

# NMR und MRI

László Smeller

## Benennungen

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

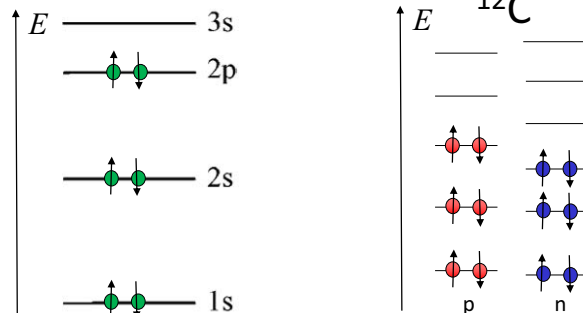
## Spin

Spin (Spinquantenzahl) →

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

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

Schalen:



## Für Kernspinresonanzverfahren geeignete Kerne

Die mit ungerader 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 ( $s = 1/2$ )

# Spin, magnetisches Moment

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

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

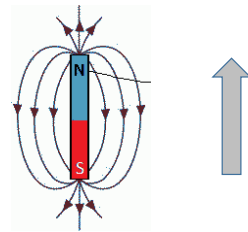
$$\mu = \gamma \hbar s$$

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

spin

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

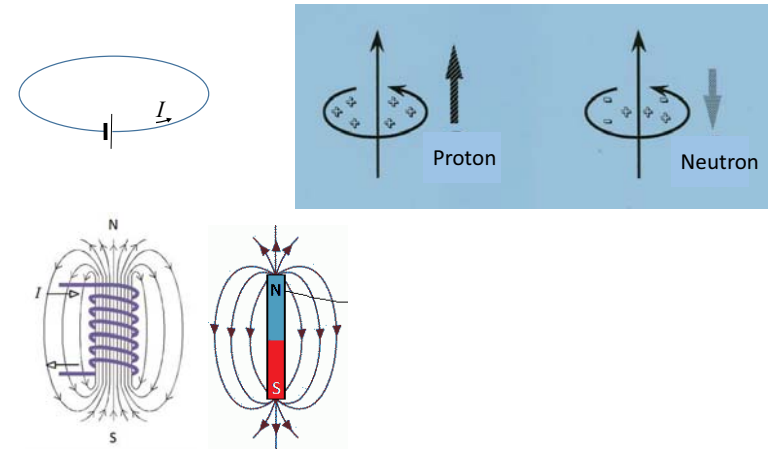
zB:  $\gamma_{\text{Proton}} = 2,67 \cdot 10^8 \text{ T}^{-1}\text{s}^{-1}$



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

# Spin, magnetisches Moment

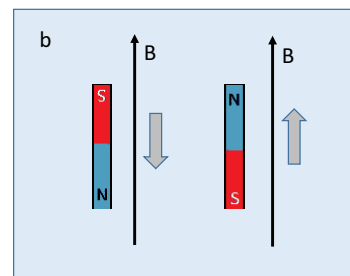
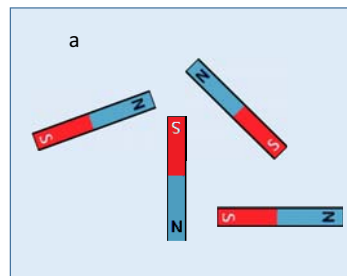
Naive Erklärung aus klassischen Physik:



# 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

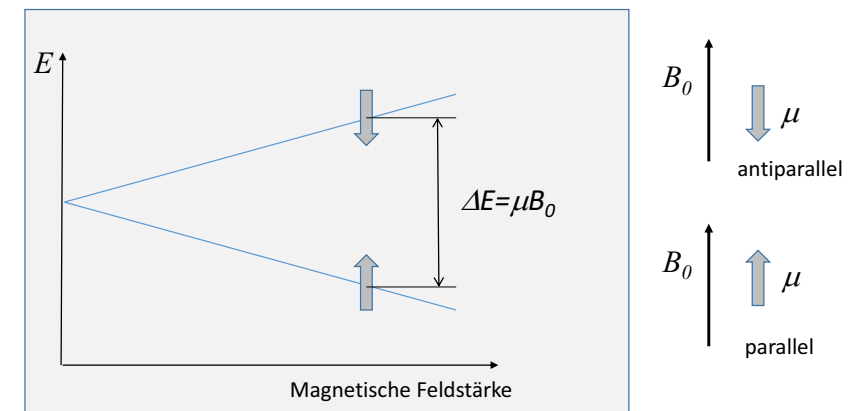


instabiler Zustand stabiler Zustand

# Zeemansche Aufspaltung

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

- Energiezustände in Magnetfeld



# Zeemansche Aufspaltung

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

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

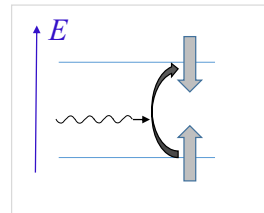
Photonen mit  $E_{\text{photon}} = hf = \Delta E$  können Spinübergänge verursachen.

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

Bei  $B_0=1\text{T}$  für ein Proton:

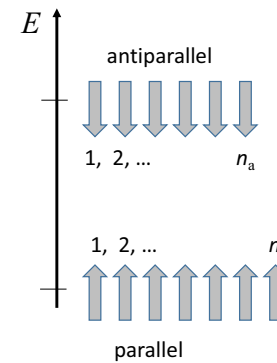
$$\Delta E = 2,8 \cdot 10^{-26} \text{ J } (=1,75 \cdot 10^{-7} \text{ eV})$$

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



Radiowelle!

