

Kernspin(resonanz)tomographie — Feldgradienten-Kernspinresonanz MRT

Wiederholung

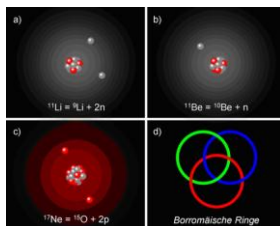
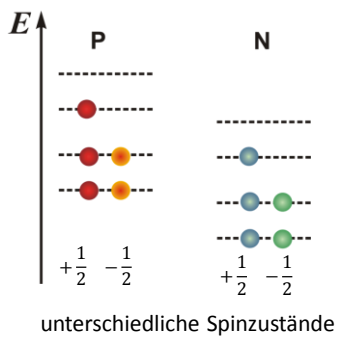
a.) Radiospektroskopische Methoden Kap. X/4.1);

b.) Tomographiemethoden Kap. VIII/4.1)

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

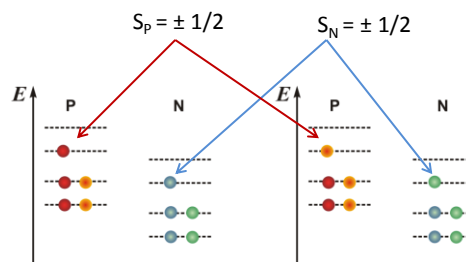


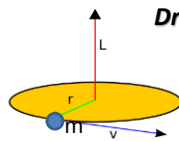
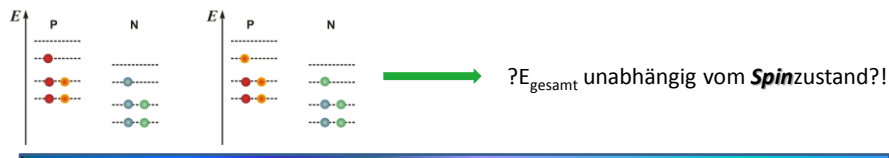
Energiestruktur



Energiestruktur:

- a.) Schalenmodell — getrennte Niveaus für Protonen und Neutronen;
- b.) Nukleonen an derselben 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!

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

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

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 die, dass er durch die Dreh- oder Kreisbewegung einer Masse hervorgerufen wird. Er ist eine intrinsische Eigenschaft von einigen Teilchen.

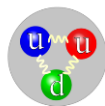
Magnetisches Moment

Aussage 1. (aufgrund der Elektrodynamik):

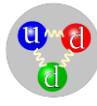
Bewegende, geladene Teilchen weisen ein magnetisches Moment auf.

Aussage 2. (aufgrund Beobachtungen, Quantentheorie):

Geladene Teilchen mit Spin weisen ein eigenes magnetisches Moment auf.



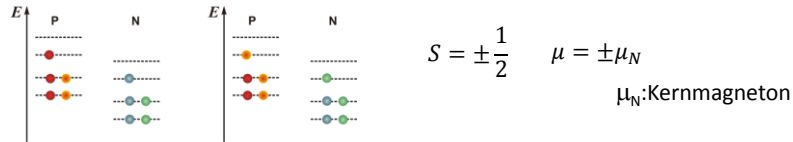
$$\text{Proton}^{(+)} \\ +\frac{2}{3} + \frac{2}{3} - \frac{1}{3}$$



$$\text{Neutron}^{(0)} \\ +\frac{2}{3} - \frac{1}{3} - \frac{1}{3}$$

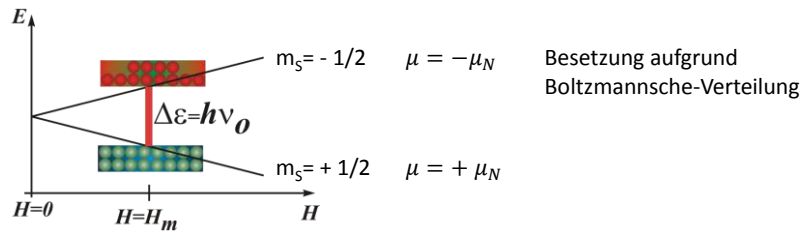
Photon: besitzt einen Spin (1), aber kein magnetisches Moment

