

Sintesi dei principi tecnici per la formazione delle immagini con TC e RM.

**I principi delle due metodiche spiegati a chi
usa da sempre gli ultrasuoni per fare diagnosi**

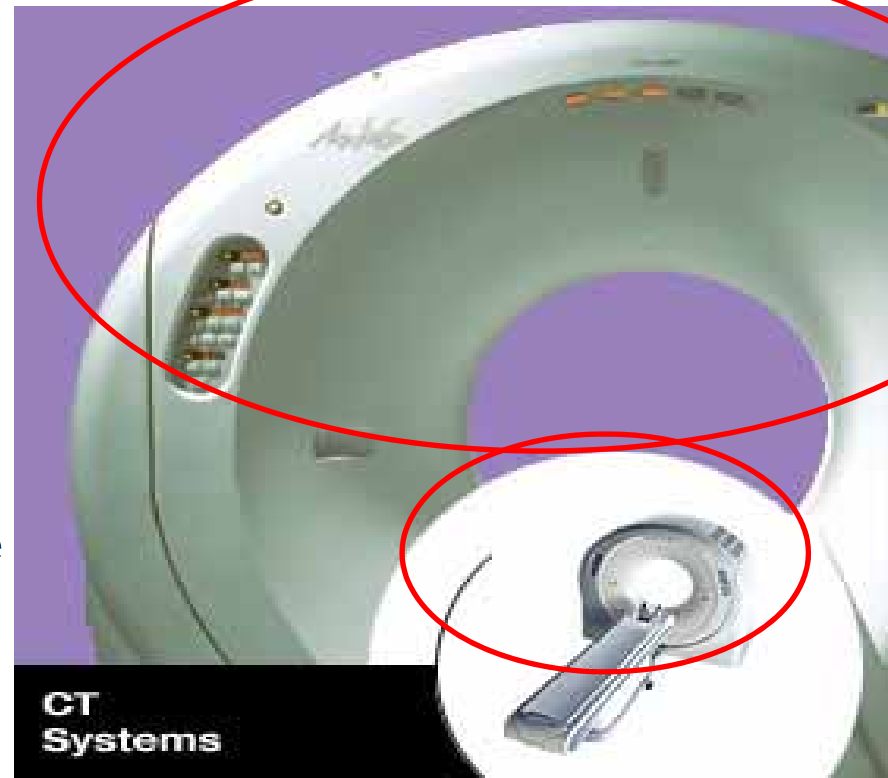
Arturo Raisaro

Fondazione IRCCS Pol.S.Matteo PAVIA

raisaro@smatteo.pv.it

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

- Apparecchiatura TC
 - Sistema produzione raggi X
 - Sistema rilevazione e acquisizione dati
 - Sistema di posizionamento e avanzamento paziente
 - Sistema di elaborazione e visualizzazione dati



STORIA della TC

- Negli anni '30 il radiologo italiano Alessandro Vallebona propose una metodica per rappresentare un solo strato del corpo sulla pellicola radiografica: questo esame porta il nome di stratigrafia.
- Sfruttando principi di geometria proiettiva, con la pendolazione del tubo radiogeno, tutti i piani al di sopra e al di sotto dello strato di interesse vengono eliminati (sfumati).
- La stratigrafia ha rappresentato fino alla metà degli anni '80 uno dei pilastri della diagnostica radiologica; successivamente in virtù dell'avvento del calcolatore è stata progressivamente soppiantata.

STORIA della TC

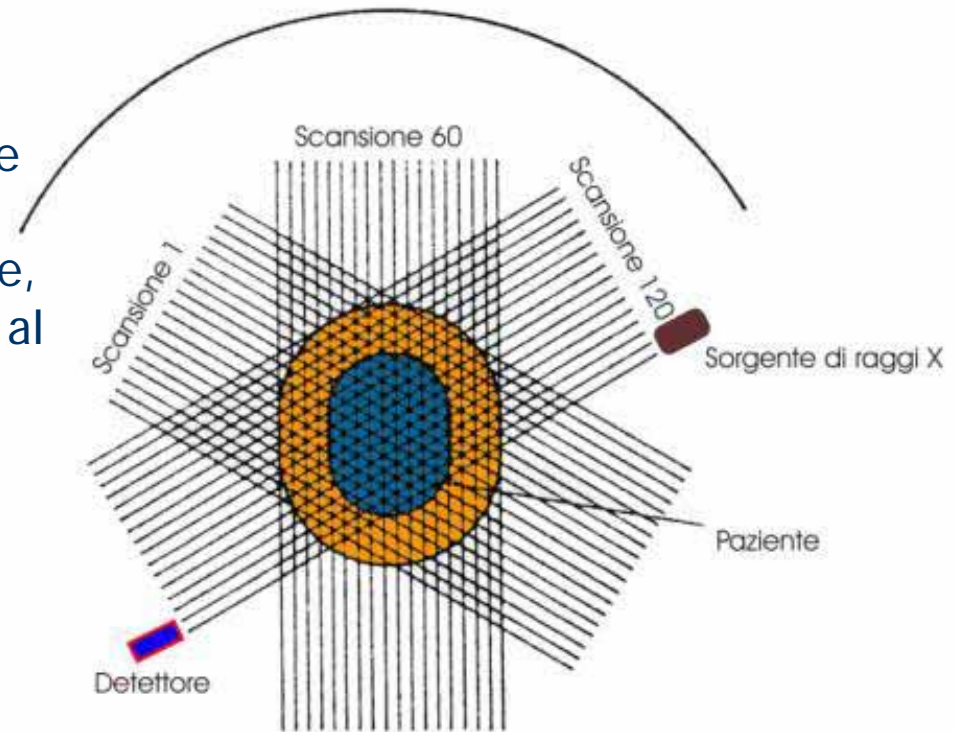
- La metodica circolare alla base della TC fu ideata e realizzata dall'ingegnere inglese Godfrey Hounsfield e dal fisico sudafricano Allan Cormack, che per le loro scoperte vinsero il premio Nobel per la medicina nel 1979.
- Il primo tomografo computerizzato fu realizzato nell'anno 1971 e consentiva esclusivamente lo studio delle strutture del cranio.
- Nel 1974 furono create le prime apparecchiature che consentivano lo studio del torace e dell'addome.

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA

- L'immagine della sezione corporea viene creata considerando l'insieme delle proiezioni dei profili di attenuazione ottenuti attraverso molteplici direzioni di incidenza del fascio di RX
- L'attenuazione di un fascio di RX varia in modo proporzionale alla densità dei tessuti attraversati, cioè alla distribuzione spaziale degli elettroni nello strato corporeo in esame.
- E' necessario avere un numero sufficiente di profili di attenuazione, affinché si possa ottenere, attraverso complessi calcoli matematici, una distribuzione bidimensionale dei coefficienti di attenuazione dei singoli pixel che costituiscono la matrice del nostro piano di scansione.
- La potenza di calcolo del computer e gli algoritmi di ricostruzione dell'immagine risultano pertanto fondamentali nella funzionalità del tomografo computerizzato.

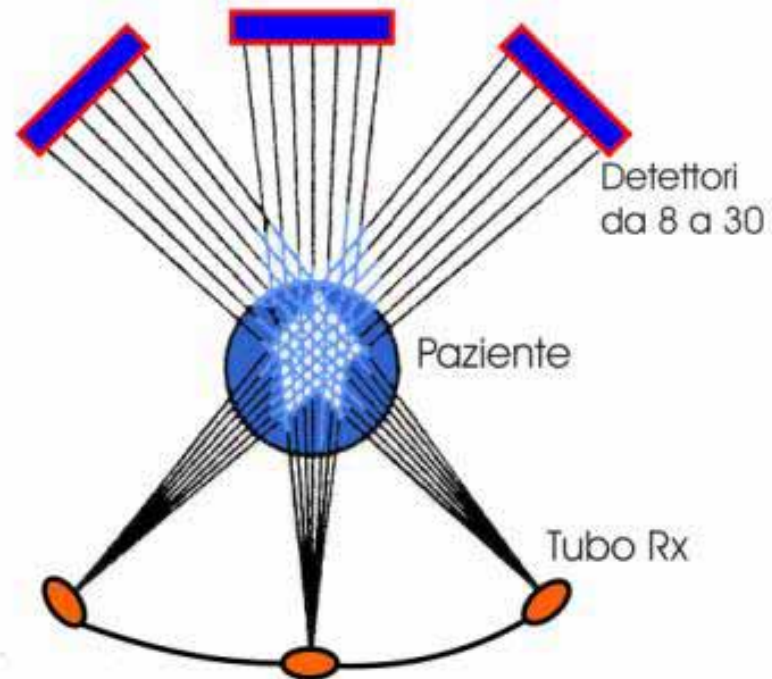
STORIA della TC

- I tomografi di I generazione si basavano sull'emissione di un fascio lineare di raggi X da parte di un tubo radiogeno che eseguiva un movimento di traslazione e, successivamente, di parziale rotazione attorno al paziente; il fascio RX veniva rilevato da un detettore solidale nel movimento di traslazione e rotazione con il tubo radiogeno. Il tempo di esecuzione di una singola scansione era dell'ordine dei minuti.



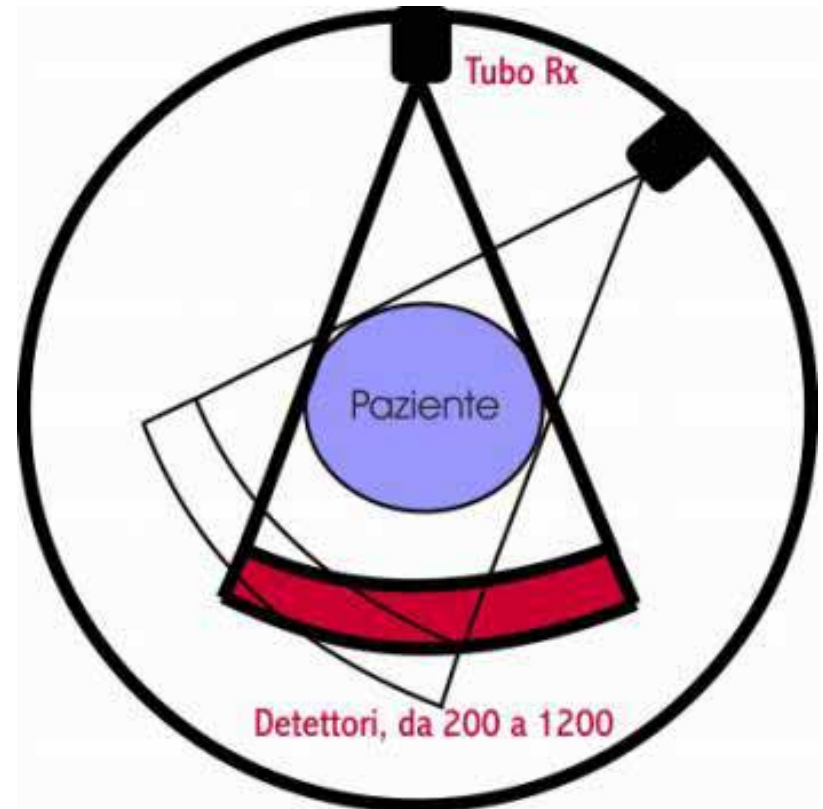
STORIA della TC

- Nei tomografi di I generazione il fascio di raggi X aveva una geometria a ventaglio di $20-30^\circ$ ed era connesso con un gruppo di 20-30 detettori contrapposti che ruotavano intorno al paziente solidalmente con il tubo radiogeno: il tempo di esecuzione di una scansione era ridotto all'ordine di decine di secondi.



STORIA della TC

- I tomografi di III generazione impiegavano un fascio di raggi X a ventaglio con apertura maggiore dei precedenti ($30-50^\circ$) capaci di comprendere tutta la sezione corporea in esame, associato ad un numero elevato (centinaia) di detettori contrapposti, che compivano una rotazione completa attorno al paziente (solidale con il tubo radiogeno) in 2-4 secondi.

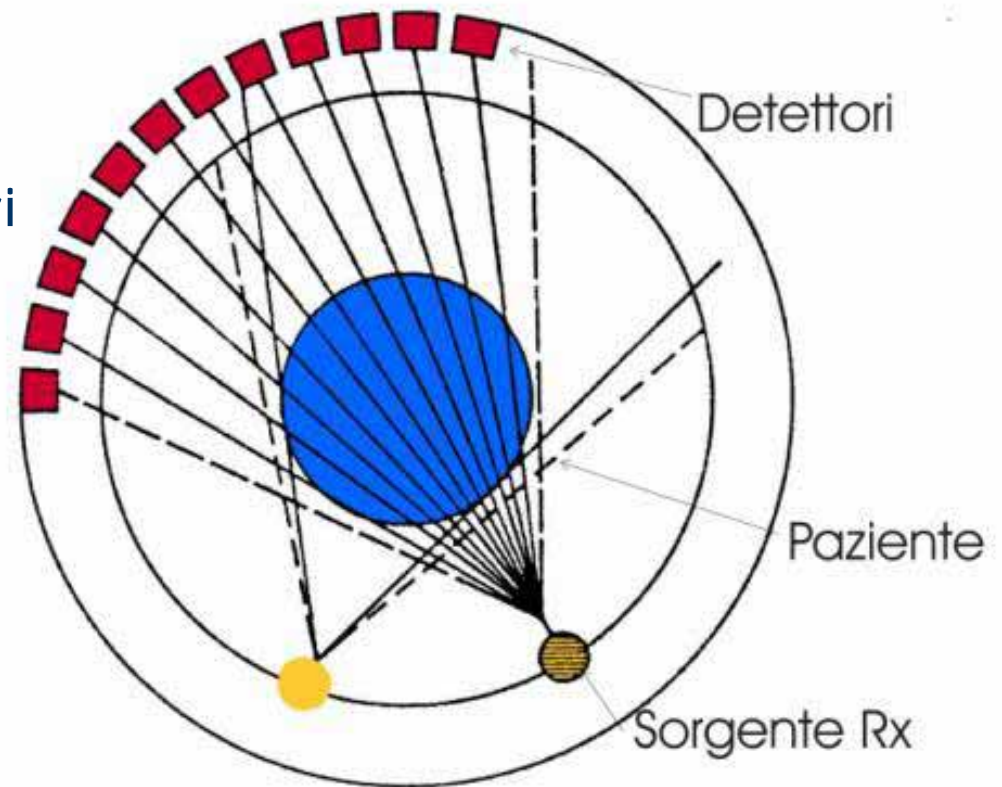


STORIA della TC

- In tutti i tomografi computerizzati sequenziali il tubo radiogeno era solidale con i propri cavi di alimentazione e quindi, per evitare che questi si attorcigliassero, la rotazione del tubo radiogeno (e dei detettori) doveva avvenire prima in un senso e quindi nel senso inverso, determinando la necessità di acquisire un singolo strato per volta.

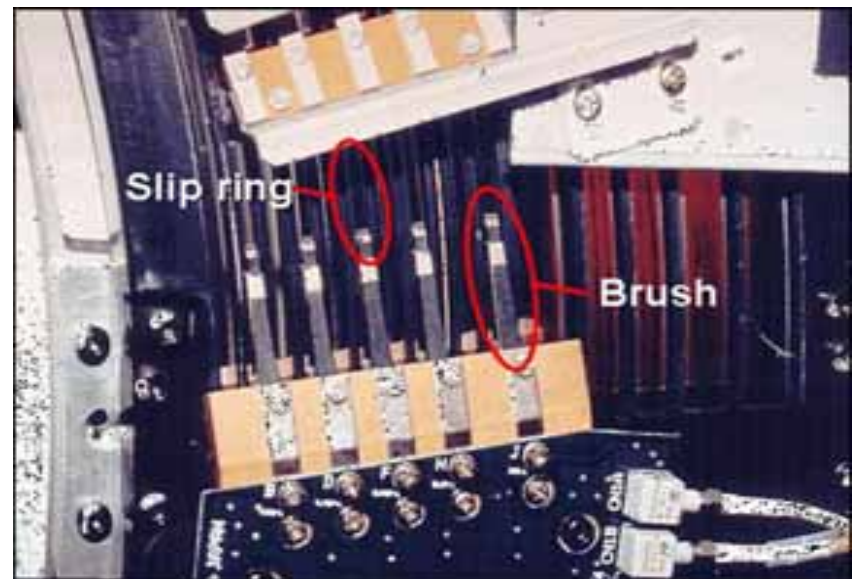
STORIA della TC

- Nei tomografi di IV generazione il tubo radiogeno ruotava all'interno di una corona circolare fissa di detettori con ulteriore parziale riduzione del tempo di rotazione.



STORIA della TC

- Tomografia Computerizzata Spirale o Volumetrica (1989)
- Evoluzione resa possibile dall'utilizzo dei contatti striscianti (slip rings) che hanno liberato il tubo radiogeno dal vincolo della propria alimentazione



STORIA della TC

- Nei tomografi a rotazione continua unidirezionale il tubo radiogeno e i detettori sono montati su un anello rotante che si alimenta a "contatti striscianti" detti anche slip rings, senza più il problema dei cavi che si attorcigliano.
- Questa metodica consente l'acquisizione delle immagini in modo continuo mentre il tavolo che porta il paziente si muove su un piano di scorrimento, così che il piano di scansione descrive un'elica attorno al paziente ottenendo una scansione "spirale" o "volumetrica".
- Nei tomografi "spirali" ogni rotazione richiedeva più o meno un secondo; ciò consentiva un'acquisizione completa di un discreto volume corporeo in un tempo stimato in poche decine di secondi con un'unica apnea del paziente, riducendo notevolmente gli artefatti di movimento.

- VANTAGGI

- Riduzione tempo di esame
- Possibilità di acquisire in apnea volumi sufficientemente ampi (dipende da efficienza termica del tubo radiogeno)
- Acquisizione in una singola apnea di un intero volume (es. torace) con eliminazione della possibilità di "vuoti" fra le singole scansioni
- Ottimizzazione utilizzo mdc e.v.
- Possibilità di studi contrastografici con acquisizioni in diverse fasi (es. arteriosa, portale, venosa, tardiva) degli organi parenchimatosi
- Possibilità di retro-ricostruzioni a strato più sottile
- Possibilità di retro-ricostruzioni embricate con ricostruzioni MPR e 3D di buona qualità

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

- TC Spirale Bistrato (Elscint CT-Twin) (1992)
- TC Spirale Multistrato 4 Canali (1998)
- TC Spirale Multistrato 8/16 Canali (2001/2002)
- TC Spirale Multistrato 32/64 Canali (2004/2005)
- TC Spirale Multistrato 128 e 256 Canali (2007/2008)

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

- I moderni tomografi multistrato (multislices) o multidetettore (multidetectors) impiegano pochissimi secondi per l'acquisizione di estesi volumi corporei ottenendo decine di scansioni per ogni singola rotazione grazie alla presenza di numerose corone di detettori.
- Tomografi a 64 slices e oltre (detti superveloci) possono consentire lo studio del cuore sincronizzato con le fasi del ciclo cardiaco.
- Condizione fondamentale per poter sfruttare le potenzialità di tali apparecchiature è la capacità termica (capacità di dissipare calore) dei tubi radiogeni che consente l'esecuzione di scansioni rapide a strati sottili.

