Utjecaj pitch faktora na kvalitetu CT snimanja

Horvatinec, Dražen

Master's thesis / Diplomski rad

2018

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

Permanent link / Trajna poveznica: https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:176:438908

Rights / Prava: In copyright / Zaštićeno autorskim pravom.

Download date / Datum preuzimanja: **2024-03-28**

Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
SVEUČILIŠTE U SPLITU

Repository / Repozitorij:

Repository of the University Department for Health Studies, University of Split

zir.nsk.hr

UNIVERSITY OF SPLIT

dabar
DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJI

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

Dražen Horvatinec

Utjecaj *pitch* faktora na kvalitetu CT snimanja

Diplomski rad

Split, 2018.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ RADIOLOŠKE TEHNOLOGIJE

Dražen Horvatinec

Utjecaj *pitch* faktora na kvalitetu CT snimanja

Impact of *pitch* factor on CT examination quality

Diplomski rad / Masters thesis

Mentor: doc. dr. sc. Frane Mihanović

Split, 2018.

Zahvala

Zahvaljujem se doc. dr. sc. Frani Mihanoviću, kolegi koji me osobnim primjerom motivirao na daljnje studiranje, nastavniku koji je tijekom studija prenosio znanja i praktične vještine, mentoru koji me vodio kroz ovaj diplomski rad

Zahvaljujem se svim nastavnicima i suradnicima Sveučilišnog odjela zdravstvenih studija u Splitu na teorijskim i praktičnim vještinama koje su mi prenjeli tijekom studija

Ona je bila cijelo vrijeme uz mene, moja najveća podrška supruga Branka. Hvala!

SADRŽAJ

1. UVOD 1

1.1 *Pitch* faktor 3

1.1.1 Definicija *pitch* faktora 3

1.1.2 *Pitch* faktor i „z – Sampling“ kod MSCT uređaja 6

1.1.3 Utjecaj *pitch* faktora na parametre snimanja 9

1.2 Doze u CT dijagnostici 10

2. CILJ ISTRAŽIVANJA 11

3. METODE I MATERJALI 12

3.1 Strategija pretraživanja literature 12

3.2 Uključujući i isključujući faktori 12

3.3 Odabir podataka i izdvajanje studija 13

3.4 Analiza podataka 14

4. REZULTATI 15

5. RASPRAVA 22

6. ZAKLJUČAK 24

7. LITERATURA 25

8. SAŽETAK 29

9. SUMMARY 31

10. ŽIVOTOPIS 33

1. UVOD

Od pojave prvog CT uređaja početkom sedamdesetih godina, brzina skeniranja predstavlja razvojni izazov za sve proizvođače uređaja. Razvojem kliznih prstenova (engl. Slip-ring) 1988. godine počinje razdoblje spiralnih (engl. Helical) CT uređaja. Najveći napredak donijela je spiralna CT tehnologija, omogućila je kontinuiranu rotaciju cijevi uz istovremeno pomicanje stola, što omogućava veću anatomsku pokrivenost u kraćem vremenu

Devedesetih godina prošlog stoljeća počinje razvoj višeslojne kompjuterizirane tomografije (engl. MSCT Multislice Computer Tomography) čime je postignuta još veća brzina skeniranja uz značajno povećanje longitudinalne rezolucije (z-axis) i bolja iskoristivost rendgenske cijevi. Kod MSCT uređaja nema gubitka podataka među slojevima (engl. Gap), slika nastaje rekonstrukcijom iz svih pozicija, 360 stupnjeva° po uzdužnoj Z-osi pacijenta (sagitalna ravnina), uz preklapanje slojeva (engl. Overlapping) što rezultira povećanjem longitudinalne rezolucije. U toku jedne rotacije cijevi uređaj izmjeri od 500 do 1000 projekcija u jednom sloju (1,2).

Proces rekonstrukcije slike započinje mjerenjem srednjeg atenuacijskog koeficijenta za svaki *voxel* pomoću rekonstrukcijskog algoritma. Jedan od najstarijih algoritama je *filter back-projection*, a primjenjuje se još i danas (3).

Volumni način prikupljanja podataka postao je dobra osnova za nove aplikacije kao što je CT angiografija, nova neinvazivna dijagnostička metoda za bolesti krvnožilnog sustava. Velika količina podataka dobivena volumnim načinom skeniranja omogućila je razvoj novih 3D obrada slike, MPR (engl. Multi Planar Reconstruction), MIP (engl. Maximun Intensity Projections), SSD (engl. Surface Shaded Displays) i VRT (Volume – Rendering Techniques). Navedeni 3D alati i danas su temelj za naknadnu obradu CT slike (engl.postprocessing). Budući da podatkovni volumen (engl. Voxel) za svaku sliku ima jednake dimenzije u sve tri prostorne ravnine te visoku prostornu i longitudinalnu rezoluciju, predstavlja osnovu kompjuterizirane tomografije u svim proizvoljno odabranim ravninama

Ubrzanim razvojem CT uređaja značajno se skratilo vrijeme snimanja što je osobito poželjno kod traumatiziranih i nesuradljivih pacijenata te kardiovaskularnoj, torakalnoj i pedijatrijskoj dijagnostici (4).

Brzina pomaka stola je važan parametar snimanja kojim upravljaju radiološki tehnolozi pri određivanju protokola snimanja kod CT uređaja. Koncept poznat kao *pitch* faktor, predstavlja indeks kojim označavamo duljinu pomaka stola tijekom jedne rotacije cijevi. *Pitch* faktor u uskoj vezi je s kvalitetom snimke kao i s dozom izloženosti pacijenta. Uglavnom možemo reći kako smanjenjem *pitch* faktora povećavamo kvalitetu slike uz veću dozu zračenja, a nižu dozu zračenja postižemo povećanjem *pitch* faktora uz istovremeno smanjenje kvalitete slike (5). Kod višeslojnih CT uređaja povećanjem *pitch* faktora kvaliteta slike se ne smanjuje proporcionalno za razliku od jednoslojnih CT uređaja (6).

Nedavni razvoj *high pitch* (p = 3,2) tehnike snimanja srca i krvnih žila omogućuje brzinu pomaka stola veću od 430 mm/s. Ova tehnika snimanja je poznata još i pod nazivom (engl. Flash Mode*)*. Danas je standardno u upotrebi dvoizvorni *high pitch* protokol za snimanje torakalnih i abdominalnih organa na odjelima gdje to dostupnost tehnologije omogućuje. Ovim protokolom se neutraliziraju artefakti micanja uzrokovani disanjem i radom srca, čime postižemo bolju kvalitetu slike uz istovremeno smanjenje doze zračenja, što je imperativ suvremene radiološke dijagnostike (8,9).

Istraživanja Beeres i suradnika 2015. pokazala su kako *high pitch* tehnika nije jednako poželjna za snimanje svih anatomskih regija. Naime, količina ionizirajućeg zračenja koja se isporuči *high pitch* tehnikom kod abdominalnih organa nije dovoljna za odgovarajuću dijagnostičku kvalitetu slike (10).

Danas su u upotrebi i jednoizvorni 320 slojni ADCT uređaji (engl. Area Detector CT) koji zbog građe detektora imaju veliku pokrivenost tijela u Z - ravnini. Pokrivenost od 16 cm omogućuje snimanje organa u cjelosti (npr. srca) prilikom samo jedne rotacije cijevi (11).

Svrha ovog istraživanja je utvrditi kompromitiramo li kvalitetu slike povećanjem *pitch* faktora kod jednoizvornih CT uređaja (MSCT) i dvoizvornih CT uređaja (DSCT) koji su trenutno najčešće dostupni na radiološkim odjelima. U skladu s dobrom radiološkom praksom i osnovnim principima zaštite od zračenja, poželjna je primjena najniže moguće doze za bolesnika uz očuvanu kvalitetu slike i dijagnostičke informacije.

