

Kontrola kvalitete digitalnih receptora u radiologiji

Zanze, Antonia

Master's thesis / Diplomski rad

2021

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:176:200488>

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

Download date / Datum preuzimanja: **2024-04-25**



Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
SVEUČILIŠTE U SPLITU

Repository / Repozitorij:

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



UNIVERSITY OF SPLIT



DIGITALNI AKADEMSKI ARHIVI I REPOZITORIJ

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

Antonia Zanze

**KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH
RECEPTORA U RADIOLOGIJI**

Diplomski rad

Split, 2021.

SVEUČILIŠTE U SPLITU

Podružnica

SVEUČILIŠNI ODJEL ZDRAVSTVENIH STUDIJA

DIPLOMSKI SVEUČILIŠNI STUDIJ

RADIOLOŠKA TEHNOLOGIJA

Antonia Zanze

**KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH
RECEPTORA U RADIOLOGIJI**

**QUALITY CONTROL OF DIGITAL RECEPTORS IN
RADIOLOGY**

Diplomski rad/Master's Thesis

Mentor:

Doc.dr.sc. Ivana Štula

Split, 2021.

SADRŽAJ

SAŽETAK.....	III
SUMMARY.....	II
1. UVOD.....	1
2. CILJ RADA.....	3
3. POVIJEST DIGITALNIH RADIOLOŠKIH METODA.....	4
4. DIGITALNI RECEPTORI (DETEKTORI) U RADIOLOGIJI.....	6
4.1. KOMPJUTERIZIRANA RADIOGRAFIJA (engl. Computed radiography).....	6
4.1.1. Kazete s fosfornim pločama.....	6
4.1.2. Digitalizator.....	8
4.2. DIGITALNA RADIOGRAFIJA (engl. Digital radiography).....	9
4.2.1. Indirektna digitalna radiografija.....	9
4.2.2. Direktna digitalna radiografija.....	11
5. PROCES NASTANKA DIGITALNE SLIKE.....	13
6. FAKTORI KOJI UTJEČU NA KVALITETU DIGITALNE SLIKE.....	16
6.1. PIKSEL.....	16
6.2. REZOLUCIJA DIGITALNOG DETEKTORA - MTF (engl. Modulation transfer function).....	18
6.3. UČINKOVITOST DIGITALNOG DETEKTORA - DQE (engl. Detective quantum efficiency).....	20
6.4. OŠTRINA (engl. Sharpness).....	21
6.5. ŠUM, BUKA (engl. Noise).....	23
6.6. SIGNAL TO NOISE RATIO (SNR).....	24
6.7. REKONSTRUKCIJA SLIKE.....	25
6.8. PROSTORNI ARTEFAKTI.....	26
6.9. TEMPORALNI ARTEFAKTI.....	26
6.10. OBRADA SLIKE.....	26
6.11. PROZOR (engl. Window).....	27
7. KONTROLA KVALITETE U RADIOLOGIJI.....	29
8. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U RADIOGRAFIJI.....	34
8.1. TESTOVI KONTROLE KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U RADIOGRAFIJI.....	36
8.1.1. Test prostorne razlučivosti.....	37
8.1.2. Test za kontrast.....	38
8.1.3. Test zacrnjenja (MPV) i šuma.....	38
8.1.4. Test rešetke.....	38
8.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA U RADIOGRAFIJI.....	40
8.2.1. Podekspozicija.....	40
8.2.2. Izostanak piksela.....	41
8.2.3. Ghosting.....	41

8.2.4. Artefakt vodoravne linije.....	42
8.2.5. Neusklađenost kolimatora.....	43
8.2.6. Artefakt rešetke.....	43
8.2.7. Artefakt vibracija.....	44
9. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U MAMOGRAFIJI.....	44
9.1. TESTOVI ZA KONTROLU KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U MAMOGRAFIJI.....	45
9.1.1. Test za odziv detektora.....	45
9.1.2. Test procjene buke.....	46
9.1.3. Ispitivanja homogenosti i stabilnosti detektora.....	46
9.1.4. Ispitivanje rada elemenata detektora.....	46
9.1.5. Test na neispravljen i disfunkcionalne elemente detektora.....	47
9.1.6. Modulacijska funkcija prijenosa (MTF) i spektar snage slike (NPS) test.....	47
9.1.7. Fantomski test slike.....	48
9.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA U MAMOGRAFIJI.....	49
10. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA KOD KOMPJUTERIZIRANE TOMOGRAFIJE.....	51
10.1. TESTOVI ZA KONTROLU KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA KOD KOMPJUTERIZIRANE TOMOGRAFIJE.....	54
10.1.1. Test za provjeru točnosti CT broja.....	55
10.1.2. Test za provjeru prostorne razlučivosti.....	56
10.1.3. Test za provjeru kontrastne rezolucije.....	56
10.1.4. Test za provjeru šuma.....	57
10.1.5. Test za provjeru artefakata.....	58
10.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA KOD KOMPJUTERIZIRANE TOMOGRAFIJE.....	59
10.2.1. Prstenasti artefakti (<i>engl. Ring Artefacts</i>).....	60
10.2.2. Spiralni artefakti višeslojnog skeniranja (<i>engl Windmill Artefacts</i>).....	61
10.2.3. Učinak stožastog snopa (<i>engl. Cone Beam Effect</i>).....	62
10.2.4. Stepeničasti artefakti (<i>engl. Stair Step Artefacts</i>).....	62
11. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U DIGITALNOJ SUBTRAKCIJSKOJ ANGIOGRAFIJI.....	63
11.1. TESTOVI ZA KONTROLU KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U DSA.....	64
11.1.1. Test razlučivosti visokog kontrasta.....	65
11.1.2. Test razlučivosti niskog kontrasta.....	66
11.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA U DSA.....	67
12. ZAKLJUČAK.....	69
13. LITERATURA.....	71
14. ŽIVOTOPIS.....	74

SAŽETAK

TEMELJNA DOKUMENTACIJSKA KARTICA

DIPLOMSKI RAD

Sveučilište u Splitu
Sveučilišni odjel zdravstvenih studija
Radiološka tehnologija

Znanstveno područje: Biomedicina i zdravstvo
Znanstveno polje: Kliničke medicinske znanosti

Mentor: Doc.dr.sc. Ivana Štula

KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U RADIOLOGIJI

Antonia Zanze, 0346003497 (661365)

Sažetak: Suvremena radiologija danas u potpunosti koristi digitalne sustave kao princip rada. Digitalni receptori koji mogu biti indirektni i direktni, temeljena su komponenta digitalnog sustava. Prednost digitalnih receptora je veća učinkovitost konverzije rtg zračenja u sliku (signal), bolja kontrastna rezolucija, manja doza zračenja, brža i lakša distribucija slike, s tim da pri tome dobar digitalni detektor mora postići prostornu rezoluciju što bližu film folijskim sustavima. Idealan digitalni receptor slike u radiologiji mora biti dovoljno velikog formata, visoke osjetljivosti, velikog dinamičkog raspona, veličina piksela mora omogućavati idealnu oštrinu slike, dok šum mora biti unutar granica kako bih se omogućila kvalitetna slika. Rad je baziran na prikazu kontrole kvalitete digitalnih receptora u radiologiji koji se temelje na ispitivanju kvalitete i postojanosti kontrastne i prostorne rezolucije te postojanju šum i artefakata na slici jer oni onemogućavaju kvalitetno očitavanje slike i ispravno postavljanje dijagnoze. Sam proces kontrole kvalitete za svaki uređaj je definiran pravilnicima o kontroli uređaja koji sadrže točna uputstva izvedbe testa, učestalost i osobu koja ga vrši jer u ispitivanju kvalitete digitalnih receptora sudjeluju uz radiološke tehnologe i medicinski fizičari. Protokoli su određeni vremenskim intervalima provedbe testiranja (dnevno, mjesečno i godišnje testiranje). Samo zajedničkim djelovanjem zaduženog osoblja i pravilnom te redovnom provedbom protokola mogu se ostvariti idealni radni uvjeti.

Ključne riječi: kontrola, kvaliteta, receptor, digitalizacija, detektor, artefakt

Rad sadrži: 74 stranice, 26 slika, 5 tablica, 36 literaturnih referenci

Jezik izvornika: hrvatski

SUMMARY

BASIC DOCUMENTATION CARD

MASTER THESIS

University of Split
University Department for Health Studies
Radiology technology

Scientific area: Biomedicine and health
Scientific field: Clinical medical sciences

Supervisor: Doc.dr.sc. Ivana Štula

QUALITY CONTROL OF DIGITAL RECEPTORS IN RADIOLOGY

Antonia Zanze, 0346003497 (661365)

Summary: Modern radiology today makes full use of digital systems as a working principle. Digital receptors, which can be indirect and direct, are a fundamental component of a digital system. The advantage of digital receptors is higher efficiency of X-ray to image conversion (signal), better contrast resolution, lower radiation dose, faster and easier image distribution, and a good digital detector must achieve a spatial resolution as close as possible to film foil systems. The ideal digital image receptor in radiology must be large enough format, high sensitivity, large dynamic range, pixel size must allow ideal image sharpness, while noise must be within limits to enable quality image. The master's thesis is based on the presentation of quality control of digital receptors in radiology based on testing the quality and consistency of contrast and spatial resolution and the existence of noise and artifacts in the image because they prevent quality image reading and correct diagnosis. on the control of devices that contain the exact instructions for performing the test, the frequency and the person performing it, because they participate in the examination of the quality of digital receptors with radiological technologists and medical physicists. Protocols are determined by the time intervals of testing (daily, monthly and annual testing). Only through the joint action of the staff in charge and the proper and regular implementation of the protocol can ideal working conditions be achieved.

Keywords: control, quality, receptor, digitalization, detector, artefacts

Thesis contains: 74 pages, 26 figures, 5 tables, 36 references

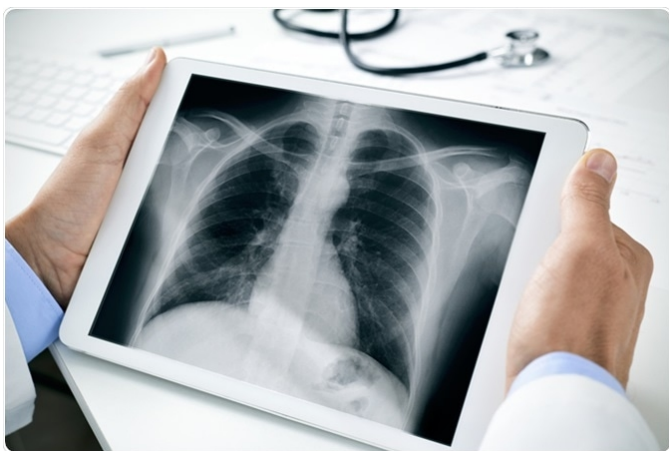
Original in: Croatian

1. UVOD

Sve prisutniji trend digitalizacije svih aspekata ljudskoga života ne zaobilazi niti medicinu. Većina uređaja koji se danas koriste u medicini rade na digitalnom principu, dok je sve manje uređaja koji se za rad koriste analognim signalom. Uređaji koji za rad koriste analogni signal su precizniji, ali su podložniji kumulacijskoj prostornoj i vremenskoj deterioraciji signala, što dovodi do saznanja da signal prostornim širenjem i starenjem gubi na kvaliteti. Radiologija je grana medicine koja se u velikoj mjeri oslanja na tehnološki napredak moderne civilizacije, a na nju utječu i gore navedeni trendovi, pa suvremena radiološka oprema koristi digitalne signale kao osnovu za komunikaciju unutar svojih komponenata. Digitalizacija velikih razmjera u radiologiji započela je korištenjem kompjuterizirane tomografije (CT) koja je digitalnim računalima pretvarala velike količine podataka s rentgenskih (rentgenskih) detektora u vizualne informacije. (1)

Ionizirajuće zračenje u medicini nesumnjivo je vrlo moćno dijagnostičko sredstvo. Unatoč razvoju alternativnih metoda, dijagnostičke metode utemeljene na primjeni rendgenskih zraka i dalje su nezamjenjive. Takvo stanje se vjerojatno neće promijeniti ni u buduću, imajući u vidu intenzivan tehnološki razvoj i velik broj novih tehnika zasnovanih na primjeni rentgenskog zračenja. Zbog svoje posebnosti, izloženost i zaštita pacijenta rješavaju se odvojeno od izloženosti profesionalnog osoblja. Zaštita pacijenta temelji se na stajalištu da je praksa opravdana i da je korist za pacijenta nesporna, pa je stoga načelo optimizacije prakse posebno važno u slučaju medicinske izloženosti. Optimizacija prakse metoda je kojom se smanjuje varijabilnost dijagnostičke radiologije dozimetrijom i paralelnom procjenom kvalitete slike. U normalnim okolnostima, doza koju pacijenti primaju prilikom radiološkog dijagnostičkog snimanja vrlo je mala, a opasnost za ozračenu osobu zanemariva, no zbog velikog broja pregleda kolektivna doza u ovom pristupu izuzetno je velika. Jedna od mogućnosti za smanjenje kolektivne doze je uvođenje suvremenih dijagnostičkih sistema u radiološku praksu. Uz odgovarajuću obučenost rukovodioca i

temeljno provođenje programa osiguranja kvaliteta (QA), korištenjem digitalnih radiografskih sustava moguće je značajno umanjiti doze u radiologiji (u usporedbi s analognom) uz istovremeno očuvanje kvaliteta dijagnostičke informacije. Uz to, naknadna obrada može značajno poboljšati kvalitetu slike. Druga je prednost digitalnog sustava jednostavnost prijenosa i arhiviranja slika. U slučaju analognog prijemnika slike (film-folija sustav), nepravilan odabir parametara ekspozicije ili problem s obradom filma može dovesti do velikog broja ponovljenih snimaka. Suprotno tome, veliki dinamički raspon i naknadna obrada kod digitalnog detektora u potpunosti uklanja potrebu za ponovnim snimanjem. U općem slučaju, ukupni troškovi u radiologiji mogu biti značajno umanjeni korištenjem digitalnih sustava, čak i kada se uzmu u obzir značajna početna ulaganja prilikom zamjene analognih rentgenskih aparata. S druge strane, širok dinamički raspon digitalnih detektora znači da se visokokvalitetne dijagnostičke informacije mogu dobiti u širokom rasponu doza. To znači da zbog tendencije stvaranja slika pomoću neprilagođenih parametara izloženosti i nepotrebnog povećanja broja slika, digitalna radiologija može proizvesti pretjeranu i nepotrebnu izloženost pacijentima. U digitalnoj radiologiji, uslijed smanjenja šuma, prekomjerna upotreba rentgenskog zračenja može se uspješno kontrolirati primjenom odgovarajućeg QA programa i obukom operatera (radiološki tehnolog), uključujući periodične procjene doza za pacijenta. Pored navedenog, u digitalnoj radiologiji je moguće unaprijed odabrati željenu kvalitetu slike (i dozu za pacijenta), što nije slučaj s analognim prijemnicima slike. (2)



Slika 1. Prikaz digitalne slike na prijenosnom računaru

Izvor: <https://www.news-medical.net/health/Digital-Radiography.aspx>

2. CILJ RADA

Radom smo nastojali ostvariti nekoliko ciljeva. Prikazati područja primjene digitalizacije u radiologiji te kontrolu kvalitete uređaja u radiologiji koji za svoj princip rada koriste digitalne detektore (receptore slike).

Ciljevi rada:

- Usvojenost temeljnih znanja o digitalizaciji i kontroli kvalitete digitalnih detektora u radiologiji
- Prikazati primjenu digitalizacije u radiologiji
- Prikazati kontrolu kvalitete digitalnih detektora u radiologiji (za svaki uređaj posebno)
- Prikazati podatke o važnosti kontrole kvalitete digitalnih detektora u radiologiji
- Utvrditi prednosti digitalizacije za poboljšanje rada i kvalitetniji ishod za pacijenta.

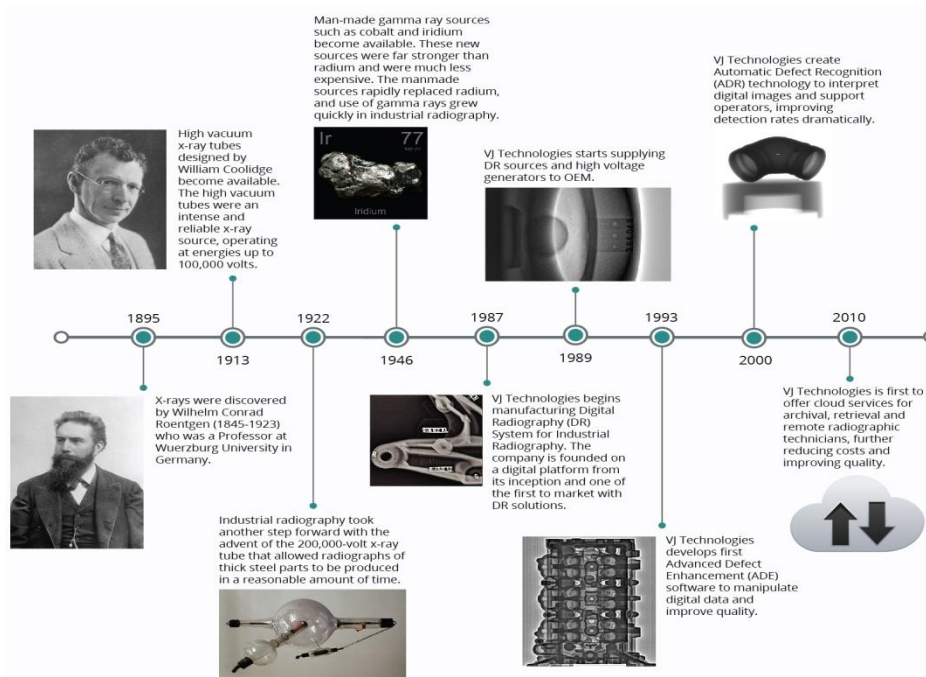
3. POVIJEST DIGITALNIH RADIOLOŠKIH

METODA

Digitalne radiološke metode se zasnivaju na računalnoj tehnologiji. Svakidašnjim razvojem i unapređenjem računala, radiološki uređaji postaju sve kvalitetniji i omogućuju bolji i precizniji prikaz ljudskoga tijela. Prva se logaritamska tablica spominje već u 17. stoljeću, nakon čega slijedi razdoblje brzog razvoja mnogih računalnih komponenata, a svaka novootkrivena komponenta od velikog je značenja za samu računalnu tehnologiju i radiologiju. Prvo računalo s binarnim kodom stvoreno je 1938. godine. Uslijedio je izum prvog potpuno automatskog računala (1946), nakon čega je uslijedila konstrukcija prvog germanijevog poluvodičkog tranzistora za ubrzavanje električnog prijenosa (prvo računalo s UNIVAC tranzistorom). 1968. Intel je predstavio prvi mikroprocesor od 1 kB, a tri godine kasnije (1971.), ista je tvrtka proizvela prvi tržišni 4004 mikroprocesor s 2.300 tranzistora. B. Gates i P. Allen osnivači su tvrtke za računalni softver Microsoft (1975). Razvoj Interneta započeo je 1990-ih.

