

Strokovni članek

CT Z ELEKTRONSKIM SNOPI (EBCT)

ELECTRON BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY (EBCT)

Mojca Štrukelj, dipl. inž. rad., mojca.strukelj@evj-kabel.net

mag. Mojca Medič, dipl. inž. rad. in dipl. org. dela, Univerza v Ljubljani, Visoka šola za zdravstvo, Poljanska cesta 26 a, 1000 Ljubljana, mojca.medic@vsz.uni-lj.si

IZVLEČEK

Tehnologija 5. generacije CT-jev, je bila izumljena predvsem z namenom prikazovanja utripajočega srca, ki je veliko let predstavljala hudo omejitev pri uporabi CT-ja. Hitro pridobivanje slik nam omogoči odsotnost mehanskega gibanja rentgenske cevi in detektorjev, ki je bila potrebna pri prejšnjih generacijah računalniške tomografije. EBCT je zaradi svoje visoke časovne ločljivosti odličen za prikazovanje srca. Zaradi izjemne hitrosti slikanja ni potrebno uporabiti beta blokatorjev, ki so lahko nevarni pri pacientih s slabotnim srcem. Pri EBCT preiskavi je lahko dozna obremenitev do desetkrat nižja v primerjavi z MDCT tehnologijo. Poleg tega je edini tomograf, ki ga je odobrila FDA (angl. Food and Drug Administration).

Gljučne besede: EBCT, CT, kontrola kakovosti

ABSTRACT

Primary purpose of invention of the fifth generation CT system technology was to display a beating heart, which had been a great restriction in the use of the CT system for many years. Fast imaging enables absence of mechanical movement of the x-ray tube and of the detectors, which was inevitable with the previous generations of computed tomography. Due to its high time resolution, EBCT is excellent for displaying the heart. It offers an exceptional imaging speed, therefore the use of the beta blockers, which can present a risk in weak-heart patients, is not required. In case of the EBCT examination the dose can be up to ten times lower, compared to the MDCT technology. In addition, this is the only tomograph approved by FDA.

Key words: EBCT, CT, quality control

1 UVOD

Zahteva za mehanično gibanje rentgenske cevi in detektorskih vrst pri prejšnjih generacijah CT-jev ni dovoljevala zadostne hitrosti pridobivanja slik, s katero bi se lahko izognili artefaktom zaradi premikanja pri prikazovanju srca. Z namenom hitrega pridobivanja slik utripajočega srca, je v zgodnjih 80 letih Douglas Boyd predstavil nov koncept za računalniško tomografijo srca. Pri tem sistemu nam hitro pridobivanje slik omogoči odsotnost mehanskega gibanja rentgenske cevi in detektorjev, ki je bila potrebna pri prejšnjih generacijah računalniške tomografije.

Sistem, ki je dovoljeval pridobivanje slike brez mehanskega gibanja rentgenske cevi je bil poimenovan EBT, ULTRAFAST CT, EBCT oz. CT 5. generacije (Baert et al., 2004).

EBCT je bil uvrščen med 10 najboljših raziskovalnih napredkov na področju ugotavljanja srčnih bolezni in kapi leta 1999. Uporaba EBCT-ja je bila potrjena po več kot 15 letih strogega testiranja po vrhunskih univerzah in zdravstvenih centrih po svetu. Obstaja več kot 1000 objav znanstvenih raziskav v glavnih mednarodnih zdravstvenih revijah (Dolšek in sod., 2006).

2 EBCT TEHNOLOGIJA

2.1 Razvoj EBCT tehnologije

Leta 1984 je Imatron Inc. (San Francisco, USA) začel s komercialno produkcijo in prodajo EBCT sistema. Edini izdelovalec EBCT sistemov (Imatron) je razvil nekaj generacij tomografov (C-100, C-150 in C-300). Bistvene prikazovalne metode so ostale nespremenjene, nastale pa so izboljšave pri pridobivanju slike; shranjevanju podatkov, vodenju, upravljanju in prikazovanju ter prostorski ločljivosti. Tako omogoča generacija C-150 prostorsko ločljivost 7 lp/cm in časovno ločljivost 100 ms. Generacija C-300 pa prostorsko ločljivost 10 lp/cm (Baert et al., 2004).

