

Vrijednost MSCT "low dose" protokola u kliničkoj praksi

Škalic, Josipa

Undergraduate thesis / Završni rad

2015

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:176:980490>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-11-19**

Repository / Repozitorij:



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
SVEUČILIŠTE U SPLITU

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



UNIVERSITY OF SPLIT



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

Josipa Sirić

**VRIJEDNOST MSCT „LOW DOSE“ PROTOKOLA U
KLINIČKOJ PRAKSI**

Završni rad

Mentor:
doc.dr.sc. Krešimir Dolić

Split, 2015.

Sadržaj

1.UVOD.....	3
2.KOMPJUTORIZIRANATOMOGRAFIJA	5
2.1. Povijesni razvoj CT tehnike	5
2.2. Generacije CT uređaja.....	7
2.3. Sastavni dijelovi CT uređaja.....	11
2.4. Princip rada.....	12
2.5. Nastanak CT slike.....	14
3. IONIZIRAJUĆE ZRAČENJE.....	16
3.1. Učinci ionizirajućeg zračenja na čovjeka	17
3.2. Procjena rizika od ionizirajućeg zračenja.....	19
4.POVIJESNI PREGLED ZAŠTITE OD ZRAČENJA	20
4.1. Problem zračenja pri CT pregledima.....	23
5. ODNOS DOZA ZRAČENJA PRI KONVENCIONALNIM I CT PREGLEDIMA..	27
5.1. Metode smanjenja doze zračenja	28
5.1.1 Modulacija struje rendgenske cijevi	31
5.1.2 Primjena bifazične aplikacije kontrastnog sredstva.....	35
5.1.3 Tehnike naknadne obrade („postprocessing“) i napredni rekonstrukcijski algoritmi	37
5.2. Low-dose protokol kao metoda probira	39
5.2.1 Probir karcinoma pluća.....	39
5.2.2 Probir kolorektalnog karcinoma	41
6.VRIJEDNOST MSCT „low dose“ PROTOKOLA	43

6.1. „Low dose“ protokoli u onkoloških pacijenata	43
6.1.1. „Low dose“ protokoli u bolesnika sa limfoproliferativnim bolestima	43
6.1.2. „Low dose“ protokoli u bolesnika sa tumorom pluća	44
6.2. „Low dose“ protokoli u pedijatrijskih pacijenata	45
6.3. „Low dose“ protokoli u pacijenata sa akutnom i kroničnom upalom sinusa	46
6.4. „Low dose“ protokoli u pacijenata sa makrohaturijom	46
7.RASPRAVA.....	49
8. ZAKLJUČAK.....	51
9.LITERATURA	53
10.SAŽETAK.....	54
11.ABSTRACT	56
12.ŽIVOTOPIS	57

1.UVOD

Kompjutorizirana tomografija (CT) široko je korištena dijagnostička metoda u odrasloj kao i dječjoj dobi zahvaljujući tehnološkom napretku, posebice "*multislice*" CT tehnologiji. Danas na CT otpada ukupno oko 10% svih slikovna dijagnostička pretraga, ali istovremeno na CT pretragu otpada više od 50% ukupne kolektivne doze zračenja koja se koristi u dijagnostici. Nova CT tehnologija pružila je neke nove vrlo bitne dijagnostičke kvalitete, kao što su izuzetna brzina skeniranja, mogućnost trodimenzionalnog prikaza, visoka razlučivost detalja te mogućnost naknadne obrade slike. Informacije o lokalizaciji, morfologiji, vrsti tkiva i vaskularizaciji patološkog procesa koje omogućuje CT znatno olakšavaju procjenu prirode i vrste patološkog procesa, što je vrlo bitno u terapijskom i prognostičkom smislu.

Naime, "*multislice*" CT tehnologija povezana je sa značajno višim dozama ionizirajućeg zračenja za pacijenta u usporedbi s konvencionalnim radiološkim metodama. Djeca su 10 puta biološki osjetljivija na zračenje, a očekivano trajanje života je dulje, te je stoga veća vjerojatnost da će se negativni efekti ionizirajućeg zračenja ispoljiti u dječjoj dobi. Stoga je od izuzetnog značaja smanjiti odnosno minimalizirati dozu zračenja za dijete kada je neophodno upotrijebiti CT kao dijagnostičku metodu.

Osnovna strategija racionalne primjene slikovnih dijagnostičkih metoda, osobito u dječjoj dobi, je da mora zadovoljiti slijedeće kriterije:

- upotrijebiti dijagnostičku metodu koja koristi ionizirajuće zračenje samo onda kada se očekuje konkretna klinička korist od dijagnostičke informacije za terapiju ili daljnji medicinski postupak sa pacijentom;
- upotrijebiti najmanju moguću dozu ionizirajućeg zračenja da bi se dobila dovoljno kvalitetna dijagnostička informacija;
- pretragom obuhvatiti samo dio/volumen tijela koji je predmet dijagnostičkog interesa;
- izbjegavati višekratno odnosno ponavljano skeniranje kada je to moguće;
- upotrijebiti alternativne slikovne dijagnostičke metode koje ne uključuju zračenje kada je to moguće (MR, ultrazvuk)

Poznavanje medicinskih indikacija odnosno smjernica za izvođenje pojedinih dijagnostičkih metoda pri konkretnom kliničkom problemu, jedan je od najvažnijih čimbenika u zaštiti od zračenja. Kad god je to moguće, potrebno je upotrijebiti dijagnostičke metode koji ne koriste ionizirajuće zračenje.

2.KOMPJUTORIZIRANA TOMOGRAFIJA

2.1. Povijesni razvoj CT tehnike

Od samoga otkrića rtg zraka, 1895. i njihove primjene u medicine, pronalazeni su i otkriveni novi postupci i postignuta tehnička usavršavanja rtg aparata. Glavni problem konvencionalne radiologije je u tome što veliki broj različitih tkiva prikazuje u samo pet razina (stupnjeva) zacrnenja rtg filma ili ekrana za prosvjetljivanje. Stupnjevi zacrnenja na filmu prikazuju pet različitih gustoća zacrnenja, odnosno “sjena gustoće”: zraka, masti, mekih česti (tkiva), vapna i metala. Prvi eksperimenti s transverzalnim presjecima su se izvodili na različitim stranama svijeta. Teoretske matematičke temelje CT-a postavio je 1917. godine austrijski fizičar i matematičar Radon koji je, baveći se teorijom gravitacije, zaključio da se svako dvo- ili trodimenzionalno tijelo može rekonstruirati iz velikog broja njegovih projekcija. CT tehnika je usvojila metodu poprečnih slojevnih snimki (aksijalnih). Slojevnim aksijalnim snimkama prethodile su snimke pod nazivom “Rotacijska radiografija”, skraćeno “Rotografija” koje su izvođene u Japanu 1946. Princip rada rotografije sastojao se u tome da je pacijent ležao na stolu. Rendgenska cijev je bila postavljena s jedne strane pacijenta, a rendgenski film u kazeti s druge strane pacijenta, te su se paralelno rotirali oko pacijenta praveći polukrug (od 0° za 230°) za vrijeme ekspozicije. Matematičku osnovu za rekonstrukciju slike iz izmjerenih vrijednosti prolaznog rtg zračenja na detektoru 1962. postavio je Amerikanac Alen Mac Cormack. On je prvi postavio algoritam za kompjutersku obradu podataka detektiranog prolaznog rtg zračenja i na taj način napravio prvi “software” budućih CT pretraga. U ovom području najviše se istaknuo Hounsfield koji je eksperimentirajući u laboratorijima firme “EMI” uspio dobiti kompjutersku snimku aksijalnog presjeka glave, prvo na preparatu ljudskog mozga, a zatim na glavi svinje. Njemu u čast jedinice za mjerenje gustoće tkiva na CT-u se zovu Hounsfieldove jedinice (HU). Godine 1979. zahvaljujući svojim otkrićima na polju CT istraživanja Hounsfield i Cormack dobivaju Nobelovu nagradu. Prvi uređaj za kompjuteriziranu tomografiju glave EMI-Mark I postavljen je 1971. g. u maloj bolnici Atkinson Morley Hospital u Wimbledonu kod Londona. Prvi CT aparat bio je isključivo za snimanje glave. Na tom uređaju je dr. J. Ambrose 1972. godine učinio prvi CT pregled glave. Godine 1972. Hounsfield i Ambrose prezentirali su prvi rad o CT- u Britanskom

udruženju radiologa. Kliničkom primjenom CT- a 1973. godine otpočela je era moderne radiologije koja je dovela do razvoja niza digitalnih tehnika. Znanstvenik Robert Ledley je konstruirao aparat za kompjuteriziranu tomografiju cijelog tijela, čija proizvodnja počinje 1974. godine. Prvi CT uređaj za cijelo tijelo (whole body scanner) je montiran u North With Parc Hospital de Honoro u Middelex-u 1975. godine, a onda na Klinici Cleaveland, te nakon toga na Institutu za radiologiju Mallinekradt i Mayo klinici. Uređaji za kompjuteriziranu tomografiju stalno se tehnički usavršavaju i pri tome se bilježe dva kvalitativna pomaka između 1982. i 1985. Pechmann i Boyd rade na uređaju koji umjesto rtg cijevi koristi akcelerator elektrona, a 1990.godine pojavljuje se prvi spiralni CT uređaj. Danas je moguće raditi CT pretrage posebnih organa (cardio CT), funkciju i prokrvljenost organa i promjena (fast, dinamički CT), praćenje i mjerenje protoka krvnih žila (angio CT, xenon CT), odnosno rekonstrukcija u svim željenim pravcima, kao i trodimenzionalnu rekonstrukciju. Prvi CT skener u USA montiran je u lipnju 1973. godine u Mayo Clinic u Rochesterru. U Zagrebu isti takav uređaj montiran je 1974. godine.



Slika 1. Prvi CT uređaj

(izvor: <http://www.sciencemuseum.org.uk/broughttolife/objects/display.aspx?id=6826>)



Slika 2. Prvi CT uređaj konstruiran 1969.

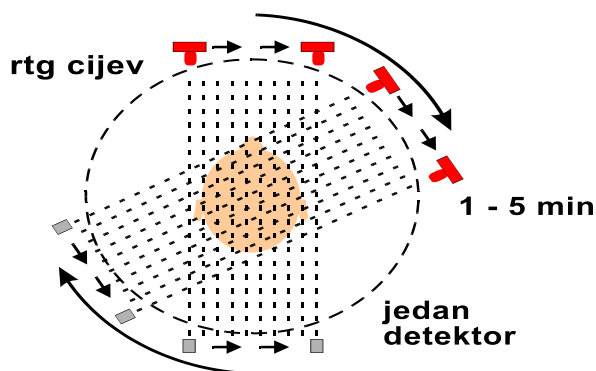
(izvor: <http://enfoqueradiologico.blogspot.com/2012/05/quien-fue-sir-godfrey-newbold.html>)

2.2. Generacije CT uređaja

Razvoj kompjutorizirane tomografije odvijao se u više faza, te su poznate četiri generacije CT uređaja. Različite konfiguracije nazivaju se generacije. Glavni razlog uvođenja novih konfiguracija uređaja je smanjenje vremena skeniranja, dobivanja snimaka bolje rezolucije ali i što vjerniji prikaz stvarnim anatomskim strukturama. Različite generacije CT uređaja razlikuju se po načinu gibanja cijevi za vrijeme snimanja sloja te brojem i geometrijom postavljenih detektora. Usavršavanje osnovnog CT uređaja retrogradno možemo klasificirati kao takozvane generacije CT skenera.

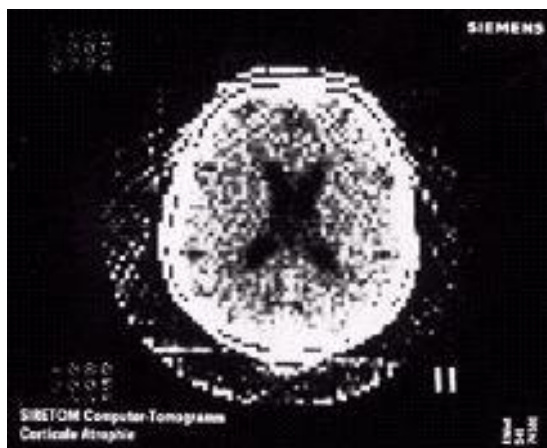
Prva generacija CT-uređaja: bili su obilježeni kombinacijom translacijskog i rotacijskog pomaka rtg-cijevi i detektora oko snimanog objekta, te vrlo uski pravocrtni snop rentgenskih zraka (pencil beam) usmjeren na samo jedan ili dva detektora (Slika 3.). Tipičan primjer uređaja prve generacije jest EMI Mark I iz 1972.godine. Pri svakoj translaciji, odnosno pomaku cijevi po pravcu duž polja pregleda, uređaj je učinio 160 mjerenja (projekcija). Nakon toga se cijev rotirala za 1 stupanj uz ponovnih 160 mjerenja po translaciji i tako 180 puta. Broj mjerenja= broj linearnih mjerenja x broj rotacija= $160 \times 180 = 28\ 800$ mjerenja po jednom sloju. Anoda je bila nepomična, polje pregleda (FOV-field of view) bilo je veličine 27x27cm, matriks 80x80, što daje voxel veličine 3x3x13mm. Vrijeme skeniranja za dva sloja bilo je 4,5 do 5 minuta, a cijeli pregled glave trajao je 30 minuta. Snimke su bile ograničene s osam stupnjeva sive

skale, a rekonstrukcija slike odvijala se preko noći. CT uređajima prve generacije bilo je moguće snimati samo mozak (potpuno mirni dio tijela, zbog sporog skeniranja), jer se zbog fizioloških pokreta drugih organa oni nisu mogli snimati zbog artefakata „micanja“, a slike su bile slabe rezolucije.



Slika 3. Shema CT uređaja I. generacije

(izvor: Borić I., Multiplanarni prikaz struktura glave i vrata, Zagreb 2003)

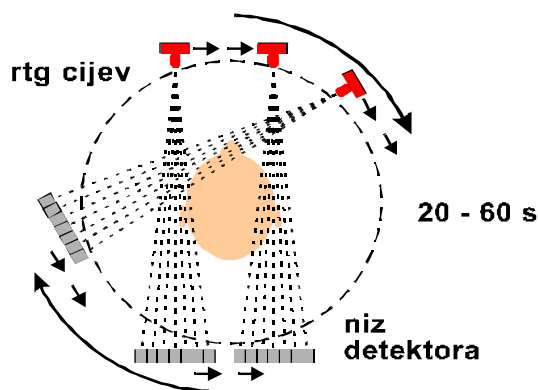


Slika 4. Prvi aksijalni CT sken 1975.

(izvor: <http://www.imaginis.com/ct-scan/brief-history-of-ct>)

Druga generacija CT-uređaja: iako su i dalje koristili translacijsko rotacijsko gibanje rtg cijevi i detektora, doživjeli su značajna poboljšanja. (Slika 5.) U drugoj generaciji skenera rendgenska cijev emitira rendgenski širi snop oblikovan poput lepeze, 3-10 (fan beam-multiple pencil beams). Rendgenski snop mjeri oko 30 detektora koji su u

linearnom nizu postavljene jedan blizu drugog. Sve kasnije generacije skenera koriste geometriju lepezastog snopa. Rotacija između svake translacije u ove generacije skenera iznosi 30 stupnjeva. To znači da se linearno gibanje cijevi ponavljalo 6 puta za snimanje jednog sloja. Ove promjene bitno su smanjile vrijeme skeniranja i poboljšale kvalitetu slike. U druge generacije skenera vrijeme skeniranja po sloju je 10-90 (najčešće 20 sec) sekundi. Za 30 slojeva bilo je potrebno 10min. Uza sva ova poboljšanja vrijeme potrebno za kompletnu CT pretragu i dalje je ostalo relativno dugo. Ovim uređajima bilo je moguće snimati glavu i tijelo pacijenta. Ovom generacijom postignuta je bolja iskoristivost rentgenskih zraka, skraćeno vrijeme ekspozicije, te smanjeno zračenje pacijenata.

