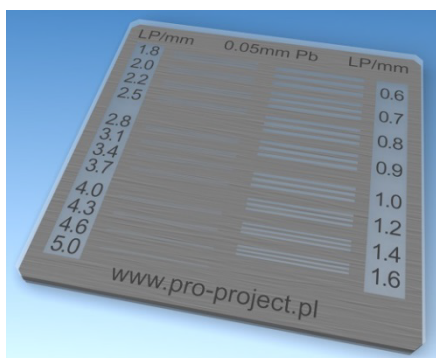


## MFMS - Domaći zadatak 1: Određivanje modulacione funkcije prenosa metodom kose ivice

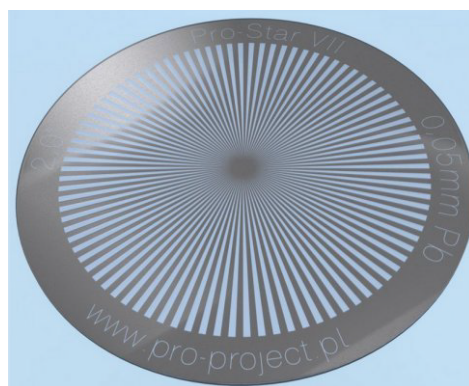
Provera prostorne rezolucije uređaja za medicinsko slikanje sprovodi se dnevno ili nedeljno, kao deo rutinske kontrole kvaliteta. Najjednostavniji način da se obavi ovakvo merenje jeste slikanjem *test fantoma*. U projekcionoj radiografiji, fantomi za testiranje rezolucije su plastične ploče u koje su ugrađeni pogodni geometrijski oblici od metala, najčešće olova ili volframa, čime se obezbeđuje visok fizički kontrast. Pri merenju granične prostorne rezolucije nastoji se da ostali parametri kvaliteta slike budu optimizovani (kontrast visok, svetlina dovoljna, šum nizak), kako bi sama rezolucija bila što preciznije određena. Prostornu rezoluciju je, međutim, moguće meriti i u realnim uslovima koji nisu idealni, pri raznim zadatim režimima slikanja (npr. za razne vrednosti kVp i mAs u radiografiji).

Primeri radiografskih test fantoma prikazani su na slici 1. Prugasti fantom (eng. *bar phantom*) na slici 1.a) služi isključivo za određivanje granične prostorne rezolucije. Zvezdasti fantom (eng. *star phantom*) na slici 1.b) služi za određivanje veličine žižne tačke rendgenske cevi. Na slici 1.c) je pločasti radiografski fantom koji sadrži regije od raznih materijala, različitih dimenzija, gustina ili debljina, pomoću kog je osim prostorne rezolucije moguće izmeriti i druge relevantne parametre kvaliteta sistema za medicinsko slikanje, kao što su rezolucija kontrasta, širina dinamičkog opsega, uniformnost polja X zraka i podudarnost snopa svetlosti za odabir regije od interesa sa poljem X zraka. Fantom na slici 1.d) namenjen je testiranju više raznih parametara mamografskog sistema.

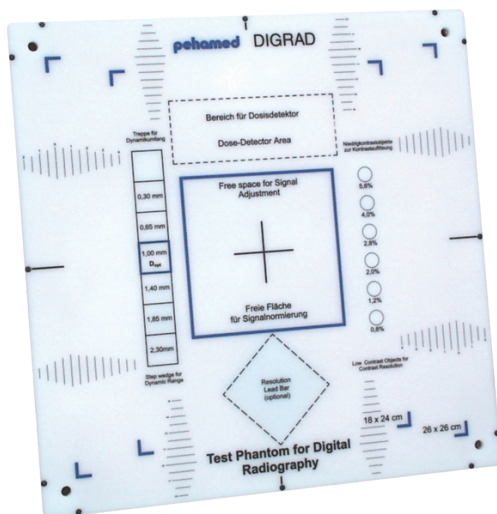
a)



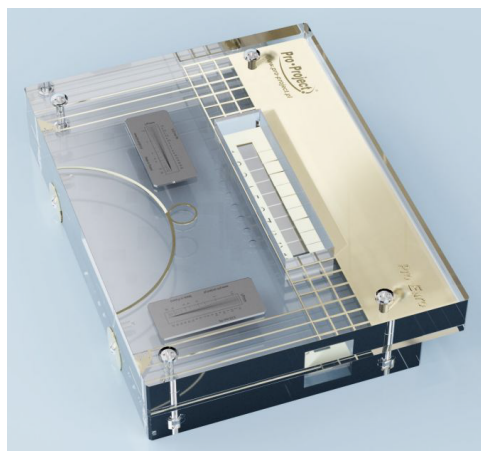
b)



c)



d)



Slika 1. Radiografski test fantomi. a) Prugasti fantom za prostornu rezoluciju. b) Zvezdasti fantom za veličinu žižne tačke. c) Višenamenski pločasti fantom. d) Fantom za mamograf.

