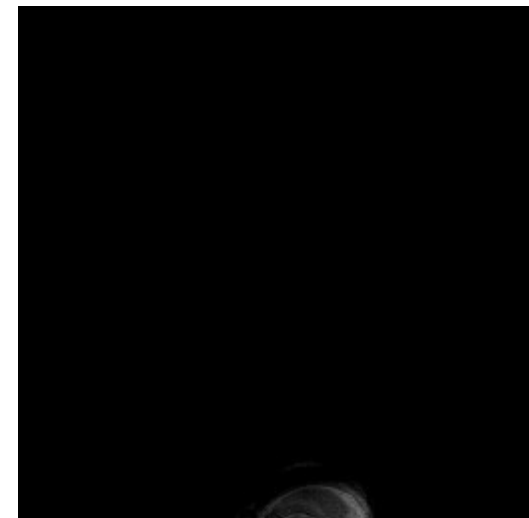
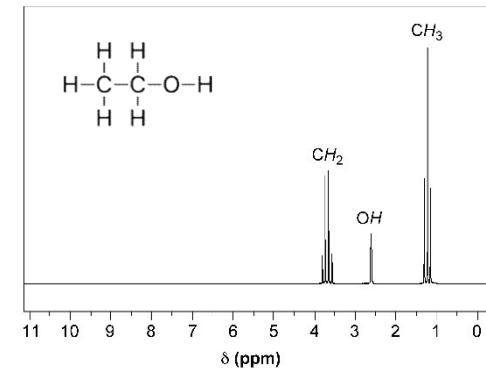


Kernspintomographie

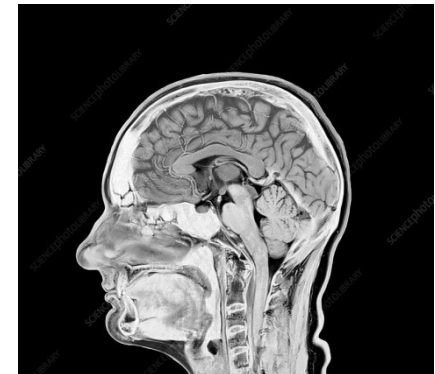


Benennungen

- NMR = Nuclear Magnetic Resonance
Kernmagnetische Resonanz

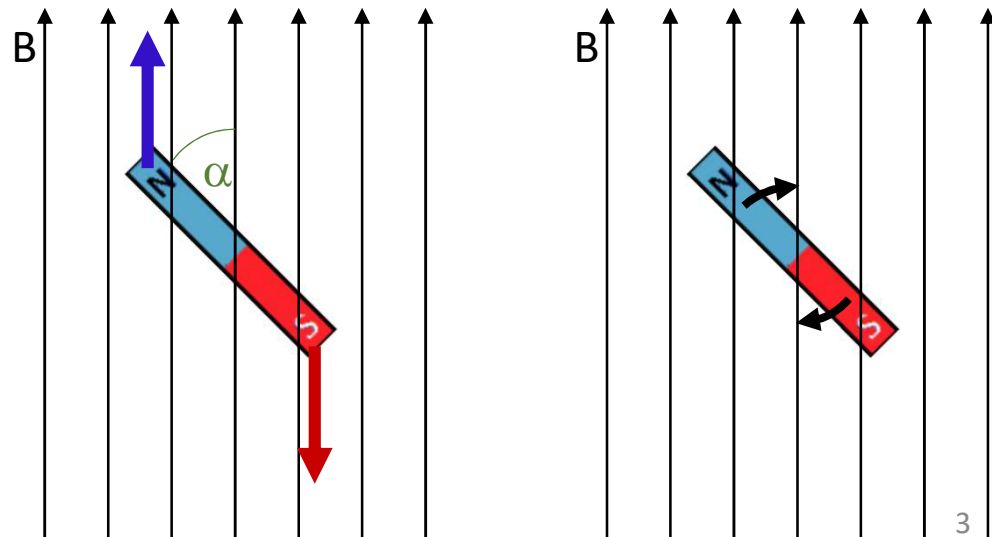
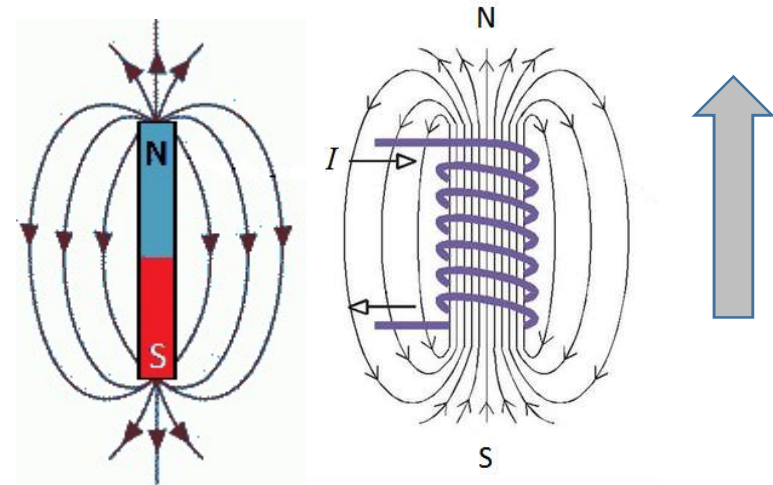


- NMR Spektroskopie: informiert über der Wechselwirkungen der Atome in einem Molekül.
- NMR Tomographie
(heutzutage als MRI oder MRT genannt):
bildgebendes diagnostisches Verfahren.
- MRI=Magnetic Resonance Imaging
Magnetische Resonanzbildgebung
- MRT=Magnetische Resonanztomographie



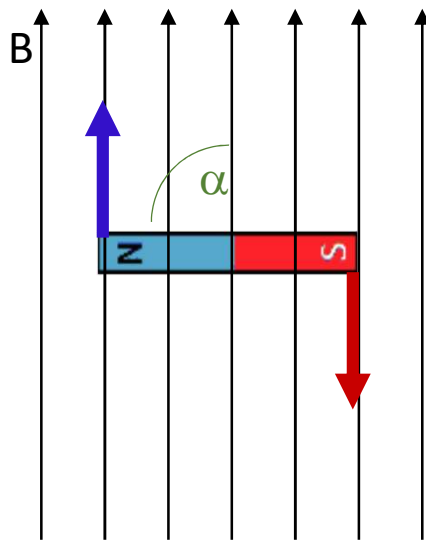
Einführung: Magnetismus

- Magnetischer Dipol
- Magnetisches Feld
- Feldlinien
- Magnetische Feldstärke (Flussdichte)
- Homogenes Feld
- Drehmoment:
 $B \cdot \mu \cdot \sin \alpha$



Magn.Dipol in homogenem Feld

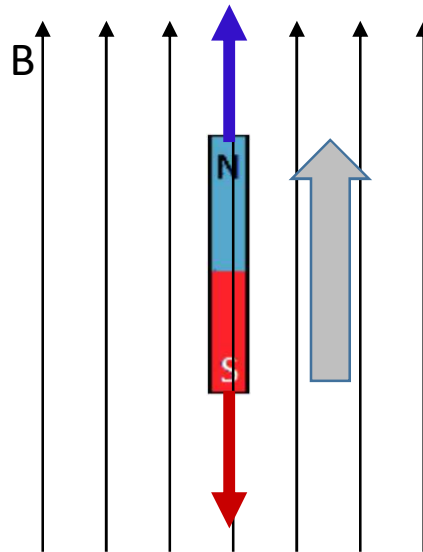
Max. Drehmoment



Potentiele Energie:

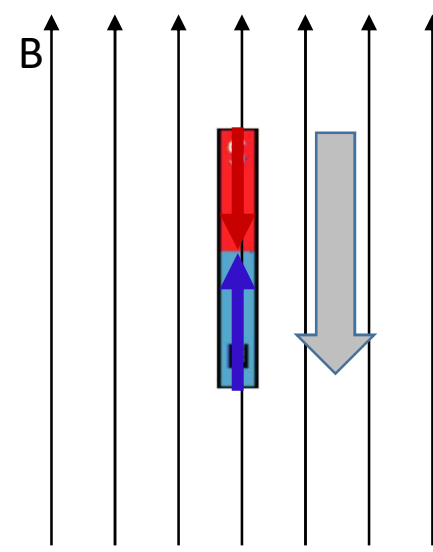
0

Stabiler
Gleichgewichtszustand



$-\mu B$

Instabiler
Gleichgewichtszustand



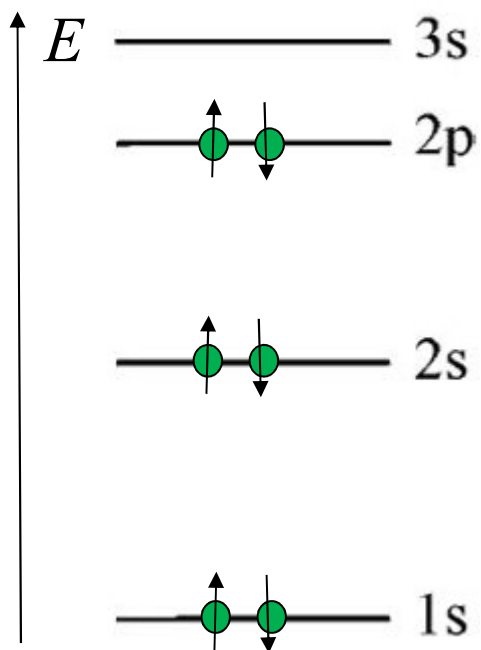
$+\mu B$

Spin

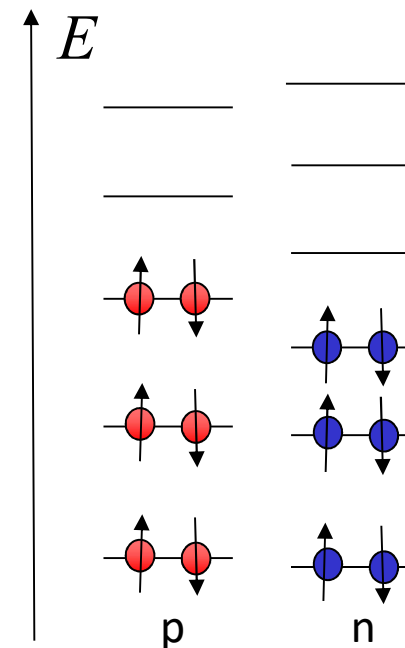
Spin (Spinquantenzahl)

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

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



^{12}C

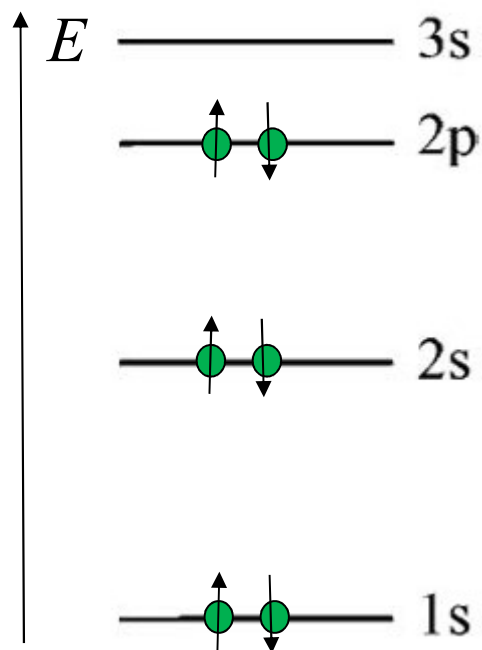


Spin

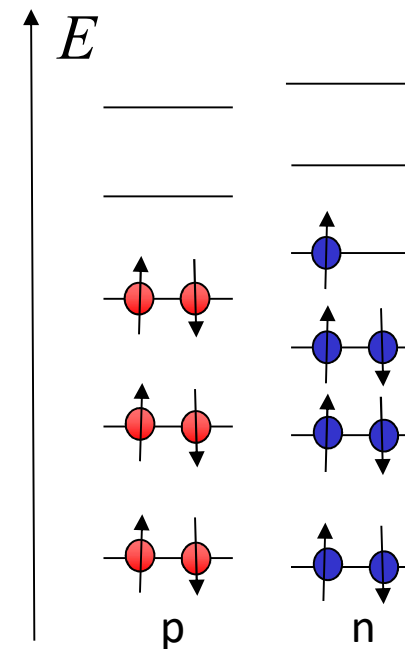
Spin (Spinquantenzahl)

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

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



^{13}C

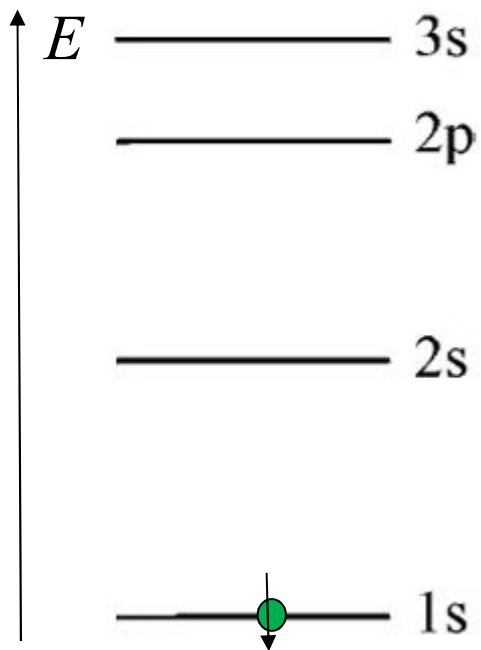


Spin

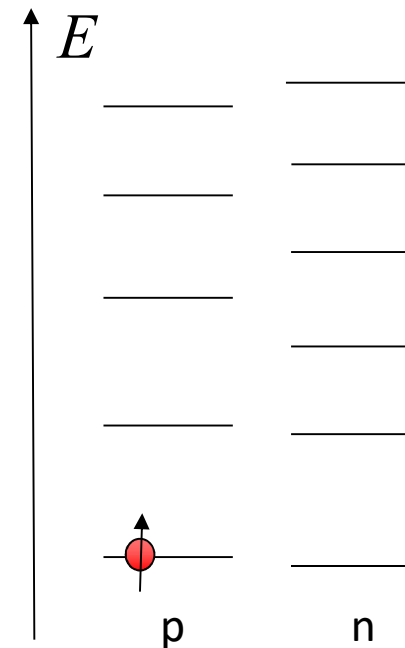
Spin (Spinquantenzahl)

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

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



^1H



Für Kernspinresonanzverfahren geeignete Kerne

Die Kerne mit ungepaarter Protonen- oder
Neutronenzahl

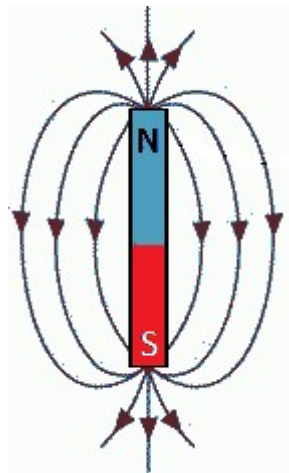
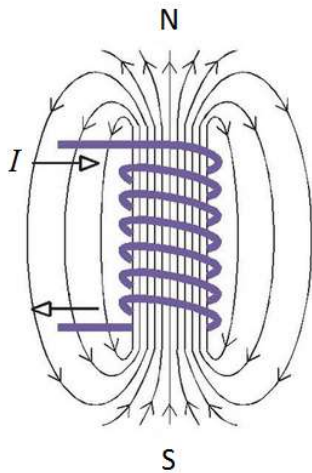
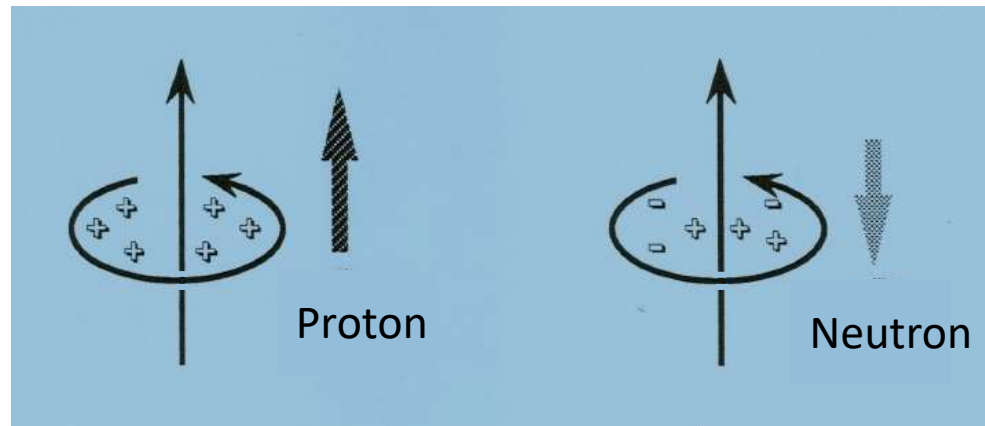
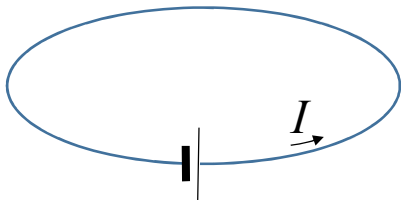
^1H , ^2H , ^3H , ^3He , ~~^4He~~ , ~~^{12}C~~ , ^{13}C , ~~^{14}C~~ , ^{14}N , ^{15}N , ~~^{16}O~~ ,
 ^{17}O , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P ...

Resultierendes Kernspin muss $\neq 0$ sein.

