

# NMR und MRI

László Smeller

1

## Benennungen

- NMR = Nuclear Magnetic Resonance  
Kernmagnetische Resonanz
- NMR Spektroskopie      NMR Tomographie
- MRI=Magnetic Resonance Imaging  
Magnetische Resonanzbildgebung
- MRT=Magnetische Resonanztomographie

2

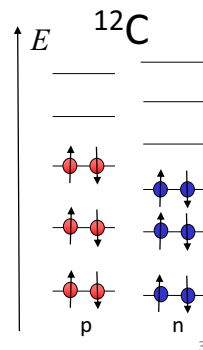
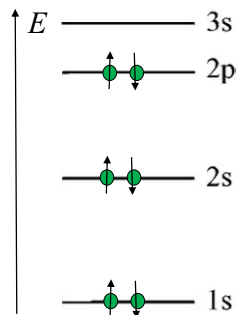
## Spin

Spin (Spinquantenzahl) →

Bei Elektronen:  $\frac{1}{2}$

Bei Nukleonen: Proton:  $\frac{1}{2}$     Neutron:  $\frac{1}{2}$

Schalen:



3

## Für Kernspinresonanzverfahren geeignete Kerne

Die Kerne mit ungepaarter Protonen- oder  
Neutronenzahl

$^1\text{H}$ ,  $^2\text{H}$ ,  $^3\text{H}$ ,  $^3\text{He}$ ,  $^4\text{He}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{14}\text{C}$ ,  $^{14}\text{N}$ ,  $^{15}\text{N}$ ,  $^{16}\text{O}$ ,  
 $^{17}\text{O}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$ ,  $^{31}\text{P}$  ...

Meistens verwendete Kerne ( $s = 1/2$ )

4

# Spin, magnetisches Moment

Spin → magnetisches Moment ( $\mu$ ) [J/T]

Elementarteilchen mit von null unterschiedlichem Spin weisen eigenes magnetisches Moment auf.

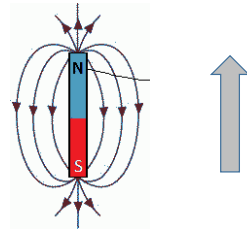
$$\mu = \gamma \hbar s$$

$\hbar = h/(2\pi)$   
Planksche Wirkungskonstante

spin

**giromagnetisches Verhältnis**  
Unterschiedlich für alle Elementarteilchen und Kerne

zB:  $\gamma_{\text{Proton}} = 2,67 \cdot 10^8 \text{ T}^{-1}\text{s}^{-1}$

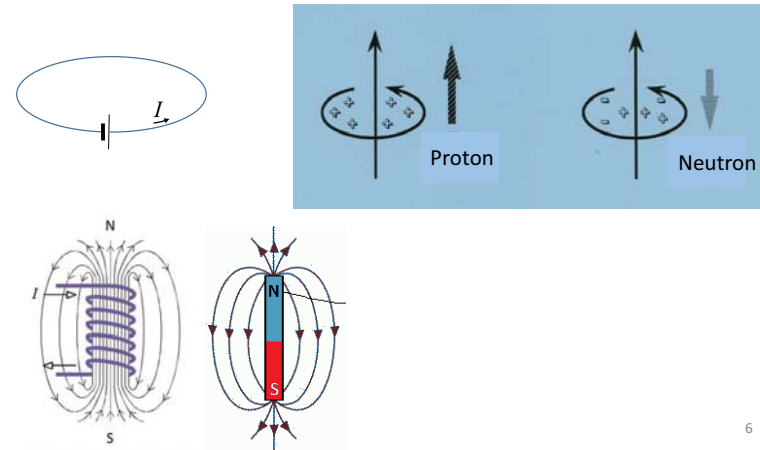


Joule = SI Einheit der Energie  
Tesla = SI Einheit des Magnetfeldes

5

# Spin, magnetisches Moment

Naive Erklärung aus der klassischen Physik:

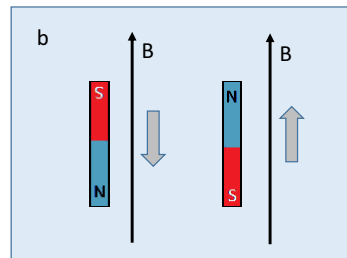
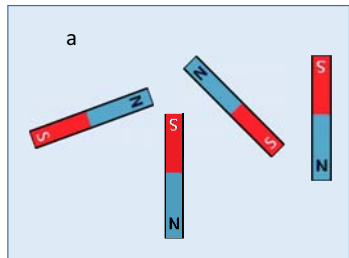


6

# Zeemansche Aufspaltung

Teilchen mit einem Spin von  $\pm \frac{1}{2}$

- Energiezustand:
- a.) ohne Magnetfeld — unabhängig vom Spinzustand
- b.) mit Magnetfeld: Aufspaltung des Energieniveaus — Zeemansche-Aufspaltung



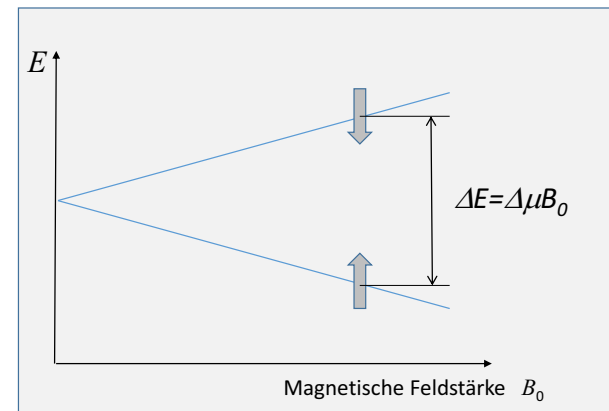
instabiler Zustand  
höhere Energie

stabiler Zustand  
niedrigere Energie

# Zeemansche Aufspaltung

Teilchen mit einem Spin von  $\pm \frac{1}{2}$  (zB: Proton = H Atomkern ...)

- Energiezustände in einem Magnetfeld



8

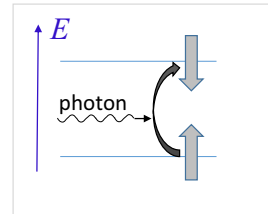
# Zeemansche Aufspaltung

Teilchen mit einem Spin von  $\pm \frac{1}{2} \rightarrow \Delta s=1$

$$\Delta E = \Delta \mu B_0 = \gamma \hbar B_0$$

Photonen mit  $E_{\text{photon}} = hf = \Delta E$  können Spinübergänge verursachen.

$$f = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$



Bei  $B_0=1\text{T}$  für ein Proton:

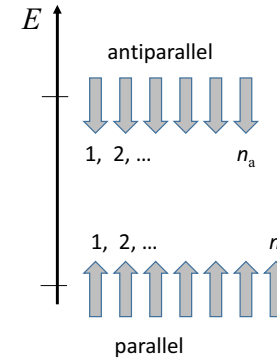
$$\Delta E = 2,8 \cdot 10^{-26} \text{ J } (=1,75 \cdot 10^{-7} \text{ eV})$$

$$f = \Delta E / h = 2,8 \cdot 10^{-26} \text{ J } / 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ Js } = 4,26 \cdot 10^7 \text{ Hz } = 42,6 \text{ MHz}$$

Radiowelle!

