

DOSE AL PAZIENTE E QUALITÀ DELL'IMMAGINE

G. Pedrolì

S. C. di Fisica Sanitaria
Azienda Ospedaliera Niguarda Cà Granda
MILANO

CARATTERISTICHE FISICHE DEL SISTEMA PRODUTTORE D'IMMAGINI

- curva di risposta del sistema
- risoluzione spaziale
- risoluzione di contrasto

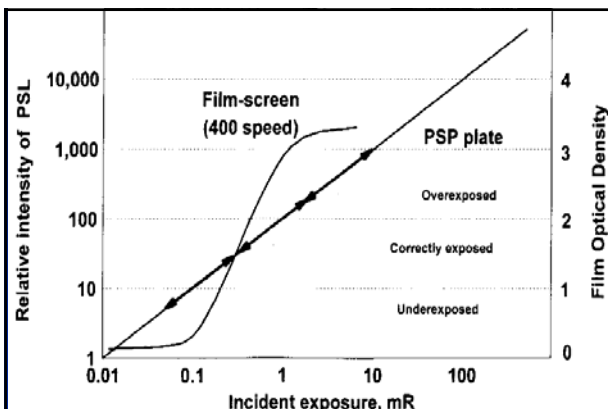
CARATTERISTICHE FISICHE DEL SISTEMA PRODUTTORE D'IMMAGINI

- curva di risposta del sistema
- risoluzione spaziale
- risoluzione di contrasto

CURVA DI RISPOSTA DEL SISTEMA

Determina:

- intervallo dei valori della grandezza fisica che il sistema riesce a percepire (latitudine)
- amplificazione del contrasto intrinseco locale



CARATTERISTICHE FISICHE DEL SISTEMA PRODUTTORE D'IMMAGINI

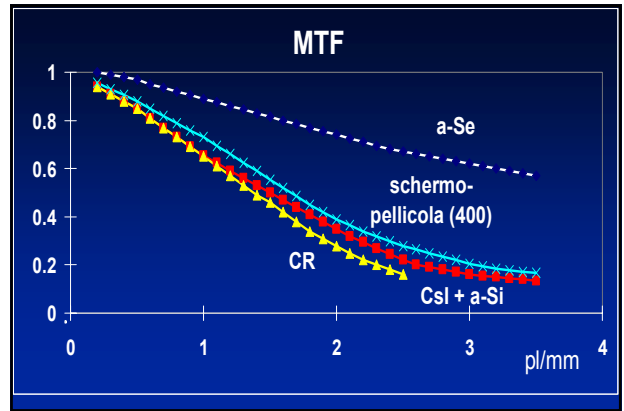
- curva di risposta del sistema
- risoluzione spaziale
- risoluzione di contrasto

RISOLUZIONE SPAZIALE

è definita dalla funzione di trasferimento della modulazione (MTF)

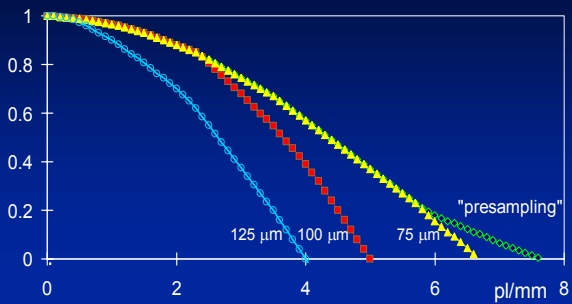
$$S_i(f_x, f_y) \rightarrow \boxed{\gamma \text{ MTF}(f_x, f_y)} \rightarrow S_o(f_x, f_y)$$

