



## **Digitalni zapis u radiologiji**

Suvremena radiologija sve više rabi digitalne sustave za dobivanje slike ljudskog tijela koji postupno zamjenjuju analogne uređaje u kliničkoj praksi. Digitalna tehnologija se odavno primjenjuje kod slojevnog snimanja, a početak takvog slikovnog zapisa se može pripisati kompjutorskoj tomografiji. Danas je većina ultrazvučnih skenera također digitalizirana. Oslikavanje ljudskog tijela pomoću magnetske rezonancije je nezamislivo bez digitalne konverzije analognog signala.

### **Konvencionalna i digitalna radiografija**

Ljudsko iskustvo se uglavnom temelji na analognoj informaciji, odnosno kontinuiranim podacima s postupnim prijelazom od najmanjeg do najvećeg (primjerice nijanse sive skale). Kompjutori, međutim, rade isključivo s digitalnom informacijom koje je diskontinuirana, numerička. Primjer analogne slike je standardni radiografski zapis na rendgenskom filmu. Ukoliko ga se želi digitalizirati, sliku treba podijeliti u mrežu kvadratnih elemenata (pikseli) i svakom kvadratiću pridijeliti jednu nijansu sive skale izraženu numeričkom vrijednošću. Tek tada je slika spremna za kompjutorsku obradu, distribuciju ili reprodukciju.

Projekcijska radiografija i dijaskopija prikazuju snimani dio tijela kao sumaciju sjena nastalu projekcijom iz jedne točke, žarišta rendgenske cijevi. Nejednakim slabljenjem rendgenskog snopa u različitim organima i tkivima nastaje virtualna slika snimanog dijela tijela koju receptor slike pretvara u vidljivi radiogram. Receptor slike može biti analogni, primjerice film-folijski sustav, odnosno luminiscentno pojačalo na dijaskopskim uređajima ili



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

digitalni. U posljednjih desetak godina u kliničkoj praksi se sve više pojavljuje digitalna radiografija te mnogi očekuju potpunu zamjenu rendgenskog filma digitalnim elektroničkim detektorima u budućnosti. Zasad je rendgenski film još uvijek tradicionalni receptor slike u većini radioloških odjela, posebice u jedinicama s manjim dnevnim protokom bolesnika. Konvencionalna radiografija se temelji na interakciji rendgenskog zračenja s elektronima u emulziji radiografskog filma koja dovodi do stvaranja latentne slike, a naknadnom fotokemijskom obradom filma dobiva se konačni, trajni radiogram. Stoga, rendgenski film služi kao medij za prikupljanje, prikazivanje i pohranjivanje informacije dobivene prolaskom X-zračenja kroz tijelo. Tako dobivene slike su analogne, karakterizirane kontinuiranim nijansama sive boje (između dvaju ekstrema, bijele i crne) na prijelazu između pojedinih segmenata filma. Svaka siva nijansa ima optički denzitet određen propusnošću za vidljivu svjetlost kojom se obasjava film na negatoskopu. Načelno, film još uvijek ima bolju rezoluciju od većine digitalnih sustava (razlučivost na filmu se mjeri u linijskim parovima po milimetru), makar razvoj digitalne tehnologije dovodi do stalnog poboljšanja svojstava detektora koji sustižu rezoluciju filma. Najveća mana film-folijskih sustava je njihova ograničena dinamička širina. U radiografiji torakalnih organa, zbog velike razlike denziteta između pluća i medijastinuma, film-folijski sustavi ne mogu optimalno prikazati sve regije na istom radiogramu. Treba napomenuti da su dinamička širina i kontrastnost obrnuto proporcionalni, tako da film-folijske sustave odlikuje dobra kontrastnost. Digitalni detektori pak imaju znatno veću dinamičku širinu, veću osjetljivost za rendgensko zračenje i manji utjecaj unutarnjeg šuma. Zbog veće dinamičke širine, digitalni receptori imaju veću toleranciju za ekspozicijske varijacije. Na radiogramu torakalnih organa to se očituje istodobnim prikazom plućnog parenhima, mekotkivnih struktura, pa čak i kostiju u kvalitetnoj kontrastnoj rezoluciji. Digitalni zapis ima niz prednosti u dnevnoj kliničkoj primjeni, primjerice jednostavno arhiviranje uz dostupnost slike u svakom trenutku, brz prijenos slike na velike udaljenosti, mogućnost naknadne obrade prikupljenih podataka. Digitalni zapis zahtijeva izravno očitavanje slike s monitora kao rutinski način rada (nema potrebe za



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

negatoskopima, roloskopima, posebnim lampama, korištenjem povećala i sl.). Digitalni radiogram je rezultat interakcije X-zračenja s elektronima unutar elektroničkih senzora koji su razmješteni 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. Opisane karakteristike moraju često pomiriti suprotne zahtjeve. Postoje i posebni zahtjevi, primjerice kod radiografije pluća i dojki. Za digitalnu radiografiju skeleta i pluća veličina detektora treba biti do 43x43 cm, veličina piksela <math><200\mu\text{m}</math>, dinamički raspon veći od 1:1000, vrijeme očitavanja nekoliko sekundi zbog dodatne brzine protoka bolesnika. Obično se razlikuju tri stadija u nastanku digitalnog radiograma, bez obzira na vrstu detektora. Prvi se odnosi na apsorpciju i pretvorbu energije rendgenskog zračenja u signal koji će se kasnije obrađivati, drugi na provođenje signala do trećeg stadija u kojem slijedi očitavanje piksela u smislu uzorkovanja prostorne i intenzitetne informacije. Nakon dobivanja digitalnog zapisa, potrebna je analogna reprodukcija slike da bi bila vidljiva i dostupna analizi. Analogna reprodukcija uključuje film laserskog printera, papir za printanje, zaslon računala, LCD projektor i sl. U slučaju strojne obrade dobivene informacije kao što je CAD sustav (computer-aided detection or diagnosis), digitalna informacija se obrađuje izravno, bez neophodnog stvaranja slike na izlazu. Jednu od ključnih prednosti digitalnih sustava nad analognim predstavlja mogućnost razdvajanja pet temeljnih funkcija: prikupljanje, obrada, prikazivanje, pohranjivanje i razdioba podataka (acquire, process, reproduce, store, distribute). Svaka se od tih funkcija može neovisno poboljšavati, što nije slučaj kod film-folijjskih sustava.

Kvalitetan digitalni detektor mora biti komparabilan ili bolji od konvencionalnog film-folijjskog sustava. Danas je više kandidata za takav detektor: (1) SP tehnologija (2) CCD (3) ravni detektori s amorfnim silicijem. Dok se SP tehnologija uglavnom koristi u CR sustavima,



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

CCD i a-Si:H se koriste u DR sustavima. DR sustavi su u pravilu vezani za poseban rendgenski uređaj, stoga su «samoskenirajući» i vrlo brzi tako da omogućuju veliki protok bolesnika. CR sustavi se mogu koristiti na postojećoj rendgenskoj aparaturi, a očitavanje se vrši na drugom mjestu. Kod DR sustava nema kazeta koje bi se morale fizički prenositi do skenera, kao što je to kod CR tehnologije. Postoje različiti pristupi za dobivanje digitalnog formata. Jedan od njih je uporaba jedne ili više CCD kamera koje primaju signal sa fosforescentnog ekrana. Vrlo slični sustavi su više godina u uporabi, primjerice u megavoltažnom prikazu, mamografiji i općoj radiografiji. Potpuno elektroničko očitavanje se postiže pomoću amorfnog silicija.

Digitalni radiografski sustavi se mogu podijeliti na dvije velike skupine, ovisno o tehnologiji koju koriste. Kompjutorska radiografija (computed radiography – CR) koristi kazete kao standardna radiografija, no umjesto filma i folije rabi ploče premazane fosforescentnim materijalom (SP, storage phosphor) koje se ponekad nazivaju fosfornim pločama, što nije sasvim točan naziv. Način rada s takvim kazetama je vrlo sličan konvencionalnoj radiografiji, formati kazeta su isti, a digitalna slika se dobiva na zajedničkim mjestima na kojima čitači zamjenjuju tamne komore. CR se priključuje na postojeće radiografske uređaje i stoga je njegova implementacija u bolnički sustav jeftinija u odnosu na DR. Digitalna radiografija (digital radiography – DR) najčešće koristi posebne detektore nanosene na ravnu ploču (flat-panel detectors). DR sustavi mogu koristiti neizravnu pretvorbu pomoću svjetlucajućeg zaslona i nanosa amorfnog silicija ili izravnu konverziju putem amorfnog selena u istoj kombinaciji sa amorfnim silicijem. Postoji još jedan DR sustav s ograničenom kliničkom primjenom koji rabi CCD tehnologiju u stadiju očitavanja, o čemu će biti riječi kasnije u tekstu.

Kao što je rečeno, indirektna digitalna radiografija se pojavljuje u CR i DR sustavima, a zajednička im je karakteristika intermedijarni stadij pretvorbe energije X-zračenja u svjetlost, nakon čega slijedi konverzija svjetlosne informacije u digitalnu. CR sustav koristi detektor x-zračenja koji pohranjuje dobivenu energiju rendgenskog zračenja pomoću fosforescentnog sloja. Djelovanje X zračenja dovodi do zarobljavanja elektrona u pojedinim



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

djelovima materijala, a međusobni raspored zarobljenih elektrona čini latentnu sliku. Slijedi optička ekscitacija pokretnom laserskom zrakom koja stimulira fosforescentni (SP) zaslon točku po točku i oslobađa elektrone iz svojih zamki. Time se oslobađa njihov višak energije u obliku svjetlosti koja se detektira fotodetektorom i pretvara u električni signal. Za takav oblik indirektna digitalne radiografije uvriježen je naziv CR (computed radiography) nastao u vremenu kliničke implementacije tih sustava, dok su kasniji sustavi na temelju ravnih detektora dobili naziv DR (digital radiography), makar je sasvim jasno da su oba sustava digitalna, a da je obrada slike kompjutorska. Stoga CR i DR kao nazivi tih sustava zapravo ne odražavaju njihova svojstva, niti ističu njihovu razliku. Tehnologija koju rabe CR sustavi je bila poznata još mnogo ranije. Naime, već tijekom II svjetskog rata su se za noćno gledanje koristile infracrvene kamere. Ljudsko tijelo ili bilo koji drugi izvor topline (infracrvenog spektra elektromagnetskog zračenja) je stimulirao prethodno energizirani SP detektor. Takav je fosforescentni zaslon na infracrvenoj kameri emitirao vidljivu svjetlost na mjestima apsorpcije infracrvenog zračenja (koje je inače nevidljivo za ljudsko oko). Rezultat je bio nastanak vidljive replike nevidljive izvorne slike, odnosno mogućnost promatranja toplinskih izvora u mraku. Indirektni DR (digital radiography) sustavi također koriste neki intermedijarni medij (primjerice fotone svjetlosti) prije stvaranja mjerljive latentne slike. Tako će scintilator osjetljiv na x-zračenje apsorbirati rendgenske zrake i stvarati svjetlost koju će detektirati fotodetektor stvarajući sliku električnog naboja. Električni se naboj može izmjeriti, odnosno pretvoriti u digitalni zapis, a kao primjer mogu poslužiti CCD (charge-coupled photodetector) koji se koristi za pojačala slike na konvencionalnim dijaskopskim uređajima. Scintilatori koji se rabe u indirektnoj DR tehnologiji emitiraju svjetlost odmah nakon izlaganja x-zračenju. Za razliku od indirektnih, direktne DR tehnologije pretvaraju energiju x-zračenja izravno u mjerljivu latentnu sliku.

Prije 15-tak godina se smatralo da će radiografski film nestati zbog pojave CR tehnologija, a potom se isto predviđalo za CR zbog pojave DR tehnologije. Danas, međutim, koegzistiraju sve tri tehnologije i čini se da će tako ostati još neko vrijeme. Štoviše, nova



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

poboljšanja kvalitete slike u CR sustavima čine ih kompetitivnima u odnosu na DR sustave uz znatno manju cijenu koštanja. Za neke aplikacije DR ima osjetnu prednost, prije svega kada postoji potreba za brzim protokom bolesnika. Kod drugih aplikacija, primjerice portabilne radiografije, CR je u prednosti.

Odabir određenog digitalnog sustava za konkretnu kliničku primjenu ovisi o brojnim čimbenicima koji obuhvaćaju performanse sustava, cijenu koštanja i operativna svojstva. Primjerice, ako su cijena i fleksibilnost primjene najvažniji čimbenici, tada je dobar izbor CR sustav. Ukoliko se zahtijeva visoka kvaliteta slike, smanjenje doze i velika protočnost bolesnika na jednoj dijagnostici, ravni detektori integrirani u radiografski uređaj imaju prednost. S fizikalnog motrišta, ponajbolju kvantifikaciju digitalnih detektora omogućuju dva parametra koje je moguće izmjeriti, MTF (modulation transfer function) i DQE (detective quantum efficiency).

## **Slikovne karakteristike digitalnih radiografskih sustava**

Mnoge karakteristike slike se mogu mjeriti u CR i DR sustavima, uključujući odnos ulaznog i izlaznog signala ( $\text{input/output} = I/O$ ), rezoluciju (tipično se izražava kao modulacijsko-transferska funkcija = MTF), dinamičku širinu, šum (izražava se kao jačina šuma ili Wiener spektar) te kompliciranija mjerenja kao efikasnost doze (DQE – detective quantum efficiency).

### **Rezolucija digitalnog detektora - MTF (modulation transfer function)**

MTF opisuje mogućnost kontrastnog prikaza dvaju bliskih objekata u ovisnosti o njihovoj veličini. Opisuje se frakcijom neke frekvencijske komponente koja će biti očuvana u slici, odnosno karakterističnom krivuljom. Karakterističan je značajan pad krivulje, odnosno



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

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. Tipična maksimalna rezolucija film-folijskog sustava brzine (klase) 400 iznosi oko 7 linijskih parova po milimetru, što bi odgovaralo veličini piksela od 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  $\mu\text{m}$ . Mnogi čimbenici utječu na prostornu rezoluciju u CR sustavima. Ipak, najvažnija je debljina fosforescentnog sloja. Gubitak oštine, odnosno pojava zamućenja dijelom nastaje zbog kvalitete materijala koji i nakon prestanka emisije lasera kratko emitira svjetlost stvarajući neoštrinu na slici. Taj efekt je izraženiji kod bržeg očitavanja, odnosno kada se želi skratiti vrijeme skeniranja.

