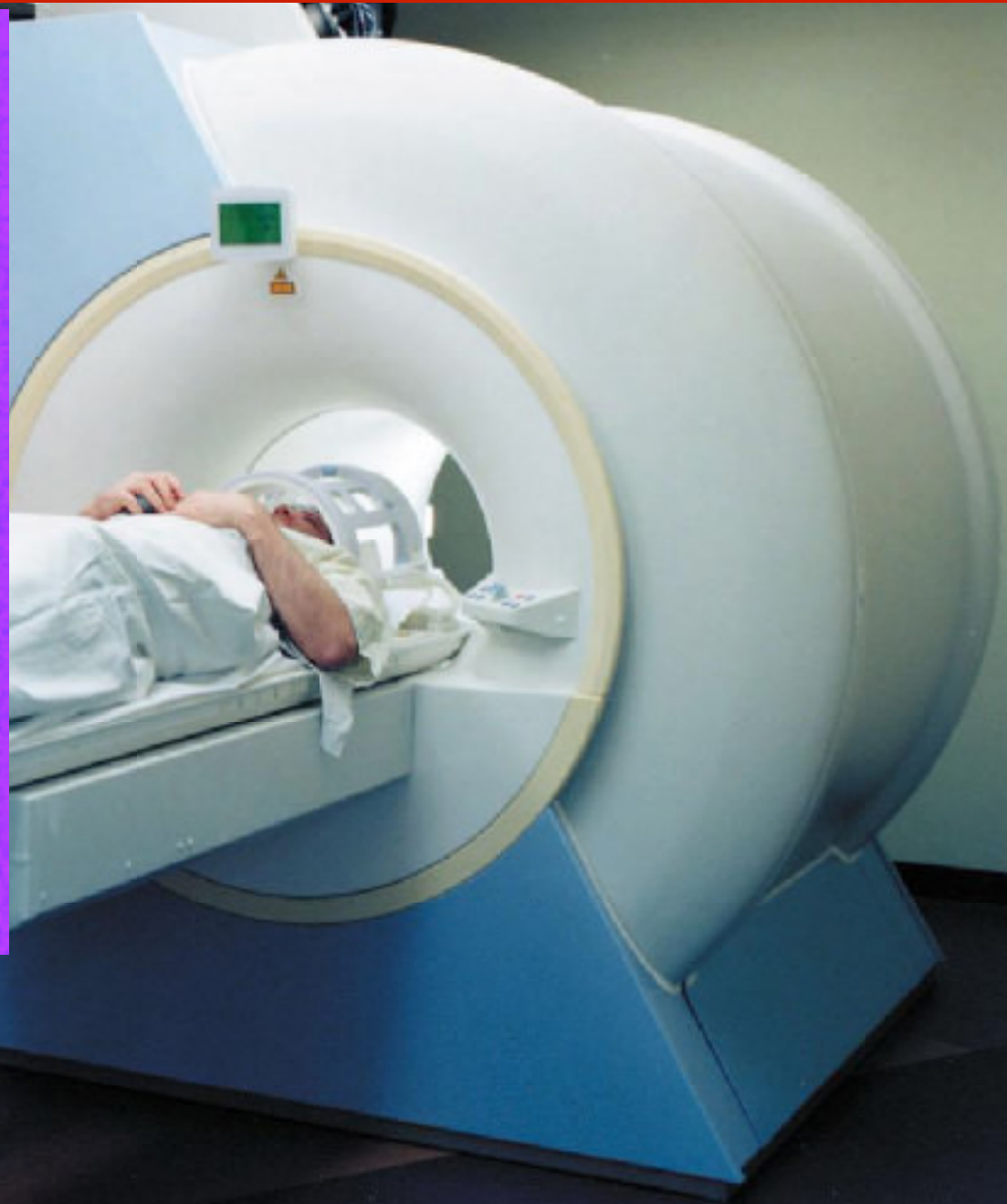
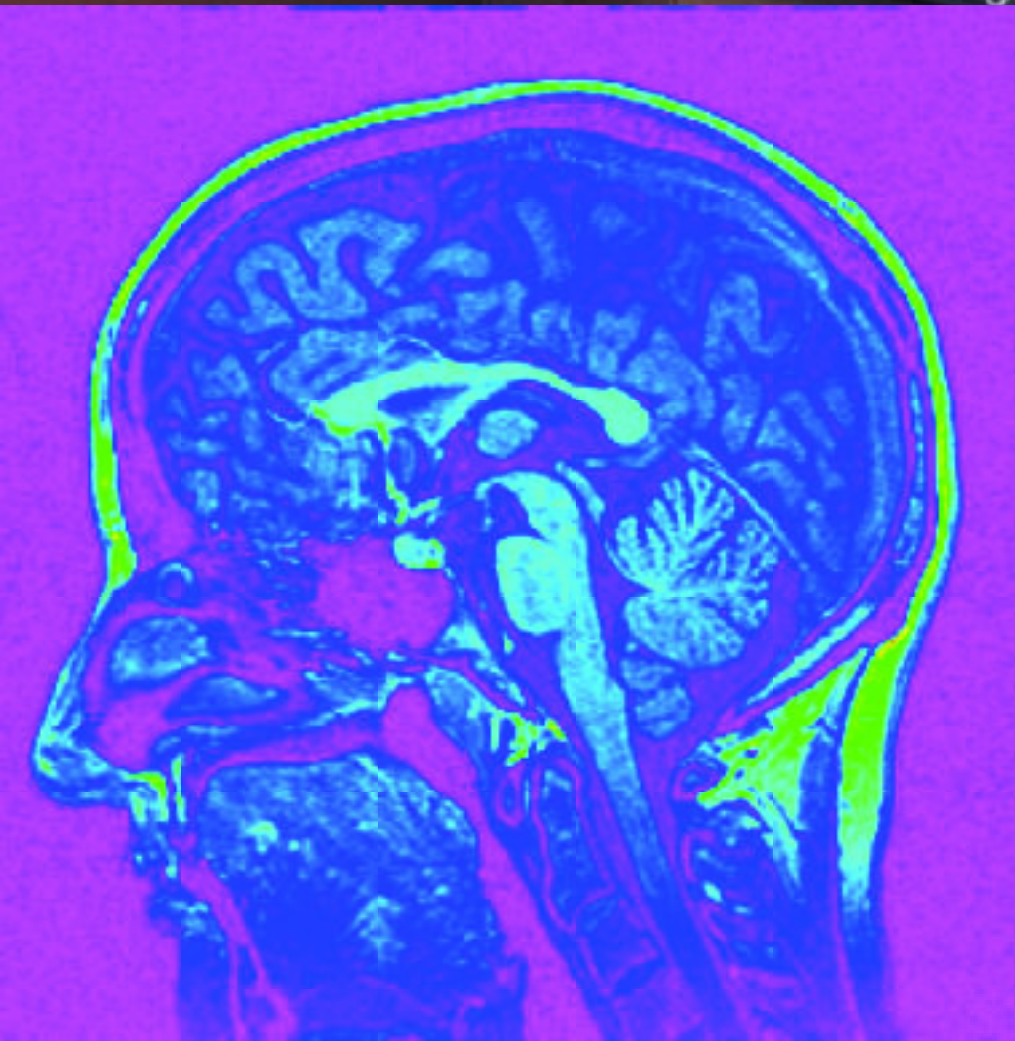


# 9) Kernspintomographie (MRI)

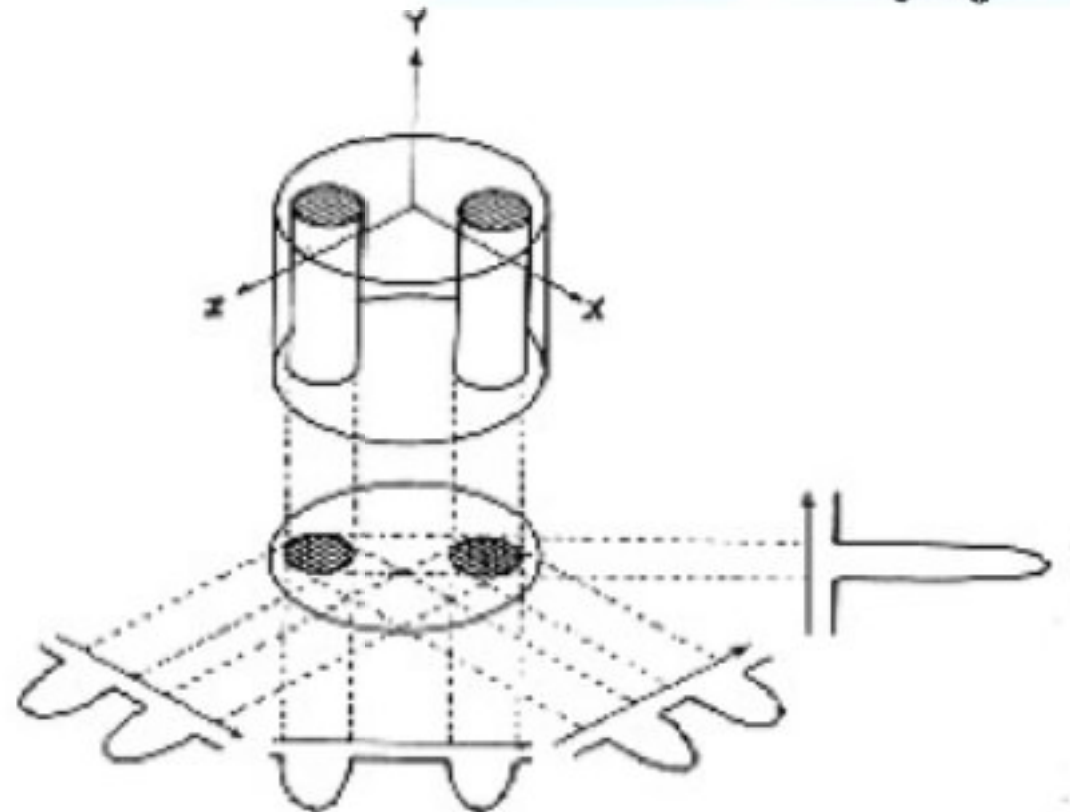
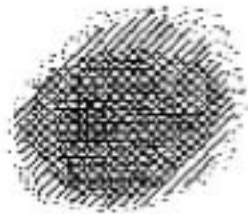
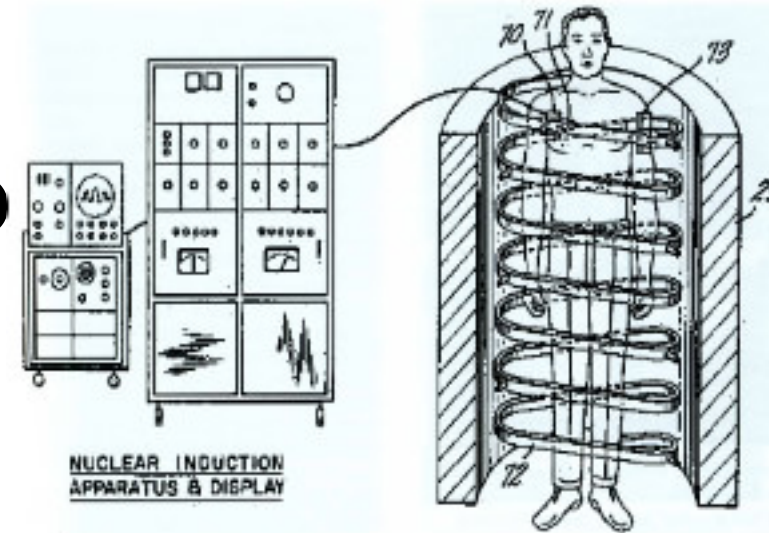


