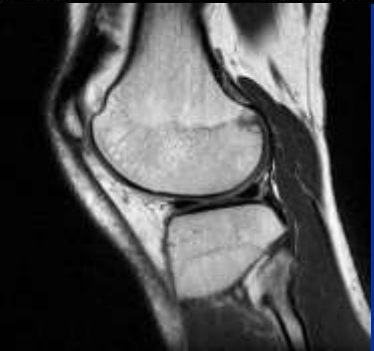
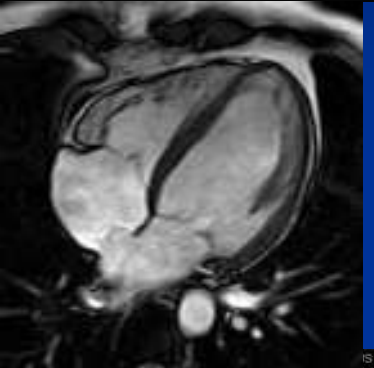




Kujutise kvaliteet MRT-s, artefaktid

Mait Nigul

Tartu

21.10.2011

“ILUS” pilt ≠ KVALITEETNE pilt ?

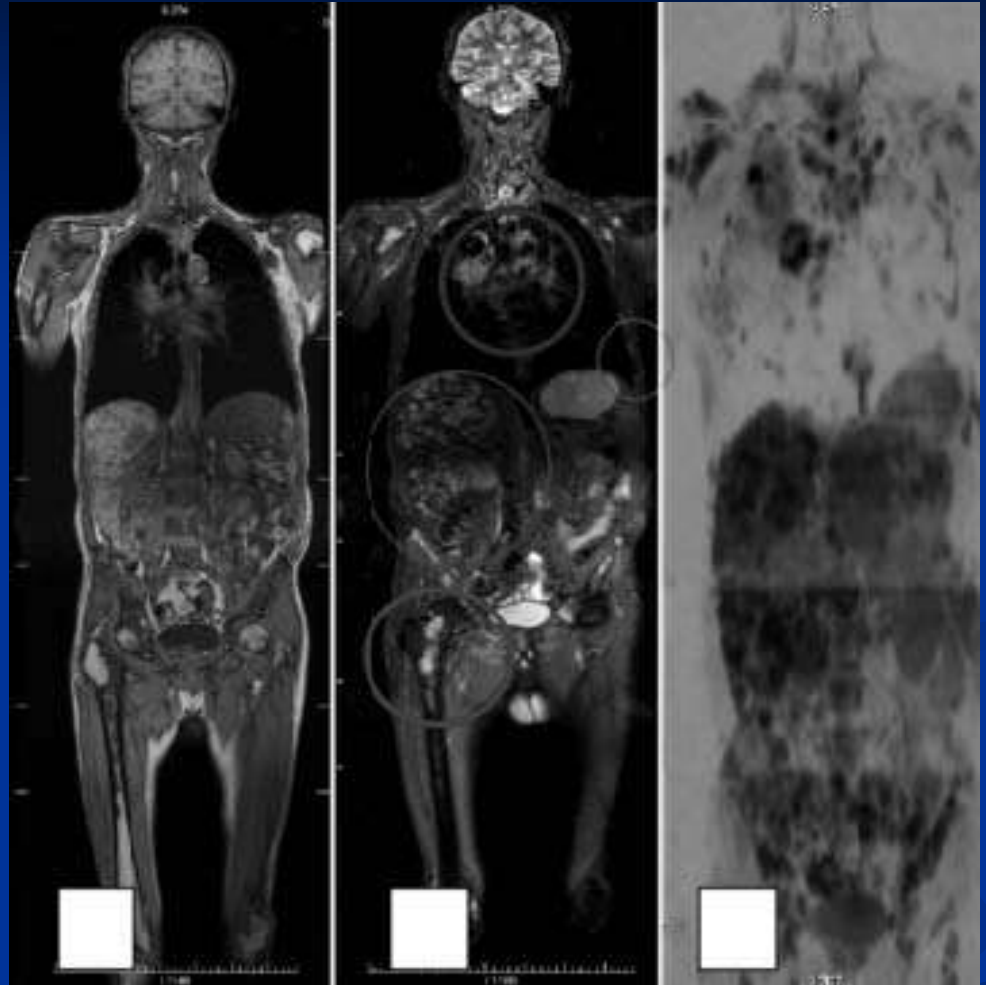


↑
Vähendatud
lahutusvõime



↑
„Ülekontrastne“
(valed aknaparameetrid)

“ILUS Pilt” ≠ “DIAGNOSTILISELT KVALITEETNE” Pilt



Pildi kvaliteet

Tehnilises mõttes:

- suurepärene signaal/müra suhe
- kõrge (hea) lahutusvõime
- selgelt eristuvad kontuurid
- homogeenne (ühtlane) signaal
- moonutuste ja artefaktide vaba

Pildi kvaliteet

Diagnostilises mõttes on kvaliteetne kujutis, kui:

- on hea eristusvõime so koestruktuurid on hästi üksteisest eristatavad.
- patoloogiline kude või vigastus on nähtav ja eristatav.
- kujutis või kujutised hõlmavad kogu huvipiirkonna, nii, et kahjustunud (muutustega) koe ulatus on nähtav, kirjeldatav ja vajadusel mõõdetav.
- Kujutisel puuduvad artefaktid (moonutused), mis võivad halvendada patoloogilise struktuuri avastamist, jälgimist, mõõtmist, kirjeldamist, või mis võivad eksitada kujutise vaatajat eelminetatud tegevustes.

Eeldused kvaliteetse pildi saamiseks (diagnostilises mõttes)

- Seadmed on “korras” ja vastavad nõuetele ja vajadustele.
- Uuring viiakse õigesti läbi – patsient positsioneeritakse õigesti, valitakse õiged sekventsidsid, mähised, parameetrid.
- Patsient on õigesti instrueeritud ja käitub vastavalt ootustele.
- Ümbritsev keskkond vastab ettenähtud tingimustele

termin “Kvaliteetne pilt” on üheselt mõistetav

- Pildi tegija (rad. tehnik)
- Pildi vaataja (uuringut kirjeldav radioloog)
- (Seadme) pildi-kvaliteeti tagav hooldusinsener

mõistavad ÜHESELT terminit “*kvaliteetne pilt*”

Insenerid ja meedikud räägivad eri keelt!

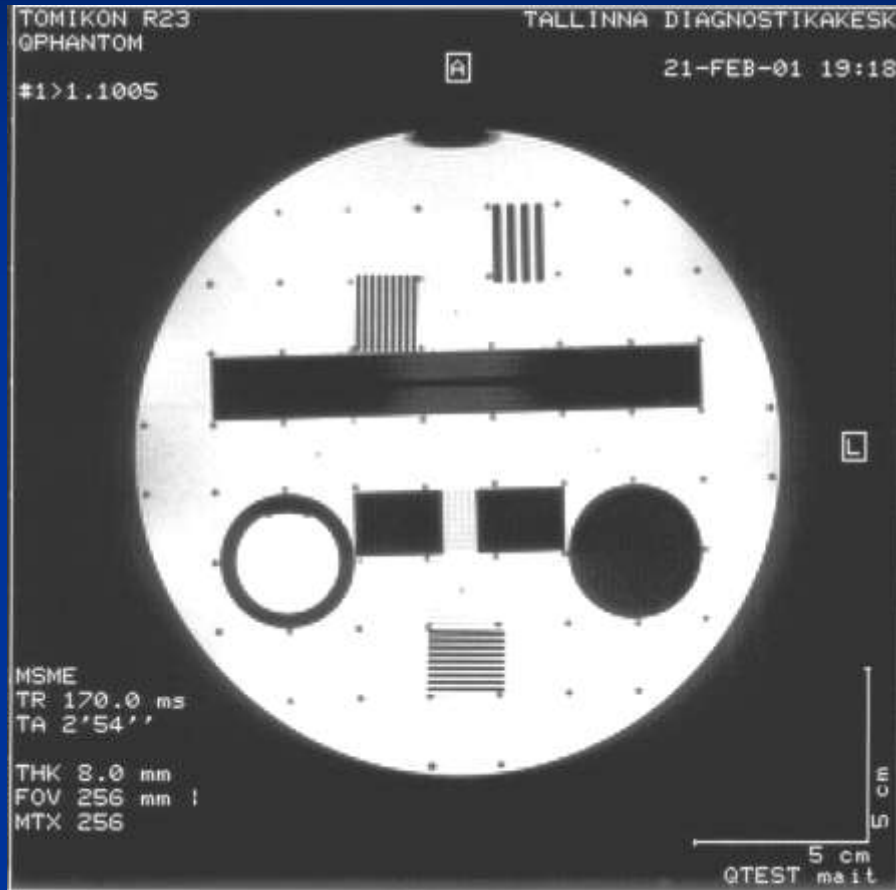
○ Insener küsib:

- Kas SNR on kehv või halvemaks läinud?
- Kas lahutusvõimega on probleem?
- Kas on mingid artefaktid tekkinud kujutisele?
- Kas fantoomiga test on OK?

○ Radioloog ütleb insenerile:

- Kraniaalnärvid ei ole hästi näha.
- Kõhre kontuur ei ole selgelt jälgitav.
- Maksa metastaasid on halvasti detekteeritavad.
- Kolded ei kontrasteeru.