Kontrastna rezolucija označava najmanji mjerljivi (uočljivi) kontrast nekog detalja zadane veličine koji se može prikazati pomoću 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.

### **Učinkovitost digitalnog detektora - DQE (detective quantum efficiency)**

Ovim parametrom se opisuje učinkovitost detektora, odnosno postotak rendgenskog zračenja koje se pretvori u digitalni zapis, dakle učinkovitost pretvorbe energije rendgenskog zračenja u mjerljivu informaciju koja se prikaže kao svjetlina signala pojedinog piksela. Idealan detektor bi zabilježio svaku rendgensku zraku te imao DQE 100%. DQE je najvažnija



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

mjera kvalitete nekog digitalnog detektora. Učinkovitost detektora značajno utječe na ekspozicijske doze kod radiografije.

CR sustavi u pravilu zahtijevaju manje doze zračenja jer su efikasniji (DQE = 20-30%) u odnosu na standardne film-folijske sustave, no rapid film-folijske konfiguracije također zahtijevaju slične ekspozicije za isti efekt. Prednost CR je u navedenoj ekspozicijskoj širini. Stoga u CR sustavima nema potrebe ponavljati pretragu. 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 direktnog ravnog detektora DQE je superiorna na višim frekvencijama.

Konvencionalni film-folijski sustavi imaju prilično dobru učinkovitost (DQE) i zadovoljavajući MTF za frekvencije veće od 3 lp/mm. Snaga tih sustava leži u visokoj nominalnoj prostornoj rezoluciji i visokoj kontrastnoj rezoluciji uz uvjet optimalne ekspozicije. U aplikacijama s velikom količinom raspršenog zračenja prostorna rezolucija nije toliko određena graničnom frekvencijom, koliko šumom i kontrastom. Stvarna je prostorna rezolucija koja se bilježi na filmu stoga ipak 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 (L-film, C-film, asimetrična film-folijska kombinacija) imaju veći dinamički raspon, ali i manju kontrastnost. Ako ekspozicija nije bila točno u određenom rasponu, slika na filmu neće imati adekvatnu kontrastnost.

### **Dinamička širina**

SP (storage fosfor) ima impresivnu dinamičku širinu koja se mjeri peteroznamenkastim brojevima (čak do 1:40.000), a donekle je kviri skener u CR sustavima. Određeni gubitak signala u odnosu na šum se dešava kod pretvorbe, primjerice očitavanja kod kojeg nastaje raspršena svjetlost. Čak i s tim ograničenjima, CR sustavi omogućuju znatno širi detekcijski raspon u odnosu na film-folijske sustave (1:50) koje namjeravaju zamijeniti.





KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

Za snimanje pluća mogu se koristiti asimetrične film-folijske kombinacije koje optimiziraju dinamički raspon i kontrast, što je potrebno za kvalitetnu radiografiju torakalnih organa. Film-folijske kombinacije na prednjoj i stražnjoj strani podloge su različite, a njihovu interakciju sprječava posebni «anticross-over» sloj. Kombinacija na prednjoj strani služi prikazu plućnog parenhima, a stražnja za prikaz medijastinalnih struktura i subdijafragmalnog područja. Asimetrična film-folijska kombinacija zahtijeva do 40% manju ekspoziciju od konvencionalne kod senzitivnosti filma čija je brzina (klasa) 250. Digitalni radiografski sustavi za snimanje torakalnih organa moraju imati detektor veličine 35x35 ili 35x43 cm, najčešće koriste matricu 2000x2000 piksela, tako da je piksel veličine 0,2 mm, a rezolucija 2,5 lp/mm, što je slabije u odnosu na film-folijski sustav. Noviji sustavi nude matricu 4000x4000, piksel veličine 0.1mm uz rezoluciju koja je sukladna brzim film-folijskim kombinacijama. Suvremeni CR sustavi koriste lasere visoke osjetljivosti i prikladnije valne duljine da bi očitavanje bilo što učinkovitije.

Digitalni radiogrami sa velikom dinamičkom širinom imaju slab kontrast. Postupci pojačavanja kontrasta mogu značajno pojačati kontrast ograničenih struktura istodobno ne mijenjajući globalne karakteristike sive skale. Temeljno je održavanje komponente niskih frekvencija koja je odgovorna za prosječnu svjetlinu velikih regija te pojačanje srednjih i visokih frekvencija koje su odgovorne za kontrastnost detalja. Takva obrada nije moguća na film-folijskim sustavima. Klasični pristup pojačavanja kontrasta uključuje metodu koja koristi mutnu masku (unsharp mask) o čemu će biti riječi kasnije u tekstu.

### **Šum (buka)**

Šum se definira kao slučajna varijacija nekog izlaznog signala oko srednje vrijednosti predviđene odnosom ulaznog i izlaznog signala (I/O). Potencijalni izvori šuma u CR sustavima mogu biti fosforna ploča, skener ili ekspozicija, dakle x-zračenje.

Značajan je potencijal poboljšanja kvalitete slike i brzine koji će CR sustave ostaviti u konkurenciji sa DR sustavima. Jedno od poboljšanja predstavlja mogućnost očitavanja s obje strane (dual side reading).



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

Strukturirani SP nanos karakterizira neizotropna fizikalna struktura. Ta je struktura korištena i ranije, primjerice u pojačalima slike koji imaju zadatak prikupljati X-zračenje i kanalizirati ga stvarajući svjetlost (luminiscencijom). Takva «usmjerena» struktura fosforescentnog materijala se danas koristi u novim indirektnim flat-panel DR sustavima. Za razliku od konvencionalnog praškastog fosfora koji se razmaže na podlogu, ovaj strukturirani fosforescentni materijal se kristalizira pod posebnim uvjetima (temperatura, tlak, mehaničko djelovanje) da bi nastala igličasta struktura vertikalno usmjerena na podlogu. Osnovna prednost igličaste strukture je zadržavanje oštine slike. Iako je strukturirani fosfor korišten u pojačalima slike odavno, nije bilo lako pronaći pravi materijal koji daje efekt svjetlucanja potaknutog fotonima svjetlosti (photostimulated luminescence, PSL). Nakon mnogih ranijih pokušaja  $\text{CsJ:Eu}^{2+}$  se pokazao obećavajućim materijalom.

Različiti sustavi obrade podataka se koriste za smanjenje vizualnog dojma šuma na slici. Općenito, sve te metode smanjuju visofrekvencijske komponente signala koje stvaraju puno šuma, istodobno uzrokujući određeno zamućenje slike. Filtri za redukciju šuma (primjerice Wiener filter) koriste frekvencijski promjenjiv odnos signala i šuma kako bi postigli optimalnu kontrastnost radiograma. Adaptivna redukcija šuma koristi zasebno filtriranje onih područja slike gdje tkiva sadrže malo detalja. U regijama s više detalja i oštih prijelaza (rubova) više frekvencije se trebaju sačuvati, zbog čega je redukcija šuma treba ograničiti ili izostaviti. Metode redukcije šuma nisu nikad potpuno učinkovite jer su ciljevi, redukcija šuma i očuvanje rezolucije, međusobno oprečni. Ipak, adaptivna redukcija šuma pridonosi boljoj uočljivosti diskretnih lezija.

## **CR sustav**

CR sustavi su uvedeni u radiološku dijagnostiku prije otprilike 2 desetljeća i učinili su pionirski korak u digitalnoj radiografiji. Oni koriste fotostimulirajući SP zaslon koji tijekom izlaganja energiju rendgenskog zračenja dijelom pretvara odmah u svjetlost, a dijelom



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

pohranjuje latentnu sliku koja se naknadno očitava pomoću skenera čija je uloga pretvorba latentne slike u digitalni zapis.

### **Fosforescentni zaslon (storage phosphor screen, SP zaslon)**

To je ključni dio svakog CR sustava. Aktivni sloj je nanesen na rigidnu ili fleksibilnu podlogu. U aktivnom se sloju apsorbiraju x-zrake, stvara i pohranjuje latentna slika i odvija stimulirana emisija svjetlosti, dok podloga (aluminij, staklo, polietilen tereftalat=PET) osigurava glatku površinu za osjetljivi fosforescentni sloj, pridonosi optičkim performansama i omogućava rukovanje, primjerice prijenos zaslona od radiografskog uređaja do CR skenera. Debljina aktivnog sloja se prilagođava kliničkoj aplikaciji. Sloj sadrži nepravilne granule fosforescentnog materijala promjera 3-10  $\mu\text{m}$  suspendirane u vezivnoj tvari. Zaslon mora biti neosjetljiv za x-zračenje koje prođe naokolo i povratno se raspršuje od objekata iza njega. To je dovelo do primjene tankih slojeva olova u kazeti ili na samom zaslonu (samo kod rigidne podloge). Iako mnogi fosforescentni materijali imaju svojstva pohranjivanja, najčešće se komercijalno upotrebljavaju za izradu zaslona barijevi fluorohalidi (bromidi, kloridi, jodidi) uz primjesu europija, prema formuli  $\text{BaFX:Eu}^{2+}$  (kod toga X označuje halogenide, primjerice klor, brom ili jod).

SP (fosforescentni) zaslon je u mnogim elementima sličan luminiscentnom pojačalu (luminiscent intensifying screen) dijaskopskog uređaja, također i folijama u film-folijskim sustavima. U oba sustava fosforescentni zaslon predstavlja primarni medij koji apsorbira rendgensko zračenje i promptno emitira vidljivu svjetlost kod izlaganja rendgenskom zračenju. U današnjim CR sustavima oko polovice potencijalno pohranjenog signala se još uvijek gubi na (neželjenu) promptnu emisiju svjetlosti tijekom izlaganja rendgenskom zračenju. Struktura zaslona na mikroskopskoj razini je u obje tehnologije slična jer se radi o malim granulama fosforescentne tvari suspendiranim u vezivnom materijalu. Također, zaslone je moguće u CR i S/F (screen-film) sustavima ponovno upotrijebiti na tisuće puta, tako da se obično mijenjaju zbog mehaničkog trošenja, a ne zbog promjena uzrokovanih ekspozicijama. Postoje i razlike između dviju tehnologija. Najznačajnija je ekspozicijska



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

širina koja je kod CR sustava značajno veća (oko 1:10000 i više) u odnosu na S/F sustave (maksimalno do 1:50), što omogućava CR sustavima veliku ekspozicijsku toleranciju. S druge strane, velika ekspozicijska širina može sakriti sustavne probleme disfunkcije aparature ili loše radiografske tehnike koji se kod film-folijskih sustava odmah prepoznaju. Budući da su fosforne ploče zatvorene u kazeti poput filma u klasičnoj radiologiji, CR skeneri se obično raspoređuju na centralna mjesta, poput komora u klasičnoj radiografiji. Ovisno o protoku bolesnika, oni se mogu priključivati jače opterećenim dijagnostikama i ta mobilnost CR sustava im daje veliku prednost pred klasičnom radiografijom. Naime, digitalni čitač (skener) se, za razliku od tamne komore, može premještati. U sustavu PACS-a skeneri su samo modaliteti dobivanja slike koja postaje dostupna na svim radnim stanicama.

Deblji slojevi fosforescentnog materijala su osjetljiviji, ali daju manju oštrinu na konačnoj slici zbog povećanog raspršenja stimulirajućeg zračenja. Stoga se podešavanjem debljine fosforescentnog sloja može izbalansirati oštrina i osjetljivost te postići standardni ili visokorezolucijski zaslon. Tanki slojevi se koriste u aplikacijama koje zahtijevaju veću rezoluciju (primjerice mamografija, ekstremiteti), a deblji tamo gdje je važnija redukcija doze nego rezolucija slike (toraks, abdomen). Najizravniji način povećanja apsorpcijske učinkovitosti fosforne ploče je podebljavanje fosforescentnog sloja uz napoželjan efekt raspršenja svjetlosti unutar luminiscentnog sloja i posljedično smanjenje oštine slike. Osim toga, kada se postigne određena debljina sloja, daljnje povećanje debljine će tek minimalno povećati efikasnost jer veći dio svjetlosti koja se emitira iz dubine detektora neće dospjeti do površine i stoga neće biti zabilježen, odnosno pretvoren u digitalnu informaciju. Da bi se prevladao taj problem uvode se transparentne podloge sa dva nanosa fosforescentnog sloja (s prednje i stražnje strane) i dva čitača (double reading). Takav tip fosforne ploče zahtijeva dva sustava za prikupljanje svjetlosti, ali samo jedan laserski emiter. Treba uvažiti činjenicu da je prostorna rezolucija bolja na prednjoj strani, odnosno da je slika na stražnjoj strani nešto mutnija. Zbog toga se rabi balansirano spektralno opterećenje kod kojeg je doprinos prednjeg zaslona dominantan u višim frekvencijama, dok je u nižim doprinos obje slike podjednak.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

Rezultat je poboljšanje DQE u rasponu od 30 do 50% u odnosu na očitavanje s jedne strane uz tek neznatno smanjenje MTF-a. Očitavanje s obje strane je najprije uvedeno za visokorezolucijske radiograme pluća te za mamografiju, no postupno se razvija i za ostale vrste radiograma.

Zbog eksponencijalne krivulje prikupljanja, mnogo se brže dobije prvih 50% signala latentne slike nego drugih 50%. Naime, očitavanje kompletne informacije sa SP zaslona bi trajalo beskonačno dugo, zbog čega suvremeni skeneri koriste kompromisna rješenja kako bi prikupili što više signala u što kraćem vremenu skeniranja. Upravo se prema tim karakteristikama može procijeniti kvaliteta pojedinih CR skenera.

Temeljni CR ciklus dobivanja digitalnog zapisa (slika koja iz tog zapisa nastaje na monitoru predstavlja analognu informaciju dobivenu obrnutom, digitalno-analognom konverzijom) čine tri koraka:

- (1) ekspozicija,
- (2) očitavanje (analogno-digitalna konverzija),
- (3) brisanje, odnosno vraćanje u početno stanje.

