3	3	2	2	2	2	3
	Šum	CNR		1.3	1.5	2.0	2.1	1.8	2.1	3.1

**Tabela 6.3.7:** Poređenje CTDI<sub>vol</sub> vrednosti i parametara kvaliteta slike pre i posle optimizacije KT protokola.

Starosna grupa (protokol III)	Odgovarajuća starosna grupa (protokol II)	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]	MTF 50% [cycles/cm]	MTF 10% [cycles/cm]	Odnos kontrast-detalj	CNR
Neonatalni	< 3 god	-43	-1.3	-1.7	no change	-18.7
6 – 18 mes	< 3 god	-34	+1.3	+1	no change	-6.3
18 mes – 3 god	< 3 god	-10	-3.4	-3.4	-30	+25
3 – 7 god	3 – 15 god	-55	+4.7	+2.5	no change	+5
7 – 11 god	3 – 15 god	-51	+5.2	+3.3	no change	-10
11 – 15 god	3 – 15 god	-35	+0.04	+1.1	no change	+5
> 15 god	> 15 god	-16	no change	no change	no change	+10.7

### 6.3.1.3. CTDI i DLP vrednosti pre i posle optimizacije protokola

Podaci o doznim vrednostima pre i posle optimizacije prikazani su u Tabeli 6.3.8. Prikazani rezultati pokazuju značajnu uštedu u dozi. Iako su podaci o vrednostima doza realnih pacijenata drugačije grupisani po starosnim grupama u poređenju sa onima u okviru protokola I, II i III ušteda u dozi iznosi 33 - 51% za CTDI i 20 – 52% za DLP.

CTDI i DLP vrednosti rastu sa porastom starosne grupe za protokole I i III pokazujući da se veličina pacijenta uzima u obzir tokom akvizicije KT slika. Vrednosti doznih parametara kod protokola II veće su za starosnu grupu 5-10 godina u poređenju sa vrednostima za 10-15 godina jer se za ovu starosnu grupu koriste 2 opcije unutar protokola (3-15 godina i >15 godina). Najmanje vrednosti doznih parametara odnose se na protokol III. U poređenju sa vrednostima za protokol II, CTDI je smanjen za 45, 39, 51 i 33% dok je DLP manji za 27, 52, 53 i 20% za <1 godina, >1–5 godina, >5–10 godina, >10–15 godina, respektivno. DLP ne prati u potpunosti trend smanjenja CTDI zbog primene različitih dužina skeniranja na pojedinačnim pacijentima. Pored toga, podaci o dozama sakupljeni su nasumičnim odabirom pacijenata uzimajući u obzir i jednofazne i višefazne preglede što može da višestruko da poveća DLP za istu CTDI vrednost.

Podaci o dozama kod KT pregleda glave koji su dobijeni u okviru drugih istraživanja (Tabela 6.3.4) imaju značajno veće vrednosti (Galanski 2007, Verdun 2008, Shrimpton 2006, Brisse 2009b). Međutim, vrednosti koje su prikazane u Tabeli 6.3.4 predstavljaju DRL određene kao treći kvantili distribucije doza na osnovu velikog broja KT uređaja i ne odnose se na pojedinačne protokole KT snimanja. Ipak, važna je činjenica da su vrednosti dobijene u okviru ovog istraživanja nakon optimizacije protokola značajno ispod utvrđenih nacionalnih DRL iz drugih zemalja.

**Tabela 6.3.8:** CTDI<sub>vol</sub> i DLP vrednosti za KT pregled glave za protokole I, II i III.

Starosna grupa	CTDI <sub>vol</sub> [mGy]			DLP [mGy·cm]		
	Srednja vrednost ± st dev					
	(min – max)					
	Protokol I	Protokol II	Protokol III	Protokol I	Protokol II	Protokol III
0 – 1 god	18 ± 3	20 ± 0	11 ± 0.5	277 ± 59	227 ± 194	166 ± 69
	(16 – 23)	(20 – 20)	(10.7 – 12.3)	(210 – 387)	(140 – 280)	(98 – 254)
1 – 5 god	25 ± 4	33 ± 14	20 ± 1	446 ± 79	600 ± 389	290 ± 27
	(23 – 30)	(20 – 45)	(19 – 22)	(333 – 543)	(280 – 1434)	(239 – 318)
5 – 10 god	30 ± 0	45 ± 0	22 ± 1	561 ± 35	753 ± 74	358 ± 30
	(30 – 30)	(45 – 45)	(20 – 23)	(531 – 628)	(673 – 852)	(332 – 396)
10 – 15 god	35 ± 0	42 ± 6	28 ± 2	679 ± 22	717 ± 37	575 ± 111
	(35 – 35)	(31 – 54)	(26 – 31)	(658 – 727)	(672 – 762)	(428 – 852)

## 6.4. Zaključak

Uspostavljanjem nacionalnih DRL za standardne procedure kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata otvara se mogućnost za stalno praćenje trenda pacijentnih doza i identifikaciju mesta sa potencijalno većim dozama što je posebno značajno za prakse koje tek počinju sa KT snimanjima dece.

Proces optimizacije protokola za KT pregled glave koji je prikazan u ovom radu predstavlja jednostavan metod za smanjivanje pacijentnih doza kod dece i može biti primenjen na svim

KT uređajima sa istim ili sličnim protokolima snimanja. Rezultati optimizacije pokazali su da je moguće smanjiti pacijentnu dozu bez degradacije kvaliteta slike. Prilagođavanje parametara ekspozicije veličini pojedinačnih pacijenata posebno je značajno u slučaju snimanja dece jer su uštede u dozi moguće i za 50%. Protokol koji je kreiran u procesu optimizacije u ovom radu koristi se u kliničkim uslovima pri čemu je analiza doznih vrednosti pre i posle optimizacije jasno pokazala uštedu u dozi. Međutim, dati protokol treba i dalje analizirati u smislu dodatne optimizacije s obzirom da parametri koji opisuju kvalitet slike u većini slučajeva nisu dostigli neprihvatljive vrednosti. Pored toga, u narednim procesima optimizacije bilo bi poželjno izvršiti i kliničku ocenu kvaliteta slike.

Protokole koji su instalirani od strane proizvođača KT uređaja i koji nisu optimizovani od strane medicinskih fizičara trebalo bi uvek dodatno ispitati u pogledu mogućnosti za optimizaciju odnosno smanjivanje pacijentnih doza, posebno u pedijatrijskim ustanovama. Značaj optimizacije koja je prikazana u ovom radu ogleda se i u činjenici da bolnica u kojoj je optimizacija sprovedena ne poseduje uređaj za MR. MR je indikovani modalitet snimanja za većinu kliničkih problema centralnog nervnog sistema pri čemu u nekim slučajevima KT pregled može da se koristi kao alternativni modalitet (IAEA). Stoga je smanjivanje pacijentnih izlaganja kroz optimizaciju protokola za KT pregled glave posebno značajno u prikazanom slučaju. Takođe, proces optimizacije trebalo bi primeniti i na protokole za KT preglede pluća i abdomena.

## 6.5. Objavljeni radovi

Rezultati istraživanja u okviru doktorske disertacije koji su prikazani u ovom poglavlju objavljeni su kao sledeće publikacije:

1. Hadnadjev D., **Arandjić D.**, Stojanović S., Ciraj-Bjelac O., Božović P., Stanković J.: *Patient doses in computed tomography: An assessment of local diagnostic reference levels in a large teaching hospital*, -Nuclear Technology and Radiation Protection, Vol 27, No 3, 2012, pp. 305-310.
2. Vassileva J., Rehani M., Kostova-Lefterova D., Al-Naemi H.M., Al Suwaidi J.S., **Arandjić D.** Et al: *A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography*, - Radiation Protection Dosimetry, doi:10.1093/rpd/ncv116.
3. **Arandjić D.**, Ciraj-Bjelac O., Gazikalovic S., Bozovic P., Lazarevic Dj.: *Computed Tomography in pediatrics: be careful when optimizing protocols!*, -International Conference on Radiation Protection in Medicine, Varna Bulgaria 30 may – 2 jun 2014., Medical Physics International Journal, Volume 2, No 1, 2014, pp. 351.
4. **Arandjić D.**, Ciraj-Bjelac O., Božović P., Lazarević Đ.: *Optimizacija protokola kod snimanja glave u CT dijagnostici*, - Zbornik radova 27. Simpozijuma Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore, Vrnjačka Banja 2-4 Oktobar 2013, pp. 185-188.

## Poglavlje 7

# Opravdanost pregleda u pedijatrijskoj KT dijagnostici

### 7.1. Uvod

Eliminacija neopravdanih KT pregleda na deci predstavlja najefikasniji metod za smanjivanje pacijentnih doza (Donnelly 2005). Za individualnog pacijenta KT pregled se smatra opravdanim ukoliko postoji razumna verovatnoća da će pregled rezultovati većom koristi kod odlučivanja o daljoj dijagnostici ili terapiji u odnosu na rizik usled izlaganja jonizujućim zračenjima. Mnoga istraživanja pokazuju da se veliki broj KT pregleda obavi neopravdano odnosno da ne postoje opravdane kliničke indikacije za primenu jonizujućih zračenja (Linton 2003, Fenton 2004, Klig 2006, PSR 2010) te se zadnjih godina intenzivno radi na prikupljanju podataka o broju neopravdanih pregleda (Donnelly 2005, Studdert 2005, Broder 2008, Brenner 2010, Hendee 2010), uspostavljanju kriterijuma opravdanosti (Hadley 2006, Kuppermann 2008, Osmond 2010) kao i o svesti medicinskog osoblja o rizicima u KT dijagnostici (Lee 2004, Chodick 2009, Zhon 2010) i uticaju njihove edukacije iz oblasti zaštite od zračenja na smanjivanje pacijentnih izlaganja (Arch 2008, Chodick 2009).

Studija koja je sprovedena u SAD-u (Sodickson 2009) a obuhvatila je period od 22 godine pokazala je da se 33% pacijenata pet ili više puta podvrgava KT pregledima u toku života a 5% njih između 22 i 132 KT pregleda. Posmatrajući grupu pedijatrijskih pacijenata u periodu od

preko 3 godine utvrđeno je da je 45% njih imalo 2 ili više KT pregleda a 14% tri ili više (Dorfman 2011). Druga studija, u kojoj je u petogodišnjem periodu praćena grupa pacijenata starosti od 0 – 18 godina, pokazala je da su ispitanici već u nekom prethodnom periodu imali KT pregled (Chodick 2009). Japanska studija pokazala je da skoro četvrtina dece koja su podvrgnuta KT pregledu u toku godinu dana imaju i ponovljeni pregled (Ghotbi 2006). Novija istraživanja sprovedena u Finskoj koja su bila bazirana na analizi dostupnih podataka o KT pregledima pacijenata mlađih od 35 godina pokazala su da kroz edukaciju medicinskog osoblja, dostupnost vodiča za dobru kliničku praksu i uvođenje MR kao modaliteta može da se dostigne značajno smanjenje broja neopravdanih pregleda (Oikarinen 2009, Tahvonen 2013). Istraživanje sprovedeno 2009. godine pokazalo je da je 77% KT pregleda lumbalne kičme bilo neopravdano sprovedeno, dok je taj broj za glavu, abdomen, sinuse i cervikalnu kičmu iznosio 36%, 37%, 20% i 3%, respektivno. Ponovljeno istraživanje iz 2013. godine pokazalo je značajno poboljšanje u primeni principa opravdanosti. Procenat opravdanih pregleda porastao je sa 71% na 87% dok je za KT pregled lumbalne kičme u ponovljenoj analizi procenat neopravdanih pregleda iznosio 19%.

Imajući u vidu da se značajan broj KT pregleda sprovede neopravdano i uticaj edukacije medicinskog osoblja na primenu principa opravdanosti, cilj istraživanja čiji rezultati su prikazani u ovom poglavlju bio je da se ispita stanje svesti medicinskog osoblja o nivoima izlaganja i riziku u pedijatrijskoj KT dijagnostici. Takođe, u ovom delu istraživanja analizirani su i podaci o pedijatrijskoj KT praksi u kontekstu sprovođenja principa opravdanosti.

## **7.2. Materijali i metod**

S obzirom na probleme navedene u uvodu sačinjen je upitnik koji na jednostavan način daje uvid u stanje svesti medicinskog osoblja o problemu zaštite pedijatrijskih pacijenata u KT dijagnostici. Istraživanje je sprovedeno tako što su upitnici raspodeljeni po zdravstvenim ustanovama. Obuhvaćeno je ukupno 132 ispitanika. Ispitanici se mogu svrstati u tri grupe: radiolozi (43), radiološki tehničari (147), pedijatri (20) i drugo (52). U poslednju kategoriju spadaju specijalizanti, kardiolozi i druga lica uključena u sprovođenje pregleda. Upitnik se sastojao od 10 pitanja sa ponuđenim odgovorima i dat je u Prilogu. Generalno, pitanjima su obrađene tri celine od interesa:



- 1) opšti pojmovi iz zaštite od zračenja,
- 2) pacijentne doze u KT dijagnostici i
- 3) snimanje pedijatrijskih pacijenata u KT dijagnostici.

Odziv na popunjavanje upitnika bio je zadovoljavajući, iako je u pojedinim slučajevima postojao otpor prema načinu evaluacije.

Pored toga popunjena su i 2 upitnika o postojećoj KT praksi: upitnik za radiologe i upitnik za radiološke tehničare. Upitnici su dati u Prilogu. Upitnike su popunjavali po jedan radiolog i radiološki tehničar iz 3 pedijatrijske ustanove koje su opisane u odeljku 5.2.1 ove disertacije.

### **7.3. Rezultati i diskusija**

Rezultati ispitivanja nivoa svesti medicinskog osoblja prikazani su na Slikama 7.3.1 – 7.3.3. Podaci o postojećim KT praksama koji su dobijeni na osnovu popunjavanja upitnika za radiologe i upitnika za radiološke tehničare prikazani su u Tabelama 7.3.1 - 7.3.3.

#### **7.3.1. Svesnost medicinskog osoblja**

Shodno temama obrađenim kroz pitanja upitnika rezultati su prikazani kao 3 celine.

##### ***7.3.1.1. Opšti pojmovi iz zaštite od zračenja***

Rezultati anketiranja pokazali su nizak stepen informisanosti o granicama izlaganja i o nivoima izlaganja populacije usled primene jonizujućih zračenja u medicini. Čak 51% radiologa smatra da su medicinska izlaganja ograničena na godišnju vrednost za profesionalce. Tokom istraživanja svi ispitanici pokazivali su spremnost na saradnju. Međutim, nakon što bi se upoznali sa upitnikom- pročitali pitanja, javljao se izuzetno negativan stav. S obzirom da su pitanja i ponuđeni odgovori bili jasno definisani, može se konstatovati određena nesigurnost ispitanika u znanje iz ove oblasti. U pogledu trećeg pitanja skoro da su svi kandidati tačno odgovorili (radiolozi 100%, radiološki tehničari 90%, pedijatar 95% i drugo 100%).

##### ***7.3.1.2. Pacijentne doze u KT dijagnostici***

Velika većina ispitanika (88% radiologa, 87% radioloških tehničara, 75% pedijatara i 92% pripadnika treće grupe ispitanika) smatrala je da izlaganja u KT dijagnostici povećavaju rizik za pojavu karcinoma. Svesnost ispitanika o doprinosu medicinskih izlaganja ukupnoj dozi za

populaciju nije bila na zadovoljavajućem nivou. Svega 12% radiologa, 10% radioloških tehničara, 15% pedijatarata i 17% ispitanika iz četvrte grupe tačno su odgovorili na drugo pitanje. Međutim, ključni faktor za smanjenje izloženosti pacijenata jeste svest medicinskog osoblja o njihovoj odgovornosti. Prema važećem zakonu u Srbiji (Zakon o zaštiti od jonizujućih zračenja i nuklearnoj sigurnosti), krajnje odobrenje za pregled u dijagnostičkoj radiologiji daje radiolog. Prema ovom istraživanju 5% radiologa nije upoznato sa tim, a 20% radioloških tehničara smatra da je pregled odobren ukoliko postoji uput lekara. Ovaj podatak ukazuje na glavni uzrok nepotrebnih izlaganja pacijenata. Pored činjenice da neki radiolozi nisu upoznati sa odgovornošću za odobravanje pregleda i spovođenje mera zaštite tokom pregleda, javlja se i problem solidarnosti. Naime, ako kolega lekar, koji je uvaženi stručnjak neke druge grane medicine, smatra da je neophodno obaviti pregled jonizujućim zračenjem, onda je prilično uvredljivo zauzeti drugačiji stav. Dodatni problem u Srbiji je i činjenica da zakonom nije predviđeno postojanje medicinskih fizičara na odeljenjima dijagnostičke radiologije. Prema podacima zapaža se svesnost o visini doza kod KT snimanja pluća u poređenju sa konvencionalnom radiologijom.

### ***7.3.1.3. Snimanje pedijatrijskih pacijenata u KT dijagnostici***

Na osnovu odgovora na osmo pitanje primećena je znatna neinformisanost među radiolozima o radu Brennera i ostalih, odnosno o riziku za fatalni karcinom kod dece usled izlaganja u KT dijagnostici. Uzroci ovakvog stanja mogu biti preopterećenost prakse, finansijski problemi ali na prvom mestu nezainteresovanost za datu problematiku. Usled velikog broja pacijenata, relativno loših uslova rada u našim bolnicama i nedovoljno novčanih sredstava medicinski radnici često nisu u mogućnosti da prisustvuju važnim naučnim skupovima. Ipak, uz malo truda i dostupnost interneta problem neinformisanosti se može prevazići.

### **7.3.2. Upitnik za radiologe i upitnik za radiološke tehničare**

Jedan od načina da se smanji broj nepotrebnih izlaganja jeste da se osigura da se snimanje neće ponavljati nakon prenošenja rezultata pregleda iz jedne u drugu ustanovu (Bagg 2008, Chwals 2008, Cook 2010, Street 2009) što se dešava jako često nezavisno od starosti pacijenta. KT pregled u ovakvim slučajevima može biti ponovljen samo ako rezultati prethodnog pregleda nisu transportovani zajedno sa pacijentom, nisu u formatu koji je spreman za čitanje na licu

mesta ili ako se postavlja pitanje kvaliteta samom KT snimka. Ponovljeni pregled može se obaviti samo ako za to postoje kliničke indikacije.