X-zrake je otkrio W. Roentgen 8. studenoga 1895. Provodio je eksperimente u vakuumskoj cijevi i primijetio da nevidljive zrake koje uzrokuju fluorescenciju prolaze kroz materijal i ne uklanjaju se u magnetskom polju. Roentgen te zrake naziva X-zrakama jer su njihova svojstva nepoznata. Nakon otkrića Roentgenovih X-zraka, radiologija kreće ka ubrzanom razvoju, pa je već 1896. godine znanstvenik TA Edison otkrio fluoroskopiju i Puppina fotografski film. 1913. godine proizvedena je prva vakuumaska rentgenska cijev, a zatim 1918. stvoren je prvi dvoslojni film. Budući da će Roentgenove zrake na kraju zračiti i ionizirati materijale kroz koje prolaze, uzrokujući štetu, prvi Zakon o zaštiti od zračenja (ALARA) uveden je 1920. godine. Nakon toga, istraživanja u području radiologije nekoliko su godina bila u fazi mirovanja. 1950-ih do 1970-ih godina pojavljuju se nove sastavnice uređaja i metode

snimanja u radiologiji, pa tako nastaje prvo elektronsko pojačalo i tv-lanac, uređaj za automatsko razvijanje filmova, filmovi s folijama rijetkih zemalja. 1966. godine započinje primjena dijagnostičkog ultrazvuka. Digitalna era radiologije započinje prilikom korištenja prvog CT-uređaja (tvrtka EMI u Londonu) 1972. godine. Nakon toga je uslijedio čitavi niz novih tehnika snimanja te su u uporabu došli novi mediji za dobivanje slike (fosforne ploče, CCD - ploče i *flat panel* (ravni detektori)). 1982. godine u primjenu se uvodi digitalna suptrakcijska angiografija, a 1980. godine započinje s radom prva magnetna rezonancija. Pored svega navedenog stvoren je i DICOM protokol (sustav za pohranu i prijenos radioloških slika). Osim DICOM-a u uporabu se uvodi i prvi PACS sistem (1989.). Ovi sustavi omogućavaju liječnicima promatranje radioloških slika i čitanje nalaza na udaljenim lokacijama, tzv. teleradiologija. (3)



Slika 2. Vremenska linija razvoja radiologije kroz povijest

Izvor: <https://tkm.godmodez580.pw/>

4. DIGITALNI RECEPTORI (DETEKTORI) U RADIOLOGIJI

Digitalne metode možemo definirati kao metode gdje se rendgenska slika ne stvara izravnim djelovanjem rendgenskih zraka na rendgenski film ili fluorescentni zaslon rendgenskog uređaja, već obradom digitaliziranih, ulaznih, analognih signala. U nastavku ćemo prikazati posebno po vrsti, načinu rada i primjene digitalne receptore.

4.1. KOMPJUTERIZIRANA RADIOGRAFIJA (engl. Computed radiography)

U svakodnevnoj praksi danas se koristi nekoliko naziva za dobivanje digitalne slike pomoću fosfornih ploča. Osim kompjuterizirane radiografije (CR) koristi se i naziv digitalna luminiscentna radiografija (DLR) i foto stimulirajući fosfor (PSP). Bez obzira na različite nazive tehnologija, radi se o istoj tehnologiji nastanka digitalne radiografske slike. (4)

4.1.1. Kazete s fosfornim pločama

Kazete s fosfornim pločama su vrste kazeta koje jako nalikuju kazetama s klasičnim radiološkim filmom. Kod ovih kazeta za razliku od klasičnog rendgenskog

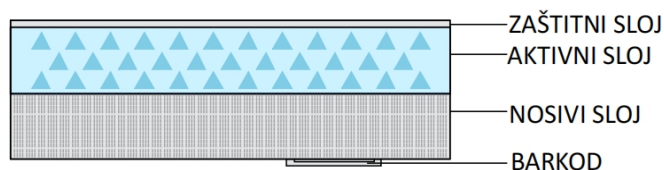
filma koristimo ploče s fosforom koje zadržavaju latentnu sliku nastalu uslijed zračenja. Za očitovanje latentne slike koristimo posebne uređaje, digitalizatore.

Slika kod fosfornih ploča nastaje tako da fosfornu ploču izložimo rendgenskim zrakama, zatim na njoj nastane latentna slika koja je analogna, te su u digitalizatoru preko čitača analogno-digitalno pretvara u digitalnu sliku koju vidimo na zaslonu, gdje je uz pomoć aplikacijskog softvera moguća obrada slike. (4)

Kod uporabe kazeta s fosfornim pločama koristimo se istim formatom kaseta kao i kod snimanja s klasičnim radiološkim filmom (18x14 cm, 24x30 cm, 30x40 cm, 18x40cm, 35x43 cm, itd.)

Fosforna ploča zamjenjuje radiološki film, te se sastoji od određenog broja slojeva. Podloga je kreirana kao čvrsta ploča na koju se nanosi fosforni sloj. Na fosforni sloj dolazi zaštitni sloj koji ima funkciju zaštite fosfornog sloja od mehaničkih oštećenja za vrijeme očitavanja latentne slike u digitalizatoru. Barkod nalazi se ispod podloge nosača, koji služi za očitavanje vrste i veličine kazete.

Kada koristimo klasični radiološki film važni su uvjeti ekspozicije (kV, mA i vrijeme ekspozicije) za stvaranje kvalitetne slike. Slike snimljene na taj način mogu biti prekomjerno ili nedovoljno eksponirane te su neupotrebljive za očitavanje i postavljanje dijagnoze. Kod rada s fosfornim pločama u praksi nema nedovoljno ili prekomjerno eksponiranih slika. Tako se izbjegava ponavljanje snimaka i štiti se pacijenta od nepotrebnog zračenja uz optimalnu kvalitetu slike. Važan faktor za kvalitetu slike je rezolucija. Veličina zrnaca foto materijala osjetljivog na svjetlo utječe na rezoluciju klasičnog rendgenskog filma, dok rezolucija fosfornih ploča ovisi o broju piksela od kojih se sastoji matrica slike. Rezolucija slike je veća što je više piksela na kvadratnoj površini. Na početku rada s fosfornim pločama rezolucija dobivenih slika bila je ograničena, s toga je slika bila nešto manje rezolucije od klasičnog rendgenskog filma. Veća rezolucija postigla se razvojem digitalizatora te danas koristimo fosforne ploče i digitalizatore kojima je rezolucija približna klasičnom radiološkom filmu.(4)



Slika 3. Građa fosforne ploče

Izvor: Štula I, Digitalna radiografija (materijali s predavanja)

4.1.2. Digitalizator

Digitalizatori su uređaji koji služe za digitalizaciju latentne slike s fosforne ploče. Postoje univerzalni čitači za sve formate kazeta ili čitači koji su integrirani u posebne radiološke uređaje koji ne koriste kazetu za snimanje, već je fosforna ploča ugrađena u uređaj. Temeljne značajke digitalizatora su: brzina očitavanja latentne slike s fosforne ploče, digitalna slika dobre rezolucije, brzo obnavljanje fosforne ploče za novu ekspoziciju te usklađenost uređaja s modalitetima raznih proizvođača. Digitalizator prilikom rada koristi laser. Laser je uređaj koji emitira uniformno svjetlo samo jedne valne duljine, što mu pruža veliku energiju. U računalnoj radiografiji upotrebljavaju se čvrsti i plinski laseri koji proizvode valne duljine crvene svjetlosti. Prednosti ovih sustava su: ispis više snimaka na jednom laser filmu, smanjena doza zračenja za pacijenta te manji broj ponavljanja snimki zbog loše kvalitete. Kada se u digitalizator stavi fosforna ploča, laser očitava ploču u cik-cak smjerovima. Prolaskom laserskih zraka po ploči, dio zraka daje energiju zarobljenim elektronima koji sada primaju dovoljno energije da pobjegnu iz obojenih centara, a zatim prelaze u niže energetske stanje, stvarajući višak energije kao svjetlost. Emitirano svjetlo prepoznat će foto pojačalo te će pojačati svjetlosni val i poslati ga u analogno-digitalni (AD) pretvarač. AD pretvarač digitalizira signal i privremeno ga sprema dok ga ponovno digitalno-analogni pretvarač ne prebaci kao sliku na zaslon. (4)

Stanica za brisanje se nalazi u sklopu digitalizatora (skenera). Sastavljena je od niza lampi visokog intenziteta koje emitiraju višestruko jaču svjetlost od stimulirajućeg izvora svjetlosti (lasera). Ona treba odstraniti ostatni signal sa zaslona i reinicijalizirati zaslon za narednu ekspoziciju, odnosno dovesti ostatni signal ispod razine najniže očekivane ekspozicije u sljedećem radiogramu. Inženjer medicinske

radiologije (radiološki tehnolog), nakon što je slikao bolesnika, nosi kazetu s fosforescentnim nanosom do čitača (skenera) te je postavlja u za to predviđeni otvor. Više otvora omogućava istovremeni prihvrat više kazeta. Nakon završetka očitavanja i brisanja ostatnog signala na zaslonu, tehnolog preuzima kazetu koja je sada spremna za novu ekspoziciju (reinicijalizirana). (5)

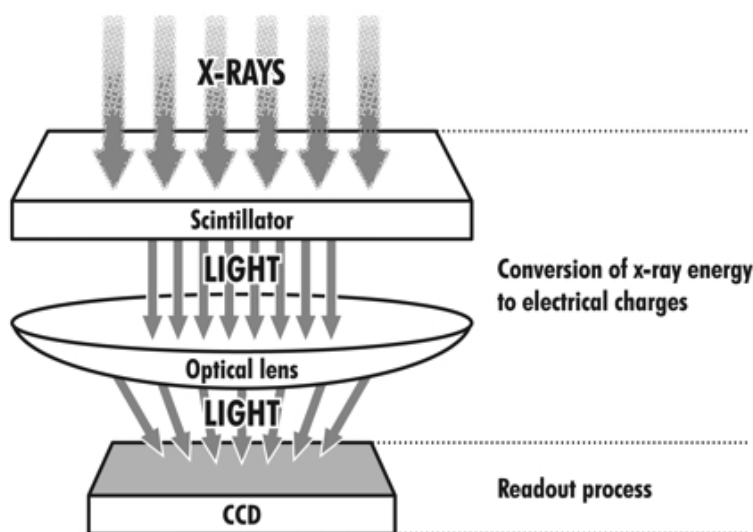
4.2. DIGITALNA RADIOGRAFIJA (*engl. Digital radiography*)

Digitalna radiografija se dijeli na direktnu digitalnu radiografiju i indirektnu digitalnu radiografiju. Direktna digitalna radiografija odnosi se na ravne ili flat panel detektore koji direktno proizvode digitalnu sliku. Indirektna digitalna radiografija obuhvaća indirektnu flat panel detektore, te scintilatore s CCD kamerom i scintilatore s amorfnim silicijem. Indirektna digitalna radiografija podrazumijeva proizvodnju analognog signala kojeg je potrebno digitalizirati.

4.2.1. Indirektna digitalna radiografija

a) Indirektni CCD detektori

Scintilatori s CCD pločom imaju dvije osnovne komponente, fosforescentnu ploču koju predstavlja scintilator (najčešće talijumom aktivirajući cezijev jodid) te fibrooptička vlakna povezana s CCD pločom. Kada rendgenske zrake prođu kroz tkivo padaju na kristale scintilatora, potom izbijaju elektrone. Nakon toga se elektroni vraćaju na niži energetske nivo te se pri tom oslobađaju elektromagnetski valovi energije svjetla. Na samom kraju procesa fibrooptičkim vlaknima fotoni svjetla odlaze na CCD detektore i u obliku digitalnog signala odlaze na radnu stanicu. CCD detektori su uglavnom mali što im stvara problem prilikom povećanja slike. Zbog toga su podložni povećanom šumu i stvaranju artefakta distorzije. (4)



Slika 4. Shematski prikaz rada CCD detektora

Izvor: <http://digiradiography.blogspot.com/p/overview-what-is-ccd-characteristics-of.html>

Scintilatori s amorfnim silicijem nalaze se na sloju amorfnog silicija gdje se nalaze osjetljive diode putem kojih se stvara električni signal. Tranzistori sprovode signal koji se zatim pretvara u binarni kod. Prednost ove vrste uređaja je u tome što je scintilator u bliskom kontaktu s amorfnim silicijskim detektorom, pa je malo raspršene svjetlosti koja uzrokuje šum na slici, a mala količina svjetlosti može se otkriti u bliskom kontaktu, tako da kontrast između različitih tkiva je veći. Mala razlika u apsorpciji X-zraka.

b) Indirektni ravni detektori

Indirektni ravni detektori najčešće rabe igličastu kristalnu strukturu cezijeva jodida (CsI:Tl) kao fosforescentni materijal debljine do 500μm bez značajnijeg smanjenja MTF-a (*engl. Modulation Transfer Function*). U prošlosti su svoju strukturu temeljili na nepravilno formiranim kristalima. Izrazito su moćni indirektni ravni detektori s igličastom strukturom od fosforescentnog materijala. Ovi ravni detektori imaju visok DQE što izražajno umanjuje dozu zračenja (smanjeno i raspršeno zračenje). To znači podjednaku kvalitetu slike naspram film-folija sustava ili CR sustava (do 50%), što nam potvrđuje bolju učinkovitost detektora. (5)

4.2.2. Direktna digitalna radiografija

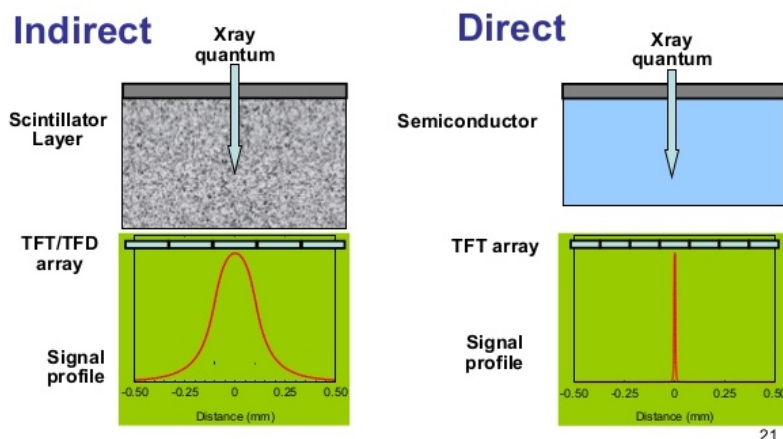
„Ravni detektori (*engl. Flat panel detektori*) - Ravni detektori mogu biti indirektni i direktni. Kako smo već naveli indirektni ravni detektori rabe igličastu strukturu cezijeva jodida kao fosforescentni materijal za stvaranje slike. Direktni ravni detektori sadrže tekući kristali kao što je amorfni selenij. Amorfni selenij bez prisustva rendgenskih zraka ili svjetla je izolator struje. U trenutku kada rendgenske zrake padnu na amorfni selenij, njihova energija proizvede električni signal. Električni signal proporcionalan je energiji rendgenskih zraka koje padnu na selenijsku ploču. Ova karakteristika tekućih kristala omogućila je razvoj digitalnih ploča tj. *flat panel* detektora.“ (4)

Ravna ploča (*engl. Flat Panel Detector*) najsuavremeniji je sustav za stvaranje slike u digitalnoj radiologiji. Korištenjem ravnih ploča stvara se slika izravno na detektorskoj ploči, što omogućava preskakanje analogno-digitalnog pretvaranja te se slika prikazuje na ekranu koji se nalazi na operatorskom mjestu. Cjelokupni proces dosta je kratak, traje 20-ak sekundi. Slika nastala na ekranu može se izraditi na filmu, papiru ili prenijeti u digitalnu mrežu (arhiva). Prednosti tehnologije sustava s ravnim pločama su: vrlo jednostavan proces stvaranja rtg slike (nema kazeta, folija, filmova ni tamne komore), izrazito brza obrada bolesnika, manja doza zračenja za bolesnika i nastale slike su visoke dijagnostičke kvalitete. Uređaji koji koriste za rad *flat panel* *detectore* umreženi su s radnom stanicom na kojoj radiološki tehnolozi obrađuju i radiolozi očitavaju snimke s različitih radioloških uređaja, a ne samo s uređaja koji ima ravne detektore. Ravna ploča sadrži velik broj tranzistora (*engl. TFT-thin film* *tranzistors*) putem kojih se električni naboj iz kapacitatora prebacuje u pojačalo. Pojačalo služi za pojačavanje diskretnih signala, a kontrolor tranzistora određuje pravilan izlaz signala kako bih se mogao detektirati položaj iz kojeg je signal dolazi. Nedostaci sustava ravnih ploča (detektora) su: izrazito komplicirana tehnologija izrade s mnogo pogrešaka, razni artefakti i skupocjenost uređaja, zahtijevaju zamjenu rendgenskog uređaja u cijelosti (dok se fosforne ploče mogu koristiti i na već postavljenim uređajima) i moraju biti u vezi s računalom što stvara problem za rad na

mobilnim rendgenskim uređajima. Danas postoje kazete s *flat panel* detektorima s već ugrađenom memorijom, međutim znatno su teže i senzibilnije od kazeta s običnim filmom. (4)

Digitalni ravni detektori imaju fiksnu odnosno nepromjenjivu veličinu piksela. Rasponi veličine piksela koji su danas u primjeni za DR sustave se kreću od 200 do 100 μ m. Prema Nyquistovu teoremu to znači da je limit prostorne rezolucije oko 2,5 do 5lp/mm, što je dostatno za većinu radiografskih aplikacija. Postoji tendencija daljnjeg smanjivanja piksela, posebice za potrebe mamografije. (5)

Flat Panel Detectors



Slika 5. Princip rada indirektnih i direktnih flat panel detektora

Izvor: <https://www.slideshare.net/DrAbhishekGowda/drsystem-abhishek>

5. PROCES NASTANKA DIGITALNE SLIKE

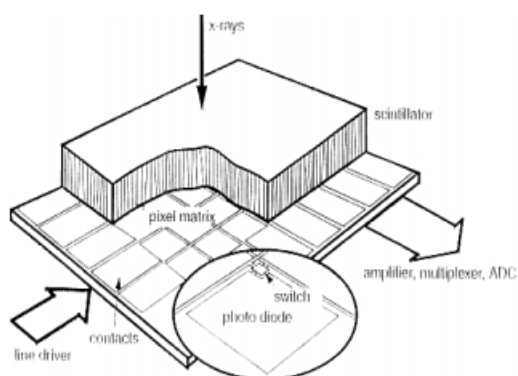
Digitalne slike nastaju obradom digitaliziranih ulaznih analognih (dijagnostičkih) informacija. Kad X-zrake prođu kroz tijelo pacijenta, one ulaze u sustav izravnog ili neizravnog prikupljanja slike (detektor) u obliku analognih signala, a analogni kontinuirani signal pretvara se u digitalni diskontinuirani signal u obliku numeričkih vrijednosti putem analogno-digitalnog pretvarača. Analogno-digitalni pretvarač je elektronički uređaj koji kontinuiranu varijablu (napon) pretvara u binarni broj proporcionalnog napona, a sastavljen je u obliku integriranog kruga izrađenog od poluvodičkih materijala (poput silicija), koji sadrži bilijune tranzistora i razne elektroničke komponente.

Analogni digitalni pretvarač (*engl. Analog digital converter*) je elektronički integrirani krug koji se upotrebljava prilikom pretvorbe analognih signala poput napona u binarni (sastoji se od 1 i 0) ili digitalni oblik. ADC na odgovarajući način proizvodi digitalni izlaz kao neku vrstu binarnog broja. Pretvarač koji se koristi za promjenu analognog signala u digitalni poznat je kao analogni digitalni pretvarač ili ADC pretvarač. Ovaj pretvarač je jedna vrsta integriranog kruga koji pretvara signal izravno iz kontinuiranog oblika u diskretni oblik. Princip rada AD pretvarača temelji se na dijeljenju napona na manje skupine (razlike napona), pritom dajući svakoj skupini svoj binarni kod. Što je više razlika u mogućnosti prepoznati to ima više bita, odnosno pretvarač može prepoznati više manjih razlika u intenzitetu zračenja. Ovisno o kvaliteti raspoznavanja malih razlika u intenzitetu zračenja, ovisi i mogućnost prepoznavanja tkiva slične apsorpcijske vrijednosti (aparati imaju bolju kontrastnost).

Glavne značajke ADC-a su brzina uzorkovanja i razlučivost bita.

- Brzina uzorkovanja ADC-a nije ništa drugo nego brzina kojom ADC može pretvoriti signal iz analognog u digitalni.
- Razlučivost bitova prikazuje koliko točno analogno digitalni pretvarač može pretvoriti signal iz analognog u digitalni.

Jedna od glavnih prednosti ADC pretvarača je visoka stopa prikupljanja podataka čak i pri multipleksnim ulazima. Izumom širokog raspona ADC integriranih krugova (IC), prikupljanje podataka iz različitih senzora postaje točnije i brže. Dinamičke karakteristike ADC-ova visokih performansi su poboljšana ponovljivost mjerenja, niska potrošnja energije, precizna propusnost, visoka linearnost, izvrstan omjer signala i buke (SNR) i tako dalje. Kod analogno digitalnog pretvarača dva faktora određuju preciznost digitalne vrijednosti koja zabilježava početni analogni signal, a to su brzina uzorkovanja i brzina prijenosa (razina kvantizacije). (6) Novonastali podaci šalju se u računalu u obliku napona gdje se na zaslonu očitavaju kao mnogobrojni pikseli. Pikseli su smješteni u mrežu koja se zove matriks. Veličina matrice može biti različitih dimenzija. Danas je u primjeni najčešće 1024 x 1024, a postoje još matrice dimenzija 512 x 512, 128 x 128 i dr.

