

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

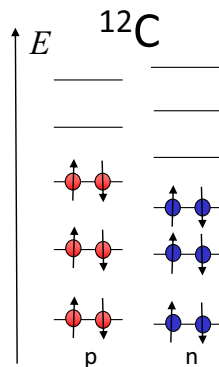
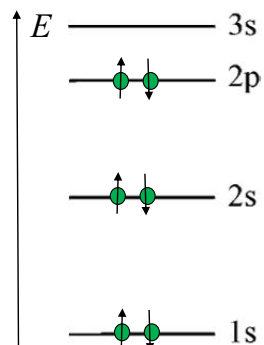
2

Spin

Spin (Spinquantenzahl)

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

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



3

Für Kernspinresonanzverfahren geeignete Kerne

Die Kerne mit ungepaarter Protonen- oder Neutronenzahl

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

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

4

Spin, magnetisches Moment

Spin → magnetisches Moment (μ) [J/T]

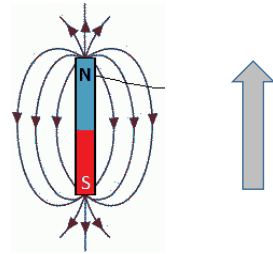
Elementarteilchen mit von null unterschiedlichem Spin weisen eigenes magnetisches Moment auf.

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

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

giromagnetisches Verhältnis
 Unterschiedlich für alle
 Elementarteilchen und Kerne

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

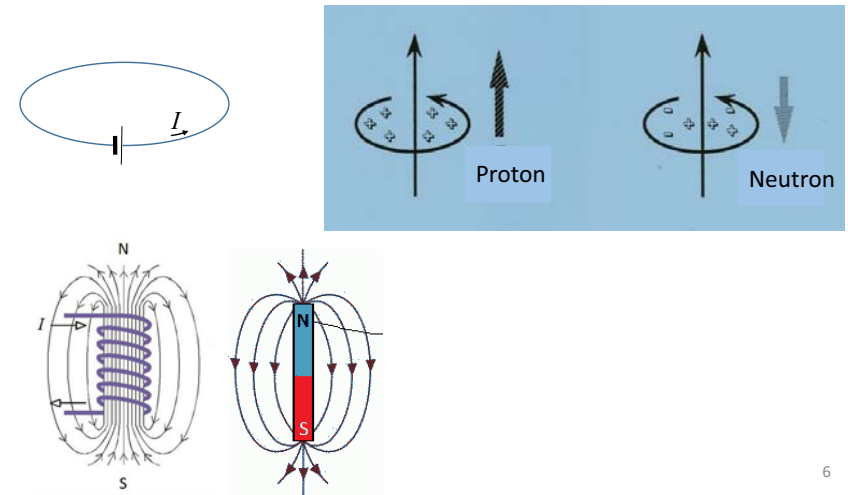


Joule = SI Einheit der Energie
 Tesla = SI Einheit des Magnetfeldes

5

Spin, magnetisches Moment

Naive Erklärung aus der klassischen Physik:

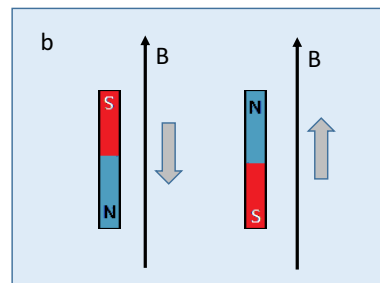
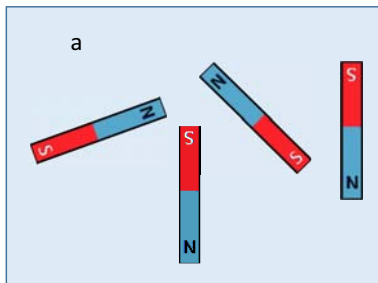


6

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

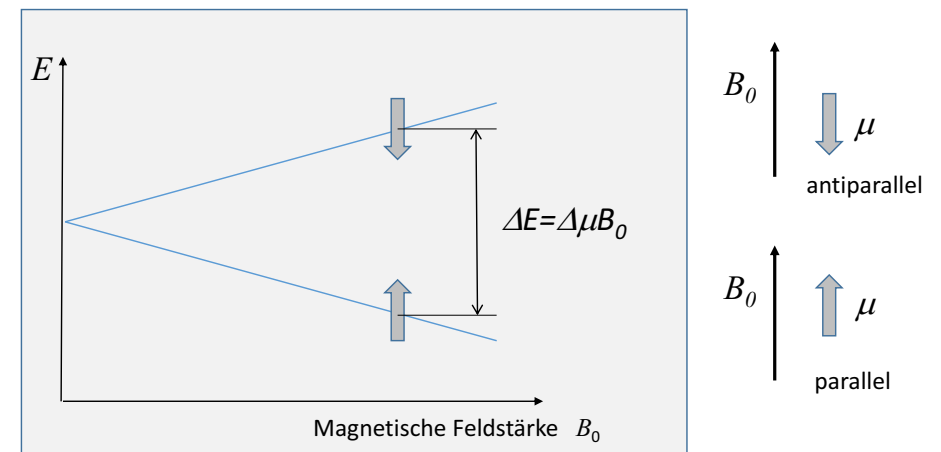


instabiler Zustand
höhere Energie stabiler Zustand
niedrigere Energie

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 $\pm \frac{1}{2} \rightarrow \Delta s=1$

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

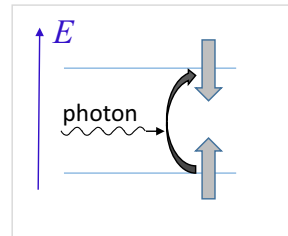
Photonen mit $E_{\text{photon}} = hf = \Delta E$ können Spinübergänge verursachen.

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

Bei $B_0=1\text{T}$ für ein Proton:

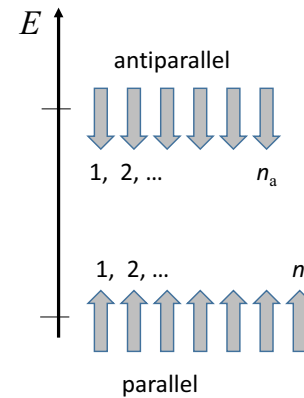
$$\Delta E = 2,8 \cdot 10^{-26} \text{ J } (= 1,75 \cdot 10^{-7} \text{ eV})$$

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



Radiowelle!

Boltzmannsche Verteilung



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

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

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

$$kT \approx 0,025 \text{ eV}$$

(bei Körpertemp.)

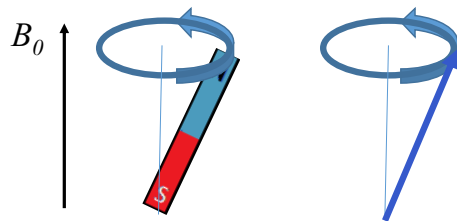
$$n_a \approx n_p$$

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

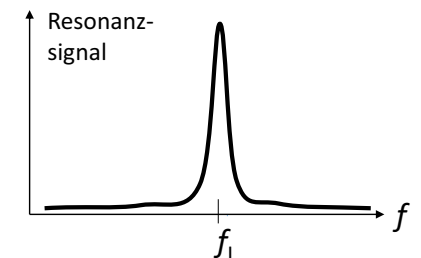
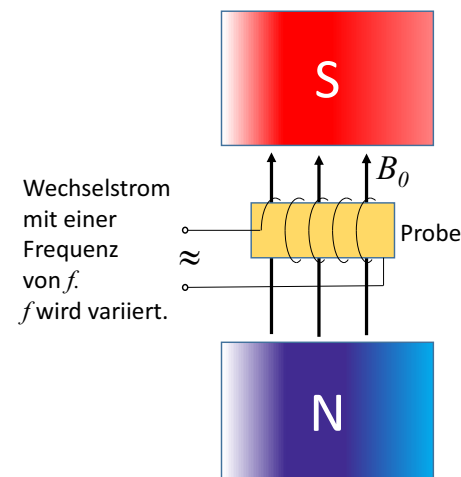
Präzession:

