

Strokovni članek

PROSPEKTIVNA IN RETROSPEKTIVNA RAČUNALNIŠKO TOMOGRAFSKA ANGIOGRAFIJA KORONARNIH ARTERIJ

Professional Article

PROSPECTIVE AND RETROSPECTIVE COMPUTER TOMOGRAPHIC CORONARY ANGIOGRAPHY

Sabina Steržaj, dipl. inž. rad.,

sabina.sterzaj@gmail.com,

Adrijana Ravšelj, dipl. inž. rad.,

adrijana.ravselj@gmail.com,

Univerzitetni Klinični center Ljubljana, Klinični inštitut za radiologijo, Zaloška cesta 7, 1000 Ljubljana

POVZETEK

Uvod in namen: Računalniško tomografska angiografija koronarnih arterij je neinvazivna preiskava za odkrivanje bolezni koronarnih arterij. Zajemanje slike poteka s pomočjo EKG-ja. Na ta način lahko posnamemo srce v fazi njegovega mirovanja. Izognemo se artefaktom zaradi gibanja srca, kar predstavlja velik problem pri klasični spiralni tehniki zajemanja podatkov. Razvoj dual source računalniškega tomografa in zvečanje števila detektorskih vrstic je pripomogel k slikam z boljšo prostorsko in časovno resolucijo. Vse večji pa je problem prejete doze sevanja pri pacientu. Namen članka je predstaviti izboljšave v tehnologiji multidetektorskih računalniških tomografov, ki omogočajo boljše diagnosticiranje bolezni koronarnih arterij ter poiskati odgovor na vprašanje, kdaj uporabiti retrospektivno in kdaj prospektivno zajemanje podatkov.

Metode: Predmet raziskave je bil pregled strokovne literature s področja tehničnih izboljšav, ki jih imajo današnji multidetektorski računalniški tomografi, kot so izboljšanje časovne in prostorske ločljivosti. Pri uporabi EKG – ja sva opisali prospektivno in retrospektivno zajemanje podatkov. Predstavili sva dva protokola za slikanje srca in koronarnih arterij.

Rezultati in razprava: Prospektivno zajemanje podatkov s pomočjo EKG krivulje pokaže podatke v času srčne diastole. Pomembno je, da ima pacient enakomeren srčni utrip. Pri retrospektivnem EKG proženju v času enega vdiha zajamemo podatke celotnega preiskovanega območja. Katero tehniko slikanja bomo uporabili, je predvsem odvisno od pacientovega srčnega utripa in od napotne diagnoze. Avtorji navajajo, da je doza sevanja na pacienta pri računalniško tomografski angiografiji koronarnih arterij s prospektivno tehniko do 85% manjša, kot pri retrospektivni tehniki. Tudi v naši inštituciji je doza pri retrospektivni tehniki manjša za enak odstotek.

Zaključek: S prospektivnim EKG proženjem dozo v primerjavi z retrospektivnim bistveno zmanjšamo. Kakovost slik pri prospektivnem CT - ju koronarnih arterij bistveno ne odstopa od kakovosti slik pri retrospektivnem.

Ključne besede: koronarna srčna bolezen, prostorska in kontrastna resolucija, časovna ločljivost, prospektivno in retrospektivno EKG proženje

ABSTRACT

Computed tomography angiography (CTA) is a minimal invasive medical examination used to detect possible coronary artery diseases. CT imaging is taken alongside ECG recording. This way a heart can be scanned during its resting phase avoiding the artefact due to heart movement, which is a major problem in the classical spiral data acquisition. The development of the dual-source Computer Tomography (DSCT) and the increased number of detectors improved spatial and temporal image resolution, however increasing the problem of radiation doses received by the patient.

