

## Kernspin(resonanz)tomographie — Feldgradienten-Kernspinresonanz MRT

Wiederholung

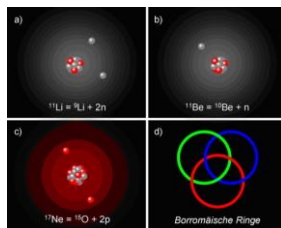
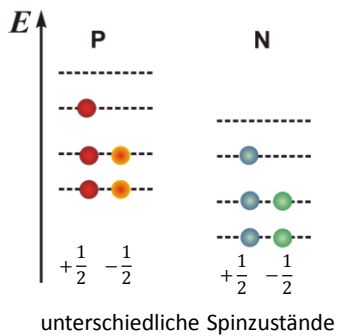
a.) Radiospektroskopische Methoden Kap. X/4.1);

b.) Tomographiemethoden Kap. VIII/4.1)

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

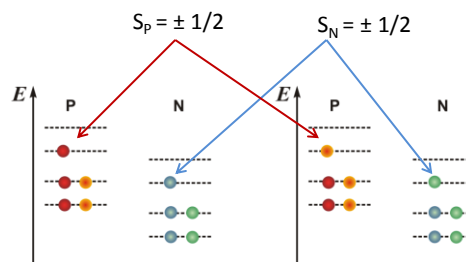


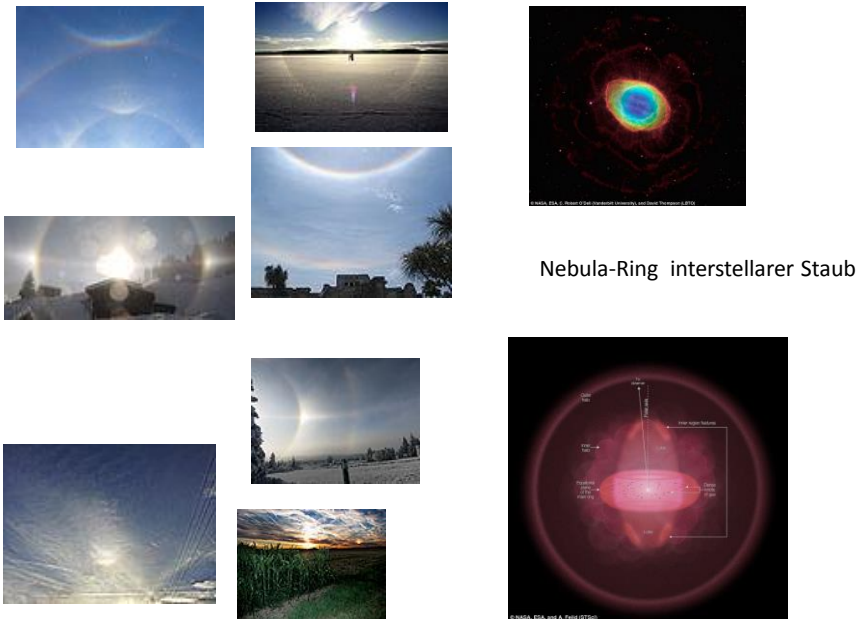
### Energiestruktur



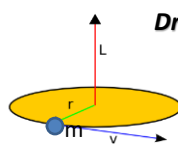
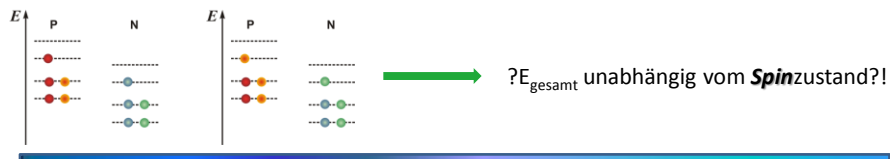
Energiestruktur:

- a.) Schalenmodell — getrennte Niveaus für Protonen und Neutronen;
- b.) Nukleonen an der selben Bahn (d.h. dieselbe Energie) besitzen unterschiedliche Spinzustände (Pauli-Prinzip)





