

Magnetresonanztomographie

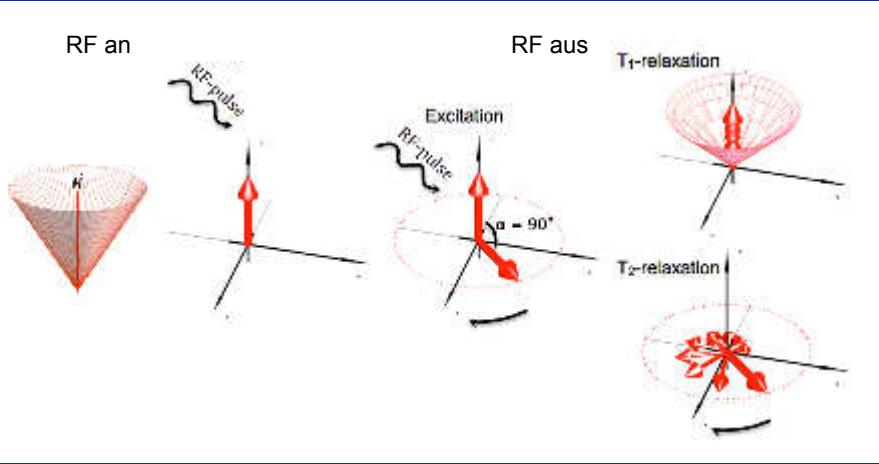
## GLIEDERUNG

1. Physikalische Grundlagen MRT
2. Bilderzeugung
- 3. Erzeugung der grundlegenden Bildkontraste**

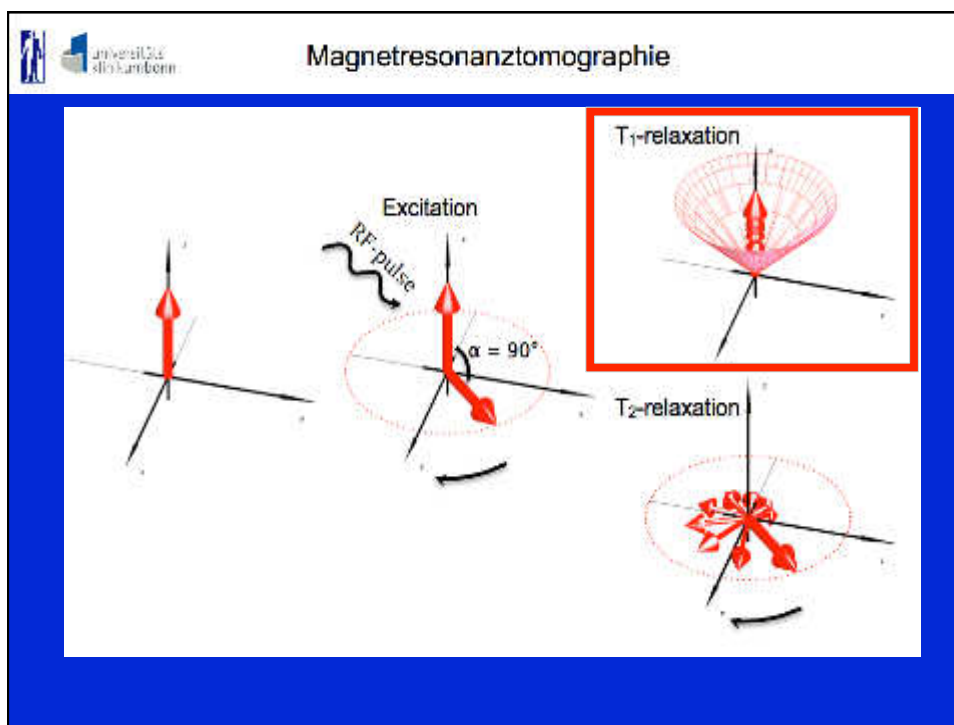
1


Magnetresonanztomographie

## Erzeugung von Gewebekontrasten



The diagram illustrates the process of generating tissue contrast in MRI. It shows the magnetization vector  $M_0$  along the z-axis. An RF pulse (Excitation) rotates the vector to the xy-plane ( $\alpha = 90^\circ$ ). This is followed by  $T_1$ -relaxation (longitudinal recovery) and  $T_2$ -relaxation (transverse decay).



