

NMR und MRI

László Smeller

1

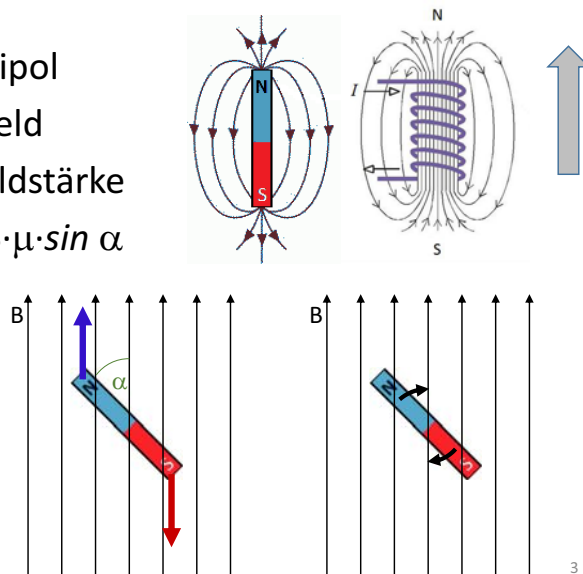
Benennungen

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

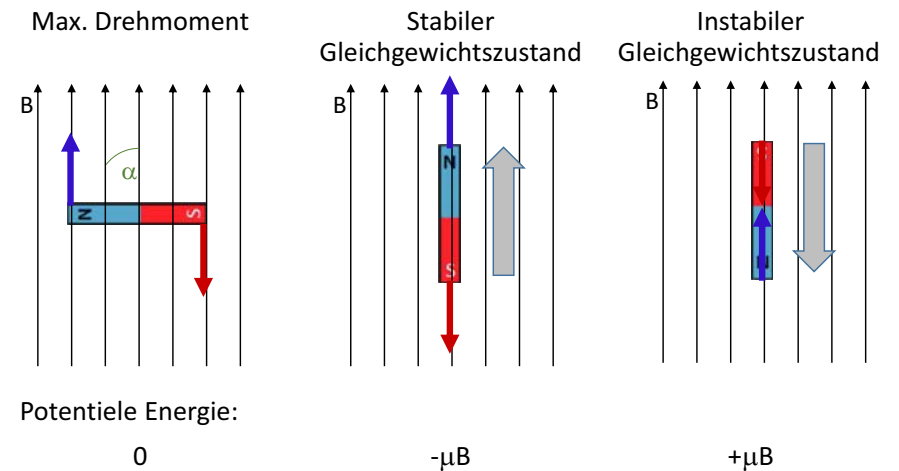
2

Einführung: Magnetismus

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



3



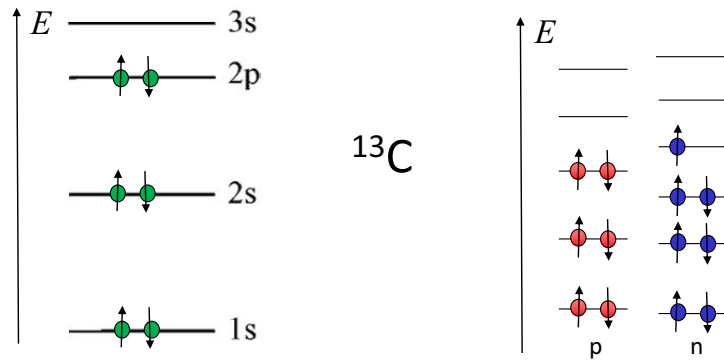
4

Spin

Spin (Spinquantenzahl)

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

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



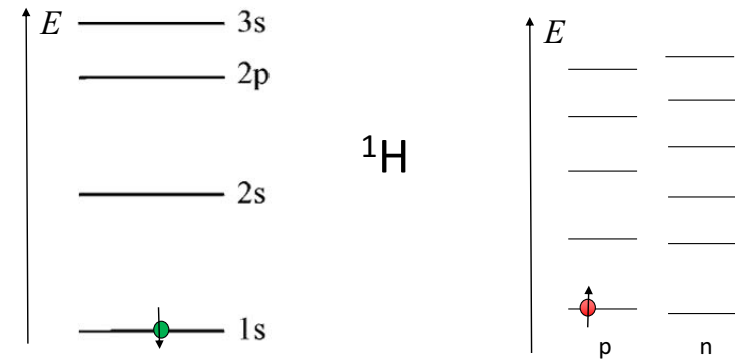
6

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

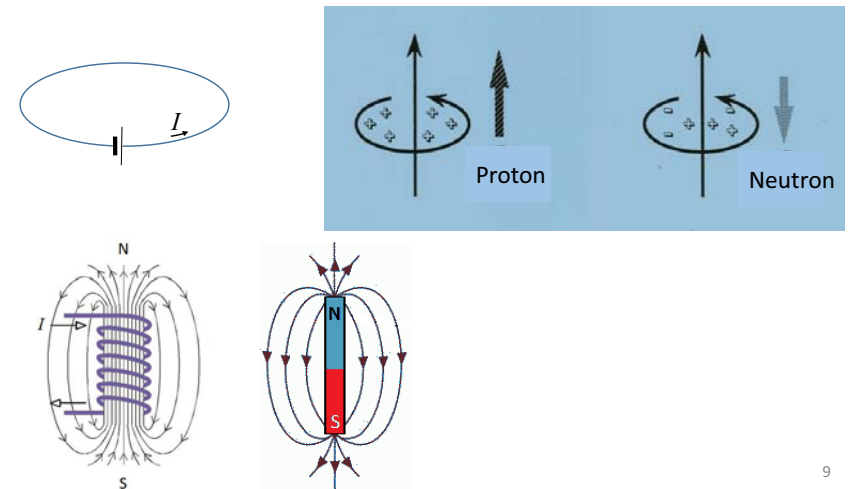
^1H , ^2H , ^3H , ^3He , ^4He , ^{12}C , ^{13}C , ^{14}C , ^{14}N , ^{15}N , ^{16}O ,
 ^{17}O , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P ...

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.

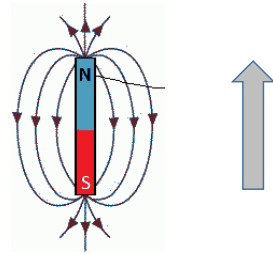
$$\mu = \gamma \hbar s$$

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

spin

giromagnetisches Verhältnis
Unterschiedlich für alle Elementarteilchen und Kerne

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



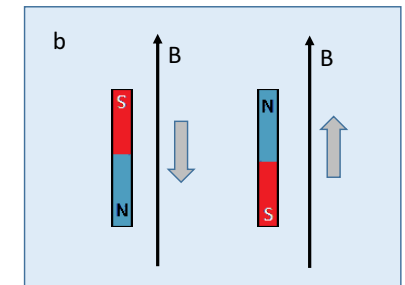
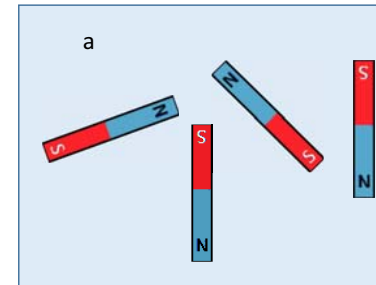
Joule = SI Einheit der Energie
Tesla = SI Einheit des Magnetfeldes

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



instabiler Zustand
höhere Energie

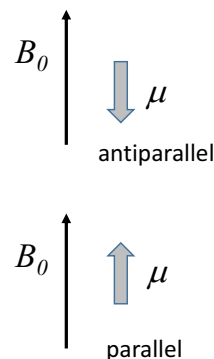
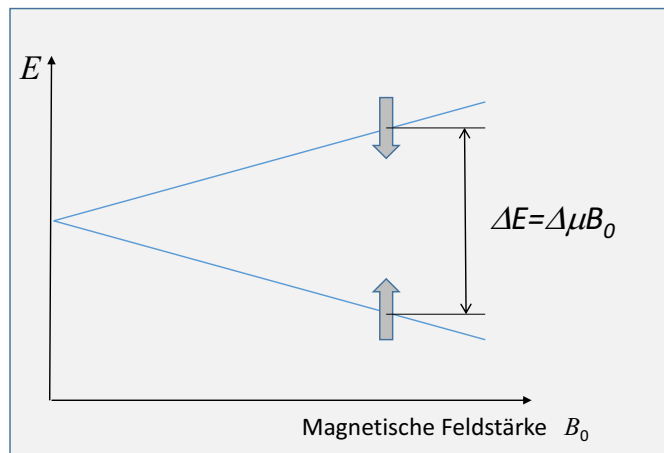
stabiler Zustand
niedrigere Energie

