

CORSO DI LAUREA
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

ADO RMX102
«Corso Monografico»

ANNO ACCADEMICO 2024/2025



Gemelli



Insegnamento:
«ANGIO-RM IN NEURORADIOLOGIA»
12 ore MED/50 CFU 1



apr. '25

3° anno II semestre

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Insegnamento:
«ANGIO-RM IN NEURORADIOLOGIA»
RMX102 – 12 ore MED/50 CFU 1

TSRM Marino Gentile
Radiographer



Gemelli



+39 3280077833

✉ marino.gentile@outlook.com

✉ marino.gentile@policlinicogemelli.it

💻 www.variodyne.it

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



CORSO DI LAUREA
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

ADO RMX102
«*Angio-RM in neuroradiologia*»

Gemelli



MRA

apr. '25

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Gemelli



apr. '25

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



Argomenti del Corso

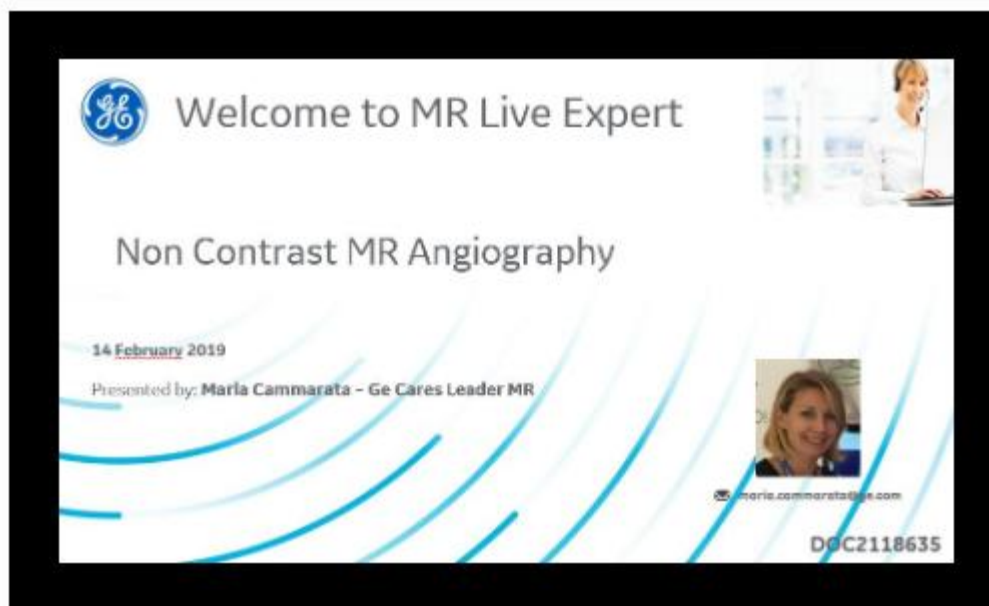
- G Introduzione e cenni di Anatomia
- G Mezzi di contrasto in RM
- G Modalità di rilevamento del MdC
- G **Sequenze senza MdC**
 - G Sequenze Time of Flight (TOF)
 - G Sequenze Phase Contrast (PC-2D, 3D INHANCE)
 - G Perfusion ASL
- G **Sequenze con MdC**
 - G Sequenze 3D FSPGR – 3DFFE
 - G 4D/sequenziali: Tricks, Baleriaux, CE-MRA, 4D Track
 - G Perfusion T2* (DSC), T1 (DCE)
- G **In Pratica: impostazione delle sequenze**



<https://www.gecares.com/GEHealthCare/GEHCResources>

Non Contrast MR Angiography

In questa sessione scopriremo le Tecniche RM per lo studio vascolare senza mezzo di contrasto: dalla sequenza 3D TOF all' InHance suite.... > [Scopri di più](#)



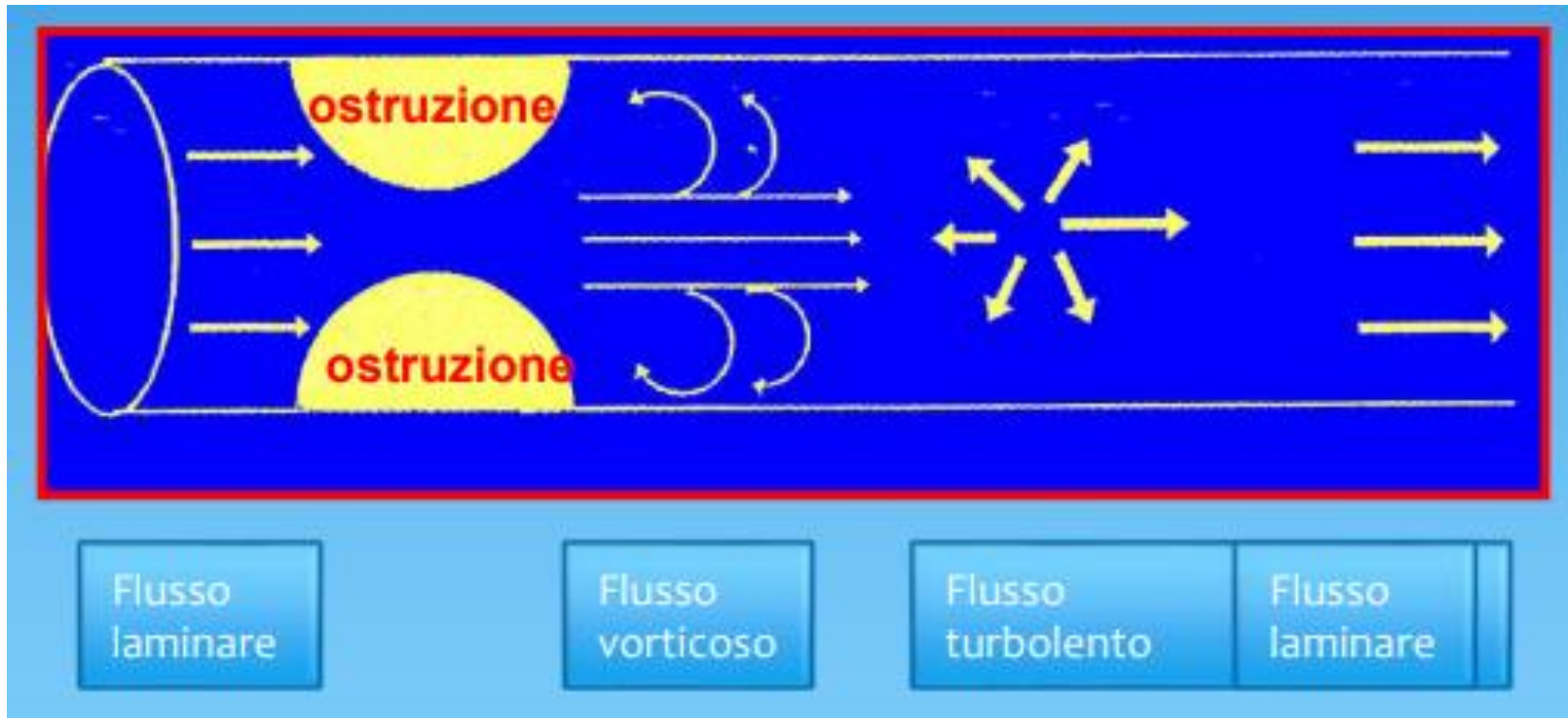
Proiezione a intensità massima e minima

Con le scansioni MRA si ottengono diversi strati visualizzabili uno per volta. Per visualizzare l'intero albero vascolare in modo pratico, calcolare le proiezioni a intensità massima e minima a partire dagli strati MRA.

La proiezione di intensità massima (**MaxIP**) è un algoritmo comunemente usato nell'angiografia RM. In base alla direzione di proiezione, i voxel di una serie di dati 3D (acquisiti mediante le modalità di scansione M2D, MS o 3D) vengono esaminati lungo i raggi di proiezione. Ogni raggio di proiezione seleziona l'intensità di voxel massima lungo quel raggio. Il valore massimo di ogni raggio corrisponde a un pixel specifico nell'immagine di proiezione.

Il calcolo di una proiezione di intensità minima è simile ma in questo caso ciascun raggio di proiezione selezionerà l'intensità voxel minima lungo il raggio. Questa proiezione di intensità minima deve essere calcolata per l'imaging a sangue nero.

Flusso ematico in RM



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

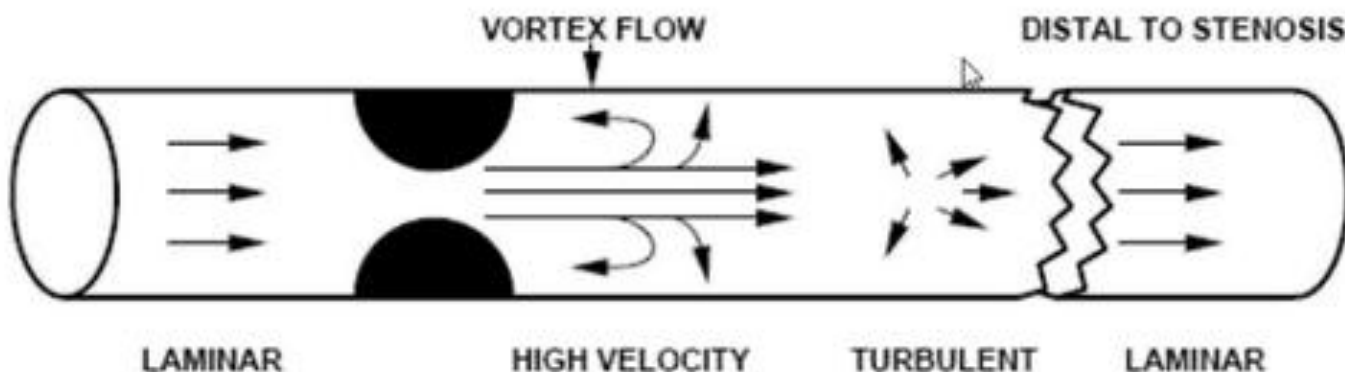
Termini del flusso ematico

Viscosità: la resistenza del flusso sanguigno dovuta all'attrito degli elementi ematici nella corrente in movimento. La viscosità del sangue diminuisce nei casi di anemia e aumenta in condizioni come la policitemia. Il flusso ematico turbolento viene riscontrato più di frequente in condizioni di bassa viscosità.

Flusso ematico laminare: la distribuzione delle velocità di flusso lungo gli strati dei vasi. Le velocità sono più lente lungo le pareti dei vasi e più rapide all'interno delle parti centrali del vaso.

Velocità di picco: la velocità massima riscontrata all'interno del lume del vaso preso in considerazione. Le velocità di flusso di picco variano con lo sforzo, la posizione anatomica e le condizioni patologiche. L'aorta ascendente ha le velocità più elevate. In genere, quando ci si sposta distalmente dal cuore, il numero di vasi e l'area totale aumentano, diminuendo le velocità del flusso.

Turbolenza: flusso caotico con componenti di velocità che fluttuano a caso. A velocità di flusso ematico normali, il flusso laminare predomina quando la velocità aumenta e supera una soglia critica, si riscontra una turbolenza. La turbolenza può compromettere gli MRA.





Time of flight imaging

- TOF imaging si basa sul concetto che il flusso di sangue viene totalmente magnetizzato sul piano di imaging
- L'effetto TOF può essere ottenuto tramite una serie di immagini 2D o tramite un data set di immagini 3D





2D Time of flight imaging

- 2D TOF imaging è basato sull'imaging 2D gradient echo convenzionale con flow compensation.

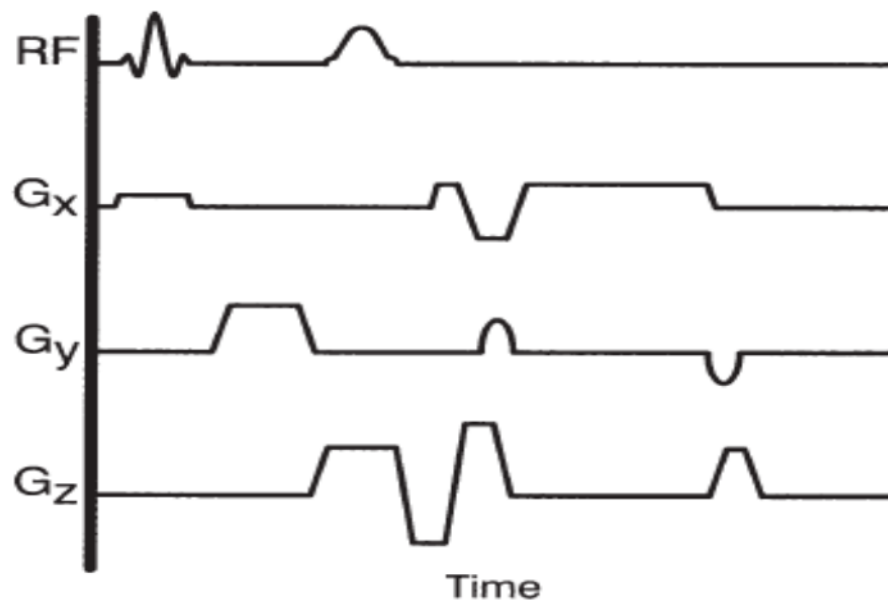


FIGURE 11 - Pulse sequence diagram for 2D TOF angiography.



2D Time of flight imaging

- Il sangue che scorre all'interno della slice in esame è completamente magnetizzato e appare più iperintenso rispetto agli spin stazionari saturati parzialmente.
- Un impulso di pre-saturazione è applicato sopra e sotto ogni slice per eliminare il segnale proveniente dai vasi venosi (o arteriosi)
- Per creare uno stack, le immagini vengono acquisite in assiale e visualizzate con una tecnica chiamata Maximum Intensity Projection (MIP).



Image Contrast

I parametri che hanno effetto sulla sequenza 2D TOF sono:

- TR
- Velocità di flusso e direzione
- Geometria del vaso
- Flip angle, TE and slice thickness



TR

- Il TR deve essere **breve** per sopprimere il segnale del tessuto stazionario e massimizzare il contrasto del vaso a causa dell'enhancement correlato al flusso
- Arterie: TR da 35 a 50msec
- Vene: TR 100msec

Tutto il sangue che scorre all'interno della slice rimane non saturato e appare iperintenso

Time of Flight

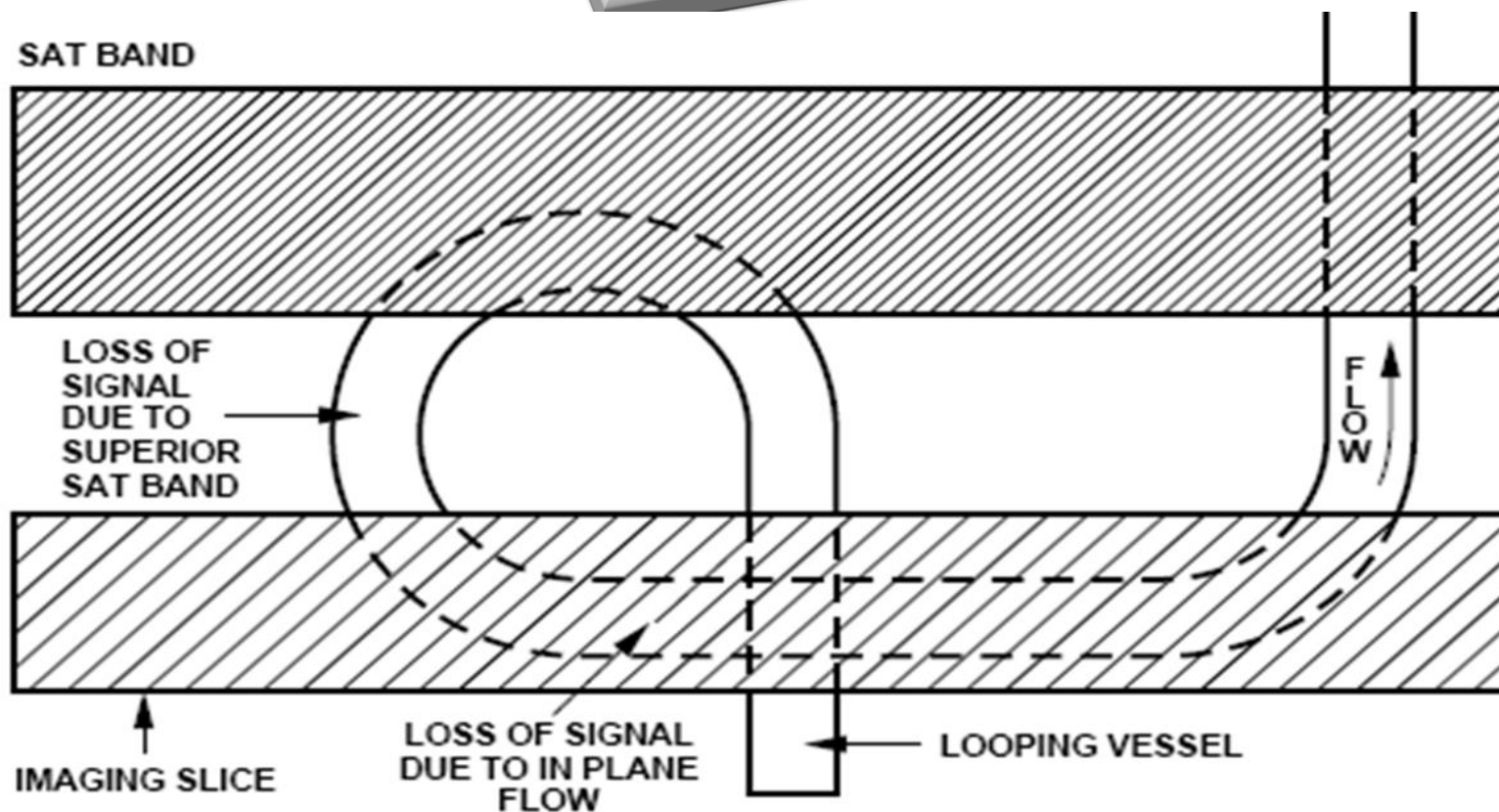


FIGURE 14 - Vessel geometry has an impact on 2D TOF imaging. Portions of the vessel traveling parallel to the imaging plane experience multiple RF pulses and become saturated. Vascular loops that reverse flow direction are also incompletely visualized because of saturation effects.