universität  
slovenien

### Magnetresonanztomographie

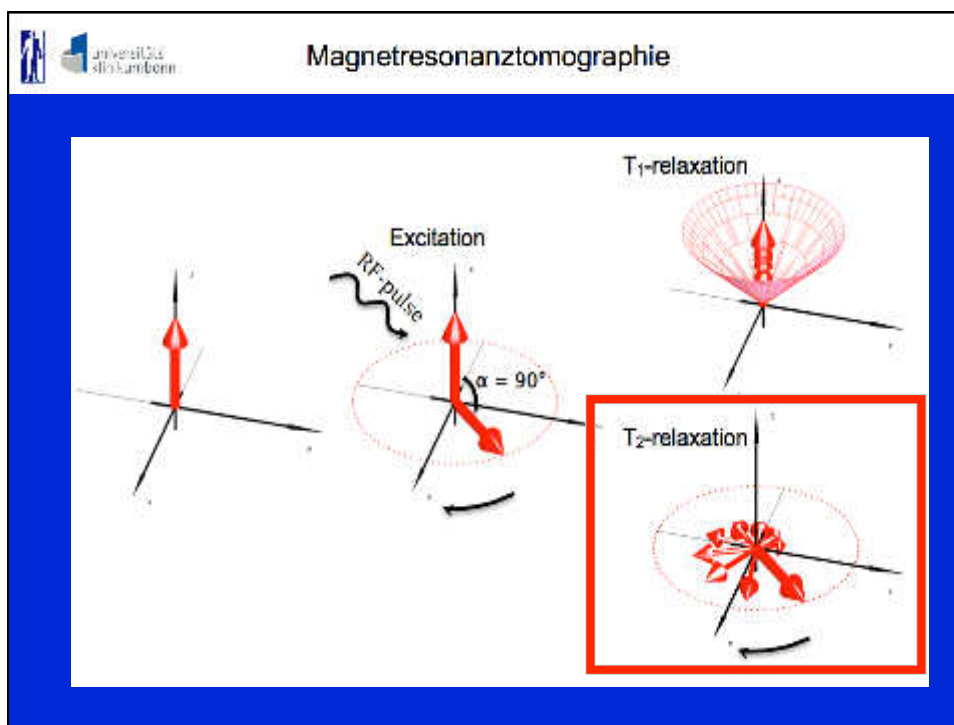
**T1-Relaxation:**

- Rückkehr in energieärmeren Grundzustand über „Zerfallsgesetz“

$$M_z(t) = M_{z,0} * \left( 1 - \exp\left(\frac{-t}{T_1}\right) \right)$$

mit Zeitkonstante  $T_1$  = Spin-Gitter-Relaxationszeit = Longitudinal-Relaxationszeit


Abgabe der Energie vorwiegend an benachbarte Atome / Moleküle → unterschiedliche Gewebe → unterschiedliche T1-Zeiten



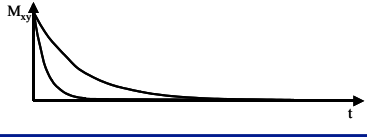
universität  
 stuttgart

### Magnetresonanztomographie

- Magnetfeldhomogenität:
  - Magnet-Qualität
  - Beeinflussung durch Material (Gewebe) im Magneten (Unterschiede in Suszeptibilität  $\chi$ )
$$B = \mu_0 * (1 + \chi) * H$$
  - Fluktuationen
    - thermische Bewegung benachbarter Kerne
    - Austausch zwischen Protonen
- Larmor-Frequenz  $\omega \sim B$ 
  - ⇒ lokale Unterschiede
  - ⇒ Phasenkohärenz geht verloren


Magnetresonanztomographie


- Verlust Phasenkohärenz = Verlust Nettomagnetisierung in xy-Ebene

$$M_{xy}(t) = M_{xy,0} * \exp\left(\frac{-t}{T_2}\right)$$


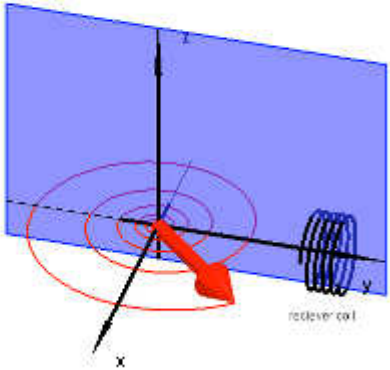
Verlust der Phasenkohärenz gem. exponentiellem Zerfallsgesetze mit Zeitkonstante  $T_2$  = Spin-Spin-Relaxationszeit

