

# MRT sekventsides

Uku-Laur Tali  
Radiologia 4. aasta

# Miks???

Enese harimine

Kasutatava kokkuvõtliku tabeli genereerimine

Sujuvam erialakirjanduse tarbimine

Radioloogi roll protokollide tekkimisel ja täienemisel - kui palju ikkagi peaks ka tehnilisest poolest aru saama?

Eelkõige enesele - kolmapäevaseminarina on raske omandatut edasi anda.

Kokkuvõttev tabel jooksvaks kasutamiseks.

Arusaamine kirjandusest: näiteks lause - Lühikese TE-ga sekventsides esineb magic angle artifact. Lühike TE on millistel? SET1/PD ja GRE

Või nt. - kaltsifikaadid on hästi nähtavad gradient-echo sekventsides.

## Lugemisoskused

Typical MRE sequences include single-shot T2 weighted images and balanced steady-state free precession (bSSFP) sequences performed in axial and coronal planes

fast spin echo axial non-fat saturated TIWI, the acquisition parameters for this pulse sequence were: 450/14 ms TR/TE, 3 mm slice thickness, 300–360 mm FOV (field of view) and 307 × 512 matrix. Axial non-fat-suppressed T2-weighted turbo spin-echo was performed by using the following imaging parameters 4500/97 ms TR/TE, 3 mm slice thickness and a matrix of 384 × 512.

Dynamic images were obtained in the axial plane with fat suppression using FLASH 3-D GRE-T1WI.

Igapäevaselt kasutame lihtsamaid termineid ja jaotust, kuid erialakirjanduses tuleb tihti ümber lülituda füüsikalisematele terminitele. Lisaks on kohati oluline ka sekventsilühendite taga olevat tausta mõista.



# Juttu tuleks

Füüsika meenutused

Sekventside olemuslik jaotus

Sekventside väljundid/kasutus

Terminoloogiat

Esmalt baas-sekventsid, hiljem ka spetsiifilisemat (kui jõuab)

Kohati olen eelistanud ingliskeelseid termineid, et hoida terminoloogiat piiritletumana. Ideaalis tahaks edastada füüsikalisi aluseid ja kliinilist poolt kombineerituna, et oleks miskit, mille alusel info kinnistuks (igapäevaselt puutub ainult kliinilise tähendusega kokku).

# Juttu pigem ei suunaks

Gradientmähistega seotud detailsele füüsikale

Fourier transformatsioonile

Kappa-ruumile

Elektroonikale

Ajapuudusel

# Mälu värskendamiseks

Spin - pöörlemine ümber vektori

Pretsessioon (Precession) - vektori võbelemine

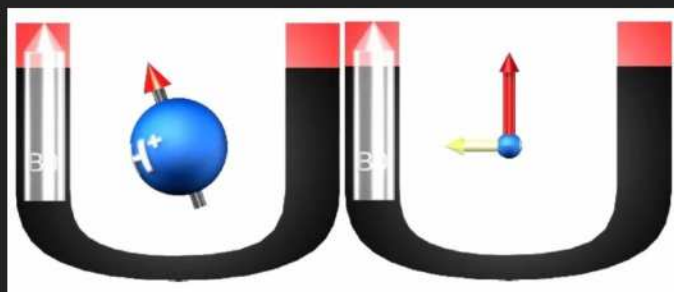
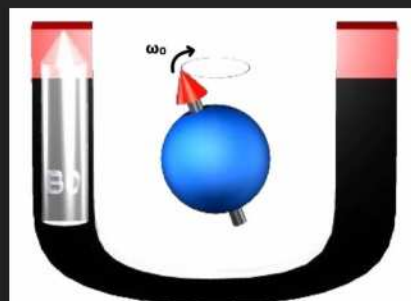
Larmori sagedus - pretsessiooni sagedus

$B_0$  - magnetvälja suund

Pöörleva prootoni magnetvektor

Jaguneb pikisuunaliseks (z) ja  
Ristisuunaliseks (xy) komponendiks

Makroskoopiline magnetisatsioon -  
Spinnivektorite summa



Pretsessiooni sagedus e. Larmori sagedus on sõltuv magnetvälja tugevusest

Distribution of Boltzmann

$$\frac{N_{up}}{N_{down}} = e^{\left(\frac{\Delta\varepsilon}{kT}\right)} = e^{\left(\frac{\gamma h B_0}{kT}\right)} \approx 1 + \frac{\gamma h}{kT} \cdot B_0$$

with :

$N_{up} / N_{down}$  = Proportion of parallel / antiparallel spins

$\gamma$  = Gyromagnetic ratio

$h$  = Planck's constant /  $2\pi$

$k$  = Boltzmann's constant

$T$  = Temperature (in Kelvins)

$B$  = Intensity of static magnetic field (Teslas)

Eesmärk näidata, et mida tugevam on magnetväli, seda rohkem on paralleelseid spinne ja vähem antiparalleelseid.



# MR

Magnetresonants - energia ülekanne spinni energia ja raadiosagedusliku laine vahel

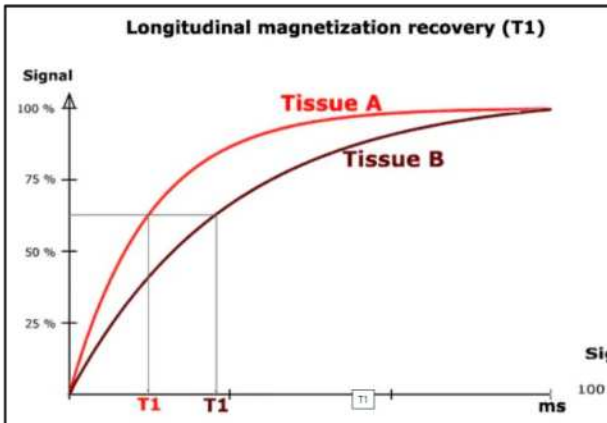
Aatomi eksitatsioon on RF laine neeldumine - põhjustab summaarse magnetvektori liikumist paralleelsest kuni anti-paralleelseks

Sõltuvalt RF laine tugevusest ja kestusest saadakse soovitud nurgaga magnetvektori muutus - tüüpiliselt 90 või 180 kraadi. (eksitatsioon)

Pikisuunaline magnetisatsioon - paralleelsete ja anti-paralleelsete spinnide suhe

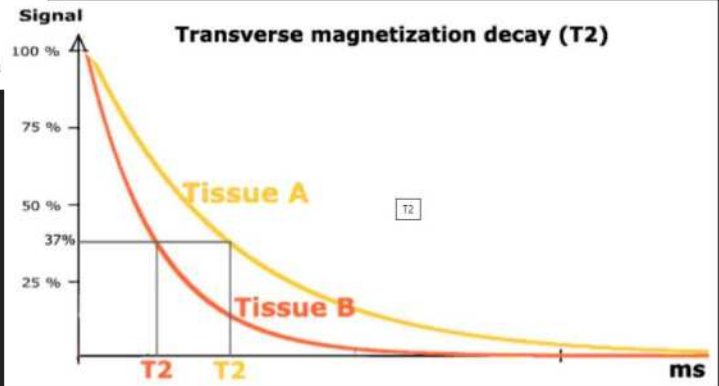
Ristisuunaline magnetisatsioon - spinnide (faasi) koherentsus (in-phase)

Mõned mõisted



Spin-lattice relaksatsioon  
Seda ei saa otseselt mõõta B0 magnetvälja tõttu

T2 = Spin-spin relaksatsioon  
T2 + magnetvälja inhomogeensused = T2\*  
Free induction decay (FID)



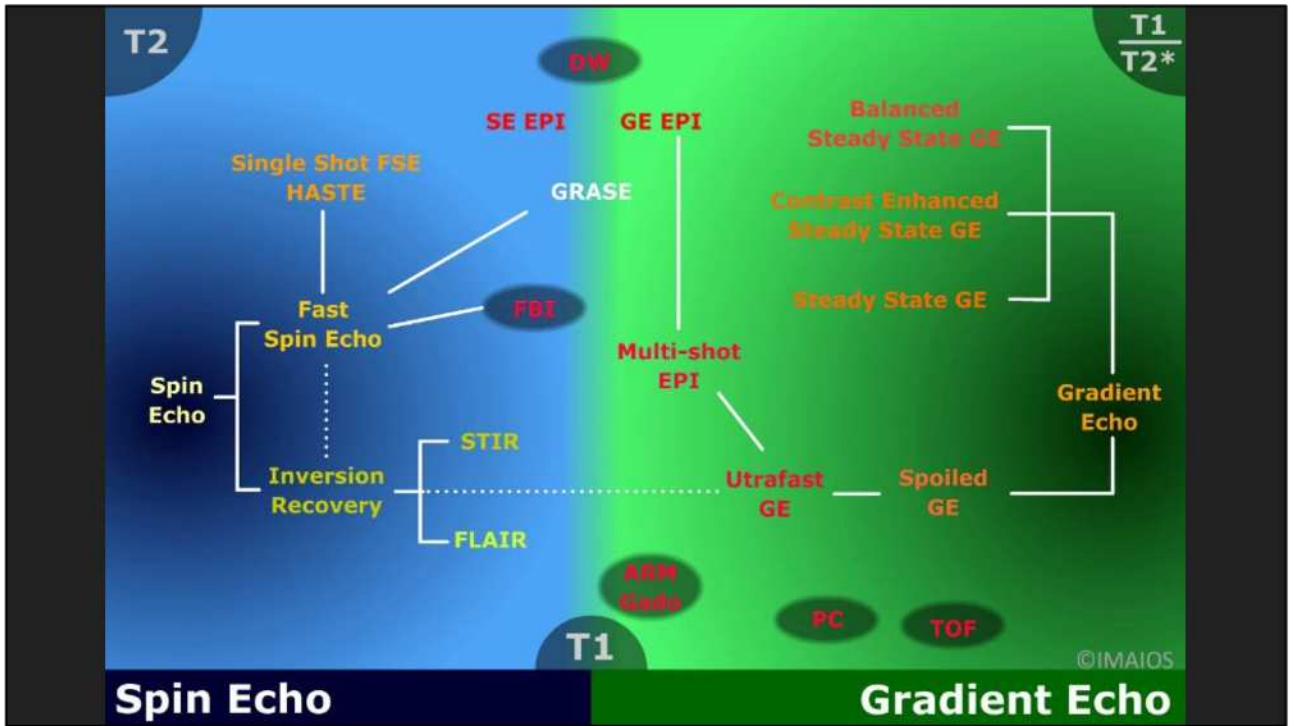
**Lattice - võre**

Spin-lattice relaksatsioon on olemuselt pikimagnetisatsiooni taastumine !!

Spin-spin relaks - spinnide vaheline juhuslik mõju (palju hetkelisi ja suvalise suunaga mõjusid!); olemuselt ristmagnetisatsiooni vähenemine

FID - eelkõige mõeldakse antud juhul siinusekujulise signaali kadumist (mõneti T2\* decay mõttes sünonüümne)

Magnetvälja inhomogeensused on püsivad (nt. Ferromagnetilised ained)



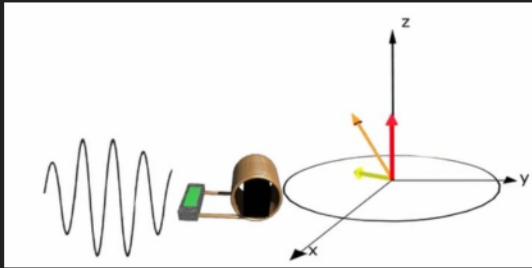
On kaks olulist sekventside 'perekonda' ja neid üritakski edasi täpsemalt lahata

# Spin-echo (SE)

Nii T1 kui ka T2 info tuleb saada ristisuunalise magnetvälja muutustest

SE sekventsides aluseks on 90 ja 180 kraadise eksitatsioonide vaheldumine  
- tagab puhta T2

T1 ja T2 kaalumise tugineb TR ja TE varieerimisel

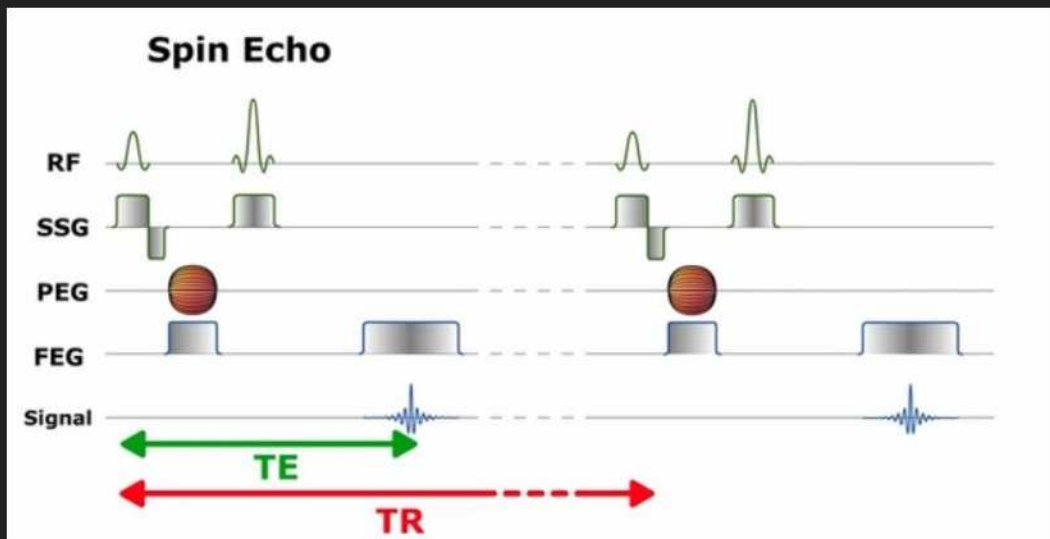


TR - time of repetition

TE - time of echo

180 kraadine eksitatsioon toimub ajahetkel  $0,5TE$

180 kraadine impulss 'pöörab' spinni ümber ning algselt dephasingut tekitanud staatilised inhomogeensused tekitavad vastandsuunalise phasingu - tekib rephasing ja sellest ka kaja