Slice Thickness

- Uno spessore di strato il più sottile possibile massimizza l'enhancement inflow e riduce l'effetto del flusso in piano

T1 del sangue

- Il T1 del sangue ha un significativo effetto sul contrasto dell'immagine in particolare in condizioni di flusso particolarmente lento
- La velocità di flusso non è sufficiente per un pieno refresh degli spin all'interno della slice e il sangue risulterà saturato
- Il tempo di rilassamento T1 può essere ridotto con somministrazione di mezzo di contrasto e quindi in condizioni di flusso lento è spesso necessario procedere con le sequenze ceMRA



Flip Angle

- L'obiettivo è selezionare un flip angle che saturi il tessuto stazionario senza compromettere il segnale intravascolare
- Flip angle tra 45 e 60 gradi hanno prodotto risultati soddisfacenti sulle sequenze 2D TOF



Acquisition Order

- L'ordine di acquisizione nella sequenza può influenzare la visibilità dei vasi tortuosi, del flusso lento o in piano.
- I vasi extracranici o intracranici sono maggiormente visibili se l'ordine di acquisizione delle slice è “contro flusso” cioè nella direzione opposta a quella di scorrimento del sangue.
- L'ordine di acquisizione “controcorrente” evita che gli spin del sangue siano eccitati nella slice successiva



Limiti della sequenza 2D TOF

- La presenza di stenosi vascolari potrebbe produrre aree di incremento della velocità di flusso all'interno del segmento stenotico
- Questa condizione porta alla dispersione degli spin intravoxel, alla saturazione degli spin e di conseguenza alla perdita di segnale. Ne consegue che le aree stenotiche potrebbero essere sovrastimate



3D TOF

- **Vantaggi**

- ✓ maggiore SNR
- ✓ Prescrizione di slice thickness molto sottili, voxel ridotti e inferiore e dispersione di fase degli spin
- ✓ TE molto corti sono settabili al fine di ridurre la saturazione degli spin
- ✓ Utile per l'imaging del Circolo di Willis, MAV e altre malattie vascolari intracraniche

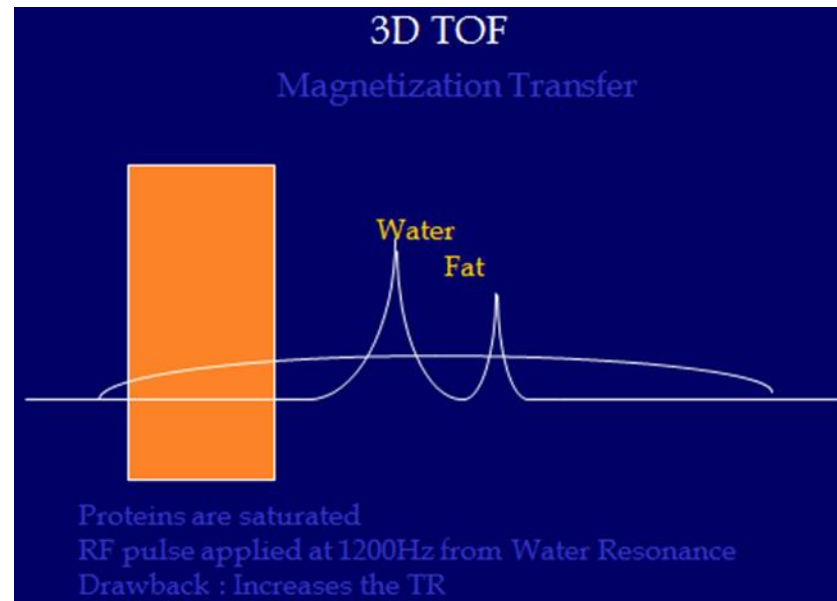
- **Svantaggio:**

Non ottimale nel caso di flussi lenti



Magnetization Transfer

- Serve per aumentare la visibilità dei piccoli vasi intracarnici e sopprimere meglio il segnale del background.
- Ciò si ottiene applicando un ampio impulso di saturazione che è 1200 Hz fuori dal centro frequenza
- MT diminuirà il segnale dei muscoli del 50%, della sostanza bianca del 40%, della sostanza grigia del 35% ma non sopprime il segnale dei lipidi o del CSF
- L'uso dell' MT causerà l'aumento del minimum TR possibile

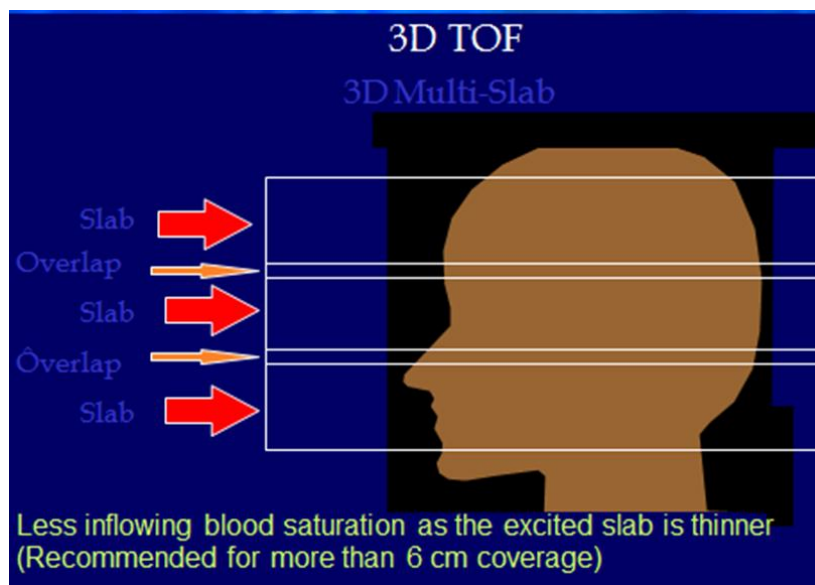




MOTSA (Multiple Overlapping Thin Slab Acquisition)

MOTSA combina i punti di forza dell'acquisizione della tecnica 2D con quelli della 3D, riducendo al minimo i punti deboli.

- E' una tecnica Multi-slab che minimizza gli effetti della saturazione del flusso sanguigno lento diminuendo lo slab thickness.





MRA Inflow

La tecnica MRA Inflow si basa sull'accentuazione del flusso sanguigno e sulla soppressione del tessuto stazionario.

Applicazioni

- Vasi intracranici ed extracranici
- Arterie carotidee
- Origini delle arterie vertebrali e carotidee, vasi polmonari
- Imaging dell'arco aortico e dei vasi del collo,
- Arteria femorale e poplitea e vasi della mano,
- Esame delle anomalie vascolari corporee.

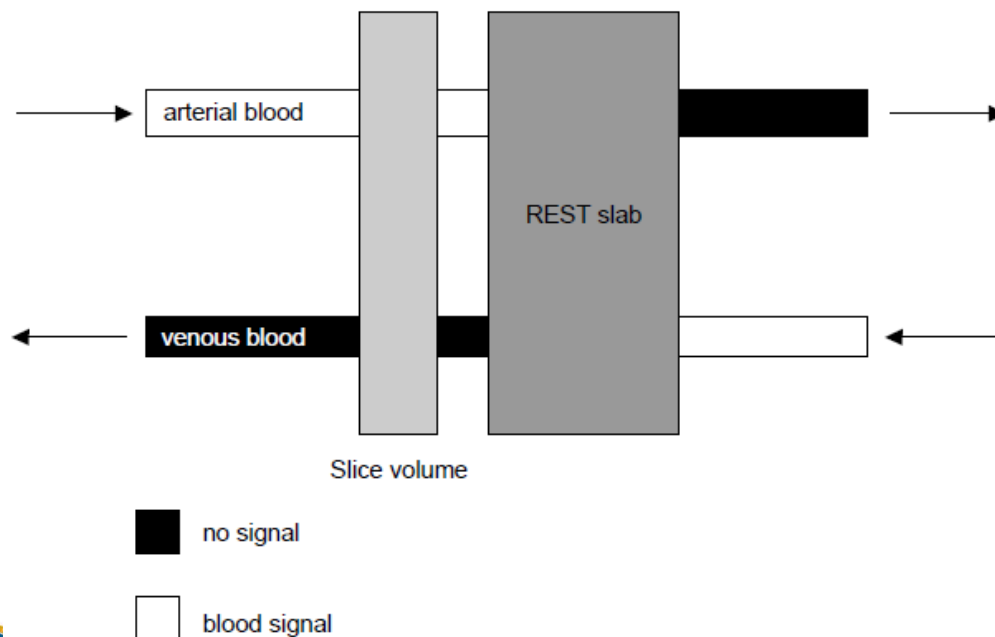
Le tecniche di MRA Inflow vengono eseguite senza mezzo di contrasto



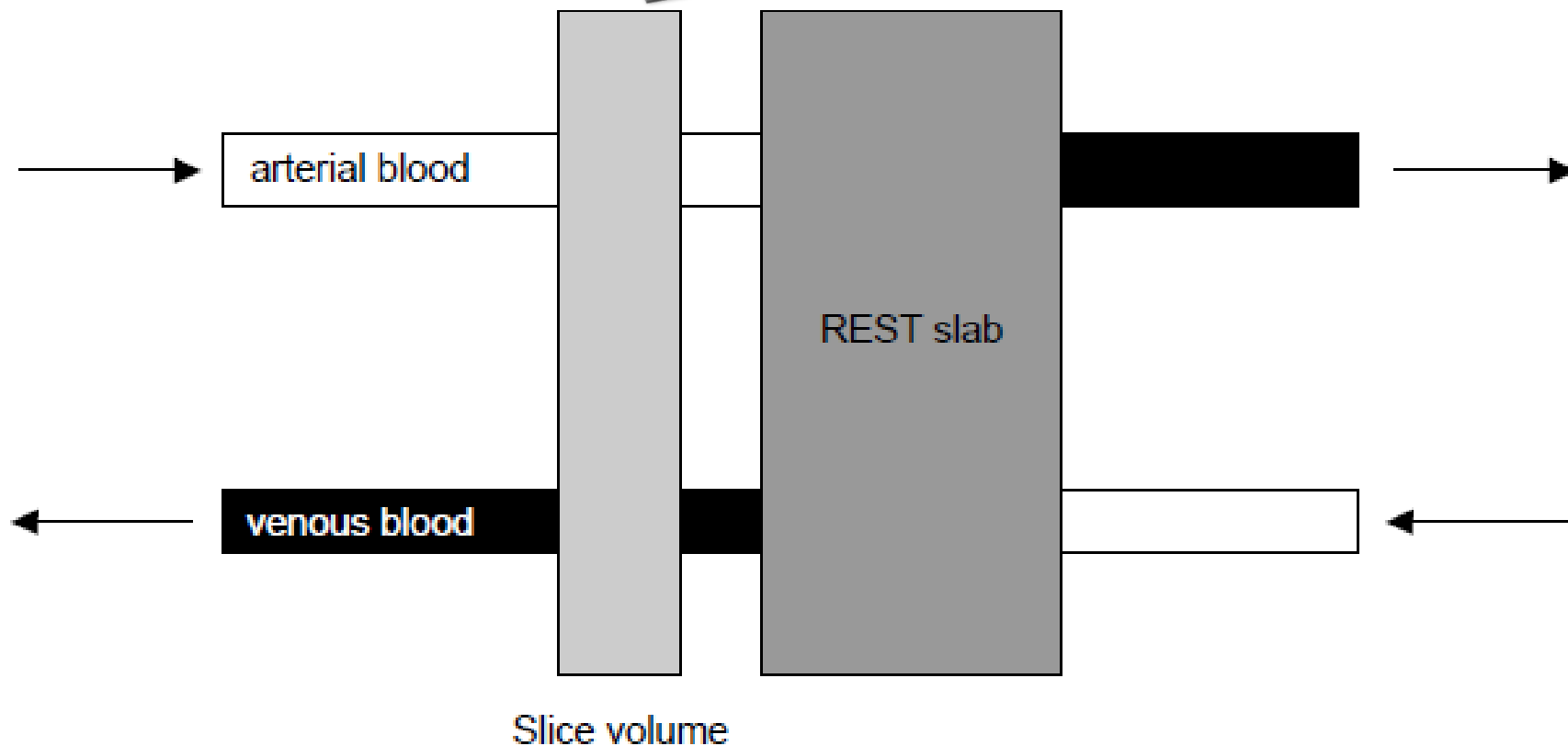
Pianificare lo stack/il volume nella direzione più perpendicolare possibile ai vasi di interesse.

Verificare che lo slab REST sia posizionato correttamente per la soppressione selettiva del sangue arterioso o venoso.

Se si utilizza uno slab REST libero, trascinarlo sui vasi da sopprimere.



Time of
Flight



no signal

blood signal



Il sangue, come altri tessuti, può essere visualizzato con la tecnica MRI. Poiché il sangue scorre attraverso il corpo, esistono implicazioni rispetto all'intensità del segnale ematico e alle relative correlazioni diagnostiche. Il liquido non saturo in entrata produce un'intensità di segnale maggiore rispetto al tessuto stazionario. Questo effetto è utilizzato per l'imaging del flusso, ad esempio del flusso sanguigno.

Il contrasto massimo tra flusso sanguigno e tessuto stazionario si ottiene quando il sangue viene esposto a un solo impulso RF, con lettura immediata, dopo la quale viene sostituito da sangue nuovo non saturo.

I requisiti di contrasto massimo sono:

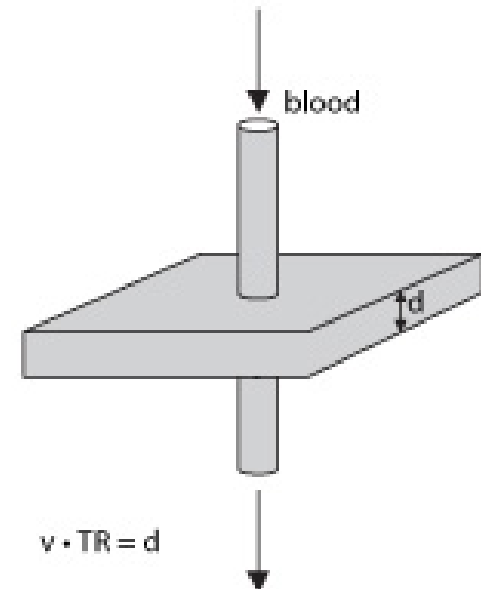
$$v \times TR \geq d$$



$$v \times TR \geq d$$

dove:

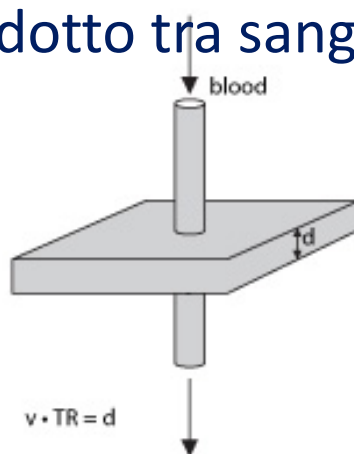
- v = velocità di flusso (m/s);
- d = spessore dell'area eccitata (mm);
 - in M2D: spessore di un solo strato
 - in 3D: spessore del volume o frammento coperto dal numero di strati
- TR = tempo di ripetizione (ms).





Principio delle tecniche MRA Inflow. M2D Inflow e 3D Inflow

- Con l'eccitazione M2D su uno strato sottile (d) oppure ad alta velocità, ($v \times TR > d$), il sangue nella regione " d " viene completamente sostituito da sangue nuovo prima dell'impulso RF successivo, producendo l'aspetto luminoso del sangue e scuro dello sfondo.
- Con l'eccitazione 3D su un volume ampio (d) o a bassa velocità ($v \times TR < d$), il sangue viene solo parzialmente sostituito e saturato, a seconda del numero di eccitazioni a cui è stato sottoposto. Ciò equivale a un contrasto ridotto tra sangue e tessuto stazionario.





