

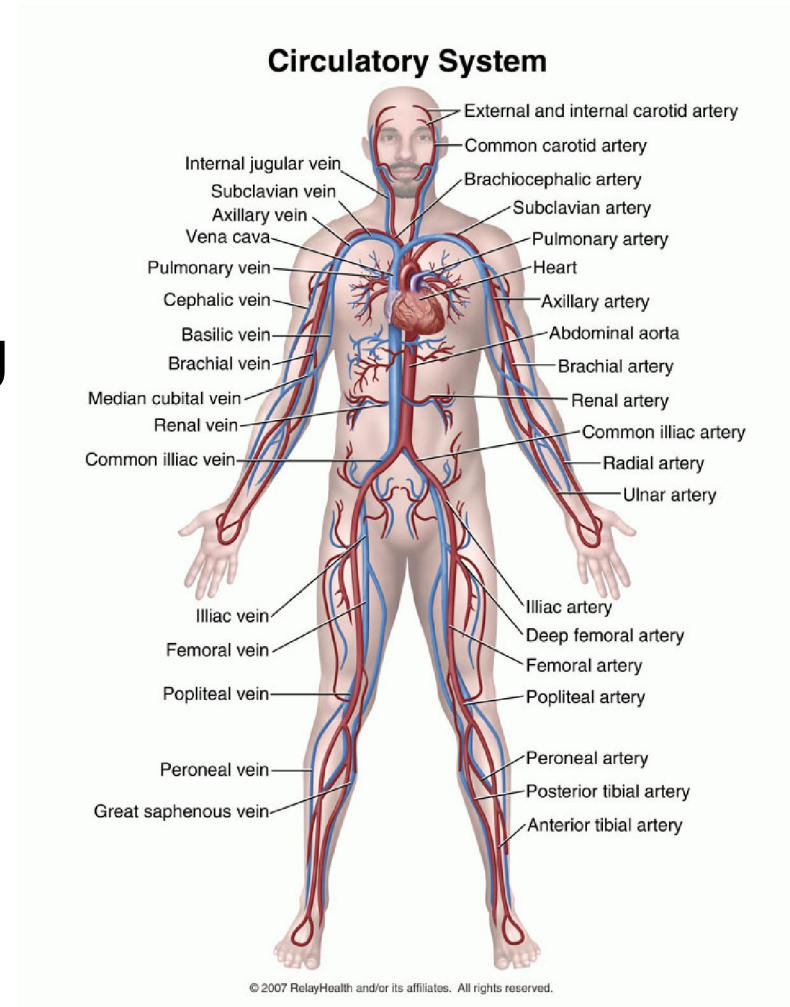
Sissejuhatus MRT angiograafiasse

Sven Telliskivi

3.11.2011

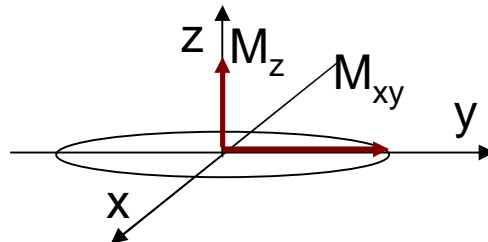
MRT angiograafia

- MRA on kliinilise MRT üks rakendusvaldkond, mille abil uuritakse inimese vaskulaarseid struktuure ning verevooluga seotud parameetreid
- MRA jaguneb:
 - *Unenhanced* MRA ehk kontrastainevaba MRA
 - *Contrast Enhanced* MRA (ceMRA) ehk kontrastainega MRA



Kontrastainevaba MRA

- MRA tehnikad, mis põhinevad **verevoolu sisse- ja väljavoolu efektidel**
- Veri kui endogeenne kontrastaine
- Verevoolu efektid jagunevad fundamentaalselt kaheks:
 - **Amplituudefekt** (*'time of flight'* meetod): Veri mis voolab kihti sisse või kihist välja on erineva pikisuunalise magnetisatsiooniga $M_{z,veri}$ võrreldes statsionaarse koe $M_{z,kude}$ väärtusega
 - Vere väljavooluefekt
 - Vere sissevooluefekt
 - **Faasiefektid** (*'Phase Contrast'* meetod): Veri, mis voolab mööda magnetvälja gradienti, on erineva ristasapinnalise magnetisatsiooniga $M_{xy,veri}$ võrreldes statsionaarse koe $M_{xy,kude}$ väärtusega



Kontrastainevaba MRA

- Enamasti on MRA pulssprogrammid disainitud nii, et voolav veri tekitab hüpersignaali (*'bright-blood'* tehnika)
- Alternatiivselt võib verevool tekitada ka hüposignaali (*'black-blood'* tehnika)
- Kliinilises praktikas on 'bright-blood' tehnikad rohkem levinud: peamiselt TOF ja PC tehnikate näol

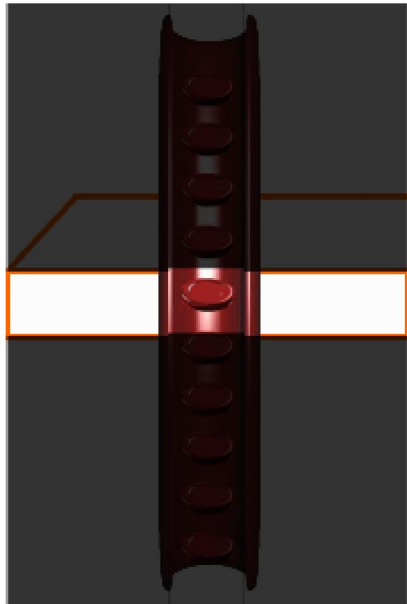


SA PERH, GE MR750, okt 2011

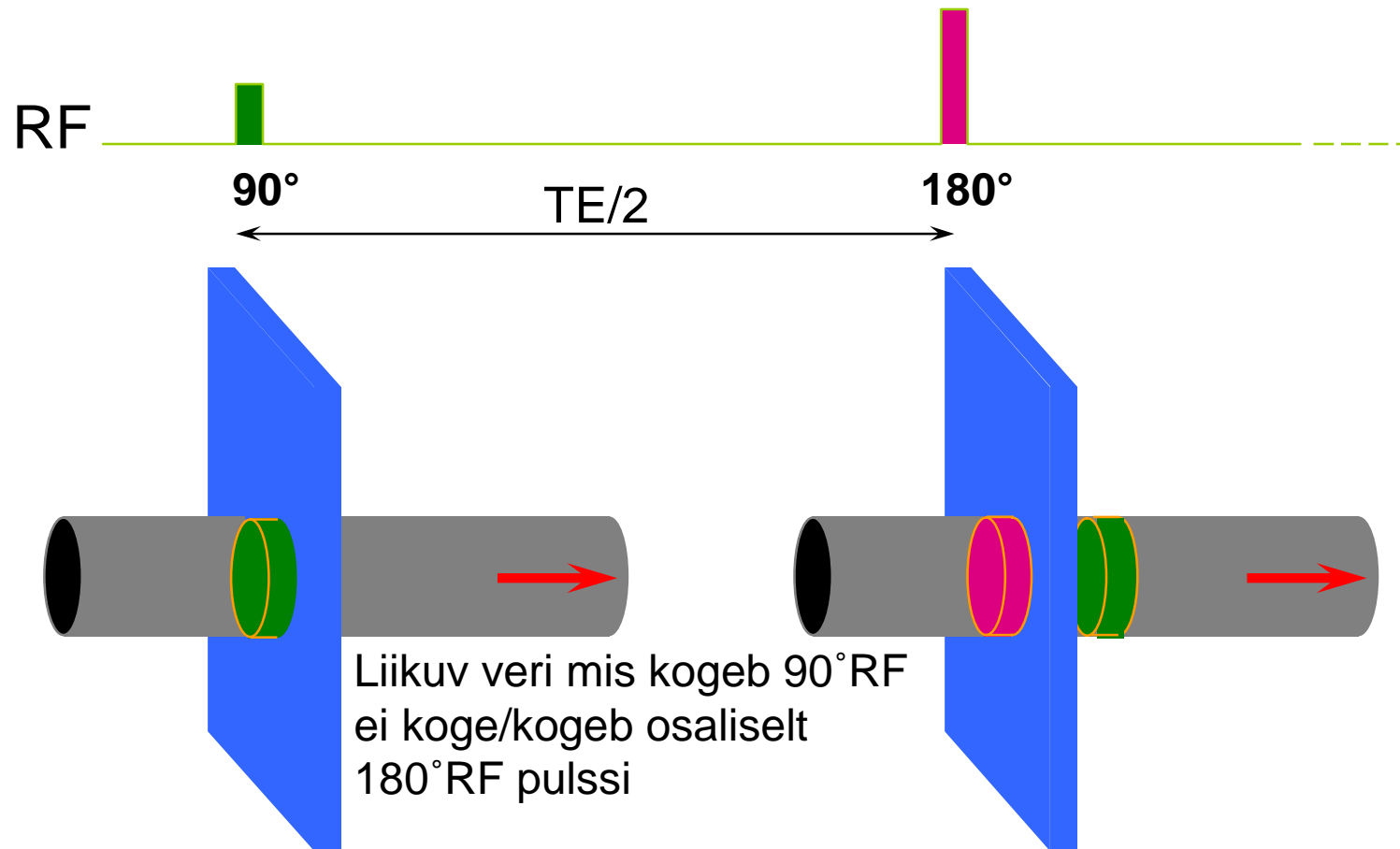


SA PERH, 1.5T Signa HDx, okt 2011

Vooluefektid: väljavooluefekt

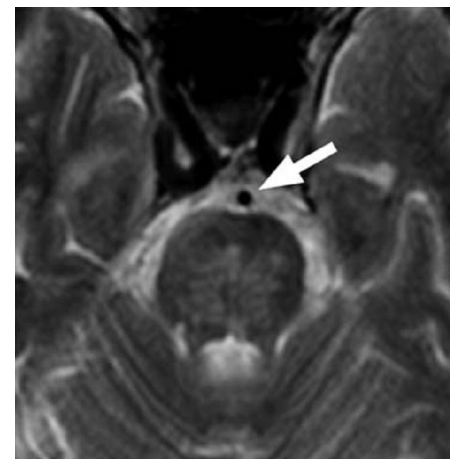
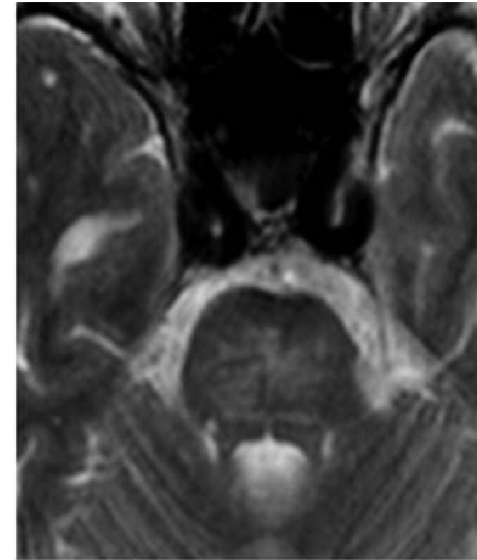


Väljavooluefekt



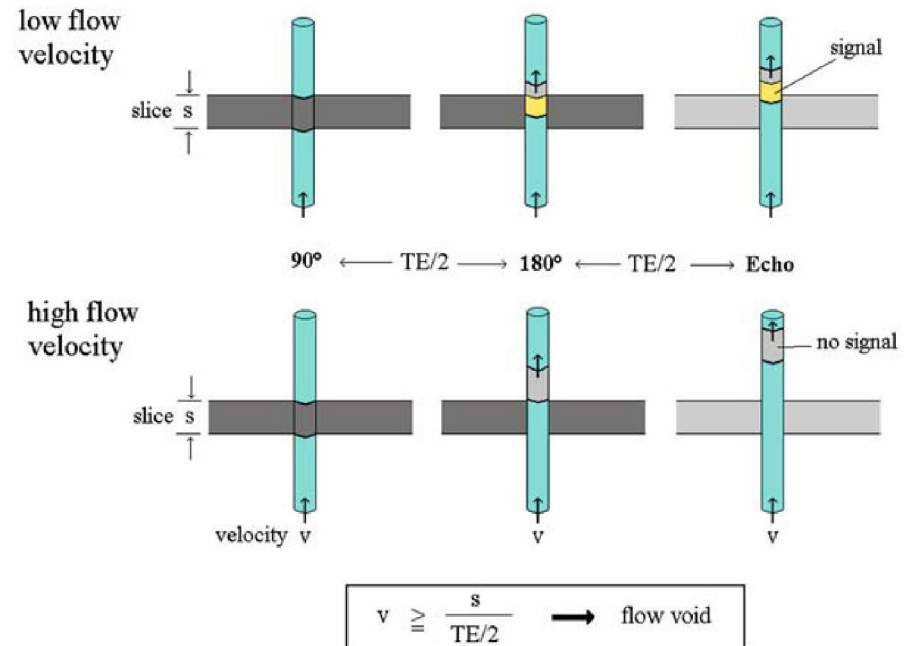
Vooluefektid: väljavooluefekt

- Vere väljavoolust tingitud signaalikadu (*'outflow'* efekt)
 - Esineb Spin Echo pulssprogrammides
 - Veri, mis voolab risti kihiga annab väiksema signaali kui kihis olev statsionaarne kude
 - Näide: Ax T₂ SE enne ja pärast trombolüüsi