Spin \longleftrightarrow Magnetisches Moment

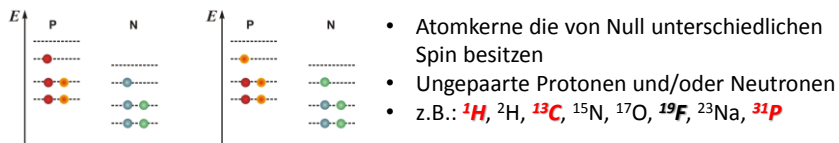


Energiezustand:

- a.) ohne Magnetfeld — unabhängig vom Spinzustand
 b.) mit Magnetfeld: Aufspaltung des Energieniveaus — Zeemansche-Aufspaltung



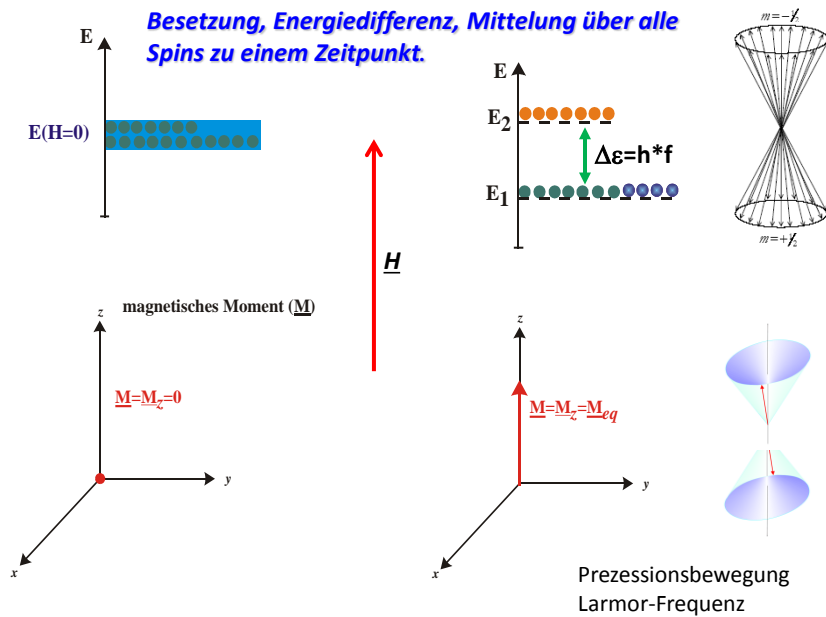
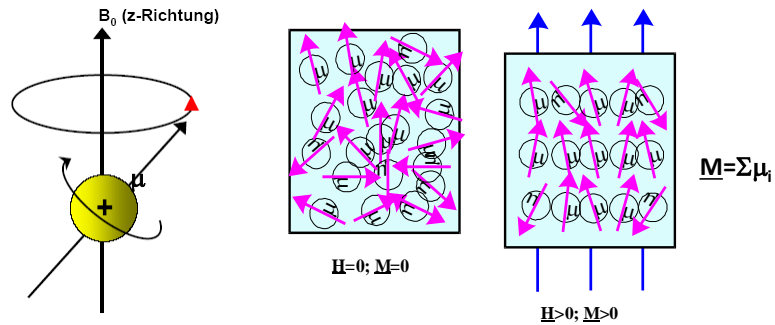
Geeignete Atomkerne für MRT



Charakteristische Größen:

Frequenzbereich	40-200 MHz
Feldstärke (tesla)	~0,9 — ~10
$\Delta\epsilon$ (J)	$2,65 \cdot 10^{-26}$ — $5,96 \cdot 10^{-25}$
$\Delta\epsilon$ (eV)	$1,66 \cdot 10^{-7}$ — $3,73 \cdot 10^{-6}$
Besetzungsdifferenz bezogen auf Besetzung des Grundniveaus	$3,2 \cdot 10^{-6}$ — $7,2 \cdot 10^{-5}$
gesamte absorbierte Energie (J) im Falle einer Populationsinversion	$2,55 \cdot 10^{-15}$ — $1,29 \cdot 10^{-12}$

