

Strokovni članek

# MERE KVALITETE MEDICINSKIH SLIK

Professional Article

## ASSESSMENT METRICS FOR MEASURING QUALITY OF MEDICAL IMAGES

doc. dr. Janez Žibert

janez.zibert@zf.uni-lj.si

Zdravstvena fakulteta, Univerza v Ljubljani

Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije, Univerza na Primorskem

### POVZETEK

V prispevku sta predstavljeni dve standardni meri za ocenjevanje kvalitete digitalnih radiografskih slik, funkcija MTF in mera DQE. Funkcija MTF predstavlja amplitudni spekter prevajalne funkcije slikovnega sistema, če ga obravnavamo kot linearni stacionarni sistem, in z njo merimo, kako slikovni sistem spreminja kontrastno razmerje med vhodno in izhodno sliko. Na ta način ocenimo prostorsko ločljivost slikovnega sistema. Z drugo mero, mero DQE, poleg prostorske in kontrastne ločljivosti sistema ocenjujemo kvaliteto slike še ob upoštevanju šuma na slikah. Kontrast, ločljivost in šum na sliki so tudi ključni dejavniki, ki vplivajo na kvaliteto slike. S funkcijama MTF in DQE tako povežemo vse tri količine v skupni meri, s katerima lahko objektivno ocenjujemo in primerjamo kvaliteto različnih slikovnih sistemov in ravno zato se tudi uporabljajo kot standard za kontrolo kvalitete sistemov za zajemanje radiografskih slik.

**Ključne besede:** mera MTF, funkcija PSF, funkcija LSF, funkcija ESF, razmerje signal/šum, močnostni spekter šuma NPS, mera DQE

### ABSTRACT

Paper work presents two standard measures for evaluation of digital x-ray image quality i.e. MTF function and DQE measure. MTF function shows the amplitude spectrum of image system compiling function, if the later is treated as a stationary linear system. The function measures how the imaging system changes the contrast ratio between input and output image. The result is the spatial resolution of the imaging system. The second value i.e. DQE measure enables not only spatial and contrast resolution evaluation but also estimates the quality of images on the basis of noise level. Contrast, resolution and noise are key factors which determine the image quality. MTF and DQE functions combine all three values thus allowing objective comparison of different imaging systems quality. The above functions are therefore standard tools for quality control of radiographic imaging systems.

**Key words:** modulation transfer function - MTF, point spread function - PSF, edge spread function - ESF, signal to noise ratio - SNR, noise power spectrum - NPS, detective quantum efficiency - DQE.

### UVOD

Medicinske slike lahko pridobimo iz različnih slikovnih sistemov, različnih tipov detektorjev in različnih postopkov zajemanja slike. Zato je lahko kvaliteta medicinskih slik različna. Kljub temu pa je včasih potrebno oceniti kvaliteto delovanja posameznih slikovnih sistemov bodisi zaradi primerjave med različnimi sistemi, zagotavljanja učinkovitosti ali pa preverjanja kakovosti delovanja sistemov. Zato je potrebno ovrednotiti kvaliteto slikovnih sistemov z uporabo takšnih postopkov merjenja kvalitete slik, s katerimi lahko objektivno ocenimo kvaliteto posameznih slik in jih lahko uporabimo tudi za medsebojno primerjavo kvalitete med različnimi slikovnimi sistemi.

Ustreznost medicinskih slik lahko ovrednotimo z različnimi parametri. Dve ključni lastnosti, ki vplivata na kvaliteto medicinskih slik, sta prostorska ločljivost slike in šum na slikah (1, 3). Prostorska ločljivost določa velikost najmanjših struktur, ki jih lahko na sliki še vidimo, oziroma določa najmanjši razmik med sosednjimi strukturami na sliki, ki jih lahko še ločimo. Zaznavanje struktur na slikah je odvisno tudi od kontrastnih razlik slikanih objektov in prisotnosti šuma na slikah. Zato mere kvalitete slik vključujejo vse te tri ključne parametre, ki jih lahko na slikah izmerimo.