Väljavooluefekt

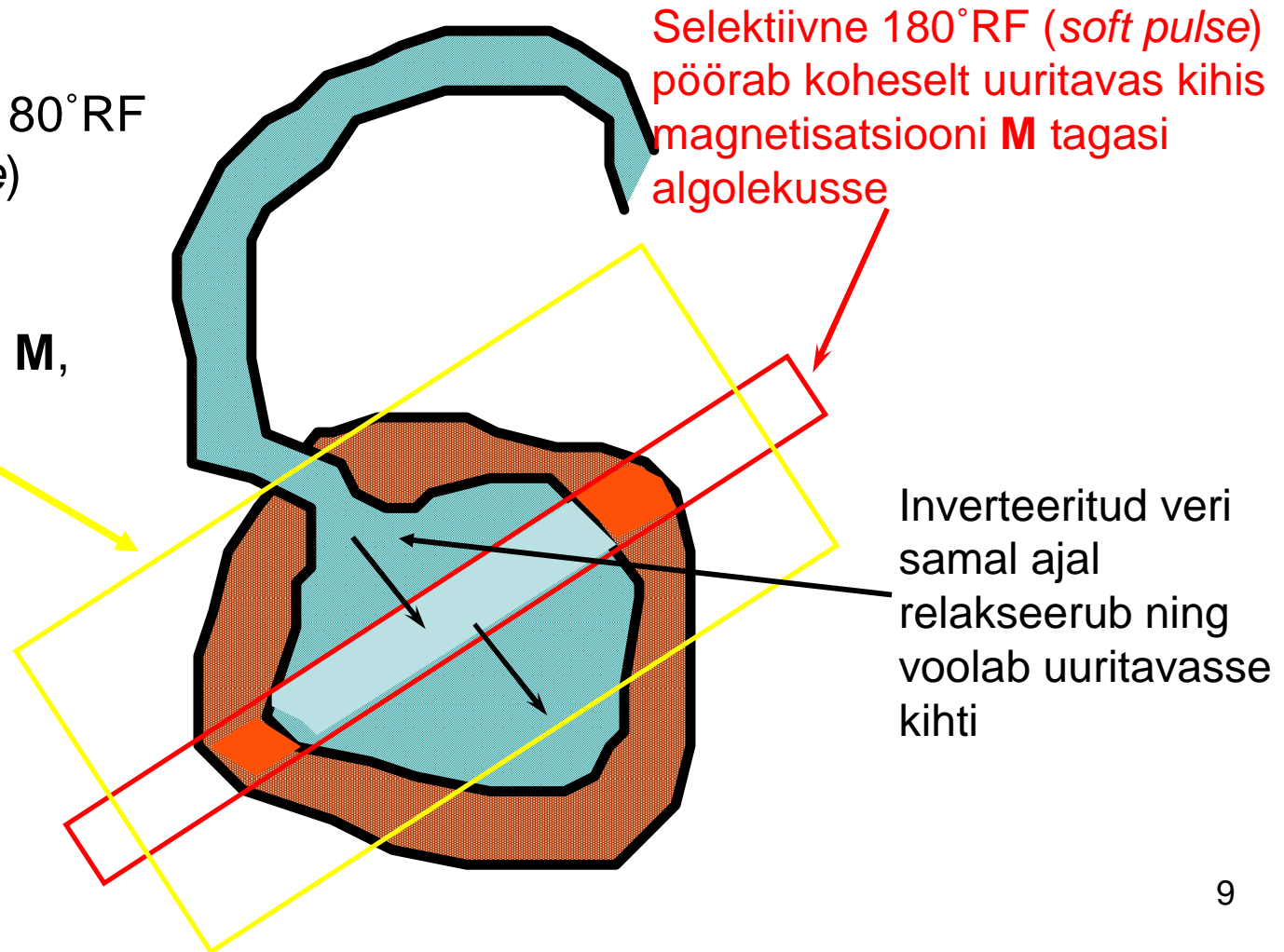
- Vere signaali intensiivsus väheneb:
 - Kui kihipaksus s väheneb
 - Kui **TE** suureneb
 - Kui verevoolu kiirus v suureneb
- Tehnika miinused
 - Aeglase verevoolu mittetäielik supressioon
- Praktikas kasutatakse enamasti **IR meetodil** põhinevat '*black-blood*' tehnikat



Backens, Schmitz "Unenhanced MR Angiography", p5

IR – black blood tehnika

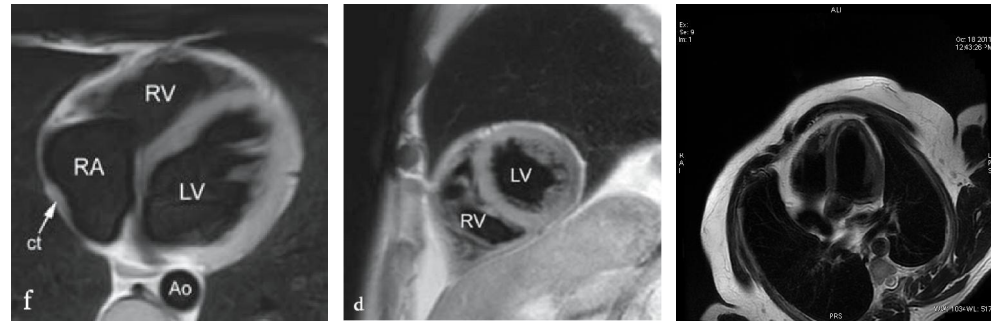
Mitteselektiivne 180° RF pulss (*hard pulse*) inverteerib kogu anatoomia magnetisatsiooni **M**, mis jääb mähise mõjupiirkonda



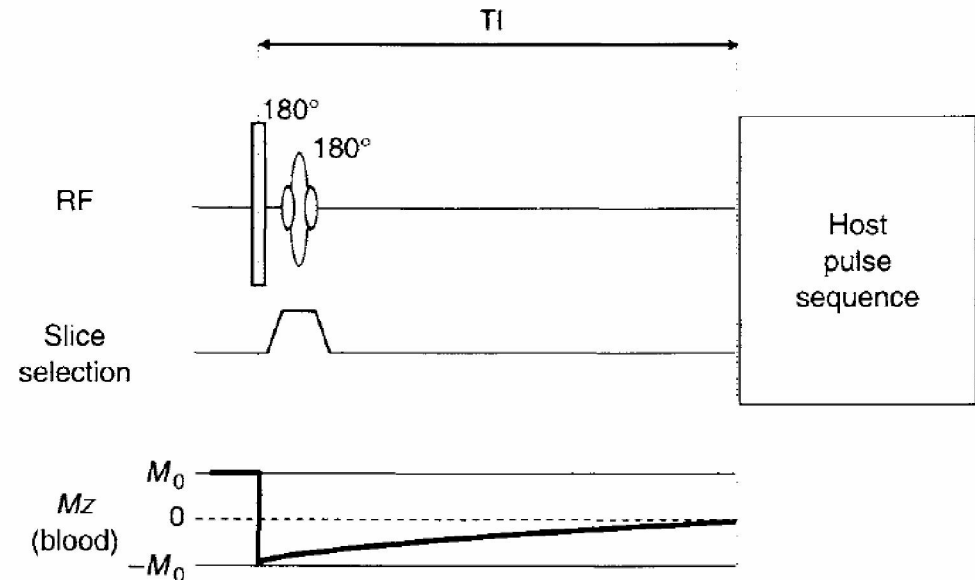
IR Black-Blood tehnika

SA PERH, 1.5T Signa HDx, okt 2011

- Rakendused
 - Südame anatoomia
 - Aeglase voolu uurimine
- IR black-blood tehnika
 - Mitteselektiivne RF pulss
 - Kiht-selektiivne RF pulss
 - Ajavahemiku **TI** (*time of inversion*) jooksul relakseerub inverteeritud vere magnetisatsioon – M_0 'st 0 punkti ning voolab uuritavasse kihti
 - Väga tundlik aeglase ja retsirkuleeriva voolu suhtes
 - 1.5T puhul TI ~ 830 ms

