

# Magnetisk Resonans Billeddannelse

**POSTGRADUAT KURSUS I DIAGNOSTISK RADIOLOGI**

*Lau Brix  
Medico-Teknisk Afdeling &  
MR-Centret, Århus Universitetshospital, Skejby*

# Planen

10.45 -11.30: Appetizer + kort introduktion til MR-fysik + MR-relaksationsprocesser ( $T_1$ ,  $T_2$ ,  $T_2^*$ )

11.45 -12.15: MR-Hardware (magnet, gradienter, RF-system) + MR-billeddannelse (TR,TE)

12.15 -12.45: Frokost

12.45 -13.30: MR-billeddannelse ( $k$ -space, Fourier-transformation, samplingsstrategier)

13.45 -14.30: MR-billeddannelse ( $k$ -space, Fourier-transformation, samplingsstrategier)

14.45 -15.30: MR-pulssekvenser (Spin Echo, Gradient Echo)

15.45 -16.15: Cases: 'Interactive MRI: real-time reconstructions' – Hvor hurtigt kan det gå?

16.30 -17.00: MR-sikkerhed

## Litteratur:

*Jerrolds T. Bushberg, et al. "The essential physics of medical imaging", 3rd edition, Lippincott Willimans & Wilkins, USA, 2011. ISBN: 3 978-0-7817-8057-5 . Kapitel 12+13 (p.402-499)*

## Eventuelt supplerende litteratur:

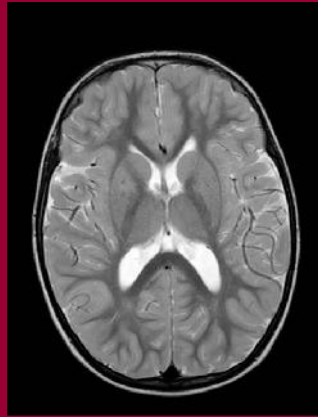
*Mark A. Brown & Richard C. Semelka, "MRI: Basic Principles and Applications", 3rd edition, Wiley-Liss, USA, 2003, ISBN:0-471-43310-1*  
*Catherine Westbrook, Carolyn K. Roth, John Talbot, "MRI in practice", 4th edition, Wiley-Blackwell, 2011, ISBN-13: 978-1444337433*

# ***Magnetisk Resonans Billeddannelse***

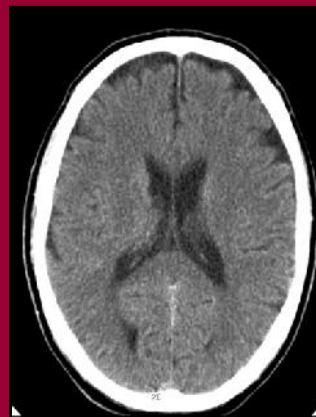
## **MR Appetizer**

*Lau Brix & Brian Stausbøl-Grøn  
Indkøb & Medicoteknik, Region Midt &  
MR-Centret, Aarhus Universitetshospital, Skejby*

# Billedannende modaliteter



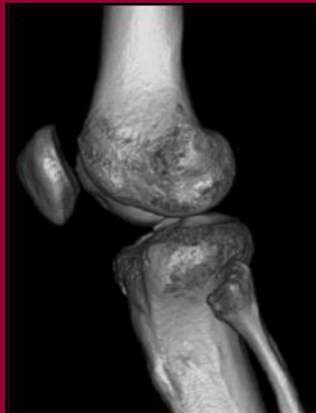
MR



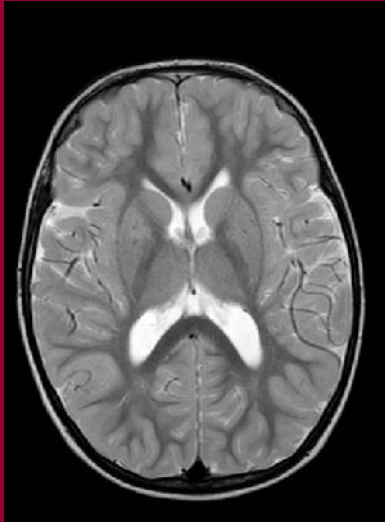
CT



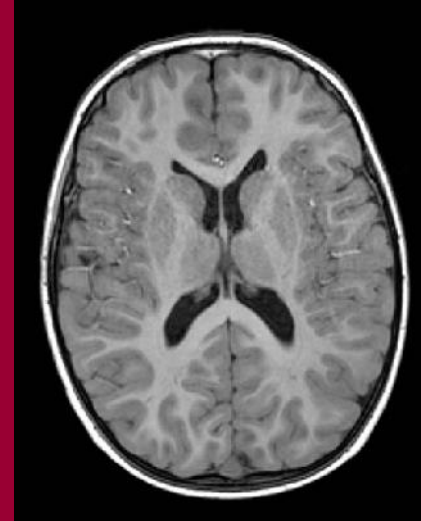
CR



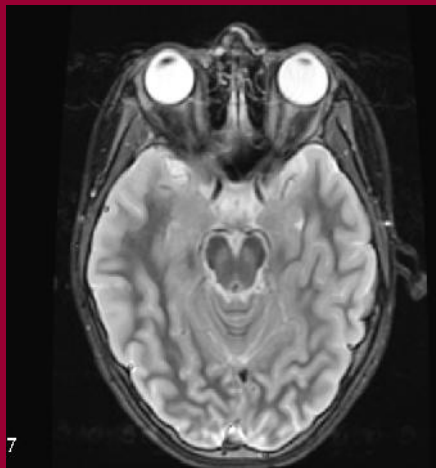
# Cerebrum



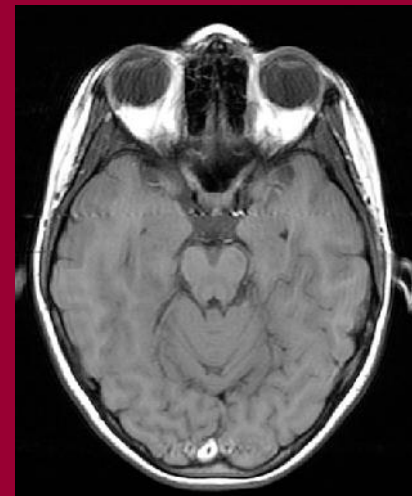
T<sub>2</sub>



T<sub>1</sub>



STIR

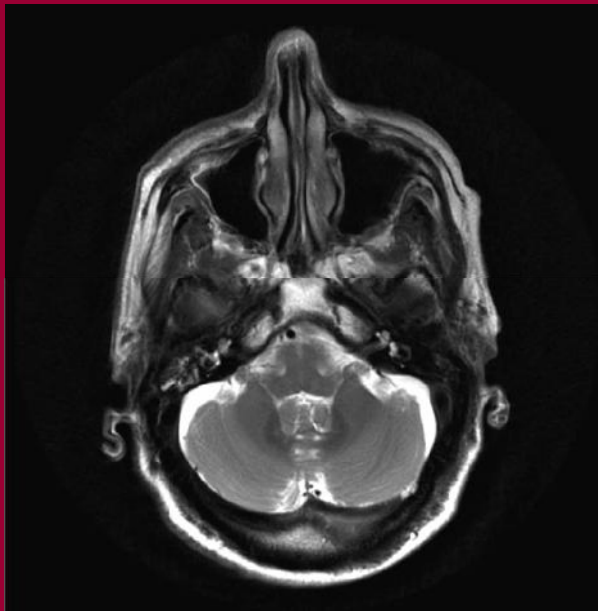


T<sub>1</sub>

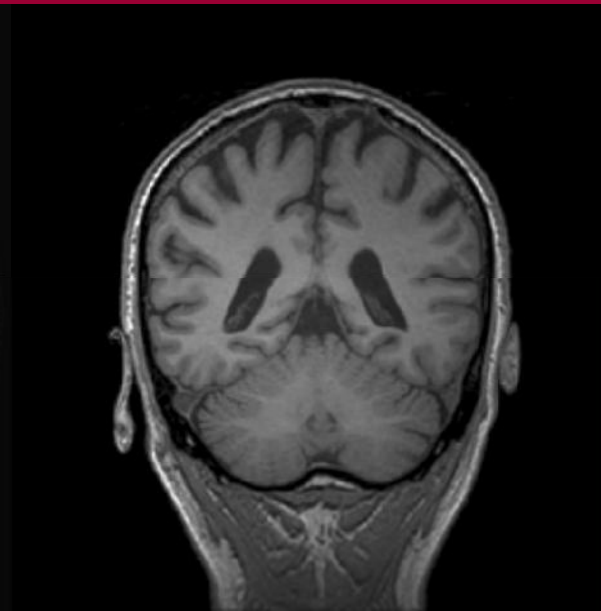
AUH, Skejby  
1.5T MR scanner

# Cerebrum

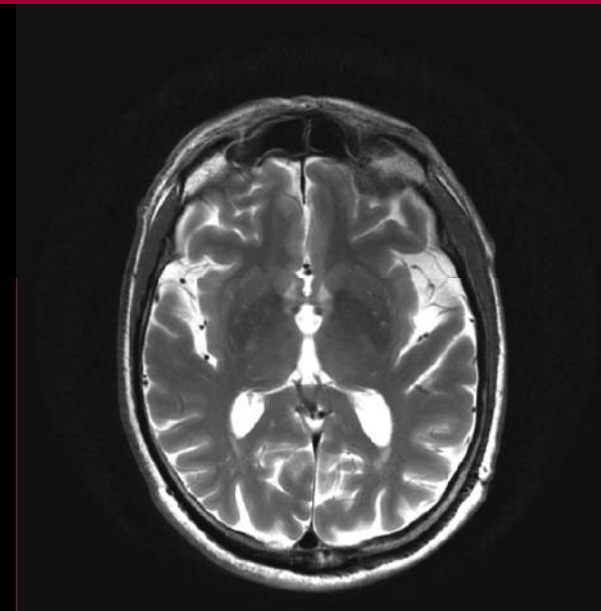
T<sub>2</sub> FSE (propeller)



T<sub>1</sub> 3D GRE



T<sub>2</sub> FSE (propeller)



AUH, Århus Sygehus  
3.0T MR scanner

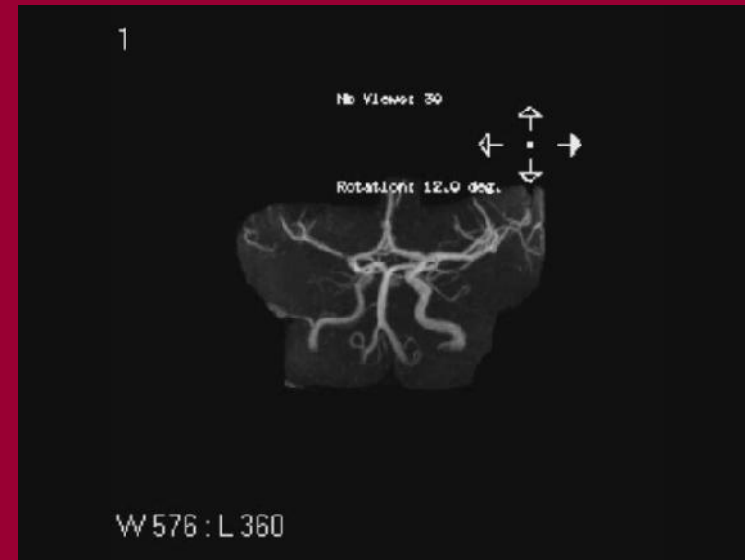
# Cerebrum

## Angiografier

3D TOF



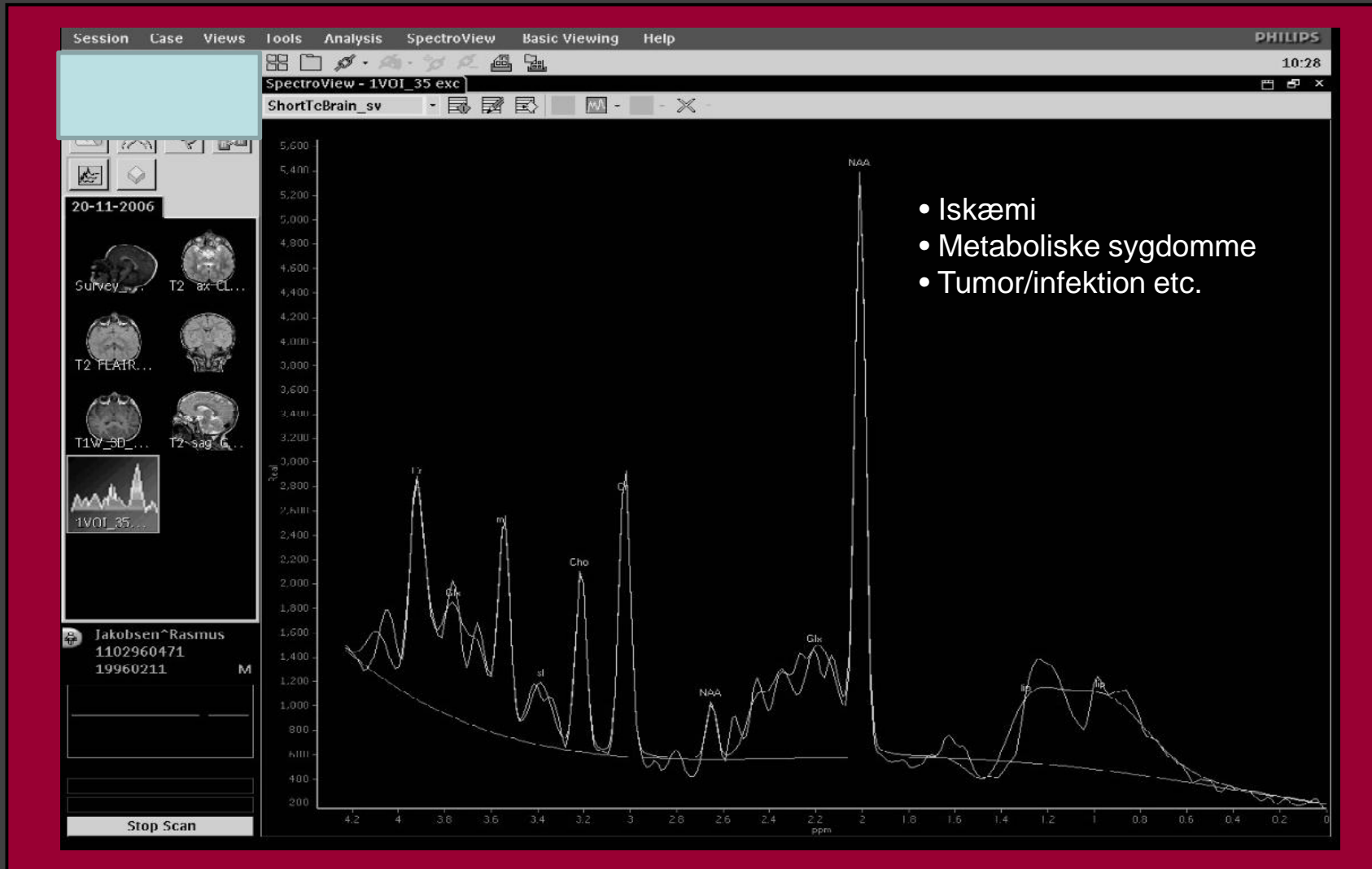
TOF



AUH, Skejby  
1.5T MR scanner

# Cerebrum

## Spektroskopi

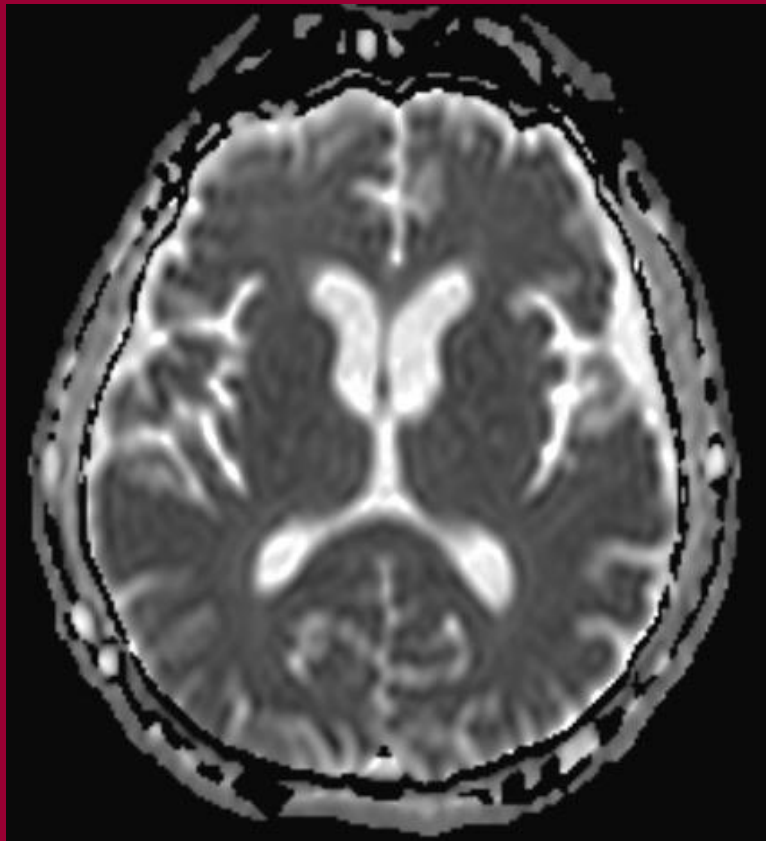


AUH, Skejby  
1.5T MR scanner

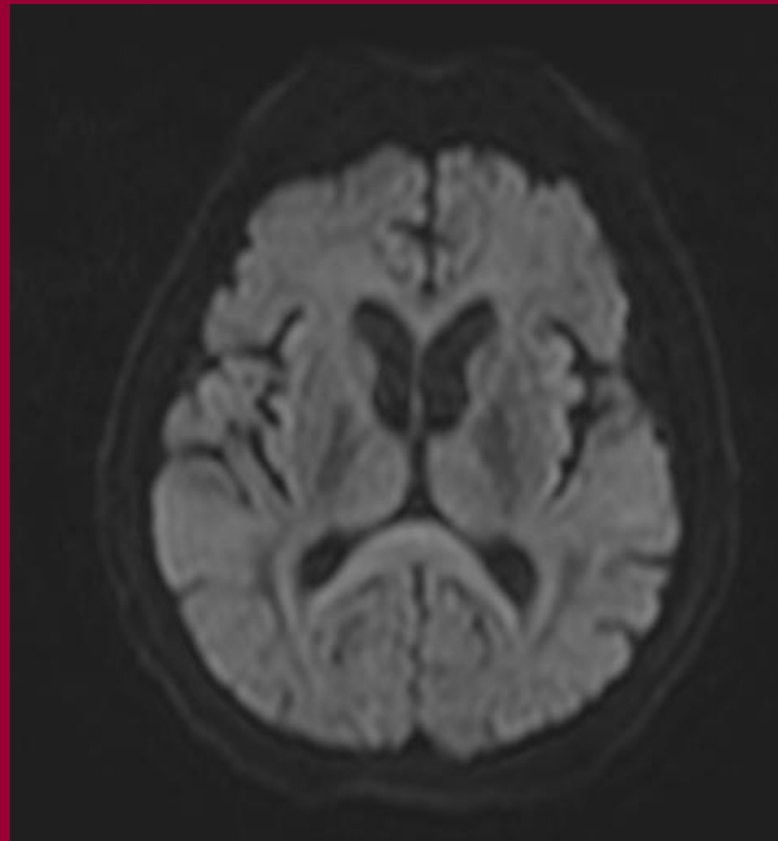


# Cerebrum

## Diffusion



ADC map

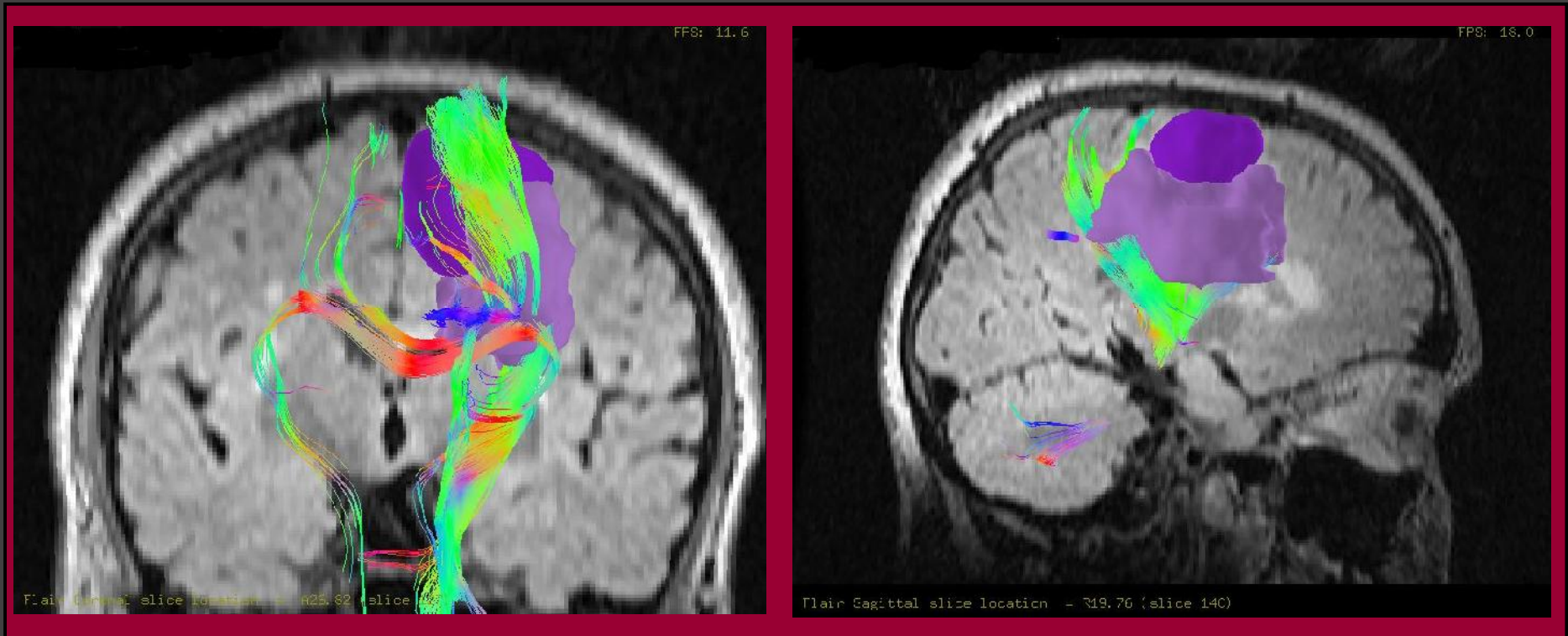


DWI

AUH, Skejby  
1.5T MR scanner

# Cerebrum

## Fiber Tracking



Jesper Frandsen, CFIN,  
Århus Universitetshospital

Film klip

# Led



PD FATSAT

Brusk/menisk/korsbånd



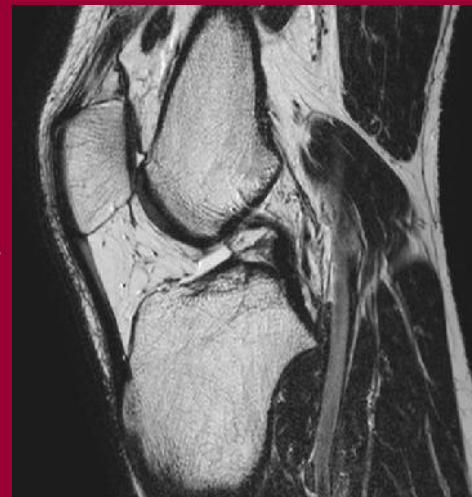
STIR

knoglemarv



T<sub>1</sub> SPGR FATSAT

brusk



T<sub>2</sub>

ligamenter

AUH, Skejby  
1.5T MR scanner

# Columna



STIR  
Knoglemarv  
Medulla



T<sub>2</sub>  
Medulla/disci



T<sub>1</sub>  
knoglemarv



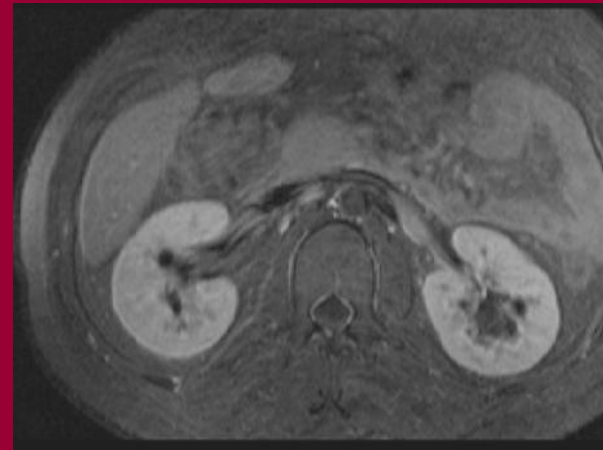
T1 FATSAT Gd  
Tumor/infektion mv

AUH, Skejby  
1.5T MR scanner

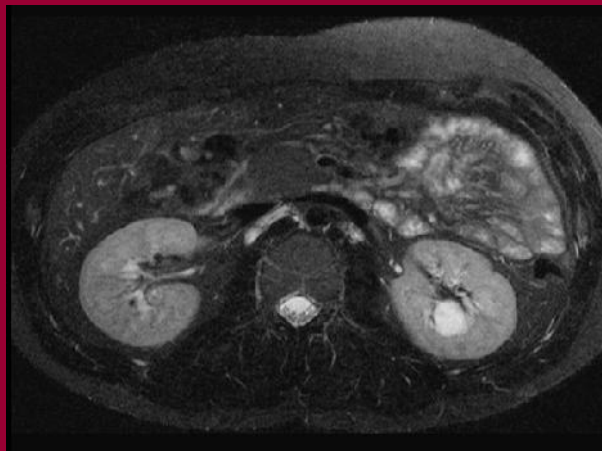
# Abdomen/Bækken



T<sub>1</sub> - simpel cyste

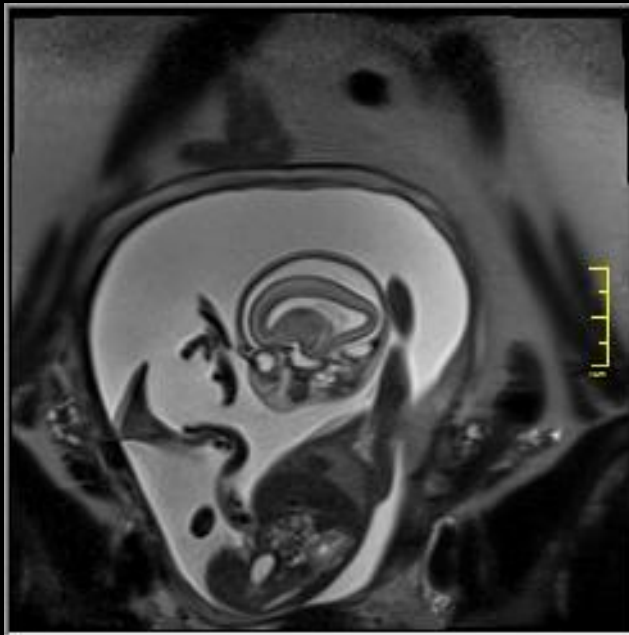


T<sub>1</sub> FATSAT Gd

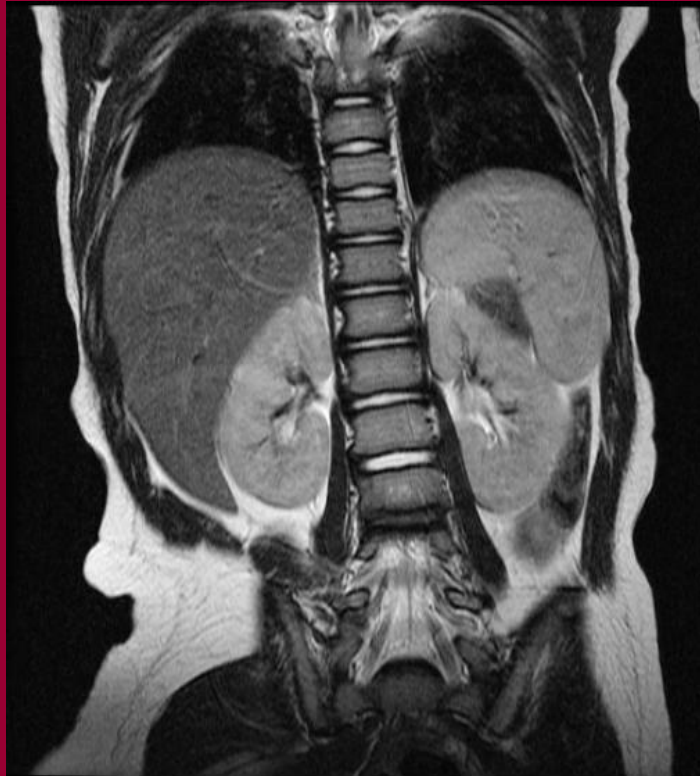


T<sub>2</sub> FATSAT

# Abdomen/Bækken



# Abdomen/Bækken



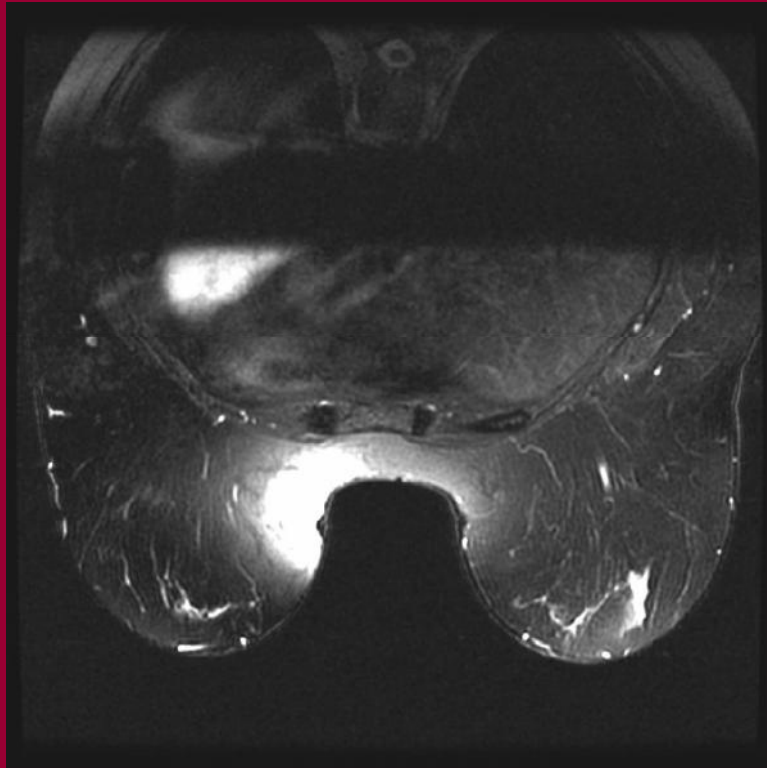
T<sub>2</sub>



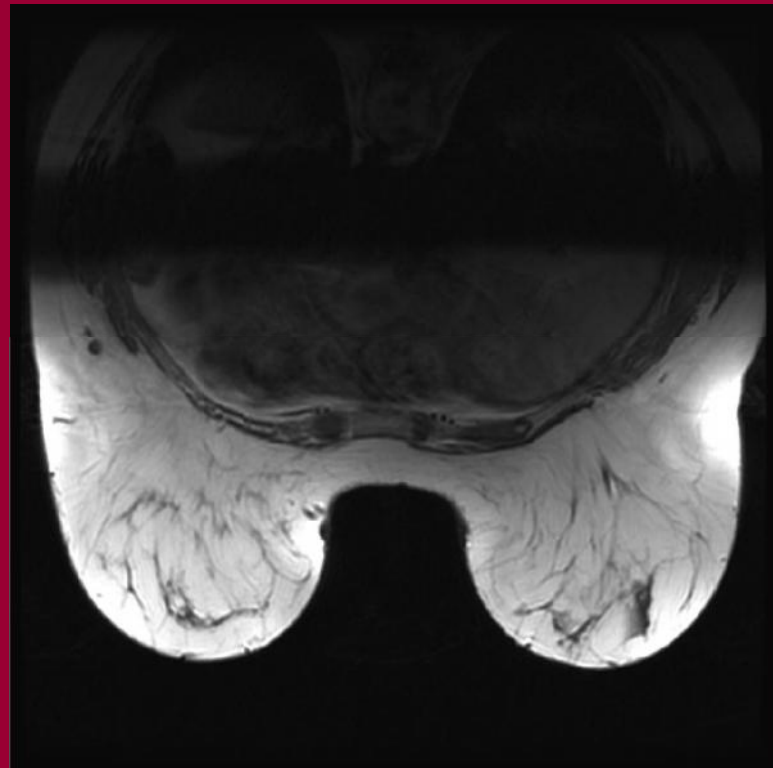
Gd MIP

# Mammografi

T2 FATSAT



T1



Regionshospitalet Randers  
1.5T MR scanner

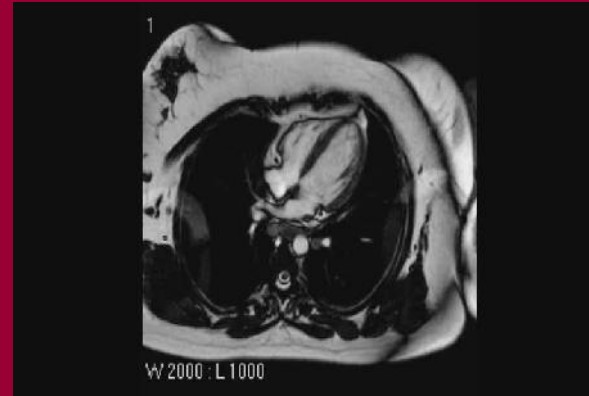


# Cardiac

## Cardiac



2 chamber



4 chamber



SHAX



Long Axis

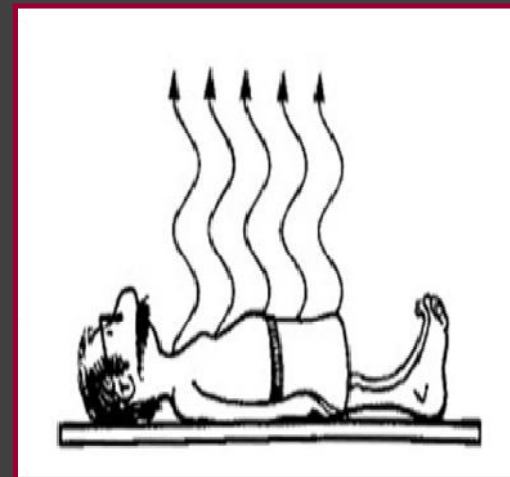
AUH, Skejby  
1.5T MR scanner

The background of the slide features a white flag with red text and a blue sky. The flag is partially visible on the right side, with the text 'Regionmidtjylland' and a red logo. The sky is a clear blue. The overall background is a light beige color.

Magnetisk Resonans Billeddannelse

## Introduktion til MR-Fysik

*Lau Brix  
Medico-Teknisk Afdeling &  
MR-Centret, Århus Universitetshospital, Skejby*



**Billeder kan fremkomme ved brug af forskellige områder af det elektromagnetiske spektrum**

# MR-teori

NMR – Nuklear Magnetisk Resonans

MRI – Magnetic Resonance Imaging

CMR = Cardiovascular Magnetic Resonance Imaging

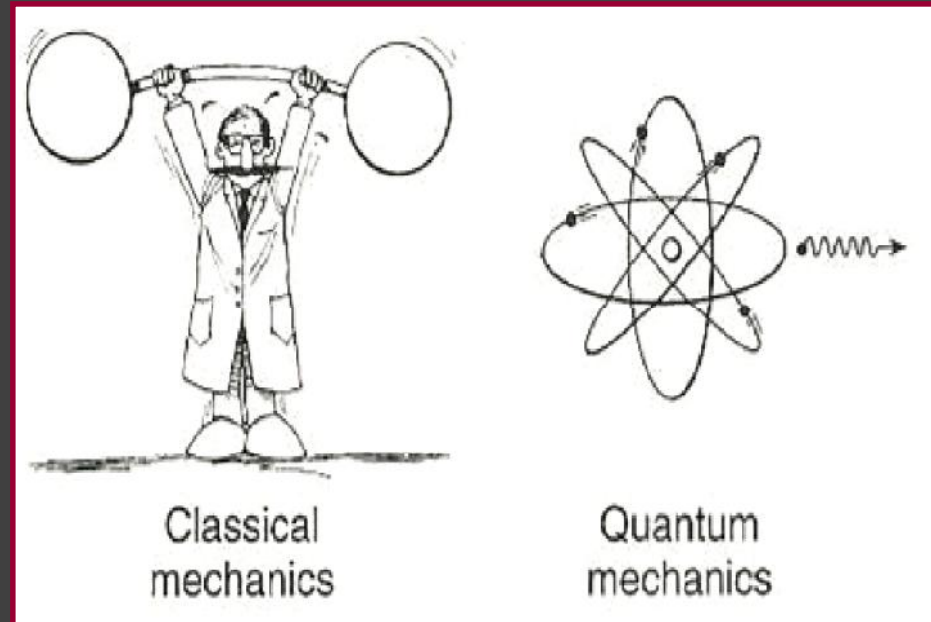
MRS = Magnetic Resonance Spectroscopy

fMRI = Functional Magnetic Resonance Imaging

MRA = Magnetic Resonance Angiography

# MR-teori

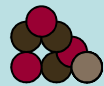
- Klassisk Model:
  - Elektromagnetisme
  - Bølger
- Kvantemekanisk model:
  - Foton-energi
  - Diskrete energiniveauer



# Atomstruktur

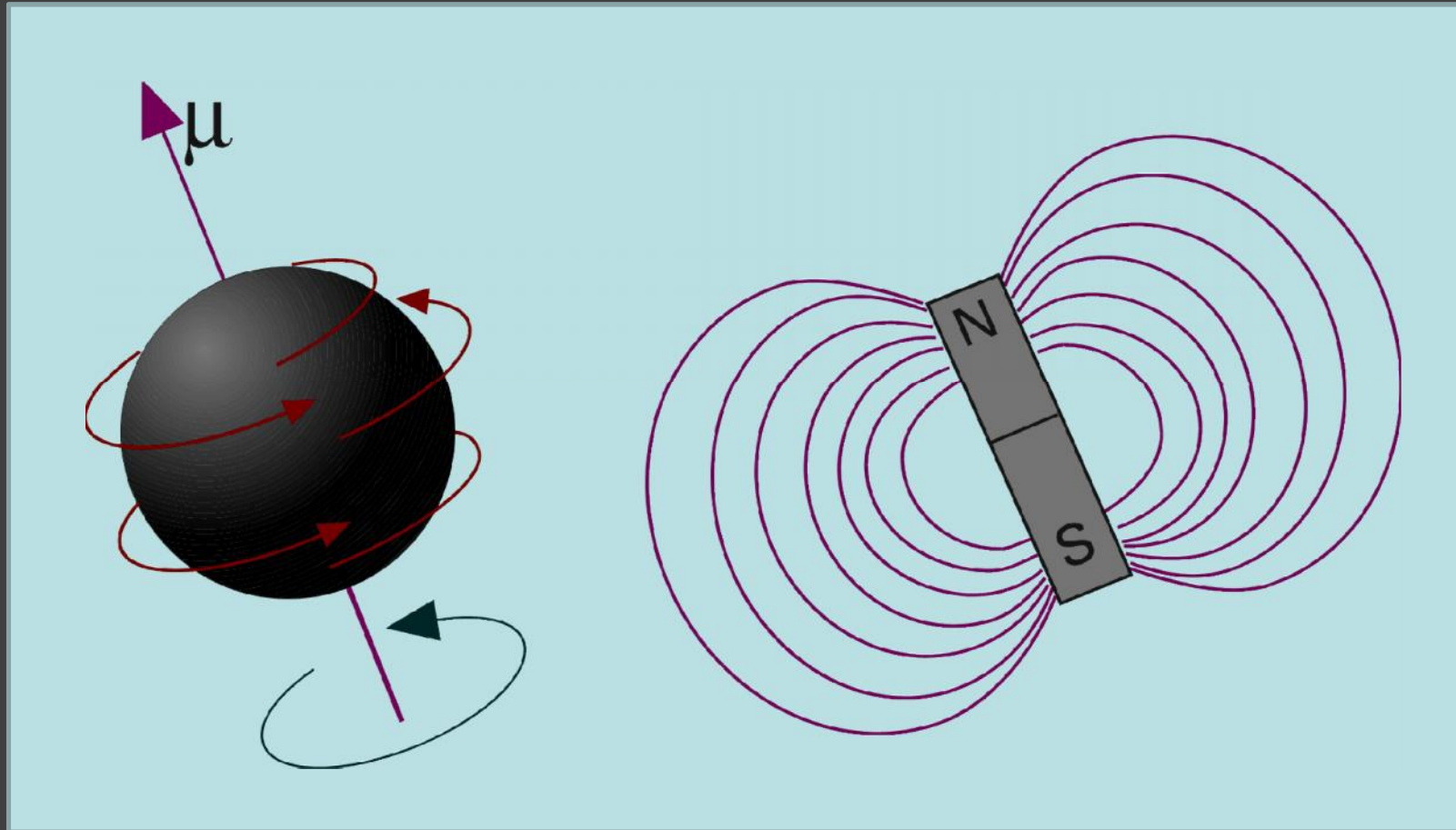
Generel

Hydrogen ( ${}^1\text{H}$ )

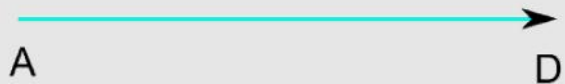
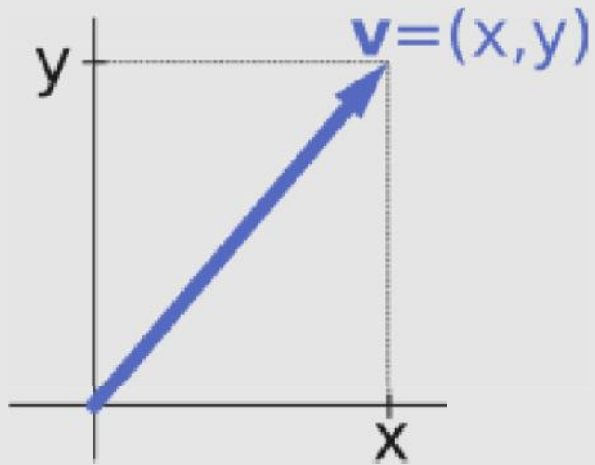


- Proton
- Neutron
- Elektron

# Kernspin

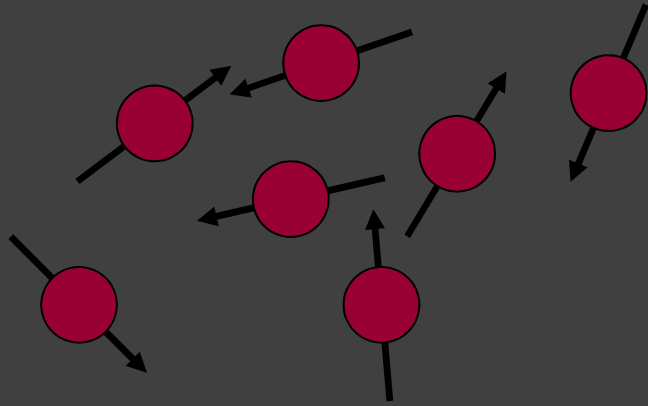


# Vektor-matematik

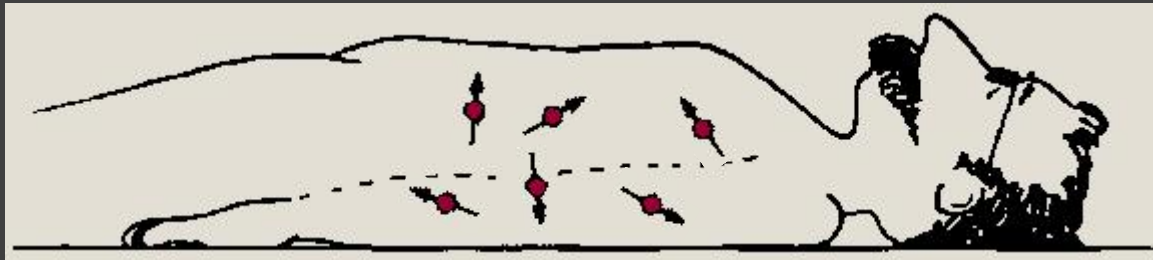




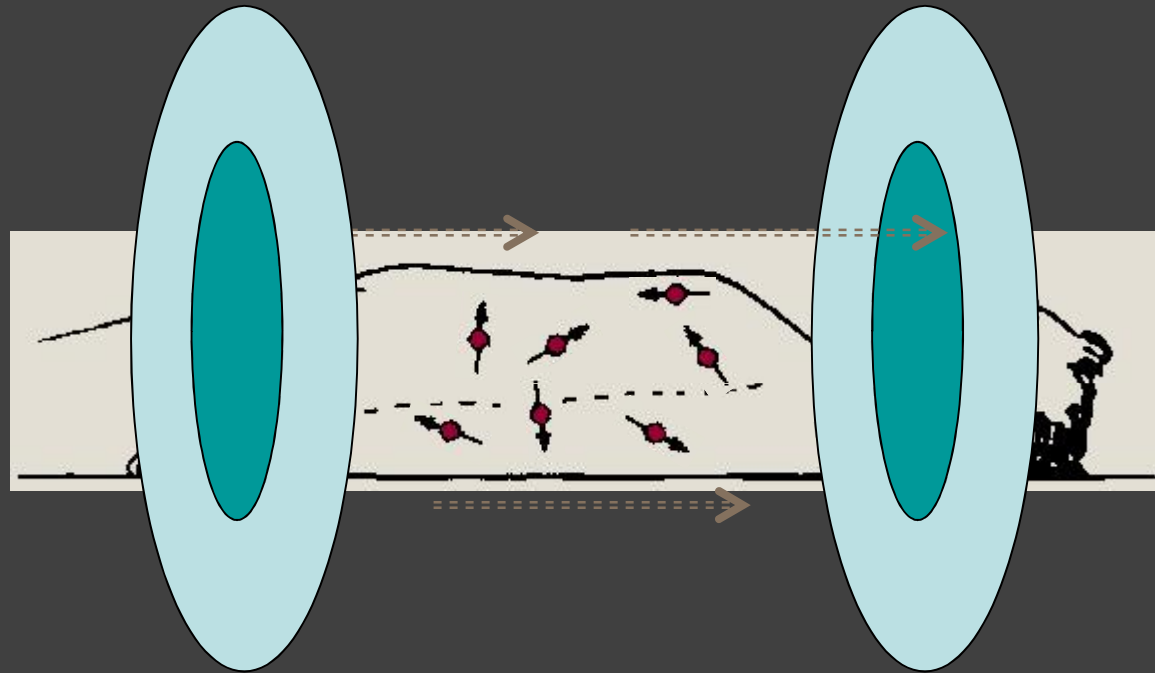
# Kernespin



I fravær af et magnetfelt er spinnene vilkårligt orienterede



# Kernespin



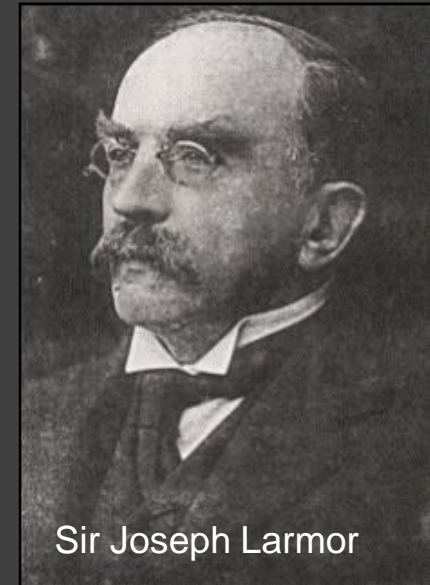
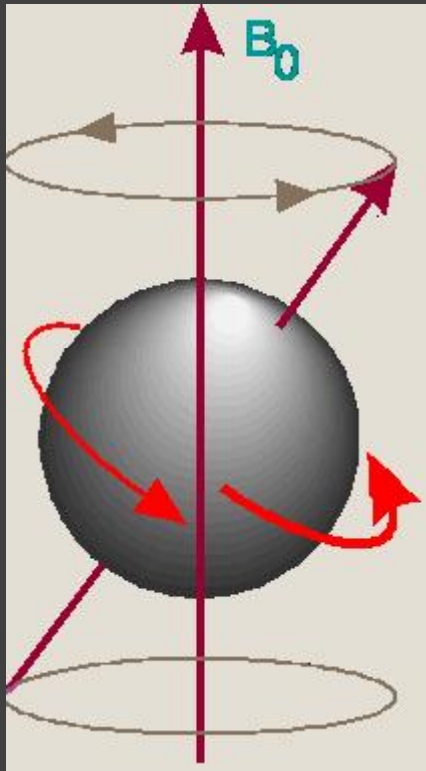
Når et magnetfelt  $B_0$  påføres spinnene orienterer de sig parallelt med feltet.