UVOD

Posledica koronarne srčne bolezni je motena oskrba srčne mišice s krvjo. Ta bolezen v zahodnem svetu povzroča visoko obolevnost in smrtnost prebivalstva. V večini primerov je vzrok zanjo ateroskleroza srčnih žil, redko pa je zmanjšana prekrvitev srčne mišice posledica nenadnega krča koronarnih arterij. Srčna mišica mora biti stalno oskrbljena s primerno količino kisika zato ji pri zmanjšani oskrbi s kisikom grozi neke vrste zadušitev, ishemična okvara. K diagnosticiranju koronarne bolezni so pripomogle nove tehnološke izboljšave multi detektorskih računalniških tomografov (MDCT – multiple row detector computed tomograph), ki omogočajo neinvazivno slikanje srca in oceno koronarne srčne bolezni. Z raziskovanjem slikanja srca in koronarnih arterij z računalniško tomografijo se ukvarjajo že od začetka njenega razvoja, več kot tri desetletja. Zaradi nezadostne hitrosti, slabe prostorske in časovne ločljivosti prejšnjih generacij računalniških tomografov, je bilo natančnejše ocenjevanje koronarnih arterij in funkcije srca do neke meje onemogočeno. Nedavne izboljšave v tehnologiji MDCT, kot so povečanje prostorske ločljivosti, ki je manjša od milimetra (manj kot 0,75 mm), izboljšana časovna ločljivost (80 – 200 ms) in zajemanje podatkov s pomočjo EKG – ja so doprinesle k boljšemu prikazu funkcije srca in njegovih arterij.

V tem prispevku bova predstavili izboljšave v tehnologiji MDCT. Glavni izziv slikanja hitro utripajočega srca je

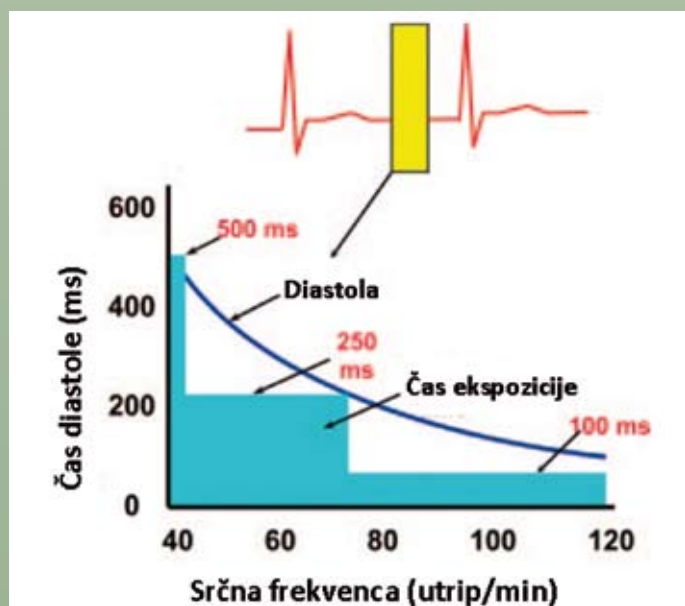
zagotoviti zadostno časovno ločljivost. Srce najbolj miruje v času diastole, koronarne arterije pa so v tej fazi optimalno polnjene s krvjo, zato je najprimernejše slikanje v tej fazi. Pri prospektivni tehniki slikanja snemamo srčni cikel v fazi diastole, pri retrospektivni tehniki pa srce snemamo v celotnem ciklusu. Avtorji študij navajajo, da je pri CTA koronarnih arterij povprečni odmerek efektivne doze pri retrospektivni tehniki med 18 in 26 mSv. Z uporabo prospektivne tehnike pa lahko zmanjšamo dozo sevanja tudi od 67% do 83 % (Earls et al., Shuman et al., Hirai et al. in Arnoldi et al.). EKG beleženje se med slikanjem izvaja zato, da sta zajemanje in rekonstrukcija sinhronizirana z bitjem srca. Najino vprašanje je, kdaj uporabiti prospektivno in kdaj retrospektivno zajemanje podatkov?

METODE

Predstavili bomo protokol za slikanje srca in koronarnih arterij. Osredotočili se bomo na opis tehničnih izboljšav, ki jih imajo današnji MDCT-ji, kot so izboljšanje časovne in prostorske ločljivosti. Pri uporabi EKG-ja bomo opisali prospektivno in retrospektivno zajemanje podatkov.

Časovna ločljivost

Da bi bolje demonstrirali in razumeli potrebo po visoki časovni ločljivosti, slika 1. prikazuje, kako se dolžina (v času) diastolične faze v času spreminja glede na frekvenco srčnih utripov. Z naraščanjem srčne frekvence se diastolična faza skrajša do takšne stopnje, da mora biti časovna ločljivost manjša od 100 ms, da objekt slikanja ustrezno prikažemo. Zelena časovna ločljivost za frekvenco, višjo od 70 utripov na minuto je 250 ms in 150 ms za frekvence, višje od 100. Idealno slikanje brez premikanja za vse faze zahteva časovno ločljivost okrog 50 ms. Zlati standard za primerjavo časovne ločljivosti, dobljene z MDCT je klasična radiologija, kjer pri ekspozicijah, dolgih od 1 do 10 ms gibanje srca ne vpliva na prostorsko ločljivost slike. Zato želje po visoki časovni ločljivosti zahtevajo kratke slikovne čase, da dobimo ustrezne podatke za rekonstrukcijo slike.