V nadaljevanju bomo podali teoretične osnove za izpeljavo dveh pomembnih mer kvalitete slik, ki se uporabljajo v digitalni radiografiji, in sicer prevajalne funkcije modulacije (angl. modulation transfer function, MTF), s katero poskušamo ovrednotiti kvaliteto ločljivosti na slikah, in mere DQE (angl. detective quantum efficiency), s katero poskušamo ovrednotiti izkoristek detektorskega sistema glede na kvaliteto pridobljenih slik.

### SLIKOVNI SISTEM KOT LINEARNI STACIONARNI SISTEM

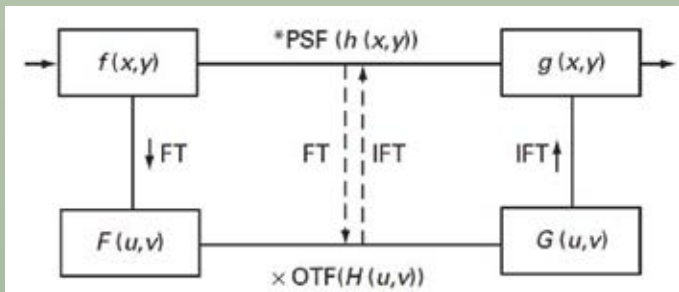
Slikovni sistem je sistem, ki na podlagi različnih načinov proizvede sliko slikanega objekta. Tako ga lahko obravnavamo v okviru teorije obdelave signalov kot sistem, ki vhodni signal – slikani objekt – pretvori v izhodni – merjeni – signal, ki v našem primeru predstavlja sliko. To je shematično prikazano na sliki 1.



Slika 1: Slikovni sistem, kot linearni stacionarni sistem, ki vhodni signal  $f(x,y)$  pretvori v izhodno sliko  $g(x,y)$

Dvodimenzionalni vhodni signal  $f(x,y)$  je slikani objekt, ki ga slikovni sistem pretvori v sliko  $g(x,y)$ . Zvezo med vhodnim in izhodnim signalom lahko določimo, če predpostavimo linearnost in stacionarnost slikovnega sistema. V tem primeru je zveza med vhodnim in izhodnim signalom podana s konvolucijo s prevajalno funkcijo slikovnega sistema,  $g(x,y) = f(x,y) * h(x,y)$ , kjer je  $h(x,y)$  prevajalna funkcija slikovnega sistema. Prevajalno funkcijo slikovnega sistema imenujemo tudi funkcija razširitve točke (angl. point spread function, PSF), saj predstavlja izhodni signal linearnega stacionarnega sistema (LSS) v primeru, če je vhodna slika sestavljena iz ene same točke, v kateri je zbrana vsa energija vhodnega signala (Barrett in Swindell, 1981). V idealnem primeru, bi bila tudi izhodna slika točka, vendar je to odvisno od samega slikovnega sistema. Običajno se slika točke razmaže in ravno ta razširitev točke vpliva na prostorsko ločljivost slikovnega sistema. Tako funkcija PSF določa prostorsko ločljivosti slik danega slikovnega sistema. Bolj kot se slika točke razmaže, slabša je prostorska ločljivost na sliki. Vendar jo izredno težko neposredno merimo. Za izračun funkcije PSF si tako pomagamo z uporabo Fourierjeve transformacije.

Z uporabo Fourierjeve transformacije se konvolucija med vhodno sliko in funkcijo PSF v sistemu LSS prevede v product med frekvenčnimi predstavitevami slik na naslednji način:  $G(u,v) = F(u,v) \cdot H(u,v)$ , kjer so  $G, F, H$  Fourierjeve transformacije slik  $f, g$  in  $h$ . Tako lahko teoretično izračunamo Fourierjevo transformacijo funkcije PSF,  $H(u,v)$ , kot kvocient med izhodno in vhodno frekvenčno sliko LSS, torej  $H(u,v) = G(u,v)/F(u,v)$ . Shematično je to prikazano na sliki 2.