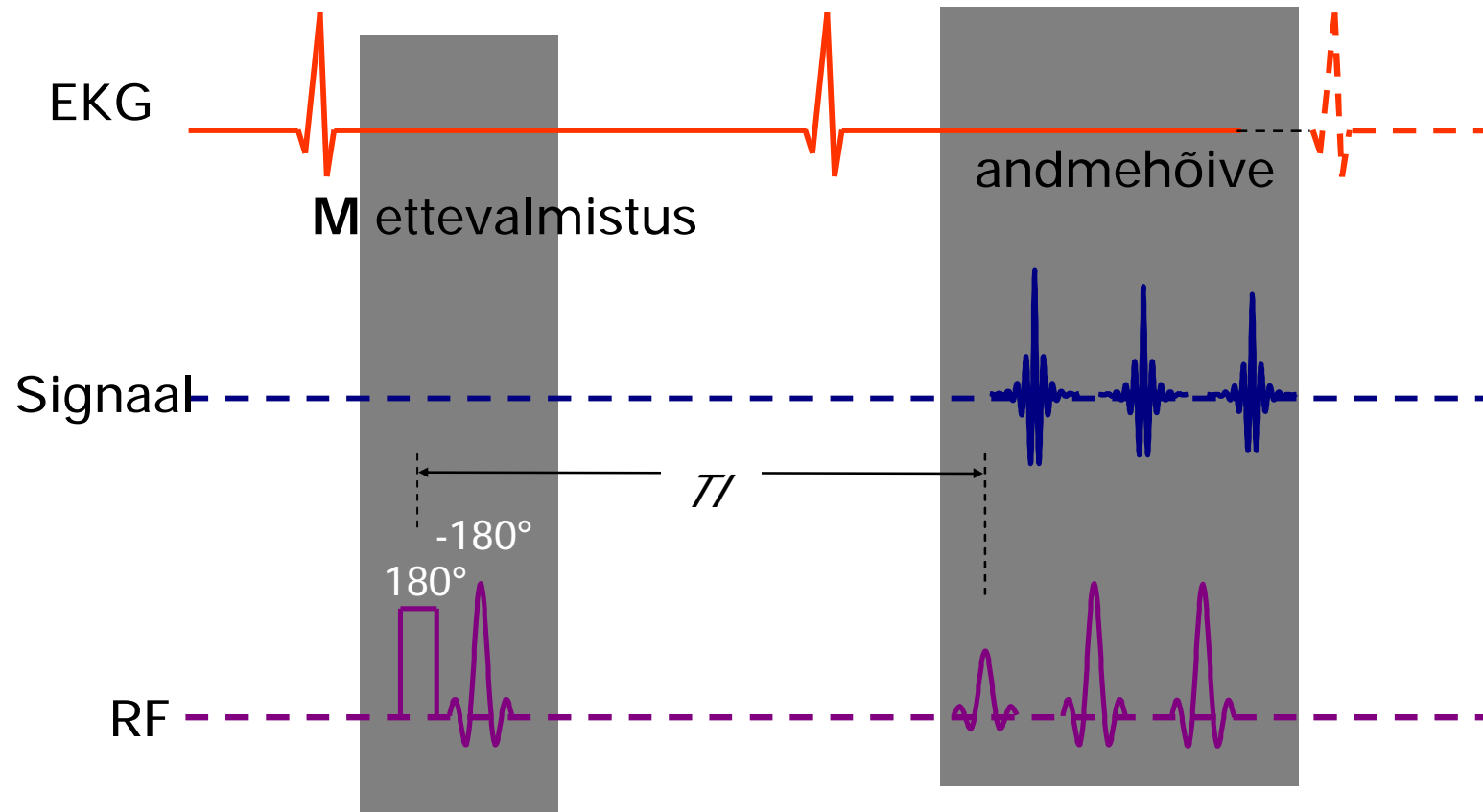


Bogaert, Taylor "CLINICAL Cardiac MRI", Ch 4, p75



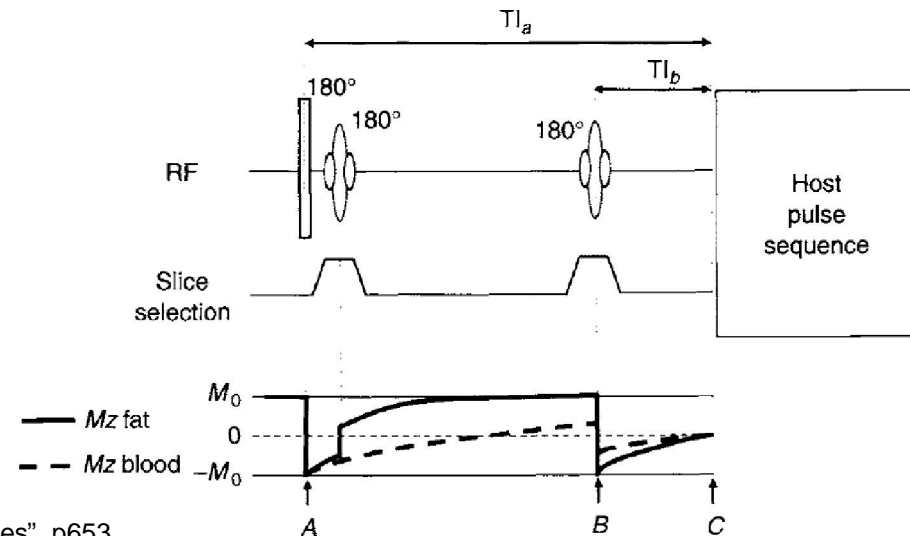
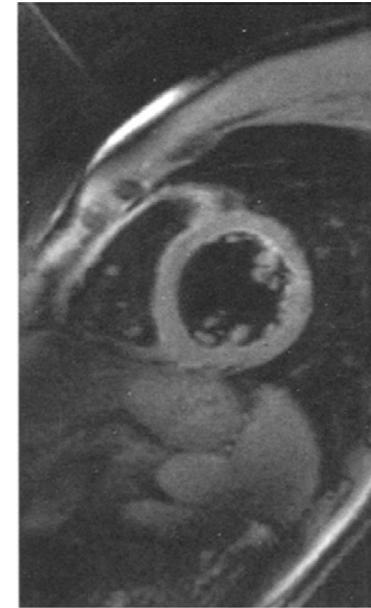
IR-blackblood tehnik

Andmehõive sünkronisatsioon EKG'ga



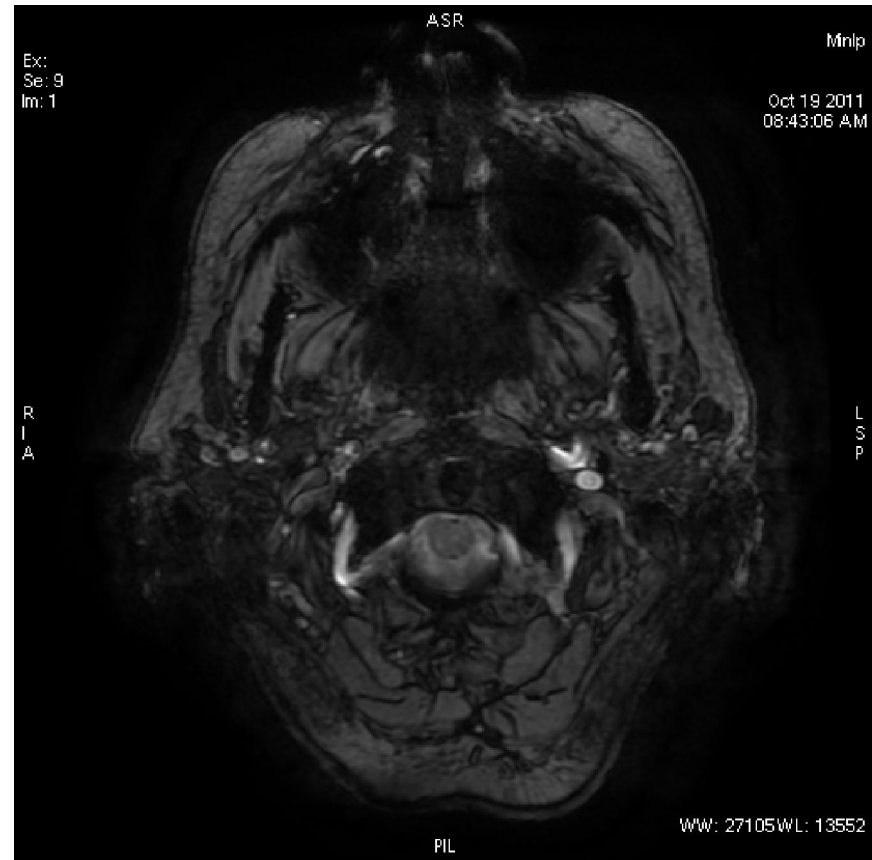
IR Black-blood tehnika

- Võimalus lisaks vere signaalile supresseerida ka rasva signaali
 - Double IR + FatSat
 - TIR ehk Triple IR tehnika
- TIR tehnika
 - Kaks TI aega: vere ja rasva signaali maha surumiseks
 - Ajahetkel mil mõlemad koed annavad 0 signaali, rakendatakse pulssprogrammi, et teostada andmehõive



SWI ehk Susceptibility Weighted Imaging

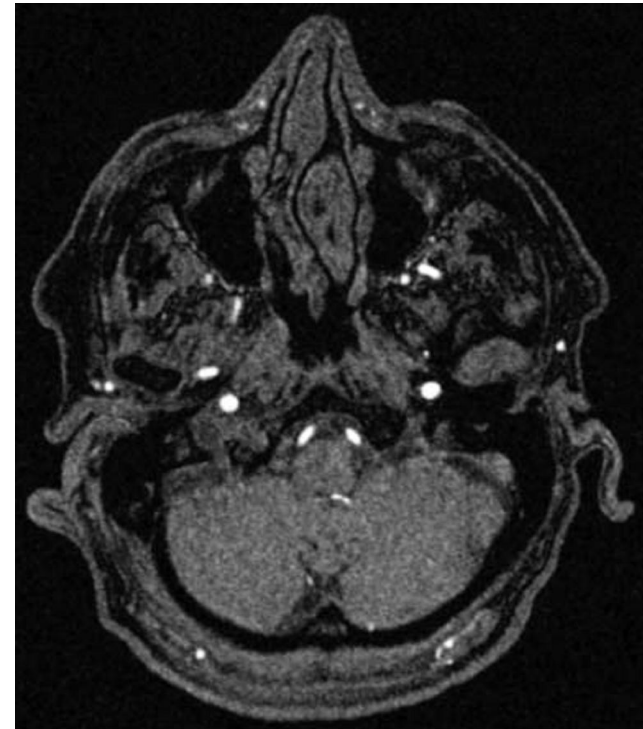
- 3D spoiled-GRE tehnika
- Kasutatakse ära GRE signaalikadu mida põhjustab deoksühemoglobiin (lühenenud $T2^*$ à kujutisel mustad piirkonnad)
- $T2^*$ kaalutud, TE 15-80 ms
- MinIP projektsioon
- Veenide ühenduvuse uurimine, vere otsimine trauma patsientide puhul



SA PERH, GE MR750, okt 2011

Vooluefektid

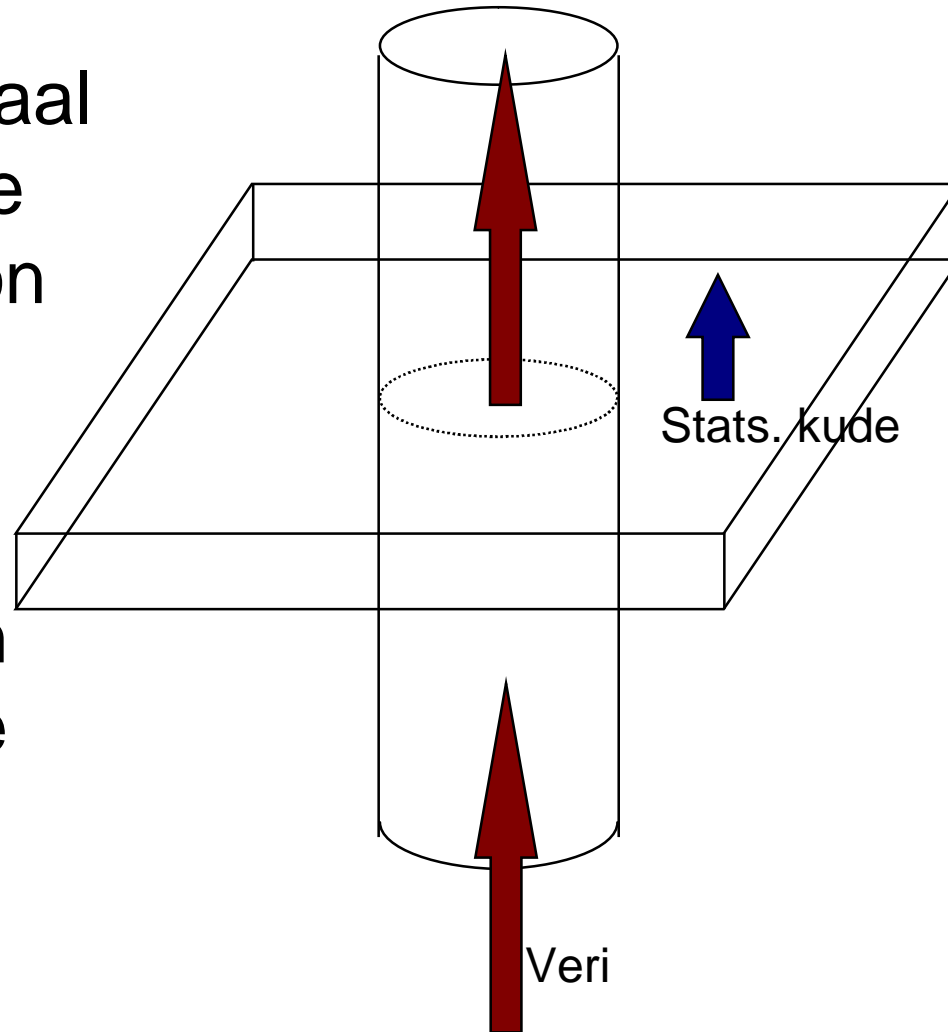
- Vere sissevooluefekt ('**inflow effect**')
 - Veri, mis voolab kihti sisse genereerib **hüpersignaali** võrreldes ümbritsevate kudedelega
 - TOF tehnika
 - 2D, 3D, 3D Multi-Slab
 - GRE pulssprogramm
 - Lühike TR, Lühike TE
 - MIP rekonstruktsioon veresoontest
 - 3D rekonstruktsioon veresoontest (Volume Rendering)



SA PERH, GE MR750, okt 2011

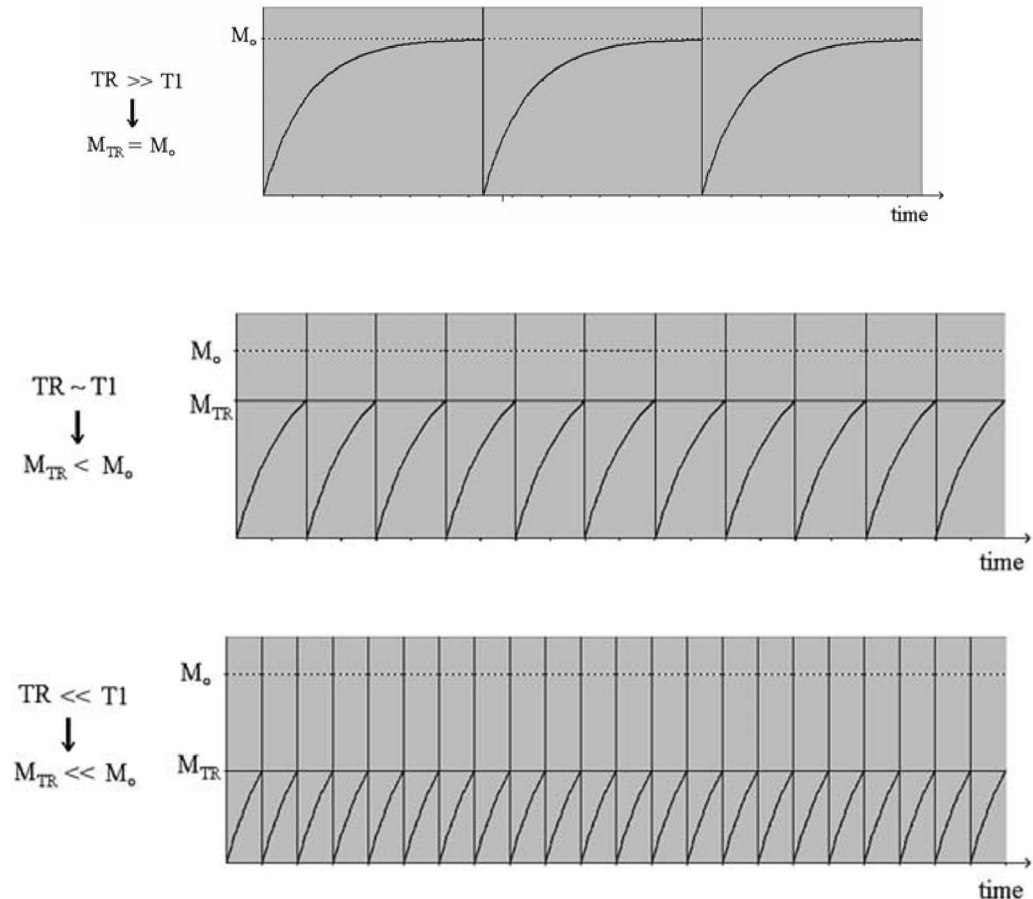
Sissevooluefekt GRE puhul

- **Liikuva vere** signaal on **suur** kuna selle pikisuunaline M_z on täielikult relakseerunud, **statsionaarsete kudede** signaal on väike, kuna nende signaal on **küllastunud**