# Boltzmannsche Verteilung



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

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

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

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

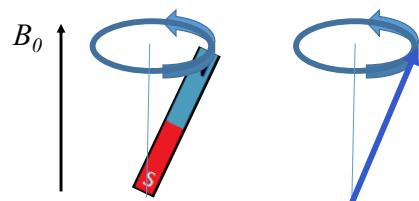
$$n_a \approx n_p$$

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

# Klassische Beschreibung: Präzession

Präzession wegen des Drehmomentes



Frequenz der

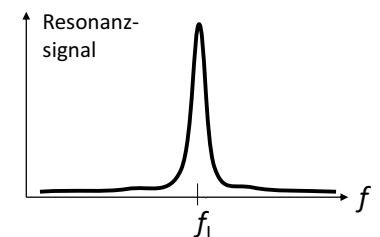
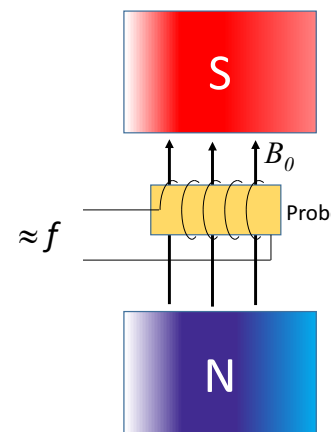
Präzession:

Larmor Frequenz

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

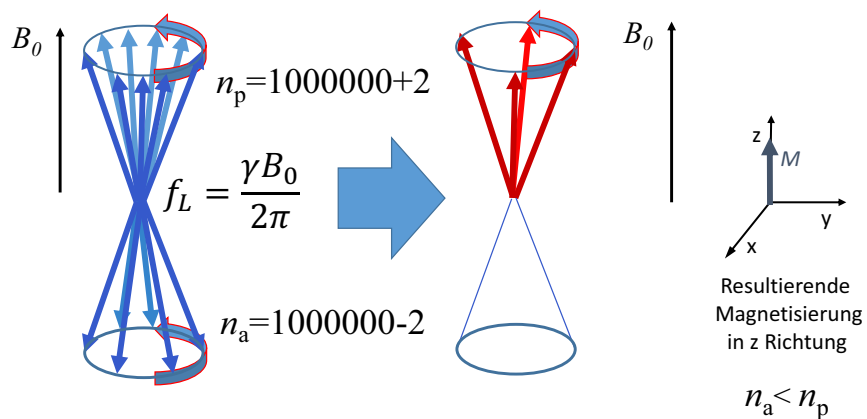
Resonanz mit dem äußeren Wechsell magnetfeld

# Konventionelle Messung der Kernresonanz



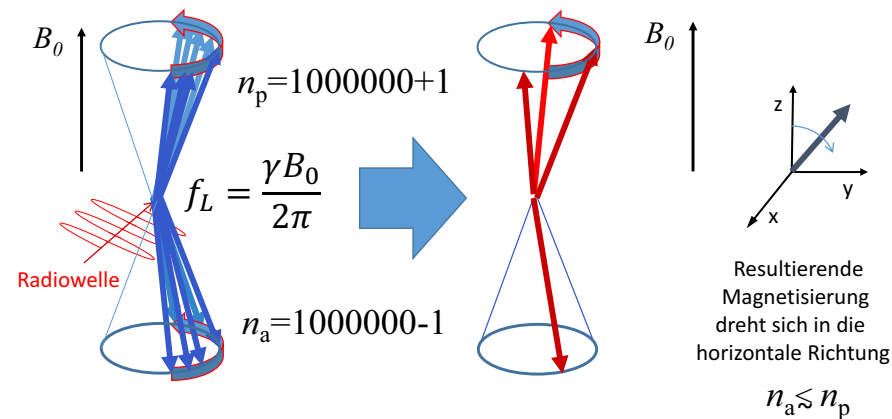
# Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



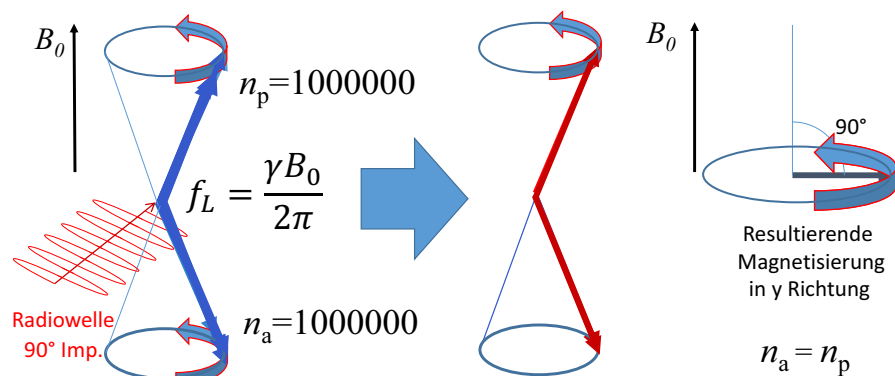
# Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