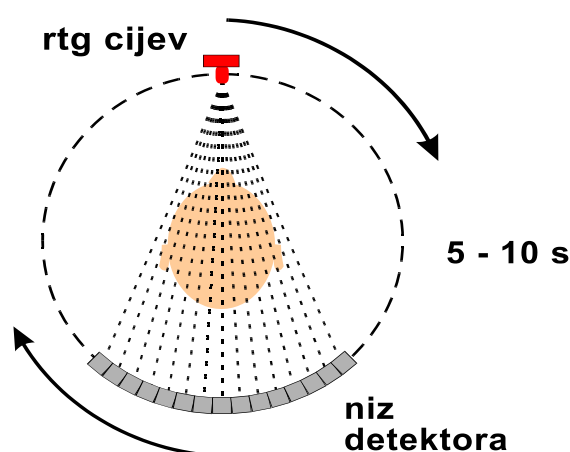


Slika 5. Shema CT uređaja II. generacije

(izvor: Borić I., Multiplanarni prikaz struktura glave i vrata, Zagreb 2003)

Treća generacija CT-uređaja: Za razliku od prve i druge generacije koje koriste translaciju i rotaciju rtg cijevi za 180 stupnjeva, uređaji treće i četvrte generacije koriste samo rotaciju cijevi, u pravilu za 360 stupnjeva (Slika 6.) . Glavna karakteristika treće generacije skenera su rotacijsko/rotacijski pokreti pri kojima rendgenska cijev i detektori simultano rotiraju oko bolesnika. Translacija je eliminirana! Broj detektora bitno je povećan, a lepezasti snop još širi i obuhvaća cijelu širinu tijela pacijenta (50-55 stupnjeva). Skeneri treće generacije obično imaju 380-600 detektora koji su poredani u „savijeno“ detektorsko polje što bitno poboljšava kvalitetu slike. Vrijeme skeniranja po

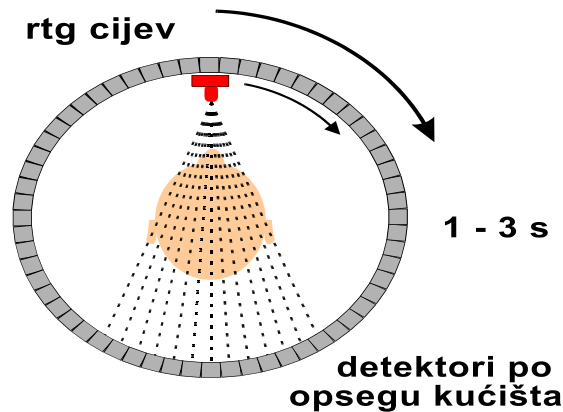
sloju je skraćeno na 1 do 10 sekundi (u prosjeku 5sec). U ovoj generaciji CT-uređaja karakterističan je fiksni mehanički odnos između rtg cijevi i detektora. Također važna napomena jest da imaju dvostruku kolimaciju, ispred i iza tijela pacijenta. Skraćenje vremena skeniranja po sloju smanjuje broj artefakata gibanja, a sama pretraga postaje mnogo lakšom za bolesnika. Napredak u kompjutorskoj tehnologiji također smanjuje vrijeme rekonstrukcije slike što ima za posljedicu i skraćenje vremena trajanja pretrage. Ovim uređajima moguće je skeniranje svih organa, i onih organa koji imaju različite fiziološke pokrete (pluća, ošit,jednjak,...). Prednost uređaja III. generacije pred uređajima IV. generacije jest što bolje kontroliraju raspršeno zračenje i manje koštaju zbog manjeg broja detektora.



Slika 6. Shema CT uređaja III. generacije

(izvor: Borić I., Multiplanarni prikaz struktura glave i vrata, Zagreb 2003)

Četvrta generacija CT-uređaja (spiralni CT): kontinuirano gibanje rtg cijevi za 360° u krugu prstena detektora poredanih po čitavom krugu gentryja (detektorskoj „banani“), a snop rtg zračenja je isti kao u III. generaciji uređaja. Broj detektora (stacionirani, fiksni prsten detektora) se kreće od 1 200 do 2 000 i više, što značajno povećava kvalitetu dobivene slike. Vrijeme ekspozicije jednog sloja je od 1 do 3 sekunde. Bitne razlike u kliničkoj vrijednosti uređaja treće i četvrte generacije nije bilo, zbog većeg broja detektora cijena uređaja je bila veća.



Slika 7. Shema CT uređaja IV. generacije

(izvor: Borić I., Multiplanarni prikaz struktura glave i vrata, Zagreb 2003)

2.3.Sastavni dijelovi CT uređaja

Svaki CT sustav se sastoji od osnovnih dijelova koji su neophodni za stvaranje i sakupljanje podataka, prijenos podataka, njihovu obradu, arhiviranje i po potrebi ponovnu rekonstrukciju i evaluaciju optičke slike. Glavni dijelovi CT uređaja su:

1. Kućište (rtg.cijev, kolimatori, filteri, visoko voltažni generator, nizdetektora, DAS, slip ring,motori za regulaciju nagiba kućišta, pokreta stola, kompjuteri)
2. Stol za pacijenta
3. Upravljački stol s računalom (operatorsko mjesto) i radna stanica s računalom (evaluacijska konzola - postprocessing) za obradu podataka



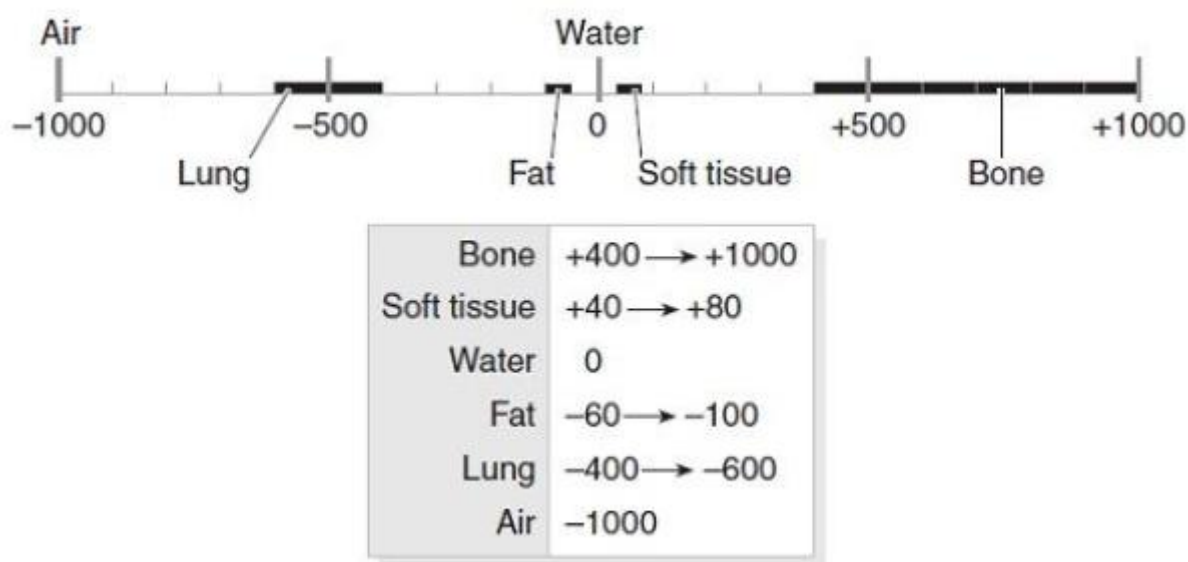
Slika8. Glavni dijelovi CT uređaja

(izvor: <https://laikaskeptik.wordpress.com/2012/05/17/thalassotherapie-i-moderni-dijagnosticki-aparati/>)

2.4. Princip rada

Temelji se na slabljenju (atenuaciji) rendgenskih zraka prolaskom kroz snimani dio tijela, do čega dolazi zbog apsorpcije i rasapa energije rendgenskih zraka. To slabljenje rendgenskih zraka se izražava tzv. koeficijentom apsorpcije, a on ovisi o atomskom broju i elektronskoj gustoći tkiva, te energiji rendgenskih zraka. Što je veći atomski broj i gustoća elektrona snimanog tkiva, to je veći koeficijenta apsorpcije. Nakon prolaska kroz tkiva različitih organa, oslabljeno zračenje pada na detektore koji ga pretvaraju u električne signale proporcionalne atenuaciji snimanog objekta. Iz niza takvih projekcija nastalih za vrijeme rotacije rendgenske cijevi i detektora, složenim matematičkim algoritmima uz pomoć računala rekonstruira se slika objekta i prikazuje na ekranu u obliku matrice slike sastavljene od pixela. Za razliku od konvencionalnog rendgenskog filma koji ima slabu kontrastnu rezoluciju (mali raspon stupnjeva zacrnljenja na "sivoj skali"), kontrastna rezolucija CT-a je visoka, jer se kod snimanja tankih slojeva tijela (obično u rasponu od 1- 10 mm debljine) izbjegava superpozicija normalnih i patoloških tkiva izvan odabranog sloja. Osjetljivost CT-a u detekciji intenziteta rendgenskih zraka nakon prolaska kroz tijelo pacijenta je za oko 100 puta veća u odnosu na konvencionalni rendgenski film. To je ujedno i glavna karakteristika kompjutorizirane tomografije, jer omogućava dosta precizno mjerenje atenuacije rendgenskih zraka prolaskom kroz određeni dio tijela. Ta se atenuacija izražava brojem atenuacije ili CT brojem, koji je u čast izumitelja kompjutorizirane tomografije nazvan Hounsfieldovom jedinicom (HU,

Hounsfield unit). Definirana je kao koeficijent apsorpcije rendgenskog zračenja. Raspon mjerljivih stupnjeva atenuacije je od $-1\ 000$ do $+3\ 000$ jedinica. Atenuacijski broj za vodu je 0, plin $-1\ 000$, mast -100 , parenhimatozne organe $40-80$, a za koštano tkivo $800-3\ 000$ Hounsfieldovih jedinica. Najnoviji CT uređaji imaju proširenu skalu CT atenuacije u rasponu od $-10\ 000$ do $+30\ 000$ HU (koristi se za bolji prikaz metalnih implantata, umjetni kukovi isl.). Voda koja se u tijelu nalazi u velikim količinama i uvijek ima jednoliki denzitet uzima se kao referentna materija i označava se kao vrijednost 0. Tkivo većeg denziteta od vode daje pozitivan CT broj, dok se tkiva manjeg denziteta od vode označavaju negativnim CT brojem. Raspon mjerljivih stupnjeva atenuacije je raspoređena od -1000 za zrak do $+14000$ za denzitet kosti. Atenuacijski broj za vodu je 0, za plin -1000 , za mast -100 , za parenhimatozne organe $40-80$, a za koštano tkivo $800-3000$ HU.

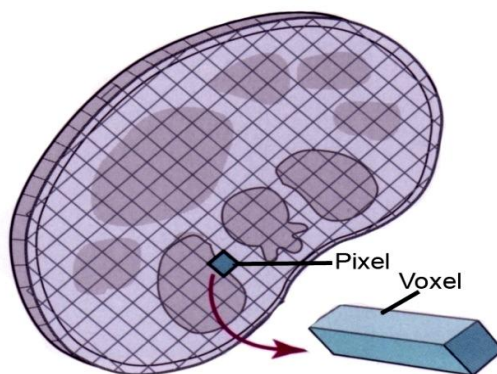


Slika 9. Vrijednost Hounsfieldovih jedinica određenih struktura

(izvor: http://www.odec.ca/projects/2007/kimj7j2/index_files/Page1674.htm)

Praksa je pokazala da su za kompjutorsku obradu najpogodniji poprečni (transverzalni, aksijalni) presjeci tijela, pa svi CT uređaji rade na principu prikazivanja tijela s transverzalnim presjecima ili slojevima. CT je kompjutorska rekonstrukcija tomografirane ravnine tijela. Pri CT pregledu bolesnik se skenira rotacijom rendgenske

cijevi oko dijela tijela koji se ispituje. Mjeri se radijacija (apsorpcija rentgenskih zraka) koja izlazi iz ispitivanog dijela tijela i tvore informaciju koja predstavlja primarni podatak u računalu. Kada računalo po već određenom algoritmu prikupi i obradi prispjele podatke, formira aksijalnu sliku na matriksu. Dobivena slika ili prerez (slice) prikazuje se u obliku poprečnog presjeka. Ova slikovna tehnika eliminira superpoziciju struktura tijela. Osnovna jedinica sinteze jest volumni element (voksel), 512 x 512 ili 1024 x 1024 tzv. matriks-slike različitim apsorpcijskim značajkama. U volumnom elementu računalo analizira apsorpciju rentgenskih zraka, odnosno slabljenje njihova intenziteta, te obradom podataka stvara element slike (*picture element*, piksel). Informacije o lokalizaciji, morfologiji, vrsti tkiva i vaskularizaciji i patološkog procesa koje omogućuje kompjutorizirana tomografija, znatno olakšavaju procjenu prirode i vrste patološkog procesa, što je vrlo bitno u terapijskom i prognostičkom smislu. Trodimenzionalne rekonstrukcije unutrašnjih struktura sve više se koriste za kirurška planiranja, CT angiografiju, planiranje radijacijske terapije te razne virtualne prikaze.



Slika 10. Pixel (2D) i voxel (3D)

(izvor: http://radiologyzone.blogspot.com/2010/01/rekonstruksi-image-ct-scan_3846.html)

2.5. Nastanak CT slike

Izvor zračenja proizvodi uski kolimirani snop rendgenskih zraka koji pod različitim kutovima prolazi kroz ravninu skeniranog presjeka. Oslabljene x- zrake nakon prolaska kroz objekt prihvaćaju i mjere pravilno raspoređeni detektori. Analogne informacije dobivene na detektoru u obliku električnog signala (nastale slabljenjem zračenja

prolaskom kroz objekt) pretvaraju se u analogno-digitalnom (A/D) pretvaraču u digitalnu informaciju.

Digitalne informacije se matematički obrađuju pomoću računala, a za prikaz slike prelaze u D/A pretvarač gdje se pretvaraju u analogne informacije u vidu sitnih točkica sive skale –pixela, koji imaju vlastite karakteristike atenuacije rendgenskih zraka o čemu ovisi nijansa zatamnjenja na monitoru ili slici. Prema tome, CT slika je matematička rekonstrukcija s ogromnim brojem informacija, jer su detektori u stanju registrirati neznatne razlike u atenuaciji x-zraka. Glavna karakteristika CT-a u radiologiji je mogućnost razlikovanja više vrsta tkiva. Ova karakteristika CT aparature naziva se «rezolucija denziteta», odnosno «rezolucija kontrastnosti». Karakteristična apsorpcija rendgenskog zračenja za pojedinu vrstu tkiva naziva se «koeficijent apsorpcije» ili «koeficijent atenuacije» tkiva, a izražava se u «Hounsfieldovim jedinicama» . Na temelju apsorpcijskih vrijednosti gustoće, odnosno numeričkih podataka, u kompjutoru se formira slika, pohranjena na matrici (rešetki).

Najmanji dio matrice (jedinična površina) je piksel kojem je pridružena određena apsorpcijska vrijednost gustoće iz određenog volumena tijela, koji se naziva jedan voksel. Matrica, odnosno rešetka zadane je veličine npr. 256x256, 512x512 ili 1024x1024 elemenata. Voksel, odnosno najmanji volumen pregledavanog dijela tijela, je promjenjiv, ovisno o debljini presjeka i veličini pregledavanog dijela tijela. Stupanj apsorpcije rendgenskog zračenja izražava se posebnim mjernim sustavom, koji je definiran Hounsfieldovim jedinicama (HU). Jedna Hounsfieldova jedinica je stupanj atenuacije rendgenskog zračenja pri prolasku kroz jedan kubični centimetar vode pri temperaturi od 37° C. Slika na CT monitoru je izražena u sivoj skali, pri čemu se numeričkom zapisu jednog piksela pridružuje određena nijansa sive skale. CT uređaj pomoću računala može razlikovati do 1000 razina gustoća. Ljudsko oko razlikuje oko 20 do 40 nijansi sive boje. Pravilan izbor sive skale važan je dio dijagnostičkog postupka. Mjerenje vrijednosti prolaznih rendgenskih zraka naziva se projekcijom ili sirovim podacima. Sakupljeni električni signali se digitaliziraju i u procesu digitalizacije raspoređuje se brojevi na svaki signal. Vrijednosti svakog broja je direktno proporcionalan jakosti signala.

