



CORSO PRATICO SU QUALITÀ E SICUREZZA IN RISONANZA MAGNETICA

Genova, 7 ottobre 2005

I Controlli di Qualità

Gianluca Coscia

S.C. Fisica Sanitaria

E.O. Ospedali Galliera di Genova

Obiettivi Controlli di Qualità

- Programma strutturato in livelli
 - Controlli periodici
 - Semestrali, trimestrali, mensili (...giornalieri!)
- Programma differenziato per categorie di tomografi
 - Settoriale
 - Non settoriale clinico
 - Non settoriale di alta specializzazione (MRS, fMRI)
- Ottenere risultati che rivelino peggioramenti del sistema e permettano azioni correttive
- Documentare i problemi e le azioni correttive

Variabilità del sistema

- Sistema RF
 - Deriva dell'elettronica del sistema RF
 - Bobine, Catena trasmissione/ricezione
- Campo magnetico
 - Decadimento
 - Materiali ferro- para- magnetici estranei
- Gradienti
 - Malfunzionamento

Protocolli accreditati

- Eurospin
 - Fantoccio specifico
 - Acquisizioni a strato singolo
 - Caratterizzazione tissutale
- ACR (American College of Radiology)
 - ACR MRI *Accreditation Recommendation*
 - Prove giornaliere!
 - Stabilità del campo magnetico
 - Rapporto Segnale Rumore
 - Esame degli artefatti
- NEMA (National Electrical Manufacturers Association)
 - Anche parametri *non imaging*
 - Rumore acustico, gradienti, SAR
- AAPM (American Association of Physicists in Medicine)
 - Indica le tolleranze

Parametri *imaging* e *non-imaging*

- Parametri *imaging*
 - Parametro funzionale caratteristico della qualità di immagine e direttamente ricavabile dall'immagine ottenuta
- Parametri *non-imaging*
 - Frequenza di risonanza
 - Stabilità del campo statico
 - Intensità e linearità dei gradienti
 - *Eddy currents* (correnti parassite)
 - Accuratezza *flip angle* (angolo di nutazione)
 - Calibrazione della radiofrequenza
 - Difficoltà legate a:
 - Disponibilità di procedure dedicate sul tomografo
 - Disponibilità di strumentazione dedicata
 - Oscilloscopio, bobine di esplorazione

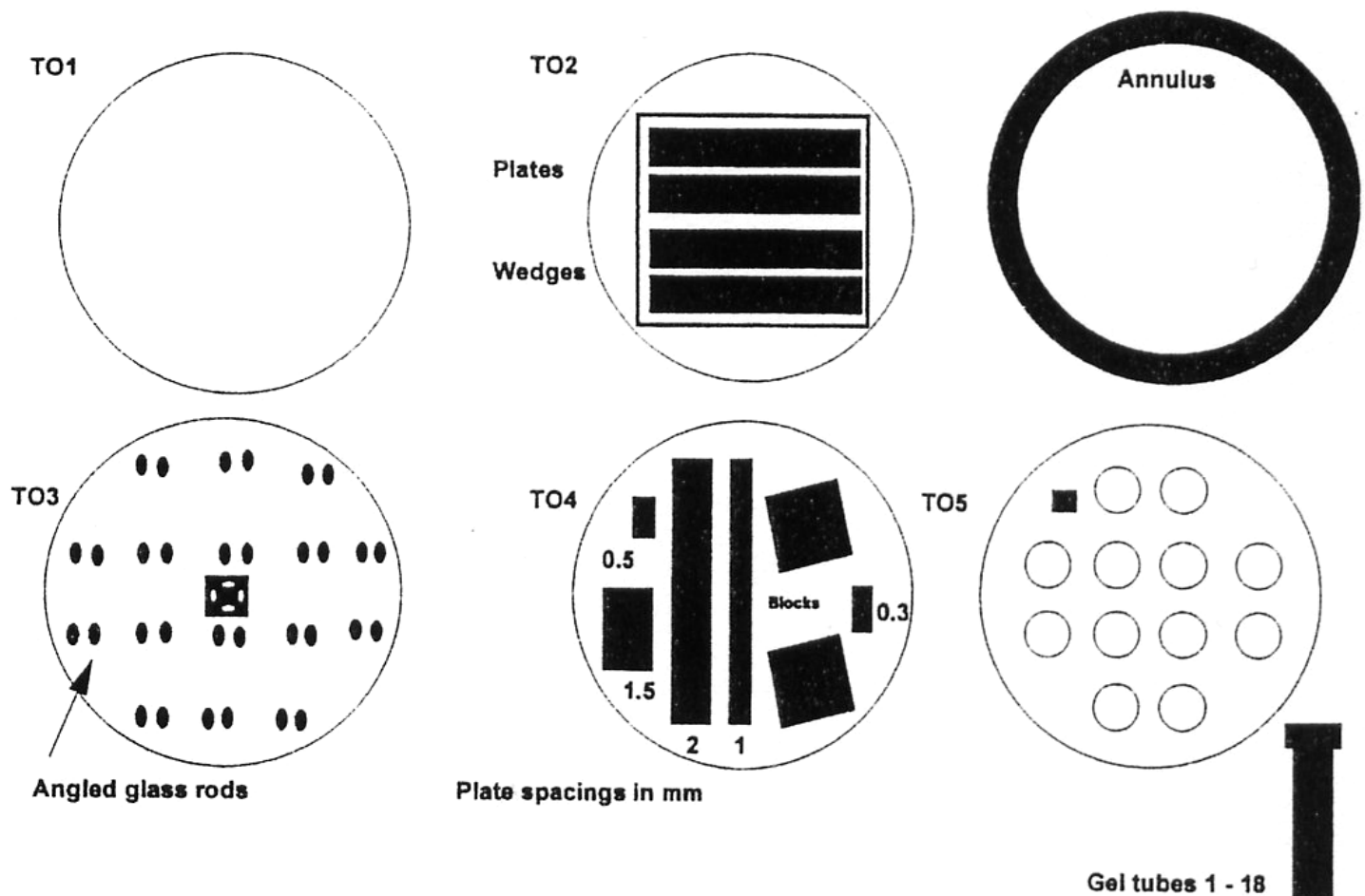
Correlazione parametri *imaging e non-imaging*

	SNR	Dist. geo	Unif.	Risol.	Spess.	ghost	T1 T2
Frequenza di risonanza							
Stabilità e omog. B_0							
Int. e lin. gradienti							
Eddy currents							
Accuratezza FA							
Calibrazione RF							



Fantocci

Fantoccio EUROSPIN



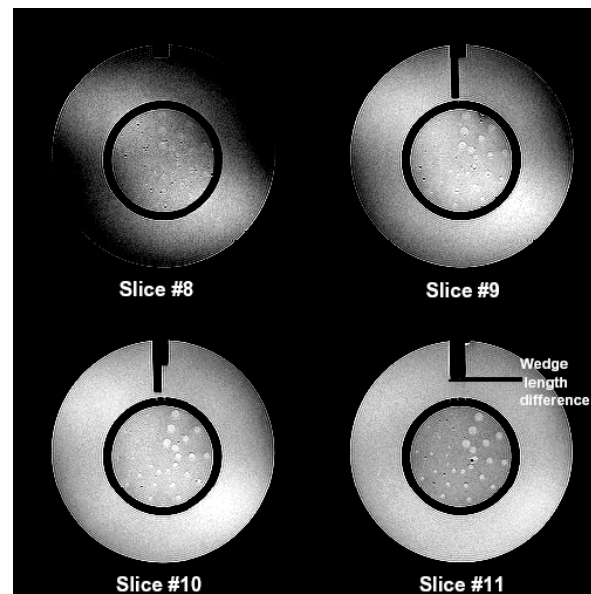
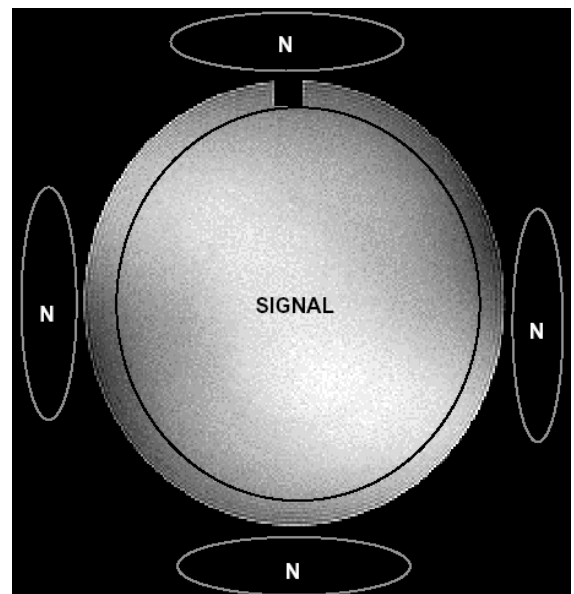
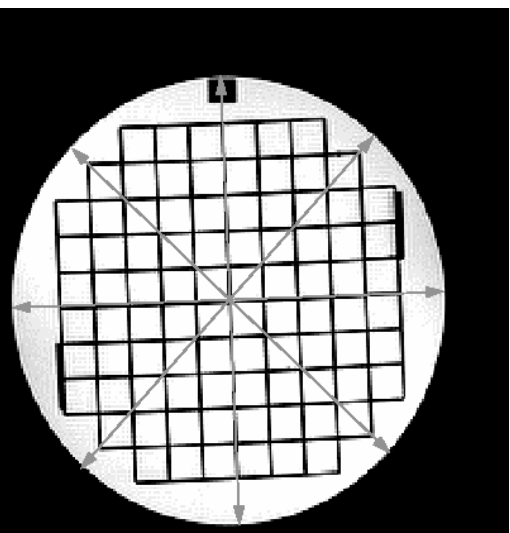
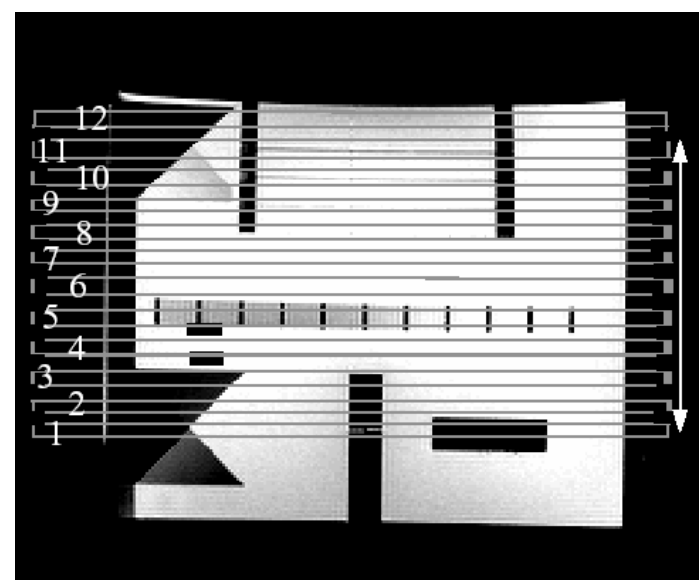
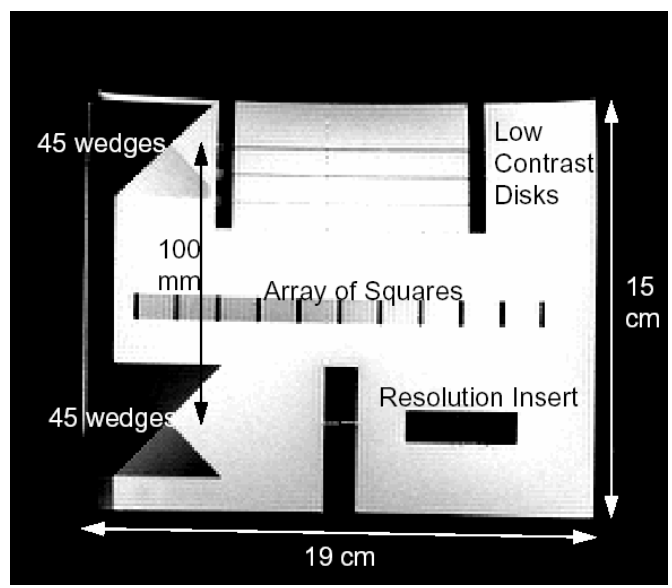
TO1 omogeneo uniformità, ghosting, SNR
 TO2 geometrico dist., profilo e spessore di strato
 TO3 bastoncini deformazione e posizione di strato

■ TO4 risoluzione risoluzione spaziale
 ■ TO5 provette accuratezza T1 e T2
 ■ Cilindro di carico

Fantoccio EUROSPIN

- Plastica e vetro, diametro esterno 200 mm
- Soluzione di CuSO_4 debolmente acida
 - Prevenzione della precipitazione
 - Aumento del T1
 - $T1=300\text{ms}$ a 8 MHz (0.188 T)
- Dipendenza di T1 da frequenza
- Dipendenza di T1 da temperatura
 - 4% per grado °C
 - Utilizzo gel in provetta per calibrazioni T1 T2
- Oggetti aggiuntivi
 - TO1A omogeneo lungo 200 mm
 - TO4A per la risoluzione contenente 4 blocchi in perspex per MTF
 - TO6 per la posizione dello strato lungo 170 mm contenente 2 barre angolate in vetro
 - TO8 bottiglia 50 mm per ghosting

Fantoccio ACR



Fantoccio ACR

- Acrilato, vetro, gomma al silicone
- Dimensioni
 - Esterne diametro 20.4 cm, lunghezza 16.5 cm
 - Interne diametro 19.0 cm, lunghezza 15.0 cm
- Posizionabilità nelle tre orientazioni
- Soluzione NiCl_2 10 mmol
 - NaCl 45 mmol per simulare la conduttività biologica
- Inserti
 - Basso contrasto
 - Risoluzione spaziale
 - Rampe per lo spessore di strato
 - Griglia per la distorsione
 - Zona omogenea

- Spesso però si hanno a disposizione solo i fantocci forniti con l'apparecchiatura e "non sempre" permettono di misurare tutti i parametri previsti dai protocolli ...

Software di analisi

- SW residente sul tomografo
 - Sempre presenti
 - valor medio di una ROI e deviazione standard
 - profilo di linea (quasi sempre ...)
- Estrazione dei dati
 - Analisi su WS separata



Parametri

Uniformità

- Generalmente inferiore a quella di altre modalità radiologiche, dipendente da
 - Forte disomogeneità del campo statico (impianto ferroso nel paziente)
 - Uniformità del campo RF (dipendente dalla geometria della bobina)
 - È il fattore che influisce maggiormente *in pratica*
 - Forte calo del segnale con la distanza in una bobina di superficie
 - Buona uniformità XY in bobine cilindriche (testa e corpo), minore uniformità lungo Z
 - Correnti parassite nei gradienti
 - Risposta in frequenza del sistema RF
 - Sequenze

Misure di Uniformità - *generalità*

- Fantoccio omogeneo
 - EUROSPIN TO1A
 - Testa ϕ 200 mm l 200 mm
 - Corpo ϕ 450 mm l 300 mm
 - AAPM
 - $\phi \geq 100$ mm o 80% FOV $l \geq 2 \cdot SS$ o $l \geq 2 \cdot IVS$
 - NEMA
 - $\phi \geq 100$ mm *testa* $\phi \geq 200$ mm *corpo*
 - altro fantoccio omogeneo avente
 - Diametro 200 mm (ev. maggiore per corpo)
 - T1 = 300ms
- Posizionamento all'isocentro
- Cilindro di carico per testa/corpo

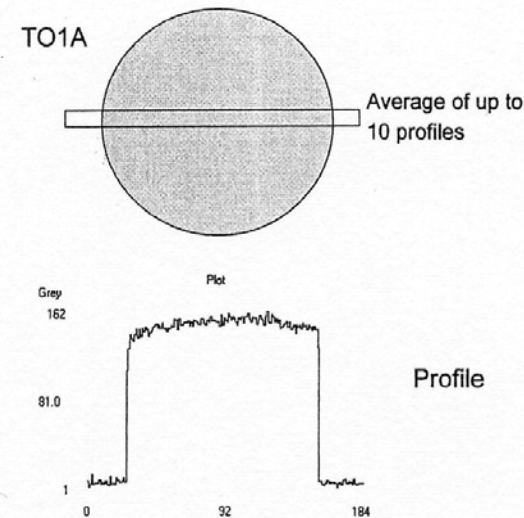
Misure di Uniformità - *procedura*

- Bobina testa e corpo
- Sequenza
 - SE TR/TE 1000/30 ms 1 NSA
 - SW 5mm, 256x256, FOV 250 mm
(diametro + 50 mm)
- Acquisizione **TRA**, **COR**, **SAG** attraverso il centro

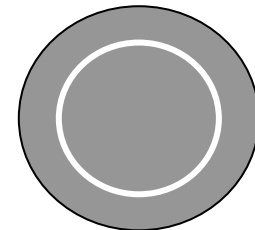
Misure di Uniformità - *analisi*

- Profilo di linea centrale in direzione delle fasi e delle frequenze (meglio se 10 medie)
- Valore modale in una ROI centrale di 100 pixel (no artefatti!)
- **EUROSPIN**
 - **Uniformità Frazionale**: frazione del profilo che rientra nel $\pm 10\%$ del valore modale
 - Valori tipici 0.6÷1.0
- **AAPM**
 - **Uniformità Integrale Percentuale**: ROI di 100 pixel o 10% dell'area

$$U = 100 \cdot \left[1 - \frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \right]$$



Analisi dell'Uniformità EUROSPIN
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*



Analisi dell'Uniformità EUROSPIN

Misure di Uniformità - *suggeriment*

■ Criticità:

