

Magnetresonanztomographie (MRI): Grundprinzip, Messtechnik und Anwendungsgebiete

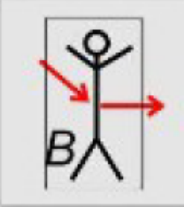
Balázs Kiss

kissb3@gmail.com



**Institut für Biophysik und Strahlenbiologie,
Myofilament-Mechanobiophysik Forschungsgruppe,
Semmelweis Universität**

14. März 2025.



MRI: Überblick

MRI: Magnetic Resonance Imaging

- Magnetresonanztomographie
- Medizin: Bildgebendes Verfahren

• Grundprinzip:

1. Patient im **Magnetfeld** (\vec{B})
2. **Spins der** H-Atomkerne (**Protonen**, hauptsächlich in **Wassermolekülen**) werden im Magnetfeld orientiert
3. **Anregung mit Radiowellen** ($E = h \cdot f$)
4. Spins werden in einer Körperschicht abgelenkt
5. Rückkehr der Spins: **Relaxation: Emission von Radiowellen** aus dem Körper wird mit Spulen detektiert
6. **Intensität (J)** der emittierten Radiowellen ist proportional zur **Protonendichte** (n_H) (gewebeabhängig)
7. **Relaxationszeit (T)** hängt von der **Beweglichkeit / Verteilung / chemischen Umgebung der Protonen (Wasser)** ab: **T_1** und **T_2 -Relaxationszeit** wird gemessen (gewebeabhängig)

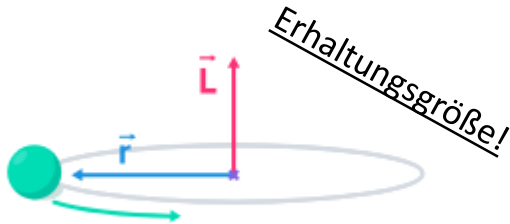
NMR: Nuclear Magnetic Resonance

- Kernspinresonanz
 - Strukturuntersuchung, Spektroskopie
-
- **Bild:**
 - **direkt gemessenes Tomogram** (Schichtaufnahme)
 - dargestellte Größen:
 - **Protonendichte** ($J \sim n_H$)
 - **T_1 und T_2 -Relaxationszeiten** (aus $J(t)$)
 - **Kontrastmittel:** optional, **Gadolinium (Gd)** i.v. als **Komplexion:** paramagnetisch (verkürzt T_2) + lokale Verteilung von Wasser wird geändert
 - **Bildinformation:**
 - **Morphologie**,
 - **Funktion** (Stoffwechsel)
 - **Dynamik** (Strömung, Diffusion)
 - **Risiko:**
 - **Herzschrittmacher** (Reprogrammierung)
 - **Metallprothesen** (\rightarrow Magnet)



Spin: Eigendrehimpuls

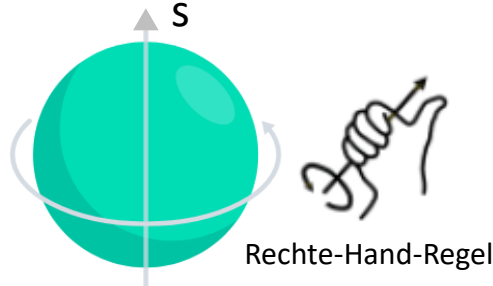
Bahndrehimpuls



$$\vec{L} = \vec{r} \cdot \vec{p} = r \cdot m \cdot v$$

m: Masse des Teilchens;
v: Geschwindigkeit;
r: Radius der Bahn

Eigendrehimpuls

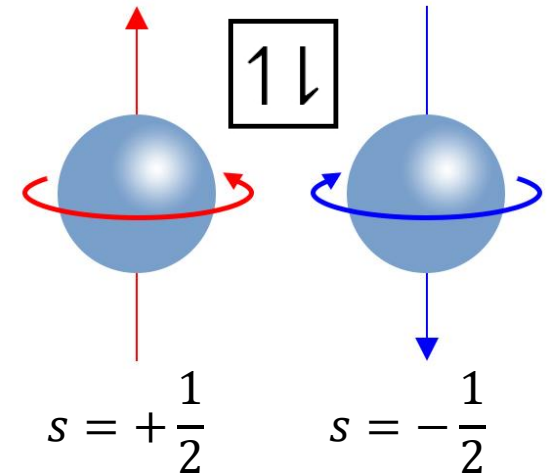


s oder (m_s): Spin(quantenzahl)

Protonen und Neutronen machen keine Kreisbewegung im Kern. Ihre Aufbauelemente, die Quarks sind aber beweglich.

beim MRI-Verfahren werden die **Kernspins** untersucht

Quantisierung bei Elektronen und Nukleonen

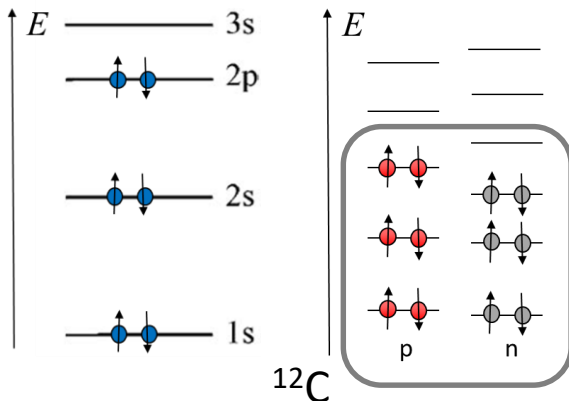


Spin kann nur diskrete Werte aufnehmen!

Welche Teilchen besitzen Spin?

Elektronen

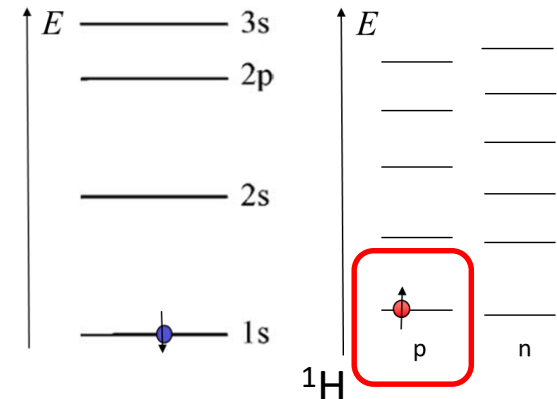
- **Protonen**
- **Neutronen**



Für MRI-Verfahren geeignete Kerne:

- **Kerne mit ungepaarter Protonen- oder Neutronenzahl**
- **Nettospin nicht gleich Null**
- **z.B.: ^1H , ^{13}C , ^{15}N , ^{31}P**