1.1 *Pitch* faktor

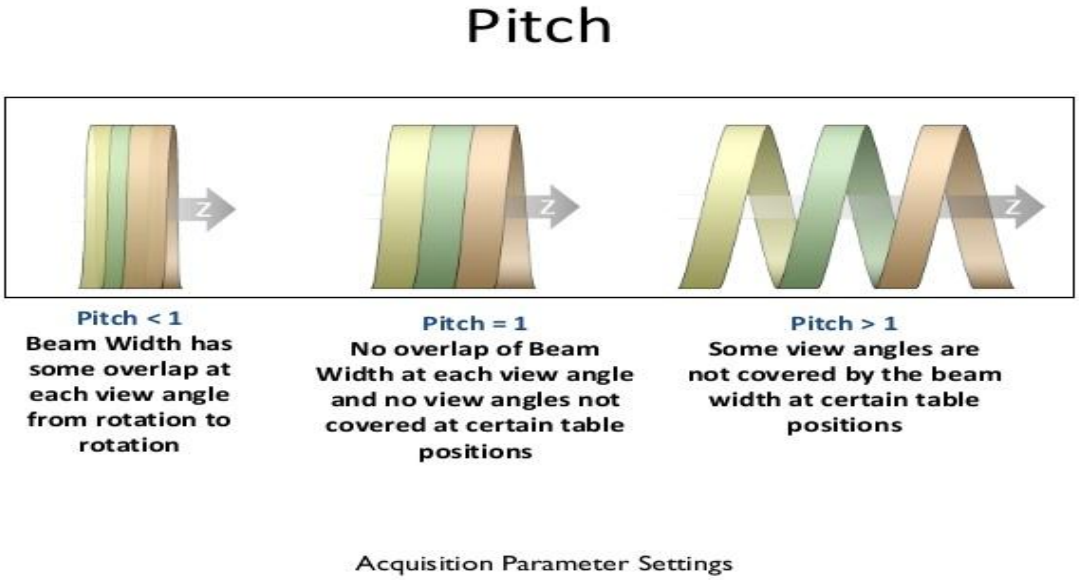
Kod višeslojnih CT uređaja proizvođači koriste razne definicije i formule za izračun *pitch* faktora što stvara određene nejasnoće (12).

1.1.1 Definicija *pitch* faktora

Prema izvornoj definiciji za jednoslojni CT uređaj, SSCT (engl. Single Slice Computer Tomography), *pitch* faktor je duljina pomaka stola po jednoj rotaciji cijevi dijeljena s debljinom sloja koja odgovar širini snopa (engl. Beam Pitch) prema formuli

$$P = \frac{\mathrm{T}}{\mathrm{W}} \qquad\qquad P = \frac{\text{pomak stola (mm)po jednoj rotaciji cijevi } 360°}{\text{širina snopa(mm)}}$$

Debljina sloja od 5 mm i pomak stola od 7,5 mm po rotaciji cijevi daju *pitch* 1,5. Budući da je debljina sloja ekvivalentna širini rendgenskog snopa (engl. Beam Width) kod SSCT uređaja, pitch faktor 1 zapravo znači da se širina snopa tijekom rotacije nastavlja na širinu snopa prethodne rotacije. Možemo reći kako se radi o spiralnom *pitch* faktoru (engl Helical Pitch). *Pitch* faktor veći od 1 ukazuje na razmak između snopa prethodne rotacije, a manji *pitch* faktor ukazuje na preklapanja rendgenskog snopa (engl. Overlaping) što istovremeno znači dvostruku dozu na snimani dio tijela, što je neprihvatljivo u kliničkoj praksi slika 1.



Slika 1. Ako je *pitch* <1 dolazi do preklapanja slojeva, *pitch*=1 bez preklapanja slojeva, *pitch*>1 postoji razmak među slojevima (engl.Gap).
Dostupno na https://image.slidesharecdn.com/ctdi-141213230134-conversion-gate01/95/ctdi-computed-tomography-dose-index-12-638.jpg?cb=1418511834
Pristupljeno 24 kolovoza. 2018.

Pojavom četveroslojnog CT uređaja primijenjena je nova formula za izračun *pitch* faktor širina snopa zamijenila se širinom snopa jednog detektora (engl. Detector Pitch) prema formuli:

$$\frac{\mathrm{T}}{\mathrm{D}} \qquad P = \frac{\text{pomak stola (mm) po jednoj rotaciji cijevi } 360°}{\text{širina snopa detektora (mm)}}$$

Ova kalkulacija je zapravo pogrešna jer nam daje pitch faktor veći od 1, a evidentno je da postoji preklapanje širine rendgenskog snopa, jer za ukupnu dužinu snimanja od 20 mm pomak stola je 15 mm po rotaciji.

S vremenom se pokazalo kako je formula neadekvatna jer se dobije sljedeći izračun za četveroslojni MSCT uređaj. Naime, pri pomaku stola od 15 mm po rotaciji i dužini snimanja od 20 mm dobijemo sloj debljine 5 mm. Iste vrijednosti dobijemo izračunom po staroj definiciji *Pitch* = pomak stola po rotaciji cijevi / debljina sloja (15 mm / 5 mm = 3). Ova kalkulacija je zapravo pogrešna jer nam daje *pitch* faktor veći od 1, a evidentno je da postoji preklapanje širine rendgenskog snopa jer za ukupnu dužinu snimanja od 20 mm pomak stola je 15 mm po rotaciji.

Kako bismo razriješili ovu nedoumicu za MSCT bila je potrebna nova formula za izračun *pitch* faktora: *pitch* = pomak stola po jednoj rotaciji cijevi / (n x T) = ukupna širina snopa (engl. Total Beam Width) prema formuli:

$$P = \frac{\mathrm{T}}{\mathrm{nxT}} \qquad P = \frac{\text{pomak stola (mm) po jednoj rotaciji cijevi } 360°}{\text{ukupna širina snopa (mm)}}$$

Prema toj definiciji *pitch* faktor se izračunava na sljedeći način*: pitch* = pomak stola po rotaciji cijevi / (n x T) = 15 mm / (4 x 5 mm) = 0,75. Budući da je *beam pitch* najtočnija formula za izračunavanje brzine pomaka stola primjenjiva je na sve CT uređaje (13)

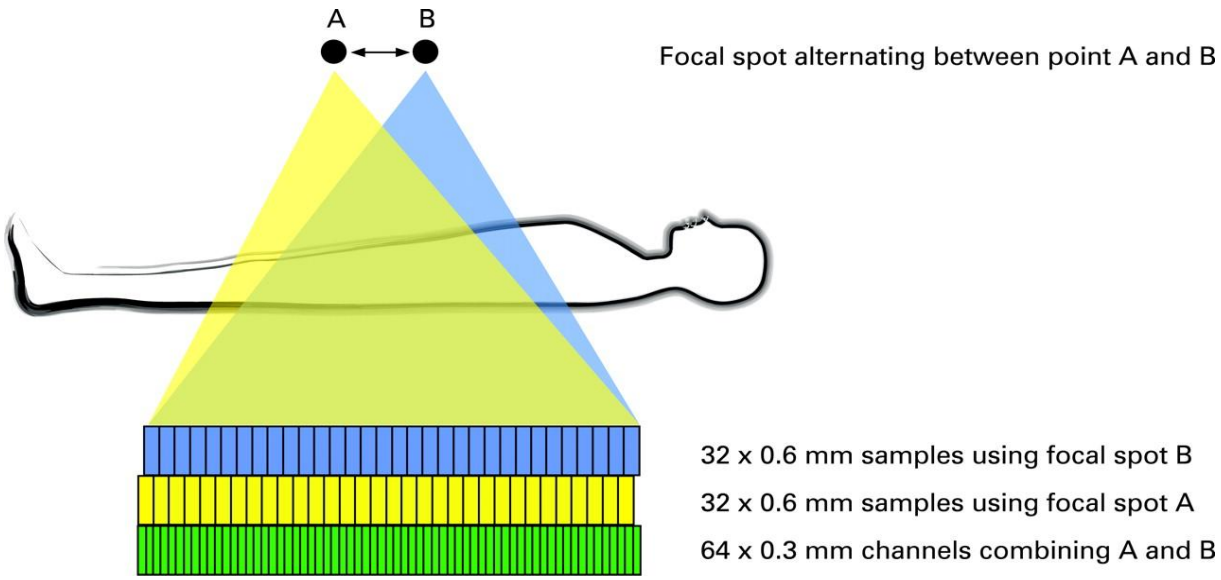
1.1.2 *Pitch* faktor i „z – Sampling“ kod MSCT uređaja

Budući da se podaci kod spiralnog načina skeniranja prikupljaju pod određenim kutem (ovisno o nagibu spirale), kako bi dobili presjeke u okomitoj aksijalnoj ravnini koristimo se linearnim interpolacijskim algoritmima (engl. Linear Interpolation). Najčeše korišteni algoritmi su 360° LI i 180° LI, pomoću kojih možemo rekonstruirati slojeve u okomitoj aksijalnoj ravnini kao kod spiralnog načina skeniranja.

Interpolacijski algoritam omogućuje snimanje s većim *pitch* faktorom, što rezultira većim pomakom stola i većom pokrivenošću tijela u kraćem vremenu, bez kompromitacije longitudinalne rezolucije (14).