9

# Boltzmannsche Verteilung



$$n_a / n_p = e^{-\Delta E / kT}$$

Bei  $B = 0,6 \text{ T}$

$$\Delta E \approx 10^{-7} \text{ eV}$$

$$kT \approx 0,025 \text{ eV} \quad (\text{bei Körpertemp.})$$

$$n_a \approx n_p$$

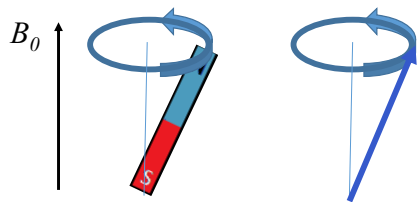
z.B.: wenn  $n_a + n_p = 2\,000\,000$   
dann  $n_a - n_p = 4$

d.h.: 4 aus 2 000 000 Kerne sind nicht ausgeglichen

10

# Klassische Beschreibung: Präzession

Präzession wegen des Drehmomentes



Frequenz der Präzession:

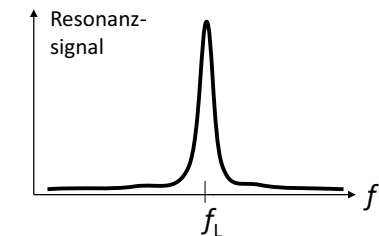
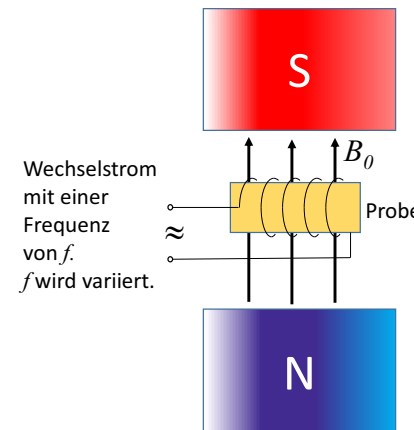
Larmor Frequenz

$$f_L = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

Resonanz mit dem äußeren Wechselmagnetfeld der zum Spinübergang angewandten Radiowelle

11

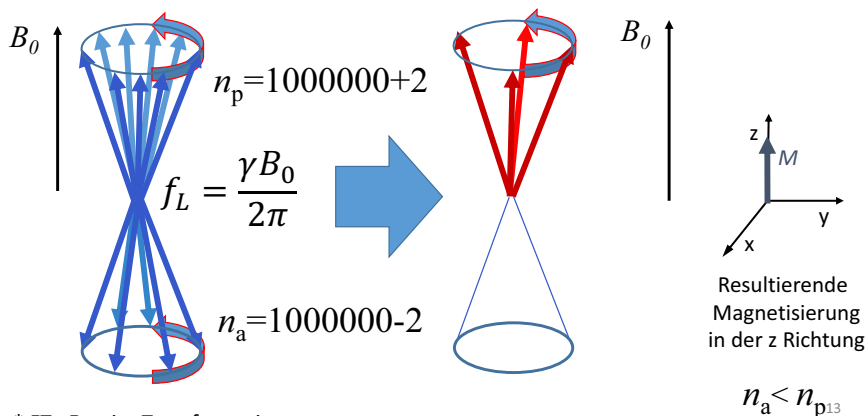
# Konventionelle Messung der Kernresonanz



12

# Moderne FT\* Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

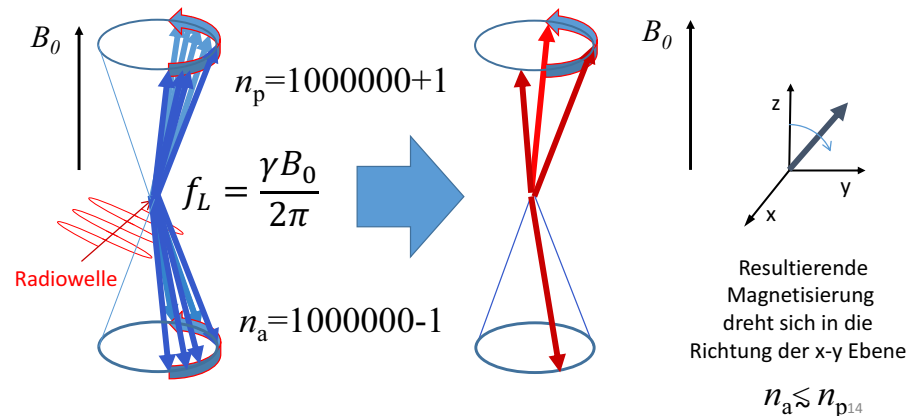
Eine Probe hat viele ( $\approx 10^{23}$ ) Kerne die alle mit einer Larmor –Frequenz präzedieren.  
Betrachten wir 2 000 000 Kerne:



\* FT= Fourier Transformation

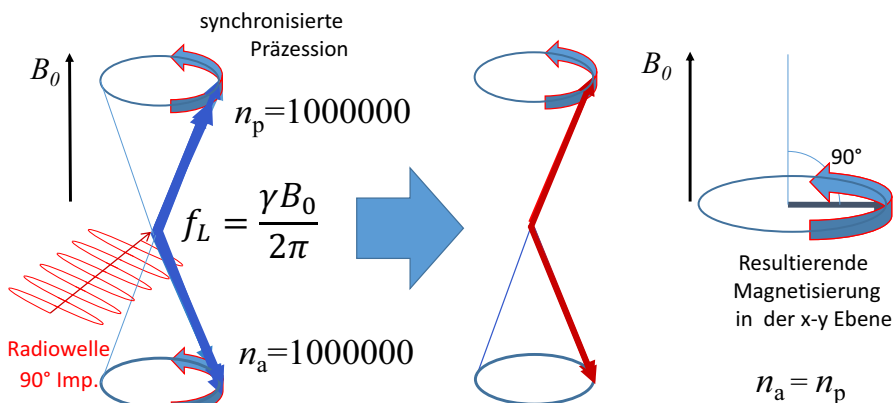
# Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

Nach einer Bestrahlung aus Richtung x mit Radiowellen, deren Frequenz gleich mit  $f_L$  ist:



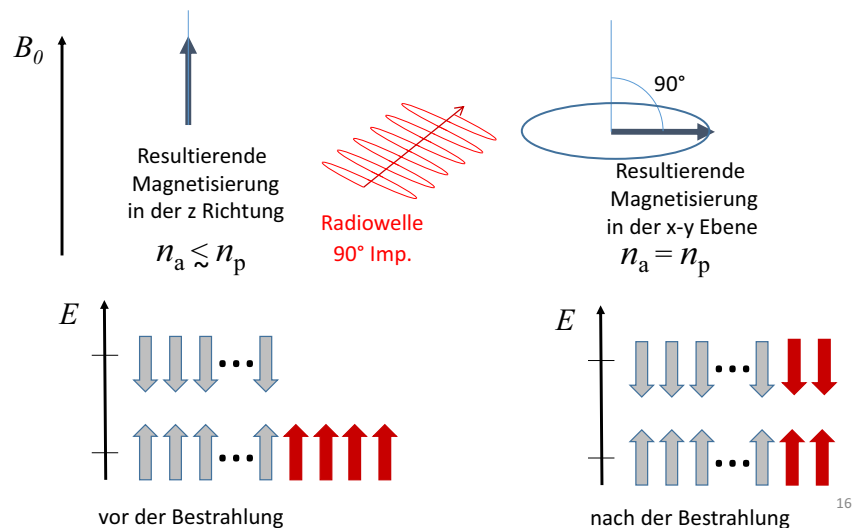
# Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