Slika 1: Shematični prikaz dolžine diastole glede na frekvenco srca (Mahesh and Cody, 2007)

Na časovno ločljivost pri MDCT vplivajo številni dejavniki. Med njimi so ključni čas vrtenja cevi, način zajemanja podatkov, vrsta rekonstrukcije in pitch (Euclid, 2009):

Čas vrtenja cevi: Čas vrtenja cevi je definiran kot čas, ki je potreben za eno rotacijo (360°) cevi okrog objekta. Običajni čas vrtenja cevi je 750 ms, napredek v tehnologiji ga je močno skrajšal, na 330 – 370 ms. Najugodnejša časovna ločljivost pri slikanju srca je omejena s časom vrtenja cevi. Hitreje kot se cev vrti, boljša je. Z naraščanjem hitrosti obratov se večja tudi obremenitev aparata, ker hitro vrtenje težkih komponent mehanizma, ki sestavljajo tomograf, predstavlja večje sile gravitacije, ki otežujejo kasnejše upočasnevanje časa rotacije. Tudi majhna izboljšava inkrementa (korak prekrivanja) predstavlja velik konstruktorski zalogaj za čas vrtenja cevi. V preteklosti je bil najmanjši čas rotacije večji od 2 s, v zadnjih nekaj letih pa se je počasi zmanjševala na manj kot 400 ms. Ker s trenutnim časom rotacije ne dobimo zadostne časovne ločljivosti, so se razvile različne metode za rešitev tega problema, na primer različne vrste pridobivanja podatkov ali rekonstrukcije slik za nadaljnjo izboljšavo časovne ločljivosti (Euclid, 2009).

Način in protokol pridobivanja podatkov: Slikanje srca zahteva da so prikazani podatki dobljeni v najkrajšem času, da gibanje srca ne vpliva na prostorsko ločljivost. To lahko dosežemo s MDCT s prospektivnim ali retrospektivnim EKG zajemanjem. Protokol opisan v tabelah 1 in 2 uporabljamo na Kliničnem inštitutu za radiologijo Univerzitetnega kliničnega centra v Ljubljani. Preiskava poteka na 64-reznem računalniškem tomografu, proizvajalca Siemens (Dual Source CT Somatom Definition).

Tabela 1: Protokol pri retrospektivni tehniki slikanja

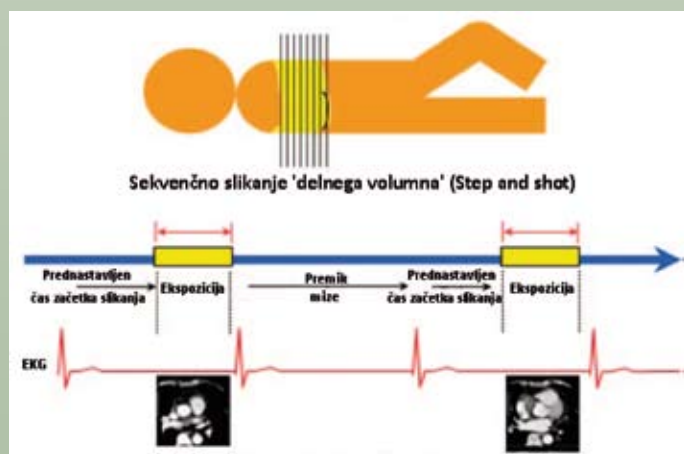
2 TOPOGRAMA	AP (512 mm) in str (512 mm)	
napetost (kV)	120	
tok (mAs)	35	
SCAN	rtg cev A	rtg cev B
napetost (kV)	120	120
tok (mAs)	380 - 430	430
debelina reza (mm)	0,6	
kolimacija (mm)	64 x 0,6	
čas rotacije (s)	0,33	
čas zakasnitve (s)	glede na čas, ki ga izračuna test bolus	
čas skeniranja (s)	odvisno od pacientove frekvence srca	
CTDI (mGy)	35,95	
pitch	odvisno od pacientove frekvence srca	
REKONSTRUKCIJA		
rekonstrukcijski algoritmi	B26f, B30f, B70f	
debeline rekonstruiranih rezov (mm)	0,6; 1,00; 3,00	
rek. inkrement (mm)	0,3 – 0,7	
širina okna	700	
center okna	80	
območje skeniranja	od arkusa aorte do nekaj cm pod trebušno prepono	
smer skeniranja	kranio – kavalno	
AEC (CARE Dose)	vklopljen	