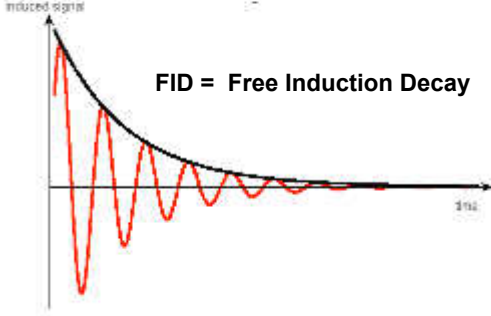
Ursache: Fluktuationen des lokalen Feldes

- thermische Bewegung benachbarter Kerne
- **Austausch zwischen Protonen**



Magnetresonanztomographie

### Wie misst man das MRT-Signal?





**FID = Free Induction Decay**


Magnetresonanztomographie

## Free Induction Decay:

- Messeffekt:
  - schnell veränderliche Magnetisierung


$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma * \vec{M} \times \vec{B}_0 + \frac{1}{T_1} * (M_0 - M_z) * \hat{z} - \frac{1}{T_2} * \vec{M}_{xy}$$

*Rotation in xy-Ebene!*

- Induktion einer Spannung in Stromschleife, wenn diese nicht exakt in xy-Ebene liegt


$$\oint \vec{E} * d\vec{l} = - \frac{d}{dt} \left( \int \vec{B} * d\vec{S} \right)$$

- Induktion einer Wechselfspannung mit Larmor-Frequenz  $\omega$

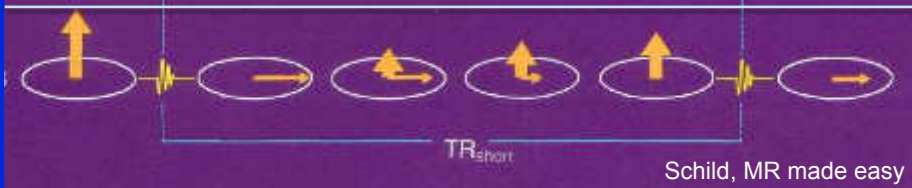

Magnetresonanztomographie

## Wie läßt sich nun der Bildkontrast steuern:


1. Durch die Zeit, die zwischen Anregungspuls und „Auslesen“ vergeht = Echo-Zeit
2. Durch den Abstand zwischen konsekutiven Anregungspulsen = Repetition-Zeit (TR)


**Magnetresonanztomographie**

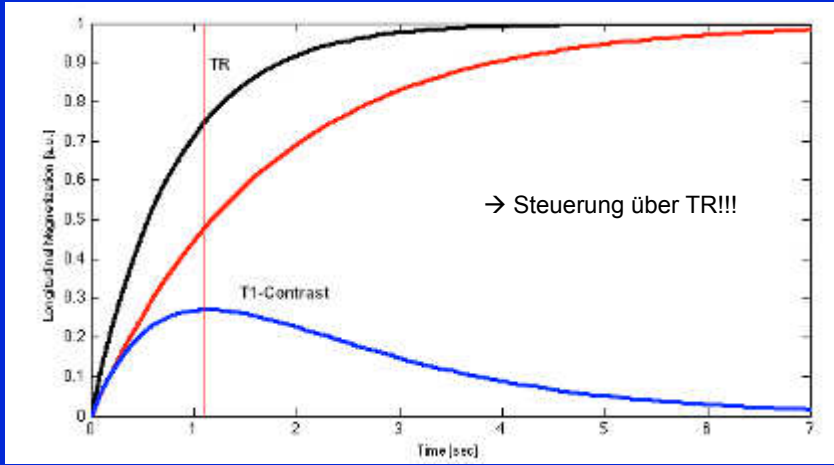
Was passiert, wenn man zwischen 2 HF-Pulsen kurz hintereinander (Abstand TR) appliziert?