Neki autori preporučuju da upućivanje pedijatrijskih pacijenata na KT pregled treba biti odobreno u konsultaciji sa radiologom (Paterson 2007) ili čak odobreno od strane samog pacijenta (de Campo 2010). Međutim, neki autori smatraju da pristanak pacijenta na pregled koji uključuje jonizujuće zračenje može da oteža situaciju jer rizik zavisi od starosti pacijenta i kumulativnog je karaktera (Brink 2011, Goske 2009) ili roditelji mogu da odbiju KT pregled koji u datom slučaju jeste opravdan (Karsli 2009). Alternativno, može se tražiti pristanak za doze iznad određenog nivoa (Baerlocher 2010) uz detaljno obrazloženje radijacionog rizika na primer u vidu grafičkog prikaza (Picano 2004). Ovakvi razgovori sa pacijentima edukuju i same pacijente te na kraju odluka o pregledu može biti i zajednički doneta (Merck 2011). Jedno istraživanje analiziralo je broj roditelja koji su pristali na KT pregled pre i posle upoznavanja o radijacionim efektima KT-a ali se nivo pristajanja nije promenio (Larson 2007).

KT dijagnostika ne bi trebala da bude obavezan izbor snimanja u slučaju traume. U jednoj retrospektivnoj studiji utvrđeno je da od 2000 trauma KT pregled deteta bio je normalan u 50 % slučajeva (Fenton 2004). KT pregled može mnogo da pruži u savremenoj dijagnostici ali ne svaki put i ne na svakom pacijentu (Linton 2003). Smatra se, mada nije zvaničan podatak, da otprilike jedna trećina KT pregleda biva nepotrebno sprovedena. Takođe, brza obrada KT slike odnosno pružanje potrebne informacije u kratkom vremenskom roku često zaseni budući rizik usled izlaganja zračenju. Ponekad i sami pacijenti zahtevaju KT pregled. Međutim, dostupnost alternativnih metoda snimanja koje ne uključuju jonizujuće zračenje trebalo bi da omogući da KT pregled ne bude prvi izbor u imadžingu (Klig 2006).

Kritična tačka u svakom procesu optimizacije nevezano za korišćeni pristup ili metod jeste edukacija i saradnja. Bez znanja i razumevanja uticajnih faktora na pacijentnu dozu i bliske saradnje lekara koji upućuju na pregled, radiologa, radioloških tehničara i fizičara ne može se dostići potpuna optimizacija prakse. Pored toga, obuka za rad na pojedinačnom uređaju od suštinskog je značaja za njegovo optimalno korišćenje. Tehnološki razvoj ne dovodi automatski i do lakše upotrebe date tehnologije u svakodnevnoj praksi (Chodick 2009).

Neka istraživanja pokazuju da je nakon objavljivanja serije članaka (Brenner 2001a, Donnelly 2001, Paterson 2001) i sprovedene obuke iz oblasti optimizacije protokola nađeno da se prilagođavanje parametara KT snimanja vrši mnogo češće (Arch 2008). Pored veoma čestih odgovora "ne znam" na pitanja o protokolima koji se koriste (22%) i vrednostima napona ili struje (49%) svi ispitanici koji su odgovorili na pitanje o načinu prilagođavanja vrednosti struje, njih 98%, tvrdili su da se modulacija vrši ili na osnovu težine pacijenta (78%) ili na osnovu starosti pacijenta (20%). Samo u jednom slučaju utvrđeno je da se ista vrednost struje koristi u svim slučajevima. Manji procenat ispitanika na pitanja je odgovarao sa "ne znam" u poređenju sa ranijim anketiranjima. Takođe, nađeno je i da ispitanici ne koriste napone veće od 120 kV kod KT pregleda pluća i abdomena.

Evidentiran je i različit uticaj edukacije na korišćenje pedijatrijskog KT kao modaliteta. Istraživanje sprovedeno u Severnoj Americi pokazalo je da je od objavljivanja serije članaka ukupan broj dijagnostičkih pregleda ostao nepromenjen (Townsend 2010). Međutim, u ovoj studiji nije posmatran samo broj KT pregleda već ukupan broj dijagnostičkih procedura te se ne može govoriti o apsolutnoj nepromenjenosti u broju KT pregleda. Evidentirano je takođe i da upotreba KT dijagnostike kod dece raste posebno u slučaju predoperativne dijagnostike slepog creva usled činjenice da je pregled lakše izvodljiv u poređenju sa ultrazvučnim pregledom (Brenner 2007, Frush 2008, Partrick 2003, Reed 2008, Sivit 2008, Wagner 2002).

Upućivanje pacijenata koji se podvrgavaju KT pregledu ili njihovih pratilaca u prednosti i mane ovog modaliteta ne radi se uvek. Istraživanje koje je sprovedeno u urgentnim jedinicama američkih bolnica u periodu od dve nedelje pokazalo je da oko 93 % pacijenata nije dobilo adekvatno objašnjenje o izlaganju jonizujućem zračenju tokom njihovog KT pregleda (Lee 2004). Skorije australijsko istraživanje sprovedeno na studentima medicine i pripravnicima pokazalo je da polovina njih nema svest i znanje o nivou doza za pojedine dijagnostičke preglede dok je četvrtina ispitanika MR identifikovala kao izvor jonizujućeg zračenja (Zhou 2010). Isti rezultat dobijen je i u studiji sprovedenoj na lekarima u urgentnim odeljenjima (Keijzers 2010). U ovom istraživanju je takođe utvrđeno da od samog kliničkog slučaja zavisi da li će pacijent biti adekvatno informisan. Druga istraživanja pokazala su takođe nepoznavanje nivoa doze za pojedine vrste pregleda (Quinn 1997, Rice 2007, Shiralkar 2002, Soye 2008) kao i da MR uključuje korišćenje izvora jonizujućeg zračenja (Jacob 2004, Soye 2008). Mnoga

istraživanja utvrdila su da veliki procenat medicinskog osoblja nikada nije imalo edukaciju iz oblasti zaštite od zračenja (Jacob 2004, Keijzers 2010, Quinn 1997, Soye 2008).

#### 7.4. Zaključak

KT dijagnostika je veoma rasprostranjena tehnika snimanja u savremenoj dijagnostici. Ova metoda uključuje izlaganje pacijenata relativno visokim dozama jonizujućih zračenja te je treba tretirati i kao potencijalnog uzročnika karcinoma. Ovim istraživanjem obuhvaćeni su ispitanici koji sprovode preglede. Dalja istraživanja trebalo bi proširiti i na lica koja upućuju na pregled. Svesnost pedijatarata o riziku kod dece je na veoma niskom nivou, što rezultuje čestim upućivanjima na KT preglede. Jedini način za smanjivanje izloženosti pacijenata, a naročito dece, jeste kroz edukaciju svih lica koja su direktno ili indirektno uključena u sprovođenje pregleda. Stoga, svako istraživanje na ovom polju i ukazivanje na probleme i mogućnosti njihovih rešavanja predstavlja doprinos smanjivanju rizika. Edukacija iz oblasti zaštite od zračenja ne mora nužno biti ograničena na medicinare i korisnike KT uređaja. Alijansa The Image Gently takođe sprovodi kampanju kako bi informisala i roditelje o izlaganju dece u dijagnostičkoj radiologiji. Obezbeđuje kartice na kojima se mogu beležiti podaci o izlaganjima njihove dece kako bi kumulativna doza bila praćena kao i brošure o medicinskim izlaganjima, a dostupan je i softver za proračun doze (Alessio 2010). Pored toga, The Image Gently koncept proširen je i na pedijatrijsku interventnu radiologiju kao Step Lightly kampanja (Sidhu 2009) kao i na zaštitu od zračenja odraslih pacijenata kroz The Image Wisely kampanju (Brink 2010).

#### 7.5. Objavljeni radovi

Rezultati istraživanja u okviru doktorske disertacije koji su prikazani u ovom poglavlju objavljeni su kao sledeće publikacije:

1. Vassileva J., Rehani M.M., Al-Dhuhli H., Al-Naemi H.M., Al-Suwaidi J.S., Appelgate K., **Arandjic D.** et al: *IAEA survey of pediatric CT practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America, and Africa: Part 1, frequency and appropriateness*, - American Journal of Roentgenology, Vol 198, No 5, 2012, pp. 1021-1031.

2. **Arandjic D.**, Ceklic S, Ciraj-Bjelac O., Bozovic P., Stankovic J., Lazarevic Dj.: *Paediatric Computed Tomography: assessment of radiation dose and risk awareness among staff involved in diagnostic process*, - Book of abstracts/Third International Conference on Radiation and Applications in Various Fields of Research, RAD 2015, June 8-12, 2015, Budva, Montenegro, pp. 214.
3. **Arandić D.**, Ciraj-Bjelac O., Košutić D., Lazarević Đ.: *Snimanje dece u CT dijagnostici: nivo svesti medicinskog osoblja o potencijalnom riziku za pacijente*, -Zbornik radova 25. Simpozijuma Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore, Kopaonik 30.9-2.10.2009, pp. 142-147.

**Tabela 7.3.1:** Odgovori na pitanja 1 - 7 iz upitnika za radiologe.

Pitanje	Odgovor			Preporuka
	Bolnica A	Bolnica B	Bolnica C	
Ko odobrava KT pregled u slučaju pedijatrijskih pacijenta?	Radiolog i lekar koji je uputio na KT pregled	Radiolog	Lekar koji je uputio na KT pregled	Prema važećoj regulativi iz perioda distribucije upitnika radiolog je bio odgovoran za odobravanje pregleda [Pravilnik o medicinskim izlaganjima].
Da li su u vašoj ustanovi dostupna pisana uputstva koja definišu dobru radiološku praksu?	Da	Da	Ne	Pisana uputstva koja definišu dobru radiološku praksu treba da budu dostupna u svim ustanovama koje izvode KT preglede a posebno u slučaju pedijatrijskih odeljenja [Vasileva 2012].
Da li je u vašoj ustanovi obavezno pre upućivanja na KT pregled zatražiti izveštaje o prethodnim KT pregledima i dozama koje je pacijent primio?	Da	Da	Da	Treba da je obavezno [Vasileva 2012].
Da li je KT pregled glave obavezan u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa traumom glave?	Ne	Da	Ne	Samo ukoliko se ozbiljno sumnja na intrakranijalnu povredu [EC RP 118]
Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju novoronđenčeta sa hidrocefalusom?	Ultrazvuk	Ultrazvuk	Ultrazvuk	Ultrazvuk [EC RP 118]
Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju novoronđenčeta sa kongenitalnim tortikolisom?	Ultrazvuk	Ultrazvuk	Ultrazvuk	Ultrazvuk [EC RP 118]

**Tabela 7.3.2 (nastavak):** Odgovori na pitanja 7 – 11 iz upitnika za radiologe.

Pitanje	Odgovor			Preporuka
	Bolnica A	Bolnica B	Bolnica C	
Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa akutnim bolom u abdomenu ili kada se sumnja na upalu slepog creva?	Ultrazvuk	Ultrazvuk	Ultrazvuk	Ultrazvuk [ACR]
Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa pleuralnim izlivom?	Klasična radiografija	Ultrazvuk	Klasična radiografija	Klasična radiografija
Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa neprestanom glavoboljom?	KT	KT	KT	Magnetna rezonanca [EC RP 118]
Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa disfunkcijom ventrikuloperitonealnog šanta?	KT	Ultrazvuk	Ultrazvuk	Ultrazvuk [EC RP 118]
Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata mlađih od 5 godina sa upalom sinusa?	Klasična radiografija	Klasična radiografija	Klasična radiografija	Imadžing se uopšte ne preporučuje [EC RP 118]



**Tabela 7.3.3:** Odgovori na pitanja 1 - 7 iz upitnika za radiološke tehničare.

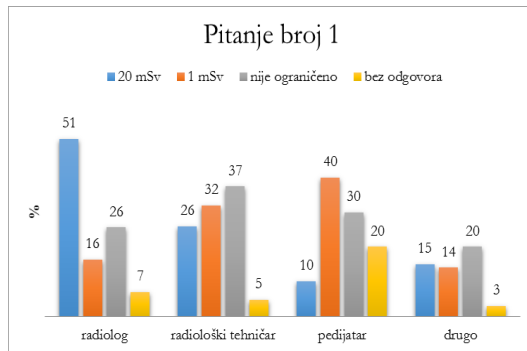
Pitanje	Odgovor			Preporuka
	Bolnica A	Bolnica B	Bolnica C	
Da li su u vašoj ustanovi dostupni protokoli KT snimanja prilagođeni pedijatrijskim pacijentima?	Da	Da	Da	Preporuka je da se uvek koriste parametri prilagođeni veličini pacijenta [Image gently]
Da li su u vašoj ustanovi dostupni protokoli KT snimanja na osnovu indikacije za snimanje?	Da	Da	Da	Preporuka je da se pored prilagođenih parametara koriste i protokoli kreirani na osnovu indikacije [Jennia2 4-8]
U kojoj projekciji se obično obavlja topografsko KT snimanje pedijatrijskih pacijenata?	AP	AP	AP	PA [Strauss 2010]
Kod KT snimanja abdomena pedijatrijskih pacijenata veličina zračnog polja doseže do:	Grudi	Dijafragme	Dijafragme	/
Navesti najnižu tačku do koje doseže zračno polje kod KT snimanja karlice pedijatrijskih pacijenata.	Simfiza	Simfiza	Simfiza	/
KT snimanje glave kod pedijatrijskih pacijenata sa traumom kao indikacijom obavlja se u kom modu?	Helični	Helični	Aksijalni	Preporuka je da se snimanje obavlja u aksijalnom modu pod određenim uglom gentryja [EUR16260]
Da li se u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata koristi AEC?	Da	Da	Da	Preporuka je da se koristi samo ukoliko je protokol validovan dozimetrijskim merenjima [Strauss 2010]

**Tabela 7.3.3 (nastavak):** Odgovori na pitanja 8 - 14 iz upitnika za radiološke tehničare.

Pitanje	Odgovor			Preporuka
	Bolnica A	Bolnica B	Bolnica C	
Navesti tipičnu vrednost ugla gentrija kod KT snimanja glave pedijatrijskih pacijenata.	0°	0°	10°	Preporuka je da se snimanje obavlja pod određenim uglom [EUR16260]
Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna olovna zaštitna sredstva?	Da	Da	Da	Obavezno je korišćenje olovnih zaštitnih sredstava [Pravilnik o medicinskim izlaganjima]
Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna bizmutna zaštitna sredstva za grudi?	Ne	Ne	Ne	Oprečna mišljenja
Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna bizmutna zaštitna sredstva za oči?	Ne	Ne	Ne	Oprečna mišljenja
Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna sredstva za imobilizaciju pacijenta?	Ne	Ne	Da	Preporuka je da se koriste sva dostupna imobilizaciona sredstva [Vasileva 2013]
Koliko često se koristi sedacija kod pacijenata mlađih od 5 godina?	>50%	>50%	>50%	/
Koliko često je neophodno da treća osoba pridržava pacijenta tokom KT snimanja?	>50%	<50%	>50%	/

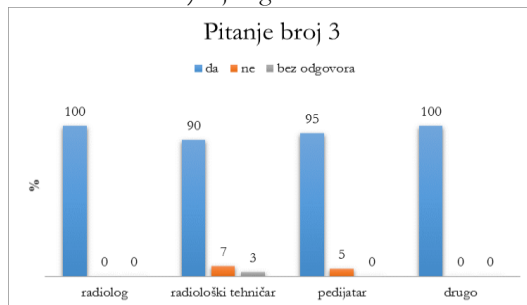
**Tabela 7.3.3 (nastavak):** Odgovori na pitanja 15 - 20 iz upitnika za radiološke tehničare.

Pitanje	Odgovor			Preporuka
	Bolnica A	Bolnica B	Bolnica C	
Ukoliko je neophodno, pridržavanje pacijenata obavlja:	Roditelj	Roditelj	Roditelj	Pridržavanje pacijenta obavlja pratilac a ne medicinsko osoblje[Pravilnik o medicinskim izlaganjima]
Da li je dozvoljeno da roditelji tokom KT pregleda deteta borave u prostoriji sa KT uređajem?	Da	Samo ako pridržavaju dete	Samo ako pridržavaju dete	Samo ako pridržavaju dete
Ukoliko roditelji ostaju u prostoriji sa KT uređajem tokom KT pregleda deteta da li nose olovnu zaštitnu kecelju?	Da	Da	Da	Potrebno je da nose zaštitnu olovnu kecelju[Pravilnik o medicinskim izlaganjima]
Ukoliko medicinsko osoblje ostaje u prostoriji sa KT uređajem tokom KT pregleda deteta da li nose lični dozimetar?	Ne	Da	Ne	Ne treba da nose jer u slučaju pridržavanja pacijenta izlaganje se ne smatra profesionalnim već medicinskim [ICRP 107]
Da li se u vašoj ustanovi vode evidencije o pacijentnim dozama?	Ne	Ne	Ne	Obavezno je na osnovu Direktive EU 2013/59/Euratom
Da li u vašoj ustanovi postoji medicinski fizičar koji učestvuje u kreiranju optimalnih protokola KT snimanja pedijatrijskih pacijenata	Ne	Ne	Ne	Obavezno je na osnovu Direktive EU 2013/59/Euratom



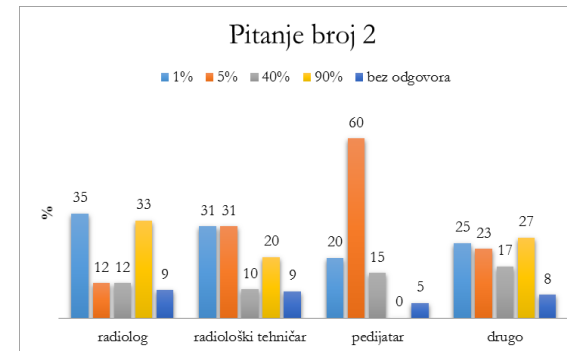
Izlaganje pacijenata u medicini:

- a) je zakonski ograničeno i iznosi 20 mSv godišnje
- b) je zakonski ograničeno i iznosi 1 mSv godišnje
- c) nije ograničeno.