Velocità di flusso (v)

L'intensità del segnale aumenta con la velocità del flusso. La visualizzazione del flusso sanguigno lento può essere migliorata mediante un mezzo di contrasto che riduce il tempo di rilassamento T1 del sangue.

Flusso sanguigno laminare e turbolento

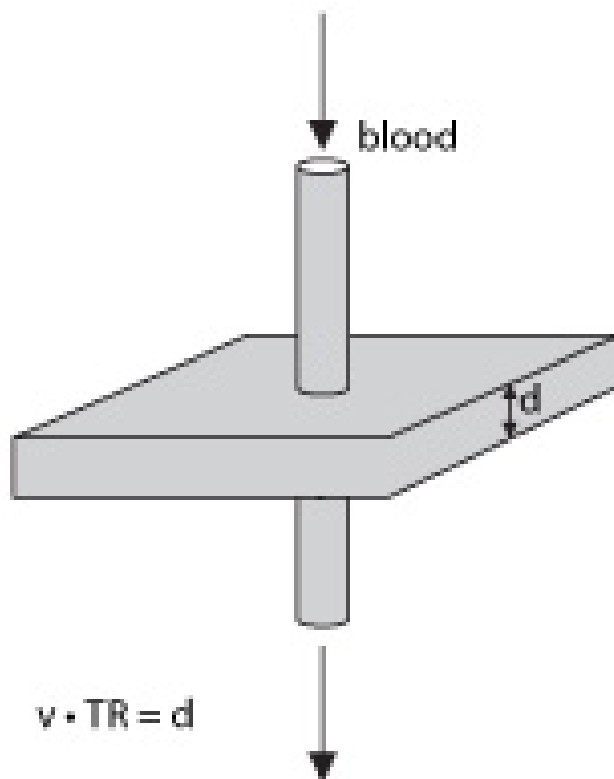
Esistono fondamentalmente due tipi di flusso sanguigno: turbolento e laminare (non turbolento). Ciò dipende dalla viscosità del sangue, dalla velocità del flusso, dalle dimensioni e dalla forma dei vasi.

Il **flusso turbolento** appare come un vuoto di flusso oppure come intensità di segnale ridotta. I vuoti di flusso possono inoltre essere causati dalla saturazione spin e dalla suscettibilità. Ad esempio, il sangue che permane a più a lungo nel bulbo carotideo (flusso circolare) che non nel resto della carotide. Questo comporta una saturazione parziale e una riduzione dell'intensità del segnale.

Contrasto in MRA Inflow Time of Flight

Geometria dei vasi

Il ricambio massimo si osserva se il piano di imaging è ortogonale rispetto all'orientamento del vaso. Ciò produce un elevato contrasto nelle immagini.





In MRA Inflow M2D, strati multipli vengono eccitati consecutivamente nella tecnica di scansione FFE.

- Buon ricambio del flusso sanguigno.
- Buona soppressione in background.
- Minore sensibilità a movimento/deglutizione (carotide) rispetto alla tecnica MRA Inflow 3D.

Applicazioni

- Visualizzazione di flusso lento e rapido: arterie e vene
- Idonea per la copertura di estesi tratti vasali.

Su uno strato sottile (d) o ad alta velocità, ($v \times TR > d$), il sangue nella regione " d " viene completamente sostituito da sangue nuovo prima dell'impulso RF successivo, producendo un aspetto luminoso del sangue e uno sfondo scuro.



Bande REST

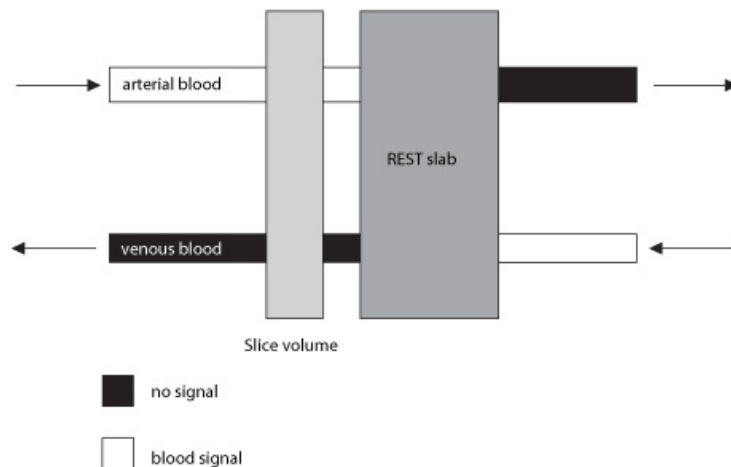
Si possono applicare per la soppressione selettiva del sangue in entrata.

È possibile usare bande REST multiple, di cui una parallela che segue o traccia gli strati e le altre libere quindi fisse nel volume.

Spessore banda REST

Deve essere piccolo, ma non troppo (non inferiore a 40 mm).

Più piccola è la banda, maggiore è la precisione della saturazione. Se la banda è troppo piccola, non tutti gli spin che la intersecano vengono saturati. Ciò può determinare la comparsa di intensità di grigio indesiderate.



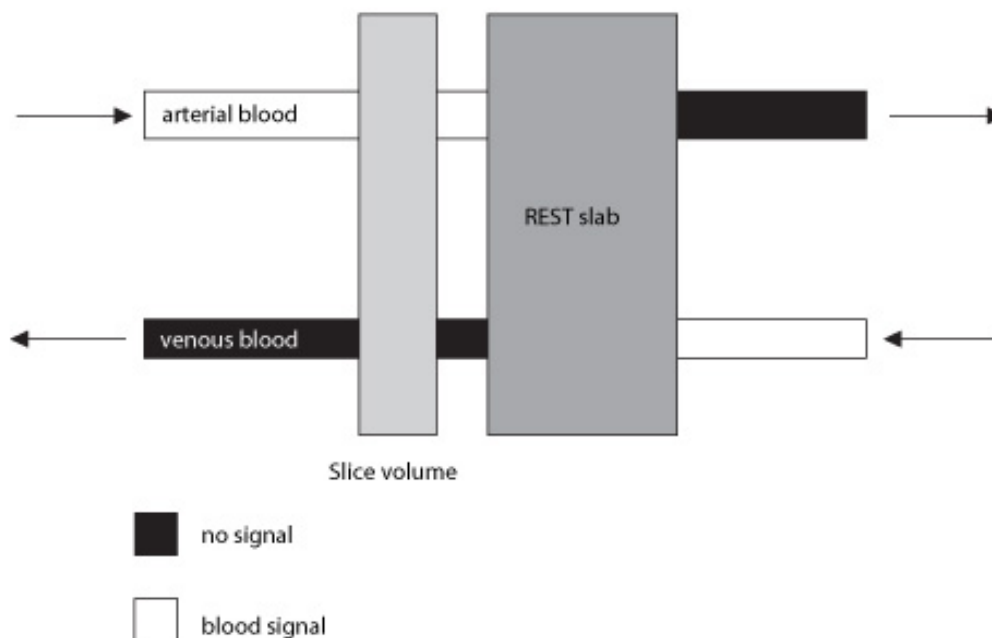
MRA Inflow 2D



Ordine strati

Deve essere impostato secondo il valore opposto alla direzione di flusso.

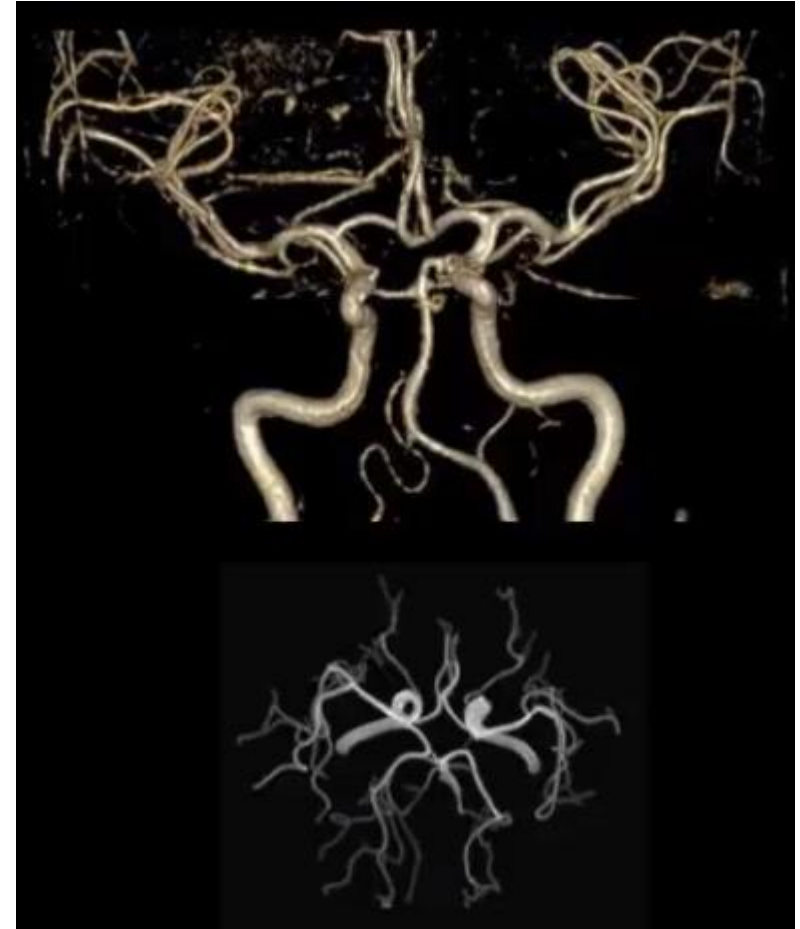
Esempio	Direzione flusso	REST	Ordine strati
MRA arteriosa testa	arteriosa: ascendente	cranica	discendente
MRA venosa testa	venosa: discendente	caudale	ascendente



3D TOF

For Arterial study

Allows the study of brain arteries (circle of Willis) in 3D mode and also neck arteries (carotids).



3D TOF

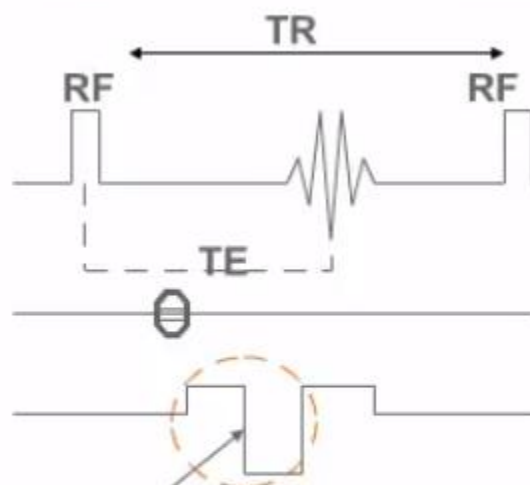


3D TOF

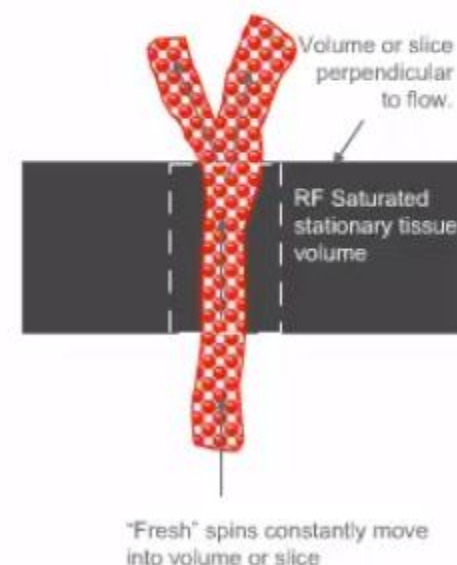
Technical details:

- Fast GRE/SPGR
- Suppression of static spins
- Inflow effect of moving spins
- Spatial Saturations for arterial/venous selectivity

Short TRs suppress stationary tissue, and ensure that moving spins within the volume are excited.



Flow compensation (Gradient Moment Nulling) corrects altered phase values of flowing spins.





3D TOF (CoW) – Scan Parameters

Advice:

$$V_{\text{flow}} = z/\text{TR} \quad (z = \text{slice thickness})$$

TR: TR Min < 25ms

TE: TE Min with Fat Sat or MT or TE Out of Phase = 6.9ms at 1.5T

FA: FA < 30°

Locs per SLabs: #slices x slice thickness < 40mm

#slabs: keep signal into larger coverage

Overlap Loc:

- Overlap Loc = 25-30% of #Locs per Slab
- Automatic since SIGNA™ Works platform



3D TOF – Scan Parameters

Advice:

- Use Magnetization Transfer



3D InHance Velocity

To study Arteries & Veins

- Allows exam of arterial and venous flow in the head/neck.
- Phase contrast technique.
- Both arteries and veins can be visualized by adapting the Velocity Encoding (VENC).
- Whole brain can be done in less than 5 mins
- Magnitude images are T1 contrast which is good to correlate with vessels



3D InHance Velocity

- 3D Phase contrast based sequence
- Partial K-space acquisition
- It can be scanned in any plane
- Respiratory gating is implemented for body applications

First Bi-Polar Gradient

All spins in phase after initial RF



Positive Gradient



Stationary

Flow

Negative Gradient



Stationary

Flow

Second Bi-Polar Gradient (opposite polarity)

Stationary spins after 1st bipolar gradient



Negative Gradient



Stationary

Flow

Positive Gradient



Stationary

Flow

No change in net effect on stationary spins, but moving spins accumulate a phase shift difference between each application of the bipolar gradients. Subtraction of the two data sets extracts signal from flowing spins and suppresses stationary spins.

3D InHance Velocity – Scan Parameters

Advice:

Velocity Encoding: VENC the highest (ceiling) velocities to be encoded.

- VENC < 20 cm/s to show veins
- VENC = 40 cm/s to show arteries and veins both
- VENC > 80 cm/s to show arteries

Acquisition Flow Direction Images: determines the direction of encoded flow.

- ALL to show all vessels depending on their direction



3D InHance Velocity

Table 5-26: Peripheral arteries peak velocities (cm/sec)

Artery	Velocity range
External iliac	119 ± 21
Common femoral	114 ± 24
Superficial femoral (proximal)	90 ± 13
Superficial femoral (distal)	93 ± 14
Popliteal	69 ± 13
Aorta (thoracic)	100 - 175
Common carotid artery	80 - 120
Internal carotid artery	80 - 120

"Peak velocities measured by duplex scanning." (Adapted from Jager, Ricketts, Strandness, Jr., "Duplex scanning for the Evaluation of lower Limb Arterial Disease," in Bernstein EF [eds] Non-Invasive Diagnostic Techniques in Vascular Disease, Mosby & Co., St. Louis, 1985.)

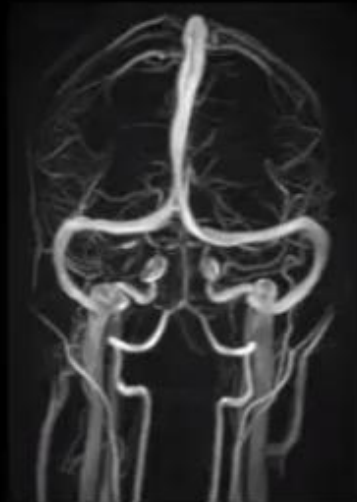
Table 5-25: Intra-cranial mean velocities (cm/sec)

Artery	Velocity range
Middle cerebral	55 ± 13
Anterior cerebral	49 ± 18
Posterior cerebral	40 ± 7
Internal carotid	47 ± 14
Vertebral	33 ± 8
Basilar	55 ± 14
Ophthalmic	14 ± 3
Cerebral aqueduct	3 ± 1

Transcranial Doppler measurements of arterial flow velocity. (Adapted from Dewitt and Wechsler, Stroke Vol. 19 No. 7, July 1988.)

Non Contrast MRA – Inhance Velocity

Image review:



VENC = 20
cm/s



VENC = 80
cm/s



VENC = 40
cm/s



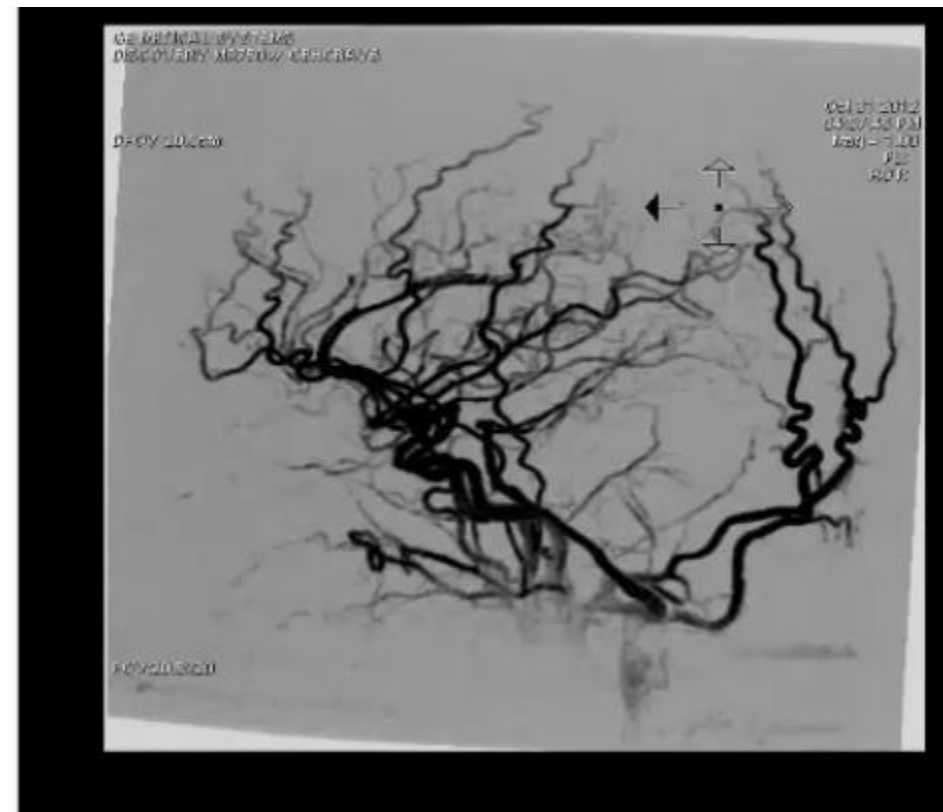
VENC = 80
cm/s

Silenz MRA*

Arterial study

Allows us to study the Circle of Willis (3D mode) and also carotids.