Sissevooluefekt: M_z küllastumine erineva TR puhul

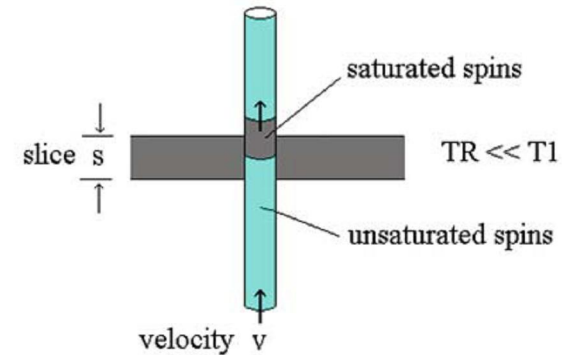
- Magnetisatsiooni M_z küllastumine erinevate TR aegade jaoks
- Väga lühikese TR korral kahaneb stats.kudede signaal märgatavalt
- M_z on küllastunud olekus, andes hüposignaali



Sissevooluefekt

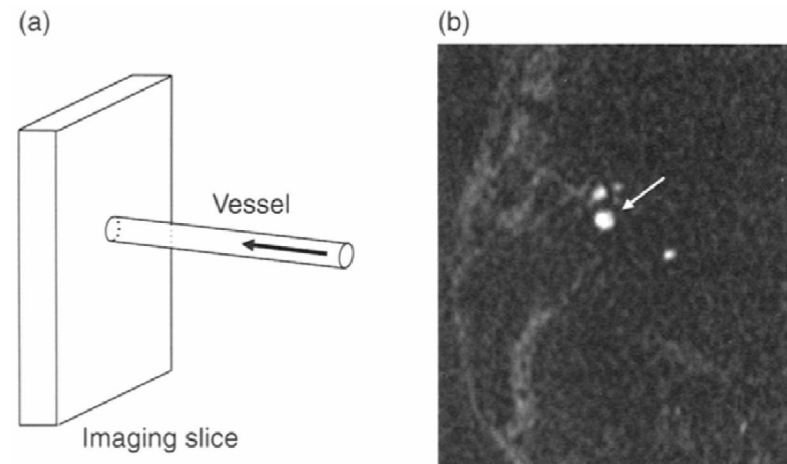
- Veri, mis jääb kihist väljapoole ei ole RF pulssidest mõjutatud
- Veri mis jõuab kihti, on pea täielikult relakseerunud võrreldes kihis olevate stats. kudede
- Veri tekitab oluliselt tugevama signaali võrreldes küllastunud statsionaarse koe signaaliga
- TOF kujutistel on veri hele
- TOF on tundlik nii aeglase kui kiire verevoolu suhtes

Backens, Schmitz "Unenhanced MR Angiography", p7



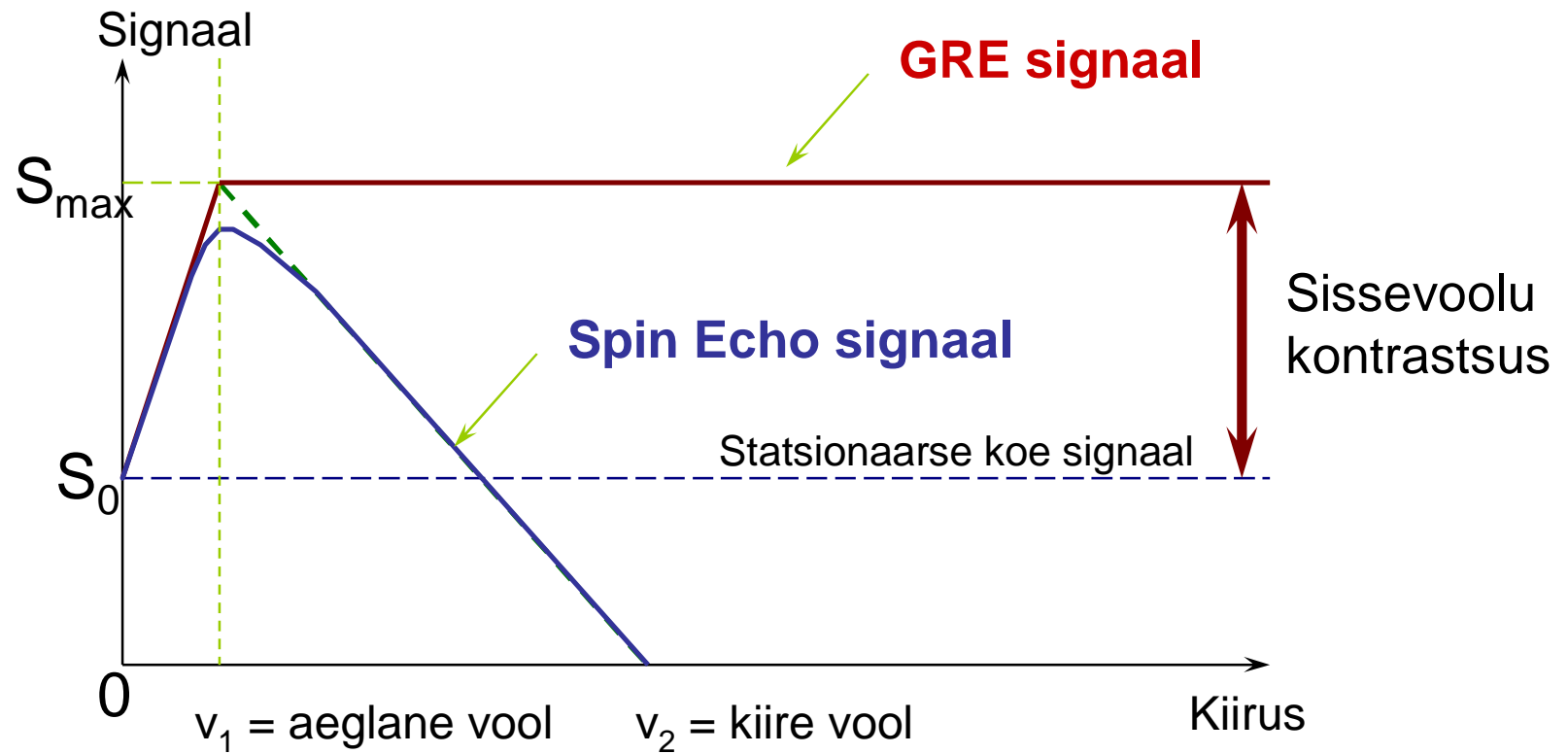
$$v \geq \frac{s}{TR} \rightarrow \text{maximal flow enhancement}$$

e.g.: $s = 5 \text{ mm}$, $TR = 50 \text{ ms}$: $v \geq 10 \text{ cm/s}$



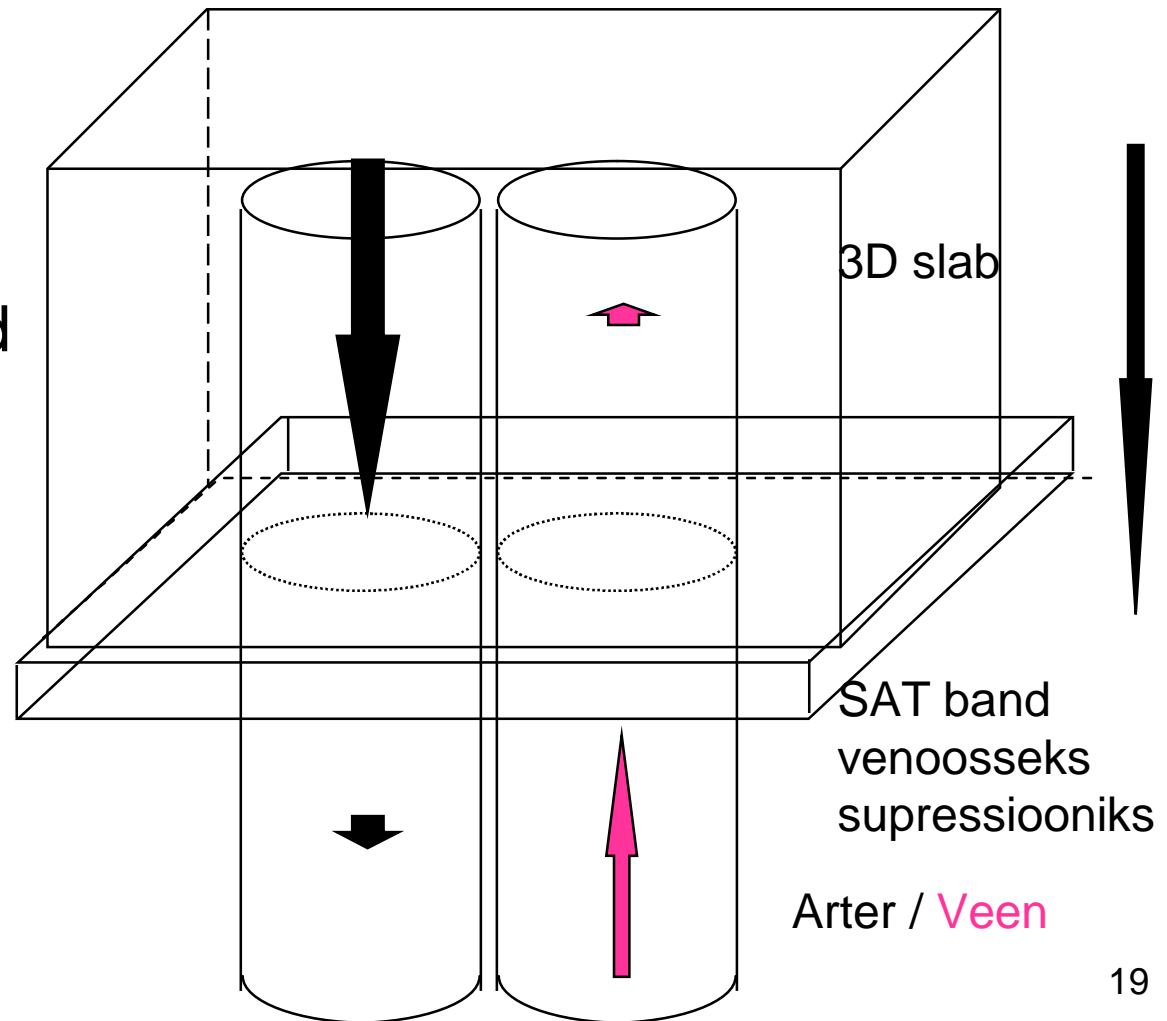
Bernstein, King, Zhou, "Handbook of MRI pulse sequences", p681

