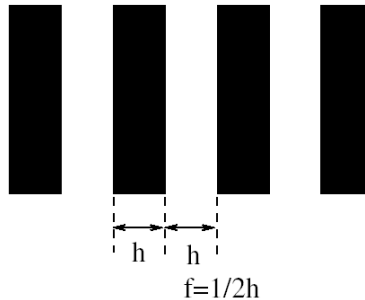




Risoluzione spaziale

- La risoluzione spaziale rappresenta la minima dimensione delle strutture rilevabili dal sistema, h .
- In condizioni ottimali di contrasto si misura in coppie di linee (chiaro, scuro) per unità di lunghezza (mm)
- E' interpretabile anche come la massima frequenza spaziale rappresentabile. $f = 1/2h$



Lezione 2

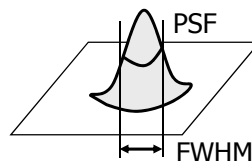
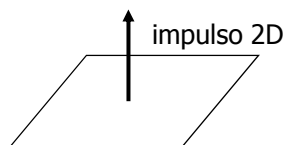
AA 2010-11

1



Risposta all'impulso 2D - PSF

- una struttura idealmente puntiforme in un'immagine si può considerare come un **impulso** in un campo 2D
- la rappresentazione effettiva di esso non è puntiforme ma segue in genere una forma a campana legata alle caratteristiche del sistema di acquisizione ed eventualmente alle successive elaborazioni – Point Spread Function (PSF)
- parametro che caratterizza la PSF è la **larghezza FWHM** (full width at half maximum), misurata a metà valore di energia
- e.g. negli RX effetti che portano ad un allargamento della PSF sono: la non perfetta focalizzazione sull'anodo, la diffusione (scattering) nel volume, la diffusione sulla pellicola, etc.



Lezione 2

AA 2010-11

2



Risposta all'impulso 2D - PSF

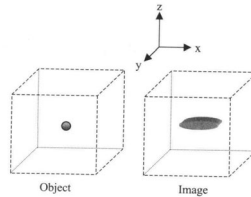


FIGURE 5.2. (Left) The object to be imaged consists of a small point source. (Right) The image obtained is larger than the actual object, and may be blurred asymmetrically in the x , y , and z dimensions. In this illustrative case the PSF is broad in the x dimension and relatively narrow in the y and the z dimensions.

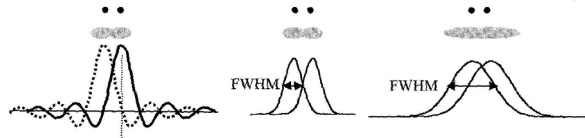
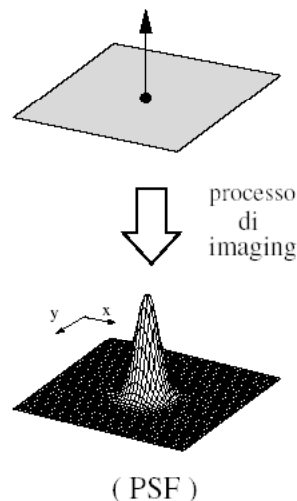


FIGURE 5.4. (Left) For a sinc PSF, the signals from the two point sources can be resolved when the separation between them is less than half the width of the main lobe of the sinc function. (Center) For an arbitrary form of the PSF, the two point sources can be resolved when their separation is less than the FWHM of the function. (Right) The two point sources can no longer be resolved due to the broad FWHM of the PSF.



Ipotesi di linearità e di spazio-invarianza (LSI)

- Analogamente al caso unidimensionale, l'analisi in frequenza ha senso in condizioni di **linearità** e di **invarianza** nel dominio (nel caso delle immagini è lo spazio bidimensionale x, y).
- Si può introdurre il concetto di **risposta all'impulso** di un sistema immagine (Point Spread Function)
- Nel dominio della frequenza la **PSF(x, y)** è detta Optical Transfer Function **OTF(u, v)** e sono definite l'ampiezza e la fase. L'ampiezza è chiamata Modulation Transfer Function (**MTF**) e corrisponde al modulo della risposta in frequenza nel caso 1-D.