Nach einer Bestrahlung aus Richtung x mit einem 90° Impuls:

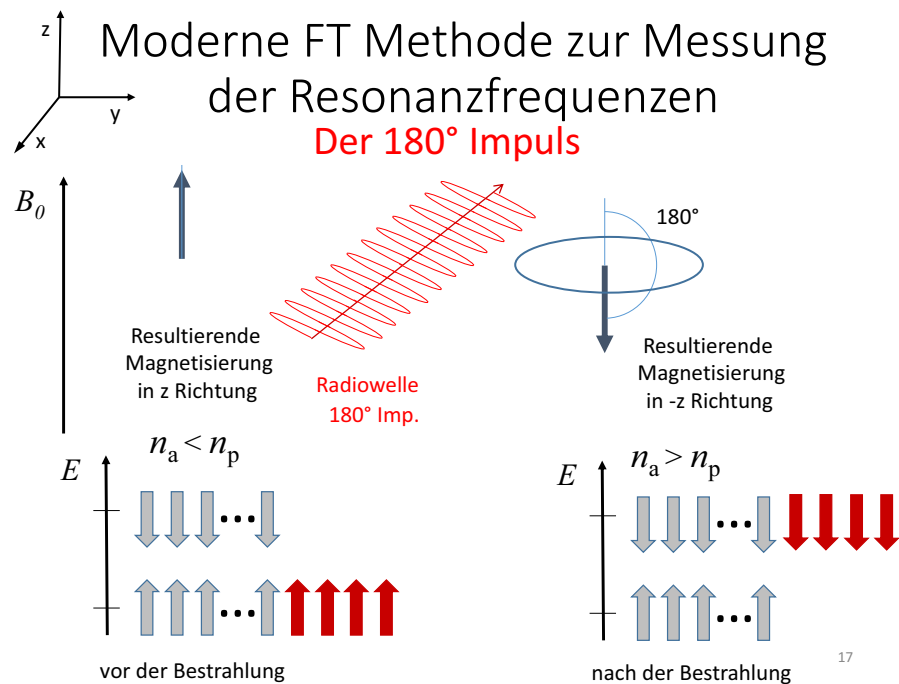


15

# Was verursacht also der 90° Impuls zusammenfassend?

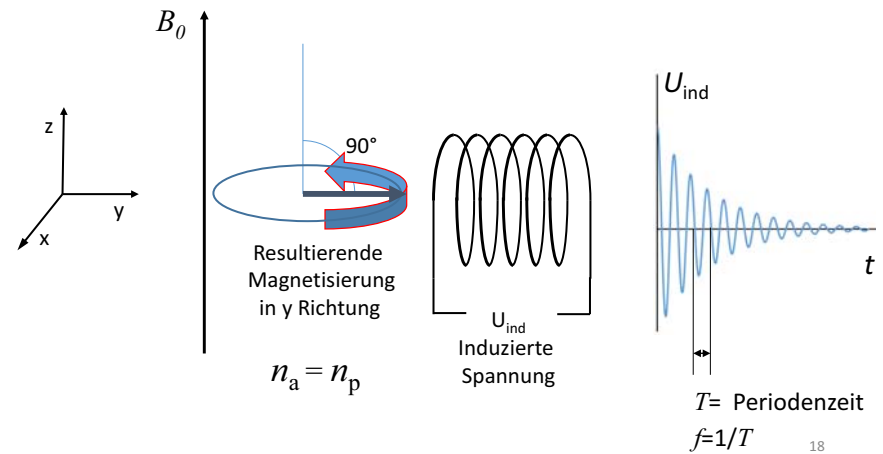


16

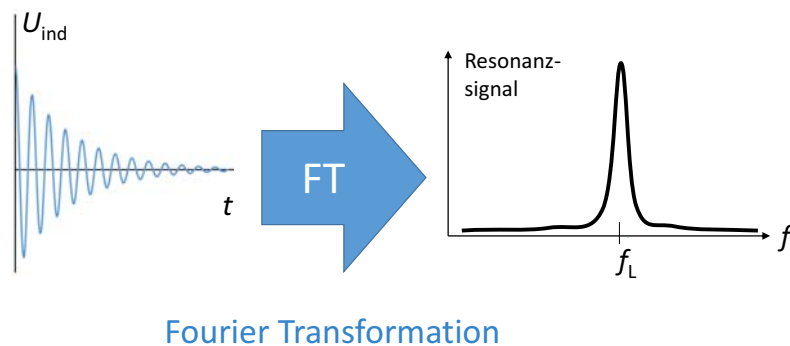


## Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

Freier Induktionsabfall (Free Induction Decay: FID) nach einem 90° Impuls



## Spektrum aus dem FID Signal

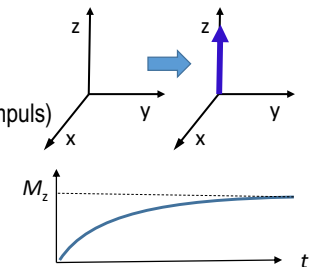


19

## Zwei unabhängige Relaxationen

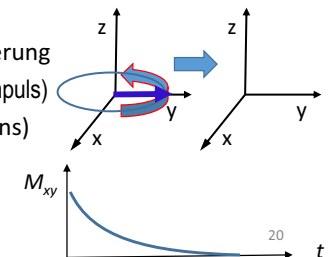
### Longitudinale Relaxation:

Relaxation der z-Komponente der Magnetisierung  
(von Null zu ihrer Gleichgewichtswert nach einem 90° Impuls)  
Energieabgabe (in Form von Wärme)  
Spin-Gitter Relaxation. Relaxationszeit:  $T_1$



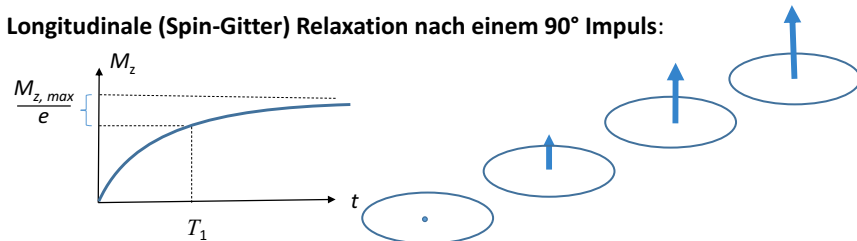
### Transversale Relaxation (Dephasierung):

Relax. der x und y Komponenten der Magnetisierung  
(von ihrer maximalen Wert zu Null nach einem 90° Impuls)  
Keine Energieabgabe (Energieaustausch zw. Spins)  
Spin-Spin Relaxation. Relaxationszeit:  $T_2$

