



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI
FAKULTET
DEPARTMAN ZA FIZIKU



ДИПЛОМСКИ РАД У ГРУПИ ДОБРОВОЛЈНИХ СТАЖАРСА
ПРИРОДНО-МАТЕМАТИЧКЕ ФАКУЛТЕТА

Датум дипломског рада:	9 - 12. 2009.
Група:	ГР О Ј
Стажарски број:	0603 3 / 1729

Imaging u angiografiji – Osnove i primena kompjuterizovane tomografije u angiografiji

- diplomski rad -

Mentor: Dr Slobodanka Stanković

Kandidat: Kočiš Balaž

Novi Sad, 2009

SADRŽAJ

UVOD	1
1. FIZIČKE OSNOVE	2
Nastajanje x-zraka.....	2
Kolimacija.....	3
Spektar x-zraka, kontinualan spektar i linijski spektar	3
Mehanizam nastajanja kontinualnog spektra	3
Mehanizam nastajanja linijskog spektra	3
Interakcija x-zraka sa materijom.....	4
Slabljenje x-zračenja usled interakcije sa materijom.....	4
Maseni apsorpcioni koeficijent	6
Filtriranje.....	6
Jonizacija.....	7
Apsorpcija x-zračenja	7
Osnovne jedinice i mere.....	8
Apsorbovana doza.....	8
Ekvivalentna doza.....	8
2. OSNOVE CT TEHNOLOGIJE	9
Načini skeniranja	9
Prikupljanje podataka.....	10
Obrada podataka	10
Prikaz i generisanje slike	10
Back projection i stvaranje slike	11
3. PARAMETRI SKENIRANJA	14
Parametri za prikupljanje podataka.....	15
Rekonstrukcioni parametri.....	15
4. PARAMETRI PERFORMANSI	17
Kontrast (skraćeno C)	17
Šum na slici.....	18
Upotreba prozora (windowing).....	18
Prostorna rezolucija	18
Veličina matrice	18
Xy-rezolucija.....	19
Z-rezolucija	19
5. SKENER TEHNOLOGIJE	20
Tehnologija detektora	20
Metoda promenljive fokalne tačke (Flying focal spot).....	21
Tehnologija dualnog izvora	22
Performanse skenera	22

6. REKONSTRUKCIJA PODATAKA	24
Efekti snopa zraka.....	24
Interpolacija podataka spiralnog skeniranja – jednoredno detektorski skeneri	24
Interpolacija podataka spiralnog skeniranja – četvororedni detektorski skeneri.....	25
Interpolacija podataka spiralnog skeniranja - korekcija efekta snopa zraka.....	25
7. PROIZVOLJNI PARAMETRI SKENIRANJA	26
Priprema pacijena.....	26
Prekontrastni sken	26
Dužina skeniranja.....	26
Vreme trajanja skeniranja i zadržavanje daha	26
Parametri za jednoredno detektorski CT.....	27
Debljina sekcije, pitch faktor, kolimacija sekcije	27
Rekonstrukcija slike.....	27
Parametri za multiredno detektorski CT	27
Debljina sekcije, pitch faktor, kolimacija sekcije	27
Rekonstrukcija slike.....	28
Rezolucija, šum i doza	28
8. RASPODELA I KONTROLA DOZE	29
xy – modulacija.....	29
z – modulacija	29
Automatska kontrola ozračenosti (Automated Exposure Controle - AEC).....	29
Filteri šuma	29
Tehnike niskog napona (nisko kVp)	30
9. CTA SRCA I EKG SINHRONIZACIJA.....	31
Prospektivno trigerovanje	31
Retrospektivni EKG gejting.....	32
Elektrokardiogramska modulacija doze.....	33
Priprema skena.....	34
Gejтована CTA	34
10. CT PROKRVLJENOSTI	35
11. PRAKTIČNI DEO	36
Sken abdomena	36
Slike skena abdomena.....	36
Sken glave	40
ZAKLJUČAK	41
LITERATURA	42
BIOGRAFIJA	413

UVOD

Tokom devedesetih godina prošlog veka, brz razvitak kompjuterizovane tomografije (CT), koji je obuhvatao hardverska i softverska poboljšanja doveo je do razvijanja nove spiralne tehnologije CT.

Spiralnim CT je bilo prvi put moguće da se angiografija uradi neinvazivno, zbog njegove brzine skeniranja uz istovremenu primenu jodnih kontrastnih sredstava.

Kompjutersko tomografska angiografija (CTA) je neinvazivna metoda, koja u mnogim slučajevima zamjenjuje invazivnu katetarsku angiografiju. CTA se brzo razvija i bitna je u dijagnostičkom algoritmu krvnih sudova (aorta, karotidne, plućne i renalne arterije).

Kratko vreme skeniranja i mogućnost standardizacije procedura predstavljaju dobre strane ove dijagnostičke tehnike.

Nakon urađene CTA je moguće u postprocesingu dobiti, analizirati i obraditi trodimenzionalne slike i proceniti krvne sudove i okolne strukture



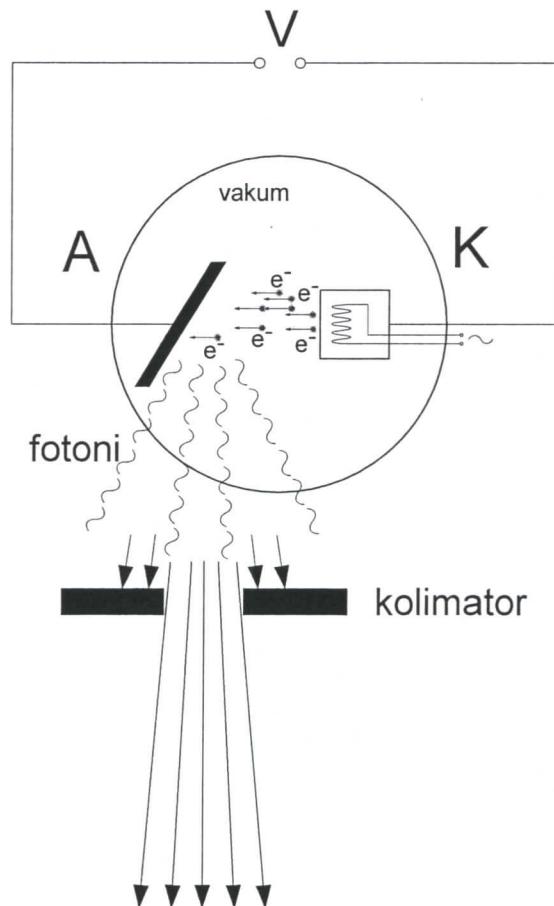
1. FIZIČKE OSNOVE

X zraci su elektromagnetsko zračenje talasne dužine od 0,01 do 10 nm, i energije od 120 eV do 120 keV. Snop x zraka čine fotoni (ne nanelektrisane čestice, bez mase, bozoni).

Nastajanje x-zraka

Nastaju prilikom elektronskih prelaza u atomu. Pošto su prelazi u atomu kvantovani svakom prelazu odgovara određena energija koja se pri prelazu emituje ili apsorbuje. Prelazi predstavljaju skok elektrona sa jednog energetskog nivoa na drugi tokom koga se emituje ili apsorbuje elektromagnetsko zračenje određene talasne dužine i energije.

U praksi, x-zraci se dobijaju u katodnoj cevi(slika 1.1). Katodna cev je priključena na visoki napon koji služi za ubrzavanje termalnih elektrona sa katode. Ovi elektroni interagujući sa anodom preko posebnih mehanizama daju snop fotona određenog spektra.



Slika 1.1

Ovi fotoni se šire u svim pravcima što nije odgovarajuća činjenica za konkretnu primenu jer na telo ne pada izotropan snop, što unosi greške u sve tehnike koje koriste x-zrake.

Druga nepoželjna činjenica jeste da snop nije monohromatičan nego se sastoji od mnoštva talasnih dužina što isto unosi grešku pri upotrebi.

Kolimacija

Da bi se uklonila greška usled divergencije snopa koriste se kolimatori koji odsecaju delove snop. On atenuira one snopove koji padaju na njega, a na mestu otvora ih propušta. Kolimator daje geometriju snopa kao tanka lepeza koja se u ovom obliku već može koristiti.

Dobijen snop fotona je samo približno paralelan čak i malo odstupanje od međusobne paralelnosti prouzrokuje smetnje na krajnjoj slici. Neke posledice rasipanja snopa se mogu eliminisati uračunavanjem u postupak dobijanja slike.

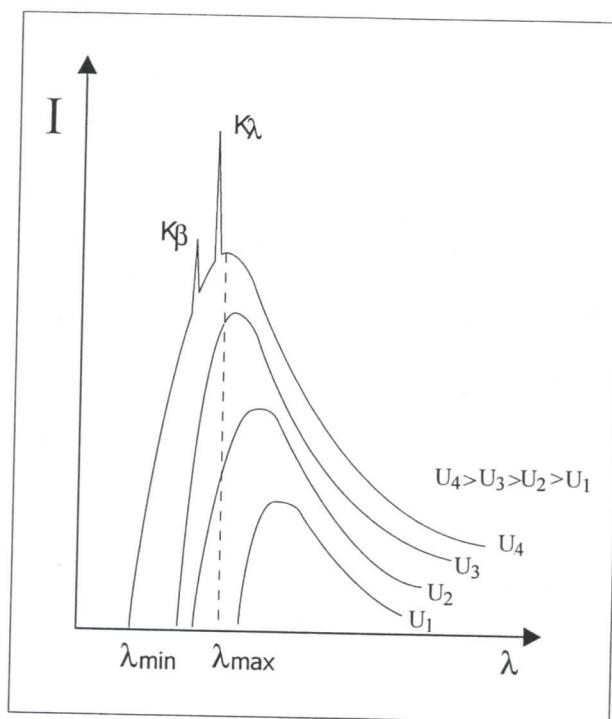
Spektar x-zraka, kontinualan spektar i linijski spektar

Mehanizam nastajanja kontinualnog spektra .

Kada ubrzani elektorni dospeju do anode oni se naglo koče i pri tom emituju energiju (zakočno zračenje). Elektroni u ovom procesu mogu da izgube bilo koji deo energije od 0 do E_{\max} . Fotoni nastali na ovaj način mogu imati bilo koju energiju, i zato je nastali spektar kontinualnog karaktera. Ona počinje od neke minimalne talasne dužine λ_{\min} (slika 1.2) koja nastaje kada ubrzani elektron predaje svu svoju energiju. Sa povećanjem napona između anode i katode, raste i maksimum kontinualnog spektra λ_{\max} , koji se pomera ka manjim vrednostima, kao što se i kratkotalasna granica pomera ka manjim talasnim dužinama.

Mehanizam nastajanja linijskog spektra

Kada upadni brzi elektroni imaju veliku energiju, veću od energije veze elektrona u atomu, mogu da izbiju elektorne u atomu antikatode i na unutrašnjim ljkuskama ($K \ n=1$ i $L \ n=2$). Na upražnjeno mesto prelaze elektroni sa viših nivoa i tada dolazi do emisije karakterističnih talasnih dužina linijskog spektra zračenja (K_{α} , K_{β}). Na ovaj način se u spektru pojavljaju oštri maksimumi koji su superponirani na spektar kontinualnog zračenja (slika 1.2). Vrednosti energije izbijenog fotona su karakteristične za materijal antikatode.



Slika 1.2

Interakcija x-zraka sa materijom

Postoje tri načina na koje elektromagnetno zračenje interaguje sa materijom :

- Fotoefekat
Upadni foton predaju svu svoju energiju atomu i kao produkt interakcije nastaje elektron koji ima kinetičku energiju upadnog fotona umanjenu za energiju veze izbijenog elektrona
- Komptonov efekat
Upadni foton predaje svoju energiju atomu u kome je elektron slabo vezan (elektron na spoljašnjoj ljusci). Foton ne utroši svu energiju na izbijanje elektrona. Kao produkt interakcije nastaje elektron sa kinetičkom energijom i rasejni foton. Njihove putanje međusobno zaklapaju određeni ugao koji zavisi od energije interakcije
- Stvaranje para elektron pozitron
U praksi x-zaci se proizvode takvim naponima da je energija izlaznih fotona mala za stvaranje para elektron positron, tj manja je od 1,02 MeV-a

Slabljenje x-zračenja usled interakcije sa materijom

Intenzitetom I x-zračenja naziva se energija zračenja koja prođe u jedinici vremena kroz jediničnu površinu normalnu na pravac zračenja. Ako je n broj fotona monoenergetskog snopa x-zraka koja se odaje na površinu od 1m^2 u 1s , a njegova frekvencija je v , onda je intenzitet tog zračenja $I = n h v$.

Kada snop x-zraka prođe kroz telo njegov intenzitet opada. Slabljenje ili atenuacija zavisi od debljine materijala i upadnog intenziteta I_0 snopa.

$$dI = -\mu I_0 dx$$

gde je μ linearни koeficijent slabljenja (atenuacije) x-zraka

$$\mu = -\frac{dI}{I} \frac{1}{dx}$$

(dI / I) predstavlja relativno slabljenje intenziteta snopa po jedinici dužine puta. μ zavisi od vrste materijala, njene gustine i talasne dužine x-zraka. Dimenzija za μ je m^{-1}

Posle integracije se dobija oblik jednačine kao:

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

Slabljenje x-zraka nastaje apsorpcijom (fotoefekat) i rasejanjem (komptonov efekat) energije upadnog snopa. Zbog toga se linearni koeficijet slabljenja može predstaviti kao zbir τ - linearog koeficijenta apsorpcije i σ - linearog koeficijenta rasejanja .

$$\mu = \tau + \sigma$$

Iz razloga što gustina iste materije može biti veoma različita u zavisnosti od stanja u kome se nalazi, od pritiska, temperature, uvodi se maseni atenuacioni koeficijent.

U praksi je isto važno uvođenje masenog atenuacionog koeficijenta iz razloga što se može desiti da ređi materijal veće debljine atenuira upadni snop isto kao i gušći materijal manje debljine.