TC Multistrato vs TC Spirale o Volumetrica

- VANTAGGI

- Ulteriore riduzione del tempo di scansione
- Acquisizione di volumi maggiori a parità di spessore di strato e tempo di scansione
- Acquisizioni con spessore di strato minore con conseguente maggior risoluzione spaziale a parità di volume di acquisizione e tempo di scansione
- Possibile acquisizione di Voxel Isotropici (dimensioni uguali nei tre assi x, y e z) con ricostruzioni multiplanari di qualità sovrapponibile a quella delle immagini acquisite sul piano assiale
- Minime differenze della dose erogata al paziente per la maggior parte degli esami (a parità di volume)

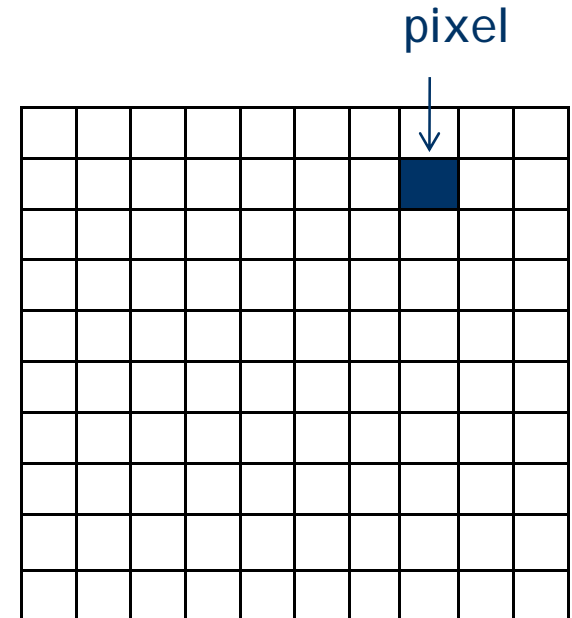
MATRICE DI RICOSTRUZIONE

L'elemento fondamentale costitutivo della matrice è il pixel.

L'immagine viene costruita tramite una procedura matematica (algoritmi) dall'insieme dei profili di attenuazione che si ottengono dall'interazione del fascio di RX con i distretti corporei in esame; i dati ricavati (dati numerici ricostruiti) vengono quindi rappresentati all'interno di una matrice numerica bidimensionale.

I numeri associati a ciascun pixel sono chiamati unità Hounsfield (UH) o numeri TC.

Per definizione l'acqua ha un numero TC pari a 0, la densità dell'aria assume un valore di -2000 UH e l'osso compatto vale +2000.



Matrice di ricostruzione
es. 512x512 pixel

SCAN FOV (SFOV) E DISPLAY FOV (DFOV)

Il campo di vista (FOV) è l'area che rappresenta l'immagine ricostruita all'interno della matrice.

Si possono distinguere due tipi di campo di vista:

- il FOV di acquisizione detto SCAN FOV (SFOV) è rappresentato dal diametro della superficie o dall'area in cui l'apparecchio calcola che sia avvenuta l'attenuazione del fascio di RX attribuendo i relativi valori numerici TC (UH); questo parametro deve essere uguale o superiore al diametro massimo della superficie da studiare. La maggior parte degli apparecchi prevede alcuni tipi di SFOV adeguati ai segmenti da esaminare; ad es. small, medium, large.
- il FOV di ricostruzione detto DISPLAY FOV (DFOV) è rappresentato dal diametro della superficie che si sceglie di rappresentare nell'immagine, utilizzando la totalità della matrice.

PIXEL, MATRICE E FOV

Il principio è quello di utilizzare il DFOV adeguato alla struttura da valutare, sfruttando appieno le potenzialità della matrice disponibile.

Le dimensioni del pixel dipendono dalle dimensioni del campo di vista, a parità di matrice, infatti restando costante il numero degli elementi in cui la superficie viene scomposta si avrà più definizione dell'immagine tanto minore saranno le dimensioni dei singoli pixel che la rappresentano.

Il numero dei pixel, invece, dipende dalla dimensione della matrice.

Dimensioni Matrice	Numero totale di pixel	Dimensioni Pixel FOV 20	Dimensioni Pixel FOV 30
256x256	65536	0.78	1.17
512x512	262144	0.39	0.585
1024x1024	1048576	0.195	0.292

FINESTRA E LIVELLO

I livelli di grigio dell'immagine radiologica che verrà rappresentata corrisponderanno ai valori dei numeri TC (UH) in relazione ai coefficienti di attenuazione relativi ai tessuti contenuti e rappresentati nei pixel che compongono la matrice. I numeri TC variano da -2000 a +2000.

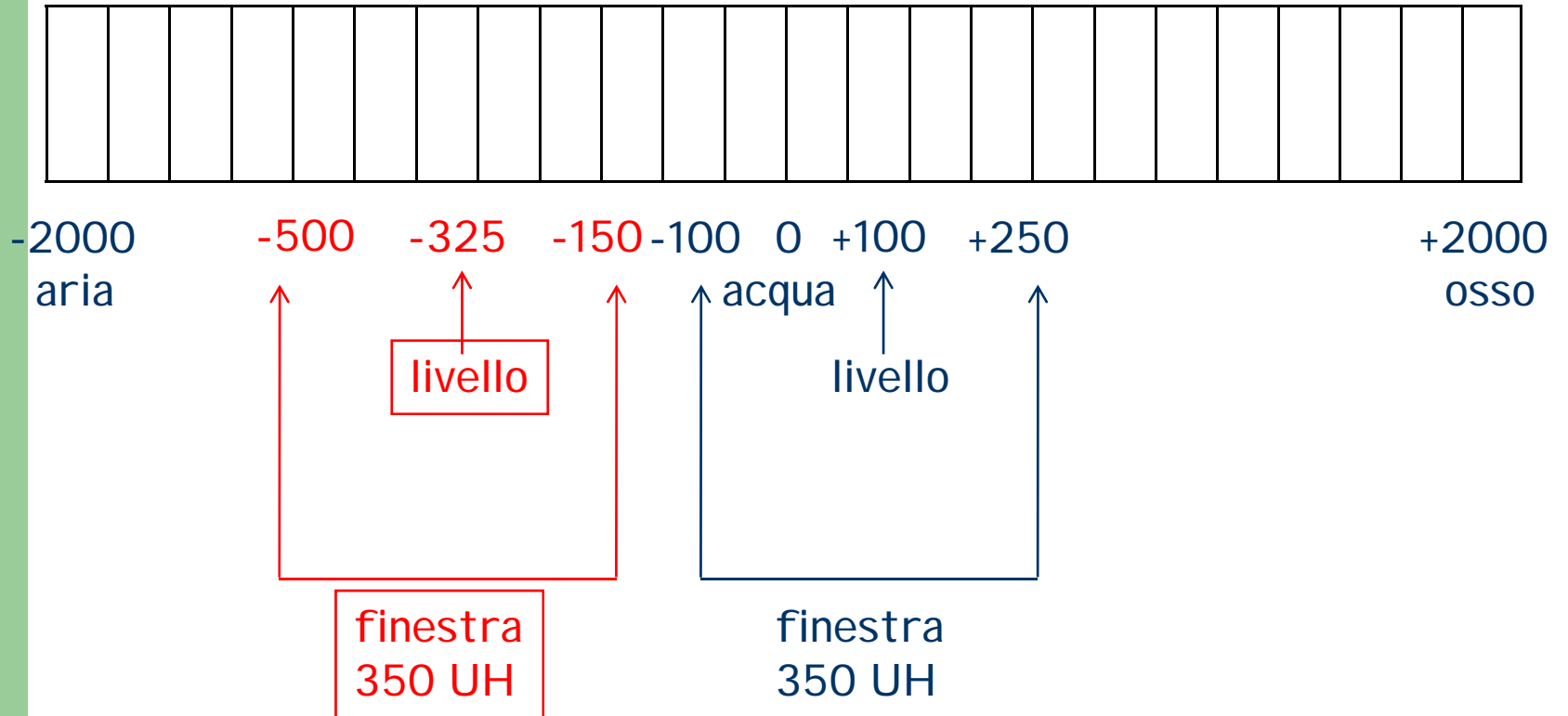
I sistemi di visualizzazione rappresentano da 32 a 256 livelli di grigio

L'occhio umano percepisce 16 livelli di grigio

Ne deriva una PERDITA DI INFORMAZIONI

Viene visualizzato un numero ridotto di numeri TC corrispondenti ad un numero ridotto di livelli di grigio, l'intervallo di questi numeri è chiamato **larghezza della finestra**, il centro della finestra corrisponde al numero TC rappresentato dal **livello** medio di grigio visualizzato

FINESTRA E LIVELLO



RISOLUZIONE SPAZIALE e DI CONTRASTO

- La risoluzione spaziale è la capacità di distinguere e separare due strutture ad elevato contrasto poste una accanto all'altra, dipende
 - dalla collimazione (apertura del rivelatore),
 - dalle dimensioni del pixel di visualizzazione,
 - dalla matrice (numero di pixel)
 - dalla grandezza degli oggetti esaminati e dal loro contrasto rispetto al fondo.
- La risoluzione in densità o di contrasto è data dalla minima differenza di densità che rilevabile tra un oggetto a basso contrasto ed il fondo omogeneo. Dipende dalla dose.

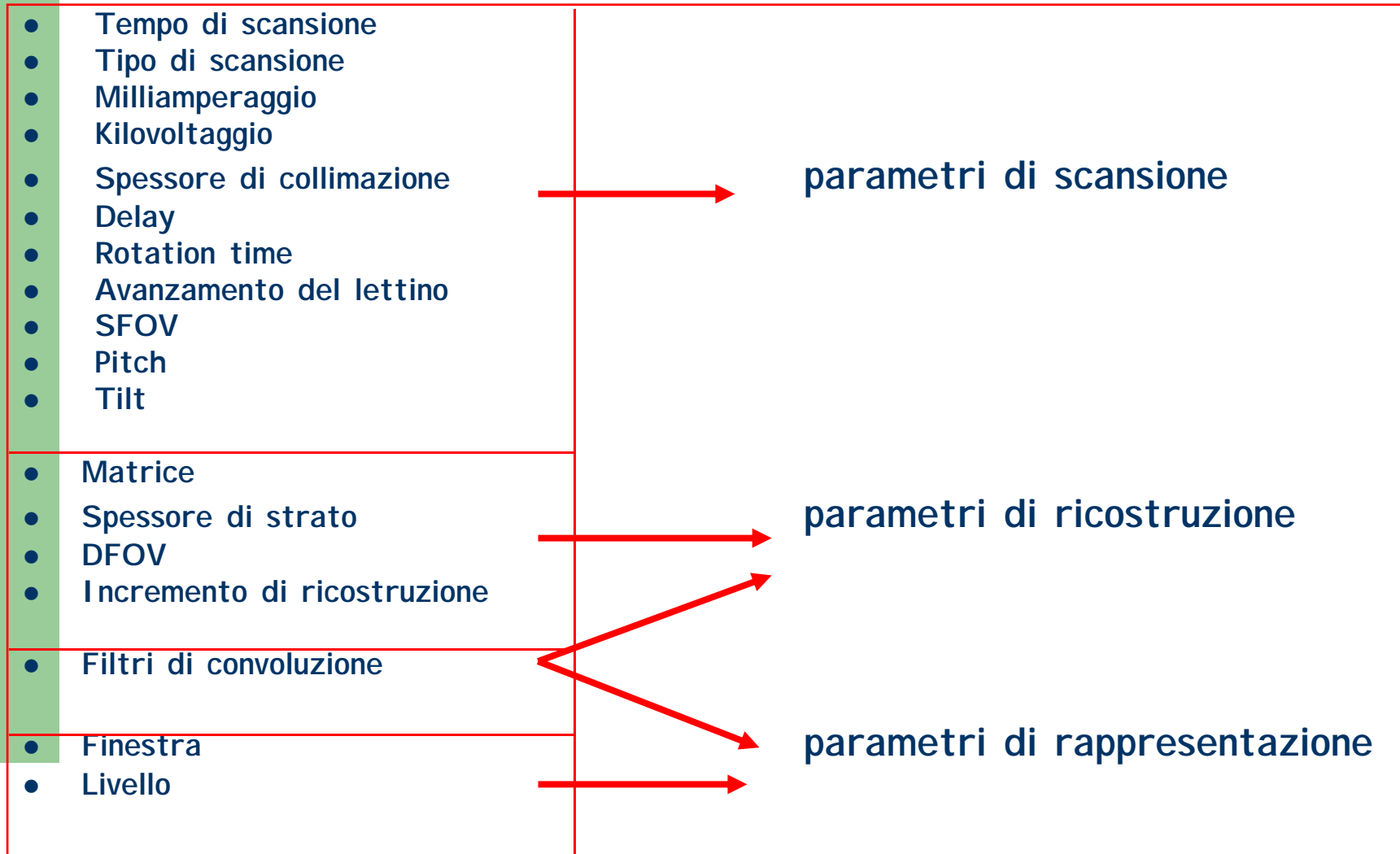
RUMORE e CONTRASTO

- Il rumore è dato dalla granularità sovrapposta all'informazione utile.
- Si ha un rumore quantico quando vi è una scarsa quantità di fotoni che contribuiscono alla formazione dell'immagine (es. riduzione dei mAs)
- Rumore elettronico dovuto al deterioramento dei dispositivi elettronici che compongono l'apparecchio TC
- Rumore dovuto alla radiazione diffusa
- Rumore dovuto alle approssimazioni nei procedimenti di calcolo.

ARTEFATTI

- Consistono in un rumore strutturato dell'immagine e determinano una non accurata valutazione dei numeri TC oltre che la comparsa di disturbi dell'immagine ricostruita.
- Le cause più frequenti sono
 - effetto volume parziale,
 - variazione della tensione di alimentazione del tubo RX (kvP),
 - movimento del paziente,
 - radiazione diffusa,
 - movimenti cardiaci, ecc...

PARAMETRI TECNICI e IMMAGINE TC

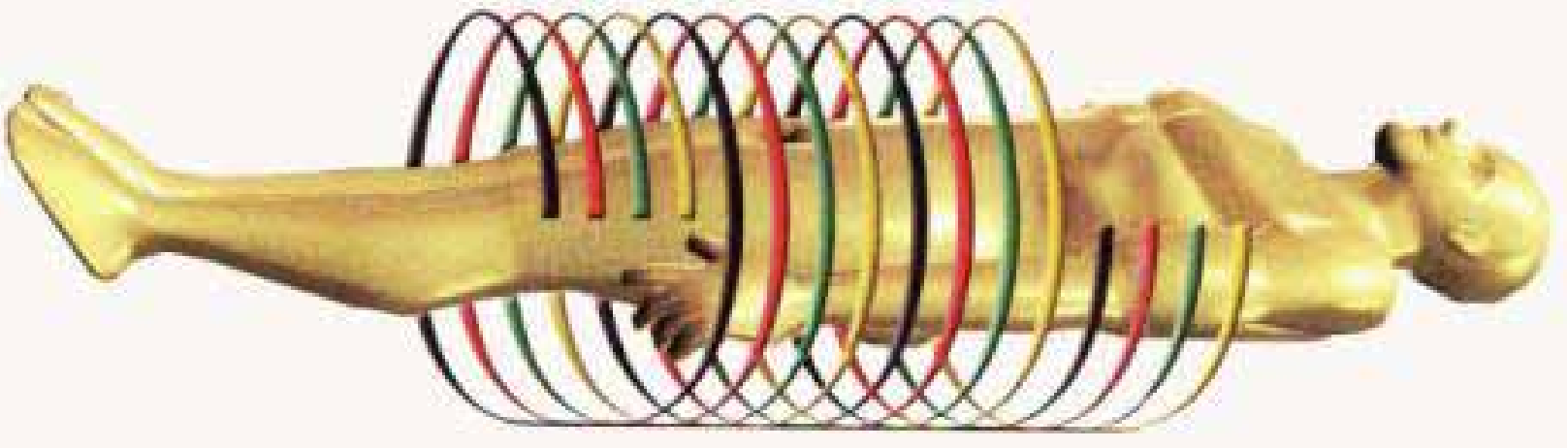


TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

- L'acquisizione delle immagini con gli attuali tomografi computerizzati può essere effettuata utilizzando comunque due diverse tecniche:
 - acquisizioni sequenziali,
 - acquisizioni volumetriche o spirali.
- Nelle acquisizioni sequenziali il lettino porta paziente resta fermo durante il movimento di rotazione del sistema tubo-detettori; una volta finita l'acquisizione il tavolo avanza in base all'intervallo di scansione impostato in modo tale che il sistema è pronto per poter riacquisire lo spessore di strato successivo. Questo tipo di tecnica viene usata per strutture anatomiche "ferme" come ad esempio lo studio dell'encefalo, lo studio degli spazi intersomatici vertebrali per ernie discali.

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

- Nelle acquisizioni volumetriche il sistema tubo-detettori ruota intorno al paziente, ma durante l'acquisizione il lettino porta paziente scorre in modo molto preciso e determinabile (in sincronia) all'interno del tunnel di scansione (gantry), presentando a ogni giro una sezione diversa del corpo. La traiettoria che si ottiene è una spirale disegnata dal pennello di raggi X sul corpo del paziente, tale spirale sarà più o meno ampia in base all'introduzione di un nuovo parametro detto Pitch.



TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

$$\text{Pitch} = \frac{\frac{\text{Avanzamento del lettino porta paziente}}{\text{Tempo di rotazione (sist. Turbo-detettori) su } 360^\circ}}{\text{Spessore di collimazione (mm)}}$$

- Il pitch può assumere valori che vanno da 1 a 2, se il pitch è basso la spirale che si formerà sarà molto fitta.
- Si acquisisce un VOLUME i cui dati di acquisizione vengono elaborati dal computer e quindi visualizzati sul monitor.
- Il risultato è costituito da una serie di sezioni contigue dello spessore impostato; l'insieme delle sezioni ricostruite rappresentano una delle possibili visualizzazioni del volume scansionato che può infatti essere ricostruite e rappresentato attraverso particolari software ottenendo immagini su piani coronali e sagittali o ricostruzioni 3D.