Se il sistema è LSI, l'immagine (*vera*) è data dalla convoluzione spaziale dell'imm originale con la PSF

$$O(x,y,z) * h(x,y,z) = I(x,y,z)$$

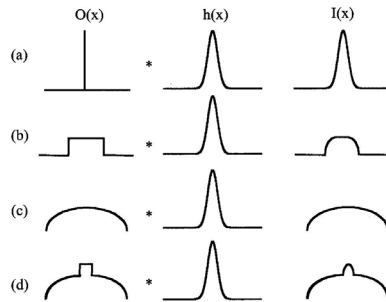


FIGURE 5.3. Projections $I(x)$ resulting from the convolution of different one-dimensional objects $O(x)$ with a one-dimensional Gaussian PSF, $h(x)$. (a) If $O(x)$ is a delta function $I(x)$ and $h(x)$ are identical, and thus the acquired image can be used to estimate $h(x)$. (b) Sharp edges and boundaries in the object are blurred in the image $I(x)$. (c) If the image is very smooth, then the overall effect of $h(x)$ is small, but if, within the smooth structure, there are sharp boundaries, as in (d), then these boundaries appear blurred in the image.



Risoluzione spaziale

- la Trasf. di Fourier 2D della PSF prende il nome di **MTF** (Modulation Transfer Function)
- la MTF di una PSF a campana è una risposta in freq. di tipo **passa basso**, perché offusca (blurring) i particolari più piccoli
- questo **limita la risoluzione spaziale**; infatti, due particolari puntiformi più vicini della larghezza FWHM **si confondono in un'unica campana**
- in base alla risoluzione spaziale si decide il numero di pixel (v.oltre): immagini ad alta risoluzione (RX, MRI) richiedono rappresentazioni di oltre 1000 x 1000 pixel con forti differenze a seconda delle applicazioni; immagini di bassa risoluzione (SPECT, scintigrafie) richiedono un numero di pixel inferiore a parità di superficie coperta (campo di vista, FOV)*



Risoluzione spaziale dipendenza dalla MTF del sistema

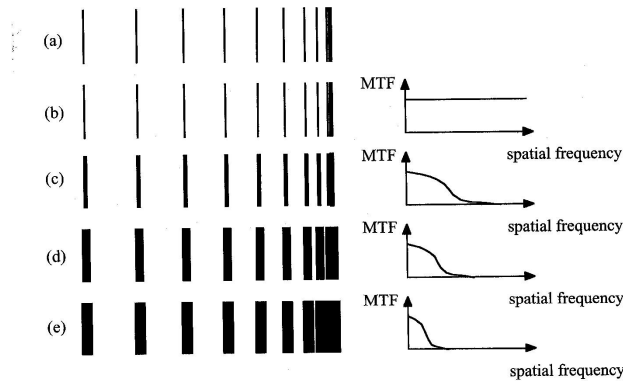
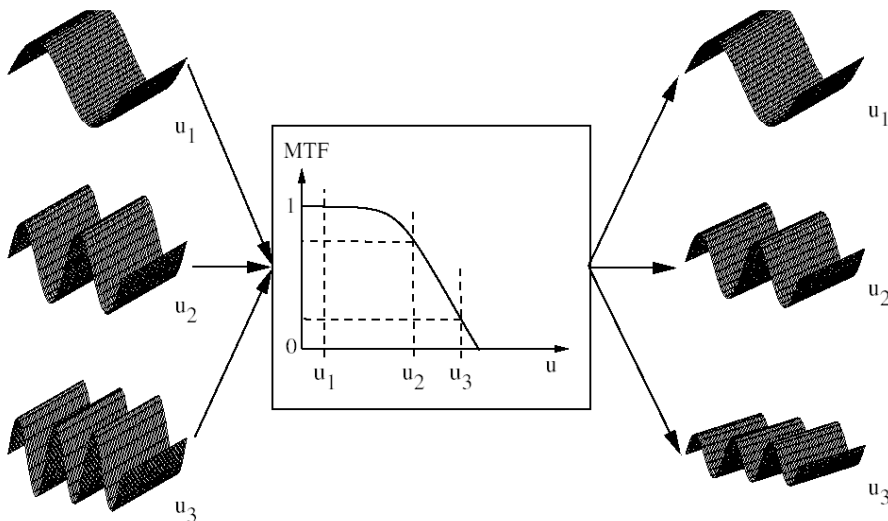


FIGURE 5.6. (a) A schematic of a line phantom used to measure the MTF of an imaging system. (b-e) The images produced from the phantom by imaging systems with the MTF shown on the right. As the MTF becomes progressively narrower (corresponding to a broader LSF), the image becomes more blurred.



