
VPLIVI NA DOZO PRI PREISKAVAH Z VEČREZNI RAČUNALNIŠKIM TOMOGRFOM

EXAMINATION PARAMETERS FOR MULTISLICE COMPUTED TOMOGRAPH

Aleš Kukovič, dipl.inž.rad., Klinični center Ljubljana, Klinični institut za radiologijo,
Zaloška 7, 1000 Ljubljana, e-pošta: ales.kukovic@amis.net

IZVLEČEK

Večrezni računalniški tomograf je posebna izvedenka enoreznega aparata. Opremljen je z več vrstami detektorjev, kar nam omogoča simultano slikanje več rezov naenkrat. Večrezni računalniški tomograf nam ponuja izjemen prikaz anatomije in patologije. Uporabimo ga lahko pri najrazličnejših preiskavah od 3-D prikaza najraličnejših struktur do perfuzijskega slikanja. Ker ima sposobnost zelo hitrega slikanja velikih področij nam omogoča aplikacije, ki si jih pri enoreznih sistemih ne moremo niti zamisliti. Vendar pa se pri tej izvedenki računalniškega tomografa pojavijo nove tehnične težave, ki jih rešujemo z naprednimi računalniškimi orodji. Radiološki inženirji, morajo pri izvajanju preiskav natančno poznati tehnične

ABSTRACT

Multislice CT (MSCT) is a specialized CT system equipped with a multiple detector array that simultaneously obtains tomographic data at different slice locations. MSCT provides unparalleled capabilities for detailed analysis of normal and abnormal anatomy and pathology. MSCT facilitates a wide range of clinical applications ranging from 3D imaging to perfusion imaging. Having the capability of rapidly scanning large longitudinal volume of patient with high z-axis resolution and true isotropic voxel generation, it offers new challenges and applications, not available hitherto with singleslice CT scanning. But in MSCT technology appears some new technical problems, which we can solve with the use of advanced computer technology. Radiographers must

zmožnosti aparata in diagnostične zahteve, da lahko ob najmanjši dozi optimalno prikažejo željen anatomske predel ali patologijo.

Ključne besede: večrezni računalniški tomograf, MSCT, protokoli

ensure with their knowledge a dose-conscious use of MSCT and its clinical benefits.

Key words: multi slice, MSCT, protocols

1 UVOD

Že od same predstavitve večreznega računalniškega tomografa (MSCT se vedno pojavlja vprašanje doze pri preiskavah v primerjavi z enoreznim računalniškim tomografom (SSCT). Na prvi pogled se z dozo namreč ne zgodi nič: pri simultanjem slikanju več orrezov, se produkt doze in dolžine na sken poveča za toliko krat, za kolikor se zmanjša število skenov ali rotacij pri preiskavi posameznih organov, če seveda vsi ostali parametri ostanejo enaki. Pri natančnejšem opazovanju problema pa ugotovimo, da to ne drži. Pri MSCT-ju namreč na zvečanje in zmanjšanje doze pri preiskavi vpliva mnogo novih dejavnikov.

V večini primerov ti vplivi povečjo dozo pri MSCT-ju za približno 20% v primerjavi z enakim SSCT-jem. Pri posameznih preiskavah pa je lahko doza tudi za dvakrat večja. Pri teh preiskavah je potrebno še posebej natančno preveriti indikacije za preiskavo.

Avtomatska kontrola toka v cevi je postala standardna oprema MSCT-jev. Ta sistem lahko močno zmanjša dozo predvsem pri

pediatričnih preiskavah, ter preiskavah v področju ramenskega sklepa in medenice.

MSCT je sposoben pregleda dolgih področij z zelo tankimi rezi. Opravljamo lahko večfazne kontrastne preiskave. Vse to lahko vodi k visokim dozam za paciente in seveda tudi za osebje. Zato je nujno, da so diagnostične zahteve za posamezno preiskavo natančno znane in da se na podlagi teh zahtev optimizira protokol za preiskavo.

2 DEJAVNIKI, KI VPLIVAJO NA DOZO

2.1 Zgradba CT aparata

Večina sestavnih delov, ki vplivajo na dozo in dozno učinkovitost se ne razlikuje med SSCT-jem in MSCT-jem. Izjema so detektorji, ki so v MSCT-ju postavljeni v več vrstah in ravno ta dejavnik primarno povzroča razliko med dozno učinkovitostjo med eno- in večreznim aparatom.