3. IONIZIRAJUĆE ZRAČENJE

Kao što su rendgenske (RTG) zrake, dovoljne je energije da prevlada energiju elektrona koji kruže oko atoma i molekule te ih izbaci iz njihovih putanja, čime nastaju ioni. U biološkom materijalu izloženom RTG zrakama, najčešći scenarij je stvaranje hidroksilnih radikala koji nastaju kao rezultat interakcije RTG zraka s molekulama vode, a ovi radikali opet u interakciji s DNA molekulama uzrokuju prekide molekule DNA lanca ili oštećenje dušičnih baza. RTG zrake mogu ionizirati DNA i izravnim srazom s molekulom DNA. Većina oštećenja izazvanih zračenjem brzo se i uspješno reparira od strane različitih reparatornih sustava unutar stanice, ali dvostruki prekid molekule DNA lanca teško se reparira, a povremena greška u reparaciji može dovesti do trajne mutacije odnosno mogućnosti indukcije malignih tumora. Tijekom života svi smo izloženi malim dozama ionizirajućeg zračenja iz tla, stijena, građevinskog materijala, zraka, vode, te iz kozmičkog zračenja. To je prirodno zračenje iz okoline kojem smo normalno izloženi tijekom čitavog života, a doza kojoj smo izloženi ovisna je o 1podneblju u kojem živimo. Kada govorimo o dozi zračenja od dijagnostičkih metoda mislimo na dozu zračenja koja se kumulira na dozu prirodnog zračenja iz okoline.

Djeca su biološki osjetljivija na ionizirajuće zračenje, a očekivano trajanje života djece je dulje, te je stoga u dječjoj dobi veća vjerojatnost da će se mogući negativni efekti zračenja tijekom života potencijalno ispoljiti. Osim tjelesnih proporcija u dječjoj dobi, a koje su bitno drugačije u odnosu na odraslu dob te imaju za posljedicu veću izloženost ionizirajućem zračenju, osobito je važno naglasiti razlike u rasporedu visoko radiosenzibilnih tkiva, kao što je hematopoetsko tkivo koštane srži. U odraslih, 74% hematopoetske koštane srži nalazi se u skeletu trupa (kralješnica, rebra, zdjelica), a samo 9% u kostima ekstremitetima. Kod odraslih u kostima kranijuma nalazi se 8% hematopoetske koštane srži za razliku od 27% u dojenčadi. U dojenčadi 29% hematopotske koštane srži nalazi se u skeletu trupa, a 35% u ekstremitetima. U dječjoj je dobi velika proporcija hematopoetske koštane srži raspoređena u svim dijelovima tijela, uključujući i ekstremitete. Slijedom navedenog, od izuzetnog je značaja smanjiti odnosno minimalizirati dozu zračenja za dijete uvijek kada je medicinski neophodno upotrijebiti dijagnostičku metodu koja uključuje upotrebu ionizirajućeg zračenja.

3.1. Učinci ionizirajućeg zračenja na čovjeka

Radioaktivna zračenja ioniziraju materiju. Radioaktivnost podrazumijeva sposobnost emisije zračenja. Ionizirajuća zračenja (zračenja u užem smislu)tu spadaju samo ona zračenja (ili vrste radijacije) koja imaju dovoljnu energiju za razbijanje neutralnih atoma i molekula u električki nabijene čestice- ione. ako atom primi jedan elektron sa strane ili pak izgubi jedan elektron on gubi svoju električnu neutralnost - kažemo da je ioniziran. Biološko djelovanje ionizirajućeg zračenja posljedica je fizikalnih i kemijskih procesa u stanici. Izlaganje stanica zračenju dovodi do unosa energije u stanice, koja pak uzrokuje niz različitih promjena kemijskih i bioloških strukturnih elemenata ovisno o količini i vrsti energije zračenja. Učinci djelovanja zračenja su posljedica ionizacije u procesu interakcije ionizirajućih zračenja i atoma i molekula koji su strukturni dijelovi stanica. Fizikalne promjene nastaju pod utjecajem apsorbirane energije zračenja, a kemijske promjene u stanici nadovezuju se na fizikalne promjene. Ionizirani atomi mijenjaju kemijska svojstva. Molekula može biti oštećena na način promijenjene funkcije ili gubitka njene funkcije, što može rezultirati ozbiljnim oštećenjima ili čak smrću stanice. Ciljno mjesto djelovanja radijacije živa tkiva je stanica, osnovni građevni element tkiva. Upravo se u stanici događaju različite kemijske i biološke promjene nakon izlaganja ionizirajućem zračenju. Stanica je građena od 80% vode, 15% proteina, 2% lipida, 1% ugljikohidrati, 1% nukleinske kiseline i 1% sve ostale molekule. Radijacija oštećuje stanice ionizirajući biološki važne molekule poput DNA, što je neposredni učinak (izravan, direktan), ili uzrokujući kemijske promjene intracelularne vode, što je posredni (indirektni) učinak (djelovanje zračenja na molekule vode glavni je način oštećenja živih stanica u dijagnostičkoj i intervencijskoj radiologiji, a naziva se neizravnim djelovanjem zračenja). Preko 95% oštećenja u dijagnostičkoj primjeni zračenja nastaje na ovaj način. Interakcijom radijacije i vode mogu nastati slobodni radikali H i OH. Jakost biološkog oštećenja ovisi o: vrsti zračenja (težinski faktor radijacije), vrsti tkiva (težinski faktor tkiva), vremenskoj raspodjeli doze (biološka su oštećenja obrnuto proporcionalna vremenu trajanja izlaganja radijaciji), topografskoj raspodjeli doze (biološka su oštećenja proporcionalna volumenu ozračenog tijela), apsorbiranoj dozi zračenja , životna dob (mlađe su osobe u pravilu osjetljivije od starijih, djeca su 3x osjetljivija od odraslih, fetus je najosjetljiviji na zračenje), individualnoj osjetljivosti na

zračenje (žene su nešto manje osjetljive na zračenje nego muškarci, razlozi su uglavnom nepoznati-stanje imunskog sustava?!)

Oštećenja izazvana zračenjem mogu biti somatska i genska. Genska (hereditarna) oštećenja su oštećenja koja nastaju na potomstvu osoba čije su gonade bile izložene zračenju u generativnom razdoblju (nastaju zbog oštećenja reproduktivnih stanica i prenose se na potomstvo.). Prema posljednjim podacima, u Republici Hrvatskoj se godišnje učini oko 5 000 000 različitih rentgenskih pretraga, pa zbog toga realna opasnost genskih oštećenja raste. Zbog toga treba imati vrlo stroge indikacije za upućivanje mladih ljudi i žena na rentgenske pretrage u njihovom generativnom razdoblju. Za razliku od genskih oštećenja, somatska oštećenja pogađaju samo osobu koja je bila izložena zračenju.

Biološke učinke radijacije također dijelimo na stohastične (podložne slučaju) i nestohastične. Stohastični učinci nastaju zbog mutacije stanica. Oni nemaju prag, već mogu nastati i kao posljedica malih apsorbiranih doza zračenja, no vjerojatnost njihovog nastanka raste s porastom primljenih doza (genetski, te rak i leukemija od somatskih). Ne-stohastični učinci nastaju zbog smrti stanica ili trajnog oštećenja stanica koje onemogućava da se stanica dijeli. Nastaju tek iznad specifičnog praga apsorbirane doze i težina im raste s njenom veličinom. Somatski učinci su ne-stohastični.

Stanice su osjetljive na zračenje proporcionalno brzini njihove diobe, a obrnuto proporcionalno stupnju njihove diferencijacije. Redosljed osjetljivosti nekih stanica na zračenje:

1. visoka osjetljivost: limfociti, spermatogonije, eritroblasti, stanice crijevnog epitela
2. umjerena osjetljivost: endotelne stanice, spermatide, fibroblasti, osteoblasti
3. slaba osjetljivost: mišićne stanice, živčane stanice, stanice koštanog tkiva

3.2. Procjena rizika od ionizirajućeg zračenja

Iako ne postoji definitivni odnosno direktni dokaz da zračenje pri dijagnostičkoj primjeni uzrokuje malignu bolest, neke studije izrađene na velikim populacijama izloženim ionizirajućem zračenju, pokazale su blago povećanje rizika od raka čak i pri niskim razinama izloženosti, osobito u dječjoj dobi. Međunarodne organizacije koje se bave proučavanjem i evaluacijom efekata radijacije slažu se da ne postoji prag doze ionizirajućeg zračenja za induciranje maligne bolesti. Stoga se iz razloga sigurnosti primjene zračenja smatra da i niske doze zračenja mogu izazvati štetni negativni efekt. Rizik nastanka zračenjem induciranih karcinoma treba vrednovati u odnosu na statistički rizik za razvoj karcinoma u čitavoj populaciji. Ukupni rizik od smrti uzrokovane malignom bolesti tijekom životnog vijeka procjenjuje se na 20-25%. Slijedom navedenog, na svakih 1000 djece, za pretpostaviti je da će 200-250 oboljeti i umrijeti od raka iako nisu bili izloženi dijagnostičkom zračenju. Procijenjeni povećan rizik nastanka karcinoma tijekom životnog vijeka od jednog CT pregleda je kontroverzna, ali se procjenjuje da je taj rizik 0,03-0,05%. Ova procjena odnosi se na populaciju u cjelini i ne predstavlja izravni rizik za dječju dob. Drugi način procjene relativnog rizika od CT-a je usporediti teoretski rizik od jednog CT-a abdomena s nekim drugim rizicima. Tako je primjerice procijenjeni rizik jednog CT-a abdomena usporediv s:

1. vožnjom automobilom 7.500 milja (rizik prometne nezgode);
2. vožnja motociklom 1000 milja (rizik prometne nezgode) .

Unatoč ograničenjima procjene doze zračenja, ovi podaci ukazuju da je rizik od razvoja karcinoma pri jednom CT pregledu vrlo mali, ali istraživanja pokazuju da ipak postoji određeni rizik te da može biti kumulativan. Ova je činjenica od osobite važnosti ako imamo na umu da iz godine u godinu raste broj dijagnostičkih pretraga kako u ukupnoj populaciji tako i populaciji dječje dobi.

4. POVIJESNI PREGLED ZAŠTITE OD ZRAČENJA

Odmah nakon početka primjene rendgenskih zraka prije stotinjak godina utvrđeno je da rendgensko zračenje može izazvati oštećenje. Od tada učinjen je silan napor da se razviju tehnike, usavrše rendgenski uređaji i unaprijede načini ispitivanja te poboljša nadzor nad zračenjem, te da se smanji na najmanju moguću mjeru nepotrebno izlaganje zračenju. Osnovni načini zaštite od zračenja koja su razvijena za nuklearne aktivnosti mogu se u punom opsegu primijeniti i kod uporabe rendgenskih uređaja, a to su: **vrijeme, udaljenost i uporaba štitova**. Uz te načine može se smanjiti ozračenje:

1. Vrijeme izlaganja mora biti što kraće;
2. Što veća udaljenost od izvora zračenja i izložene osobe; i
3. Postavljanje štitova od zračenja između izvora zračenja i izložene osobe.

Vrijeme izlaganja

Doza kojoj je izložen pojedinac izravno je proporcionalna trajanju zračenja. Ako se udvostruči vrijeme izlaganja uz iste ostale parametre, doza će biti dvostruka. Tijekom radiografije vrijeme izlaganja je vrlo kratko (manje od sekunde) da se spriječi utjecaj pokreta pacijenta na jasnoću slike. Tijekom dijaskopije vrijeme izlaganja je puno dulje (nekoliko minuta), ali je važno da bude što manje što ovisi o osobi koja provodi postupak kardiolog. Pri dijaskopiji utjecaj inženjera je malen, sve ovisi o vještini i sposobnostima radiologa, te načinu na koji on provodi pregled: uz povremeno uključivanje dijaskopije, a nekontinuirano držanje zračenja itd. Na dijaskopskim uređajima ugrađeni su vremenska mjericila s ograničenjem od 5 minuta koji podsjećaju zaboravnog radiologa da treba prekinuti zračenje. Samo kod posebnih pregleda mogu se koristiti vremena dulja od 5 minuta.

Što veća udaljenost

S udaljenošću od izvora, doza zračenja koju može primiti osoba izložena zračenju jako opada: praktično s kvadratom udaljenosti. Pri radiografiji udaljenost između rendgenske cijevi i osobe koja je izložena je manje više stalna (osim kod pokretnih rendgen uređaja), te se treba zakloniti iza štita. Pri dijaskopiji imamo često osobe koje se nalaze uz rendgensku cijev, te se nalaze u poljima zračenja s visokim brzinama doza. Tu je vrlo važna udaljenost od izvora, jer i najmanji pomaci smanjuju dozu.

Uporaba štita od zračenja

Stavljanjem štita između izvora zračenja i osobe koja je izložena ozračenju može se bitno smanjiti doza. Materijal koji se najčešće rabi u dijagnostičkoj radiologiji jest olovo koje može biti rabljeno u obliku lima, ili u olovnom staklu. Naravno i svi drugi materijali mogu poslužiti za zaštitu. Količina smanjenja zračenja iza štita može se lako odrediti ako se poznaje sloj poludebljine materijala (engl. Half value layer- kratica HVL) koji je za svaki materijal određen i prikazan u prikladnim tablicama. Sloj poludebljine materijala je ona debljina određenog materijala koje će propustiti samo polovicu ulaznog zračenja, tj. zračenje koje prođe tu debljinu materijala smanjeno je na polovicu. Postoje u tablicama i podaci o sloju jedne desetine materijala, to je debljina koja propušta samo jednu desetinu ulaznog zračenja.

Prve ozljede od izlaganja zračenju opažene su još krajem 19.-og stoljeća od početka uporabe rendgenskih zraka u medicinske svrhe. Najveći broj povreda zapravo se i dogodio uto pionirsko vrijeme kad su spoznaje od štetnosti rendgenskih zraka tek prikupljane. Najčešće su to bile otvorene rane, gubitak kose i dlaka ili anemija. Liječnici koji su rabili rendgen uređaja još češće pacijenti bili su ugroženi najprije zbog siromašne tehnologije koja je uvjetovala da se puno vremena utroši za dobivanje koliko toliko dobre slike. Već od 1910. te povrede su uočene i o izlaganju se počela voditi skrb, a učinci zračenja su znanstveno ispitivani i o njima se izvješćivalo zainteresiranu javnost. Ubrzo napretkom tehnologije uz površinske ozljede utvrđeno je da radiolozi češće obolijevaju od leukemije i kod njih se pojavljuju tumori češće no kod drugih liječnika. To se povezivalo sa zračenjem. Ubrzo je počeo razvitak i uporaba zaštitnih sredstava: olovne rukavice, pregače i drugo. A počelo se i s mjerenjima razina zračenja u blizini rendgenskih cijevi. S vremenom, naročito tijekom 1960-ih i kasnije do danas broj ozljeda i izvješća o prezračenjima osoba koje sudjeluju u medicinskoj dijagnostici s rendgenskim uređajima postao je gotovo rijetkost. Danas je pažnja s osoblja pomaknuta na zaštitu pacijenta. Dosadašnja istraživanja pokazala su da i najmanje izlaganje zračenju u pacijenta može izazvati latentne potencijalno štetne učinke. Pouzdano je utvrđena da fetus jest vrlo osjetljiv na rendgensko zračenje u ranom stadiju trudnoće. Smatra se da i vrlo male doze zračenja mogu doprinijeti pojavi genetskih učinaka. (Poznato je da je tijekom trudnoće najosjetljivije razdoblje 8. do 25. tjedna trudnoće,

kada vrlo visoke doze ionizirajućeg zračenja mogu uzrokovati teške malformacije organa i mentalnu retardaciju. Stoga za izvođenje pretrage koja koristi ionizirajuće zračenje tijekom trudnoće, mora postojati vitalna medicinska indikacija ili procjena da bi izostanak ili odgađanje pretrage bitno ugrozilo život i zdravlje trudnice i ploda.)

Mjere zaštite od zračenja uz rendgen uređaj

Smanjenje doze radiologu, njegovim asistentima, inženjerima i ostalim osobama koje sudjeluju tijekom dijagnostičkog ili intervencijskog postupka s rendgen uređajem može se vrlo lako postići ako se uvažavaju osnovni načini zaštite, zdravorazumski pristup i svijest o opasnosti od zračenja. U tu svrhu služe: filtracija, kolimacija ili suženje snopa, pojačivačke folije, zaštitne pregače i zavjesice, štitnici za gonade, štitovi-kabine, paravani ,...