U prvom se koraku rendgenske zrake apsorbiraju u aktivnom sloju koji pohranjuje latentnu sliku zarobljenih elektrona unutar granula fosforescentnog materijala. U najčešće korištenim SP sustavima danas latentna je slika relativno stabilna, traje nekoliko sati ili čak više dana do povratka u neiskoristivo stanje. Za očitavanje latentne slike koristi se fokusirano lasersko svjetlo koje se sustavno pomiče po površini zaslona i oslobađa zarobljene elektrone omogućujući im povratak u niže energetske stanje. Kod toga elektroni oslobađaju pohranjenu energiju u formi mjerljivog svjetlosnog signala drugačije valne duljine od laserske. Posebni sustav za brisanje odstranjuje sav višak latentnog signala pomoću lampi visokog intenziteta. Taj se ciklus ponavlja više tisuća puta za svaki zaslon. Učinkovitost brisanja nije 100%-tna, no dok je rezidualni signal značajno ispod najnižeg očekivanog signala slijedeće ekspozicije takva se kontaminacija može smatrati zanemarivom. Čak i pozadinska radijacija može povisiti



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

bazični signal i stvarati šum. Stoga proizvođači preporučuju brisanje zaslona neposredno prije slijedeće uporabe, posebice ako se određena kazeta neko vrijeme nije koristila.

Kao laserski izvor za očitavanje latentne slike većina modernih sustava koristi solidne diodne emitere crvenog spektra koji su potentniji od nekad korištenih plinskih lasera. Brzina očitavanja je oko 1-6  $\mu$ sec po pikselu. Deflektor pomiče lasersku zraku velikom brzinom. Za veće brzine se koriste ogledala s oscilacijskim pokretima (vezana na galvanometar), dok se za najveće brzine rabi rotirajući poligon sa više zrcala. Dobro fokusirana laserska zraka se pomiče po luminiscentnom zaslonu po principu rešetke, tako da zasebno stimulira svaki piksel. Problem predstavlja odgođeno svjetlucanje zaslona nakon laserske stimulacije, zbog čega se vrijeme očitavanja po pikselu ne može neograničeno smanjivati bez istovremenog gubitka rezolucije. Cilj je što brže očitati signal sa fosforne ploče i reinicijalizirati istu za daljnje korištenje. Ako je taj postupak dugotrajan, inženjer medicinske radiologije (radiološki tehnolog) nepotrebno gubi dragocjeno vrijeme, što rezultira usporavanjem rada, odnosno protoka bolesnika u određenoj dijagnostici. Poboljšanje postupka konverzije u digitalni format se može ostvariti paralelnim očitavanjem, odnosno linijskim skeniranjem kod kojeg se umjesto pojedinih piksela čitav red adresira i očitava odjednom. Linijski skener posjeduje linearni izvor laserskog svjetla i linearne nizove detektora povezane u kompaktnu «glavu za skeniranje» koja zahvaća čitavu širinu fosforne ploče i putuje u jednom smjeru. Skraćenje vremena skeniranja kod paralelnog, odnosno linijskog tipa skenera je logično. Ograničenja se javljaju zbog snage laserskog izvora i nekih mehaničkih limita, no vrijeme skeniranja se može skratiti na manje od 10 sekundi, čak i kada je potrebna slika visoke rezolucije i velikog formata. Linijski skeneri su učinkovitiji zbog bližeg kontakta s fosfornom pločom i kompaktniji te mogu se integrirati u radiografski uređaj, primjerice sustav koji koristi stari SP i solidne diodne emitere u sklopu linijskih skenera na samom uređaju (Fuji). Takvi samoskenirajući SP sustavi na samom uređaju su prema protoku bolesnika slični DR-u, iako im način rada odgovara CR-u. Iz perspektive korisnika, brzine su slične (cca 10 sekundi), a takvi sustavi također ne trebaju intervenciju radiološkog tehnologa za dobivanje slike nakon ekspozicije. No ne treba zaboraviti da samoskenirajući CR sustav više nije fleksibilan,



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

odnosno da se ne može koristiti na različitim uređajima, uključujući pokretnu radiografiju na odjelima i u jednicama intenzivnog liječenja.

Kolektori svjetlosti moraju prikupiti što više svjetlosti emitirane sa zaslona i provesti je sa što manje gubitaka do fotodetektora gdje će se konvertirati u električni signal. Kvaliteta slike, dakle odnos signala i šuma je neobično ovisan o ovom koraku jer su zasloni po prirodi mutni i odašilju svjetlost u svim smjerovima. Optika mora uhvatiti što je moguće više fotona.

Fotodetektor pretvara emitiranu svjetlost u električni signal koji se može prevesti u digitalnu sliku. Zbog vrlo slabe svjetlosne emisije u CR, noviji sustavi počinju koristiti fotomultiplikatorske cijevi (PMTs = photomultiplier tubes) koje povećavaju signal uz razuman kvantum konverzijske učinkovitosti (oko 25%) i malu unutarnju buku. Osim toga, njihov dinamički raspon je vrlo sukladan rasponu signala kojeg dobiva sa SP zaslona u normalnoj kliničkoj uporabi.

Budući da su CCD sustavi (charge-coupled devices) jeftiniji i gotovo dvostruko učinkovitiji od PMT-a u konverziji svjetlosnih fotona u električnu struju, također se koriste u CR sustavima. Dinamički raspon CCDs je obično manji u usporedbi sa PMTs uz veću unutarnju buku, no niža cijena, manja veličina i fleksibilnost sve više favorizira CCDs kao optičke detektore u CR sustavima.

Temeljno pravilo uzorkovanja (Nyquistov teorem) zahtijeva da frekvencija uzimanja uzorka mora biti najmanje dvostruko veća od najveće frekvencije u ulaznom signalu, da bi digitalizacija bila vjerodostojna, bez signifikantne deformacije ulaznog signala. Anti-aliasing filtri u analognom lancu odstranjuju te više frekvencije (koje nastaju kada Nyquistov teorem nije zadovoljen, odnosno kada je frekvencija uzorkovanja manja od dvostruke najveće frekvencije ulaznog signala) prije ADC.

### **ADC konverter (pretvarač)**

ADC predstavlja granicu između analognog i digitalnog svijeta te obuhvaća dva procesa: uzorkovanje (sampling) i mjerenje (kvantizaciju). Kompresiju dobivenih «sirovih



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJEKI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

podataka» treba riješiti sukladno kliničkim zahtjevima (aplikaciji), tako da je primjerice za abdominalni i mamografski imaging ona različita. Podaci koji se komprimiraju logaritamskom ili korijenskom kompresijom tipično primaju 8-12 bita kvantizacije po pikselu. Za nekomprimirane (tj. linearne) podatke obično je potrebno 12-16 bita po pikselu.

### **Stanica za brisanje**

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

### **Digitalna radiografija (DR)**

Za razumijevanje temeljne konfiguracije DR sustava koji su trenutno u primjeni, korisno je proces stvaranja slike promatrati u 3 koraka. Prvi korak je modulacija intenziteta x-zračenja prolaskom kroz tijelo bolesnika, drugi detekcija x-zračenja pomoću materijala koji apsorbira x-zračenje i odgovara amplitudom signala u korelaciji s intenzitetom rendgenskog zračenja, a treći mjerenje odgovora. Prvi je korak identičan za sve slikovne sustave. U indirektnim DR detektorima drugi korak uključuje fosforescentni materijal (primjerice gadolinijev oksisulfid ili cezijev jodid), u direktnim fotokonduktor. Treći korak se ostvaruje optičkim ili električnim povezivanjem apsorbira zračenja s elektroničkim mjerачem tog odgovora. Tu su uključeni CCD ili a-Si ravni detektori.





KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

## **Ravni detektori (flat-panel detectors)**

Ravni detektori se pojavljuju u dvije osnovne varijante od kojih jedna koristi poluvodič (amorfni selen), a druga scintilator (gadolinijev oksisulfid ili cezijev jodid) kao pretvorbeni sloj koji apsorbira rendgensko zračenje. Prvi se sustav naziva izravnim (direct digital), a drugi neizravnim (indirect digital) jer koristi intermedijarni korak stvaranja vidljive svjetlosti. Flat panel a-Si:H detektor predstavlja kombinaciju detektorskog niza amornog silicija i medija osjetljivog na x-zračenje. Detektorski niz je povezan s vanjskom elektronikom koja pojačava (multiplicira) signal, sinkronizira uključivanje/isključivanje linija očitavanja i digitalizira signal. U oba sustava se u konačnici mjeri električna struja. Ona se privremeno pohranjuje tijekom izlaganja x-zračenju. Nakon završetka ekspozicije, TFT elektronika usmjerava tu struju prema pojačalima i analogno-digitalnim pretvaračima koji stvaraju sirovu digitalnu sliku. Nove tehnologije omogućile su izradu detektora velike površine koji se integriraju sa pretvorbenim slojem temeljenim na TFT nizovima. Na taj se način omogućio neposredan kontakt prikupljajućih elemenata i čitača sa slojem s kojim X-zrake ulaze u interakciju i to u stvarnoj veličini snimanog objekta. TFT nizovi se obično slažu u više redova s ostalim slojevima detektora na staklenoj ploči te se omota protekcijskim omotom s otvorima za kompjutorske kontakte.

Izravni detektori se odlikuju visokim MTF-om. DQE im je komparabilan s indirektnim DR sustavima (ovisan o energiji primjenjenog zračenja), bolji od CR sustava. Neizravni ravni detektori najčešće rabe igličastu kristalnu strukturu cezijeva jodida (CsI:Tl) kao fosforescentni materijal debljine do 500 μm bez značajnijeg smanjenja MTF-a. Drugi tip rabi rijetke zemljine elemente, obično gadolinijev oksisulfid (Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S) suspendiran u vezivnom materijalu uz posljedično slabiji MTF. DR sustavi temeljeni na flat-panel detektorima imaju nekoliko prednosti pred CR sustavima u svakodnevnom radu. DR sustavi su kompaktni i ne zahtijevaju uporabu kazeta niti udaljenih čitača, tako da se kompletna dijagnostika završava na samom uređaju. U pravilu su brži od CR sustava jer se slika dobije unutar nekoliko sekunda, a uređaj je odmah spreman za iduću ekspoziciju. DR sustavi se lako integriraju u hospitalnu mrežu. Posebno su nadmoćni ravni detektori s igličastom strukturom



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

fosforescentnog materijala zbog svoje visoke DQE čime značajno smanjuju dozu zračenja za istu kvalitetu slike u odnosu na CR ili film-folijске sustave (do 50%).

Za razliku od CR sustava, DR detektori imaju fiksnu (nepromjenjivu, zadanu) veličinu piksela. Rasponi veličine piksela koji su danas u primjeni za DR sustave se kreću od 200 do 100  $\mu\text{m}$ . Prema Nyquistovu teoremu to znači da je limit prostorne rezolucije oko 2,5 do 5 lp/mm, što je dostatno za većinu radiografskih aplikacija. Postoji tendencija daljnjeg smanjivanja piksela, posebice za potrebe mamografije. Ipak, premali pikseli dovode do značajne redukcije omjera između osjetljive površine i neosjetljive zone (takozvani «fill-factor») koja sadrži elektroničke elemente (primjerice sklopka za uključivanje i isključivanje, tranzistor) unutar piksela koji su zadane veličine. Smanjivanje omjera između osjetljive i neosjetljive površine piksela može dovesti do smanjenja efikasnosti (DQE). Smatra se da bi realni limit veličine piksela za ravne detektore temeljene na amorfnom siliciju bio oko 100  $\mu\text{m}$ . U indirektnih ravnih detektora problem «fill-factor»-a je ograničavajući čimbenik, dok se u direktnih struja stvorena u fotokonduktorima može preusmjeriti dalje od neosjetljive zone piksela dodavanjem lokalnih električnih polja, čime se «fill-factor» približava 100%-tnom. Budući da je mogućnost smanjivanja veličine elektroničkih elemenata ipak ograničena, smanjivanje piksela zapravo dovodi do smanjenja osjetljive površine detektora, što nužno rezultira potrebom za povećanjem doze zračenja za isti efekt.

### **DR tehnologija temeljena na CCD**

CCD tehnologija (engl. charge-coupled devices) se koristi u digitalnim kamerama te u video i digitalnoj fotografiji kao uređaj za prikupljanje slike. Princip je prikupljanje izlazne svjetlosti sa fosforescentnog sloja i pretvaranje u sliku. Problem je u različitoj veličini fosforescentnog zaslona (35x43 cm za opću radiologiju) u odnosu na aktivnu površinu komercijalnih, po cijeni razumnih CCD (maksimalno 5x5 cm). Stoga se slika nastala u fosforescentnom sloju mora zrcalima, lećama (fokusiranjem) ili fiberoptičkim elementima prilagoditi aktivnoj površini CCD. Demagnifikacija značajno umanjuje efikasnost prikupljanja svjetlosti sa fosforescentnog zaslona tako da se velik dio informacije trajno



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

izgubi. Nažalost, smanjuje se odnos signala i suma. Kod mamografije je taj odnos veličine povoljniji. Usprkos nedostataka, ovakvi su se sustavi pokazali korisnima u kliničkoj primjeni i još će dugo biti u uporabi. Dobar je primjer ddR Swissray sustava koji koristi kombinaciju 4 vrhunska CCD sustava sa 4 kvalitetne leće, čime pokriva veliku površinu. Zaključno, usprkos slabijoj efikasnosti prikupljanja izlazne svjetlosti, CCD tehnologija ipak omogućava dobivanje brze i klinički vrijedne radiološke informacije.

## **Materijali koji detektiraju X-zračenje**

Gotovo svi danas dostupni ravni detektori velike površine su građeni od hidrogeniziranog amorfnog silicija ( $a\text{-Si:H}^+$ ). Drugi tip detektorskog niza koji se istražuje i razvija temelji se na CMOS (complementary metal oxide semiconductor) tehnologiji koju karakteriziraju kristalizirani listići silicija umjesto amorfnog silicija. CMOS senzori imaju povoljniji «fill-factor», dobru rezoluciju i osjetljivost te vrlo brzo očitavanje. Oni će omogućiti primjenu novih modaliteta, primjerice brojanje fotona ili energijsku diskriminaciju. Nedostatak je zasad limitirana veličina tih detektora koji još nisu dosegli širinu od 20 cm.