Korišćenjem prugastog test fantoma, do podatka o graničnoj prostornoj rezoluciji dolazi se vizuelnom inspekcijom dobijene slike fantoma. Fantom se sastoji od olovni pruga raspoređenih u grupe i fiksiranih u plastični nosač. U svakoj grupi, debljina olovne pruge jednaka je razmaku između dve uzastopne pruge. Jedna pruga i njoj susedni razmak čine *par linija* (eng. *line pair*), jer se na slici prikazuju kao dve susedne linije, jedna tamna, a druga svetla. Pruge i razmaci postaju uži od jedne grupe do druge, odnosno svaka sledeća grupa ima veći broj parova linija po milimetru (eng. *line pairs per millimeter*, lp/mm). Uz svaku grupu na prednjoj strani fantoma je navedeno kojoj prostornoj rezoluciji odgovara, izraženo u jedinicama lp/mm. Najgušća grupa pruga koja je na slici fantoma razlučiva, tako da se u njoj uočavaju razdvojene linije, određuje graničnu prostornu rezoluciju radiografskog uređaja. Primer radiografske slike prugaste regije fantoma sa slike 1.c) dat je na slici 2.

Slika 2. Radiografska slika prugaste regije fantoma sa slike 1.c).

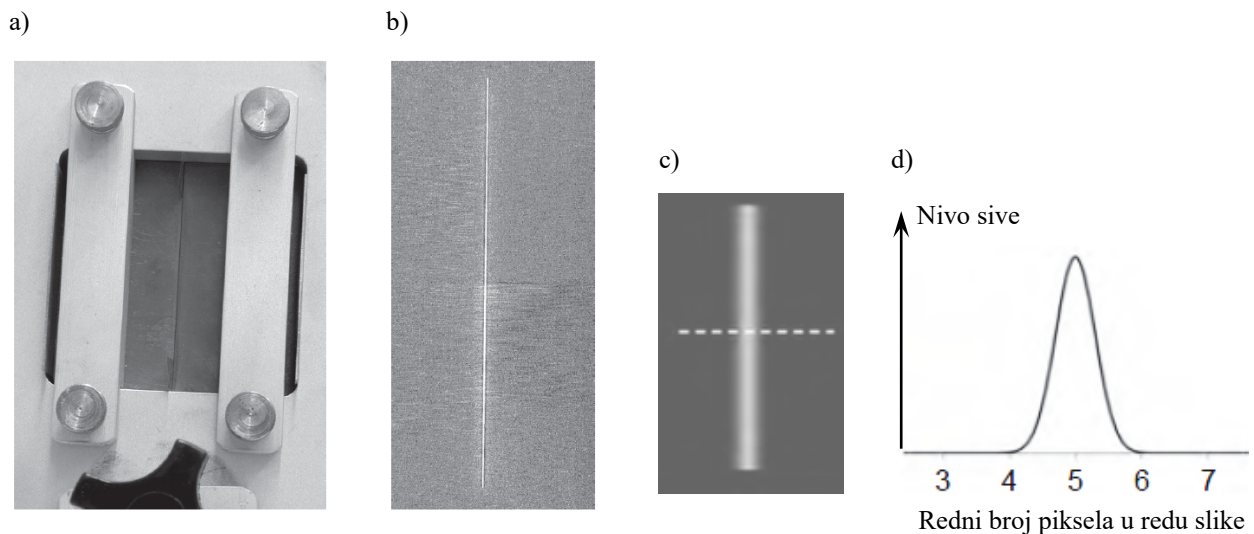
Najdetaljniji opis rezolucije sistema za slikanje pruža MTF, koja kvantitativno izražava sposobnost sistema za slikanje da sinusoidalne promene različitih prostornih frekvencija zastupljene u objektu prenese na sliku. Što su vrhovi sinusoide bliži jedan drugom (tj. što je prostorna frekvencija objekta viša), to će se oni na slici pojaviti sa nižom amplitudom (tj. biće zbog zamućenja manje prostorno izdiferencirani). Modulaciona funkcija prenosa govori o tome koliko uspešno sistem za medicinsko slikanje prenosi kontrast objekta (koji se menja po sinusnom zakonu prostorne učestanosti  $\omega$ ) u kontrast slike. MTF opisuje odziv sistema u čitavom opsegu ovih prostornih frekvencija.

$$MTF(\omega) = \left| \int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) e^{-i2\pi\omega x} dx \right| \quad (1)$$

gde ulogu impulsnog odziva ima funkcija širenja linije (LSF), koja se prethodno normira na jedinicu:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} LSF(x) dx = 1 \quad (2)$$

The LSF can be evaluated when an imaging system is stimulated with a signal in the form of a line. For a planar imaging system, a slit in some attenuating material can be imaged and would result in a line on the image (slika 3). For a tomographic imaging system, a thin plane of material can be imaged normal to the tomographic plane, and that also would result in a line being produced in the image. Once the line is produced on the image (e.g. parallel to the y-axis), a profile through that line is then measured perpendicular to the line (i.e. along the x-axis). The profile is a measure of gray scale as a function of position.



Slika 3. a) Pločast olovni fantom sa uskim prorezom. b) Digitalna radiografska slika fantoma sa koje se određuje LSF. c) Ilustracija slike proreza, sa naglašenim замуćenjem i naznačenim pravcem (tj. redom piksela) duž kog se uzimaju vrednosti LSF (isprekidana horizontalna linija). d) Primer izgleda LSF uzete duž pravca normalnog na sliku proreza. Vrednosti PSF su nivoi sive po pikselima u jednom redu slike.

