

Kernspin(resonanz)tomographie — Feldgradienten-Kernspinresonanz MRT

Wiederholung

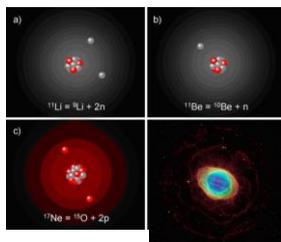
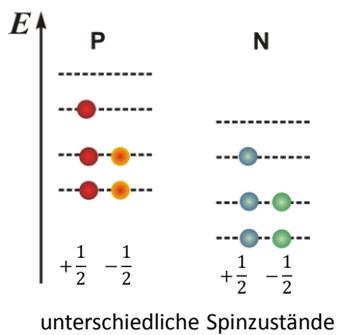
a.) Radiospektroskopische Methoden Kap. X/4.1);

b.) Tomographiemethoden Kap. VIII/4.1)

Biophysik für Mediziner; Eds.: Damjanovich, Fidy, Szöllösi



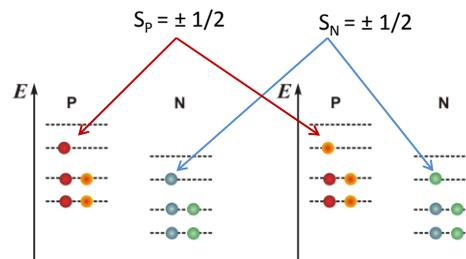
Energiestruktur

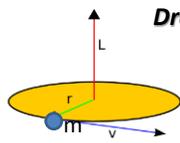
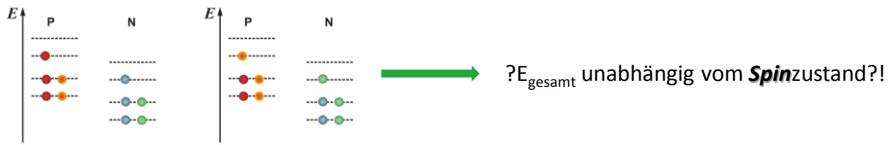


Energiestruktur:

a.) Schalenmodell — getrennte Niveaus für Protonen und Neutronen;

b.) Nukleonen an der selben Bahn (d.h. dieselbe Energie) besitzen unterschiedliche Spinzustände (Pauli-Prinzip)





Drehimpuls

\underline{L} ist gerichtet senkrecht zur Ebene von \underline{r} und \underline{v} !



*Rechte-Hand-Regel**

\underline{L} : Erhaltungsgröße!

$$\ell = |\underline{L}| = r \cdot m \cdot v = m \cdot r \cdot v = m \cdot r \cdot r \cdot \omega$$

$$\ell = m \cdot r^2 \cdot \omega$$

m: Masse des Körpers/Teilchens;
 ω : Kreisfrequenz;
 r: Radius der Bahn

Teilchen (e, n, p, ...)

Bahn-Drehimpuls + (eigener Drehimpuls) Eigendrehimpuls

Der Spin hat alle Eigenschaften eines mechanischen Drehimpulses, ausgenommen, dass mech. Drehimp. durch die Dreh- oder Kreisbewegung einer Masse hervorgerufen wird. Der Spin ist eine intrinsische Eigenschaft von einigen Teilchen.

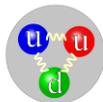
Magnetisches Moment

Aussage 1. (aufgrund der Elektrodynamik):

Bewegende, geladene Teilchen weisen ein magnetisches Moment auf.

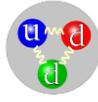
Aussage 2. (aufgrund Beobachtungen, Quantentheorie):

Geladene Teilchen mit von null unterschiedlichem Spin weisen eigenes magnetisches Moment auf.



Proton⁽⁺⁾

$$+\frac{2}{3} + \frac{2}{3} - \frac{1}{3}$$

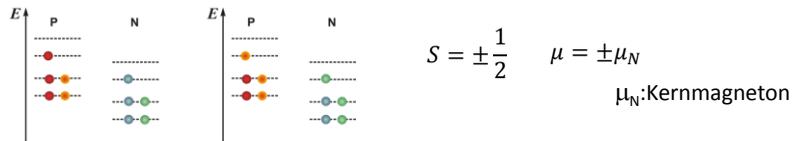


Neutron⁽⁰⁾

$$+\frac{2}{3} - \frac{1}{3} - \frac{1}{3}$$

Photon: besitzt einen Spin (1), aber kein magnetisches Moment

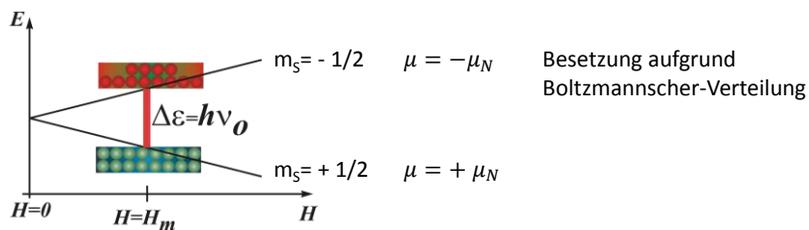
Spin \longleftrightarrow Magnetisches Moment