# Historisches

**1972: Raymond Damadian, US patent 3789832**

**1973: Erstes MRI Bild (2 Zylinder  $H_2O$  in  $D_2O$ )**

Lauterbur, Nature 1973



# Nobelpreis

---

## 2003: Nobelpreis für Physiologie und Medizin

**Paul Christian Lauterbur**

**(\* 6. Mai 1929 in Sydney, Ohio):**

**US-amerikanischer Chemiker und Radiologe**

**Sir Peter Mansfield**

**(\* 9. Oktober 1933 in London):**

**Britischer Physiker, emeritierter Professor für Physik an der University of Nottingham**



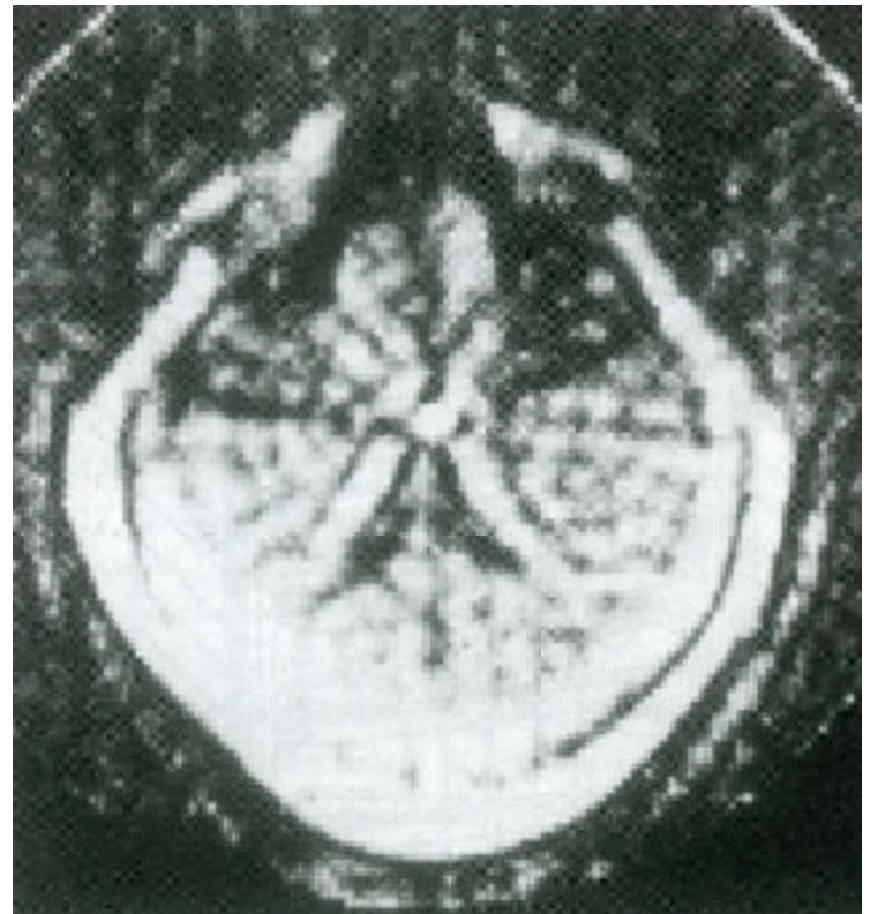
# Historische Bilder

---

## 1. MRI Bild 1973

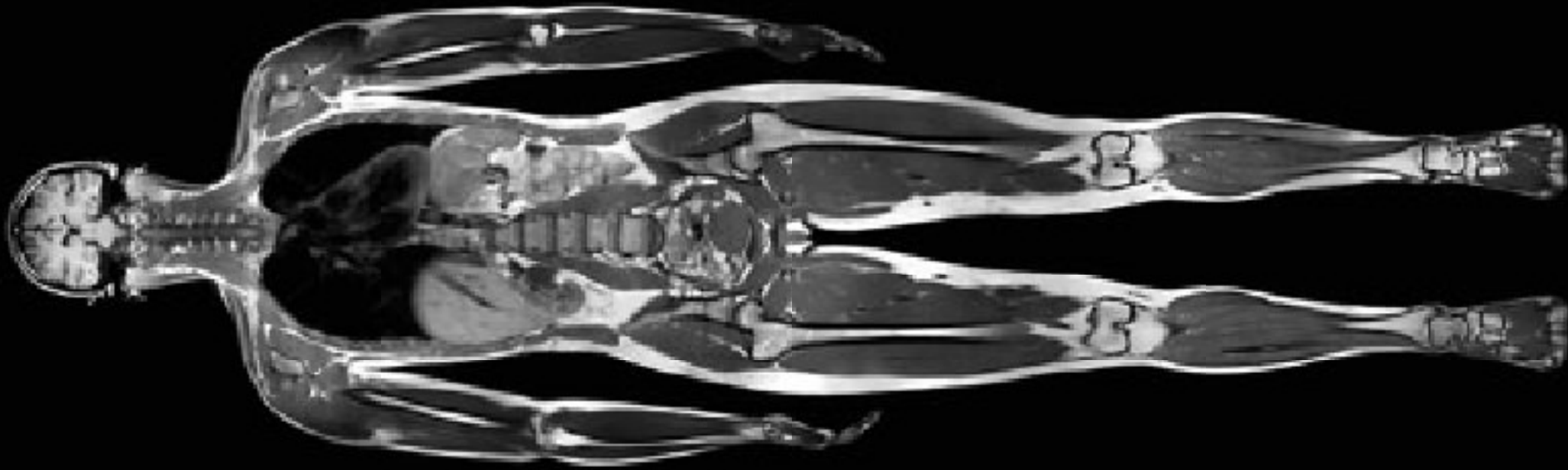


## 1. Bild eines menschlichen Kopfes 1978 (Clow, Young)



# Heutige Bilder

---

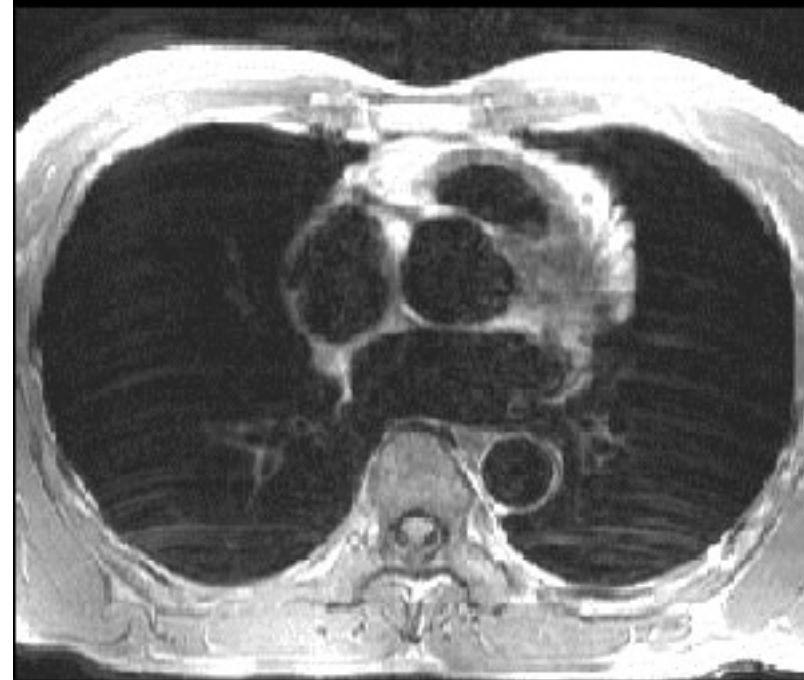


# Details

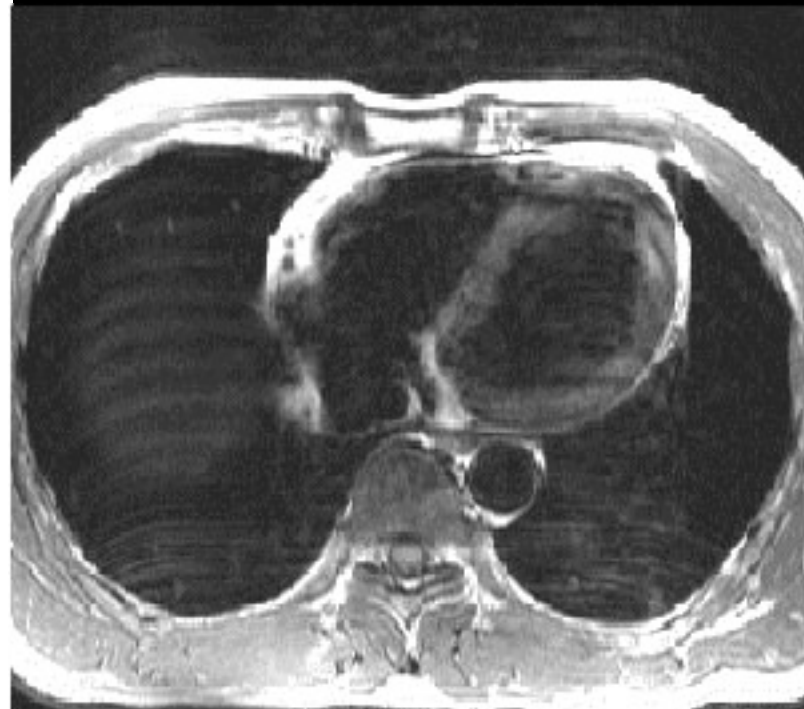


# Beispiele

Brustkorb



Herzkammer leer

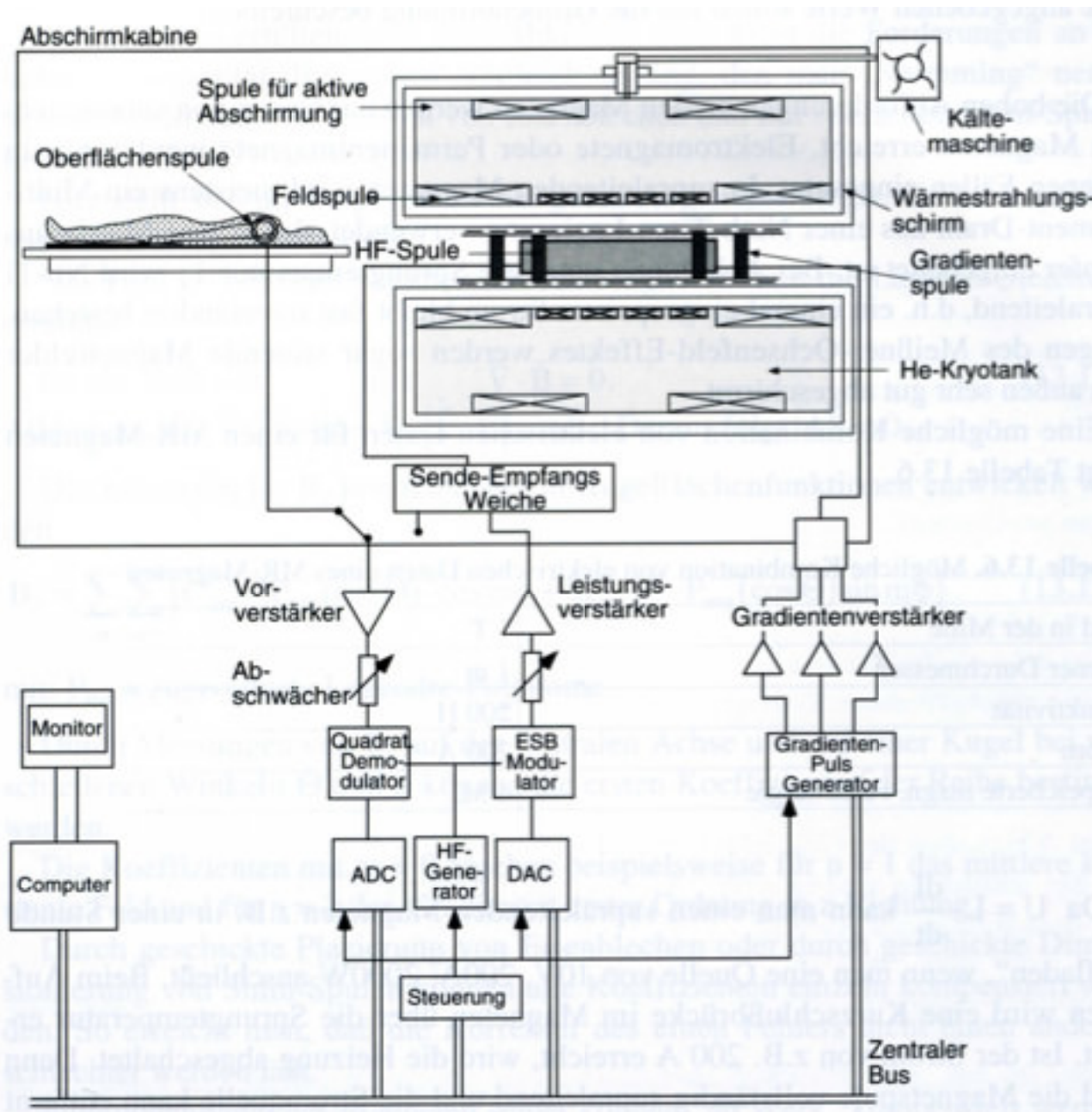


Herzkammer gefüllt

Gehirn



# MR Tomograph





# Magnet

---



## **Feldstärken:**

**1,5 T ...**

**3 T ...**

**4 T Jülich, NIH, Minnesota, ...**

**5 T Columbia U.**

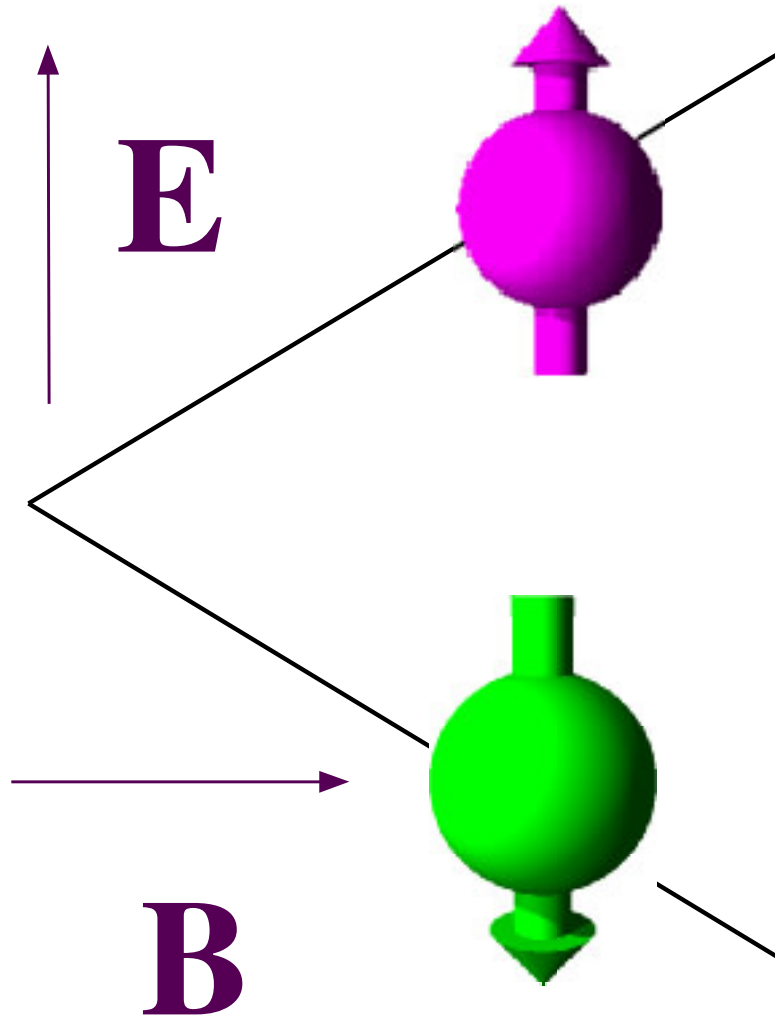
**7 T MGH, Minnesota, Magdeburg**

**8 T Ohio State U.**

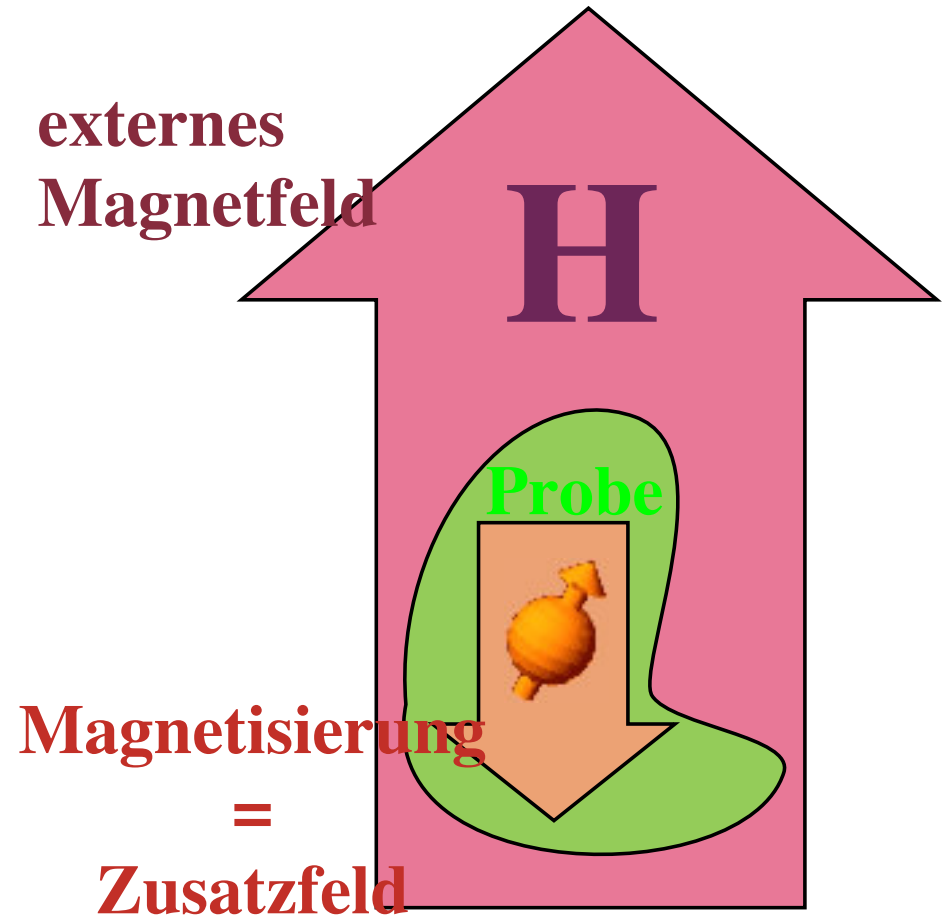