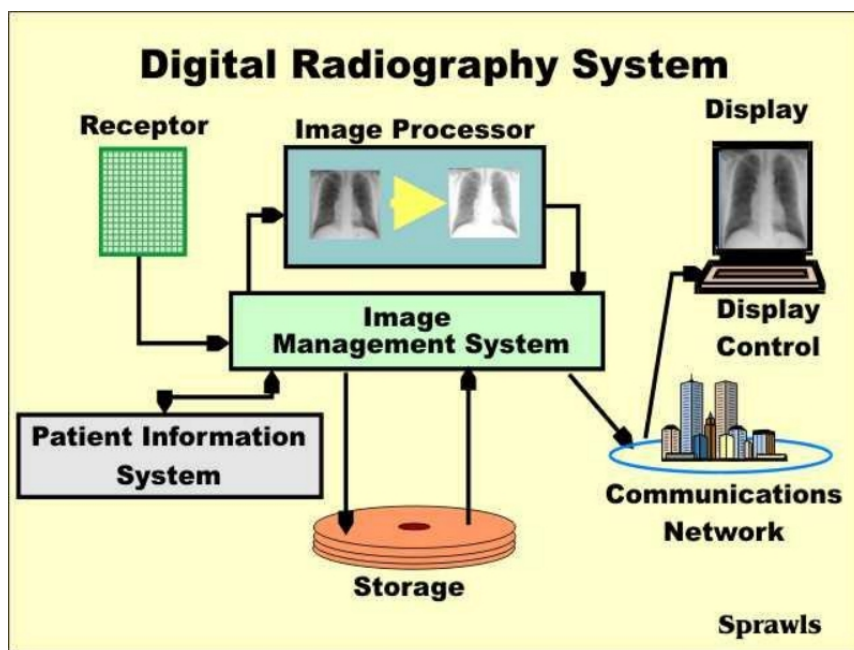


Slika 6. Shematski prikaz nastanka digitalne slike

Izvor: <https://www.sdsc.edu/>

Uređaji s ravnim detektorskim pločama povezani su s radnim stanicama na kojima radiolozi imaju mogućnost obrade i očitavanja snimke s raznih radioloških uređaja. Radna stanica mora imati računala s velikom rezolucijom monitora, raznovrsne softvere koji služe za obradu slike i visokorezolucijske LCD-monitore. Posljednji postupak u procesu stvaranja digitalne radiološke slike je ispis slike i arhiviranje u RIS ili PACS-sustavu. Digitalne radiološke slike imaju standard DICOM 3.0, koji omogućava komunikaciju između različitih modaliteta dobivanja slike,

prijenosa, ispisa i arhiviranja neovisno o proizvođaču. DICOM slika sadrži ime i prezime pacijenta, datum obavljanja pretrage, datum i godinu rođenja pacijenta, ime ustanove i dr. Zatim se u PACS sustavu spremaju radiološke slike. PACS sustav služi za arhiviranje i slikovnu komunikaciju u radiologiji. (7)



Slika 7. Proces nastanka digitalne slike (od receptora do zaslona za očitavanje slike)

Izvor: Krolo I, Digitalne radiologijske slikovne (imageing) metode

6. FAKTORI KOJI UTJEČU NA KVALITETU

DIGITALNE SLIKE

Digitalni format slike ima nekoliko prednosti u kliničkoj primjeni kao što je jednostavnost pohranjivanja (arhiviranja), dostupnost slike, brz prijenos slike na udaljene lokalitete te mogućnost naknadne obrade. Digitalni zapis zahtijeva izravno očitavanje slike s monitora kao rutinski način rada (nema potrebe za negatoskopima, roloskopima, posebnim lampama, korištenjem povećala i sl.). Digitalna radiološka slika je rezultat interakcije rendgenskog zračenja s elektronima unutar elektroničkih senzora koji su smješteni u elementima detektora, pikselima. Ta interakcija može biti izravna ili neizravna, kada se kao intermedijarni stadij koristi stvaranje svjetlosti. Detektor rendgenskog zračenja je ključna komponenta digitalnog sustava. On mora biti dovoljno velikog formata za sve radiološke aplikacije, visoke osjetljivosti da bi se smanjila doza zračenja, velikog dinamičkog raspona. S druge strane, piksel mora biti dovoljno malen da osigura oštrinu dobivene slike, očitavanje dovoljno brzo da omogući normalan protok bolesnika, a unutarnji šum u razumnim granicama da održi kvalitetu slike. (5)

6.1. PIKSEL

Piksel je osnovni element slike. Piksel definira njegova vlastita veličina. Veličina piksela ovisi o dva faktora, a to su veličina matriksa i način prikaza slike. Kao primjer možemo navesti rekonstrukciju slike srca naspram rekonstrukcije cijelog toraksa. Kada se radi rekonstrukcija slike srca uzima se drugačije polje gledanja (*engl. Field of view*) nego za kompletni toraks što omogućava “veći” piksel, odnosno postiže se bolja prostorna

rezolucija. Slika koju opisujemo pikselima zove se bitmapa. Sam naziv potječe od činjenice da su početne bitmape bile "jednobojne", tj. piksel je odgovarao jednom bitu, što znači da je piksel mogao primiti samo jednu od dvije raspoložive boje (crna i bijela). Kako bih se omogućio još kvalitetniji opis slike potrebno je povećati količinu podataka u jednom pikselu (veća dubina bitmape). Dubina bitmape očitava se brojem bita u pikselu. Dubina bita je nakon veličine piksela najvažniji faktor kojim se definira sam piksel. Dubinom bita određuje se kvaliteta kontrastne rezolucije. Kvaliteta kontrastne rezolucije određuje koliko male razlike (sitne detalje) možemo vidjeti. Najčešće dubine bitmape su 8 bita po pikselu, moguća je siva skala od 256 nijansi. Zatim 16 bita po pikselu gdje se broj polutonova penje na 65 536. Nakon toga slijedi 24 bita po pikselu sa 16 777 216 nijansi. Posljednja najčešća dubina bitmape je 32 bita po pikselu. Ova vrsta bitmape koristi se u grafičkoj industriji. Digitalni receptori danas imaju bitmape od 10 ili 12 bita po pikselu.

Dubina bita termin je preveden s engleskog jezika (*engl. bit depth*), a označava s koliko je bita opisan piksel. Najmanja jedinica kojom određujemo mjeru digitalnog prostora je bit. Računala upotrebljavaju binarni sustav koji ima dvije znamenke (0 i 1). Bit ima dužinu jedne znamenke i samo dva moguća stanja. Prilikom opisivanja slike, računalo mora definirati pravokutnu rešetku sastavljenu od kvadratića, koje zovemo pikseli. Računalo radi s velikim rešetkama (veći broj piksela) i njegova je mreža izrazito fine strukture, pikseli su manji. Mrežu pravilne formacije u koju se smještaju pikseli zovemo matriks. Danas najčešći broj piksela koji može stati u matriks je 1024 x 1024. Ovako nastala slika veće je rezolucije s dovoljno detalja da se stepeničasti rubovi na određenom nivou finoće neprimjetno stope u glatke linije. Međutim, koliko god kvadratići bili mali takva rešetka neće zadovoljavati potrebe ljudskog oka. Oko zahtijeva finiji i ugodniji tonalitet. Rješenje ovog problema je u povećanju broja bita kojima je opisan piksel. Kada dva bita prenose informaciju o tonalitetu postoji mogućnost 4 kombinacije (dva na kvadrat): 00, 01, 10 i 11, odnosno četiri moguće nijanse sive boje. Osam bita određuje 1 bajt, što podrazumijeva 256 mogućih kombinacija (dva na osmu) i isto toliko nijansi sive. Sada je piksel uz položaj određen koordinatama x i y, dobio i još jednu dimenziju koju nazivamo dubina bita. Dubina bita određuje s koliko bita prikazujemo sliku odnosno

koliko je “duboka” skala koju koristimo. Danas se skeneri kreću unutar 8-12 bita (rotacijski skeneri postižu i do 16 bita), no standardni formati za pohranu slike koriste 8 bita. (8)



Slika 8. Odnos mogućeg broja sivih nijansi i broja bita

Izvor: <https://www.iic-hrvatskagrupa.hr/downloads/radiografija.pdf>

6.2. REZOLUCIJA DIGITALNOG DETEKTORA - MTF (engl. Modulation transfer function)

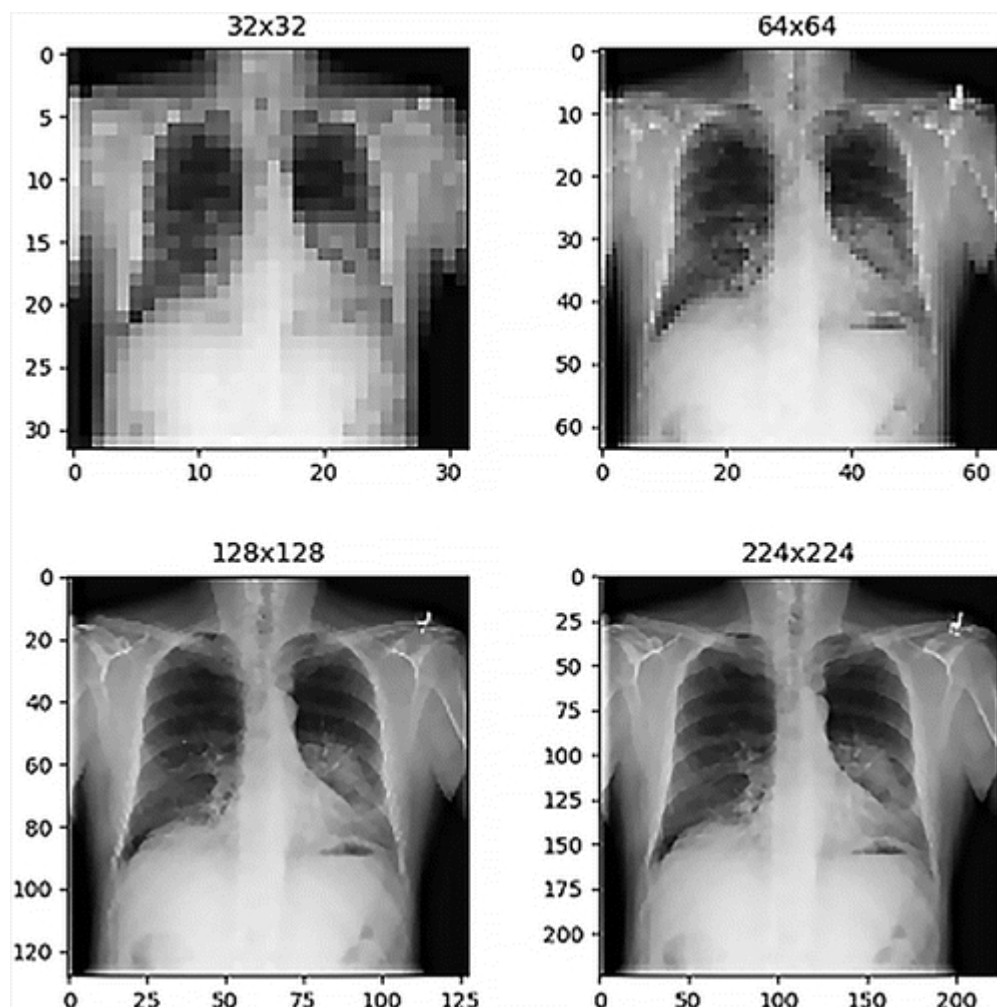
MTF opisuje mogućnost kontrastnog prikaza dvaju bliskih objekata u ovisnosti o njihovoj veličini. Opisuje se karakterističnom krivuljom koja je određena frakcijom frekvencijske komponente koja će biti očuvana u slici. Karakterističan je značajan pad krivulje, odnosno MTF vrijednosti prema većim prostornim frekvencijama osim u direktnim digitalnim sustavima koji ga održavaju relativno konstantnim. MTF je mjera prostorne rezolucije nekog digitalnog detektora. Određuje se pomoću lamela olovne rešetke kao granična mogućnost razlučivanja najmanjeg razmaka između njih. Prostorna frekvencija se izražava u linijskim parovima po milimetru (lp/mm). Konvencionalni film još uvijek ima najbolju prostornu rezoluciju. Klasična maksimalna rezolucija film-folijuskog sustava brzine (klase) 400 iznosi oko 7 linijskih parova po milimetru, što odgovara veličini piksela oko 70 mikrona. Da bi ostvario takvu rezoluciju, detektor

veličine 35x43 cm bi morao imati 5000 x 6000 elemenata. U kliničkoj praksi veličina piksela iznosi obično 100-200 μm . Kontrastna rezolucija označava najmanji mjerljivi (uočljivi) kontrast nekog detalja zadane veličine koji se može prikazati pomoć u slikovnog sustava različitom svjetlinom (denzitetom) unutar čitavog dinamičkog raspona. Granični kontrast je mjera slikovnog prikaza slabo kontrastnih struktura i ovisan je o DQE detektora. Raspon sive skale koji utječe na kontrastnu rezoluciju kod film-folijskog sustava je u prosjeku oko 50, a nikad ne prelazi 150, što ovisi o vrsti rendgenskog filma. U digitalnim sustavima najčešće se rabi 10 ili 12-bitna rezolucija, što uključuje raspon sive skale od 1024 do 4096. (9)

Indirektni detektori sadrže sloj materijala koji predstavlja scintilator, tipični su gadolinijev oksisulfid ili cezijev jodid, koji pretvara x-zrake u svjetlost. Svaki piksel sadrži i fotodiodu koja generira električni signal proporcionalno svjetlosti koju stvara dio scintilacijskog sloja ispred piksela. Signali s fotodioda pojačavaju se i kodiraju dodatnom elektronikom smještenom na rubovima ili iza niza senzora kako bi se dobio točan i osjetljiv digitalni prikaz rendgenske slike. S obzirom da dolazi do procesa scintilacije izraženo je raspršeno zračenje. (10)

Direktni ravni detektori koriste za izravnu konverziju fotoprovodnike, poput amorfnog selena (a-Se), za hvatanje i pretvaranje incidentnih rendgenskih fotona izravno u električni naboj. Rendgenski fotoni koji padaju na sloj a-Se generiraju parove elektronske rupe putem unutarnjeg fotoelektričnog efekta. Napon primijenjen na dubinu sloja selena izvlači elektrone i rupe na odgovarajuće elektrode, tako je generirana struja proporcionalna intenzitetu zračenja. Signal se zatim očitava pomoću osnovne elektronike za očitavanje, obično pomoću tankoslojnog tranzistorskog (TFT) niza. (11) (12)

Uklanjanjem koraka optičke pretvorbe svojstvene detektorima neizravne pretvorbe uklanja se bočno širenje optičkih fotona, smanjujući tako zamućenje rezultirajućeg profila signala u detektorima izravne pretvorbe. Zajedno s malim veličinama piksela koje se mogu postići TFT tehnologijom, a-Se detektori izravne pretvorbe tako mogu pružiti visoku prostornu razlučivost. Ova velika prostorna rezolucija, zajedno s relativno visokom učinkovitošću kvantne detekcije za fotone niske energije ($<30 \text{ keV}$), motiviraju upotrebu ove konfiguracije detektora. (13)



Slika 9. Prikaz razlike u rezoluciji digitalnih detektora

Izvor: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/ryai.2019190015>

6.3. UČINKOVITOST DIGITALNOG DETEKTORA - DQE (engl.

Detective quantum efficiency)

Učinkovitost digitalnog detektora prikazuje postotak rendgenskog zračenja koje se pretvori u digitalni format. To podrazumijeva učinkovitost pretvorbe energije rendgenskog zračenja u mjerljivu informaciju koja se prikazuje kao svjetlina signala

pojednog piksela. U idealnoj opciji detektor bi uspio zabilježiti doslovno svaku rendgensku zraku te bih imao DQE 100%. DQE je najvažnija mjera kvalitete nekog digitalnog detektora. Na ekspozicijske doze u radiografiji značajno utječe učinkovitost digitalnog detektora slike. CR sustavi u pravilu zahtijevaju manje doze zračenja jer su efikasniji (DQE = 20-30%) u odnosu na standardne film-folijske sustave. Prednost CR je u navedenoj ekspozicijskoj širini. Zato u CR sustavima nema potrebe za ponavljanjem pretrage. Selenski detektori imaju DQE oko 60% kod 60 kV, dinamički raspon 1:10000, graničnu prostornu rezoluciju oko 2.7 lp/mm (SP 2,5 – 5 lp/mm). DQE indirektnih DR detektora je nešto bolja na nižim prostornim frekvencijama. Kod *flat panel* detektora učinkovitost digitalnog detektora je superiorna na višim frekvencijama. Konvencionalni film-folijski sustavi imaju prilično dobru učinkovitost (DQE) i zadovoljavajući MTF za frekvencije veće od 3 lp/mm. Jačina ovih sustava leži u visokoj kontrastnoj rezoluciji i visokoj nominalnoj prostornoj rezoluciji uz uvjet optimalne ekspozicije. Pri velikoj količini raspršenog zračenja prostorna rezolucija najviše je određena šumom i kontrastom. Prostorna rezolucija koja se zabilježi na filmu ipak je nešto manja od maksimalne koju deklarira proizvođač. Kako je gradacijska krivulja filma koja opisuje odnos dinamičkog raspona i kontrasta sigmoidna, filmovi s relativno ravnom krivuljom imaju veći dinamički raspon, ali i manju kontrastnost. Ako ekspozicija nije bila točno u određenom rasponu, slika na filmu neće imati adekvatnu kontrastnost.“ (9)

6.4. OŠTRINA (*engl. Sharpness*)

„Oštrina medicinskog slikovnog sustava se odnosi na njegovu sposobnost prikazivanja različitih anatomskih detalja unutar prikazanog objekta. Oštrina izravno korelira s rezolucijom, dakle sposobnošću međusobnog razlučivanja susjednih anatomskih struktura na slici. Oštrina slike nekog detektorskog sustava se ponajbolje opisuje pomoću MTF (*engl. Modulation Transfer Function*). MTF je mjera sposobnosti

detektorskog sustava da reproducira slikovni kontrast iz subjektivnog kontrasta na različitim prostornim frekvencijama. To je Fourier-ova transformacija odnosno modulacija prostorne frekvencije u sinusoidnu funkciju. MTF se izražava krivuljom odnosa izlazno-ulazne modulacije kao funkcije prostorne frekvencije. Veći MTF označava veću oštrinu slike i bolju rezoluciju. Općenito govoreći, digitalna radiografija se može definirati kao projekcijsko oslikavanje kod kojeg se podaci prikupljaju kao diskretne vrijednosti prostorne i intenzitetne dimenzije. Podaci se u početku prikupljaju pomoću «klopke», odnosno elementa «hvatača» u procesu sličnom analognom načinu sustava film-folija. Uhvaćeni analogni signal se potom pretvara u digitalnu formu procesom uzorkovanja i kvantifikacije. Na oštrinu digitalnog detektora utječe više faktora, a to su hvatački element, sparujući (spojni) element i prikupljajući element detektora (*engl. capture, coupling, collection*). Neoštrine mogu nastati na bilo kojem od tri elementa. Raspršenje svjetlosti može nastati na hvatačkom elementu, što se odnosi na indirektnu sustavu, gdje je najveći izvor neoštrine fosforescentni materijal. Stanjenje tog sloja dovodi do smanjenja neoštrine (poboljšanje MTF) no uz cijenu povećanja šuma i smanjenja učinkovitosti detektora (DQE). Strukturirani fosforescentni sloj bitno manje raspršuje svjetlost u odnosu na granulirani. U CR sustavima važno je raspršenje laserske zrake kod očitavanja latentne slike. Sekundarni nosači energije u direktnim DR sustavima su elektroni i rupe između njih, a nastaju djelovanjem X-zračenja na fotokonduktor (tipično amorfní selen). Tu gotovo nema neoštrina uzrokovanih hvatačkim elementom, odnosno ona je minimalna kada se primijeni električno polje. Sparujući element postoji samo u CCD (*engl. charge-coupled device*) i CMOS (*engl. complementary metal oxide semiconductor*) sustavima, a koriste se kombinacije leća ili fiberoptičko sparivanje. Značajan ograničavajući čimbenik oštrine pripada prikupljajućem (*engl. collection*) elementu i odnosi se na sve vrste digitalnih sustava. Ograničenje se odnosi na konačnu veličinu piksela koja diktira oštrinu slike. Prema Nyquistovu teoremu piksel ne može odražavati prostornu frekvenciju veću od jedne polovice njegove veličine. Ipak, u indirektnih DR sustava veći utjecaj na neoštrinu potječe od fosforescentnog sloja, tako da niti značajno smanjenje veličine piksela neće pridonijeti poboljšanju MTF ako nije postignuta zadovoljavajuća redukcija raspršenja hvatačkog elementa. Za razliku od

indirektnih DR sustava, u direktnih DR detektora najveći je utjecaj upravo prikupljajućeg elementa, jer hvatački gotovo ne utječe na oštrinu slike.“ (9)