Molekulare Veranschaulichung des magnetischen Moments



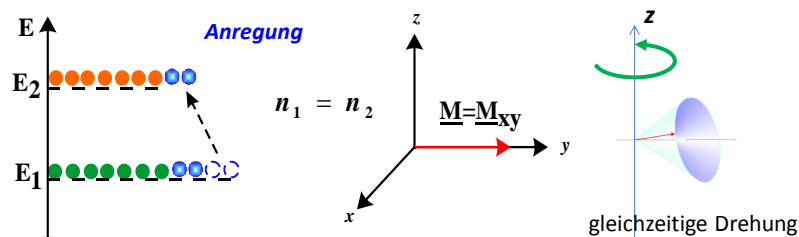


Bestandteile eines MRT Gerätes

- ✓ 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

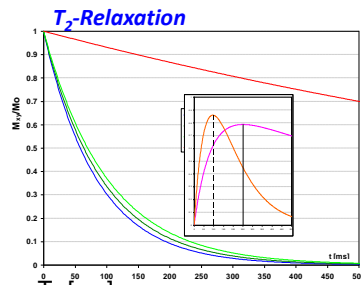
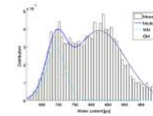
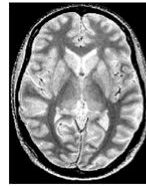
- Sie hängt von der durch einen RF-Impuls zugeführten Energiemenge ab
- **90° und 180° Impulse**
- **Registrierung der Signale mit Empfangsspulen nach dem Impuls zu gewisser Zeitspanne.**
- **Signale werden beobachtet entlang x, y (und z) Richtungen während der Entspannung (Relaxation) der angeregten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



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

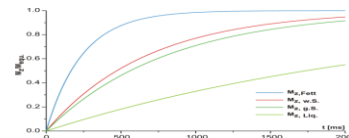
$$S \sim \rho \cdot e^{-T_E/T_2} \cdot (1 - e^{-T_R/T_1})$$

Protonendichte \sim Konzentration des Wasserstoffatome in Geweben



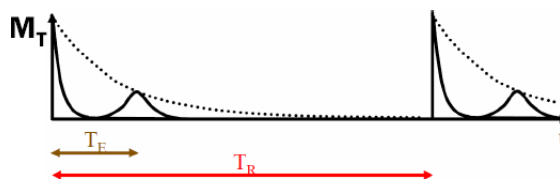
T_2 [ms]
 Fett: 84
 w. Subst.: 92
 g. Subst.: 101
 Liqu.: 1400

T_1 -Relaxation



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

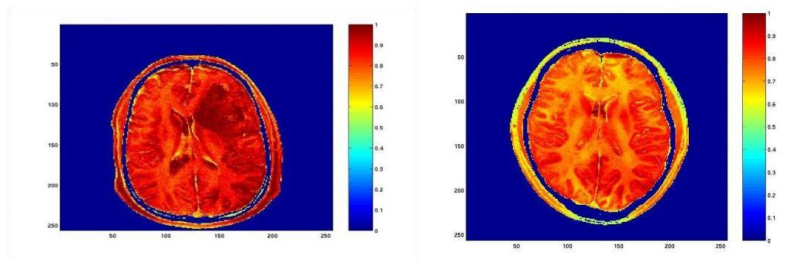
**Kontrastverfahren aufgrund ρ , T_2 , T_1 mit geeigneter Wahl für T_E und T_R ;
 T_E und T_R sind durch T_2 und T_1 beeinflusst.**

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

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

$$S \sim \rho$$

Kontrastreiches Bild nach der Protonendichte



Relaxation(zeit)

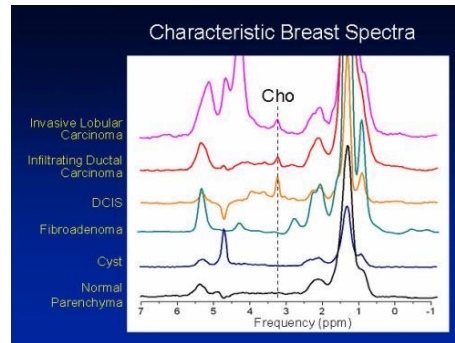
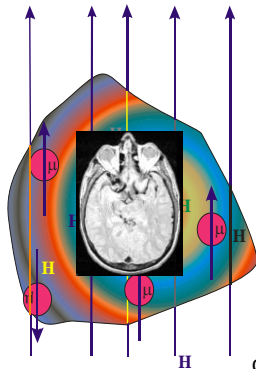
- von Atomsorte
- von Verbindungen in denen sich die untersuchten Atomkerne befinden
 - ✓ chemische Aufbau, Struktur der Moleküle
 - ✓ Wechselwirkung mit eigenen und mit Elektronen der benachbarten Atomen/Molekülen