# Kernespin

= 42.576375 MHz/Tesla

Larmor-ligningen

$$\omega = \gamma B_0$$

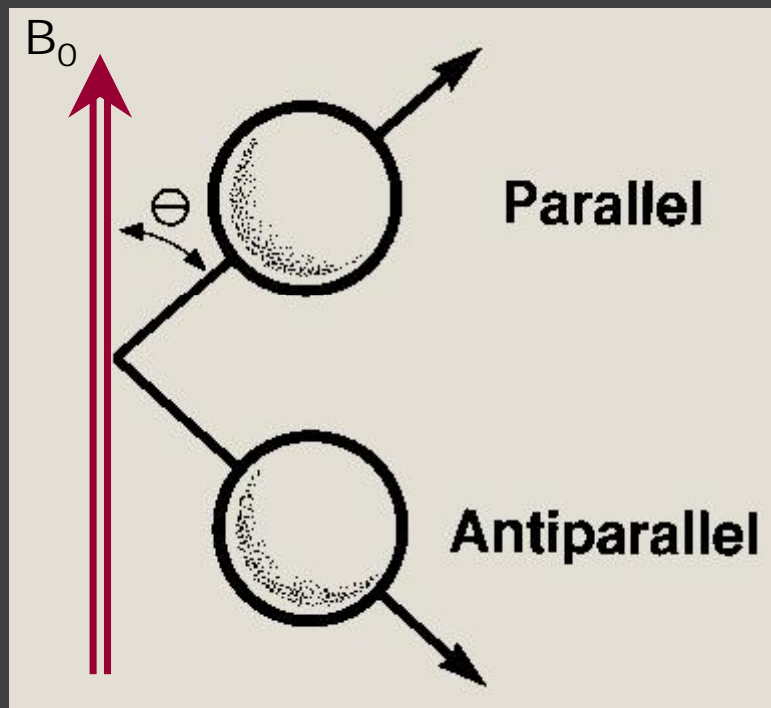


Sir Joseph Larmor

Stof	
$^1\text{H}$	42.5774
$^2\text{H}$	6.53896
$^3\text{He}$	32.436
$^{14}\text{N}$	3.07770
$^{16}\text{O}$	0

# MR-teori

Kvantemekanik



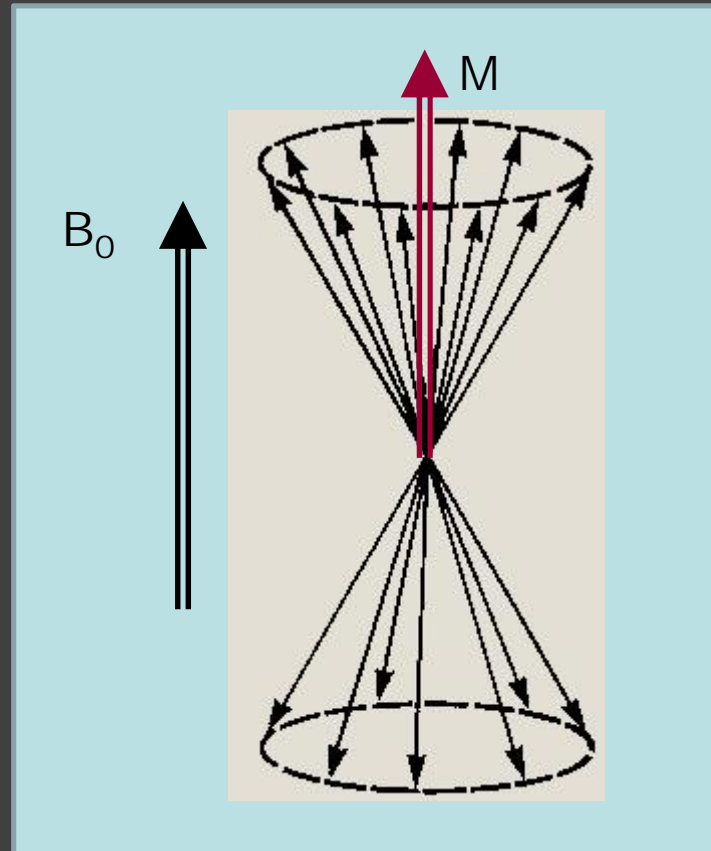
$$\mu_0 = \gamma \cdot \mathbf{B}_0$$

Hver enkelt spin kan indtage to forskellige orienteringer:

Spin op (parallel)

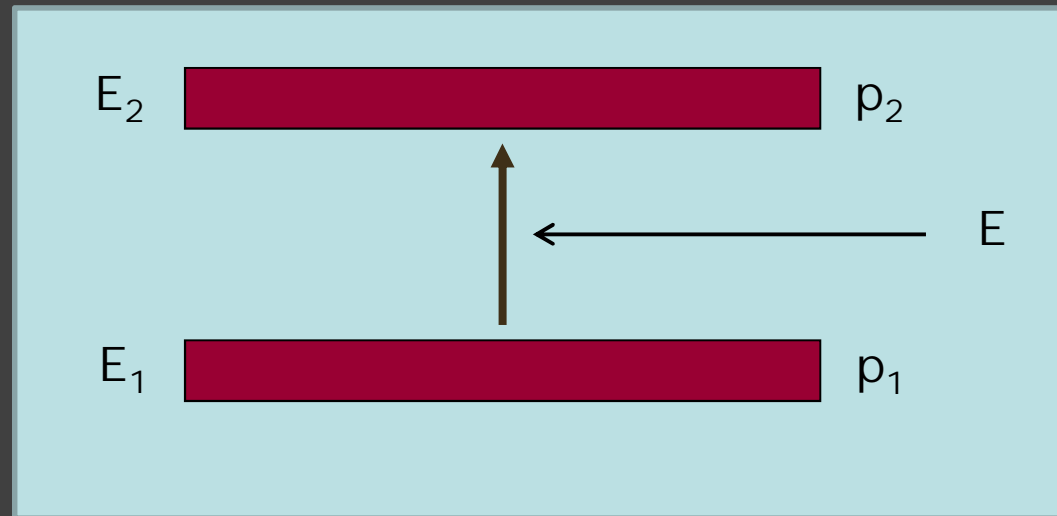
Spin ned (antiparallel)

# MR-teori



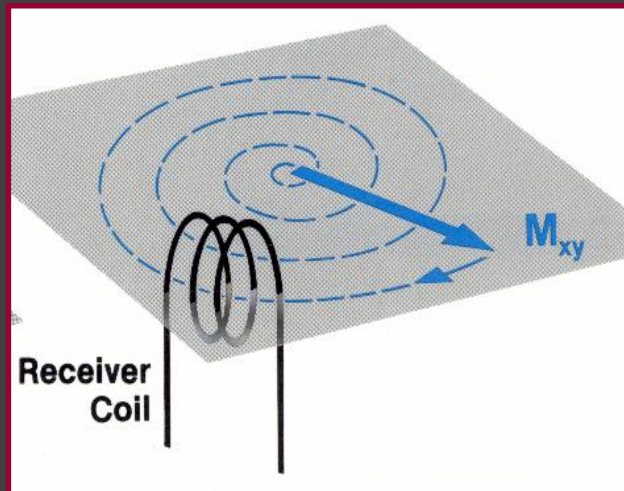
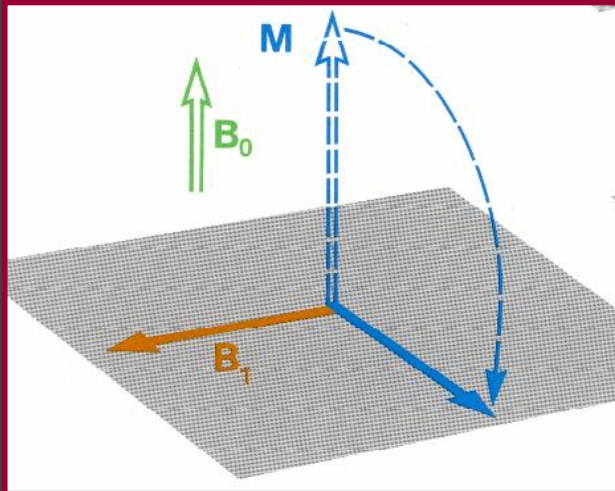
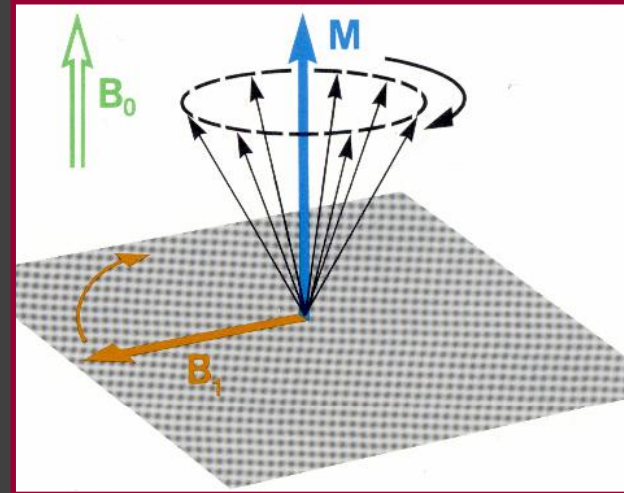
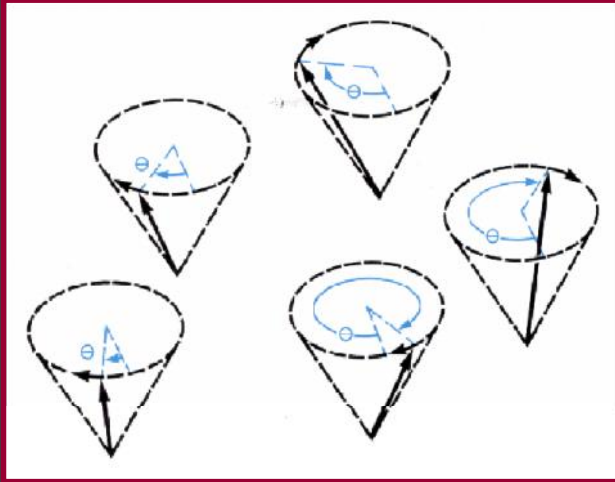
Summen af de individuelle magnetiske momenter danner en makroskopisk magnetisering som peger i samme retning, som det påtrykte felt. P.g.a. den vilkårlige fase vil den transverse komponent af de individuelle spin ophæve hinanden.

# MR-teori

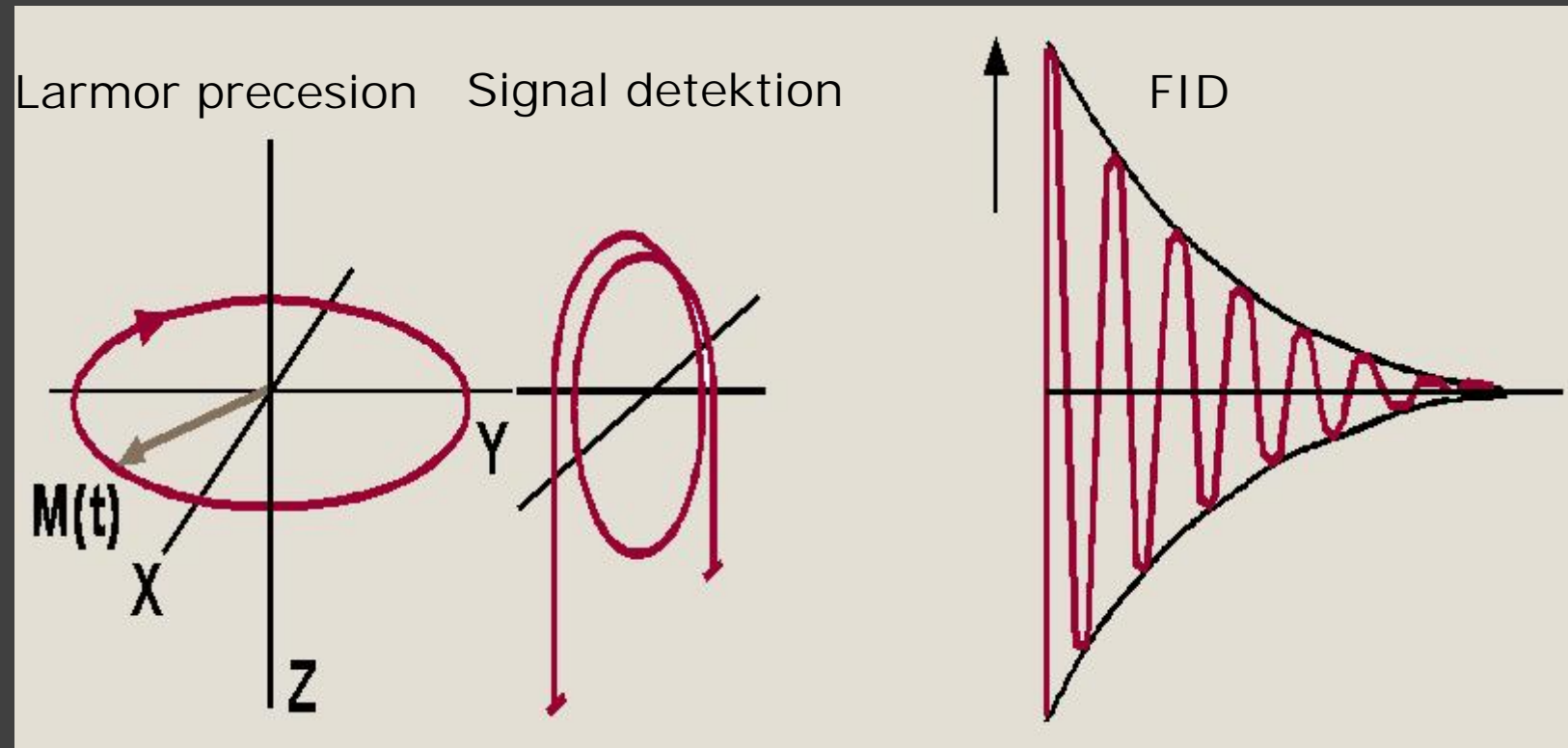


Overgang mellem spin-op og spin-ned induceres ved stråleenergi (RF) svarende til forskellen i energitilstand  $E_1$  og  $E_2$ . I ligevægt er der et let overskud af spins i population  $p_1$ , dette betyder at  $p_1 > p_2$ .

# MR-teori



# Free Induction Decay

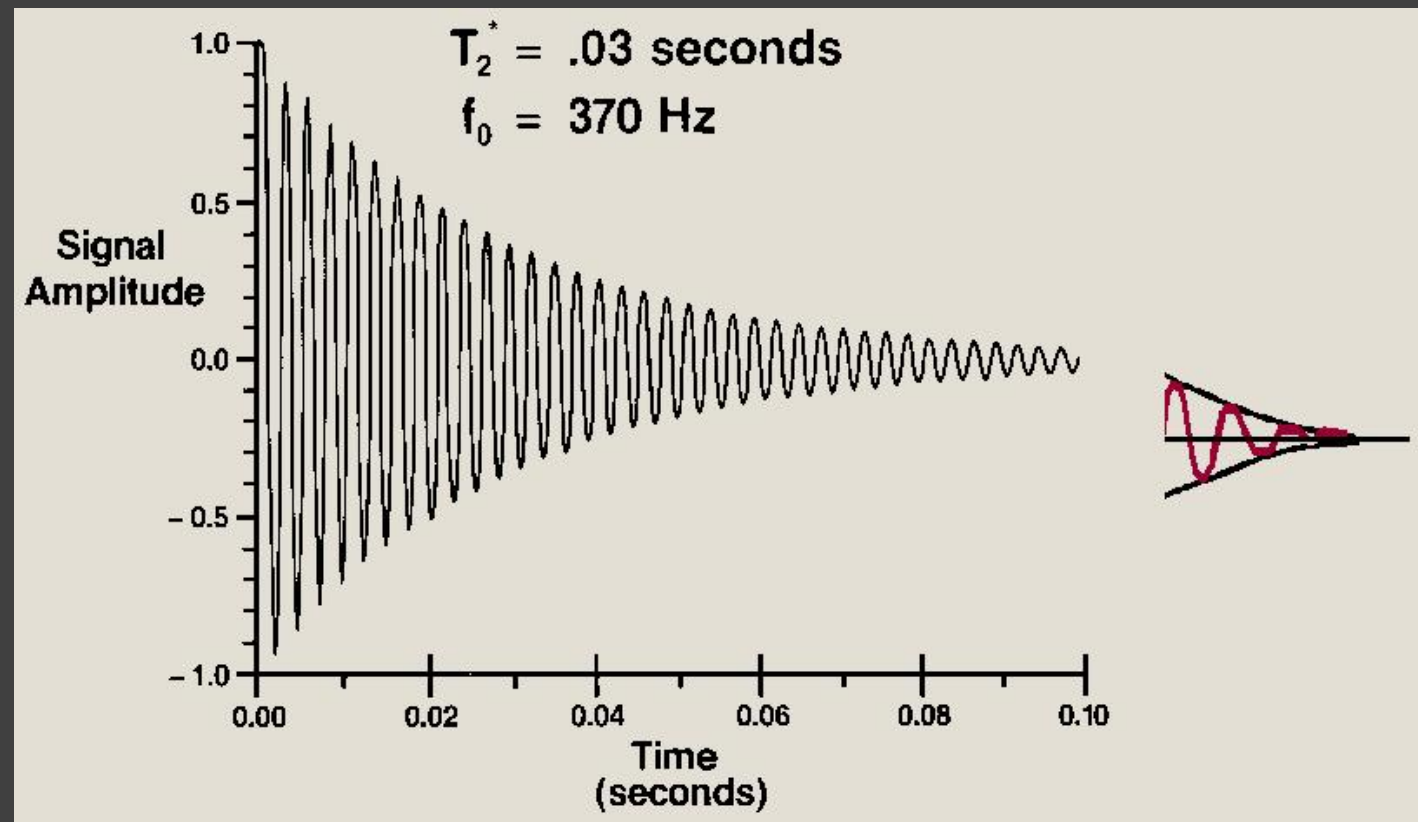




# Free Induction Decay

Detektion af:

- Amplitude
- Frekvens
- Fase
- Decay



# Opsummering

- Atomkerner drejer om sin egen akse (spin) og har magnetiske egenskaber lig en stangmagnet
- I et statisk magnetfelt vil atomkernerne placere sig parallelt eller antiparallelt med  $B_0$  feltet
- Lidt flere spins vil placere sig parallelt end antiparallelt og derved bliver nettomagnetiseringen større langs  $B_0$  feltet. Dette kaldes for  $M_z$  eller den longitudinelle magnetiseringsvektor
- En RF puls ved Larmor-frekvensen kan påvirke  $M_z$  og "skubbe" denne ned i det transverse plan. Den transverse magnetiseringsvektor kaldes  $M_{xy}$

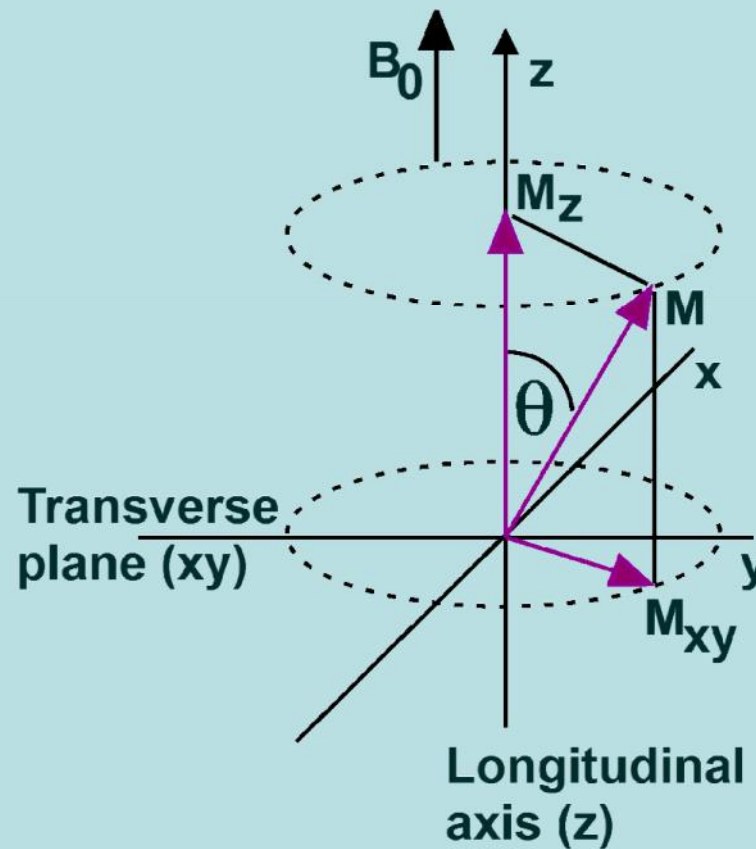
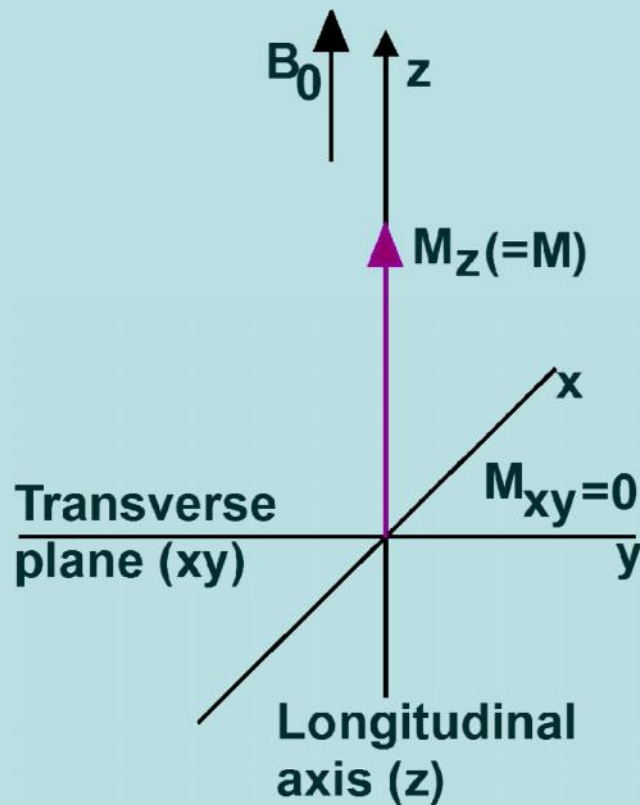
The background of the slide features a white flag with red text and a blue sky. The flag is partially visible on the right side, with the text 'regionmidtjylland' and a red logo. The sky is a clear blue. The overall background is a light beige color.

Magnetisk Resonans Billeddannelse

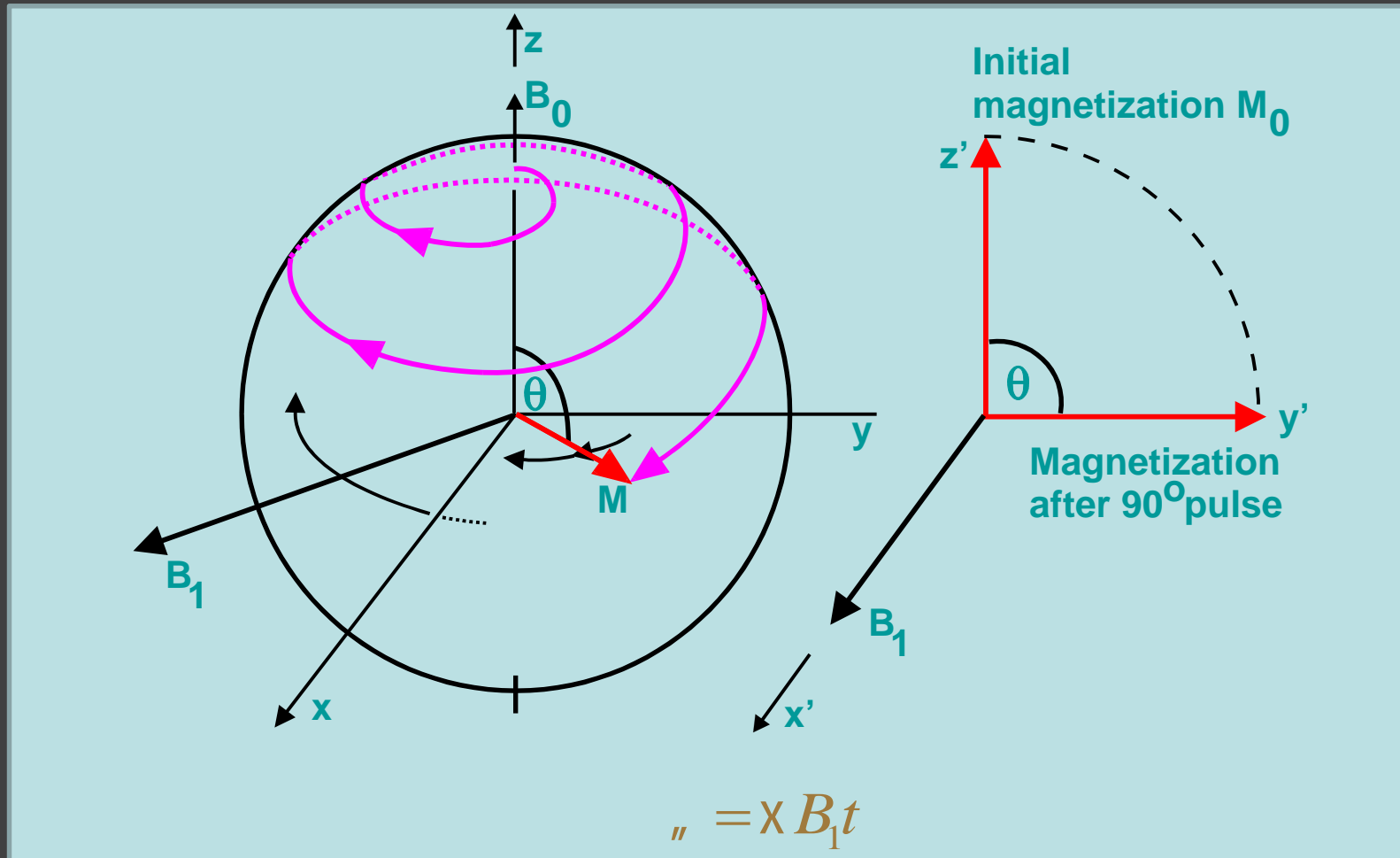
## Relaksationsprocesser

*Lau Brix  
Medico-Teknisk Afdeling &  
MR-Centret, Århus Universitetshospital, Skejby*

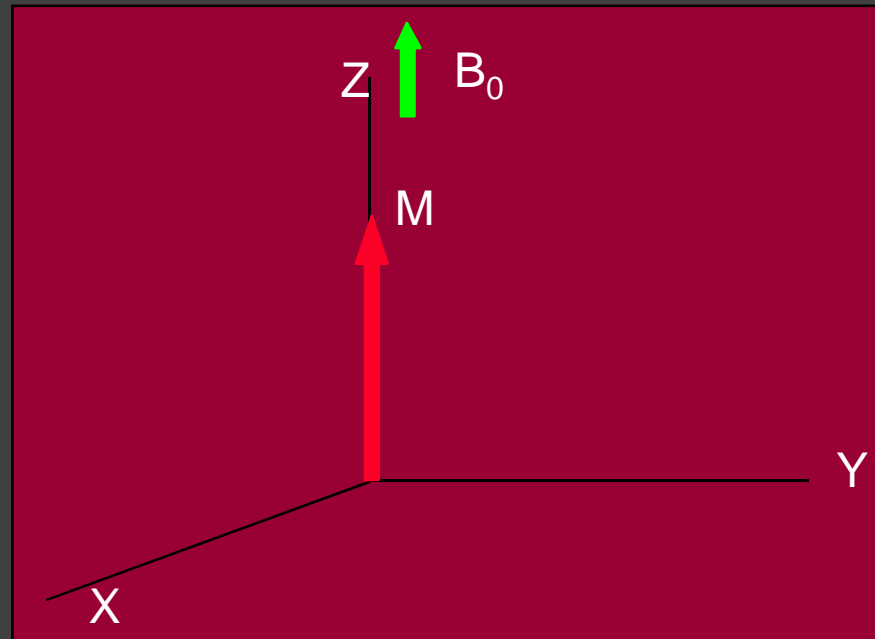
# Ændring af magnetiseringen



# Ændring af magnetiseringen

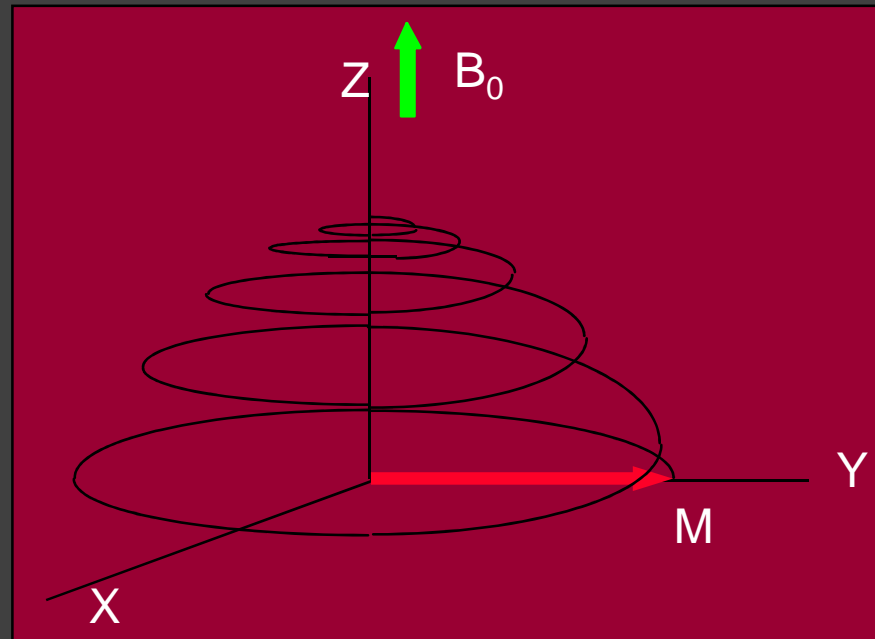


# Ændring af magnetiseringen - excitation



net magnetization and 90° pulse

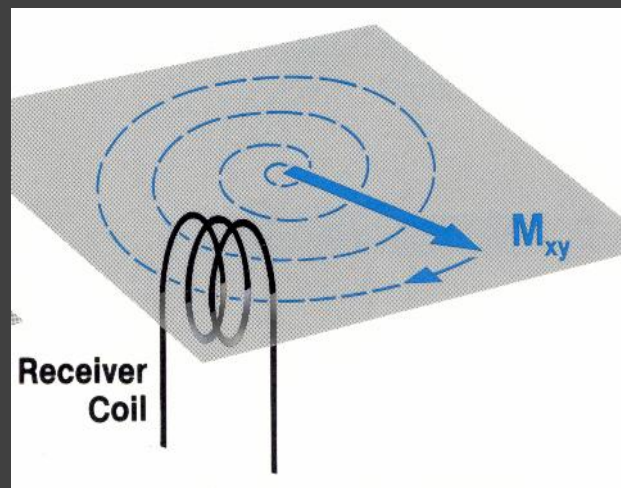
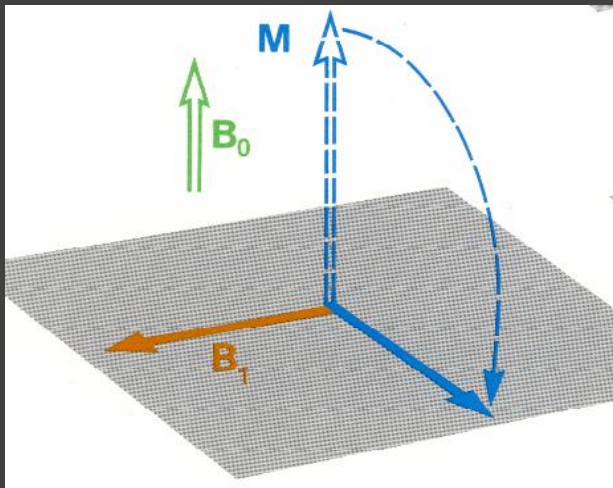
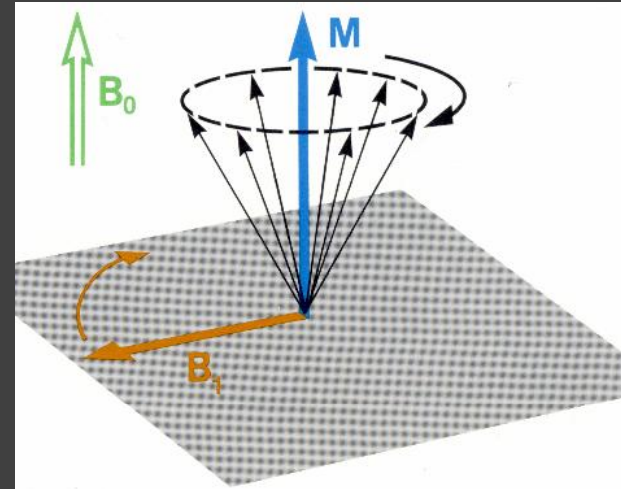
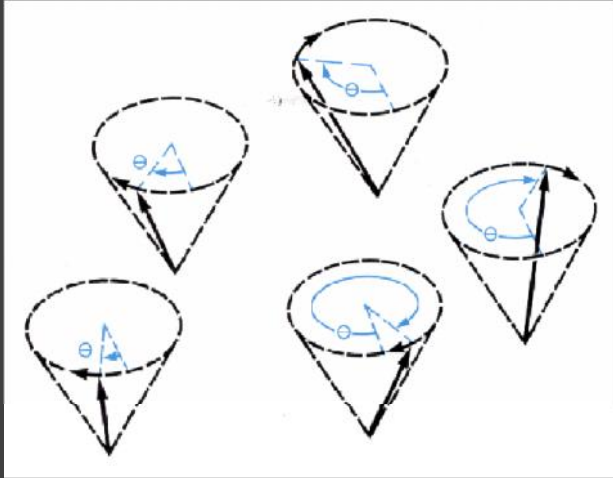
# Ændring af magnetiseringen - excitation



net magnetization and 90° pulse



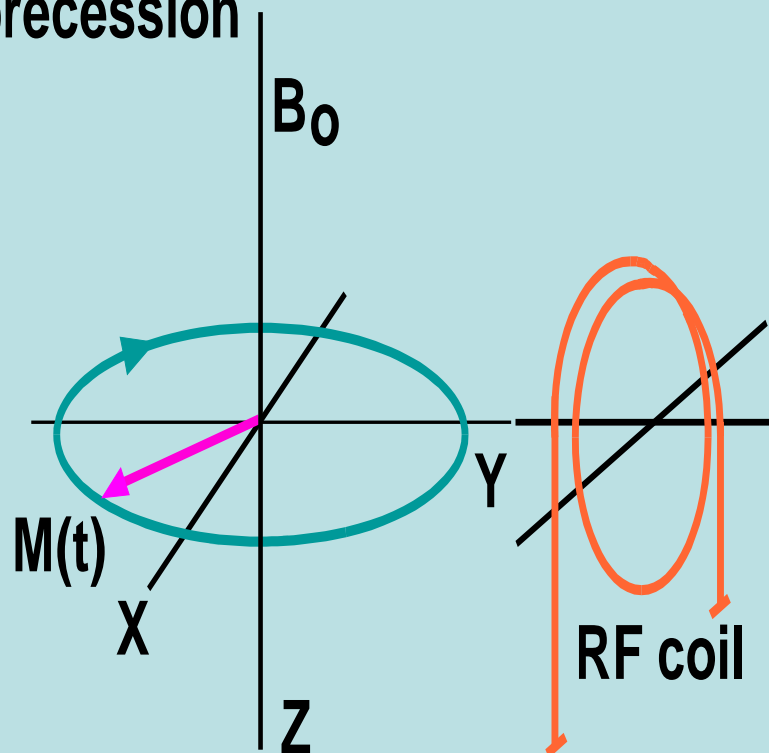
# MR-teori



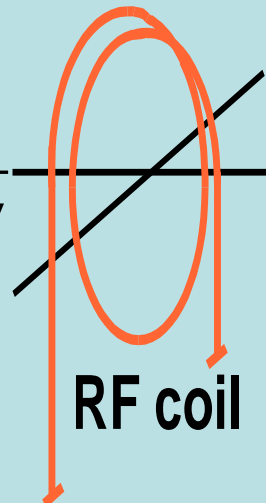


# Free Induction Decay

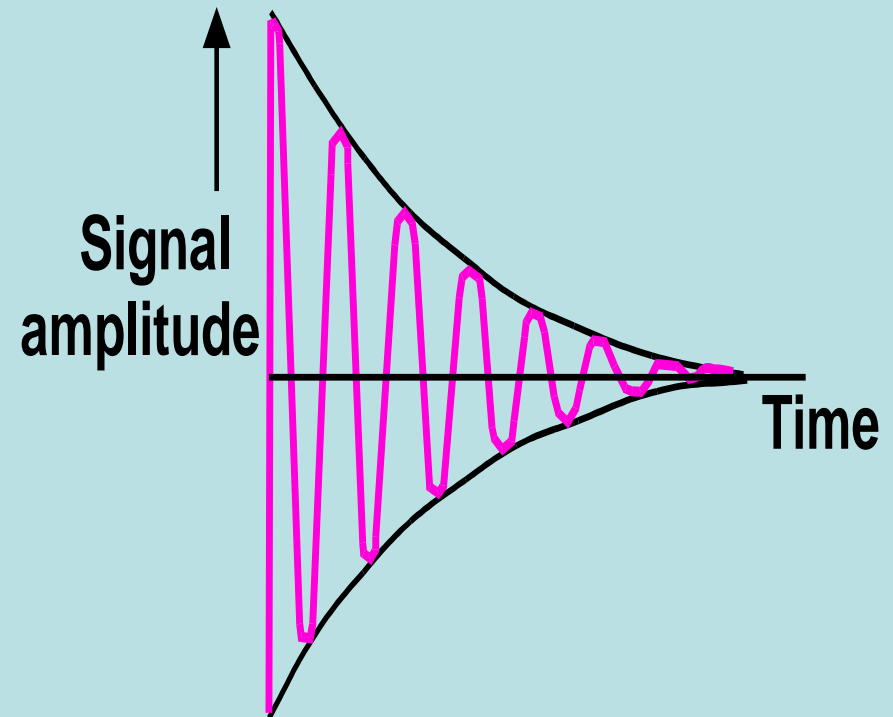
Larmor precession



Signal detection

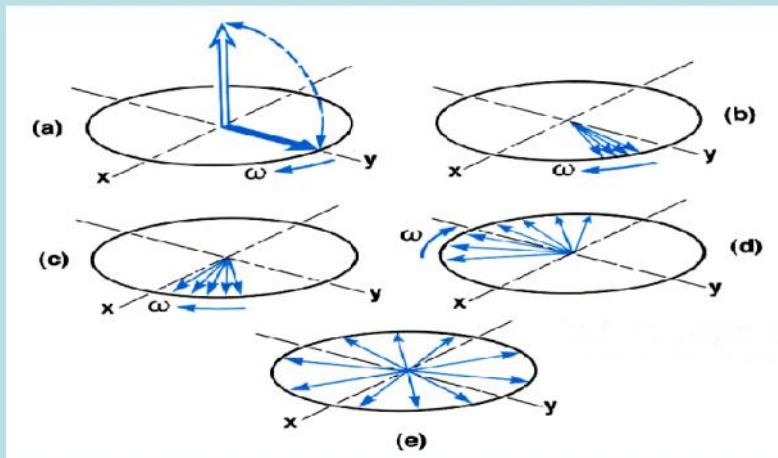
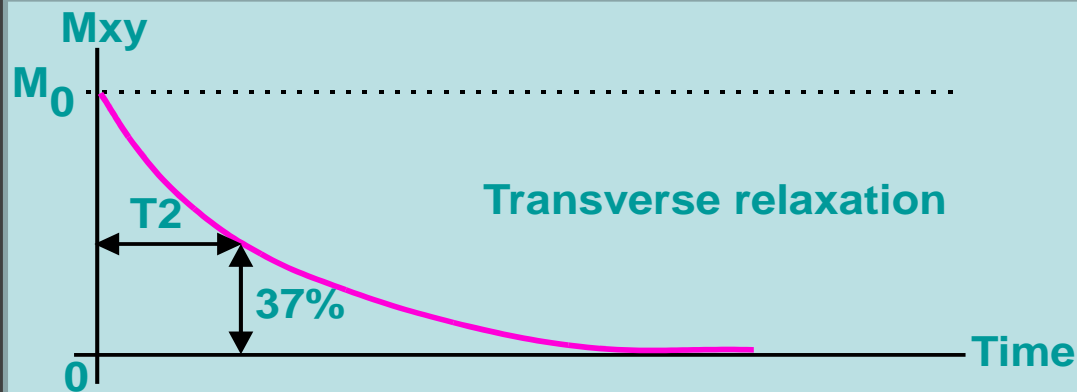


Free Induction Decay



# T2-relaksation

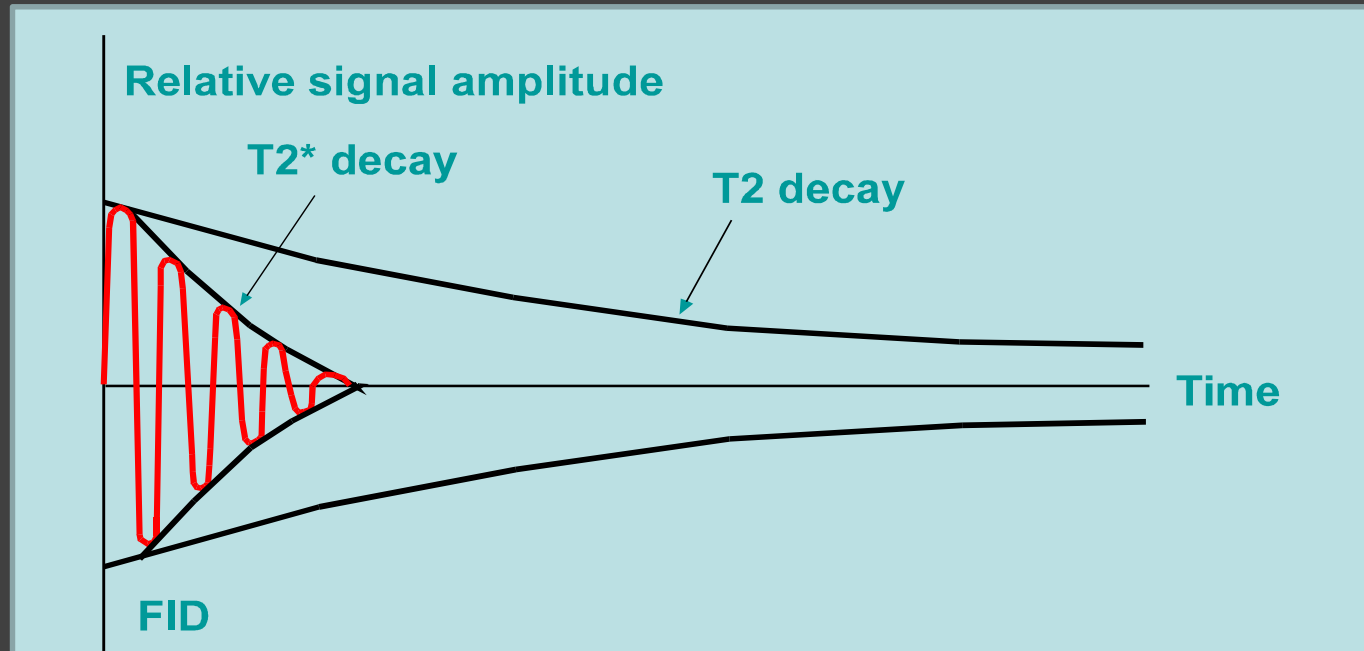
- Transvers relaksation
- Spin-spin relaksation



Energi udveksles mellem kernerne. Når en kerne afgiver energi optager en anden kerne energien.