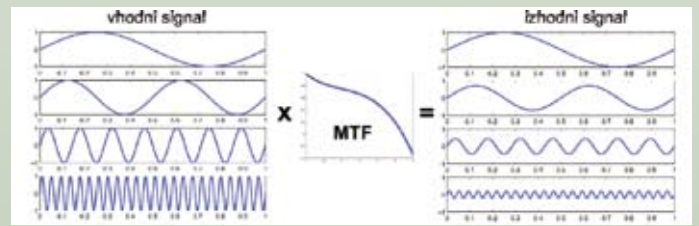


Slika 2: Zveza med vhodno in izhodno sliko LSS z uporabo Fourierjeve transformacije

Z uporabo Fourierjeve transformacije tako lahko izračunamo frekvenčno sliko funkcije PSF, kjer amplitudni spekter funkcije PSF imenujemo prevajalna funkcija modulacije in označimo z MTF. Funkcija MTF tako meri, kako se spreminja amplitudni spekter izhodne slike glede na vhodni amplitudni spekter. Z drugimi besedami, s funkcijo MTF merimo spremembe kontrasta na izhodnih slikah glede na kontrast vhodnega slikanega objekta ob različnih prostorskih frekvencah.

## Funkcija MTF

Funkcija MTF predstavlja kvocient izhodnega in vhodnega amplitudnega spektra slik. Na sliki 3 je prikazano delovanje funkcije MTF v primeru enodimenzionalnih signalov.



Slika 3: Prikaz delovanja MTF v eni dimenziji. Funkcija MTF prikazuje spreminjanje amplitude izhodnega signala ob različnih frekvencah (modulacijah) vhodnih signalov

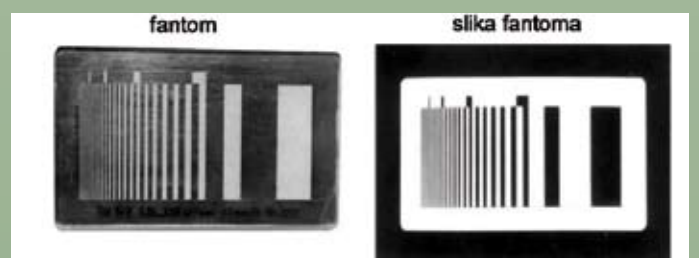
Na sliki 3 so prikazane slike sinusnih sprememb kontrasta v eni dimenziji (v eni smeri na sliki). Vhodni signali imajo enako amplitudo sinusnega valovanja, vendar so se amplitudne izhodnih slik ob različnih frekvencah sinusnih valovanj zaradi narave LSS sistema različno zmanjšale. Pri višjih frekvencah so amplitude izhodnih slik manjše kot pri nižjih. Razmerje med izhodnimi in vhodnimi amplitudami sinusnih valovanj pri različnih frekvencah predstavimo s funkcijo MTF (Giger in Doi, 1984; Dobbins 2000). Vrednosti MTF ležijo na intervalu med 0 in 1. Višje vrednosti funkcije MTF ob določeni frekvenci pomenijo, da slikovni sistem ohranja boljše razmerje med kontrasti vhodne in izhodne slike, kar pomeni boljše prostorsko ločljivost slik ob tej frekvenci. Višje vrednosti MTF ob višjih frekvencah modulacije tako ustrezajo boljši prostorski ločljivost slikovnih sistemov.

Kot smo že omenili, funkcija MTF predstavlja amplitudni spekter funkcije PSF in torej posredno preko Fourierjeve transformacije opisuje funkcijo PSF. Prednosti ocenjevanja MTF namesto PSF sta predvsem dve: ločljivost slikovnega sistema lahko ocenimo ob različnih prostorskih frekvencah in v primeru, ko je slikovni sistem sestavljen iz različnih komponent (npr. vir energije, detektor energije, analogno-digitalna pretvorba, monitor), se funkcijo MTF celotnega slikovnega sistema lahko določi kot produkt funkcij MTF posameznih komponent.

## Postopki določanja MTF

Funkcijo MTF lahko določimo na več načinov (Huang in Hoboken, 2004). Najbolj pogosto se uporabljajo trije postopki določanja MTF: postopek z uporabo slik parov linij na določeno razdaljo, postopek z uporabo slike ene linije in postopek z uporabo slike roba.

