

NMR und MRI

oder

Kernspintomographie

László Smeller

1

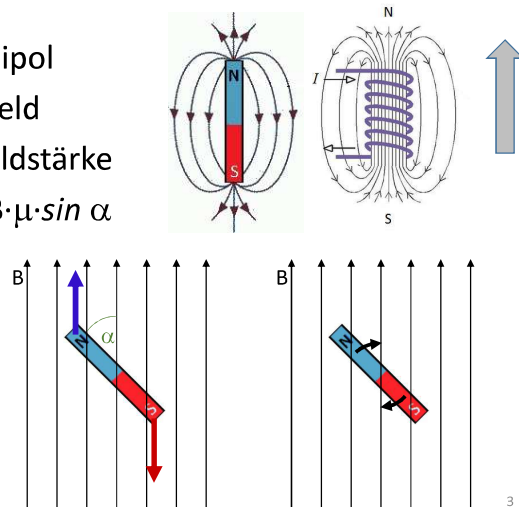
Benennungen

- NMR = Nuclear Magnetic Resonance
Kernmagnetische Resonanz
- NMR Spektroskopie: informiert über der Wechselwirkungen der Atome in einem Molekül.
- NMR Tomographie:
bildgebendes diagnostisches Verfahren.
- MRI=Magnetic Resonance Imaging
Magnetische Resonanzbildgebung
- MRT=Magnetische Resonanztomographie

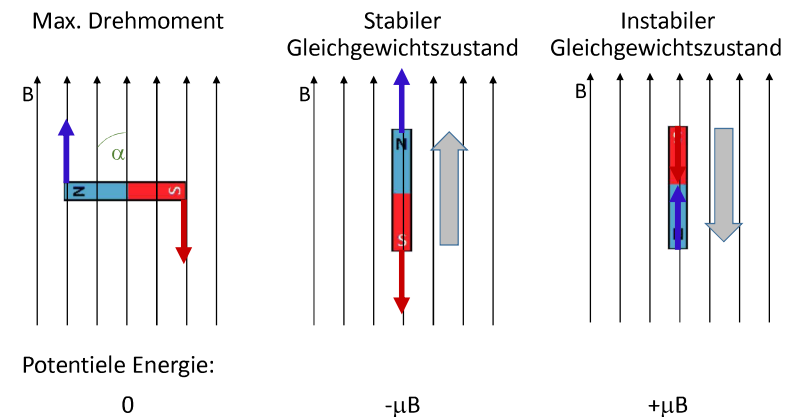
2

Einführung: Magnetismus

- Magnetischer Dipol
- Magnetisches Feld
- Magnetische Feldstärke
- Drehmoment: $B \cdot \mu \cdot \sin \alpha$



3



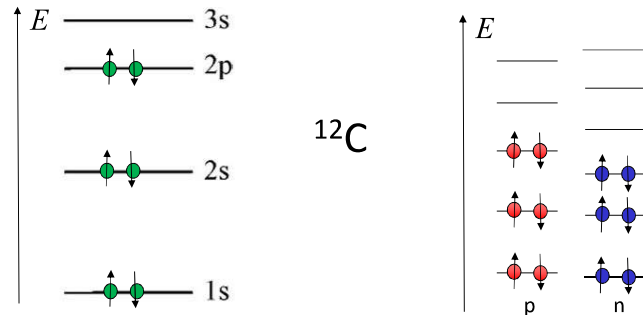
4

Spin

Spin (Spinquantenzahl)

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

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



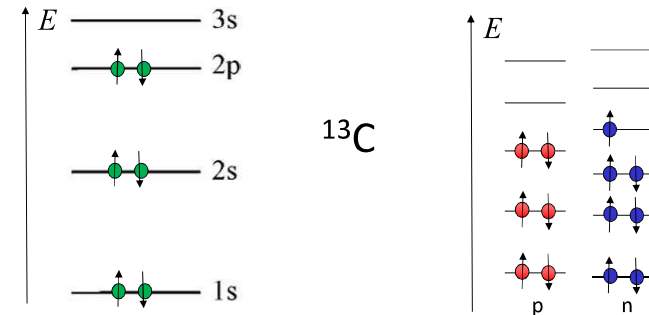
5

Spin

Spin (Spinquantenzahl)

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

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



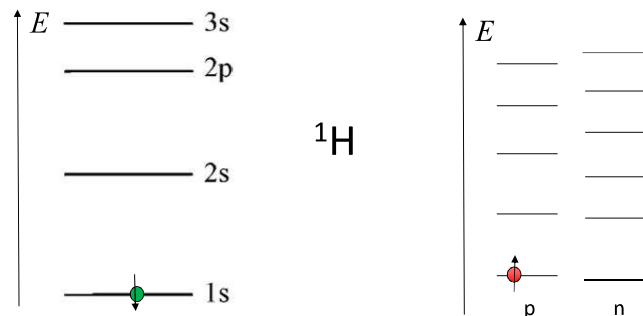
6

Spin

Spin (Spinquantenzahl)

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

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



7

Für Kernspinresonanzverfahren geeignete Kerne

Die Kerne mit ungepaarter Protonen- oder Neutronenzahl

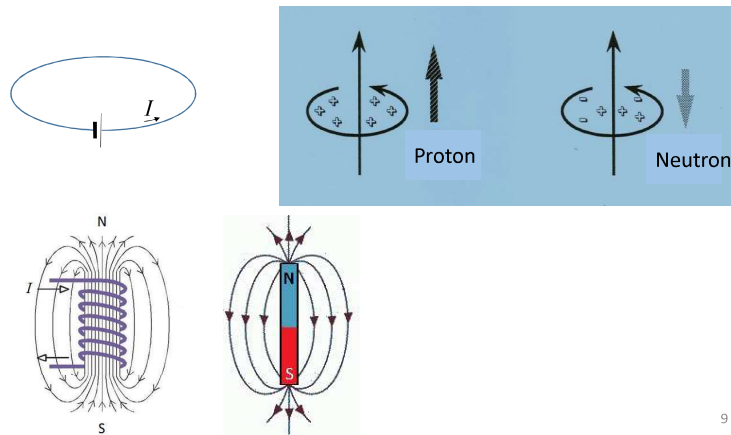
^1H , ^2H , ^3H , ^3He , ^4He , ^{12}C , ^{13}C , ^{14}C , ^{14}N , ^{15}N , ^{16}O , ^{17}O , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P ...

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

8

Spin, magnetisches Moment

Naive Erklärung aus der klassischen Physik:



9

Spin, magnetisches Moment

Spin → magnetisches Moment (μ) [J/T]

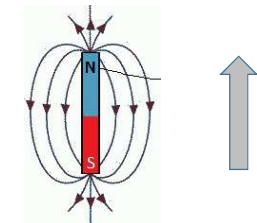
Elementarteilchen mit von null unterschiedlichem Spin weisen eigenes magnetisches Moment auf.