Tabela 1: Vpliv sestavnih delov CT aparata na dozo in vpliv na dozno učinkovitost

Vplivi na dozo	Vplivi na dozno učinkovitost
Filtracija na rentgenski cevi	Vrsta detektorja (material)
Filtri za oblikovanje rentgenskega snopa	Število, širina in razmik med detektorji
Zaslanjanje	
Razdalja gorišče-center	

Na dozo vplivajo parametri, kot so napetost (kV), tok v cevi (mAs) in dolžina skeniranja. Vsi ti parametri imajo na dozo pri preiskavi mnogo večji vpliv, kot sama zgradba CT aparata. MSCT z novimi rentgenskimi cevmi lahko uporablja mnogo višje tokove in daljša polja skeniranja. Tako lahko pacienta potencialno obremenimo mnogo bolj, kot je potrebno. Pri preiskavah na MSCT-ju ponavadi uporabljamo tanjše reze kot na SSCT-ju, zato potrebujemo višje vrednosti toka, če želimo ohraniti enako raven šuma. Nadalje, MSCT omogoča nekatere nove aplikacije, ki na SSCT-ju niso možne, kot so na primer preiskave v kardiologiji. Pri teh preiskavah so potrebne zelo visoke doze in majhne vrednosti pitcha.

2.2 Geometrična učinkovitost

Ena glavnih razlik v dozi pri preiskavi na SSCT-ju in MSCT-ju nastane zaradi razlike v geometrični učinkovitosti. Geometrična učinkovitost nam pove, kolikšen del rentgenskega snopa je vključen v slikovni proces. Na primer, če se geometrična učinkovitost zmanjša iz 100% na 50%,

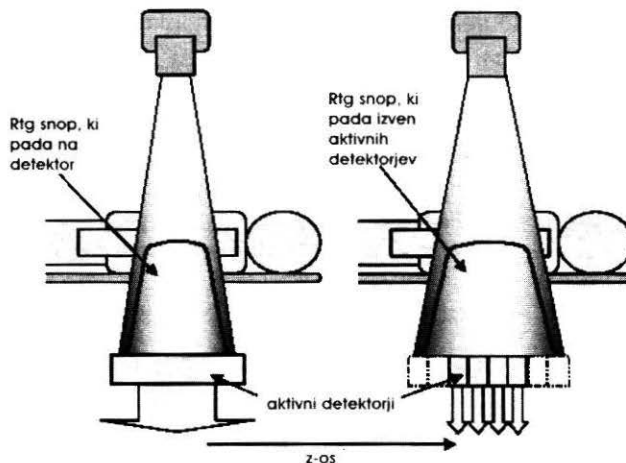
pri čemer privzamemo, da so vsi ostali dejavniki nespremenjeni, potrebujemo za enako kvaliteto slike dvakrat višjo dozo.

Celotno geometrično učinkovitost lahko razdelimo na dva dela. Prva je geometrična učinkovitost po z-osi, kjer gledamo kolikšen del doznega profila (širine rentgenskega snopa) se uporabi po dolgi osi pacienta. Drugi del, ki ga večkrat spregledamo, pa je geometrična učinkovitost detektorjev. Ta je definirana kot del detektorskega polja, kateri vsebujejo aktivni detektorski material.

2.2.1 Geometrična učinkovitost po z-osi

Gorišče rentgenske cevi ni nikoli točkasto, zato jakost rentgenskega snopa pada proti zunanosti snopa. Temu delu snopa pravimo polsenca. Pri SSCT-ju je v večini primerov celoten snop skupaj s polsenco vključen v nastanek slike. Če bi bila polsenca vključena v nastanek slike, bi zunanji detektorji prejeli nižjo intenziteto rentgenskega snopa kot notranji. Zato bi slika iz zunanjih detektorjev vsebovala mnogo več šuma.

