

Strokovni članek

Pravilo 15% - PREVERJANJE TEORETIČNIH IZHODIŠČ NA FANTOMU

Professional Article

15% RULE- VERIFICATION OF THEORETICAL BASIS ON A PHANTOM

Andrej Breznik, dipl. inž. rad.

Onkološki inštitut Ljubljana, Oddelek za teleradioterapijo, Zaloška 2, 1000 Ljubljana

abreznik@gmail.com

mag. Mojca Medič, univ. dipl. org. in dipl. inž. rad.

Univerza v Ljubljani, Zdravstvena fakulteta, Zdravstvena pot 5, 1000 Ljubljana

mojca.medic@zf.uni-lj.si

POVZETEK

Namen: Namen raziskave je s pomočjo meritev doseči enako počrtnitev pri različnih vrednostih pospeševalne napetosti in hkrati preveriti različne podatke v dostopni literaturi, ki trdijo, da je za enako počrtnitev oz. dozo, ki jo prejme receptor slike potrebno pospeševalno napetost popraviti po načelu 15%.

Metode: Raziskavo smo naredili s pomočjo meritev na vodnem fantomu. Ohranjali smo konstantno počrtnitev ob spreminjanju ekspozicijskih pogojev ter beležili dozo na slikovni receptor za vsako ekspozicijo posebej.

Rezultati: Rezultati kažejo na odstopanja pri uporabi pravila $\pm 15\%$, največkrat v primerih, kadar vrednost pospeševalne napetosti povečamo za 15% začetne vrednosti, hkrati pa produkt anodnega toka in časa zmanjšamo za polovico začetne vrednosti. Manj pogosto prihaja do odstopanj, kadar vrednost pospeševalne napetosti zmanjšamo za 15% začetne vrednosti, hkrati pa produkt anodnega toka in časa povečamo za polovico začetne vrednosti.

Razprava in zaključek:

Do odstopanj od pravila $\pm 15\%$ prihaja zaradi tega, ker doza narašča s kvadratom vrednosti anodne napetosti. Zato smo posodobili priporočene vrednosti anodne napetosti v odstotkih, katere bi bilo smotno uporabiti v praksi za zagotovitev konstantne počrtnitve ob spreminjanju ekspozicijskih pogojev.

Ključne besede: počrtnitev radiograma, pospeševalna napetost, pravilo 15%

ABSTRACT

Purpose: The purpose of the research is to achieve the same degree of blackening of the finished radiograph with different exposure factors by means of measurements, and to check various information from the available literature which argue that in order to achieve the same level of blackening, the 15 % principle has to be followed. .

Working methods: We began with the literature review, followed by measurements on a water phantom. We preserved the same level of blackening and contrast while changing the exposure factors. We recorded the dose rate and measured the exposure index.

Results: The results show derogations in the application of the $\pm 15\%$ rule, mostly in cases where the value of the acceleration voltage increases by 15 % of the initial value, while the product of the peak current and the exposure time is reduced by half its initial value. Variations occur

less frequently in cases where the value of the accelerating voltage is reduced by 15 % of its initial value, while the product of the peak current and exposure time is increased by half of the initial value.

Discussion and conclusion: The derogations from the $\pm 15\%$ rule occur because the dose is increasing exponentially with kVp. For that we updated the recommended values of the acceleration voltage, using the percentage that would be appropriate in practice in order to provide a constant degree of blackening while changing the exposure factors.

Key words: degree of blackening of radiograph, acceleration voltage, 15% rule.