$$S_o(f_x, f_y) = \gamma S_i(f_x, f_y) \text{ MTF}(f_x, f_y)$$

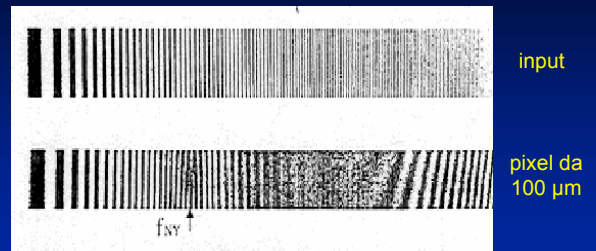


EFFETTO DEL CAMPIONAMENTO

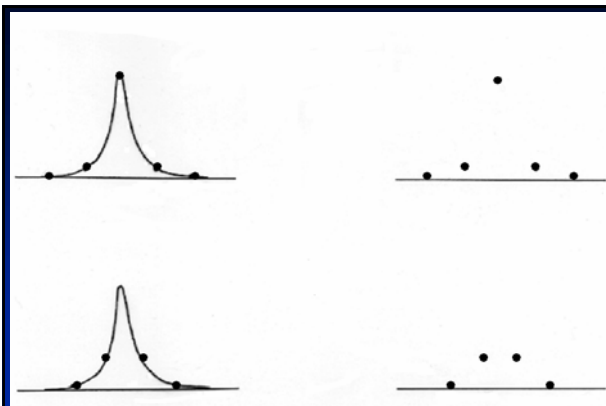
MTF



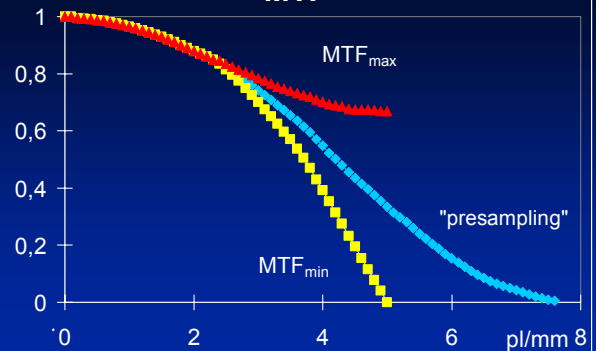
Fenomeno di "aliasing"



da Zhao et al. (1998)



MTF



CARATTERISTICHE FISICHE DEL SISTEMA PRODUTTORE D'IMMAGINI

- curva di risposta del sistema
- risoluzione spaziale
- risoluzione di contrasto

RUMORE

è definito dallo spettro di Wiener

$$W_{imm}(f_x, f_y)$$

$$W_{\Delta q/q}(f_x, f_y) \rightarrow \begin{matrix} \gamma \\ \text{MTF}(f_x, f_y) \\ W_R(f_x, f_y) \end{matrix} \rightarrow W_{imm}(f_x, f_y)$$

$$W_{imm}(f_x, f_y) = \gamma^2 \text{MTF}(f_x, f_y)^2 W_{\Delta q/q}(f_x, f_y) + W_R(f_x, f_y)$$

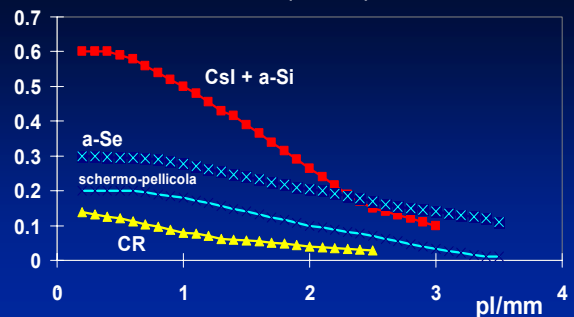
RISOLUZIONE DI CONTRASTO

$$\text{NEQ}(f_x, f_y) = \text{SNR}_{out}^2 = \gamma^2 \text{MTF}(f_x, f_y)^2 / W_{imm}(f_x, f_y)$$

$$\text{DQE}(f_x, f_y) = \text{SNR}_{out}^2 / \text{SNR}_{in}^2 = \text{NEQ}(f_x, f_y) / q$$

q = fluenza media dei fotoni incidenti

DQE (a 70 kV)