Nebula-Ring interstellarer Staub

**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;

 $\omega$ : 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. DI durch die Dreh- oder Kreisbewegung einer Masse hervorgerufen wird. Der Spin ist eine intrinsische Eigenschaft von einigen Teilchen.**

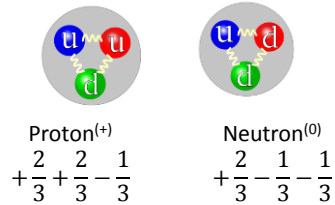
## Magnetisches Moment

Aussage 1. (aufgrund der Elektrodynamik):

Bewegende, geladene Teilchen weisen ein magnetisches Moment auf.

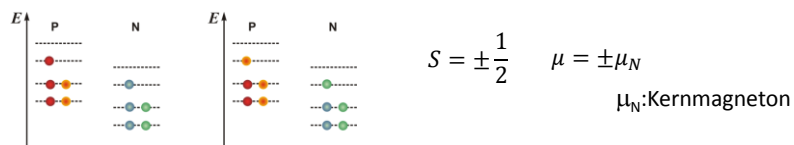
Aussage 2. (aufgrund Beobachtungen, Quantentheorie):

Geladene Teilchen mit Spin weisen ein eigenes magnetisches Moment auf.



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

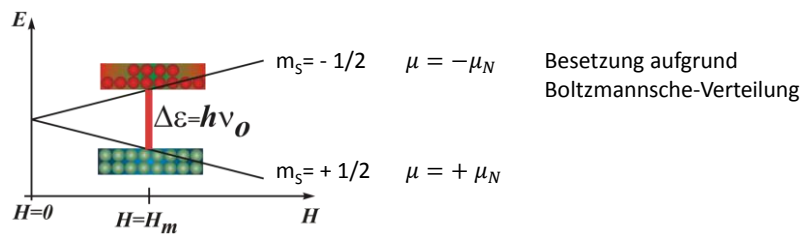
## Spin ↔ Magnetisches Moment



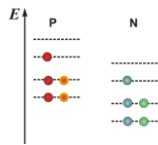
Energiezustand:

a.) ohne Magnetfeld — unabhängig vom Spinzustand

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



### Geeignete Atomkerne für MRT

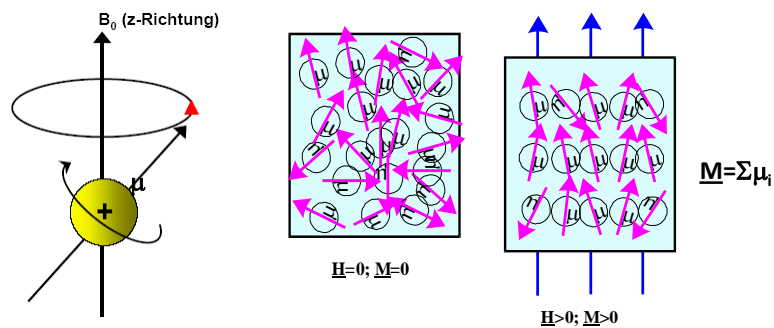


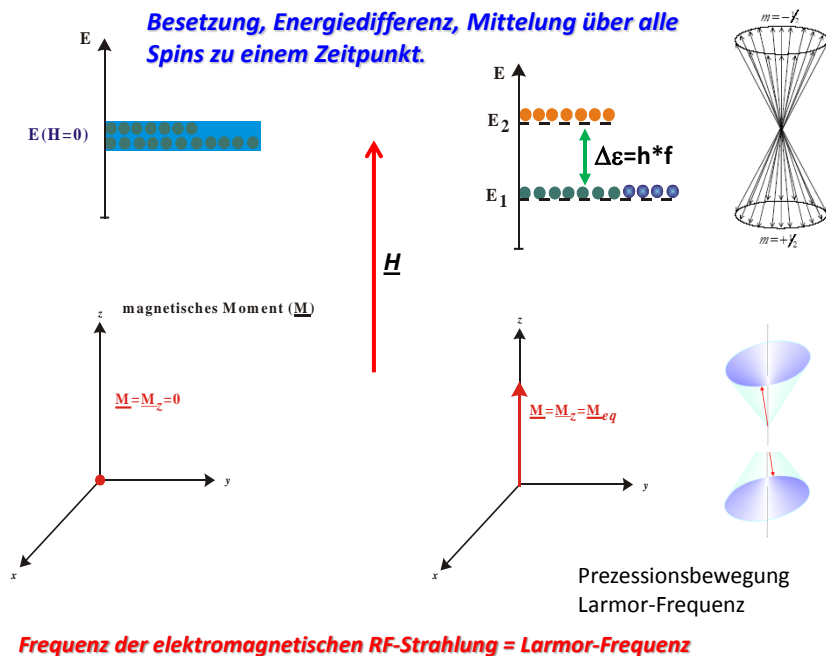
- Atomkerne die von Null unterschiedlichen Spin besitzen
- Ungepaarte Protonen und/oder Neutronen
- z.B.:  $^1\text{H}$ ,  $^2\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{15}\text{N}$ ,  $^{17}\text{O}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{23}\text{Na}$ ,  $^{31}\text{P}$

### Charakteristische Größen:

Frequenzbereich	40-200 MHz
Feldstärke (tesla)	-0,9 — -10
$\Delta\varepsilon$ (J)	$2,65 \cdot 10^{-26} — 5,96 \cdot 10^{-25}$
$\Delta\varepsilon$ (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



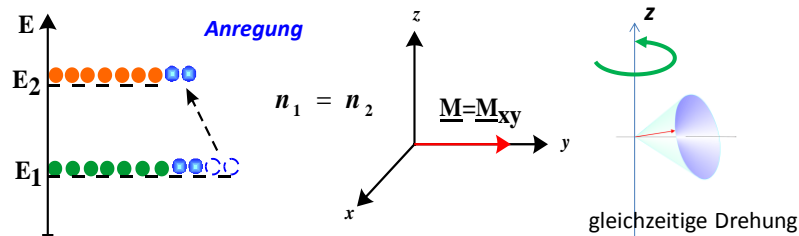


### Bestandteile eines MRT Gerätes

- ✓ supraleitender Elektromagnet ( $\sim 1$  Tesla —  $\sim 9$  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 ( $\sim 20$  —  $200$  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

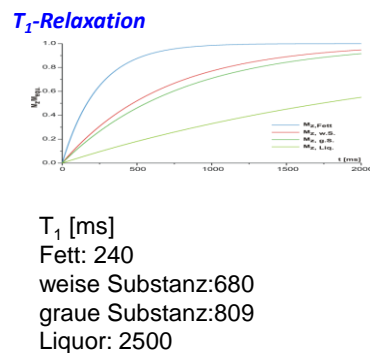
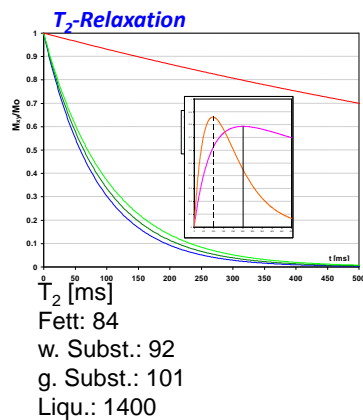
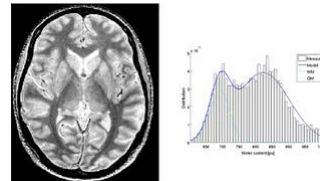
- Sie hängt von der durch einen RF-Impuls zugeführten Energiemenge ab
- **90° und 180° Impulse**
- **Registrierung der Signale mit Empfangsspulen nach dem Impuls zu gewisser Zeitspanne.**
- **Signale werden beobachtet entlang x, y (und z) Richtungen während der Entspannung (Relaxation) der angeregten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