Wasserstoffatom eines Wassermoleküls



Spin und magnetisches Moment

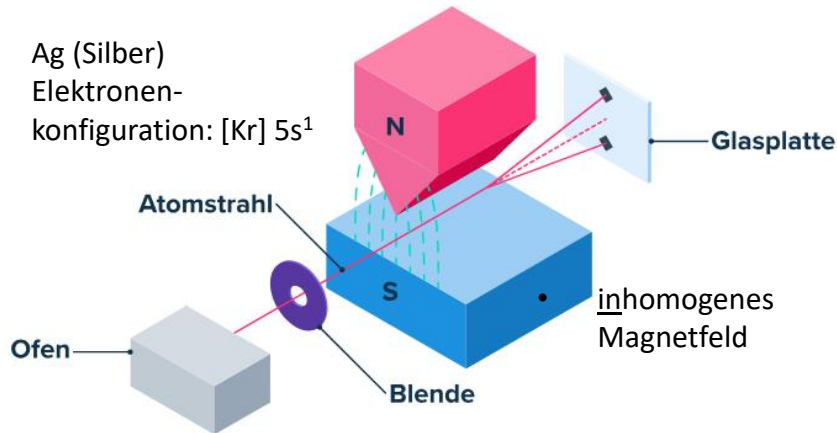
ähnliches gilt auch für
Protonen und Neutronen

Konzept:

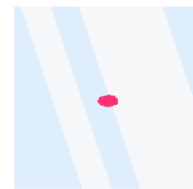


Entdeckung des Elektronenspins: der Stern-Gerlach Versuch

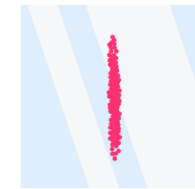
- Ag (Silber)
- Elektronenkonfiguration: $[\text{Kr}] 5s^1$



ohne
Magnetfeld



klassisch
erwartet



kontinuierliche
Verteilung
(keine Quantisierung)

Quantenme-
chanisch erwartet



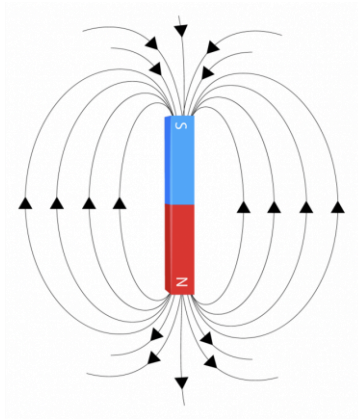
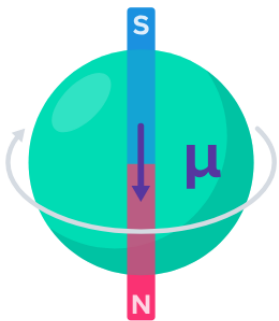
s. magnetische
Quantenzahl

BEOBACHTUNG



Aufspaltung,
zwei Zustände

Die Teilchen mit Spin verhalten sich als Elementarmagneten:



Spinmagnetisches Moment (μ)

Stärke des „Dipolmagneten“

$$\mu = s \cdot g_N \cdot \mu_N$$

für Nukleonen

s: Spin

g_N : Landé-Faktor oder g-Faktor

• = 5,6 für Proton

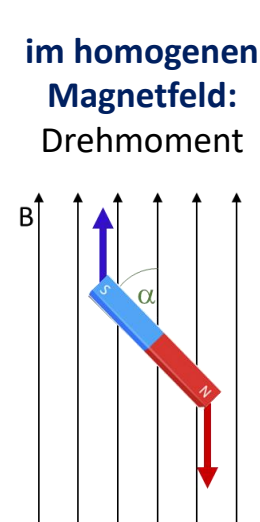
• = -3,8 für Neutron

μ_N : Kernmagneton (Konstante)

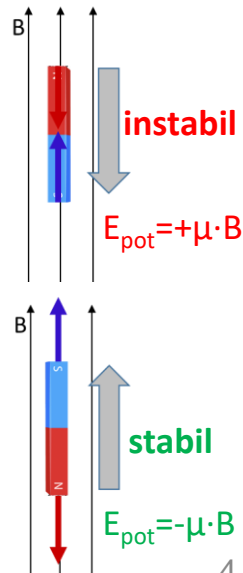
• $\mu_N = 5,05 \cdot 10^{-27} \text{ J/T}$

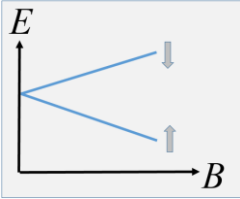
Gleichgewicht

im homogenen
Magnetfeld:
Drehmoment



B: magnetische Flussdichte





Zeemansche Aufspaltung

Ingenieurwissenschaften: magnetische Feldstärke (H)

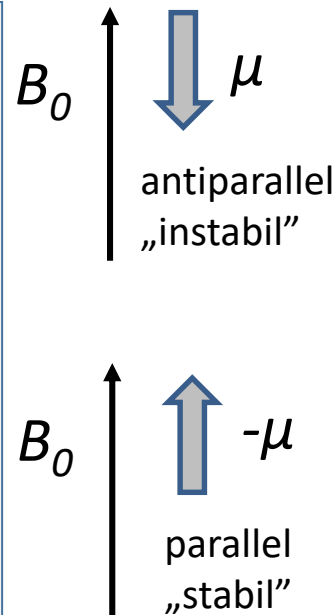
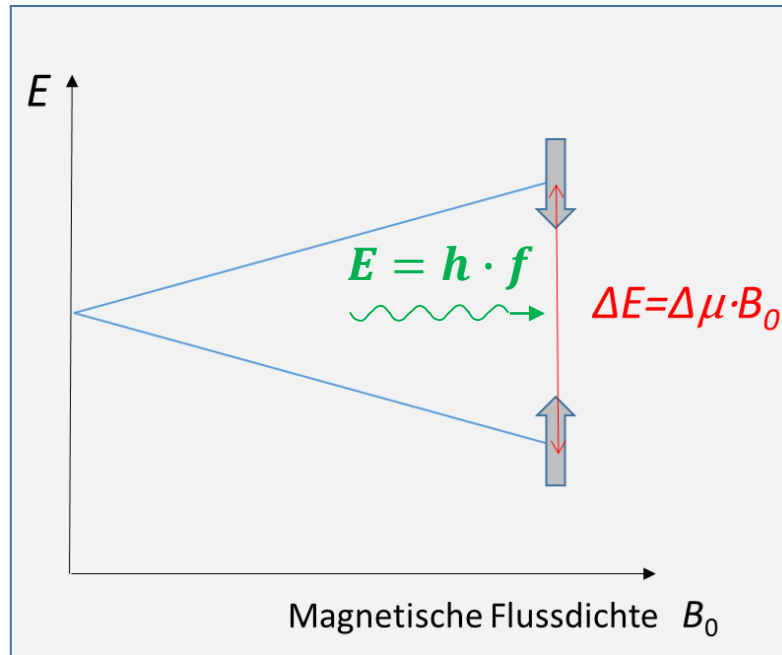
Theoretische Physik: **magnetische Flussdichte (B)**

Einheit: Tesla

in der Formelsammlung

$$B = \mu_0 \cdot H$$

μ_0 : magnetische Feldkonstante
 $= 1,26 \cdot 10^{-6} \text{ N/A}^2$



$$\Delta\mu = 2 \cdot \mu$$

$$\Delta\mu = 2 \cdot s \cdot g_N \cdot \mu_N$$

$$\Delta E = g_N \cdot \mu_N \cdot B_0$$

ΔE ist sehr klein. Ohne Magnetfeld gibt es sogar kein energetischer Unterschied zwischen den zwei Spinzuständen.