1 UVOD IN NAMEN

Izraz kvaliteta rentgenograma se nanaša predvsem na anatomsko strukturo, katero želimo kvalitetno prikazati na rentgenogramu. Kvalitete rentgenograma ni mogoče v celoti definirati in ni natančno merljiva (Bushong, 2004). Temeljne lastnosti rentgenske slike, po katerih lahko določimo kakovost slike so kontrastnost, prostorska ločljivost, počrtnitev in distorzija (Bushberg et al, 2002). Kontrastnost objekta povzroča neenakomerna atenuacija snopa rentgenskih fotonov pri prehodu skozi objekt – pacienta, kar vpliva na vidljivost detajlov. Z zmanjševanjem pospeševalne napetosti vplivamo na radiografski kontrast (nižja pospeševalna napetost, manj sipanega sevanja), vendar pa pospeševalne napetosti ne moremo zmanjševati preko razumne meje. Vrednost mAs določa število nastalih rentgenskih fotonov v primarnem rentgenskem snopu in s tem posledično število rentgenskih fotonov, ki bodo vpadli na slikovni receptor (Bushong, 2004). Pomembni dejavniki in pogoji, ki vplivajo na počrtnitev rentgenograma so: produkt anodnega toka in časa ekspozicije (mAs), pospeševalna napetost (kV), velikost slikovnega polja (FOV), razdalja gorišče-film (SID), vrsta radiografske rešetke ipd. Med temi dejavniki ima najpomembnejšo vlogo produkt anodnega toka in časa ekspozicije (mAs).

Al-Ballol in Newman (1998) opisujeta dve v praksi najpogostejše uporabljeni pravili; pravilo 25% in pravilo 15%. Prvo pove, da je za vsako spremembo enega centimetra debeline pacienta zahtevana korekcija 25% mAs produkta za ohranitev enake počrtnitve (npr. če se debelina pacienta poveča za 1 cm, povečamo mAs produkt za 25%, če se zmanjša za 1 cm pa mAs produkt zmanjšamo za 25 %). Drugo pravilo pove, da sprememba anodne napetosti za 15% vrednosti kV zahteva, da mAs produkt podvojimo ali

razdelimo na polovico. Ko sta avtorja preverjala pravili, sta ugotovila, da je pravilo 25% v praksi uporabno pri nizkih vrednostih anodne napetosti, ko ne uporabljamo rešetke, ter pri zelo velikih vrednostih napetosti z uporabo rešetke.

Pri uporabi pravila 15% in anodne napetosti do 100 kV, sta pravilo potrdila pri delih pacienta, kjer debelina ne presega 15 cm. Pri debelejših delih predlagata uporabo spremembe anodne napetosti samo za 10% in ne za 15%, kot sta sprva predvidevala. Pri uporabi anodne napetosti nad 100 kV pa priporočata uporabo pravila 20%.

Cilj raziskave je bil spremljanje počrnitve rentgenograma oz. doze, ki pade na slikovni receptor pri upoštevanju pravila 15% in kasnejše morebitno ugotavljanje popravkov sledečega pravila: »15% povečanje pospeševalne napetosti in hkrati zmanjšanje mAs na polovico tvorita enako počrnitev filma« (Bushong, 2004).

3 METODE DELA

Pri iskanju podatkov s svetovnega spleta smo uporabili naslednje ključne besede: 15% rule, radiografska kakovost slike (radiographic quality).

Meritve smo opravili v radiološkem laboratoriju Zdravstvene fakultete, Univerze v Ljubljani. Uporabljen je bil sistem za računalniško radiografijo Agfa z oznako CR 25.0 s slikovnim receptorjem velikosti in oznako CR MD 4.0 (Agfa-Gevaert N.V., Belgium), rentgenski aparat Multix/Vertix proizvajalca Siemens, merilec doze Dosimax plus A proizvajalca Scanditronix Wellhofer ter vodna fantoma debeline 12,5 cm in 25,5 cm.

Pred pričetkom meritev smo za dodatno verifikacijo in čim natančnejše meritve opravil kontrolo delovanja rentgenskega aparata.

Rentgenski aparat Multix/Vertix proizvajalca Siemens smo pripravili tako, da je ustrežal tehničnim zahtevam za izvedbo meritev in slikanje:

Usklajenost sredine rentgenskega snopa s sredino radiografske rešetke.