6.5. ŠUM, BUKA (*engl. Noise*)

„Dvije važne kategorije su anatomske i radiografske šum. Anatomske šum se odnosi na normalne nepoželjne anatomske varijacije unutar slike (primjerice superpozicija rebara na radiogramu toraksa može ometati detekciju čvorova u plućima). Radiografski šum se odnosi na varijacije u slici koje ne koreliraju s izvornim objektom snimanja. To su “dodane”varijacije u superpoziciji s anatomske detaljima nastale tijekom procesa prikupljanja informacija. Apsolutni šum se odnosi na apsolutnu magnitudu fluktuacija unutar slike (primjerice pikselna standardna devijacija), dok se relativni šum odnosi na magnitudu fluktuacija slike u odnosu prema signalu prisutnom u slici. Relativni je šum relevantan čimbenik u detekciji patoloških promjena (ako nije drugačije specificirano, pojam šuma se odnosi upravo na relativni šum). Prikladna mjera šuma je NPS (*engl. noise power spectrum*) koji predstavlja varijancu šuma unutar slike podijeljenu s različitim prostornim frekvencijskim komponentama slike. Tzv. normalizirani NPS je NPS podijeljen sa srednjom vrijednosti signala i usporediv je s relativnim šumom. Za procjenu šuma koristi se NPS iz svake pojedine regije koji se procjenjuje pomoću Fourierove transformacije. Ti spektri se prikladno filtriraju, normaliziraju i prevode u dvodimenzionalni NPS.“ (9)

6.6. SIGNAL TO NOISE RATIO (SNR)

„Kao što je rečeno, apsolutni šum se mjeri pomoću NPS, a relativni normaliziranim NPS-om ili SNR-om. SNR je obrnuto proporcionalan kontrastu i promjerima objekata koje je moguće pouzdano izdvojiti u slici s pozadinskim šumom konkurentnim onom kod konvencionalnog radiograma. Slike s višim SNR su slike s manjim kontrastom i većom graničnom vrijednosti veličine objekata. SNR se matematički definira kao odnos srednje vrijednosti signala i standardne devijacije fluktuacija unutar slike. Na rezoluciju (sposobnost razlučivanja dva vrlo bliska objekta) utječu i signal i šum. Količinu šuma pokriva Poissonova statistika, tako da je SNR izravno proporcionalan broju x-zraka koje stvaraju sliku. Veća količina zračenja stvara više apsolutnog šuma, ali još mnogo više signala na slici. Stoga je relativni šum zapravo smanjen, a SNR povećan. Vrijedi i obrnuto. Postoje i drugi izvori šuma, a moguće je odrediti idealnu razinu šuma ispod koje daljnja redukcija nije moguća. SNR kod takve razine šuma jest idealni SNR, no u kliničkoj praksi realni SNR je u pravilu manji od idealnog. Aktualni SNR je naime pod utjecajem više faktora, a međusobni odnos aktualnog i idealnog SNR se izražava kao DQE (detective quantum efficiency) i predstavlja mjeru intrinzičke SNR kvalitete detektora, teorijski neovisne o ekspoziciji. Idealan detektorski sustav bi imao jednak DQE kod svih frekvencija. U stvarnosti, vrijednost DQE je uvijek manja od 1. Veća DQE uvijek označava bolje SNR karakteristike detektora. O samim svojstvima rendgenskog zračenja ovise performanse digitalnog detektora. Primjerice, sustav za radiografiju toraksa se mora testirati na 120 kV, dok digitalni mamografski sustav treba testirati u rasponu 25-35 kV. Kada se međusobno uspoređuju dva detektora, mjerenja treba izvršiti na usporedivim energijama rendgenskog zračenja. Procjena SNR se vrši uglavnom preko DQE.“ (9)

6.7. REKONSTRUKCIJA SLIKE

„Relativno jednostavan postupak rekonstrukcija (filtriranja) koji se i najčešće rabi u kliničkoj praksi je filtriranje pomoću mutne maske (*engl. unsharp mask filtering*). Upotreba mutne maske omogućava lokalnu promjenu kontrasta na slici, ovisno o odabiru parametara filtriranja i oštini kontura na slici, za razliku od gradacijske adaptacije koja utječe na cjelokupni kontrast. Filtriranje slike započinje stvaranjem neoštre maske iz sirovih podataka tako da se srednja vrijednost signala za svaki piksel zamjenjuje prosječnim intenzitetom signala susjednih piksela. Što se veći areal (više piksela) uzima za izračun prosječne vrijednosti, to je dobivena maska neoštija. Broj piksela u tom jediničnom arealu se obično izražava kao veličina kernela (kernel=jezgra, zrno). Potom se maska oduzme (suptrahira) od originalne slike, a ta se pak razlika još jednom dodaje originalnoj slici, ali s određenim faktorom (opterećenjem slike). Upravo taj faktor opterećenja određuje stupanj filtracije, tako da je slika kod malog faktora vrlo slična izvornoj slici. Primjenom većeg faktora slika je bliža onoj koja je nastala oduzimanjem mutne maske (slika pooštrenih rubova). Šum na slici raste s porastom faktora opterećenja, a također smanjenjem kernela. Kada se koristi meki kernel slika je manje oštra ali ima bolji kontrast. Nelinearni faktori opterećenja omogućuju različite stupnjeve filtracije različitih regija na slici. Za procjenu kvalitete pojedinih detektorskih sustava mogu se koristiti studije pomoću fantoma ili klinička ispitivanja. Prednosti ispitivanja na fantomu su mogućnost procjene na vrlo diskretnim lezijama uz neograničenu mogućnost ponavljanja, tako da se identična svojstva mogu ispitivati na različitim uređajima. U kliničkim ispitivanjima izlaganje bolesnika rendgenskom zračenju značajno ograničava usporedbu različitih detektorskih sustava. S druge strane, prednost kliničkih ispitivanja je u mogućnostima procjene u realnom kliničkom okružju jer je uključen šum anatomske strukture i raspršeno zračenje ovisno o konstytuciji bolesnika.“ (9)

6.8. PROSTORNI ARTEFAKTI

Svi su digitalni detektori osjetljivi na ispade pojedinih piksela ili točkaste defekte zbog čestica prašine (CR). Ovi se artefakti mogu reducirati metodom popunjavanja signala prosječnom vrijednošću susjednih piksela ako je poznata točna lokalizacija defekata te ako su broj i raspored defektnih piksela unutar ograničenog prihvatljivog raspona. Artefakti ipak mogu zaostati kada se koriste velike ekspozicije. (9)

6.9. TEMPORALNI ARTEFAKTI

Temporalni artefakti nastaju zbog nepotpunog brisanja signala zaostalog od prethodne snimke (CR) ili rezidualnih memorijskih efekata (DR). Postupci uklanjanja temporalnih artefakata podrazmijevaju subtrakciju frakcije prethodne snimke iz novonastale slike ili provedbu naknadne korekcije između dva prikupljanja. (9)

Artefakti će detaljno biti prikazani u nastavku rada po skupinama temeljenim na vrsti rentgenskog uređaja.

6.10. OBRADA SLIKE

Obrada slike pripada domeni digitalne obrade slike, što je jednostavno obrada slika pomoću digitalnog računala. Radiologija temeljena na radiološkom filmu sada je zastarjela i razvila se u različite modalitete digitalnog snimanja. Tako je digitalna obrada

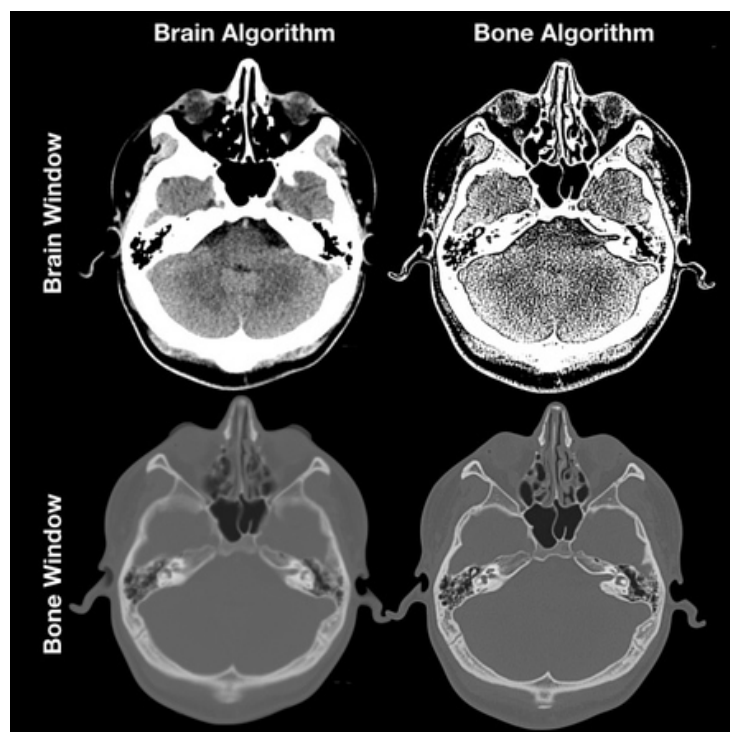
slike u radiologiji postala jedna od rutinskih vještina tehnologa i radiologa. Važno je da tehnolozi razumiju prirodu i opseg ne samo digitalnih slika, već i digitalne obrade slike, kako bi postali učinkoviti korisnici novih tehnologija koje su značajno utjecale na upravljanje i skrb o pacijentima. Glavni cilj obrade digitalne slike u medicinskom snimanju je promijeniti sliku kako bi se poboljšala dijagnostička interpretacija. Na primjer, slike se mogu naknadno obraditi u svrhu poboljšanja slike, obnove slike, analize slike i sažimanja slike. Ove operacije namijenjene su pretvaranju ulazne slike u izlaznu sliku kako bi odgovarala potrebama promatrača u postavljanju dijagnoze. Bitne komponente uključuju prikupljanje podataka, obradu slike, prikaz/pohranu/arhiviranje slika te sustave arhiviranja slika i komunikacije (PACS).

U prikupljanju podataka od pacijenta se prikupljaju neobrađeni digitalni podaci. Neobrađene digitalne podatke obrađuje digitalno računalo za naknadni prikaz slike ljudskom promatraču. Takva se obrada naziva digitalnom obradom slike. Digitalna obrada slike podijeljena je u dva dijela: predobrada (rekonstrukcija slike) i naknadna obrada (postobrada slike). Dok postupci predobrade primjenjuju odgovarajuće korekcije na neobrađene podatke, naknadna obrada je namijenjena primjeni prozora, smanjenju buke slike i poboljšanju oštine prikazane slike u nastojanju da se poboljša dijagnostička interpretacija. (12)

6.11. PROZOR (*engl. Window*)

Prozor je raspon nijansi sive skale i utječe na kontrast slike. (9) Windowing program omogućuje odabir prozora kojim se gleda dubina piksela kompletne slike. (14) Korištenje prozora možemo opisati kao mapiranje na razini sive skale, koje nam omogućava da nekoliko tisuća različitih razina apsorpcija zračenja prikazemo na ekranu kao nekoliko desetaka nijansi sive boje što je prilagođeno biološkim ograničenjima našeg vida. Na taj način pojačava se kontrast slike. To omogućava promjenu izgleda slike kako bih se

istaknule željene strukture. Prozor je definiran kroz dvije dimenzije, a to su širina prozora i level odnosno centar prozora. Svjetlina slike podešava se preko levela (centra) prozora. Kontrast se podešava putem širine prozora. Središte prozora se bira prema tome koliki je apsorpcijski koeficijent tkiva koje želimo analizirati. Širina prozora može biti različita, što je manja to je kontrastnost između tkiva slične apsorpcije zračenja veća, stoga uske prozore koristimo za objekte građene od sličnih tkiva.



Slika 10. Primjena Prozora na CT snimku glave te rekonstrukcija slike na visoke kernele i meke kernele

Izvor: <https://radiopaedia.org/articles/windowing-ct>

7. KONTROLA KVALITETE U RADIOLOGIJI

Radiologija je grana medicine koja obuhvaća dijagnostičku radiologiju, radioterapiju i nuklearnu medicinu, odnosno sva područja kod kojih se izvori zračenja koriste za postavljanje dijagnoze i liječenje bolesti. Sustav kvalitete na radiološkom odjelu treba osiguravati visoku kvalitetu radioloških usluga koje će garantirati preciznost dijagnostičkih informacija, uz najmanje troškove i optimalnu dozu koju pacijent treba primiti. Sustav kvalitete u radiologiji određuju dva važna čimbenika, čovjek i tehnološka oprema. Zdravstvo u svijetu ali i kod nas doživljava promjene koje su u komunikaciji s društvenim i gospodarskim razvojem. Ubrzani razvoj određuje zdravstvu sve veće zahtjeve te potražuje modernog čovjeka i razvijenu tehnološku opremu. Ciljevi modernih zdravstvenih ustanova, uz podrazumijevanje stručnosti i kvalitete pružene usluge, sve više su fokusirani na osiguravanje kvalitetnog zbrinjavanja pacijenta te ekonomsku učinkovitost sustava. Put do kvalitete prilikom obavljanju uslužnih djelatnosti, kao i u cjelokupnoj kontroli sustava kvalitete, je dugotrajan. Mora se raditi po etapama koje su karakteristične za piramidu kvalitete. To su:

- kontrola kvalitete usluga
- osiguranje kvalitete usluga
- kontrola sustava kvalitete
- sveobuhvatna kontrola i nadzor sustava.

„Na putu do postizanja kvalitete veliku pomoć predstavljaju standardi kvalitete koje određuje organizacija u skladu sa zahtjevima i očekivanjima korisnika. Uspostavljen sustav

kvalitete na radiološkim odjelima mora osigurati primjereno visok nivo kvalitete radioloških usluga kojima će se osigurati točnost dijagnostičkih informacija kao i smanjenje na najmanju moguću mjeru troškova i optimalnih doza koje bolesnik mora primiti.“ (17) Kod već uspostavljenih sustava kvalitete pozornost je potrebno usmjeriti na tri čimbenika:

1. osiguravanje prikladnog nivoa zbrinjavanja pacijenata
2. stručnost i kvalitetu radioloških usluga
3. vođenje politike sustava kvalitete.

„U radiologiji je za osiguranje kvaliteta izuzetno važan pravi izbor tehnološke opreme. Na izbor primjerene opreme utječe više faktora kao što su funkcijske mogućnosti aparature i opreme, kvaliteta izrade, mogućnost i brzina servisiranja te cijena aparature. Kontrolom kvalitete opreme korištene u radiologiji utvrđuje se jesu li pojedina svojstva sustava u optimalnom stanju. Temelj kontrole kvalitete predstavlja izbor parametara, koji uvjetuju kvalitetu i koje je moguće provjeravati. Kontroliranjem parametara utvrđuje se i provjerava prihvatljivost odstupanja od optimalnih vrijednosti prije nego što mogu imati utjecaj na kvalitetu usluga.“ (17) Načini za ostvarivanje kontrole kvalitete opreme su:

1. Prijemni testovi koji su osnovni korak u protokolu praćenja kvalitete i kontrole rada aparata u skladu sa specifikacijama proizvođača, te ispitivanje sustava u okviru kliničke djelatnosti. Prijemni testovi su testovi kojima preispituje sustav netom prije početka samog rada, a istovremeno određuju vrijednost pojedinih čimbenika kvalitete (referencijske vrijednosti).
2. Referencijski testovi su testovi pomoću kojih se mjere karakteristike sustava u kliničkim uvjetima za vrijeme provođenja testova kompatibilnosti prilikom instalacije. Ovi testovi se provode periodično, uglavnom nakon servisa, nekog većeg kvara, zamjene određenih dijelova ili u slučaju promjene smještaja aparata. Detalji testova i rezultati moraju biti dokumentirani (arhivirani) te uspoređeni s prethodnim rezultatima.

3. Rutinski testovi su testovi pomoću kojih se omogućava konstantna kvaliteta djelovanja i određuje stupnja slabljenja povezan s karakteristikom vremena. Rutinsko testiranje služi za ispitivanje stabilnosti sustava, u slučaju potrebe zamjene pojedinih dijelova i njihove primjerenosti za rad. Učestalost provođenja ovih testova ovisi o promjenama i o njihovom utjecaju na kvalitetu sustava. Rezultati testova trebaju biti dokumentirani.

4. Vođenje dinamike rezultata odnosi se na pravovremeno reagiranje i na odgovarajući način, te uočavanje promjena u odnosu na početno stanje, te zadovoljivost parametara aparature u skladu sa specifikacijama proizvođača za upotrebu.

Preduvjet za kvalitetno izvršenu uslugu, uz kontrolu kvalitete tehnološke opreme i provođenje mjera zaštite od ionizirajućeg zračenja, predstavlja odgovarajuća stručna osposobljenost, odnosno educiranost radiološkog tehnologa. Stručna znanja stječu se ponajprije na studiju, a nakon toga kroz poslijediplomsko obrazovanje.

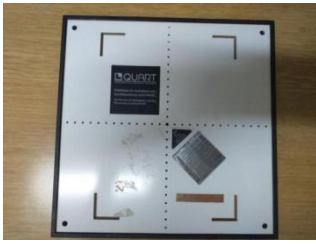
Svjetska zdravstvena organizacija (WHO) je definirala osiguranje kvalitete (QA) u radiologiji kao organizirani trud djelatnika radiološkog odjela pri osiguranju produkcije dijagnostičkih slika visoke kvalitete tako da dosljedno pružaju odgovarajuću dijagnostičku informaciju uz najniže moguće troškove i najmanju moguću izloženost pacijenta zračenju. Temeljni zadatak medicinske radiologije je osiguravanje kvalitetne dijagnostičke informacije prilikom postavljanja dijagnoze ili liječenja pacijenta. Osnovni cilj osiguranja kvalitete je pružiti najbolju moguću dijagnostičku informaciju, ali da je doza koju primi pacijent minimalna (ALARA princip). U današnjoj medicini provodi se veliki broj raznovrsnih radioloških postupaka u kojima pacijenti prime nekada i značajnije doze zračenja pri čemu je trošak dijagnostike s obzirom na aparaturu i potrebne resurse izrazito visok. Važnost uspostave i provedbe programa za kontrolu kvalitete ne uključuje samo tehničke karakteristike uređaja koje su određene zakonom, već i optimalno korištenje resursa i opreme, izrazito nadzor doza koje prime pacijenti prilikom pretrage te analizu odbačenih filmova. S obzirom da loša kvaliteta radioloških slika za posljedicu uglavnom ima ponavljanje snimanja (glavni uzrok nepotrebnog ozračivanja pacijenata) vrlo važne sastavnice programa kontrole kvalitete su ocjena kvalitete slike i pronalaženje uzroka loše

kvalitete slike te određivanje doza koje prime pacijenti pri određenom dijagnostičkom postupku. Korak prema Uspostavljanje referentnih nivoa doza omogućava usporedbu s radiološkim odjelima u drugim ustanovama te ustanovljenim nacionalnim i internacionalnim referentnim nivoima kao ocjenu kvalitete prakse. Prilikom uspostave programa kontrole kvalitete osnovni zahtjevi koje takav sustav svojom provedbom mora osigurati su sljedeći:

- dijagnostičke slike trebaju biti zadovoljavajuće kvalitete koja omogućava razlučivost detalja prema standardu za određenu vrstu radiološke pretrage
- doza koju primi pacijent i osoblje za vrijeme dijagnostičke radiološke pretrage mora biti svedena na minimum s obzirom na pretragu te u skladu s preporukama
- maksimizacija financijske efikasnosti radiološke prakse umanjeanjem gubitaka ljudskih i materijalnih resursa
- zadovoljavanje zakonskih odrednica zaštite od zračenja koji se odnose na uporabu zračenja u medicinske svrhe.