11

Zeemansche Aufspaltung

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

- Energiezustände in einem Magnetfeld



12

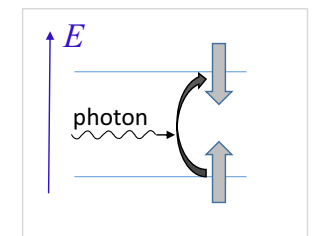
Zeemansche Aufspaltung

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:

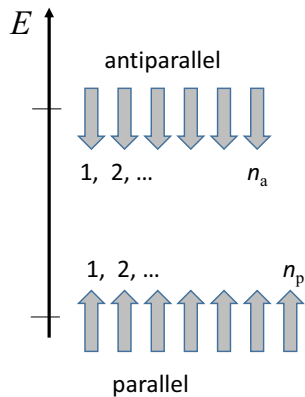
$$\Delta E = 2,8 \cdot 10^{-26} \text{ J} (= 1,75 \cdot 10^{-7} \text{ eV})$$

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

Radiowelle!

13

Boltzmannsche Verteilung



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

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

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

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

$$n_a \approx n_p$$

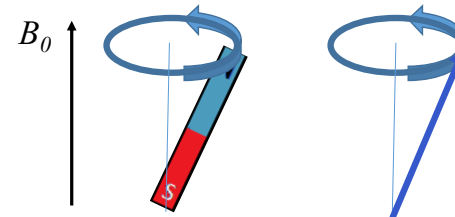
z.B.: wenn $n_a + n_p = 2\,000\,000$
dann $n_a - n_p = 4$

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

14

Klassische Beschreibung: Präzession

Präzession wegen des Drehmomentes



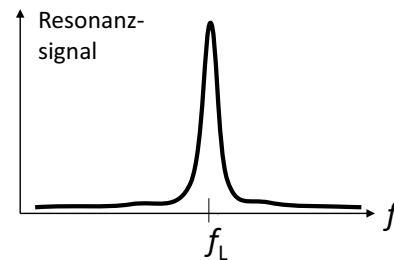
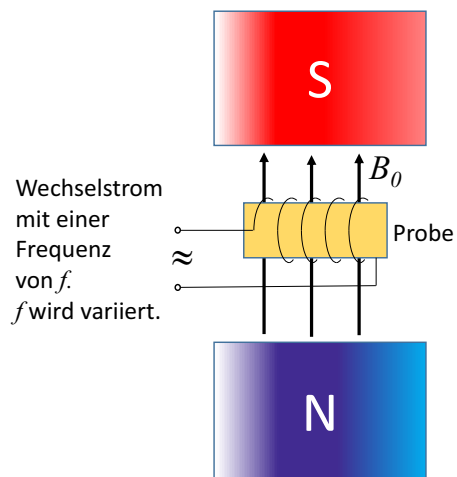
Frequenz der Präzession:
Larmor Frequenz

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

Resonanz mit dem äußeren Wechsellagnetfeld der zum Spinübergang angewandten Radiowelle

15

Konventionelle Messung der Kernresonanz

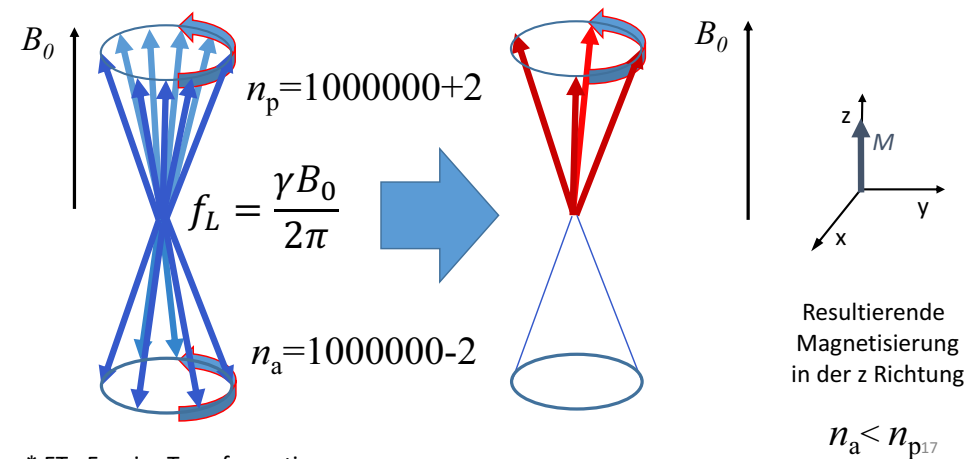


$$f_L = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$$

16

Moderne FT* Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

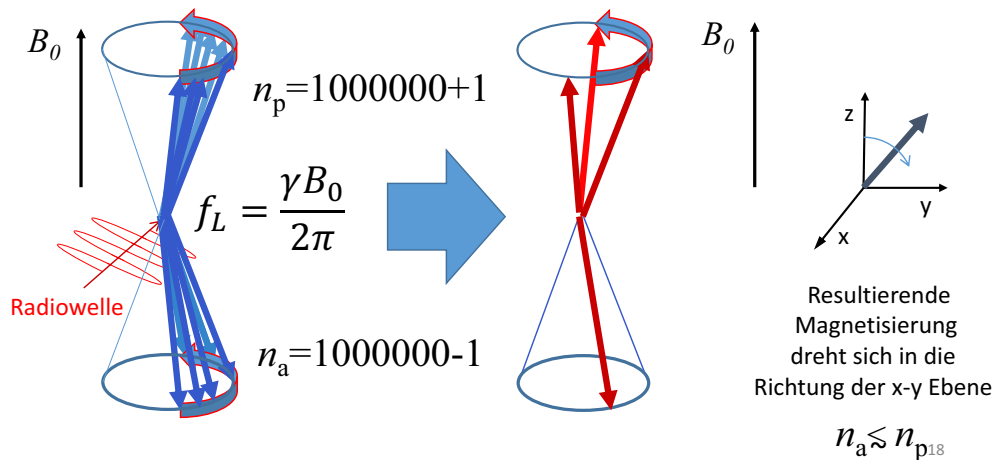
Eine Probe hat viele ($\approx 10^{23}$) Kerne die alle mit einer Larmor –Frequenz präzedieren. Betrachten wir 2 000 000 Kerne:



* FT= Fourier Transformation

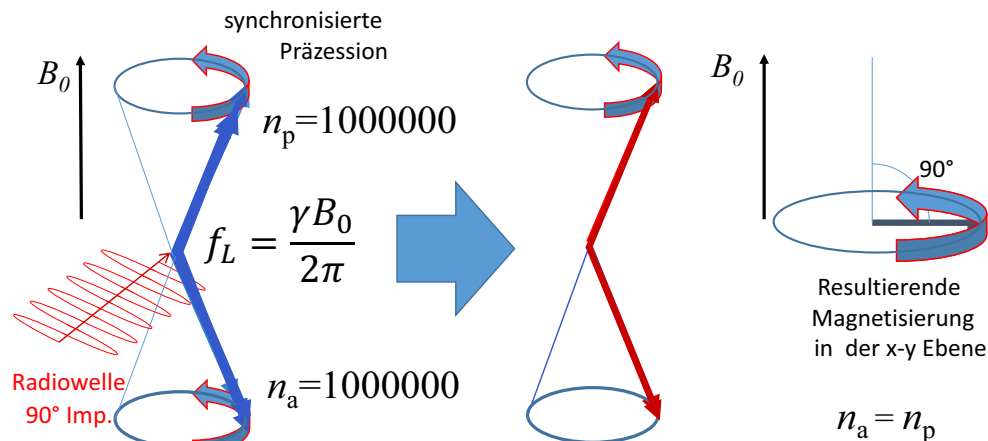
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



