

MSCT

Streitenberger, Vedran

Master's thesis / Diplomski rad

2023

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:176:073604>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-06**



Repository / Repozitorij:

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



SVEUČILIŠTE U SPLITU
Podružnica
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

Vedran Streitenberger

MSCT

Diplomski rad

Split, 2022.

SVEUČILIŠTE U SPLITU
Podružnica
SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA
DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ
RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

Vedran Streitenberger

MSCT

Diplomski rad/Master's Thesis

Mentor:

Doc. dr. sc. Ivana Štula

Split, 2022.

*Hvala mentorici doc.dr.sc Ivani Štuli
na stručnoj pomoći i ukazanom strpljenju kod izrade ovog rada*

TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

DIPLOMSKI RAD

Sveučilište u Splitu

Sveučilišni odjel zdravstvenih studija

Diplomski Sveučilišni studij radiološke tehnologije

Znanstveno područje: Biomedicina i zdravstvo

Znanstveno polje: Kliničke medicinske znanosti

Mentor: doc.dr.sc. Ivana Štula

MSCT

Vedran Streitenberger, 111267

SAŽETAK: MSCT je kao neizostavni dijagnostički uređaj u radiološkoj tehnologiji doprinio pronalaženju, promatranju te postavljanju dijagnoza svih akutnih i kroničnih oboljenja koristeći suvremene radiološke i tehnološke alate. Mogućnost istovremenog prikupljanja podataka iz više slojeva te građi scintilacijskih detektora je ono što MSCT svrstava u sam vrh medicinske dijagnostike te ga razlikuje od SSCT-a. Koristeći tehnologiju spiralnog CT-a možemo u svega nekoliko sekundi skenirati cijelo tijelo bez pauze između pojedinih slojeva te na taj način reducirati vrijeme ekspozicije i poboljšati temporalnu rezoluciju. Bitno je napomenuti da debljina sloja kod MSCT-a ovisi o beampitchu koji se definira kao prijeđena udaljenost stola u jednoj rotaciji gentryja od 360 stupnjeva podijeljenoj s ukupnom debljinom svih istodobno stečenih slojeva. Debljina sloja zajedno sa veličinom matriksa i polja pregleda određuje prostornu rezoluciju slike. MSCT za razliku od SSCT-a zbog svog tehnološkog napretka također koristi nove tehnike rekonstrukcije slike koje nam omogućavaju da s manjom dozom zračenja dobijemo dobru sliku. Nedostatak drugačije akvizicije podataka i rekonstrukcije slike su neki artefakti slike specifični za MSCT uređaje kao što su: zebasti artefakti, con-beam artefakti te artefakti vjetrenjače.

Ključne riječi: MSCT, detektor, pitch, rekonstrukcija slike

Rad sadrži: 45 stranica, 32 slike, 0 tablica, 0 priloga, 20 literaturnih referenci

Jezik izvornika: hrvatski

BASIC DOCUMENTATION CARD

MASTER THESIS

University of Split

Univeristy Department for Health Studies

Professional Study of Radiological Technology

Scientific area: Biomedicine and Health

Scientific field: Clinical and Medical Sciences

Supervisor: doc.dr.sc. Ivana Štula

MSCT

Vedran Streitenberger, 111267

ABSTRACT: It was show that MSCT, as an indispensable diagnostic device in radiological technology, contributed to the finding, observation and diagnosis of all acute and chronic diseases using modern radiological and technological tools. The possibility of simultaneous data collection from several layers and the structure of scintillation detectors is what places MSCT at the very top of medical diagnostics and distinguishes it from SSCT. Using spiral CT technology, we can scan the entire body in just a few seconds without pausing between individual layers, thereby reducing the exposure time and improving temporal resolution. It is important to note that thickness of MSCT layer depends on the beam pitch, which is defined as distance traveled by the table in one 360-degree rotation of the gantry divided by the total thickness of all simultaneously acquired layers. The thickness of the layer together with size of the matrix and field of view determines the spatial resolution of the image. MSCT, unlike SSCT, due to its technological progress, also uses new image reconstruction techniques that allow us to obtain a good image with a lower dose. The disadvantage of different data acquisition and image reconstruction are some image artifacts specific to MSCT devices such as: zebra artifacts, con-beam artifacts and windmill artifacts.

Keywords: MSCT, detector, pitch, image reconstruction

Thesis contains: 45 pages, 32 figures, 0 tables, 0 supplements, 20 references

SADRŽAJ

1.	UVOD	1
2.	CILJ RADA	2
3.	IZVORI PODATAKA I METODE	3
4.	KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA	4
4.1.	Prikaz i razvoj.....	4
4.1.1.	<i>Radiologija</i>	4
4.1.2.	<i>Tomografija</i>	4
4.1.3.	<i>Rendgensko zračenje</i>	5
4.1.4.	<i>Generacije kompjuterizirane tomografije.....</i>	6
4.1.5.	<i>Princip rada kompjuterizirane tomografije</i>	8
4.1.6.	<i>Sekvencionalno i spiralno snimanje</i>	10
4.2.	CT detektori.....	11
4.3.	Pixel i voxel.....	13
4.4.	Višeslojna kompjuterizirana tomografija	14
4.5.	Detektori nove generacije	17
4.5.1.	<i>Stellar detektor.....</i>	17
4.5.2.	<i>Photoncounting detektor</i>	18
4.6.	Višeslojni dual CT	20
4.7.	Pitch faktor	22
4.7.1.	<i>Utjecaj pitch-a na parametre snimanja</i>	23
4.8.	Artefakti karakteristični za spiralne i MSCT uređaje	24
4.8.1.	<i>Windmill artefacts (artefakti vjetrenjače).....</i>	24
4.8.2.	<i>ConBeam artefacts.....</i>	25
4.9.	CT dozni parametri.....	27
4.10.	Rekonstrukcija slike na CT uređaju	28

4.11.	Fourierov teorem.....	32
4.12.	Projekcija nazad.....	33
5.	MSCT UREĐAJI I METODOLOGIJA U KBC OSIJEK	35
5.1.	Philips Ingenuity Elite.....	35
5.2.	Revolution Frontier	37
5.3.	SOMATOM Definition AS+.....	39
6.	ZAKLJUČCI.....	42
7.	LITERATURA.....	43
8.	ŽIVOTOPIS.....	45

1. UVOD

Višeslojna kompjuterizirana tomografija, MSCT (engl. *Multi Slice Computed Tomography*) je neinvazivna tehnika za otkrivanje raznih kroničnih i akutnih stanja. Razvojem MSCT-a postignuta je znatno bolja temporalna rezolucija jer u isto vrijeme snima veće područje što je izrazito bitno kada se snimano područje ne može umiriti kao na primjer kod koronarografija.

U radu ćemo detaljno prikazati način prikupljanja podataka, vrstu i građu detektora, osnove odnosa analognih i digitalnih podataka. Način obrade slike i nove algoritme rekonstrukcije slike. Također ćemo pojasniti što su te kako dolazi do artefakata specifičnih za MSCT.

U zadnjem dijelu rada obrađeni su uređaji i metodologija MSCT-a na primjeru KBC-a Osijek kroz uređaje Philips Ingenuity Elite, Revolution Frontier i SOMATOM Definition AS+.

2. CILJ RADA

Cilj rada je prikazati specifičnosti višeslojne kompjuterizirane tomografijeu odnosu na jednoslojnu kompjuteriziranu tomografiju. Objasniti građu i tehnologiju različitih detektora koji se danas koriste. Način rekonstrukcije slike, najčešće algoritme obrade slike i njihove razlike. Prikazati faktore koji utječu na kvalitetu slike te specifične artefakte koji se javljaju kod višeslojnih CT uređaja.

3. IZVORI PODATAKA I METODE

Rad je napisan kao pregledni rad dostupne literature, počevši od osnova rendgenskih zraka do najnovijih tehnologija MSCT i DualCT uređaja. Literatura koja je korištena pri pisanju rada i citiranju određenih rečenica iz razdoblja je od 1995g. pa sve do 2022g. Također su u rad uključene studije te istraživanja koja se mogu naći u bazama podataka PubMed, Hrčak, Research Gate kao i službenim stranicama raznih proizvođača CT uređaja Siemens, Toshiba, Phillips i GE.

4. KOMPJUTERIZIRANA TOMOGRAFIJA

4.1. Prikaz i razvoj

4.1.1. Radiologija

Radiologija, (radio- + -logija), je grana medicine koja se bavi dijagnostičkim i intervencijskim (terapijskim) postupcima uz primjenu ionizirajućeg i neionizirajućeg zračenja. Započelo je s radiografijom (zato i njezino ime ima korijen koji se odnosi na zračenje), a danas uključuje sve modalitete snimanja, uključujući i one koji ne koriste elektromagnetsko zračenje (kao što su ultrazvuk i magnetska rezonancija), kao i druge koji koriste, kompjuterizirana tomografija (CT), fluoroskopija i nuklearna medicina uključujući pozitronsku emisijsku tomografiju (PET). Interventna radiologija je izvođenje obično minimalno invazivnih medicinskih postupaka uz vodstvo tehnologija snimanja kao što su gore navedene [1].

4.1.2. Tomografija

Riječ tomografija izvedena je iz starogrčkog (tomos), što znači "kriška, presjek" i grapho, što znači "pisati" ili, također u ovom kontekstu, "opisati". Uređaj koji se koristi u tomografiji naziva se tomograf, a dobivena slika je tomogram.

Tomografija je rendgenska tehnika u kojoj se sjene superponiranih struktura zamagljuju pokretnom rendgenskom cijevi. Konvencionalna tomografija u današnje se vrijeme rijetko koristi zbog dostupnosti tehnika snimanja presjeka kao što su CT i MRI. Dvije su osnovne vrste tomografije: linearna i nelinearna. U obje tehnike, cijev se pomiče u jednom smjeru, dok se filmska kasetna pomiče u suprotnom smjeru, pri čemu su oba gibanja usmjerena oko središnje točke. Kompjuterizirana tomografija (akronim CT, od Computed tomography) je tomografija u kojoj se dobivene slike računalno rekonstruiraju. Pomoću kruženja rendgenske cijevi oko bolesnika te detektora koji su pozicionirani nasuprot rendgenske cijevi i koji pretvaraju rendgenske zrake u električne impulse dobivamo elektroničku informaciju koja se prenosi na računalo [2].

Kod CT uređaja također koristimo kontrastna sredstva bilo intravenozno, bilo oralno kako bi mogli točno dijagnosticirati promjene na snimanom području.

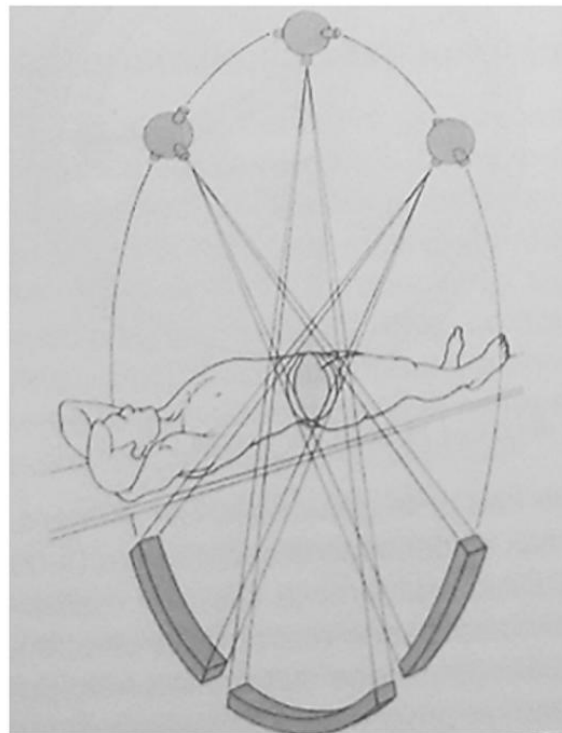
CT-tehnologija konstantno se usavršava; novi CT uređaji imaju detektore postavljene duž cijelog kruga, što omogućuje neprestano kruženje rendgenske cijevi. Kod spiralnog CT-a istovremeno s kretanjem rendgenske cijevi kreće se i stol na kojem se nalazi bolesnik, pa na taj način dolazimo do kontinuiranog prostornog prikazaciljanog dijela tijela. Višeslojni CT uređaji koriste veći broj detektora, koji nam uz pomoć jedne rendgenske cijevi omogućavaju snimanje više slojeva. Višeslojni CT uređaj danas se koristi i u dual CT tehnologiji koja uključuje uporabu dvije rendgenske cijevi i dva višerednadetekora što višestruko smanjuje vrijeme snimanja [3].

4.1.3. Rendgensko zračenje

Otkrićem rendgenskih zraka 1896. godine dolazi do značajnog napretka u medicini i razvoja nove grane znanosti – radiologije. Rendgensko zračenje kao i γ zračenje je oblik elektromagnetskog zračenja koji se međusobno razlikuju u nastanku te visini energije. Energiju elektromagnetskog vala definira Planckova konstanta i frekvencija vala. Valna duljina raspona između 0.01 nm i 10 nm, odgovara energijama raspona od 100 eV do 100 keV. Dijagnostičke rendgenske zrake imaju manju energiju od γ zraka. Zbog visokih razina energije, γ zrake se slabo apsorbiraju i zbog toga nisu upotrebljive u slikovnoj dijagnostici. Nasuprot tome, rendgenske zrake imaju veliku mogućnost apsorpcije što pomaže nastanku radiograma odnosno rendgenske slike. Rendgensko zračenje nastaje u staklenoj vakumskoj cijevi. Zagrijavanjem katode dolazi do izbacivanja elektrona. Visoka razlika između potencijala anode i katode prouzrokuje ubrzavanje elektrona prema anodi. U trenutku interakcije anode i elektrona, dolazi do naglog kočenja elektrona. Gubitak kinetičke energije elektrona većim dijelom pretvara se u toplinu, dok se mali dio producira zakočnim, rendgenskim zračenjem. Nastanak rendgenske slike produkt je apsorpiranja rendgenskih zraka tj razlika oslikavanja u atenuaciji. Kompjutorizirana tomografija rendgensko zračenje koristi za snimanje presjeka ciljanog područja interesa [1-3].