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho}, \quad \tau_m = \frac{\tau}{\rho}, \quad \sigma_m = \frac{\sigma}{\rho}$$

$$\mu_m = \tau_m + \sigma_m$$

Uvodimo još i atomske koeficijente slabljenja snopa kao μ_a – atomski koeficijent slabljenja, τ_a – atomski koeficijent apsorpcije, σ_a – atomski koeficijent rasejanje.

Dobijaju se kao:

$$\mu_a = \mu_m \frac{A}{N_A} = \frac{\mu}{\rho} \frac{A}{N_A}, \quad \tau_a = \tau_m \frac{A}{N_A} = \frac{\tau}{\rho} \frac{A}{N_A}, \quad \sigma_a = \sigma_m \frac{A}{N_A} = \frac{\sigma}{\rho} \frac{A}{N_A}$$

gde je A atomski broj, a N_A avogadrov broj.

Empirijska formula za zavisnost atomskog apsorpcionog koeficijenta od atomskog boja i talasne dužine :

$$\tau_a = k Z^3 \lambda^3$$

Atomski koeficijent apsorpcije raste brzo sa atomskim brojem i talasnom dužinom.

Maseni apsorpcioni koeficijent

Kada u formulu za masene koeficijente apsorpcije snopa preko masenog koeficijenta apsorpcije ubacimo empirijsku formulu za zavisnost atomskog apsorpcionog koeficijenta od atomskog boja i talasne dužine, dobijamo:

$$\tau_m = \frac{\tau}{\rho} = \frac{k \cdot N_A}{A} Z^3 \lambda^3$$

Maseni koeficijent apsorpcije predstavlja aditivnu veličinu atomskih koeficijenata apsorpcije. To znači da se maseni koeficijent apsorpcije molekula može odrediti sabiranjem atomskih apsorpcionih koeficijenata pojedinih atoma koje ulaze u sastav molekula. Naprimer kosti sadrže kalcijum fosfat $\text{Ca}(\text{PO}_4)_2$, a tkivo pretežno vodu H_2O , pa se za odnos masenih koeficijenata dobija :

$$\frac{\tau_m(\text{kalcijumfosfat})}{\tau_m(\text{voda})} = 68$$

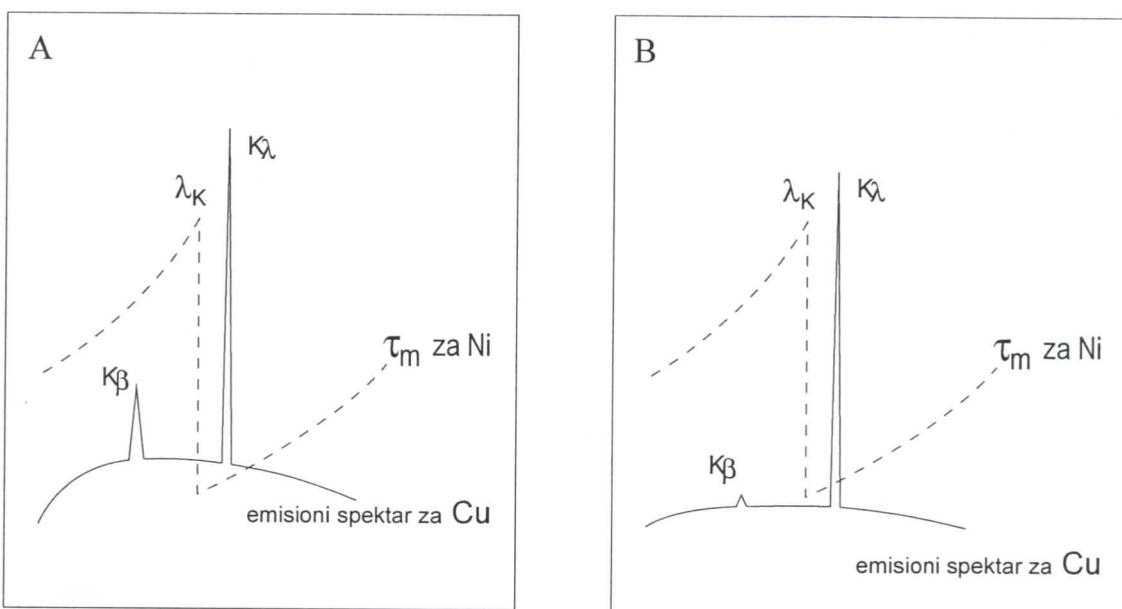
Zbog ovog odnosa, kontrast na slici je veliki i kosti se vide kao senka.

Filtriranje

Druga oblast u kojoj se iskorišćava činjenica da apsorpcija zavisi od vrste materije jeste filtriranje snopa koji dolazi iz katodne cevi. Izvor x-zraka nije monohromatičan što nije pogodno u praksi.

Kada se između izvora i tela postavi filter od određenog odabranog materijala, spektar izvora se odseca na taj način što se kontinualni deo spektra atenuira, a linijski spektar ostavlja (tj atenuira najmanje). Kada je antikatoda napravljena od bakra onda se kao filter koristi nikl (slika 1.3).

Na slici 1.3 A je isprekidanim linijom označen apsorpcioni spektar nikla i emisioni spektar bakra pre filtera. Kada zračenje prođe kroz filter on se atenuira. Na drugoj slici (slika 1.3 B) se vidi kako se emisioni spektar bakra smanjio najviše u opsegu talasnih dužina gde maseni atenuacioni koeficijent τ_m ima veliku vrednost.



Slika 1.3

Jonizacija

CT je neinvazivna metoda u smislu da pri upotrebi nema fizičkog impakta na tkivo i organizam, nema sečenja, katetera. Ali iz prirode x-zračenja proizilazi da izlaganje organizma, tkiva, ćelija jonizujućem zračenju, ima štetan uticaj. Jonizujuće zračenje „rastavlja“ molekule, kao i molekul DNK, čije ostećenje dovodi do mutacija i eventualnog nastanka kancera.

Pri prolazu fotona x-zračenja kroz telo ono oslabi. U tom procesu foton predaju svoju energiju telu, tkivima. Ova predaja energije se dešava u dva koraka. U prvom koraku foton predaje svoju energiju elektronu (komptonov ili fotoefekat). Nastali elektron visoke energije zatim nastavlja kretanje unutar materije interagujući sa okolinom. U toj interakciji usled elektrostatičke odbojnosti elektrona, visokoenergetski elektron interaguje sa elektronima koji su u njegovoј putanji, odbija ih i na taj način jonizuje okolne atome. Ovaj proces se odvija sve dok visokoenergetski elektron ne izgubi svu svoju energiju.

Apsorpcija x-zračenja

Mesto interakcija fotona i elektrona se ne može odrediti i predstavlja statistički process. Deo upadnog snopa fotona prođe kroz telo bez interakcije. Ti fotoni se na kraju detektuju.

Osnovne jedinice i mere

Apsorbovana doza

Apsorbovana doza D predstavlja srednju energiju (dE) koja je interagujući sa materijom (dm) atenuirala, apsorbovala i na taj način imala uticaja na materiju. Apsorbaciona doza je količina zračenja koje primi telo.

$$D = \frac{dE}{dm}$$

Jedinica je grey (Gray – Gy) i 1 Gy odgovara 1 J (Joule - J) energije jonizujućeg zračenja po 1 kg mase tela. U praksi su energije reda veličine mGy-a.

Ekvivalentna doza

Ima isto svojstvo kao i apsorbovana doza sa tom razlikom da ova veličina daje uvid u biološke efekte i posledice upadnog zračenja. Veća vrednost ekvivalentne doze ima veći štetni uticaj, a manja vrednost manji štetni uticaj. Isto ima dimenziju J po kg

Označava se sa H i predstavlja proizvod apsorbovane doze D, faktora kvaliteta Q, i modifikujućih faktora N:

$$H = D Q N$$

Svaka vrsta zračenja zbog svoje prirode interakcije sa materijom ima drugačije efekte na tkiva i ćelije, zbog čega faktor Q ima drugačije vrednosti u zavisnosti od vrste zračenja. Kod CT-a se koriste x-zraci za koje Q faktor uzima vrednos 1.

Jedinica je sivert (Sievert - Sv). U praksi se koriste veličine mSv-a. Po propisima je utvrđena količina doze koju mogu da prime pacijent u celini pri medicinskoj primeni x-zraka i iznosi 0,3 mSv-a. Vrednosti ekvivalentne doze za posebne organe i tkiva su utvrđene i standardizovane kao granice opasnosti od štetnih efekata ionizujućeg zračenja.

Ekvivalentna doza za pojedine organe i tkiva H_i ima posebno definisane vrednosti koje su predstavljene preko težinskih faktora W_i .

$$H_E = \sum_i W_i H_i$$

H_E predstavlja efektivnu ekvivalentnu dozu za ceo organizam. Vrednosti za W_i su za kosti 0,03, pluća 0,12, dojke 0,15, tiroidne žlezde 0,04.

2. OSNOVE CT TEHNOLOGIJE

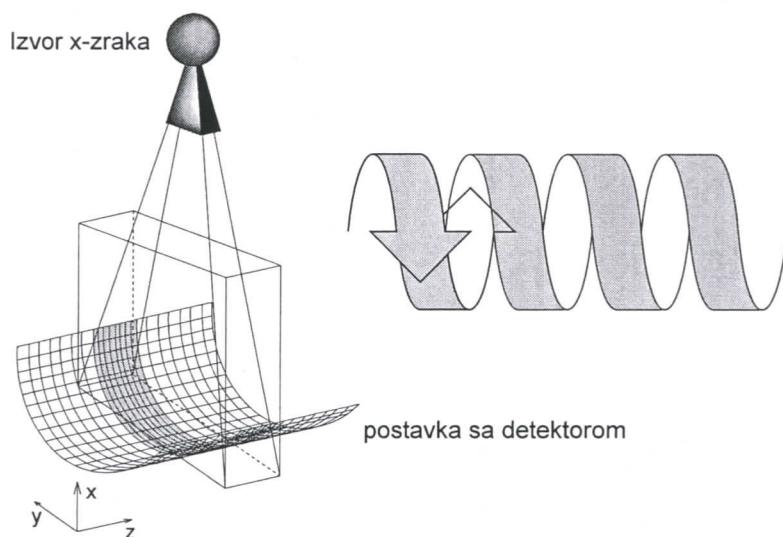
Kod tradicionalnog oslikavanja x zracima imamo izvor koji zrači i u polje zračenja postavljamo telo. X zraci su prodorni i prolaze kroz telo. Na mestu gde je gustina tela veća snop će više oslabiti, a gde je gustina tela manja snop će manje oslabiti. Na taj način se na fotopapiru dobija senka tela i vidi se razlika između pojedinih delova različite gustine, kao što su kosti i okolna tkiva.

Kod CT se isto koristi x zračenje samo na drugačiji način. Isto se registruje slabljenje x zraka usled prolaza kroz telo, ali način registracije, potom obrada podataka i prikaz se razlikuju.

CT je metoda koja na specijalan način snima, obrađuje i prikazuje slike. Ova metoda je digitalizovana, što je jako bitna razlika od konvencionalnog snimanja x – zracima. Digitalizacija omogućuje obradu podataka, čuvanje i prikazivanje sa mogućnošću promene parametara. Visoko je standardizovan postupak.

Načini skeniranja

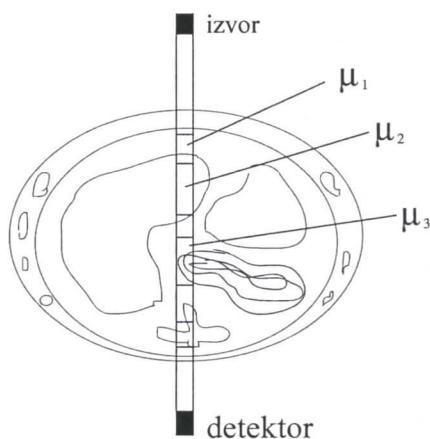
CT u angiografiji se koristi u spiralnom modu (slika 2.1). Kod ove postavke izvor i detektor sinhrono rotiraju oko tela što dovodi do kontinualizacije pritoka podataka. Pri ovakovom modu skeniranja dobija se znatno više sirovih podataka i upravo ova veća količina omogućuje da se u daljim procesima obrade na kraju dobije kvalitetnija slika. Zbog kontinuiteta i brzine skeniranja, vreme za koje je pacijet izložen zračenju je kraće. Kod spiralnog skeniranja se upotrebljavaju kontrastne materije.



Slika 2.1

Prikupljanje podataka

Zbog heterogenosti tela kroz koji prolazi snop x-zraka, na njegovom putu se nalaze strukture različitih koeficijenata atenuacije. Detektor registruje ukupnu atenuaciju koja predstavlja sumu koeficijenata za pojedine strukture (slika 2.2). Iz samo jedne projekcije nemoguće je rekonstruisati sliku. Zato se kroz jedan presek tela propusta mnogo snopova, koji omogućava generisanje slike preseka.



Slika 2.2

Obrada podataka

Realizacija CT skena je nezamisliva bez računara. Oni su osnova funkcionalnosti celog sistema. Kompjuter upravlja tokom skeniranja, preko njega se podešavaju parametri. Zatim prikuplja podatke sa detektora i obrađuje ih, i prikazuje. Druga bitna uloga im je čuvanje i isčitavanje podataka iz memorije.