Razdalja gorišče–receptor slike 115 cm.

Uporaba primarnega filtra z 2,5 mm ekvivalenta aluminija.

Radiografska rešetka z razmerjem 12:1 in s 40 lamelami/cm.

Uporaba vodnih fantomov debeline 12,5 cm in 25,5 cm.

Slikovna oz. fluorescentna plošča velikosti 18 x 24 cm z oznako CR MD 4.0, proizvajalca Agfa (Agfa-Gevaert N.V., Belgium).

LUT pregledovalna tabela za slikanje trebuha leže.

Optimalno počrnitev rentgenograma pri računalniški radiografiji določimo z ekspozicijskim indeksom, ki predstavlja informacijo o ustrezni ravni vpadne doze na slikovni receptor. AGFA ekspozicijski indeks je označen kot »LgM« in prikazuje, kako blizu pričakovani vrednosti je doza, izmerjena z detektorjem. Optimalna vrednost »LgM« naj bi bila za vse hitrosti sistemov 1,96.

Izbrali smo anodno napetost 70 kV in pri ekspozicijah CR

plošče spreminjali produkt anodnega toka in časa (mAs) tako, da se je ekspozicijski indeks najbolj približal priporočni vrednosti 1,96. Pri ekspoziciji 70 kV in 6,3 mAs je bila pridobljena vrednost ekspozicijskega indeksa 1,966499. Ta parametra sta bila izhodiščni vrednosti za opravljanje naslednjih meritev.

Fantom vode smo slikali z ekspozicijskimi pogoji 70 kV in 6,3 mAs in z ionizacijsko celico tipa Dosimax plus A proizvajalca Scanditronix Wellhofer izmerili dozo. Pri treh ekspozicijah smo izmerili prejeto dozo in izračunali njeno povprečno vrednost, ki je bila 1,7893 μ Gy. Ta vrednost je bila določena kot referenčna vrednost, pri kateri bi bila počrnitev rentgenograma optimalna ($\log E = 1,966499$).

Pri vseh naslednjih meritvah smo s približevanjem tema referenčnima vrednostma (ekspozicijskemu indeksu 1,96 ter vrednosti doze 1,79 μ Gy na slikovni receptor) ugotavljali natančnost pravila 15% in določali nove referenčne vrednosti pri posameznih vrednostih anodne napetosti. Pri anodnih napetostih od 45 do 99 kV smo uporabljal vodni fantom debeline 12,5 cm, pri anodnih napetostih od 105 do 129 kV pa fantom debeline 25,5 cm.

Pri vsaki izbrani pospeševalni napetosti smo meritev trikrat ponovili in izračunali povprečje vseh treh vrednosti prejetih doz. Tako dobljena vrednost doze je bila referenčna vrednost za vse naslednje meritve pri tej skupini meritev. Za dodatno potrditev rezultata smo preverjali tudi ekspozicijski indeks s pomočjo bralne enote, CR 25.0. Nato smo izračunali vrednosti $\pm 15\%$ vrednosti pospeševalne napetosti in ustrezno vrednost produkta anodnega toka in časa ekspozicije (mAs) – polovično zmanjšanje oz. povečanje. Tako smo pridobili dve dodatni ekspozicijski vrednosti kV in mAs ter tudi z njima po trikrat opravili meritve in ponovno izračunali povprečje doz.

Analiza podatkov je vsebovala primerjavo med vsako izbrano napetostjo povprečij doz prvih rentgenogramov in rentgenogramov, ki so bili eksponirani s spremenjenimi ekspozicijskimi pogoji, pri katerih je bilo upoštevano pravilo 15%. Mejna vrednost dopustnega odstopanja v izmerjeni dozi je morala biti manjša od $\pm 5\%$, ekspozicijskega indeksa pa $\pm 0,1$, da smo lahko sklepali, da je bila počrnitev rentgenograma enaka oz. zelo podobna.