Kvaliteedifantoom



Võimaldab hinnata:

- Signaal/müra suhet (SNR)
- lõigu paksust ja lõigu profiili
- lauhutusvõimet
- geomeetrilised moonutusi
- T1 ja T2 sumbumise kaudu kummutusnurka (flip angle) täpsust ehk kaudselt kontrastsus parameetreid

Kudede kontrastsuse erinevus MRT kujutisel

- Varieeritav – sõltub
 - kudede prootontihedusest (PD)
 - kudede T1 ja T2 sumbumisomadustest
 - Süsteemi omadustest – magnetvälja tugevusest, alalis ja RF välja homogeensusest
 - skaneerimissekventsist ja parameetritest

Kujutise kontrastsus

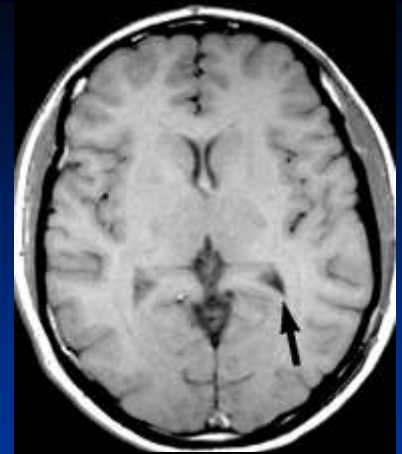
Kontrastsus sõltuvalt TR ja TE valikust :

Konventsionaalse SE korral

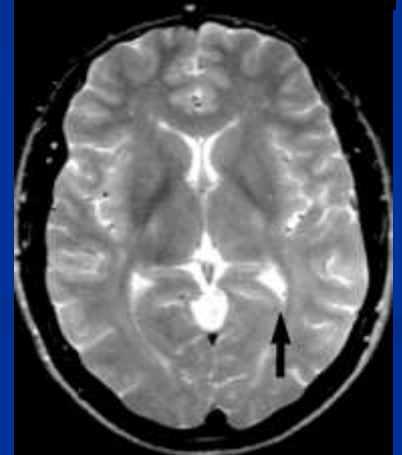
- Lühike TR ~ 400 ms, pikk TR = tuhanded ms
- Lühike TE $\sim 10 - 15$ ms, pikk TE $\sim 50 - 100$ ms

Kontrastsus	TR	TE
T_1	lühike	lühike
T_2	pikk	pikk
prooton tihedus (PD)	pikk	lühike

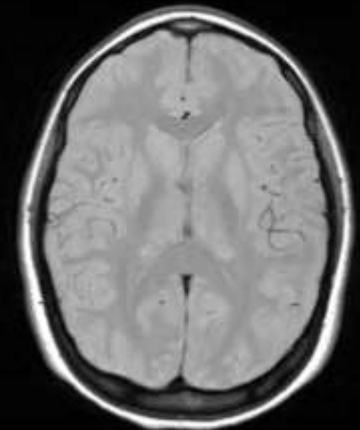
T1



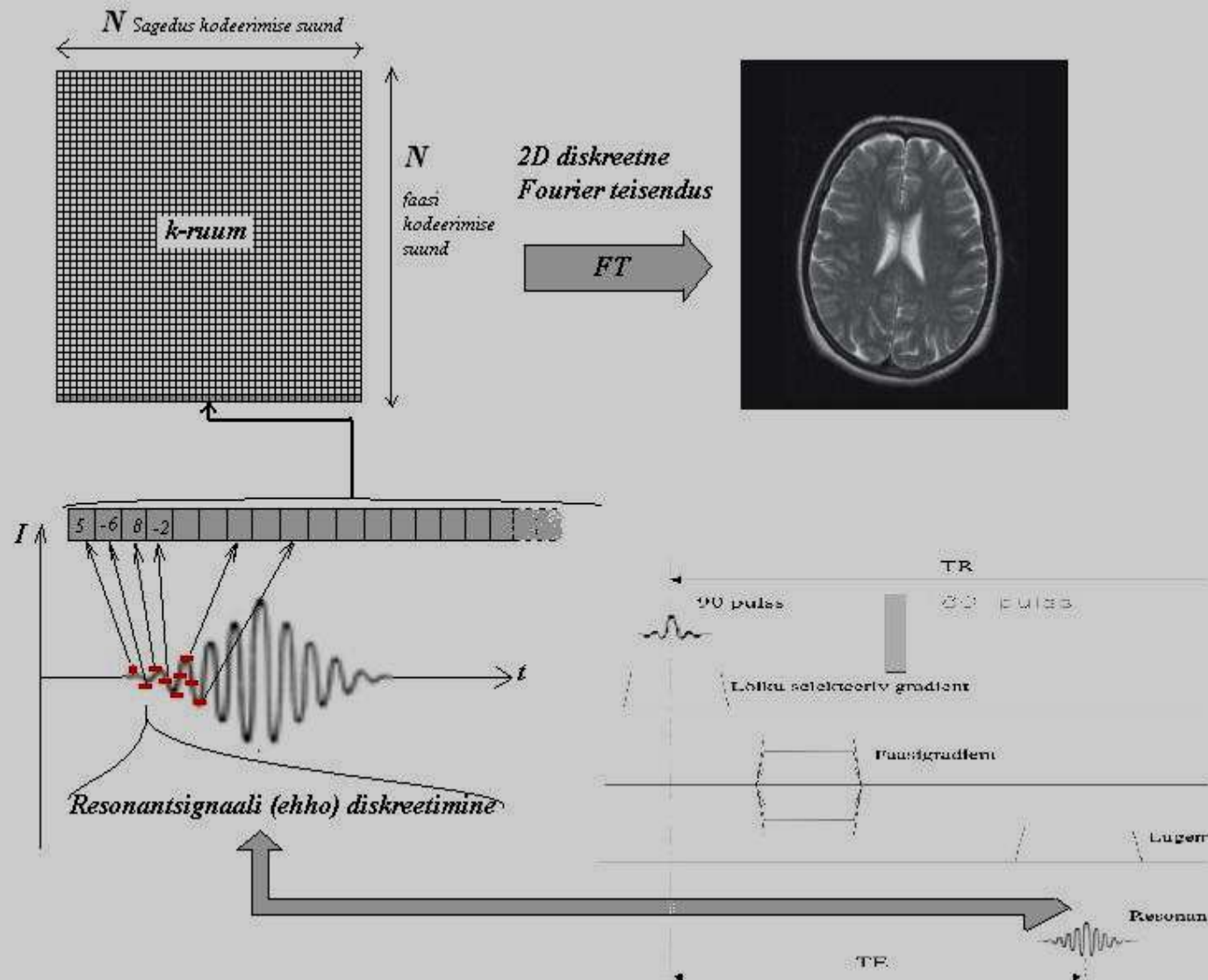
T2



PD



Kaja diskreetimine, *k*-ruum, kujutise rekonstruktsioon



AEG on RAHA, RAHA = Kvaliteet (MRT-s) Aeg = Kvaliteet

- MRT-s on uuringule kuluv aeg ja kvaliteet võrdelises seoses.

Näide:

- Tahame parandada SNR, niiet lahutusvõime ei halvene, peame kulutama rohkem aega:

$$2 \cdot TA = \sqrt{2 \cdot SNR}$$

TA – skaneerimise aeg (*Time of Acquisition*)

SNR- signaalmüra suhe

AEG on RAHA, raha eest saab kvaliteeti

“Odavama” konfiguratsiooniga MR seade töötab reeglina aeglasemalt so sama tulemuse saamiseks kulub rohkem aega:

- madalam väljatugevus B_0 (3T, 1,5T, 1T, 0,5T jne) – vähem signaali ajaühikus.
- nõrgemad ja aeglasemate tõusukiirusega väljagradiendid G_x , G_y , G_z .
- vähem vastuvõtukanaleid (RF receiver channels)
- tagasihoidlikum mähiste konfiguratsioon –
(kõrge SNR-ga mitmeelemendilised spetsiaalmähised versus universaalmähised).

Signaal-müra suhe (SNR)

- Müra intensiivsus kujutisel avaldub pikselite väärtuste varieermisena homogeenses keskkonnas.
- Signaali intensiivsus kujutisel avaldub pikselite heledusena

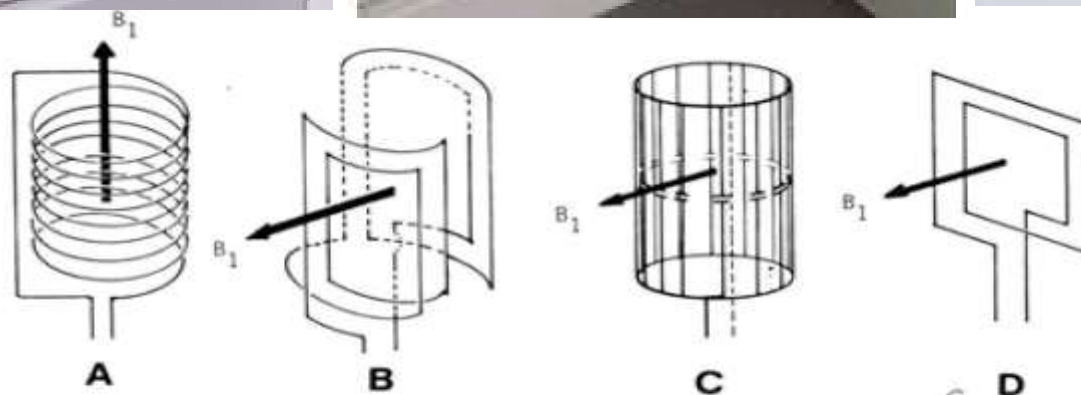
Kõrge väli 2T



Madal väli 0,23 T



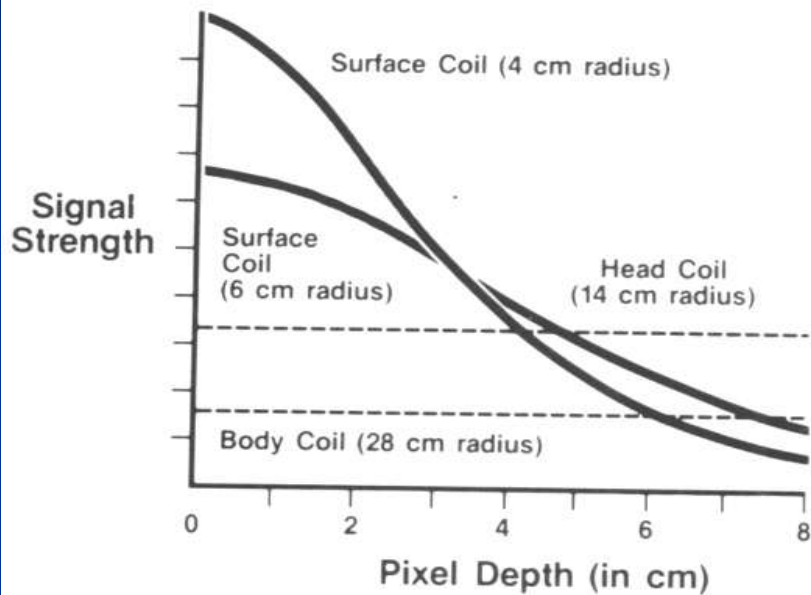
Mähised ja SNR



Joonis 16:

Raadiosageduspoolid

A: solenoidikujuline pool, B: Helmholtzi pool, C: resonaator, D: pinnapool



MRT kujutisel on SNR sageli vaatevälja eri piirkondades erinev, seda eriti juhul, kui kasutatakse nn pinnamähiseid

Millest sõltub SNR kujutisel?

Väga paljudest parameetritest:

- Mähise karakteristikutest ja esindist(kaugusest) mõõteobjektist, kadudest RF süsteemis.
- Välistest teguritest: RF varjestus, temp jne
- Skaneerimisparameetritest:
 - vokseli mõõtmed (FoV, Aq MTX, Slth)
 - TR, TE ja teised aja- ja supressiooniparameetrid,
 - korduste arv (NEX),
 - ribalaius BW
 - ergastusnurk (flip angle).