Prikaz i generisanje slike

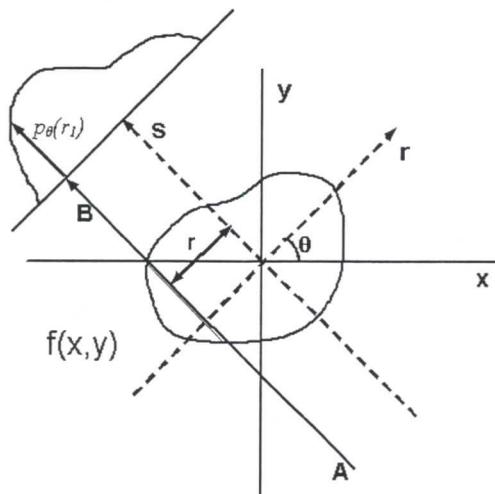
Za prikaz slike se vrednost atenuacionog koeficijenta mora pretvoriti u vidljivu razliku, tj u nijanse sivog. Za svaki voxel zapremine tela sa određenom vrednošću μ , preračunava se vrednost u CT broju koji se potom prikazuje kao pixel na slici. Kada atenuacioni koeficijent ima veću vrednost od vode ($\mu_{voda} = 0$) CT broj ima pozitivnu vrednost dok kad je atenuacioni koeficijent manji od atenuacionog koeficijenta vode CT broj je negativan. Voxel je element tela a pixel je element digitalne slike. CT broj je vrednost pixela. CT broj se dobija kao:

$$\text{CT broj} = 1000 \times (\mu - \mu_{voda}) / \mu_{voda}$$

Ovaj parametar određuje još i kontrast slike. Ovi parametri su opisani u sledećem poglavljju.

Back projection i stvaranje slike

Projekcija slike u zavisnosti od datog ugla se sastoji iz seta linijskih integrala koji predstavljaju promenu atenuacionih koeficijenata, kada x-zrak prođe kroz telo. Snopovi x-zraka koji padaju na telo pod određenim uglom θ (slika 2.3) daju atenuacione koeficijente. Ovi srednji atenuacioni koeficijenti su sirovi podaci, koji se potom koriste za dobijanje krajnje slike.



Slika 2.3

X-zraci padaju na r ravan pod uglom θ . Atenuacija se izražava kao :

$$I = I_0 \exp \left(- \int \mu(x, y) ds \right)$$

Gde je μ atenuacioni koeficijent u nekoj tački x . Totalna atenuacija u zavisnosti od r i θ data je linijskom integralom kao $p(r, \theta)$:

$$p(r, \theta) = \ln(I/I_0) = - \int \mu(x, y) ds$$

r je dato kao :

$$x \cos \theta + y \sin \theta = r$$

Tako se za totalnu atenuaciju dobija :

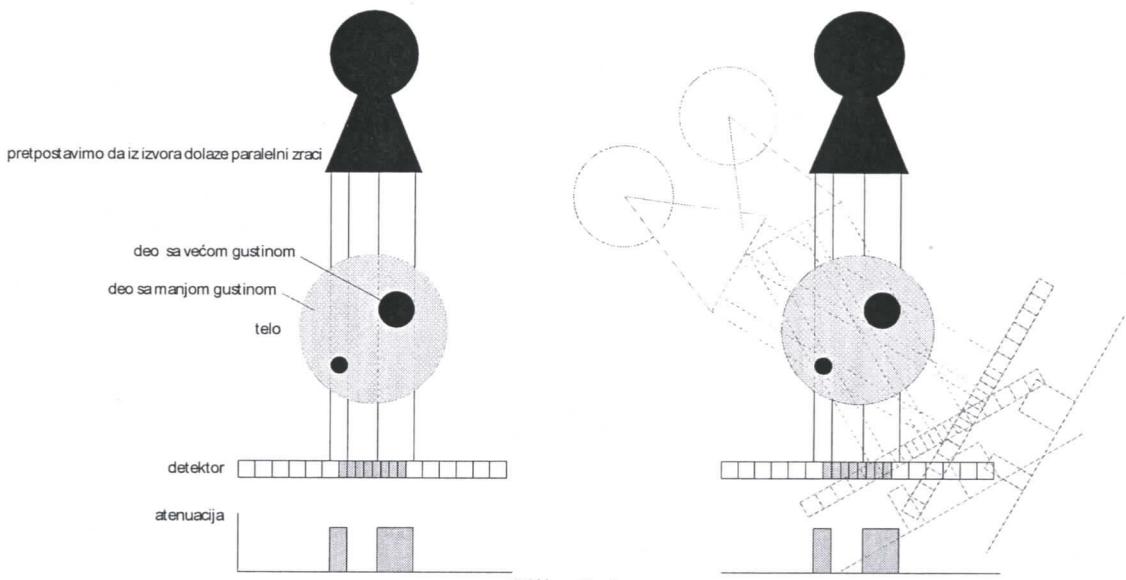
$$p(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy$$

Ova formula predstavlja Radon transformaciju ili sinogram 2D objekta. Ako imamo velik broj (beskonačno mnogo) projekcija tela snimljenih iz velikog broja uglova, može

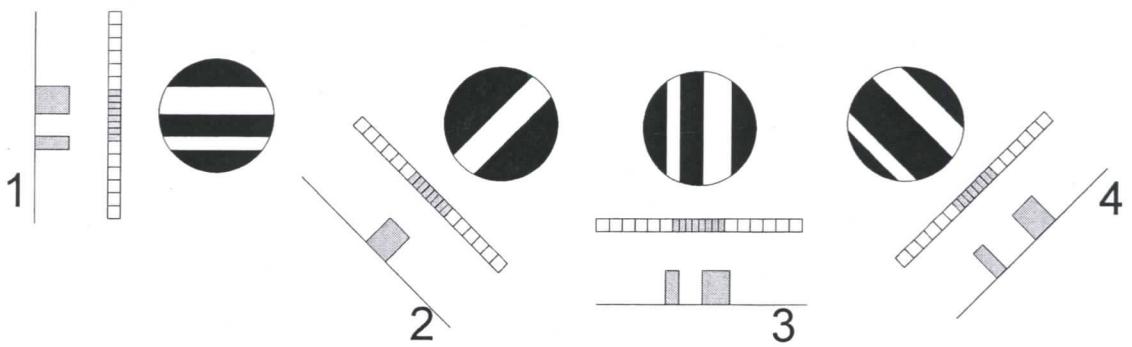
da se rekonstruiše to telo, koja se na slici predstavlja funkcijom $f(x,y)$ u ravni xy . Za dobijanje $f(x,y)$ moramo da primenimo inverznu transformaciju.

Proces pretvaranja sirovih podataka u sliku (nijanse sivog) odraduje se rekonstrukcionim algoritmima. Postoje dve grupe: filtered back projection (FBP) i iterativna rekonstrukcija (IR). Nijedna od ovih matematičkih metoda nije savršena, jer FBP proizvodi veliki šum, ali je brza i koristi manje procesorsko vreme, dok je IR preciznija i daje manji šum, ali je sporija i zahteva veće procesorsko vreme. Kod savremene kompjuterske tomografije koristi se FBP.

Izvor i detektor rotiraju oko tela i vrše snekiranje iz svakog ugla (slika 2.4). Atenuacija se registruje i unosi u memoriju računara kao sirov podatak (raw data). Za svaku projekciju se dobija slika kao slika 2.5.

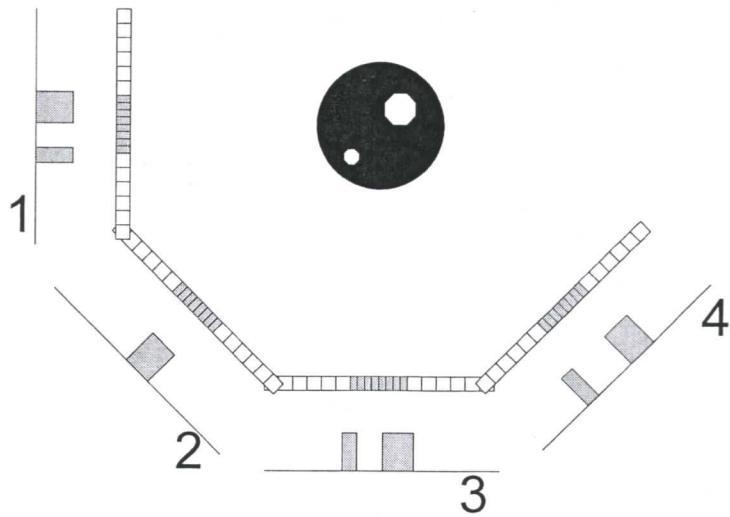


Slika 2.4



Slika 2.5

FBP (filtered back projection) je proces u kome računar superimponira slike za pojedine uglove i stvara rekonstrukciju stvarnog odsečka skena tela (slika 2.6)



Slika 2.6

3. PARAMETRI SKENIRANJA

Tabela *Parametri skeniranja*

Parametri za prikupljanje podataka		
N	broj aktivnih detektorskih polja	1-320
SC	kolinacija preseka (section collimation) (mm)	normal
TF	sačuvanje podataka za jednu rotaciju (table feed per tube rotation)	NxSCxP
P	razmak (pitch)	TF/NxSC
RT	vreme obrtanja (rotation time)	trajanje rotacije
SL	dužina skeniranja (scan length)	$TxTS = TxNxSCxP/RT$
SFOV	vidno polje skenera (scan field of view)	područje sa kog se dobijaju podaci

Derivativni parametri		
TS	brzina pomeranja stola (table speed)	
T	vreme skeniranja (s)	

Rekonstrukcioni parametri		
M	veličina matrice (matrix size)	512x512, 768x768, 1024x1024
FOV	područje vidljivosti (field of view)	isti ili manje od SFOV
F	rekonstrukcioni filter	određuje xy-rezoluciju
SW	debljina preseka (section width) (mm)	efektivna debljina, određuje z-rezoluciju
Ri	rekonstrukcioni korak (reconstruction increment)	interval rekonstrukcije

Parametri doze		
I x t	struja na izvoru x-zraka (mAs)	skala u mAs
U	napon izvora x-zraka (kVp)	80, 90, 100, 120, 130, 140
CTDIvol	index CT zapreminske doze (mGy)	prosečna doza u 16cm kod glave ili u 32cm fantoma
E	effektivna doza	doza za opasnost od radijacije

Parametri za prikupljanje podataka

Među parametre za prikupljanje prodataka spadaju

- N (broj aktivnih detektorskih polja)
- SC (Section collimation - kolimacija preseka)
- RT (rotation time - vreme obrtanja)
- TF (table feed per tube rotation - sakupljanje podataka za jednu rotaciju)
- P (pitch - razmak)
- SL (scan length - dužina skeniranja)
- U (napon izvora x-zraka (kVp))
- I x t (struja na izvoru x-zraka (mAs))

N broj detektorskih polja kod jednorednih detektorskih CT-a je jedan, dva kod dualnih i 4 do 128 kod multidetektorskih.

SC je određena ukupnom debljinom obuhvaćenog dela u sredini skeniranog polja podeljeno sa brojem polja.

RT je vreme koje je potrebno skeneru da napravi jedan krug oko pacijenta.

TF i P su najvažniji parametri pri spiralnom CT-u. TF pokazuje koliko se pomera postavljeno telo za vreme rotacije. P pretstavlja vezu između TF i debljine zapremine iz koje se prikupljaju podaci. P obično uzima vrednost od 1,5 do 2 .

SL zavisi od pojedinog kliničkog slučaja.

Napon, struja na izvoru zračenja i P određuju dozu koju pacijent prima. Struja je direktno proporcionalna sa dozom (što je veća struja i doza zračenja je veća) a P je obrnuto proporcionalno. Zbog toga se uvodi efektivna struja: $mAs_{eff} = mAs/P$. Napon na izvoru (na katodnoj cevi) određuje energiju a samim tim i snagu zraka.

Treba istaći da je atenuacija x-zraka kod atoma sa većim atomskim brojem od vode (kalcijum u kostima ili jodne kontrastne materije) veća pri manjim energijama x-zraka.

Rekonstrukcioni parametri

Rezolucija slike direktno zavisi od ovih parametara

- FOV (field of view - područje vidljivosti)
- M (matix size - veličina matrice)
- F (rekonstrukcioni filter)
- Interpolacioni algoritmi
- SW (section width (mm) - debljina preseka)
- RI (reconstruction increment - rekonstrukcioni korak)

Rekonstrukcija slike počinje odabirom FOV koji određuje koji deo sirovih podataka (raw data) sa skenera će se direktno obraditi i dati sliku.

Veličina matrice M gotove slike je obično 512x512, kod modernih skenera 768x768, 1024x1024.

Filter F (rekonstrukcioni filter) čisti sirove podatke sa skenera radi postizanja jasnije slike. Sirovi podaci se moraju pre odrade za sliku preraditi specijalnim algoritmima da bi



se eliminisali neki sporedni efekti poput pomeranja aparature ili uračunavanje sporednih efekata koje proizvodi sam izvor x-zraka.

SW odgovara debljini preseka CT skena koji se koristi i u finalnoj slici i on predstavlja najtanji presek koji se još može rekonstruisati. Kod spiralnog skena SW je uglavnom veći nego SC .

RI je razmak između sekcija i zove se rekonstrukcioni inkrement, interval ili indeks.

4. PARAMETRI PERFORMANSI

Dva glavna faktora koji utiču na sam kvalitet krajnje slike:

- odnos kontrasta i šuma
- prostorna rezolucija, koja određuje koliko će prikaz krvnog suda biti dobar i sa kojom jasnoćom će se mali detalji prikazati.

Kontrast (skraćeno C)

Kontrast označava odnos vrednosti sa CT-a za krvne sudove i okolna tkiva. Pošto je sastav i vrsta tkiva oko krvnog suda različita tako će i ova vrednost biti različita u svakoj tački. Iz ovog razloga se koristi zamena vrednosti CT broja okolnog tkiva sa vrednosću za vodu.

CT broj se definiše: lokalna atenuacija x-zraka (μ) kroz normalizovanu atenuaciju za vodu.

$$CT\text{ broj} = 1000 \times (\mu - \mu_{voda}) / \mu_{voda}$$

CT broj se nalazi na skali gde -1000 odgovara atenuaciji u vazduhu, a 0 atenuaciji u vodi. Gornja vrednost skale nije definisana (nije određena). CT broj se izražava u Hounsfield jednicama [HU]. Proces normalizacije uklanja zavisnost CT broja od energije zračenja sve dok je hemijski sastav tkiva može se aproksimativno uzeti jednak vodi. Ali kod struktura koje sadrže kalcijum (kosti) ili jodine (kontrastne materije koje se ubrizgavaju) se koristi optimizacija energije x-zračenja da bi se dobile veće vrednosti CT broja.