Tabela 2: Protokol pri prospektivni tehniki slikanja

2 TOPOGRAMA	AP (512 mm) in str (512 mm)	
napetost (kV)	120	
tok (mAs)	35	
SCAN	rtg cev A	rtg cev B
napetost (kV)	120	120
tok (mAs)	430	430
debelina reza (mm)	0,6	
kolimacija (mm)	64 x 0,6	
čas rotacije (s)	0,38	
čas zakasnitve (s)	glede na čas, ki ga izračuna test bolus	
čas skeniranja (s)	odvisno od pacientove frekvence srca	
CTDI (mGy)	4,26	
pitch	/	
REKONSTRUKCIJA		
rekonstrukcijski algoritmi	B26f, B30f, B70f	
debeline rekonstruiranih rezov (mm)	0,6; 1,00; 3,00	
rek. inkrement (mm)	0,3 – 0,7	
območje skeniranja	od arkusa aorte do nekaj cm pod trebušno prepono	
smer skeniranja	kranio – kavalno	
AEC (CARE Dose)	vklopljen	

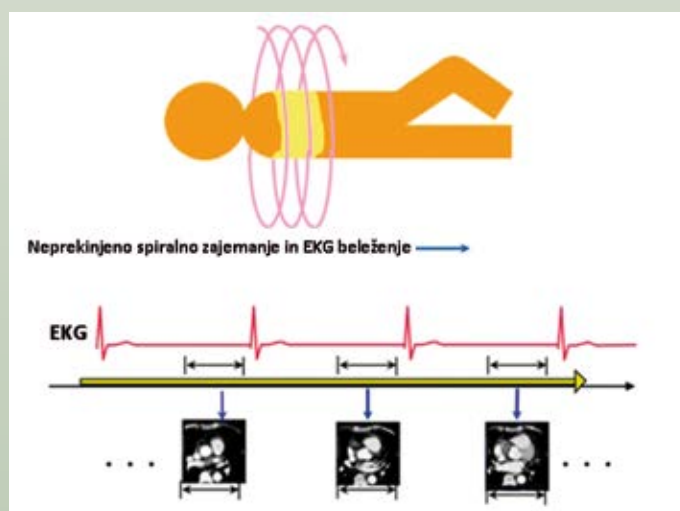
Prospektivno EKG zajemanje: Prospektivno zajemanje je podobno sekvenčni CT metodi, imenovani tudi »step and shoot«. Med slikanjem EKG beleži funkcije pacientovega srca (slika 2). Protokol slikanja je odvisen od EKG krivulje. Sestavljen je tako, da začetek slikanja nastavimo na zeleni dolžini med dvema R zobcema, npr.: na 60% ali 70% R – R intervala, običajno v diastoli. Računalniški tomograf je usklajen s pacientovim pulzom, zajemanje podatkov se začne na prej nastavljenem mestu R – R intervala. Prikazani podatki so pridobljeni samo iz dela celotne rotacije cevi, kar imenujemo delni volumen. Za rekonstrukcijo celotne CT slike je potrebno pridobiti podatke iz 180° in pahljačast kot detektorjev v transversalni ravnini. Zato je čas, ki ga potrebujemo za pridobitev podatkov odvisen od časa vrtenja cevi. Najboljša časovna ločljivost, ki jo lahko dobimo z metodo delnega slikanja je nekoliko višja od polovičnega časa vrtenja cevi. Ko pridobimo želene podatke se miza premakne na naslednje mesto in ko srce preide v ustrezno

