

Primjena dvoizvornog CT uređaja s različitim energijama

Aličić, Leon

Master's thesis / Diplomski rad

2016

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Split / Sveučilište u Splitu**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://um.nsk.hr/um:nbn:hr:176:022938>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2024-11-06**

Repository / Repozitorij:



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
SVEUČILIŠTE U SPLITU

[Repository of the University Department for Health Studies, University of Split](#)



UNIVERSITY OF SPLIT



SVEUČILIŠTE U SPLITU

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
STUDIJ RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

Leon Aličić

**PRIMJENA DVOIZVORNOG CT UREĐAJA S
RAZLIČITIM ENERGIJAMA**

DIPLOMSKI RAD

Split, 2016.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
STUDIJ RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

Leon Aličić

**PRIMJENA DVOIZVORNOG CT UREĐAJA S
RAZLIČITIM ENERGIJAMA
APPLICATION DOUBLE SOURCE CT DEVICES
WITH DIFFERENT ENERGY**

**DIPLOMSKI RAD
GRADUATE WORK**

Mentor: prof. dr. sc. Igor Barišić

Split, 2016.

SADRŽAJ

1. UVOD	2
2. OSNOVE CT UREĐAJA	3
2.1. Povijesni razvoj CT uređaja	6
2.2. Osnovni dijelovi CT uređaja	7
2.3. Artefakti pri CT snimanjima	16
2.4. Spiralni CT uređaji	19
2.5. MSCT uređaji	20
3. CT UREĐAJI S DVOSTROKIM IZVOROM ZRAČENJA	22
3.1. Princip rada sustava detektora	24
3.2. Evaluacija vremenske rezolucije	30
3.3. Spektar rendgenskog zračenja	34
3.4. Detektorska tehnologija	38
3.5. Tehnička izvedba	39
3.5.1. Sekvencijalno stjecanje podataka	39
3.5.2. Brzo prebacivanje napona jedne rtg-cijevi	39
3.5.3. Dvostruki izvor	41
3.5.5. Detektori s kvantnim brojanjem fotona	42
3.6. Razlike u izloženosti ionizirajućem zračenju	43
4. FIZIKA CT UREĐAJA S RAZLIČITIM ENERGIJAMA	52
4.1. Povijesni razvoj DECT	52
4.2. Načela fizike	53
5. NAČIN RADA DVOIZVORNIH CT UREĐAJA	55
5.1. Niske doze zračenja dvoizvornih CT uređaja	57
SAŽETAK	60
ABSTRACT	61
LITERATURA	62
ŽIVOTOPIS	66

1. UVOD

Napredak konvencionalne radiologije, u ubrzanom tehnološkom razvoju, dovodi do razvoja CT uređaja koji iz dva izvora zračenja s dvije različite energije daju nove dijagnostičke podatke. Ovakvi CT uređaji postavljaju visoke standarde u pogledu poboljšanja kvalitete slike te točnom diferencijacijom tkiva pružaju mogućnost dobrih angiografskih i virtualnih prikaza svih organa. Mogućnost diferencijacije između dva tkiva ovisi o spektru atenuacije dvostruke energije zračenja u analiziranom tkivu. Atomi brojevi elemenata, od kojih je građeno tkivo, određuju spektralna svojstva odabranog volumena. Upravo ta spektralna svojstva čine da i najmanje razlike u gustoći istog slikovnog tkiva budu jasno uočljive pri vizualizaciji angiografija, distribuciji plaka, određivanju položaja i vrsta ateroskleroza. CT uređaji s dvostrukim izvorom energije također omogućuju slikovno kvantificiranje ventilacije i perfuzije uz upotrebu kontrastnog sredstva, kao što su jod ili plin ksenon. Sposobnost precizne diferencijacije vrste tkiva uz poboljšanu kontrastnost slike otvara prostor za nova otkrića u radiološkoj dijagnostici.

Ovim radom želi se ukazati na sve prednosti i nedostatke CT uređaja s primjenom dvije različite energije u cilju objektivnog prikaza njihovih realnih mogućnosti.

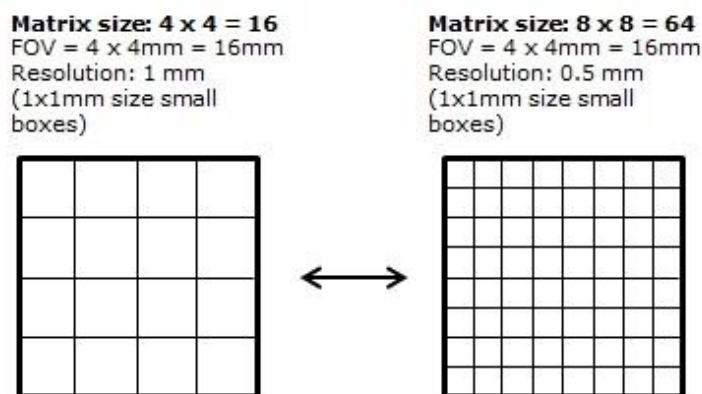
2. OSNOVE CT UREĐAJA

Kompjutorizirana tomografija je slikovna radiološka metoda, pri čemu podatke dobivene ionizirajućim-rentgenskim zračenjem, računalo rekonstruira u tomografske ravnine. Osnove CT uređaja postavili su 1962. godine matematičar Allen Cormack, koji je ponudio matematičke osnove rekonstrukcije slike pomoću računala, i inž. Godfrey Hounsfield koji je u razdoblju od 1967. do 1972. godine smislio tehničko rješenje novog uređaja. Za doprinos u medicini ova su dva znanstvenika 1979. godine dobila Nobelovu nagradu. Prvi uređaj za CT postavljen je u Mayo klinici (*Sjedinjene Američke Države-SAD*) 1973. godine a koristio se za pregled anatomskih organa glave. Već sljedeće godine instalirani su uređaji za pregled drugih organa, abdomena prije svega, a 1975. godine bilježimo prvi uređaj u Hrvatskoj instaliran u KBC-u Zagreb pod vodstvom prof. Gvozdanovića (1).

Počeci CT uređaja oslanjaju se na klasičnu tomografiju što podrazumijeva sinkrono kretanje rtg-cijevi i rtg-filma za vrijeme ekspozicije. Kod CT uređaja mjeri se atenuacija (slabljenje intenziteta), rtg-zraka prolaskom kroz tijelo, što se bilježi na detektorima. Stupanj apsorpcije rtg-zračenja izražava se Hounsfieldovom jedinicom (HU). Jedna HU predstavlja postotak atenuacije, odnosno slabljenja intenziteta rtg- zračenja pri prolasku kroz jedan kubik vode pri temperaturi od 37° C (310,15 K).

Haunsfild (izvorno hounsfield, znak HU, CT-jedinica ili CT-broj) je posebna, još nestandardizirana jedinica Hounsfieldove ljestvice razlučivanja gustoće tkiva u kompjutoriziranoj tomografiji, definirana tisućinkom koeficijentata prigušenja rtg-zračenja u vodi. Na toj ljestvici vodi je pridružena vrijednost nula HU, a zraku -1000 HU. Za meka tkiva ta vrijednost iznosi oko -200 do oko +804 HU, za unutarnje organe oko +40 do oko +60 HU, za krv +40 do +70 HU, za dojke -150 do -1110 HU, za masno tkivo -140 do -1220 HU, za pluća oko -1200 do -1800 HU, a za kosti +200 do +1000 HU.(2) Važno je istaknuti da HU nije stabilna mjerna jedinica te da je ovisna o različitim utjecajima kao što su podešenost mjernog sustava i stupanj zračenja rtg cijevi. Gustoća mekog tkiva (koeficijent apsorpcije) određuje se složenim postupkom usporedbe postotka atenuacije, prolaskom zračenja kroz tkivo te prolaskom zračenja kroz kubik vode. Pri pregledu rtg-cijev se kružno giba, a detektori sakupljaju podatke o

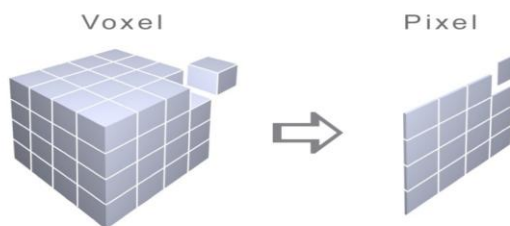
atenuaciji rtg-zraka u različitim projekcijama. Ovo čini osnovu za oblikovanje slike jednog presjeka (engl. *scan*). Podaci s detektora matematički se obrađuju i daju informacije o apsorpcijskim vrijednostima pojedinih dijelova presjeka. Temeljem apsorpcijskih vrijednosti gustoće, odnosno numeričkih podataka u računalu se oblikuje slika, pohranjena na rešetki (engl. *matriks*) (Slika 1). Najmanji dio rešetke je piksel, odnosno to je najmanji dio slikovnog zapisa i njemu je pridružena određena apsorpcijska vrijednost iz određenog volumena tijela, koji se naziva jedan voksel. Matriks je nepromjenjivi dio računala i može biti različitih veličina piksela (512 x 512, 1024 x 1024). Za razliku od toga jedan voksel, koji čini najmanji volumen, promjenljiva je veličina, a ovisi o širini presjeka. Ako pri pregledu koristimo debljinu sloja od 2 mm, govorimo o malom volumenu, odnosno podaci sakupljeni iz tog volumena su detaljniji. Isto se događa ako se na presjeku kroz abdomen pregledava područje jednog slabinskog kralješka, za razliku od pregleda koji obuhvaća sve abdominalne strukture na jednom presjeku. Drugim riječima jedan piksel (odnosno najmanji dio slikovnog zapisa) sadržavat će informaciju iz jednog voksel, odnosno manjeg ili većeg volumena tijela (Slika 2).



Slika 1. Matriks ili rešetka

Dostupno na:

https://www.google.hr/searchq=matrix+ct+uredaja&espv=2&biw=1366&bih=677&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwiV5eikkdDMAhXkAMAKHeLNCyIQ_A

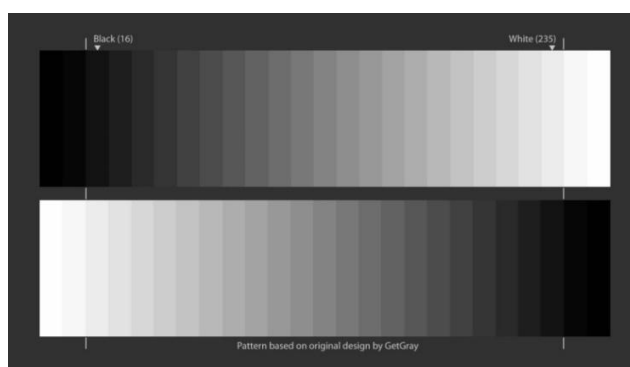


Slika 2. Pikel je najmanji dio slikovnog zapisa i njemu je pridružena određena apsorpcijska vrijednost gustoće iz određenog volumena tijela, koji se naziva jedan voksel.

Dostupno na:

<http://www.slideshare.net/GamalMahdaly/mri-image-quality>

Slika na CT-u izražena je u sivoj skali, pri čemu se numerički zapis jednog piksela pridružuje određenoj nijansi sive skale. Apсорpcijske vrijednosti gustoće variraju od – 1000 do +3000 HU, a pridruživanje nijansi sive skale određenoj gustoći može se poželji mijenjati, npr. veća zastupljenost nijansi sive skale apсорpcijskim vrijednostima gustoće 2000 i više HU jedinica podrazumijeva dobru vizualizaciju koštanih struktura (Slika 3). Pridruživanja većeg dijela sive skale negativnim vrijednostima gustoće pri čemu se vizualiziraju strukture ispunjene većim dijelom zrakom ili drugim plinovima. sive skale Razlike tkiva CT slike prikazane su nijansama sive skale (prozor) a definirane su dvama pokazateljima od kojih je jedan središnji dio sive skale, a drugi raspon dominante zastupljenosti.



Slika 3. Raspon (nijanse sive skale)

Dostupno na:

<http://e2ua.com/group/grayscale-image/>

2.1. Povijesni razvoj CT uređaja

Razvoj kompjutorizirane tomografije odvijao se u više faza, koje su poznate kao generacije. Generacije CT uređaja određene su u ponajprije strukturom i međusobnim odnosom detektora te načinom kretanja rtg-cijevi i detektora.

Uređaji I. generacije imali su svega dva detektora, napravljena od kristala natrijevog jodida, s translacijsko rotacijskim gibanjem rtg-cijevi i detektora. Vrijeme potrebno za jedan presjek bilo je od 4,5 do 6,5 minute, a najmanja debljina jednog sloja 13 mm. Matriks je u početku bio veličine 80 x 80, a kasnije 160 x 160 linija. Ovi su uređaji imali mali otvor kućišta (engl. *gantry*) i mogli su služiti samo za pregled mozga.

Uređaji II. generacije imali su 12 detektora napravljenih od kristala bigeminijeva oksida s translacijsko rotacijskim gibanjem rtg-cijevi i detektora. Vrijeme ekspozicije je imalo znatno niže vrijednosti od uređaja I. generacije (18 do 20 sekundi), a najmanja debljina sloja je 8 mm. Matriks ima veličinu 256 x 256 linija. Otvor kućišta je sada znatno veći te omogućava preglede i drugih dijelova tijela, a ne samo glave.

Uređaji III. generacije imaju detektore od pneumatskog plina ksenona, a broj detektora se povećao na 512. Kretanje rtg-cijevi i detektora je rotacijsko za 240° do 360°. Vrijeme ekspozicije smanjeno je na 4 do 5 sekundi, a najmanja debljina presjeka je svega 2 do 4 mm. Veličina matriksa je 512 x 512 linija.

Uređaji IV. generacije također imaju detektore od pneumatskog plina ksenona, a broj detektora se kreće od 720 do 2400. Za ovu generaciju je značajno da su detektori fiksirani na obodu kućišta, a kružno gibanje rtg-cijevi je za 360° do 720°. Po tipu gibanja rtg-cijevi ova generacija se naziva rotacijskom. Ekspozicija rtg-cijevi traje od 2 do 5 sekundi, a najmanja debljina jednog sloja je 1 mm. Danas su poglavito u uporabi uređaji treće generacije te dijelom i uređaji četvrte generacije, koji su zbog velikog broja detektora i nešto skuplji. Daljnja tehnologijska usavršavanja CT uređaja dovode do produljenja vremena ekspozicije rtg cijevi što je rezultiralo evaluacijom prema spiralnim te ultrabrzim uređajima.

Spiralni CT je uređaj kod kojega se, istovremeno, za vrijeme rotacije rtg-cijevi pomiče i snimani objekt. U vremenu ekspozicije rtg-cijevi ovoga CT uređaja, uz pomak stola tj. snimanog objekta, uključen je i automatski sustav koji pali i gasi detektore (engl. *sleep ring*). Ovakav način rada detektora omogućuje dobivanje većeg broja

presjeka za vrijeme jedne ekspozicije. U jednom aktu, ovisno o kvaliteti rtg-cijevi, može se napraviti veći broj presjeka (25, 30, 35 ili više), što znatno ubrzava pregled i omogućuje izbjegavanje artefakata uzrokovanih pomakom. Tehnologija spiralnog CT uređaja predstavlja sintezu treće i četvrte generacije CT-a uz izražene tehničke napretke hlađenja rtg-cijevi (smanjenje stupnja toplinskog opterećenja).

Ultrabrzi CT uređaji su definirani veoma brzom rotacijom rtg-cijevi i detektora po standardnom ili po spiralnom tipu te višerednim rasporedom detektora u kućištu CT uređaja. Detektori su postavljeni u redove kojih može biti najmanje dva a najviše 128. U svakom redu ima od 600 do 800 detektora. Jednom rotacijom rtg-cijevi i detektora, kod uređaja sa 16. redova detektora, dobije se informacija o 16 presjeka. Ako tome pridružimo da je brzina u kojoj rtg-cijevi napravi jedan krug za 250 ms onda je jasno zašto se ovi uređaji zovu ultrabrzi. Tehnologijski napredak CT uređaja je vezan za usavršavanje kompjutera, čime su otvorene mogućnosti za primjenu novih dijagnostičkih metoda. Ovdje je potrebno spomenuti tehniku pregleda visokom rezolucijom, koja podrazumijeva prikupljanje podataka detektora koji se pohranjuju na dvije memorijske baze, za vrijeme jedne rotacije, a potom daljnjom obradom daju jednu sliku presjeka. Ova tehnika pregleda posebno je značajna za analizu plućnog parenhima, srednjeg uha, ali također i finih koštanih lezija. Značajno je za spomenuti i mogućnost CT angiografije u svezi s rekonstrukcijom, odnosno postprocesorskom obradom, ali također i različitih tehnika prikaza virtualne endoskopije, kao npr. virtualne kolonoskopije.(3)

2.2. Osnovni dijelovi CT uređaja

Dijelovi CT uređaja su kućište (engl.*Gantry*), kojeg sačinjavaju: jedinica za skeniranje s posebno građenom rtg-cijevi, detektorski sustav, sustav za hlađenje, visokofrekvencijski generator, stol za prihvat bolesnika pomičan u svim smjerovima (plivajući stol), transformator, kolimatori i filtri (Slika 4). Upravljačka radna stanica ima računalo, procesor za rekonstrukciju slike i uređaje za pohranu podataka. U sredini kućišta je otvor promjera 50 do 70 cm u koji se prilikom snimanja uvlači stol s

bolesnikom. Rotacija rtg-cijevi i detektora tehnički je riješena električnim motorom pokretanim remenom ili linearnim motorom u kojeg je kućište stator, a rtg-cijev i detektori rotor. Moderne rtg-cijevi CT uređaja imaju snagu 20 do 60 kW pri naponu od 140 kV, rotirajuće anode visokog toplinskog kapaciteta, specijalno građene anode od molibdena na debelom grafitnom sloju sa žarištem od volframa i renija. Osim rotacijom, cijev rtg uređaja dodatno se hladi posebnim sustavom hlađenja (ulje, ulje i voda). Nove generacije CT uređaja imaju zadatak: povećati snagu rtg-cijevi, smanjiti žarište na katodi, skratiti vrijeme rotacije, poboljšati hlađenje rtg-cijevi. Nova tehnologija izrade nevakumiranih rotirajućih rentgenskih cijevi koja zadovoljava spomenute uvjete rezultirala je proizvodnjom STRATON cijevi (STRATON, Siemens Medical, Forchheim, Njemačka) (Slika 5). CT uređaji koji koriste takve cijevi imaju najkraće vrijeme skeniranja, oko 0,37 sekundi.