Postoji i niz drugih postupaka kojima se može umanjiti izloženost zračenju. Žene treba upozoriti na opasnosti od ozračenja u vrijeme trudnoće, te prije pregleda provjeriti jesu li trudne. Sve treba poduzeti da se izbjegne ponavljanje pregleda zbog tehničkih razloga, jer se time nepotrebno uvišestručuje ozračenje pacijenta, ali i osobe koja provodi pregled. Treba izbjegavati rendgenske preglede koji nemaju neposrednu dijagnostičku korist za pacijenta: masovna predispitivanja za zapošljavanje, vojnu službu, mamografije i sl. Nadalje ako su pacijenti nepokretni ili ih treba pridržavati, to ne smiju činiti osobe koje su profesionalci i tijekom rada primaju doze, već je najbolje da uz sve mjere zaštite pacijenta pridržava član obitelji ili neka druga osoba koja se ne izlaže profesionalno zračenju. I u tom slučaju je nužno provoditi sve mjere zaštite i zabilježiti sve relevantne podatke o izlaganju.

Najkraće rečeno mjere zaštite mogu se svrstati u nekoliko nepisanih pravila koja moraju postati običaj:

- Primjenjuj osnovne načine zaštite: vrijeme, udaljenost, štitove.
- Ne dopusti da rutina postane razlog smanjenoj sigurnosti.
- Nikad ne budi u izložen primarnom snopu.
- Uvijek stavi zaštitnu pregaču ako nisi iza zaštitnog paravana ili u zaštićenoj kabini ili prostoru.

- Uvijek nosi osobni dozimetar tijekom rada ispod olovne pregače na lijevoj strani prsiju.
- Nikad ne pridržavaj pacijenta tijekom radiografije. Koristi pomagala ili neka članovi obitelji ili prijatelji pomognu pri pridržavanju pacijenta. Bolničko osoblje ne bi se trebalo koristiti rutinski za tu svrhu.
- Osoba koja pridržava pacijenta mora nositi zaštitnu pregaču, rukavice a po potrebi i druga zaštitna sredstva.
- Rabi zaštitna sredstva za gonade.
- Voditi računa o ženama pacijentima obzirom na trudnoću. Provjeriti jesu trudne prije početka pregleda.
- Uvijek smanjiti polje zračenja na najmanju moguću mjeru koja je dostatna za dijagnozu.

4.1. Problem zračenja pri CT pregledima

Problem predstavljaju relativno visoke doze zračenja kojima su pacijenti izloženi tijekom CT pretraga, te stalni porast broja i vrsta pretraga. Apsorbirane su doze u tkivima pri CT pretragama među najvišim dozama u dijagnostičkoj radiologiji (10–100 mGy). Te doze mogu biti bliske ili čak prijeći razine ozračenja za koje je poznato da povećavaju vjerojatnost induciranja tumora. Nadležni liječnik mora pažljivo procijeniti sveukupni utjecaj CT postupka na zdravlje i život pacijenta. Radiolog mora biti siguran da je postupak opravdan. Više od 50% smanjenja doze pacijentu ostvaruje se adekvatnim odabirom tehničkih parametara, provedbom kontrole kakvoće na uređaju i uvažavanjem dijagnostičkih referencijskih razina. CT doze relativno su visoke i nisu se smanjivale s vremenom kako se dogodilo s konvencionalnom radiografijom. Poboljšanja CT uređaja u tehničkome smislu mogu u budućnosti pomoći rukovateljima CT-a da smanje nepotrebna ozračenja pacijenta. Najvažniji su čimbenici automatska anatomski utemeljena “on-line” podešavanja ekspozicijskih faktora. Kompjuterizirana se tomografija (CT) u dijagnostici pojavljuje od 1972. godine, te se od tada snažno razvija, kako u tehničkom smislu, tako i u raznolikosti i učestalosti kliničke uporabe. Spiralni CT, a posebice najnovija generacija skenera s višeslojnim (*multi-slice*) opcijama u vremenima manjim od jedne sekunde, pridonio je poboljšanju prijama slike i

njezinoj kakvoći. U pogledu poznatoga rizika zračenjem induciranoga tumora pri dozama koje susrećemo kod CT pretraga treba stalno uvažavati potrebu uravnoteženja koristi i štetnosti za pacijenta. Načelno, to znači eliminiranje nepotrebnoga ozračenja. U praksi je potrebna prethodna klinička opravdanost za svaku CT pretragu u cilju osiguranja pozitivne neto koristi za svakoga pacijenta, uz primjenu tehnike oslikavanja koja će dati najveću korist u odnosu na štetnost koja generički prati svako ozračivanje, tj. održavanje doze pacijent toliko nisko koliko je to razumno praktično s obzirom na definirane kliničke potrebe. Povećana je primjena CT-a u rutinskoj dijagnostičkoj obradi pacijenata posljedično povisila radijacijsko opterećenje pacijentu od CT-a. Štoviše, potreba za poboljšanjem kakvoće slike doprinijela je povišenju doza pacijenata. Iako su dane sugestije za brojne nove CT pretrage s niskim dozama, npr. za tumor pluća, doze pacijentu povišene su zbog povišenja uvjeta za prostorno i kontrastno razlučivanje pri velikom broju dijagnostičkih pretraga. Pri konvencionalnoj CT pretrazi ozračenje pacijenta reducirano je na tanki sloj tijela pri svakoj rotaciji rendgenske cijevi s mogućim razmakom između slojeva. Kod spiralnoga i višeslojnoga CT-a kumulirana doza zračenja za svaku pretragu može biti relativno vrlo visoka i ne smije se zanemariti. Zbog toga je CT posebno izdvojen, zajedno s intervencijskom radiologijom, u nautcima ili propisima, posebice u Europskoj uniji (EU), kao radiološki postupak pri kojemu se pacijentima pridjeljuju vrlo visoke doze. Značajne varijacije u dozi pridijeljenoj pacijentu za slične protokole oslikavanja mogu se pojaviti pri primjeni različitih protokola oslikavanja ili uporabom drugačijeg CT skenera. Čak i pri razmatranju istovrsnoga kliničkog problema, postupak oslikavanja u dva različita centra može biti potpuno različit. Usporedba konačne dijagnoze nije mjerilo za utvrđivanje kakvoće ili za usporedbu doze. Do neke mjere kakvoća slike obično raste s porastom doze. Od neke točke, naprotiv, porastom doze kakvoća slike je saturirana. Više čimbenika, kao što su dijagnostička nesigurnost, «više je bolje» filozofija ili čak natjecanje mogu dovesti do uspostave protokola u CT odjelu koji su preekstenzivni, predugački ili se moraju ponavljati. Učestalost ponovljenih pretraga, pretraga u pedijatriji i tijekom trudnoće mora se posebice razmotriti. Problem visokih doza zračenja od CT uređaja mora se uvažavati, naputci za kontrolu kakvoće i mjerenje CT doza moraju postati stalna praksa, a zaštita od zračenja u svezi uporabe CT-a mora biti optimalizirana.

Statistika i trendovi: UK National Radiological Protection Board (NRPB) nakon istraživanja procijenio je da 20% nacionalne kolektivne doze od svih medicinskih dijagnostičkih pretraga potječe od CT pretraga, iako je to obuhvatilo samo 2% svih radioloških pretraga. Isto je tijelo u svom izvješću za 1998. godinu potvrdilo da je doprinos kolektivnoj dozi od CT pretraga narastao na 40%. U cijelome svijetu CT pretrage čine oko 5% svih radioloških pretraga, odnosno, s 34% participiraju u kolektivnoj dozi od svih medicinskih pretraga. Postotci su porasli prema usporednim analizama s obzirom na učestalost i kolektivnu dozu u razdoblju 1985. – 1990.: 3% i 14% u cijelom svijetu, a za 4% i 18% u razvijenim državama. Ovakav trend treba pripisati ne samo povećanoj primjeni CT-a već i smanjenju doza pri konvencionalnim rendgenskim pretragama zbog snažnih inicijativa za optimiziranom zaštitom pacijenata. Broj CT uređaja u svijetu iznosi oko 34 000 (UNSCEAR, 2000.) od kojih je 80% u zapadnim državama koje obuhvaćaju jednu četvrtinu stanovništva Zemlje. Godišnje se obavi oko 93 milijuna CT pretraga, što odgovara učestalosti od 16 pretraga na 1000 stanovnika; opet, 90% od svih tih postupaka obavljeno je u zapadnim državama s visokom razinom zdravstvene skrbi s učestalošću od 57 pretraga na 1000 stanovnika, od čega su oko 6% djeca (0–15 godina). Klinička je primjena CT-a za već postojeće postupke godinama u stalnome porastu zahvaljujući bitnim tehničkim poboljšanjima glede prijama slike i mogućnostima njene obrade. Prinos globalnome porastu ozračenja populacije zbog primjene CT-a također stalno raste. S radiološkoga aspekta, značaj ovoga porasta nije samo u apsolutnom iznosu kolektivne doze već i u rastu potencijalnoga nepotrebnog ozračivanja pacijenata, ali i u potrebi i mogućnosti za smanjenje doze pacijentima. Nove mogućnosti s CT dijaskopijom i angiografijom dali su poticaj intervencijskoj radiologiji jer omogućavaju dinamičke i kontinuirane pretrage. Iako klinički poželjne, ove su pretrage još više povećale moguće ozračenje pacijenta. I ne samo to, pri CT dijaskopiji osobe koje provode postupak moraju biti u istoj prostoriji s CT-om, blizu gantrija, a ruke mogu biti čak i u primarnom snopu što povećava njihovo, u biti, profesionalno izlaganje.

Zaključno, pri razmatranju uporabe CT-a moramo biti svjesni sljedećih činjenica:

1. Doze u tkivima pri CT pretragama (10–100 mSv) mogu biti blizu ili čak iznad razina za koje se smatra da povećavaju rizik za tumor.

2. Radiolozi su, u suradnji s inženjerima medicinske radiologije i medicinskim fizičarima, najodgovorniji za upravljanje i nadzor nad ozračivanjem pacijenta.
3. Broj CT pretraga neprekidno godinama raste.
4. Nove CT tehnologije proizvode najčešće povišene doze u odnosu na standardne CT aparate.
5. Nadležni liječnik koji predlaže i radiolog koji je ovlašten provoditi CT pretragu moraju biti uvjereni da će polučiti optimalan dijagnostički učinak s najmanjom razumski mogućom štetnošću zbog ozračivanja pacijenta.
6. Radiolog i inženjeri medicinske radiologije moraju poznavati mogućnosti i metode upravljanja ozračivanjem tijekom CT pretraga. Posebice se tu misli na primjenu što manjih mA.
7. U pedijatriji se moraju razviti i primjenjivati specifični protokoli s nižim faktorima ekspozicije (posebice glede mAs).
8. Automatizirana je kontrola ekspozicije možda najprikladniji način koji može pomoći pri CT pretragama.

Radiolozi su, u suradnji s inženjerima medicinske radiologije i medicinskim fizičarima, najodgovorniji za upravljanje i nadzor nad ozračivanjem pacijenta.

5. ODNOS DOZA ZRAČENJA PRI KONVENCIONALNIM I CT PREGLEDIMA

Pri konvencionalnoj pretrazi ozračenje pacijenta reducirano je na tanki sloj tijela pri svakoj rotaciji rentgenske cijevi s mogućim razmakom između slojeva, doza zračenja se kontinuirano smanjuje od ulaska u tijelo do izlaznog snopa. Za razliku od CT pregleda gdje je slika rekonstruirana iz velikog broja pojedinih presjeka, doza se distribuira ravnomjerno preko ravnine skeniranja jer se pacijent jednako zrači iz svih smjerova. Posljedično tome, doze su relativno visoke i nisu se smanjivale s vremenom kako se dogodilo s konvencionalnom radiografijom.

Type of Radiation (dose in mSv) [†]	Equivalent Period of Natural Background Radiation [‡]	Estimated Lifetime Risk of dying from cancer that results from a <u>single exposure</u> [§]
Airport Security x-ray scanner ²³ (~0.0001mSv)	less than one hour	Almost 0 (less than 1 in 100,000,000)
7 hour airplane flight ⁹ (~0.03 mSv)	a few days	Almost 0 (1 in 1,000,000 – 100,000)
Chest x-ray ⁶ (~0.1 mSv)	~ one week	Almost 0 (1 in 1,000,000 – 100,000)
Mammogram ²⁷ (~0.4 mSv)	a few months (~2 months)	1 in 100,000 to 10,000
CT of chest ²⁷ (~7 mSv)	a few years (~2.3 years)	1 in 10,000 to 1,000
Fluoroscopy: colon (barium enema) ²⁷ (~8mSv)	a few years (~2.7 years)	1 in 10,000 to 1,000
CT of heart (angiography) ²⁷ (~16 mSv)	a few years (~5.3 years)	1 in 10,000 to 1,000
PET scan, whole body ⁵ (~14 mSv)	a few years (~4.6 years)	1 in 10,000 to 1,000
Fluoroscopy: kidneys, ureters and bladder ⁵ (~15mSv)	a few years (~5 years)	1 in 10,000 to 1,000
Whole-body CT scan ⁵ (~22.5 mSv)	several years (~7.5 years)	1 in 1,000
Nuclear Medicine: Cardiac stress-rest test (thallium) ²⁷ (~40.7mSv)	many years (~13.6 years)	~2 in 1,000
Transjugular intrahepatic portosystemic shunt placement ²⁷ (~70mSv)	many years (~23.3 years)	1 in 100 – 1,000
Lifetime risk of cancer death NOT caused by radiation ^{§§}		1 in 5

Tablica 1. Odnos doze zračenja i rizika

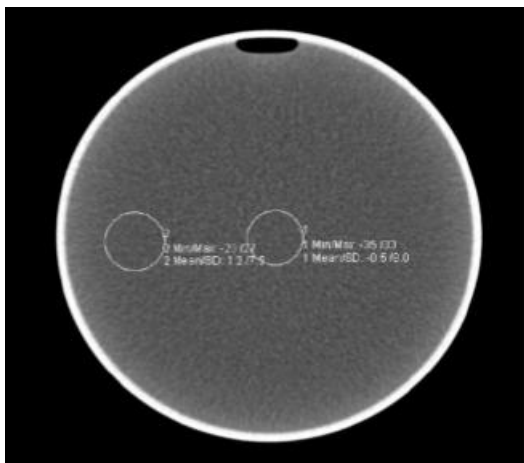
Diagnostic Procedure	Typical Effective Dose (mSv) ¹	Number of Chest X rays (PA film) for Equivalent Effective Dose ²	Time Period for Equivalent Effective Dose from Natural Background Radiation ³
Chest x ray (PA film)	0.02	1	2.4 days
Skull x ray	0.1	5	12 days
Lumbar spine	1.5	75	182 days
I.V. urogram	3	150	1.0 year
Upper G.I. exam	6	300	2.0 years
Barium enema	8	400	2.7 years
CT head	2	100	243 days
CT abdomen	8	400	2.7 years

Tablica 2. Odnos prosječne efektivne doze pojedinih dijagnostičkih pregleda s prosječnom konvencionalnom PA snimkom pluća i prirodnim pozadinskih zračenja (3mSv/godini) u US

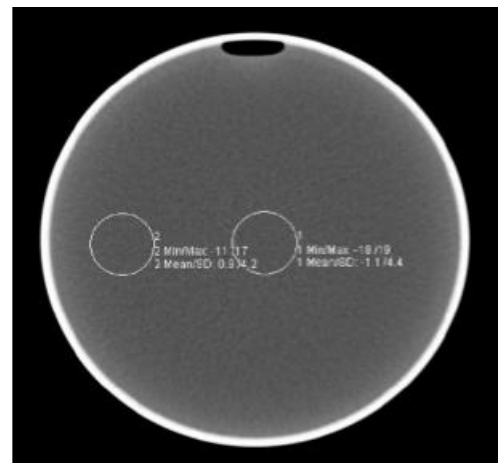
5.1. Metode smanjenja doze zračenja

METODE SMANJENJA DOZE ZRAČENJA KOD MSCT:

1. **mA** -linearna proporcionalnost između jakosti struje i količine fotona, utječu na kvalitetu slike, smanjenje mA-a uzrokuje povećanje šuma, **direktno proporcionalni sa dozom zračenja**. Raspon struje se kreće između 50-500 mAs. Povećamo li struju, kvaliteta slike će se poboljšati (manji je šum), ali doza zračenja će se također povećati. Šum je proporcionalan sa mAs-ima, da bi se šum smanjio na pola potrebno je mAs-e povećati za $4 \times (mAs)^{1/2}$. 50% smanjenjem struje cijevi, smanjuje se i doza zračenja za pola.