Larmor Frequenz

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

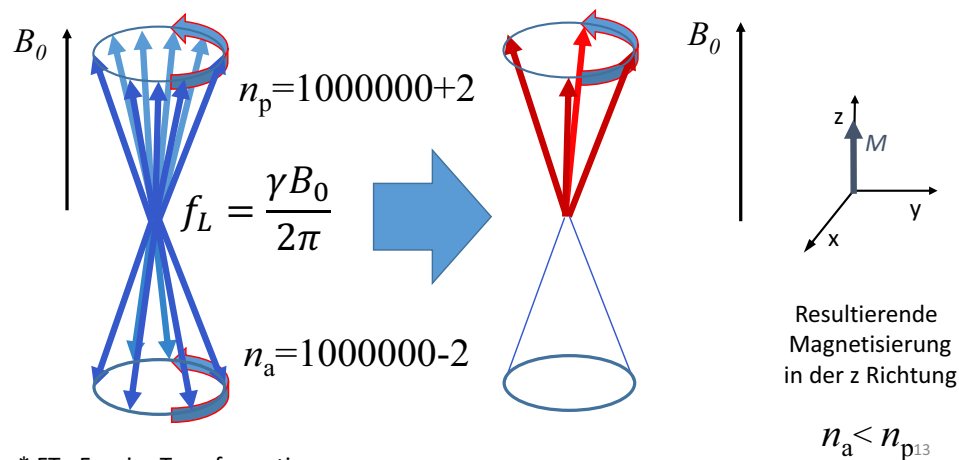
Resonanz mit dem äußeren Wechsellmagnetfeld der zum Spinübergang angewandten Radiowelle

Konventionelle Messung der Kernresonanz



Moderne FT* Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

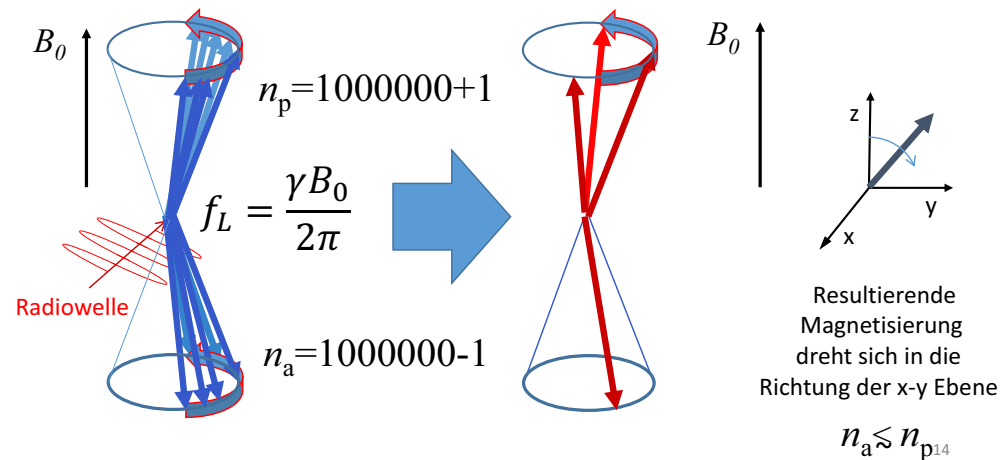
Eine Probe hat viele ($\approx 10^{23}$) Kerne die alle mit einer Larmor –Frequenz präzedieren.
Betrachten wir 2 000 000 Kerne:



* FT= Fourier Transformation

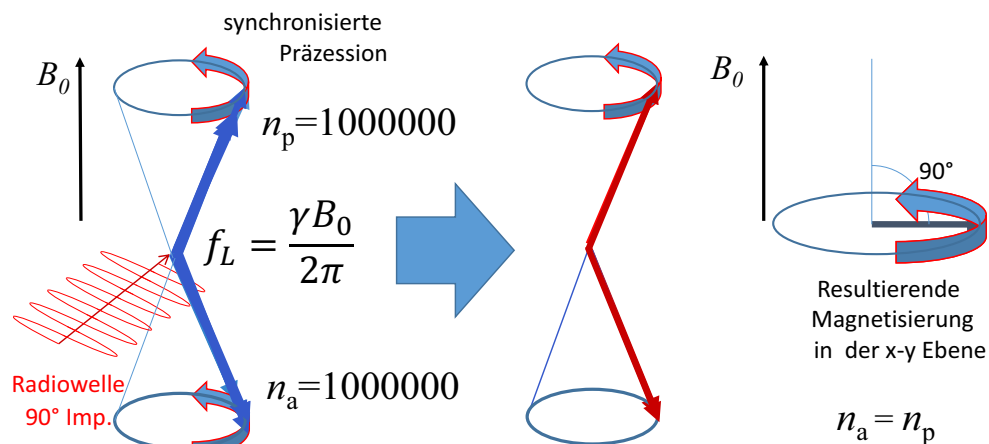
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



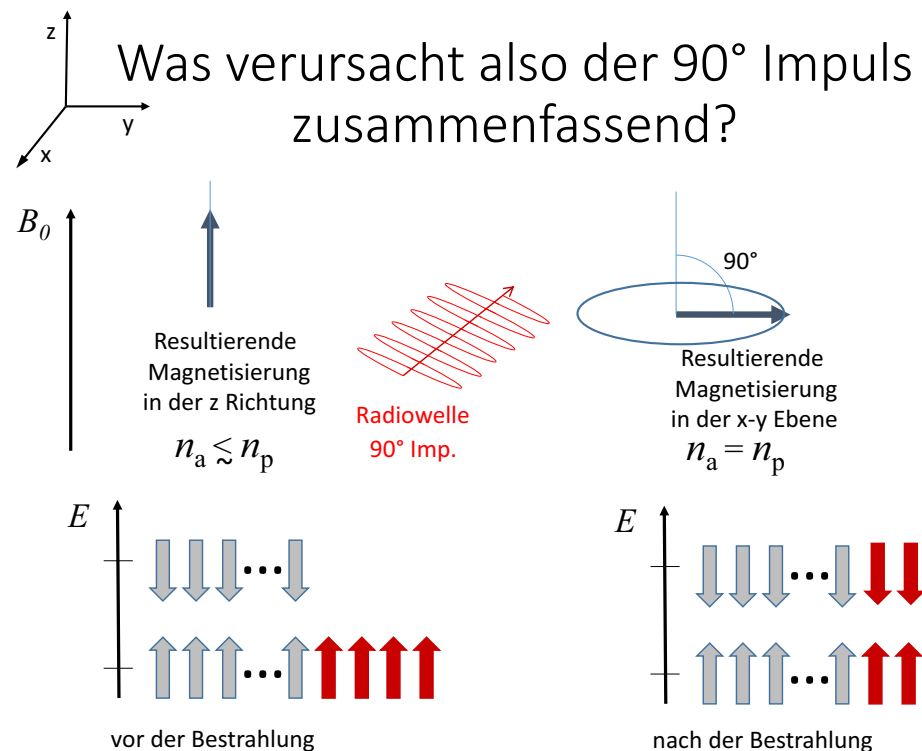
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