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

LE CONSEGUENZE PRATICHE

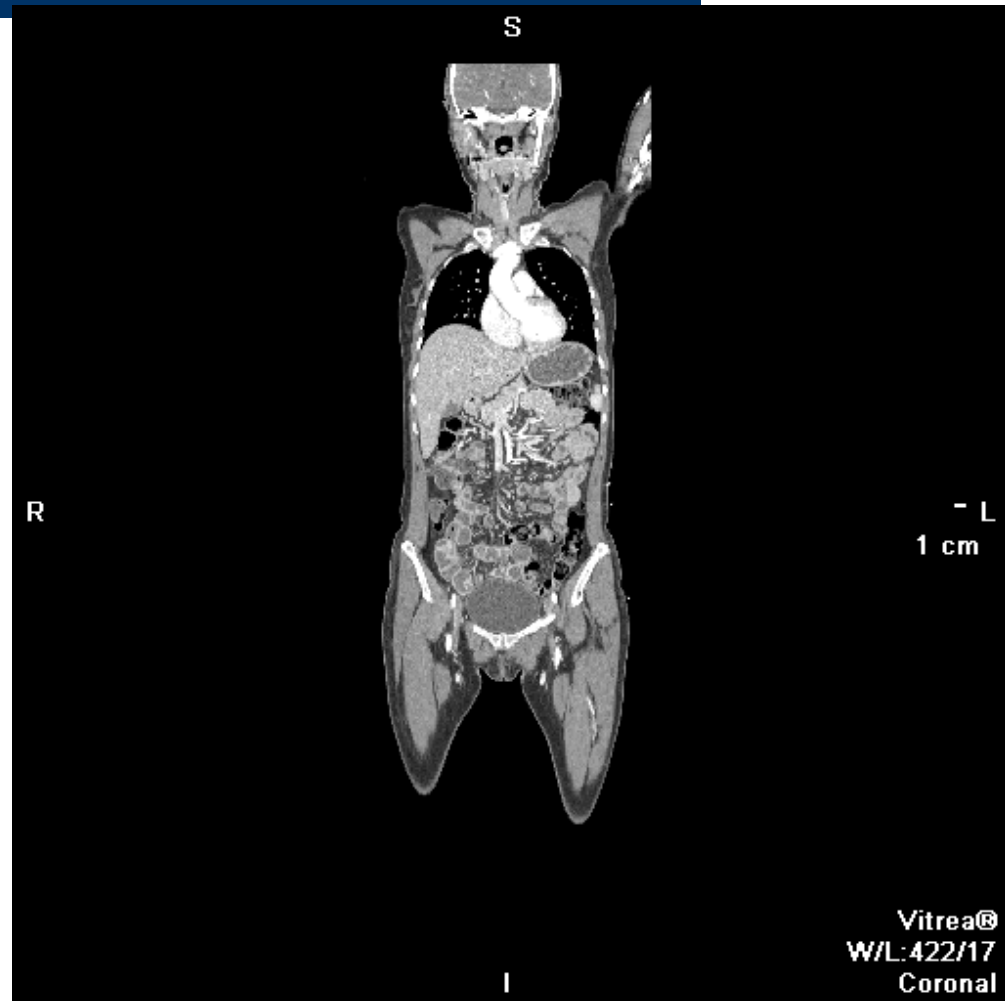
- Diminuzione dei tempi di scansione
 - Minori artefatti da movimento
 - Esami pediatrici
 - Esami in pazienti non collaboranti (acuti, traumi)
 - Ottimizzazione utilizzo mdc e.v.
 - Minore quantità di mdc e.v.
 - Fasi contrastografiche più definite
 - Possibilità di studi di perfusione
 - Miglior valutazione degli organi parenchimatosi



TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

LE CONSEGUENZE PRATICHE

- Aumento dei volumi di acquisizione
 - Traumatologia
 - Studio panoramico cranio-cervicale, del rachide o toraco-addominale

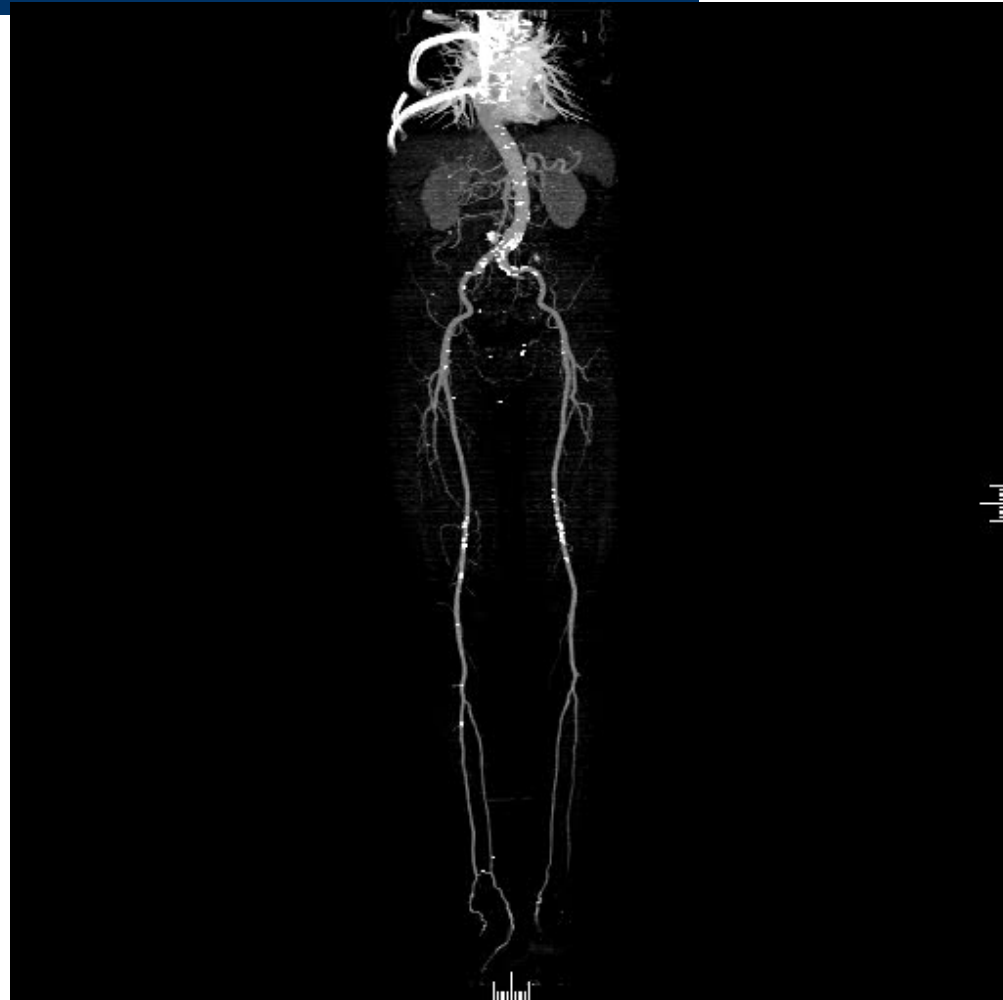


64 MDCT - Scan time < 10 s Coll acq 64 x 0.6 mm

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

LE CONSEGUENZE PRATICHE

- Aumento dei volumi di acquisizione
 - Angio-TC
 - Studio panoramico del sistema arterioso
 - Arco aortico, vasi epi-aortici, poligono di Willis
 - Aorta toraco-addominale e rami viscerali
 - Aorta addominale e arti inferiori
 - Circolo polmonare arterioso e venoso
 - Studio panoramico del sistema venoso portale e sistemico



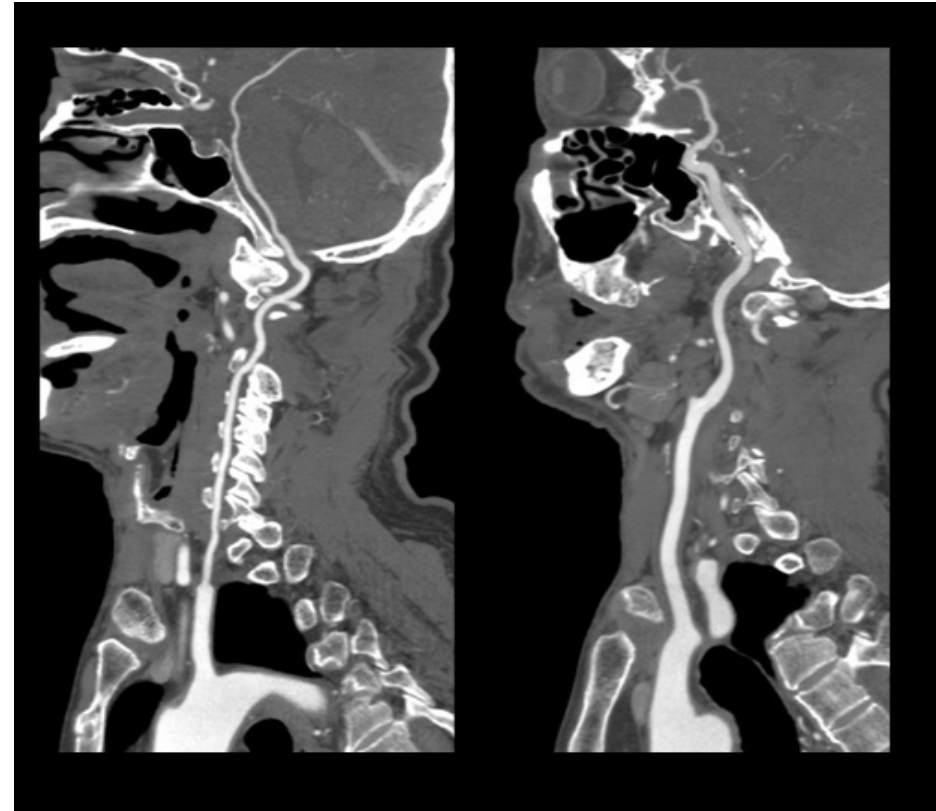
64 MDCT - Scan time < 10 s Coll acq 64 x 0.6 mm

TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

LE CONSEGUENZE PRATICHE

- Diminuzione dello spessore di strato
 - Voxel Isotropici

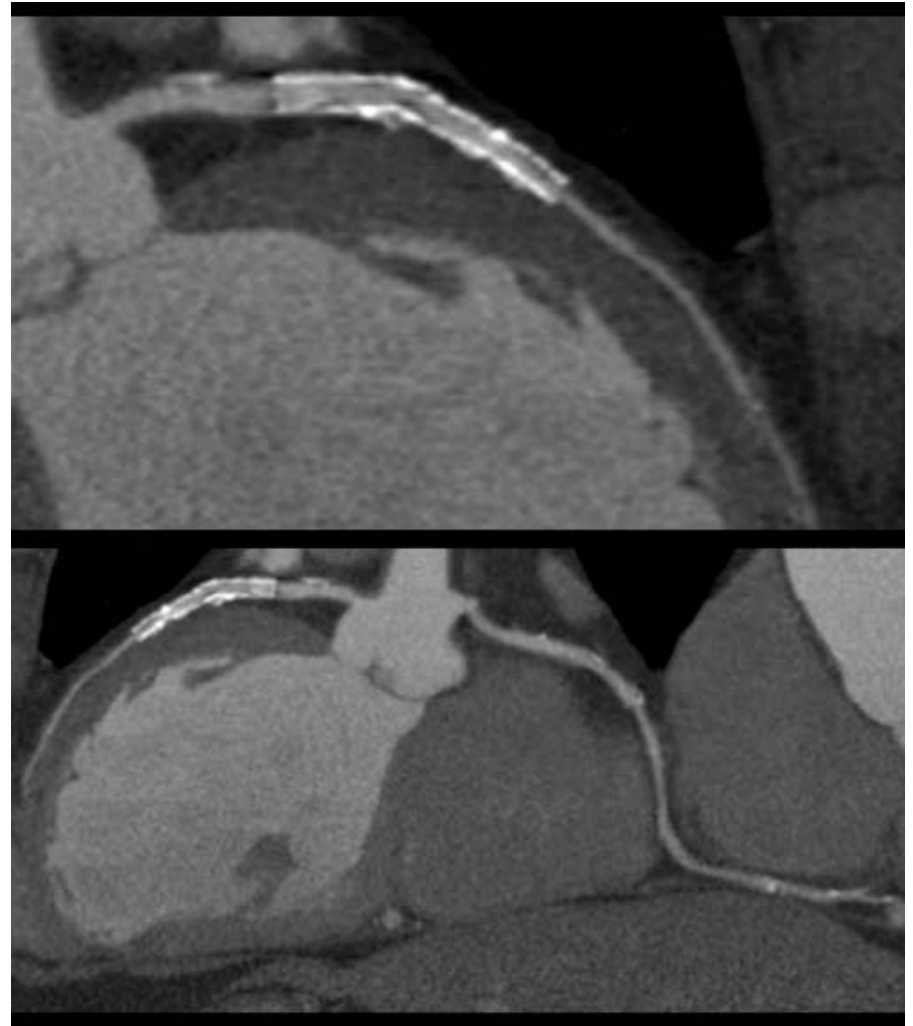
dimensioni uguali nei tre assi x, y e z, con ricostruzioni multiplanari di qualità sovrapponibile a quella delle immagini acquisite sul piano assiale



TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

LE CONSEGUENZE PRATICHE

- Diminuzione dello spessore di strato
 - Voxel isotropici
- Ricostruzioni Multiplanari 2D
 - Multi-Planar Reconstruction (MPR)
 - Curved-Planar Reconstruction (CPR)
 - Vessel Tracking Reconstruction
 - Ray Sum Projection



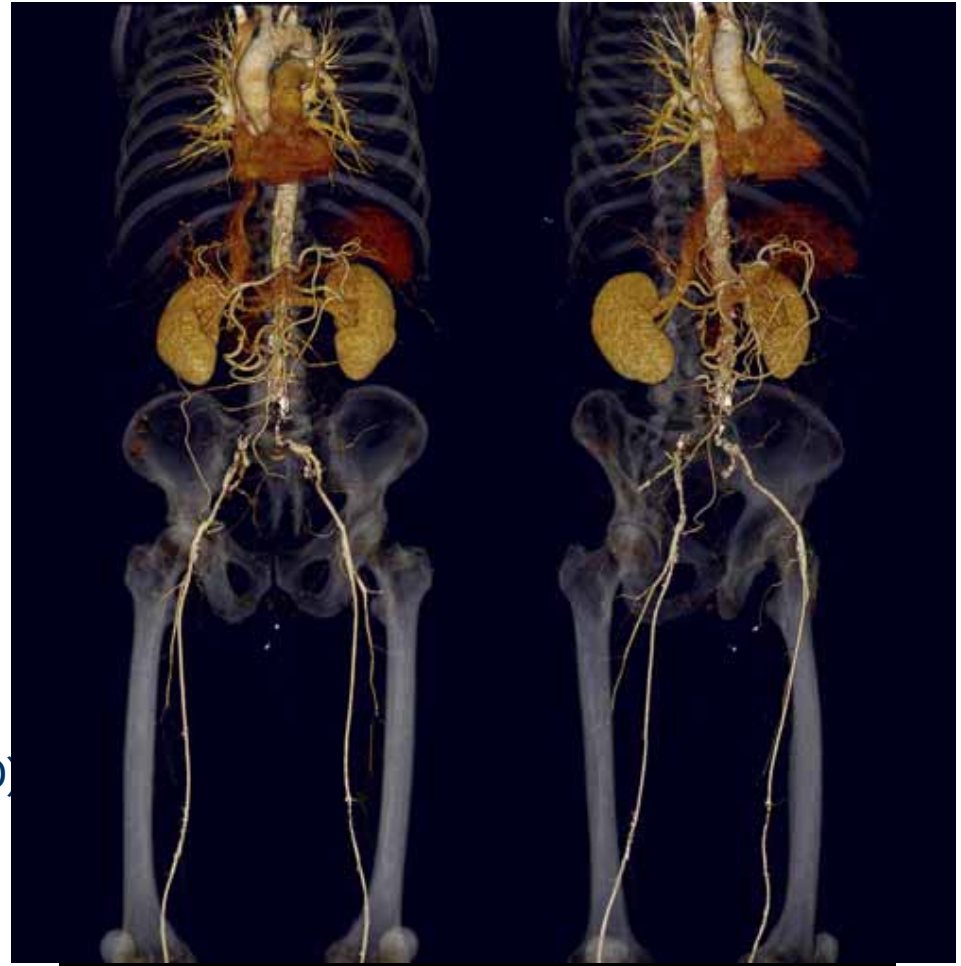
TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