Sissevooluefekt GRE puhul

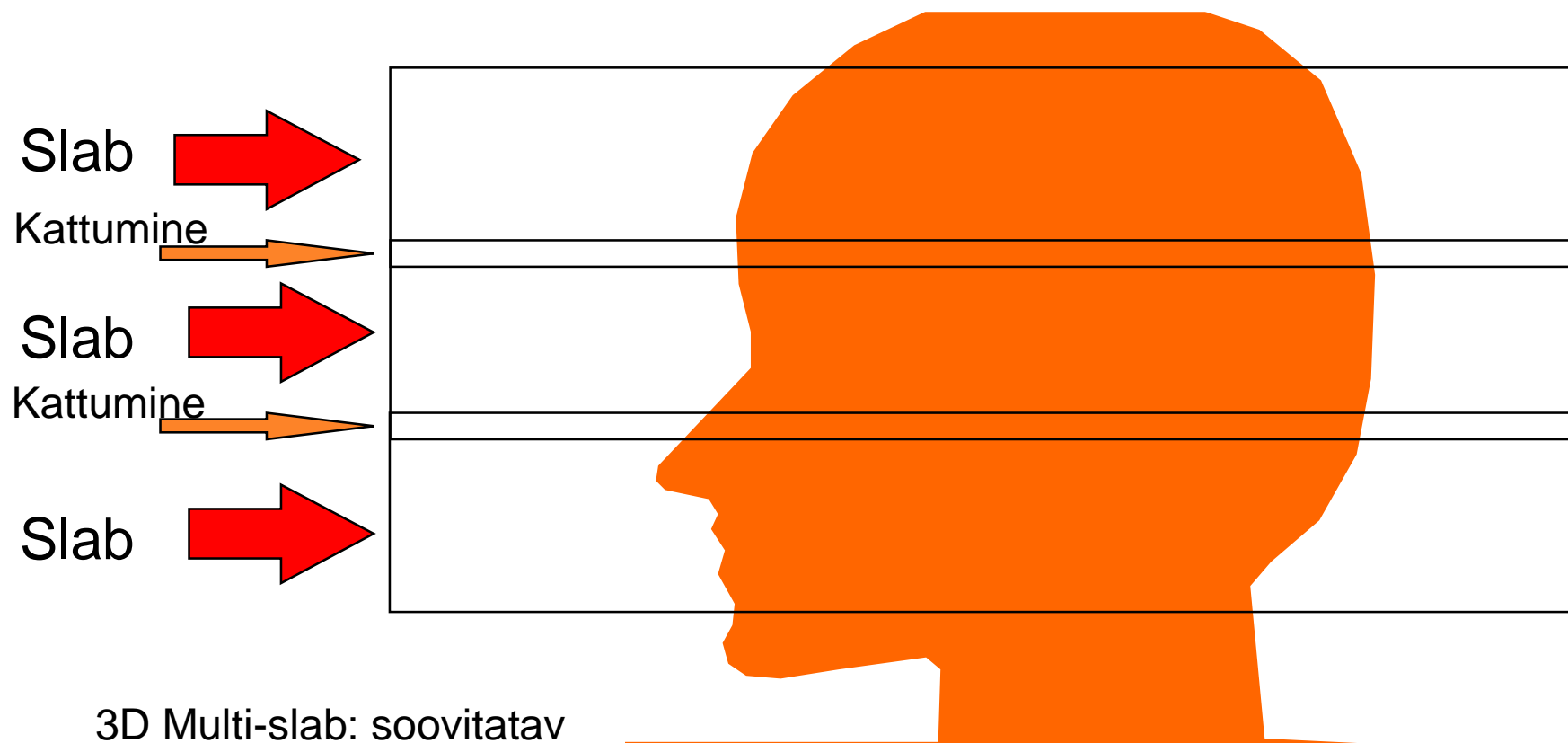


Venoosse/Arteriaalse signaali mahasurumine

- Venoosse/arteriaalse signaali mahasurumiseks kasutatakse saturatsiooniribasid (SatBand)

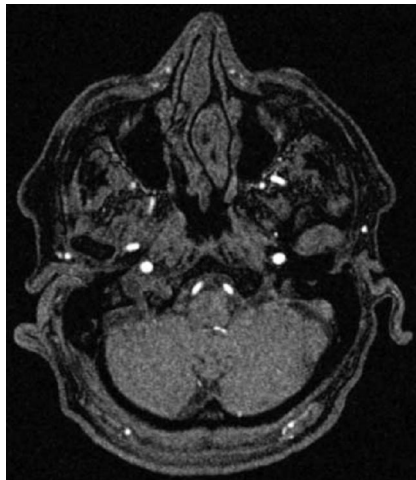


3D TOF

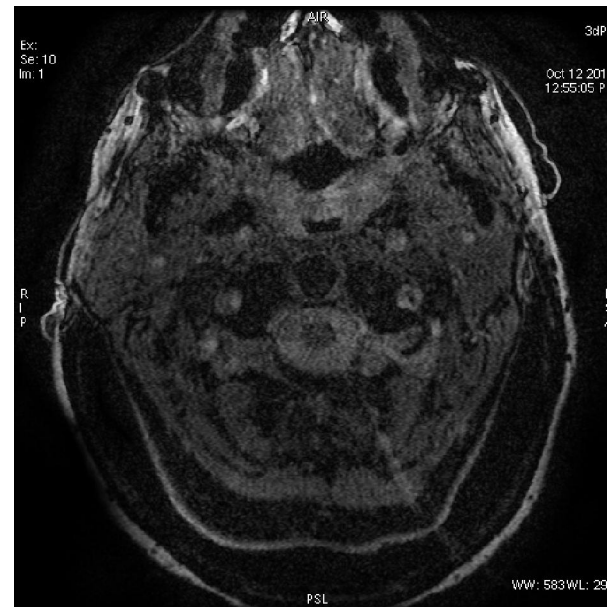


3D Multi-slab: soovitatav kasutada kui anatoomia ulatub üle 5-6 cm

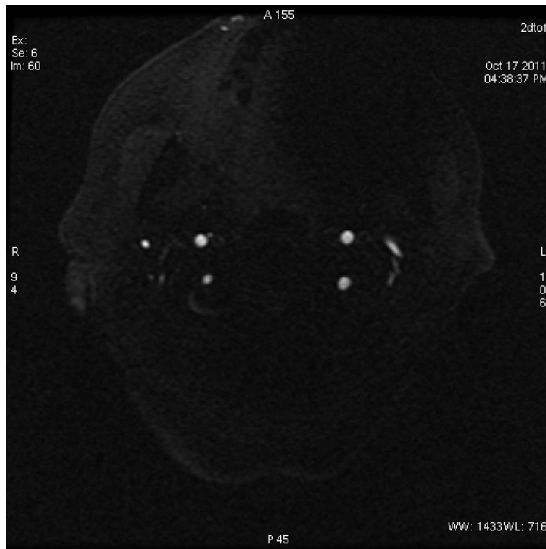
TOF tehnika: 3D TOF



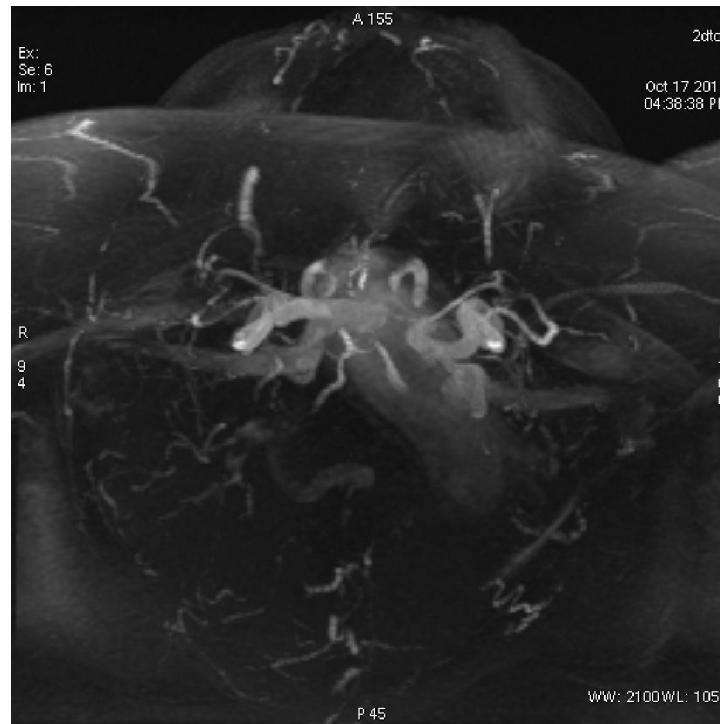
SA PERH, GE MR750, okt 2011



TOF tehnika: 2D TOF



Ax 2D TOF



SA PERH, GE MR750, okt 2011



2D TOF

Volume
Rendering

2D, 3D TOF rakendused, omadused, optioonid

2D TOF	3D TOF
Tugev sissevooluefekt, minimaalne veresignaali saturatsioon	Rohkem vere saturatsiooniefekte
Tundlik aeglase voolu suhtes	
Tundlik kiire voolu suhtes	
Suhteliselt kehv SNR	Kõrge SNR
Lühike skaneerimisaeg	Kehvem tausta supressioon
Suhteliselt paksud kihid	Õhukesed kihid, isotroopne voksel
Sobib suurte veresoonte jaoks	
Sobib väikeste veresoonte jaoks	
Kehv 'in-plane' voolutundlikkus	Parem kui 2D TOF
Pikk TE	Lühem TE
Treppartefakt	Ühtlasemad veresooned

TOF MRA näpunäited

Kihid võimalikult risti vooluga

2D aeglase, 3D kiire voolu jaoks

3D multi-slab suurema anatoomiaulatuse korral

SAT bandide kasutamine

Min TE kasutamine

TOF MRA lõksud

Lühikese T1'ga koed võivad simuleerida veresooni

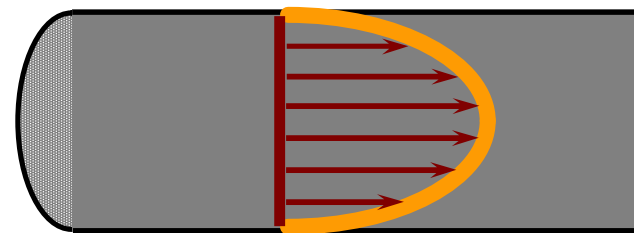
CSF'i pulsatsioon võib simuleerida veresoonte koldeid

Turbulentsist põhjustatud signaalikadu, stenoosi ülehindamine

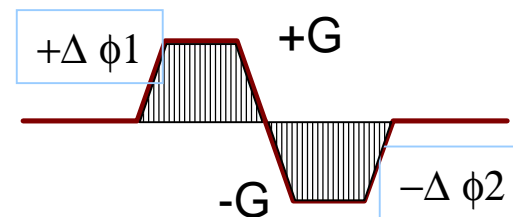
Signaalikao artefakt metallist

Phase Contrast (PC) MRA

- PC kontseptsioon
 - Vere, liikvori kiirus mingis suunas **transformeeritakse salvestatava MRT signaali faasi**
 - Voolu suunda ja kiirust mõõdetakse nn. “**voolu-kodeerivate gradientide**” abil



Voolukiiruse
profiil

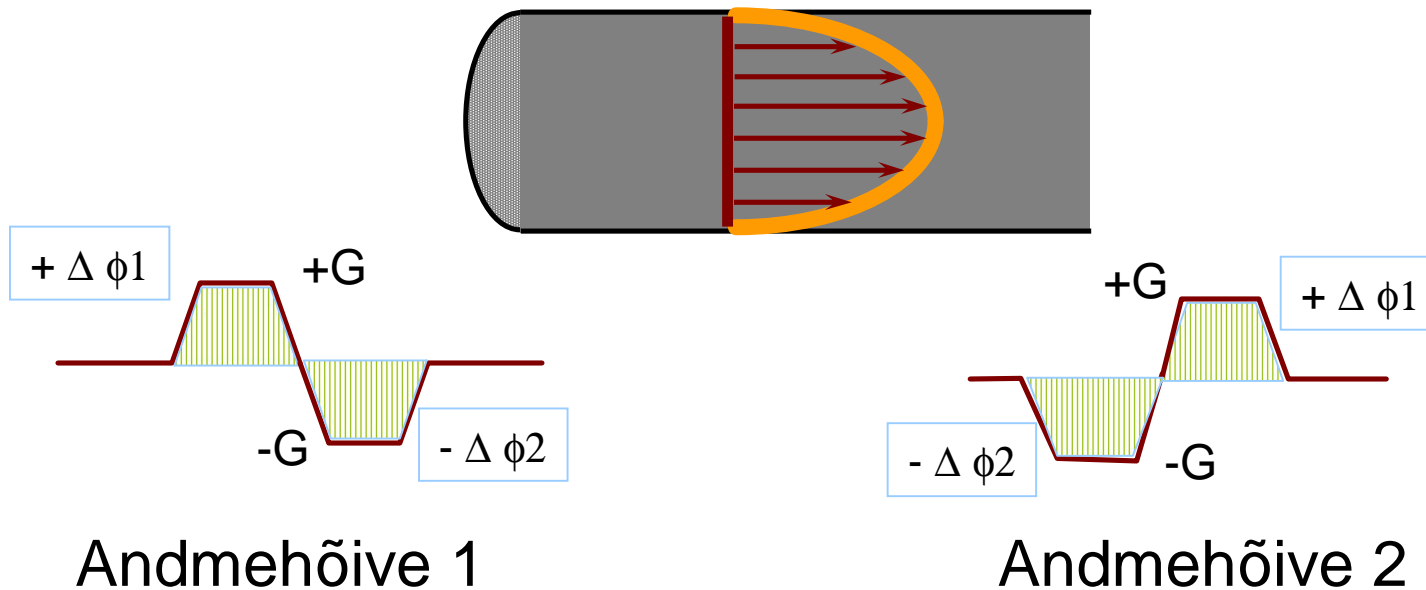


Bipolaarne, voolu
kodeeriv gradient
mingis ruumisruunas

Statsionaarne kude : $\Delta \phi_2 - \Delta \phi_1 = 0$

Veri : $\Delta \phi_2 - \Delta \phi_1 \neq 0$ $\Delta \phi \sim \text{verevoolu kiirusega}$