■ EUROSPIN

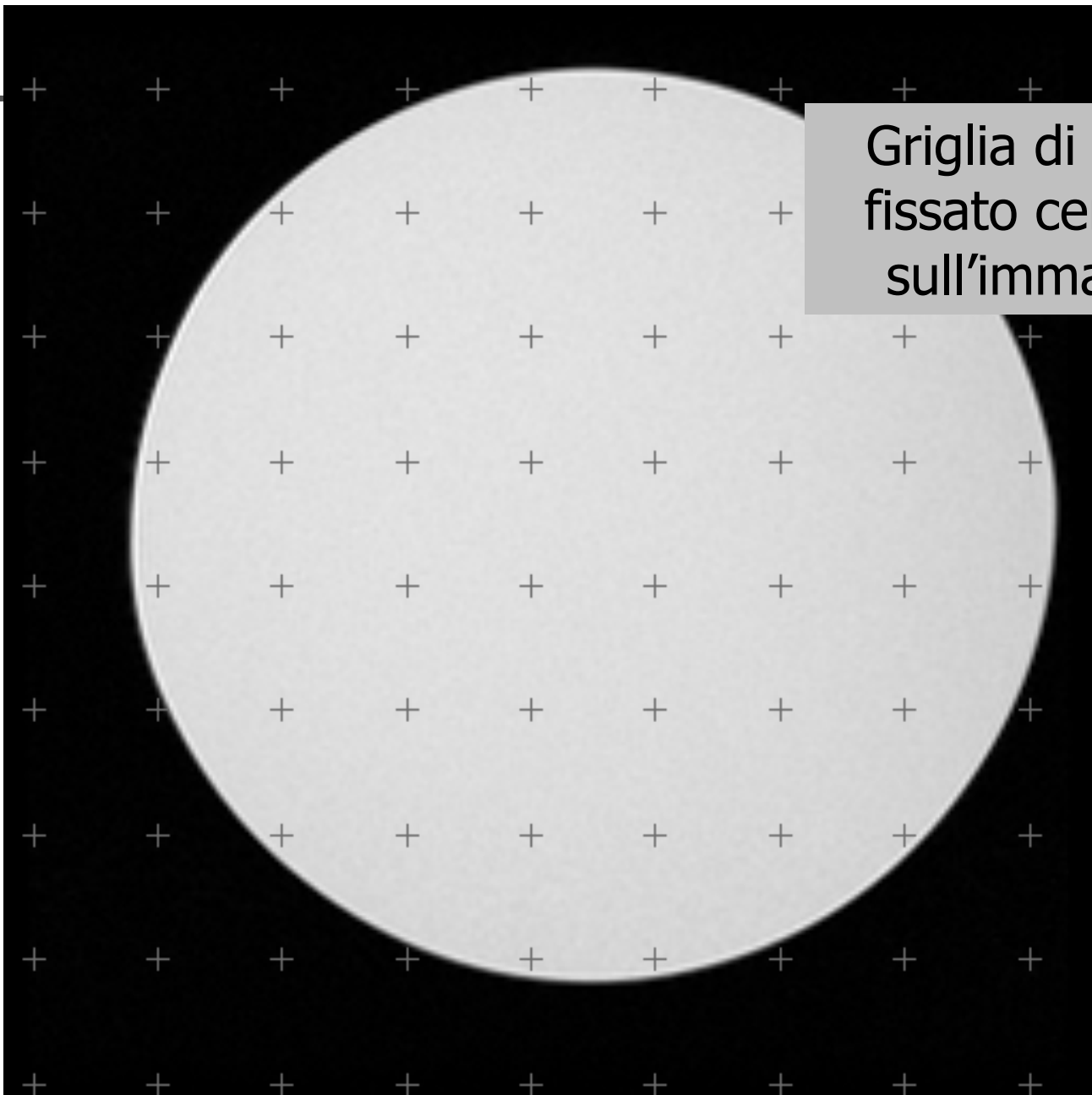
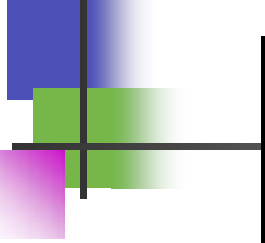
- Non considera eventuali disomogeneità presenti fuori dagli assi

■ AAPM

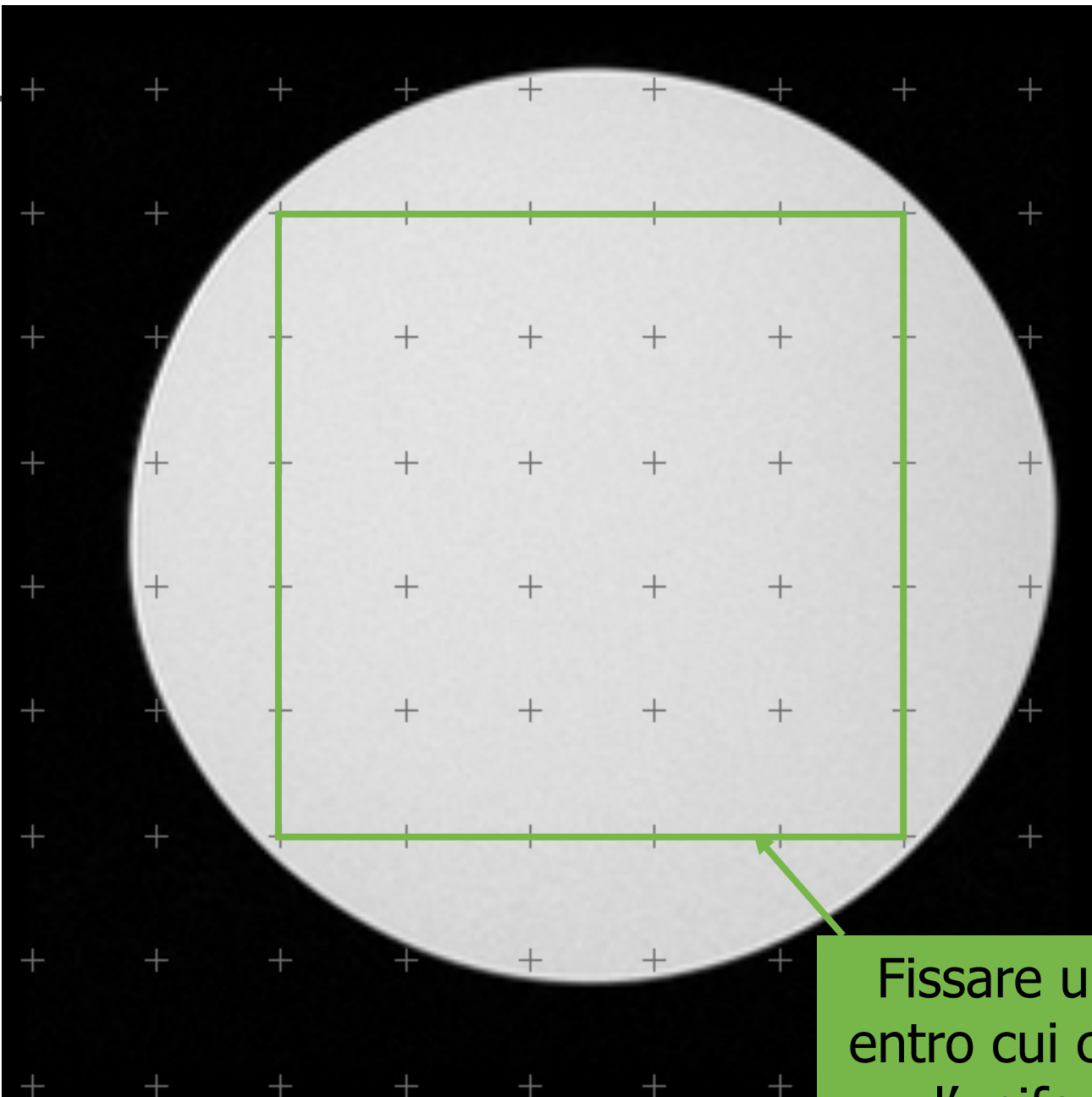
- E' influenzato dal rumore e da eventuali *spike*
- Può dipendere molto dalla scelta della ROI

■ Possibili soluzioni:

- Fissare le condizioni di misura in modo da renderla più riproducibile possibile (posizione fantoccio, griglia, dimensione ROI)
- Misurare **NON** i valori Max e Min puntuali, ma le medie di piccole ROI incluse nella regione fissata per calcolare l'uniformità



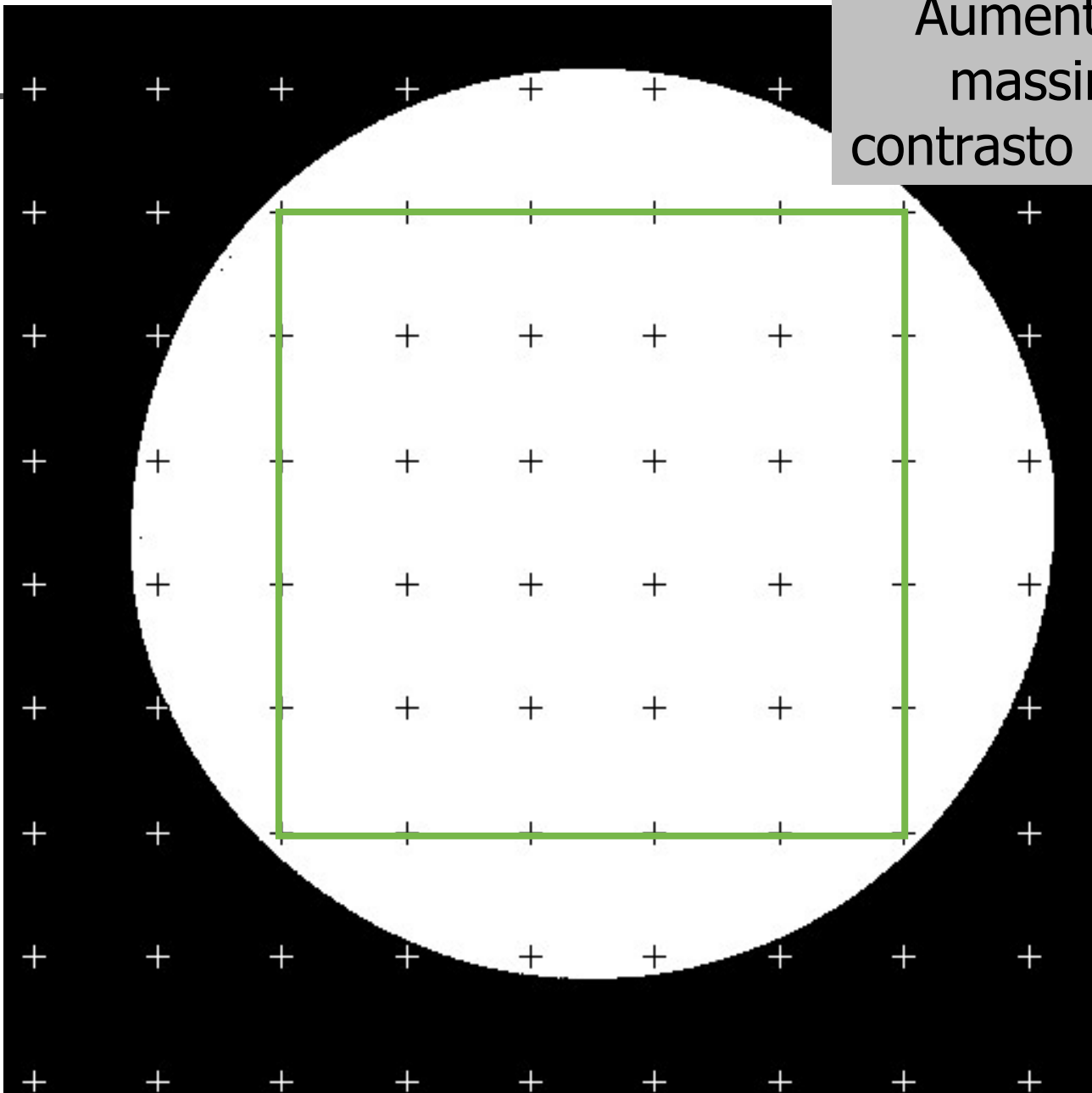
Griglia di passo
fissato centrata
sull'immagine



Fissare una ROI
entro cui calcolare
l'uniformità

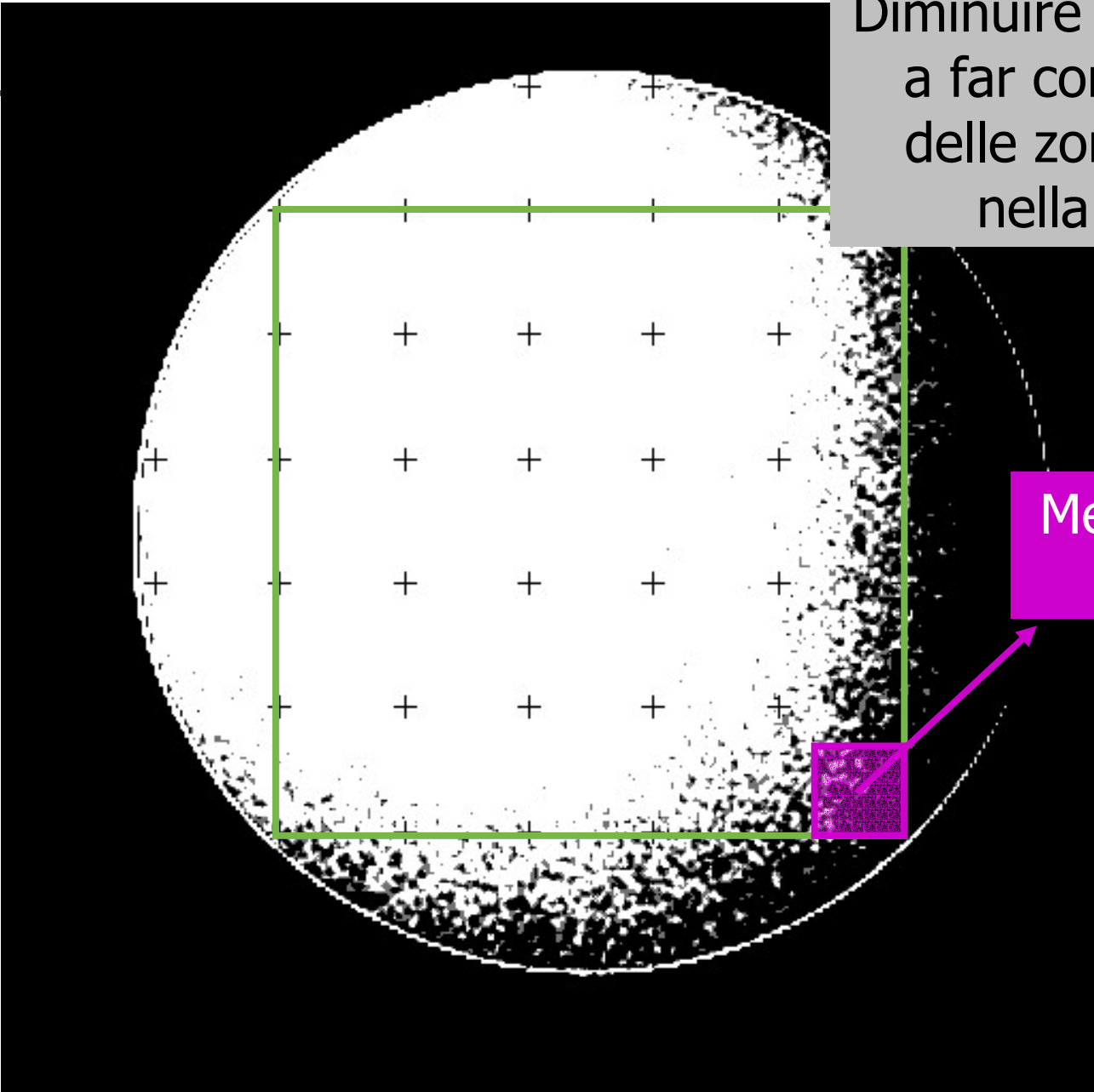


Aumentare al
massimo il
contrasto (WW=1)

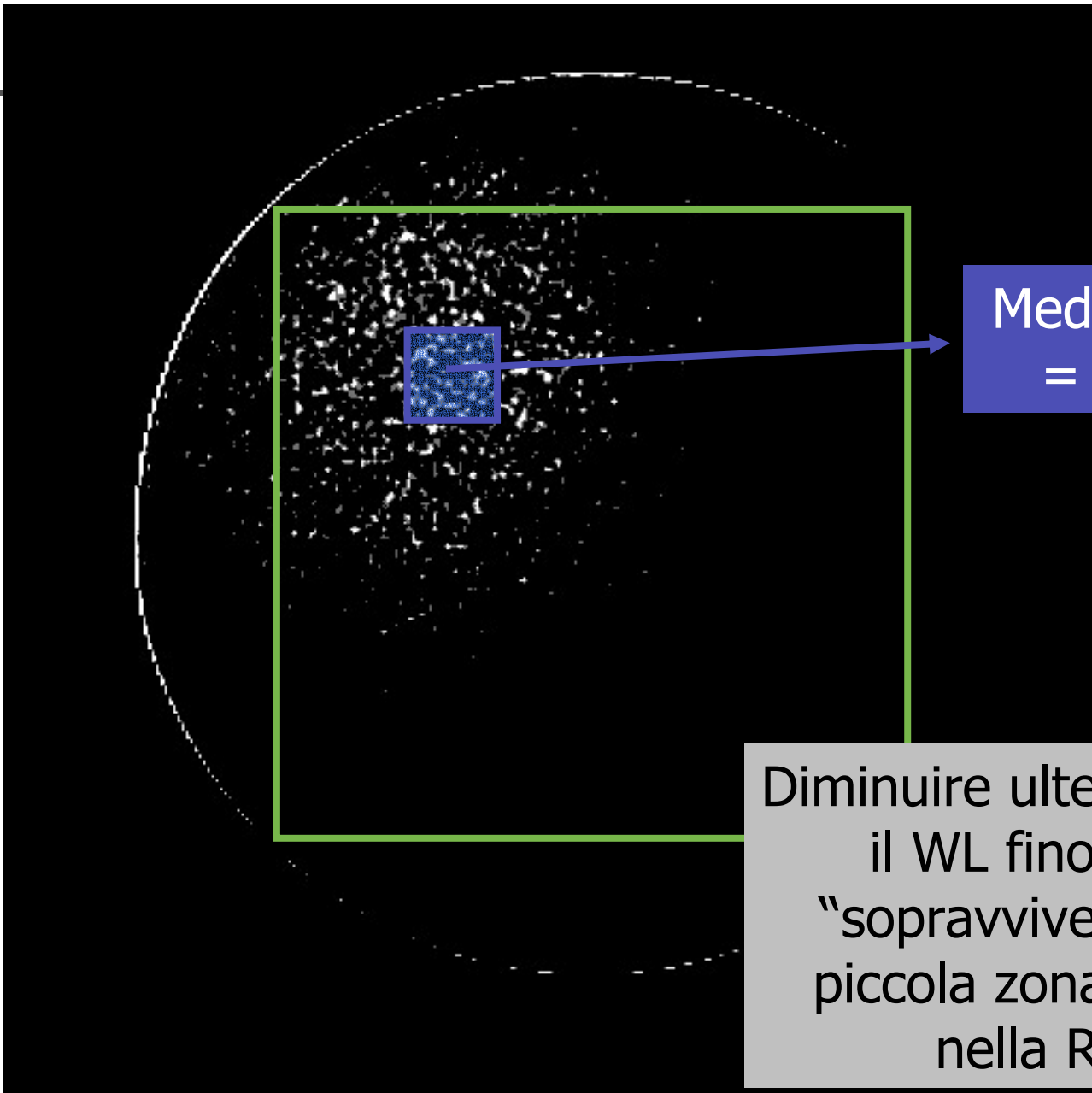




Diminuire il WL fino
a far comparire
delle zone nere
nella ROI



Media ROI
= Min

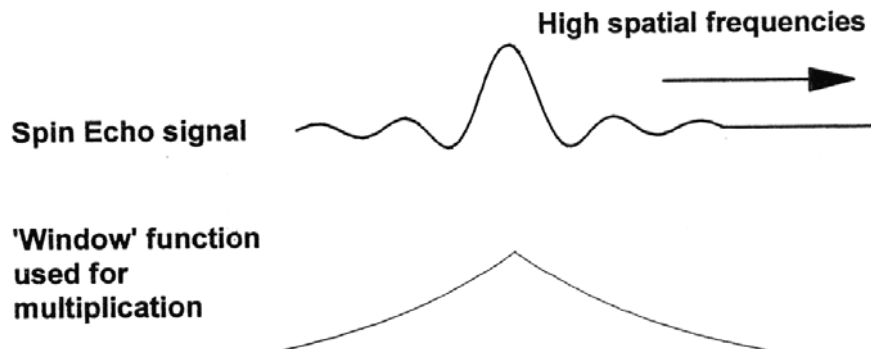


Media ROI
= Max

Diminuire ulteriormente
il WL fino a far
"sopravvivere" una
piccola zona bianca
nella ROI

Rapporto Segnale-Rumore

- Indicatore sensibile, influenzato da
 - Aumento del rumore ambientale
 - *Esterno* diminuzione dell'isolamento RF
 - *Interno* da RM o da elementi accessori
 - Variazioni del carico della bobina RF
 - Problemi di sintonizzazione del sistema RF
 - Disomogeneità dei campi statico e RF
 - Sequenza impiegata
 - Strati sottili, FOV piccolo, TR breve, TE lungo
 - Parametri di ricostruzione
 - Moltiplicazione del segnale con filtro esponenziale (apodization)