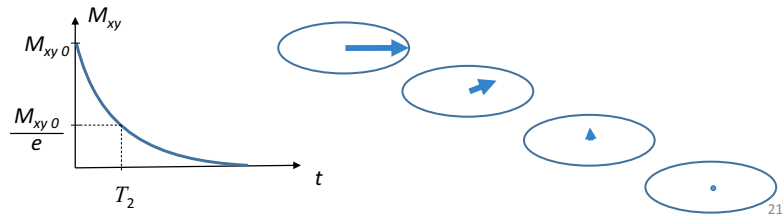


## Zwei unabhängige Relaxationen

Longitudinale (Spin-Gitter) Relaxation nach einem  $90^\circ$  Impuls:

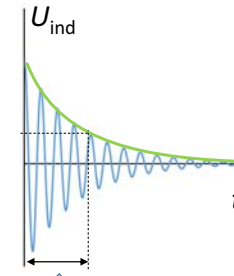


Transversale (Spin-Spin) Relaxation nach einem  $90^\circ$  Impuls:



## Messung der Relaxationszeiten

$T_2$ : Abklingen des FID Signals (nur wenn die Spins in identischer Umgebung sind).



Wenn die Spins sich in unterschiedlicher Umgebung befinden (Inhomogenität), passiert eine Dephasierung wegen Präzession mit unterschiedlichen Frequenz. Lösung: Echowverfahren