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

Spin und magnetisches Moment

Naive Erklärung aus der klassischen Physik:



Spin und magnetisches Moment

Spin → magnetisches Moment (μ) [J/T]

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

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

↑
spin

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

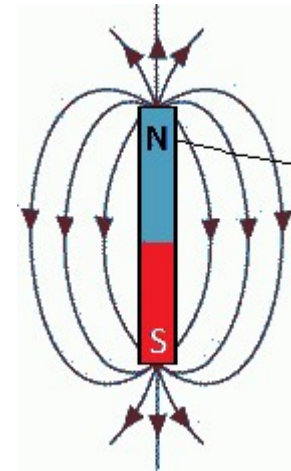
↑
Plancksche
Wirkungskonstante

giromagnetisches Verhältnis

Unterschiedlich für alle
Elementarteilchen und Kerne

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

$\hbar = h/(2\pi)$ reduzierte Plancksche Wirkungsquantum („h quer“)



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

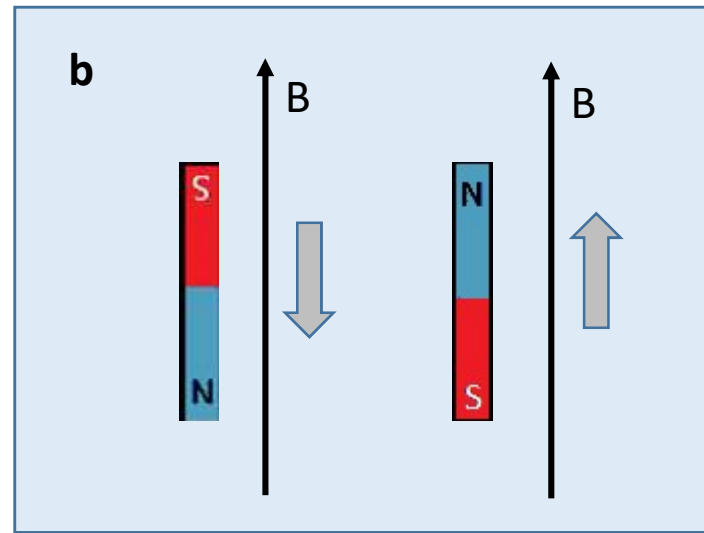
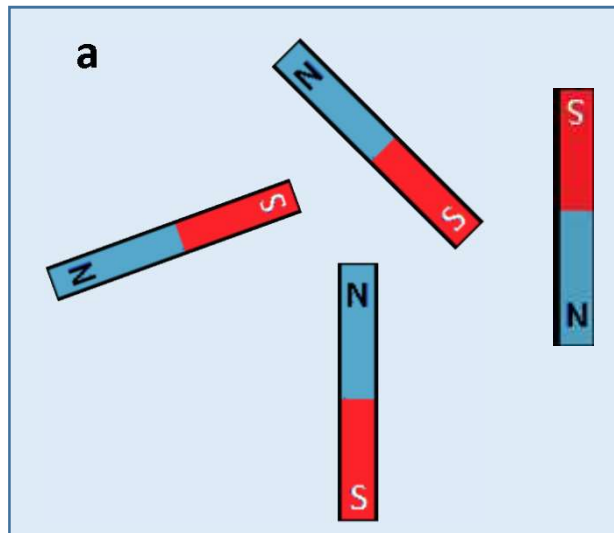
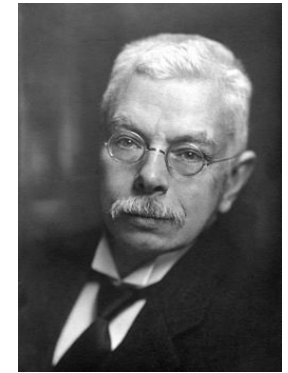
Magnetischer Moment in Magnetfeld. Zeemansche Aufspaltung

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

Energie:

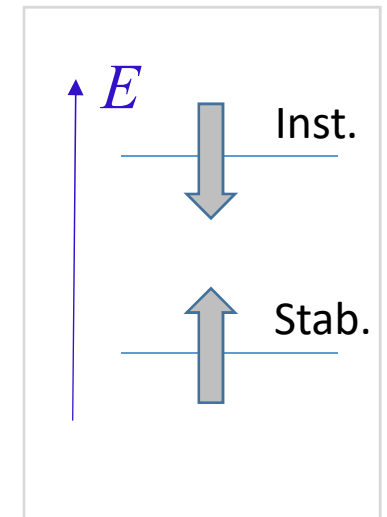
a.) ohne Magnetfeld — unabhängig vom Spinzustand

b.) in Magnetfeld: Aufspaltung des Energieniveaus —
Zeemansche-Aufspaltung



instabiler Zustand
höhere Energie

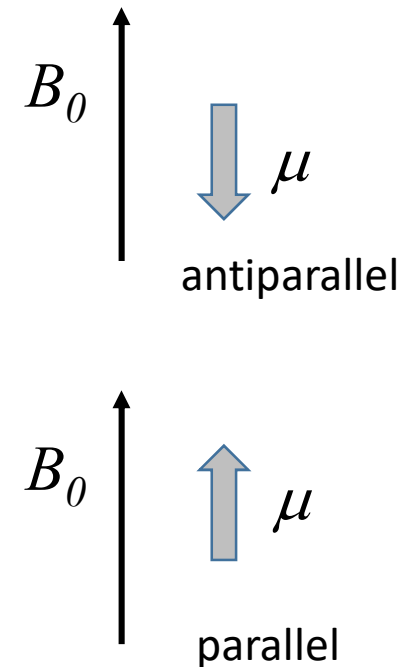
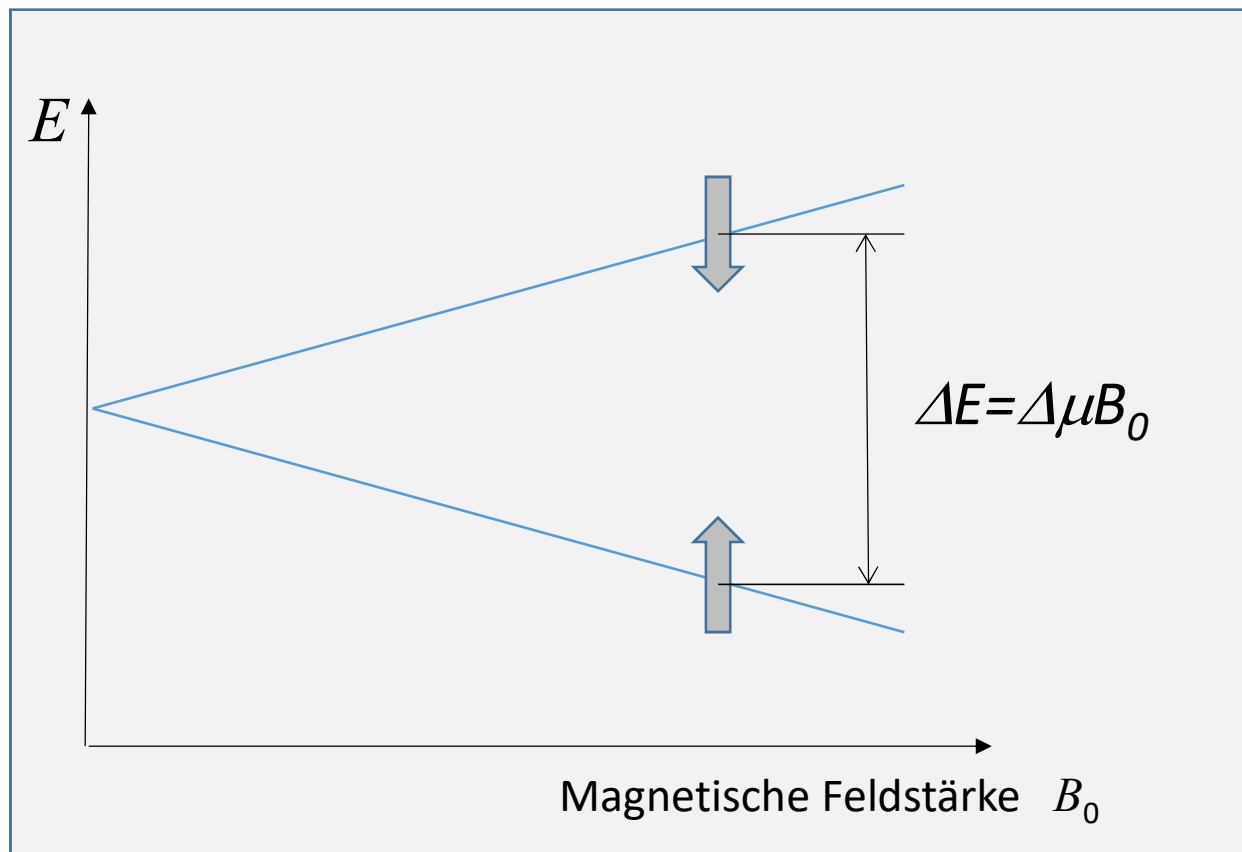
stabiler Zustand
niedrigere Energie



Zeemansche Aufspaltung

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

- Energiezustände in einem Magnetfeld



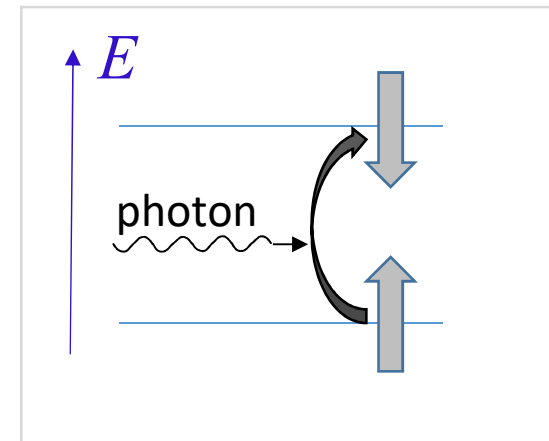
Zeemansche Aufspaltung

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

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

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

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



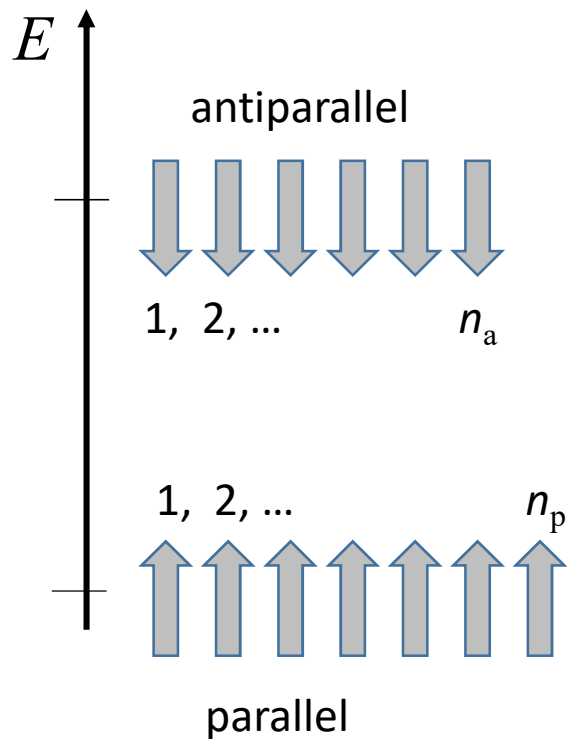
Bei $B_0=1\text{T}$ für ein Proton:

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

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

Radiowelle!

In Gleichgewicht: 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.)

$$n_a \approx n_p$$

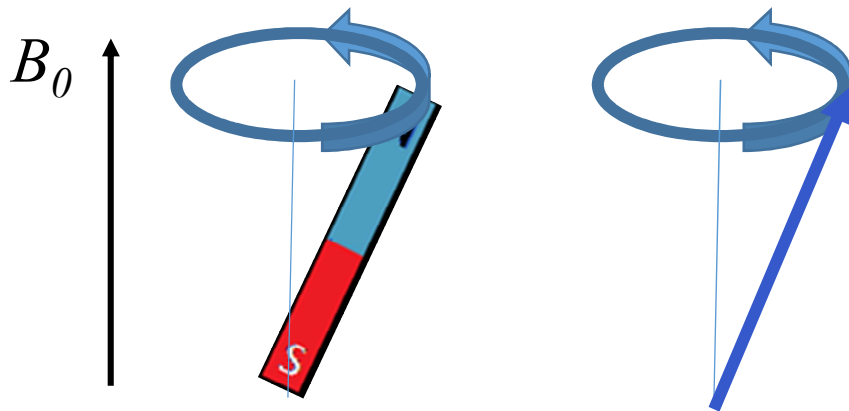
zB.: wenn $n_a + n_p = 2\,000\,000$
dann $n_a - n_p = 4$

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

In 1cm^3 Wasser: $1,3 \cdot 10^{17}$ - " -

Magnetischer Moment in Magnetfeld. Klassische Beschreibung: Präzession

Präzession wegen des Drehmomentes



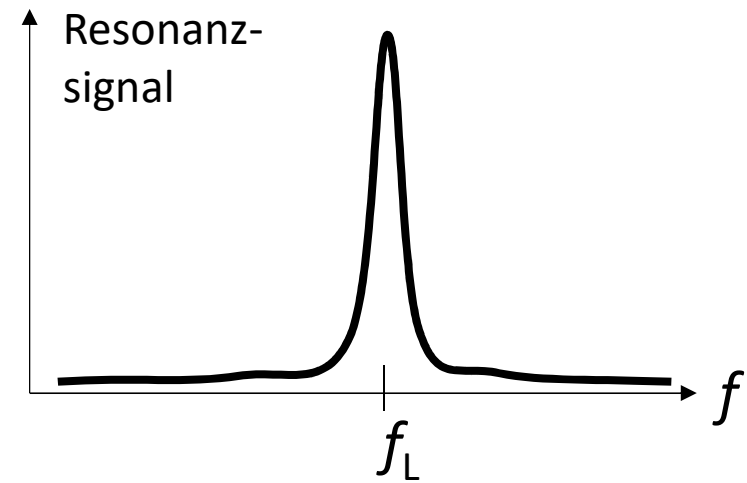
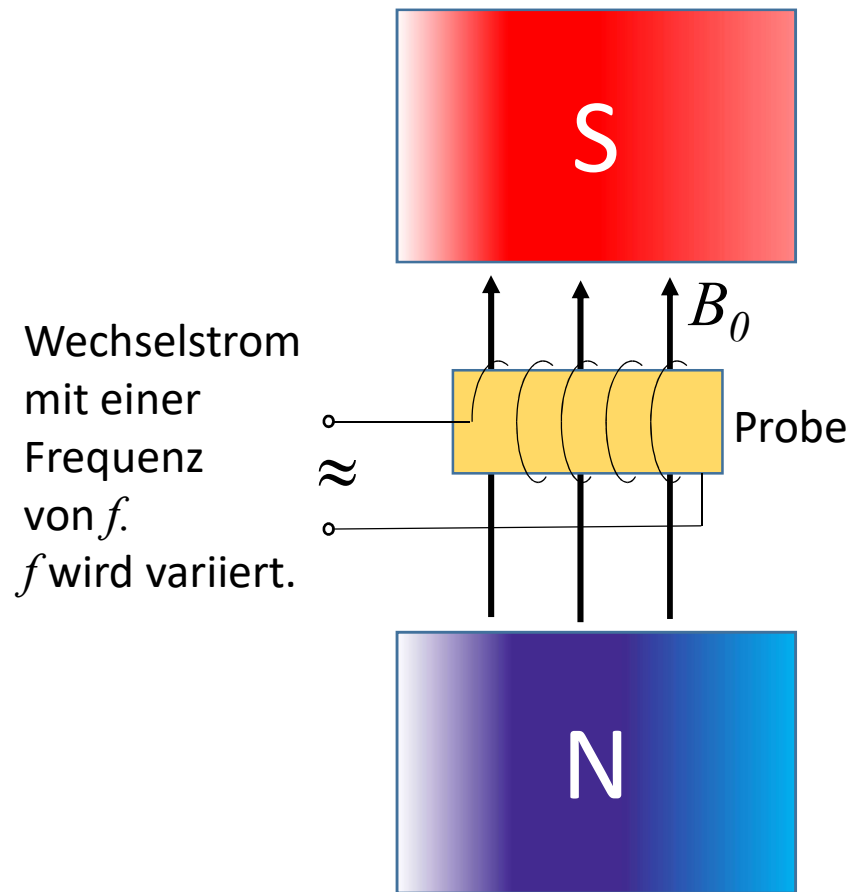
Frequenz der
Präzession:
Larmor Frequenz

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

Resonanz mit dem äußeren Wechsell magnetfeld der
zum Spinübergang angewandten Radiowelle



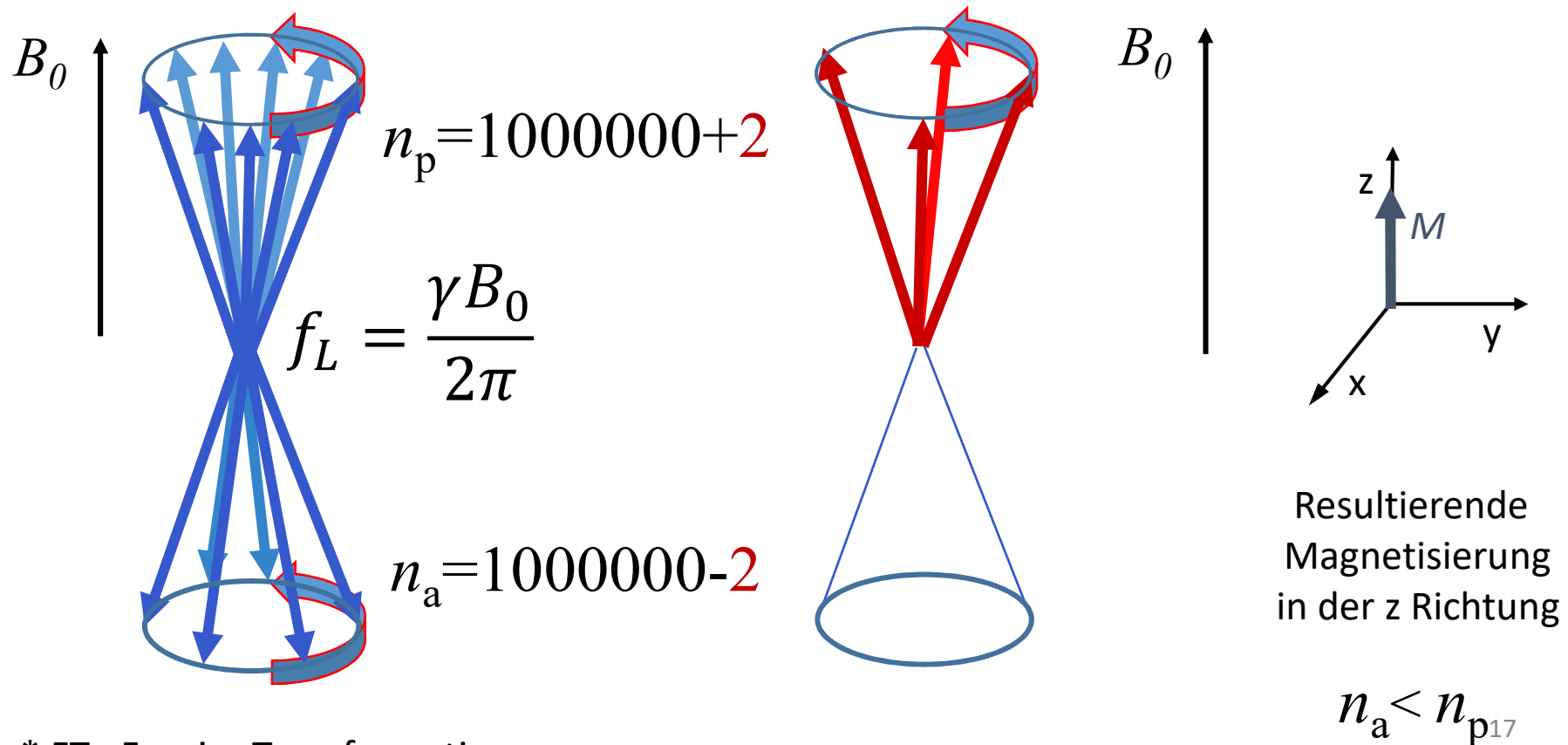
Konventionelle Messung der Kernresonanz



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

Moderne FT* Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen: Der 90° Impuls

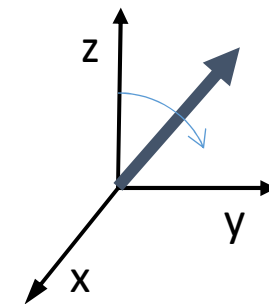
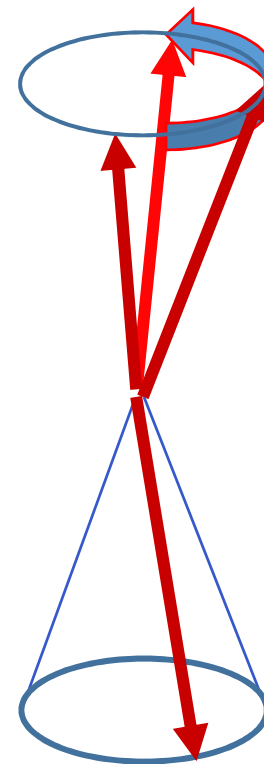
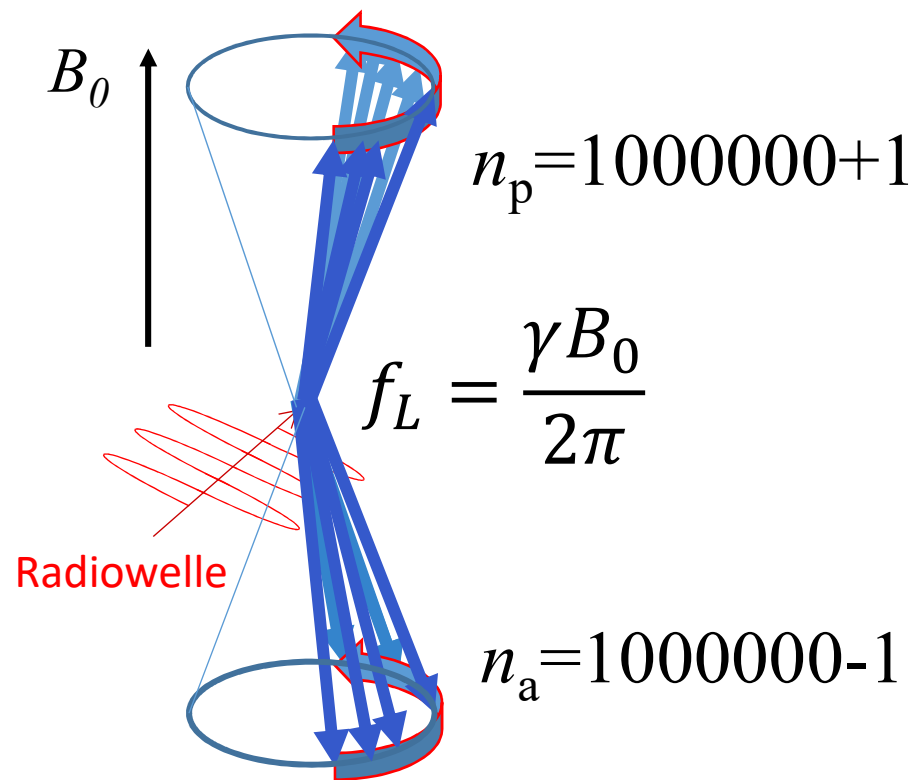
Eine Probe hat viele ($\approx 10^{23}$) Kerne die alle mit einer Larmor –Frequenz präzedieren.
Betrachten wir 2 000 000 Kerne:



* FT= Fourier Transformation

Moderne FT* Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen: Der 90° Impuls

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

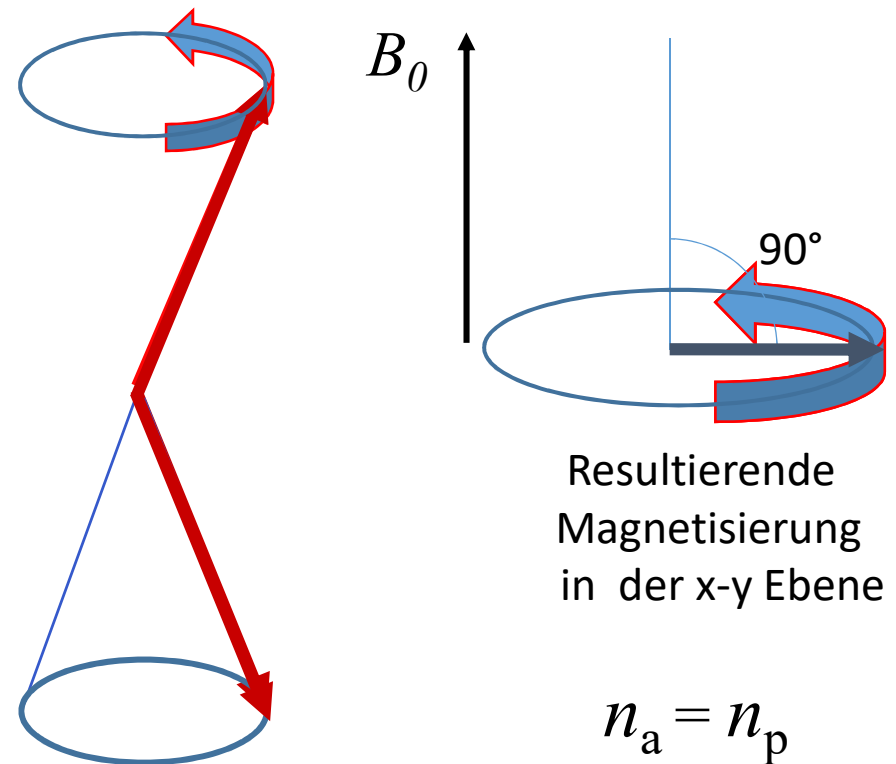
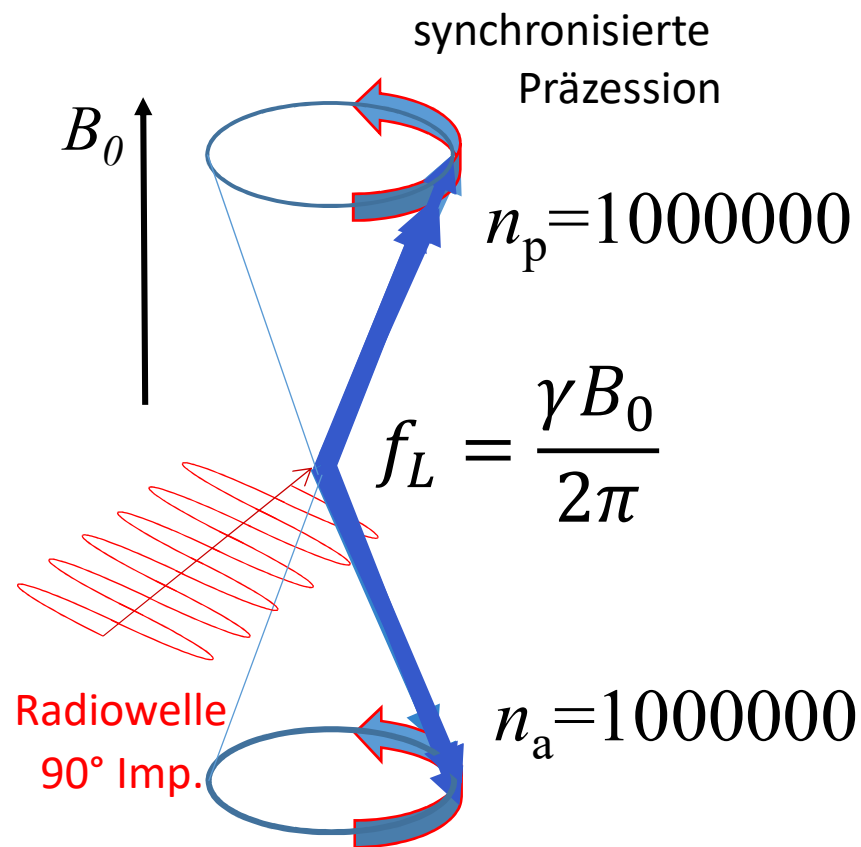


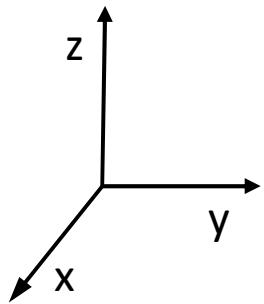
Resultierende
Magnetisierung
dreht sich in die
Richtung der x-y Ebene

$$n_a \lesssim n_{p18}$$

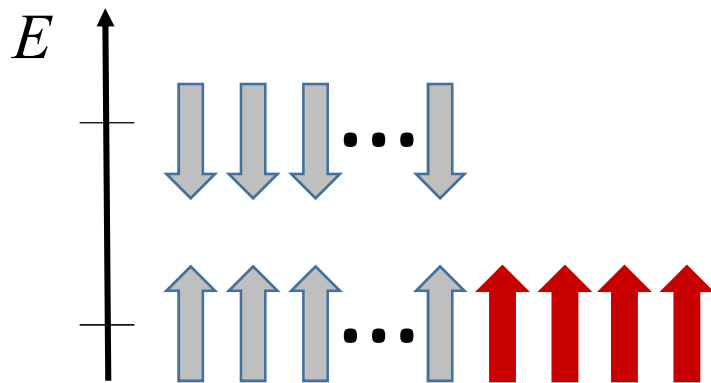
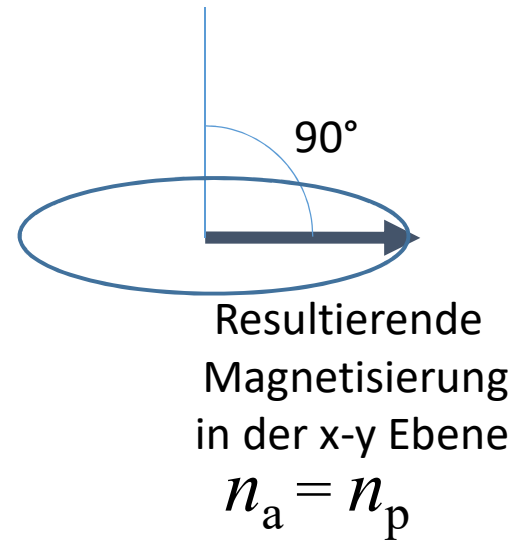
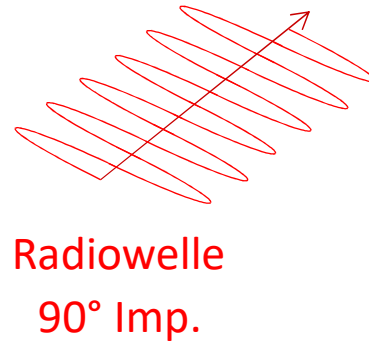
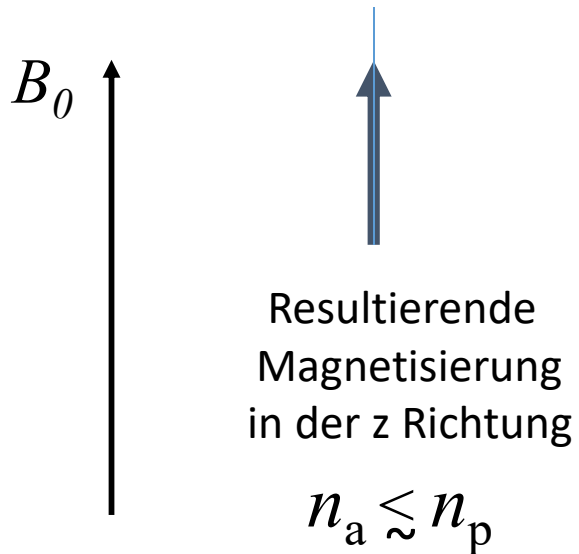
Moderne FT* Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen: Der **90° Impuls**

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

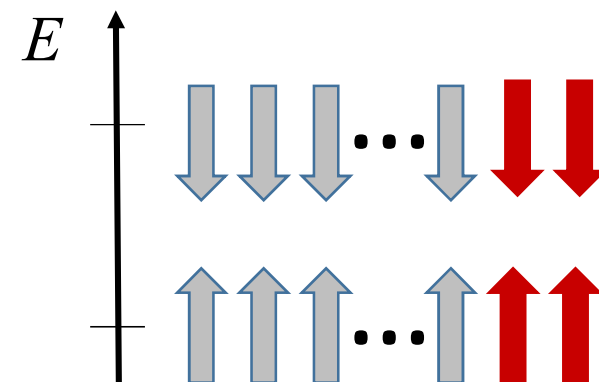




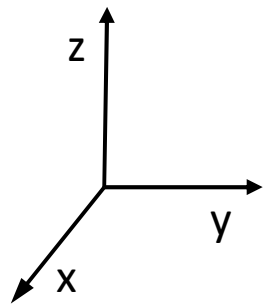
Was verursacht also der **90° Impuls** zusammenfassend?



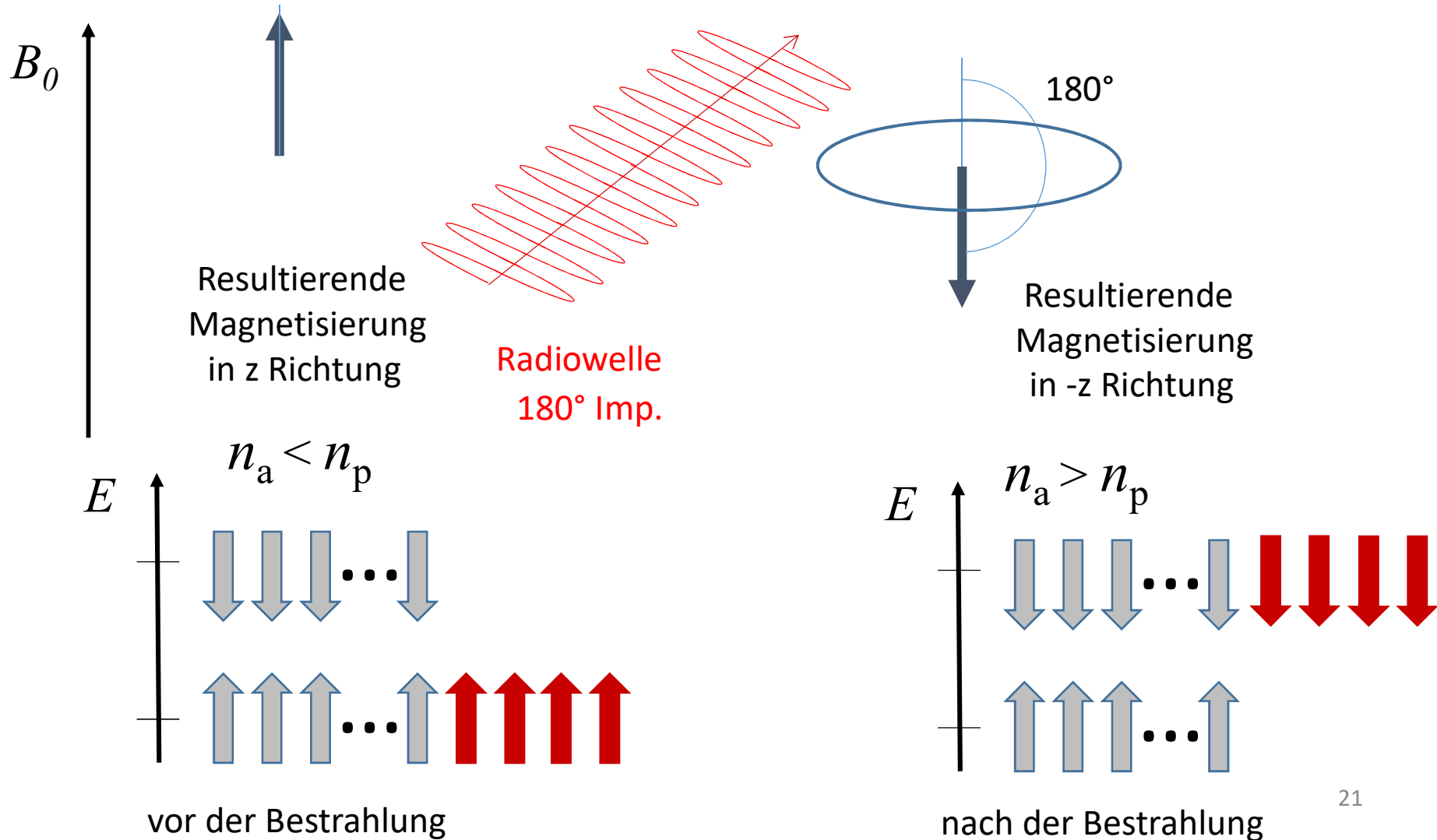
vor der Bestrahlung



nach der Bestrahlung

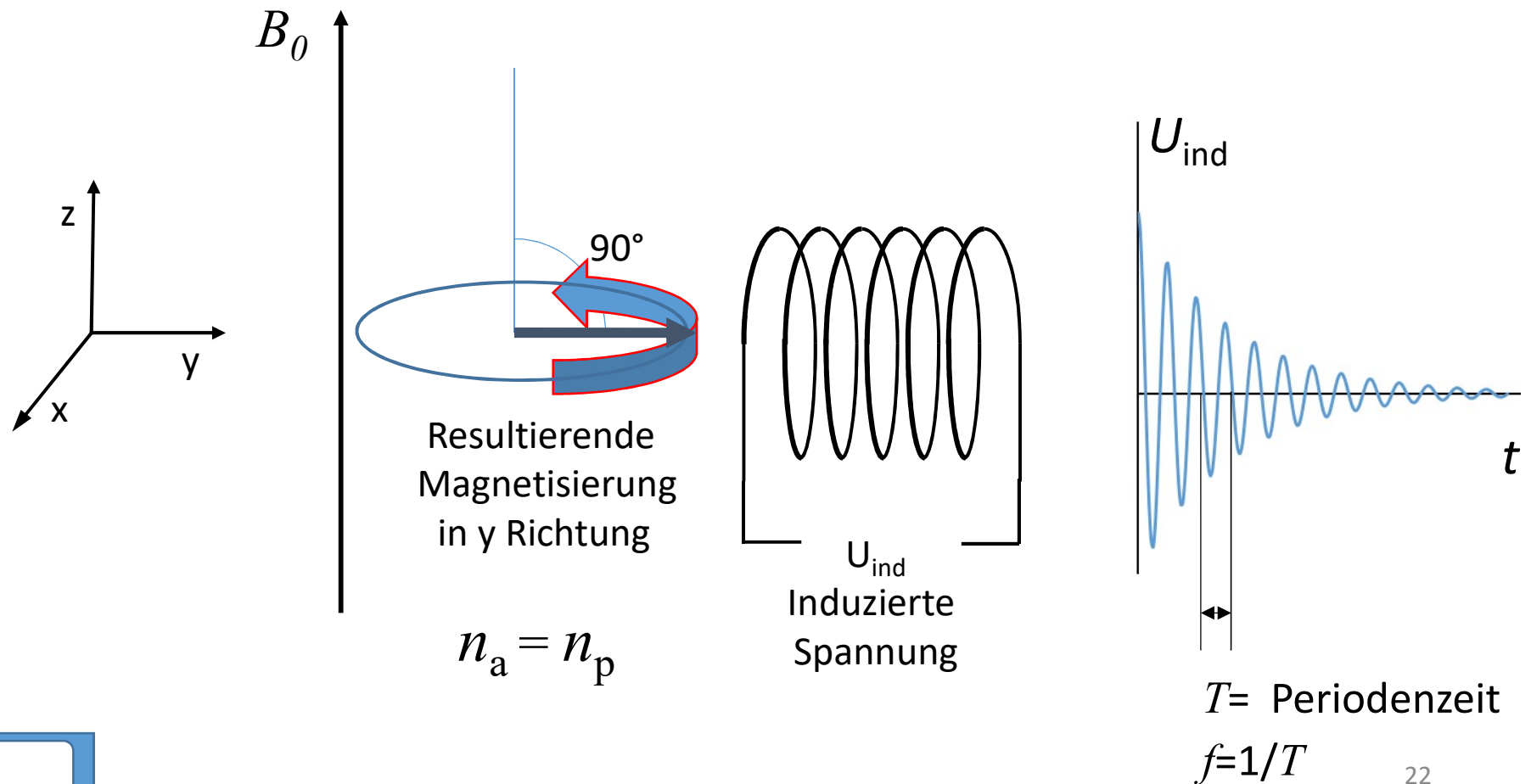


Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen: Der 180° Impuls

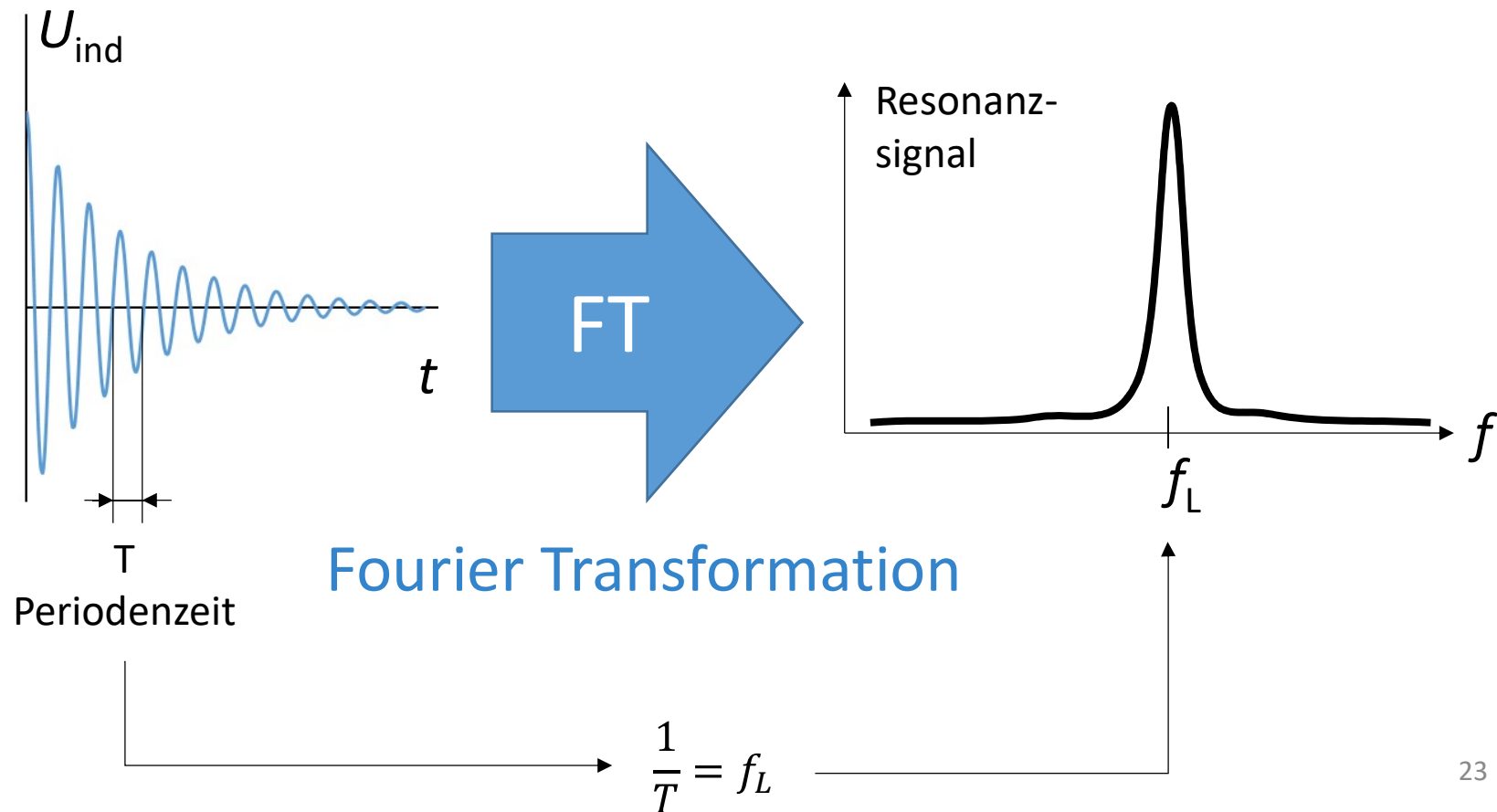


Moderne FT Methode zur Messung der Resonanzfrequenzen: Das FID Signal

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



Spektrum aus dem FID Signal



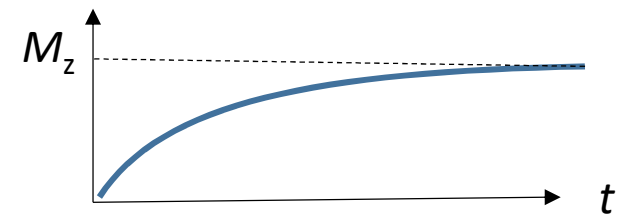
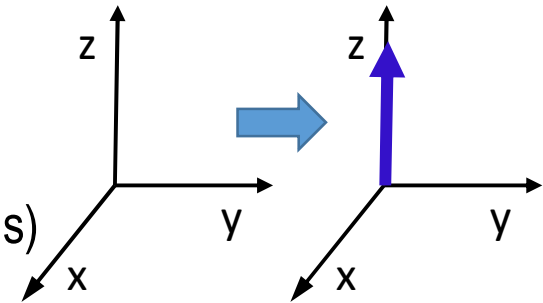
Zwei unabhängige Relaxationen der Magnetisierung