15

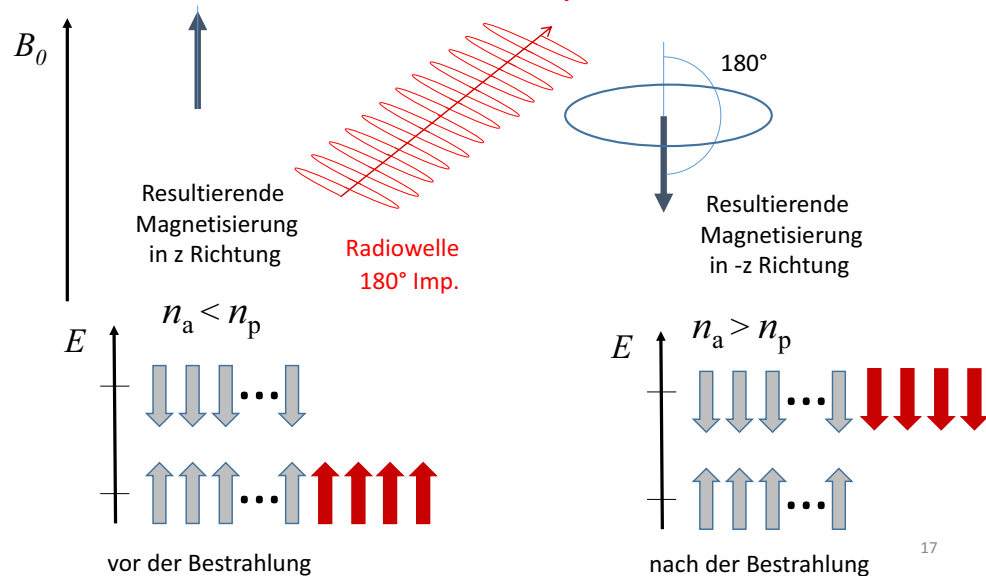
Was verursacht also der 90° Impuls zusammenfassend?



16

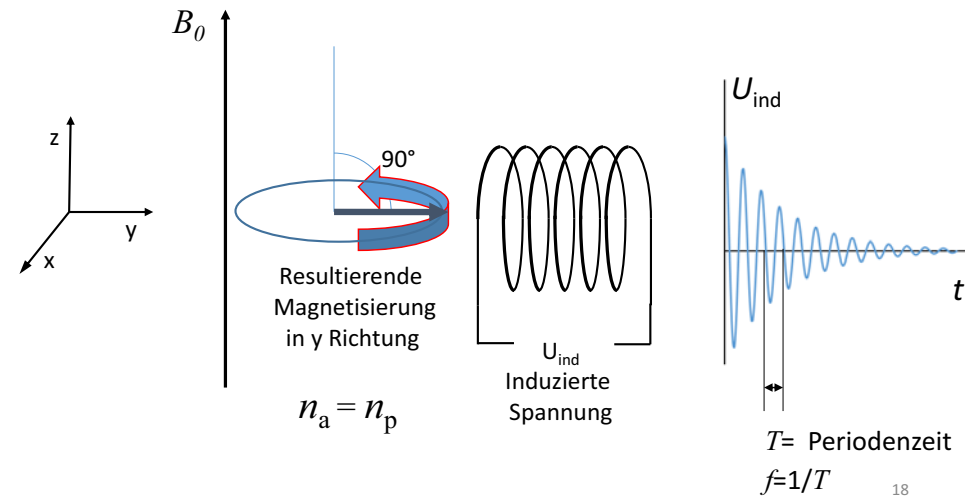
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

Der 180° Impuls

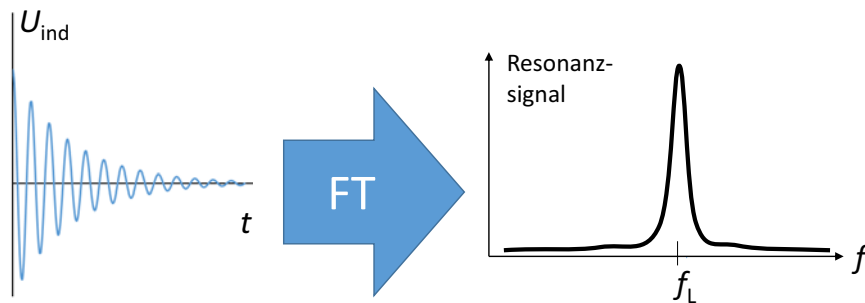


Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



Spektrum aus dem FID Signal

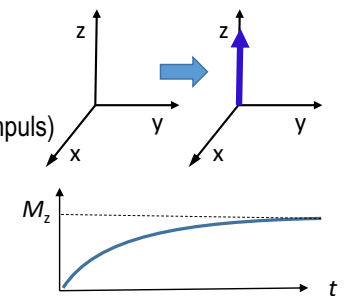


Fourier Transformation

Zwei unabhängige Relaxationen

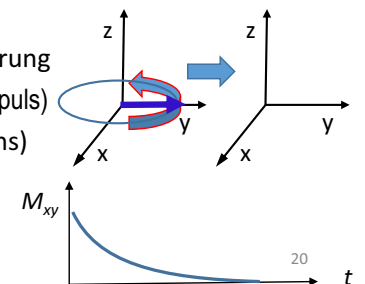
Longitudinale Relaxation:

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



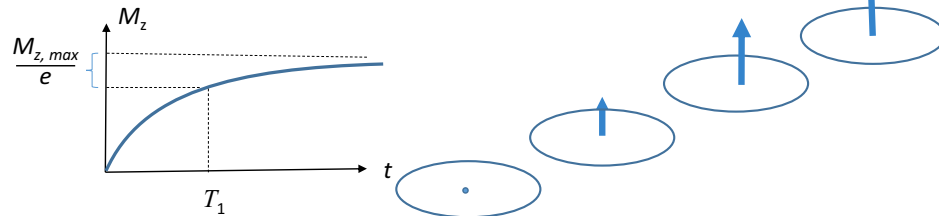
Transversale Relaxation (Dephasierung):

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

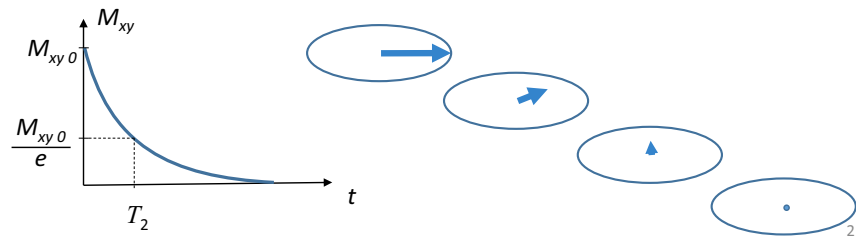


Zwei unabhängige Relaxationen

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

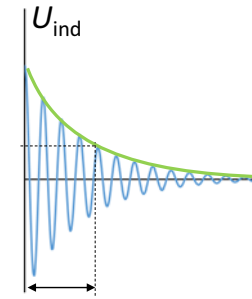


Transversale (Spin-Spin) Relaxation nach einem 90° Impuls:



Messung der Relaxationszeiten

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



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

T_2 in homogener Umgebung
 T_2^* in inhomogener Umgebung

22

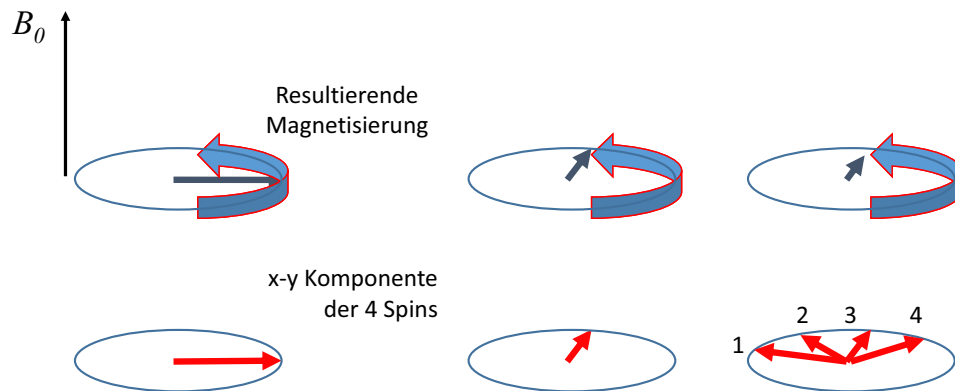
Dephasierung wegen Inhomogenität

Gerade nach einem 90° Impuls

Eine gewisse Zeit nach dem 90° Impuls

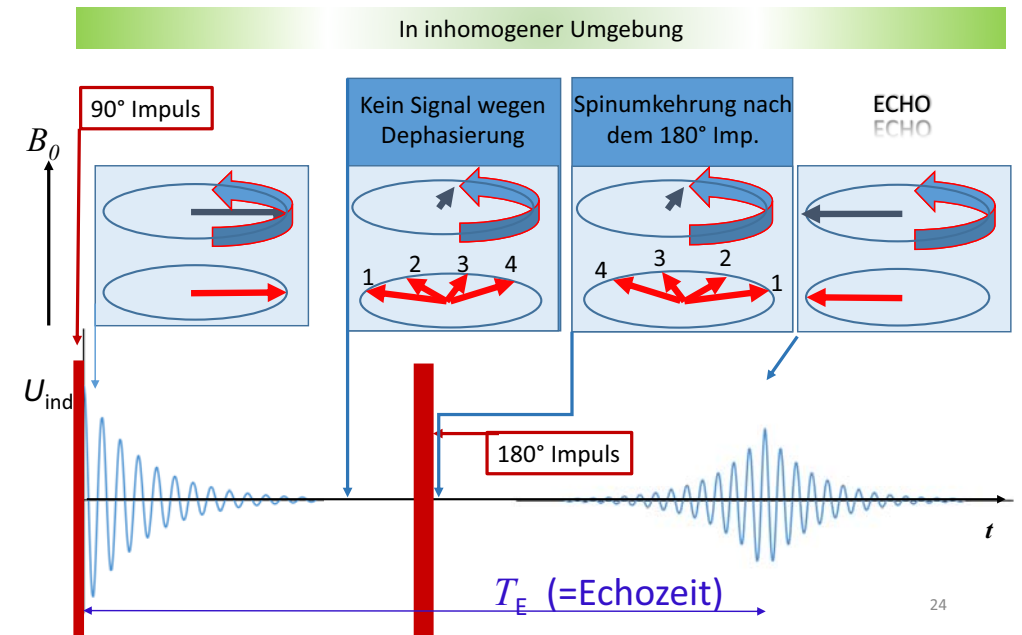