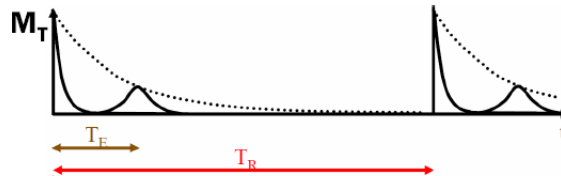
### Messung der MRT-Signale in (x,y)-Ebene

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

Protonendichte  $\sim$  Konzentration des Wasserstoffatome in Geweben



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



$T_R$ : 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

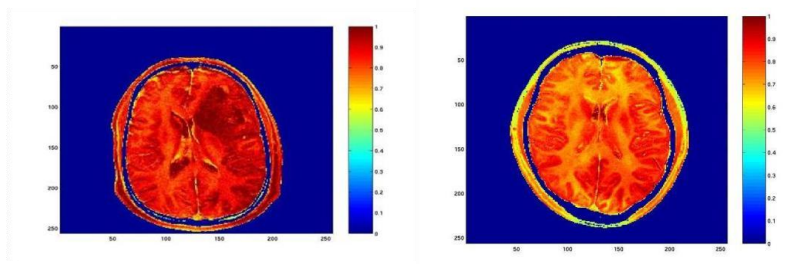
**Kontrastverfahren aufgrund  $\rho$ ,  $T_2$ ,  $T_1$  mit geeigneter Wahl für  $TE$  und  $TR$ ;  
Auswahl von  $TE$ -en und  $TR$ -en sind durch  $T_2$  und  $T_1$  beeinflusst.**

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

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

$$S \sim \rho$$

Kontrastreiches Bild nach der Protonendichte



### Kontrast?

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

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

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

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

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



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

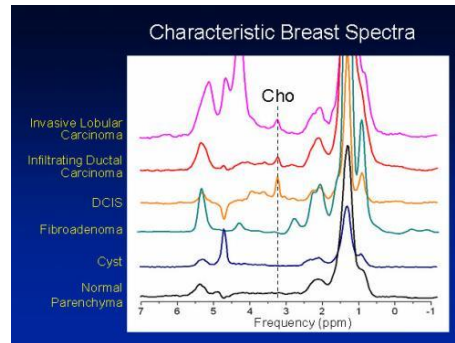
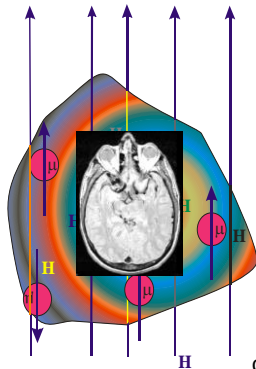
### Wie ändert sich das Signal mit der Relaxationszeit?