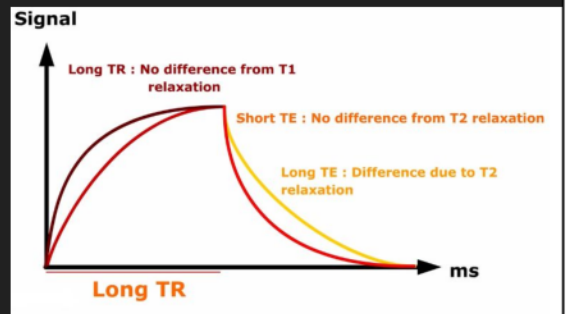
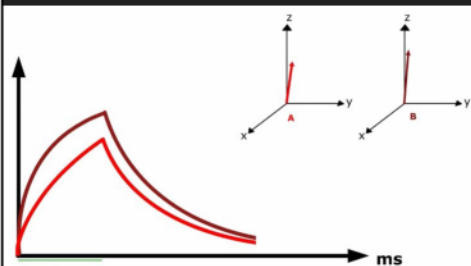


Kui võtta isoleeritud tsükkel, siis saame pmst ainult T2 erisuse. Selleks, et ka T1 mõju saavutada on vaja korduvaid tsükleid (ja et ka muid ruumalaühikuid saada)

# SE

Kui TR on lühike, siis ei ole uue impulsi ajal, eelneva eksitatsiooni tõttu pikimagnetisatsioon veel täielikult taastunud, mistõttu tekib T1 sõltuv magnetvektori vähenemine.

Kui TE on piisavalt pikk, siis annab ristimagnetisatsiooni langus T2 erinevused



Graafikutel on näitlikustamise huvides esimene pool pikimagnetisatsiooni taastumine ja teine pool ristimagnetisatsiooni kadumine.

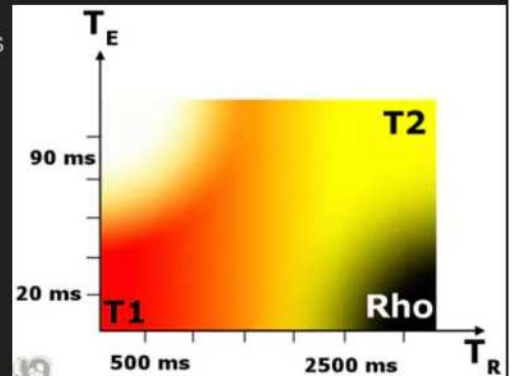
Kui pikimagnetisatsioon ei ole täielikult taastunud, siis on uue impulsi järel ristimagnetisatsioon väiksem.

# Parameetrid

- TE on alati lühem kui TR
- Lühike TR = enam-vähem keskmine T1, tavaliselt alla 500 ms
- Pikk TR = 3 x lühike TR, tavaliselt üle 1500 ms
- Lühike TE on tavaliselt alla 30 ms
- Pikk TE = 3 x lühike TE, tavaliselt üle 90 ms

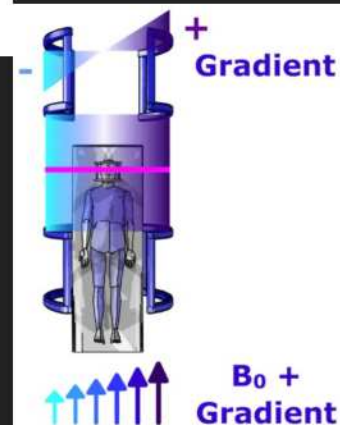
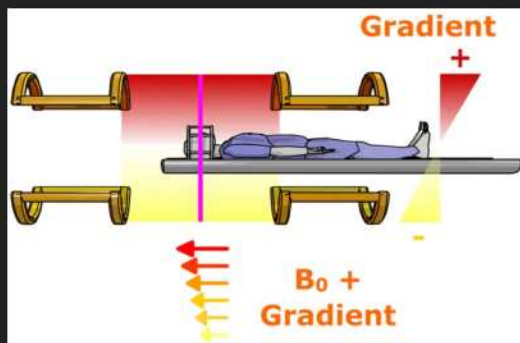
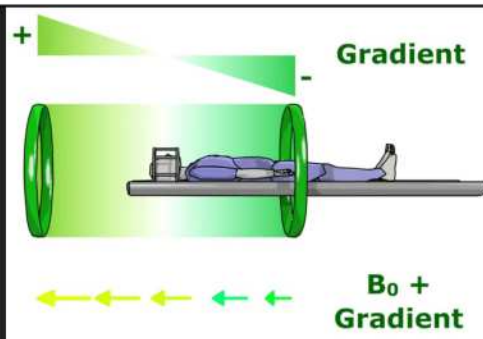
Sequence	TR		TE	
	Short	Long	Short	Long
SE	250-700	> 2000	10-25	> 60
GRE	< 50	> 100	1-5	> 10

	T1 (ms)	T2 (ms)
Water	3000	3000
Gray matter	810	100
White matter	680	90
Liver	420	45
Fat	240	85
Gadolinium	Reduces T1	Reduces T2



Oluline on mõistmine, et kujutistel on alati mingis osakaalus T1, T2 või PD komponenti.

# Gradientmähised



Pikemalt ei peatu, kuid meeldetuletuseks: ruumilise info tuvastamiseks tekitatakse kerged magnetvälja gradiendid.

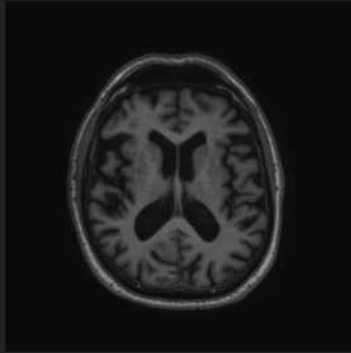


# Spin-echo (SE) T1

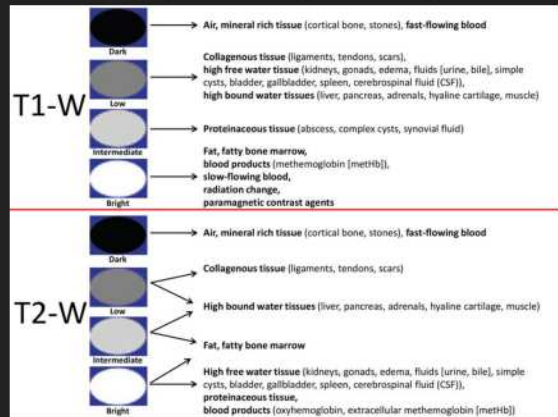
Klassikaline T1 sekvents

Anatoomia kuvamiseks (rasv vs. muu)

Lühike TR ja TE



	T1 (ms)	T2 (ms)
Water	3000	3000
Gray matter	810	100
White matter	680	90
Liver	420	45
Fat	240	85
Gadolinium	Reduces T1	Reduces T2



Kõigil tootjatel on lühendiks SE.

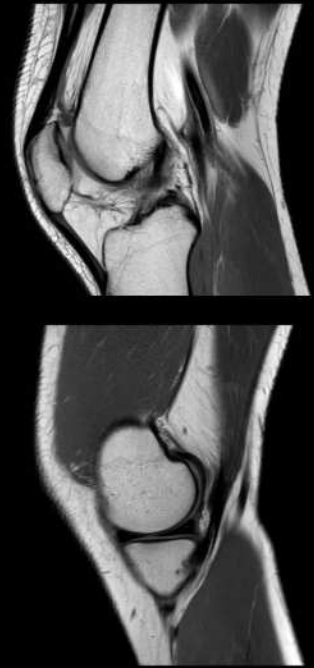
Samas päris tavapärasest SE sekventsist väga ei kasutata - aeglane.

## Spin-echo (SE) PD

Pikk TR, lühike TE

Nagu nimigi ütleb, siis näitab prootonite tihedust  
(igasugused T1 ja T2 aegade mõjud signaalile on  
minimeeritud)

Kliiniliselt annab hea eristuse vedeliku,  
hüaliinkõhre ja fibrooskõhre vahel



Liigeste kuvamine (menisk on fibrooskõhrest)  
Ajalooliselt ka aju kuvamine, kuid see on asendunud FLAIR-iga.

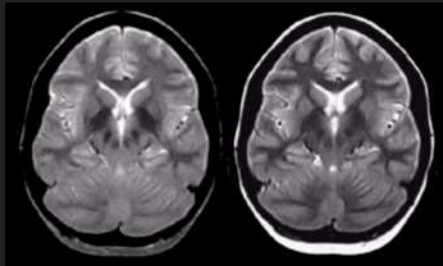
# Spin-echo (SE) T2

Pikk TR ja TE

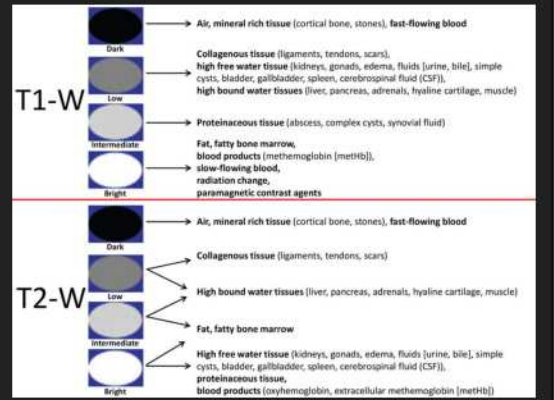
On ajamahukas (pikk TR)

Kliiniliselt eriti kasutust ei leia

Kudedel standardsed T2 signaalitugevused.



	T1 (ms)	T2 (ms)
Water	3000	3000
Gray matter	810	100
White matter	680	90
Liver	420	45
Fat	240	85
Gadolinium	Reduces T1	Reduces T2



Rasv on standardselt T2 hüpo

# Multi-slice SE, Fast SE, Multi-echo SE

SE uuringute kiirendamise meetodid

Multi-slice: TE ja TR vahelise 'vaba' aja jooksul korjatakse signaale teistest lõikudest (multi-slice, simultaneous excitation, POMP, Dual-slice, QuadScan).

Multi-slice puhul on oluline hoiduda cross-excitation ja cross-talk artefaktidest

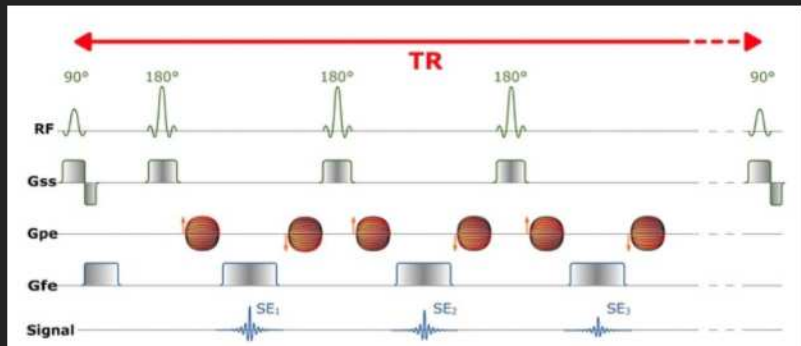
## Fast SE e. Turbo SE (FSE/TSE)

Uute andmepunktide täitmiseks kogutakse ühe TR jooksul korduvate 180 kraadiste eksitatsioonide abil mitmed kajasignaalid, mis vastavate faas-kodeeritud gradientide muutmisega lokaliseeritakse teistesse lõikudesse.

+ kiirus

- väiksem signaal/müra

- T1 kujutistel on 'tõene' ainult prioriteetne osa (pikenenud efektiivne TE)

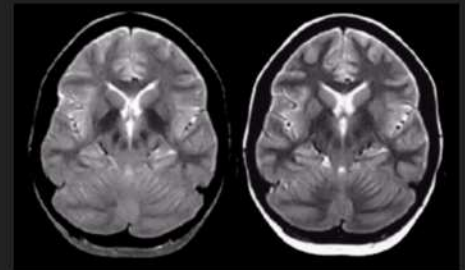
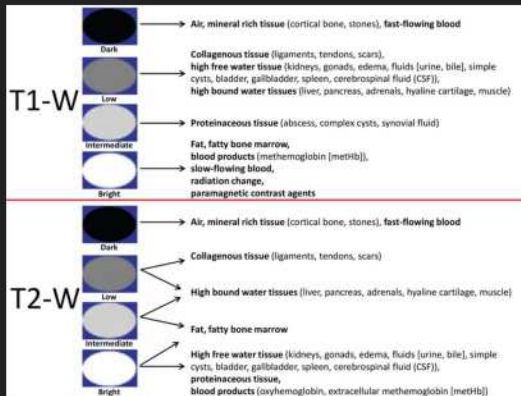
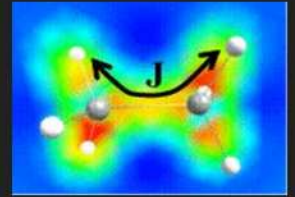


T1 puhul on korrektne TE ainult k-ruumi keskel - servmistel aladel on juba kajasignaalid pikem TE-ga ja seetõttu rohkem T2 tüüpi.