Slika 1: EBCT oz. ULTRAFAST CT, C-150 (LKH Graz).





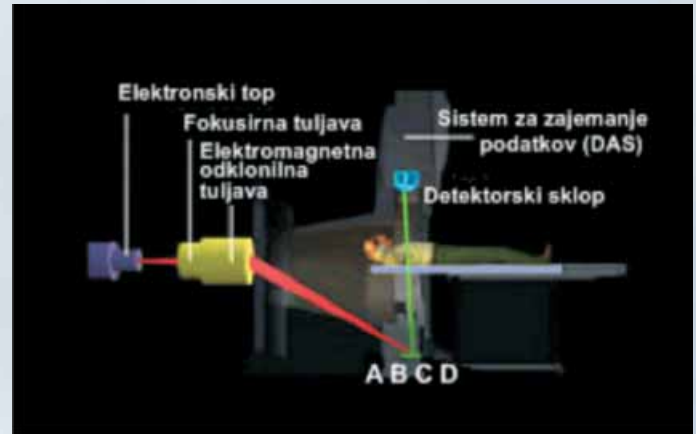
Slika 2: EBCT C-300 (Fisher Biomedical, 2008).



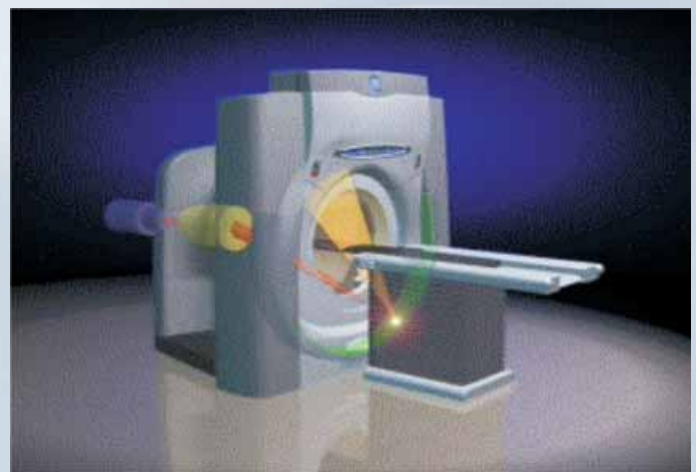
Slika 3: E-Speed (Radiology-equipment.com, 2008).

V letu 2001 je "General Electric Medical Systems" (GEMS) pridobil Imatron Inc. in ustvaril hčerinsko podjetje, imenovano "GE Imatron Inc." za proizvodnjo, servisiranje in prodajo EBCT-jev. V novembru 2002 je GEMS uvedel novi model EBCT-ja, imenovan "e-Speed". E-Speed predstavlja pomembno izboljšanje v primerjavi s predhodnim modelom, C300. Pri e-speed tehnologiji je ločljivost višja (do 13,5 lp/cm), preiskava srca ali telesa pa je v primerjavi z C-150 in C-300 lahko narejena v polovico krajšem času. Omogoča skenirne čase, kot so 50 ali celo 33 ms, kar je dva do trikrat hitreje kot pri predhodnih EBCT-jih. Krajši čas pridobivanja podatkov vodi do manjših artefaktov zaradi gibanja in izboljšanja razmerja kontrast-šum. E-Speed se lahko uporablja za srčne ali ostale preiskave (Baert et al., 2004).

2.2 Zgradba in delovanje



Slika 4: Zgradba in delovanje EBCT tehnologije (e Source Solutions, 2007).



Slika 5: Delovanje EBCT tehnologije (E-Speed), (HeartScan Malaysia, 2008).