Kako bih se uspješno uspostavila i omogućila provedba ovakve vrste programa važno je omogućiti kvalitetnu suradnju stručnjaka koji će predstavljati komisiju za provedbu (uglavnom su to liječnik specijalist radiologije, radiološki tehnolog i specijalist medicinske fizike). Oni će biti odgovorni za program kontrole kvalitete te implementaciju određenih procedura, dokumentiranje podataka dobivenih prilikom provedbe, analizu i ocjenu rezultata na osnovu kojih će određivati mjere koje je potrebno poduzeti kako bi se korigirali nedostaci. Program kontrole kvalitete mora sadržavati pisane upute o zadanim ciljevima koje je potrebno dostići, radne upute i postupke za provođenje radnji uključenih u program kvalitete te administrativne postupke kojima će se osigurati redovitost i ispravnost provođenja potrebnih postupaka. Vrlo je važno da svi radnici radiološkog odjela sudjeluju u programu kontrole kvalitete pri čemu cilj programa i uloga svakog djelatnika trebaju biti precizno objašnjeni. Uspostava programa provodi se u dvije faze, a to su postavljanje programa i njegovo održavanje. Postavljanje programa je prva faza

koja može potrajati ovisno o veličini radiološkog odjela, količini posla koji se provodi na odjelu, broju zaposlenika itd. Prva faza također uključuje određivanje komisije za provedbu programa, detaljno informiranje svih uključenih zaposlenika o programu, njihovim dužnostima u okviru provedbe programa, određivanje trenutnog stanja te utvrđivanjem doza koje prime pacijenti u postojećim uvjetima, odrađivanje testova kontrole kvalitete cjelokupne opreme koja se koristi (rendgenske cijevi i generatori, tomografski sustavi, sustavi za pojačanje slike, sustavi za kontrolu automatske ekspozicije, automatski procesori, zaslone, negatoskopi, digitalni receptori slike itd.). Posebno je važno da mjerni instrumenti koji se koriste prilikom rutinske kontrole budu precizni i baždareni. Bilo kakva neispravnost opreme ili pogreška koja se potvrdi rutinskim testiranjem mora se dodatno ispitati, te je potrebno odraditi popravak i korekcije te nakon toga ponovno provesti testiranje. Zapise o rezultatima rutinskih testova treba arhivirati i čuvati zbog raspoloživosti informacija o ponašanju opreme i u slučaju potrebe rezultata u nacionalnim istraživanjima. Efikasnost programa kontrole kvalitete provjerava se mjerenjem doza koje pacijenti prime za vrijeme radiološkog dijagnostičkog postupka, ali i analiziranjem troškova servisa, održavanja te repromaterijala koji se upotrebljavaju na radiološkom odjelu. Uspostavljanje programa kontrole kvalitete složen je i veoma zahtjevan proces. Efikasan program kontrole kvalitete u radiologiji omogućuje stvaranje radiološke informacije odgovarajuće kvalitete u svrhu dijagnostike, smanjenje doze koju primi medicinsko osoblje i pacijent, a koja odgovara kvaliteti radiološke informacije, te optimizaciju troškova. Također nije isključeno poboljšanje profesionalne reputacije radiološkog odjela kao posljedica edukacije i aktivnog pristupa poslu. Praćenjem doza koje prime pacijenti moguće je postići optimizaciju prakse, dok analiziranjem razloga odbacivanja snimaka te dosljednom primjenom principa opravdanosti izlaganja zračenju omogućilo bi se izrazito smanjenje ukupne kolektivne doze stanovništva od medicinskih izvora zračenja. (17)



Slika 11. Quart SP Vario fantom (za mjerenje kontrastne i prostorne razlučivosti)

Izvor: KBC Split (Odsjek za fiziku)

8. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U RADIOGRAFIJI

Standardna radiografija je brza i neinvazivna dijagnostička pretraga, gdje se uz pomoć rendgenskog zračenja vrši snimanje pojedinih dijelova tijela.

Posljednjih godina radiografski sustavi doživjeli su "digitalnu revoluciju", ali protokoli kontrole kvalitete za digitalnu opremu za snimanje i dalje su u prilično ranoj fazi razvoja. Provedba protokola osiguranja kvalitete u kliničkom okruženju trebala bi biti brza, a analizu i provjeru rezultata treba dobiti u vrlo kratkom vremenu. Osim toga, svaki odjel mogao bi imati različitu opremu (proizvođač, izdanje softvera itd.). Ovi aspekti zahtijevaju vrlo fleksibilan i automatiziran protokol kontrole kvalitete. Unutarnja priroda digitalnih slika koje proizvode digitalni sustavi omogućuje "internetsku" upotrebu

automatiziranog softvera za kontrolu kvalitete. (18) Program osiguranja radiološke kvalitete u zdravstvenoj ustanovi osmišljen je tako da osigura optimalne performanse opreme kojom upravlja radiološki tehnolog stvarajući idealnu snimku za radiologa. To ima ogromnu vrijednost u smanjenju doze zračenja, poboljšanju podataka dobivenih na slikama i smanjenju operativnih troškova. Loše performanse opreme važan su uzrok loše kvalitete slike. Slike loše kvalitete ne pružaju sve moguće dijagnostičke informacije dijagnostičarima odnosno radiolozima. Uz to, loša kvaliteta slike može dovesti do ponavljanja snimanja, a time i do povećane izloženosti zračenju i troškova. Konačno, kad se naprave radiološke snimke neodgovarajuće kvalitete zbog lošeg rada opreme ili suboptimalne tehnike, pacijent može biti izložen nepotrebnom zračenju. Stoga je dobar program kontrole kvalitete u radiografiji izuzetno važan za pružanje kvalitetne zdravstvene zaštite.

Svaki član osoblja trebao bi razumjeti svoje dužnosti. Odgovornosti općeg poslovanja i osiguranja kvalitete trebaju biti jasno definirane i priopćene svim radnicima. Kontrolni popisi za ispitivanje opreme, uključujući smjernice o tome koju opremu treba testirati, koliko se često vrši ispitivanje, standarde performansi, parametre koji se mjere, korektivne mjere, optimalne performanse i kalibraciju ispitne opreme. Vođenje evidencije uključujući pregled programa osiguranja kvalitete i postupaka osiguranja kvalitete. (19)

Tablica 1. Rentgenski uređaji za snimanje - Kontrola kvalitete

Kvaliteta slike pri 80 kV				
Razlučivanje	> 2,4 lp/mm	X		
Kontrast	Potpuno razlučivanje Cu klina s objektima debljine: 0/0,1/0,2/0,3/0,4/0,5/0,6 mm	X		
Optičko zacrnjenje	$1 < OD < 1.5$	X	X	X
Referentna snimka fantoma	Vrijednost mAs s godišnjeg ispitivanja $\pm 10\%$	X	X	X

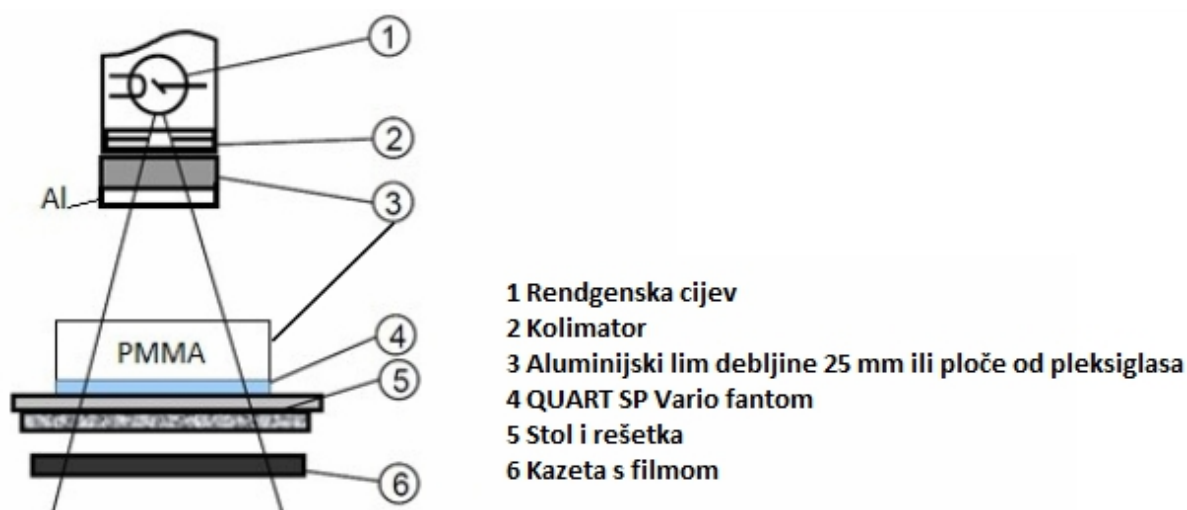
Izvor: Pravilnik o uvjetima i mjerama zaštite od ionizirajućih zračenja za obavljanje djelatnosti s električnim uređajima koji proizvode ionizirajuće zračenje

8.1. TESTOVI KONTROLE KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U RADIOGRAFIJI

Prilikom obavljanja kontrole kvalitete digitalnih uređaja u radiografiji vrši se čak 17 različitih testova. To su:

1. Test rešetke
2. Podudarnost svjetlosnog polja i polja zračenja
3. Okomitost između tri osi
4. Uniformnost AEC senzora
5. Kompenzacija napona na rendgenskoj cijevi
6. Kompenzacija debljine
7. Prostorna razlučivost
8. Kontrast
9. Zacrtnjenje (mean pixel value) i šum
10. Točnost napona na cijevi
11. Ponovljivost napona na cijevi
12. Postojanost napona na cijevi
13. Debljina poluapsorpcije
14. Točnost vremena ekspozicije
15. Dozni izlaz rtg cijevi
16. Postojanost doznog izlaza rtg cijevi
17. AEC-ponovljivost doze

Prethodni navedeni testovi služe za kompletnu kontrolu kvalitete jednog digitalnog uređaja u radiografiji. U nastavku ćemo izdvojiti testove kojima vršimo kontrolu digitalnih receptora kao ciljano polje našeg zanimanja u ovom radu.



Slika 12. Princip testiranja digitalnih uređaja u radiografiji

Izvor: Pravilnik o kontroli kvalitete radiografskih uređaja

8.1.1. Test prostorne razlučivosti

Ciljani parametar ispitivanja je utvrditi broj linijskih parova na snimci fantoma. Od opreme se koristi fantom Quart SP Vario ili TOR 18. Navedeni fantom postavlja se na ležaj za pacijenta. Pozicionira ga se koristeći svjetlosno polje te oznake na fantomu. U procjep na kolimatoru umeće se aluminijski lim debljine 25 mm ili se na ležaj za pacijenta ispred fantoma postavlja odgovarajuća debljina pleksiglasa. Zatim se odabire AEC način rada i postavlja se napon cijevi na 80kV. Nakon toga ide faza ekspozicije. Na nastaloj slici određuje se razlučivost na temelju vidljivih linijskih parova (linijski parovi moraju biti vidljivi duž cijele dužine da bi ih se smatralo vidljivima). Kada očitamo posljednji vidljivi linijski par pridružujemo mu razlučivost koju uspoređujemo s kriterijem prihvatljivosti. Kriterij prihvatljivosti mora biti jednako ili više od 2,4 linijska para po milimetru.

8.1.2. Test za kontrast

Ovim testom provjerava se ima li odstupanja u pragu vidljivog kontrasta naspram vrijednosti dobivene pri inicijalnom mjerenju. Od opreme koristi se fantom Quart SP Vario. Prilikom ovog testiranja koristi se snimku iz testa za prostornu razlučivost. Određuje se vidljivost kontrastnih kružića na fantomu. Procjenjuje se razlučivost svih šest polja sive skale. Dobivene vrijednosti uspoređuje se s kriterijem prihvatljivosti. Kriterij prihvatljivosti podrazumijeva da budu vidljiva tri kontrastna kružića, te mora biti razlučivo šest polja sive skale.

8.1.3. Test zacrnjenja (MPV) i šuma

Parametar kojim se provjerava ima li odstupanja u zacrnjenju i šumu homogenog dijela fantoma od zacrnjenja i šuma dobivenih pri inicijalnom mjerenju. Za mjerenje koristi se fantom Quart SP Vario. Koristi se snimku iz testa za prostornu razlučivost. Pomoću programa za obradu slike određuje se MVP i standardna devijacija u homogenom dijelu fantoma. Dobiveni rezultat uspoređuju se s postavljenim kriterijem prihvatljivosti. Kriterij prihvatljivosti mora biti $\pm 10\%$ MVP i standardna devijacija naspram osnovne vrijednosti.

8.1.4. Test rešetke

Test rešetke nam služi kako bih smo utvrdili da rešetka ili nekakva artefakt nisu vidljivi na radiološkoj slici. Sam postupak ispitivanja se vrši tako da se kazeta postavlja u nosač i napon cijevi se postavlja najviše do 50kV. Nakon toga određuje se najmanju vrijednost mAs koja se koristi u kliničkoj radiologiji te se izvrši ekspozicija. Kada se

dobije slika odrađuje se vizualna procjena nalaze li se na slici artefakti ili rešetka. Tako da nam ovaj test ujedno pokazuje i homogenost receptora. Prilikom određivanja je li test u zoni prihvatljivosti mora se potvrditi da na slici nema ni artefakta ni vidljive rešetke.

Tablica 2. Prikaz ispitivanog parametra, učestalost ispitivanja i zadužena osoba kod uređaja za klasičnu radiografiju

ISPITIVANI PARAMETAR	UČESTALOST	ZADUŽENE OSOBE
Automatska kontrola ekspozicije (AEC)		
Razlučivost	godišnje	medicinski fizičar
	mjesečno	radiološki tehnolog
Zacrnjenje	godišnje	medicinski fizičar
	mjesečno, dnevno	radiološki tehnolog
Rešetka		
Rešetka	godišnje	medicinski fizičar
	mjesečno, dnevno	radiološki tehnolog

Izvor: Upute za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskih uređaja za radiografiju

8.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA U RADIOGRAFIJI

Artefakti u radiografiji mogu biti štetni za interpretaciju smanjenjem vizualizacije ili promjenom izgleda područja interesa. Digitalni radiografi (DR) imaju svoje jedinstvene artefakte, a prepoznavanje tih artefakata važno je kako bi se spriječilo pogrešno tumačenje i pomoglo identificirati uzrok. DR artefakt može se kategorizirati prema koraku tijekom kojeg je stvoren. Razumijevanje uzroka artefakata i načina rješavanja najvažnije je u stjecanju visokokvalitetnih digitalnih slika. (20) Artefakte u digitalnoj radiografiji možemo podijeliti u 5 kategorija, a to su:

- 1) Artefakti povezani s pacijentom
- 2) Artefakti povezani s radiološkim tehnologom
- 3) Artefakti nastali zbog opreme
- 4) Artefakti vezani uz softver
- 5) Artefakti povezani s očitavanjem slike.

8.2.1. Kodekspozicija

Kodekspozicija (nedovoljna ekspozicija) je jedinstveni artefakt povezan s hardverom koji rezultira smanjenim omjerom signala i buke. Ovaj artefakt može biti prihvatljiv nakon obrade, iako ponekad može zamagliti male lezije. Vizualiziramo ga kao svijetlo područje s tamnim pjegavim područjima, poznatim kao "sol i papar". Kodekspozicija je ponekad posljedica preranog prekida izlaganja ili, u drugim

slučajevima, fotočelijskog pozicioniranja koje je nepravilno blizu ruba anatomske strukture. Odabir odgovarajućih parametara ekspozicije može to ispraviti. (21)



Slika 13. Artefakt nedovoljne ekspozicije

Izvor:<https://www.researchgate.net/>

8.2.2. Izostanak piksela

Artefakt visoke gustoće, poznat i kao izostanak piksela, uzrokovan je učinkom kompresije na algoritme za obradu slike. Ovaj artefakt visoke gustoće, koji ne utječe na dijagnostičku interpretaciju slika je najčešći artefakt za obradu softvera. Gubitak ruba slike najčešće će se pojaviti pri korištenju direktnih digitalnih detektora. (21) Artefakt izostanka piksela može nastati u slučaju fizičkog oštećenja digitalnog receptora slike ili prilikom kvara sklopke.

8.2.3. Ghosting

Ghosting nastaje kada se zadrži prethodna latentna slika i nakon toga uslijedi nova ekspozicija. Kako bih se to ispravilo uređaj je potrebno ponovno kalibrirati, pobrisati memoriju prethodne slike te napraviti probnu sliku kako bih bili sigurni da

artefakt više nije prisutan. Važno je riješiti ovaj problem kako bih se postigla optimalna kvaliteta slike. (22)



Slika 14. Ghosting artefakt - Artefakt “duha”

Izvor: <https://slideplayer.com/slide/14154583/>

8.2.4. Artefakt vodoravne linije

Činjenica o vodoravnoj liniji može se pripisati neispravnoj liniji piksela ili netočnom očitavanju podataka. Važno je prepoznati ovaj artefakt, jer on rezultira u dijelu dijagnostičkih informacija. Artefakt vodoravne linije može se pojaviti ne samo kao ravna vodoravna crta, već i kao bijela traka pod kutom. Štoviše, ovaj artefakt se može vidjeti i na uvećanim pregledima. Kako bih izbjegli stvaranje ovog artefakta treba kalibrirati uređaj. U slučaju da se pojava artefakta nastavi treba razmotriti servisiranje ili napraviti procjenu kvalitete detektora u slučaju potrebe za zamjenom. (22)

8.2.5. Neusklađenost kolimatora

Uz rub same slike se vidi okomita bijela traka kada je kolimator pogrešno poravnat s detektorom. Da bi ispravio ovaj artefakt, kolimator treba prilagoditi detektoru. (22)

8.2.6. Artefakt rešetke

Ovaj se artefakt može pripisati zaustavljanju ili usporavanju oscilacija mreže u backy rešetki, uzrokujući stvaranje crta na nastaloj slici. Da bi ispravio ovaj artefakt, tehnolog treba ponoviti izlaganje i, ako artefakt postoji, treba zatražiti servisiranje opreme. (22)



Slika 15. Artefakt rešetke

Izvor: <https://radiopaedia.org/cases/grid-artifact-on-chest-x-ray>

8.2.7. Artefakt vibracija

Izmjenične crne i bijele vodoravne crte mogu ponekad se mogu vidjeti na digitalnoj slici. Ovaj je artefakt možda posljedica vibracija. Ventilatora za hlađenje u detektoru koji uzrokuju električne smetnje tijekom očitavanja podataka. Za rješavanje ovog artefakta detektoru će možda trebati kompletan servis. (22)

9. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U MAMOGRAFIJI

„Mamografija je dijagnostička metoda koja u svom radu koristi ionizirajuće zračenje, zbog čega je predmet analize velikog broja nacionalnih i međunarodnih organizacija. Jedna je od rijetkih procedura za koju, u velikom broju država, postoji organiziran masovni pregled pacijentica u asimptomatskoj fazi bolesti screening. Treba težiti najboljoj mogućoj slici kroz optimizaciju svih parametara slike - bitna uporaba kontrole kvalitete. Doza na dojke treba biti vođena ALARA principom ravnoteža između doze i kvalitete slike.“ (23)

„Otkrivanje karcinoma dojke mamografijom veoma je izazovan zadatak. Da bi se karcinom otkrio, što je prije moguće, slike moraju biti visoke kakvoće što ujedno potiče i potrebu za programom kontrole kvalitete (QC). Poznato je da se djelovanje složenog sustava za snimanje, kao npr. mamografija, može pomicati tijekom vremena te da moraju postojati procedure kontrole kvalitete kako bi se osiguralo ispravno djelovanje svih komponenti. Rutinska kontrola kvalitete veoma je bitna za digitalnu

mamografiju, kao i za snimanje sustava film folije. Automatsko testiranje je također od iznimne važnosti jer omogućuje dostupnost slika u digitalnom formatu te ujedno pruža mogućnost za poboljšanje učinkovitosti.“ (23)

U svijetu je uvedena zakonska obveza redovitog provođenja programa kontrole kvalitete mamografije. Isto vrijedi i za Hrvatsku. Redovno provođenje kontrole kvalitete mamografije važno je zbog izrade mamograma visoke kvalitete. U Europi je uvedena obvezujuća provjera kvalitete i certifikacija mamografskih uređaja po europskom protokolu kontrole kvalitete mamografije.(24) Kontrola kvalitete u mamografiji obuhvaća široki spektar testova za različite faze rada u mamografiji. U sklopu testova za kontrolu kvalitete u mamografiju vrši se provjera mamografa i pribora za mamografiju, uređaja za automatsko razvijanje filmova, kvalitete filma i folija, artefakata, kvalitete slike, digitalnih receptora, doze zračenja, uvjeta za interpretaciju mamograma, stručnog osoblja te senzimetrija. U nastavku ćemo opisati testove koji su usmjereni na rad digitalnih receptora slike.