4.1.4. Generacije kompjuterizirane tomografije

Kompjuterizirana tomografija se zasniva na tomografskoj tehnici. Princip tomografske tehnike zasniva se na prolazu rendgenskog zračenja pod različitim kutovima kroz tijelo bolesnika [1].



Slika 1. Prikaz tomografske tehnike

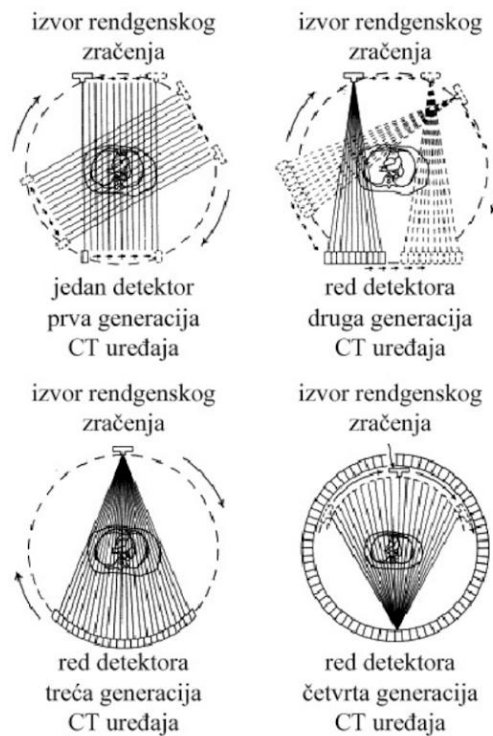
Izvor: Ćupurdija, Anja; Petrincec, Branko. Kompjuterizirana tomografija – CT, Matematičko fizički list, 270 (2017), 2; 80-86

Postoji sedam generacija razvitka kompjuterizirane tomografije. Generacije razlikujemo po pomicanju rendgenske cijevi te modifikacijama detektora.

- Prva generacija CT-a upotrebljavala je kombinaciju translacijsko-rotacijskog pomaka rendgenske cijevi. Mjerenje se obavljalo pomoću jednog uskog pravokutnog snopa zraka koji je bio usmjeren prema detektoru. Nakon završetka mjerenja, pomakom rendgenske cijevi i detektora za stupanj, vršilo se novo mjerenje. Mjerenja su se nastavljala do 180 stupnjeva. Prva generacija imala je dugo vrijeme eksponiranja (3–5 minuta). Uređaji prve generacije obavljali su snimanja mozga (slika 2) [2].
- Druga generacija CT-a također je upotrebljavala kombinaciju translacijsko-rotacijskog pomaka. Princip rada je bio isti kao i u prvoj generaciji uz povećan broj

detektora (16) te smanjeno vrijeme ekspozicije (10–60 s) čime je smanjena doza zračenja. Divergentni snop zraka, tzv. lepezasti snop doprinio je smanjenju vremena ekspozicije. Druga generacija je osim mozga omogućila i snimanje ostatka tijela (slika 2) [2].

- Treća generacija CT-a upotrebljavala je širok lepezasti snop te je imala mogućnost rotacije cijevi i lučnog detektora oko ciljanog dijela tijela. Vrijeme ekspozicije (1.4–14 s) obuhvaćalo je raspon od 360 stupnjeva . Broj detektora između 380 i 600 te mogućnost skeniranja cijelog tijela i organa s različitim fiziološkim pokretima (slika 2) [2].
- Četvrta generacija CT-a je karakterizirana neprekidnim kretanjem rendgenske cijevi oko fiksnih detektora. Broj detektora se kreće između 1200 i 2000 čime se poboljšava kvaliteta slike. Detektori su postavljeni u kružni prsten i omogućavaju kontinuiranu rotaciju te spiralno snimanje. Vrijeme ekspozicije se drastično smanjuje (1–3 s) (slika 2) [2].
- Peta generacija CT-a ne koristi pomicanje rendgenske cijevi i detektora kao u prijašnjim generacijama. Umjesto toga, mlaz brzih elektrona udara više paralelnih anoda, postavljenih u oblik prstena oko bolesnika, te emitira rendgensko zračenje. Vrijeme ekspozicije se smanjuje na 0.1 s. [2].
- Šestom generacijom počinje novo doba CT uređaja, tzv. spiralni CT uređaji. Zahvaljujući „slip ring“ tehnologiji omogućeno je neprekidno gibanje rendgenske cijevi. Tijekom rotacije na posebnom se bubnju na uređaju namotavaju kabeli, koji dopremaju uređaju električnu energiju, zatim se ti kablovi odmotavaju te na taj način rotiraju rendgensku cijev za snimanje novog sloja. Kod spiralnog CT-a rendgenska cijev, detektori te stol s pacijentom kreću se neprekidnom brzinom te tako prikupljaju podatke o volumenima tkiva. Cijev u odnosu na pacijenta formira spiralu, tako i ova vrsta CT uređaja dobiva ime [4].
- Sedma generacija naziva se višeslojni (MSCT; multi slice) ili višedetektorski (MDCT; multi detector) CT te ju karakterizira uporaba više detektora poslaganih u više redova što omogućuje istovremeno snimanje više slojeva. Kao najnoviju tehnologiju ističemo DSCT(dual-source) uređaj kojeg karakteriziraju dvije rendgenske cijevi te odgovarajući detektori. Detektori poslagani pod kutom od 90 stupnjeva te podaci koji se skupljaju za četvrtinu kruga [4].



Slika 2. Četiri generacije CT-a

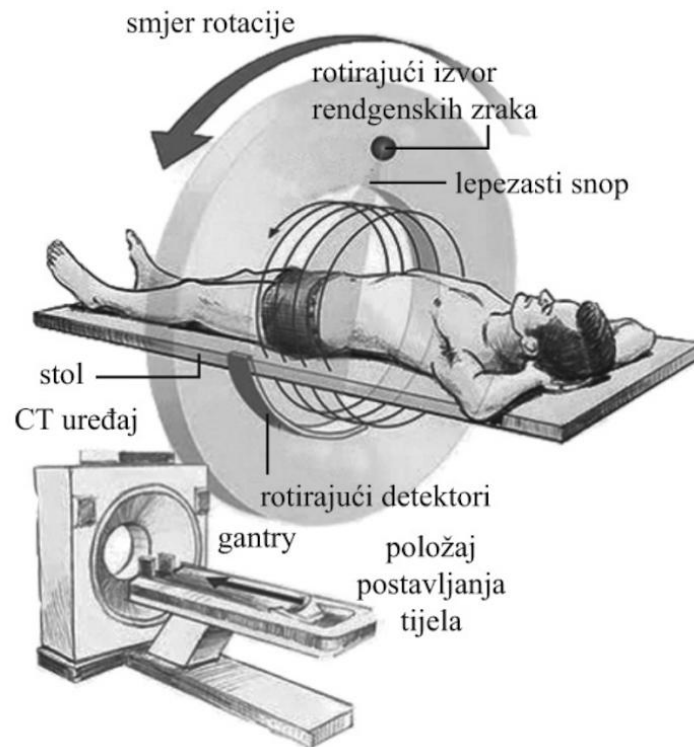
Izvor: Ćupurdija, Anja; Petrincec, Branko. Kompjuterizirana tomografija – CT, Matematiĉko fiziĉki list, 270 (2017), 2; 80-86

4.1.5. Princip rada kompjueterizirane tomografije

Sastavni dijelovi CT uređaja su:

- kućište u kojem se nalazi rendgenska cijev i detektori
- visokofrekventni generator – upravljaĉki stol s raĉunalom
- uređaji za pohranu slike.

Unutar kućišta (engl. *gantry*) nalazi se rendgenska cijev, uređaj za transformaciju elektriĉne energije i detektori, beŹiĉni sistem za prijenos elektriĉne energije (slip ring tehnologija), razni mikroprocesori te digitalno analogni konverter. U središtu kućišta se nalazi otvor kroz koji tijelo osobe prolazi. Osim navedenog, u kućištu se također nalazi sustav za hlađenje koji regulira moguće pregrijavanje cijevi [5].



Slika 3. Prikaz CT uređaja 3. generacije

Izvor: Ćupurdija, Anja; Petrincec, Branko. Kompjutorizirana tomografija – CT, Matematičko fizički list, 270 (2017), 2; 80-86

Snop rendgenskih zraka koje prolaze kroz tijelo registriraju detektori te ga pretvaraju u električni signal uz pomoć kojeg se slika rekonstruira. Postoje dvije su vrste detektora: plinski i scintilacijski. Scintilacijski detektori zahtijevaju niži napon, manju dozu zračenja a osjetljiviji su na temperaturne promjene. Plinski detektori koji su stvar prošlosti rade na principu direktne ionizacije, potrebna im je visokakoličina energije te rendgensko zračenje detektiraju slabije. Danas se koriste kristalni detektori koji rade po principu scintilacije. Postavljeni su u oblik kružnog luka, (detektorska banana). Građeni su od fotodiode i scintilacijskog kristala. Količina apsorbirane energije rendgenskog zračenja proporcionalna je količini emitiranog svjetla [5].

Unatoč velikoj mogućnosti apsorpcije rendgenskih zraka (90%), efikasnost detektora je mala (45–55%). Slobodan prostor između detektora je razlog tome. Napretkom tehnologije to jest dolaskom digitalnih detektora koji imaju određenu veličinu slijepog prostora koji ovisi o veličini sklopke taj problem je riješen [5].

Kod prve generacije uređaja nalazio se samo jedan kolimator koji je kroz prozor cijevi propuštao uski snop rendgenskog zračenja. Buduće generacije uređaja imale su dva

kolimatora. Drugi kolimator se nalazio iza pacijenta te je imao svrhu razlučivanja raspršenog zračenja nastalog u tijelu bolesnika izvan područja snimanja [2].

4.1.6. Sekvencionalno i spiralno snimanje

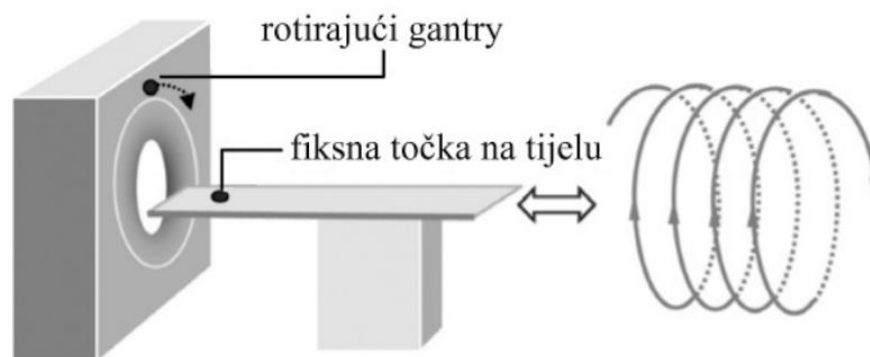
Postoje dva načina snimanja CT uređaja:

- sekvencijalno i
- spiralno.

Sekvencijalno snimanje predstavlja mjerenje slojeva za kutove od 360 stupnjeva, 180 stupnjeva (1. i 2. generacije uređaja) i 240 stupnjeva (3. generacija uređaja). Vrijeme ekspozicije kod spiralnog snimanja trajalo je i do 10 minuta što je relativno dugo. Sekvencionalno snimanje zamjenjeno je spiralnim snimanjem [2]. Spiralni ili helikoidalni uređaji unaprijedili su rad tradicionalnih uređaja (slika 4). Mogućnost snimanja cijelog tijela bez pauza između skeniranja znatno je reduciralo vrijeme ekspozicije. Tijekom snimanja, rendgenska cijev i detektor neprestano kruže oko pacijenta koji nepomično leži na stolu. Smjer, debljina presjeka snopa i brzina kretanja stola određuju se neovisno jedno o drugome. Odnos debljine presjeka i kretanje stola zove se *pitch* i izračunava se po formuli

$$p = \frac{d}{S}$$

d je prijeđena udaljenost stola po rotaciji, dok S predstavlja debljinu snimljenih presjeka. U usporedbi s konvencionalnim snimanjem spiralni način snimanja uveliko je smanjio vrijeme ekspozicije [2].



Slika 4. Prikaz spiralnog snimanja

Izvor: Čupurdija, Anja; Petrinec, Branko. Kompjutorizirana tomografija – CT, Matematičko fizički list, 270 (2017), 2; 80-8

4.2. CT detektori

Detektor je dio sustava CT skeniranja koji se sastoji od različitih uređaja koji se nalaze u luku ili prstenu oko stroja. Koriste se za mjerenje intenziteta prenesenog rendgenskog zračenja duž snopa koji se emitira iz rendgenskog izvora na određeni element detektora. Većina strojeva također sadrži referentne detektore koji se koriste za kalibraciju i poboljšanje podataka.