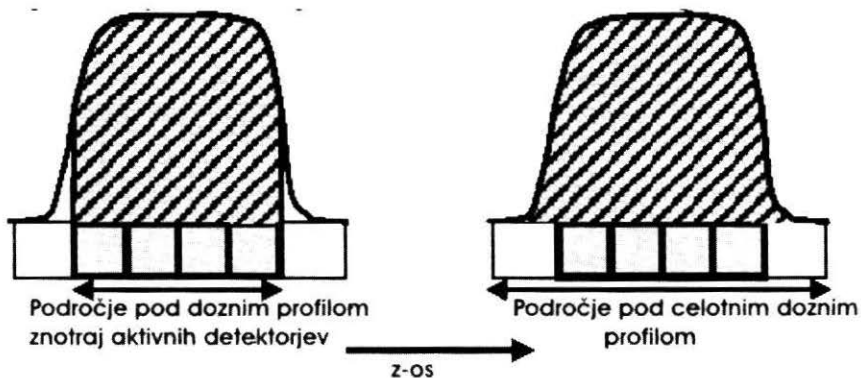
Pri MSCT-ju se temu izognemo tako, da področje polsence pade izven območja aktivnih detektorjev.



Slika 1: Razlika med izkoristkom rentgenskega snopa pri enoreznih in večreznih sistemih

Zadnji IEC standard definira geometrično učinkovitost kot razmerje med področjem, ki leži pod doznim profilom

v z-osi znotraj aktivnih detektorjev in področjem pod celotnim doznim profilom.



Slika 2: Geometrična učinkovitost po z-osi

Pri SSCT-ju je geometrična učinkovitost praktično 100%. Današnji MSCT sistemi imajo ponavadi dozne profile 2-3 mm

širše od celotne slikovne širine. Na primer, pri slikanju z debelino reza 4 x 2.5 mm uporabljamo 10 mm zaslanjanje, polna

širina na polovici maksimuma (FWHM) konstantna, ne glede na zaslanjanje, zato doznega profila pa je ponavadi 12-13 mm. Širina polsence je približno zaslanjanju, kot pri večjem.

Tabela 2: Vplive širine zaslanjanja na geometrično učinkovitost v z-smeri (Radiation dose issues in Multi-slice CT scanning, ImPACT technology update no.3)

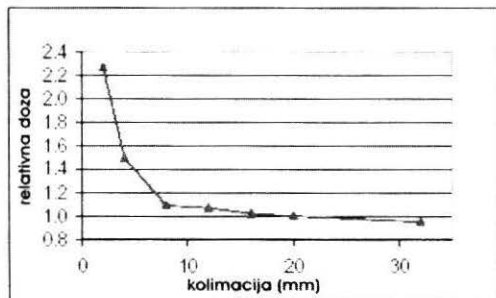
Celotna širina zaslanjanja (mm)	Geometrična učinkovitost v z-smeri (%)
1,25	54
5	66
10	83
15	89
20	97

Računalniški tomografi, ki so sposobni zajemanja več rezov naenkrat, imajo ponavadi višjo geometrično učinkovitost, saj lahko tudi pri ožjih rezih uporabljamo širšo kolimacijo.

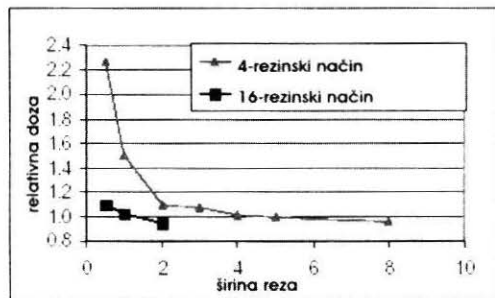
Tabela 3: Vpliv zajemanja več rezov naenkrat na geometrično učinkovitost v z-smeri (Radiation dose issues in Multi-slice CT scanning, ImPACT technology update no.3)

	Število in širina rezov (mm)	Celotna nominalna širina zaslanjanja (mm)	Geometrična učinkovitost v z-smeri (%)
4-rezni	4 x 1,25	5	66
8-rezni	8 x 1,25	10	83
16-rezni	16 x 1,25	20	97

Pri MSCT-jih je geometrična učinkovitost ponavadi med 80-98% za 10 mm zaslanjanje in več, ter med 55% in 75% za zaslanjanje približno 5 mm. Za zaslanjanje med 1 mm in 2 mm je geometrična učinkovitost samo 25%, pri nekaterih dvoreznih aparatih pa še nižja.



a.



b.

