Optimizacija doze i kvalitete slike uređaja za kompjutorsku tomografiju

Graovac, Aljoša

Master's thesis / Diplomski rad

2015

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **Josip Juraj Strossmayer University of Osijek, Department of Physics / Sveučilište Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku, Odjel za fiziku**

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:160:244303

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-29**



Repository / Repozitorij:

Repository of Department of Physics in Osijek







SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU

ODJEL ZA FIZIKU

ALJOŠA GRAOVAC

OPTIMIZACIJA DOZE I KVALITETE SLIKE UREĐAJA ZA KOMPJUTERSKU TOMOGRAFIJU

Diplomski rad

Osijek, 2015.

SVEUČILIŠTE JOSIPA JURJA STROSSMAYERA U OSIJEKU

ODJEL ZA FIZIKU

ALJOŠA GRAOVAC

OPTIMIZACIJA DOZE I KVALITETE SLIKE UREĐAJA ZA KOMPJUTERSKU TOMOGRAFIJU

Diplomski rad

predložen Odjelu za fiziku Sveučilišta J. J. Strossmayera u Osijeku

radi stjecanja zvanja profesora fizike i informatike

Osijek, 2015.

Ovaj diplomski rad izrađen je u Osijeku pod vodstvom izv. prof. dr. sc. Darija Faja u sklopu Sveučilišnog diplomskog studija fizike i informatike na Odjelu za fiziku Sveučilišta Josipa Jurja Strossmayera u Osijeku.

Zahvale

Zahvaljujem svom mentoru izv. prof. dr. sc. Dariju Faju na pruženoj pomoći i podršci, te ukazanom povjerenju tijekom izrade ovoga diplomskog rada.

Također, zahvaljujem cijelom osoblju Odjela za radioterapiju i onkologiju KBC-a Osijek koji su mi omogućili to da ovaj rad postane stvarnost. Od osoblja posebno bih se htio zahvaliti Renati Vrtarić i Ivanu Kokiću na velikom strpljenju i razumijevanju.

Sadržaj

1. Uvod 1
2. Opis uređaja za kompjutersku tomografiju 3
2.1. X – zrake (rendgenske zrake) i rendgenske cijevi 3
2.2. Sudari s anodom 8
2.3. Gušenje X-zračenja u tvarima 10
2.4. Uređaj za kompjuteriziranu tomografiju 12
2.5. MDCT tehnologija 15
3. Način dobivanja slike 17
3.1. Općenito 17
3.2. Algebarske metode 20
3.2.1. Metoda zbrajanja 20
3.2.2. Metoda algebarske rekonstrukcije 21
3.2.3. Metoda povratne projekcije 22
4. Dozimetrija 28
4.1. Apsorbirana doza 28
4.2. Ekvivalentna doza 28
4.3. Efektivna doza 29
4.4. Specijalne radiološke veličine za CT 30
4.5. Ionizacijska komora 32
5. Kvaliteta slike 34
5.1. Problemi uređaja koji utječu na količinu doze dane pacijentu 37
6. Ispitivanje kvalitete slike i doze zračenja koju primi pacijent prilikom CT postupka sa CT uređajem Siemens Somatom Sensation Open 40
6.1. Mjerenje CTDI 40
6.2. Kvaliteta slike uređaja za kompjutersku tomografiju 42
6.2.1. Rezultati mjerenja rezolucije slike koristeći fantom s detaljima visokog kontrasta 42
6.2.2. Rezultati mjerenja kontrasta slike koristeći fantom s detaljima male razlike u kontrastu 47
6.2.3. Mjerenje širine zrake pri spiralnom i aksijalnom skeniranju 52
7. Zaključak 53
8. Prilog A 55
9. Literatura 57
10. Životopis 59

Sveučilište J. J. Strossmayera u Osijeku
Odjel za fiziku

Diplomski rad

DOZIMETRIJA I KVALITETA SLIKE UREĐAJA ZA KOMPJUTERSKU TOMOGRAFIJU

ALJOŠA GRAOVAC

Sažetak

Cilj je ovog rada ukazivanje na odnos kvalitete dobivene slike kompjuterskom tomografijom i doze koju pacijent primi prilikom skeniranja. Rad je popraćen i eksperimentalnim dijelom kojim će se provjeriti iznijete činjenice o kvaliteti slike i dozi zračenja koju pacijent primi.

Rad se ne bavi tehničkim specifikacijama CT uređaja ili detaljnim principom rada, no neke osnove rada uređaja ipak su iznesene.

Rad je koncipiran tako da su prvih pet cjelina teorijski uvod u kojem se iznose činjenice i podaci koji su potrebni za razumijevanje eksperimentalnog dijela rada koji se nalazi u šestoj cjelini. Nakon teorijskog i eksperimentalnog dijela slijedi zaključak rada. Također, u osmoj je cjelini dodan prilog A koji govori o zaštiti pacijenata prilikom skeniranja CT uređajem.

(66 stranice, 60 slika, 19 tablica, 23 literaturnih navoda)

Rad je pohranjen u knjižnici Odjela za fiziku

Ključne riječi: Kompjuterska tomografija, dozimetrija, kvaliteta slike

Mentor: izv. prof. dr. sc. Dario Faj

Ocjenjivači:

Rad prihvaćen:

J. J. Strossmayer University in Osijek
Department of Physics

Bachelor of Science Thesis

DOZIMETRIJA I KVALITETA SLIKE UREĐAJA ZA KOMPJUTERSKU TOMOGRAFIJU

ALJOŠA GRAOVAC

Abstract

The aim of this thesis is to point out the relationship between image quality obtained by computed tomography and the dose that patients receive during the scan. The thesis is accompanied by experimental part, which will outline the facts about image quality and the radiation dose that the patient receives.

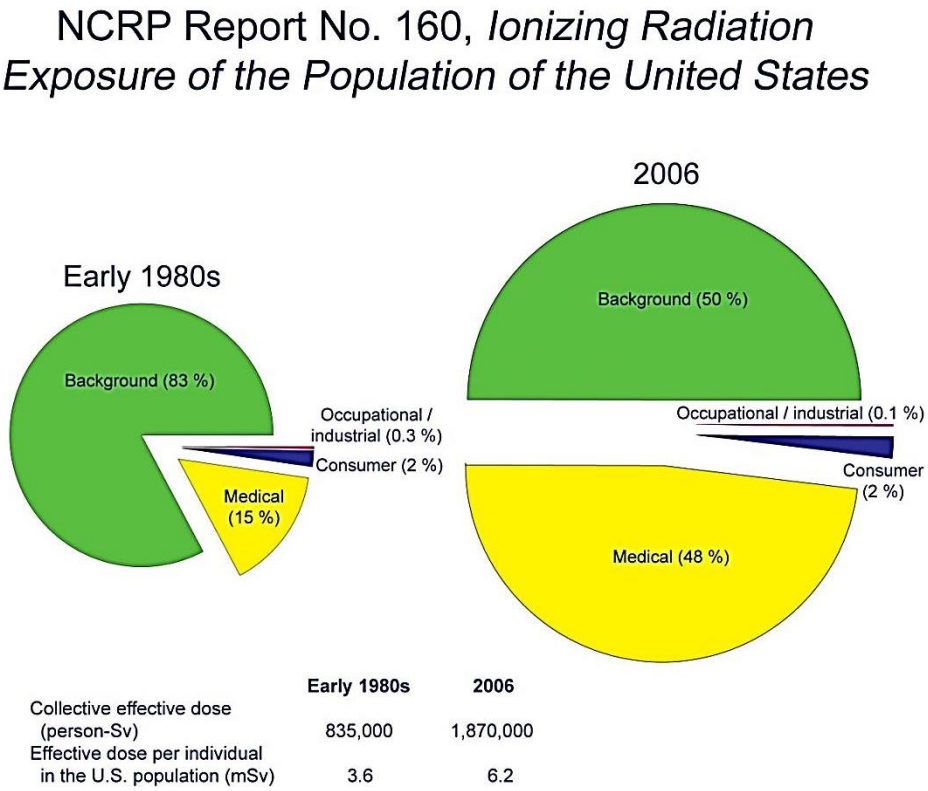
This thesis does not deal with technical specifications of the CT scan, it only provides a basic description of its working principle. The thesis consists of a theoretical introduction that outlinies the facts and data necessary to understand the experimental part of the paper. The results of the research study conducted in this paper are also presented. Finally, Appendix A offers an insight into the protection of patients during CT scanning.

(66 pages, 60 images, 19 tables, 23 literature citations)
Thesis deposited in Department of Physics library
Keywords: Computed tomography, dosimetry, image quality
Supervisor: izv. prof. dr. sc. Dario Faj
Reviewers:
Thesis accepted:

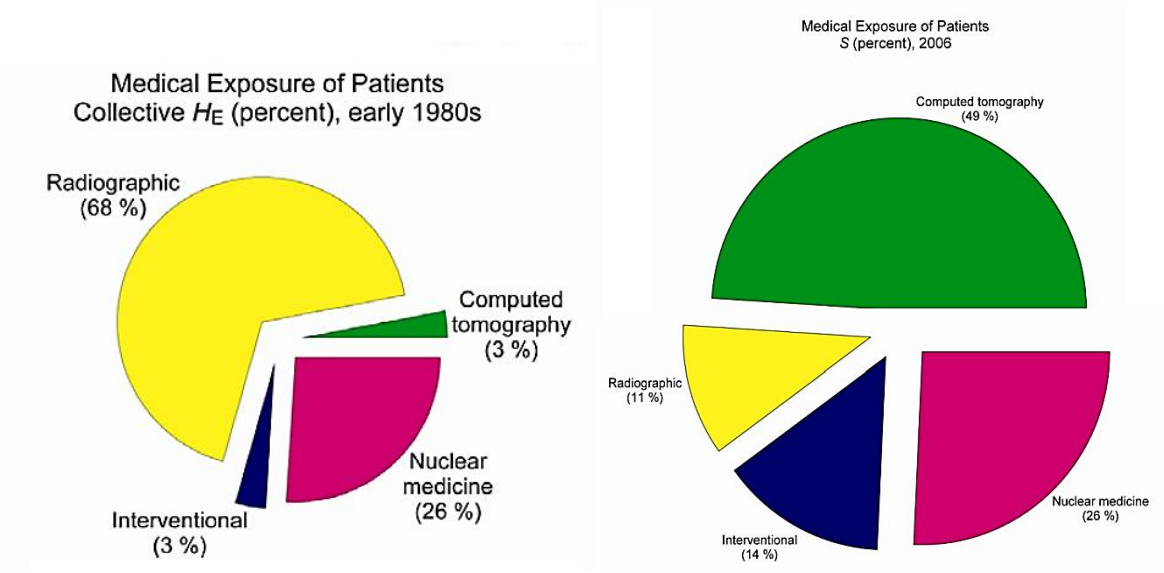
1. Uvod

Vrlo brzo nakon otkrića rendgenskih zraka one pronalaze svoju primjenu i u medicini. Danas veliki dio medicinskih dijagnostičkih metoda koristi rendgensko zračenje zbog razvoja tehnologije i novih uređaja velikih mogućnosti. Jedna od dijagnostičkih metoda je kompjuterizirana tomografija (CT). U kompjuteriziranoj tomografiji rendgenske zrake prolaze kroz pacijenta iz različitih kutova. Oslabljene zrake bilježe detektori zračenja, a dobivene vrijednosti apsorpcije obrađuju se računalno. Vrijednosti apsorpcije rendgenskih zraka se naposljetku prikazuju na ekranu računala primjenom sive skale. Na taj način kompjuterizirana tomografija omogućuje uvid unutrašnjosti promatranog pacijenta. Negativna strana kompjuterizirane tomografije jest što su CT uređaji izvori ionizirajućeg zračenja koje može prouzrokovati karcinom.

Na slici 1. možemo uvidjeti porast medicinskog ozračivanja te uporabe CT uređaja u Sjedinjenim Američkim Državama. Početkom 80-ih godina prošlog stoljeća ozračenost prosječnog stanovnika SAD-a umjetnim izvorom zračenja bila je 15% od ukupnog ozračenja, a 2006. godine raste na 50%. Porast korištenja kompjuterske tomografije za posljedicu je imao porast godišnje doze medicinskog zračenja s 0,5 mSv na 3 mSv, slika 2.



Slika 1. Usporedba izloženost ionizacijskom zračenju u SAD-u 1980-ih i 2006. godine. [21]



Slika 2. Porast pregleda kompjuterskom tomografijom. [21]

Uvijek kada dolazimo u dodir sa zračenjem, potrebno je poduzeti određene mjere sigurnosti. Te su mjere dane su u prilogu A i linkom danim na kraju u literaturi [14] (**Zakon o radiološkoj i nuklearnoj sigurnosti (NN 28/10)**).

Tri razine opravdanosti korištenja zračenja u medicinske svrhe [15]:

A. Prva razina – uporaba zračenja u medicini prihvatljiva je kada čini više dobra nego zla
B. Druga razina – određeni postupak za jasno postavljeni cilj
C. Treća razina – prilagođavanje postupka svakom bolesniku

Cilj je ovog rada uvidjeti kako dobiti dobru dijagnostičku informaciju bez velikog povećanja doze koju bi pacijent morao primiti. Rad će se temeljiti na provjeravanju kvalitete slike koju dobijemo mijenjajući različite parametre, a pritom obraćamo pozornost na količinu primljene doze.

Sva mjerenja izvršit će se na MDCT uređaju Siemens Somatom Sensation Open u osječkom KBC-u. Mjerit će se kvaliteta slike koja se dobije na CT-u od PMMA fantoma (visoki i niski kontrast) te doza koju bi primio pacijent za neko mjerenje s tim postavkama. Kako se svake godine sve više i više pacijenata izlaže medicinskom zračenju, potrebni su protokoli kojima bi se regulirala njihova izloženost zračenju. Svako tkivo ili organ ne reagira na zračenje jednako. Pojedini se organi ne smiju izlagati prevelikom zračenju zbog mogućeg oštećenja i povećavanja vjerojatnosti dobivanja karcinoma.

2. Opis uređaja za kompjutersku tomografiju

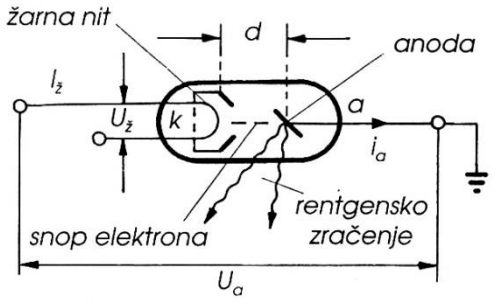
2.1. X – zrake (rendgenske zrake) i rendgenske cijevi

Godine 1895. Wilhelm Conrad Röntgen, njemački fizičar, otkriva posebnu vrstu elektromagnetskog zračenja koju naziva X-zrake, kasnije rendgensko zračenje. Pri otkriću Röntgen primjećuje da su one nevidljive, prolaze kroz materiju, izazivaju fluorescenciju, te da se ne otklanjaju u magnetskom polju. Kasnije, 1912. godine, Max Theodor Felix von Laue, Paul Knipping i Walter Friedrich pokusom dokazuju difrakciju X-zraka. Time je potvrđena valna priroda X-zraka.

Rendgensko zračenje nastaje tako da se anoda bombardira brzim elektronima. Ti elektroni se ubrzavaju u rendgenskoj cijevi. U rendgenskoj cijevi se kao izvor elektrona upotrebljava volframova žarna nit koja služi kao katoda. Anoda i katoda nalaze se u staklenom balonu u kojemu je isisan zrak do tlaka 10^{-4} Pa. Na temperaturi od 2300°C žarna nit emitira elektrone. Zbog postojanja električnog polja između anode i katode elektroni koji su emitirani iz žarne niti ubrzavaju se. Pri udarcu elektrona u anodu kinetička energija ubrzanog elektrona se pretvara velikim dijelom u toplinu (96% - 97%), a tek ostatak u rendgensko zračenje. Toplina se u meti razvija zbog toga što elektroni postupno gube energiju u sudarima s atomima. [1] Sila na elektron naboja e, koja se javlja zbog električnog polja, iznosi

$$F = \frac{U_a e}{d}$$

pri čemu je d razmak elektroda, a U_a napon između elektroda.



Slika 3. Rendgenska cijev. [2]

Nešto prije udarca elektrona u anodu elektron poprima brzinu v_1. Kinetička energija elektrona, definirana preko rada, je

$$Fd = \frac{m_e v_1^2}{2}$$

gdje je m_e masa ubrzanog elektrona. Izjednačavanjem formula dobivamo izraz za povezanost napona i brzine elektrona.

$$v_1 = \sqrt{\frac{2eU_a}{m_e}}$$

Anodna struja zasićenja, struja elektrona, I_{az} koju katoda koja je užarena može emitirati glasi:

$$I_{az} = CAT^2 \exp(\frac{eU_a}{kT})$$

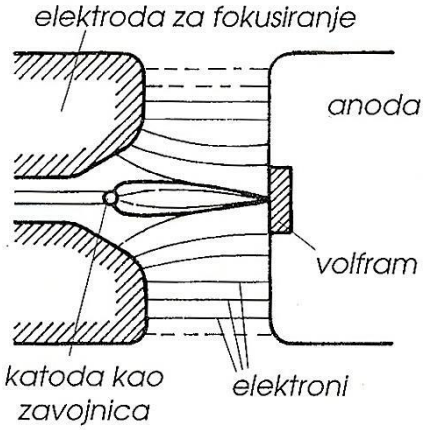
Taj izraz se naziva Richardsonovim zakonom, pri čemu je C koeficijent proporcionalnosti koji ovisi o materijalu koji se koristi, A površina katode, T temperatura katode, k Boltzmannova konstanta ($1{,}38 \cdot 10^{-23}$J/K), eU_a izlazni rad elektrona. Iz relacije možemo vidjeti da maksimalna struja elektrona ovisi o temperaturi koja se regulira strujom žarenja katode $I_ž$. Tom strujom možemo upravljati brojem emitiranih elektrona iz katode i anodnom strujom. U području prostornog naboja može se regulirati struja emitiranih elektrona anodnim naponom. Ali, kad anodni napon prijeđe određenu vrijednost, kad svi emitirani elektroni dospiju do anode, anodna struja više ne može rasti jer je u području zasićenja. Za područje malog anodnog napona struja rendgenske cijevi I_a dana je Longmir-Schottkyjevom relacijom.

$$I_a = KU_a^{3/2}$$

Koeficijent proporcionalnosti K ovisi o geometrijskim svojstvima rendgenske cijevi.