- 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**

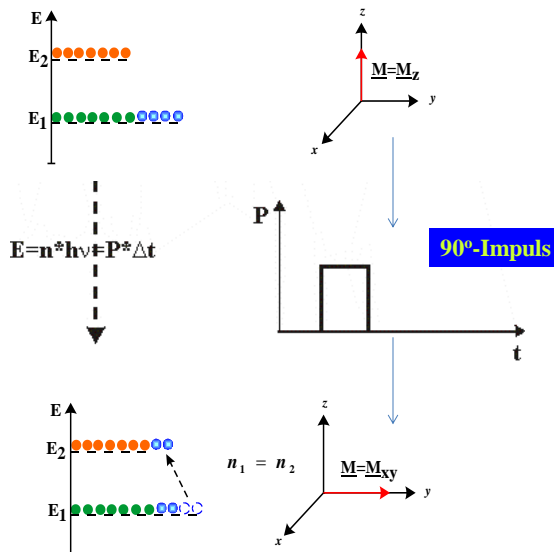


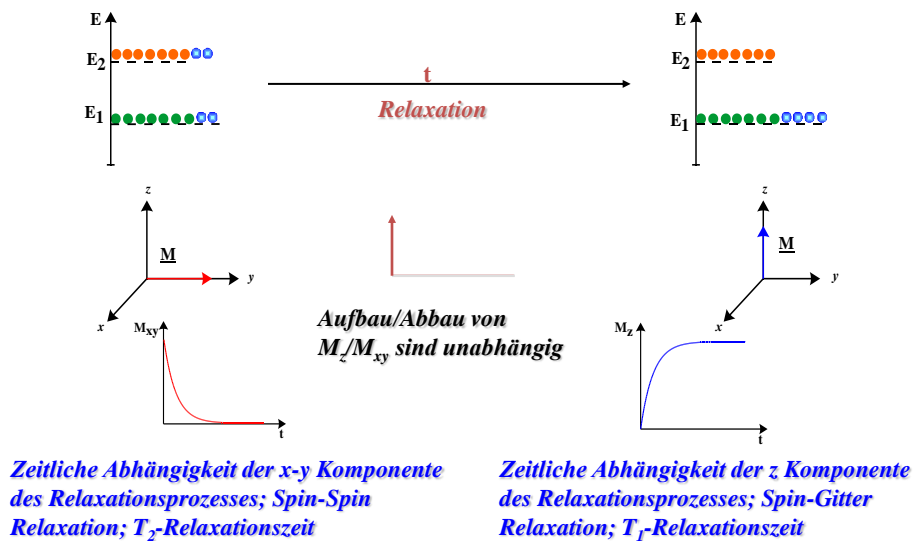
choline-haltige Verbindungen (Cho)

z.B.: glycerophosphocholin, cholin, phosphatidylcholin,...

### Wie können die Relaxationszeiten bestimmt werden?

**H ist schon angelegt:**  
Aufspaltung der  
Energieniveaus





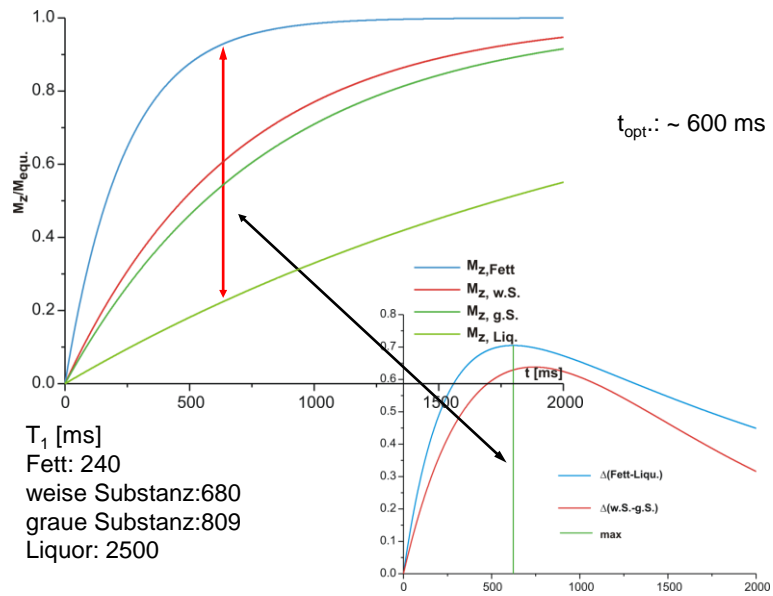
### **Wie können die Relaxationszeiten bestimmt werden?**

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

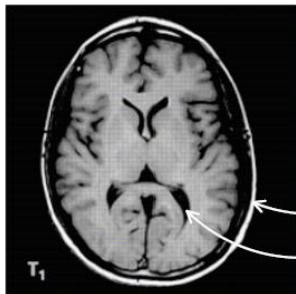
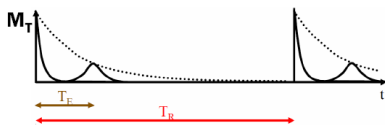
### **Sind immer die selben Puls(Anregungs)sequenzen und Empfangssequenzen benutzt?**