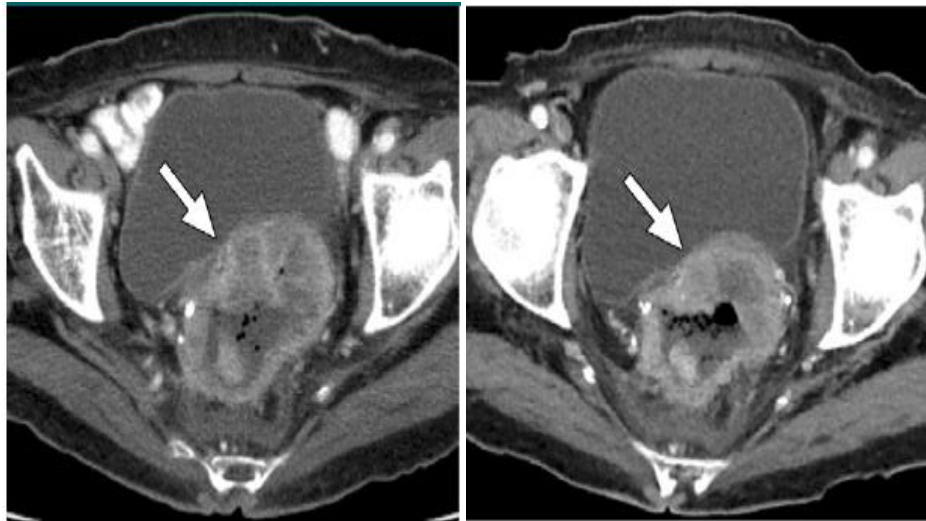
Slika 11. 120 Kv / 50 mAs



120 kV / 200 mAs

(izvor: Christopher Cagnon, Implementation of low-dose CT protocols)

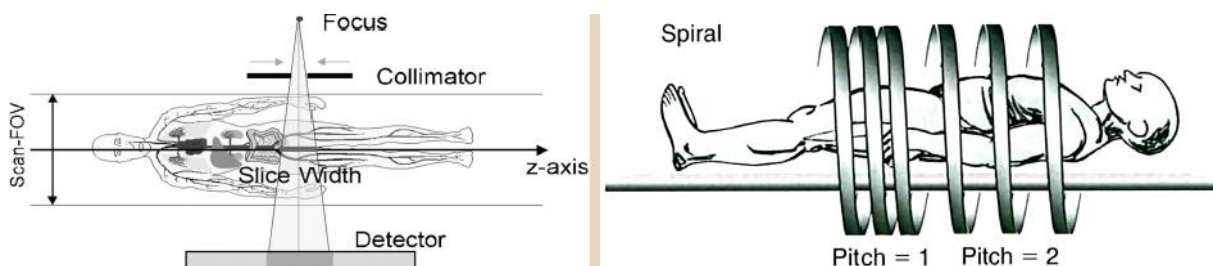
2. **kV** -proporcionalni sa energijom fotona, utječu na kontrastnost slike, **nisu linearno proporcionalni sa dozom zračenja**. Raspon napona kreće se između 80-140 kV. Povećamo li napon rentgenske zrake će biti prodornije, ali kontrast će biti slabiji i doza zračenja veća. Nedostatak smanjivanja napona jest povećanje šuma, što dovodi do smanjenja kvalitete slike. O naponu ovise: kontrastnost, prodornost i doza zračenja. Napon od 120 kV se uzima kao standardni napon za većinu protokola. 14% smanjenjem cijevnog napona sa 140 kV na 120 kV smanjuje se doza zračenja za pacijenta za 30-35%.



Slika 12. Utjecaj mijenjanja napona rentgenske cijevi (120 kV i 100 kV) na dozu, kvalitetu slike i kontrast.

(izvor: Rشنا, How I do it: Managing radiation dose in CT)

3. **Pitch (Volume Pitch) ili Pitch Factor**- odnos brzine pomaka stola po rotaciji i umnoška broja redova detektora i kolimacije snopa, odnosno sloja $\text{Pitch factor} = \text{table travel} / \text{collimation}$, obrnuto proporcionalan sa dozom zračenja. Ako je Pitch jednak 1 tada su zavoji spirale u kontaktu, ako je Pitch manje od 1 tada se zavoji spirale preklapaju, a ako je Pitch veći od 1, onda su zavoji spirale razdvojeni (veća je pokrivenost dijela koji se snima, manja je doza, ali je veći šum.) . Brži pomak stola za danu kolimaciju rezultira većim pitch-om i manjom dozom zračenja.



Slika 13. Pitch

(izvor: Christopher Cagnon, Implementation of low-dose CT protocols)

4. **Slice thickness-** tanji slojevi su osjetljiviji na šum- da bi se održala kvaliteta slike, mA, a time i doza se povećavaju

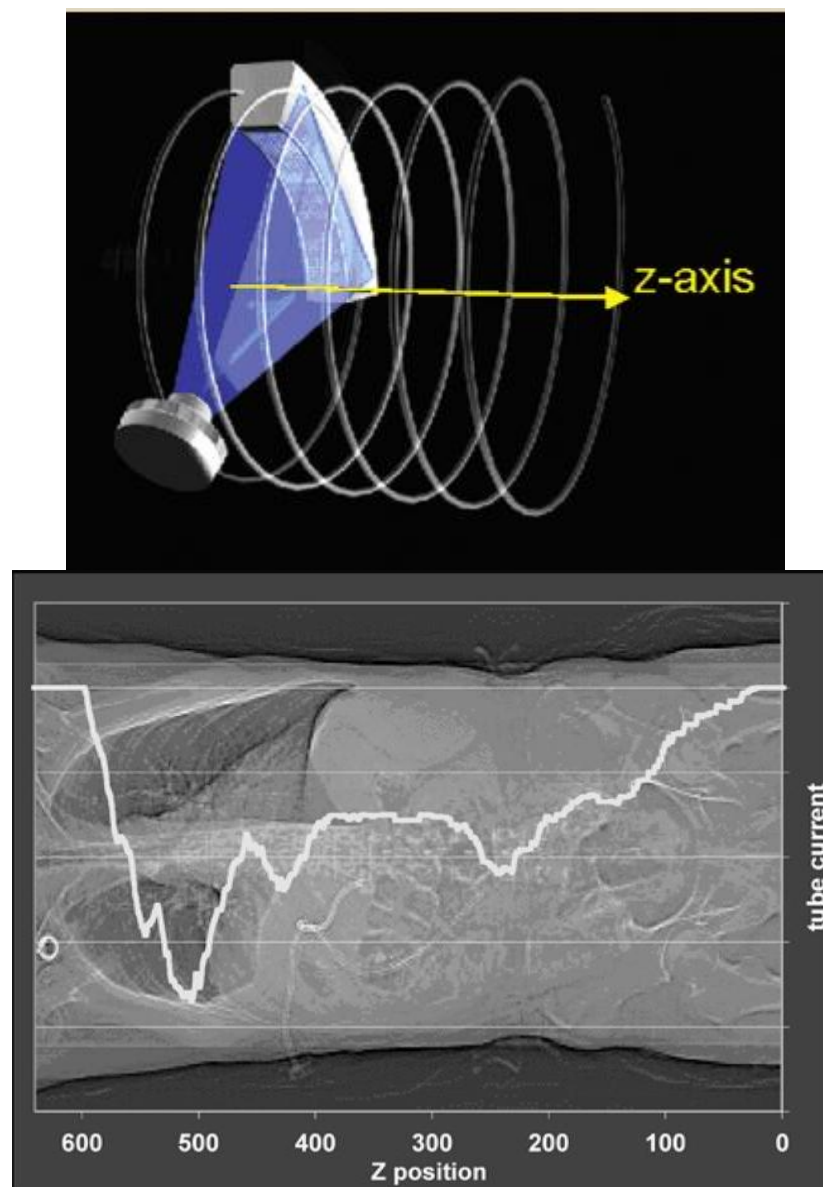
Iz prikazanog možemo zaključiti da jedino smanjenjem MA, odnosno mAs ili povećanje Pitch Factor-a direktno utječe na smanjenje doze zračenja. Pitch povećavamo korištenjem tanje kolimacije ili ubrzanjem pomaka stola. Iz ove relacije vidljivo je da je doza obrnuto proporcionalna sa Pitch Faktor-om, odnosno da veći PF znači i manju dozu.

5.1.1 Modulacija struje rendgenske cijevi

AUTOMATIC TUBE CURRENT MODULATION (ATCM) - AUTOMATIC EXPOSURE CONTROL (AEC)

Tehnika prilagodbe jakosti struje (i napona),odnosno količine mAs ovisno o volumenu i atenuacijskim vrijednostima različitih regija tijela koje snimamo jedna je od značajnijih tehnika kojom smanjujemo dozu zračenja snimanog dijela tijela. Potrebno je povećati struju cijevi kod dijelova gdje je veća atenuacija, te smanjiti struju cijevi kod dijelova gdje je manja atenuacija rentgenskih zraka. Korištenje optimalnih parametara snimanja može pomoći u smanjenju doze zračenja. Većina pacijenata, izuzev pretilih, može biti snimana sa 120 ili manje kV. Osvrnemo li se na CT-pregled grudnoga koša kod kojeg visoki kontrast između zraka u plućima i okolnog mekog tkiva omogućava manje doze zračenja za razliku od CT-pregleda abdomena i zdjelice koji općenito imaju višu atenuaciju te zbog toga zahtijevaju i veću dozu zračenja za dobivanje adekvatnih snimaka. Poznato je da u svakom položaju rtg-cijevi u odnosu na pacijenta, snop kolimiranog zračenjaima različit put prolaska do detektora,bilo da govorimo o duljini ili atenuaciji snopa s obzirom na različitost tkiva kroz koje prolazi. Tube current modulation koristi kutnu (x,y-axis) i duljinsku (z-axis) tehniku da bi prilagodila i smanjila dozu za pojedinog pacijenta i to na bazi topograma. Ovisno o proizvođaču i modelu CT-uređaja postoje tri osnovne tehnike automatske prilagodbe rtg cijevi:

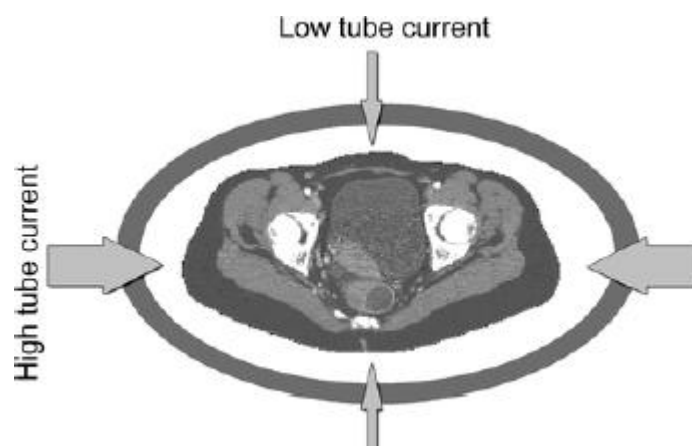
1. z-axis – longitudinalna ili duljinska prilagodba: prilagodba rtg- cijevi – kranio-kaudalno, modulacija temeljena na atenuaciji izmjerenoj na topogramu (AP ili profilnog), npr. kod CT-a grudnoga koša umanjene vrijednosti jakosti rtg-snopa (cijevi) imat ćemo prolaskom kroz plućni parenhim gdje je atenuacija rtg-zraka slabija, dok će ulaskom u trbušnu šupljinu, gdje je atenuacija kroz meka tkiva veća, te vrijednosti porasti (više mAs-a)



Slika 14. Modulacija po Z osi

(izvor: Christopher Cagnon, Implementation of low-dose CT protocols)

2. x,y-axis – kutna prilagodba: prilagodba rtg-cijevi – antero-posteriorno i latero-lateralno, odnosno kružno, ovisno o kutu ulaska rtg-snopa, u realnom vremenu, umanjene vrijednosti jakosti rtg-snopa imat ćemo prolaskom kroz tanje dijelove tijela (volumena) – najčešće su to antero-posteriorne dimenzije, dok ćemo veće vrijednosti imati prolaskom kroz dijelove s većom atenuacijom, odnosno kroz deblje dijelove tijela. Angularna modulacija znači da se struja cijevi smanjuje u PA položaju cijevi, a povećava kada je cijev u lateralnom položaju.



Slika 15. Angularna modulacija

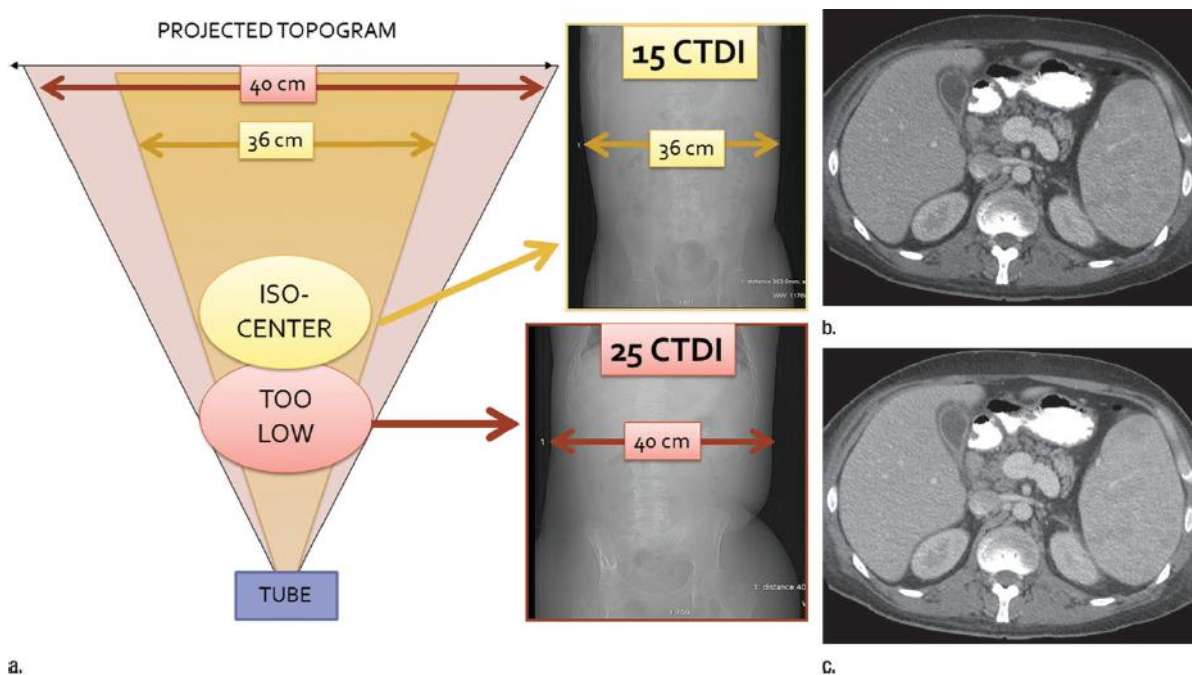
(izvor: Christopher Cagnon, Implementation of low-dose CT protocols)

3. kombinacija duljinske i kutne prilagodbe: kod snimanja trbušne šupljine i zdjelice, ulaskom u područje zdjelice ekspozicijske vrijednosti se uvećavaju zbog denziteta zdjeličnih kostiju, ali u svakoj kutnoj poziciji rtg-snopa te vrijednosti se mijenjaju ovisno o duljini puta prolaska kroz tijelo.

Modulacijom struje rentgenske cijevi moguće je smanjiti dozu zračenja za 40%, i preporučeno je koristiti ju u većini CT protokola. Ogromna vrijednost modulacije struje rentgenske cijevi jest u tome što osigurava pravilne tehničke uvjete struje cijevi za promjenjive veličine pacijenata i razne indikacije pregleda.