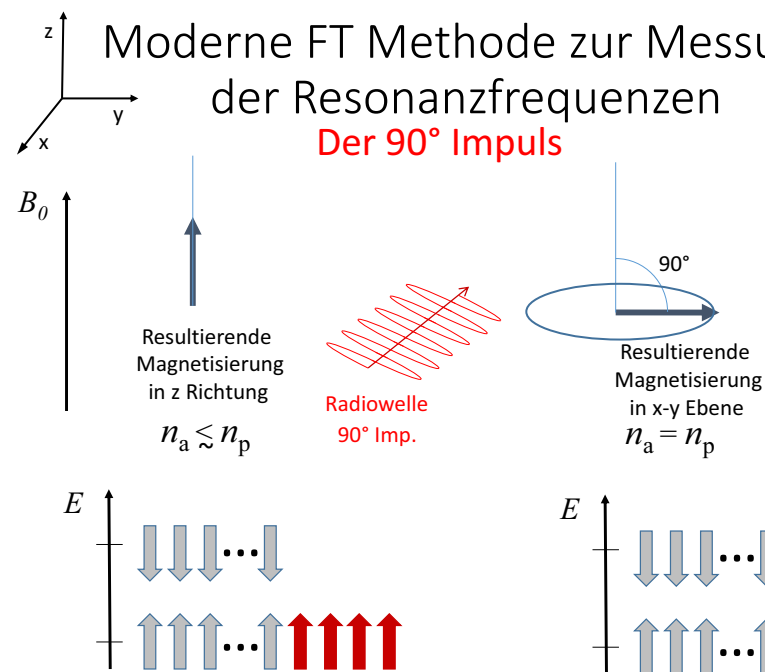
# Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



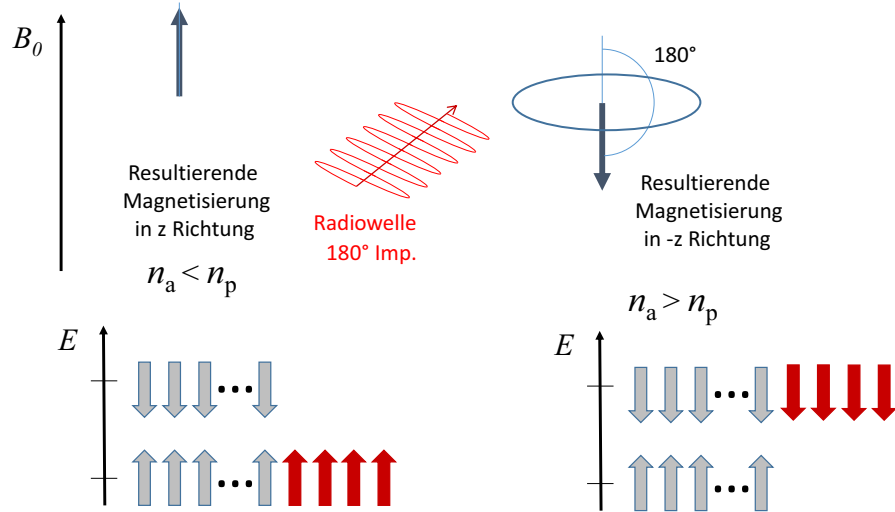
# Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

Der 90° Impuls



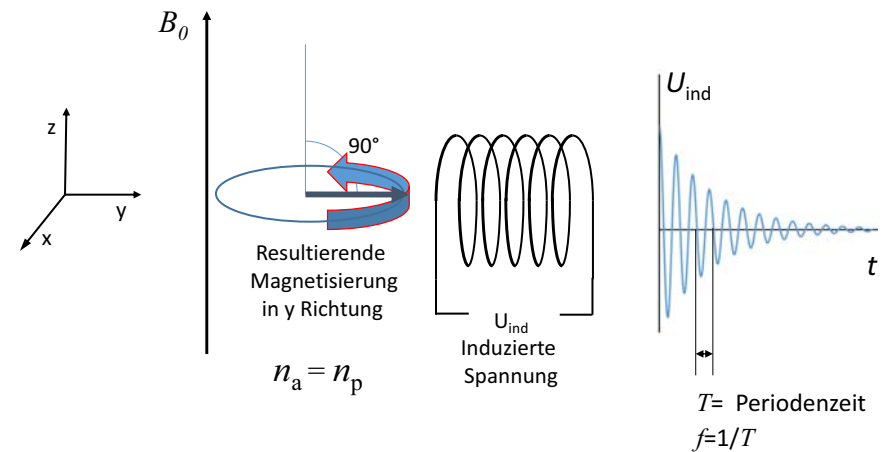
## Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

### Der 180° Impuls

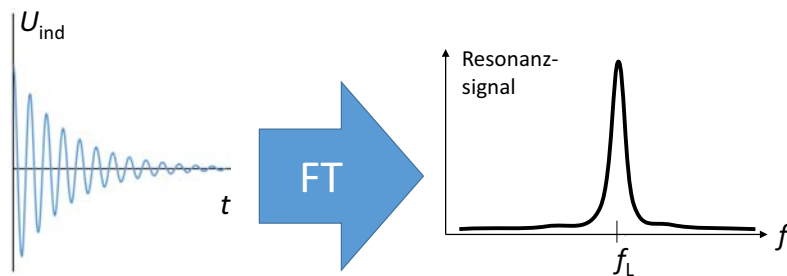


## Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



## Spektrum aus FID Signal

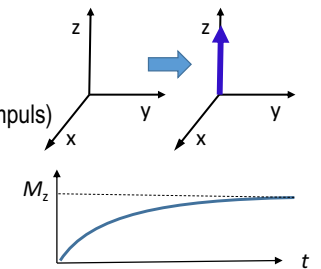


Fourier Transformation

## Zwei unabhängige Relaxationen

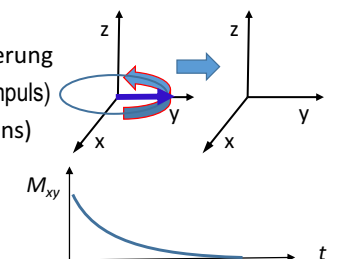
### Longitudinale Relaxation:

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



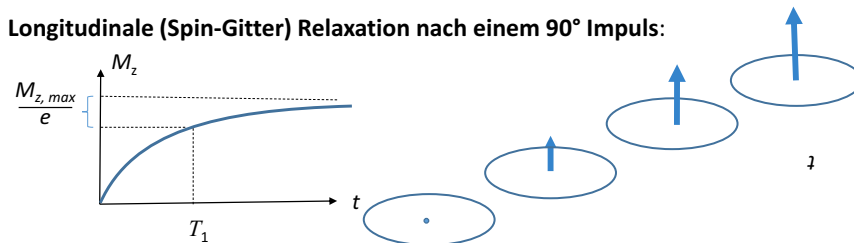
### Transversale Relaxation:

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:  $T_2$

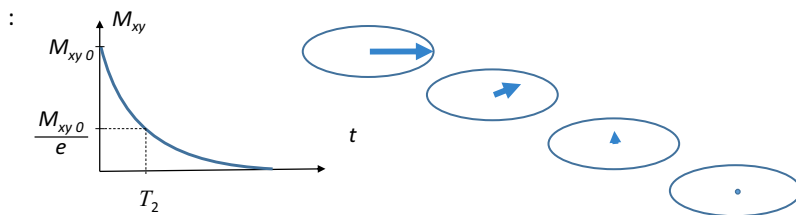


## Zwei unabhängige Relaxationen

**Longitudinale (Spin-Gitter) Relaxation nach einem 90° Impuls:**

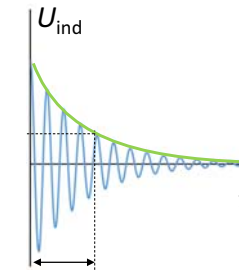


**Transversale (Spin-Spin) Relaxation nach einem 90° Impuls:**



## Messung der Relaxationszeiten

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