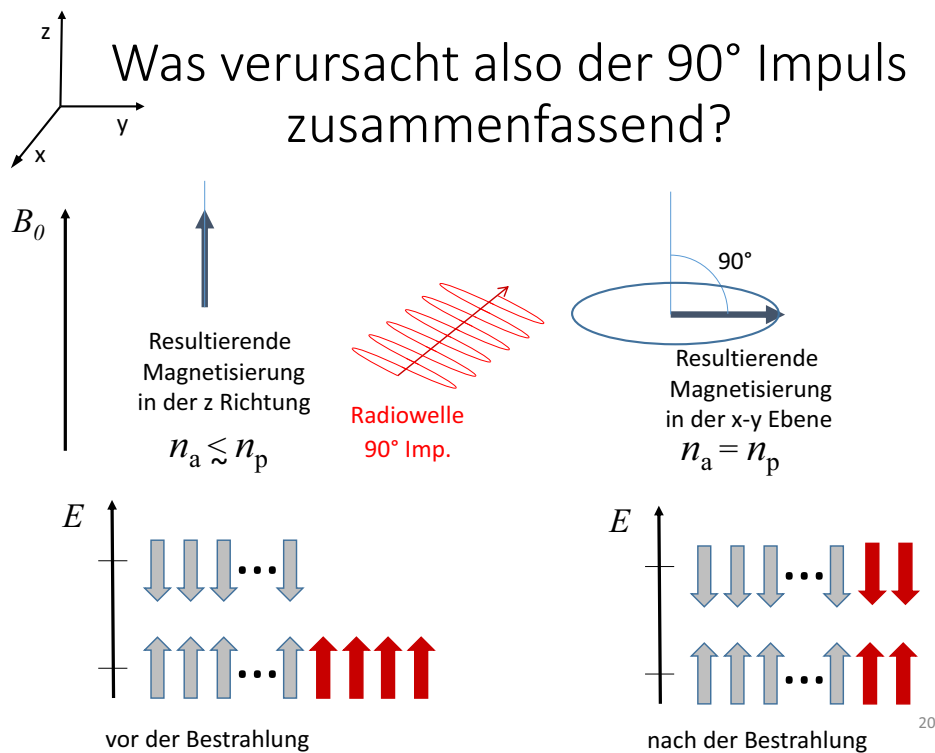
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



19

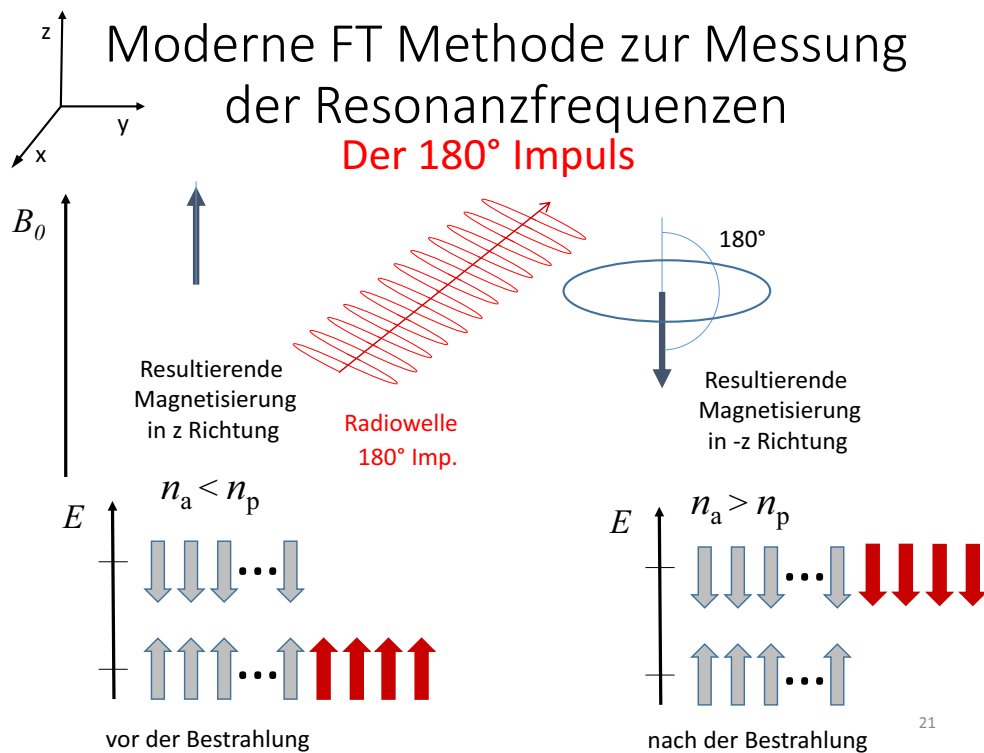
Was verursacht also der 90° Impuls zusammenfassend?



20

Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

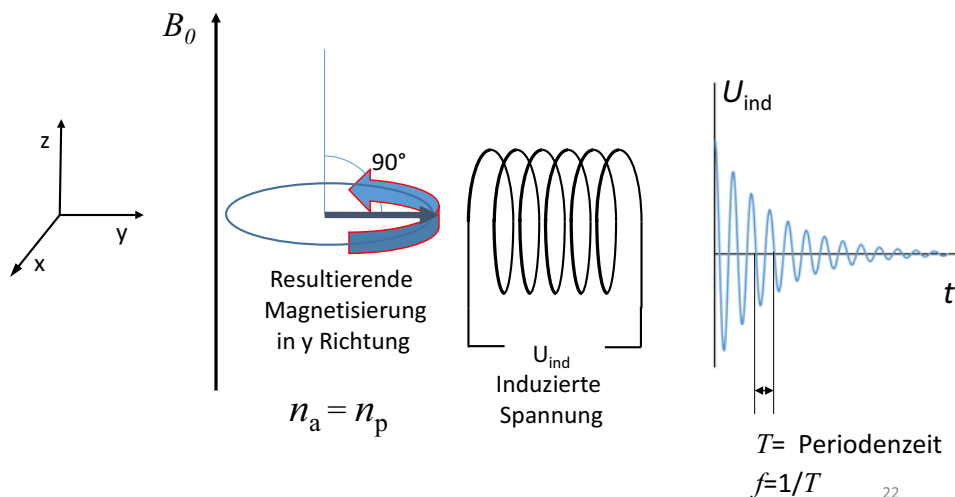
Der 180° Impuls



21

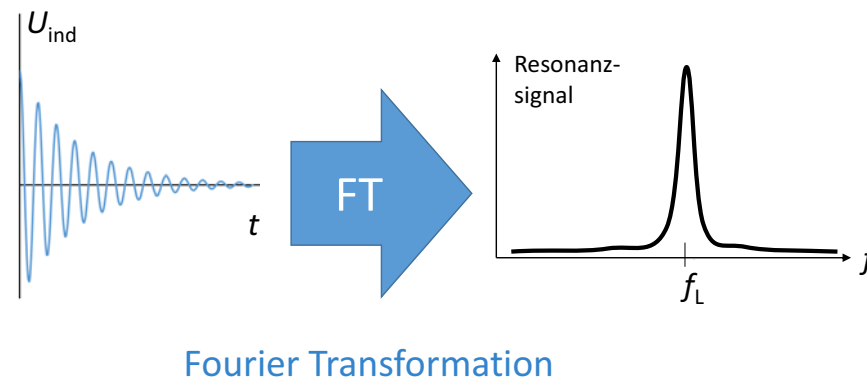
Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen

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



22

Spektrum aus dem FID Signal

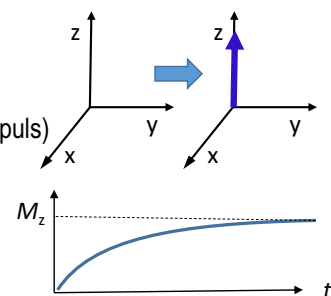


23

Zwei unabhängige Relaxationen

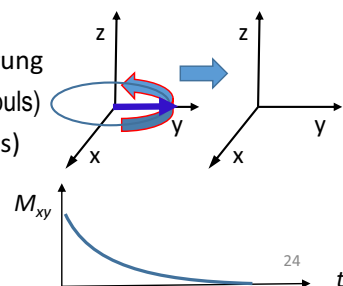
Longitudinale Relaxation:

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):