Povećanje kontrasta na slici kod krvnih sudova koji sadrže kontrastne materije zavisi od primjenjenog protokola ubrizgavanja i tajminga skeniranja. Sadržaj kontrastne materije u krvnim sudovima i tkivu koje se proučava zavisi od vremena. Ona se ubrizgava intravenozno i putuje neko vreme do ciljnog tkiva i to vreme se mora uzeti u obzir.

Povećanje kontrasta na slici ne zavisi samo od lokalne koncentracije kontrastne materije, nego i od spektra energije primjenjenog zračenja. Za dobijanje boljeg kontrasta pri primeni kontrastnih materija bolja slika se dobija primenom slabijeg zračenja (manja vrednost kVp-a).

U nekim slučajevima (kod snimanja jetre i bubrega) primena kontrastne materije dovodi do povećanja kontrasta i okolnog tkiva, i u ovom slučaju je tajming oslikavanja jako bitan.

Odnos kontrasta i šuma (contrast-to-noise ratio, skraćeno CNR)

Kad je vrednost CNR velika prikaz čak i najmanjih krvnih sudova je dobar i oni se jasno vide pri 3D prikazu. Kad je vrednost CNR-a mala vidljivost krvnih sudova nije dovoljna za dobru dijagnozu i na 3D prikazu konture nisu dovoljno definisane.

CNR se izražava kao odnos vrednosti sa CT-a za krvni sud i okolno tkivo sa obzirom na šum:

$$CNR = (CT_{krvnog\ suda} - CT_{okolnog\ tkiva}) / \text{šum}$$

Šum na slici

Šum kvari sliku i može da nastane na različite načine. Uzrok može biti sam izvor (šum od izvora), ili šum koji potiče od elektronike. Definiše se kao standardno odstupanje od CT broja. Na veličinu šuma utiču: broj fotona koji prođu kroz rekonstrukcioni voxel, mogućnost detekcije svih fotona iz izvora, interpolacioni algoritmi i rekonstrukcioni algoritmi.

Pri visokom šumu mali krvni sudovi nestaju sa slike i konture nisu više jasne.

Upotreba prozora (windowing)

Koristi se pri stvaranju slike: ona pretvara samo određeni deo podataka u pravu sliku koja se prikazuje na monitoru. Windowing se koristi za menjanje kontrasta i osvetljenosti na digitalnoj slici. Upotreba širokog prozora daje slabiji kontrast i manji šum, dok uzak prozor daje visoki kontrast sa višim stepenom šuma. Primena windowing-a zavisi od primenjene kontrastne materije kao i od vrste okolnog tkiva i od toga da li postoji kalcifikacija u ispitivanom krvnom судu.

Windowing se koristi u kontroli kontrasta i određuje skalu sivog na gotovoj digitalnoj slici, onako kako je mi vidimo. Pri uskom windowing-u slika je praktično u crno-belom i kontrast je veliki jer je i opseg CT broja mali. Upotrebom širokog prozora slika je u tonovima sivog, kontrast je manji jer se prikazuje širok opseg CT-broja.

Prostorna rezolucija

Prostorna rezolucija određuje koliko mali delovi na slici se mogu razlikovati, proceniti i sa kojom jasnoćom. Ona zavisi od veličine matrice i rezolucije sistema. Rezolucija sistema je određena geometrijom skenera i odabranim parametrima skeniranja. Ako matrica ima dovoljno male pixele, prostorna rezolucija odgovara rezoluciji sistema. Obično se opisuje na sledeći način:

- Modulaciona Transferna Funkcija (MTF) : opisuje koliki se procenat prvobitnog kontrasta prikazuje na krajnjoj slici. Veličine strukturnih detalja se izražavaju u smislu prostorne frekvencije. MTF opada sa povećavanjem prostorne frekvencije (tj kad se snimaju sve veće strukture).
- Puna širina na polovini maksimuma (full width at half maximum FWHM) zavisi od funkcije rasejanja tačke (point spread function PSF). PSF opisuje koliki deo detalja se razmazuje na slici. Čim je ova veličina manja rezolucija je veća. Uobičajeno je postavljena u z ravni i tada se naziva debljina preseka (section width - SW) ili efektivna debljina peseka.

Veličina matrice

Veličina matrice je ograničavajući faktor pri prostornoj rezoluciji. Matrice male veličine mogu da smanje prostornu rezoluciju ali povećanje matrice ne može da poveća

rezoluciju iznad rezolucije sistema. Tu se mora razgraničiti veličina same matrice i veličina elementa matrice tj pixela. Krajnji limitirajući faktor je veličina samog pixela, elementa slike. Veličina pixela se definiše kao puna širina na polovini maksimuma (FWHM, full width at half maximum) od funkcije rasejanja tačke (PSF, point spread function) i trebala bi biti najmanje polovina prostorne rezolucije. Dobijaju se bolji rezultati kad je veličina pixela jednaka trećini vrednosti prostorne rezolucije.

Veličinu pixela određuju područje vidljivosti (FOV) i veličina matrice (M) :

$$p = \text{FOV}/M$$

Pri rekonstrukciji slike veličina matrice je obično 512x512, kod novijih skenera 768x768, 1024x1024. Naprimjer kod snimanja celog abdomena, FOV je izmedju 300 i 400 mm , tad je rezultujući pixel 0.6 do 0.8 mm pri matrici od 512x512.

Xy-rezolucija

Rezolucija u xy-ravni je određena rekonstrukcionim filterom (matematički proces) pri rekonstrukciji transaksijanog preseka projekcionih podataka. Ovaj filter određuje odnos između prostorne rezolucije i šuma na slici. Veličina rezolucije koja se dobija ovakvim filerima zavisi od geometrije skenera.

Z-rezolucija

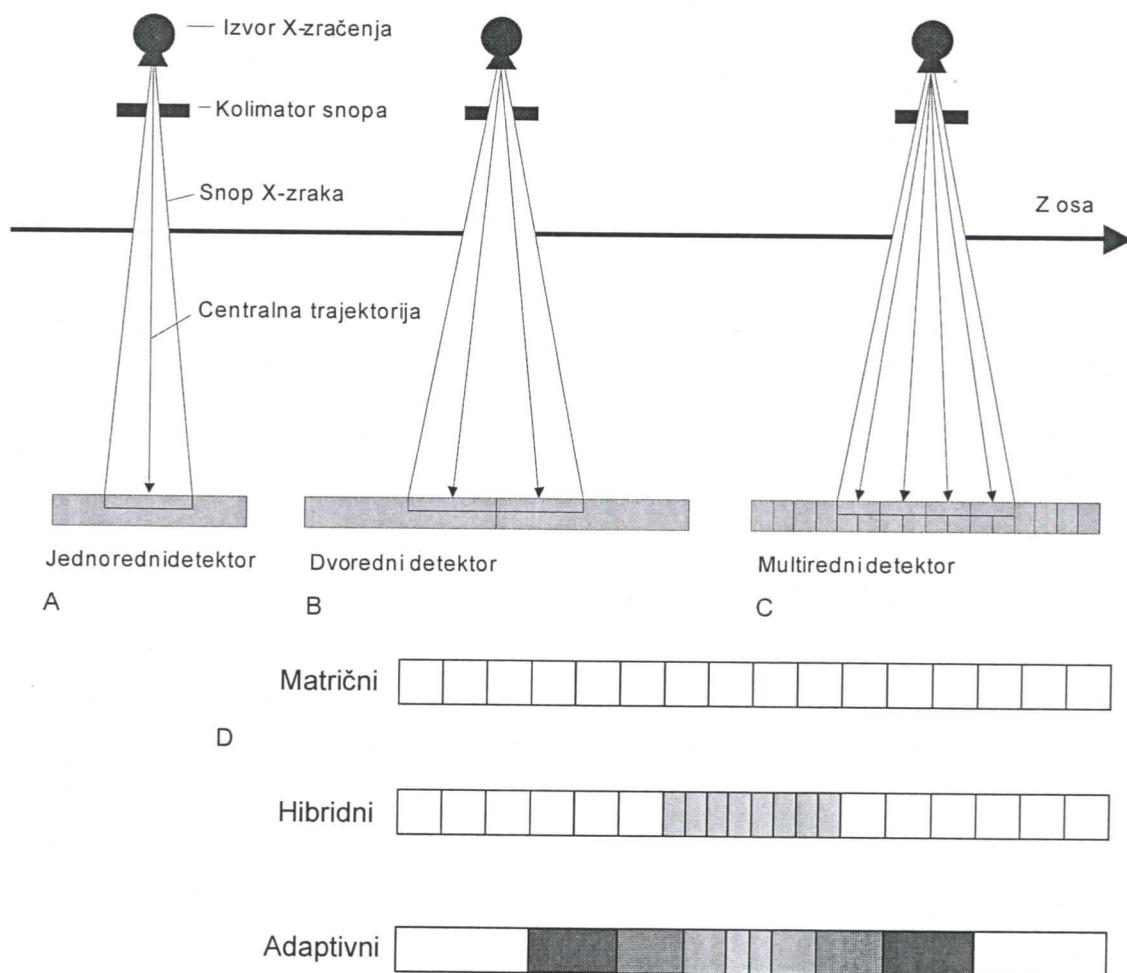
Rezolucija u z osi je određena sa širinom preseka (debljinom) rekonstruiranog CT dela. Širina preseka se definiše kao puna širina na polovini maksimuma (FWHM) na profilu osetljivosti preseka, koja pokazuje doprinos jedne tačke sa objekta kao funkcije njegove udaljenosti od centra preseka.

5. SKENER TEHNOLOGIJE

Tehnologija detektora

Jednoredno detekrotski skeneri imaju jedno područje detekcije, jedan detektorski prsten, koji se sastoji iz paralelno postavljenih elemenata čija je xy rezolucija manja nego rezolucija na z osi. Elementi na z osi su dvostrukno široki da bi pokrili maksimum kolimacije preseka (SC) obično oko 10 mm.

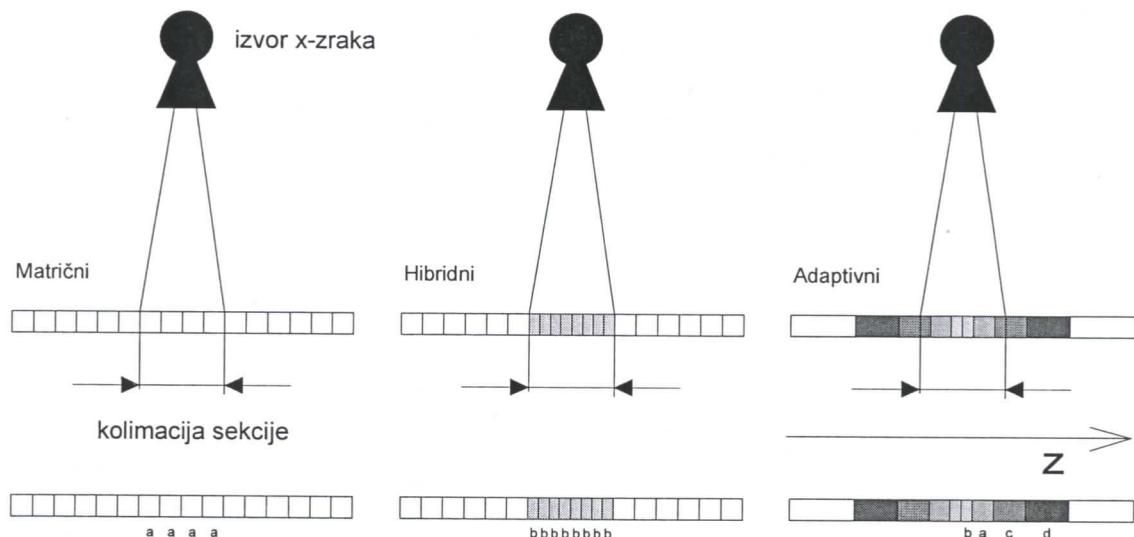
Kod dvorednih detektorskih skenera imamo duplo širu postavku detektorskih elemenata, dok kod multiredno detektorskih skenera detektorsko polje je podeljeno na više elemenata duž z ose (slika 5.1 A, B i C). Kod multirednih detektorova paralelni redovi se mogu kombinovati da bi dali 4 od 128 odvojenih sekacija po rotaciji. Kod svih detektora osim kod 64 i 128 rednih, da bi se dobilo više od jedne moguće kolimacije pravi broj detektora sa kojih se koriste sirovi podaci je veći od broja aktivnih detektorskih redova sa kojih se prikupljaju sirovi podaci. Varijacije mogućih kolimacija se postižu sabiranjem signala susednih detektorskih redova.



Slika 5.1

Postoje tri vrste postave: matrična, hibridna i adaptivna (slika 5.1 D). Multiredni detektorski skeneri sa 4 do 8 redova mogu koristiti sve tri vrste postave, 10 do 16 redni samo hibridnu a 32 do 64 redni koriste hibridnu i matričnu. Kod matrične postave svaki red ima istu debljinu, kod hibridnih su one duž centra upola tanje nego na rubu, dok kod adaptivne imamo postavu kod kojih detektorski redovi postaju sve širi i širi pri rubu.

Kod hibridnih i matričnih postava, kolimacija sekcija (SC) je celobrojni umnožak najtanje sekcije (slika 5.2). Na slici su detektori x-zraka predstavljeni kao sekcije a, b, c i d. Odabirom broja sekcija (detektorskih elemenata) duž z ose se određuje veličina kolimacije sekcije, tj određuje debljinu preseka u obradi podataka. Kod adaptivne postave nameštanje kolimacije sekcija se vrši tako što se kombinuju signali sa više paralelnih redova. Kod multiredno detektorskih skenera sa 64 do 128 redova, kolimacija sekcija (SC) se radi na drugi način. Kod ovih skenera svaki red se isčitava simultano.



