

Università degli studi di Ferrara

***CORSO di LAUREA in TECNICHE di RADIOLOGIA
MEDICA, per IMMAGINI e RADIOTERAPIA***

Angiografia con Risonanza Magnetica



12 05 2012
Paolo Vespa

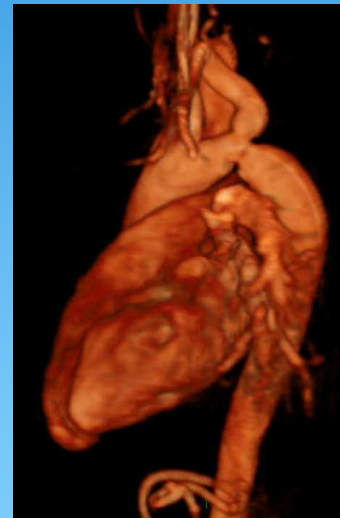
Considerazioni generali:

Con il termine Angio-RM si indicano le metodiche a Risonanza Magnetica atte a visualizzare i vasi ed il loro contenuto.

Negli ultimi anni lo sviluppo dei software, delle sequenze di acquisizione, dei gradienti di campo magnetico, delle memorie e delle bobine a rf, ha permesso di ottenere risultati fino a pochi anni fa impensabili, tanto da poter essere considerata di prima istanza in alcuni distretti anatomici.

Considerazioni generali:

- *Angiografia con Risonanza Magnetica*
- *Non invasiva*
- *Immagini sovrapponibili alla DSA*
- *Utilizzo radiazioni non ionizzanti*
- *Utilizzo agenti di contrasto non iodati*

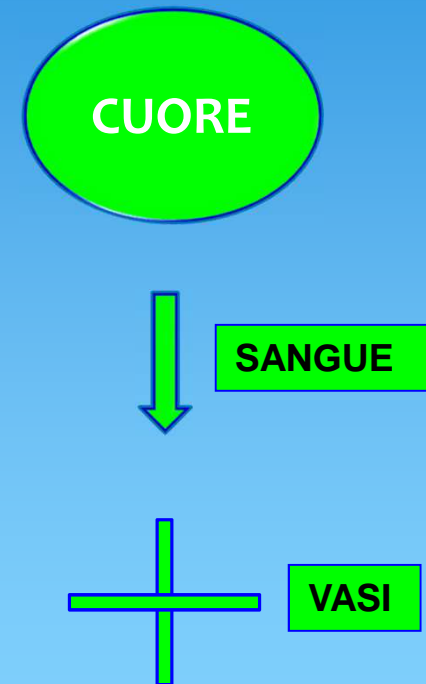


Flusso ematico in RM:

Lo studio dei principi che regolano l'ARM deve tener conto delle caratteristiche magnetiche del flusso ematico, molto diverse da quelle del tessuto stazionario. Tali differenze gli permettono di assumere un segnale variabile, in base alla sua velocità, alla natura (venosa o arteriosa) ed al tipo di sequenza utilizzata.



Il sistema di circolazione del corpo umano può essere schematizzato come un circuito idrodinamico, dove una pompa, il cuore, "spinge" il fluido (sangue) attraverso un complicato sistema di condotti (vasi).



Flusso ematico in RM:

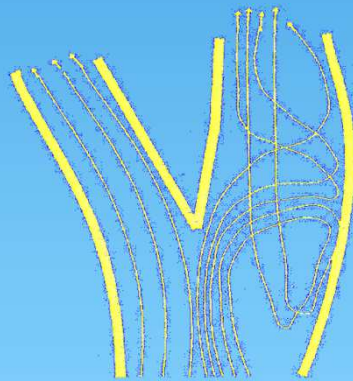
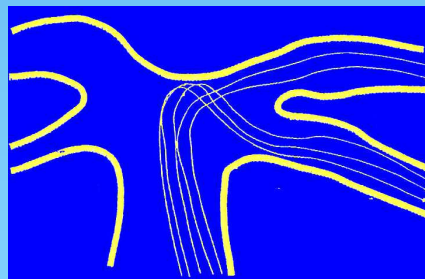
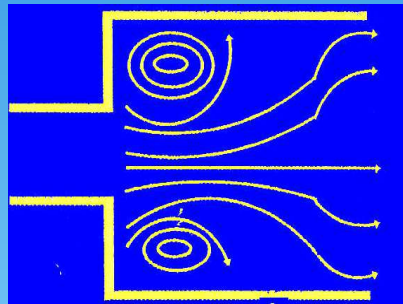
Il sangue però non è un fluido omogeneo, i condotti, cioè i vasi, non sono strutture rigide, ma flessibili con pareti elastiche ed il flusso sanguigno non è spinto in modo uniforme, ma pulsato.



Il sangue circola a diverse velocità che dipendono dalla posizione dello stesso nel vaso (i protoni + periferici, vicino alle pareti, presentano una maggior viscosità rispetto a quelli presenti al centro del lume vasale):

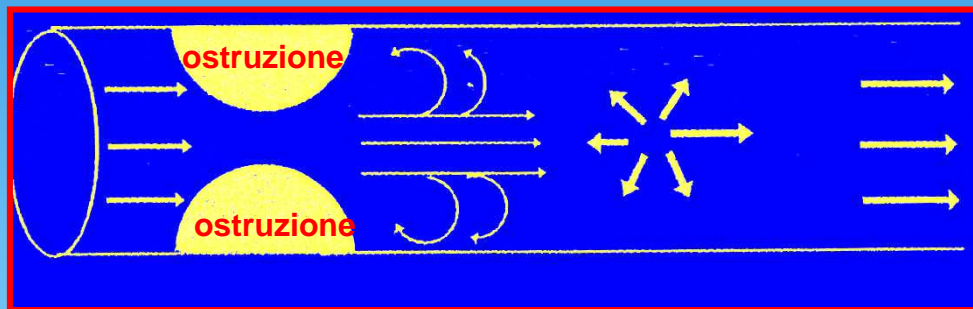
momento magnetico diverso e segnale RM diverso; dal tipo di flusso (arterioso o venoso); da biforcazioni, stenosi, occlusioni.

Flusso ematico in RM:



Quindi l'andamento del sangue all'interno dei vasi sperimenta diverse direzioni, velocità, turbolenze e separazioni di flusso, che determinano diverse intensità di segnale, a causa della variazione di fase magnetica.

Flusso ematico in RM:



Flusso
laminare

Flusso
vorticoso

Flusso
turbolento

Flusso
laminare

Un vaso “patologico” sperimenta al suo interno diverse velocità e diverse direzioni del flusso, che creano quindi diverse intensità di segnale.

Flusso ematico in RM:

Nelle sequenze SE spesso il segnale appare ipointenso o assente (“effetto flow-void” letteralmente flusso vuoto, vuoto di segnale), a causa del fatto che gli spin ematici fuoriescono dallo strato eccitato prima di poter emettere l'eco.

Con l'utilizzo di sequenze veloci (GE), si ha la possibilità di ottenere segnale iperintenso rispetto a quello dei tessuti circostanti.