# FSE T2

Laialdaselt kasutusel T2 kujutiste saamisel

Rasv on hüperintensiivne - J-coupling efekt inhibeeritud



Selle sekvensi tihe 180 impulsside olemasolu segab rasva prootonite vahel J-coupling efekti toimimist ja sellega pikendab T2 aega (hüperintensiivsem)

# FSE T1

Äärmised uuringukihid:

suurema efektiivse TE ajaga - rohkem T2  
suurema müraga

Tihti siiski ajavõit on olulisem

Mõnevõrra suurem kasu nt. selja uuringutel -  
uuringu tasapind sagitaalselt ja  
lülisammas püsib suhteliselt tsentraalsel



Tartus kah palju kasutusel

## 3D FSE

Isotroopne voksel (nt. 0,6mm)

T1, T2, PD, FLAIR

Kõrge resolutsiooniga, ühtlaste kujutiste saamine komplekse anatoomiaga piirkondades (aju, keskkõrv, liigesed, MRCP)

Alternatiiv 2D-le (lülisammas, vaagen)

Rohkelt erinevaid kiirendavaid meetmeid, tulemuseks u 5-10 min

VISTA, SPACE, CUBE, isoFSE, 3D MVOX



Oluline on lihtsalt, et ka SE sekventsidel on 3D võimalus - tootjate poolt antud konkreetsed nimetused

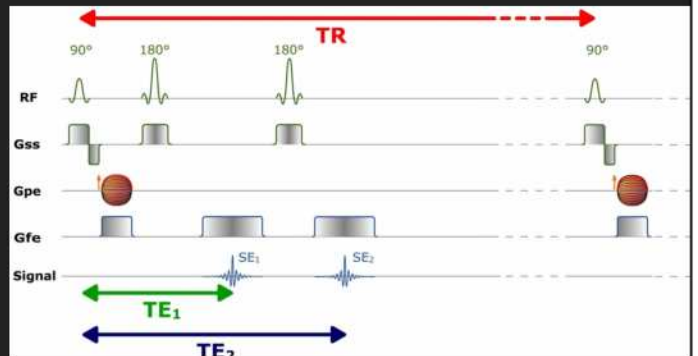


# Multi-echo SE

Ühe TR jooksul antakse uus 180 kraadine impulss ning saadakse uus kajasignaal, mis on nüüd pikema TE ajaga ja seega rohkem T2.

Sellega saadakse näiteks korraga samast kihist kaks erinevalt kaalutud kujutist (tüüpiliselt PD ja T2).

Eelnevaid meetodeid saab ka kombineerida



Multi-SE, MS

# Ultrafast SE

FSE meetodi viimine 'piirajasse' - single shot

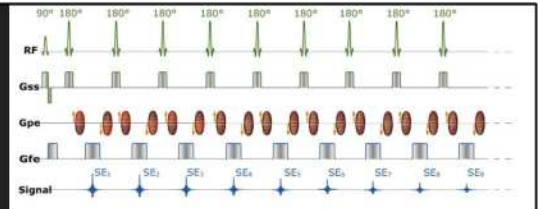
Tulemuseks on pikk efektiivne TE ehk tugevalt T2 kaalutud kujutised

+ lühike uuringuaeg, üks kiht alla sekundi

- 'nõrkadest' (hilised) kajadest tingitud müra võimendumine (pilt hägune)

Kliiniliselt sobilik vedelikuga täitunud struktuuride uurimiseks (nt. MR-kolangiograafia, MR-urograafia).

SSH-TSE; UFSE; SSTSE; HASTE; SS-FSE; FSE - ADA; (Super)FASE (DIET)



Üks näide echo-planar kujutisest.

Ka scout pildid, kui vaja liikumisartefakte vähendada (mitte hingamispeetus, loode ....)

T1 kaalumist saab eelneva inversioonpulsiga.

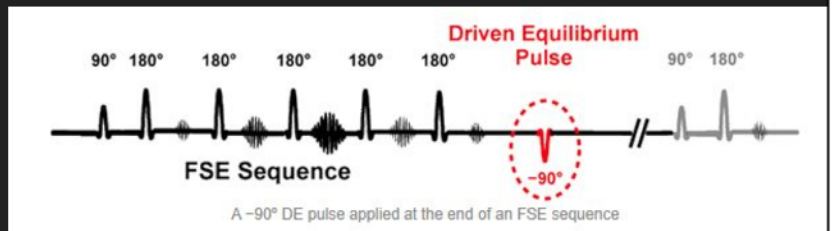
# Driven equilibrium (fast recovery) pulse

Kasutatakse tegelikult suvalise MR sekventsiga puhul

Levinud FSE sekventsiga korral

Kasutatakse korduse lõpus  $-90^\circ$  "flip-back" pulssi, mis taastab pikimagnetisatsiooni

Tulemuseks säilib T2 mõju lühema TR korral.



Lühem TR tähendab, et sekvents on kiirem

## Driven equilibrium (fast recovery) pulse

Tugevalt T2 kaalutud kujutised - vedelikuga täitunud struktuurid

Kiirendab FSE uuringut (saab lühema TR)

Seljaaju kuvamisel, MR urograafia, MRCP

Vähem vedeliku liikumisest tingitud artefakte

DRIVE, RESTORE, FRFSE, Driven Equilibrium FSE, FSE T2 puls



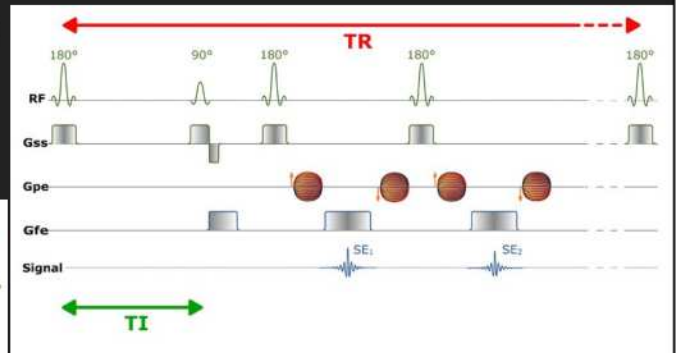
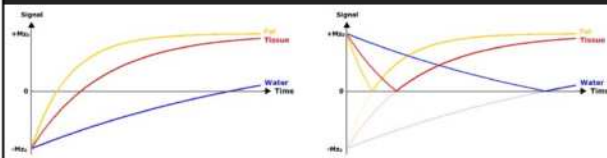
Lisaks loetakse osaliselt spin-echo perekonda veel BOLD sekvents, mis on kasutusel funktsionaalses MRT-s (sellest siis hiljem, kui jõuab)  
Siis on sellega peamised SE sekventsid üle käidud.  
Kordamiseks - oluline on, et tegemist on puhta T2-ga ning suhteliselt ajamahukad sekventsid, kuid hea homogeense pildiga.

# Inversion recovery (IR)

(SE) sekventsile eelnevalt antakse 180 kraadine impulss kindlale koele sobival T1 ajal (time to inversion), mille puhul saab TE ajal selle konkreetse koe signaal 'nullitud'

Tugineb kudede T1 aegadel (määrav on ainult pikimagnetisatsiooni taastumine)

STIR ja FLAIR



IR on mõeldav ka mitte-SE sekventsile eelnevalt. Nt. STAIR-UTE - on GRE sekventsile eelnev vee supressioon, kus on tugeva signaaliga müeliini prootonid (hea MS kuvamisel)

# IR

+ kindla koe signaali eemaldamine laiendab võimalike saadavate kujutiste hulka

Kui kujutistel kasutatakse absoluutse signaali hulka, siis panustavad ka pika T1 väärtusega koed nõ. T2 kaalumisele.

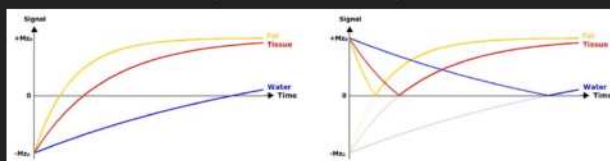
Saab kasutada tugevalt T1 kaalutud kujutiste saamiseks. (hea kontrast)

+ vähetundlik välja inhomogeensustele

- uuringuaeg pikeneb

- võimalik suurem müra ja voolu-artefaktide teke

- supressioon ei ole spetsiifiline - rasva supressiooni mitte kasutada kontrastainega



Tüüpiliselt kombineeritud FSE/TSE meetodina.

IR rõhutab kõigi sekventside kontrasti

# STIR

short tau inversion recovery

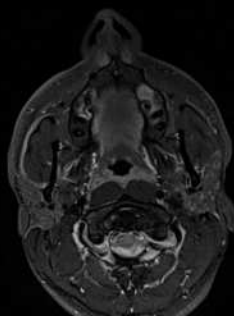
Lühikese T1 ajaga koed supresseeritud

Kontrastainet ei saa kasutada -  
oht supresseerida ka kontrasteerumist

Kliiniliselt turse esile toomiseks

Vesi on hüperintensiivne  
(negatiivne pikimagnetisatsioon)

Sobilik nt. proteeside korral

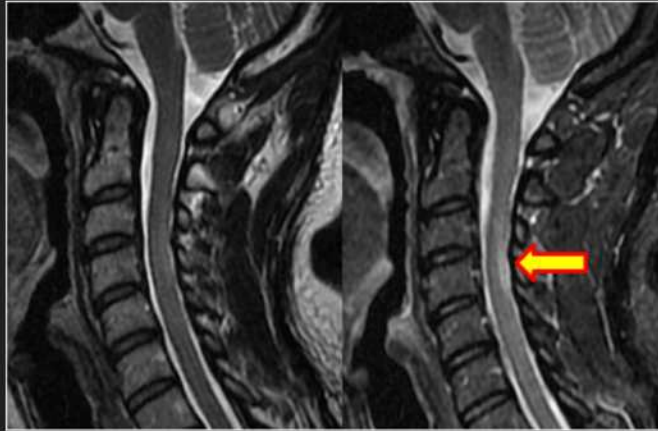


PD-SPIR

Tihti MSK kasutus. Proteesid on rõhutatud jällegi SE omaduse tõttu (vähe inhomogeensuse mõjutust)

# STIR

Kohati kasulik nõ T1 ja T2 mõju summeerumine



Pildil MS kolde esiletulek STIR kujutisel. Vasakul on SE T2 kujutis.



# FLAIR

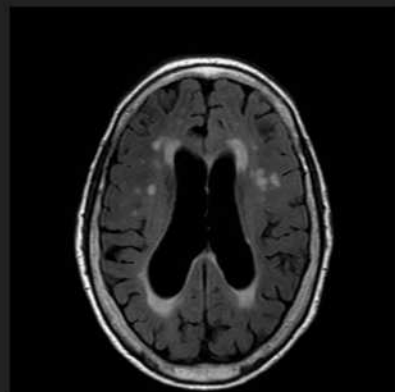
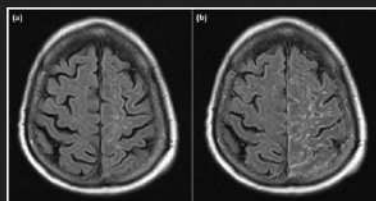
fluid attenuated inversion recovery

Sagedamini kasutusel T2-FLAIR (T1-FLAIR on alternatiiv tavalisele T1-le)

Eelkõige kasutusel aju kuvamisel (liikvor must)

Toob hästi esile KNS koldeid.