(Preuzeto iz: Ehsan Samei – *Performance of Digital Radiographic Detectors*, 2003 i  
Bushberg et al. – *The Essential Physics Of Medical Imaging*, 2011)

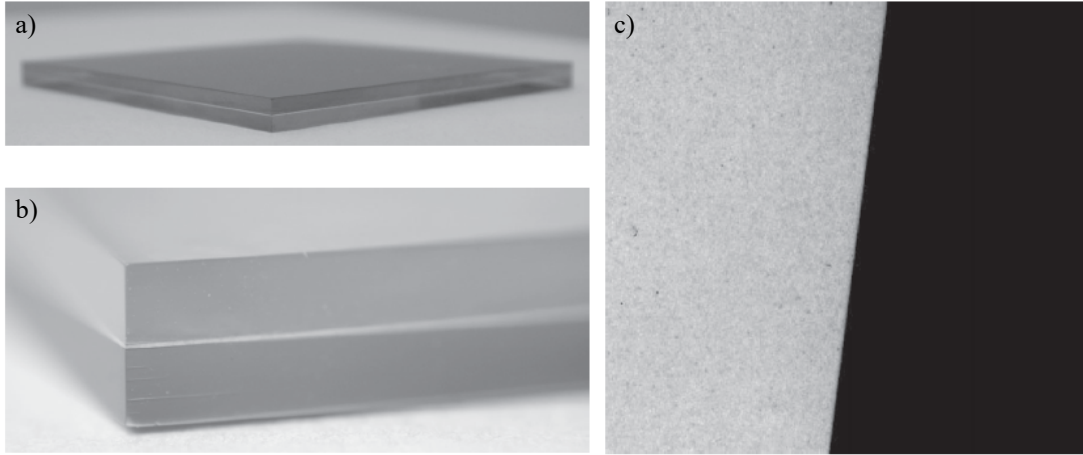
Umesto LSF, često je pogodnije odrediti ESF, korišćenjem *ivičnog test fantoma* - tanke olovne ploče sa oštom pravom ivicom, poliranom do submikronske glatkoće (slika 4). Profil duž pravca normalnog na ivicu na slici ovakvog fantoma predstavlja funkciju širenja ivice  $ESF(x)$ . Ivični fantom je jednostavniji i jeftiniji za izradu od fantoma sa uskim procepom kakav se koristi za merenje LSF. Uz to, linijski fantom za LSF je malih dimenzija u odnosu na prijemnik slike, zbog čega regija sa signalom na detektoru ne prima dovoljno X zraka rasejanih u fantomu da bi se došlo do pouzdane procene šuma zbog rasejavanja. S druge strane, prilikom slikanja ivičnog fantoma signal može da prekriva veći deo detektora, zahvaljujući čemu je nivo rasejanih fotona na detektoru merljiv i dovoljan da se ispita uticaj rasejanja na rezoluciju.

The ESF can be treated as a series of infinitely close parallel lines terminating at an edge na poziciji  $x$ , pa je veza ESF i LSF:

$$ESF(x) = \int_{-\infty}^x LSF(t) dt \quad (3)$$

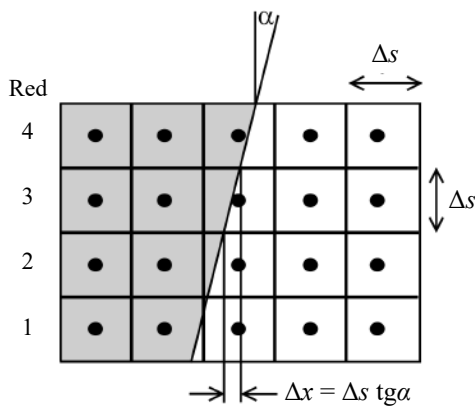
Iz ovoga sledi da se LSF nalazi kao prvi izvod ESF po  $x$  koordinati, tj. duž pravca normalnog na ivicu fantoma, duž kog je ESF zabeležena:

$$LSF(x) = \frac{d(ESF(x))}{dx} \quad (4)$$

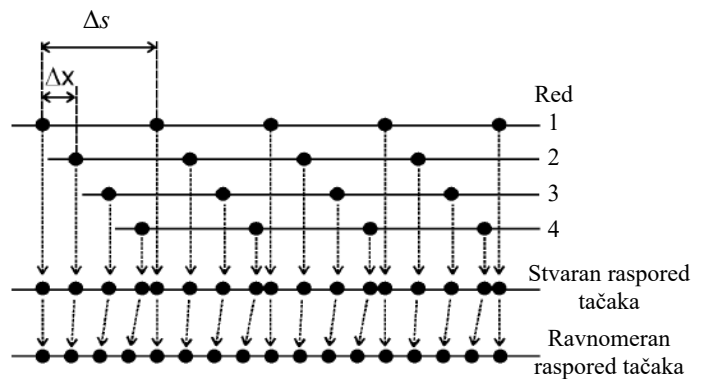


Slika 4. a) Ivični test fantom. b) Uvećan prikaz fantoma, na kom se vidi da se sastoji od tanke olovne ploče (debljine ispod 1 mm) smeštene između dva deblja zaštitna akrilna sloja. c) Digitalna radiografska slika nakošenog ivičnog test fantoma sa koje se određuje naduzorkovana ESF. (Preuzeto iz: Ehsan Samei – *Performance of Digital Radiographic Detectors*, 2003)

Svih 16 slika ivičnog fantoma kojim se raspolaže u zadatku su dimenzija  $M \times M = 512 \times 512$  piksela. Pikseli su kvadratni, dimenzija  $500 \times 500 \mu\text{m}$ . Korak uzorkovanja, koji se nalazi kao rastojanje između centara bilo koja dva susedna piksela, je stoga  $\Delta s = 500 \mu\text{m}$ . Dužina jedne stranice digitalnog ravnog pločastog detektora kojim su slike zabeležene je dakle  $M\Delta s = 256 \text{ mm}$ .