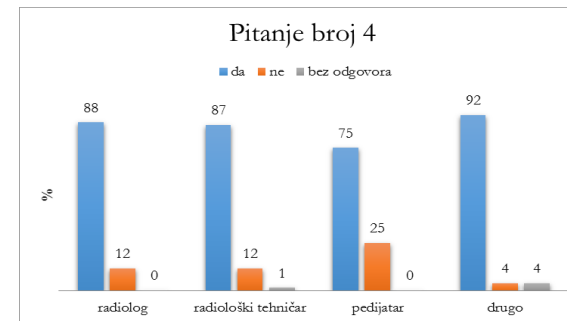
Deca su osetljivija na zračenje od odraslih:

- a) da
- b) ne



Od ukupne doze kojoj je izloženo stanovništvo od veštačkih izvora zračenja, koji procenat potiče od medicinskih izlaganja:

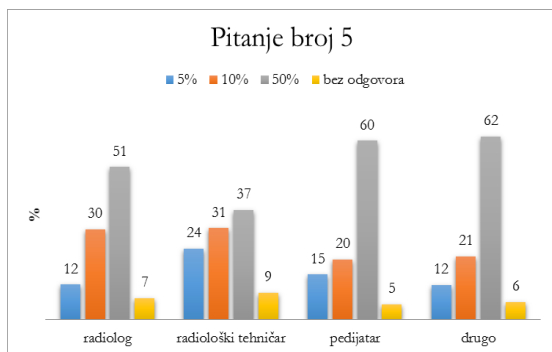
- a) 1%
- b) 5%
- c) 40%
- d) 90%



Izlaganje u KT dijagnostici povećava rizik za pojavu karcinoma:

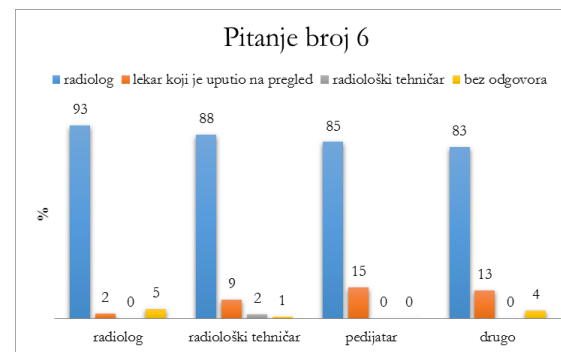
- a) da
- b) ne

**Slika 7.3.1:** Odgovori na pitanja 1 - 4 iz upitnika za medicinsko osoblje.



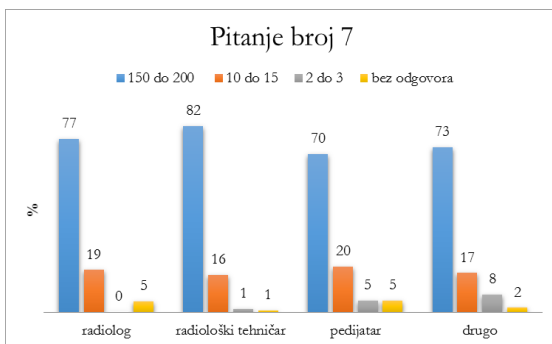
Snimanje u KT dijagnostici predstavlja oko 10 % od svih pregleda u dijagnostičkoj radiologiji, a doprinos ukupnoj dozi od medicinskih izlaganja je:

- 5%
- 10%
- 50%



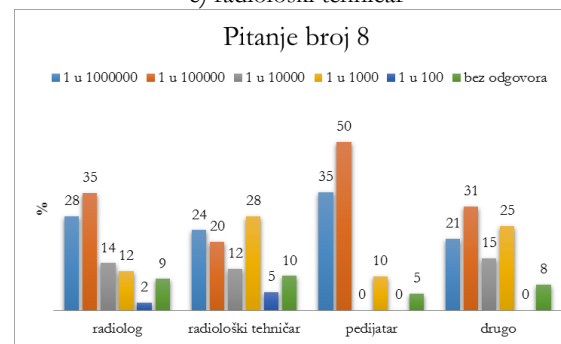
Krajnje odobrenje za KT pregled daje:

- radiolog
- lekar koji je uputio na snimanje
- radiološki tehničar



Efektivna doza usled KT snimanja pluća ekvivalentna je dozi od:

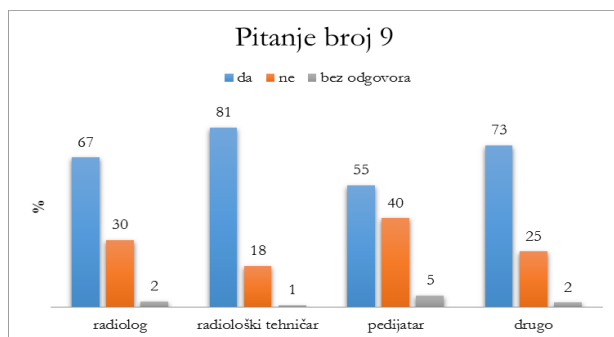
- 150 do 200 klasičnih radiografija pluća
- 10 do 15 klasičnih radiografija pluća
- 2 do 3 klasične radiografije pluća



Verovatnoća da jednogodišnje dete koje je snimljeno na KT uređaju razvije radijacioni karcinom usled neoptimalne tehnike snimanja iznosi:

- 1:1000000
- 1: 100000
- 1:10000
- 1:1000
- 1:100

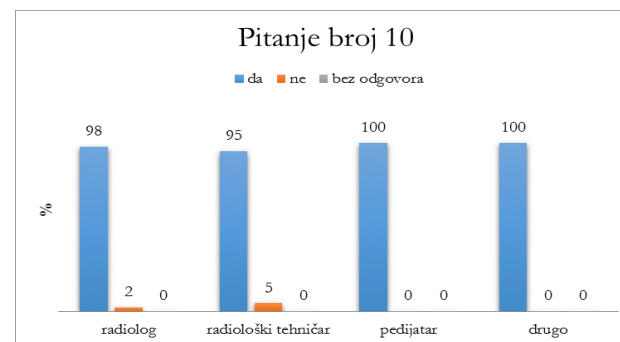
Slika 7.3.2: Odgovori na pitanja 5 - 8 iz upitnika za medicinsko osoblje.



Ako se kod KT snimanja dece koriste isti parametri ekspozicije kao za odrasle doza za dete je 2 do 3 puta veća:

a) da

b) ne



Smatrate li da pre samog KT snimanja treba upozoriti pacijenta odnosno roditelje (u slučaju dece) na potencijalni rizik usled izlaganja zračenju:

a) da

b) ne

**Slika 7.3.3:** Odgovori na pitanja 9 - 10 iz upitnika za medicinsko osoblje.

## Zaključak

Preliminarno ispitivanje nivoa pacijentnih izlaganja u KT dijagnostici u Srbiji pokazalo je da su rezultati u rangu sa do sada publikovanim podacima osim na jednom od KT uređaja za koji je već konstatovano da bi trebalo ponoviti proces sakupljanja podataka. Međutim, rezultati takođe pokazuju i da se vrednosti drastično razlikuju za isti tip KT pregleda u zavisnosti od KT uređaja. Analiza uticaja broja detektora i modela KT uređaja na vrednosti doznih parametara nije pokazala jasnu vezu između tipa uređaja i pacijentne doze što ukazuje da se na postojećim KT uređajima koriste neoptimizovani protokoli snimanja.

"Šatl" režim rada pokazao je značajno manje vrednosti doznih veličina. Smanjene su vrednosti  $CTDI_{vol}$  i DLP te je smanjena i efektivna doza kao mera rizika za nastanak stohastičkih efekata. Pored toga, doza na koži pacijenta manja je u poređenju sa fiksnim režimom rada i nalazi se ispod preporučene vrednosti od 0.5 Gy što značajno smanjuje verovatnoću za nastanak determinističkih efekata čak i u slučaju ponovljenih pregleda. Stoga, prednost u proceduri KT perfuzija mozga treba dati "šatl" režimu rada u odnosu na KT protokole sa fiksnim režimima rada. Izmerene vrednosti doze za očno sočivo iznosile su 10 puta manje o praga za nastanak katarakte.

Iako su procenjene vrednosti za dozu za kožu i očno sočivo u okviru ovog istraživanja bile ispod praga za nastanak determinističkih efekata, pacijenti sa cerebrovaskularnim oboljenjima često su izloženi ponovljenim pregledima te prag za nastanak determinističkih efekata može lako biti dostignut. Procedura KT perfuzija mozga je veoma važan metod u dijagnostici i terapiji cerebrovaskularnih oboljenja. Međutim, doza koju pacijent primi tokom ovakve procedure može da bude veoma visoka. Stoga je pre implementacije procedure KT perfuzija mozga u kliničku praksu neophodno ispitati nivo pacijentnih izlaganja za svaki od dostupnih

KT protokola. Takođe, proveru nivoa izlaganja treba vršiti i na svakom pojedinačnom pacijentu. Najbolji način za sprovođenje monitoringa nad pacijentima bio bi na osnovu doznih indikacija dostupnih na komandnoj konzoli. Stoga bi buduća istraživanja trebala usmeriti ka uspostavljanju jednoznačnijeg odnosa između doznih veličina koje se prikazuju na komandnoj konzoli i doza za kožu i očno sočivo.

U ovom poglavlju prikazani su rezultati sakupljanja podataka o nivoima izlaganja u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji. Spektar dobijenih vrednosti za  $CTDI_{vol}$  i DLP ukazuje na mogućnosti za dodatnu optimizaciju KT protokola iako se na datim KT uređajima koriste protokoli prilagođeni snimanju dece.

Rezultati ovog istraživanja pokazali su da je KT pregled glave najfrekventnija procedura u pedijatrijskoj KT dijagnostici u Srbiji te bi proces optimizacije trebalo započeti upravo na ovoj vrsti pregleda. Takođe, utvrđeno je da bi se broj KT pregleda glave značajno smanjio ukoliko bi sve pedijatrijske ustanove na raspolaganju imale i uređaj za magnetnu rezonancu.

Analiza vrednosti doznih parametara za različite uzraste pedijatrijskih pacijenata pokazala je da se nepravilnosti najčešće javljaju na prelasku iz starosne grupe 5-10 godina u grupu 10-15 godina te bi kod sakupljanja podataka trebalo obratiti pažnju i na srednju vrednost godina pacijenata unutar određene starosne grupe. Takođe, jedan od zaključaka ovog istraživanja jeste i da bi protokole KT pregleda dece trebalo zasnovati na kliničkoj indikaciji a zatim na starosti i dimenzijama deteta što je u skladu i sa preporukama drugih autora.

Uspostavljanjem nacionalnih DRL za standardne procedure kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata otvara se mogućnost za stalno praćenje trenda pacijentnih doza i identifikaciju mesta sa potencijalno većim dozama što je posebno značajno za prakse koje tek počinju sa KT snimanjima dece.

Proces optimizacije protokola za KT pregled glave koji je prikazan u ovom radu predstavlja jednostavan metod za smanjivanje pacijentnih doza kod dece i može biti primenjen na svim KT uređajima sa istim ili sličnim protokolima snimanja. Rezultati optimizacije pokazali su da je moguće smanjiti pacijentnu dozu bez degradacije kvaliteta slike. Prilagođavanje parametara ekspozicije veličini pojedinačnih pacijenata posebno je značajno u slučaju snimanja dece jer su uštede u dozi moguće i za 50%. Protokol koji je kreiran u procesu optimizacije u ovom radu



koristi se u kliničkim uslovima pri čemu je analiza doznih vrednosti pre i posle optimizacije jasno pokazala uštedu u dozi. Međutim, dati protokol treba i dalje analizirati u smislu dodatne optimizacije s obzirom da parametri koji opisuju kvalitet slike u većini slučajeva nisu dostigli neprihvatljive vrednosti. Pored toga, u narednim procesima optimizacije bilo bi poželjno izvršiti i kliničku ocenu kvaliteta slike. Protokole koji su instalirani od strane proizvođača KT uređaja i koji nisu optimizovani od strane medicinskih fizičara trebalo bi uvek dodatno ispitati u pogledu mogućnosti za optimizaciju odnosno smanjivanje pacijentnih doza, posebno u pedijatrijskim ustanovama. Značaj optimizacije koja je prikazana u ovom radu ogleda se i u činjenici da bolnica u kojoj je optimizacija sprovedena ne poseduje uređaj za MR. MR je indikovani modalitet snimanja za većinu kliničkih problema centralnog nervnog sistema pri čemu u nekim slučajevima KT pregled može da se koristi kao alternativni modalitet (IAEA). Stoga je smanjivanje pacijentnih izlaganja kroz optimizaciju protokola za KT pregled glave posebno značajno u prikazanom slučaju. Takođe, proces optimizacije trebalo bi primeniti i na protokole za KT preglede pluća i abdomena.

## Reference

AAPM online, <http://www.aapm.org/pubs/CTProtocols/>

AAPM, American Association of Physicists in Medicine. AAPM CT Lexicon Version 1.1. College Park, Maryland, US, 2011.

AAPM, American Association of Physics in Medicine Radiation Therapy (AAPM)- Committee Task Group 39 : “Specification and acceptance testing of CT scanners”.A. Eisenberg, Guide to Technical Editing, Oxford University, New York, 1992.

ACR, American College of Radiology. CT Accreditation Program Requirements. 13 September 2010.

ACR, American College of Radiology. ACR appropriateness criteria, 01.05.2011.

American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No. 111, Comprehensive Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography, AAPM, February 2010

Ainsbury E.A, Bouffler S.D, Dorr W, Graw J, Muirhead J.R, Edwards A.A. and Cooper C. Radiation cataractogenesis: A review of recent studies. Radiation Res 172, 1-9 (2009).

Alexandrov A.V, Black S.E, Ehrlich L.E, Bladin C.F, Smurawska L.T, Pirisi A. and Caldwell C.B. Simple visual analysis of brain perfusion on HMPAO SPECT predicts early outcome in acute stroke. Stroke 27(9), 1537-1542 (1996).

Ambrose, J. Computerized transverse axial scanning (tomography). 2. clinical application. British Journal of Radiology, 1973a, 46(552):1023-47.

Ambrose, J. Computerized transverse axial scanning of the brain. Proceedings of the Royal Society of Medicine, 1973b, 66(8):833-4.

Ambrose, J. and Hounsfield, G. Computerized transverse axial tomography. British Journal of Radiology, 1973d, 46(542):148-9.

- Ambrose, J. A. The usefulness of computerized transverse axial scanning in problems arising from cerebral haemorrhage, infarction or oedema. *British Journal of Radiology*, 1973c, 46(549):736.
- Amis ES Jr, Butler PF, Applegate KE, et al. American College of Radiology white paper on radiation dose in medicine. *J Am Coll Radiol* 2007; 4:272–284
- Arai Y, E Tammissalo, K Iwai, K Hashimoto, K Shinoda, Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use, *Dentomaxillofacial Radiology* (1999) 28, 245 – 248
- Arch, M. E. and Frush, D. P. Pediatric body MDCT: a 5-year follow-up survey of scanning parameters used by pediatric radiologists. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2008, 191(2): 611-7.
- Aroua, A., Besancon, A., Buchillier-Decka, I., Trueb, P., Valley, J.-F., Verdun, F. R., and Zeller, W. Adult reference levels in diagnostic and interventional radiology for temporary use in Switzerland. *Radiation Protection Dosimetry*, 2004, 111(3):289-295.
- ARPANSA, Australian Radiation and Protection Nuclear Safety Agency. Code of Practice for the Radiation Protection in the Medical Applications of Ionizing Radiation. Yallambie, Victoria, Australia, 2008b.
- Arthurs, O., et al., Evaluation of Image Quality and Radiation Dose in Adolescent Thoracic Imaging: 64-Slice is Preferred to 16-Slice Multislice CT, *Br. J. Radiol.*, 82 (2009), 974, pp. 157-161
- Ashley WW Jr, McKinstry RC, Leonard JR, Smyth MD, Lee BC, Park TS. Use of rapid-sequence magnetic resonance imaging for evaluation of hydrocephalus in children. *J Neurosurg* 2005; 103[2 suppl]:124–130
- Bagg, S. A., Steenburg, S. D., and Ravenel, J. G. Handling of outside trauma studies: a survey of program directors. *Journal of the American College of Radiology*, 2008, 5(5):657-63.
- Bai Mei, Bin Liu, Hongqiu Mu, Xianghua Liu, Yuan Jiang, The comparison of radiation dose between C-arm flat-detector CT (DynaCT) and multi-slice CT (MSCT): A phantom study, *European Journal of Radiology* 81 (2012) 3577– 3580
- Baerlocher, M.O. and Detsky, A.S. Discussing radiation risks associated with CT scans with patients. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 2010, 304(19):2170-2171.
- Balter S et al., “Fluoroscopically Guided Interventional Procedures: A Review of Radiation Effects on Patients’ Skin and Hair,” *Radiology* Vol. 254, No. 2, pp. 326-341, February 2010.
- Barrett, J. F. and Keat, N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*, 2004, 24 (6):1679-91.