Post-kontrast FLAIR - leptomeningeaalsed haigused



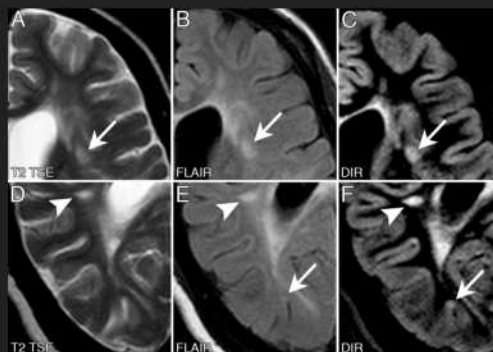
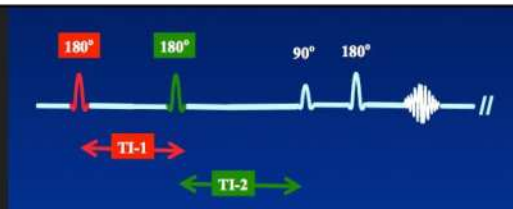
Tüüpiliselt alati FSE või TSE FLAIR

Kontrasteerumise kasutamine võimalik, sest jällegi T1 ja T2 signaali summeerumine (jääb intensiivne)

# DIR - double IR

Kaks ennetavat 180 kraadist impulssi kahel erineval TI hetkel

Näiteks vesi+valgeaine supressioon (MS kolded)



Kohati kasulik ka epilepsia pea protokollides

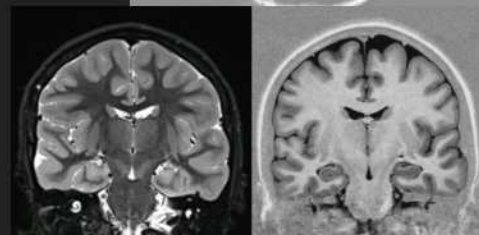
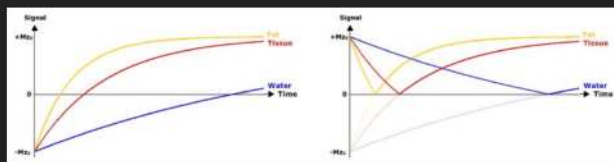
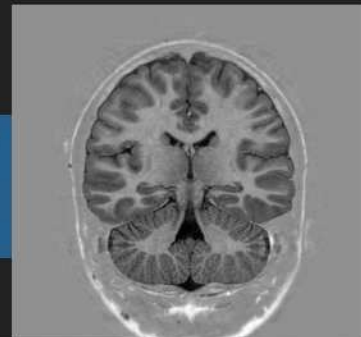
# Phase-sensitive inversion recovery (PSIR)

Kujutisel kajastatakse nõ 'tõesed' IR sekvenssi väärtused kogu negatiivne->positiivne amplituud

Taust jm signaali puudumine on keskmise intensiivsusega (hall)

- Cannot use PSIR for selective tissue suppression
- Slightly longer imaging time
- More artifacts

Tugevalt T1 kaalutud kujutised ja hea kontrast  
Nt. epilepsia protokollis hall- ja valgeaine eristus



Real-IR, True-IR  
Edasi juba GRE perekonna juurde

# Gradient echo (GRE/FFE/GR/FE)

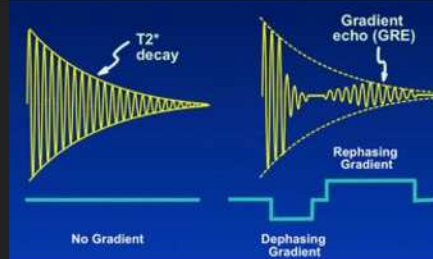
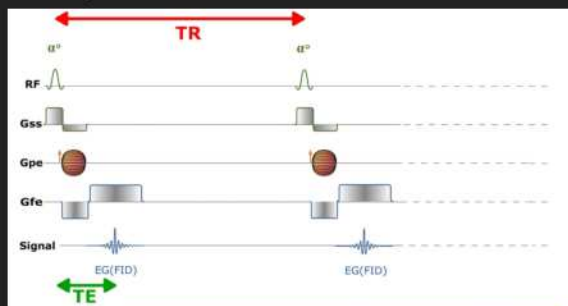
Oluline erinevus SE sekventsist:

Ergastav pulss alla 90 kraadi

Puudub 180 kraadine 'rephasing' pulss

Lühikesed TR/TE ajad - lühem uuringuaeg

Ristimagnetisatsiooni kadumine on  $T_2^*$  sõltuv  
(sh. vastavad artefaktid sagedasemad)



Field echo/fast field echo

$T_2^* = T_2 +$  staatilised magnetvälja inhomogeensused

Dephasing gradient (tehislik inhomogeensus) kiirendab spinnide faasist väljaminekut ning sellele järgnev rephasing gradient pöörab selle protsessi ümber - tekib tehislik kaja ( $T_2^*$  decay on mõjutamata)

# Dual (multi) echo GRE

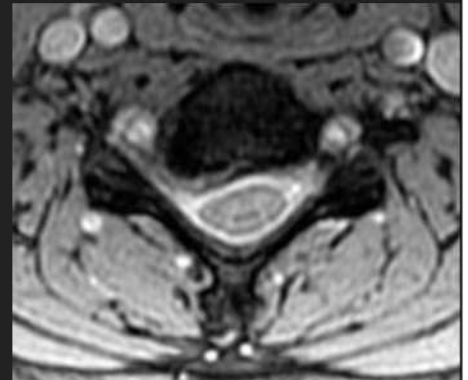
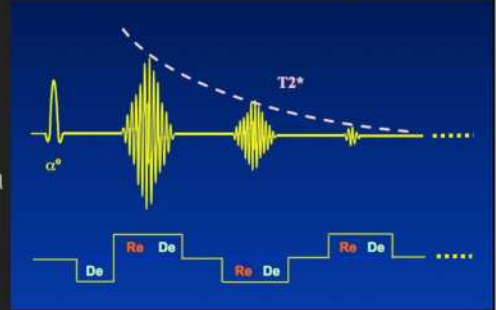
Gradientide põhjustatud kajasid saab tekitada sama ergastuse järel ka mitmeid (dual/multi-echo GRE).

In-phase-out-phase kujutiste saamine

Sulandatud kujutis - nt. seljaaju kuvamisel

MERGE (GE), MEDIC (Siemens), or M-FFE (Philips)

Spoiled GRE



Vahepalaks.

IP-OP - räägib hiljem

Sulandatud (kolm või enam) mitme TE-ga kujutis nt. Seljaaju kuvamisel kaotab hästi CSF voolust tingitud artefaktid.

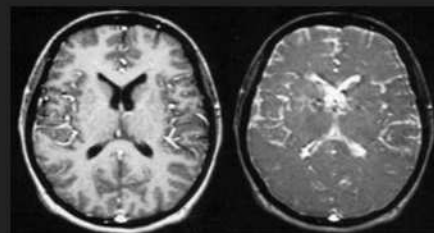
Kohati ka MSK rakendust

## GRE jaguneb kaheks

Spoiled GRE - 'vanad' ristimagnetisatsioonid (sh kajad) eemaldatakse

Steady state GRE - 'vanad' ristimagnetisatsioonid säilivad

TR võib GRE puhul olla nii väike (väiksem kui T2), et ristimagnetisatsioon ei ole uue ergastuse ajaks veel jõudnud kaduda.



Pildil on spoiled vs non-spoiled kujutis (muud parameetrid samad)

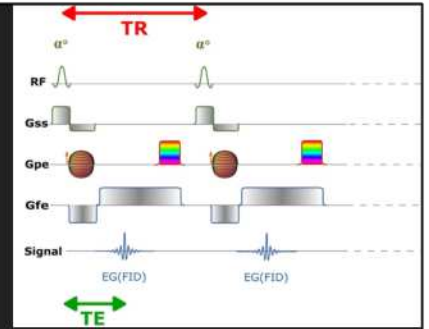
# Spoiled GRE

Spetsiaalsete gradientide ja/või RF pulssidega (spoilers) elimineeritakse jääk-ristimagnetisatsioonid

T1 kaalumise sõltub TR-st ja ergastusnurgast (flip angle): suurem nurk = rohkem T1 kaalutud

T2\* kaalumise sõltub TE-st: pikem TE = rohkem T2\*

PD efekt on alati taustaks



Spin-density effects are always present

Identical to term in SE equation. Short TR increases T1 weighting

$$Signal = K \cdot [H] \cdot \frac{\sin \alpha \cdot (1 - e^{-TR/T1})}{1 - (\cos \alpha) e^{-TR/T1}} \cdot e^{-TE/T2^*}$$

When α is small, cos α ≈ 1 so the (1 - e<sup>-TR/T1</sup>) terms cancel, removing T1 effects, resulting in [H] and T2\* weighting. Increasing α progressively increases T1 weighting

T2\* weighting accentuated by long TE

Vikerkaared on spoilerid

PD - proton density, väiksem flip-angle annab rohkem PD kujutise

# Spoiled GRE

Sequence	TR		TE	
	Short	Long	Short	Long
SE	250-700	> 2000	10-25	> 60
GRE	< 50	> 100	1-5	> 10

Desired Image Contrast	Parameter Selection	Reason
T1-Weighting	Short TR (5-10 ms) Short TE (2-5 ms) Intermediate $\alpha$ (30-50°)	T1 contrast would theoretically be better with $\alpha = 60-90^\circ$ , but signal would be weak because far from Ernst angle; $\alpha = 30-50^\circ$ is compromise for good signal and T1-weighting at short TR values
[H]-Weighting	Long TR (100-400 ms) Short TE (2-5ms) Small $\alpha$ (5-20°)	Long TR and small $\alpha$ minimize T1 weighting; short TE minimizes T2* effects
T2*-Weighting	Long TR (200-800 ms) Long TE (20-50 ms) Small $\alpha$ (5-20°)	Long TR and small $\alpha$ minimize T1 weighting; long TE maximizes T2* effects.

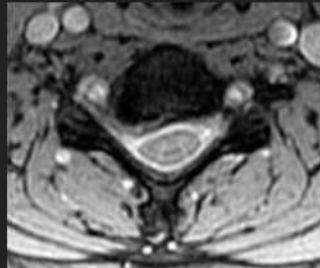
Paremal nurgas võrdlustabel. Kui tekib küsimus mõne sekventsi 'perekonnast', siis on uuringu parameetrites (tööjaama nurgas) TE ja TR tihti olemas.



# Spoiled GRE

Väga laialdane kasutus T1, T2\* ja PD kujutiste saamiseks

Oluline 3D kuvamises



Spoiled T2\* GRE



3D T1

Paremal Tartu pilt

## Ultrafast spoiled GRE

Väike flip angle, lühike TR - saab kiire sekvents - samas on tagasihoidlik T1 kaalumine

Et saada ka head T1 kujutist - rakendada eelnevat 180 kraadist inversioon pulssi (IR)

Et saada T2 kujutist (mitte T2\*) - rakendada eelnevat SE tüüpi 90-180 kraadist pulssi

Kiiruse tõttu on kasutusel nt. uuringutel, kus pt ei suuda hinge kinni hoida.

PERHis ja Pärnus on kasutusel nt. Koos Dixon meetodi ja kontrastainega.

# Steady-state GRE

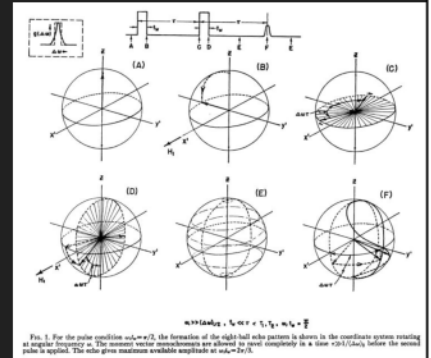
Hahn echo - korduv 90 + 90 kraadine ergastus tekitab olemuselt samasuguse spin-echo kaja nagu 90+180, kuid antud juhul on kaja tugevus väiksem.

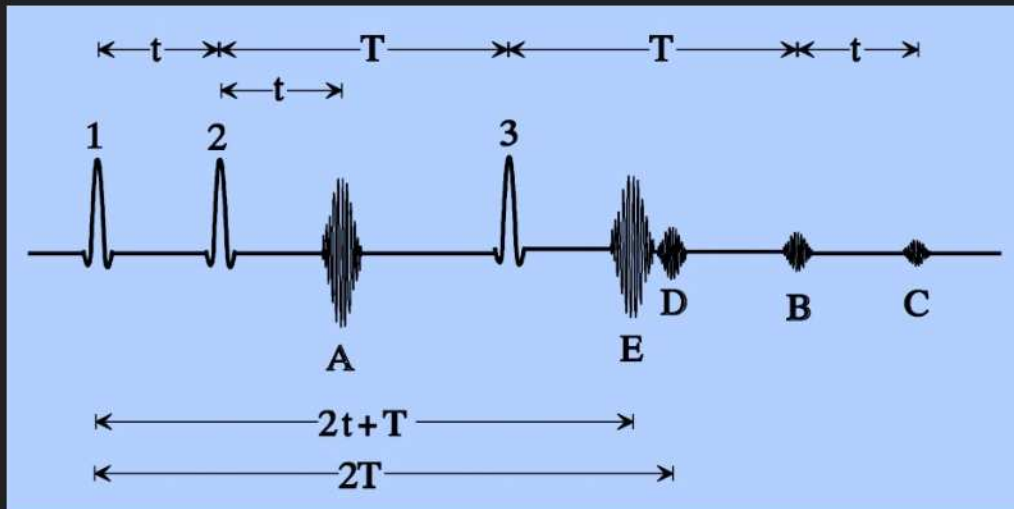
Hahn echo (SE) summeerub ergastusimpulssidest lähtuva ristmagnetisatsiooniga.

3 järjestikuse ergastus-impulsi järgselt tekib veel ka stimulated echo (STE), mis samuti summeerub teistega

SE tekib T2 komponendi alusel

STE tekib T1+T2 komponendi alusel





SE tekib T2 komponendi alusel (A)

STE tekib T1+T2 komponendi alusel (E)

A, B, and C are primary "conventional" spin (Hahn) echoes produced by each possible pair of RF-pulses. Specifically, echo A results from pulses 1&2, echo B results from pulses 2&3, and echo C results from pulses 1&3.