EBCT sestavlja skenirna cev (evakuirano ohišje), ki se deli na:

- zadnji del,
- srednji del in
- sprednji del.

V zadnjem delu skenirne cevi se nahaja elektronski top (katoda), kjer proizvaja elektronski snop in ga usmerja do srednjega dela cevi (Geordie Zapalac in Rand., 2000).

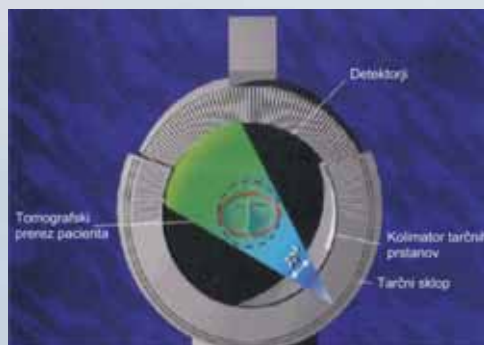


Slika 6: Zadnji del skenirne cevi (elektronski top oz. katoda) (C-150), (LKH Graz).

diagnostična radiološka tehnologija

Slika prikazuje elektronski top (katodo), ki je sestavljena iz volframovega diska z barijevim oksidom, porazdeljenim po katodi, ki ima temperaturo približno 1.000°C (Boyd et al., 1982).

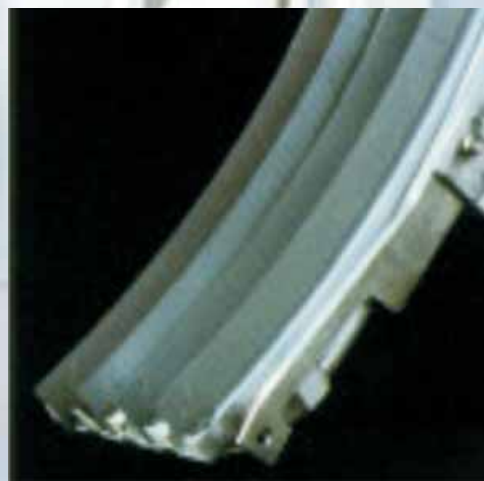
Cev z elektronskim snopom obdaja evakuiran ovoj, ki ima longitudinalno os. Notranji plini se iz celotne vakuumske cevi odstranjujejo preko vakuumskih črpalk, zato da se izognemo nevtralizaciji snopa (Rand.,1985).



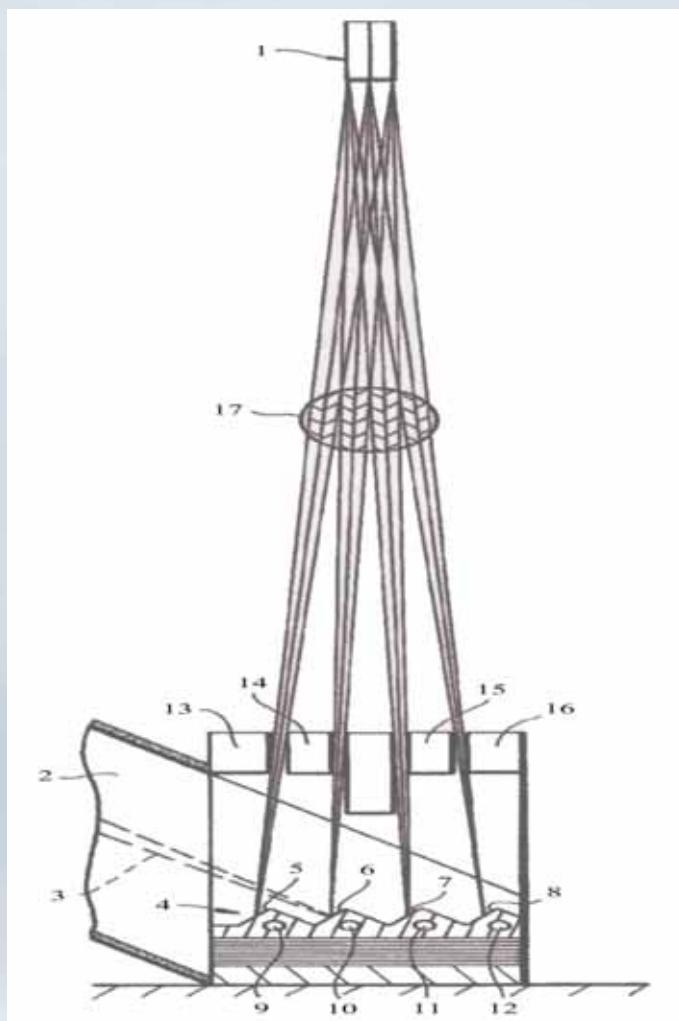
Slika 7: Prečni prerez gantrija (Baert et al., 2004).