Razvijaju se novi materijali za izravnu konverziju. Selen nije idealan materijal za apsorpciju x-zračenja zbog svoje niske z-vrijednosti ( $Z=34$ ), tako da su potrebni deblji slojevi za apsorpciju jednake količine zračenja kao kod indirektnih detektora. Intenzivno se istražuju drugi fotokonduktorski materijali, primjerice olovni oksid ( $\text{PbO}$ ), olovni jodid ( $\text{PbI}_2$ ), živin jodid ( $\text{HgI}_2$ ) i kadmijev cinkov telurid ( $\text{CdZnTe}$ ). Svi ti materijali imaju mnogo veću efikasnost apsorpcije fotona od selena (čak i  $\text{CsI}$ ) za istu zadanu debljinu nanosa. Također daju jaču struju po apsorbiranom fotonu, što rezultira boljim odnosom signala i šuma. Zasad još nije postignuta dostatna stabilnost i homogenost detektora s ovim materijalima, a problem su i defekti unutar sloja koji također narušavaju njihovu kvalitetu.

U tehnološkom smislu amorfni selen je dobro poznat, budući da se već desetljećima



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

koristi u fotokopirnim uređajima, fotočelijama i solarnim čelijama. Koje su moguće prednosti amorfnog selena? Radi se o iznimno monolitnom detektorskom sustavu prekrivenom kontinuiranim slojem fotokonduktora, što rezultira superiornom učinkovitošću (DQE) i niskim šumom. Rezolucija je ipak nešto niža od film-folijskih sustava jer je piksel veličine oko 0,2 mm. Dinamički raspon se kreće oko 1:10000. Šum je vrlo nizak zbog izravne konverzije energije rendgenskog zračenja u električnu struju, čime se eliminiraju ostali izvori šuma koji nastaju u procesu očitavanja kod drugih sustava. Naime, električni naboj selenskih detektora omogućava relativno okomito strujanje oslobođenih elektrona s vrlo malom lateralnom difuzijom koja predstavlja problem kod sustava sa međustadijem stvaranja svjetlosti. Zbog toga su debljine sloja selenskih detektora veće uz istu rezoluciju, što im značajno povećava DQE. Selenski detektor za toraks koristi sloj zraka i rešetku sa 60 lamela po centimetru uz omjer visine i širine 12:1 zbog smanjenja utjecaja raspršenog zračenja na sliku. Postojeći indirektni detektorski sustavi mogu prikupiti oko 50% energije X-zračenja u obliku svjetlosti sa fosfornog sloja, dok direktni DR detektori prikupe do 98% (collection efficiency). U usporedbi sa 1% pretvorbe rendgenskog zračenja u tradicionalnim film-folijskim sustavima ili oko 10% prikupljanja sa SP zaslona, flat-panel detektor je zapravo vrlo učinkovit. Ta efikasnost pomaže održati kvalitetu slike u ovom stadiju njenog nastanka. Javlja se također problem distribucije fosforescentnog materijala u  $Gd_2O_2S$  i higroskopsnosti  $CSI:Tl$  (isto  $CsI:Na$ ). Da bi apsorbirao što više x-zračenja, sloj fosforescentnog materijala mora biti veće debljine, što pak smanjuje prostornu rezoluciju zbog raspršenja svjetlosti. To posebice vrijedi za praškaste nakupine fosforescentnog materijala ( $Gd_2O_2S$ ) u kojima je on nasumce raspoređen. Iglčasta struktura  $CSI:Tl$  (strukturirani fosforescentni materijal za razliku od praškastog) pomaže očuvanju prostorne rezolucije i kod debelih slojeva. Stoga se može koristiti više od 500  $\mu m$  debljine sloja tog materijala i postići izvrsna apsorpcija uz prihvatljivu prostornu rezoluciju. CR sustavi koji su danas u uporabi su vrlo slične strukture kao pojačala slike na dijaskopskim uređajima. Radi se o granulama fosforescentnog materijala veličine oko 5  $\mu m$  koji su uklopljeni u organsko vezivo i jednakomjerno nanoseni na podlogu.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

Takav SP zaslon jako raspršuje svjetlost po izotropnom principu. Upravo ta difuzija svjetlosti ograničava debljinu fosforescentnog sloja koja se mora održavati tanjom zbog očuvanja MTF-a. Posljedično, apsorpcija X-zračenja u flat-panel detektorima s granuliranim fosforescentnim slojem je nešto slabija kao i DQE, komparabilna sa CR i film-folijskim sustavima.

Strukturirani fosforescentni slojevi igličaste strukture pretežno provode svjetlost uzduž vlastite osi. Stoga, slojevi strukturiranog fosforescentnog materijala mogu biti deblji bez većeg gubitka rezolucije. Osim toga, gustoća njihovog pakiranja može biti znatno veća u odnosu na granulirani fosforescentni materijal. Naime, denzitet zaslona sa strukturiranim fosforescentnim nanosom se približava 100%-tnom, dok praškasti nanosi sadrže oko 60% fosforescentnog materijala i 40% veziva. Učinkovitost strukturiranog fosforescentnog zaslona je oko 4 puta veća uz sličnu rezoluciju. Strukturirani fosforescentni nanosi se zasad gotovo ne primjenjuju u CR sustavima zbog slabijih fotostimulacijskih svojstava te higroskopnosti i lomljivosti što je nepovoljno za primjenu u kazetama.

U pretragama pluća digitalna radiografija značajno doprinosi uočljivosti patoloških promjena. To se postiže zahvaljujući većem MTF za fine detalje objekta čime se povećava lokalni kontrast, pojačavanjem rubova objekta i kompresijom dinamičkog raspona. Kompresija dinamičkog raspona daje transparentniju sjenu medijastinalnih struktura jer smanjuje razliku denziteta između medijastinuma i pluća. Obradba digitalne slike može biti globalna manipulacija kontrastom pomoću promjene gradacije ili lokalna manipulacija kontrastom pomoću frekvencijske modulacije.

Normalizacija signala. U digitalnoj radiografiji odnos između doze i signala je gotovo linearan u širokom rasponu ekspozicija (veliki dinamički raspon). Ovisno o konstituciji, odnosno o anatomskim karakteristikama bolesnika (manja ili veća razlika u apsorpciji), samo se dio dinamičkog raspona koristi za nastanak slike, odnosno za digitalnu pretvorbu. Ta se «normalizacija signala» rabi za optimizaciju optičkog denziteta. Početni korak predstavlja analiza histograma eksponiranog dijela tijela.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

## Filtriranje slike

Relativno jednostavan postupak filtriranja koji se i najčešće rabi u kliničkoj praksi je filtriranje pomoću mutne maske («unsharp mask filtering»). Za razliku od gradacijske adaptacije koja mijenja globalni kontrast, unsharp mask filtering omogućuje lokalnu promjenu kontrasta, ovisno o oštroti kontura na slici i odabiru parametara filtriranja. 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. Nelinearni faktori opterećenja omogućuju različite stupnjeve filtracije različitih regija na slici. Primjerice, kod radiografije torakalnih organa stupanj filtracije treba smanjiti u područjima s većom apsorpcijom. Selenski detektori su prvi korišteni u postupku filtracije s vrlo malim kernelima (3 piksela, što iznosi oko 0.6 mm). To povećava MTF za visoke frekvencije, odnosno povećava oštrinu. Filtriranje je nelinearno da bi se izbjeglo stvaranje velikog šuma u regijama s visokom apsorpcijom, primjerice u području medijastinuma. Naime, koristi se istovremeno filtriranje velikim kernelima (primjerice 3 cm) za manje spacijalne frekvencije. Kod radiografije torakalnih organa se, dakle, sirovi podaci rekonstruiraju tako da se dobiju dvije slike: gradacijska slika (maska dobivena većim kernelom) i diferencijalna slika (maska oduzeta od originalne slike), a potom se primjenjuju dva različita opterećenja na te dvije slike. Konačni radiogram toraksa sadrži dvije vrste opterećenja slike: jedno je poput C filma širokog dinamičkog raspona, a drugo poput visokokontrastnog G-filma. Razlika prema konvencionalnoj radiografiji je u mogućnosti neovisne optimizacije denziteta slike i kontrasta koju je moguće postići samo u digitalnim sustavima. Za procjenu kvalitete pojedinih detektorskih sustava mogu se koristiti studije



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

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 okruženju jer je uključen šum anatomskih struktura i raspršeno zračenje ovisno o konstituciji bolesnika. Ispitivanja na fantomu su pokazala da selenski detektori trebaju manju dozu zračenja za istu kvalitetu razlučivanja detalja na slici. Prema nekim ispitivanjima, selenski detektor ima superiornu kontrastnu rezoluciju u odnosu na konvencionalni S/F sustav (G-film+lanex medium folija). Selenski detektori su svakako nadmoćni u odnosu na film kod detekcije mikronodularnih sjena na plućima male gustoće. Za to je zaslužna veća učinkovitost u odnosu na film, što rezultira boljim odnosom signala i šuma kod selenskih detektora.

### **Flat-panel detektori temeljeni na amorfnom siliciju**

Tehnologija amorfnog silicija se ubrzano razvijala posljednjih desetljeća uz velika ulaganja u tu tehnologiju. Većina laptopa i desktopa u uporabi širom svijeta koristi aktivno-matrične zaslone na bazi tekućih kristala (active-matrix liquid crystal displays, AMLCDs), odnosno a-Si tehnologije. Smanjenjem cijene koštanja omogućen je razvoj vrlo velikih površina, danas već 1-1.5 m. Mnogo manji sustavi za medicinsku primjenu su nastali zahvaljujući toj skupoj tehnologiji. Kao što je ranije opisano a-Si:H flat-panel detektor je građen od detektorskog sloja osjetljivog na X-zračenje (fosforescentni sloj ili fotokonduktor), fizički povezanog sa ravnim detektorom. Posebnim postupkom se amorfnu silicij nanosi na tanku staklenu podlogu (0.7mm), te se postižu velike detektorske površine. Postoje i druge tehnologije, primjerice fotolitografija.

Flat-panel detektor je sačinjen od piksela poredanih u pravokutnik, elektronički adresiranih liniju po liniju. Očitavanje je moguće u djeliću sekunde. Konstrukcija pojedinog piksela je konceptijski jednostavna. Svaki piksel ima sklopku, te osjetljivi element s pohranom. Sklopke su izvedene iz dioda ili «thin-film» tranzistora (TFT). One služe



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

adresiranju i očitavanju svakog piksela u strogo određenom vremenu. Kod indirektnih DR sustava koji rabe fosforescentni sloj, osjetljivi i pohranjujući element je fotodioda, a u direktnim koji rabe fotokonduktor to je pohranjujući kondenzator. Postoji ograničenje međusobne udaljenosti dvaju elemenata. Upravo taj tehnološki domet ponajviše utječe na cijenu koštanja detektorskih ploča. Kod malog piksela se pojavljuje smanjenje tzv. „fill factor“-a, odnosno slobodne frakcije osjetljive na signal iz materijala koji prikuplja X-zračenje, što može bitno utjecati na slikovne performanse detektora. Naime, nesenzitivne komponente koje su zadane veličine ispunjavaju proporcionalno veći dio (malog) piksela. Za aplikacije koje zahtijevaju vrlo male piksele, kao što je mamografija (poželjna veličina piksela 50-100  $\mu\text{m}$ ), redukcija fill-factora predstavlja glavni problem. U općim radiografskim aplikacijama koje zahtijevaju piksele veličine 150-200  $\mu\text{m}$  to nije veći problem ukoliko razina signala nije ekstremno niska (primjerice kod «low-dose fluoroscopy» gdje je važno prikupiti što više fotona svjetlosti uz malu količinu rendgenskog zračenja).

### **Način rada detektorskog niza**

Elementi uključivanja/isključivanja su smješteni uzduž horizontalnih redova, a izlazni signali se vežu na vertikalne informacijske linije. U jednom trenutku se svi detektori postave u inicijalizacijski status, odnosno sklopke su isključene. Nakon ekspozicije pikseli sadrže slikovnu informaciju koja se očitava red po red tako da se redu koji se očitava promijeni kontrolna voltaža. Takvo linijsko očitavanje je drugačije od CCD gdje se očitava po principu «preslikavanja», odnosno transferom s piksela na piksel. U dijaskopskim real-time aplikacijama potrebno je iznimno brzo očitavanje čitavog detektora (oko 30-50 msec). Reinicijalizacija piksela se odvija na razne načine. Primjer kombinacije fotodiode koja se ponaša kao kapacitivni element i TFT (thin-film transistor) sklopke koja predstavlja otpornik. Očitavanje takvog piksela se odvija transferom električnog naboja sa fotodiode na vanjske elektroničke sklopove uz održavanje sklopke otvorenom, što ujedno predstavlja reinicijalizaciju piksela.





KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

## **Konfiguracija sustava digitalne radiografije**

Osim detektora, sustav sadrži PC (personal computer) koji kontrolira komunikaciju s detektorima i omogućuje sinkronizaciju očitavanja i reinicijalizacije detektora, softver za obradu slike, sustav za ispis meke ili tvrde kopije, mrežnu komunikaciju za distribuciju konačne slike, te arhivu koja će organizirati i pohraniti ogromnu količinu informacija koju stvaraju ovakvi detektori.

Uz uobičajene statističke varijacije u ponašanju piksela, određeni broj ih je neminovno izvan funkcije. Proizvodnja 100% operativnih piksela bi bila ekstremno skupa za normalnu kliničku primjenu. Izolirani defekti pojedinih piksela se lako odstranjuju odgovarajućim filtrima. Tako se mogu korigirati čak i defekti pojedinih linija. Kada su defektni nizovi linija ili piksela interpolacija preko tih regija postaje vrlo složen postupak. Važno je razlučiti radi li se o kozmetičkom defektu ili dijagnostički relevantnom defektu. Flat-panel sustavi u kombinaciji s C-lukom omogućuju prikupljanje 3D informacije koja se može pridružiti drugom digitalnom mediju. Na isti se način mamografska informacija može koristiti kod ultrazvučnog pregleda. Druga mogućnost je kirurški zahvat vođen slikovnim prikazom kod kojeg flat-panel detektori omogućuju real-time informaciju. Slikovni prikaz pomaže u odabiru regije interesa za predoperacijsko planiranje, omogućuje intraoperacijsko monitoriranje i postoperacijsku provjeru rezultata kirurškog liječenja.