LE CONSEGUENZE PRATICHE

- Diminuzione dello spessore di strato
 - Voxel Isotropici

Ricostruzioni 3D

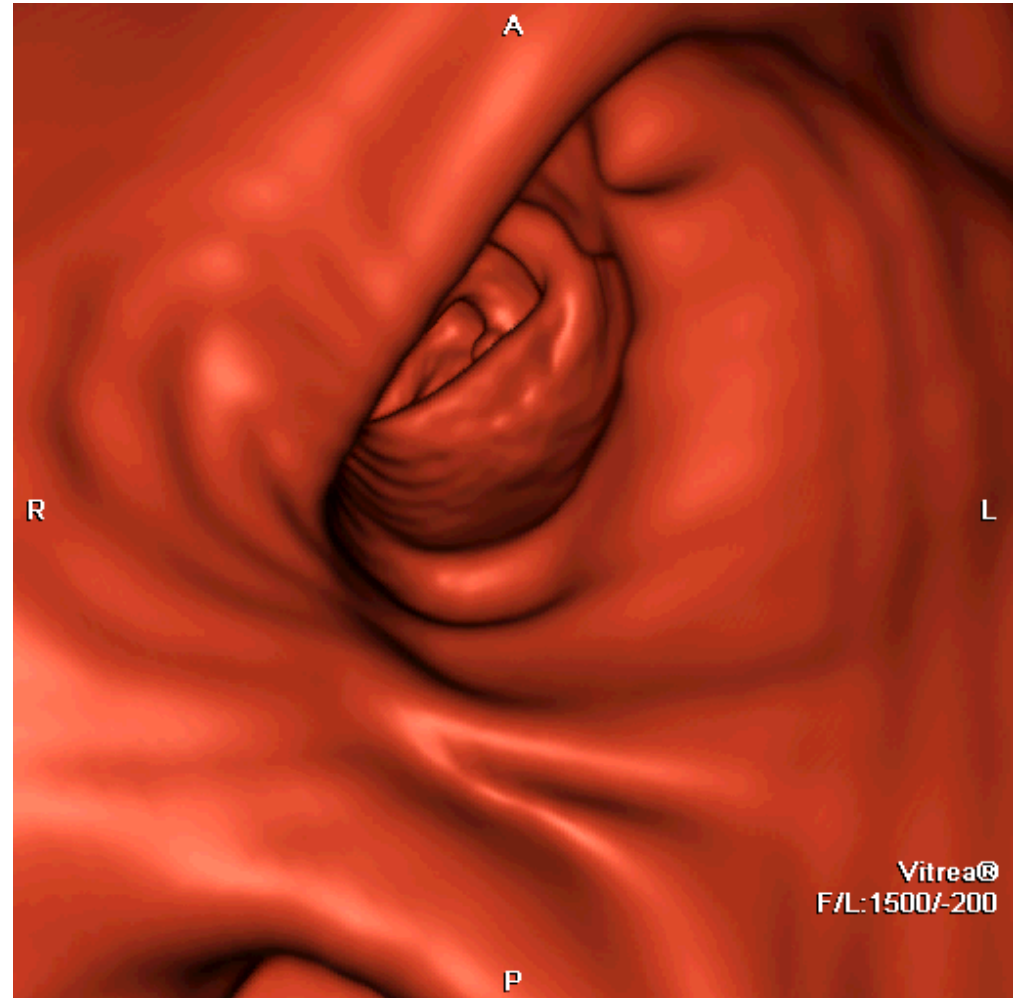
- Maximum Intensity (Density) Projection (MIP)
- Minimum Intensity (Density) Projection (mIP)
- Shaded Surface Display (SSD)
- Volume Rendering (VR)
- Endoscopie virtuali (Tissue Transition Projection)



TOMOGRAFIA COMPUTERIZZATA SPIRALE MULTISTRATO O MULTIDETETTORE

LE CONSEGUENZE PRATICHE

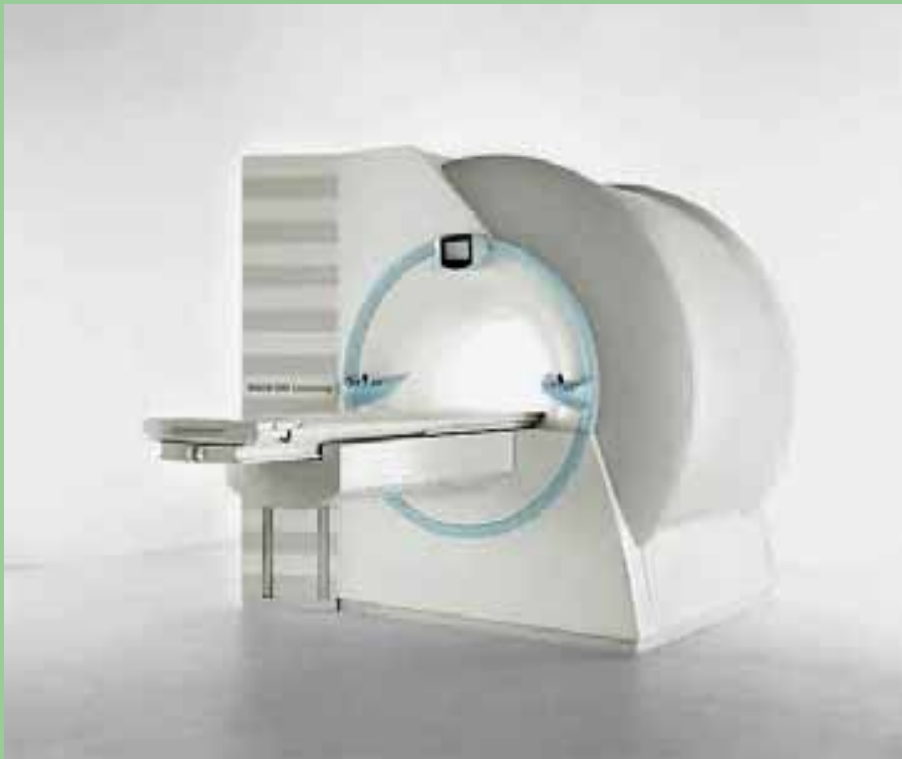
- Diminuzione dello spessore di strato
 - Voxel Isotropici
- Ricostruzioni 3D
 - Maximum Intensity (Density) Projection (MIP)
 - Minimum Intensity (Density) Projection (mIP)
 - Shaded Surface Display (SSD)
 - Volume Rendering (VR)
 - Endoscopie virtuali (Tissue Transition Projection)



INFLUENZA DEI PARAMETRI TECNICI

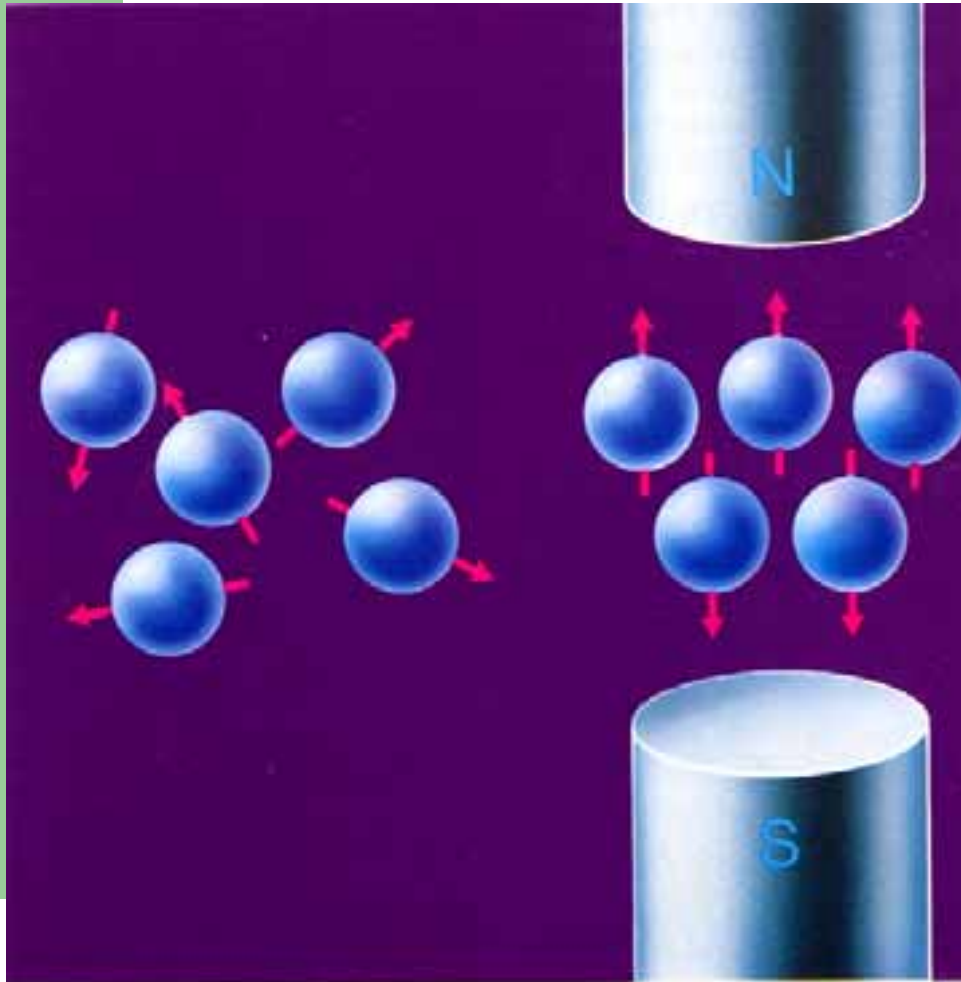
- GATING CARDIACO
 - SE UTILIZZO IL GATING CARDIACO
 - RIDUZIONE (SCOMPARSA) ARTEFATTI DA MOVIMENTO CARDIACO
 - POSSIBILITA' DI STUDIO ANGIO-TC DELLE CORONARIE
 - STUDIO ANATOMICO E FUNZIONALE DELLE CAMERE CARDIACHE
 - AUMENTO DEL TEMPO DI ACQUISIZIONE E DELLA DOSE A PARITA' DI VOLUME CORPOREO STUDIATO

RISONANZA MAGNETICA CARDIACA



I principi e i concetti di base per avvicinarsi alla Risonanza Magnetica del Cuore

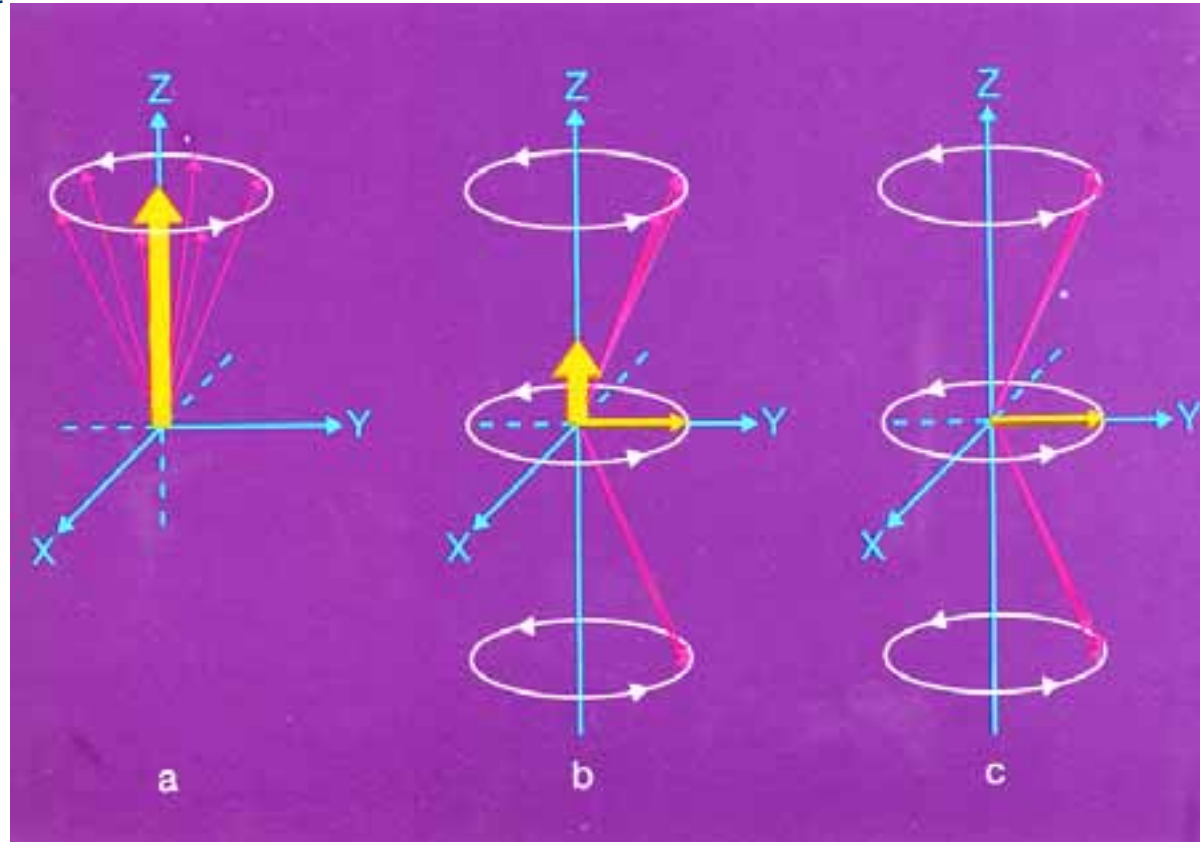
Che cosa avviene quando si pone il paziente nel magnete



I protoni sono normalmente allineati in maniera disordinata. Questa situazione cambia quando sono esposti in un campo magnetico esterno. Allora sono allineati in due soli versi, uno parallelo e l'altro antiparallelo al campo magnetico esterno.

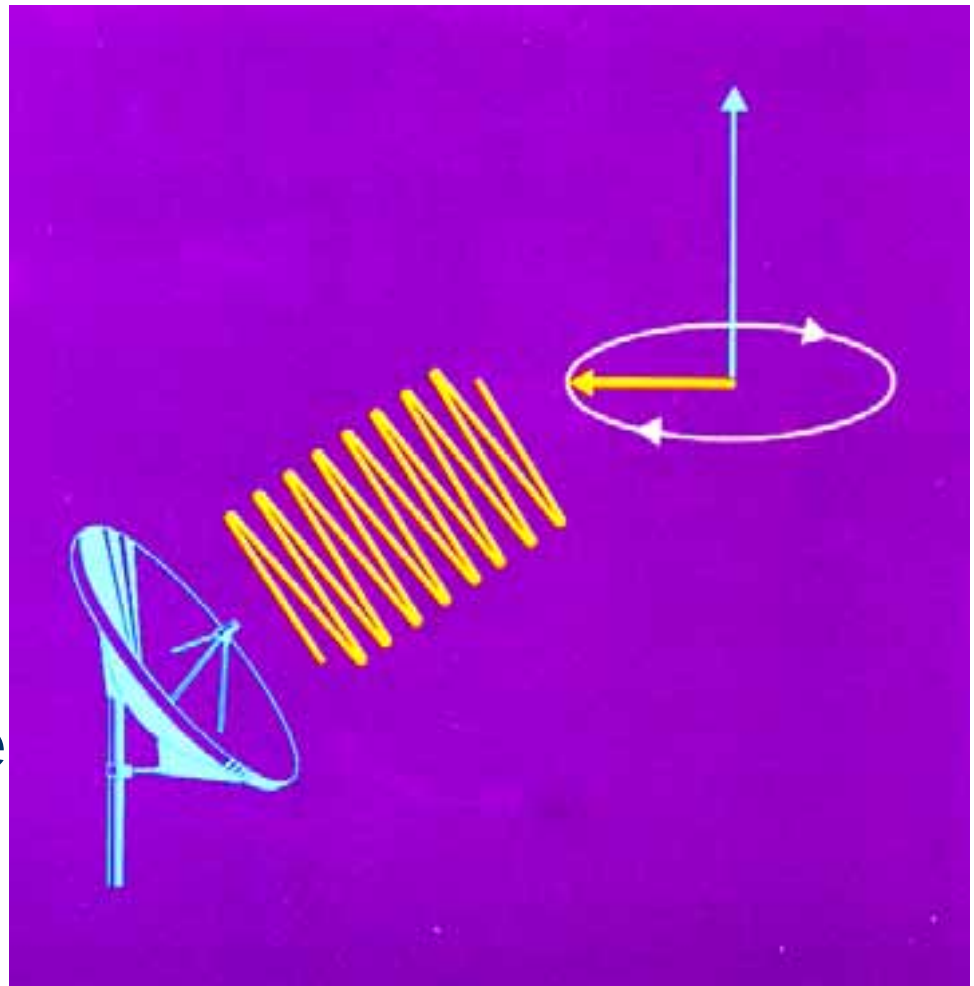
I due effetti dell'impulso RF

- Decremento della magnetizzazione longitudinale
- Sviluppa nuova magnetizzazione trasversale

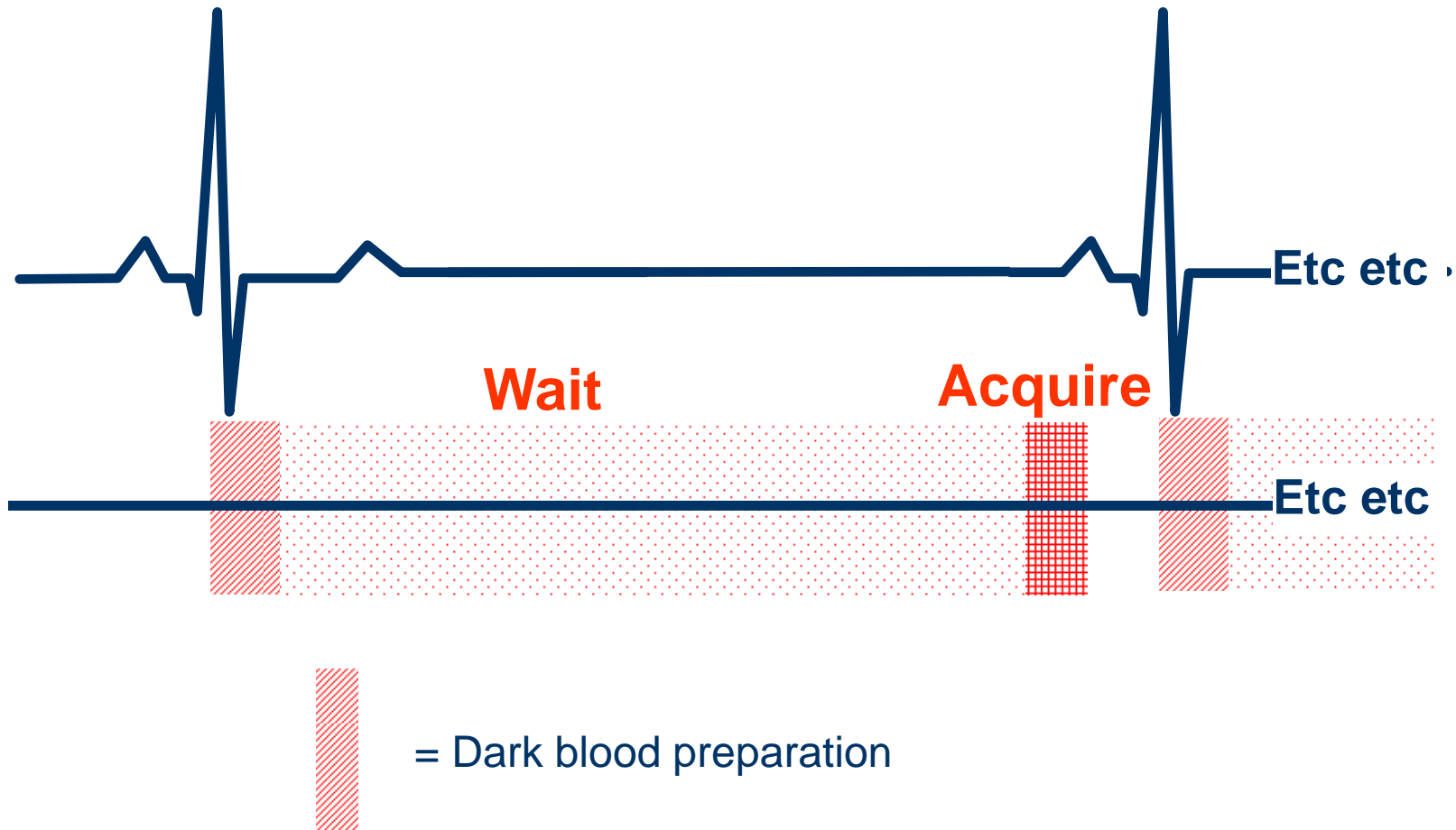


Induzione del segnale

La nuova magnetizzazione trasversale ruota intorno con i protoni, cambia costantemente direzione per un osservatore esterno e può indurre segnale in un'antenna