- Bauhs J. A., T. J. Vrieze, A. N. Primak, M. R. Bruesewitz, and C. H. McCollough, "CT dosimetry: comparison of measurement techniques and devices," *RadioGraphics* Vol. 28, pp. 245-253, 2008, available at <http://radiographics.rsna.org/content/28/1/245.full.pdf+html>.
- Beckmann, E. C. CT scanning the early days. *British Journal of Radiology*, 2006, 79(937):5-8.
- Berrington de Gonzalez, A., Mahesh, M., Kim, K. P., Bhargavan, M., Lewis, R., Mettler, F., and Land, C. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Archives of Internal Medicine*, 2009, 169(22):2071-7.
- Berrington de Gonzalez, A. and Darby, S. Risk of cancer from diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries. *Lancet*, 2004, 363(9406):345-51
- Blackwell, C. D., Gorelick, M., Holmes, J. F., Bandyopadhyay, S., and Kuppermann, N. Pediatric head trauma: Changes in use of computed tomography in emergency departments in the United States over time. *Annals of Emergency Medicine*, 2007, 49(3):320-324.
- Boivin J, Tomic N, Fadlallah B, Deblois F, Devic S, Reference dosimetry during diagnostic CT examination using XR-QA radiochromic film model. *Med Phys*. 2011 Sep; 38(9):5119-29. doi: 10.1118/1.3622607
- Bongartz, G., et al., *European Guidelines for Multislice Computed Tomography*, 2004
- Boone, J. M., Geraghty, E. M., Seibert, J. A., and Wootton-Gorges, S. L. Dose reduction in pediatric CT: a rational approach. *Radiology*, 2003, 228(2):352-60.
- Bordier C, Klausz R, Desponds L, PATIENT DOSE MAP INDICATIONS ON INTERVENTIONAL X-RAY SYSTEMS AND VALIDATION WITH GAFCHROMIC XR-RV3 FILM, *Radiat Prot Dosimetry* (2014) doi: 10.1093/rpd/ncu181
- Božović P., Košutić D.: *Rendgen-aparati u dijagnostičkoj radiologiji na teritoriji Srbije u 2012. godini*, - Zbornik radova 27. Simpozijuma Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore, Vrnjačka Banja 2-4.10.2013, pp. 197-200. ISBN: 978-86-7306-115-3
- Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, et al. Estimated risk of radiation- induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR* 176 (2001) 289-296.
- Brenner DJ. Estimating cancer risks from pediatric CT: going from the qualitative to the quantitative. *Pediatr Radiol*. 2002; 32: 228–231
- Brenner, D. J. and Hall, E. J. Computed tomography - an increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine*, 2007, 357(22):2277-84
- Brenner, D. J. and Hricak, H. Radiation exposure from medical imaging: time to regulate? *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 2010, 304(2):208-9.

- Brenner, D. J., Elliston, C. D., Hall, E. J., and Berdon, W. E. Response to the statement by The Society for Pediatric Radiology on radiation risks from pediatric CT scans. *Pediatric Radiology*, 2001c, 31:389-391.
- Brenner, D. J., Doll, R., Goodhead, D. T., Hall, E. J., Land, C. E., Little, J. B., Lubin, J. H., Preston, D. L., Preston, R. J., Puskin, J. S., Ron, E., Sachs, R. K., Samet, J. M., Setlow, R. B., and Zaider, M. Cancer risks attributable to low doses of ionizing radiation: Assessing what we really know. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2003, 100(24):13761-13766.
- Brink, J. A., Goske, M. J., and Patti, J. A. Informed consent for radiologic procedures. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 2011, 305(9):888-890.
- Brisse, H. J., Brenot, J., Pierrat, N., Gaboriaud, G., Savignoni, A., De Rycke, Y., Neuenschwander, S., Aubert, B., and Rosenwald, J. C. The relevance of image quality indices for dose optimization in abdominal multi-detector row CT in children: experimental assessment with pediatric phantoms. *Physics in Medicine & Biology*, 2009a, 54(7):1871-92.
- Brisse HJ, Aubert B (2009b) CT exposure from pediatric MDCT: results from the 2007–2008 SFIPP/ISRN survey. *J Radiol* 90:207–215
- Broadhead, D. A., Faulkner, K., Rawlings, D.J., and Chapple, C. L. Automated thermoluminescent dosimetry for simple radiographic procedures. *Journal of Radiological Protection*, 1997, 17(1): 17-24.
- Broder, J. S. CT utilization: the emergency department perspective. *Pediatric Radiology*, 2008, 38 Suppl 4:S664-9.
- Bushberg J. T., J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr., and J. M. Boone, *The Essential Physics of Medical Imaging*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins, USA, 2001
- Bushberg J, Seibert A, Leidholdt E, Boone J. In: *The essential physics of medical imaging*. 2nd ed. USA: Lippincott; 2002.
- Butson Martin J., Tsang Cheunga, Peter Yua, Peter Metcalfe, Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in photon beam radiotherapy, *Radiation Measurements* 32 (2000) 201-204
- Campbell, J., Kalra, M. K., Rizzo, S., Maher, M. M., and Shepard, J. A. Scanning beyond anatomic limits of the thorax in chest CT: findings, radiation dose, and automatic tube current modulation. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2005, 185(6):1525-30.
- Carlton, R. R. and Adler, A. M. *Principles of Radiographic Imaging: An Art and a Science*. Delmar Publishers, New York, US, 1996.
- Cember, H. and Johnson, T.E. *Introduction to Health Physics*. The McGraw-Hill Companies, Inc., US, 2009.

Cenic A, Nabavi D.G, Craen R.A, Gelb A.W. and Lee T.Y. Dynamic CT Measurement of Cerebral Blood Flow: A Validation Study. *AJNR Am J Neuroradiol* 20, 63–73 (1999).

Chen Biao and Ruola Ning, Cone-beam volume CT breast imaging: Feasibility study, *Med. Phys.* 29, 755 (2002)

Cheung J, Yu K, Ho R, Yu C, Monte Carlo calculations and Gafchromic film measurements for plugged collimator helmets of Leksell Gamma Knife unit, *Med. Phys.* 26, 1252-1256 (1999)

Chodick, G., Ronckers, C., Ron, E., and Shalev, V. The utilization of pediatric computed tomography in a large Israeli Health Maintenance Organization. *Pediatric Radiology*, 2006, 36(6): 485-490.

Chwals, W. J., Robinson, A. V., Sivit, C. J., Aladeen, D., Fitzenrider, E., and Cizmar, L. Computed tomography before transfer to a level I pediatric trauma center risks duplication with associated increased radiation exposure. *Journal of Pediatric Surgery*, 2008,

aCiraj O, Markovic S, Kosutic D. First results on patient dose measurements from conventional diagnostic radiology procedures in Serbia and Montenegro, *Radiat Prot Dosim* (2005), 113(3):330-335

bCiraj O, Markovic S, Kosutic D. Patient doses for barium meal examination in Serbia and Montenegro and potentials for dose reduction through changes in equipment settings, *Radiat Prot Dosim* (2005), 114(1-3):158-163

Ciraj-Bjelac PhD

Ciraj-Bjelac O, Arandjic A, Kosutic D, Kovacevic M. Radiation exposure in computed tomography: comparison of adult and paediatric radiology practice in Serbia, *Proceeding od IPRA 12, 19-24 October 2008, Buenos Aires, Argentina*, FP2253

aCiraj-Bjelac O, Faj D, Stimac D, Kosutic D, Arandjic D, Brkic H. Good reasons to implement quality assurance in nationwide breast cancer screening programs in Croatia and Serbia: Results from a pilot study. *Eur J Radiol* (2009), doi:10.1016/j.ejrad.2009.10.004

b Ciraj-Bjelac O., Arandjic D., Kosutic D.: Kontrola doza i rizika u multislajсноj kompjuterizovanoj tomografiji (MSCT), - *Radiološki arhiv Srbije*, Vol 15, No 2, 2009, pp. 15-22.

aCiraj-Bjelac O, Beciric S, Arandjic D, Kosutic D, Kovacevic M. Mammography radiation dose: initial results from Serbia based on mean glandular dose assessment for phantoms and patients, *Radiat Prot Dosim* (2010), 2010 Jun;140(1):75-80

bCiraj-Bjelac O, Kosutic D, Arandjic D. Mammography practice in Serbia: evaluation and optimization of image quality and the technical aspects of the mammographic imaging chain, *Radiat Prot Dosim* (2010), . 2010 Apr-May;139(1-3):293-7

cCiraj-Bjelac O, Rehani M.M, Sim K.H, Liew H.B, Vano E. and Kleiman N.J. Risk for Radiation-Induced Cataract for Staff in Interventional Cardiology: Is There Reason for Concern? *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 76, 826-834 (2010).

dCiraj-Bjelac O, Rehani M.M, Sim K.H, Liew H.B, Vano E. and Kleiman N.J. Risk for Radiation-Induced Cataract for Staff in Interventional Cardiology: Is There Reason for Concern? *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 76, 826-834 (2010)

Chu R.D.H, Van Dyke D, Lewis D.F, O'Hara P.J, Buckland B.W, Dinelle F, GafChromic dosimetry media: A new high dose rate thin film routine dosimeter and dose mapping tool, *Radiat. Phys. Chem*, 35, 767-773 (1990)

Cody, D. D. and Mahesh, M. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Technologic advances in multidetector CT with a focus on cardiac imaging. *Radiographics*, 2007, 27(6):1829-37.

Cohnen, M., Fischer, H., Hamacher, J., Lins, E., Koetter, R. and Moedder, U. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 21, 1654–1660 (2000)

Cohnen M, Wittsack H.J, Assadi S, Muskalla K, Ringelstein A, Poll L.W, Saleh A. and Moedder U. Radiation Exposure of Patients in Comprehensive Computed Tomography of the Head in Acute Stroke. *AJNR Am J Neuroradiol* 27, 1741-45 (2006).

Cook, S. H., Fielding, J. R., and Phillips, J. D. Repeat abdominal computed tomography scans after pediatric blunt abdominal trauma: missed injuries, extra costs, and unnecessary radiation exposure. *Journal of Pediatric Surgery*, 2010, 45(10):2019-2024.

Cormack A. M., Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications, *Journal of Applied Physics*, vol. 34, pp. 2722-2727, September 1963

Cormack A. M., Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications II, *Journal of Applied Physics*, vol. 35, pp. 2908-2913, October 1964

Coursey, C., Frush, D. P., Yoshizumi, T., Toncheva, G., Nguyen, G., and Greenberg, S. B. Pediatric chest MDCT using tube current modulation: effect on radiation dose with breast shielding. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2008, 190(1):W54-61.

Crawley MT, Booth A, Wainwright A. A practical approach to the first iteration in the optimization of radiation dose and image quality in CT. *Br J Radiol* 2001; 74:607–614

Dabin J, A. Negri, J. Farah, O. Ciraj-Bjelac d, I. Clairand, C. De Angelis, J. Domienik, H. Jarvinen, R. Kopec h, M. Majer, F. Malchair, L. Novák, T. Siiskonen, F. Vanhavere, A. Trianni, Ž. Knežević, Characterisation of grids of point detectors in maximum skin dose measurement in fluoroscopically-guided interventional procedures, *Physica Medica* 31 (2015) 1112–1117

Dawson, P., Patient Dose in Multislice CT: Why is it Increasing and Does it Matter?, *Br. J. Radiol.*, 77 (2004), 1, pp. S10–3

- de Campo, J. F. and de Campo, M. P. Is informed consent necessary for computed tomography in children and young adults? [letter]. *Medical Journal of Australia*, 2010, 192(7):423.
- Devic S, Jan Seuntjens<sup>1</sup>, Gyorgy Hegyi<sup>1</sup>, Ervin B. Podgorsak<sup>1</sup>, Christopher G. Soares<sup>2</sup>, Assen S. Kirov<sup>3</sup>, Imad Ali<sup>4</sup>, Jeffrey F. Williamson<sup>4</sup> and Angel Elizondo, Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers, *Med. Phys.* 31, 2392 (2004); <http://dx.doi.org/10.1118/1.1776691>
- Dierck D, C. Saldarriaga Vargas<sup>2</sup>, F. Rogge<sup>1</sup>, S. Lichtherte<sup>1</sup> and L. Struelens<sup>2</sup>, DOSIMETRIC ANALYSIS OF THE USE OF CBCT IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY: SINUS AND MIDDLE EAR, *Radiation Protection Dosimetry* (2015), Vol. 163, No. 1, pp. 125–132
- Donald L. Miller et al., “Radiation Doses in Interventional Radiology Procedures: The RAD-IR Study. Part II: Skin Dose,” *J. Vasc. Interv. Radiol.* Vol. 14, pp. 977-990, 2003.
- Dong, S. L., Chu, T. C., Lan, G. Y., Wu, T. H., Lin, Y. C., and Lee, J. S. Characterization of high- sensitivity metal oxide semiconductor eld ect transistor dosimeters system and LiF:Mg,Cu,P thermoluminescence dosimeters for use in diagnostic radiology. *Applied Radiation and Isotopes*, 2002, 57(6):883{91.
- Donnelly, L. F. Lessons from history. *Pediatric Radiology*, 2002, 32(4):287-92.
- Donnelly, L. F. Reducing radiation dose associated with pediatric CT by decreasing unnecessary examinations. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2005, 184(2):655-7.
- Donnelly, L. F. and Frush, D. P. Fallout from recent articles on radiation dose and pediatric CT. *Pediatric Radiology*, 2001a, 31(6):388.
- Donnelly LF, Emery KH, Brody AS, et al. Minimizing radiation dose for pediatric body applications of single-detector helical CT: strategies at a large children’s hospital. *AJR* 2001b; 176:303–306
- Dorfman, A. L., Fazel, R., Einstein, A. J., Applegate, K. E., Krumholz, H. M., Wang, Y., Christodoulou, E., Chen, J., Sanchez, R., and Nallamotheu, B. K. Use of medical imaging procedures with ionizing radiation in children: A population-based study. *Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine*, 2011.
- Dougenia, E., Faulkner, K., and Panayiotakis, G. A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning. *European Journal of Radiology*, 2012.
- Dougenia E., K. Faulknerb, G. Panayiotakis, A review of patient dose and optimisation methods in adult and paediatric CT scanning, *European Journal of Radiology*, Volume 81, Issue 4, April 2012, Pages 665–683
- Eastwood J.D, Alexander M.J, Petrella J.R. and Provenzale J.M. Dynamic CT Perfusion Imaging with Acetazolamide Challenge for the Preprocedural Evaluation of a Patient with



Symptomatic Middle Cerebral Artery Occlusive Disease. *AJNR Am J Neuroradiol* 23, 285–287 (2002).

European Commission. Referral guidelines for imaging. Pub 118, 01.05.2011.

Einstein, A. J., Henzlova, M. J., and Rajagopalan, S. Estimating risk of cancer associated with radiation exposure from 64-slice computed tomography coronary angiography. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 2007a, 298(3):3\*17-23.

Einstein, A. J., Moser, K. W., Thompson, R. C., Cerqueira, M. D., and Henzlova, M. J. Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging. *Circulation*, 2007b, 116(11):1290-305.

European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262, European Commission, Brussels, 1999

Fairbanks E.J, DeWerd L.A. Thermoluminescent characteristics of LiF:Mg,Ti from three manufacturers. *Meical Physics* 20, 729-31 (1993)

Falco Maria Daniela, Marco D'Andrea<sup>2</sup>, Lidia Strigari<sup>3</sup>, Daniela D'Alessio<sup>4</sup>, Francesco Quagliani<sup>5</sup>, Riccardo Santoni<sup>6</sup> and Alessia Lo Bosco, Characterization of a cable-free system based on p-type MOSFET detectors for “in vivo” entrance skin dose measurements in interventional radiology, *Med. Phys.* 39, 4866 (2012); <http://dx.doi.org/10.1118/1.4736806>

Farah J, A. Trianni<sup>2</sup>, O. Ciraj-Bjelac<sup>3</sup>, I. Clairand<sup>4</sup>, C. De Angelis<sup>5</sup>, S. Delle Canne<sup>6</sup>, L. Hadid<sup>7</sup>, C. Huet<sup>8</sup>, H. Jarvinen<sup>9</sup>, A. Negri<sup>10</sup>, L. Novák<sup>11</sup>, M. Pinto<sup>12</sup>, T. Siiskonen<sup>13</sup>, M. J. Waryn<sup>14</sup> and Ž. Knežević<sup>15</sup>, Characterization of XR-RV3 GafChromic® films in standard laboratory and in clinical conditions and means to evaluate uncertainties and reduce errors, *Med. Phys.* 42, 4211 (2015); <http://dx.doi.org/10.1118/1.4922132>

Farah J, A. Trianni<sup>2</sup>, E. Carinou<sup>3</sup>, O. Ciraj-Bjelac<sup>4</sup>, I. Clairand<sup>1</sup>, J. Dabin<sup>5</sup>, C. De Angelis<sup>6</sup>, J. Domienik<sup>7</sup>, H. Jarvinen<sup>8</sup>, R. Kopec<sup>9</sup>, M. Majer<sup>10</sup>, F. Malchair<sup>11</sup>, A. Negri<sup>12</sup>, L. Novák<sup>13</sup>, T. Siiskonen<sup>8</sup>, F. Vanhavere<sup>5</sup> and Ž. Knežević, MEASUREMENT OF MAXIMUM SKIN DOSE IN INTERVENTIONAL RADIOLOGY AND CARDIOLOGY AND CHALLENGES IN THE SET-UP OF EUROPEAN ALERT THRESHOLDS, *Radiat Prot Dosimetry* (2014) doi: 10.1093/rpd/ncu314

Fazel, R., Krumholz, H., Wang, Y., Ross, J., Chen, J., Ting, H., Shah, N., Nasir, K., Einstein, A., and Nallamothu, B. Exposure to low-dose ionizing radiation from medical imaging procedures. *The New England Journal of Medicine*, 2009, 361(9):849.

FDA, US Food and Drug Administration. FDA Safety Investigation of CT Brain Perfusion Scans: Initial Notication 8 October. 2009a.

FDA, US Food and Drug Administration. FDA Safety Investigation of CT Brain Perfusion Scans: Update 8 December. 2009b.

FDA, US Food and Drug Administration. FDA Safety Investigation of CT Brain Perfusion Scans: Update 9 November. 2010a.

FDA, US Food and Drug Administration. Initiative to Reduce Unnecessary Radiation Exposure from Medical Imaging. 2010b.

Fenton, S. J., Hansen, K. W., Meyers, R. L., Vargo, D. J., White, K. S., Firth, S. D., and Scaife, E. R. CT scan and the pediatric trauma patient{are we overdoing it? *Journal of Pediatric Surgery*, 2004, 39(12):1877-81.

Flohr, T. G., Schaller, S., Stierstorfer, K., Bruder, H., Ohnesorge, B. M., and Schoepf, U. J. Multidetector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology*, 2005, 235(3):756-73.