Slika 5. Položaj kose ivice u odnosu na matricu piksela slike.



Slika 6. Raspoređivanje vrednosti nekoliko uzastopnih redova slike kose ivice u redosled koji formira naduzorkovanu ESF.

Vrednosti piksela u svakom redu slike predstavljaju funkciju širenja ivice uzorkovanu sa korakom  $\Delta s$ . U slučaju kose ivice, tj. ivičnog fantoma koji je nakošen u odnosu na  $y$  osu za ugao  $\alpha$ , između susednih redova se, zbog kosine ivice, pojavljuje mali pomeraj pozicija tačaka u kojim se vrednosti uzorkuju u odnosu na sâmu ivicu. Na osnovu slike 5, ovaj pomeraj iznosi:

$$\Delta x = \Delta s \cdot \tan \alpha \quad (5)$$

Broj uzastopnih redova slike kom odgovara pomeraj kose ivice od jednog piksela je:

$$N = \Delta s / \Delta x = 1 / \tan \alpha \quad (6)$$

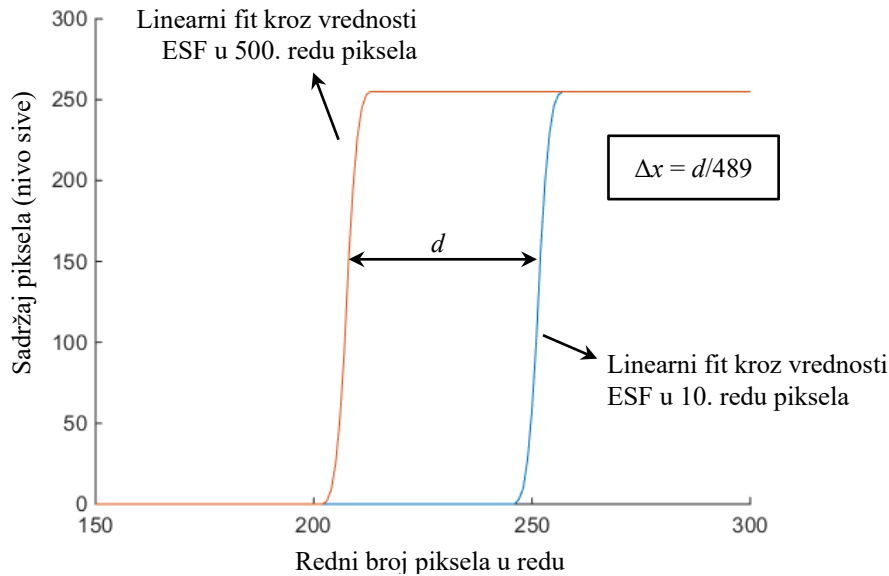
A group of  $N$  consecutive lines is used to construct the oversampled ESF, where  $N$  is determined by the condition that the total shift of the edge transition from the first line to the  $N$ -th line is as close as possible to one pixel in  $x$ -direction. When applying the method, it is not a prerequisite that the edge angle is finely adjusted relative to the detector grid. Consequently, a lateral shift of the edge of exactly one pixel is, in general, not obtained by an integer number of lines. The nearest lower integer number should be chosen for  $N$  so that:

$$(\Delta s - \Delta x/2) < N\Delta x \leq (\Delta s + \Delta x/2) \quad (7)$$

što znači da vrednost  $N$  treba zaokružiti na prvi ceo broj manji od  $\Delta s / \Delta x$ :

$$N = \text{floor}(\Delta s / \Delta x) = \text{floor}(1 / \tan \alpha) \quad (8)$$

Ako ugao nagiba ivice  $\alpha$  nije poznat, potrebno je odrediti korak naduzorkovanja  $\Delta x$ , što uz poznato  $\Delta s = 500 \mu\text{m}$  daje  $N$  na osnovu prvog dela jednakosti (8). Jedan način da se odredi  $\Delta x$  jeste iz horizontalnog rastojanja između linerano interpoliranih ESF zabeleženih u pojedinim redovima piksela. Ilustracija ovakvog nalaženja  $\Delta x$  data je na slici 7.



Slika 7. Ilustracija određivanja koraka naduzorkovanja  $\Delta x$ . Linearni fit se odnosi na spajanje tačaka ESF linearnim segmentima u deo po deo linearnu krivu.

The next step of the algorithm is to interleave  $N$  consecutive lines to construct the oversampled edge profile. This is done in the following manner: pixel 1 of line 1 is followed by pixel 1 of line 2, and so on until pixel 1 of line  $N$ ; then follows pixel 2 of line 1, pixel 2 of line 2 and so on until pixel 2 of line  $N$ ; this procedure is repeated for the third pixels of lines and so on until the last pixel of line  $N$ .