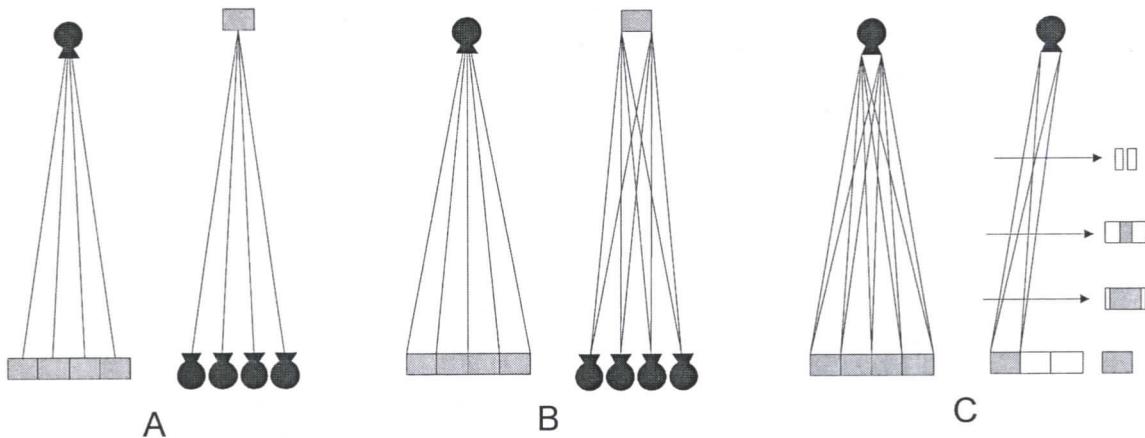
Slika 5.2

Metoda promenljive fokalne tačke (Flying focal spot)

Ova tehnologija se koristi da bi se povećala iskorišćenost projekcija x-zraka i na taj način povećala prostorna rezolucija. Dodatni uglovi za svaki nepromenjen položaj izvora i detektora se dobijaju tako što se pozicija fokus x-zraka na anodi menja. Ova tehnika se uveliko koristi za xy ravan, a u skorije vreme i za z osu. Ideja je sledeća: pri rekonstrukciji irrelevantan je smer zraka tj, da li je ona iz smera izvora do detektora ili iz detektora ka izvoru (slika 5.3 A). Linija – trajektorija od izvora do centra detektorskog elementa je identična linjama u slučaju jednog detektor i više položaja fokalne tačke (slika 5.3 B).

Postoji razlika između regija koje svaka trajektorija x-zraka prebriše, i ti preseci se preklapaju. Iz ovog razloga se ova tehnologija koristi na taj način što se dve sekcije u kojima dolazi do preklapanja, podešavaju tako da budu tačno 50% razmaknute po sredini. Ove sekcije su u zavisnosti od fokalnog pomeranja, ramaknutije bliže izvoru i spregnutije

bliže detektoru (slika 5.3 C). Širina najmanje sekcije koja se još može reprodukovati ostaje određena kolimacijom. Ova tehnologija daje mnogo više podataka od klasične metode skeniranja i samim tim eliminiše neke artefakte. Flying focal spot tehnika se upotrebljava pri skeniranju jako tankih struktura i kad treba da se koristi visoki pitch faktor.



Slika 5.3

Tehnologija dualnog izvora

Uvođenjem tehnologije dvostrukog izvora skraćuje se vreme skeniranja. Koriste se dva izvora x-zraka, oba zasebno imaju i svoju postavku detektora. Izvori mogu raditi i sa odvojenim podešavanjem, tako da svaka od njih može raditi i na različitoj voltagi. Nezavisno jedno od drugog, mogu se postaviti pod raznim uglom u odnosu na telo.

Performanse skenera

Relacija između brzine snimanja i z-rezolucije je faktor koji određuje performanse skenera. Ovaj parametar performanse se može definisati kao odnos maksimalne brzine pokretanja stola i veličine najtanje sekcije koja se još može reprodukovati za datu brzinu stola.

Pacijent na stolu se pomera dok izvor i detektor rotiraju oko njega. Svaki ugao za koji se sistem izvor – detektor pomeri, vrši se sken jedne sekcije. Brzina skeniranja je parametar koji zavisi od odnosa brzine pokretanja stola sa pacijentom dok se izvrši sken sekcije. Ako je brzina stola velika SW će biti manji i obrnuto.

Cim detektor ima veći broj detektorskih redova, ovaj odnos je sve veći, prikupljanje podataka postaje sve izotropnije (podjednaka iz svih pravaca), i vreme trajanja skeniranja se znatno smanjuje čime se postižu sve bolji rezultati. Kod detekrota sa 32 do 128 detektorskih redova vreme skeniranja može biti smanjeno čak do 10 sekundi, čak i pri

rezolucijama ispod 1 mm. Brzo snimanje ima jednu manu koja dolazi do izražaja pri velikim aneurizmama i kod izuvijanih krvnih sudova. U ovim slučajevima je potrebno vreme da bi se odredio tačan deo od interesa, a prerano ili prebrzo skeniranje može dovesti do nedovoljnog kontrasta.

6. REKONSTRUKCIJA PODATAKA

Slika se može generisati iz svakog segmenta skenirane zapremine, jer je rekonstrukcija nezavistan proces od unosa sirovih podataka. U postprocesingu se iz baze podataka isčitavaju prerađeni podaci skeniranja, koji na kraju služe za generisanje slike. Slike pojedinih preseka se mogu proizvoljno postaviti, mogu se i preklapati.

Efekti snopa zraka

X-zraci iz izvora potiču iz jedne fokalne tačke i imaju svoj geometrijski oblik pri rasprostiranju u prostoru. Ova činjenica se mora ukalkulisati za rad svakog skenera. Pri jednorednim detektorima ovo nije predstavljalo problem ali kod mutiredno detektorskih skenera igraju veliku ulogu. Dešava se da jedna ista struktura bude oslikana na više detektorskih redova tokom jednog okreta izvora x-zraka. Ovaj efekat postaje sve istaknutiji čim je deo od interesa dalji od isocentra (centra rotacije), čim su detektorska polja šira i čim se više detektorskih polja koristi. Ova pojava se rešava posebnim algoritmima koji redukuju ovaj efekat.

Interpolacija podataka spiralnog skeniranja – jednoredno detektorski skeneri

U procesu pretvaranja sirovih podataka sa spiralnog skena u finalnu sliku, automatski se pojavljuju artefakti usled pomeranja stola za vreme rotacije izvora za 360 stepeni. Ovo se dešava iz razloga što se projekcije prve i poslednje sekciјe razlikuju usled takvog pomeranja. Da bi se ovaj efekat izbegao mora se uraditi interpolacija sirovih podataka. Cilj primene ovih algoritama jeste da se dobije čitav set projekcija za svaki ugao i svaku poziciju duž z ose po celoj ispitivanoj zapremini. Postoje više vrsta interpolacionih algoritama.

Prvi je tz. 360-stepena linearna interpolacija. Za svaki ugao za vreme rotacije od 360 stepeni vrši se interpolacija između dve projekcije koje su najbliže nekoj proizvoljno odabranoj tački na z osi i tako se pravi kompletan set podataka. Ova vrsta interpolacije zapravo koristi podatke iz dve rotacije i zato pravi najmanje šuma na slici ali u suštini proširuje profil sekciјe. Savršeniji algoritmi koriste činjenicu da je atenuacija x-zraka nezavisna od pravca putanja, da li zrak putuje od izvora do detektora ili od detektora do izvora. Ovo omogućava da se napravi virtualna spirala atenuacionog koeficijenta za snop zraka, i da se interpoliraju projekcije za proizvoljne uglove između stvarne i virtualne spirale. Ova vrsta algoritma se zove 180-stepena linearna interpolacija. Sa ovim algoritmom profil sekciјe je uži, jer je razdaljina manja između odgovarajućih projekcija u realnoj i virtualnoj spirali, nego između odgovarajućih u samoj realnoj spirali. Mana ovog algoritma je u tome što stvara veliki šum na slici, a to je usled toga što koristi samo polovinu sirovih podataka u odnosu na 360-stepenu interpolaciju. Šum na slici uradenog sa 180-stepenom interpolacijom je isti kao sa 360-stepenom interpolacijom kada se ona radi sa upola ekspozicione doze.

Interpolacioni algoritmi većeg reda koriste ne samo dve tačke, nego kompleksne otežane funkcije za obradu sirovih podataka (longitudinalna filtracija, z filtracijom). Z filter funkcija određuje koliko će svaka projekcija doprineti krajnjoj slici u zavisnosti od njene pozicije. Ovi algoritmi se mogu optimizirati da se dobije slika više pravouglog oblika ali sa većim šumom ili proširena slika sa manje šuma.

Širina sekcije (SW) zavisi od pitch faktora. Kad je pitch jednak 1, širina sekcije pri 180 stepenom algoritmu je identična kolimaciji sekcije, a sa 360-stepenom širina sekcije je za 30% veća nego kolimacija sekcije i identična je kao primena 180-stepenog algoritma sa pitch faktorom 2. Interpolacioni artefakti su sve izraženiji sa povećanjem pitch faktora.

Interpolacija podataka spiralnog skeniranja – četvororedni detektorski skeneri

Kod mutiredno detektorskih skenera podaci pristižu sa više detektora istovremeno. Zato postoje više kanala za svaki ugao u 360 stepeni. Kod četvororedno detektorskih skenera efekti širenja snopa se mogu zanemariti i sve četiri projekcije se mogu aproksimirati kao da su paralelne. Tu se koriste isti algoritmi kao i kod jednoredno detektorskih skenera, zovu se 180-stepeno multilinearna, i 360-stepeno multilinearna interpolacija. Za svaki ugao koriste se podaci prikupljeni sa dva detektora koja su najbliže ravni skeniranja. Profili preseka variraju između onih napravljenih konvencionalnim 180-stepenim i spiralnim 360-stepenim linearnim algoritmima, stim da je tu zavisnost od pitch faktora mnogo složenija i zavisi od modela uzorkovanja.

U zavisnosti od pitch faktora spiralne trajektorije na prvom, drugom itd. detektorskog redu se preklapaju ako je pohranjivanje podataka po rotaciji identično umnošku kolimacije sekcije (SC). Preklapanje podataka čini uzorkovanje podataka neefikasnim, i ograničava ga na interpolaciju između podataka koji su razdvojeni samo za jednu kolimaciju sekcije. Posledica toga je da se dobija ista debljina sekcije kao sa 360-stepenom linearnom interpolacijom.

Interpolacija podataka spiralnog skeniranja - korekcija efekta snopa zraka

Kod detektora sa 6 do 8 detektorskih redova efekti snopa zraka se ne mogu zanemariti bez prouzrokovanja artefakta na rekonstruiranoj slici. Korekcija zahteva složene računske procese. Primena raznih varijanti tz. Fieldkamp algoritama daju najmanje artefakte. Ovi algoritmi uzimaju u obzir samo one zrake koji prolaze u neposrednoj blizini voxela koji se rekonstruiše. Druge metode menjaju ugao ravni interpolacije za neki drugi ugao koji bolje odgovara spiralnoj trajektoriji.

7. PROIZVOLJNI PARAMETRI SKENIRANJA

Ovo poglavlje opisuje parametre koji se mogu proizvoljno odabrati i menjati u zavisnosti od nekih principa skeniranja, konkretnih slučajeva, i od pacijenta.

Glavna stanovišta

Da bi se pravilno moglo izvršiti skeniranje CTA potrebna su neka prethodna podešavanja kao što su: priprema pacijenta, prekontrastni sken, faza disanja, dužina skeniranja.

Priprema pacijena

Provera kontraindikacija za kontrastne materijale, treniranje tehnika zadžavanja daha.

Prekontrastni sken

Nije obavezan ali je od pomoći pri krvarenju ili pri zidnoj hematomi. U većini slučajeva ovaj prekontrastni sken nudi malo dodatnih informacija. Vrši se obično u nekontinualnom stilu, npr. 5mm-ske sekcije na svakih 20mm, primenom jednorednih detektora, nisko doznog skena, ili multirednih detektora kada se slika rekonstruiše sa 7-10 mm-skom debljinom sekcije. Prekontrastni sken pomaže u predviđanju artefakta, u određivanju opsega skeniranja, i određivanju količine kontrastne materije.

Dužina skeniranja

Dužina skeniranja nije limitirajući faktor ali je važan za prostornu rezoluciju. Zadržavajući opseg skeniranja minimalnim, omogućava se tanja kolimacija i na taj način bolja prostorna rezolucija. Minimalni opseg smanjuje vreme trajanja skeniranja, samim tim smanjuje artefakte koji potiču od pokreta pacijenta, zahteve kontrastne materije, i dozu koju pacijet prima.

Vreme trajanja skeniranja i zadržavanje daha

CTA grudnog koša i abdomena se izvršava zadržavanjem daha pacijenta. Pokreti usled disanja izazivaju artefakte koji kvare jasnoću slike. Za CTA donjeg dela abdomena, glave, vrata, i ekstremiteta zadržavanje daha nije potrebno.

Parametri za jednoredno detektorski CT

Debljina sekcije, pitch faktor, kolimacija sekcije

Kod jednoredno detektorskih skenera krajnje performanse određuje z-rezolucija. Zbog ovoga je jako važno održati najtanju moguću širinu preseka (SW). Kod ovih detektorova SW se ne određuje proizvoljno nego je ona u zavisnosti od interpolacionog algoritma, kolimacije sekcije (SC) i pitch faktora. Glavni cilj je optimizacija ovih parametara da bi dobili najtanji mogući SW za dati TF (pohranjivanje podataka izraženo u mm). 360-stepena linearna interpolacija je ne odgovarajuća jer tako proširuje SW. Primenom 180-stepenog linearног algoritma sa promenom pitch-a sa 1 na 2, SW raste 30% a SC ostaje nepromenjen. Za dobijanje manje širine sekcije, koristi se tanja kolimacija sa većim pitch faktorom (1,5 do 2). Treba imati u vidu da se interpolacioni artefakti povećavaju sa povećanjem broja pitch faktora.

Rekonstrukcija slike

Za postizanje najboljih rezultata slika treba da se rekonstruira sa velikim stepenom preklapanja. Rekonstrukcioni inkrement (RI) ne bi trebalo da bude veći od polovine debljine sekcije (SW). Kvalitet slike se poboljšava kada se uzme da je RI trećina od SW. Rekonstrukcioni inkrement pri manjim skeniranjima ima vrednost od 1mm do 1,5mm, ili 2mm pri većim oblastima skeniranja.