→ Magnetisierung noch nicht voll relaxiert  
 → Amplitude beim nächsten HF-Puls kleiner  
 → die Größe hängt von T1 und TR ab


**Magnetresonanztomographie**

Erzeugung eines T1-Kontrast zwischen 2 Geweben:



→ Steuerung über TR!!!


Magnetresonanztomographie


## Wie lässt sich ein T2-Kontrastbild erzeugen?

Problem:

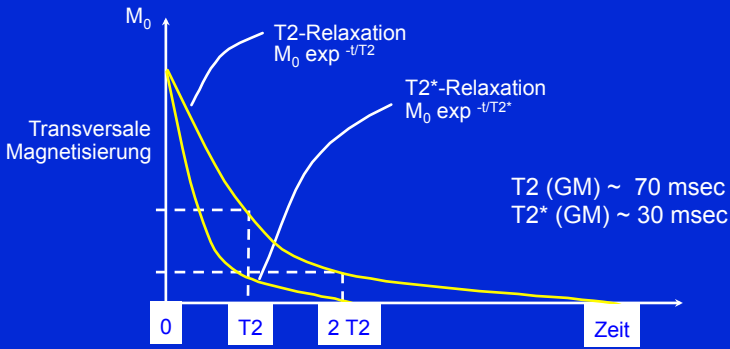
In der XY Ebene verschwindet das Signal sehr schnell

Spin-Spin WW →





Magnetresonanztomographie

## Feldinhomogenitäten führen zu einer (sehr) schnellen transversalen Relaxation!




$T_2 \text{ (GM)} \sim 70 \text{ msec}$   
 $T_2^* \text{ (GM)} \sim 30 \text{ msec}$

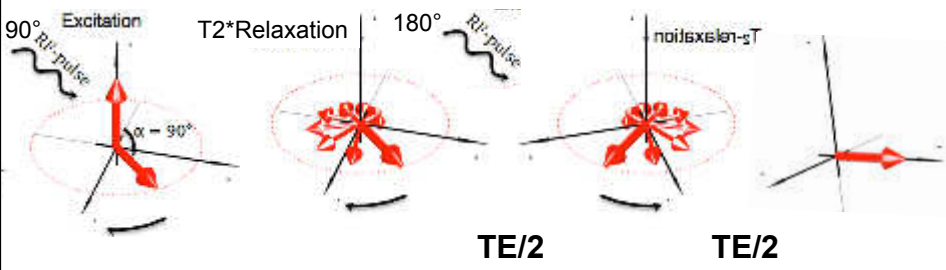

**Magnetresonanztomographie**

**Trick:**

ein zusätzlicher HF-Puls, der die transversale Dephasierung (teilweise) aufhebt, der  $180^\circ$  Puls!