VALUTAZIONE DELLA QUALITÀ DI UN'IMMAGINE

- è un compito molto complesso che deve tenere conto di tutta una serie di fattori, tra cui molto importante è la capacità di percezione dell'osservatore umano
- il report 54 dell'I.C.R.U. (1996) è un riferimento importante sull'argomento

PERCEZIONE

le modalità di valutazione della percezione sono sufficientemente codificate per alcuni compiti semplici quale la *classificazione* di un'immagine (assegnazione di un'immagine a un gruppo o a una classe di un numero limitato di gruppi o classi possibili)

per esempio decidere se in un'immagine vi è o no la presenza di un segnale

PERCEZIONE

La valutazione della percezione può essere effettuata mediante:

- tecniche di tipo statistico che tengono conto di tutti gli aspetti del processo (curve ROC, ecc.)
sono complesse, laboriose e mirate su obiettivi specifici, a volte molto limitati
- modelli matematici che simulano il meccanismo della percezione umana
approssimano la realtà, ma hanno un'applicazione più generale e più pratica

MODELLI MATEMATICI

modelli che simulano il processo decisionale umano

consentono di ricavare parametri espressi in termini di rapporto segnale/rumore (SNR)

MODELLI MATEMATICI

Il rapporto segnale/rumore

$$\text{SNR} = f(S, N)$$

e' funzione delle caratteristiche del segnale e del rumore presenti nell'immagine e dipende dal meccanismo di percezione

MODELLI MATEMATICI

“teoria della decisione statistica”

un'immagine viene classificata normale o patologica in base al valore di una variabile decisionale L (\Rightarrow SNR)

$$L = p(R/H_1)/p(R/H_0)$$

“likelihood ratio”

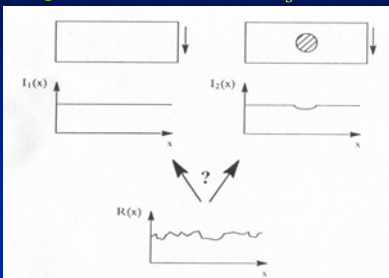
H_0 = assenza di segnale

H_1 = presenza di segnale

Le ipotesi H_1 o H_0 vengono scelte in funzione del valore del rapporto L rispetto a un valore soglia discriminante L_s

$$L > L_s \Rightarrow H_1$$

$$L < L_s \Rightarrow H_0$$



Osservatore ideale

Presuppone che segnale e fondo siano conosciuti esattamente e che il rumore sia gaussiano (bianco).

Quindi confronta le componenti in frequenza del segnale con lo spettro del rumore, frequenza per frequenza

Osservatore ideale

$$\text{SNR}_i^2 = \int S(f_x, f_y)^2 / W_n(f_x, f_y) df_x df_y$$

$S(f_x, f_y)$: trasformata di Fourier del segnale presente nell'immagine

$W_n(f_x, f_y)$: spettro di potenza del rumore presente nell'immagine "uniforme"

Normalmente l'osservatore umano e' meno efficiente di un osservatore ideale, soprattutto quando si e' in presenza di un rumore correlato (non bianco), in quanto l'osservatore umano non e' in grado di tenere conto delle correlazioni presenti.

Il modello che più sembra avvicinarsi alla realtà e' quello dell'

Osservatore NPWMF
(Non-Prewhitening Matched Filter)

Osservatore NPWMF

$$\text{SNR}_{\text{NPWMF}}^2 = \frac{[\int S(f_x, f_y)^2 df_x df_y]^2}{\int S(f_x, f_y)^2 W_g(f_x, f_y) df_x df_y}$$

$S(f_x, f_y)$: trasformata di Fourier del segnale presente nell'immagine

$W_g(f_x, f_y)$: trasformata di Fourier della funzione di autocorrelazione dei dati (segnale + rumore)

La valutazione completa del meccanismo di percezione deve tenere conto anche delle caratteristiche di rivelazione del sistema occhio-cervello.