Srednji del vakuumske cevi vključuje fokusirne in elektromagnetne odklonilne tuljave. Fokusirne tuljave usmerjajo (fokusirajo) snop v tarčo (anodo) ki leži v sprednjem delu cevi pod pacientovo mizo. Elektromagnetne odklonilne tuljave odklonijo elektronski snop pod kotom 33° do 40° in ga usmerijo na polkrožne volframove tarče, ki so razporejene pod pacientovo mizo. Sklop tarč zajema štiri polkrožne tarčne obroče (A,B,C,D), ki tvorijo 210° lok (Boyd et al., 1982).

Pri zavornem sevanju ob trku snopa elektronov na tarčo nastane pahljačasto oblikovan snop rentgenskih fotonov, širok približno 30° (Peschmann., 1985). Zaslonjen rentgenski snop prehaja skozi pacienta in interagira s preiskovanim predelom objekta. Izstopni snop prestreže detektorska zaslonka (kolimator). Sklop detektorjev, ki leži na zgornjem delu gantrija izmeri intenziteto rentgenskih fotonov, ki prihajajo iz preiskovanca, jih pretvori v električni signal ter pošlje preko ojačevalcev v analogno-digitalni pretvornik, kjer se podatki iz analognega signala spremenijo v digitalnega (Rand, 1986).



Slika 9: Štirje tarčni obroči (e Source Solutions, 2007).



Slika 8: Prikazuje prečni prerez tarč, kolimatorje tarčnih prstanov in detektorje (Boyd et al., 1982).

2.2.1 Tarča in detektorji

- | | |
|------------------------|----------------------------------|
| 1 - sklop detektorjev | 5, 6, 7, 8 - tarče (A, B, C, D) |
| 2 - vakuumska ovojnica | 9, 10, 11, 12 - hladilni ovoji |
| 3 - snop elektronov | 13, 14, 15, 16 - tarčna zaslonka |
| 4 - sklop tarč | 17 - preiskovalno področje |

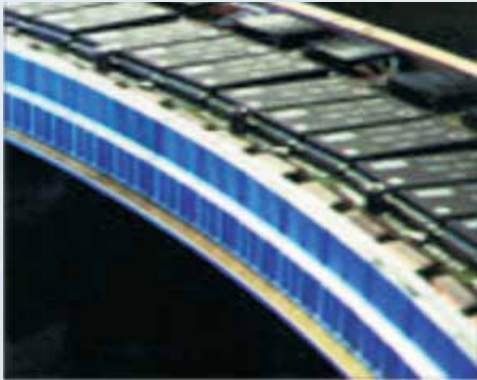
2.2.2. Tarča

Tarčni sklop sestavljajo štiri tarče (A, B, C, D), ki so lokasto upognjene pod kotom 210° . Elektronski snop, ki zadane tarčo, povzroči precejšnjo toplotno obremenitev tarče. Hlajenju tarčnih prstanov so namenjeni hladilni navoji, ki so povezani z vsakim tarčnim prstanom (Boyd et al.,1982). Najbolje je če je tarča izdelana iz materiala, ki omogoča kar največjo proizvodnjo rentgenskih fotonov, ima visoko tališče in sprejemljivo ceno. Navadno je tarča sestavljena iz volframa, ki ima visoko tališče in visoko vrstno število, pomembno pri izkoristku nastajanja rentgenske svetlobe (Boyd et al.,1982).