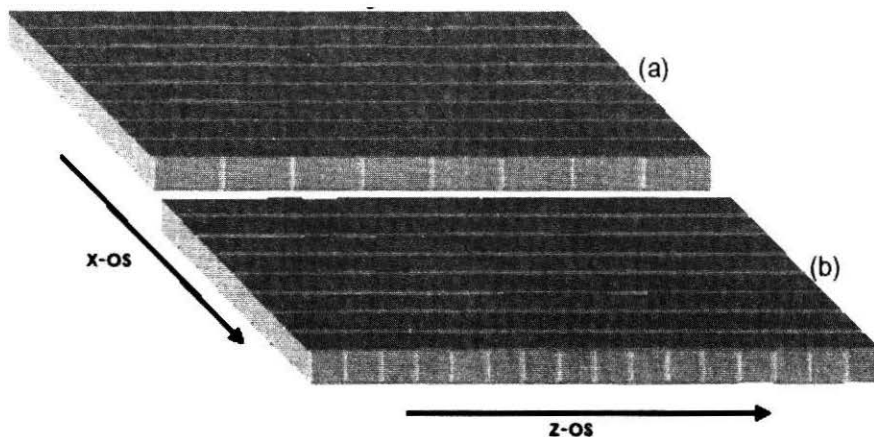
Slika 3. a: Efékt pri absorbirani dozi zaradi zmanjšane geometrične učinkovitosti pri ožjem zaslanjanju, b: Prednosti hkratnega zajemanja podatkov večjega števila rezov

2.2.2 Geometrična učinkovitost detektorskega polja (GE)

Celotno detektorsko polje je sestavljeno iz detektorskega materiala in pregrad med detektorskimi elementi v obeh (x in y) ravninah ter pri MSCT-ju še v z-ravnini. Pri naraščanju števila vrst detektorja se dimenzija detektorskih elementov v z-smeri manjša. To seveda pomeni, da se število sept povečuje in zaradi tega se geometrična učinkovitost manjša. Definicija geometrične učinkovitosti detektorskega polja je:

$GE = \frac{\text{področje aktivnih detektorjev}}{\text{celotno detektorsko področje}}$

Na sliki vidimo primerjavo med 8- in 16-reznim detektorskim poljem. Vidimo, da ima 16-rezni skener približno 2 krat toliko sept kot 8-rezni. Vendar pa je poslabšanje GE pri 16-reznem skenerju, če ga primerjamo z 2-reznim samo 6%. (Radiation dose issues in Multi-slice CT scanning, ImpACT technology update no.3)



Slika 4: Primerjava med 8- in 16-reznim detektorskim poljem

Tabela 4: Vpliv zajemanja več rezov naenkrat na geometrično učinkovitost detektorskega

Polja (Radiation dose issues in Multi-slice CT scanning, ImPACT technology update no.3)

	Št. detektorskih vrst	Dolžina v z-smeri (mm)	GE (%)
2-rezni	2	20	80
4-rezni	8	20	78
16-rezni	24	24	75

2.3 Spiralno slikanje

2.3.1 Doza pri preiskavi in pitch

Pri MSCT-jih in SSCT-jih velja, da je absorbirana doza obratno sorazmerna s pitchem, seveda pri predpostavki, da ostali parametri slikanja ostanejo konstantni. To pomeni, da se doza prepolovi, če se pitch poveča za dvakrat. Pri SSCT-jih je rekonstrukcijski algoritem takšen, da efektivna debelina reza narašča s pitchem, tako da šum na sliki ostaja konstanten. Pri MSCT-jih rekonstrukcijski algoritmi dopuščajo možnost, da je efektivna debelina reza neodvisna od pitcha. V takšnih primerih šum narašča z naraščajočim pitchem. Nekateri proizvajalci zato, da kompenzirajo ta efekt, avtomatsko prilagajajo tok v cevi. Pri takšnih sistemih tudi pri MSCT-jih šum ostane neodvisen od pitcha. V teh primerih govorimo o efektivnih mAs ali mAs na rez. Ta količina nam pove, kolikšna je povprečna absorbirana doza v preiskanem volumnu, če spremenimo pitch. Efektivne mAs

izračunamo tako, da delimo resničen tok na rotacijo z vrednostjo pitcha.