Kod MSCT-a nagib detektora (detector pitch) koji se definira kao prijeđena udaljenost stola u jednoj rotaciji gentryja od 360 stupnjeva podijeljenoj s kolimacijom snopa. Na primjer, ako je stol putovao 5 mm u jednoj rotaciji, a kolimacija snopa bila je 5 mm, tada je nagib jednak $5 \text{ mm} / 5 \text{ mm} = 1,0$. te nagib snopa (beam pitch) koji se definira kao prijeđena udaljenost stola u jednoj rotaciji gentryja od 360 stupnjeva podijeljenoj s ukupnom debljinom svih istodobno stečenih slojeva [6].

Da bi detektor radio pri normalnoj učinkovitosti, potrebno je uzeti u obzir sljedeće:

- Učinkovitost scintilatora u detektorima čvrstog stanja, te učinkovitosti fotodiode
- Geometrijska učinkovitost ili količina prostora koju zauzima kolimatorprevlađen u odnosu na površinu detektora
- Građi kristala te odbijanju raspršenja unutar njega

Detektori kristala u čvrstom stanju (Solid-State Crystal detectors), koji su također poznati kao detektori scintilacije, koriste kristal koji fluorescira kada ih pogodi rendgenski foton. Fotodiode pričvršćena na kristal pretvara svjetlosnu energiju u električne signale. Pločica tumači ove signale kako bi bili čitljivi sučeljem CT skenera. Najvažnija prednost ove vrste detektora je da apsorbiraju blizu 100% fotona koji dopiru do njih, što ih čini nevjerojatno točnima ako su ispravno kalibrirani.

Multidetektorski skeneri imaju više redova detektora u kraniokaudalnom smjeru (z-smjer), tako da se volumen koji se skenira može brže pokriti. Dok jednoslojni detektor dobiva jedan isječak po rotaciji, višedetektorski CT skeneri mogu snimiti više zasebnih slojeva ili 1 veliki sloj po rotaciji. Svaki se sloj može dobiti na 1 mm ili čak manje s vremenima rotacije u rasponu od 0,2 do 0,3 sekunde. Potpuni prikaz abdominalne vaskulature može se postići u djeliću vremena potrebnog sa skenerima prethodne generacije. Ovo umanjuje ili eliminira mnoge artefakte ili kompromise s kojima se mora pozabaviti u skenerima detektora s jednim redom. Iz tog su razloga višedetektorski ili višeredni skeneri gotovo u potpunosti zamijenili prijašnje generacije jednorednih skenera. Napredak tehnologije hardvera i računalnog softvera također je uvelike poboljšao grafički prikaz slike unatoč smanjenju vremena

skeniranja. Prva generacija CT skenera proizvela je sliku presjeka s matricom od 80x80, ali sadašnji skeneri obično generiraju matricu od 1024×1024 . Matrica (Matrix) je tablica koja se sastoji od apstraktnih objekata koji se mogu zbrajati i množiti. Svaka podatkovna točka u matrici preslikana je u sivu skalu za prikaz, tako da veličina matrice i vidno polje (FOV) dio skeniranog područja iz kojeg se vrši rekonstrukcija slike, imaju izravan utjecaj na prostornu rezoluciju zaslona (najmanji prepoznatljivi element). Dobivene apsorpcije zračenja pretvaraju se u digitalne vrijednosti koji čine digitalnu sliku. Najmanji element digitalne slike zove se piksel i predstavlja dvodimenzionalnu (2D) digitalnu sliku pripadajućeg volumen tkiva koji je atenuirao zračenje i kojeg nazivamo voksel. Dakle osnovni element volumena voksel predstavljen je u digitalnoj slici osnovnim elementom slike pikselom. Veličina voksel određena je višestrukim čimbenicima, uključujući FOV (smjer x, y) i dizajn detektora (smjer x, y, z) [7].

Zračenje koje je prošlo kroz tijelo na detektorima se pretvara u električni signal. Taj signal je analogna, kontinuirana informacija, koja se mora pretvoriti u diskontinuiranu, digitalnu informaciju kako bi se mogla kompjuterski obrađivati. Zbog toga u CT uređaju je između detektora i kompjutera postavljen ADC (analog to digital converter), tj. sistem koji prikuplja podatke te ih pretvara iz analognih signala u digitalne. Analogno digitalni konverter uređaj je koji prikuplja voltažu te je pretvara u binarne brojeve proporcionalne toj voltaži.

Tehnologija dual CT-a razvijala se od brze izmjene napona na cijevi, preko dvije cijevi koje rade pod različitim naponima što je tehnologija većine današnjih dual CT-a do tehnologije direktnih detektora u dva reda koji se danas koriste kod jedne od tehnologija dual CT-a. Po tehničkoj izvedbi detektori CT-a u ovom trenutku se razlikuju u pet pristupa: sekvencijalno stjecanje podataka, brzo prebacivanje napona jedne rtg cijevi, dvoizvorni CT uređaji, niz slojeva detektora i detektori s kvantnim brojanjem. Trenutno su samo tri u komercijalnoj upotrebi [7].

4.3. Pixel i voxel

Razlučivost slike definirana je kao količina detalja vidljivih na našoj slici. Detalj je sposobnost razlikovanja susjednih struktura. Važno je znati da se pri stvaranju slike gleda matrica ili mreža sićušnih kvadrata koji se nazivaju pikseli i kocke podataka koji se nazivaju vokseli. Veličina piksela ovisi o veličini matrixa i polju pregleda (FOV). Matrix ovisi o veličini kompjuterskog programa. Što su ti pikseli/vokseli manji, to će se bolje razlikovati susjedne strukture. Za isti matrix imamo manji pixel kako je područje prikazanog polja-FoV manje, zato na primjer kralježnicu ili srce rekonstruiramo iz malo FoV-a. Voksel ovisi o veličini piksela i debljini sloja odnosno o pitch-u tj beampitch-u kod MSCT [8].

Stoga, promjenom zadanih parametara za stvaranje manjih piksela/vokselu podataka, povećat će se razlučivost slike. Slika 5 prikazuje izgled pixela i vokselu.



Slika 5. Piksel i voksel

Izvor: <http://www.mrishark.com/image-resolution.html>

Najmanji volumen objekta voksel prikazan je najmanjim elementom slike pikselom. Idealan voksel formom je približan kocki (tzv. Izotropni voksel). Oblik i veličina piksela i vokselu uvjetuju prostornu rezoluciju [8]. Atenuaciji zračenja u vokselu/pikselu odgovara Hounsfieldovom broju i pridodaje mu se određena nijansa sive boje.

U snazi AD konvertera ovisi koliko različitih atenuacija zračenja aparat može prepoznati tj koliko mu je kontrastna rezolucija, u današnje vrijeme je to obično 4000Hu.

Siva skala označava raspon između nijansi crne i bijele boje. Također je bitno napomenuti da je u drugim ravninama reformacija slike ovisna o vokselu tj jeli on izotropan ili anizotropan, [8].

4.4. Višeslojna kompjuterizirana tomografija

Višeslojni CT, MSCT (engl. *Multi slice Computed Tomography*) je napredak jednoslojnog CT-a, SSCT (engl. *Single slice Computed Tomography*). Osnovna ideja MSCT-a je upotreba višestrukih redova detektora u kombinaciji sa širenjem snopa X-zraka u z-smjeru (debljina presjeka) kako bi se snop X-zraka učinkovitije koristio. To znači da se podaci mogu prikupiti za više od jednog isječka odjednom. Realne volumetrijske slike dobivaju se u kraćem vremenskom razdoblju, međutim, doza zračenja koja ovisi o debljini snimanog sloja te uvjetima snimanja može biti veća ali ne nužno. Čak se i dinamički procesi mogu vrednovati [8]. Slikom 6 je prikazana moderna radna stanica koja uključuje CT uređaj.



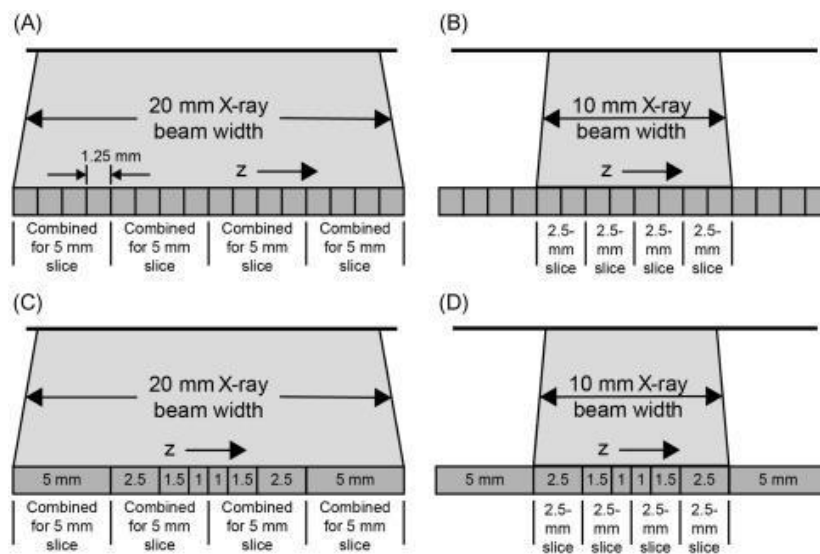
Slika 6. Suvremena MSCT radna stanica

Izvor: Armin Schneider, Hubertus Feussner, in *Biomedical Engineering in Gastrointestinal Surgery*, 2017

Glavna razlika između SSCT i MSCT je u dizajnu nizova detektora. SSCT koristi nizove detektora koji tvore 1D niz. Kod MSCT-a svaki detektorski element podijeljen je u nekoliko manjih detektorskih elemenata u z-smjeru. Ovi elementi detektora tvore 2D niz (slika 7). Postoje različite vrste nizova detektorskih elemenata. Sadašnji bolnički sustavi imaju 64 reda ili više detektorskih elemenata kako bi se postigla vrlo visoka rezolucija.

Kod MSCT-a, debljina presjeka nije određena kolimacijom rendgenskog snopa. Umjesto toga, određuje se konfiguracijom detektora. Ova se duljina često naziva kolimacija detektora

zbog duljine koju ima svaki pojedinačni detektor. Postoji nekoliko načina za kombiniranje elemenata detektora, slika 7.



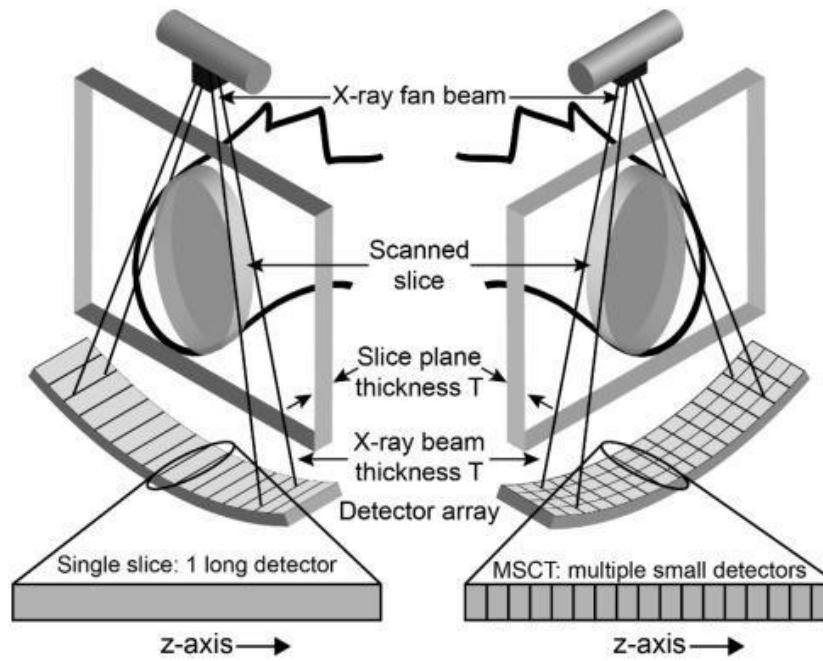
Slika 7. Primjeri detektora s fiksnim nizom (A, B) i detektora s prilagodljivim nizom (C, D) za MSCT skenere s četiri presjeka

Izvor: prema Goldman LW. Principles of CT: multi slice CT. J Nucl Med Technol 2008;36(2):57–68. Modified by D. Ostler.

Prvi prikaz na slici 7. prikazuje (A) Četiri detektora od 5 mm izgrađena od četiri povezana elementa od 1,25 mm. (B) Upareno povezivanje unutarnjih osam elemenata koji djeluju kao četiri detektora od 2,5 mm. (C) Četiri sloja od 5 mm izgrađene s elementima prilagodljivog niza. (D) Četiri najdublja elementa uparena su da tvore detektore od 2,5 mm koji, zajedno s dva detektora od 2,5 mm, prikupljaju podatke za četiri presjeka od 2,5 mm.

Glavne prednosti MSCT-a su kraće vrijeme snimanja, retrospektivna izrada tanjih ili debljih presjeka iz istog neobrađenog skupa podataka i poboljšano 3D renderiranje. Mogućnosti snimanja MSCT-om su široko rasprostranjene: skeniranje anatomskih volumena standardnim tehnikama uz značajno skraćeno vrijeme skeniranja, skeniranje većih volumena koji prije nisu bili dostupni u praktičnim vremenima skeniranja ili skeniranje anatomskih volumena s visokom aksijalnom rezolucijom [9]. Nedostaci MSCT-a su visoki troškovi nabave i održavanja takvih sustava.