Kod CT uređaja s većim brojem detektora (šesnaest i više) javlja se problem *cone beam* artefakata. Budući da kod CT uređaja s većim brojem detektora sve zrake ne padaju paralelno na detektore tijekom rotacije cijevi, dolazi do njihovog preklapanja, odnosno generira se *cone beam* artefakt. Za smanjenje *cone beam* artefakata i za rekonstrukciju aksijalnih presjeka kod MSCT uređaja koristi se *Z- filter* interpolacijski algoritam (15).

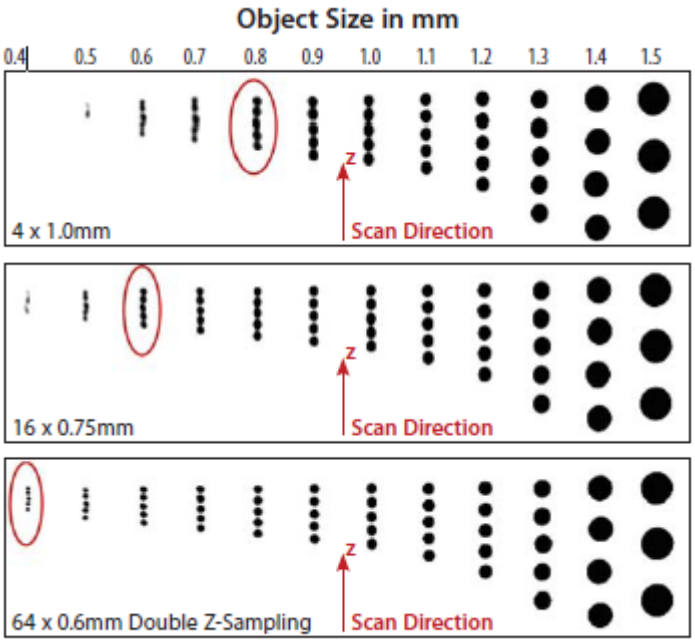
Pomoću tehnologije dinamičkog fokusa, odnosno periodičnog gibanja fokusa u Z ravnini (engl. Z - Flaying Focal Spot) udvostručen je broj prikupljenih podataka (engl. Double Z Sampling) s ciljem poboljšanja longitudinalne razlučivosti i eliminacije spiralnih artefakata. Stalno elektromagnetsko polje otklanja rendgenski snop, a žarišna točka pada na dva različita mjesta na anodi. Naizmjenično gibanje snopa zračenja u Z ravnini koji se preklapaju omogućuju dvostruko mjerenje po detektoru (2 x 32) što je zapravo 64 - sloja po rotaciji slika



Slika 2. Pokazuje *double-z sampling* tehnologiju s dinamičkim fokusom (engl. Flaying Focal Spot)

Dostupno na:
https://heart.bmj.com/content/heartjnl/94/6/781/F6.large.jpg?width=800&height=600&carousel=1
Pristupljeno: 24.kolovoza.2018.

Ovom tehnikom dobijemo 64 preklapajuća sloja (engl. Overllaping) od 0,6 mm po rotaciji. Pokrivenost u Z smjeru (32 x 0,6 mm = 19,2) identična je kao kod modela (64 x 0,3 mm) detektora. slika 2. Zahvaljujući ovoj tehnologiji visoka rezolucija nije ograničena samo na izocentar već je obuhvaćeno šire područje skeniranja (engl. Slice Field of View). Moguće je razlučiti objekte veličine 4 mm bez obzira na veličinu *pitch* faktora slika 3.



Slika 3. Prostorna razlučivost u z- projekciji za različite modele MSCT uređaja. Mjerenje je izvršeno na fantomu od Lucite akrilne ploče s zračnim otvorima 64 x 06 mm. *Double Z smpling* tehnologija omogućuje razlučivost objekta 0,4 mm bez obzira na veličinu *pitch* faktora

Dostupno na: https://www.cockcroft.ac.uk/wp-content/uploads/2016/04/Multi-slice-CT-technology.pdf. Pristupljeno: 24.08.2018.

Ovo je temeljna razlika u odnosu na konvencionalnu *Z-sampling* tehniku gdje se poboljšanje longitudinalne rezolucije pokušava postići smanjenjem *pitch* faktora tzv. *High Quality Mode.*

Naime, korisnici su ograničeni u odabiru *pitch* faktora na malu brzinu pomaka stola te malu pokrivenost u Z ravnini uz veću dozu zračenja. U ovom slučaju, visoku longitudinalnu rezoluciju moguće je postići samo u blizini izocentra što predstavlja dijagnostički i klinički nedostatak.

Tehnika dinamičkog fokusa poboljšava longitudinalnu razlučivost i eliminira artefakte rotacije, *vindmill,* bez obzira na veličinu *pitch* faktora. Zahvaljujući ovoj tehnologiji moguće je izvoditi najzahtjevnije dijagnostičke procedure *s high pitch* faktorom bez utjecaja na kvalitetu (16).

1.1.3 Utjecaj *pitch* faktora na parametre snimanja

Različiti čimbenici koji utječu na kvalitetu slike kao što je odnos signala i šuma kod CT slike najlakše je objasniti kroz količinu fotona x-zraka na svakom pojedinačnom detektoru

Kako bismo optimizirali protokol snimanja moramo voditi računa o odnosu parametara snimanja (broju rekonstrukcijskih slojeva prema kolimaciji detektora, pomaku stola, kilovoltima (kV), miliampersekundama (mAs), brzini rotacije cijevi) i parametrima slike (debljina sloja, odnos signala i šuma te odnos kontrasta i šuma). Kod viših vrijednosti kV veća količina zračenja prodire kroz pacijenta do detektora kao i veća vrijednost električne struje mAs, koja je proporcionalna s debljinom sloja u smislu veće količine fotona zračenja koja se prikupi na detektorima. Većom brzinom rotacije cijevi postižemo kraće vrijeme uzorkovanja zračenja na detektore, no šum na slici prvenstveno ovisi o broju fotona X zraka na detektorima, pri čemu ne treba zanemariti niti rekonstrukcijske filtere koje koristimo.

Kada se poveća količina zračenja odnosno umnožak količine zračenja i vremena skeniranja (mAs), poveća se kvaliteta slike, a smanji šum na slici uz istovremeno povećanje doze zračenja.

Količina isporučenog zračenja može se kontrolirati pomoću sustava *Automated Tube Current Modulation* poznatiji kao AEC (engl. Automated Exposure Control). Za računalne programe kojima optimiziramo količinu zračenja proizvođači koriste različite nazive ,*CARE Dose 4D*-Siemens, *Dose-Right*-Philips, *Auto mA/Smart mA*- GE i *SUREE Exposure*-Toshiba. Sustav optimizacije doze zračenja automatski smanjuje količinu zračenja u dijelovima tijela s manjim atenuacijskim koeficijentom, a povećava dozu zračenja kada je atenuacijski koeficijent veći.

Pojam *effective mAs* definiramo kao umnožak količine isporučenih fotona (mA) s vremenom rotacije cijevi, dijeljeno s veličinom *pitch* faktora (mA x s / pitch). Povećanjem *pitch* faktora povećavamo šum slike, a sustav automatski povećava struju grijanja cijevi kako bi kompenzirao povećanje *pitch* faktora. Ako se *effective mAs* ne mjenja, kvaliteta slike i doza zračenja ostaju nepromijenjeni (17).

1.2 Doze u CT dijagnostici

U kompjuteriziranoj tomografiji koriste se specifične dozne veličine za opis ozračenja pacijenta. *Computed Tomography Dose Index* (CTDI) mjeri dozu duž serije presjeka po uzdužnoj osi pacijenta, *Dose-Lenght Product* (DLP) predstavlja ukupnu dozu isporučenu tijekom cijelog pregleda. Kako bi mogli uspređivati doze s drugim izvorima i uređajima koji proizvode ionizirajauće zračenje koristimo efektivnu dozu.

CTDI (engl. CT Dose Index) predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu duž Z-osi iz serije kontinuiranog izlaganja pacijenta zračenju. Mjeri se iz jednog aksijalnog CT skeniranja (jedna rotacija rendgenske cijevi), a izračunava se dijeljenjem integrirane apsorbirane doze po širini zrake.