9.1. TESTOVI ZA KONTROLU KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U MAMOGRFIJI

9.1.1. Test za odziv detektora

Odziv detektora mjera je odziva koju generira detektor kao odgovor na rastuće vrijednosti mAs. Ova značajka omogućuje prebacivanje na različite vrijednosti doze pomoću prosječne vrijednosti piksela dobivene na slici. U protokolu pod nazivom "Europska referentna organizacija za kvalitetno osigurane usluge probira i dijagnostike dojki (EUREF)", koji koristi Europska unija, postavlja se kVp koji se široko koristi u klinikama. Zatim se zračenja izvode u 10 različitih vrijednosti mAs, što bi uključivalo vrijednosti mAs koje se koriste u rutinskim praksama, kao i druge vrijednosti koje iznose 20 puta više od tih vrijednosti. Vrijednosti doza očitavaju se pomoću komore za ionizaciju koja se stavlja na detektor i ispravlja obrnutim kvadratom na udaljenosti od jednog metra. Standardni ispitni blok zatim se ozračuje na istim mAs vrijednostima.

Referentno područje interesa odabire se među dobivenim slikama i izračunavaju se prosječne vrijednosti piksela i standardne devijacije u ovom području interesa.

9.1.2. Test procjene buke

Prosječna vrijednost piksela i vrijednost standardne devijacije unutar određenog referentnog područja interesa na slikama izračunavaju se kao dio testa odgovora. Za sustave s linearnim odzivom, SNR se dobiva korištenjem tih vrijednosti.

9.1.3. Ispitivanja homogenosti i stabilnosti detektora

Homogenost detektora važan je parametar koji utječe na kvalitetu slike. Postoje različite metode preporučene različitim protokolima unutar ovog testa. U EUREF protokolu homogenost detektora ispituje se zračenjem standardnog ispitnog bloka koji obuhvaća cijeli detektor u kliničkim uvjetima. Nakon dovršetka zračenja registriraju se postavke zračenja i mA. Nakon toga se na neobrađenoj slici izvlači područje interesa od 1 cm² i procjenjuje se prosječna vrijednost piksela unutar područja interesa. Zatim se ovo područje interesa skenira na cijeloj slici. Izračunava se prosječna vrijednost piksela cijele slike, a prosječna vrijednost SNR-a izračunava se na temelju svih područja interesa. Ta se prosječna vrijednost uspoređuje s vrijednostima koje se čitaju pojedinačno u područjima interesa. Za ovaj postupak dostupni su neki softverski programi. Kada se slika homogenosti procjenjuje pomoću tih programa, izlaz programa pruža prosječnu vrijednost piksela na slici, najviše i najniže vrijednosti brojanja i maksimalno odstupanje od prosječne vrijednosti. U fazi evaluacije provjerava se je li to maksimalno odstupanje unutar prihvatljivih granica. Odstupanje prosječnih vrijednosti piksela i SNR-ova unutar područja interesa od prosječne vrijednosti piksela i SNR-a ukupne slike ne bi trebalo biti veće od 15%.

9.1.4. Ispitivanje rada elemenata detektora

Ovaj test je isključivo specifičan za DR sustave. Prije svega, treba ispitati najnoviju neispravnu kartu piksela koju je dobio proizvođač. Ova karta identificira lokacije svih piksela koji ne funkcioniraju. Korisnik bi uvijek trebao lako pristupiti ovoj neispravnoj karti piksela.

Dobivenu kartu treba usporediti s kartom koju je dao proizvođač i provjeriti lokacije neispravnih piksela. Ako postoje klasteri koji se sastoje od neispravnih piksela, kontakti testni objekt prikaza filma može se koristiti za prevladavanje tih problema.

9.1.5. Test na neispravljenost i disfunkcionalne elemente detektora

Ovaj test je isključivo specifičan za DR sustave. Da bi se identificirao broj i lokacije disfunkcionalnih piksela, dobiva se slika standardnog testnog bloka, identificira se referentno područje od 1 cm² i očitava se prosječna vrijednost piksela. Nakon toga, područje interesa skenira se na cijeloj slici i identificiraju se područja interesa, koja imaju vrijednost piksela koja je 20% različita od vrijednosti piksela cijele slike. Ovaj se postupak ponavlja na sve 4 slike kako bi se povećala pouzdanost. Pikseli koji pokazuju odstupanje veće od 20% na sve 4 slike potencijalno su disfunkcionalni pikseli. U ovom postupku dostupni su različiti softverski programi. Kada se pregleda varijance homogene slike, problemi na detektoru, kao što su nedostaci mrtvog piksela, mogu se vizualizirati.

9.1.6. Modulacijska funkcija prijenosa (MTF) i spektar snage slike (NPS)

test

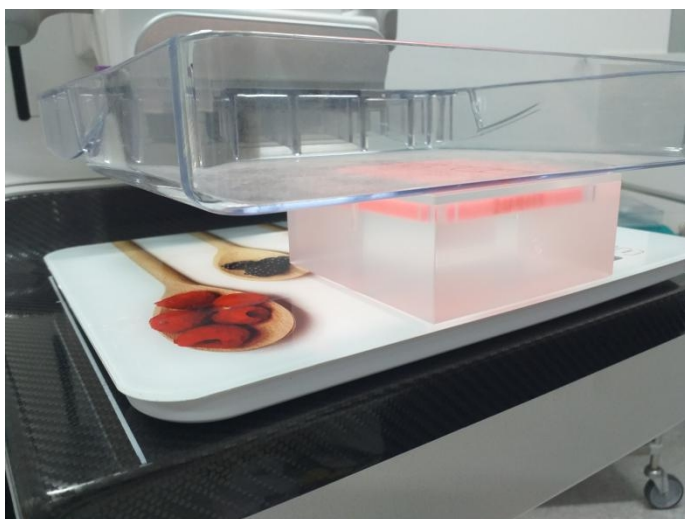
MTF je parametar koji definira diferencijacijsku čvrstoću sustava u frekvencijskom prostoru. Detektor prima informacije na različitim frekvencijama; na primjer: vrlo male strukture na dojkama i oštri rubovi predstavljeni su visokom frekvencijom. Modularna funkcija prijenosa izražava se kao smanjenje, koje se javlja u izlaznim amplitudama signala primljenih od sustava snimanja na različitim frekvencijama. Što su frekvencije veće, to su niže izlazne amplitude. Izvan određene razine visoke frekvencije, sustav ne može dopustiti da bilo kakve amplitude prođu. Ova točka je definirana kao odsječena frekvencija.

Da bi se MTF mogao izravno izračunati, potreban je sustav s linearnim odgovorom. U sustavima koji ne pružaju linearne odgovore (CR sustavi), sliku najprije treba učiniti linearnom. Vrijednosti dobivene u testu prihvatanja određuju se kao referentne vrijednosti. Mjerenja se mogu ponoviti u slučaju sumnje u kvalitetu detektora.

Što se tiče spektra snage buke (NPS), to je analiza buke u frekvencijskom prostoru. Svaka od faza koja prođe u procesu dobivanja slike u digitalnim sustavima dodaje određenu količinu buke na sliku. Spektar snage buke najgeneraliziraniji je i najizvodljiviji izraz svih tih zvukova u odnosu na omjer signala i buke jer NPS također pruža informacije o buci povezanoj s frekvencijama.

9.1.7. Fantomski test slike

Fantomaska slika je preostala slika koja je ostala na dobivenoj slici s prethodne slike. Na ovom mjerenju dobit će se fantomski faktor slike uz pomoć kontrastne razlike iznad 0,1 mm Al.



Slika 16. Prikaz testiranja na mamografskom uređaju

Izvor: KBC Split (Odjel za kliničku i intervencijsku radiologiju)

Prvo, standardni ispitni blok ozračuje se tako da pokriva polovicu detektora. Nakon toga, standardni ispitni blok postavljen je tako da ovaj put pokrije cijeli detektor i dobije se slika s AI objektom točno u središtu bloka. Interval između ove dvije slike trebao bi biti otprilike jednu minutu. Prihvatljiva ograničenja za ovaj test identificirana su na temelju fantomskog faktora slike manjeg od 0,3. (25)

Tablica 3. Prikaz ispitivanog parametra, učestalosti ispitivanja i zadužene osobe u mamografiji

ISPITIVANI PARAMETAR	UČESTALOST	ZADUŽENE OSOBE
Rezolucija visokog kontrasta	godišnje	medicinski fizičar
Kontrola automatske kontrole ekspozicije (AEC) za digitalne sustave		
Najmanji kontrast vidljiv na snimci digitalnim mamografskim uređajem	godišnje	medicinski fizičar
Ponovljivost referentnog snimka (mAs)	dnevno, mjesečno, godišnje	medicinski fizičar radiološki tehnolog

Izvor: Upute za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskih uređaja za mamografiju

9.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA U MAMOGRFIJI

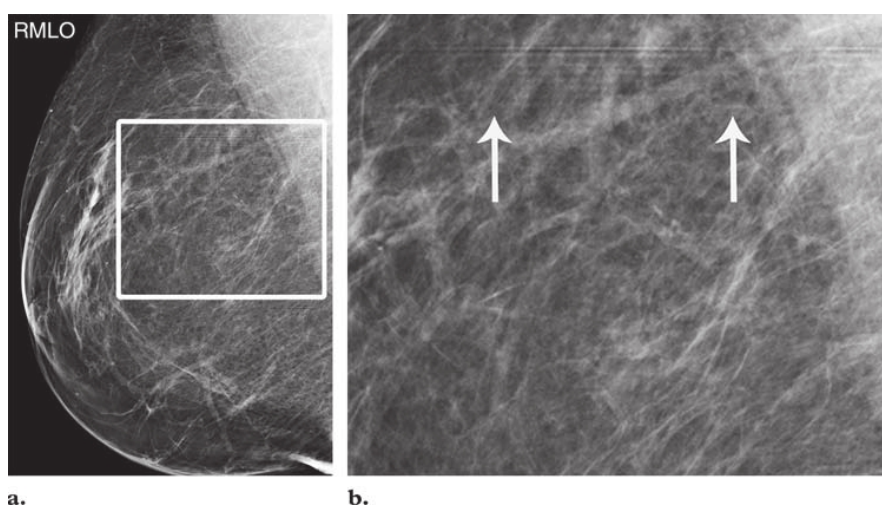
U digitalnoj mamografiji, kao i u ostalim radiološkim metodama može doći do pojave neželjenih artefakata. Postoji pet različitih skupina artefakata u digitalnoj mamografiji, a to su:

- 1) Artefakti povezani s pacijentom
- 2) Artefakti povezani s radiološkim tehnologom
- 3) Artefakti nastali zbog opreme
- 4) Artefakti vezani uz softver
- 5) Artefakti povezani s očitavanjem slike.

Artefakti koji su povezani s pacijentom nastaju zbog pacijenata te nisu povezani s tehnološkim opremom za snimanje. Ako se pacijent za vrijeme snimanja pomakao ili mu je na tijelu ostao nekakav nakit, doći će do ovog tipa artefakata. Prilikom

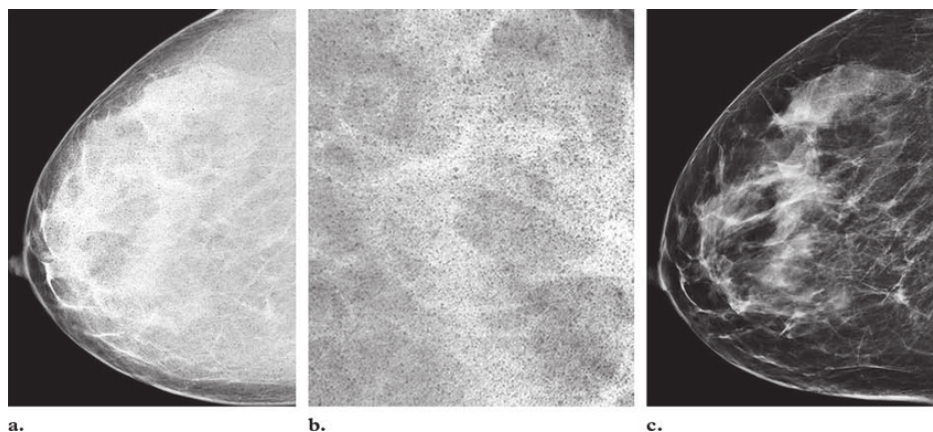
pogrešnog rukovanja sustavom, poput pogrešnog postavljanja kazete, neispravnog postupka čišćenja zaslona te prilikom pogrešnog odabira parametara snimanja dolazi do pojave artefakata koje uzrokuje radiološki tehnolog. Treći uzrok nastanka artefakata su problemi povezani s opremom. Ovakve artefakte najčešće stvaraju detektori ili problemi s elektronikom očitavanja te rendgenska cijev. Softverski artefakti nastaju zbog loše konfiguracije i obrade slika, te zadnja skupina artefakata uključuje probleme s kalibracijom monitora i defekte piksela te probleme s okolinom u kojoj se slika očitava. (26)

Artefakti navedeni u poglavlju “Artefakti povezani s digitalnim receptorima u radiografiji” također predstavljaju artefakte koji se pojavljuju na snimkama mamografije. Kako ih ne bismo ponovno opisivali sve potrebno možete pročitati u navedenom poglavlju.



Slika 17. Artefakt vibracija

Izvor: https://www.researchgate.net/figure/Vibration-artifact-RMLO-mammogram-a-andmagnified-view-of-the-area-of-interest-in-a_fig10_23466136



Slika 18. Artefakt nedovoljne ekspozicije

Izvor: https://www.researchgate.net/figure/Underexposure-salt-and-pepper-effect-a-RCC-mammogram-obtained-at-28-kVp-and-87-mAs_fig7_23466136

10. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA KOD KOMPJUTERIZIRANE TOMOGRAFIJE

Kompjuterizirana tomografija (CT) je radiološka metoda snimanja koja koristi rendgensko zračenje i digitalne receptore slike, te kod koje postoji istovremeno gibanje rtg cijevi i detektora oko snimanog objekta. Pomoću posebnih algoritama rekonstrukcije prikazuje se unutrašnjost tijela, odnosno slike slojeva unutarnjih organa i tkiva.

Kompjuterizirana tomografija je postala jedna od najvažnijih tehnika snimanja u moderno vrijeme, ako ne i najvažnija. S toga je vrlo važno stvoriti odličan program kontrole kvalitete. Kontrola kvalitete kompjuterizirane tomografije obavlja se na dnevnoj, tjednoj, tromjesečnoj i godišnjoj fazi. Obavljaju je radiološki tehnolog i medicinski fizičar. (27)

CT uređaji su kroz povijest mijenjali broj i vrstu detektora što je određeno tzv. CT generacijama. U nastavku ćemo ukratko prikazati promjene detektora na CT-u

kroz povijest. Nekada su se koristili plinski detektori, dok su danas u primjeni najviše indirektni ravni detektori. Jedino kod dual CT postoji mogućnost primjene i indirektnih i direktnih ravnih detektora.

„Uređaji prve generacije (1972. godina) imali su kombinaciju rotacijskog pomaka rtg cijevi oko snimanog objekta i translacijskog (transverzalno-poprečnog) i vrlo uski pravocrtni snop rendgenskih zraka (*engl. pencil beam*) koji je usmjeren samo na jedan detektor. Kada se napravi jedna projekcija, rtg uređaj i detektor se pomiču za jedan stupanj oko snimanog objekta, te se tako cijev pomiče sve dok ne dođe do 180°. Potrebno je mnogo translacija i rotacija da bi se dobila odgovarajuća slika, pa je vrijeme skeniranja bilo dugo, dok je dužina ekspozicije jednog sloja trajala od 3 do 5 minuta.“ (28)

„Uređaji druge generacije (1975. godina) su imali kombinaciju rotacijskog i translacijskog pomaka rendgenske cijevi za vrijeme skeniranja, također su imala širi snop rendgenskih zraka i do 16 detektora. Postignuta je bolja iskoristivost rendgenskih zraka nastalih u rendgenskoj cijevi, skraćeno vrijeme ekspozicije (10 - 60 sekunda po sloju), te smanjeno zračenje pacijenta. S ovim uređajima moguće je bilo snimiti glavu i tijelo pacijenta.“ (28)

„Uređaji III. generacije uređaja (1977. godina) imaju rotaciju rendgenske cijevi i detektorskog luka oko snimanog dijela tijela sa širokim lepezastim snopom zračenja. Jedna ekspozicija sadrži 360° rotacije (dužina ekspozicije po jednom sloju traje 1,4 do 14 sekunda). Kod ove generacije CT uređaja karakterističan je fiksni mehanički odnos rendgenske cijevi i detektora. Uglavnom imaju od 380 do 600 detektora. Ovi uređaju imaju kolimaciju ispred i iza tijela pacijenta, a ispred detektorskih kanala 12 od volframa ili titana u svrhu kolimacije raspršenog zračenja.“ (28)

„Uređaji IV. generacije uređaja (1977. godina) imaju kontinuirano gibanje rendgenske cijevi oko stacioniranih detektora poredanih po čitavom krugu kućišta (*engl. gantry*) (detektorskoj banani), a snop zračenja je isti kao i u III. generaciji uređaja. Kolimator kod ovih uređaja je pričvršćen na detektorsku bananu, na otvore detektorskih kanala. Ovi uređaji imaju od 1200 do 2000 detektora i više, što značajno poboljšava kvalitetu dobivene slike ovisno o širini lepeze snopa zračenja i broju eksponiranih detektora.“ (28)

„U današnje vrijeme upotrebljavaju se isključivo spiralni CT uređaji s više redova detektora na detektorskoj banani. Kod spiralnog CT uređaja vrši se kontinuirana rotacija rendgenske cijevi i detektora u jednom smjeru oko snimanog objekta, koji se automatski na stolu uređaja kontinuirano linearno pomiče kroz linearni snop rendgenskih zraka za vrijeme ekspozicije.“ (28)

Rezultat rješavanja problema brzine rotacije rendgenske cijevi te detektora u jedinici vremena stvorena je generacija CT uređaja koji se zovu ultrabrzi CT uređaji (*engl. Ultrafast CT*). (28) Uveo ga je početkom 1980-ih medicinski fizičar Andrew Castagnini. To je metoda za poboljšanje temporalne rezolucije CT uređaja. Budući da se izvor x-zraka mora okretati za više od 180 stupnjeva da bi snimio sliku, tehnika u osnovi nije u stanju zabilježiti dinamičke pokrete ili događaje koji su brži od vremena rotacije. Umjesto rotacije uobičajene rentgenske cijevi oko pacijenta, u ultrabrzi CT uređaj postavlja se ogromna vakuumski cijev u kojoj je elektronska zraka elektromagnetski usmjerena prema nizu volframovih rentgenskih anoda raspoređenih kružno oko pacijenta. Svaka anoda je pogođena snopom elektrona i emitira X-zrake koje kolimiraju i detektiraju kao u uobičajenom CT-u. Korištenjem višeredne detektorske banane za vrijeme jedne rotacije moguće je rekonstruirati više slojeva, te na takav način dobiti podatke iz većeg volumena u istoj jedinici vremena. Početkom 1990-ih uveden je spiralni CT, čiji su razvoj vodili Willi Kalender i Kazuhiro Katada. U spiralnom CT-u izvori rendgenskog zračenja su pričvršćeni na slobodno rotirajući portal. Tijekom skeniranja stol glatko pomiče pacijenta kroz skener. Multislice CT skeneri po svom su konceptu slični spiralnom CT-u, ali postoji više od jednog detektorskog prstena. Trenutni modeli (2007.) imaju do 3 rotacije u sekundi i izotropnu razlučivost od 0,35 mm vokselu s brzinom skeniranja z-osi do 18 cm / s. Glavna prednost CT-a s više presjeka je povećana brzina pokrivanja volumena. Siemens je na medicinskom sastanku Radiološkog društva Sjeverne Amerike (RSNA) 2005. predstavio CT model s dvostrukom rentgenskom cijevi i dvostrukim nizom od 64 detektora. Dvostruki izvori povećavaju vremensku razlučivost smanjenjem kuta rotacije potrebnog za dobivanje cjelovite slike. To omogućuje skeniranje velikih količina u optimalno vrijeme. (29) U današnje vrijeme proizvode se uređaji s 2 do 320 detektorskih redova. Svaki detektorski niz sadrži od 600 do 800 detektora, što tvori matricu od 1200 do 320 x 800 detektora. (28)

10.1. TESTOVI ZA KONTROLU KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA KOD KOMPJUTERIZIRANE TOMOGRAFIJE

Protokol kontrole kvalitete kompjuterizirane tomografije sadrži 13 mogućih testova koji se obavljaju tijekom godine ovisno o zakonskoj regulativi. To su:

1. Provera postojanja artefakata
2. Provjera šuma
3. Provjera homogenosti CT broja
4. CT dozni indeks
5. CT dozni indeks u zraku
6. Debljina sloja
7. Nagib ležaja za pacijenta
8. Točnost CT brojeva
9. Provjera razlučivost
10. Provjera kontrasta
11. Točnost topograma
12. Točnost lasera
13. CTDIvol za odabrane kliničke protokole

Od navedenih testova prikazat ćemo samo one koji su povezani s kontrolom kvalitete digitalnih receptora kod kompjuterizirane tomografije.