**9,4 T Minnesota, Chicago**

# Spin-Wechselwirkungen

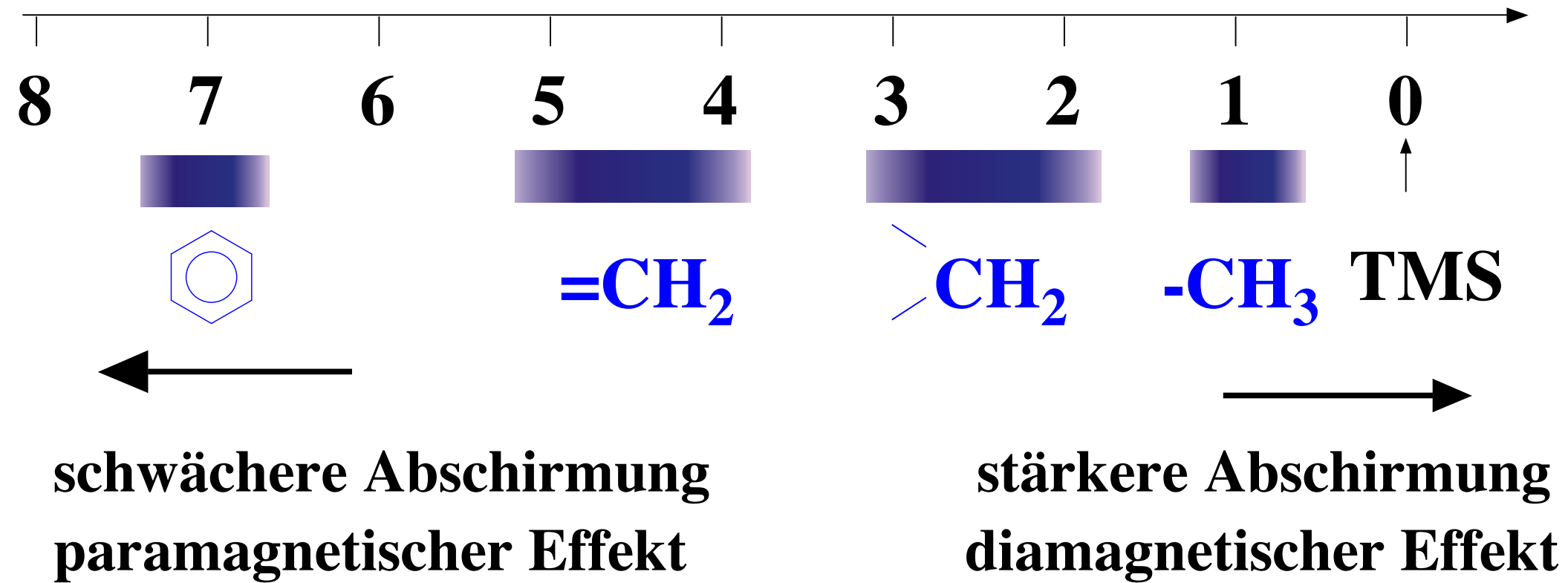
**Zeeman Effekt**



**Chemische Verschiebung**

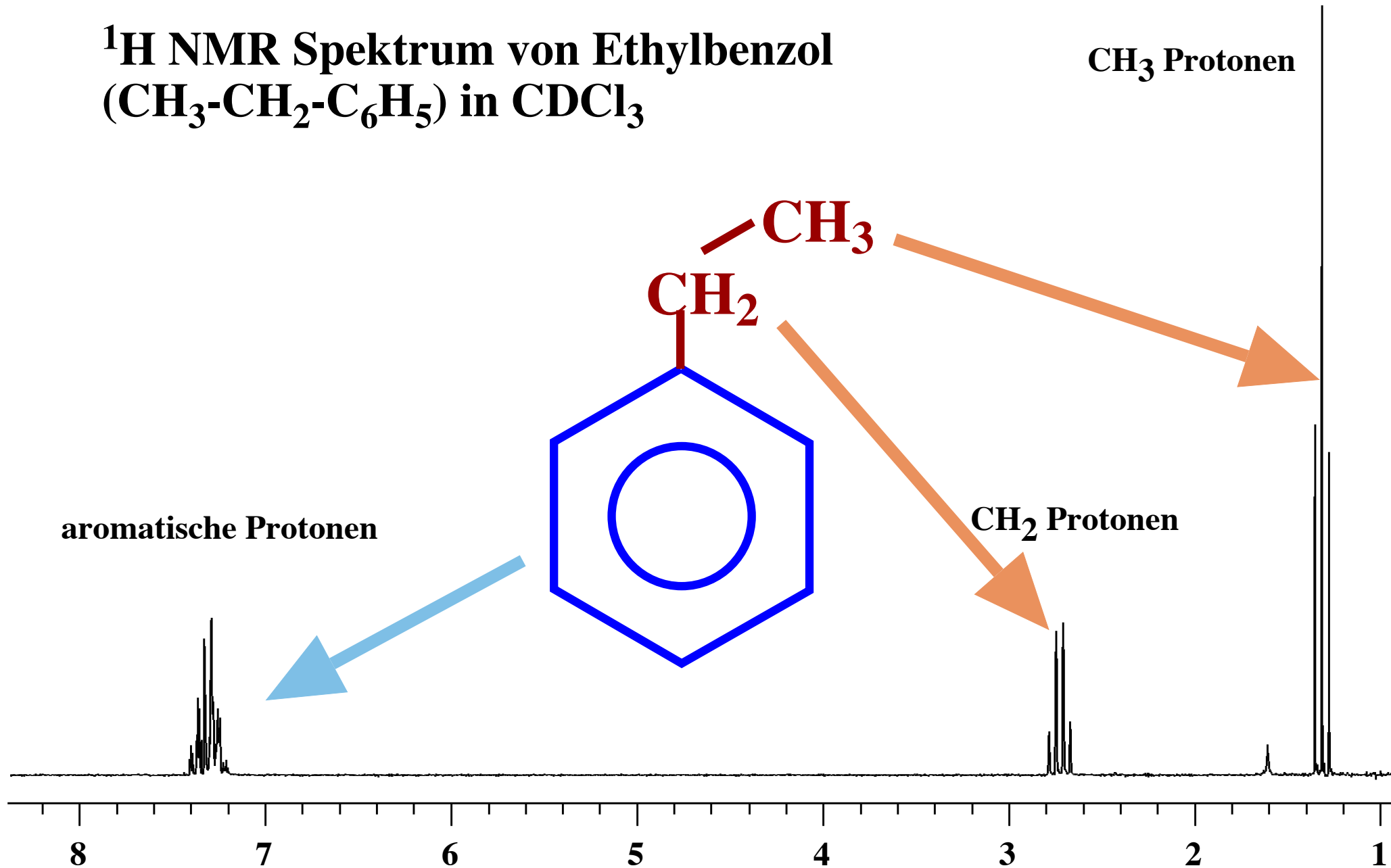


## $^1\text{H}$ Chemische Verschiebungen : Übersicht

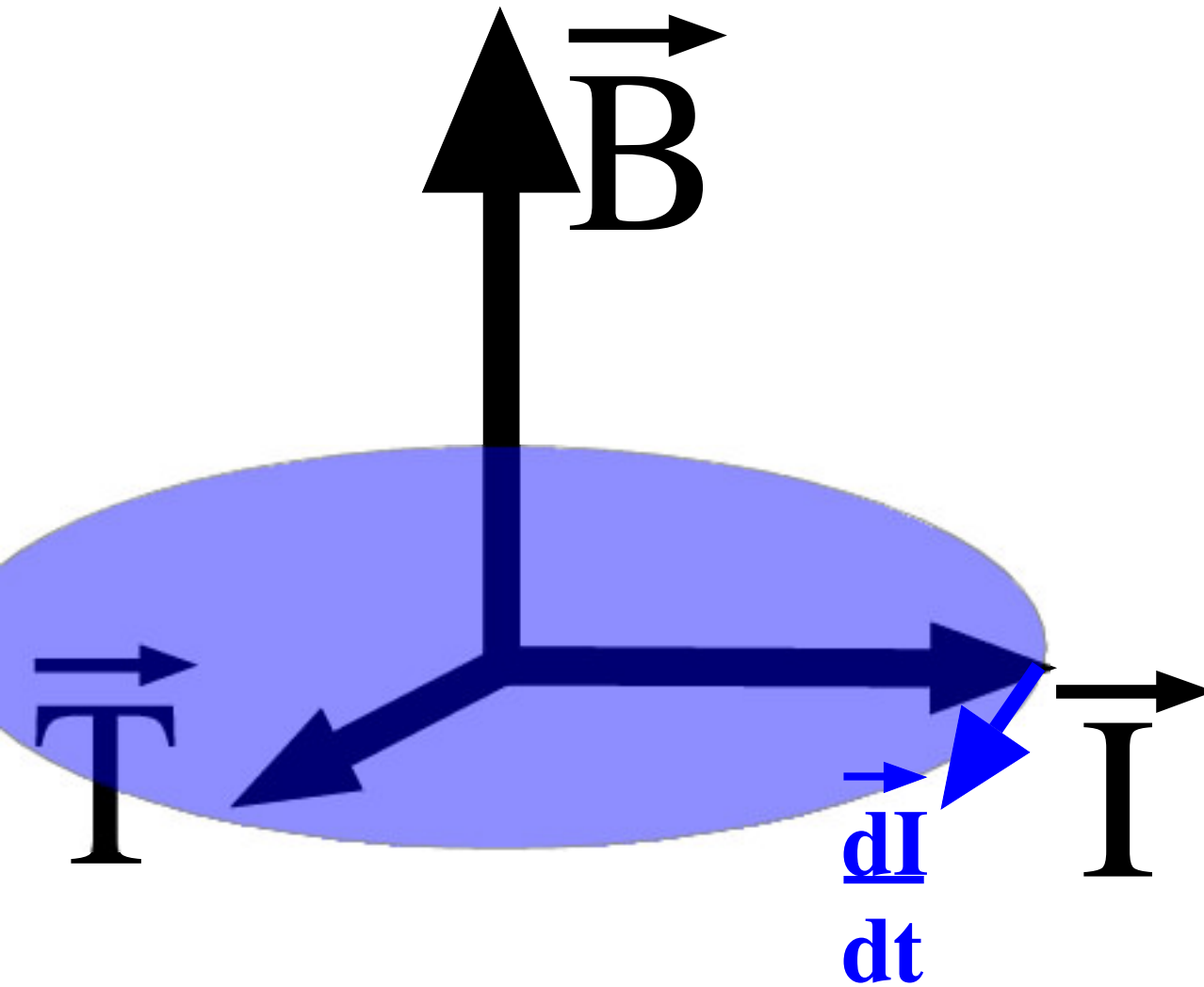


# Beispiel

$^1\text{H}$  NMR Spektrum von Ethylbenzol  
( $\text{CH}_3\text{-CH}_2\text{-C}_6\text{H}_5$ ) in  $\text{CDCl}_3$



# Drehimpuls und Drehmoment



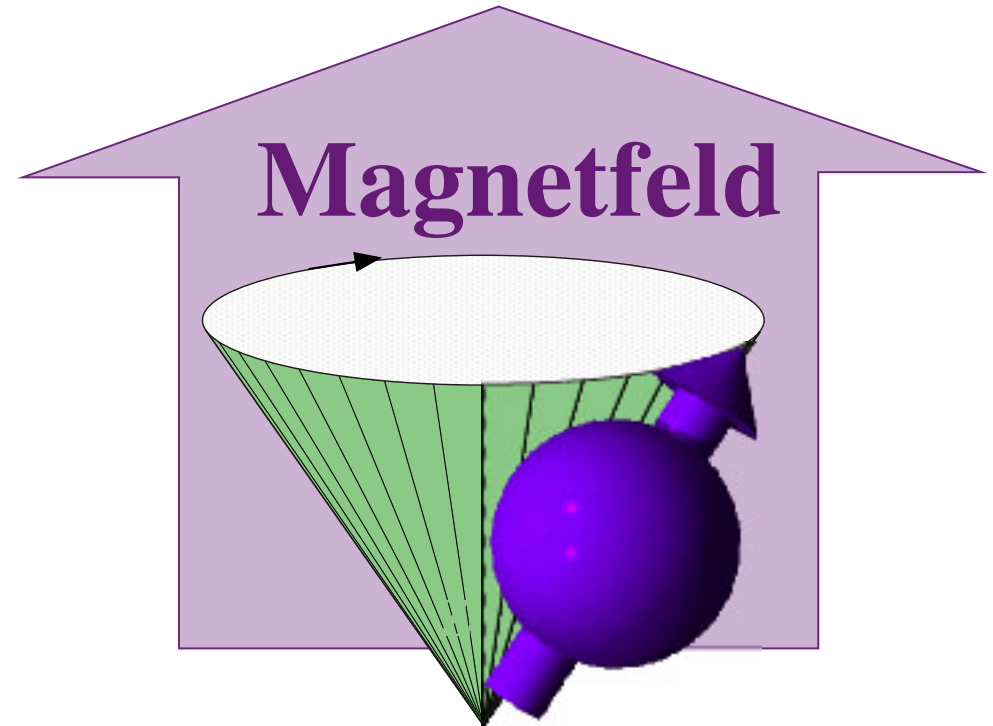
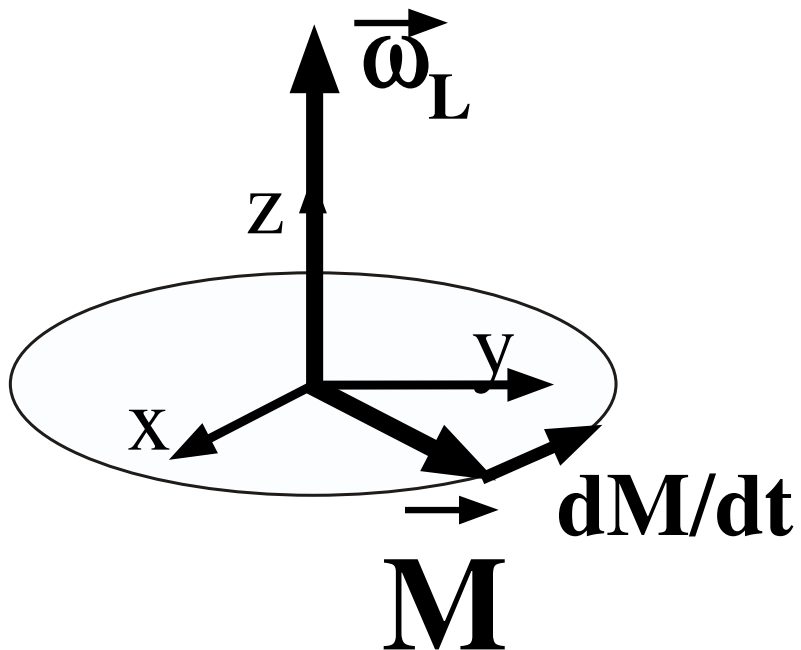
$$\begin{aligned}\vec{\tau} &= \vec{\mu} \times \vec{B} \\ &= -\gamma \vec{B} \times \vec{I}\end{aligned}$$

# Larmorpräzession

$$\frac{dM_x}{dt} = -\omega_L M_y$$

$$\frac{dM_y}{dt} = \omega_L M_x$$

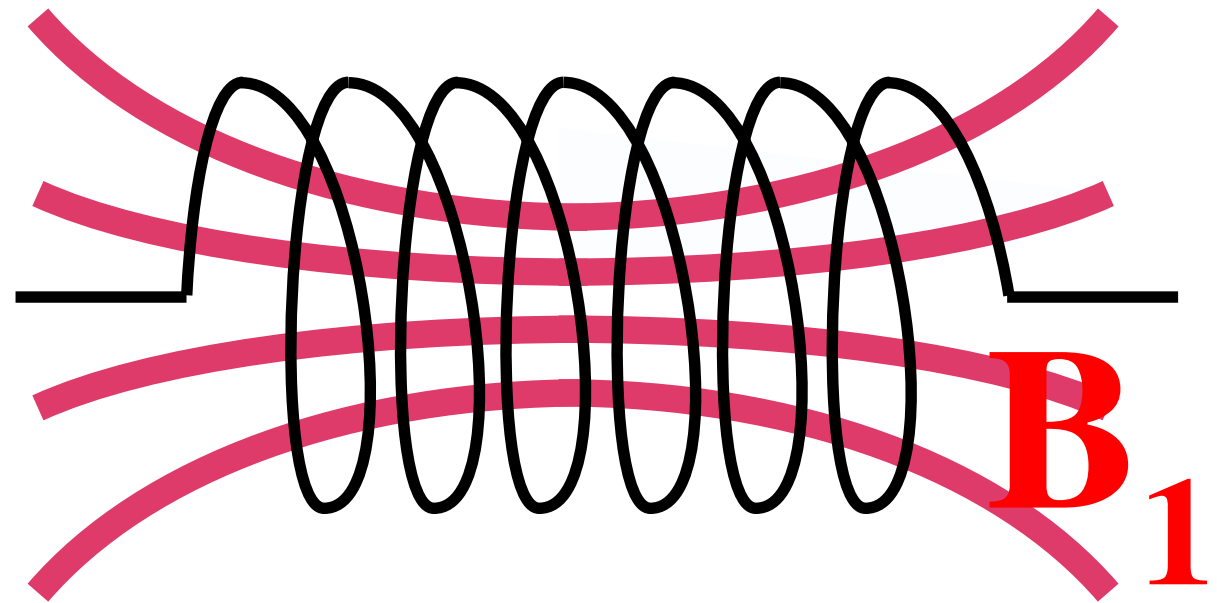
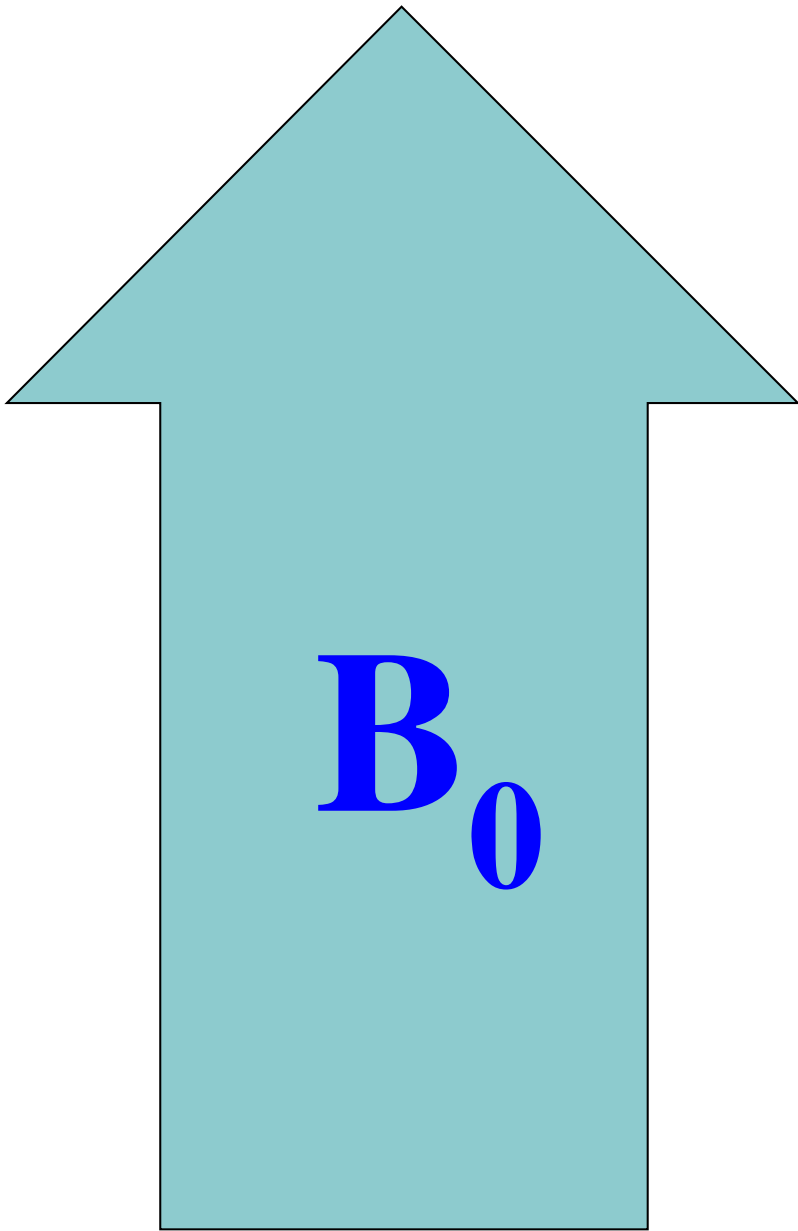
$$\frac{dM_z}{dt} = 0$$



Spin präzediert um das Magnetfeld:  
Magnetisches Moment gekoppelt an Drehimpuls

# Anregung

magnetisches Radiofrequenzfeld  $B_1$   
 $\perp$  statisches Magnetfeld  $B_0$

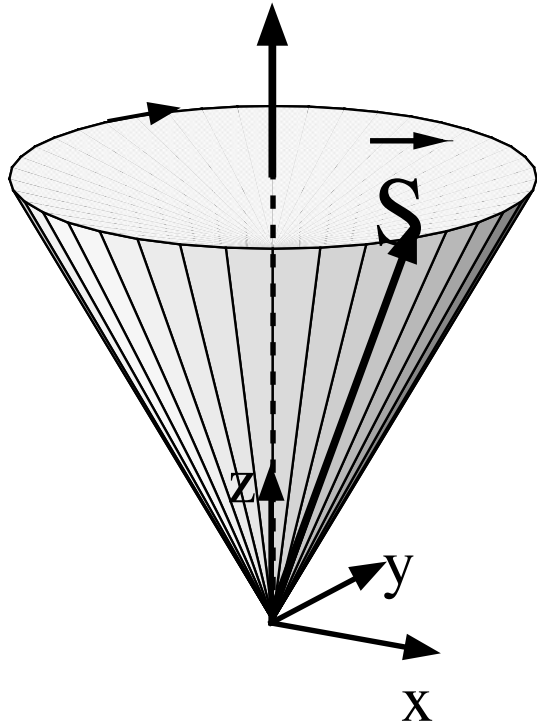


$$\mathbf{B}_{\text{rf}} = 2 \mathbf{B}_1 \cos(\omega_{\text{rf}} t) \begin{pmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix}$$