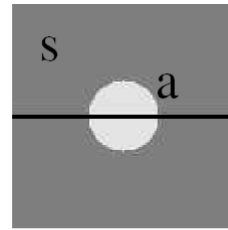
Effetto di filtro passa basso della MTF





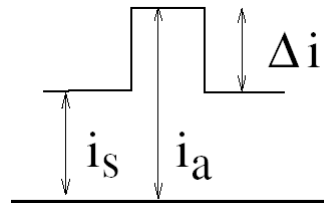
Contrasto

- l'obiettivo principale di un'immagine è di permettere il riconoscimento di forme e strutture (**pattern**) differenziandole dal resto definito come **fondo**; questo richiede che i pattern siano ben **contrastati** rispetto al fondo
- una misura di contrasto si ottiene fissando manualmente (o automaticamente) una **regione di interesse** ($a=ROI$, Region Of Interest) all'interno della struttura da evidenziare e confrontando il **livello di grigio medio** della ROI con quello del fondo (s)



$$\text{contrasto} = \frac{v.\text{medio}(ROI) - v.\text{medio}(\text{fondo})}{v.\text{medio}(\text{sfondo})}$$

$$c = \Delta i / i_s$$



Contrasto

- dal contrasto dipende la **risoluzione della misura** della grandezza fisica rappresentata nell'immagine
- molti degli sforzi legati allo studio di nuove bioimmagini sono volti ad aumentare il contrasto specie fra strutture **patologiche** e tessuti sani
- le differenti immagini menzionate sono ulteriormente differenziate a seconda dei metodi applicati per creare contrasto sulla base di differenti parametri fisici ed eventualmente con l'uso di appositi **mezzi di contrasto**
 - e.g. negli US si possono contrastare tessuti in movimento per effetto Doppler; nella MRI si creano differenti contrasti in base ai tempi di rilassamento T_1 e T_2 della risonanza nucleare
 - mezzi di contrasto iodati e bariati sono utilizzati in RX; il gadolinio nella MRI; micro-bolle negli US
 - traccianti anche estremamente complessi marcano (e quindi contrastano) in modo selettivo le immagini di medicina nucleare



Risoluzione vs. contrasto

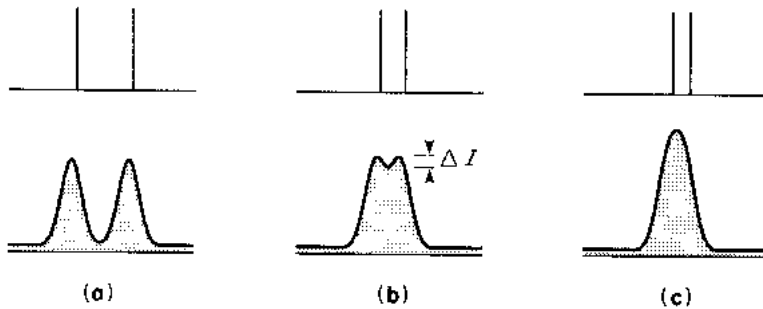
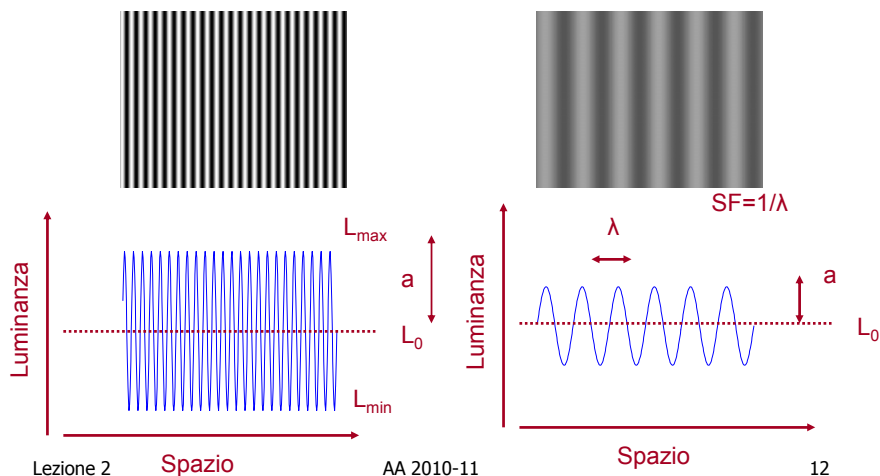


Fig. 7.31 Resolution and contrast. As a pair of point sources are gradually brought together (above), their retinal images (below) begin to overlap. **(a)** is easily resolved, so long as the points can be seen at all; **(b)** will be resolved only if the contrast is sufficiently high; while **(c)** can never be resolved, whatever the contrast.