Ugotovili smo, da pri nekaterih pospeševalnih napetostih pravilo 15% ne drži popolnoma, zato smo pri vsaki izbrani napetosti opravili še drugo skupino meritev, kjer smo prilagajali pospeševalno napetost tako, da se je doza čim bolj približala vrednosti referenčne doze (odstopanje manjše od 5%) oz. počrnitev počrnitvi referenčnega rentgenograma. Primerjali smo vrednosti ekspozicijskega indeksa pri ekspozicijskih pogojih, izračunanih po pravilu 15% in pri novih ekspozicijskih pogojih, katere smo na osnovi izmerjene doze določili sami (ekspozicijski indeks manjši od $\pm 0,1$).

4 REZULTATI IN RAZPRAVA

Zaradi lažjega razumevanja opravljenih meritev, so rezultati meritev pri ekspoziciji 70 kV in 6,3 mAs podrobneje

predstavljeni in razloženi, medtem ko so ostale meritve, ki so potekale po enakem postopku predstavljene v obliki grafikonov in tabel s pripadajočim komentarjem.

Z ekspozicijo 70 kV in 6,3 mAs smo določili referenčni vrednosti (povprečno izmerjeno dozo na slikovni receptor ter ekspozicijski indeks) ter nato preverili pravilo 15%. Po analizi podatkov smo pri odstopanjih od mejnih vrednosti (izmerjena doza večja od $\pm 5\%$ in odstopanje pri ekspozicijskem indeksu večje od $\pm 0,1$) določili nove vrednosti anodne napetosti tako, da sta se vrednosti doze in ekspozicijskega indeksa čim bolj približali referenčnim vrednostima, kar prikazuje tabela 1.

Popravek U (kV) v %	U [kV]	I [mAs]	Povprečna izmerjena doza [μ Gy]	Odstopanje od referenčne doze [%]	Pravilo 15% kV (+/-) 15% mAs (2x ali /2)		Eks. indeks
	70	6,3	1,789				1,96
(+) 15%	81	3,2	1,69	-5,55	80,5	3,15	1,94
(+) 18,5%	83	3,2	1,777	-0,671	82,95	3,15	1,97
(-) 15%	60	12,5	1,807	+0,969	59,5	12,6	2,00

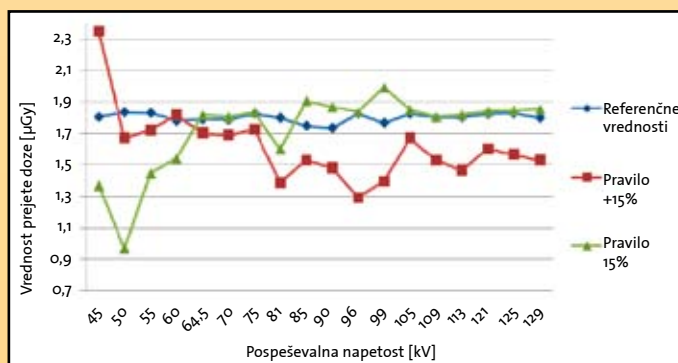
Tabela 1: Meritve pri izhodiščni vrednosti 70 kV in 6,3 mAs (referenčna meritev).

Tabela prikazuje, da so bili po izračunih po pravilu +15% novi ekspozicijski pogoji 81 kV in 3,2 mAs. Izmerjena povprečna vrednost doze je bila od vrednosti prve meritve manjša za 5,55% in je znašala 1,69 μ Gy. Zato je bila tudi počrtnitev rentgenograma od počrtnitve referenčnega rentgenograma manjša za enak odstotek. Skoraj enako počrtnitev kot pri referenčnem rentgenogramu smo nato dobili z ekspozicijskimi pogoji 83 kV (18,5% povečanje) in 3,2 mAs, kjer je znašala izmerjena povprečna vrednost doze 1,777 μ Gy. Ta doza je bila od referenčne manjša za 0,67% in tako smo sklepali, da bi bila počrtnitev tega rentgenograma skoraj enaka počrtnitvi referenčnega. Zato bi bilo namesto povečanja anodne napetosti za 15% v tem primeru smotrnejše uporabiti 18,5% povečanje.