# Präzession: Spezialfälle

a)  $\Delta\omega \neq 0$

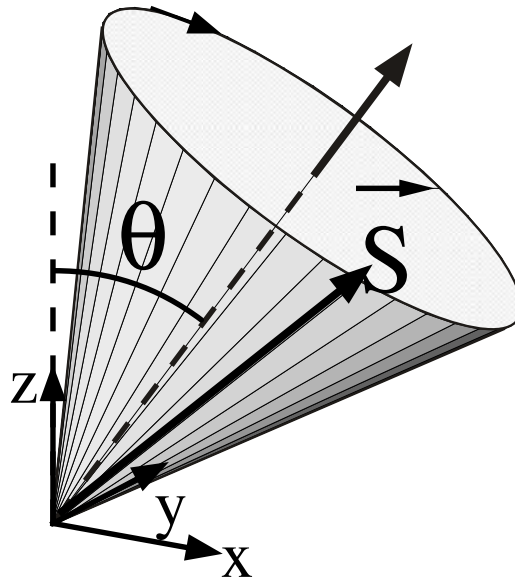
$\omega_1 = 0$



**freie Präzession**

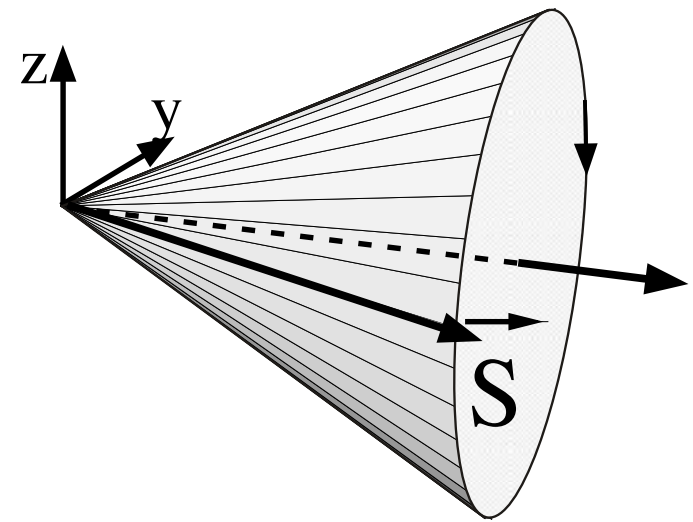
b)  $\Delta\omega \neq 0$

$\omega_1 \neq 0$



c)  $\Delta\omega = 0$

$\omega_1 \neq 0$

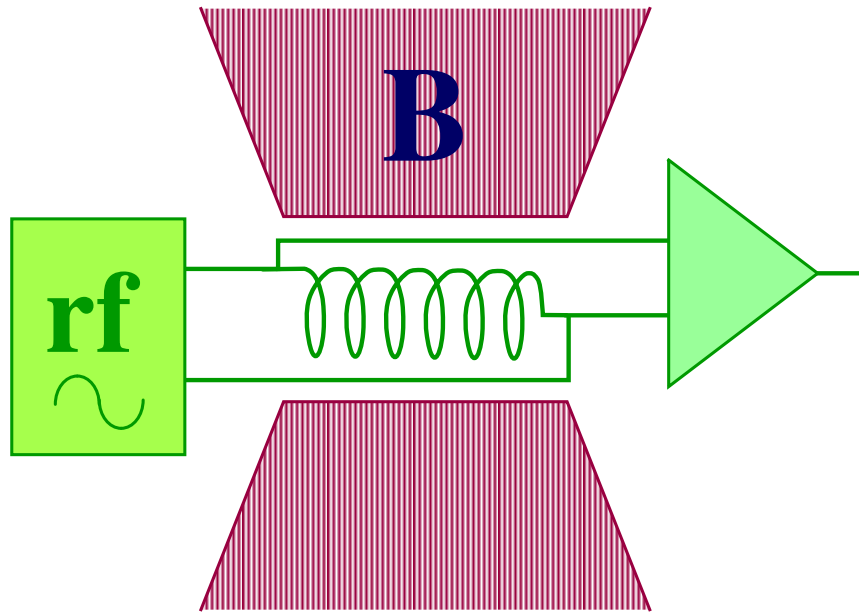


**resonante Anregung**

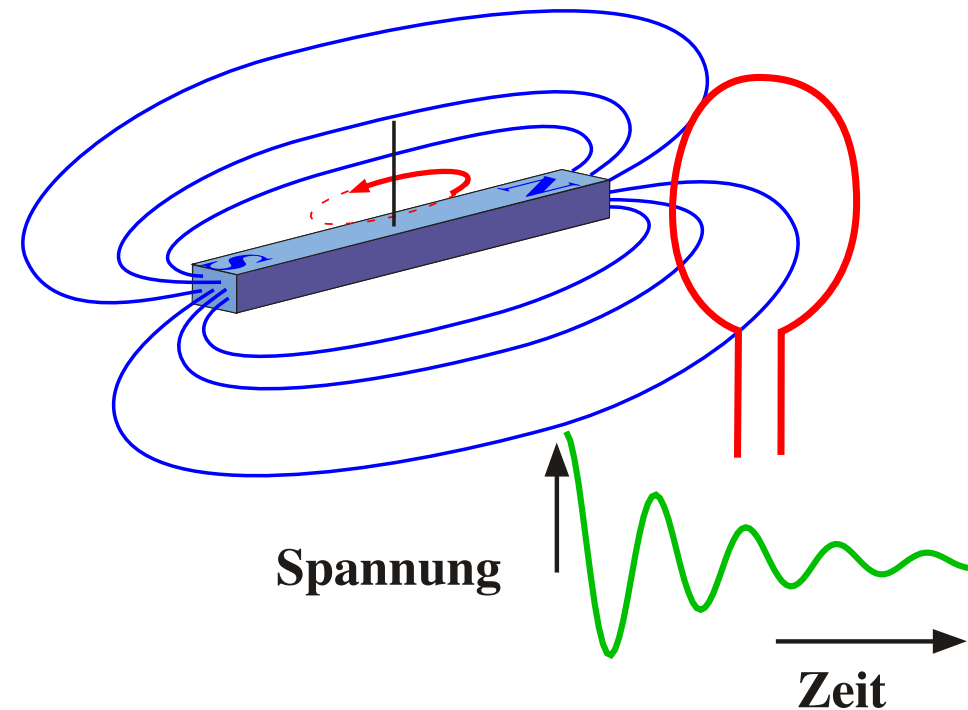


# Nachweis

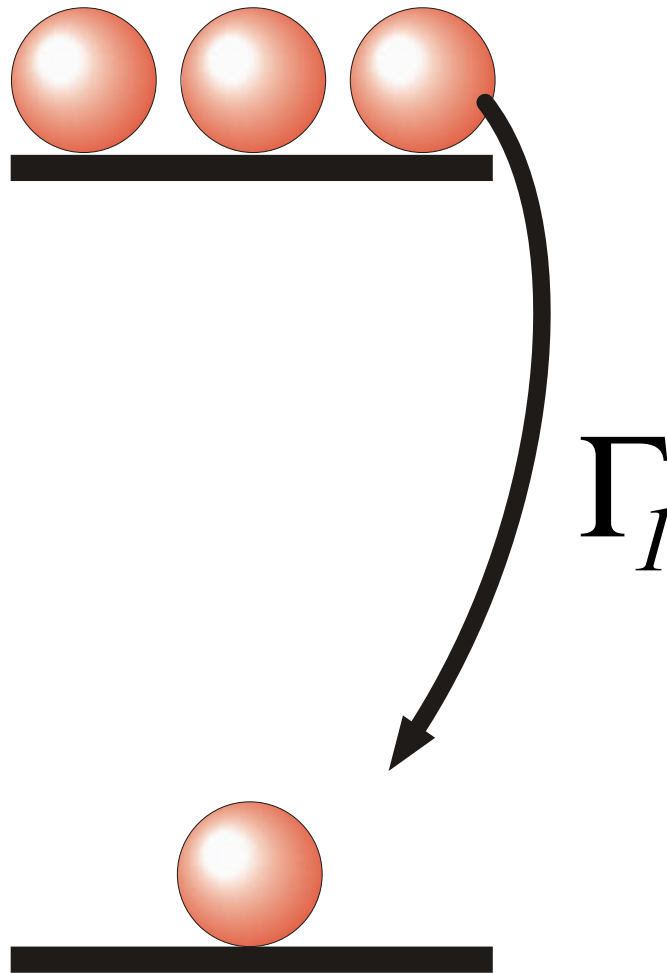
## Messprinzip



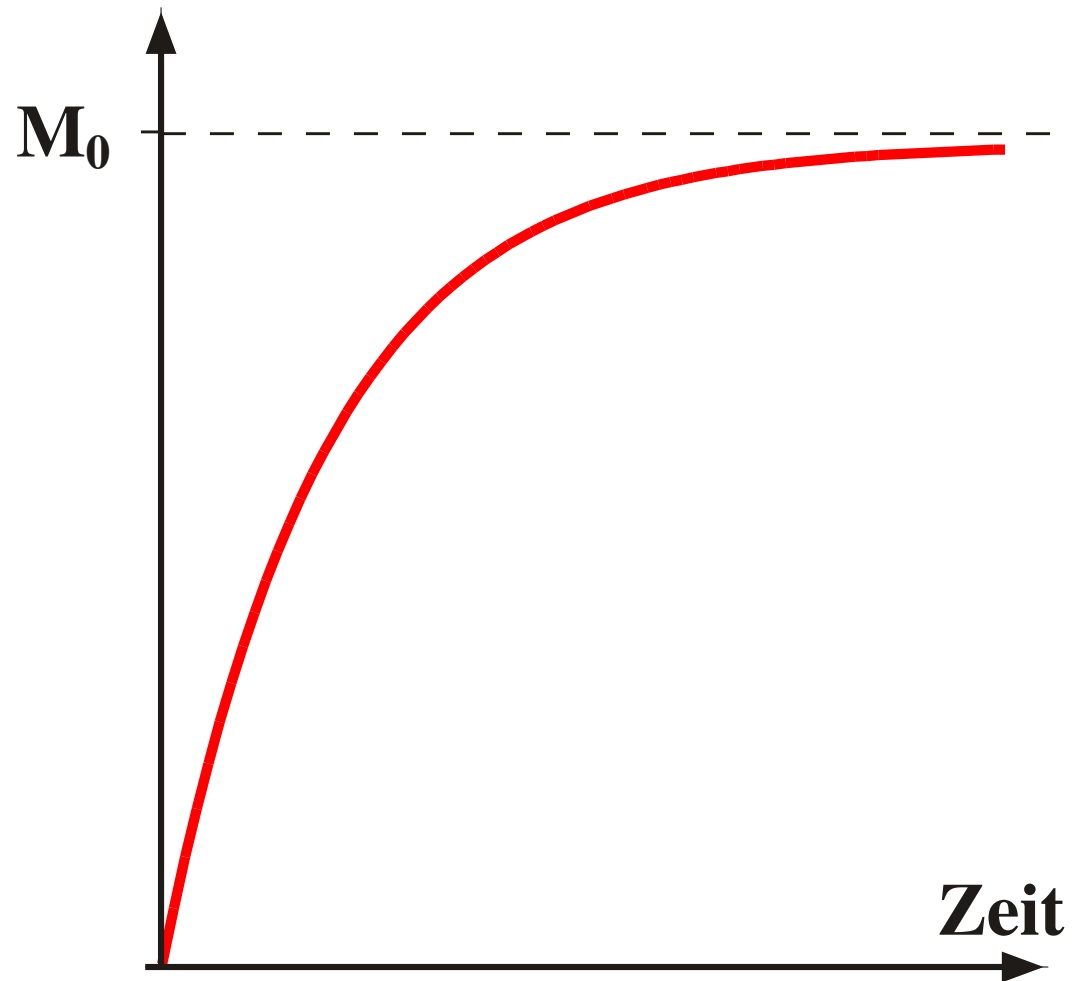
Präzedierende Spins entsprechen  
einem rotierenden Magneten



# Relaxation der Populationen

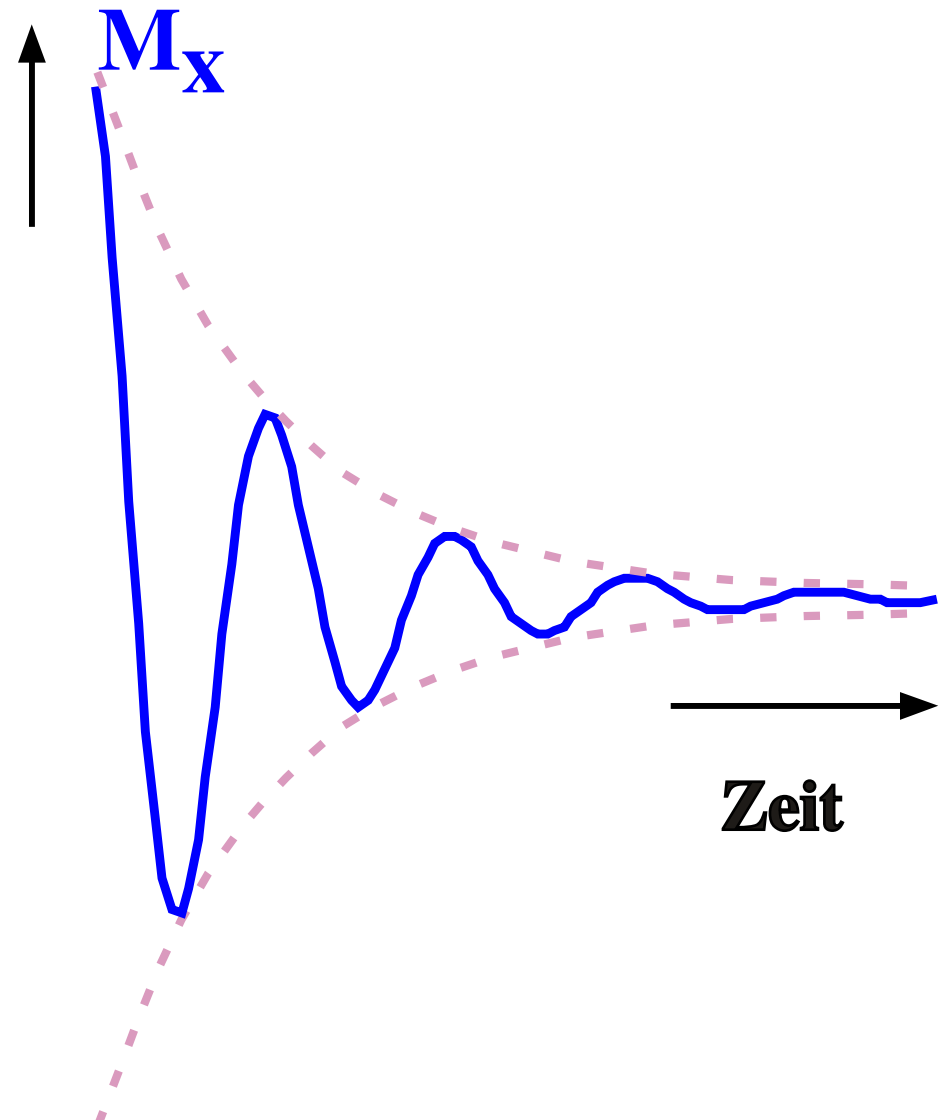
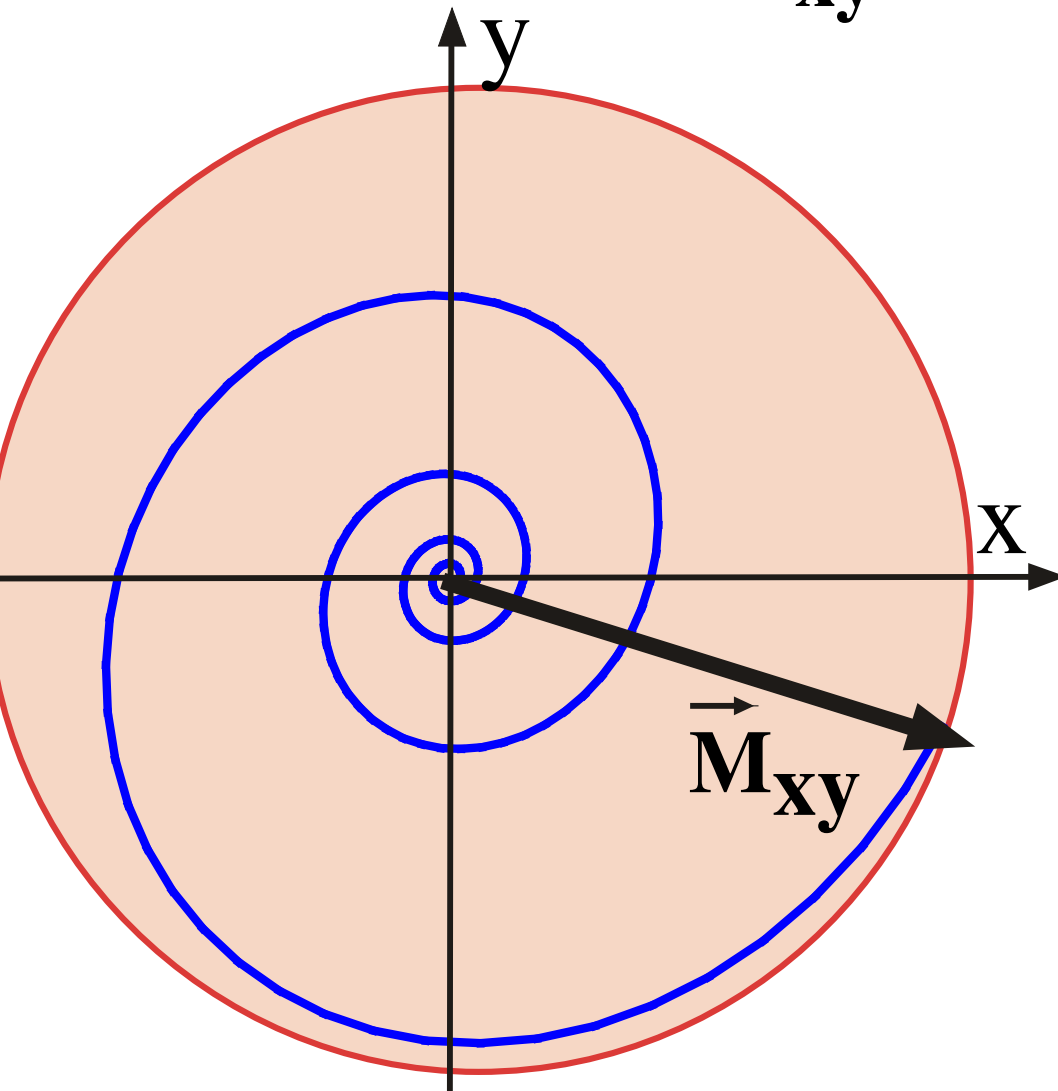