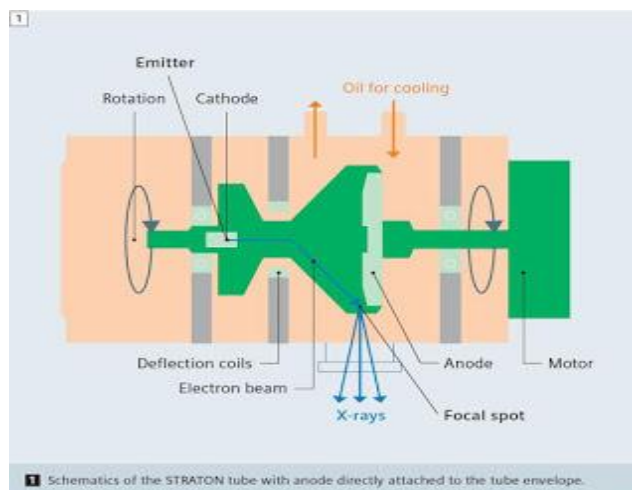


Slika 4. Presjek kroz kućište CT uređaja

Dostupno na:

tomography http://www3.gehealthcare.in/en/products/categories/computed-discovery_ct750_hd/spectral_imaging

Detektorski sustavi imaju značajnu ulogu u interakciji komponenti CT uređaja. Nakon prolaska kroz bolesnikovo tijelo prihvaćaju rtg-zračenje različitog intenziteta i pretvaraju ga u električne signale koji se potom digitaliziraju i služe za slikovni prikaz.



Slika 5. Straton nevakumirana rotirajuća rtg-cijev

Dostupno na stranici:

https://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/straton-x-ray-tube/

Postavljeni su linearno ili lučno (detektorski kanali, detektorske banane). Mogu biti scintilacijski (građeni od cezijeva jodida, kadmijeva volframata ili ultrabrzi keramički detektori), plinski (ksenonski) ionizacijski detektori ili fotodiode. Scintilacijski detektori, u lučnim detektorskim kanalima, osjetljiviji su na rtg-zračenje što ne zahtijeva visoki napon za rad detektora i rezultira manjom dozom zračenja (Slika 6). Osjetljiviji su i na temperaturne promjene, ali su skuplji. Rade na principu scintilacije, odnosno nakon izlaganja ionizirajućem zračenju neki materijali scintiliraju, a količina tako emitiranog svjetla u pravilu je razmjerna količini apsorbirane energije rtg-zraka u detektorskom materijalu.



Slika 6. Lučno postavljeni detektorski kanali

Dostupno na stranici:

<http://radiologijazabolesnike.blogspot.hr/2015/07/kompjuterizirana-tomografija-ct.html>

Plinski detektori rade na principu ionizacije plemenitih plinova. Imaju slabiju sposobnost detekcije rtg-zračenja te je za njihov rad potreban visok napon između ploča detektorske banane. Jeftiniji su, nije im potrebno umjeravanje, ali trebaju povremeno obnavljanje plemenitog plina.

Višeslojni detektorski sustav sadrži dva osnovna tipa detektora: matrične i adaptivne detektore. Matrični detektorski sustav ima višestruke detektorske nizove identične širine, obično oko 1,25 mm tako da svaki detektorski niz pokriva područje od 1,25 mm u središtu polja skeniranja (Slika 7). Primjerice 8-slojni CT uređaj daje polja od $8 \text{ mm} \times 1,25 \text{ mm}$ i $8 \text{ mm} \times 2,5 \text{ mm}$ kolimacije, a 16-slojni CT uređaj koristi hibridni detektor s područjem kolimacije $16 \text{ mm} \times 0,63 \text{ mm}$ i $16 \text{ mm} \times 1,25 \text{ mm}$. Prilagodljiv detektorski sustav sastoji se od niza detektora čija se širina postupno povećava od središta prema periferiji. Smanjivanjem broja pregrada u perifernim područjima detektorskog niza povećava se njegova geometrijska učinkovitost. Po centimetru detektorskog luka nalazi se do 8 detektora, a u prilagodljivom detektorskom nizu širina rtg snopa prilagođava se širini detektora bez prekida što znatno utječe na kvalitetu prostorne rezolucije CT uređaja.



Slika 7. Matrični detektorski sustav

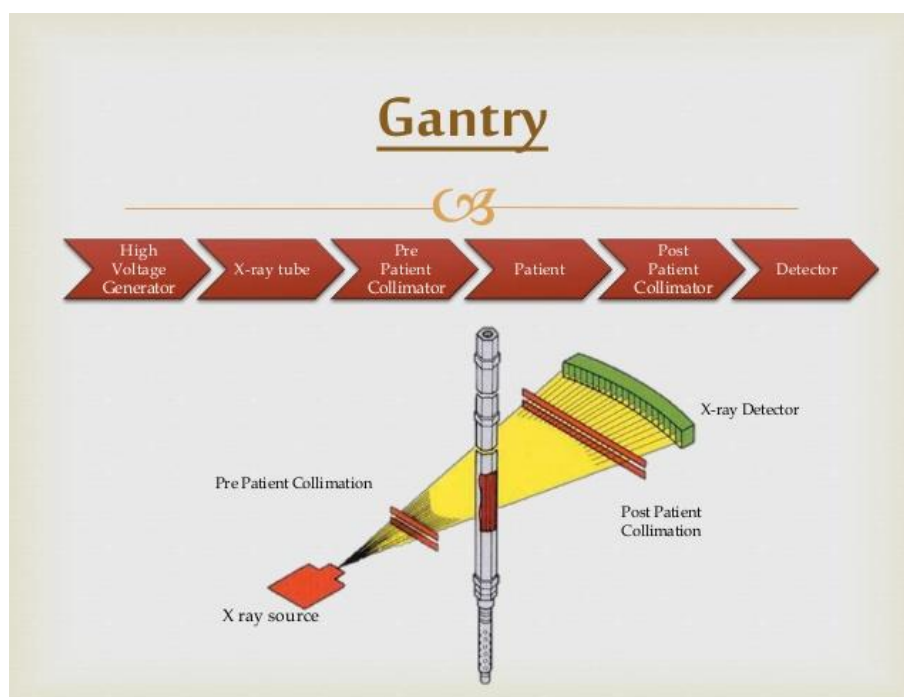
Dostupno na stranici:

600px_Prohttp://4.bp.blogspot.com/qBR3FT8N1QA/VaOEnFWPiSI/AAAAAAAA
ABhY/8SKrf7kUpjM/s1600/generator_current_transformerduct%2BMain.jpg

Detektorski kanali služe međusobnom povezivanju detektorskih elemenata, predpojačala signala i integratora ili analognog filtra te analogno-digitalnog pretvarača. CT detektorski moduli modernim uređajima upijaju više od 90 % energije rtg-zračenja, ali zbog neizbježnog slobodnog prostora između detektora njihova

efikasnost je oko 45 %. Svaki se modul sastoji od detektora sa 40×16 piksela i odgovarajućih elektroničkih komponenata.

Svaki CT uređaj opskrbljen je kolimatorima i filtrima koji definiraju izgled snopa rtg-zračenja (uski, gotovo monokromatski ili lepezasti snop) (Slika 8). Njihova uloga je usmjeravanje i upijanje niskoenergijskih dijelova spektra rentgenskog zračenja. Graničnici snopa (kolimatori) najčešće su od olova ili volframa i nalaze se na prozoru rtg-cijevi. U nekim generacijama CT uređaja (II. i IV.) nalaze se iza bolesnika, a ispred detektora (pretežno između nizova detektora u smjeru z-osi), čime se prevenira nastanak artefakata zbog promjenljivog položaja izvora rtg-zračenja.



Slika 8. Filtri i kolimatori definiraju izgled rtg-snopa

Dostupno na:

https://www.google.hr/search?q=filtiri+i+kolimatori+rtg+snopa&rlz=1C2LAVF_enHR376&biw=1920&bih=989&source=lnms&tbn=isch&sa=X&ved=0ahUKEwi0uN_Y56nOAhVIIxQKHeNpCpkQ_AUIBigB#tbn=isch&q=filtration+and+collimation+x+ray+in+computer+tomography&imgcr=YizmD0xRY0aqNM%3A

Za rad CT uređaja mrežni izmjenični napon 220 V/50 Hz ispravlja se u istosmjerni napon od 250 do 400 V s minimalnim valovanjem (pad napona manji je od 1 %) (Slika 9). Izmjenični napon iz visokofrekvencijskog generatora frekvencije 5 do 20 kHz dovodi se na visokonaponski transformator te osigurava kontinuiran napon i jakost

istosmjernje struje za rad rtg-cijevi. Visokofrekvencijski generatori omogućavaju postizanje vrlo kratkih ekspozicija, za razliku od klasičnih generatora znatno su manjih dimenzija. Stol za pregled oslonac je bolesniku za vrijeme skeniranja. Građen je od radiotransparentnih i čvrstih ugljičnih vlakana. Za dobivanje kvalitetnih snimaka CT skeniranjem bitan je niz pokazatelja. Nagib (angulacija) kućišta CT uređaja potreban je za dobivanje kosih presjeka, najčešće u rasponu $\pm 30^\circ$. Kod MSCT-a nagib kućišta nije nužan budući da se naknadnim rekonstrukcijama slike mogu postići različiti nagibi.



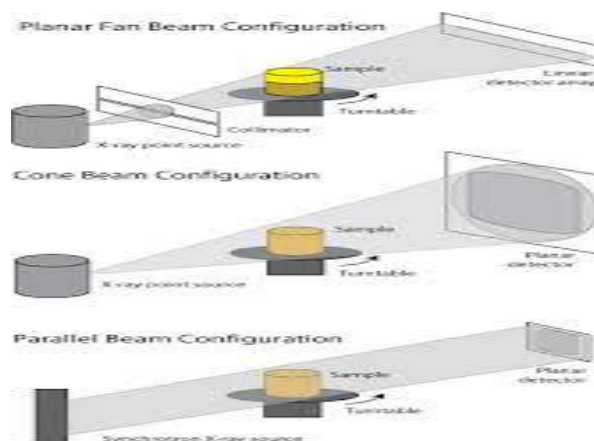
Slika 9. Pretvarač izmjeničnog strujnog napona u istosmjerni

Dostupno na:

600px_Prohttp://4.bp.blogspot.com/qBR3FT8N1QA/VaOEnFWPiSI/AAAAAAA
ABhY/8SKrf7kUpjM/s1600/generator_current_transformerduct%2BMain.jpg

Debljina CT sloja regulira se kolimacijom (suženjem) rtg-snopa uz uvažavanje divergencije snopa zbog koje je rtg-snop na izvoru uži odnosno na izlazu prema detektorima širi. S obzirom na to da žarište nije točkasto, pojavljuje se polusjena (penumbra). Efektivna debljina sloja u konvencionalnih skenera odgovara suženju snopa zračenja (engl. *Section Collimation- SC*), ali se razlikuje u spiralnih skenera (Slika 10). Suženje snopa zračenja odabire se prema vrsti objekta koji se skenira. Ako se radi o manjem objektu snop sužavamo na veličinu 3 do 5 mm. Još tanja kolimacija potrebna je za detaljnu analizu plućnog intersticija (1 do 2 mm). U MSCT-a tanka kolimacija je standardna, a deblji slojevi dobiju se rekonstrukcijom iz tanjih. Parcijalni volumni efekt (engl. *Partial Volume Effect – PVE*) pojavljuje se kad tkiva različite gustoće zauzimaju

dijelove iste volumne jedinice. Taj je efekt minimalan u okomitog smjera rtg-snopa na anatomsku strukturu, a raste kod objekata koji su paralelni sa smjerom rentgenskog zračenja. Pomak stola u sekvencionalnom skeniranju najčešće odgovara debljini sloja što znači da se nakon završenog skeniranja jednog sloja stol pomiče za jednaku debljinu sloja. (4) Tijekom snimanja može doći do preklapanja slojeva i povećanog izlaganja bolesnika ionizirajućem zračenju.



Slika 10. Kolimaciju rtg-snopa prilagođavamo vrsti snimanog objekta

Dostupno na:

<http://4.bp.blogspot.com/g7mnOCT0OxU/VaOFaNtFtVI/AAAAAAAAABhg/KvFtwP7AbOA/s1600/images%25281%2529.jpg>

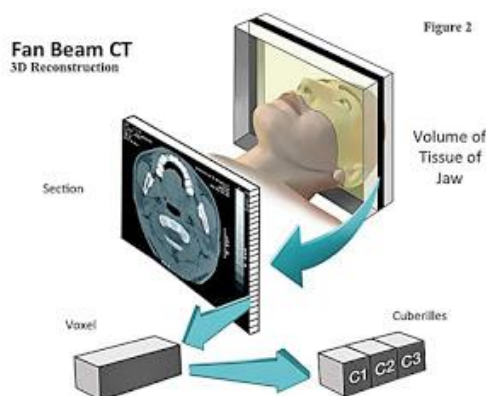
Rekonstrukcijski postupnik primjenjuje se urekonstrukciji slike iz neobrađenih podataka. Da bi slika bila kvalitetna, vrlo je bitan omjer signala i šuma (engl. *Signal to Noise Ratio-SNR*). Taj omjer ovisi o rekonstrukcijskom postupniku koji odabire radiološki tehnolog, a koji mora biti najprimjereniji analiziranom tkivu. Postupnici visoke rezolucije (engl. *High Resolution Kernels- HRK*) povećavaju prostornu rezoluciju neproporcionalno povećavajući šum.

Šum ograničava kontrastnu rezoluciju te ometa razlučivanje struktura različitih gustoća u odnosu na svoju okolinu. To ne ometa analizu koštane strukture ili plućnog parenhima gdje su prirodni kontrasti susjednih tkiva veliki. Za parenhimske organe treba koristiti postupnik za meka tkiva (engl. *Soft or Smooth Kernels- SSK*) koji smanjuju šum, ali i prostornu rezoluciju. Pokazatelji skeniranja u MSCT-a također su

postavke koraka (*engl. pitch*): suženja snopa, pomaka stola i debljine sloja po jednoj rotaciji cijevi. U 16-slojnih skenera, uska kolimacija je uobičajena. Za 3D rekonstrukcije preklapanje susjednih rekonstruiranih slojeva mora biti 50 % da bi rekonstrukcija slike bila dobra u svim ravninama. Pojedini MSCT uređaji automatski namještaju struju (mAs), ovisno o pitch-u, čime održavaju ekspoziciju i šum konstantnim. U MSCT-a prikladna je uporaba pojmova brzog spiralnog pregleda (*engl. Fast Spiral Scanning- FSC*) i volumetrijskog pregleda (*engl. Volumetric Imaging- VI*).

S obzirom na veliki broj slika u MSCT-a, potrebna je vrlo brza rekonstrukcija od nekoliko slika u sekundi, pri čemu štedimo vrijeme potrebno za pregled. Standardna analiza dobivenih podataka podrazumijeva naknadne rekonstrukcije slika (multiplanar reconstruction-MPR i maximum intensity projection-MIP za vaskularne pretrage, 3D preglede za analizu kostiju). U prikazu presjeka kroz tijelo u nekoj drugoj ravnini, osim ravnine skeniranja, koristi se multiplanarno reformatiranje (MPR) skeniranog volumena uz 3D rekonstrukcije.

Rekonstrukcija slike izvodi se nakon pretvorbe količine zračenja koje je prošlo određenim slojem ljudskog tijela u atenuacijske vrijednosti pri čemu se dobivaju podaci koje nazivamo neobrađenim podacima (*engl. row data*). Rekonstrukciju slike započinjemo već odabirom polja interesa (*engl. Field of View- FOV*) jer samo ono rtg-zračenje koje prolazi kroz njega služi za stvaranje slike. Atenuacijski koeficijent jedne točke na slici (piksel) određuje se kao prosjek atenuacijskih vrijednosti svih rtg-zraka koje prođu kroz odgovarajući volumni element (voksel) (Slika 11). Takva nefiltrirana povratna projekcija daje neoštru sliku zamućenih rubova, a filtriranje provodimo procesom konvolucije. CT brojevi (atenuacijski koeficijenti, HU) su numeričke vrijednosti koje pridodajemo svakom vokselu u tijeku rekonstrukcije slike, a koje ovise o stupnju atenuacije rtg-zračenja kojeg taj dio tkiva uzrokuje. Svaki sloj CT skena podijeljen je u matricu koja sadrži do 1024×1024 voksel, a svaki je voksel podijeljen brojnim fotonima.



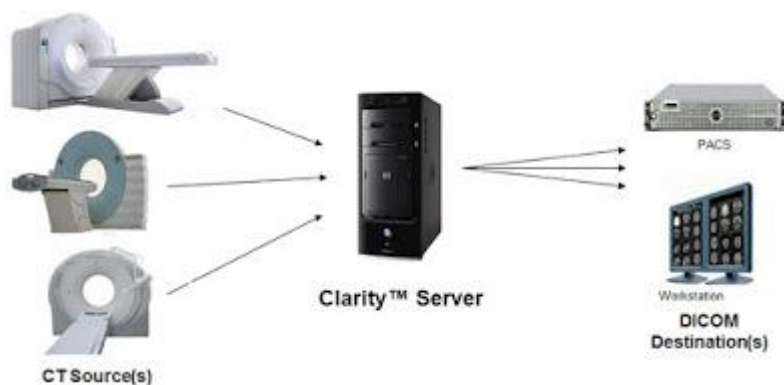
Slika 11. Atenuacijski koeficijent piksela određuje se kao prosjek svih atenuacijskih vrijednosti rtg-zraka koje su prošle kroz jedan voksel

Dostupno na stranici: http://serc.carleton.edu/research_education/geochemsheets/

CT broj se izražava u relativnom omjeru prema vodi čiji je radiodenzitet konstantan i iznosi 0. (zrak – 1000, mast – 120, krv + 30 do + 45, mišić + 40, kontrastno sredstvo + 130, koštano tkivo + 400 i više, bez gornjeg limita). Ljudsko oko može razlikovati samo ograničen raspon nijansi sive ljestvice (40 do 100 HU, ovisno o uvjetima gledanja). Da bi se mogla uočiti manja razlika za određeni objekt treba koristiti prikladni segment sive ljestvice, a središte ljestvice treba namjestiti prema atenuacijskim vrijednostima koje su od najvećeg interesa, na razinu koja utječe na svjetlinu slike. Obrada i analiza slike podrazumijevaju različita mjerenja koja se mogu vršiti na dobivenoj CT slici. Od jednostavnih mjerenja postoji mjerenje dužine u milimetrima te gustoće nekog tkiva u HU. Na nekim se uređajima može određivati i volumen nekog patološkog procesa.