Henfald af transvers magnetisering karakteriseres ved tidskonstanten  $T_2$

# T2-relaksation



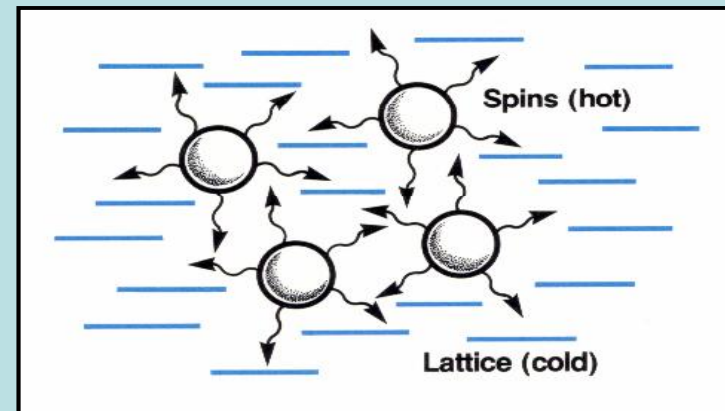
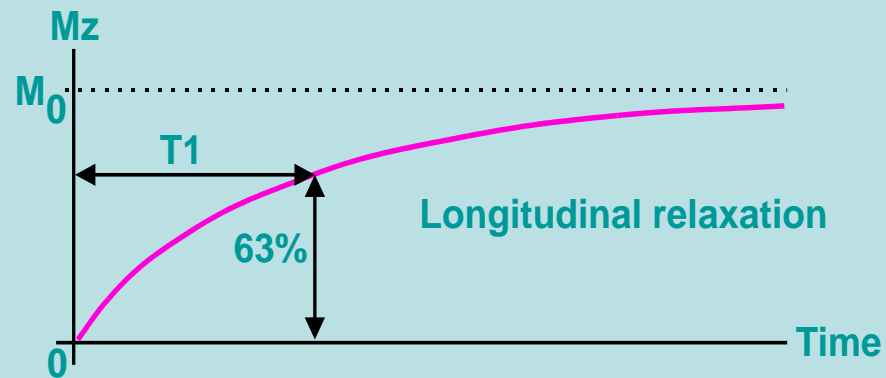
$$\frac{1}{T2^*} = \frac{1}{T_1} + \frac{1}{T_{2\text{intrinsic}}} + \frac{1}{T_{2\text{extrinsic}}}$$

$T_{2\text{intrinsic}}$  = defasing grundet spin-spin vekselvirkning

$T_{2\text{extrinsic}}$  = defasing grundet felt-inhomogeniteter

# T1-relaksation

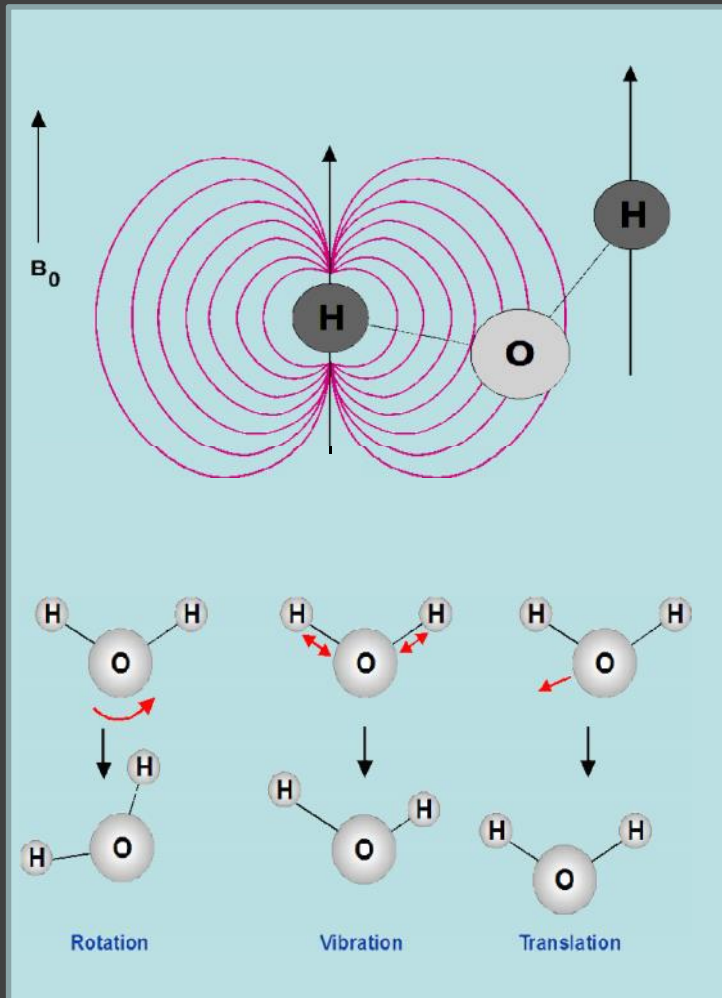
- Longitudinal relaksation
- Spin-lattice relaksation



De exciterede atomers energi frigøres som

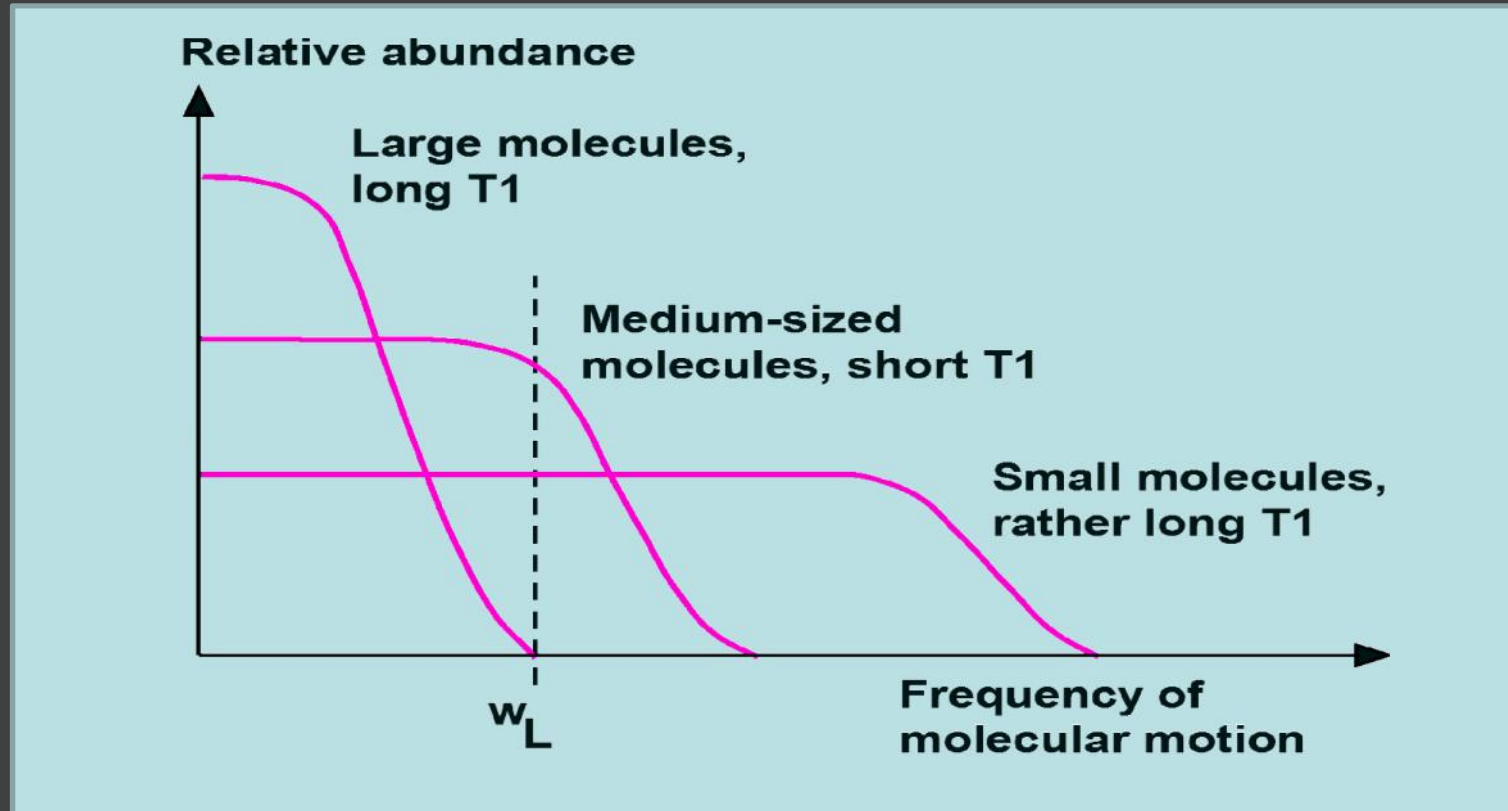
- 1) radiobølger (MR-signal)
- 2) tab til omgivende væv som varme (inducerede molekylebevægelser)

# T1-relaksation



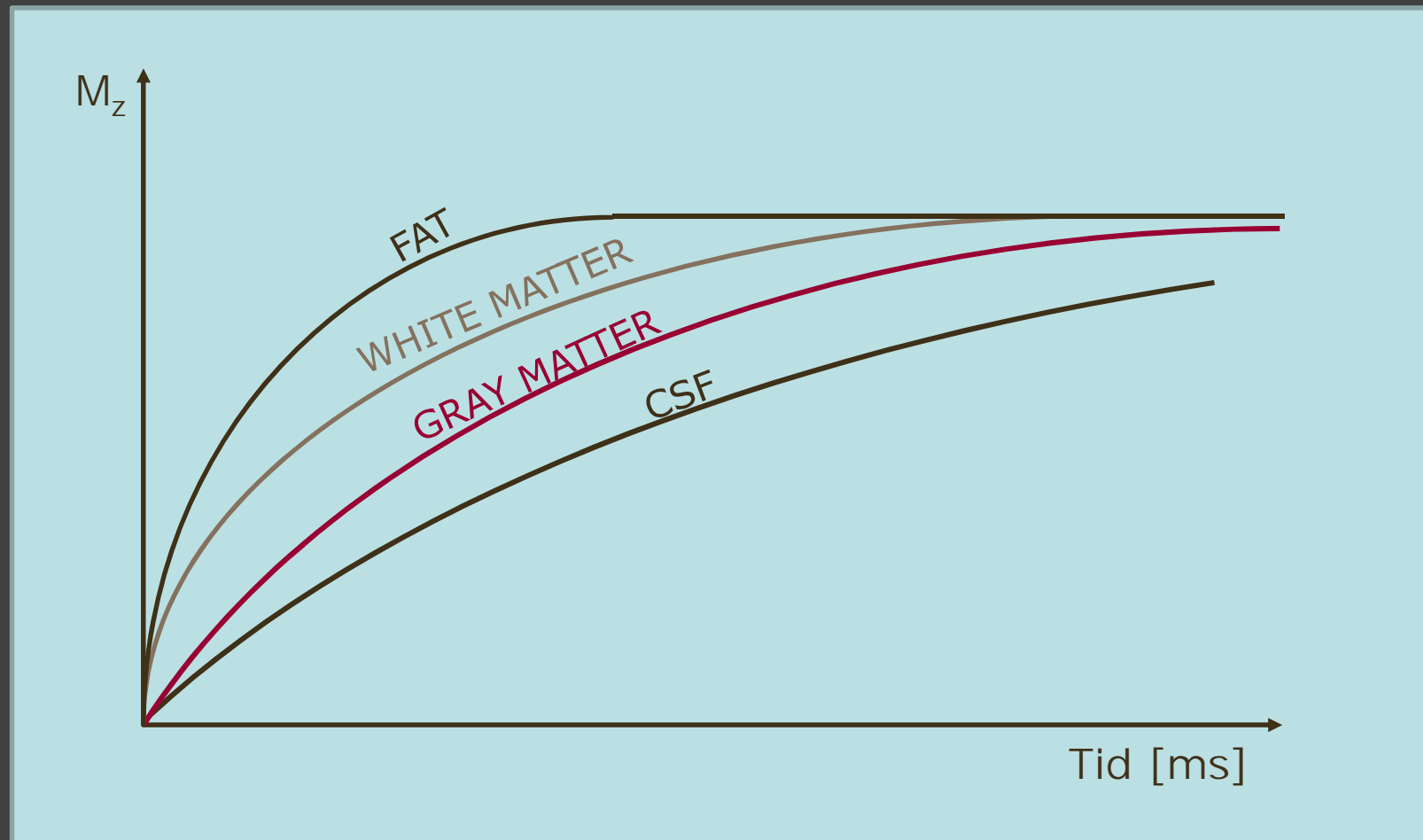
- Protonens magnetiske dipol-felt skaber en gitterstruktur
- Gitterstrukturen influerer på relaksationen af modstående protonkerner
- Interaktion af exciterede kerner med modstående gitterfelter er mekanismen bag T<sub>1</sub>-relaksationen
- For at energitransfer kan opstå skal den omkringliggende gitterstruktur fluktuere ved Larmor-frekvensen
- Energitransfer afhænger af kernens bevægelser: rotation, vibration og translation
- Energitransfer afhænger af størrelsen på molekylerne, den fysiske gitterstruktur og tilstedeværelsen af makromolekyler

# Molekylebevægelse og frekvens

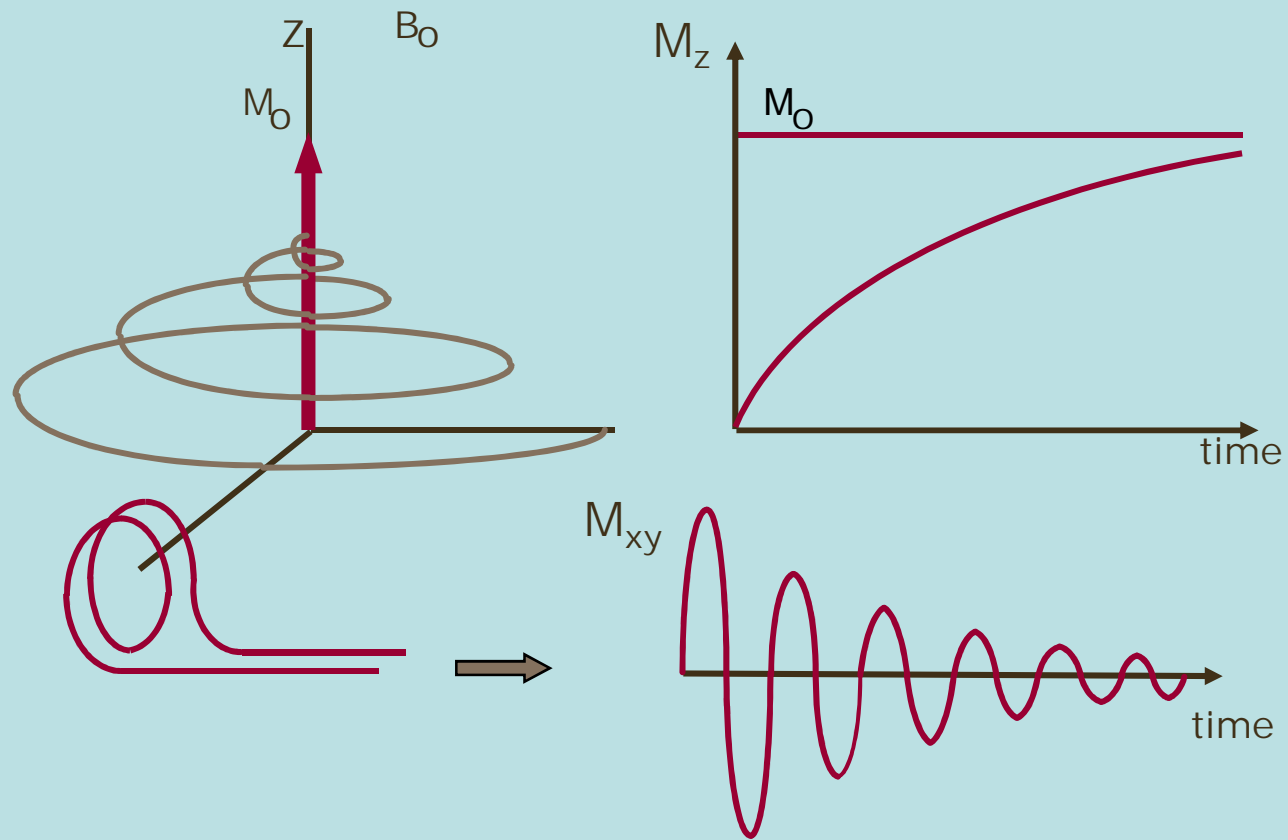


Energitransfer er mest effektiv når protonernes precessions-frekvens overlapper det omkringliggende gitterstrukturens vibrationsfrekvens

# T1-relaksation



# T1 og T2 relaksation





# Relaksationstider

Væv	T1 [ms] ved 1.5T	T1 [ms] ved 0.5T	T2 [ms]
Skeletmuskulatur	870	600	47
Lever	490	323	43
Nyre	650	449	58
Milt	780	554	62
Fedt	260	215	84
Grå substans	920	656	101
Hvid substans	790	539	92
CSF	>4000	>4000	>2000
Lunge	830	600	79

# Opsummering

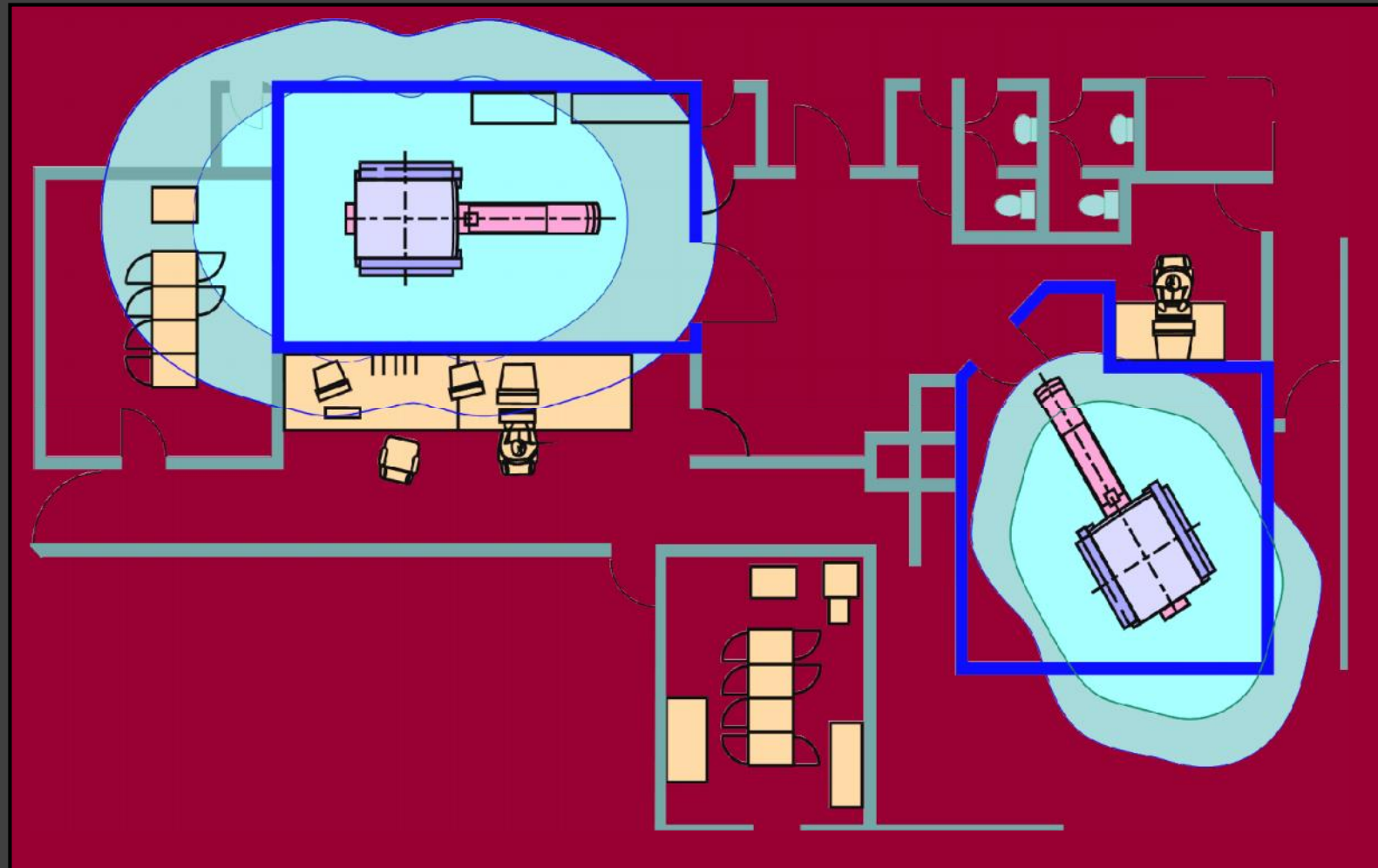
- Atomkerner drejer om sin egen akse (spin) og har magnetiske egenskaber lig en stangmagnet
- I et statisk magnetfelt vil atomkernerne placere sig parallelt eller antiparallelt med  $B_0$  feltet
- Lidt flere spins vil placere sig parallelt end antiparallelt og derved bliver nettomagnetiseringen større langs  $B_0$  feltet. Dette kaldes for  $M_z$  eller den longitudinelle magnetiseringsvektor
- En RF puls ved Larmor-frekvensen kan påvirke  $M_z$  og "skubbe" denne ned i det transverse plan. Den transverse magnetiseringsvektor kaldes  $M_{xy}$
- Spinnene i vil herefter vende tilbage langs  $B_0$  feltet ved relaksationstiden  $T_1$
- Spinnene i det transverse plan vil defases og forsvinde ved relaksationstiden  $T_2$
- $T_1$  og  $T_2$  er uafhængige af hinanden.
- $T_2$  er meget kortere end  $T_1$

# ***Magnetisk Resonans Billeddannelse***

## **03 MR Hardware**

*Lau Brix  
Medico-Teknisk Afdeling &  
MR-Centret, Århus Universitetshospital, Skejby*

# MR-Suiten



# MR Hardware



MR-skannere

# MR Hardware



MR-skannere

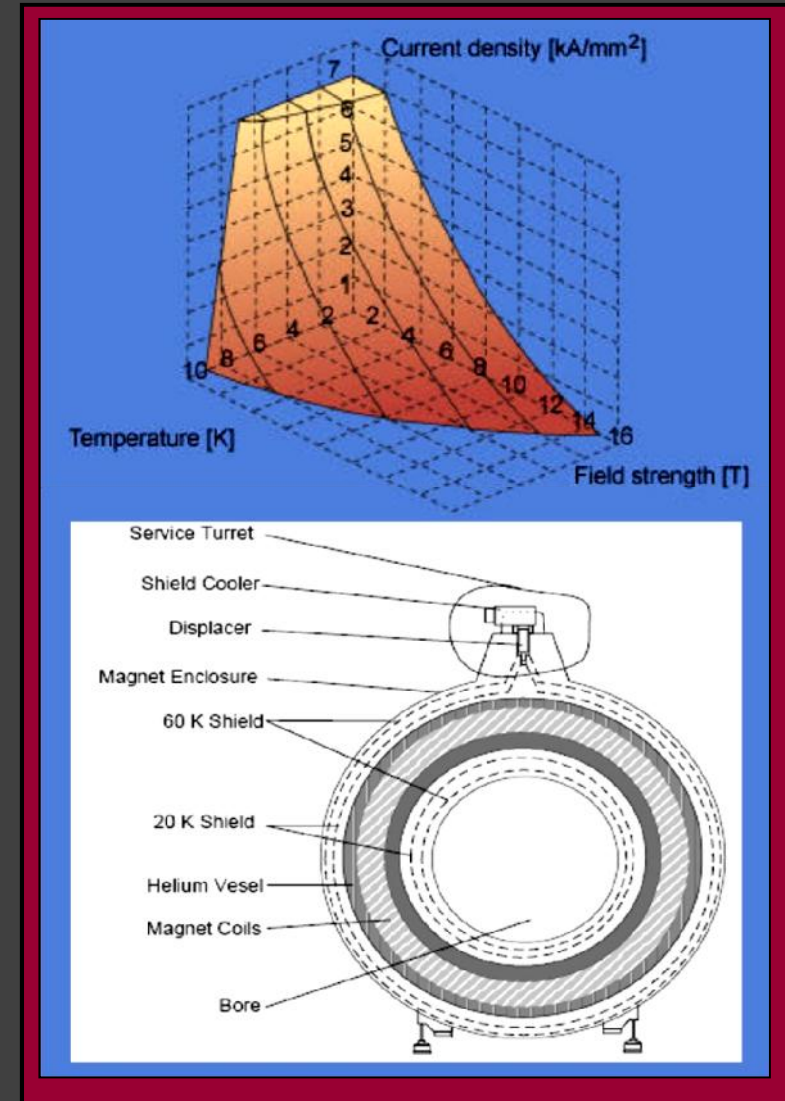
# Statisk magnetfelt

## Opbygning af superledende magnet

- Superledning er et fænomen som forekommer i bestemte metaller og legeringer
- Nær det absolutte nulpunkt ophører modstanden i den elektriske leder ( $9^{\circ}\text{K} < T < 18^{\circ}\text{K}$ )
- Helium er i flydende tilstand ca.  $4.2^{\circ}\text{K} = -269^{\circ}\text{C}$
- Superledende tråd – Niobium-Titanium

## Ramping af MR-Skanner

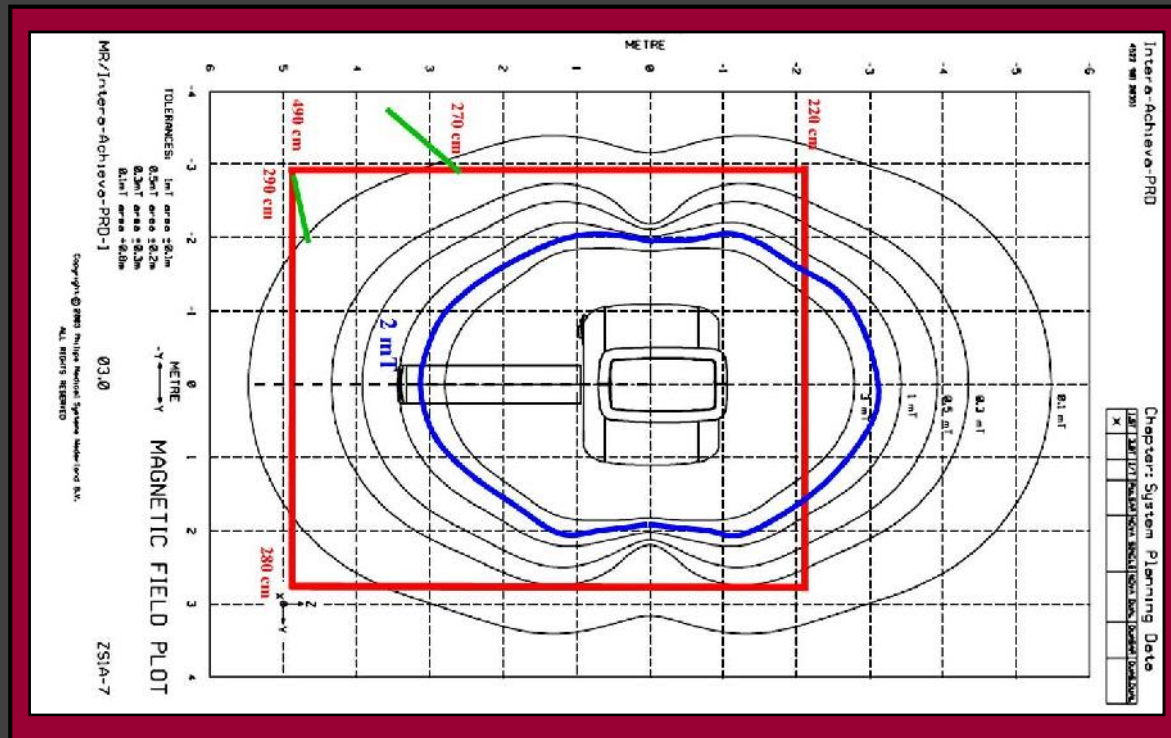
- 3.0 T – 379 A - <270 min
- 1.5 T – 480 A - <100 min
- 1.0 T – 412 A - < 45 min
- 0.5 T – 455 A - <15 min



# Statisk magnetfelt

## Shimming af MR-Skanner

- Øge homogeniteten af det statiske magnetfelt i MR-skanneren
- Passiv shimming udføres ved magnetinstallationen
- Aktiv shimming udføres vha specialiserede spoler som justeres for at opnå maksimal homogenitet



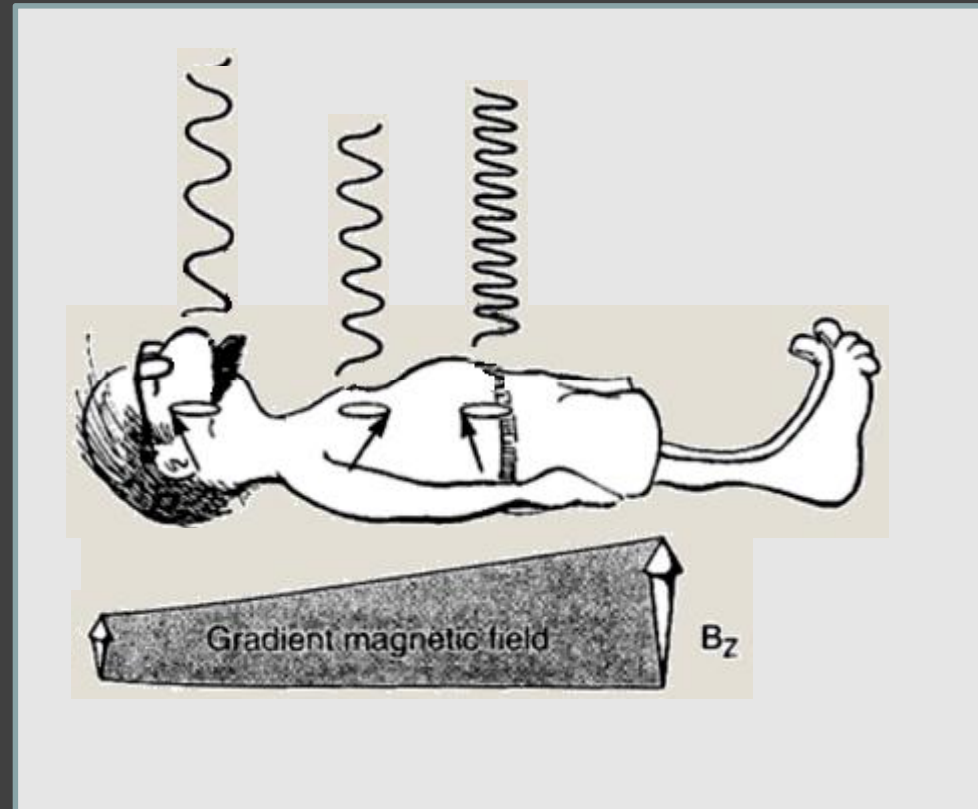
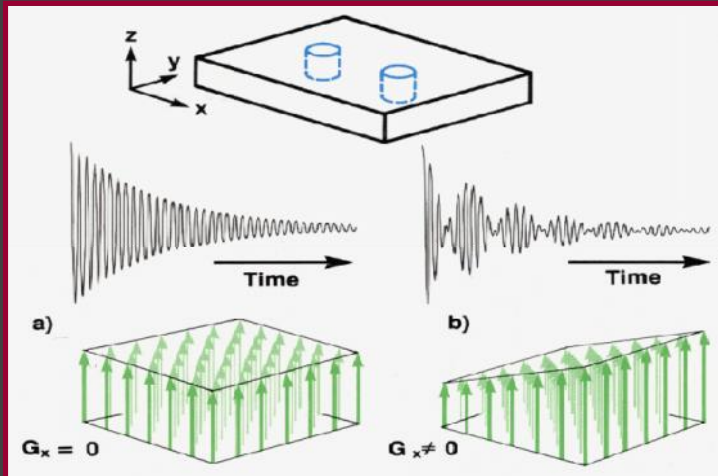


# Statisk magnetfelt

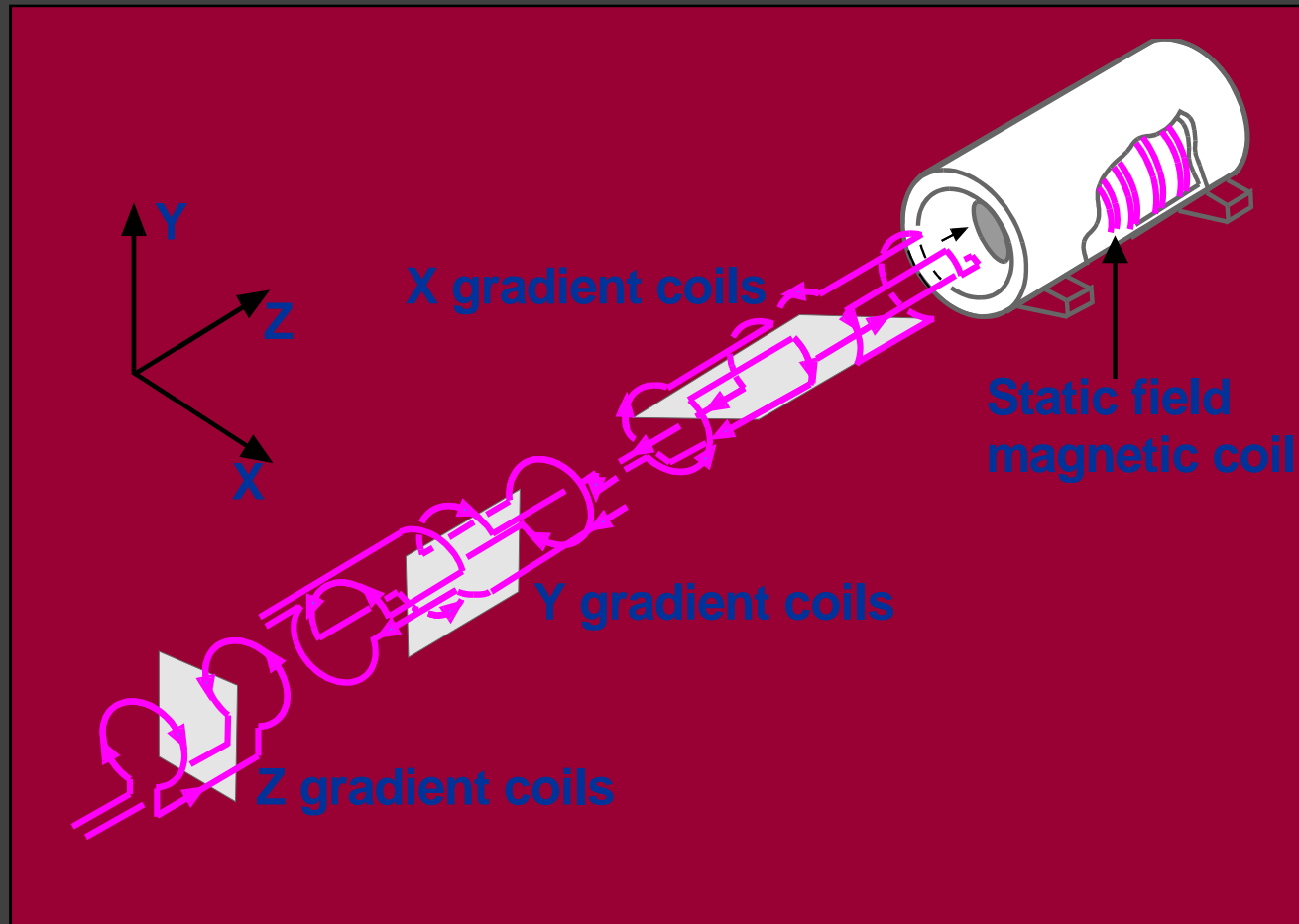


Adskilt magnet med hul til gradienterne

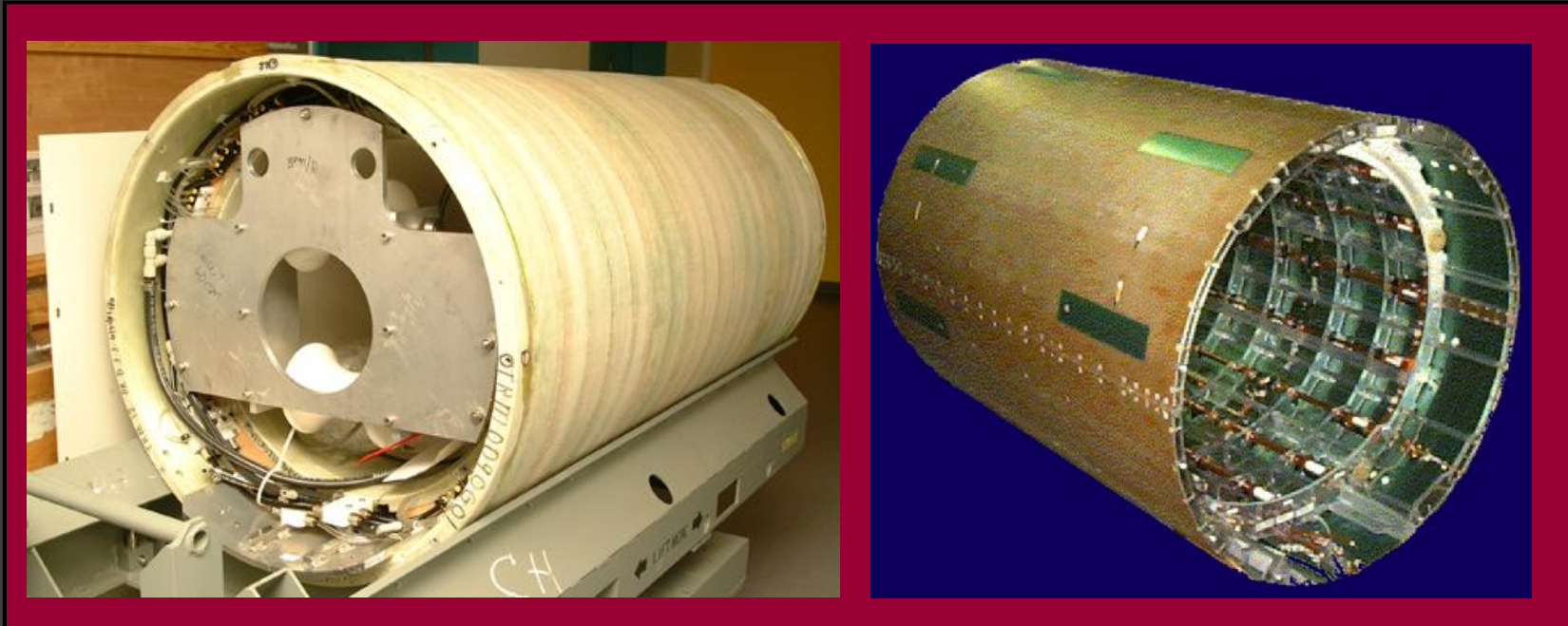
# Feltgradienter



# Feltgradienter



# Feltgradienter



Gradientspoler

# RF-afskærmning



Faradaybur til eliminering af RF-støj

# MR-optagesystem



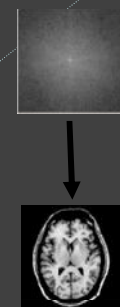
MR Acquisition takes place



Raw data transport to the reconstructor



Image Reconstruction



Images are sent to the data disk on host computer

After pressing "Start Scan" parameters are copied to CDAS



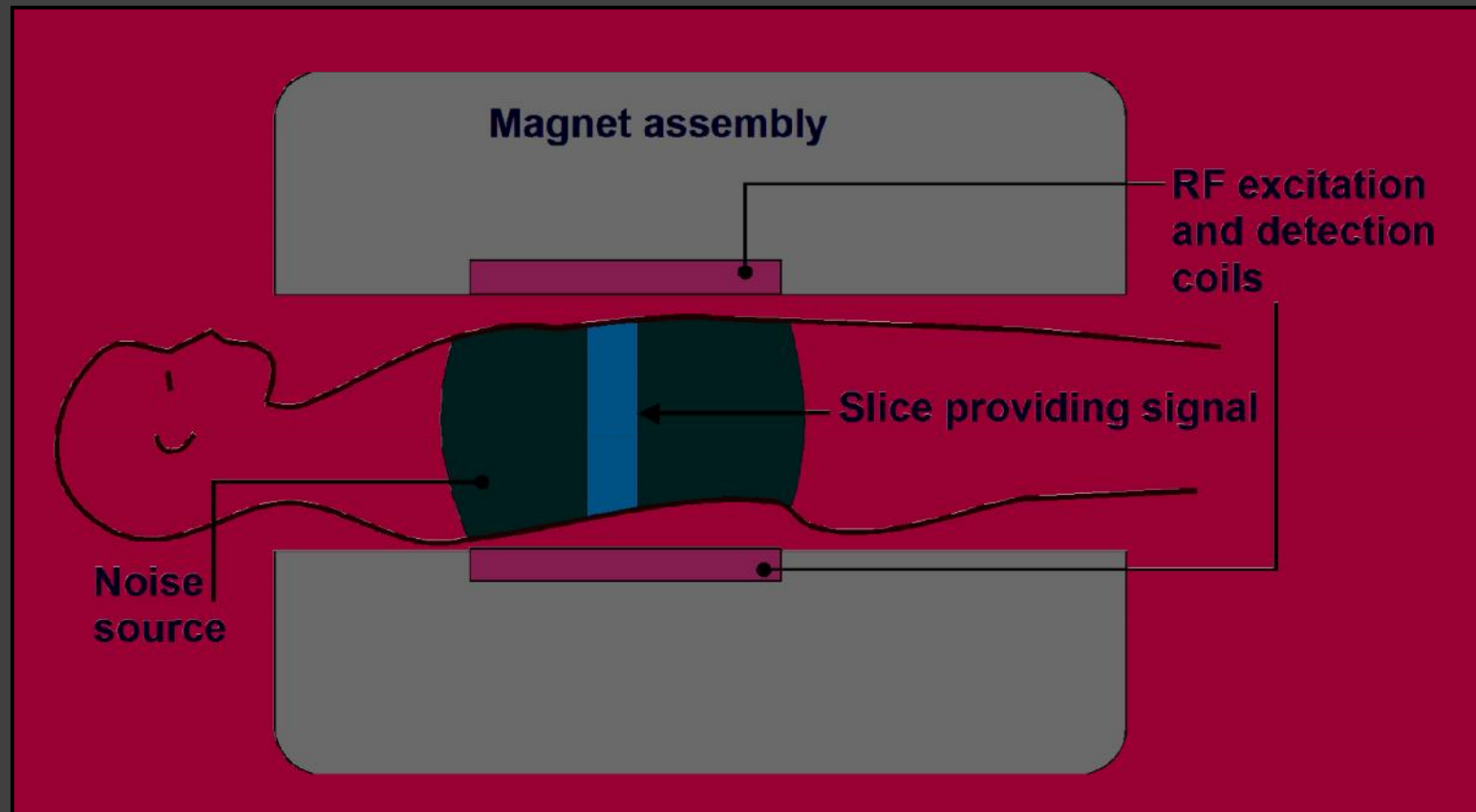
Protocol selection and modification, and PROCEED

image viewing and processing

# Opsummering - Hardware

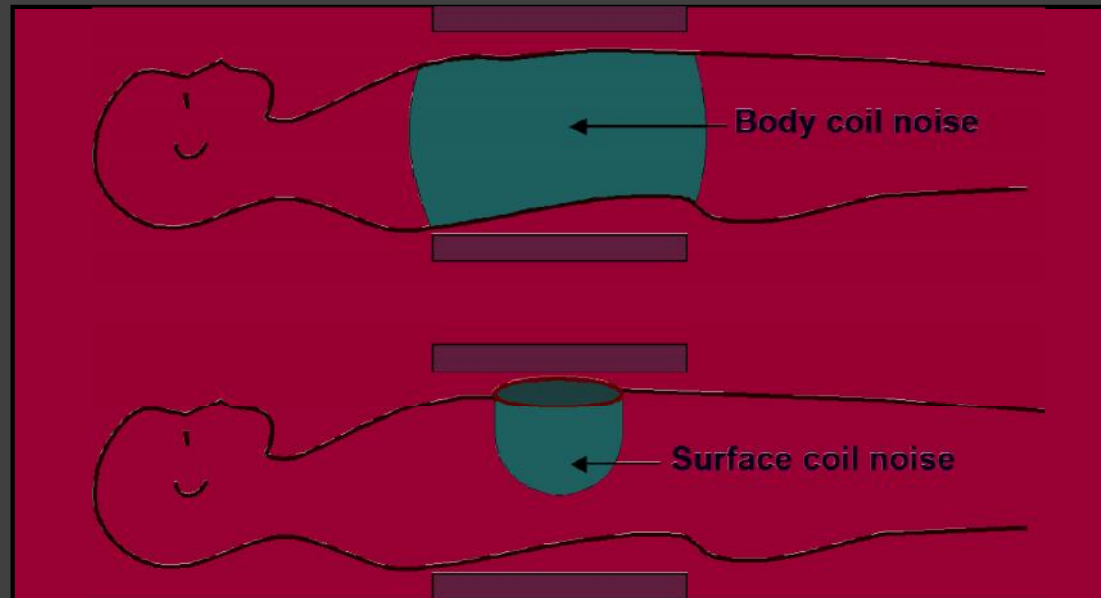
- Det store statiske magnetfelt,  $B_0$ , fremkommer ved superledning nær det absolutte nulpunkt
- For at optimere homogeniteten af det statiske  $B_0$ -felt shimmes skanneren passivt og aktivt
- Ved hjælp af feltgradienter er det muligt at påvirke det statiske magnetfelt
- For at eliminere RF-støj er MR-stuen omkranset af et Faraday-bur