Longitudinale Relaxation:

Relaxation der z-Komponente der Magnetisierung
(von Null zu ihrem Gleichgewichtswert nach einem 90° Impuls)

Energieabgabe (in Form von Wärme)

Spin-Gitter Relaxation. Relaxationszeit: T_1

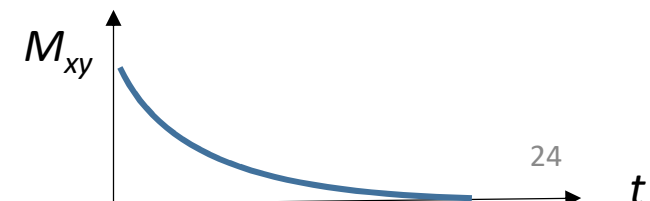
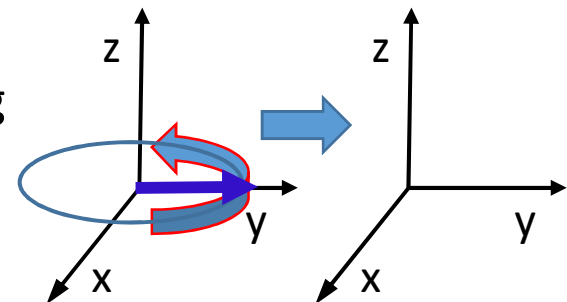


Transversale Relaxation (Dephasierung):

Relax. der x und y Komponenten der Magnetisierung
(von ihrem maximalen Wert zu Null nach einem 90° Impuls)

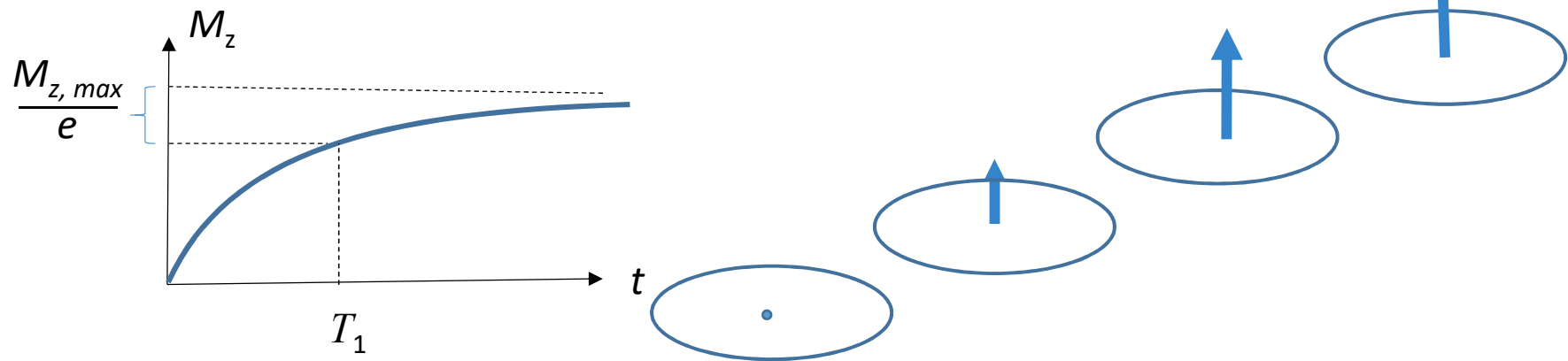
Keine Energieabgabe (Energieaustausch zw. Spins)

Spin-Spin Relaxation. Relaxationszeit: T_2

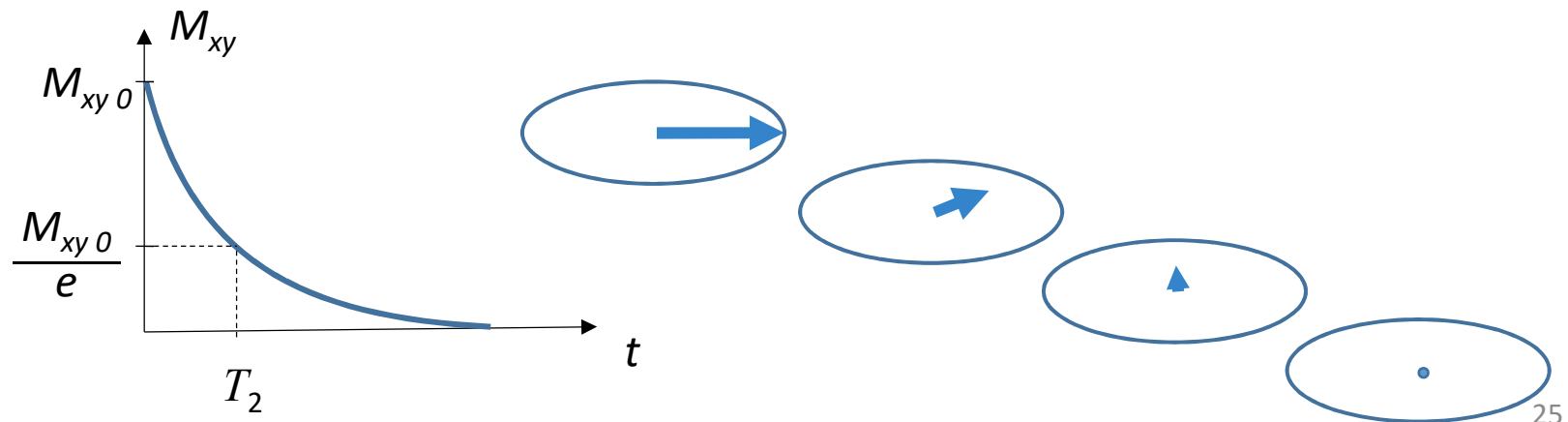


Zwei unabhängige Relaxationen

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

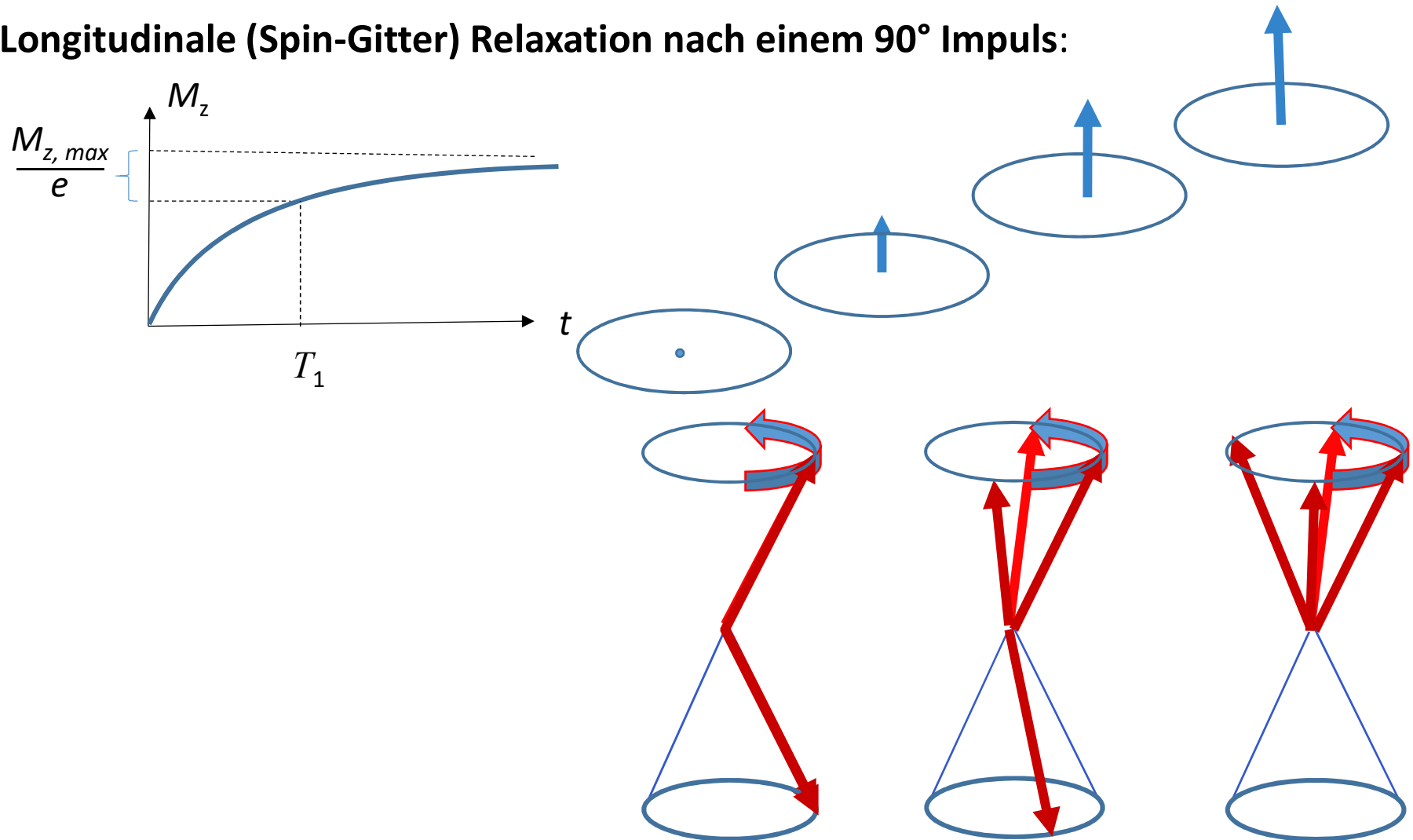


Transversale (Spin-Spin) Relaxation nach einem 90° Impuls:



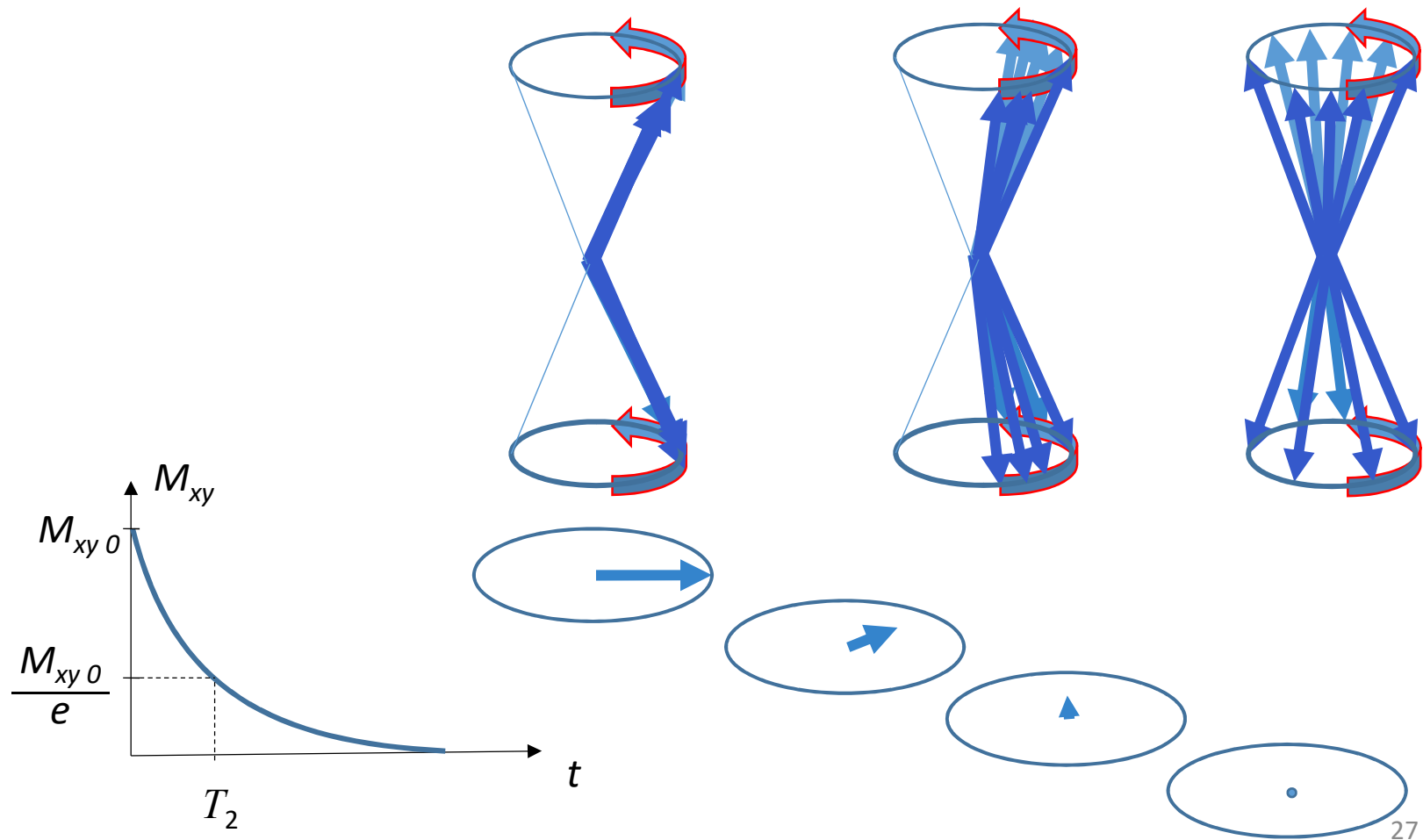
Longitudinale (Spin-Gitter) Relaxation

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



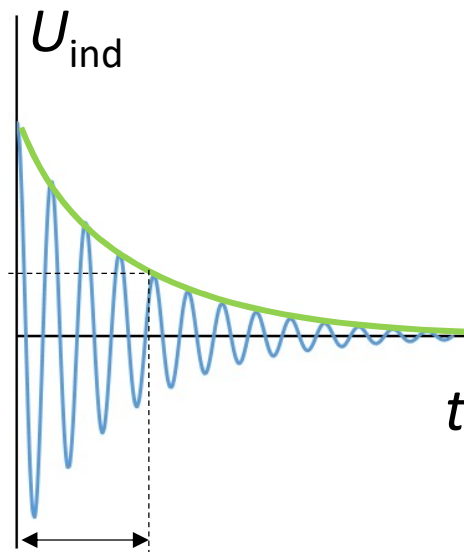
Transversale (Spin-Spin) Relaxation

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

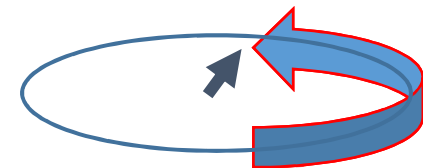
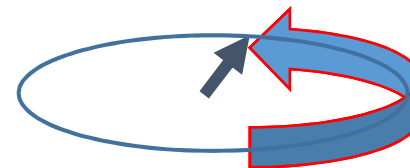
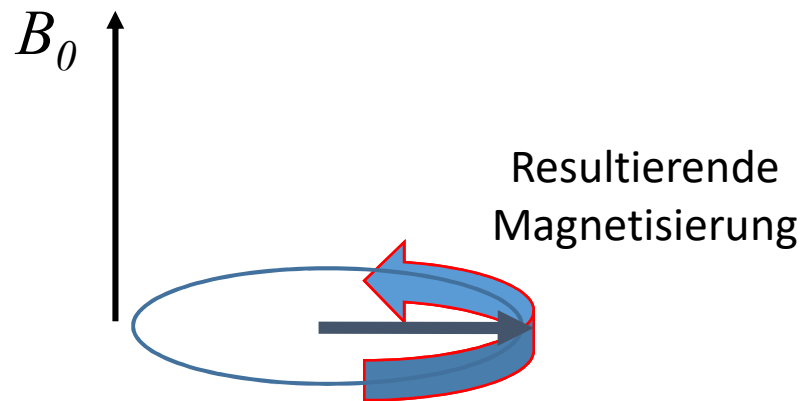
Dephasierung wegen Inhomogenität

Gerade nach einem 90° Impuls

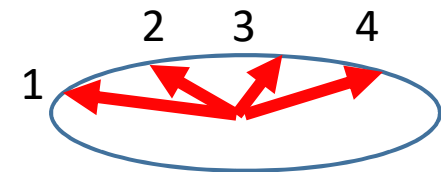
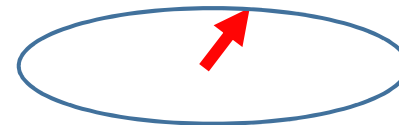
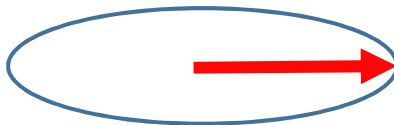
Eine gewisse Zeit nach dem 90° Impuls