Uses Zero-TE technique.



SILENZ MRA – 3T

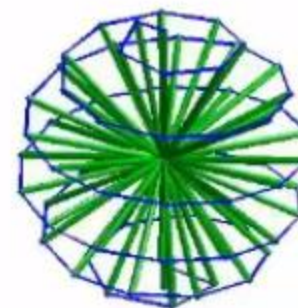
Silenz MRA

Advices setting:

Acquisition: Silenz combines a constant gradient slewing with ultra fast switching RF to achieve very low noise level and zero TE.

FID signal is measured directly - No "gradient - Recalled " echo is generated

Reconstruction: The k-space is read by radiating very little gradient switching. Spiral 3D mode.



+



+



SILENZ MRA – 3T

Silenz MRA – Scan Parameters

Setup Add Task ▶ Run View

Auto Start

Save Rx

Head First, Supine

Imaging Options...

3D Silenz
EDR, Fast, SqP, ZIP2, BB

Anatomical Region...

Brain

Coil (Auto) Head 24

3D Sag MRA Silent GRx 6:38

Scan Plane: Sagittal Freq. Dic: S/I

Freq. FOV: 18.0

Slice Thickness: 1.0

of Scan Locs: 138

R/L P/A I/S

Start L62.6 P6.8 I3.9

End R74.4

Act End R74.4

Chem SAT: None

Max # Slices: 320

of Acqs: 1

Rel. SNR@: 331

Pixel Size: 1.0x1.0

of TE@per Scan: 1.0

TE: 0.0

Flip Angle: 5

Auto IR Band: On

Intensity Correction: NONE

Intensity Filter: None

Save Original: ☐

3D Geometry Correction: ☐

Frequency: 180

Spokes Per Segment: 512

NEX: 1.00

Bandwidth: 20.83

Excitation Mode: Select...

Shim: On

RF Drive Mode: Preset

Phase Correct: Off

Minimum TE: 0

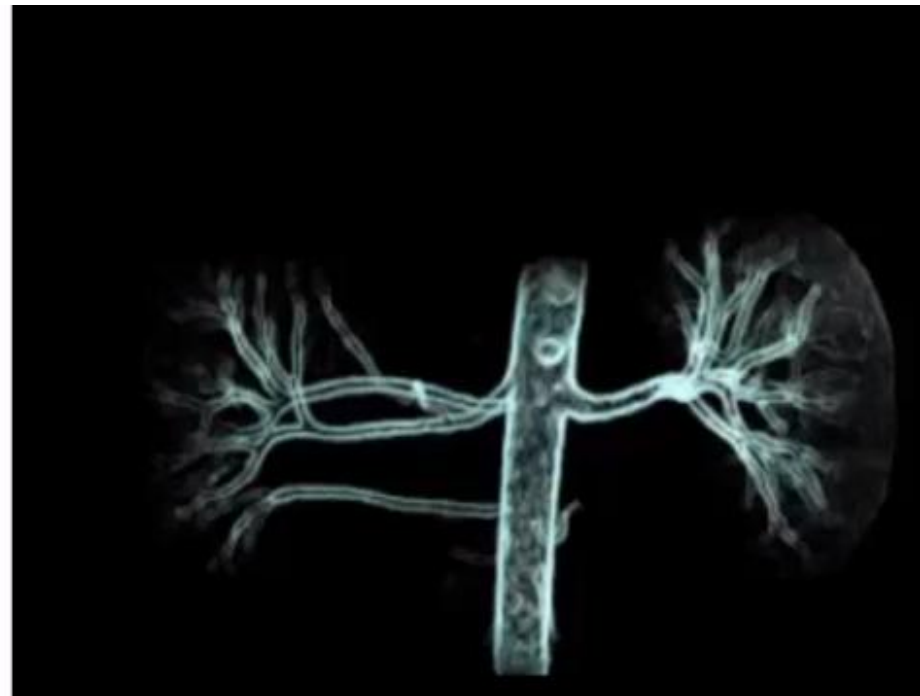
Maximum TE: 100

WR: SAR: 1.05 Head: SAR: 3.18 B: RMS: 2.40uT Mode: First dB/dt: First

3D InHance InFlow IR

Vascular study

Allows to study renal arteries with automatic mode and other abdominal vessels with manual mode.

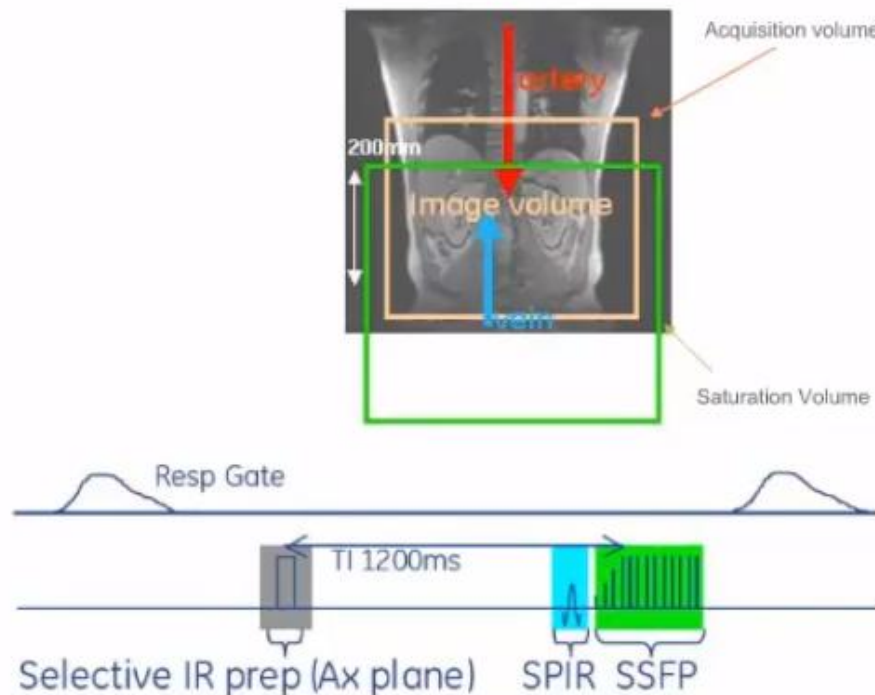


3D INHANCE INFLOW IR

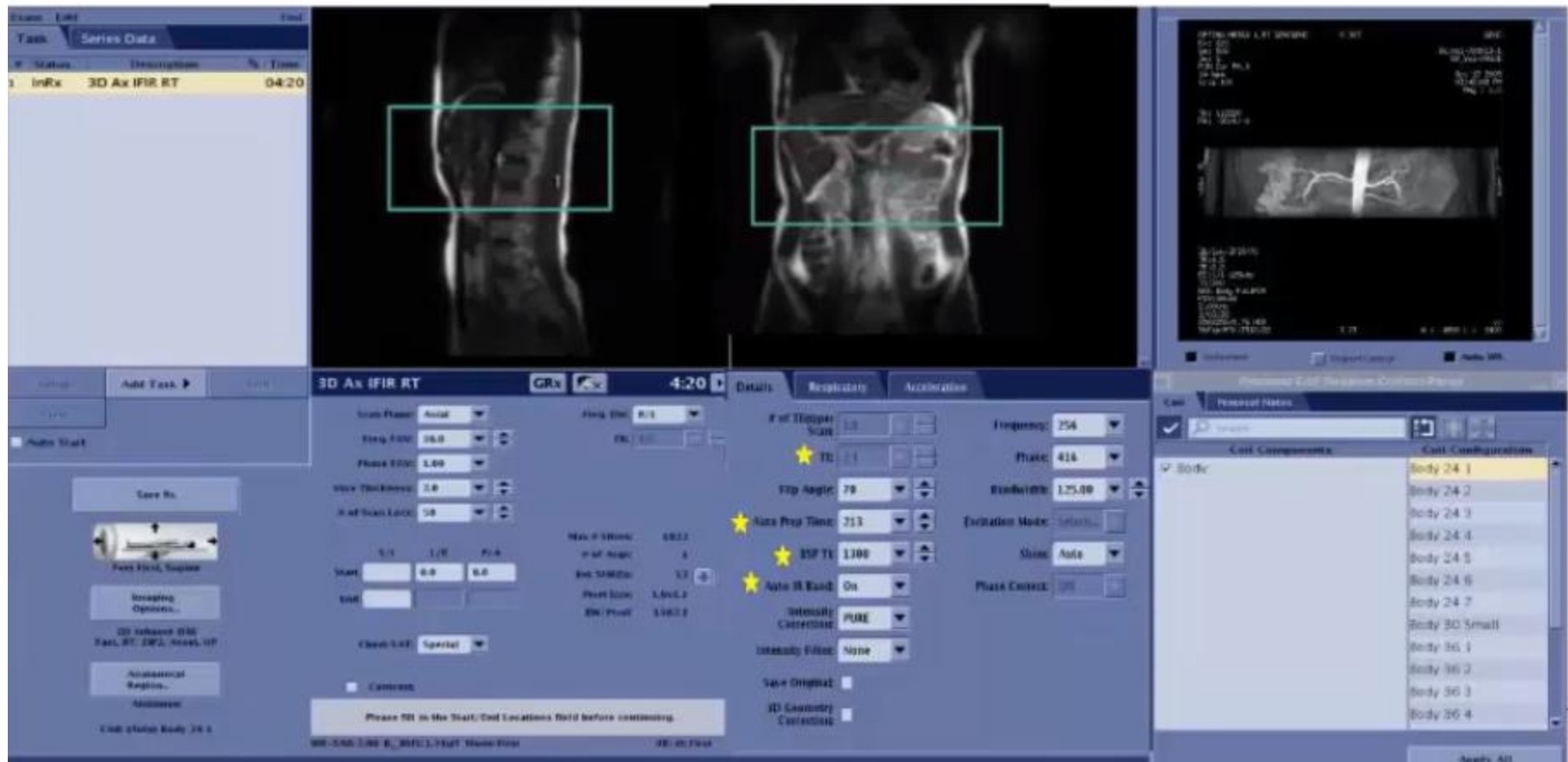
3D InHance IFIR – Scan Parameters

Advice:

- Based on 3D Fiesta
- Selective IR is used to suppress veins and background
- Artery signal depends on the in flow effect
- Special ChemSat is used to suppress the Fat signal
- Respiratory Gating is used to reduce the motion artifacts



3D InHance IFIR – Scan Set-up (Auto IR Band Axial)

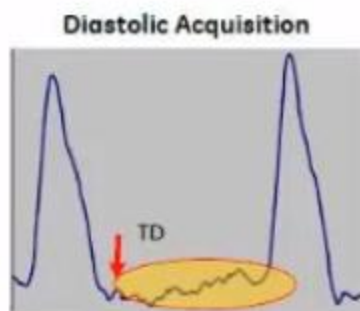


3D DELTA FLOW

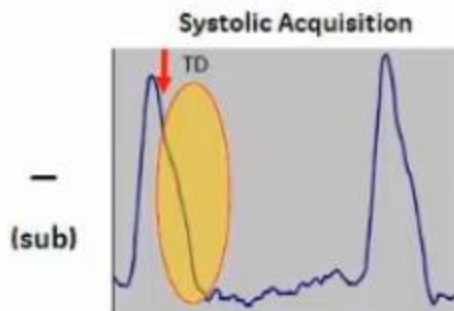
3D Delta Flow

Arterial study

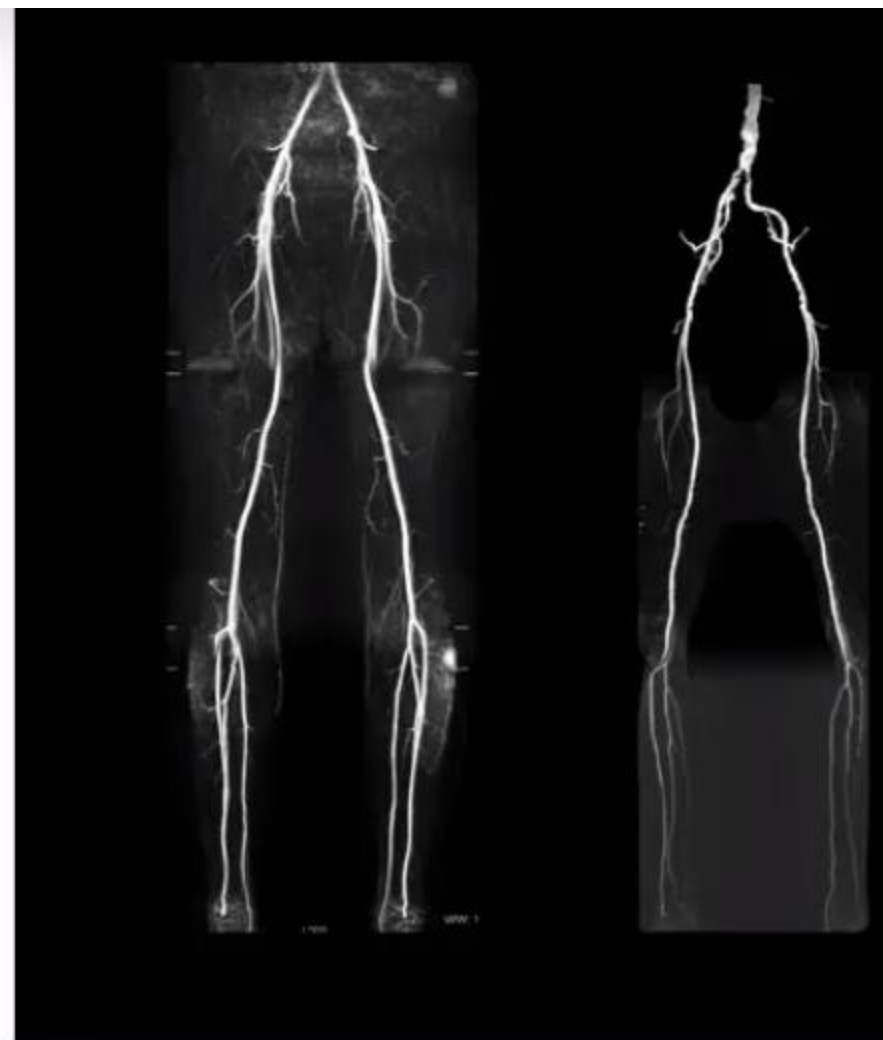
- Allows us to scan lowers limb angiography.
- Based on 3D FSE
- Uses peripheral gating.



Arteries + Veins



Veins



3D DELTA FLOW

3D Delta Flow

Task	Series Data	
#	Status	Description
1		---3D Delta Flow---
2		STN 1 3-Plane Localiz...
3		STN 2 3-Plane Localizer
4		STN 3 3-Plane Localizer
5	InRx	Cor SSFSE MPH 00:56
6		3D Delta Flow STN 1 4...
7		3D Delta Flow STN 2
8		3D Delta Flow STN 3

Step 1. Cor SSFSE Multiphase

This acquisition helps us to define the Trigger Delay (Diastolic value).