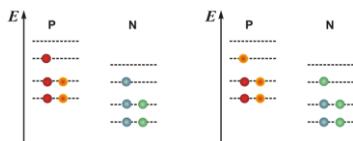
Energiezustand:

a.) ohne Magnetfeld — unabhängig vom Spinzustand

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



Geeignete Atomkerne für MRT

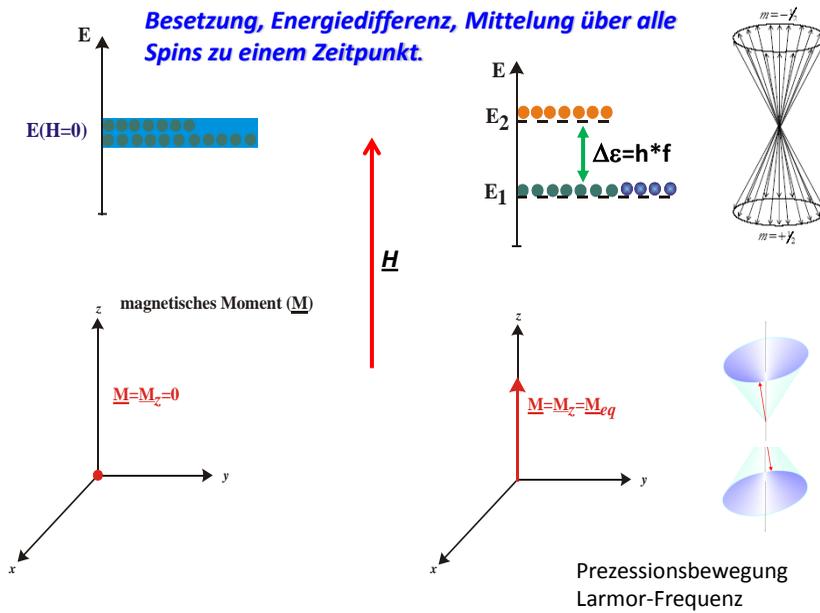
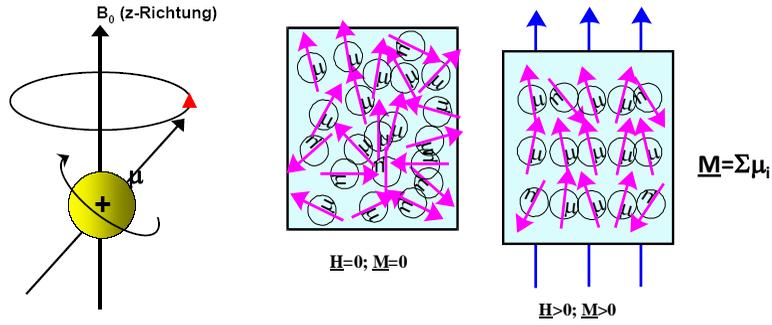


- Atomkerne die von Null unterschiedlichen Spin besitzen
- Ungepaarte Protonen und/oder Neutronen
- z.B.: ^1H , ^2H , ^{13}C , ^{15}N , ^{17}O , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P

Charakteristische Größen:

Frequenzbereich	40-200 MHz
Feldstärke (tesla)	-0,9 — ~10
$\Delta\varepsilon$ (J)	$2,65 \cdot 10^{-26}$ — $5,96 \cdot 10^{-23}$
$\Delta\varepsilon$ (eV)	$1,66 \cdot 10^{-7}$ — $3,73 \cdot 10^{-6}$
Besetzungsdifferenz bezogen auf Besetzung des Grundniveau	$3,2 \cdot 10^{-6}$ — $7,2 \cdot 10^{-5}$
gesamte absorbierte Energie (J) im Falle einer Populationsinversion	$2,55 \cdot 10^{-15}$ — $1,29 \cdot 10^{-12}$