Pri zmanjšanju kV za 15% smo izračunali naslednje ekspozicijske pogoje: 60 kV in 12,5 mAs. Izmerjena povprečna vrednost doze je znašala 1,807 μ Gy, kar je 0,96% več kot pri referenčni meritvi. Ker je bilo odstopanje vrednosti izmerjene doze od referenčne vrednosti le 0,969%, bi bila tudi počrtnitev rentgenograma skoraj enaka počrtnitvi referenčnega rentgenograma. V tem primeru je pravilo 15% ustrezno. Dobljene vrednosti smo nato preverili še s sistemom računalniške radiografije, kjer smo primerjali vrednosti ekspozicijskega indeksa. Pri vseh na novo določenih vrednostih anodne napetosti in ob prvotnih izračunanih vrednostih mAs se je ekspozicijski indeks gibal v mejah $\pm 0,1$ od referenčne vrednosti.

Po enakem postopku smo izvedli še ostale meritve v intervalu pospeševalne napetosti od 45 – 129 kV. Rezultati meritev kažejo razlike v odstopanju od pravila 15% v primeru povečevanja in zmanjševanja anodne napetosti kar prikazuje graf 1.

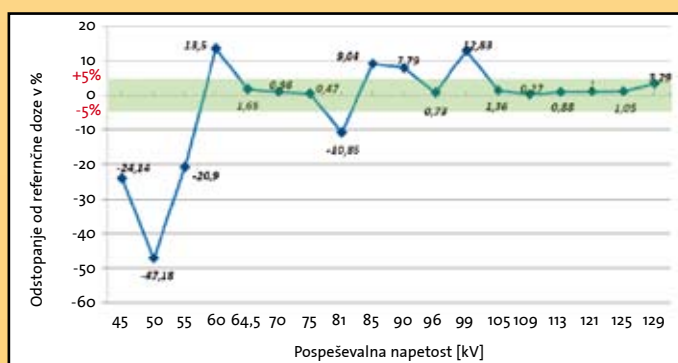
Graf 1 prikazuje povprečne vrednosti doze, ki jo prejme slikovni receptor, kadar upoštevamo pravilo $\pm 15\%$. Tako je moč opaziti večja odstopanja pri uporabi pravila + 15% (rdeča krivulja). Manj pogosto prihaja do odstopanj, kadar vrednost pospeševalne napetosti zmanjšamo za 15% začetne vrednosti (zelena krivulja), hkrati pa produkt anodnega toka in časa povečamo za polovico začetne vrednosti. Večja odstopanja so vidna le pri pospeševalnih napetostih, nižjih od 55 kV.



Graf 1: Povprečna vrednost doze na slikovni receptor

4.1 Pravilo – 15%

Graf 2 prikazuje odstopanja od referenčne doze pri uporabi pravila – 15% v intervalu pospeševalne napetosti od 45 kV do 129 kV. Odstopanja od referenčnih vrednosti so relativno



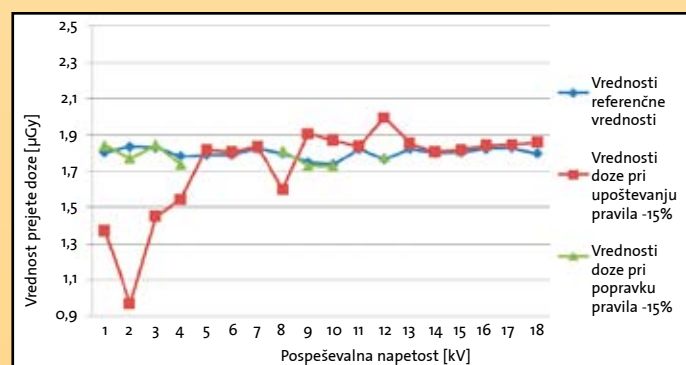
Graf 2: Odstopanja od referenčne doze pri uporabi pravila – 15%