Dark Blood: concept



Single slice dark blood



.. etc etc

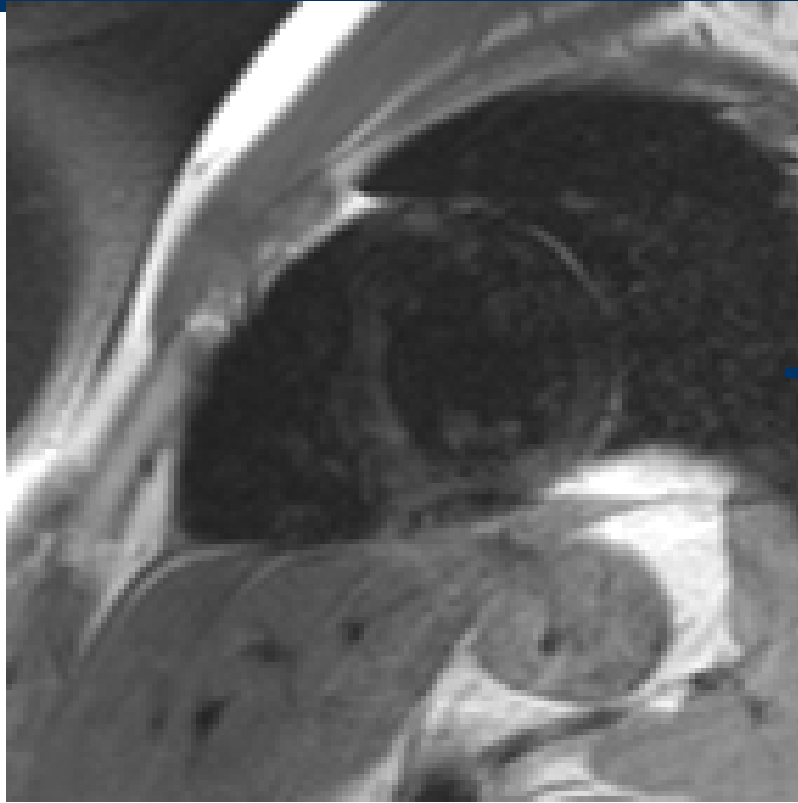
DB
Double inversion

TR fill
Wait

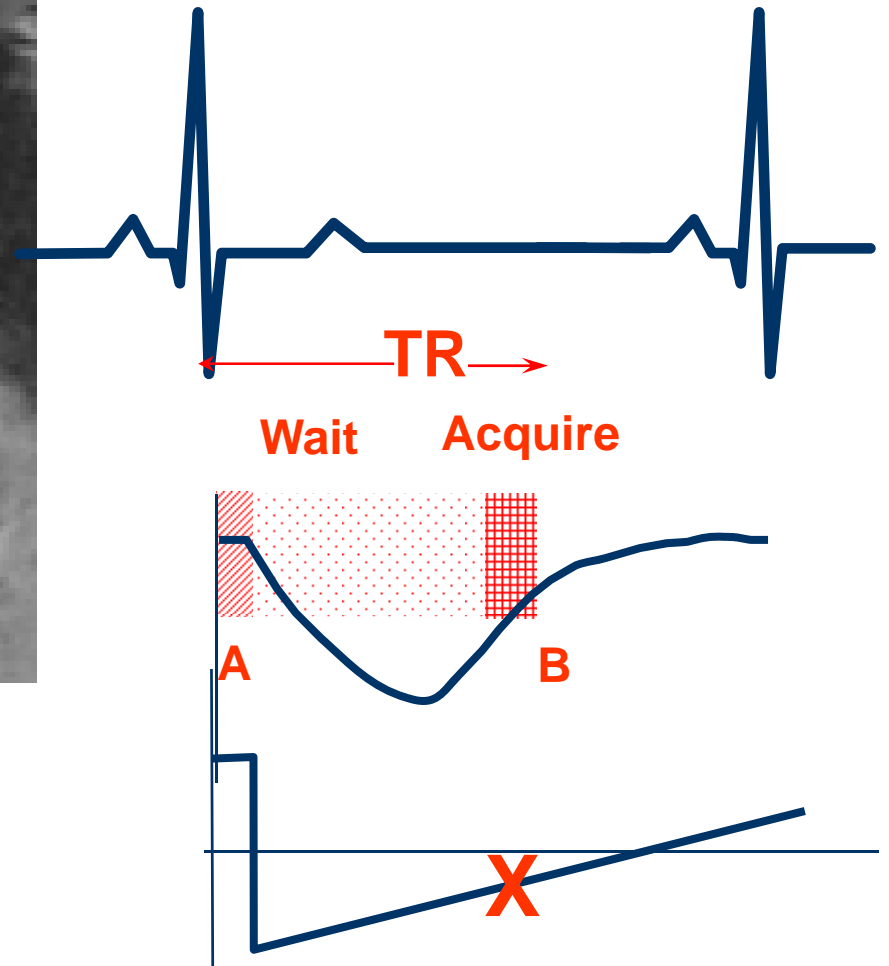
TR min
Acquire

$$\text{TR} = \text{TR fill} + \text{TR min}$$

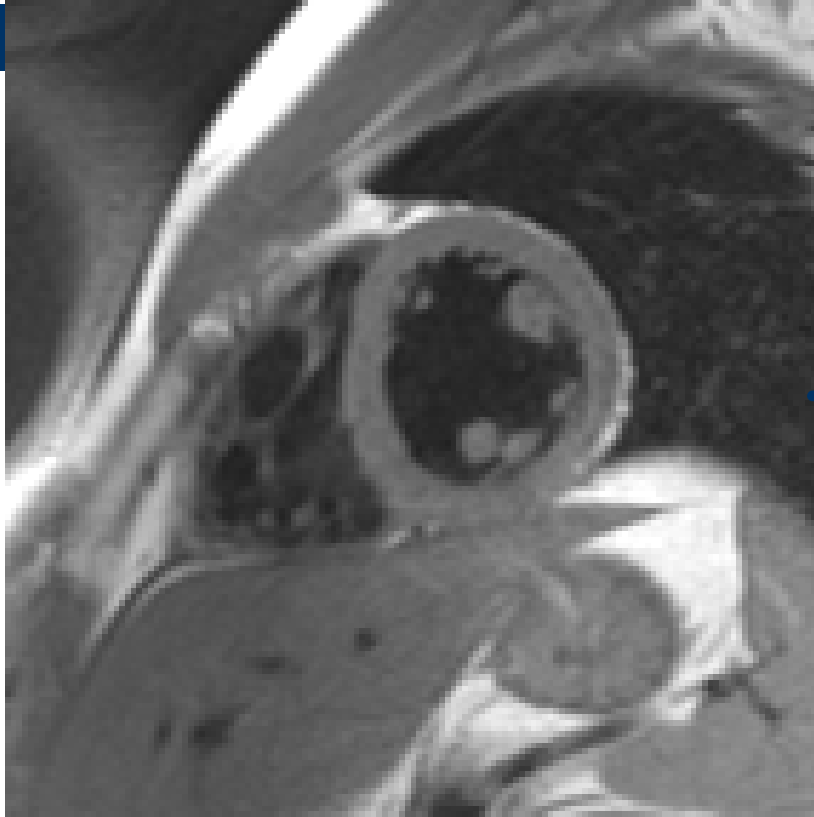
Dark Blood: tempo troppo breve



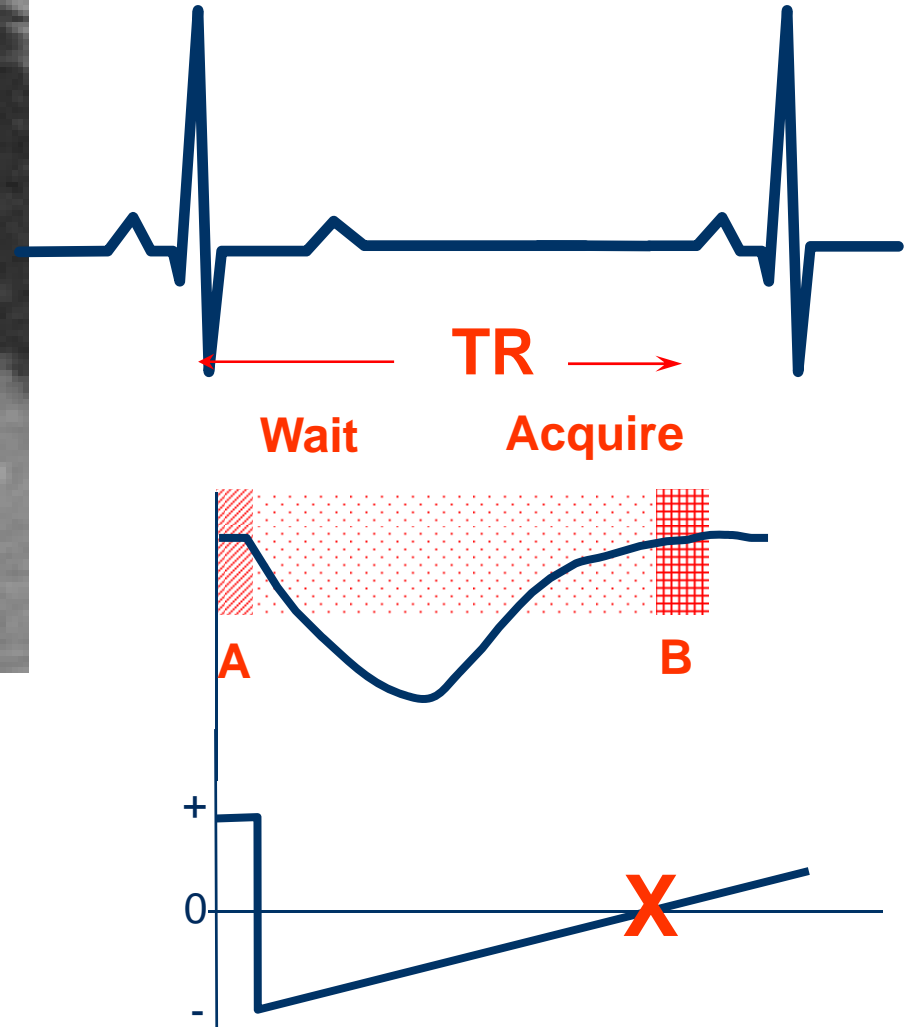
- Slice A # Slice B
- Blood at null point



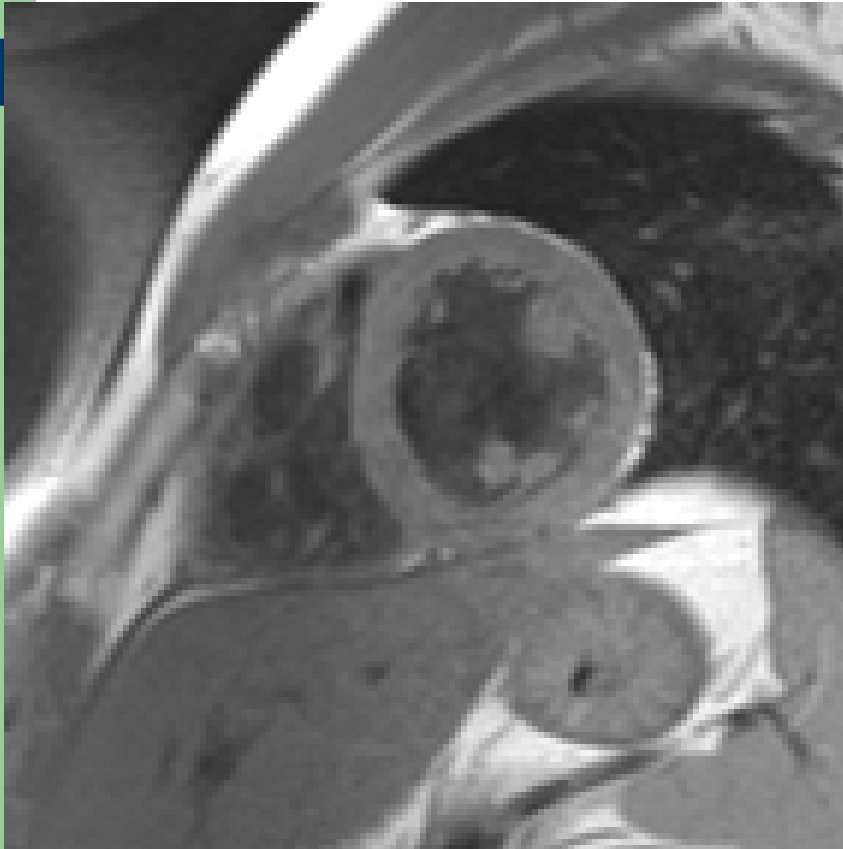
Dark Blood: tempo ottimale



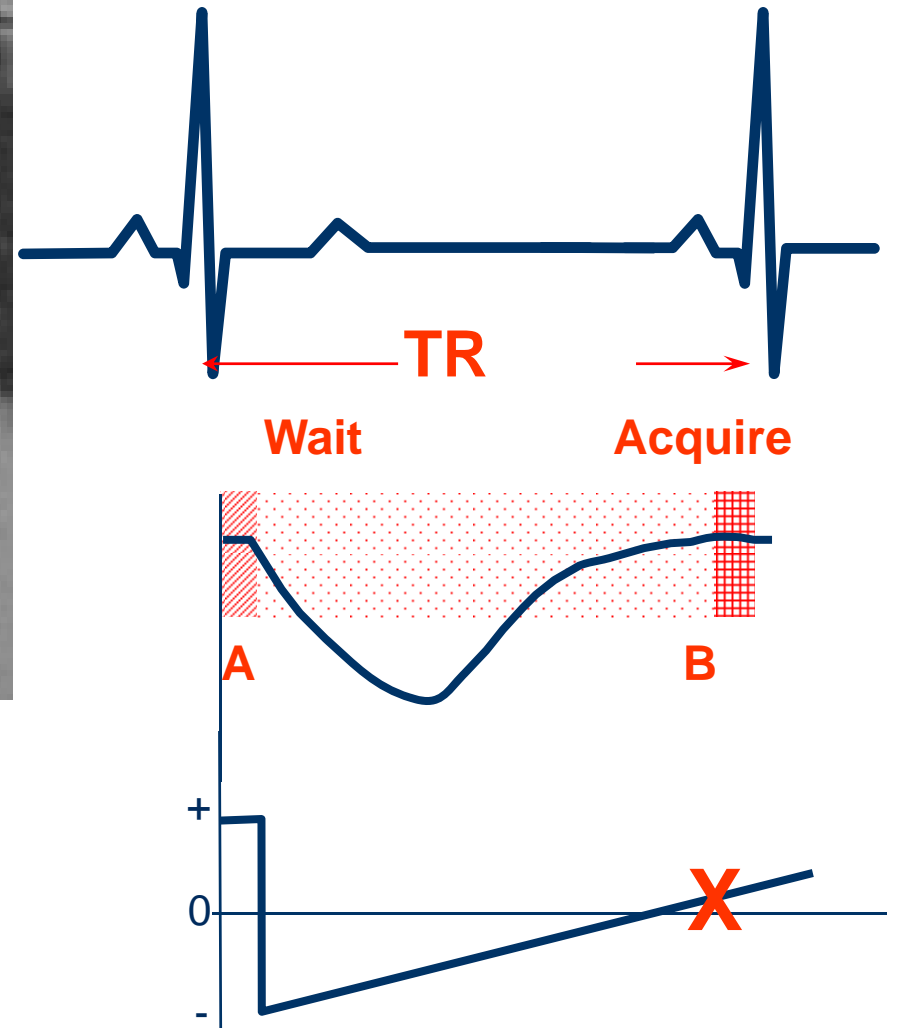
- Slice A = Slice B
- Blood signal zero



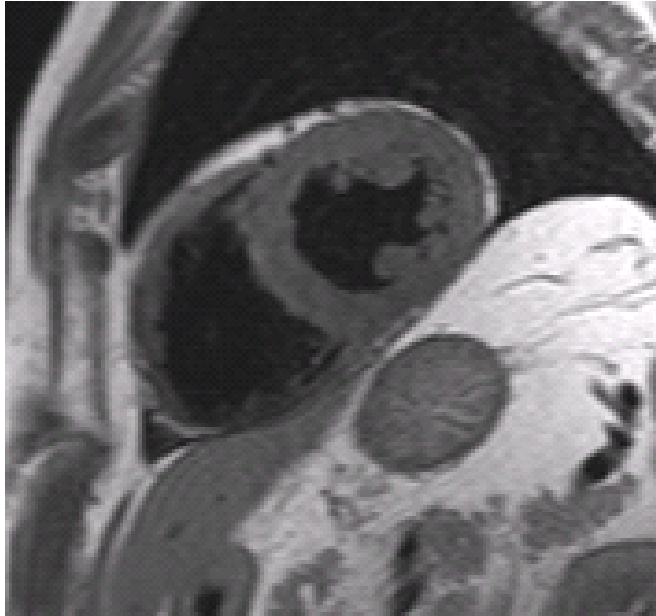
Dark Blood: tempo troppo lungo



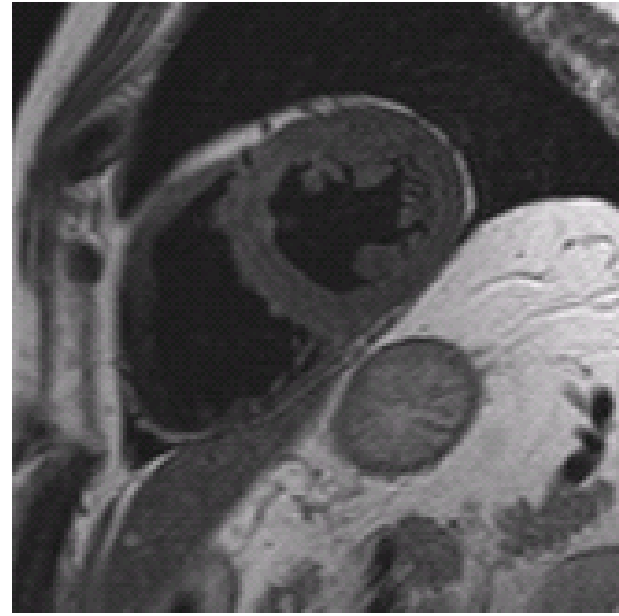
- Slice A = Slice B
- Blood signal recovering