Artefaktid ja moonutused

- Aparatuurist tulenevad
- Keskkonnast tulenevad
- Patsiendist tulenevad
- Operaatorist tulenevad

Aparatuurist tulenevad artefaktid:

Tüüpilised:

- Alalisvälja ebahomogeensus
- Gradientväljade ebalineaarsus
- RF kanalite ebastabiilsus
- Lekked RF süsteemis
- Diskreetimisvead

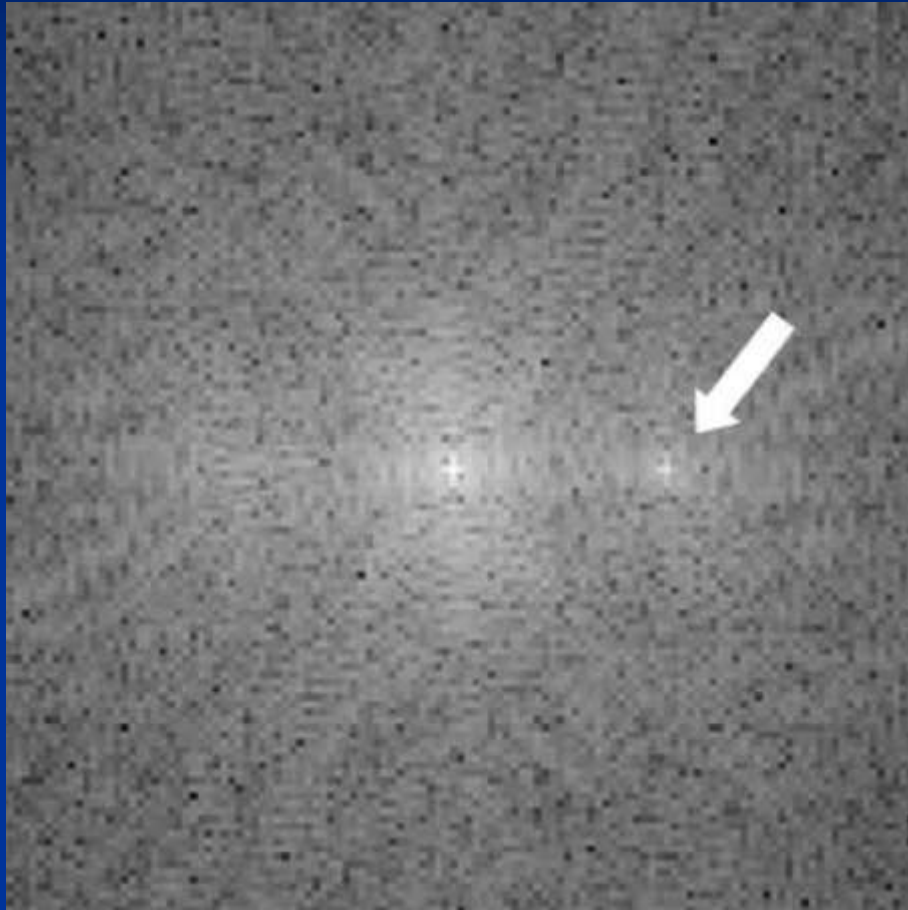
Keskkonnast tulenevad artefaktid.

- Temperatuur – kõrge temp halvendab SNR, varieeruv temp mõjutab süsteemi stabiilsust.
- RF häirete “sisselekkimine” Faraday puuri või seadme el. ahelatesse.
- Toitepinge kõikumine, häired.
- Madalsageduslikud elektromagnetilised häired: --
liikuvad suured ferromagnet. objektid MRT läheduses.
 - Varjestamata jõukaablid
 - teine MRT läheduses
- Vibratsioon (erinevad allikad)

Patsiendist tulenevad artefaktid

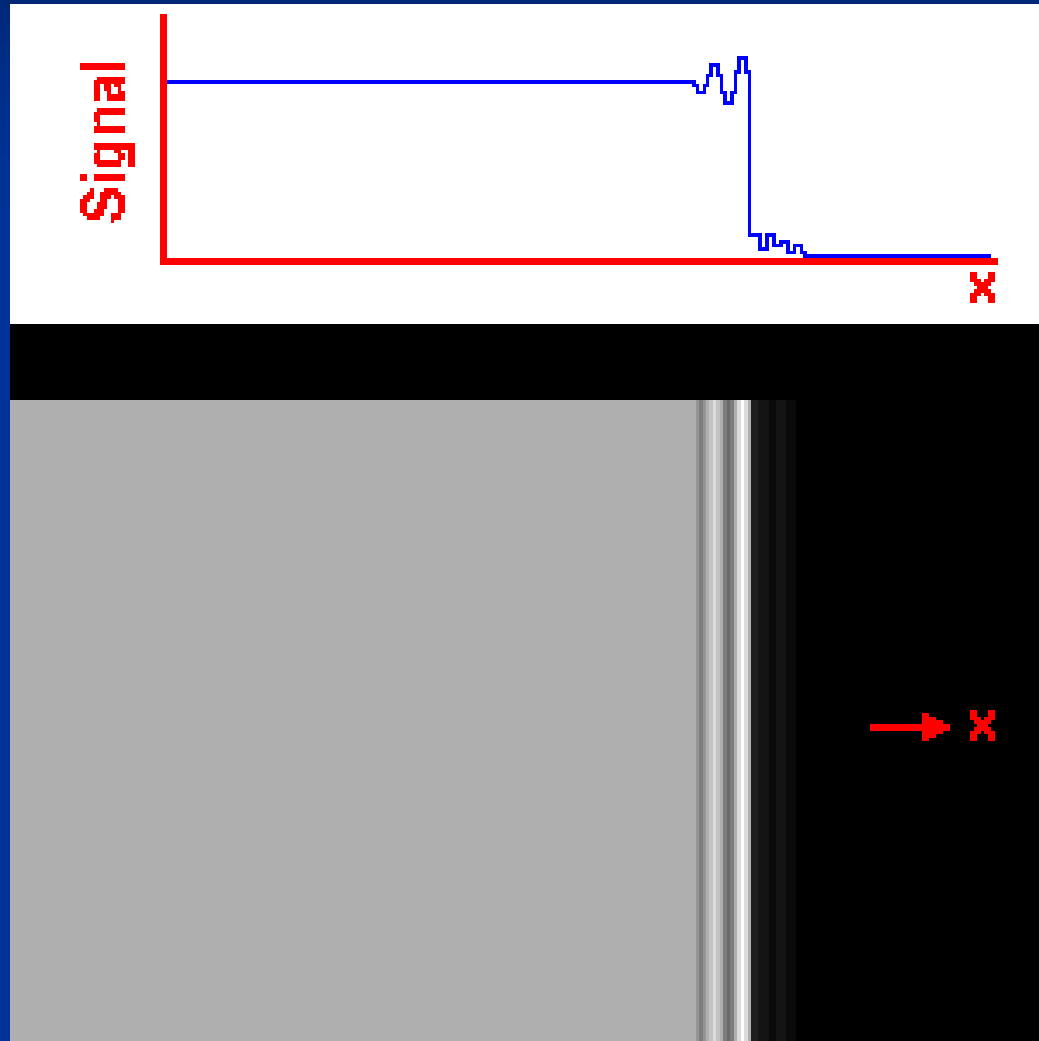
- Metalliartefaktid, magnetilise vastuvõtlikuse moonutused (implantaadid, metallikillud ja jäägid kirurgilistest instrumentidest, ehted, tätoveeringud, riietus, heterogeenne ja kordumatu patsiendi keha.)
- Liikumisartefaktid:
 - NB!: täiesti liikumatult suudab olla ainult surnu.*
 - füsioloogiline – südamelihase tegevus, pulseeriv verevool, hingamisest tulenev liikumine, peristaltika.
 - juhuslik ja tahtmatu liikumine – tõmblused, krambid, neelatused, köhatused, silmade ja silmalaugude liikumine jne. sh ka väljagradiendist põhjustatud perifeer. närvi stimulatsioonist tingitud.

Vigane andmepunkt - piik (spike) k-ruumis



k-ruumis vigane andmepunkt - piik põhjustab
nn kardin-artefakti MRT kujutisel

Diskreetimisartefakt - Gibbs ringing



Diskreetimisartefakt - Gibbs ringing

Faasikodeerimissammude arv:

PE=512



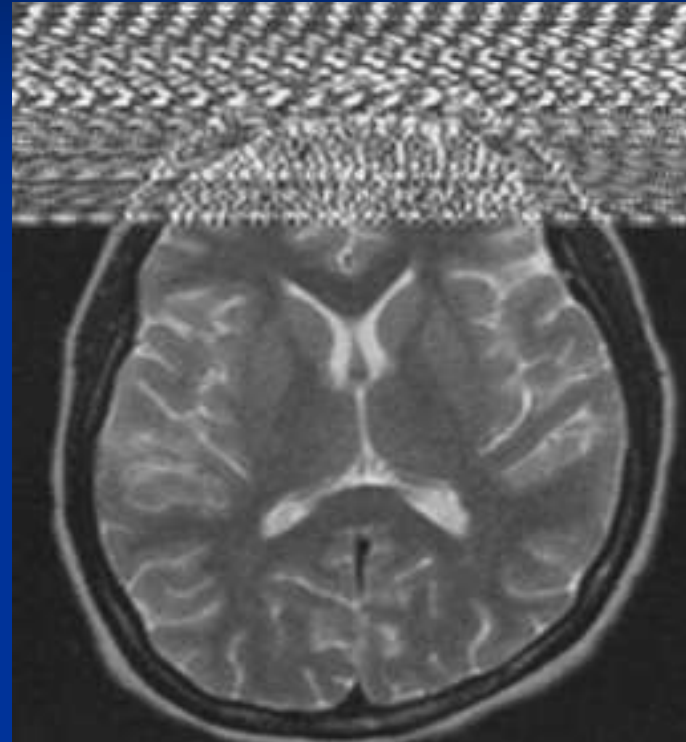
PE=256



PE=128



RF häired, neist tingitud artefaktid

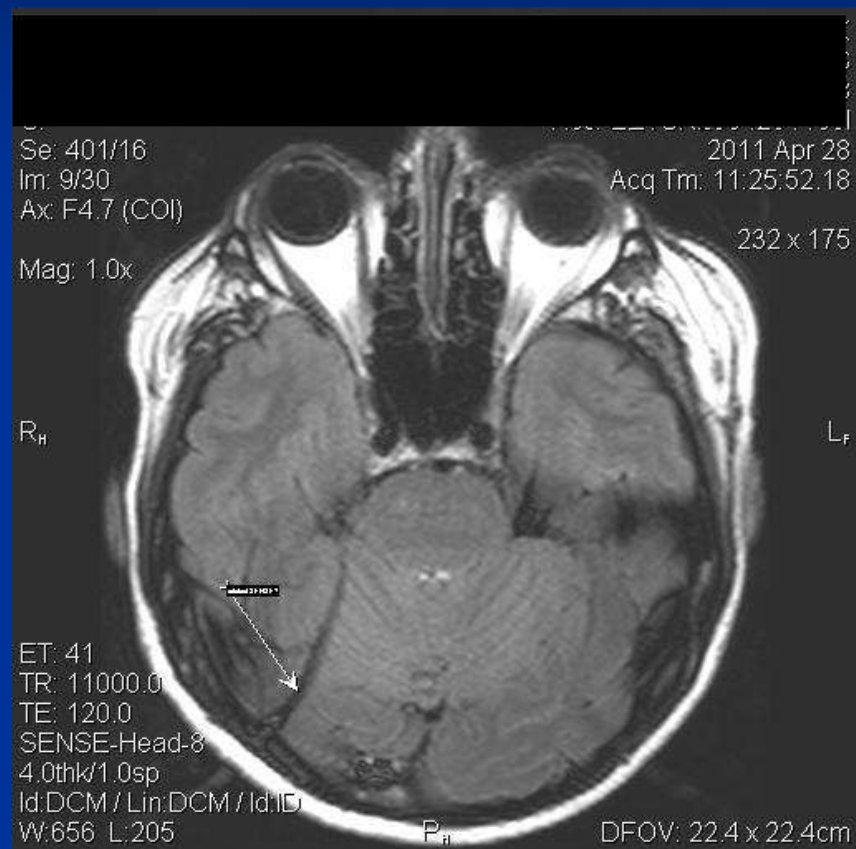


Joon- (triip) ja nn “tõmblukk” artefaktid

Põhjused:

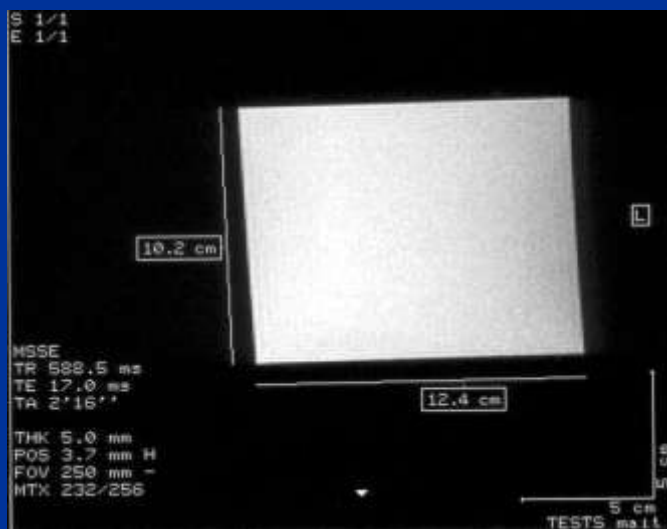
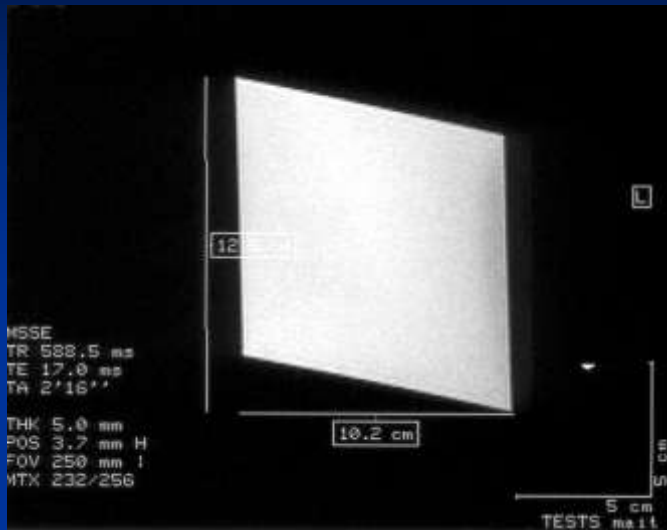
RF leke uuringuruumi, RF ahelasse, elektrooniline seade RF kambris, mis genereerib häireid.

Varjud, RF süsteemi (mähiseelementide, kanalite) ebastabiilsus või hoopis liigutusartefakt?



Varjud faasikodeerimise suunas kasutades paralleelskaneerimise ja mähiseelementide tundlikuskaardistuse tehnikat

Alalismagnetvälja ebahomogeensus



Lineaarne geomeetiline moonutus



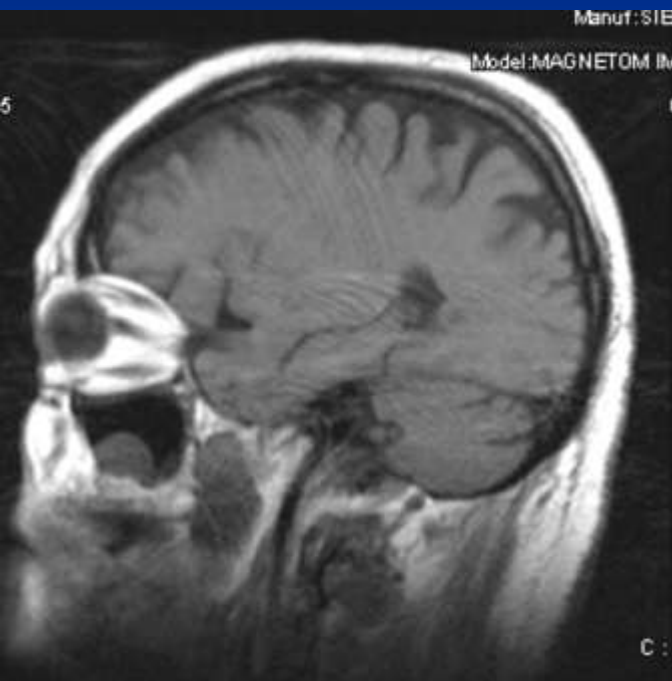
Narmas- ehk äärisartefakt tingitud Bo magnetvälja ebahomogeensusest vaatevälja piirialal

Alalis- ja RF välja ebahomogeensus

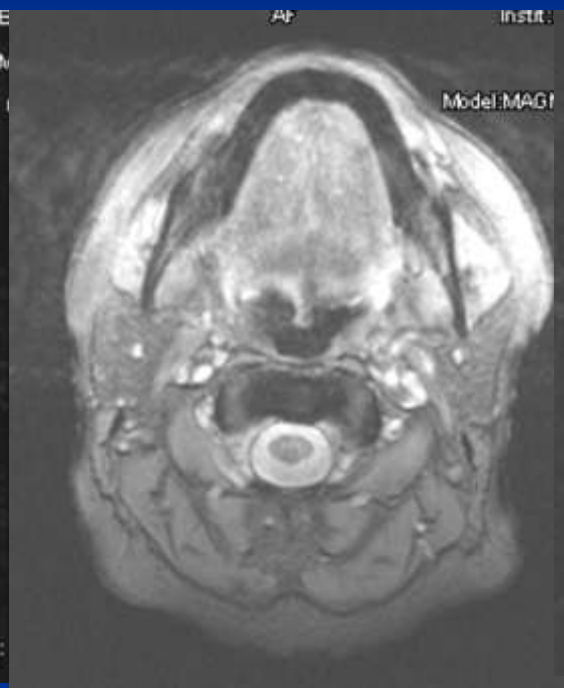


Liikumisartefaktid

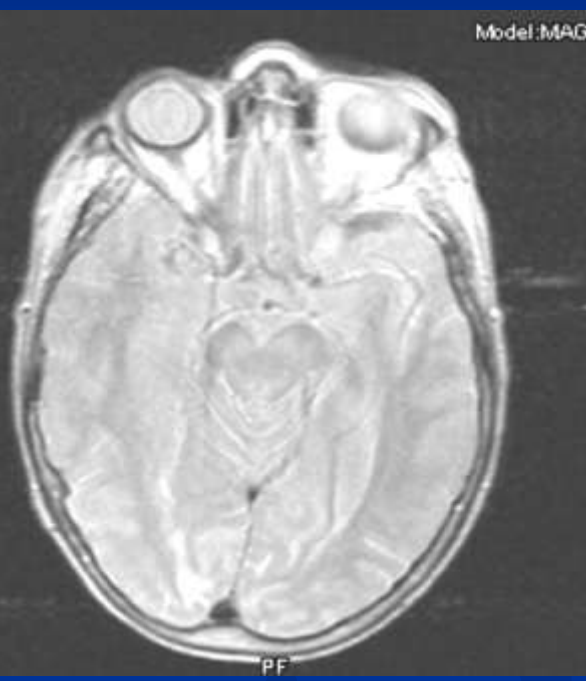
NB!: Levivad kujutisel alati faasi kodeerimise suunas