Dokumentacija CT slike s konvencionalnih skenera, obično je trajno pohranjena na filmu. Početkom 90-ih godina 20. stoljeća u upotrebi je jedinstveni protokol i norma u digitalnoj komunikaciji medicinskih uređaja koji se naziva DICOM (engl. *Digital Imaging and Communications in Medicine*). Analogni signal koji nastaje na detektorima pretvara se u digitalni putem analogno-digitalnog pretvarača. Signal se nadalje obrađuje u računalu te se preko digitalno-analognog pretvarača prenosi na monitor. Digitalne rtg-mreže koje su sastavljene od uređaja koji razmjenjuju digitalne slike nazivaju se PACS (engl. *Picture Archiving and Communication System*). Da bi digitalna rtg-mreža bila u funkciji, potrebno je odrediti mrežni računalni program. Radne stanice predstavljaju samostalna računala s monitorom i odgovarajućim aplikacijskim programom za obradu

slike i podataka koji mogu biti povezani u mrežu s mrežnim programom (Slika 12). Kao osnovni dio svakog PACS sustava nalazi se i laserska kamera. To je uređaj koji na film laserom prenosi slikovne podatke s radnih stanica ili uređaja povezanih u mrežu.



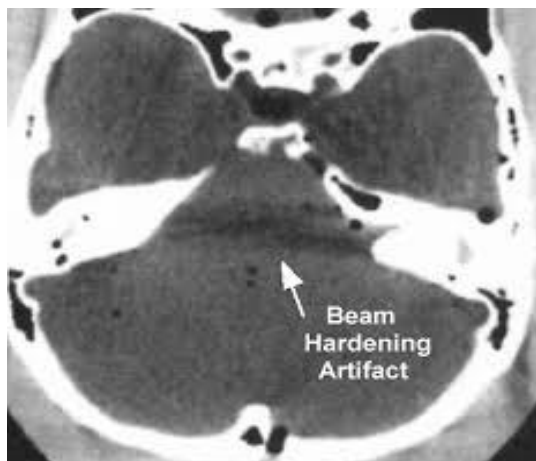
Slika 12. Digitalna rtg-mreža.

Dostupno na:

<http://2.bp.blogspot.com/cC7s8kOQtX8/VaOG3KAsqfI/AAAAAAAAABhw/6T9yW Dcvfig/s400/clarinity%2Bworkflow.jpg>

2.3. Artefakti pri CT snimanjima

Artefakti pri CT snimanjima općenito se mogu razvrstati u artefakte koji nastaju na fizikalnim osnovama, artefakte vezane za bolesnike, artefakte vezane za sam uređaj i artefakte helikalnog i višeslojnog uređaja. Artefakti na fizikalnim osnovama nastaju kao rezultat apsorpcije fotona različite energije pri prolazu kroz tkivo ili organ. Snop rtg-zračenja koji se sastoji od fotona različite energije prolaskom kroz objekt postaje "tvrđi" odnosno njegova energija raste zato što se fotoni niže energije upijaju puno više od fotona više energije. Na taj način nastaju artefakti koji se nazivaju artefakti tvrdog snopa (engl. *Beam Hardening*) ili kupasti artefakti (engl. *Cupping*), budući da prolaskom kroz cilindrične strukture stvaraju oblik šalice (Slika 13) (Slika 14). Mogu se izbjeći primjenom filtracije i korekcije u ugađanju (kalibriranju) i posebnim računalnim programom za korekciju tvrdoće snopa.



Slika 13. Artefakti tvrdog snopa

Dostupno na:

<http://3.bp.blogspot.com/xepBZX7KUFi/VaOHXHo2KYI/AAAAAAAAABh4/fQPcdrd94GU/s1600/preuzmi.jpg>



Slika 14. Kupasti artefakti

Dostupno na:

http://1.bp.blogspot.com/LMdgXUs9uiA/VaOHpUcEHjI/AAAAAAAAABiA/wmzJ0gXYuDo/s320/142d6c6760890cec00173fad02b622_gallery.png

Drugi tip artefakta je formiranje tamnih rubova na granici dvaju tkiva s vrlo velikom razlikom gustoće (npr. kost i zrak u prsištu te na rubu krvnih žila nakon primjene kontrastnog sredstva), a posljedica su neprimjerenog omjera signala i šuma.

Artefakti parcijalnog volumnog efekta nastaju lošom procjenom gustoće tkiva s velikom razlikom u gustoći u z-osi (npr. područje stražnje lubanjske jame). Pojavljuju

se kao hipodenzne ili hiperdenzne vodoravne linije, a mogu se izbjeći uporabom tanjih slojeva. Artefakti mogu nastati i od raznih metalnih predmeta u ili na tijelu bolesnika (klipse, metalni ukrasi, proteze).

Artefakti predmeta koji se ne mogu odstraniti prije snimanja mogu se ponekad ublažiti angulacijom (nagibom) kućišta. Postoje i posebni računalni programi za minimaliziranje artefakata metalnih predmeta. Artefakti nastali zbog micanja bolesnika mogu se izbjeći u suradljivih bolesnika pravilnim uputama o zadržavanju daha prilikom snimanja. U bolesnika koji ne mogu surađivati, mora se primijeniti sedacija ili anestezija.

Artefakti vezani za CT uređaj nastaju ako je jedan od detektora III. generacije CT uređaja izvan umjeravanja. Artefakt kružnog efekta prikazuje se kao prstenasta struktura ili niz koncentričnih krugova iznad snimanog dijela tijela. Artefakti stožastog snopa (engl. *Cone Beam*) nastaju zbog rotacije detektora i cijevi oko bolesnika. Podaci prikupljeni spojednog detektora odgovaraju volumenu između dvaju stožaca umjesto idealne ravnine. Ovi se artefakti pogoršavaju što su slojevi tanji. Za izbjegavanje istih koriste se multidimenzionalne adaptivne filtracijske tehnike. U multiplanarnih i 3D rekonstrukcija nastaju tzv. artefakti stepenica ili artefakt zebre u slučaju širokog kolimacijskog snopa ili debljih slojeva, zbog nepreklapanja slojeva. Moderni uređaji s vrlo tankim slojevima u potpunosti odstranjuju pojavu artefakata.

Primjena kontrastnih sredstava pri CT snimanjima nužna je za procjenu prokrvljenosti anatomskih i patoloških struktura (Slika 15). CT je osobito osjetljiv na kontrastna sredstva i može njihovom primjenom otkriti nedostatke uzrokovane patološkim procesima. Optimalno kontrastno sredstvo za parenteralnu primjenu je jodno, neionsko, niskoosmolarno, urotropno (npr. Iopromid s koncentracijom joda od 240 do 370 mg/ml), uz pažljivi odabir bolesnika i pravilno postavljenu indikaciju. Čimbenici koji određuju prožimanje (imbibiciju) patološke lezije su: volumen i raspodjela kontrastnog sredstva u intravaskularnom sustavu, vaskularizacija i permeabilnost krvnih žila, volumen intravaskularnog i ekstravaskularnog prostora lezije itd.



Slika 15. Kontrastna sredstva

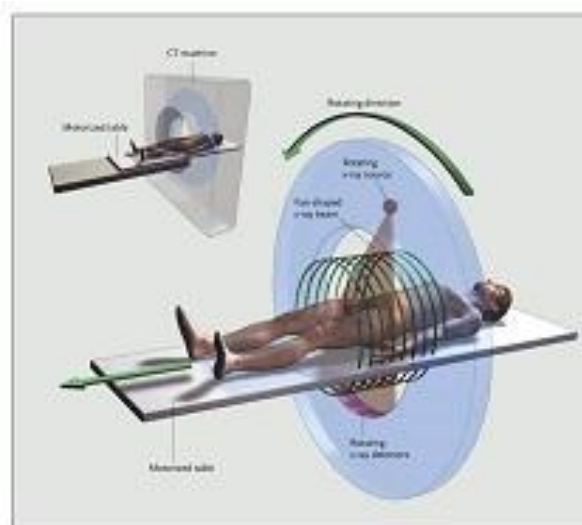
Dostupno na:

<http://2.bp.blogspot.com/FOCubwImzGU/VaOJAluBh5I/AAAAAAAAABiU/5DiN MUqnc08/s1600/images%2B%25282%2529.jpg>

2.4. Spiralni CT uređaji

Spiralni CT uređaji uređaj omogućavaju kontinuiranu rotaciju rtg-cijevi i detektora u jednom smjeru pri čemu za vrijeme ekspozicije stvaraju spiralno kretanje oko snimanog objekta (Slika 16). Stol CT uređaja se linearno pomiče kroz primarni rtg-snop. Tom tehnologijom podaci prikupljeni iz određenog volumena bolesnikova tijela računalno se obrađuju rekonstrukcijskim postupnicima za spiralu. Postupnici pružaju mogućnost analize pojedinih slojeva i trodimenzionalne slike pojedinih anatomskih struktura i krvnih žila.

Prednosti spiralnih CT uređaja u odnosu na prethodne generacije CT uređaja jesu dobar prikaz organa s fiziološkim pokretima, mogućnost analize finih struktura (primjerice plućnog intersticija), brzi kontrastni prikaz krvnih žila (angio CT) te mogućnost virtualne endoskopije. Najsuremeniji višeslojni spiralni CT uređaji (VII. generacija, MSCT) daju najveći stupanj vremenske i prostorne rezolucije. Mogu imati do 320 detektorskih kanala, vrijeme rotacije rtg-cijevi je 0,25 sekunda, a kolimacija rtg snopa je 0,24 mm.



Slika 16. Shema rada spiralnog CT uređaja

Dostupno na:

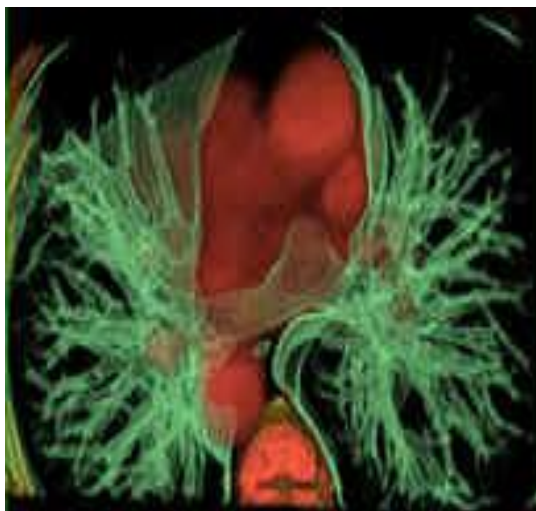
http://3.bp.blogspot.com/7u9aV28IFxU/VaNdx_XBnAI/AAAAAAAAABf0/MWUzbFr-upo/s1600/CT_Brenner_Hall.jpg

Najmoderniji aparati su višeslojni CT uređaji, koji sadržavaju više detektorskih slojeva. Višeslojni detektori omogućuju obuhvaćanje znatno veće količine podataka dobivenih nakon prolaska rentgenskih zraka kroz tijelo bolesnika. Na taj se način nakon računalne obrade, osim standardnih aksijalnih ili poprečnih slojeva, dobiju i rekonstruirani frontalni ili koronarni slojevi te sagitalni slojevi, odnosno rekonstrukcije istih. U isto vrijeme, veliki napori i ostvarenja istraživača usmjereni su na izlaganje bolesnika što manjoj količini zračenja tijekom pretraga. Nakon prolaska, kroz tkiva u organizmu koji imaju različite koeficijente apsorpcije, zračenje pada na detektore koji fotone pretvaraju u signale proporcionalne koeficijentu apsorpcije snimanog dijela tijela. Iz niza takvih projekcija, nastalih za vrijeme kretanja cijevi i detektora oko pacijenta, složenim matematičkim algoritmima uz pomoć računala rekonstruira se slika snimanog dijela tijela.

2.5. MSCT uređaji

Sredinom 80-ih godina 20.st. konstruiran je klizni prsten tako da su dotadašnji rtg-kabel i „bubanj“ sustav mogli biti napušteni. Kontaktni prsten omogućava prijenos

električne energije iz statičnog izvora napajanja na stalno rotirajuće postolje. CT uređaj s kliznim prstenima sada može rotirati stalno pri čemu se ne mora zaustavljati. Ova inovacija je dovela do renesanse u spiralnom skeniranju. Ovakvi spiralni CT uređaji mogu sada prikazati cijela anatomska područja kao što su pluća brzinom 10 do 20 sekundi. Umjesto mnogo pojedinačnih slojeva, koji mogu biti neusklađeni zbog laganog gibanja bolesnika ili disanja (trbuh, pluća) između svakog sloja, spiralni CT uređaj skuplja podatke o pacijentu, u jednom pomaku stola. Dobiveni skup podataka računalno obrađujemo iz čega dobivamo trodimenzionalne slike složenih krvnih žila kao što su bubrežne arterije ili aorte. 3D CT slike iz volumena podataka omogućuju liječnicima vizualizaciju složenih prijeloma, primjerice ozljede lica u tri dimenzije, a može im pomoći pri planiranju rekonstruktivnih kirurških zahvata. CT je jedinstven po tomu što može pružiti detaljne informacije o gotovo svakom organu u trbuhu i zdjelici pri jednom brzom pregledu. Spiralni CT uređaji omogućuju stjecanje CT podataka koji savršeno odgovaraju trodimenzionalnom, realnom stanju snimanog objekta. Širok raspon softverskih tehnika s naprednim računalnim sustavima omogućava stvaranje nevjerojatne 3D "virtualne stvarnosti" (Slika 17).

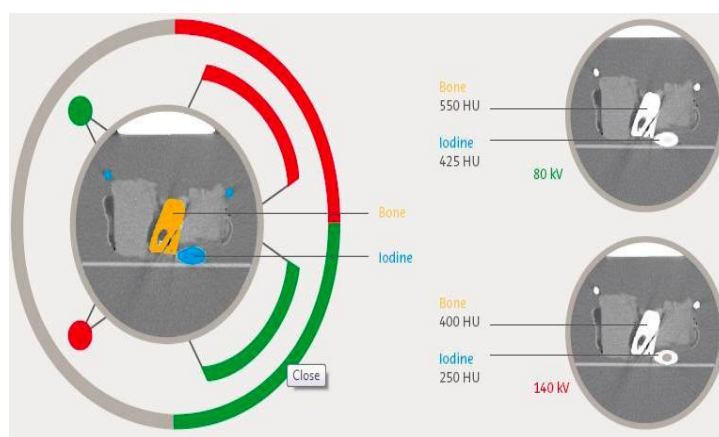


Slika 17. Virtualna stvarnost 3D prikaz pluća. Bronhalno stablo je obojene u zeleno a srce, aorta i kralješci su u crveno.

Dostupno na stranici:<http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMra072149>

3. CT UREĐAJI S DVOSTROKIM IZVOROM ZRAČENJA

CT uređaji s dvostrukim izvorom zračenja (engl. *Dual Source CT- DECT*) počeli su se razvijati 70-ih godina 20. st. u cilju poboljšanja kvalitete CT pregleda, a intenzivno se razvijaju tijekom 80-ih godina. Smisao je spojiti dvije rtg-cijevi u jednu cjelinu kako bismo, uz istu ili manju količinu zračenja, u kraćem vremenu dobili veći broj iskoristivih podataka. Osnova je slip prstenasta tehnologija koju koristimo u spiralnim CT uređajima s pokretnim stolom, uz dodatak još jedne rtg-cijevi te niza detektora (Slika 18).



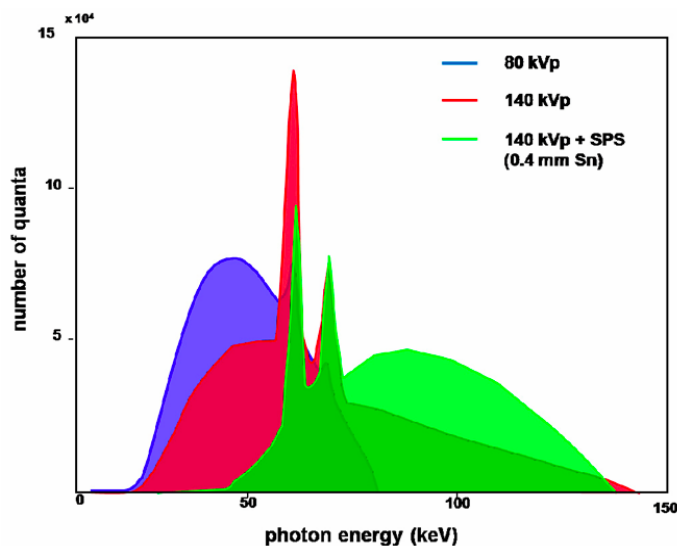
Slika 18. Shematski dijagram dvoizvornog CT uređaja koji prikazuje dvije slike nastale pomoću dvije cijevi različitih energetske spektara. Snimke prikazuju razlike atenuacije a bilježimo ih u HU koje proizlaze iz različitih energetske spektara.

Dostupno na:

<http://www.dsct.com/index.php/the-technology/increased-diagnostic-information-scanning-with-two-energies/dual-energy-not-just-grey-levels-one-more-color/>

Vrijednosti napona (od 140 kV-80 kV) omogućuju detaljan prikaz anatomskih struktura organa i tkiva. Podatke bilježe detektori, temeljem slabljenja energije (atenuacije), prolaskom poznatih vrijednosti zračenja kroz materijale različite gustoće. Prosječne energije dva izvora zračenje su 76 kV za cijev od 140 kV te 56 kV za cijev od

80 kV, koje uporabom filtra i prilagodljivih detektorskih kanala možemo još više homogenizirati (Slika 19).