Za kontrolu kvalitete receptora kod CT-a koristimo dvije vrste fantoma koji mogu simulirati interakciju zračenja s ljudskim tijelom.

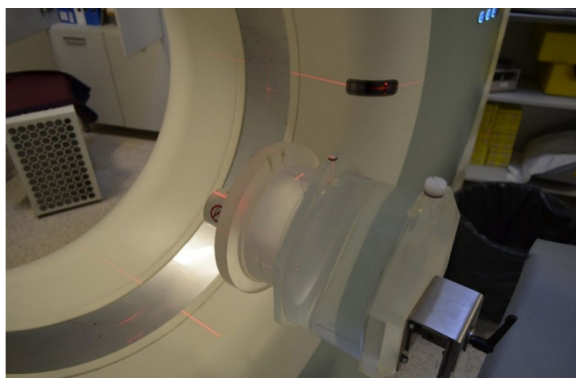
- kalibracijski fantomi
- „imaging“ fantomi

Kalibracijski fantomi služe za testiranje detektora i korekciju kvantitativnih informacija iz digitalnih slika, dok su „imaging“ fantomi za procjenu kvalitete slike.

10.1.1. Test za provjeru točnosti CT broja

Osnovna srednja vrijednost CT broja u području interesa za svaki senzimetrijski objekt (akril, politetrafluoretilen, polieten, poliamid, zrak) određuje se nakon postupka instalacije, nekakvog popravka ili zamjene važnih dijelova uređaja za kompjutoriziranu tomografiju i to tako da se odredi srednja vrijednost 5 očitanih vrijednosti CT broja. Prilikom testiranja koristi se kalibracijski fantom s umetcima s različitim gustoćama, ali obavezno mora sadržavati vodu i zrak. Kućište se postavlja u vertikalni položaju, a obje horizontalne laserske zrake moraju prolaziti po gornjem rubu stalka. Skeniranje fantoma se vrši u aksijalnom načinu rada kroz najčešće korišteni protokol za glavu, s tim da ravnina skeniranja mora biti postavljena po sredini fantoma. Po završetku snimanja fantoma, očita se srednja vrijednost CT broja u područjima interesa u centru svakog senzimetrijskog objekta. Zatim se ponovno računa odstupanje srednje vrijednosti CT broja u područjima interesa svakog senzimetrijskog objekta i modula propisanih vrijednosti.

Prihvatljiva odstupanja su ± 30 HU za zrak, ± 20 HU za vodu i ± 30 HU za ostalo, dok odstupanje od bazne vrijednosti za senzimetrijske objekte treba biti manje od 4 HU što se tijekom vremena ne bi smjelo mijenjati.

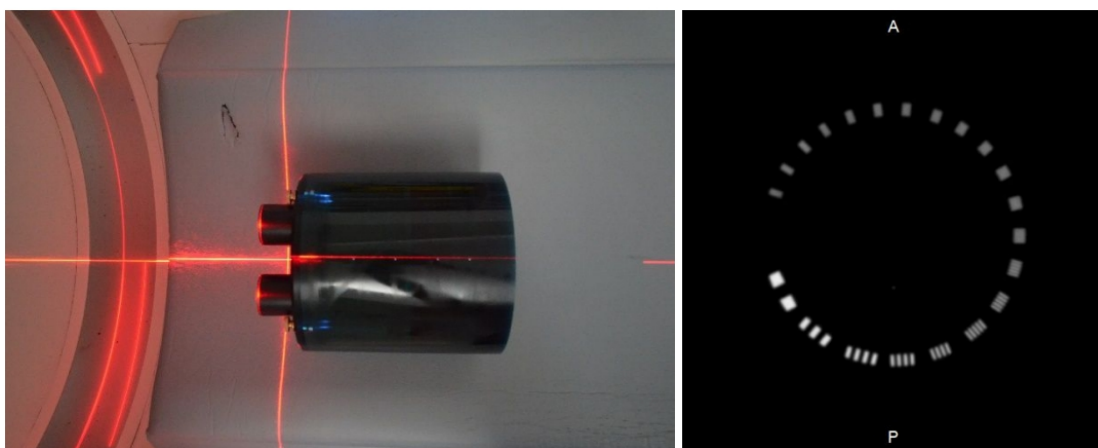


Slika 19. Vodeni fantom dobiven pozicioniran na vanjski laser.

Izvor: Klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split

10.1.2. Test za provjeru prostorne razlučivosti

Postupak je isti kao i u prethodnim testovima (fantom, kućište, laserske zrake, protokol za glavu, aksijalni način rada). Postavlja se ravnina skeniranja po sredini modula. Nakon što se završi sa skeniranjem utvrđuje se broj vidljivih linijskih parova. Očitani broj linijskih parova uspoređuje se s temeljnom vrijednosti. Kriterij prihvatljivosti u ovom testu je 0.5 linijskih parova po milimetru. Po preporuci, broj vidljivih linijskih parova ne smije se razlikovati od bazne razlučivosti.



Slika 20. CATPHAM 504 na stolu za pacijenta, pozicioniran. Linijski parovi za prostornu rezoluciju prikazani na CT slici.

Izvor: Klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split

10.1.3. Test za provjeru kontrastne rezolucije

Postavlja se fantom u stalak, a stalak na ležaj za pacijenta. Kao i u prethodnim testovima kućište se postavlja u vertikalni položaj te se vrši provjera prolaze li laserske zrake gornjim rubom stalka. Odabire se protokol za glavu i aksijalni način rada.

Ravninu skeniranja postavljamo po sredini fantoma. Zatim se skenira. Zabilježava se broj vidljivih objekata u svakoj grupi.



Slika 21. CT slika CATPHAN 504 fantoma.

Izvor: Klinički zavod za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju KBC Split

10.1.4. Test za provjeru šuma

Postupak je isti kao i kod testa za provjeru artefakata. Nakon što se odradi faza skeniranja odabire se područje interesa (ROI) u centru slike, površine 500 milimetara kvadratnih i promjera 25 milimetara. Zatim se očitava standardna devijacija CT broja za odabrano područje interesa. Odstupanje šuma računa se prema formuli:

$$\varepsilon = \frac{(SN_{\sigma} - SN_V)}{SN_V} \cdot 100\%$$

gdje su:

SN_{σ} - očitana standardna devijacija CT broja u području interesa (ROI)

SN_V - standardna devijacija CT broja u području interesa (ROI) predložena od strane proizvođača.

Odstupanje se treba usporediti s granicama dopuštenog odstupanja. Najčešće dozvoljeno odstupanje mora biti manje od 15% od bazne vrijednosti.

10.1.5. Test za provjeru artefakata

Parametar koji se ispituje ovim testom je postojanje artefakata na CT slici. Sam postupak ispitivanja se vrši tako da se postavlja fantom u raspoloživi stalak, a zatim cijeli stalak na ležaj za pacijenta. Kućište se postavlja u vertikalni položaj. Zatim se vrši provjera pomoću laserskih zraka prelaze li po gornjem rubu stalka. Odabire se najčešće korišteni protokol za glavu te aksijalni način rada. Vršiti se skeniranje. Po završetku skeniranja ide vizualna procjena postojanja artefakata ili drugih mogućih izobličenja. Kriterij prihvatljivosti podrazumijeva nepostojanje artefakata.

Tablica 4. Prikaz ispitivanog parametra, učestalost ispitivanja i zadužena osoba prilikom CT testiranja

ISPITIVANI PARAMETAR	UČESTALOST	ZADUŽENE OSOBE
ARTEFAKTI	godišnje, dnevno	medicinski fizičar radiološki tehnolog
ŠUM	godišnje, dnevno	medicinski fizičar radiološki tehnolog
HOMOGENOST CT BROJA	godišnje, dnevno	medicinski fizičar radiološki tehnolog
TOČNOST CT BROJA	godišnje	medicinski fizičar
RAZLUČIVOST	godišnje	medicinski fizičar
KONTRAST	godišnje	medicinski fizičar

Izvor: Upute za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskih uređaja za kompjuteriziranu tomografiju

10.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA KOD KOMPJUTERIZIRANE TOMOGRAFIJE

Sve strukture koje su prikazane na slici, a ne prikazuju stvarnu anatomiju. Slike kompjuterizirane tomografije podložnije su artefaktima naspram konvencionalnih slika jer se slika sastoji od brojnih detektorskih mjerenja. Naziv artefakt odnosi se na bilo koju razliku između CT broja na slici i stvarne atenuacije zračenja u objektu. (30)

Uzroci artefakata su brojni:

1.) Artefakti koji su posljedica fizikalnih procesa:

- a. Beam Hardening- otvrdnuće snopa
- b. Parcijalni volumni efekt
- c. Photon Starvation- gašenje fotona
- d. Undersampling- poduzorkovanje

2.) Artefakti čiji je uzrok pacijent:

- a. Metali
- b. Micanje pacijenta
- c. Nekompletne projekcije

3.) Artefakti koji su posljedica skenera:

a) Prstenasti „ring” artefakt

b) Artefakti kod spiralnih i multidetektorskih skenera

b1 Spiralni artefakt u aksijalnom presjeku:

b2 Single-Section Scanning- skeniranje u jednom dijelu

b3 Cone Beam Effect- učinak konusnog snopa

c) Artefakti koji su posljedica pogrešaka rekonstrukcijskog procesa

c1 Stepeničasti artefakti

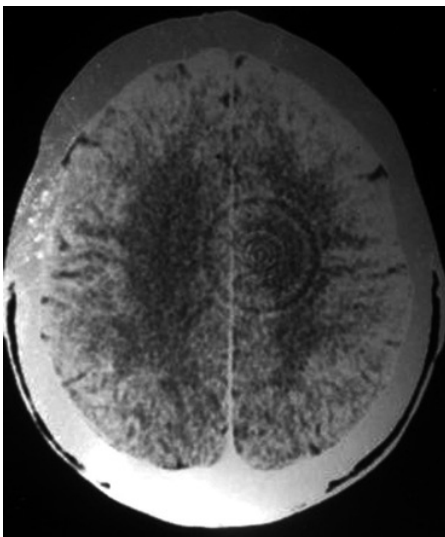
c2 Zebra artefakt

Izdvojit ćemo artefakte koji su povezani s digitalnim detektorima.

10.2.1. Prstenasti artefakti (*engl. Ring Artefacts*)

Prstenasti artefakti stvaraju se kada je minimalno jedan od detektora izvan kalibracije na spiralnom CT skeneru ili kada se jedan od detektora ne nalazi na standardnoj poziciji, tada se dobiju pogrešna očitavanja iz svih kutova, tj. artefakti. (31)

„Ova skupina artefakata također ovisi o građi samog detektora. Skeneri s poluvodičkim detektorima, gdje su svi detektori zasebne cjeline, u načelu su osjetljiviji na nastanak prstenastih artefakata od skenera s plinskim detektorima. Niz plinskih detektora, su zapravo komorice ispunjene ksenonom i odijeljene elektrodama. Prstenasti artefakti vidljivi u jedinstvenom fantomu ili u zraku možda neće biti vidljivi na kliničkoj slici ako se koristi široki prozor. Ako su i vidljivi rijetko se mogu zamijeniti s bolešću, ali ipak narušavaju dijagnostičku kvalitetu slike, posebice ako su središnji detektori izvan kalibracije. Tada stvaraju tamnu mrlju na središtu slike.“ (32)



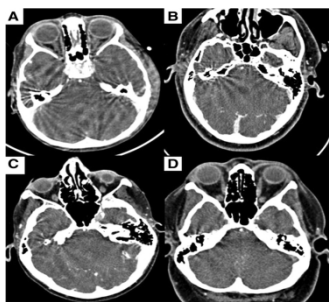
Slika 22. Prstenasti artefakt na CT-u

Izvor: <https://radiopaedia.org/articles/ring-artifact-1>

Prisustvo prstenastih artefakata je indikacija da detektori trebaju ponovnu kalibraciju ili da je potreban popravak detektora. Odabir točne ravnine skeniranja može smanjiti artefakte koristeći kalibracijske podatke koji bolje odgovaraju pacijentovoj anatomiji. Svi moderni skeneri koriste poluvodičke detektore, a njihov potencijal za razvoj artefakata smanjen je korištenjem softvera koji ispravljaju detektore. (32)

10.2.2. Spiralni artefakti višeslojnog skeniranja (*engl Windmill Artefacts*)

Kod spiralnog CT-a stol se kontinuirano kreće dok se u istom vremenu rendgenska cijev okreće oko pacijenta. Povećanje *pitch-a* prilikom skeniranja omogućava stvaranje spiralnih artefakata i pogoršanju prostorne rezolucije. S obzirom da spiralno skeniranje potražuje interpolacijski proces kako bih se slika mogla rekonstruirati, zbog toga mogu nastati i dodatni artefakti. Izgled i težina spiralnih artefakata ovise o tipu interpolacijskog algoritma i *pitch-u*. Karakterističan izgled ovih artefakata nalikuje vjetrenjačama, što proizlazi iz činjenice da nekoliko redova detektora presijeca ravninu rekonstrukcije tijekom svake rotacije. U slučaju povećanja *pitch-a*, povećava se broj redova detektora koji presijecaju ravninu slike po okretanju i povećava se broj lopatica u artefaktu vjetrenjače. Osim smanjenjem *pitch-a*, pojavnost spiralnog artefakta može se smanjiti korištenjem većeg *increment-a* (intervala rekonstrukcije). Artefakt vjetrenjače, koji se pojavljuje na aksijalnim skenovima prilikom sekundarnim rekonstrukcijama, prikazat će kao trakasti artefakti. Kod rekonstrukcije za reformacijske tehnike CT-a treba uzeti kompromis između rezolucije slike i pojave artefakta. (32)



Slika 23. Artefakt vjetrenjače na CT-u

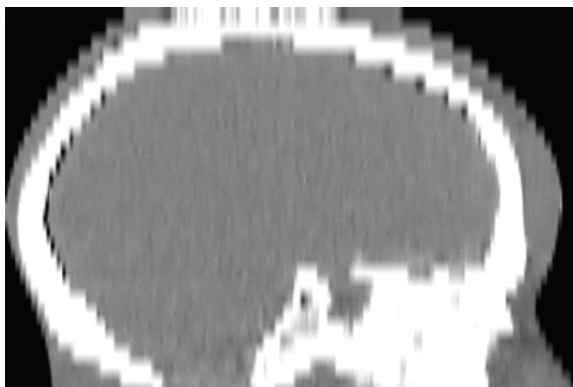
Izvor: https://www.researchgate.net/figure/Effect-of-windmill-artifact-on-image-quality-Four-protocols-on-a-16-section-scanner-by_fig8_299481397

10.2.3. Učinak stožastog snopa (*engl. Cone Beam Effect*)

„Poseban artefakt koji se javlja kod MSCT-a. Povećanjem broja slojeva po rotaciji potrebno je koristiti širu kolimaciju. Ovaj artefakt nastaje zbog pretpostavke da su slojevi CT-a paralelne ravnine, a realno su stožasti, a to postaje sve izraženije s rastom broja CT-a te na periferiji detektora. Za razliku od prijašnjeg *fan beam*a, zbog šire kolimacije snop poprima stožasti oblik *cone beam*, a područje prikazano svakim detektorom, koji rotira oko pacijenta, je volumen, a ne ravnina. Više podataka skupi se unutarnjim nego vanjskim redom detektora. Zbog te je činjenice veća vjerojatnost nastanka ovog artefakta u vanjskom redu detektora. Ovaj problem rješava se uporabom modernih skenera s ugrađenim značajkama za ispravljanje ovog efekta.“ (33)

10.2.4. Stepeničasti artefakti (*engl. Stair Step Artefacts*)

„Stepeničasti artefakti pojavljuju se oko rubova struktura u multiplanarnoj i 3D rekonstrukciji slike koji su bili karakteristični za CT starije generacije gdje je voksel bio anizotropan. Ovaj artefakt se danas javlja kada se koriste debeli slojevi i nepreklapajući intervali rekonstrukcije, zato se za multiplanarni prikaz uvijek koriste rekonstrukcije u tankim slojevima. Ako upotrebljavamo široku kolimaciju kod CT-a, voksel poprima anizotropan oblik, koji nalikuje kvadru, umjesto idealnog oblika kockice izotropnog. Za vrijeme prebacivanja u druge prostorne ravnine pojavljuju se izobličenja, odnosno artefakti. Povećanjem udaljenosti između slojeva povećava se *increament* tj. rekonstrukcijski interval, a sukladno tome smanjuje se prostorna rezolucija. Artefakti se manje javljaju kod spiralnih skenera koji omogućavaju rekonstrukciju preklapljenih slojeva bez dodatnih doza za pacijenta do kojih bi došlo kod preklapajućih aksijalnih skeniranja. Stepeničasti artefakti su odbačeni kod multidetektorskih skenera koji su omogućili toliko tanke slojeve pri čemu voksel dobiva izotropni izgled te se time gubi ovaj tip artefakta. (32)



Slika 24. Stepeničasti artefakt

Izvor: <http://ctphysics2009.blogspot.com/2009/04/artifacts-in-spiral-ct.html>

11. KONTROLA KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U DIGITALNOJ SUBTRAKCIJSKOJ ANGIOGRAFIJI

Digitalna subtrakcijska angiografija (DSA) je fluoroskopska tehnika koja se intenzivno koristi u interventnoj radiologiji za vizualizaciju krvnih žila. Radiopropusne strukture kao što su kosti eliminiraju se ("oduzimaju") digitalno sa slike, čime se omogućuje točan prikaz krvnih žila.