- Place 1 coronal slice mid leg
- #RR Interval = 4 - 5 so that TR > 4000 ms

Cor SSFSE MPH | GRx | 1:18 | Details | Multi-Phase | Cardiac | Advanced

Scan Plane: Coronal | Freq. FOV: 40.0 | Phase FOV: 1.00 | Slice Thickness: 150.0 | Spacing: 0.0

Start: 0.0 | End: 0.0 | A/P: S/I | R/L: 0.0

Max # Slices: 512 | # of Angs: 1 | Ref. SARC: 100 | Pixel Size: 1.2x1.8 | BW/Pixel: 520.8 | Echo Spacing: 6.9

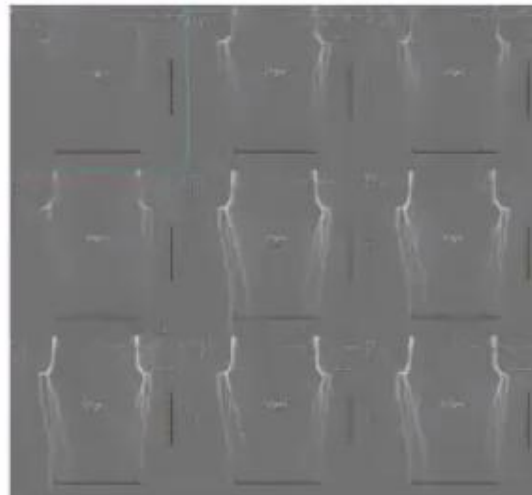
#RR Interval: 5 | Trigger Delay: Immend | Trigger Window: 20 | Auto: ☐ | Views Per Segment: | # Phases to Reconstruct: | Prospective: ☐

Cardiac Phases: ☒ Single ☐ Multi | Phases: 12 | Slices: 12

Projected HR: 64 BPM | Effective TR: 1000 msec

3D DELTA FLOW

3D Delta Flow



Step 2. Trigger Delay

- Display automatic subtracted images and **select the one where the signal from artery is highest and sharpest.**
- Then read the TDEL value on the browser and fill the **Diastolic TD** field on the 3D Delta Flow setting (Step 2)

Series	Type	Images	Description	Modality	Manufacturer	Archived on	Transferred to
8	PROSP	128	3D Delta Flow - Bot	MR	GE MEDICAL S.		
9	PROSP	128	3D Delta Flow - Bot FC Off	MR	GE MEDICAL S.		
10	PROSP	128	3D Delta Flow - FC IRP Off	MR	GE MEDICAL S.		
11	PROSP	128	3D Delta Flow - FC On IRP Off	MR	GE MEDICAL S.		
12	PROSP	128	Calibration - Bot	MR	GE MEDICAL S.		
500	PROC	9	Q189/5/2)-(Q189/5/1)	MR	GE MEDICAL S.		
700	PROC	64	Q189/7/8)-(Q189/7/7)	MR	GE MEDICAL S.		
800	PROC	64	Q189/8/3)-(Q189/8/1)	MR	GE MEDICAL S.		

Image	Loc (mm)	Flip (deg)	Echo	TE	TI	TR (ms)	TDEL (ms)	Thick/Sp L	FOV (cm)	Matrix	MRX
2	P 5.9	90	1/1	80.24	0	3,789.65	113	150.0/ 0.0	40x40/0	320 x 224	0.54
3	P 5.9	90	1/1	80.24	0	3,789.65	211	150.0/ 0.0	40x40/0	320 x 224	0.54
4	P 5.9	90	1/1	80.24	0	3,789.65	313	150.0/ 0.0	40x40/0	320 x 224	0.54
5	P 5.9	90	1/1	80.24	0	3,789.65	413	150.0/ 0.0	40x40/0	320 x 224	0.54
6	P 5.9	90	1/1	80.24	0	3,789.65	513	150.0/ 0.0	40x40/0	320 x 224	0.54
7	P 5.9	90	1/1	80.24	0	3,789.65	613	150.0/ 0.0	40x40/0	320 x 224	0.54

TDEL (ms)	T
386	8
428	8
470	8

3D DELTA FLOW

3D Delta Flow

Step 3. 3D Delta Flow Stations 1-3



TDEL (ms)	T
386	8
428	8
470	8

Setup

Add Task ▶

Run

View

Auto Start

Save Rx

Feet First, Supine

Imaging Options...

3D Inphase DeltaFlow
FC, Gd, EDR, Fast, ZIP512, ZIP2, Asset, IP

Anatomical Region...

Extremity

Coin: (Auto) Body 24.1

3D Delta Flow STN 1

GRx

3:28

Details

Cardiac

Acceleration

Scan Plane: Coronal

Freq. Dir: S/I

Freq. FOV: 32.0

Phase FOV: 1.10

Slice Thickness: 3.0

Slabs: 1

Locs per Slab: 40

Max # Slices: 256

of Acqs: 1

Rel. SNR@0: 70

Pixel Size: 1.0x1.4

BW/Pixel: 390.6

Echo Spacing: 5.2

RR Interval: 3

Trigger Window: 20

Auto

Views Per Segment:

Phases to Reconstruct:

Prospective

Projected HR: BPM

Effective TR: msec

Diastolic TD: immend

Systolic TD: immend

Cardiac Phases: Single Multi

Phases:

Slices:

A/P

S/I

R/L

Start

End

Chem SAT: None

SAT: p

Contrast

0.0

0.0

None

p

The phase FOV must be between 0.5 and 1.0.

WB-SAR: 2.06 E₁, RMS: 1.65pT Mode: First dB/dt: First



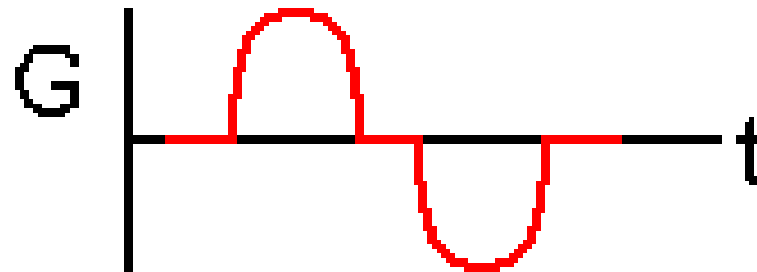
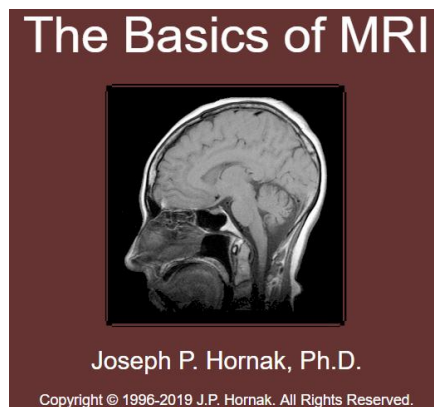
Angiografia a contrasto di fase (PCA)

Le Phase Contrast sono sequenze di tipo angiografico le quali hanno la capacità di discriminare i protoni liberi (o in movimento) da quelli stazionari. L'angiografia Phase Contrast è particolarmente complessa.

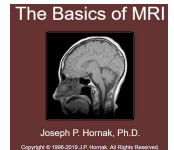
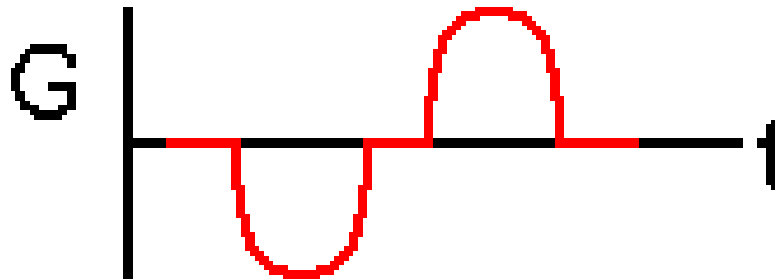
Poiché il contrasto tra il sangue che scorre e il tessuto stazionario è legata alla velocità del sangue, a differenza delle sequenze T1 per tessuti stazionari, le sequenze PC angiografiche permettono anche un' eccellente soppressione dei tessuti stazionari e offrono il potenziale per misurazioni quantitative della velocità del sangue

Angiografia Phase Contrast

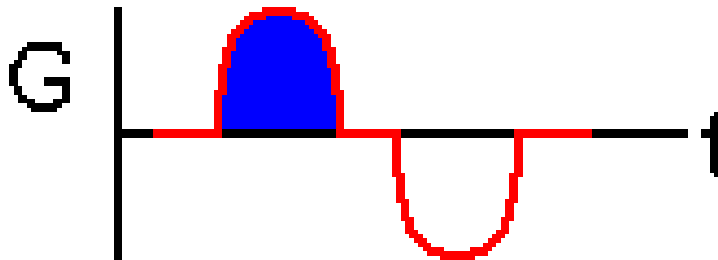
L'angiografia phase contrast è un po' più complicata. Il primo nuovo concetto da capire è quello di impulso bipolare di gradiente di campo magnetico (G_{BP}). Un impulso di gradiente bipolare è quello in cui il gradiente viene acceso in una direzione per un periodo di tempo e subito dopo acceso nella direzione opposta per un tempo equivalente. Un impulso di gradiente bipolare positivo presenta prima il lobo positivo,



mentre un impulso di gradiente bipolare negativo presenta prima il lobo negativo



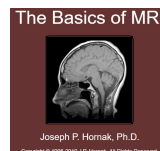
L'area sotto il primo lobo dell'impulso di gradiente deve eguagliare quella del secondo.



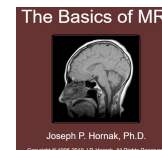
Angiografia Phase Contrast

Un impulso di gradiente bipolare non ha un effetto risultante sugli spin stazionari; esso avrà effetto solo sugli spin che hanno una componente della velocità nella direzione del gradiente.

Se questo impulso di gradiente bipolare venisse posto in una delle sequenze di imaging, in aggiunta agli altri gradienti, non avrebbe effetto sull'immagine dal momento che tutto ciò che abbiamo fatto è stato impartire uno spostamento di fase agli spin in movimento; poiché un'immagine è una rappresentazione del modulo della magnetizzazione trasversale non vi sarebbero effetti.



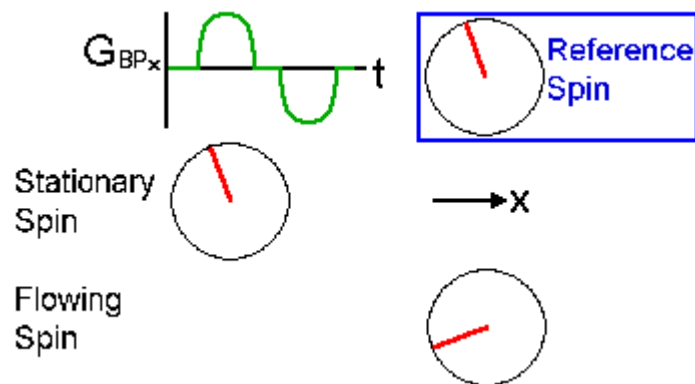
Se però vengono eseguite due sequenze di imaging in cui la prima ha un impulso di gradiente bipolare positivo e la seconda un impulso di gradiente bipolare negativo e i dati grezzi delle due sequenze sottratti, i segnali provenienti dagli spin stazionari verrebbero cancellati, mentre quelli relativi a spin in movimento (flusso) verrebbero addizionati.



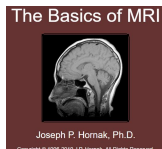
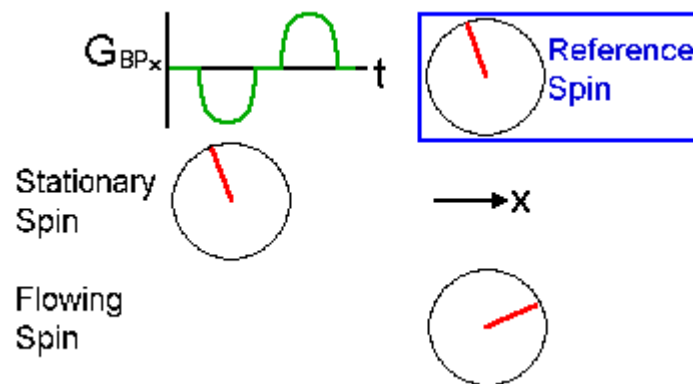
Angiogram Phase Contrast

MRA

Un impulso di gradiente bipolare positivo avrà questo effetto sugli spin stazionari e in movimento, rispetto ad uno spin di riferimento che non ha subito gradienti.

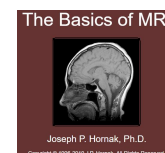
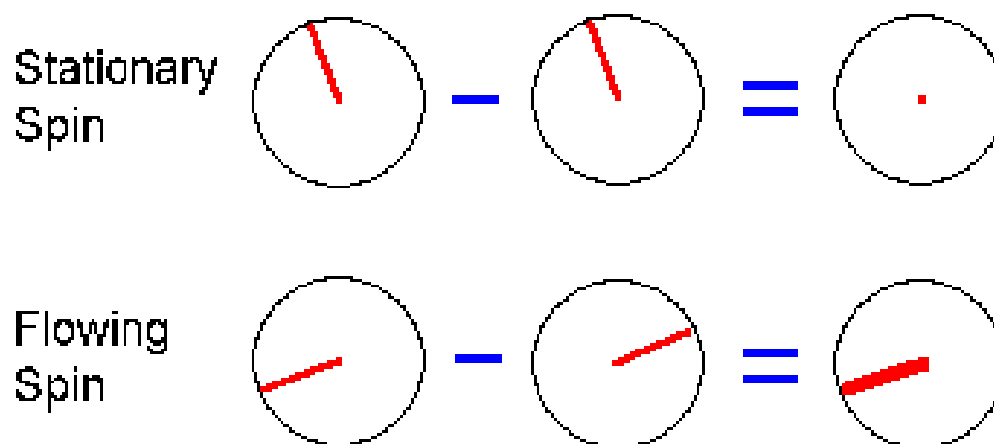


Un impulso di gradiente bipolare negativo avrà questo effetto sugli stessi spin stazionari e in movimento.



Angiografia Phase Contrast

Se sottraiamo i vettori (e quindi i segnali) degli impulsi di gradiente bipolare positivo e negativo, azzeriamo i vettori provenienti dagli spin stazionari e gli spin in movimento risulteranno avere una magnetizzazione netta.



L'effetto risultante sarà, quindi, un'immagine degli spin in movimento.

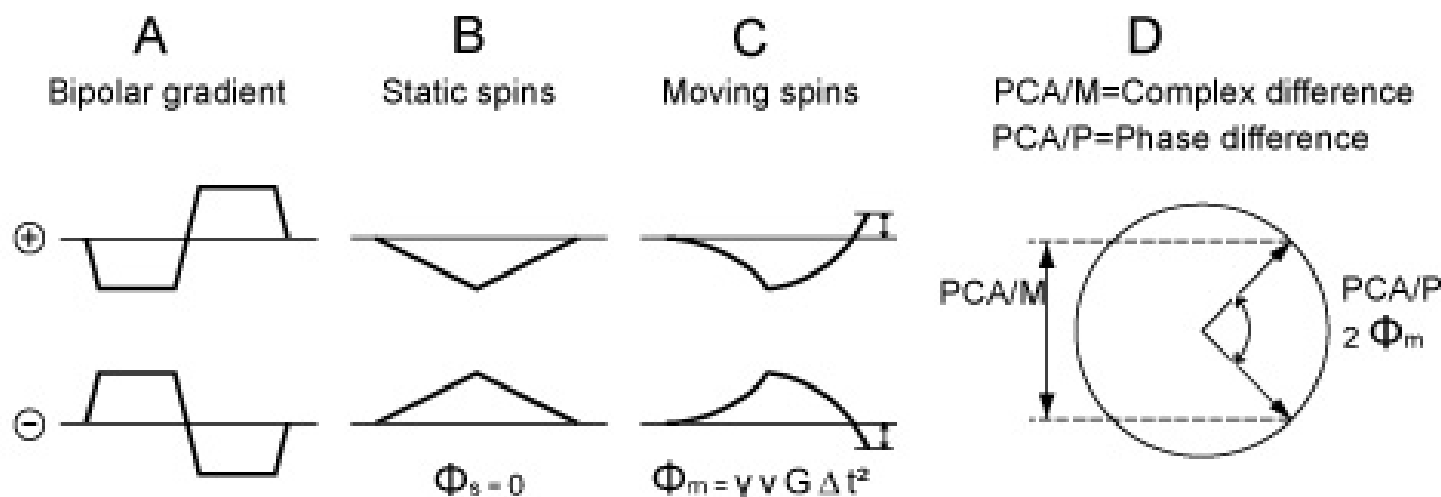


Angiografia a contrasto di fase (PCA)

Fondamentalmente la quantificazione del flusso avviene utilizzando due misurazioni (in un'unica scansione) con direzioni di codifica del flusso opposte. Si parte dall'assunto che la fase del tessuto stazionario sia uguale in entrambe le misurazioni e che le aree che rappresentano il flusso (o il movimento) abbiano fasi differenti in entrambe le misurazioni. La sottrazione di entrambe le misurazioni risulta in immagini di fase (PCA/P) in cui la fase del tessuto stazionario è zero e la fase del flusso e del movimento è correlata linearmente alla velocità.

Si utilizzano due misurazioni per creare le immagini delle differenze di fase che rappresentano il flusso o il movimento.

Si utilizzano due misurazioni per creare le immagini delle differenze di fase che rappresentano il flusso o il movimento.



A: gradiente bipolare

B: spin statici

C: spin in movimento

D: PCA/M = differenza complesso, PCA/P = differenza di fase.

Angiografia Phase Contrast

In pratica la differenza di fase del segnale non è il risultato solo del flusso e del movimento. Le disomogeneità (e la suscettibilità) B0 e B1 risultano in differenze di fase che non sono correlate al flusso. Tuttavia, la sottrazione delle due misurazioni ne consente la compensazione.