Greess i Wolf su u svojem radu („Automatic exposure control to reduce the dose in subsecond multislice spiral CT: phantom measurements and clinical results“) istražili

potencijal smanjenja doze na višeslojnom spiralnom CT-u Sensation 4 s automatskom kontrolom ekspozicije. Prilagodbom i modulacijom struje cijevi, bitno se smanjila razina buke u jednom spiralnom skenu. Dobiveni su rezultati da je prosječna doza smanjena za 31% do 66% (srednja vrijednost 44%) kod djece i između 35% i 64% (srednja vrijednost 53%) kod odraslih, ovisno o području skeniranja. Kvaliteta slike bila je znatno poboljšana u područjima s visokim prigušenjem. Zaključno, doza zračenja može se znatno smanjiti korištenjem automatske kontrole ekspozicije uključujući kutnu prilagodbu struje cijevi. Većina pregleda bi se trebala izvoditi uz korištenje automatske modulacije struje cijevi, čime se prilagođava doza zračenja pacijentovoj veličini i geometriji. Vrijedno spomena jest pravilno centriranje pacijenta kada se koristi automatska modulacija struje cijevi, jer će centriranje utjecati na atenuacijske vrijednosti topograma na kojima će se bazirati cijela modulacija. Ako je pacijent centriran preblizu rentgenskog cijevi, može nastati neprikladno uvećanje slike, rezultirajući povećanom dozom (slika a). Aksijalna snimka početne studije, s odgovarajućim centriranjem pacijenta (slika b). Aksijalna snimka CT pregleda nakon 2 tjedna, pacijent je centriran preblizu rentgenskoj cijevi što je rezultiralo povećanjem doze za 67% (sa 15mGy na 25mGy). Ova metoda pomaže i u očuvanju radnog vijeka rentgenske cijevi, jer pomaže pri hlađenju. Mnogi je smatraju najprikladnijim načinom smanjena doze zračenja pri CT pregledima uz zadržavanje iste kvalitete slike.



Slika 16. Utjecaj pravilnog centriranja pacijenta na dozu. Slučaj 31-godišnjem muškarca s limfomom, podvrgnut CT pregledima u razmaku od 2 tjedna.

(izvor: Rشنا, How I do it: Managing radiation dose in CT)

5.1.2 Primjena bifazične aplikacije kontrastnog sredstva

PRIMJENA BIFAZIČNE APLIKACIJE KONTRASTNOG SREDSTVA

Cilj i svrha bifazične aplikacije kontrastnog sredstva je prikaz arterijske i venske opacifikacije tijekom samo jednog skeniranja. Kako bi to postigli kolege iz KBC Rijeke nekoliko mjeseci intenzivno su pratili ponašanje kontrastnog sredstva s obzirom na vrijeme aplikacije. Poznato je da je cirkulacija svakog pojedinog pacijenta specifična, ali na temelju mnogobrojnih primjera uspjeli su odrediti prosječno vrijeme potrebno za zadovoljavajuću opacifikaciju venskog sustava pojedinih dijelova tijela. Zašto u radu spominju samo venski sustav? Aplikacijom kontrastnog sredstva kroz kubitalnu venu kontrastno sredstvo dovodimo do plućne cirkulacije i srca, te tada jako dobro prikažemo arterijski put iz srca prema periferiji. Ulaskom krvi, a time i kontrastnog sredstva u periferne dijelove tijela dio kontrastnog sredstva se gubi, a i put povratka krvi sa periferije je vremenski nejednak, stoga je koncentracija kontrastnog sredstva znatno

slabija. Vrlo je važno izračunati okvirno vrijeme dobre opacifikacije venskog sustava pojedinih dijelova tijela. Ovu metodu koriste kod pregleda prsnog koša, trbuha i zdjelice. Za svaki od navedenih dijelova tijela izračunali su najbolje vrijeme za prikaz venske, odnosno kod prsišta parenhimske faze. MSCT pregled se izvodi standardnim protokolima, dok se aplikacija kontrastnog sredstva putem automatskog injektora izvodi za svaki dio tijela na drugačiji način. Ukupnu količinu kontrastnog sredstva odredili su s obzirom na težinu, dob i stanje pacijenta (1 – 1,5ml/kg). Omjer davanja kontrastnog sredstva po fazama je cca. 2:1 zbog već rečenog gubitka kontrastnog sredstva na periferiji. Prva aplikacija kontrastnog sredstva prikazati će vensku cirkulaciju, dok će druga prikazati arterije. Nakon isplaniranog polja skeniranja na predhodno učinjenom topogramu, započeli su s prvom fazom aplikacije kontrastnog sredstva. Poslije aplikacije prvog dijela kontrastnog sredstva slijedi pauza udavanju koja je specifična za pojedine dijelove tijela i moglo bi se reći jedan od najvažnijih dijelova čitavog procesa, zatim aplikacija drugog dijela kontrastnog sredstva, te skeniranje. Zašto je dužina pauze u davanju kontrastnog sredstva od iznimne važnosti? Puzom određuju vrijeme potrebno za što bolji prikaz venske cirkulacije, odnosno daju vremena apliciranom kontrastnom sredstvu da se sa periferije venskim sustavom počne vraćati prema srcu. Kod MSCT pregleda prsišta sa bi-fazičnom aplikacijom kontrastnog sredstva (120ml) u obzir uzimamo specifičnost plućne cirkulacije tako da ovom metodom prikazujemo osim plućne cirkulacije i parenhim (osobito kod tumora). Možemo reći da nam druga faza davanja kontrastnog sredstva i odgoda snimanja od 6s po datom kontrastu daje cjelokupnu plućnu cirkulaciju, dok kontrastno sredstvo koje smo dali u prvoj fazi apliciranja prikazuje parenhim. Za pregled abdomena koristimo nešto veću količinu kontrastnog sredstva i to u omjeru 2:1 sa obzirom na faze davanja. Doza kontrastnog sredstva od 125ml odgovara pacijentima srednje osteomuskularne građe i vrlo često se modificira. Snimanje započinjemo sa odgodom od 6-7s što ovisi i o brzini protoka. Pregledom dobivamo dobru opacifikaciju arterijskog sustava te zadovoljavajući prikaz venskog sustava, što dovodi do dobrog prikaza stijenki želuca i crijeva, korteksa i parenhima bubrega i sl. Slične parametre koristimo i za snimanje zdjelice samo što je odgoda snimanja nešto veća, oko 8-9s. Kada snimamo abdomen i zdjelicu u istom aktu koristimo malo veću dozu kontrastnog sredstva. Pauza između apliciranja kontrasta nešto je kraća nego kod snimanja prsnog koša i abdomena radi uspješnog prikaza

circulacije zdjelice. Odgoda snimanja nakon druge aplikacije je jednaka kao i kod snimanja abdomena, dok snimanje prati smjer arterijske krvi, odnosno kraniokaudalno. Vrlo je jednostavno izračunati smanjenje doze korištenjem ovih protokola, odnosno dozu koju pacijent primi pri klasičnom pregledu koji se sastoji od arterijske i venske faze snimanja, prepolovimo. Nije rečeno da je ovaj način pregleda primjenjivu svakoj situaciji. Određene patološke promjene prikazuju se samo u određenim fazama kontrastne aplikacije te se tako i diferenciraju. Prikaz obje faze istovremeno može dovesti do zabune ili propusta. Ipak u većini slučajeva ovo je jedan od najboljih načina smanjenja doze za pacijenta.

Postoje pregledi kod kojih kombinacija *Low dose* MSCT + bifazična aplikacija kontrastnog sredstva smanji dozu za pacijenta i do 2,5 - 3 puta, a ne utječe na kvalitetu obavljenog pregleda. Jedan od najznačajnijih takvih pregleda je MSCT urografija. Kod MSCT urografije, da bismo isključili postojanje mineralnih sjena unutar uro-trakta koje iz nekih razloga nisu vidljive na klasičnim rtg snimkama (radi superpozicije sa crijevnim sadržajem; anorganskog porijekla) učinimo najprije nativno snimanje. Tu prvu seriju snimaka učinimo *Low dose* tehnikom za snimanje abdomena i zdjelice. Za potpuni prikaz urotrakta, svih njegovih dijelova, sljedeći korak je bifazično apliciranje kontrastnog sredstva. Time prikažemo korteks i tkivo bubrega, pripadajuće krvne žile, i arterije i vene, stjenku mokraćnog mjehura, te ostale organe i vaskularne strukture trbuha i zdjelice. Za prikaz kanalnog sustava bubrega, uretera i mokraćnog mjehura učinimo još jednu seriju isto *Low dose* tehnikom. MSCT urografija još uvijek nije u potpunosti prihvaćena metoda pregleda u našoj ustanovi, ali ova tehnika izvođenja pregleda pri kojem je znatno umanjena doza zračenja u odnosu na klasičan pregled abdomena i zdjelice MSCT-om primjenjiva je u još mnogo situacija, odnosno uputnih dijagnoza.

5.1.3 Tehnike naknadne obrade („postprocessing“) i napredni rekonstrukcijski algoritmi

Kao što je već poznato nastanak CT slike temelji se na rekonstrukciji detektiranih fotona rendgenskih zraka koji su prošli kroz pregledavani dio tijela. To znači da je CT slika odraz denziteta pojedinih dijelova tijela, te ih u konačnici tako i razlikujemo.

Standardni rekonstrukcijski algoritam kod CT-a je Filtered Back Projection method – FBP. Kod FBP rekonstrukcijskog algoritma pri rotaciji detektora oko snimanog dijela tijela i njihovoj izloženosti rtg zračenju prikupljaju (detektiraju) fotone i stvaraju serije plošnih isječaka. Svaki od tih isječaka je u stvari prikaz cjelokupnog volumena snimanog dijela (sumacijska snimka) pod određenim kutom kao kod klasičnih rtg snimki. Pri svakom kutu samo one rtg zrake koji okomito padnu na detektor se prikupljaju. Prikupljeni podaci za određeni dio tijela u određenom vremenu stvaraju sliku koju nazivamo sinogram. Sinogram je ustvari skup sirovih podataka cjelokupnog područja snimanja pri čemu se najčešće samo jedan manji dio (regija interesa) rekonstruira u sliku. U novije vrijeme razvila se složenija rekonstrukcijska metoda bazirana na FBP metodi naziva *Compounded FBP - CFBP*. CFBP je razvijena da bi se poboljšala kvaliteta slike baš kod *Low dose CT-a* gdje je odnos signala i šuma nizak, a broj projekcija smanjen. CFBP metoda daje slike rekonstrukcijske kvalitete IR metode ali puno brže i jednostavnije. Efektivnu dozu kod CT pregleda moguće je izmjeriti pomoću «whole body phantoms». Sam izračun Efektivne doze je kompliciran i ovisio mnoštvu čimbenika kao što su dizajn pojedinog CT sustava, njegovih sustava filtracije, geometrije kućišta, područje skeniranja, organi u direktnom snopu i organi u snopu raspršenog zračenja. Ti podaci se množe sa faktorima rizika za pojedini organ i dodaju se koeficijentima «opterećenja» kod pojedinih organa. Bitna razlika između prilagodbe CT parametara (prilagodba struje i napona rentgenske cijevi) i rekonstrukcijskih parametara jest u tome što rekonstrukcijskim parametrima direktno ne utječemo na dozu zračenja. Ali rekonstrukcijskim parametrima direktno utječemo na kvalitetu slike. Rekonstrukcija slike je matematička obrada izmjerenih podataka. Matematička rekonstrukcija se temelji na izračunu koeficijenata atenuacije za svaki voksel. Postupak iterativnog rekonstrukcijskog algoritma izrazito je spor i uvjetuje završetak mjerenja prije započinjanja rekonstrukcije, te se pokazao kao nepraktičnim. Još jedan nedostatak iterativne rekonstrukcije jest njegova računalna kompleksnost, što rezultira dužim vremenom rekonstrukcije. Ali je pokazao potencijal za poboljšanje kvalitete slike i smanjenja doze zračenja u odnosu na standardni rekonstrukcijski algoritam FBP. Prednost IR jest sposobnost da inkorporira optičke (modeliranje optike sustava uglavnom pridonosi poboljšanju prostorne rezolucije) i statističke (statističko

modeliranje uglavnom pridonosi smanjenu šuma na slici) modele CT sustava u procesu rekonstrukcije.

5.2. Low-dose protokol kao metoda probira

Screening se može definirati kao otkrivanje specifičnih bolesti ili predisponirajućih stanja pomoću pretraga ili testova koji se primjenjuju na asimptomatske, naizgled zdrave ljude. Produžava život pojedinca kod kojeg se otkrije izlječiva bolest. Liječenje u ranom stadiju bolesti može biti manje radikalno od liječenja u kasnijem stadiju. Ne ostvaruju korist samo oni čiji su rezultati testa pozitivni, navodi se da i negativni testovi razuvjeravaju. Korištenje CT-a kao metode probira kod visoko rizičnih skupina za karcinom pluća i kolona se već neko vrijeme spominje, no tu se uvijek mora postaviti pitanje uložnog i dobivenog. Da li ćemo dobiti više dijagnostički korisnih podataka nego što ćemo pacijentu naštetiti primjenom ionizirajućeg zračenja, te kolika je doza zračenja prihvatljiva za takvu metodu. Studije su pokazale da je low-dose CT djelotvoran u probiru karcinoma pluća i kolorektanog karcinoma (uključujući probir za velike polipe.)

5.2.1 Probir karcinoma pluća

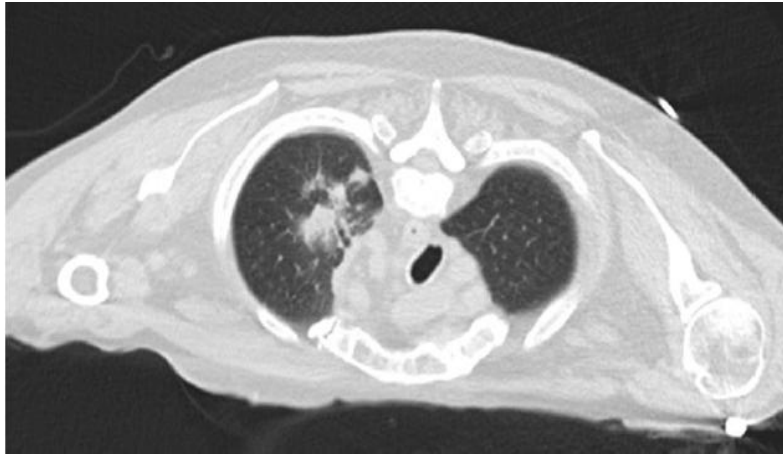
Karcinom pluća je najčešći uzrok smrti od karcinoma u zapadnom svijetu. Razvija se oko 20 godina, i većina ih se ne otkrije u ranoj fazi bolesti. Redovito obavljanje pretraga za rano otkrivanje bolesti (probir) može se preporučiti osobama za koje se smatra da imaju visok rizik od ove bolesti (osobe između 55 i 80 godina, koji imaju 30-godišnju povijest pušenja i trenutno puše, ili su prestali u posljednjih 15 godina). U kliničkim istraživanjima se proučavaju metode za rano otkrivanje karcinoma pluća, među njima spominje se i kompjutorizirana tomografija (CT) pluća kako bi se utvrdilo mogu li te pretrage imati kakav utjecaj na broj ljudi koji se liječi kirurškim zahvatom i broj ljudi koji umiru od karcinoma pluća. Brojni napretci u multidetektorskoj kompjutoriziranoj tomografiji su omogućili visokorezolucijsko volumetrijsko snimanje u jednom udahu sa prihvatljivim dozama zračenja. Analizirani su podatci iz devet kliničkih istraživanja u kojima je sudjelovalo ukupno 453 965 ispitanika. Utvrđeno je da rani probir pomoću rendgenske pretrage pluća ili testiranje ispljuvka ne smanjuje broj

ljudi koji umiru od karcinoma pluća. Probir CT-om pluća niske doze je u jednom velikom istraživanju smanjio broj ljudi koji su umrli od karcinoma pluća, ali su u tom istraživanju bili uključeni samo pušači visokog rizika i bivši pušači. Međutim, CT pretraga je povezana s velikim brojem lažno pozitivnih nalaza. Osim toga, postoji dio ljudi kojima se manji karcinom pluća otkrije i liječi, ali kod kojih taj karcinom možda ne bi napredovao i uzrokovao smrt tijekom njihova životnog vijeka, čak i bez liječenja. Veća je vjerojatnost da će pacijent umrijeti od nekog drugog uzroka, jer se manji karcinomi sporo razvijaju. Otkrivanje tumora u takvih pacijenata ih izlaže riziku nepotrebne terapije, a ne nudi nikakvu kliničku korist. Preučestalo dijagnosticirani tumori (ovakav povećan broj dijagnoza koji se dobiva probirom, a koje ne bi nužno uzrokovale probleme, naziva se pretjerano dijagnosticiranje). Prosječna efektivna doza zračenja kod CT pregleda toraksa je otprilike 8 mSv (za žene) i 6 mSv (za muškarce) pri ekspoziciji 140 kV/ 100 mAs, za razliku od *low-dose* protokola za probir karcinoma pluća čija je doza 4,3 mAs (za žene) i 3,3 mAs (za muškarce) pri ekspoziciji 120 kV / 80 mAs. Kvaliteta slike za oba protokola je dobra, bez značajnih razlika u vizualizaciji anatomskih i patoloških struktura u medijastinumu i plućima. Novija studija objavljena od strane Američkog nacionalnog istraživačkog tima za probir karcinoma pluća je u svom istraživanju došla do rezultata da probir korištenjem low-dose CT protokola smanjuje smrtnost od raka pluća za 20 %, što je značajan pad smrtnosti.