A



B



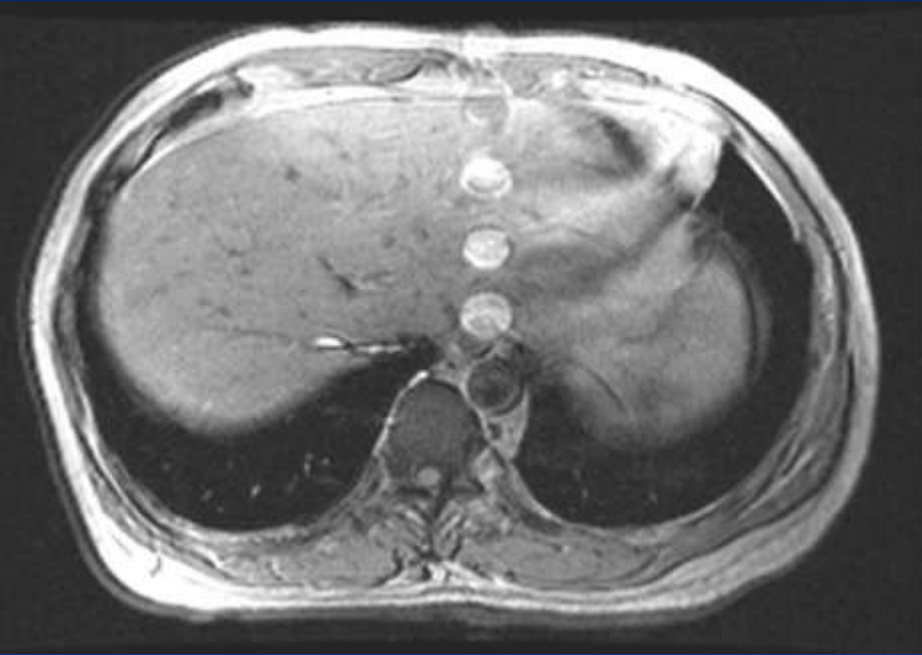
C

A: Silmadest

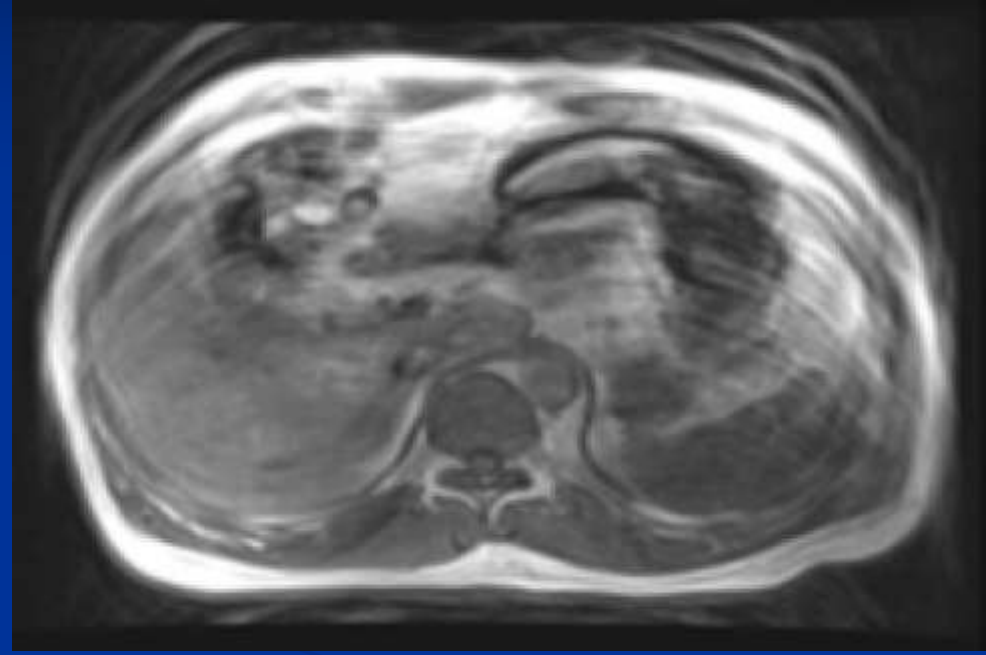
B: suuõõs – süljenäärmed, neelamine

C: aju arterid

Liikumisartefaktid



A: Vere pulsatsioon



B: Hingamine

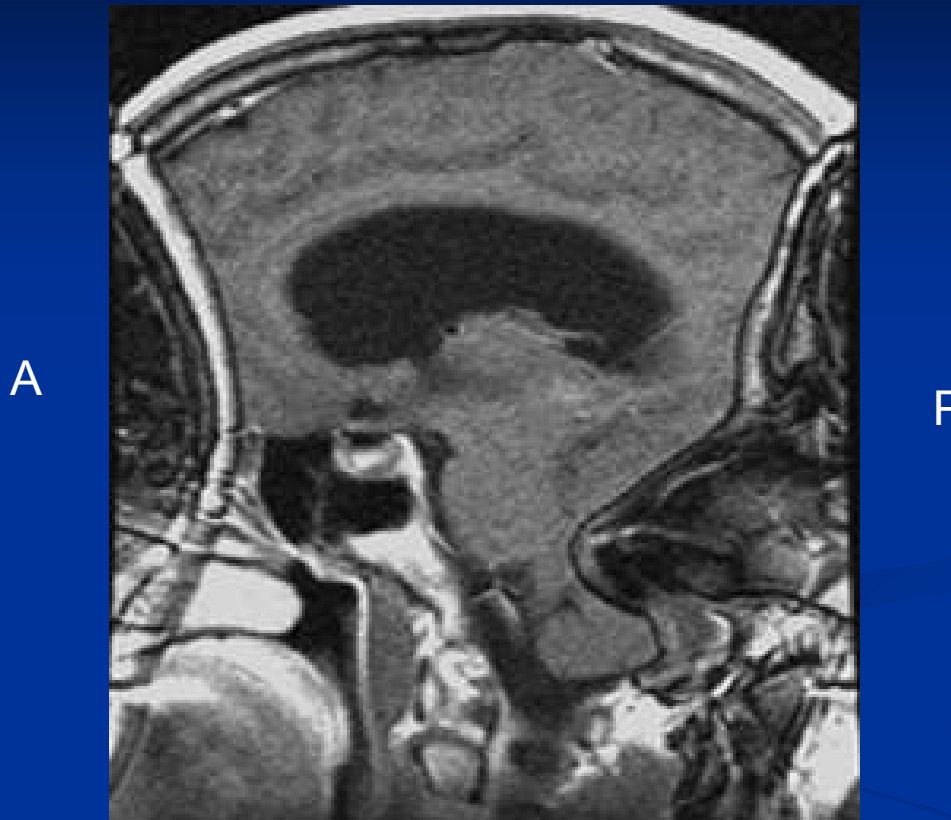
Vastuabinõud:

A: Voolukompensatsioon või sükroniseerimine pulsi järgi

B: Hingamispeetus või hingamispeetus või liikumiskorreksioon

Operaatorspetsiifilised artefaktid

-180° faasi kodeerimise suund 180°

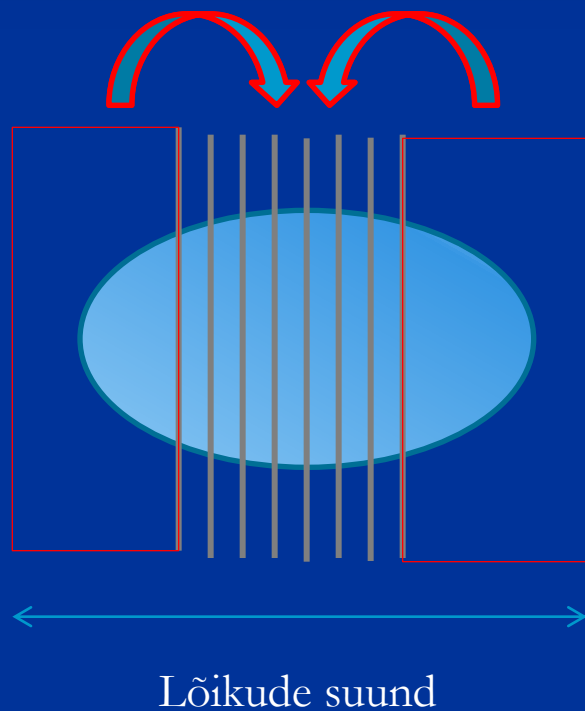


Tüüpiline ülekatmis (*foldover*), ehk faasikodeerimisveast tingitud artefakt, kui uuritava objekt ületab vaatevälja faasi kodeerimise suunas

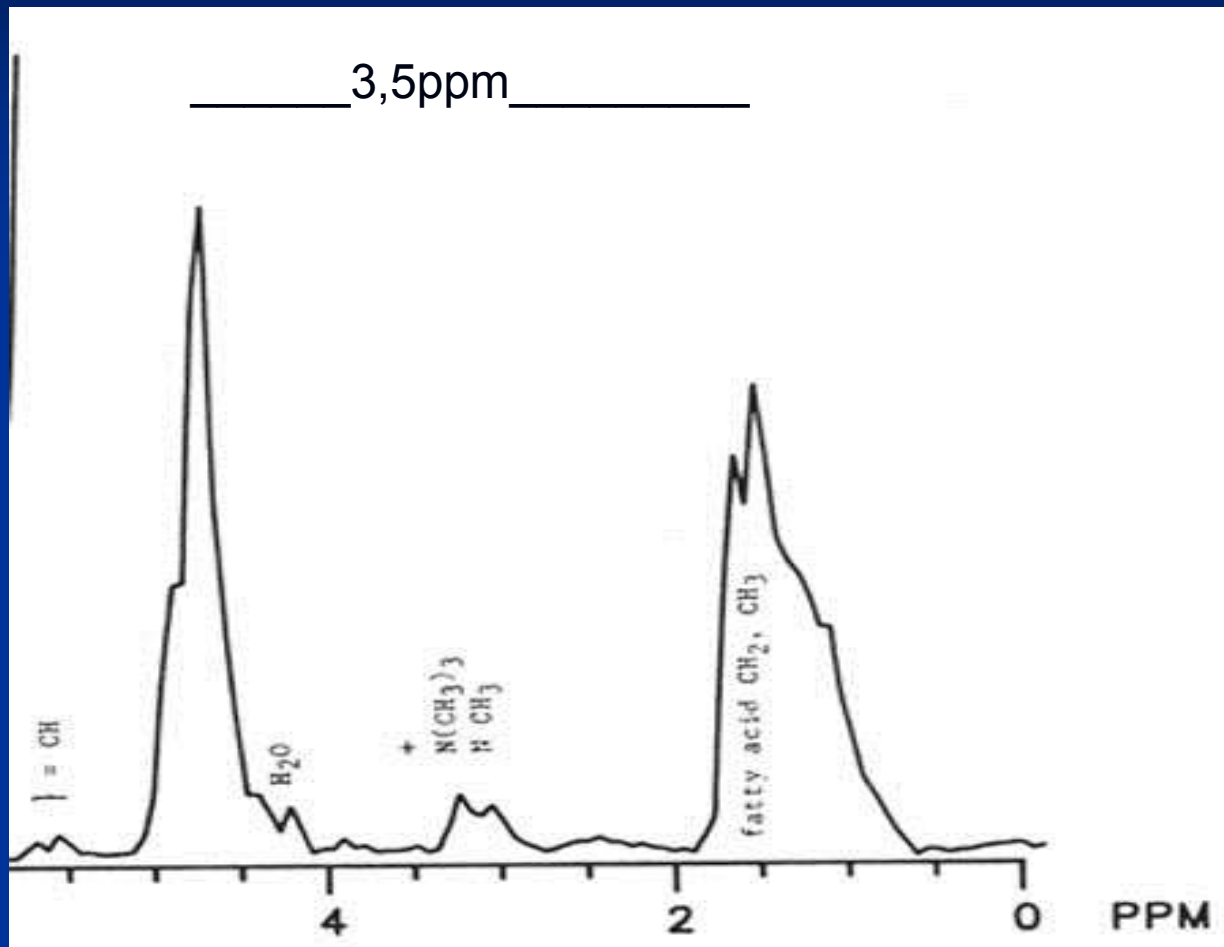
Vastuabinõud:

- FOV laiendus (pikendab skaneerimise aega) või
- FOV suurendus (suurendab pikselit, vähendab lahutusvõimet)

3D skaneerimistehnika korral võib ülekatmisartefakt esineda ka lõikude ristsuunas, lisaks tavapärasele faasi kodeerimise suunale.



Keemiline nihe ja sellest tingitud moonutused



Vesiniku tuuma magnetresonants vee molekulis on veidi (~3,5ppm) kõrgem kui rasvhapetes.