Za dobijanje bolje slike koriste se još i filteri za glaćanje, uglavnom kod gojaznijih pacijenata.

Parametri za multiredno detektorski CT

Debljina sekcije, pitch faktor, kolimacija sekcije

Kod multiredno detektorskih skenera bolja z-rezolucija se postiže sa primenom tanje kolimacije i većim pitch faktorom. Ako se već inače koristi najtanja kolimacija i ako vreme skeniranja nije ograničavajući faktor, onda se za pitch uzima manja vrednost da bi se smanjili artefakti.

Artefakti snopa zračenja su izraženi pri snimanju struktura koji su paralelni ravni skeniranja, a imaju značajne razlike u atenuacionom koeficijentu. To su npr. rebra, intervertebralni diskovi, baza lobanje. Oni se izpravljaju smanjivanjem pitch faktora do 0,6 – 0,9 mm ili rekonstrukcijom sa uzimanjem veće sekciione debljine (SW).

Pri odabiru sekciione debljine ne teži se uvek ka najtanjoj mogućoj debljini jer se pri tome u sliku unosi znatan šum. Zato se mora voditi računa da se uzima najtanja moguća sekcija samo onda kad je to neophodno.

Debljina preseka se obično uzima 0,9 do 1,25 mm za grudni koš, 1,0 do 1,5 mm za abdomen.

Rekonstrukcija slike

Kod multiredno detektorskih skenera rekonstrukcioni inkrement se isto postavlja tako da bude polovina ili trećina širine sekcije, ali da bude manja od veličine pixela za datu ravan skeniranja.

Za FOV (područje vidljivosti) od 35cm , koji odgovara i pokriva snimanje pluća, većinu abdomena, veličina pixela je 0,7mm. Za FOV od 25cm, koji se koristi pri snimanju aorte, veličina pixela je 0,5mm. Za ekstremite se FOV može smanjiti od 15 do 10 cm uz veličinu pixela od 0,2 do 0,3 mm.

Zbog velike prisutnosti šuma primenjuju se matematički procesi filtriranja i gladenja.

Rezolucija, šum i doza

Radijaciona doza je krajnja ograničavajuća činjenica pri naporima da se dobije što veća rezolucija u primeni CTA. Za iste signal – šum odnose potrebna doza D je obrnuto proporcionalna debljina preseka SW ($D \sim 1/SW$). Na primer kada smanjimo SW sa 2,5 na 1,25 mm potrebna doza će se povećati dva puta. Ali sa smanjenjem SW dolazi do povećanja šuma za čiju korekciju je potrebno dodatno još povećati dozu.

8. RASPODELA I KONTROLA DOZE

Pri sve većoj potrebi da se poveća prostorna rezolucija, pogotovo kod CTA srca, raspodela doze postaje sve veći problem. Koriste se razne tehnike za modulaciju doze da bi se dobila što kvalitetnija slika nezavisno od dela tela koji se snima, ili od samog pacijenta.

xy – modulacija

Pri modulaciji doze u xy ravni (ravan skeniranja) menja se napon na izvoru x-zraka sa njegovom rotacijom oko tela. Kad izvor rotira, doza se smanjuje sa anterio – posteriorne strane kada je presek tanji, i povećava se pri lateralnom skeniranju kad je presek tela duži. Automatska kontrola ozračenosti menja napon na katodnoj cevi tako da doza bude ista i sa sagitalne strane gde je atenuacija veća, i sa lateralne strane gde je atenuacija manja.

z – modulacija

Pri modulaciji doze u z ravni, menja se napon na cevi dok se pacijent kreće uzduž z ose. Kod delova tela gde je atenuacioni koeficijent manji (oblast vrata, grudni koš), napon se smanji, a kod delova gde je atenuacioni koeficijent veći (rameni deo, predeo karlice), napon na izvoru se povećava.

Dok se xy – modulacija ne može primeniti kod svakog skeniranja, z – modulacija bi se uvek trebala primeniti, iz razloga što smanjuje dozu tamo gde se može smanjiti, ili povećati ako je potrebno. Na taj način se obezbeđuje stalan kontrast i dobar kvalitet slike.

Automatska kontrola ozračenosti (Automated Exposure Controle - AEC)

AEC prilagodava još i dozu u odnosu na vrstu pacijenta, jer drugačija je doza kod dece i kod odraslih. Svaki prizvodač skenera u svoj sistem ugrađuje unapred određena podešavanja u zavisnosti od vrste pacijenta. Svaka vrsta podešavanja nosi sa sobom određen šum na slici. Ispostavilo se da šum više ometa jasniju sliku kod skena dece i vitkih osoba nego kod gojaznijih pacijenata.

Filteri šuma

Šum se može eliminisati i matematičkim filterovanjem i to filtriranjem sirovih podataka ili filtriranjem prerađenih podataka (filtriranje na gotovoj slici).

Adaptivno filtriranje sirovih podataka eliminiše trakaste artefakte, i rekonstrukcijom ovako prerađenih podataka dobija se homogenija i kvalitetnija slika. Ova tehnika funkcioniše tako što lokalno usrednjava podatke sa visokom apsorpcijom i samim tim poboljšava odnos signala i kontrasta na slici. Ova tehnika daje najbolje rezultati u

predelima tela u kojima postoje značajne lokalne razlike u apsorpciji, kao što su rameni deo ili karlica.

Filtriranje prerađenih podataka (postprocessing) koristi algoritme za nameštanje ivica bez razmućivanja slike.

Tehnike niskog napona (nisko kVp)

Odnos signala i šuma se može poboljšati i povećanjem signala. Zbog činjenice što su svi parametri CT-a normalizovani na vrednosti za vodu i vazduh, CT parametri kod većine tkiva su stabilni i normalizovani. Izuzetak je masno tkivo koje bitno smanjuje ove parametre pri manjim naponima na izvoru zračenja. Kosti i kontrastne materije međutim pri malim naponima na izvoru pokazuju povećanje CT parametara. Zbog ove činjenice tehnika niskog napona se koristi kod vitkih pacijenata da bi se smanjila doza.

9. CTA SRCA I EKG SINHRONIZACIJA

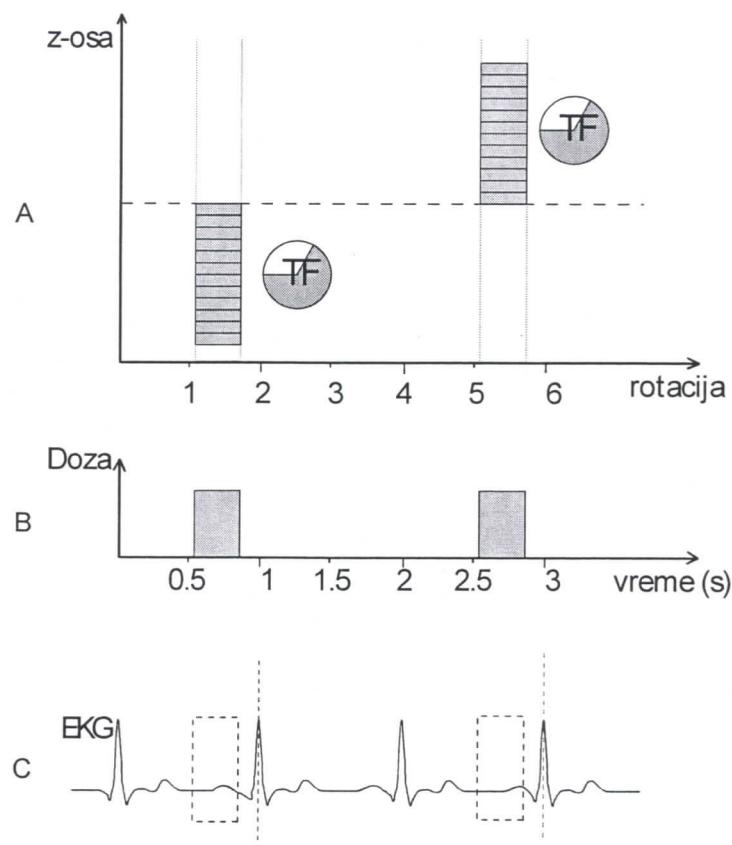
Srce je u stlanom pokretu. Regularan način snimanja nije moguć jer bi pulsiranje srca proizvelo artefakte na slici. Zato se skeniranje srca i krvnih sudova srca vrši uz EKG sinhronizaciju.

Postoji dva načina snimanja, prospektivno trigerovanje i retrospektivni gejting. Prospektivno trigerovanje koristi sekvenčani mod skeniranja koji se vrši spiralnom CT tehnikom. Retrospektivni gejting koristi spiralni način skeniranja. Razlika između dve metode jeste u načinu sakupljanja podataka i načinu rekonstrukcije slike.

Prospektivno trigerovanje

Prospektivno trigerovanje se koristi u sekvenčnom modu, što znači da se posle svakog skena tj. rotacije, sto pomera i za to vreme se ne prikupljaju podaci (slika 9.1 A). Svaki pojedinačni sken je vremenski predodređen i u sinhronizaciji je sa R-pikom EKG-a. Kad se srce u miru (posle R-pika) moguće je izvršiti sken tako da se na krajnjoj slici ne pojave artefakti usled pokreta srca. Vreme trajanja ovog perioda se naziva vremenski prozor (slika 9.1 C). Sken se vrši pri svakom drugom otkucaju srca.

Izvor x-zračenja se uključuje samo za trajanje vremenskog prozora i tad se izporučuje 100% doza (slika 9.1 B)



Slika 9.1

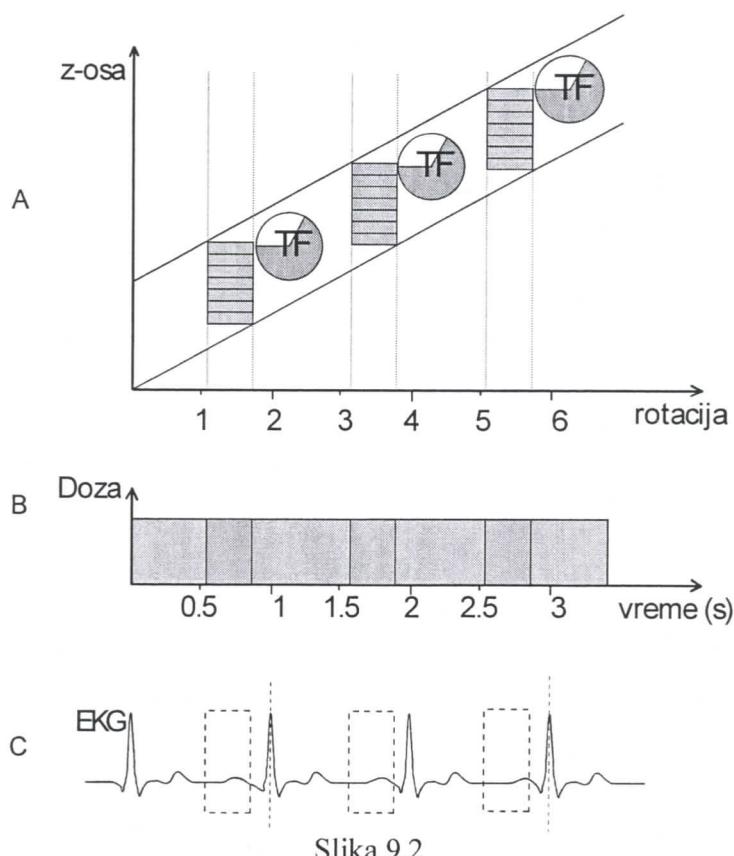
Retrospektivni EKG gejting

Kod retrospektivnog gejtinga skeniranje se vrši u spiralnom modu. Podaci se sačuvavaju zajedno i sinhrono sa EKG-om. Izvor zrači kontinualno (bez isključivanja i uključivanja kao kod prospektovnog triggerovanja) i podaci se tokom čitavog skeniranja sačuvavaju u memoriju računara.

Razlika od prethodne metode jeste u tome što se kod retrospektivnog gajtinga vremenski prozor bira naknadno. Iz seta podataka za generisanje slike se biraju samo oni koji odgovaraju delu posle R-pika na EKG-u

Retrospektivni gejting se koristi na dva načina: rekonstrukcija iz jedne i rekonstrukcija iz više sekcija.

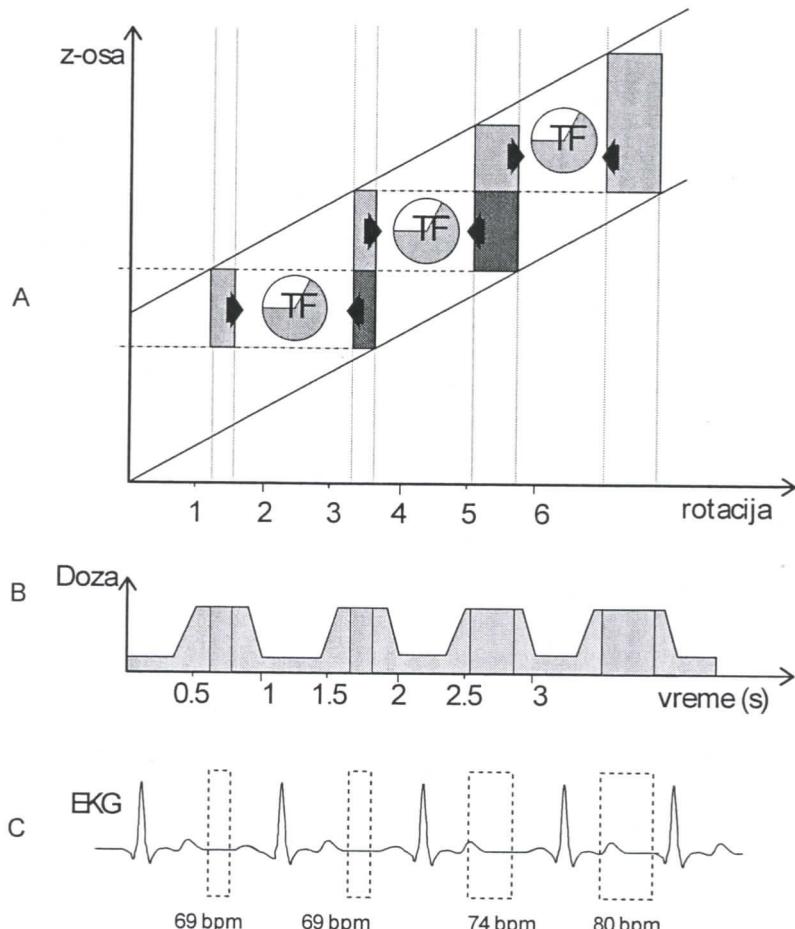
Kod rekonstrukcija iz jedne sekcije se iz seta podataka biraju samo oni, koji odgovaraju delu posle R-pika svakog pojedinačnog otkucaja srca.(slika 9.2) Na ovaj način podaci iz svake pojedinačne sekcije doprinose slici, tj za svaki otkucaj srca.



