

# Physikalische Grundlagen der MRT

Dr. C. Kremser



---

---

---

---

---

---

---

---

## Übersicht

- Vom Spin zum MR-Signal
- Vom MR-Signal zum MR-Bild
- Sequenzen / Kontraste

---

---

---

---

---

---

---

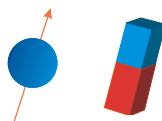
---

## Magnetresonanztomographie

### Voraussetzung

Atomkern mit magnetischem Moment ( $M$ )

d.h. Spin  $\neq 0$  (ungepaarte Nukleonen)



Wasserstoffprotonen in hoher Konzentration

→ Wasser- und Fett

---

---

---

---

---

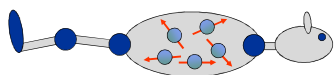
---

---

---

### Spins ohne Magnetfeld

$\sim 10^{23}$  Spins /  $\text{cm}^3$



Summe der Magnetfelder = 0

---

---

---

---

---

---

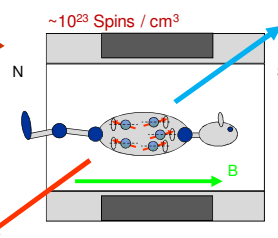
---

---

### Spins im Magnetfeld

Larmorfrequenz:  $\omega_L = \gamma B$

Magnet  
(z.B.: 1.5T)  
„homogen“



$\sim 10^{23}$  Spins /  $\text{cm}^3$



Überschuss parallel zum Magnetfeld

---

---

---

---

---

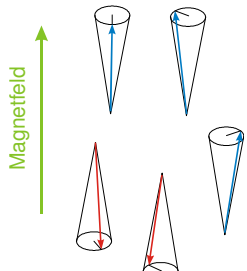
---

---

---

### Spins im Magnetfeld

$\sim 10^{23}$  Spins /  $\text{cm}^3$



Summe = ?

\*Momentaufnahme\*

---

---

---

---

---

---

---

---

### Spins im Magnetfeld

---

---

---

---

---

---

---

---

### Spins im Magnetfeld

~10<sup>23</sup> Spins / cm<sup>3</sup>

---

---

---

---

---

---

---

---

### Spins im Magnetfeld

Makroskopisches magnetisches Moment

„Thermodyn. Gleichgewicht“

Zahlenbeispiel:  
 B = 1.5 T; 10 Mio Spins ⇨ 96 Überschuss spins  
 1 ml Wasser; 10<sup>22</sup> Spins ⇨ 10<sup>17</sup> Überschuss spins

---

---

---

---

---

---

---

---

### Gefahren des Magnetfeldes

bei uns 1.5T und 3T (Erdmagnetfeld 20 - 70  $\mu$ T)

- Keine biologische Schädigung
- Kraftwirkung !!!



In einer Entfernung von einem Meter zum MRT wurde eine Büroklammer von den Feldlinien bis in die Rippen beschleunigt.

Beschleunigung bis > 60 km/h möglich !

---

---

---

---

---

---

---

---

### Gefahren des Magnetfeldes




---

---

---

---

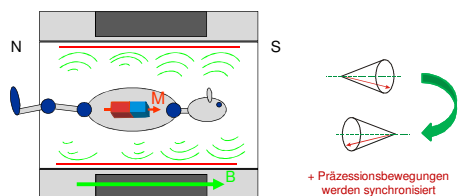
---

---

---

---

### Anregung der Spins



Anregungsfrequenz = Larmorfrequenz  
 ↑  
 Resonanz

$$\omega_L = \gamma B$$

63 MHz bei 1.5T

---

---

---

---

---

---

---

---



### Anregung der Spins

90°- Impuls

180°- Impuls

30°- Impuls

---

---

---

---

---

---

---

---

### MR-Signal

zeitl. veränderliche Magnetisierung im Gewebe

**Empfangsspulen:**  
An untersuchte Region angepasst !!

FID  
MR – Signal  
(Larmorfrequenz)