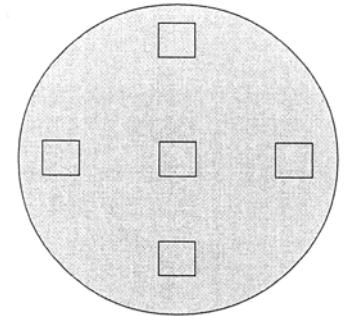


Misure SNR – *generalità e procedura*

- Fantoccio omogeneo
 - *Stessa tipologia dell'Uniformità*
- Posizionamento all'isocentro
- Cilindro di carico per testa/corpo
- Sequenza standard *idem Uniformità*
 - SE TR/TE 1000/30 ms 1 NSA
 - SW 5mm, 256x256,
 - FOV 250 mm (*diametro + 50 mm*)
- Acquisizione **TRA**, **COR**, **SAG** attraverso il centro

Misure SNR – *analisi 1*

- Acquisizione di due scansioni per ciascuna orientazione
- Sottrazione delle immagini
⇒ immagine del rumore
- Misura del **valore medio S** del **segnale** su 5 regioni di circa 400 pixel di una immagine originale
- Misura della **deviazione standard** del **rumore SD** nelle stesse 5 regioni dell'immagine sottratta



Analisi rapporto Segnale-Rumore
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

$$SNR_i = \frac{1}{\sqrt{2}} \cdot \frac{S_i}{DS_{rumore, i}}$$

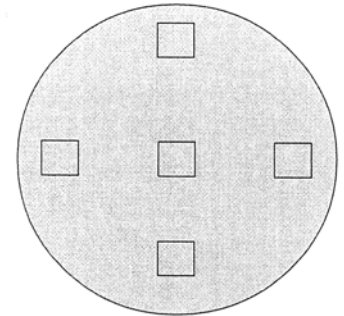
$$SNR = \langle SNR_i \rangle$$

Misure SNR – *analisi 2*

- Applicabile in condizioni di buona omogeneità
- Misura del **valore medio S** e della **deviazione standard DS** nelle 5 regioni

$$SNR_i = \frac{S_i}{DS_i}$$

$$SNR = \langle SNR_i \rangle$$



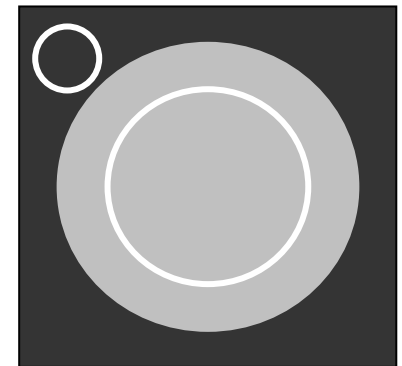
Analisi rapporto Segnale-Rumore
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

- Metodi alternativi:
 - ROI di 100 pixel o 10% dell'area

$$SNR = \frac{(S_{imm} - S_{fondo})}{DS_{imm}}$$

$$SNR = 0.655 \frac{(S_{imm} - S_{fondo})}{DS_{fondo}}$$

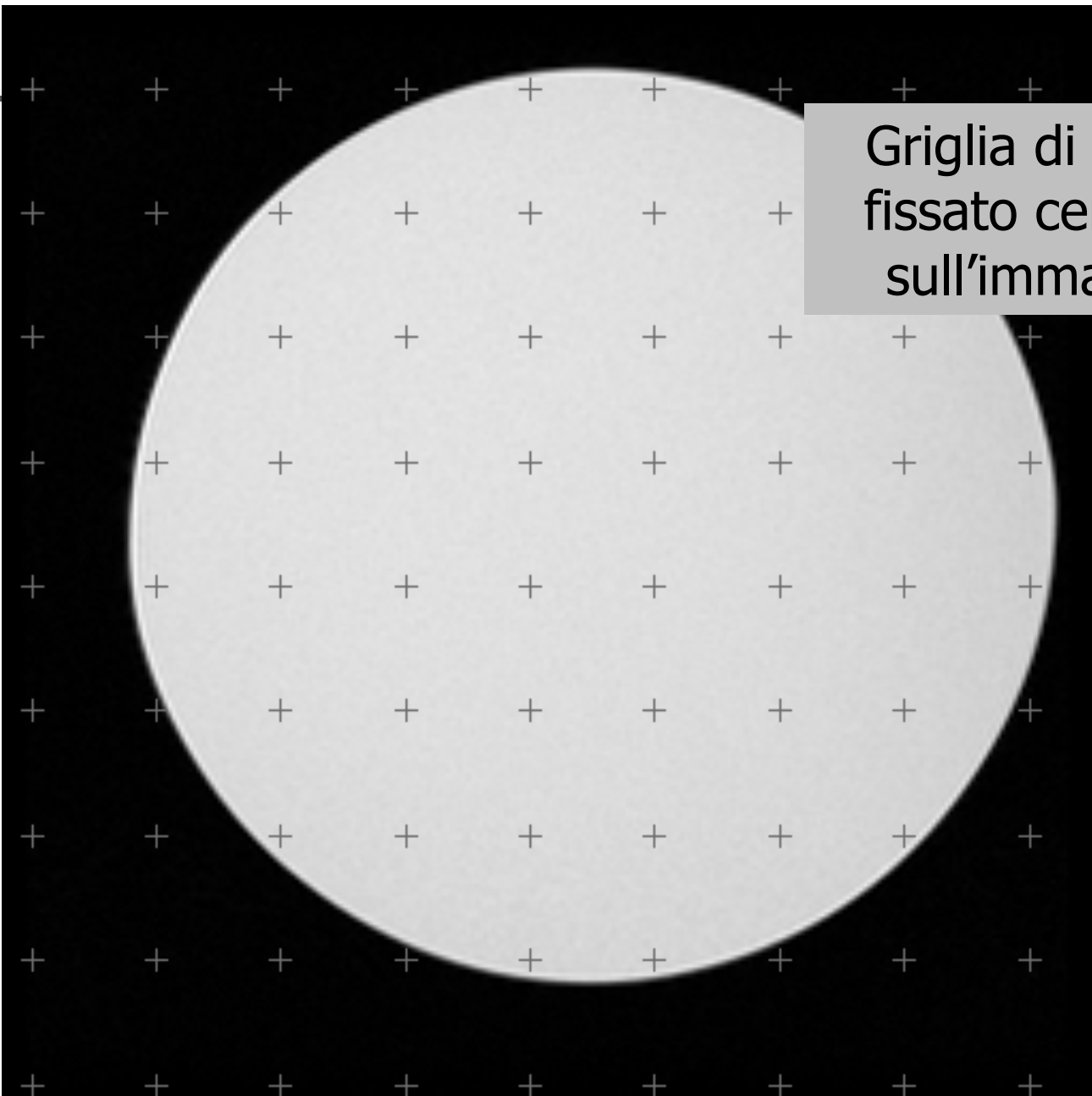
Distribuzione di Rayleigh del rumore di fondo in un'immagine "modulo"



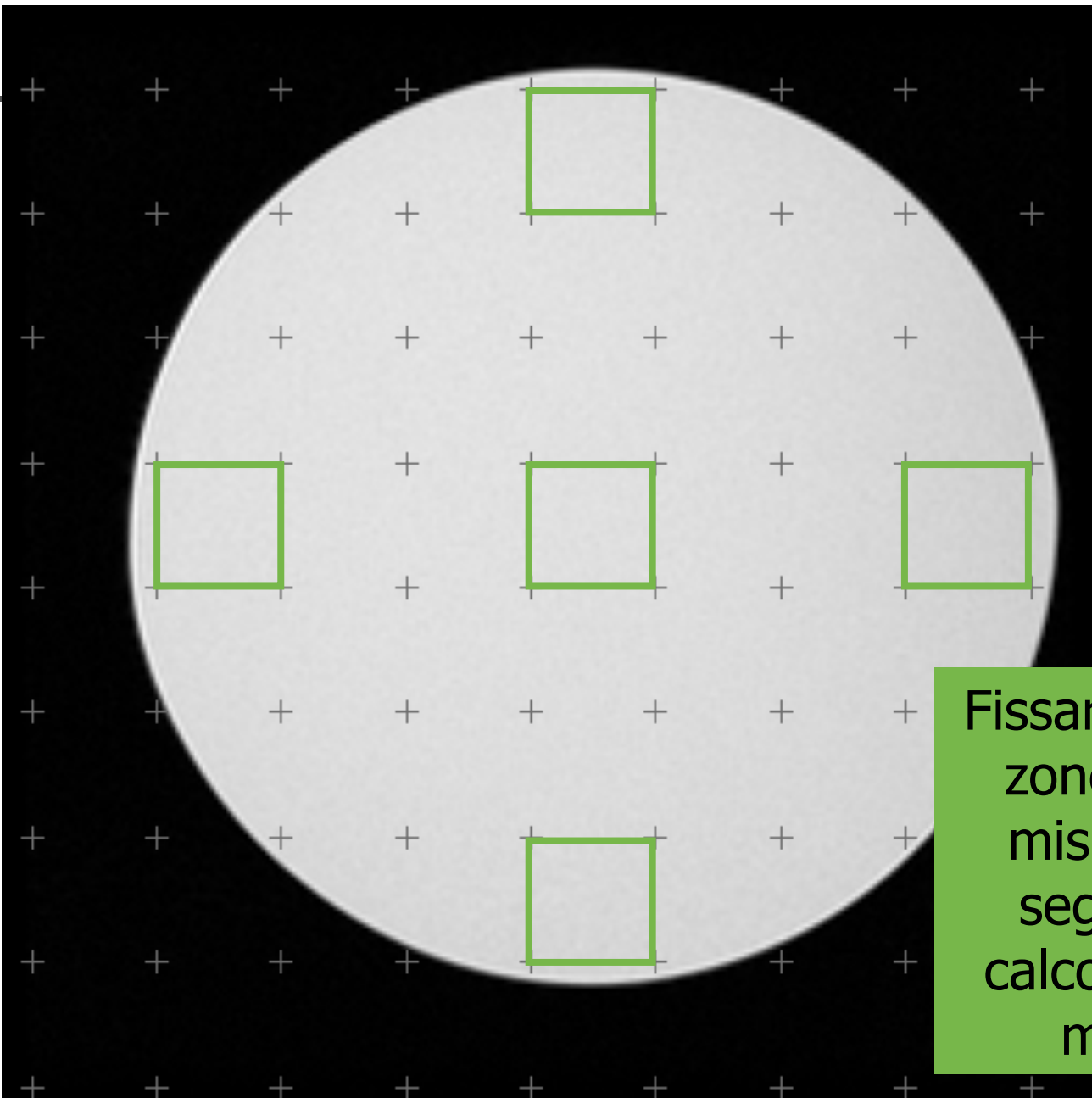
Analisi rapporto Segnale-Rumore
AAPM

Misure SNR – *suggerimenti*

- Criticità:
 - La deviazione standard di una ROI può dipendere fortemente da eventuali artefatti
 - Non sempre è disponibile un SW per la sottrazione di immagini
- Possibili soluzioni:
 - Fissare le condizioni di misura in modo da renderla più riproducibile possibile (griglia, dimensione ROI)
 - Misurare la SD nei 4 angoli esterni al fantoccio cercando, per ciascuna delle 4 misure, il valore minimo (che quindi non dovrebbe dipendere da eventuali artefatti) e farne la media per minimizzare eventuali "sbagli"



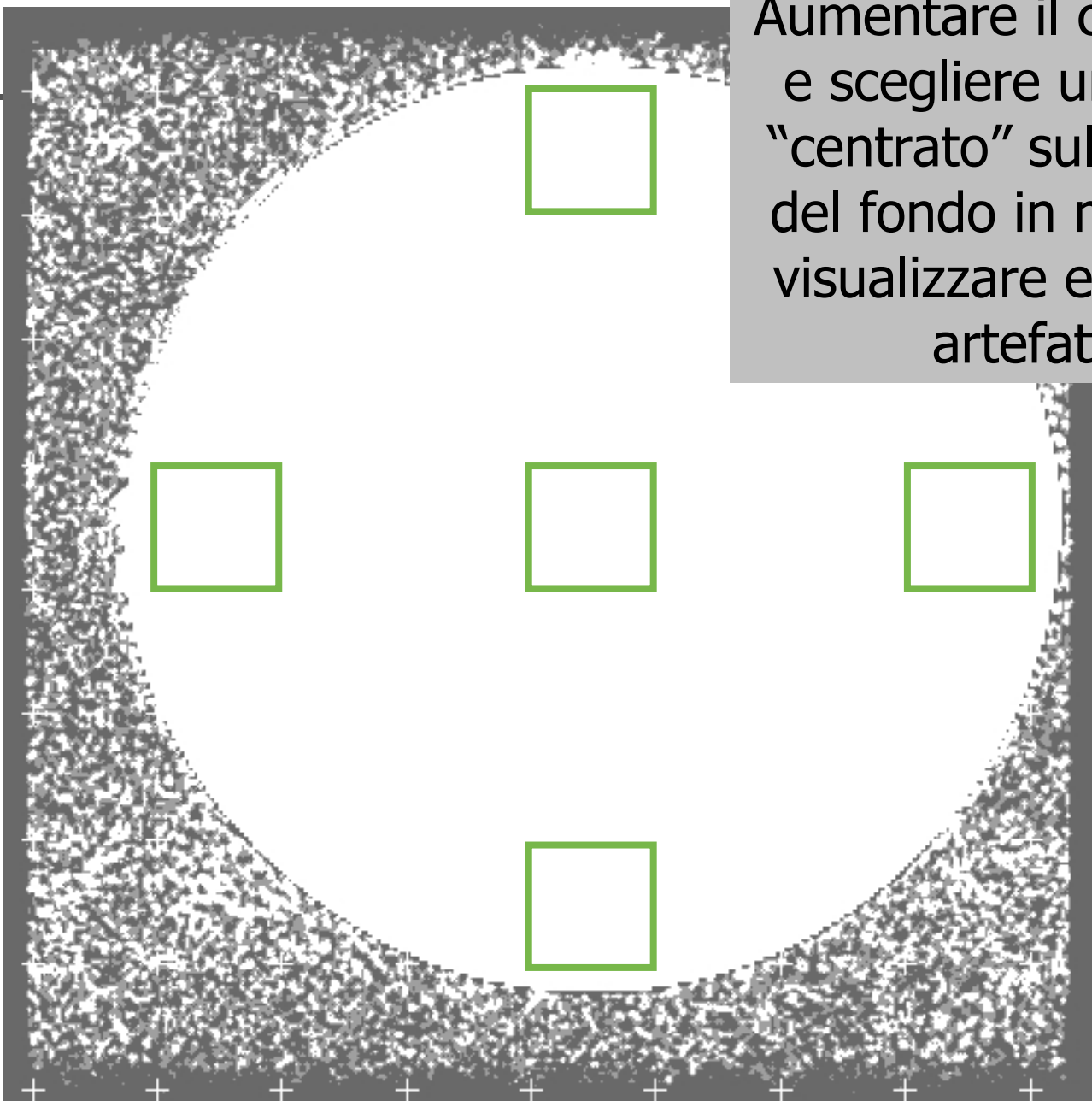
Griglia di passo
fissato centrata
sull'immagine



Fissare alcune zone in cui misurare il segnale e calcolarne la media

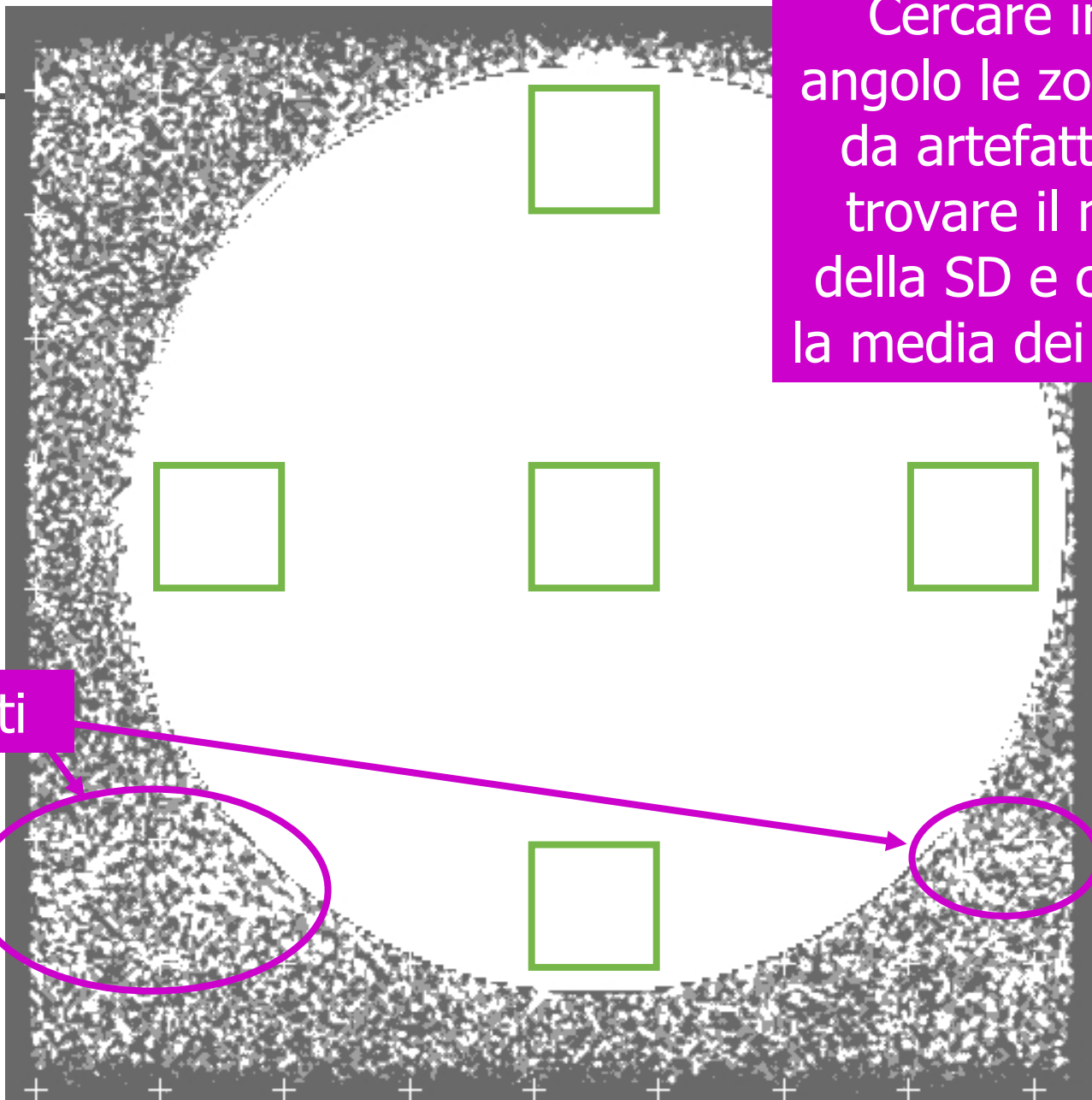


Aumentare il contrasto e scegliere un livello "centrato" sul rumore del fondo in modo da visualizzare eventuali artefatti