# Overfladespoler





# Overfladespoler



- Jo tættere en spole er på det område som skal exciteres, jo mindre RF-energi skal der afgives.
- Jo tættere modtagespolen er på det exciterede volumen, jo mere signal opfanges.
- Overfladespoler øger SNR

# Overfladespoler

- Penetrationsdybden er proportional med spolens størrelse
- $f_x$  er penetrationsdybden af en cirkulær spole med spolens radius
- Den begrænsede penetration bevirker at der modtages mindre signal fra bevægende organer hvorved billederne indeholder færre artefakter

## – Fordele:

- Øget SNR
- Øget opløsning
- Mulighed for at tilpasse optagelsen til en given kropsdel

## – Ulemper:

- Kan være begrænset af størrelse
- Spole "drop-off"-effekter
- Spoleplacering er ofte kritisk
- Spoleartefakter
- Spolens looping af "wire" kan være farlig

# MR-spoler



Lineært polariserede spoler



Cirkulært polariserede spoler  
(Quadrature-spoler)



Phased Array spoler  
(Multicoil Array)

# Lineært polariserede spoler

*Transmission og reception langs en enkelt akse  
Ineffektiv til transmission af RF power*

## Rektangulære overfladespoler

- Sagittal spine
- Superficielle læsioner af arme og ben
- Kan benyttes i kombination med andre spoler



## Cirkulære overfladespoler

- Ansigtsregionen
- Sagittal og transverse spine
- Skulder, fod, håndled
- Nyre, nedre abdomen
- Øjne, orbit, øre, hals
- Testies
- High resolution imaging



# Cirkulært polariserede spoler

## Quadrature-spoler

### Opbygning:

- Benytter to spoler som er placeret således at deres akser mødes i en ret vinkel
- Herved genereres to  $B_1$ -felter med et  $90^\circ$  faseskift
- Hver spole er sensitiv overfor signal i den ene retning
- Cirkulær polarisation opnås ved at benytte to RF kilder,  $90^\circ$  faseskiftet og påtrykt i ortogonale retninger i rummet

### Fordele:

- Effektiv til transmission af RF power ind i patienten
- Reducerer SAR-værdien (specific absorption rate)
- Benyttes til både transmission og optagelse
- Mindre påvirkelig overfor artefakter når spolen tiltes/vippes
- Større SNR sammenlignet med lineære spoler 2

# Quadrature-spoler

## Quadrature Body Coil

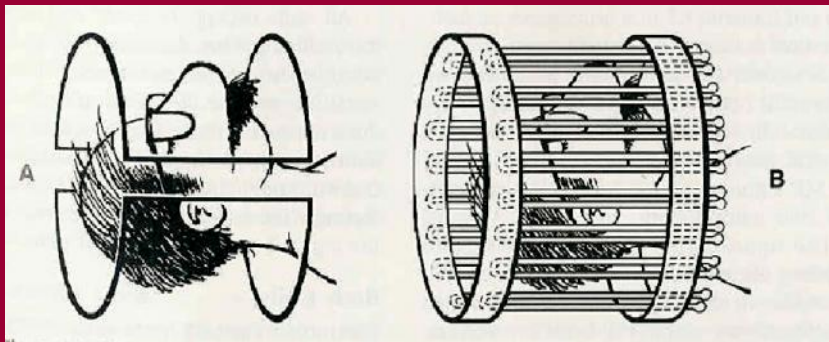
- Indbygget volumen-spole
- Billeddannelse at store kropsdele
- Benyttes til transmission
- Benyttes til store FOV (scout)
- Benyttes til transmission sammen med receive-only spoler
- Lavere SNR end spoler med et relativt lille effektivt volumen



# Quadrature-spoler

## Quadrature Head Coil

- Hoved
- Ankel
- Fødder
- I kombination med fleksible spoler



**HUSK!!! Spolen skal sættes i stikket, for at undgå at ødelægge spolen når skanneren startes**

# Phased Array-spoler

## Opbygning og fordele:

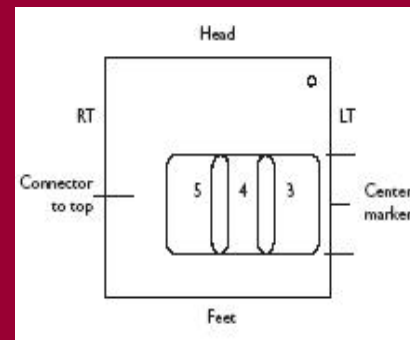
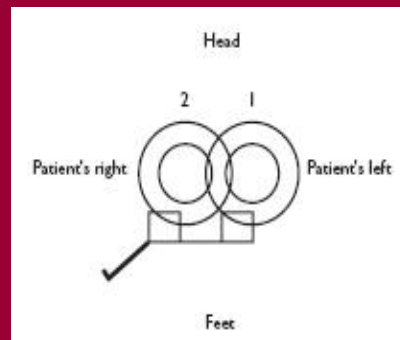
- Lineær eller quadrature design
- Sammensat af flere mindre overfladespoler
- De enkelte spoler er indbyrdes uafhængige
- Sensitiviteten er den samme som små overfladespoler men FOV er større
- Volume arrays – sensitiviteten er lig summen af de enkelte spoler
- Kan dække større områder end en enkelt spole



# Phased Array-spoler

## Sense Cardiac Coil

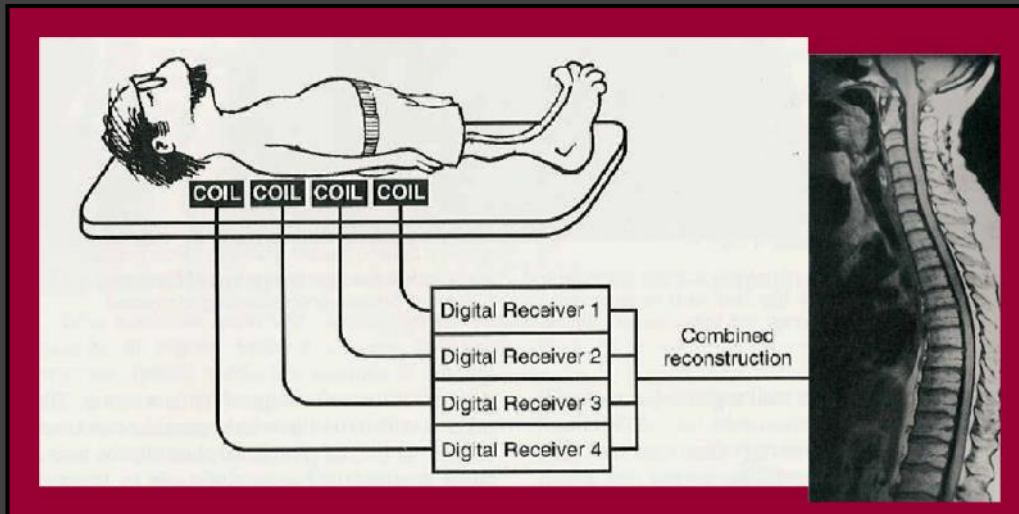
- Volume coil sammensat af fem separate spoleelementer:
  - To fleksible spoler anteriort
  - Tre spoler posteriort
- Dækker de fire hjertekamre
- Proximale koronararterier
- Aorta og rodfæstet af pulmonalarterien
- Mediastinum
- Bækkenet (Prostata, Rectum, Blæren)



# Phased Array-spoler

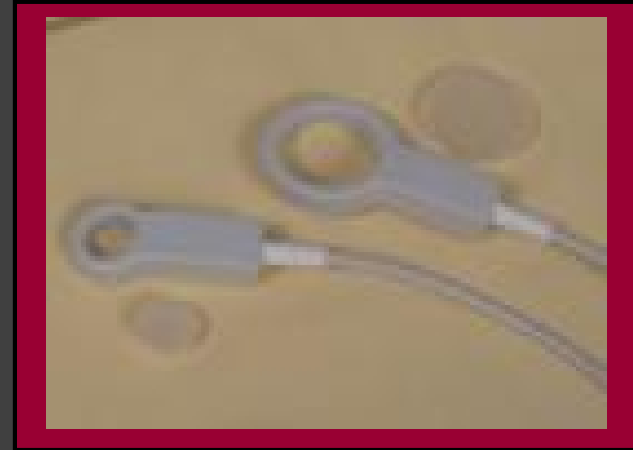
## Synergy P/V Coil

- Bruges til helkrops-skanninger
- På få minutter kan hele kroppen skannes i kontrast-studier
- Ideel i kombination med MobiTrak studier
- Kan ikke kombineres med andre spoler



# Andre spoletyper

## Mikroskopi-spoler



- Store spoler: 47 mm
- Små spoler: 23 mm
- Meget lille FOV mens et højt SNR opretholdes
- For at sikre en flad overflade kan spolerne låses med specielle spoleindsatser
- Kan ikke placeres i det transverse plan
- Virker bedst ved placering i det koronale eller sagitale plan
- Må ikke bruges i munden

# Opsummering - Overfladespoler

- Ved at benytte specielle overfladespoler kan støjen nedsættes og SNR optimeres
- Der findes overordnet tre typer overfladespoler: Lineært polariseret, cirkulært polariseret og phased array
- Lineært polariserede spoler benyttes til transmission og reception langs en enkelt akse
- Cirkulært polariserede spoler (quadrature-spoler) benyttes til transmission og reception langs flere akser
- Phased array-spoler kan være lineært eller cirkulært opbygget
- Phased array-spoleelementerne er indbyrdes uafhængige
- Phased array-spoler giver samme SNR ved større FOV's sammenlignet med enkeltspoler
- Placeringen af spoler er vigtig for billedkvaliteten og patientsikkerheden

# ***Magnetisk Resonans Billeddannelse***

## **04 MR-Billeddannelse**


*Lau Brix  
Medico-Teknisk Afdeling &  
MR-Centret, Århus Universitetshospital, Skejby*

# MR-Billeddannelse

MR-Billeddannelse handler om:

- Billedkontrast ( $T_1$ -,  $T_2$ -, Proton-vægtet)
- Felt-gradienter
- K-space
- Billedkvalitet
- SNR
- Båndbredde

# Billeddannelse

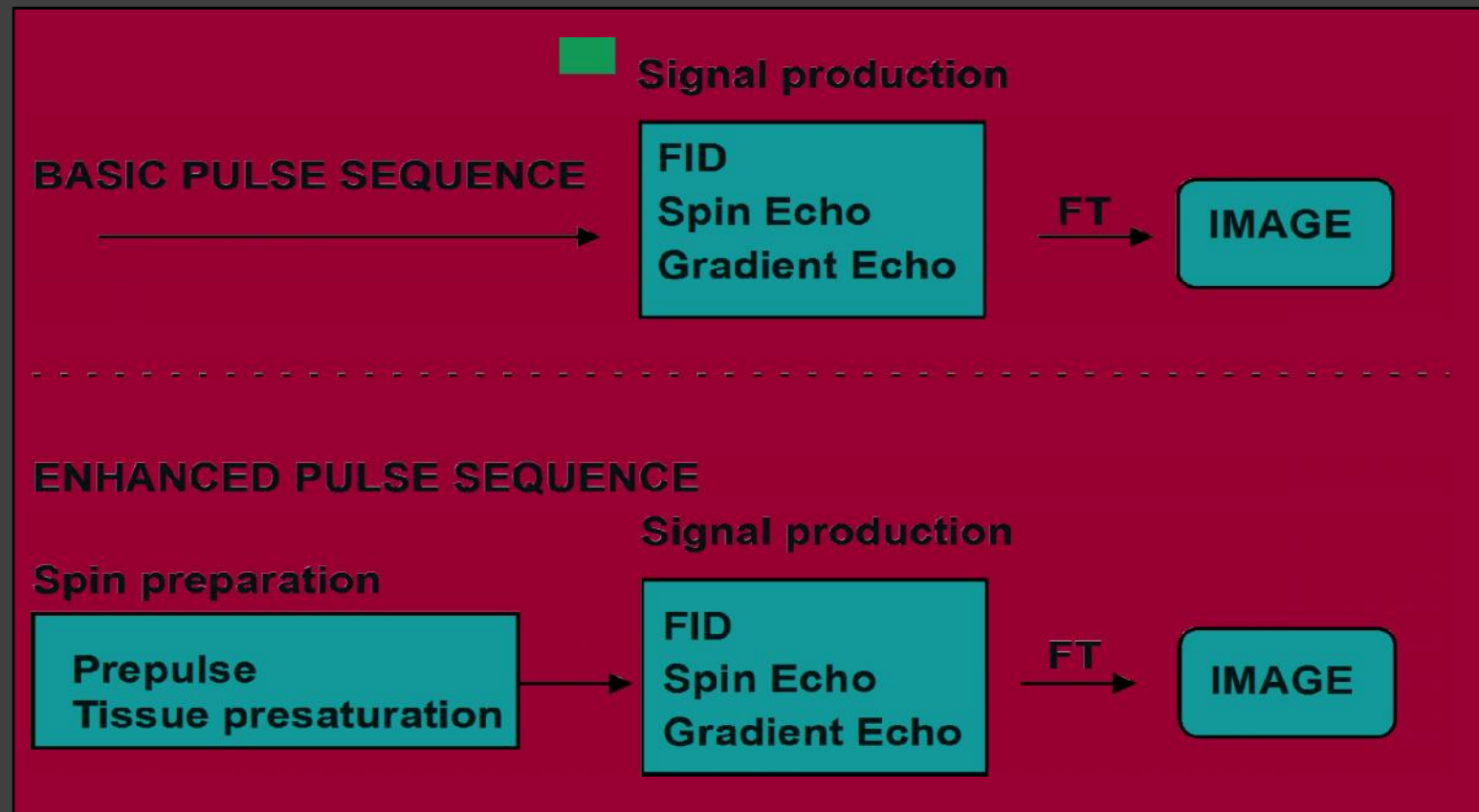
- **Magnetisk Resonans-signal:**
  - Protodensitet
  - Relaksationstider ( $T_1$  og  $T_2$ )
  - Chemical shift
  - Bevægelser (blodstrømning, tarmperistaltik, hjertekontraktion)
- **Parameter-justering vha:**
  - Radiofrekvente-pulse
  - Gradienter
  - Timing af dataopsamling

Pulssekvens / pulsprogram
- **Billedkontrast:**
  - $T_1$ -vægtning
  - $T_2$ -vægtning
  - Proton-vægtning

***Men hvordan?***

# Pulssekvenser

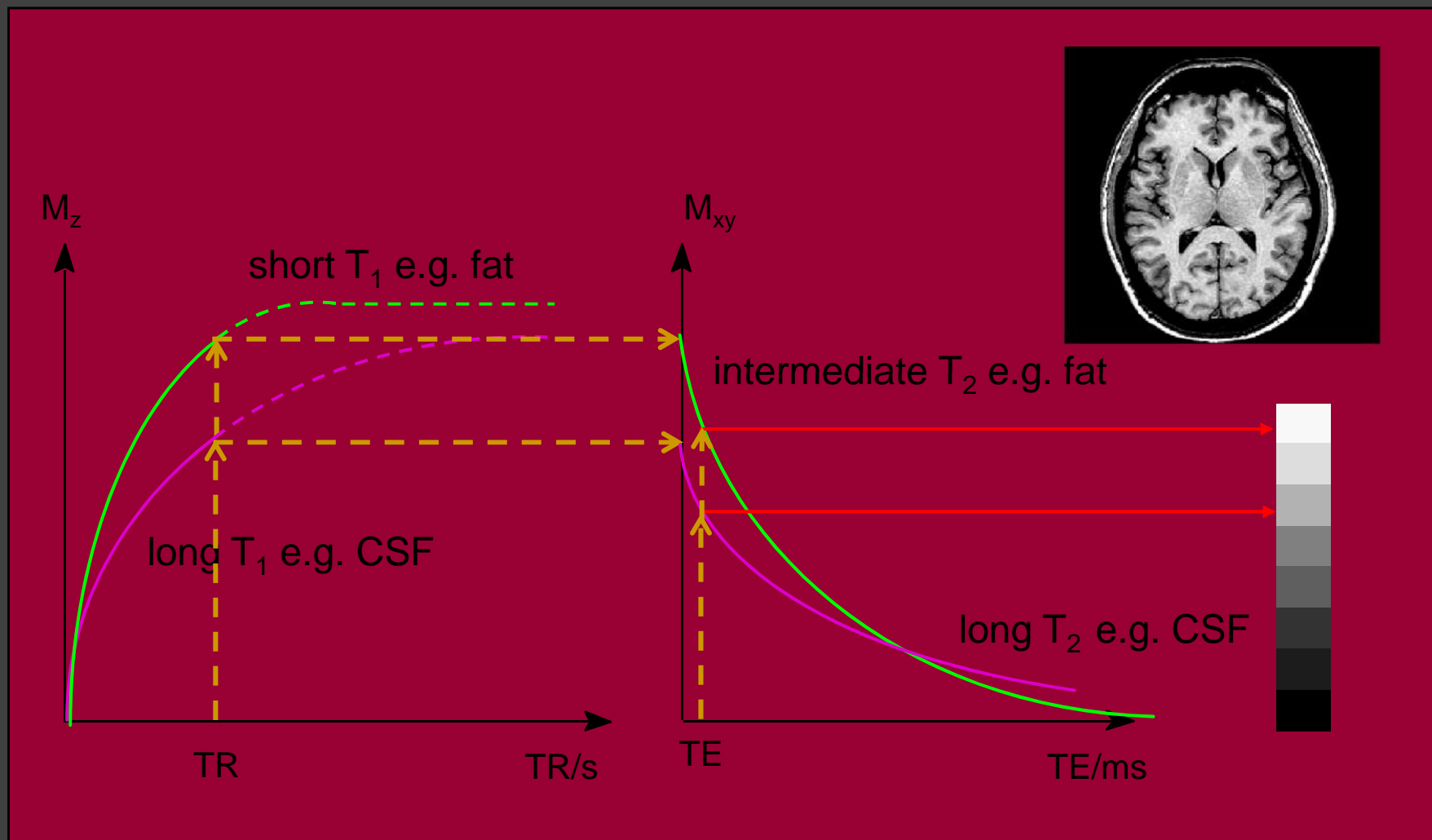
- Free Induction Decay (FID)
- Spin Echo
- Gradient Echo





# Kontrast

## T<sub>1</sub>-vægtede billeder



# Kontrast

## T<sub>1</sub>-vægtede billeder

### T<sub>1</sub>-effekter på billedet

#### Kort T<sub>1</sub> - lyst

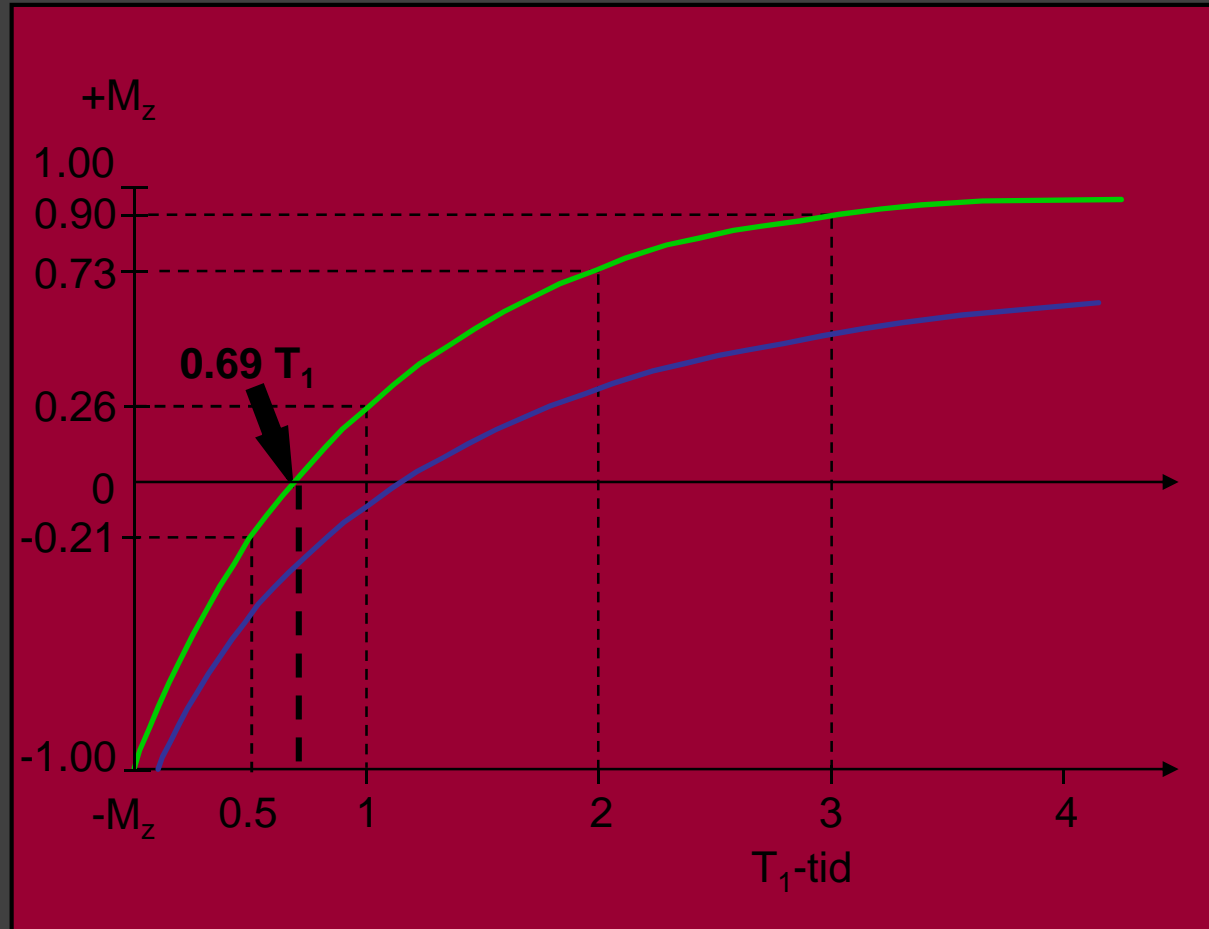
- Fedt, subakutte blødninger
- Paramagnetiske kontraststoffer (gadolinium)

#### Lang T<sub>1</sub> - mørkt

- Ødem, inflammation, væsker, CSF

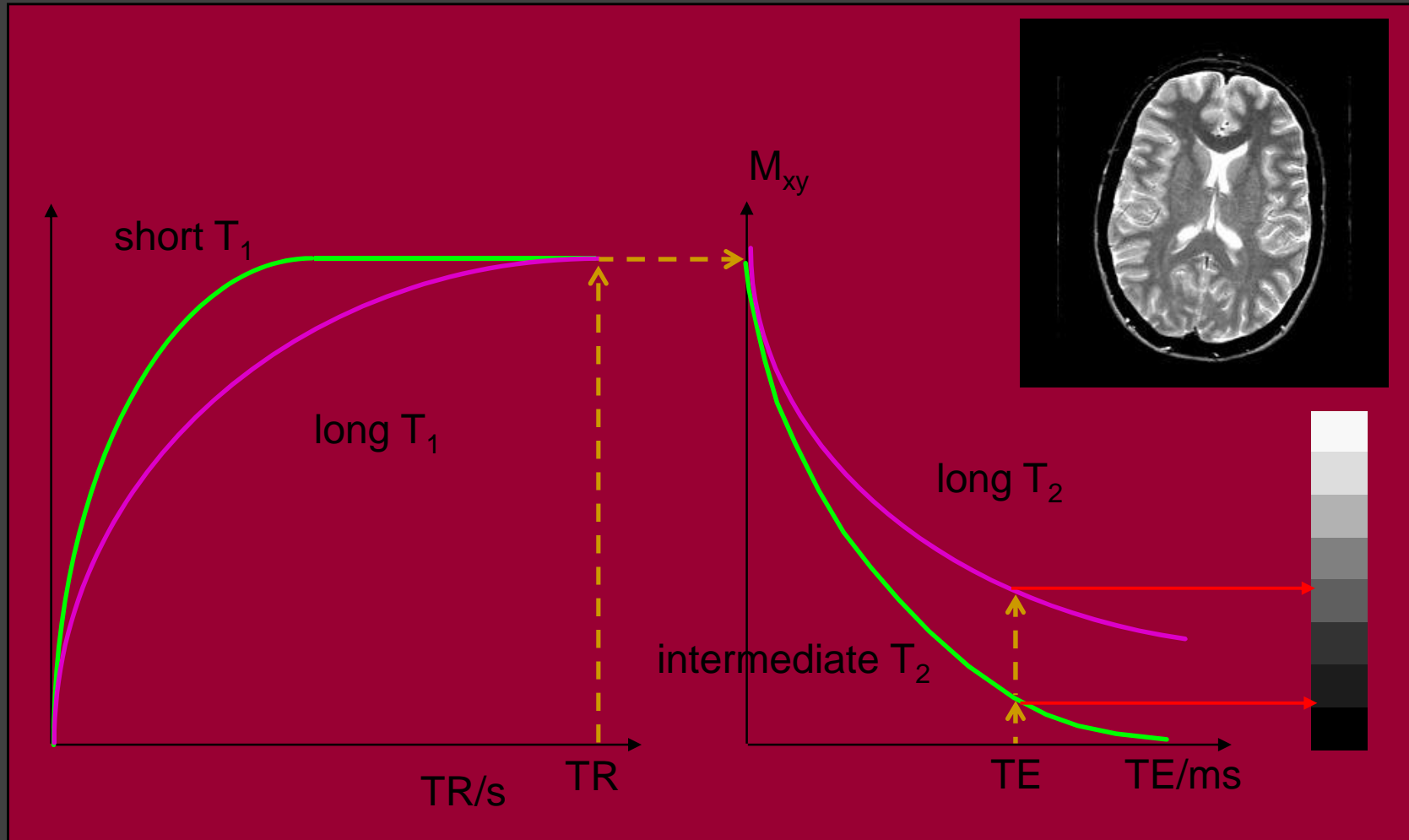
# T<sub>1</sub> Kontrast – Inversion Recovery

T<sub>1</sub>-relaksation efter 180° puls



# Kontrast

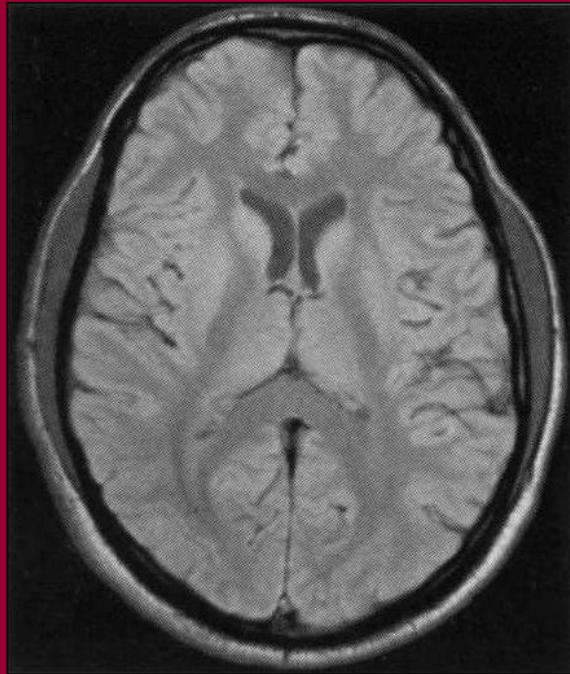
T<sub>2</sub>-vægtet kontrast



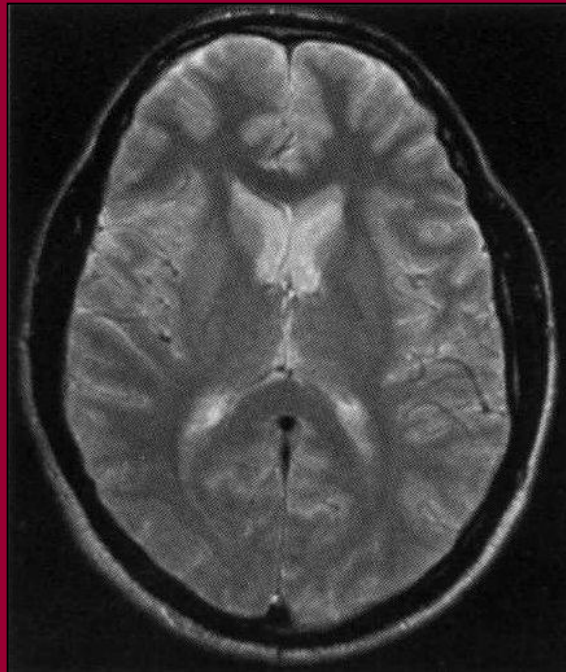
# Kontrast

T<sub>2</sub>-vægtet kontrast

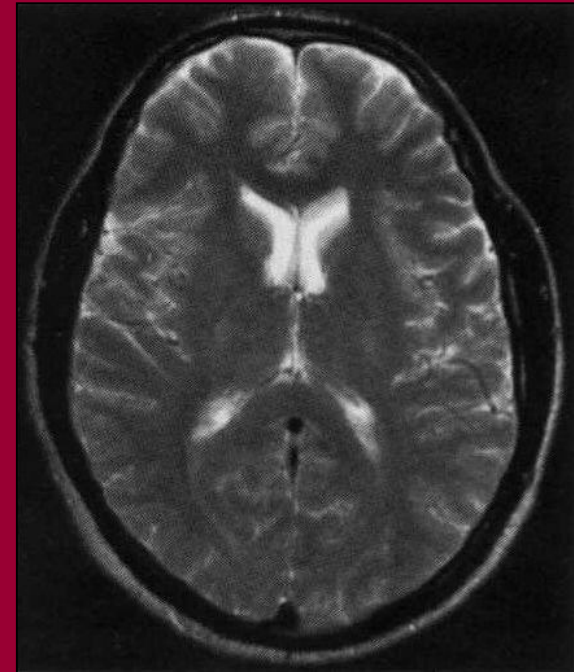
TE = 20ms



TE = 80ms



TE = 120ms



# Kontrast

## T<sub>2</sub>-vægtede billeder

### T<sub>2</sub>-effekter på billedet

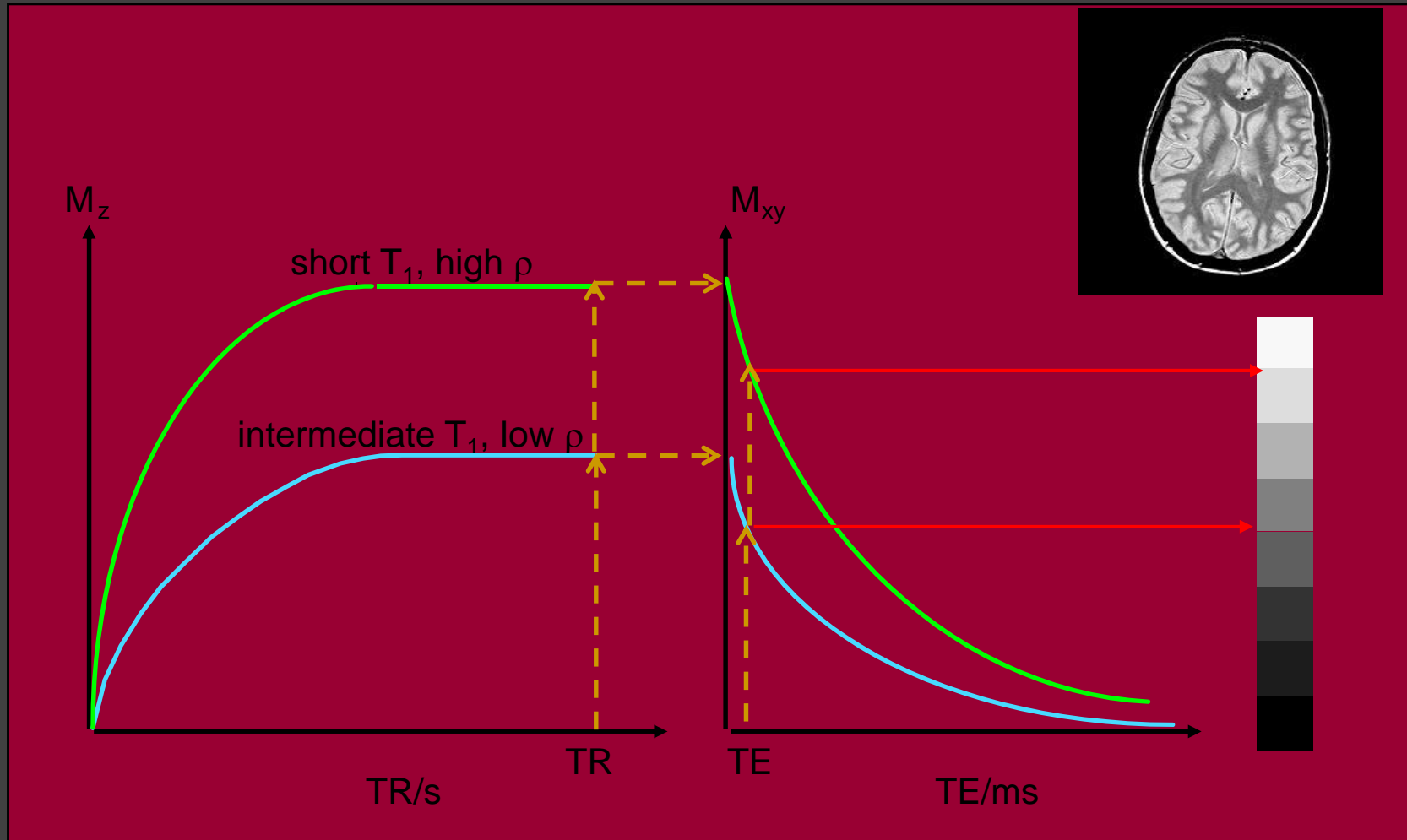
#### Kort T<sub>2</sub> - Mørkt

- Jernophobning i leveren, magnetisk-susceptibilitets effekter

#### Lang T<sub>2</sub> - Lys

- Ødem, inflammation, væske, CSF

# Protonvægte billeder



# Protonvægtede Billeder

## Proton-vægtede billeder

### Lille protodensitet - mørk

- calcium, luft, korticalknogle, fibrøs væv

### Høj protodensitet - lys

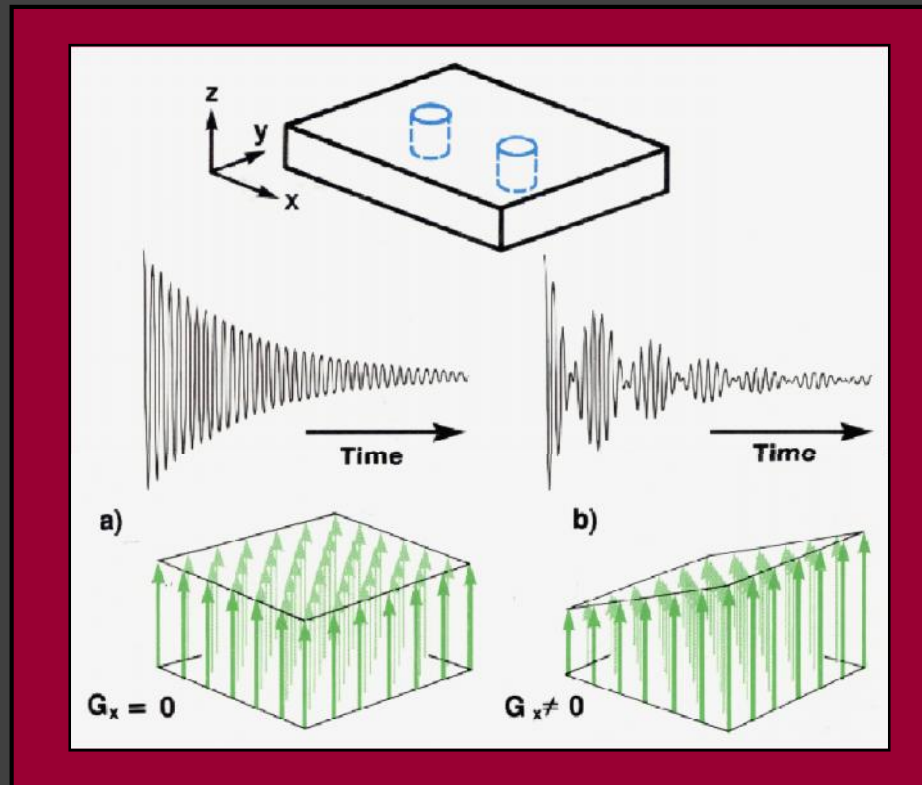
- fedt



## Relation mellem billedintensiteter

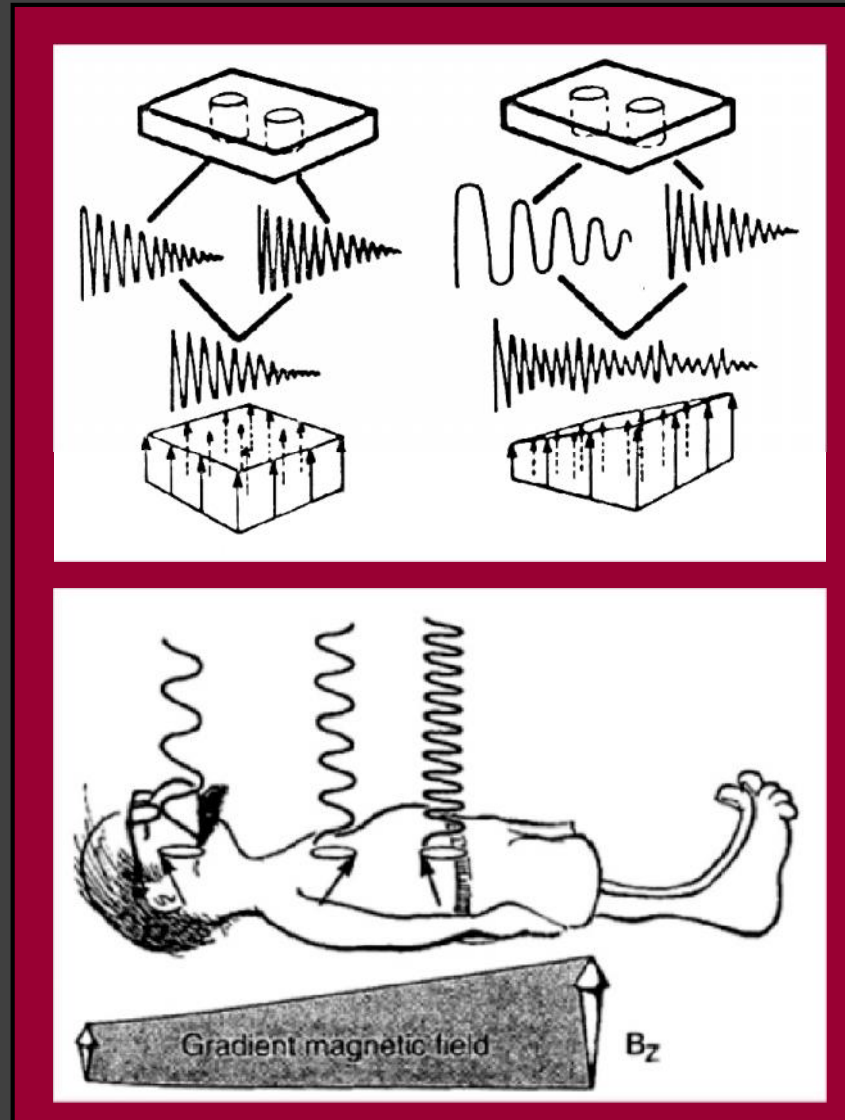
	Mørk	Lys
T1-vægtet billede	<i>Lang T1</i>	<i>Kort T1</i>
T2-vægtet billede	<i>Kort T2</i>	<i>Lang T2</i>