Il rapporto segnale-rumore

$$\text{SNR} = S / N_{\text{imm}}$$

deve quindi essere corretto in funzione delle caratteristiche della visione umana:

- risoluzione
- rumore

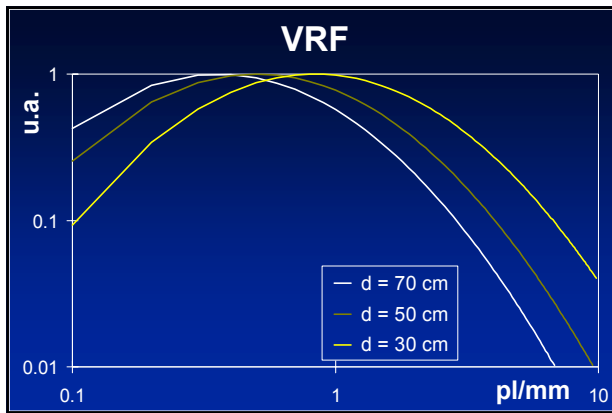
CAPACITÀ RISOLUTIVE DEL SISTEMA OCCHIO-CERVELLO

La risposta del sistema occhio-cervello a un impulso ad alto contrasto e' descritta da una curva di risposta analoga alla "modulation transfer function" di un sistema di rivelazione:

$$\text{VRF}(f) = \exp(-(\ln f - \ln(25/d))^2 / 1.894)$$

f = frequenza (cicli/mm)

d = distanza di osservazione (cm)



La VRF, nel caso in cui la distanza di osservazione sia fissa, modifica il contenuto in frequenza del segnale e del rumore presenti nell'immagine:

$$S(f_x, f_y) \longrightarrow S(f_x, f_y) \text{VRF}(f_x, f_y)$$

$$W(f_x, f_y) \longrightarrow W(f_x, f_y) \text{VRF}^2(f_x, f_y)$$

La VRF non sembra però avere alcun effetto nel caso in cui la distanza di osservazione possa essere variata a piacere

RUMORE

Come tutti i sistemi di rivelazione, anche il sistema occhio-cervello presenta un suo rumore intrinseco. Ad esso si aggiunge il rumore dovuto alla variabilità decisionale del meccanismo di percezione.

Non e' valutabile in termini precisi come può essere valutato il rumore di un sistema di rivelazione.

CORREZIONE PER IL RUMORE INTERNO DEL SISTEMA OCCHIO-CERVELLO

Per tenere conto del rumore interno del sistema occhio-cervello viene introdotto nel modello un termine costante N_e che va a sommarsi al termine N_{imm} dovuto al rumore presente sull'immagine:

$$N = N_{imm} + N_e$$

Il rapporto segnale-rumore, come visto dal sistema occhio-cervello, assume quindi una forma del tipo:

$$S / (N_{imm}^2 + N_e^2)^{1/2}$$

in cui:

S e N_{imm} sono il segnale e il rumore presenti sull'immagine eventualmente modificati dalla VRF

N_e e' il termine dovuto al rumore interno del sistema occhio-cervello

FATTORI CHE DETERMINANO LA QUALITÀ DI UNA IMMAGINE RADIOGRAFICA

- dose
- elaborazione dell'immagine

Dose

DOSE

da essa dipende il rumore presente sull'immagine, soprattutto per quanto riguarda il rumore quantico