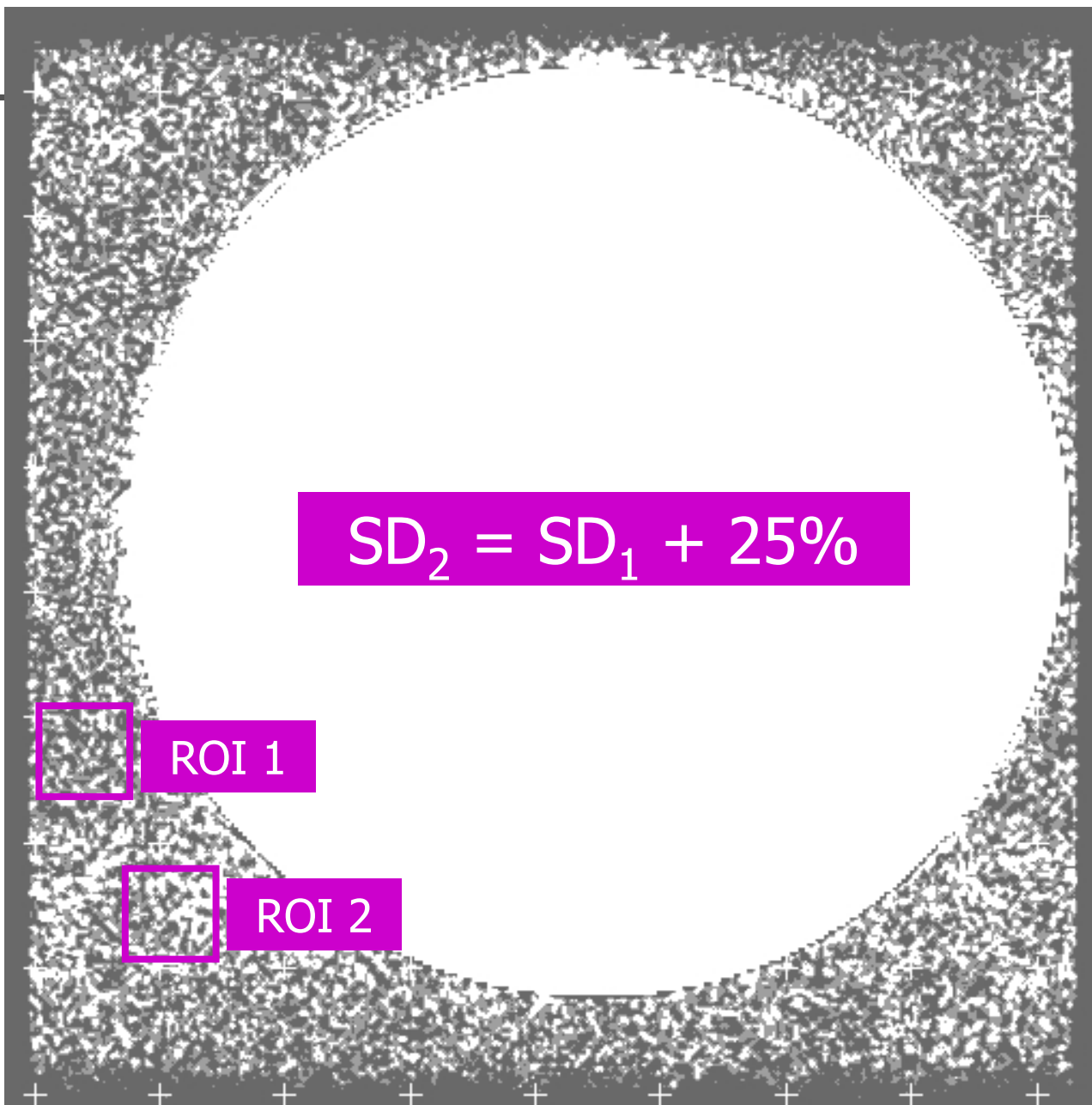


Cercare in ogni angolo le zone libere da artefatti fino a trovare il minimo della SD e calcolare la media dei 4 minimi

artefatti



Esempio



Misure SNR - *risultati*

- Difficile stabilire un intervallo di accettabilità
- Difficile fare confronti tra tomografi differenti
- Necessità di acquisire i valori SNR in fase di accettazione (\forall bobina e \forall piano di scansione) e di controllarne il degrado
- Parametro molto efficace come indicatore di malfunzionamenti da investigare ulteriormente
- Fluttuazioni del 5÷10%

Ghosting

- Dislocazione del segnale lungo la direzione delle fasi (ripetuto in maniera multipla o spalmato), causato da:
 - Movimenti del paziente, flusso sanguigno
 - Instabilità del campo statico
 - Interferenza magnetica esterna
 - Movimenti di veicoli o ascensori
 - Instabilità del campo RF e dei gradienti
 - Temporizzazione, ampiezza, fase
 - Sbilanciamento di un ricevitore in quadratura
 - Echi stimolati indesiderati in sequenze multi eco

Misure di Ghosting - *generalità*

■ Fantoccio

■ EUROSPIN T08

■ AAPM

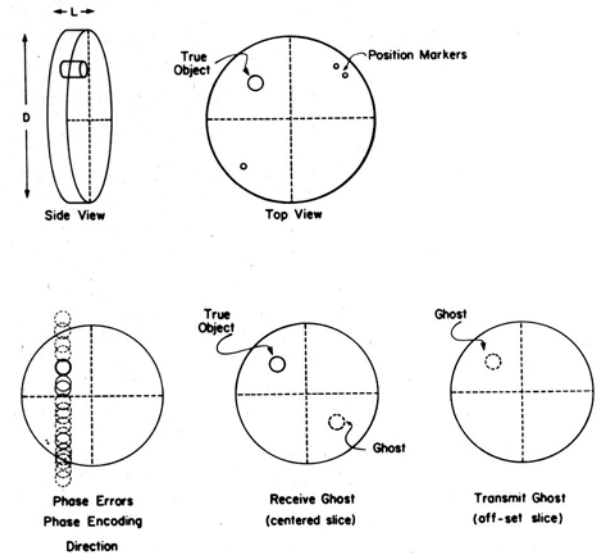
- Supporto cilindrico per provetta decentrata

■ NEMA non prevede il controllo

■ Piccola bottiglia in plastica riempita di soluzione di Sali paramagnetici

- $T1 = 300\text{ms}$

- Posizionamento decentrato sia nella direzione delle fasi che in quella delle frequenze

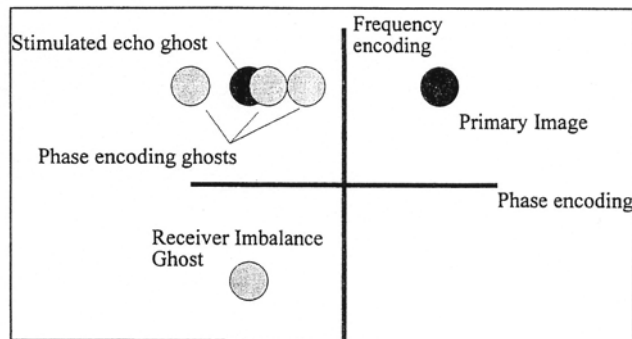


Fantoccio AAPM *ghosting*
da *Med Phys* 17:287-295; 1989

Misure di Ghosting - *procedura*

- Bobina testa e corpo
- Sequenza
 - MSE
 - TR/(TE) 1000/(30,60,90,120)
 - 1 e 2 NSA
 - SW 5 mm
 - 256x256, FOV 250 mm
 - Acquisizione **TRA**, **COR**, **SAG** dopo riposizionamento del fantoccio

Misure di Ghosting – *analisi*



Ghosting
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

- ROI circolari per valutare il segnale medio sull'immagine del primo eco
 - Sull'immagine primaria del fantoccio
 - Nella direzione delle fasi in linea con l'immagine primaria
 - In caso di ghosting multiplo prendere il più intenso
 - Per il ghosting da sbilanciamento del ricevitore
 - Nella direzione delle frequenze in linea con l'immagine primaria (fondo)
- Ripetere la procedura per i restanti echi

Misure di Ghosting – *risultati*

- Il caso ideale è l'assenza di ghosting
 - Segnale confrontabile col fondo
- Si considera ghosting una variazione di segnale pari almeno all'1% del fondo
- Valori del 2÷3% meritano un intervento
- Valutazione percentuale:

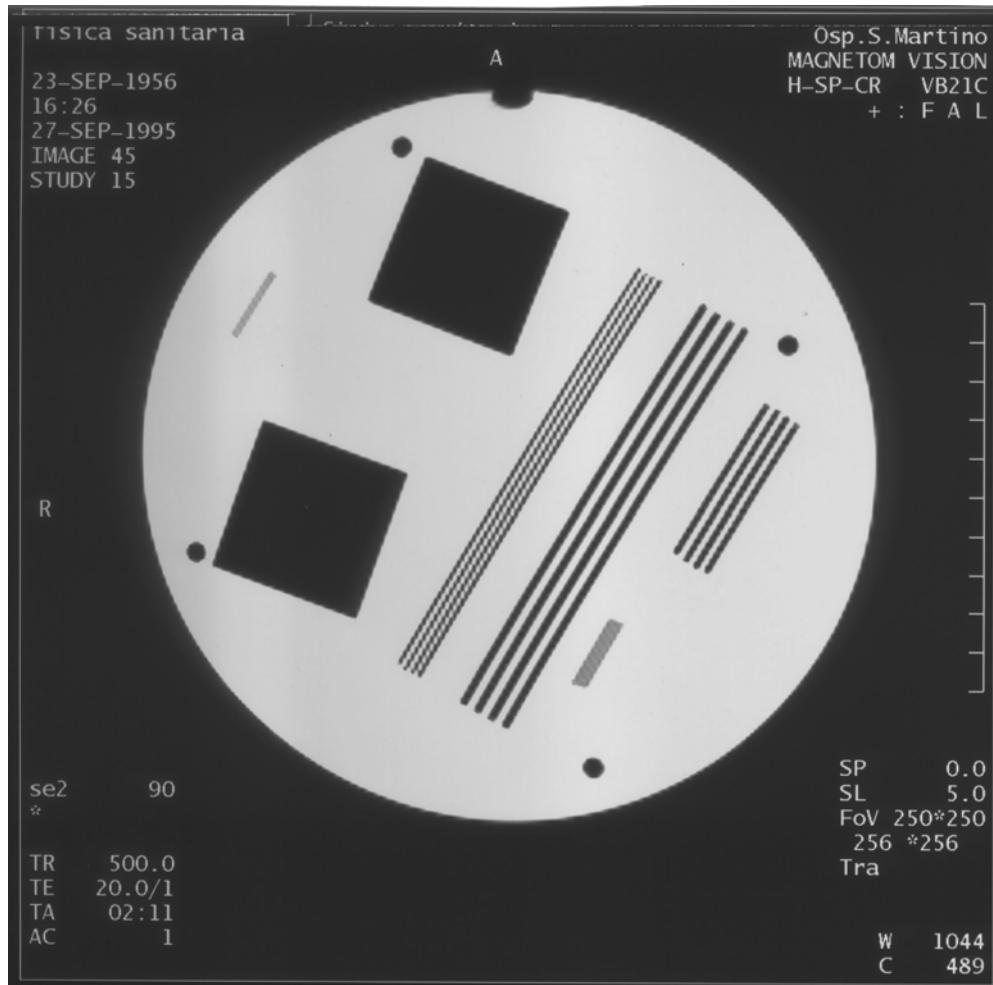
$$G = 100 \cdot \frac{S_{ghost} - S_{fondo}}{S_{imm}}$$

Risoluzione Spaziale

- Determinata dalla dimensione del pixel
 - Es.: testa, FOV 23 cm, 256x256
 - ⇒ limite del pixel 0,90mm
 - Differenza tra la direzione delle fasi e quella delle frequenze
 - Codifica in fase fornisce prestazioni inferiori poiché il gradiente necessita di parecchie accensioni/spegnimenti ad intensità sempre differenti
- Dipendenza dalle caratteristiche dei gradienti
- Risente di eventuali filtri di *smooth* utilizzati durante la ricostruzione

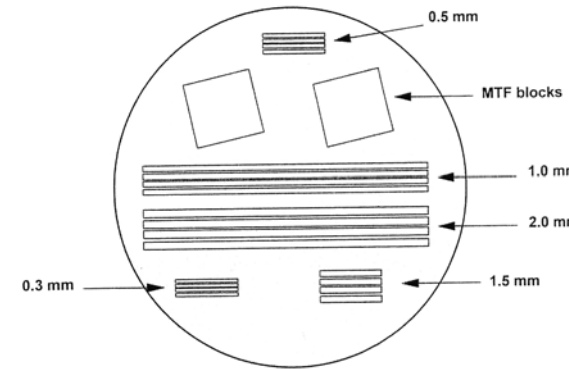
Risoluzione Spaziale

- Fantoccio EUROSPIN

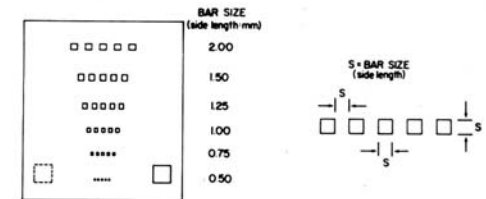
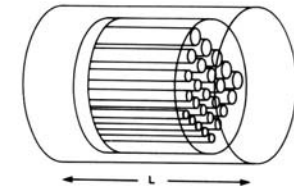


Misure di Risoluzione - *generalità*

- Fantoccio geometrico
 - In generale:
 - Serie di strutture di barre o cavità
 - Producono o non producono segnale
 - Periodicità spaziale crescente
 - EUROSPIN TO4
 - 0.3 0.5 1.0 1.5 2.0 2.5 3.0 mm
 - AAPM
 - Barre
 - Fresature quadrate
 - 0.5 0.75 1.0 1.25 1.5 2.0 3.0 5.0 mm
 - NEMA non previsto



Fantoccio EUROSPIN Risoluzione
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*



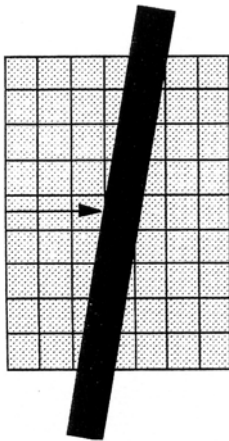
Fantoccio AAPM Risoluzione
da *Med Phys* 17:287-295; 1990

Misure di Risoluzione - *procedure*

- Orientazione del fantoccio lungo il piano di scansione desiderato
- Accurato allineamento delle barre
- Sequenza
 - SE TR/TE 1000/30 ms
 - SW 5mm, 256x256, 1 data collection
 - Strato in posizione centrata rispetto al fantoccio
- 2 scansioni:
 - Barre parallele alla direzione delle fasi
 - Barre parallele alla direzione delle frequenze

Risoluzione – *analisi visuale*

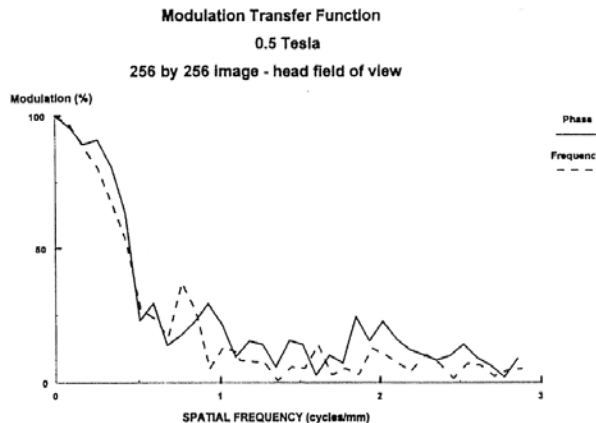
- Determinare la frequenza spaziale più alta che risulta visibile
- Necessità di accurato allineamento per evitare difficoltà di giudizio



Allineamento del fantoccio
da LERSKI et al. Quality Control in MRI

Risoluzione – *analisi MTF*

- Degrado della modulazione in funzione della frequenza spaziale
- Necessità di utilizzare SW generalmente non presente sul tomografo
- Ricostruzione MTF
 - Analisi della modulazione dei diversi inserti
 - $MTF = FT(d(ERF)/dx)$



Analisi MTF
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

Risoluzione Spaziale – *risultati*

- Il metodo presentato analizza la risoluzione 2D sul piano di scansione
- Viene registrato e controllato il valore della frequenza a modulazione 50%
- Non bisogna dimenticare che nelle immagini cliniche un ruolo fondamentale viene giocato dalla risoluzione nella direzione perpendicolare al piano
 - Anisotropia del voxel
 - Effetti di volume parziale

Distorsione Geometrica

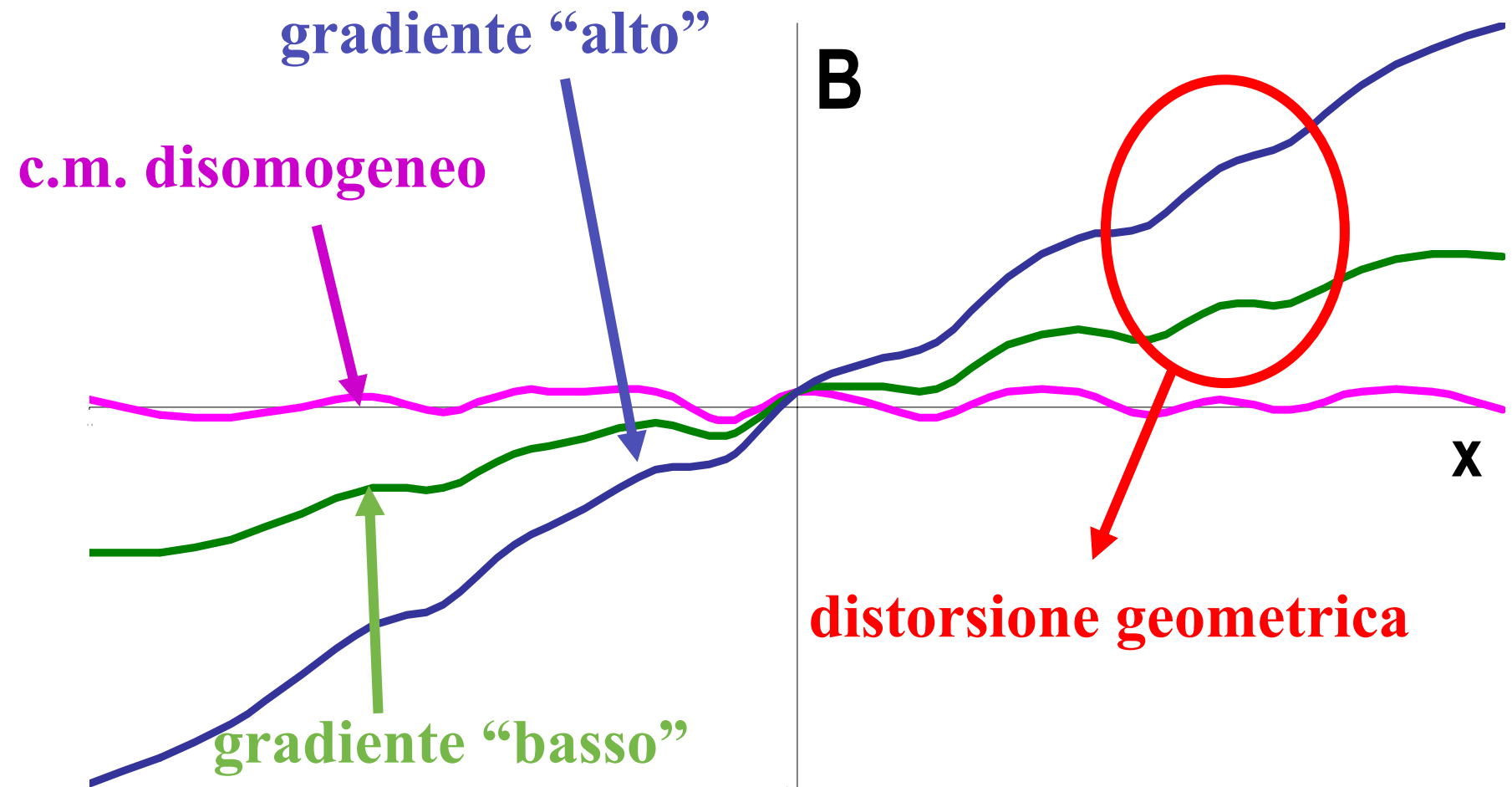
- Cambiamento delle dimensioni di un oggetto (linearità)
- Dislocazione dei punti di un oggetto (distorsione)
- Cause principali
 - Disomogeneità del campo statico
 - Non-linearità dei gradienti \Rightarrow Difetto di codifica spaziale
 - Difetti di progetto/costruzione
 - Eddy current
 - Cattiva regolazione dell'ampiezza e dell'offset dei gradienti
- Implicazioni cliniche
 - Misura di distanze
 - MRI interventistica, biopsie MR guidate
 - Pianificazione pre-chirurgica
 - Registrazione stereotassica