# Billeddannelse - Gradienter

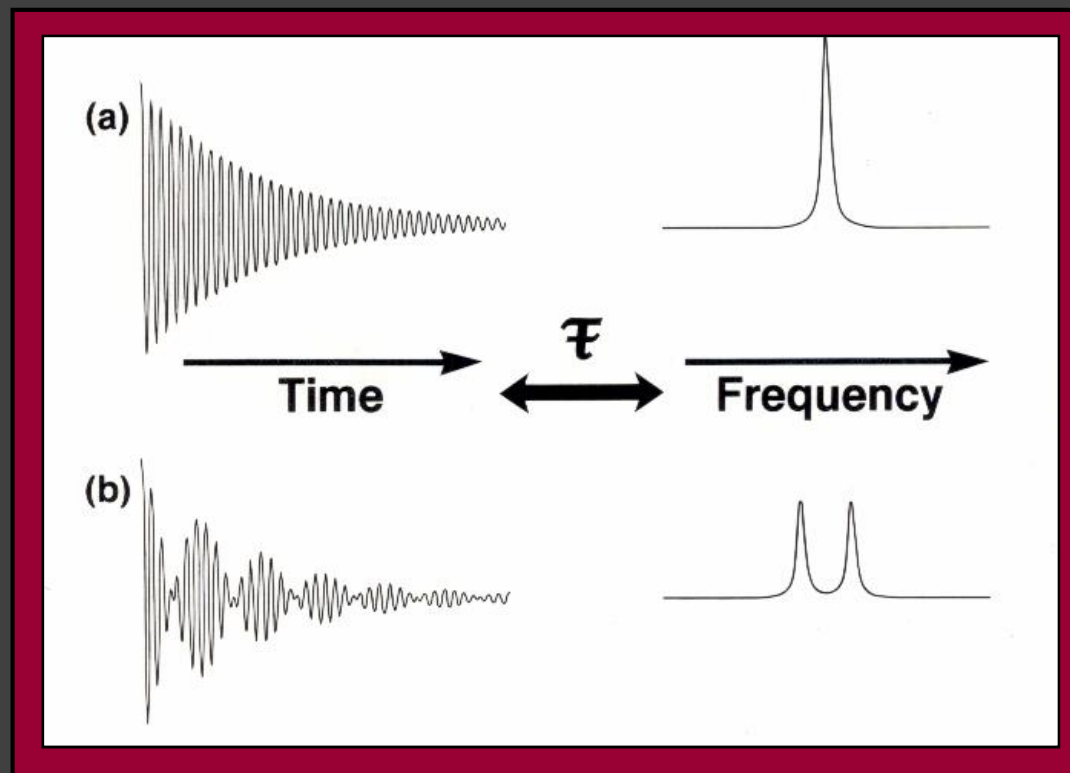


- I fravær af feltgradienten vil begge cylindre i billedet "føle" det samme felt (a)
- FID'et består af en enkel frekvens
- Når gradienten slås til i x-retningen er resultatet et FID bestående af to frekvenser (b)

# Billedannelse - Gradienter

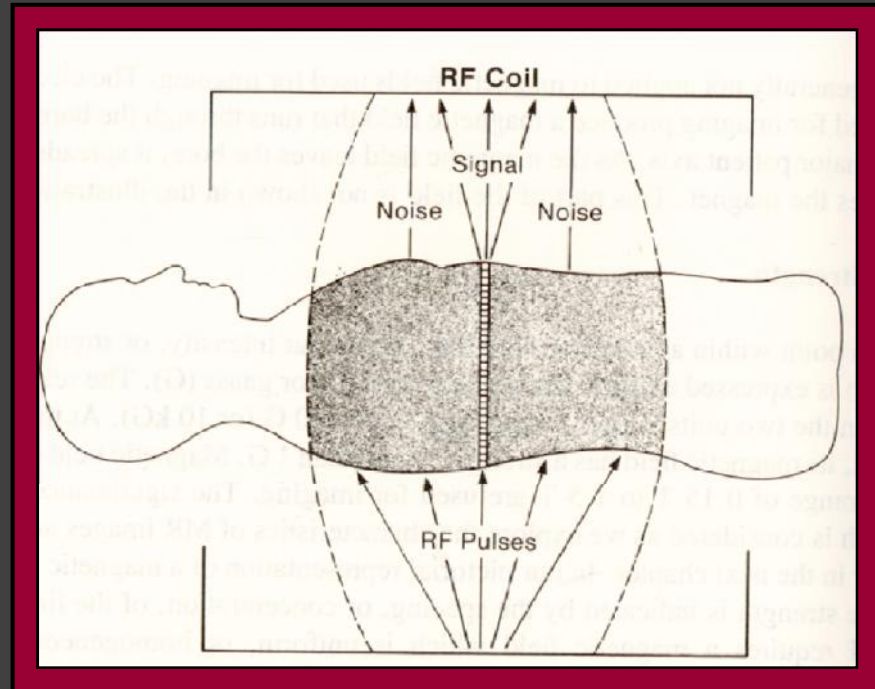


# Billeddannelse



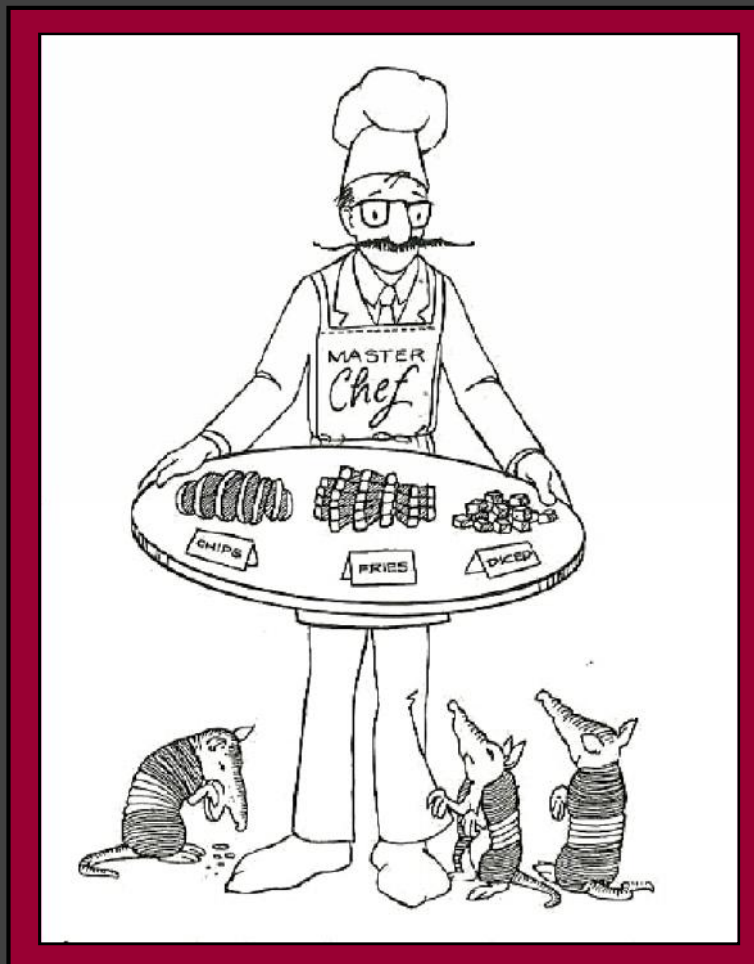
FID og dens frekvensdomæne-analog. a) en enkel frekvens b) to forskellige frekvenser. Symbolet  $\mathcal{F}$  angiver at de to domæner er relateret ved en Fourier-transformation.

# Billeddannelse - Feltgradienter



- Under MRI-procedureen skal RF-signalet fra hver voxel isoleres fra RF-signaler fra andre voxels.
- Hertil anvendes magnetiske feltgradienter i 3 retninger under hver billedcyklus.
- Under en billedcyklus er hver gradient slået til i et specifikt tidsinterval for derved at "forme" den individuelle voxel.

# Billeddannelse



*De tre gradienter benævnes:*

Slice Selection gradient

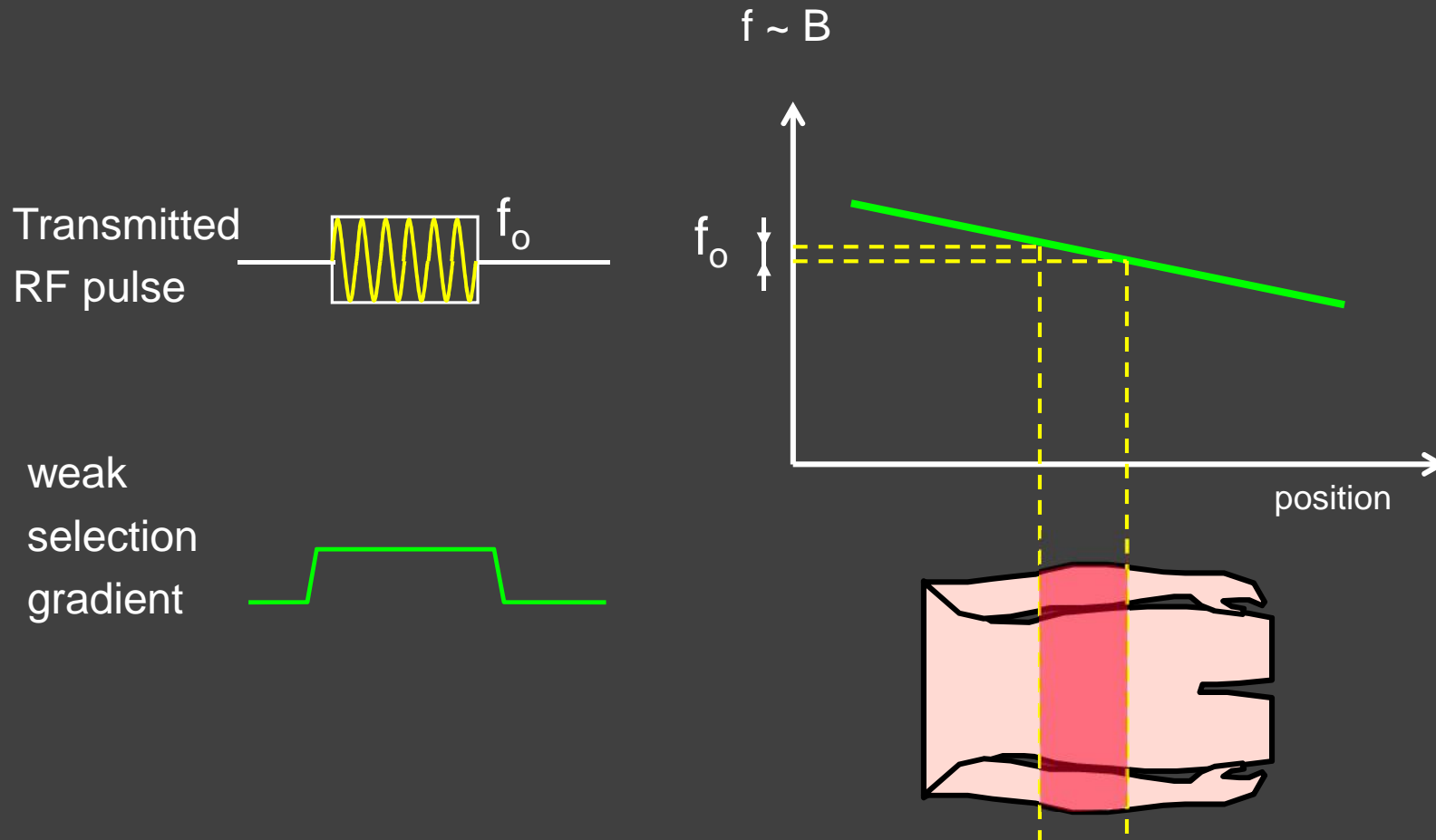
Fase-indkodningsgradient

Frekvens-indkodningsgradient

# Billeddannelse

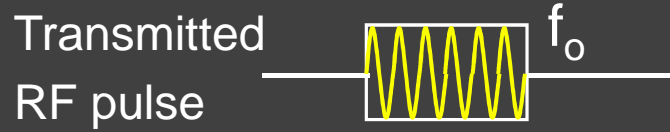
## *Slice Selection gradienten:*

Definerer lokalisering og tykkelse af det snit som skal afbildes

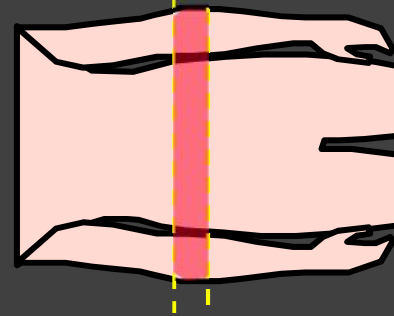
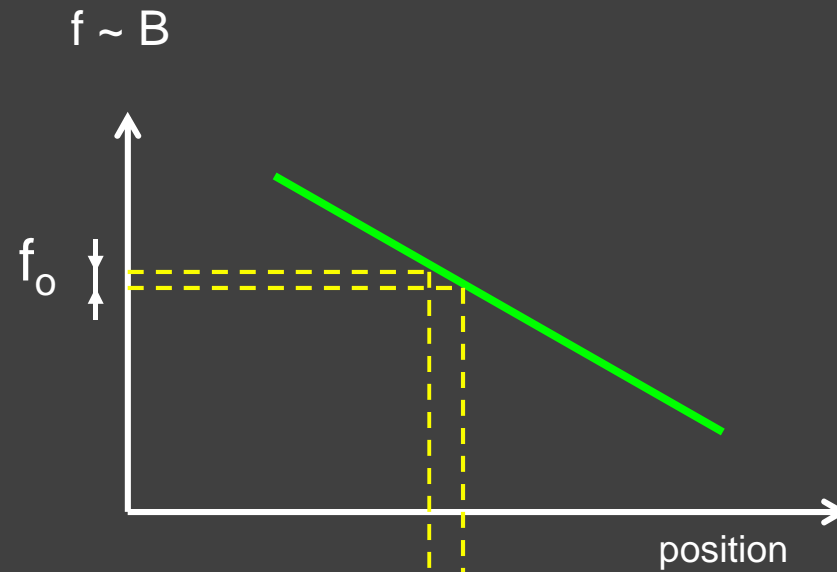
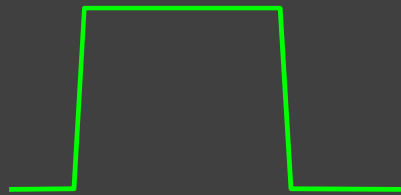


# Billedannelse

## *Slice Selection gradienten*



strong  
selection  
gradient

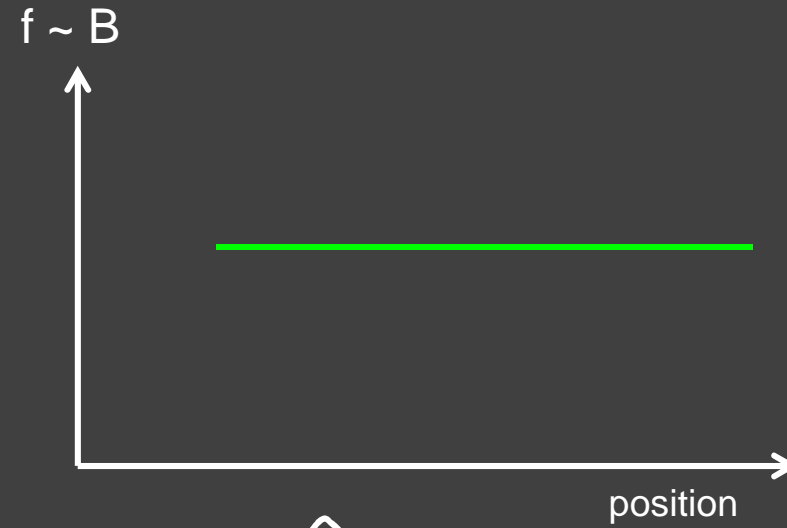




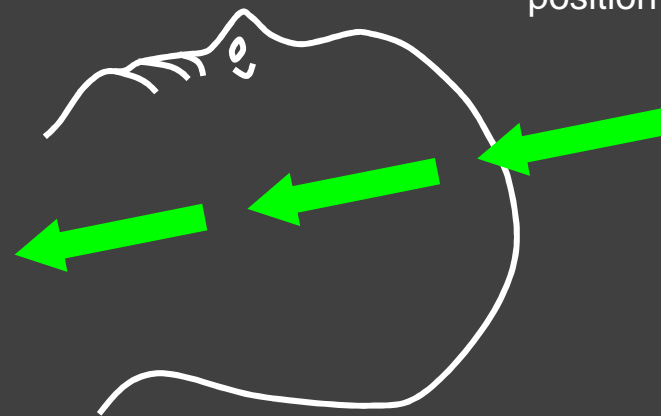
# Billedannelse

## *Slice orientering*

Transmitted  
RF pulse

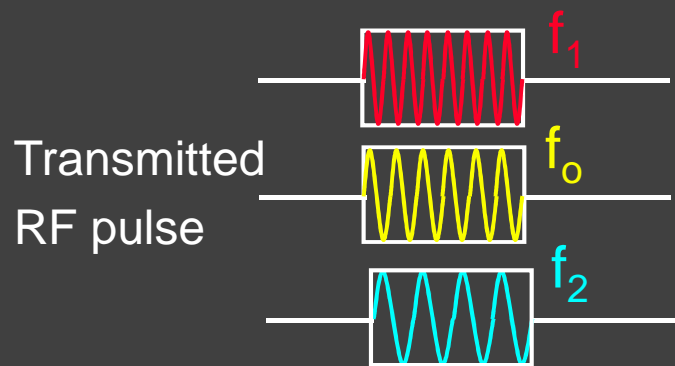


selection  
gradient

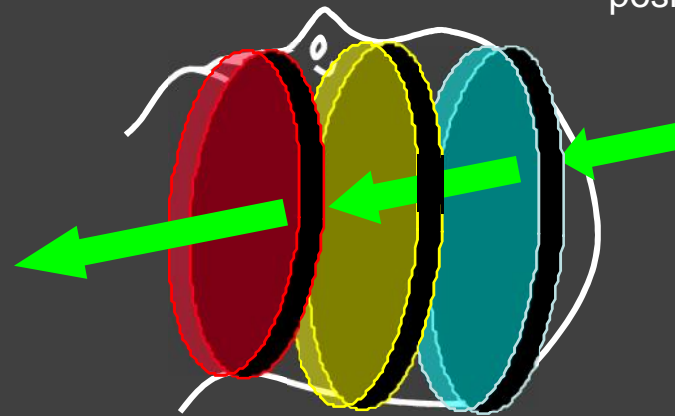
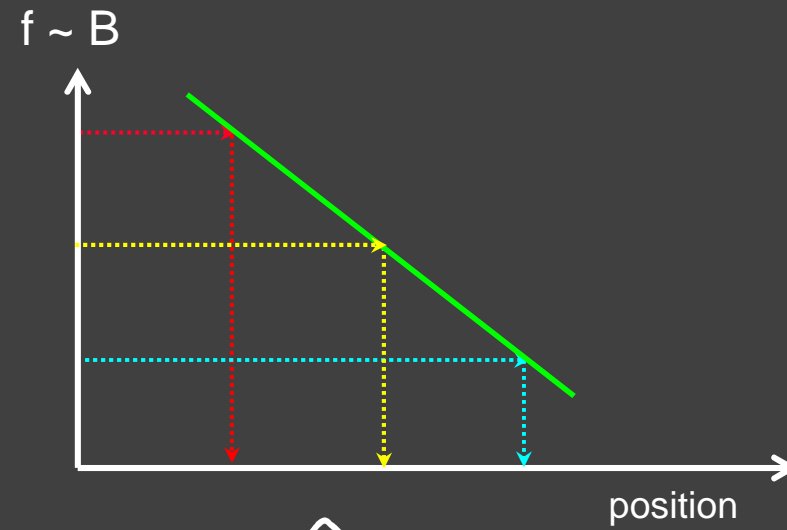
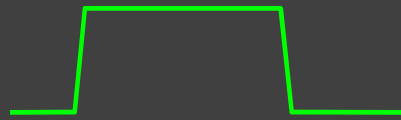


# Billedannelse

## *Slice orientering*



selection  
gradient



# Billedannelse

## *Slice orientering*

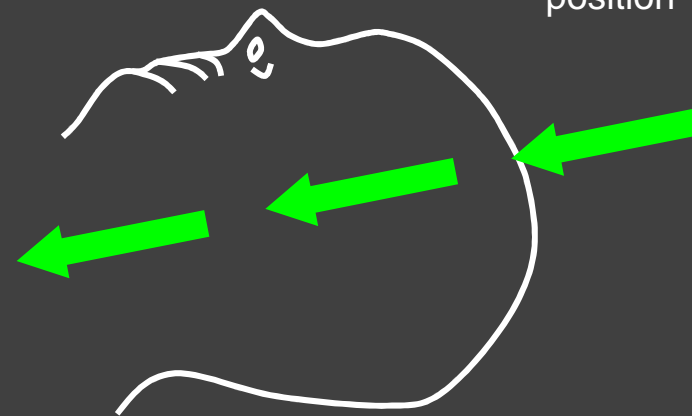
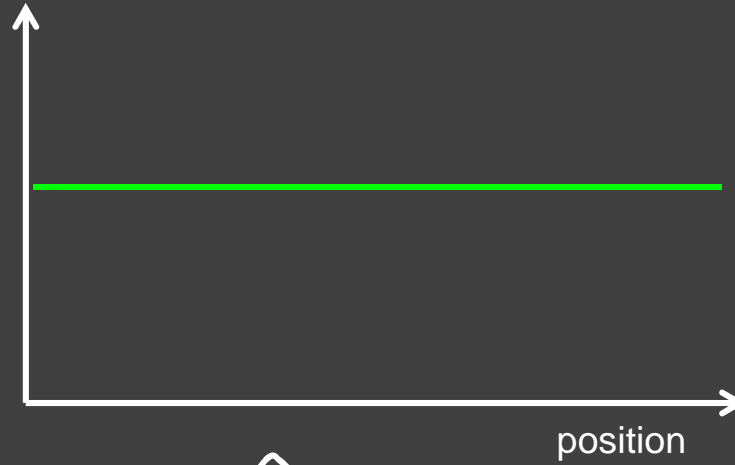
No RF pulse



no slice selection  
gradient

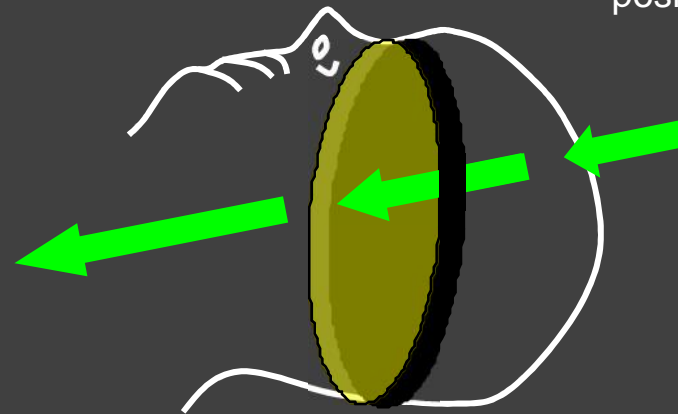
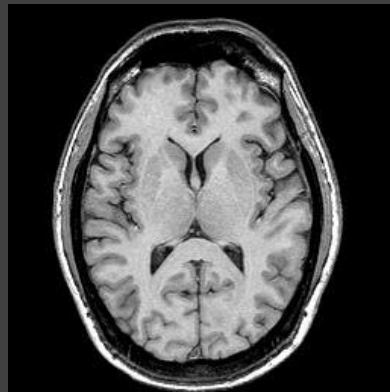
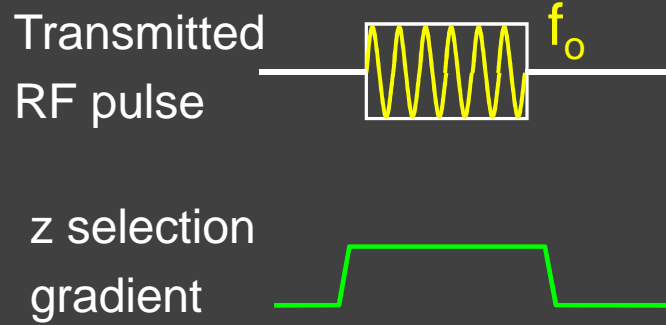


$f \sim B$



# Billedannelse

## *Slice orientering*



# Billedannelse

## *Slice orientering*

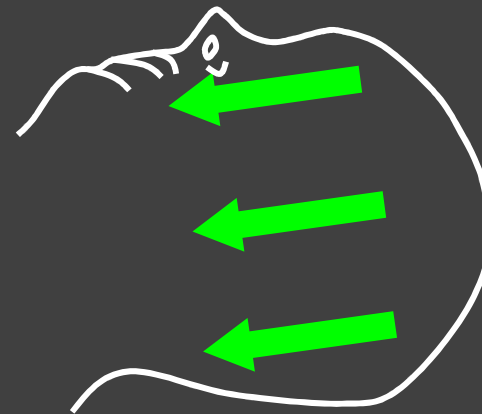
No RF pulse



No  
selection  
gradient

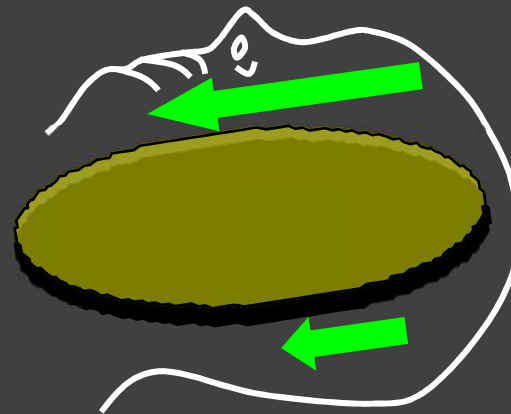
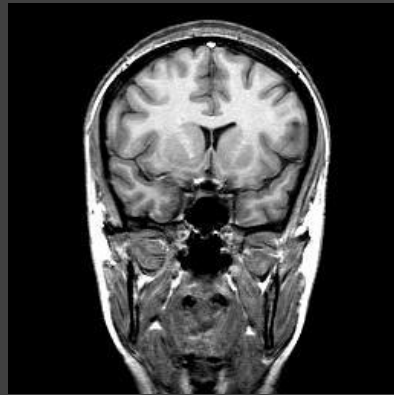
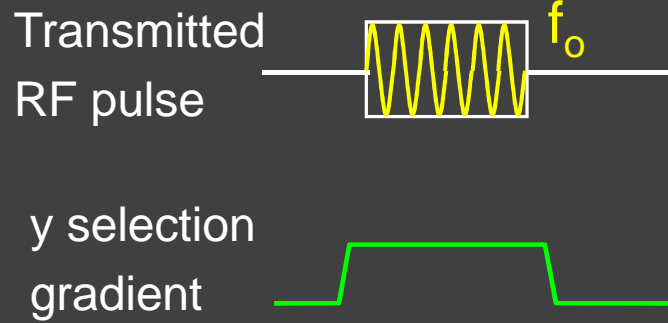


$f \sim B$



# Billedannelse

## *Slice orientering*



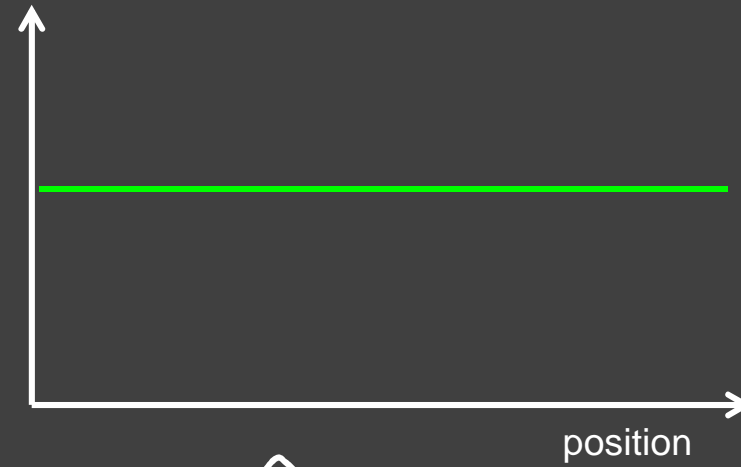
# Billedannelse

## *Slice orientering*

No  
RF pulse

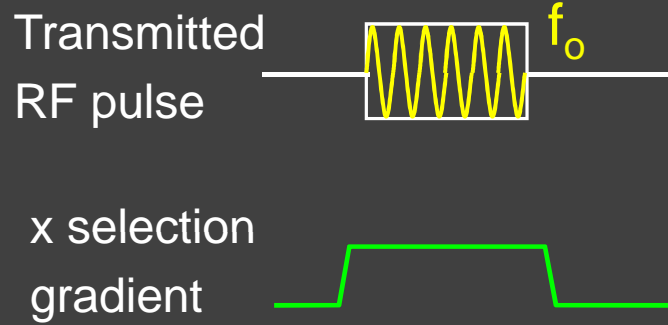
no selection  
gradient

$f \sim B$



# Billedannelse

## *Slice orientering*

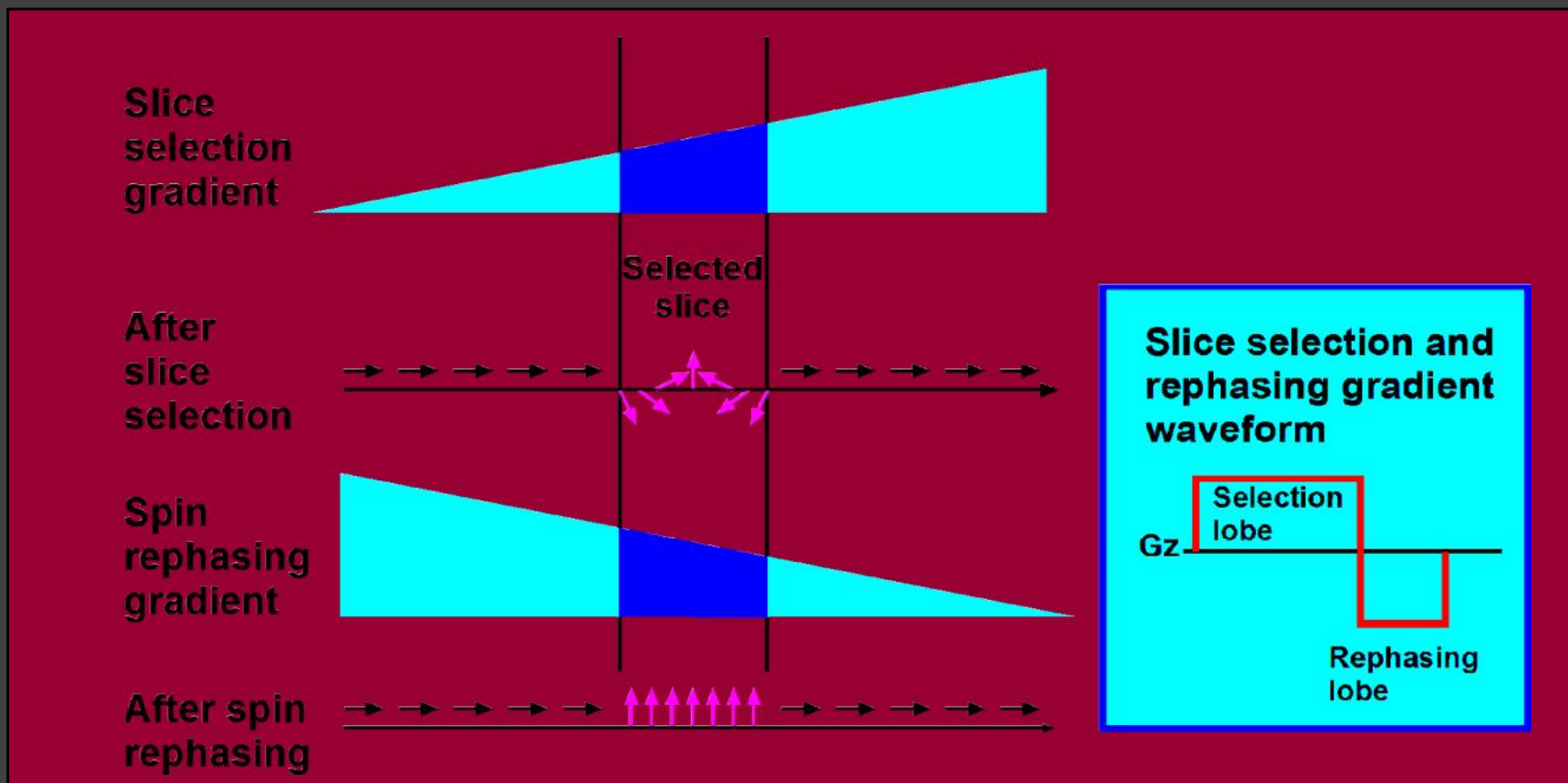




# Billedannelse

*Slice Selection gradienten:*

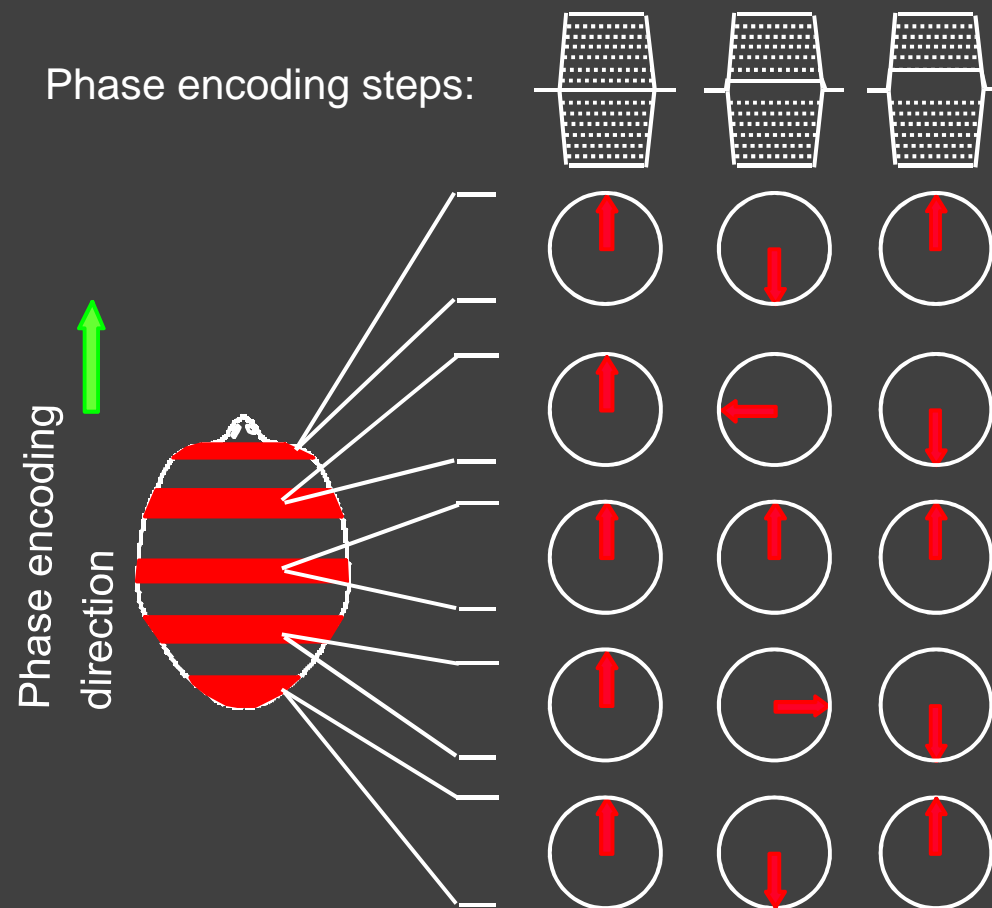
Fase-distribution af spins efter slice selection gradienten



# Billeddannelse

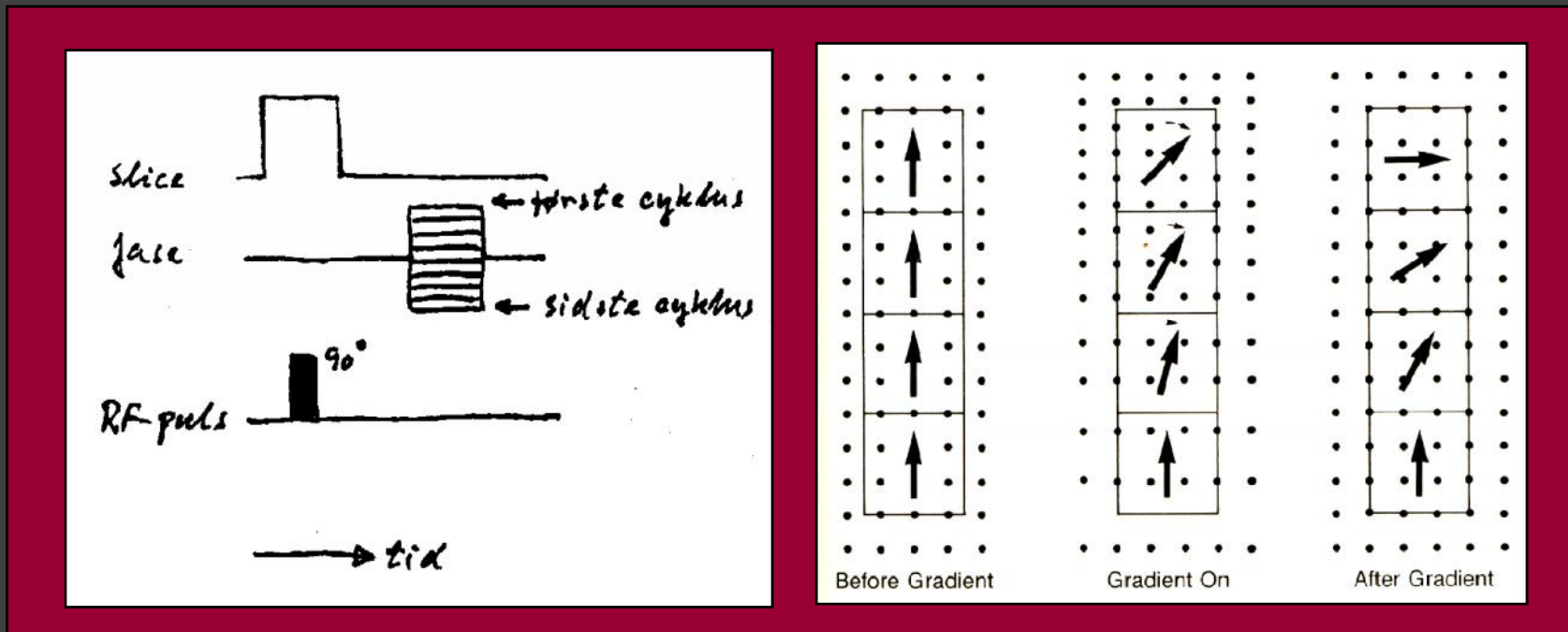
## *Faseindkodningsgradient*

- Benyttes til at definere voxels i én dimension af det udvalgte snit.
- Kaldes også præparationsprocessen.