$$c = \frac{L_{\max} - L_{\min}}{L_{\max} + L_{\min}} = \frac{a}{L_0}$$





Rumore, contrasto, risol. spaziale

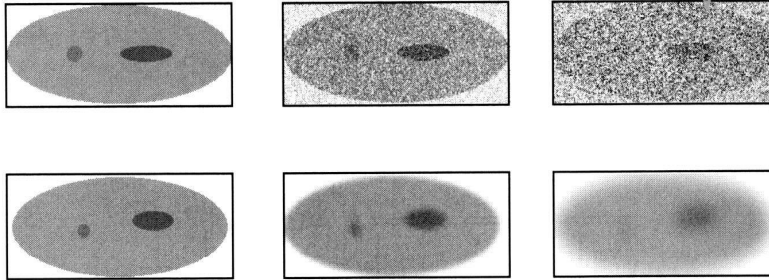


FIGURE 5.9. (Top left-to-right) As the noise level increases in an image with high intrinsic contrast, the CNR degrades such that structures within the image can no longer be discerned. (Bottom left-to-right) As the spatial resolution of the image decreases, then the image contrast becomes worse, particularly for small objects within the body.

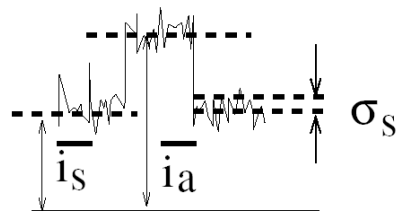
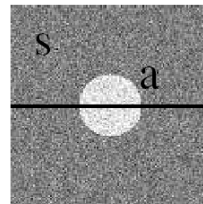


Rapporto segnale-rumore

Adottiamo una definizione "differenziale" relativa ad esempio ad un piccolo dettaglio d di area a ove l'intensità media dell'immagine è i_a , rispetto al valore del fondo. Detta σ_i la deviazione standard del rumore, si considera la quantità:

$$SNR_d = \frac{\bar{i}_a - \bar{i}_s}{\sigma_i}$$

che consente di valutare l'effetto del **rumore in relazione al contrasto** del dettaglio, ad esempio nella rivelazione di piccole lesioni.





SNR di un'immagine MRI

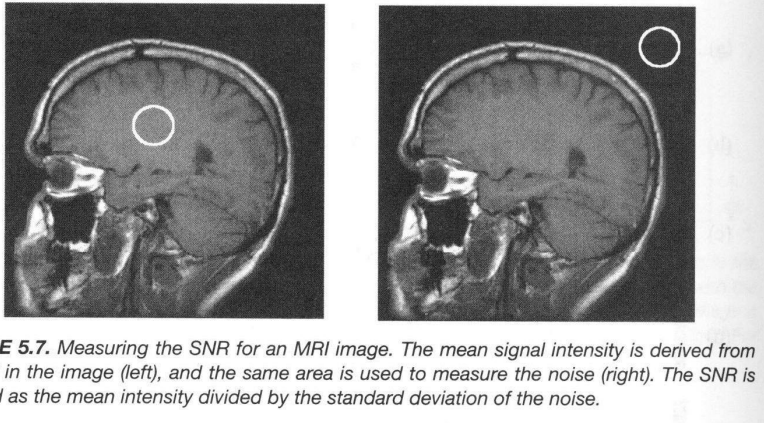


FIGURE 5.7. Measuring the SNR for an MRI image. The mean signal intensity is derived from an ROI in the image (left), and the same area is used to measure the noise (right). The SNR is defined as the mean intensity divided by the standard deviation of the noise.



Immagini fotoniche

- Questa categoria di immagini include le immagini in luce visibile, quelle radiografiche e quelle di medicina nucleare.
- Le immagini fotoniche sono affette da fluttuazioni di natura stocastica legate alla produzione dei quanti di energia ed ai processi di rivelazione della stessa.
- In qualunque canale di comunicazione fotonico vi è **rumore quantico** relativo alla natura discreta della radiazione,
- il processo di rivelazione vede inoltre associate sorgenti di **rumore termico**.



Immagini fotoniche

- La prima sorgente di rumore è caratterizzata da una *statistica Poissoniana*.
- Ricordiamo che l'energia E dei fotoni è data da $E = h\nu$, con h costante di Planck e ν frequenza della radiazione.
- L'energia media del **rumore fotonico** risulta essere $\bar{N}h\nu$ con \bar{N} numero medio di fotoni
- L'energia del **rumore termico**, normalizzata rispetto alla larghezza di banda del canale, è $4KT$ (dove K è la costante di Boltzmann, T la temperatura assoluta).
- Nel campo diagnostico, si può assumere $4KT$ circa uguale a 0.1 eV. → trascurabile rispetto alle energie $h\nu$ di $10^4 - 10^5$ eV delle radiazioni X e gamma.