PC MRA

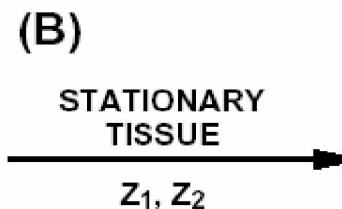
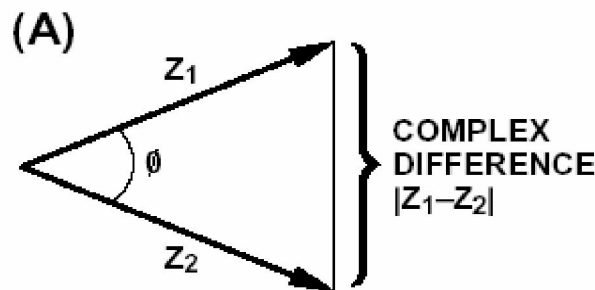


- Praktikas teostatakse 2 andmehõivet:
 - +/- G polaarsusega
 - -/+ G polaarsusega

Kahest andmehõivest on võimalik 2 tüüpi rekonstruktsioon:
Phase difference ja **complex difference** meetod

Phase Difference ja Complex Difference meetod

- **Phase Difference** meetod arvutab iga piksli kohta nurga Φ (nurk Z_1 ja Z_2 vahel, $(-\pi, +\pi)$) mille märk ning väärtus iseloomustavad voolu suunda ning kiirust
- **Complex Difference** kuvab $|Z_1 - Z_2|$ vektori absoluutväärtust, iseloomustab voolu amplituudi (kiirust), suuna kohta info puudub

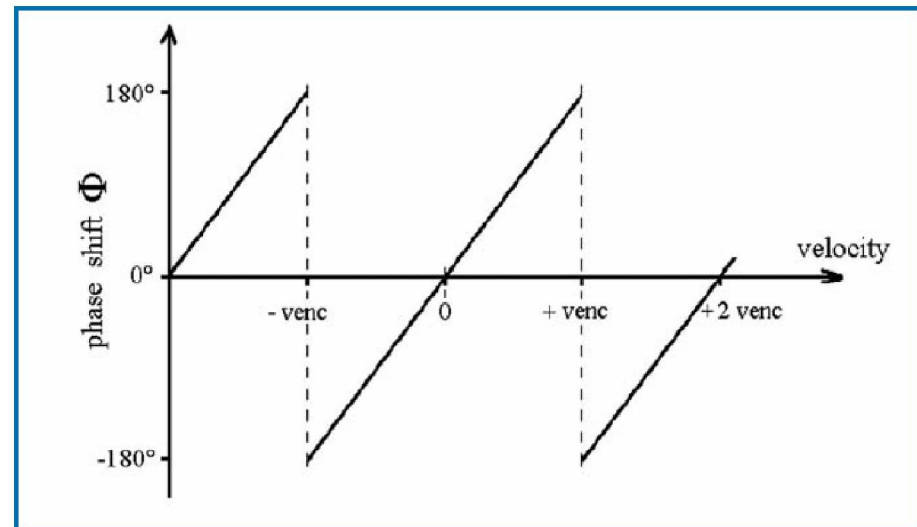


“MR Angiography”

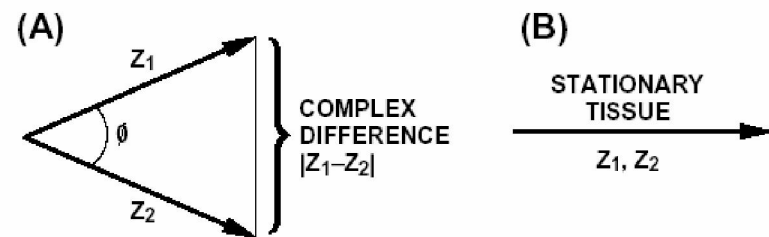
Christophe ARGAUD, GE

PC ja VENC väärtus

- $|Z_2 - Z_1|$ on maksimaalne kui $\Phi = 180^\circ$
- $|Z_2 - Z_1|$ vastav kriitiline kiirus = voolu tundlikkus = VENC kiirus
- VENC'i valik sõltub uuritavast veresoonest
- Oluline valida selline VENC mis katab ära kõik kiirused uuritavas veresoones



Backens, Schmitz "Unenhanced MR Angiography", p17



VENC parameeter

- VENC'i valik kriitilise tähtsusega
 - VENC väärtus $\rightarrow \Phi = 180^\circ$
 - Liiga suur VENC: aeglase voolu kehv detekteerimine, signaalikadu
 - Liiga väike VENC: voolu aliasing artefakt (valge piksli artefakt)

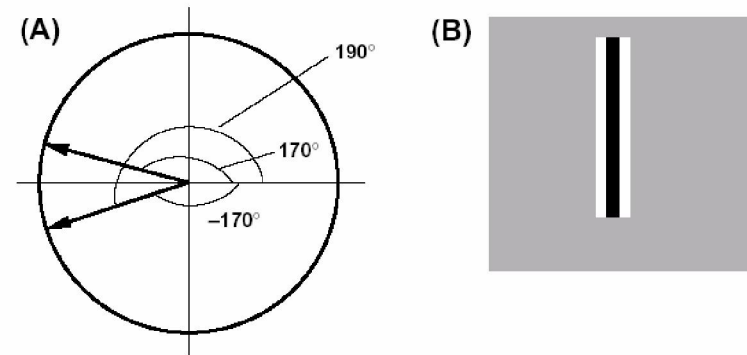
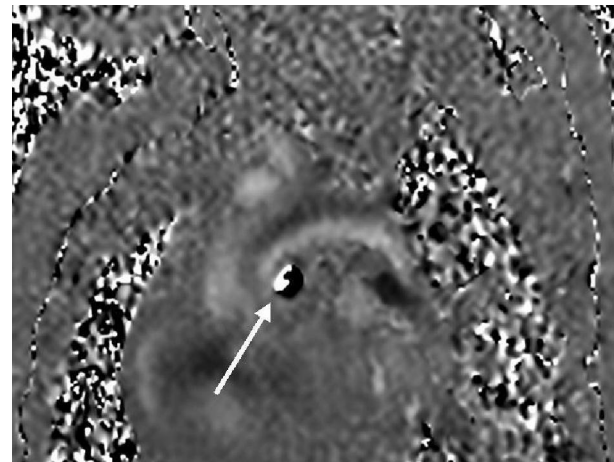


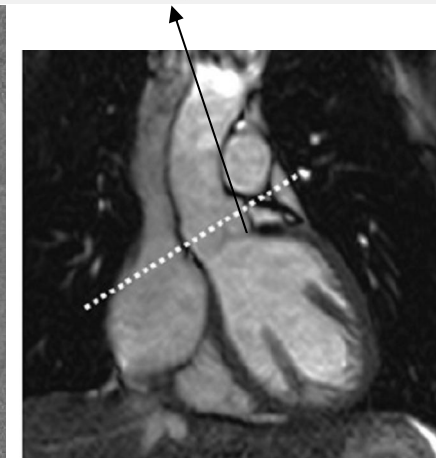
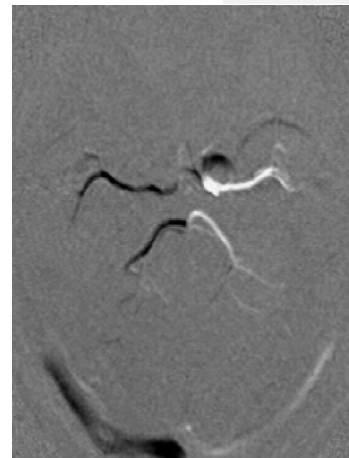
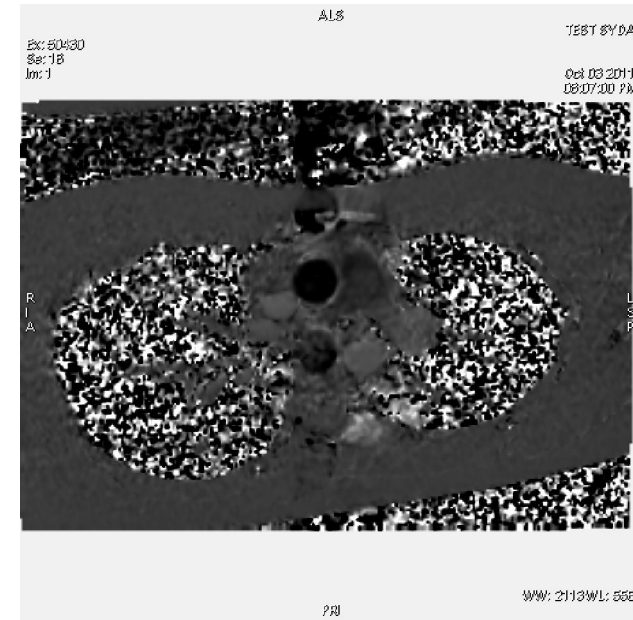
FIGURE 35 - (A) Flow-related aliasing occurs when velocity exceeds the VENC value because the phase difference, Φ , exceeds 180 degrees. For example, a phase difference of $\Phi = 190$ degrees is indistinguishable from -170 degrees. (B) In the phase difference image, flow-related aliasing is displayed as a sharp transition between black and white pixels. Because the velocity in the center of the vessel exceeds VENC, it is black.



PC faasipilt, Phase Difference meetod

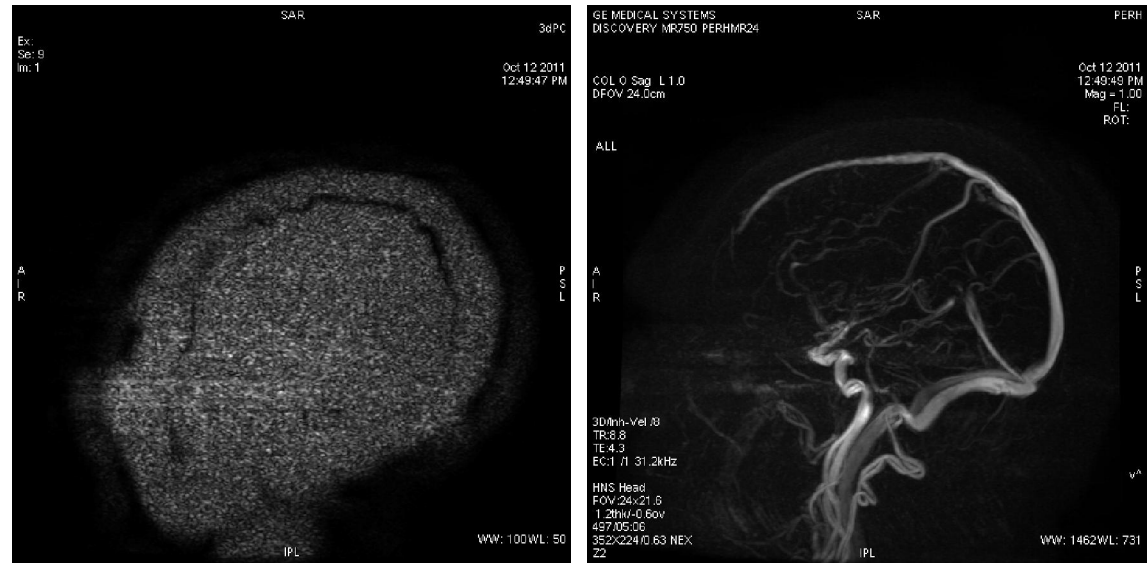
- **Piksli intensiivsus** = faasinurk Φ ($-\pi, +\pi$)
- Nurga Φ märk näitab **voolu suunda**
- Staatile kude on keskmiselt hall
- Liikuv veri tumedam või heledam
- Parim MRT meetod verevoolu kiiruse ja suuna määramiseks

SA PERH, GE MR750, okt 2011



PC Magnituudkujutis, Complex Difference

- PC magnituudkujutis
 - 2D PC
 - 3D PC
- 3D PC puhul võimalik kuvada
 - 3D anatoomia
 - MIP kujutis
 - 3D mudel veresoontest



VENC = 20 cm/s



PC MRA nõuanded, MRA rakenduspiirkonnad, TOF MRA vs PC MRA

PC MRA näpunäited
Voolutundlikkuse (VENC) korrektne valimine
Multi-VENC kasutamine
Kontrastaine parandab voolusignaali
Kihtide korrektne paigutamine

Table 8. Application areas of MRA techniques

	3D-TOF	2D-TOF	3D-PC	2D-PC	Magnitude contrast	CE MRA
Intracranial:						
- Arteries	***		*			*
- Veins	*	***	**	*		*
Carotids	**	**				***
Peripheral vessels		**			*	***