Zaslonka, nameščena v bližini tarčnih prstanov, prestreza rentgenske fotone in oblikuje rentgenski snop v obliko pahljače.

2.2.3. Detektorji

Detektorji so montirani nasproti tarčnih prstanov. Razvrščeni so v loku 216° v dveh polkrožnih vrstah, oblike prstana (Schoepf, 2004). Vsaka vrsta obsega več detektorjev, na primer vsaka 210 detektorjev, kar celotno priskrbi 420 detektorjev. Model »C 150« ima 864 detektor-skih elementov na detektorsko vrsto, medtem ko model »C 300« vsebuje 1728 detektorjev, kar omogoča višjo prostorsko ločljivost. Dva sosednja detektorja ločuje kot, širok 0.5° , kar omogoča zelo visoko ločljivost (Baert et al., 2004). Detektorji so sestavljeni iz bizmut-germanijskega scintilacijskega kristala, povezanega s fotopomnoževalko. Ojačan detektorski signal je z analogno - digitalnim pretvornikom (ADC) preoblikovan v digitalni podatek in shranjen na disku v sistemu za zajemanje podatkov (DAS) (Boyd et al., 1982).



Slika 10: Dva detektorska obroča (e Source Solutions, 2007).

2.3 Preiskovalni prostor

Preiskovalni prostor za EBCT diagnostiko mora biti zgrajen po predpisih, ki jih določajo pravilniki, ki urejajo področje uporabe ionizirajočega sevanja v medicini. Stene, strop in tla morajo biti iz materialov, ki absorbirajo rentgensko sevanje. V vratih mora biti vgrajena plast svinca, prav tako morajo biti stekleni deli sten iz svinčene stekla. Računalnik je nameščen v posebnem prostoru, ki je od prostora, v katerem je EBCT, ločen z vrati in z okencem iz svinčene stekla (med ekspozicijo je pacient v prostoru sam, skozi svinčeno steklo ga vidimo). S preiskovancem lahko komuniciramo preko mikrofona.

3 KONTROLA KAKOVOSTI

Kontrola kakovosti računalniško tomografskega aparata je pomembna za zagotavljanje optimalne kakovosti slike z najmanjšo možno prejeto dozo za preiskovanca (ALARA). S kontrolo kakovosti se lahko zgodaj odkrije napake, odpravi vzroke napak in prepreči njihovo ponavljanje (Miljkovič, 2005).

3.1 Šum slike

Na sliki je fantom cilindrične oblike s katerim se meri šum slike. Fantom je napolnjen z vodo in obdan s pleksi steklom.

Fantom cilindrične oblike mora biti postavljen v center polja skeniranja. Šum se izmeri s serijo skeniranj istega fantoma in pod enakimi pogoji. Izvajalec meritve je dipl.rad.inž., ki meritve opravlja dnevno (Miljkovič, 2005).