Slikom 8 prikazana je jednoslojna kompjutorizirana tomografija naspram višeslojne kompjutorizirane tomografije.



Slika 8. Jednoslojna kompjutorizirana tomografija (lijevo) naspram višeslojne kompjutorizirane tomografije (desno).

Izvor: prema Goldman LW. Principles of CT: multi slice CT. J Nucl Med Technol 2008;36(2):57–68. Modified by D. Ostler.

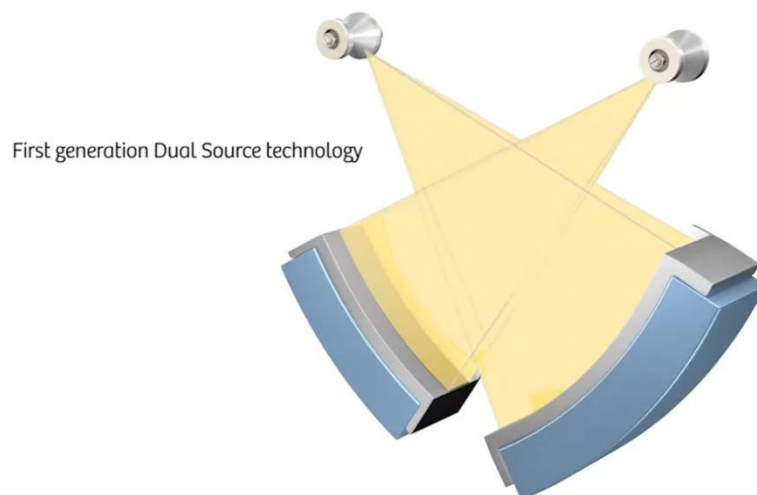
Trenutačni razvoj i trendovi pokazuju sustave s većim brojem rezova vođenih kliničkim primjenama, koje postaju moguće korištenjem takvih detektora. Najnoviji sustavi Toshiba (Shimoishigami, Japan) i Siemens (Erlangen, Njemačka) ciljaju na te primjene uvođenjem sustava sa 128 slojeva (Siemens) koji ima jedinstvenu značajku niske doze pod nazivom SAFIRE (Sinogram afirmirana iterativna rekonstrukcija), koja je ujedno i prva iterativna rekonstrukcija na temelju sirovih podataka na svijetu koja pomaže u postizanju smanjenja doze do 60% za sve organe i sve vrste pacijenata (pretili, djeca ili stari pacijenti), povećani broj slojeva omogućuje skeniranje do 50 centimetara u 5 sekundi pri ultrahigh rezoluciji 320 slojeva (Toshiba) koji omogućuje vrlo brzo i fleksibilno skeniranje širokog izbora dijelova tijela. Drugim riječima, možete uhvatiti izotropni volumen cijelog organa s jednom rotacijom cijevi. Kao primjer, u jednom pregledu, perfuzija cijelog mozga, kao i vaskularna analiza

cijelog mozga, pruža se u 60 sekundi. Ova tehnološka poboljšanja nude mogućnost dobivanja 4D slika (3D plus vrijeme). 4D slika omogućuje reprodukciju skeniranja poput videozapisa, te se tako mogu promatrati razni fiziološki procesi i pratiti unutarnje kretnje. Naziv je izveden iz dodavanja vremena (kao četvrte dimenzije) 3D računalnoj tomografiji. Budući da je velika doza zračenja kojoj su pacijenti izloženi ključni problem, uvođenje dinamičkih kolimatora eliminirat će sve veći problem prekomjernog zračenja u spiralnim skenovima, koji je povećan kao rezultat povećanja širine detektora [10].

4.5. Detektori nove generacije

4.5.1. Stellar detektor

Detektor Stellar prvi je potpuno integrirani detektor tvrtke Siemens Healthineers. Konvencionalni detektorski moduli oslanjaju se na ploču za obradu signala gdje je fotodiode postavljena odvojeno od analogno-digitalnih pretvarača. To uzrokuje elektronički šum jer signal ima relativno dug put između diode i pretvarača. U Stellar detektoru, ploča je pojednostavljena, a pretvarači su raspoređeni neposredno ispod fotodiode. Ova potpuna integracija smanjuje elektronički šum jer se analogni signal iz fotodiode izravno pretvara u robusni digitalni signal, što značajno poboljšava omjer signala i šuma (SNR) i tako optimizira učinkovitost doze i kvalitetu slike [11].



Slika 9. Stellar detektor

Izvor: <https://www.siemens-healthineers.com/en-us/computed-tomography/technologies-innovations/stellar-detector>

Stellar detektor nudi poboljšanu prostornu rezoluciju, kvalitetu slike i učinkovitost doze proširujući dinamički raspon skenera.

Detektor Stellar učinkovito smanjuje preslušavanje između susjednih kanala detektora i smanjuje šum slike tijekom snimanja. To značajno smanjuje zamućenje rezova, što rezultira preciznijom vizualizacijom kalcificiranih lezija i procjenom restenoze u stentu u manjim stentovima. Kombinacija detektora Stellar s akvizicijom Flash Spiral pri naponu cijevi od 70 kV nudi tri glavne prednosti u pedijatrijskom snimanju: izuzetno nisko izlaganje zračenju s izvrsnim detaljima slike i bez potrebe za potencijalno štetnim sedativima.

Dual Source je idealan za barijatrijsko snimanje zbog dovoljne rezerve snage dvaju izvora. Osim toga, Stellar detektor gotovo smanjuje elektronički šum, tako da je omjer signala i šuma značajno poboljšan. Ovo omogućuje puno bolje iskorištavanje kvanta X-zraka, što je od posebne koristi za barijatrijsko ili pedijatrijsko snimanje s niskim dozama.

U konačnici, detektor Stellar daje značajno povećane detalje i oštrinu, posebno na rubovima organa ili u krvnim žilama, u slikama niske doze ili slabog signala. Ovo nudi izvanrednu vizualizaciju kanala gušterače i disekcije aorte – čak i kod pretelih pacijenata. Tehnologija Edge detektora Stellar također može proizvesti slike unutarnjeg uha visoke rezolucije slične z-UHR-u iz konvencionalnih pregleda glave [11].

4.5.2. Photoncounting detektor

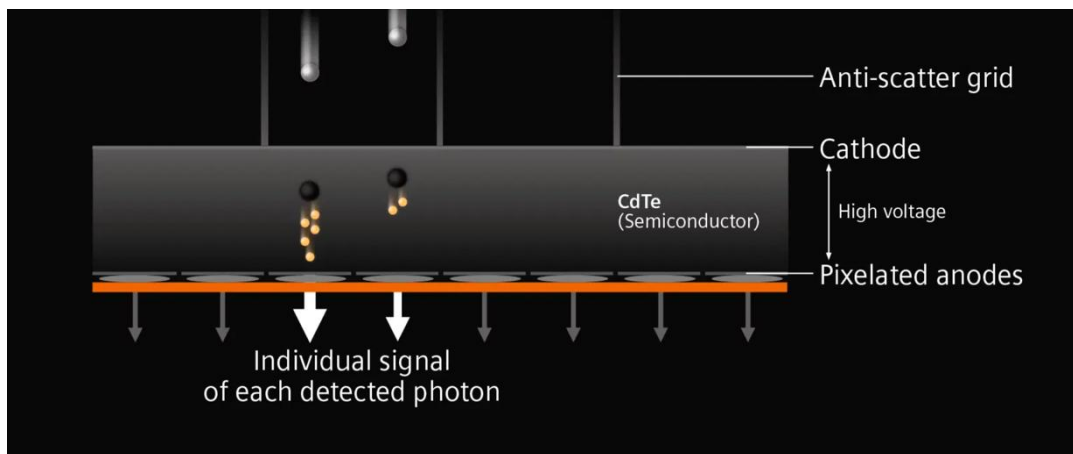
Nakon uvođenja spiralnog CT-a 1990., CT-a sa širokim detektorom 2004., CT-a s dva izvora 2005. i dvoslojnih CT detektora 2013., kompjutorizirana tomografija je zreli modalitet koji je dosegao fazu zasićenja. Unatoč tehnološkom napretku, postoje ograničenja za trenutnu CT tehnologiju. S CT-om koji broji fotone, razvija se radikalno nova tehnologiju za kliničku rutinu. U svojoj srži je nova vrsta detektora koji se bitno razlikuje od standardnog detektora s integriranjem energije.

Ovi detektori za brojanje fotona imaju potencijal prevladati ograničenja trenutnih CT detektora, pružajući CT podatke u vrlo visokoj prostornoj razlučivosti, bez elektroničkog šuma, s poboljšanim omjerom kontrasta i šuma, pri nižoj dozi zračenja i s intrinzičnim spektralnim informacijama [12].

Svi današnji medicinski CT sustavi opremljeni su scintilacijskim detektorima u čvrstom stanju. U procesu pretvorbe u dva koraka, apsorbirane X-zrake se prvo pretvaraju u vidljivu svjetlost u scintilacijskom kristalu. Svjetlost se zatim pretvara u električni signal pomoću

fotodiode pričvršćene na stražnju stranu svake ćelije detektora. Analogni električni signal niske razine fotodioda osjetljiv je na električni šum, što postavlja krajnju granicu potencijalnog daljnjeg smanjenja doze zračenja.

U isto vrijeme, problematično je značajno povećati prostornu rezoluciju scintilacijskih detektora u čvrstom stanju iznad današnjih razina performansi. Kao dio ovog procesa pretvorbe u dva koraka, svjetlost koju stvaraju tisuće fotona X-zraka akumulira se tijekom vremena integracije i mjeri kao cjelina, čime se gubi spektralna informacija dolaznog signala. Nasuprot tome, detektori koji broje fotone mogu izravno transformirati fotone X-zraka u električne signale. U procesu izravne pretvorbe, apsorbirane X-zrake stvaraju parove elektron-šupljina u poluvodiču. Naboji se odvajaju u jakom električnom polju između katode na vrhu i pikselizirane anodne elektrode na dnu detektora [12].



Slika 10. Princip rada Photoncounting detektora

Izvor: <https://www.siemens-healthineers.com/hr/computed-tomography/technologies-and-innovations/photon-counting-ct>

U usporedbi sa scintilacijskim detektorima u čvrstom stanju, detektori koji broje fotone imaju nekoliko prednosti. Pojedinačne detektorske ćelije definirane su jakim električnim poljem između zajedničke katode i pikseliziranih anoda (Slika 10), i nema potrebe za dodatnim pregradama između piksela detektora kako bi se izbjeglo optičko preslušavanje svojstveno scintilacijskim detektorima. Učinkovitost geometrijske doze je stoga bolja nego kod scintilacijskih detektora i smanjena je samo oštricama ili rešetkama kolimatora protiv raspršivanja koje su također prisutne u scintilacijskim detektorima. Nadalje, svaki "makro" piksel detektora ograničen lopaticama kolimatora može se podijeliti na manje sub-piksele detektora koji se zasebno očitavaju kako bi se značajno povećala prostorna rezolucija.

S detektorom koji broji fotone koji može brojati naboje koje stvaraju pojedinačni rendgenski fotoni kao i mjeriti njihovu energetska razinu, sada imamo detektor koji ima intrinzičnu spektralnu osjetljivost u svakom skeniranju [12].

To znači da izravna pretvorba signala detektora koji broje fotone može imati veliki učinak: oni su mnogo učinkovitiji od trenutnih detektora. Također, njihovi pikseli su puno manji, što može značajno povećati prostornu rezoluciju. Na temelju ove nove tehnologije pacijenti mogu očekivati još daljnje smanjenje doze zračenja i manju upotrebu kontrastnog sredstva. Osim toga, liječnici mogu raditi sa slikama koje vizualiziraju čak i vrlo fine strukture tkiva, kao što su manji bronhi u plućima ili metastaze u kostima [12].

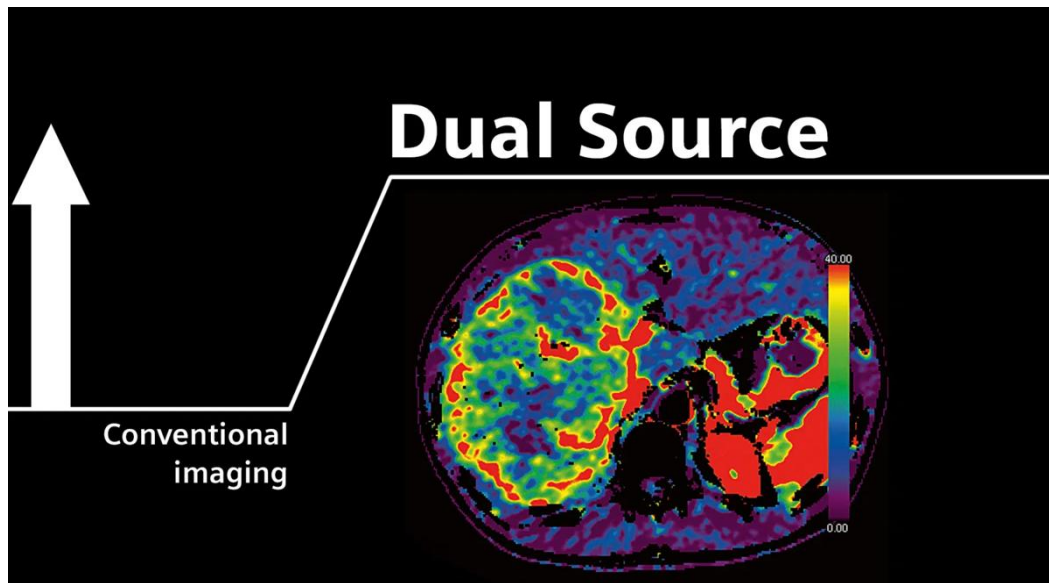
4.6. Višeslojni dual CT

CT s dvostrukim izvorom je metoda snimanja koja predstavlja daljnji razvoj konvencionalne računalne tomografije. Osnova CT-a s dva izvora je CT sustav s dvije rendgenske cijevi i detektorskim prstenovima. Dva sustava akvizicije rotiraju se istovremeno u portalu oko pacijenta i bilježe podatke slike. Slika 11 prikazuje primjer slike na Dual source CT-u. U usporedbi s konvencionalnim CT-om, ova tehnika prepolovljuje učinkovito vrijeme rotacije i time dovodi do bržeg vremena pregleda i poboljšane kvalitete slike. Razvijanjem je niza softvera od modulacije struje preko iterativne rekonstrukcije (safire) i kolimatora na početku i na kraju koji smanjenu izloženosti zračenju.