Fricke, B. L., Donnelly, L. F., Frush, D. P., Yoshizumi, T., Varchena, V., Poe, S. A., and Lucaya, J. In-plane bismuth breast shields for pediatric CT: effects on radiation dose and image quality using experimental and clinical data. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2003, 180(2): 407-11.

Frush, D. Radiation safety. *Pediatric Radiology*, 2009, 39(0):385-390.

Frush, D. P., Donnelly, L. F., and Rosen, N. S. Computed tomography and radiation risks: what pediatric health care providers should know. *Pediatrics*, 2003, 112(4):951-7.

Frush, D. P. Pediatric dose reduction in computed tomography. *Health Physics*, 2008, 95(5):518-27.

Frush, D. P., Soden, B., Frush, K. S., and Lowry, C. Improved pediatric multidetector body CT using a size-based color-coded format. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2002, 178(3): 721-6.

Fuchs, T., Kachelriess, M., and Kalender, W. A. Direct comparison of a xenon and a solid-state CT detector system: measurements under working conditions. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, 19(9):941-8.

Fujii, K., Aoyama, T., Yamauchi-Kawaura, C., Koyama, S., Yamauchi, M., Ko, S., Akahane, K. and Nishizawa, K. Radiation dose evaluation in 64-slice CT examinations with adult and paediatric anthropomorphic phantoms. *Br. J. Radiol.* 82, 1010–1018 (2009).

Gaemperli Oliver, Tiziano Schepis, Victor Kalf, Mehdi Namdar, Ines Valenta, Laurent Stefani, Lotus Desbiolles, Sebastian Leschka, Lars Husmann, Validation of a new cardiac image fusion software for three-dimensional integration of myocardial perfusion SPECT and stand-alone 64-slice CT angiography, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* July 2007, Volume 34, Issue 7, pp 1097-1106

Galanski, M., Nagel, H. D., and Stamm, G. Paediatric CT exposure practice in the federal republic of Germany: results of a nationwide survey in 2005-2006. Medizinische Hochschule Hannover, Hannover, Germany, 2007.

Geleijns, J., Salvado Artells, M., de Bruin, P. W., Matter, R., Muramatsu, Y., and McNitt-Gray, M. F. Computed tomography dose assessment for a 160 mm wide, 320 detector row, cone beam CT scanner. *Physics in Medicine & Biology*, 2009, 54(10):3141-59.

Geleijns, J., Wang, J., and McCollough, C. The use of breast shielding for dose reduction in pediatric CT: arguments against the proposition. *Pediatric Radiology*, 2010, 40(11):1744-1747.

Giles, J. Study warns of 'avoidable' risks of CT scans. *Nature*, 2004, 431(7007):391

Gobbel G.T, Cann C.E, Iwamoto H.S and Fike J.R. Measurement of regional cerebral blood flow in the dog using ultrafast computed tomography. Experimental validation. *Stroke* 22(6), 772-779 (1991).

Goldman, L. W. Principles of CT: radiation dose and image quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 2007a, 35(4):213-25.

Goldman, L. W. Principles of CT and CT technology. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 2007b, 35(3):115-28.

Goske, M. and Bulas, D. Improving health literacy: informed decision-making rather than informed consent for CT scans in children. *Pediatric Radiology*, 2009, 39(9):901-903.

Goske, M. J., Applegate, K. E., Boylan, J., Butler, P. F., Callahan, M. J., Coley, B. D., Farley, S., Frush, D. P., Hernanz-Schulman, M., Jaramillo, D., Johnson, N. D., Kaste, S. C., Morrison, G., Strauss, K. J., and Tuggle, N. The "Image Gently" campaign: increasing CT radiation dose awareness through a national education and awareness program. *Pediatric Radiology*, 2008a, 38(3):265-9.

Gotanda T, T. Katsuda, R. Gotanda, A. Tabuchi, K. Yamamoto, T. Kuwano, H. Yatake, Y. Takeda, Evaluation of effective energy for QA and QC: Measurement of half-value layer using radiochromic film density, *Australasian Physics & Engineering Sciences in Medicine* March 2009, Volume 32, Issue 1, pp 26-29

Ghotbi, N., Ohtsuru, A., Ogawa, Y., Morishita, M., Norimatsu, N., Namba, H., Moriuchi, H., Uetani, M., and Yamashita, S. Pediatric CT scan usage in Japan: results of a hospital survey. *Radiation Medicine*, 2006,

Granata Claudio, Daniela Origgi& Federica Palorini&DomenicaMatranga& Sergio Salerno, Radiation dose from multidetector CT studies in children: results from the first Italian nationwide survey, *PediatrRadiol* (2015) 45:695–705.

Gudjonsdottir, J., Ween, B., and Olsen, D. R. Optimal use of AEC in CT: a literature review. *Radiol Technol*, 2010, 81(4):309-17.

Haaga, J. R., Miraldi, F., MacIntyre, W., LiPuma, J. P., Bryan, P. J., and Wiesen, E. The effect of mAs variation upon computed tomography image quality as evaluated by in vivo and in vitro studies. *Radiology*, 1981, 138(2):449-54.

Haaga, J. R. Radiation dose management: weighing risk versus benefit. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2001, 177(2):289-91.

Hadley, J. L., Agola, J., and Wong, P. Potential impact of the American College of Radiology appropriateness criteria on CT for trauma. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2006, 186(4):937-42.

Hadnadjev D., Arandjić D., Stojanović S., Ciraj-Bjelac O., Božović P., Stanković J.: Patient doses in computed tomography: An assessment of local diagnostic reference levels in a large teaching hospital, - *Nuclear Technology and Radiation Protection*, Vol 27, No 3, 2012, pp. 305-310.

Hammer, G. P., Seidenbusch, M. C., Regulla, D. F., Spix, C., Zeeb, H., Schneider, K., and Blettner, M. Childhood cancer risk from conventional radiographic examinations for selected referral criteria: results from a large cohort study. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2011, 197 (1):217-23.

Hara, A. K., Paden, R. G., Silva, A. C., Kujak, J. L., Lawder, H. J., and Pavlicek, W. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2009, 193(3):764-71.

Hart, D. and Wall, B. F. UK population dose from medical X-ray examinations. *European Journal of Radiology*, 2004, 50(3):285-291.

Hausleiter Jörg, MD; Tanja Meyer, MD; Franziska Hermann, MD; Martin Hadamitzky, MD; Markus Krebs; Thomas C. Gerber, MD; Cynthia McCollough, PhD; Stefan Martinoff, MD; Adnan Kastrati, MD; Albert Schömig, MD; Stephan Achenbach, MD, Estimated Radiation Dose Associated With Cardiac CT Angiography, *JAMA*. 2009; 301(5):500-507.

Heaney, D. E. and Norvill, C. A. A comparison of reduction in CT dose through the use of gantry angulations or bismuth shields. *Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine*, 2006, 29(2):172-8.

Heggie, J. C. P., Liddell, N. A., and Maher, K. P. *Applied Imaging Technology*. St. Vincent's Hospital, Melbourne, Australia, 1997.

Heggie, J. C. P., Kay, J. K., and Lee, W. K. Importance in optimization of multi-slice computed tomography scan protocols. *Australasian Radiology*, 2006, 50(3):278-85.

Heliou, R., Normandeau, L. and Beaudoin, G. Towards dose reduction in CT: patient radiation dose assessment for CT examinations at University health center in Canada and comparison with national diagnostic reference levels. *Radiat. Prot. Dosim.* 148, 202–210 (2012).

- Hendee, W. R., Becker, G. J., Borgstede, J. P., Bosma, J., Casarella, W. J., Erickson, B. A., Maynard, C. D., Thrall, J. H., and Wallner, P. E. Addressing over utilization in medical imaging. *Radiology*, 2010, 257(1):240-245.
- Hildebrandt G. Non-cancer diseases and non-targeted effects. *Mutat Res.* 2010; 687(1/2):73-77
- aHirata M, Sugawara Y, Fukutomi Y, Oomoto K, Murase K, Miki H. and Mochizuki T. Measurement of Radiation Dose in Cerebral CT Perfusion Study. *Radiation Medicine* 23(2), 97-103 (2005).
- bHirata M, Murase K, Sugawara Y, Nanjo T. And Mochizuki T. A Method for Reducing Radiation Dose in Cerebral CT Perfusion Study with Variable Scan Schedule. *Radiation Medicine* 23(3), 162–169 (2005).
- Hopper, K. D. Orbital, thyroid, and breast superficial radiation shielding for patients undergoing diagnostic CT. *Seminars in Ultrasound, CT & MR*, 2002, 23(5):423-7.
- Hounsfield, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. description of system. *British Journal of Radiology*, 1973, 46(552):1016-22.
- Hsieh, J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances*. SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, USA, 2003.
- Huda W. Dose and image quality in CT. *Pediatr Radiol* 2002; 32:709–713
- Huda W, Scalzetti EM, Levin G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. *Radiology* 2000; 217:430–435
- Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Effect of dose metrics and radiation risk models when optimizing CT x-ray tube voltage. *Phys Med Biol* 2008; 53:4719–4732
- Huda, W. and Slone, R. *Review of Radiologic Physics*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, USA, 2003.
- Huda, W., Ravenel, J. G., and Scalzetti, E. M. How do radiographic techniques affect image quality and patient doses in CT? *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, 2002, 23(5):411-422.
- Hui, H. Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction. *Medical Physics*, 1999, 26(1):5-18.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. *Annals of the ICRP*, 1991, 21(1-3):1-201.
- ICRP, International Commission on Radiological Protection. Radiological protection and safety in medicine. ICRP Publication 73. *Annals of the ICRP*, 1996a, 26(2):1-47.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Diagnostic reference levels in medical imaging: review and additional advice. ICRP Supporting Guidance 2. Annals of the ICRP, 2001, 31(4):33-52.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values. ICRP Publication 89. Annals of the ICRP, 2002, 32(3-4):1-277.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Low-dose extrapolation of radiation-related cancer risk. ICRP Publication 99. Annals of the ICRP, 2005, 35(4):1-140.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Managing patient dose in multidetector computed tomography (MDCT). ICRP Publication 102. Annals of the ICRP, 2007a, 37 (1):1-79.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Annals of the ICRP, 2007b, 37(2-4):1-332.

ICRP, International Commission on Radiological Protection. Radiological protection in medicine. ICRP Publication 105. Annals of the ICRP, 2007c, 37(6):1-64.

IEC International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment – Part 2-44: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC 60601-2-44, Geneva, IEC, 2001

ICRP, 2007

ICRP, 2012

ICRU, International Commission on Radiation Units and Measurements. Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging. ICRU Report No. 74. Bethesda, MD, 2005.

IEC International Electrotechnical Commission. Medical Electrical Equipment – Part 2-44: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Computed Tomography. IEC 60601-2-44, Geneva, IEC, 2001

IEC. Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Part 2-6: constancy tests of X-ray equipment for computed tomography. IEC; 1994 (1223):2-6.

IPEM, Institute of Physics and Engineering in Medicine. Guidance on the Establishment and Use of Diagnostic Reference Levels for Medical X-ray Examinations, IPEM Report No. 88. York, UK, 2004.

International Commission on Radiological Protection. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP Publication 87. Annals of the ICRP 30(4). Pergamon Press, Oxford, 2002.

Jakobs Tobias F., Christoph R. Becker, Bernd Ohnesorge, Thomas Flohr, Christoph Suess, Uwe J. Schoepf, Maximilian F. Reiser, Multislice helical CT of the heart with retrospective

ECG gating: reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation, *Eur Radiol* (2002) 12:1081–1086

Jimenez, S., Jimenez, J. R., Crespo, M., Santamarta, E., Bousoño, C., and Rodriguez, J. Computed tomography in children with cystic fibrosis: a new way to reduce radiation dose. *Archives of Disease in Childhood*, 2006, 91(5):388-90.

Johns, H. E. and Cunningham, J. R. *The Physics of Radiology*. Charles C Thomas, Springfield, USA, 1983.

Kalender, W., *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*, Publicis MCD Verlag, Erlangen, Munich, Germany, 2000

Kalender, W. A. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Publicis Corporate Publishing, Erlangen, Germany, 2005.

Kalra, M. K., Maher, M. M., D'Souza, R., and Saini, S. Multidetector computed tomography technology: current status and emerging developments. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2004a, 28 Suppl 1:S2-6.

Kalra, M. K., Maher, M. M., Rizzo, S., and Saini, S. Radiation exposure and projected risks with multidetector-row computed tomography scanning: clinical strategies and technologic developments for dose reduction. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2004b, 28 Suppl 1:S46-9.

Kalra, K., et al., Strategies for CT Radiation Dose Optimization, *Radiology*, 230 (2004c), 3, pp. 619-628

Karsli, T., Kalra, M., Self, J., Rosenfeld, J., Butler, S., and Simoneaux, S. What physicians think about the need for informed consent for communicating the risk of cancer from low-dose radiation. *Pediatric Radiology*, 2009, 39(9):917-925.

Khan, F.M. *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, USA, 2003

Kim, J. E. and Newman, B. Evaluation of a radiation dose reduction strategy for pediatric chest CT. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2010, 194(5):1188-93.

Kleinerman, R. A. Cancer risks following diagnostic and therapeutic radiation exposure in children. *Pediatric Radiology*, 2006, 36 Suppl 14:121-5.

Kleinman, P. L., Strauss, K. J., Zurakowski, D., Buckley, K. S., and Taylor, G. A. Patient size measured on CT images as a function of age at a tertiary care children's hospital. *American Journal of Roentgenology*, 2010, 194(6):1611-1619

Klig, J. E. Issues of computerized tomography scans in children and implications for emergency care. *Current Opinion in Pediatrics*, 2006, 18(3):231 {3.

Kron, T., DeWerd, L., Mobit, P., Muniz, J., Pradhan, A., Toivonen, M., and Waligorski, M. A checklist for reporting of thermoluminescence dosimetry (TLD) measurements. Letter to the editor. *Physics in Medicine & Biology*, 1999

Kuppermann, N. Pediatric head trauma: the evidence regarding indications for emergent neuroimaging. *Pediatric Radiology*, 2008, 38(Suppl. 4):S670-S674.

Kwok Y. M. & F. G. Irani & K. H. Tay & C. C. Yang & C. G. Padre & B. S. Tan, Effective dose estimates for cone beam computed tomography in interventional radiology, *Eur Radiol* (2013) 23: 3197–3204

Kyoizumi S, Suzuki T, Teraoka S, Seyama T. Radiation sensitivity of human hair follicles in SCID-hu mice. *Radiat Res.* 149(1), 11-18 (1998).

Larson, D. B., Johnson, L. W., Schnell, B. M., Goske, M. J., Salisbury, S. R., and Forman, H. P. Rising use of CT in child visits to the emergency department in the United States, 1995-2008. *Radiology*, 2011, 259(3):793-801.

Lee, C. H., Goo, J. M., Ye, H. J., Ye, S. J., Park, C. M., Chun, E. J., and Im, J. G. Radiation dose modulation techniques in the multidetector CT era: from basics to practice. *Radiographics*, 2008b, 28(5):1451-9.

Lee, C. I., Haims, A. H., Monico, E. P., Brink, J. A., and Forman, H. P. Diagnostic CT scans: assessment of patient, physician, and radiologist awareness of radiation dose and possible risks. *Radiology*, 2004, 231(2):393-8.

Leipsic Jonathon, Troy M. LaBounty<sup>3</sup>, Brett Heilbron<sup>1</sup>, James K. Min<sup>3 4</sup>, G. B. John Mancini<sup>5</sup>, Fay Y. Lin<sup>3</sup>, Carolyn Taylor<sup>1</sup>, Allison Dunning<sup>3</sup> and James P. Earls, Estimated Radiation Dose Reduction Using Adaptive Statistical Iterative Reconstruction in Coronary CT Angiography: The ERASIR Study, *AJR* 2010; 195:655–660

Lewis, M. Radiation dose issues in multi-slice CT scanning. *ImPACT Technology Update No. 3*, UK, 2005.

Linton, O. W. and Mettler, Jr. F. A. National conference on dose reduction in CT, with an emphasis on pediatric patients. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2003, 181(2):321-9.

Lucaya J, Piqueras J, García-Peña P, Enriquez G, García-Macías M, Sotil J. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. *AJR* 2000; 175:985–992.

Mansson L. Methods for the evaluation of image quality: a review. *Radiat Prot Dosimetry* 2000;90(1e2):89e99.

Martin C, Sutton D, Sharp P. Balancing patient dose and image quality. *Appl Radiat Isot* 1999;50:1-19.

Margo, J. CT scans pose risk of cancer. *The Australian Financial Review*, 12 March 2009.



- Marin, D., Nelson, R. C., Schindera, S. T., Richard, S., Youngblood, R. S., Yoshizumi, T. T., and Samei, E. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm initial clinical experience. *Radiology*, 2010, 254(1):145-53.
- McCullough C, Bruesewitz M, Kofler J. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *RadioGraphics* 2006;26:503e12.
- McCullough, C. H. CT dose: how to measure, how to reduce. *Health Physics*, 2008, 95(5):508-17.
- McNitt-Gray, M. F. AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Topics in CT. radiation dose in CT. *Radiographics*, 2002, 22(6):1541-53.
- Mannudeep, K., et al., Thrall Clinical Comparison of Standard-Dose and 50% Reduced-Dose Abdominal CT: Effect on Image Quality, *AJR*, 179 (2002), 5, pp. 1101-1106
- Marković S, Ljubenov V, Ciraj O, Simović R. Reflected radiation assessment in contrast X-ray diagnostics, *Radiation Physics and Chemistry* (2004), 71: 989-990
- Mawlawi Osama, David W. Townsend, Multimodality imaging: an update on PET/CT technology, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, March 2009, Volume 36, Supplement 1, pp 15-29
- McLaughlin W.L, Chen Y.D, Soares C.G, Miller A, Van Dyke G, Lewis D.F, Sensitometry of the response of a new radiochromic film dosimeter to gamma radiation and electron beams, *Nucl.Instrum. Methods Phys. Res. A* 302, 165-176, 1991
- McCullough, C. H., Bruesewitz, M. R., and Koer, Jr. J. M. CT dose reduction and dose management tools: overview of available options. *Radiographics*, 2006, 26(2):503-12.
- Merck, L. H., Hauck, M. G., Houry, D. E., Lowery-North, D. W., Hemphill, R. R., and Applegate, K. E. Informed consent for computed tomography. *The American Journal of Emergency Medicine*, 2011, 29(2):230-232.
- Mettler, F. A., Bhargavan, M., Faulkner, K., Gilley, D. B., Gray, J. E., Ibbott, G. S., Lipoti, J. A., Mahesh, M., McCrohan, J. L., Stabin, M. G., Thomadsen, B. R., and Yoshizumi, T. T. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: Frequency, radiation dose, and comparison with other radiation source 1950-2007. *Radiology*, 2009, 253(2):520-531.
- Mettler, F. A. Jr., Wiest, P. W., Locken, J. A., and Kelsey, C. A. CT scanning: patterns of use and dose. *Journal of Radiological Protection*, 2000, 20(4):353-9.
- Mettler, F. A. Jr., Thomadsen, B. R., Bhargavan, M., Gilley, D. B., Gray, J. E., Lipoti, J. A., McCrohan, J., Yoshizumi, T. T., and Mahesh, M. Medical radiation exposure in the U.S. in 2006: preliminary results. *Health Physics*, 2008, 95(5):502-7.