Homogene Umgebung

Inhomogene Umgebung

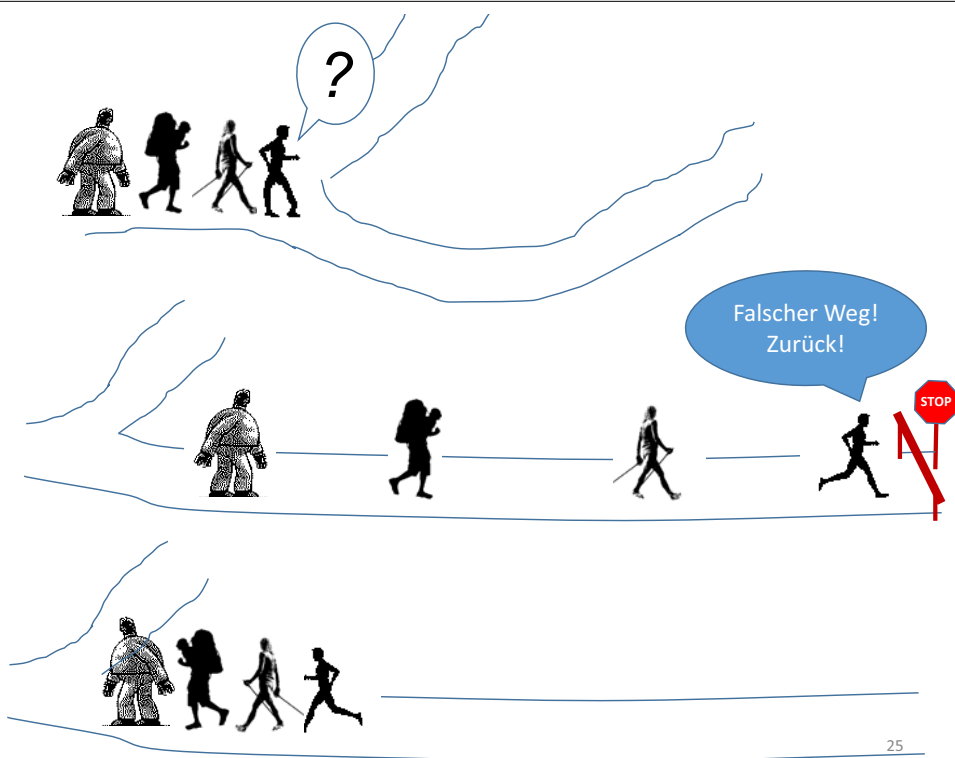


23

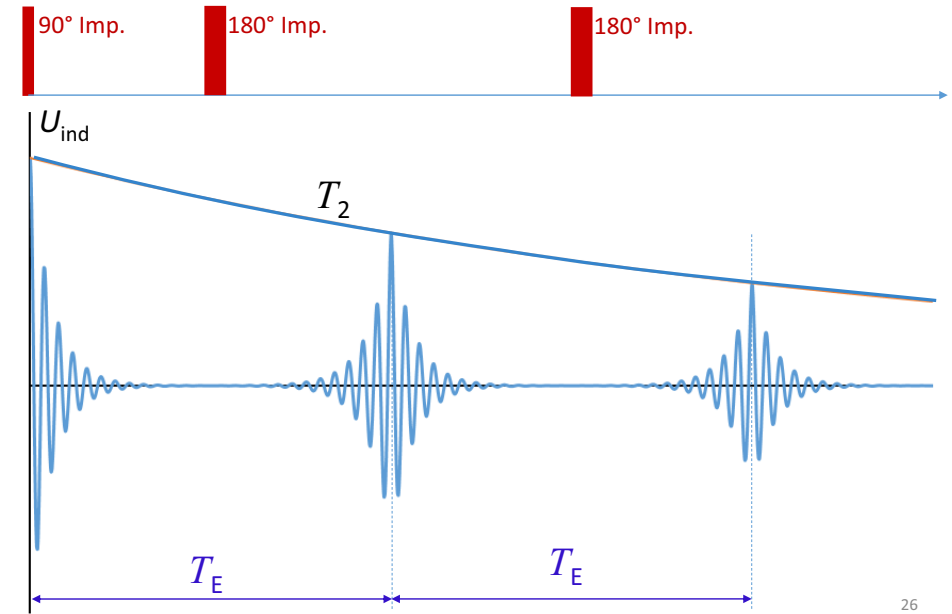
Echoverfahren



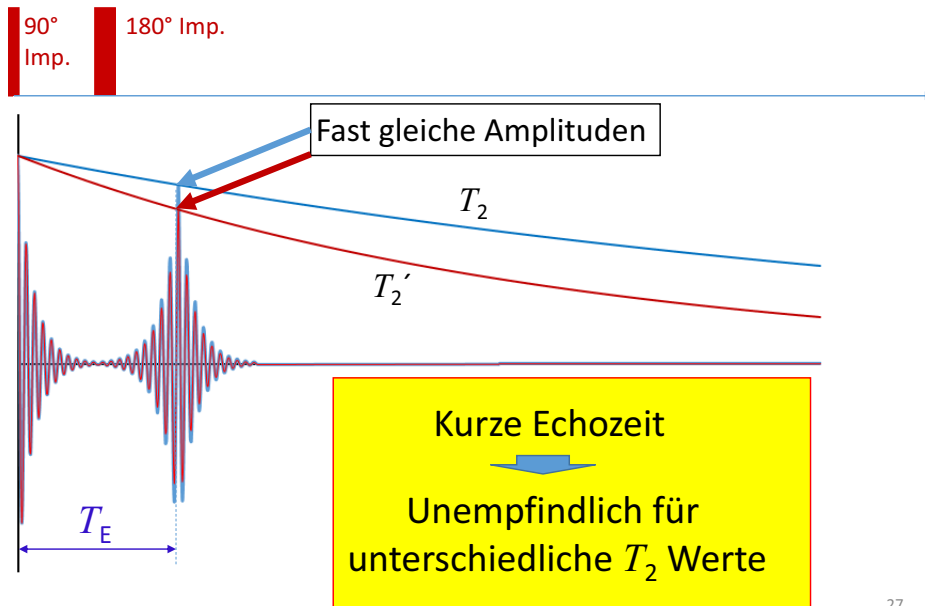
24



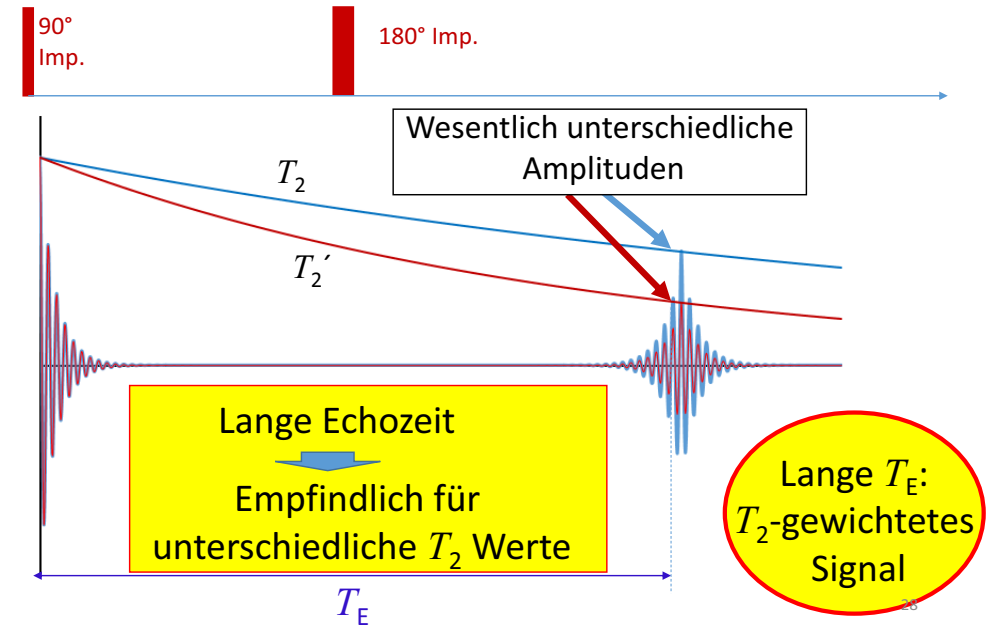
Messung der „echten“ T_2 Relaxationszeit



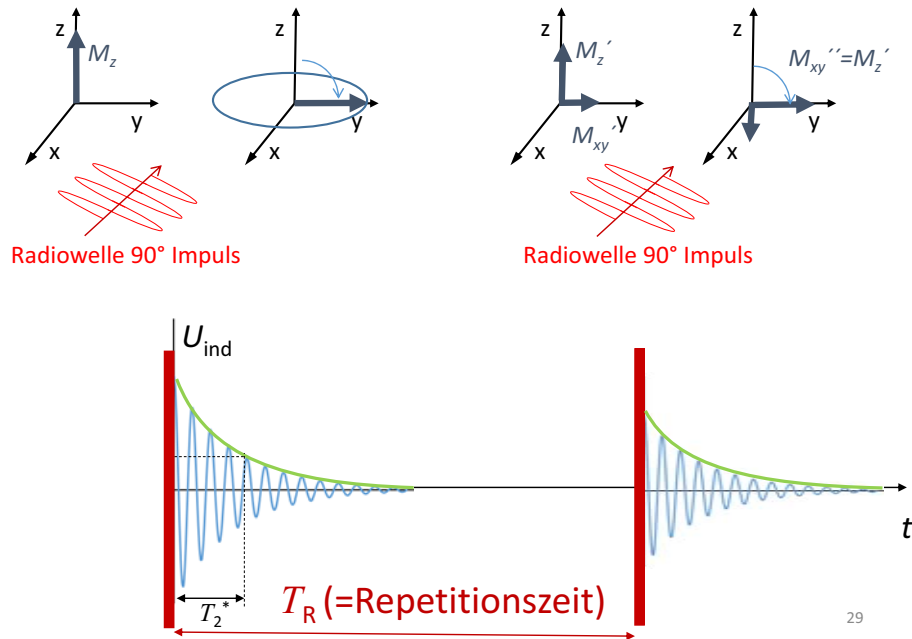
Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2



Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2

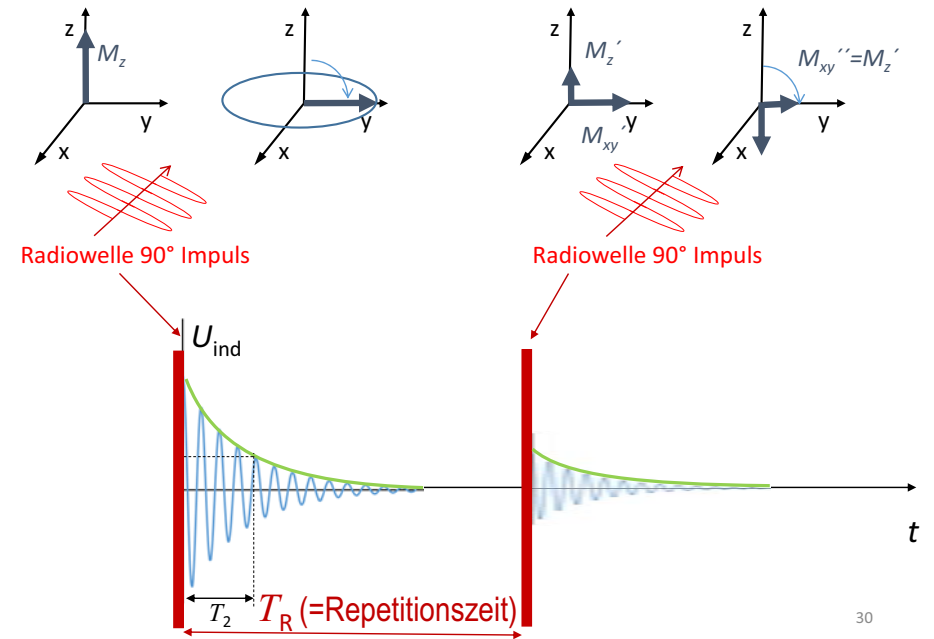


Messung der T_1 Relaxationszeit

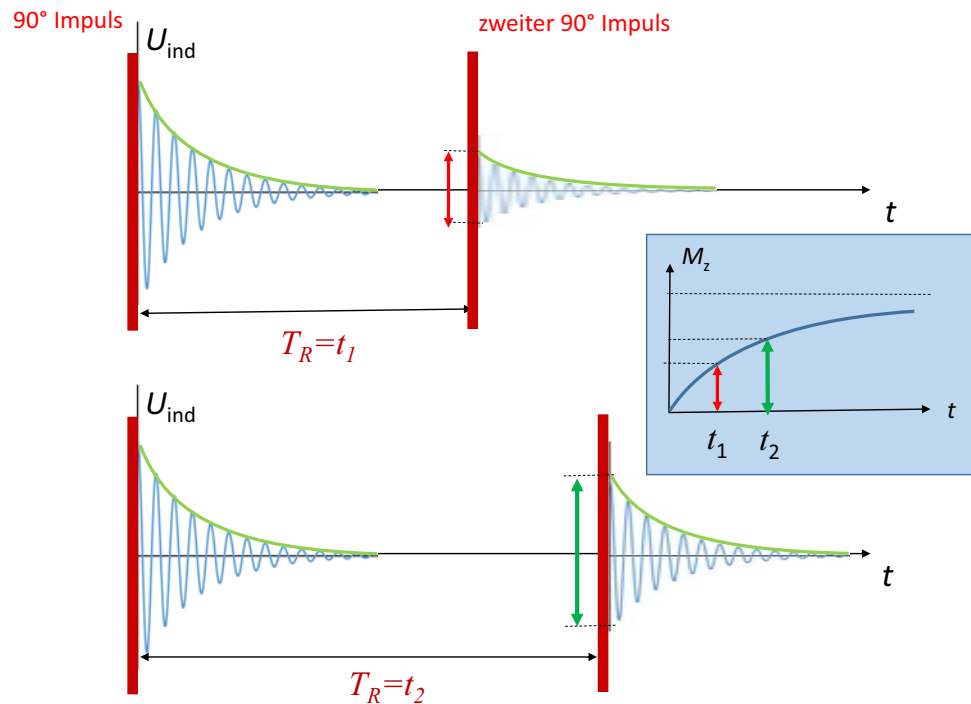


29

Messung der T_1 Relaxationszeit

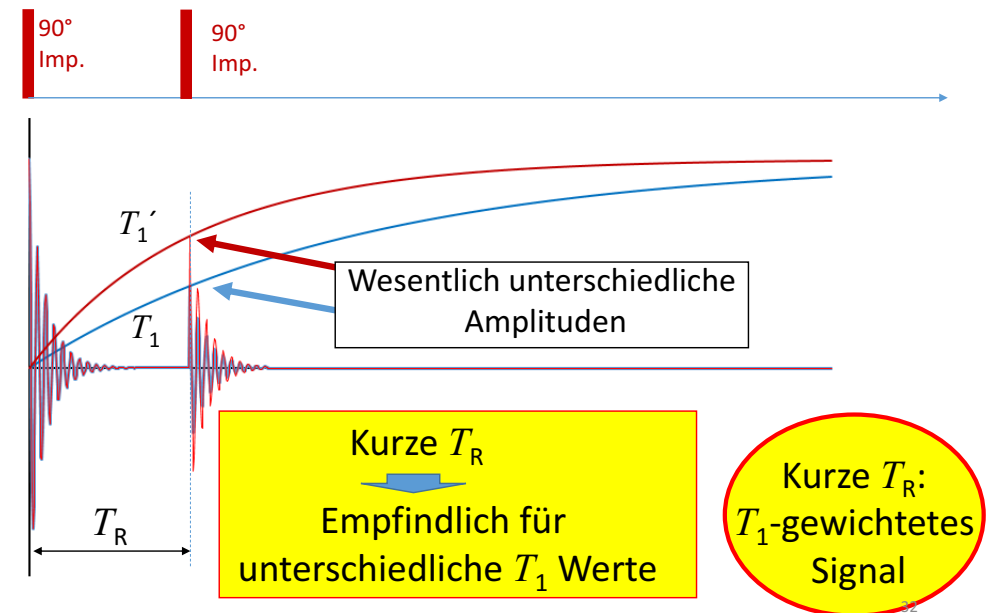


30



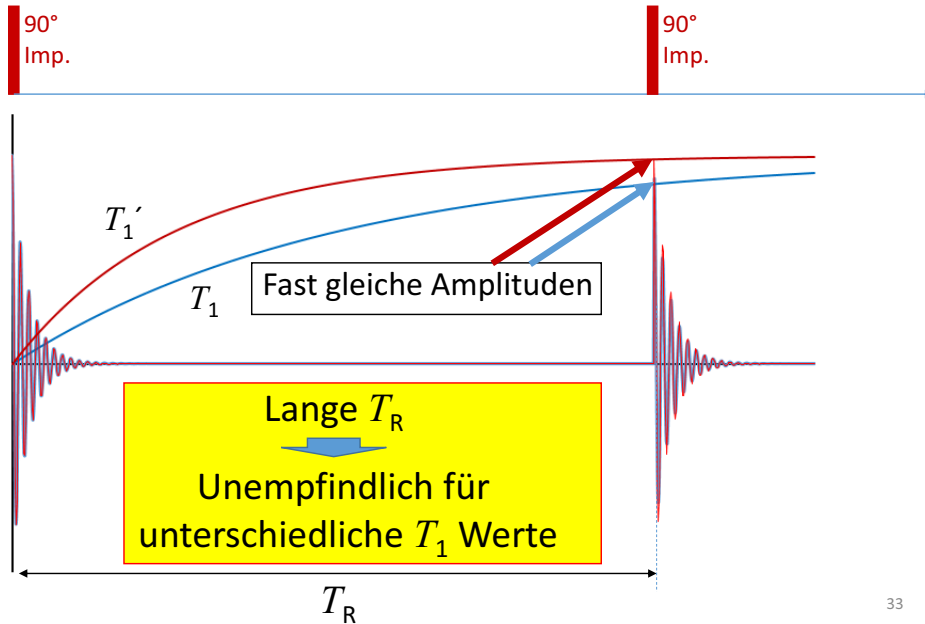
31

Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_1



32

Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_1



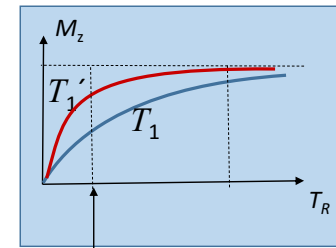
33

Messbare Parametern:

Spindichte (Dichte von H Atome)

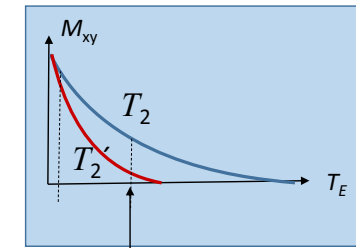
(Signalstärke ist mit der Spindichte proportional)

T_1 und T_2 Relaxationszeiten



Kontrast

Kurze $T_1 \Rightarrow$ starkes Signal



Kontrast

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

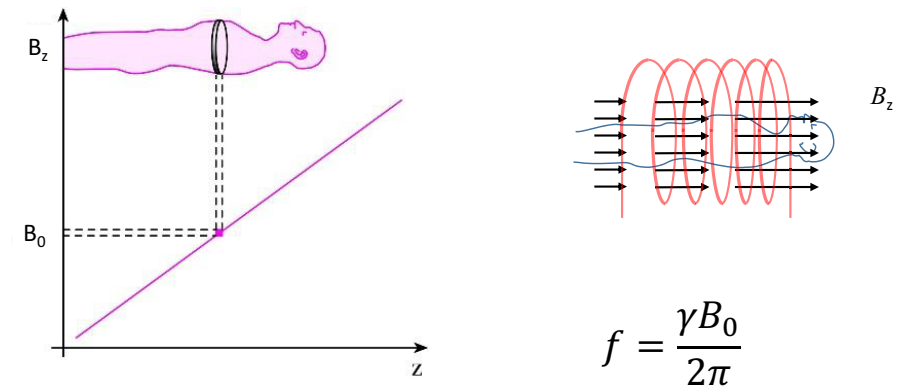
Wie bekommt man ein Bild?



37

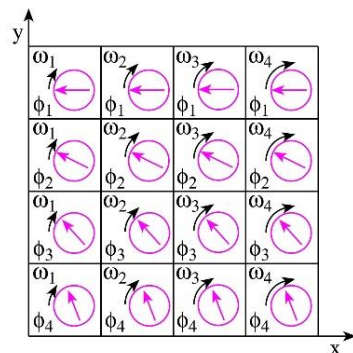
Auswahl einer Schicht

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.