Slika 17. 120 kV / 350 mAs :ekspozicijski uvjeti za standardni CT pregled pluća, prosječna efektivna doza 8 mSv

(izvor: Christopher Cagnon, Implementation of low-dose CT protocols)



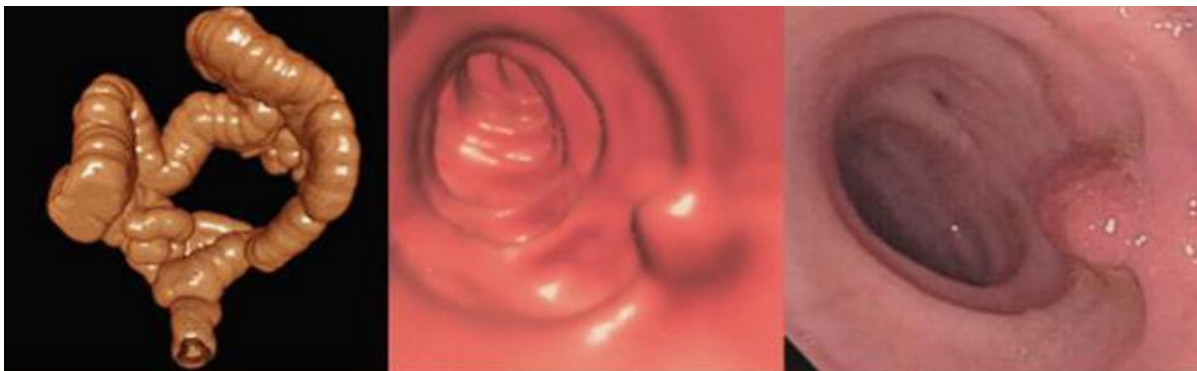
Slika 18. 120 kV / 50 mAs : ekspozicijski uvjeti za CT screening pluća, prosječna efektivna doza 1,5 mSv

(izvor: Christopher Cagnon, Implementation of low-dose CT protocols)

5.2.2 Probir kolorektalnog karcinoma

Karcinom debelog crijeva je po učestalosti na drugom mjestu u Hrvatskoj, kod muškaraca iza karcinoma pluća, a kod žena iza karcinoma dojke. Tijekom života prosječna osoba ima 1:20 šansu da oboli od karcinoma debelog crijeva. Mnogi polipi i karcinomi debelog crijeva ne stvaraju simptome dok nisu uznapredovali. Probir označava provođenje testova da bi se ustanovilo da li osoba bez simptoma ima karcinom ili bolest koja može dovesti do nastanka karcinoma. Cilj probira je spriječiti nastanak karcinoma ili ga dijagnosticirati u ranoj fazi bolesti kada su izgledi za izlječenje bolji. CT kolonografija (virtualna kolonoskopija) zbog svoje neinvazivnosti, brzine pregleda i minimalne potrebe za pripremom bolesnika ima veći potencijal i jednaku točnost u dijagnostici karcinoma i adenomatoznih polipa kao endoskopska kolonoskopija. Danas se u probiru kolorektalnog karcinoma najčešće koristi jakost rendgenske cijevi od 50-100 mA, uz prosječnu efektivnu dozu zračenja od ≤ 10 mSv, što je manje od zračenja u većini drugih CT pretraga. CT kolonografija je manje invazivna metoda od standardne kolonoskopije, i ima manji rizik od komplikacija. Međutim, ako

se otkriju polipi ili druge abnormalnosti potrebno ih je ukloniti pomoću standardne kolonoskopije.



Slike 19. CTkolonografija (virtualnakolonoskopija)

(izvor:

https://rpop.iaea.org/rpop/rpop/content/informationfor/healthprofessionals/1_radiology/computedtomography/ctcolonography.htm)

6. VRIJEDNOST MSCT „LOW DOSE“ PROTOKOLA

6.1. Kod onkoloških pacijenata

6.1.1. „Low dose“ protokoli u pacijenata sa limfoproliferativnim bolestima

(usprkos visokim dozama zračenja CT je vrlo važna metoda u praćenju pacijenata s limfoproliferativnim bolestima). Ova skupina pacijenata mora opetovano ići na CT pretrage prsišta radi: dijagnosticiranja bolesti, praćenja veličine limfnih čvorova u svrhu praćenja učinkovitosti terapije, nakon transplantacije koštane srži, ranog otkrivanja povratka bolesti, kontrolnog praćenja pacijenata. Metoda istraživanja bila je usporedba ulaznih doza zračenja (ESD) koje primaju radiosenzitivni organi: leća, štitnjača, dojka i gonade prilikom snimanja standardnim protokolom CT prsišta s dozama primljenim pri niskodoznom protokolu, uz ocjenu kvalitete prikaza. Doze su mjerene termoluminiscentnim, tkivno-ekvivalentnim dozimetrima (TLD). Preliminarni rezultati su pokazali da korištenje niskodoznog protokola vodi do smanjenja doza u pojedinim organima za prosječni faktor 5. Rezultati su pokazali smanjenje doze uporabom niskodoznog protokola za toraks u pacijenata s limfoproliferativnim bolestima: na leću za 78,24%, na štitnjaču 63,31%, na sternum 72,08% (na sternumu je prosječna doza iznosila 23 mGy za standardni protokol, a 6 mGy za niskodozni protokol), na gonade 28,56% desno i 15,85% lijevo. Sve su razlike statistički značajne. Kvaliteta prikaza mjerena Europskim kriterijima kvalitete bila je zadovoljavajuća prema ocjeni dvoje neovisnih radiologa. Statističke razlike među ispitivačima nisu bile značajne niti za jednu od promatranih struktura. Usprkos relativno visokim dozama zračenja, CT pretraga prsišta je nezamjenjiva metoda praćenja populacije ovih bolesnika koji tijekom terapije koja traje 1 do 2 godine na prave u prosjeku 2-8 CT pretraga. Obzirom da ovi pacijenti uključuju i veliki broj mladih ljudi te ljudi u srednjim godinama, doživotni rizik obolijevanja od karcinoma (eng. *lifetime attributable risks*, LAR) izračunat je za određene radioosjetljive organe za oba protokola (A i B). Za standardni protokol CT prsišta za pacijenta prosječne starosti od 20 godina organi s najvećim rizikom (LAR) su dojke (437 karcinoma na 100 000 žena), pluća (296 karcinoma na 100 000 žena i 127 karcinoma na 100 000 muškaraca), štitnjača (102 karcinoma na 100 000 žena), želudac (49 karcinoma na 100 000 žena i 37 karcinoma na 100 000 muškaraca) i debelo

crijevo (30 slučajeva na 100 000 muškaraca). Niskodozni protokol je pokazao smanjenje rizika (LAR) za faktor 5. Doze izmjerene unutar pojedinih organa uz korištenje niskodoznog protokola su u prosjeku za faktor 5 niže u odnosu na doze izmjerene standardnim CT protokolom. Preliminarni rezultati izračuna rizika pokazuju da se ponavljanje CT pretraga prsišta može povezati s rizikom od razvoja karcinoma uzrokovanog zračenjem posebno u slučaju pluća i grudi. Usprkos visokim dozama i pridruženom riziku CT pretrage kod pacijenata sa limoproliferativnim bolestima su nezamjenjiva metoda za dijagnostiku i dugoročno praćenje bolesti stoga je upotreba niskodoznog protokola kao standardne tehnike kod ovih pacijenata preporučljiva i uskladu s ALARA principom. Upravo zahvaljujući učinkovitoj terapiji koja uključuje i ponavljanje CT pretraga, životni vijek ovih pacijenata izjednačava se s onim zdrave populacije. Stoga se, radi smanjenja rizika od pojave karcinoma uzrokovanih zračenjem, preporučuje koristiti niskodozne CT protokole.

MSCT PREGLED		PRSNI KOŠ	ABDOMEN	ZDJELICA	ABDOMEN I ZDJELICA
KLASIČNI PROTOKOL	mAs	96	100	160	130
	kV	120	120	120	120
	CTDIvol(mGy)	6,72	7,05	11,25	9,10
LOW DOSE PROTOKOL	mAs	20	50	70	60
	kV	120	100	100	100
	CTDIvol(mGy)	1,56	2,50	3,50	3,00

Tablica 3. Odnos parametara snimanja klasičnim, te Low dose protokolima, i doze zračenja
(izvor: Radiološki vjesnik 2/2008)

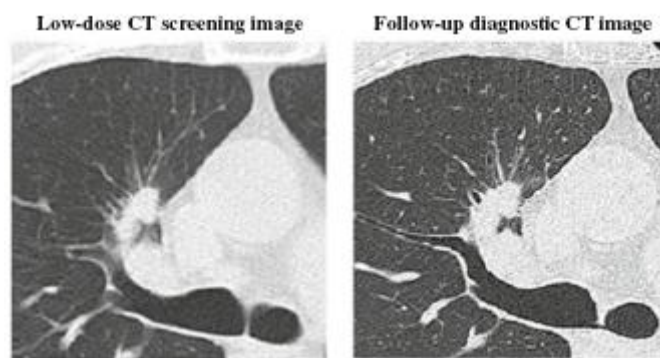
6.1.2. „Low dose“ protokoli u pacijenata sa tumorom pluća

Onkološki pacijenti s tumorom pluća: rad se usmjerio na ocjenu kvalitete snimke i dozu zračenja između low dose (120kV, 30-50 mA) i standardnog protokola (120kV, AEC-max 150mA). Efektivna doza low dose CT je 1,6-3,4 mSv (5,3 mGy), a za standardni protokol izračunata je doza 14 mSv (21 mGy). Doza koju prime pluća u *low dose* protokolu je otprilike 1/6 doze standardnog CT-a. Kvaliteta snimki niskodoznog protokola je dovoljno dobra za dijagnostičku obradu.

	Low-dose CT scan	Follow-up standard diagnostic CT scan
Number of detectors	16	16
kVp	120	120
mA	30–50	CT-AEC (SD = 70)
Seconds/rotation	0.75	0.75
mAs	22.5–37.5	Max 150
Pitch factor	1.438	1.188
Collimation	1 mm × 16	1 mm × 16
Reconstruction		
slice thickness (mm)	3	1
slice interval (mm)	3	1
Lung field	1600/600	1600/600
Mediastinal	400/35	400/35
Function	FC52	FC53

Tablica 4. Protokoli 16-slojnog MDCT uređaja za oba protokola

(izvor: <http://www.springerplus.com/content/2/1/393>)



Slika 20. Usporedba kvalitete snimki oba protokola

(izvor: <http://www.springerplus.com/content/2/1/393>)

6.2. „Low dose“ protokoli u pedijatrijskih pacijenata

6.2.1. „low dose“ protokoli u djece sa hidrocefalusom

Povećane doze ionizirajućeg zračenja su zabrinjavajuće kod djece sa hidrocefalusom, jer zahtijevaju češće praćenje glave CT pregledom. Autori K. Braithwaite, M. Arvaniti i

D.Tudorascu istražili su vrijednosti MSCT „low dose“ protokola kod djece sa hidrocefalusom. Istraživanje se provodilo na 92 pacijenata, u dobi od 8 mjeseci do 21 godinu. Uvjeti standardnog protokola su bili 120 kV, 220 mAs, a low dose-a 120kV, 80 mAs. Dva specijalista radiologija ocjenili su snimke napravljene low dose protokolom kao zadovoljavajućima, iako nisu bili upućeni o kojem protokolu je riječ. Ocjena kvalitete snimki low dose protokolom bila je niža nego standardnim protokolom, ali primjerena za procjenu volumena klijetke i paralelne prohodnosti. Efektivna doza zračenja smanjena je za 63,4% koristeći low dose protokol.

6.3. „Low dose“ protokoli u pacijenata sa akutnom i kroničnom upalom sinusa

Kod pacijenata s akutnom i kroničnom upalom sinusa, neoplastičnim i upalnim procesima, i drugim problemima (npr. kongenitalne anomalije) *low dose* također ima vrijednost u kliničkoj praksi. Smanjenje mAs-a sa 100 na 40 rezultiralo je značajnim smanjenjem doze zračenja na očnu leću i štitnu žlijezdu za 55,4% i 38,8% bez uzrokovanja značajnog utjecaja na dijagnostičku kvalitetu slike i procjenu anatomskih struktura.

6.4. „Low dose“ protokoli u pacijenata sa makrohematurijom

Prema preporukama ESUR-a iz 2006.g.CTU je metoda prvog izbora kod pacijenata s hematurijom i s visokim rizikom za malignu bolest urotela. Za razliku od konvencionalne urografije, standardni protokol za CT urografiju doveo je do veće doze zračenja, za oko 1,5 puta. Osjetljivost CTU je 92,4-100%, a specifičnost 89-97,4%. Postoje dva osnovna načina davanja kontrastnog sredstva: single bolus i split bolus. Prema jednom protokolu bolesniku se prvo aplicira 30-50 mL kontrasta brzinom od 2 mL/s, nakon čega slijedi sekundarna injekcija od 80-100 mL kontrasta brzinom od 2-3 mL. Prema drugom protokolu bolesniku se prvo aplicira 75-100 mL kontrasta brzinom od 2-3 mL, a potom u sekundarnom bolusu 45-50 mL kontrasta jednakom brzinom

protoka. Značaj ovih razlika u načinu davanja kontrasta u literaturi nije dovoljno istražen. Stanka između drugog bolusa i trenutka snimanja pacijenta je manje varijabilan i iznosi obično 90-120 s. U novijim radovima stanka između prvog bolusa i snimanja pacijenta je 600-660 s. Tijekom MSCTU srednja efektivna doza kod muškarca je iznosila 11,26 mSv, dok je kod žena iznosila 13,77 mSv. Srednja efektivna doza kod muškaraca tijekom IVU je iznosila 5,19 mSv dok je kod žena iznosila 7,59 mSv. Srednja efektivna doza CTU iznosila je $14,8 \pm 3,1$ mSv što je otprilike 1,5 puta veća doza od doze tijekom protokola IVU. Mjerenja su pokazala da je srednja efektivna doza zračenja kod IVU pacijenta iznosila $6,74 \pm 2,16$ mSv dok je kod bolesnika kod kojih je rađena MSCTU iznosi $12,005 \pm 1,76$ mSv. U ovom istraživanju je doza zračenja tijekom MSCTU bila gotovo dvostruko veća doze zračenja tijekom IVU. Kod konvencionalne urografije efektivna doza raste za faktor 3 povećanjem veličine pacijenta za dvostruko. Broj snimaka i tehnički uvjeti snimanja također imaju značajnu ulogu i doprinose promjenama u efektivnim dozama. Sustav automatske kontrole za ekpoziciju je najprikladniji način smanjena doze zračenja. U jednom od spomenutih novijih članaka o MSCTU autori su spomenuli postojanje velikog broja protokola i različitih načina pripreme tijekom MSCTU. Zaključak ovog rada glasi: niskodozni „split bolus protokol“ u MSCTU uvjet je bez kojeg se ne može, zbog doze zračenja koja je znatno niža u odnosu na doze kod klasičnih trifazičnih protokola. Striktno poštivanje indikacija za CTU, smanjenje broja faza tijekom CTU, odnosno postojanje nekoliko različitih protokola CTU za različite indikacije je najbolji mogući način za smanjenje radijacijskog rizika.