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

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

giromagnetisches Verhältnis
Unterschiedlich für alle Elementarteilchen und Kerne

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



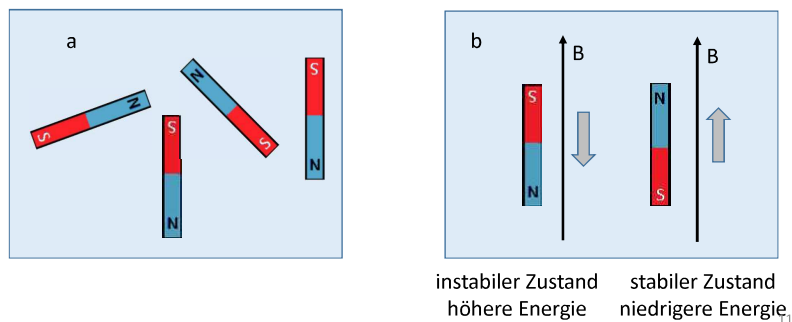
Joule = SI Einheit der Energie
Tesla = SI Einheit des Magnetfeldes

10

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

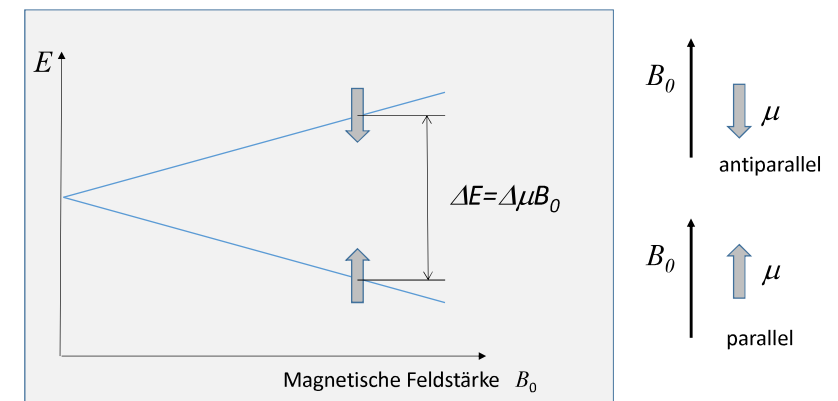


11

Zeemansche Aufspaltung

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

- Energiezustände in einem Magnetfeld



12

Zeemansche Aufspaltung

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

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

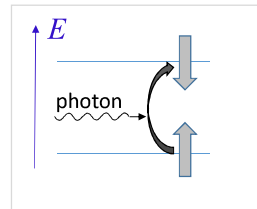
Photonen mit $E_{\text{photon}} = hf = \Delta E$ können Spinübergänge verursachen.

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

Bei $B_0=1\text{T}$ für ein Proton:

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

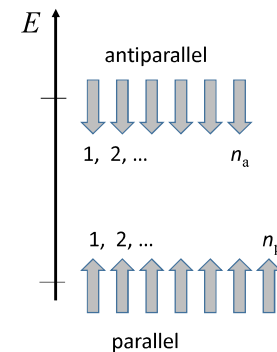
$$f = \Delta E/h = 2,8 \cdot 10^{-26} \text{ J } / 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ Js} = 4,26 \cdot 10^7 \text{ Hz} = 42,6 \text{ MHz}$$



Radiowelle!

13

Boltzmannsche Verteilung



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

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

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

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

$$n_a \approx n_p$$

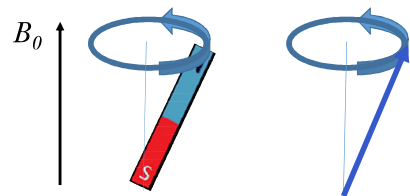
z.B.: wenn $n_a + n_p = 2\,000\,000$
dann $n_a - n_p = 4$

d.h.: 4 aus 2 000 000 Kerne sind nicht ausgeglichen
In 1cm^3 Wasser: $1,3 \cdot 10^{17}$ - " -

14

Klassische Beschreibung: Präzession

Präzession wegen des Drehmomentes



Frequenz der Präzession:

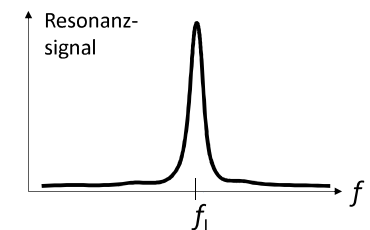
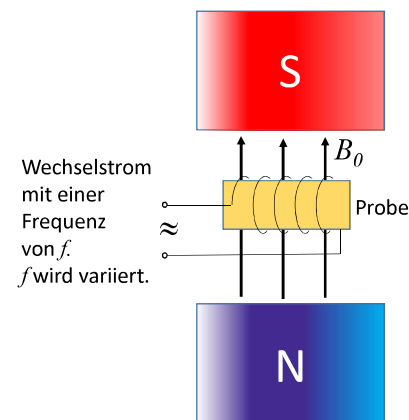
Larmor Frequenz

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

Resonanz mit dem äußeren Wechselmagnetfeld der zum Spinübergang angewandten Radiowelle

15

Konventionelle Messung der Kernresonanz

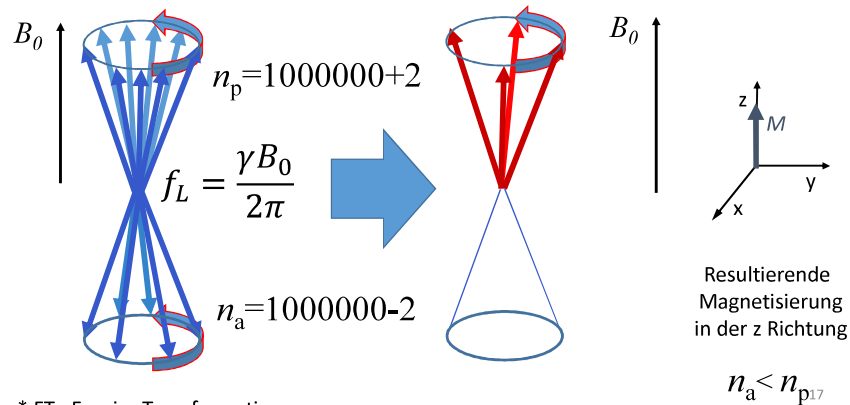


$$f_L = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

16

Moderne FT* Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

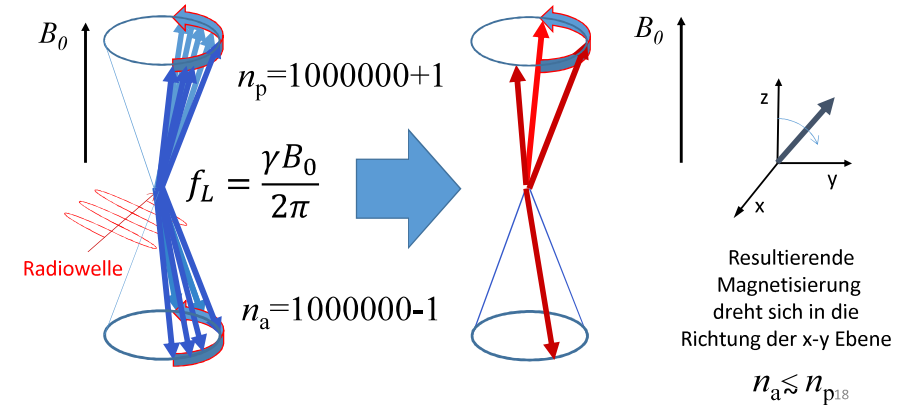
Eine Probe hat viele ($\approx 10^{23}$) Kerne die alle mit einer Larmor –Frequenz präzedieren.
Betrachten wir 2 000 000 Kerne:



* FT= Fourier Transformation

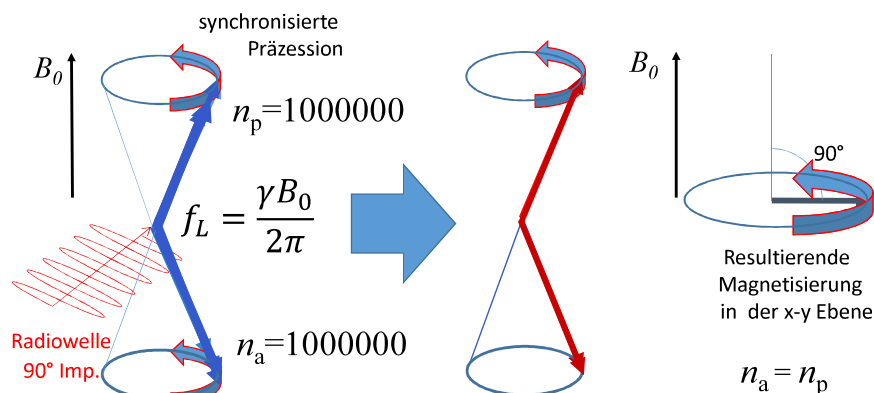
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



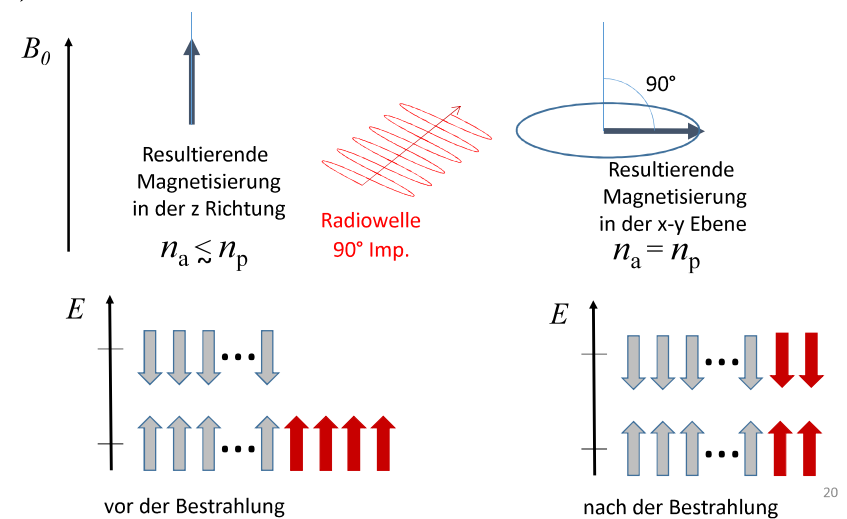
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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

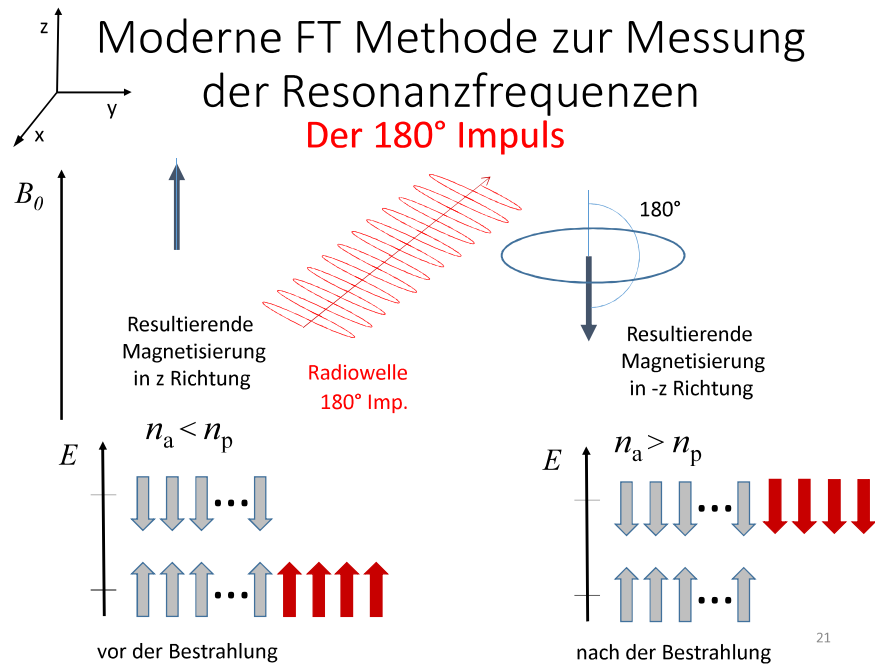


19

Was verursacht also der 90° Impuls zusammenfassend?

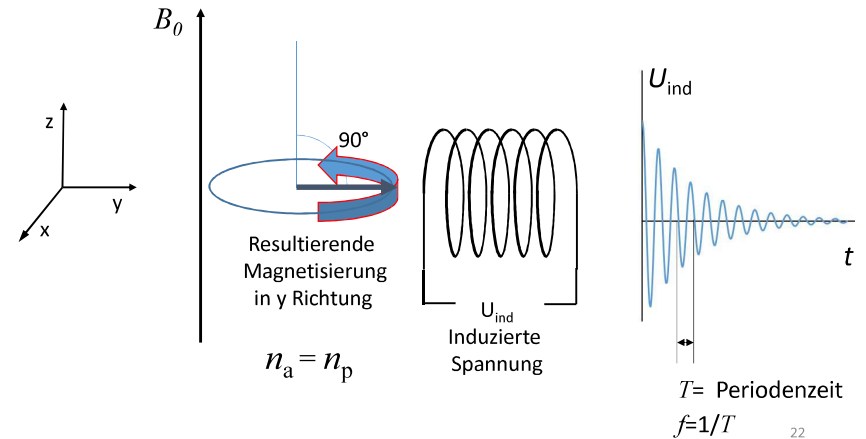


20

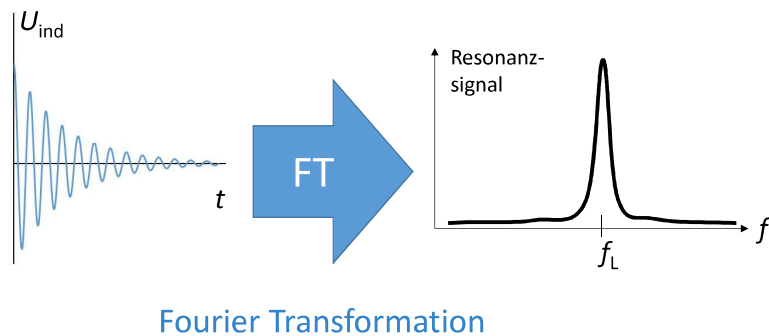


Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



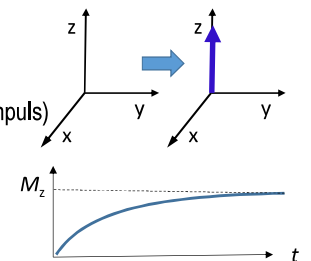
Spektrum aus dem FID Signal



Zwei unabhängige Relaxationen

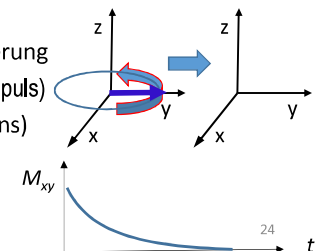
Longitudinale Relaxation:

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



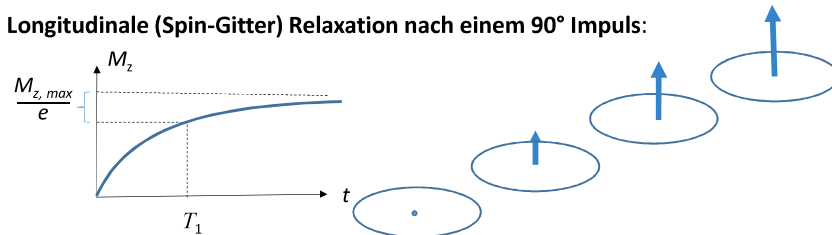
Transversale Relaxation (Dephasierung):

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

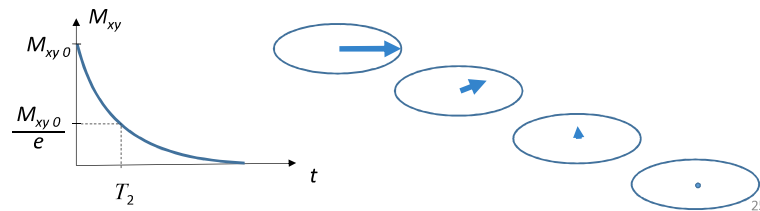


Zwei unabhängige Relaxationen

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

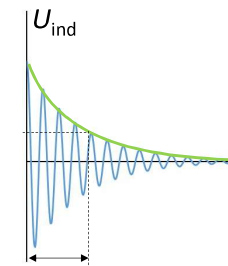


Transversale (Spin-Spin) Relaxation nach einem 90° Impuls:



Messung der Relaxationszeiten

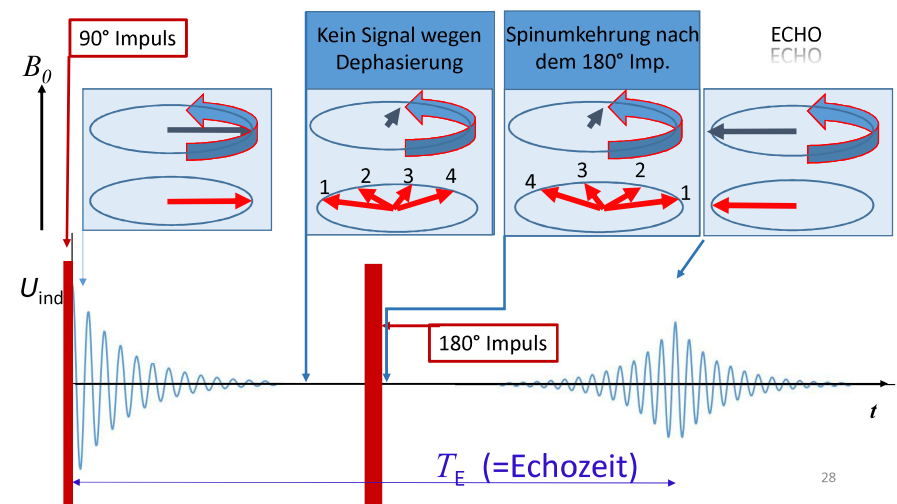
T_2 : Abklingen des FID Signals (nur wenn die Spins in identischer Umgebung sind).