CTDI u teoriji procjenjuje prosječnu apsorbiranu dozu unutar središnjeg dijela skeniranog volumena koje se odnosi na višestruko skeniranje prosječne doze MSAD (engl. Multiple Scan Average Dose), a koje zahtijeva višestruka izlaganja zračenju. Za CTDI mjerenja standardizirana su dva polimetilmetakrilatična (umjetno staklo) cilindra duljine od 14 cm. Za mjerenje CTDI vrijednosti glave koristi se fantom dijametra od 16 cm, a za tijelo od 32 cm. Za prikaz doze zračenja za određeni protokol koji se koristi uvijek uključuje nekoliko skeniranja, ključno je preklapanje i praznina u radijacijskoj dozi koje nastaju zbog uzastopnih rotacija izvora zračenja. To se rješava uvođenjem veličine za opis doze zračenja koja se naziva volumni CTDIw (CDTIvol).

Veličina $CTDI_w$ predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu u x i y smjeru, dok $CTDI_{vol}$ predstavlja prosječnu apsorbiranu dozu po x, y i z smjeru zbog čega je ovisan o veličini *pitch* faktora prema formuli; $CTDI_{vol} = CTDI_w/pitch.$

DLP (engl. Dose Lenght Product) predstavlja proizvod doznog indeksa i dužine skeniranja (L), prema formuli;

DLP = CTDI x L.

Efektivnu dozu ne mjerimo direktno, već je dobije očitanjem vrijednosti DLP na samom uređaju koju pomnožimo sa specifičnim težinskim faktorom. Efektivna doza izražava se u mili Sivertima (mSv) (18).

2. CILJ ISTRAŽIVANJA

Cilj ovog istraživanja je utvrditi kako promjenom veličine *pitch* faktora kod CT uređaja utječemo na kvalitetu CT snimanja.

Svrha ovoga istraživanja je pružiti radiološkim tehnolozima i liječnicima specijalistima radiologije nedvosmislene odgovore temeljene na dokazima s ciljem odabiranja optimalne veličine *pitch* faktora za postizanje najbolje moguće kvalitete slike, vodeći računa o minimalnoj isporučenoj dozi

Hipoteza istraživanja: Povećanjem *pitch* faktora ne utječemo na kvalitetu CT snimanja.

3. METODE I MATERJALI

3.1 Strategija pretraživanja literature

Provedeno je sveobuhvatno pretraživanje literature od ožujka do kolovoza 2018. godine kako bi se identificirale sve relevantne studije za naše istraživanje. Odlučili smo započeti s pretraživanjem bibliografskih baza za koje smo pretpostavljali da bi mogle sadržavati članke vezane uz *pitch* faktor u biomedicini i zdravstvu: MEDLINE/Pubmed i Web of Science (WoS).

Za identifikaciju randomiziranih kontroliranih studija u MEDLINE-u korištena je kombinacija kontroliranog rječnika i pretraživanja po ključnoj riječi. Bazu MEDLINE pretraživali smo koristeći sljedeću sintaksu: ((((((*pitch factor**)) AND (*computed tomography* OR *dual source**)) AND (*radiation* OR *dose*) AND *(image quality** OR *dose**)). Za prilagođenu strategiju pretraživanja rabili smo sljedeće pojmove: *pitch faktor, computed tomography, dual source CT, low pitch, high pitch, image quality, dose*, uz upotrebu Booleovih operatora AND i OR

3.2 Uključujući i isključujući faktori

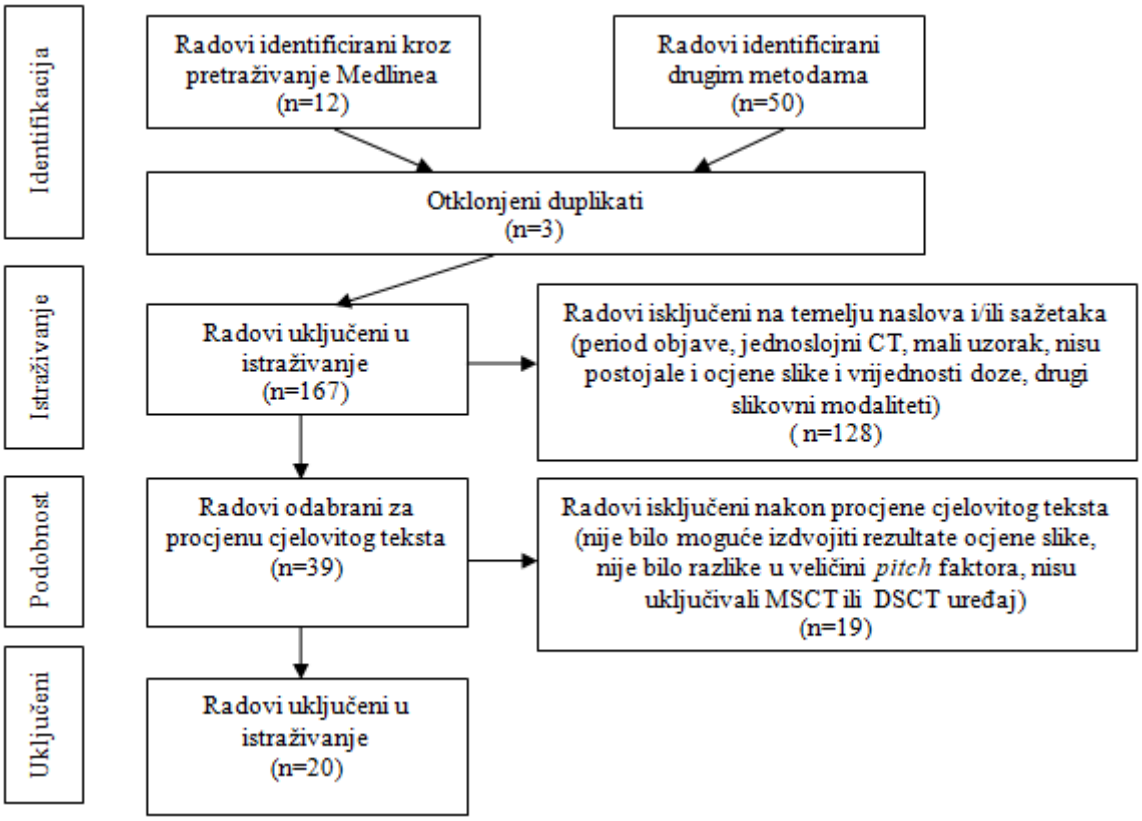
U istraživanje su uključivani samo randomizirani kontrolirani pokusi (engl. Randomized Controlled Trials, RCT) te komparativne prospektivne studije provedene od ožujka 2003. godine do kolovoza 2017. godine.

Daljnji uključujući kriteriji bile su studije s usporedbom vrijednosti velikog i malog *pitcha* kod višeslojne kompjuterizirane tomografije te dvoizvornih CT uređaja, morale su biti samo na engleskom jeziku, kategorijski opis na temelju subjektivne procjene barem dva ocjenjivača kvalitete slike, postojanje brojčanih podataka na temelju objektivnih mjerenja kvalitete slike (SNR,CNR,HU jedinice), te brojčani podaci o dozi zračenja.

Kriteriji isključenja bile su studije u kojima je uspoređivan odnos *pitch* faktora kod jednoslojnih CT uređaja.

3.3 Odabir podataka i izdvajanje studija

Odabir studija napravljen je uporabom PRISMA protokola, prikazanog na Slici 4. Pregledani su naslovi i sažeci radova a nakon toga i procjena punih tekstova i ekstrakcija podataka procjenjujući je li studija prikladna za uključenje na temelju ranije definiranih uključujućih i isključujućih kriterija



Slika 4. Hodogram sistematskog pregleda utjecaja *pitch* faktora na kvalitetu CT snimanja

Uporabom sintakse ključnih riječi te pretraživanjem literature pronašli smo 170 potencijalno relevantnih članaka. Nakon primjene isključnih i uključnih kriterija pregledali smo cjelovite tekstove 39 članaka, od kojih je 20 na koncu uključeno u analizu našeg istraživanja, jer su odgovarale postavljenim kriterijima kvalitete slike i doze zračenja u odnosu na *pitch* faktor

Prikupljane su sljedeće karakteristike studija: vrijednost velikog *pitcha,* vrijednost malog *pitcha*, vrijednost doze zračenja, kvalitativna ocjena kvalitete slike, vrsta CT uređaja, broj ispitanika. Iz odabranih dvadeset studija ekstrahirani su rezultati utjecaja velikog i/ili malog *pitch* faktora kod višeslojnog i dvoizvornog CT uređaja unaprijed određenih ishoda od interesa (doza zračenja i kvalitativna ocjena kvalitete slike) te upisani u *MS Excel* tablice.