Homogene Umgebung

Inhomogene Umgebung

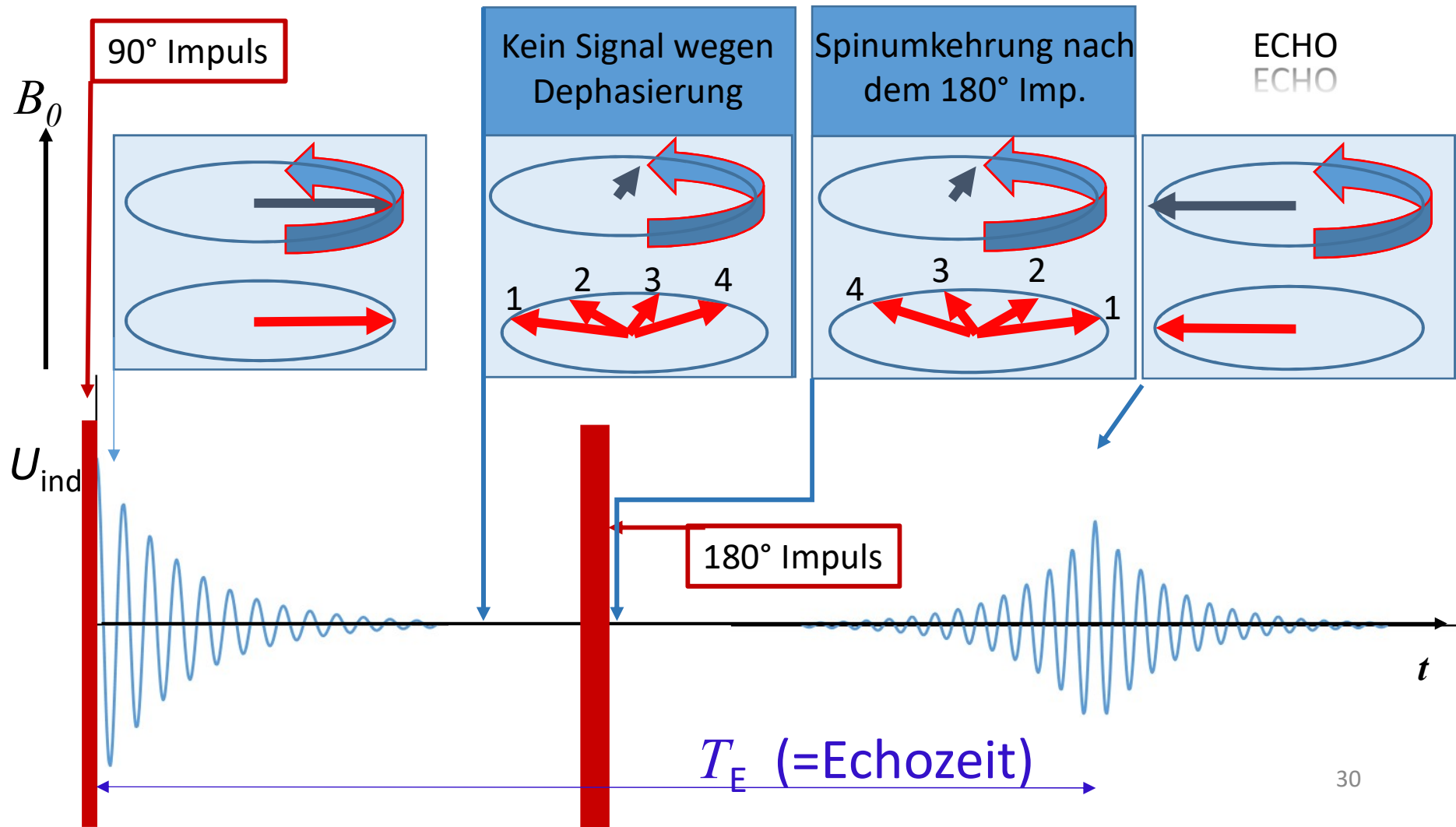


x-y Komponente
der 4 Spins

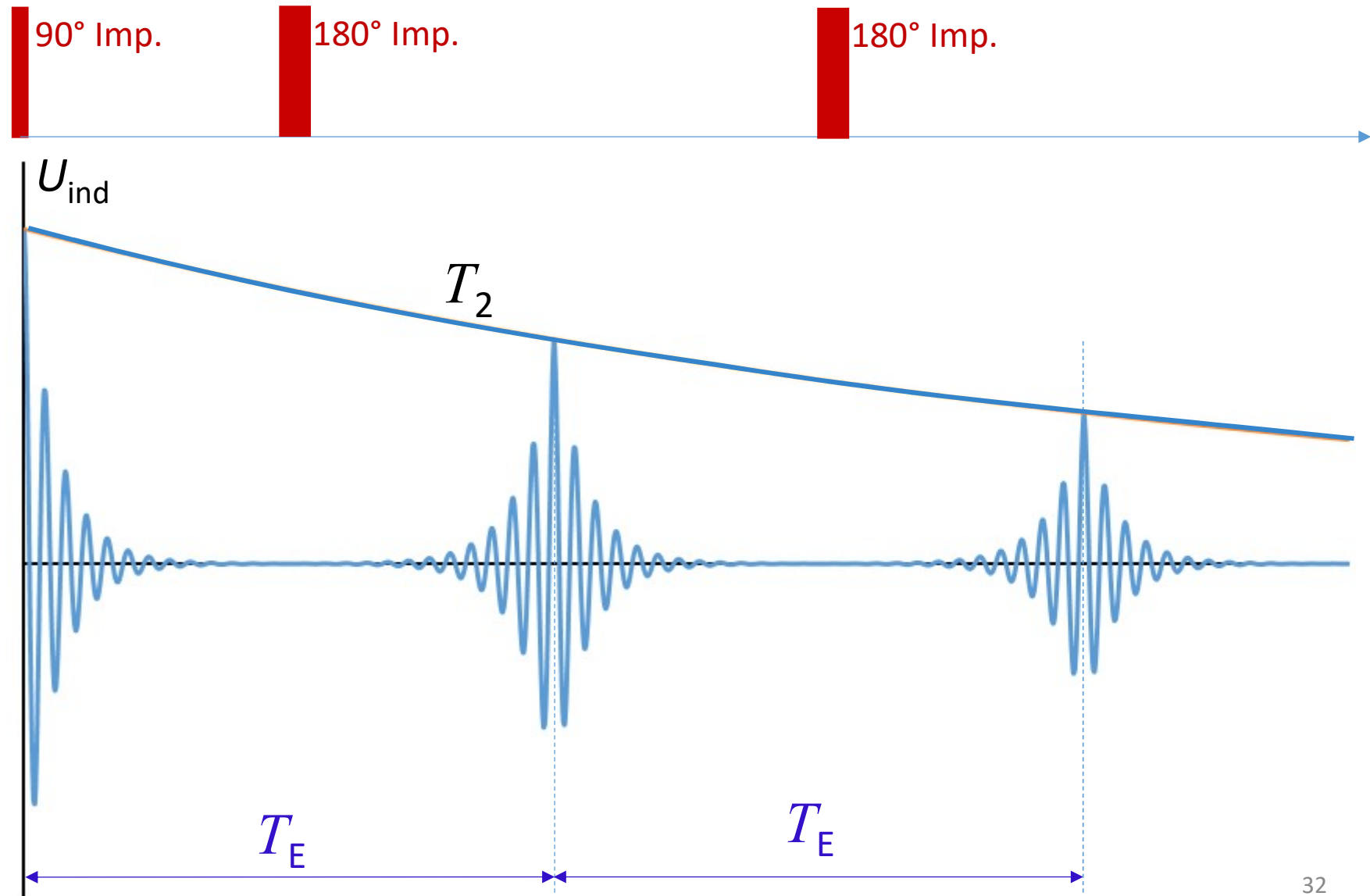


Echoverfahren

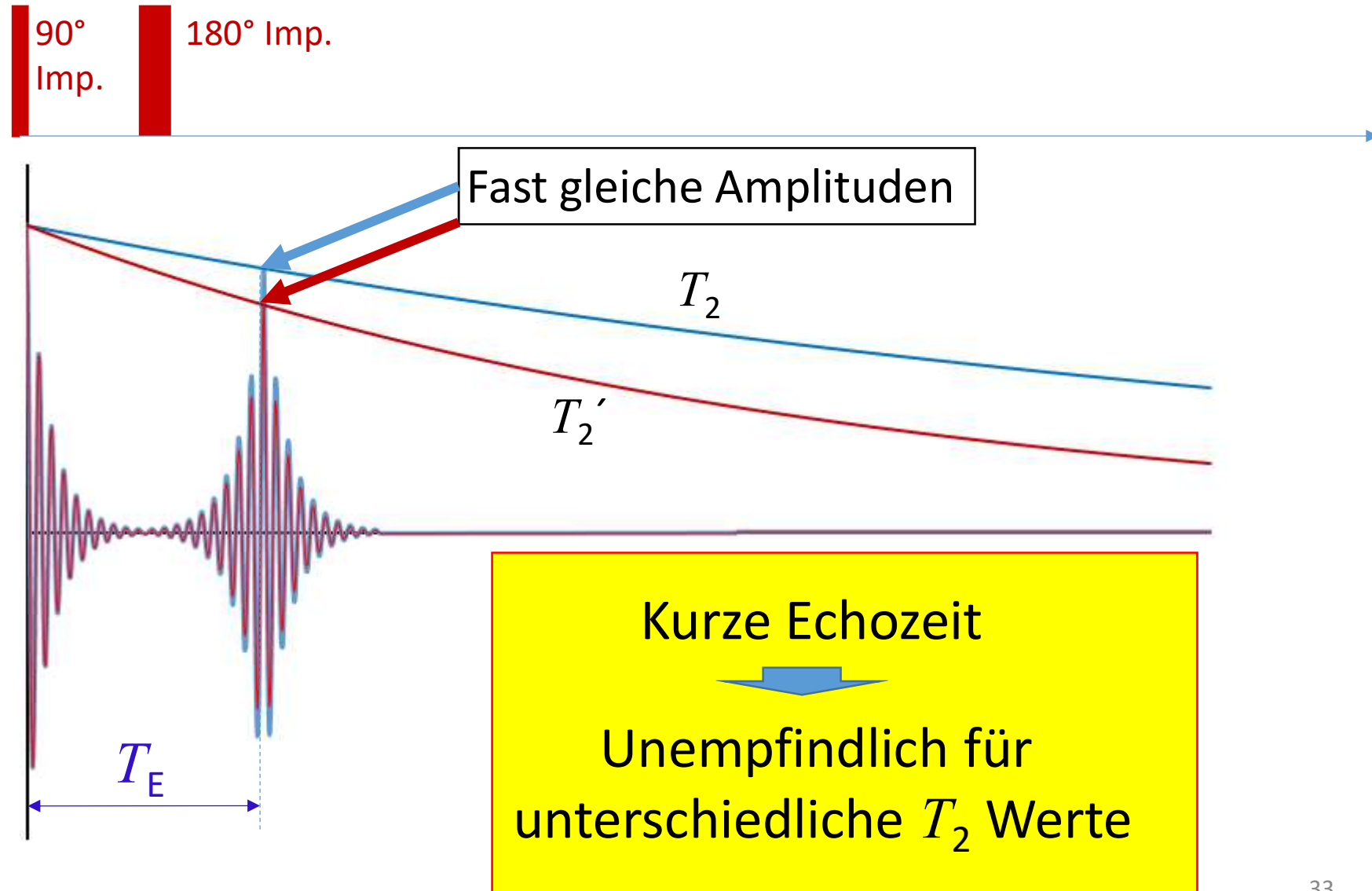
In inhomogener Umgebung



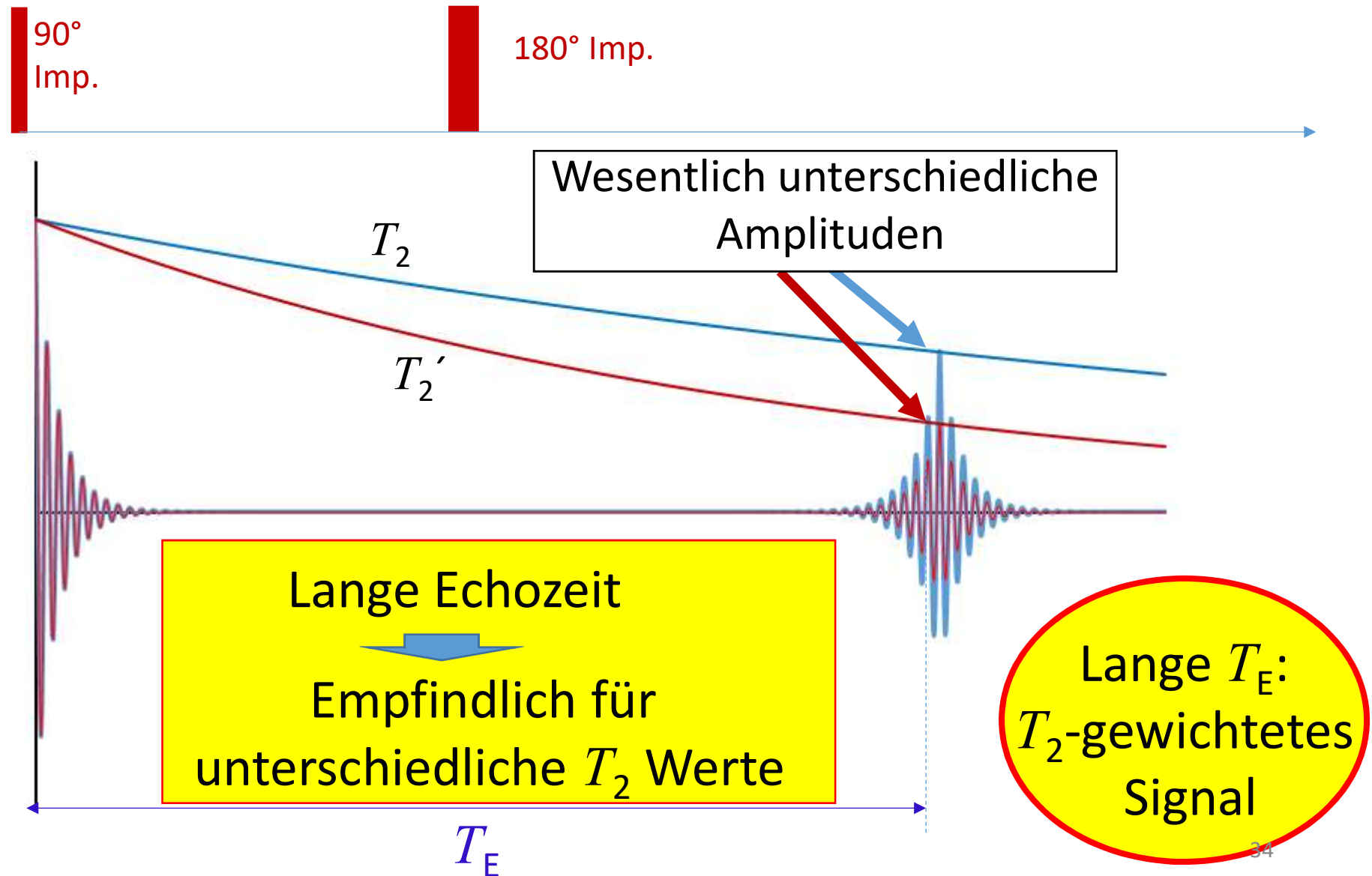
Messung der „echten“ T_2 Relaxationszeit



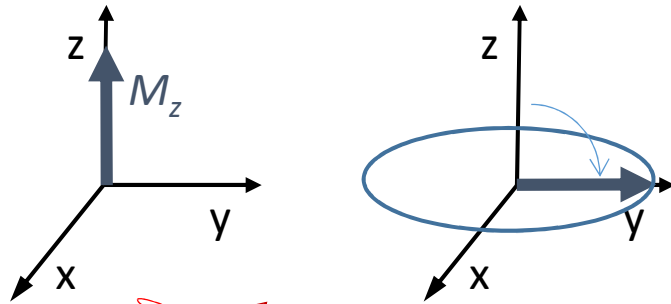
Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2



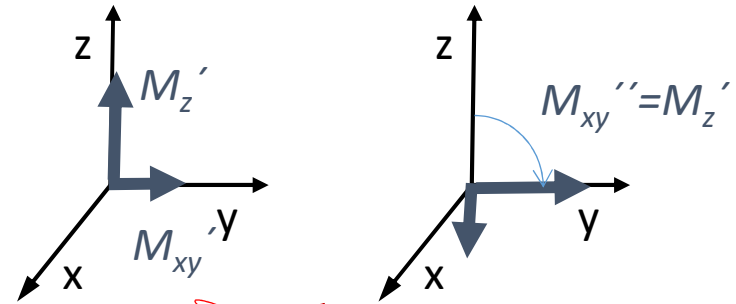
Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_2