---

---

---

---

---

---

---

---

### MR-Signal

- Wert der Quermagnetisierung bestimmt Signalthöhe
  - Flip-Winkel
  - Feldstärke (Überschussspins)
  - Relaxationseffekte

---

---

---

---

---

---

---

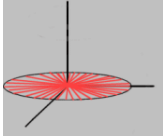
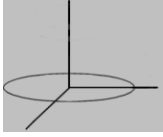
---

### Relaxation

nach der Anregung:

**↩ Rückkehr ins thermodyn. Gleichgewicht ↩**

- umgeklappte Spins kehren in Ausgangslage zurück
- Synchronität der Präzessionsbewegungen geht verloren

---

---

---

---

---

---

---

---

---

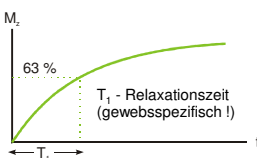
---

### Relaxation

nach der Anregung:

**↩ Rückkehr ins thermodyn. Gleichgewicht ↩**

- umgeklappte Spins kehren in Ausgangslage zurück
- Synchronität der Präzessionsbewegungen geht verloren

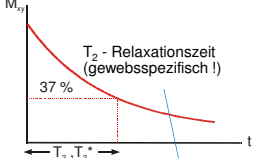


$M_z$

63 %

$T_1$  - Relaxationszeit (gewebsspezifisch !)

$t$



$M_{xy}$

$T_2$  - Relaxationszeit (gewebsspezifisch !)

37 %

$t$

+ Magnetfeldinhomogenitäten

**Relaxationszeiten signalbestimmend !!!**  
 → Kontrast im MR-Bild

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

### MR – Signal - Zusammenfassung

- Das Gewebe spürt ein Magnetfeld
- Ein kurzer Radiofrequenzimpuls wird eingestrahlt
- Im Gewebe entsteht zeitl. veränderliche Magnetisierung → In der Empfangsspule wird ein Signal induziert.
- Nach der Anregung → Relaxation → Kontrast

	CT / Röntgen	US	MR
Prinzip	Strahl- abschwächung	Reflexion (Echoimpuls- verfahren)	Signalinduktion als Gewebsantwort auf HF-Anregung