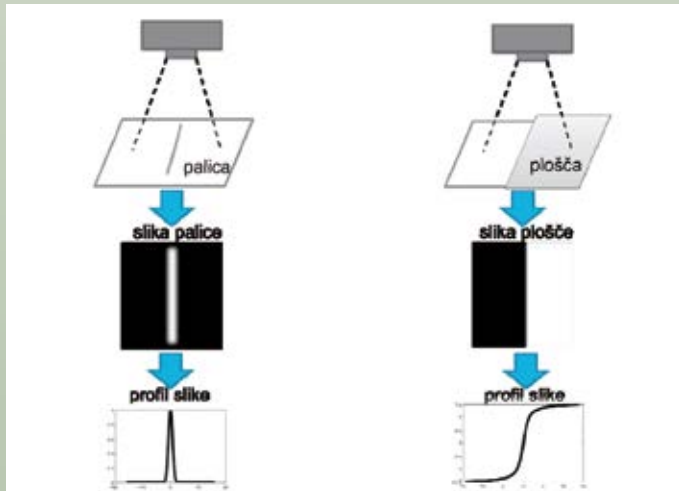
Pri postopku z uporabo parov linij na določeno razdaljo s slikovnim sistemom pridobimo slike parov linij, ki so različno gosto razporejene na vnaprej definirani razdalji. To lahko dosežemo s slikanjem ustreznih fantomov, kot je npr. fantom, ki je prikazan na sliki 4. Nato pa z oceno kontrastnega razmerja na sliki ob različnem številu parov linij na določeno prostorsko enoto ocenimo potek funkcije MTF.



Slika 4: Fantom in slika fantoma za ocenjevanje funkcije MTF

To je razmeroma enostaven postopek za izračun MTF, vendar ocenimo funkcijo MTF samo ob določenih frekvencah, kot so izvedene na slikanem fantomu in ne na vseh možnih frekvencah, kot je to definirano v funkciji MTF.

Druga dva postopka nimata tovrstne omejitve. Postopka z uporabo slike linije in slike roba sta predstavljena na sliki 5.



Slika 5: Levo: postopek ocenjevanja MTF sfunkcijo razširitve linije (LSF). Desno: postopek ocenjevanja MTF sfunkcijo razmazanosti roba (ESF)

Postopek ocenjevanja MTF z uporabo slike ene linije (slika 5, levo) in postopek z uporabo slike roba (slika 5, desno) sta sorodna postopka. Pri postopku ocenjevanja MTF z uporabo slike ene linije slikamo eno palico, ki je vzporedna z eno od osi slikanja in nato opazujemo profil slike palice. Zaradi lastnosti slikovnega sistema se slika linije razširi, zato tako sliko imenujemo tudi funkcija razširitve linije (angl. line spread function, LSF). MTF dobimo, če izvedemo Fourierjevo transformacijo profila slike razširitve točke, torej funkcije LSF. Na ta način lahko ocenimo MTF po celotnem frekvenčnem spektru slikovnega sistema in ne samo za določeno frekvenco, kot je bilo to v prvem postopku.

Podobno ocenimo MTF tudi z uporabo slike roba. V tem primeru slikamo ploščo, ki ima oster rob. Profil slike roba je prikazan na sliki 5, desno spodaj. Tudi slika roba zaradi lastnosti slikovnega sistema ne ustreza stopnici, kot bi morala, ampak se razmaže, zato taki sliki pravimo funkcija razmazanosti roba (angl. edge spread function, ESF). Iz funkcije ESF lahko dobimo funkcijo LSF z odvajanjem funkcije roba, funkcijo MTF pa nato dobimo s Fourierjevo transformacijo funkcije LSF.

Z uporabo zgornjih metod lahko ocenimo MTF samo v eni smeri. Če hočemo oceniti MTF še v drugi smeri (npr. po y-osi), moramo fantome slik iz vseh treh metod ustrezno rotirati in nato ponovno izvesti postopke ocenjevanja MTF.