Flusso ematico in RM:

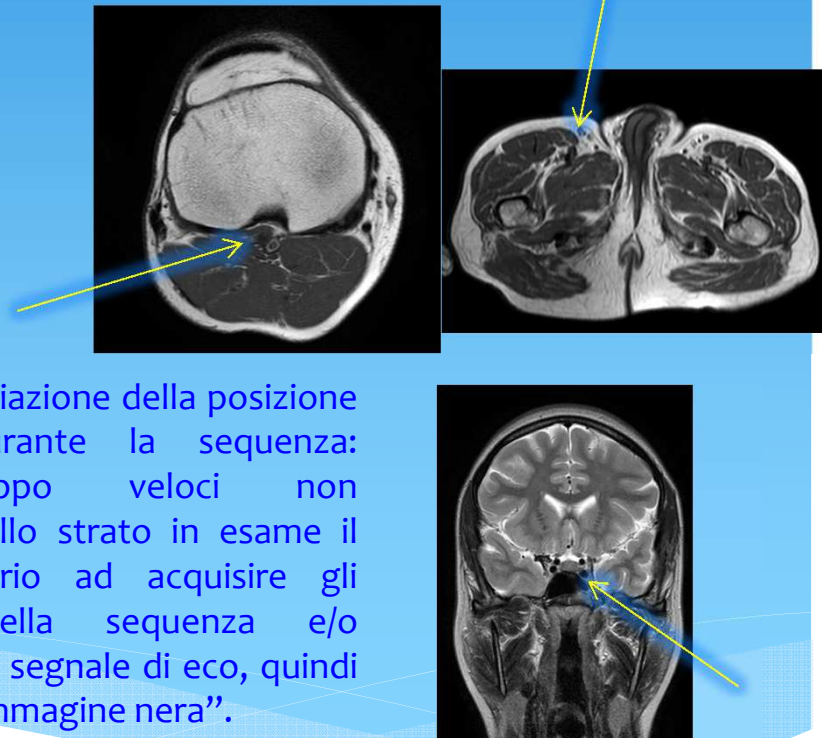
Nelle sequenze SE il segnale risulta basso:

effetti di tempo di volo
(washout effect)

Causa + importante di assenza di segnale:
più frequenti quando il flusso è
perpendicolare allo strato in esame. A
parità di velocità, gli spin impiegano meno
tempo per attraversare la slice e quindi è
meno probabile l'eccitazione ed il
rilassamento degli stessi nello stesso
strato.

Si accentua con slice sottili o lungi TE, ed è
più evidente al centro del lume vasale
(dove la velocità è più elevata).

E' legato alla variazione della posizione
degli spin durante la sequenza:
essendo troppo veloci non
permangono nello strato in esame il
tempo necessario ad acquisire gli
impulsi rf della sequenza e/o
all'emissione del segnale di eco, quindi
originano un' "immagine nera".

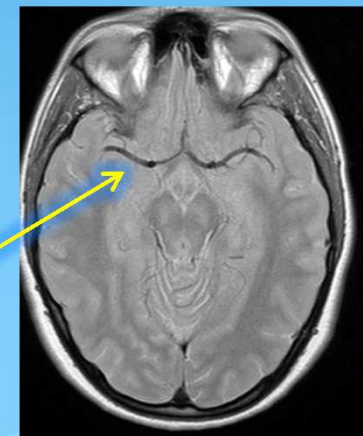
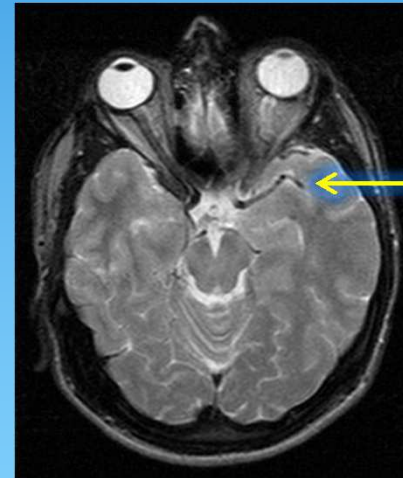


Flusso ematico in RM:

basso

effetti di fase
(phase effect)

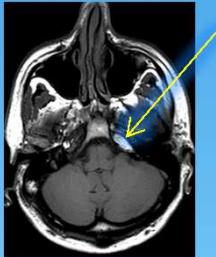
Gli effetti di fase si apprezzano ogni qual volta vi è un movimento di spin attraverso un GCM. Tale fenomeno compare in slice comunque orientate rispetto al flusso e si concretizza in una perdita della fase magnetica dei protoni che decresce quindi l'intensità del segnale: è una distorsione provocata dall'influenza dei GCM sugli elementi cellulari in movimento.



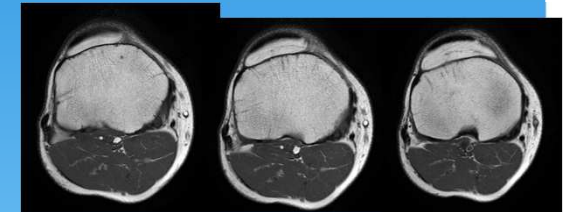
Flusso ematico in RM:

Nelle sequenze SE il segnale risulta:

alto



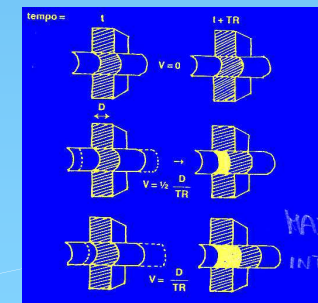
apporto magnetizzazione “netta”
(flow related enhancement [FRE])



Il FRE si verifica per apporto di intensa MML da parte di spin subentrati nella sezione, non ancora sottoposti a nessun impulso rf.

Quindi la loro magnetizzazione netta sarà elevata ed il segnale del sangue lo sarà altrettanto.

Il fenomeno sarà maggiore per flussi lenti: infatti è massimo per velocità che permettono la sostituzione completa degli spin che escono dalla sezione in esame con uno stesso numero che ne entra con piena MML. Per velocità di flusso più elevate, si ha una progressiva diminuzione del segnale.

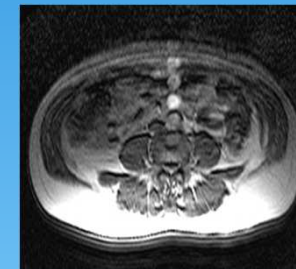


Flusso ematico in RM:

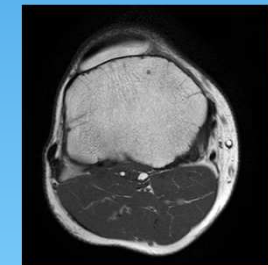
Nelle sequenze SE il segnale risulta:
alto



**enomeno di entrata nella slice
(entry slice fenomenon)**

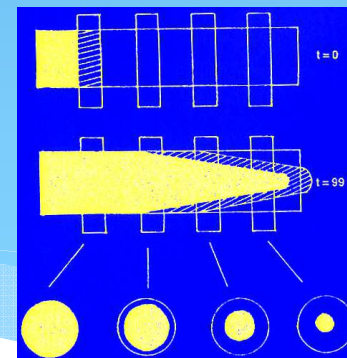


**il sangue che entra nella
slice apporta segnale
intenso**



L'ESF si verifica nel caso di acquisizioni multistrato perpendicolari alla direzione del flusso, con presenza di segnale soprattutto nelle prime slice (dove il FRE ha il suo massimo effetto).

Ciò vale per velocità ridotte, e determina alto segnale nelle slice prossime all'entrata del sangue nelle stesse.



Flusso ematico in RM:

In definitiva, una diminuzione del segnale nelle sequenze SE è il risultato dei tempi di volo e degli effetti di dispersione della fase di spin in movimento attraverso un GCM.

L'aumento del segnale invece, può derivare essenzialmente dagli effetti di tempo di volo e dall'ESF.

Flusso ematico in RM:

Nelle sequenze GE, l'eco viene generato da un veloce GCM bipolare, ed è rilasciato all'interno della slice in esame, con generazione di segnale.

La perdita di segnale da wash-out effect è trascurabile (anche se dipende da tanti parametri della sequenza) per cui il segnale all'interno del vaso permane elevato.

In tali sequenze l'uso di bassi TE permette sempre poca dispersione di fase e quindi alto segnale; i TR bassi generano saturazione degli spin tessuti stazionari, (visto che sono sottoposti a molti impulsi rf in breve tempo non riescono ad emettere un'eco).

Perciò si ottiene alto contrasto tra i tessuti stazionari e quello in movimento (alto rapporto segnale/rumore).