Una sottrazione di fase funziona solo in presenza di un segnale sufficiente. Normalmente le aree con un segnale debole appaiono scure nella RM ed è difficile rilevare il rumore. Tuttavia questo non è il caso delle immagini di fase in quanto in tali immagini i pixel non rappresentano l'intensità del segnale ma la fase del segnale. Questo è esattamente il motivo per cui il rumore nelle aree con segnale basso (aria, polmoni) è così pronunciato nelle immagini di fase.



La **PCA** si basa sulle differenze di fase degli spin in circolo rispetto agli spin del tessuto stazionario.

Viene acquisita una scansione (di riferimento) sensibile al flusso e con compensazione di flusso. Queste scansioni sono sottoposte a una sottrazione complessa automatica.

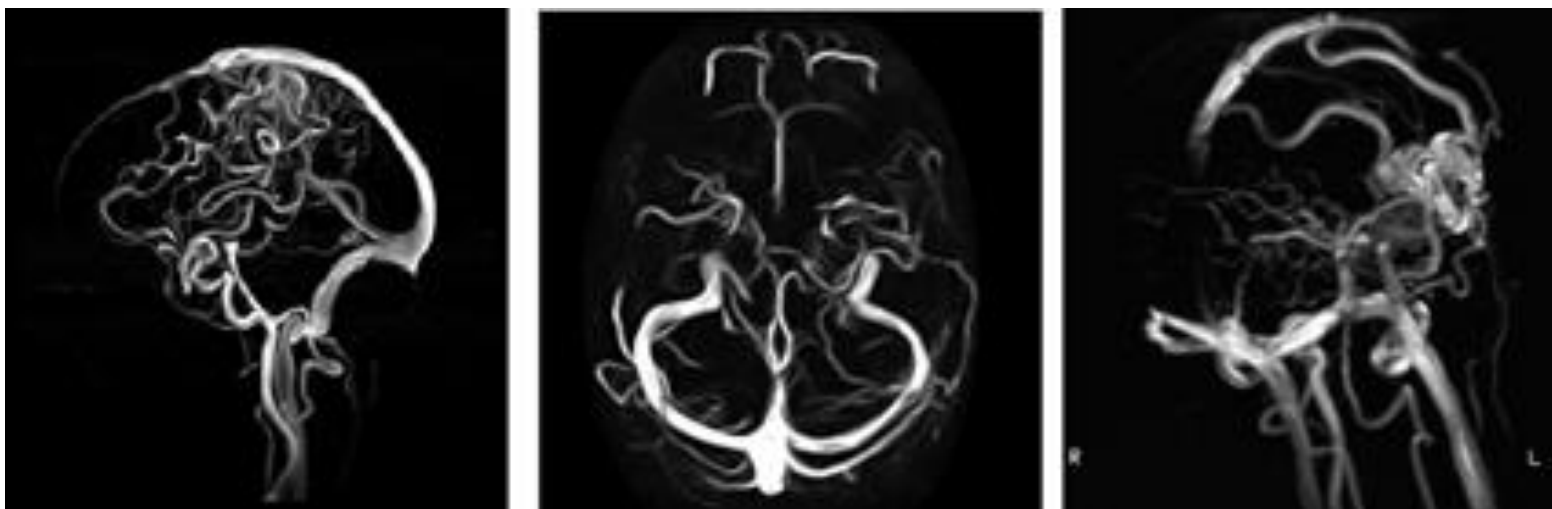
PCA fornisce due tipi di immagine:

- Immagini PCA-M (soppressione sfondo, vasi luminosi).
- Immagini FFE-M (immagini tessuto molle).

Applicazioni

- Vasi intracranici ed extracranici
- Arterie carotidee
- Origini delle arterie vertebrali e carotidee, vasi polmonari
- Imaging dell'arco aortico e dei vasi del collo
- Esame delle anomalie vascolari corporee.

PCA 3D del cervello: Velocità PC 50 cm/s, 15 cm/s, 30 cm/s.



Imaging di Perfusione

Il termine perfusione si riferisce all'apporto nutritivo di sangue arterioso a un letto capillare nel tessuto.

Esistono diversi metodi per misurare in RM la perfusione dei tessuti in vivo:

1. Un metodo si basa sull'iniezione di un **mezzo di contrasto paramagnetico** che cambia la suscettibilità magnetica del sangue.
 - Il mezzo di contrasto viene iniettato come bolo.
 - Simultaneamente, viene avviata una scansione dinamica rapida.
 - La valutazione della scansione dinamica viene eseguita con pacchetti di postelaborazione.
2. L'altro metodo si basa sul **ASL (Arterial Spin Labeling)** in cui il sangue arterioso è magneticamente marcato prima che entri nel tessuto di interesse. La quantità di marcatura viene misurata e confrontata con un controllo ottenuto senza marcatura spin.

Perfusione ASL

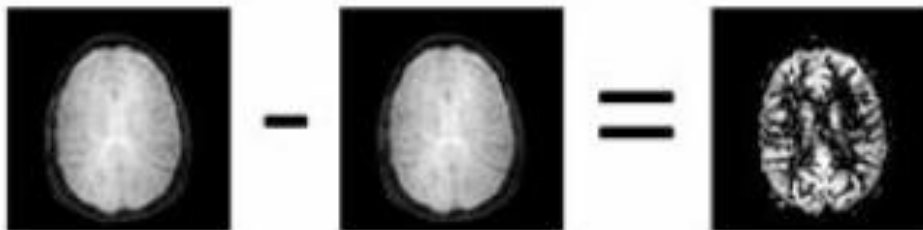
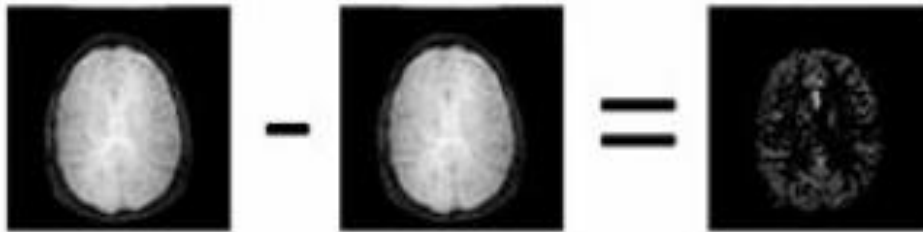
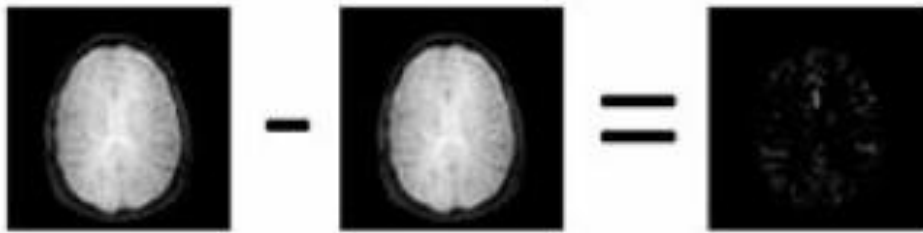
Marcatura del flusso ASL (Arterial Spin Labeling)

Il metodo della marcatura del flusso ASL consente di ottenere imaging di perfusione cerebrale senza utilizzare mezzi di contrasto. ASL utilizza sangue marcato magneticamente nel flusso di sangue arterioso come tracciante endogeno.

La sequenza ASL consiste in una procedura di marcatura e una di controllo. Le immagini di perfusione vengono generate automaticamente per sottrazione delle immagini marcate dalle immagini di controllo.

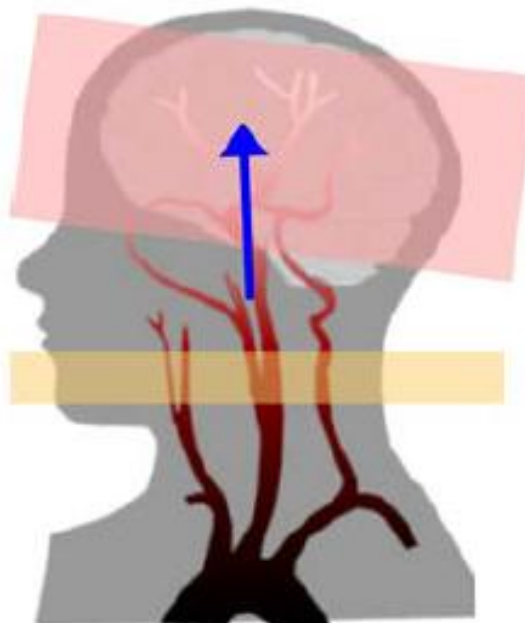
La sequenza ASL è una sequenza dinamica. A seconda dell'indagine clinica, è possibile eseguire la procedura ASL come sequenza a fase singola o multifase utilizzando diverse tecniche ASL.

Controllo - marcate = perfusione (esempio di 3 dinamiche)



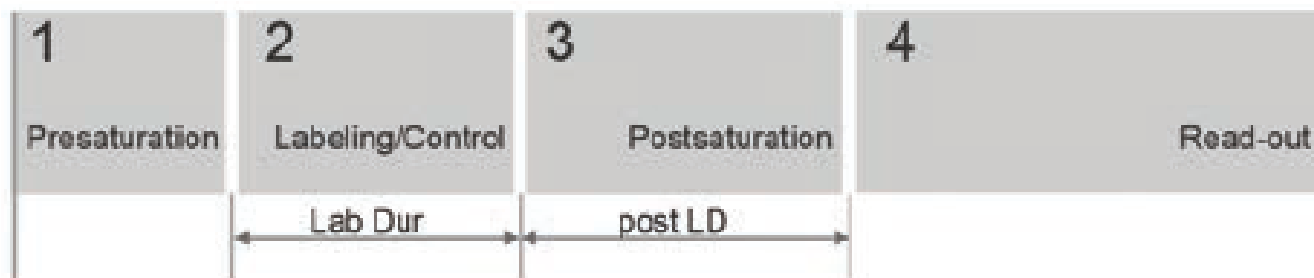
Il calcolo della perfusione si basa sulle variazioni di segnale (1-2%).

ASL a fase singola, con il metodo pCASL



1. Marcatura e controllo
2. Ritardo post-marcatura
3. Acquisizione delle immagini

Perfusione ASL



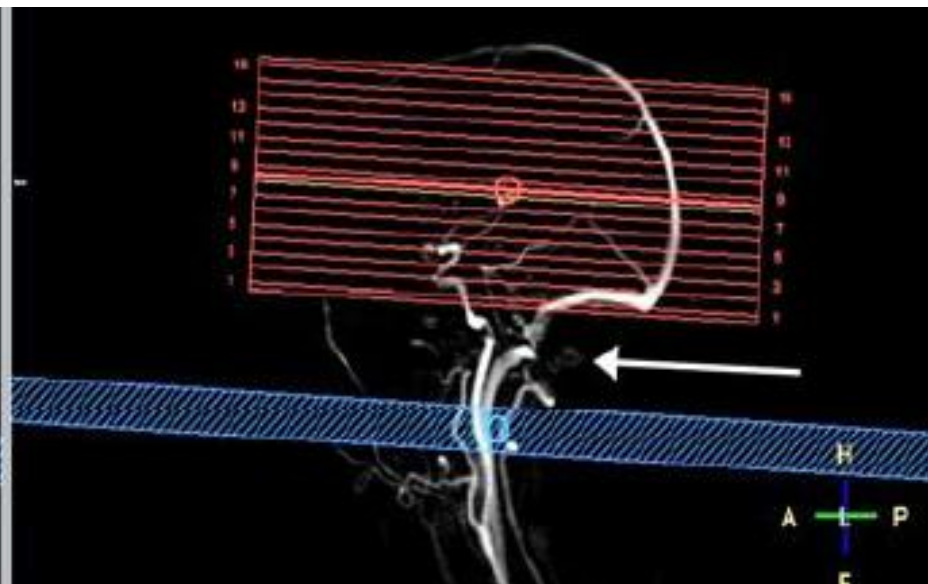
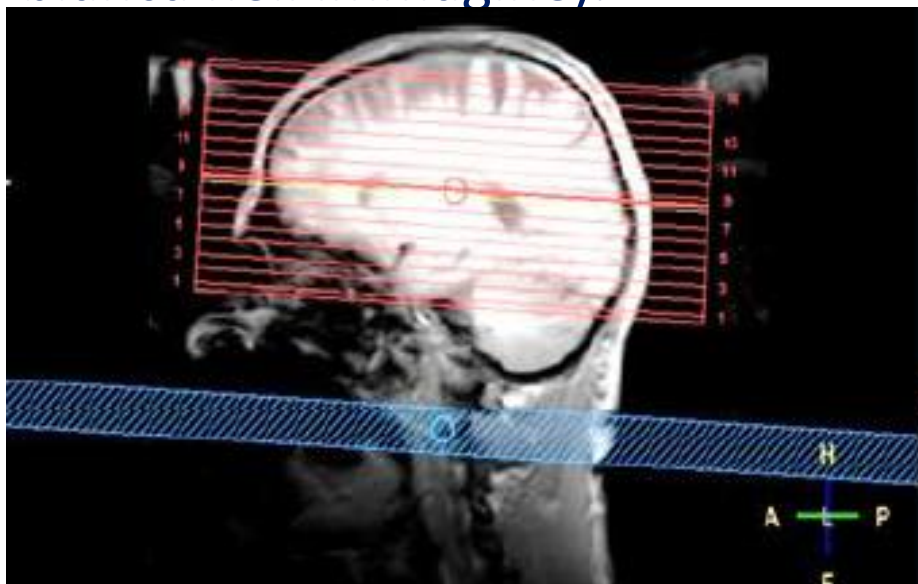
1. Pre-saturazione
2. Marcatura/controllo
3. Post-saturazione
4. Lettura
 - Post-LD - Ritardo post-marcatura
 - Lab Dur (Dur etich.) - Durata etichetta

Perfusione ASL

Selezionare, avviare ed eseguire un'indagine anatomica a stack multipli.

- Selezionare, avviare ed eseguire un'indagine 2D-PCA.
- Selezionare e pianificare la scansione pCASL sulle immagini sagittali dell'indagine 2D-PCA e anatomica:

Assicurarsi di escludere il sifone carotideo (indicato dalla freccia bianca nell'immagine).



Perfusione ASL

Se necessario, regolare il valore del parametro **ASL post label delay** (ritardo post marcatura ASL) in base ai valori raccomandati nella tabella riportata di seguito.

► Avviare ed eseguire la scansione pCASL.

⇒ Al termine della scansione, le serie di imaging sottratte vengono calcolate automaticamente.

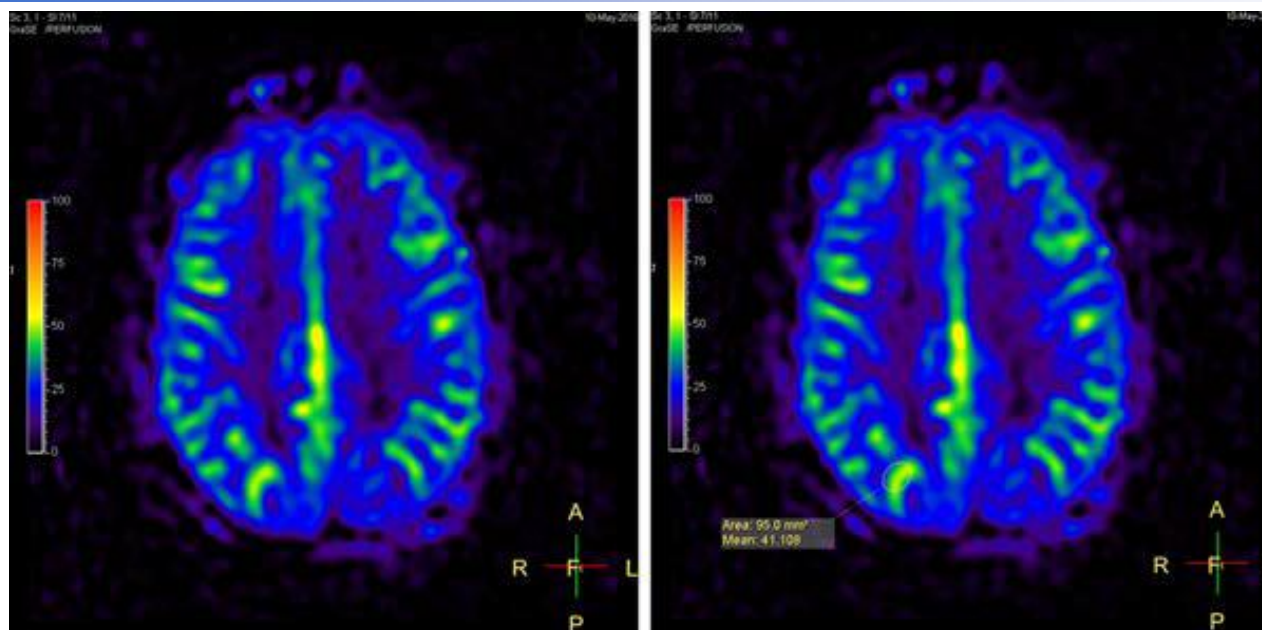
► Visualizzare le immagini sottratte con ImageView.