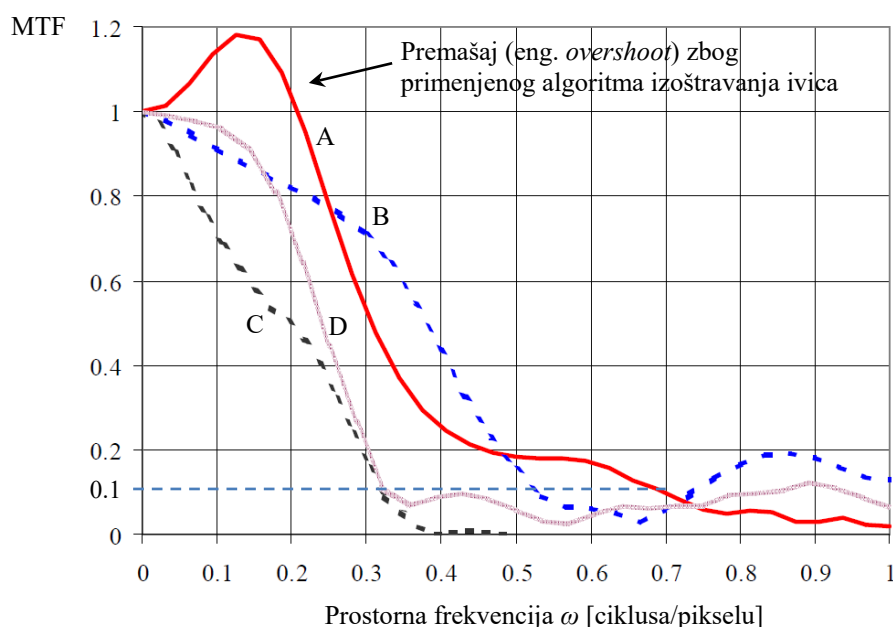
Sampling distances of the true subsampling grid will usually be nonuniform. The sampling distance in the example of figure 6 is somewhat larger than  $\Delta s/N$  for the first  $N-1$  consecutive samples and smaller for the  $N$ th sample. Only if the edge position is displaced by exactly one pixel after  $N$  lines, i.e. if  $\Delta x$  is an integer fraction of the original sampling distance  $\Delta s$ , the sampling distance in the oversampled profile is uniform and equal to  $\Delta s/N$ . This situation can only be achieved by a high-precision adjustment of the edge angle, which is unacceptable for routine application.

It is assumed, as an approximation, that the data points belonging to the oversampled edge profile have been sampled at a regular subsampling grid, rather than at the true subsampling grid. A constant sampling distance of  $\Delta s/N$  for the oversampled profile is used, irrespective of the actual, generally non-uniform subsampling distances. Aproksimacija o ravnomernom (ekvidistantnom) rasporedu tačaka koje odgovaraju naduzorkovanju unutar piksela neophodna je zbog koraka diskretne diferencijacije i diskretne Furijeove transformacije (DFT) koji slede. U MATLAB-u je DFT implementirana kao brza Furijeova transformacija (FFT). Aproksimacija o ravnomernom naduzorkovanju unosi izvesna odstupanja između izmerene i stvarne ESF, koja se pojavljuju sa periodičnošću piksela detektora slike i koja se prenose na LSF i MTF.

Iako je proceduru određivanja naduzorkovane ESF moguće ponoviti za veći broj grupa od po  $N$  redova piksela, pa potom naći srednju vrednost tako dobijenih ESF kako bi se suzbio uticaj šuma, ovo bi zahtevalo da se razne ESF prvo poravnaju duž  $x$  ose sa preciznošću subpikselnog koraka uzorkovanja  $\Delta x$ , što dodatno usložnjava proračun. Za potrebe domaćeg zadatka, ESF treba odrediti samo za jednu proizvoljno izabranu grupu susednih  $N$  redova, pri čemu se broj redova  $N$  određuje na način koji je prethodno opisan.

Since the distances between the subsampling grid points and the edge are obtained along the  $x$ -axis and not in a direction perpendicular to the edge, the actual distances between the subsampling grid points and the edge are smaller by factor of  $\cos \alpha$ . This effect should be compensated for by a corresponding frequency scaling factor.

Nakon što se odredi kao DFT(LSF), MTF se normira tako da na nultoj frekvenciji ima vrednost 1 (odnosno 100%). Prostorna frekvencija na kojoj MTF opadne na 0,1 (tj. 10%) često se usvaja za jednostavno izražavanje prostorne rezolucije, kroz samo jednu brojnu vrednost. Though it cannot compare in analytical power to a complete MTF, it can act as a reality check to refute or support resolution claims.



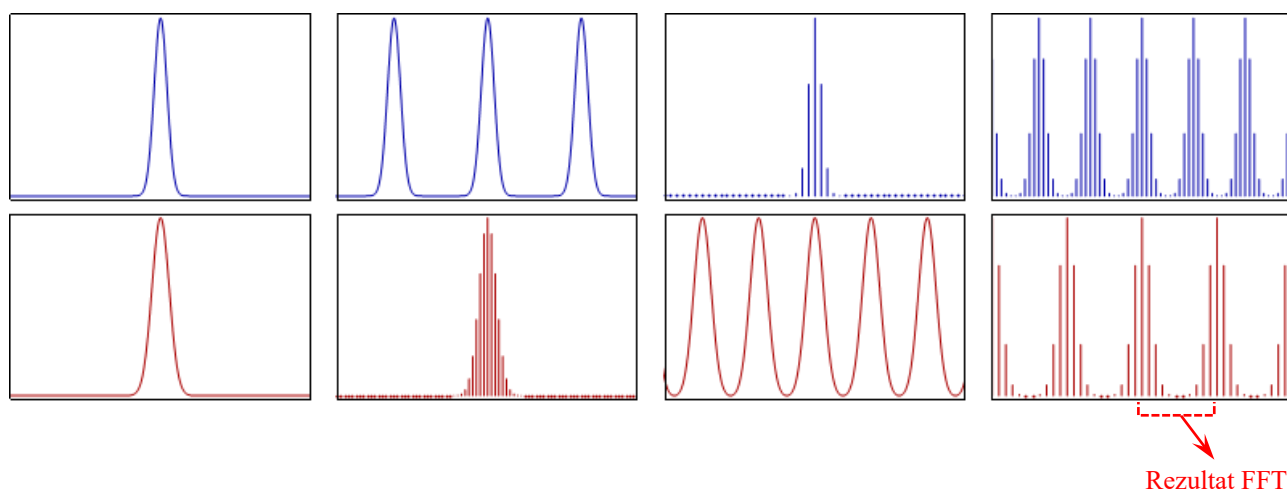
Slika 8. Modulacione funkcije prenosa četiri digitalna prijemnika slike.