“T1” and “T2”- weighted images

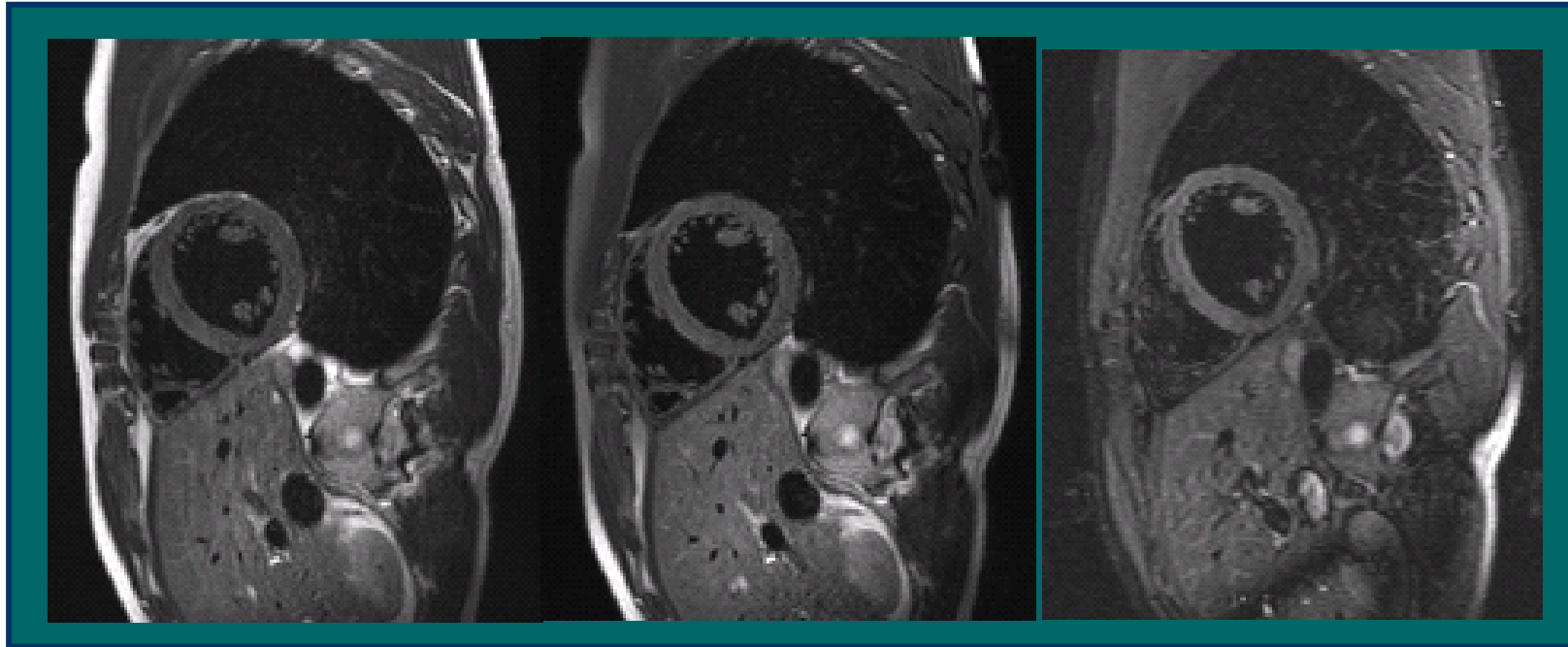


- Short TE values
- Trigger pulse = 1



- Long TE values
- Trigger pulse = 2

FS (fat saturation)

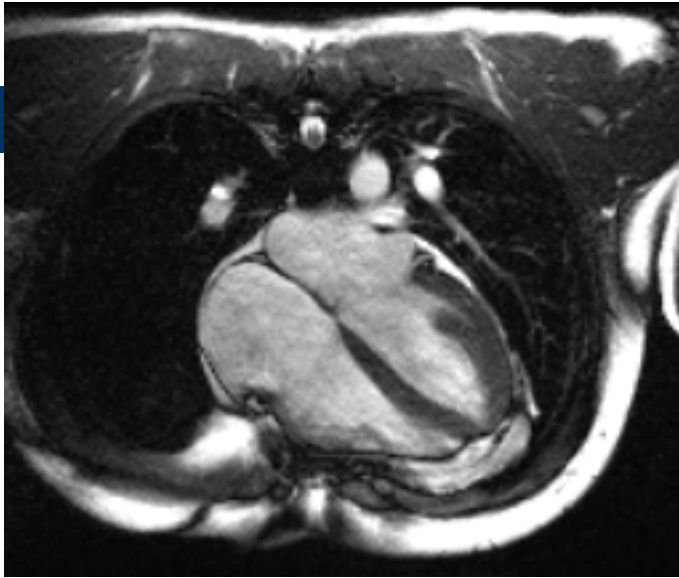


Tse_17_db_t2_iPAT

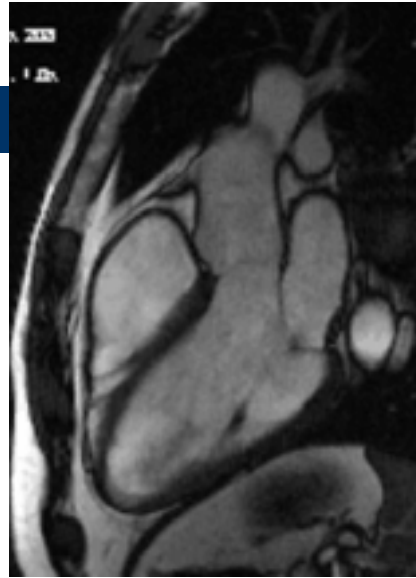
Tse_17_db_t2_iPAT_fs

Tirm_15_db_t2

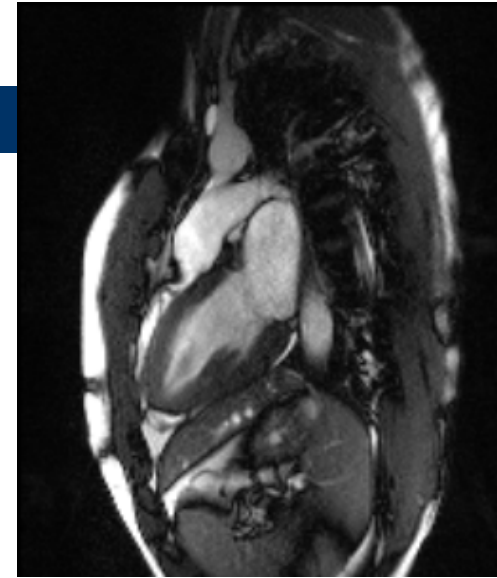
Studio della cinetica e del volume ventricolare



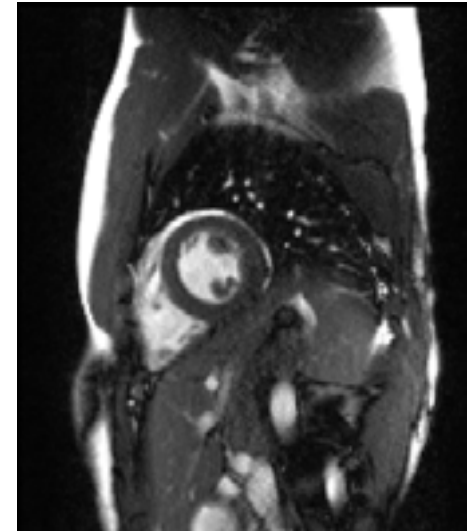
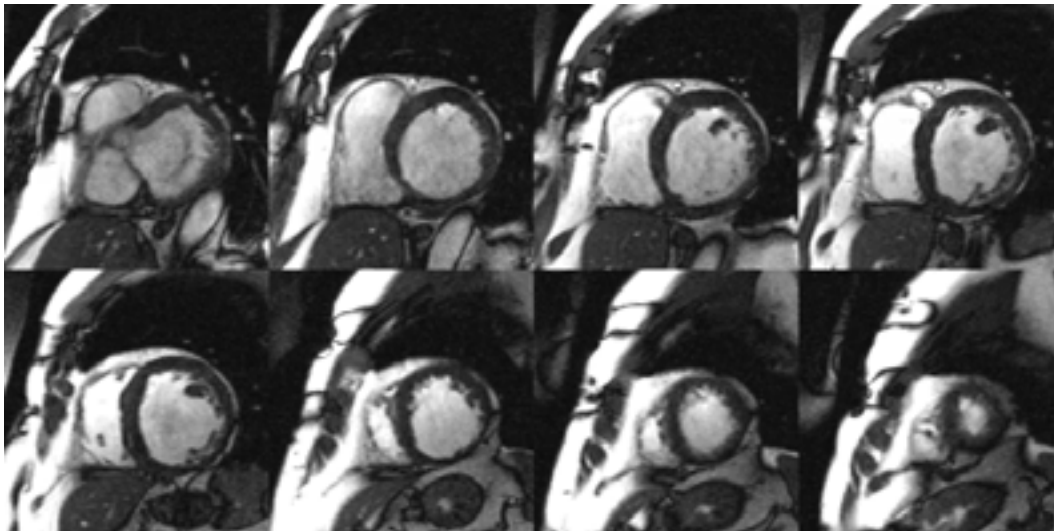
4-camere orizzontali
Pacchetto di assi brevi del VS per studio del volumemassa



3-camere e efflusso VS



2-camere verticali
Asse breve medio ventricolare



Grid Tagging Cine Sequence

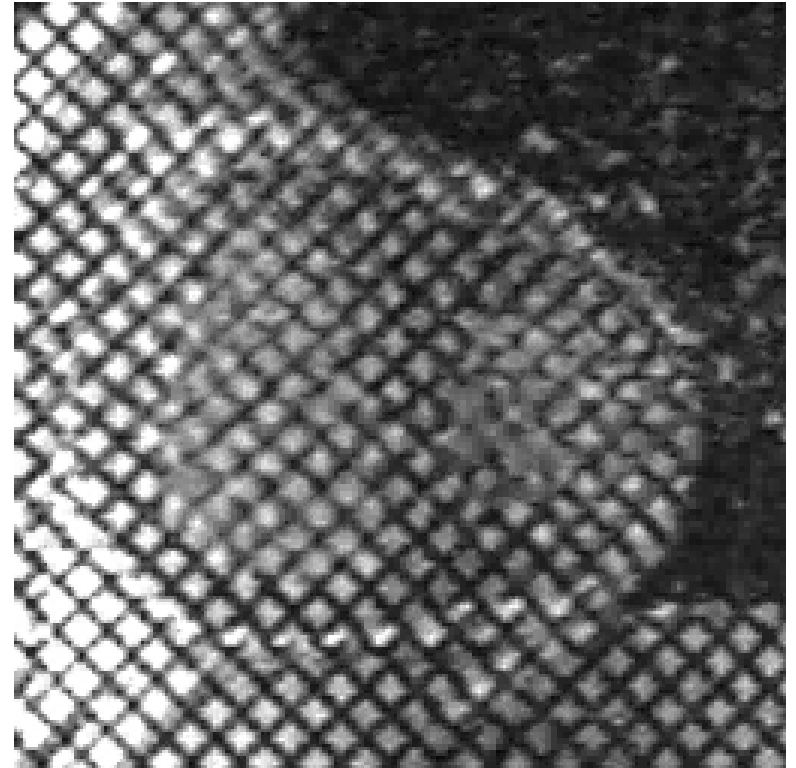
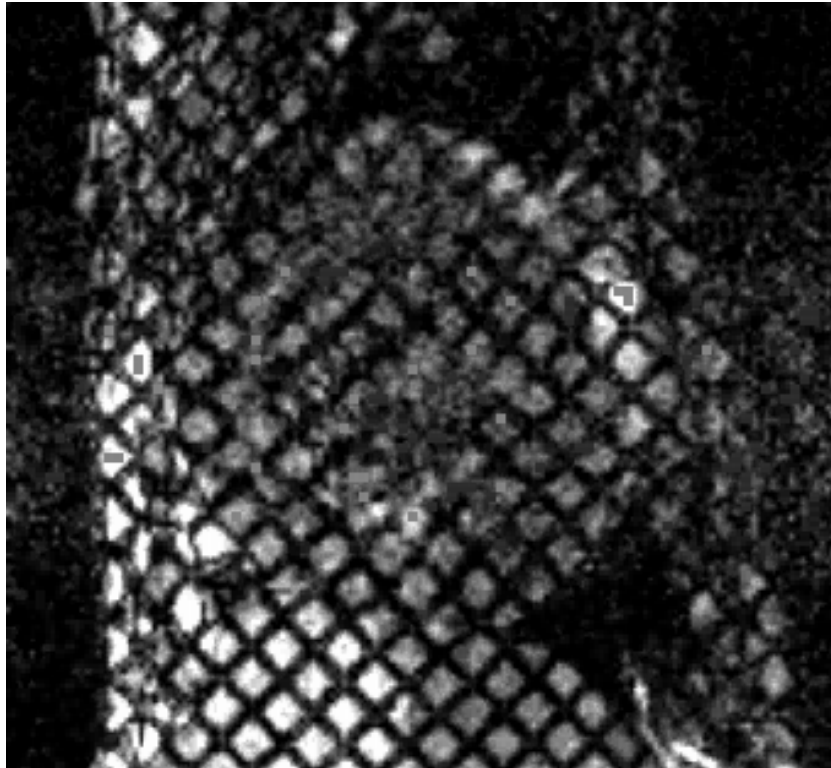
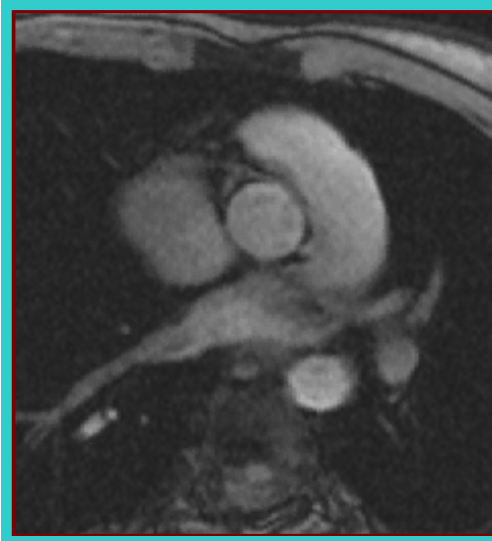
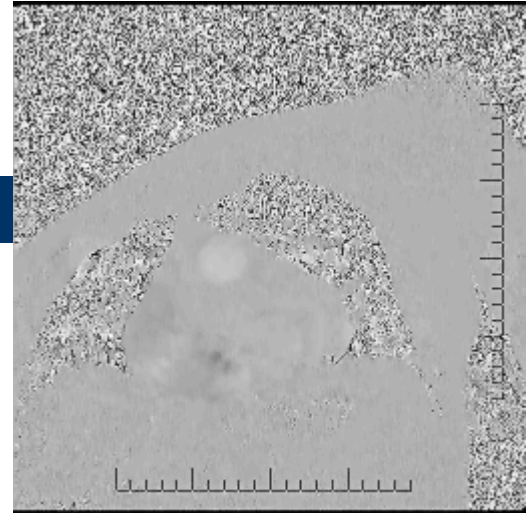
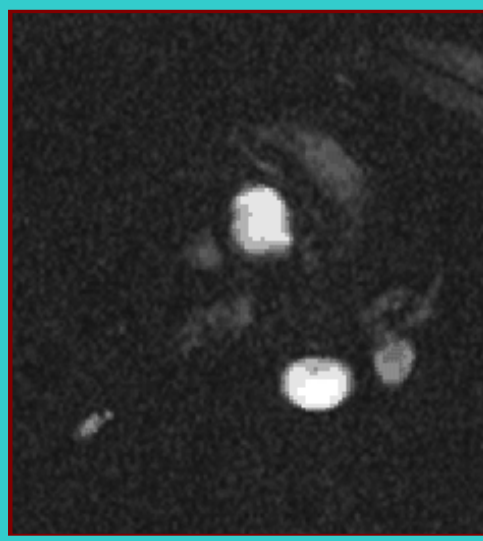


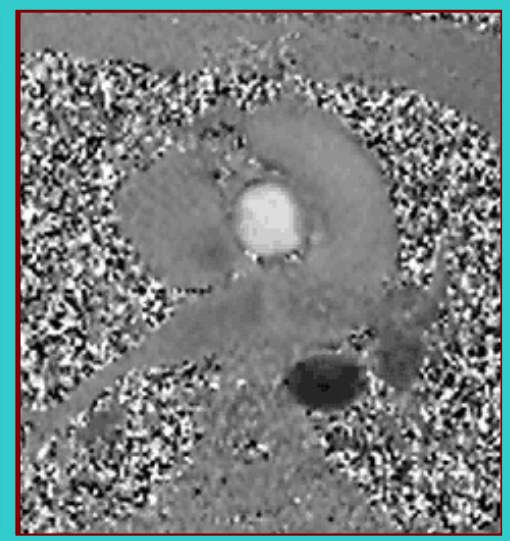
Image display



magnitude of flow compensated signal



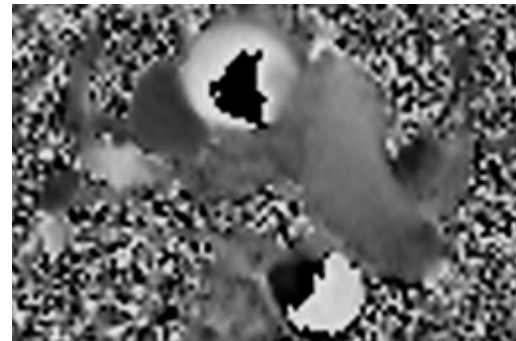
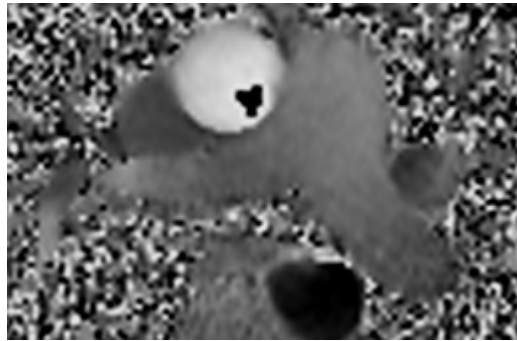
magnitude of difference signal