$$W_{\Delta q/q} \approx D$$

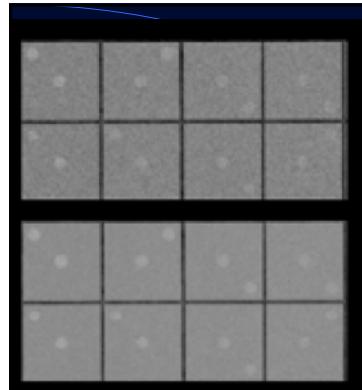
DOSE

$$SNR = S/N_{imm}^{1/2}$$

$$[S \approx D - N_{imm} (W_{\Delta q/q} \approx D)]$$

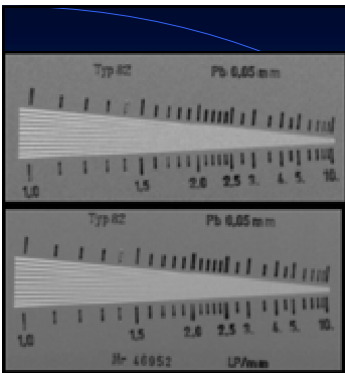
$$SNR \approx D^{1/2}$$

all'aumentare della dose aumenta il rapporto segnale/rumore e quindi migliora la risoluzione di contrasto



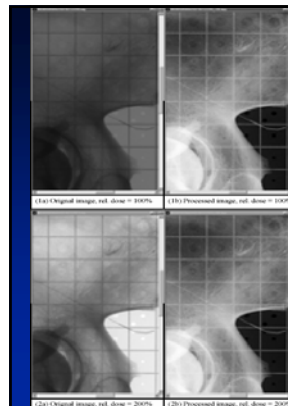
Upper row: relative dose 100%
Lower row: relative dose 400%
(SNR ratio: 2)

Significant change of low-contrast resolution can be observed, which would also be expected in clinical practice.



Upper row: relative dose 100%
Lower row: relative dose 400%
(SNR ratio: 2)

Increased noise level does not affect the visibility, because of the high object contrast.



Upper row: relative dose 100%
Lower row: relative dose 200%

Elaborazione

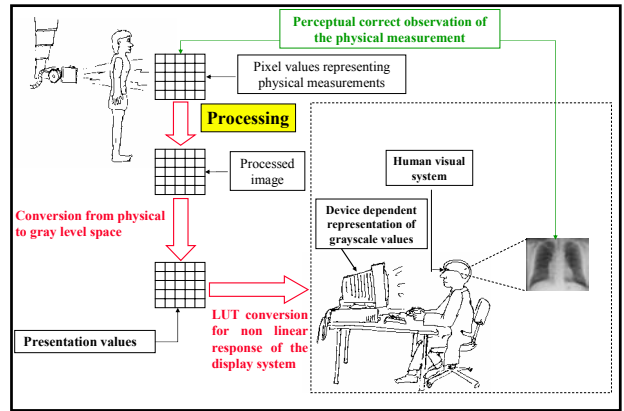


Figure 2-1 shows an original image being processed into two different processed images. The original image is processed via curve 1 to produce processed image 1, and via curve 2 to produce processed image 2. The processing includes gradation curve, windowing, and greyscale inversion.

*Image processing include:
gradation curve,
windowing and
greyscale inversion*

Figure 2-2 illustrates the windowing function for a 12bit image. The image is displayed with a combination of window center and window width. The images in one row have the same center value, and images in a column have the same width value. The windowing function is shown as a curve with a peak and a width, and the resulting images are shown as a grid of different windowing functions.

Illustration of windowing function for a 12bit image (pixel value range from 0 to 4095): each image is displayed with a combination of window center and window width. Images in one row have the same center value, images in a column the same width value

Condizioni matematiche da soddisfare per la rivelazione di un segnale:

$$S (\Delta L/L) \geq \text{contrasto soglia} (0,01 - 0,02 \text{ per lesioni circolari})$$



$$\text{SNR (rapporto segnale/rumore)} \geq K (\approx 4-5)$$



AMPLIFICAZIONE DEL CONTRASTO

L'amplificazione del contrasto aumenta l'ampiezza del segnale in modo da raggiungere la soglia di contrasto