3.4 Analiza podataka

Pri analizi podataka, uključene studije prvo su grupirane prema vrsti uređaja koji su koristile pri usporedbi, tj. jesu li uspoređivani istovrsni uređaji pri različitom *pitchu* (*low pitch* MSCT u odnosu na *high pitch* MSCT, odnosno *low pitch* DSCT u odnosu na *high pitch* DSCT) ili su uspoređivale različite uređaje pri različitom *pitchu* (*low pitch* MSCT u odnosu na *high pitch* DSCT). S obzirom na to da je glavni ishod bila subjektivna procjena kvalitete dobivene slike, zaključilo se da ekstrahirani podaci nisu pogodni za meta analizu, te se pristupilo opisnoj analizi dobivenih rezultata.

4. REZULTATI

U procjenu je uključeno 20 studija, čije su karakteristike prikazane u tablici 1.

Tablica 1. Karakteristike studija uključenih u istraživanje, a koje pokazuju vrstu CT uređaja i promjenu veličine *pitch* faktora na kvalitetu slike i dozu zračenja, s brojem uključenih ispitanika, godinom objave i zemljom u kojoj je istraživanje provedeno**.**

Broj	**Studija**	**Vrsta studije**	**Godina**	**Zemlja provođenja studije**	**Broj ispitanika**	**Vrsta uređaja**	**Pitch[4]**	**IQ[3]**	**Doza[5]**
1	High-Pitch Dual-Source Computed Tomography Renal Angiography Comparison With Conventional Low-Pitch Computed Tomography Angiography: Image Quality, Contrast Medium Volume, and Radiation Dose	CPS[6]	2015	Kina	50	DSCT[2]	L	0	2
						DSCT	H	0	1
2	Image quality and radiation dose of a prospectively electrocardiography - triggered high - pitch data acquisition strategy for coronary CT angiography: The multicenter, randomized PROTECTION IV study	RCT[7]	2015	Njemačka	303	MSCT[1]	L	0	2
						DSCT	H	0	1
3	Comparison Between Low (3:1) and High (6:1) Pitch for Routine Abdominal/Pelvic Imaging With Multislice Computed Tomography	RCT	2003	Sjedinjene Američke Države	184	MSCT	L	0	2
						MSCT	H	0	1

4	High-Pitch Dual-Source MDCT for Imaging of the Thoracoabdominal Aorta: Relationships Among Radiation Dose, Noise, Pitch, and Body Size in a PhantomExperiment and Clinical Study	CPS	2015	Sjedinjene Američke Države	45	MSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
5	CT pulmonary angiography: simultaneous low-pitch dual-source acquisition mode with 70 kVp and 40 ml of contrast medium and comparison with high-pitch spiral dual-source acquisition with automated tube potential selection	CPS	2015	Njemačka	70	DSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
6	Helical computed tomography of the abdomen: evaluation of image quality using 1.0, 1.3, and 1.5 pitches	RCT	2003	Tajvan	72	MSCT	L	0	2
						MSCT	H	0	1
7	CT dose reduction using prospectivly triggerd or fast-pitch spiral tehnique employed in cardiothoracic imaging (the CT dose study)	CPS	2014	Sjedinjene Američke Države	2085	MSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
8	High pitch third generation dual-source CT: Coronary and Cardiac Visualization on Routine Chest CT	CPS	2016	Sjedinjene Američke Države	222	MSCT	L	1	2
						DSCT	H	2	1
9	Comparison of Image Quality and Radiation Dose between High-Pitch Mode and Low-Pitch Mode Spiral Chest CT in Small Uncooperative Children: The Effect of Respiratory Rate	CPS	2016	Republika Koreja	47	DSCT	L	1	2
						DSCT	H	2	1

10	Free-breathing High-Pitch 80kVp Dual-Source Computed Tomography of the Pediatric Chest: Image quality, Presence of Motion Artifacts and Radiation Dose	CPS	2017	Njemačka	87	MSCT	L	1	2
						DSCT	H	2	1
11	High-pitch dual-source CT angiography of the whole aorta without ECG synchronisation: initial experience	CPS	2012	Njemačka	120	MSCT	L	1	2
						DSCT	H	2	1
12	Low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system—First clinical results	CPS	2011	Njemačka	73	MSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
13	The comparison of flash spiral mode and conventional spiral mode of 2nd generation dual-source CT in congenital heart disease	RCT	2011	Kina	38	MSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
14	Ultra-fast, low dose high-pitch (FLASH) versus prospectively-gated coronary computed tomography angiography: Comparison of image quality and patient radiation exposure	CPS	2017	Saudijska Arabija	162	DSCT	L	1	2
						DSCT	H	2	1
15	Application of flash dual-source CT at low radiation dose and low contrast medium dose in triple-rule-out (tro) examination	RCT	2015	Kina	108	DSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
16	Impact on Image Quality and Radiation Dose of Third-Generation Dual-Source ComputedTomography of the Coronary Arteries	CPS	2017	Austrija	70	MSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1

17	Contrast-Enhanced High-Pitch Computed Tomography in Pediatric Patients Without Electrocardiography Triggering and Sedation: Comparison of Cardiac Image Quality With Conventional Multidetector Computed Tomography	RCT	2017	Njemačka	55	MSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
18	Low-dose high-pitch CT angiography of the supraaortic arteries using sinogram-affirmed iterative reconstruction	CPS	2014	Austrija	42	DSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
19	The ascending aortic image quality and the whole aortic radiation dose of high-pitch dual-source CT angiography	RCT	2013	Kina	110	MSCT	L	0	2
						DSCT	H	0	1
20	Assessment of image quality of a standard and two dose-reducing protocols in paediatric pelvic CT	CPS	2003	Australija	105	MSCT	L	0	1
						MSCT	H	0	2

[1] MSCT – multi slice computer tomography
[2] DSCT – dual source computer tomography
[3] IQ - image quality - 0: ista, 1: niža, 2: viša
[4] Pitch - L: low, H: high
[5] Doza – 0: ista,1: niska , 2: visoka
[6] Komparativna prospektivna studija
[7] Randomizirana kontrolirana studija

Od 20 studija uključenih u istraživanje, 11 (55%) studija uspoređivalo je utjecaj *high i low pitcha* na MSCT i DSCT uređaju, u 6 (30%) studija upotrebljavana je usporedba samo *high i low pitcha* na DSCT uređajima, a u 3 (15 %) samo na MSCT uređajima.

Od 11 studija koje su uspoređivale *low pitch* MSCT i *high pitch* DSCT, u 8 studija (72,7%) rezultat je kako je subjektivna kvaliteta slike ista. U 3 studije (27,3%) zaključak je da je

subjektivno kvaliteta slike manja s *low pitch* MSCT-om nego s *high pitch* DSCT-om, ili, drugačije rečeno, ako se uzme da je referentna vrijednost *low pitch* MSCT-om, da je kvaliteta slike subjektivno veća s *high pitch* DSCT-om. Rezultati su prikazani u tablici 2

Tablica 2. Broj radova s usporedbom veličine *pitch* faktora kod MSCT i DSCT uređaja prema kvaliteti slike.

	MSCT[1] (n[3] =11) Pitch L[4]	**DSCT[2] (n=11) Pitch H[5]**
Kvaliteta snimke manja	3[6] (27,3%)	0
Kvaliteta snimke ista	8[7] (72,7%)	8[7] (72,7%)
Kvaliteta snimke veća	0	3[6]

[1] MSCT – multi slice computed tomography
[2] DSCT – dual source computed tomography
[3] n – broj radova
[4] L – pitch low
[5] H - pitch high
[6] Radi se o istom podatku, odnosno, kvaliteta slike je veća/manja u odnosu na drugi uređaj
[7] Radi se o istom podatku

U svih jedanaest studija koje su uspoređivale low pitch MSCT i *high pitch* DSCT kod *high pitch* DSCT-a upotrebljavana je manja doza zračenja, a kod *low pitch* MSCT-a veća doza zračenja. Rezultati usporedbe *low pitch* MSCT-a i *high pitch* DSCT-a prema upotrijebljenoj dozi zračenja prikazani su u tablici 3.