Dvije su osnove rada dual CT-a a to je da cijev radi s istim naponom pa je rezultat veća brzina ili dvije cijevi koje rade na dva različita napona. Neke od tehnoloških prednosti ovih uređaja su:

- Brza vremenska rezolucija. Dual Source CT može postići vremenske rezolucije čak i ispod 75 milisekundi jer obje cijevi rade zajedno tijekom skeniranja. Bez obzira koliko zahtjevna bila aplikacija, dobiva se slika bez artefakata izvan fizičkih ograničenja skenera s jednim izvorom [12].
- Turbo Flash. Mogućnost načina rada Dual Source CT-a koji pomoću visokog tona u skenerima omogućava ultra brzo dobivanje slika. Pri tome oba izvora rade na istom kVp (kilovoltagepeak), a stol ubrzava do 737 mm/s ovisno o odabranom pitchu (1,5–

3). Vrijeme rotacije portala od 0,25 s dodatni je čimbenik koji pomaže bržem dobivanju slika u trećoj generaciji Dual Source CT-a. [12].



Slika 11. Primjer prikaza slike na Dual Source CT

<https://www.siemens-healthineers.com/computed-tomography/technologies-and-innovations/dual-source-ct>

- Dvostruka energija. Dual Source CT Dual Energy spektralno snimanje omogućuje pokrivanje velikih anatomskih volumena pri velikim brzinama i malim dozama. Budući da se uvijek dobiva najšire moguće spektralno razdvajanje, moguće je kvantificirati čak i najsuptilnije promjene kao što su defekti koštane srži. S neovisnim kV i mAs opcijama za svaku cijev, zajedno s kositrenim filtrom koji daje još veću razliku spektra rtg zračenja nego što bi bilo moguće na osnovu same razlike u naponu, smanjuje dozu i omogućava dvostruku energiju koju koristimo za rad [12].
- Dual Power. Tehnologija Dual Source CT-a koja pomoću dvije zasebne cijevi istovremeno koristi maksimalnu snagu obje cijevi do 2600 mAs na 70kV s kojom možemo održavati nisku dozu zračenja i razine kontrastnog sredstva [12].
- Prilagodljiva 4D spirala. Mogućnost Dual Source CT-a koja koristi pomicanje stola naprijed-natrag s iznimno točnošću tijekom cijele akvizicije, pokrivenost se stoga može proširiti daleko izvan širine detektora. Služi najbolje kod dinamičnih angiografija zbog zahvaćenosti većeg područja interesa [12].

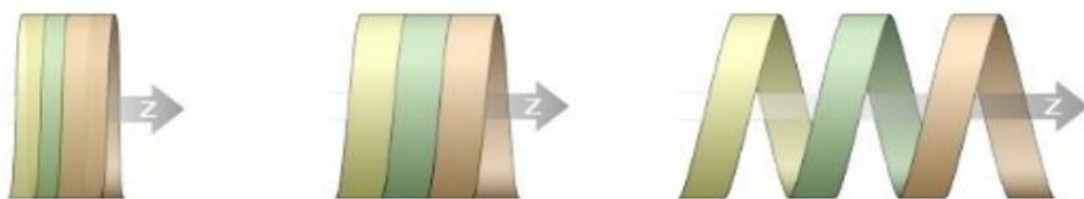
4.7. Pitch faktor

Kod CT uređaja jedan od važnijih parametara pri određivanju protokola snimanja je brzina pomaka stola. Pitch faktor, predstavlja indeks kojim se označava duljina pomaka stola tijekom jedne rotacije rendgenske cijevi. Pitch faktor u uskoj je vezi s kvalitetom snimke te dozom kojom je pacijent izložen. Može se reći da smanjenjem pitch-a poboljšavamo kvalitetu slike uz povećanu dozu zračenja, dok smanjenje doze postizemo povećanjem pitch-a uz istovremeno smanjenje kvalitete slike [6].

Kao što je prikazano na formuli pitch faktor prikazuje duljinu pomaka stola po rotaciji rendgenske cijevi od 360 stupnjeva koja je dijeljena s debljinom sloja koji odgovara širini snopa (engl. Beam Pitch)

$$P = \frac{T}{W} \quad P = \frac{\text{pomak stola (mm) po jednoj rotaciji cijevi } 360^\circ}{\text{širina snopa (mm)}}$$

Sloj od 3 mm i pomak stola od 4.5 mm po rotaciji rezultiraju pitch faktorom od 1,5. S obzirom da je debljina sloja ekvivalent širini snopa (engl. Beam Width) kod SSCT uređaja, zaključujemo da se kod pitch faktora 1 širina rendgenskog snopa tijekom rotacije cijevi nastavlja na širinu rendgenskog snopa iz prethodne rotacije te to rezultira spiralnim pitch faktorom (engl. *Helical Pitch*). Pitch faktor koji je veći od 1 prikazuje razmak između rendgenskog snopa prijašnje rotacije, dok manji pitch prikazuje preklapanje rendgenskog snopa (engl. *Overlapping*) što znači da snimani dio tijela prima dvostruku dozu, a to je u kliničkoj praksi neprihvatljivo [4]. Navedeno je prikazano idućom slikom.



Slika 12. Postavke parametra akvizicije

Izvor: <https://image.slidesharecdn.com/ctdi-141213230134-conversion-gate01/95/ctdi-computedtomography-dose-index-12-638.jpg?cb=1418511834> (pristupljeno 3.11.2022)

Na prikazu s lijeve strane na slici 12 nalazi se primjer u kojemu je pitch < 1 zbog čega dolazi do preklapanja rendgenskih slojeva. Središnji prikaz prikazuje pitch = 1 bez preklapanja rendgenskih slojeva, dok je kod desnog pitch > 1 te postoji razmak između slojeva (engl. *Gap*).

4.7.1. Utjecaj pitch-a na parametre snimanja

Odnos signala i šuma koji utječe na kvalitetu slike kod CT uređaja objašnjava se na način manji pitch bolja prostorna rezolucija te veći šum dok veći pitch bolja kontrastna rezolucija te manji šum. Kako bi se optimizirao protokol snimanja mora se voditi računa o parametrima snimanja (pomaku stola, broju rekonstrukcijskih slojeva prema kolimaciji detektora, kilovoltima (kV), brzini rotacije rendgenske cijevi, miliampersekundama (mAs)) te parametrima slike (odnos signala i šuma te odnos kontrasta i šuma, debljina sloja). Više vrijednosti kV znače da veća količina rendgenskog zračenja prolazi kroz bolesnika do detektora kao i viša vrijednost struje mAs, koja je proporcionalna s debljinom sloja u smislu većeg prikupljanja količine fotona zračenja na detektorima. Većom brzinom rotiranja rendgenske cijevi postiže se kraće vrijeme eksponiranja zračenja na detektorima, no šum na slici prvenstveno ovisi o broju fotona rendgenskih zraka na detektorima, pri čemu ne trebamo zanemariti rekonstrukcijske filtere koji se koriste [6].

Kada povećamo umnožak vremena skeniranja i količine zračenja (mAs), povećavamo i kvalitetu slike, te smanjujemo šum uz istovremeno povećavanje doze zračenja. Količina isporučenog zračenja kontrolira se uz pomoć sustava Automated Tube Current Modulation AEC (engl. Automated Exposure Control). Proizvođači računalnih programa kojima se optimizira količina rendgenskog zračenja koriste različite nazive, CARE Dose (Siemens), Dose-Right (Philips), Auto mA/Smart mA(GE) te SUREE Exposure (Toshiba). Sustavi optimizacije doze rendgenskog zračenja automatski smanjuju količinu rendgenskog zračenja u dijelovima tijela s manjim koeficijentom atenuacije, a povećavaju dozu zračenja kod većih. Pojam effectivemAs definira se kao umnožak isporučenih fotona (mA) s vremenom rotacije cijevi, podijeljen s veličinom pitch-a ($\text{mA} \times \text{s} / \text{pitch}$). Povećanjem pitch-a povećava se šum slike, dok sustav automatski povećava struju grijanja cijevi kako bi se kompenziralo povećanje pitch-a. Ako se effectivemAs ne mijenja, doza zračenja i kvaliteta slike ostaju nepromijenjene [6].

4.8. Artefakti karakteristični za spiralne i MSCT uređaje

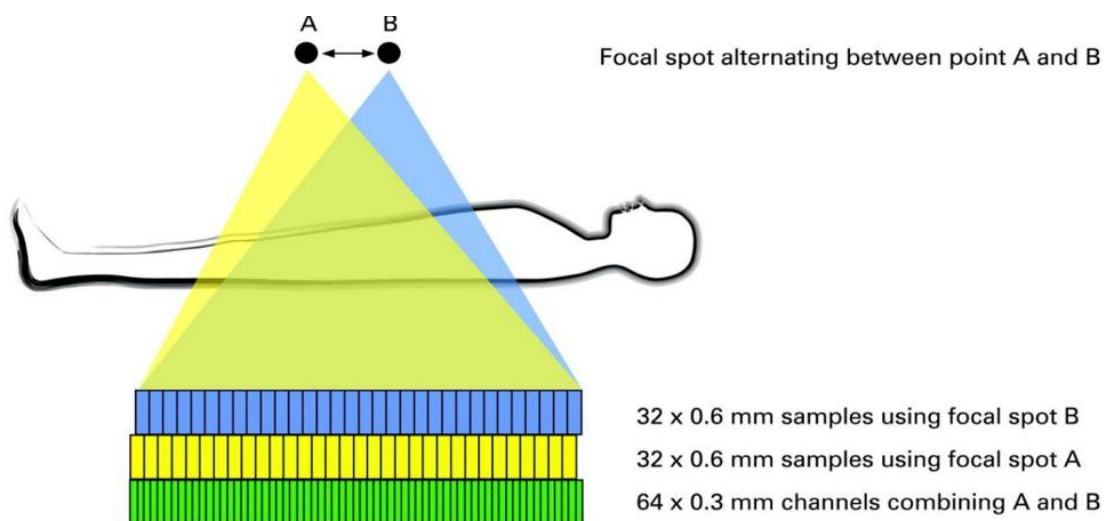
Kod svih spiralnih i msct uređaja postoje određeni karakteristični artefakti koji nastaju kod sekvencijskog i spiralnog skeniranja. U spiralnom skeniranju postoje i određeni dodatni artefakti koji se mogu pojaviti zbog spiralne interpolacije i rekonstrukcijskih procesa. Spiralni CT ima spiralni tijek detektora oko objekta što dovodi do karakterističnih artefakata za spiralne uređaje. Ovi se artefakti pojavljuju u anatomskim strukturama koje se po z osi brzo mijenjaju, pogotovo ako je u odnosu na okolinu struktura jako kontrastna. Takva struktura ovisno o veličini pitch faktora i tipa interpolacijskog algoritma može poprimiti iskrivljen izgled. Spiralni artefakti izraženiji su na interpolaciji od 360 stupnjeva zbog više podataka koji se koriste nego na interpolaciji od 180 stupnjeva, to znači i automatski korištenje šireg sloja. Na anatomskim strukturama koje se brzo sužavaju na presjecima kod spiralnog Ct-a imati ćemo iskrivljenja slike tj. spiralni artefakt, čija će se orijentacija mijenjati s obzirom kakav je položaj rendgenske cijevi u centralnoj ravnini. Kako bi spiralne artefakti sveli na minimum, poduzimaju se koraci za smanjivanje varijacija duž z osi. To znači, mali pitch koristiti gdje god je moguće, umjesto interpolacije od 360 stupnjeva koristiti onu od 180 stupnjeva te tanku akviziciju. U nekim slučajevima se i dalje preferira korištenje aksijalnog skeniranja kako bi izbjegli spiralne artefakte [7].