Molekulare Veranschaulichung des magnetischen Moments



Frequenz der elektromagnetischen RF-Strahlung = Larmor-Frequenz

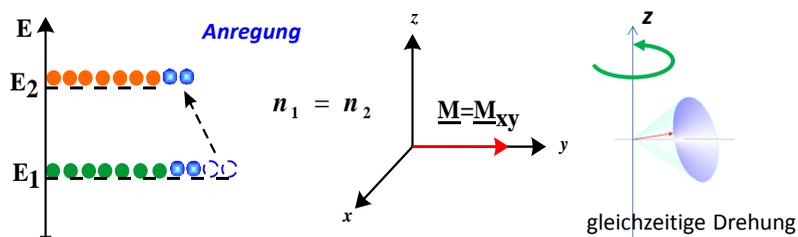


Bestandteile eines MRT Gerätes

- ✓ supraleitender Elektromagnet (~ 1 Tesla — ~ 9 T) — homogenes Magnetfeld;
- ✓ Gradientenspulen zur Erzeugung der Feldgradienten (in x-, y, z-Richtungen) für Ortskodierung der Signale aus den einzelnen Volumenelementen (Amplitude: 1,5-10 **mT/m**, Anstiegszeit: $\sim 0,1$ ms — 1 ms);
- ✓ HF-Anlage zur Erzeugung der speziellen elektromagnetischen Impulse im RW-Bereich (~ 20 — ~ 200 MHz, \sim kW);
- ✓ Empfangsspule(n) zur Registrierung des erzeugten Resonanzsignals;
- ✓ **Shimspulen um die Inhomogenitäten des Hauptmagnetfeldes, und dadurch die Bildverzerrungen, auszugleichen (bei offenen Geräten spielt es ganz wichtige Rolle);**
- ✓ Elektronik für Steuerung und Datenverarbeitung/Speicherung

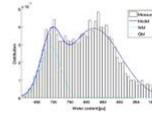
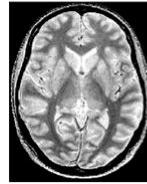
RF-Anregung

- Sie hängt von der durch einen RF-Impuls zugeführten Energiemenge ab
- **90° und 180° Impulse**
- **Registrierung der Signale mit Empfangsspulen nach dem Impuls zu gewisser Zeitspanne.**
- **Signale werden beobachtet entlang x, y (und z) Richtungen während der Entspannung (Relaxation) der angeregten Atomkerne**

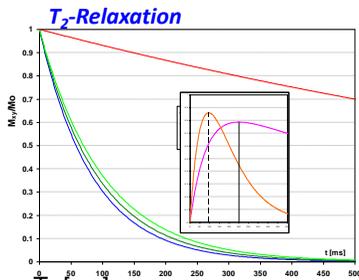


Messung der MRT-Signale in (x,y)-Ebene

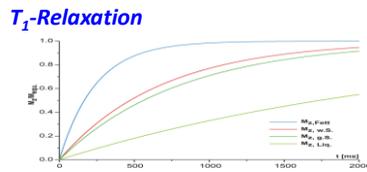
$$S \sim \rho \cdot e^{-T_E/T_2} \cdot (1 - e^{-T_R/T_1})$$



Protonendichte ~ Konzentration des Wasserstoffatoms in Geweben

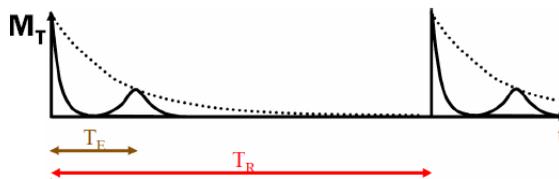


T_2 [ms]
 Fett: 84
 w. Subst.: 92
 g. Subst.: 101
 Liqu.: 1400



T_1 [ms]
 Fett: 240
 weisse Substanz: 680
 graue Substanz: 809
 Liquor: 2500

$$S \sim \rho \cdot e^{-T_E/T_2} \cdot (1 - e^{-T_R/T_1})$$



T_R : Repetitionszeit: Wiederholung einer bestimmten Sequenz von RF-Anregungen und magnetischen Feldgradienten; Wie viele Spins sind umgeklappt?
 T_E : Echozeit, Auslesezeit der Signale; Wie viele Spins sind beim Echo noch in Phase?

$T_E \gg T_2 \rightarrow e^{-T_E/T_2} \rightarrow e^{-\text{gro\ss e Zahl}}$ kein Signal mehr

$T_E \ll T_2 \rightarrow e^{-T_E/T_2} \rightarrow e^{-\text{kleine Zahl}} \approx 1$ Auslese kurz nach Anregung; maximale Signalamplitude