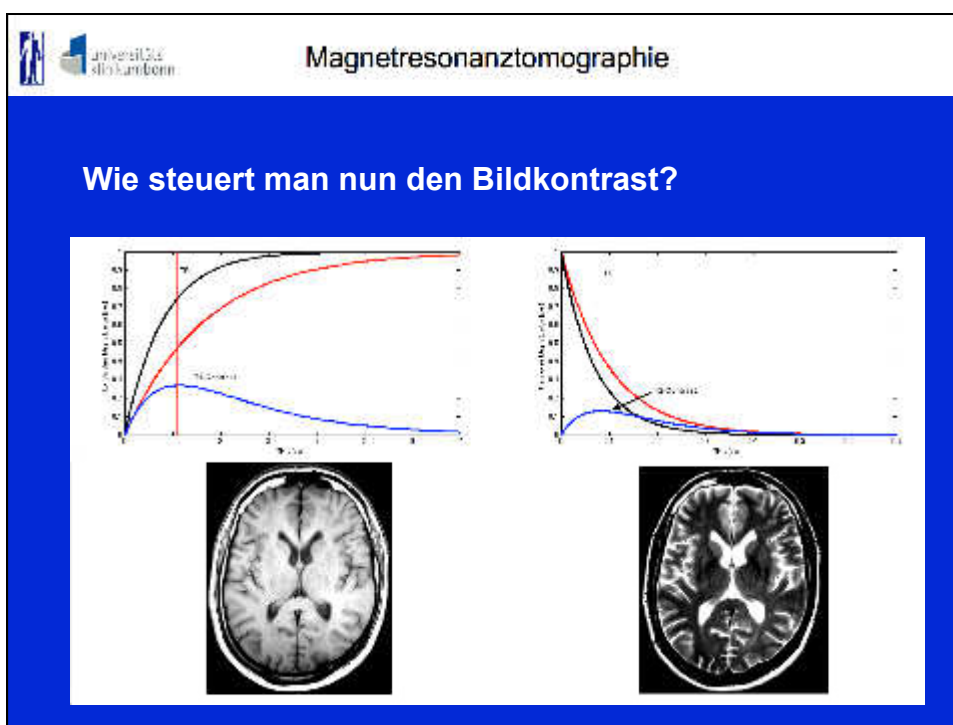
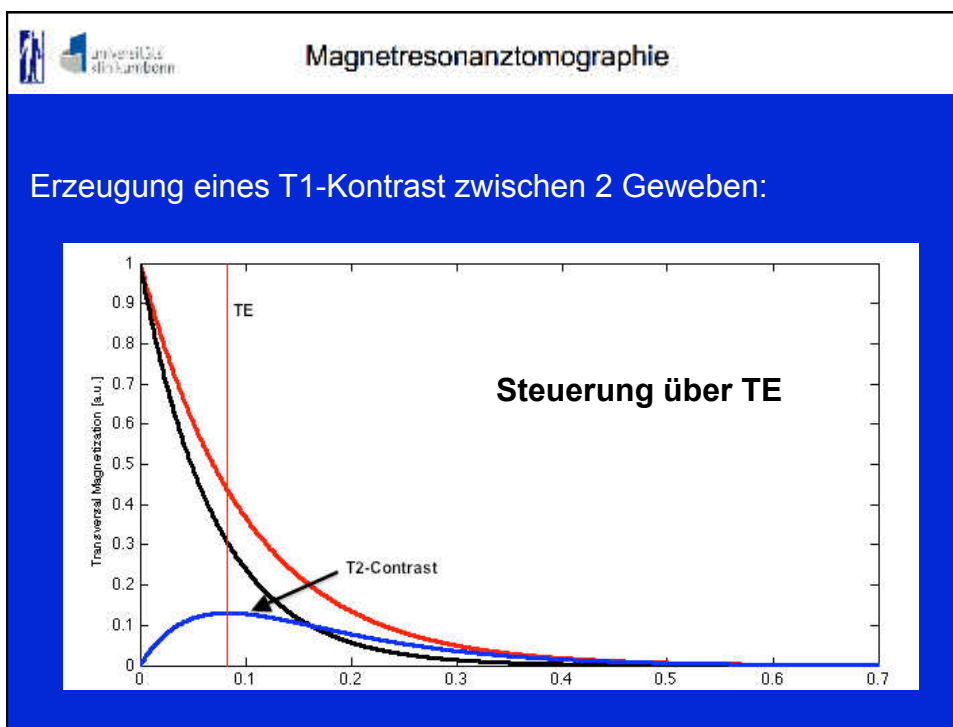

**Magnetresonanztomographie**

Erzeugung eines Spin-Echos:



$90^\circ$  Excitation RF-pulse  $\alpha = 90^\circ$   $T_2^*$ Relaxation  $180^\circ$  RF-pulse  $TE/2$   $TE/2$







Magnetresonanztomographie

**Wie steuert man nun den Bildkontrast?**

<b>TR</b>	lang	Protonendichte	T2-Wichtung
	kurz	T1-Wichtung	UNSINNIG
		kurz	lang
		<b>TE</b>	

„lang“ und „kurz“ sind relativ zur jeweiligen Relaxationszeit zu sehen


Magnetresonanztomographie

Im T2-gewichteten MRT-Bild sind Strukturen, die eine lange T2-Relaxationszeit haben (Wasser) von einer hohen Signalintensität (weiß) während Fettgewebe (weiße Hirnsubstanz) eine niedrige Intensität hat und dunkelgrau erscheint.

- Längs- und Querrelaxation laufen gleichzeitig und unabhängig voneinander ab
- Die Längsrelaxation dauert im allgem. wesentlich länger als die Querrelaxation
- Je flüssiger desto länger sind T1 und T2 („Longdrink“)
- Je fester und fetter desto kürzer sind T1 und T2 („Fast Food“)

 Magnetresonanztomographie



21