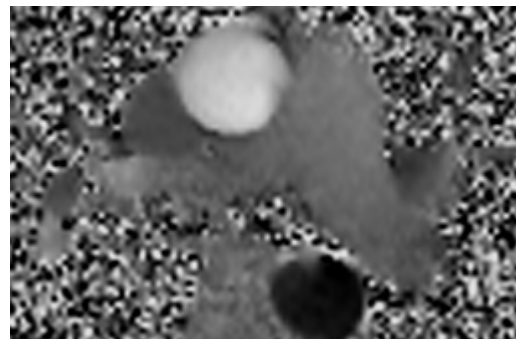
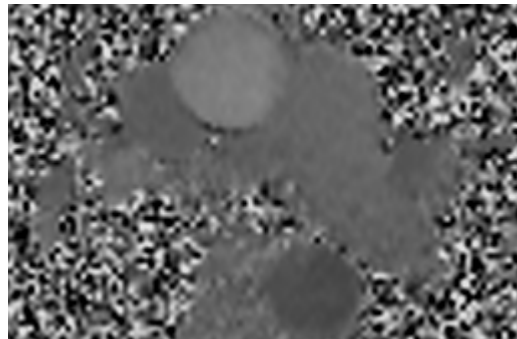
phase of difference signal

Velocity encoding

- VENC troppo bassa
 - aliasing

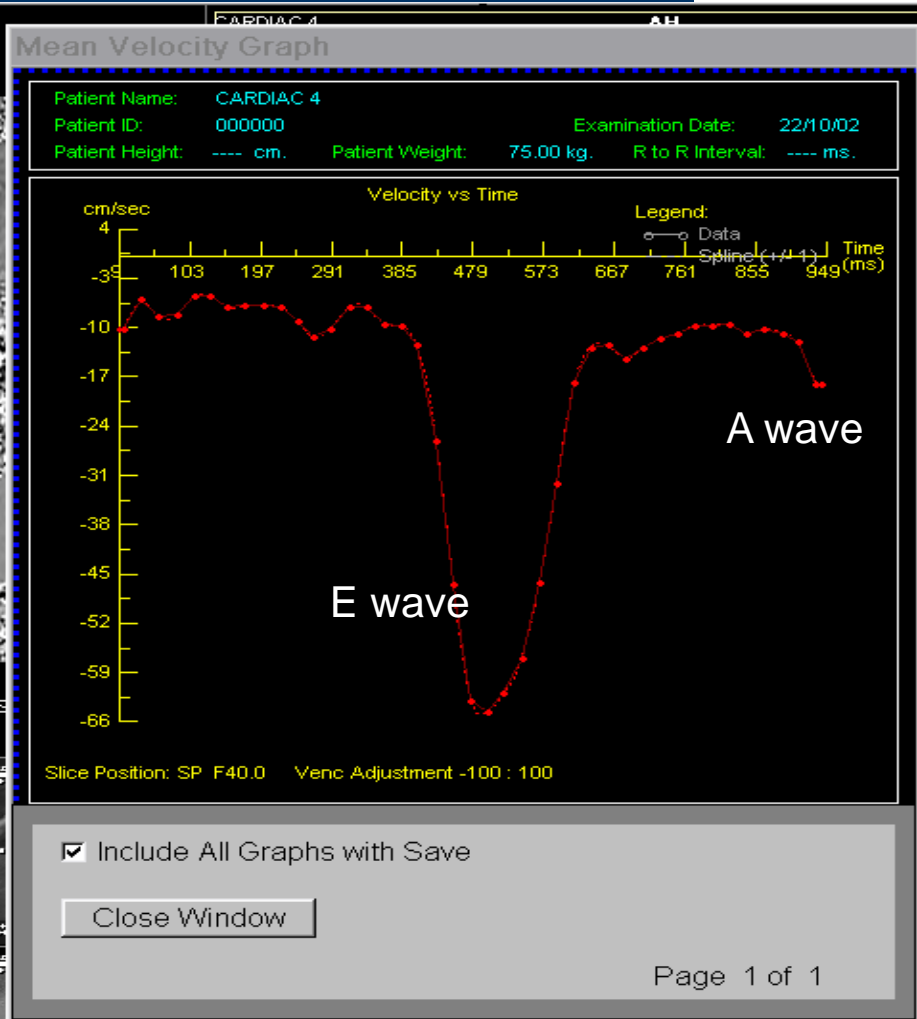
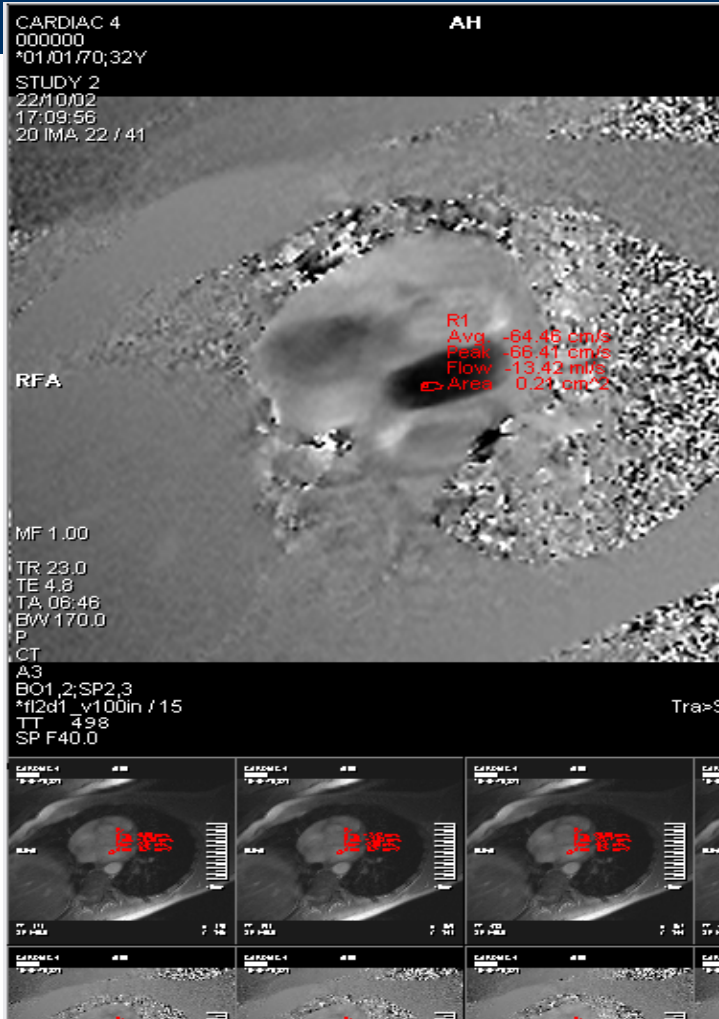


- VENC troppo alta
 - Perdita di risoluzione sulla velocità



← Optimum

Mitral valve : Diastolic function

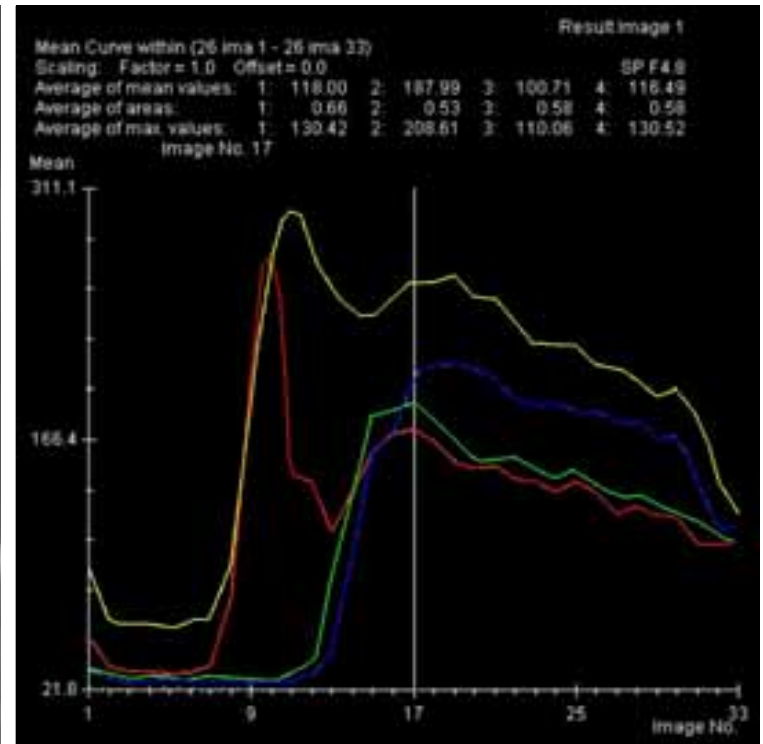
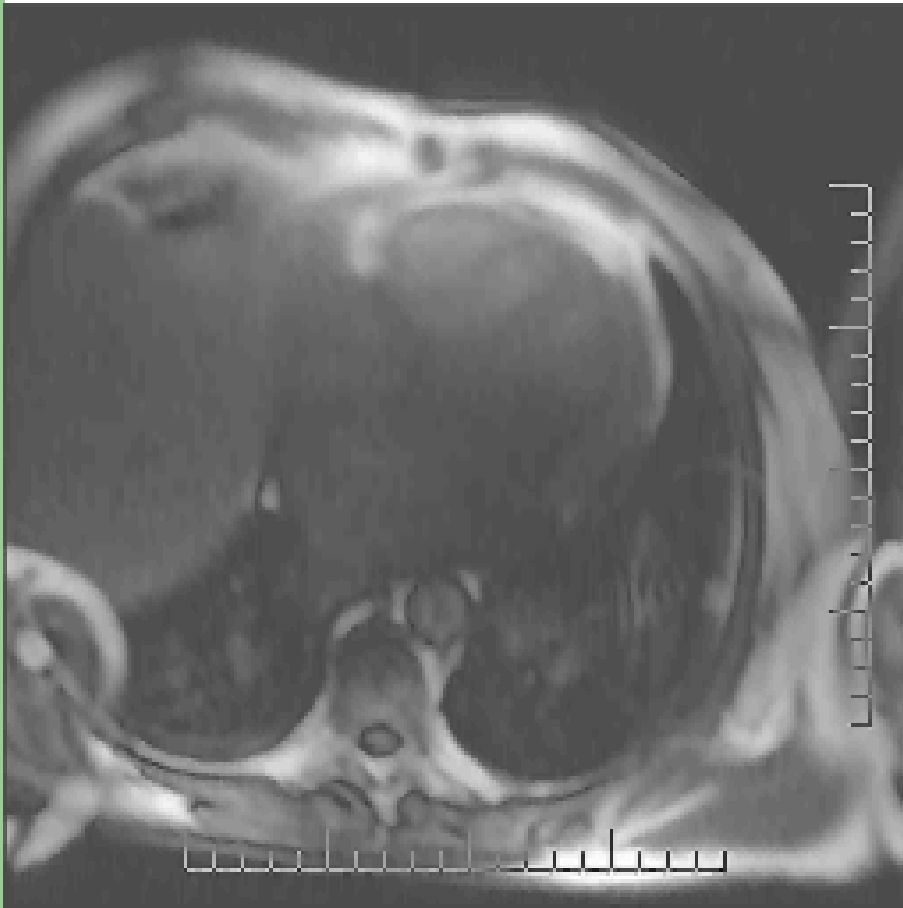


RISONANZA MAGNETICA CARDIACA

- Contrasto paramagnetico (gadolinio)
 - Fase angiografica
 - Studio del tempo di transito
 - Studio angiografico del distretto venoso
 - Studio angiografico del distretto arterioso arterioso
 - Fase parenchimale
 - Fase precoce (infarto acuto, cardiopatia infiltrative)
 - Fase tardiva (cicatrice infartuale, fibrosi interstiziale,...)

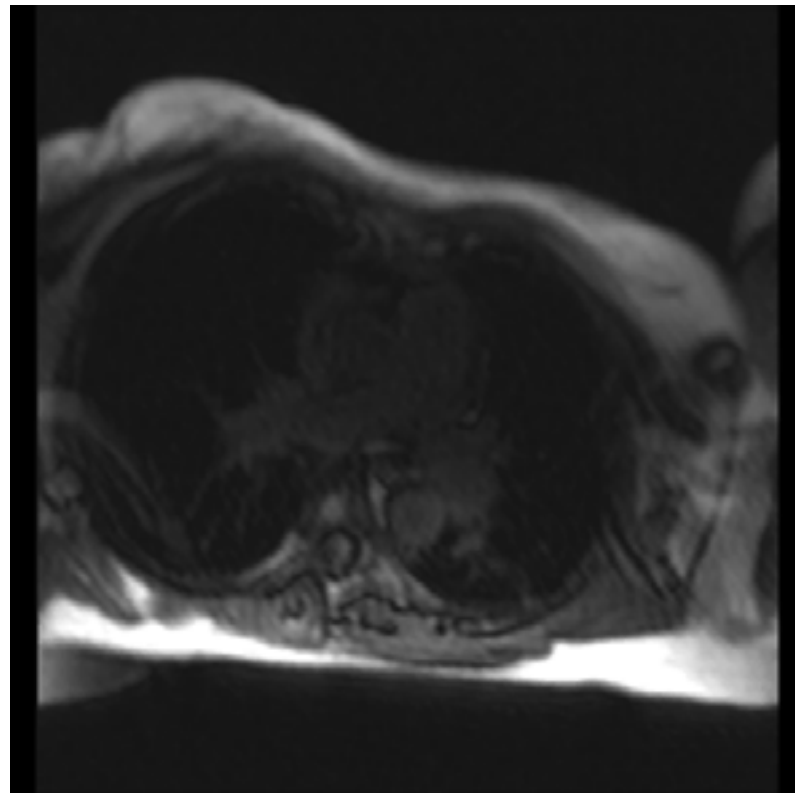
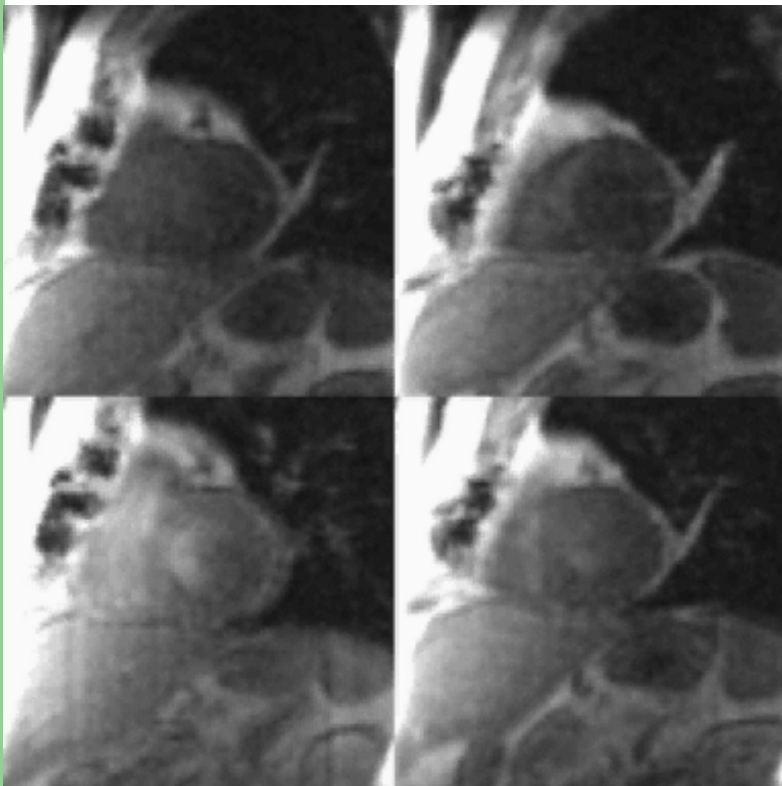