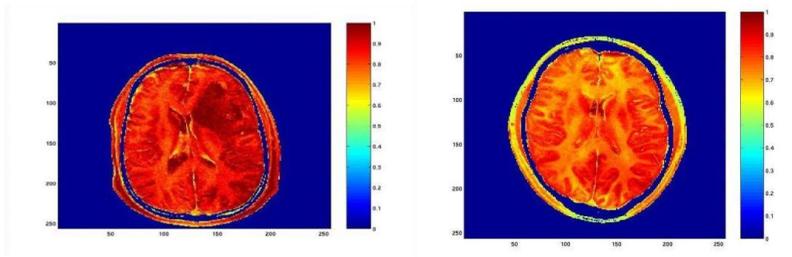
**Kontrastverfahren aufgrund ρ , T_2 , T_1 mit geeigneter Wahl für T_E und T_R ;
 Auswahl von T_E -en und T_R -en sind durch T_2 und T_1 beeinflusst.**

$$S \sim \rho \cdot e^{-T_E/T_2} \cdot (1 - e^{-T_R/T_1}) \quad T_E \ll T_2 \rightarrow e^{-T_E/T_2} \rightarrow e^{-\text{kleine Zahl}} \approx 1$$

$$T_E \ll T_2 < T_1 \rightarrow (1 - e^{-T_R/T_1}) \approx 1;$$

$$S \sim \rho$$

Kontrastreiches Bild nach der Protonendichte



Kontrast?

Der Weber-Kontrast (benannt nach Ernst Heinrich Weber) als:

$$K_W = \frac{L_{max}}{L_{min}} - 1 \quad L: \text{Leuchtdichte} \quad 0 \leq K_W \leq \infty \quad K_W = \frac{\Phi_{max} - \Phi_{min}}{\Phi_{min}}$$

Der Michelson-Kontrast (benannt nach Albert A. Michelson):

$$K_M = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}} \quad 0 \leq K_M \leq 1 \quad K_M = \frac{\Phi_{max} - \Phi_{min}}{\Phi_{max} + \Phi_{min}}$$

$$\Phi = S \sim \rho \cdot e^{-T_E/T_2} \cdot (1 - e^{-T_R/T_1}) \quad K = \frac{\Delta\Phi}{\Phi_{W.o.M}}$$



weniger Kont.



normal (urspr. Aufn.)



mehr Kont.

Relaxation(zeit)

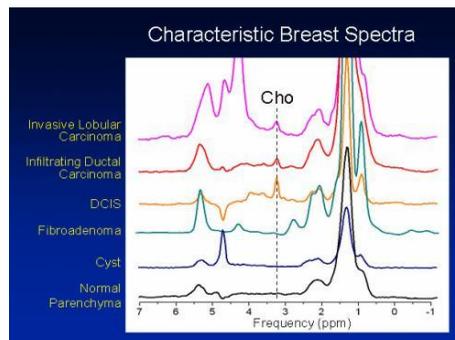
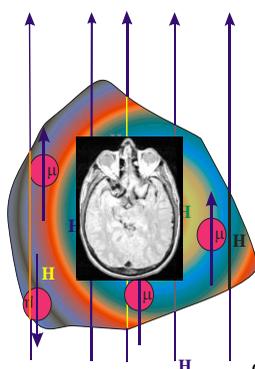
- von Atomsorte
- von Verbindungen in denen sich die untersuchten Atomkerne befinden
 - ✓ chemische Aufbau, Struktur der Moleküle
 - ✓ Wechselwirkung mit eigenen und mit Elektronen der benachbarten Atomen/Molekülen

Wie ändert sich das Signal mit der Relaxationszeit?

- kürzere Relaxationszeit führt zu kleineren Signalamplituden
- Möglichkeit für paramagnetische Auslöschung/Verminderung der Signalamplitude
 - ✓ Kontrastverfahren mit Gd-haltigen Molekülen
 - ✓ mit paramagnetischen (z.B. nitroxid-Typ) freien Radikalen
- Perfusion/Durchblutungsversuchen
- Angiographie