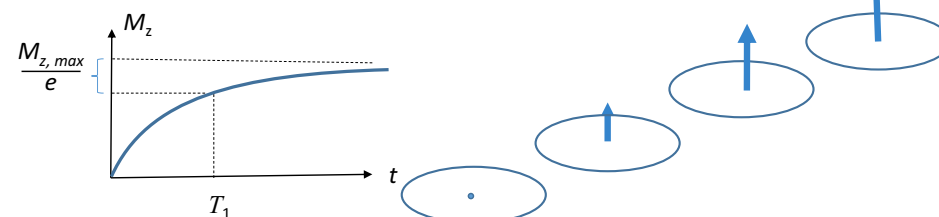
Relax. der x und y Komponenten der Magnetisierung
(von ihrer maximalen Wert zu Null nach einem 90° Impuls)
Keine Energieabgabe (Energieaustausch zw. Spins)
Spin-Spin Relaxation. Relaxationszeit: T_2



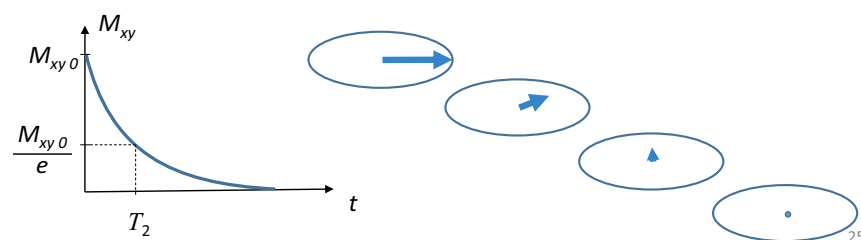
24

Zwei unabhängige Relaxationen

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



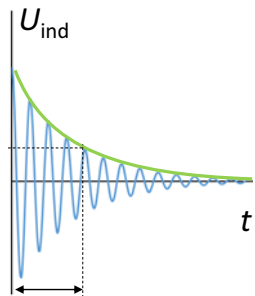
Transversale (Spin-Spin) Relaxation nach einem 90° Impuls:



25

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

26

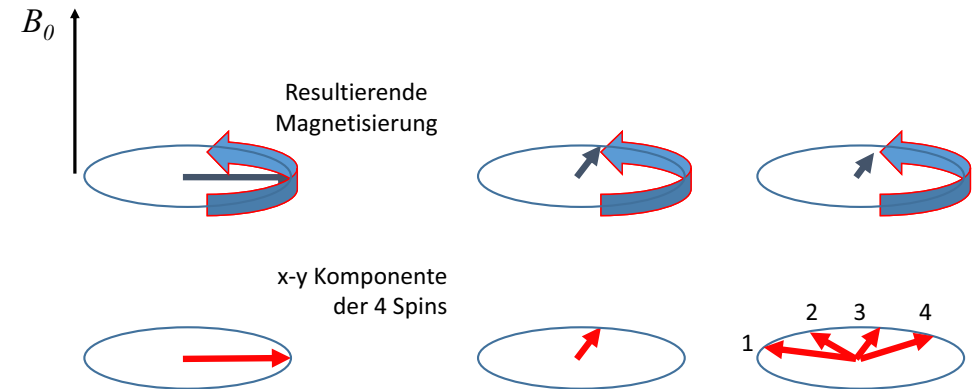
Dephasierung wegen Inhomogenität

Gerade nach einem 90° Impuls

Eine gewisse Zeit nach dem 90° Impuls

Homogene Umgebung

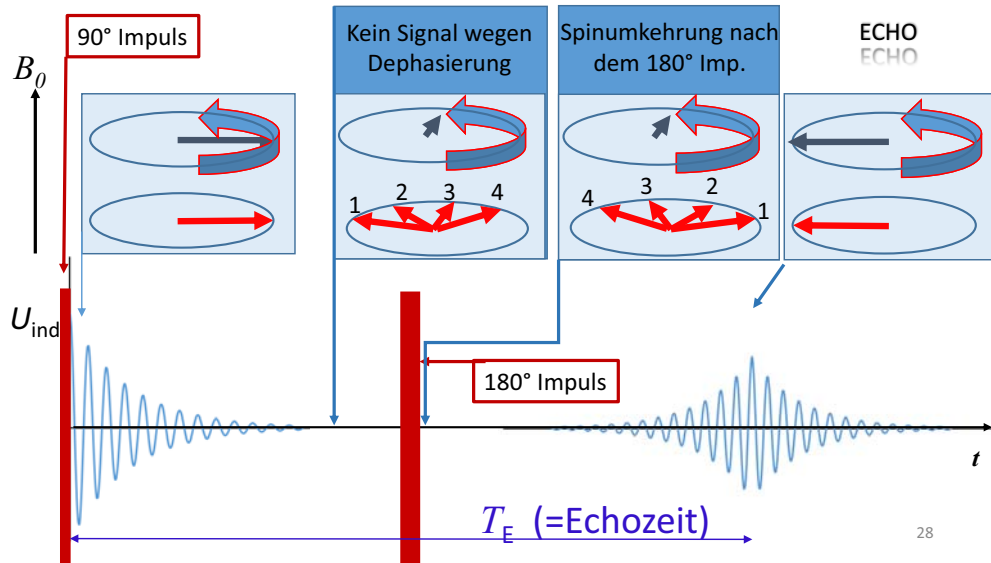
Inhomogene Umgebung



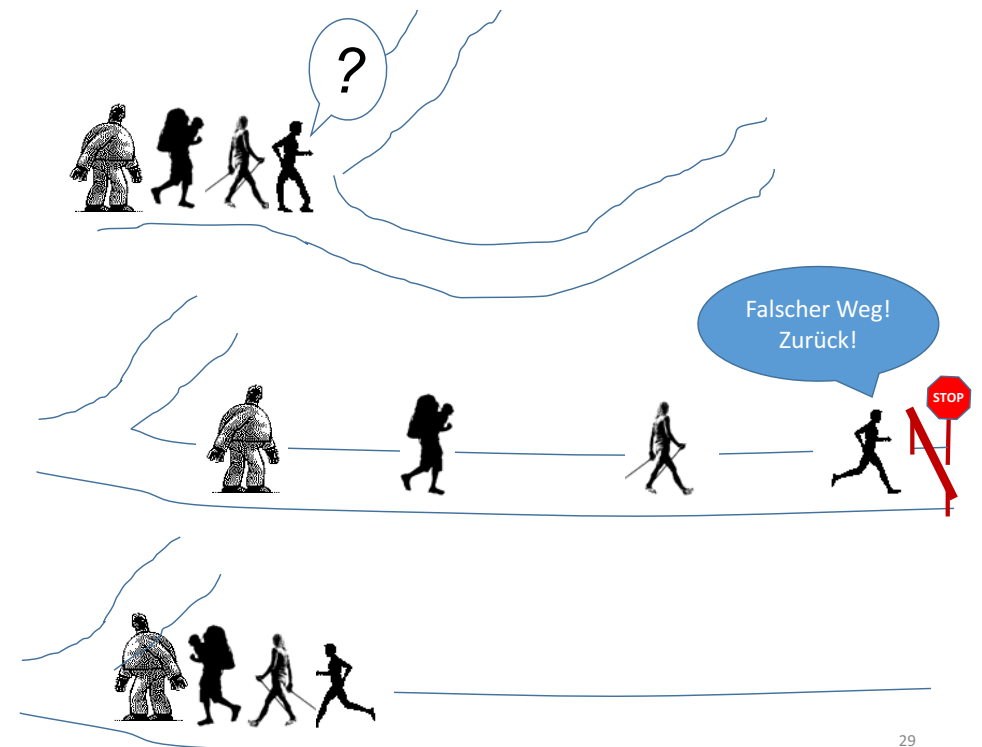
27

Echoverfahren

In inhomogener Umgebung

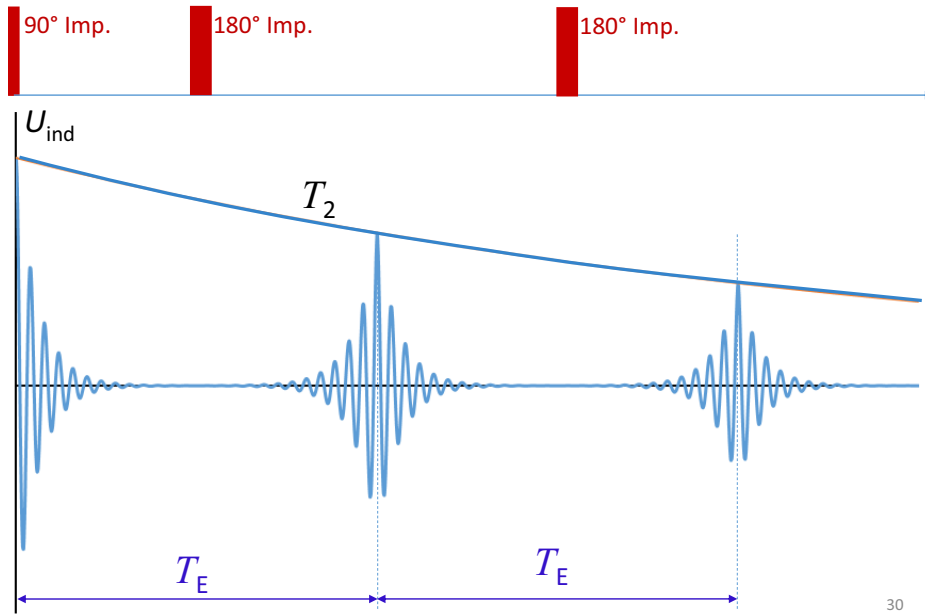


28



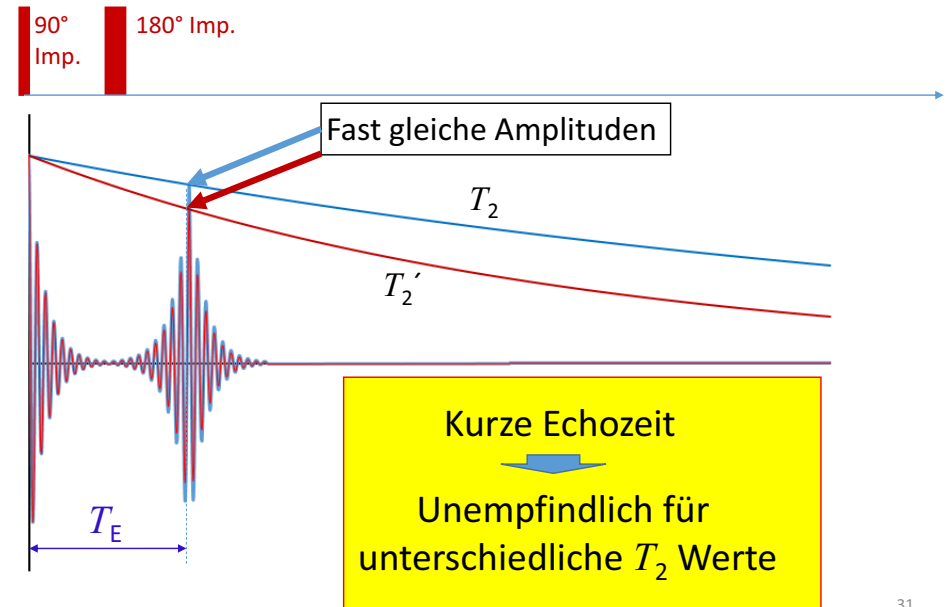
29

Messung der „echten“ T_2 Relaxationszeit



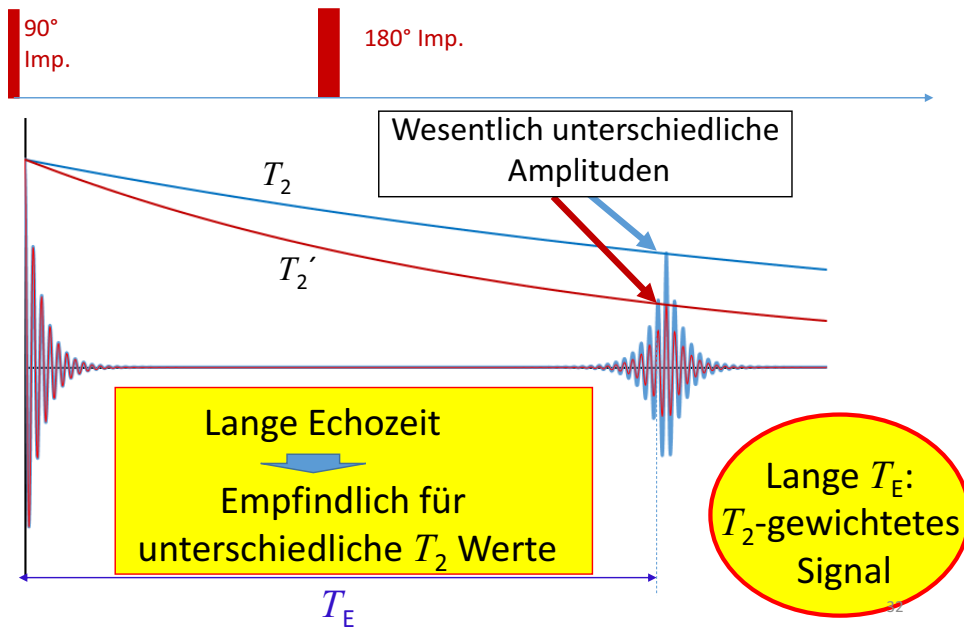
30

Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2



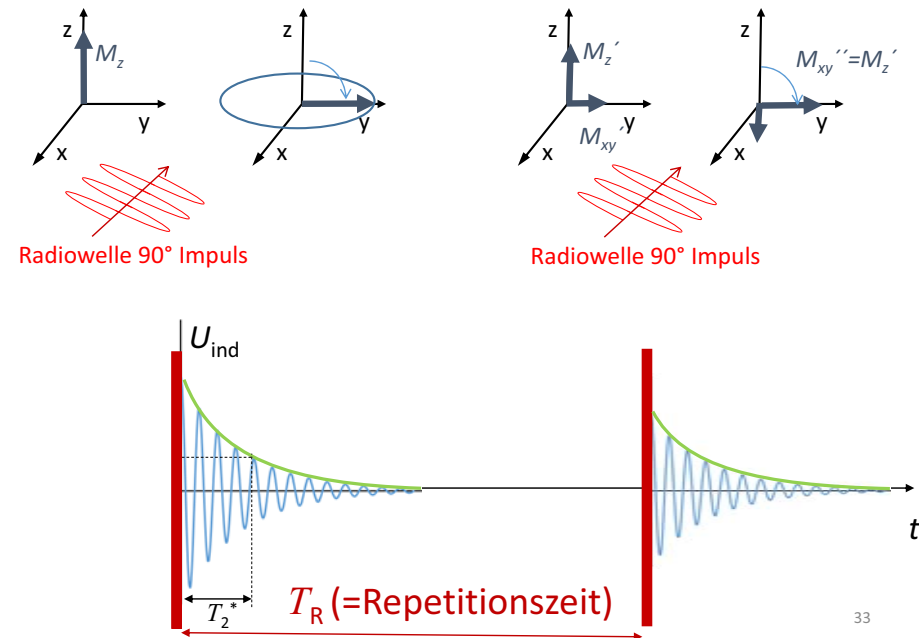
31

Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2



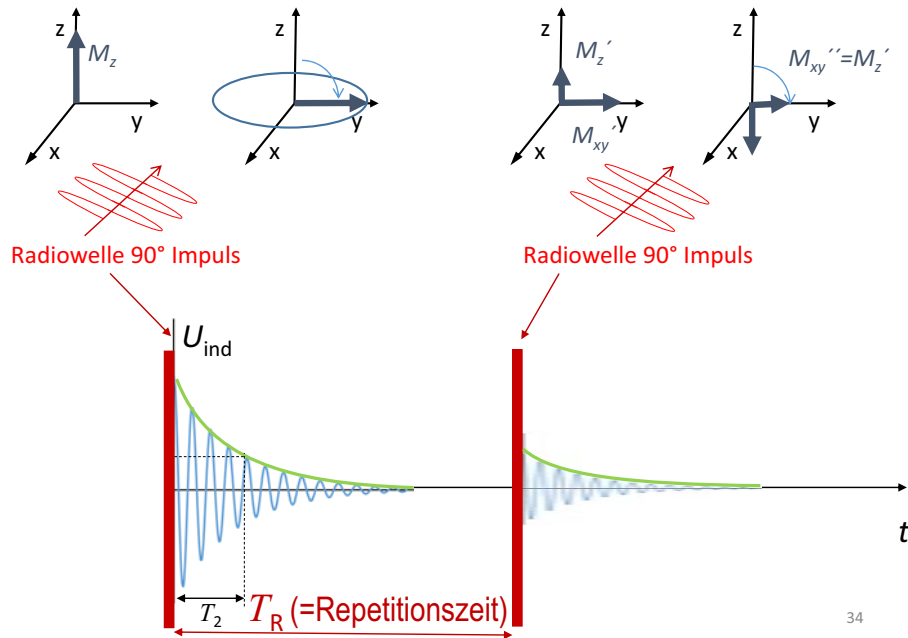
32

Messung der T_1 Relaxationszeit



33

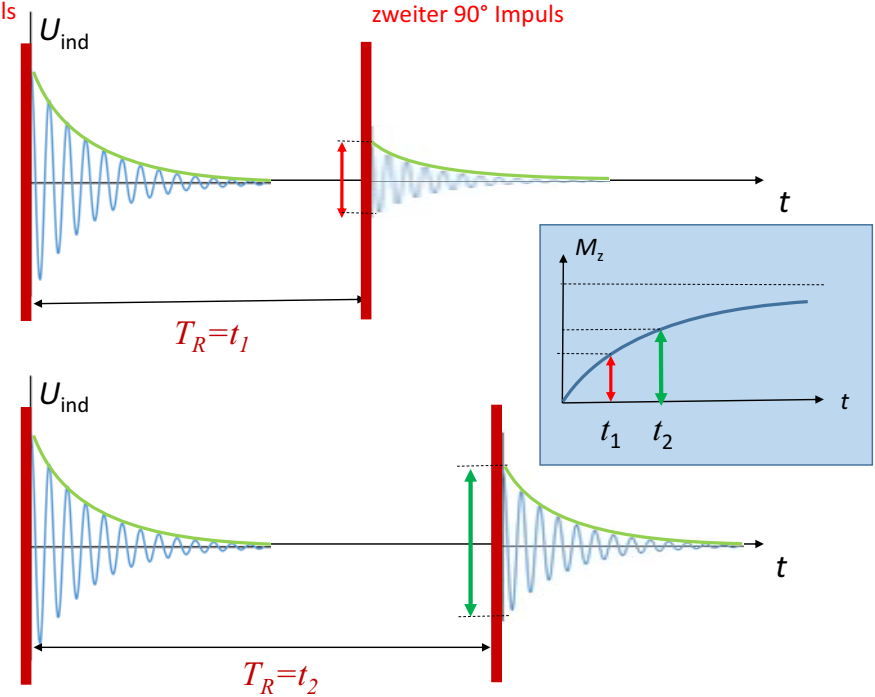