Anregung mit Radiowellen:

- Spinübergang

$$h \cdot f = g_N \cdot \mu_N \cdot B_0$$

Die Radiowellen besitzen die kleinste Energie aus der elektromagnetische Wellen.
 f liegt bei $\sim 20\text{-}200 \text{ MHz}$ (s. „FM Radio“)

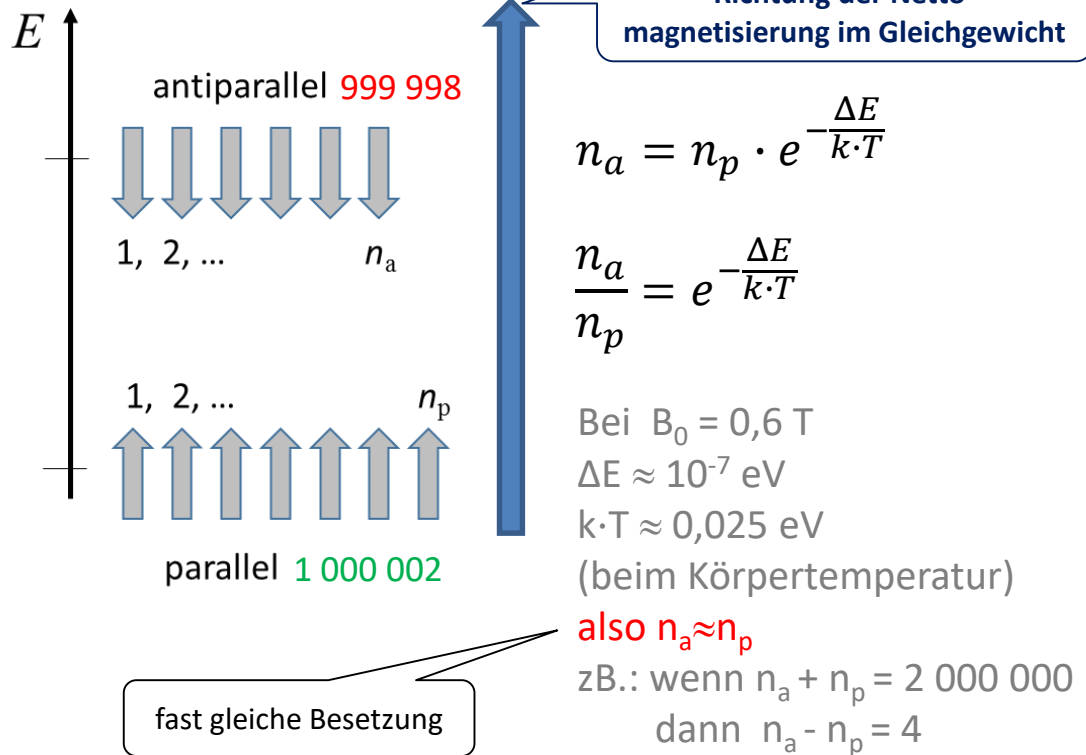
Teilchen mit einem Spin von $\pm \frac{1}{2}$ im Magnetfeld: **Aufspaltung der Energieniveaus: Zeemansche Aufspaltung**

Ohne Magnetfeld: Energie unabhängig vom Spinzustand

Anregung: Kernspinresonanz

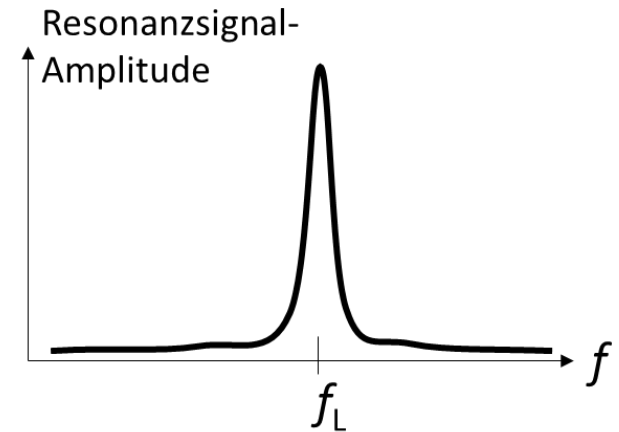
Besetzung der Energieniveaus

Im Gleichgewicht: **Boltzmann-Verteilung**



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

Resonanzkurve

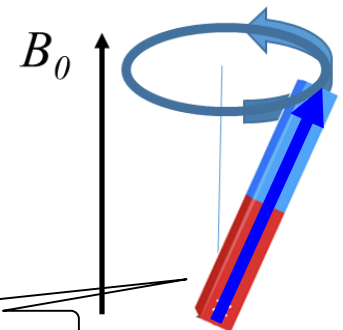


Resonanzbedingung: $f_{\text{Radiowelle}} = f_{\text{eigen}}$

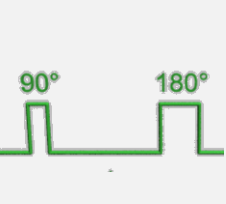
f_{eigen} : **Larmor-Frequenz** (oder f_L)