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

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

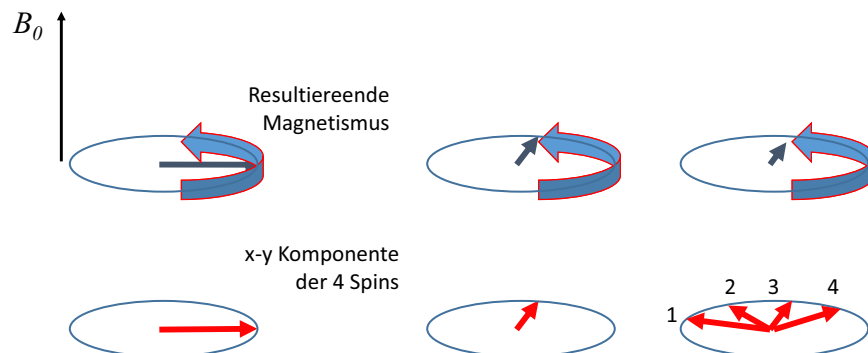
## Dephasierung wegen Inhomogenität

Gerade nach einem 90° Impuls

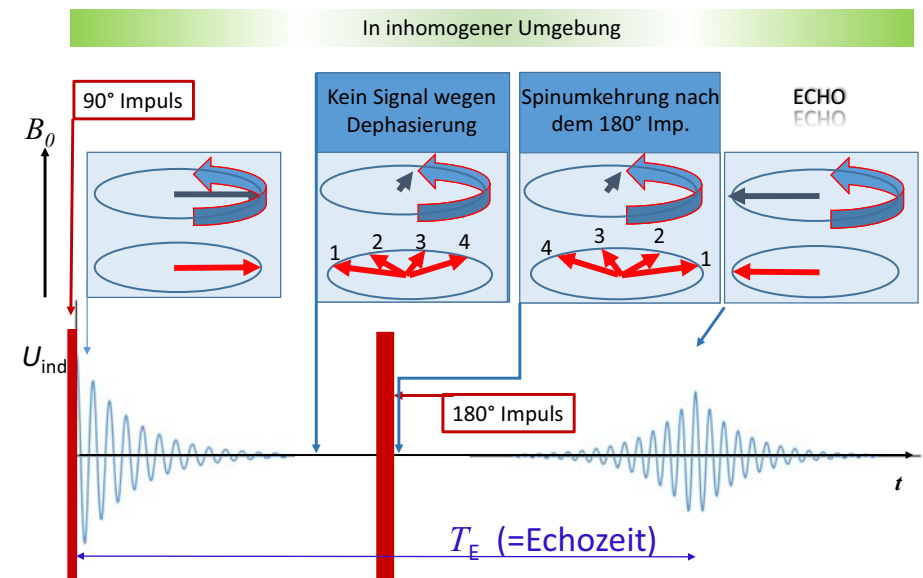
Eine gewisse Zeit nach dem 90° Impuls

Homogene Umgebung

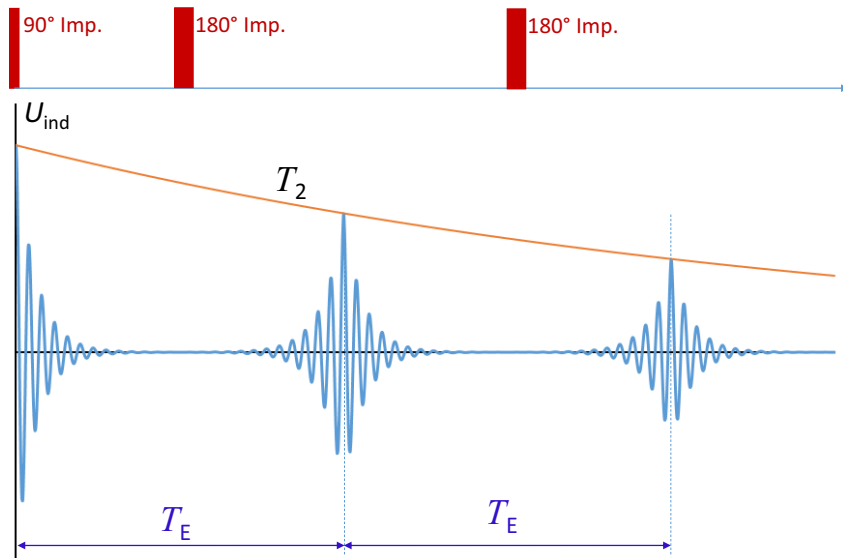
Inhomogene Umgebung



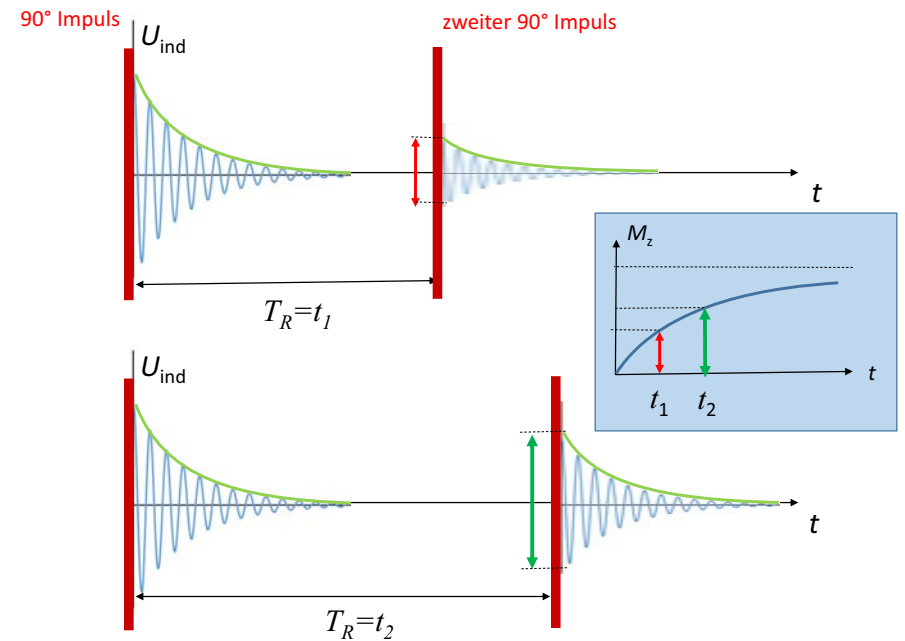
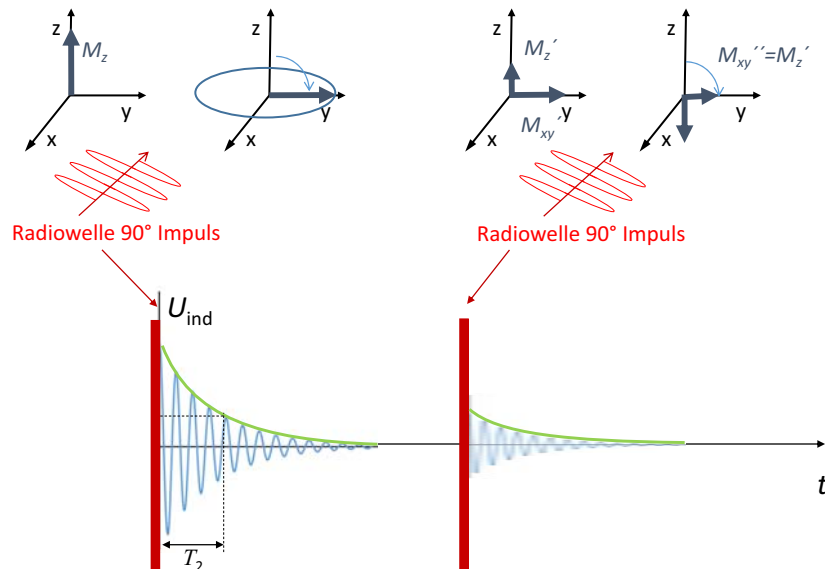
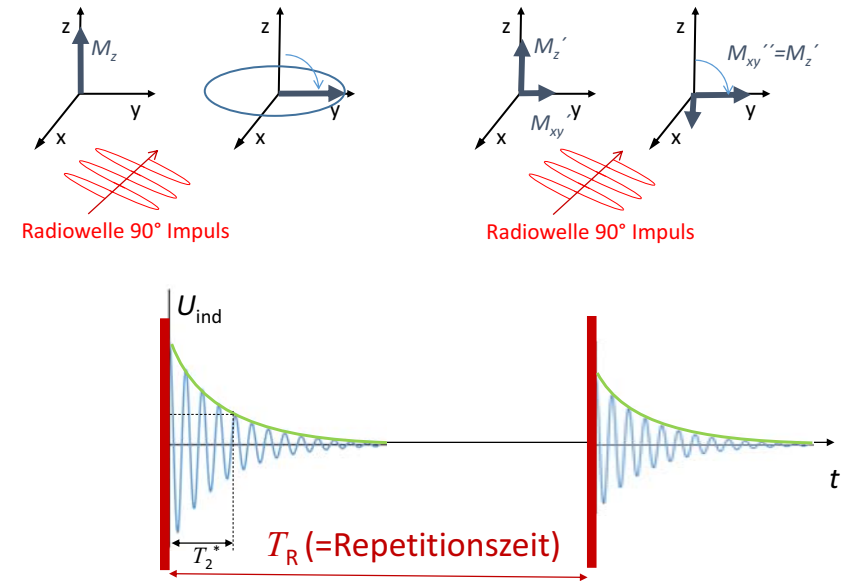
## Echowverfahren