38

Kodierung in einer Schicht



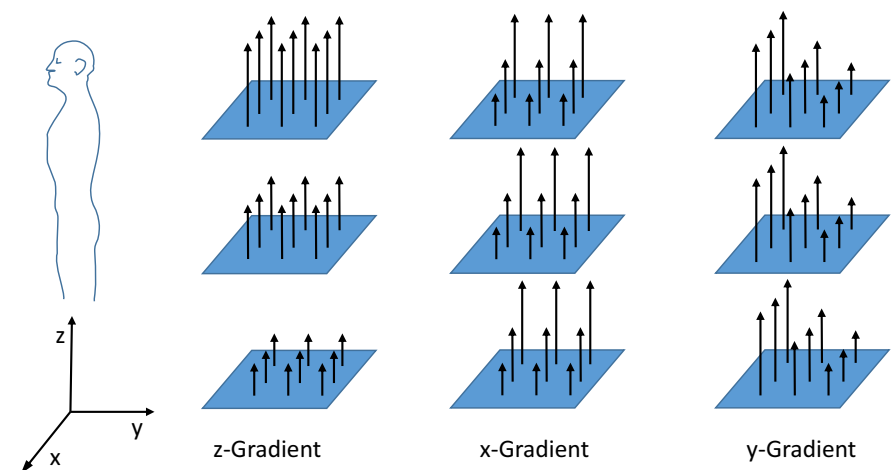
Y-Kodierung: Phase

X-Kodierung: Frequenz

39

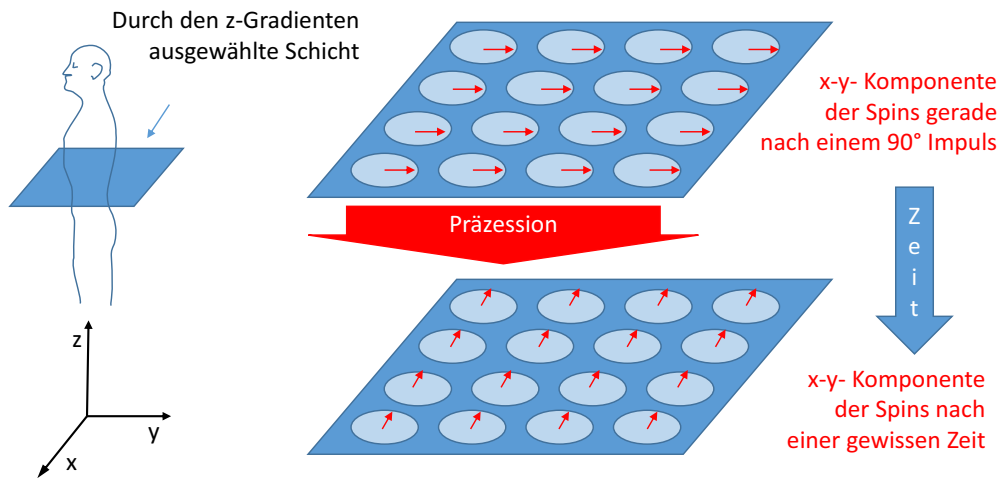
Gradientfelder

Gradientfeld = Ortsabhängiges Magnetfeld



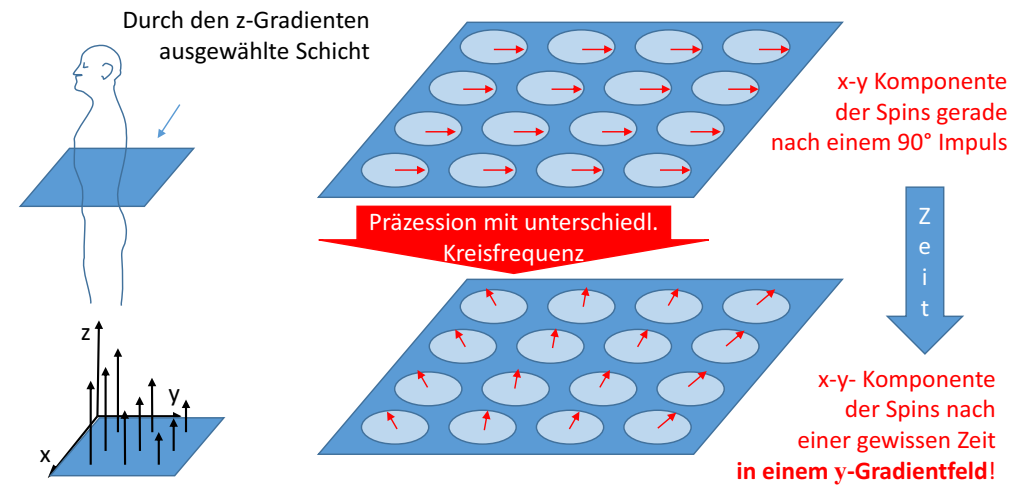
40

Freie Präzession der Spins



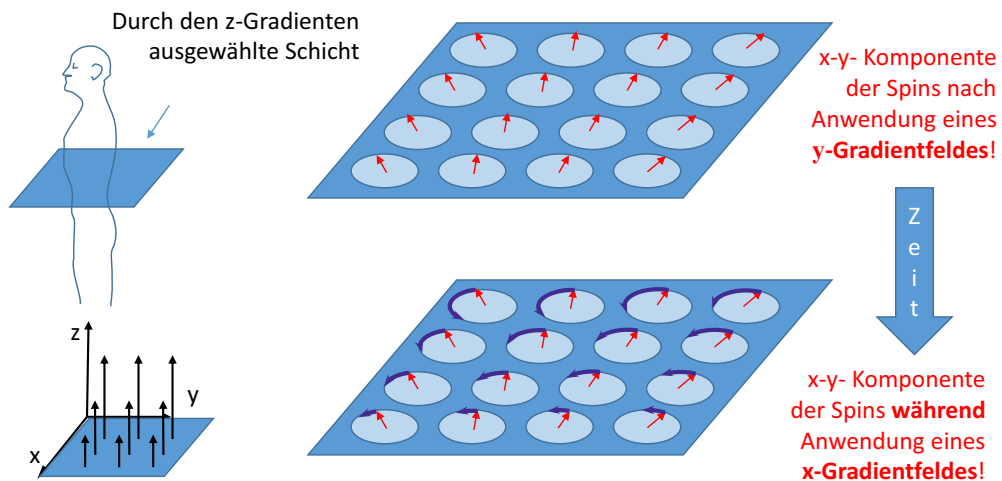
41

Phasenkodierung mit einem y-Gradientfeld

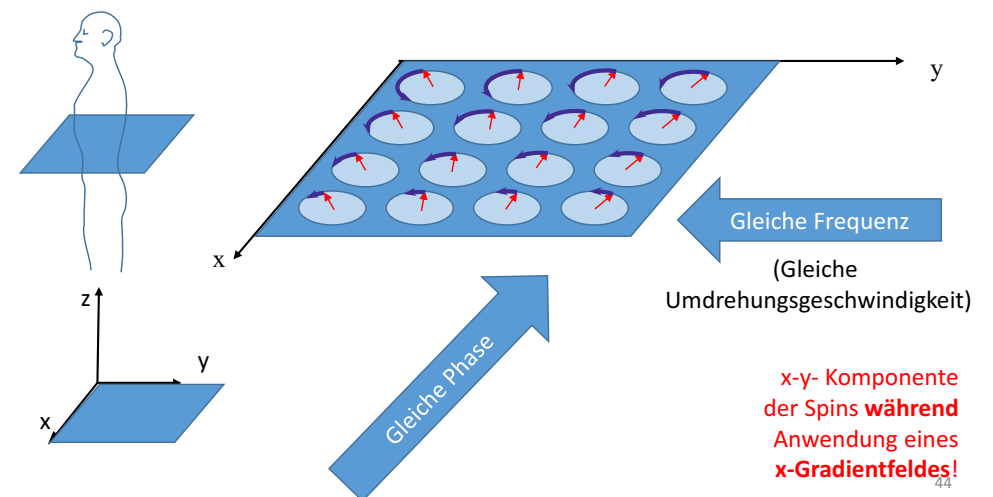


42

Frequenzkodierung mit x-Gradientfeld

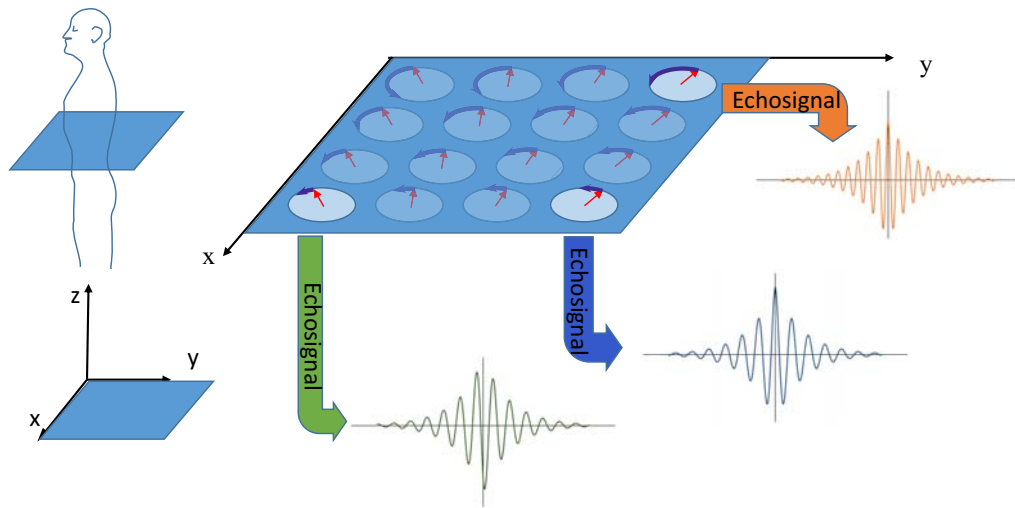


43



44

Detektierung



während Anwendung eines x-Gradientes!

Dekodierung der Phasen und Frequenzinformationen

Zweidimensionale Fourier Transformation

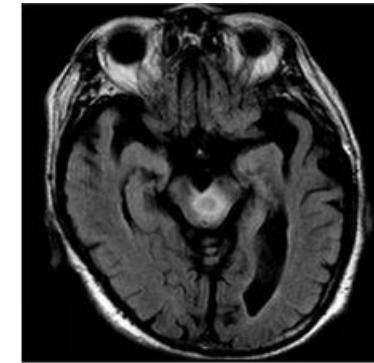


Abbildung aus: Song TJ, Suh SH, Cho H, Lee KY - Yonsei Med J. (2010)

Bilder

Protonendichte

T_1 gewichtetes B. T_2 gewichtetes B.

Proton density weighting

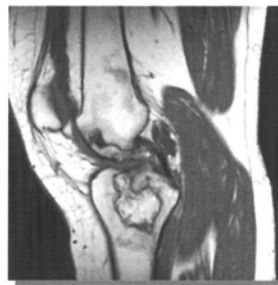