$T_2$  in homogener Umgebung  
 $T_2^*$  in inhomogener Umgebung

22

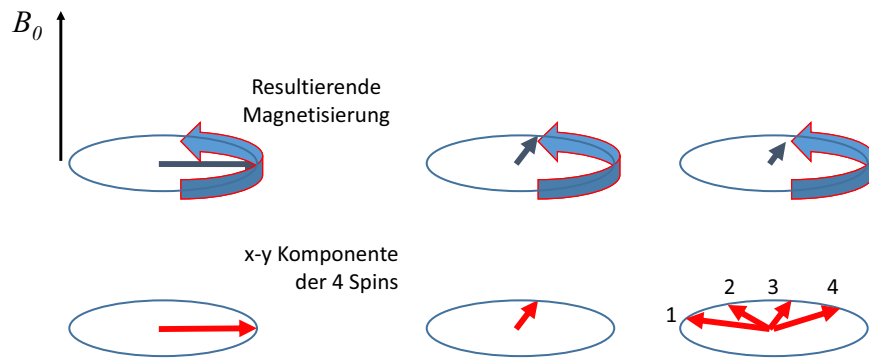
## Dephasierung wegen Inhomogenität

Gerade nach einem  $90^\circ$  Impuls

Eine gewisse Zeit nach dem  $90^\circ$  Impuls

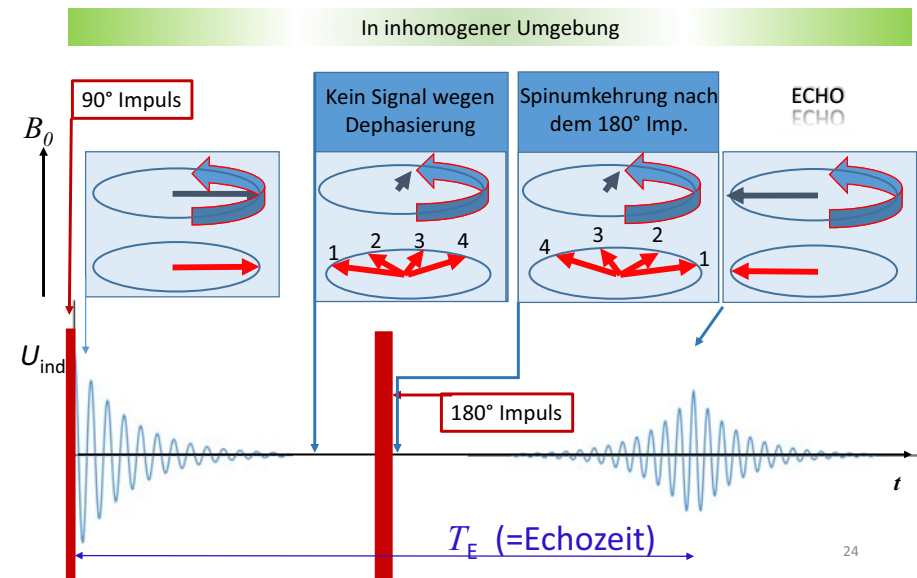
Homogene Umgebung

Inhomogene Umgebung



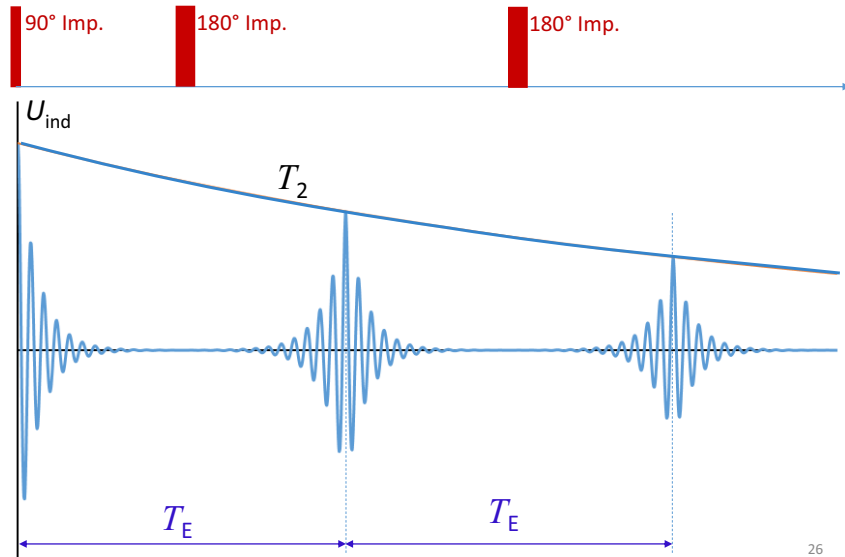
23

## Echowverfahren



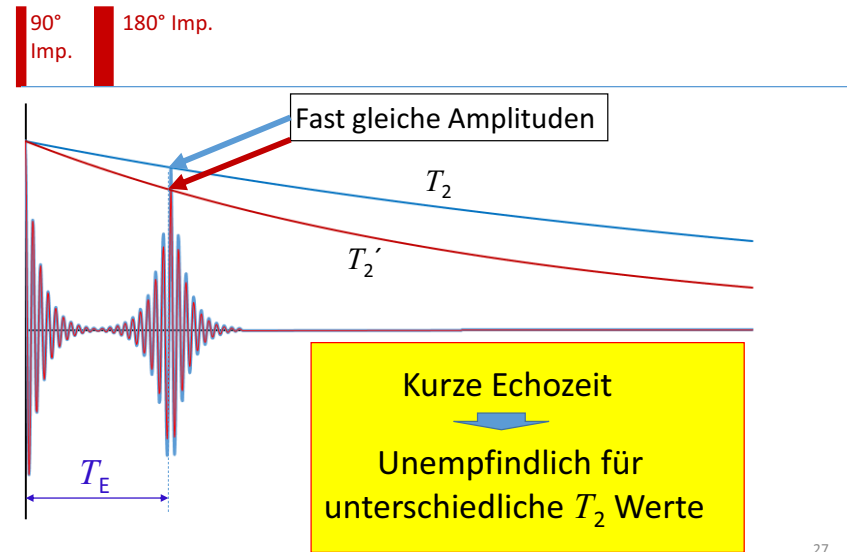
24

## Messung der „echten“ $T_2$ Relaxationszeit



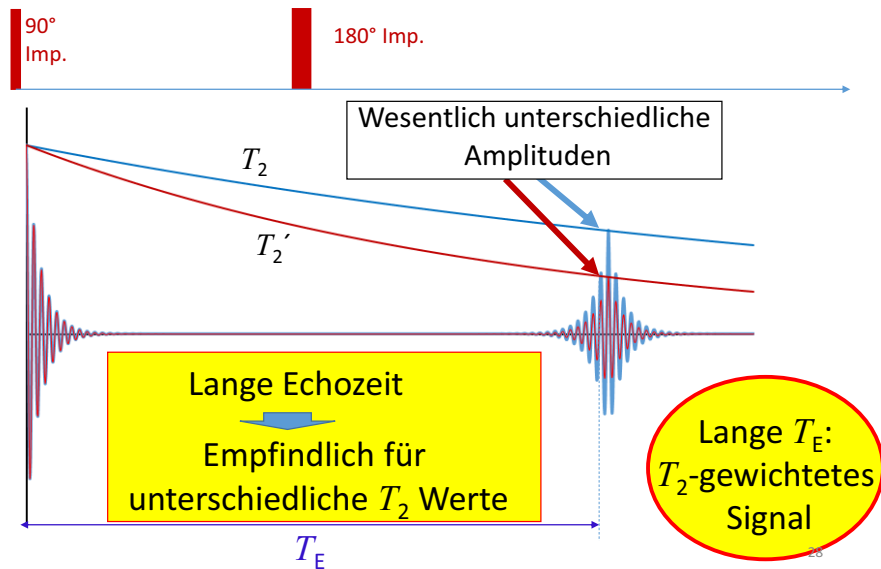
26

## Zwei Geweben mit unterschiedlicher $T_2$



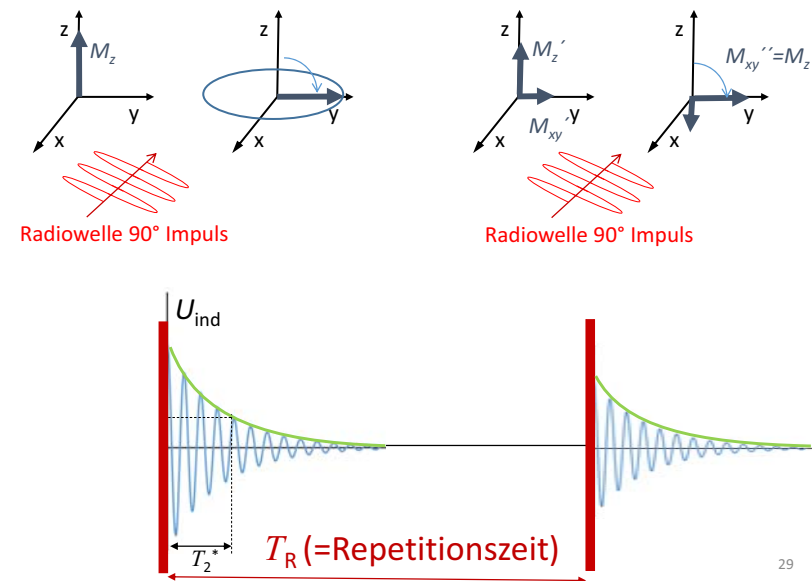
27

## Zwei Geweben mit unterschiedlicher $T_2$



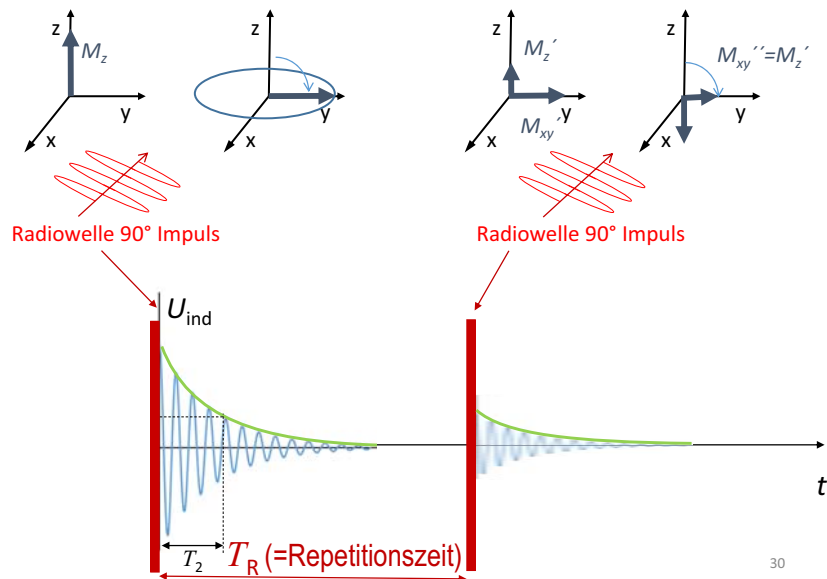
28

## Messung der $T_1$ Relaxationszeit



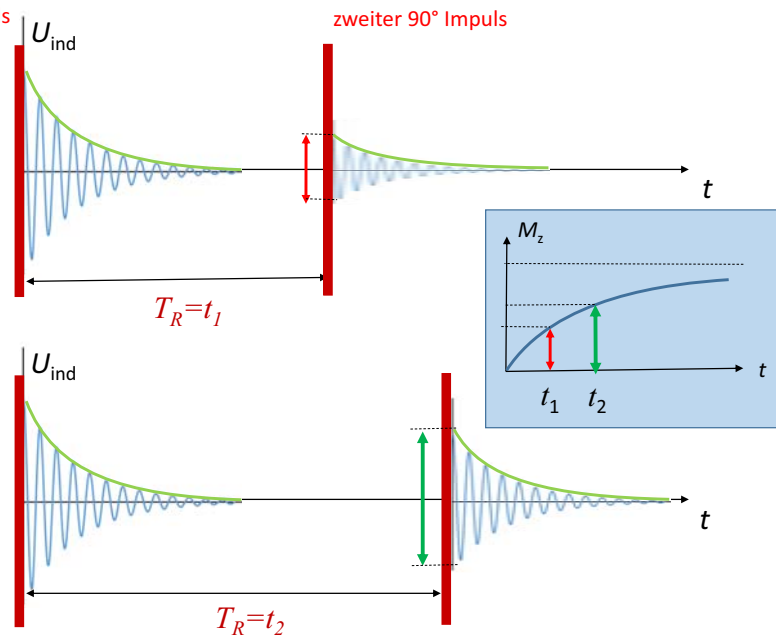
29

## Messung der $T_1$ Relaxationszeit



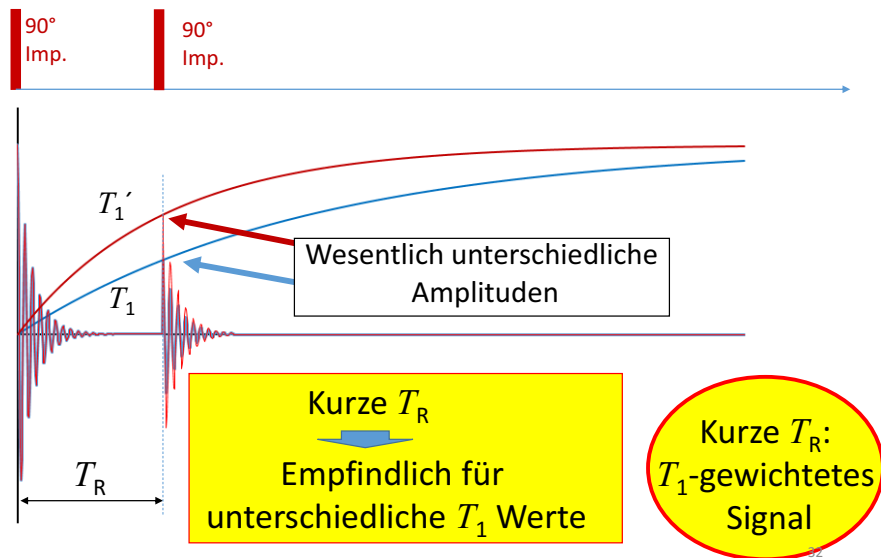
30

$90^\circ$  Impuls

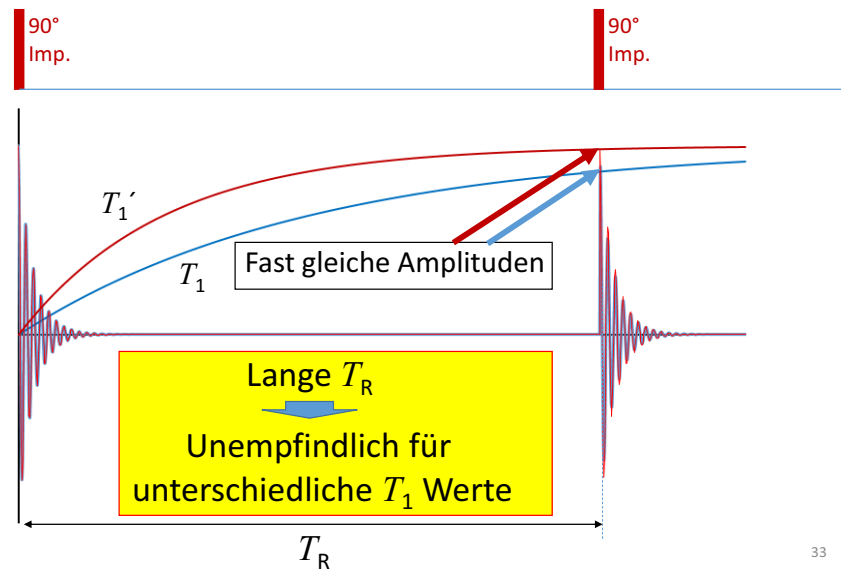


31

## Zwei Gewebe mit unterschiedlicher $T_1$



## Zwei Gewebe mit unterschiedlicher $T_1$



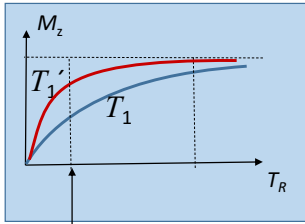
33

## Messbare Parameter:

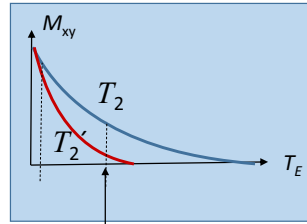
Spindichte (Dichte von H Atome)

(Signalstärke ist mit der Spindichte proportional)