## Messung der „echten“ $T_2$ Relaxationszeit



## Messung der $T_1$ Relaxationszeit

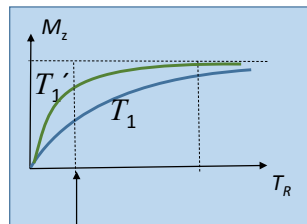


## Messbare Parameter:

Spindichte (Dichte von H Atome)

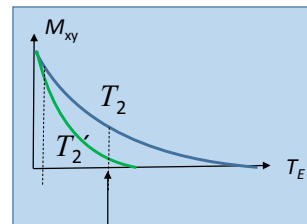
Signalstärke ist mit Spindichte Proportional)

$T_1$  und  $T_2$  Relaxationszeiten



Kontrast

Kurze  $T_1 \Rightarrow$  starkes Signal



Kontrast

Lange  $T_2 \Rightarrow$  starkes Signal

## Information

Spindichte (Dichte von H Atome)

Signalstärke ist mit 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 (zB: Tumorzyste) kürzere  $T_1$

Körperfett 100 ms

„anatomisches Bild“

## 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  $T_2$

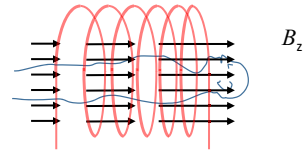
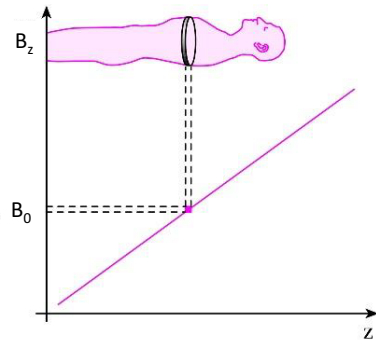
Wasserhaltige Geweben (z.B.: Ödem) erhöhte  $T_2$