$$f_L = \frac{g_N \cdot \mu_N \cdot B_0}{h}$$

Bewegung des
Elementar-
magneten:
Präzession



alle Spins mit derselben Frequenz

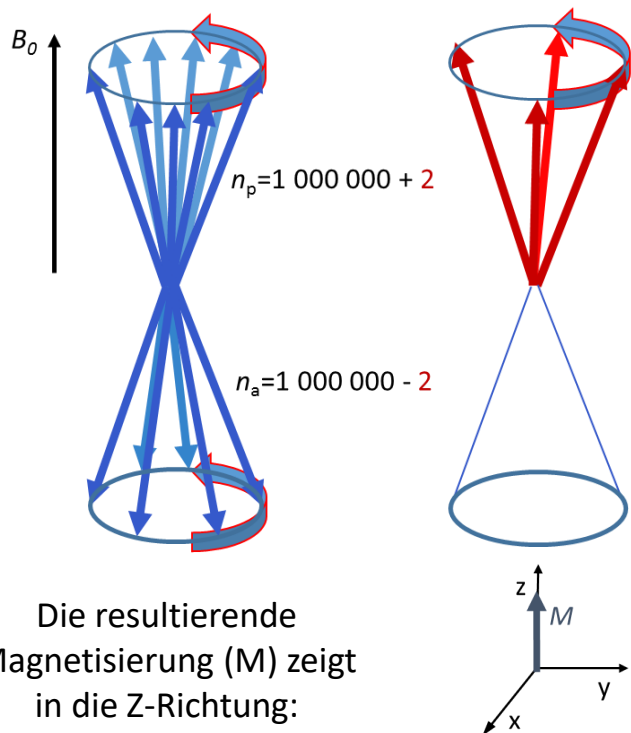


Anregung mit Radioimpulsen #1

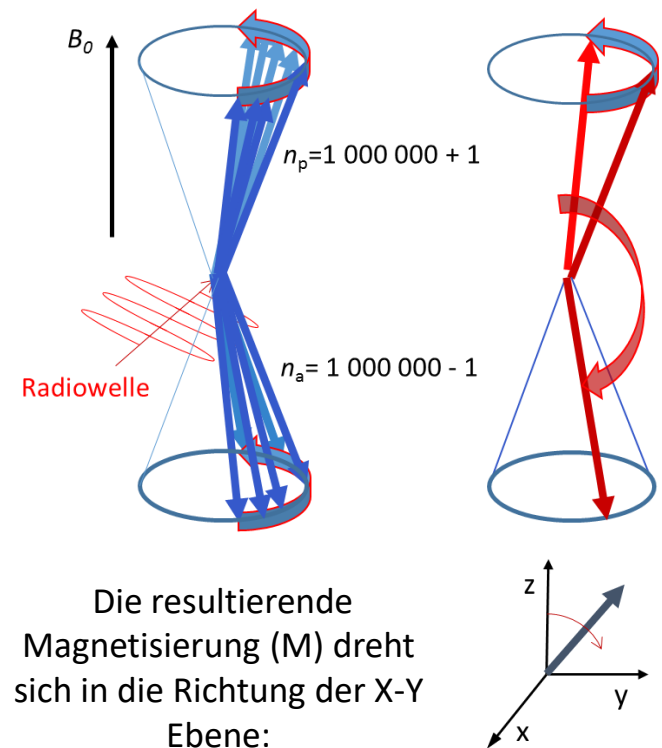
Bemerkungen:

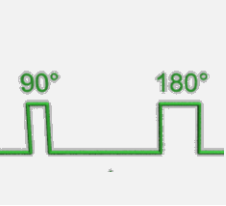
- Die **Radioimpulse** kommen aus Richtung der **X-Achse**, **Impulsdauer** kann unterschiedlich sein.
- Alle Spins präzedieren mit derselben **Larmor-Frequenz**, sind aber nicht unbedingt in der gleichen Phase.
- **Parallel** Spins: Magnetisierung zeigt nach **oben**.
- **Antiparallel** Spins: Magnetisierung zeigt nach **unten**.
- **Gesamtmagnetisierung (M)**: **vektorielle Summe** der einzelnen μ -Vektoren.

Anfangszustand



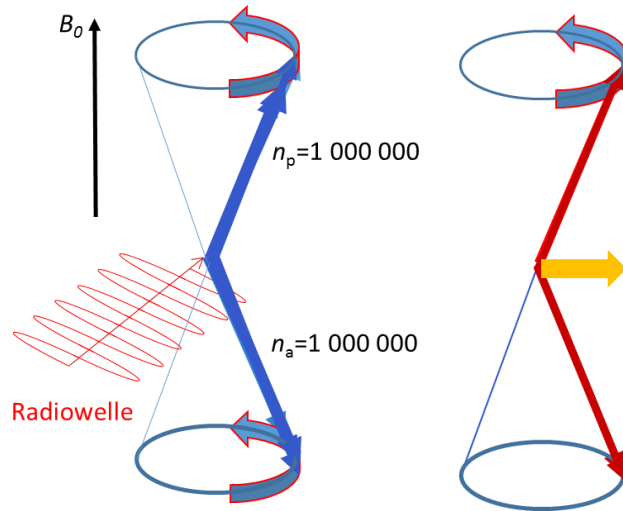
Bestrahlung mit Radioimpuls



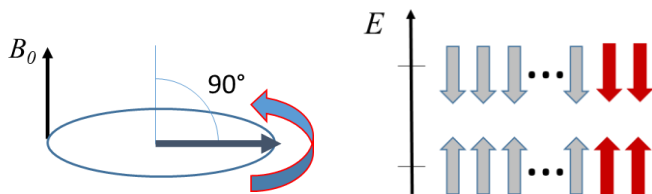


Anregung mit Radioimpulsen #2

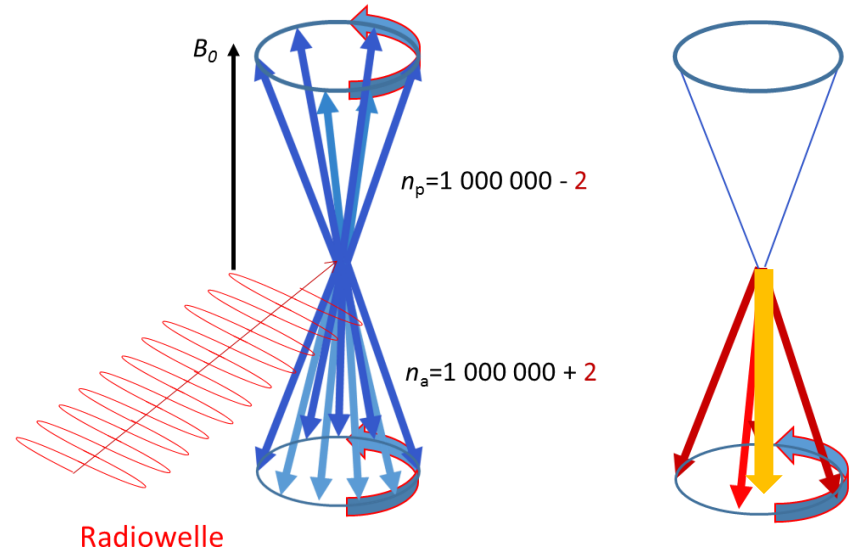
Magnetisierung in der X-Y-Ebene



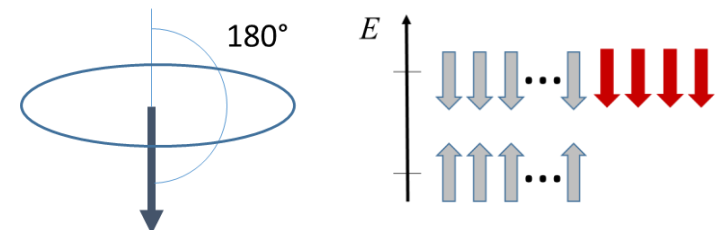
- synchronisierte (gleichphasige) Präzession
- **resultierende Magnetisierung** in der X-Y-Ebene, d.h. um 90° gedreht zum Anfangsrichtung
- **verwendeter Radioimpuls: „90° Impuls“**