$T_1$  und  $T_2$  Relaxationszeiten



Kontrast



Kontrast

Kurze  $T_1 \Rightarrow$  starkes Signal

Lange  $T_2 \Rightarrow$  starkes Signal

34

## Information

Spindichte (Dichte von H Atome)

Signalstärke ist mit der Spindichte proportional

Nur schwacher Kontrast

$T_1$  Relaxationszeit:

Für (flüssiges) Wasser: einige Sekunden

$T_1$  sinkt mit Erhöhung der Viskosität

Körperflüssigkeiten (Blut, Liquor): einige Sekunden

Proteinhaltige Lösungen (z.B. Tumorzyste) kürzere  $T_1$

Körperfett 100 ms

„anatomisches Bild“

35

## Information

Tissue	T1 (msec)	T2 (msec)
Water/CSF	4000	2000
Gray matter	900	90
Muscle	900	50
Liver	500	40
Fat	250	70
Tendon	400	5
Proteins	250	0.1- 1.0
Ice	5000	0.001

$T_2$  Relaxationszeit:

Flüssigkeiten:

schnelle Molekülbewegungen: lange  $T_2$

Wasserhaltige Gewebe (z.B.: Ödem) erhöhte  $T_2$

36

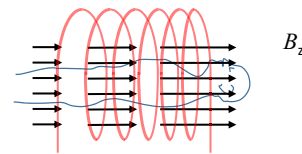
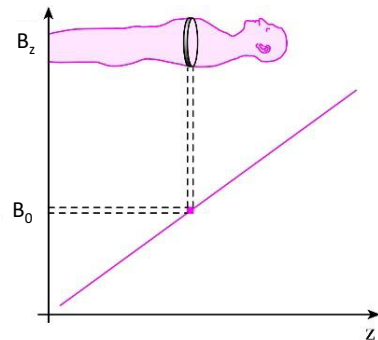
## Wie bekommt man ein Bild?



37

# Auswahl einer Schicht

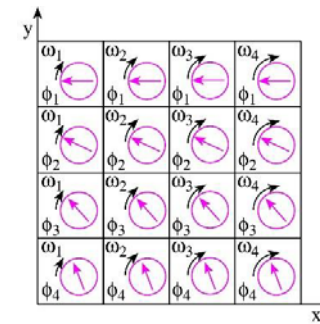
Der Patient befindet sich in einem inhomogenen Magnetfeld  
Die Feldstärke und die Frequenz der Radiowellen passen nur  
in einer Schicht zueinander. ➡ Eine Schicht wird ausgewählt.