## ŠUM NA SLIKAH

Funkcijo MTF se pogosto uporablja kot mero kvalitete medicinskih slik, saj z njo merimo kvaliteto prostorske ločljivosti slikovnega sistema, vendar na kvaliteto slik vpliva tudi prisotnost šuma na slikah (Dobbins, 200). Šum na sliki predstavlja vsa odstopanja na sliki, ki ne ustrezajo slikanemu

objektu. Večja kot so odstopanja od slikanih objektov na sliki, slabša je sposobnost zaznavanja teh objektov na sliki. Proces dodajanja šuma na slike lahko obravnavamo kot naključen proces, ki ni odvisen od slikanih objektov, ampak kvečjemu od slikovnega sistema. Tako lahko obravnavamo šum kot naključni pojav, ki ni odvisen od signala slike.

## Tipi šumov na slikah

Na medicinskih slikah se pojavlja več vrst šumov, ki nastanejo zaradi različnih dejavnikov. Na digitalnih radiografskih slikah se največkrat pojavljata dva tipa šumov: kvantni šum, ki je posledica interakcije elektromagnetnega valovanja s snovjo, in šum, ki ga povzročajo elektronske naprave pri zajemu in obdelavi slike.

Kvantni šum je posledica naključnega spreminjanja števila fotonov, ki v času zajemanja slike padejo na izbrani slikovni element. Kvantni šum ima lastnosti Poissonovega procesa, kar pomeni, da je standardni odklon šuma v signalu za vsak slikovni element enak kvadratnemu korenu povprečja signala, ali z drugimi besedami, višina kvantnega šuma je sorazmerna s kvadratnim korenom števila fotonov, ki padejo v danem trenutku na slikovni element. To pa pomeni, da z naraščanjem intenzitete signala narašča tudi šum, vendar počasneje od naraščanja signala (s kvadratnim korenom od intenzitete signala), zato njegov vpliv na kvaliteto slike upada. To pomeni, da se prisotnost šuma glede na signal zmanjša, če povečamo obsevanost pri zajemu radiografske slike.

Elektronske šume modeliramo kot aditivne Gaussove šume. V tem primeru merjeni signal lahko zapišemo kot vsoto osnovnega signala in Gaussovega šuma s povprečjem 0 in konstantno varianco, kar pomeni, da osnovni signal spreminjamo tako, da mu dodajamo vrednosti, ki so normalno porazdeljene okrog povprečja 0. Konstantna varianca nam zagotavlja, da moč šuma ostaja enaka ne glede na moč signala.

## Šum, kontrast, ločljivost

Količino šuma na sliki najpogosteje podajamo z razmerjem signal-šum (angl. signal to noise ratio, SNR) (Bourne, 2010). Razmerje SNR računamo kot kvocient med močjo signala slike in močjo signala šuma. Pri slikah običajno izračunamo razmerje kot kvocient med povprečjem sivinskih nivojev na sliki in standardnim odklonom odstopanj na sliki, ki jih ocenimo iz homogenih področji na sliki. Shematično je to prikazano na sliki 6, kjer signal slike predstavimo s povprečjem, šum pa z varianco (oziroma standardnim odklonom) odstopanj od povprečja signala na področju, kjer se pričakujejo konstantne vrednosti signala.



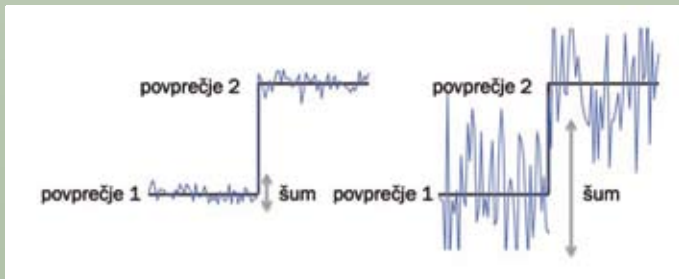
Slika 6: Osnovni signal na sliki (označen z ravno črto), pošumljeni signal; razmerje SNR se izračuna kot kvocient standardnega odklona šuma in povprečja signala.



Primer razmerja SNR pri kvantnem šumu (Bourne, 2010), ki se porazdeljuje po Poissonovi porazdelitvi, lahko izračunamo na naslednji način. Če je povprečna količina fotonov, ki pade na neko področje, enaka  $q$ , potem je standardni odklon količine fotonov na enako velikih področjih po Poissonovi porazdelitvi enak  $\sqrt{q}$ . Tako lahko razmerje SNR izračunamo kot  $SNR = q/\sqrt{q} = \sqrt{q}$ .