# Billeddannelse

*Faseindkodningsgradient:*

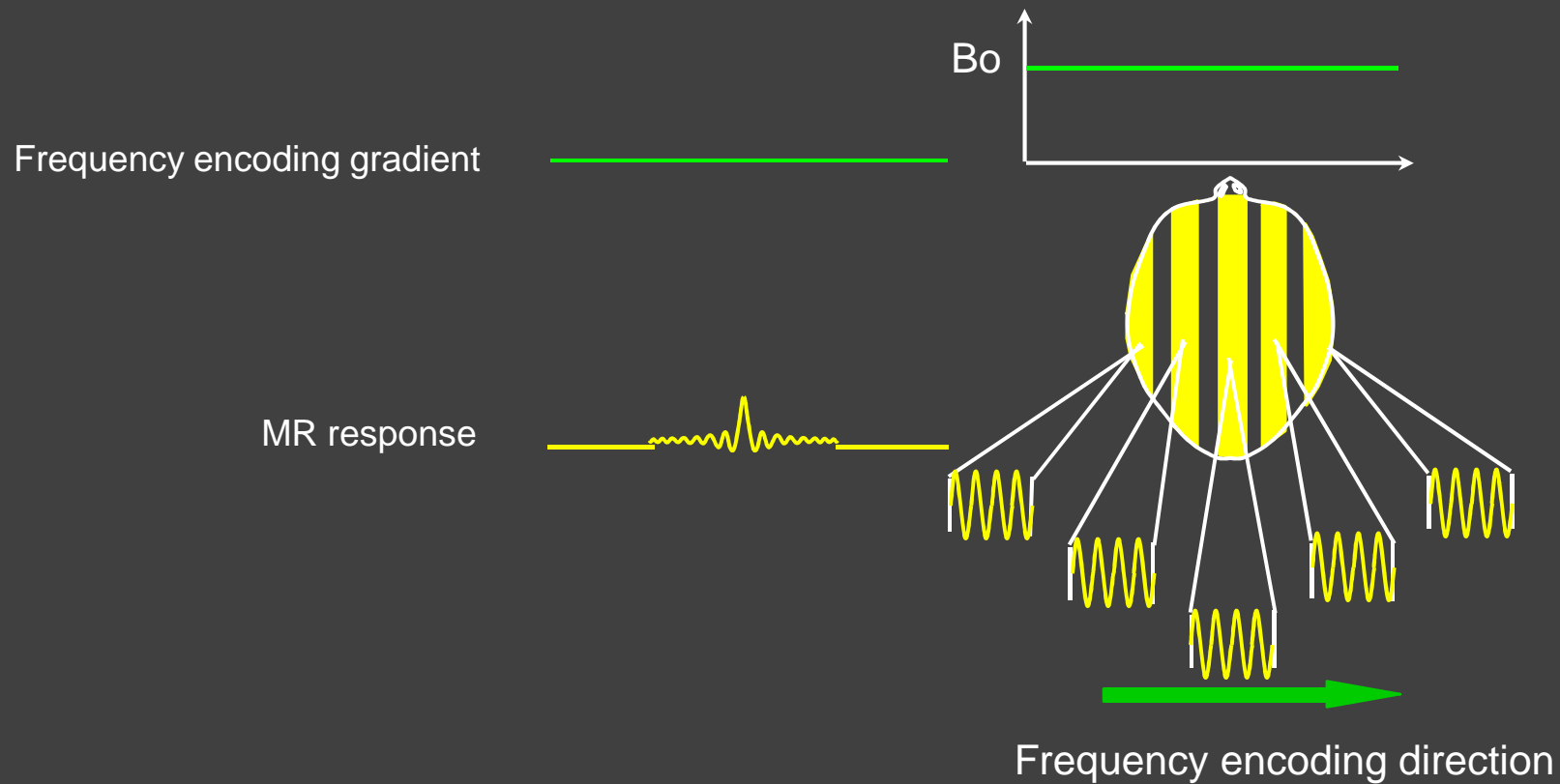


*Pulsdiagram*

# Billeddannelse

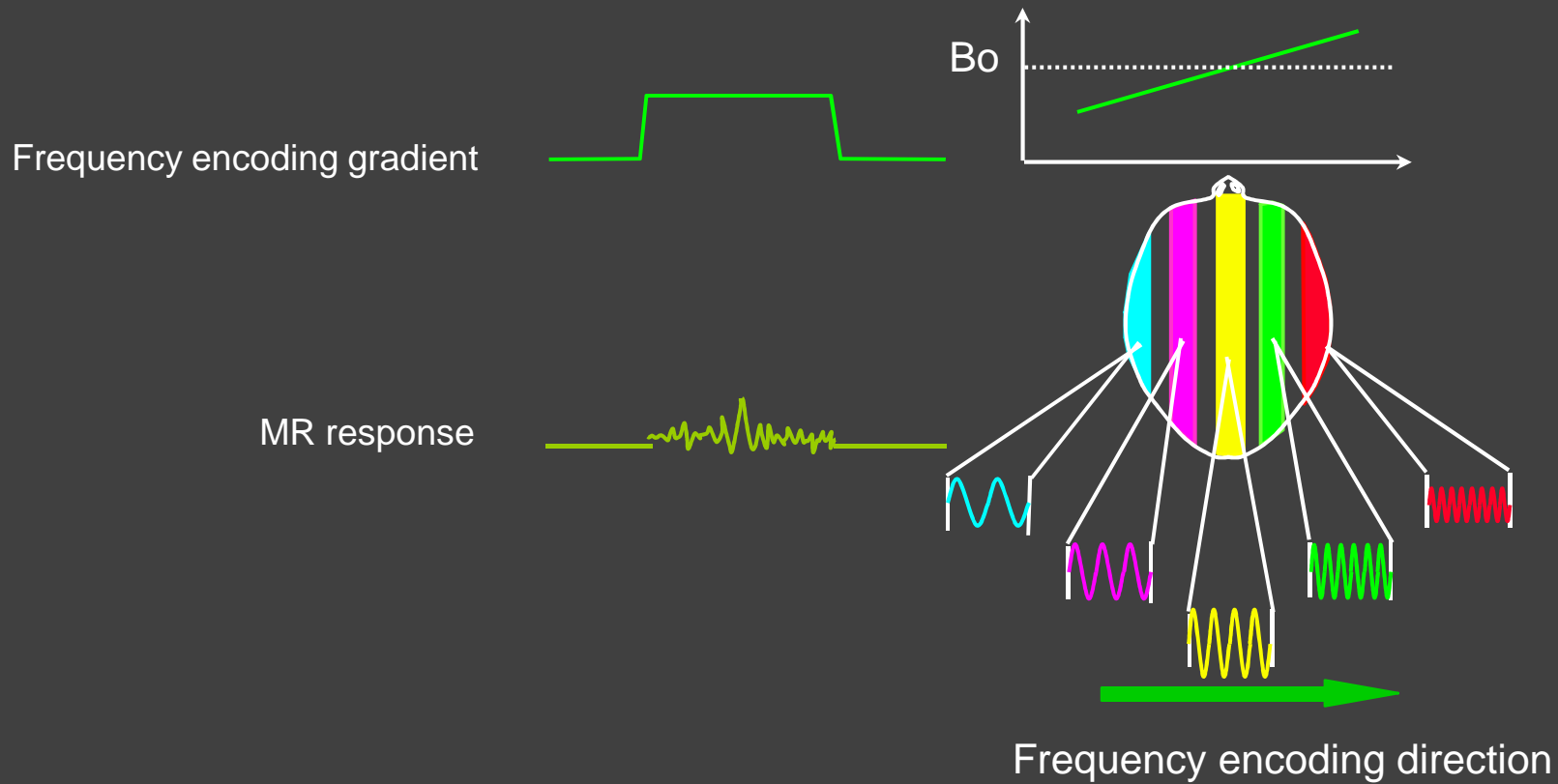
## *Frekvensindkodningsgradient*

Benyttes til at definere de individuelle voxels i den anden dimension af billedplanet



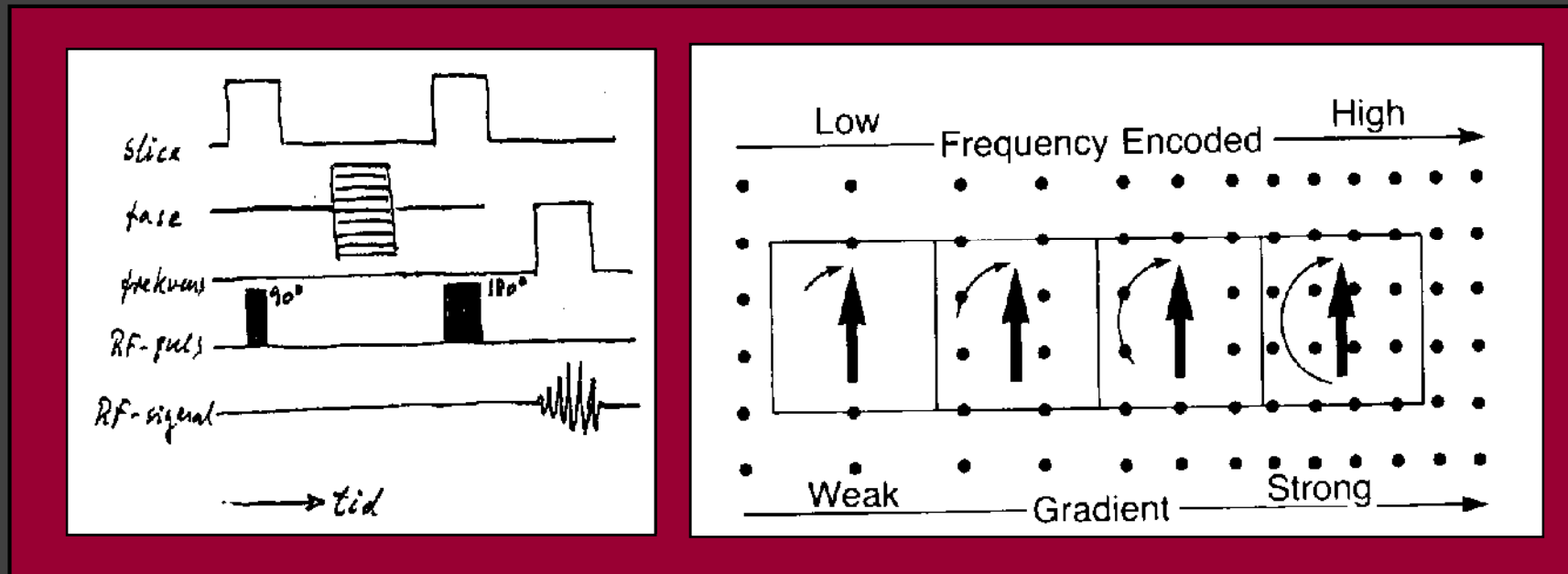
# Billeddannelse

## *Frekvensindkodningsgradient*



# Billeddannelse

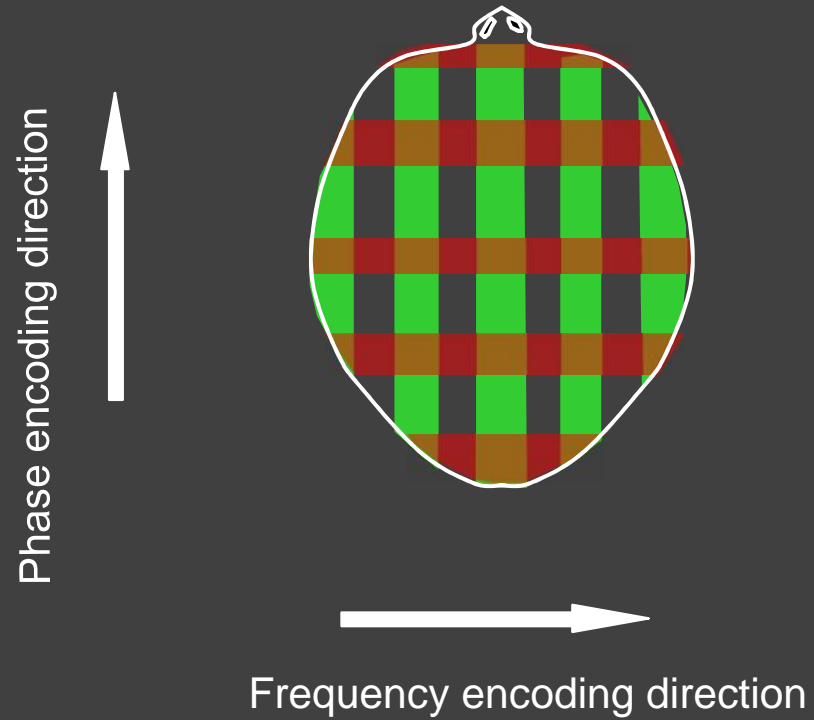
## Frekvensindkodningsgradient



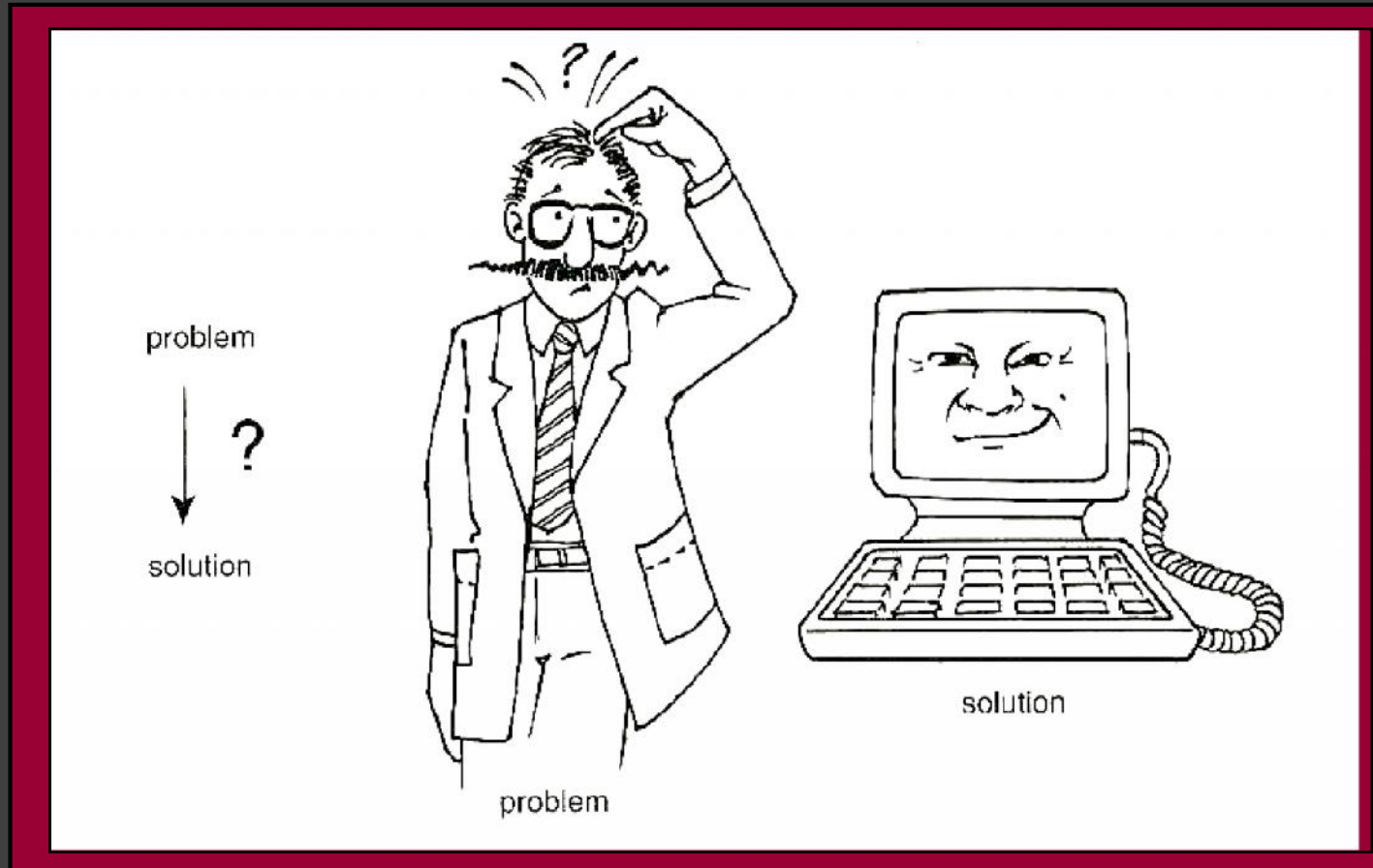
Pulsdiagram

# Billeddannelse

## *Frekvens & faseindkodning*



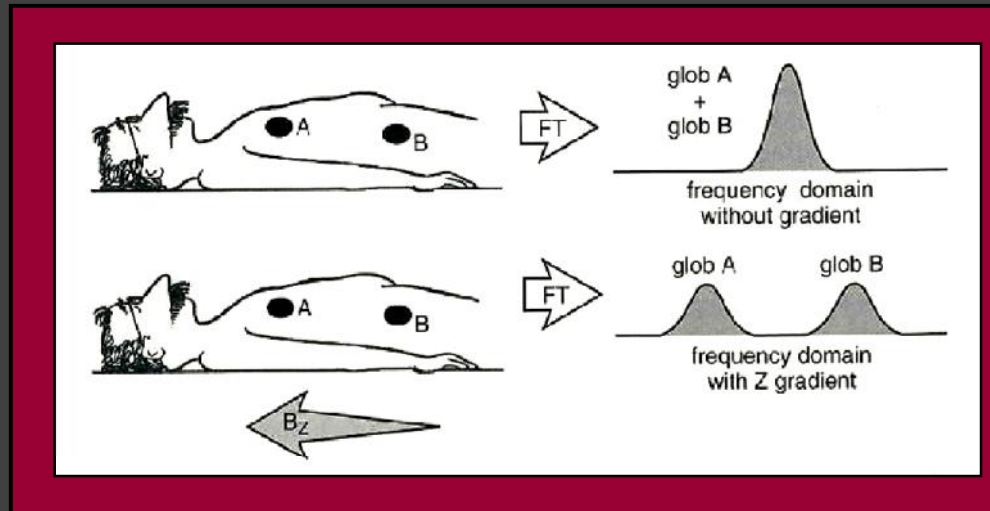
# Billeddannelse - Hvordan ?



*Hvordan bliver de optagede signaler til billeder?*



# Billeddannelse - Hvordan ?

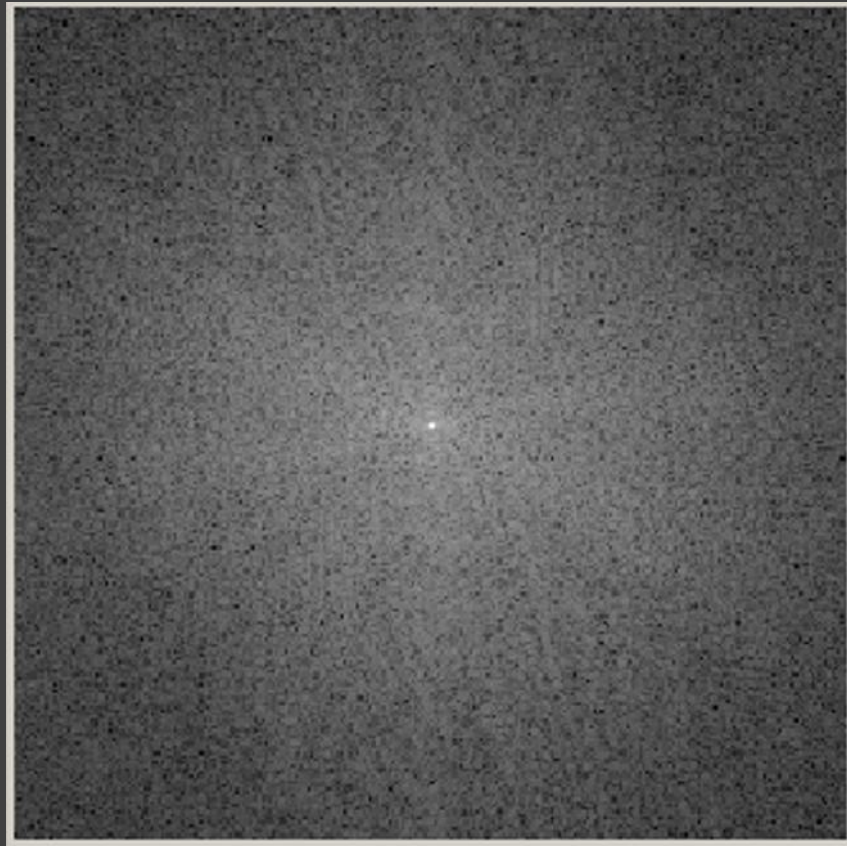


Når et gradientfelt,  $B_z$  lægges langs patienten, vil det samme væv resultere i forskellige toppe i frekvensdomænet

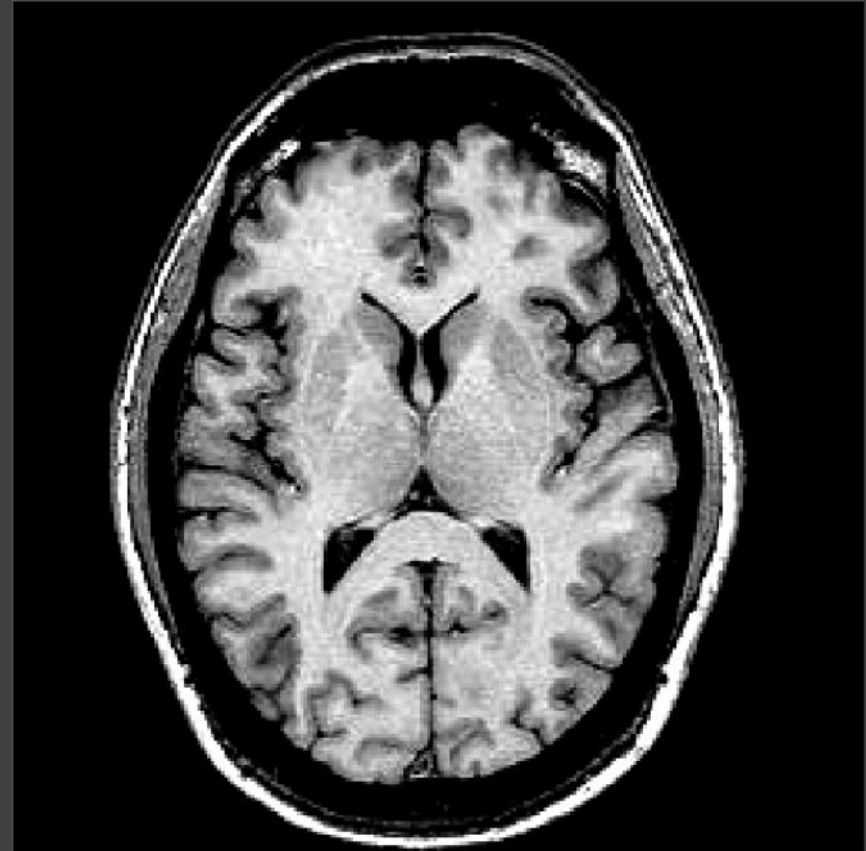
Et MR-billede fremkommer ved at sample det tidslige frekvenssignal, indsætte data i k-space og Fourier-transformere k-space

$$f(\check{S}) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) e^{-i\check{S}t} dt = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) [\cos(\check{S}t) - i \sin(\check{S}t)] dt$$

# Billedannelse – k-space



Fourier-rummet



Billedrummet

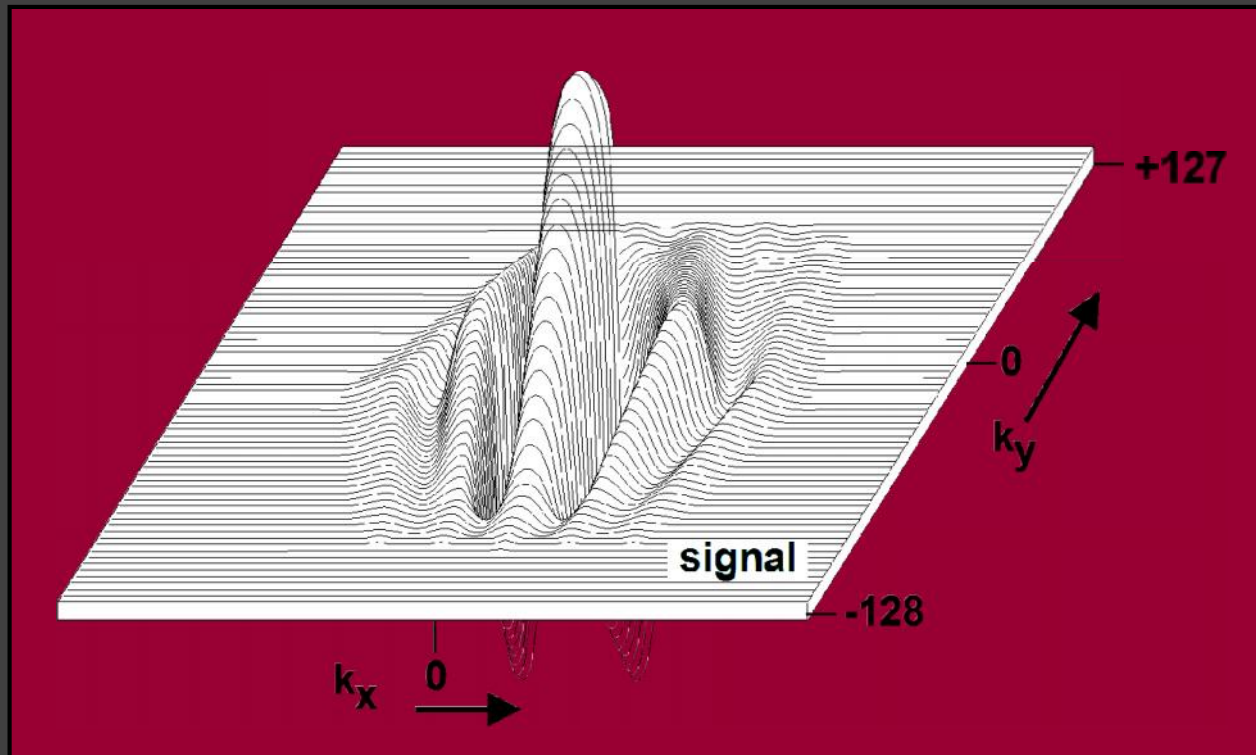
# K-space

- K-space, K-rum, Fourier-rum, Inverse Fourier-rum
- K-space indføres fordi det er en bekvem måde at beskrive dataopsamlingsforløbet på.
- I denne sammenhæng beskæftiger vi os altså med selve indkodnings- og data-opsamlingsteknikken
- Fase-rums teknikken beskriver optagelsen af MR-billeder ved hjælp af såkaldte faserums-kurver (K-space trajectories)

*Men hvordan?*

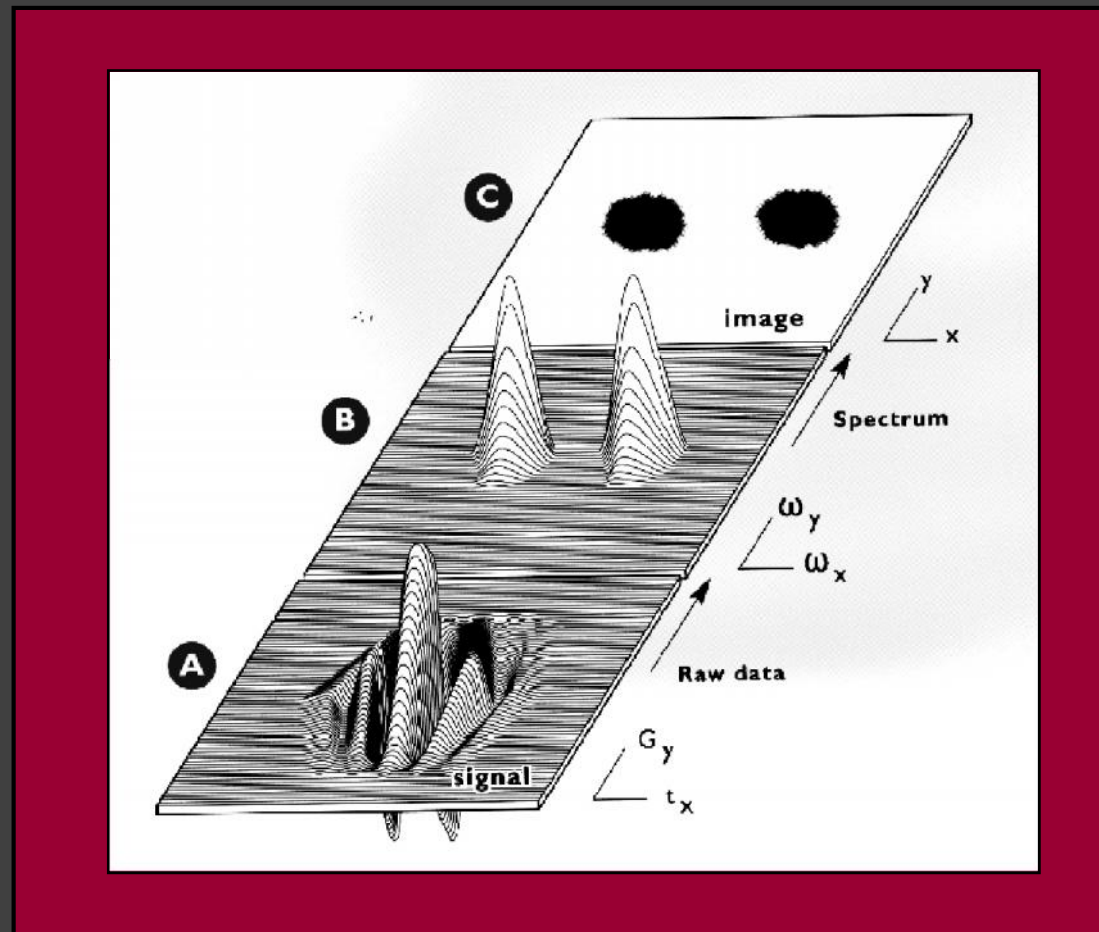
# K-space

- K-space består af rå-data som er opsamlet under billed-akkvisitionen, men endnu ikke er rekonstrueret til anatomiske billeder



# K-space

Rå-data (A) fourier transformeres ind i (B). Det endelige billede (C) er en gråtone repræsentation af (B)



# K-space

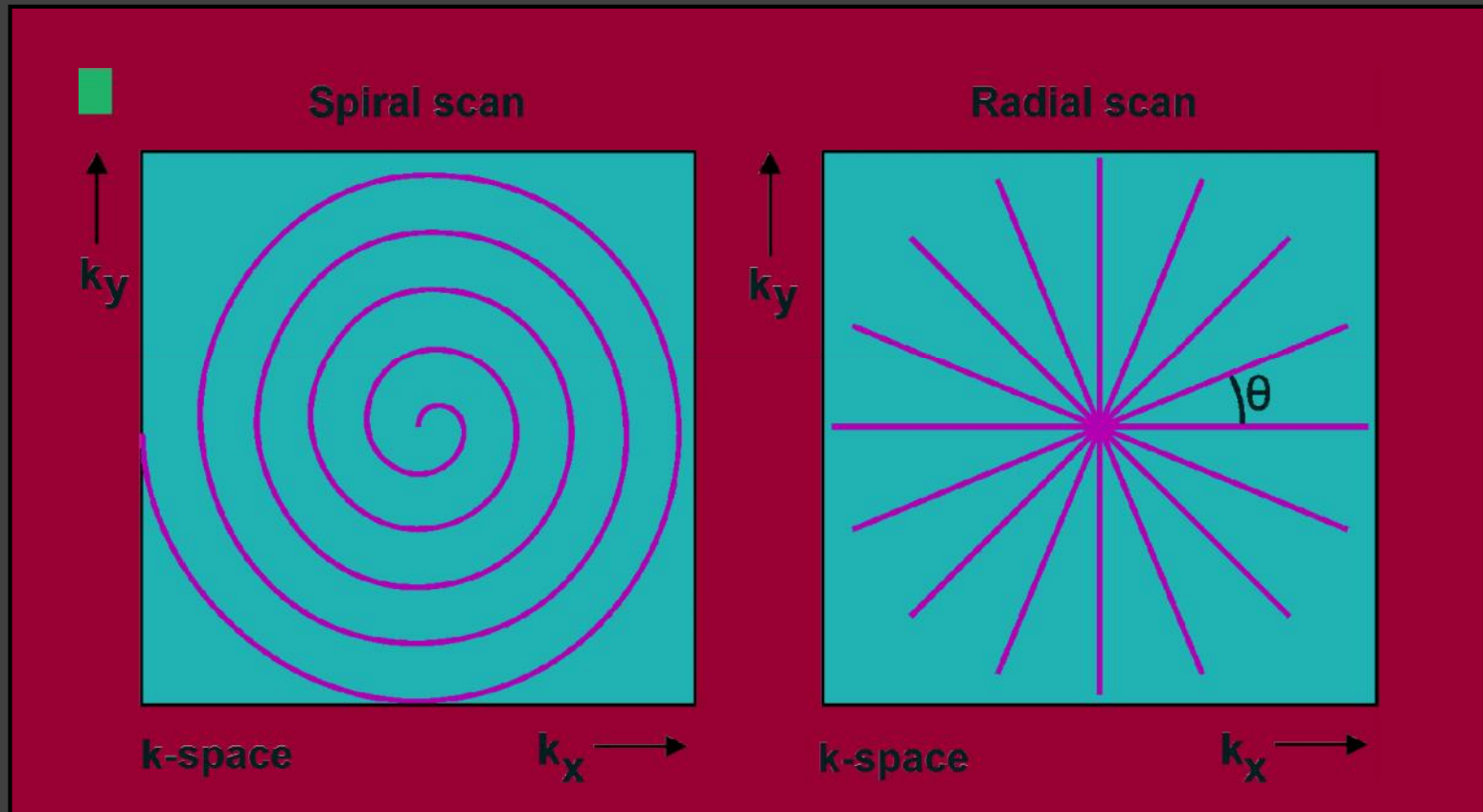
## Værd at huske om K-rummet:

- Hver linie i fase-rummet bidrager til hele billedet:
  - *Centrale linier bidrager mest til kontrast*
  - *Perifere linier bidrager mest til opløsningen (detaljer)*
- En linie i fase-rummet kaldes en profil

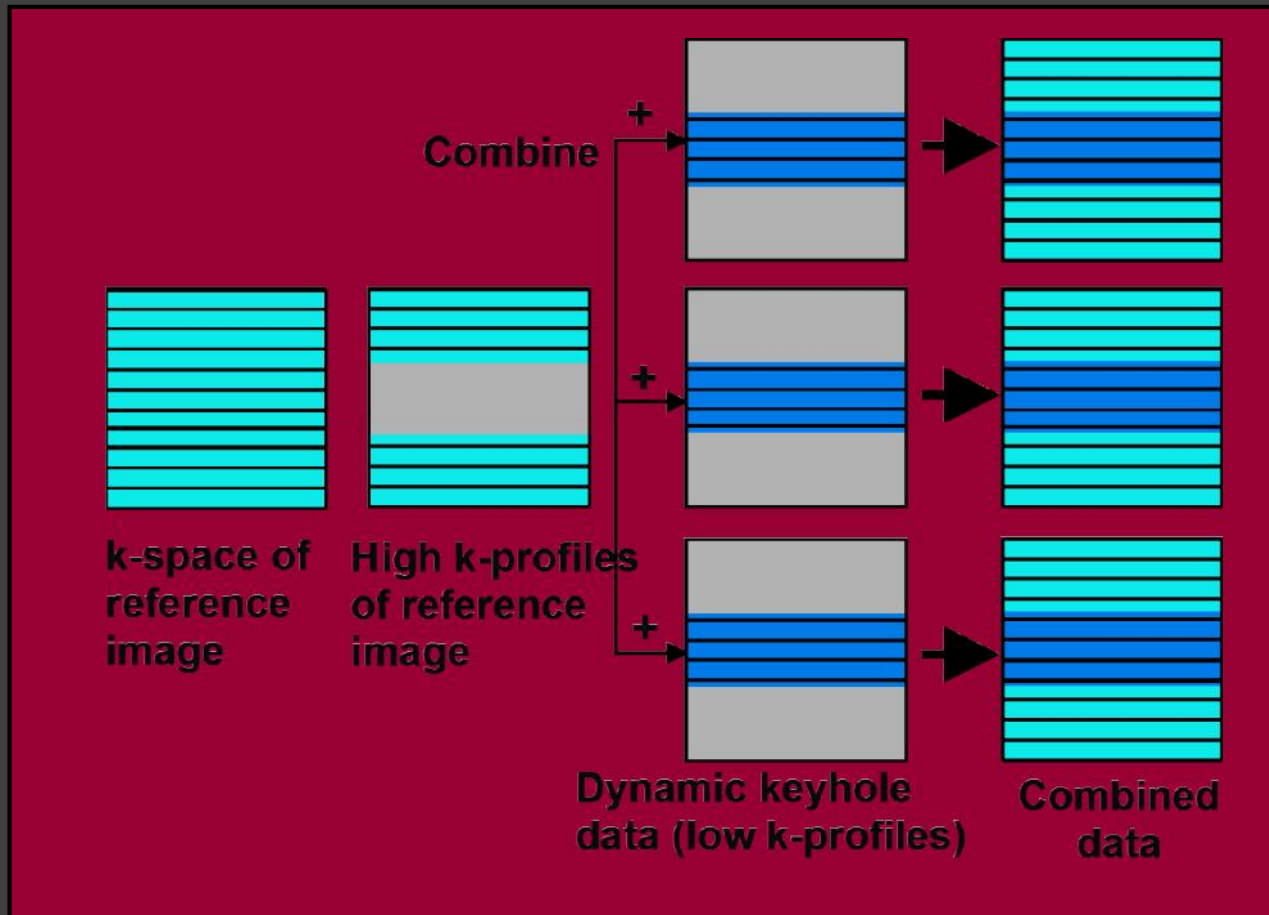
K-space Toy



# Alternative k-space trajectories



# Keyhole and k-space

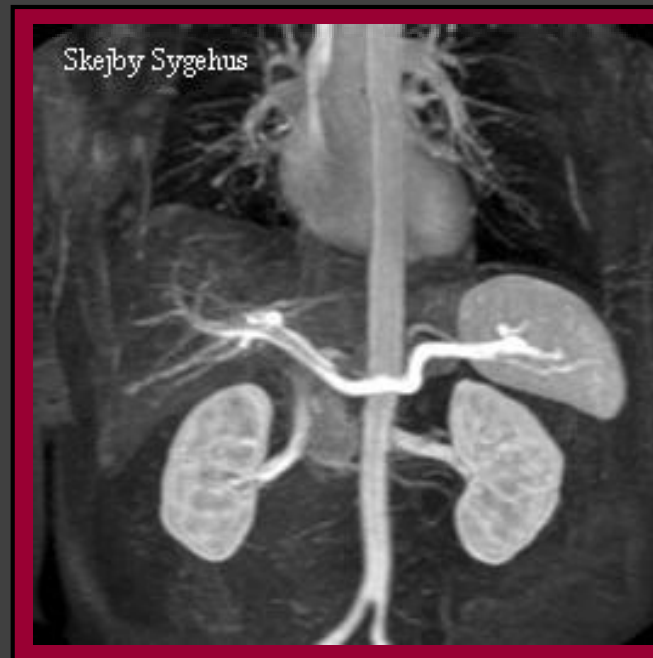




# Billedkvalitet

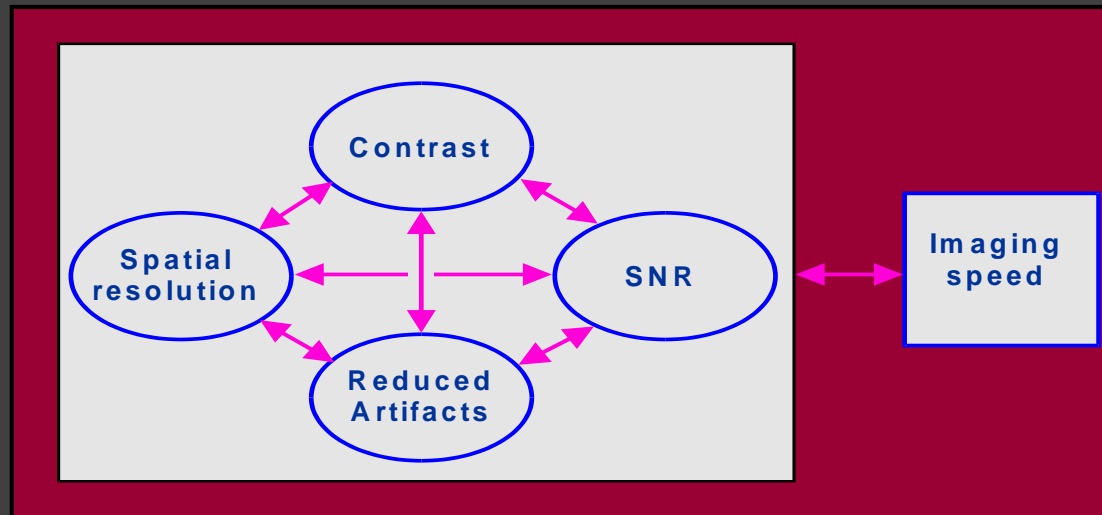
## *MR billeder er karakteriseret ved:*

- Små elementer
- Pixels hvis gråtoneskalaintensitet (lysstyrke) er relateret til amplituden af MR-signalet
- Jo større signalintensitet en voxel afgiver fra kroppen, jo lysere er den tilhørende pixel i billedet



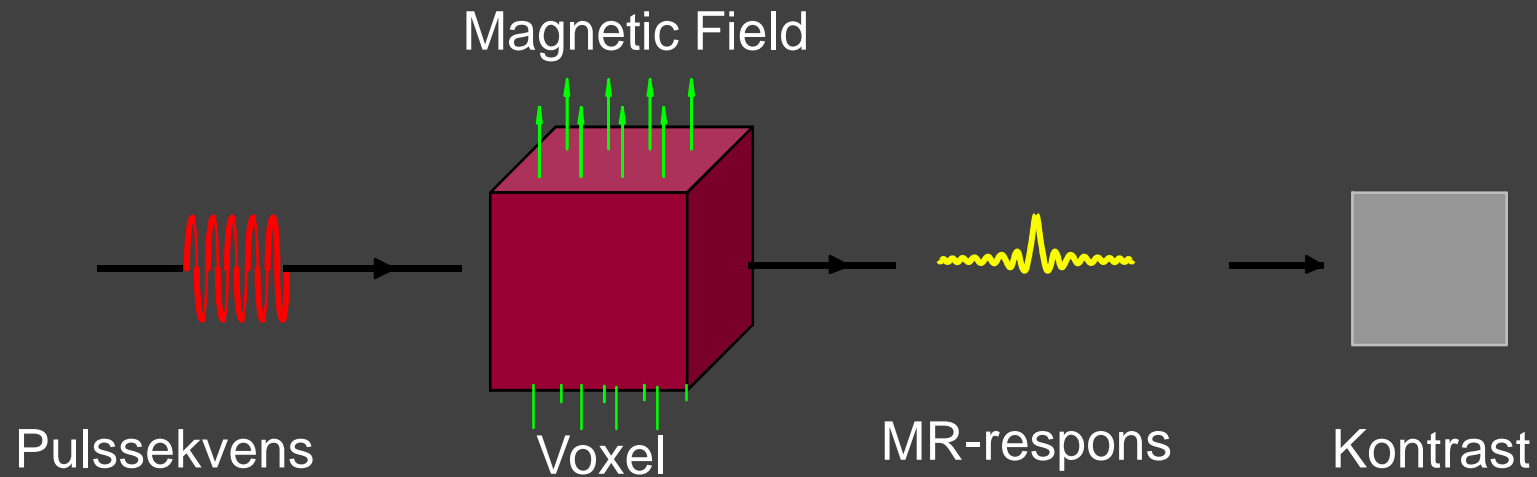
# ”Det ideelle MR-billede”

- Meget signal
- God kontrast
- Høj rumlig opløsning
- Lidt støj
- Ingen artefakter



***MR-billeddannelse er altid et kompromis!!***

# Billedkontrast



Spin Echo  
Turbo Spin Echo  
(Turbo) Field Echo  
EPI  
GRASE  
Prepulse: IR, SPIR,  
ProSet, DRIVE, MTC

Proton density  
Relaxation time T1  
Relaxation time T2  
Flow  
Diffusion  
Perfusion  
Temperature

PD-W  
T1-W  
T2-W  
T2\*-W  
Angio  
DWI  
BOLD

# Signalmidling

NSA	Relativ SNR	Relativ Imaging Tid
1	1	1
2	1.41	2
4	2	4
16	4	16

# Opsummering

- MR billeddannelse sker ved hjælp af matematisk manipulation hvorved signaler fra forskellige væv kan adskilles
- Billedkontrast skabes ved at forskellige væv har forskellige relaksationstider
- Ved hjælp af feltgradienter er det muligt præcist at bestemme hvilke voxels MR-signalerne stammer fra.
- MR billeddannelse er altid et kompromis mellem signalet, støjen, opløsningen, kontrasten og tilstedeværelsen af artefakter
- Ved at benytte specielle overfladespoler kan støjen nedsættes og man opnår en bedre billedkvalitet

# ***Magnetisk Resonans Billeddannelse***

## **05 Pulssekvenser**

*Lau Brix  
Medico-Teknisk Afdeling &  
MR-Centret, Århus Universitetshospital, Skejby*

# MR-pulssekvenser

## Grundlæggende MR-sekvenser

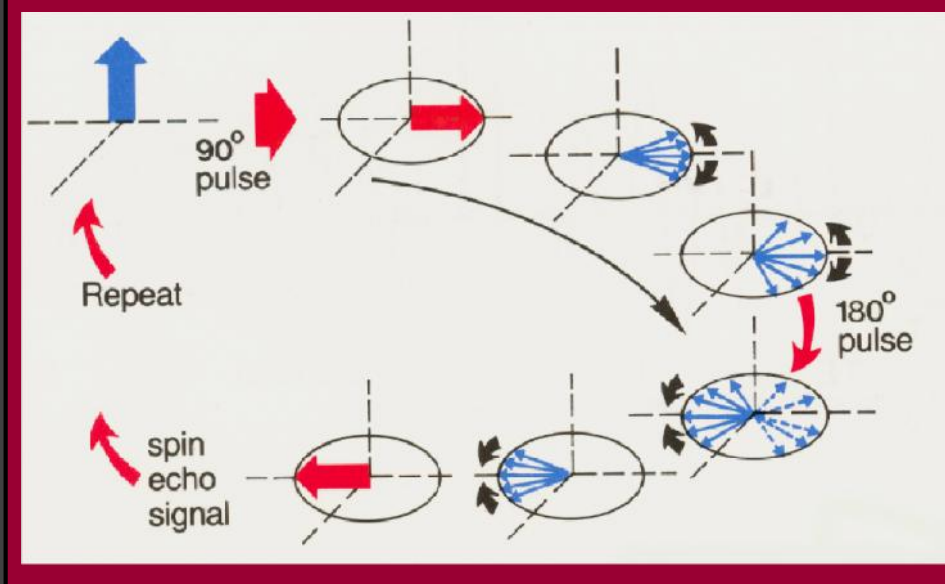
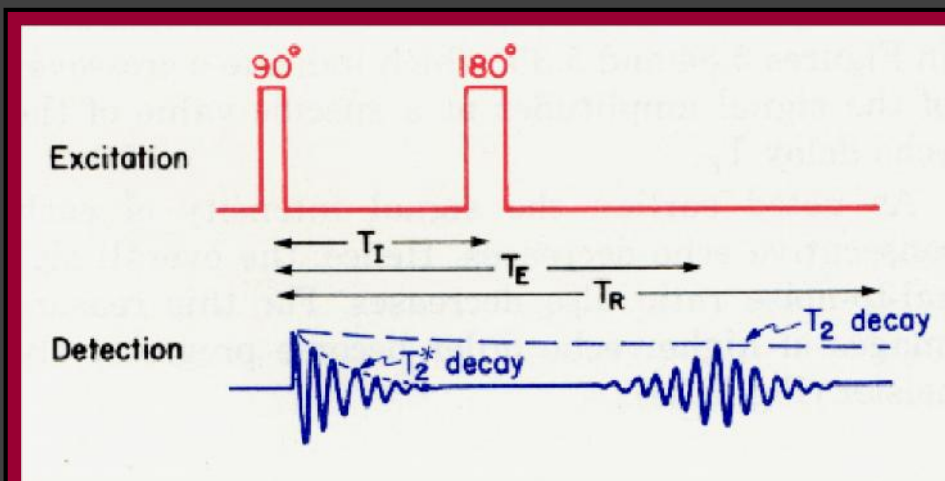
- Spin Echo
- Gradient Echo

## Manipulation af MR-signalet

- Spin-præparation
- Inversion Recovery (STIR / SPIR / FLAIR)