---

---

---

---

---

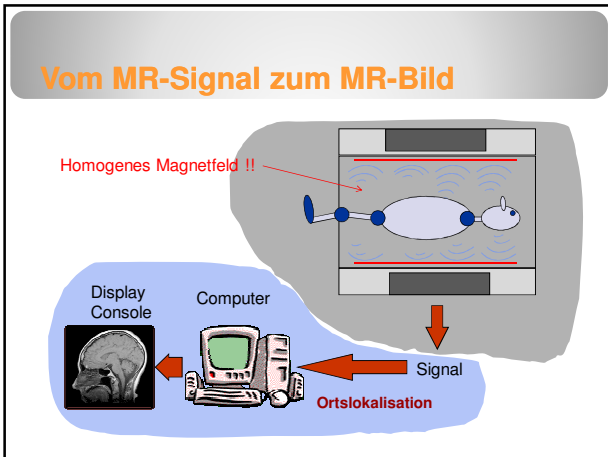
---

---

---

---

---




---

---

---

---

---

---

---

---

### Vom MR-Signal zum MR-Bild

**Ziel der Ortslokalisierung:** Signal entsprechend Entstehungsort markieren

**Methode:** Magnetfeldgradient

**Grundprinzip:** Larmorgleichung

$$\omega_L = \gamma B$$


---

---

---

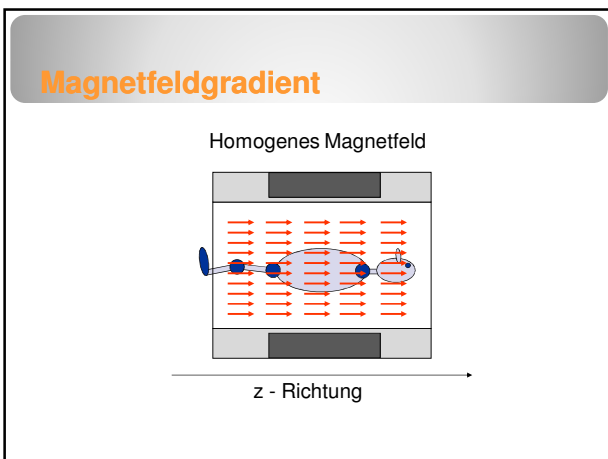
---

---

---

---

---




---

---

---

---

---

---

---

---



### Magnetfeldgradient

z - Gradient

z - Richtung

---

---

---

---

---

---

---

---

### Magnetfeldgradient

z - Gradient

z - Richtung

Steigung des Gradienten → Gradientenstärke  
Kann variiert werden !!!

---

---

---

---

---

---

---

---

### Ortskodierung

Schichtselektion

3 Gradientenspulen

- 3 orthogonale Achsen !!
- Schaltung zu unterschiedlichen Zeitpunkten

→ Lärm

---

---

---

---

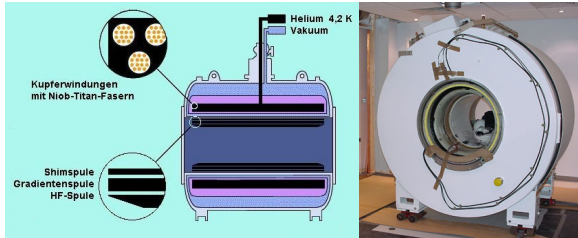
---

---

---

---

### Aufbau eines MR-Gerätes




---

---

---

---

---

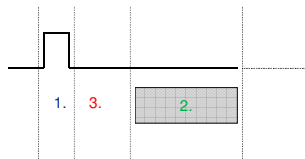
---

---

---

### Vom MR-Signal zum MR-Bild

Einfluss eines Gradienten auf MR-Signal hängt vom Einschaltzeitpunkt innerhalb der Sequenz ab



- 1. HF Anregung
- 2. Signaldetektion
- 3. Zeit zwischen Anregung and Detektion

---

---

---

---

---

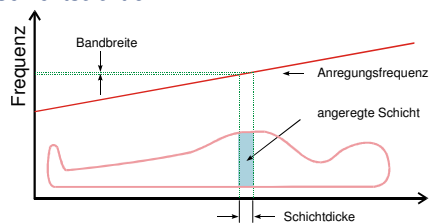
---

---

---

### Gradient während HF-Anregung

#### Schichtselektion



- Schichtposition → Anregungsfrequenz
- Schichtdicke → Bandbreite, Gradientenstärke
- Schichtorientierung → Richtung des Gradienten