Echo D is called a **secondary spin echo** and results from the spins in echo A being acted upon by RF-pulse #3

# Steady state GRE

Standardse SSGRE korral:

Tühistatakse faasi kodeerimine iga korduse järel

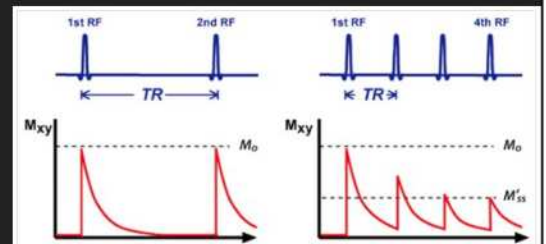
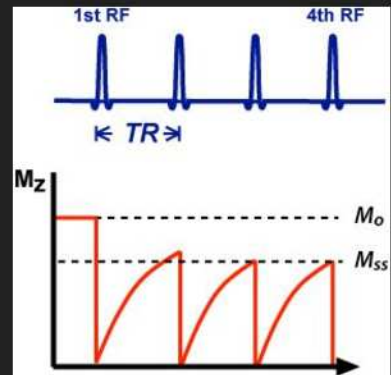
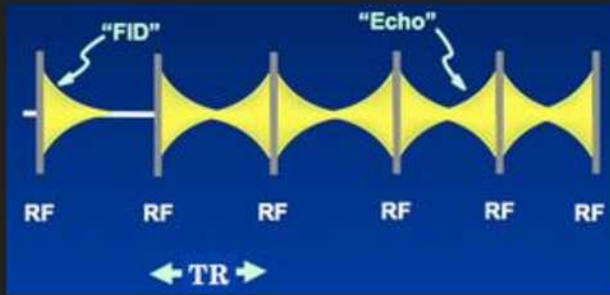
Salvestatakse ainult FID-le vastav signaal (ilma summeeruvate kajadeta)

Vee signaal ei erista kujutiste kaalu nagu seda saab eristada SE sekventsides: SSGRE puhul võib vesi olla samaväärselt intensiivne SD, T2\* ja T2/T1 sekventsides.

FID-free induction delay - spinnide koherentsuse otsene kadu ehk pmst T2\*  
Kajade summeerumise tõttu ei ole enam selget T1 või T2 kaalumist vaid on nende väärtuste suhe.

# Steady state free precession

Lühikese TR puhul ei jõua pikimagnetisatsioon taastuda ja ristmagnetisatsioon kaduda - mitme TR järgselt tekib mõlema magnetisatsiooni osas küllastumine (saturation).



# SSFP GRE

Parameter	Action of Imaging Parameter	Image Contrast Created
Repetition time (TR)	Determines whether a SSFP is permitted to exist	TR long → steady state is spoiled TR short → steady state may exist, provided it is not spoiled by motion or gradients
Echo time (TE)	Controls sensitivity to T2* effects	TE long → more T2*-weighting
Flip angle ( $\alpha$ )	Controls degree of mixing between transverse and longitudinal steady-state components	Small $\alpha$ → [H]-weighting Large $\alpha$ → T2/T1-weighting

Parameetrite mõjud, võrreldes spoiled GRE-ga on suur  $\alpha$  - enam T2/T1 suhe

# Steady state free precession GRE

SSFP-FID: signaalijadast salvestatakse dephase-rephase gradientide abil eelkõige FID (S+) kajasid

SSFP-Echo: signaalijadast salvestatakse dephase-rephase gradientide abil eelkõige SE/STE (S-) kajasid

SSFP-Double: signaalijadast salvestatakse dephase-rephase gradientide abil eraldi FID (S+) kajasid ja seejärel SE/STE (S-) kajasid mille järgselt need kombineeritakse

SSFP-Balanced: signaalijadast salvestatakse dephase-rephase gradientide abil samaaegselt FID (S+) ja SE/STE (S-) kajasid

Need on koherentsed SSFP sekventsid

Olulisemad on esimene ja viimane.

Teine - eriti kliinilist kasutust ei ole, Kolmas - enam-vähem nagu viimane, kuid tagasihoidlikumalt levinud



# SSFP-FID

Salvestatakse FID kajad

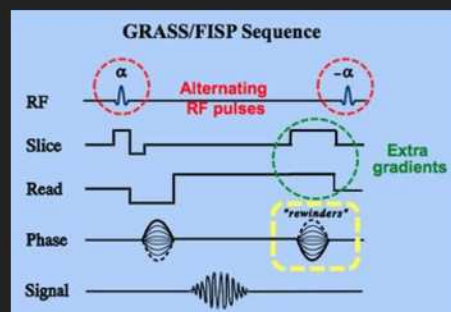
SE/STE eemaldatakse vastavate gradientidega

Eelkõige T2\* kujutiste saamine

Antud meetod tavasekventsude saamisel kliiniliselt asendunud SSFP-balanced versioonidega

Oluline TOF kujutiste saamisel

FFE, FISP, MPGR, GRE, TRSG, FE



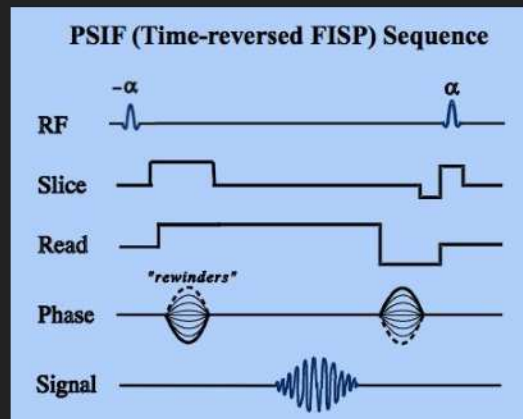
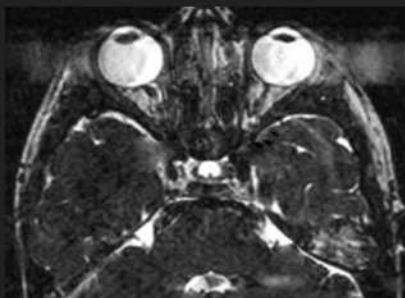
TOF-iga seotud teemat veel ka hiljem

# SSFP-echo

Signaalijadast salvestatakse dephase-rephase gradientide abil eelkõige SE/STE (S-) kajasid

Tugevalt T2 kaalutud kujutised

Rohkelt artefakte - enam eriti kasutuses ei ole



although some recent publications suggest that with modifications they may be useful for peripheral neurography, diffusion imaging, and black blood angiography

# SSFP-balanced

Signaalijadast salvestatakse dephase-rephase gradientide abil samaaegselt FID (S+) ja SE/STE (S-) kajasid

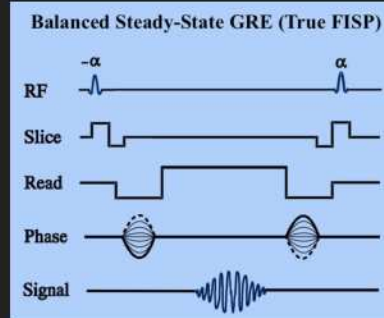
Antud sekvents käitub nagu SE sekvents: signaal tugineb rohkem T2 väärtusele (mitte T2\*)

Signaalitugevus sõltub T2/T1 suhtest.

Vedelik ja veri on hüperintensiivsed

Kardiovaskulaarne MRI, MR tsisternograafia/müelograafia, MR urograafia, MR enterograafia

Balanced, FFE, True FISP, FIESTA, BASG, True SSFP



Tissue	T2/T1
Muscle	0.05
Liver	0.08
Brain	0.11
Fat	0.30
CSF/Fluids	0.70

See sekvents tahab saada head ühtlast magnetvälja ja võimekaid gradientmähiseid - seetõttu on alles hiljuti muutunud see sekvents laiemalt kasutatavaks. Võivad tekkida band-like artefaktid.

Tartus nt. Keskkõrva ja kraniaalnärvide kuvamisel

# Susceptibility weighted imaging (SWI)

Ajalooliselt tavaline T2\* kaalutud GRE.

Moodsal ajal aga on sellele lisandunud faaside toorandmete töötlemine, mille käigus saadakse filtritud faas-kujutised. Nende põhjal genereeritakse SWI kujutis.

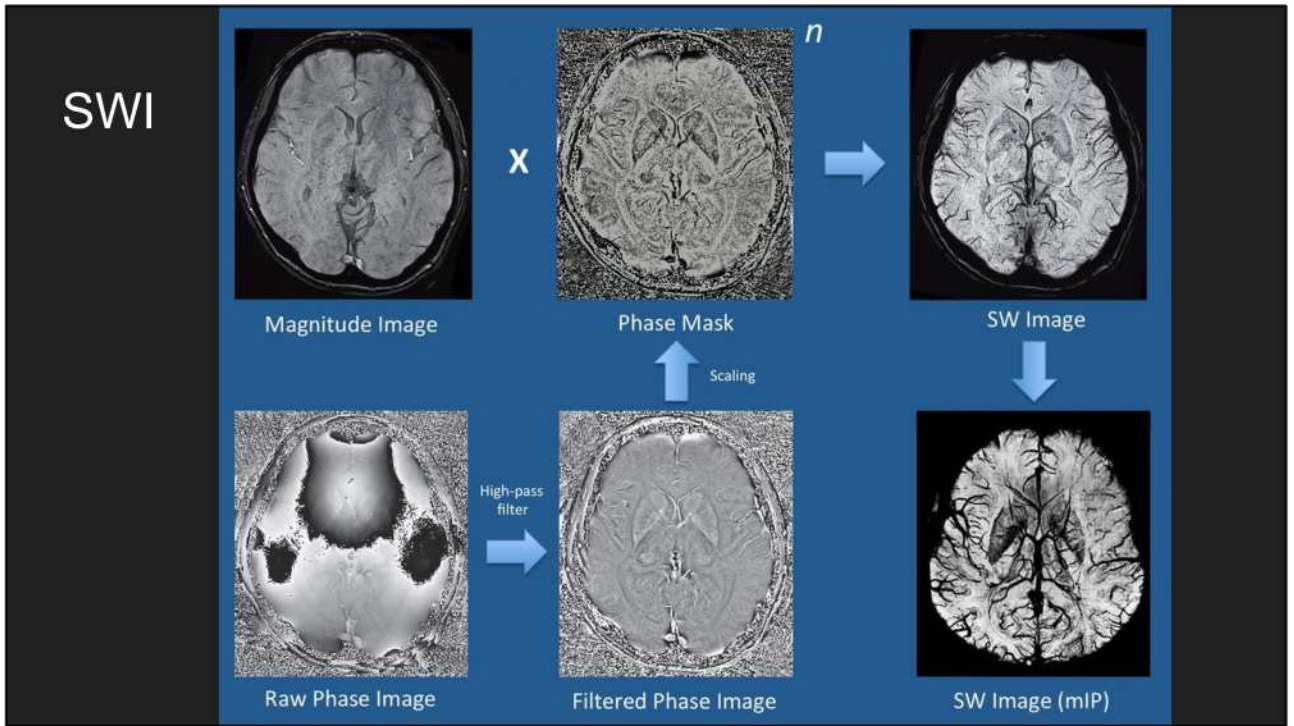
Algne sekvents enamasti 3D GRE  
(TR 25-50ms, TE 20-40ms, FA 15-20 kraadi)

Töötluse peamine kasu seisneb nt. kaltsiumist tingitud inhomogeensuste kaotamises - kujutisele jääb ainult ferromagnetiliste ainete poolt põhjustatud inhomogeensus.



Kaltsium on diamagneetiline, raud on paramagneetiline.

Biooloogiliselt on määrav just raud (veri) aga pmst on paramagneetilised ka nikkel, koobalt



Magnitude image on enam-vähem PD kujutis.  
 Phase kujutistel on kaltsium ja raud vastupidise signaaliga.

# SWI

Kasutusel eelkõige verekomponentide tuvastamisel aju uuringutel, kuid järjest enam ka mujal piirkondades.

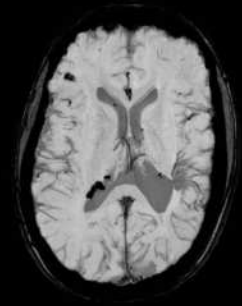
Siemens - SWI

GE - SWAN (Susceptibility Weighted ANgiography)

Philips - SWIp (SWI-phase, formerly called VenobOLD),

Hitachi - BSI (Blood Sensitive Imaging)

Canon - FSBB (Flow Sensitive Black Blood).



# Hybrid echo

SE ja GRE kombinatsioon, kus ühe SE impulsside järgselt salvestatakse mitmed gradient-kajad ja ka spin-kaja

Vastavalt parameetritele saab mõjutada T2 ja T2\* osakaalu kujutises.

Ei ole eriti laialdast kliinilist kasutust leidnud.