A seconda dell'impostazione dei parametri ASL **ASL -> normalizzato** nella scheda **Dyn/ang** e **Immagini sorgente ASL** nella scheda **PostElab**, sono disponibili le immagini sottratte con o senza normalizzazione ed eventualmente anche le immagini sorgente ASL.

► Se le immagini ASL normalizzate sono disponibili,

- è possibile visualizzarle a colori o in bianco e nero. Fare clic con il pulsante destro del mouse sull'immagine per modificare la visualizzazione.
- è possibile ottenere risultati numerici. Tracciare una ROI sull'immagine normalizzata.

Perfusione ASL



Valori consigliati per il parametro "ritardo post etich." in pCASL

Neonati	2000 ms
Bambini	1500 ms
Soggetto sano < 70 anni	1800 ms
Soggetto sano > 70 anni	2000 ms
Paziente clinico adulto	2000 ms

pCASL

- È l'acronimo di pseudo Continuous Arterial Spin Labeling.
- Consente la marcatura continua senza la necessità di un amplificatore separato per le bobine di trasmissione.
 - Si avvale di un treno di impulsi RF discreto per riprodurre l'inversione adiabatica guidata dal flusso.
 - Gli impulsi RF vengono riprodotti in presenza di un gradiente di selezione strato di commutazione, che definisce il piano di marcatura.
 - Gli spin che si muovono perpendicolarmente attraverso il piano di marcatura subiscono l'inversione adiabatica guidata dal flusso.

pCASL produce un rapporto segnale/rumore maggiore rispetto ad altre tecniche ASL a impulsi.

Argomenti del Corso

- G Introduzione e cenni di Anatomia
- G Mezzi di contrasto in RM
- G Modalità di rilevamento del MdC
- G Sequenze senza MdC
 - G Sequenze Time of Flight (TOF)
 - G Sequenze Phase Contrast (PC-2D, 3D INHANCE)
 - G Perfusion ASL
- G **Sequenze con MdC**
 - G Sequenze 3D FSPGR – 3DFFE
 - G 4D/sequenziali: Tricks, Baleriaux, CE-MRA, 4D Track
 - G Perfusion T2* (DSC), T1 (DCE)
- G **In Pratica: impostazione delle sequenze**

MRA con mezzo di contrasto (CE-MRA)

L'MRA con mezzo di contrasto si basa sulla riduzione del tempo di rilassamento ematico T1 mediante mezzo di contrasto.

Iniezione "come bolo" del mezzo di contrasto. La scansione CE-MRA viene avviata quando il bolo raggiunge la regione di interesse.

Applicazioni

- Arterie carotidee
- vasi toracici e addominali,
- vasi periferici dall'aorta addominale fino all'arco del piede,
- MRA Whole-Body.

Proprietà di CE-MRA

- È minimamente invasiva (iniezione endovenosa del mezzo di contrasto).
- Offre tempi di scansione singola in apnea ridotti.
- Può essere acquisita in parallelo a un vaso per una copertura più ampia.
- Tempi di scansione ridotti (gli strati possono essere acquisiti nel piano del vaso).
- Triggering VCG non richiesto nelle aree di flusso pulsatile.

Perfusione T1 base

Gli studi di perfusione T1 si basano sulla riduzione dei tempi di rilassamento T1 dei tessuti determinata dal mezzo di contrasto a base di gadolinio.

Acquisizione

Per poter osservare le variazioni del tempo di rilassamento T1, quindi dell'assorbimento del mezzo di contrasto, eseguire una scansione dinamica T1w, ad esempio una scansione 3D T1-FFE o T1-TFE.

Iniezione "come bolo" del mezzo di contrasto

Il mezzo di contrasto deve essere iniettato come bolo.

Neuro T2* Perfusion

I mezzi di contrasto paramagnetici influenzano il campo magnetico locale e riducono il valore T2* del tessuto circostante.

Questo pacchetto è denominato anche imaging **DSC** (Dynamic Susceptibility Contrast).

Acquisizione

Per poter osservare le variazioni del tempo di rilassamento T2*, occorre eseguire una sequenza sensibile alle variazioni di T2*, ad esempio:

- Scansione PRESTO (TE maggiore di TR).
- Scansione FFE-EPI multi shot con TE relativamente lungo.

Il passaggio del bolo nel cervello richiede circa 10 s. La risoluzione temporale minima dovrebbe essere di 2 s.

Proprietà

Con questa sequenza, è possibile acquisire il flusso microscopico, cioè il flusso a livello capillare.

- Il segnale diminuisce durante il passaggio del bolo (a causa del T2* ridotto del tessuto circostante).
- Il segnale riprende parzialmente subito dopo il passaggio.
- Le variazioni di contrasto sono proporzionali alla concentrazione del mezzo di contrasto.

Iniezione "come bolo" del mezzo di contrasto

Il mezzo di contrasto deve essere iniettato come bolo.

Per il post-processing delle sequenze di perfusione T1, T2 e ASL si rimanda ai tutorial dedicati presenti su dropbox e/o sul sito <https://www.variodyne.it> .



CORSO DI LAUREA
TECNICHE DI RADIOLOGIA MEDICA, PER IMMAGINI E RADIOTERAPIA

ADO RMX102
«*Angio-RM in neuroradiologia*»

ANNO ACCADEMICO 2024/2025

Gemelli



TRICKS e 4D TRAK



apr. '25

Fondazione Policlinico Universitario Agostino Gemelli IRCCS
Università Cattolica del Sacro Cuore



TRICKS

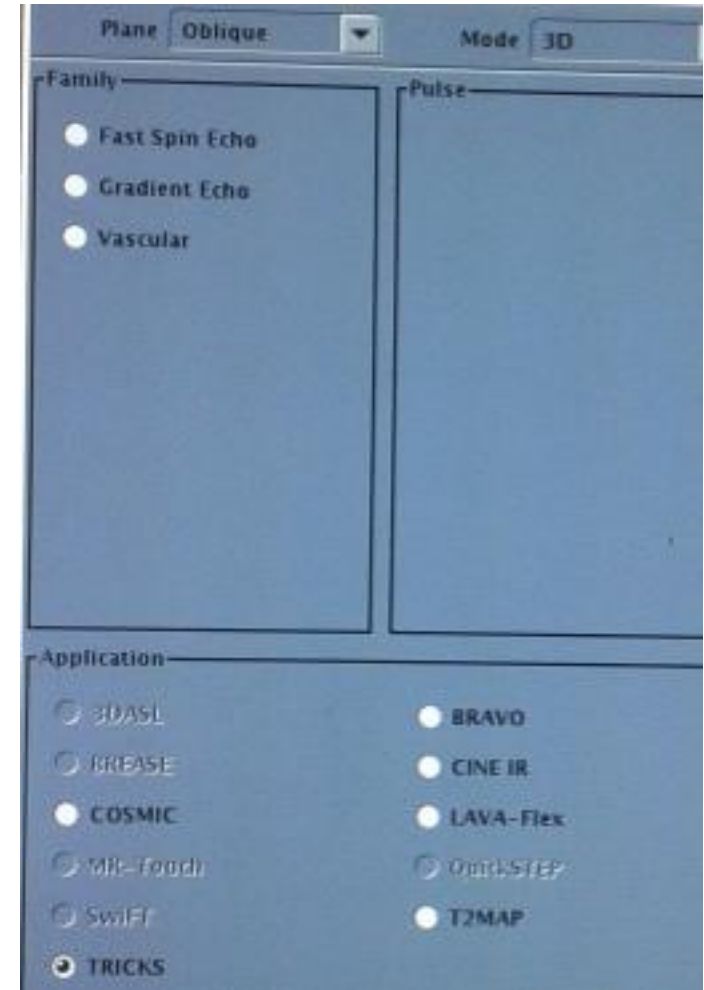
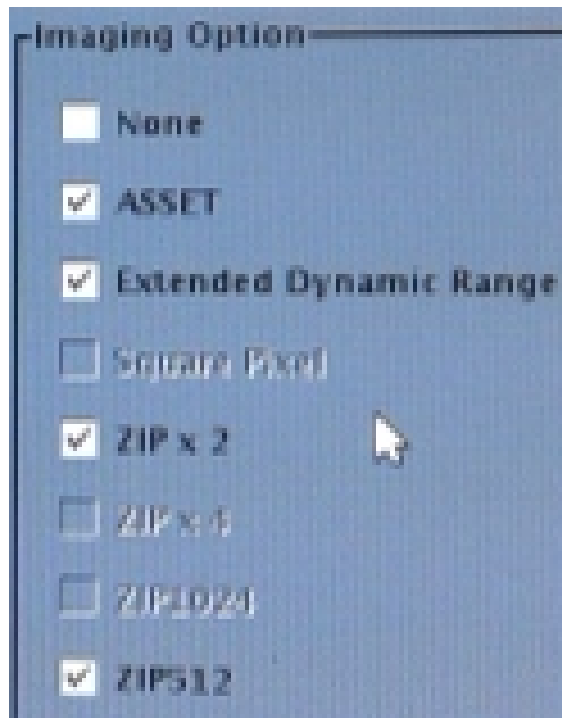
(Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics)

TRICKS è una tecnica di acquisizione CEMRA multifase, a singola stazione, per visualizzare i processi dinamici, quali il passaggio del sangue con l'agente di contrasto attraverso il sistema vascolare periferico. Questa tecnica elimina la necessità di un triggering a tempo o automatico del contrasto.

TRICKS

(Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics)

Regolare i valori in modo che l'*Rx* Scan Time (Tempo di scansione *Rx*) sia abbastanza lungo (ad esempio sufficientemente lungo da catturare la fase venosa) e il tempo Temp Resolution (Risoluzione temporale) sia sufficientemente breve per consentire la cattura di almeno un passaggio arterioso.



TRICKS non è compatibile con l'Imaging Options «Flow Compensation», compensazione del flusso

TRICKS HR stent GRx Ex **2:30(0:51)** Details TRICKS Acceleration Advanced

Scan Plane: Oblique Freq. Dir: A/P TE: minimum Frequency: 416

Freq. FOV: 24.0 TR: 5.6 Flip Angle: 20 Phase: 384

Phase FOV: 0.80 # Stabx: 1 Intensity Correction: NONE NEC: 1.00

Slice Thickness: 1.4 Intensity Filter: None Bandwidth: 50.00

of Scan Lcs: 32 Shim: Auto Phase Correct: Off

R/L A/P S/I

Start 82.3 A16.8 137.1

End 82.7 A13.4 180.4

Max # Slices: 190

of Acqs: 1

Rel. SNRQ: 70

Recon. Time: < 3 min

Temp. Res: 0:12.3

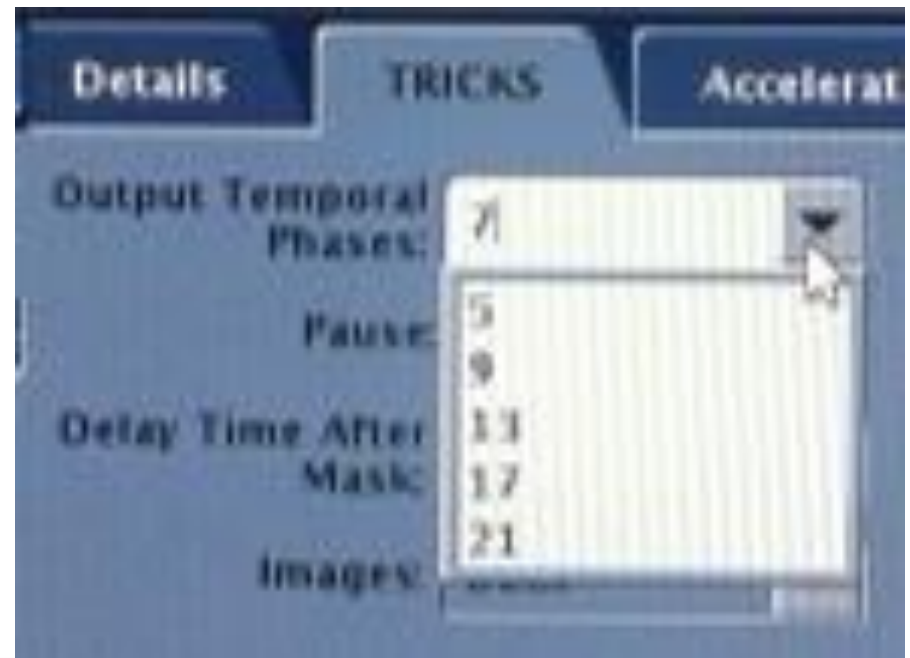
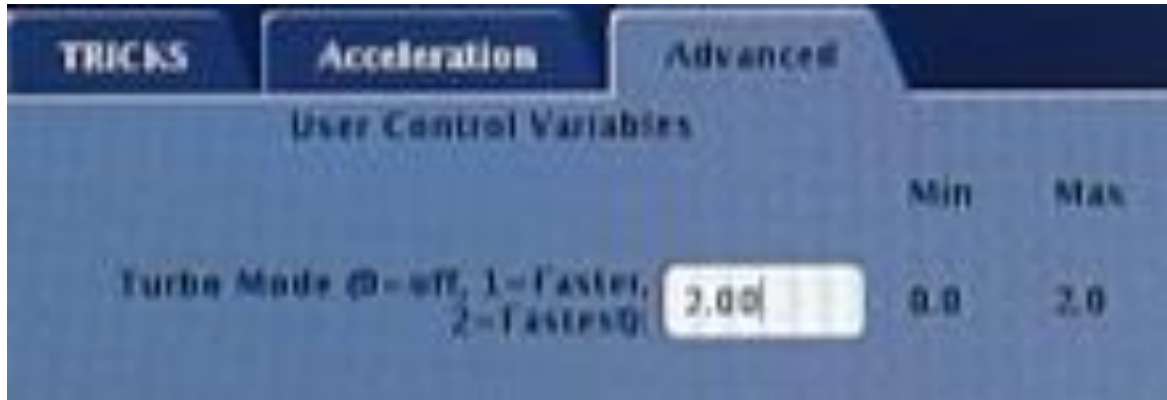
Chem SAT: None

☒ Contrast: Agent 15 Ans

TRICKS HR stent **GRx** **2:30(0:51)**

Scan Plane:	Oblique		Freq. Dir:	A/P	
Freq. FOV:	24.0		TIC:	5.6	
Phase FOV:	0.80		# Stabs:	1	
Slice Thickness:	1.4				
# of Scan Locks:	32				

Details	TRICKS	Acceleration	Advanced
TE:	Minimum		Frequency: 416
Flip Angle:	20		Phase: 384
Intensity Correction:	NONE		NEX: 1.00
Intensity Filter:	None		Bandwidth: 50.00
			Shim: Auto
			Phase Correct: OFF



Series ▲	Type	Images	Description	Modality	Manufacturer
2+C	PROSP	72	TRICKS lower leg	MR	GE MEDICAL SYS...
200+C	PROSP	9	SUB:TRICKS lower leg	MR	GE MEDICAL SYS...
201+C	PROSP	72	ph1:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
202+C	PROSP	72	ph2:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
203+C	PROSP	72	ph3:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
204+C	PROSP	72	ph4:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
205+C	PROSP	72	ph5:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
206+C	PROSP	72	ph6:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
207+C	PROSP	72	ph7:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
208+C	PROSP	72	ph8:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...
209+C	PROSP	72	ph9:SUB:TRICKS lower l...	MR	GE MEDICAL SYS...

Da entrambi i visualizzatori, viene inserita nella serie un'immagine compressa di ciascuna fase; in questo esempio la serie 200. Le immagini sorgente sono inserite in serie individuali, una per ogni fase; in questo esempio, le serie 2 (maschera) e 201-209 (immagini sorgente sottratte).