Keemiline nihe

- Vee ja rasva keemiline nihe (sageduse nihe) on 3,5ppm
- $B_0=1,5T$, $f_0=64$ MHz, keemiline nihe on ~ 224 Hz
- $B_0=3T$, $f_0=123$ MHz, keemiline nihe on ~ 448 Hz

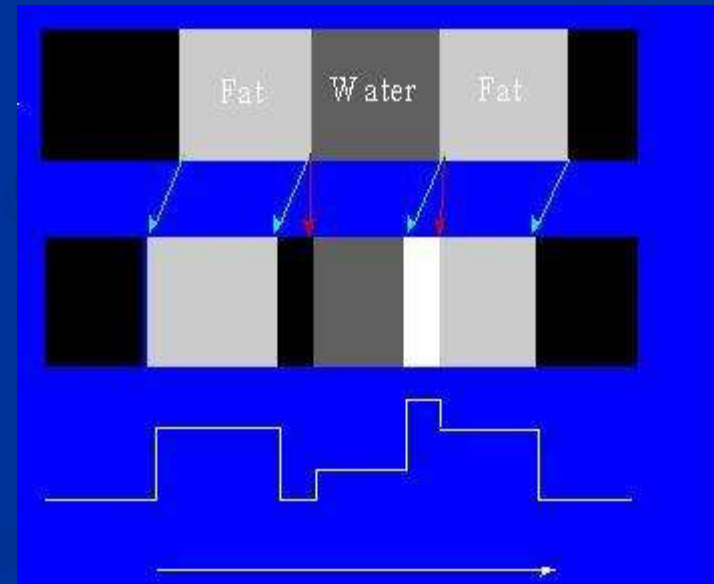
KAKS PROBLEEMI:

- PROBLEEM1: Sageduskodeerimisel tekkiv rasva ja vee nihe pildil
- PROBLEEM2: sõltuvalt TE (kaja aeg) pikkusest satuvad samas vokselis rasva ja vee signaal kas :
 - samasse faasi (*in-phase*)
 - vastandfaasi (*out-phase*)

PROBLEEM1: Sageduskodeerimisel tekkiv nihe pildil:

Kujutisel sattuvad rasvkoe ja vee molekulidest tulev signaal sageduse kodeerimise suunas nihkesse:

- Tegelik paiknemine
- Paiknemine kujutisel
- Signaali intensiivsuse profiil



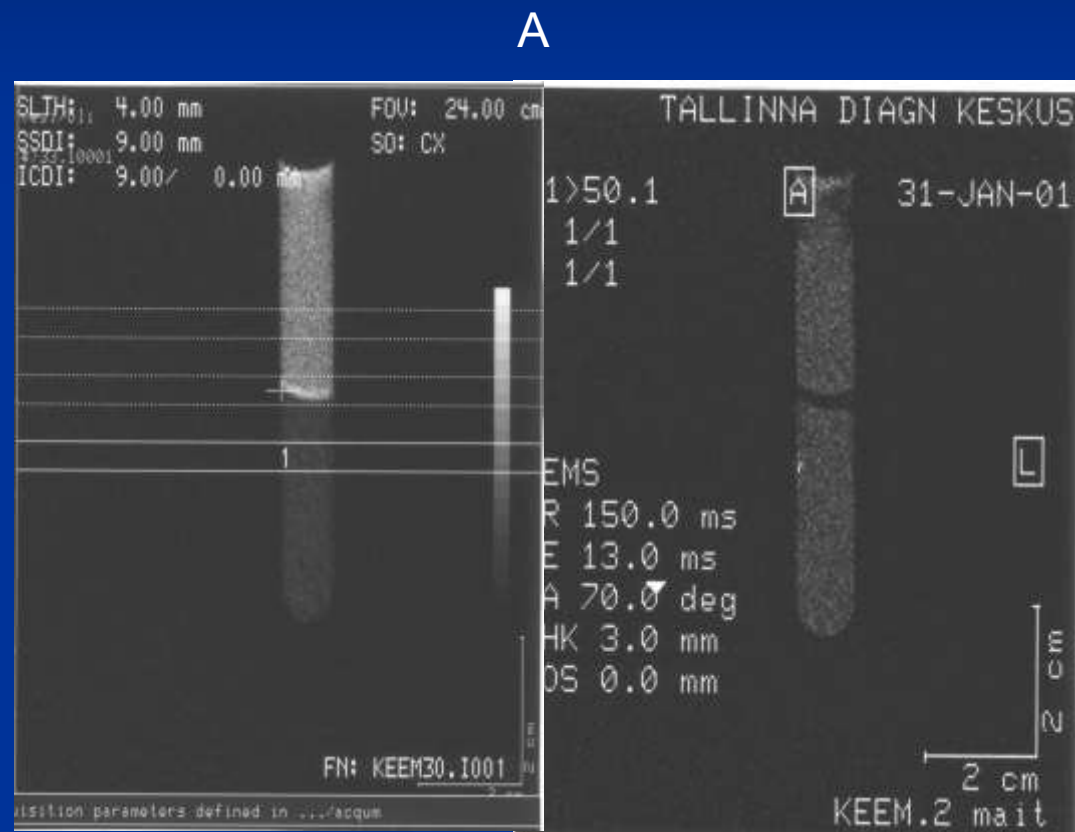
Sagedus kodeerimise suund

Nihe sageduse kodeerimise suunas

Põhjustab mitmesuguseid erinevaid moonutusi:



Sageduse kodeerimise suund L-R



Sageduse kodeerimise suund A-P

Keemiline nihe kujutisel

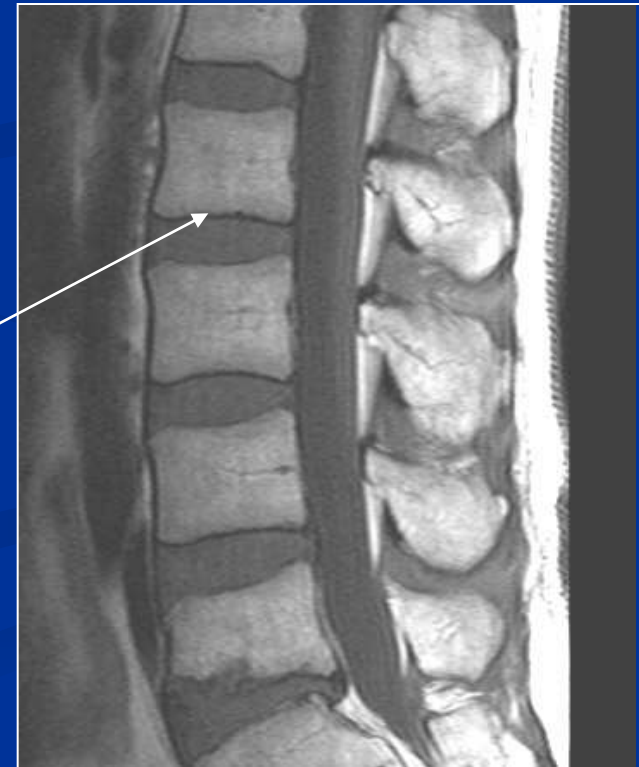
Sõltub valitud ribalaiusest (BW):

- Suur BW – väike keemiline nihe pildil
- Skaneerimisparameeter BW on

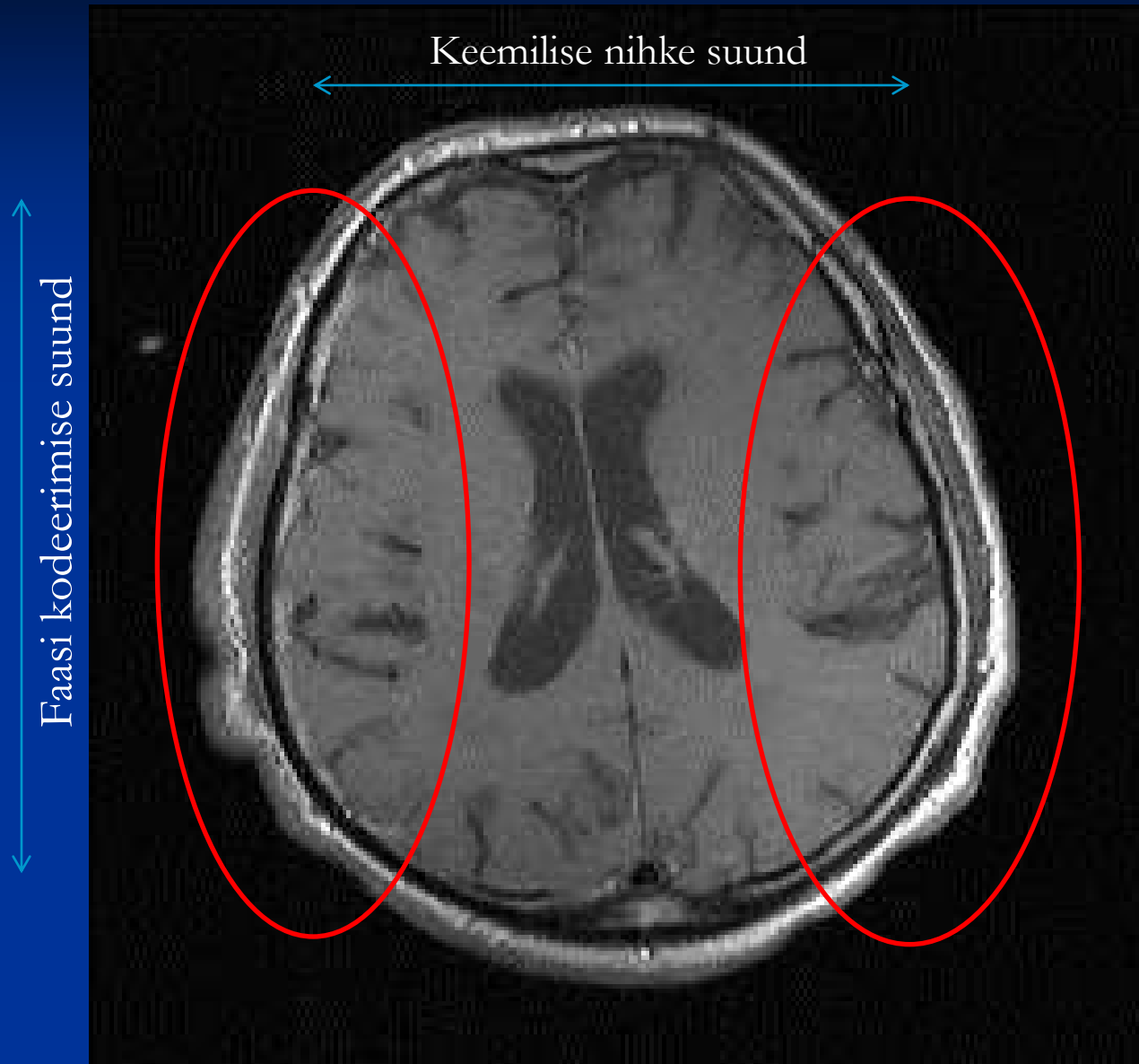
esitatud kas:

- pikselites
- kHz/FoV
- Hz/px

Mustad kontuurid
lülide ja kõhrete vahel



Keemilise nihke suund sõltub valitud faasi kodeerimise suunast ja ulatus sagedusriba BW laiusest



Sagedusriba= 130Hz/pixel

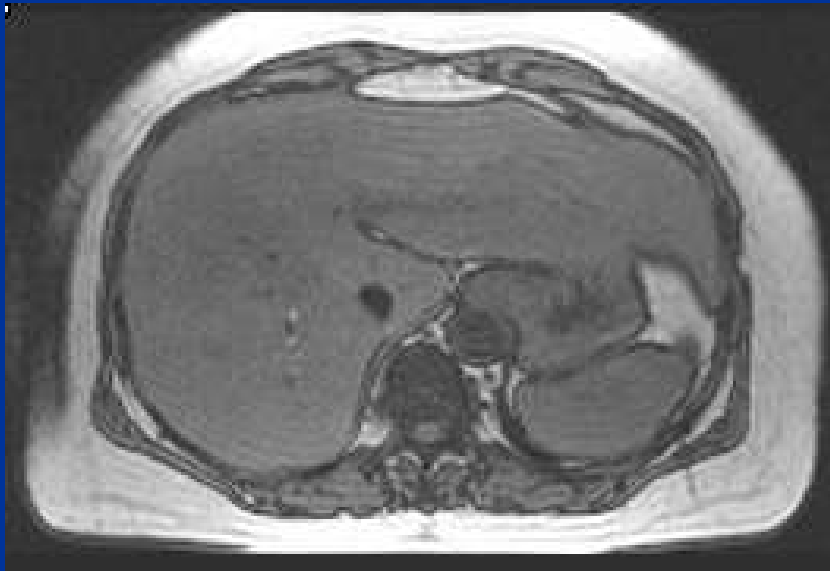
Keemiline nihe - Probleem 2

Vee ja rasva signaal samas faasi või vastasfaasis.