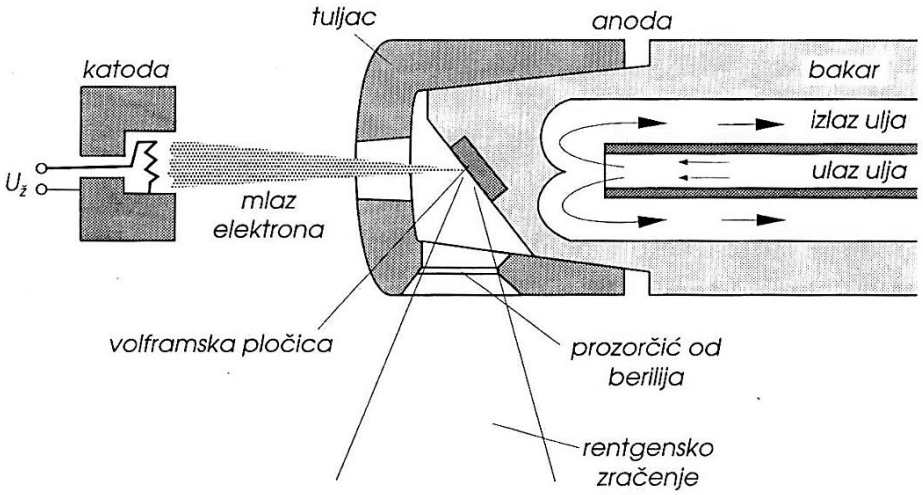
Rendgenske cijevi većinom rade u području struje zasićenja gdje je ovisnost o anodnom naponu slabo izražena. Struju zasićenja reguliramo promjenom struje zasićenja katode $I_ž$. Područje rada žarne niti od volframa je na temperaturi od oko 2200°C do 2500°C što joj daje radni vijek od oko 4000 sati jer temperatura tališta volframa iznosi 3370°C. Katoda se izvodi u obliku spirale ili zavojnice zbog toga da izvor elektrona ima kružni, tj. cilindrični oblik. Kao što

možemo primijetiti na slici 4., elektroni su fokusirani fokusirajućom elektrodom u smjeru anode gdje padaju na njeno usko područje, fokus.



Slika 4. Katoda u rendgenskoj cijevi. [2]

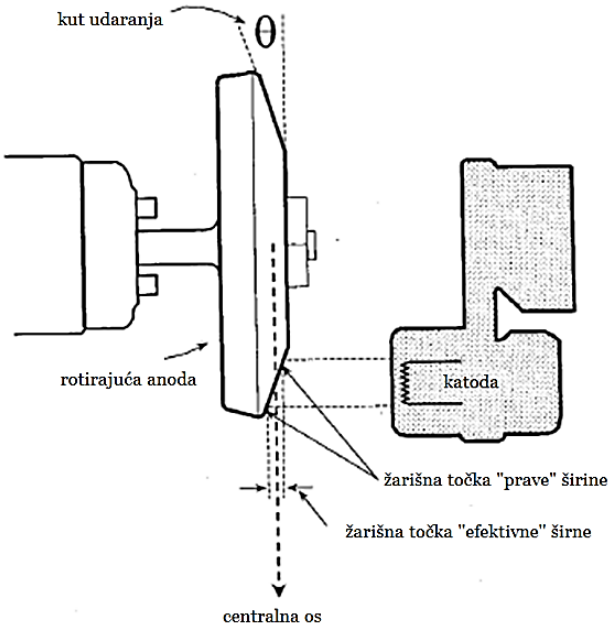
Pri visokim anodnim naponima, strujama i zbog usnopljavanja te malog razmaka elektroda, anoda se jako zagrijava i zbog toga joj je potrebno prisilno hlađenje.



Slika 5. Uljem hlađena rendgenska cijev. [2]

Na slici 5. vidimo tuljac koji obavija anodu radi sprečavanja raspršenja rendgenskog zračenja. Zračenje izlazi kroz dio tuljca koji je od berilija, koji zbog malog atomskog broja (Z=4) lako propušta rendgensko zračenje. Da se spriječi rastaljenje anode zbog visokih temperatura (volframska anoda 1500°C, bakreni dio anode 800°C), te da bi se postigle veće energije zračenja, anoda se hladi uljem ili vodom u rashladnom sustavu. Veliku snagu možemo ostvariti ukoliko umjesto statičke anode koristimo rotirajuću. Rashladni su učinci na taj način i do desetak puta

veći. Anoda je na istoj osovini s bakrenim valjkom koji predstavlja rotor. Brzina vrtnje je oko 2800 okr./min., a može se povećati i do 8400 okr./min.



Slika 6. Rotirajuća anoda. [10]

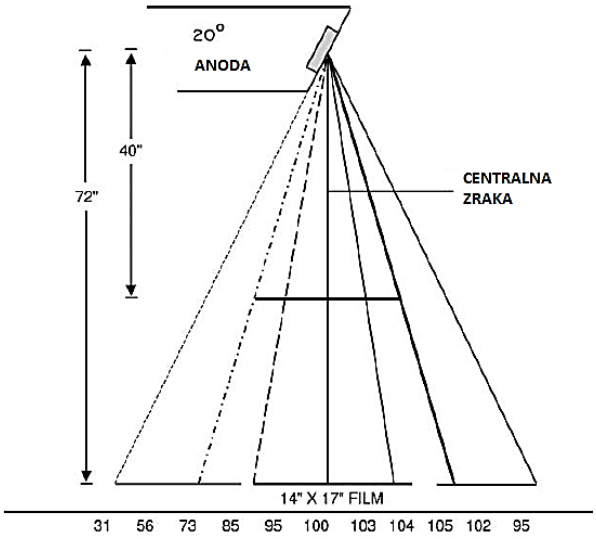
Anode se u većini slučajeva izrađuju od materijala s visokim atomskim brojem radi povećanja efikasnosti zaustavljanja elektrona koji dolaze od katode. Primjer tih materijala su volfram, renij i molibden. Ti materijali imaju visoko talište.

Kako se u radiologiji želi izbjeći pojava polusjena na radiološkoj snimci, anoda treba biti što manja. Primjerice, za pretragu pluća koristi se veličina žarišta anode od 0,1 do 0,5 mm, malo žarište. Kako želimo da većina rendgenskog zračenja bude usmjerena prema pacijentu, ono se izvodi pod kutom u odnosu na snop (Slika 7.). Time se postiže povećanje površine anode koja je izložena elektronima te je veća raspodjela topline na anodi. Povećavanjem kuta površine anode u odnosu na upadni snop elektrona smanjuje se veličina žarišta koju vidi film, tj. povećava se rezolucija.



Slika 7. Promjena kuta anode. [3]

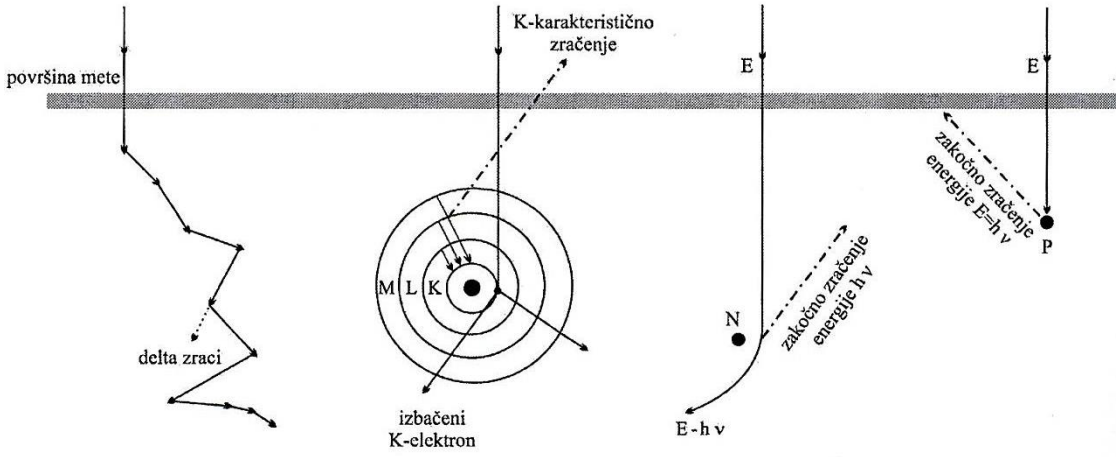
Negativna strana ovakve izvedbe anode je tzv. heel efekt (Slika 8.). Ovaj efekt karakterizira opadanje intenziteta rendgenskog snopa u ravnini okomitoj na prostiranje snopa u smjeru anode. Razlog tome je što dio rendgenskih zraka se stvara unutar same anode. Fotoni unutar anode moraju proći kroz samu anodu te im zbog toga intenzitet slabi. Dio rendgenskog zračenja koji je na strani katode ima jači intenzitet jer na tom dijelu fotoni prolaze kroz manji dio anode nego fotoni na strani anode. Smanjenjem kuta anode povećava se heelov efekt jer većina fotona prolazi kroz samu anodu.



Slika 8. Heel efekt. Intenzitet zraka na strani katode jači je nego na strani anode. [3]

2.2. Sudari s anodom

Pri prodiranju ubrzanog elektrona u površinski sloj mete (anodu) mogu nastati četiri tipa sudara. U prvom tipu sudara, tzv. ionizacijskom sudaru, ubrzani elektron se sudara s atomima mete. U tim uzastopnim sudarima on mijenja svoj pravac kretanja i stvara ionizaciju. Prilikom sudara dolazi do prijenosa energije upadnog elektrona i orbitalnih elektrona atoma mete. Orbitalni elektroni mete bivaju izbačeni iz atoma te i oni sami mogu imati dovoljno energije da nastave daljnju tzv. sekundarnu ionizaciju. Takve sekundarne elektrone nazivamo delta zračenje.

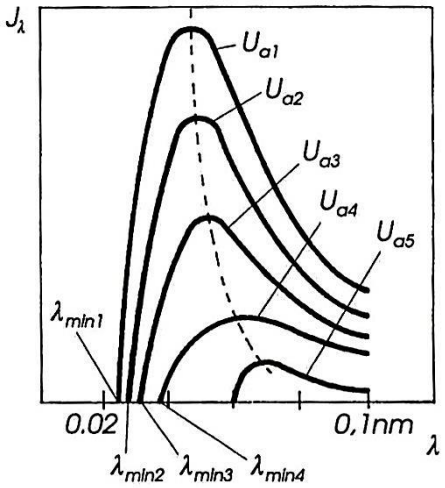


Slika 9. Tipovi sudara. [4]

Ostali tipovi sudara su tzv. radijacijski sudari. Ovim tipovima sudara nastaje rendgensko zračenje. Dva tipa sudara pridonose zakočnom zračenju (Bremsstrahlung). Na slici 9. možemo vidjeti dvije mogućnosti nastanka zakočnog zračenja. Ubrzani elektron može se naglo zaustaviti u sudaru s jezgrom ili usporiti prolazeći pored nje mijenjajući svoju prvobitnu putanju. Promjena putanje se događa zbog toga što su masa i naboj jezgre puno veći od mase i naboja samo jednog elektrona. Elektron mijenja prvobitnu brzinu v_1 u brzinu v_2 i time mu se mijenja njegova prvobitna kinetička energija. Razlika energije $\Delta E = E_1 - E_2$ se pretvara se u foton elektromagnetskog zračenja frekvencije *f*. Ta razlika jednaka je izrazu $\Delta E = hf$ gdje *h* označava Planckovu konstantu ($h = 6{,}625 \cdot 10^{-34}$ Js). Dalje možemo pisati da je

$$\lambda = \frac{k}{U_a}$$

kada bi se sva početna kinetička energija pretvorila u elektromagnetsko zračenje (rijedak događaj prikazan na Slika 9. krajnje desno). Time bismo onda dobili najkraću valnu duljinu (najvišu frekvenciju) za dani anodni napon U_a. S k smo koeficijentom proporcionalnosti označili $k = \frac{hc}{e}$ koji iznosi $k \approx 12{,}4 \cdot 10^{-7}$ Vm.



Slika 10. Kontinuirani spektar zakočnog zračenja. [2]

Na slici 10. možemo primijetiti da porastom napona U_a raste i intenzitet zračenja J. Također treba spomenuti da intenzitet zračenja ovisi i o materijalu anode. Što je veći atomski broj Z (broj protona, tj. elektrona) materijala od kojeg je anoda napravljena, veći je intenzitet zračenja. Mjerenja pokazuju da je odnos intenziteta, atomskog broja, anodne struje, te napona na anodi dan u odnosu kao

$$J = c_k Z U_a^2 I_a$$

pri čemu je c_k koeficijent proporcionalnosti. Uzmemo li u obzir da je električna snaga rendgenske cijevi

$$P = U_a I_a$$

dobivamo stupanj djelovanja rendgenske cijevi kao

$$\eta = c_k Z U_a$$

Za anodni napon od oko 400kV i veliki Z se može ostvariti stupanj djelovanja od samo 3%.

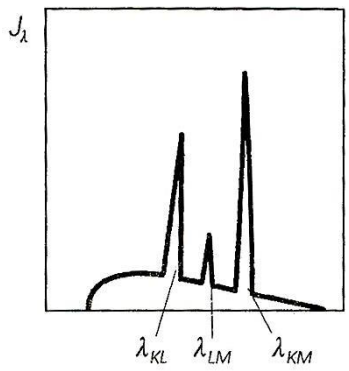
Četvrti tip sudara je sudar kod kojeg nastaje karakteristično rendgensko zračenje. Karakteristično zračenje nastaje tako da ubrzani elektroni izbacuju elektrone iz atomskih ljuski na najnižim energetskim stanjima. Prazna mjesta koja ostaju popunjavaju se elektronima koji se nalaze na višim energetskim stanjima. Pri tom popunjavanju zrači se energija u obliku karakterističnog rendgenskog zračenja (foton) jednaka razlici višeg i nižeg energetskog stanja. Zračenje koje je nastalo ima samo nekoliko valnih duljina koje su karakteristične za element od kojeg je anoda. Uvjet za nastajanje karakterističnog zračenja određene valne duljine λ_k je da anodni napon rendgenske cijevi mora biti veći od kritičnog anodnog napona, tj.

$$U_{a,krit} = \frac{k}{\lambda_k}$$

gdje je k koeficijent proporcionalnosti.
Intenzitet karakterističnog zračenja uz anodni napon viši od 4 $U_{a,krit}$iznosi

$$J = c_d I_a (U_a - U_{a\,krit})^n$$

Pri čemu je c_d koeficijent proporcionalnosti.



Slika 11. Karakteristični spektar diskretnog zračenja. [2]

2.3. Gušenje X-zračenja u tvarima

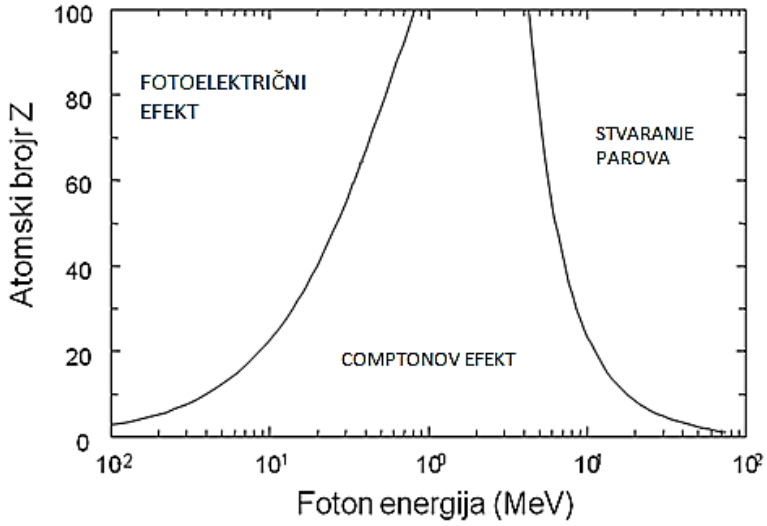
Prolaskom kroz neku homogenu tvar smanjuje se intenzitet rendgenskog zračenja po zakonu:

$$J_d = J_0 e^{-\mu d}$$

pri čemu je J_d intenzitet zračenja na izlazu iz sloja debljine d, J_0 je intenzitet zračenja na ulazu u sloj, a μ je atenuacijski koeficijent (koeficijent gušenja). Koeficijent gušenja sastoji se od koeficijenta apsorpcije τ, dva koeficijenta raspršenja σ_k (koeficijent raspršenja u klasičnom smislu) i σ_c (koeficijent raspršenja zbog Comptonovog efekta), te koeficijenta gušenja zbog stvaranja parova elektron-pozitron π.

$$\mu = \tau + \sigma_k + \sigma_c + \pi$$

Koeficijent klasičnog raspršenja većinom prevladava u području gdje su kratke valne duljine i mali atomski brojevi. Komponenta π prevladava kod velikih energija rendgenskog zračenja, te postaje veća što je frekvencija zračenja viša. Kod Comptonovog efekta energija je nakon sudara manja od ulazne, tj. frekvencija se smanjuje jer se dio energije gubi na izbijanje elektrona iz vanjske ljuske.



Slika 12. Shematski udio pojedinih procesa za apsorpciju rendgenskog zračenja u ovisnosti o energiji upadnih fotona i atomskom broju apsorbera. [3]

Za koeficijent apsorpcije vrijedi da je

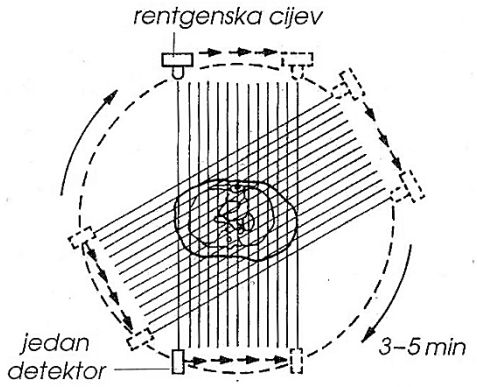
$$\tau = a\rho Z^3 \lambda^3$$

pri čemu je ρ gustoća tvari kroz koju zračenje prolazi, Z je atomski broj elementa od kojeg je anoda napravljena, λ je valna duljina zračenja, a je koeficijent proporcionalnosti. Iz toga slijedi da će rendgensko zračenje s kraćim valnim duljinama biti manje apsorbirano od onog s većim, tj.

zračenje s kraćim valnim duljinama biti će prodornije. Za rendgensko zračenje kratkih valnih duljina kažemo da se zove tvrdo zračenje, a za rendgensko zračenje dugih valnih duljina kažemo da se zove meko zračenje.