Qualità dell'immagine

- Le **immagini fotoniche** sono caratterizzate da un rapporto S/N

$$SNR = \frac{\bar{N}}{\sqrt{\bar{N}}}$$

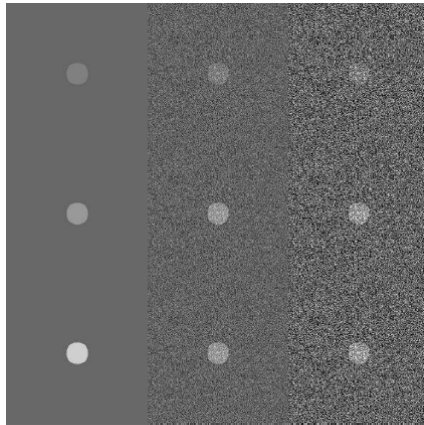
- Per essere sicuri che le fluttuazioni statistiche del fondo non mascherino il segnale presente nell'immagine occorre che l'intensità di quest'ultimo sia significativamente diversa dal valore dello sfondo. Ovvero il flusso fotonico N_o dell'oggetto deve essere diverso da N_B .
- Considerando il numero di fotoni su un'areola a si può scrivere la **disuguaglianza di Rose**:

$$a \geq \frac{k^2}{c^2 N_B}$$

Che fornisce le dimensioni minime dell'area rivelabile, con **k soglia di rivelazione (SNR_{th})** e **c contrasto**.

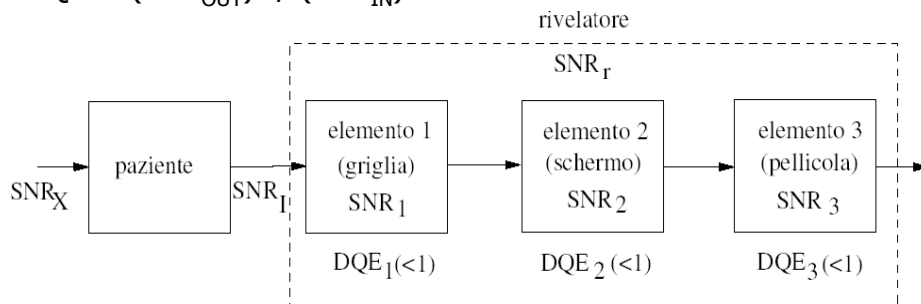


Rivelabilita'



Detective Quantum Efficiency

$$DQE = (SNR_{OUT})^2 / (SNR_{IN})^2$$



$$DQE_r = \frac{(SNR_r)^2}{(SNR_I)^2} = DQE_1 \cdot DQE_2 \cdot DQE_3$$

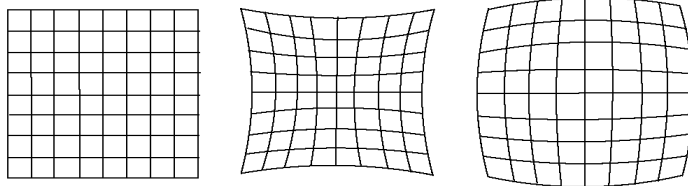


Risoluzione temporale

- La risoluzione temporale dipende dal tempo di acquisizione di una singola immagine
- La durata dell'acquisizione ha una notevole importanza e molti sforzi vengono compiuti per la sua riduzione per i seguenti motivi:
 - 1) ridurre gli **artefatti da movimento**, e.g. durante una acquisizione relativa al torace il paziente trattiene il respiro per un tempo necessariamente limitato
 - 2) ridurre il **tempo globale dell'esame diagnostico**; frequentemente si acquisiscono molte immagini (e.g. molte sezioni tomografiche CT o MRI) ed il tempo dell'esame è multiplo di quello della singola acquisizione (attualmente una sezione CT richiede 1/3 sec, sezioni MRI richiedono in genere tempi più lunghi)
 - 3) in caso di acquisizioni dinamiche (sequenze della stessa immagine nel tempo), aumentare la **risoluzione temporale** di immagini in movimento; e.g. immagini US forniscono circa 20 frame/sec; in cineangiografia con qualche decina di frame/sec viene seguito il flusso del mezzo di contrasto nelle arterie



Fattori di distorsione geometrica



Disuniformità di campo