$$M_z(t) = M_0 + (M_z(0) - M_0)e^{-t/T_1}$$



# Transversale Relaxation

$$M_{xy} \sim e^{-t/T_2}$$

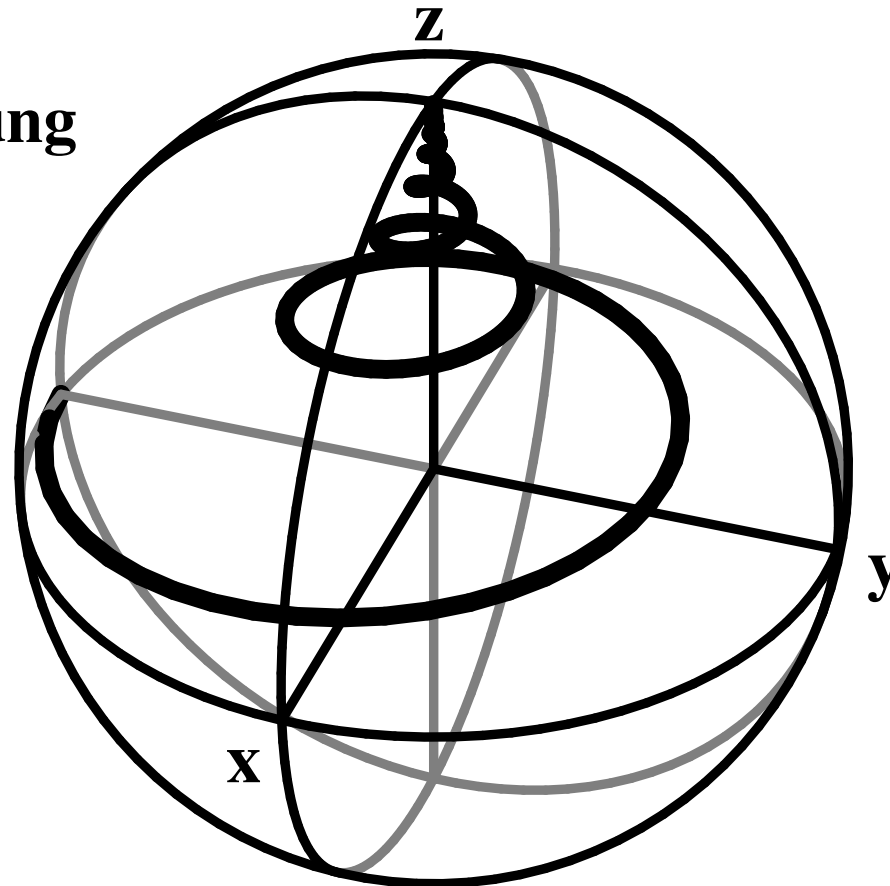


*F. Bloch, 'Nuclear induction',  
Phys. Rev. 70, 460-485 (1946).*

# Bloch-Gleichung

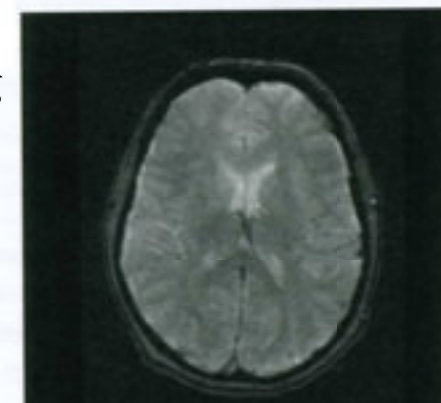
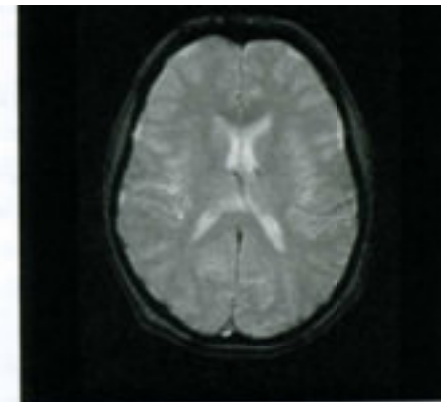
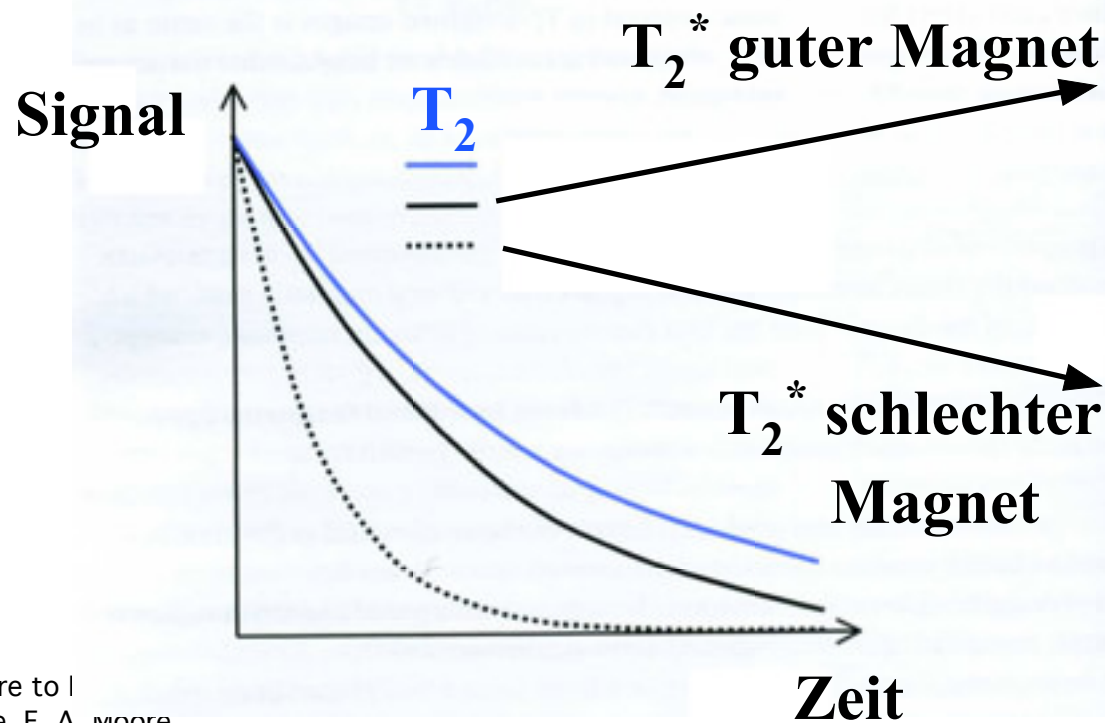
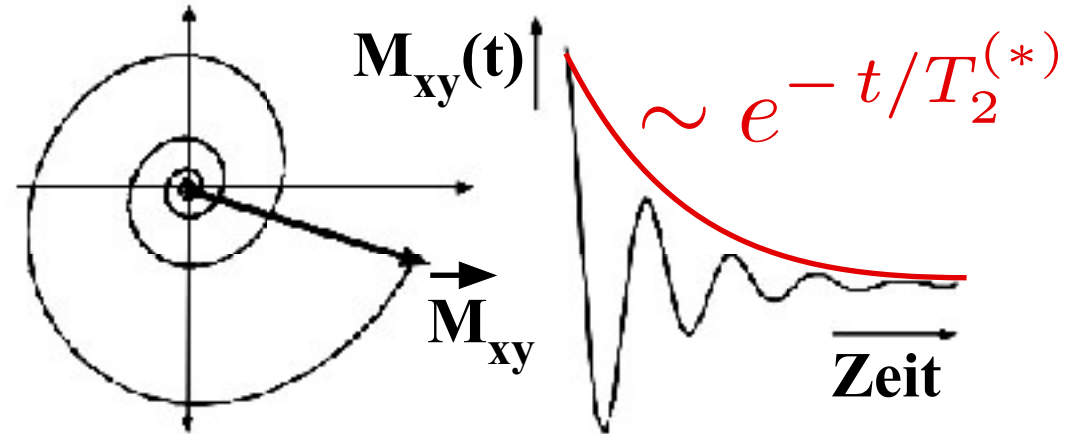
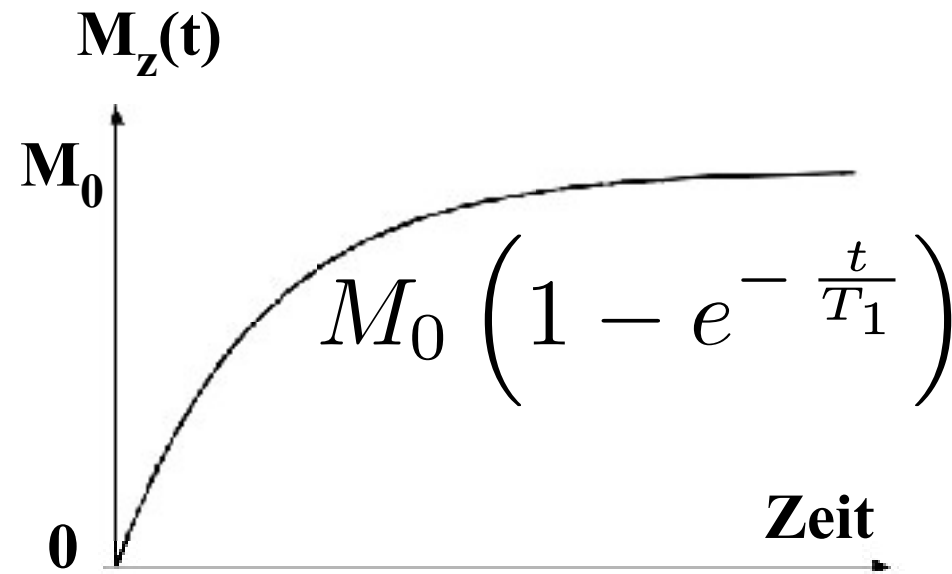
$$\frac{d}{dt} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1/T_2 & -\Delta\omega_0 & 0 \\ \Delta\omega_0 & -1/T_2 & 0 \\ 0 & \omega_1 & -1/T_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M_x \\ M_y \\ M_z \end{pmatrix} + \frac{1}{T_1} \begin{pmatrix} 0 \\ 0 \\ M_0 \end{pmatrix}$$

resultierende Bewegung

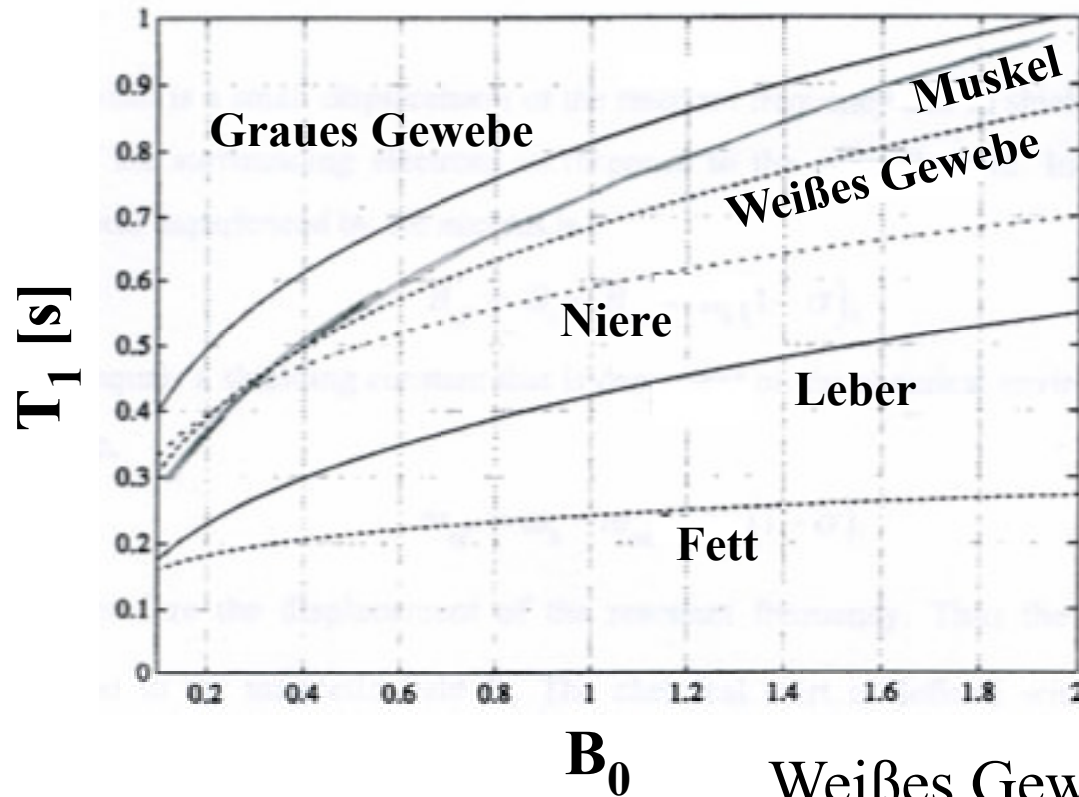


$$\begin{aligned} \omega_1 &= 0 \\ \Delta\omega_0 &= 1 \text{ Hz} \\ T_1 &= 2 \text{ s} \\ T_2 &= 1 \text{ s} \end{aligned}$$

# Relaxation



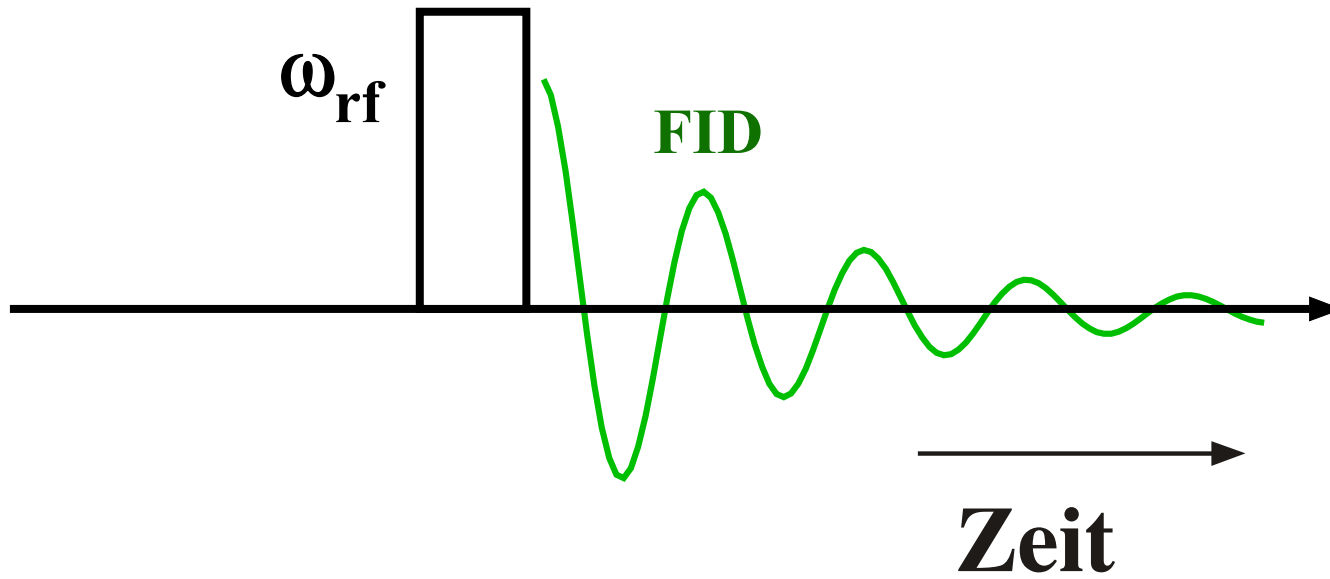
# Relaxation im Gewebe



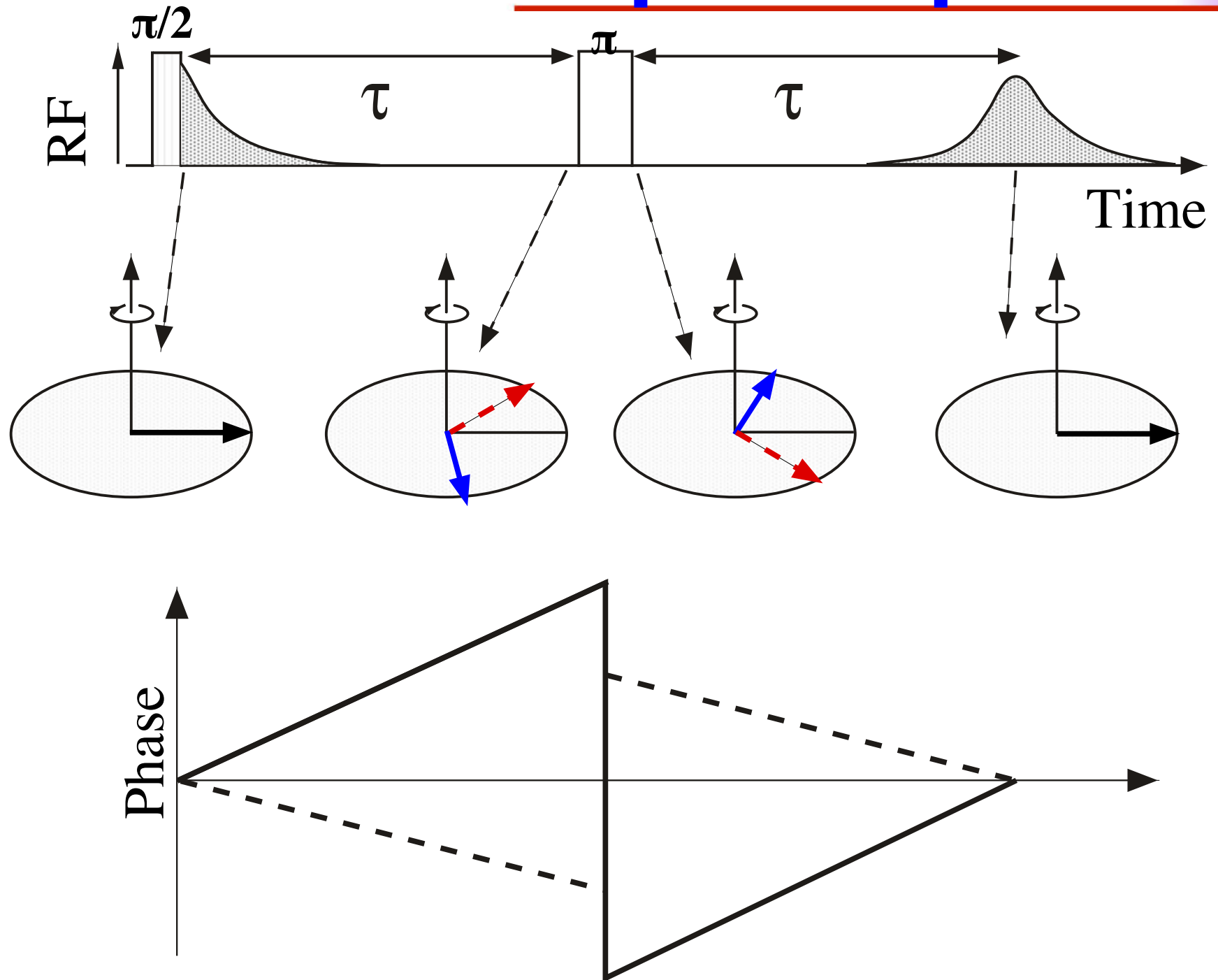
	T <sub>1</sub> [ms]		T <sub>2</sub> [ms]	
	0,5T	1,5T	0,5T	1,5T
Weißes Gewebe	520	560	107	82
Graues Gewebe	780	1100	110	92
CSF (cerebrospinal fluid)	-	2060	-	-
Muskel	560	1075	34	33
Fett	192	200	108	-
Leber	395	570	96	-
Milz	760	1025	140	-