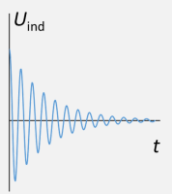


Magnetisierung umgedreht in der Z-Ebene



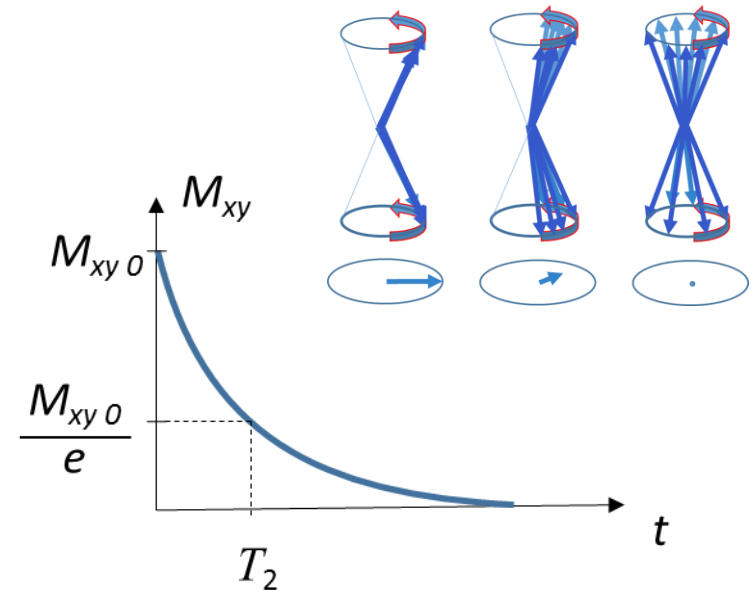
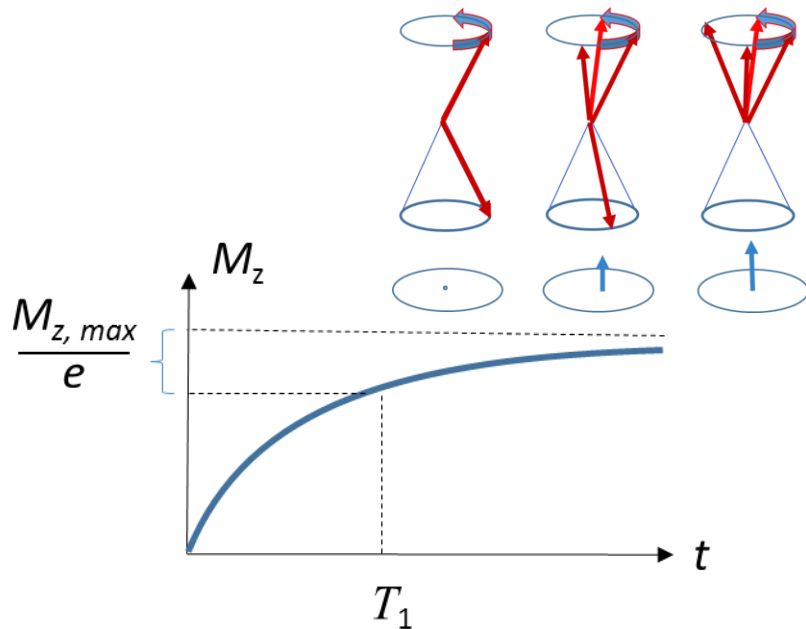
- mehr Spins im angeregten Zustand
- **resultierende Magnetisierung** zeigt senkrecht nach Unten, d.h. um 180° gedreht zum Anfangsrichtung
- **verwendeter Radioimpuls: „180° Impuls“**

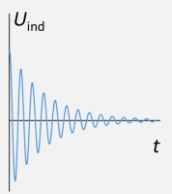




Relaxation

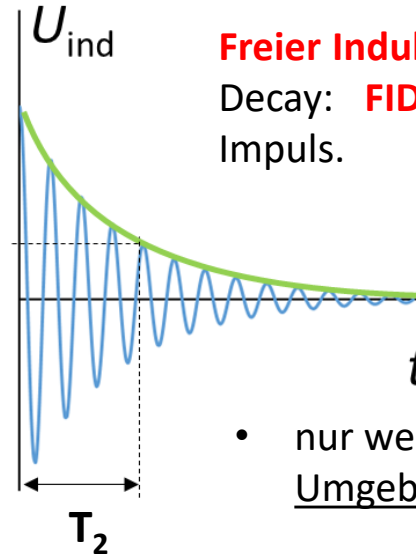
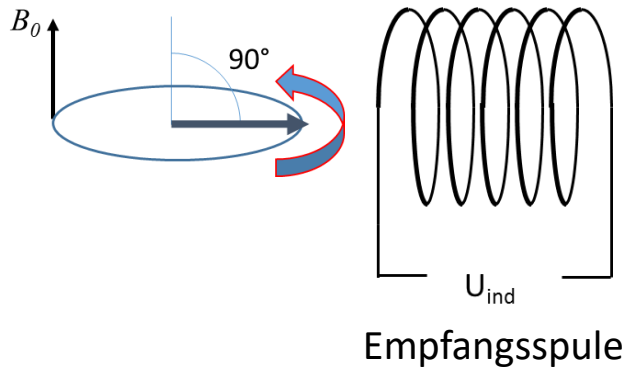
- Gleich nach der Ausschaltung der Radioimpuls-Anregung
- Zwei unabhängige Mechanismen:
 - **Longitudinale Relaxation:** Relaxation der Z-Komponente der Magnetisierung nach einem 90° Impuls
 - Energieabgabe (in Form von Wärme)
 - **Spin-Gitter Relaxation**
 - geht relativ langsam
 - Parameter: **T_1 -Relaxationszeit**
 - **Transversale Relaxation (Dephasierung):** Relaxation der X- und Y-Komponente der Magnetisierung nach einem 90° Impuls
 - keine Energieabgabe (Energieaustausch zwischen Spins)
 - **Spin-Spin Relaxation**
 - geht relativ schnell
 - Parameter: **T_2 -Relaxationszeit**





Messung der T_2 -Relaxationszeit

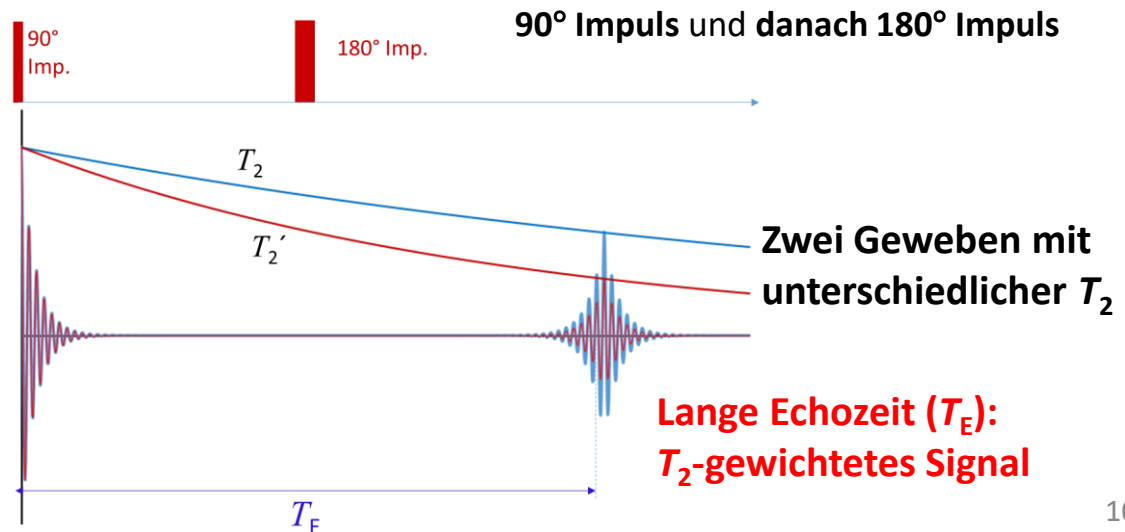
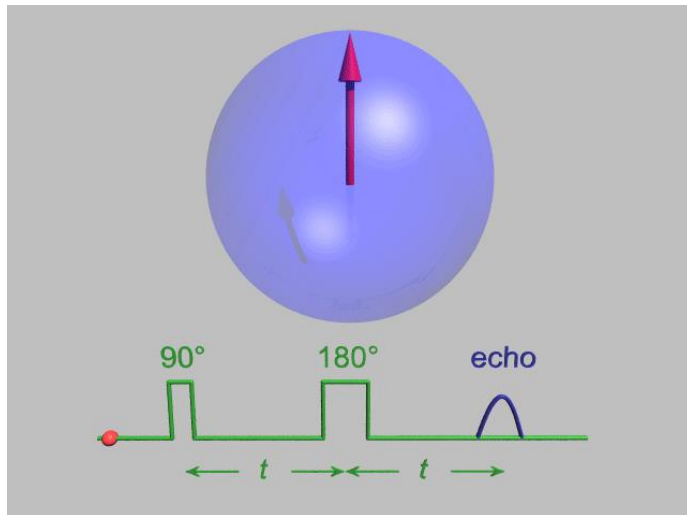
Messung der T_2 -Relaxationszeit in homogener Umgebung:

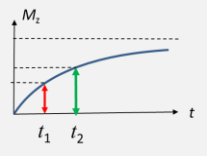


Freier Induktionsabfall (Free Induction Decay: **FID-Signal**) nach einem 90° Impuls.

- nur wenn die Spins in identischer Umgebung sind

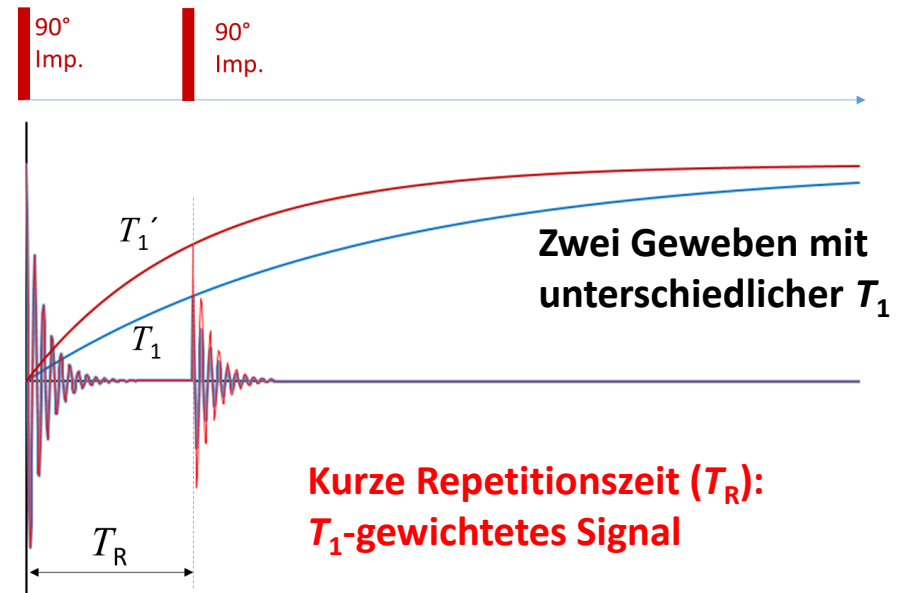
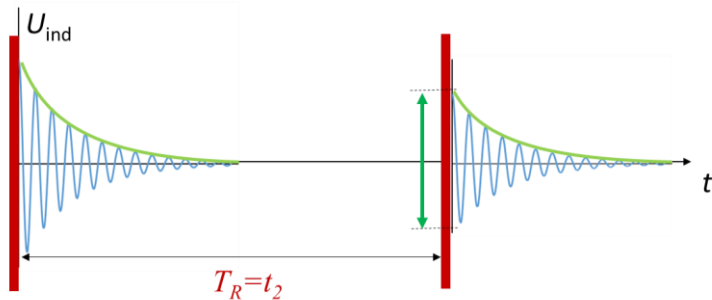
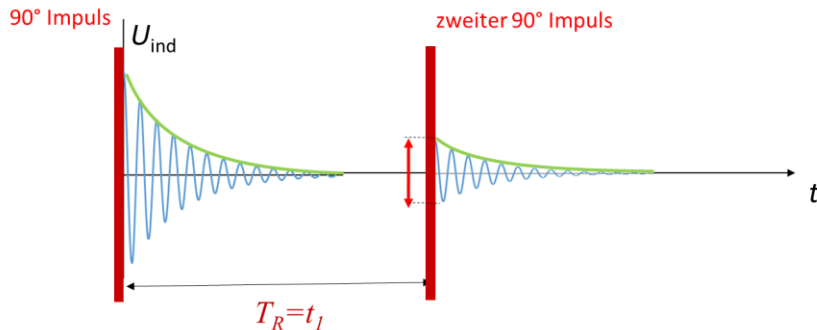
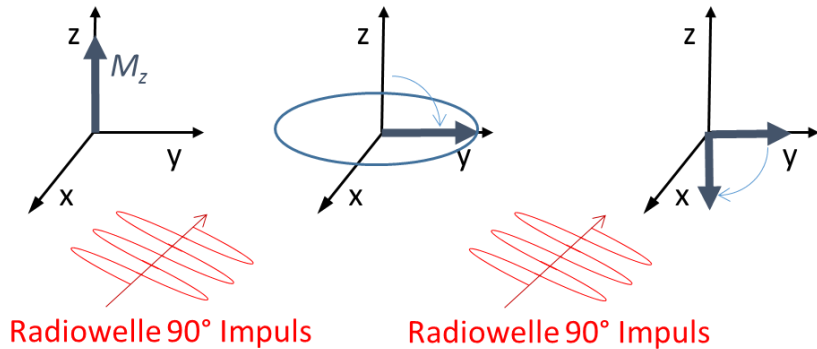
Messung der T_2 -Relaxationszeit in inhomogener Umgebung: „Impulsechoverfahren“

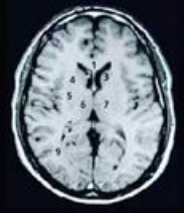




Messung der T_1 -Relaxationszeit

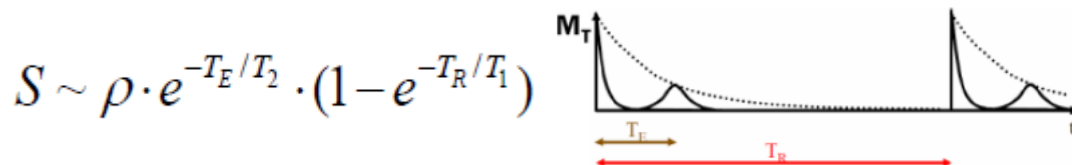
- Impulsechoverfahren: 90° Impuls und danach wieder 90° Impuls





Information auf dem Bild

- **Protonendichte (Dichte von H-Atome):**
 - Signalstärke (S) ist mit der Spindichte (ρ) 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
- **T_2 Relaxationszeit:**
 - Flüssigkeiten: lange T_2
 - Wasserhaltige Geweben (z.B.: Ödem): erhöhte T_2