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

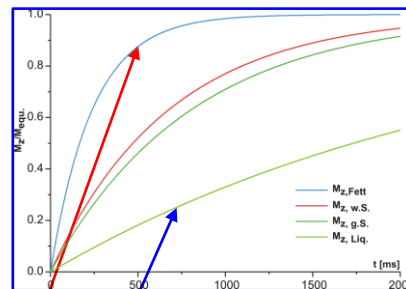
$$K = \frac{\Delta\Phi}{\Phi_{W.o.M}} \quad \frac{\Delta\Phi}{\Phi} = \Delta\Phi(\rho, T_1, T_2 | T_E, T_R)$$

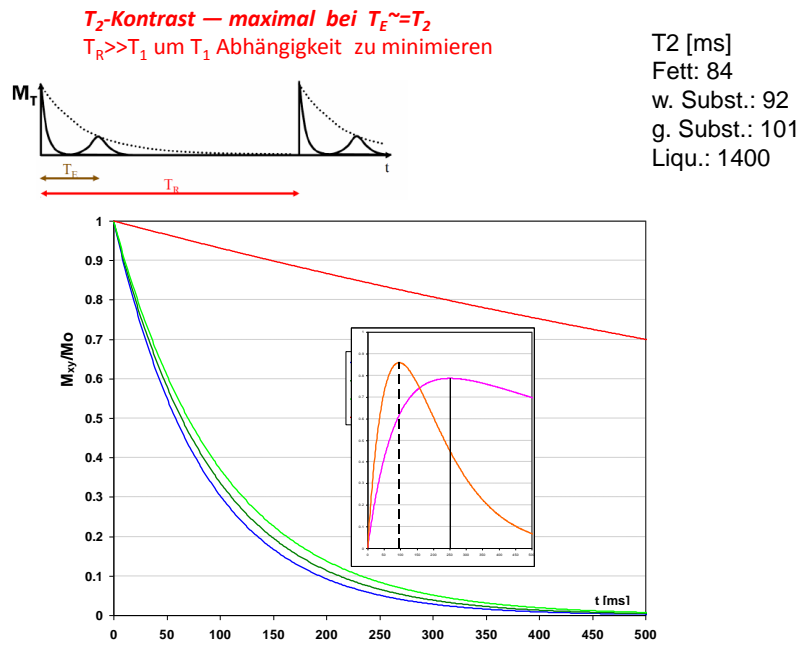
**$T_1$ -Relaxation**

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

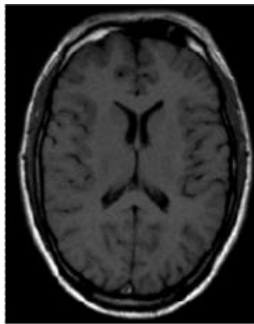