majhna, zato so manjša tudi odstopanja od optimalne počrtnitve rentgenogramov. Z zeleno barvo je označena meja $\pm 5\%$ vrednosti referenčne doze. Rezultati prikazujejo večja odstopanja, tudi do 47%, pri manjših pospeševalnih napetostih, okoli 45 do 60 kV, medtem ko pri večjih, od 64,5 do 129 kV, do večjih odstopanj od referenčnih doz ne prihaja, zato so tudi počrtnitve rentgenogramov optimalne.

Po analizi gornjih meritev in meritev ekspozicijskega indeksa smo v primerih odstopanja od mejnih vrednosti (izmerjena doza večja od $\pm 5\%$ in odstopanje pri ekspozicijskem indeksu večje od $\pm 0,1$) določili nove vrednosti anodne napetosti tako, da je so se novo izmerjene vrednosti čim bolj približale referenčnim, kar prikazuje tabela 2.

U [kV] začetni	45	50	55	60	64,5	70	75	81	85	90	96	99	105	109	113	121	125	129
U [kV] popravek	42	47	49	52	55	60	63	70	71,5	75	81	83	90	93	96	102	105	109
Popravek kV [-%]	6,6	8	10,9	13,3	15	15	15	12	16	16,6	15	16,6	15	15	15	15	15	6,6

Tabela 2: Nove vrednosti anodne napetosti in optimalni odstotek zmanjšanja začetne vrednosti anodne napetosti

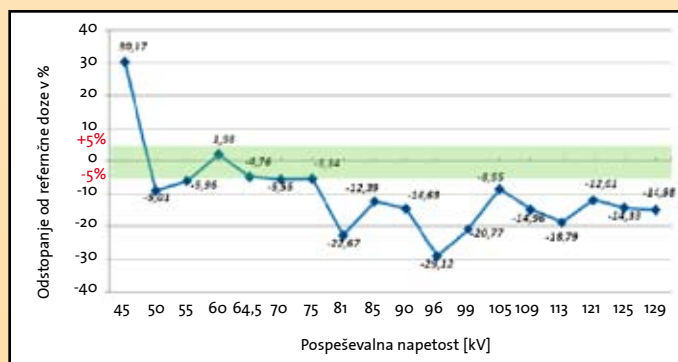


Graf 3: Vrednosti referenčnih doz, doz z upoštevanjem pravila -15% in popravljenih meritev

Graf 3 prikazuje, da je bilo odstopanje v izmerjeni dozi na kaseto pri ekspozicijah, ki so bile prilagojene optimalni počrtnitvi manjše od $\pm 5\%$ od referenčnih vrednosti (zeleno krivulja).

4.2 Pravilo + 15%

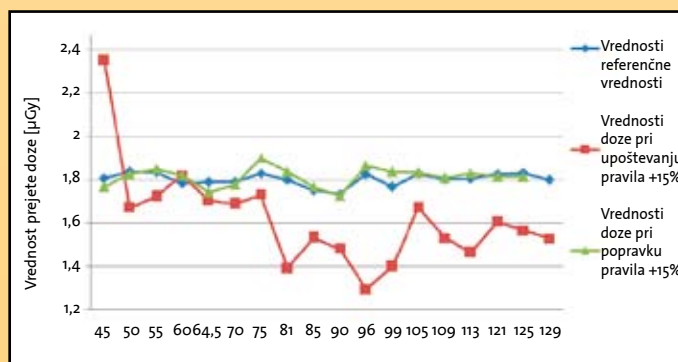
Graf 4 prikazuje odstopanja od referenčne doze pri uporabi pravila + 15% v intervalu pospeševalne napetosti od 45 kV do 129 kV. Z zeleno barvo je označena meja, ki omejuje $\pm 5\%$ vrednosti referenčne doze. Odstopanja v intervalu od 55 kV



Graf 4: Odstopanja od referenčne doze pri uporabi pravila + 15%

do 75 kV so majhna, bolj ko se od teh vrednosti oddaljujemo, do večjih odstopanj prihaja. Tako je npr. pri pospeševalni napetosti 96 kV razlika v dozi in posledično počrtnitvi rentgenograma 29%.