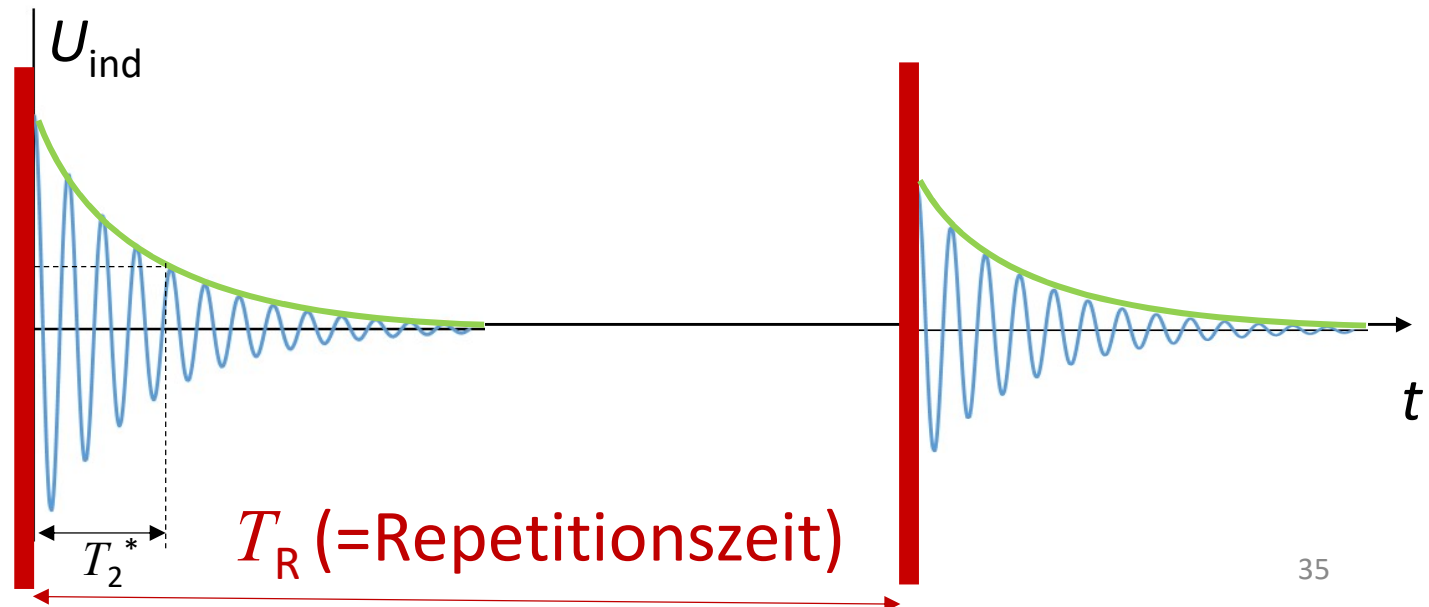
Messung der T_1 Relaxationszeit



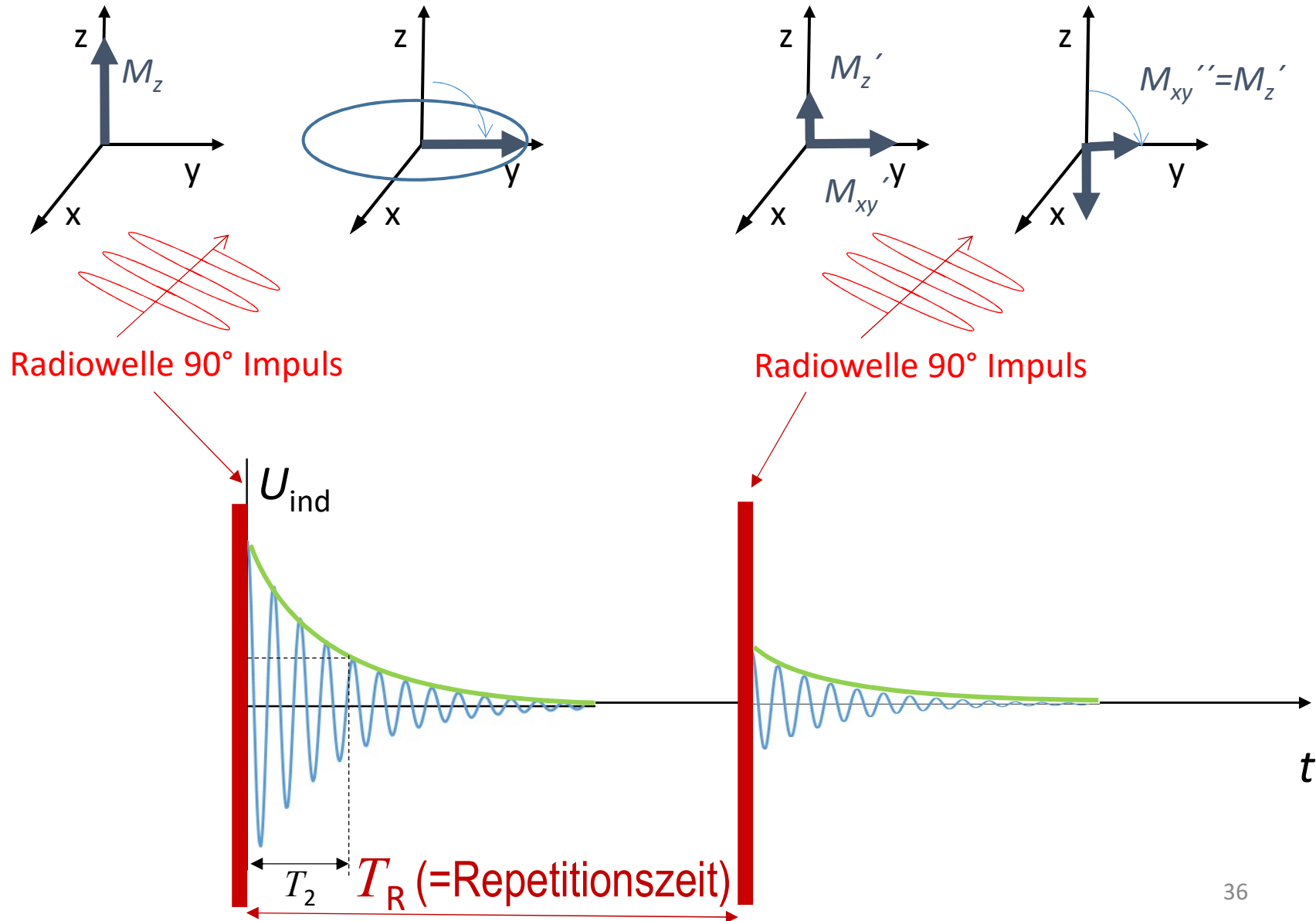
Radiowelle 90° Impuls



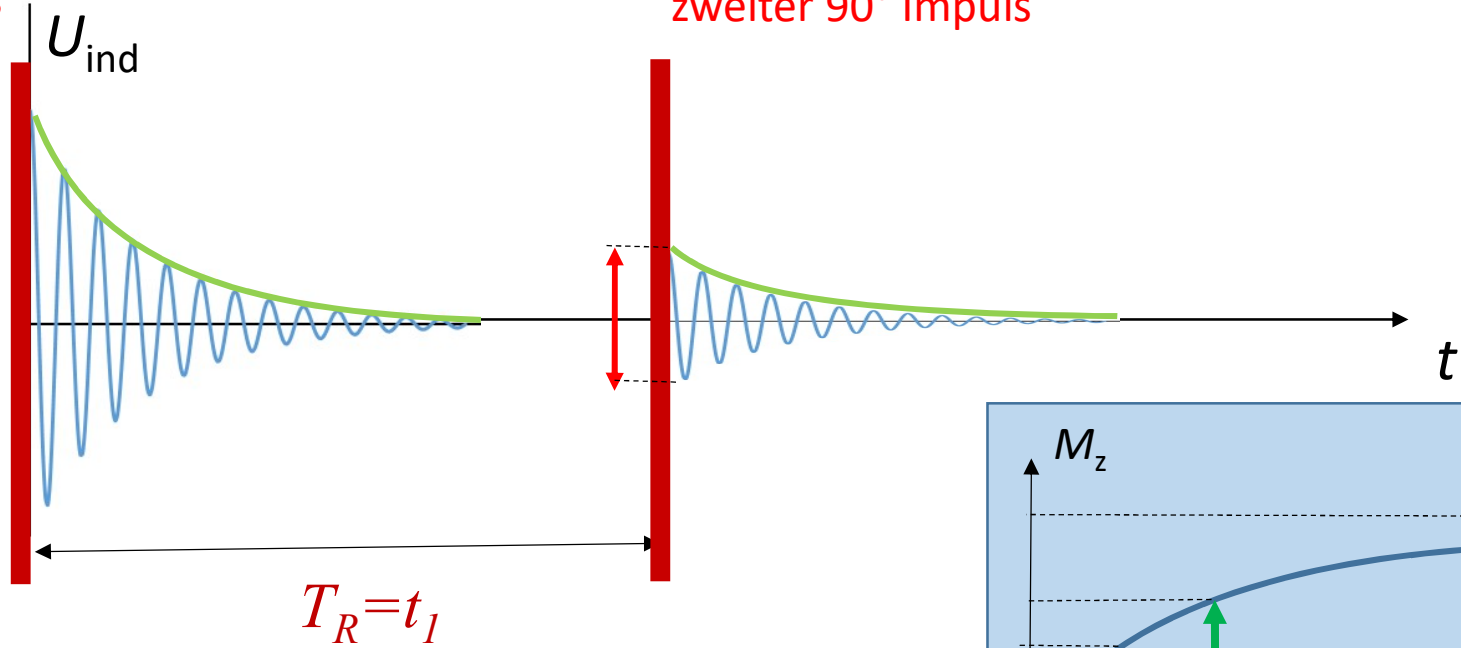
Radiowelle 90° Impuls



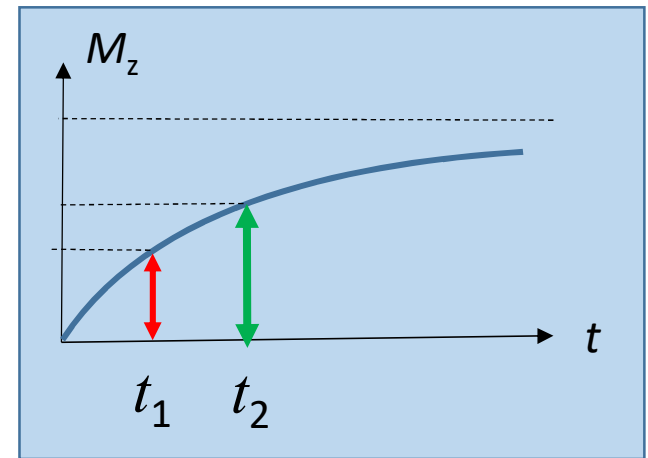
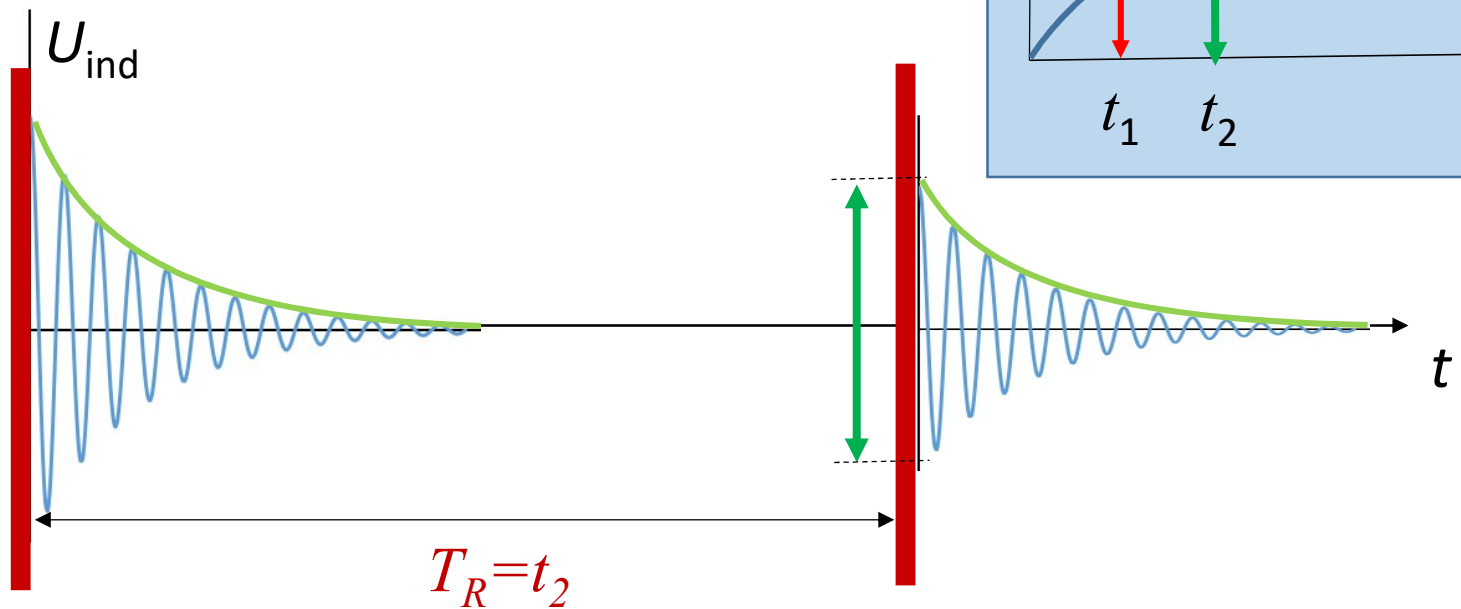
Messung der T_1 Relaxationszeit



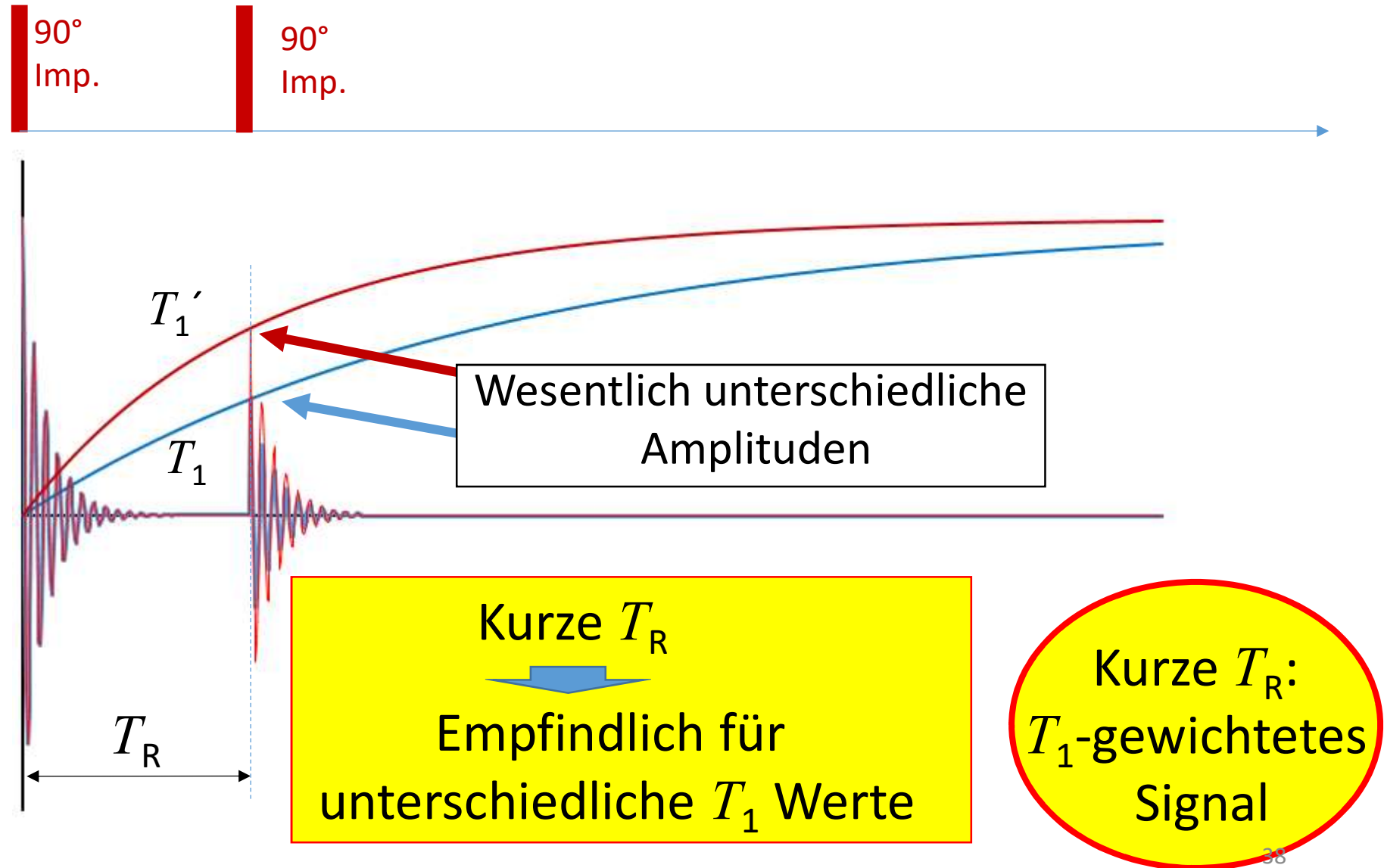
90° Impuls



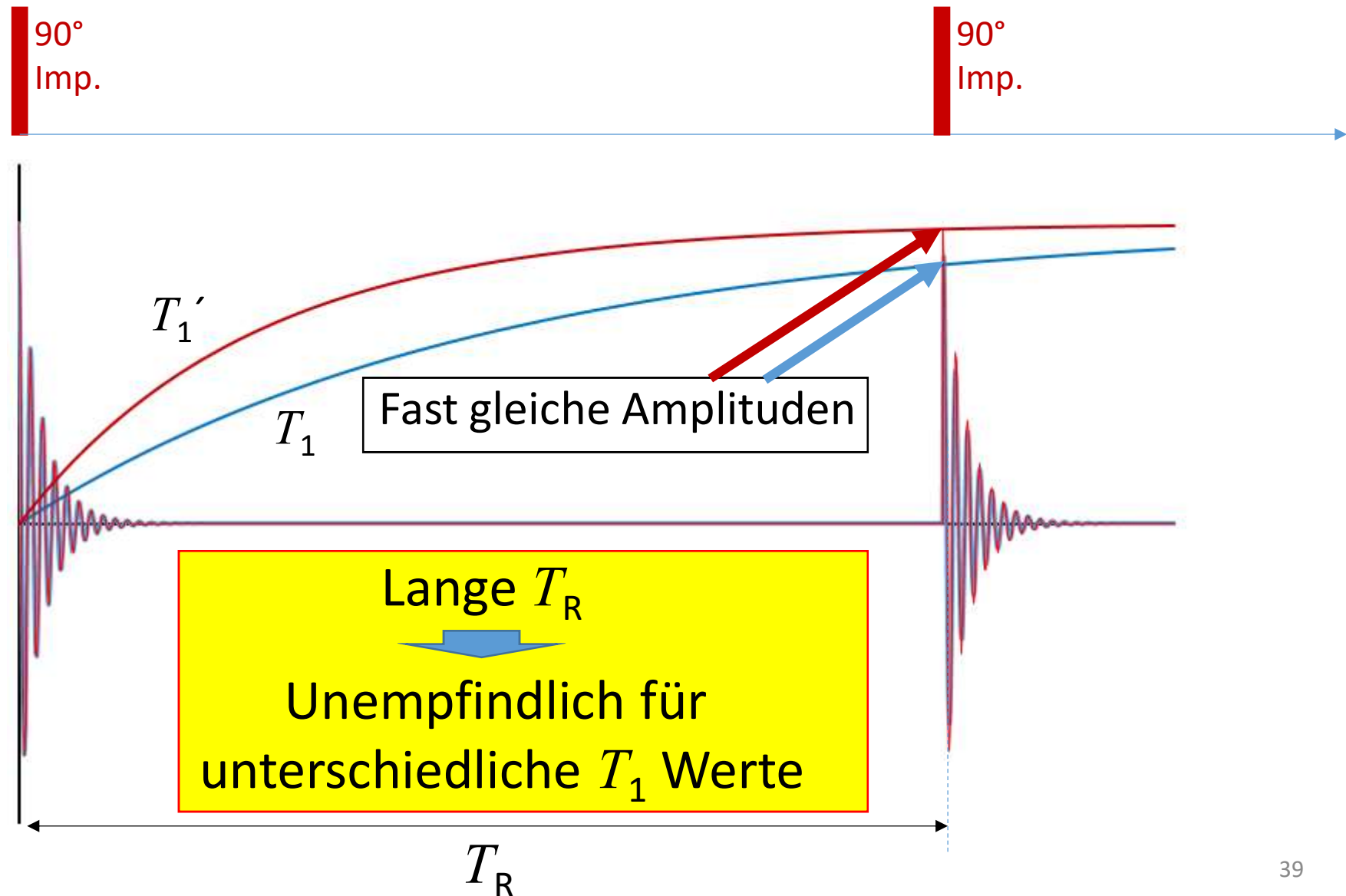
zweiter 90° Impuls



Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_1



Zwei Geweben mit unterschiedlicher T_1

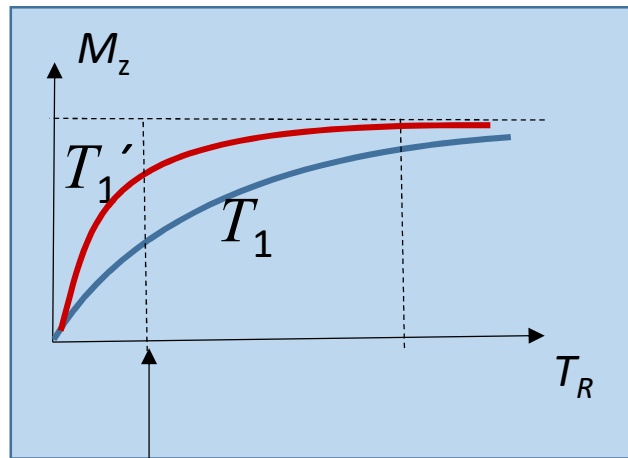


Messbare Parameter:

Spindichte (Dichte von H Atome)

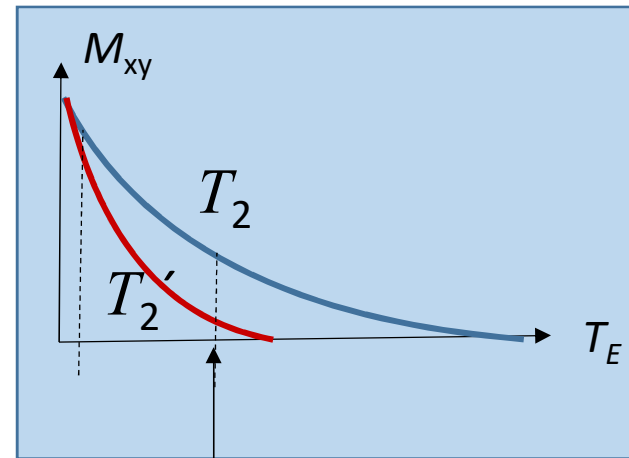
(Signalstärke ist mit der Spindichte proportional)

T_1 und T_2 Relaxationszeiten



Kontrast

Kurze $T_1 \Rightarrow$ starkes Signal



Kontrast

Lange $T_2 \Rightarrow$ starkes Signal

Informationsgehalt des Signals

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“

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

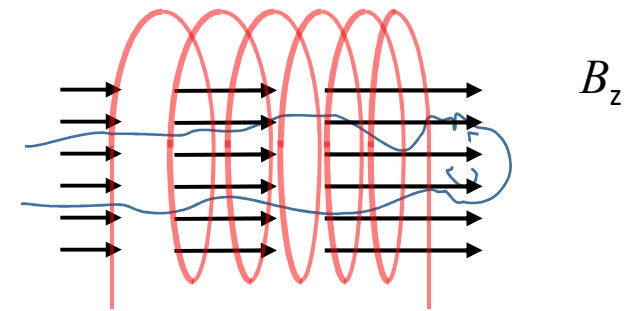
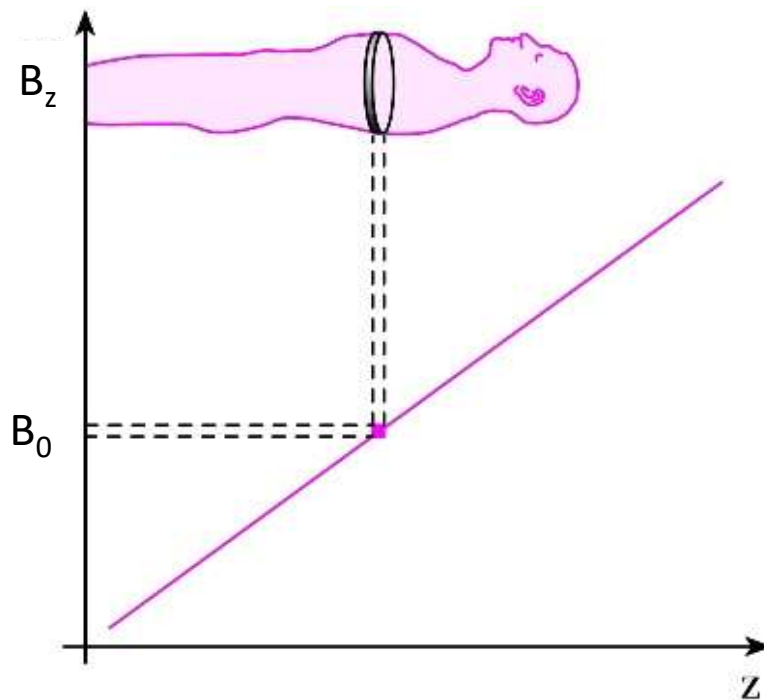
Wasserhaltige Geweben (z.B.: Ödem) erhöhte T_2

Wie bekommt man ein Bild?