Tecniche Angio-RM

Senza adc basata sul segnale
intrinseco del sangue in movimento



Sequenza GE con TR più brevi del T1 dei tessuti stazionari:

- saturazione della sezione
- elevato contrasto del sangue che sopraggiunge e non ha subito impulsi di radiofrequenza

Tecniche Angio-RM

Sequenze GE:

- ✓ bassi TR
- ✓ bass FA (di norma 5-20°)

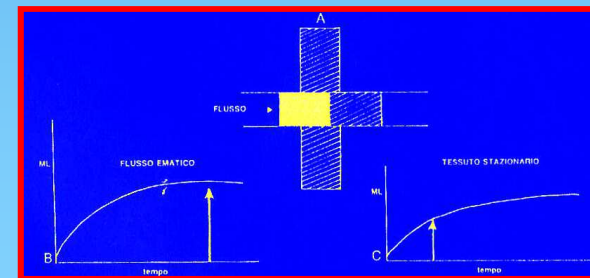
permettono di ottenere saturazione del segnale dei tessuti stazionari,

- ✓ continuo afflusso MML “fresca” (massimo effetto FRE),

permette di ottenere un alto segnale dai protoni ematici.

In generale, più basso è il TR, tante più rf riceveranno i tessuti stazionari e quindi andranno + in saturazione (anche quelli con T1 molto corto), senza originare segnale.

Contrasto proporzionale alla quantità di spin non saturi che entra nella slice in esame, correlato velocità di flusso, TR e spessore slice .



Il segnale è massimo quando tutti gli spin parzialmente saturi nel volume di studio vengono rimpiazzati da spin non saturati alla fine del TR.

Tecniche Angio-RM

Alta sensibilità fenomeni di defasamento con perdita di MMT (quindi di segnale): TE bassi, voxel piccoli, slice sottili e matrici acquisizione elevate.

Perdite di fase dovute al flusso non costante del sangue:
compensazione tramite accensione di GCM specifici.

Più piccolo è il voxel meno rf riceveranno gli spin ematici, che usciranno dallo stesso in minor tempo (a parità di flusso).

Come si può ben capire ciò ha avuto un successo maggiore con l'avvento dei sistemi ad alte prestazioni, con GCM di alti valori di ripidità e di accensione-spegnimento.

Tecniche Angio-RM

Il contrasto tra tessuto stazionario e sangue è maggiore, quanti più protoni non saturati entrano nella slice in esame.

Correlato a :

- TR e spessore della slice per quanto riguarda i dati tecnici, tipo di flusso per quelli fisiologici.
- TE brevi per contenere fenomeni di sfasamento protonico.

Quindi per ottenere angio-RM di buon livello:

- slice sottili e perpendicolari rispetto flusso (maggior effetti ESF e FRE); lo spessore ridotto fondamentale per ridurre fenomeni saturazione nel piano a cui inevitabilmente vanno incontro gli spin ematici.

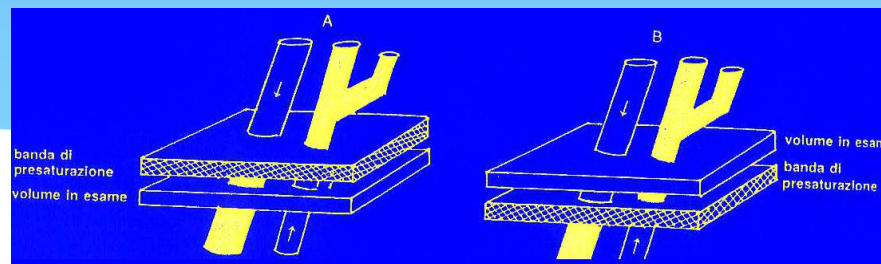
Quando slice non perpendicolare andamento flusso o quando nella stessa vi sono componenti con differenti velocità, a causa breve TR vi sono spin che ricevono + rf, quindi + saturazione con riduzione del segnale.

Tecniche Angio-RM

Altra cosa importante:

per ottenere un angiogramma selettivo, si deve procedere alla somministrazione di un impulso rf al sangue che non si vuole visualizzare (venoso o arterioso), prima che questo entri nelle piano in esame, saturandolo.

Per far ciò si deve porre una “zona di saturazione” il cui posizionamento dipende dal tipo di sangue da visualizzare.

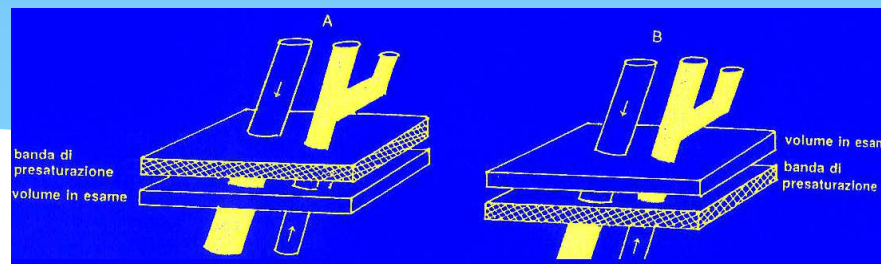


Tecniche Angio-RM

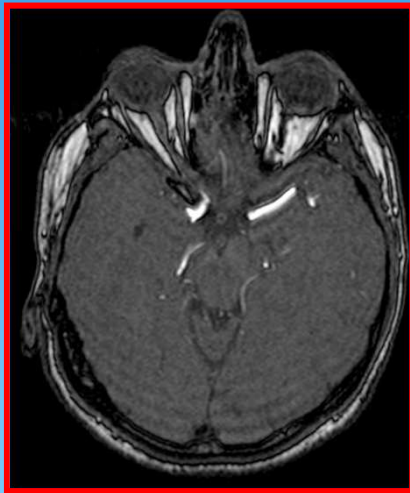
Altra cosa importante:

per ottenere un angiogramma selettivo, si deve procedere alla somministrazione di un impulso rf al sangue che non si vuole visualizzare (venoso o arterioso), prima che questo entri nelle piano in esame, saturandolo.

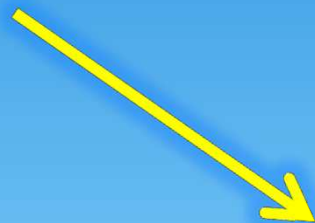
Per far ciò si deve porre una “zona di saturazione” il cui posizionamento dipende dal tipo di sangue da visualizzare.



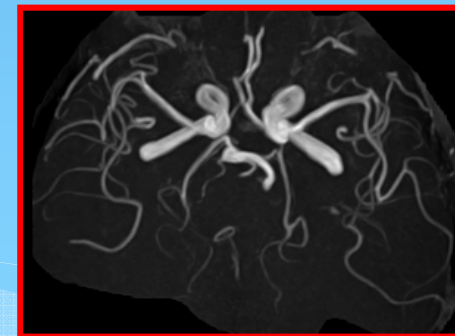
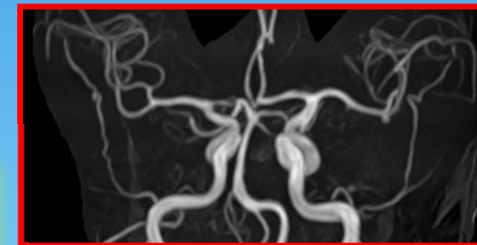
Tecniche Angio-RM



serie di partizioni



MIP



Tecniche Angio-RM

Senza adc basata sul segnale
intrinseco del sangue in movimento



Sequenza GE con ulteriori gradienti bipolari:

- attivazione sequenziale
 - spin mobili valore di fase diverso da 0
 - spin stazionari valore di fase = 0
- sottrazione sequenziale dei 2 valori di fase
 - imaging angiografico

Tecniche Angio-RM

Doppia acquisizione di segnale da una stessa slice (tecnica 2D) o volume di dati (tecnica 3D), con l'utilizzo di due GCM della stessa intensità, ma applicati prima con una polarità e poi invertendola:

tessuti stazionari presenteranno un segnale positivo ed uno negativo di uguale ampiezza e quindi la loro somma sarà =0.

Spin in movimento durante applicazione impulsi GCM: variazione loro posizione e quindi la fase: la sommatoria momenti magnetici spin ematici diversa da 0 e quindi genera segnale, che rispetto a quello pressoché nullo del tessuto stazionario, genera contrasto nell'immagine.

Tecniche Angio-RM

La fase è proporzionale all'intensità dei GCM, al tempo intercorso fra essi e, cosa molto importante alla velocità di spostamento degli spin attraverso i GCM stessi (cioè la velocità di flusso). Tali dati devono essere impostati nell'apparecchiatura per ottenere una codifica del flusso che ha quell'andamento e quella determinata velocità.