Slika 9.2

Rekonstrukcije iz više sekcija se razlikuje od rekonstrukcije iz jedne sekcije u tome što se tu podaci biraju iz dva ili više otkucaja srca istovremeno (slika 9.3 A). To znači da se vremenski prozor može smanjiti. To važi i obrnuto, ako je potrebno smanjiti vremenski prozor onda se rekonstrukcija mora izvršiti iz više sekcija.

U slučajevim kod se ritam srca promeni tokom skena, artefakti se mogu korigovati promenom vremenskog prozora. Ako dođe do ubrzanja ritma onda se vremenski prozor proširuje i obrnuto.



Slika 9.3

Retrospektivi gajting sa multisektorskrom rekonstrukcijom se najčešće koristi zajedno sa tehnikom EKG modulacije doze (slika 9.3 B)

Elektrokardiogramska modulacija doze

Ova tehnika smanjuje voltažu na izvoru x-zraka pri tačno određenim fazama srčanog ciklusa tokom kojih se podaci sa skena ne koriste za rekonstrukciju slike. Napon se smanjuje na 20%, što je još uvek dovoljno da se iz prikupljenih podataka na kraju postprocesinga napravi slika koja je po kvalitetu dovoljna samo za funkcionalne informacije.

Priprema skena

Uspeh snimanja zavisi od nekoliko faktora koji ne zavise od aparature niti metode snimanja nego od pacijenta i njegovog stanja. Nivo stresa, ritam disanja, upotreba beta-blokatora i veličina pacijenta su faktori koji utiču na količinu artefakta pri skeniranju. Na osnovu njih se određuje doza koja će se primeniti.

Gejтована CTA

Gejtovan CTA se koristi uglavnom za ispitivanje koronarnih krvnih sudova, i u slučajevima gde treba eliminisati artefakte koji potiču usled pulsiranja krvnih sudova. Tehnika je ista kao i za skeniranja srca. Skeniranje se vrši sinrono sa EKG-om.

10. CT PROKRLJENOSTI

CT prokrljenosti je u osnovi snimanje promene atenuacionog koeficijenta za vreme prolaska kontrastne materije u ispitivanim krvnim sudovima. Povećanje atenuacije u odnosu na prekontrastni sken je linearno proporcionalan koncentraciji kontrastne materije. Prokrljenost zavisi od brzine i količine krvi koja protiče kroz krvne sudove i kapilare. U primeni ove tehnike prepostavlja se da se kontrastne materije ne apsorbuju u tkivu, i ne razgrađuju se.

Najjednostavniji model za određivanje prokrljenosti je na osnovu Fickovog zakona. Promena u pojačavanju kontrasta (C) je proporcionalna relativnom protoku krvi (RBF) pomnoženo sa razlikom koncentracija kontrastnih materija u arteriji (C_a) i veni (C_v).

$$dC(t)/dt = RBF \times [C_a(t) - C_v(t)]$$

Da bi ova tehnika dala dobre rezultate primenjuje se velika količina kontrastne materije (oko 50 ml) i ubrizgava se najbržom mogućom brzinom koja se može primeniti.

Dekonvolucioni model daje istovremeno i kvalitativne i kvantitativne informacije i omogućuje sporije ubrizgavanje kontrastne materije. Ona koristi vremensko-gustinsku zavisnost protoka u arterijama i venama kao arterijsku input funkciju, i vensku output funkciju. Sa ovim parametrima model može odrediti relativni protok krvi, regionalnu količinu krvi, vreme protoka, kao i krvnu propustljivost tkiva.

11. PRAKTIČNI DEO

Praktični deo je održan u Kliničkom Centru Vojvodine na Odeljenju za Radiologiju u Novom Sadu. Aparatura koja se koristila je spiralni CT SMILE, Siemens. U ovom radu je demonstraciono prikazana promena određenih parametara. A to su parametri doze: napon na izvoru i CTDIvol.

Konkretno je urađeno skeniranje dva pacijenta. Kod jednog je izvršen sken abdomena a kod drugog sken glave.

Sken abdomena

Kod skeniranja abdomena ukupno je urađeno šest skena. Tri skena sa parametrom SL od 5 (bez kontrastne materije, sa kontrastnom materijonom u arterijskoj fazi i još jedan u venskoj fazi), i još tri da drugom vrednošću SL parametra 1,5 (isto jedan bez kontrastne materije, jedan sa kontrastnom materijonom u arterijskoj fazi i još jedan u venskoj fazi). Kao rezultat se dobio set od ukupno 737 slika. Za demonstraciju izabrao sam slike istog odsečka tela sa pojedinih skenova za dve različite vrednosti SL.

Pri snimanju abdomena koristio se dve vrednosti napona. Za skeniranje arterijske faze koristio se parametar napona od 110 kVp i tad je indeks zapreminske doze iznosila 3,34 mGy-a, dok se za skeniranje u venskoj fazi koristio napon izvora x-zraka od 130 kVp-a i CTDIvol od 4,69 mGy-a.

Slike skena abdomena

SL 5 bez kontrastnih materija (slika 11.1)

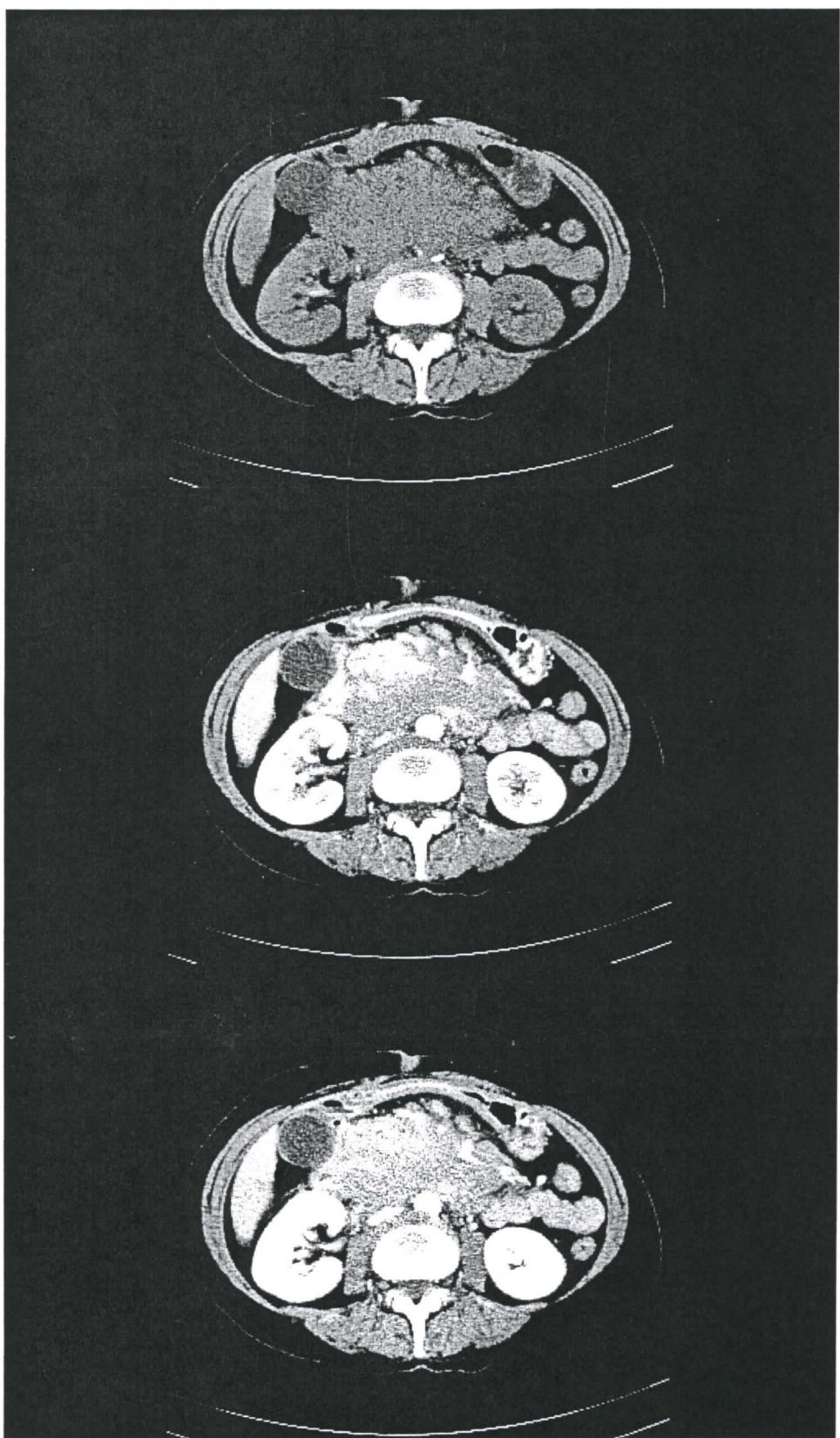
SL 5 arterijska faza (slika 11.2)

SL 5 venska faza (slika 11.3)

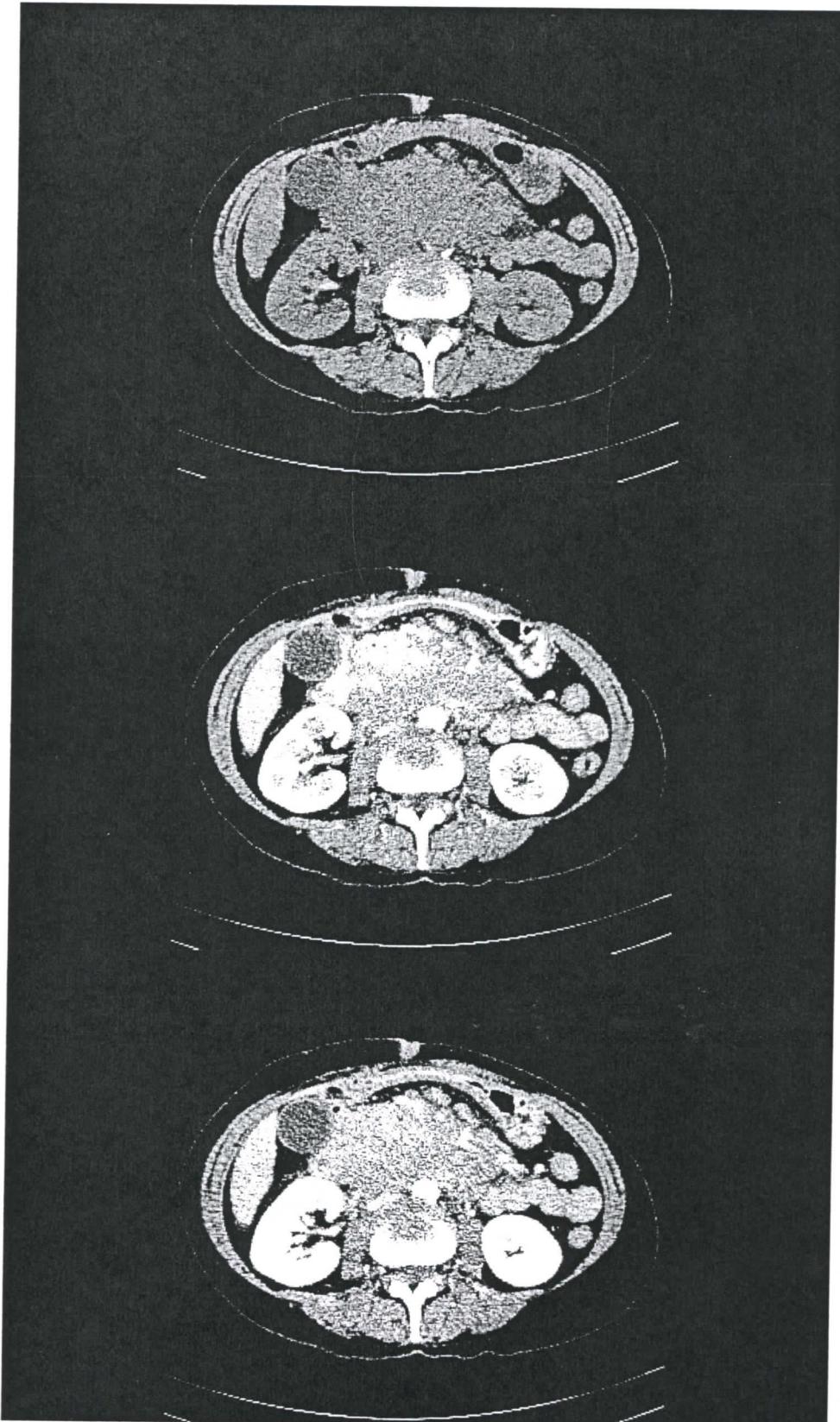
SL 1,5 bez kontrastnih materija (slika 11.4)

SL 1,5 arterijska faza (slika 11.5)

SL 1,5 venska faza (slika 11.6)