## **Buduće smjernice**

Jedan od nedostataka današnjih DR detektora je njihova lomljivost (fragilnost). Iznimno je skupo imati uz svaki dijagnostički stol i stativ po jedan detektor, a zbog fragilne tanke staklene podloge je potrebno izbjegavati premještanje. Prednost film-folijskih sustava i fosfornih ploča jest upravo mogućnost prijenosa i uporabe u svim situacijama, uključujući krevet bolesnika (traumatizirani pacijenti, JIL). Danas postoje nešto robusniji prijenosni ravni detektori u plastičnoj kazeti s neovisnim napajanjem koji koriste a-Si:H deponiran na fleksibilnoj podlozi. Oni omogućuju radiografiju izvan odjela poput CR sustava i teoretski predstavljaju idealno rješenje. Međutim takvi mobilni DR sustavi su vrlo skupi, a postoji



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

realna opasnost oštećenja prilikom manipulacije u uvjetima izvan radiologije. Također, danas postoje CR čitači integrirani u uređaj koji se u kliničkoj primjeni ponašaju poput DR sustava. Radi se o ispreplitanju tehnologija u utrci za boljim performansama.

Tehnologija budućnosti je svakako brojanje fotona (photon counting) koju već rabe neki proizvođači, gdje se svaki foton zasebno očitava. Brojanje fotona ima ogroman potencijal poboljšanja rezolucije uz redukciju doze zračenja i kvalitetno izbjegavanje raspršenog zračenja. Implementacija takvih sustava predstavlja tehnološki izazov, tako da je tek započela klinička evaluacija u mamografiji.

DR detektori su klinička realnost na brojnim radiološkim odjelima diljem svijeta. Kao što je opisano, dvije konfiguracije danas prevladavaju. Jedni kao apsorpcijski sloj koriste fosforescentni materijal, a drugi fotokonduktore. Važan je proces reinicijalizacije detektora, odnosno kontrola razine retencije signala koji se s jedne slike prenosi na drugu, što također određuje kvalitetu i cijenu koštanja detektora. Ravni detektori s amorfnim silicijem su superiorni u odnosu na CCD sustave u smislu učinkovitosti prikupljanja signala. Jedan od razloga takve učinkovitosti jest njihova velika površina kojom bolje pokrivaju stvarnu anatomiju snimanog objekta.

Novi detektorski sustavi omogućuju kliničku implementaciju «dual-energy» radiografije, temporalne suptrakcije i tomosinteze. “Dual-energy subtraction radiography” se može postići tehnikom jednostruke ili dvostruke ekspozicije, a temelji se na činjenici da strukture koje sadrže kalcij (primjerice kost) selektivno atenuiraju fotone manje energije. Kada se koštane strukture subtrahiraju iz radiograma, mekotkivne formacije, primjerice mekotkivni čvor u plućima postaju bolje uočljive u odnosu na transparentnu plućnu pozadinu koja sadrži zrak. Takvim se postupkom dobiju tri različita radiograma koji se mogu prikazati na istoj radnoj stanici: koštani, mekotkivni i kombinirani. Dvoenergijska suptrakcija je poboljšala razlikovanje nekalcificiranih i kalcificiranih čvorova u plućnom parenhimu. Temporalna suptrakcija uključuje automatsko dvodimenzionalno preklapanje prethodnog i recentnog radiograma sa oduzimanjem istovrsnih sjena. Kod plućnog radiograma temporalna suptrakcija povećava dijagnostičku osjetljivost za intervalne promjene, primjerice plućnih



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

čvorova, bolesti plućnog parenhima i pleure te perfuzijske promjena. Tomosinteza je mnogo jeftinija alternativa kompjutorskoj tomografiji. Izvodi se u jednom udahu, a nastaje više slika sa vrlo malim promjenama kuta ulaza rendgenskog zračenja u snimani objekt. Rekonstrukcija slike u različitim ravninama nastaje kompjutorskom obradom podataka. Rezultat je visokorezolucijska trodimenzionalna slika objekta dobivena iz dvodimenzionalnih podataka, što omogućuje eliminaciju preklapanja struktura, odnosno sumacijski artefakt karakterističan za standardnu radiografiju.

## **Performanse digitalnih radiografskih detektora**

Svojstva pojedinih detektora se mogu opisati pomoću nekoliko parametara. Oštrina i šum su dvije ključne karakteristike koje zajedno s odnosom signala i šuma (SNR) određuju sposobnost slikovnog sustava da vjerno prikaže anatomska obilježja dijela tijela kojeg se oslikava. Kvantifikacija detektorskih svojstava pomaže kod usporedbe dvaju detektora i odabira sustava u stvarnom kliničkom okružju.

### **Oštrina (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 (suležećih) anatomskih struktura na slici. Oštrina slike nekog detektorskog sustava se ponajbolje opisuje pomoću MTF (modulation transfer function). MTF je mjera sposobnosti detektorskog sustava da reproducira slikovni kontrast iz subjektivnog kontrasta na različitim prostornim frekvencijama. Radi se o Fourier-ovoj transformaciji (modulaciji) 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



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

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. Više elemenata digitalnog detektora utječe na njegovu oštrinu: hvatački element, sparujući (spojni) element i prikupljajući element detektora (capture, coupling, collection). Neoštrine mogu nastati na bilo kojem od tri elementa. Raspršenje svjetlosti može nastati na hvatačkom elementu, što se odnosi na indirektne sustave, 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 amorfnu selen). Tu gotovo nema neoštrina uzrokovanih hvatačkim elementom, odnosno ona je minimalna kada se primijeni električno polje. Sparujući element postoji samo u CCD (charge-coupled device) i CMOS (complementary metal oxide semiconductor) sustavima, a koriste se kombinacije leća ili fiberoptičko sparivanje. Značajan ograničavajući čimbenik oštrine pripada prikupljajućem (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.

### **Metode procjene oštrine**

Tri su postojeće metode koje koriste procjenu oštrine radiograma snimanog objekta. Koriste se štapići (ograda), pukotina ili rub objekta. Oštrina snimke se procjenjuje pomoću



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

MTF-a ovisno o zamućenju učinjene slike. Standardno se to čini bliskim kontaktom test objekta s detektorom i udaljavanjem izvora zračenja koji bi trebao biti što sličniji točkastom. Objekt u formi niza štapića (bar-pattern) je načinjen od tankog sloja metala visokog atomskog broja, odlikuje se jednostavnošću i brzinom postupka, no nešto je slabije preciznosti. Metoda pukotine koristi dva komada metala (obično je to olovo debljine 2 mm) sa zadanim razmakom između istih (pukotina je obično široka 10  $\mu\text{m}$ ). Metoda se odlikuje izvrsnom točnošću (preciznošću) zbog čega je etabliрана za mjerenje MTF-a, a nedostatak je dugotrajnost i komplicirano podešavanje položaja pukotine. Metoda procjene oštine ruba je također pouzdana i sve popularnija u procjeni performansi radiografskih sustava, između ostalog zbog brzine. Ukoliko postoji mogućnost različite oštine pojedinih dijelova detektora, MTF treba mjeriti na više pozicija.

U usporedbi s indirektnim DR sustavima selenski ravni detektori postižu značajno bolji MTF na svim frekvencijama, dok je DQE nešto niži na manjim frekvencijama pri uporabi radiografskih energija. Međutim, na mamografskim energijama, učinkovitost selenskog detektora je superiorna.

### **Šum, buka (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). Radiografske 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 (noise power spectrum) koji predstavlja varijancu šuma unutar slike podijeljenu s različitim prostornim frekvencijskim



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

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.

### **Signal-to-Noise ratio (SNR)**

Kao što je rečeno, apsolutni šum se mjeri pomoću NPS, a relativni normaliziranim NPS-om ili SNR-om.  $SNR^2$  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 граниčnom 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  $SNR^2$  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.  $SNR^2$  kod takve razine šuma jest idealni  $SNR^2$ , no u kliničkoj praksi realni SNR je u pravilu manji od idealnog. Aktualni  $SNR^2$  je naime pod utjecajem više faktora, a međusobni odnos aktualnog i idealnog  $SNR^2$  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.

Performanse digitalnog radiografskog detektora također ovise o svojstvima rendgenskog zračenja. 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.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

Ostali čimbenici koji određuju performanse detektora se rjeđe procjenjuju. To su osjetljivost na raspršeno zračenje, dinamički raspon, «veiling glare», prostorni artefakti, temporalni artefakti i temporalna stabilnost. Osjetljivost na raspršeno zračenje koje je uvijek prisutno na radiogramu se procjenjuje na samom detektoru uključujući rešetku pomoću fantoma koji ima ista svojstva raspršenja kao stvarni bolesnik. Naime, procjena oštine, šuma i SNR se radi bez doprinosa raspršene radijacije koja se odstranjuje posebnim filtrima. «Veiling glare» predstavlja degradaciju slike uzrokovanu širenjem laserskog snopa (CR) ili sekundarnih nositelja energije (DR), ometa oštrinu slike i dio je procjene tog svojstva. Dinamički raspon odgovara rasponu ekspozicija unutar koje detektorski sustav bilježi sliku prihvatljive kvalitete. Detektor se testira glede šuma i DQE na različitim točkama unutar tog raspona.

### **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.

### **Temporalni artefakti**

Temporalni artefakti nastaju zbog nepotpunog brisanja signala zaostalog od prethodne snimke (CR) ili rezidualnih memorijskih efekata (DR). Strategije eliminacije temporalnih artefakata obuhvaćaju subtrakciju frakcije prethodne snimke iz novonastale slike ili provedbu naknadne korekcije između dvaju prikupljanja.

SNR se ne može jednostavno uspoređivati kod dva različita detektora jer DQE vrijednost ovisi o odabranoj ekspoziciji. Učinkovitost detektora se može poboljšati povećanjem atomskog broja i/ili debljine osjetljivog sloja. Međutim, povećanjem debljine detektorskog sloja drastično opada MTF, što limitira mogućnost neograničenog poboljšanja



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

DQE. Implementacija strukturiranog fosforescentnog materijala je donijela značajno poboljšanje DQE uz održan (ili čak bolji) MTF. Šum se može smanjiti i u fazi provođenja signala od hvatačkog do prikupljajućeg elementa. Fiberoptičko prikupljanje je smanjilo utjecaj šuma u CCD ili CMOS sustavima koji ga rabe u odnosu na prikupljanje pomoću leće. Šum kod pretvaranja signala u digitalni oblik značajno utječe na kvalitetu detektora. Za smanjenje šuma poželjan je što veći «fill-factor» koji se u suvremenim DR sustavima kreće između 50% i 100%. Glavni ograničavajući čimbenik u ravnih detektora je veličina polja tranzistorskog elementa, što posebice dolazi do izražaja kod smanjenja piksela. Stoga je primjena ravnih detektora u mamografiji i «low-dose» dijaskopiji problematična upravo zbog premalog «fill-factora»-a. U direktnih DR sustava sekundarna struja potaknuta x-zračenjem može se u fotokonduktorskom materijalu otkloniti od neosjetljivih područja potičući efektivne fill-factore koji se približavaju 100%-tnim. Dodatni elektronički šum koji uvijek postoji u digitalnih detektora se pojačava kod nižih ekspozicija, kada DQE naglo opada. U digitalnih detektora postoji još i strukturni šum koji je posljedica neujednačenosti detektorskog odgovora, varijabilne osjetljivosti piksela i postojanja mrtvih piksela. Strukturni je šum u pravilu konstantan, superponiran sa stvarnim slikovnim podacima, a posebice raste kod većih ekspozicija kada dovodi također do pada DQE.

Mamografski digitalni detektori su ponešto različiti zbog zahtjeva za manjim pikselom i manje energije zračenja u odnosu na ostale regije tijela. Selen ovdje ima vrlo dobra detektorska svojstva, odnosno dominantnu apsorpcijsku učinkovitost kod malih energija u usporedbi s fosforescentnim materijalima uključujući CsI, usprkos nižem atomskom broju. Stoga, kod iste debljine sloja selenski detektor pokazuje veći DQE u mamografskim aplikacijama, dok je CsI učinkovitiji u ostalim radiografskim aplikacijama (kod energija oko 70 kV). Selenske detektore, pak, karakterizira značajno bolji MTF na svim frekvencijama u odnosu na indirektnu DR sustave.

Obrada digitalnih podataka, odnosno dobivene slike (digital image processing) omogućuje bolju uočljivost patoloških procesa. To je moguće postići povećavanjem MTF za





KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJEKI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

fine detalje slike čime se povećava lokalni kontrast, pojačanjem rubova za bolji prikaz kontura objekata i komprimiranjem dinamičkog raspona.

### Prezentacija digitalnog radiograma

Dvije osnovne vrste zaslona su danas u komercijalnoj uporabi. To su monitori temeljeni na tekućim kristalima (LCD) i cijevi s katodnim zrakama (CRT). LCD zasloni imaju brojne prednosti, primjerice veću svjetlinu, dulje vrijeme uporabe (trajnost), manju efektivnu veličinu piksela, manju reflektivnost, manju osjetljivost na ambijentnu svjetlost. Najveća mana LCD monitora je fenomen kuta promatranja s gubitkom kvalitete slike kada je on izvan idealne osi. Danas već postoje veliki LCD monitori s mogućnošću podjele slike i istodobnog promatranja više slika u izvrsnoj rezoluciji. Presjeci dobiveni CT-om ili pomoću MRI imaju ograničenu rezoluciju zbog veličine matrice i mogu se promatrati na zaslonima niže rezolucije, no digitalni radiogrami zahtijevaju zaslone od najmanje 3 megapiksela, a za mamografiju 5 megapiksela.

## Formati digitalne slike

Podaci koji čine digitalnu sliku se prikupljaju u određenom formatu. Formati digitalne slike se pojavljuju kao datoteke (files). Oni moraju biti prepoznatljivi u komunikaciji između različitih računala, zbog čega su razvijeni određeni standardi slike u medicini, primjerice DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Neki su formati dobro prihvaćeni od World Wide Web Consortium-a i stoga su u širokoj uporabi.