4.8.1. *Windmill artefacts (artefakti vjetrenjače)*

Kod spiralnog skeniranja povećanje pitch-a dovodi do stvaranja spiralnih artefakata i pogoršanju prostorne rezolucije. Težina i izgled artefakata ovisi o pitch-u i tipu interpolacijskog algoritma. Izgled koji je tipičan za takve artefakte je nalik obliku vjetrenjače. Do takvih artefakata dolazi zbog toga što tijekom svake rotacije nekoliko redova detektora presijecaju ravninu rekonstrukcije. Povećavanjem pitch faktora, povećava se i broj redova detektora koji presijecaju ravninu slike po okretaju te se samim time povećava i broj "lopatice" u artefaktu vjetrenjače. Pojava ovih artefakata osim smanjenjem pitch-a smanjuje se i korištenjem većeg intervala rekonstrukcije (increment-a). Artefakti vjetrenjače, koji se pojavljuju na aksijalnim skenovima sekundarnih rekonstrukcija, izgledaju kao trakasti artefakti [7].

4.8.2. ConBeam artefacts

Kod CT uređaja s brojem detektora od šesnaest na više pojavljuje se problem conbeam artefakata. Kod ovakvih CT uređaja ne padaju sve zrake paralelno na detektore za vrijeme rotacije rendgenske cijevi, zbog toga dolazi do njihovih preklapanja, odnosno stvara se conbeam artefakt. MSCT za smanjenje conbeam artefakata te rekonstrukciju aksijalnih presjeka koristi Z-filter interpolacijski algoritam [7]. Kao što je prikazano na slici 13, pomoću periodičnog gibanja fokusa u Z ravnini (engl. Z – Flaying Focal Spot) udvostručuje se broj podataka (engl. Double Z Sampling) u cilju poboljšavanja longitudinalne razlučivosti i eliminiranja spiralnih artefakata. U Z ravnini izmjenično gibanje snopa koji se preklapa omogućuje dvostruko mjerenje po detektoru (2 x 32) što daje 64 - sloja po rotaciji [7].

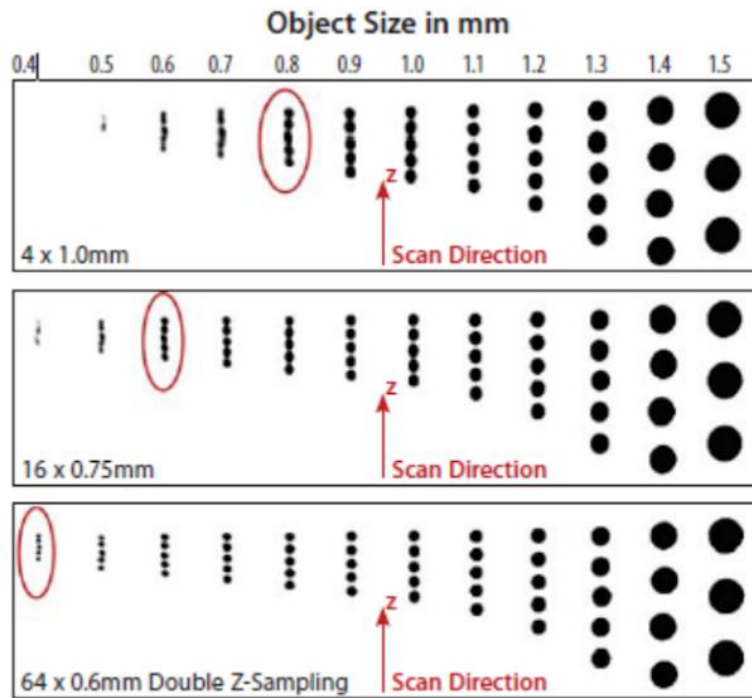


Slika 13. Double-z sampling tehnologija s dinamičkim fokusom (engl. Flying Focal Spot)

Izvor:

<https://heart.bmj.com/content/heartjnl/94/6/781/F6.large.jpg?width=800&height=600&carousel=1%20> (pristupljeno 3.11.2022)

Ovom tehnikom dobijamo 64 preklapajuća sloja (engl. *Overlapping*) od 0,6 mm po rotaciji. Visoka rezolucija zahvaljujući ovoj tehnologiji nije ograničena samo na izocentar već je obuhvaćeno šire područje snimanja (engl. *Slice Field of View*). Objekte veličine 4 mm je moguće razlučiti neovisno o veličini pitch-a (Slika 14).



Slika 14. Prostorna razlučivost za različite modele MSCT-a u z projekciji
 Izvor: <https://www.cockcroft.ac.uk/wp-content/uploads/2016/04/Multi-slice-CTtechnology.pdf>. (Pristupljeno: 4.11.2022)

Double Z sampling tehnologija ima mogućnost razlučivosti objekta 0,4 mm bez obzira na veličinu pitch-a. [7].

4.8.2. Zebrasti artefakti

U multiplanarnom i 3D prikazu rekonstrukcija kod spiralnog CT-a znaju se pojaviti blještave pruge koje nazivamo zebrastim artefaktima. Zbog procesa spiralne interpolacije kojim dolazi do nehomogenog šuma duž z osi dolazi i do pojavljivanja ovih blještavih pruga. Da bi ovaj efekt bio što manje izražen bitno je područje interesa smjestiti što više središtu FOV-a. [7].

4.9. CT dozni parametri

Doza zračenja kojom se pacijent izlaže ovisi o građi pacijenta te karakteristikama CT-a. Potrebna doza zračenja računa se standardnom formulom

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz.$$

$D(z)$ predstavlja raspodjelu zračenja u z pravcu, dok T označava debljinu snimanog presjeka u centrimetrima. Mjerna jedinica za izračun je mGy [14].

Težinski indeks doze izražen kao apsorbirana doza u zraku koristi se kao mjera nivoa doze kojoj se pacijent izlaže tijekom snimanja. Prikazana je formulom

$$CTDI_w = \frac{1}{C} \left(\frac{1}{3} CTDI_{10cm,c} + \frac{2}{3} CTDI_{10cm,p} \right)$$

$CTDI_{10cm,c}$ i $CTDI_{10cm,p}$ indeksi doze. Mjeri se u mGy [14].

Težinski indeks doze $CTDI_w$ kod pojedinačnih presjeka određuje se formulom

$$CTDI_w = CTDI_w \cdot C.$$

C predstavlja radiološku ekspoziciju koja je izražena u C/kg [14].

Doza zračenja kojom se pacijent izlaže tijekom snimanja naziva se produktom duljine doze te je prikazana formulom

$$DLP = \sum_i^n CTDI_w \cdot TNC$$

N prikazuje broj presjeka, T prikazuje debljinu presjeka u centrimetrima, dok je C radiološka ekspozicija izražena u C/kg ili mAs. Mjerna jedinica duljine doze prikazana je u mGycm. Doza zračenja kojoj se pacijent izlaže tijekom spiralnog snimanja prikazana je formulom

$$DLP = \sum_i^n CTDI_w \cdot TAt$$

T predstavlja debljinu presjeka izraženu u centimetrima, A je struja cijevi koja je izražena u mA, dok je t ukupno vrijeme akvizicije koje je izraženo u sekundama [13].

4.10. Rekonstrukcija slike na CT uređaju

Tri su vrste rekonstrukcije slike na ct: interaktivna, metoda povratne rekonstrukcije i Fourierova rekonstrukcije.

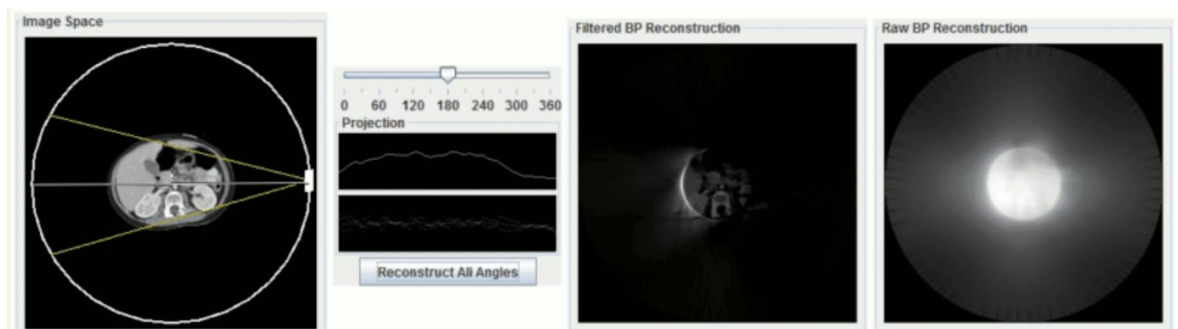
Osnova svake rekonstrukcije je sinogram koji predstavlja podatke dobivene skeniranjem objekta pod određenim kutom, matematičkim algoritmom se povezuju sa količinom apsorpcije zračenja u jednoj točki koordinatnog sustava x,y. Prikaz atenuacije zračenje pod određenim kutom u određenoj točki izgleda kao sinogram. Iz sinograma moguće je raditi rekonstrukcije slike [14].

Klasična metoda povratne rekonstrukcije koja predstavlja matematičko zbrajanje dobivenih rtg zraka u različitim kutovima te matematičko pojednostavljivanje dobivenih vrijednosti danas je napuštena. Danas se koriste iterativne rekonstrukcije kao na primjer safire, koje zapravo dobiveni sinogram uspoređuju sa pretpostavljenim da bi dobili što točniju sliku, zapravo ovim načinom se uklanja šum sa slike te je moguće sa manjom dozom zračenja dobiti dobru sliku.

Druga metoda rekonstrukcije je Fourierova povratna rekonstrukcija slike. Fourierova transformacija sinograma omogućava pojednostavljenje složenih matematički algoritama rekonstrukcije slike koji se sada odvija u prostoru frekvencija. Na taj je način moguće koristiti i različite filtre koji manje ili više pojačavaju visoke frekvencije.

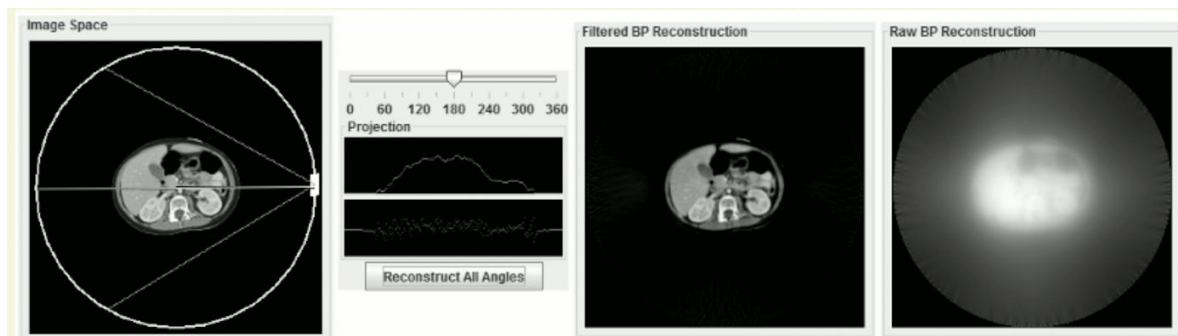
Podaci kod spiralnog snimanja prikupljaju se pod određenim kutom (ovisno o nagibu spirale), kako bi se dobili presjeci u okomitoj aksijalnoj ravnini koriste se linearni interpolacijski algoritmi (engl. *Linear Interpolation*). Najčešći algoritmi su 360 stupnjeva LI i 180 stupnjeva LI, koji nam omogućavaju rekonstrukciju slojeva u okomitoj aksijalnoj ravnini. Interpolacijski algoritam nam omogućava snimanje većim pitch-om, što omogućava u kratkom vremenu veći pomak stola i veću pokrivenost tijela, bez kompromitiranja longitudinalne rezolucije [15,16].

Ova CT simulacija ilustrira tehniku CT rekonstrukcije prikazuju povratnu projekciju ("neobrađena povratna projekcija") i filtrirane povratne projekcije za područje abdomena i pod kutom od 30, 60 i 90 stupnjeva.