**Fett hell**  
**Liquor dunkel**

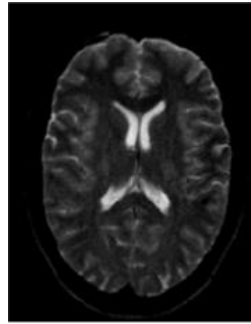




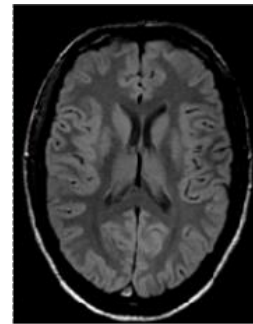
### Kontrastverfahren



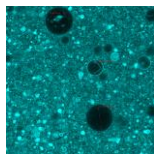
$T_1$



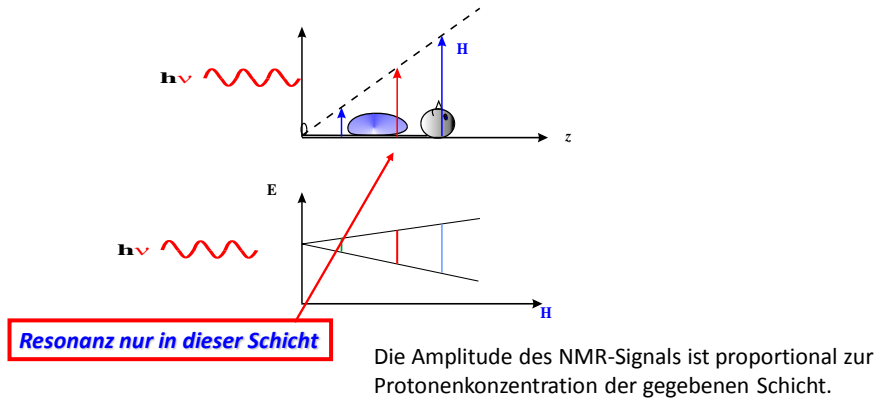
$T_2$



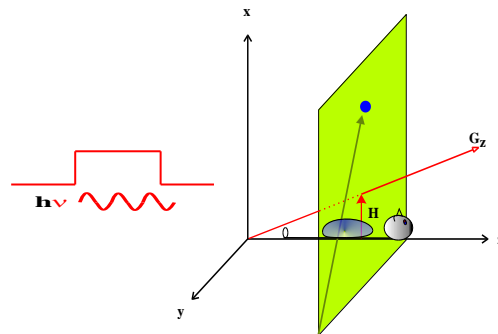
PD



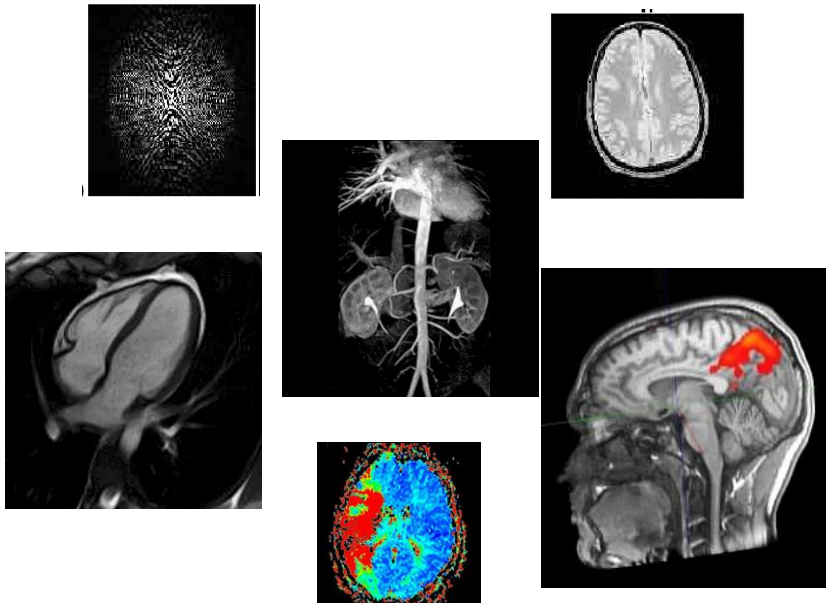
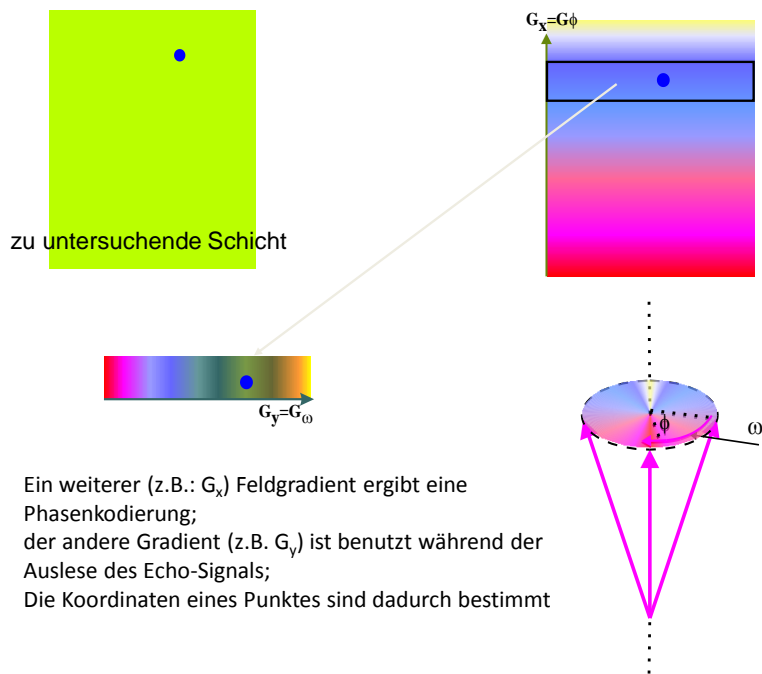
### die Rolle der magnetischen Feldgradienten