---

---

---

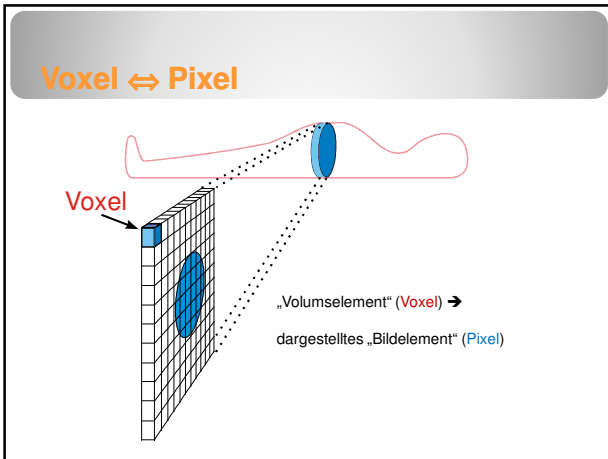
---

---

---

---

---




---

---

---

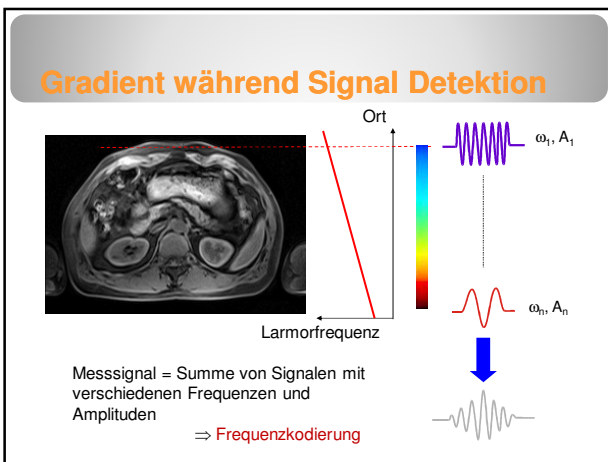
---

---

---

---

---




---

---

---

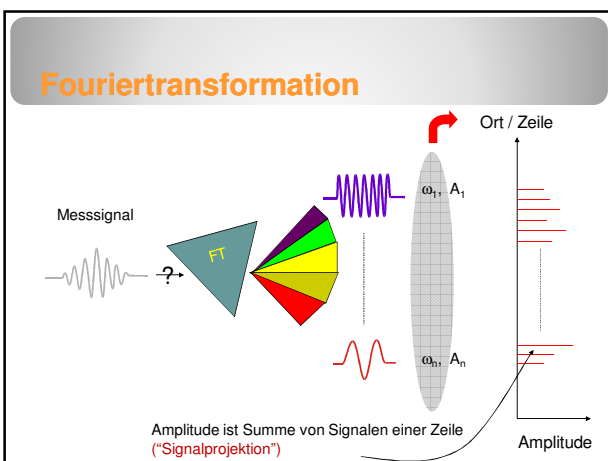
---

---

---

---

---




---

---

---

---

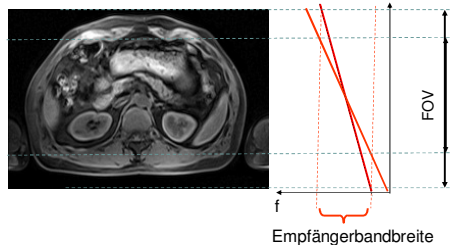
---

---

---

---

### Gradient während Signal Detektion



- **FOV** → Empfängerbandbreite, Gradientenstärke

---

---

---

---

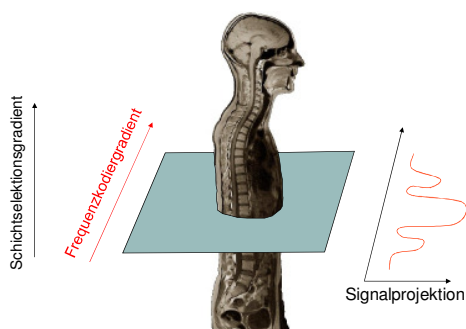
---

---

---

---

### Frequenzkodierung




---

---

---

---

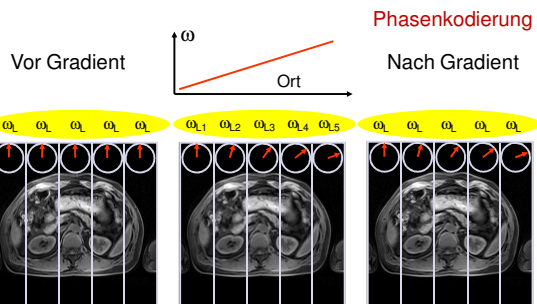
---

---

---

---

### Gradient zwischen HF-Anregung und Signaldetektion



- Phase nicht eindeutig (Vielfache von 360°!)

---

---

---

---

---

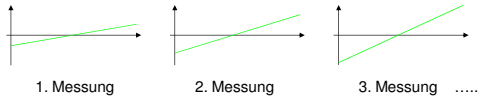
---

---

---

### Phasenkodierschritte

Viele Messungen mit unterschiedlich starkem Phasenkodiergradient  
 → Erst danach kann Bild berechnet werden (2D FFT)



→ MR-Messungen dauern lange !