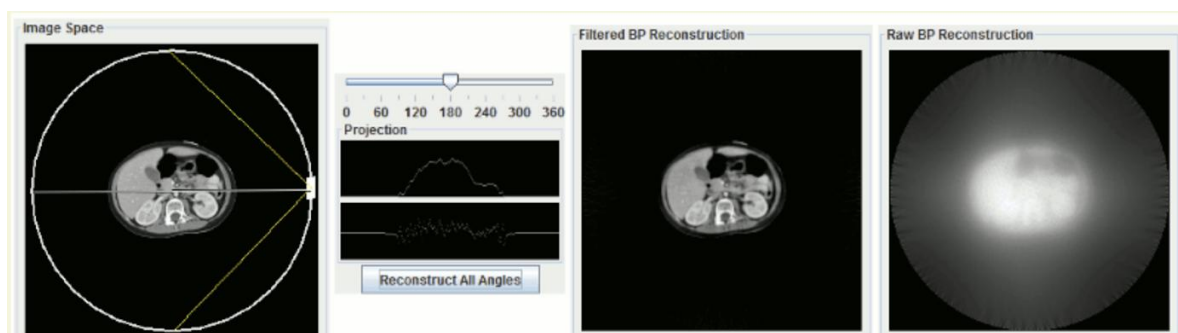
Slika 15. Kut od 30 stupnjeva

Izvor: <http://xrayphysics.com/ctsim.html>



Slika 16. Kut od 60 stupnjeva

Izvor: <http://xrayphysics.com/ctsim.html>

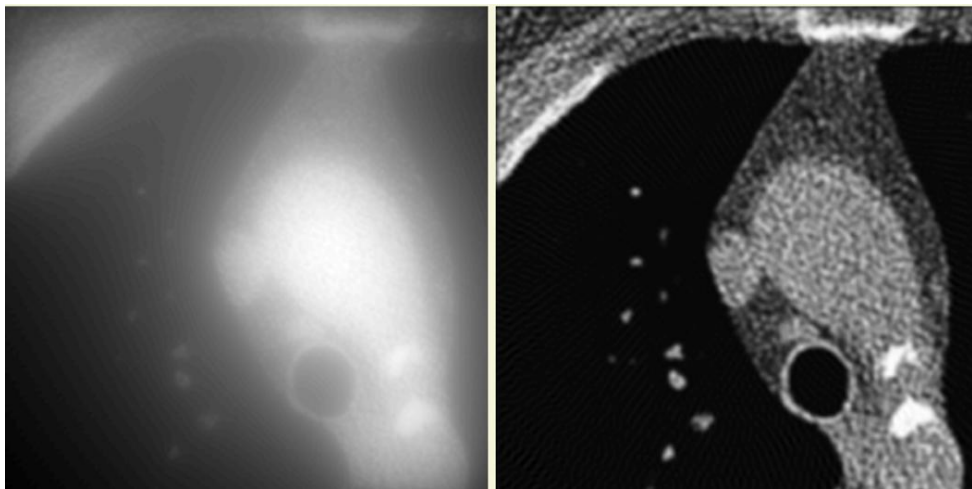


Slika 17. Kut od 90 stupnjeva

Izvor: <http://xrayphysics.com/ctsim.html>

Kako bi se razumjela CT rekonstrukcija, prvo se mora razumjeti kako radi kompjuterizirana tomografija. Sam princip je jednostavan: snimaju se dijelove tijela pod više kutova (ili projekcija) oko tijela poput primjera iz slika gore. Za bilo koji kut, projekcija je linija svjetlijih i tamnijih piksela, ovisno o tome koliko prigušenja blokira taj dio snopa. Sinogram ima (sinusoidalne) valovitosti dok se CT cijev okreće oko pacijenta, po čemu je ova slika dobila ime.

Standardna metoda rekonstrukcije CT presjeka je povratna projekcija. To uključuje "razmazivanje" projekcije preko slike pod kutom pod kojim je snimljena. Zamazivanjem svih projekcija rekonstruirate sliku. Ova slika izgleda slično stvarnoj slici, ali je mutna – razmazani su svijetli pikseli po cijeloj slici umjesto da ih se stavi točno tamo gdje pripadaju. Ovaj učinak može se vidjeti u simulatoru na krajnjoj desnoj ploči. (Slike 15,16,17)



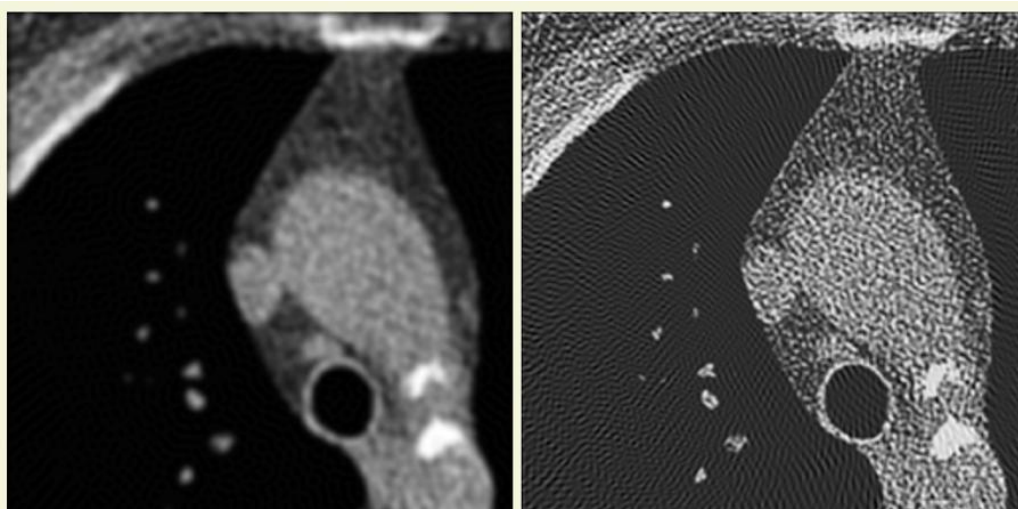
Slika 18. Filtrirana (desno) i nefiltrirana (lijevo) projekcija

Izvor: <http://xrayphysics.com/ctsim.html>

Da bi se rekonstruirala slika, potrebni su podaci od 180 stupnjeva (* zapravo 180 + kut lepezastog snopa). Razlog je što preostalih 180 stupnjeva jednostavno čini zrcalnu sliku prvog (jer nije važno na koji način foton putuje kroz tkivo, bit će prigušen u istoj mjeri). (Zbog geometrije lepezaste zrake, mora se izmjeriti dodatnu količinu - jednaku ventilatorskom kutu - da bi se zapravo dobili svi podaci koji su potrebni, ali koncept je isti.)

U geometriji lepezaste zrake, kut lepeze određuje koliki je dio objekta uključen u rekonstruibilno vidno polje. Točka mora biti uključena u svih 180 stupnjeva projekcija kako bi bila ispravno rekonstruirana [15,17].

Kako je prikazano projekcijom, povratna projekcija razmazuje ili zamućuje konačnu sliku. Kako bi se riješio problem zamućivanja koji stvara standardna povratna projekcija, koristi se filtrirana povratna projekcija koja uvijek ide fourierovom transformacijom, (slika 18). Filtriranje se odnosi na mijenjanje podataka projekcije prije nego što se naprave povratne projekcije. Filtri, kerneli više ili manje pojačavaju visoke frekvencije pa time manje ili više izoštravaju sliku. Oštri kerneli jako pojačavaju visoke frekvencije čime je slika oštrija ali istovremeno ima i više šuma dok meki stvaraju manje oštru sliku s manje šuma. (pogledajte ploču simulatora s oznakom "Filtrirana rekonstrukcija krvnog tlaka", slike 15,16,17) [15,17].



Slika 19. Mutni i izoštreni prikaz

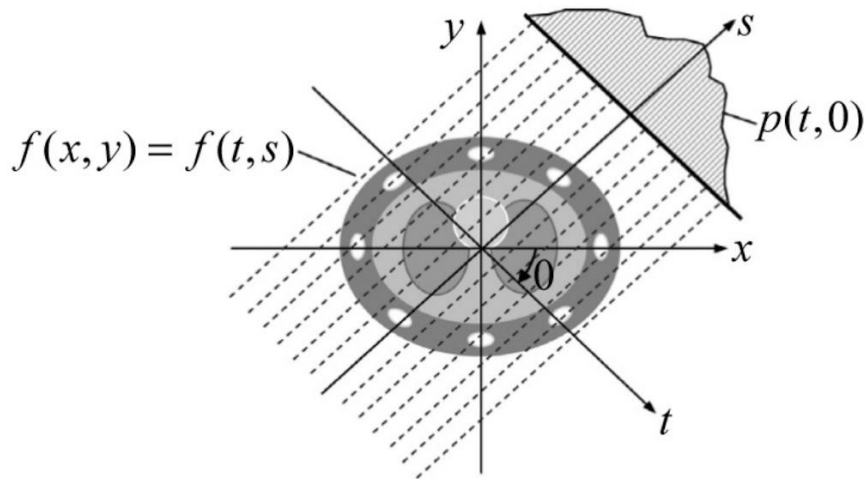
Izvor: <http://xrayphysics.com/ctsim.html>

Razlog ovakve razlike je što pravi CT podaci sadrže šum, pojačanjem visokih frekvencija kao što je to kod visokopropusnih ili izoštravajućih filtara poboljšava se prostorna rezulucija ali i šum. Dakle, ako bi se koristio jednostavan visokopropusni filter, CT slike bi izgledale previše zrnato kao što je prikazano na slici 19. Kako bi se to zaobišlo, koriste se filtri koji su malo 'mekši' od jednostavnog visokopropusnog filtra. Koliko je filter mekan (tj. koliko buke ispušta) naziva se "jezgrom rekonstrukcije". Biraju se različite kerneli na temelju vrste slike koju pokušavamo stvoriti. Za snimanje pluća ili kostiju traže se male, diskretne značajke (tj. frakture, čvorove, finu retikulaciju). Stoga se želi koristiti tvrdu (oštru) jezgru kako bi se naglasile ove značajke. Za meka tkiva kao što su mozak ili abdomen, tražimo veće značajke s blagim razlikama u slabljenju (npr. lezija jetre). Stoga, za ova tkiva, preferira se mekša jezgra koja će smanjiti buku. Naravno, te se slike također gledaju na različitim postavkama prozora zbog temeljnih vrijednosti prigušenja ovih tkiva. Zapravo, ta su dva fenomena donekle povezana – mogu se koristiti oštriji kerneli u situacijama gdje je inherentni kontrast vrlo

visok, npr. pluća u odnosu na zrak ili kost u odnosu na meko tkivo. Visoki kontrast znači da postoji velika razlika u prigušenju, puno veća od buke. Mora se koristiti mekše jezgre gdje je manje kontrasta i stvarno ukloniti šum [15,18].

4.11. Fourierov teorem

Fourierov teorem glasi: Fourierova transformacija paralelne projekcije objekta $f(x, y)$ dobivena pod kutom θ jednaka je liniji u 2D Fourierovoj transformaciji $f(x, y)$ pod istim kutom [3].

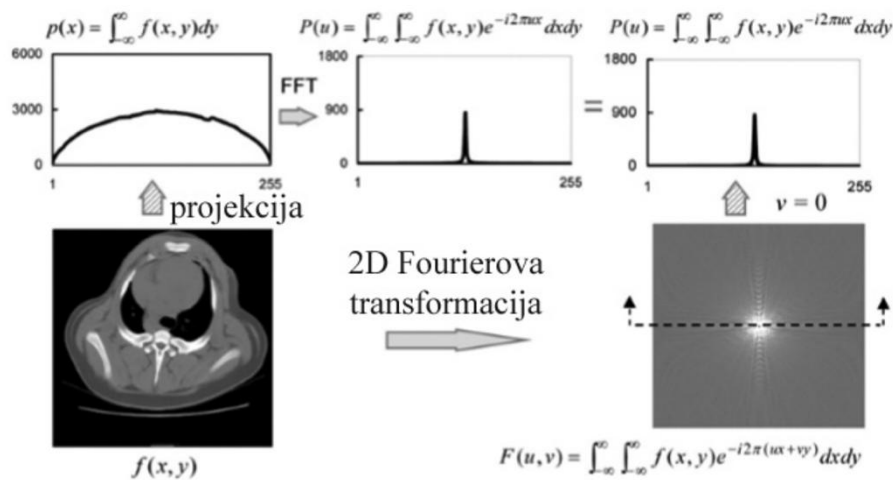


Slika 20. Koordinatni i rotirajući koordinatni sustav

Izvor: Ćupurdija, Anja; Petrincec, Branko. Kompjutorizirana tomografija – CT, Matematičko fizički list, 270 (2017), 2; 80-86

Slučaj kada je projekcija $f(x, y)$ paralelna s osi y , kao na slici 20. Projekcija $p(x, 0)$ povezuje se s funkcijom $f(x, y)$ na sljedeći način:

$$p(x, 0) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy$$



Slika 21. Fourierov teorem pod kutom 0°

Izvor: Ćupurdija, Anja; Petrinc, Branko. Kompjutorizirana tomografija – CT, Matematiĉko fiziĉki list, 270 (2017), 2; 80-86

Iz jednaĉbe 2 dobijamo:

$$P(u) = \int_{-\infty}^{\infty} p(x,0) e^{-j2\pi ux} dx = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi ux} dx dy$$

Sljedeće, razmatramo 2D Fourierovu transformaciju funkcije $f(x, y)$ u $v = 0$ (Slika 21)

$$F(u,v) \quad v = 0 = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi ux} dx dy \quad v = 0 = \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) e^{-j2\pi ux} dx dy.$$

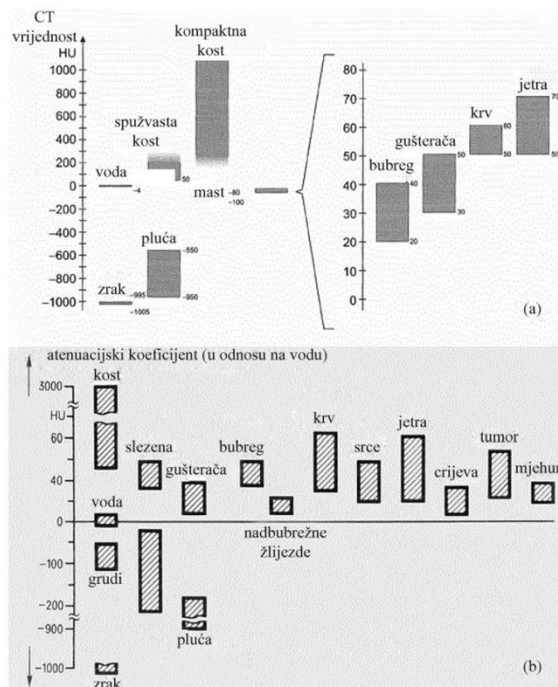
Usporedbom jednaĉbi (3) i (4) dolazimo do zakljuĉka da su jednake. Kao rezultat, Fourierova transformacija objekta pod bilo kojim kutom jednaka je liniji 2D Fourierove transformacije istog tog objekta [2].