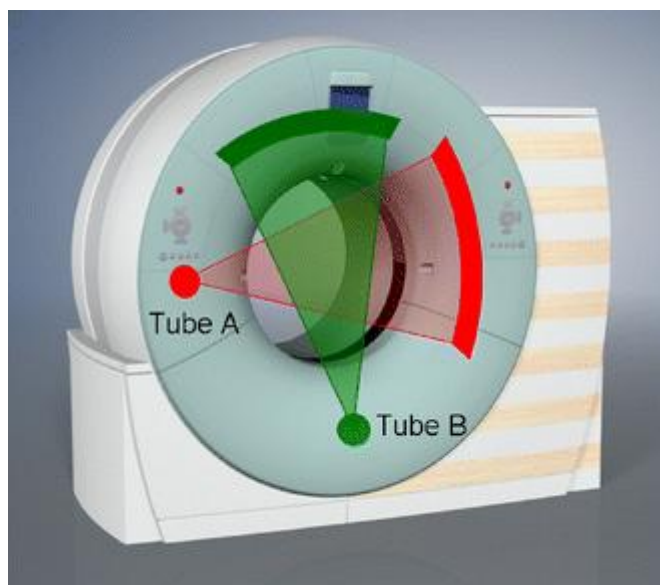


Slika 19. Odgovarajući energetska spektra za napone od 80 i 140 kV. Zelenom bojom je prikazan, filtrom od 0,4 mm selena, homogenizirani snop.

Dostupno na:

<http://www.dsct.com/wp-content/uploads/2009/12/attenuated-energy1-300x249.jpg>

Uz snižene vrijednosti energija zračenja, ovaj uređaj pruža mogućnost brze diferencijacije različitih tkiva u analiziranom organu, bez povećanja šuma, uz mogućnost spektralne analize različitih tkiva i morfoloških analiza krvnih žila. Osnovne karakteristike uređaja s dvostrukim izvorom zračenja većim dijelom su slične karakteristikama svakog drugog MSCT uređaja (5). Kućište je jedinica za skeniranje pomoću rtg-cijevi, detektorskim sustavom, sustavom hlađenja, zatim visokofrekvencijski generator, stol za prihvat bolesnika (pomičan u svim smjerovima-plivajući stol), upravljački stol i radna stanica s računalom, procesorom za rekonstrukciju slike i uređajima za pohranu slike (Slika 20). U njemu se nalazi posebno građena rtg-cijev, detektori, transformator, kolimatori i filtri. DECT nudi mogućnost iskorištavanja spektralnih podataka u dijagnostičke svrhe. Postoje različiti tehnički pristupi, od kojih svi imaju inherentne prednosti i nedostatke, posebno u vezi spektralnog kontrasta i učinkovitosti doze.



Slika 20. Kućište DECT sustava sa shematskim prikazom dvije cijevi i dva (A,B) odgovarajuća detektora ortogonalno postavljena (pod kutom od 90 °)

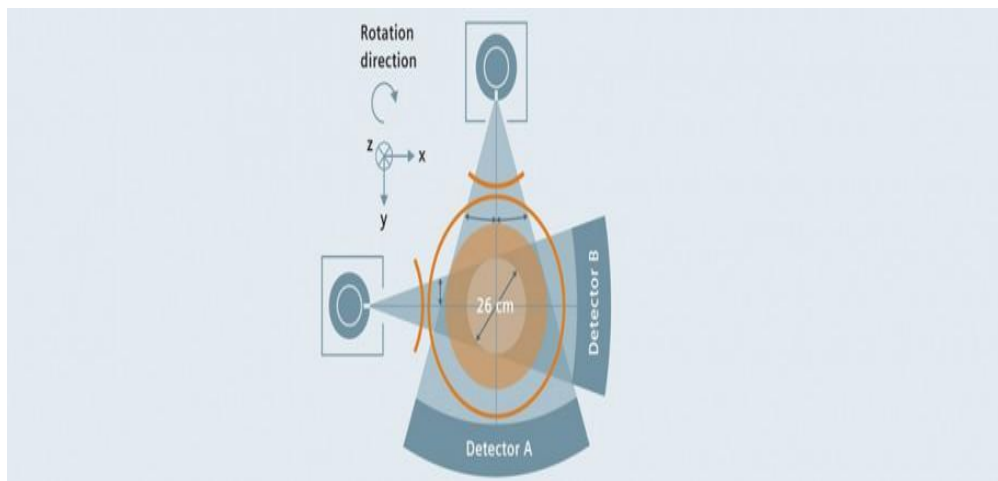
Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/downloaddoi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>

3.1. Princip rada sustava detektora

Sustav je opremljen s dvije rtg-cijevi i dva odgovarajuća detektora montirana na rotirajuće postolje koje čine kutni pomak od 90°. Jedan detektor (A) pokriva ukupno područje skeniranja (promjera 50 cm), dok je drugi detektor (B) ograničen na manje, centralno polje (26 cm u promjeru) (Slika 21). Svaki detektorski kanal sadrži 40 detektorskih redova, koji imaju 0,6 mm širine u 32 središnja reda, vanjski redovi na obje strane imaju 1,2 mm širine. Ukupna širina, u uzdužnom smjeru (z-smjeru), svakog detektora je 28,8 mm na izocentru. Pravilnim kombinacijama signala pojedinih redova detektora dobijemo detektorsku konfiguraciju $32 \times 0,6$ mm ili $24 \times 1,2$ mm (tzv. z-leteća, Spot tehnika) (6). Na ovaj način svaki detektor dobiva 64 preklapajuća sloja od 0,6 mm po rotaciji. Najkraći put rotacije je 0,33 s, potom slijede rotacije u vremenu od

0,5 s i 1,0 s. Dvije rtg- cijevi omogućuju do 80 kW vršne snage (7). Obje cijevi rade neovisno u odnosu na njihove pojedinačne postavke kilovolti i miliampersekunda.



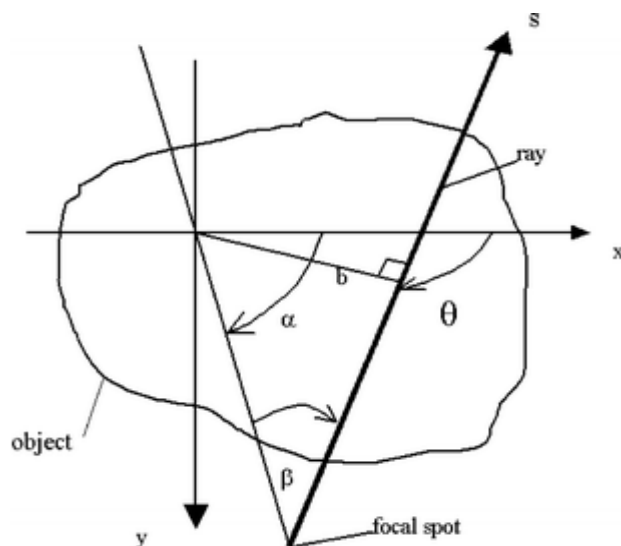
Slika 21. Tehnička provedba DECT sustava:(A) odnosi se na veličinu polja skeniranja s promjerom od 50 cm, dok je drugi detektor (B) pokriva manje, centralno polje interesa od 26 cm

Dostupno na:

http://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/wp-015/12/S-DSCT-featured-916x269.jpg

Na ovakav način, uz napon na jednoj cijevi od 80 kV a na drugoj 140 kV, omogućeno je stjecanje dvostrukih energetske podataka, što rezultira poboljšanom vremenskom rezolucijom. Skener ove vrste pruža kraću vremensku rezoluciju za otprilike četvrtinu vremena rotacije. Podatke potrebne za rekonstrukciju slike prikupljamo iz cijelog području skeniranja promjera od 50 cm. Vremenska rezolucija u određenoj točki FOV-a određuje vrijeme prikupljanja podataka, što pridonosi boljoj kvaliteti slike u toj točki. Kratke vremenske rezolucije omogućavaju rekonstrukciju slike u bilo kojem vremenskom trenutku i u bilo kojoj točki FOV-a (8). Za poboljšanje vremenske rezolucije, predloženi su modificirani rekonstrukcijski pristupi djelomičnog skeniranja, koji se najbolje mogu objasniti paralelnom geometrijom (9). Treća generacija CT skenera prikuplja podatke o geometriji upadne-zrake, vodeći računa o kutovima projekcije α i kutovima upada β -zrake. Drugi set varijabli služi istoj svrsi jer kut (θ) b je kut azimuta b koji označava udaljenost od izocentra (Slika 22). Jednostavna transformacija koordinata odnosi se na dva seta varijabli.

S obzirom na prikupljene podatke o geometriji upadne zrake, potrebno je osigurati kut od 180° da bi smo dobili podatke za bilo koju točku slike unutar FOV-a. Ako zanemarimo suvišne podatke vremensku rezoluciju središta rotacije dobijemo kao rezultat jednadžbe $180^\circ / 360^\circ = 1/2$ puta rotacije za vrijeme jednog sloja ($0,33$ rotacije = 165 ms).



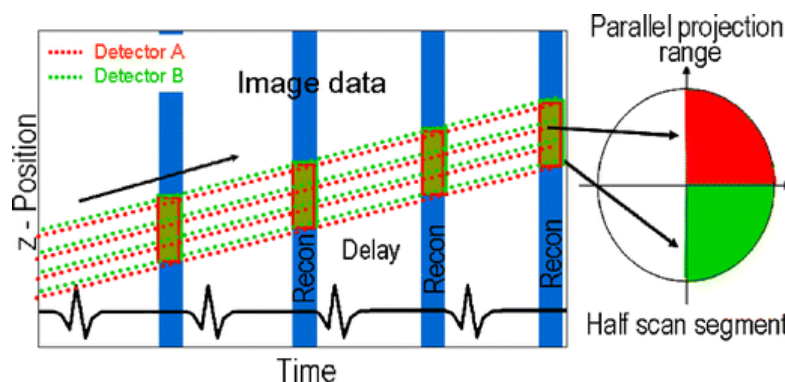
Slika 22. Kod (CT) uređaja, definiranje varijabli se koristi za mjerenja upadnih kutova rtg-zraka. Paralelna projekcija dobiva se tako da se slažu zrake iz nekoliko projekcija (engl.fan-beam).

Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>

DECT uređaji, polovinu puta jednog skena mogu podijeliti u dvije četvrtine koji su, istovremeno dobiveni, iz dvije cijevi i dva niza detektora u istoj fazi srčanog ciklusa bolesnika, i u istoj anatomskoj razini (Slika 23). Dvije četvrtine skeniranja omogućavaju blagi prijelaz bez diskontinuiteta (kut prijelaza od 30°). Budući da drugi detektor ne pokriva cijeli FOV, njegove projekcije su potencijalno skraćene i moraju se ekstrapolirati iz podataka prikupljenih od prvog detektora pod istim kutom. Podaci iz jednog srčanog ciklusa koriste samo rekonstruiranu sliku. Prema tome, osnovni način rada DECT sustava odgovara rekonstrukcijama jednog segmenta. To je glavna razlika u odnosu na konvencionalne sustave MSCT, koji teoretski mogu pružiti sličnu vremensku

rezoluciju pomoću multisegmentalnog pristupa (9). S takvim pristupom, vremenska rezolucija jako ovisi o stabilnom i predvidivom broju otkucaja srca. Optimalna vremenska rezolucija može se postići samo na nekoliko mirnih točaka. Slika 24. prikazuje vremensku rezoluciju kao funkciju bolesnikovih otkucaja srca na konvencionalnom DECT sustavu sa vremenom rotacije od 0,33 s (SOMATOM Sensation 64, Siemens Medical Solutions, Forchheim, Njemačka)



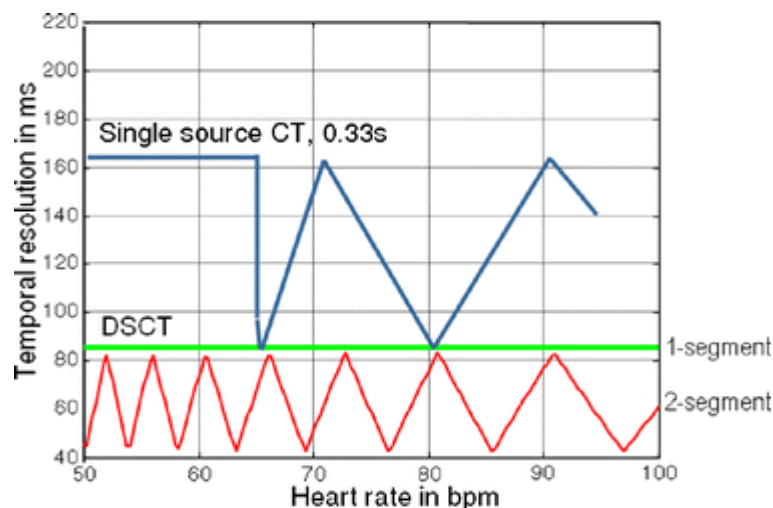
Slika 23. Princip ehokardiografije za spiralnu rekonstrukciju slike kod dvoizvornog (DECT) sustava. Položaj detektora, oba mjerna sustava A (crvene točkice) i B (zelene točkice), u odnosu na funkciju vremena rada bolesnikova srca. Na dnu je shematski prikazan bolesnikov EKG signal. Kako bi se pojednostavio crtež prikazana su samo četiri sloja, a crvene i zelene točke su blago pomaknute u z smjeru. U stvarnosti, svaki od dva detektora stječe 64 preklapanja debljine sloja od 0,6 mm pomoću dvostrukog z-uzorkovanja.

Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/downloaddoi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>

Zanimljivo je napomenuti da DECT također kao i MSCT može koristiti multisegmentalni pristupi pri čemu vremenska rezolucija varira kao funkcija bolesnikova otkucaja srca, a srednja vremenska rezolucija od oko 60 ms može se postaviti na vrijeme rotacije 0,33 s (Slika 24). Iako se ovaj način ne preporučuje za koronarografiju, on može biti koristan za napredne funkcionalne procjene, kao što su otkrivanje patoloških promjena. Za koronarografiju i procjenu osnovnih funkcionalnih pokazatelja dovoljan je pojedinačni (engl. *Single mod*) od kojega se očekuje da će

osigurati dovoljnu vremensku rezoluciju u klinički relevantnim studijima. DECT nema potrebe za multisegmentalnom obnovom na višim frekvencijama rada srca (9).



Slika 24. Vremenska rezolucija kao funkcija bolesnikovih otkucaja srca za jedan multidetektorski red pri kompjutoriziranoj tomografiji (MDCT) sustava, s vremenom rotacije 0,33 s. MDCT postiže 83 ms vremensku rezoluciju samo pomoću rekonstrukcije dvostrukog segmenta, na 66 otkucaja srca, 81 otkucaj srca i 104 otkucaja srca (plava linija). Ovakav sustav uz ovu vremensku rezoluciju osigurava neovisnu rekonstrukciju bez obzira na broj otkucaja bolesnikovog srca (zelena linija). Kod dual-segmenta (crvena linija), vremenska rezolucija varira u ovisnosti od broja otkucaja srca, a srednja vremenska rezolucija od oko 60 ms je dovoljna za napredne funkcionalne procjene.

Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/downloaddoi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>

Studija pokazuje da ni u jednoj fazi srčanog ciklusa pojedinačni presjeci ne zahvaćaju segmente sistole i dijastole (9). U odnosu na broj otkucaja srca (broj otkucaja srca $HR = 60 / TRR$, u otkucajima / broj otkucaja u minuti) i uz pretpostavku intervala pouzdanosti od 10 otkucaja u minuti može se izračunati (Tablica 1.).

Tablica 1. Ovisnost otkucaja srca o pomaku stola i pitch-u

Broj otkucaja srca u min.	Pitch	Pomak stola mm/s
50	0.21	12.8
60	0.27	16.0
70	0.32	19.2
80	0.37	22.4
90	0.43	25.6

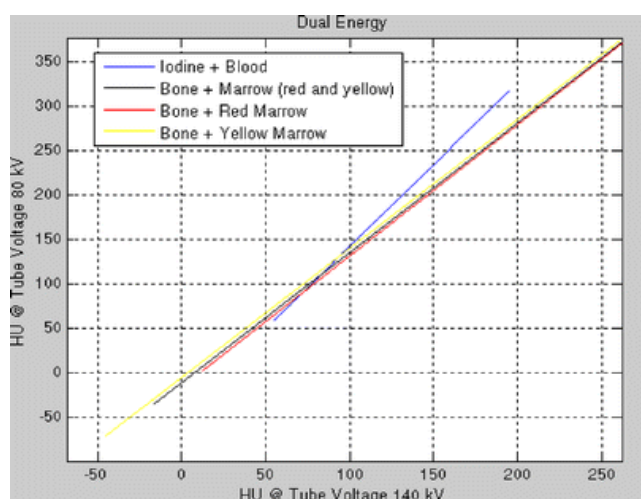
Dostupno na:

Flohr T, Ohnesorge B. Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for ECG-gated multi-slice spiral CT of the heart. *J Comput Assist Tomogr* 2001;25:907–23.

Način rada CT skenera određujemo temeljem broja otkucaja srca bolesnika prije pregleda, što je niži broj otkucaja uzima se i dodatni sigurnosni razmak od 10 otkucaja u minuti za automatsko podešavanje pomaka stola pri skeniranju što je prikazano u tablici 1. Uvećanje polja skeniranja, na višim frekvencijama, ne samo da smanjuje vrijeme pregleda već i dozu zračenja za bolesnika. Drugi način smanjenja ukupne doze zračenja bolesnika je mehanizam detekcije DECT sustava koji reagira na varijacije brzine otkucaja srca (fleksibilna prilagodba).

Jedan, od spomenuta dva sustava, je funkcionalno dovoljan pri skeniranju 64-slojna jednoizvornog CT uređaja. DECT sustavi pokazuju neke zanimljive značajke u općoj radiologiji. Prvo, pojedinačne rtg-uređaje možemo koristiti istovremeno kao standardne spiralne CT pri čemu postizemo do 160 kW vršne snage. Osim toga, DECT cijevi mogu se koristiti na različitim postavkama kV i mAs. Upravo snaga prvih DECT uređaja nije mogla zadovoljiti kvalitetom slike pri niskim vrijednostima kV. Ovo ograničenje na modernim DECT sustavima više ne postoji, a dvostruki energetske podaci mogu se dobiti gotovo istovremeno u svakom djeliću sekunde prikazanog puta što mu daje važnu kliničku vrijednost.

Slika 25. prikazuje računalnu simulaciju CT vrijednosti, HU jedinica, temeljem podataka dobivenih iz dvoizvornih CT uređaja, iz koje očitavamo funkcionalne i morfološke podatke. Naknadnom obradom imamo mogućnost u potpunosti razdvojiti kosti od jodom ispunjenih krvnih žila. Jod pokazuje mnogo veći porast CT vrijednosti s padom napona rtg-cijevi. U načelu, vrijednosti > 100 HU na 140 kV pokazuju razliku između vrijednosti HU joda i HU kostiju prema njihovom položaju u dijagramu (Slika 25). Bitna će razlika nastati povećanjem broja sirovih informacija, koje koristimo u postprocesorskim postupnicima, na niskim do srednjim CT vrijednostima, pri čemu smanjujemo SNR.