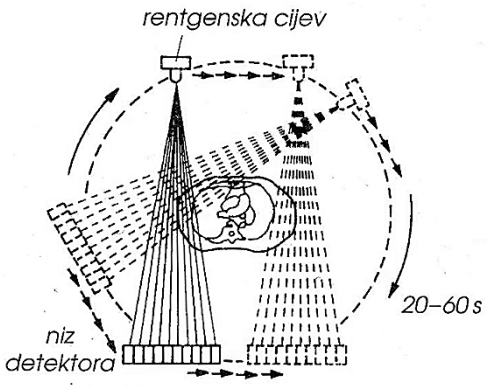
2.4. Uređaj za kompjuteriziranu tomografiju

Razvoj uređaja za kompjuteriziranu tomografiju odvijao se relativno brzo s obzirom da je prvi CT uređaj instaliran u jednoj engleskoj bolnici 1971. godine. Prva generacija uređaja sastojala se od jednog detektora (danas više) za pretvorbu intenziteta zračenja u električnu veličinu i rendgenske cijevi kao izvora zračenja. Rendgenska cijev i detektor su postavljeni su po unutrašnjem obodu prstena CT-a u čijem središtu se nalazi pacijent. Pomaci detektora i izvora međusobno su jednaki. Prva generacija zahtijevala je mjerenje od oko 5 minuta pri čemu je pacijent bio izložen dugom zračenju. Proces se sastojao od translacije i rotacije.



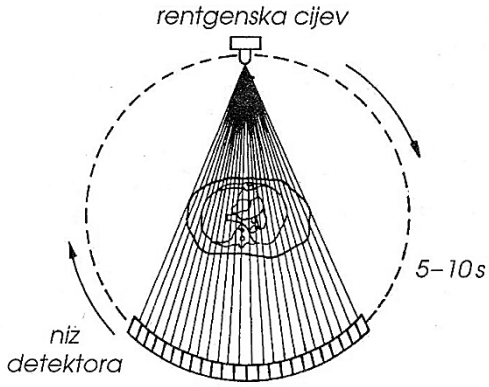
Slika 13. Prva generacija CT uređaja. [2]

Već pri drugoj generaciji povećava se broj detektora u nizu i po pravcu (18 - 24 detektora). U tom se slučaju moglo iskoristiti više pravaca zračenja (lepezasto zračenje). Vrijeme izloženosti pacijenta snimanju skraćeno je na 20 sekundi. U tom je vremenu pacijent mogao i zadržati dah pri čemu ne bi bilo zamagljenja slike zbog pomicanja organa tokom disanja. Kao i u prvoj generaciji zadržan je način rada translacijom i rotacijom.



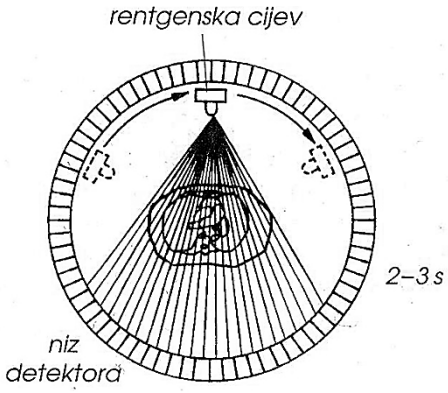
Slika 14. Druga generacija CT uređaja. [2]

U trećoj generaciji uređaja povećan je broj detektora (oko 360) koji su smješteni polukružno po obodu kružnice, na suprotnom kraju od izvora. Za način rada ostalo je samo rotacijsko gibanje. Vrijeme snimanja skraćeno je na 10 do 5 sekundi.



Slika 15. Treća generacija CT uređaja. [2]

Detektori u četvrtoj generaciji CT uređaja raspoređeni su po cijelom obodu prstena (oko 2500 detektora) koji je statičan. Rendgenska cijev jedini je pokretni dio te se pomiče za 180°. Vrijeme snimanja skraćeno je na 2 do 3 sekunde.



Slika 16. Četvrta generacija CT uređaja. [2]

Peta generacija uređaja za kompjutersku tomografiju nema pomičnih dijelova. Pomak izvora rendgenskog zračenja ostvaruje se otklonom mlaza elektrona u magnetskom polju koji izlaze iz elektronskog topa na anodu u obliku prstena na kojoj se emitira rendgensko zračenje. Ovakvom izvedbom CT uređaja omogućuje se najveća brzina dobivanja slike, svega 0,1 sekundu. Pozitivna strana kratkog vremena dobivanja slike je u tome što se omogućuje snimanje srca i drugih pokretljivih organa u jednom trenutku bez zamagljivanja slike. U današnje doba najviše se koriste CT uređaji treće i četvrte generacije.

Za izvor rendgenskog zračenja treće i četvrte generacije CT uređaja koristi se rendgenska cijev s rotirajućom anodom koja radi u pulsirajućem načinu. Anodni napon iznosi od oko 100 do 160 kV, a impulsi traju od 2 do 3 ms uz struje od 600 do 650 mA.

Detektor je jedan od najvažnijih dijelova CT uređaja. Njegov otvor definira putanju rendgenske zrake i prostornu rezoluciju, a osjetljivost kontrast i rezoluciju slike. Najčešće korišteni detektori su scintilacijski, plinski i poluvodički detektori.

Scintilacijski detektori apsorbiraju fotone, te emitiraju svjetlo razmjerno količini apsorbirane energije. Osjetljivost im se povećava spajanjem na fotomultiplikator. Pojačane struje elektrona kod fotomultiplikatora prolaskom kroz otpor stvaraju padove napona koji su razmjerni očitavanju, a zatim se pojačavaju i dovode do analogno-digitalnih pretvornika (A/D). Takav tip detektora pravi se od natrij-jodida (NaI), cezij-jodida (CsI), ili bizmut-germanata (BiGeO) te ima malu vremensku konstantu i veliko dinamičko područje ($1{:}10^4$).

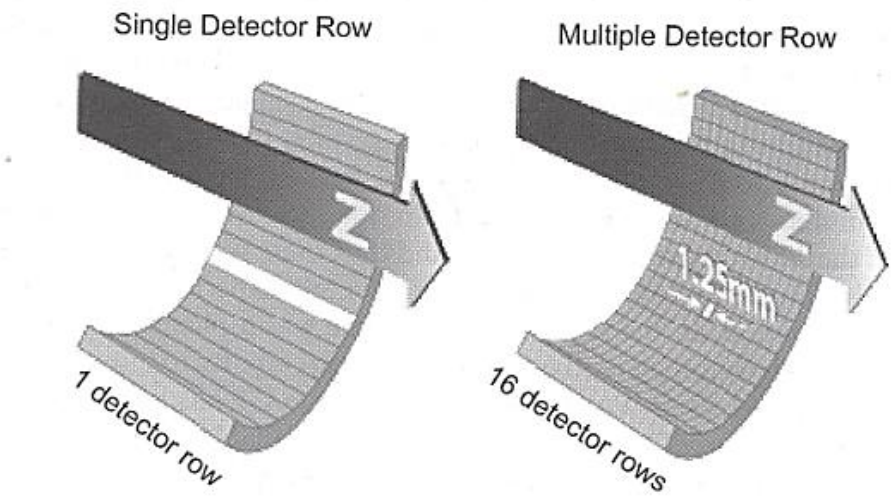
Plinski detektori djeluju na načelu ionizacije plina prolaskom rendgenskog zračenja kroz njih. Sastoje se od dvije elektrode: kućišta (od volframa) i središnje elektrode. Od plinova koriste se ksenon ili mješavina ksenona i kriptona. Njihovo je dinamičko područje manje i manja je osjetljivost uz veću vremensku konstantu.

Poluvodički detektori pogodni su za slaganje u niz jer su malih dimenzija. Osjetljivost je bolja od plinskih detektora. Upotrebljavaju se u kombinacijij cezij-jodid s foto diodom.

Prolaskom zrake kroz tijelo podaci o apsorpciji preko detektora se pretvaraju u napon koji se pojačava do određene veličine za analogno-digitalnu (A/D) pretvorbu. Postoje još i kontrolni detektori (jedan ili više) koji mjere intenzitet zračenja J_0 od same rendgenske cijevi. Položaj rendgenske cijevi i ozračenih detektora mora biti poznat u svakom trenutku kako bismo znali točnu poziciju slikovnih elemenata te njima pridružili odgovarajuće svjetline.

2.5. MDCT tehnologija

MDCT (eng. Multi detector row computed tomography) su CT uređaji koji se sastoje od više redova detektora oko pacijenta u longitudinalnom smjeru, tj. poredani duž pacijentove dužine na bolničkom stolu CT-a (Slika 17.). MDCT uređaji koriste samu geometriju uređaja za kompjutersku tomografiju tako da luk detektora rotira skupa s izvorom rendgenskog zračenja. Glavna je prednost ove tehnologije da može raditi više presjeka, slojeva (eng. slice), istovremeno i time efektivnije iskoristiti zračenje dobiveno od rendgenske cijevi.

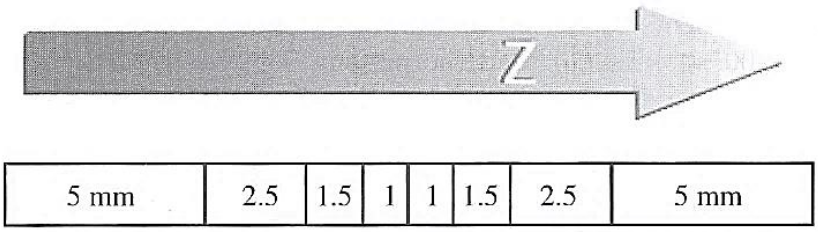


Slika 17. Svi CT uređaji imaju detektore na luku oko pacijenta, ali samo MDCT uređaji imaju više od jednog detektora okomitog na z os. [5]

Ovim postupkom smanjuje se vrijeme potrebno da se skenira neki dio tijela pacijenta. Ova tehnologija omogućava da se skenirani dio tijela razdvoji na tanke kriške. Što su kriške tanje, prostorna rezolucija se povećava, tj. slike postaju kvalitetnije. U novije vrijeme broj redova detektora stalno je u porastu čime se ubrzava i rad uređaja. Također, proizvode se i CT uređaji s

dvama izvorima rendgenskog zračenja što dodatno ubrzava rad uređaja. Noviji modeli CT uređaja mogu volumni prikaz abdomena rekonstruirati u dijelu sekunde omogućujući time i funkcionalni prikaz anatomije (npr. rada srca).

Jedan od oblika detektora koji se javlja u MDCT tehnologiji prikazan je na slici 18.



Slika 18. Ovakva geometrija detektora korištena u MDCT-u (za 8 detektora u z smjeru) omogućuje istovremeno skeniranje 4 sloja do 5 mm debljine. [5]

Ako želimo ovim načinom slaganja detektora manje presjeke, koristimo samo redove u sredini. Ovakav oblik detektora jeftiniji je te geometrijski je učinkovitiji. Uzmemo li za primjer 64 reda detektora, u teoriji bismo trebali dobiti 64 presjeka duž z osi, ali za uske presjeke, kriške, geometrijski oblik zrake (konusna zraka) onemogućava dobivanje 64 nezavisna presjeka, tj. taj broj manji je od 64.

Na slici 19. možemo vidjeti MDCT uređaj korišten u KBC-u Osijek.



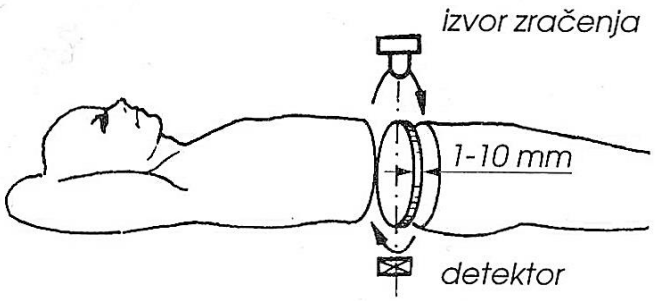
Slika 19. Simens Sensation Open korišten u KBC Osijek.

3. Način dobivanja slike

3.1. Općenito

Kompjuterska tomografija, kao što je rečeno u nazivu, koristi računala za matematičku rekonstrukciju koeficijenata gušenja u snimanom dijelu tijela koristeći mjerene intenzitete zračenja snopova koji su prošli kroz tijelo pacijenta. Ti se koeficijenti tada pretvaraju u nijanse sivila radi lakše vizualizacije snimanog dijela tijela.

U prvoj je izvedbi tomograf imao snop rendgenskog zračenja koji prolazi kroz snimano tijelo po njegovoj duljini presjeka. Debljina snopa zračenja kreće se između 1 i 10 mm. Na suprotnoj strani od izvora nalazi se detektor.



Slika 20. Načelo rendgenske tomografije. [2]

Svakim snopom dobivamo podatak o intenzitetu zračenja pri prolasku kroz tijelo. To jest,

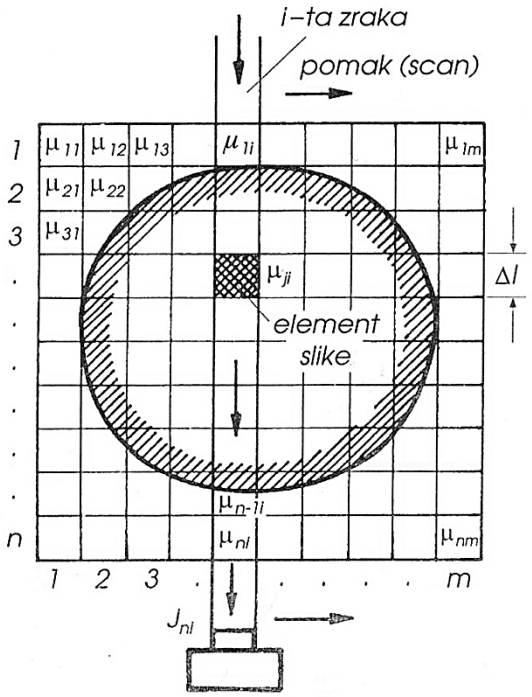
$$J_d = J_0 e^{-\mu d}$$

iz čega slijedi

$$J = J_0 \exp(-\sum_{j=1}^{n} \mu_{ji} \Delta l)$$

Presjek kroz pacijenta podijelimo na mrežu malih slikovnih elemenata *j*, pri čemu svaki od tih elemenata ima svoj određeni koeficijent gušenja μ_{ji}. Za odabrani broj *n* duž elemenata zrake, logaritmiranjem prethodne jednadžbe dobivamo linearnu jednadžbu s nepoznanicama μ_{ji}.

$$\frac{1}{\Delta l} \ln \frac{J_0}{J_{ni}} = \mu_{1i} + \mu_{2i} + \mu_{3i} + \cdots + \mu_{ni} = k_i$$



Slika 21. Dobivanje slike. [2]

Iz jednadžbe možemo vidjeti da nam je konstanta k_i poznata jer znamo J_{ni}, J_0 i Δl. Ako translatiramo, paralelno, rendgensku cijev i detektor dobivamo m paralelnih putova. Npr. za n=160, te m=200 dobivamo 160×200 = 32000 nepoznanica u sustavu od 200 jednadžbi.

$$\mu_{11} + \mu_{21} + \mu_{31} + \cdots + \mu_{n1} = k_1$$
$$\mu_{12} + \mu_{22} + \mu_{32} + \cdots + \mu_{n2} = k_2$$
$$\vdots \quad \vdots \quad \vdots \quad \vdots \quad \vdots$$
$$\mu_{1m} + \mu_{2m} + \mu_{3m} + \cdots + \mu_{nm} = k_m$$

Za određivanje n·m elemenata potrebno je više jednadžbi. One se dobivaju pomicanjem izvora zračenja i detektora za 180° po jedan stupanj. Svakim stupnjem mjerimo intenzitet zračenja. Slijedi da sad imamo 200×180=36000 jednadžbi. Kako je sad broj jednadžbi veći od nepoznanica, slikovnih elemenata, mogli bismo odrediti vrijednost kvadratića. Kako to nije slučaj, jer su neke jednadžbe međusobno zavisne, broj jednadžbi zapravo se smanjuje. U tom se slučaju koriste različite metode izračunavanja.

Vrijednost koeficijenta gušenja μ_{ji} razmjerna je gustoći tkiva na tom mjestu. Izračunata vrijednost μ_{ji} pretvara se digitalno-analognim pretvornikom u analognu veličinu, tj. napon kojim se upravlja Wehneltov cilindar katodne cijevi monitora. Wehneltov cilindar kontrolira broj

elektrona koji izlaze iz cilindra. Efekt koji mi primjećujemo promjena je u svjetlini zrake na zaslonu.

Zbog korištenja računala, tomografija razlikuje do 1000 razina gustoće. Da se to može prikazati na zastoru katodne cijevi koja razlikuje samo 20 nijansi svjetljivosti, zastor treba dovesti na uže područje, tj. ono koje je zanimljivo s obzirom na promatrani objekt. Na taj način pomiče se prozor fine rezolucije prema gustoćama tkiva na promatranom objektu. Jedinica kojom se izražava fina rezolucija gustoće je hounsfield (oznaka H) ili CT broj koji je definiran relacijom

$$H = k_0 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w}$$

pri čemu je μ_w koeficijent gušenja vode. Koeficijent k_0 se odabire brojem 1000 tako da gustoća kostiju bude za svoju najveću gustoću 1000 H.

Tkivo	CT broj (H)
Voda	0
Zrak	-1000
Krv	43 – 65 H
Mozak	30 – 40 H
Srce	27 – 45 H
Jetra	47 – 73 H
Masno tkivo	-7 – -100 H
Pluća	-750 – -900 H

Tablica 1. Tkivo i pridruženi CT broj. [3]

Cijela skala ne treba se prikazati na zaslonu, nego samo neki dijelovi koji ovise o pretrazi koja se obavlja gdje onda odaberemo prozor fine rezolucije.