Examination	Skin Dose (mGy)		Effective Dose (mSv)
	Calculated*	Measured†	
Conventional urography			
Mean \pm SD	145 ± 76	151 ± 90	9.7 ± 3.0
Range	48–270	37–286	5.4–15.1
CT urography			
Mean \pm SD	54.6 ± 4.1	56.3 ± 11.5	14.8 ± 3.1
Range	51.4–61.7	36.1–75.7	9.2–18.8

Tablica 5. Doze pacijenata kod konvencionalne i CT urografije

MSCT PREGLED		PRJNI KOŠ	ABDOMEN	ZDJELICA	ABDOMEN I ZDJELICA
KLASIČNI PROTOKOL (NATIV + ART + VENSKA)	mAs	96	100	160	130
	kV	120	120	120	120
	CTDIvol(mGy)	20,16	21,15	33,75	27,30
LOW DOSE (NATIV) + KLASIČNI PROT. (ART + VENSKA)	mAs	20/96/96	50/100/100	70/160/160	60/130/130
	kV	120/120/120	100/120/120	100/120/120	100/120/120
	CTDIvol(mGy)	15,00	16,60	26,00	21,20
KLASIČNI PROT. (NATIV) + BIFAZIČNA APL. K.S.	mAs	96/96	100/100	160/160	130/130
	kV	120/120	120/120	120/120	120/120
	CTDIvol(mGy)	13,44	14,10	22,50	18,20
LOW DOSE (NATIV) + BIFAZIČNA APL. K.S.	mAs	20/96	50/100	70/160	60/130
	kV	120/120	100/120	100/120	100/120
	CTDIvol(mGy)	8,28	9,55	14,75	12,10

Tablica 6. Odnos različitih parametara i protokola snimanja i doze zračenja (izvor: MSCT metode smanjenja doze zračenja: Radiološki vjesnik, 2/2008, 1/2009)

7.RASPRAVA

Izveštaj objavljen 2009. godine od strane Nacionalnog vijeća za mjerenje i zaštitu od zračenja otkrilo je da je naša izloženost zračenju porasla više od 600% u posljednja tri desetljeća. Velik dio tog porasta je posljedica izlaganja pacijenta dijagnostičkim snimkama kao što je CT pretraga, koja je zaslužna za više od 50% ukupne kolektivne doze zračenja koja se koristi u dijagnostici. Budući da se CT temelji na rendgenskom zračenju vrlo je značajan odnos vrijednosti dobivenih podataka i doze ionizirajućeg zračenja koju pacijent primi tijekom pregleda. Zbog problema visokih doza zračenja pri CT pregledima i široke upotrebe CT-a, potrebno je dodatno osvijestiti pučanstvo, ali i profesionalce koji su uključeni u rad s ionizirajućim zračenjem. Potrebno je smanjiti broj bespotrebnih CT pregleda, ulagati u znanje i opremu, stati na kraj uputnicama s lošim indikacijama. Iskorijeniti filozofiju „više je bolje“ jer takva nesigurnost vodi k predugim protokolima i češćim ponavljanjima. Mjere zaštite od zračenja pretpostavljaju da čak i male doze zračenja predstavljaju rizik od raka, iako je taj rizik mali. Zdrav razum nalaže da bilo koja doza zračenja, koliko god niska bila, može ostaviti negativne posljedice na zdravlje s obzirom da se može akumulirati u tijelu i stoga se svakom pacijentu mora pristupiti individualno i savjesno. Apsorbirane su doze u tkivima pri CT pretragama među najvišim dozama u dijagnostičkoj radiologiji (10-100mGy). Te doze mogu biti bliske ili čak prijeći razine ozračenja za koje je poznato da povećavaju vjerojatnost induciranja tumora. Nadležni liječnik mora pažljivo procijeniti sveukupni utjecaj CT postupka na zdravlje i život pacijenta. Radiolog mora biti siguran da je postupak opravdan. Više od 50% smanjenja doze pacijentu ostvaruje se adekvatnim odabirom tehničkih parametara, provedbom kontrole kakvoće na uređaju i uvažavanjem dijagnostičkih referentnih razina. Što se doze zračenja tiče jedan od problema nalazi se u raspršenom zračenju. Stoga već nekoliko godina vodeći svjetski dijagnostički centri provode razne studije kako bi smanjili dozu zračenja, a da time ne umanje dijagnostičku vrijednost dobivenih podataka. Svaki CT pregled mora biti prikladan za pojedinog pacijenta, i može se obaviti samo kada se smatra da će radijacija opravdati potencijalnu kliničku korist za pacijenta. Vrijednost low-dose protokola jest naglašena kod djece koja su radiosenzitivnija i onkoloških pacijenata koji zahtijevaju češće kontrolne preglede.

Ultrazvuk se u dječjoj dobi smatra primarnom slikovnom metodom u mnogim kliničkim okolnostima koja nam često daje dovoljno dijagnostičkih informacija u području svih organskih sustava. Tako primjerice u Njemačkoj preko 70% svih dijagnostičkih slikovnih procedura u dječjoj dobi otpada na ultrazvuk. Stoga je od izuzetne važnosti posvetiti pažnju primjerenoj edukaciji iz ultrazvučne dijagnostike kako bi se maksimalno iskoristio potencijal te dijagnostičke metode. Kada su zbog prirode bolesti ili kliničke sumnje potrebne dodatne dijagnostičke informacije, pri snimanju trbušnih i zdjeličnih organa, središnjeg živčanog sustava (SŽŠ) ili mišićno-koštanog sustava, magnetskoj rezonanciji (MR) treba dati prednost pred CT-om kada god je to moguće. Konvencionalne RTG snimke ostaju primarne metode za oslikavanje struktura prsnog koša i skeleta. CT pretraga trebala bi biti rezervirana za daljnju dijagnostiku pluća i dišnih putova, pri dijagnostici ozljeda glave ili politraumi. Svaka pojedinačna slikovna studija s primjenom zračenja u dječjoj dobi zahtijeva ciljanu medicinsku odnosno kliničku indikaciju. Radiografija, fluoroskopija i CT pretraga mora biti izvođena na optimiziranoj opremi uz upotrebu protokola za djecu kako bi se izloženost zračenju smanjila u maksimalno mogućoj mjeri.

Mnogo je načina na koje je moguće značajno reducirati izloženost djece i adolescenata zračenju, a da se pri tome ne umanjuje dijagnostička pouzdanost slikovne metode. Glavni čimbenici u smanjivanju izloženosti su ispravna i ciljana klinička indikacija, korištenje posebnih protokola prilagođenih dječjoj dobi, korištenje alternativnih slikovnih modaliteta koji ne koriste ionizirajuće zračenje, te stručnost, odnosno educiranost radiologa i radiološkog tehnologa. Ultrazvuk i MRI su dijagnostičke imaging tehnike koje ne koriste štetno ionizirajuće zračenje. Ponekad ove slikovne metode mogu pružiti kvalitetnu dijagnostičku informaciju te se koriste kao vrijedne alternativne slikovne metode. Zahvaljujući upravo ovim metodama, slikovne metode koje uključuju zračenje moguće je koristiti ciljano i uvijek uz konkretnu kliničku indikaciju. Uvođenjem digitalne tehnologije, konvencionalne radiološke metode također su značajno tehnološki unaprijeđene, što je omogućilo značajno smanjenje doza zračenja uz istovremeno bolju dijagnostičku kvalitetu.

Kliničar ordinarius koji je indicirao slikovnu pretragu kao i pedijatrijski radiolog, trebali bi dogovorno odrediti najpodesniju, ali i najsigurniju slikovnu metodu za dijete u konkretnoj kliničkoj situaciji.

8. ZAKLJUČAK

Osnovni koncept racionalne primjene slikovnih metoda koje koriste zračenje sadržan je u ALARA principu "*as low as reasonably achievable*". Poznavanje medicinskih indikacija odnosno smjernica za izvođenje pojedinih dijagnostičkih metoda pri konkretnom kliničkom problemu, jedan je od najvažnijih čimbenika u zaštiti od zračenja. Low dose MSCT i MSCT sa bifazičnom aplikacijom kontrastnog sredstva za sada su jedno od najjednostavnijih i najučinkovitijih metoda za smanjenje doze zračenja. Da bi uspješno prilagodili parametre snimanja i apliciranja kontrastnog sredstva potrebno je poznavati fizikalne osnove rada samog uređaja na kojem se radi, te anatomiju i fiziologiju čovjeka.

Da bi rezultat pretrage bio optimalan, neophodna je uska suradnja liječnika kliničara koji indicira pretragu, s radiologom koji mora poznavati način, algoritam te uvjete primjene slikovnih metoda u dječjoj dobi sa spektra sigurne primjene ionizirajućeg zračenja.

9.LITERATURA

1. Janković S, Eterović D. Fizikalne osnove i klinički aspekti medicinske dijagnostike. Medicinska naklada Zagreb. 2002;99-104.
2. Hebrang A, Lovrenčić M. Radiologija. Medicinska naklada Zagreb. 2001;60-62.
3. Romans LE. Computed tomography for technologists: a comprehensive text. Wolters Kluwer Health. 2011;320.
4. Heffner JE, Silvestri G. CT Screening for Lung Cancer. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine. 2002;165(4):433-434.
5. The National Lung Screening Trial Research Team. Reduced Lung-Cancer Mortality with Low-Dose Computed Tomographic Screening. N Engl J Med. 2011; 365:395-409.
6. Brenner DJ, Elliston C, Hall E, et al., Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT, AJR. 176(2): 289-96, February 2001.
7. Huda W, Atherton JV, Ware DE, et al. An approach for the estimation of effective radiation dose at CT in pediatric patients. Radiology 1997;203:417–22.
8. Lucaya J, Piqueras J, Garcia-Pena P, et al. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. AJR 2000;175:985–92.
9. Mulkens TH, Broers C, Fieuws S, et al. Comparison of effective doses for low dose MDCT and radiographic examination of sinuses in children. AJR Am J Roentgenol 2005;184:1611–18.
10. Mullins ME, Lev MH, Bove P, et al. Comparison of image quality between conventional and low-dose non enhanced head CT. AJNR Am J Neuroradiol 2004;25:533–38.
11. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, et al. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. AJNR 2000;21:1654–60.
12. Rybka K, Staniszevska AM, Bieganski T. Low-dose protocol for head CT in monitoring hydrocephalus in children. Med Sci Monit 2007;13:147–51.

13. , Peppercorn PD, Horrocks JA et al. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol* 2001; 74(878):157-61.
14. Brem MH, Zamani AA, Riva R et al. Multidetector CT of the paranasal sinus: potential for radiation dose reduction. *Radiology* 2007; 243(3):847-52.
15. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, et al. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. *AJR* 2001; 176: 289-96.
16. Brenner DJ, Hall EJ. Current concepts - Computed tomography - An increasing source of radiation exposure. *New England Journal of Medicine* 2007; 357: 2277-84.
17. Brody AS, Frush DP, Huda W, et al. Radiology AAP. Radiation risk to children from computed tomography. *Pediatrics* 2007; 120: 677-82.
18. Coursey C, Frush DP, Yoshizumi T, et al. Pediatric Chest MDCTU sing Tube Current Modulation: Effecton Radiation Dose with Breast Shielding, *AJR*, January, 2008; 190: 54-61.
19. Mukundan S, Wang PI, Frush DP, et al. MOSFET Dosimetry for Radiation Dose Assessment of Bismuth Shielding of the Eye in Children, *AJR*, June, 2007; 188(6) 1648-50.
20. Fujikawa A, Takiguchi Y, Mizuno S et al. Lung cancer screening –comparison of computed tomography and x-ray. *Lung Cancer* 61:195–201. 2008.
21. Popić Ramač, J., Efficacy of low-dose CT protocol in follow-up of lymphoproliferative disorders, Ph.D. thesis, Zagreb Univ. (in Croatian). 2011.
22. Maras P., Dujmović LJ, Strehov M, MSCT metode smanjenje doze zračenja: *Radiološki vjesnik*, 2/2008, 1/2009.

10.SAŽETAK

Kompjutorizirana tomografija je od svog prvog kliničkog pregleda 1972. do danas evoluirala u jednu od najvažnijih dijagnostičkih metoda. Razvojem spiralnog i multidetektorskog CT uređaja mnoge pretrage su postale dostupnije nego prije, zbog mogućnosti akvizicije podataka za vrijeme jednog udaha pacijenta. Nedostatak CT pretraga je značajna doza zračenja za pacijenta. Stoga je bitno razmotriti metode smanjenja zračenja i implementirati ih u svakodnevni rad. Izlaganje zračenju različito utječe na djecu i odrasle. Djeca su znatno deseterostruko radioosjetljivija nego odrasli zbog njihovog razvoja tijela, ali i brzog tempa dijeljenja stanica u tijelu. Dodatno, djeca ima očekivano duži životni vijek nego odrasli, pružajući veći prostor mogućnosti za razvoj raka vezan uz ionizirajuće zračenje. Pojedinci, koji su bili na višeslojnom MSCT pregledu prije 15. godine života, imaju veći rizik od razvoja leukemija, tumora mozga i ostalih vrsta tumora u desetljeću nakon njihovog pregleda. Koristeći *low dose* protokol, doza zračenja je znatno smanjena. Preporuča se upotreba *low dose* protokola kod pacijenata s limfoproliferativnim bolestima te osobito u odraslih pacijenata i djece kod kojih se primjenjuju višekratna kontrolna snimanja. Smanjenje mAs sa 100 na 40 rezultira značajnim smanjenjem zračenja na oči leću i štitnu žlijezdu za 55,4% odnosno 38,8% uz jednaku dijagnostičku kvalitetu slike i procjenu anatomskih struktura.

11.ABSTRACT

Computed tomography has evolved into one of the most important diagnostic methods since its first introduction in 1972. With the development of multidetector and helical CT, many clinical applications have become more available than ever, because of the possibility to acquire data in a single breath hold. But one shortcoming is still present even in today's CT devices, and that is significant radiation dose for patients. That's why it's important to discuss about dose reduction methods and work on implementing them in everyday workflow.

Radiation exposure from CT scans affects adults and children differently. Children are considerably more sensitive to radiation than adults because of their growing bodies and the rapid pace at which the cells in their bodies divide. In addition, children have a longer life expectancy than adults, providing a larger window of opportunity for radiation-related cancers to develop .

Individuals who have had multiple CT scans before the age of 15 were found to have an increased risk of developing leukemia, brain tumors , and other cancers in the decade following their first scan. However, the lifetime risk of cancer from a single CT scan was small about one case of cancer for every 10,000 scans performed on children.

The doses were significantly lower using low dose CT protocol while the image quality for lymph node presentation was satisfactory according to European criteria.

Therefore the use of low dose CT protocol as a standard for patients with lymphoproliferative disorders is highly recommended. The reduction of mAs from 100 to 40 resulted in a significant reduction of the radiation doses to the lens and thyroid gland by 55.4% and 38.8% respectively without causing any significant effect to the diagnostic image quality and assessment of the anatomical structures.

12. ŽIVOTOPIS

Osobni podatci :

Ime i prezime: Josipa Sirić

Datum i mjesto rođenja: 19.03.1994. Šibenik

Državljanstvo : Hrvatsko

Adresa: Vlaška 16, Kaštel Stari

Telefon : 021/ 233 001

Mobilni telefon: 091/ 720 66 62

E-mail: josipa9750@gmail.com

Obrazovanje i osposobljavanje :

2000. – 2008. Osnovna škola Domovinske zahvalnosti

2008. – 2012. II.gimnazija Split

2012. – 2015. Sveučilišni odjel zdravstvenih studija Split, smjer radiološka tehnologija

Vještine:

Strani jezici: Engleski (aktivno u govoru i pismu)

Rad na računalu: Aktivno i svakodnevno korištenje MS Office paketa i interneta

Vozačka dozvola: B kategorija