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

Echowverfahren

In inhomogener Umgebung



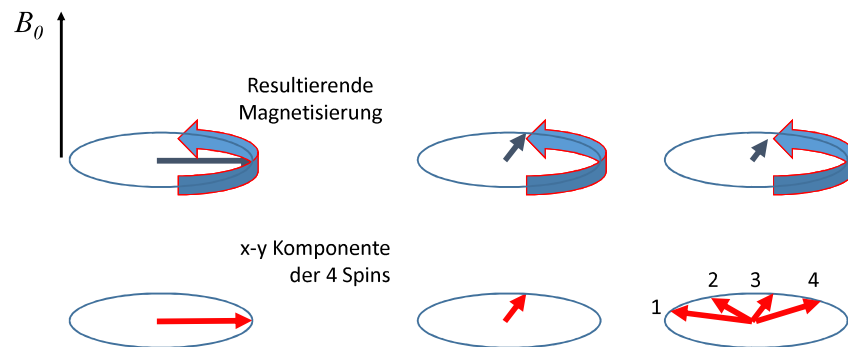
Dephasierung wegen Inhomogenität

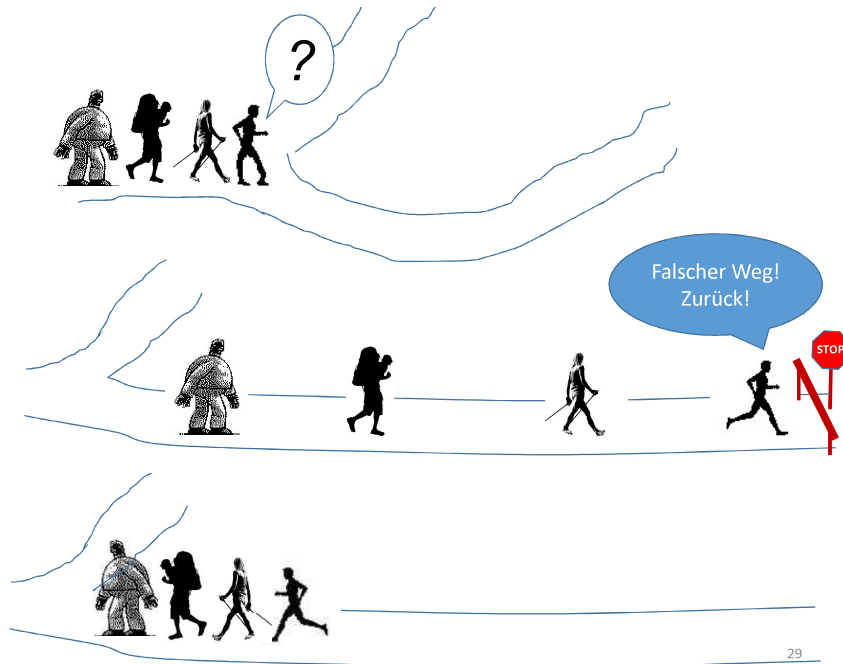
Gerade nach einem 90° Impuls

Eine gewisse Zeit nach dem 90° Impuls

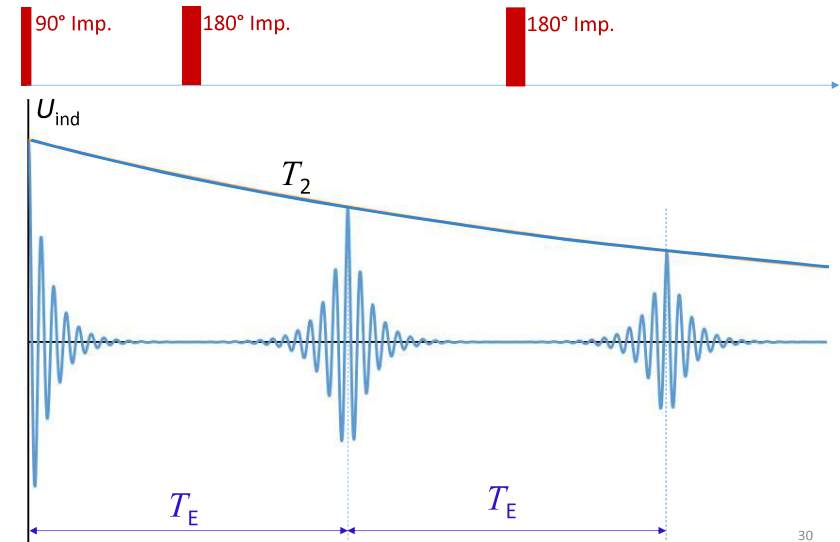
Homogene Umgebung

Inhomogene Umgebung

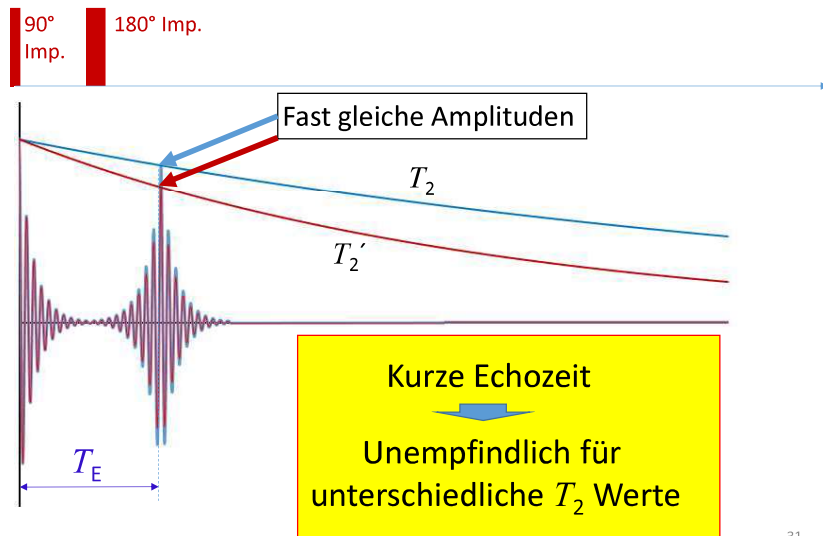




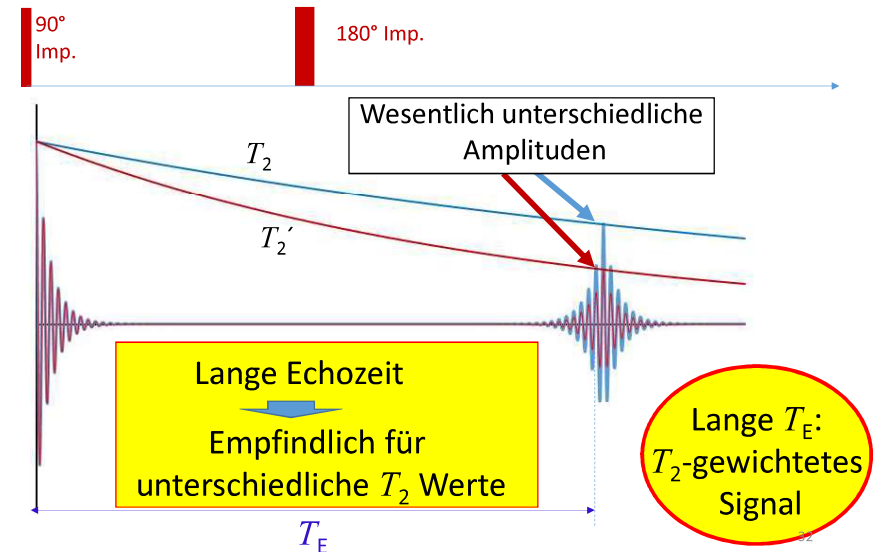
Messung der „echten“ T_2 Relaxationszeit



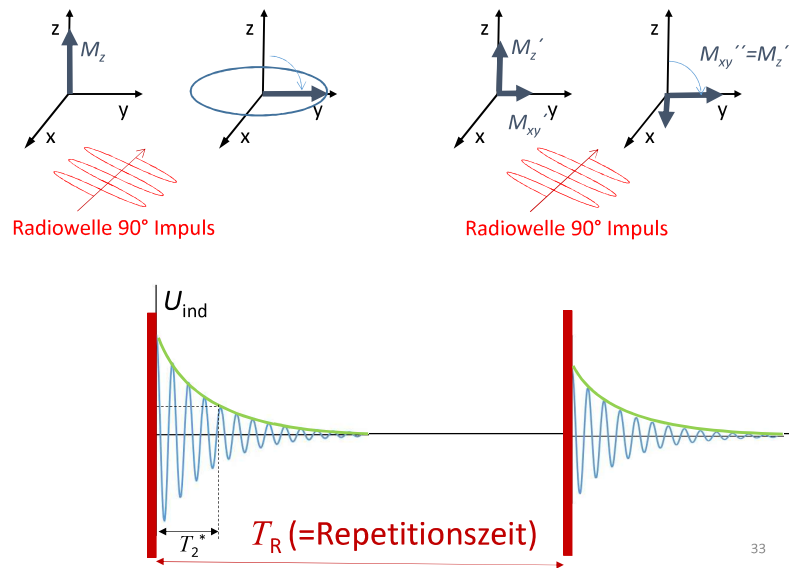
Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2