Na slici 8 prikazane su modulacione funkcije prenosa četiri digitalna prijemnika slike. Najveća korisna frekvencija bilo kog uređaja koji uzorkuje prostorno promenljiv signal u diskretnim tačkama je Nyquist-ova frekvencija od 0,5 ciklusa/pikselu. Iako se metodom kose ivice nalaze vrednosti MTF i na frekvencijama višim od Nyquistove, informacije na slici koje odgovaraju frekvencijama višim od ove sadrže artefakte i nisu upotrebljive. MTF kvantifikuje razlučivanje prostornih promena po kontrastu (tj. nivou sive). Promene u objektu na frekvencijama iznad Nyquistove na slici se prikazuju izobličene – alijas efekat koji stvara talasastu moare šaru (eng. *moire pattern*). Ako je MTF na tim frekvencijama dovoljno velika, ovi artefakti biće uočljivi.

In popular technologies, and even in the scientific realm, the pixel size of a digital imaging device is often equated with its resolution or sharpness performance. However, this notion is only partly true, because it does not include other elements responsible for the sharpness performance of the device. The Nyquist cutoff frequency is only the maximum theoretical frequency that can potentially be reproduced by sampling, but is not representative of what the device can actually deliver. In digital detectors, the dominant source of blur is often not the detector element size. Na primer, kod većine indirektnih detektora sa scintilacionim konverzionim slojem (tzv. fosforom), neoštrina skopčana sa ovim slojem ima dominantan uticaj. U takvom slučaju, smanjenje dimenzije deksela samo neznatno utiče na MTF detektora.

MTF kriva može da se iskoristi za proveru da li sistem za medicinsko slikanje dostiže teorijski maksimum prostorne rezolucije. If the first 0.1 occurrence in the MTF response is achieved at or beyond the Nyquist frequency, a resolution claim based on pixel size can be supported for that detector. This would be the case for detectors A and B in figure 8. On the other hand, if the first 0.1 response occurs before the Nyquist frequency, resolution claim based on pixel size can be refuted. This would be the case for detectors C and D, where the first 0.1 response occurs at  $\approx 0.35$  cycles/pixel or about 70% of their theoretical potential.

#### *Furijeova transformacija, DTFT, DFT i FFT (podsetnik)*



**Left column:** A continuous function (top) and its Fourier transform (bottom).

**Center-left column:** Periodic summation of the original function (top). Fourier transform (bottom) is zero except at discrete points. The inverse transform is a sum of sinusoids called Fourier series.

**Center-right column:** Original function is discretized (multiplied by a Dirac comb) (top). Its Fourier transform (bottom) is a periodic summation (DTFT) of the original transform.

**Right column:** The DFT (bottom) computes discrete samples of the continuous DTFT. The inverse DFT (top) is a periodic summation of the original samples. The FFT algorithm computes one cycle of the DFT and its inverse is one cycle of the DFT inverse.

### *Korak i jedinica ose prostorne frekvencije na graficima $MTF(\omega)$*

Korak ose prostorne frekvencije  $\Delta\omega$  je isti za ravnu i kosu ivicu  $\Delta\omega = 1/(M\Delta s) = 1/(NM\Delta x)$ , ali se frekvencija do koje se pruža grafik  $MTF(\omega)$  razlikuje: za ravnu ivicu  $\omega$  ide od 0 do  $(M/2-1)\Delta\omega$  (uzima se samo pola intervala, jer je FT simetrična, tj. parna), a za kosu ivicu  $\omega$  ide od 0 do  $(NM/2-1)\Delta\omega$ . Kad bi se usvojilo da je  $\Delta\omega = 1/M$ , kao što nalaže definicija DFT, jedinica za  $\omega$  osu bila bi ciklusa/pikselu, dok usvajanjem koraka  $\Delta\omega = 1/(M\Delta s)$  jedinica postaje ciklusa/mm.

### *Nikvistova stopa uzorkovanja, Šenonova teorema i Nikvistova frekvencija*

*Nikvistova stopa uzorkovanja* je najmanja učestanost sa kojom treba uzorkovati neki signal, da bi taj signal posle mogao potpuno verno da se rekonstruiše iz tako dobijenih diskretnih odbiraka (tj. uzoraka). Prema Shannon-ovoj teoremi o uzorkovanju, ova stopa uzorkovanja nalazi se kao dvostruka vrednost najviše frekvencije zastupljene u signalu koji se uzorkuje, a to je frekvencija do koje se pruža amplitudski spektar tog signala. (Amplitudski spektar signala nalazi se kao moduo njegove Furijeove transformacije.)

Pod signalom se najčešće podrazumeva neka fizička veličina koja se menja u vremenu. U tom slučaju, pod uzorkovanjem se podrazumeva merenje te veličine u ekvidistantnim vremenskim trenucima. Stopa uzorkovanja (eng. *sampling rate*) je broj tako izmerenih vrednosti u jedinici vremena, recimo tokom jedne sekunde.