4.12. Projekcija nazad

Projekcija nazad ne prikazuje dovoljno jasnu i oštru sliku te se prikupljeni podaci moraju filtrirati matematiĉkim postupkom konvolucije da bi se dobila kvalitetnija slika. Prilikom raĉunanja vrijednosti atenuacije kod svakog pojedinog elementa slike, te se vrijednosti izraĉavaju preko Hounsfieldove skale po jednaĉbi

$$H = \frac{\mu - \mu_{vode}}{\mu_{vode}}$$

gdje μ_{vode} predstavlja atenuacijski koeficijent vode, dok μ izračunatu vrijednost atenuacije [2].



Slika 22. Hounsfieldova skala i vrijednosti atenuacije tkiva

Izvor: Ćupurdija, Anja; Petrinec, Branko. Kompjutorizirana tomografija – CT, Matematičko fizički list, 270 (2017), 2; 80-86

Slika 22, prikazuje da atenuacijske vrijednosti imaju raspon od -1000 do $+3000$, dok je za Hounsfieldovu skalu raspon od -1000 do $+1000$ za pojedina tkiva [2].

5. MSCT UREĐAJI I METODOLOGIJA U KBC OSIJEK

Uređaji koji se koriste u KBC Osijek su Phillips Ingenuity Elite, Revolution Frontier te SOMATOM Definition AS+. Prikazi svih uređaja navedeni su iz njihovih priručnika s pripadajućim specifikacijama, a sve fotografije djelo su autora uslikane u prostoru KBC Osijek te uključuju prikaz uređaja, fantoma i radne stanice.

5.1. Philips Ingenuity Elite

Uređaj Ingenuity Elite pruža niske doze zračenja, visokokvalitetne slike, zajedno s mogućnošću personalizacije slike od pacijenta do pacijenta. Iz iDose4 Premium paketa za iPatient, koji daje kontrolu inovativnih rješenja za tijek rada, Ingenuity Elite pruža izvrsnost u rutinskom snimanju, s dosljednom kvalitetu slike za niz pacijenata. Philips nastavlja voditi u dizajnu CT detektora s NanoPanelom Elite, a tu je također i najnovija tehnologija detektora pločica koja je rekonstruirana za niske razine šuma i visoke kvalitete slike [19]. Slikom 23 prikazan je CT uređaj Philips Ingenuity Elite u KBC Osijek.



Slika 23. CT uređaj Philips Ingenuity Elite u KBC Osijek

Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

Karakteristike uređaja su sljedeće:

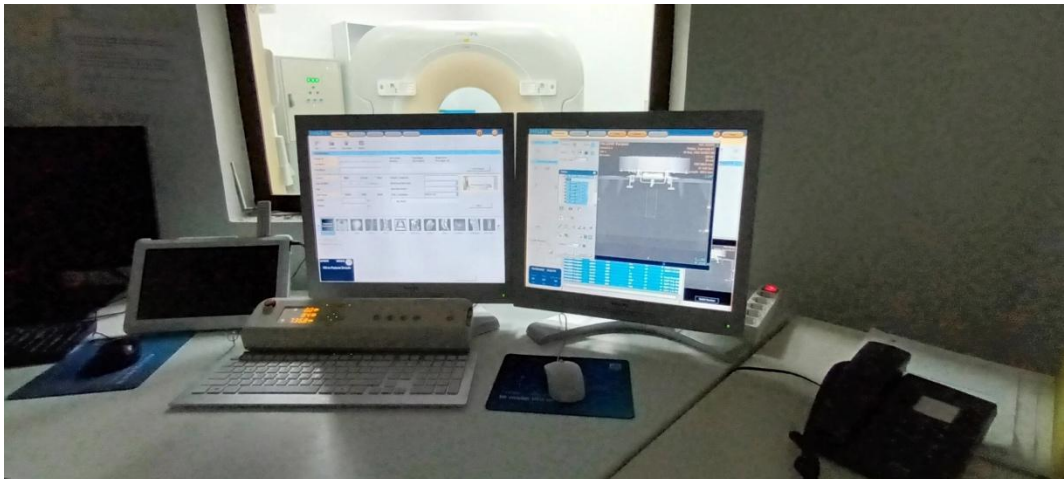
- Efektivna snaga s iDose4: 105 kW
- Slojevi: 128
- Pokrivenost: 40 mm

- Maksimalni raspon skeniranja: 1750 mm (2100 mm²)
- Veličina provrta: 700 mm
- iDose4 brzina rekonstrukcije: 18 ips
- Standardna brzina rekonstrukcije: 25 ips
- Efektivni toplinski kapacitet anode: 30 MHU



Slika 24. Fantom uređaja Phillips Ingenuity Elite
Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

Slikom 24 prikazan je fantom navedenog uređaja, a slikom 25 radna stanica koja uključuje računala i softver za korištenje.

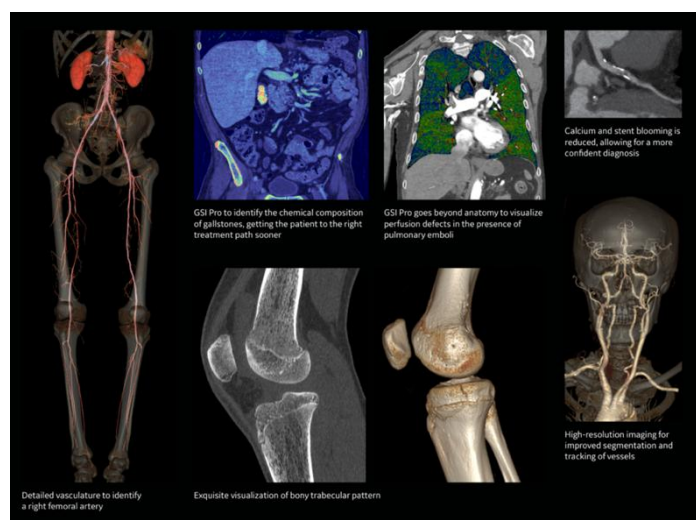


Slika 25. Radna stanica uređaja Phillips Ingenuity Elite
Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

5.2. Revolution Frontier

Jedan od najvećih izazova s današnjim CT-om je taj da konvencionalnim sustavima često nedostaju sitni detalji i sastav tkiva potreban za jasno karakteriziranje bolesti. To liječnike stavlja u poziciju da se moraju naručiti dodatni kontrolni testovi za dovršetak dijagnoze.

Dual energy CT Revolution Frontier uključuje potpuno novo i pojednostavljeno iskustvo spektralne slike i robustan skup alata za razne načine snimanja koji se mogu vidjeti i na slici 26 [20].



Slika 26. CT na uređaju Revolution Frontier

Izvor: Revolution Frontier priručnik za korištenje



Slika 27. CT uređaj RevolutionFrontier u prostoru KBC Osijek

Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

Glavne karakteristike uređaja su:

- Koristi tehnologiju brze izmjene kVp (80/140 kVp)
- Maksimalna snaga: 100kW
- Napon cijevi: 80, 100, 120, 140
- Brzina rotacije: do 0.35 sec
- Materijal detektora: GemstoneClarity
- Pogleda po rotaciji: do 2496



Slika 28. Fantom za uređaj RevolutionFrontier

Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

Slika 28 prikazuje fantom uređaja Revolution Frontier dok se na slici 29 nalazi prikaz radne stanice u KBC Osijek.



Slika 29. Radna stanica u KBC Osijek za uređaj RevolutionFrontier

Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

5.3. SOMATOM Definition AS+

Uređaj SOMATOM Definition AS+ jest terenski specijalistički dijagnostički CT uređaj koji ima sljedeće glavne karakteristike:

- Vrijeme rotacije: 0,30 (opcija), 0,33, 0,5, 1,0
- Minimalno vrijeme rotacije: 0,30 (opcija)
- Maksimalno vrijeme rotacije: 1
- Vrijeme rotacije srčane opcije: 0,3
- Širina odreska u aksijalnom načinu: Dobivena širina odreska: 0,6/1/1,2/5/10 mm; rekonstruirane širine odrezaka (povećanje do 0,1 mm): 0,6, 0,75, 1, 1,2, 1,5, 2, 2,4, 3, 3,6, 4, 4,8, 5, 6, 7, 7,2, 8, 9, 10, 12, 14,4, 15, 20 mm
- kV raspon: 70, 80, 100, 120, 140
- mA raspon: 20 do 666/800 (bez iterativne rekonstrukcije)



Slika 30. Uređaj SOMATOM Definition AS+ u prostoru KBC Osijek

Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

Slika 30 prikazuje uređaj SOMATOM Definition AS+ u prostoru KBC Osijek dok se na slikama 31 i 32, baš kao i kod prethodnih primjera može vidjeti fantom koji se koristi te radna stanica navedenog uređaja.



Slika 31. Fantom za uređaj SOMATOM Definition AS+

Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek



Slika 32. Radna stanica za uređaj SOMATOM Definition AS+

Izvor: fotografija autora iz prostora KBC Osijek

6. ZAKLJUČCI

MSCT kao dijagnostički uređaj koji se služi u širokom spektru radiološke tehnologije, iznimno je značajan te u današnje vrijeme široko korišten za otkrivanje, dijagnosticiranje te praćenje raznih oblika internih i vanjskih oboljenja.

Njegova svakodnevna upotreba u medicini ga čini neizostavnim dijelom svake radiološke dijagnostike. Razvijanjem novih tehnologija, detektora te ostalih visokotehnoloških struktura MSCT-a neupitno je zaključiti da će se upotreba novijih i nadolazećih vrsta MSCT-a dodatno proširiti te postati osnova dijagnostike radiološke tehnologije pomoću koje se u svega nekoliko minuta može ustanoviti stanje svakog bolesnika.

Zaključuje se da MSCT kao uređaj ima budućnost dokle god ga ima i tehnologija te ljudska znatiželja za novim jer dokle god ljudski mozak bude težio novim i naprednijim rješenjima napredovat će i tehnologija, a samim time medicina te sve što je vezano za nju uključujući i MSCT.

7. LITERATURA

- 1) Anton N. Sidawy MD, MPH, in Rutherford's Vascular Surgery and Endovascular Therapy, 2019
- 2) Čupurdija, Anja; Petrincec, Branko. Kompjutorizirana tomografija – CT, Matematičko fizički list, 270 (2017), 2; 80-86
- 3) Science, <http://science.howstuffworks.com/x-ray3.htm>
- 4) Horvatinec, Dražen, Utjecaj pitch faktora na kvalitetu CT snimanja. Sveučilište u Splitu, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Diplomski sveučilišni studij radiološke tehnologije
- 5) W. LINTON, Medical Application of X Rays, 1995.
- 6) Wang G, Michael W. V. The effect of pitch in multislice spiral/helical CT; . Medical Physcs, 1999 December: 26(12): 2648-53.,
- 7) J. HSICH, Computed Tomography. Principles, Design, Artifacts and Recent Advances, Spie Press, Washington, 2009.
- 8) Maret, D., Telmon, N., Peters, O., Lepage, B., Treil, J., Ingèse, J., Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with conebeam CT. Dentomaxillofac Radiol. 2012 Dec; 41(8): 649–655.
- 9) St. Michael's, <http://www.medicalimagingexcellence.com/research-topics/computed-tomography/>
- 10) Goldman LW. Principles of CT: multi slice CT. J Nucl Med Technol 2008;36(2):57–68. Modified by D. Ostler.
- 11) Siemens Healthineers. The Stellar detector. Dostupno na: <https://www.siemens-healthineers.com/en-us/computed-tomography/technologies-innovations/stellar-detector>
- 12) Siemens Healthineers. Photon-counting CT. Dostupno na: <https://www.siemens-healthineers.com/hr/computed-tomography/technologies-and-innovations/photon-counting-ct>
- 13) D. ETEROVIC, S. JANKOVIC, Fizikalne osnove i klinicki aspekti medicinske dijagnostike, Medicinska naklada, Zagreb, 2002.
- 14) American Journal of Medical Neuroradiology, <http://www.ajnr.org/content/29/4/802>
- 15) Cyber Physics, <https://cyberphysics.co.uk>

- 16) Armin Schneider, Hubertus Feussner, in Biomedical Engineering in Gastrointestinal Surgery, 2017
- 17) National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering,
<https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/>
- 18) Thomas F. Siemens Sensation 64 Scanner and How it Works;
<http://www.ctisus.com/responsive/learning/features/mdct-64/mdct-64-siemenssensation-64-scanner-and>
- 19) Elite results Philips Ingenuity Elite specifications, priručnik za korištenje
- 20) Revolution Frontier, priručnik za korištenje

8. ŽIVOTOPIS

OSOBNI PODACI:

Ime i prezime: Vedran Streitenberger

Datum i mjesto rođenja: 21.10.1988 Osijek, Hrvatska

Državljanstvo: Hrvatsko

Adresa: Veličanska 1, 31000 Osijek

e-mail: gamingstrajs@gmail.com

OBRAZOVANJE:

-1995. -2003. Osnovna škola Augusta Šenoae, Osijek

- 2003. -2007. Medicinska Škola, Osijek

- 2007. -2010. Zdravstveno veleučilište Zagreb, smjer radiološka tehnologija, prediplomski studij

-2017. – 2022. Sveučilište u Splitu, Odjel zdravstvenih studija, smjer radiološka tehnologija, diplomski studij

ZAPOSLENJE:

-2013.- KBC Osijek

STRANI JEZICI:

- Engleski jezik, B2

- Njemački jezik, B1