fazo mirovanja zajamemo naslednje slike. Ta cikel se ponavlja, dokler ni zajeto celotno preiskovalno področje (Euclid, 2009). Pri večrezinskih računalniških tomografih večje število detektorjev v z smeri omogoča, da v eni rotaciji zajamemo večji volumen srca. To je velika prednost pri zmanjševanju časa, ko mora pacient zadržati dih, tako zmanjšamo artefakte zaradi dihanja. Ena izmed prednosti prospektivnega zajemanja je zmanjšana doza, ker dobimo podatke iz kratkih časovnih intervalov in ne iz celotnega srčnega cikla. Časovna ločljivost v tem primeru znaša od 200 do 250 ms. Ta tehnika je tudi uporabna za ti. ocenjevanje stopnje kalcinacije koronarnih arterij. V tem primeru lahko tok rentgenske cevi precej zmanjšamo, saj je kalcij sam po sebi precej kontrasten in je zaradi visokega CT števila dobro viden. Vsi podatki so običajno dobljeni v fazi diastole (Euclid, 2009). Širina okna, v katerem zajemamo podatke je 10%, s tem dobimo ustrezen prikaz leve in desne polovice srca (Steigner et al 2009).



Slika 2: Shematski prikaz prospektivnega zajemanja podatkov (Mahesh and Cody, 2007)

Retrospektivno EKG zajemanje: Je najpogostejše uporabljena tehnika zajemanja podatkov pri slikanju srca. Pri tem načinu se pacientu snema EKG ves čas, simultano pa se izvaja spiralno slikanje (slika 3). Informacija o preiskovančevem srčnem ciklu se uporabi med rekonstrukcijo, ki jo izvedemo retrospektivno. Rekonstrukcija slike je izvedena s podatki iz delnega volumna ali iz podatkov segmentiranih rekonstrukcij. Pri segmentiranih rekonstrukcijah so izbrani podatki iz različnih delov srčnega cikla tako, da je vsota segmentov enaka najmanjšemu podatku delnega volumna, ki je potreben za rekonstrukcijo slike. S tem dodatno izboljšamo časovno ločljivost, ki znaša od 80 do 250 ms (Euclid, 2009).



Slika 3: Shematski prikaz pri retrospektivnem zajemanju podatkov (Mahesh and Cody, 2007)

Prostorska ločljivost

Prav tako je za kvaliteto slike pomembna velika prostorska ločljivost. Omogoča prikaz koronarnih, ki potekajo v vseh smereh in imajo vedno manjši premer, od nekaj mm do manj kot 1 mm. Za prikaz manjših struktur potrebujemo majhne volumnske enote. Prostorska ločljivost je izražena v parih črt/cm oz. milimeter (lp/cm ali lp/mm). Tudi tukaj je zlati standard klasična radiologija, kjer je prostorska ločljivost manjša od 0,2 mm (Mahadevappa, 2006). Zato je glavni cilj razvoja MDCT tehnologije dobiti podobno prostorsko ločljivost v vseh smereh, pogosto jo imenujemo izotropična prostorska ločljivost.

Na prostorsko ločljivost vplivajo tudi: velikost detektorjev v longitudinalni smeri, rekonstrukcijski algoritmi in premikanje pacienta.

Vpliv velikosti detektorja: Velikost detektorja v z smeri ima velik vpliv na prostorsko ločljivost, kar je bilo gonilo razvoja MDCT. Velik razpon področja, pokritega s tankimi rezinami zahteva številčnejše detektorje v z smeri, kar pa predstavlja zaščitni znak MDCT tehnologije. Transverzalna prostorska resolucija je bila že od začetka zadostna, saj je odvisna od matrice in velikosti prikazanega področja (FOV – field of view). Longitudinalna resolucija pa je odvisna od debeline rezov.

Rekonstrukcijski interval: Določa stopnjo prekrivanja rekonstruiranih slik. Je neodvisen od kolimacije ali debeline rezov in ne vpliva na čas preiskave in na dozo sevanja. S prekrivanjem slik izboljšujemo resolucijo v z smeri, kar pride prav pri 3D prikazu in multi planarni rekonstrukcijah MPR (maximum intensity projection). Kadar se slike ocenjujejo le iz transverzalnih slik, prekrivanje nima pomena, vendar pogosto uporabljamo različne MPR, curved MPR in VRT (volume rendering technique) prikaze. Za rutinsko slikanje je zadostno 30% prekrivanje, pri slikanju srca pa je zaželeno 50% prekrivanje. S prekomernim prekrivanjem dobimo veliko število slik, kar podaljšuje čas rekonstrukcije, čas interpretacije, težave s shranjevanjem in pošiljanjem

podatkov, tako da je prekrivanje smiselno le do neke razumne meje.