# Einzelimpuls

---

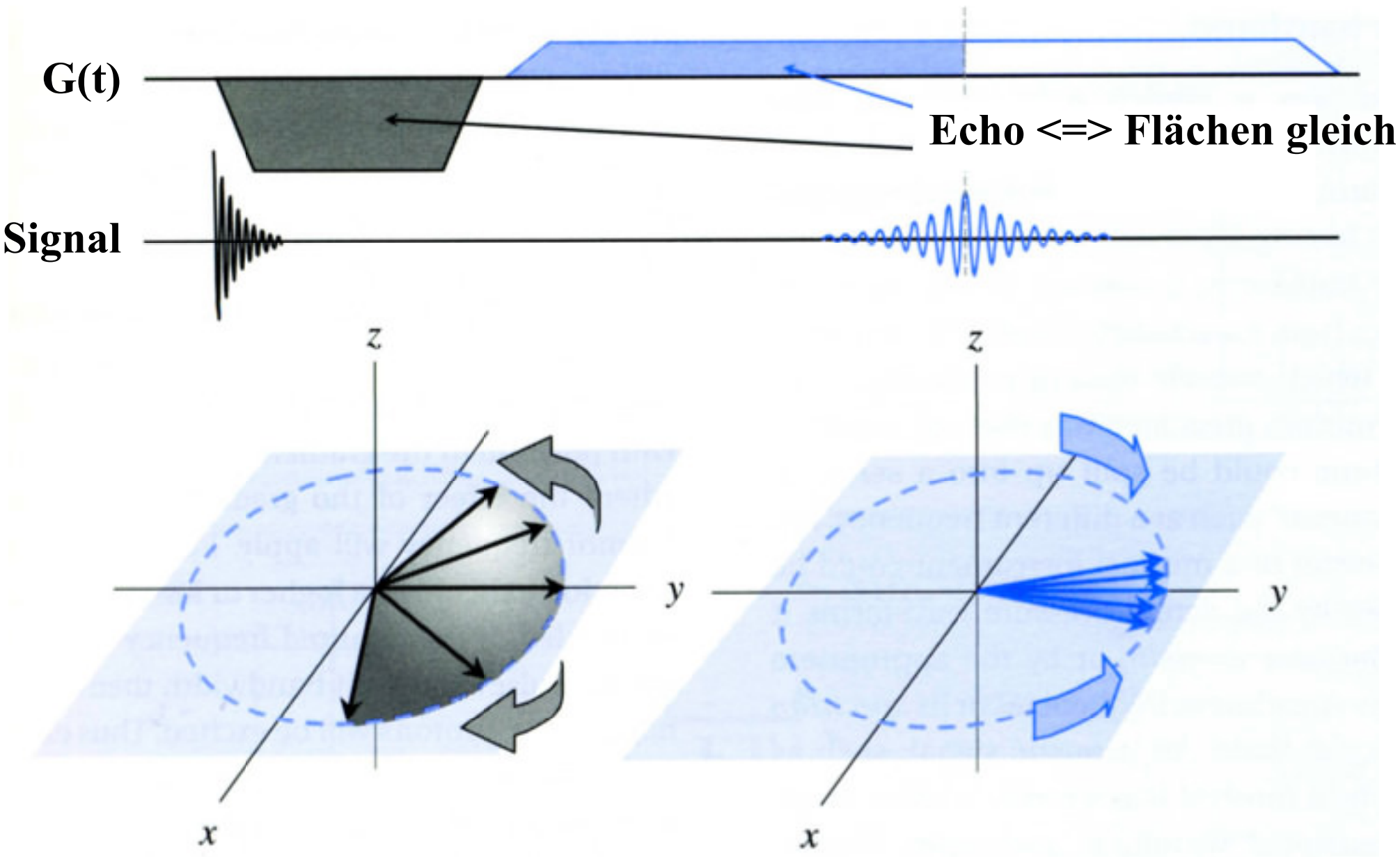


# Zweipulsexperiment





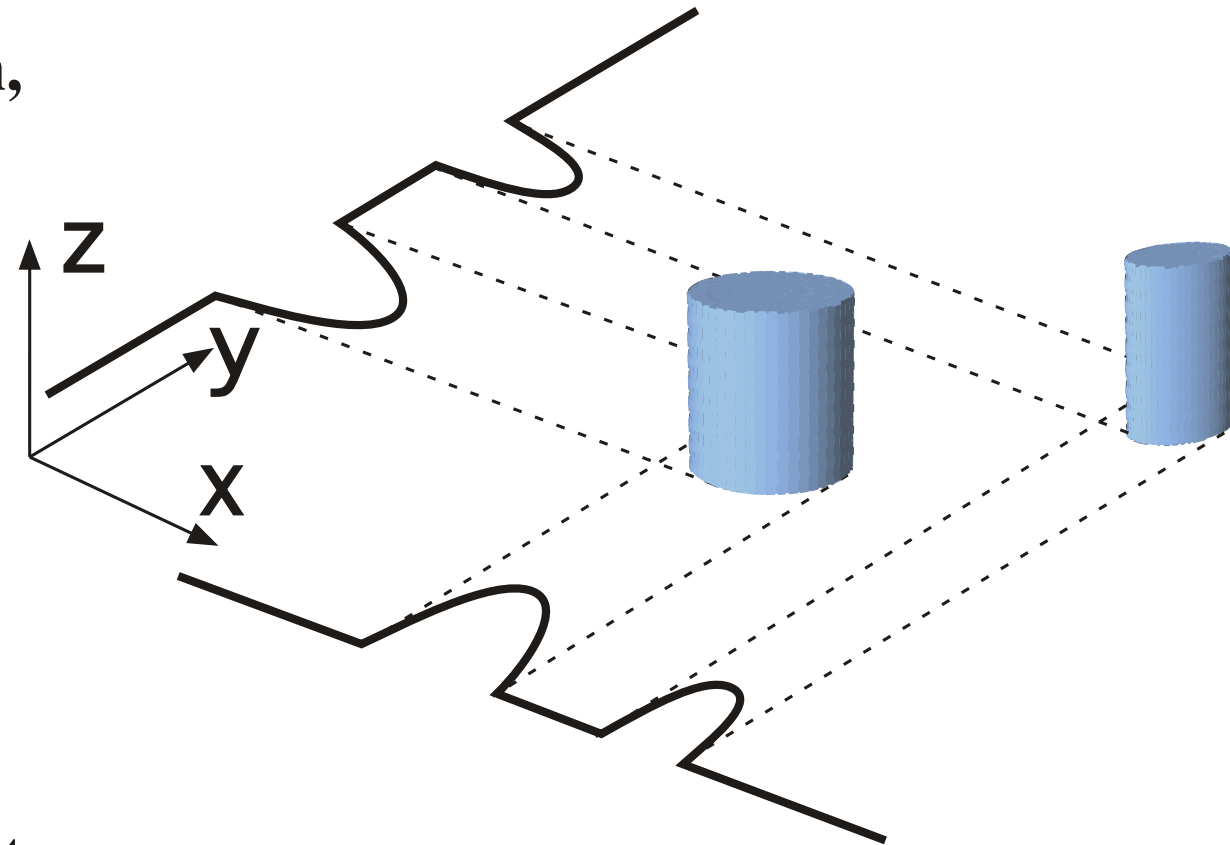
# Gradienten-Echo



# Ortsaufgelöste Magnetische Resonanz

## Der erste Schritt zum Bild

Um feststellen zu können, wo im Körper sich Spins befinden, muß das Signal ortsabhängig gemacht werden.

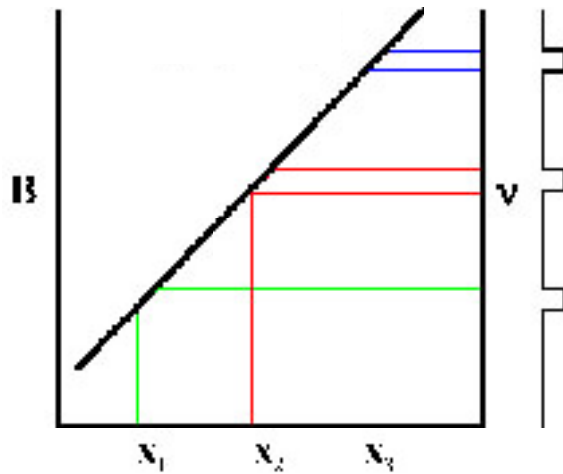


Dies geschieht über ein Magnetfeld dessen Stärke als Funktion des Ortes variiert. Dabei erfolgt eine Projektion auf die Richtung des Feldgradienten.

Das ursprüngliche Objekt wird im Rechner aus einer Vielzahl von Projektionen rekonstruiert.

# Gradienten

$$\omega_L = \omega_0 + \gamma G_x x$$

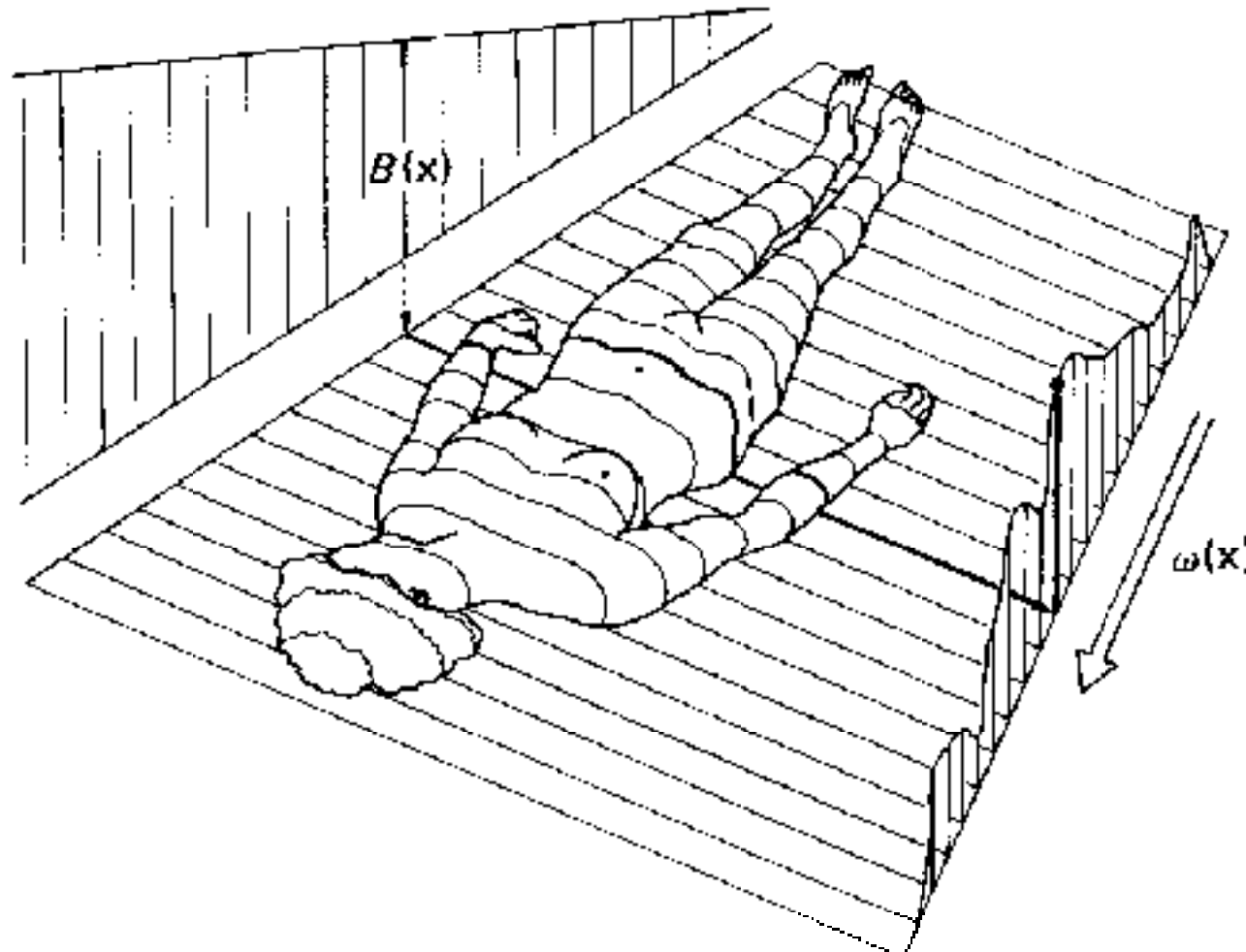


Signal

$$s(t) = \int \rho(x) e^{-i\omega_L t} dx$$
$$= \int \rho(x) e^{-i\gamma G_x x t} dx$$

Spindichtevertelung  $\rho(x)$

$$\rho(x) = \mathcal{F} \{s(t)\} = \int s(t) e^{i\omega t} dt$$



# Projektions-Rekonstruktion

Spindichte  $\rho(\mathbf{x}, y, z)$

$$\begin{aligned}\text{Signal } s(t) &= \int \int \int \rho(\mathbf{x}, y, z) e^{-i \omega_L t} d\mathbf{x} dy dz \\ &= \int \rho_{\mathbf{x}}(\mathbf{x}) e^{-i \gamma G_x x t} d\mathbf{x}\end{aligned}$$

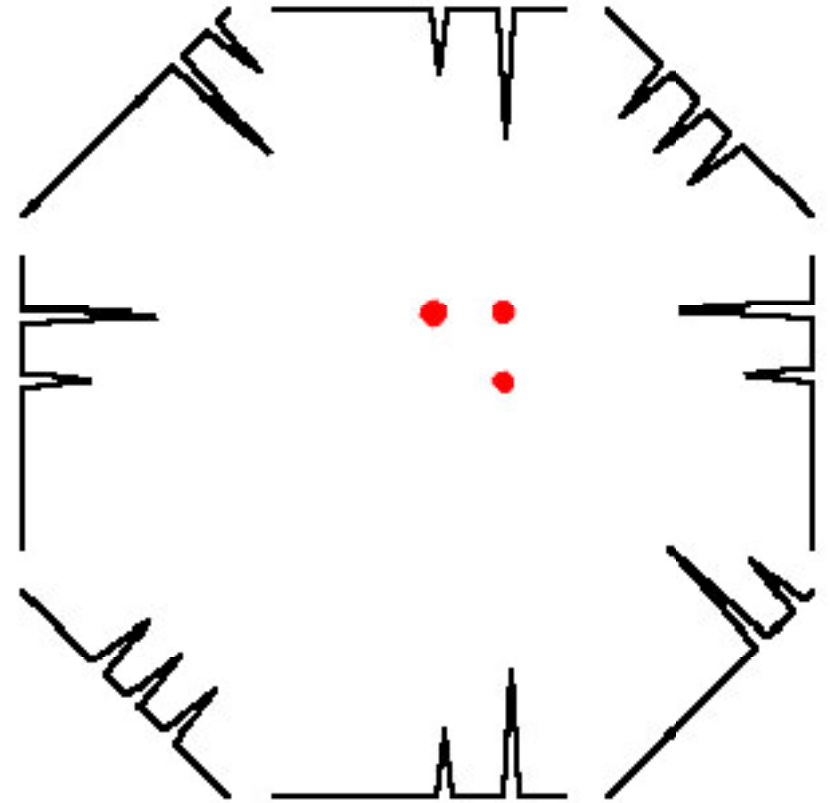
Projektion auf die  $x$ -Achse

$$\rho_{\mathbf{x}} = \int \int \rho(\mathbf{x}, y, z) dy dz$$

Gradient in verschiedene  
Richtungen  $\phi$  anlegen:

$$G_x = G \cos \phi$$

$$G_y = G \sin \phi$$

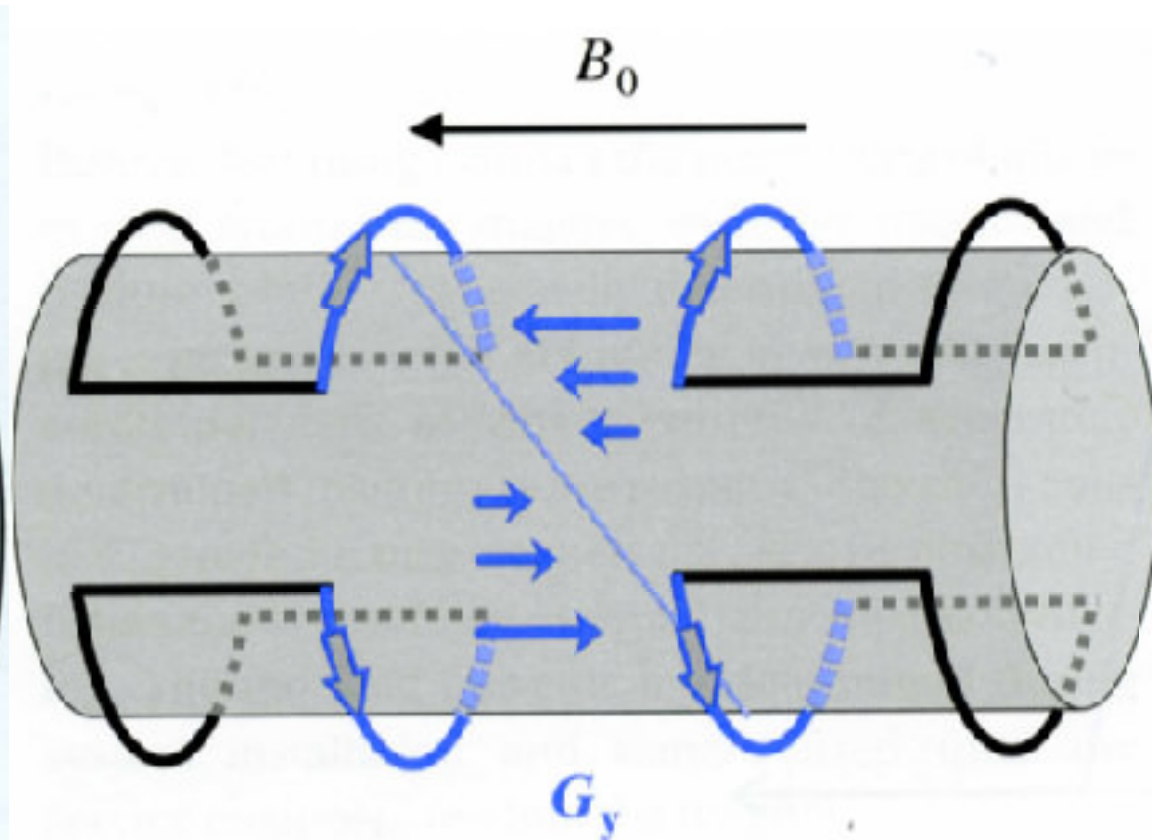
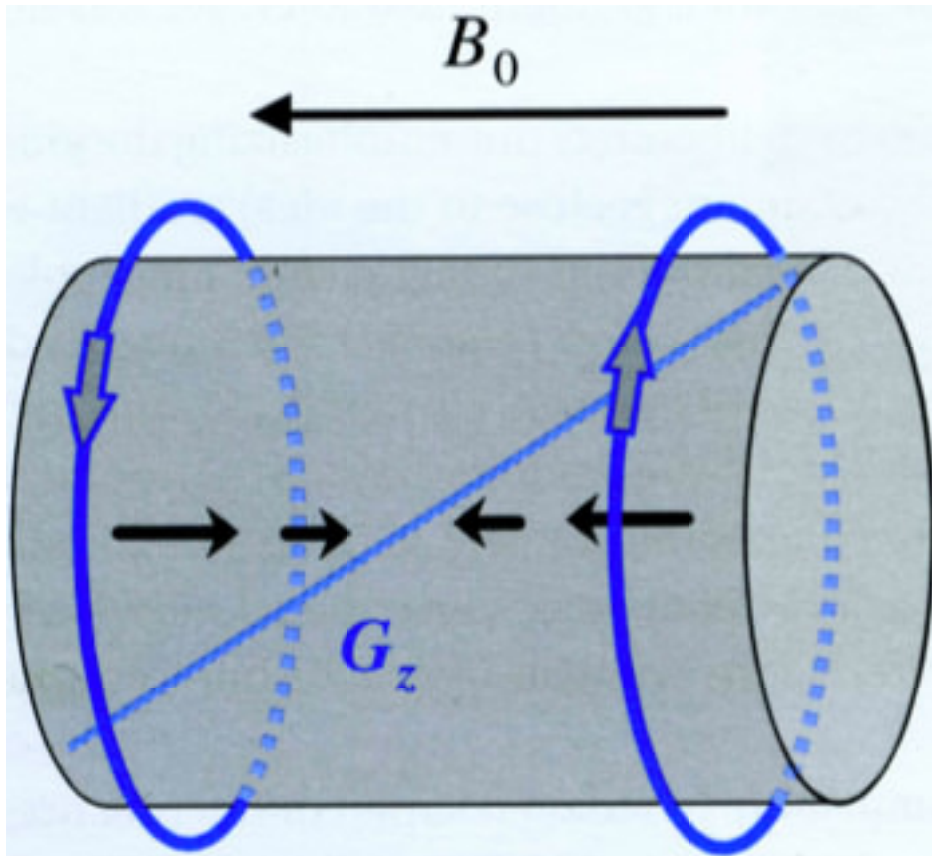