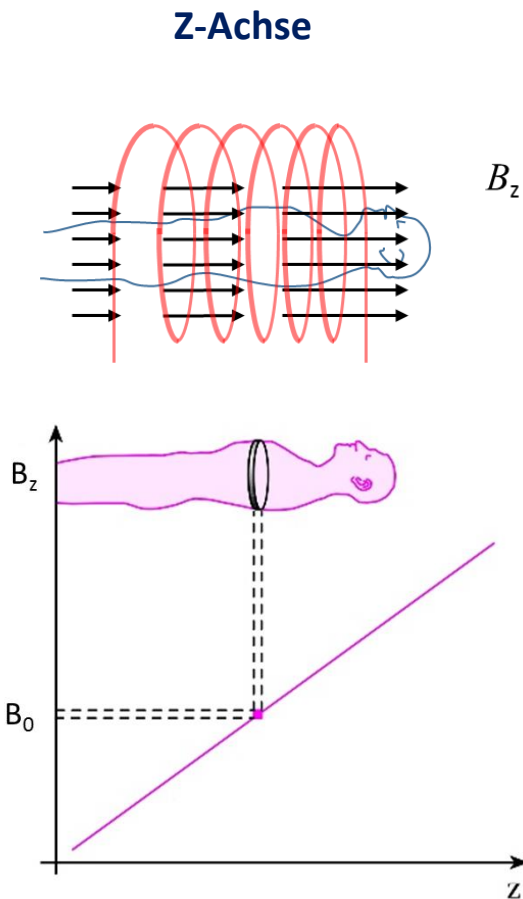
Gewebe	T1 (ms)	T2 (ms)
Wasser	4000	2000
graue Substanz	900	90
Muskel	900	50
Leber	500	40
Fett	250	70
Sehne	400	5
Proteine	250	0,1 - 1,0



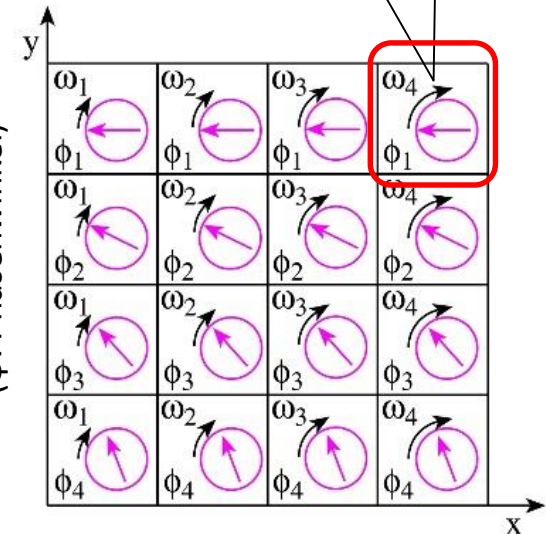
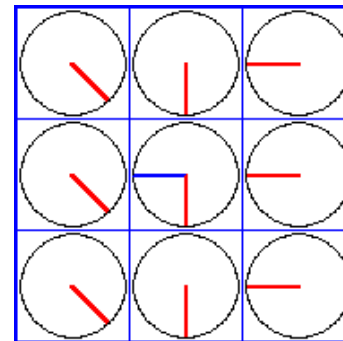
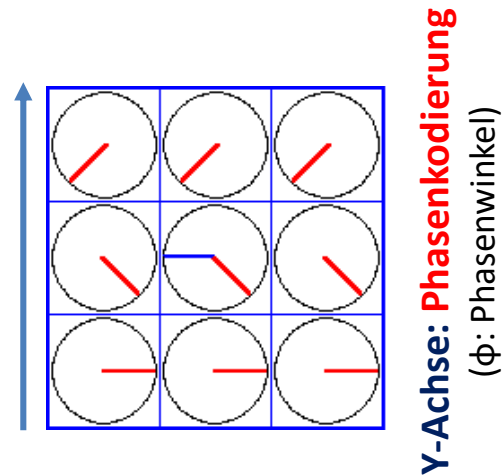
T_1 -gewichtete Animation

Kodierung der räumlichen Information

Schichtauswahl:
mit Magnetfeldgradienten

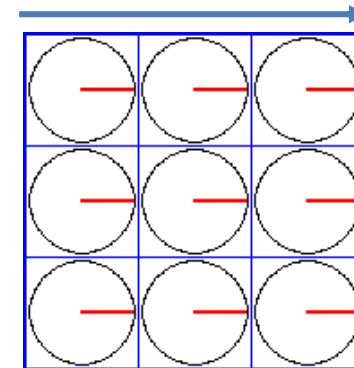


Kodierung in einer Schicht:



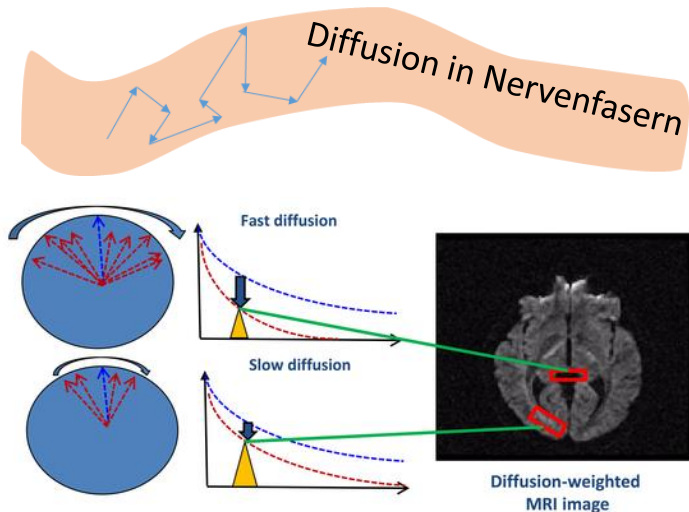
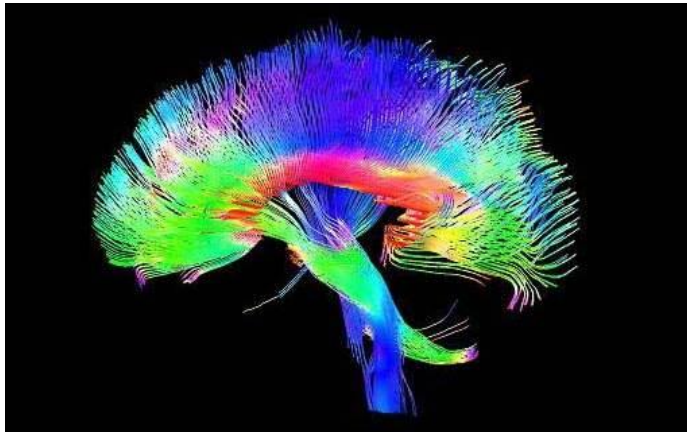
ein einzelnes
Volumenelement
(Voxel) wird definiert

X-Achse: Frequenzkodierung
(ω : Kreisfrequenz = $2\pi f$)