Variazione ampiezza GCM (sensibile flussi lenti o veloci)
La variazione di fase indotta avviene solo nella direzione applicazione GCM.

Quando imposta sequenza:

- ❖ scelta velocità (VENC) acronimo di Velocity ENCoding, espressa in cm/s
- ❖ assi di applicazione GCM (codifica spaziale del flusso sui tre piani dello spazio, in modo da non perdere nessun dato quando il vaso presenta andamenti non rettilinei).

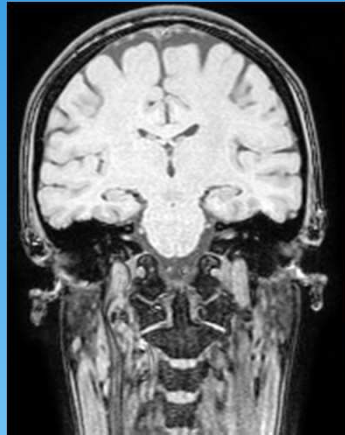
VENC

Tecniche Angio-RM

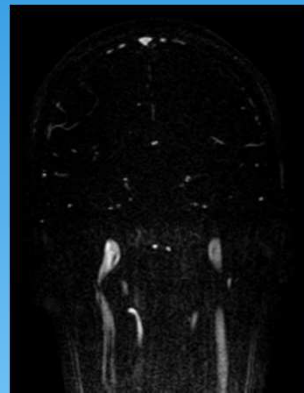
Tecnica sottrattiva:
risultati importanti con perfetta immobilità del paziente (pena la non corretta sottrazione segnale tessuto stazionario e perdita visualizzazione vasi di piccole dimensioni e non adeguata di quelli con più grosso calibro);
corretta impostazione dei piani di codifica del segnale e della VENC.

Tecnica PCA:
molto sensibile variazioni flusso (fisiologiche o patologiche): la fase dei protoni è condizionata da molte situazioni (pressione sanguigna, pompa cardiaca, pseudo-sincronizzazione sistolica o distolica, biforcazioni, stenosi, occlusione, aneurisma, coartazione).

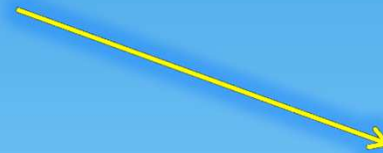
Tecniche Angio-RM



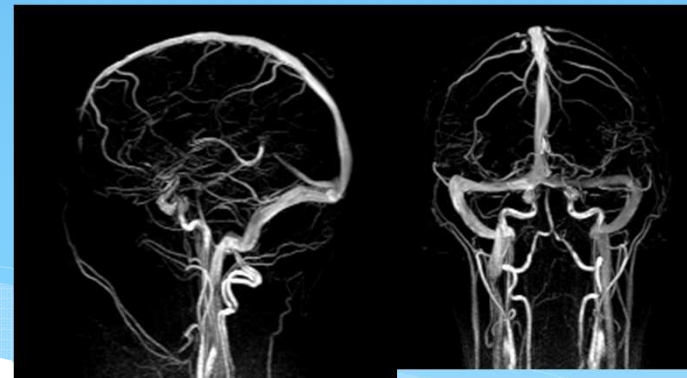
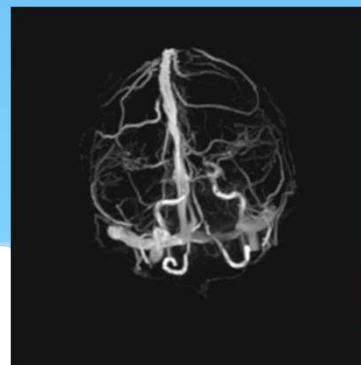
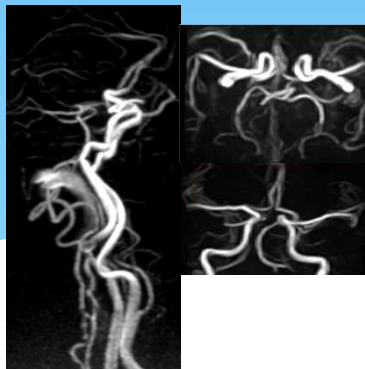
serie di partizioni



Immagini sottratte



MIP

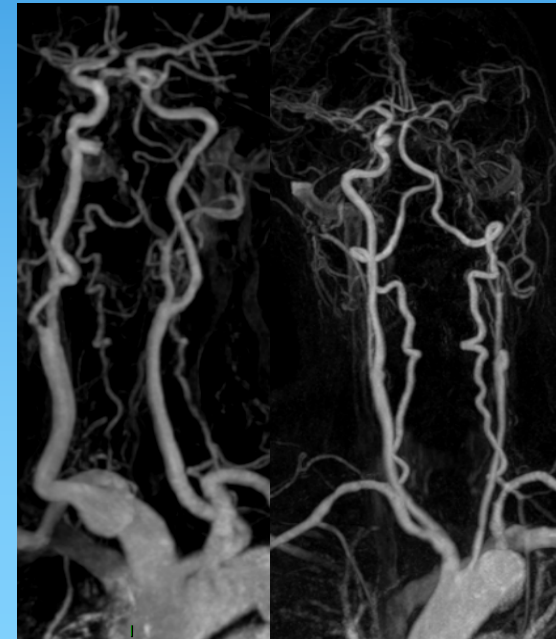


Tecniche Angio-RM



Tecnica GE T1w:

- Utilizzo di adc paramagnetico
 - riduce il tempo di rilassamento T1 del sangue (iperintensità di segnale)
- Acquisizione rapida del passaggio arterioso del adc prima del ritorno venoso
 - tecniche di riempimento della parte centrale dello spazio K (responsabile della risoluzione di contrasto)
 - bolus tracking



Tecniche Angio-RM

Le tecniche di Angio-RM tradizionale determinano buoni risultati iconografici, comunque spesso gravati sia da problemi tecnici (orientamento piano di acquisizione rispetto ai vasi in esame, lunghi tempi di acquisizione, saturazione nel piano, perdita di coerenza di fase) che fisiopatologici (FC, biforcazioni, stenosi, occlusioni, dissezioni, masse, calcificazioni, etc.),

Proprio tali problemi, uniti alla necessità di eseguire esami ripetibili e confrontabili nel tempo, hanno determinato lo sviluppo delle tecniche di acquisizione con introduzione di agenti esterni: il loro compito è quello di eliminare o quantomeno compensare le problematiche sopradescritte. Queste tecniche prevedono acquisizioni 3D, dove lo spazio K viene riempito in modo specifico e dove i parametri tecnici vengono settati in modo peculiare.

Tecniche Angio-RM

La richiesta di esecuzione in diverse fasi vascolari ha fatto sì che venissero a svilupparsi sequenze sempre più rapide (con contemporaneo sviluppo di software e GCM adeguati) che permettono di studiare interi tratti vascolari in pochi secondi (15-20 s.): di fondamentale importanza per l'eliminazione di artefatti da movimento nei distretti toraco-addominale.

Gli a.d.c. agiscono sul T1 dei tessuti, accorciandolo: creano pertanto le condizioni per l'utilizzo di bassi valori di TR (nell'ordine di 3-10 ms), con saturazione pressoché totale il segnale del tessuto stazionario, ma nello stesso tempo fornendo un apporto sostenuto di segnale ai vasi (tecnica inflow o TOF); consentono di conseguenza l'acquisizione di slice più sottili.

Tecniche Angio-RM

Inoltre l'utilizzo di a.d.c. elimina le perdite di fase dei protoni in movimento, dovute alle condizioni fisiologiche (FC, biforcazioni, passaggio di spin attraverso un campo magnetico variabile) e, velocizzando la sequenza, permette di ottenere fasi arteriose o venose. L'uso di tecniche 3D permette elevati valori di RSL e di risoluzione spaziale.

In sintesi ciò ha determinato la riduzione della % di falsi positivi, lasciando comunque un margine di sovrastima nelle lesioni steno-ostruttive.