Po analizi gornjih meritev in meritev ekspozicijskega indeksa smo v primerih odstopanja od mejnih vrednosti določili nove vrednosti anodne napetosti tako, da je so se nove vrednosti čim bolj približale referenčnim, kar prikazuje tabela 3.



Graf 5: Vrednosti referenčnih doz, doz z upoštevanjem pravila +15% in popravljenih meritev

U [kV] začetni	45	50	55	60	64,5	70	75	81	85	90	96	99	105	109	113	121	125	129
U [kV] popravek	50	58,5	64,5	70	77	83	90	99	105	109	121	125	129	133	137	145	150	X
Popravek kV [-%]	11,1+	17	17,4	15	19,5	18,5	20	23,3	23,5	18,5	18,5	18,5	22,9	18,4	21,2	19,8	20	X

Tabela 3: Nove vrednosti anodne napetosti in optimalni odstotek povečanja začetne vrednosti anodne napetosti

Iz grafa 5 lahko razberemo, da je bilo odstopanje v izmerjeni dozi na slikovni receptor pri ekspozicijah, ki so bile prilagojene optimalni počrtnitvi (zelena krivulja), manjše od $\pm 5\%$ od referenčnih vrednosti, zato sklepamo, da bi bila tudi počrtnitev rentgenograma enaka oz. zelo podobna.

»Pravilo 15%« oz. njegova modifikacija je v praksi pomembno in zelo uporabno v primerih, kjer ekspozicijskih pogojev ne določamo s pomočjo avtomatskega nadzora ekspozicije, ampak z elektronskimi merilci časa ekspozicije. Z ekspozicijskimi pogoji namreč določamo fotografske lastnosti rentgenograma in sicer počrtnitev ter kontrastnost. Slednji sta povezani z interakcijami rentgenske svetlobe in materije, ki je objekt slikanja. V primeru povečanja pospeševalne napetosti se ob sorazmerno krajšem času ekspozicije kontrastnost slike poslabša, saj se poveča število Comptonovih in sorazmerno zmanjša število fotoelektričnih interakcij. Zaradi večje količine sipanega sevanja je rentgenogram slabše kontrasten, pacient pa v tem primeru prejme manjšo dozo sevanja. V primeru zmanjšanja pospeševalne napetosti se ob sorazmerno daljšem času ekspozicije, kontrastnost rentgenograma izboljša, saj se zmanjša število Comptonovih in sorazmerno poveča število fotoelektričnih interakcij. Zaradi manjše količine sipanega sevanja je rentgenogram bolj kontrasten, pacient pa prejme višjo dozo sevanja, saj se poveča število fotoelektričnih interakcij in z njimi povezane absorpcije rentgenskih fotonov v tkivu. Seveda pa moramo biti pri spreminjanju ekspozicijskih pogojev izredno previdni, saj lahko neustrezno spreminjanje ekspozicijskih pogojev privede do premalo ali preveč počrtnjene slike oz. v digitalni radiografiji do prekomerne količine šuma ter posledično slabše kontrastne ločljivosti rentgenograma in s tem zaradi ponavljanja preiskave, do dodatne nepotrebne dozne obremenitve pacienta.