Messung der T_1 Relaxationszeit



34

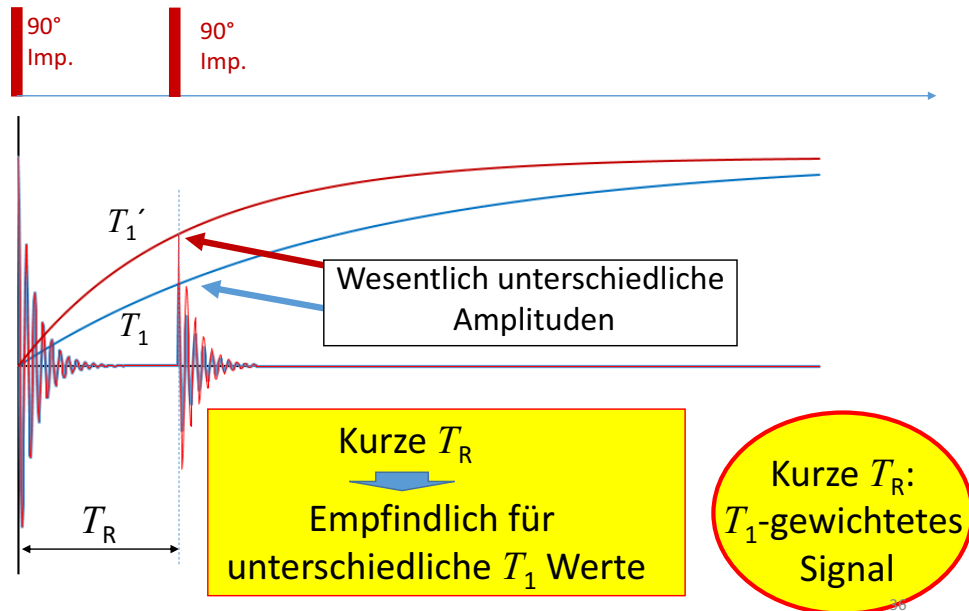
90° Impuls

zweiter 90° Impuls



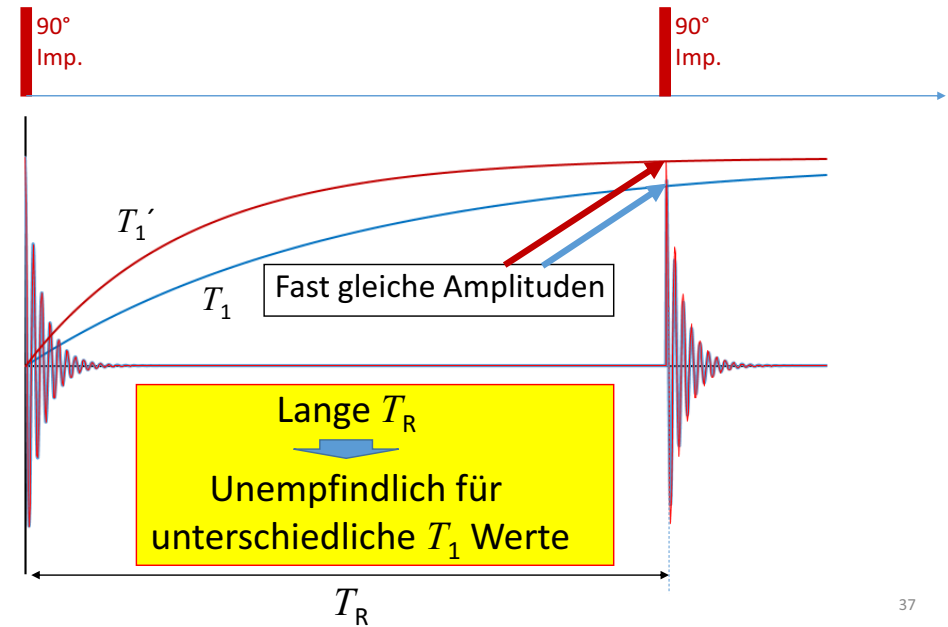
35

Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_1



36

Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_1



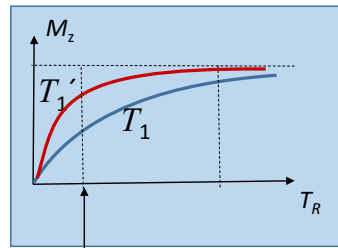
37

Messbare Parametern:

Spindichte (Dichte von H Atome)

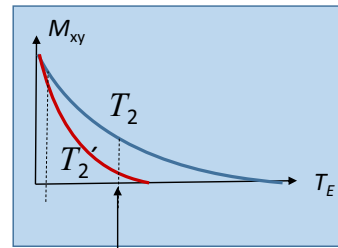
(Signalstärke ist mit der Spindichte proportional)

T_1 und T_2 Relaxationszeiten



Kontrast

Kurze $T_1 \Rightarrow$ starkes Signal



Kontrast

Lange $T_2 \Rightarrow$ starkes Signal

38

Information

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

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

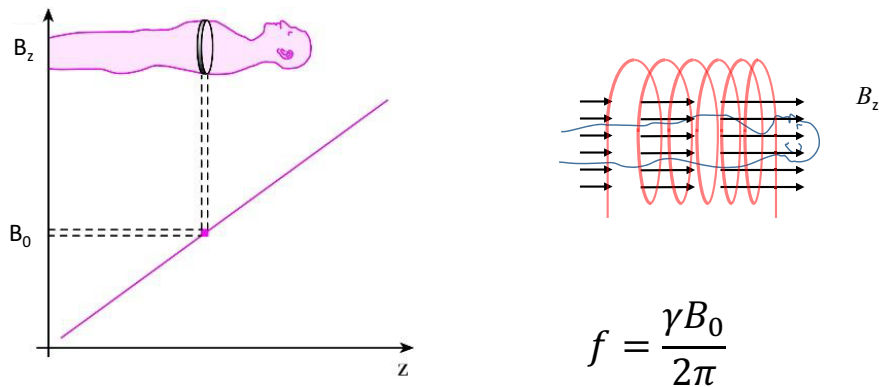
Wie bekommt man ein Bild?