$$f = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

38

# Kodierung in einer Schicht



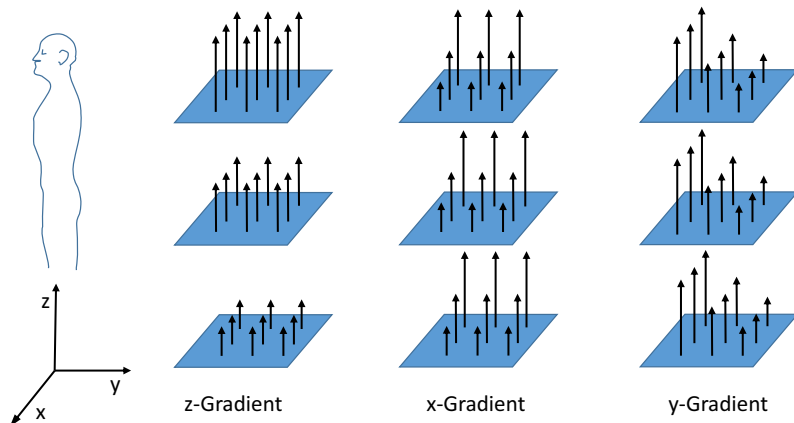
Y- Kodierung: Phase

X-Kodierung:  
Frequenz

39

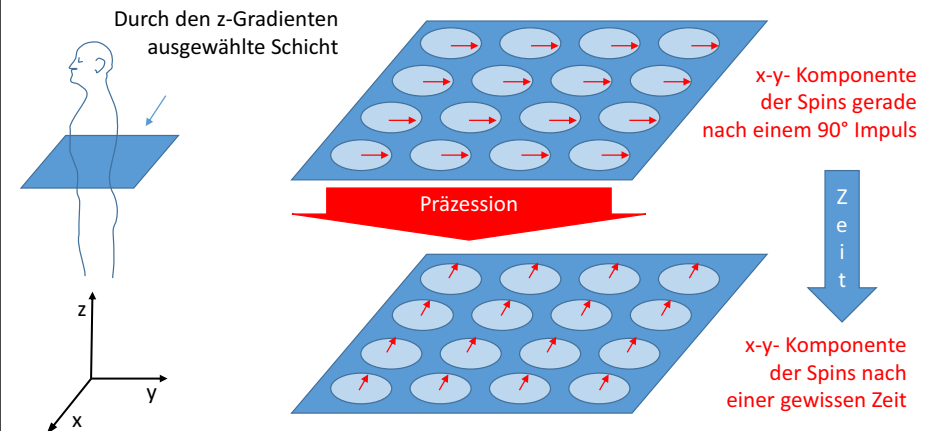
# Gradientfelder

Gradientfeld =Ortabhängiges Magnetfeld



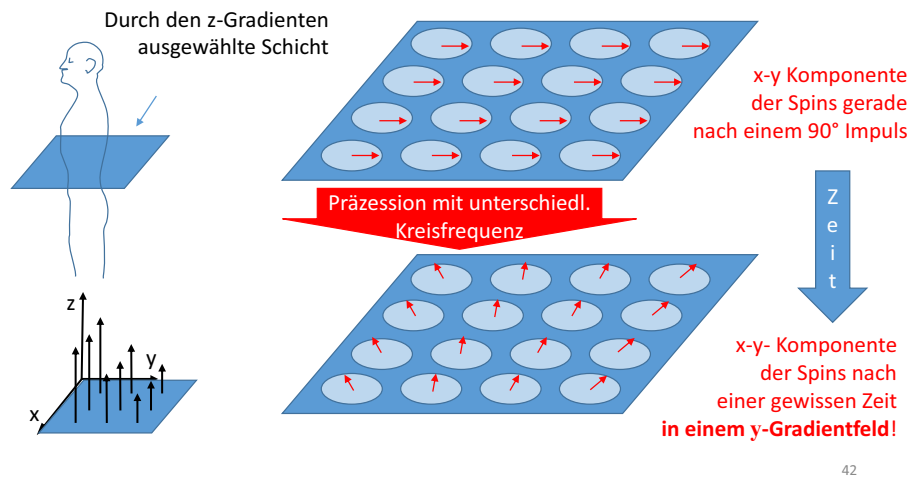
40

# Freie Präzession der Spins

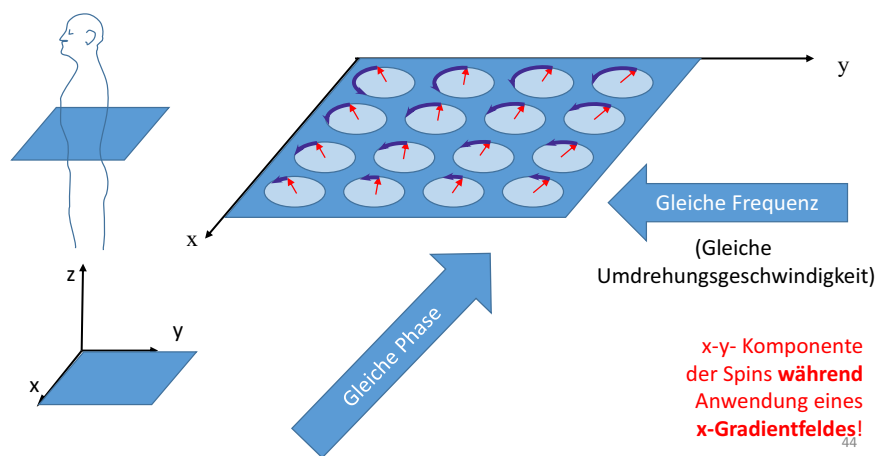
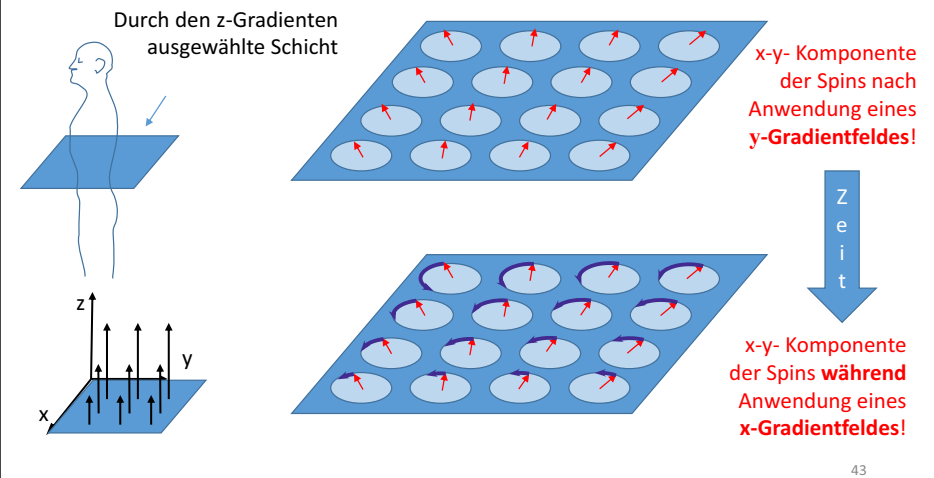