5 ZAKLJUČEK

Rezultati prikazujejo, da je uporaba pravila $\pm 15\%$ v območju anodne napetosti od 46 do 63 kV ustrezna, ker daje optimalno počrtnitev, v območju med 64,5 in 75 kV priporočamo povečanje kV za 18%, pri pospeševalnih napetostih od 75 do 125 kV je ustrenejše za povprečno 20%, pri pospeševalnih napetostih, nižjih od 47 kV pa za povprečno 10%.

Kadar se odločimo zmanjšati anodno napetost in podvojiti anodni tok ter čas trajanja ekspozicije (mAs), pri vrednostih pospeševalne napetosti nad 60 kV je pravilo 15% ustrezno, v območju pospeševalne napetosti pod 60 kV pa priporočamo le povprečno 9% zmanjšanje.

Pravilo 15 % torej ni vedno uporabno, največkrat, kadar želimo z njegovo uporabo vrednost pospeševalne napetosti povečati in hkrati ustrezno zmanjšati vrednost produkta anodnega toka in časa. Manj pogosto pa prihaja do odstopanj od pravila v primerih, kadar vrednost pospeševalne napetosti zmanjšamo za 15% začetne vrednosti, hkrati pa produkt anodnega toka in časa podvojimo. Do razhajanj prihaja zaradi tega, ker doza narašča linearno s kvadratom vrednosti anodne napetosti.

Za nadaljnja raziskovanja pravila 15% priporočamo opravljanje meritev na fantomih človeškega telesa, ki simulirajo absorpcijsko vrednost odraslega povprečno velikega in težkega človeka, kjer bi preverjali ekspozicijske indekse in vrednosti pikslor v določenem interesnem področju (ROI) na rentgenogramih.

Glede na to, da so bile meritve izvedene z uporabo radiografske rešetke, priporočamo dodatno raziskavo, kjer bi izvedli meritve po enaki metodologiji brez uporabe radiografske rešetke.

6 LITERATURA

AGFA.

[http://agfabeinto1.net.agfa.com/bu/mi/Mednet/MedNet.nsf/AllDocs/2A8EC367D19BA5A2C1256EE7003532DE/\\$FILE/NF8VE_CR_25.o_DIGITIZER_GB_LR%206.o.pdf](http://agfabeinto1.net.agfa.com/bu/mi/Mednet/MedNet.nsf/AllDocs/2A8EC367D19BA5A2C1256EE7003532DE/$FILE/NF8VE_CR_25.o_DIGITIZER_GB_LR%206.o.pdf) <29.3.2010>.

Al-Balool GS, Newman DL (1998). The relationships between kV, mAs and thickness in film-based radiography: 25% and 15% rules. OK? Radiography, vol 4, 129-134.

Trigg Stevens A (2001). Quality Management for Radiographic Imaging: A Guide for Technologists. The McGraw-Hill Companies, Inc.

Bushberg TJ, Seibert J A, Leidholdt E.M.Jr., Boone J M.(2002). The essential physics of medical imaging. Second Edition. Lippincott Williams & Wilkins: 32-60, 293-316.

Bushong CS(2004). Radiologic science for technologists. Eight edition. Elsevier Mosby. 50 – 160.

Wolbarst AB (1993). Physics of Radiology. Appleton & Lange: 96-104.

Dendy PP, Heaton B (1999). Physics for diagnostic radiology. Medical Science Series. Taylor & Francis Group: 21- 70.

E-radiography.

<http://www.e-radiography.net> <12.4.2009>.

Eastman Kodak Company (1980). The fundamentals of Radiography. Twelfth edition. Health Sciences Markets Division: 5 – 13.

Kodak (2005). Introduction to Digital Radiography.

<http://www.eradiography.net/cr/dr/Digital%20Radiography%20Introduction%20Kodak.pdf> <18.3.2010>.

Ionizing radiation. Wikipedia.

http://en.wikipedia.org/wiki/Ionizing_radiation <23.3.2010>

Ionization chamber. Wikipedia.

http://en.wikipedia.org/wiki/Ionization_chamber <29.3.2010>.