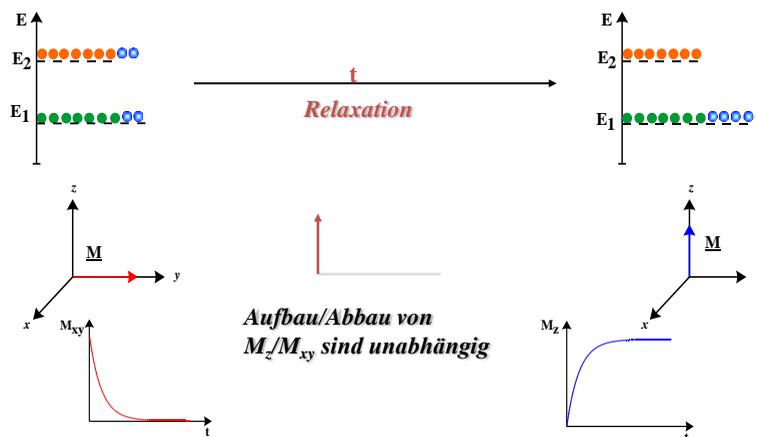
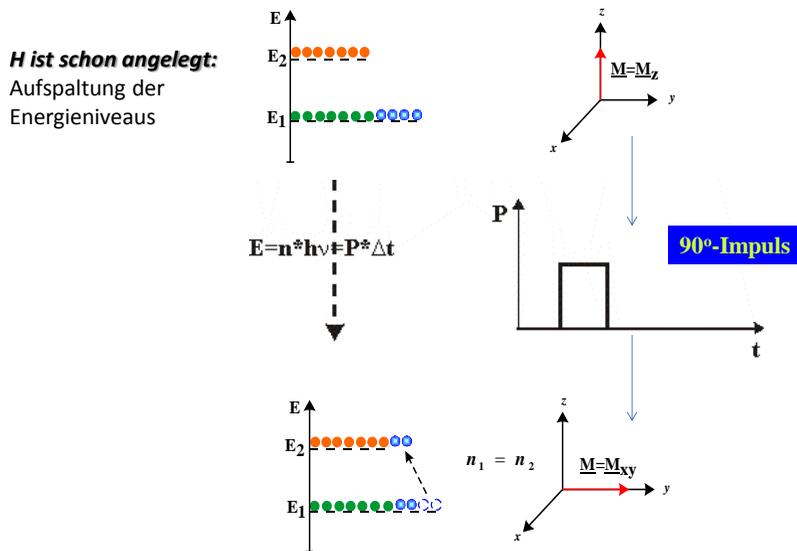
Was ist der Grund für Signalunterschiede zwischen unterschiedlichen Geweben

- Die Feldstärke des externen magnetischen Feldes wird durch die lokalen Wechselwirkungen verändert — lokales magnetisches Feld.
- **Die Anregungsfrequenz, die Signalamplitude hängt von der Umgebung des Protonenspins — von molekularen Zusammensetzung/Aufbau eines Gewebes**



choline-haltige Verbindungen (Cho)
z.B.: glycerophosphocholin, cholin, phosphatidylcholin,...

Wie können die Relaxationszeiten bestimmt werden?



Zeitliche Abhängigkeit der x-y Komponente des Relaxationsprozesses; Spin-Spin Relaxation; T_2 -Relaxationszeit

Zeitliche Abhängigkeit der z Komponente des Relaxationsprozesses; Spin-Gitter Relaxation; T_1 -Relaxationszeit

Wie können die Relaxationszeiten bestimmt werden?

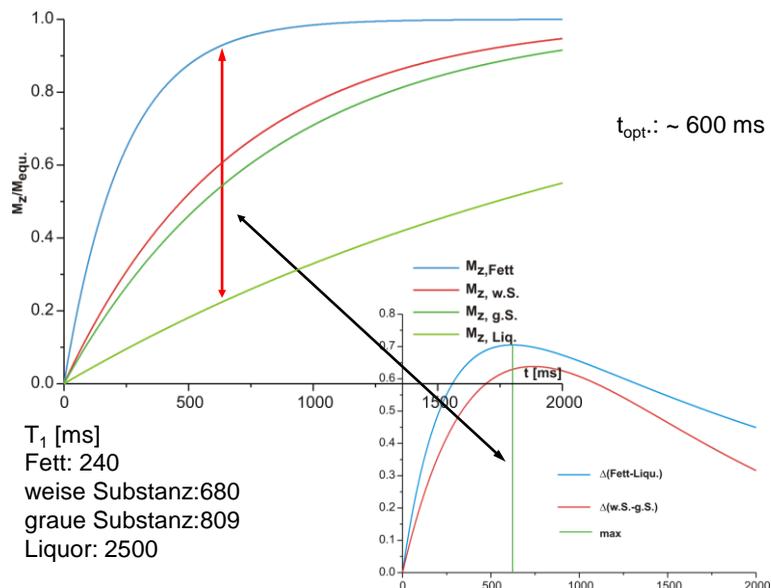
- ✓ Hauptmagnetfeld ist angelegt
- ✓ Anregung mit elektromagnetischem Impuls (90° oder 180°)
- ✓ Registrierung der Echo-Signale zu gewisser Zeit nach Anregung mit unterschiedlichen Anregungssequenzen
- ✓ Wiederholung der Anregung/Registrierungsprozesse — MRT-Sequenzen

Sind immer die selben Puls(Anregungs)sequenzen und Empfangssequenzen benutzt?