Fusione TC-RM in radiochirurgia stereotassica

■ Sequenza utilizzata:

- 3D gradient-echo T1 pesata (con m.d.c.)
 - 3D \Rightarrow non si usa il gradiente di selezione, ma uno di codifica che non introduce distorsione spaziale
 - T1 pesata \Rightarrow Breve TE (poco tempo a disposizione degli spin per sfasarsi)
 - Grande frequenza di campionamento \Rightarrow gradiente di lettura elevato ($FOV_x = f_c / \gamma G_x$) \Rightarrow minore distorsione spaziale

Distorsione e Gradiente di lettura



Misure di Distorsione - *generalità*

■ Fantoccio

■ In generale:

- Fantocci cavi, sferici o cubici
- Fantocci contenenti strutture di dimensioni e localizzazione note

■ EUROSPIN TO2

- Contiene blocchi in perspex a dimensioni e distanze note

■ AAPM

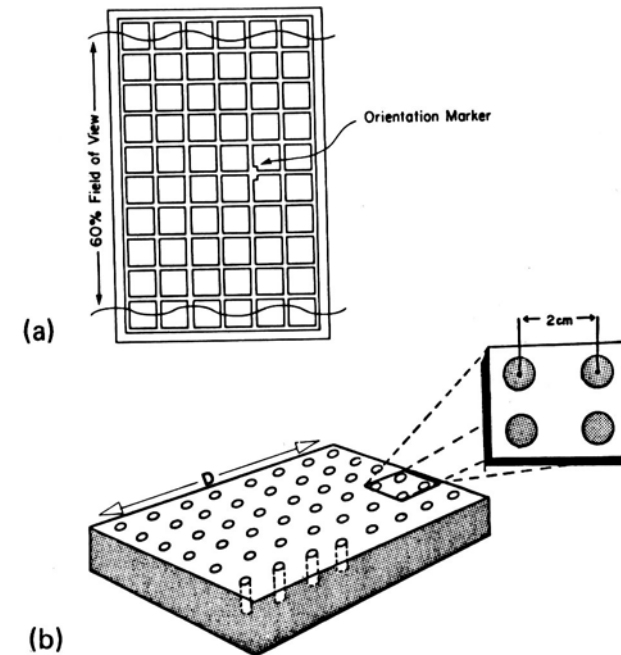
- Fantoccio a matrice (passo 1÷2 cm)

■ NEMA

- Fantocci cubici o sferici, strutture a geometria nota

■ Posizionamento all'isocentro

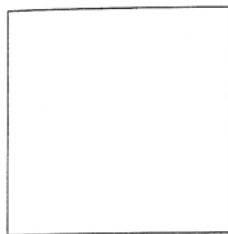
■ Cilindro di carico per testa/corpo



Fantoccio per Linearità Spaziale
da *Med Phys* 17:287-295; 1990

Misure di Distorsione - *procedura*

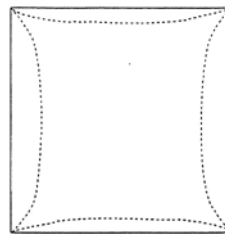
- Bobina testa e corpo
- Sequenza
 - SE TR/TE 1000/30 ms 1 NSA
 - SW 5mm
 - Acquisizione **TRA**, **COR**, **SAG** attraverso il centro
 - Prendere nota della direzione delle fasi per ogni piano



(i)



(ii)



(iii)

- (i) Oggetto test
- (ii) Difetto di linearità
- (iii) Distorsione

da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

Misure di Distorsione - *analisi*

- Misura della distanza tra i piani del fantoccio
 - $DIM_{\text{pixel}} = FOV(\text{mm}) / M(\text{pixel})$
 - $D = D_{\text{pixel}} * DIM_{\text{pixel}}$
 - Nel SW dei tomografi le misure vengono automaticamente convertite in mm \Rightarrow difficoltà di accuratezza
- $L(\text{mm}) = \text{media}(D)$
- $DIST(\%) = 100 * (DS(D) / \text{media}(D))$
- Valori tipici
 - Linearità $\pm 1\text{mm}$
 - Distorsione 0.6%

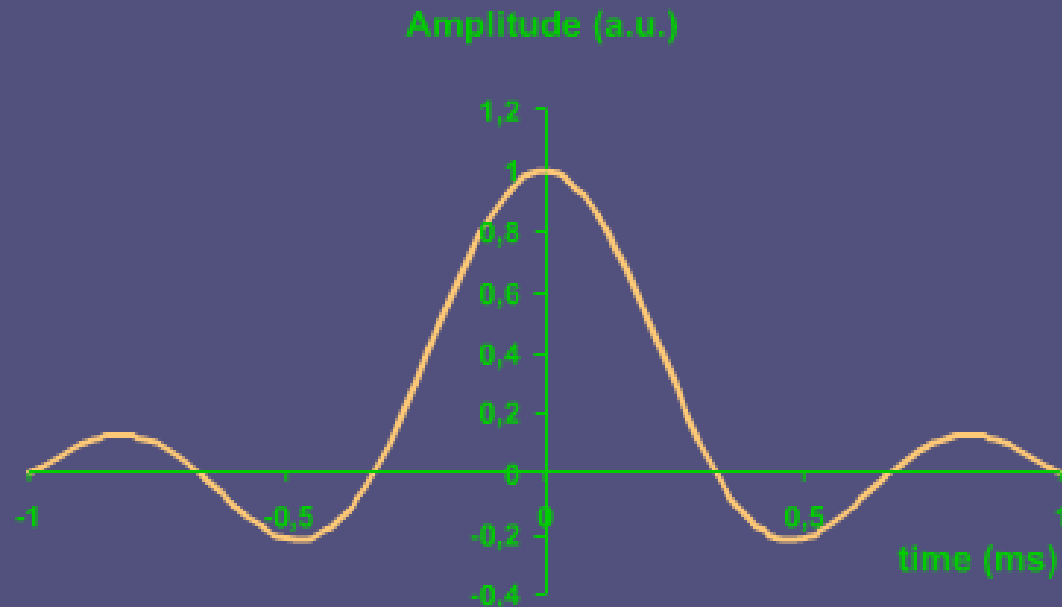
Profilo e Spessore di Strato

- Influiscono su Uniformità e SNR
- Conducono a effetti di volume parziale
- Profilo di Strato
 - Grafico del segnale nella direzione ortogonale allo strato
 - Ideale rettangolo
 - Reale campana
 - Degradamento del profilo
 - Scarsa rivelabilità di piccole lesioni
 - Limite sulla separazione minima degli strati
 - Interferenza (cross-talk)
 - Aumento della separazione
 - Acquisizione interallacciata
- Spessore di strato
 - FWHM del Profilo

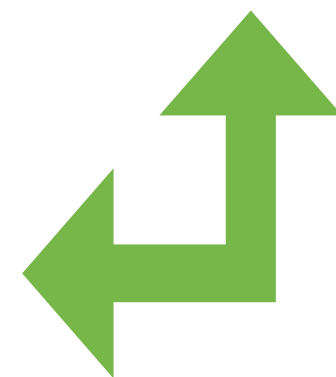
Profilo e Spessore di Strato

- Fattori che influenzano Profilo e Spessore di Strato
 - Guadagno dei gradienti
 - La reale ampiezza del gradiente influenza Profilo e Spessore
 - Linearità dei gradienti
 - Costanza dell'intensità dei gradienti
 - Disomogeneità del campo statico
 - Si sovrappone ai gradienti, effetto come precedente
 - Inviluppo dell'impulso RF
 - Determina il Profilo

Forma dell'impulso RF



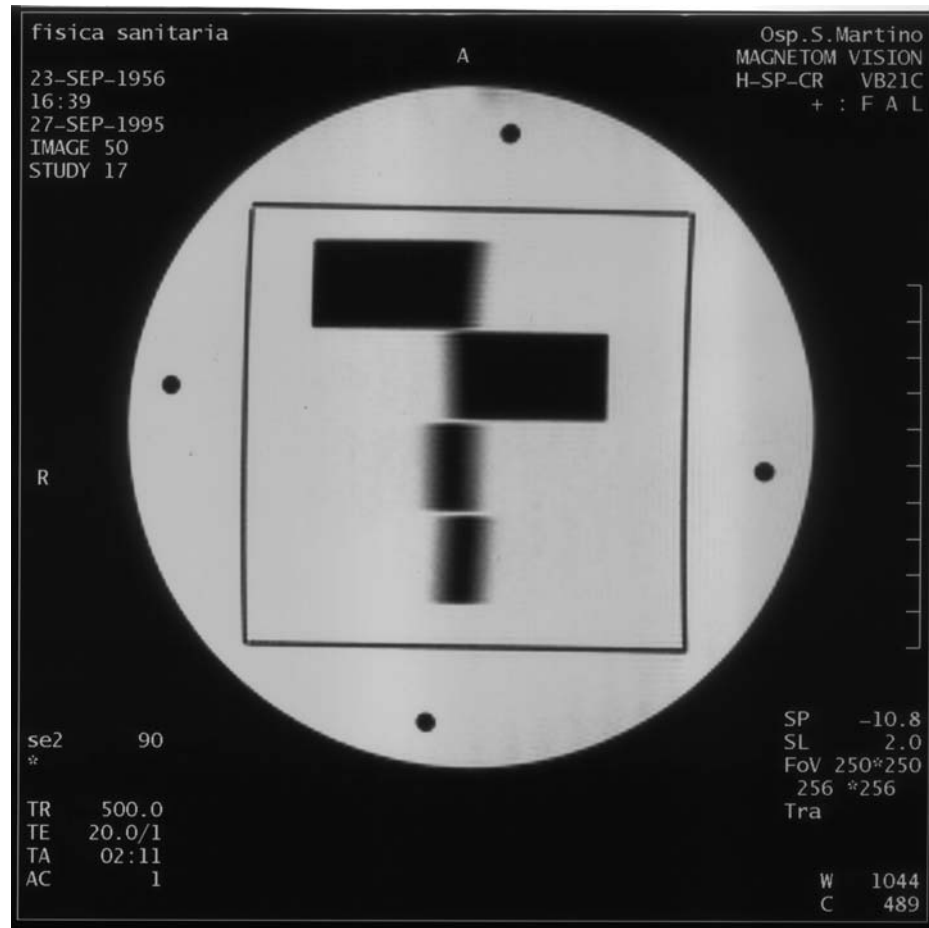
Power (a.u.)



Trasformata
Di Fourier

Profilo e Spessore di Strato

- Fantoccio EUROSPIN



Profilo e Spessore - *generalità*

■ Fantoccio

■ In generale:

- Strutture inclinate
 - lamine o cunei
 - vetro o perspex
- Accuratezza < 20% \Rightarrow lamina < 20% SS
 - Lamina 1 mm \Rightarrow SS misurabile 5 mm
 - SS inferiori \Rightarrow cunei

■ EUROSPIN TO2

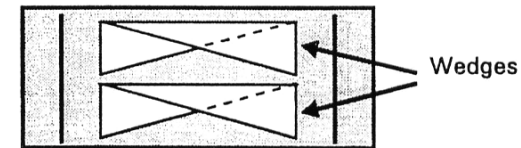
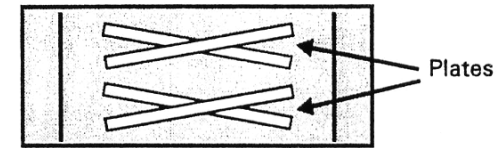
- Lamine di perspex contrapposte, spessore 2 mm, $\alpha=26.5^\circ$
- Cunei contrapposti, $\alpha=26.5^\circ$

■ AAPM

- Cunei contrapposti, $\alpha=45^\circ$

■ NEMA

- Descrive anche un fantoccio a cunei sovrapposti
- Cilindro di carico per testa/corpo



Lamine e Cunei
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

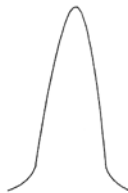
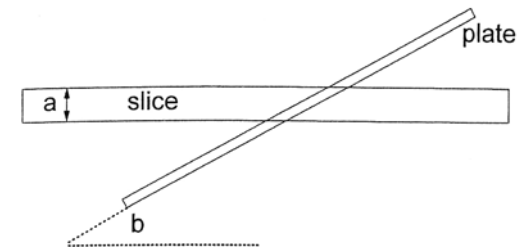
Profilo e Spessore - *lamine*

■ Profilo

- Posizionamento dello strato attraverso le lamine angolate
- Traccia delle lamine \Rightarrow basso segnale
- Profilo di linea \Rightarrow profilo di strato invertito
 - Riscalato per l'inclinazione della lamina $\text{tg}(\alpha)$
 - SNR migliora aumentando NSA
- Spessore di strato $>$ Spessore lamina
 - Il profilo della lamina deve essere deconvoluto

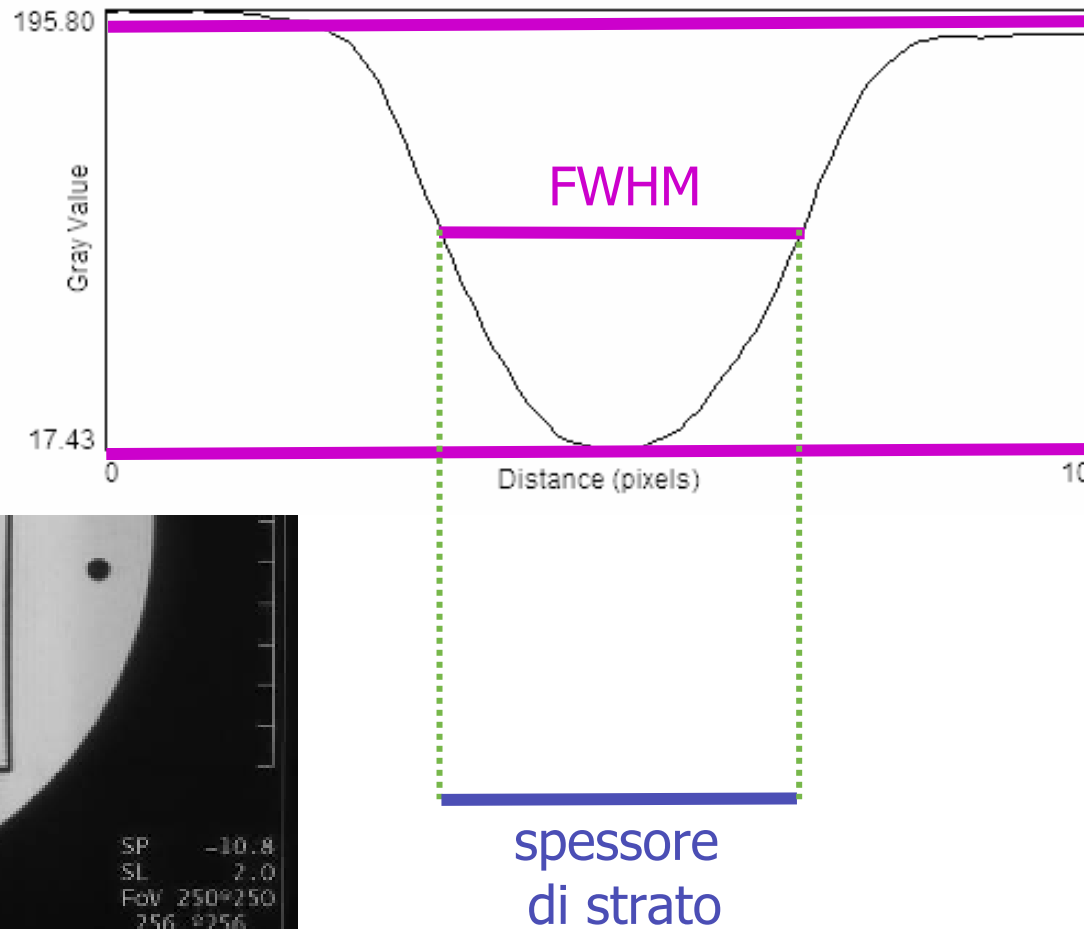
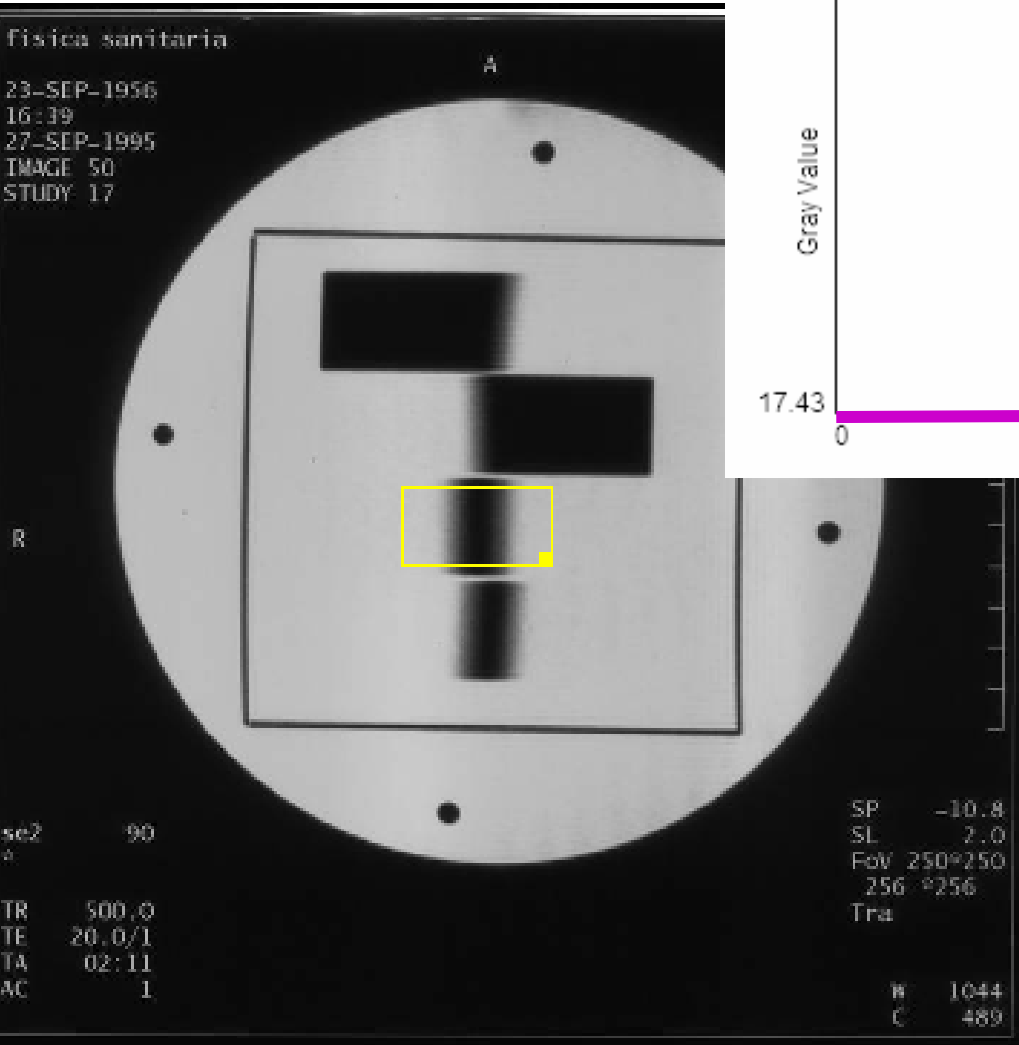
■ Spessore