Metode rekonstrukcije

Rekonstrukcija delnega volumna: je najbolj praktična metoda rekonstrukcije slike. Uporablja se pri obeh metodah zajemanja podatkov. Najmanjša količina podatkov, ki jih potrebujemo za rekonstrukcijo je vsaj 180° in pahljačast kot detektorjev podatkov v transversalni ravnini. To določa čas zajemanja za pridobitev podatkov, ki jih potrebujemo za rekonstrukcijo delnega volumna, omejuje pa časovno ločljivost, ki jo lahko pridobimo iz zajemanja. CT detektorji v transversalni ravnini zajemanja se raztezajo v loku, ki pokriva vsaj 30 do 60% pahljačastega kota. Če je čas rotacije cevi 500 ms, je čas, ki ga potrebujemo, da dobimo minimalno število slikovnih podatkov nekoliko večji kot polovica časa vrtenja cevi, kar je najmanjša možna časovna ločljivost, ki jo lahko dobimo z rekonstrukcijo delnega volumna. Zato proizvajalci težijo k vedno hitrejšim rotacijam cevi. Danes je v komercialne namene možno dobiti računalniški tomograf s časom vrtenja cevi 330 ms. Zaradi zahtev po boljši časovni resoluciji pa so se razvili dual source sistemi (DSCT) (Euclid, 2009). Dva detektorska sistema, ki sta postavljena pod kotom 90° istočasno zajemata podatke v isti fazi srčnega cikla in na istem anatomskem področju. S tem dobimo konstantno časovno resolucijo, ki je enaka četrtini rotacije cevi, ne glede na pulz. To močno poveča diagnostično vrednost dobljenih slik (Seidensticker et al., 2008).

Več segmentna rekonstrukcija: Da bi lahko dosegli še boljšo časovno ločljivost, so razvili več segmentno rekonstrukcijo (Flohr et al, 2005). Pri tem načinu izberemo različne sekvence srčnega cikla, namesto iz enega dobimo podatke za rekonstrukcijo iz delnega volumna. To je možno le z retrospektivno tehniko in pri pacientih z rednim srčnim ritmom. Prikazani podatki se pridobivajo v različnih delih srčnega cikla. Ta metoda izbere male dele prikazanih podatkov, ki so dobljeni v različnih delih srčnega cikla, ko pa so sestavljeni, dobimo dovolj podatkov za rekonstrukcijo delnega volumna. Dobra lastnost več segmentne rekonstrukcije je boljša časovna ločljivost, slabost je slabša prostorska ločljivost, ker so prikazani podatki dobljeni iz različnih delov srčnega cikla in zaradi hitrega premikanja dobimo slabši prostorski prikaz.

Časovna ločljivost pri slikanju srca je odvisna od hitrosti rotacije cevi. Čas rotacije med 330 in 500 ms je mogoč pri MDCT s 16 do 64 vrsticami detektorjev. S takim časom vrtenja cevi je mogoče doseči časovno ločljivost 8 ms, z več segmentno rekonstrukcijo ali rekonstrukcijo delnega volumna. Oba tipa rekonstrukcije zahtevata v času vrtenja med zajemanjem podatkov zadostno število projekcij, kar določeno s pitchem. Navadno znaša pitch za slikanje srca med 0,25 do 0,5.

REZULTATI IN RAZPRAVA

Prospektivno zajemanje podatkov s pomočjo EKG krivulje pokaže podatke v času srčne diastole. Pri tej vrsti proženja je pomembno, da ima pacient enakomeren srčni utrip. Pri retrospektivnem EKG proženju v času enega vdiha zajamemo podatke celotnega preiskovanega območja. Katero tehniko slikanja bomo uporabili, je predvsem odvisno od pacientovega srčnega utripa in od napotne diagnoze. Iz slik, ki jih dobimo pri retrospektivnem zajemanju podatkov lahko napravimo rekonstrukcije slik iz podatkov, zajetih v sredi ali proti koncu diastolične faze, ko je gibanje srca najmanjše.