Kadar računamo dozo, moramo biti zelo previdni ali uporabljamo resnične mAs ali efektivne mAs. Pri spodnjih dveh enačbah vidimo razliko pri uporabi teh dveh količin. Volumska absorbirana doza ($CTDI_{vol}$ – Computed Tomography Dose Indeks) je izračunana s pomočjo ${}_n CTDI_{vol}$, ki je vrednost povprečne absorbirane doze na slikovni ravnini.

$$CTDI_{vol} = {}_n CTDI_{vol} \times \frac{mAs}{pitch}$$

$$CTDI_{vol} = {}_n CTDI_{vol} \times \text{efektivni mAs}$$

Tabela 5: Povezava med pitchem, mAs, efektivnimi mAs in $CTDI_{vol}$ za konstante mAs (Radiation dose issues in Multi-slice CT scanning, ImpACT technology update no.3)

Pitch	mAs na rotacijo	Efektivni mAs	Relativni $CTDI_{vol}$
Aksialni rez	100	100	1,0
0.5	100	200	2,0
1	100	100	1,0
1,5	100	67	0,67
2	100	50	0,5

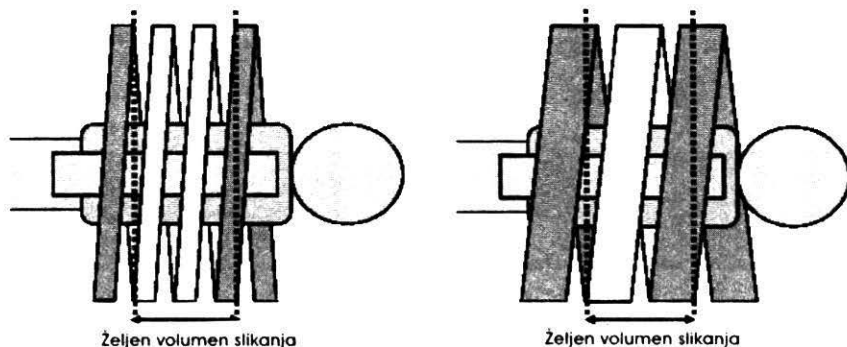
Tabela 6: Povezava med pitchem, mAs, efektivnimi mAs in $CTDI_{vol}$ za konstante efektivne mAs (Radiation dose issues in Multi-slice CT scanning, ImpACT technology update no.3)

Pitch	mAs na rotacijo	Efektivni mAs	Relativni $CTDI_{vol}$
Aksialni rez	100	100	1,0
0.5	50	100	1,0
1	100	100	1,0
1,5	150	100	1,0
2	200	100	1,0

2.3.2 Dodatne rotacije za spiralno interpolacijo

Pri spiralnem slikanju potrebujemo na začetku in koncu željenega slikovnega volumna dodatne informacije, ki so potrebne za interpolacijo prvega in zadnjega reza. Pri enoreznem sistemu je potrebno za zagotovitev teh informacij polovica ali ena rotacija pred in po

željenem volumnu slikanja. Pri večreznih sistemih je število dodatnih rotacij potencialno odvisno od več dejavnikov, kot so interpolacijska metoda, pitch in rekonstrukcijska debelina reza. Vsaka dodatna rotacija na MSCT-ju prinese večje povečanje doze kot pri SSCT-ju, saj je ponavadi celotna širina zaslanjanja večja.



Slika 5: Vpliv dodatne rotacije na povečanje doze

Pri načrtovanju dolžine skeniranja v bližini občutljivih organov, kot je na primer očesna leča ali gonade, moramo vsekakor pomisliti tudi na to podaljšanje spirale. Povečanje doze je še posebej občutno pri kratkih poljih skeniranja. V takšnih primerih se je mogoče bolje odločiti za klasično sekvenčno slikanje.

Na primer, pri zaslanjanju 20 mm in eni dodatni rotaciji na vsakem koncu skenirnega polja, bo povečanje efektivne doze v primerjavi s sekvenčnim slikanjem 10% za dolžino polja 400 mm in 40% za skenirno polje dolgo 100 mm.

2.4 Avtomatska kontrola toka v cevi

Eden glavnih parametrov, ki vplivajo na dozo pacienta je izbran produkt toka v cevi in časa (mAs). Sistemi za avtomatsko kontrolo ekspozicije (AEC) so standardni sestavni del klasičnih rentgenskih aparatov že mnogo let. AEC prilagaja dolžino ekspozicije glede na konstanten nivo optične gostote, ne glede na velikost

slikanega objekta. S tem se izognemo preveč ali premalo eksponiranim slikam in s tem nepotrebnim ponavljanjem preiskav.