Uvođenje sustava arhiviranja i slikovne komunikacije u radiologiji (PACS, Picture Archiving and Communication Systems) ubrzalo je prelazak sa tvrde kopije na digitalno okruženje i potaknulo radiologe širom svijeta da razmjenjuju slike putem interneta. U tu svrhu



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

se javlja potreba sažimanja velikih formata slike. Primjerice, DICOM se najčešće prevodi u JPEG (Joint Photographic Experts Group) format ili pak TIFF (Tagged Image File Format) da bi se mogao razmjenjivati putem interneta. Relativno novi, fleksibilni format slike je PNG koji omogućava ponavljano otvaranje, izdavanje i pohranjivanje datoteke sažimanjem bez gubitka uz mogućnost korekcije boje i svjetline. Algoritmi dvodimenzionalnog ispreplitanja podataka kod PNG formata omogućuju istovremeno popunjavanje slike od vrha do dna i s desna na lijevo, što rezultira bržim pojavljivanjem slike na monitoru u odnosu na druge formate.

Digitalne slike dobivene na određenom radiološkom uređaju, poželjno u DICOM formatu, predstavljaju ogromnu količinu podataka koje treba sistematizirati. To se ostvaruje preko softverskog programa kojeg razvijaju različite informatičke tvrtke i prilagođavaju ga postojećem sustavu manipulacije slikom unutar pojedine bolnice, a naziva se PACS. Takav sustav omogućuje pohranu slika pojedinog bolesnika koje su kasnije dostupne za usporedbu, odnosno praćenje razvoja uočenih promjena. Arhiviranje slika s brzim pristupom se primjenjuje za one podatke koji su pohranjeni nedavno, a vrijeme pristupa se produžava za ranije spremljene podatke, što je u skladu s dnevnim načinom kliničkog rada. Osim dostupnosti podataka, PACS omogućuje formiranje lista čekanja, radnih lista, digitalno snimanje diktata, verifikaciju pretipkanog nalaza, printanje na rendgenskom filmu ili papiru, spremanje na CD-R ili MOD. PACS također uključuje sustav dopusnica i zabrana kojim se jamči očuvanje tajnosti podataka, a svaki se korisnik mora prijaviti vlastitom lozinkom.

Tri su temeljne tehnike digitalne kompresije: JPEG metoda, fraktalna kompresija i valna kompresija. Rasterske slike (poznate još kao „bit-mapped“ slike) koriste male elemente slike – piksele, poredane u stupce i retke unutar rešetkaste matrice da bi stvorili sliku. Nedostatak rasterskih slika je rezolucija ovisna o sustavu, tako da manja rezolucija sustava dovodi do smanjenja kvalitete slike. Rasterske slike visoke rezolucije sadrže puno detalja slike, ali predstavljaju velike datoteke, nepogodne za manipulaciju. Kompresijski algoritmi prevladavaju te probleme smanjujući ukupni volumen podataka.



## Sažimanje (kompresija) slike

Sažimanje se može vršiti na dva načina: bez gubitka podataka (lossless) i sa gubitkom informacija (lossy). Sažimanje bez gubitaka se temelji na zamjeni ponavljanih podataka jednim podatkom na način da je dekodiranje nedvosmisleno, s mogućnošću potpunog povratka originalne slike. Primjer kompresije bez gubitaka je:

Nekomprimirani podaci: aabbbbbcdddeeeeeeeeeeffffffgghhhhh

Kompresija bez gubitaka: 2a5b1c3d12e6f2g5h

Već iz ovog primjera se vidi da je kompresija bez gubitaka vrlo pogodna za slike u kojima se pojedini podaci često ponavljaju, a slabije učinkovita u datotekama s heterogenim podacima. Na primjeru heterogenih podataka možemo jasno pokazati neučinkovitost ove kompresije, gdje je veličina koprimiranih podataka jednaka ili veća od originalne.

Nekomprimirani podaci: aabccdddefgghhhhi

Kompresija bez gubitaka: 2a1b2c3d1e1f2g4h1i

Sažimanje bez gubitaka uključuje veće procesne kapacitete, a nastale komprimirane datoteke se sporije otvaraju i pohranjuju. Sažimanje s gubitkom (lossy compression) dovodi do trajnog gubitka nekih podataka, no istovremeno značajno smanjuje veličinu datoteke. Princip sažimanja s gubitkom je stapanje sličnih podataka bez mogućnosti povratka pune informacije, primjerice:

Nekomprimirani podaci: 123/456/789

Kompresija s gubitkom: 2/5/8

Temeljna ideja razvoja PACS sustava je bila stvoriti takav sustav kompresije, pohranjivanja i dekompresije slike kod ponovnog korištenja da se ne izgubi na kvaliteti slike (sažimanje bez gubitaka, veliki formati slike) uz istovremeno održavanje brzine pristupa slikama. Budući da se radi o dva međusobno oprečna zahtjeva, kompromisno rješenje je kompresija s objektivnim gubitkom informacije (lossy) koji neće biti zamjetan ljudskom oku, odnosno neće utjecati na dijagnostičku vrijednost slike (bez gubitaka u dijagnostičkom smislu, «diagnostically lossless»). JPEG metoda kompresije je dobar način, ukoliko se ne koristi kompresijski omjer veći od 30:1. Fraktalna kompresija slike se temelji na vrlo



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

složenom i stoga sporom matematičkom algoritmu koji uključuje pohranu matematičkih jednadžbi umjesto pikselskih podataka. Prednost ove metode je mogućnost kompresije s vrlo visokim omjerom (primjerice 100:1), bez značajnijeg gubitka kvalitete slike, a glavni nedostaci su sporost postupka i nepostojanje čvrstih standarda u sporedbi s JPEG metodom. Fraktalna kompresija je pogodna za vjeran prijenos velikih datoteka kada vrijeme nije presudan čimbenik. Valna kompresija je najstarija od ove tri metode, a temelji se na adaptiranim Fourierovim postavkama. Radi se o kompresiji bez gubitaka filtriranjem podataka temeljem kontrasta i frekvencije koji ne može postići omjer veći od 4:1. Ipak, zahvaljujući maksimalnom očuvanju detalja slike, valna kompresija je interesantna za primjenu u medicini.

Najstariji i često korišteni grafički format na mreži je GIF (Graphic Interchange Format) koji rabi linearnu kompresiju. Ovaj format omogućava sažimanje bez gubitka u omjeru 4:1 s podjednakim vremenom kompresije i dekompresije. GIF također omogućava preplitanje informacije, tako da se brzo dobije preliminarna verzija slike na monitoru, prije formiranja konačne verzije slike u punoj rezoluciji. Bitna slabost GIF-a je ograničenje na 256 nijansi sive skale, bez mogućnosti prikaza punog opsega boja.

JPEG format omogućava prikaz ogromnog raspona boja, ali i vrlo visok stupanj kompresije s gubitkom podataka, što značajno smanjuje veličinu datoteke. Za JPEG je karakteristično sažimanje putem matematičke usporedbe susjednih piksela tako da korisnik sam određuje koji stupanj kompresije želi primijeniti, odnosno koliki gubitak podataka može prihvatiti. Svojstvo ljudskog oka da slabije percipira promjene boje u odnosu na promjenu svjetline je iskorišteno kod stvaranja JPEG sustava sažimanja slike. Maksimalna JPEG kompresija smanjuje originalnu datoteku na samo jednu dvadesetinu. Novije verzije sadrže progresivni prikaz slike (najprije se prikaže slika slabije kvalitete, a potom slika u punoj rezoluciji). Glavna slabost JPEG formata je gubitak podataka (sažimanje s gubitkom), što može rezultirati značajnom degradacijom kvalitete slike. To posebice dolazi do izražaja na slikama s većim arealima iste boje, primjerice na radiogramu (pozadina je iste boje).

TIFF podržava različite veličine datoteke, sve rezolucije i dubine boje. TIFF koristi različite kompresijske metode bez gubitka informacije (odnosno detalja slike) ili s gubitkom



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

(možemo sami odabrati). Mana mu je relativno velika datoteka. Danas postoje verzije s gubitkom detalja i manjim formatom.

DICOM predstavlja sveobuhvatnu i općeprihvaćenu verziju slikovne komunikacije razvijenu u suradnji s Američkim društvom radiologa (ACR, American College of Radiology) Cilj je bio stvoriti metodu, neovisnu o tipu uređaja ili proizvođaču, koja bi omogućila sigurnu komunikaciju između različitih modaliteta dobivanja digitalne slike. Posljednja varijanta razvoja koja se stalno usavršava zasad nosi stalni naziv DICOM 3.0 verzije. DICOM nudi niz različitih funkcija za primjenu u PACS-u, od upisa tehničkih i demografskih podataka do stvaranja radnih lista i umrežavanja u hospitalni informacijski sustav. U zaglavlju DICOM slike su upisani demografski podaci o bolesniku, akvizicijski parametri, ime izvođača i interpretatora pretrage. Ovakvu sliku je moguće gledati na radnim stanicama, ali i na bilo kojem PC računalu uz uvjet instalacije posebnog softvera za gledanje. DICOM slika je idealna za korištenje unutar PACS sustava, no nije pogodna za edukaciju izvan PACS-a. Naime, radi se o velikom formatu kojeg je obično potrebno sažeti da bi se prenosio i pohranjivao. Ona je vrlo široko prihvaćena u radiologiji, ali slabo u nemedicinskim slikovnim sustavima.

PNG format (Portable Network Graphics) se smatra jednim od najinteresantnijih u budućnosti. Prednost mu je mogućnost pohrane velikog broja alfanumeričkih podataka svrstanih u podgrupe unutar iste datoteke koji služe za identifikaciju i komunikaciju između različitih sustava. Važno je naglasiti da se tekst nalazi unutar slike (tzv. «metadata»), poput zaglavlja na DICOM slici, što je vrlo pogodno za stvaranje baze podataka u svrhu edukacije, a može se prepoznavati pomoću nekih web pretraživača. PNG podržava tri tipa piksela: transparentnost, sivu skalu i punu boju (RGB), dok JPEG nema opciju transparentnosti, a GIF ima samo tu mogućnost. PNG ima mogućnost prikaza slike u 7 koraka i to slaganjem određenih linija (preklapanjem podataka) istovremeno od gore prema dolje i s lijeva na desno, što je mnogo brže od GIF-a. PNG daje bolju rezoluciju u kraćem vremenu, tako da se slika može prepoznati već nakon prijenosa 25% od ukupne količine podataka. PNG karakterizira kompresija bez gubitaka uz varijabilni stupanj transparentcije, kontrolu svjetline slike (brightness control –gamma correction) i korekciju boje (krivulje prikaza svjetline i boje su



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

ovdje neovisne jedna od druge). PNG formati su u pravilu 20%-30% manji od GIF formata iste rezolucije. JPEG je pogodniji za rad sa slikama u boji, dok se PNG čini prikladnijim formatom za crno-bijele slike, primjerice za digitalnu radiografiju. PNG je pogodan za multimedijske projekte jer nema gubitka podataka. Ta je metoda konkurentna DICOM-u.

GIF format koristi sažimanje bez gubitka koje je manje učinkovito u odnosu na PNG. Zbog učinkovitog sažimanja i drugih mogućnosti, PNG je danas uglavnom zamijenio GIF format.

JPEG 2000 predstavlja format koji omogućuje izdvajanje pojedinih regija od posebne važnosti unutar slike (ROI) na koje se primjenjuje kompresija bez gubitaka i koje se ranije prikazu, dok ostale regije od manje dijagnostičke važnosti podliježu kompresiji s gubitkom. Poput PNG formata, JPEG 2000 ima mogućnost ugradnje alfanumeričkih podataka unutar slike.

Nakon opisa svih važnijih formata slike, postavlja se pitanje pravog odabira u dnevnoj praksi. Općenito, sažimanje s gubitkom ćemo primijeniti za prikaz na zaslonu računala i prezentacije temeljene na mreži (web) kada mali volumen omogućuje brzo podizanje slike i brz prijenos slike između računala. S druge strane, sažimanje bez gubitka je prikladno za edukacijske baze, arhiviranje i objavljivanje u časopisima.

DICOM pretraživači su potrebni za gledanje takve slike na osobnom računalu, zbog čega moraju biti dodatno instalirani. Sve ostale formate možemo otvoriti bez posebne instalacije, na standardnom operacijskom sustavu PC računala kao što je Windows XP. Posebne DICOM radne stanice omogućavaju dinamičko listanje slike, odnosno «putovanje» kroz podatke i sadrže mnoge napredne funkcije kao što su multiplanarne rekonstrukcije i trodimenzionalni «volume-rendering» (VRT). Obično postoji mogućnost slanja slike na portabilni medij za pohranu (npr. CD-R) kod čega se slika sažima u manji format (JPEG ili PNG) da bi se mogla gledati na bilo kojem PC-u ili se pak šalje u DICOM formatu zajedno s alatom za otvaranje na PC. Pretvorbom slike pretvaramo u drugi format, gube se alati za pregledavanje slika. Ukoliko slike rabimo za edukaciju, neophodno je izbrisati demografske podatke bolesnika, što većina «viewer»-a može učiniti. Za naknadnu obradbu slike mogu se



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

korisiti različiti programe od kojih su najpopularniji Adobe Photoshop ili Irfanview. Iako nije sveobuhvatan kao Adobe, Irfanview se vrlo često koristi jer sadrži sve temeljne funkcije, a dostupan je besplatno putem mreže. Kada se slika pozove u takav program, rezanjem formata na područje interesa smanjuje se veličina datoteke, a mogu se također eliminirati demografski podatci bolesnika. Smanjenje dubine boje (colour depth) može također značajno smanjiti veličinu datoteke, primjerice s faktorom 3 ako se 24-bitnu sliku u boji komprimira na 8-bitnu sivu skalu, bez gubitka kvalitete. Dodavanje oznaka na sliku je lako ostvarivo na prezentacijskim paketima kao što je Microsoft Power Point. Primjerice, za potrebe predavanja mogu se dodati strjelice ili druge oznake uz napomenu da one ne ostaju trajno. Naime, kada se šalje iz Power Point-a, slika je bez dodanih oznaka, originalna. Adobe Photoshop nudi niz mogućnosti manipulacije slikom kao što su promjena svjetline i kontrastnosti, rotacija slike, prekrivanje teksta u jednom dijelu slike ili promjena formata slike. Većina radnih stanica omogućuje prijenos slike na CD-R zajedno s odgovarajućim DICOM pretraživačem, tako da se iste mogu gledati na standardnom PC-u. Najjednostavniji način prezentacije slika je unos u prezentacijski paket poput Power Point-a.