## Wie Bekommt man ein Bild?



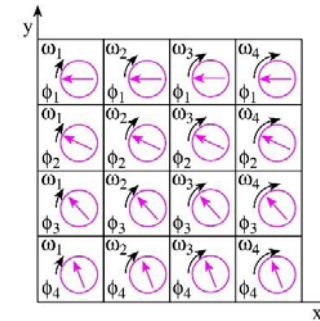
## Auswahl einer Schicht

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



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

## Kodierung in einer Schicht

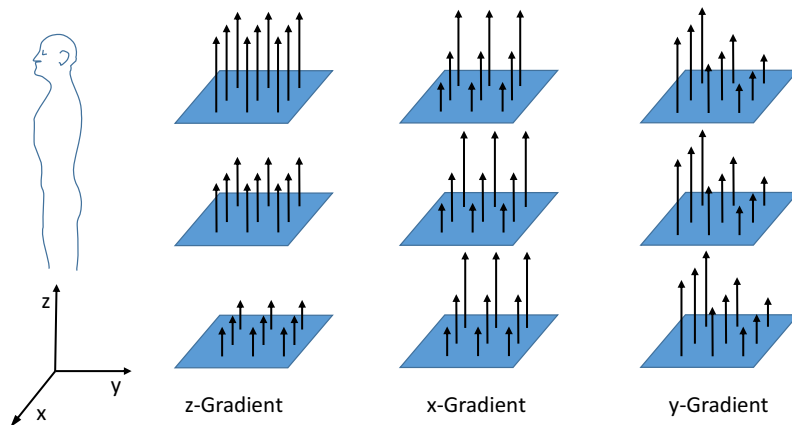


Y- Kodierung: Phase

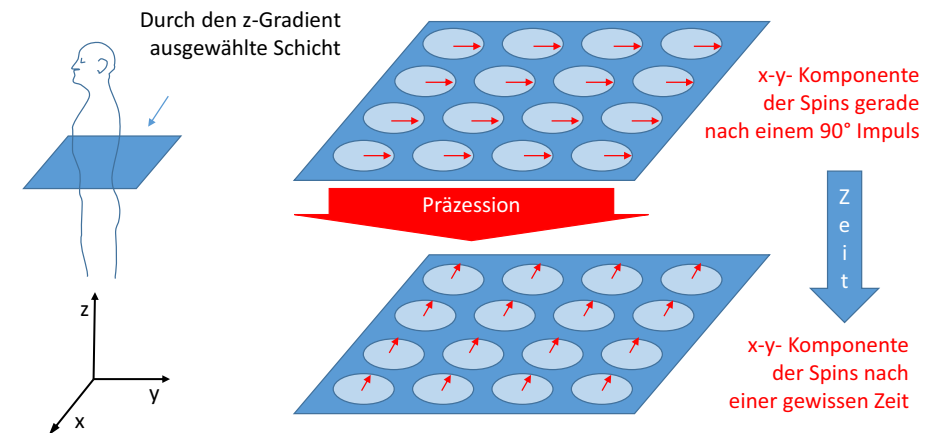
X-Kodierung:  
Frequenz

## Gradientfelder

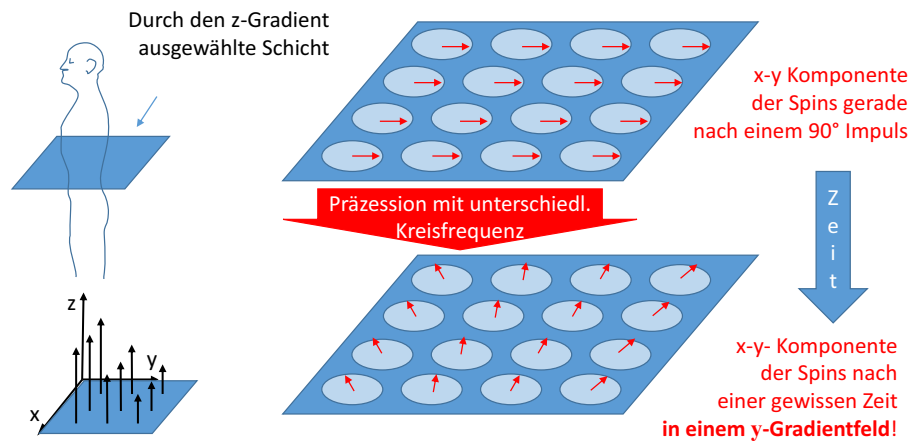
Gradientfeld = Orabhängiges Magnetfeld



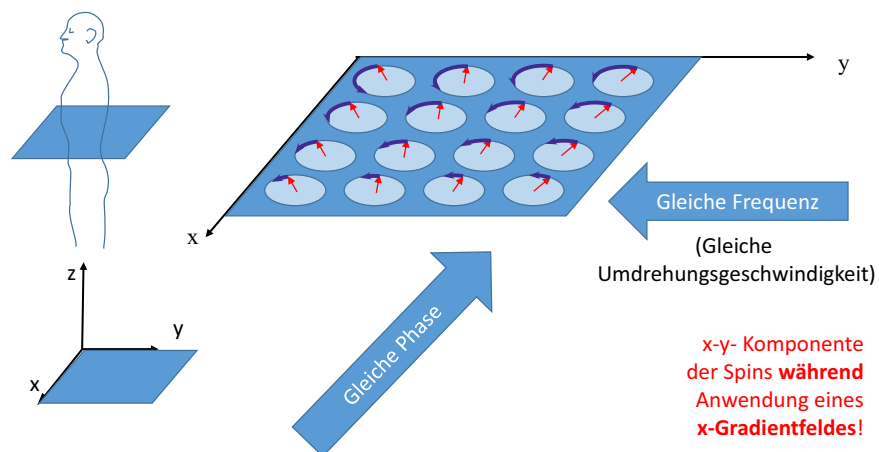
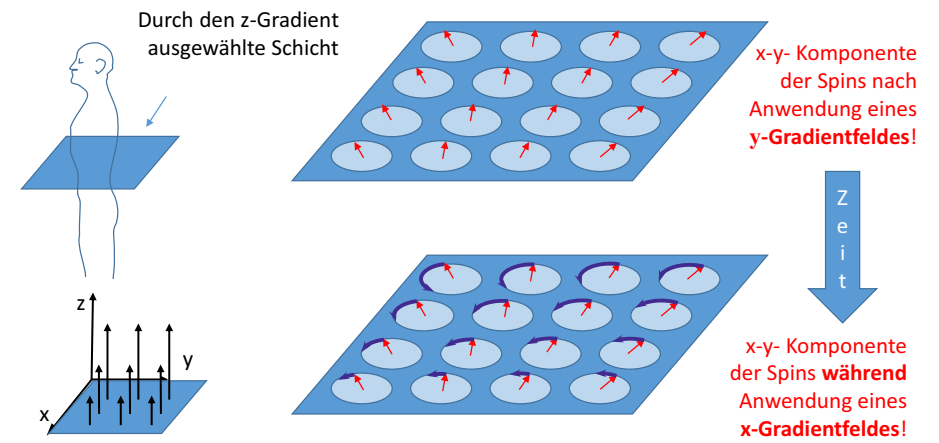
## Freie Präzession der Spins



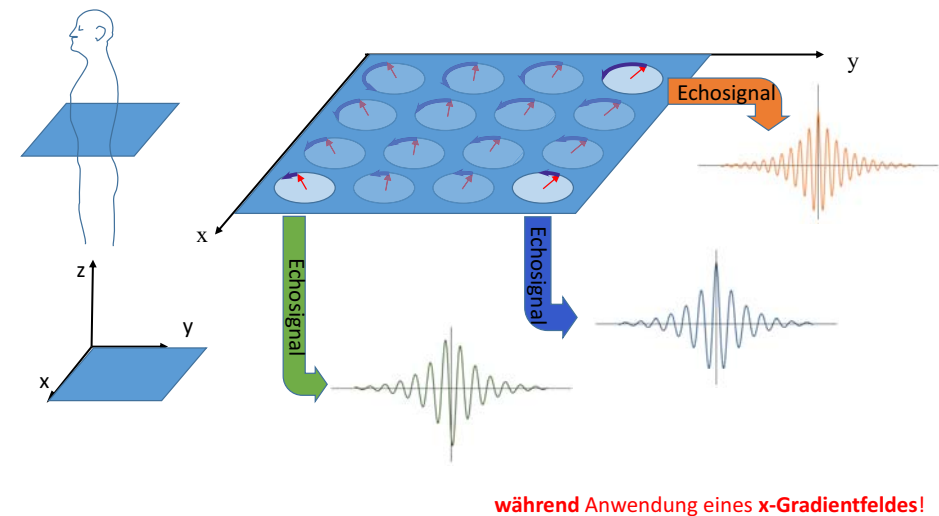
## Phasenkodierung mit einem y-Gradientfeld