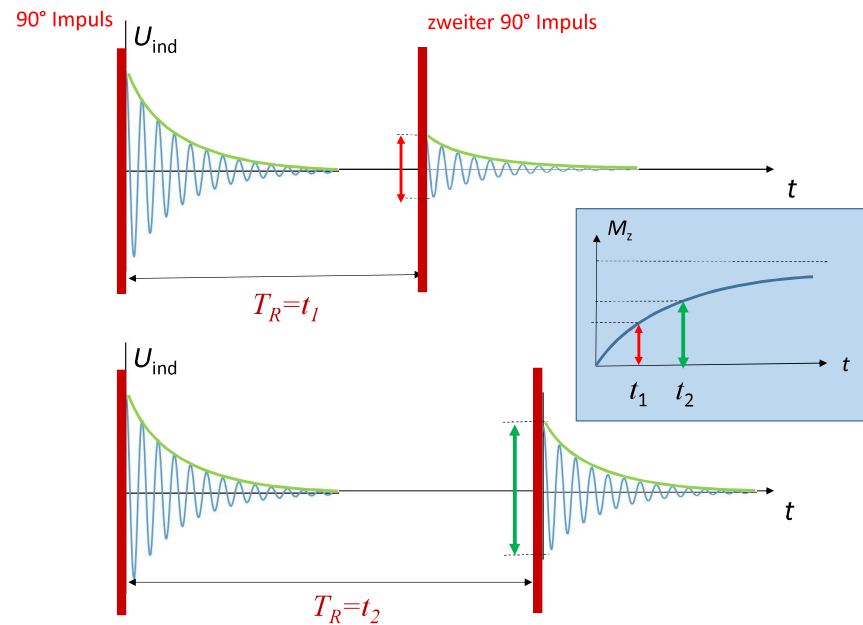
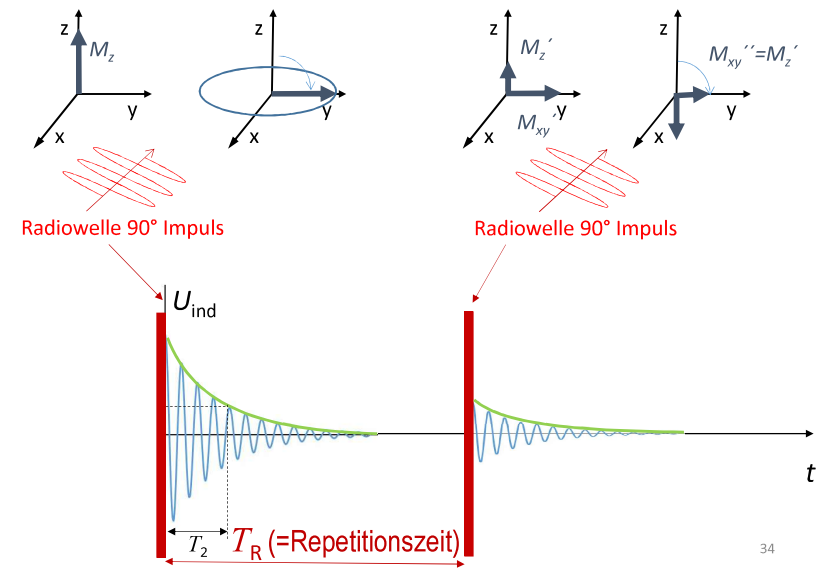
Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2



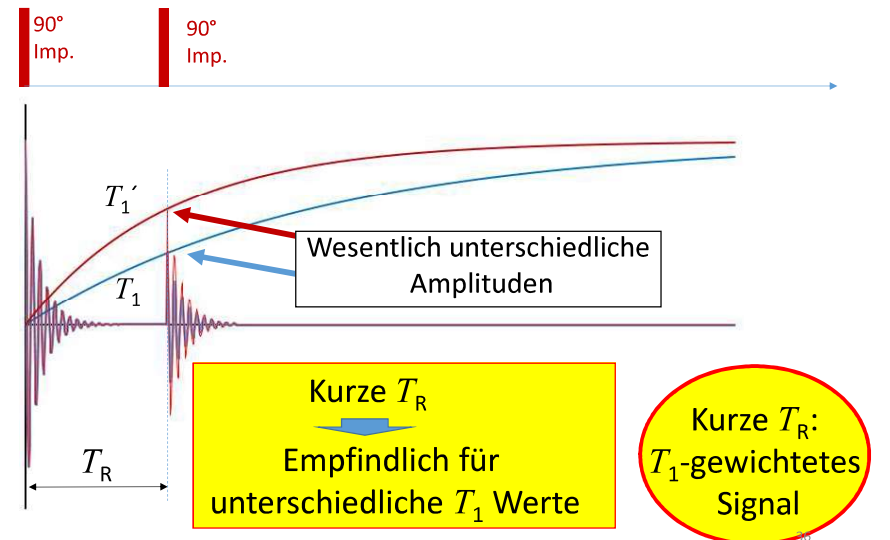
Messung der T_1 Relaxationszeit



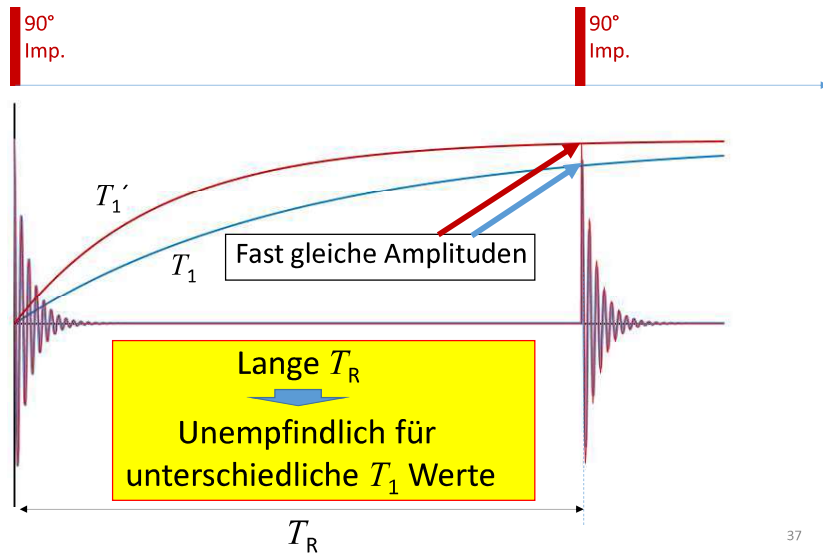
Messung der T_1 Relaxationszeit



Zwei Gewebe mit unterschiedlicher T_1



Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_1



37

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 (zB: Tumorzyste) kürzere T_1

Körperfett 100 ms

„anatomisches Bild“

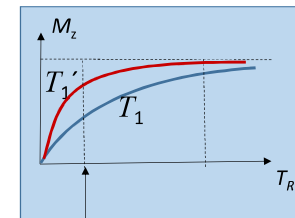
39

Messbare Parametern:

Spindichte (Dichte von H Atome)

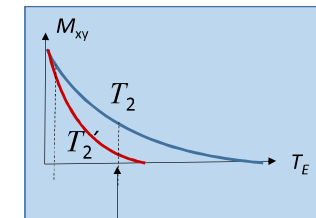
(Signalstärke ist mit der Spindichte proportional)

T_1 und T_2 Relaxationszeiten



Kontrast

Kurze $T_1 \Rightarrow$ starkes Signal



Kontrast

Lange $T_2 \Rightarrow$ starkes Signal

38

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

40

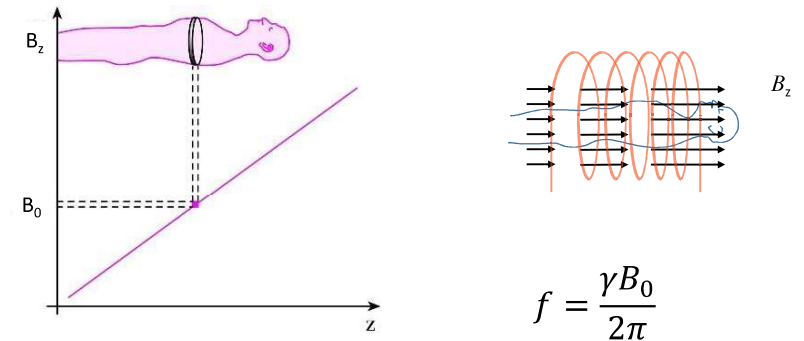
Wie bekommt man ein Bild?