4D-TRAK (4D Time-Resolved Angiography using Keyhole)

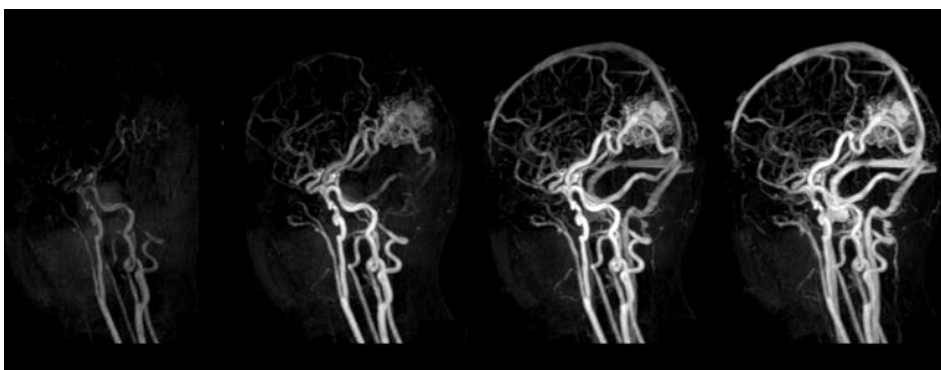
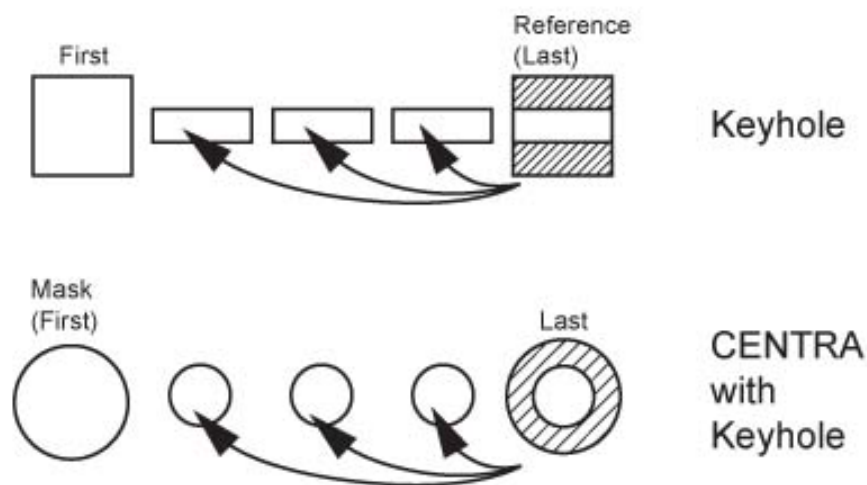
4D-TRAK (4D Time-Resolved Angiography using Keyhole) rende possibili nuovi standard nell'MRA con mezzo di contrasto (CE-MRA). Offre velocità di scansione nettamente superiori per le scansioni CE-MRA ad alta risoluzione spaziale e temporale. 4D-TRAK utilizza la tecnica di scansione 3D FFE e combina tutti i vantaggi di dS-SENSE, Keyhole e CENTRA.

La tecnica 4D-TRAK può essere usata per la valutazione di AVM cerebrale, malattie cardiache congenite, funzione cardiaca, derivazioni di emodialisi e in pazienti diabetici che presentino un tempo di transito arterio-venoso ridotto negli arti inferiori.

4D TRAK

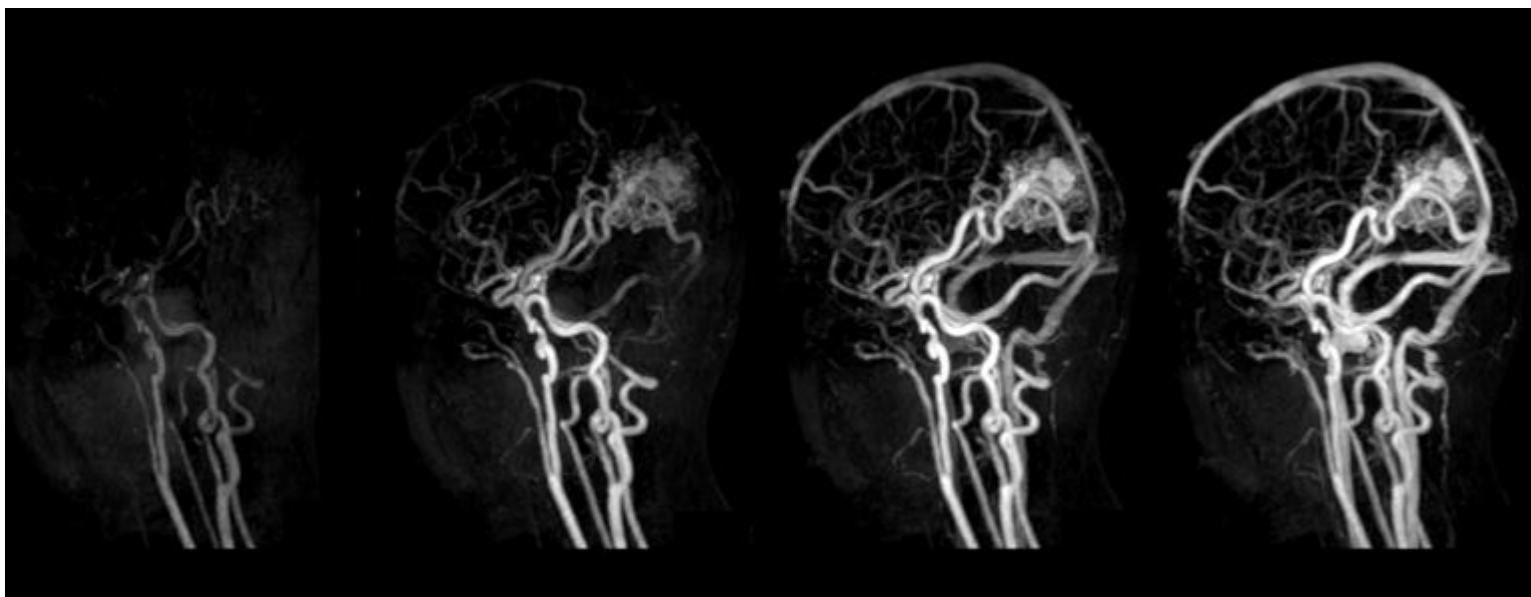
In 4D-TRAK è possibile usare una maschera per la sottrazione (post-contrasto meno pre-contrasto). Se attivata, la maschera sarà la prima scansione dinamica (pre-contrasto).

Keyhole e CENTRA-Keyhole: copia dei dati dello spazio k dalla scansione di riferimento in altre dinamiche.



Esempi di MaxIP 4D-TRAK

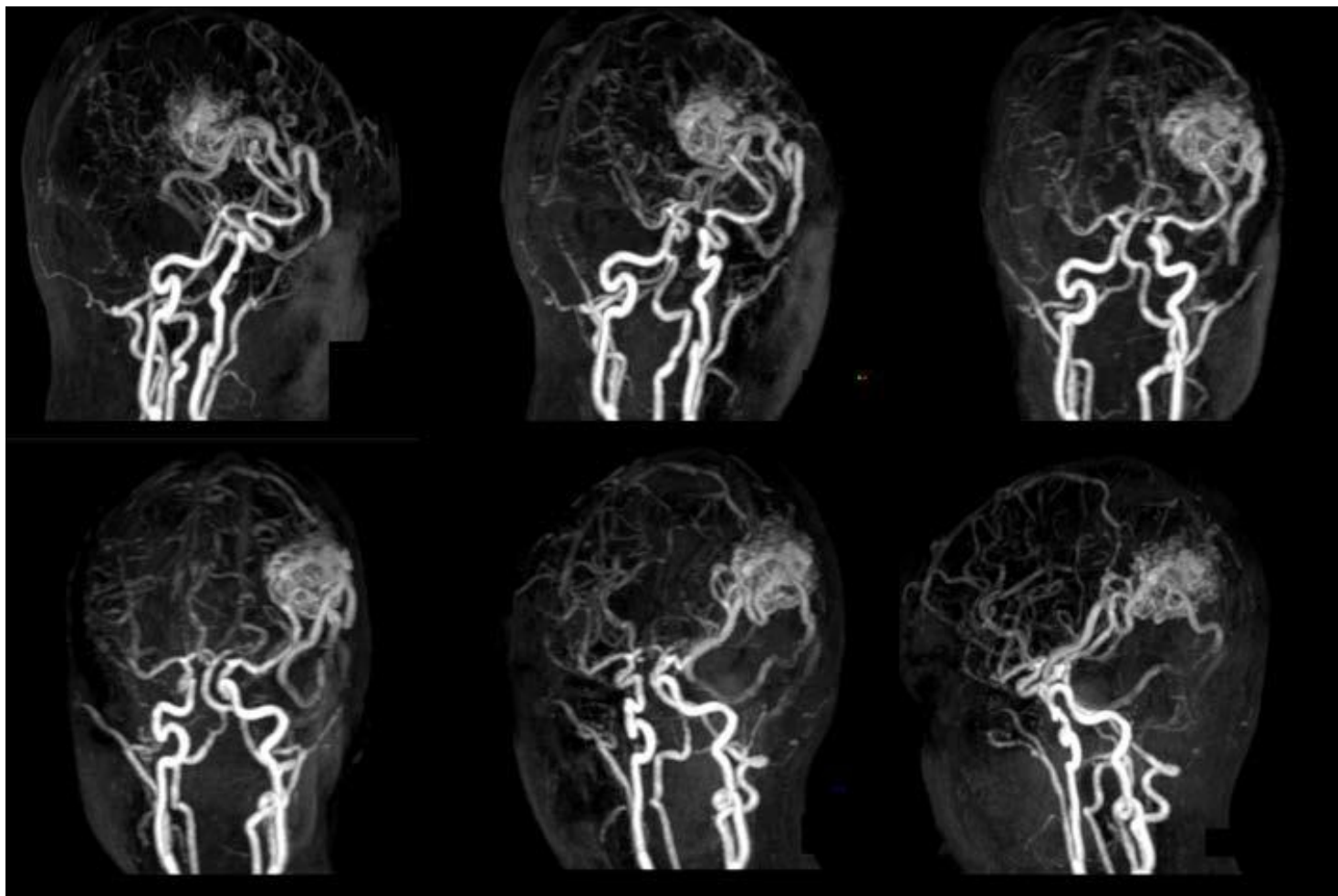
4D-TRAK: 4 dinamiche. Da sinistra a destra: dinamica anticipata e differita.



4D-TRAK: Proiezioni di intensità massima differente della stessa dinamica.

Parametri di
Imaging associati

- SENSE
- Keyhole
- Maschera Keyhole
- Riferimento Keyhole
- CENTRA



4D TRAK – KEYHOLE: Panoramica

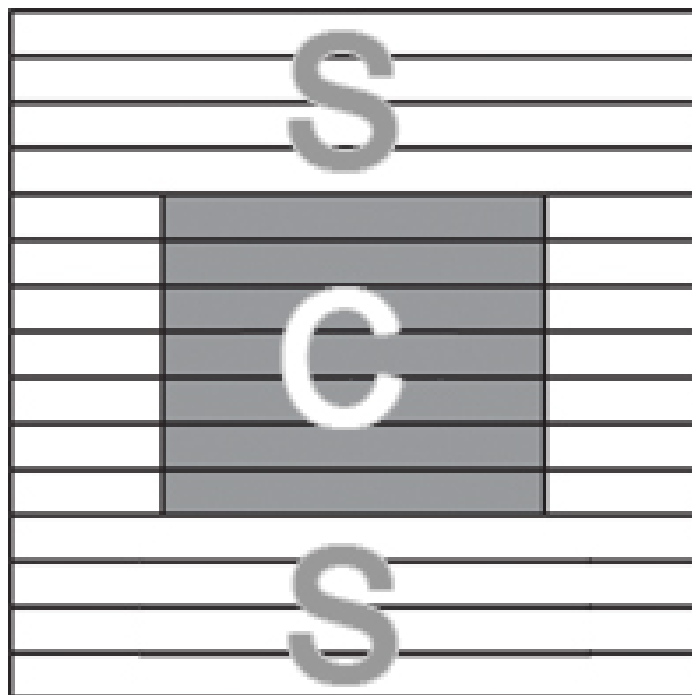
Proprietà	Descrizione
Sequenza di impulsi	Keyhole è una tecnica che può essere utilizzata in qualsiasi tipo di scansione dinamica per rendere più rapida la scansione.
Proprietà	• Combina l'alta risoluzione spaziale di una scansione/immagine di riferimento con il contrasto che si osserva in studi dinamici a bassa risoluzione. • Assicura una significativa riduzione del tempo di scansione rispetto alle scansioni non eseguite con la tecnica Keyhole mediante una raccolta parziale della matrice durante la componente dinamica della scansione. • Genera una scansione/immagine completa copiando il segmento mancante delle matrici ridotte dalla scansione/immagine di riferimento durante la ricostruzione.
Applicazioni	• Tutte le regioni anatomiche, eccetto cuore e polmoni. Il movimento in queste aree è eccessivo: l'immagine keyhole non riesce ad acquisire i profili mancanti dall'immagine di riferimento per la ricostruzione. • Metodi a eco di gradiente ed eco di spin.

4D TRAK – KEYHOLE: Panoramica

Aspetti tecnici

Il contrasto è determinato essenzialmente dai dati a bassa frequenza nello spazio K, mentre la nitidezza è determinata dai dati ad alta frequenza.

Spazio K: profili per la determinazione di contrasto (C) e nitidezza (S)

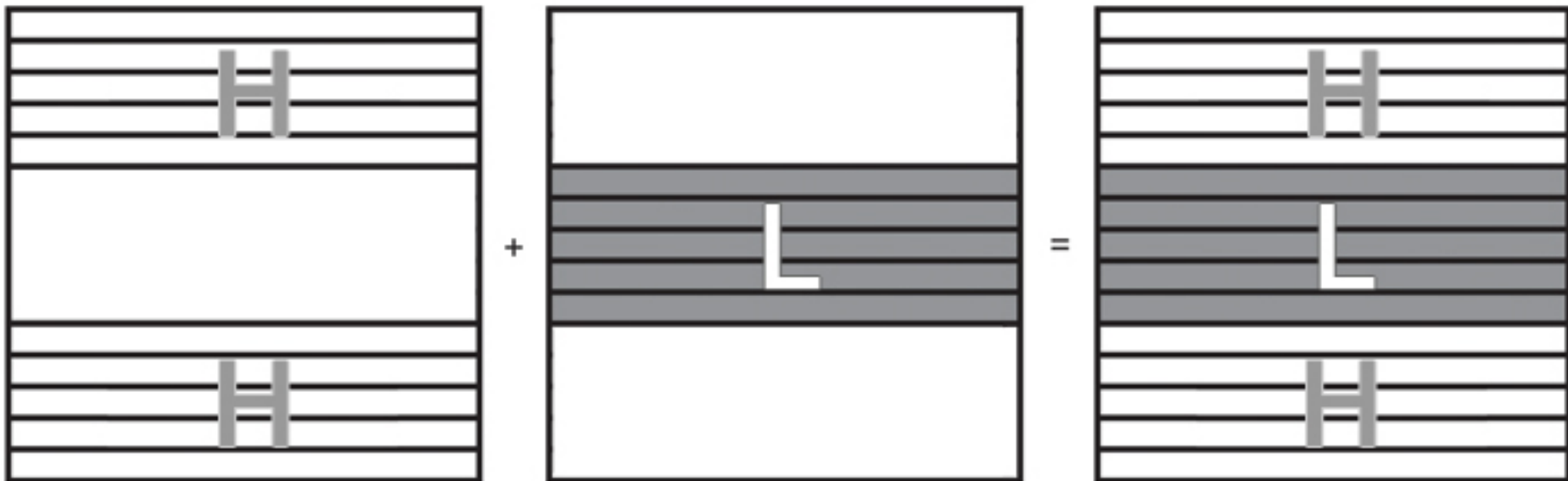


4D TRAK – KEYHOLE: Panoramica

- Per ottenere i dati ad alta frequenza di ciascuna immagine viene usata una scansione di riferimento ad alta risoluzione. L'acquisizione avviene una sola volta.
- Per le scansioni dinamiche keyhole vengono misurati solo i dati a bassa frequenza per ciascuna immagine.
- I profili a bassa frequenza vengono uniti ai profili ad alta frequenza della scansione di riferimento. Questi profili combinati forniscono una serie di dati completa (a destra) con il contrasto dei dati keyhole dinamici e la definizione dei contorni della scansione di riferimento. Questo metodo evita la sfocatura tipicamente associata all'applicazione del riempimento con una serie di zeri.

4D TRAK – KEYHOLE: Panoramica

Serie di dati keyhole con profili ad alta (H) e bassa (L) frequenza: serie di dati di riferimento + dati keyhole dinamici = matrice dati completa unita



4D-TRAK

4D-TRAK (4D Time-Resolved Angiography using Keyhole) rende possibili nuovi standard nell'MRA con mezzo di contrasto (CE-MRA). Offre velocità di scansione nettamente superiori per l'alta risoluzione spaziale e temporale.

La tecnica 4D-TRAK può essere usata per la valutazione di AVM cerebrale, malattie cardiache congenite, funzione cardiaca, derivazioni di emodialisi e in pazienti diabetici che presentino un tempo di transito arterio-venoso ridotto negli arti inferiori.

Le scansioni 4D-TRAK utilizzano la tecnica di scansione 3D FFE e combinano tutti i vantaggi di dS-SENSE, Keyhole e CENTRA.

Keyhole

- Combina l'alta risoluzione spaziale di una scansione/immagine di riferimento con il contrasto che si osserva in studi dinamici a bassa risoluzione.
- Genera una scansione/immagine completa copiando il segmento mancante delle matrici ridotte dalla scansione/immagine di riferimento durante la ricostruzione: i profili k centrali vengono misurati per tutte le dinamiche, quelli esterni vengono copiati dalla scansione di riferimento.

CENTRA con Keyhole

- Combina le tecniche Keyhole e CENTRA eseguendo la misurazione del segmento centrale dello spazio k per tutte le dinamiche e la copia del segmento esterno dalla scansione di riferimento. La componente Keyhole è un'acquisizione circolare nello spazio Ky e Kz.