Digitalni sistemi, kot je CT, pa prevelike ekspozicije ne »kaznuje« s poslabšano kvaliteto slike. mAs produkt je do nedavnega vedno izbiral radiološki inženir. Proizvajalci podajo smernice za pravilno izbiro toka in časa za različne preiskave pri povprečnem pacientu, inženir pa se mora za vsako preiskavo sam odločiti, kako bo te parametre spremenil glede na velikost pacienta in diagnostične zahteve. Še posebej je ta način problematičen pri pediatričnih pacientih, zato so posamezni proizvajalci izdelali tabele mAs produktov, ki naj se uporabljajo glede na starost ali težo otrok pri posameznih preiskavah.

V zadnjih nekaj letih pa so proizvajalci predstavili AEC tehniko tudi za CT aparate. V nasprotju s klasičnim AEC sistemom, kjer določamo čas ekspozicije, pri CT-ju spreminjamo tok v cevi (mA).

Glavna naloga tega sistema je, da zagotavlja bolj konstanten nivo kvalitete slike od pacienta do pacienta in da hkrati optimizira uporabo rentgenskih ųarkov, ter s tem seveda zmanjša dozo.

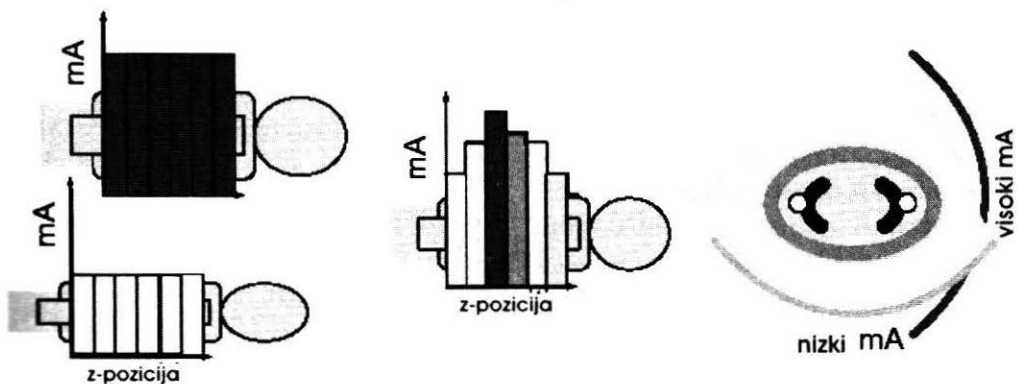
Zmanjšanje števila rentgenskih fotonov narašča sorazmerno z debelino in gostoto materiala na njegovi poti. Vsake 4 cm mehkega tkiva zmanjša število fotonov rentgenskega snopa za polovico. Če hočemo doseči enako izhodno intenziteto snopa pri fantomu, kateremu premer povečamo iz 16 cm na 20 cm, moramo podvojiti mA. Sistem, ki avtomatsko prilagaja skupen tok v cevi glede na dejansko oslabitev v pacientu ima možnost mnogo natančneje nastaviti pravilno vrednost mA.

Določitev pravilnega toka v cevi poteka na treh nivojih. Na prvem nivoju se nastavijo mA glede na celotno debelino pacienta. Pri tem ųelimo imeti približno enako raven ųuma ne glede na velikost

pacienta. Če uporabimo samo ta nivo kontrole toka, se ta vrednost med preiskavo ne spreminja. Vendar pa je ta del ponavadi povezan še z drugimi nivoji nastavitve, ki upoštevajo tudi različno atenuacijo znotraj pacienta.

Na drugem nivoju kontrole se tok spreminjajo iz rotacije v rotacijo glede na razlike v oslabitvi po pacientovi dolgi osi. Pri tem načinu kontrole splošna raven ųuma ostaja na približno enaki ravni ne glede na pozicijo reza na z-osi.

Tretji nivo kontrole je kotna modulacija. Tok v cevi se spreminja med samo rotacijo, glede na razlike v oslabitvi rentgenskih fotonov na poti skozi pacienta pod različnimi koti rotacije. Najvišji tokovi so ponavadi potrebni za stranske projekcije. Ta tehnika nam omogoča konstantno raven ųuma skozi celo rotacijo, poleg tega pa zmanjša dozo pri AP projekcijah.