41

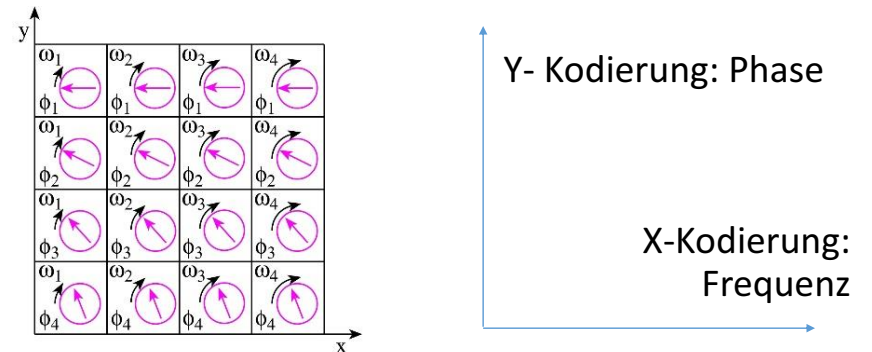
Auswahl einer Schicht

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

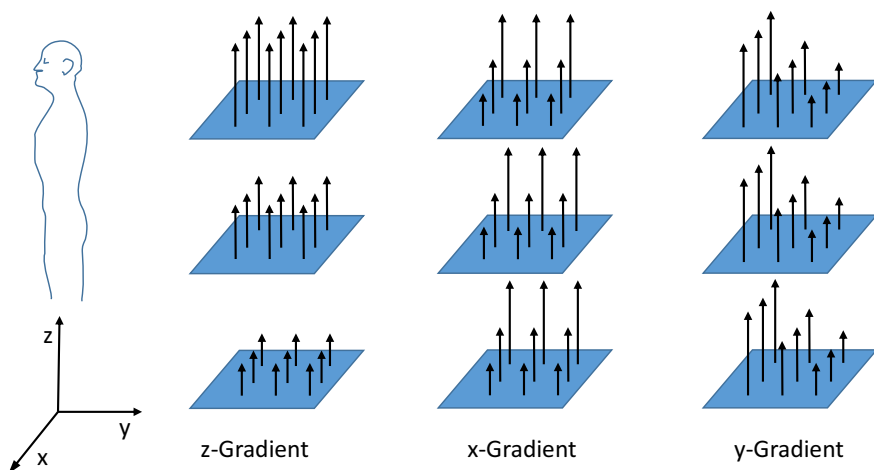
Kodierung in einer Schicht



43

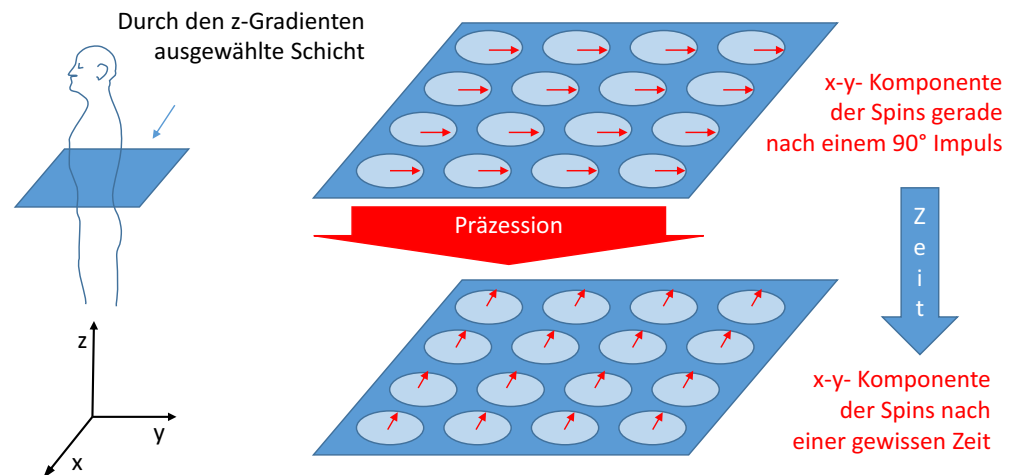
Gradientfelder

Gradientfeld =Ortabhängiges Magnetfeld



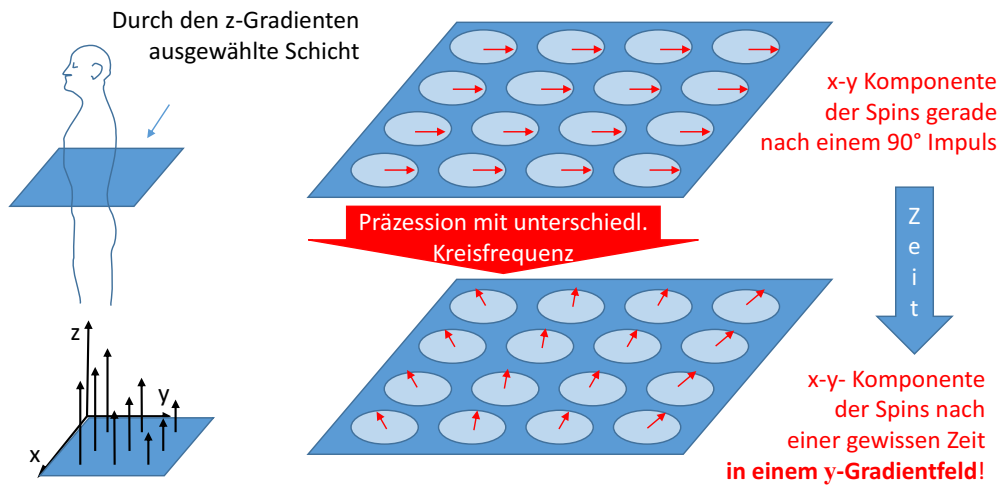
44

Freie Präzession der Spins



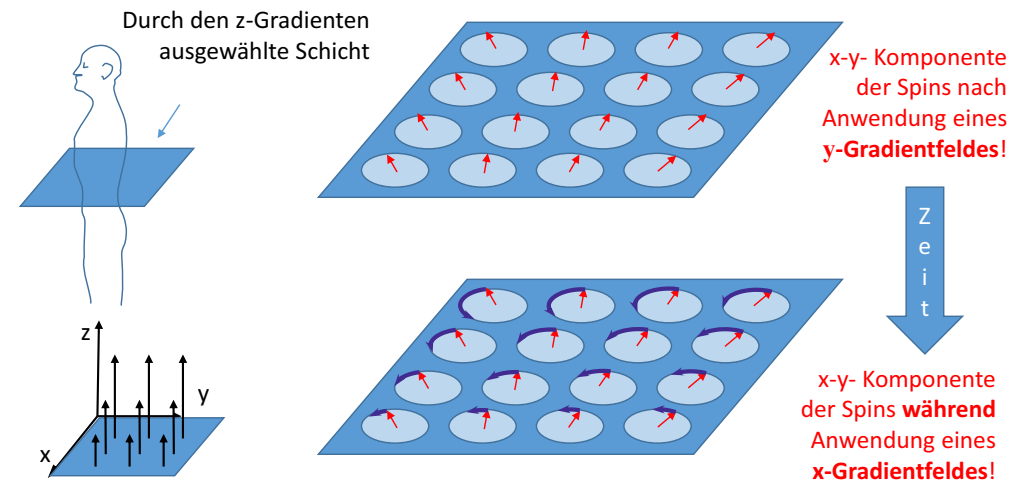
45

Phasenkodierung mit einem y-Gradientfeld

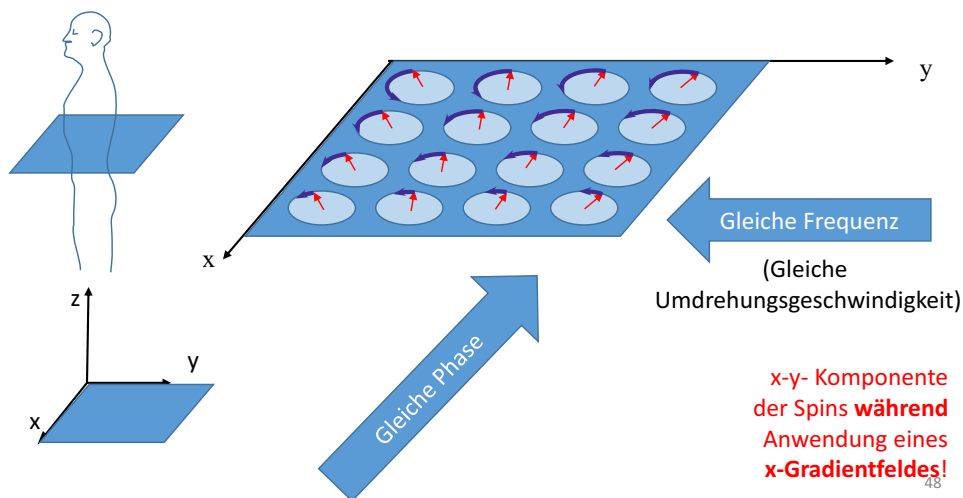


46

Frequenzkodierung mit x-Gradientfeld

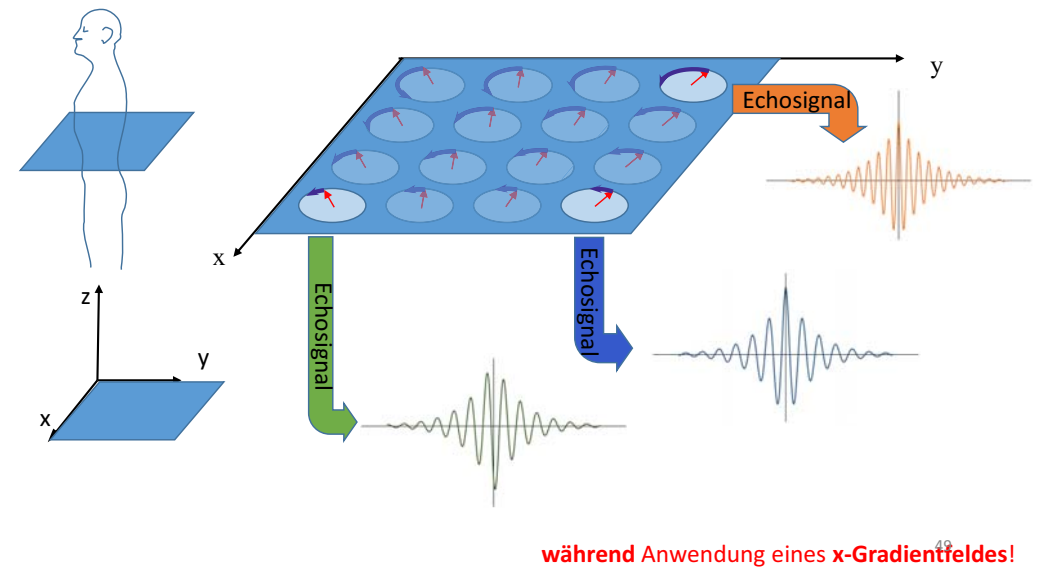


47



48

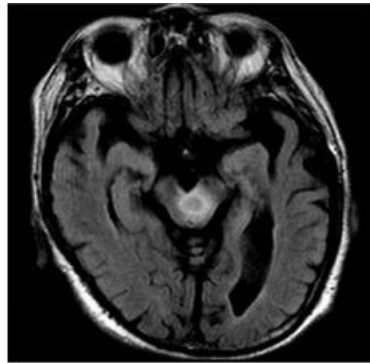
Detektierung



49

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

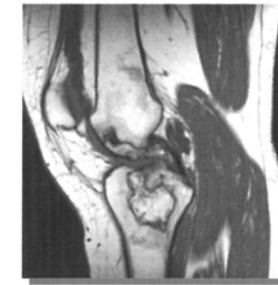
Relaxation weighting

T_1 -weighting

T_2 -weighting



TR long
TE short



TR short
TE short



TR long
TE long

51

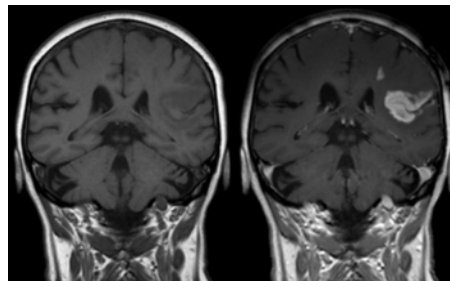