- FWHM del Profilo di Strato
 - Misurabile in pixel
 - Calcolabile in mm

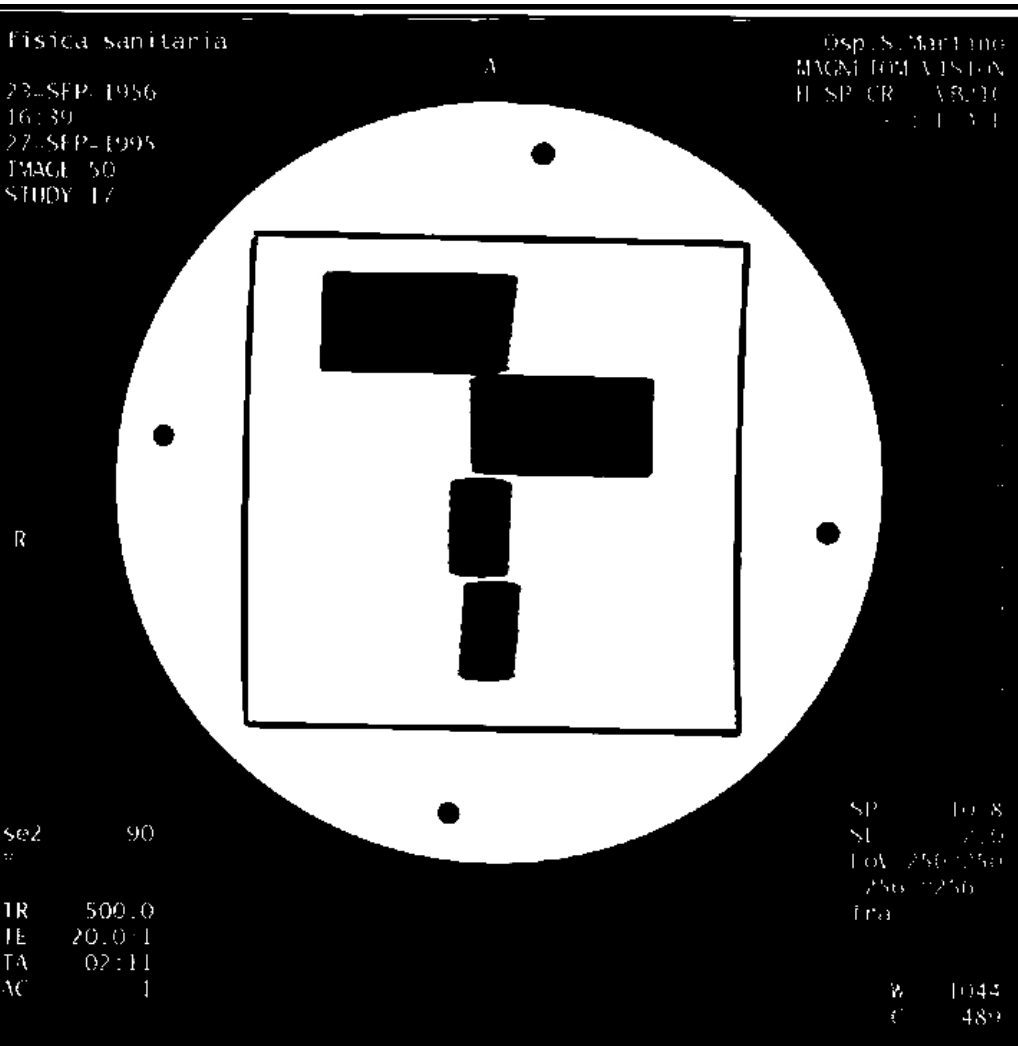


Profilo di Strato da lamina
da LERSKI et al. Quality Control in MRI

Spessore di strato - *lamine*

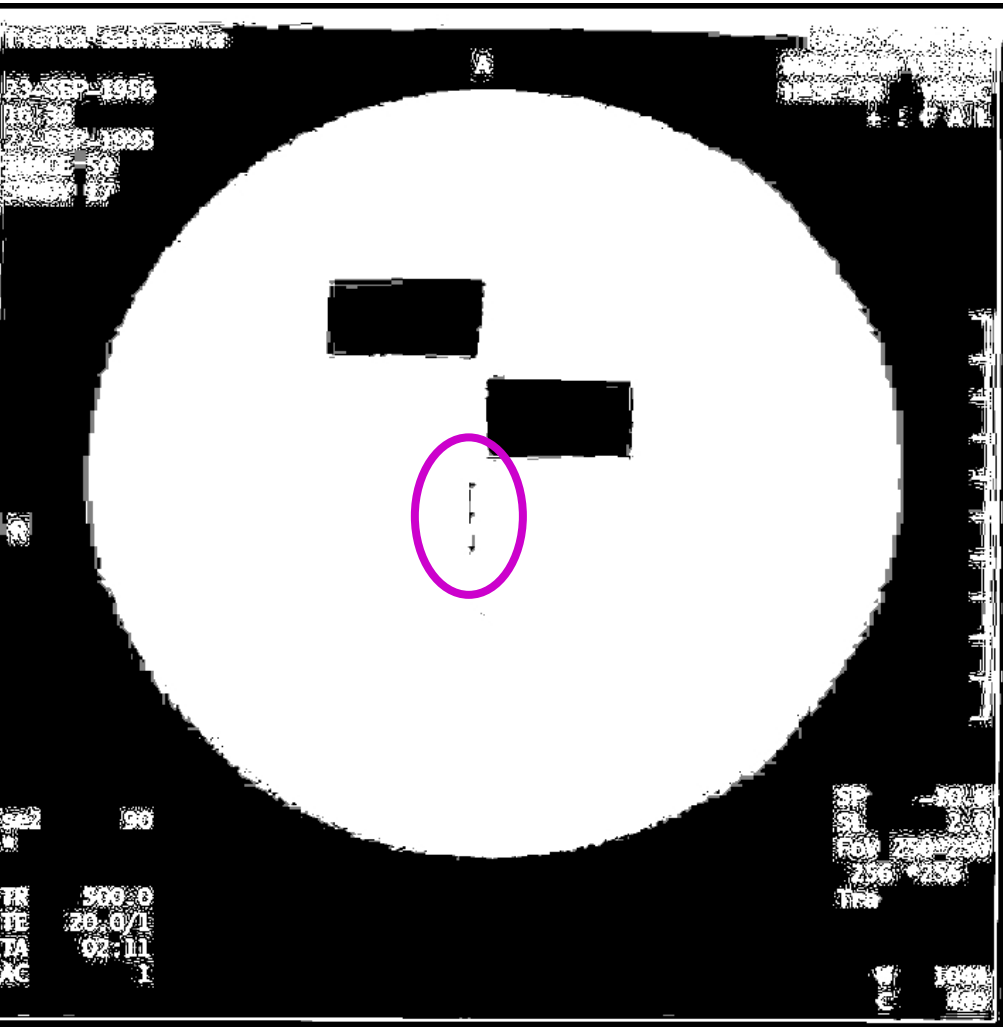


Senza il tool "profilo di linea"?

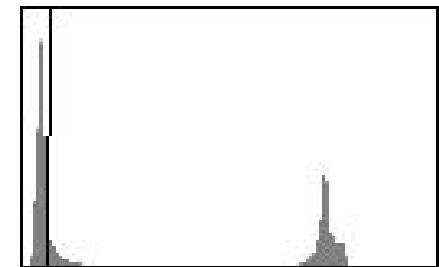


- Diminuire al minimo la WW

Senza il tool "profilo di linea"?



- Diminuire il WL fino quasi a far scomparire la lamina (**picco del profilo**) ed annotarne il valore (≈ 18)



17 18

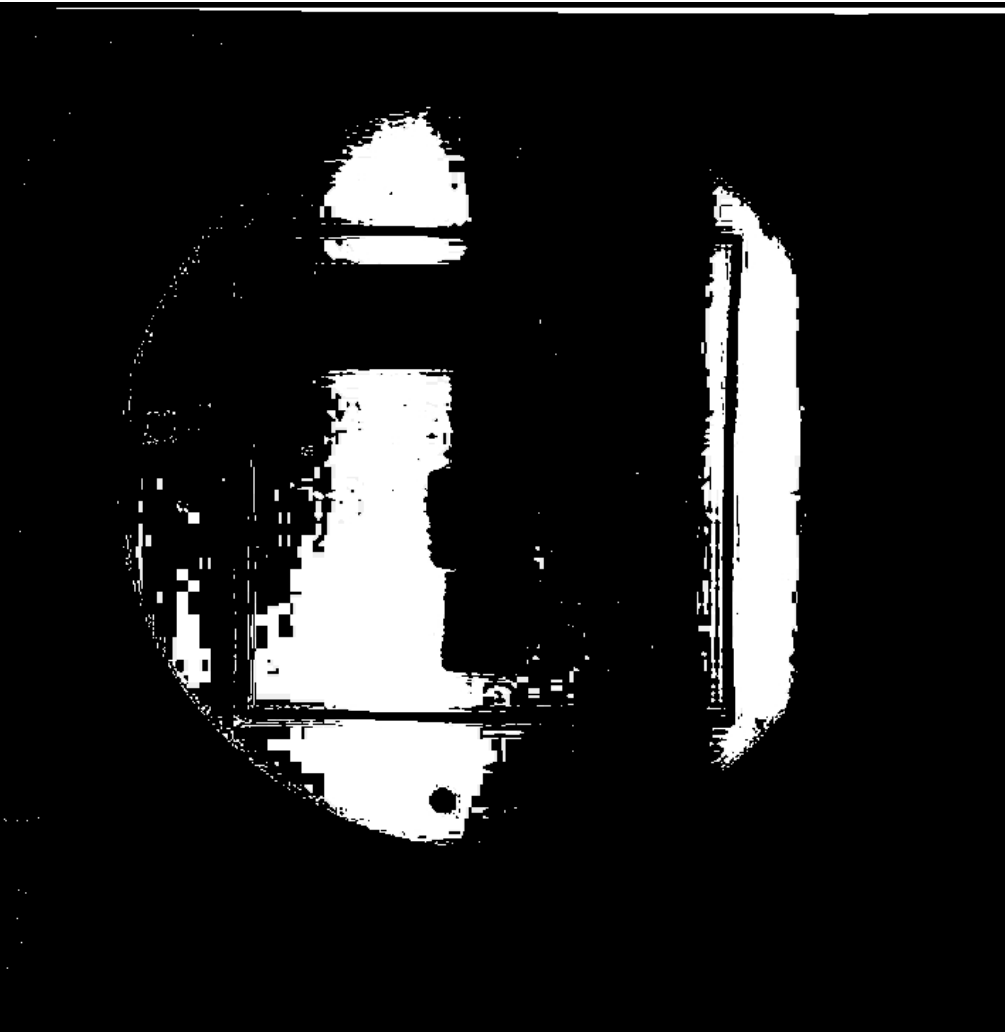


Brightness

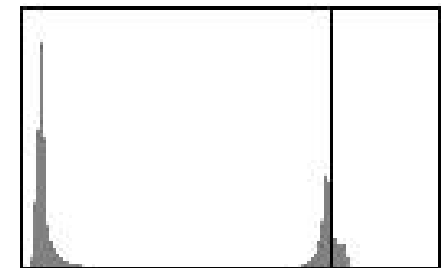


Contrast

Senza il tool "profilo di linea"?



- Aumentare il WL fino quasi a far annerire il fondo del fantoccio (**base del profilo**) ed annotarne il valore (≈ 190)



189

190

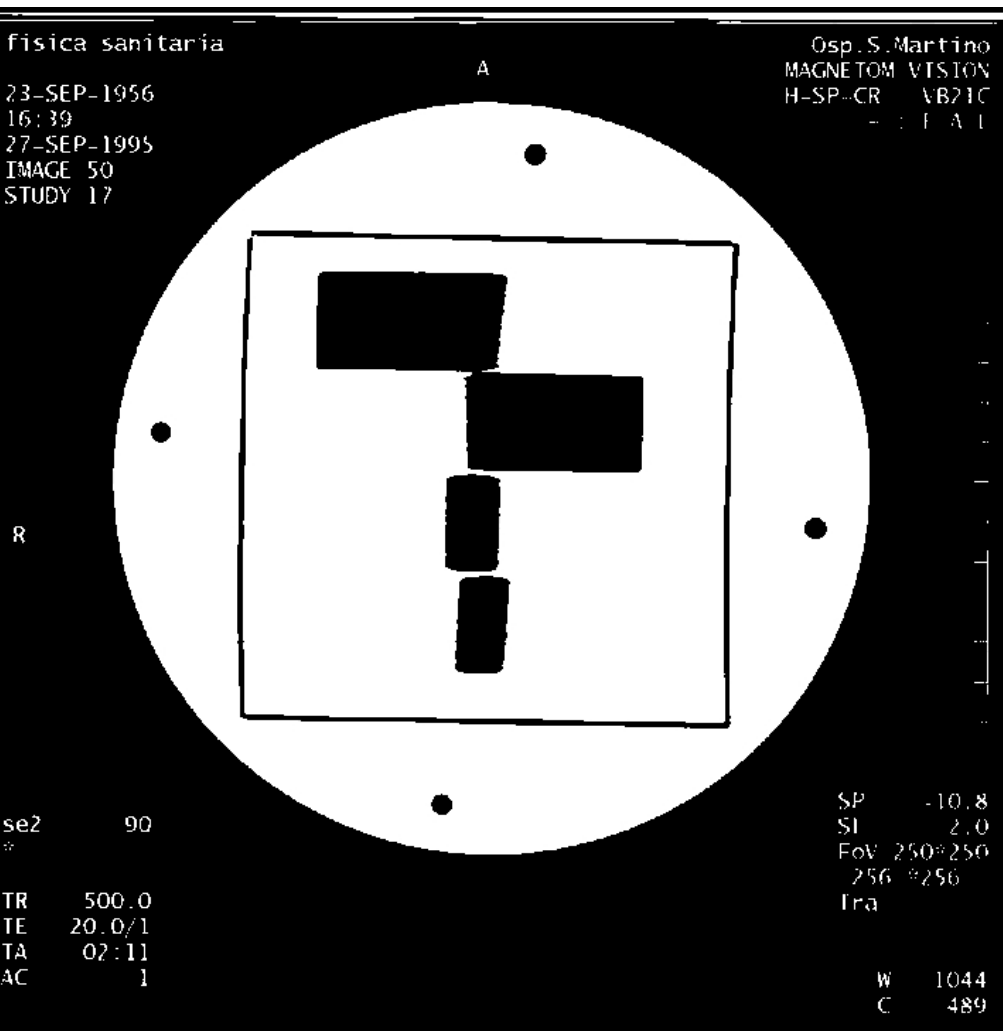


Brightness



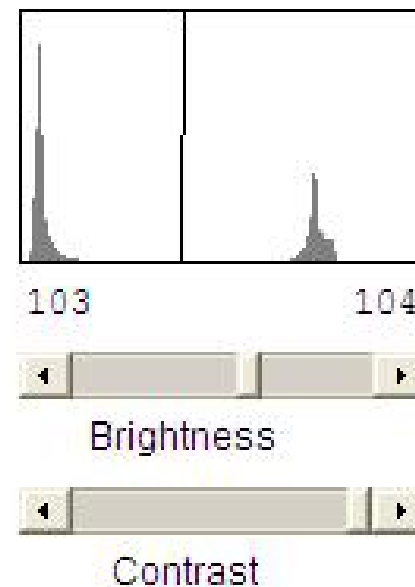
Contrast

Senza il tool "profilo di linea"?

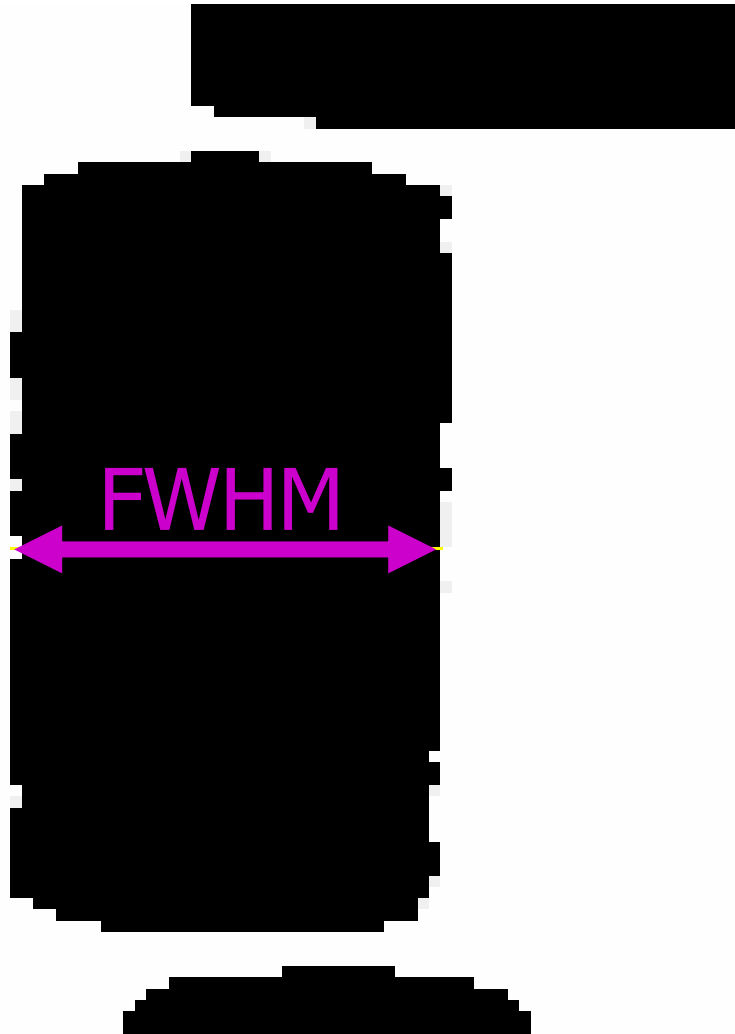


- Calcolare il WL corrispondente a metà altezza del profilo ed impostarlo sull'immagine

$$(HM = 18 + [(190-18)/2] = 104)$$



Senza il tool "profilo di linea"?