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

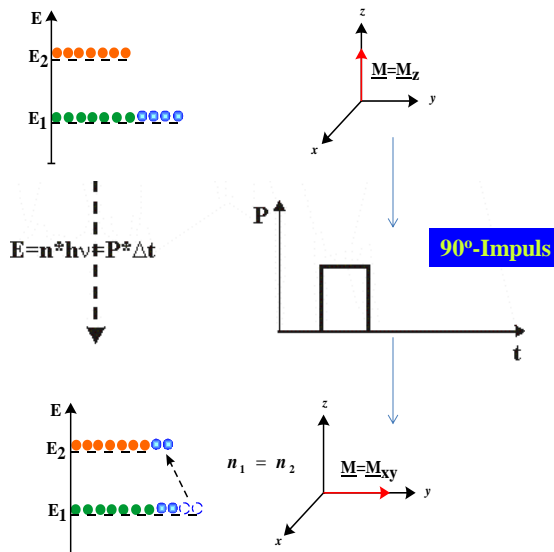
- Die Feldstärke des externen magnetischen Feldes wird durch die lokalen Wechselwirkungen verändert — lokales magnetisches Feld.
- Die Anregungsfrequenz, die Signalamplitude hängt von der Umgebung des Protonenspins — von molekularen Zusammensetzung/Aufbau eines Gewebes**

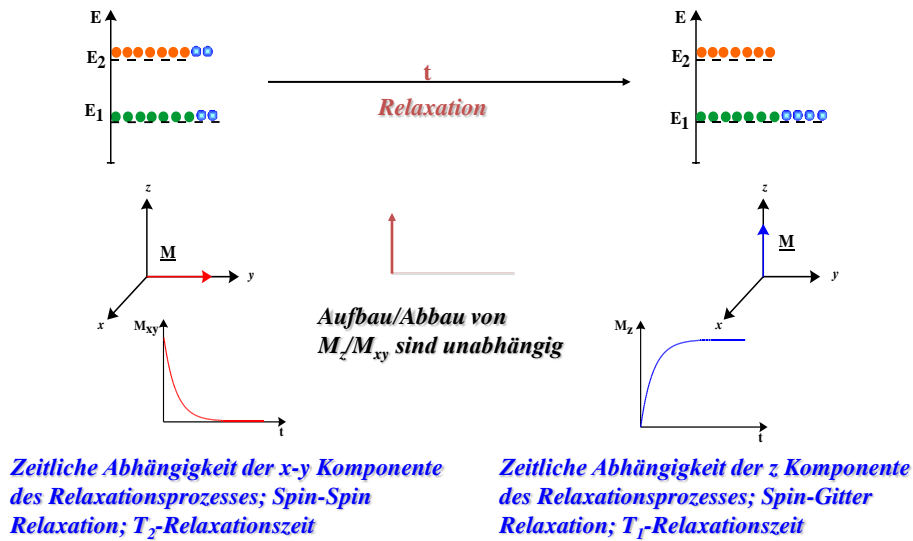


choline-haltige Verbindungen (Cho)
z.B.: glycerophosphocholin, cholin, phosphatidylcholin,...

Wie können die Relaxationszeiten bestimmt werden?

H ist schon angelegt:
Aufspaltung der Energieniveaus



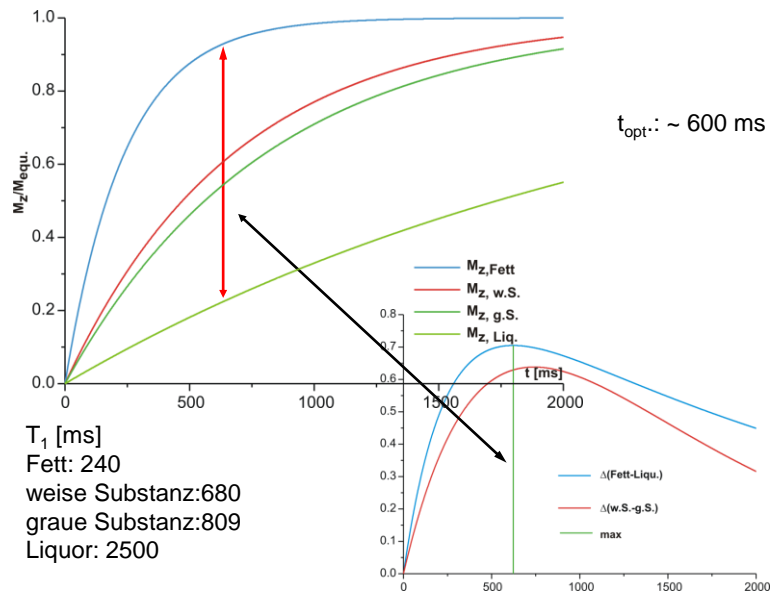


Wie können die Relaxationszeiten bestimmt werden?