- Miles, K.A. Brain perfusion: computed tomography applications. *Neuroradiology* 46, 194-200 (2004).
- Mnyusiwalla A, Aviv R.I. and Symons S.P. Radiation dose from multidetector row CT imaging for acute stroke. *Neuroradiology* 51, 635-640 (2009).
- Moore, W., Bonvento, M., Olivieri-Fitt, R., Comparison of MDCT Radiation Dose: A Phantom Study, *AJR Am. J. Roentgenol*, 187 (2006), 5, pp. W498-502
- Moore B M, The role of phantoms in standardisation of the radiological process, *Rad Prot Dosim*, 49(1993):19-26.
- Mori, S., et al., Comparison of Patient Doses in 256-Slice CT and 16-Slice CT Scanners, *Br. J. Radiol.*, 79 (2006), 937, pp. 56-61
- Moss, M. and McLean, D. Paediatric and adult computed tomography practice and patient dose in Australia. *Australasian Radiology*, 2006, 50(1):33-40.
- Mozzo P, C. Procacci, A. Tacconi, P. Tinazzi Martini, A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results, *European Radiology*, November 1998, Volume 8, Issue 9, pp 1558-1564
- Mukundan, S. Jr., Wang, P. I., Frush, D. P., Yoshizumi, T., Marcus, J., Kloebler, E., and Moore, M. MOSFET dosimetry for radiation dose assessment of bismuth shielding of the eye in children. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2007, 188(6):1648-50.
- Muench P, Meigooni A, Nath R, Mc Laughlin W, Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry, *Med. Phys.* 18, 769-775 (1991)
- Muhogora, W. et al. Patient doses in CT examinations in 18 countries: initial results from International Atomic Energy Agency projects. *Radiat. Prot. Dosim.* 136, 118–126 (2009)
- Muhogora W. E. et al, Pediatric CT examinations in 19 developing countries: frequency and radiation doses, *Radiation Protection Dosimetry*, 2010, Vol 140, pp 49-58
- Mullins, M., et al., Comparison of Image Quality Between Conventional and Low-Dose Nonenhanced Head CT, *AJNR*, 25 (2004), 4, pp. 533-538
- Murase K, Nanjo T, Ii S, Miyazaki S, Hirata M, Sugawara Y, Kudo M, Sasaki K. and Mochizuki T. Effect of x-ray tube current on the accuracy of cerebral perfusion parameters obtained by CT perfusion studies. *Phys. Med. Biol.* 50, 5019–5029 (2005).
- Murayama K, Katada K, Nakane M, Toyama H, Anno H, Hayakawa M, Ruiz D.S. and Murphy K.J. Whole-brain perfusion CT performed with a prototype 256-detector row CT system: initial experience. *Radiology* 250(1), 202-211 (2009).
- NCRP, National Council on Radiation Protection & Measurements. Exposure of the US Population from Diagnostic Medical Radiation. NCRP Report 100. Bethesda, US, 1989.

- NCRP, National Council on Radiation Protection & Measurements. Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States. NCRP Report 160. Bethesda, MD, US, 2009.
- Neofotistou V, REVIEW OF PATIENT DOSIMETRY IN CARDIOLOGY, Radiation Protection Dosimetry Vol. 94, No. 1–2, pp. 177–182 (2001)
- Nickoloff, E. Current adult and pediatric CT doses. *Pediatric Radiology*, 2002, 32(4):250-60.
- Nickoloff, E. L. and Alderson, P. O. Radiation exposures to patients from CT: reality, public perception, and policy. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2001, 177(2):285-7.
- Nickoloff, E. L., Dutta, A. K., and Lu, Z. F. Influence of phantom diameter, kVp and scan mode upon computed tomography dose index. *Medical Physics*, 2003, 30(3):395-402.
- Nivelstein, R., van Dam, I., and van der Molen, A. Multidetector CT in children: current concepts and dose reduction strategies. *Pediatric Radiology*, 2010, 40(8):1324-1344.
- NRC, National Research Council of the National Academies. Board on Radiation Effects Research. Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII Phase 2. Washington, DC, US, 2006.
- O'Daniel JC, Stevens DM, Cody DD. Reducing radiation exposure from survey CT scans. *AJR* 2005; 185:509–515
- O'Donnell C et al, Comparative radiation exposure using standard fluoroscopy versus cone-beam computed tomography for posterior instrumented fusion in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine (Phila Pa 1976)*. 2014 Jun 15;39(14):E850-5. doi: 10.1097/BRS.0000000000000363
- O'Connell Avice, David L. Conover, Yan Zhang, Posy Seifert, Wende Logan-Young, Chuen-Fu Linda Lin, Lawrence Sahler, Ruola Ning, Cone-Beam CT for Breast Imaging: Radiation Dose, Breast Coverage and Image Quality, *AJR* 2010; 195:496–509
- Oestmann, J.-W. The role and impact of reference doses in diagnostic radiology: Problems and perspectives. *Radiation Protection Dosimetry*, 1998, 80(1-3):21-22.
- Osmond, M. H., Klassen, T. P., Wells, G. A., Correll, R., Jarvis, A., Joubert, G., Bailey, B., Chauvin-Kimo, L., Pusic, M., McConnell, D., Nijssen-Jordan, C., Silver, N., Taylor, B., and Stiell, I. G. CATCH: a clinical decision rule for the use of computed tomography in children with minor head injury. *Canadian Medical Association Journal*, 2010, 182(4):341-8.
- Pages J, Buls N. and Osteaux M. CT dose in children: a multi-centre study. *Br. J. Radiol.* 76 (2003) 803–811.
- Pai S, Reinstein L.E, Gluckman G, Xu Z, Weiss T, The use of improved radiochromic film for in vivo quality assurance of high dose rate brachytherapy, *Med. Phys.* 25, 1217-1221 (1998)

Pantos, I., Thalassinou, S., Argentos, S., Kelekis, N., Panayiotakis, G. and Efstathopoulos, E. Adult patient radiation doses from non-cardiac CT examinations: a review of published results. *Br. J. Radiol.* 84, 293–303 (2011).

Parker, M. S., Kelleher, N. M., Hoots, J. A., Chung, J. K., Fatouros, P. P., and Benedict, S. H. Absorbed radiation dose of the female breast during diagnostic multidetector chest CT and dose reduction with a tungsten-antimony composite breast shield: preliminary results. *Clinical Radiology*, 2008, 63(3):278-88.

Paterson A, Frush DP and Donnelly LF. Helical CT of the body: are settings adjusted for paediatric patients? *Am. J. Roentgenol.* 176 (2001) 297–301.

Paterson, A. and Frush, D. P. Dose reduction in paediatric MDCT: general principles. *Clinical Radiology*, 2007, 62(6):507-17.

Paterson, A., Frush, D. P., and Donnelly, L. F. Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2001, 176(2):297-301.

Papadimitriou, D. et al. A Survey of 14 computed tomographyscanners in Greece and 32 scanners in Italy, examinationfrequencies, dose reference values, effective dosesand doses to organs. *Radiat. Prot. Dosim.* 104, 47–53(2003).

Picano, E. Informed consent and communication of risk from radiological and nuclear medicine examinations: how to escape from a communication inferno. *BMJ*, 2004, 329(7470):849-51.

Powers W.J. and Raichle M.E. Positron emission tomography and its application to the study of cerebrovascular disease in man. *Stroke* 16 (3), 361-376 (1985).

Prasad, S., et al., Standard-Dose and 50% Reduced-Dose Chest CT: Comparing the Effect on Image Quality, *AJR*, 179 (2002), 2, pp. 461-465

Pravilnik o medicinskim izlaganjima, *Sl glasnik RS*

Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, Zhang J, Fletcher JG. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT. *RadioGraphics* 2006; 26:1785–1794

Prokop, M. and Galanski, M. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body.* Thieme Medical Publishers, New York, USA, 2003.

PSR, Professional Services Review. Report to the Professions 2008-09. Canberra, Australian Capital Territory, Australia, 2010.

Radiation protection 180. Medical Radiation Exposure of the European Population. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2014

Rampado O, E Garelli, S Deagostini and R Ropolo, Dose and energy dependence of response of Gafchromic® XR-QA film for kilovoltage x-ray beams, Published 24 May 2006 • 2006 IOP Publishing Ltd • Physics in Medicine and Biology, Volume 51, Number 11

Ravenel, J., et al., Radiation Exposure and Image Quality in Chest CT Examinations, *AJR*, 177 (2001), 2, pp. 279-284

Rehani, M. M. and Berry, M. Radiation doses in computed tomography. the increasing doses of radiation need to be controlled. *BMJ*, 2000, 320(7235):593-4.

Reilly, A.J. and Sutton, D. *Spectrum Processor*. The Institute of Physics and Engineering in Medicine, UK, 1997.

Rempp K.A, Brix G, Wenz F, Becker C.R, Gückel F. and Lorenz W.J. Quantification of regional cerebral blood flow and volume with dynamic susceptibility contrast-enhanced MR imaging. *Radiology* 193(3), 637-641 (1994).

Richmond C., Obituaries: Sir Godfrey Hounsfield," *BMJ*, vol. 329, pp. 687-688, September 2004

Rosen B.R, Belliveau J.W, Vevea J.M. and Brady T.J. Perfusion imaging with NMR contrast agents. *Magn Reson Med*. 14(2), 249-265 (1990).

Rosenstain M, Suleiman O, Burkhart R, Stern H, Williams G, *Handbook of glandular tissue doses for upper gastrointestinal fluoroscopic examinations*, HHS Publication, FDA 92-8282, Rockville, USA, 1992.

Sahani, D., et al., Comparison between Low (3:1) and High (6:1) Pitch for Routine Abdominal/Pelvic Imaging with Multislice Computed Tomography, *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 27 (2003), 7, pp. 105-109

Santos Joana, Maria do Carmo Batista, Shane Foley, Graciano Paulo, Mark F. McEntee, and Louise Rainford, PAEDIATRIC CT OPTIMISATION UTILISING CATPHAN 600 AND AGE SPECIFIC ANTHROPOMORPHIC PHANTOMS, *Radiation Protection Dosimetry* (2014), Vol. 162, No. 4, pp. 586–596

Saxena, A. K., Prasad, K., and Kaza, R. K. Reducing radiation dose to pediatric patients. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2005, 185(6):1658.

Saylor M.C, Tamargo W.L, McLaughlin W.L, Khan H.M, Lewis D.F, Schenfele R.D A thin film recording medium for use in food irradiation, *Radiat. Phys. Chem.* 31, 529-536 (1988)

Schardt, P., Deuringer, J., Freudenberger, J., Hell, E., Knupfer, W., Mattern, D., and Schild, M. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Medical Physics*, 2004, 31(9):2699-706.

Schilham, A., van der Molen, A. J., Prokop, M., and de Jong, H. W. Overranging at multisection CT: an underestimated source of excess radiation exposure. *Radiographics*, 2010, 30(4):1057-67.

Schmidt, T. and Behling, R. MRC: a successful platform for future x-ray tube development. *Medical Mundi* (published by Philips Healthcare), 2000, 44(2):50-55.

- Shore RE, Neriishi K, Nakashima E. Epidemiological Studies of Cataract Risk at Low to Moderate Radiation Doses: (Not) Seeing is Believing. *Radiat Res* 2010; 174:889-894
- Shrimpton, P. C. and Wall, B. F. Reference doses for paediatric computed tomography. *Radiation Protection Dosimetry*, 2000, 90(1-2):249-252.
- Shrimpton, P., et al. National Survey of Doses from CT in the UK: 2003. *Br. J. Radiology* 79, 968-980 (2006)
- Shrimpton, P. C., Hillier, M. C., Lewis, M. A. and Dunn, M. NRPB-W67 doses from computed tomography (CT) examinations in the UK—2003 review. HPA, Chilton, UK (2005).
- Shrimpton P C, M C Hillier, S Meeson and S J Golding, Shrimpton P.C.: Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2011 Review, - Public Health England, 2014.
- Siegel, M. J., Schmidt, B., Bradley, D., Suess, C., and Hildebolt, C. Radiation dose and image quality in pediatric CT: effect of technical factors and phantom size and shape. *Radiology*, 2004, 233(2):515-22.
- Silva, A. C., Lawder, H. J., Hara, A., Kujak, J., and Pavlicek, W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2010, 194(1):191-9.
- Singh, S., Kalra, M. K., Moore, M. A., Shailam, R., Liu, B., Toth, T. L., Grant, E., and Westra, S. J. Dose reduction and compliance with pediatric CT protocols adapted to patient size, clinical indication, and number of prior studies. *Radiology*, 2009, 252(1):200-208.
- Smith A.B., W.P. Dillon, R. Gould, M. Wintermark, Radiation Dose-Reduction Strategies for Neuroradiology CT Protocols, *Radiation Dose-Reduction Strategies for Neuroradiology CT Protocols*, *AJNR Am J Neuroradiol* 2007, 28:1628 –32
- Smith Ethan A., Jonathan R. Dillman, Mitchell M. Goodsitt, Emmanuel G. Christodoulou, NahidKeshavarzi, Peter J. Strouse, Model-based Iterative Reconstruction: Effect on Patient Radiation Dose and Image Quality in Pediatric Body CT, *Radiology: Volume 270: Number 2—February 2014*
- Smith-Bindman, R. Is computed tomography safe? *New England Journal of Medicine*, 2010, 363 (1):1-4.
- Smith-Bindman, R., Lipson, J., Marcus, R., Kim, K. P., Mahesh, M., Gould, R., Berrington de Gonzalez, A., and Miglioretti, D. L. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Archives of Internal Medicine*, 2009, 169(22):2078-86.
- Snyder W S, Ford M R, Warner G G, Fisher S B, Estimates of absorbed fractions of monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of heterogenous phantom. *MIRD Pamphlet No 5, J Nucl Med* 10. Suppl. No 3 (1969):7-52.

Sodickson, A., Baeyens, P. F., Andriole, K. P., Prevedello, L. M., Nawfel, R. D., Hanson, R., and Khorasani, R. Recurrent CT, cumulative radiation exposure, and associated radiation-induced cancer risks from CT of adults. *Radiology*, 2009, 251(1):175-84.

Stanković Jelena, doktorska disertacija, ETF, Beograd, 2016.

Strauss KJ, Goske MJ, Frush DP, Butler PF, Morrison G. Image Gently vendor summit: working together for better estimates of pediatric radiation dose from CT. *AJR* 2009; 192:1169–1175

Strauss, K. J., Goske, M. J., Kaste, S. C., Bulas, D., Frush, D. P., Butler, P., Morrison, G., Callahan, M. J., and Applegate, K. E. Image gently: Ten steps you can take to optimize image quality and lower CT dose for pediatric patients. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2010, 194(4):868-73.

Street, M., Brady, Z., Van Every, B., and Thomson, K. R. Radiation exposure and the justification of computed tomography scanning in an Australian hospital emergency department. *Internal Medicine Journal*, 2009, 39(11):713-9.

Studdert, D. M., Mello, M. M., Sage, W. M., DesRoches, C. M., Peugh, J., Zapert, K., and Brennan, T. A. Defensive medicine among high-risk specialist physicians in a volatile malpractice environment. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 2005, 293(21):2609-2617.

Steiger, H.J, Aaslid, R. and Stooss, R. Dynamic Computed Tomographic Imaging of Regional Cerebral Blood Flow and Blood Volume. *Stroke* 24, 591-597 (1993)

Soliman K. and M. Bakkari, EXAMINATION OF THE RELEVANCE OF USING RADIOCHROMIC FILMS IN MEASURING ENTRANCE SKIN DOSE DISTRIBUTION IN CONVENTIONAL DIGITAL MAMMOGRAPHY, *Radiat Prot Dosimetry* (2015) doi: 10.1093/rpd/ncv126

Strauss Keith J., Marilyn J. Goske, Sue C. Kaste, Dorothy Bulas, Donald P. Frush, Priscilla Butler, Gregory Morrison, Michael J. Callahan, Kimberly E. Applegate, Image Gently: Ten Steps You Can Take to Optimize Image Quality and Lower CT Dose for Pediatric Patients, *AJR* 2010; 194:868–873

Suess, C. and Chen, X. Dose optimization in pediatric CT: current technology and future innovations. *Pediatric Radiology*, 2002, 32(10):729-34.

Tenkanen-Rautakoski P. Number of radiological examinations and procedures in 2008 (in Finnish). Radiation and Nuclear Safety Authority (STUK). Report STUKB 121 (2008). ISBN: 978-952-478-540-2.

The Phantom Laboratory, official web-site [www.phantomlab.com](http://www.phantomlab.com), site accessed on 27th April 2011.