Slika 25. Računalna simulacija vrijednosti, izraženih HU, pri CT analizi. Prikazane su: mješavina joda i krvi, kosti, kosti i koštane srži za napone rtg-cijevi od 80 kV i 140 kV, koje ilustriraju potencijal dvostruke energije CT za slikovno odvajanje CT vrijednosti > 100 HU na 140 kV napona. Plava linija predstavlja jod, a crna, crvena i žuta kost.

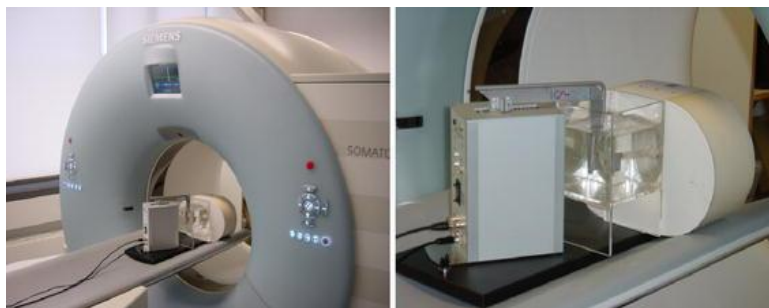
Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/downloaddoi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>

3.2. Evaluacija vremenske rezolucije

Napravljeni su pokusi koronarnih arterija na fantomu u cilju provjere učinkovitosti poboljšanja vremenske rezolucije DECT sustava na uređaju SOMATOM Sensation 64.

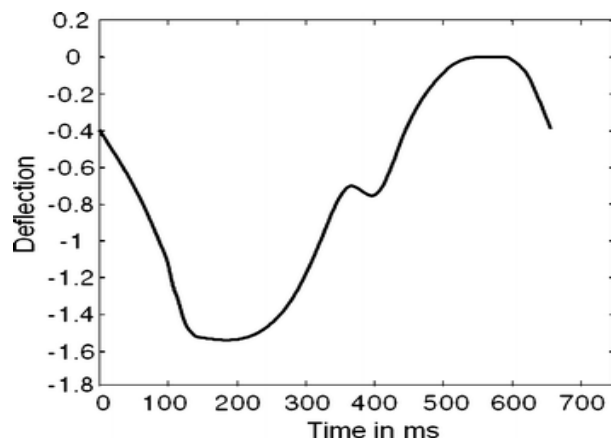
Fantom koji predstavlja koronarnu arteriju, cijev od pleksi-stakla promjera 4 mm, ispunjena je s trima različitim kontrastima. U dvije cijevi su stavljeni stentovi tako da jedan od stentova ima umjetnu 50 % stenozu. Jedan od stentova je uronjen u vodenu kupelj, a robotska ruka vođena računalom simulira pokrete srca (Slika 26). Gibanje srca i brzina robotske ruke zadani su da izgledaju što prirodnije. Uspoređena su skeniranja na fantomu DECT skenerom i jednoizvornim 64-slojnim MSCT uređajem. Dobiveni podaci odgovaraju otkucaja srca od 70 i 90 otkucaja u minuti. Slika 27 prikazuje krivulju kretanja za 90 otkucaja u minuti. Pokazatelji skeniranja za DECT sustav su: 120 kV, 400 mAs sa svakom rtg-cijevi, uz rotaciju cijevi od 0,33-s, s pojedinačnim detektorima $32 \times 0,6$ mm, s visinom od 0,32 (70 otkucaja u min.) i nagibom od 0,43 (90 otkucaja u min.), s vremenskom rezolucijom svakog segmenta 83 ms. Za MSCT je korišten standardni protokol za EKG: 120 kV, 500 mAs, vrijeme rotacije 0,33 s, $32 \times 0,6$ mm kolimacijskim snopom, rekonstrukcije dvaju segmenata s ~ 140 ms i ~ 160 ms vremenskom rezolucijom na 70 otkucaja u minuti i 90 otkucaja u minuti, respektivno. Za oba sustava, u z-ravnini korištena je tehnika žarišne točke kako bi smo dobili 64 simultana preklapanja sloja u debljini od 0,6 mm (10).



Slika 26. Računalno upravljana robotska ruka u spremnik vode puni kontrast. Gibanje, amplituda i brzina robota podešavaju se tako da budu što sličniji realnim pokretima srca i koronarnih arterija.

Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>



Slika 27. Primjer krivulje gibanja za računalno upravljaju robotsku ruku, simulira 90 otkucaja u minuti. Prikazano je gibanje uzorka koronarne arterije temeljem vrijednosti datih u literaturi.

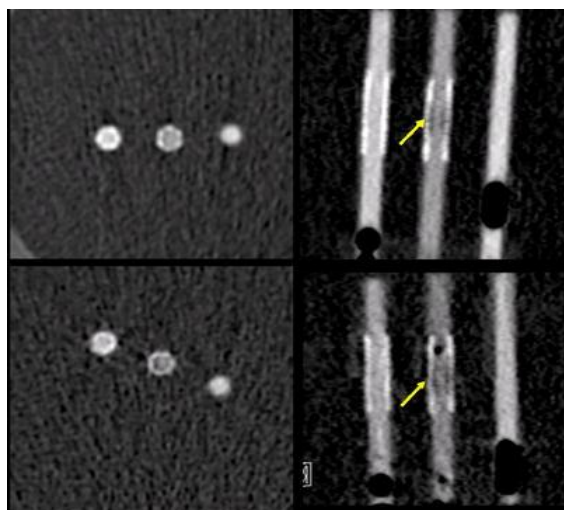
Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/downloaddoi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>

Da bi se odredila osjetljivost, detektorskog sustava spiralnog modela DECT sustava, skenirana je tanka zlatna ploča (debljine 0,4 mm) ugrađena u cilindar građen od pleksi-stakla. Zlatna pločica je postavljena blizu izocentra uz široki raspon slojne osjetljivosti i povećanje od 0,1 mm. Raspon rekonstrukcija bio je dovoljno velik da procjeni slojnu osjetljivost sustava od prve do zadnje slike. Pločica zlata je potpuno nestala na rekonstrukcijskim slikama, a cilindar od pleksi-stakla je ostao vidljiv. Korištene vrijednosti skeniranja su: 120 kV, 200 mAs za svaku rtg- cijev, 0,33 s vrijeme rotacije, $32 \times 0,6$ mm suženi snop svakog detektora, pomakom stola za 0,32 mm po jednom segmentu, s vremenskom rezolucijom od 83 ms. Robotska ruka je simulirala 70 otkucaja u minuti uz namješteno preklapanje slojeva na: 0,6 mm, 0,75 mm, 1,0 mm te 1,5 mm. Širina CT spiralnog sloja je 2 mm, a osjetljivost prostorne rezolucije je promatrana po uzdužnoj z-osi. Cijev od pleksi-stakla s cilindričnim rupama (promjera: 0,4 mm, 0,5 mm, 0,6 mm, 0,7 mm, 0,8 mm, 0,9 mm, 1,0 mm, 1,2 mm, 1,5 mm, 2 mm te 3 mm) u z-smjeru je stavljena u izocentar. Pokazatelji skeniranja DECT sustava bili su: 120 kV, 250 mAs za svaku rtg-cijev, 0,33 s vremenom rotacije, $32 \times 0,6$ mm suženim snopom svakog detektora, 83 ms vremenskom rezolucijom uz preklapanje slojeva za 0,6 mm. Uz pomoć multiplanarne rekonstrukcije, u z-smjeru, bilo je potrebno

odrediti minimalni dijametar cilindričnih rupa koje bi mogle poslužiti za procjenu geometrijske distorzije.

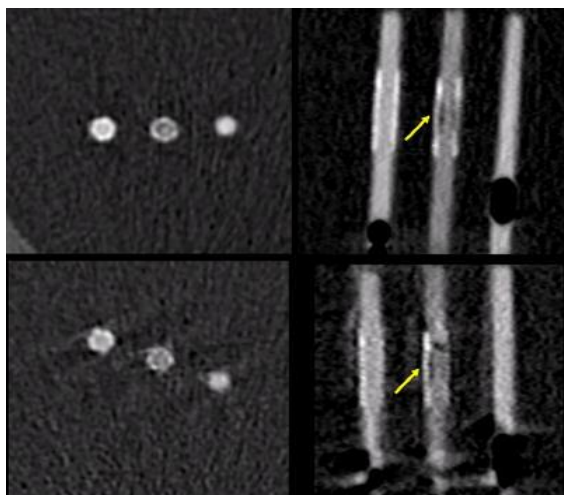
Rezultati ovog istraživanja prikazani su na slikama 28 i 29, a pokazuju razlike u prostornoj rezoluciji, ispitane putem osjetljivosti 64-slojnog CT i DECT detektorskog sustava, pri simuliranim otkucajima srca (70 i 90 otkucaja u minuti). Dobivene slike iz MPR, na 64-slojnom CT uređaju pokazuju artefakte uzrokovane gibanjem, naročito pri 90 otkucaja u minuti, uz zamućenje što je posljedica prevelike vremenske rezolucije (160 ms). DECT sustav prikazuje kretanja koronarnih arterija, na 70 kao i na 90 otkucaja u minuti, gotovo bez artefakata čime se omogućuje pouzdana procjena lumena krvne žile i stenta.



Slika 28. Aksijalni slojevi i multiplanarna rekonstrukcija na fantomu koji prikazuju koronarne arterije na 70 otkucaja u minuti za procjenu kvalitete DECT. Gornja slika prikazuje DECT sustav a donja 64-slojni CT, pri čemu su oba namještena na vrijeme rotacije rtg-cijevi 0,33 s. Vremenska rezolucija DECT je 83 ms, a vremenska rezolucija multidetektorskog-reda CT, pomoću rekonstrukcije dvaju segmenata na 70 otkucaja srca u minuti, je 140 ms. Stenoza u stentu (strelica) jasno je uočljiva na DECT slici.

Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/downloaddoi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>



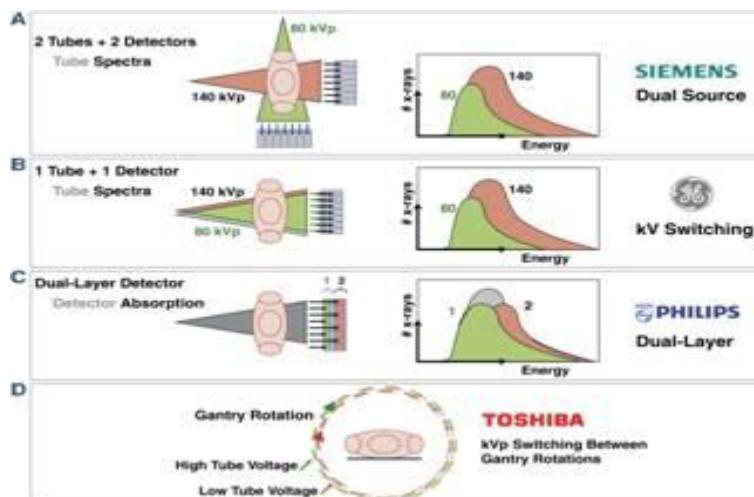
Slika 29. Aksijalni slojevi i multiplanarna rekonstrukcija na fantomu prikazuju koronarne arterije na 90 otkucaja u minuti za DECT. Gornja slika prikazuje DECT a donja 64-slojni sustav pri čemu su oba namještena na vrijeme rotacije rtg-cijevi 0,33 s. Vremenska rezolucija DECT je 83 ms, a vremenska rezolucija multidetektorskog reda CT pomoću rekonstrukcije dvaju segmenata na 90 otkucaja srca u minuti je 160 ms. Stenozu u stentu (strelica) možemo jasno analizirati na gornjoj DECT slici. Donja MDCT slika pokazuje zamućenje i bend artefakte.

Dostupno na:

<http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/downloaddoi=10.1.1.462.4983&rep=rep1&type=pdf>

3.3. Spektar rendgenskog zračenja

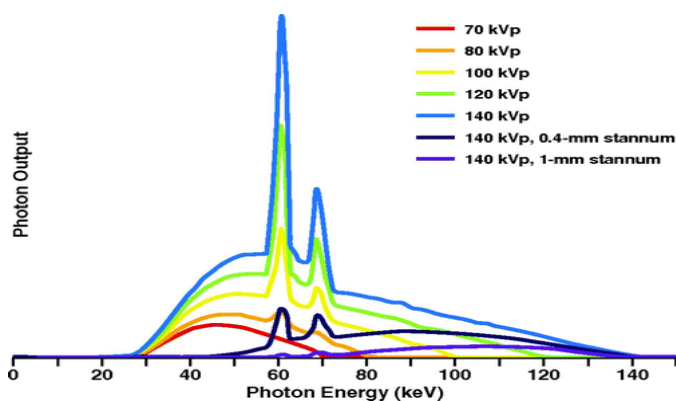
U kliničkoj praksi danas, koristimo brzu izmjenu napona jedne rtg-cijevi ili dvije rtg-cijevi s različitim naponima (Slika 30). Spektralne informacije dobivamo od različitih atenuacija. S druge strane, u bliskoj budućnosti energetske detektori moraju biti u stanju riješiti detekciju spektralnih podataka dvjema ili s više razina energija pomoću polikromatskog spektra jedne rtg-cijevi. Takva cijev ima rotirajuću anodu koja istovremeno daje polikromatski spektar zračenja s karakterističnim spektrom anode građene od volframa (Slika 31).



Slika 30. A- dvije cijevi različitih energija pod kutom od 90° s dva zasebna detektora. B- jedna cijev s brзом izmjenom energija i jednim slojem detektora. C- jedna cijev homogenizirane energije s dva sloja detektora. D- mijenjanje napona jedne rgt-cijevi za vrijeme rotacije u kućištu.

Dostupno na:

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4797067/figure/F2/>

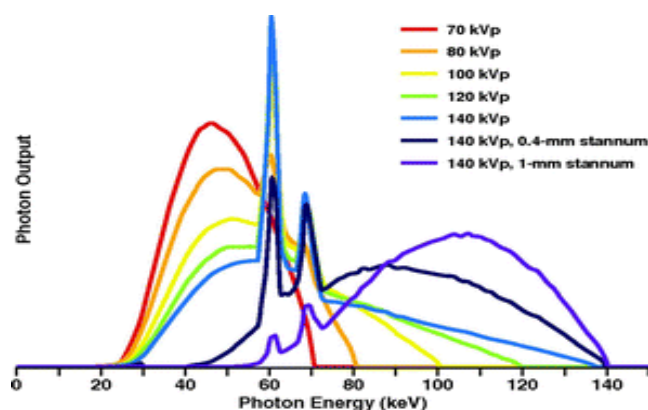


Slika 31. Spektar fotona dobiven Monte Carlo tehnikom. Spektri rgt-cijevi pri temperaturi od 70°C , naponu 80, 100, 120 i 140 kV s filtrima od 0,9 mm titana i 3,5 mm aluminija. Pri naponu od 140 kV još su dodani filtri od 0,4 ili 1 mm kositra. Vrhovi predstavljaju karakteristične linije anode volframa, a kontinuirani spektar je rezultat zakočenog zračenja. Pri jednakim naponima učinkovitost cijevi je optimalna pri 140 kV, dok je energija fotona pri 70 kV upotrebom filtra znatno smanjena.

Dostupno na:

5_supph^{http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issueelement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_01a_cmyk.gif}

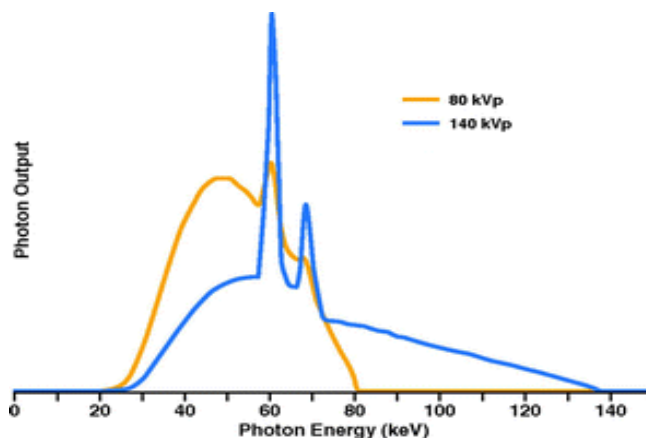
Ne postoje dvije različite energije fotona što sugerira naziv dual-energy CT, već radije govorimo o dva rendgenska spektra. Maksimalna energija fotona je definirana naponom, dok su srednje energije znatno niže, a njihove su razlike manje nego se očekuje (u rasponu energije od 76 kV i 56 kV, odnosno 140 kV i 80 kV uz primjenu uobičajenih filtra). Ako se koriste dvije odvojene cijevi, različitih energija, preporuka je koristiti filtre da bi se postigla slična ukupna energija fotona na izlazu iz oba izvora (Slika 32). Postavke 80 i 140 kV obično se koriste, jer pružaju maksimalnu razliku i najmanje preklapanje između spektara sa standardnim cijevima (Slika 33). Cijev napona manjeg od 80 kV nije korisna, jer se previše energije zračenja apsorbira u ljudskom tijelu. Za odrasle teže od 80 kg, u kliničkoj praksi poželjno je koristiti napone veće od 100 kV. Nova tehnologija nudi 70 kV s visokim strujama, koje mogu biti od interesa kod DECT-a za prikaz ekstremiteta odraslih osoba ili djece (Slika 34). Vrijednosti veće od 140 kV nisu dostupne s današnjim cijevima, ali sa sigurnošću možemo tvrditi da mogu ponuditi veći spektralni kontrast. Osim toga, filtri se mogu koristiti tako da se spektar visoke energetske vrijednosti riješi niskoenergetskog kvanta i smanji preklapanja s niskim energetskim spektrom.