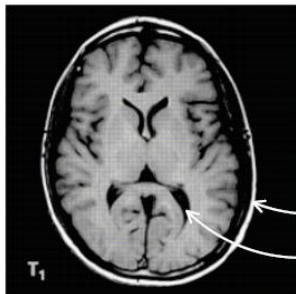
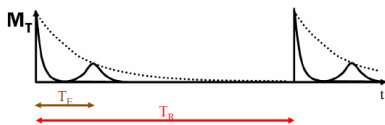
- ✓ Hauptmagnetfeld ist angelegt
- ✓ Anregung mit elektromagnetischem Impuls (90° oder 180°)
- ✓ Registrierung der Echo-Signale zu gewisser Zeit nach Anregung mit unterschiedlichen Anregungssequenzen
- ✓ Wiederholung der Anregung/Registrierungsprozesse — MRT-Sequenzen

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

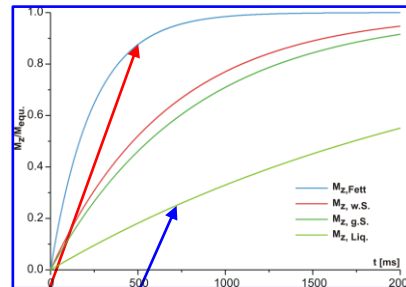
- ✓ Nein — hängt von den zu untersuchenden Geweben/Messverfahren ab
- ✓ Anregung mit elektromagnetischem Impuls (90° oder 180°) — Repetitionszeit (T_R)
- ✓ Auslesen der Echo-Signale zu gewisser Zeit nach Anregung — Echozeit (T_E)