---

---

---

---

---

---

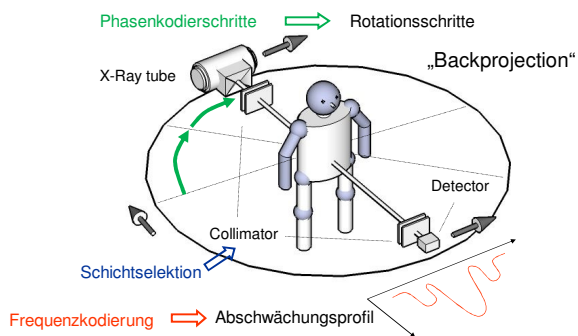
---

---

---

---

### Computertomographie




---

---

---

---

---

---

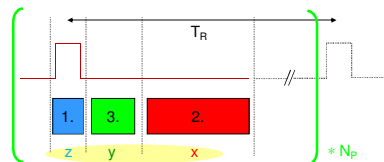
---

---

---

---

### Ortskodierung zusammengefasst



- 1 Gradient während HF Anregung  
 ⇒ Schichtselektion
  - 2 Gradient während Signaldetektion  
 ⇒ Frequenzkodierung
  - 3 Gradient zw. HF Anregung und Signaldetektion  
 ⇒ Phasenkodierung (Phasenkodierschritte)
- } eindeutig !

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

### Phasenkodierschritte - Meßzeit

- Phasenkodierschritte zeitl. getrennt durch  $T_R$
- Anzahl der Phasenkodierschritte  $\Rightarrow$  Messzeit

$$t_{Acq} = N_{Avg} * N_P * T_R$$

$N_{Avg}$  ... Mittelungen  
 $N_P$  ... Phasenkodierschritte  
 $T_R$  ... Wiederholzeit

---

---

---

---

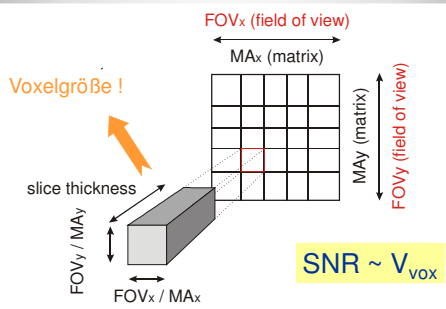
---

---

---

---

### FOV / Matrix / Pixel size




---

---

---

---

---

---

---

---

### Spin-Echo, Gradienten-Echo, Kontraste




---

---

---

---

---

---

---

---

### Kurz zur Erinnerung - Relaxation

nach der Anregung:

↩ **Rückkehr ins thermodyn. Gleichgewicht** ↩

- umgeklappte Spins kehren in Ausgangslage zurück
- Synchronität der Präzessionsbewegungen geht verloren

$M_z$

63 %

$T_1$  - Relaxationszeit (gewebsspezifisch !)

t

$M_{xy}$

37 %

$T_2$  - Relaxationszeit (gewebsspezifisch !)

t

+ Magnetfeldinhomogenitäten

---

---

---

---

---

---

---

---

### Einfluss von $T_1$ auf das Signal

$90^\circ$

$T_R$

$90^\circ$

$M_z$

kurzes  $T_1$

mittleres  $T_1$

langes  $T_1$

$T_R$

- **$T_1$  - Zeit:** bestimmt, wie viel Längsmagnetisierung für die nächste Anregung zur Verfügung steht
- Langes  $T_R$  minimiert  $T_1$  Einfluss !

---

---

---

---

---

---

---

---

### Einfluß von $T_2$ auf das Signal

- Relaxation der Quermagnetisierung
  - Gewebespezifische Effekte  $\rightarrow T_2$   
„zufällige Stöße“
  - Magnetfeldinhomogenitäten  $\rightarrow T_2^*$   
zeitlich und räumlich konstant

$\Rightarrow$  **Spin - Echo**

- $T_2^*$  - Effekt wird rückgängig gemacht
- $T_2$  - Effekt bleibt übrig

---

---

---

---

---

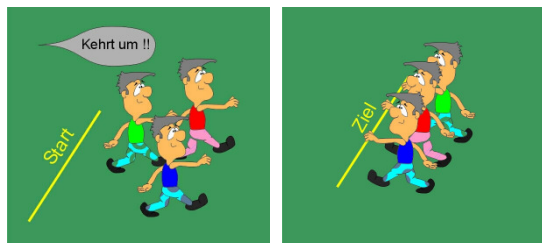
---

---

---

### Spin-Echo

„Läufermodell“



Unterschiedliche Geschwindigkeiten → inhomogenes Magnetfeld !