*** method of choice; ** second-best alternative or for additional information; * working technique, but with sub-optimal results
TOF MRA: Time-of-Flight MRA; PC MRA: Phase Contrast MRA; CE MRA: Contrast Enhanced MRA

Table 9. Benefits and limitations of TOF and phase contrast MRA

	TOF-MRA	Phase contrast MRA
Advantages	Simple to implement, robust High spatial resolution Shorter acquisition time (in 3D)	No saturation effects Excellent background suppression Enables quantitative flow measurement
Disadvantages	Reduced sensitivity to slow flow Restrictions to size and orientation of the imaging volume Short T1 tissue may be mistaken for flowing blood	Prior knowledge about flow rates required Very long acquisition times for 3D techniques Susceptible to phase errors

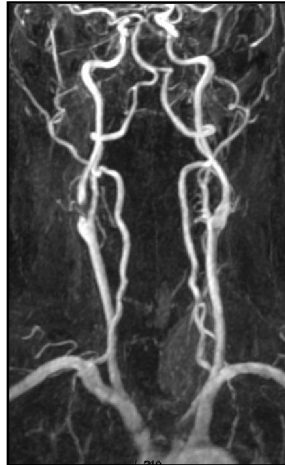
Backens, Schmitz "Unenhanced MR Angiography", p22

ceMRA ehk kontrastainega MRA

- Põhimõte: Gd3+ sisaldav kontrastaine lühendab vere T_1 väärtust mis põhjustab suurema kontrastsuse vaskulaarsete struktuuride ja ümbritsevate kudede vahel
- ceMRA kujutised
 - Arterid kui kontrastaine arteriaalses faasis
 - Veenid kui kontrastaine venoosses faasis
- ceMRA programmide puhul on **kriitilise tähtsusega andmehõive ajastamine**
- 3D MRA pulssprogrammide: Kiired GRE tehnikad (lühike TR ja TE)
 - MIP projektsioon anatoomiast
 - 3D mudel anatoomiast

ceMRA uuringupiirkonnad

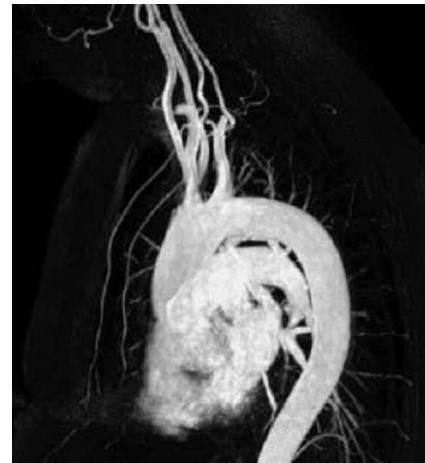
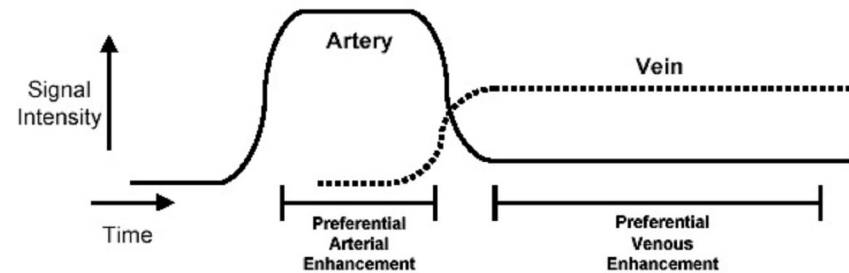
- Karootised
- Aort
- Neeruarterid
- Maksaarterid
- Perifeerne vaskulatuur
- Südame veresooned
-



“ MR Angiography”
Christophe ARGAUD, GE

ceMRA teooria

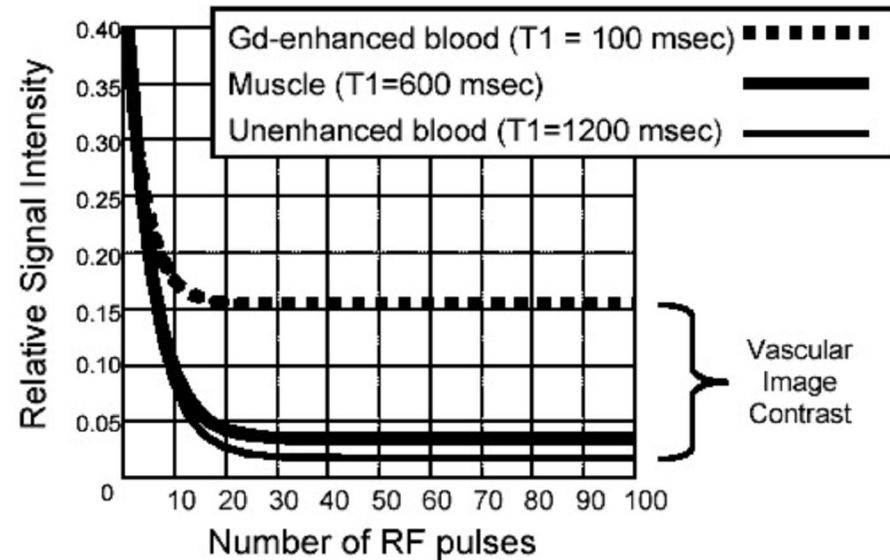
- ceMRA sõltub Gd kontsentratsioonist vaskulaarses süsteemis andmehõive ajal
- Ideaalsel juhul on uuritavas veresoones, andmehõive ajal, Gd kontsentratsioon maksimaalne



Ho, Corse, Maki "Contrast Enhanced MR Angiography: Theory and Technical Optimization"

T1 lühenemine kontrastaine mõjul

- $1/T_{1(\text{veri}+\text{Gd})} = 1/T_{1(\text{veri})} + a \cdot C(\text{Gd})$
 - a = Kontrastaine relaksatiivsus
 - C = Kontrastaine kontsentratsioon
- Gd sisaldus veres lühendab selle T_1 aega
- Vere T_1 aja lühenemine muudab kontrastsuse veresoonte ja muude kudede vahel suuremaks



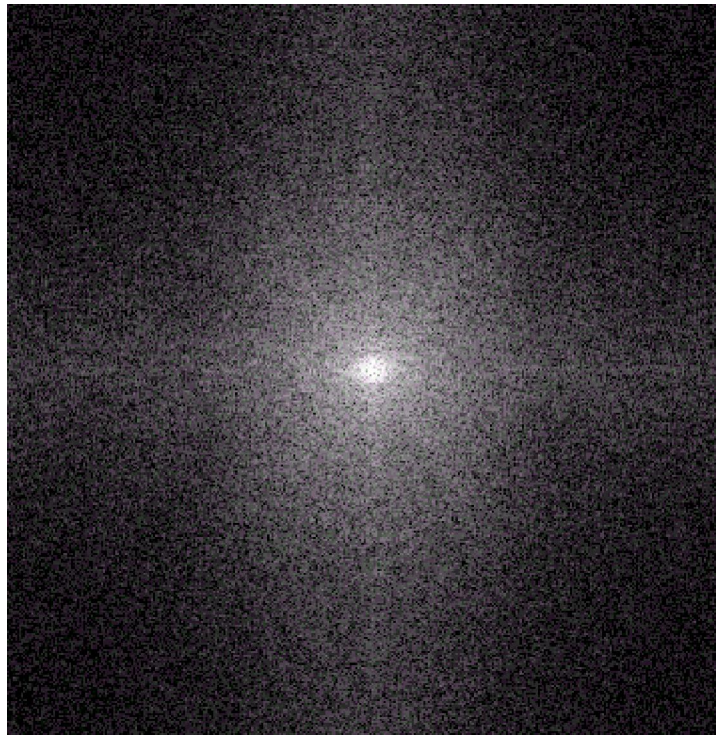
Ho, Corse, Maki "Contrast Enhanced MR Angiography: Theory and Technical Optimization"

Patsiendi ettevalmistus

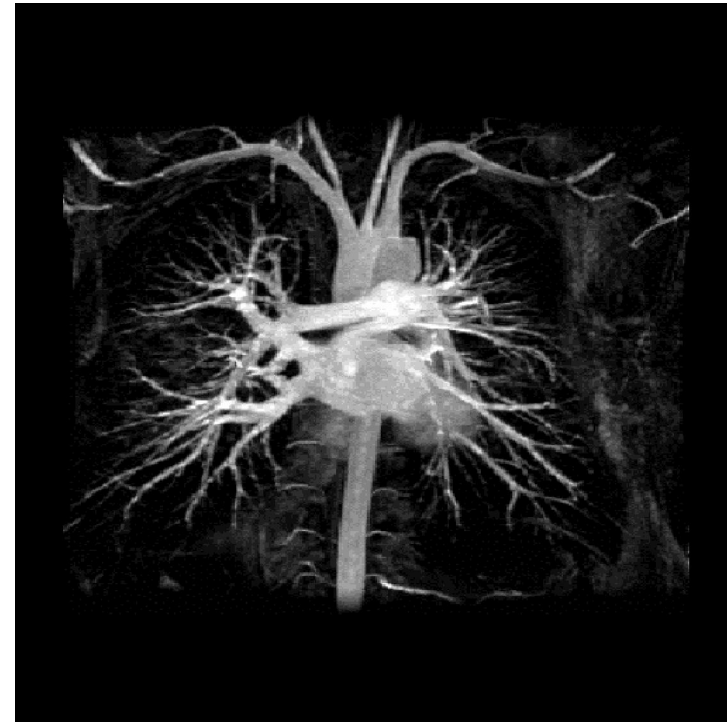
- Patsiendiga rääkimine protseduurist
- Hingamiskorralduste tähtsus
- Kanüül piisavalt suur, et võimaldab süstimiskiirust vähemalt 2mL/s
- Aordikaare ja suurte veresoonte puhul on soovitatav veenikanüül paremas käes (muidu võimalik T2* artefakt veenis, stenoosi simuleerimine)
- Kontrastainevoolik peab olema vaba, vältida potentsiaalseid kontrastaine liikumise takistusi
- Jalad ees, selili positsioon (va. kui kasutatakse peapooli)

K-ruumi kodeerimine ceMRA puhul

K-Ruum



Kujutisruum

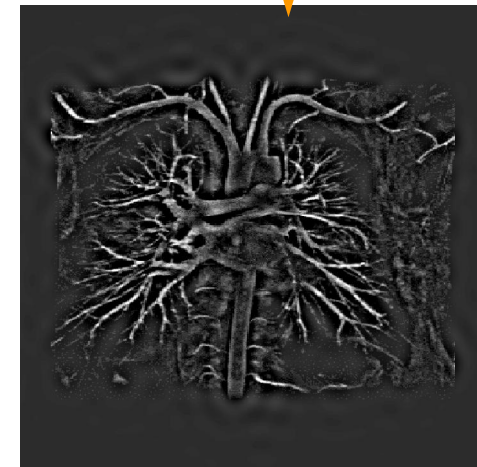
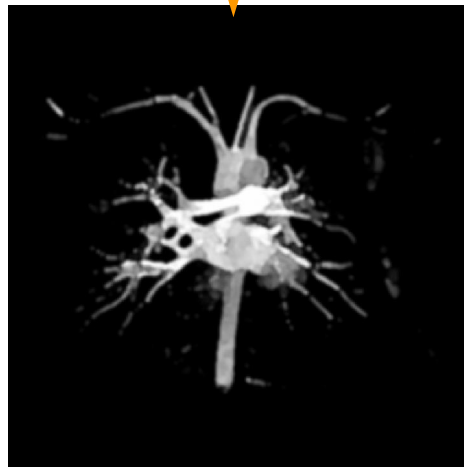
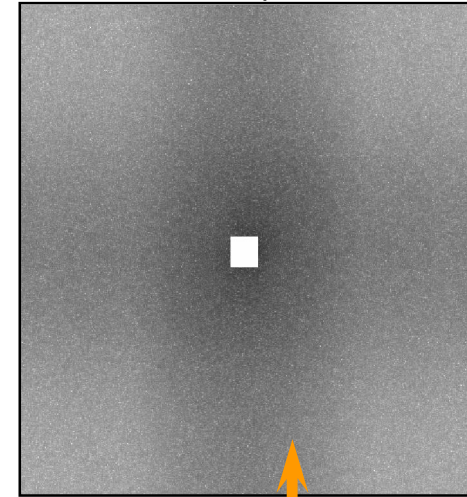
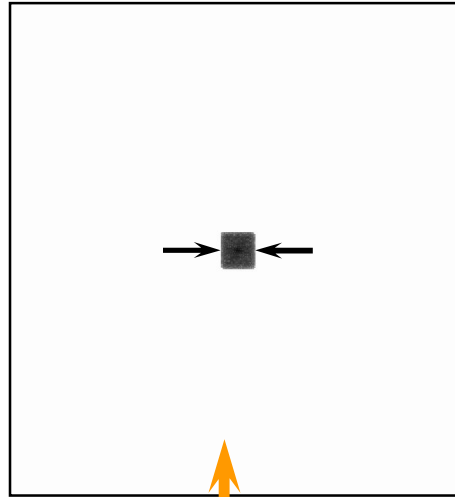
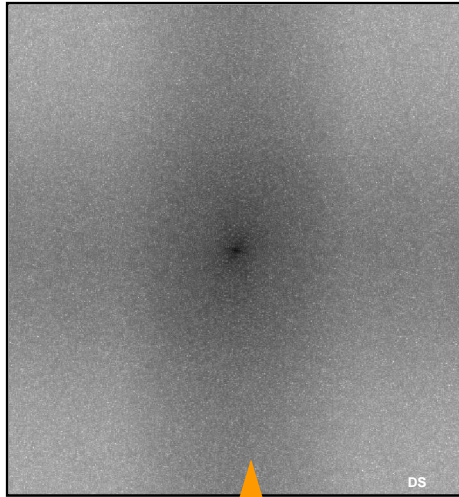