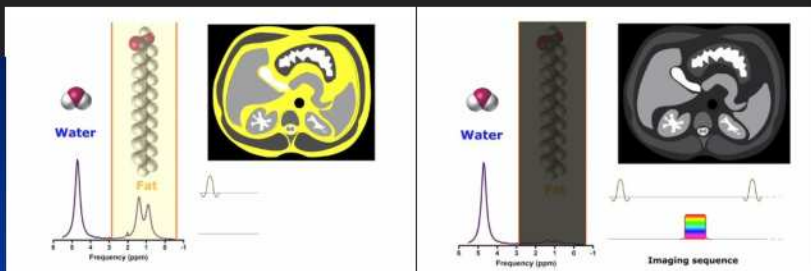
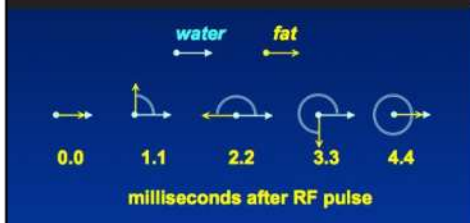
Alternatiiv EPI sekventsidele perfusiooni või kõrge resolutsiooniga 3D kuvamisel

TGSE - turbo gradient spin echo, GRASE - Gradient And Spin Echo

# Rasva supresseerimine

STIR (kirjeldatud eelnevalt) - T1 SE alusel

RF selektiivne supresseerimine (keemiline nihe) - vee-rasva protonite erinev resonantssagedus





# Keemilise nihke meetodid

In-phase/Out-phase kujutised

Dixon meetodika

Fat-saturation

Vee-eksitatsioon

Keemiline nihe siis kõik muu peale STIR-i

# IP-OP

Vee ja rasva prootonitel on erinevad resonantssagedused

Kui ajastada kujutise saamise signaal kahel sobival ajahetkel (TE), siis saab kujutise, kus vee ja rasva prootonid on faasis (in-phase) või mitte (out-phase)

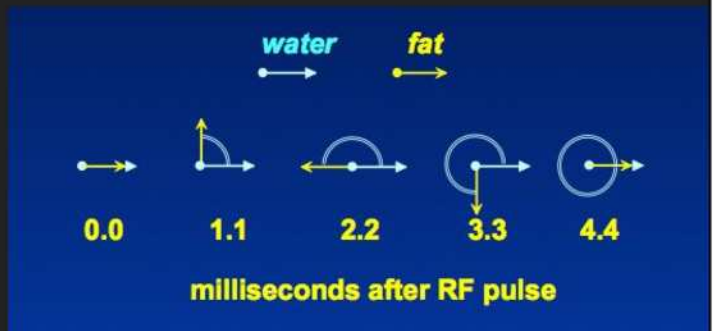
1,5T TE:

2.2, 6.6, 11.0 msec - out-of-phase

4.4, 8.8, etc. msec - in-phase

Kasutusel GRE sekventsidel

TE alusel T1 kaalutud



Kasutatakse nt dual-phase GRE puhul (multi-phase GRE) (saab võtta õigetel TE aegadel mitu signaali)



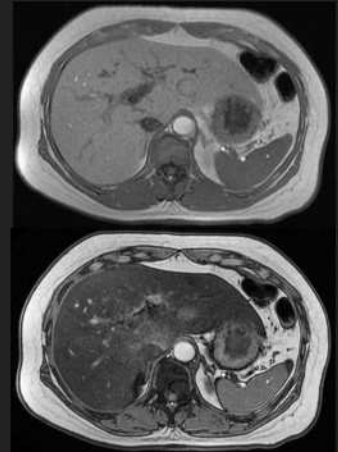
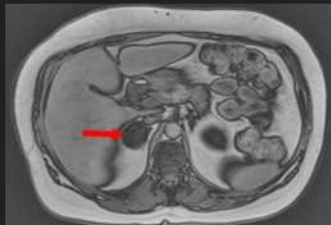
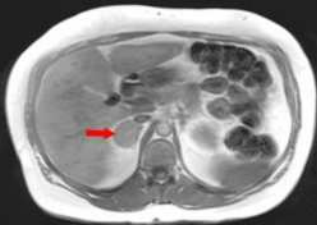
# IP-OP

Signaali langus OP kujutistel (võrreldes IP) rasva sisaldavates vokeselites

Kui vokeselis on nii vesi kui ka rasv - india ink artefact

Kliiniliselt oluline rasva sisalduse määramiseks

Eelkõige kasutusel kõhupiirkonna kuvamisel



# Dixon

IP-OP meetod, kuid lisatud on arvutuslikud kujutised

$$IP = W + F$$
$$OP = W - F$$

$$\frac{1}{2} [IP + OP] = \frac{1}{2} [(W+F) + (W-F)] = \frac{1}{2} [2W] = W \rightarrow \text{Water only image}$$

and

$$\frac{1}{2} [IP - OP] = \frac{1}{2} [(W+F) - (W-F)] = \frac{1}{2} [2F] = F \rightarrow \text{Fat only image}$$

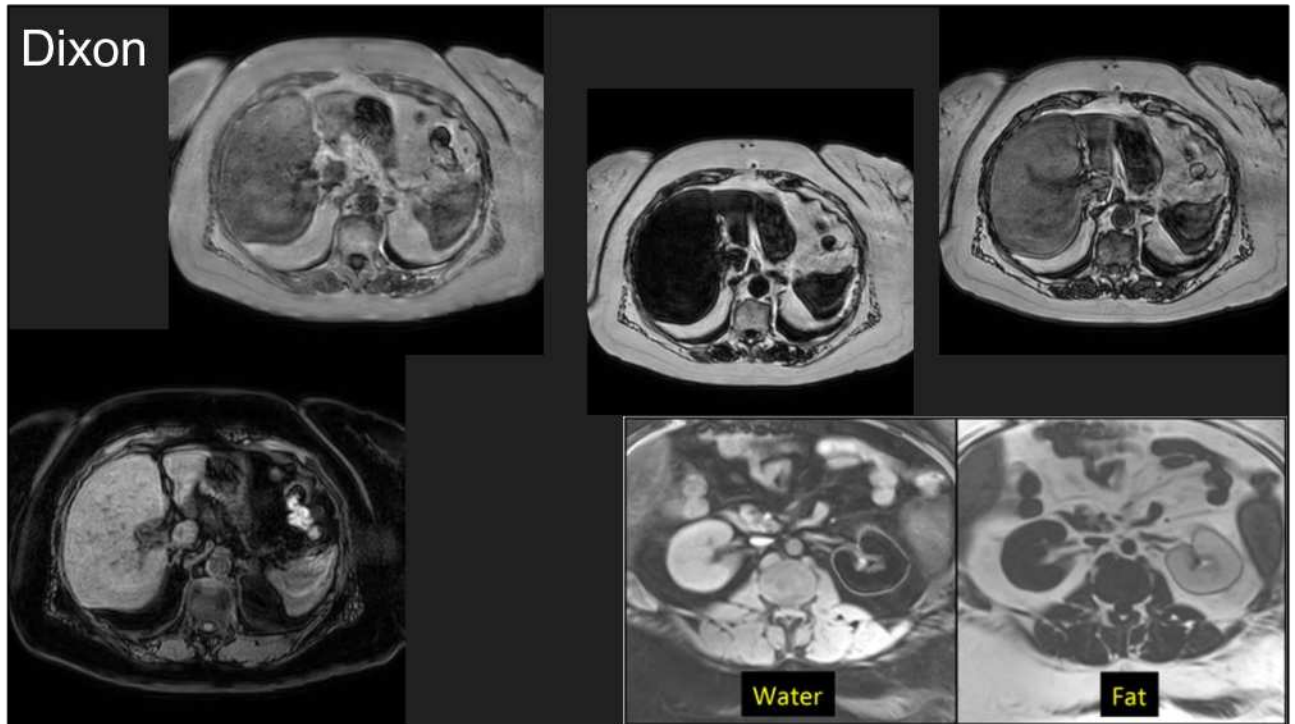
Saame lõpuks 4 kujutist - lisandub rasva supressioon ja vee supressioon

Saab rasva ka kvantifitseerida

Kasutades kiireid 3D-GRE sekventse on võimalik seda tehnoloogiat rakendada ka nt. Dünaamilistel kontrastainega uuringutel

Ohukohaks arvutuslikud artefaktid ning tundlik inhomogeensustele

Ajalooliselt olnud probleemne tehnoloogia, kuid viimasel ajal on masinate disain ja M homogeensus lubanud head tulemust.



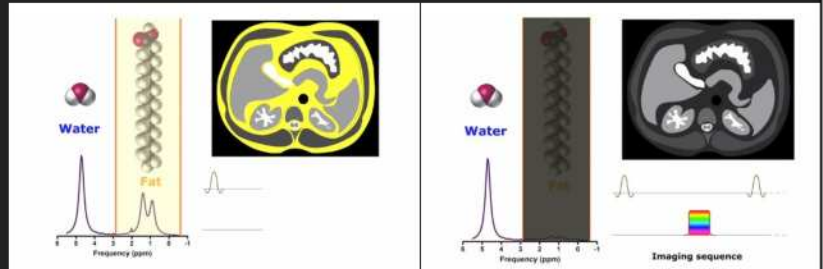
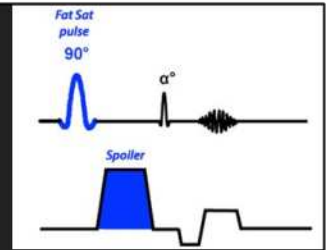
A curious artifact occasionally occurs wherein the mathematical computations will converge to the wrong substance, producing a fat-only image when a water-only image is desired. An interesting example of this so-called "*fat-water swap*" is shown

# Rasva küllastamine (fat saturation)

Rasva-spetsiifilise kitsa sagedusvahemikuga RF pulsiga saab ergastada rasva prootonid, seejärel 'spoilida' ning tulemuseks need küllastunud prootonid järgneval sekventsil signaali ei tekita

See meetod võib eelneدا praktiliselt ükskõik millisele sekventsile (SE, GRE, IR ...)

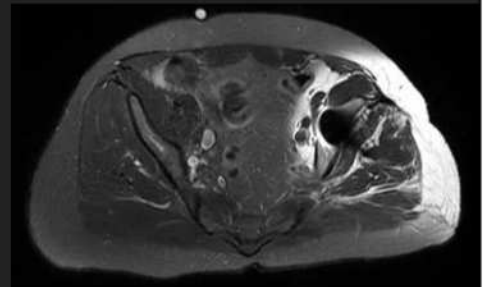
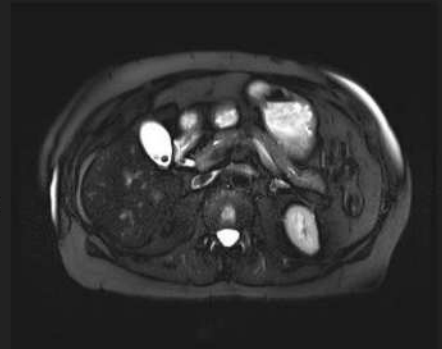
Probleemiks on inhomogeensustest tingitud puudulik saturatsioon



# Fat-sat

Kliiniliselt lai kasutus.

Kontrastainega uuringud, vedelikuruumide kuvamine  
jm



Ülemine pilt on HASTE (ultrafast SE + fat-sat) mõeldud MR kolangiograafiaks -  
servas artefaktid

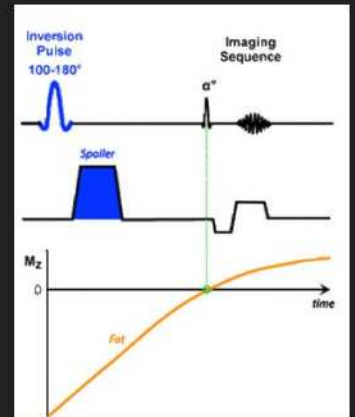
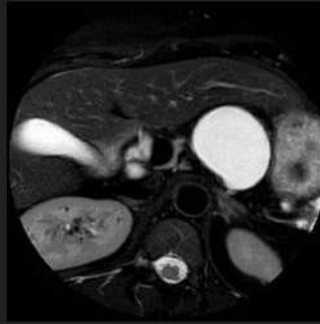
# SPIR (Spectral Presaturation with Inversion Recovery)

Nagu nimigi ütleb - hübriidtehnoloogia, mis kasutab keemilist nihet ja IR-i

Eeltöötluste järel võib kasutada suvalist kuvamis-sekventsi (enamasti T1)

Ajaliselt muutub pikemaks

Kasutatav nt. kontrastiga T1 korral



SPIR (philips) ja SPECIAL (GE)



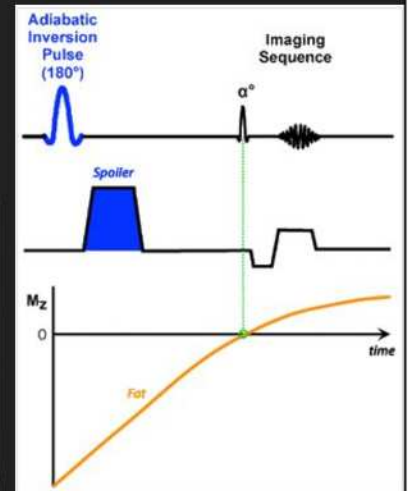
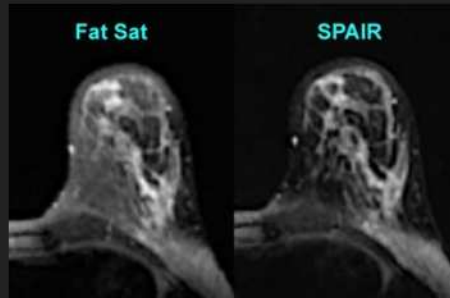
# SPAIR (Spectral Attenuated Inversion Recovery)

Nagu SPIR, kuid kasutab inversioonimpulssina adiabaatilist 180 kraadilist impulssi

Adiabaatilise impulsi olemuse tõttu väiksem tundlikkus B1 väljamuutustele (ühtlasem supressioon)

Suurem ajakulu ja energia

Pigem T2



Võib olla igasuguse sekvenssi ees, T2 eelistus pigem ajakulu alusel.  
Adiabaatiliste impulsside teema on seotud lisaks SPAIR-ile ka arterial spin labeling (ASL) ja vaiksete sekvenssidega (SWIFT/SilentScan).