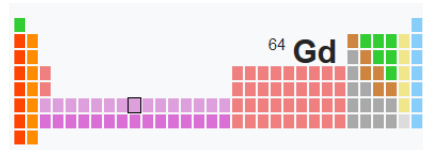
Kontrastmittel

Gadoliniumhaltige Lösung

Gd
ist paramagnetisch →

reduziert die Relaxationszeiten

ist giftig, →
nur in Form von
Chelatkomplex
anwendbar.



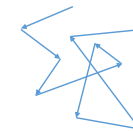
Blut-Gehirn-Schranke nach Infarkt durchlässig für Gd-Kontrastmittel

52

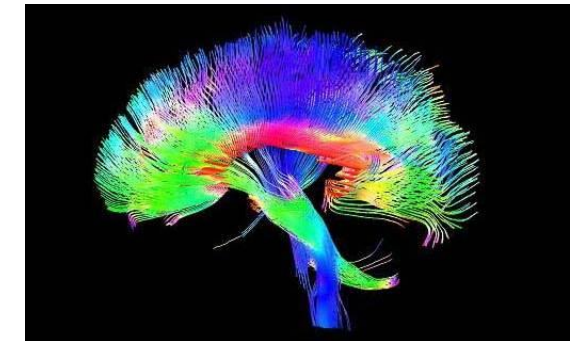
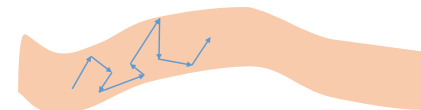
Diffusionsgewichtete MRT

Diffusions-Tensor-Bildgebung

- Diffusion in freien 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

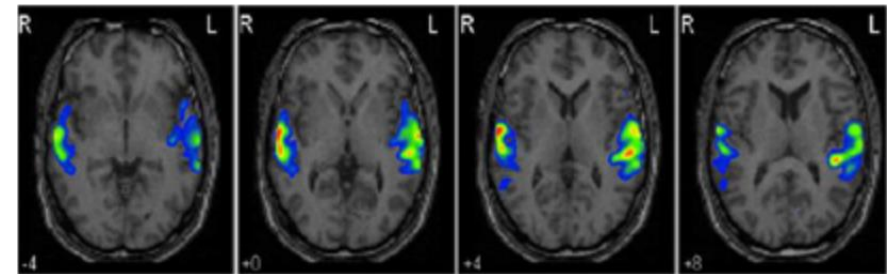
funktionelle Magnetresonanztomographie

Gehirntätigkeit

Erhöhte Durchblutung

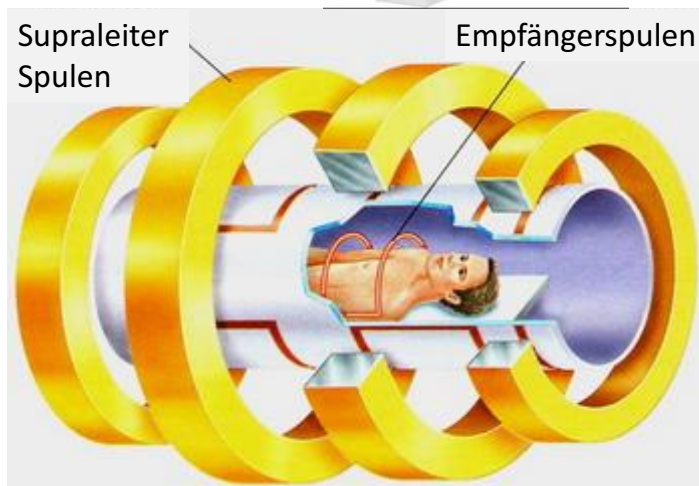
Durchblutung erhöht besser als Oxygenverbrauch

Oxygengehalt des aktivierten Gehirnteiles ist erhöht.



55

Geräte



56

Vorteile-Nachteile

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.

57