Šenonova teorema nam, dakle, kaže da ako želimo da uzorkujemo neki signal tako da ništa od njega ne izgubimo, to moramo da radimo sa stopom uzorkovanja najmanje dva puta većom od najviše frekvencije u tom signalu.

Ista stvar može da se posmatra s drugog kraja: ako naš instrument ima fiksnu stopu uzorkovanja (to mu je jedna od osnovnih karakteristika - koliko puta u sekundi je u stanju da izmeri vrednost signala), onda će pomoću tog instrumenta verno moći da se uzorkuje samo deo merenog signala koji odgovara frekvencijama nižim od određenog praga, dok će deo signala koji odgovara frekvencijama višim od ovog praga uzorkovanjem biti zabeležen pogrešno. Pod "vernim" uzorkovanjem podrazumeva se da će taj deo signala u potpunosti biti prenet u uzorkovan diskretan signal. Promene u signalu povezane su sa frekvencijama ovako: spore promene u signalu  $\rightarrow$  niže frekvencije, brže ili nagle promene u signalu  $\rightarrow$  više frekvencije. Prag frekvencije do koje će signal biti uzorkovan verno zove se *Nikvistova frekvencija*. Iz Šenonove teoreme sledi da je ona jednaka polovini stope uzorkovanja instrumenta.

Dakle, promene u merenom signalu koje se predstavljaju frekvencijama višim od polovine stope uzorkovanja kvare se pri uzorkovanju. Poređenje uzorkovanog signala dobijenog merenjem sa originalnim signalom koji sadrži frekvencije iznad Nikvistove otkriva nepodudarnosti. Zbog nemogućnosti da se verno uzorkuju visoke frekvencije originalnog signala, u uzorkovanom signalu se pojavljuju *artefakti* - promene koje ne bi trebalo da su tu.

Kao zaključak: Nikvistova stopa uzorkovanja je *ono što želimo* (da uzorkujemo signal dovoljno često tako da se u izmeren signal ništa ne prenese pogrešno), a Nikvistova frekvencija je *ono što možemo* (ona zavisi od vremenske rezolucije mernog instrumenta i predstavlja granicu do koje je frekvencije prisutne u signalu moguće izmeriti verno).

Signal može da bude i neka veličina koja se menja u *prostoru*, umesto u vremenu. U tom slučaju, uzorkovanje podrazumeva merenje vrednosti te veličine u ekvidistantnim tačkama u prostoru. Stopa uzorkovanja u ovom slučaju je broj tako izmerenih vrednosti po jedinici dužine, recimo po jednom centimetru ili po jednom milimetru.



Na primer, za 2D sliku signal je funkcija objekta  $f(x,y)$  koja se menja u ravni, dakle duž dve prostorne koordinate ( $x$  i  $y$ ). Signal možemo da zamislamo kao različite vrednosti sive boje od tačke do tačke u ravni. Spore promene u ovom signalu, kojim odgovaraju niske *prostorne* frekvencije, odnose se na velike regije unutar slike sa blagom promenom nijanse. Brze ili nagle promene u prostorno zavisnom signalu  $f(x,y)$ , kojim odgovaraju visoke prostorne frekvencije, vezane su za šum, sitne detalje i ivice na slici.

Jednostavniji primer (zato što je u 1D) funkcije koja je prostorno, a ne vremenski, promenljiva jeste funkcija projekcije pod određenim uglom  $p_\theta(s)$ , koja se menja sa prostornom koordinatom  $s$ . Signal je ovde broj fotona koje digitalni detektor zabeleži na raznim pozicijama duž ose  $s$ . Kad detektorski red piksela beleži projekciju pod nekim uglom, to predstavlja uzorkovanje funkcije projekcije po prostornoj koordinati  $s$ , jer se vrednosti funkcije projekcije mere u pikselima detektora (dekselima) koji su raspoređeni ekvidistantno duž  $s$  ose. Dodatni primeri 1D prostorno promenljivih funkcija su LSF i ESF, koje se nalaze sa slike odgovarajućih fantoma, uzimanjem vrednosti nivoa sive u pikselima raspoređenim ekvidistantno duž pravca normalnog na slikanu liniju ili ivicu.

Ako se dimenzija deksela označi sa  $\Delta s$  (preciznije rečeno, ovo je razmak između centara svaka dva susedna deksela u detektorskom redu), stopa uzorkovanja duž koordinate  $s$  je  $1/\Delta s$ , a Nikvistova frekvencija polovina ove stope:

$$\omega_N = 1/(2\Delta s) \quad (9)$$

Ako se ovo uporedi sa prethodnim izlaganjem o vremenski zavisnom signalu i instrumentu kojim se taj signal meri, kod instrumenta/detektora koji beleži prostornu promenu nekog signala (kao što su funkcija projekcije, LSF i ESF), Nikvistova frekvencija zavisi od *prostorne rezolucije* detektora. Ovde se pod prostornom rezolucijom podrazumeva ograničenje koje nameće isključivo dimenzija deksela, u "idealnom" slučaju odsustva ostalih uzroka zamućenja.