Na našem inštitutu po predhodnem znižanju srčne frekvence na manj kot 60 utripov/min z intravenozno aplikacijo β blokatorjev uporabljamo prospektivno zajemanje podatkov, pri pacientih, pri katerih je pomembna čim manjša doza (otroci, mladostniki) ali kadar je bistven le podatek o poteku koronarnih arterij (izključitev malignega poteka). V teh primerih lahko dodatno zmanjšamo dozo sevanja, tudi s povečanjem kolimacije detektorjev. V ostalih primerih zaradi pogostosti artefaktov zaradi premikanja, peristaltike ali dihanja uporabljamo retrospektivno tehniko, ki omogoča oceno področja kjer je v diastoli prisoten artefakt. Retrospektivno slikanje tako omogoča oceno segmentov, ki jih v diastoli zaradi različnih artefaktov ni mogoče oceniti. Dozo sevanja bi lahko zmanjšali tudi z individualnim prilagajanjem toka na rentgenski cevi, glede na pacientov ITM (indeks telesne mase). Dozo na ta način lahko zmanjšamo tudi za 21% (Jung et al., 2003).

Avtorji navajajo, da je doza sevanja na pacienta pri CTA koronarnih arterij s prospektivno tehniko do 85% manjša, kot pri retrospektivni tehniki. Tudi v naši inštituciji je doza pri retrospektivni tehniki manjša za enak odstotek. Slaba lastnost retrospektivnega zajemanja je večja doza, ker podatke dobivamo skozi celoten srčni cikel, za končno rekonstrukcijo pa uporabimo le del teh podatkov. Doza sevanja je velika tudi zaradi spiralnega slikanja in majhnega pitcha, zaradi katerega dobimo precejšnje prekrivanje med slikanjem. Male vrednosti pitcha in pretirano prekrivanje pa potrebujemo, da dobimo minimalne razmike med dobljenimi podatki.

ZAKLJUČEK

Slikanje srca je zelo zahtevna aplikacija MDCT, ki mora biti opravljena s poudarkom na zmanjševanju doze sevanja. Informacije iz EKG-ja uporabimo za kontrolo toka v cevi in s tem zmanjšamo dozo pri preiskavi. S prospektivnim EKG proženjem dozo v primerjavi z retrospektivnim bistveno zmanjšamo. Kakovost slik pri prospektivnem CT - ju koronarnih arterij bistveno ne odstopa od kakovosti slik pri retrospektivnem.

Literatura

- Andreas FK, Schroeder S et al. (2001). Coronary Arteries: Retrospectively ECG – gated Multi – Detector Row CT Angiography with Selective Optimization of the Image Reconstruction Window. *Radiology*, Vol 221 (3): 683-688.
- Arnoldi E, Johnson TR et al. (2009). Adequate image quality with reduced radiation dose in prospectively triggered coronary CTA compared with retrospective techniques. *European radiology*, Vol 9 (9): 2147-55.
- Euclid S. (2009). *Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control*. St. Louis: Saunders.
- Flohr TG, Ohnesorge BM, et al. (2007). *Multi-slice and Dual-source CT in Cardiac Imaging. Principles – Protocols – Indications – Outlook*. Philadelphia: Springer.
- Hirai N et al. (2008). Prospective versus retrospective ECG – gated 64 – detector coronary CT angiography. *Radiology*, Vol 248 (2): 424 – 430.
- James PE, Berman EL et al. (2008). Prospectively Gated Transverse Coronary CT Angiography versus Retrospectively Gated Helical Technique: Improved Image Quality and Reduced Radiation Dose. *Radiology*, Vol 246 (3): 742-753.
- Jung B, Mahnken AH et al. (2003). Individually weight – adapted examination protocol in retrospectively ECG – gated MSCT of the heart. *Radiology*, Vol 13 (12): 2560–2566.
- Mahadevappa M. (2006). Cardiac imaging – technical advances in MDCT compared with conventional X – ray angiography. *US Cardiology*, 1 – 5.
- Mahesh M, Cody DD (2007). Physics of cardiac imaging with multiple – row detector CT. *RSNA*. 27/ 5, 1495 – 1509.
- Seidensticker PR, Hofmann LK (2008). *Dual source CT imaging*. Berlin: Springer.
- Stolzmann P, Scheffel H et al. (2008). Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *European radiology*, Vol 18 (3): 592-599.
- William PS et al. (2008). Prospective versus retrospective ECG gating for 64 – detector CT of the coronary arteries. *Radiology*, Vol 248 (2): 431 – 437.