- Toth, T. L. Dose reduction opportunities for CT scanners. *Pediatric Radiology*, 2002, 32(4):261-7.
- Townsend David W., Jonathan P.J. Carney, Jeffrey T. Yap, Nathan C. Hall, PET/CT Today and Tomorrow, *J Nucl Med* 2004; 45:4S–14S
- Townsend, B. A., Callahan, M. J., Zurakowski, D., and Taylor, G. A. Has pediatric CT at children's hospitals reached its peak? *AJR. American Journal of Roentgenology*, 2010, 194(5):1194-6.
- Tsapaki, V., Kottou, S. and Papadimitriou, D. Application of European Commission reference dose levels in CT examinations in Crete, Greece. *Br. J. Radiol.* 74, 836–840 (2001).
- Tsapaki, V. et al. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: diagnostic reference levels at routine head, chest, and abdominal CT-IAEA-coordinated research project. *Radiology* 240, 828–834 (2006).
- Tzedakis A, Damilakis J, Perisinakis K, Karantanas A, Karabekios S, Gourtsoyiannis N. Influence of z overscanning on normalized effective doses calculated for pediatric patients undergoing multidetector CT examinations. *Med Phys* 2007; 34:1163–1175
- Tzedakis A, Perisinakis K, Raissaki M, Damilakis J. The effect of z overscanning on radiation burden of pediatric patients undergoing head CT with multidetector scanners: a Monte Carlo study. *Med Phys* 2006; 33:2472–2478
- Tzedakis, A., et al., The Effect of z- Overscanning on Patient Effective Dose from Multidetector Helical Computed Tomography Examinations, *Med. Phys.*, 32 (2005), 6, pp. 1621-1629
- Udayasankar UK, Braithwaite K, Arvaniti M, Small WC, Little S, Palasis S. Low dose nonenhanced head CT protocols for follow-up evaluation of children with ventriculoperitoneal shunt: reduction of radiation and effect on image quality. *AJNR* 2008; 29:802–806
- UNSCEAR: United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Source and Effects of Ionizing Radiation. Report to the General Assembly. United Nations, New York, 1988.
- UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. volume I: Sources, Volume II: Effects. New York, US, 2000.
- UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and Effects of Ionizing Radiation. volume I. New York, US, 2010a.
- UNSCEAR, United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, Official Records, General Assembly, Sixty-fifth Session, Supplement No. 46, 2010b.



Uredba o planu mreže zdravstvenih ustanova („Sl. glasnik, br. 42/2006, 119/2007, 84/2008, 71/2009, 85/2009, 24/2010“)

van der Molen, A. J. and Geleijns, J. Overranging in multisection CT: quantification and relative contribution to dose-comparison of four 16-section CT scanners. *Radiology*, 2007, 242(1):208-16.

Vassileva J., Rehani M.M., Al-Dhuhli H., Al-Naemi H.M., Al-Suwaidi J.S., Applegate K., **Arandjic D.** et al: *IAEA survey of pediatric CT practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America, and Africa: Part 1, frequency and appropriateness*, - *American Journal of Roentgenology*, Vol 198, No 5, 2012, pp. 1021-1031.

Vassileva J., Rehani M.M., Applegate K., Ahmed N.A., Al-Dhuhli H., Al-Naemi H.M., Al Suwaidi J.S., **Arandjic D.** et al: *IAEA survey of paediatric computed tomography practice in 40 countries in Asia, Europe, Latin America and Africa: procedures and protocols*, - *European Radiology*, Vol 23, No 3, 2013, pp. 623-631.

Vassileva J., Rehani M., Kostova-Lefterova D., Al-Naemi H.M., Al Suwaidi J.S., Arandjic D., Bashier E.H.O., Kodulovich Renha S., El-Nachef L., Aguilar J.G., Gershan V., Gershkevitch E., Gruppetta E., Hustuc A., Jauhari A., Kharita M.H., Khelassi-Toutaoui N., Khosravi H.R., Khoury H., Kralik I., Mahere S., Mazuoliene J., Mora P., Muhogora W, Muthuvelu P., Nikodemova D., Novak L., Pallewatte A., Pekarovic D., Shaaban M., Shelly E., Stepanyan K., Thelsy N., Visrutaratna P., Zaman A.: A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography, - *Radiation Protection Dosimetry*, 2015, doi:10.1093/rpd/ncv116.

Verdun FR, Gutierrez D, Vader JP et al (2008) CT radiation dose in children: a survey to establish age-based diagnostic reference levels in Switzerland. *EurRadiol* 18:1980–1986

Verdun, F. R., Lepori, D., Monnin, P., Valley, J. F., Schnyder, P., and Gudinchet, F. Management of patient dose and image noise in routine pediatric CT abdominal examinations. *European Radiology*, 2004, 14(5):835-41.

Vock, P. CT dose reduction in children. *European Radiology*, 2005, 15(11):2330-40.

Von Schulthess Gustav K., Hans C. Steinert, Thomas F. Hany, Integrated PET/CT: Current Applications and Future Directions, *Radiology* 2006, 238:405–422.

Wall, B. F., Kendall, G. M., Edwards, A. A., Bouer, S., Muirhead, C. R., and Meara, J. R. What are the risks from medical X-rays and other low dose radiation? *British Journal of Radiology*, 2006, 79(940):285-94.

Wallace, A. B., Goergen, S. K., Schick, D., Soblusky, T., and Jolley, D. Multidetector CT dose: clinical practice improvement strategies from a successful optimization program. *Journal of the American College of Radiology*, 2010, 7(8):614{24.

- Wagner L.K, Eifel P.J. and Geise R.A. Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures. *J Vasc Interv Radiol.* 5(1), 71-84 (1994).
- Wang C et al, Evaluation of patient effective dose of neurovascular imaging protocols for C-arm cone-beam CT, *AJR Am J Roentgenol.* 2014 May;202(5):1072-7. doi: 10.2214/AJR.13.11001
- Webb, D.V., Solomon, S.B., and Thomson, J.E.M. Background radiation levels and medical exposure levels in Australia. *Radiation Protection in Australia*, 1999, 16(1):7-14.
- Webb, S. *The Physics of Medical Imaging.* CRC Press (Institute of Physics), Bristol, UK, 1988.
- Wiest, P. W., Locken, J. A., Heintz, Philip H., and Mettler, F. A. CT scanning: A major source of radiation exposure. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI*, 2002, 23(5):402-410.
- Wintermark M, Thiran J.Ph, Maeder Ph, Schnyder P. and Meuli R. Simultaneous Measurement of Regional Cerebral Blood Flow by Perfusion CT and Stable Xenon CT: A Validation Study. *AJNR Am J Neuroradiol* 22, 905–914 (2001).
- Wintermark, M., Smith, W.S., Ko, N.U., Quist, M., Schnyder, P. and Dillon, W.P. Dynamic Perfusion CT: Optimizing the Temporal Resolution and Contrast Volume for Calculation of Perfusion CT Parameters in Stroke Patients. *AJNR Am J Neuroradiol* 25, 720–729 (2004).
- Wintermark M. and Lev M.H. FDA Investigates the Safety of Brain Perfusion. *CT Editorials AJNR* 31 (2010).
- Wintermark M, Maeder P, Verdun F.R, Thiran J.P, Valley J.F, Schnyder P. and Reto Meuli. Using 80 kVp versus 120 kVp in Perfusion CT Measurement of Regional Cerebral Blood Flow. *AJNR Am J Neuroradiol* 21, 1881–1884 (2000).
- Wise, K.N. and Thomson, J. E. M. Changes in CT radiation doses in Australia from 1994 to 2002. *The Radiographer*, 2004, 51(2):81-5.
- Zakon o zaštiti od jonizujućih zračenja i nuklearnoj sigurnosti Srbije, *Sl glasnik RS*
- Zankl M, Panzer W, Drexler G, Tomographic antropomorphic models. Part II: Organ doses from computed tomographic examinations in pediatric radiology, National Research Centre for Environment and Health (GSF) GSF Bericht 30/93, Neuherberg, Germany, 1993.
- Zarb Francis, Louise Rainford, Mark F. McEntee, Image quality assessment tools for optimization of CT images, *Radiography* (2010) 16, 147-153
- Zarb Francis, Louise Rainford, Mark F. McEntee, Developing optimized CT scan protocols: Phantom measurements of image quality, *Radiography* 17 (2011) 109-114.
- Zdravstveno-statističigodišnjakRepublikeSrbije, InstitutzajavnozdravljeSrbije"Dr Milan JovanovićBatut", 2012.

Zhou, G. Z., Wong, D. D., Nguyen, L. K., and Mendelson, R. M. Student and intern awareness of ionising radiation exposure from common diagnostic imaging procedures. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology*, 2010, 54(1):17-23.

## Prilog A

### Merenje KT doznog indeksa

U praktičnim merenjima CTDI se meri cilindričnom (pencil) jonizacionom komorom u fantomu ili vazduhu. U standardnoj proceduri merenja CTDI-a koriste se dva cilindrična PMMA (polymethyl methacrylate) fantoma različitih dijametara (slika A.1). Veći fantom dijametara 32 cm simulira telo pacijenta, dok se manji fantom dijametara 16 cm koristi za simulaciju glave pacijenta, kao i za pedijatrijske preglede. Definišemo novu dozimetrijsku veličinu  $CTDI_{100}$  kao:

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad (A.1)$$

Dakle,  $CTDI_{100}$  predstavlja integral radijacionog doznog profila za pojedinačni aksijalni presek i za tačno definisane granice integrala koje iznose  $\pm 50mm$ .

U katalozima za skenere (npr: [www.impactscan.org](http://www.impactscan.org)), CTDI vrednosti su date za određeni proizvod struje i vremena (uobičajno 100mAs ili 1mAs) uz korišćenje fantoma posebno za glavu i posebno za telo. Zbog toga uvodimo još jednu veličinu pod nazivom normalizovani CTDI, označavamo je  $nCTDI$ . Normalizovani CTDI je količnik CTDI-a i proizvoda anodne struje i vremena (mAs), odnosno:

$$nCTDI_{100} = \frac{CTDI_{100}}{Q} \quad (A.2)$$

gde je Q proizvod anodne struje i vremena (mAs).

Treba naglasiti da je normalizovani CTDI karakteristika posmatranog modela skenera koja predstavlja kapacitet skenera u smislu radijacionog izlaza, koristiti se za jednostavno poređenje različitih uređaja i nema nikakvo značenje kad su u pitanju pacijentne doze.



**Slika A.1:** Fantomi i jonizaciona komora za KT dozimetriju.

**Tabela B.1:** Rezultati merenja KT doznog indeksa na KT uređaju GE LightSpeed VCT (parametri ekspozicije: 120 kV, 300 mA, 1 s).

Rezultati merenja		KT dozni indeks (CTDI)					Odstupanje (%)
		Proračun na osnovu rezultata merenja			Pokazivanje na komandnoj konzoli		
Položaj detektora	DLP (mGy·cm)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,c</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,p</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	
A	173.84	43.46	10.87	49.49	36.61	35	5
B	212.63	53.16					
C	192.50	48.13					
D	192.98	48.24					
E	193.68	48.42					

**Tabela B.2:** Rezultati merenja KT doznog indeksa na KT uređaju GE LightSpeed HD 750 (parametri ekspozicije: 100 kV, 270 mA, 1.0 s).

Rezultati merenja		KT dozni indeks (CTDI)					Odstupanje (%)
		Proračun na osnovu rezultata merenja			Pokazivanje na komandnoj konzoli		
Položaj detektora	DLP (mGy·cm)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,c</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,p</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	
A	150.22	37.56	9.39	43.58	32.18	29.18	8.0
B	189.01	47.25					
C	168.88	42.22					
D	169.36	42.34					
E	170.06	42.52					

**Tabela B.3:** Rezultati merenja KT doznog indeksa na KT uređaju Siemens Somatom Emotion 16 (parametri ekspozicije: 130 kV, 180 mA, 1.5 s).

Rezultati merenja		KT dozni indeks (CTDI)					Odstupanje (%)
		Proračun na osnovu rezultata merenja			Pokazivanje na komandnoj konzoli		
Položaj detektora	DLP (mGy·cm)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,c</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,p</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	
A	57.38	57.38	57.38	59.59	58.85	60.29	2.4
B	64.46	64.46					
C	58.21	58.21					
D	55.83	55.83					
E	59.86	59.86					

**Tabela B.4:** Rezultati merenja KT doznog indeksa na KT uređaju Toshiba Aquilion 16 (parametri ekspozicije: 100 kV, 266 mA, 0.75 s).

Rezultati merenja		KT dozni indeks (CTDI)					Odstupanje (%)
		Proračun na osnovu rezultata merenja			Pokazivanje na komandnoj konzoli		
Položaj detektora	DLP (mGy·cm)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,c</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,p</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	
A	25.85	21.54	21.54	22.61	22.25	20.8	7.0
B	27.74	23.12					
C	26.93	22.44					
D	26.06	21.72					
E	27.78	23.15					

**Tabela B.5:** Rezultati merenja KT doznog indeksa na KT uređaju GE Bright Speed S (parametri ekspozicije: 120 kV, 200 mA, 1 s).

Rezultati merenja		KT dozni indeks (CTDI)					Odstupanje (%)
		Proračun na osnovu rezultata merenja			Pokazivanje na komandnoj konzoli		
Položaj detektora	DLP (mGy·cm)	CTDI <sub>100</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,c</sub> (mGy)	CTDI <sub>100,p</sub> (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	CTDI <sub>vol</sub> (mGy)	
A	41.28	41.28	41.28	41.75	41.59	46.7	<b>10.9</b>
B	48.37	48.37					
C	41.31	41.31					
D	35.74	35.74					
E	41.58	41.58					

## Prilog B

### Catphan fantom

Kvalitet slike u KT dijagnostici predstavlja preduslov za dobijanje adekvatne dijagnostičke informacije. Sa druge strane, bolji kvalitet slike znači i veću pacijentnu dozu te je poznavanje metoda za ocenu kvaliteta slike od suštinskog značaja u zaštiti od zračenja u KT dijagnostici. Međutim, određivanje optimalnog kvaliteta slike je kompleksan zadatak jer uključuje ocenu na osnovu merenja određenih fizičkih parametara kao i subjektivnu percepciju posmatrača sa aspekta kliničkih zahteva (Mansson 2000, Martin 1999, McCollough 2006). Kriterijumi za ocenu kvaliteta KT slike preporučeni su i od strane Evropske Komisije (EUR 16262). U opštem slučaju, neophodno je predložene kriterijume kvaliteta prilagoditi kliničkim zahtevima.

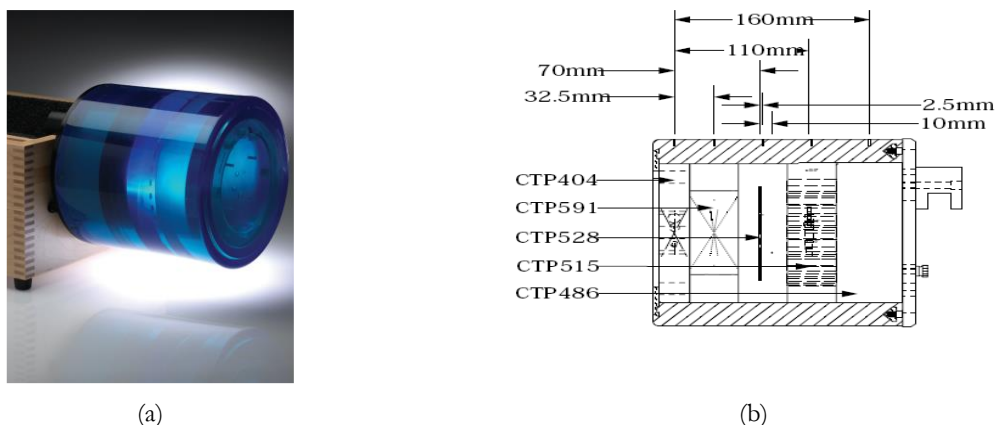
Na kvalitet slike u KT dijagnostici utiču brojni faktori imajući u vidu da se formiranje slike vrši preko sistema elektronskih komponenti i obrade velike količine podataka tokom rekonstrukcije KT slike. Stoga se u cilju Osiguranja kvaliteta (QA) preporučuje redovno sprovođenje specifičnih testova u okviru kontrole kvaliteta (QC) uređaja koji uključuju i ocenu kvaliteta slike (Bushberg 2002). Takođe, preporuka je i da se kvalitet KT slike izražava preko fizičkih parametara slike (IEC 1994) koji se određuju akvizicijom KT slika specifičnih fantoma sa ugrađenim detaljima (AAPM 1992). Najčešće se koristi komercijalno dostupan fantom Catphan phantom (The Phantom Laboratory, Salem, SAD) koji je dizajniran za potrebe sprovođenja kontrole kvaliteta u KT dijagnostici (Zarb 2011, Santos 2014, Smith 2014).



## D.1. Opis modela Catphan®phantom 600

Fantom Catphan phantom specijalno je dizajniran za evaluaciju kvaliteta slike na aksijalnim, heličnim i multidetektorskim KT uređajima. Drveno kućište se koristi kao sastavni deo fantoma tokom akvizicije KT slika. Postoji više modela fantoma i svi su napravljeni od čvrstog materijala. Fantom Catphan®phantom 600 sastoji se od pet različitih modula: CTP 404, CTP 591, CTP 528, CTP 515 i CTP 486. Na Slici D.1a prikazan je fantom Catphan®phantom 600 montiran na drveno kućište a na Slici D.1b unutrašnja struktura fantoma. Svaki od modula fantoma koristi se za sprovođenje različitih vrsta testova u procesu evaluacije kvaliteta KT slike. Moguće je sprovođenje sledećih vrsta testova:

- određivanje debljine preseka i profila osetljivosti
- određivanje rezolucije visokog kontrasta
- provera sistema za precizno pozicioniranje pacijenta
- određivanje osetljivosti niskog kontrasta
- određivanje uniformnosti i KT broja
- određivanje pomeraja nosača pacijenta
- određivanje šuma u slici
- određivanje kružne simetrije
- određivanje linearnosti
- određivanje veličine piksela
- određivanje modulacione funkcije transfera (MTF) u pravcu x, y i z-ose

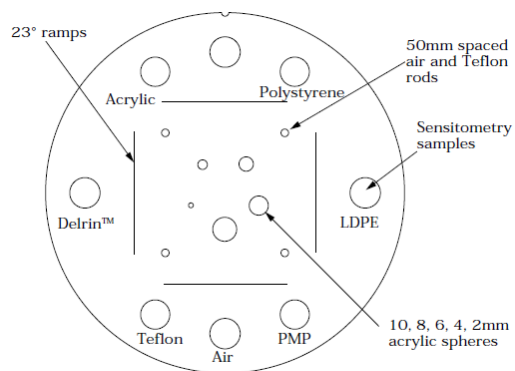


**Slika D.1:** Fantom Catphan phantom: (a) spoljašnji izgled fantoma i (b) unutrašnja struktura modela Catphan®phantom 600.