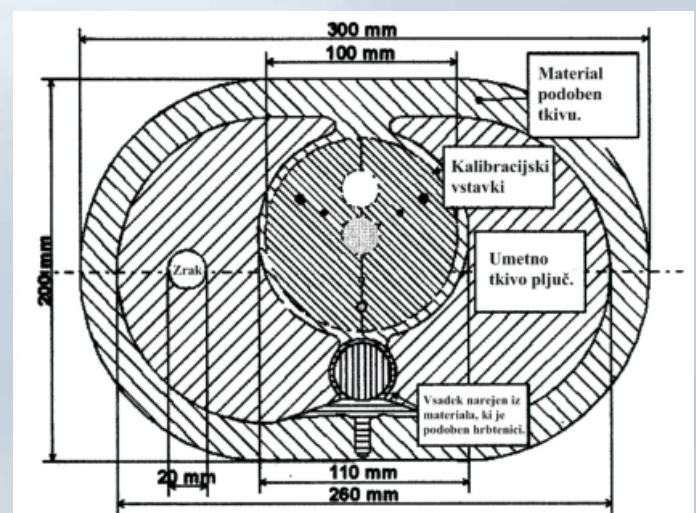
Slika 11: Fantom cilindrične oblike (LKH Graz).

3.2 Prostorska ločljivost

Na sliki je fantom z visoko kontrastnimi objekti (palice, mreža, robovi, žice in nizi žic). Fantom se uporablja za merjenje prostorske ločljivosti. Izvajalec meritve je dipl. rad. inž., ki meritve izvaja mesečno. Fantom mora biti postavljen v center polja skeniranja, saj tako preprečimo morebitno distorzijo oblike ali zameglitev robov. (Miljkovič, 2005)

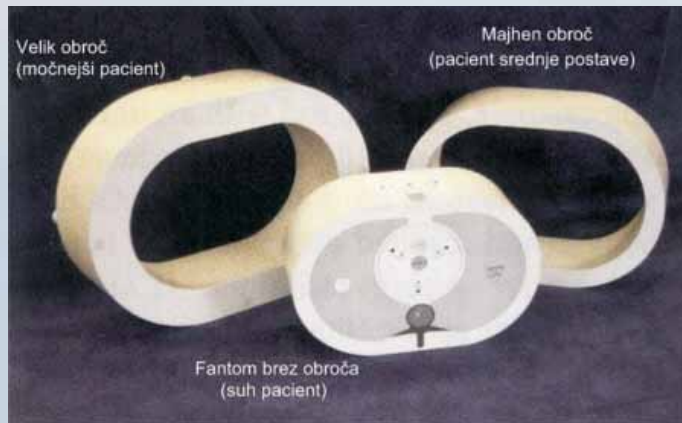


Slika 12: Vrednost CT števila, linearnost in homogenost CT vrednosti (LKH Graz).



Slika 13: Antropomorfni fantom za ocenitev kvalitete in za kalibracijske namene (Baert et al., 2004).

Na sliki je antropomorfni (človeku podoben) fantom. Sestavljen je iz materiala, ki je podoben tkivu, umetnega tkiva pljuč, zraka, vsadka ki je narejen iz materiala podobnemu hrbtenici vstavljeni so lahko vsadki podobni kalcifikacijam. Z njim lahko preiskujemo prostorsko ločljivost, CT število in homogenost. Omogoča ocenitev vseh pomembnih parametrov pri CT slikanju srca, posebno pa kavantifikacijo kalcija v koronarkah. Izvajalec meritve je radiofizik ki meritev izvaja na 2 meseca (Baert et al., 2004).



Slika 14: Antropomorfni fantom (Baert et al., 2004).

Telo antropomorfnega fantoma je sestavljeno iz prečnih prereзов človeškega prsnega koša z umetnim tkivom pljuč in s hrbtenico, ki je vstavljena in obdana z tkivno-ekvivalentnim materialom. V poziciji srca je prazna odprtina, v katero se lahko vstavi različne vrste vstavkov za različne namene. Dodatni razširjeni prstan za fantom je bil narejen z namenom posnemati različne velikosti debeline pacientov za realistično ocenitev šuma slike pri močnejših pacientih (Baert et al., 2004).



Slika 15: Slika vstavka za telo fantoma, ki vsebuje devet majhnih kalcifikacij (Baert et al., 2004).

Majhna, natančno definirana kalcifikacija je sestavljena iz različnih vrednosti HU enot in je lahko vstavljena v telo fantoma tako, da simulira realno kalcifikacijo. Tako se lahko preiskuje natančnost pri oceni stopnje kalcificiranosti (Baert et al., 2004).