3.2. Algebarske metode

3.2.1. Metoda zbrajanja

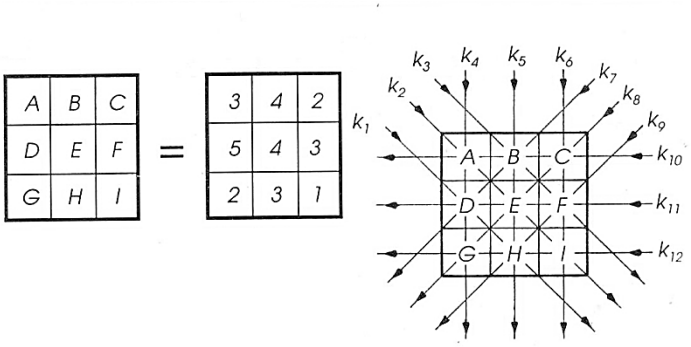
Pojedini elementi gustoće tkiva ne mogu se izračunati iz jednostavnog razloga što je broj nepoznanica veći od broja jednadžbi. Elementi slike dobivaju se iz izmjerenog gušenja svake zrake što ide od izvora zračenja do detektora pri prolasku kroz tijelo, tj. presjeka u kojem se žele odrediti pojedini elementi. Osnovne podatke dobivamo iz jednadžbe gušenja rendgenskih zraka koju smo spomenuli u prethodnom poglavlju

$$\frac{1}{l_i}\ln\frac{J_0}{J_i} = k_i$$

Koeficijent k_i određuje prigušenje rendgenskog zračenja jedne zrake. Metoda korištena u prvim CT-uređajima temeljila se na načelu određivanja srednje vrijednosti zraka koje prolaze kroz element kojem određujemo koeficijent gušenja μ_e, tj.

$$\mu_{ei} = \frac{1}{m_e}\sum_{i=1}^{m_e}\frac{k_i}{n_i}$$

pri čemu je n_i broj elemenata na duljini prolaska zrake $l_i = n_i\Delta l$. Broj m_e predstavlja broj zraka koje prolaze kroz element e presjeka. Podatak za k_i podijelimo s brojem elemenata n_i te dobivamo srednju vrijednost k_{is} zraka koje prolaze kroz element m_e. Nakon toga, dobiveni zbroj podijelimo s m_e te time dobivamo srednju vrijednost gušenja tog elementa.



Slika 22. Primjer. [2]

Primjer metode prikazan je na slici 22. Uzmemo li za primjer zraku k_2, možemo primijetiti da ona prolazi kroz elemente A, E, I. Sumiranjem vrijednosti A=3, E=4 i I=1 za k_2 dobivamo broj 8. Srednju vrijednost dobijemo tako da podijelimo broj elemenata kroz koje je zraka prošla, n = 3, iz čega slijedi k_{2s} = 2,66.

U stvarnosti mi ne znamo vrijednosti pojedinih elemenata, nego samo znamo vrijednosti omjera gušenja. Vrijednosti elemenata A, B, C... izračunavamo na temelju poznatih vrijednosti k_i. Tako da za B_i dobivamo

$$B_i = \frac{1}{m_B}\sum_{i=1}^{m_B} k_{is} = 3{,}66$$

i s povećom pogreškom od 8,4%.

Ova metoda, kao i ostale algebarske, rijetko se upotrebljava u rendgenskoj kompjutoriziranoj tomografiji.

3.2.2. Metoda algebarske rekonstrukcije

Metoda koja poboljšava rezultate naziva se metoda algebarske rekonstrukcije. Ona zahtijeva računanje rezultata nekoliko puta dok se ne dobije zadovoljavajuća točnost. Prvi je korak u računanju spomenuta metoda zbrajanja. U drugom koraku određujemo razliku između izmjerene vrijednosti gušenja zrake k_i i vrijednosti K_i koja prezentira zbroj svih izračunatih vrijednosti od pojedinih elemenata A_i, B_i... kroz koje prolazi zraka K_i. Srednja vrijednost od K_i dobiva se dijeljenjem brojem elemenata slike *n* kroz koje prolazi zraka. Općenito

$$\Delta k_i = k_{is} - K_{is} = \frac{k_i}{n_i} - \frac{K_i}{n_i}$$

Nakon toga želimo odrediti dodatnu vrijednost Δ'_x što treba dodati izračunatoj vrijednosti za element X_i. Općenito za tu dodatnu vrijednost vrijedi

$$\Delta'_x = \frac{1}{m_x}\sum_{i=1}^{m_x} \Delta \mathrm{k}_i$$

Za primjer elementa B vrijedilo bi

$$B_i + \Delta'_B = 3{,}665 + 0{,}26 = 3{,}925$$

Kao što možemo primijetiti, približili smo se točnoj vrijednosti elementa B. U trećem koraku izračunavamo nove vrijednosti $\Delta' k_i$ te ponavljamo postupak za dodatnu vrijednost s $\Delta' k_i$, tj.

$$\Delta''_x = \frac{1}{m_x} \sum_{i=1}^{m_x} \Delta' \mathrm{k}_i$$

Iz toga možemo zaključiti da za dobivanje sve točnije vrijednosti vrijedi postupak

$$X_{ui} = X_i + \Delta'_x + \Delta''_x + \Delta'''_x + \cdots$$

Ipak, ovaj postupak ne mora dovoditi do točnosti. Uvijek postoje slučajevi u kojima ova metoda daje lošije, tj. netočnije rezultate.

3.2.3. Metoda povratne projekcije

Kao i u prethodnim metodama i metoda povratne projekcije koristi za rekonstrukciju slike izmjerene podatke o apsorpciji. Logaritam omjera intenziteta zračenja prije ulaska u tijelo i izmjerenog zračenja izražavamo kao umnožak srednjeg gušenja k_{is} duž pravca l_i (linearni koeficijent gušenja) te pišemo

$$k_{is} l_i = \ln \frac{J_0}{J_i}$$

Zbog promjenjivosti koeficijenata gušenja zrake duž duljine $l_i = l_1 - l_2$ možemo ih iskazati linijskim integralom

$$\int_{l_i} \mu(x, y) \mathrm{d}l_i = \ln \frac{J_0}{J_i}$$

pri čemu $\mu(x, y)$ definira gušenje na elementima slike s koordinatama *x,y* duž duljine l_i. U *x,y* koordinatnom sustavu svaka je zraka udaljena za *r* od središnje zrake *r* = 0 (prolazi ishodištem i

pod kutom θ je prema *x,y* koordinatnom sustavu). Za različite udaljenosti *r* od granične vrijednosti -r_m i +r_m dobivamo različite vrijednosti gušenja zrake predstavljene ordinatama $k_i(r, \theta_i)$ funkcije P od *r* za određeni kut θ_i, što možemo pisati

$$k_i(r, \theta_i) = \int_{l_i} \mu(x, y) \mathrm{d}l_i$$

za kut θ_i, te tako dobivamo profil projekcije gušenja $P(r, \theta_i)$ koji je sastavljen od ordinata gušenja za određeni kut. Sam profil dobiva se translacijom rendgenske cijevi od -r_m do +r_m za kut θ_i kao što možemo vidjeti na slici 23. Ova metoda poznata pod imenom metoda paralelne projekcije.

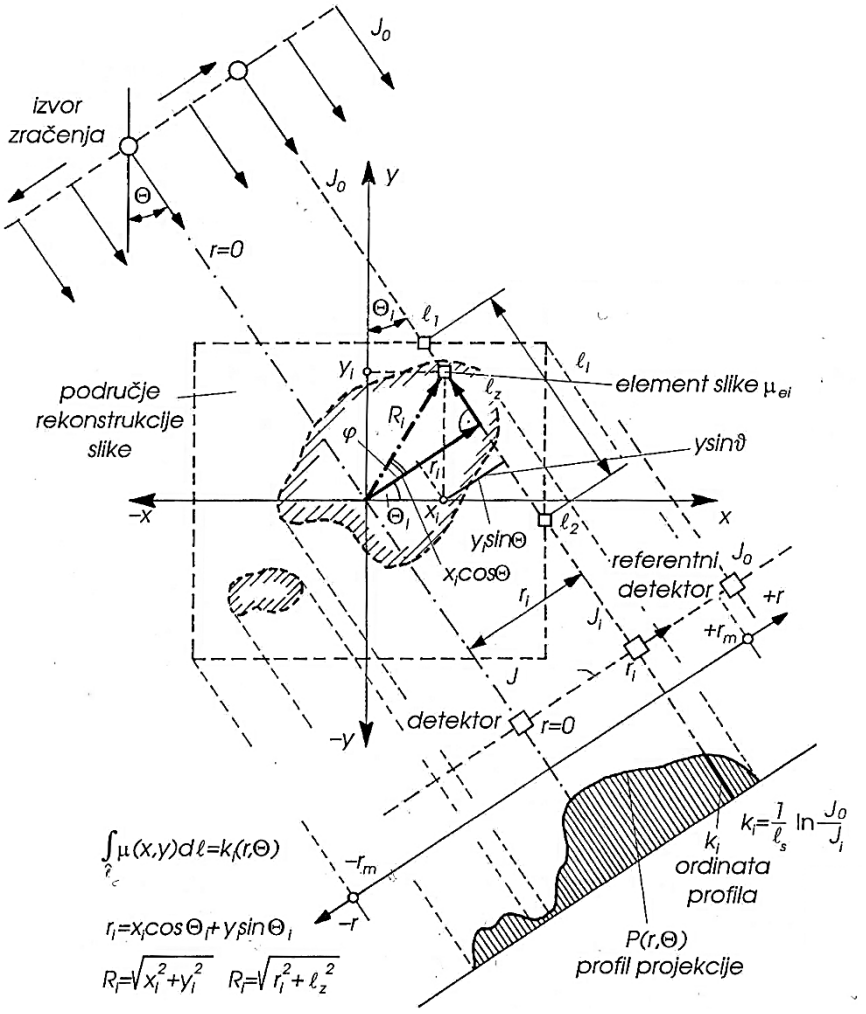
Nakon što smo dobili profil gušenja za kut θ_i, zakrećemo rendgensku cijev za mali kut θ_1 (npr. 1°), te dobivamo novi profil gušenja za taj novi kut θ_{i+1}. Veza *x,y* sustava koji predstavlja područja rekonstrukcije slike i područja projekcije profila koje je definirano koordinatama r_i i θ_i dana je relacijom

$$r_i = x_i cos\theta_i + y_i sin\theta_i$$

koja daje odnos između *x* i *y* koordinata za određeni r_i i θ_i. Odnosno, za poznate r_i i θ_i može se odrediti za svaki *x* pripadajući *y* koji se nalazi na pravcu l_i koji s ordinatom *y* zatvara kut θ_i i koji je udaljen od ishodišta koordinatnog sustava za r_i.

Slika se rekonstruira tako da se za svaku zraku duljine *l* na udaljenosti *r* pridijeli izmjerena vrijednost ordinate k_i profila gušenja $P(r, \theta)$. Određujemo vrijednost elementa slike μ_{el} s koordinatama *x y* gdje prolazi zraka *l* prema relaciji koju smo prethodno naveli tako da možemo pisati općenito za gušenje

$$P_{r,\theta}(x \cos\theta + y \sin\theta\,, \theta)\ .$$



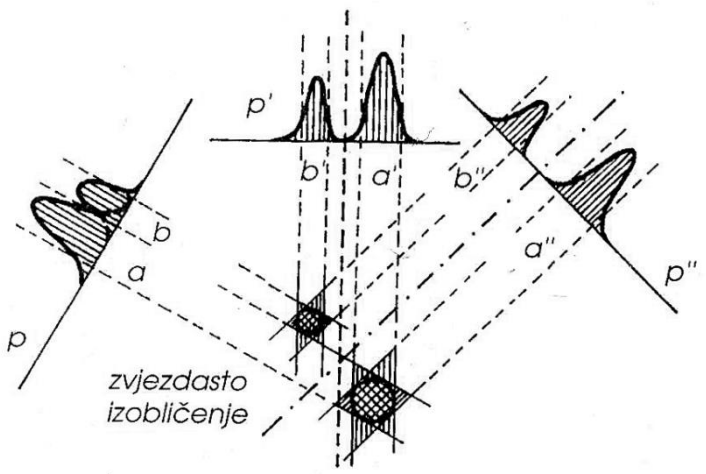
Slika 23. Određivanje elemenata gušenja metodom povratne projekcije. [2]

Zbrajanjem dobivenih gušenja na lokacijama elemenata x_i i y_i za kutove θ od 0 do π možemo prikazati ukupne vrijednosti gušenja svakog elementa slike na svim lokacijama *x*, *y*. To je pretvorba profila gušenja u polarnom koordinatnom sustavu r, θ u sustav *x*, *y* u području rekonstrukcije slike. Zbrajanje pojedinačnih gušenja k_i svakog elementa slike *x*, *y* možemo izraziti sljedećim integralom

$$\mu(x,y) = \int_{-r}^{+r} \int_{\theta=0}^{\pi} P_{r,\theta}(x\cos\theta + y\sin\theta\,,\theta)\mathrm{d}\theta\mathrm{d}r$$

Pri zbrajanju svih projekcija pojavljuju se artefakti (neželjeni vizualni efekti) koji imaju oblik zvijezde s više krakova. Na primjeru dva objekta iste gustoće, kao na slici 24., iz svakog kuta povratne projekcije predstavljenih projekcijama prigušenja *a*, *b*, *a'*, *b'*, *a''*, *b''*... zbrajanjem

rekonstruiraju sliku objekta. Pri rekonstrukciji slike dobiva se zvjezdasti oblik objekta s brojem krakova koliko ima i povratnih projekcija iz različitih kutova θ, umjesto stvarnog okruglog oblika. Zvjezdasti oblik zamagljuje konture objekta koji promatramo. Prijelaz granice objekta nije oštar nego se smanjuje prema zakonu $1/r_0$, pri čemu r_0 predstavlja udaljenost od središta objekta maksimalne vrijednosti.



Slika 24. Zvjezdasto izobličenje. [2]

Za izbjegavanje zvjezdastih oblika provodi se konvolucija. Ona ima učinak kao digitalni filtar, gdje funkcija $g(r_0)$ određuje filtarsku funkciju, a oznaka $*$ predstavlja konvolucijski operator. U tom procesu, prije povratnog projiciranja dobivenih profila gušenja $P(r,\theta)$, isključuje se $1/ r_0$ artefakt, tj. smanjuje ga. Uz primjenu konvolucije možemo pisati

$$\mu(x,y) = \int_{-r}^{+r} \int_{\theta=0}^{\pi} g(r_0) * P_{r,\theta}(x\cos\theta + y\sin\theta\,,\theta)\mathrm{d}\theta\mathrm{d}r$$

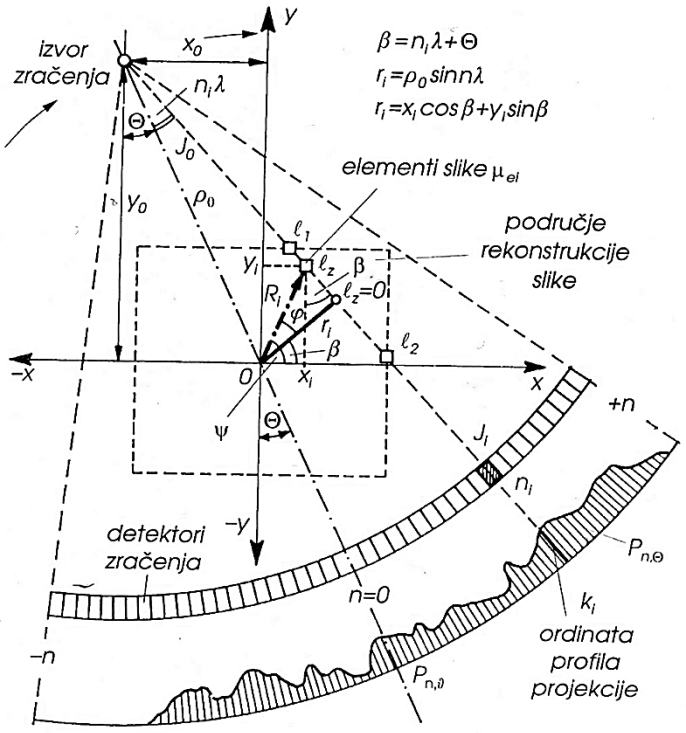
U diskretnom obliku funkcija konvolucije može biti dana kao tzv. digitalni Shepp-Loganov filtar, tj.

$$g(r_0) = \frac{2}{\pi s(4r_0^2 - 1)}$$

za r_0=0, +1, -1, +2, -2. Vrijednost *s* predstavlja gustoću raspodjele uzorka. Primjenom konvolucije i povratne projekcije dobivamo oštre konture.

Ovakva projekcija s paralelno rotacijskim pomacima rendgenske cijevi i detektora poznata je kao paralelna projekcija. U praksi se više koristi tzv. divergentna projekcija, lepezasto

širenje rendgenskih zraka, tj. kad zračenje jednog izvora detektira više detektora. Takav tip projekcije prikazan je na slici 25.



Slika 25. Divergentna projekcija. [2]

Relacije koje povezuju područje rekonstrukcije slike *x, y* i područje projekcije profila s koordinatama θ i n_i su

$$r_i = \rho_0 \sin n_i\lambda \qquad \beta = n_i\lambda + \theta$$

$$x_i = R_0 \cos\psi \qquad y_i = R_i \sin\psi \qquad \psi = \varphi + \beta$$

U obzir uzimamo i jednadžbu

$$r_i = x_i cos\theta_i + y_i sin\theta_i$$

Poznati elementi su kutovi θ i korak $n_i\lambda$, položaj rendgenske zrake, koordinate rendgenske cijevi y_0 i x_0. Poznavanjem položaja mjernog detektora n_i koji mjeri intenzitet zračenja i intenzitet zračenja izvora određena je i pozicija rendgenske zrake i pojedinih elemenata slike s koordinatama y_i i x_i. Prilikom mirovanja rendgenske cijevi istodobnim uključivanjem detektora od -n_m do +n_m dobiju se podaci s $2n_m$ detektora, tj. rendgenskih zraka s razmakom koraka λ između susjednih detektora. Dobivanjem koeficijenta k_i iz poznatih vrijednosti *J* i *J₀* čime je

određen profil gušenja $P_{n,\theta}$, na temelju kojeg inverznim postupkom, zbrajanjem projekcija, dobivamo prikaz gustoća koeficijenata gušenja $\mu_i(x,y)$ svakog elementa slike zbrajanjem ordinata k_i za svaki korak θ_1 i n što možemo prikazati u diskretnom obliku

$$\mu_i(x,y) = \sum_{\theta_1=0}^{m} \sum_{-n_m}^{+n_m} g(r_0) * P_{n,\theta}[x\cos(n\lambda+\theta) + y\sin(n\lambda+\theta), \theta]\lambda, \theta_1, \quad \theta_1 = \frac{\pi}{\mu}$$

pri čemu *m* je broj projekcija profila u zakretu od 180°.