Večje kot je razmerje SNR, manj šumna je slika. Razmerje SNR lahko povečamo s povečanjem moči signala, kar v radiologiji pomeni, da povečamo obsevanost pacienta, ali pa s povprečenjem več enakih slik (kar tudi pomeni povečano obsevanost zaradi pridobivanja več slik) oziroma z ustreznim filtriranjem slike, s čimer sicer zmanjšujemo prisotnost šuma, vendar običajno zgubimo na ostrini slike.

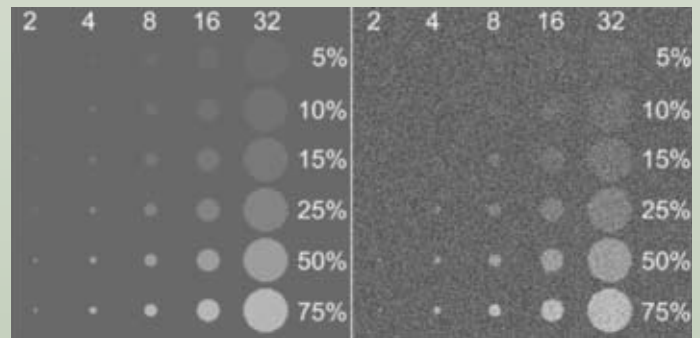
Za razločevanje struktur na sliki je pomembna predvsem razlika v svetlosti med bližnje ležečimi strukturami na sliki. To razliko med signali imenujemo kontrast. Večja kot je razlika med signali sosednjih struktur na sliki, večji je kontrast slike. Vendar šum lahko znatno vpliva na kontrastno ločljivost na sliki. To je shematično prikazano na sliki 7.



Slika 7: Dva primera pošumljenih signalov. Levo je primer, ko je razlika med signaloma 1 in 2 večja, kot so odstopanja zaradi šuma. V tem primeru lahko še vedno ločimo signal 1 in 2. Desno je primer, ko je razlika med signaloma enaka kot v levem primeru, vendar so odstopanja zaradi šuma večja in signalov ne moremo več ločiti

V primeru, ko je razlika med signaloma (povprečjema signalov) večja, kot so odstopanja zaradi šuma (standardni odklon šuma), lahko še ločimo intenziteto obeh signalov na sliki, v primeru, ko pa so odstopanja šuma večja od razlike med signaloma, pa signalov ne moremo več ločiti. To pomeni, da je za kontrastno ločljivost prisotnost šuma zelo pomembna in če je odstopanje šuma večje od razlik med signali to znatno vpliva na zaznavanje elementov na sliki. Zato se pogosto uporablja za mero kvalitete slike namesto razmerja SNR tudi razmerje med kontrastom in šumom na sliki, kar imenujemo razmerje contrast-šum (angl. contrast to noise ratio, CNR) in ga računamo kot kvocient razlike povprečij ozadja in ospredja na sliki (v primeru na sliki 7 kot razliko povprečja 1 in povprečja 2) in standardnim odklonom šuma, ki ga prav tako kot pri SNR ocenimo iz odstopanj na homogenih delih slike (Bourne, 2010).

Kako so povezani kontrast, prostorska ločljivost in šum na sliki je prikazano na sliki 8.



Slika 8: Slika za testiranje kontrastne in prostorske ločljivosti: levo je nepošumljena slika, desno je pošumljena slika z Gaussovimi šumom s standardnim odklonom 15

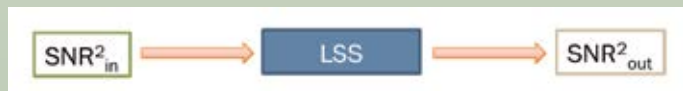
Na sliki 8 sta prikazani slike, ki jih uporabljamo za testiranje kontrastne in prostorske ločljivosti. Na desni strani je prikazana leva slika, ki smo jo pošumili z Gaussovimi šumom s standardnim odklonom 15 sivinskih nivojev. Kot lahko vidimo, se zaradi šuma zmanjša ločljivost krožkov, ki so manjši in kontrastno bližje ozadju slike, kar ustreza naši ugotovitvi, da je zaznavnost strukture na sliki odvisna od prostorske in kontrastne ločljivosti slikanih objektov in prisotnosti šuma na slikah. Zato je potrebno pri meri za kvaliteto slike upoštevati vse te tri količine.