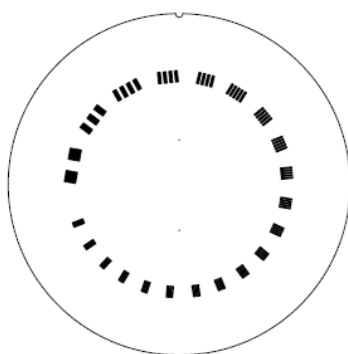
**Modul CTP 404** (Slika D.2) se sastoji iz tri dela. Prvi deo sadrži pet sfera različitih dijametara i koristi se za određivanje zapreminskih artefakata. Drugi deo se koristi za određivanje debljine preseka, linearnosti i veličine piksela i sadrži dva para rampi pozicioniranih pod uglom od  $23^\circ$  i četiri šupljine dijametara 3 mm pozicionirane na 50 mm od centra modula. Treći deo sadrži sedam detalja visokog kontrasta a koristi se i za određivanje geometrijske distorzije.

**Modul CTP 528** (Slika D.3) koristi se za određivanje MTF i profila osetljivosti. U modul je ugrađen 21 detalj od aluminijuma debljine 2 mm i 2 impulsna izvora u okviru uniformnog materijala. Izvori su pozicionirani u pravcu y-ose po 20 mm iznad i ispod centra fantoma i 2.5 i 10 mm od centra fantoma u pravcu z-ose. Ovaj modul omogućava određivanje prostorne rezolucije u opsegu 1-21 lp/cm.

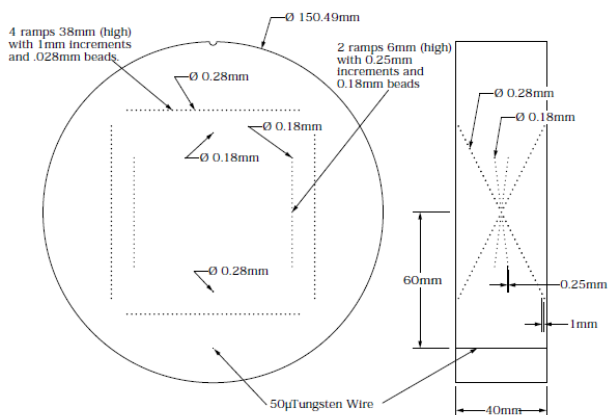
**Modul CTP 591** (Slika D.4) sastoji se od 3 para oprečnih rampi i 2 individualna izvora. Dva para rampi sačinjena su od detalja dijametara 0.28 mm i pozicionirana su u centru fantoma na međusobnom rastojanju od 1 mm u pravcu z-ose. Treći par sastoji se od detalja dijametara 0.18 mm i takođe je pozicioniran u centru fantoma ali na međusobnom rastojanju od 0.25 mm u pravcu z-ose. Individualni izvori su dijametara 0.28 i 0.18 mm. Ovaj modul sadrži i volframsku žicu dijametara 50  $\mu\text{m}$  pozicioniranu 6 cm od centra fantoma i takođe se koristi za određivanje MTF.



Slika D.2: Modul CTP 404 fantoma Catphan®phantom 600.



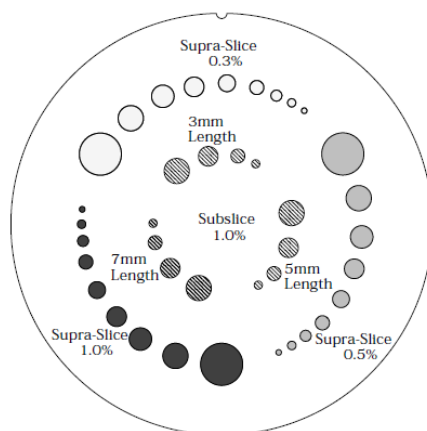
Slika D.3: Modul CTP 528 fantoma Catphan®phantom 600.



Slika D.4: Modul CTP 591 fantoma Catphan®phantom 600.

Modul CTP 515 (Slika D.5) se koristi za određivanje rezolucije niskog kontrasta. Sadrži

kružne detalje različitih dijametara i dužina koji se prostiru u pravcu z-ose. Rezolucija niskog kontrasta određuje se na osnovu broja vidljivih detalja prema vrednostima datim u Tabeli D1.

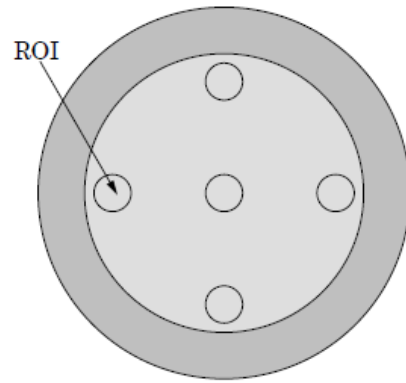


**Slika D.5:** Modul CTP 515 fantoma Catphan®phantom 600.

**Tabela D.1:** Veza između broja vidljivih detalja i rezolucije niskog kontrasta u modulu CTP 515 fantoma Catphan®phantom 600.

Spoljašnji detalji		Unutrašnji detalji	
Broj vidljivih detalja	Rezolucija niskog kontrasta (mm)	Broj vidljivih detalja	Rezolucija niskog kontrasta (mm)
1	2	1	3
2	3	2	5
3	4	3	7
4	5	4	9
5	6		
6	7		
7	8		
8	9		
9	15		

**Modul CTP 486** (Slika D.6) se koristi za proveru uniformnosti, KT broja i šuma u slici. KT broj materijala od kojeg je modul sačinjen iznosi  $20\text{HU} \pm 2\%$  a tipične vrednosti KT brojeva koje se mere u realnim uslovima nalaze se u intervalu 5-18 HU.



**Slika D.6:** Modul CTP 486 fantoma Catphan®phantom 600.

# Prilog B

## Upitnici

### Opšti upitnik za medicinsko osoblje

Podaci o ispitaniku:

- a) radiolog                      b) pedijatar                      c) radiološki tehničar                      d) drugo

1. Izlaganje pacijenata u medicini:

- a) je zakonski ograničeno i iznosi 20 mSv godišnje  
b) je zakonski ograničeno i iznosi 1 mSv godišnje  
c) nije ograničeno.

2. Od ukupne doze kojoj je izloženo stanovništvo od veštačkih izvora zračenja, koji procenat potiče od medicinskih izlaganja:

- a) 1%                      b) 5%                      c) 40%                      d) 90%

3. Deca su osetljivija na zračenje od odraslih:

- a) da                      b) ne

4. Izlaganje u KT dijagnostici povećava rizik za pojavu karcinoma:

- a) da                      b) ne

5. Snimanje u KT dijagnostici predstavlja oko 10 % od svih pregleda u dijagnostičkoj radiologiji, a doprinos ukupnoj dozi od medicinskih izlaganja je:

- a) 5%                      b) 10%                      c) 50%

6. Krajnje odobrenje za KT pregled daje:

- a) radiolog  
b) lekar koji je uputio na snimanje  
c) radiološki tehničar

7. Efektivna doza usled KT snimanja pluća ekvivalentna je dozi od:

- a) 150 do 200 klasičnih radiografija pluća  
b) 10 do 15 klasičnih radiografija pluća  
c) 2 do 3 klasične radiografije pluća

8. Verovatnoća da jednogodišnje dete koje je snimljeno na KT uređaju razvije radijacioni karcinom usled neoptimalne tehnike snimanja iznosi:

- a) 1:1000000      b) 1: 100000      c) 1:10000      d) 1:1000      e) 1:100

9. Ako se kod KT snimanja dece koriste isti parametri ekspozicije kao za odrasle doza za dete je 2 do 3 puta veća.

- a) da      b) ne

10. Smatrate li da pre samog KT snimanja treba upozoriti pacijenta odnosno roditelje (u slučaju dece) na potencijalni rizik usled izlaganja zračenju:

- a) da      b) ne

## Upitnik za radiologe

1. Ko odobrava KT pregled u slučaju pedijatrijskih pacijenta:

- a) radiolog      b) lekar koji je uputio na pregled      c) zajedno

2. Da li su u vašoj ustanovi dostupna pisana uputstva koja definišu dobru radiološku praksu:

- a) da      b) ne

3. Da li je u vašoj ustanovi obavezno pre upućivanja na KT pregled zatražiti izveštaje o prethodnim KT pregledima i dozama koje je pacijent primio:

- a) da      b) ne

4. Da li je KT pregled glave obavezan u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa traumom glave:

- a) da      b) ne

5. Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju novorodjenčeta sa hidrocefalusom:

- a) klasična radiografija  
b) KT  
c) ultrazvuk  
d) magnetna rezonanca

6. Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju novorodjenčeta sa kongenitalnim tortikolisom:

- a) klasična radiografija  
b) KT  
c) ultrazvuk  
d) magnetna rezonanca

7. Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa akutnim bolom u abdomen ili kada se sumnja na upalu slepog creva:

- a) klasična radiografija  
b) KT  
c) ultrazvuk  
d) magnetna rezonanca

8. Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa pleuralnim izlivom:

- a) klasična radiografija  
b) KT

- c) ultrazvuk
  - d) magnetna rezonanca
9. Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa neprestanom glavoboljom:
- a) klasična radiografija
  - b) KT
  - c) ultrazvuk
  - d) magnetna rezonanca
10. Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata sa disfunkcijom ventrikuloperitonealnog šanta:
- a) klasična radiografija
  - b) KT
  - c) ultrazvuk
  - d) magnetna rezonanca
11. Koji modalitet snimanja se na prvom mestu koristi u slučaju pedijatrijskih pacijenata mlađih od 5 godina sa upalom sinusa:
- a) klasična radiografija
  - b) KT
  - c) ultrazvuk
  - d) magnetna rezonanca

### **Upitnik za radiološke tehničare**

1. Da li su u vašoj ustanovi dostupni protokoli KT snimanja prilagođeni pedijatrijskim pacijentima:
  - a) da
  - b) ne
2. Da li su u vašoj ustanovi dostupni protokoli KT snimanja na osnovu indikacije za snimanje:
  - a) da
  - b) ne
3. U kojoj projekciji se obično obavlja topografsko KT snimanje pedijatrijskih pacijenata:
  - a) PA
  - b) AP
4. Kod KT snimanja abdomena pedijatrijskih pacijenata veličina zračnog polja doseže do:
  - a) grudi
  - b) dijafragme
5. Navesti najnižu tačku do koje doseže zračno polje kod KT snimanja karlice pedijatrijskih pacijenata.
6. KT snimanje glave kod pedijatrijskih pacijenata sa traumom kao indikacijom obavlja se u:
  - a) aksijalnom modu
  - b) heličnom modu
7. Da li se u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata koristi automatska kontrola ekspozicije (AEC):
  - a) da
  - b) ne
8. Navesti tipičnu vrednost ugla gentrija kod KT snimanja glave pedijatrijskih pacijenata.
9. Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna olovna zaštitna sredstva:
  - a) da
  - b) ne
10. Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna bizmutna zaštitna sredstva za grudi:



- a) da                      b) ne
11. Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna bizmutna zaštitna sredstva za oči:
- a) da                      b) ne
12. Da li su u vašoj ustanovi kod KT snimanja pedijatrijskih pacijenata dostupna sredstva za imobilizaciju pacijenta:
- a) da                      b) ne
13. Koliko često se koristi sedacija kod pacijenata mlađih od 5 godina tokom KT snimanja:
- a) nikada                b) <50%                c) >50%                d) uvek
14. Koliko često je neophodno da treća osoba pridržava pacijenta tokom KT snimanja:
- a) nikada                b) <50%                c) >50%                d) uvek
15. Ukoliko je neophodno, pridržavanje pacijenata obavlja:
- a) roditelj                b) medicinsko osoblje
16. Da li je dozvoljeno da roditelji tokom KT pregleda deteta borave u prostoriji sa KT uređajem:
- a) da                      b) ne                      c) samo ako pridržavaju dete
17. Ukoliko roditelji ostaju u prostoriji sa KT uređajem tokom KT pregleda deteta da li nose olovnu zaštitnu keclju:
- a) da                      b) ne
18. Ukoliko medicinsko osoblje ostaje u prostoriji sa KT uređajem tokom KT pregleda deteta da li nose lični dozimetar:
- a) da                      b) ne
19. Da li se u vašoj ustanovi vode evidencije o pacijentnim dozama:
- a) da                      b) ne
20. Da li u vašoj ustanovi postoji medicinski fizičar koji učestvuje u kreiranju optimalnih protokola KT snimanja pedijatrijskih pacijenata:
- a) da                      b) ne

## Biografija

Danijela Arandić je rođena 08.04.1980. godine u Beogradu. Elektrotehnički fakultet Univerziteta u Beogradu upisala je 1999. godine. Diplomirala je na smeru za Biomedicinski i ekološki inženjering 2006. godine kada je i odbranila diplomski rad pod nazivom "Pacijentne doze i optimizacija prakse u dijagnostičkoj radiologiji". Na istom fakultetu i istom smeru 2007. godine upisala je master akademske studije koje je završila 2008. godine odbranom master rada pod nazivom "Merenje rasejanog zračenja u okolini dijagnostičkog rendgen-aparata: teorijski i eksperimentalni aspekti". Doktorske akademske studije na Elektrotehničkom fakultetu Univerziteta u Beogradu upisala je 2008. godine, modul Nuklearna, medicinska i ekološka tehnika.

Istraživački rad Danijele Arandić odvija se u oblasti pacijentne dozimetrije u dijagnostičkoj i interventnoj radiologiji i zaštite od zračenja profesionalno izloženih lica. Autor je i koautor ukupno 78 publikacija od čega 20 u međunarodnim časopisima (3 iz kategorije M21, 5 iz kategorije M22 i 12 iz kategorije M23). U tekućem projektnom ciklusu, kao istraživač iz kategorije A2, učestvuje na 2 projekta Ministarstva za nauku: "Nove tehnologije za monitoring i zaštitu životnog okruženja od štetnih hemijskih supstanci i radijacionog opterećenja" (broj: 43009) i "Novi pristup problemima zasnivanja kvantne mehanike sa aspekta primene u kvantnim tehnologijama i interpretacijama signala različitog porekla" (broj: 171028). Znanja iz oblasti kojom se bavi stekla je i dodatnim usavršavanjem na međunarodnim kursevima, seminarima i stručnim sastancima. Učestvovala je na 6 međunarodnih i 10 domaćih konferencija.

Od 2007. godine zaposlena je u Laboratoriji za zaštitu od zračenja i zaštitu životne sredine Instituta za nuklearne nauke Vinča Univerziteta u Beogradu. U zvanje istraživač-saradnik

izabrana je 2009. godine. Od 2013. godine obavlja posao tehničkog rukovodioca u Sektoru za dozimetriju akreditovane Laboratorije za ispitivanje. Član je radne grupe broj 12 vodeće grupacije naučno istraživačkih organizacija u oblasti dozimetrije jonizujućih zračenja EURADOS i redovni je predavač u Centru za permanentno obrazovanje INN Vinča iz oblasti dozimetrije i zaštite od zračenja. Na 53. konferenciji ETRAN 2009 prezentovala je rad koji je u okviru sekcije Nuklearna tehnika proglašen za najbolji u kategoriji "Rad mladog istraživača". Član je Društva istraživača Vinča (DIV) i član organizacionog odbora Društva za zaštitu od zračenja Srbije i Crne Gore (DZZSCG). Redovni je predavač na manifestacijama "Otvorena vrata Instituta Vinča" i na taj način doprinosi promociji nauke u Srbiji.

Прилог 1.

## Изјава о ауторству

Потписани-а Данијела Аранђић

број уписа 5041/08

### Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

Утицај параметара експозиције и технике снимања на пацијентну дозу  
и квалитет слике у КТ дијагностици

- резултат сопственог истраживачког рада,
- да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена за добијање било које дипломе према студијским програмима других високошколских установа,
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину других лица.

Потпис докторанда

У Београду, 13.06.2016.

D. Aranđić

Прилог 2.

### Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора \_\_\_\_\_ Данијела Аранђић \_\_\_\_\_

Број уписа \_\_\_\_\_ 5041/08 \_\_\_\_\_

Студијски програм \_\_\_\_\_ Електротехника и рачунарство \_\_\_\_\_

Утицај параметара експозиције и технике снимања на пацијентну  
Наслов рада \_\_\_\_\_ дозу и квалитет слике у КТ дијагностици \_\_\_\_\_

Ментор \_\_\_\_\_ др Предраг Маринковић, редовни професор \_\_\_\_\_

Потписани \_\_\_\_\_ Данијела Аранђић \_\_\_\_\_

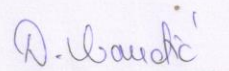
изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис докторанда

У Београду, \_\_\_\_\_ 13.06.2016. \_\_\_\_\_



Прилог 3.

### Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

Утицај параметара експозиције и технике снимања на пацијентну дозу и квалитет слике у КТ дијагностици

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, 13.06.2016.

В. Вачокић

1. Ауторство - Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце, чак и у комерцијалне сврхе. Ово је најслободнија од свих лиценци.

2. Ауторство – некомерцијално. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела.

3. Ауторство - некомерцијално – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела. У односу на све остале лиценце, овом лиценцом се ограничава највећи обим права коришћења дела.

4. Ауторство - некомерцијално – делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца не дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада.

5. Ауторство – без прераде. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, без промена, преобликовања или употребе дела у свом делу, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела.

6. Ауторство - делити под истим условима. Дозвољавање умножавање, дистрибуцију и јавно саопштавање дела, и прераде, ако се наведе име аутора на начин одређен од стране аутора или даваоца лиценце и ако се прерада дистрибуира под истом или сличном лиценцом. Ова лиценца дозвољава комерцијалну употребу дела и прерада. Слична је софтверским лиценцама, односно лиценцама отвореног кода.