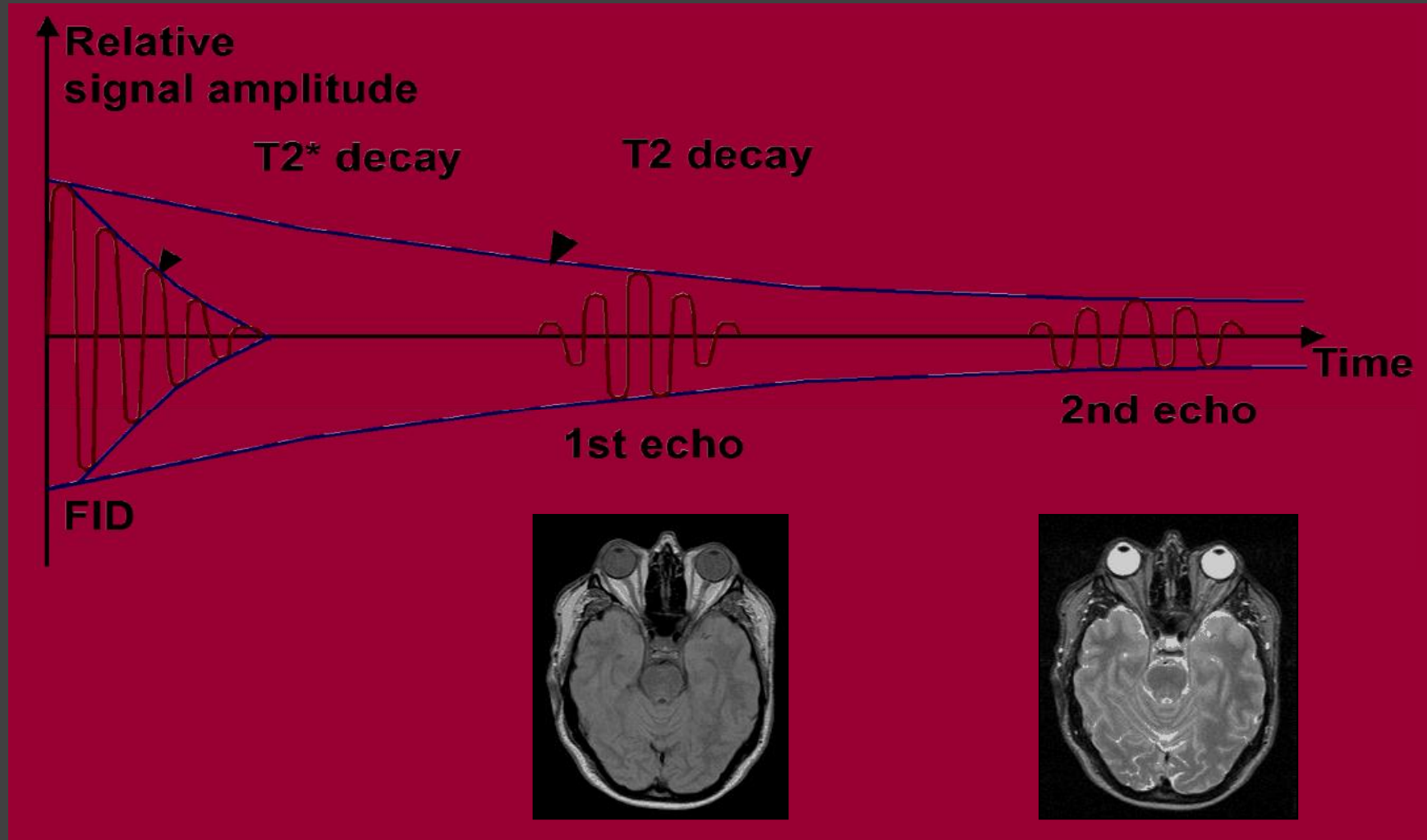
# Spin Echo

## $T_2$ -vægtede billeder



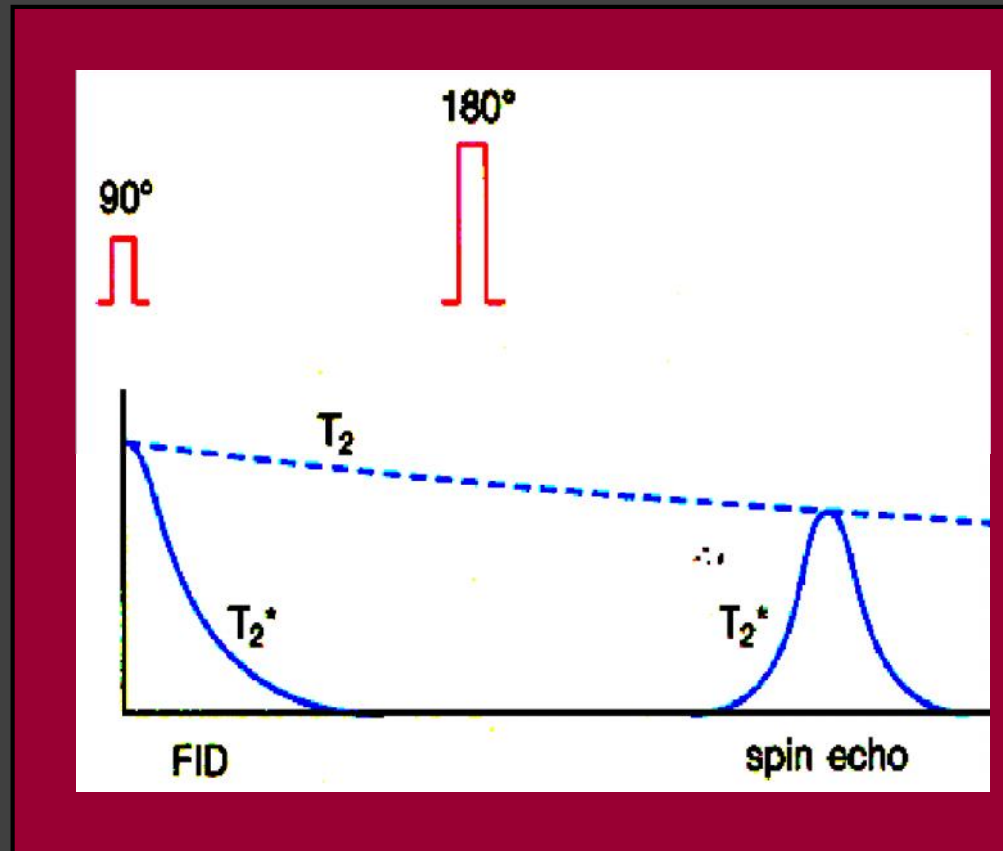


# Spin Echo



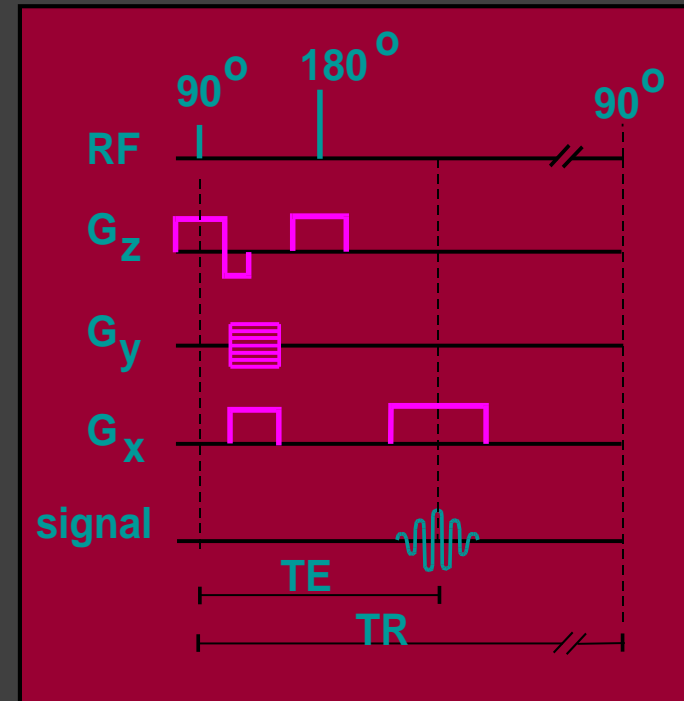
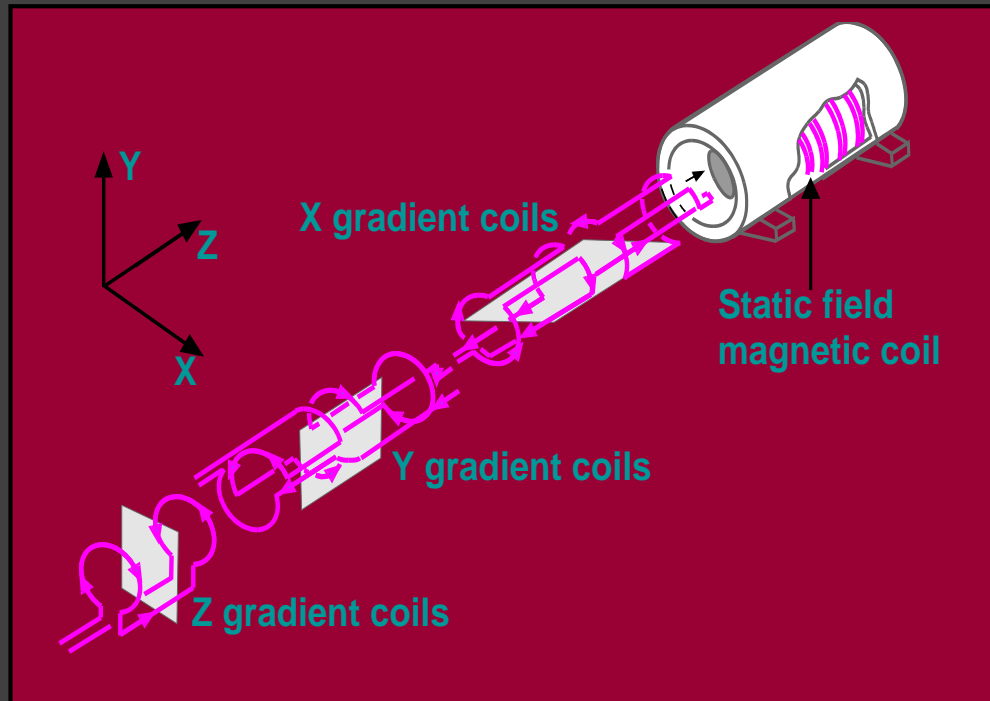
# Spin Echo

## Spin Echo sekvens



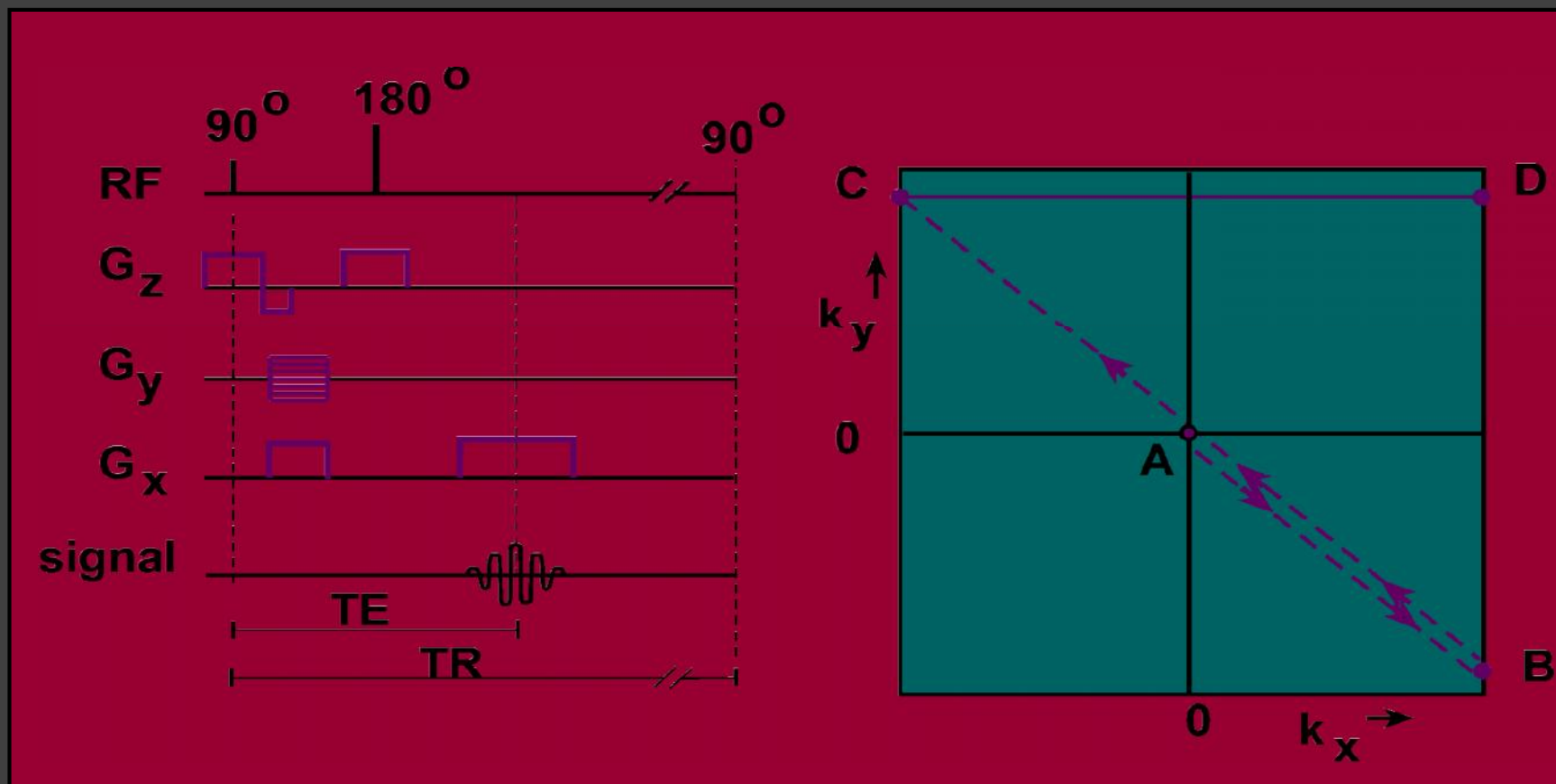
- Der skal to pulse til for at få dannet et ekko.
- Amplituden af ekkoet afhænger af  $T_2$ -relaksationen i løbet af ekkotiden

# Spin Echo

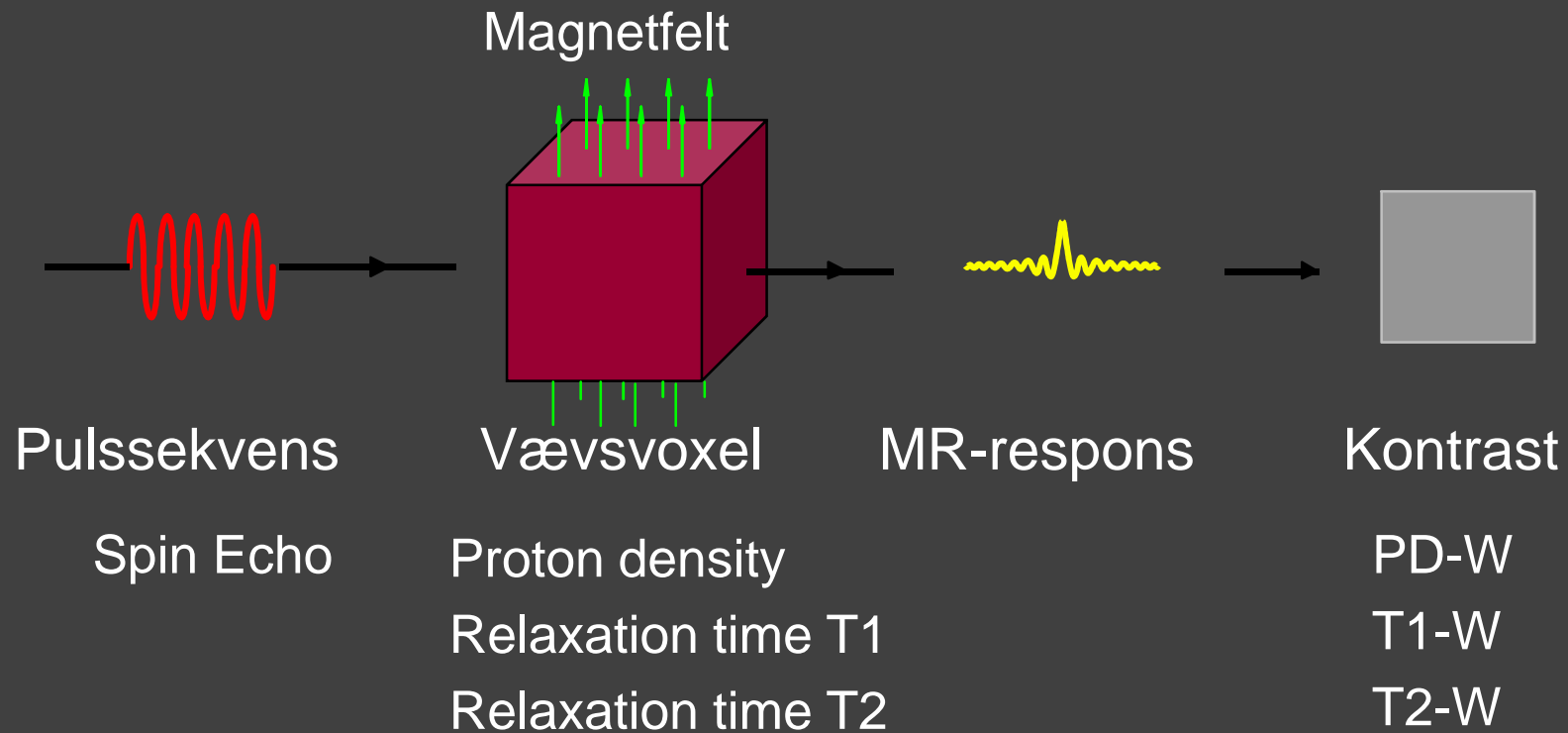


# Spin Echo

## Spin echo-sekvens



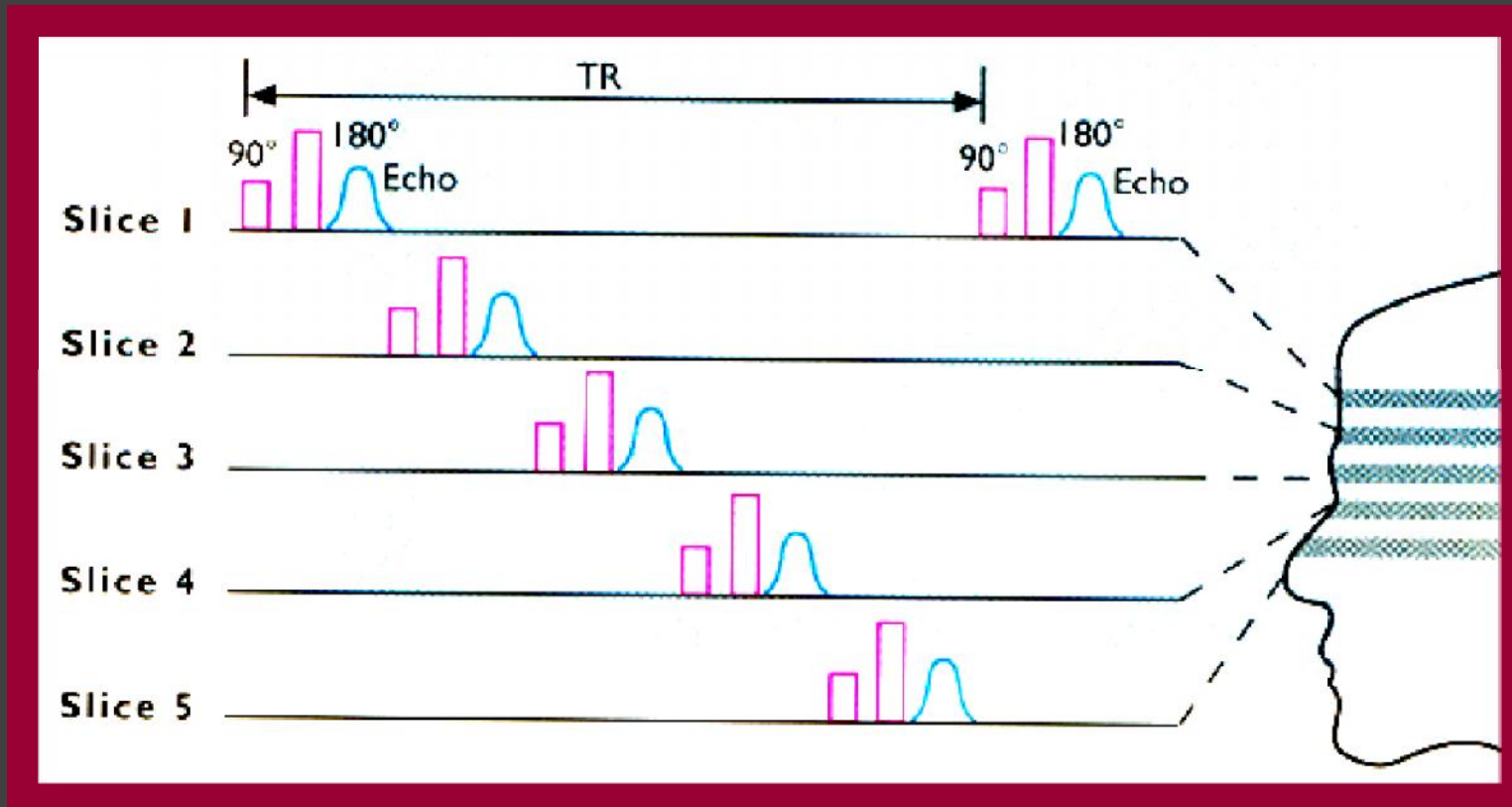
# Spin Echo Kontrast



# Billedvægtning for Spin Echo

	Kort TE	Lang TE
Kort TR	$T_1$ -vægtet	Mixet kontrast
Lang TR	Proton-vægtet	$T_2$ -vægtet

# Spin Echo – Multi-slice Akkvisition

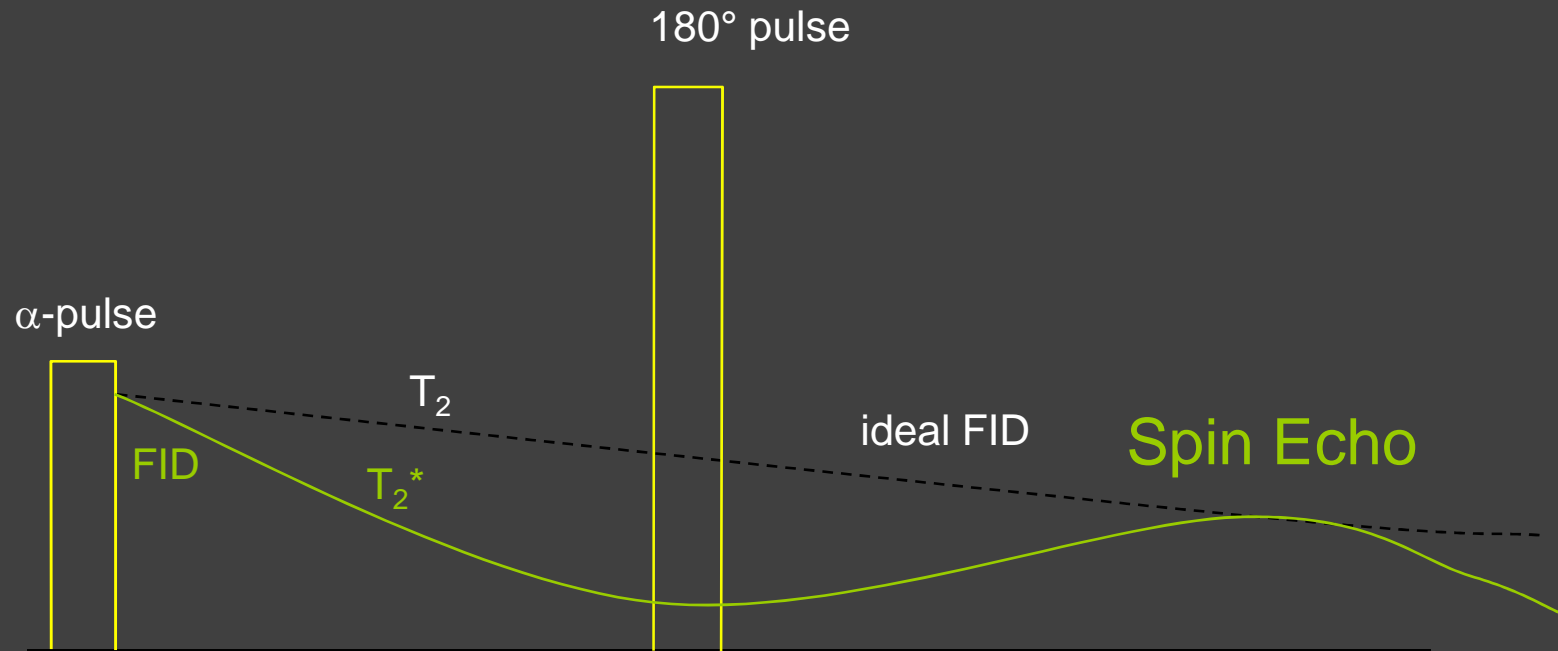


# Opsummering – Spin Echo

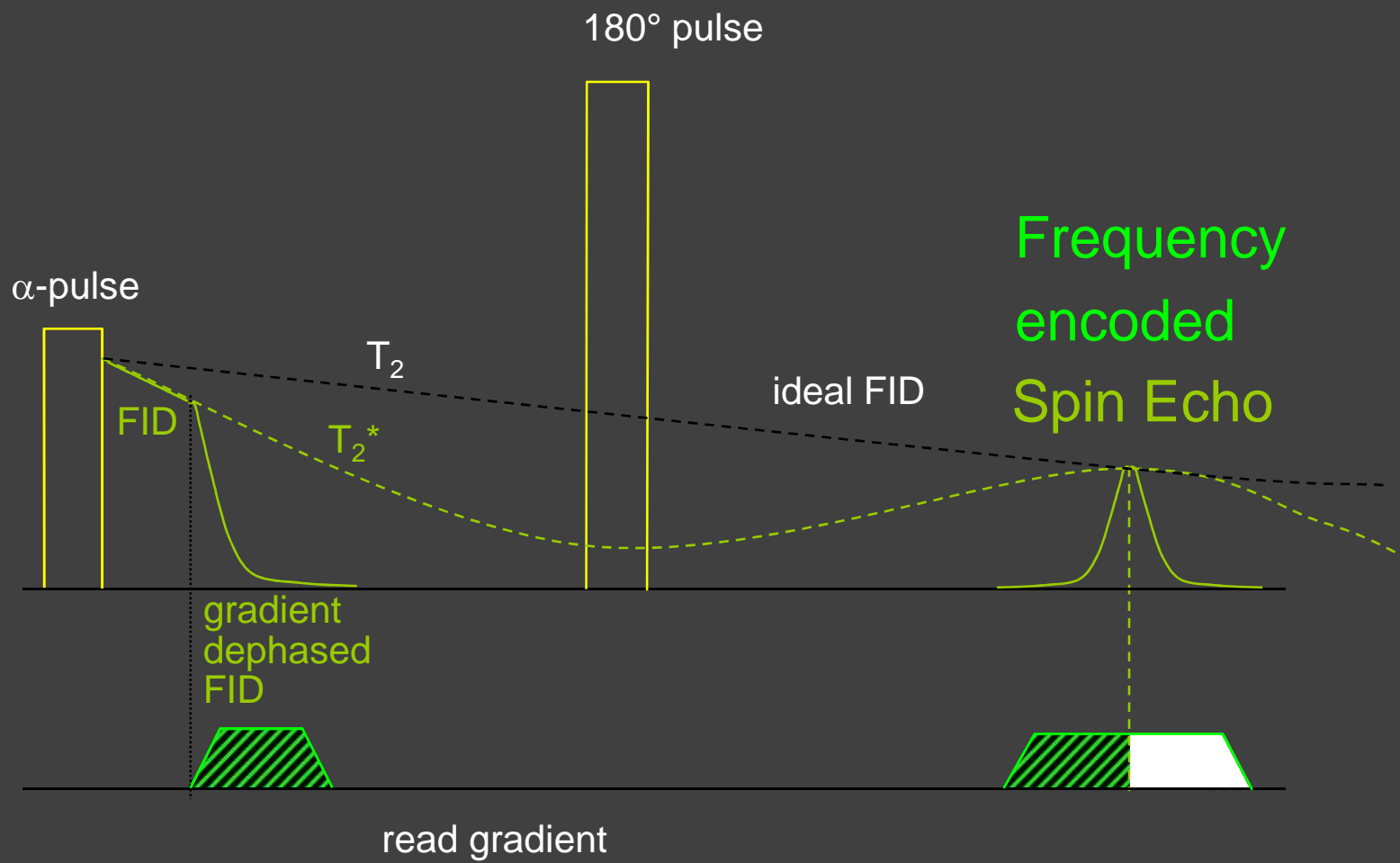
- Spin Echo eliminerer signaltab som skyldes magnetiske feltinhomogeniteter, Susceptibilitet og Chemical shift
- Spin Echo tillader god  $T_2$ -kontrast
- Spin Echo er "gold standard" indenfor MRI
- Spin Echo er tidskrævende
- Spin Echo er sensitiv overfor bevægelsesartefakter



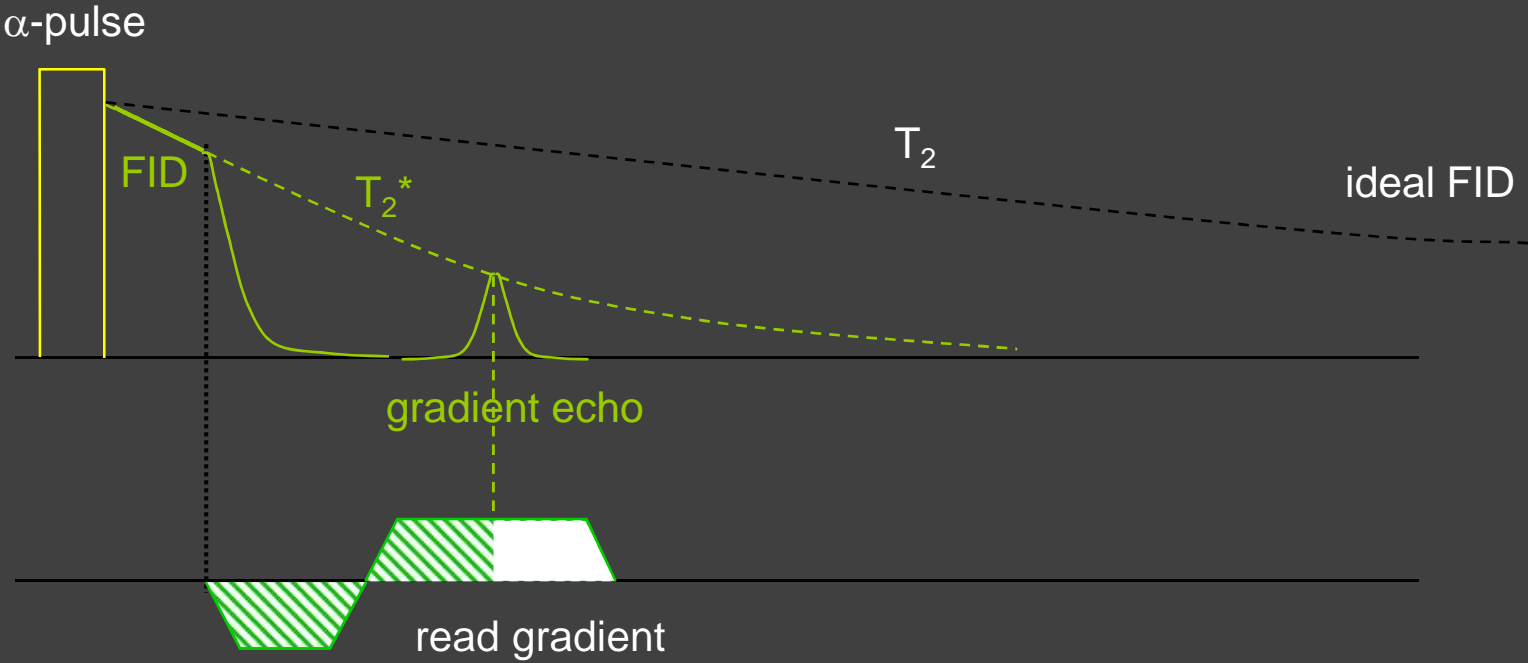
# Gradient Echo



# Gradient Echo

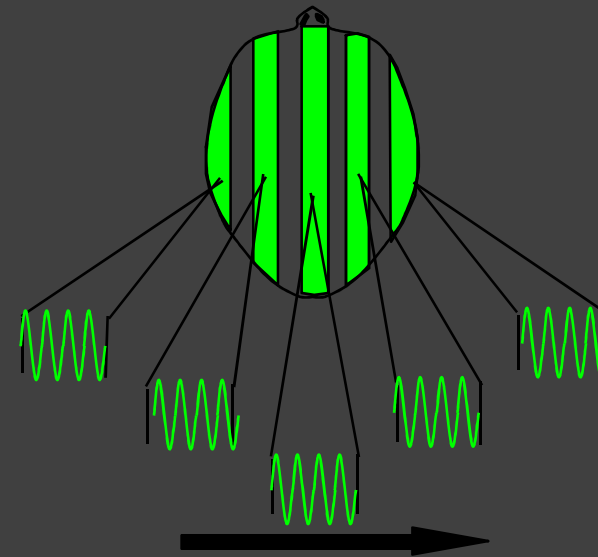
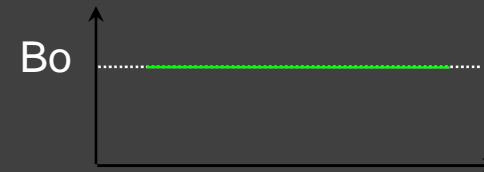
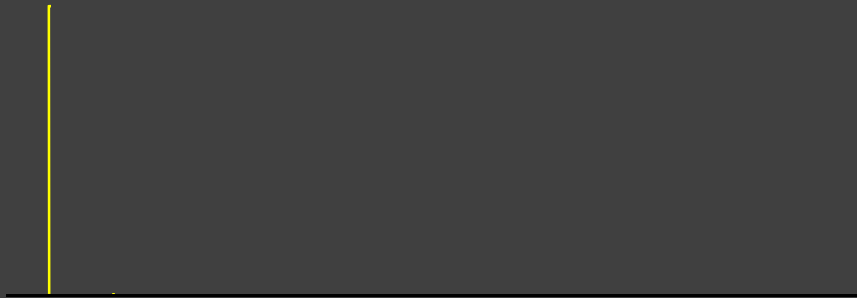


# Gradient Echo



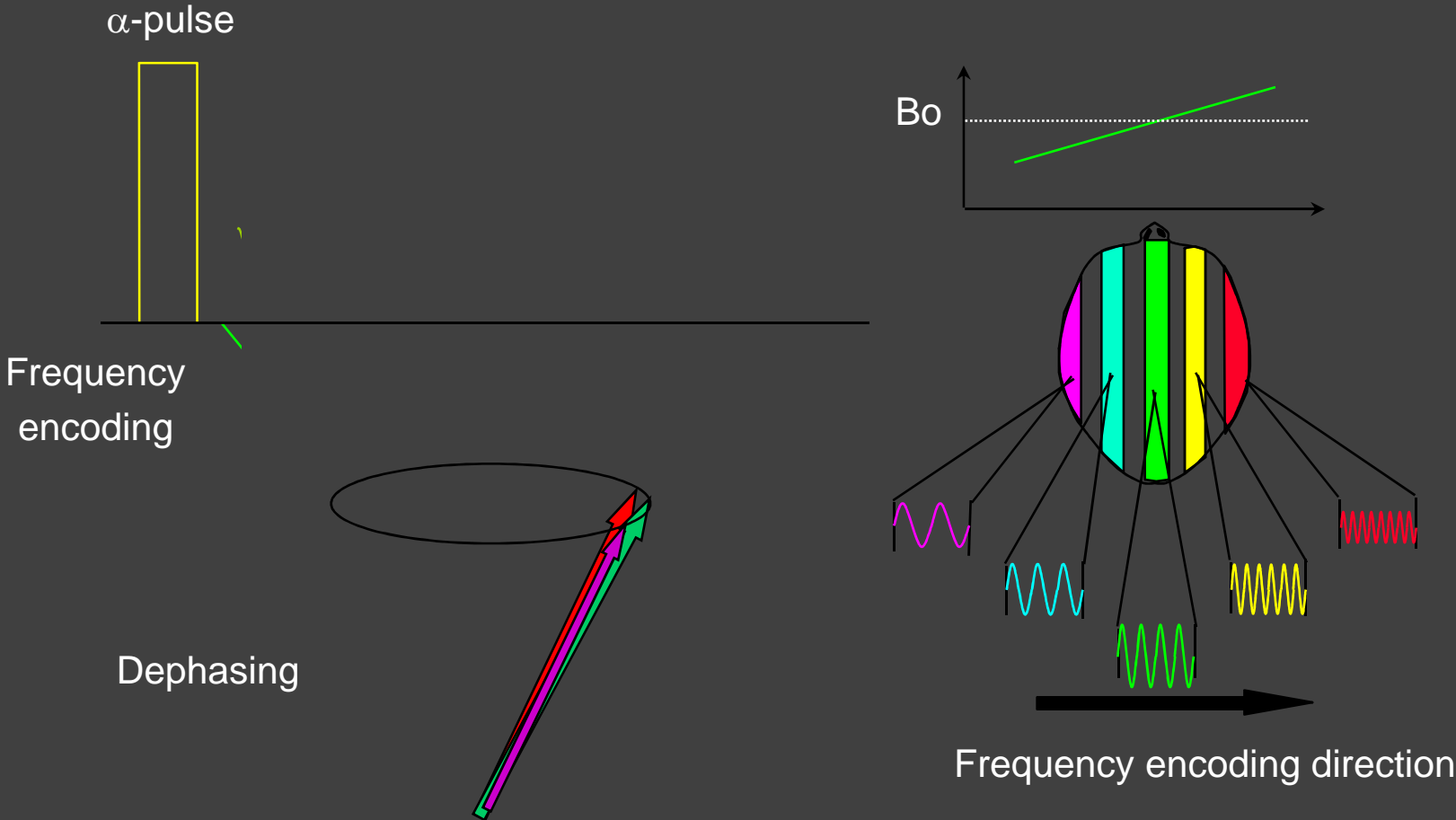
# Gradient Echo

$\alpha$ -pulse

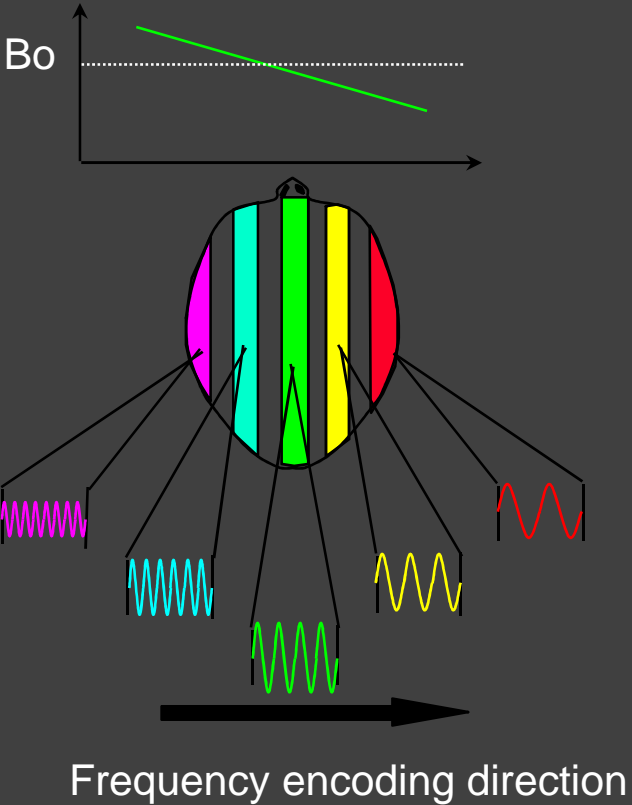
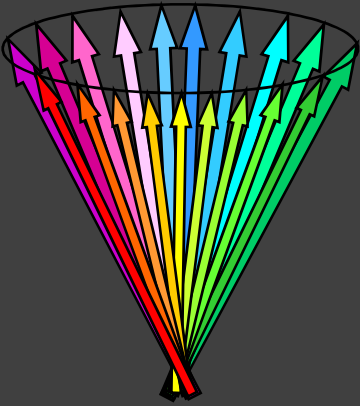
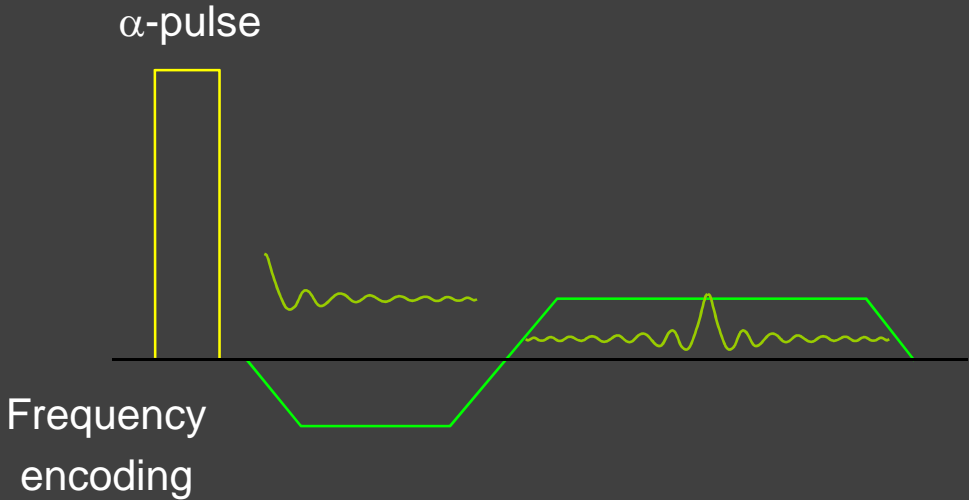


Frequency encoding direction

# Gradient Echo



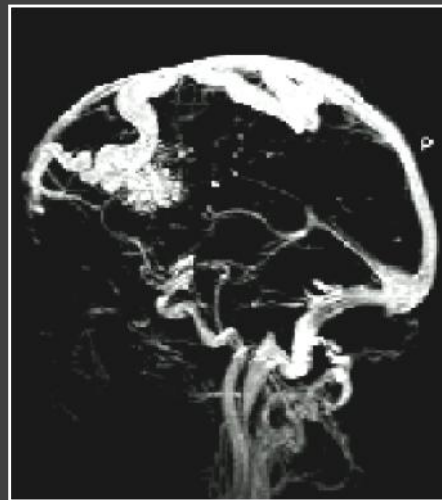
# Gradient Echo



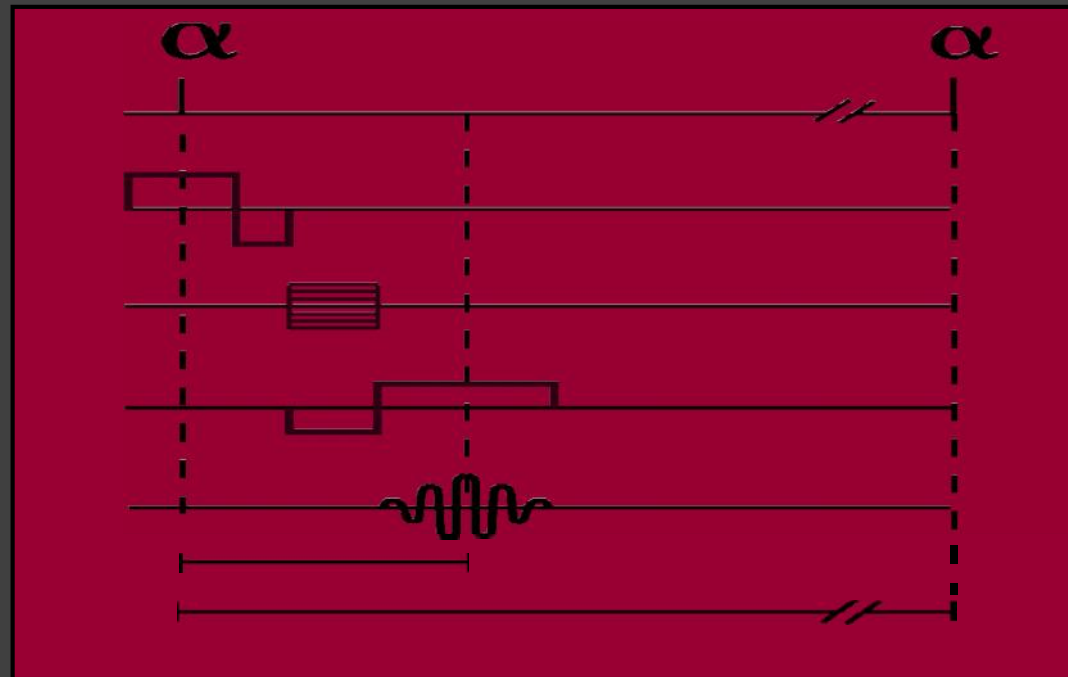
# Gradient Echo

## Typiske Gradient Echo applikationer:

- Volumen-skanninger
- Dynamiske studier
- Breath-hold scans
- MR angiografi



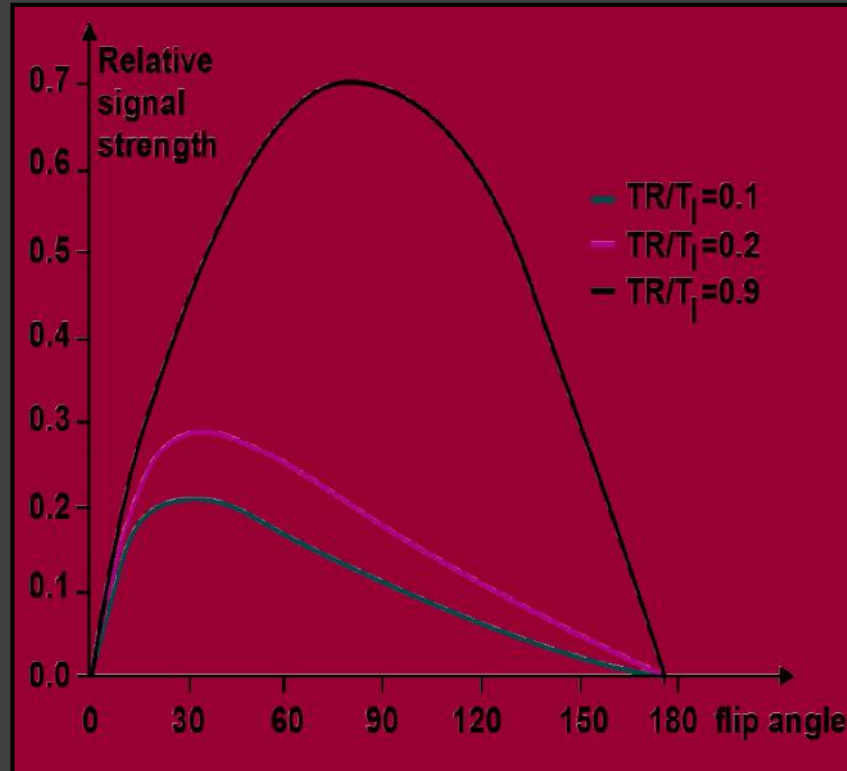
# Gradient Echo



- Det primære mål med Gradient Echo sekvenser er at nedsætte skannetiden
- Små flipvinkler (partial flipvinkel) muliggør meget korte TR
- Vigtig applikation ved 3D billeddannelse
- Refokuseringsgradienten (udlæsningsretningen) anvendes for at eliminere det oprindelige FID og senere genkalde det til ekkotiden TE