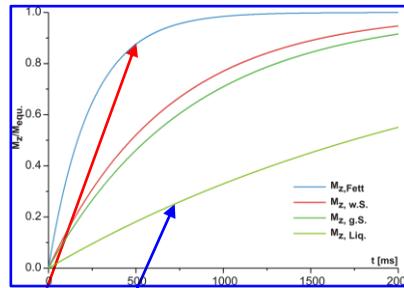
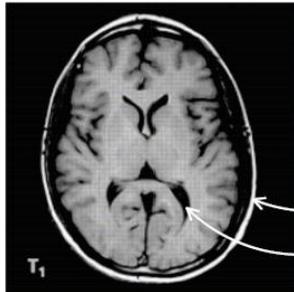
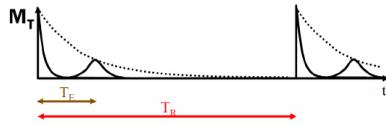
- ✓ Nein — hängt von den zu untersuchenden Geweben/Messverfahren ab
- ✓ Anregung mit elektromagnetischem Impuls (90° oder 180°) — Repetitionszeit (T_R)
- ✓ Auslesen der Echo-Signale zu gewisser Zeit nach Anregung — Echozeit (T_E)

$$K = \frac{\Delta\Phi}{\Phi_{W.o.M}} \quad \frac{\Delta\Phi}{\Phi} = \Delta\Phi(\rho, T_1, T_2 | T_E, T_R)$$

T_1 -Relaxation

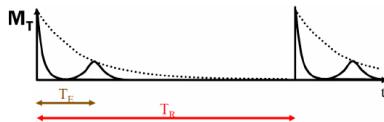


T_1 -Kontrast — maximal bei $T_R \sim T_1$
 $T_E \ll T_2$ um T_2 Abhängigkeit zu minimieren

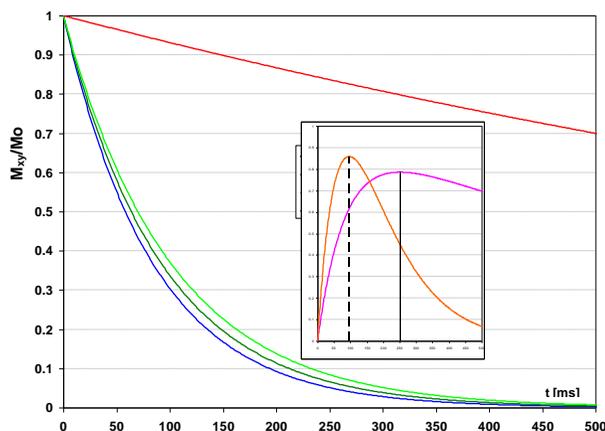


Fett hell
 Liquor dunkel

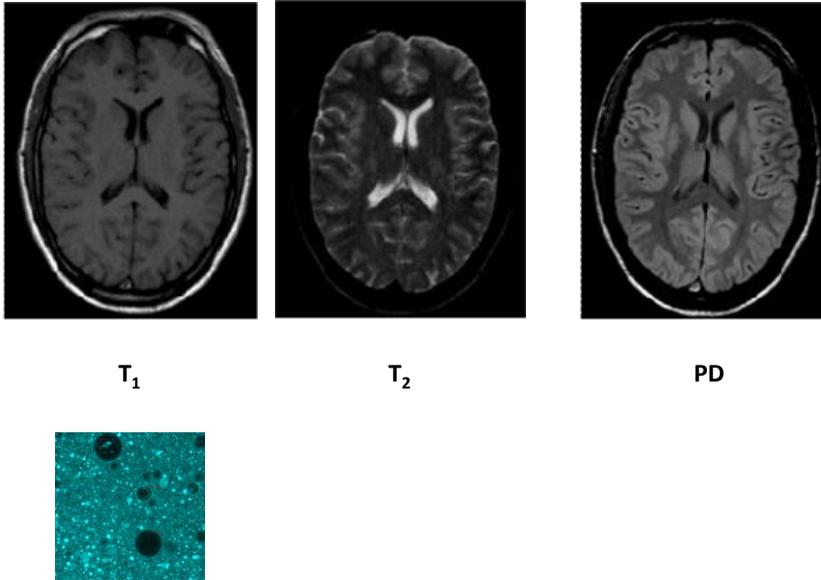
T_2 -Kontrast — maximal bei $T_E \sim T_2$
 $T_R \gg T_1$ um T_1 Abhängigkeit zu minimieren



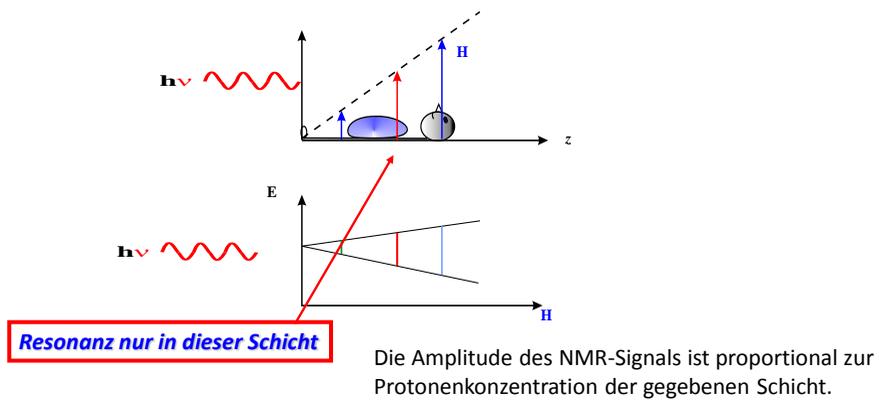
T2 [ms]
 Fett: 84
 w. Subst.: 92
 g. Subst.: 101
 Liqu.: 1400