Tablica 3. Broj radova s usporedbom veličine *pitch* faktora kod MSCT i DSCT uređaja prema dozi zračenja

	MSCT[1] (n[3] =11) Pitch L[4]	**DSCT[2] (n=11) Pitch H[5]**
Doza manja	0	11[6]
Doza ista	0	0
Doza veća	11[6]	0

[1] MSCT – multi slice computed tomography
[2] DSCT – dual source computed tomography
[3] n – broj radova
[4] L – pitch low
[5] H - pitch high
[6] Isti podatak, druga referentna kategorija

Cjelovito gledano, u studijama koje su uspoređivale *low pitch* MSCT s većom dozom zračenja i *high pitch* DSCT s nižom dozom zračenja, u 8 studija subjektivna kvaliteta slike bila je ista, a u 3 studije *high pitch* DSCT s nižom dozom zračenja dao je bolju subjektivnu kvalitetu slike.

Tri rada uspoređivala su samo *low i high pitch* kod MSCT uređaja. U sva tri rada pronađeno je da je subjektivna kvaliteta slike jednaka, bez obzira na to koristi li se *low ili high pitch*. Rezultati su prikazani u tablici 4. Međutim, kako je prikazano u tablici 5, pri korištenju *low pitch* MSCT-a za postizanje jednake kvalitete slike kao na *high pitch* MSCT-u korištene su više doze zračenja u sva tri slučaja.

Tablica 4. Broj radova s usporedbom veličine *pitch* faktora i kvalitete snimke kod iste vrste MSCT uređaja

	MSCT[1] L[2] pitch (n[4] =3)	**MSCT H[3] pitch (n[4]=3)**
Kvaliteta snimke - manja	0	0
Kvaliteta snimke - ista	3	3
Kvaliteta snimke - veća	0	0

[1] MSCT – multi slice computed tomography
[2] L – pitch low
[3] H - pitch high
[4] n – broj radova

Tablica 5. Broj radova s usporedbom veličine *pitch* faktora i doze zračenja kod iste vrste MSC uređaja.

	MSCT[1] L[2] pitch (n[4] =3)	**MSCT H[3] pitch (n[4]=3)**
Doza manja	0	3
Doza ista	0	0
Doza veća	3	0

[1] MSCT – multi slice computed tomography
[2] L – pitch low
[3] H – pitch high
[4] n – broj radova

U ukupno 6 radova koji su uspoređivali subjektivnu kvalitetu snimke *low pitch* DSCT-a i *high pitch* DSCT-a, u tri studije pronađeno je da je kvaliteta snimke ista, a u tri slučaja da je kvaliteta slike manja s *low pitch* DSCT-om, kako je prikazano u tablici 6. Međutim, u svih 6 slučajeva *low pitch* DSCT-a korištene su veće doze zračenja u odnosu na *high pitch* DSCT kako bi se postigla bolja subjektivna kvaliteta slike u tih 50% studija. Korištenje doza zračenja prikazano je u tablici 7.

Tablica 6. Broj radova s usporedbom veličine *pitch* faktora i kvalitete snimke kod iste vrste DSCT uređaja

	DSCT L[2] pitch (n[4] = 6)	**DSCT H[3] pitch (n[4] = 6)**
Kvaliteta snimke manja	3 (50%)	0
Kvaliteta snimke ista	3	3
Kvaliteta snimke veća	0	3

[1] DSCT – dual source computed tomography
[2] L – pitch low
[3] H - pitch high
[4] n – broj radova

Tablica 7. Broj radova s usporedbom vrijednosti *pitch* faktora i doze zračenja kod iste vrste DSCT uređaja

	DSCT L[2] pitch (n[4] =6)	**DSCT H[3] pitch (n[4]=6)**
Doza manja	0	6
Doza ista	0	0
Doza veća	6	0

[1] DSCT – dual source computed tomography
[2] L – pitch low
[3] H - pitch high
[4] n – broj radova

5. RASPRAVA

Nove generacije uređaja kompjuterizirane tomografije koje koriste suvremene sustave za automatsku optimizaciju doze zračenja AEC (engl. Automatic Exposure Control) pokazuju kako promjena *pitch* faktora generalno ne utječe na dozu zračenja i kvalitetu slike. Temeljem dostupne literature također je pokazano kako su doza zračenja i šum uvjetovani parametrima AEC sustava koji su specificirani od samog proizvođača uređaja (20).

Rezultati ovog istraživanja obuhvaćaju postojeće dokaze o utjecaju veličine *pitch* faktora kod CT uređaja na kvalitetu snimanja, uzimajući u obzir i dozu isporučenog zračenja. Provedenim istraživanjem pokazali smo kako se povećanjem *pitch* faktora kvaliteta snimke ne mijenja čime smo potvrdili hipotezu našeg istraživanja. Isto tako, istraživanje je pokazalo kako se kod procjene kvalitete slike *high pitch* metodom isporuči manja doza zračenja što se može objasniti činjenicom kako je većina uključenih studija u istraživanje (72,7%) uspoređivala *low pitch* MSCT i *high pitch* DSCT (22,24,27,32,36,37,39).

Rezultati našeg istraživanja u skladu su s istraživanjima Xu i suradnika 2011. koji su dobili značajno smanjenje doze zračenja ($p < 0,05$) upotrebom *high pitch* faktora kod DSCT uređaja, uz održanu kvalitetu slike (33).

Prema rezultatima provedenog istraživanja u (27,3%) dobiveno je da je ocjena kvalitete slike manja s *low pitch* MSCT-om nego s *high pitch* DSCT-om (28,30,31). Dobiveni rezultati mogu se objasniti činjenicom kako je *low pitch* MSCT-om skenirana torakalna regija gdje zbog prirodnog artefakta micanja (rada srca i disanja) dobivena i lošija kvaliteta slike. Za razliku od istraživanja Ghardi i suradnika 2012. koji pokazuju kako *high pitch* faktor kod dvoizvorne kompjuterizirane tomografije (128 DSCT) ima manju dozu zračenja uz očuvanu kvalitetu slike u odnosu na višeslojnu kompjuteriziranu tomografiju (64 MSCT) kod prikaza koronarnih arterija srca (41).

Rezultati također sugeriraju da je kvaliteta slike ostala ista i kada se uspoređivala ista vrsta uređaja (dva MSCT uređaja ili dva DSCT uređaja) u odnosu na *pitch* faktor, za razliku od doze zračenja koja se mijenjala (21,23,29,34,35,40). Dobiveni rezultati u skladu su s očekivanjima jer je u navedenim studijama korišten standardni protokol *high pitch* tehnike snimanja za torakalne i abdominalne organe.

Ishod rezultata u našem istraživanju potvrđen je temeljem objektivnih i subjektivnih parametara kvalitete slike. Kvaliteta slike je procjenjivana na temelju mjerenja odnosa signala

i šuma SNR (engl. Signal to Noice Ratio), kao i omjera kontrasta i šuma CNR (engl. Contrast to Noice Ratio). Signal je mjeren u određenim regijama od interesa ROI (engl. Region of Interest) što odgovara atenuacijskim koeficijentima mjerenim u HU jedinicama (engl Hounsfield Units). Subjektivna procjena kvalitete slike u istraživanju je bila ocjena dva ili više neovisna ocjenjivača na temelju prethodno definiranih kriterija.

U našem istraživanju postojala su neka ograničenja. U istraživanje nisu uključeni samo sustavni pregledi i meta analize, subjektivna ocjena kvalitete slike nije uključivala u svim studijama više od dva neovisna ocjenjivača kvalitete slike, uspoređivani su rezultati samo dvije grupe uređaja neovisno o njihovim tehničkim karakteristikama. Snagu dobivenih rezultata povećali bi kada bi metodološki uključili u istraživanje i druge objektivne parametre koji utječu na kvalitetu slike kod kompjuterizirane tomografije (BMI engl. Body Mass Index, dužinu snimanog dijela tijela, rekonstrukcijske algoritme, vrijednosti kilovolta i (miliampersekunda).

Unatoč navedenim ograničenjima našeg istraživanja moguće je ponuditi određene prijedloge za buduća prospektivna istraživanja *pitch* faktora prema tehničkim specifikacijama CT uređaja s naglaskom na što nižu dozu zračenja, što je i dalje izazov u CT dijagnostici (low dose).

6. ZAKLJUČAK

Temeljem dobivenih rezultata istraživanja i pregleda dostupnih radova mogu se izvesti sljedeći zaključci:

1. Provedenim istraživanjem nismo našli kako postoji statistički značajan utjecaj *pitch* faktora na kvalitetu slike kod višeslojnih CT uređaja, ali smo potvrdili kako *high pitch* faktor značajno utječe na smanjenje doze zračenja bolesnika.

2. U razmatranju primjene *low* i *high pitch* faktora kod MSCT-a i DSCT-a dobiveno je da je subjektivna kvaliteta slike ista, odnosno kvaliteta slike je subjektivno veća s *high pitch* DSCT-om.