## Mera DQE

Da bi v končni meri kvalitete slike zajeli vse tri količine, ki vplivajo na zaznavnost objektov na medicinskih slikah, je potrebno pretvoriti vse te količine v frekvenčni prostor slike. V frekvenčnem prostoru smo že definirali prevajalno funkcijo modulacije MTF, ki v odvisnosti od prostorske frekvence podaja razmerje med detektiranim izhodnim kontrastom (amplitudo) in vhodnim kontrastom, torej meri prostorsko ločljivost s pomočjo kontrasta v frekvenčnem prostoru. Tako moramo predstaviti še šum v frekvenčnem prostoru slike. To se naredi na enak način kot pri MTF, s pretvorbo slike šuma (ponavadi je to kar slika praznega prostora – zraka ali vode, kjer lahko predvidevamo homogeno ozadje) s Fourierjevo transformacijo v frekvenčni prostor slike. Če podobno kot pri MTF vzamemo amplitudni spekter takšne slike, dobimo amplitudni spekter šuma. Ponavadi pa vzamemo kar kvadrat amplitudnega spektra šuma in ga imenujemo močnostni spekter šuma ali NPS (angl. noise power spectrum) (Dobbins, 2000). Tudi NPS je tako odvisen od prostorske frekvence slike.

Tako lahko zapišemo kvadrat razmerja SNR v odvisnosti od frekvence  $f$  kot kvocient moči signala na kvadrat, ki ga lahko predstavimo s produktom moči signala  $S$  in prostorske ločljivosti  $MTF(f)$ , ter kvadratom standardnega odklona ali varianco šuma, ki jo predstavimo z  $NPS(f)$ . S formulo to zapišemo kot  $SNR^2(f) = S^2 \cdot MTF^2(f) / NPS(f)$ . Razmerje ima podobno razlago kot prej, če moč signala  $S^2$  (ob enakih ostalih količinah) povečamo, bo razmerje SNR višje, torej bomo imeli manj šumne slike, po drugi strani se bo razmerje manjšalo sorazmerno z manjšanjem vrednosti  $MTF$  v odvisnosti od frekvence  $f$  ob konstantnem  $NPS(f)$ . Na drugi strani, če je močnostni spekter šuma velik, pa je ob enakih pogojih detektorja razmerje  $SNR(f)$  manjše.

Zato pri merjenju kvalitete slikovnega sistema lahko tudi gledamo, kako se spreminja razmerje SNR izhodnega signala glede na razmerje SNR vhodnega signala ob različnih prostorskih frekvencah. Mero, ki podaja to razmerje v frekvenčnem prostoru, imenujemo DQE (angl. detective quantum efficiency) in jo izračunamo kot  $DQE(f) = SNR_{out}^2(f)/SNR_{in}^2(f)$ . Pri meri DQE lahko uporabimo podobno razmišljanje kot pri izračunu prevajalne funkcije modulacije MTF, saj gre za izračun prevajalne funkcije sistema LSS v frekvenčnem prostoru, kjer sta vhodni in izhodni signal podana kot razmerje med signalom in šumom. To je shematično prikazano na sliki 9.



Slika 9: Mero DQE izračunamo kot razmerje med izhodnim SNR in vhodnim SNR v frekvenčnem prostoru slike, če slikovni sistem obravnavamo kot LSS

Mera DQE tako pove, koliko se razmerje signal šum poslabša pri prenosu skozi slikovni sistem. Vhodno razmerje  $SNR_{in}^2$  lahko obravnavamo tudi kot idealno razmerje, ki ga lahko slikovni sistem bodisi ohrani ali pa poslabša, kar merimo z izhodnim razmerjem  $SNR_{out}^2$ . To z drugimi besedami tudi pomeni, da so vrednosti mere DQE vedno na intervalu med 0 in 1, kjer 1 pomeni, da smo vhodno razmerje SNR v celoti ohranili. Manjše vrednosti pomenijo slabšo kvaliteto slikovnega sistema.