Slika 32. Spektar fotona dobiven Monte Carlo tehnikom. Niske energije mogu se prilagoditi kako bi se postigao što homogeniji izlaz fotona. Ova prilagodba je ograničena maksimalnim naponom rtg-cijevi. Napon od 140 kV homonegiziran filtrom od 0,4 i 1 mm kositra

Dostupno na:

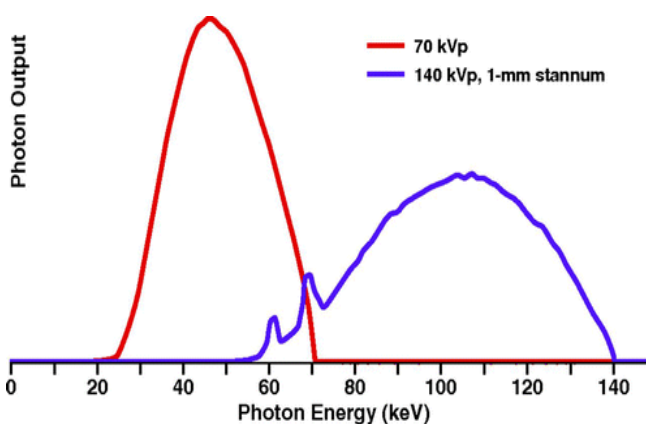
5_supplement/ajr.12.9116/production/imahttp://www.ajronline.org/na101/home/lit
eratum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issueges/small/11_12
_9116_01b_cmyk.gif



Slika 33. Spektar fotona dobiven Monte Carlo tehnikom. Niski naponi struje mogu se prilagoditi kako bi se postigao jednoličan izlaz fotona. Oova prilagodba može biti ograničena maksimalnim naponom cijevi.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_01c_cmyk.gif



Slika 34. Kombinacija napona od 70-kV i 140-kV s filtrom od 1 mm kositra omogućava poboljšani spektralni kontrast i minimalno preklapanje visokoenergetskog i niskoenergetskog kvanta

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gif

U II. generaciji dvoizvornih CT uređaja, dodatkom filtra kositra od 0,4 mm povećana je spektralna razlika. Deblji filtri dodatno homogeniziraju spektar, ali upijaju toliko izlazne energije kvanta da ostatak dobiva premali kvant čak i uz maksimalnu struju cijevi: prikazan je primjer za filtre debljine 1 mm kositra pri naponu od 140 kV (Slike 31 i 34). Ipak, u bliskoj budućnosti, CT uređaji s više cijevi u kombinaciji s debljim filtrima mogu ponuditi daljnja poboljšanja kvalitete spektralnog kontrasta.

3.4. Detektorska tehnologija

Moderni CT detektori integriraju sve intenzitete svjetla inducirane utjecajem fotona u scintilatorima tijekom intervala očitavanja, ali ne daju izračun prikupljenih energija. Trenutni DECT pristupi oslanjaju se na dva potpuno odvojena izvora zračenja i njima odgovarajućim detektorima ili se služe podacima iz projekcija u različitim vremenskim točkama. Dva sloja ili sendvič detektori s različitim spektralnim osjetljivostima mogu pružiti spektralne podatke u pojedinačnim (*engl. single-source*) sustavima, ali do sada nisu korišteni u kliničkim uvjetima. U budućnosti, kadmij na bazi poluvodiča, kao što je kadmijev cink telurid (CdZnTe), može poslužiti kao poluvodički detektor za prikupljanje fotona, koji bilježe energiju svakog pojedinog fotona. Ova metoda je u uporabi za kontrolu prtljage skenera na aerodromima. Međutim, ova detektorska tehnologija još se ne može nositi s visokim protokom fotona i ne može pružiti visoku kvalitetu slike potrebnu za kliničku CT dijagnostiku.

Da bi se mogla uočiti kontrastna razlika tkiva DECT uređaj mora imati spektralna svojstva, odnosno detektirati i najmanje razlike prigušenja rtg-zračenja. Comptonov efekt, koherentno raspršenje i fotoelektrični efekt su tri osnovna načina gubljenja energije rtg-zračenja prolaskom kroz različita tkiva. Fotoelektrični efekt veoma ovisi o atomskom broju materijala; veći atomski broj podrazumijeva jače izražen fotoelektrični efekt. Većina atoma u ljudskom tijelu (vodik, ugljik, dušik i kisik) ima vrlo slab fotoelektrični efekt. Neki ioni u tijelu, kao što su kalcij ili magnezij, imaju nešto jači učinak, dok je fotoelektrični efekt kontrastnog materijala (jod, barij ili ksenon) vrlo jak. Te razlike su uzrokovane interakcijom fotona s elektronima u ljusci atoma. Kao rezultat fotoelektrične interakcije s elektronima K-ljuske atoma, potpun učinak fotoelektričnog efekta postiže se na elementima: Cezij (55), Jod (53), Ksenon (54) i Barij (56). Atomi s

manjim atomskim brojem, češće gube elektrone sa L-ljuske, što rezultira nižim fotoelektričnim efektom. DECT uređaji jak spektralni kontrast postižu između lakih atoma u tjelesnim tkivima i teških atoma od kojih su građeni kontrastni materijali. Jod je dobar kontrastni materijala za CT, jer ima optimalna svojstva za dobru spektralnu analizu DECT sustava. Taj efekt je dobro poznat u radiologiji pa njegove učinke koristimo pri niskim naponima cijevi (primjerice u CT angiografiji).

3.5. Tehnička izvedba

Trenutno razlikujemo pet različitih pristupa u tehničkoj izvedbi DECT-a: sekvencijalno stjecanje podataka, brzo prebacivanje napona jedne rtg cijevi, dvoizvorne CT uređaje, niz slojeva detektora i detektore s kvantnim brojanjem. Samo tri su trenutno u komercijalnoj upotrebi.

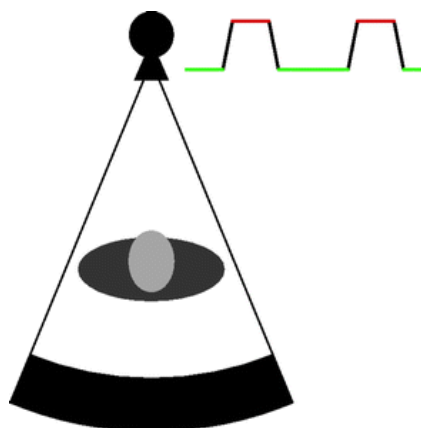
3.5.1. Sekvencijalno stjecanje podataka

Pristup koji je najmanje hardverski zahtjevan jest pristup jednom rtg-cijevi s različitim naponima. Podatke dobivamo iz dva odvojena slijedna sustava skeniranja pri različitim naponima cijevi. Ovaj pristup ima smisla u sustavima sa širokim detektorima, ali nedostatak je prilično veliko kašnjenje između akvizicija. Vrijeme između akvizicija je predugo da bi smo spriječili artefakate od srčanog ili respiratornog kretanja ili promjene nastale opacifikacijom kontrasta. Međutim, sekvencijalna akvizicija ima smisla u kliničkoj primjeni ako ne koristimo kontrastna sredstva (uklanja artefakte nastale kao posljedica bubrežnih kamenaca ili prisustva metala).

3.5.2. Brzo prebacivanje napona jedne rtg-cijevi

Drugačiji pristup, s vrlo malo tehničkog napora, jest brzo prebacivanje napona na jednoj rtg-cijevi (engl. *Rapid Voltage Switching*) (Slika 35). Tom metodom mijenjamo

visoke i niske vrijednosti napona rtg-cijevi pri čemu dva puta mjerimo vrijednosti. Brzina rotacije sustava mora biti što manja, obično 0,5 sekundi, što smanjuje i vrijeme potrebno za prikupljanje podataka. Niski broj informacija dobivenih pri akviziciji niskog napona rezultira visokim šumom pri čemu, da bi izbjegli šum, povećavamo struju a time i ukupnu dozu zračenja. Optimalno bi bilo da struju cijevi prilagodimo naponu cijevi za postizanje sličnog izlaza fotona na oba napona (11). Međutim, ova adaptacija struje cijevi je tehnički zahtjevana, ili možda čak i nemoguća, jer elektroni iz katode nisu dostupni dovoljno brzo za takve brze promjene u struji grijanja katode. Dakle, imamo još jedan razlog koji govori u prilog potrebe za uravnoteženjem broja fotona na obje razine energije (12). Ipak, spektralna rezolucija, brzih sustava za izmjenu, i dalje je ograničena i obično zahtijeva povećanje struje grijanja, a time i dodatnu dozu zračenja.



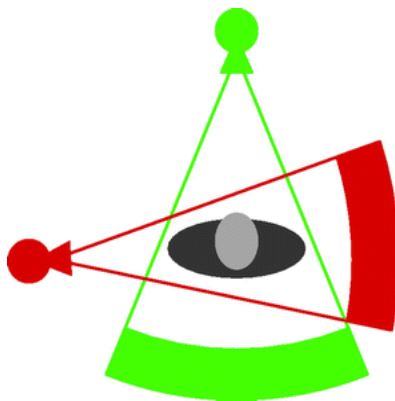
Slika 35. Brzo prebacivanje napona sustava koji sadrži samo jednu cijev i jedan detektor. Napon se brzo prebacuje između dvije razine.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gif

3.5.3. Dvostruki izvor

DECT s dvije cijevi radi na različitim naponima i s odgovarajućim detektorima montiranim okomito u jednom postolju (Slika 36). Postavljanje zahtijeva gotovo dvostruka ulaganja u hardver, ali ima značajne prednosti. Napon struje i filtri mogu se odabrati zasebno za obje cijevi kako bi se postigla optimalna razlika spektralnog kontrasta uz najmanja preklapanja. Podatke dobivamo istovremeno s oba ortogonalno postavljena sustava. Iako imamo kutni pomak između dvije spiralne staze, nema gubitaka u prikupljanju podataka, jer se pozicija z-osi skenira vremenski istodobno. Da bi se dva detektora mogla integrirati u jedan, jedan od detektora mora biti nešto manji od drugoga. Tehnički to je rezultiralo FOV od 33 cm u promjeru. U kliničkoj praksi, FOV od 33 cm je dovoljan da pokrije sve žile i organe u većine bolesnika. Nedostatak ortogonalnog postavljanja rtg-cijevi je unakrsno-raspršeno zračenje, koje djelomično pogađa ortogonalni detektor i zahtijeva korekciju. Nnajnoviji DECT sustavi posjeduju određene detektorske elemente koji prepoznaju i priječe utjecaj unakrsno raspršenog zračenja.



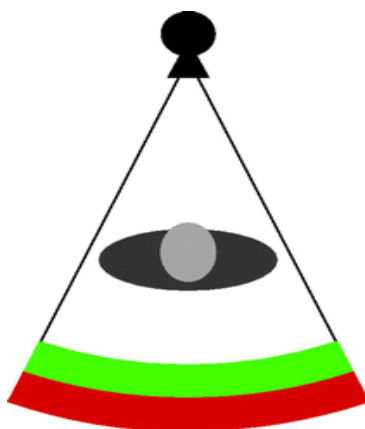
Slika 36. Skica CT sustava s dva izvora zračenja i dva detektora montirana pod kutom od 90°. Cijevi rade na različitim naponima (primjerice, 80 i 140 kV). Dodatno, filtre koristimo da bismo se riješili visoke energije spektra niskoenergetskog kvanta.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gif

3.5.4. Višeslojni detektori

Višeslojni detektori zahtijevaju drugačiji pristup ali oni iz komercijalnih razloga trenutno nisu dostupni na tržištu. Oni rješavaju pitanje polikromatskog spektra jedne rtg-cijevi (Slika 37). Detektor je građen od dva sloja scintilatora različite osjetljivosti. Gornji sloj se sastoji od cink selenida (ZnSe) ili cesij jodida (CsI), a donji sloj od gadolinijeva oksisulfida (Gd₂O₂S). Uz ovakvu kombinaciju scintilatora uočavamo široko polje preklapanja u detekciji. Možemo zaključiti da je i ova spektralna metoda ograničena.



Slika 37. Skica sustava s jednom rtg-cijevi koja radi na stalnom naponu. Informacije o dvojnim energijama dobiva iz dva sloja detektora različitih profila osjetljivosti.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gif

3.5.5. Detektori s kvantnim brojanjem fotona

Koriste nanos CdZnTe koji u načelu bilježi energiju svakog pojedinog udara fotona. Ova tehnologija može se koristiti za razlikovanje više različitih energija fotona i vrlo je kvantno učinkovita. Međutim, materijal ove vrste detektora jako se brzo zasiti, što uzrokuje brzo rasipanje mjernog signala. Dakle, do sada, ove detektore rabimo u

skenerima koji se koriste za skeniranje malih životinja, ali se ne mogu nositi s protokom fotona potrebnih za kliničku CT obradu (13) (14).

3.6. Razlike u izloženosti ionizirajućem zračenju

Bolesnikova izloženost zračenju pri DECT pregledu ovisi o tehnologiji koja se koristi. Općenito, cilj je isporučiti istu ili manju dozu ionizirajućeg zračenja koju koristimo pri pregledu pojedinačnim CT uređajima. Tek tada je lako moguće usporediti standardne protokole sa dual-energetskim pregledima jer kao rezultat imamo povećane dijagnostičke vrijednosti bez povećane doze ionizirajućeg zračenja. Istraživanja Ho i suradnici pokazuju 2-3 puta veće doze ionizirajućeg zračenja koje isporuči DECT sustav uspoređujući ga s dozama koje isporučuje sustav jedne rtg-cijevi s brzim izmjenama napona (15). Međutim, u istraživanju nisu uzeli u obzir povećan šum, nisku spektralnu razliku te produljeno vrijeme skeniranja. Pri DECT pregledima, napon cijevi može se prilagoditi tako da energija iz obje cijevi odgovara energijama koje se koriste za rutinske CT protokole s pojedinačnim energijama (16). Komparativne studije provjere na Alderson fantomu, pomoću termosvjetećih detektora na kliničkim sustavima, pokazale su slične rezultate uz poboljšani omjer između šuma i kontrasta, uz snižene ekvivalentne doze u prilog DECT-a (17). Izravna usporedba različitih pristupa DECT trebala bi obuhvaćati spektralne kontraste, pri čemu dozu moramo optimalno kvantificirati, omjer šuma i kontrasta po dozi (engl. Contrast Noise Ratio-CNR). Detaljne studije se temelje na Monte Carlo simulacijama gdje uspoređujemo različite postavke skenera. Trenutno, najveći spektralni kontrast postiže DECT sustav s optimalnim naponima struje i filtriranjem. Glede spektralne analize, uspoređujući DECT sustav sa sustavom cijevi s brzom promjenom napona, kroz presjek od 30 cm po dijametru fantoma možemo zaključiti u prilog detektorskog kvantnog brojanja (18). Osim različitog tehnološkog pristupa DECT, tj. strategije koja omogućuje smanjenje doze pri moduliranom naponu iz rtg- cijevi, imamo mogućnost opetovanih tehnika rekonstrukcije, a novi detektori povezuju sklopove integrirajućih fotodioda (engl. Application-Specific Integrated Circuits- ASICs) i analogno-digitalnih pretvarača. Te

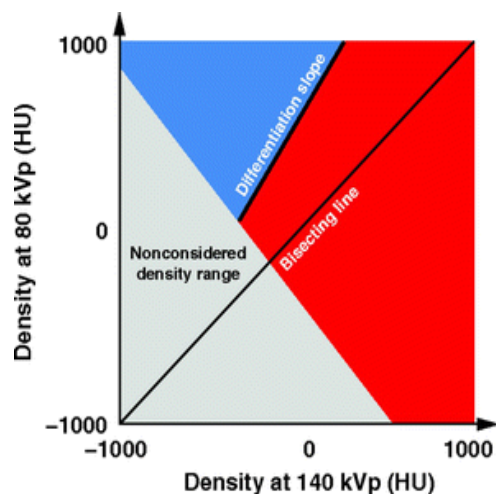
značajke nude posebne pogodnosti za DECT, jer CNR je poboljšana u obje akvizicije, tako da se ukupna doza zračenja još više smanjila.

Ukratko, DECT ne znači nužno povećanu dozu u usporedbi s CT pregledima pri kojima koristimo brze promjene napona rtg cijevi. Prihvatljiva doza i dobar spektralni kontrast isključivo ovise o tehnologiji koja se koristi.

3.7. Naknadna obrada

Postoje dva pristupa za prikupljanje podataka i dobivanje informacija kod DECT uređaja. Jednostavan način je razlika između ekvivalentne projekcije i filtrirane povratne projekcija iz čega kvantificiramo spektralne podatke. Drugi način je da, kao prvo, rekonstruiramo standardne CT slike, koje se sastoje od vokseli koje mjerimo u HU, a zatim u naknadnoj obradi, izdvajamo specifične spektralne podatke iz nastalih razlika između odgovarajućih vokseli. Trenutno, više se koristimo drugim načinom pri čemu dobijemo niz slika uporabom visokih kV napona te isto tako niz slika uporabom napona niskih kV i niz ponderiranih prosječnih slika. Prosječna serija integrira obje akvizicije pri čemu dobijemo slike niskog šuma za dobru kliničku procjenu koristeći imaging-based postupnike. Postupnike je odobrio (engl. *Food and Drug Administration- FDA*) SAD za razne kliničke primjene.

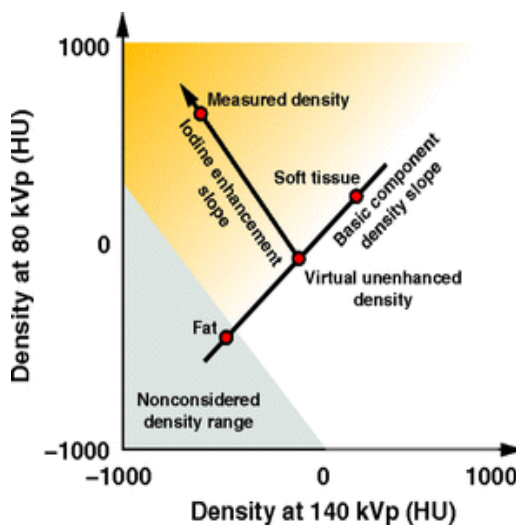
Tri osnovne vrste postupnika su u upotrebi. Prvi tip optimizira slike, drugi tip identificira ili razlikuje određene materijale (Slika 38), a treći tip kvantificira materiju iz skupa podataka (Slika 39). Izlaz iz prvog postupnika sastoji se od nijansi sive-skale na CT slikama (Slike 40 i 41) dok je izlaz posljednja dva postupnika u raznim bojama ovisno o vrsti i količini tkiva.



Slika 38. Postupnik se koristi za razlikovanje dva tkiva. Nagib definira razdvajanje temeljem razlike u gustoći mjerene u HU. Materijali su u boji crvenoj ili plavoj.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gif



Slika 39. Postupnik se koristi za razlikovanje gustoće više tkiva. Dvije osnovne komponente definiraju jednu padinu, a drugi nagib definiran je fotoelektričnim efektom joda. Sadržaj joda može se kvantificirati i različitim nijansama boje smještenim po vrijednosti izmjerene gustoće uz drugi nagib (Slike 46 i 48). Virtualni čvor (engl. unenhanced) predstavlja raskrižje gustoća dviju staza.