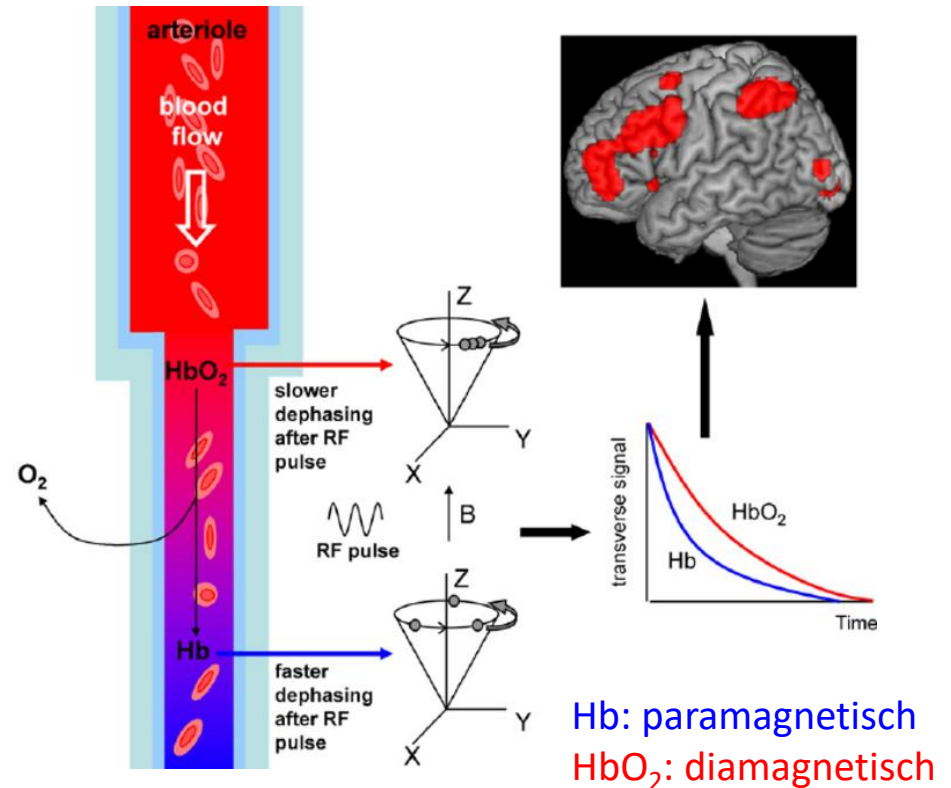


Spezielle MRI-Verfahren

Diffusionsgewichtete MRI Diffusion-Tensor-Imaging (DTI)



BOLD-Imaging (Blood Oxygen Level Dependent Imaging)

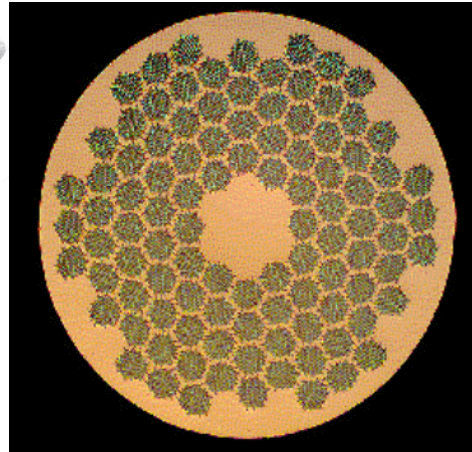


- funktionelle Magnetresonanztomographie (fMRI)
- Gehirntätigkeit
- Erhöhte Durchblutung und/oder Sauerstoffverbrauch

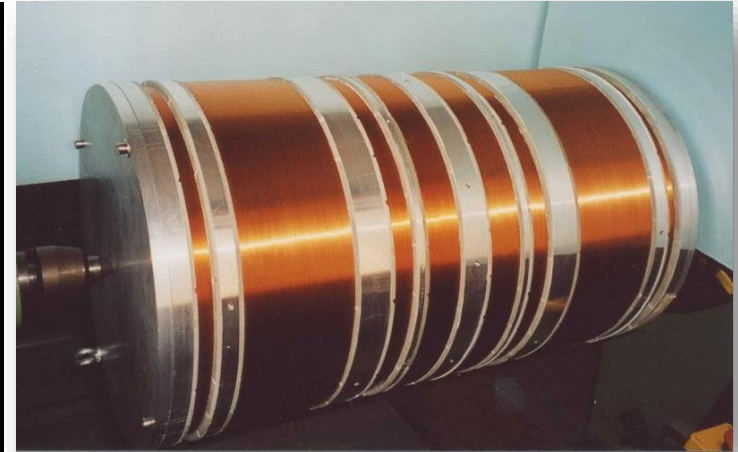
Aufbau des Geräts



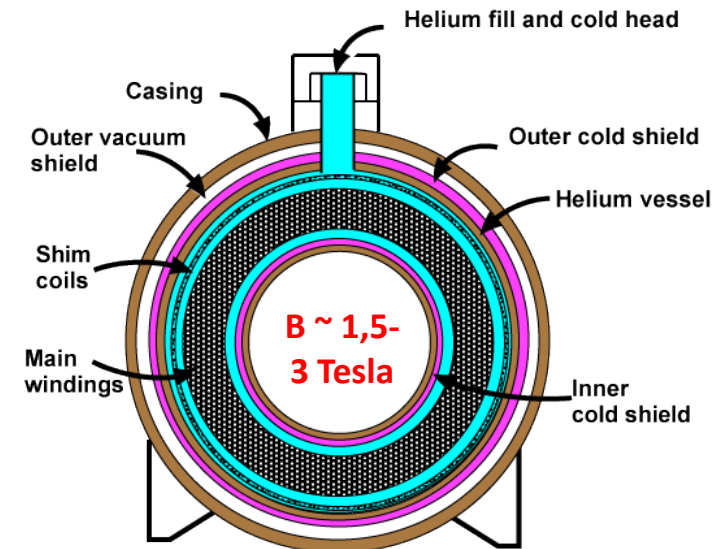
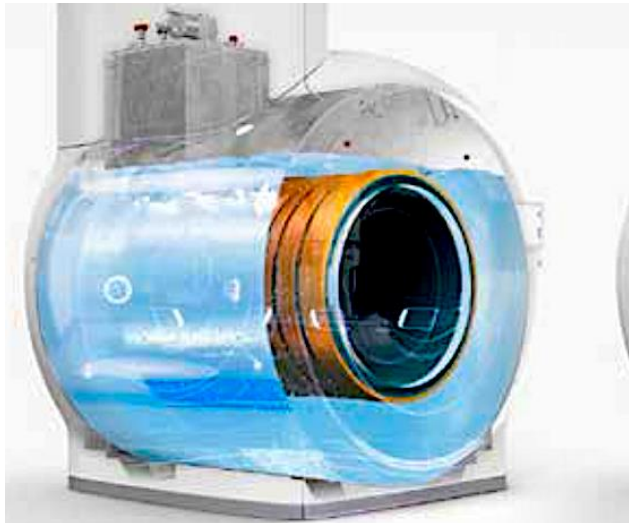
- **supraleiter-Magnetspulen** (el. Widerstand ~ 0 bei 9K)
- ältere Geräte: 1500 l **flüssiges Helium** (Siedepunkt: 4K)
- neue Geräte: 7 l flüssiges Helium



Querschnitt der Wicklung eines supraleitenden Magneten aus Cu-Kern und NbTi-Multifilamenten



supraleitender Magnet mit Aluminiumträger



- magnetische Feldstärke auf Erdoberfläche: $\sim 50 \mu\text{T}$

Hausaufgaben

Aufgabensammlung

8.20., 8.21., 8.22. a) und b).

Feedback