41

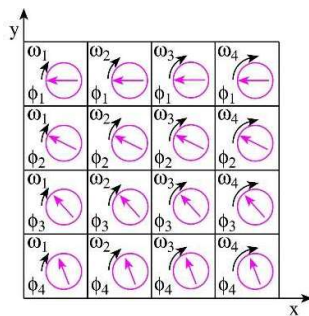
Auswahl einer Schicht

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.



42

Kodierung in einer Schicht



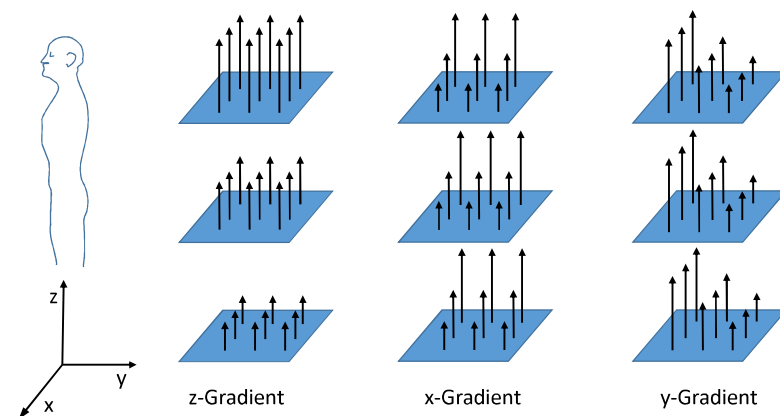
Y- Kodierung: Phase

X-Kodierung:
Frequenz

43

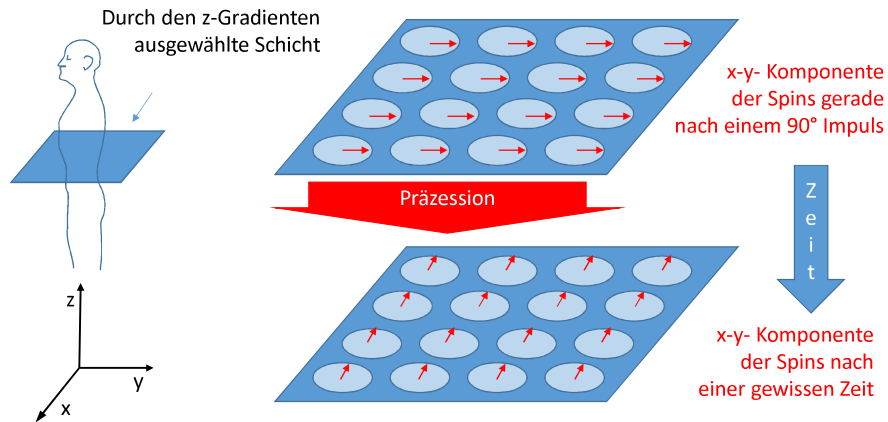
Gradientfelder

Gradientfeld = Ortsabhängiges Magnetfeld



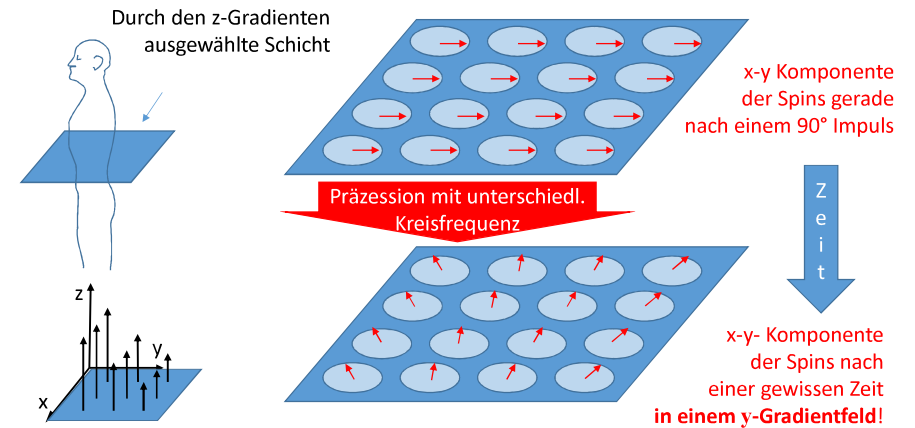
44

Freie Präzession der Spins



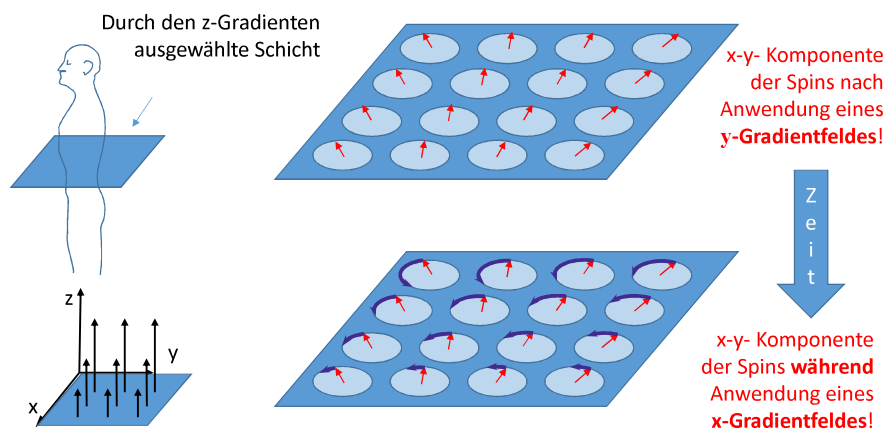
45

Phasenkodierung mit einem y-Gradientfeld

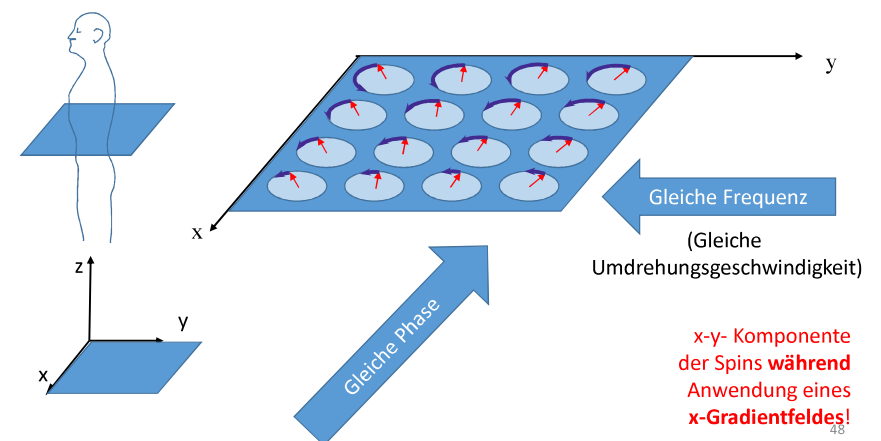


46

Frequenzkodierung mit x-Gradientfeld

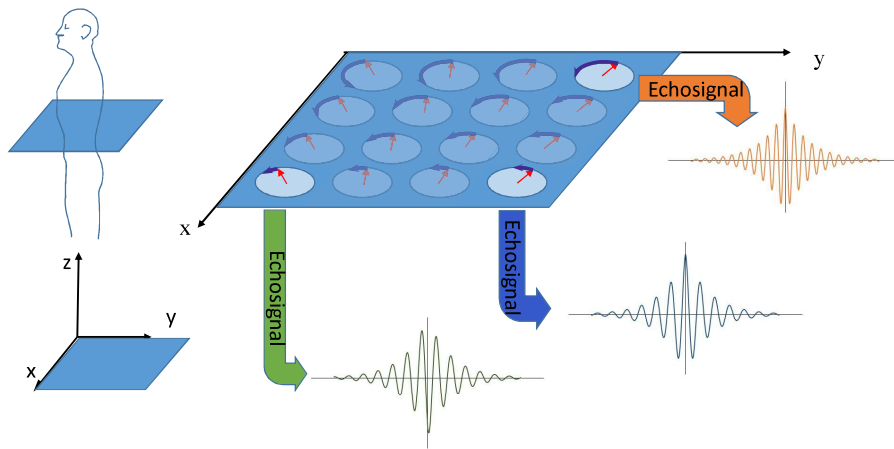


47



48

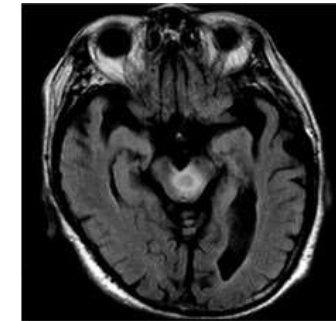
Detektierung



während Anwendung eines x-Gradientfeldes!

Dekodierung der Phasen und Frequenzinformationen

Zweidimensionale Fourier Transformation



50
Abbildung aus: Song TJ, Suh SH, Cho H, Lee KY - Yonsei Med J (2010)

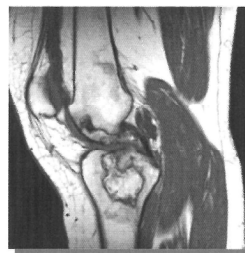
Bilder

Protonendichte T_1 gewichtetes B. T_2 gewichtetes B.

Proton density weighting
Relaxation weighting