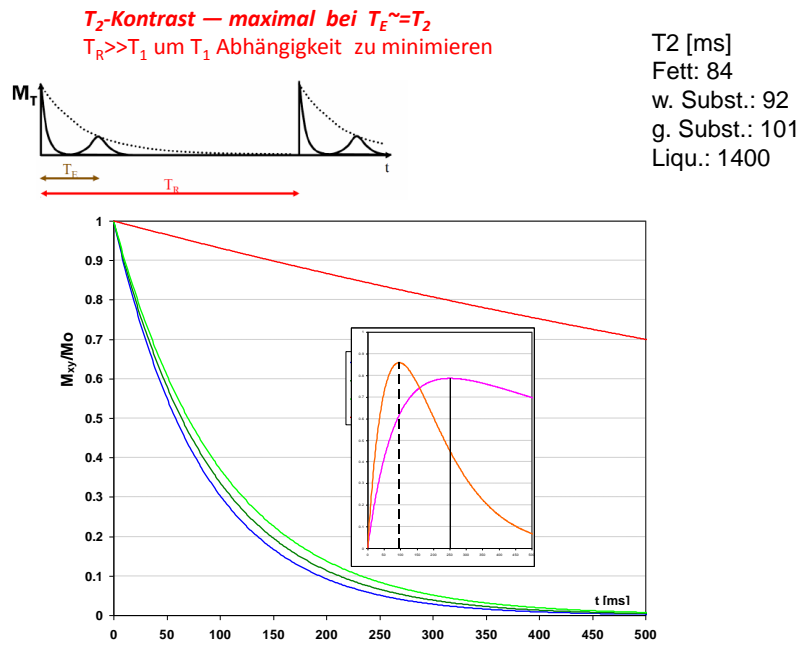
T_1 -Relaxation

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

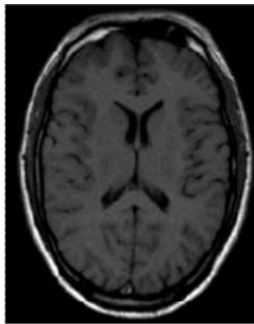


Fett hell
Liquor dunkel

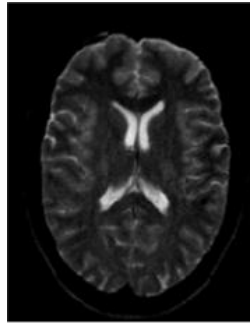




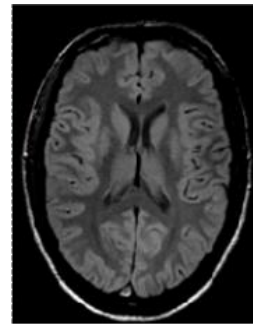
Kontrastverfahren



T_1

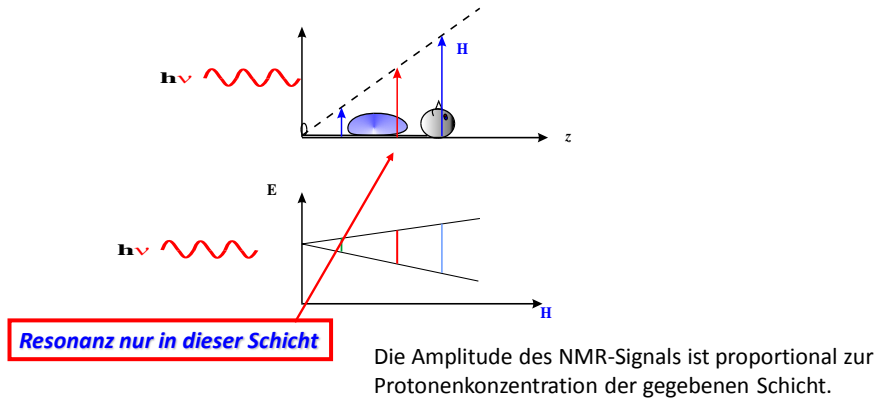


T_2

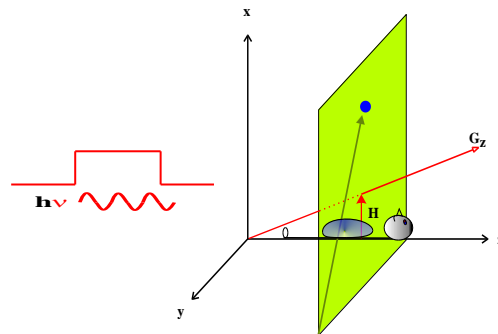


PD

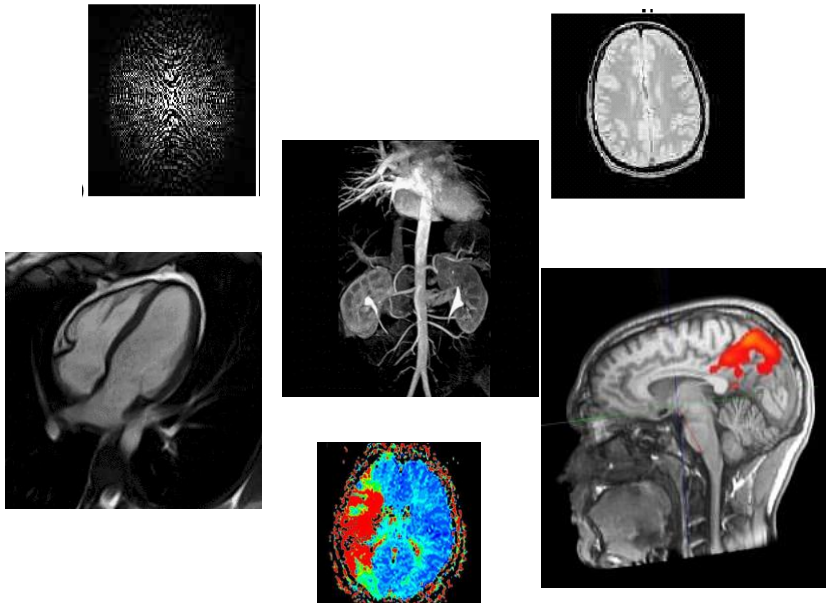
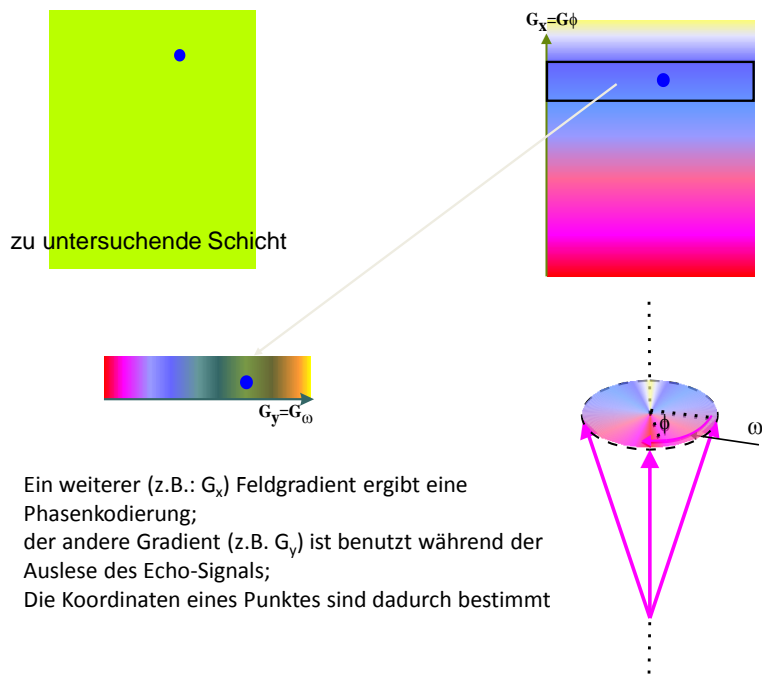
die Rolle der magnetischen Feldgradienten