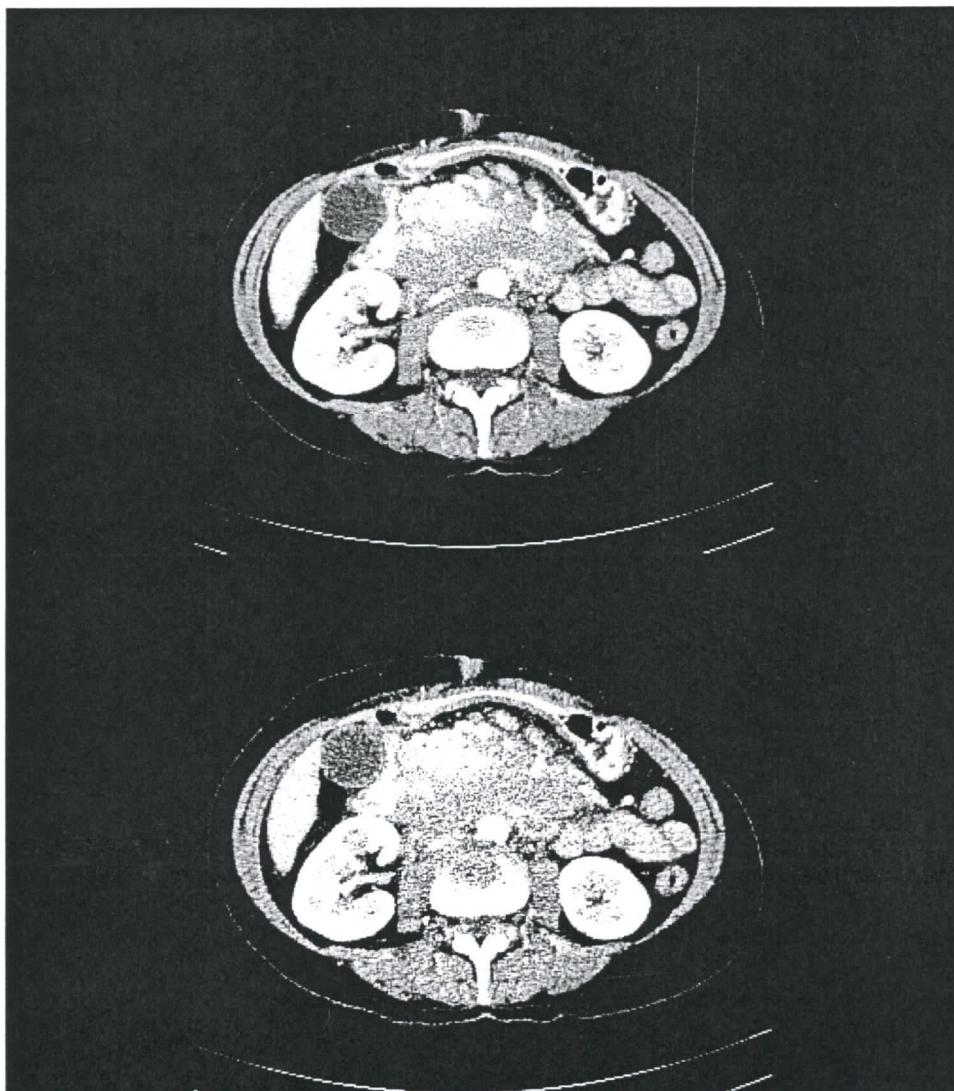
Slike 11.1, 11.2, 11.3



Slike 11.4, 11.5, 11.6

Na ovim slikama se može uočiti razlike u kontrastu i jasnoći detalja. Na slici 11.2 se upotrebom kontrastnih materija mogu razaznati bubrežni kanali, što se na slici 11.1 ne može videti.

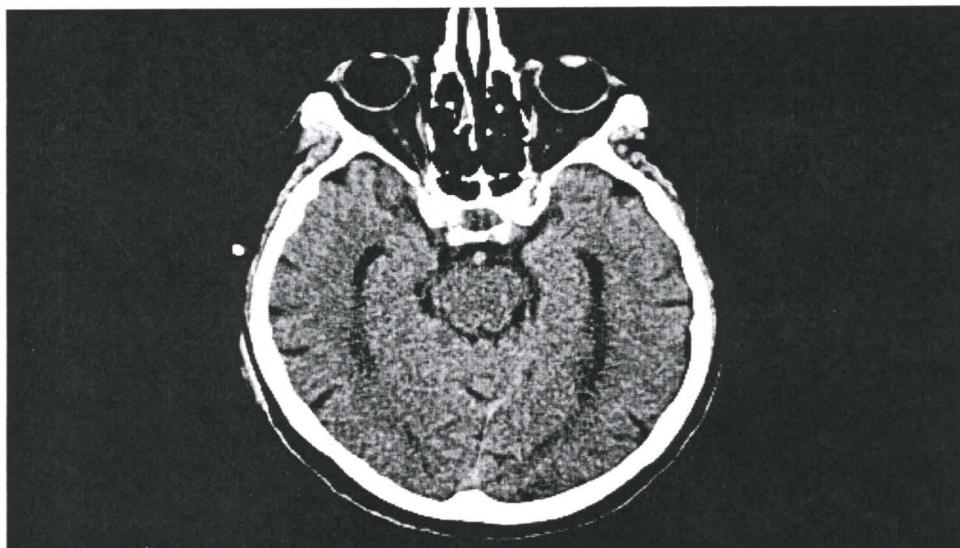
Može se još napraviti razlika u jasnoći prikaza kada uporedimo sliku sa istim parametrima doze (isti kVp i ista doza) ali pri drugoj brzini snimanja (druga SL vrednost). Tako na primer ako uporedimo sliku 11.2 (arterijska faza pri SL 5) i sliku 11.4 (arterijska faza pri SL 1,5) primećuje se razlika u mogućnosti prikaza sitnih detalja.



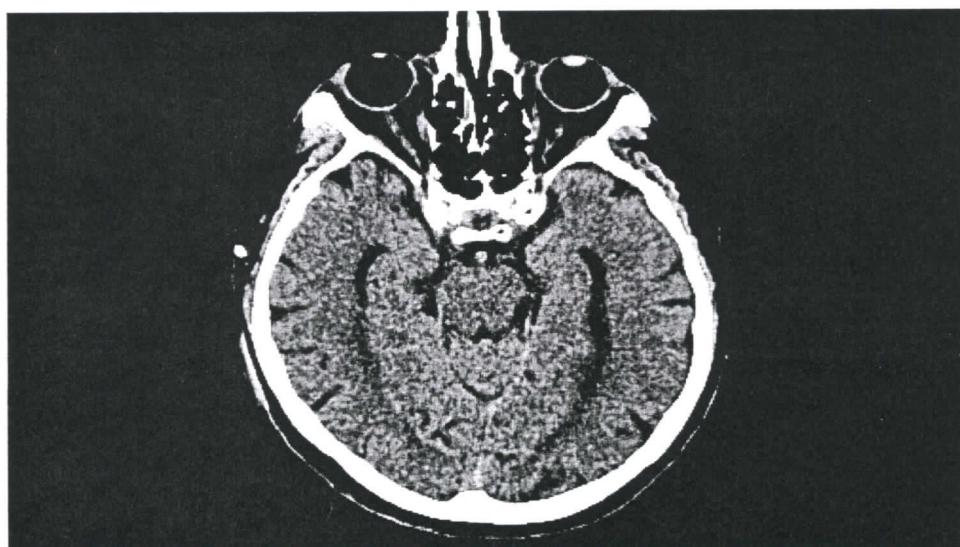
Slika 11.2 i 11.4

Sken glave

Sken glave je bio izvršen u dva navrata. U jednom slučaju sa parametrom napona od 110 kVp pri dozi od 39,17 mGy-a (slika 11.7), u drugom 130 kVp sa dozom od 63,60 mGy-a (slika 11.8).



Slika 11.7



Slika 11.8

Razlika se može uočiti u mogućnosti prikaza sitnih detalja. Slika urađena skenom sa većim naponom i većom dozom je jasnija.

ZAKLJUČAK

U ovom radu su prikazane osnovne metode rada kompjuterske tomografije. Opisan je način nastajanja x-zraka i njihova primena kao i uloga računara u celokupnoj proceduri stvaranja slike.

Opisani su neki od parametara čije vrednosti omogućavaju dobijanje kvalitetne slike. Njihovom promenom se teži da se dobije što jasnije slika sa što manje štetnih efekata koje jonizujuće zračenje nosi sa sobom.

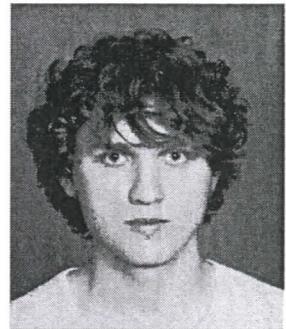
Na kraju, u praktičnoj primeni se može pokazati kako izabrani parametri napona na izvoru i CTDivol. utiču na jasnoću slike. U praktičnoj primeni se dobijaju kvalitetnije slike sa više detalja i većim kontrastom kada se upotrebjava veća doza i veći napon na izvori. Korišćenje kontrastnih materija je neophodna da bi se mogle uočiti razlike između struktura tkiva na slici , i tako olakšavaju postavljanje dijagnoze.

LITERATURA

1. Geoffrey D. Rubin , Neil M. Rofsky *CT and MR Angiography Comprehensive Vascular Assessment* , Wolters Kluwer, Lippincott Williams & Wilkins, 2006
2. Perry Sprawls, Jr., Ph.D., FACR *Physical Principles of Medical Imaging*, Medical Phzsiscs Publishing Madison, Wiskonsin
3. Dr Ivan Janić *Osnovi Atomske Fizike I. Deo (skripta)*, Novi Sad 1992
4. Radoslav Borota i Ljubomir Stefanović *Nuklearna Medicina*, Monografije: 18
5. Slobodanka Staknović *Biofizika Odabranog Poglavlja za Studente Medicine i Stomatologije*, Medicinski Fakultet Novi Sad 1993
6. Ervin B. Podgorsak, Ph.D. *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* , International Atomic Energy Agency Vienna, Austria May 2003 , (pdf document)
7. R. Bruening, A. Kuettner, Th. Flohr *Protocols for Multislice CT*, Springer-Verlag berlin Heidelberg 2003, 2006
8. <http://www.unscear.org/docs/reports/gareport.pdf>
9. <http://en.wikipedia.org/wiki/Tomographic>

BIOGRAFIJA

Rođen u avgustu 1982 godine u Kikindi. Osnovnu školu završava u svom rodnom mestu Novoj Crnji. Posle Gimnazije u Zrenjaninu upisuje studije fizike na Univerzitetu u Novom Sadu, na departmanu za fiziku na smeru Diplomirani Fizičar, Medicinska Fizika.



UNIVERZITET U NOVOM SADU
PRIRODNO-MATEMATIČKI FAKULTET

KLJUČNA DOKUMENTACIJSKA INFORMACIJA

Redni broj:

RBR

Identifikacioni broj:

IBR

Tip dokumentacije:

TD

Monografska dokumentacija

Tip zapisa:

TZ

Tekstualni štampani materijal

Vrsta rada:

VR

Diplomski rad

Autor:

AU

Kočiš Balaž 376/01

Mentor:

MN

Dr Slobodanka Stanković

Naslov rada:

NR

Imaging u angiografiji – Osnove i primena komjuterizovane tomografije u angiografiji

Jezik publikacije:

JP

srpski (latinica)

Jezik izvoda:

JI

srpski/engleski

Zemlja publikovanja:

ZP

Srbija

Uže geografsko područje:

UGP

Vojvodina

Godina:

GO

2009

Izdavač:

IZ

Autorski reprint

Mesto i adresa:

MA

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

Fizički opis rada:

FO

11/43/1/25/0/0

Naučna oblast:

NO

Fizika

Naučna disciplina:

ND

Fizika, Medicinska fizika

Predmetna odrednica/ ključne reči:

PO

Kompjuterska tomografija, angiografija

UDK

Čuva se:

ČU

Biblioteka departmana za fiziku, PMF-a u Novom Sadu

Važna napomena:

VN

nema

Izvod:

IZ

U ovom radu je obrađena tema stvaranja slike pomoću tehnike kompjuterizovane tomografije. Počinje sa fizičkim osnovama i objašnjava princip rada kompjuterizovane tomografije. Daje pregled parametara koje se koriste u visoko standardizovanom postupku skeniranja. Na kraju obrađuje rezultate skeniranja dva pacijenta, koje je vršeno u Kliničkom Centru Vojvodine u Novom Sadu.

Datum prihvatanja teme od NN veća:

DP

Datum odbrane:

40.12.2009.

DO

Članovi komisije:

KO

Predsednik:

Dr. Slobodanka Stanković

član:

Dr. Viktor Till

član:

Dr. Olivera Klisurić

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF SCIENCE AND MATHEMATICS

KEY WORDS DOCUMENTATION

Accession number:

ANO

Identification number:

INO

Document type:

DT

Type of record: Monograph publication

TR

Content code: Final paper

CC

Author: Kočiš Balaž 376/01

AU

Mentor/comentor: Dr Slobodanka Stanković

MN

Title: Imaging in Angyography – Basics and applied Computer Tomography in Angyography

TI

Language of text: Serbian (Latin)

LT

Language of abstract: English

LA

Country of publication: Serbia

CP

Locality of publication: Vojvodina

LP

Publication year: 2009

PY

Publisher: Author's reprint

PU

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

PP

Physical description: 11/43/1/25/0/0

PD

Scientific field: Physics

SF

Scientific discipline: Physics, Medical Physics

SD

Subject/ Key words: Computer Tomography, Angyography

SKW

UC

Holding data: Library of Department of Physics, Trg Dositeja Obradovića 4

HD

Note: none

N

Abstract:

AB

In this work the author writes about imaging technique that uses computer tomography. Start off with a brief introductory of the physics behind the technique and explains the fundamentals of computer tomography. The author gives an overview of the parameters that are used in the highly standardised process of scanning. At the end, result of scans of two patients are presented, which were done at the Clinical Centre of Vojvodina in Novi Sad.

Accepted by the Scientific Board:

ASB

Defended on:

DE

Thesis defend board:

DB

President: Dr. Slobodanka Stanković

Member: Dr. Viktor Till

Member: Dr. Olivera Klisurić

9.12.2009.