T1-weighting T2-weighting



TR long
TE short



TR short
TE short



TR long
TE long

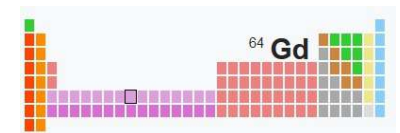
51

Kontrastmittel

Gadoliniumhaltige Lösung

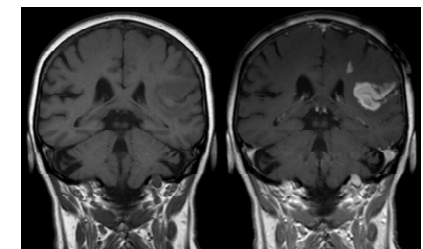
Gd

ist paramagnetisch →



reduziert die Relaxationszeiten

ist giftig, →
nur in Form von
Chelatkomplex
anwendbar.



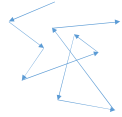
Blut-Gehirn-Schranke nach Infarkt durchlässig für Ga-Kontrastmittel

52

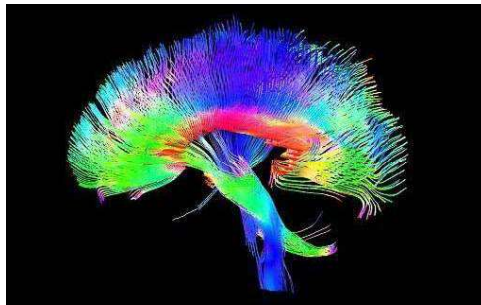
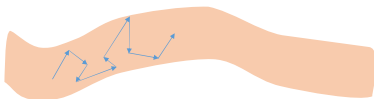
Diffusionsgewichtete MRT

Diffusions-Tensor-Bildgebung

- Diffusion in freiem Raum:



- Diffusion in Fasern:



53

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

54

fMRI

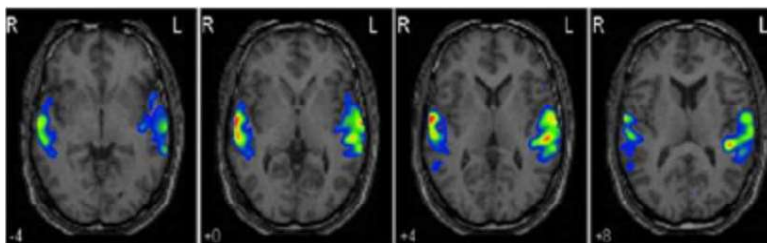
funktionelle Magnetresonanztomographie

Gehirntätigkeit

Erhöhte Durchblutung

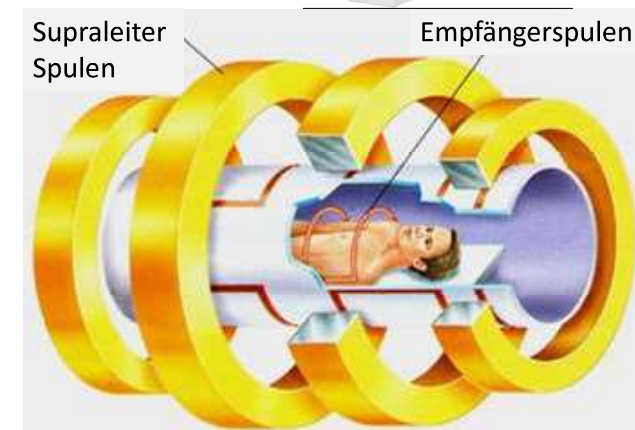
Durchblutung erhöht besser als Oxygenverbrauch

Oxygengehalt des aktivierten Gehirnteiles ist erhöht.



55

Geräte



56

Vorteile-Nachteile

Ende

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.