## **Obradba i prikaz slike nastale slojevnim snimanjem**

Spiralni, a posebice višeslojni CT uređaji pretvaraju kompjutorsku tomografiju iz transaksijalne u volumetrijsku (3D) tehniku. MR i ultrazvučni uređaji također omogućavaju sve više modaliteta naknadne obradbe slike, najčešće u smislu trodimenzionalnog oslikavanja. Volumni CT podaci su omogućeni preklapanjem zbog spiralnog skeniranja, a sekcijski profil je zvonast, tako da klasični vokseli praktički ne postoje. Tanki slojevi nose i puno šuma, zbog čega je potrebno koristiti puno zračenja, «omekšati» konvolucijske kernele uz aplikaciju predfiltera za redukciju šuma.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

Cine viewing (kino prikaz) predstavlja izvrstan alat za pregledavanje velikog broja slika kod MSCT-a. Važno je da korisnik ima potpunu kontrolu brzine i smjera promjene slika. Kod interaktivnog gledanja moguće su pogriješke, posebice kada se napušta očitavanje s filma na koje su radiolozi navikli i stekli dugogodišnje iskustvo.

### **Multiplanarna rekonstrukcija (MPR)**

Rekonstrukcija dvodimenzionalne slike u bilo kojoj ravnini nastaje matematičkom obradom podataka iz posloženih aksijalnih slojeva kod sekvencionalnog načina skeniranja, odnosno iz ukupnog trodimenzionalnog volumena podataka kod spiralnog skeniranja. Obično se rabe rekonstrukcije s prikazom sloja kroz dio tijela u tri karakteristične anatomske ravnine: sagitalnoj, frontalnoj (u radiologiji se uglavnom naziva koronalna) i transverzalnoj (u radiologiji se često naziva aksijalna). Rekonstrukcija po zakrivljenoj plohi ili «curved-planar reformation» (CPR), čija se os ucrtava prema obliku anatomske strukture koja se želi prikazati je potrebna kada objekti pretrage prolaze kroz više aksijalnih presjeka i ne nalaze se u jednoj ravnini, primjerice gušterača, bronh ili krvna žila. CPR-om se postiže virtualno (prividno) izravnavanje takve strukture koja bude prikazana u jednoj ravnini poput sloja koji sadrži čitav organ pretraživanja. Debljina sloja MPR-a je obično sukladna debljini sloja aksijalnog skena. Međutim može se koristiti «podebljani» sloj, odnosno deblju ploču podataka iz bilo koje ravnine tijela. Takva se multiplanarna rekonstrukcija naziva «Thick MPR». Deblji sloj nastaje stapanjem više pojedinačnih koji u pravilu imaju debljinu jednog voksela. Stapanjem više voksela se smanjuje šum i povećava kvaliteta slike, što je posebice učinkovito na sagitalnim i koronalnim rekonstrukcijama, dok kod aksijalnih taj postupak nije tako učinkovit. Takozvana «ray-sum» projekcija odgovara vrlo debelom MPR-u jer prikazuje srednje atenuacijske koeficijente u smjeru gledanja, ali samo u odabranom rasponu HU i zadanoj debljini presjeka. Ako bi se siva skala proširila do maksimuma, dobila bi se slika nalik standardnom radiogramu, odnosno sumacijskoj snimci. Skeniranje tanjom kolimacijom će povećati kvalitetu MPR-a zbog približavanja izotropnom vokselu. Naime, kada se voksel oblikom približi kocki, što znači da su mu sve stranice jednake širine, slika nastala kao mozaik





KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

posloženih kockica je uvijek iste rezolucije, bez obzira na odabranu ravninu presjeka kroz tkivo. Izotropni voksel je realnost u MSCT sustavima kod kojih je uska kolimacija standard i ne ide na uštrb povećanja količine zračenja u komparaciji s monodetektorskim uređajima. MPR daje posve novu kvalitetu analizi pretrage omogućujući adekvatan prikaz bilo koje anatomske strukture u punom opsegu.

### **Maximum intensity projection (MIP)**

Projekcija maksimalnog signala služi naglašavanju objekata najveće svjetline u odnosu na strukture iz neposredne okoline. Ovaj alat možemo primijeniti na čitav volumen (tijelo) ili samo na dio koji nas interesira, tzv. VOI (volume of interest). Taj volumen moramo najprije izdvojiti iz čitavog skeniranog volumena tijela jednim od postupaka koje ćemo kasnije opisati. Slika nastaje projekcijom odabranog volumena (VOI) u smjeru gledanja prikazujući samo maksimalne atenuacijske koeficijente (HU) koji se nađu na tom putu. Za razliku od MPR-a gdje svjetlina piksela odgovara srednjoj vrijednosti, MIP će istaknuti, odnosno «prenaglasiti» maksimalan denzitet. Primjer niza piksela: 1311611, gdje je srednja vrijednost  $14:7=2$ , a maksimalna vrijednost 6, što znači da će MPR izračun piksela za niz 1311611 iznositi 2, a MIP 6. Ako je 6 mala krvna žila ispunjena kontrastom, a 1 i 3 su okolna tkiva, MIP će tu žilu istaknuti, a MPR uprosječiti sa okolnim tkivima.

Sličan je MinIP koji prikazuje samo najmanje denzitete. Obje metode postižu naglašavanje malih kontrastnih struktura u odnosu na svoju okolinu. MIP se koristi za CT angiografiju i posebne pretrage pluća, dok MinIP uglavnom rabimo za prikaz traheobronhalnog stabla i žučnih vodova. Budući da se kod MIP-a prikazuju najveći CT brojevi, koštana struktura se u pravilu superponira s kontrastom ispunjenim žilama, zbog čega prethodno treba izdvojiti kosti, ako želimo kvalitetnu CT angiografiju. Prednosti MIP-a su prikazivanje vrlo malih vaskularnih ogranaka koji postaju kontrastniji prema okolini i razlikovanje opacificiranog lumena od kalcifikata stijenke. Da bismo reducirali šum na minimum, potrebno je odrezati što je moguće više kontrastom obojenih nepoželjnih struktura,



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

odnosno smanjiti VOI. Za optimalnu kvalitetu slike kod MIP-a pretraživani volumen (VOI) mora biti što tanji. MIP omogućuje smanjenje pozadinskog šuma kod prikaza malih žila. Kontrast između malih žila i pozadine raste ako se koriste tanki slojevi. Širenjem VOI raste pozadinski signal, ali se smanjuje šum. Samo kada je na izvornim slikama šum ekscesivan kao kod «low dose» aplikacija MSCT-a, on ostaje visok i na MIP-ovima i može sakrivati dijagnostički relevantne informacije. Pomoć mogu pružiti deblji MPR-ovi s preklapanjem, iz kojih se kasnije rekonstruira set podataka sa smanjenim šumom. Takva taktika daje dobre rezultate kod velikih krvnih žila, no može smanjiti kontrastnost malih ogranka.

### **Thin-slab MIP**

Kao što je rečeno, stanjeni VOI povećava kvalitetu MIP slika. Isto postizemo thin-slab MIP-om kojim dijelimo veći volumen u multiple tanke subvolumene, tzv. slabs (ploče, daske) debljine od nekoliko mm do nekoliko centimetara. Potom se MIP primjenjuje na svaki subvolumen. Za razliku od MPR kod kojeg je parcijalni volumni efekt značajan jer se rekonstrukcija temelji na prosječnoj atenuacijskoj vrijednosti dobivenoj sumacijom vokseli iz nekoliko slojeva, debljina kod MIP ne utječe na vidljivost malih žila koje su većeg denziteta u odnosu na okolinu te se samo njihov najveći CT broj prikaže bez utjecaja okolnih struktura manjeg denziteta. Minimum intensity projections (MinIP) se koriste za prikaz traheobronhalnog stabla ili žučnih vodova, no njihova klinička vrijednost nije općeprihvaćena, tako da neki uređaji uopće nemaju tu opciju.

Kod uporabe thin-slab MIP-a mogući su artefakti i grješke. Primjerice, kada se kod CT angiografije odabere predebeli VOI ili je atenuacija okolnih struktura previsoka, manje krvne žile čija je atenuacija manja od pozadinskog šuma bit će izgubljene (neprikazane). Intravaskularne lezije kao muralni trombi ili meki plakovi često se ne mogu prikazati pomoću MIP-a jer budu prekriveni denzitetom kontrastom obojene krvi. Intimalni zalisci kao vrlo tanke hipodenzne strukture unutar kontrastom obojenog lumena nastali disekcijom (najčešće aorte) se mogu prikazati samo ako su okomiti na ravninu prikaza, odnosno ako se protežu uzduž čitavog presjeka žile od njene prednje do stražnje stijenke. MIP će preglasiti opacificirani lumen koji će prekriti zalistak koji nije pogođen okomito zbog čega se disekcija ne mora uopće vidjeti primjenom MIP tehnike. Kalcifikati koji se zbog viših atenuacijskih



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

vrijednosti superponiraju preko vaskularnih struktura, optimalno se prikazuju MIP-om. Istovremeno, kod kalcificiranih plakova procjena stupnja stenozе krvne žile postaje nesigurna ili čak onemogućena. U takvim slučajevima preporučuje se rekonstrukcija u zakrivljenoj plohi (CPR). Pulmonalni MIP može dovesti do prekrivanja manjih plućnih nodula krvnim žilama ako se odabere predebeli sloj.

Primjena MIP-a: najčešće u prikazivanju krvnih žila (CT angiografija) i to abdominalnih, pelvičnih i arterija donjih ekstremiteta. Ne preporučuje se za evaluaciju kompleksnih vaskularnih malformacija, aortalne disekcije, centralne pulmonalne embolije ili slobodno flotirajućih koagula. Thin-slab MIPs su korisni u prikazivanju malih plućnih nodula uz uvjet tanke kolimacije kod prikupljanja podataka. Isto vrijedi za ranu detekciju difuznih lezija parenhima.

### **Oslikavanje površine objekta - shaded surface display (SSD)**

Trodimenzionalno oslikavanje površine - 3D surface rendering ili SSD omogućava virtualan pogled na površinu strukture koja nas interesira. Prvi je korak definirati trodimenzionalni objekt interesa, primjerice zdjelične kosti ili aortu. Postupak odvajanja objekta od okoline (segmentacija) može biti jednostavan, ali i kompliciran, ovisno o njegovu kontrastu prema okolini. Najjednostavniji postupak segmentacije je određivanje pogodnog raspona HU za neku strukturu, odnosno granične HU vrijednosti (threshold value) kojom je moguće razlučiti objekt od interesa od drugih objekata. Preduvjet uspjeha ovog postupka je dostatna razlika denziteta suležećih struktura. Kada smo objekt od interesa izdvojili od okoline, primjenom SSD alata konstruira se slika površine objekta kao da smo ga obasjali svjetlošću i da ga promatramo prostim okom. Udaljenost objekta od zamišljene točke promatranja se izračunava za svaku točku zasebno tako da se očitava prva točka na granici objekta prema okolini, odnosno najpovršnija točka. Temeljem izračuna udaljenosti računalo konstruira sjene koje oslikavaju površine objekata. Projekcija objekta može biti poput odljeva paralelnih rendgenskih zraka (ortografska, panoramska projekcija) ili kao kada promatramo bliski objekt virtualnim okom iz jedne točke (primjerice pogled kroz ključanicu). Ortografska projekcija je izvrsna za procjenu prostornih odnosa između pojedinih struktura, a projekcija iz



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

jedne točke (perspektivna) dozvoljava različite kutove gledanja (obično 15-90°) omogućavajući putovanje kroz volumne podake, što je pretpostavka virtualne endoskopije. Kvaliteta SSD prije svega ovisi o uspješnosti segmentacije, odnosno o odabiru pogodne granične HU vrijednosti. Optimalni granični koeficijent apsorpcije (HU) za segmentaciju prikazuje strukturu u njenoj stvarnoj, potpunoj veličini. Idealna granična vrijednost se nalazi između CT broja objekta i njegove okoline. Samo će strukture veće od SW (širine sloja) biti prikazane u stvarnoj veličini. Mali objekti mogu nestati zbog parcijalnog volumnog efekta, posebice ako su orijentirani paralelno u odnosu na ravninu skeniranja. Kod SSD skeleta na taj način nastanu pseudodefekti na površini kosti ili se tanki koštani platoi (lamine) uopće ne prikažu, primjerice dno orbite. Smanjivanje granične HU vrijednosti pak uključuje više voksela u sliku, ali može uzrokovati nastanak tzv. lebdećih piksela kao artefakata koji nastaju kada pojedinačni vokseli ili skupine voksela prijeđu zadanu graničnu HU vrijednost. Stoga je odabir granične HU vrijednosti uvijek određeni kompromis sa željom što vjernijeg prikaza stvarne površine nekog objekta. Idealna granična HU vrijednost bi trebala biti veća od najviše vrijednosti objekta kojeg želimo eliminirati te istovremeno niža od najniže vrijednosti objekta kojeg želimo sačuvati u slici. Nažalost, to je moguće samo kada su dvije strukture vrlo različitog denziteta bez najmanjeg preklapanja podataka, kao što je to na dodirnoj plohi zraka i kosti. Većina mekih tkiva nativno se također dobro razlikuje od kosti. Međutim, kontrastom obojene strukture, a posebice kontrastom ispunjene krvne žile, smetaju kod SSD prikaza skeleta. Povišenje graničnog CT broja smanjuje flying artefakte, ali može dovesti do drugih artefakata, primjerice stvaranja «rupa» u objektu od interesa ili pseudostenozu krvnih žila.