- Zoomare e misurare la larghezza dell'immagine nera come in figura.
- E' la FWHM, che corrisponde allo spessore di strato

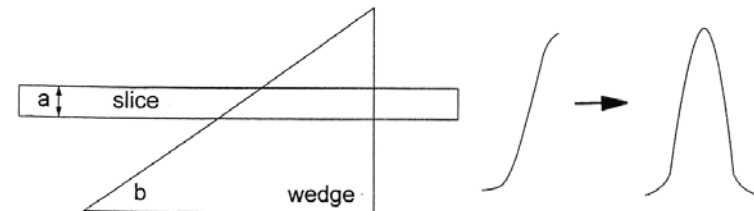
Profilo e Spessore - *rampe*

■ Profilo

- Posizionamento dello strato attraverso le rampe
- Traccia delle rampe \Rightarrow basso segnale
- Derivata del profilo di linea \Rightarrow profilo di strato invertito
 - Occorre SW generalmente non presente sui tomografi
 - SNR migliora aumentando NSA
- Possibilità di misurare strati sottili
 - Riscalato per l'inclinazione della rampa $\text{tg}(\alpha)$

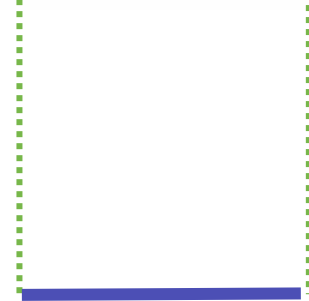
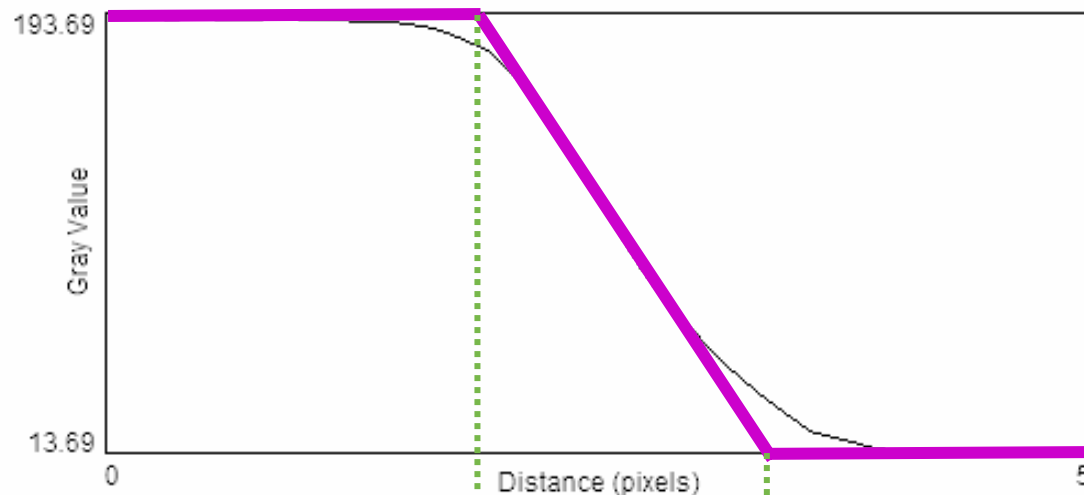
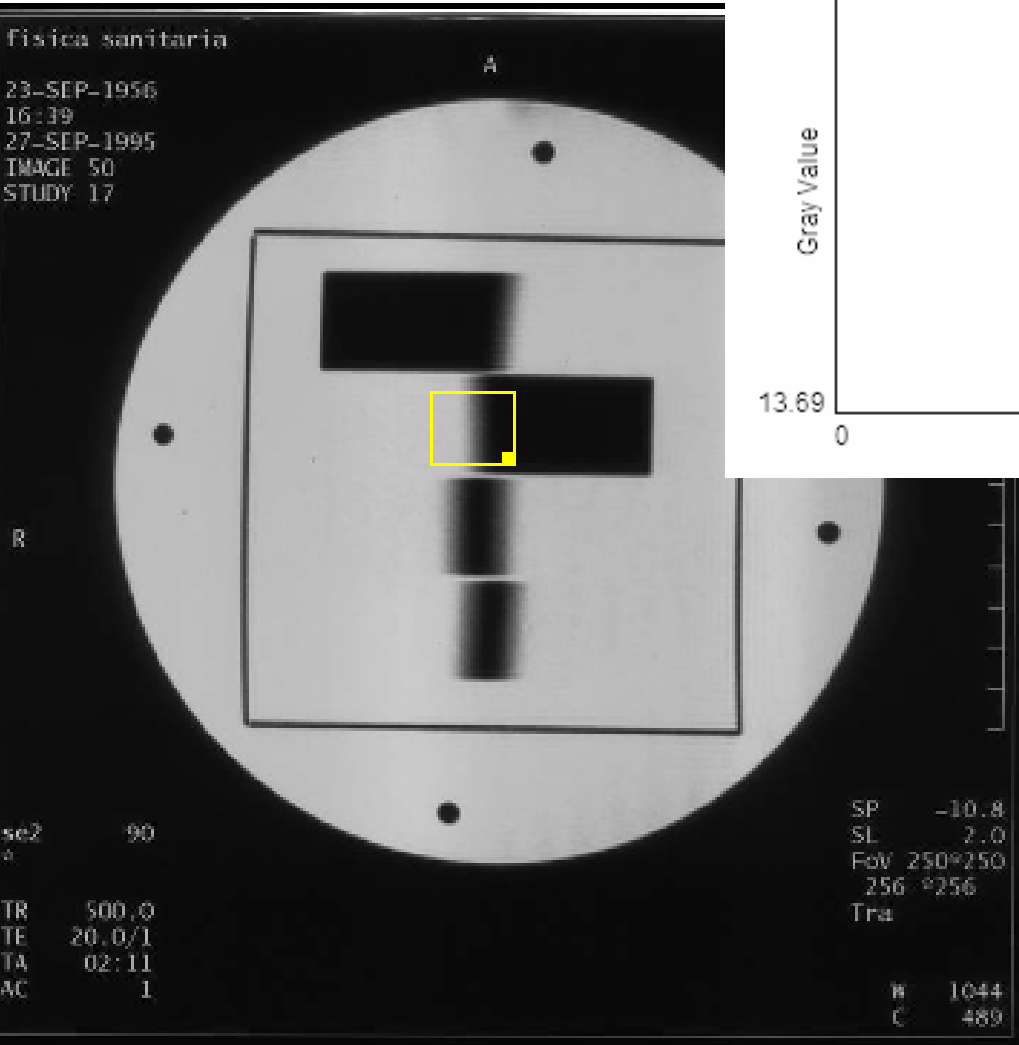
■ Spessore

- FWHM del Profilo di Strato
 - Misurabile in pixel
 - Calcolabile in mm



Profilo di Strato da cuneo
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

Spessore di strato - *rampe*

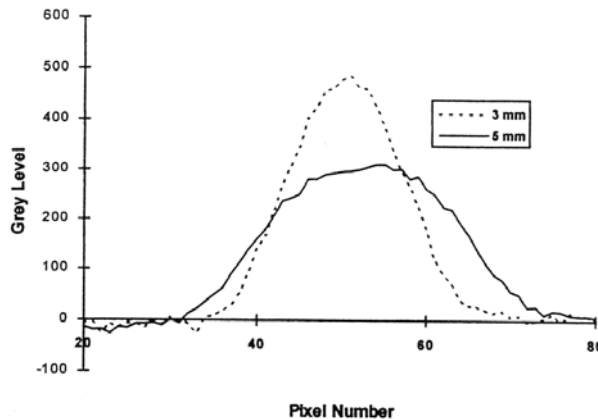


Profilo e Spessore - *procedura*

- Bobina testa
- Sequenza
 - SE TR/TE 1000/30 ms 2 NSA
 - SW 3mm e 5mm, 256x256, FOV 250 mm
 - diametro + 50 mm
- Acquisizione **TRA**, **COR**, **SAG** attraverso il centro
- Accurato allineamento e orientazione
 - Reiezione del disallineamento attraverso la doppia lamina/rampa
 - Disallineamento $S_1 \neq S_2 \Leftrightarrow S = \sqrt{S_1 \cdot S_2}$
 - Soluzione approssimata
 - accurata al 2% per errori angolari < 6%

Profilo e Spessore - *analisi*

- Determinare la dimensione del pixel
 - $\phi_{TO2}(\text{mm}) / \phi_{TO2}(\text{pixel})$
- Ottenere il profilo di strato
- Misurare FWHM del profilo
- Calcolare lo spessore da FWHM
 - $\text{FWHM} * D_{\text{pixel}} * \text{tg}(\alpha)$
- Riduzione del rumore
 - Media di diversi profili (10)
 - Necessità di usare SW non residenti sul tomografo

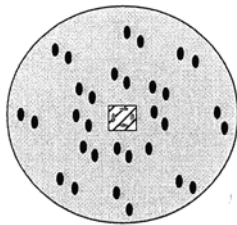


Profilo di Strato 3 mm 5 mm
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

Posizione e Separazione di Strato

Slice Warp - *generalità*

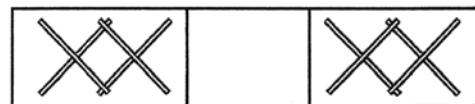
- Fantoccio EUROSPIN TO3
- Posizionamento all'isocentro
- Cilindro di carico
- Sequenza
 - SE TR/TE 1000/30 ms 1 NSA
 - SW 5mm e 10mm, 256x256, FOV 250 m



(i)

(i) Proiezione planare

da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*



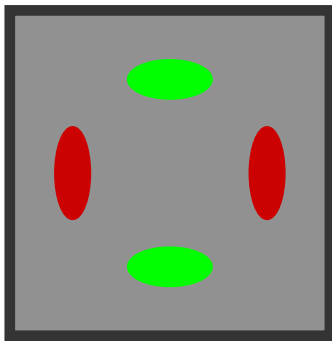
(ii)

(ii) Proiezione laterale

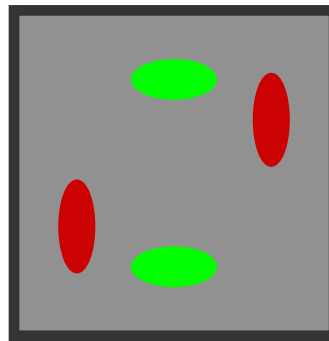
Posizione e Separazione di Strato

Slice Warp - *generalità*

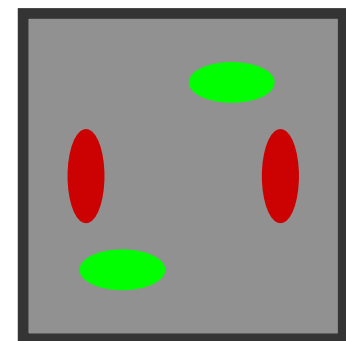
- Allineamento molto accurato utilizzando la scout view e gli inserti centrali



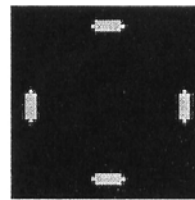
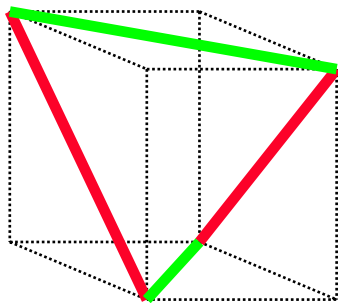
posizione corretta



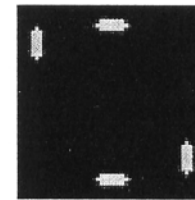
angolato lateralmente



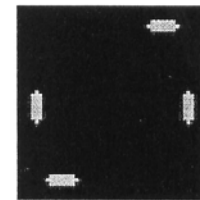
angolato alto-basso



(i)



(ii)



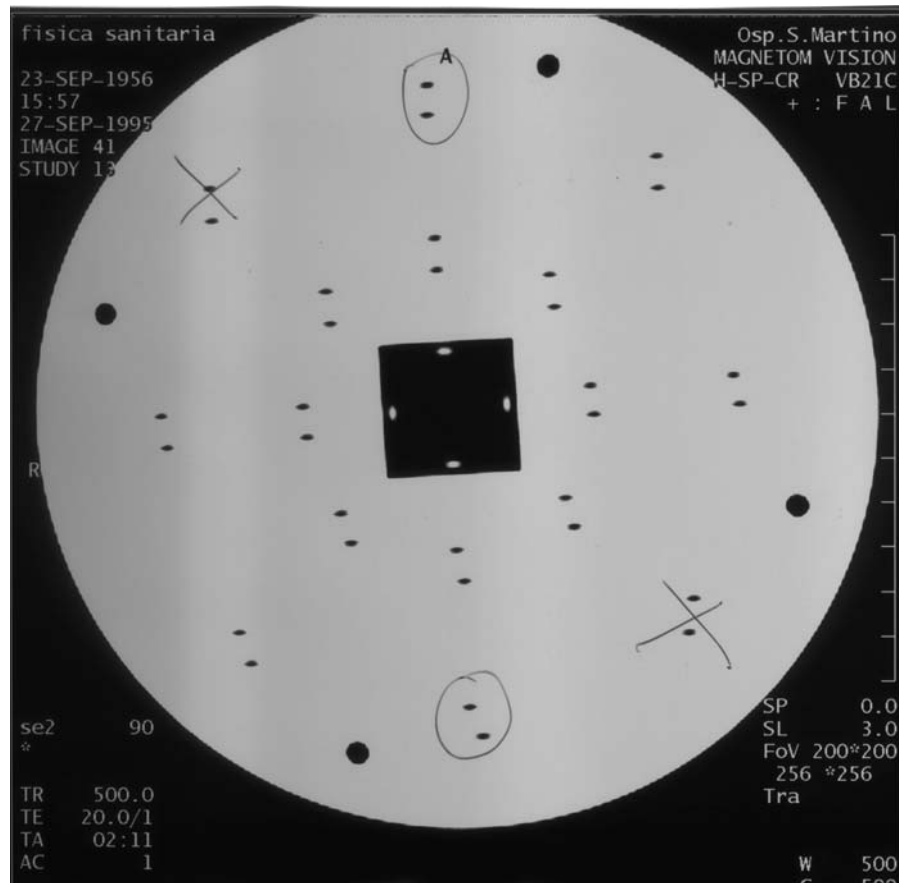
(iii)

(i) Allineamento corretto (ii) Disallineamento orizzontale
(iii) Disallineamento verticale *da LERSKI et al. Quality Control in MRI*

Posizione e Separazione di Strato

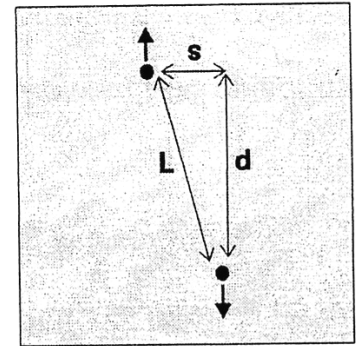
Slice Warp - *generalità*

- Fantoccio EUROSPIN



Posizione di Strato - *analisi*

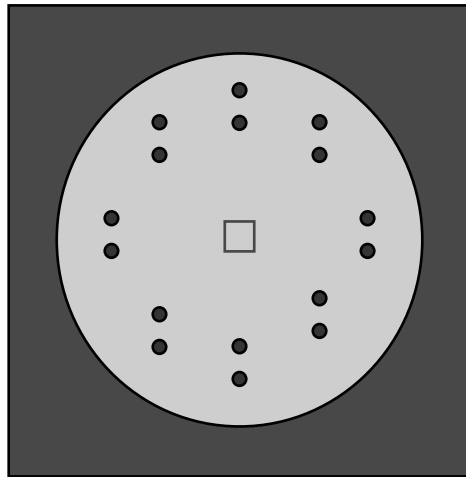
- 16 coppie di bastoncini incrociati nel fantoccio
- 16 coppie di punti neri nell'immagine
 - $s = 8\text{mm}$
 - Strato posizionato al centro del fantoccio
 - $d =$ posizione dello strato
 - $d = \text{sqrt}(L^2 - s^2)$
- Reiezione di errori di allineamento e slice warp facendo la media tra le diverse coppie
 - Coppie interne meno sensibili al disallineamento
- Un buon sistema ha errore di posizione $< 1\text{ mm}$
- **Separazione tra gli strati**
 - Differenza di posizione



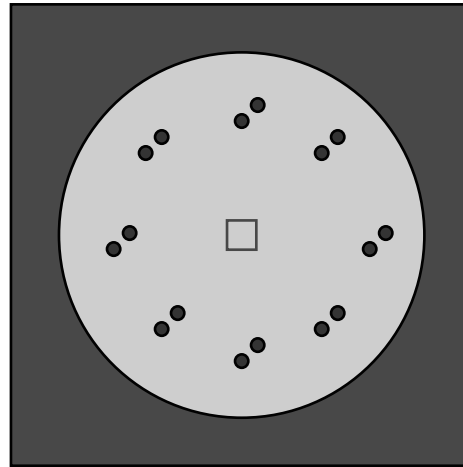
Separazione tra i bastoncini
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

Separazione tra Strati

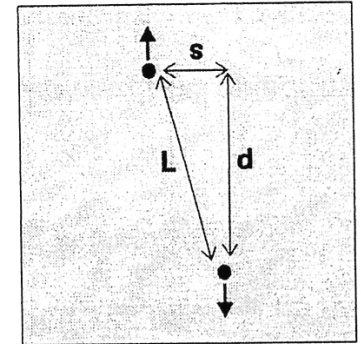
TO3



primo strato



secondo strato

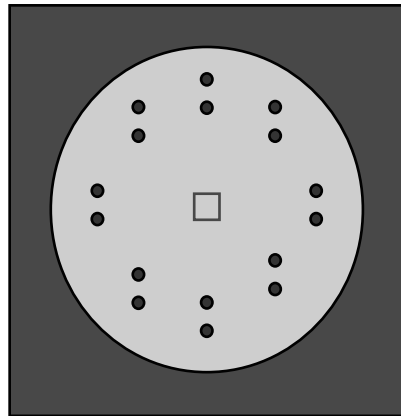


Separazione tra i bastoncini
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

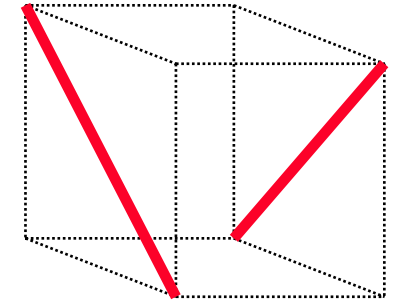
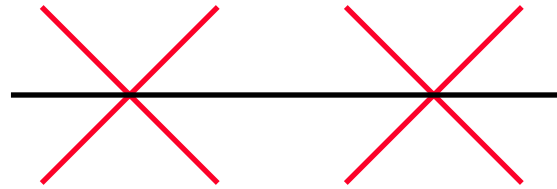
- Si misura facendo la differenza tra la media delle distanze tra i due strati