3. U svih jedanaest studija koje su uspoređivale *low pitch* MSCT i *high pitch* DSCT kod *high pitch* DSCT-a primjenjena je manja doza zračenja za pacijenta, a kod *low pitch* MSCT-a veća doza zračenja tijekom snimanja. Zaključno, *high pitch* DSCT-om korištene su manje doze zračenja i kada su se uspoređivale iste vrste uređaja primjenom *low* i *high pitch* faktora.

Ovim istraživanjem potvrdili smo kako izborom *pitch* faktora značajno ne utječemo na kvalitetu slike, za razliku od doze zračenja bolesnika. Može se zaključiti kako pravilnim odabirom *pitch* faktora možemo postići kvalitetu slike koja može odgovoriti na postavljeno kliničko pitanje uz istovremeno značajno smanjenje doze zračenja za pacijenta.

7. LITERATURA

1. Thomas , Bernd O. Multi-slice CT Technology. https://www.researchgate.net/publication/226364780 pristupljeno 27.7.2018
2. Thomas G. F, Shuai L, Lifeng Yu, Thomas Ar, Herbert Bruder, Martin Petersilka, i sur. Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: Image reconstruction and assessment of image quality. Medical Phisycs, 2009 December ; 36 (12) :5641-53.
3. Kazuhiro K. Characteristics of Multislice CT; JMAJ 202; 45(4); 175-179.
4. Thomas G. F, Stefan S, Karl S, Herbert B, Bernd M. O, U. Joseph S. Multi-Detector Row CT System and Image – Recostruction Techniques[1]. Radiology 2015; 235: 756-773.
5. Wang G,Michael W. V. The effect of pitch in multislice spiral/helical CT; . Medical Phisycs, 1999 December: 26(12): 2648-53.
6. Wang G, Vannier M.W. Optimal pitch in spiral computed tomography; Medical Physics 1997 October 24 (10): 1635-1639.
7. Mahesh M. Search for Isotropic Resolution in CT from Conventional through Multiple-Row Detector; Radiographics.: 2002 Jul-August; 22(4):949-62.
8. Atsushi F, Pei-Jan P. L, Kosuke M, Tsiaki M. Measurment of table feed speed in modern CT. Journal of Applied Clinical Medical Physics; 2014 May; 15 (3): 275-278.
9. Beeres M, Williams K, Bauer RW, Scholtz J, Kaup M,Gruber-Rouh T, i sur. First Clinical Evaluation of High-Pitch Dual-Source Computed Tomographic Angiography Comparing Automated Tube Potential Selection With Automated Tube Current Modulation. J Comput Assist Tomogr.; 2015 Jul-Aug; 39(4): 624-8.
10. Martin B, Ralf W. B, Josef M. K, Thomas J. V, Clara L. Energy Limits in Second Generation High-pitch Dual Source CT - Comparison in an Upper Abdominal Phantom. J Clin Imaging Sci; 2015 Januar; 5: 2.
11. Hara T, Urikura A, Ichikawa K, Hoshino T, Nishimaru E, Niwa S. Temporal resolution measurment 128-slice dual source and 320-row area detector computed tomography scanners in helical acquisition mode using the impulse method. Phys Med.; 2016 Apr; 32(4); 625-30.
12. Mahesh M, Scatarige J.C, Cooper J, Fishman E.K. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner. AJR Am J Roentgenol. 2001 Dec;177(6):1273-5.

13. Goldman LW. Principles of CT and CT technology. J Nucl Med Technol.; 2007 Sep; 35(3); 11-28.
14. Brink J.A, Heiken J.P, Wang G, McEnery K.W, Schlueter F.J, Vannier M.W. Helical CT: Principles and Tehnical Consideration; Radiographics. 1994 Jul;14(4): 887-93.
15. Mathias P. MDCT: Tehnical Principles and Future Trends;
16. http://eknygos.lsmuni.lt/springer/298/5-12.pdf preuzeto 27.7.2018.
17. Thomas F. Siemens Sensation 64 Scanner and How it Works; http://www.ctisus.com/responsive/learning/features/mdct-64/mdct-64-siemens-sensation-64-scanner-and.
18. Raman S.P,Mahesh M, Blasko R.V, Fishman E.K. CT scan parameters and radiation dose: practical advice for radiologists.J Am Coll Radiol. 2013 Nov;10(11):840-6.
19. McCollough C.H, Leng S,Yu L,Dianna D.C , Boone J.M, Michael F. M-G. CT dose index and patient dose: they are not the same thing. Radiology. 2011 May: 259(2): 311-6.
20. Ranallo FN, Szczykutowicz T. The correct selection of pitch for optimal CT scanning: avoiding common misconceptions. J Am Coll Radiol.2015 Apr;12(4): 423-4.
21. Pang L,Zhao Y,Dong H,Shi H,Yang W,Zhang H, i sur. High-Pitch Dual-Source Computed Tomography Renal Angiography Comparison With Conventional Low-Pitch Computed Tomography Angiography: Image Quality, Contrast Medium Volume, and Radiation Dose; J Comput Assist Tomogr. 2015 Sep-Oct;39(5): 737-40.
22. Deseive S, Pugliese F, Meave A, Alexanderson E, Martinoff S, Hadamitzky M, i sur. Image quality and radiation dose of a prospectively electrocardiography-triggered high-pitch data acquisition strategy for coronary CT angiography: The multicenter, randomized PROTECTION IV study; J Cardiovasc Comput Tomogr. 2015 Jul-Aug;9(4): 278-85.
23. Sahani D, Saini S, D'Souza R.V, O'Neill M.J, Prasad S.R,Kalra MK,i sur. Comparison between low (3:1) and high (6:1) pitch for routine abdominal/pelvic imaging with multislice computed tomography; J Comput Assist Tomogr. 2003 Mar-Apr; 27(2): 105-9.
24. Mileto A, Ramirez-Giraldo JC, Nelson RC, Hurwitz LM, Choudhury KR, Seaman DM, i sur. High-Pitch Dual-Source MDCT for Imaging of the Thoracoabdominal Aorta: Relationships Among Radiation Dose, Noise, Pitch, and Body Size in a Phantom Experiment and Clinical Study; AJR Am J Roentgenol. 2015 Oct;205(4): 834-9.

25. Boos J, Kröpil P, Lanzman R.S,Aissa J, Schleich C, Heusch P, i sur. CT pulmonary angiography: simultaneous low-pitch dual-source acquisition mode with 70 kVp and 40 ml of contrast medium and comparison with high-pitch spiral dual-source acquisition with automated tube potential selection; Br J Radiol. 2016 Jun;89(1062):20151059.
26. Lin YC, Ng K.K,Tseng J.H, Wong M.C, Lai TC,Wan YL,i sur. Helical computed tomography of the abdomen: evaluation of image quality using 1.0, 1.3, and 1.5 pitches; Chang Gung Med J. 2002 Feb;25(2):104-9.
27. Chinnaiyan K.M,Bilolikar A.N,Walsh E, Wood D, DePetris A, Gentry R, i sur. CT dose reduction using prospectively triggered or fast-pitch spiral technique employed in cardiothoracic imaging (the CT dose study); J Cardiovasc Comput Tomogr. 2014 May-Jun;8(3):205-14.
28. Sandfort V, Ahlman M.A, Jones E.C, Selwaness M,Y Chen M, R Folio L, i sur. High pitch third generation dual-source CT: Coronary and cardiac visualization on routine chest CT; J Cardiovasc Comput Tomogr. 2016 Jul-Aug;10(4):282-8.
29. Kim S.H, Choi Y.H, Cho H.H,Lee S.M, Shin S.M,Cheon J.E, i sur. Comparison of Image Quality and Radiation Dose between High-Pitch Mode and Low-Pitch Mode Spiral Chest CT in Small Uncooperative Children: The Effect of Respiratory Rate; Eur Radiol. 2016 Apr; 26(4): 1149-58.
30. Bodelle B, Fischbach C, Booz C, Yel I, Frellesen C, Beeres M, i sur.Free-breathing high-pitch 80kVp dual-source computed tomography of the pediatric chest: Image quality, presence of motion artifacts and radiation dose; Eur J Radiol. 2017 Apr: 89: 208-214.
31. Beeres M, Schell B, Mastragelopoulos A, Herrmann E, Kerl JM, Gruber-Rouh T, i sur. High-pitch dual-source CT angiography of the whole aorta without ECG synchronisation: initial experience; Eur Radiol. 2012 Jan;22(1):129-37.
32. Schell B, Bauer RW, Lehnert T, Kerl JM, Hambek M, May A, i sur. Low-dose computed tomography of the paranasal sinus and facial skull using a high-pitch dual-source system-first clinical results; Eur Radiol. 2011 Jan;21(1):107-12.
33. N. Xu, L. Zhang, H. Pan, B. Wang. The comparasion of flash spiral mode and conventional spiral mode of 2nd generation dual-source CT in congenital heart disease ECR 2011 : C-0877: 1-6.