Tali acquisizioni devono essere necessariamente tecniche GE per la loro velocità di esecuzione.

I parametri tecnici utilizzati in una classica sequenza 3D di acquisizione per lo studio dell'aorta addominale e dei suoi principali rami sono i seguenti:

TR,TE,FA= 4,6-1.36-40°
Slice= 1,5 mm
Matrice= 384 x 295
Matrice ric.= 512
Perc.scans= 70%
T.acq.= 18 s.

Tecniche Angio-RM

TR molto corto =
saturazione tessuto
stazionario

Utilizzo dell'a.d.c. =
fornisce il giusto apporto di
segnale.

TE breve = limitare
dispersione di fase

✓ acquisizioni complanari al vaso
da studiare, riducendo il numero di
acquisizioni e quindi il tempo
d'esame

✓ riduzione artefatti da
movimento dei vasi

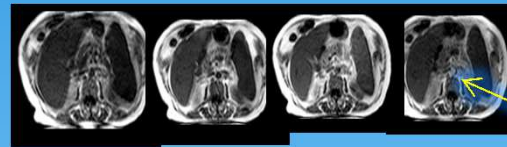
✓ tecniche 3D grosso vantaggio:
diminuzione T. acq., l'aumento
risoluzione spaziale e rapporto
segnale-rumore.

Tecniche Angio-RM

Importante è il momento di acquisizione:

necessariamente calibrato con il passaggio del bolo di a.d.c. nel vaso che si vuole studiare:

- timing bolus (valutazione del tempo di circolo previa iniezione di prova di piccolo bolo (di norma 2 ml) di a.d.c.)
- Visualizzazione diretta dell'a.d.c. quando scorre all'interno del vaso da studiare e veloce passaggio all'acquisizione delle immagini (Bolustrack).

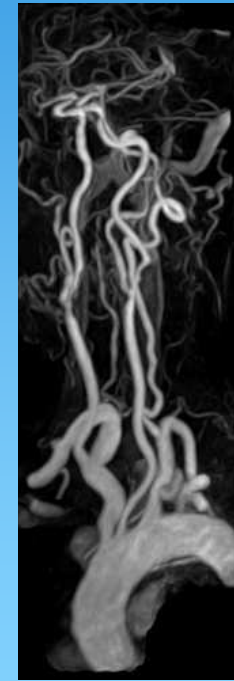
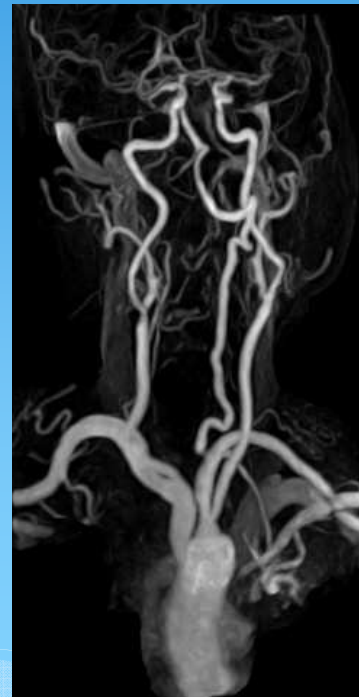
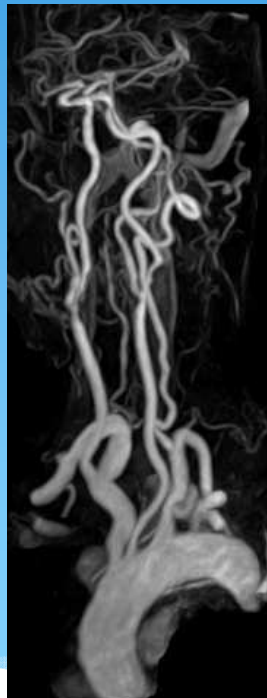
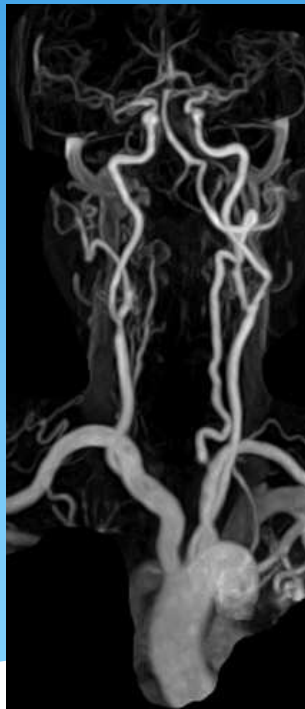