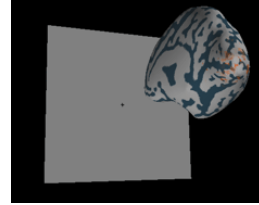
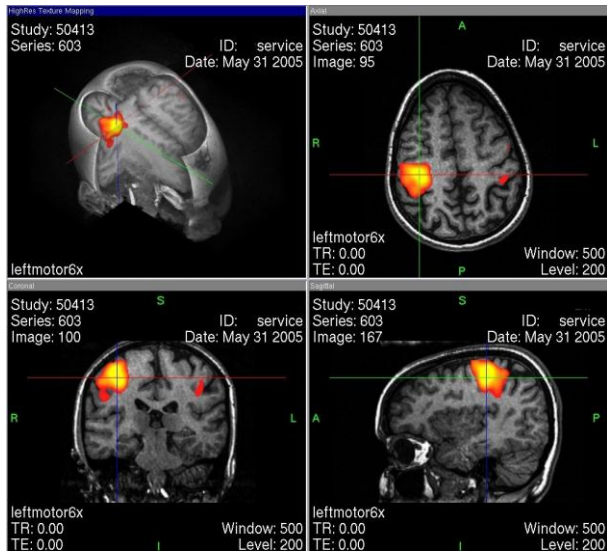
Anwendung eines entsprechenden magnetischen Feldgradienten entlang der x,y,z Achsen — und seine schrittweise Veränderung — erlaubt die Bestimmung der Protonendichte in jedem einzelnen Volumenelement eines Körpers >> ein Bild gewichtet durch Protonendichte kann hergestellt werden.



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.

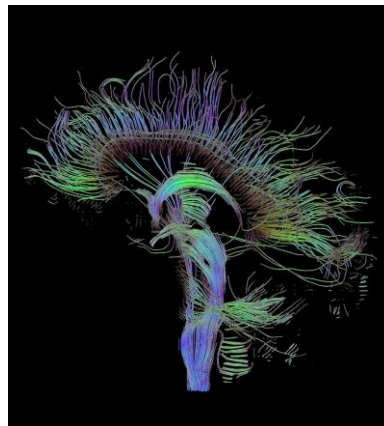
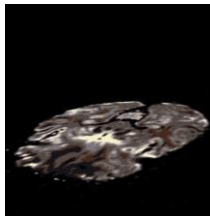


fMRT



Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomografie

Nervenbahnen im Gehirn



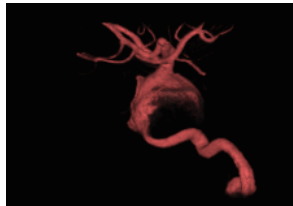
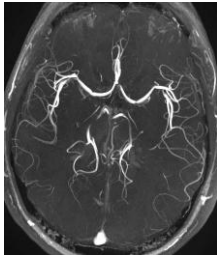
die Diffusionsbewegung von Wassermolekülen in Körpergewebe misst und räumlich aufgelöst darstellt

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/luetticke-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/>