### Zadaci

- Prikazati izabranu sliku ivičnog test fantoma i okarakterisati je po nagibu ivice (ravna ili kosa, eng. *straight* ili *slanted*), kontrastu između regija sa raznih strana ivice (nizak ili visok), nivou šuma (nizak ili visok) i neoštrini (tj. po zamućenju koje je nisko ili visoko, odnosno prostornoj rezoluciji koja je dobra ili loša).
- Odrediti MTF za izabranu sliku ivičnog test fantoma. Ako je ivica na slici kosa, treba odrediti naduzorkovanu modulacionu funkciju prenosa (eng. *pre-sampled*, *oversampled* ili *supersampled modulation transfer function*). Na zajedničkom grafiku prikazati modulacione funkcije prenosa za: 1) izabranu sliku, 2) "idealni" sistem i 3) sliku koja se od izabrane razlikuje po jednoj od četiri pobrajane osobine. Za jednu izabranu sliku treba prikazati ukupno četiri ovakva grafika sa po tri krive. Sistem se smatra "idealnim" ako nema drugih uzroka zamućenja osim diskretizovane prirode digitalnog prijemnika slike, odnosno njegove izdellenosti na deksele koji su konačnih dimenzija.
- Analizirati uticaj kontrasta i šuma na MTF.

### Pitanja za odbranu

- Po čemu se razlikuje merenje granične prostorne rezolucije od merenja kojim se određuje uticaj tehnike slikanja na rezoluciju?
- Šta je fantom u medicinskom slikanju? Nabrojati nekoliko vrsta fantoma koji se razlikuju po nameni, sastavu i izgledu.

- Koje su prednosti ivičnog test fantoma u odnosu na linijski fantom?
- Kako SNR zavisi od izbranih regija signala i pozadine?
- Kako CNR zavisi od izbranih regija signala i pozadine?
- Kako se definiše koeficijent varijacije (CV)?
- Da li detektor slike može da razluči linijsku pobudu koja je uža od širine piksela?  
(Odgovor: Može da je razluči po kontrastu, ali ne i da je predstavi na slici sa prostornom rezolucijom boljom od one koju nameće dimenzija piksela. The finite width of each detector pixel means that all of the signal which is incident on each dexel is essentially averaged together, and one number (the gray scale value) is produced for each detector element. This means that even without any blurring that may occur from other sources, the width of the dexel imposes a fundamental limit on spatial resolution.)
- Zašto se MTF nalazi kao *apsolutna vrednost* (tj. moduo) FT LSF?  
(Odgovor: Zato što po definiciji predstavlja amplitudsku karakteristiku sistema za slikanje, koja se nalazi kao moduo funkcije prenosa, ili preciznije moduo frekvencijskog odziva.)
- Do koje prostorne frekvencije se pruža grafik MTF dobijen sa slike ravne/kose ivice? Odgovor objasniti.
- Zašto se grafik MTF dobijen sa slike kose ivice pruža preko Nyquist-ove prostorne frekvencije korišćenog detektora slike?
- Objasniti princip *slanted edge* metode određivanja MTF. Zašto je ivica test fantoma nakošena?
- Zašto je korisno naduzorkovati MTF?  
(Odgovor: ESF i LSF određene pomoću ravne ivice dobijaju se u malom broju tačaka, iz samo jednog reda slike, zbog čega im je oblik nepouzdan. Results of MTF measurements for a straight edge are highly dependent on *sampling phase* (i.e. the relationship between the edge and the locations of pixel centers), and hence can vary from one measurement to the next depending on the precise (sub-pixel) edge position. The edge is slanted so MTF is calculated from many sampling phases, which makes results much more stable and robust. Drugi razlog za naduzorkovanje MTF je da se vidi njeno ponašanje iznad Nyquist-ove frekvencije.)
- Zašto su vrednosti MTF relevantne čak i iznad Nyquist-ove frekvencije?
- Izvesti izraz za MTF imidžing sistema sa "idealnim" odzivom na linijsku pobudu (bez drugih uzroka zamućenja osim konačne dimenzije deksela).  
(Rešenje: Impulsni odziv "idealnog" prijemnika slike je vertikalna linija širine jednog deksela. Normirana LSF u tom slučaju ima oblik pravougaonog impulsa visine  $1/\Delta s$  na intervalu od  $-\Delta s/2$  do  $+\Delta s/2$ . Na osnovu jednačine (1) dobija se  $MTF(\omega) = \text{sinc}(\pi \Delta s \omega)$ . Digitalni prijemnik slike čak i u odsustvu svih drugih mogućih uzroka pojave zamućenja ima MTF koja nije ravna (tj. nije 100% na svim prostornim frekvencijama) zato što je to uređaj za diskretno uzorkovanje signala!)
- Na osnovu matematičkih izraza, kontrast ivičnog test objekta ne utiče na MTF, jer se MTF u poslednjem koraku normira tako da je  $MTF(\omega = 0) = 1$ . Zašto se onda traži analiza uticaja kontrasta na MTF?  
(Odgovor: Zato što ovo važi samo pod uslovom da nema šuma!)
- Zašto i pored poznavanja dimenzija piksela prijemnika slike postoji potreba da se prostorna rezolucija okarakterise veličinama kao što su PSF, LSF, ESF ili MTF?
- Aproksimacija o ravnomernom naduzorkovanju.
- For general imaging, the relevant details are in a range between 0 and 2 cycles/mm, which demands high MTF values at these spatial frequencies. Da li uređaji za slikanje analizirani u zadatku zadovoljavaju ovaj zahtev?
- Kako MTF kriva može da se iskoristi za proveru da li sistem za medicinsko slikanje dostiže teorijski maksimum prostorne rezolucije?