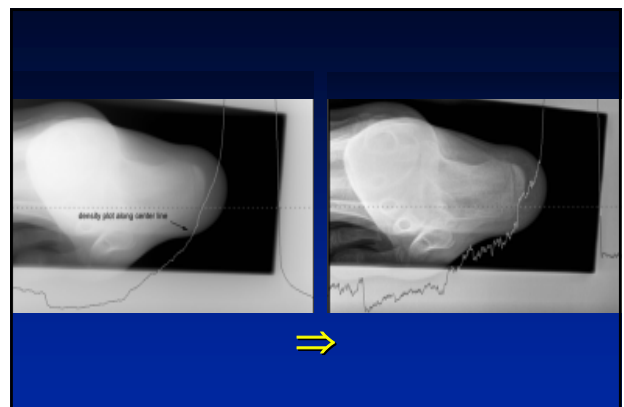
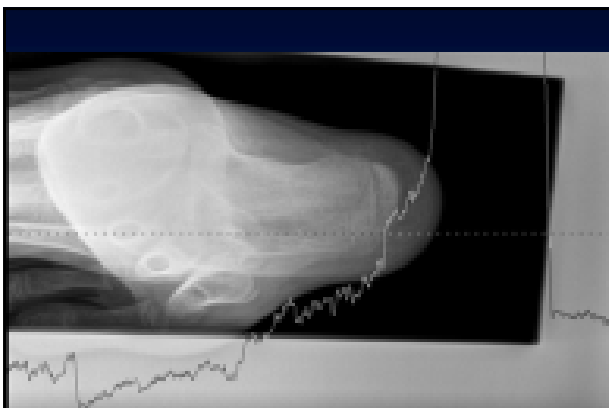
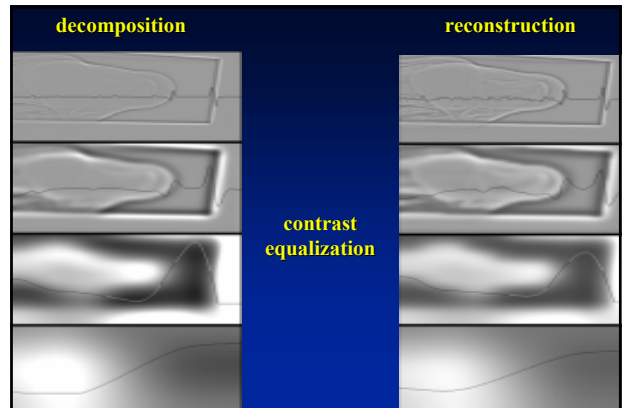
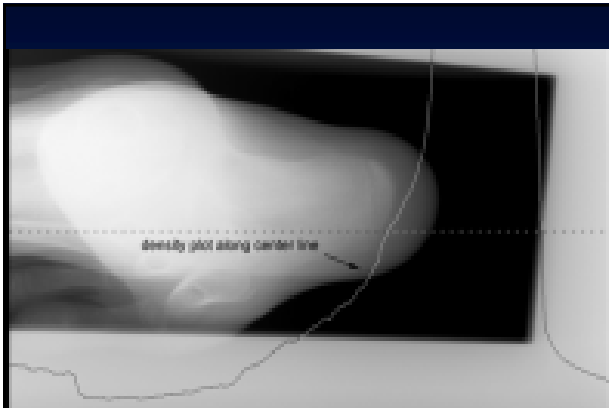
EQUALIZZAZIONE DEL CONTRASTO

- l'amplificazione globale del contrasto riduce il range dinamico (latitudine del sistema) e quindi diminuisce l'informazione dei segnali di ampiezza elevata (saturazione)
- maggiori quantità di informazione sono presenti nell'immagine se sono amplificati i dettagli piccoli, mentre nel contempo vengono ridotte le grosse variazioni di densità (quindi riducendo il range dinamico)

EQUALIZZAZIONE DEL CONTRASTO

ESEMPIO:

Multi scale image contrast amplification processing

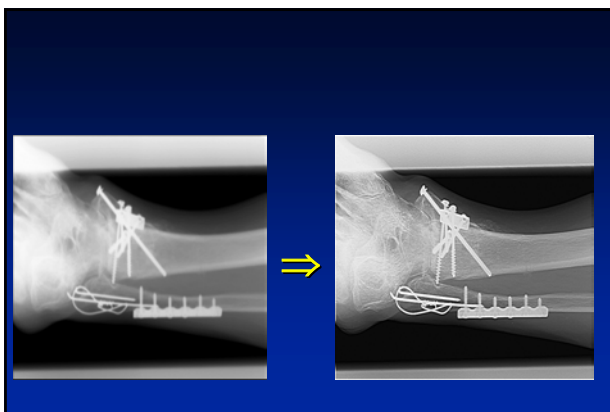


FILTRAZIONE SELETTIVA

- SNR elevato

amplificazione delle alte frequenze
("edge enhancement")

- aumenta l'ampiezza delle componenti ad alta frequenza presenti nell'immagine
- migliora la percezione dei bordi e dei piccoli dettagli (che sono deformati dalla risoluzione spaziale limitata del sistema di rivelazione)



L'amplificazione delle alte frequenze deve essere applicata con cautela:

- può introdurre artefatti (di "rebound" o "overshoot")
- può amplificare troppo il rumore

FILTRAZIONE SELETTIVA

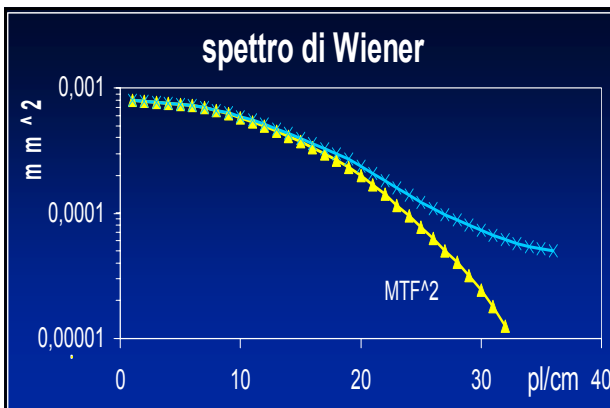
- SNR ridotto

non si può fare molto

- il rapporto S/R dipende dalle caratteristiche fisiche del sistema e dalla dose;
- all'interno della banda di frequenza del segnale se si aumenta il segnale si aumenta anche il rumore e viceversa ($SNR \approx cost$);
- vale unicamente la pena ridurre il contributo delle frequenze al fuori della banda di frequenza del segnale o nella zona dove il rapporto S/R è basso ("smoothing")



tuttavia il maggior contributo alla qualità dell'immagine dovuto alla riduzione del rumore sta nel miglioramento del confort visivo (l'attenzione dell'osservatore è meno distratta se le grosse aree rumorose sono eliminate)



CONSIDERANDO IL RUMORE INTERNO DELL'OSSERVATORE UMANO

Il rapporto S/R diventa:

$$SNR = S / (N_{imm} + N_e)^{1/2}$$

dove N_e è la componente dovuta al rumore interno del sistema occhio-cervello

L'amplificazione del contrasto (a seguito di una variazione diretta del contrasto o di una filtrazione selettiva) può migliorare il rapporto S/R

aumentando il segnale di un fattore k:

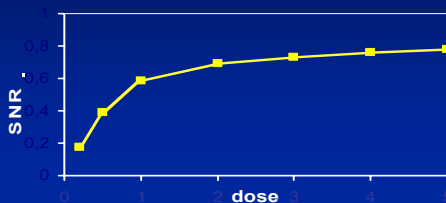
$$\text{se } N_{imm} \gg N_e \Rightarrow SNR \approx S / (N_{imm})^{1/2} \Rightarrow^k kS / (\approx k^2 N_{imm} + N_e)^{1/2} \approx S / (N_{imm})^{1/2} \quad (\text{SNR non cambia})$$

$$\text{se } N_{imm} \ll N_e \Rightarrow^k kS / (\approx k^2 N_{imm} + N_e)^{1/2} \approx kS / (N_e)^{1/2} \quad (\text{SNR aumenta})$$