SSD se koristi prije svega za prikaz skeleta, primjerice vizualizaciju kompliciranih 3D odnosa koštanih ulomaka ili vaskularnih struktura. Objekti prikazani u formi SSD se mogu rotirati i promatrati iz bilo koje perspektive. SSD je pogodan za interaktivnu navigaciju kroz set virtualnih endoskopskih podataka, tako da se primjenjuje kod virtualne endoskopije. Kod virtualnog prikaza lumena šupljeg organa (primjerice virtualna bronhoskopija ili kolonoskopija) površina sluznice se prikaže iz jedne točke, kao kod promatranja endoskopom.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

## **Volume rendering tehnike (VRT)**

MIP i MinIP su primjeri, odnosno podvrste VRT. Radi se o odljevu x-zračenja koje prođe kroz VOI s prikazom numeričkih podataka uzduž pojedine zrake prema unaprijed određenim pravilima. Kod MIP-a se prikazuju samo maksimalni atenuacijski koeficijenti na putu X zračenja. VRT pridodaje raspon svjetline sive skale atenuacijskim vrijednostima tkiva čime se jasnije prikazuju konture objekta ili se postiže semitransparentni prikaz pojedinih tkiva. Temeljna razlika između SSD i VRT je u prikazu atenuacijskih koeficijenata unutar zadanih graničnih vrijednosti. SSD sve te vrijednosti (koje pripadaju odabranom objektu) prikazuje kao maksimalne, a izvan raspona kao nulte, zbog čega se prikazuje samo površina zadanog objekta. U volumnom renderingu zasjenjenje varira od 0% do 100%, a zadano je krivuljom zasjenjenja. VRT stoga omogućava semitransparentni prikaz objekta na kojem se jasno uočava njegova površina. Drugim riječima, VRT-om se može vidjeti «kroz tkivo» i dobiti dojam treće dimenzije. Krivulja se može ucrtavati manualno, no uglavnom koristimo gotove predloške koje doradujemo mijenjajući «window-leveling» i amplitudu signala. Drugi način prikaza krivulja zasjenjenja predstavljaju trapezoidi koji se djelomično preklapaju. Operater može po volji mijenjati njihov oblik, visinu i položaj na CT (HU) skali. Teoretski svaki trapezoid odgovara nekom od tkiva i pridjeljuje mu se boja. Odabirom određene reflektivnosti postizemo sliku sličniju SSD-u ili pak transparentniju sliku poput ray-sum, odnosno MIP projekcije. Idealno bi bilo da je svako tkivo obojeno različitom bojom čime bi se postiglo jednostavno vizualno razlučivanje. U praksi uvijek postoji određeni stupanj preklapanja atenuacijskih koeficijenata između različitih vrsta tkiva, primjerice kontrastom opacificiranih organa i krvnih žila, vaskularnih struktura i kostiju, zbog čega nema potpunog, odnosno pouzdanog razlučivanja. Ponekad se skala u boji jednostavno pridoda HU skali, čime je boja fiksno vezana uz atenuacijsku vrijednost tkiva. To pomaže u nekontrastnim pretragama. Kontrastna opacificacija pak značajno individualno varira što zahtijeva fleksibilno označavanje boje.

Prostorna rezolucija i veličina matriksa kod VRT obradbe podataka. Slabiju rezoluciju koristimo kod interaktivnog rada sa VRT, primjerice 128 matricu koja služi gruboj



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

orijentaciji. Matrica veličine 256 već omogućava dovoljno detalja u slici, dok 512 posebno kvalitetno prikazuje male krvne žile ili koštani detalj. Neki uređaji mogu koristiti i veću matricu, barem kao međukorak kod VRT. Veća matrica pokazuje svoju vrijednost kod potrebe za uvećanjem nekog detalja slike (primjerice aneurizma intrakranijske arterije i njen odnos prema okolini) ili kod skeniranja velikih dijelova tijela (npr. toraks+abdomen+noge). Interactive rendering-movies: omogućuje se instaliranje na standardnom PC-u (uporabom standardnih digitalnih formata za pokretne slike (primjerice AVI, MPEG) i gledanje u real-time-u s oko 8 slika u sekundi, bez potrebe za posjedovanjem radne stanice ili VRT softvera. Ovaj je oblik prikaza interesantan za prezentiranje kompleksnih anatomskih odnosa odgovarajućim kliničarima (primjeri su planiranje poštedne resekcije karcinoma bubrežnih stanica, evaluacija donora jetre, kirurško planiranje kod cerebralnih aneurizmi).

Posebne tehnike:

**Air casting** (odljevi zračnih prostora) dobivaju se pomoću obrnutih krivulja zasjenjenja kod kojih više boje dobivaju slabo atenuirajuće strukture. Na taj se način mogu prikazati odljevi laringealnih zračnih prostora, traheobronhalnog stabla, kolona ispunjenog zrakom.

**Tissue transition projekcije** selektivno prikazuju stijenke struktura od interesa. Kod VRT je to moguće ostvariti uporabom krivulje zasjenjenja sa šiljkom centriranim na HU između dviju struktura (primjerice –500 za prikaz dodirnih ploha zraka i mekih tkiva, primjerice za kolon ili traheju). Takve tehnike prikaza simuliraju pretragu s dvostrukim kontrastom.

MPR-like rendering nastaju uporabom linearne opacitetne krivulje, bez uključivanja reflektivnosti, čime se postiže optimalan pregled reznih ploha. Radiolog ima mogućnost interaktivnog rezanja ploha kroz volumne podatke poput MPR, ali sa dopunskom informacijom dubine (reljefni prikaz). Kod uporabe VRT također su mogući artefakti i pogriješke. VRT je manje osjetljiv za pseudostenoze ili pseudookluzije u usporedbi sa SSD. Ipak, postoji mogućnost gubitka pojedinih vaskularnih struktura kod neadekvatnog odabira prozora (W/L setiranja). Šum slike uzrokuje neravnine kontura prikazanih objekata.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

## Primjena VRT

VRT se može rabiti za CT angiografije, za prikazivanje skeleta, traheobronhalnog stabla, pluća, kolona, abdominalnih organa. VRT je postao standardom za CTA pulmonalnih žila, aorte i abdominalnih žila. Kodiran bojom, VRT separira lumen krvne žile od kalcifikata stijenke. U koštanoj radiologiji VRT predstavlja izvrsnu metodu prikaza prostornih odnosa frakturnih ulomaka koja pomaže u planiranju kompleksnih i minimalno invazivnih kirurških zahvata. VRT je manje osjetljiv od SSD za artefakte gubitka tankih koštanih lamina ili osteoporotičnih kostiju. Izvrstan je u procjeni patologije kralježnice, a prikazom tetiva, mišića i kože pomaže u plastičnoj i rekonstruktivnoj kirurgiji. U dijagnostici traheobronhalnog stabla VRT omogućava semitransparentne prikaze ili odljevne slike zračnih prostora. Neki autori preporučuju VRT kao metodu za očitavanje nalaza, odnosno metodu primarne analize podataka. Danas su sustavi još uvijek prespori za interaktivni VRT u stvarnom vremenu, zbog čega je moguće previdjeti važne podatke.

## Segmentacija

Tehnike volumnog (trodimenzionalnog) slikovnog prikaza (MIP, VRT i 3D surface rendering - SSD) zahtijevaju izdvajanje objekta kojeg želimo prikazati, odnosno postupak segmentacije koji definira VOI i odvaja ga od struktura koje ne želimo prikazati u 3D slici. Takvu manipulaciju podacima zovemo «editiranje». Pozitivno editiranje se temelji na označavanju struktura od interesa koje će biti zadržane u 3D slici, dok negativno predstavlja markaciju neželjenih struktura koje želimo odstraniti.

Postupci «rezanja» 3D objekta (**cutting** functions). Ovaj se postupak može primijeniti na izvorni set volumnih podataka sloj po sloj ili na objekt dobiven 3D renderingom. Prvi postupak zahtijeva velik utrošak vremena i preporučuje se samo iznimno kod vrlo komplicirane anatomije. Mnogo je jednostavnije primijeniti «cutting» funkcije na 3D-pločama, odnosno na posloženim slojevima debljine nekoliko mm i širine nekoliko cm. To unekoliko skraćuje proces segmentacije, no još uvijek traje dugo kod većih raspona (većih djelova tijela). Učinkovita je tehnika koja koristi prerezne linije na različitim visinama



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

volumnih podataka. Računalo interpolacijom tih linija odabire VOI. Rezanje na 3D objektu zahtijeva pogled u kojem će biti ucrtana ravnina rezanja koja je naravno okomita na ravninu koju gledamo. Treba obratiti pažnju da se strukture koje ćemo odrezati međusobno ne preklapaju.

### **Tehnike temeljene na graničnoj HU vrijednosti (threshold techniques)**

To su jednostavni postupci koji koriste graničnu vrijednost ili raspon atenuacijskih vrijednosti da bi definirali volumen kojeg treba izdvojiti iz ukupnog volumena. Threshold tehnike se posebice koriste za SSD. Ako se granične vrijednosti primjenjuju kao samostalan kriterij na slici se uobičajeno prikaže više struktura od onoga što želimo (primjerice opacificirane krvne žile i kralježnica, glava femura + acetabulum). Stoga se najčešće kombiniraju s drugim separacijskim tehnikama da bi se dobio «čisti» objekt, bez sudjelovanja okolnih struktura ili artefakata u konačnoj slici.

### **Konekcijski (povezujući) algoritmi**

Ovaj algoritam ima za cilj povezati strukture koje ispunjavaju iste atenuacijske kriterije, primjerice denzitet veći od zadane granične vrijednosti, a nalaze se u međusobnom kontaktu, odnosno prate se u kontinuitetu. To su «region growing» algoritmi koji započinju na određenoj točki i detektiraju sve voksele koji zadovoljavaju zadane uvjete spajajući ih u jednu cjelinu. Najčešće vokseli atenuacijskom vrijednošću pripadaju odabranom HU rasponu. Konekcijski algoritmi se mogu primijeniti na pojedinačne aksijalne presjeke, na zbirne slojeve ili na 3D volumene u cjelini. Što je veći volumen, teorijski je brži proces segmentacije, ali je i veći rizik zaostataka umjetnih «mostova» između struktura koje su inače razdvojene. Postoje različiti mehanizmi eliminacije tih spojeva. Jedan je način je mijenjanje granične vrijednosti, drugi manualno ucrtavanje linija za razbijanje neželjenih mostova. Watershed algoritmi pomažu kod razdvajanja dviju struktura povezanih mostom tako da određuju ravninu s najnižim HU vrijednostima unutar mosta i separiraju dvije strukture po njoj. Operater mora markirati jednom bojom strukturu koju želi uključiti, a drugom onu koju želi isključiti.





KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

Ostatak posla separacije odrade «razvodni» algoritmi. Za većinu potreba ovo je dovoljno. U kompliciranim slučajevima je postupak potrebno ponoviti na drugim razinama unutar volumnih podataka.

### **Morfološki alati**

Ove se metode temelje samo na obliku objekta i nemaju veze s atenuacijskim vrijednostima regije interesa. Najjednostavniji su postupci odstranjivanja redova voksela sa površine objekta (erosion), odnosno dodavanja istih na površinu (dilation). Postupci erozije se mogu upotrijebiti za odstranjivanje mostova između susjednih struktura. Nakon toga možemo primijeniti dilataciju da bismo restrukturirali objekt koji je ostao u slici do njegove stvarne veličine. Sekvencija u kojoj erozija prethodi dilataciji se zove «otvaranje» jer otvara konekcije između objekata. Obrnuta sekvencija nazvana «zatvaranje» odstranjuje artefakte poput rupa na površini objekta. Danas se razvijaju automatske tehnike koje su u stanju odstraniti kosti ili ekstrahirati pluća, odnosno krvne žile gotovo bez sudjelovanja operatera. Također se razvijaju oblici umjetne inteligencije, primjerice za anatomske varijacije.

Segmentacija je preduvjet za CT angiografiju (CTA) s uporabom MIP tehnike u AP projekciji. Za prikaz pulmonalne vaskulature potrebno je odstraniti torakalnu stijenku. U skeletnoj radiologiji segmentacijom možemo izvršiti egzartikulaciju kosti i gledati zglobnu plohu, primjerice acetabulum, glenoid ili kalkaneus.

Volumetrijska kvantifikacija organa ili formacija (primjerice pulmonalnih nodula) je moguća automatski, ako posjedujemo odgovarajući softver ili u kombinaciji manualnog rezanja i konekcijskih algoritama.

### **Virtualna endoskopija**

Virtualna endoskopija je 3D-rendering tehnika koja simulira endoskopski pogled. Prvi je korak odabrati pogodne granične (threshold) CT brojeve (SSD) ili opacitetne setove za VRT koji određuju unutarnju površinu od interesa za pregled, primjerice bronhi, paranazalni sinusi, krvne žile, GIT. Radiolog interaktivno mijenja položaj, smjer i kut pogleda virtualnog endoskopa. Pogodni kutovi pogleda bliski stvarnim endoskopima variraju između 60 i 90°. Za



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić, dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*

orijentaciju pomažu presjeci u sve tri ravnine koje pratimo na istom monitoru paralelno s endoskopskim pogledom. Na taj način u svakom trenutku možemo odrediti točan položaj virtualnog endoskopa u odnosu na organ koji pretražujemo. Naime, pogledom «iznutra» u šuplji organ mi ne znamo gdje se točno nalazimo (primjerice debelo crijevo je dugačko oko 1.5 metara). Neki sustavi omogućuju automatsko određivanje putovanja endoskopa kalkulirajući centar šupljeg organa ili se put određuje interaktivno. Važna je mogućnost promjena kuta gledanja uz mogućnost obrnutog smjera endoskopa. Alternativne vizualizacijske tehnike: odljevi luminalnih organa poput CTA, odljevi traheobronhalnog stabla, kolona (poput monokontrastne irigografije, ali sa 3D pogledom). Problem odljeva je slabija vizualizacija malih lezija koje protrudiraju u lumen a ovdje se prikazuju kao diskretna uleknuća i lako promaknu kod pregleda. Tissue transition projections prikazuju stijenke organa od interesa u opaknom ili translucetnom obrascu, rabeći SSD i VRT s uskim atenuacijskim rasponom koji odgovara prijelaznoj zoni između luminalnog sadržaja i okolnih tkiva. Prikaz odgovara irigografskom pregledu sa dvostrukim kontrastom. Sličan efekt će dati tissue transition VRT. Thick VRT je koristan za prikaz malih krvnih žila (debljine 3-5) mm ili traheobronhalnog stabla (7-20 mm) te sveobuhvatni pogled na patologiju. Sliding thin-slab VRT je metoda slična listanju thin-slab MPR, ali je izvor signala nešto drugačiji.



KLINIČKI BOLNIČKI CENTAR RIJEKA  
**Klinički zavod za radiologiju**  
Predstojnik: Prof.dr.sc. Damir Miletić , dr. med.  
☎ +385 51 65 83 86; 📠 +385 51 65 83 86  
E-mail: [radiologija@kbc-rijeka.hr](mailto:radiologija@kbc-rijeka.hr)



SVEUČILIŠTE U RIJECI – MEDICINSKI FAKULTET  
*Katedra za radiologiju*