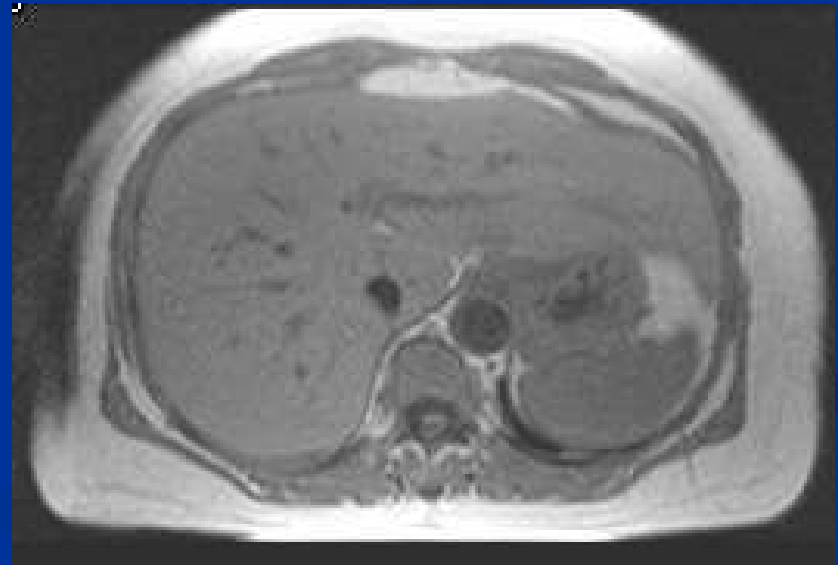
1,5T magnetvälja puhul ($\Delta f = 224\text{Hz}$), $T = 1/\Delta f \sim 4,6\text{ms}$

- Iga $N \cdot 4,6\text{ ms}$ tagant on rasvkoe ja vee MR kaja samas faasis.
- Iga $(N \cdot 4,6\text{ ms}) + 2,3\text{ ms}$ tagant on vee ja rasvkoe signaal vastasfaasis.

NB!: Skaneerimisparameeteri TE (kajaaeg) muutmine ei mõjuta ainult T2 kontrastsust

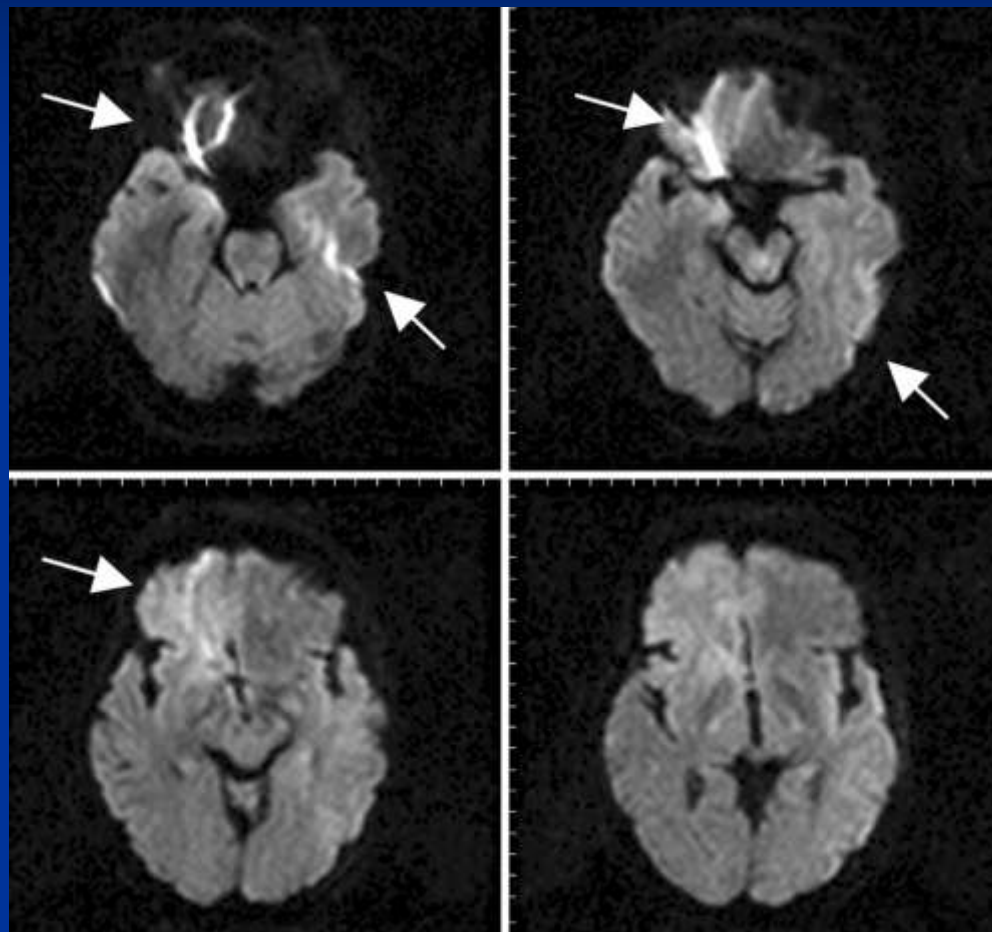
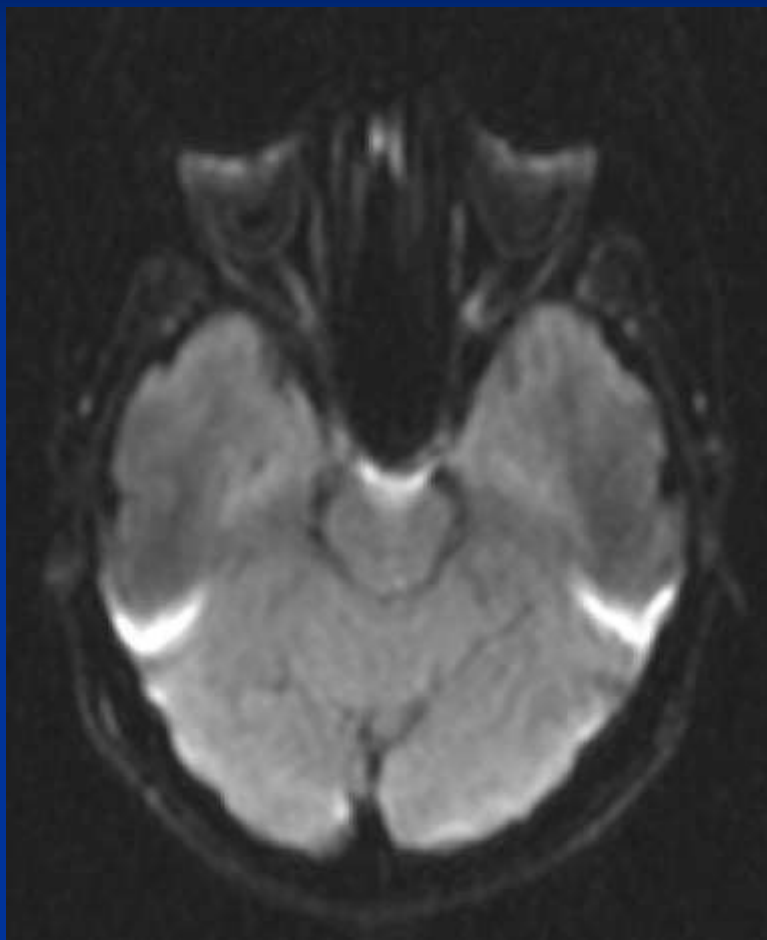


Vastasfaasis

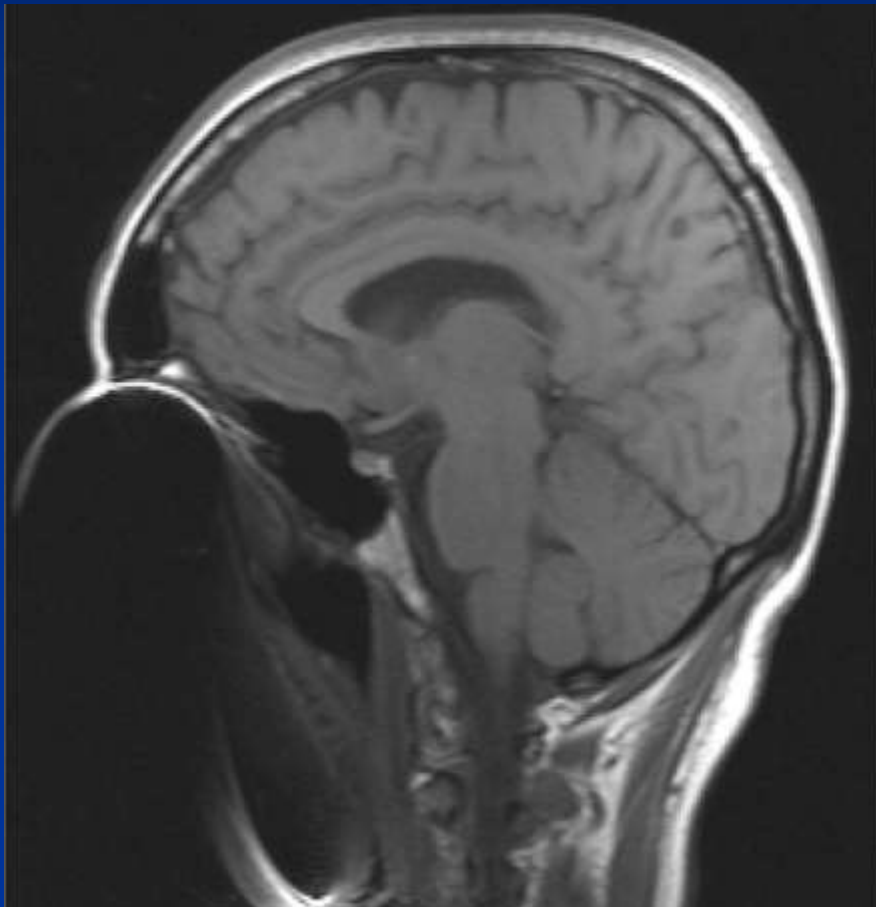


Samas faasis

Magnetilisest vastuvõtlikusest ja keemilisest nihkest tingitud moonutuse EPI kujutistel