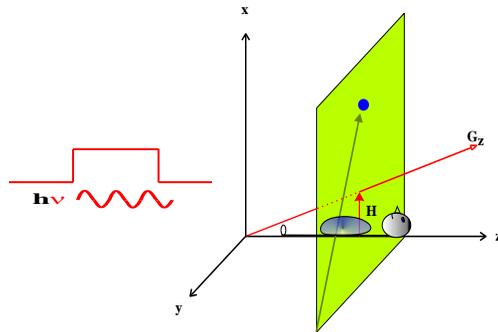
Kontrastverfahren



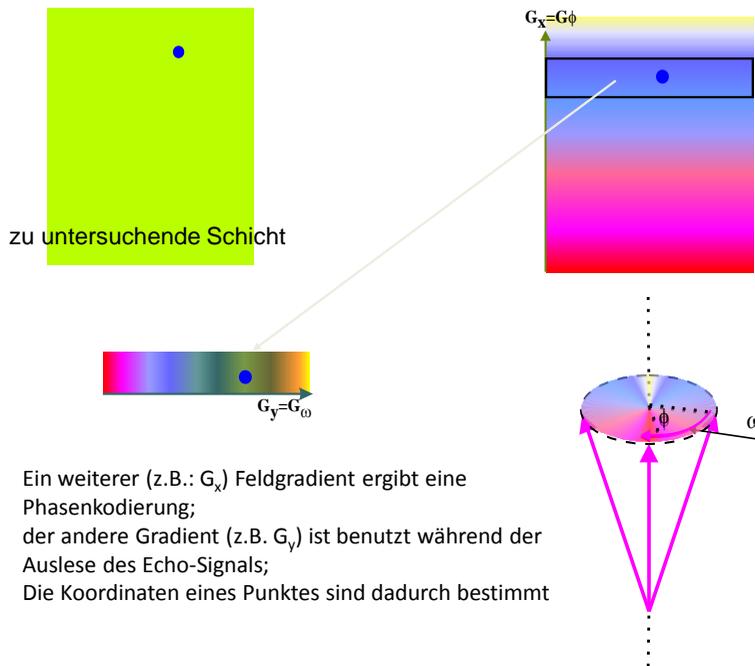
die Rolle der magnetischen Feldgradienten

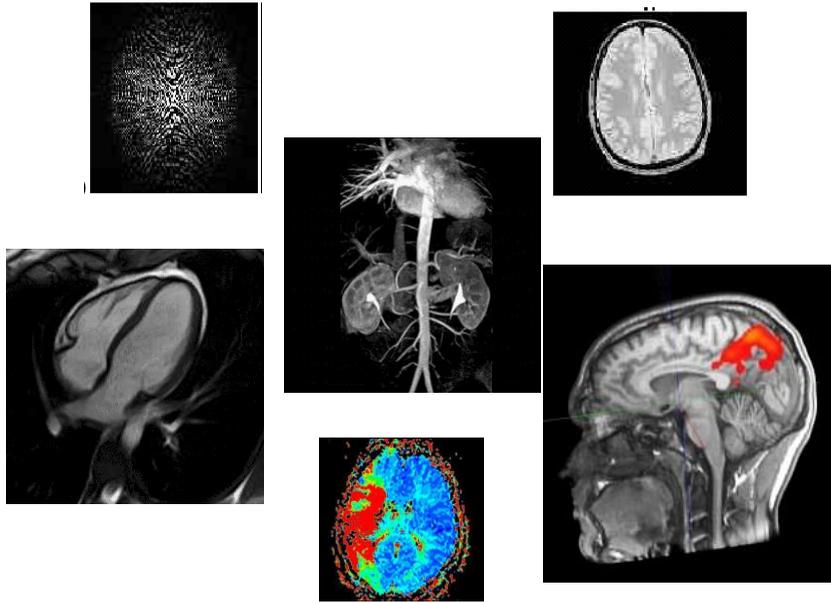


Anwendung eines entsprechenden magnetischen Feldgradienten entlang der x, y, z Achsen — und seine schrittweise Veränderung — erlaubt die Bestimmung der Protonendichte in jedem einzelnen Volumenelement eines Körpers >> ein Bild gewichtet durch Protonendichte kann hergestellt werden.