Dostupno na :

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gif

Primjeri optimizacije postupnika su monokromatske slike, u kojih se gustoća (HU) svakog vokselu dobije sumacijom energija fotona iz vrijednosti dviju gustoća (monokromatske ili monoenergetske slike) (Slika 42) (19).

Optimizaciju postizemo nelinearnim miješanjem algoritama kombinacijom visokog kontrasta joda i niske razine buke, koji se navodi kao optimalan kontrast (Slika 43) (20). Diferencijacijski postupnici definiraju nagib između vrijednosti gustoće na oba dobivena spektra i razlikuju tkiva temeljem fotoelektričnog efekta unutar određenog raspona gustoće, odnosno boje su dodijeljene na obje strane nagiba (Slika 38).

Primjeri ovih postupnika uključuju diferencijaciju bubrežnih kamenaca (diferencijaciju mokraćne kiseline iz magnezija ili kalcija) ili diferencijaciju joda i kalcija (Slika 44) (21). Druga mogućnost je eliminiranje određenih tvari iz skupa podataka identifikacije supstancije, recimo gustoće zraka za odgovarajuće voksele (primjerice eliminiranje kalcija da bismo uklonili prikaze kostiju od angiografskih skupova podataka (Slika 45) (22).

Kvantifikacijski postupnici koriste tri tkiva, kvantificiraju jednu od tri vrste tkiva (Slika 39). Jednim nagibom definirana je gustoća dvije bazične komponente (primjerice mekog tkiva i masnog tkiva za jetra ili mekog tkiva i zraka za pluća), a drugim nagibom definiran je fotoelektrični učinak kontrastnih materijala koji se kvantificira (jod ili plin xenon).

Vrijednosti gustoće, mjerene temeljem energija dobivenih prolaskom zračenja kroz tkiva, tumačimo kao volumne razlike između nagiba. Ovo poboljšanje je prikazano u različitim bojama na slikama (primjerice, joda u jetrima ili plućnom parenhimu (Slike 46, 47 i 48) (23).



Slika 40. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaja (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva. Slika je dobivena naponom od 140 kV pomoću filtra kositra.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gi



Slika 41. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaja (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva. Slika je dobivena naponom od 100 kV.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gi



Slika 42. Klinički primjer podataka koji su dobiveni CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaja (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva. Kvazi monoenergetska slika ekstrapolirana na 140 kV.

Dostupno na:

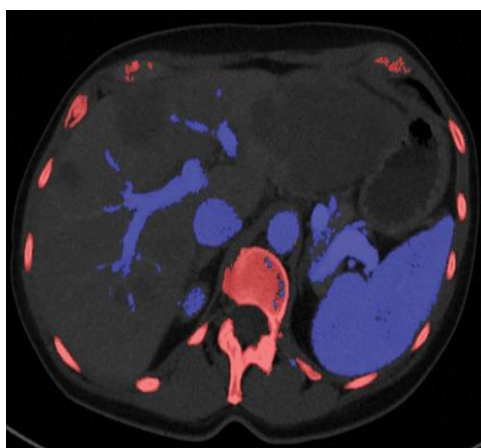
http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gi



Slika 43. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 KV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaja (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gi



Slika 44. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na dual-source CT uređaju pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaja (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetre zbog tumora debelog crijeva. Postupnik razlikuje jod (plava) od kalcija (crveno).

Dostupno na:

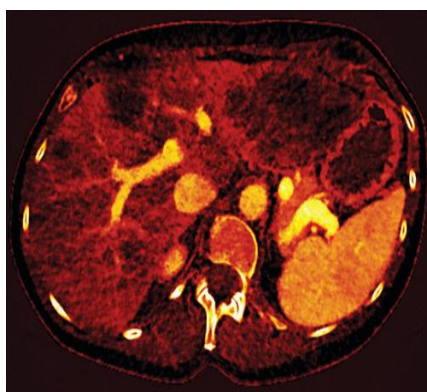
http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gi



Slika 45. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaju (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva. Angiografski prikaz nakon uklanjanja prikaza kostiju.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gi



Slika 46. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaju (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva. Postupnik kvantificira jod u narančastoj boji.

Dostupno na:

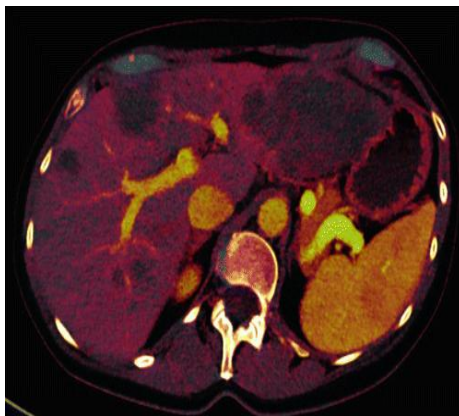
http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/production/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.gi



Slika 47. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaju (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva. Virtualna slika nakon aplikacije joda.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/productio/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.g



Slika 48. Klinički primjer podataka koji su dobiveni na CT uređaju s dvostrukim izvorom zračenja pomoću 0,4-mm filtra kositra na 140 kV i 71 mAs i 100 kV i 69 mAs s ukupnim indeksom CT doze od 5,7 mGy. Slike su sakupljene sa Syngo dual-energy uređaja (verzija VE32B, Siemens Healthcare) od 72-godišnje žene s metastazama jetara zbog tumora debelog crijeva. Slike fuzirane u bojama joda.

Dostupno na:

http://www.ajronline.org/na101/home/literatum/publisher/arrs/journals/content/ajr/2012/ajr.2012.199.issue5_supplement/ajr.12.9116/productio/images/small/11_12_9116_02a_cmyk.g

DECT uređaj nudi mogućnost potpunog iskorištavanja spektralnih podataka u dijagnostičke svrhe. Razlikujemo različite tehničke pristupe, od kojih svaki ima svoje prednosti i nedostatke (pojačana spektralna kontrastnost uvjetuje povećanje doze zračenja). Postoje brojne kliničke primjene DECT s određenim naknadno obrađenim postupnicima.

4. FIZIKA CT UREĐAJA S RAZLIČITIM ENERGIJAMA

4.1. Povijesni razvoj DECT

Cilj svakog medicinskog uređaja za snimanje je proizvesti sliku utemeljenu na fizikalnih pokazateljima analiziranog objekta. Za CT, fizikalni pokazatelji su izraženi koeficijentom prigušenja rtg-zračenja. Razlike, u koeficijentima apsorpcije rtg-zraka, različitih tkiva omogućavaju analizu tkiva i organa. Koeficijent prigušenja ovisi o upadnoj energiji rtg-zračenja koja nam je poznata vrijednost. Slike dobivene jednom energijom stvaraju sliku jednog fizikalnog pokazatelja. Stoga je prirodno pretpostaviti da su slike dobivene iz više energija rezultat više pokazatelja, a da različita tkiva imaju različite vrste potpisa ukoliko su analizirani s više energija. Zapravo snimanje s više energija smo u početku zvali tomokemijskom analizom zbog svoje potencijalne sposobnosti da jasno identificiramo kemijske sastave tkiva. Osnovna fizikalna načela dvostruke energije temelje se na mjerenju dviju fizikalnih veličina a to su atomski broj i gustoća elektrona u omotaču tog atoma (24). Ta teorija je testirana na fantomima i tkivima, no rani eksperimenti su imali puno praktičnih poteškoća (25). Početne implemetacije dva sloja kristala detektora uz korištenje dvostruke energije, što je analogno današnjem dvoslojnom detektoru, imale su lošu spektralnu separaciju (26). Prototip modernog DECT uređaja brze izmjene kV isto tako je vrlo rano predstavljen. Rađeni su pokušaji i sa split-filterom za homogeniziranje snopa rtg-zračenja visoke i niske energije, kao i s uporabom izmjeničnih detektora (27). Svi navedeni pokušaji imali su nedostatke i ni jedan od njih nije ostvario dugoročnu kliničku primjenu. Densitometrija ili mjerenje gustoće kostiju, je korisna metoda u dijagnostici osteoporoze, jer ima sposobnost razlikovanja gustoća različitih materijala. Ova metoda je pokazala da su informacije dobivene iz dvije energije točnije od informacija dobivenih iz jedne energije zračenja, za određivanje mineralnog sadržaja kostiju (28). Imamo pokušaje mjerenja željeza u jetrima (29) i detekciji kalcija u plućima (30). Svi

ovi pokušaji nisu rezultirali ranim implementacijama DECT uređaja sve do 80-ih godina 20. stoljeća.

Temeljni zakoni fizike energije DECT uređaja danas su potpuno istraženi i razumljivi. Dok nam slike dobivene jednom energijom daju podatke o koeficijentu prigušenja rtg-zraka na jednoj energiji, u većini slučajeva snimanje s više energija zračenja daje suvišne informacije o samo dvije fizikalne veličine, koje se općenito nazivaju gustoćama dvaju baznih materijala. Priroda tih baznih materijala leži u osnovi DECT-a, a oni često mogu biti izabrani tako da imaju fizičko i kliničko značenje. Primjerice, jod se može odabrati da bude osnova materijala, a dobivena slika prikazuje distribuciju jodiranog kontrastnog medija što nam koristi u perfuzijskim ili angiografskim studijama. Fizikalna svojstva se kvantificiraju matematičkim postupnicima koji se koriste za osnovnu procjenu vrste tkiva.

Dostupnost DECT uređaja uslijedila je nakon niza kliničkih primjena različitih tehnika što je izvan opsega ovog rada.

4.2. Načela fizike

Osnove fizike temelje se na sposobnosti tkiva da rasprši ili apsorbira fotone rtg-zračenja. Prigušenje je regulirano Beer-Lambertovim zakonom koji govori u prilog linearne atenuacije na nehomogenom objektu. U medicini uobičajeno koristimo energije u rasponu od 10 do 150 keV. U ovom dijagnostičkom rasponu energije, interakcije između materije i rtg-raka uglavnom nastaju iz dva mehanizma: fotoelektrične apsorpcije i Comptonovog raspršenja (31). Kod fotoelektrične apsorpcije, rtg-zračenja foton prenosi svu svoju energiju na atom, ionizirajući elektron i nestaje. U Comptonovom raspršenju, X-zračenja foton gubi nešto od svoje energije predajom iste elektronu te se otklanja uz očuvanje većeg dijela energije. Treći mehanizam, koherentno raspršenje, zanemariti ćemo obzirom na to da ima malu ulogu u dijagnostici. Za energiju rendgenskih fotona E , ukupna količina atenuacije po jedinici duljine tvari opisana je linearnim koeficijentom apsorpcije $\mu(E)$, što uzrokuje eksponencijalno prigušenje. Fizikalni mehanizmi prigušenja, fotoelektrična apsorpcija i Comptonovo raspršenje, ne ovisi samo o energiji zračenja nego i o vrsti tkiva kroz koje

prolazi, odnosno atomskom broju- Z elemenata od kojeg je tkivo građeno. Atomski broj određuje i broj elektrona u elektronskom omotaču pri čemu vjerojatnost da će nastati Comptonovo raspršenje ovisi o gustoći elektrona. Stoga će kalcij ($Z = 20$) primjerice imati veći faktor prigušenja od aluminija ($Z = 13$). Linearni koeficijent apsorpcije $\mu(E)$ je suma fotoelektričnog $\mu_P(E)$ i Comptonovog $\mu_C(E)$ koeficijenta apsorpcije.

Ukupni koeficijent prigušenja od nekoliko materijala, prikazan je kao funkcija energije, a može se prikazati kao linearna kombinacija fizikalno-baznih funkcija različitih materijala.

Konkretno, prigušenje vode ili kalcija može biti prikazano kao linearna kombinacija funkcija fotoelektričnog efekta i Comptonovih baznih funkcija. Masa svake od osnovnih funkcija ovisi o gustoći elektrona i atomskom broju (Z) materijala od kojeg je građeno tkivo. Ova dva pokazatelja su vrlo korisna u identificiranju tkiva i organa o čemu je i riječ u znanstvenom radu autora Alvareza i Macovskog.

Većina ljudskog tijela sastoji se od atomskih elemenata $Z \leq 30$. U cilju povećanja prigušenja koristimo kontrastna sredstva. Primjerice, ako jod apliciramo u krvotok, čime povećavamo prigušenje, u velikom dijelu radi visokog atomskog broja joda ($Z = 53$). Ovim jednostavnim povećanjem atomskog broja u krvotoku, postizemo efekt gušenja funkcije joda koji se najbolje vidi naglim porastom prigušenja na 33,2 keV, poznat kao K-rub. K-rub energija povećava se atomskim brojem Z primjerice, K-rub Gd ($Z = 64$) 50,2 keV i Au ($Z = 79$) je 80,7 keV. Za elemente sa $Z \leq 30$, K-rub energija leži ispod dijagnostičkog raspona energija stoga se može zanemariti. U dijagnostici, većina rtg-zračenja ima energiju veću od K-rub joda, odnosno njihova prosječna energija je znatno iznad 33 keV, jer energijom manjom od 33 keV ne prodiru kroz tijelo.

Da bi smo mogli koristiti dvostruke energije zračenja moramo zadovoljiti dva uvjeta. Kao prvo, učinkovita energije spektra mora biti dovoljno velika radi postizanja značajne razlike. Kada su energije spektra malih razlika, šum postane velik, a slike nekorisne. Kao drugo, vrijeme između dvije akvizicije u različitim energijama mora biti kratko. Uz ova dva uvjeta moderni DECT uređaji moraju zadovoljiti visoku vremensku i prostornu rezoluciju.

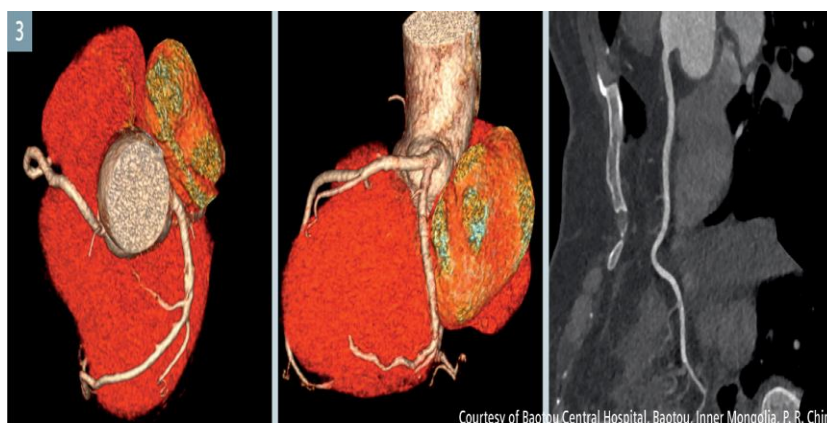
5. NAČIN RADA DVOIZVORNIH CT UREĐAJA

Klinički zahtjevi ubrzali su razvoj novih, tehnološki naprednijih, metoda prikaza svih organa koji su u pokretu (prije svega srca i pluća). Napredak se usmjerio u istraživanja koja unapređuju brzinu, bez gubitka prostorne rezolucije i povećanja doze rtg-zračenja.

Dvoizvorni uređaji (prije svih Siemens Somatom Definition) ponudili su neovisnu temporalnu rezoluciju od 83 ms, pri rotaciji cijevi od 0,33 sekunde i prostornoj rezolucije < 0,4 mm. Brzina ovog uređaja dovoljno je velika da snimanje organa srca može napraviti između sistole i diastole, u fazi mirovanja organa. Ovakvi uređaji se u potpunosti razlikuju od svega do tada korištenog u kliničkoj praksi.

Nakon trogodišnje faze razvoja 2005. godine tvornica Siemens pokrenula je prvi dvoizvorni CT uređaj SOMATOM Definition, koji uz vremensku rezoluciju od 83 ms po slici, s četvrtinom rotacije svakog od dva detektorska sustava za snimanje daje dovoljno podataka za kvalitetnu dijagnostičku sliku. Po prvi put, srce može biti snimljeno na visokim frekvencijama, odnosno i u aritmijama (32). Od samog početka, dvoizvorni CT uređaj, bio je namijenjen ispunjavanju kardioloških potreba, ali se potreba za njim pokazala i u drugim granama medicine, poput onkologije i pedijatrije. Dualni CT uređaji otkrivaju ne samo morfologiju, nego i kemijski sastav skeniranih organa. Ova nova tehnologija usmjerava razvoj CT uređaja u alat za izradu funkcionalnih a ne samo morfoloških slika. Slike možemo koristiti za procjenu unosa kontrastna joda, za virtualni prikaz organa, a imamo i mogućnost digitalne supstrakcijske angiografije (DSA). Poboľšanjem prostorne rezolucije tijekom 2009. godine postiže se daljnja optimizacija. Po prijedlogu prof. Jacques Remy iz Lillea, koji je bio posebno oduševljen visokim brzinama skeniranja koje postizemo pomoću dvostrukog izvora zračenja, Thomas Flohr ideju provodi u vrlo brzo spiralno skeniranje cijelog srca između dva otkucaja. Zahvaljujući velikoj brzini skeniranja od 458 mm/s, srce se može skenirati u samo 0,22 sekunde. Bljeskalica (engl. *Flash*) je najučinkovitija metoda snimanja srca, jer joj je potrebna minimalna količina podataka za rekonstrukciju slike. To znači da srce možemo snimati dozom zračenja od samo 1 mSv, jedne desetine od onih vrijednosti koje postizemo drugim sustavima.

SOMATOM Definition Flash je uređaj kojeg možemo uzeti kao zlatni standard u invazivnoj kardiologiji, s izvrsnom kvalitetom slike i pri niskim dozama zračenja. Cijelo srce može snimiti s vremenskom rezolucijom od 75 ms. Osim toga, fleksibilni načini skeniranja omogućuju dobre morfološke analize, preciznu analizu koronarnih arterija te perfuzijsku procjenu stanja miokarda (Slika 49).



Slika 49. Uz turbo način rada, skeniranje se može ubrzati do 737 mm/s. Skeniranje je završeno u 0,12 sekundi pri naponu od 80 kV, uz dozu od 0,28 mSv, koristeći samo 30 ml kontrastnog sredstva. Koronarne bolesti mogu se isključiti pouzdano kao što je prikazano u VRT i MPR.