Danas se isključivo primjenjuje ovakva, divergentna, projekcija jer se svi detektori ozrače istovremeno tako da odjednom dobivamo svih 2 mn podataka odjednom što daje kratku duljinu trajanja snimanja.

4. Dozimetrija

U dozimetriji se koriste različite veličine koje opisuju ozračenje pacijenata: apsorbirana doza, ekvivalentna i efektivna doza.

4.1. Apsorbirana doza

Apsorbirana doza pokazuje koliko je zračenja primila, tj. apsorbirala, tvar na koju je to zračenje djelovalo, npr. količina energije zračenja koja je ostala u organu ili tkivu. Mjerna jedinica apsorbirane doze je Gray. Jedan Gray je definiran kao apsorpcija 1 Joula energije po kilogramu tvari, tj.:

$$1\ \mathrm{Gy} = 1\,\frac{\mathrm{J}}{\mathrm{kg}}$$

Apsorbirana doza ne uzima u obzir kakav utjecaj ima zračenje na pojedini dio tijela. Ako je cijelo tijelo izloženo zračenju od 5 Gy ili više, velika je vjerojatnost da smrt nastupa u roku od 14 do 15 dana. Apsorbirana doza označava se slovom D

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm}$$

pri čemu $d\bar{E}$ predstavlja srednju vrijednost energije koju prima tvar mase dm.

4.2. Ekvivalentna doza

Kako apsorbirana doza ne predstavlja dovoljno dobro štetni učinak zračenja na neki organizam, uvedena je tzv. ekvivalentna doza. Ekvivalentna doza uzima u obzir kakvo zračenje djeluje na neki organizam jer svako zračenje na njega može djelovati drugačije. Ekvivalentna doza, koja se označava slovom H, izračunava se kao

$$\mathrm{H} = \sum_{\mathrm{R}} \mathrm{w_R} \cdot \mathrm{D_R}$$

pri čemu je $\mathrm{D_R}$ apsorbirana doza u tkivu od zračenja tipa „R“, a $\mathrm{w_R}$ je težinski faktor zračenja. Mjerna jedinica za ekvivalentnu dozu je Sivert, Sv.

Vrsta zračenja i energije, R	Težinski faktor w_R
Fotoni, sve energije	1
Elektroni, sve energije	1
Neutroni:	
<10 keV	5
10 do 100 keV	10
> 0,1 do 2 MeV	20
> 2 do 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Protoni > 2 MeV	5
Alpha čestice, teške jezgre	20

Tablica 2. Težinski faktori. [8]

4.3. Efektivna doza

Kako je zračenje štetnije za pojedine dijelove tijela, dok na pojedine dijelove ima puno manji štetni utjecaj, uvedena je tzv. efektivna doza. Ona se odnosi na pojedina tkiva, te predstavlja zbroj svih ekvivalentnih doza pomnoženih s težinskim faktorom pojedinog organa, tkiva. Predstavlja stohastički zdravstveni rizik. Ukoliko su različiti organi i tkiva ozračeni, efekt na cijelo tijelo računa se prema formuli

$$E = \sum_i H_i \cdot w_i$$

pri čemu je H_i ekvivalentna doza organa ili tkiva, a w_i je težinski faktor organa ili tkiva. Efektivna doza se također kao i ekvivalentna doza mjeri u Sivertima, Sv.

Tkivo ili organ	Težinski faktor, w_i
Pluća	0,12
Stomak	0,12
Jetra	0,05
Koža	0,01
Cijelo tijelo	1,00
Gonada (sjemenik, jajnik)	0,20

Tablica 3. Težinski faktori organa i tkiva. [8]

Konačno, efektivna doza je veličina koja se koristi za procjenu rizika izlaganja zračenju.

4.4. Specijalne radiološke veličine za CT

U kompjuterskoj tomografiji koriste se tri veličine za opis ozračenja pacijenta. Težinski CT indeks ($CTDI_w$) i volumni CT indeks ($CTDI_{vol}$), produkt duljine doze (DLP) te efektivna doza. Ove veličine daju nam informaciju o prosječnoj apsorbiranoj dozi skeniranog područja ($CDTI_w$, $CDTI_{vol}$), informacije o apsorbiranoj dozi po liniji koja je paralelna osi rotacije za potpuni CT pregled (DLP) i metoda za uspoređivanje doze pacijenta iz različitih dijagnostičkih procedura (efektivna doza).

CTDI (eng. CT dose index) predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu duž z osi iz serije kontinuiranog izlaganja pacijenta zračenju. Mjeri se iz jednog aksijalnog CT skeniranja (jedna rotacija rendgenske cijevi), a izračunava se dijeljenjem integrirane apsorbirane doze po širini zrake. CTDI u teoriji procjenjuje prosječnu apsorbiranu dozu unutar središnjeg dijela skeniranog volumena koje se, zapravo, odnosi na višestruko skeniranje prosječne doze MSAD (eng. multiple scan average dose), a koje je zahtijevalo višestruka izlaganja zračenju.

Za CTDI mjerenja standardizirana su dva polimetilmetakrilatična (umjetno staklo) cilindra duljine od 14 cm. Za mjerenje CTDI vrijednosti glave koristi se fantom dijametra od 16 cm, a za tijelo od 32 cm.

Za prikaz doze zračenja za određeni protokol koji će se koristiti, koji uvijek uključuje nekoliko skeniranja, ključno je da se uzmu u obzir preklapanja i praznine u radijacijskoj dozi koje nastaju zbog uzastopnih rotacija izvora zračenja. To se rješava uvođenjem veličine za opis doze zračenja koja se naziva volumni $CTDI_w$ ($CDTI_{vol}$).

$$\mathrm{CTDI_{vol}} = \frac{\mathrm{NT}}{\mathrm{I}}\,\mathrm{CTDI_w}$$

Pri čemu je u spiralnom CT-u omjer iznosa pomaka stola po rotaciji (I) naspram širine zrake (NT – N=broj slojeva, T=širina sloja) korak (eng. pitch), tj.:

$$\mathrm{CTDI_{vol}} = \frac{\mathrm{CTDI_w}}{\mathrm{korak}}$$

Veličina $CTDI_w$ predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu u x i y smjeru, dok $CTDI_{vol}$ predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu po x, y i z smjeru. SI veličina koja se koristi za vrijednosti CTDI-a je mili Grej (mGy). Pri aksijalnom skeniranju $CTDI_{vol}$ i $CTDI_w$ jednaki su, dok pri spiralnom nisu. Taj je odnos prikazan formulom iznad u koju je uključen i korak (pitch).
CTDI je za skenirano tijelo veći na površini tijela nego u sredini. Prosječan CTDI nekog područja dan je veličinom $CTDI_w$

$$\mathrm{CTDI_w} = \frac{1}{3}\,\mathrm{CTDI_{100,centar}} + \frac{2}{3}\,\mathrm{CTDI_{100,periferni}}$$

Veličina koja daje cijelu apsorbiranu energiju prilikom skeniranja je DLP (eng. Dose lenght product). Veličina $CTDI_{vol}$ može se prointegrirati po cijeloj dužini skeniranja.

$$\mathrm{DLP(mGycm)} = \mathrm{CTDI_{vol}(mGy)} \cdot \text{dužina skeniranja (cm)}$$

Efektivna doza je veličina koja pokazuje štetu zračenja nejednolikog izlaganja u jedinicama ekvivalentnog cjelokupnog izlaganja tijela zračenju. Ona se zasniva na podacima populacija svih godišta u kojima su spolovi jednako raspoređeni. Efektivna doza izražava se u mili Sivertima (mSv). Godišnja doza koju dobivamo od pozadinskog zračenja iznosi od 1 do 3 mSv godišnje. Empirijska procjena efektivne doze može se iz specijalnih radioloških veličina (CTDI, DLP) za svakog pacijenta naći relacijom:

$$\text{Efektivna doza} = \mathrm{k} \cdot \mathrm{DLP}$$

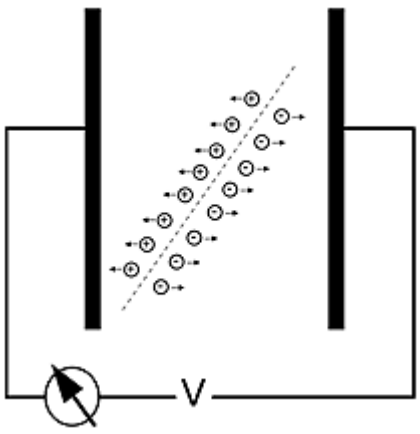
pri čemu je k empirijski težinski faktor ($mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$) koji je funkcija područja tijela koje se promatra (tablica 4).

Skenirano područje tijela	E/DLP (mSv/mGy cm)
Glava	0,0020
Vrat	0,0059
Prsa	0,014
Abdomen i zdjelica	0,015
Zdjelica	0,015
Torzo	0,015

Tablica 4. Empirijski faktori. [23]

4.5. Ionizacijska komora

Ionizacijska komora uređaj je za mjerenje intenziteta ionizirajućeg zračenja. Sastoji se od cilindrične komore u kojoj se nalazi plin pod tlakom, te dviju elektroda s različitim potencijalima. Unutar komore nalazi se električno polje. Kad zračenje uđe u ionizacijsku komoru, ono ionizira plin koji se nalazi unutar komore, tj. ionizira se neutralna molekula i nastaju pozitivni ioni i slobodni elektroni koji se nakon toga gibaju prema elektrodama suprotnog predznaka od njihova. U toj se situaciji javlja slaba električna struja. Na početku procesa, prije ionizacije, nije bilo električne struje jer plin u komori nije provodio struju, tj. ponašao se kao izolator. Kako se ne mogu brojiti pojedine atomske čestice, jedino što se mjeri je intenzitet ionizacijske struje. Intenzitet nastale struje, ionizacijske struje, razmjeran je nastalom broju parova iona, a broj parova iona razmjeran je jakosti ionizirajućeg zračenja.



Slika 26. Ionizacijska komora. [9]

Ukoliko znamo masu plina unutar ionizacijske komore, zračenje koje prolazi komorom predaje joj određenu energiju potrebnu za ionizaciju tog plina. Ako nam je ta energija poznata, poznata nam je i apsorbirana doza jer je ona omjer te energije i mase plina u komori. Ako se zna koliko je energije potrebno da nastane u nekom plinu jedan par elektron-ion, dovoljno je mjeriti impulse u ionizacijskoj komori te ih sve pomnožiti s iznosom te energije (npr. za zrak iznosi 34 eV). Nakon toga dobivamo ukupnu energiju koja je predana komori. Tu energiju podijelimo s masom plina unutar nje i dobivamo apsorbiranu dozu.

5. Kvaliteta slike

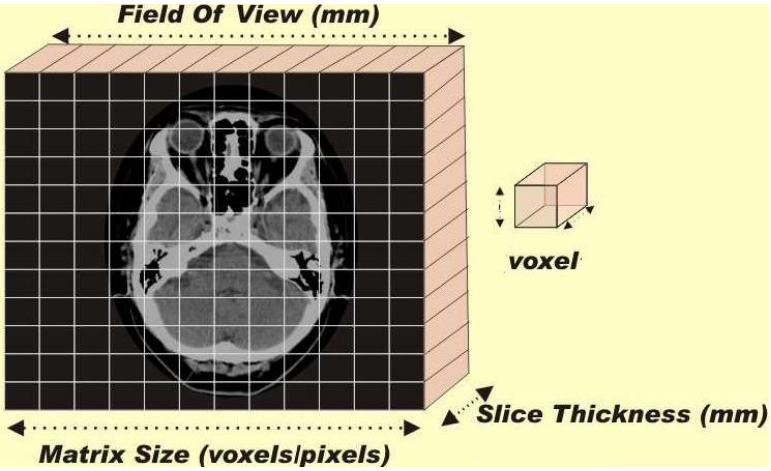
Slike s najvećom kvalitetom u dijagnostičkim zadacima nisu primarne, već je primarna njihova razina kvalitete u odnosu na dijagnostički zadatak. Pretjeranim smanjenjem doze utječe se na kvalitetu slike, te se smanjuje mogućnost uočavanja ozljede. No, vidljivost ozljede na visokokvalitetnim slikama koje su postignute s velikim dozama, nisu nužno bolje od slika koje su dobivene s manjom dozom zračenja. Tri najvažnija opisivača kvalitete slike su kontrast slike, šum slike i prostorna rezolucija.

Šum je vezan uz dozu zračenja. Povećanjem doze smanjuje se šum slike. Šum možemo mjeriti kao devijaciju CT broja te se koristi za određivanje radijacijske doze i kvalitete slike. Šum je bitan zbog uočavanja slabo-kontrastnih ozljeda koje mogu biti zamračene pri visokim razinama šuma slike. Za različite pacijente (djeca i odrasli) kvaliteta slike varira za isti iznos šuma slike. Iz toga proizlazi da moraju postojati protokoli koji se baziraju na veličini samog pacijenta (za različite pacijente koriste se različiti parametri snimanja, kV, mAs i pitch, za dobivanje određene kvalitete slike). Šum je određen brojem fotona koje prime detektori. Ako detektori prime velik broj fotona, šum će biti manji. U suprotnom, ako detektori prime manji broj fotona, šum će biti veći.

Druga veličina za opis kvalitete slike, kontrast, zavisan je o voltaži rendgenske cijevi (kV). Povećanjem voltaže opada kontrast slike, dok se smanjenjem voltaže smanjuje doza zračenja, a povećava se kontrast slike. Viši kontrast omogućuje nam razlučivanje područja čiji elementi imaju malenu razliku u gustoći. CT omogućuje razlikovanje gustoća koje se razlikuju samo za oko 0,25%.

Za situacije s visokim kontrastom, kao što su CT kolonografija i poboljšano bez-kontrastno skeniranje trbuha i zdjelice za procjenjivanje bubrežnog kamenca, manja se doza može koristiti jer povećani šum ne utječe na uočljivost ozljede zbog njena visokog kontrasta. Nadalje, skeniranje prsa može se izvoditi s malom dozom zbog visokog kontrasta između pluća koja su napunjena zrakom i mekanog tkiva. U slučajevima s niskim kontrastom između ozljeda i pozadine, povećani šum može povećati mogućnost otkrivanja ozljede.

Prostorna rezolucija ovisi o najmanjem volumnom elementu objekta predstavljenim pikselom CT slike, voxelom. Što je manji voxel, to će prostorna rezolucija biti bolja, tj. prikaz malenih promjena bit će bolji, veća rezolucija. Problem koji se može pojaviti jest mali voxel. Tada je potrebno povećati dozu koju pacijent primi kako bi se smanjio šum.

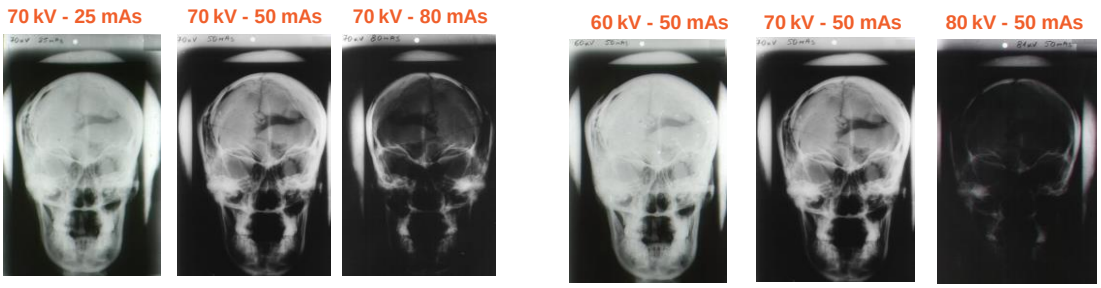


Slika 27. Voxel. [18]

Na kvalitetu slike utječe i iznos napona katodne cijevi (kV) i struja elektrona (mAs). Kod MDCT-a koristi se veličina Eff. mAs koja označava efektivne mAs. Formula po kojoj se izračunavaju Eff. mAs-i glasi:

$$\text{Eff. mAs} = \frac{\text{mA} \cdot \text{VrijemeRotacije}}{\text{Pitch}}$$

Naponom kontroliramo energiju fotona, tj. dajemo im veće ubrzanje, te za visok napon dobivamo prodorne fotone, dok za male energije dobivamo manje prodorne fotone. Problem za male energije je u tome što dolazi do velike apsorpcije zračenja u pacijentu. Ukoliko dalje povećavamo energiju, javlja se šum (raspršenje – Comptonov efekt). Ozračivanje pacijenta u tom se slučaju smanjilo. Strujom kroz katodu možemo povećati ili smanjiti broj elektrona. Povećanjem struje možemo više ozračiti pacijenta jer veći broj fotona sudjeluje u zračenju. Odnos struje i voltaže možemo vidjeti na slici 28.