inizio
acquisizione

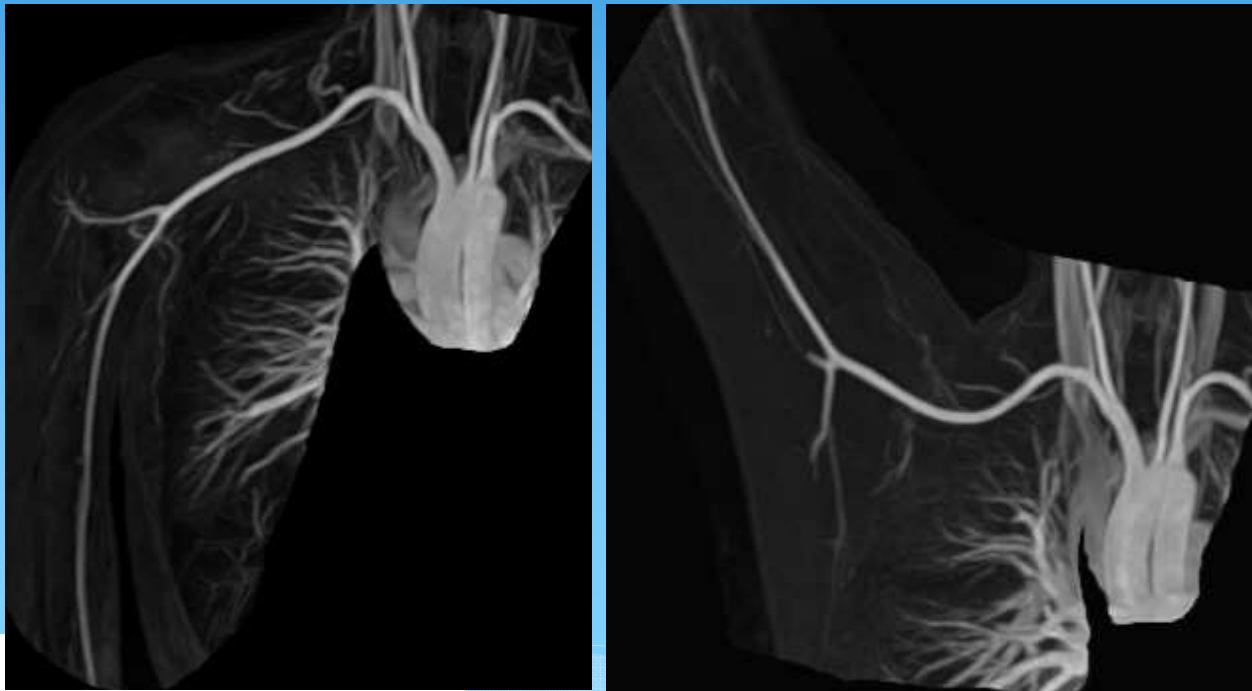


inizio
acquisizione

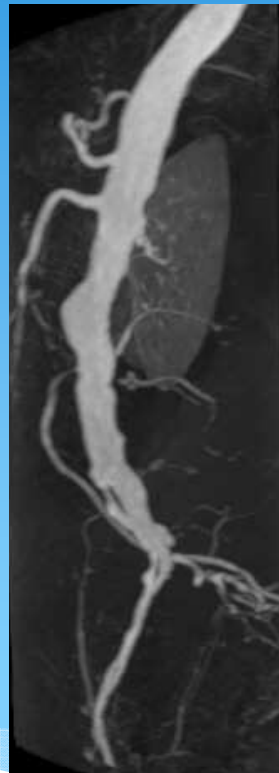
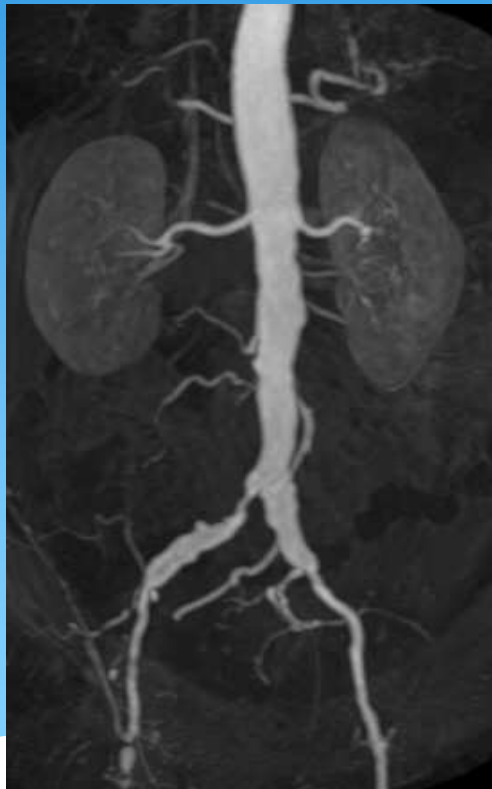
Tecniche Angio-RM



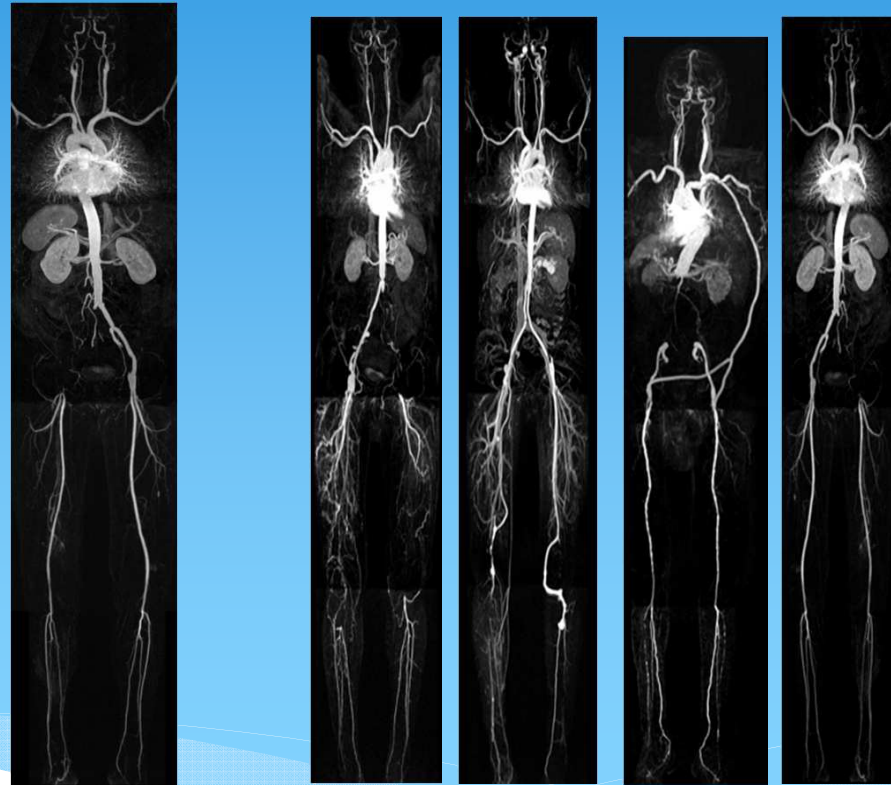
Tecniche Angio-RM



Tecniche Angio-RM



Tecniche Angio-RM



Tecniche Angio-RM

Sequenze “steady state”, Gradient Eco

Sequenze veloci:

TR brevissimo (anche inferiore ad 1.7 ms)

TE breve ($TE = TR/2$)

Ampio flip angle (45-60)

Alto contrasto (T2/T1 weighted)

Alto SNR

Alto segnale dei fluidi (sia immobili che in movimento)

Acronimi:

Balanced FFE (Philips)

CBASS

True-FISP (Fast Imaging with Steady-state Precession) (Siemens)

FIESTA (Fast Imaging Employing Steady state Acquisition) (GE)

Tecniche Angio-RM

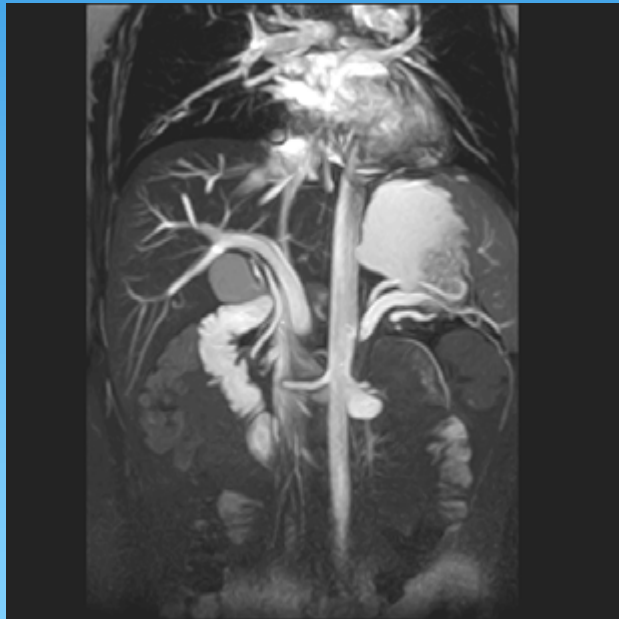
I tessuti con un alto T2/T1 producono un'alta intensità di segnale:

- sangue
- Liquidi (H₂O, bile, urina, liquor, cisti, etc.)

$$\textit{Contrast} = \frac{T2}{T1}$$

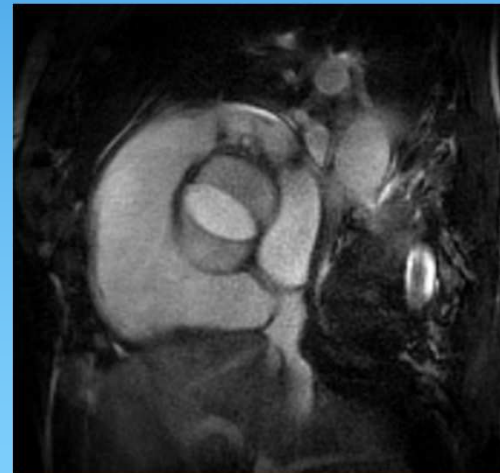
Si utilizza un alto FA (di norma 45-60°) per ottenere un alto segnale

Tecniche Angio-RM



Acquisizione coronale dell'addome

Tecniche Cardio-RM



Cine-RM cardiaca

Tecniche avanzate

Diffusione: processo per il quale le molecole dell'acqua si spostano senza consumo energetico (moti Browniani).

Implicato in molti processi fisio-patologici (ictus, emorragia, tumori, etc.), può mettere in luce patologie che a livello morfologico devono ancora evidenziarsi.

Essenzialmente di due tipi:

- isotropica, che avviene in tutte le direzioni, tipica della WM
- anisotropica, che avviene essenzialmente lungo una direzione (GM).

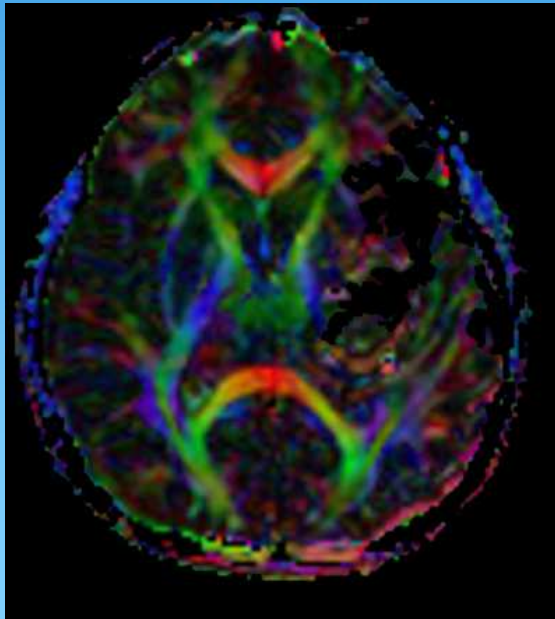
Tecniche avanzate

DTI:

Tecnica che permette di misurare i valori di diffusibilità media e di anisotropia frazionata, nonché di creare mappe dei tratti dei FSB. Le molecole dell'acqua, lungo i FSB, diffondono lungo gli stessi, non isotropicamente (in tutte le direzioni).