Distorsione planare – *slice warp*

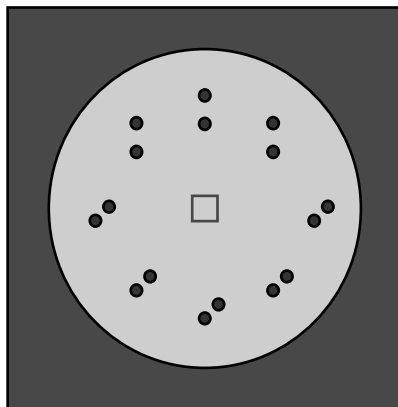
- Assenza di *slice-warp*



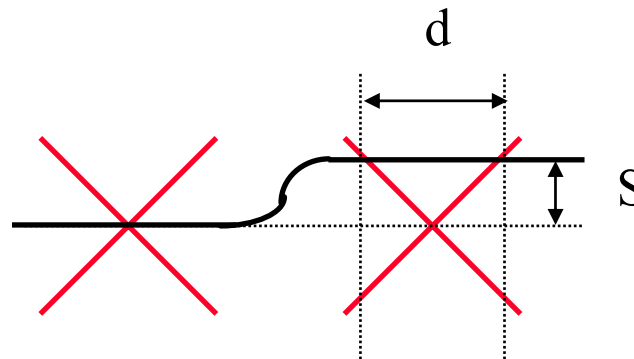
TO3



- Presenza di *slice-warp*

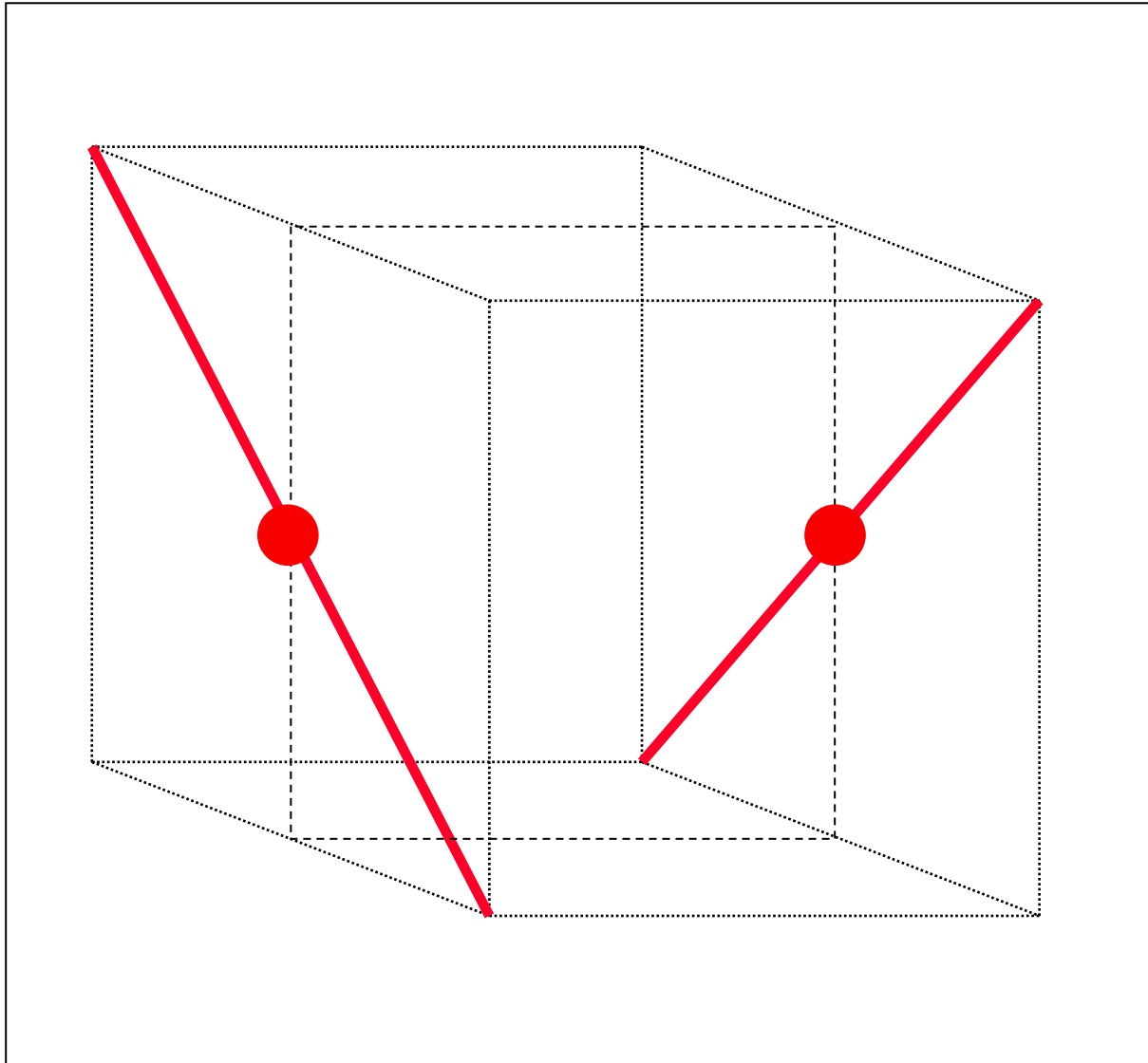


TO3

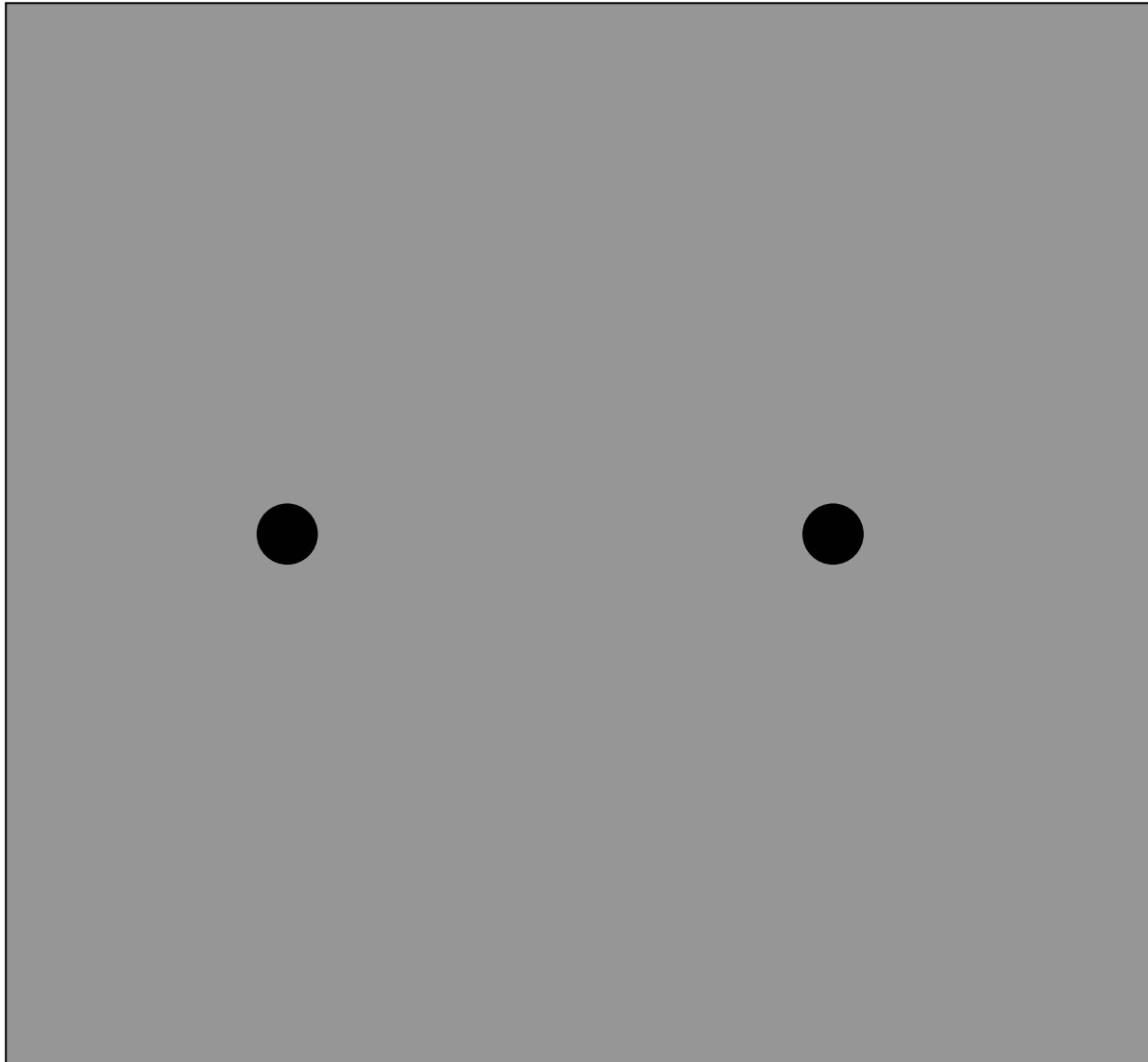


$$S = d/2$$

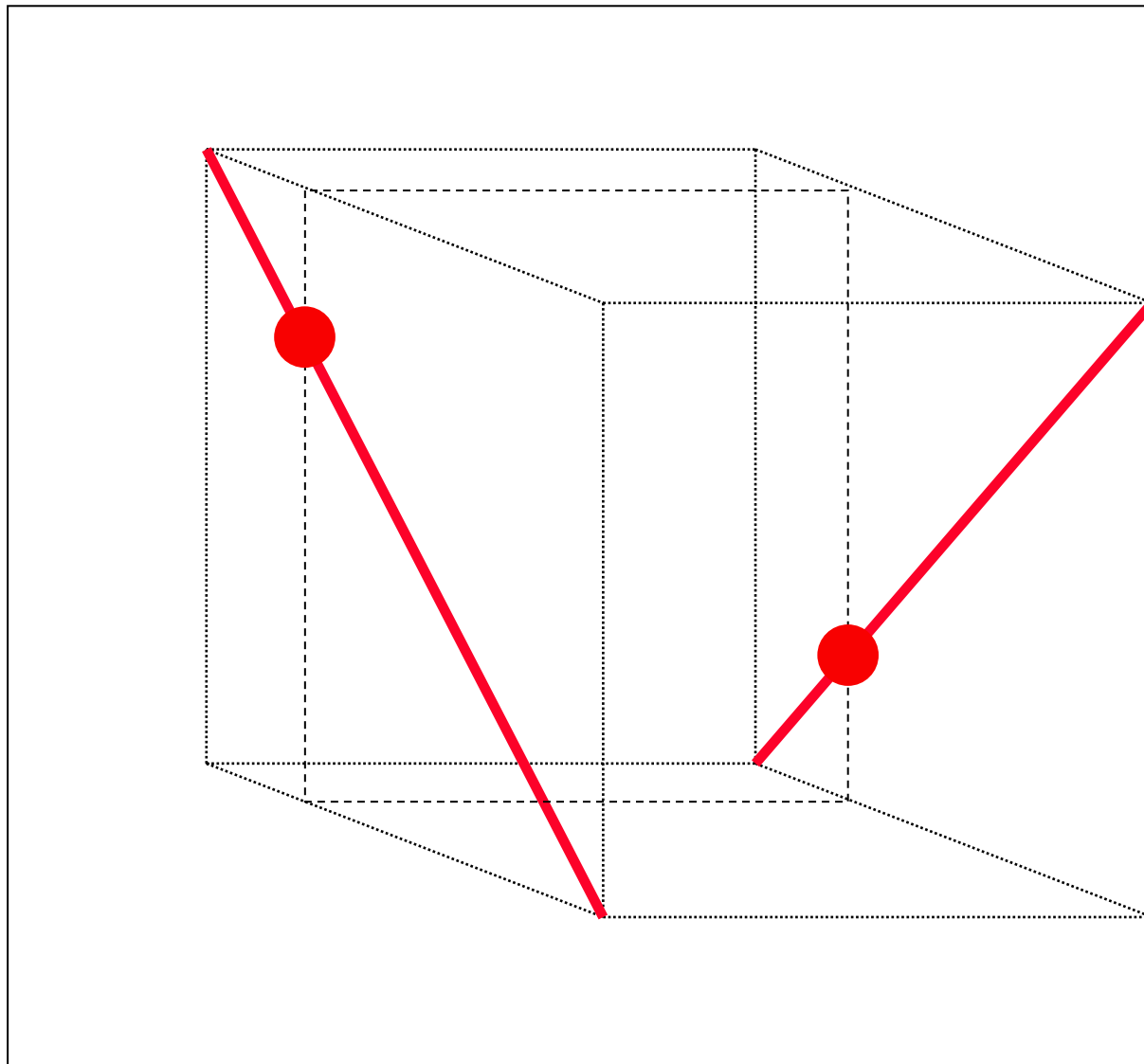
Distorsione planare – *slice warp*



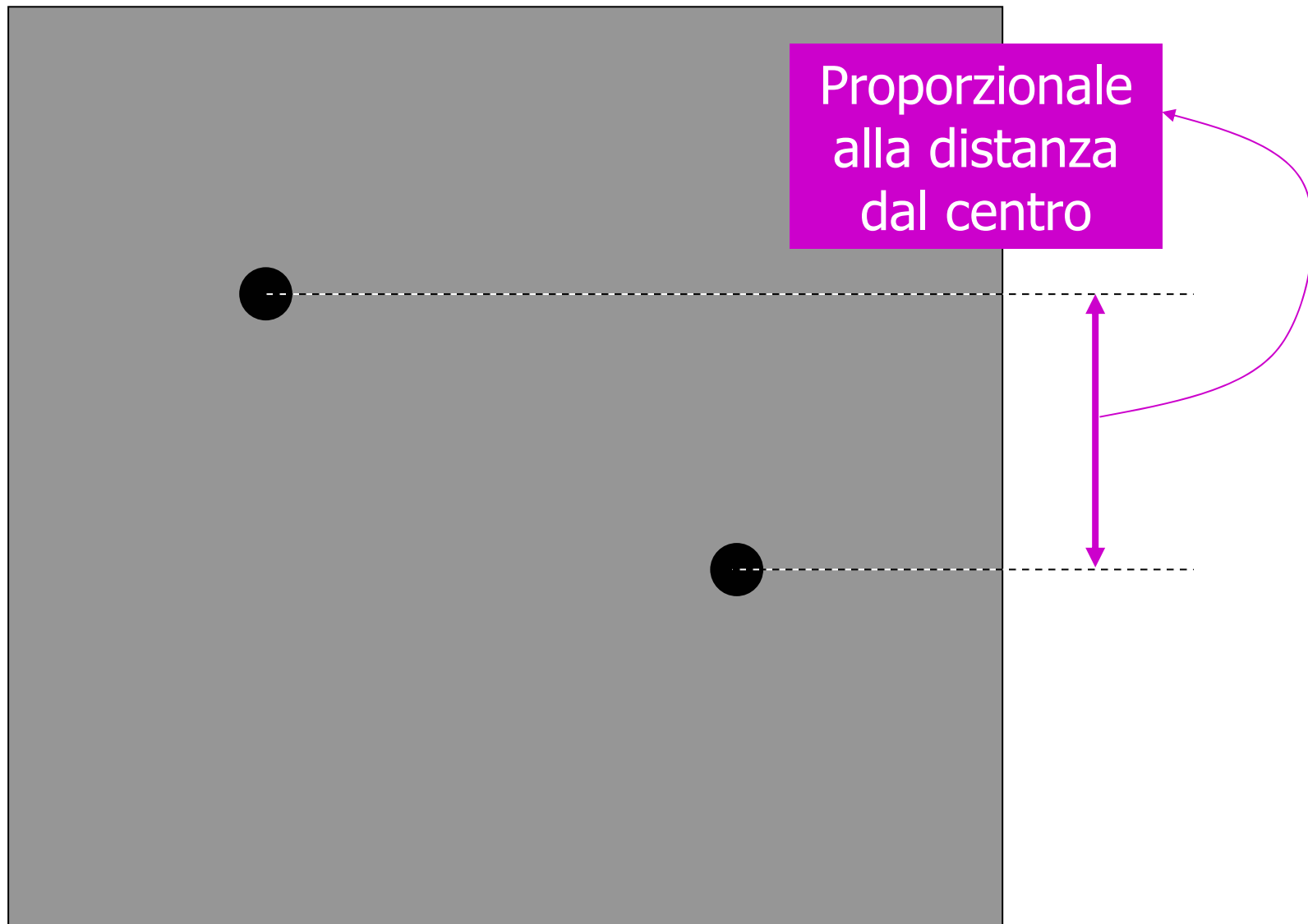
Distorsione planare – *slice warp*



Distorsione planare – *slice warp*

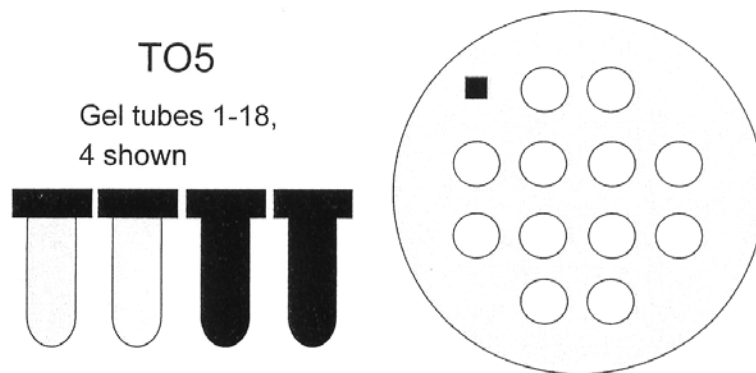


Distorsione planare – *slice warp*



Tempi di Rilassamento

- Fantoccio EUROSPIN T05
 - Rastrelliera di 12 provette (18 disponibili) contenenti gel di agarosio a concentrazioni diverse di gadolinio
 - T1, T2 noti \forall provetta, \forall temperatura



Rastrelliera Gel di Agarosio
da LERSKI et al. *Quality Control in MRI*

Misure di Contrasto

■ Procedura

- Fantoccio EUROSPIN TO5
- Cilindro di carico
- Bobina della testa
- Posizionamento all'isocentro
- Registrazione della temperatura
- Acquisizione sequenze standard T1 e T2

■ Analisi

- ROI sul gel delle immagini T1 e T2
- Registrazione dei valori min e max
- Contrasto = $\frac{\max - \min}{\max + \min}$

Accuratezza T1 e T2 - *generalità*

- Acquisizione con sequenze che producano mappe parametriche T1 e T2
- T1
 - Acquisizioni ripetute variando TR (SE) o TI (IR)
 - Fit dei dati
 - Procedura estremamente lunga, impraticabile per applicazioni cliniche
 - Acquisizione di 2 immagini
 - T1 calcolati attraverso LUT dei valori
- T2
 - Utilizzo di sequenze multi-eco
 - Più veloci

Accuratezza T1 e T2 - *procedura*

- Fantoccio EUROSPIN T05
- Cilindro di carico
- Bobina della testa
- Posizionamento all'isocentro
- SW 5 mm, TRA
- Utilizzo delle sequenze per mappe T1 e T2
- Registrazione della temperatura

Accuratezza T1 e T2 - *analisi*

- Ricavare i valori di riferimento dalle tabelle o SW
 - Concentrazione, temperatura, campo
- ROI sui gel, misura del valore medio del segnale
- Accuratezza
 - $100 \cdot (T1_{ref} - T1_{medio}) / T1_{ref}$ $100 \cdot (T2_{ref} - T2_{medio}) / T2_{ref}$
- Precisione
 - Assunzione che T non vari
 - Ripetizione della misura
 - $2 \cdot (M1 - M2) / (M1 + M2)$
- Accettabili errori inferiori al 10%
 - Errori del 5% sono i migliori risultati ottenibili su scanner clinici

Bibliografia

- R.Ronald, L.Axel et al., "Quality Assurance methods and phantoms for Magnetic Resonance Imaging: Report of **AAPM** Nuclear Magnetic Resonance Task Group n° 1", *Med Phys* 17:287-295;1989
- R.A.Lersky, J.D.De Certaines, "Performances Assesment and quality control in MRI by **EUROSPIN** Test Objects and Protocols", *Magn Res Imaging* 11:817-833;1993
- **NEMA**, "Determination of Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Images", standard publication MS 3, 1989
NEMA, "...Slice Thickness...", MS 5, 1992
NEMA, "...Signal-to-Noise Ratio...", MS 1, 1988
NEMA, "...Geometric Distorsion...", MS 2, 1990

Bibliografia

Curatore

Danilo ARAGNO

Autori

Danilo ARAGNO

Alessia MATTACCHIONI

Massimiliano PACILIO

Report AIFM

**RACCOMANDAZIONI PER
L'ASSICURAZIONE
DI QUALITÀ
IN RISONANZA MAGNETICA**

*con particolare riferimento agli
aspetti di fisica medica*



*Gruppo di Lavoro
in Risonanza Magnetica*

N.2 (2004)



...grazie per l'attenzione!

gianluca.coscia@galliera.it