Slika 28. Kvaliteta slike regulirana voltažom i strujom. [3]

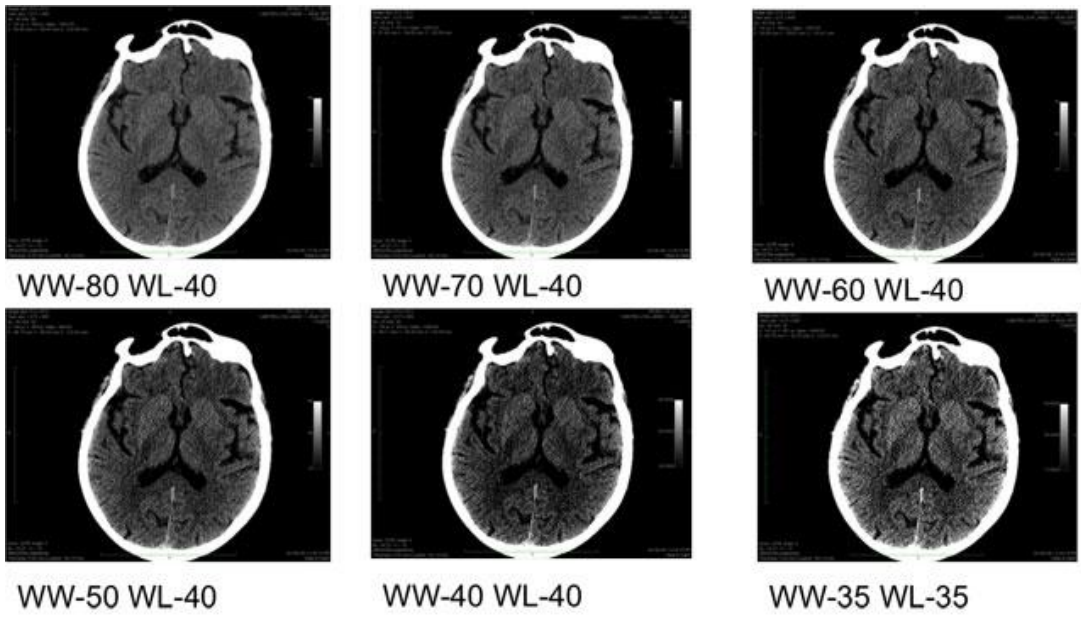
Za optimizaciju kvalitete slike i doze koju primi, pacijent mora biti postavljen u tzv. izocentar. Izocentar se nalazi u sredini kućišta (CT prsten, kratki tunel u kojem se nalazi rendgenska cijev i detektori). Ukoliko se pacijent nalazi iznad izocentra, povećana je doza koju prima, a ukoliko se nalazi ispod izocentra, rezultat je slika puna šuma. Posebno je bitno da pacijent bude u izocentru kod MDCT skenera zbog tehnologije koja modulira dozu koju prima, a ta tehnologija pretpostavlja da se pacijent nalazi u izocentru. Ukoliko se pacijent ne nalazi u izocentru, može doći do toga da primi veću dozu nego što je predviđeno. Na slici 29. možemo vidjeti položaje koji odstupaju od izocentra i položaj u samom izocentru.



a) b) c)

Slika 29. Pacijent je: a) iznad izocentra. b) u izocentru, c) ispod izocentra. [11]

Pri rekonstrukciji slike postoje dva važna broja, a to su W – window width (širina prozora), C – window center (u nekoj literaturi se označava i s L). W opisuje raspon hounsfielda, a C je zapravo broj u centru od širine prozora. Npr. trbuh (abdomen) je većinom mekano tkivo, tj. malo je gušće od vode, te na hounsfield skali abdomen u rangu od 0 do 100 hounsfielda. Pri rekonstrukciji slike, uobičajena skala koja se postavi je 350/50 (W/C). Iz ovoga slijedi da je prikazano 350 različitih gustoća koje su centrirane oko 50 hounsfielda (tj. raspon je od -125 do 225 H). Kako ljudi mogu razlikovati otprilike 16 nijansi sive, svakih 22 H bit će prikazano kao druga nijansa sive (350÷16=22). Sve ono što je ispod vrijednosti W bit će, prikazano crno, a sve iznad vrijednosti W, bit će prikazano u bijeloj boji.



Slika 30. WW – Window Width, WL – Window Level (Center) [13]

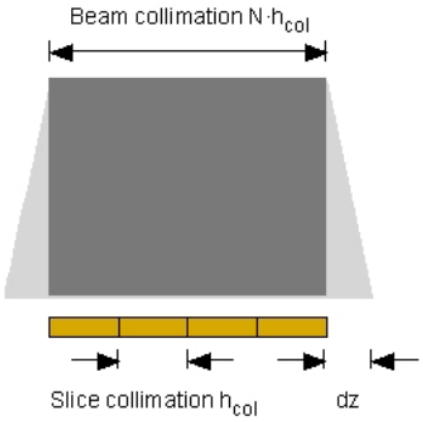
5.1. Problemi uređaja koji utječu na količinu doze dane pacijentu

Povećanje doze zračenja pojava je kada se dio rendgenskog zračenja proteže izvan područja detektora. Takva pojava nastaje na CT uređajima kada je dio snopa proširen da osigura homogeno ozračivanje svih detektora. Time nastaje dio zračenja koji ne služi u stvaranju slike. Sa CT uređajem koji sadrži jedan detektor nije potrebno odbaciti polusjenu koja nastaje. Većina takvih detektora uzimaju cijelu rendgensku zraku pod cijenu smanjenja kvalitete slike.

Za CT s više detektora uvjet je da zraka rendgenskog zračenja bude homogena na svim detektorima. Polusjena mora biti smanjena ili potpuno isključena od zrake koja je korisna. To se ostvaruje tako da širina rendgenske zrake bude tolika da dio na kojem bi bila polusjena bude izvan detektora. Formula za postotno povećanje CTDI-a (Computed Tomography dose index – mjera izlaznog zračenja CT uređaja) glasi

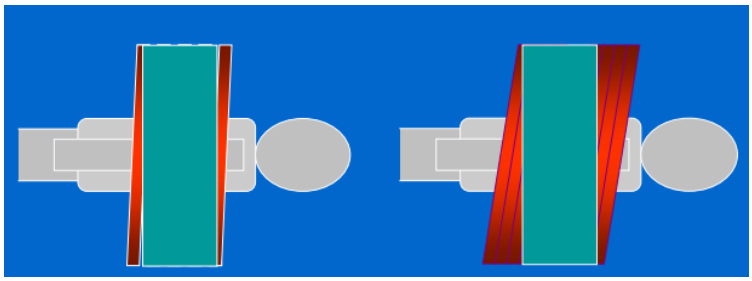
$$\Delta CDTI_{rel} = (\frac{Nh_{col} + dz}{Nh_{col}} - 1) \cdot 100$$

pri čemu broj N označava broj odsječaka, h_{col} označava širinu odsječka, a dz označava širinu polusjene. Možemo uvidjeti da je povećanje doze zračenja najveće za velike polusjene i male širine rendgenskih zraka Nh_{col}.



Slika 31. Kolimacija. [6]

Prerasponiranje je povećanje radijacijske doze zbog dodatne rotacije na početku i kraju spiralnog skeniranja potrebnog za podatke koji služe za rekonstrukciju prvog i zadnjeg dijela skeniranog dijela tijela, tj. za rekonstrukciju slike potrebno je skenirati izvan granica samog skeniranja. U MDCT-u (Multi Detector CT) to ovisi o rotaciji s pomakom stola na kojem se nalazi skenirani objekt.



Slika 32. Prerasponiranje. [7]

Kada govorimo o debljini slike, širina detektora ne mora biti jednaka debljini jedne slike. Deblje slike mogu biti dobivene iz više tanjih slika. Uobičajena debljina slike iznosi oko 3 - 5 mm na MDCT, dok CT uređaji s jednim detektorom imaju slike debljine od oko 5 – 10 mm. Na tanjim slikama šum je veći, dok je na debljima on kompenziran. To ne mora nužno biti i dobro jer se neke ozljede na debljim slikama ne mogu uočiti.

Iz opisa rada CT uređaja jasno je da je ovaj dijagnostički postupak rendgenskim zračenjem jedan postupak s visokom efektivnom dozom za pacijenta (Tablica 5.).

Dijagnostički postupak	Tipična efektivna doza (mSv)	Ekvivalentni broj rendgenskog zračenja prsa	Aproksimativni ekvivalentni vremenski period pozadinskog zračenja
Prsa (jedan PA film)	0.02	1	3 dana
Lubanja	0.07	3.5	11 dana
Torakalna kralježnica	0.7	35	4 mjeseca
Lumbalna kralježnica	1.3	65	7 mjeseci
Kuk	0.3	15	7 tjedana
Zdjelica	0.7	35	4 mjeseca
Abdomen	1.0	50	6 mjeseci
IVU (Intravenska urografija)	2.5	125	14 mjeseci
CT glave	2.3	115	1 godina
CT prsa	8	400	3.6 godina
CT Abdomen ili zdjelica	10	500	4.5 godina

Tablica 5. Tipične ekvivalentne doze za pretrage koje se koriste u radiološkoj dijagnostici. [22]

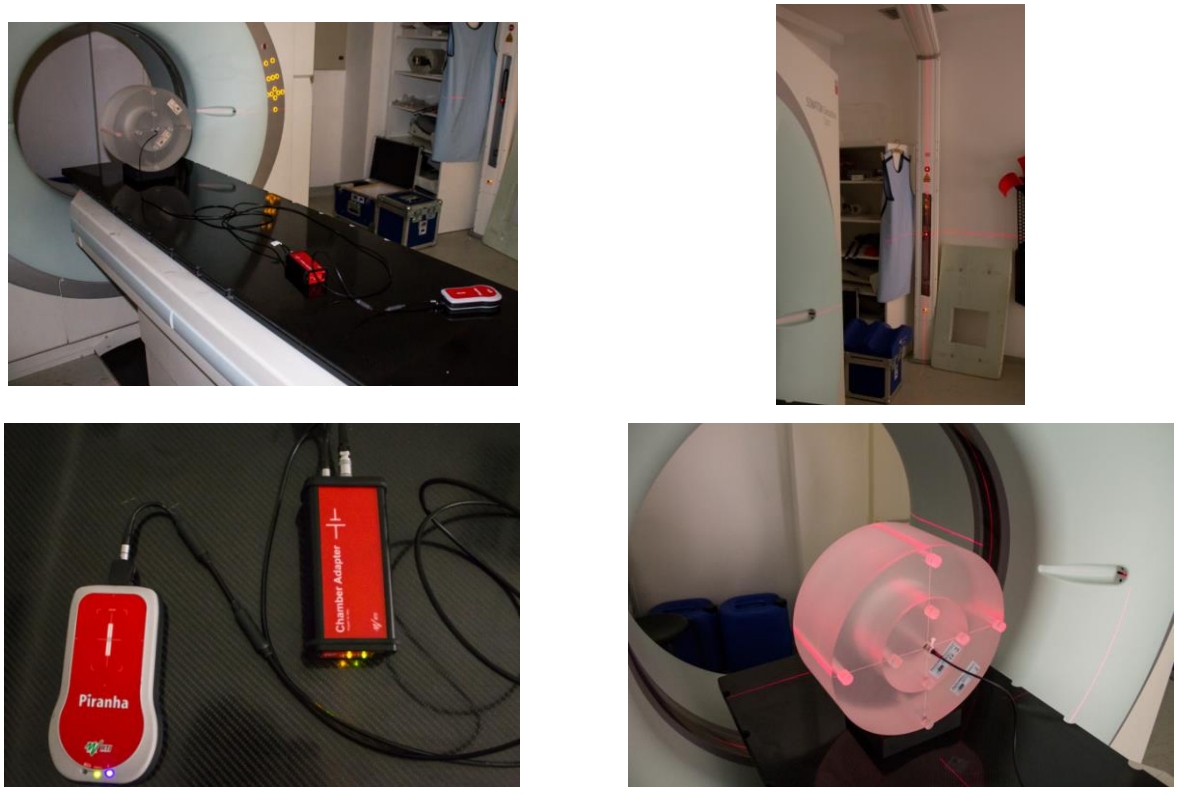
6. Ispitivanje kvalitete slike i doze zračenja koju primi pacijent prilikom CT postupka sa CT uređajem Siemens Somatom Sensation Open

Ispitivanje kvalitete slike i doze zračenja koju primi pacijent prilikom CT postupka izvršeno je u KBC-u Osijek, na uređaju Siemens Somatom Sensation Open uz nadzor stručnog osoblja KBC-a (medicinski fizičar, radiološki tehničar).

Protokol koji se koristio prilikom mjerenja kvalitete slike je Lung Care (Adult), tj. koristimo protokol koji je napravljen za CT skeniranje pluća.

6.1. Mjerenje CTDI

Prvo smo provjerili točnost ($CTDI_{vol}$) koju daje CT na ekranu programa Syngo Acquisition Workplace za svaki pojedini CT postupak. Koristili smo multimetar RTI Piranha. Komplet za mjerenje CTDI-a sastojao se od ionizacijske komore, adaptera, multimetra (Piranha), ručnog uređaja koji preko bluetootha može komunicirati s Piranhom, koja se na taj način i namještala, te adapterskih kablova i PMMA fantoma.



Slika 33. Mjerenje $CTDI_{vol}$ (provjeravanje).

Fantom je postavljen u izocentar pomoću LAP lasera što možemo vidjeti na slici 33., gore desno. Svjetlost lasera na fantomu prikazuje slika dolje desno.

Položaj komore u fantomu	**Sredina**	**12 sati**	**3 sata**	**6 sati**	**9 sati**
DLP (mGycm)	13,16	23,97	24,24	21,28	24,70

Tablica 6. Rezultati mjerenja Piranhom.

Na Piranhi je odabrana debljina sloja (slice) od 1 cm. Na CT-u duljina skeniranja (scan lenght) u centimetrima je bila 14,85 s pitchem 1,4. U obzir je uzeto samo ono što je mjerila Piranha u izocentru (u sredini). Akvizicija je bila postavljena na 24 × 1,2 mm. Akvizicija je broj slojeva (slicea) po rotaciji (24) pomnožen sa širinom jednog sloja (1,2 mm).

$$\mathrm{CTDI}_{\mathrm{vol}}^{\mathrm{Piranha}} = \frac{\mathrm{DLP}^{\mathrm{Piranha}}}{\text{scan lenght(cm)}} = 0{,}886\ \mathrm{mGy}$$

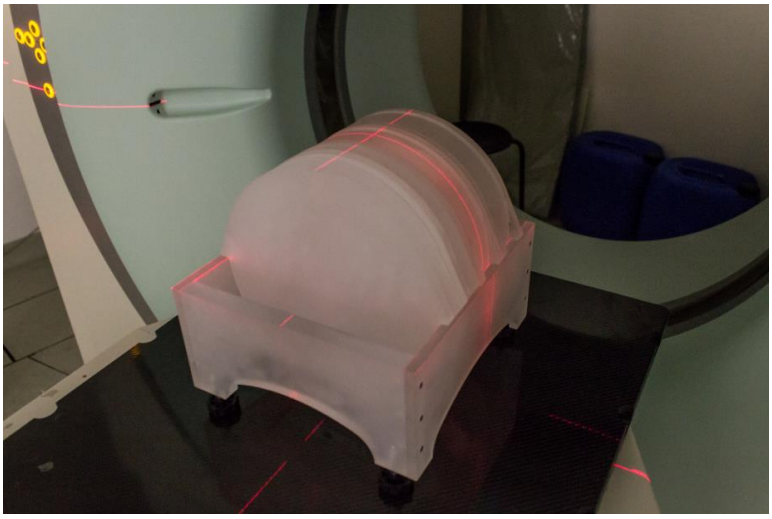
Dobiveni rezultat za $\mathrm{CTDI}_{\mathrm{vol}}^{\mathrm{Piranha}}$ je upravo jednak i $\mathrm{CTDI}_{\mathrm{w}}^{\mathrm{Piranha}}$ jer je na uređaju Piranha određeno da je debljina jednog sloja jednaka 1 cm.

$$\mathrm{CTDI}_{\mathrm{vol}} = \frac{\mathrm{NT}}{\mathrm{I}} \cdot \mathrm{CTDI}_{\mathrm{w}}^{\mathrm{Piranha}} = 1{,}822\ \mathrm{mGy}$$

Pri čemu NT = $24 \times 1{,}2 \cdot 10^{-1}$ cm, a I = 1,4. Iz ovoga smo dobili rezultat onoga što bi Piranha očitala da su postavljene postavke mjerenja kao na CT-u. Kako je na uređaju $\mathrm{CTDI}_{\mathrm{vol}}$ iznosio 1,790 mGy, a mi smo dobili 1,822 mGy, odstupanje je 1,7 % što spada u dozvoljeno odstupanje prema priručniku „UPUTE ZA IZRADU PRIRUČNIKA ZA PROVJERU KVALITETE RENDGENSKIH UREĐAJA ZA KOMPJUTORIZIRANU TOMOGRAFIJU“. Ovime je pokazana sukladnost CTDI prikazanog na ekranu programa Syngo Acquisition Workplace sa stvarnim CTDI pri određenom CT postupku. Ovaj način mjerenja nije bio uobičajeni način mjerenja CTDI-a jer nismo koristili aksijalni, nego spiralni način rada.

6.2. Kvaliteta slike uređaja za kompjutersku tomografiju

Sljedeća mjerenja obavljena su fantomom, prikazanim na slici 34. Fantom se sastoji od niza dijelova koji se mogu koristiti za geometrijske provjere CT slika, ali također u fantomu se nalaze detalji velikog kontrasta za ispitivanje rezolucije slike i detalji niskog kontrasta za ispitivanje kontrastnosti slike. Pomoću tog fantoma obavljena su mjerenja s visokim i niskim kontrastom. Prilikom mjerenja, mijenjane su veličine mAs, kV, pitch i debljina sloja kako bismo promatrali promjenu kvalitete slike tijekom promjene te promjenu CTDI i DLP vrijednosti koje govore o ozračenju pacijenta. Ukoliko je npr. mijenjana veličina mAs, veličine kV, pitch i debljina sloja držane su konstantnima.

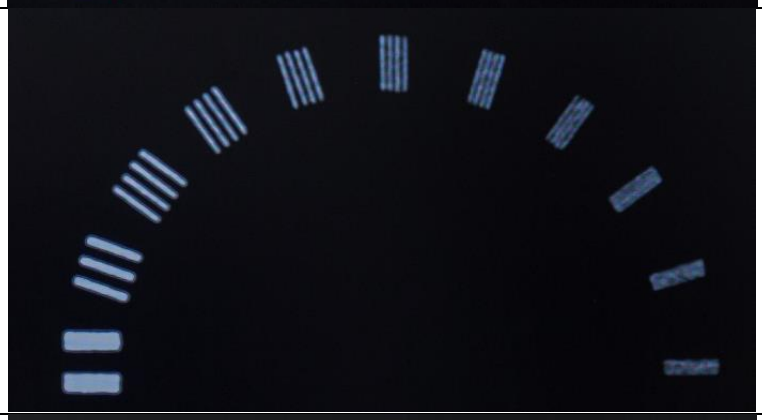


Slika 34. Fantom za provjeravanje kvalitete slike CT uređaja.