Slika 6: Različni nivoji avtomatske kontrole toka v cevi

Avtomatska kontrola toka zahteva predhodno poznavanje oslabitvenih vrednosti v pacientu. Osnovno informacijo o oslabitvi dobi sistem iz projekcijskega radiograma (SPR), ki ga različni proizvajalci različno imenujejo (ScoutView, Scanogram, Topogram). Informacija iz SPR se uporablja tudi za nastavitve toka za vsako rotacijo. Trenutno se uporabljata dve metodi pridobivanja informacij za spreminjanje toka skozi rotacijo. Prva metoda uporablja SPR za izračun relativne AP in stranske dimenzije pacienta za vsako rotacijo. Tok se nato spreminjajo sinusno tako, da se poskušajo čimbolj približati temu razmerju. Druga metoda pa uporablja podatke neposredno iz predhodne 180° rotacije in na podlagi tega prilagaja tok.

Tudi pri uporabi AEC tehnike moramo nekako predpisati željene mAs in s tem željen nivo šuma na sliki. Proizvajalci so se tega problema lotili na različne načine. Nekateri izhajajo iz toka, ki bi bili brez uporabe AEC sistema, potrebni za zadovoljujočo sliko pri standardnem pacientu in to vrednost uporabijo kot osnovo za izračun mAs potrebnih za enako raven šuma pri različnih pacientih. Drugi sistemi zahtevajo vpis indeksa kvalitete slike. Ta indeks je ponavadi povezan z vrednostjo šuma (standardno deviacijo CT števil v vodnem fantomu). Tok se nato prilagodi tako, da vzdržujejo predpisano raven šuma za različne paciente. Tretji pristop pa zahteva, da na referenčni sliki določimo zahtevano

kvaliteto slike, ki jo potem sistem vzdržuje skozi preiskavo. Poleg vseh teh metod, pa imamo ponavadi možnost, da določimo najnižjo in najvišjo vrednost toka, ki jih uporablja AEC sistem.

AEC sistem ne prispeva samo k zmanjšanju doze, ampak pomaga tudi pri zagotavljanju zahtevane kvalitete slike skozi celotno preiskavo. Zagotavlja bolj konstantno kvaliteto slike med posameznimi pacienti, od reza do reza in med samim rezom. Spreminjanje toka med rotacijo pomaga pri zmanjšanju strelastih popačenj, ki nastanejo zaradi premajhnega toka fotonov, predvsem pri lateralnih projekcijah v predelu ram ali medenice. Manjše celotne vrednosti mAs produkta varujejo cev pred pregrevanjem in podaljšujejo življenjsko dobo cevi.

AEC sisteme mnogokrat opisujejo kot sisteme za zmanjšanje doze. Zavedati pa se moramo, da se pri nepravilni uporabi hitro zgodi, da opravimo preiskavo z AEC sistemom pri mnogo višji dozi, kot pri pravilno izbranih parametrih in brez uporabe AEC-ja. Zato moramo natančno določiti, kakšno kvaliteto slike želimo, oziroma pravilno izbrati mAs.

Proizvajalci neprestano izboljšujejo AEC sisteme. Najbolj napredni sistemi so seveda na voljo pri najnovejših in najdražjih aparatih.

Tabela 7: Avtomatska kontrola toka v ceveh različnih proizvajalcev (Radiation dose issues in Multi-slice CT scanning, ImpACT technology update no.3)

Izdelovalec	Ime	Nivoji avtomatske kontrola mA - velikost pacienta	Predpisovanje mA - željeni nivo šuma,	Izračun oslabitve - SPR
GE	SmartmA	- z-os - kotna modulacija	ki ga določi uporabnik	- kotna modulacija: sinusna
Philips	DoseRight, ACS in DOM	- velikost pacienta (ACS) - kotna modulacija (DOM)	- referenčna slika na kateri uporabnik določi željen nivo šuma	- SPR - kotna modulacija: po predhodnih 180°
Siemens	CAREdose 4D	- velikost pacienta - z-os - kotna modulacija	- mA za standardnega pacienta, ki jih določi uporabnik	- SPR - kotna modulacija: po predhodnih 180°
Toshiba	^{SURE} Exposure	- velikost pacienta - z-os	- željeni nivo šuma, ki ga določi uporabnik	- SPR

2.5 Primerna kvaliteta slike

Avtomatska kontrola toka v cevi je dragoceno orodje pri optimizaciji doze pri preiskavi. Problem pa je lahko v tem, da temelji na inženirjevi odločitvi o toku za standardnega pacienta ali o željenem nivoju šuma. CT previsokih ekspozicij ne kaznuje s slabšo kvaliteto slike, ampak nasprotno nagradi z zmanjšanim šumom. Zelo pomembno je, da določimo tisto raven šuma, pri kateri je slika še diagnostično uporabna. Le na ta način namreč pacienta obvarujemo pred previsoko dozo.