34. Osama A. Smettei, Sawsan Sayed,Rami M. Abazid. Ultra-fast, low dose high-pitch (FLASH) versus prospectively-gated coronary computed tomography angiography: Comparison of image quality and patient radiation exposure; 2018;30(3):165-171.
35. Chen H-L, Chen T-W, Qiu L-H, Diao X-M, Zhang C, Chen L. Application of flash dual-source CT at low radiation dose and low contrast medium dose in triple-rule-out (tro) examination. International Journal of Clinical and Experimental Medicine. 2015;8(11):21898-21905.
36. Apfaltrer G, Szolar D.H,Wurzinger E,Takx R.A,Nance J.W,Dutschke A, i sur. Impact on Image Quality and Radiation Dose of Third-Generation Dual-Source Computed Tomography of the Coronary Arteries; Am J Cardiol.2017 Apr 15;119(8):1156-1161.
37. Esser M, Gatidis S, Teufel M, Ketelsen I, Nikolaou K, Schäfer J.F, i sur. Contrast-Enhanced High-Pitch Computed Tomography in Pediatric Patients Without Electrocardiography Triggering and Sedation: Comparison of Cardiac Image Quality With Conventional Multidetector Computed Tomography.; J Comput Assist Tomogr. 2017 Jan;41(1):165-171.
38. Beitzke D, Nolz R, Unterhumer S, Plank C, Weber M,Schernthaner R. Low-Dose High-Pitch CT Angiography of the Supraaortic Arteries Using Sinogram-Affirmed Iterative Reconstruction; PLoS One. 2014; 9(6): e 99823.
39. Liu Y, Xu J, Li J, Ren J, Liu H, Xu J, i sur. The ascending aortic image quality and the whole aortic radiation dose of high-pitch dual-source CT angiography; J Cardiothorac Surg. 2013 December;12;8: 228.
40. Johan R, Cheryl E S; Niru H , Kirean F, Kerry, Johan C. Assessment of image quality of a standard and two dose-reducing protocols in paediatric pelvic CT; Pediatr Radiol. 2003 Mar;33(3):177-82.
41. Ghadri J.R,Küest S.M,Goetti R,Fiechter M,Pazhenkottil A.P,Nkoulou R.N. Image quality and radiation dose comparison of prospectively triggered low-dose CCTA: 128-slice dual-source high-pitch spiral versus 64-slice single-source sequential acquisition. Int J Cardiovasc Imaging.2012 Jun;28(5):1217-25.

8. SAŽETAK

Cilj:

Cilj ovog istraživanja je utvrditi utječe li se promjenom veličine *pitch* faktora kod CT uređaja na kvalitetu CT snimanja.

Hipoteza istraživanja:

Povećanjem *pitch* faktora ne utječemo na kvalitetu CT snimanja.

Uzorak ispitanika i metode:

Uporabom sintakse ključnih riječi te pretraživanjem literature pronašli smo 170 potencijalno relevantnih članaka. Nakon primjene isključnih i uključnih kriterija pregledali smo cjelovite tekstove 39 članaka, od kojih je 20 na koncu uključeno u analizu našeg istraživanja, jer su odgovarale postavljenim kriterijima kvalitete slike i doze zračenja u odnosu na *pitch* faktor.

Rezultati:

Od 11 studija koje su uspoređivale *low pitch* MSCT i *high pitch* DSCT, u 8 studija (72,7%) dobiveno je da je subjektivna kvaliteta slike ista. U 3 studije (27,3%) dobiveno je da je subjektivno kvaliteta slike manja s *low pitch* MSCT-om nego s *high pitch* DSCT-om. U svih jedanaest studija koje su uspoređivale *low pitch* MSCT i *high pitch* DSCT kod high pitch DSCT-a upotrebljavana je manja doza zračenja, a kod *low pitch* MSCT-a veća doza zračenja

Tri rada uspoređivala su samo *low i high pitch* kod MSCT uređaja. U sva tri rada pronađeno je da je subjektivna kvaliteta slike jednaka, bez obzira na to koristi li se *low ili high pitch*. Pri korištenju *low pitch* MSCT-a za postizanje jednake kvalitete slike kao na *high pitch* MSCT-u korištene su više doze zračenja u sva tri slučaja. U ukupno 6 radova koji su uspoređivali subjektivnu kvalitetu snimke *low pitch* DSCT-a i *high pitch* DSCT-a, u tri studije pronađeno je da je kvaliteta snimke ista, a u tri slučaja da je kvaliteta slike manja s *low pitch* DSCT-om.

Međutim, u svih 6 slučajeva *low pitch* DSCT-a korištene su veće doze zračenja u odnosu na *high pitch* DSCT kako bi se postigla bolja subjektivna kvaliteta slike u tih 50% studija.

Zaključak:

Ovim istraživanjem nije dokazano kako postoji statistički značajan utjecaj *pitch* faktora na kvalitetu slike kod višeslojnih CT uređaja, ali je potvrđeno kako *high pitch* faktor značajno utječe na smanjenje doze zračenja bolesnika.

9. SUMMARY

Objective:

The objective of this study is to determine how with changing the size of pitch factor at CT device we can affect the CT recording quality.

Hypothesis of research:

By increasing the pitch factor we do not affect the CT recording quality.

Sample of examinees and methods:

By using keywords syntax and searching the literature we found 170 potentially relevant articles. Following the application of the exclusion and inclusion criteria, we reviewed the complete texts of 39 articles, of which 20 were finally included in the analysis of our research, because they corresponded to the established image quality criteria and radiation dose in relation to the pitch factor.

Results:

Of 11 studies which compared low pitch MSCT and high pitch DSCT, in 8 studies (72.7%) it was found that the subjective image quality is the same. In 3 studies (27.3%), subjective image quality was lower with low pitch MSCT than with high pitch DSCT. In all eleven studies which compared low pitch MSCT and high pitch DSCT, at high pitch DSCT a lower radiation dose was used and at low pitch MSCT a higher dose of radiation was used. Three papers compared only low and high pitch at MSCT devices. In all three papers, subjective image quality was found to be equal regardless of whether low or high pitch was used. When using low pitch MSCT to achieve the same image quality as at high pitch MSCT, higher radiation doses were used in all three cases. In a total of 6 papers which compared the subjective quality of low pitch DSCT and high pitch DSCT, in three studies it was found that

the image quality is the same, and in three cases the image quality was lower with low pitch DSCT. However, in all 6 cases of low pitch DSCT, higher radiation doses were used compared to high pitch DSCT in order to achieve better subjective image quality in 50% of these studies.

Conclusion:

This research did not find that there was a statistically significant influence of pitch factor on the image quality at multilayer CT devices, but we have confirmed that high pitch factor significantly affects the reduction of radiation dose of patients.

10. ŽIVOTOPIS

Osnovni podaci

Ime i prezime: Dražen Horvatinec

Datum rođenja: 16. rujna 1968. u Zagrebu

Adresa: Gorenska 33, Gornji Stupnik

Telefon: + 385913712579

E- pošta: horvatinecdrazen@gmail.com

Državljanstvo: Hrvatsko

Obrazovanje:

Osnovna škola: 1975. – 1983. OŠ „ Franjo Puškarić“ – Lučko

Srednja škola: 1983. – 1985. Obrazovni centar „ Nikola Tesla“, Zagreb

1985. – 1987. Medicinska škola, Vinogradska 29, Zagreb

Studij: 1988. – 1990. Viša medicinska škola u Zagrebu - Radiološki smjer

Diplomirao: 23. ožujka 1991. – Inžinjer medicinske radiologije

Razlikovna treća godina: 2001. – 2002. Viša medicinska škola u Zagrebu

Diplomirao: 04. veljače 2003. – Prvostupnik radiološke tehnologije

Radno iskustvo: Od 1991. zaposlen na Zavodu za radiologiju KB „ Sveti Duh“, Zagreb

Od 2003. suradnik u praktičnoj nastavi Zdravstvenog veleučilište u Zagrebu