Dostupno na:

http://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/wpcontent/uploads/2015/12/S_DSCT_Fig3.jpg

Ovakvi uređaji olakšavaju preglede pedijatrijskih bolesnika koji su zahtjevni zbog posebne pripreme (sedacija i stalni nadzor u tijeku pregleda). Prilagodбом brzine skeniranja od 458 mm/s uz vremensku rezoluciju od 75 ms, prosječno vrijeme za pedijatrijska skeniranja je manje od sekunde. Filtre kositra ovaj uređaj koristi za optimizaciju spektra rtg-zračenja, što značajno smanjuje ukupnu dozu potrebnu za stvaranje dual energetske slike. U obradi onkoloških bolesnika ispunjeni su svi dijagnostički zahtjevi za detekcijom i vizualizacijom primjenom DECT tehnologije.

5.1. Niske doze zračenja dvoizvornih CT uređaja

Osnovni zadatak dvoizvornih CT uređaja je dobiti što kvalitetniju sliku uz minimalne doze zračenja ALARA-princip (engl. *As Low As Reasonably Achievable*) - što se može razumno manje postići. Pokazatelji kvalitete ovog uređaja su dobar odnos između kontrasta i šuma, uz najmanju moguću dozu zračenja. Prosječna efektivna doza zračenja, kod prikaza koronarnih arterija, kada koristimo 64-slojni CT uređaj jest oko 15 mSv (33). Prosječna efektivna doza zračenja, pri prikazu koronarnih arterija, s dvoizvornim CT uređajima jest 7-9 mSv (ovisno o vrsti protokola). Istraživanja pokazuju da smanjenje napona s 120 kV na 100 kV, koje koristimo u dvoizvornim CT uređajima, ne djeluje na pogoršanje omjera kontrast-šum. Standardni MSCT protokoli, za prikaz krvnih žila srca, koriste napon cijevi od 120 kV i 330 mAs po rotaciji. Smanjeni naponi od 100 kV, dvoizvornih CT uređaja, imaju mogućnost izbora između 330 mAs ili 220 mAs po rotaciji. Ukupna doza zračenja je suma iz obje cijevi, a izražena je u indeks doze po volumenu (CTDI vol) (34). Bročana vrijednost CDTI vol neposredno je povezana stupnjem preklapanja između presjeka po z-osi (širinom presjeka i udaljenosti između njih). Ukupna doza je umnožak broja presjeka i CTDI vol. Ovo istraživanje je pokazalo umanjenu dozu zračenja za 51 %, dvoizvornih uređaja, primjenom napona od 100 kV i struje grijanja od 220 mAs (35). Isto istraživanje pokazuje smanjenje doze zračenja za 34 %, protokolom od 100 kV i 330 mAs s dvoizvornim CT uređajima uz neznatno povećanje omjera kontrasta i šuma. Istraživanja na dvoizvornim CT uređajima, u kojima se uspoređuju protokoli 100 kV s protokolima 120 kV, ipak pokazuju zamjetan porast šuma. Značajna razlika u korist dvoizvornih CT uređaja, jest povećanje atenuacije kontrasta korištenjem protokola od 100 kV što se povezuje češćom pojavom fotoelektričnog učinka na atomima joda (visoki atomski broj). Porast prigušenosti kontrasta smanjuje povećanje šuma što možemo iskoristiti u cilju smanjenja ukupne doze kontrasta. Istraživanja, dvoizvornim uređajima, na mršavim bolesnicima pokazala su smanjenje doze zračenja do 88 %, bez ugrožavanja kvalitete slike, upotrebom protokola od 80 kV (36).

Iz navedenog možemo zaključiti da protokole dvoizvornih CT uređaja moramo modificirati ako ih koristimo u pretilih bolesnika.

ZAKLJUČAK

CT uređaji s dvostrukim izvorom zračenja, za razliku od dotadašnjih CT uređaja, imaju poboljšanu vremensku i prostornu rezoluciju. Spektralna analiza daje ovom uređaju dobru razlučivost i visoku kvalitetu slike koju dobije čak i pri vrlo visokim strujama i niskim naponima rtg-cijevi. Spektroanalizu uređaj izvodi pri snazi rtg-cijevi od 120 kW, dok se napon rtg-cijevi kreće između 70 i 150 kilovolti. U mnogim ispitivanjima, osobito uz primjenu kontrastnih sredstava, koristeći niske napone, imamo bolji omjer kontrasta i šuma. Zbog tehničkih ograničenja, DECT uređaj s naponima cijevi od 70 kV i 80 kV koristi se uglavnom za djecu i izuzetno mršave bolesnike.

Alternativno, visoki SNR pri niskim naponima cijevi može se dobiti i na drugi način: Klinička iskustva dobivene slike lijeve klijetke i korijena aorte (Tavi studije), pokazuju da se šum može izbjeći primjenom turbo načina rada uz upotrebu niskih kV/visokih mA (37).

Istraživanje provedeno na DECT angiografijama koronarnih krvnih žila: Autori navode da su na ovakvim uređajima pri snazi od 70 kV zabilježene doze zračenja (od 0,44 mSv na 70 kV umjesto 0,92 mSv na 100 kV), kao i manja potreba za kontrastnim sredstvom (45 ml umjesto 80 ml), naspram klasičnih CT uređajima. Istraživanje se temelji na ispitivanju 45 bolesnika, pri čemu nije došlo do gubitka kvalitete slike. Kvaliteta slike je mjerena na bazi objektivnih kriterija, kao što su omjer kontrasta i šuma, te subjektivne procjene dvaju sc. Radiologije (38). Ovakav način postupanja, pri CT obradi, posebno je koristan za starije bolesnike s kronično oslabljenom funkcijom bubrega. Pri turbo načinu rada, brzina skeniranja je povećana na 758 mm/s. što, uz smanjenu dozu zračenja (do 4.4 mSv), čini ovaj CT uređaj idealnim alatom u dijagnostičkoj obradi djece. Tehnologija upotrebe dvostruke energije daje mogućnost preciznog razlikovanja između tkiva čak i tamo gdje je minimalna razlika u gustoći.

U literaturi su dostupne vrlo ograničene informacije glede doze zračenja povezane tehnologijom CT s dvostrukim izvorom zračenja. Ho i sur. bilježe dva do tri puta veće doze za DECT pomoću sustava rtg-cijevi kontinuiranog i sustava brzog prebacivanja napona (od 22,5 do 36,4 mSv za DECT, naspram 9,4 do 13,8 mSv za CT kontinuiranog napona jedne cijevi) (39). Ova skupina nije izvršila usporedbu između dobivenih

rezultata šuma i doze tako da je niski spektar energija dobiven istom cijevi pri jednom skeniranju.

U drugoj studiji, koja je izvršila normalizaciju i detekciju niskih vrijednosti energija, Li i sur. bilježe povećanu dozu za 14 % u tijelu i 22 % u glavi koristeći se DECT-om s brzim prebacivanjem kV naspram klasičnom MSCT pregledu (40).

Danas ne nalazimo studije koji sustavno ocjenjuju dozu zračenja dobivenu od više energija pomoću jednog izvora detektor CT sustava, ili kombiniranjem slikovnih podataka iz dvije uzastopne 270° rotacije. Nadalje, nedostaju klinička istraživanja koja posebno uspoređuju učinkovitost doze različitih DECT sustava.

SAŽETAK

Dijagnostičke vrijednosti kontrastnih razlika tkiva u kompjutorizirane tomografije (CT) značajno ovise o spektru energija koji koristimo pri analizi. Konvencionalni CT uređaji uglavnom koriste jedan izvor energije zračenja. Nehomogeni spektar rendgenskog zračenja ponekad nas dovodi u nedoumicu jer se ne uočavaju razlike između sličnih tkiva. Uređaji s dvostrukim izvorom zračenja (engl. *Dual Energy Computed Tomography- DECT*) koriste dva različita spektra energije koja se mogu koristiti za uklanjanje eventualnih nedoumica. Iako je osnovni koncept DECT-a odavno poznat, njegova je popularnost u posljednje vrijeme naglo porasla zbog komercijalne dostupnosti.

Upoznat ćemo načela DECT fizike i proučiti tehnologiju koja je omogućila dvoizvornom CT uređaju ulazak u modernu kliničku upotrebu. Njegova upotreba je u stalnom porastu, a cilj ovog rada je upoznati čitatelje s najčešćim kliničkim primjenama. Na kraju, možemo zaključiti da mogućnosti tehničkog razvoja idu u dva smjera a to su razvoj detektora i sinteza CT uređaja različitih generacija.

ABSTRACT

The contrast properties of computed tomography (CT) depend significantly on the X-ray energy spectrum used to measure the object. Conventional CT usually uses only a single energy spectrum and at times suffers from ambiguity so that two different materials can appear identical. Dual energy CT (DECT) uses two different energy spectra that can be used to remove this ambiguity. Although the basic concept of DECT is not new, its popularity has recently skyrocketed because of the availability of commercial implementations.

We review the basic principles of DECT physics and estimation, as well as the technologies that have enabled DECT to enter modern clinical imaging. Applications of DECT abound, and we familiarize the reader with a selection of the most common clinical applications. Finally, we conclude by touching on two areas of current technical development: photon-counting detectors and synthetic CT.

LITERATURA

1. Hrvatski biografski leksikon, [Pristupljeno 04. veljače 2016.] Dostupno na:
<http://hbl.lzmk.hr/clanak.aspx?id=828862>
2. Medicinski leksikon, [Pristupljeno 04. veljače 2016] Dostupno na:
<http://medicinski.lzmk.hr/haunsfild/>
3. Radiobiologija za bolesnike, [Pristupljeno 6. travnja 2016.]
Dostupno na: <http://radiologijazabolesnike.blogspot.hr/2015/07/kompjuterizirana-tomografija-ct.html>
4. Fizikalne osnove kompjutorske tomografije i primjena u medicini, [Pristupljeno 10. ožujka 2016.] Dostupno na: <http://documents.tips/documents/fizika-seminar-ct.html>
5. Dual source CT imaging, [Pristupljeno 11. ožujka 2016.] Dostupno na:
<http://www.dsct.com/index.php/the-technology/introduction/dual-source-ct-imaging/>
6. Florh TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys* 2005;32:2536-47
7. Schardt P, Deuringer J, Freudemberger J, Hell E, Knuepfer W, Mattern D, i sur. New X-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Med Phys* 2004; 31:2699–706
8. Parker D. Optimal short scan convolution reconstruction for fanbeam CT. *Med Phys* 1982;9:254–7.
9. Flohr T, Ohnesorge B. Heart rate adaptive optimization of spatial and temporal resolution for ECG-gated multi-slice spiral CT of the heart. *J Comput Assist Tomogr* 2001;25:907–23.
10. Kalender W, Perman W, Vetter J, Klotz E. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies. *Med Phys* 1986;13: 334-40.
11. Grasruck M, Kappler S, Reinwand M, Stierstorfer K. Dual energy with dual source CT and kVp switching with single source CT: a comparison of dual energy performance. *Proc SPIE* 2009;7258:72,583R

12. Maturen KE, Kaza RK, Liu PS, Quint LE, Khalatbari SH, Platt JF. “Sweet spot” for endoleak detection: optimizing contrast to noise using low keV reconstructions from fast-switch kVp dual-energy CT.
13. Cormode DP, Roessl E, Thran A, et al. Atherosclerotic plaque composition: analysis with multicolor CT and targeted gold nanoparticles. *Radiology* 2010; 256:774–82
14. Kappler S, Hölzer S, Kraft E, Stierstorfer K, Flohr T. Quantum-counting CT in the regime of count-rate paralysis: introduction of the pile-up trigger method. *Proc SPIE* 2011;7961:79,610T
15. Ho LM, Yoshizumi TT, Hurwitz LM, Nelson RC, Marin D, Toncheva G i sur. Dual energy versus single energy MDCT: measurement of radiation dose using adult abdominal imaging protocols. *Acad Radiol* 2009;16:1400–07.
16. Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, Grasruck M, Bruder H, Morhard D i sur. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Euro Radiol* 2007; 17:1510–17.
17. Schenzle JC, Sommer WH, Neumaier K, Michalski G, Lechel U, Nikolaou K i sur. Dual energy CT of the chest: how about the dose? *Invest Radiol* 2010;45:347–53.
18. Kappler S, Grasruck M, Niederloehner D, Strassburg M, Wirth S. Dual-energy performance of dual kVp in comparison to dual-layer and quantum-counting CT system concepts. *Proc SPIE* 2009;7258:725,842
19. Bamberg F, Dierks A, Nikolaou K, Reiser MF, Becker CR, Johnson TR. Metal artifact reduction by dual energy computed tomography using monoenergetic extrapolation. *Euro Radiol* 2011;21:1424–29.
20. Holmes DR, Fletcher JG, Apel A, Huprich JE, Siddiki H, Hough DM i sur. Evaluation of non-linear blending in dual-energy computed tomography. *Eur J Radiol* 2008;68:409–13.
21. Johnson TRC, Weckbach S, Kellner H, Reiser MF, Becker CR. Clinical image: dual-energy computed tomographic molecular imaging of gout. *Arthritis Rheum* 2007;56:2809
22. Morhard D, Fink C, Graser A, Reiser MF, Becker C, Johnson TR. Cervical and cranial computed tomographic angiography with automated bone removal: dual energy computed tomography versus standard computed tomography. *Invest Radiol* 2009; 44:293–97

23. Graser A, Johnson TR, Hecht EM, Becker CR, Leidecker C, Staehler M i sur. Dual-energy CT in patients suspected of having renal masses: can virtual nonenhanced images replace true nonenhanced images? *Radiology* 2009;252:433–40.
24. Rutherford R, Pullan B, Isherwood I. Measurement of effective atomic number and electron density using an EMI scanner. *Neuroradiology* 1976;11:15-21.
25. Di Chiro G, Brooks R, Kessler R, Johnston GS, Jones AE Herdit JR i sur. Tissue signatures with dual-energy computed tomography. *Radiology* 1979;131:521.
26. Alvarez R, Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography. *Phys Med Biol* 1976;21:733-44.
27. Rutt B, Fenster A. Split-filter computed tomography: A simple technique for dual energy scanning. *J Comput Assist Tomogr* 1980;4:501-9.
28. Genant H, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol* 1977;12:545-51.
29. Goldberg H, Cann C, Moss A, Ohto M, Brito A, Federle M i sur. Noninvasive quantitation of liver iron in dogs with hemochromatosis using dual-energy CT scanning. *Invest Radiol* 1982;17:375-80.
30. Cann C, Gamsu G, Birnberg F, Webb WR. Quantification of calcium in solitary pulmonary nodules using single-and dual-energy CT. *Radiology* 1982;145:493-6.
31. Ritchings R, Pullan B. A technique for simultaneous dual energy scanning. *J Comput Assist Tomogr* 1979;3:842-6
32. Johnson TRC, Nikolaou K, Wintersperger BJ, Leber AW, von Ziegler F, Rist C i sur. Dual-source CT cardiac imaging; initial experience. *Eur Radiol* 2006; 16:1409-15.
33. Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, Muber E, Zankl M, Martinoff S i sur. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: impact of different scanning protocols on effective dose estimates. *Circulation* 2006;113:1305–10.
34. Stolzmann S, Scheffel H, Schertler T, Frauenfelder T, Lesckha S, Husmann L i sur. Radiation dose estimates in dual-source computed tomography coronary angiography. *Eur Radiol* 2008;18:592–9.
35. Sebastian Leschka, Paul Stolzmann, Florian T. Schmid, Hans Scheffel, Bjoern Stinn, Borut Marincek i sur. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise, and radiation dose. *Cardiac Eur Radiol* 2008;18:1809-17.

36. Abada HT, Larchez C, Daoud B, Sigal-Cinqualbre A, Paul JF. MDCT of the coronary arteries: feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose. *AJR Am J Roentgenol* 2006;186:387–90.
37. Abada HT, Larchez C, Daoud B, Sigal-Cinqualbre A, Paul JF. MDCT of the coronary arteries: feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current modulation to reduce radiation dose. *AJR Am J Roentgenol* 2006;186:387–90.
38. Mathias Meyer, et al. *Radiology* 2014 273:2, 373-382
39. Thomas H, Michael B, U Joseph S, Dual-energy CT: What about radiation dose? Dostupno na <http://www.dsct.com/index.php/article-series-dual-energy-ct-what-about-radiation-dose-23-dual-energy-vs-single-energy-dose-comparison-studies>
40. Li B. Head and body CTDIw dual energy X-ray CT fast KVP shifting. *SPIE Medical Imaging* 2010:7622-69.

ŽIVOTOPIS

Rođen sam 15. studenog 1962. godine u Tuzli gdje sam i proveo prve godine svog života. Osnovno školsko obrazovanje stekao sam u gradu Kaštelima, u Kaštel Gomilici. 80-ih godina obitelj seli u Split gdje završavam srednjoškolsko obrazovanje, zdravstvenog usmjerenja, što se pokazalo kao osnova za moje daljnje profesionalno usmjerenje.

Na Medicinskom fakultetu Sveučilišta u Splitu, uz rad, u redovitom roku završio sam studij Radiološke tehnologije 1990. godine čime sam stekao profesionalni naziv bacc. radiološke tehnologije. Kao medicinski tehničar, na Hitnoj medicinskoj pomoći Split, radio sam od 1983. do 1990. godine što mi je koristilo za stjecanje profesionalnih vještina koje su mi kasnije dobro došle u radu na Zavodu za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC-a Split.

Zaposlio sam se u KBC Split 1990. godine, gdje radim i danas, osim prekida kojeg sam imao radi obrane naše domovine u 6. domobranskoj pukovniji. Kratko vrijeme po oslobođanju teritorija Republike Hrvatske oformio sam Odjel za radiologiju u Općoj bolnici Knin te bio njen djelatnik i voditelj.

Danas aktivno sudjelujem u radu HKZR, član Nadzornog odbora ispred Radioloških tehnologa, aktivni sudionik seminara, skupova i svih profesionalnih događanja, često kao predavač.

Znanstveno napredovanje je jedan od dijelova koji ispunjavaju moj profesionalni rad a istovremeno predstavlja i osobno zadovoljstvo, što je i bio razlog upisu te završetku ovog Diplomskog studija.

Oženjen sam od 1991. godine te ponosni suprug i otac. Imam niz hobija od kojih mi je nogomet favorit. Njim sam se svojevremeno bavio poluprofesionalno a zadovoljstvo mi je i ronjenje na dah koje uz nogomet često prakticiram i danas.