Relaxation weighting

T_1 -weighting

T_2 -weighting



TR long
TE short



TR short
TE short



TR long
TE long

47

Kontrastmittel

Gadoliniumhaltige Lösung

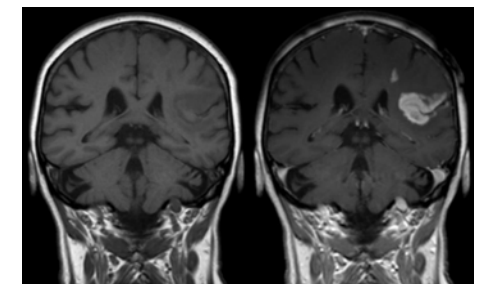
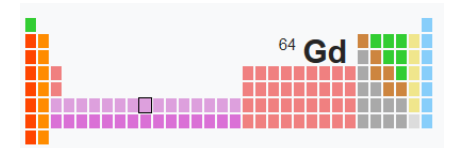
Gd

ist paramagnetisch →

reduziert die Relaxationszeiten

ist giftig, →

nur in Form von
Chelatkomplex
anwendbar.



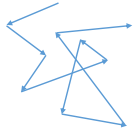
Blut-Gehirn-Schranke nach Infarkt durchlässig für Ga-Kontrastmittel

48

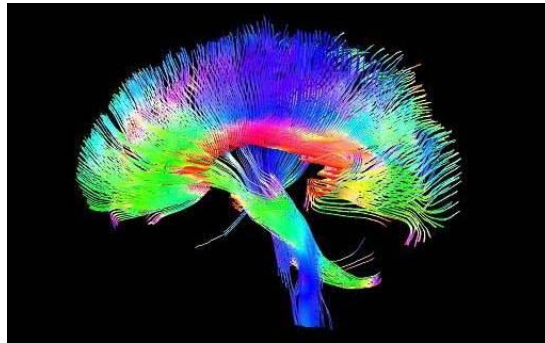
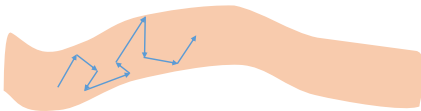
Diffusionsgewichtete MRT

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

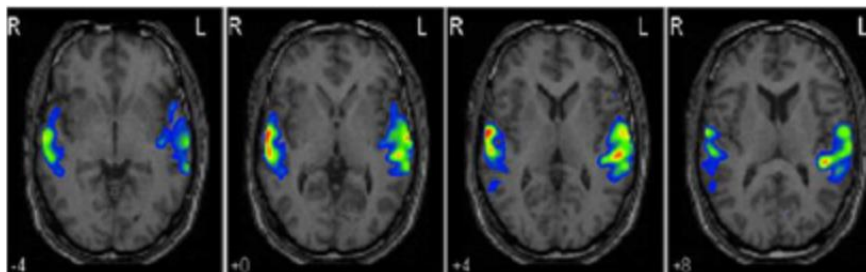
funktionelle Magnetresonanztomographie

Gehirntätigkeit

Erhöhte Durchblutung

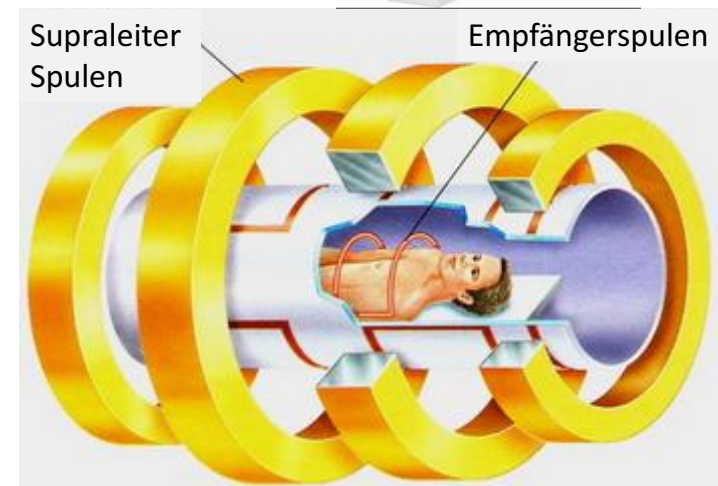
Durchblutung erhöht besser als Oxygenverbrauch

Oxygengehalt 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.