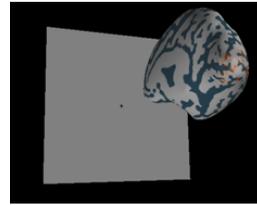
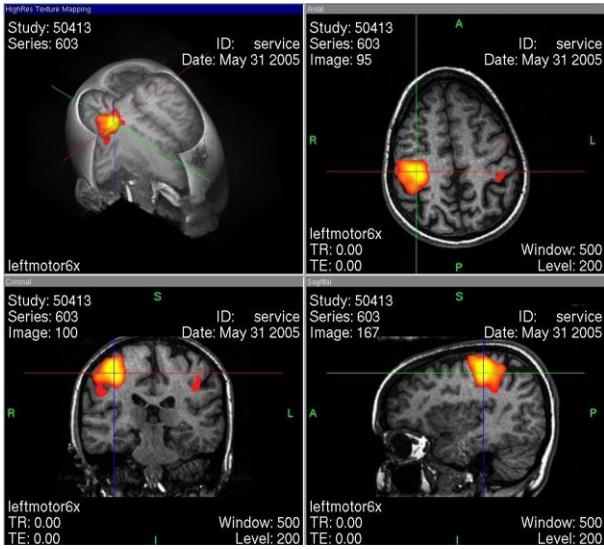


Ein Feldgradient entlang der z-Achse erlaubt die Auswahl einer Schicht
Die Bestrahlungsfrequenz und die magnetische Feldstärke bestimmen
die Schicht wo die Protonen angeregt werden — Quelle der registrierten Signale





fMRT



Das fMRT basiert auf Stoffwechselaktivitäten des Gehirns.

I.) gesteigerter Stoffwechselverbrauch

II.) Veränderungen des Blutflusses

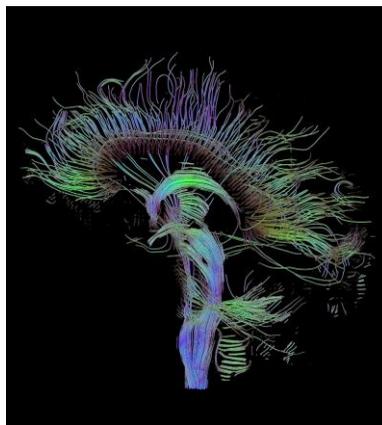
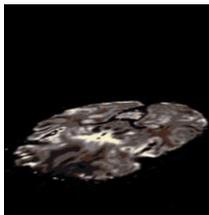
Eine der Möglichkeiten:

der BOLD-Kontrast bzw. BOLD-Effekt (blood oxygenation level dependent) – Sauerstoffgehalt in den roten Blutkörperchen

- ✓ Ein Reiz aktiviert bestimmte Hirnareale und der **Bedarf an Sauerstoff steigt** in diesem Bereich.
- ✓ Es strömt nun mehr Blut in dieses neuronale Hirnareal,
- ✓ was in einer **minimalen Verhältnisänderung**
- ✓ zwischen **sauerstoffhaltigem und entladnem Hämoglobin** messbar ist.

Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomografie

Nervenbahnen im Gehirn



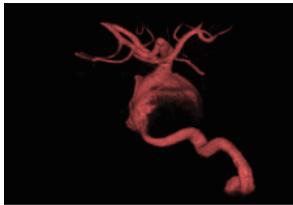
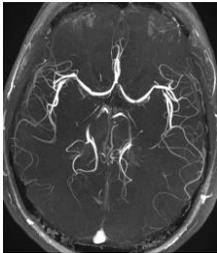
die Diffusionsbewegung von **Wassermolekülen** in Körpergewebe(n) ist gemessen und räumlich aufgelöst dargestellt

Magnetresonanzangiographie

Methoden

- 1.) frisch einströmendes Blut im Untersuchungsvolumen eine höhere Magnetisierung aufweist, als das stationäre Gewebe, dessen Magnetisierung durch die einwirkenden HF-Pulse der MRT-Pulssequenz reduziert (gesättigt) wird;
- 2.) Durch die Injektion von T1-verkürzendem (meist gadoliniumbasiertem) Kontrastmittel wird das Blut auf T1-gewichteten MRT-Aufnahmen signalreich dargestellt.

1.)



2.)



Empfohlene Literatur:

<http://ebookbrowse.com/luettticke-seminar-ss09-pdf-d295966112;>

<http://de.wikipedia.org/wiki/Magnetresonanztomografie;>

<http://de.wikipedia.org/wiki/Magnetresonanzangiographie;>

http://de.wikipedia.org/wiki/Diffusions-Tensor-Bildgebung/Diffusionsgewichtete_MRT-Sequenzen;

<http://www.imaios.com/en/>