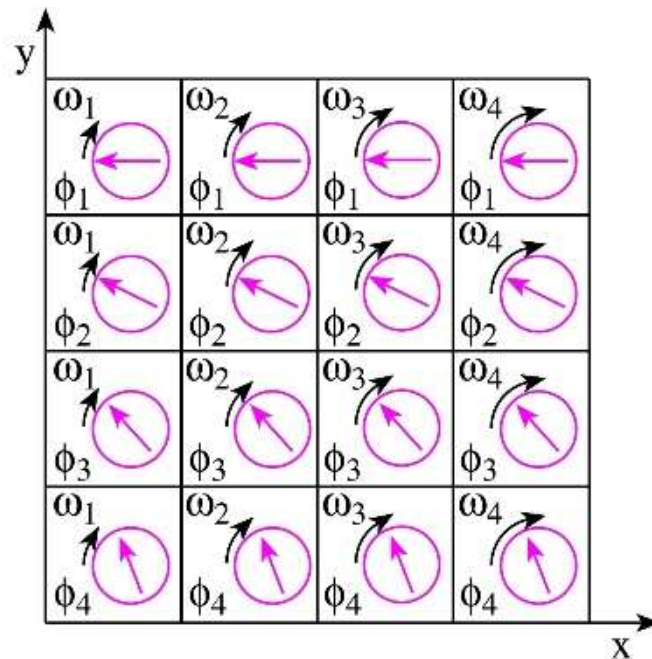
Auswahl einer Schicht

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



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

Kodierung in einer Schicht



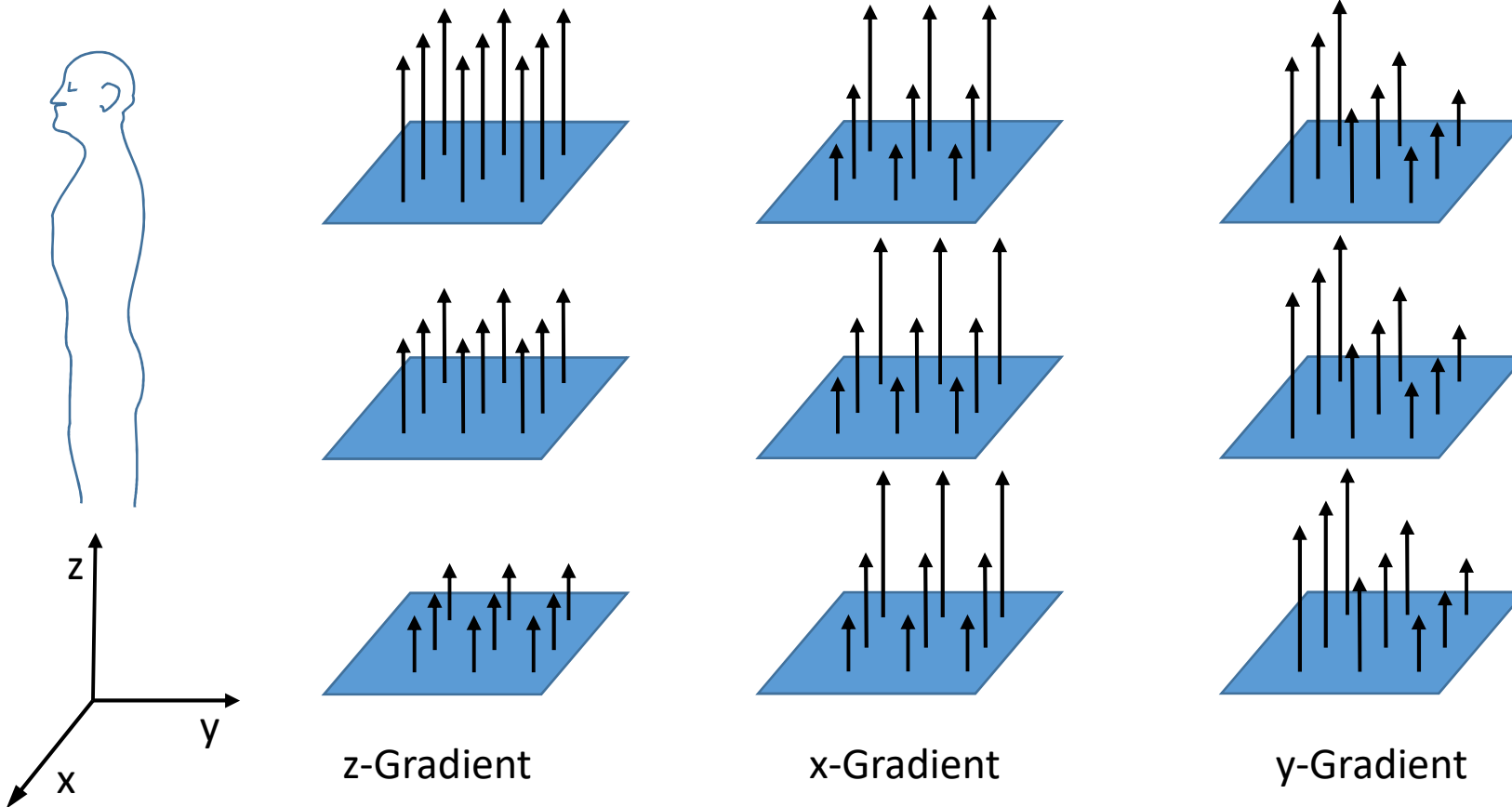
Y- Kodierung: Phase

X-Kodierung:
Frequenz

Gradientfelder

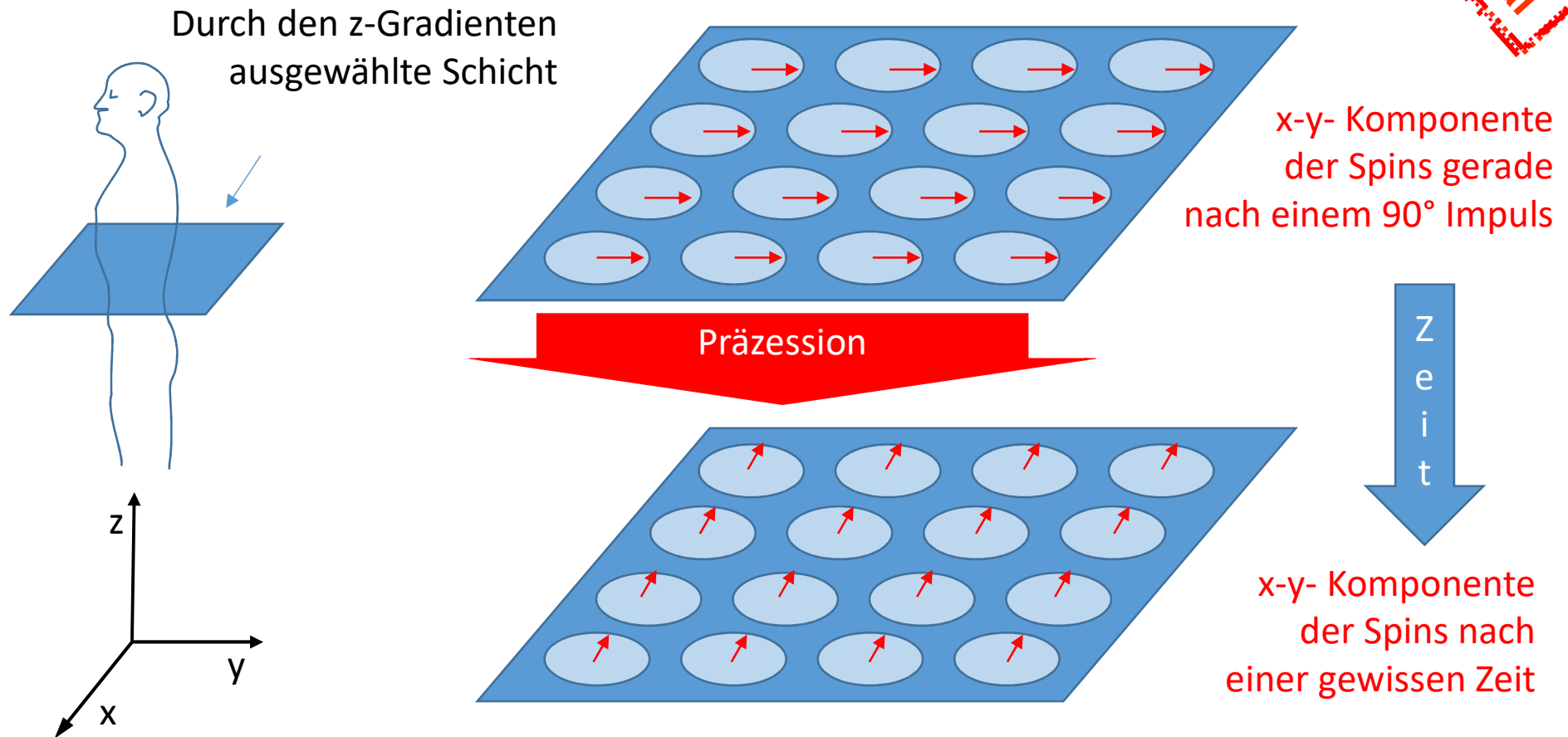
Gradientfeld = Ortsabhängiges Magnetfeld

Ergänzungsmaterial



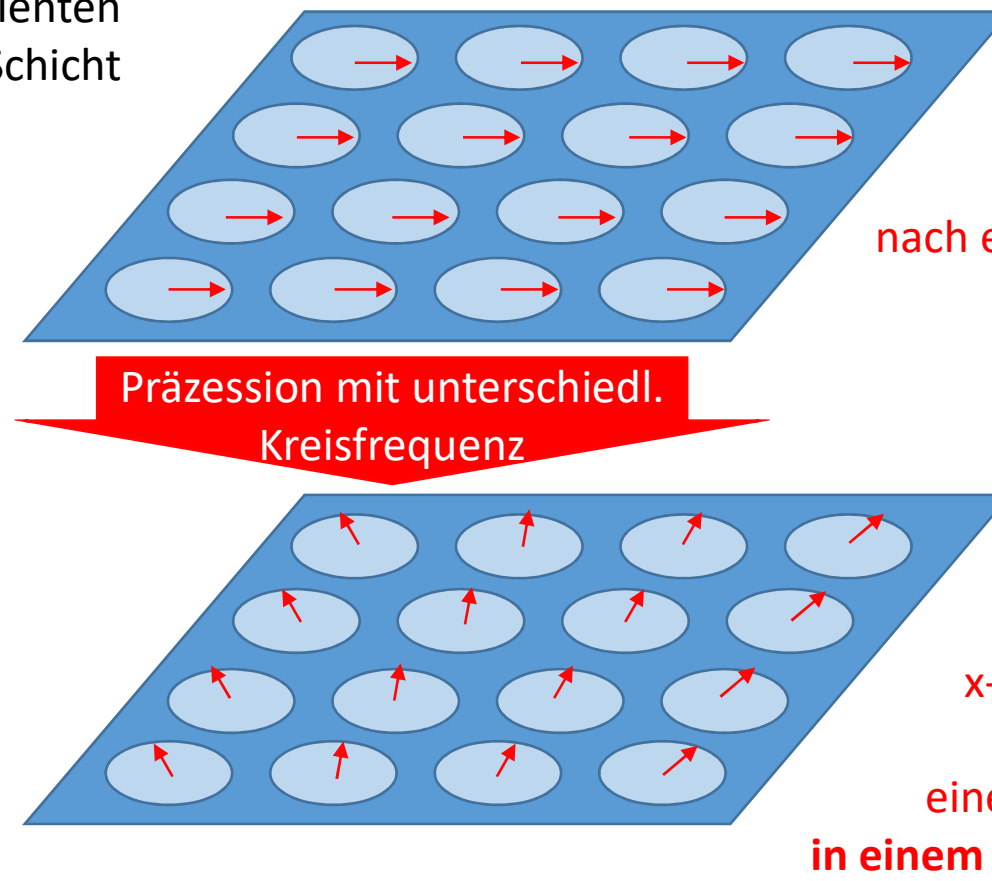
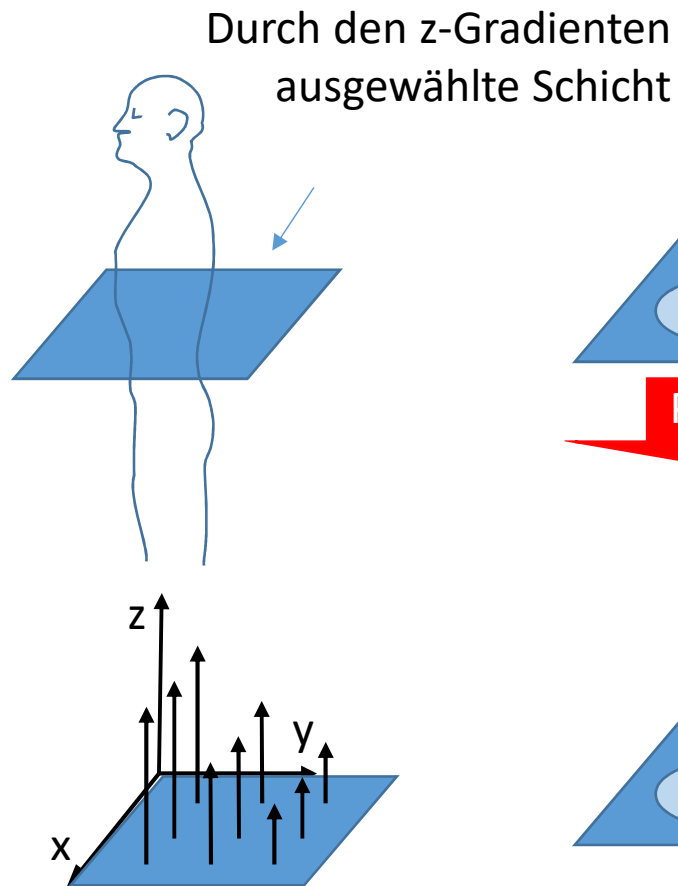
Freie Präzession der Spins

Ergänzungsmaterial



Phasenkodierung mit einem y-Gradientfeld

Ergänzungsmaterial



x-y Komponente
der Spins gerade
nach einem 90° Impuls

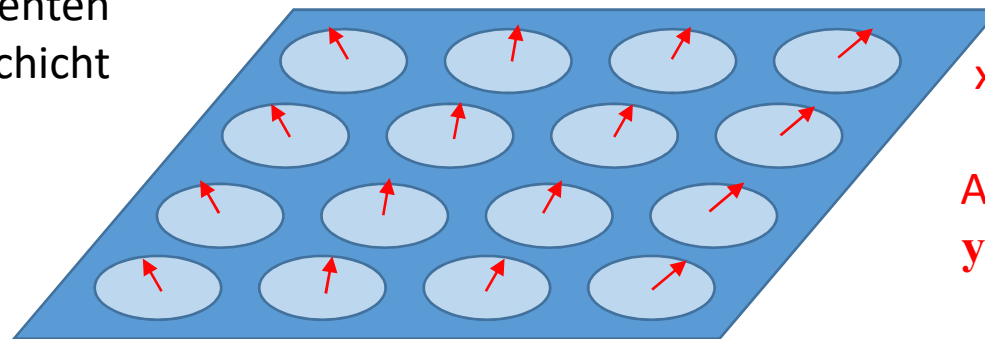
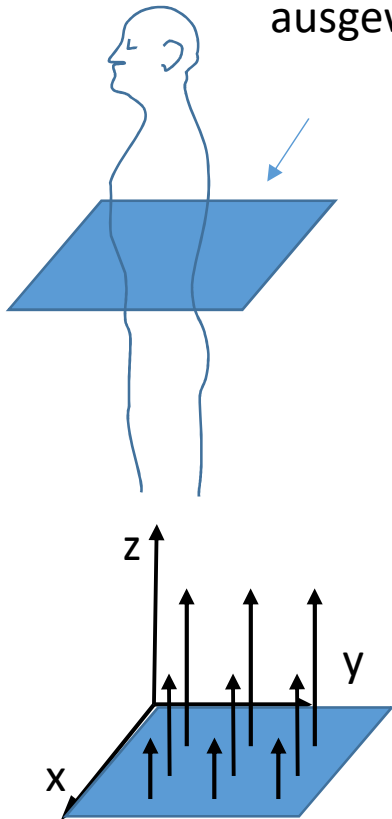
z
e
i
t

x-y- Komponente
der Spins nach
einer gewissen Zeit
in einem y-Gradientfeld!