“ MR Angiography”
Christophe ARGAUD, GE

K-Ruumi omadused

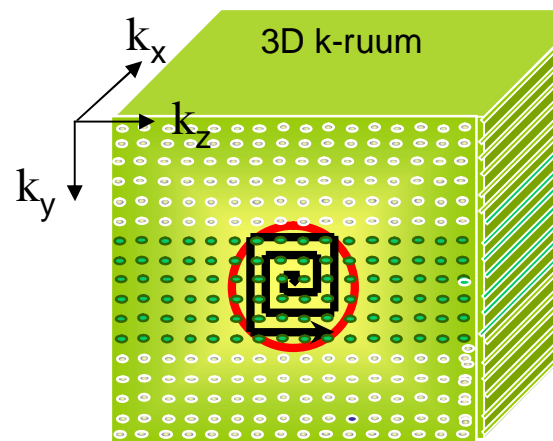
“ MR Angiography”

Christophe ARGAUD, GE



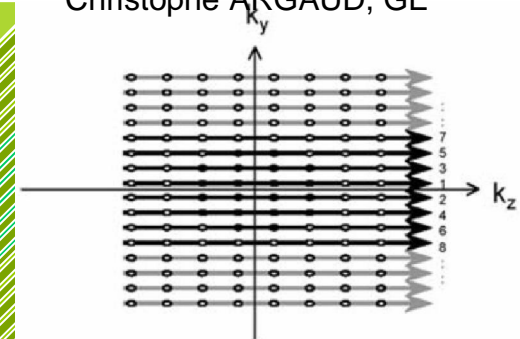
ceMRA signaali kodeerimine

- Elliptiline-tsentriline (elliptic-centric) kodeerimine väga levinud, samuti tsentriline (centric)
- K-ruumi keskosa täidetakse arteriaalse faasi ajal
- K-ruumi perifeeria venoosse faasi ajal



“ MR Angiography”

Christophe ARGAUD, GE

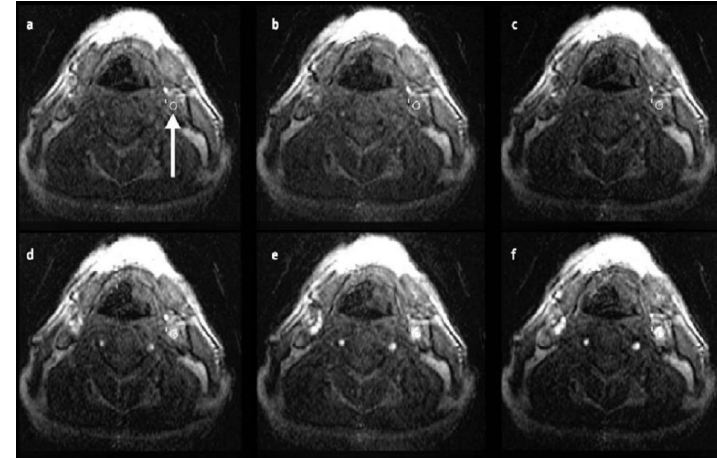


Andmehõive ajastamine

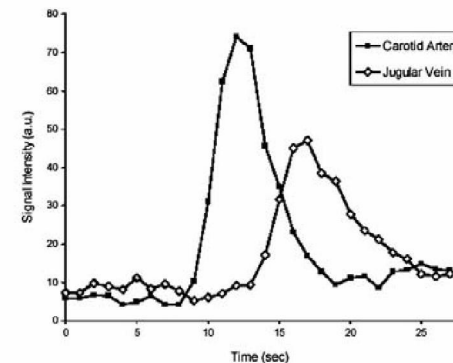
- Test Bolus meetod
- Reaalajas skaneerimine (Fluoro Triggering, GE; BolusTrak, Philips; Care Bolus, Siemens)
- Automaatne boluse detekteerimine (Smart Prep, GE;)

Test Bolus meetod

- Süstitakse eelnevalt 1-2mL kontrastainet + 20-30mL vett ning mõõdetakse ajavahemik mil kontrastaine jõuab uuritavasse anatoomiasse
- Test Bolus Pulssprogramm
 - 2D FSPGR
 - Temporaalne resolutsioon 1-2s
 - Asetades ROI uuritava veresoone peale on võimalik saada aeg-intensiivsuse graafik

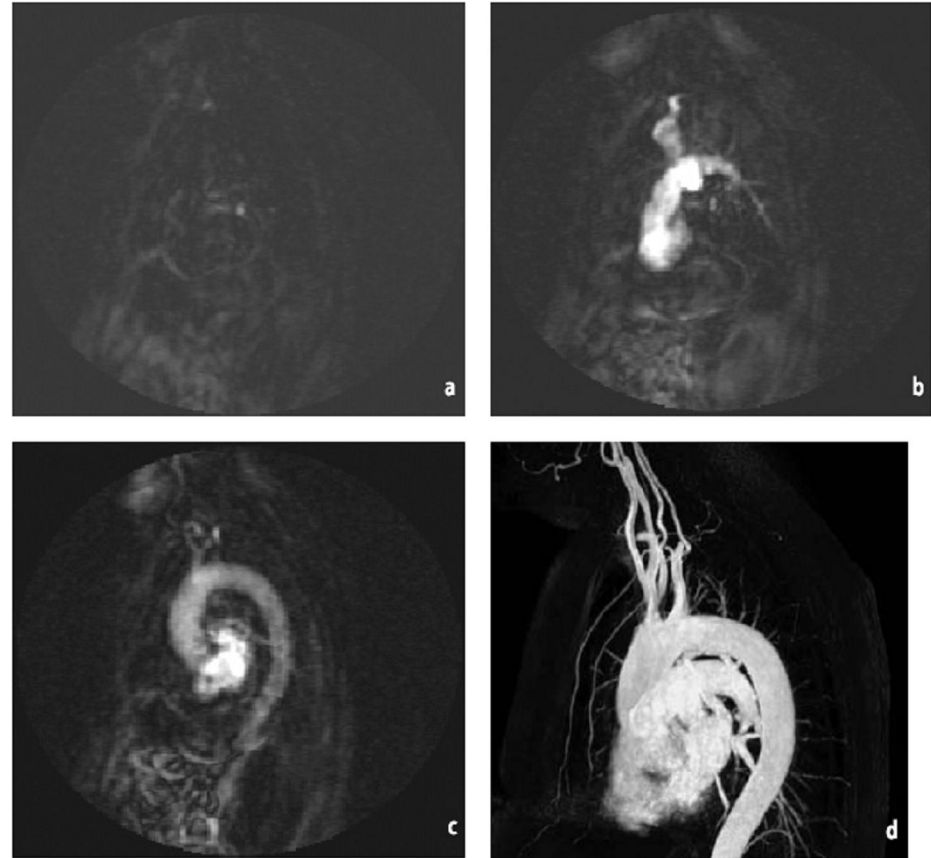


Carotid Artery Test Bolus



Fluoro Triggering

- Operaator valib sobiva ristlõike anatoomiast (Sag, Cor tasand), et näha kõiki tähtsamaid veresooni
- Süsteem skaneerib pidevalt reaajas
- Süstitakse kontrastaine
- Kontrastaine liikumine on näha reaajas operaatori poolt valitud kihis
- Vahetult enne kui kontrastaine jõuab uuritavasse anatoomiasse, lülitatakse seade skaneerimisrežiimi

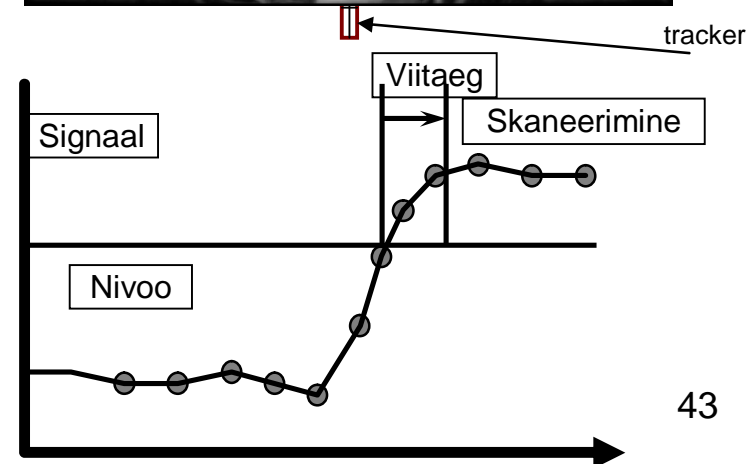


Ho, Corse, Maki "Contrast Enhanced MR Angiography: Theory and Technical Optimization"

Automaatne boluse detektsioon

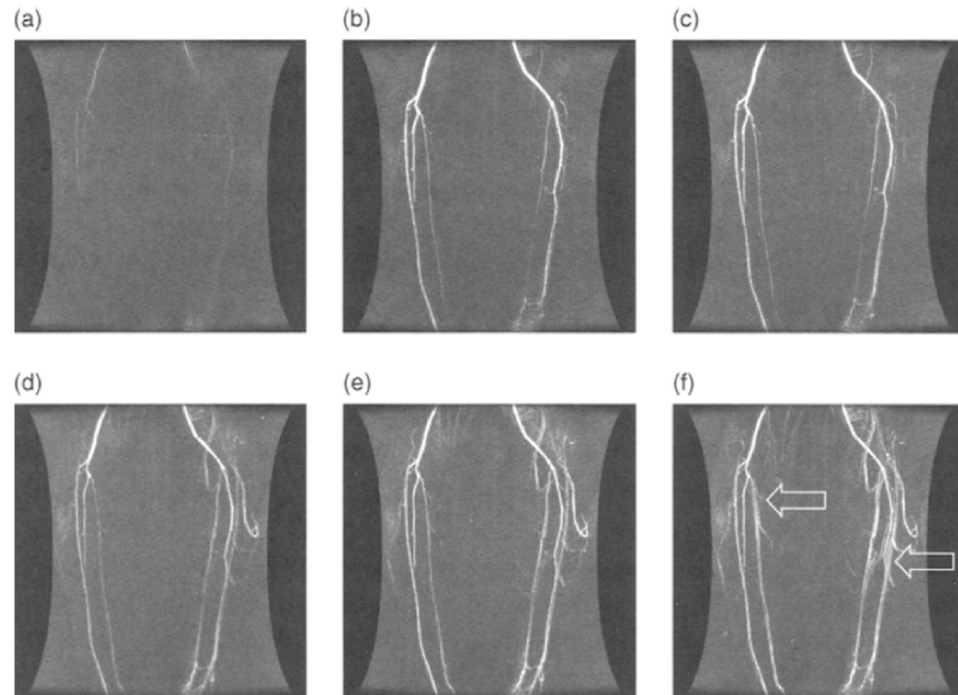
SA PERH, 1.5T Signa HDx, okt 2011

- Tracker uuritava anatoomia vahetusse läheduses
- Tracker mõõdab enda asukohtast aja jooksul signaali
- Kontrastaine kohalejõudmine suurendab signaali mida süsteem ka detekteerib
- Seejärel lülitab seade ennast automaatselt skaneerimisrežiimile



TRICKS meetod

- Time Resolved Imaging of Contrast Kinetics
- CEMRA multi-faasiline programm
- Kujutised kontrastaine dünaamikast nii arteriaalses kui venoosses faasis
- Mask faas
- Kontrastaine süstimine + skaneerimise alustamine samal ajal
- Rakenduspiirkonnad
 - Alakeha veresooned (reied, sääred, labajalg)
 - Intrakraniaalsed AVM'd ja aneürismid



Bernstein, King, Zhou, "Handbook of MRI pulse sequences", p394