6.2.1. Rezultati mjerenja rezolucije slike koristeći fantom s detaljima visokog kontrasta

Mijenjanje kV Eff. mAs: 20 Acq 24×1,2 mm				Slice: 2 mm Scan time: 1,07 s No. of images: 12	
Mj.	**kV**	**LP/cm**	**$CTDI_{vol}$/mGy**	**DLP/mGy·cm**	**Efektivna doza/mSv (k=0.014mSv·mGy·cm^{-1})**
1.	80	8	0,58	4,93	0,069
2.	100	8	1,13	9,63	0,134
3.	120	8	1,79	15,35	0,214
4.	140	7	2,68	22,87	0,320

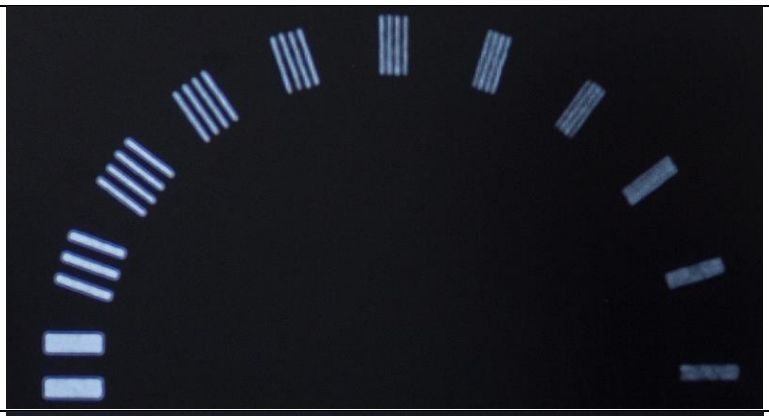
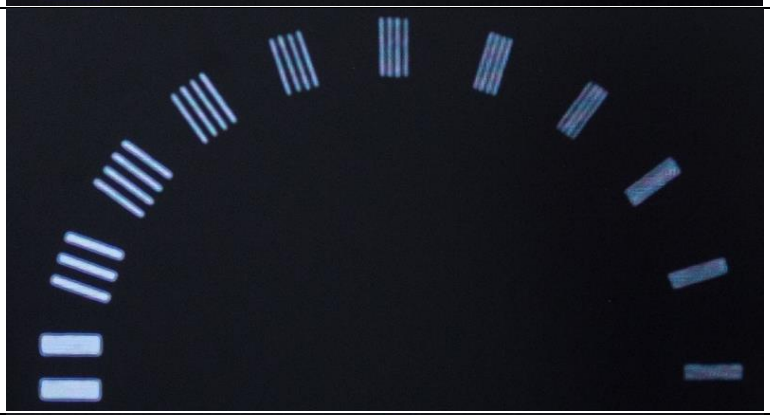
Tablica 7. Mijenjanje kV.

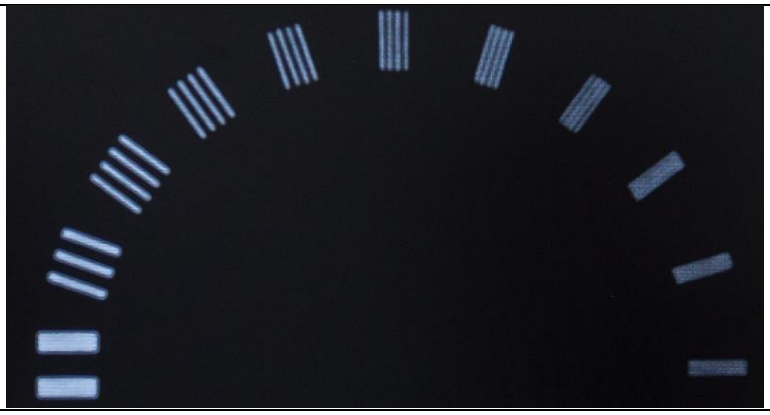
80 kV			
100 kV			
120 kV			
140 kV			

Tablica 8. Mijenjanje kV – slike.

Mijenjanje mAs kV: 120 Acq 24×1,2 mm				Slice: 2 mm Scan time: 1,07 s No. of images: 12	
Mj.	**mAs**	**LP/cm**	**$CTDI_{vol}$/mGy**	**DLP/mGy·cm**	**Efektivna doza/mSv ($k=0.014 mSv \cdot mGy \cdot cm^{-1}$)**
1.	40	8	3,59	30,69	0,429
2.	60	8	5,38	46,04	0,644
3.	80	8	7,18	61,39	0,859
4.	100	8	8,97	76,73	1,074

Tablica 9. Mijenjanje mAs.

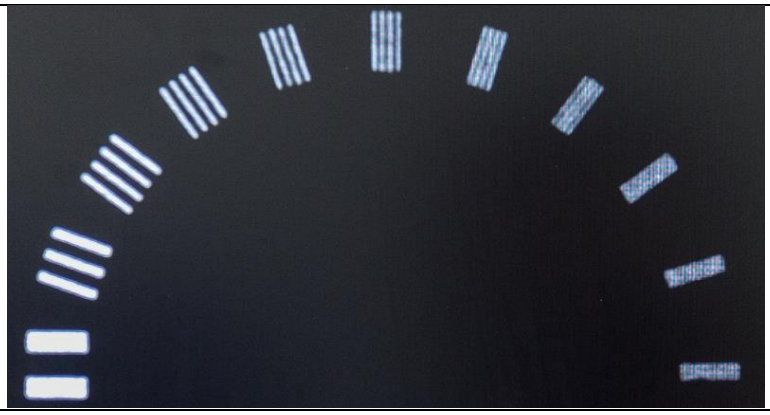
40 mAs		
60 mAs		
80 mAs		

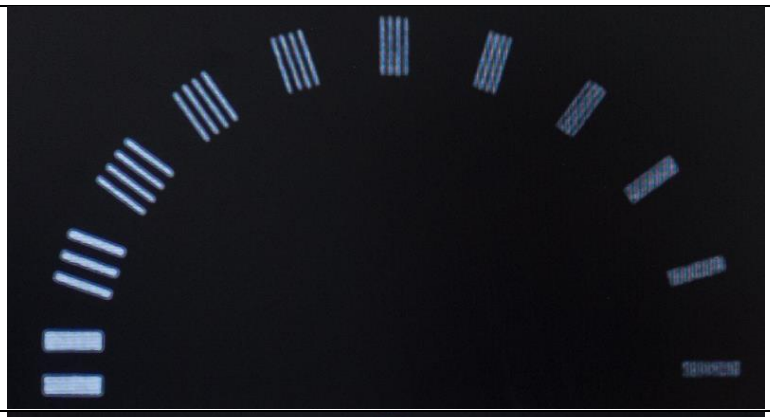
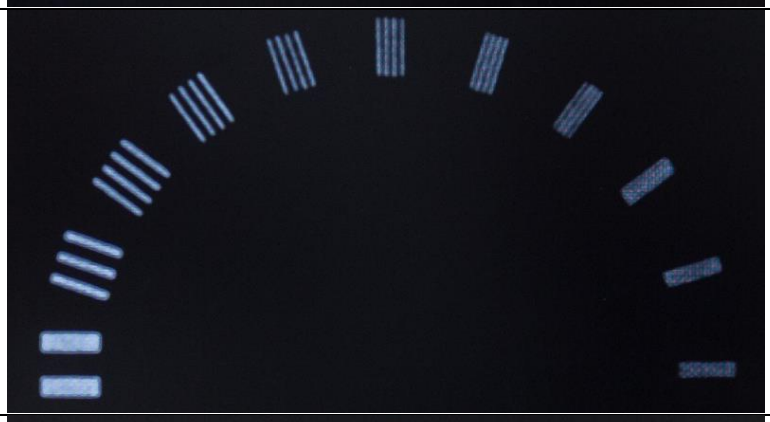
100 mAs		

Tablica 10. Mijenjanje mAs – slike.

Mijenjanje debljine sloja mAs: 20 kV: 120 Acq 24×1,2 mm				Scan time: 1,07 s No. of images: 12	
Mj.	**Slice/mm**	**LP/cm**	**$CTDI_{vol}$/mGy**	**DLP/mGy·cm**	**Efektivna doza/mSv ($k=0.014 mSv \cdot mGy \cdot cm^{-1}$)**
1.	2	8	1,79	15,35	0,214
2.	3	7	1,79	15,35	0,214
3.	4	8	1,79	15,35	0,214
4.	6	7	1,79	15,35	0,214

Tablica 11. Mijenjanje debljine sloja.

2 mm		

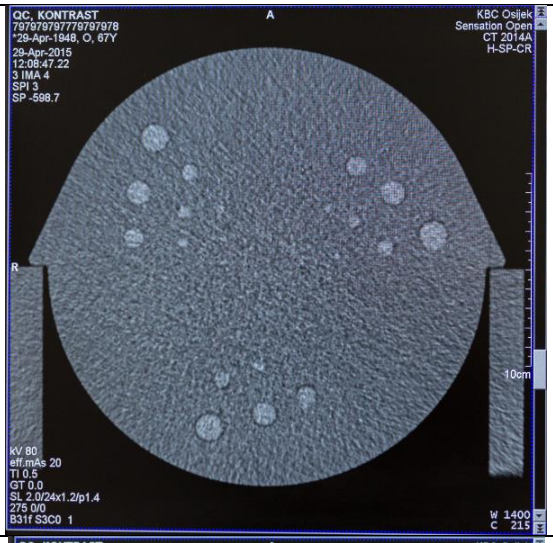
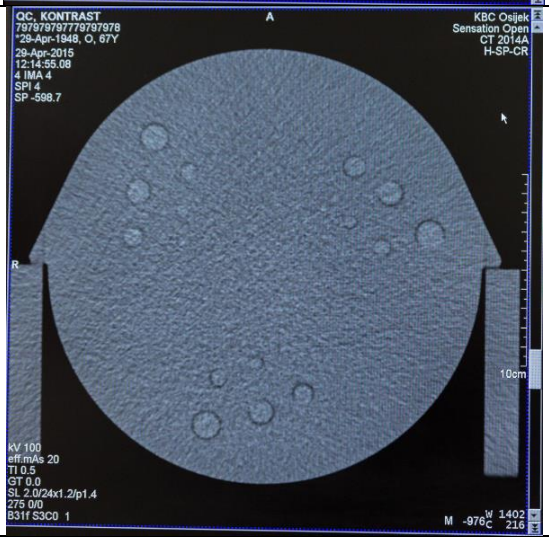
3 mm			
4 mm			
6 mm			

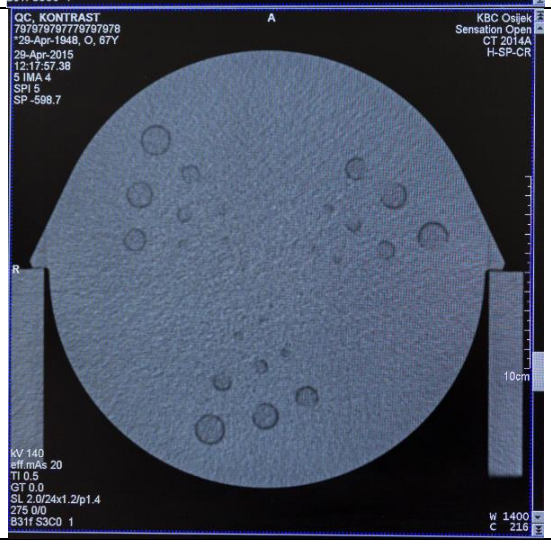
Tablica 12. Mijenjanje debljine sloja – slike.

6.2.2. Rezultati mjerenja kontrasta slike koristeći fantom s detaljima male razlike u kontrastu

Mijenjanje kV mAs: 20 Acq 24×1,2 mm Slice: 2 mm						Scan time: 1,07 s No. of images: 12	
Mj.	**kV**	**Grupa 1**	**Grupa 2**	**Grupa 3**	**$CTDI_{vol}$/mGy**	**DLP/mGy·cm**	**Efektivna doza/mSv ($k=0.014 mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$)**
1.	80	6	7	5	0,58	4,98	0,069
2.	100	5	5	5	1,13	9,74	0,136
3.	120	5	6	6	1,79	15,53	0,217
4.	140	8	8	8	2,68	23,14	0,323

Tablica 13. Mijenjanje kV.

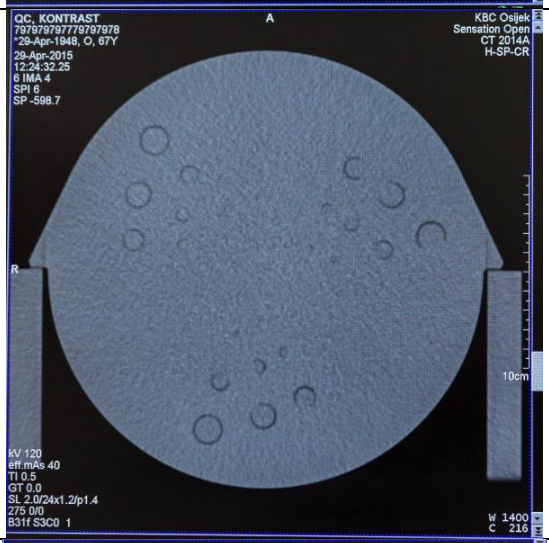
80 kV		
100 kV		

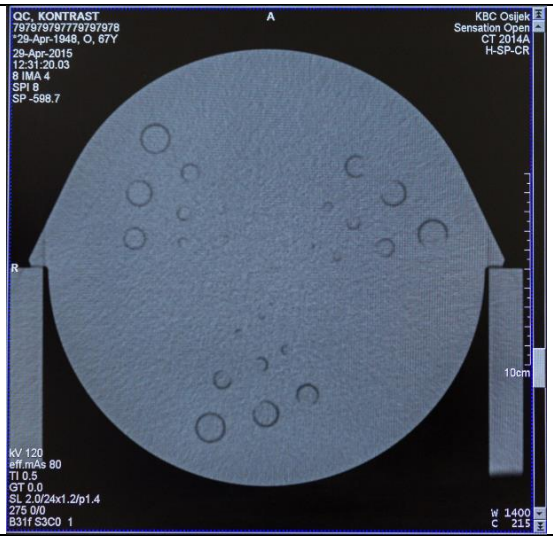
120 kV		
140 kV		

Tablica 14. Mijenjanje kV – slike.

Mijenjanje mAs kV: 120 Acq 24×1,2 mm Slice: 2 mm						Scan time: 1,08 s No. of images: 12	
Mj.	**mAs**	**Grupa 1**	**Grupa 2**	**Grupa 3**	**$CTDI_{vol}$/mGy**	**DLP/mGy·cm**	**Efektivna doza/mSv ($k=0.014 mSv \cdot mGy^{-1} \cdot cm^{-1}$)**
1.	20	5	6	6	1,79	15,53	0,217
2.	40	6	7	7	3,59	31,05	0,434
3.	60	8	7	8	5,38	46,58	0,652
4.	80	7	8	8	7,18	62,10	0,869

Tablica 15. Mijenjanje mAs.

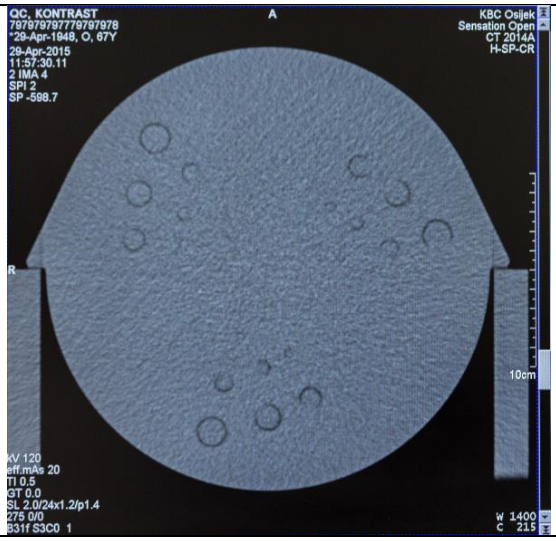
20 mAs			
40 mAs			
60 mAs			

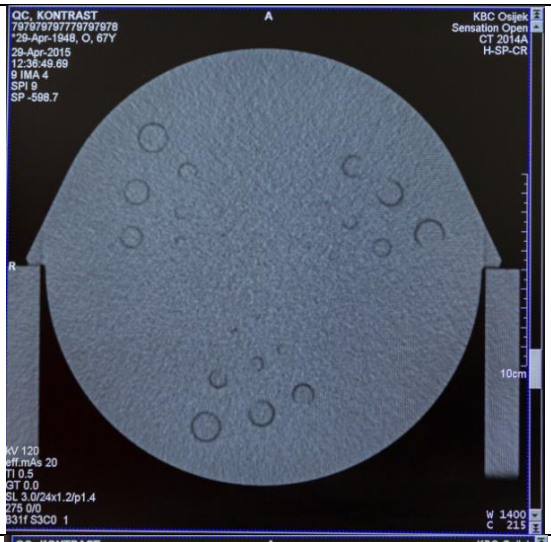
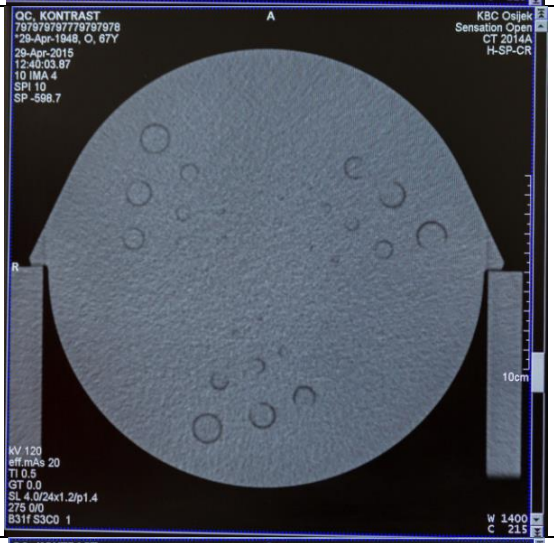
80 mAs		

Tablica 16. Mijenjanje mAs – slike.

Mijenjanje debljine sloja kV: 120 Acq 24×1,2 mm Eff. mAs: 20						Scan time: 1,08 s No. of images: 12	
Mj.	**Slice/mm**	**Grupa 1**	**Grupa 2**	**Grupa 3**	**$CTDI_{vol}$/mGy**	**DLP/mGy·cm**	**Efektivna doza/mSv (k=0.014mSv·mGy·cm^{-1})**
1.	2	5	6	6	1,79	15,53	0,217
2.	3	6	5	7	1,79	15,53	0,217
3.	4	5	7	8	1,79	15,53	0,217
4.	6	6	8	7	1,79	15,53	0,217

Tablica 17. Mijenjanje debljine sloja.