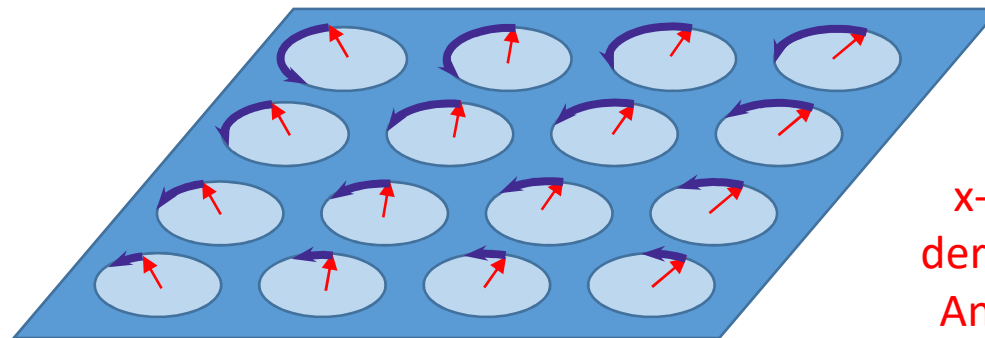
Frequenzkodierung mit x-Gradientfeld

Ergänzungsmaterial

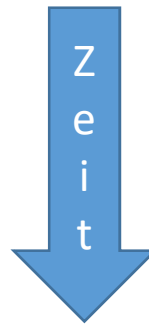
Durch den z-Gradienten
ausgewählte Schicht



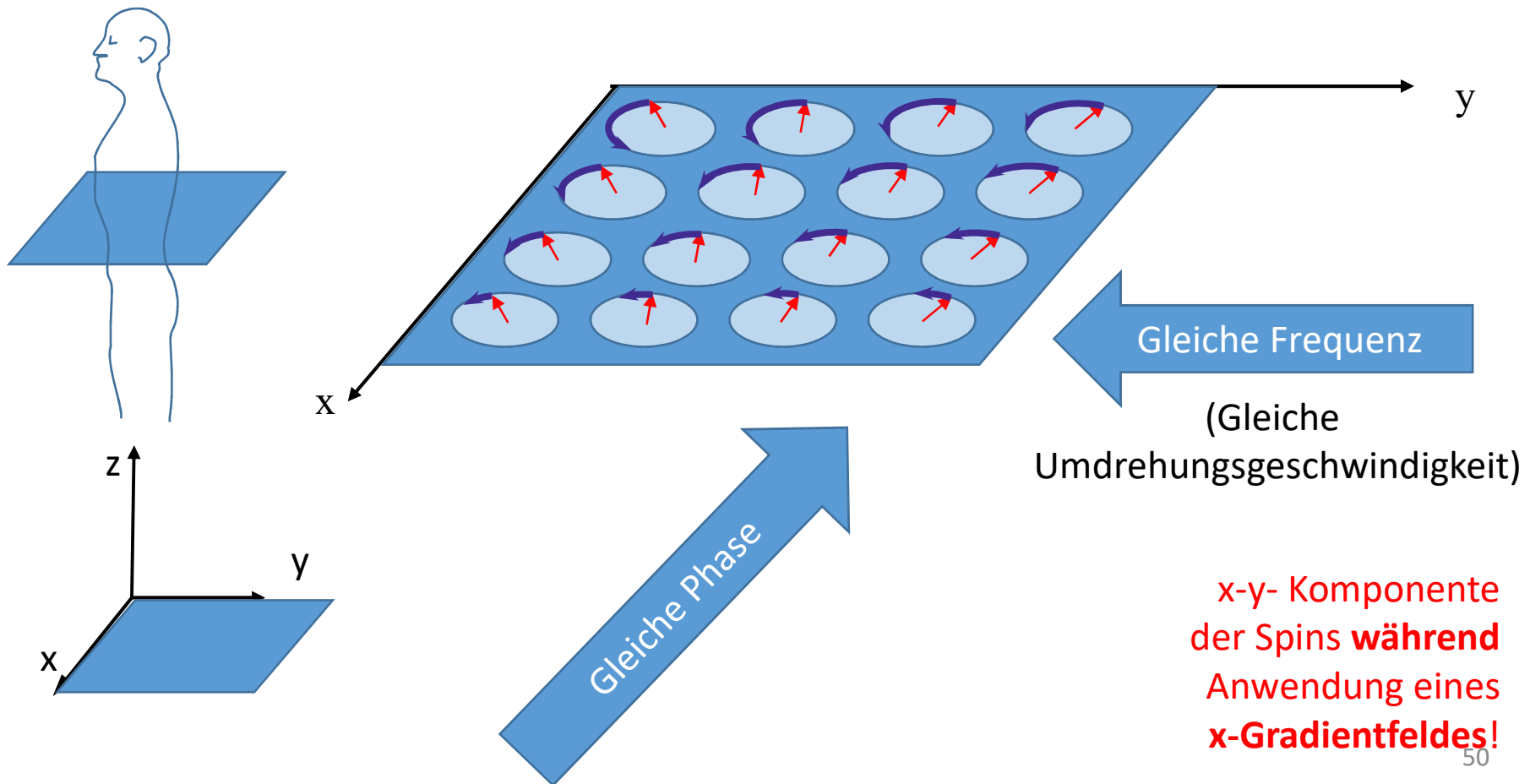
x-y- Komponente
der Spins nach
Anwendung eines
y-Gradientfeldes!



x-y- Komponente
der Spins **während**
Anwendung eines
x-Gradientfeldes!



x-Kodierung: Frequenzkodierung
y-Kodierung: Phasenkodierung



Phasenkodierung

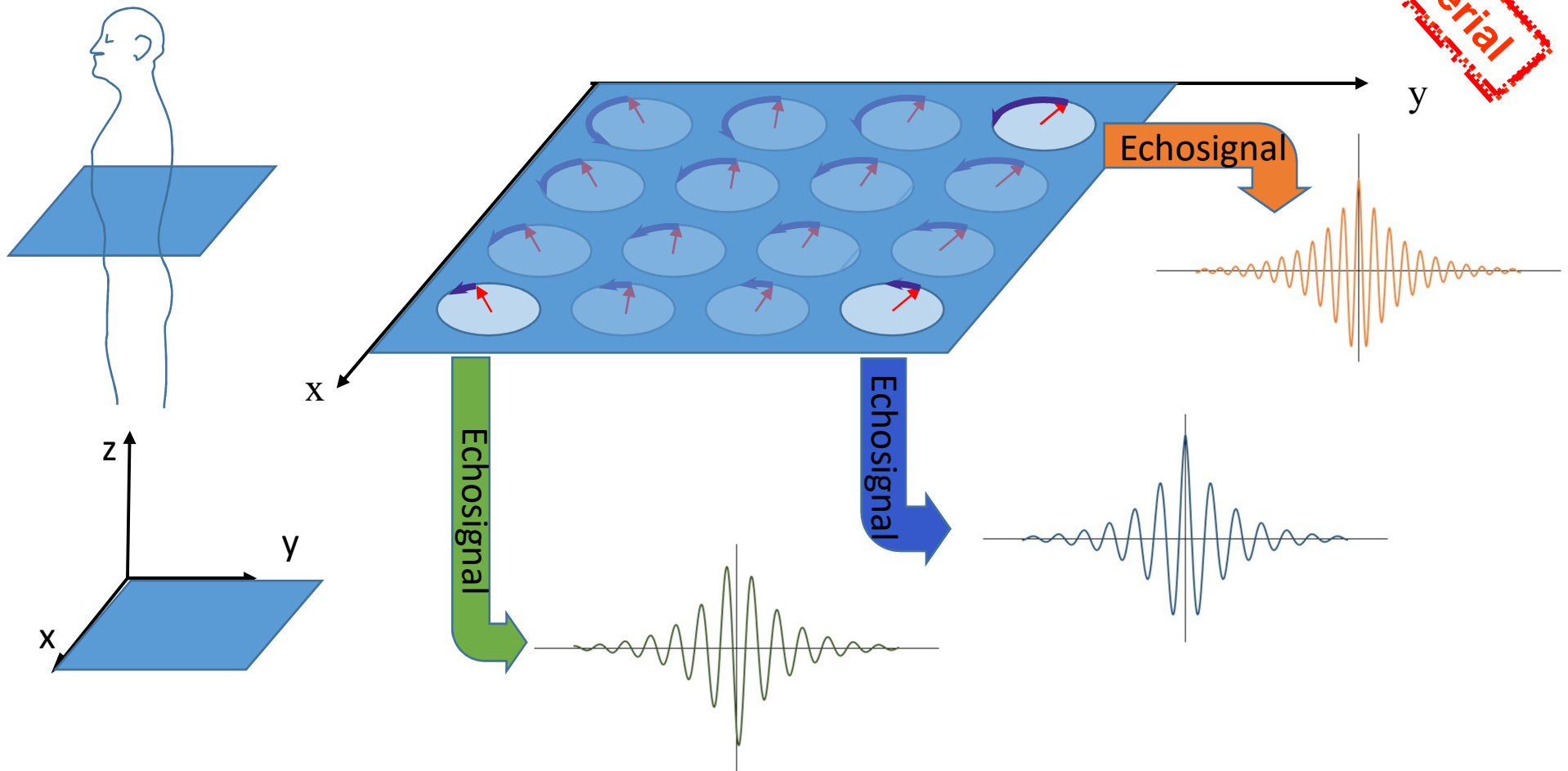


Frequenzkodierung



Detektierung

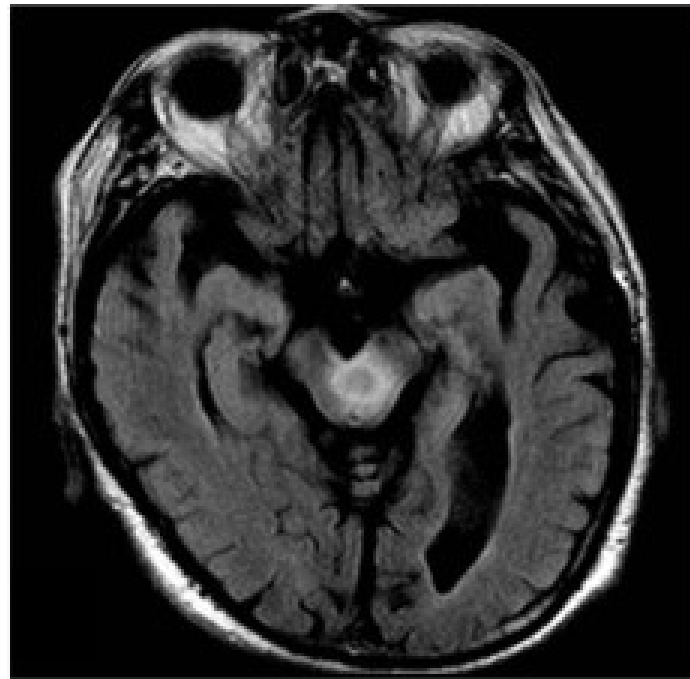
Ergänzungsmaterial



während Anwendung eines x-Gradientfeldes!

Dekodierung der Phasen und Frequenzinformationen

Zweidimensionale Fourier Transformation



Bilder

Protonendichte



T_1 gewichtetes
Bild



T_2 gewichtetes
Bild



Kontrastmittel

Gadoliniumhaltige Lösung

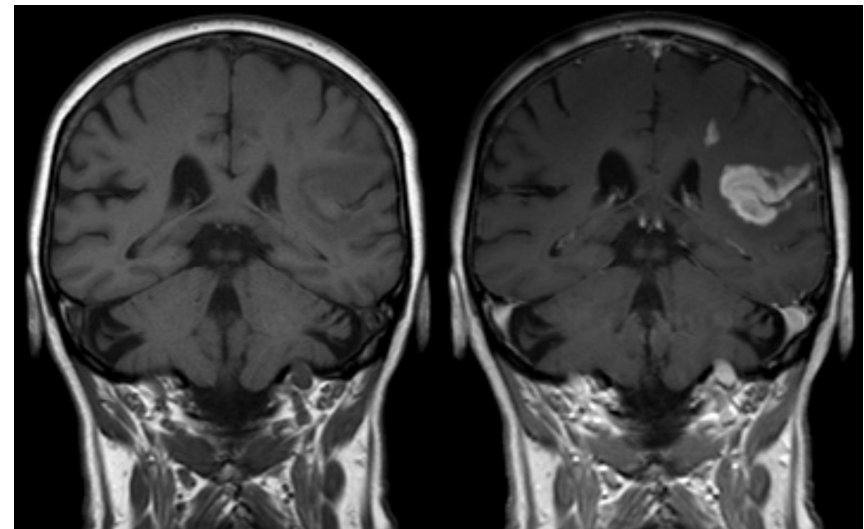
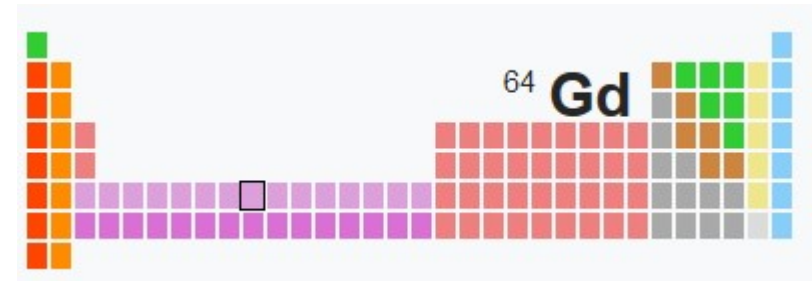
Gd

ist paramagnetisch →

reduziert die Relaxationszeiten

ist giftig, →

nur in Form von
Chelatkomplex
anwendbar.

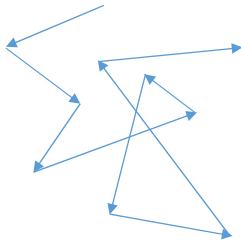


Blut-Gehirn-Schranke ist nach Infarkt durchlässig für Gd-Kontrastmittel

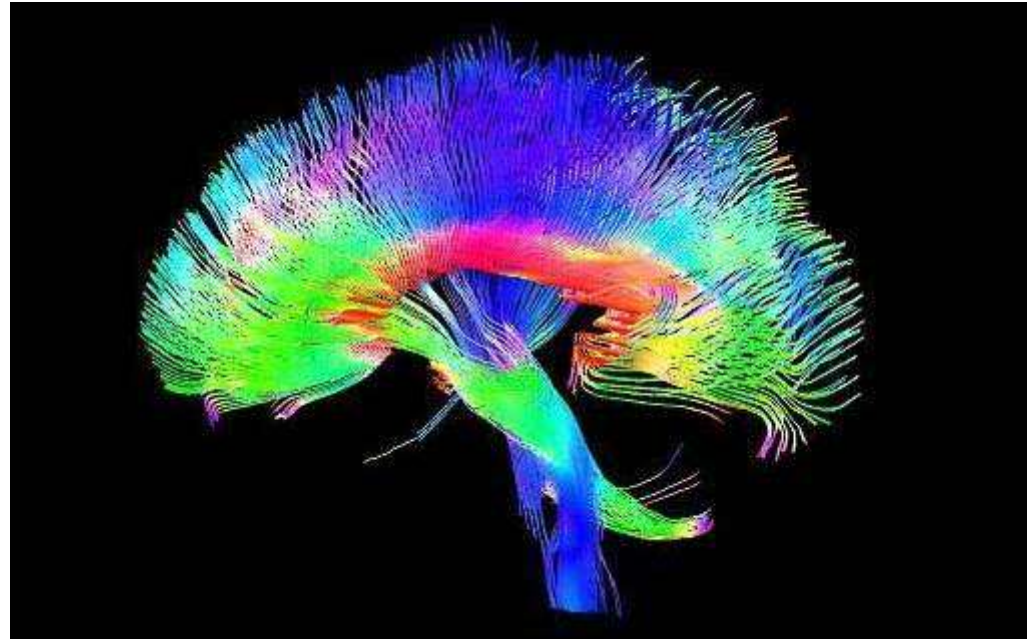
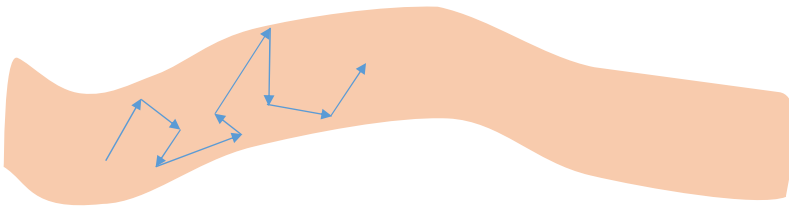
Diffusionsgewichtete MRT

Diffusions-Tensor-Bildgebung

- Diffusion in freiem 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

fMRI

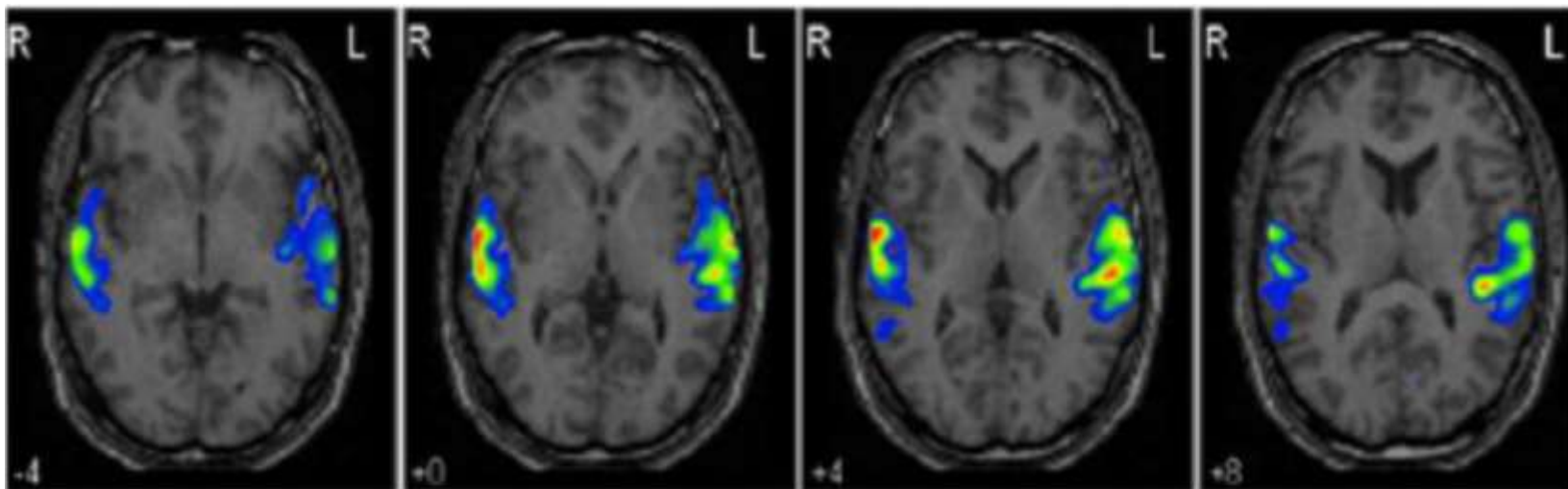
funktionelle Magnetresonanztomographie

Gehirntätigkeit

Erhöhte Durchblutung

Durchblutung erhöht besser als Oxygenverbrauch

Oxygensgehalt des aktivierten Gehirnteiles ist erhöht.

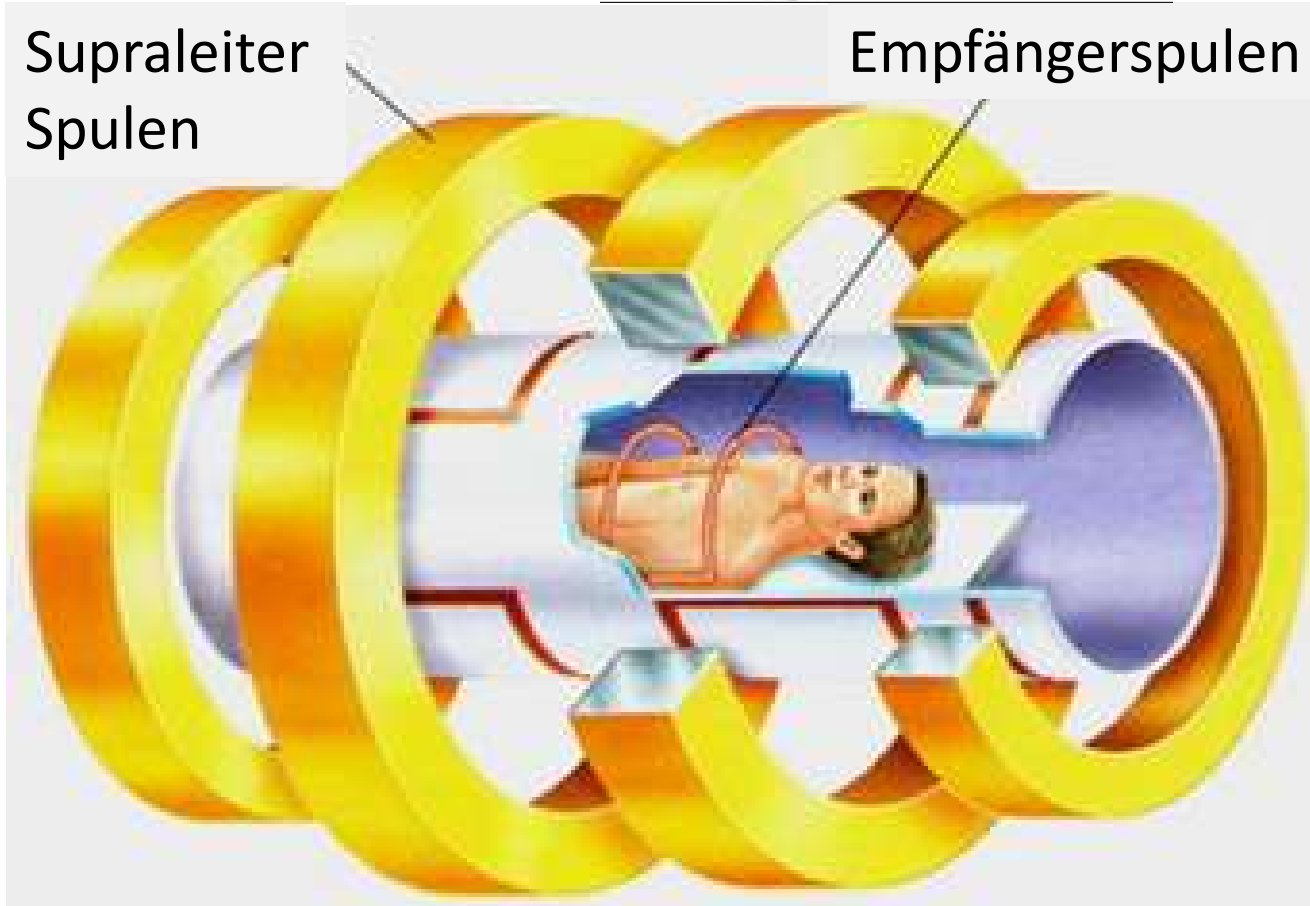


Geräte



Supraleiter
Spulen

Empfängerspulen



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.