La fase di transito vascolare



ATRIO DESTRO
VENTRICOLO DESTRO
ATRIO SINISTRO
VENTRICOLO SINISTRO

La fase di transito parenchimale



Angiografia polmonare

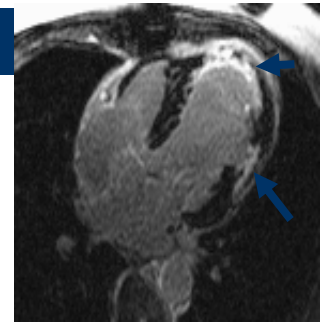


Angiografia aortica

Coartazione aortica



Delayed enhancement CMR

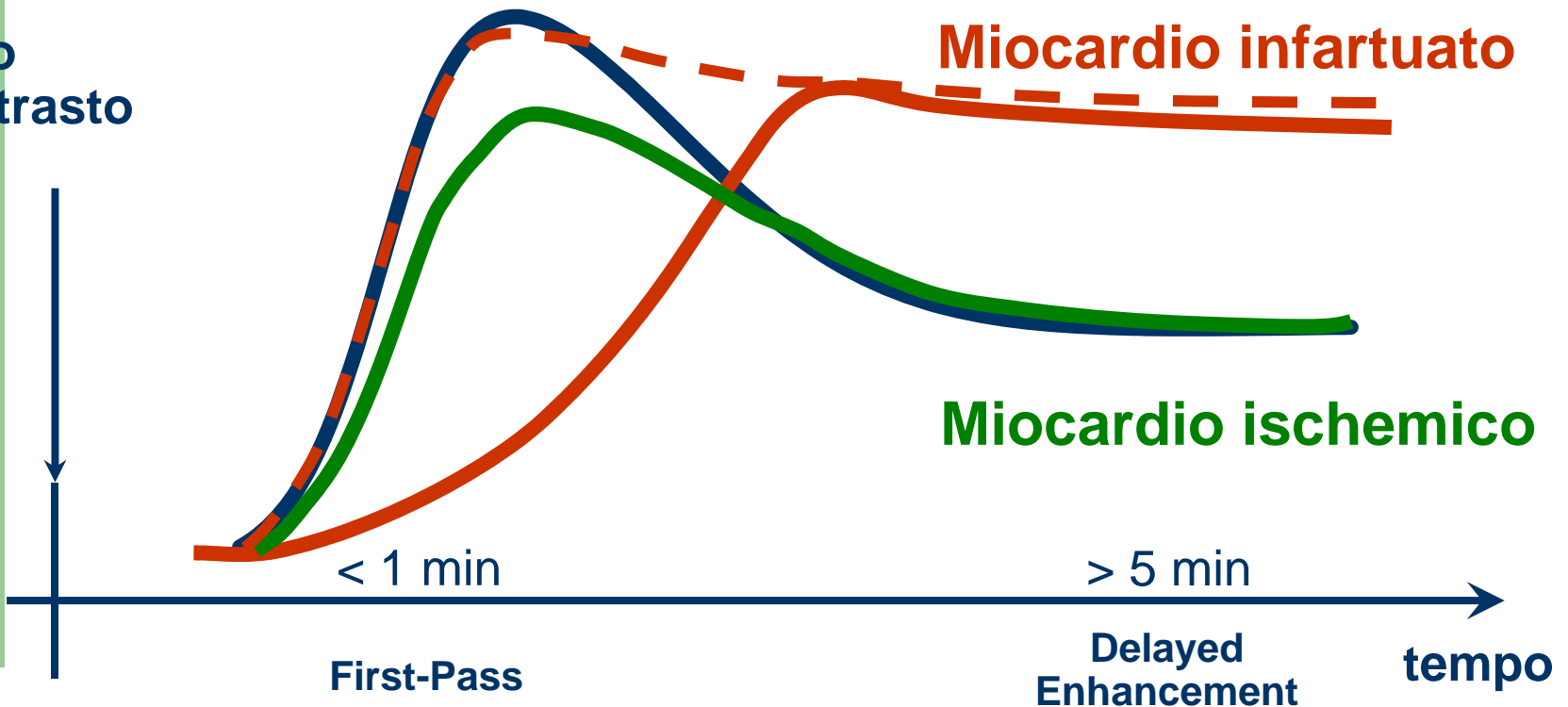


Miocardio normale

Miocardio infartuato

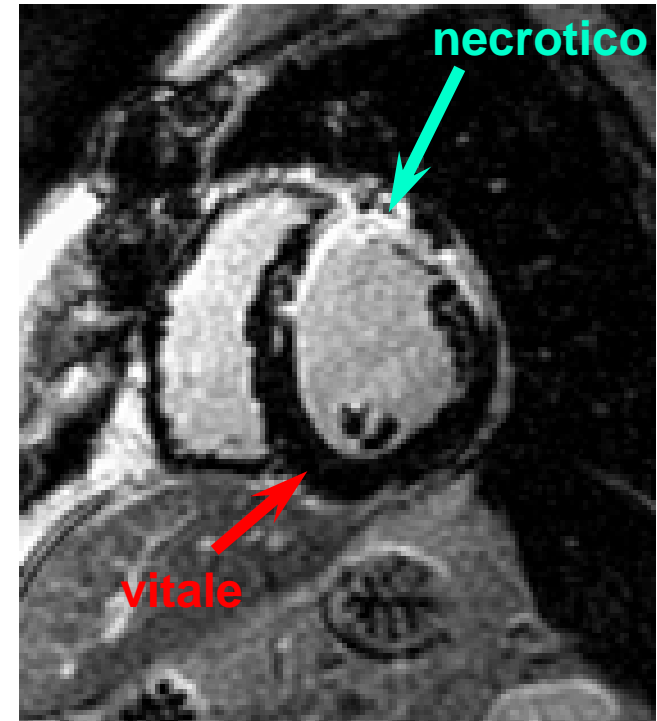
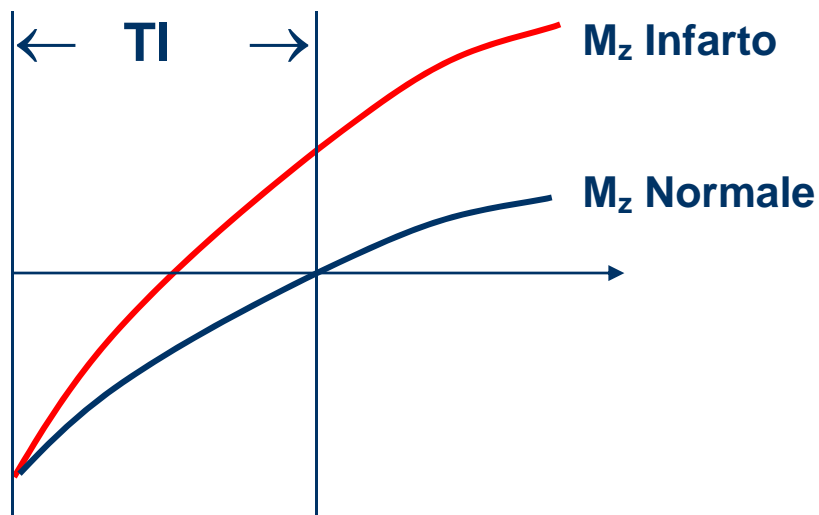
Miocardio ischemico

Bolo
contrasto

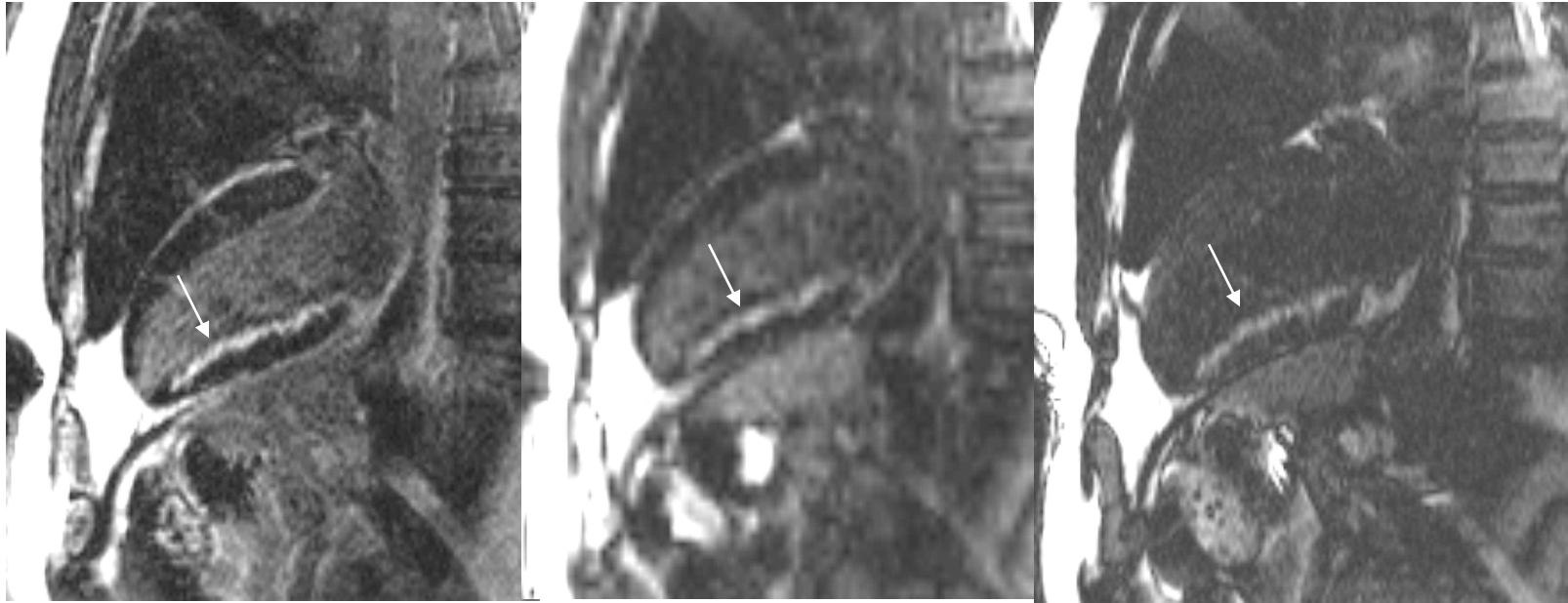


Inversion recovery imaging

- Un TI corto della regione infartuata condiziona un più veloce ritorno alle condizioni basali dopo l'impulso di inversione.
- L'annullamento del segnale miocardico per un TI più lungo consente di ottimizzare il contrasto.



Segmented or single-shot?



**2D Segmented
TurboFLASH**
10 second breath-hold

**2D Single-Shot
TurboFLASH**
Single heartbeat

**2D Single-Shot
TrueFISP**
Single heartbeat

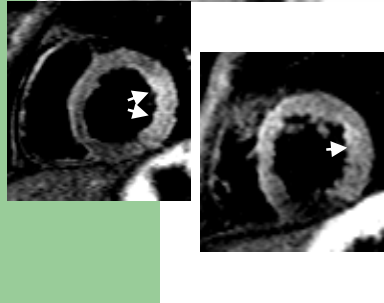
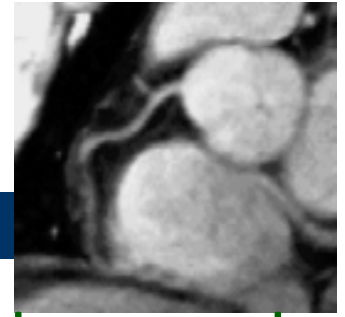
2D Segmented:

- ✓ Migliore risoluzione
- ✓ Migliore contrasto
- x Apnea respiratoria
- x Sensibile alle aritmie

2D Single-Shot:

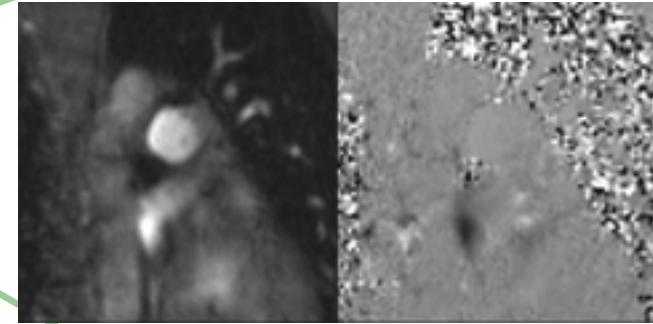
- x Risoluzione accettabile
- x Contrasto accettabile
- ✓ Respiro libero
- ✓ Non dipende dalle aritmie

Cardio RM: oltre a morfologia e funzione



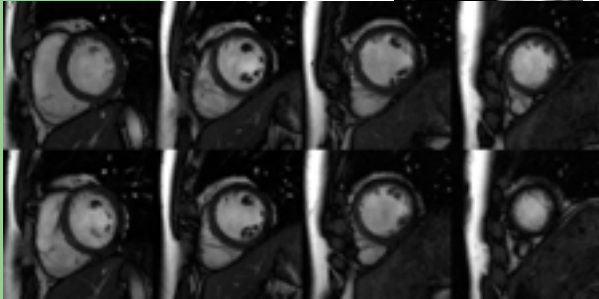
Edema

Anatomia coronarica

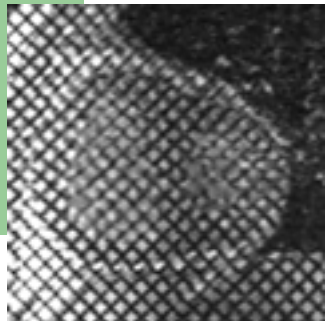


Flusso

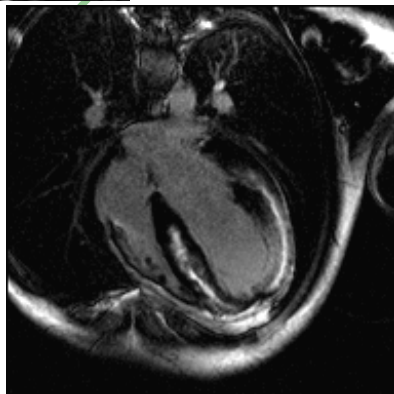
Stress CMR



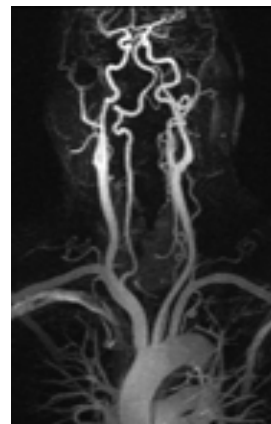
Funzione globale



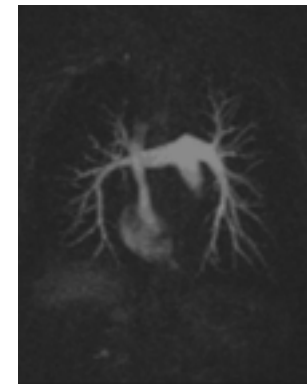
Cinesi intramiocardica



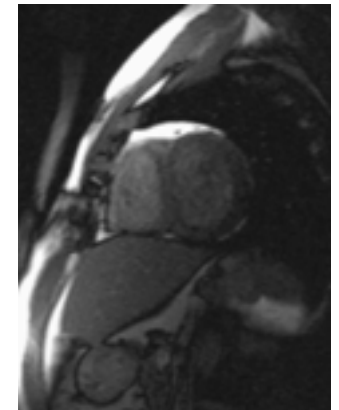
Fibrosi



Anatomia angiografia



Funzione coronarica: perfusione





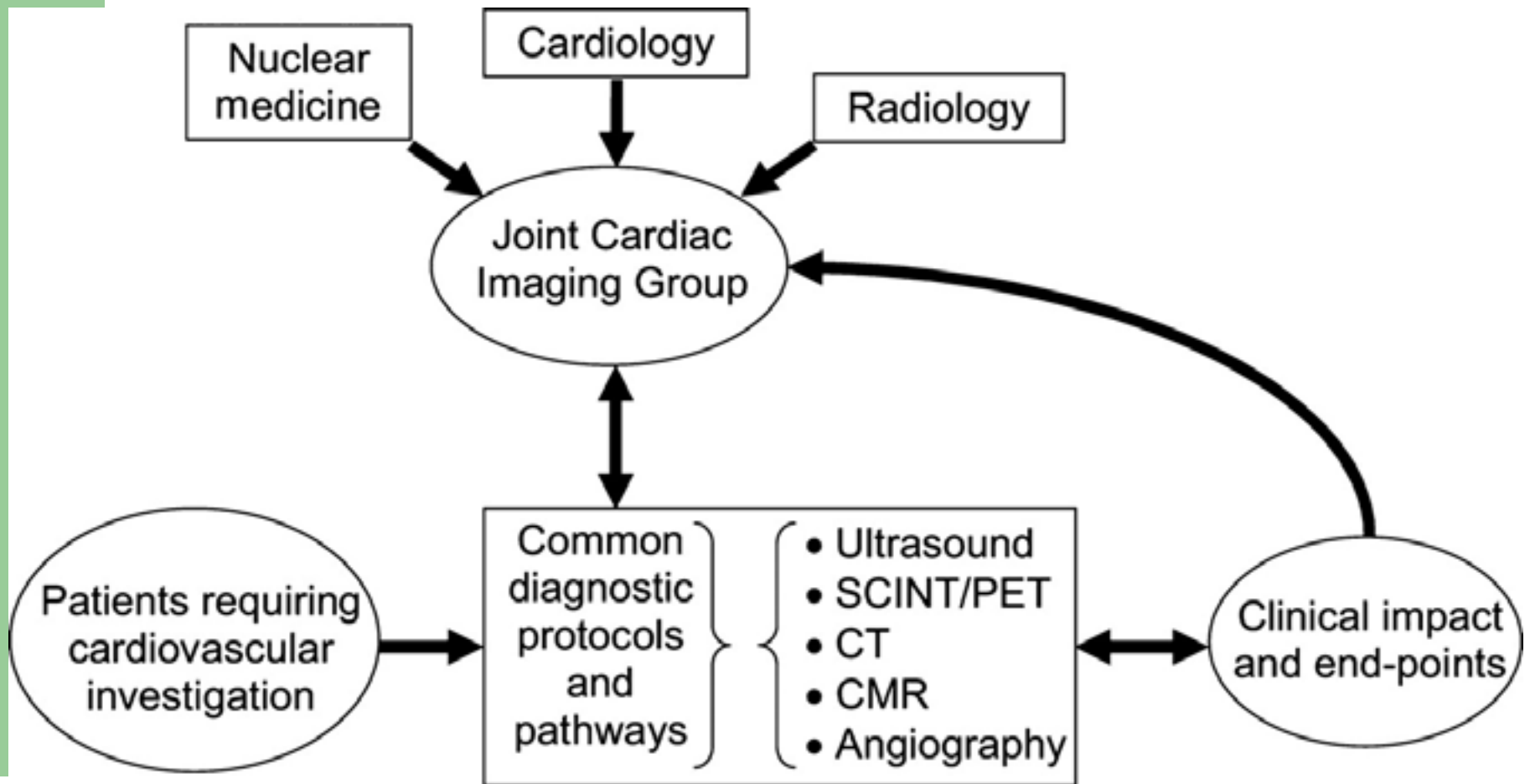
The future of cardiovascular imaging and non-invasive diagnosis[†]

A joint statement from the European Association of Echocardiography, the Working Groups on Cardiovascular Magnetic Resonance, Computers in Cardiology, and Nuclear Cardiology, of the European Society of Cardiology, the European Association of Nuclear Medicine, and the Association for European Paediatric Cardiology

Alan G. Fraser^{1*}, Peter T. Buser², Jeroen J. Bax³, Willem R. Dassen⁴, Petros Nihoyannopoulos¹, Jürg Schwitter², Juhani M. Knuuti³, Martin Höher⁴, Frank Bengel⁵, and András Szatmári⁶

Advances in medical imaging now make it possible to investigate any patient with cardiovascular disease using multiple methods which vary widely in their technical requirements, benefits, limitations, and costs. The appropriate use of alternative tests requires their integration into joint clinical diagnostic services where experts in all methods collaborate. This statement summarizes the principles that should guide developments in cardiovascular diagnostic services.

Organizzazione imaging cardiaco





The future of cardiovascular imaging and non-invasive diagnosis[†]

Conclusions

- Experts in different imaging modalities should collaborate not compete.
- Joint clinical services and common diagnostic pathways should be developed.
- Future diagnostic specialists should be trained in several imaging modalities.
- Diagnostic tests should be evaluated by their impact on clinical outcomes.
- Diagnostic guidelines should compare all methods that can be applied to a particular clinical question.
- New criteria should be developed for judging the quality of diagnostic research.
- Expertise in imaging should be encouraged and funded as an integral component of basic, epidemiological, and clinical collaborative research networks.