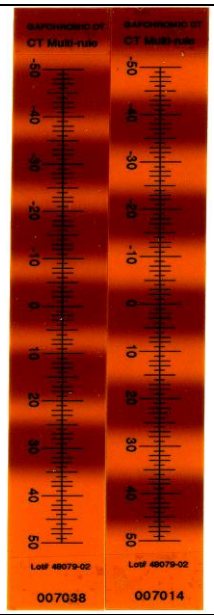
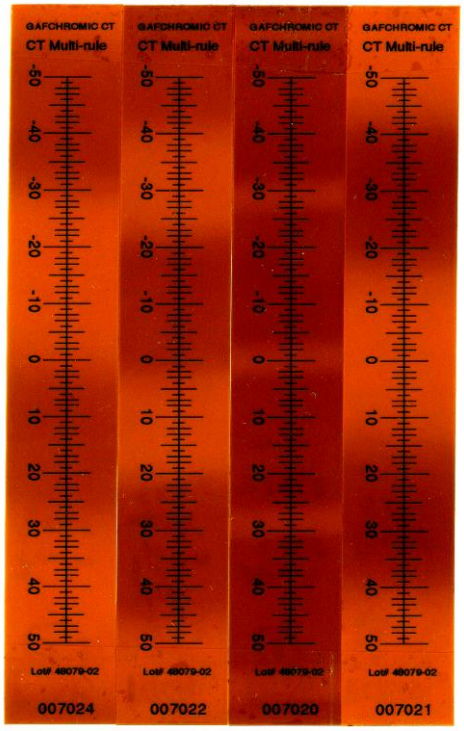
2 mm		

3 mm			
4 mm			
5 mm			

Tablica 18. Mijenjanje debljine sloja – slike.

6.2.3. Mjerenje širine zrake pri spiralnom i aksijalnom skeniranju

Nakon napravljenih mjerenja nastavili smo s postupkom kojim se htjelo izravno uvidjeti što CT radi prilikom skeniranja pacijenta. Mjerenja su napravljena radiokromskim filmovima (Gafchromic CT). Dobiveni su sljedeći rezultati:

<table>
<tr><td>Aksijalno</td><td rowspan="3">
</td></tr>
<tr><td>Postavljene postavke na filmu 007038:
Slice: 10 mm
Pomak stola: 5 mm</td></tr>
<tr><td>Postavljene postavke na filmu 007014:
Slice: 10 mm
Pomak stola: 10 mm</td></tr>
<tr><td>Spiralno</td><td rowspan="4">
</td></tr>
<tr><td>Film: 007024
Pitch: 2
Slice: 7 mm</td></tr>
<tr><td>Film: 007022
Pitch: 1,5
Slice: 1,5 mm</td></tr>
<tr><td>Film: 007020
Pitch: 1
Slice 10 mm</td></tr>
<tr><td>Film: 007021
Pitch: 2
Slice: 10 mm</td><td></td></tr>
</table>

Tablica 19. Širina zrake aksijalno i spiralno.

7. Zaključak

Iz dijela 6.2.3. Mjerenje širine zrake pri spiralnom i aksijalnom skeniranju možemo uvidjeti da Siemens Somatom Sensation Open pri različitim debljinama sloja za spiralno skeniranje daje jednaku zraku koja ima širinu od oko 2,8 cm. Siemens Somatom Open ne daje širinu zrake koju smo mi zadali (npr. debljina sloja 10 mm na filmu 007021). Siemens CT ima već zadanu akviziciju koja iznosi 24 × 1,2 mm, a koristi se kako bi se obuhvatili svi detektori. Na taj se način obuhvaća veliki volumen pacijentovog tijela u kratkom vremenu [19]. Jedino što možemo vidjeti je da se povećanjem pitcha samo povećava brzina stola, dok akvizicija ostaje konstantna. Iz toga slijedi da se u eksperimentalnom dijelu prilikom mijenjanja debljine sloja za visoki i niski kontrast nije mijenjala širina zrake, tj. akvizicija je bila stalna, nego se prilikom rekonstrukcije slike rekonstruirala slika koja bi odgovarala odabranoj debljini sloja. Možemo primijetiti da je pri svakom sloju doza koju je primio pacijent konstantna za taj sloj. Na rekonstruiranim slikama prilikom izlaganja fantoma s detaljima visokog kontrasta i mijenjanja debljine sloja može se uvidjeti da je šum manji što je sloj deblji, ali je broj očitanih linijskih parova po centimetru približno isti. Kod oslikavanja detalja niskog kontrasta možemo primijetiti da se povećavanjem debljine sloja smanjuje šum, ali se povećao kontrast te smo mogli uočiti više polja niskog kontrasta. To je posljedica toga što voxel sadrži više fotona koji smanjuju šum kad je sloj širi, a time i kontrast bolji. Kod visokog šuma ne možemo razlikovati na fantomu niskog kontrasta male objekte koji su različite gustoće od ostatka fantoma, možemo ih zamijeniti velikim šumom koji se javlja.

Kod mijenjanja kV pri oslikavanju fantoma detaljima visokog kontrasta, možemo primijetiti da su očitani linijski parovi po centimetru gotovo u svakom mjerenju jednaki. Kod mjerenja pri niskom kontrastu dobio sam rezultat koji nije bio očekivan. Pri višem kV kontrast je bio dosta velik. Povećavanjem kV šum se smanjivao jer je veći broj fotona dolazio do detektora. Objašnjenje za povećanje kontrasta pri visokim kV dolazi od toga da Siemens Somaton Sensation Open ima tzv. Tube Current Modulation (TCM). Svrha TCM-a je da zadrži stalnu kvalitetu slike neovisno o prigušnim karakteristikama tijela pacijenta i da smanji dozu koju bi inače pacijent primio. Ideja TCM-a je da se prilagodi jačina struje cijevi za pojedine dijelove tijela. Za dijelove koji slabije prigušuju zračenje, smanji struju, a za dijelove koji više prigušuju zračenje, poveća struju [20]. Možemo primijetiti da prilikom povećanja vrijednosti kV raste i doza koji pacijent prima.

Povećanjem mAs-a pri visokom kontrastu nisam dobio povećanje linijskih parova po centimetru, ali može se primijetiti da je slika oštrija pri 100 mAs-a nego pri 40 mAs-a.

Posljedica je to povećanoga broja fotona zbog čega na detektor dođe više fotona i računalo pri obradi ima više informacija za rekonstrukciju slike. Povećanjem mAs-a kod niskog kontrasta vidimo da je povećan broj očitanih nisko kontrastnih dijelova fantoma te da se šum slike smanjio. Povećavanjem mAs-a povećava se značajno i doza koju pacijent primi prilikom skeniranja jer povećavanje mAs-a znači povećavanje struje rendgenske cijevi što rezultira u konačnici većim brojem fotona koji padaju na pacijenta.

Svakim se danom CT uređaji sve više razvijaju, a zbog velike upotrebe radi se na protokolima koji će omogućiti još bolju kompenzaciju između doze koju pacijent primi i kvalitete slike. Osim protokola razvija se i tehnologija koja omogućuje dobivanje bolje kvalitete slike uz što manju dozu. Ovaj rad potvrđuje da izborom parametara snimanja možemo mijenjati kvalitetu slike i dozu zračenja pacijenta. To znači da je moguće optimizirati kvalitetu snimke i ozračenje pacijenta što je vrlo važno zbog ubrzanog povećanja broja CT postupaka godišnje i visoke doze zračenja koju prilikom te pretrage pacijent primi.

8. Prilog A

10 ZLATNIH PRAVILA-ZAŠTITA BOLESNIKA U KOMPJUTORIZIRANOJ TOMOGRAFIJI

1. Pregled provodite samo kada je to indicirano.

Procijenjeno je da je broj neopravdanih pregleda velik. Preporuča se konzultiranje liječnika koji upućuju na pregled i radiologa.



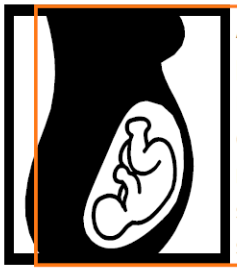
UZ
Ultrazvuk

MRI
Magnetska rezonancija

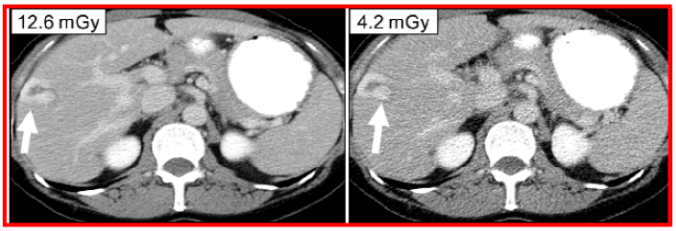
2. Kada god je moguće, a posebice u slučaju mlađih bolesnika, koristite dijagnostičke metode koje ne uključuju uporabu ionizirajućeg zračenja (MR, UZ).

3. Uvijek provjerite je li pacijentica trudna!

Koristite oznake i odgovarajuće pisane materijale koji upozoravaju žene u životnoj dobi s visokom i objektivnom vjerojatnosti trudnoće!



Ako ste trudni ili ako postoji mogućnost trudnoće, upozoravamo Vas da ionizirajuće zračenje može oštetiti plod. Javite se našem liječniku zbog savjeta.



4. Slika visoke kvalitete, iako izgleda lijepo, znači i veću dozu zračenja za bolesnika. Određena razina šuma na slici može biti prihvatljiva i osigurati dijagnostičku informaciju dovoljne kvalitete.

Kvaliteta slike: Nepotrebno visoka Kvaliteta slike: Odgovarajuća za dijagnozu

Preuzeto: MK Kalra, S. Singh, MGH Webster Center for Advanced Research and Education in Radiation

5. Koristite protokole pregleda koji su prilagođeni indikacijama. Na primjer, dijagnostička slika za praćenje kamenaca u bubregu može se postići uz dozu zračenja koja je 50-75% niža u odnosu na dozu prilikom primjene rutinskoga protokola.



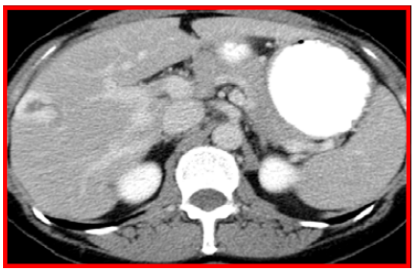
IAEA RPOP Radiation Protection of Patients

Povezan poster!
10ZLATNIH PRAVILA-PRAVILNO UPUĆIVANJE BOLESNIKA NA CT
https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/poster-ct-appropriate-referrals.pdf

http://rpop.iaea.org

Stranica 1 od 2
Kompjutorizirana tomografija
Zaštita bolesnika

10 ZLATNIH PRAVILA-ZAŠTITA BOLESNIKA U KOMPJUTORIZIRANOJ TOMOGRAFIJI



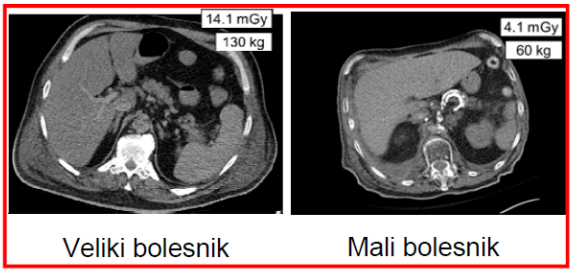
6. Višefazne preglede ne treba primjenjivati rutinski.

Doza zračenja prilikom višefaznoga pregleda CT-om veća je 2-3 puta u odnosu na dozu tijekom jednofaznoga pregleda.

Preuzeto: MK Kalra, S. Singh, MGH Webster Center for Advanced Research and Education in Radiation

7. Parametre ekspozicije prilagodite bolesniku i dijelu tijela koji se pregledava.

Preuzeto: MK Kalra, S. Singh, MGH Webster Center for Advanced Research and Education in Radiation

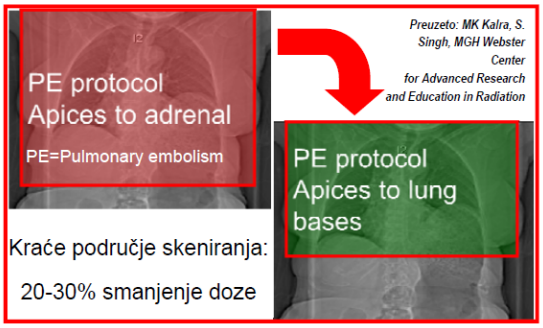


8. Upoznajte svoj uređaj kako bi parametre za automatsku kontrolu ekspozicije (AEC) mogli prilagoditi kliničkoj indikaciji i dijelu tijela koji se pregledava.

AEC koristite tijekom većine pregleda trupa CT-om.

9. Dobra radiografska tehnika podrazumijeva:

- **smanjenje kVp, mAs**
- **povećanje pitch-a**
- **ograničenje regije skeniranja**
- **postavljanje ciljnoga područja u izocentar**
- **svi CT protokoli moraju sadržavati infomaciju o početnoj i krajnjoj točki pregleda, ovisno o kliničkoj indikaciji**
- **korištenje tankih slojeva samo kad je potrebno**



Pregled	Referentna razina ($CTDI_{vol}$)*
CT glave	75 mGy
CT abdomena (odrasli)	25 mGy
CT pluća (odrasli)	21 mGy
CT abdomen (pedijatrijski, uzrast 5 g)	20 mGy
CT glave (pedijatrijski, uzrast 5 g)	34 mGy

*NCRP Report No. 172

10. Obratite pažnju na doze bolesnika! Usporedite doze s dijagnostičkim referentnim razinama (DRL). Upoznajte se s dozimetrijskim veličinama te preporučenim dozama za različite preglede CT-om.

IAEA RPOP Radiation Protection of Patients

Povezan poster!
10ZLATNIH PRAVILA-PRAVILNO UPUĆIVANJE BOLESNIKA NA CT
https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/Whitepapers/poster-ct-appropriate-referrals.pdf

http://rpop.iaea.org

9. Literatura

[1] Fizika za biologe i medicinare // X-zrake // Spektri x-zraka / D.M. Burns, S.G.G. MacDonald; Školska knjiga Zagreb, 1980., str. 471.

[2] Šantić, A. Biomedicinska elektronika. Zagreb : Školska knjiga, 1995.

[3] Prof. dr. sc. Dario Faj; SKRIPTA_5_MED RDG.pdf

[4] D. Samek, L. Saračević, A. Lagumdžija: Fizika jonizirajućih zračenja sa materijom. Sarajevo, 2010.

[5] ICRP, Managing Patient Dose in Multi.Detector Computed Tomography. ICRP Publication 102. Annals of the ICRP, Volume 37 No. 1 2007.

[6] http://www.sascrad.com/attachments/File/Paper_ID-No_766.pdf (14.04.2015.)

[7] http://www.impactscan.org/slides/ukrc2007/talk01/ukrc07_a.pdf (14.04.2015.)

[8] http://www.npl.co.uk/science-technology/radiation-dosimetry/ionising-radiation-quantities-and-units (08.08.2015.)

[9] https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/f/f5/Ionization_chamber.svg/600px-Ionization_chamber.svg.png (15.05.2015.)

[10] http://www.slideshare.net/ShahidYounas1/l-3-ct-physics-shahid-younas-sr-medical-physicist (22.06.2015.)

[11] Mahadevappa Mahesh MS PhD; MDCT Physics: The Basics: Technology, Image Quality and Radiation Dose, 1st Edition, 2012.

[12] http://regionstraumapro.com/post/16349545265 (11.09.2015.)

[13] http://www.aspectsinstroke.com/typeroom/assets/uploads/windowing-levels.jpg (11.09.2015.)

[14] http://cms.dzrns.hr/zastita_od_zracenja/izvori

[15] Franjo Katić, dr.med. radiolog, KBC Osijek, zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju; Zaštita od zračenja u dijagnostičkoj i intervencijskoj radiologiji i radioterapiji

[16] Valerija Paić, Guy Paić, Osnove radijacione dozimetrije i zaštite od zračenja. Zagreb : Sveučilišna naklada Liber, 1983.

[17] Burns, D.M., MacDonald, S.G.G. Fizika za biologe i medicinare. Zagreb : Školska knjiga, 1980.

[18] http://www.sprawls.org/resources/CTIQDM/matrixofvox.jpg (22.09.2015.)

[19] Siemens, SOMATOM Sensation Operator Manual. Printed in Germany by Siemens AG, 2007

[20] Mannudeep K. Kalra, MD,DNB Michael M. Maher, MD, FFR (RCSI), FRCR Techniques and Applications of Automatic Tube CurrentModulation for CT http://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/radiol.2333031150 (18.09.2015.)
[21] http://www.ncrponline.org/PDFs/2012/DAS_DDM2_Athens_4-2012.pdf (5.11.2015.)
[22] http://www.sergas.es/Docs/Profesional/BoaPraticaClinica/RP118.pdf (5.11.2015.)
[23] http://ddmed.eu/_media/background_of_ddm1:rp154.pdf (5.11.2015.)

10. Životopis

Rođen sam u Virovitici, 19.12.1991., a živim u Slatini. U Slatini sam pohađao i završio Osnovnu školu Eugena Kumičića 2006. godine. U osnovnoj školi bio sam član hrvačkog kluba i Globe grupe gdje sam uspješno nastupao na školskim i županijskim natjecanjima i smotrama. Srednju školu Marka Marulića upisao sam 2006. godine, smjer opća gimnazija. Budući da sam u srednjoj školi bio član geografskog društva, sudjelovao sam na školskim i županijskim natjecanjima iz geografije. U trećoj i četvrtoj godini počinjem se zanimati za fiziku te se uključujem u rad školskog društva mladih fizičara. Srednju školu završavam 2010. godine. Iste godine u Osijeku upisujem smjer fizike na Sveučilištu Josipa Jurja Strossmayera. Od tada sam redovito pohađao studij. S preddiplomskim smjerom završavam 2013. godine, te stječem naziv sveučilišnog prvostupnika (baccalaureus) fizike. Iste godine upisujem diplomski studij fizike i informatike. U slobodno vrijeme bavim se sviranjem, čitanjem i fotografijom.