Viceversa il rapporto S/R può non essere migliorato aumentando la dose

$$SNR = S / (N_{imm} + N_e)^{1/2}$$

aumentando la dose: $SNR \Rightarrow S / N_e^{1/2}$



OTTIMIZZAZIONE

Il processo di ottimizzazione richiede l'impiego di procedure teoriche e/o sperimentali.

ottimizzazione di tipo clinico:

metodi statistici (curve ROC, ecc.)

ottimizzazione di tipo fisico:

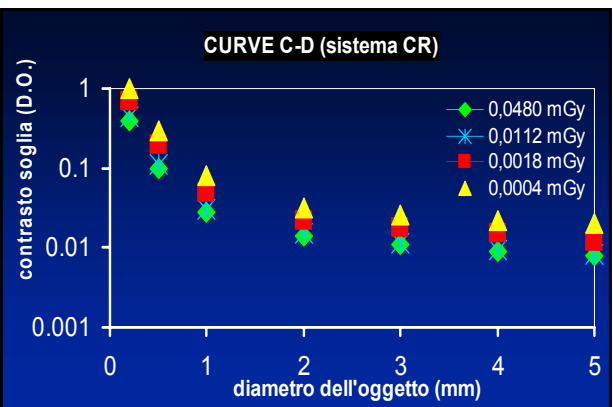
curve contrasto-dettaglio (C-D)

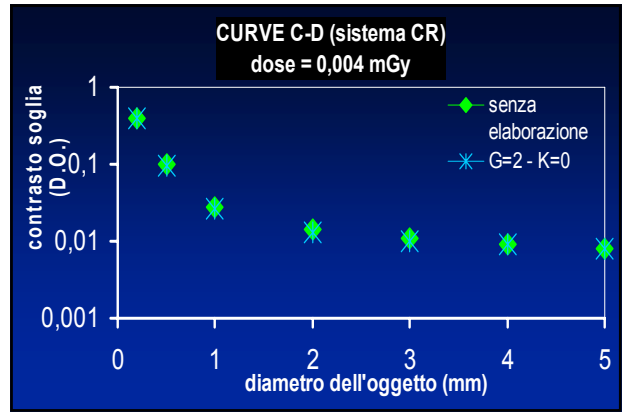
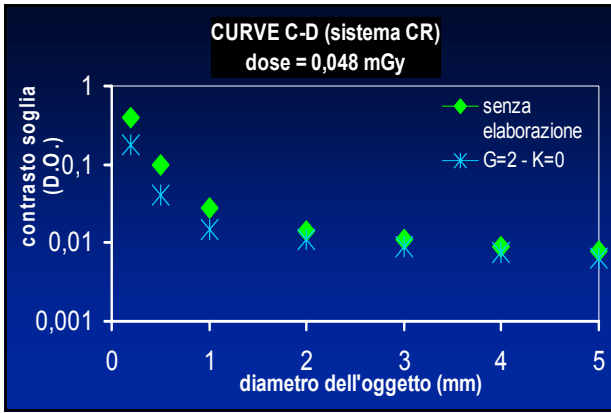
OTTIMIZZAZIONE: curve C-D teoriche

Le curve C-D possono essere ricavate in termini teorici sulla base dei modelli descritti, per oggetti semplici, con cui possono essere approssimati i dettagli clinici da rilevare.

Vengono determinati, in funzione delle dimensioni degli oggetti, i valori di contrasto tali per cui:

$$SNR \geq k \quad (3-5)$$





OTTIMIZZAZIONE: curve C-D sperimentali

Le curve C-D possono essere ricavate anche in termini sperimentali acquisendo immagini di fantocci, che simulano il paziente, in cui sono contenuti dettagli di diverse dimensioni e contrasti, facendo determinare da osservatori esperti i dettagli rilevabili.