Con una particolare configurazione di gradienti è possibile, grazie alla determinazione di almeno 6 direzioni di diffusione, calcolare la via preferenziale di spostamento delle molecole dell'acqua, tracciando quindi dei tratti che ricalcano l'andamento delle FSB stesse.

Tecniche avanzate



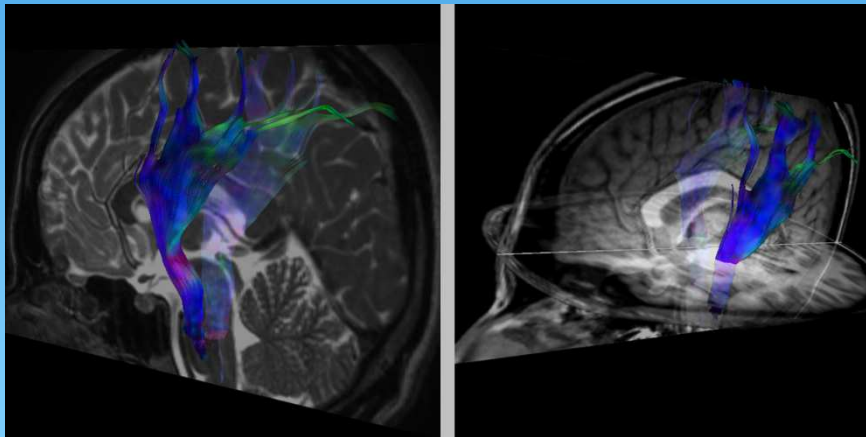
Mappa derivante da almeno 6 direzioni della misura della diffusione DTI= immagine a tensore di diffusione

I colori rappresentano le direzioni di diffusione

mappa FA

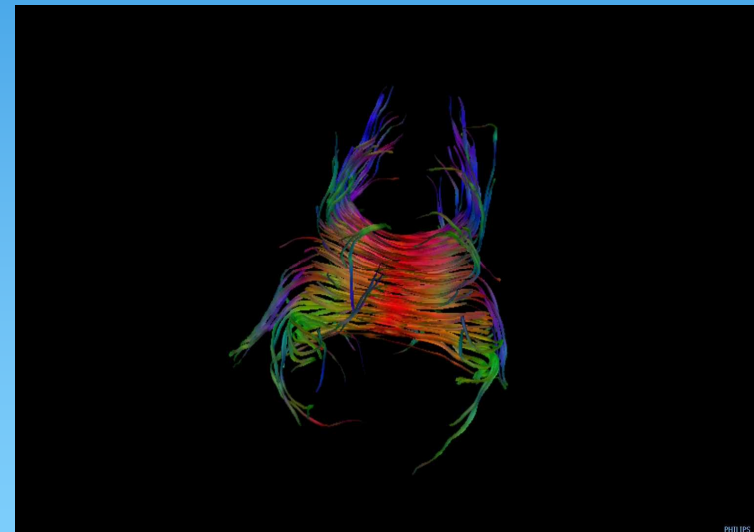
Tecniche avanzate

DTI:



trattografia

Traccia dei FSB con
sottoposta immagine
anatomica di riferimento



trattografia

Tecniche avanzate

DWIBS

Tecnica DWI con soppressione del segnale del grasso, che permette di ottenere segnale solo dalle zone con alterato coefficiente di diffusione.

Tecnica molto sensibile a lesioni neoplastiche (sia primitive che secondarie), ma assolutamente non specifica (per ora).

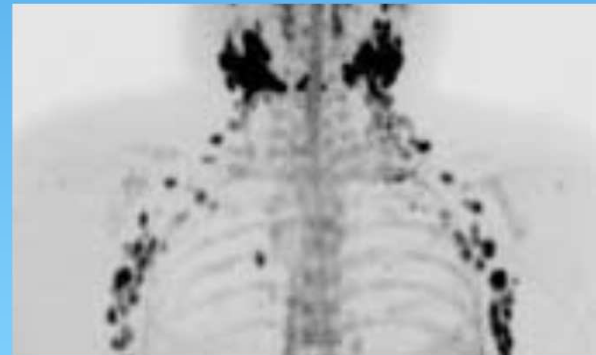
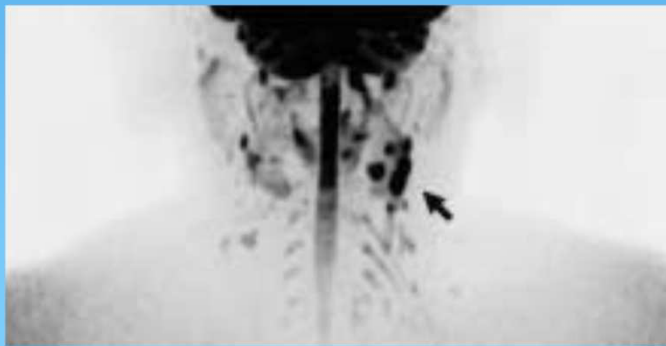
Si prefigge di sostituire l'indagine PET o scintigrafica in generale.

Non si somministra alcun agente di contrasto.

Tecnica utilizzata soprattutto per studi WBI.