## Frequenzkodierung mit x-Gradientfeld



## Detektierung



## Dekodierung der Phasen und Frequenzinformationen

### Zweidimensionale Fourier Transformation

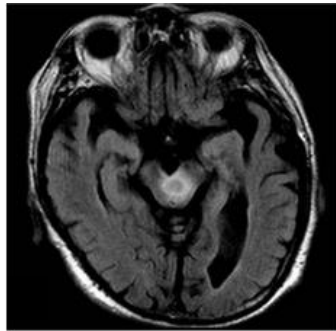


Abbildung aus: Song TJ, Suh SH, Cho H, Lee KY - [Yonsei Med J.](#) (2010)

## Bilder

Protonendichte

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

Proton density weighting



Relaxation weighting

$T_1$ -weighting



$T_2$ -weighting



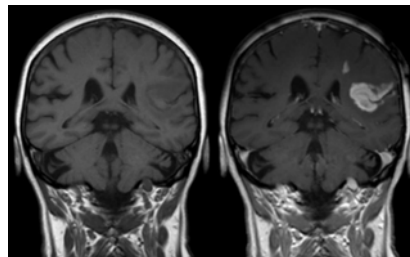
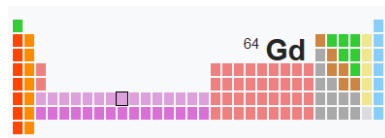
## Kontrastmittel

Gadoliniumhaltige Lösung

Gd  
ist paramagnetisch →

reduziert die Relaxationszeiten

ist giftig, →  
nur im form von  
Chelatkomplex  
anwendbar.

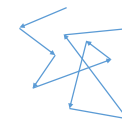


Blut-Gehirn-Schranke nach Infarkt durchlässig für Ga-Kontrastmittel

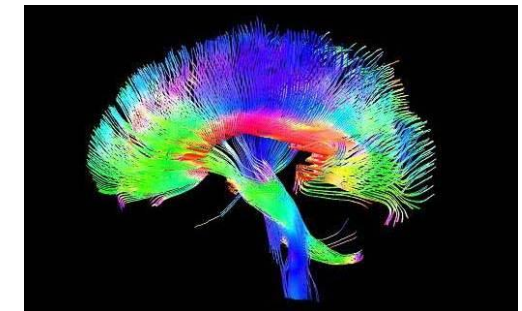
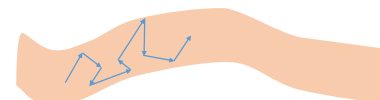
## Diffusionsgewichtete MRT

Diffusions-Tensor-Bildgebung

- Diffusion in freien Raum:



- Diffusion in Fasern:



## BOLD Technique

Blood oxygenation level dependent

Oxygeniertes Hämoglobin ist diamagnetisch

Desoxygeniertes Hämoglobin ist paramagnetisch

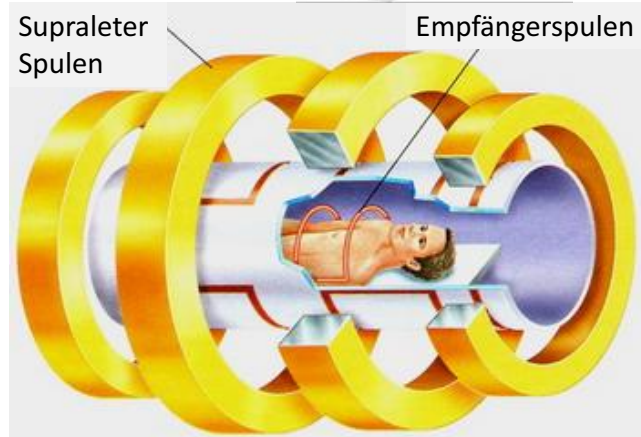


Verkürzt die  $T_2$   
Relaxationszeit

Sichtbare Unterschiede in  $T_2$  gewichtetem Bild

Meistens in fMRI verwendet

## Geräte



## fMRI

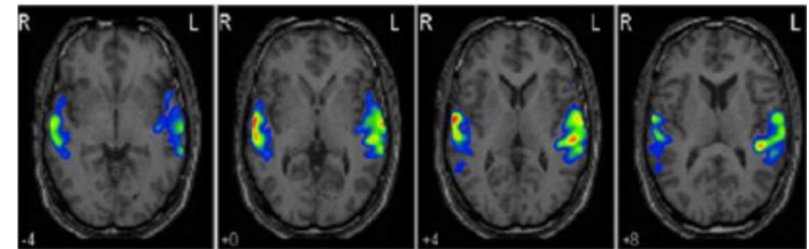
### funktionelle Magnetresonanztomographie

Gehirntätigkeit

Erhöhte Durchblutung

Durchblutung erhöht besser als Oxygenverbrauch

Oxygengehalt des aktivierten Gehirnteiles ist erhöht.



## Vorteile-Nachteile

### Vorteile:

- Keine ionisierende Strahlung
- Besseres Weichteilkontrast

### Nachteile:

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