---

---

---

---

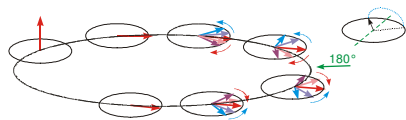
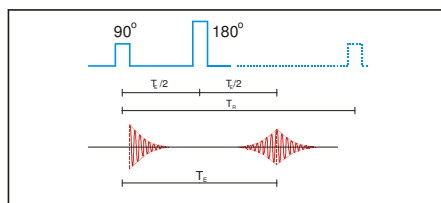
---

---

---

---

### Spin-Echo




---

---

---

---

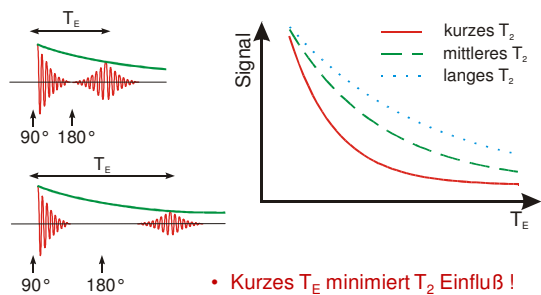
---

---

---

---

### Einfluß der Echozeit




---

---

---

---

---

---

---

---



### T<sub>1</sub> - und T<sub>2</sub> - Relaxation

- SE-Signal ist Funktion von T<sub>R</sub> und T<sub>E</sub> !
- Langes T<sub>R</sub> minimiert T<sub>1</sub>-Einfluss
- Kurzes T<sub>E</sub> minimiert T<sub>2</sub> Einfluss

---

---

---

---

---

---

---

---

### Spin-Echo Gewichtungen

- T<sub>1</sub> - Gewichtung
  - kurzes T<sub>R</sub>
  - kurzes T<sub>E</sub> ← Minimiert Einfluss von T<sub>2</sub>
- T<sub>2</sub> - Gewichtung
  - langes T<sub>R</sub> ← Minimiert Einfluss von T<sub>1</sub>
  - langes T<sub>E</sub>
- Protonendichtegewichtung (PD)
  - langes T<sub>R</sub> ← Minimiert Einfluss von T<sub>2</sub>
  - kurzes T<sub>E</sub> ← Minimiert Einfluss von T<sub>1</sub>

---

---

---

---

---

---

---

---

### Spin-Echo Gewichtungen

Flüssigkeiten dunkel Fett hell

T<sub>1</sub> - Gewichtung

kurzes T<sub>R</sub> ~ 500ms  
kurzes T<sub>E</sub> ~ 10ms

P<sub>D</sub> - Gewichtung

langes T<sub>R</sub> > 2000ms  
kurzes T<sub>E</sub> ~ 10ms

Flüssigkeiten hell Fett dunkler

T<sub>2</sub> - Gewichtung

langes T<sub>R</sub> > 2000ms  
langes T<sub>E</sub> > 40ms

---

---

---

---

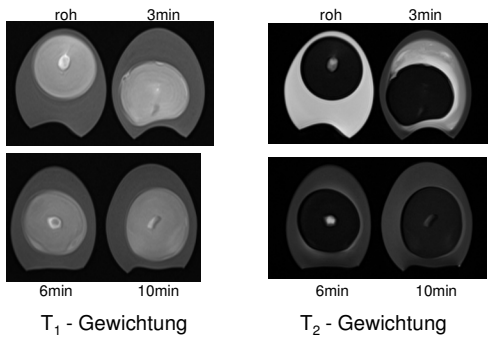
---

---

---

---

### Spin-Echo Gewichtungen



---

---

---

---

---

---

---

---