Na sliki je vstavek za telo fantoma, ki vsebuje devet majhnih kalcifikacij s premerom 1, 3 in 5 mm ter tremi različnimi HU vrednostmi (200, 400 in 800 mg HU/cm³), (Baert et al., 2004).

4 RAZPRAVA

Časovna ločljivost

Srčna mišica je organ, ki je neprestano v gibanju, zato je hitro pridobivanje slik odločilnega pomena za natančno prikazovanje srca in koronarnih arterij. EBCT zaradi odsotnosti mehanskega gibanja doseže časovno ločljivost od 33 do 100 ms (E-speed doseže 33 ms) kar je dovolj za zamrznitev gibanja srca. Medtem ko ima MDCT časovno ločljivost od 200 do 500 ms (večje kot je št. detektorskih vrst boljše je časovna ločljivost) zaradi izredno dobre časovne ločljivosti se lahko preiskava na EBCT-ju opravi tudi pri preiskavah z visoko frekvenco srca (tahikardija). Zaradi izjemne hitrosti slikanja ni potrebno uporabiti beta blokatorjev, ki so lahko nevarni pri pacientih s slabotnim srcem (Schopef., 2004).

Prostorska ločljivost

Koronarne arterije so majhne žile (milimeterske). Če jih želimo prikazati na CT sliki in diagnosticirati najmanjše lezije, mora biti prostorska ločljivost visoka. Prostorska ločljivost pri EBCT-ju je slabša v primerjavi z MDCT-jem. Model C150 omogoča 7 lp/cm, C 300 pa 9,5 - 10 lp/cm pri časovni ločljivosti 100 ms. E-speed omogoča prostorsko ločljivost 13,5 lp/cm pri 100 ms, 10 lp/cm pri 50 ms, 7 lp/cm pri 33 ms, medtem ko 16-rezni MDCT omogoča 24 lp/cm pri 420 ms. Najmanjša debelina reza pri EBCT-ju je 1.5 mm, pri 64-reznem MDCT-ju pa 0.35 mm (Madden., 2005; Schopef 2004).

Dozna obremenitev

Pri angiografski preiskavi z MDCT-jem obstajata dva glavna postopka pridobivanja slik srca; prospektivna nastavitvev prožitve skeniranja in retrospektivna nastavitvev rekonstrukcijskega intervala. Oba uporabljata EKG zapis za »zaporo« oz. sinhronizacijo skenirnih podatkov s srčnim ciklom. Pri prospektivni nastavitvi prožitve skeniranja se podatki pridobivajo samo v času diastole, ko srce najbolj miruje. Pri EBCT-ju se uporablja samo prospektivni način. (Schopef 2004) Dr. Hunold in njegovi sodelavci so dokazali da je doza sevanja prejeta pri angiografski preiskavi z EBCT-jem 1 - 1,5 mSv. Medtem, ko lahko doza sevanja pri MSCT angiografiji koronarnih žil doseže 6,7 – 13 mSv (Budoff et al., 2002). Z uporabo prospektivne nastavitvev prožitve skeniranja se lahko pri preiskavi z MDCT-jem zmanjša dozno obremenitev za 30-40% (Feyter, 2005). Pri tem pa je potrebno poudariti, da lahko prekomerno zmanjšanje izpostavljenosti sevanju vpliva na neprimerno kvaliteto slike. V takem primeru je potrebno preiskavo ponoviti, kar pomeni dodatno izpostavljanje pacienta sevanju.

FDA odobritev

EBCT je edini tomograf, ki ga je odobril FDA (angl. Food and Drug Administration), (HeartScan Malaysia, 2008).

Dostopnost in klinična vsestranskost

EBCT tehnologija je draga in večinoma namenjena samo srčnim aplikacijam, medtem ko se MDCT uporablja za vrsto