Vhodno razmerje SNR<sub>in</sub> je neodvisno od prostorske frekvence in predstavlja v radiografskih sistemih razmerje med signalom in kvantnim šumom, ki ga modeliramo s Poissonovo porazdelitvijo. To razmerje smo že ocenili v prejšnjem poglavju, kjer smo izračunali  $SNR_{in} = \sqrt{q}$ , kjer je q povprečno število fotonov, ki pade na določeno površino. Izhodno razmerje signal šum pa podamo s  $SNR_{out}^2(f) = S^2 \cdot MTF(f) / NPS(f)$ . Tako lahko mero DQE izračunamo kot (International Electrotechnical Commission, 2003):

$$DQE(f) = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2} = \frac{S^2 \cdot MTF(f)}{q \cdot NPS(f)}$$

kjer je S<sup>2</sup> moč signala, ki ga ocenimo na dovolj velikem področju slike, q je povprečje števila fotonov na določeni površini, ki je lahko že vnaprej podana oziroma določena glede na količino rentgenskega sevanja. Mero MTF ocenjujemo s postopki, ki smo jih opisali v prejšnjem poglavju. Močnostni spekter šuma NPS pa ocenjujemo s povprečenjem močnostnega spektra šuma, ki ga ocenjujemo na prekrivajočih se področjih šumne slike. V ta namen šumno sliko razdelimo na več manjših prekrivajočih se podslik in na vsaki taki podsliki izračunamo močnostni spekter šuma podslike, iz katerih potem izračunamo skupni povprečni močnostni spekter šuma, ki ga uporabljamo za izračun DQE. Tudi tu imamo mero DQE podano za prostorske frekvence v samo eni smeri, vendar je za potrebe ocene kvalitete slik potrebno podati vrednosti DQE tudi v prostorskih frekvencah drugih smeri, kar storimo podobno kot pri oceni MTF.

V splošnem velja, višje kot so vrednosti mere DQE pri različnih prostorskih frekvencah, boljši izkoristek ima slikovni

sistem, kar pomeni, da lahko ob manjši količini sevanja pridobimo slike enake kvalitete glede na prostorsko in kontrastno ločljivost.

## ZAKLJUČEK

V prispevku smo podali dve osnovni meri za kvaliteto medicinskih slik, ki se uporabljajo v radiologiji in sicer mero MTF in mero DQE. Z mero MTF merimo kvaliteto slikovnega sistema glede na prostorsko in kontrastno ločljivost, z mero DQE pa povežemo ločljivost sistema s prisotnostjo šuma na sliki. Kontrast, ločljivost in šum na sliki so tudi ključni dejavniki, ki vplivajo na kvaliteto slike. S funkcijama MTF in DQE tako povežemo vse tri količine v skupni meri, s katerima lahko objektivno ocenjujemo in primerjamo kvaliteto različnih slikovnih sistemov in ravno zato se tudi uporabljajo kot standard za kontrolo kvalitete sistemov za zajemanje radiografskih slik.

## Literatura

- Giger ML, Doi K (1984). Investigation of basic imaging properties in digital radiography. I. Modulation transfer-function. Med. Phys 1984 (11): 287–295.
- Barrett HH, Swindell W (1981). Radiological imaging: the theory of image formation, detection, and processing. New York: Academic Press.
- Dobbins JT III (2000). Image quality metrics for digital systems. In: Van Metter RL, Beutel J, Kundel HL, eds. Handbook of medical imaging: physics and psychophysics. Vol 1. Bellingham, Wash: SPIE: 161–222.
- Huang H, Hoboken D (2004). PACS and Imaging Informatics: Basic Principles and Applications. New York: Wiley.
- Bourne R (2010). Fundamentals of Digital Imaging in Medicine. London: Springer.
- International Electrotechnical Commission (2003). Medical electrical equipment: characteristics of digital x-ray imaging devices. Determination of the detective quantum efficiency. Publication no. IEC 62220-1. Geneva: International Electrotechnical Commission.