41

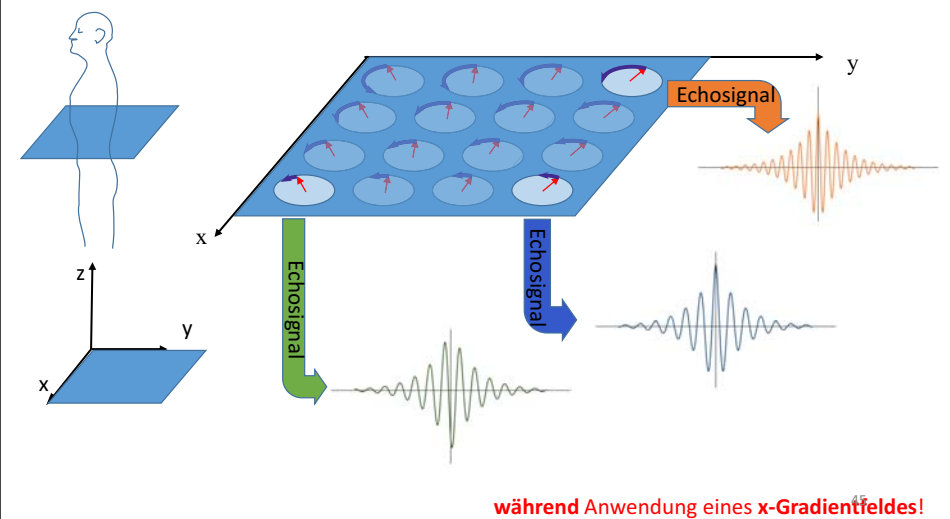
## Phasenkodierung mit einem y-Gradientfeld



## Frequenzkodierung mit x-Gradientfeld



## Detektierung



## Dekodierung der Phasen und Frequenzinformationen

### Zweidimensionale Fourier Transformation

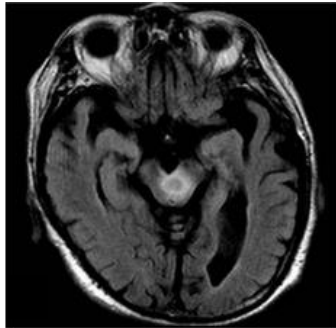


Abbildung aus: Song TJ, Suh SH, Cho H, Lee KY - *Yonsei Med J* (2010)

46

## Bilder

Protonendichte

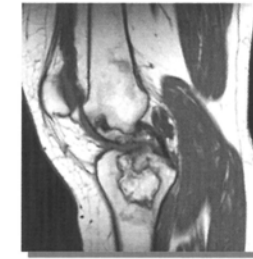
$T_1$  gewichtetes B.  $T_2$  gewichtetes B.

Proton density weighting

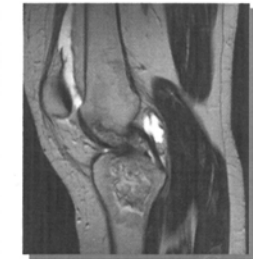
Relaxation weighting  
T1-weighting T2-weighting



TR long  
TE short



TR short  
TE short



TR long  
TE long

47

## Kontrastmittel

Gadoliniumhaltige Lösung

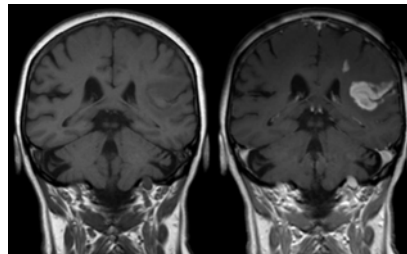
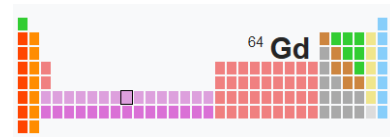
Gd

ist paramagnetisch →

reduziert die Relaxationszeiten

ist giftig, →

nur in Form von  
Chelatkomplex  
anwendbar.



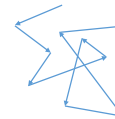
Blut-Gehirn-Schranke nach Infarkt durchlässig für Gd-Kontrastmittel

48

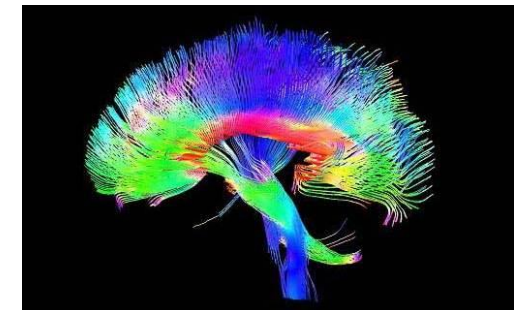
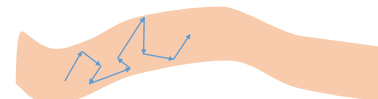
## Diffusionsgewichtete MRT

### Diffusions-Tensor-Bildgebung

- Diffusion in freien Raum:



- Diffusion in Fasern:



49

## BOLD Technique

Blood oxygenation level dependent

Oxygeniertes Hämoglobin ist diamagnetisch

Desoxygeniertes Hämoglobin ist paramagnetisch



Verkürzt die  $T_2$   
Relaxationszeit

Sichtbare Unterschiede in  $T_2$  gewichtetem Bild  
Meistens in fMRI verwendet

50

## fMRI

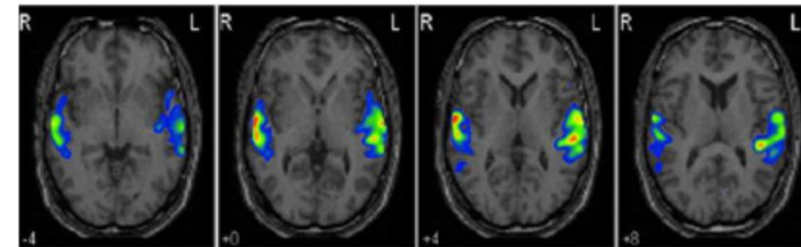
funktionelle Magnetresonanztomographie

Gehirntätigkeit

Erhöhte Durchblutung

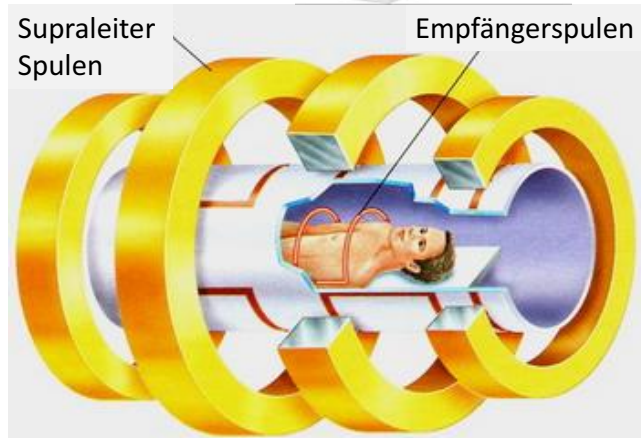
Durchblutung erhöht besser als Oxygenverbrauch

Oxygeengehalt des aktivierten Gehirnteiles ist erhöht.



51

## Geräte



52

## Vorteile-Nachteile

Vorteile:

Keine ionisierende Strahlung  
Besseres Weichteilkontrast

Nachteile:

Lange Aufnahmezeit  
Klaustrophobie  
Keine Metallimplantate\*  
Kein Herzschrittmacher\*  
Groß, Teuer, Verbraucht viel Energie



\*Es gibt heutzutage für NMR geeignete Herzschrittmacher und Metallimplantate.

53