# Signalintensitet vs. Flipvinkel



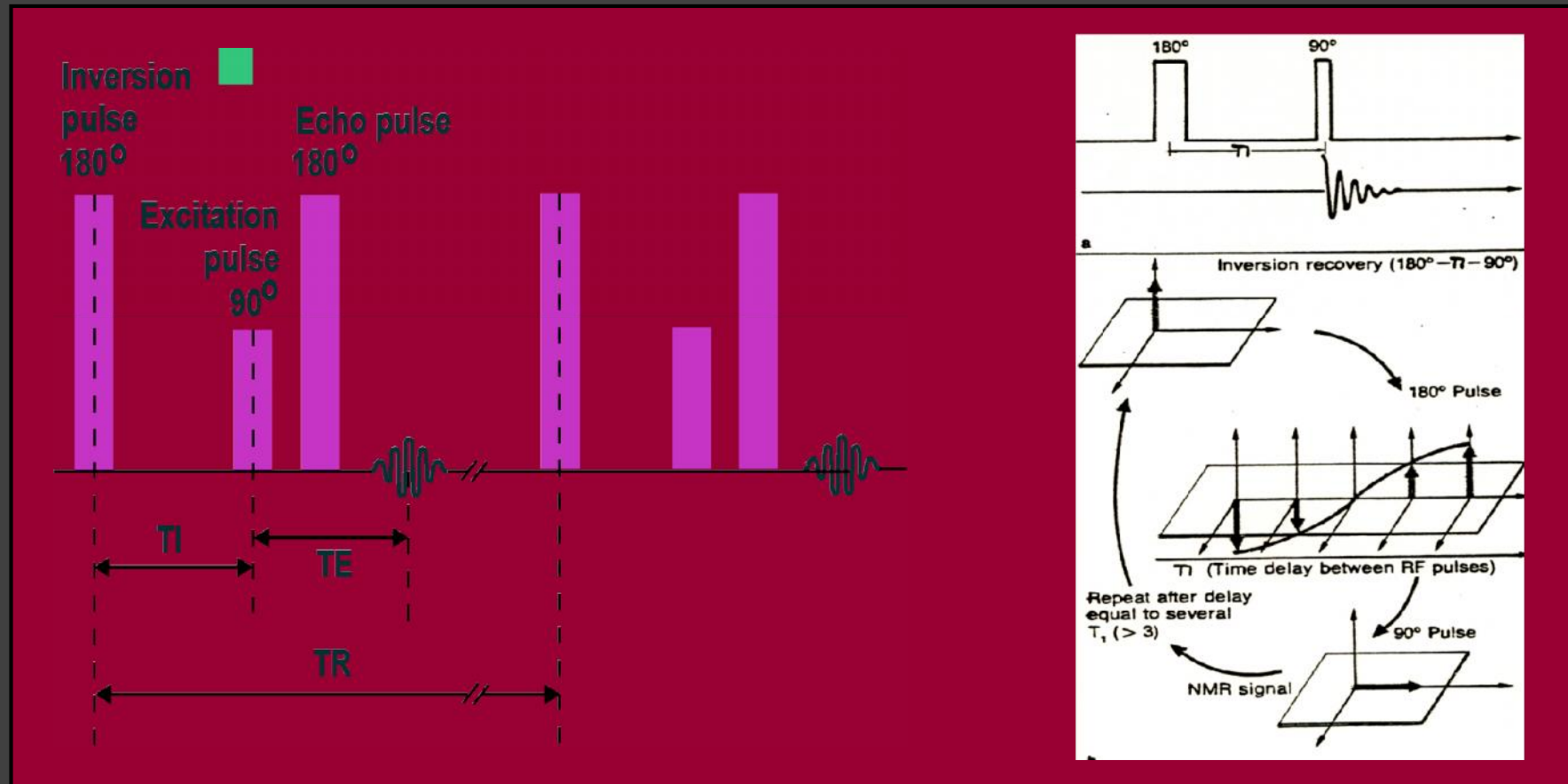
$$\cos \alpha_E = e^{-\frac{TR}{T_1}}$$

MR-signalet maksimeres ved Ernst' vinkel ( $\alpha_E$ ):

# Spin Præparation

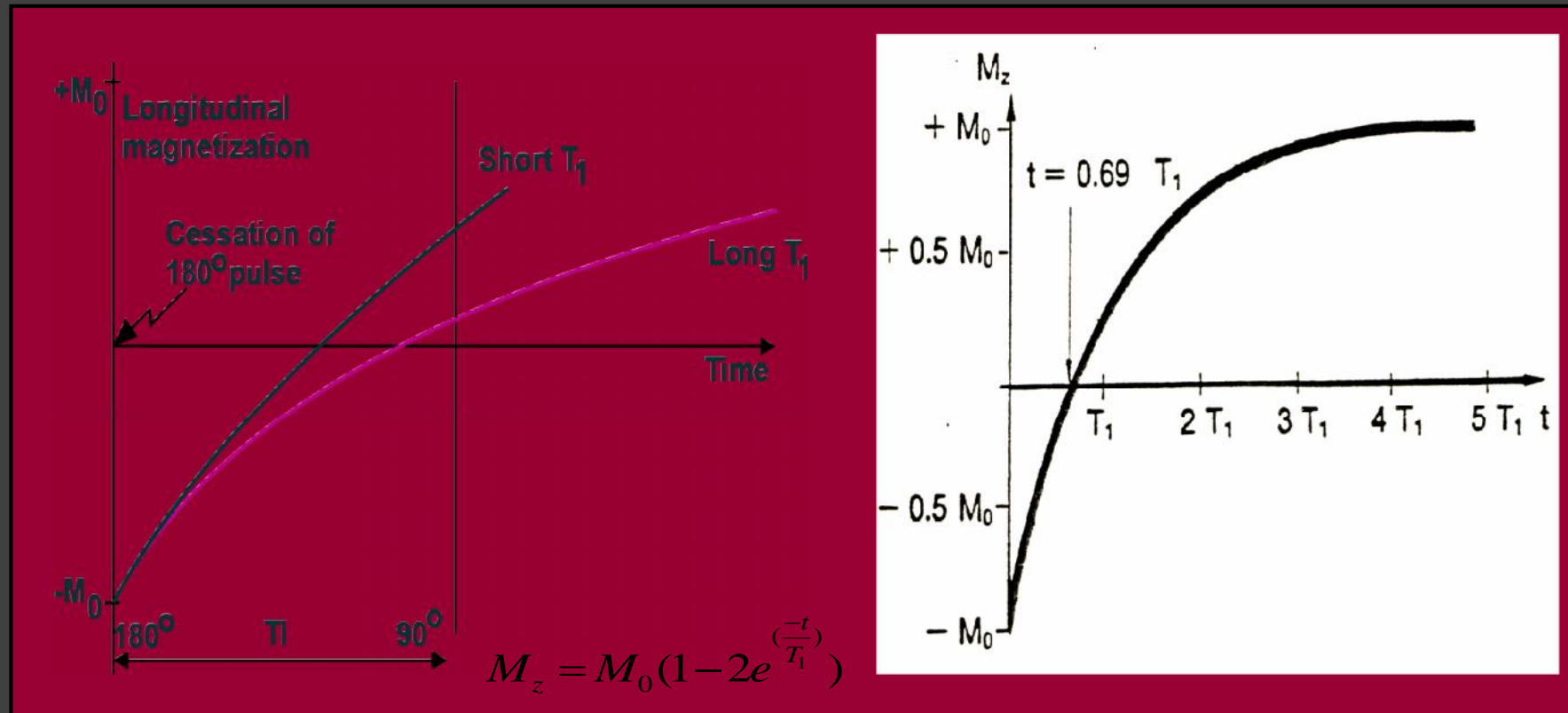
## *Inversion Recovery*

### 180° inversions-puls



# Spin Præparation

## *Inversion Recovery*

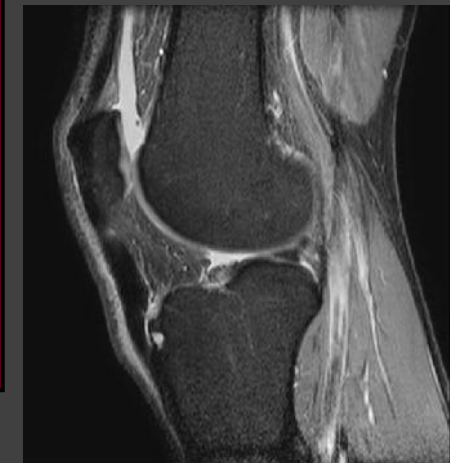
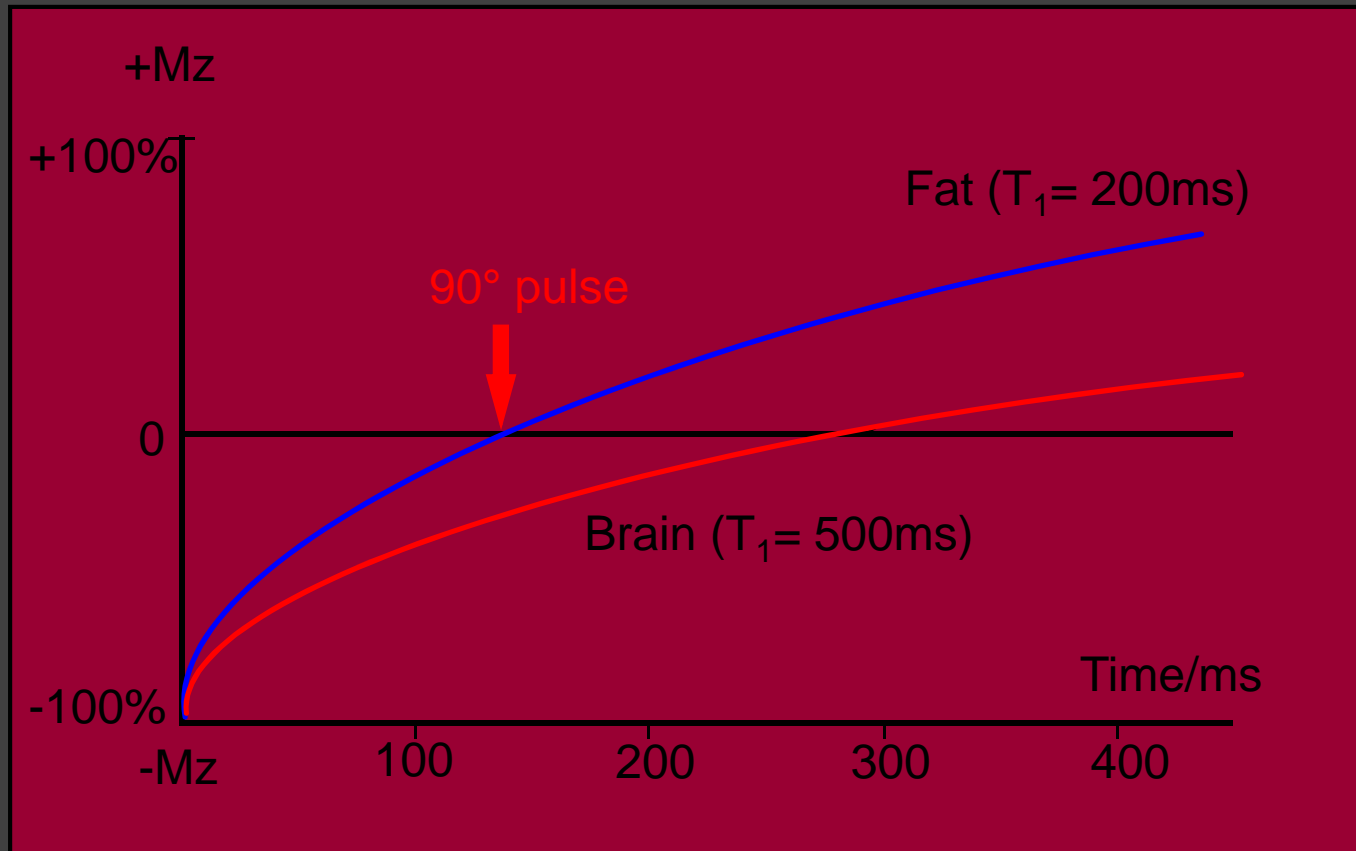


- $T_I$  = Inversionstiden repræsenterer tidsintervallet mellem  $180^\circ$ -pulsen og  $90^\circ$ -pulsen
- $TR$  = Tidsintervallet mellem  $180^\circ$ -pulsene

# Spin Præparation

## *Inversion Recovery - STIR*

### Short TI Inversion Recovery



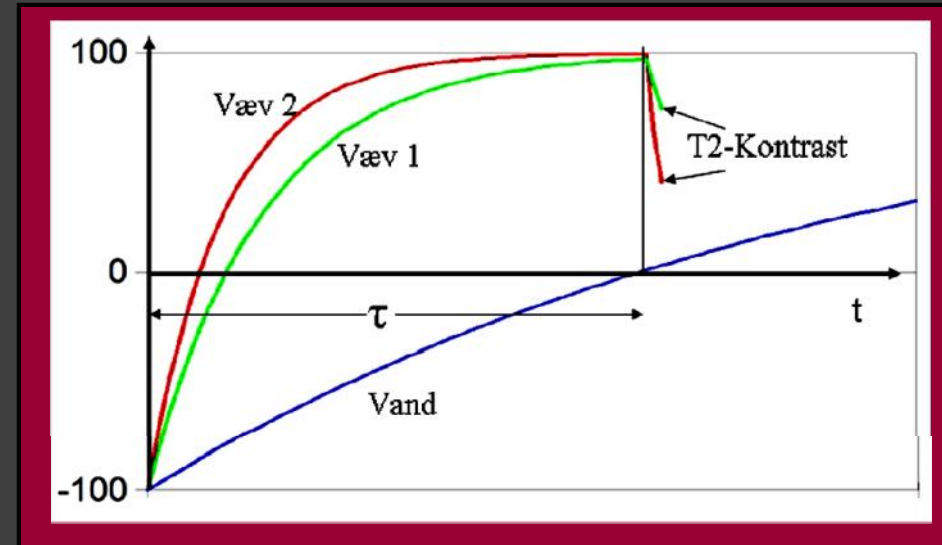
**Fedt-suppression**

# Spin Præparation

## *Inversion Recovery - FLAIR*

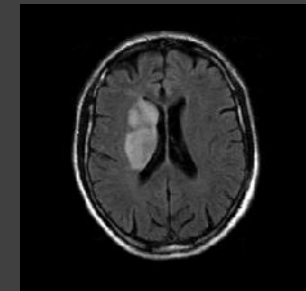
### Fluid Attenuated Inversion Recovery

- Nuller signaler fra fx CSF
- Kræver lang TI ( 2000ms)
- TR er typisk 6-9 sekunder
- $T_2$ -vægtning CSF er "sort"
- Lang billedakkvisitionstid



### Klinisk anvendelse af FLAIR

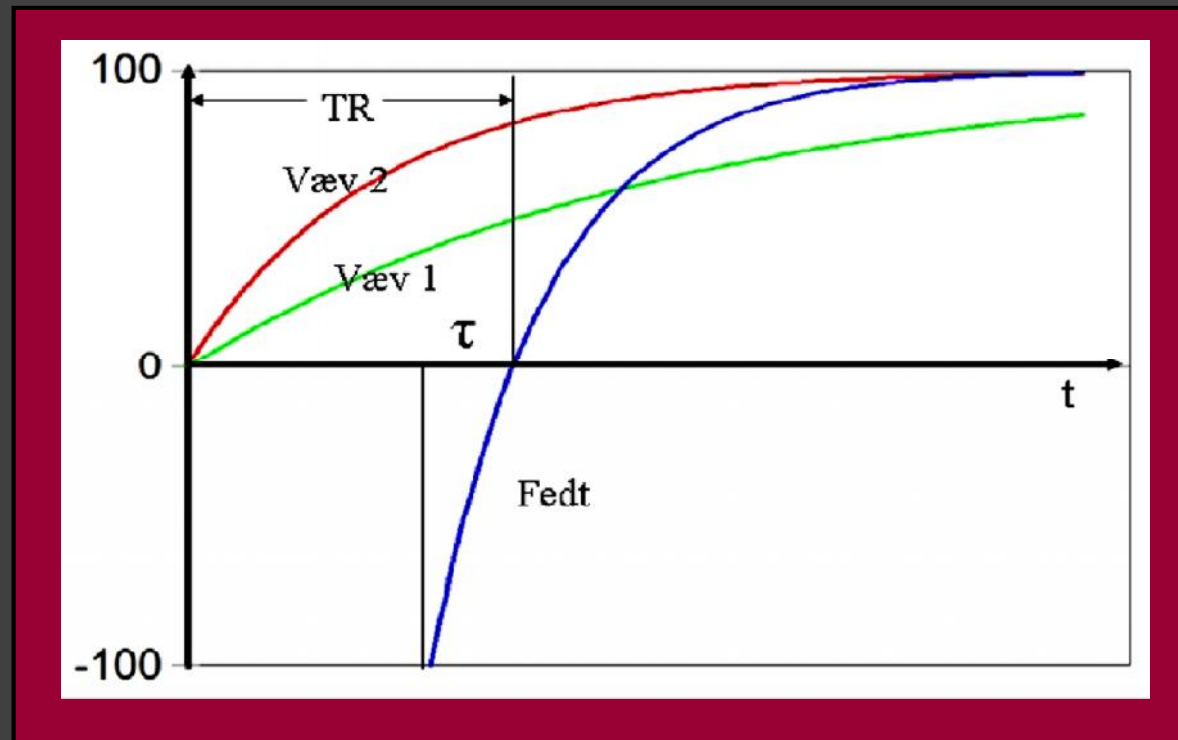
- Proton-vægtede hjernebilleder
- Spinal cord
- God til detektion af hvid substans-læsioner
- EPI-FLAIR teknikker benyttes til at optage "fluid-suppressed" billeder
- EPI-FLAIR-teknikker er populære ved ikke-samarbejdsvillige og ekstremt syge patienter



# Spin Præparation

## *Inversion Recovery - SPIR*

### Spectral Presaturation with Inversion Recovery



- Udnytter forskellen i resonansfrekvenser mellem vand og fedt

# Spin Præparation

## *Inversion Recovery - SPIR vs STIR*

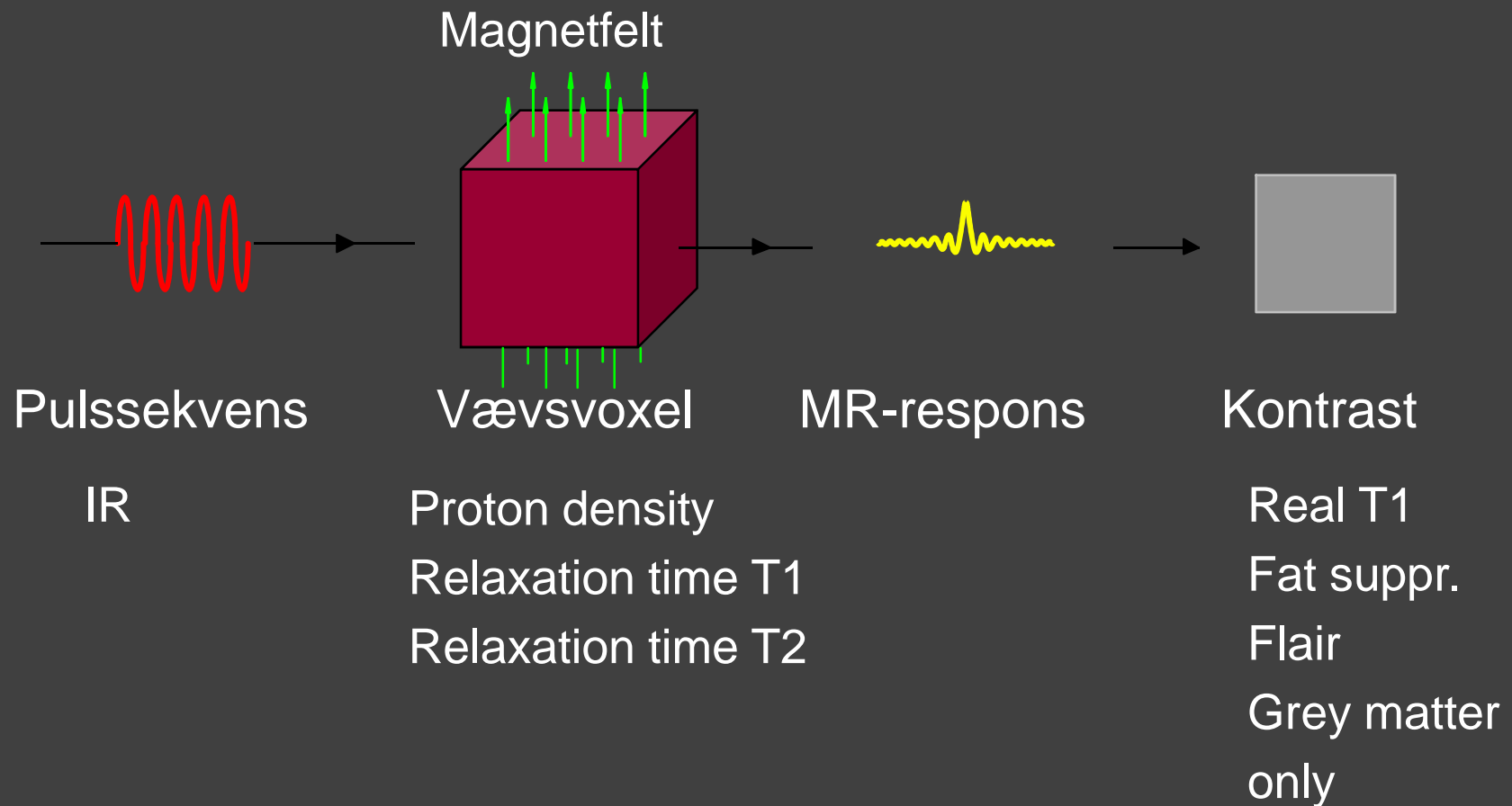
- **STIR**

- Komplet sekvens
- Ikke-selektiv suppression af fedt
- Undertrykker alle væv med  $T_1$ -værdier som ligner fedts
- Kan benyttes ved alle feltstyrker

- **SPIR**

- En præparationsteknik
- Selektiv fedtsuppression (postkontrast MR-billeddannelse)
- Kan kun bruges i meget homogene magneter med stor feltstyrke

# Inversion Recovery Kontrast





# ***Magnetisk Resonans Billeddannelse***

## **06 MR-Sikkerhed**

*Lau Brix  
Medico-Teknisk Afdeling &  
MR-Centret, Århus Universitetshospital, Skejby*

# MR-Sikkerhed



# MR-Sikkerhed



# MR-Sikkerhed



# Magnetisk kompatibelt udstyr

## MAGLIFE C

**Magnetic Resonance Monitoring without compromise!**

A Master of MRI Compatibility

The MRM concept offers a complete and safe solution for monitoring high risk patients undergoing MRI examination or MRI surgery. Besides it is much more than a simple adaptation or modification of a standard monitor.

All problems caused by emitted radio frequencies, magnetic and electromagnetic fields are resolved safely and reliably, the quality of the MR images stays unimpaired.

**The concept:**



Monitorering



Anæstesiapparat

Injektionssystem

# MR-Sikkerhed - Motivation

- Udbredelse af MR skannere
- MRI betragtes som almindelig undersøgelsesform
- Kraftigere og hurtigere skannere
  - Statische magnetfelt
  - Gradienter
  - RF-signaler
- Udvikling af nye aktive og passive implantater
- Krav til monitorering - mere udstyr

## FDA – MAUDE database

### Manufacturer and User Facility Device Experience Database

Report Date: 06/10/2003 MDR Text Key: 1642386 Patient Sequence Number: 1

Smoke developed due to an overheated electrical choke in the gradient cabinet and the fire department was called in. A firefighter with a respirator was caught by the magnetic field and drawn into the magnet bore. The magnet was quenched and the firefighter was removed.

Report  
Clean  
to the  
and the  
alleged



4 MDR  
uffer i  
perso  
to the  
me an






9 Pat  
e buff  
ne bu  
the cl



ber: 1  
tached  
base  
was

Report Date: 12/19/2003 MDR Text Key: 1736886 Patient Sequence Number: 1  
A patient experienced warming during a scan. The patient was not padded from the central coil and did have contact with the coil during the scan. This contact resulted in an area of redness with a blister approximately 24.5 mm in diameter

# MR-terminologi for implantater & apparater

<b>MR Safe</b>	<b>MR Conditional</b>	<b>MR Unsafe</b>
<p>Et objekt der i alle MRI miljøer kan betragtes som sikker: ikke-ledende, ikke-metalisk og ikke magnetisk</p>	<p>Et objekt der er sikkert i et <b>specifikt</b> MR miljø under <b>specifikke</b> betingelser: f.eks. Feltstyrke, gradient styrke, SAR.</p>	<p>Et objekt der forårsager skade i alle MR miljøer</p>
 <p>The "MR safe" icon consists of the letters 'MR' in green in a white square with a green border, or the letters 'MR' in white within a green square.</p>	 <p>The "MR conditional" icon consists of the letters 'MR' in black inside a yellow triangle with a black border.</p>	 <p>The "MR unsafe" icon consists of the letters 'MR' in black on a white field inside a red circle with a diagonal red band.</p>



# MR-terminologi for implantater & apparater

- **MR Safe**
  - An item that poses no known hazards in all MRI environments
- **MR conditional**
  - An item that has been demonstrated to pose no known hazards in a specified MRI environment with specified conditions of use.
  - Any parameter that affects the safety of the item should be listed
  - Any condition that is known to produce an unsafe condition must be described
- **MR Unsafe:**
  - An item that is known to pose hazards in all MRI environments

## Typer af MR risici

- Projektil-effekt
- Twisting - Implantater
- Forbrændinger
- Billed-artefakter
- Fysiologisk stimulation
- Fejlfunktion - elektronik eller mekanik påvirkes
- Øvrige sikkerhedsemner

# Projektil-effekt

METROPOLITAN DESK | July 31, 2001, Tuesday

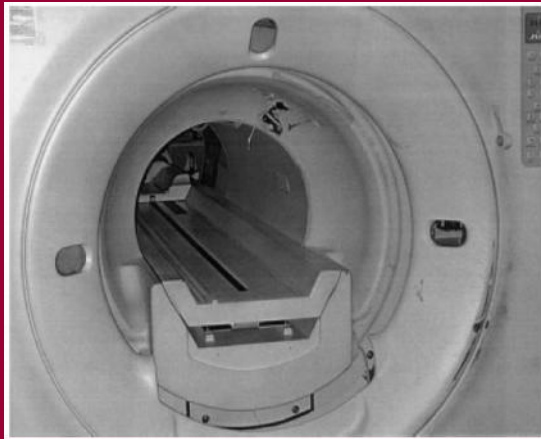
## Boy, 6, Dies Of Skull Injury During MRI

By DAVID W. CHEN (NYT)

Late Edition - Final , Section B , Page 1 , Column 5

Westchester Medical Center announces that 6-year-old boy was killed during magnetic resonance imaging test; metal oxygen tank about size of fire extinguisher became magnetized, then flew through air at 20 to 30 feet per second and stuck boy in head, causing fractured skull, severe hemorrhaging and contusion to brain

## Size "H" Oxygen Cylinder: Accidental MR Projectile at 1.5 Tesla



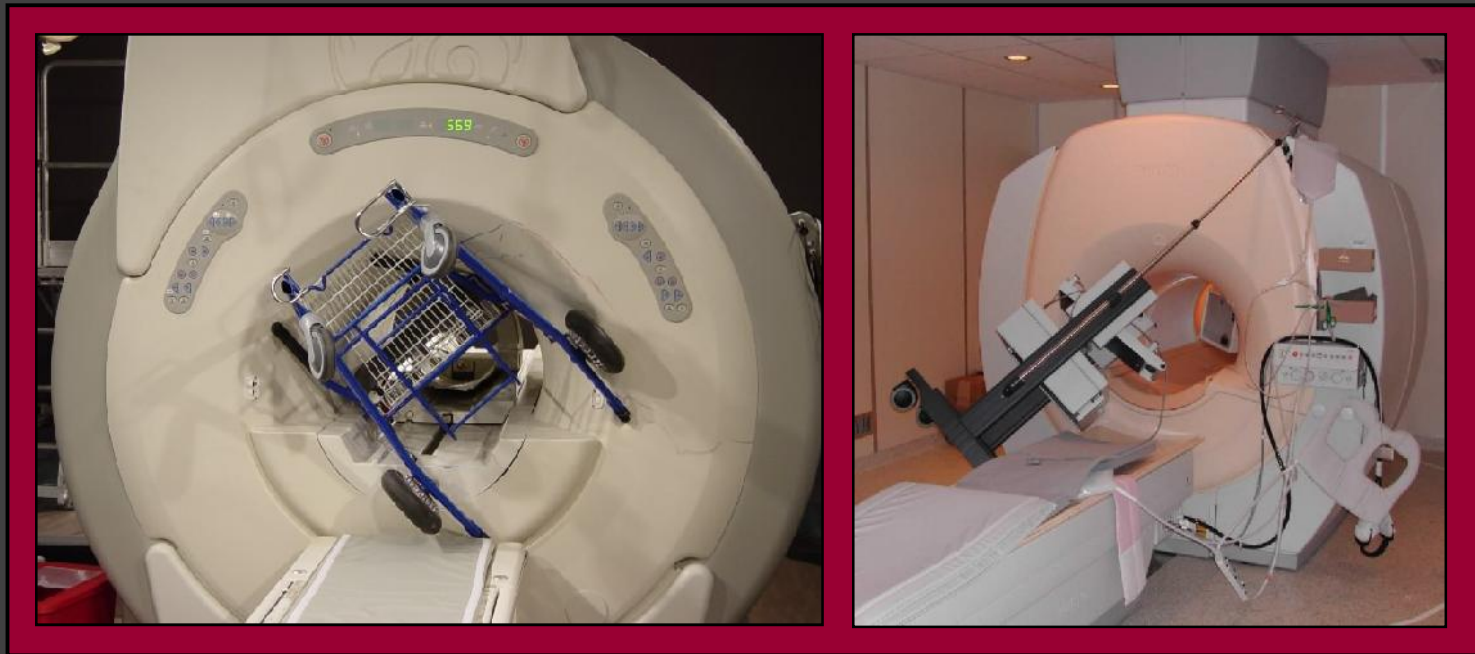
Damages and costs included:

1. A 15-cm hole in the magnet cowling (Fig. 3); the cowling had to be replaced.
2. The 1600-lb gradient coils were displaced 1 cm and were rotated slightly; special tools were required for adjustment.
3. The scanning table was damaged; replacement was required, at a cost of \$8000.
4. The quenched magnet required an emergency fill of 600 liters of liquid helium (five flasks of 120 liters each), at a total cost of \$10,000.
5. Emergency after-hours service: 60 person-hours; at a cost of \$93,000.
6. Use of the scanner was lost for 34 hours.

# Projektil-effekt

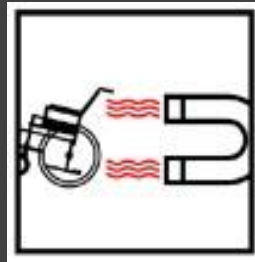
## Undgå UFO'er (Uønskede Flyvende Objekter)

- Oxygenbeholdere
- Dropstativer
- Kirurgiske instrumenter (sakse, klemmer, osv.)
- Senge



# Projektil-effekt

- Mærkning af MR-rum vha. skilte
- Mærkning af magnetiske og non-magnetiske stativer, sengelejer o.lign.
- "Screening" af objekter – eventuelt vha. magnettest
- Uddannelse af personale – MR og ikke-MR
- Begrænsning af adgang til skannerrum



Tænk dig om, inden du går ind til skannerrummet !

## Projektileffekt - Eksempler



# Twisting - implantater

Vævsskader forårsaget af drejning eller forskydning af implantater i patienter pga. ensretning med det statiske magnetfelt

## *-Vær opmærksom på:*

- Intra-kranielle clips - lille forskydning = stor skade
- Høre-implantater
- Kunstige hjerteklapper
- Alle aktive implantater:
  - Pacemakers - (også ledninger)
  - Høreapparater
  - Nervestimulatoer
- Andre fremmedlegemer, f.eks. metalspånener i øjnene

# Twisting - implantater

Intra-kranielle clips	undersøg type og materiale
Kunstige hjerteklapper	De fleste er MR-safe, nogle udviser dog svage magnetiske egenskaber, hvorfor det anbefales at vente 6-8 uger efter operation med skanning. Kraftpåvirkning pga. magnetfelt er lille i forhold til in-vivo kræfterne.
Pacemaker	Kraftig kontraindikation – dette ændres højst sandsynligt i den nærmeste fremtid pga. udviklingen af pacemakere <sup>1</sup>
Neuro-stimulatorer	Kraftig kontraindikation – de fleste er non-safe, der findes dog MR-safe stimulatorer. Her skal man være opmærksom på opvarmning af ledning pga. RF signalet.
Coils og stents	De fleste er non-magnetiske og skanning kan foretages umiddelbart. For dem med svage magnetiske egenskaber vent 6-8 uger.

<sup>1</sup>Loewy, "Reconsideration of Pacemakers and MR imaging", Radiographics 2004



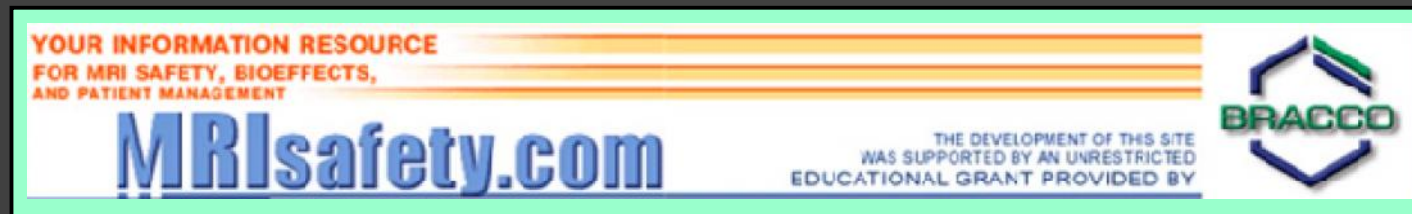
# Twisting - implantater

*- Afvis ikke alle patienter med implantater....*

Mange implantater er MR-sikre eller kompatible, og resultat af påvirkning ubetydelig:

- Intra-vaskulære coils og stents
- Kirurgiske clips og skruer
- Ortopædiske implantater

*Læs mere på "MRI safety.com" - opdateret liste med godkendte implantater etc*



# Patienter som altid må skannes

- Koronare stents
- Hofteprotese
- Knæprotese
- Osteosyntesemateriale efter fraktur i arme, ben og/eller columna
- CVK/pot a kath
- Clips efter galdestensoperationer
- Clips efter tarmoperationer
- Mellemøreproteser indopereret efter 1992

# Forbrændinger

- Ringen der ikke skal slttes.....

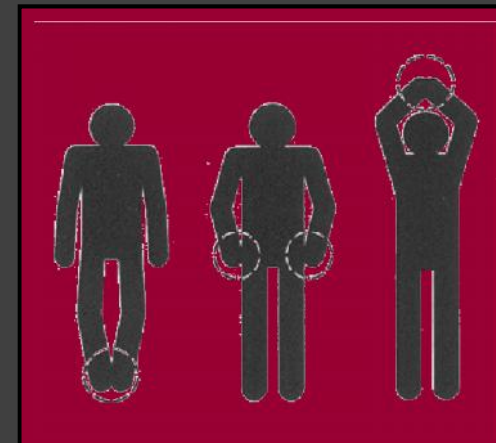
## Skyldes hovedsageligt RF-feltet

### *Inducerede strømme i lukkede sløjfer:*

- Arme og ben
- Kabler - isolation imellem patient og kabler
- Andre metallegemer på kroppen
- Medical patches (nikotin-plastre etc)

### *"Teoretiske" forbrændinger:*

- Tatoveringer
- Permanent makeup



# Forbrændinger

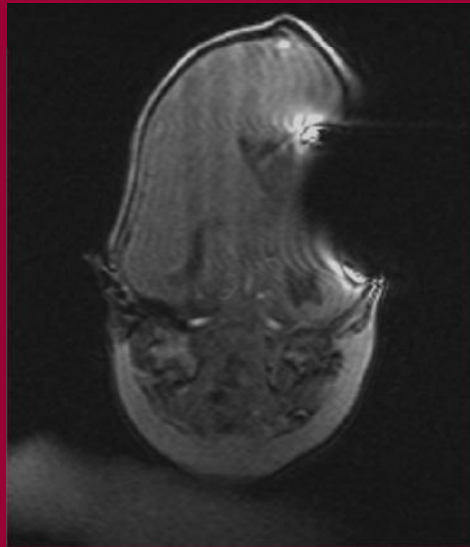
## *- Husk at....*

- Implantater også kan blive opvarmet - også non-magnetiske!
- Undgå at patientens hud har kontakt med skanneren - anvend puder og tæpper.
- Patienter med tatoveringer eller permanent makeup kan forbrændes - anbring evt. en våd klud over emnet.

# Billed-artefakter

Metalgenstande kan give artefakter på billederne. For eksempel:

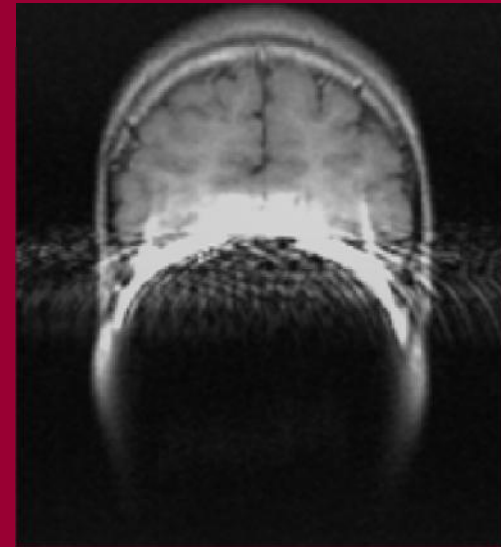
- Kirurgiske clips og stents
- Bæltespænder
- Bøjle-BH'er
- Piercinger
- Tandbøjler



Ventilmekanisme



Metalbælte med nitter



Tandbøjle

# Fysiologisk påvirkning

*- er det relevant?*

Hovedsagelig pga det tidsvarierende magnetiske felt skabt af gradienterne.

Påvirkning af:

- Nervebaner - hastighed, trigning
- Celler - ved f.eks. Graviditet
- Variationer i EKG-signal
- Muskler
- Hydrodynamisk - forøgelse af blodtryk

# Fejlfunktion af elektronisk udstyr

Både magnetfelt og RF-felt kan forstyrre og ødelægge funktionen af elektrisk udstyr tæt ved skanneren.

- Monitoreringsudstyr
- Infusionsudstyr
- Ure
- Computere / PDA'er
- VGA skærme (ikke LCD)

# Øvrige sikkerhedsemner

- Quenching - superledning ophører, udslip af helium
- Klaustrofobi - forsøg eventuelt med skanning i åben skanner
- Nervøsitet: fortæl patienten hvad der foregår - kommunikation !
- SAR - Specific Absorption Rate

*Absorption af elektromagnetisk energi i kroppen og måles i W/kg.*

*Typer af SAR-måling:*

- *Whole body (FDA: <4 W/kg)*
- *Head (FDA: <3.2 W/kg)*
- *Small volume (FDA: <8 W/kg)*



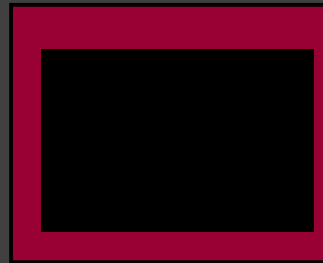
# Øvrige sikkerhedsemner

- Quenching - superledning ophører, udslip af helium
  - Svarer til energien fra en bil på 1200 kg som momentant bremses fra 300 km/t til 0 km/t

*Quench-knap*



*Eksempler på quench*



# Hvordan undgås ulykker?

Patienten udfylder kontrolskema inden MR-undersøgelsen.



## Kontrolskema for MR undersøgelse: skal udfyldes og medbringes!

Cpr.nr. \_\_\_\_\_ Navn \_\_\_\_\_

Pacemaker Nej  Ja

Gravid Nej  Ja  Ugc \_\_\_\_\_

Opereret i hjernen/hjertet Nej  Ja

Metalclips fra operationer Nej  Ja

Metal fremmedlegemer i kroppen eller øjnene Nej  Ja

Øreimplantater Nej  Ja

Kunstige hjerteklapper Nej  Ja

Neurostimulator Nej  Ja

Lider du af klaustrofobi? Nej  Ja

Svarer du Ja til ovenstående spørgsmål bedes du udfylde "uddybende oplysninger" og kontakte MR-Centret: mandag-fredag mellem kl. 10.15-13 på tlf. 89 49 52 58

### Uddybende oplysninger:

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

Før MR-undersøgelsen kan foretages skal du fjerne følgende genstande:

- Tøj med metal
- Alle løse metalgenstande, smykker, piercing smykker, høreapparat, ur, mobiltelefon.
- Kreditkort, samt alle andre magnetkort
- Arm-/benproteser
- Medicinpumper, (epiduralkateter - spørg!)
- Medicinske plastre, nikotinplastre
- Akupunktur nåle

Dato: \_\_\_\_\_ Underskrift: \_\_\_\_\_

Kontrolleret af: \_\_\_\_\_ (Radiograf/dato)

Anæstesi \_\_\_\_\_ Læge \_\_\_\_\_ Sygeplejerske \_\_\_\_\_

# Hvad er skyld i hvad?

- Årsag og konsekvens

MR komponent	Potentiel følge	Potentiel skade
Statiske magnetfelt	Roterende kraftpåvirkning af objekt	Vævsskade ved ensretning af objekt med magnetfelt
Statiske magnetfelt	Acceleration af objekt - projekteffekt	Vævsskade, knoglebrud, m.m.
Gradienter	Inducerede strømme pga. dB/dt	Device fejlfunktion
Gradienter	Inducerede strømme pga. dB/dt	Nerve stimulation
RF-felt	RF inducerede strømme medførende opvarmning	Forbrændinger af patient
RF-felt	Elektromagnetisk interferens	Device fejlfunktion

# Hvordan sikrer vi os?

- Patient screeningsprocedurer
  - I forbindelse med henvisning fra læge
  - Inden MRI undersøgelsen
- Undervisning af MR og non-MR personale
- Udarbejdelse af sikkerhedsprocedurer
- Mærkning og skiltning
- Begrænsning af adgang til MR-miljø
- Opdatering af viden indenfor området: krav, tærskelværdier, implantater

# Opsummering

- Screening af både patient og personale
- Uddannelse og procedurer for alle der kan tænkes at komme ind til magneten
- Der er i dag ingen tegn på, at det statiske magnetfelt er skadeligt
- RF-energi anses i dag for at være grundlag for de største fysiologiske risici
- $dB/dt$  fra gradienterne vurderes løbende. Der er langt op til 3.600 T/s, hvor hjertets celler påvirkes