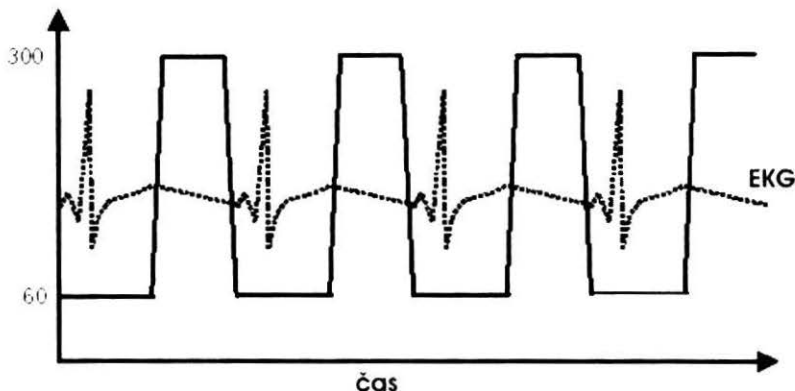
2.6 Kontrola ekspozicije s pomočjo elektrokardiograma (EKG)

Slikanje srca in srčnih žil je eno najhitreje

razvijajočih področji pri računalniški tomografiji. Srce se hitro premika, zato je uporaba klasičnih rekonstrukcijskih pristopov nesmiselna. Slika bi bila namreč zaradi kinetičnih popačenj močno zabrisana. Kinetičnim popačenjem se izognemo s pomočjo posebne tehnike, ki nam omogoča, da sliko rekonstruiramo iz podatkov zajetih v samo delu srčnega cikla. To dosežemo s pomočjo EKG nadzora in za rekonstrukcijo slike uporabimo samo podatke zajete v sredi ali proti koncu diastolične faze, kjer je prisotno najmanj gibanja srca. Informacijo iz EKG-ja lahko uporabimo tudi za kontrolo toka v cevi in s tem močno zmanjšamo dozo pri preiskavi. Izbrani tok se vzdržuje med fazo, ko se zajemajo podatki potrebni za

rekonstrukcijo slike, med drugimi fazami pa lahko vrednost toka spustimo tudi na 20% začetne vrednosti. Z uporabo te

tehnike lahko pacientu prihranimo tudi do 30% doze.



Slika 7: Kontrola ekspozicije s pomočjo EKG-ja

3 ZAKLJUČEK

Preiskave z MSCT-jem so preiskave pri katerih lahko pacient in posredno tudi delavec prejme relativno visoke doze. Zato je potrebno natančno upoštevati zakone (Zakona o varstvu pred ionizirajočimi sevanji in jedrski varnosti (Uradni list RS, št. 102/04 – prečiščeno besedilo)) in pravilnike (Pravilnik o pogojih za uporabo virov ionizirajočih sevanj v zdravstvu). Le tako lahko zagotovimo optimalne pogoje za delo in največjo mero varnosti za paciente.

Inženirji, ki opravljajo preiskave na MSCT-ju morajo skrbeti za to, da se preiskave opravljajo po principu ALARA (As Low As Reasonably Achievable). To pa lahko dosežemo samo z dobrim poznavanjem varstva pred sevanjem, tehnologije in diagnostičnih zahtev.

4 LITERATURA

1. Frush DP. Strategies of dose reduction (2002) *Pediatr Radiol* 32:293-297
2. European Commission study group, European guidelines in quality criteria for computed tomography, EUR 16262 EN, Office for official publication of European communities, 2000
3. Brix G., Nagel HD, Stamm G et al. (2003) Radiation exposure in multi-slice CT versus single-slice spiral CT: results of a nationwide survey. *Eur.Radiol.* 13:1979-91
4. Nagel HD, Galanski M., Hidajat N., Maier W., Schmidt T (2002) radiation exposure in computed tomography - fundamentals, influencing parameters, dose assesment, optimisation, scanner data, terminology. CTB publications, Hamburg