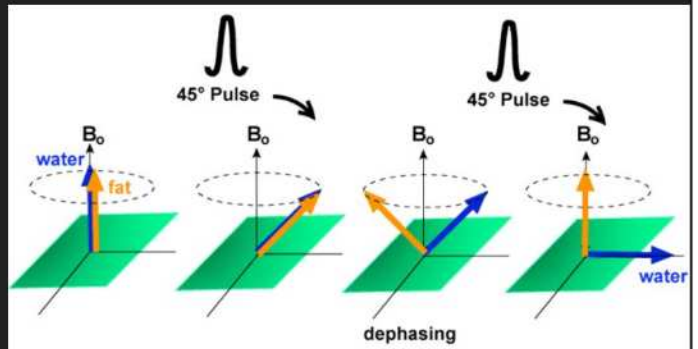
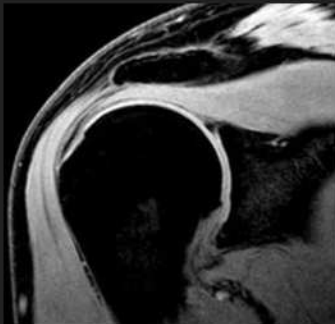
## Rasva supressioon

- SPAIR/SPIR suppress fat selectively, but STIR suppresses all short T1 materials and cannot be used post-gadolinium
- STIR better in inhomogeneous fields
- STIR can only provide T2-like contrast

# Water excitation (WE)

Fat Suppression	Water Excitation
Stimulate fat protons	Stimulate water protons
Dephase fat with spoiler gradients	No dephasing or spoilers

Selektiivselt ergastatakse vee prootoneid kasutades õigelt ajastatud binominaalseid mitte-spetsiifilisi impulsse.



WE; GE calls their method **SSRF (Spectral-Spatial RF)**; Philips uses **ProSET (Principle of Selective Excitation Technique)**; Canon calls theirs **WET (Water Excitation Technique)**.

Name of Technique	Method	Time Penalty	SAR	Sens. To B <sub>0</sub>	Sens. to B <sub>1</sub>	Comments
CHES/ Fat-Sat	Chemical Shift	Small	Med	High	High	Most popular & versatile technique; works best at high fields (1.5T-3.0T); cannot use at fields <0.3T; poor or incomplete suppression near metal
Dixon	Chemical Shift	Large	Low	Low	Low	2 pt. & 3+ pt. methods; generate 4 images in one acquisition (in-phase, out-of-phase, water only, and fat only); commercial implementations: GE (IDEAL, Flex), Siemens (Dixon), Philips (mDixon), Hitachi (FatSep), Toshiba (WFOP)
Water excitation	Chemical Shift	Small	Low	High	Low	Binomial pulses (1-1, 1-2-1, 1-3-3-1); most widely used in MSK; good method for midfield (0.3-1.0T); commercial implementations: GE (SSRF), Siemens (WE), Philips (ProSet), Toshiba (PASTA, WET)
STIR	T1	Large	High	Low	Low	Widely used; works at all field strengths; tolerant of B <sub>0</sub> and B <sub>1</sub> inhomogeneities; nonspecific suppression of all short T1 materials (fat, protein, blood); cannot use post-Gad; images are T2-weighted
SPIR	Hybrid	Med	Med	High	High	Combination of CHES+STIR: spectrally selective RF pulse inverts fat only, signal generated after TI delay. Images retain T1-weighting and can be used post Gad; cannot use at low fields (<0.3T) or poorly shimmed magnets; commercial implementations: GE (SPECIAL, SSRF), Philips (SPIR)
SPAIR	Hybird	Large	High	High	Low	Same as SPIR but uses <i>adiabatic</i> inverting pulse that minimizes sensitivity to B <sub>1</sub> nonuniformity; useful in abdominal breath-hold studies

## Silikooni kuvamine

STIR sekvents, kus on keemilise nihke meetodiga (küllastamisega) supresseeritud ka vesi.



# Veresooned

Tavapärase sekventsides on voolav veri äärmiselt varieeruva signaaliga ja sõltub peaaegu kõigest (sekvents, parameetrid, küllastuspulsid, 'gating' jm).

Siiski on mõningaid reeglipärasusi

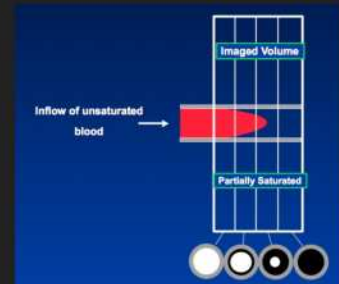
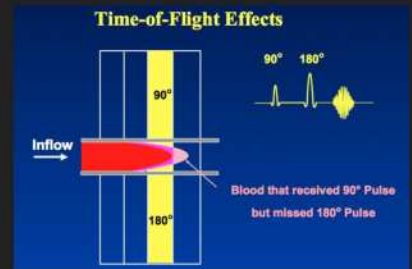
Decreased Intravascular Signal	Increased Intravascular Signal
High velocity	Low velocity
Turbulent or vortex flow	Laminar flow
Saturation pulses	Gradient-moment nulling
Odd-echo dephasing	Even-echo rephasing
Multi-slice acquisition	Single-slice acquisition
Flow within plane of imaging	Flow perpendicular to plane of imaging
Slices deep within imaging volume	Slices at ends of imaging volume
	Cardiac gating
	Gadolinium

# TOF

SE puhul ja GRE keskosas on 'high-velocity signal loss'

GRE servaosas ja SSFP:

Kuna tavalised koed küllastuvad lühikese TR puhul (madal signaal), siis löiku siseneval verel küllastumist ei ole ja tekib tugev flow-related enhancement (entry phenomenon) - aluseks TOF kujutistele.



Seega TOF GRE sekvents

# TOF

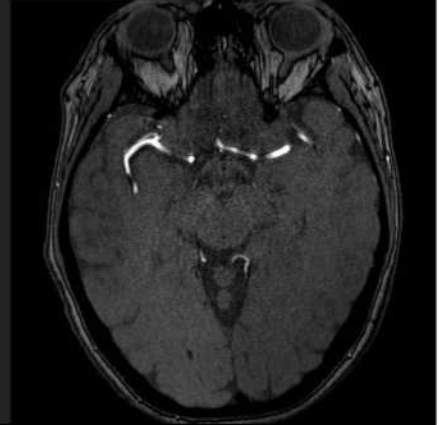
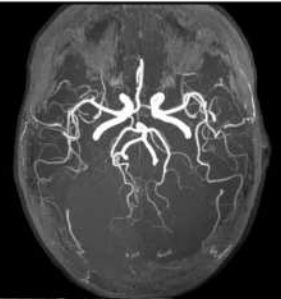
3D GRE sekvents, MIP kujutised

Ohukohad:

Signaalilangus aeglase või turbulentse voolu korral või ka kihiga paralleelses soones

Kõrge T1 signaal (nt. rasv, ateroom, hematoom, tromb) võib 'läbi paista'

Suhteliselt ajamahukas



Lühikese TR tõttu statsionaarsed koed küllastatakse ja seega eriti signaali ei anna, kuid lühikese T1 ajaga koed võivad siiski signaali toota.

Kas tromb või aeglane vool? - <http://mriquestions.com/slow-flow-v-thrombus.html>

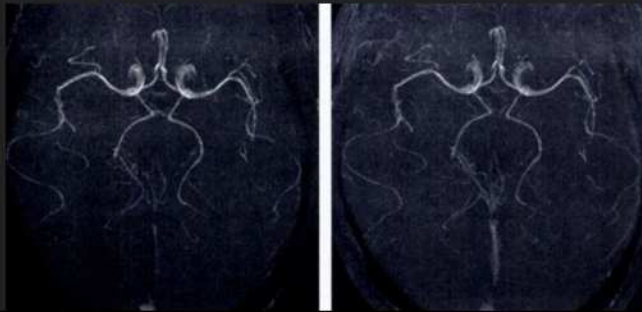


# Magentization transfer (MT)

Makromolekulidega seotud vee-prootonitele suunatud küllastuspulsid supresseerivad kudede signaali.

Sobilik nii TOF kui ka kontrastainega MR angiograafia rakenduses

Kerge ajakulu suurenemine ja suurem energia salvestumine kudedes



Vasakul TOF ja paremal koos MT-ga.  
Väikesed sooned tulevad paremini esile

# Gated 3D FSE MRA

Kontrastaine vaba MRA (T2-weighted 3D-fast (turbo) spin-echo)

Ajastatud pildid diastolis ja süstolis, seejärel lahutatud (subtracted)



NATIVE SPACE, Inhance Deltaflow, TRANCE, VASC-FSE, FBI, CIA

During diastole, the signal in both arteries and veins is high reflecting the long T2 of blood. During systole, venous signal remains high but arterial signal drops due to flow-related signal loss. Subtraction of the systolic from the diastolic images results in a pure arterial image.

The technique is useful for non-contrast pulmonary arteriography as the FSE method minimizes susceptibility-induced dephasing at air-vascular interfaces. Oluline eelis - ei vaja kontrastainet

Miinuseks: stenooside korral on veel kehva ja pilt segane, ei kuva veresoone seinu või trombe, sõltuvus südamelöökidest ja heast ajastusest, ja veel mõned

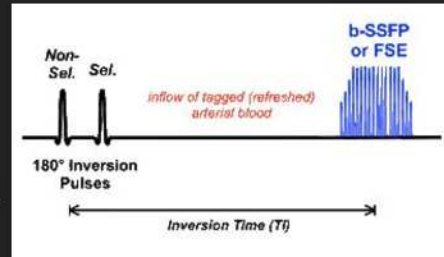
# Arterial spin labeling (ASL) MRA

Selektiivsete gradientidega märgistatakse prootonid ühes eelnevas lõigus ning nende signaal kuvatakse uuritud piirkonnas.

Vajab mõistlikke voolukiirusi

Voolusuund peab olema selge

Väga laialdast kasutust ei ole



The sequence begins with two  $180^\circ$ -RF pulses applied in close succession. The first  $180^\circ$ -pulse is non-selective, meaning it inverts the entire background regardless of location. The second  $180^\circ$ -pulse is spatially-selective, applied to restore magnetization in the region from which the "fresh" blood will flow. During the inversion time (TI) interval, this fully magnetized ("fresh") blood will enter the anatomic area of interest. Signal generation is then initiated using either a 3D balanced-SSFP or FSE sequence to produce the MRA.

ASL tänapäeval pigem pefusiooni puhul kasutuses.

Veel mõned MRA meetodid: Flow-Sensitive Dephasing (FSD); Quiescent-Interval Single-Shot (QISS) MRA; Gated Time-of-Flight (TOF) Inflow MRA

## Contrast-enhanced MRA

- IV injection of 15-20 cc gadolinium-contrast, with rapid 3D GRE imaging over vessels
- Similar to CTA in that vascular signal depends primarily on contrast concentration (rather than flow velocity, turbulence, or direction)
- Methods include single-phase, time-resolved, and bolus chase



# Echo-planar imaging (EPI)

Ühe RF eksitatsiooni järgselt kogutakse info terve ühe uuringu 2D tasapinna kohta (k-ruumi).

Mõiste laiendatud ka mõne üksiku impulsi alusel tasapinna kuvamise kohta (vastavalt single-shot EPI ja multi-shot EPI).

Oluline temporaalse resolutsiooni korral (dünaamilised uuringud).

Võib olla nii SE kui ka GRE põhine

Kasutus: südame kuvamisel, hingamispeetuse mittekasutamisel, MR angiograafia, diffusiooni kuvamine, perfusioon, funktsionaalne kuvamine

Ühesõnaga väga kiired kuvamismeetodid.

Korduvate kajade tõttu progresseeruv T2 kaalutus (IR rakendamisel saab ka T1)

Võib olla nii SE kui ka GRE põhine

Kasutus: südame kuvamisel, hingamispeetuse mittekasutamisel, MR angiograafia, diffusiooni kuvamine, perfusioon, funktsionaalne kuvamine

# Diffusiooni kuvamine

Vee molekulide liikumine võib olla:

Vaba - liiguvad takistamatult suvalises suunas

Takistatud isotroopne - igas suunas takistatud (mäda, tihe rakulisus - Tu)

Takistatud anisotroopne - takistatud ainult kindlas suunas (nt. närvid)

Takistatud isotroopne - Rakkudes nt. Membraanid, proteiinid

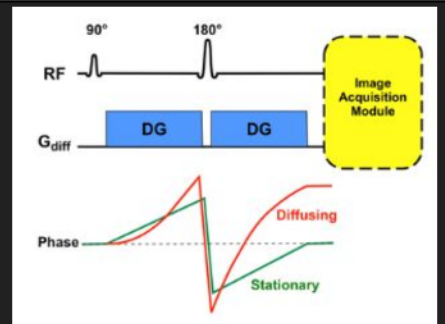
## DW-MRI (diffusion weighted)

Difundeeruvad spinnid liiguvad paigast, toimub dephasing ja signaali langus

DG - diffusion-sensitizing gradients

Kuvamismoodul on tüüpiliselt EPI

Võib olla nii SE kui ka GRE (enamasti viimane) - eesmärk minimeerida füsioloogiliste liikumiste mõju



strong **diffusion-sensitizing gradients (DG's)** are applied on either side of the 180°-pulse. The phases of stationary spins are unaffected by the DG pair since any phase accumulation from the first gradient lobe is reversed by the second. Diffusing spins, however, move into different locations between the first and second lobes, falling out of phase and losing signal.