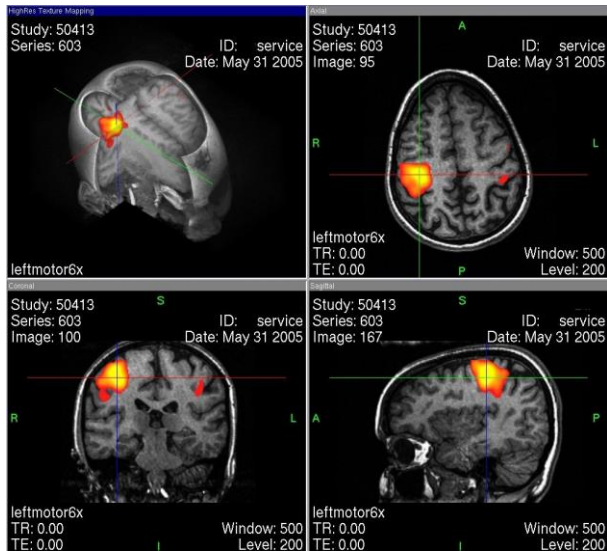
Anwendung eines entsprechenden magnetischen Feldgradienten entlang der x,y,z Achsen — und seine schrittweise Veränderung — erlaubt die Bestimmung der Protonendichte in jedem einzelnen Volumenelement eines Körpers >> ein Bild gewichtet durch Protonendichte kann hergestellt werden.



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



**Das fMRT basiert auf Stoffwechselaktivitäten des Gehirns.**

**I.) gesteigerter Stoffwechselverbrauch**

**II.) Veränderungen des Blutflusses**

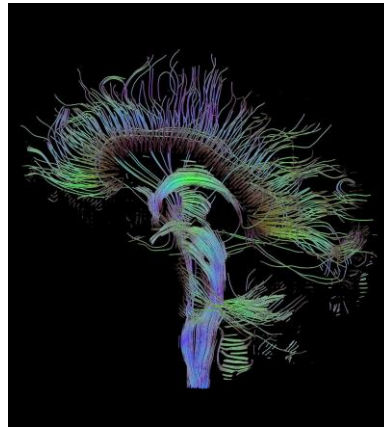
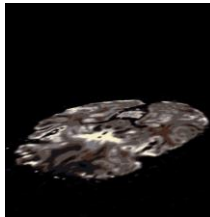
**Eine der Möglichkeiten:**

**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 entladendem Hämoglobin** messbar ist.

## Diffusionsgewichtete Magnetresonanztomografie

Nervenbahnen im Gehirn



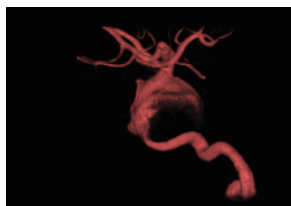
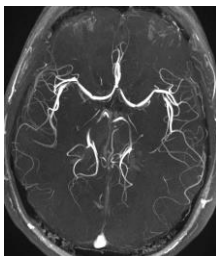
die Diffusionsbewegung von **Wassermolekülen** in Körpergewebe(n) ist gemessen und räumlich aufgelöst dargestellt

## Magnetresonanztomographie

### 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.imaio.com/en/>**