Tecniche avanzate

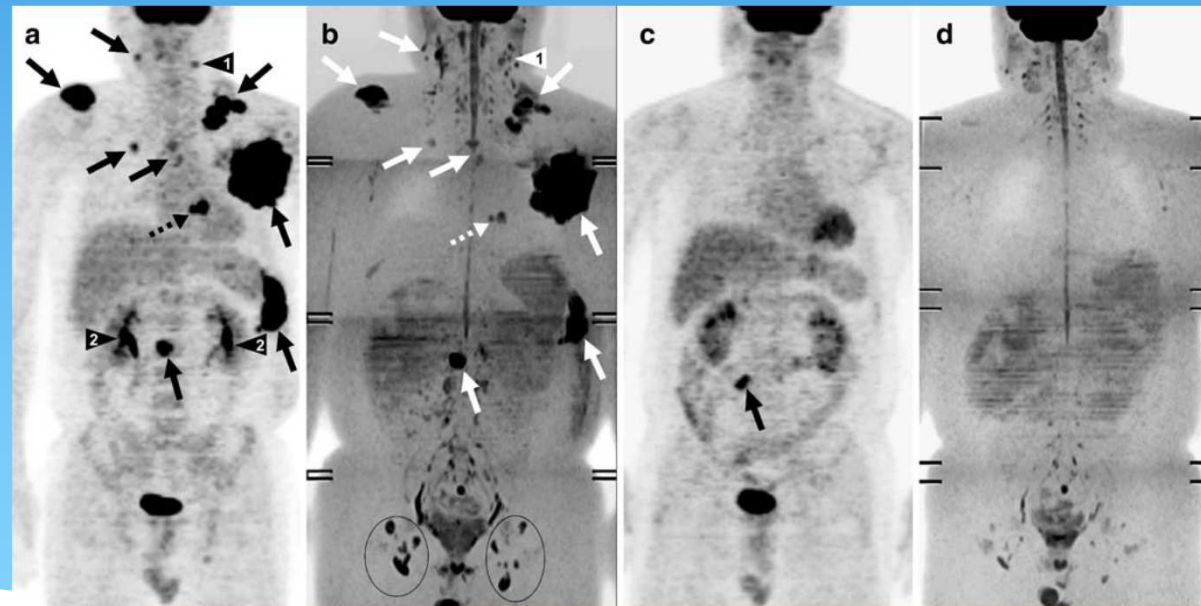
DWIBS



Tecniche avanzate

DWIBS

a-c = PET
b-d = DWIBS



Tecniche avanzate

BOLD

I cambiamenti dell'attività neurale del cervello sono associati a cambiamenti delle richieste energetiche: maggiore è l'attività funzionale di un distretto cerebrale, maggiore sarà il suo metabolismo e conseguentemente, le sue richieste energetiche aumenteranno; nello specifico quando le cellule nervose sono attive, consumano l'ossigeno trasportato dall'emoglobina degli eritrociti che attraversano i capillari sanguigni locali. Effetto di questo consumo di ossigeno è un aumento del flusso sanguigno nelle regioni ove si verifica maggiore attività neurale, che avviene con un ritardo da 1 a 5 secondi circa. Tale *risposta emodinamica raggiunge un picco in 4-5 secondi, prima di diminuire fino al livello iniziale*: si ha così, oltre che variazioni del flusso sanguigno cerebrale, anche modificazioni localizzate del volume sanguigno cerebrale e della concentrazione relativa di ossiemoglobina (emoglobina ossigenata) e deossiemoglobina (emoglobina non ossigenata). Una delle tecniche, non invasive, più sofisticate che sfruttano le variazioni emodinamiche prodotte dall'attività neuronale per identificare le aree attivate del cervello è la risonanza magnetica funzionale (fMRI).

Tecniche avanzate

BOLD

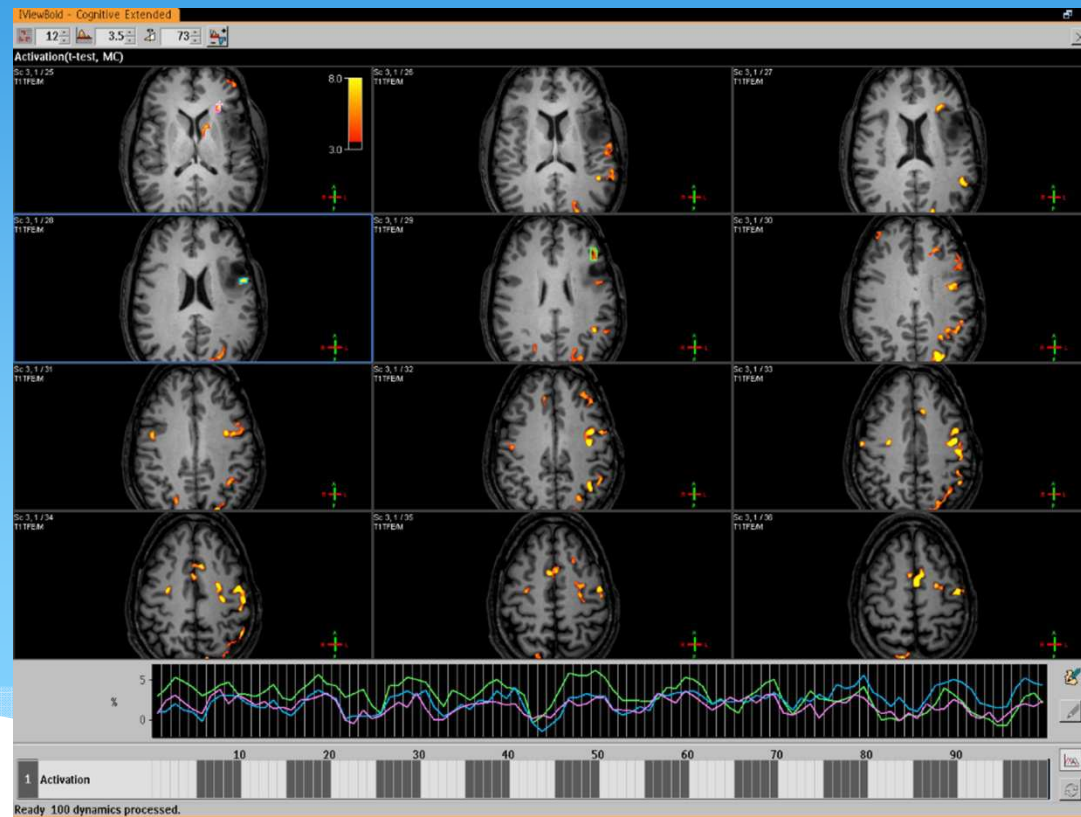
Quello che interessa ai fini dell'fMRI è che la deossi-Hb è paramagnetica, mentre la ossi-Hb è diamagnetica; quando uno o più neuroni sono attivi determinano una variazione del rapporto tra ossi e deossi-emoglobina con conseguente distorsione del campo statico B_0 ; gli spins in un campo magnetico non uniforme processano a frequenze diverse causando una dispersione di fase e decadimento del segnale MRI. Allora nell'ipotesi di costruire un'immagine la cui intensità sia basata sull'andamento del T_2^* , si può pensare di ricavare una mappa dell'ossigenazione del sangue e, per questa via, dell'attivazione di zone del cervello. Sfruttando quindi queste variazioni emodinamiche prodotte dall'attività neuronale (indotta tramite un qualche stimolo o semplicemente dovuta ai normali processi fisiologici), la fMR è in grado di identificare le aree attivate del cervello. Particolarmente interessante a questo proposito è la tecnica BOLD (Blood Oxygenation Level Dependent contrast o Segnale dipendente dal livello di ossigenazione del sangue) che permette di mappare l'attività funzionale senza l'utilizzo di mezzi di contrasto esogeni, senza l'uso di traccianti radioattivi e con una risoluzione spaziale accettabile.

Tecniche avanzate

BOLD

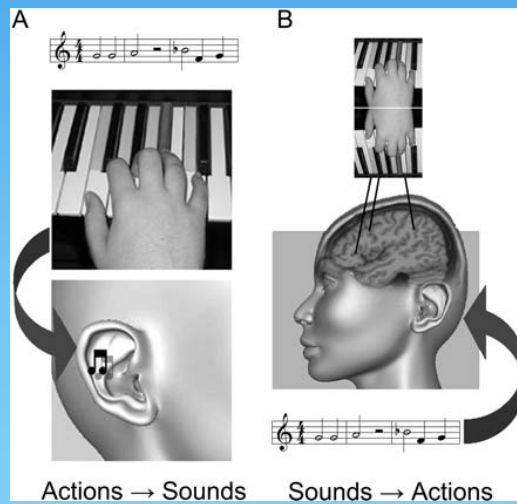
mappe con immagine
morfologica sottostante

variazione del segnale

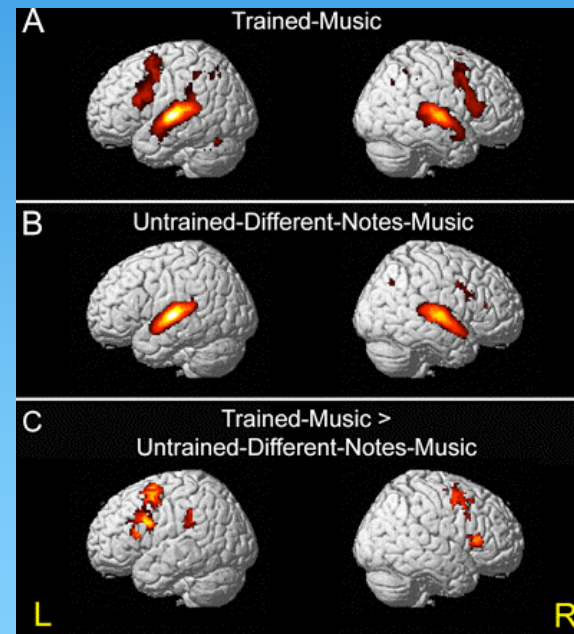


Tecniche avanzate

BOLD



azione



attivazione cerebrale

Tecniche avanzate

BOLD

Alla base della f MRI

- più evidente a c. magnetico elevato (>1.5T)
- indotto da scarica neuronale sec. a stimolo
- sfrutta lo stato di ossigenazione dei g. rossi
- sede: letto capillare
- no mdc e.v. !!