Metalliarartefaktid

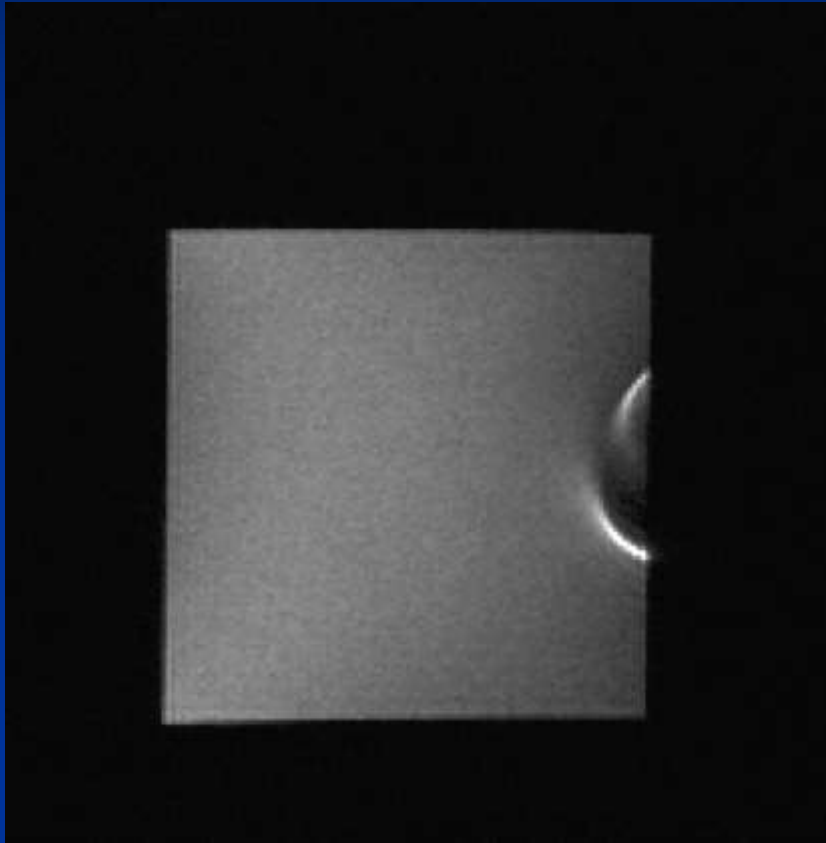


hambaproteesidest tingitud moonutus

metallikild seljaaju kanali läheduses



Ferrom. objektist tingitud artefakt



2T



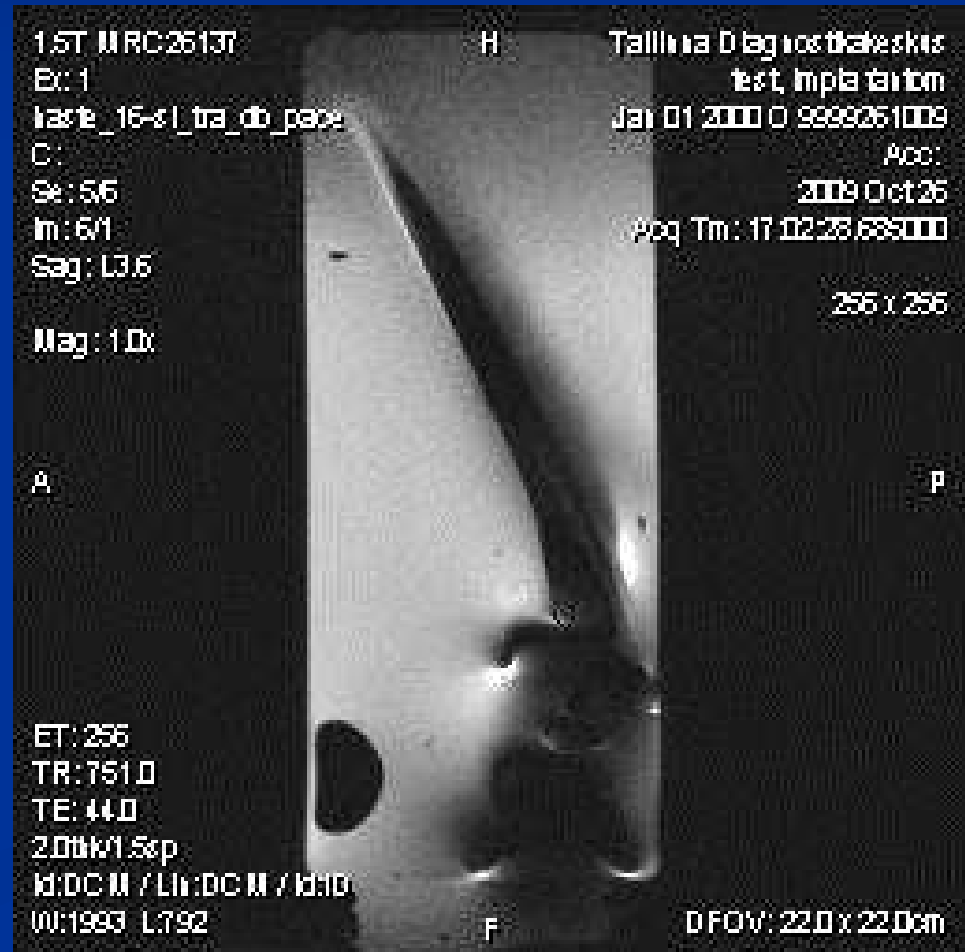
0.23T

Titaan *versus* CoCrMo CoCr,

Titaankomposiit



Co-Cr-Mo



Skannparameetrite valik

Lähtudes eesmärgist vähendada metalli (*susceptibility*) artefaktide mõju kujutistel.

B1 välja ribalaius – bandwidth (BW)

BW – Hz/per pixel - võimalikult suur

400Hz -2000 Hz sõltuvalt pikseli suurusest ja skannmeetodist.

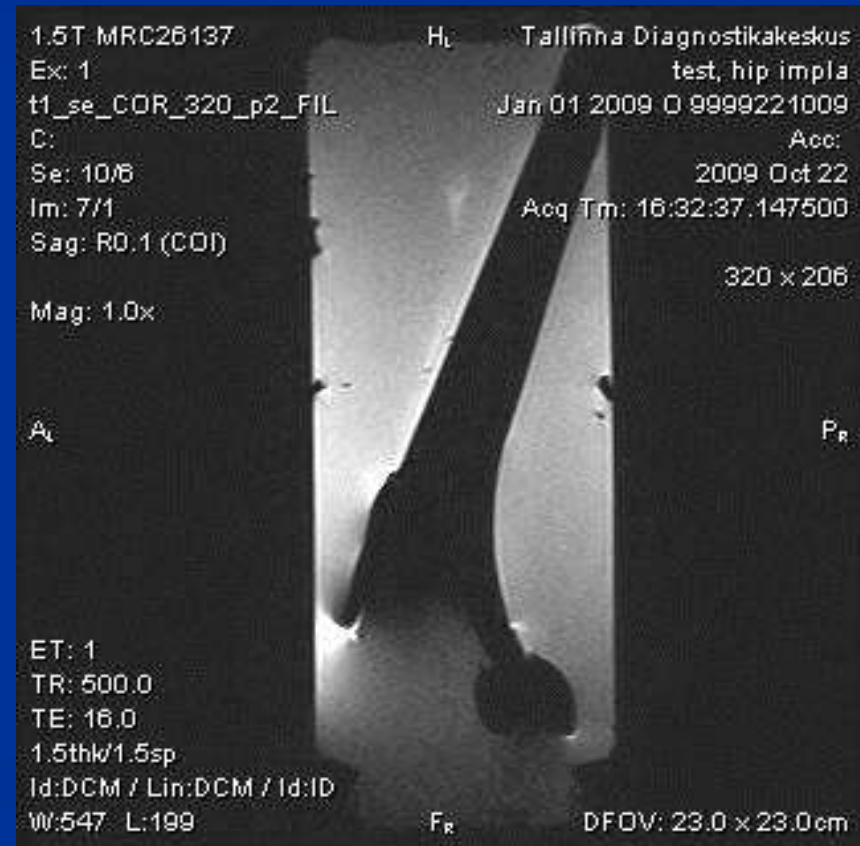
(BW – kHz/FOV >50kHz/FOV kohta)

NB! See on kõige olulisem parameeter metalliartefaktide vähendamiseks kujutisel.

Sagedusriba laius (*BW*)

$BW = 500\text{Hz/px}$

$BW = 150\text{Hz/px}$



Teised olulised parameetrid

- FOV (vaateväli) – võimalikult väike
- slth (lõigupaksus) – võimalikult väike
- piksel võimalikult väike
- TSE - echo train võimalikult kiire (st võimalikult palju ehhosid võimalikult lühikese ajaga)
 - Turbo Factor -> suur
 - Echo Spacing -> väike
- skanmaatriks (pikselite arv) – võimalikult suur

NB! tagajärg: resolutsioon paraneb, SNR halveneb.

MRT skaneerimistehnikad metall-implantaatide või võõrkehade korral

Sobivad spin-echo (SE) tehnikad, mis on vähem tundlikud välja ebahomogeensusele:

- tavaline SE (T1, T2, pd)
- kiired - turbo SE tehnikad: RARE, FSE, TSE
- ülikiired SE tehnikad – HASTE,
- STIR – (*Short TI IR*) rasvsupressioonitehnika

Metallimplantaatidega liigeste uurimiseks

EI SOBI gradient-echo (GE) tehnikad

- GE (FE) tehnikad, TFE, FFE, FLASH,
- ülikiired GE tehnikad – EPI, BFFE, FLASH
- GE põhinevad supressioonitehnikad : PSIR,
- EPI

Kasutatud allikad:

- Artefacts In Clinical MRI, Kris Armoogum MSc, Department of Medical Physics, Ninewells Hospital Dundee, 14th Scottish MRI Seminar, Wednesday 19th November 2003
- Zhuo, J. et al. Radiographics 2006;26:275-297, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: MRI Artifacts, Safety and Quality Control; www.radiology.mcg.edu/RadiologyPhysics/
- MRI PHYSICS: Imaging Options & Image Quality, Maureen N. Hood, BS, RT(R)(MR) MR Research Division, Uniformed Services University of the Health Sciences Department of Radiology and Nuclear Medicine Bethesda, Maryland
- MRI from Picture to Proton: Donald W. McRobbie, Elizabeth A. Moore, Martin J. Graves and Martin R. Prince Cambridge University Press

Nii see algas:
Esimene MRT kujutis inimese peaajust
1978



Tänu kuulamast!