## DW

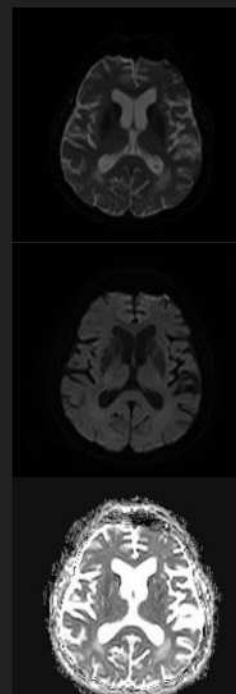
Esmalt tekitatakse  $b_0$  kujutis - edasiste arvutuste algväärtuseks (T2 kaalutud)

Seejärel jooksutatakse sekventsi erinevate DG kombinatsioonidega - erinevates suundades difusiooni tundlikkuse kuvamine (DW source images)

Eelnevad kujutised kombineeritakse - Trace DW images

Eelneva ja  $b_0$  andmete alusel arvutatakse ADC kaart

Lisaks võimalik edasi töödelda (expADC, fraktsionaalse anisotroopia kaart, traktograafia ...)



Kõhu piirkonna kuvamisel võib olla esmane kujutis ka  $b_{50}$  - et kaotada veresoonte hüperintensiivne signaal

ADC - apparent diffusion coefficient

Ülevalt alla pildid -  $b_0$ ,  $b_{1000}$ , ADC (  $b_{1000}$  puhul on liikvor must!)

Eksponeentsiaalne ADC kaart järgmine slaid

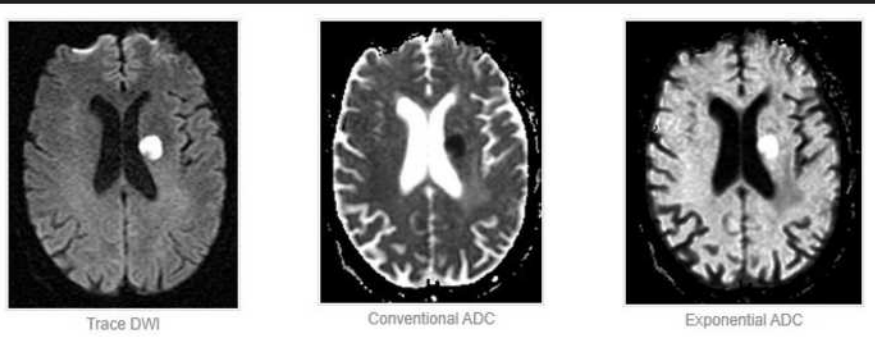


# Ekspponentsiaalne ADC

Arvutuslikult on  $b_0$  kujutises jagatud DW kujutisega

Saab vaadata nõ. DWI ja ADC kaardi infot korraga ühelt kujutiselt

Difusiooni restriksioon on intensiivne (valge)

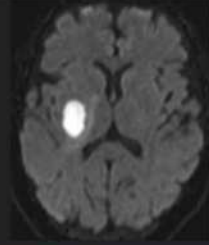


Lisaks on silma soovi korral võimalik ka manuaalselt pöörata ADC kaardi värvigamma vastupidiseks

# DW

Kuna trace DW kujutistel on ka T2 komponent (b0), siis esineb nõ 'shine through' ja 'black out' fenomen, mis vastab T2 kujutise signaalile.

Kliiniliselt on difusiooni restriksioon eelkõige insuldi, abstsessi, lümfoomi ning mõnede kasvajate diagnostikas oluline.



Category	Examples
Vascular	<b>Infarction (venous or arterial), diffuse hypoxic injury, posterior reversible encephalopathy (PRES)</b>
Neoplastic	<b>Lymphoma, epidermoid, xanthogranuloma</b> of choroid plexus, medulloblastoma, malignant glioma, malignant meningioma, primitive neuroectodermal tumor (PNET), atypical teratoid-rhabdoid tumor, metastases
Infectious	<b>Abscess, empyema</b> , meningoenkephalitis (herpes), Creutzfeldt-Jakob disease
Traumatic	<b>Hematoma, diffuse axonal injury (DAI), Wallerian degeneration, status epilepticus, contusion</b>
Toxic/Metabolic	<b>Carbon monoxide (CO), drugs</b> (heroin, vigabatrin, carbamazepine, methotrexate), <b>hypoglycemia</b> , hyperglycemia, Wernicke's, congenital biochemical disorders (phenylketonuria, glutaric aciduria, urea cycle defects, maple syrup urine disease, Canavan's, many others)
Demyelinating	<b>Acute disseminated encephalomyelitis (ADEM)</b> , osmotic demyelination, multiple sclerosis, delayed post-anoxic encephalopathy, Marchiafava-Bignami

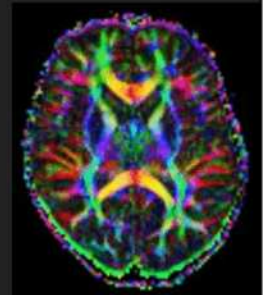
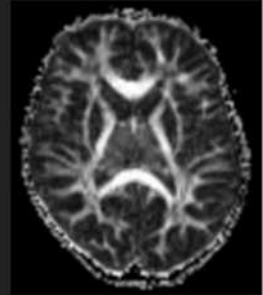
Tabelis on aju näitel difusiooni restriksiooni peamised põhjused. Pildil abstsess.

# Diffusion Tensor Imaging (DTI)

DW kujutisel on spinnide difusioon summeeritud, kuid summaarne difundeerumine on esialgselt määratud vastavate gradientide alusel kindla kolmedimensioonilise vektorina - difundeerumise suund.

Fraktsionaalne anisotroopia - vokseli difusiooni asümmeetria  
FA kaartidel on intensiivsemalt kuvatud vokselites suurem anisotroopia

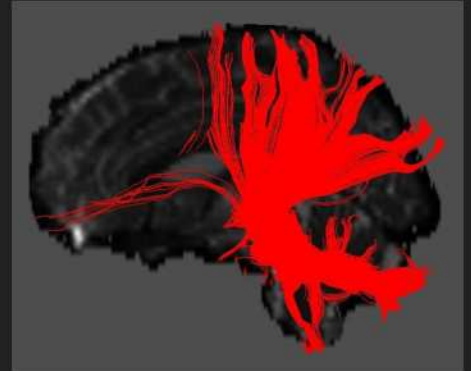
Kui lisada anisotroopiale ka difusiooni suund, siis saab värvilise difusiooni suuna kaardi, kus igale kolmele teljevektorile (x, y, z) on määratud vastav värv (punane, roheline ja sinine)



## Fiber tracking map

Ühendades sobituvate anisotroopia vektoritega  
ühenduvad vokselid saab genereerida  
kolmemõõtmelise kiude (fibers) mudeli.

Kliiniliselt võimalik hinnata juhteteede terviklikkust.



# Ei jõua

Spiral pulse sequences (PROPELLER/BLADE)

Saturation recovery sekventsid (vähe kasutuses)

MR spektroskoopia

Funktsionaalne kuvamine (perfusioon ja BOLD sekventsid)

MR elastograafia

Sünteesiline MRT

Mapping

# Mõned kokkuvõtted

SE

Hea pildi kvaliteet (väiksem sõltuvus magnetvälja inhomogeensustele)

T1/T2

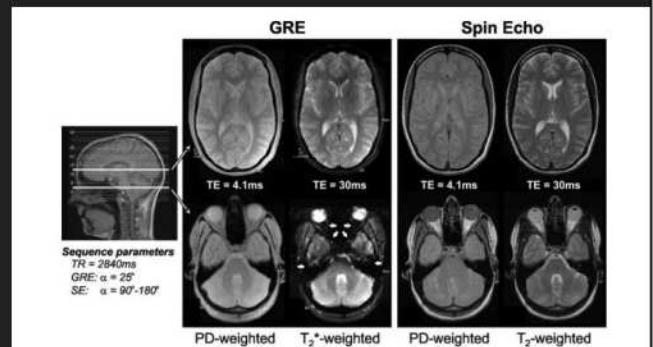
GRE

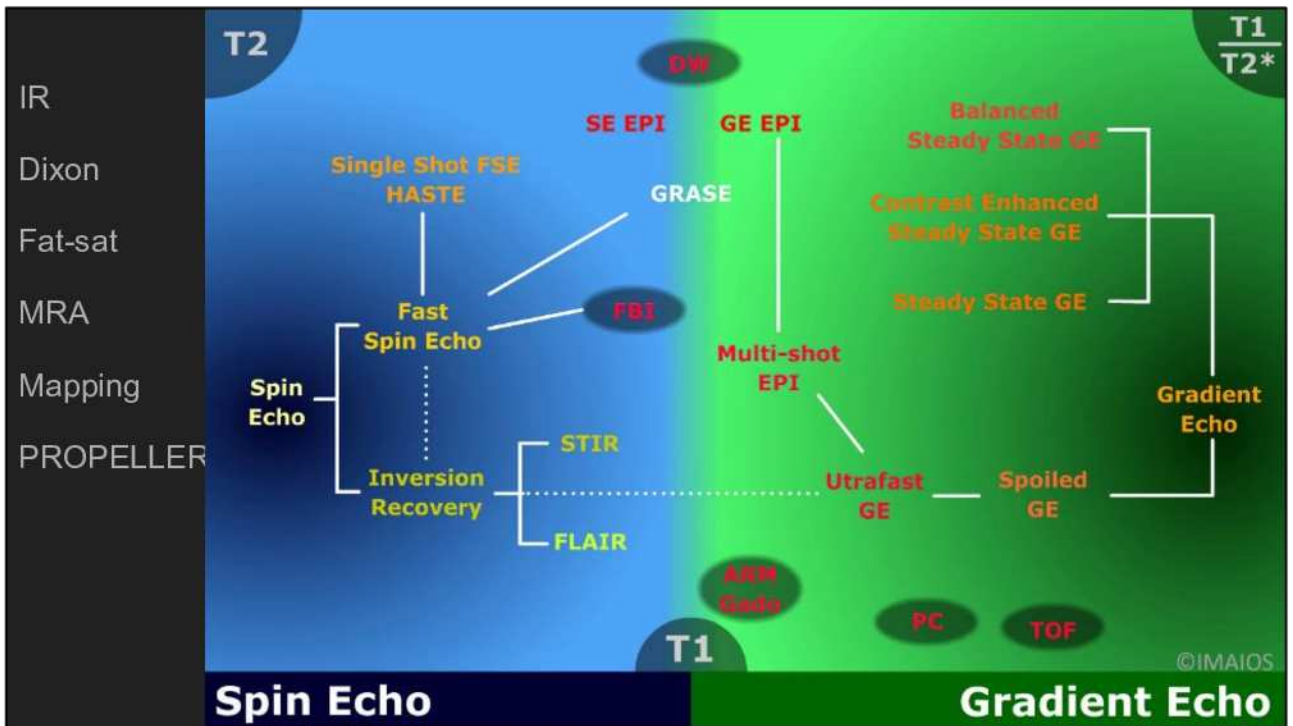
Kiirem kuvamine

T1/T2\* (T2)

Tundlikkus inhomogeensustele

Keemilise nihke artefaktid, voolust tingitud artefaktid





On kaks olulist sekventside 'perekonda'.

Nendele lisanduvad paralleelselt rakendatavad 'lisa'-meetodid nagu IR, Dixon, fat-sat (CHESS), ASL MRA, Mapping meetodid - nt. T2 või Cartilage mapping.

Kasutada saab ka liikumisartefaktide vähendamiseks PROPELLER/BLADE meetodit.

FBI on Gated 3D FSE MRA

GRASE - hübriid sekvents

EPI - echo-planar imaging

# Tabel

Saab soovi korral panustada: (kommenteerimine võimaldatud)

<https://docs.google.com/spreadsheets/d/1uQ6TchU6ejZoLExsSQrAJ5kWQVwGQz9Foqh3VZKGnQ8/edit?usp=sharing>

A screenshot of a Google Sheet spreadsheet. The spreadsheet is divided into several horizontal sections, each with a different background color: a top section in light red, a middle section in light green, a section in light blue, a section in light purple, and a bottom section in light orange. The cells contain text and some numerical data. There are also some small icons and a chart visible in the upper right corner of the spreadsheet area.

Kui on huvi saab kasutada. Hetkel veel lõplikult viimistlemata - kohati ingliskeelne ja mõned read/lahtid puudu (usutavasti saab pikkamisi ilusamaks).  
Idealis võiks sinna saada kõik sekventsid, lühendid ja nende lühikokkuvõtted.  
Jooksvalt täiendamine.



# Kasutatud kirjandus

[Imaios.com](http://Imaios.com)

[Radiopaedia.org](http://Radiopaedia.org)

[Mriquestions.com](http://Mriquestions.com)

Pildipanga uuringuid