Nekontrastna slika (prva slika) regije napravljena je prije ubrizgavanja kontrastnog materijala i stoga pokazuje samo anatomiju, kao i bilo koja nepropusna strana tijela (kirurške kopče, stenti, itd.) kao i uobičajena rendgenska slika. Kontrastne slike se snimaju uzastopno dok se ubrizgava kontrastni materijal. Na tim se slikama vide zamućene krvne žile koje se pohranjuju se na računalu. Početna slika se zatim oduzima od kontrastnih slika piksel po piksel. Rezultirajuće slike oduzimanja prikazuju samo napunjene krvne žile. Snimanje može nastaviti pružati slijed oduzetih slika na temelju početne slike. Slike oduzimanja mogu se gledati u stvarnom vremenu. Čak i ako

pacijent mirno leži, sigurno će postojati određeni stupanj pogrešne registracije slika zbog kretanja između dobivanja prve slike i sljedećih kontrastnih slika. Učinak je istaknut na sučeljima s visokim kontrastom, kao što su meko tkivo kosti, metalne spajalice i zavojnice te zrak u crijevima. Pomicanje piksela (bilo ručno ili automatski), tj. pomicanje početne slike unatrag, može minimizirati pogrešnu registraciju, ali žarišno kretanje poput peristaltike crijeva neće biti ispravljeno. Treba imati na umu da, budući da oduzimanje slike uzrokuje smanjenje omjera signal-šum, slike oduzimanja izgledaju bučnije od izvornih slika. Neizbježno rješenje za to je povećanje mA. Postoje i algoritmi za smanjenje raspršenja. (34)

11.1. TESTOVI ZA KONTROLU KVALITETE DIGITALNIH RECEPTORA U DSA

Godišnji protokol kontrole kvalitete dijaskopskih uređaja temelji se na 8 testova. To su:

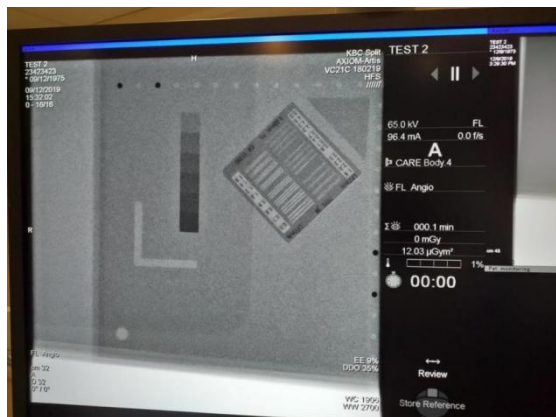
1. Test razlučivosti visokog kontrasta
2. Test razlučivosti niskog kontrasta
3. Debljina poluapsorbera
4. Odstupanje ugrađenog dozimetra
5. Brzina doze na ulaznoj površini pacijenta
6. Doza na ulaznoj površini pacijenta po snimci tijekom akvizicije scene
7. Brzina doze na ulaznoj površini detektora slike
8. Doza po snimci na ulaznoj plohi detektora slike tijekom akvizicije scene

S obzirom da je polje našeg interesa kontrola kvalitete digitalnih receptora sukladno k tome opisat ćemo samo testove povezane s tim. Na dijaskopskim uređajima na mjesečnoj bazi se kontrolira razlučivost visokog kontrasta (prostorna rezolucija) i razlučivost niskog kontrasta.

11.1.1. Test razlučivosti visokog kontrasta

Test razlučivosti visokog kontrasta je test koji se radi na mjesečnoj bazi u svim zdravstvenim ustanovama koje koriste uređaje za intervencijsku radiologiju, a provodi ga medicinski fizičar. Parametar koji se ispituje tijekom ovog testa su linijski parovi po milimetru (lp/mm), a kao oprema za provođenje testa služi QUART SP vario fantom i jedan od prigušnih materijala. Prigušni materijal može biti 15 centimetara pleksiglasa odnosno PMMA ploče (*engl. polymethyl methacrylate*), 2.5 centimetara aluminijske ploče ili 0.1 centimetara bakrenog lima. Također kao oprema za ovaj test može se koristiti i TOR fantom. Kako bi određeni uređaj nakon ispitivanja bio prihvaćen kao ispravan mora imati prostorno razlučivanje bolje od 1 lp/mm. Postupak ispitivanja započinje postavljanjem fantoma na ležaj za pacijenta i to u blizini detektora slike. Rendgenska cijev se nalazi s donje strane stola, a detektor s gornje strane približimo što je više moguće samom fantomu. Odabire se najčešće korišteni protokol i započne se dijaskopija koristeći dvije različite veličine polja. U prvom slučaju odabire se polje veće, a u drugom slučaju manje od 25 cm. Fantom se postavlja u sredinu slike na monitoru. Prigušni materijal se postavi u blizini rendgenske cijevi. Ako se kao prigušni materijal koristi 15 cm pleksiglasa mora se postaviti u centar polja zračenja na stolu za pacijenta. Dijaskopija se uključi na nekoliko sekundi dok se ne postigne stabilna slika na monitoru. Na glavnom monitoru se prikaže slika i očita se prostorno razlučivanje promatrajući linijske parove po milimetru. Grupa linijskih parova s najmanje 70% vidljivog prostora između linija uzima se za dobivanje rezultata mjerenja. Ispitivanje se obavi prvo bez uvećanja, a kasnije se ponavlja za sva moguća uvećanja slike. Dobiveni rezultati se usporede s kriterijem prihvatljivosti i zapišu se za usporedbe za daljnja ispitivanja. Ispuni se obrazac na kojem se vodi evidencija o korištenim fantomima, prigušnim materijalima te o uvjetima ispitivanja odnosno veličini polja, naponu na cijevi, struji kroz rtg cijev te o razlučivosti. Također oni rezultati dobiveni tijekom prihvatnog

ispitivanja, odnosno ispitivanja prije stavljanja uređaja u uporabu, služe kasnije kao bazične vrijednosti za daljnja ispitivanja kontrole kvalitete uređaja (35).



Slika 25. Test razlučivosti visokog kontrasta na DSA

Izvor: KBC Split (Odjel za dijagnostičku i intervencijsku radiologiju)

11.1.2. Test razlučivosti niskog kontrasta

Test razlučivosti niskog kontrasta je također test koji se radi na mjesečnoj bazi u svim zdravstvenim ustanovama koje koriste uređaje za intervencijsku radiologiju, a provodi ga medicinski fizičar. Oprema koja se koristi za ispitivanje niskog kontrasta je također QUART SP vario fantom s prigušnim materijalom koji može biti 15 centimetara pleksiglasa odnosno PMMA, 2.5 centimetara aluminijske ploče ili 0.1 centimetar bakrenog lima. Kod ovog ispitivanja, da bi ispitivani uređaj bio zaključno ispravan, prag vidljivosti kontrasta mora biti manji od 4%. Postupak ispitivanja je gotovo isti prethodno navedenom ispitivanju visokog kontrasta odnosno postavke načina rada i postavljanje fantoma su isti. Naime, ovdje se fantom postavlja tako da se dio fantoma koji je odgovoran za razlučivanje niskog kontrasta (*engl. wedge*) postavi u središte slike na monitoru. Nakon preciznog postavljanja fantoma uključi se dijaskopija. Ponovno se odabire najčešće korišteni protokol i dijaskopira se koristeći dvije različite veličine polja. Zatim se očita broj vidljivih bakrenih polja na dijagnostičkom monitoru te se taj broj usporedi s propisanim vrijednostima prema uputama proizvođača fantoma. Kako bi uređaj bio ispravan sva tri test objekta sa slike moraju se vidjeti na monitoru. Važno je ponoviti ispitivanje za različite brzine doze dostupne na uređaju (*low dose, high dose*)

zbog toga što je niski kontrast ovisan o brzini doze. Nakon završenog ispitivanja u obrazac se zapisuju uvjeti ispitivanja zbog usporedbe rezultata u budućnosti (35).

Tablica 5. Prikaz ispitivanog parametra, učestalost ispitivanja i zadužene osobe prilikom DSA testiranja

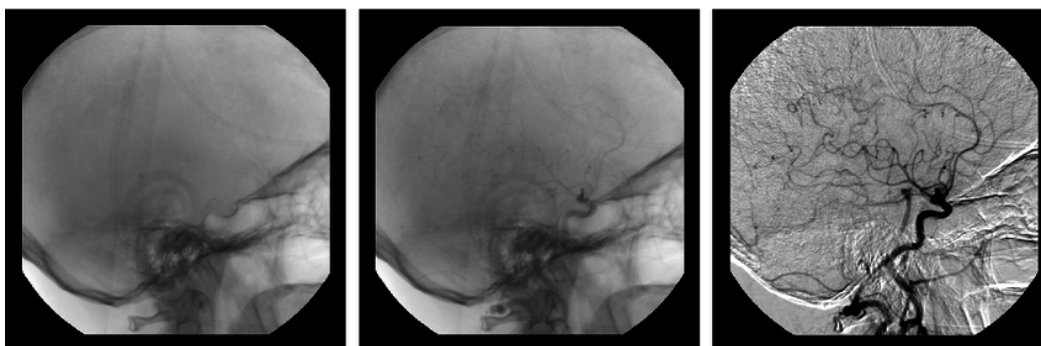
ISPITIVANI PARAMETAR	UČESTALOST	ZADUŽENE OSOBE
Razlučivost visokog kontrasta	dnevno	medicinski fizičar radiološki tehnolog
Razlučivost niskog kontrasta	dnevno	medicinski fizičar radiološki tehnolog

Izvor: Uputa za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskog uređaja koji se koristi za intervencijsku radiologiju

11.2. ARTEFAKTI POVEZANI S DIGITALNIM RECEPTORIMA U DSA

Artefakti gibanja najveći su problem temporalne subtrakcije dok smanjen senzibilitet na gibanje predstavlja prednost energetske subtrakcije. Smanjena osjetljivost na gibanje posljedica je malog vremenskog razmaka između šiljaka slika visokih i niskih kilovolta.

„Gibanje tkiva između prije i poslije kontrastne ekspozicije uzrokuje artefakte neželjenih gibanja. Zbog multiplih operacija, ovom željenom redukcijom senzitivnosti pokreta, bitno se reducira SNR kontrastom ispunjene slike. Na slici DSA česti su artefakti “lošeg prijema”. Posljedica su nenamjernih pokreta bolesnika nastalih u vremenu između uzimanja prve slike i kontrastne slike. Artefakti koji su uzrokovani malim pokretima mogu se umanjiti ponovnom registracijom promjene vrijednosti piksela – *pixel shift*. Na ovaj način mogu se promijeniti informacije o pikselu u okomitom, kosom i horizontalnom smjeru. Promjena piksel informacije dovodi do poboljšanja odnosa maska – kontrastna slika.“ (15)



Slika 26. Artefakt gibanja

Izvor: https://www.researchgate.net/figure/An-example-of-motion-artifacts-in-a-cerebral-DSA-image-right-obtained-by-subtraction_fig1_3835032

12. ZAKLJUČAK

Tehnološki razvoj i nova informatička dostignuća dovela su do razvoja nove ere suvremene medicinske dijagnostike. Svaki moderni odjel radiologije danas je nezamisliv bez digitalnih aparata koji omogućavaju potpunu digitalizaciju, uvođenje RIS, PACS, HIS sustava, evaluaciju i arhiviranje slika. Polako, ali sigurno stari analogni sustavi zamjenjuju se novim digitalnim koji omogućuju kvalitetniju obradu dijagnostičkih slika uz znatno manje doze zračenja pacijenta.

Prijelaz s analognih dijagnostičkih sustava na digitalne je neosporan i nezaustavljiv trend u dijagnostičkoj radiologiji. Dijagnostička informacija je slična ili superiornija u odnosu na konvencionalne sustave. Digitalni sustavi imaju praktične, funkcionalne i tehnološke prednosti: širi dinamički opseg, mogućnost naknadne obrade slike, jednostavnije promatranje slike, jednostavan transfer i arhiviranje. Prekomjerno izlaganje ovdje ostaje neopaženo i može se jednostavno kontrolirati naknadnom obradom. Neosporna prednost digitalnih sustava je potencijalno povećanje kvalitete dijagnostičke slike pri manjim dozama ali je za postizanje punog efekta neophodno efikasno upravljanje dozama za pacijenta. Detektor rendgenskog zračenja je ključna komponenta digitalnog sustava. Mora biti dovoljno velikog formata za sve radiološke aplikacije, visoke osjetljivosti (manja doza zračenja) i velikog dinamičkog raspona. Piksel mora biti idealne veličine da osigura oštrinu slike, dok unutarnji šum mora biti u razumnim granicama da održi kvalitetu slike. Kvalitetan digitalni detektor mora biti komparabilan ili bolji od konvencionalnog film - folija sustava. Pored toga, različiti dijagnostički zadatci zahtijevaju i različit nivo kvalitete dijagnostičke slike.

Primjena unaprijed određenih kriterija kvalitete za svaku pojedinačnu proceduru može biti veoma efikasno sredstvo u optimizaciji radiološke prakse. Implementacija programa osiguranja kvalitete složen je i zahtjevan proces. Efikasan QA program u dijagnostičkoj i intervencijskoj radiologiji omogućava postizanje i održavanje dobivanja radiološke informacije odgovarajuće kvalitete u svrhu medicinske dijagnostike, minimiziranje doze koju primi pacijent i medicinsko osoblje, a koja odgovara traženoj kvaliteti radiološke informacije, te optimizaciju troškova smanjenjem gubitaka vremena i resursa. Također

nije zanemarivo poboljšanje profesionalne i javne reputacije radiološkog odjela kao posljedica edukacije i aktivnog pristupa poslu. Postavljeni ciljevi mogu biti realizirani isključivo uz efikasnu suradnju radiologa, radioloških tehnologa, medicinskih fizičara i medicinskih sestara. Radiološki tehnolog, kao dio tima, ima značajnu ulogu u kontroli rada uređaja i kontroli procesa u radiologiji. Uloga radiološkog tehnologa u postupcima kontrole treba biti definirana u pisanim postupnicima obzirom na vrstu testova koje provodi te način i periodičnost njihovog provođenja. Aktivno sudjelovanje radiološkog tehnologa u kontroli procesa na radiološkim uređajima preduvjet je kvalitetne dijagnostičke informacije. Da bi radiološki tehnolog uspješno sudjelovao u kontroli uređaja i procesa potrebno je cjeloživotno obrazovanje.

13. LITERATURA

1. Huang HK. PACS - Basic principles and applications. New York: WileyLiss; 1998
2. International Commission on Radiological Protection. Managing patient doses in digital radiology. ICRP Publication 93. Oxford, Pergamon Press, 2004
3. Janković S, Mihanović F. Uvod u radiologiju. Split, Sveučilište u Splitu, 2013.
4. Janković S., Mihanović F., Punda A., Radović D., Barić A., Hrepić D. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini. Sveučilište u Split. 2015.
5. Miletić D, Digitalni zapis u radiologiji. Sveučilište u Rijeci. 2010.
6. Analog to Digital Converter : Block Diagram, Types & Its Applications
Dostupno na: <https://elprocus.com/analog-to-digital-converter/> (Pristupljeno: 22.05.2021.)
7. Biber D, Digitalne radiološke metode. Sveučilište u Splitu. 2014.
Dostupno na: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:176:385877> (Pristupljeno: 20.05.2021.)
8. Mihanović F, Računala u radiologiji (materijali s predavanja)
9. Miletić D, Digitalni zapis u radiologiji. Sveučilište u Rijeci. Medicinski fakultet. 2010.
10. Kotter E, Langer M. (19. ožujka 2002.). "Digitalna radiografija s velikim površinskim detektorima". *Europska radiologija*. 12 (10): 2562–2570. doi:10.1007 / s00330-002-1350-1
11. Zhao, W .; Rowlands, J.A. (1995). "Digitalna radiologija korištenjem aktivne matrice očitavanja amorfnog selena: teorijska analiza detektivske kvantne učinkovitosti". *Medicinska fizika*. 24(12): 1819–33. doi:10.1118/1.598097
12. Zhao, Wei; Hunt, DC; Tanioka, Kenkichi; Rowlands, J.A. (Rujan 2005.). "Amorfni selenski ravni detektori za medicinsku primjenu". Nuklearni instrumenti i metode u istraživanju fizike Odjeljak A: Akceleratori, spektrometri, detektori i pripadajuća oprema. 549 (1–3): 205–209. doi:10.1016
13. M.J. Yaffe, "Detektori za digitalnu mamografiju", u Digitalnoj mamografiji, ur. U. Bick i F. Diekmann (2010)
14. Štula I, Digitalna radiografija (materijali s predavanja)
15. Mašković J, Janković S. Skripta Radiologijska aparatura. Sveučilište u Mostaru. Mostar 2003.
16. Image Postprocessing in Digital Radiology—A Primer for Technologists.
Dostupno na: [https://www.jmirs.org/article/S1939-8654\(08\)00005-2/fulltext](https://www.jmirs.org/article/S1939-8654(08)00005-2/fulltext) (Pristupljeno: 22.05.2021.)
17. Kontrola kvaliteta u radiologiji - Kontrola kvalitete radioloskih usluga - Razvoj molekularnog oslikavanja.
Dostupno na: <http://toza.blogger.ba/arhiva/2011/02/20/2696187> (Pristupljeno: 24.05.2021.)

18. Nitrosi A. Bertolini M. Borasi G. Botti A. Barani A. Rivetti S. Pierotti L. Primjena QC_DR softvera za ispitivanje prihvatanja i rutinsku kontrolu kvalitete izravnih digitalnih radiografskih sustava: početna iskustva pomoću Protokola za kontrolu kvalitete Talijanskog udruženja fizičara u medicini. J Digit Imaging. 2009. prosinca; 22(6): 656–666.
19. Radiology quality assurance program: What should the RT know?
Dostupno na: <https://ce4rt.com/rad-tech-talk/radiology-quality-assurance-program-what-should-the-rt-know/> (Pristupljeno: 25.05.2021.)
20. David A. Jiménez DVM, Laura J, Armbrust DVM, Digitalni radiografski artefakti. Veterinarske klinike Sjeverne Amerike: Mala životinjska praksa. Svezak 39, Broj 4, Srpanj 2009, Stranice 689-709
21. Jae Jeong C, Sung Hun K, Bong Joo K, Byung Gil C, Byung Joo S, Haijo J. Mammographic Artifacts on Full-Field Digital Mammography. J Digit Imaging. 2014 Apr; 27(2): 231–236.
22. Digital Mammographic Artifacts on full field systems.
Dostupno na: https://www.researchgate.net/publication/23466136_Digital_Mammographic_Artifacts_on_Full-Field_Systems_What_Are_They_and_How_Do_I_Fix_Them (Pristupljeno: 28.5.2021.)
23. Matijaš T. Kontrola kvalitete u mamografiji: Iskustva iz svijeta. Split: OZS, 2019. (materijali s predavanja)
24. Janković S. Mamografski probir raka dojke: Organizacija, rani rezultati i kontrola kvalitete. Split: Medicinski fakultet Sveučilišta u Splitu; 2008.
25. Quality Assurance and Control in Digital Mammography.
Dostupno na: <https://www.openaccessjournals.com/articles/quality-assurance-and-control-in-digital-mammography-13221.html> (Pristupljeno: 28.05.2021.)
26. Dronkers D, Hendriks J, Holland R, Rosenbusch G. The practice of mammography, Thieme; 2002
27. Služba za radiološku sigurnost, Upute za izradu priručnika za provjeru kvalitete rendgenskih uređaja za kompjutoriziranu tomografiju; Zagreb, 2014.
Dostupno na: <https://civilna-zastita.gov.hr/podrucja-djelovanja/radioloska-i-nuklearnasigurnost/sluzba-za-radiolosku-sigurnost/kontrola-kvalitete/129> (Pristupljeno: 30.05.2021.)
28. S. Janković, F. Mihanović i suradnici. Radiološki uređaji i oprema u radiologiji, radioterapiji i nuklearnoj medicini, Sveučilište u Splitu, Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Split, 2015.
29. Ct scan and its interpretation in omfs.
Dostupno na: <https://www.slideshare.net/anushavadlapatla/ct-scan-and-its-interpretation-in-omfs> (Pristupljeno: 30.06.2021.)
30. Štula, I. Kvaliteta slike [Powerpoint prezentacija s predavanja Kompjuterizirana tomografija održanog u ak. god. 2015./2016. OZS, Radiološka tehnologija u Splitu]
31. Artul S. Ring artefact in multidetector CT. BMJ Case Rep. 2013: bcr-2013- 201379.

32. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics. 2004. ;24(6):1679-91.
33. Radiology Cafe. [Internet] Abdulla S; 2019. CT Artifacts.
Dostupno na: <https://www.radiologycafe.com/radiology-trainees/frcr-physicsnotes/ct-artefa> (Pristupljeno: 03.06.2021.)
34. Digital subtraction angiography. Radiopedia.org
Dostupno na: <https://radiopaedia.org/articles/digital-subtraction-angiography> (Pristupljeno: 04.06.2021.)
35. Ministarstvo unutarnjih poslova, Ravnateljstvo civilne zaštite. Uputa za izradu priručnika za provjeru kontrole kvalitete rendgenskog uređaja koji se koristi za intervencijsku radiologiju, travanj 2014.
36. Priručnik godišnje kontrole kvalitete digitalnih uređaja na radiologiji (KBC Split - odsjek za fiziku)

14. ŽIVOTOPIS

Osobni podatci:

Ime i prezime: Antonia Zanze

Mjesto rođenja: Split

Datum rođenja: 27.10.1993.

Državljanstvo: Hrvatsko

Obrazovanje:

Osnovna škola: OŠ "Pujanki"

Srednja škola: Zdravstvena škola Split (Fizioterapeutske tehnike)

Fakultet: Sveučilišni odjel zdravstvenih studija, Split, Studij radiološke tehnologije (preddiplomski i diplomski)

Radno iskustvo u struci:

Pripravnički staž: KBC Split

Trenutno zaposlenje: X dent (Dentalna radiologija)