# Magnetfeldgradienten

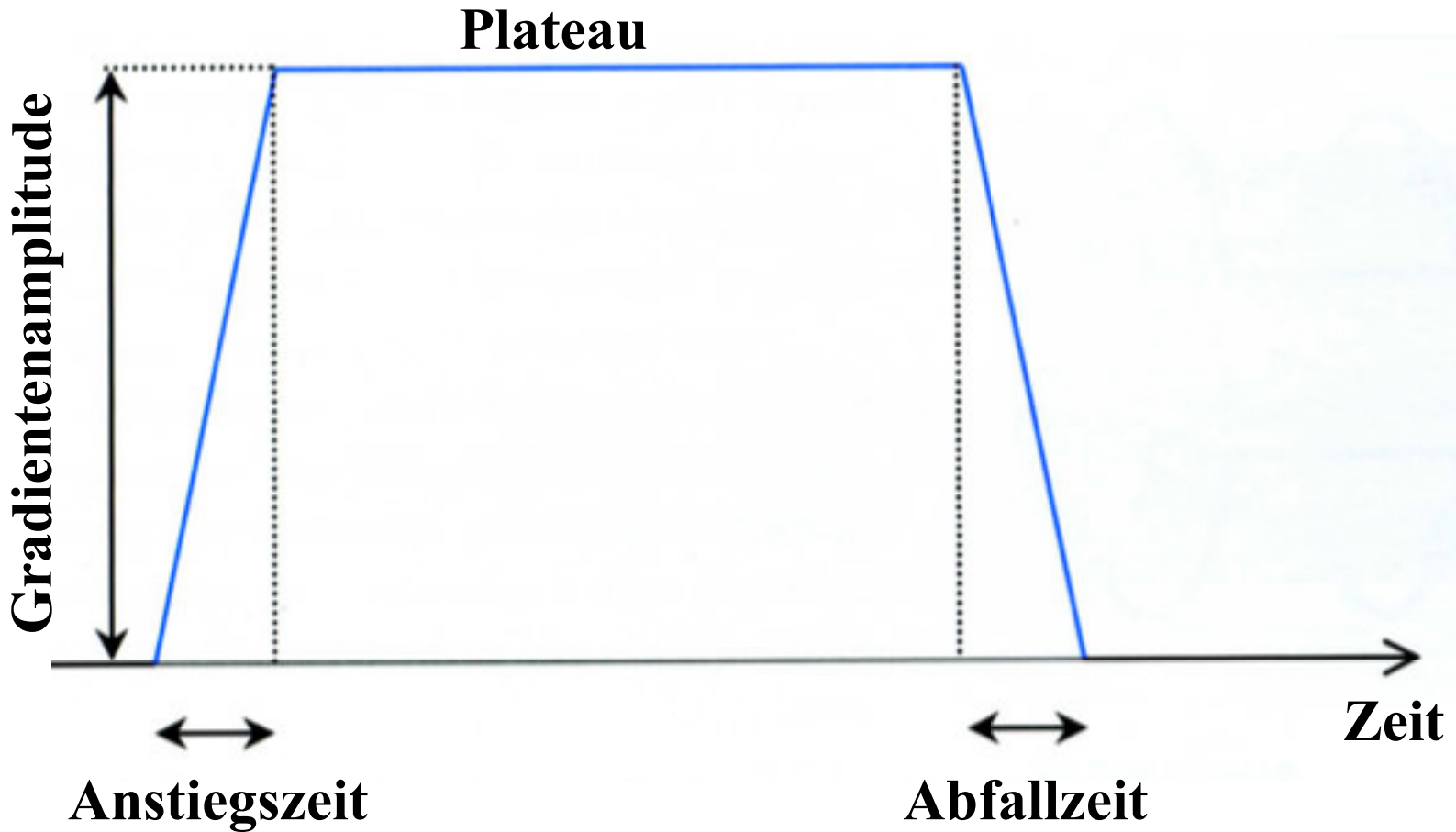
Ortskodierung: Überlagerung  $B_0$ -Feld  
mit linearen Gradienten  $G_i$

$$B_0(\mathbf{r}) = B_0 + G_x * x + G_y * y + G_z * x$$

Erzeugung: z-Gradient (Maxwell-Paar)    x,y-Gradienten (Golay Konfig.)



# Gradientenpulse



# Reale Gradienten

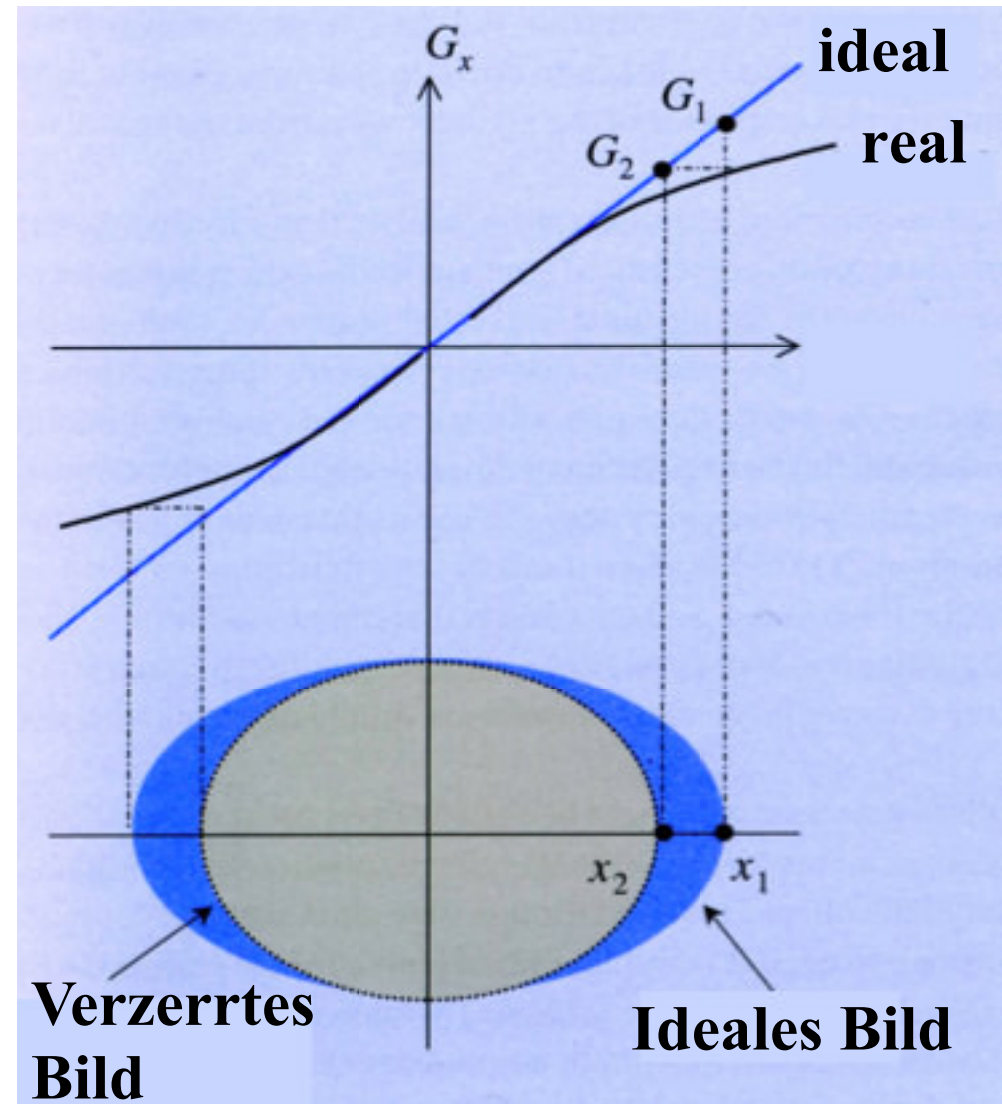
**Linearität:**

typischerweise 1-2% über 50cm DSV (diameter of a spherical volume)

**Folgen Nichtlinearität: Geometr. Verzerrung:**

=> "gradient warping"

per Computer Algorithmus:



MRI From Picture to Proton

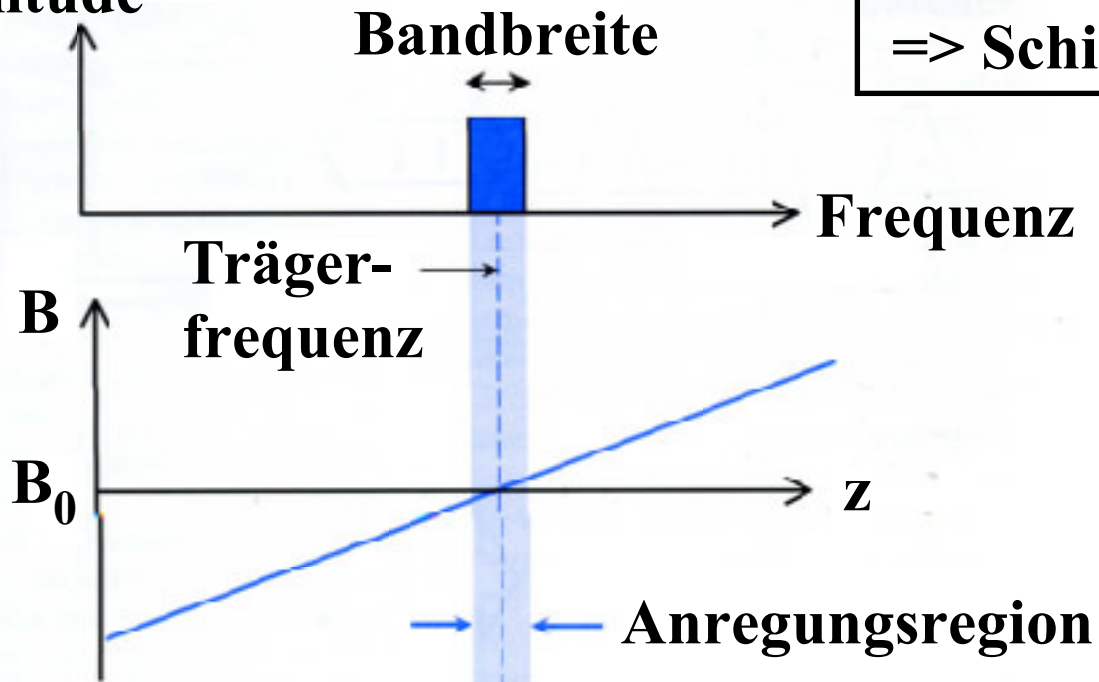
D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, M. R. Prince

# Schichtselektion

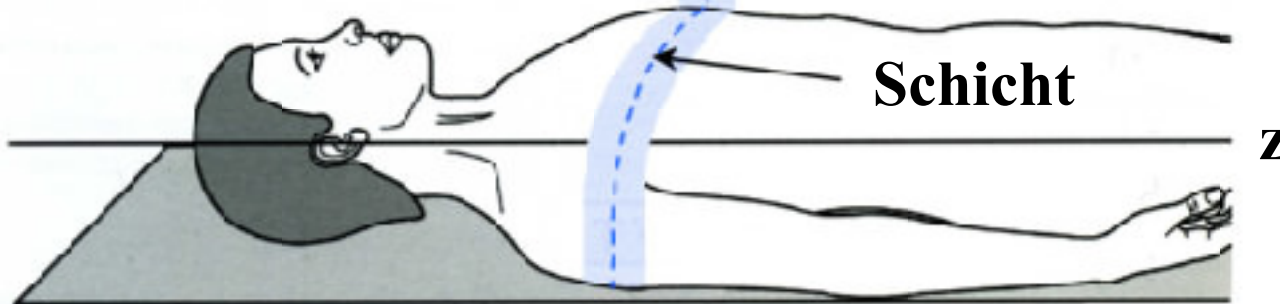
Schichtanregung bei Ort  $S_z$  :

Anregungsfrequenz  $\Delta\nu = (\gamma/2) * G_z * S_z$ .

RF Amplitude



Gradient während Pulsanregung  
=> Schichtselektion



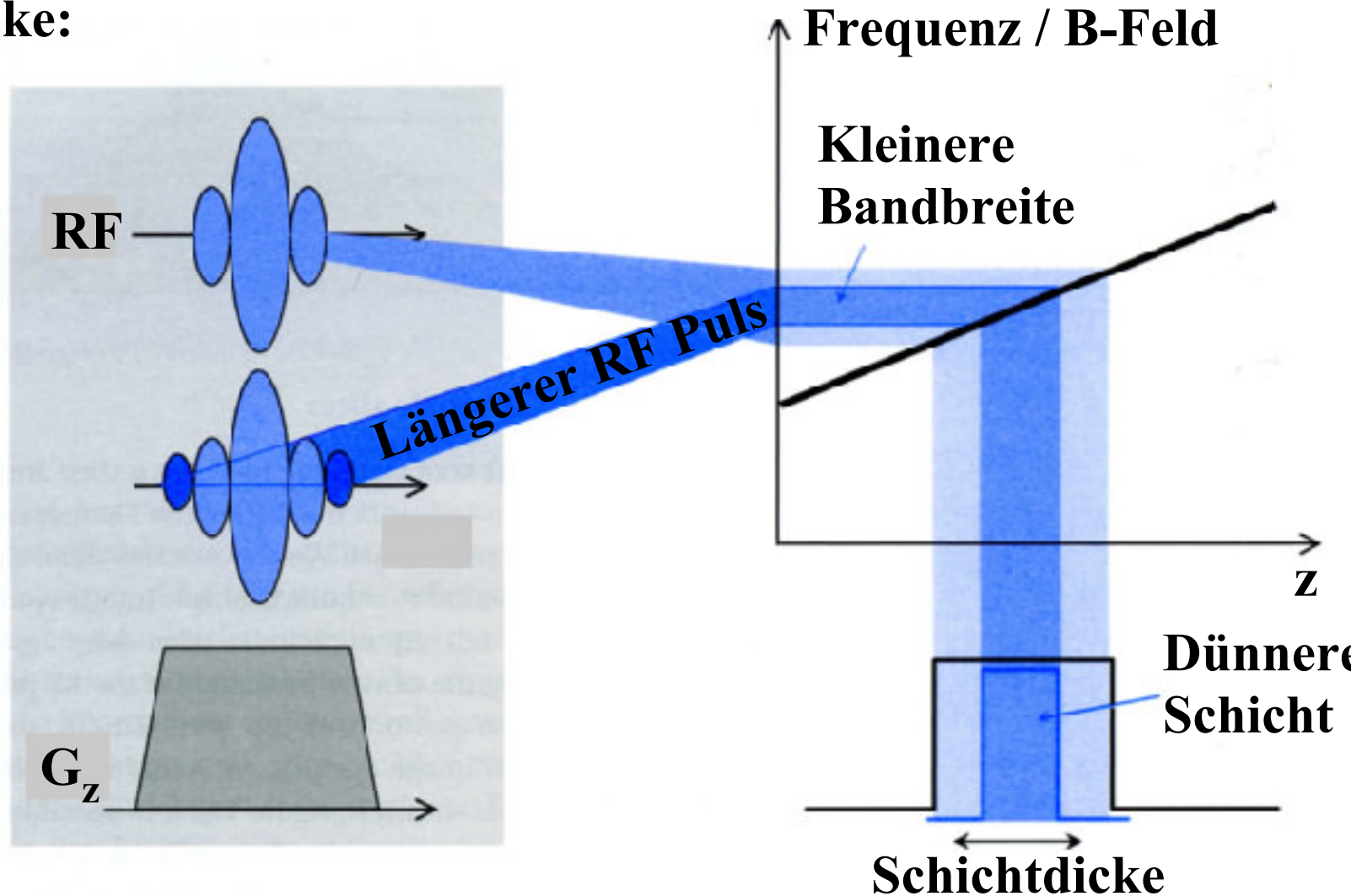


# Schichtdicke

Schichtdicke wählbar durch Gradientenstärke oder Pulslänge:

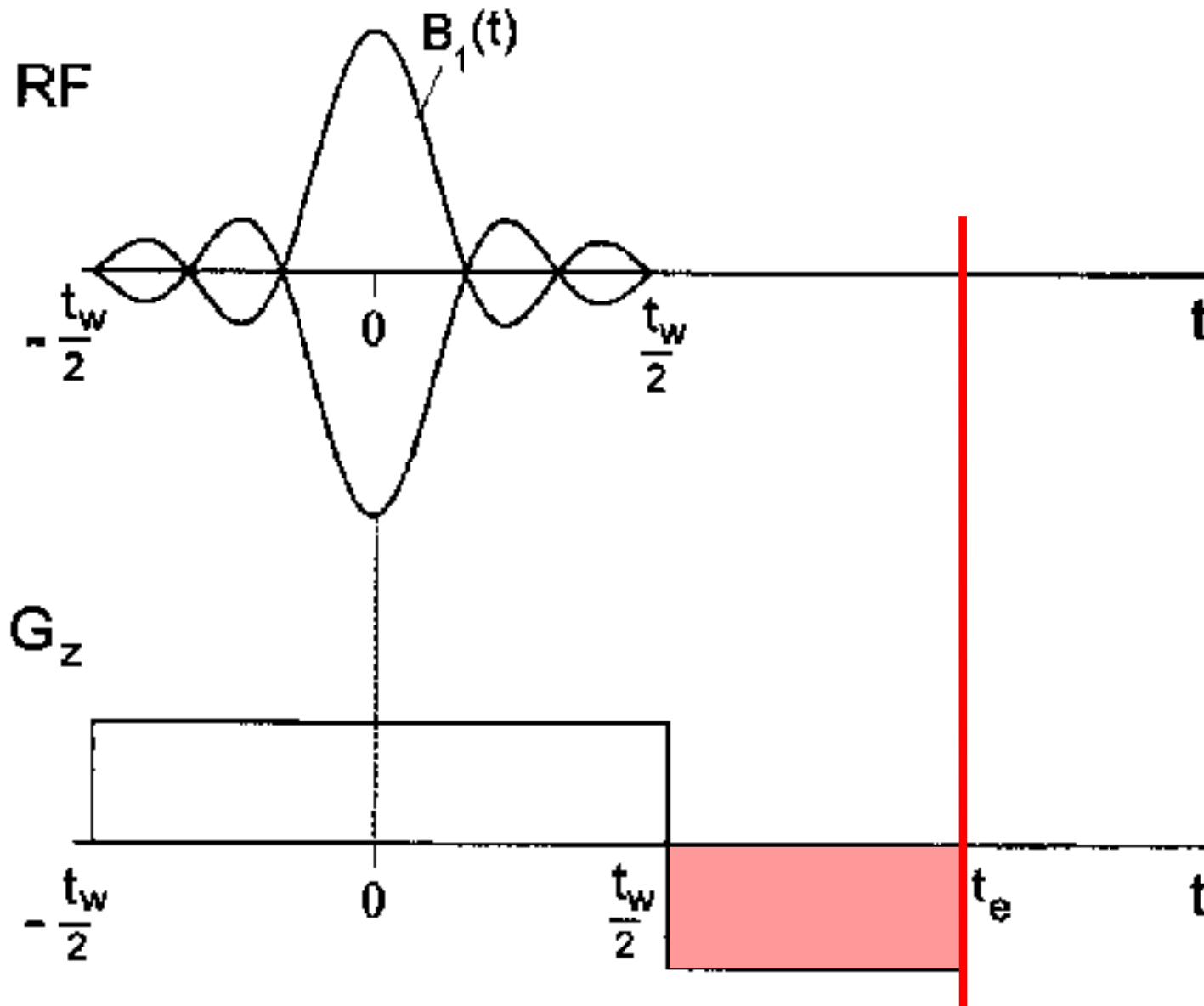
Inverse Schichtdicke:

$$1/D = (\gamma/2\pi) * G_z * t_p$$



# Refokussierung

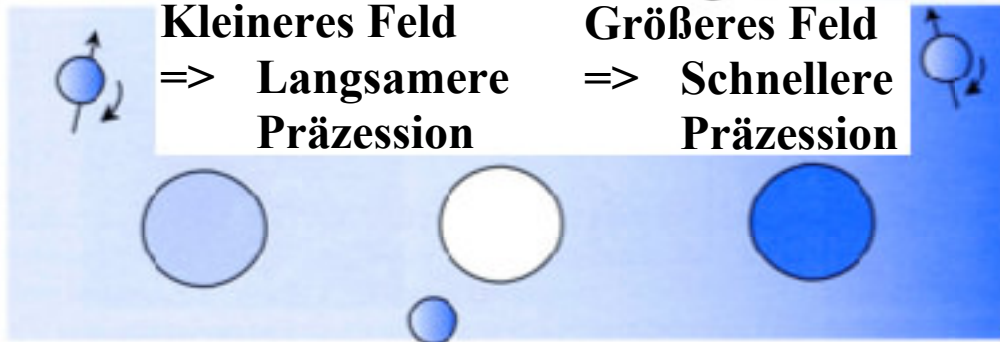
Rephasierung der z-Magnetisierung mit **Recall-Gradient**



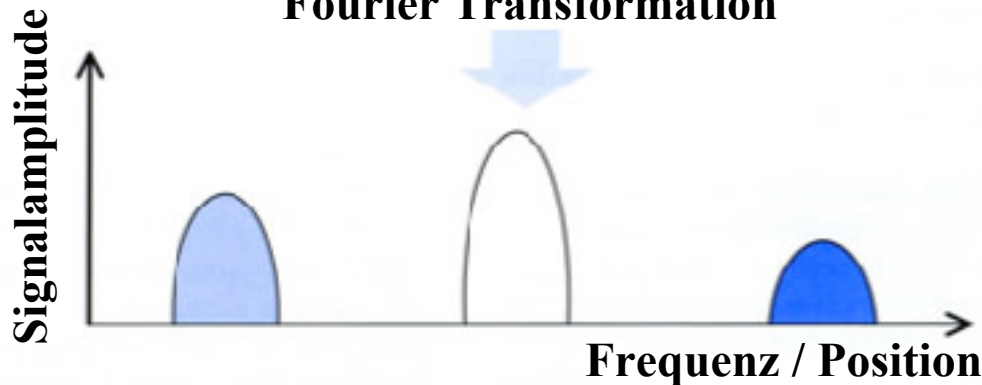
Frequenzkodiergradient  
= Auslesegradient

# Frequenzcodierung

Gradientenrichtung



Fourier Transformation



Während Signalauslesens wird der Frequenzkodiergradient geschaltet.

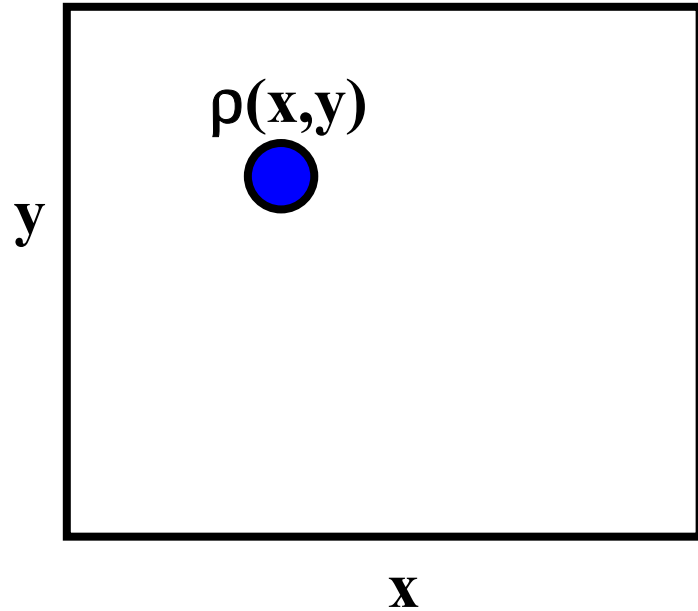
=> Resonanzfrequenz wird ortsabhängig

=> Signal enthält verschiedene Frequenzanteile, die unterschiedlichen Orten zugeordnet werden können

$FT\{ \underline{1} \text{ Signal} \} \Rightarrow$  Ortsauflösung in Gradientenrichtung (x-Richtung:  $G_x$ )

Unschärfen durch untersch. Frequenz im Signal auch ohne Gradient.

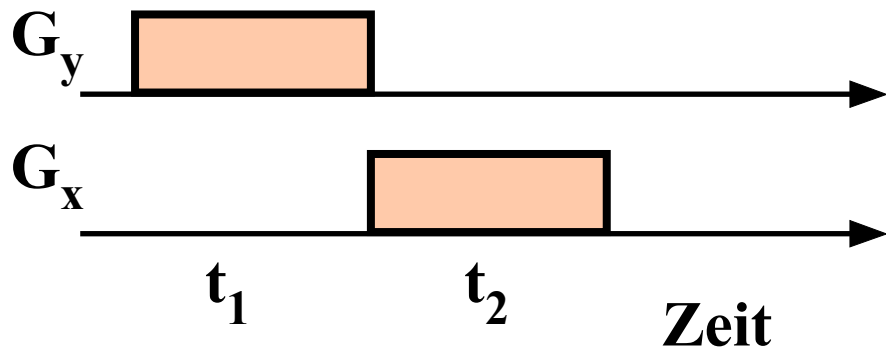
# 2D Fourier Bildgebung



**1D Signal :**  $s_{tot} = \int dx dy dz \rho(\vec{r}) \cos((\omega_0 + \gamma G_x x)t)$

**2D Signal :**

$$s_{tot} = \int dx dy dz \rho(\vec{r}) e^{i(\omega_0 + \gamma G_y y)t_1} e^{i(\omega_0 + \gamma G_x x)t_2}$$



# Phasenkodierung

**Gradient zwischen Anregung und Signalauslesung schalten**

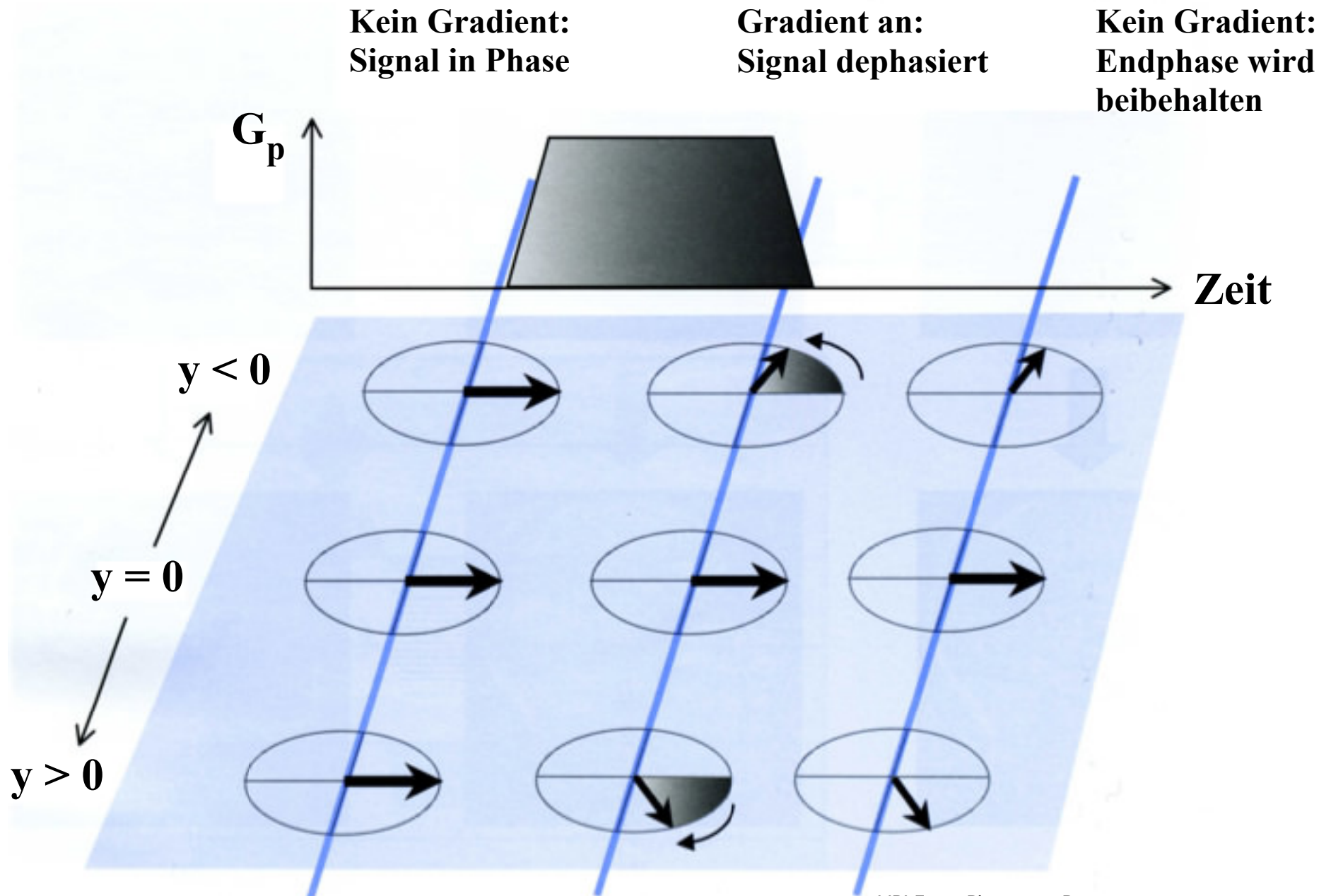
**=> Spins bekommen ortsabhängig eine Phase aufgeprägt!**

$$\begin{aligned}\phi(y) &= \gamma \int dt G_y(t) \cdot y \\ &= k_y \cdot y\end{aligned}$$

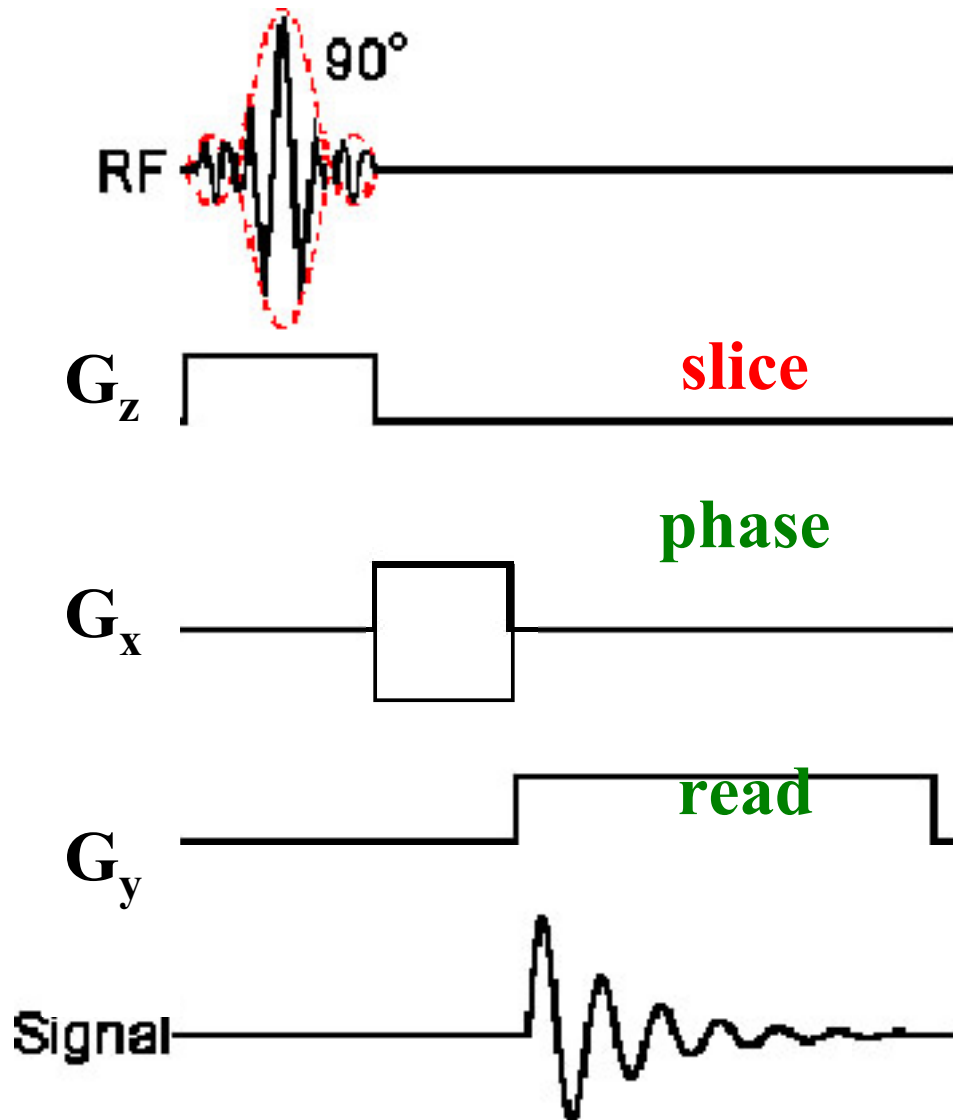
**(-> k-Raum)**

**Das Experiment (für eine Schicht und einen x-Wert) wird mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten wiederholt; die Anzahl der Phasenkodierschritte bestimmt die Ortsauflösung in Gradienten- (y-) Richtung. Die Wiederholungen kosten Zeit, erhöhen aber auch das SNR.**

# Phasenkodierung



# Fourier-Bildgebung



Phasenverschiebung  $\varphi_1 = \gamma G_x x t_1$

Pixel  $dA = dx dy$

liefert Signal mit Amplitude

$ds = \rho(x, y) \exp(i\gamma G_x x t_1) \exp(i\gamma G_y y t_2)$

2D Fourier-Transformation

$(\omega_1, \omega_2) = (\gamma G_x x, \gamma G_y y) \sim (x, y)$

Probleme: Transversale Dephasierung durch **Scheiben-Gradienten** und während der Stabilisierung des **Lese-Gradienten**

# Spin-Echo Sequenz

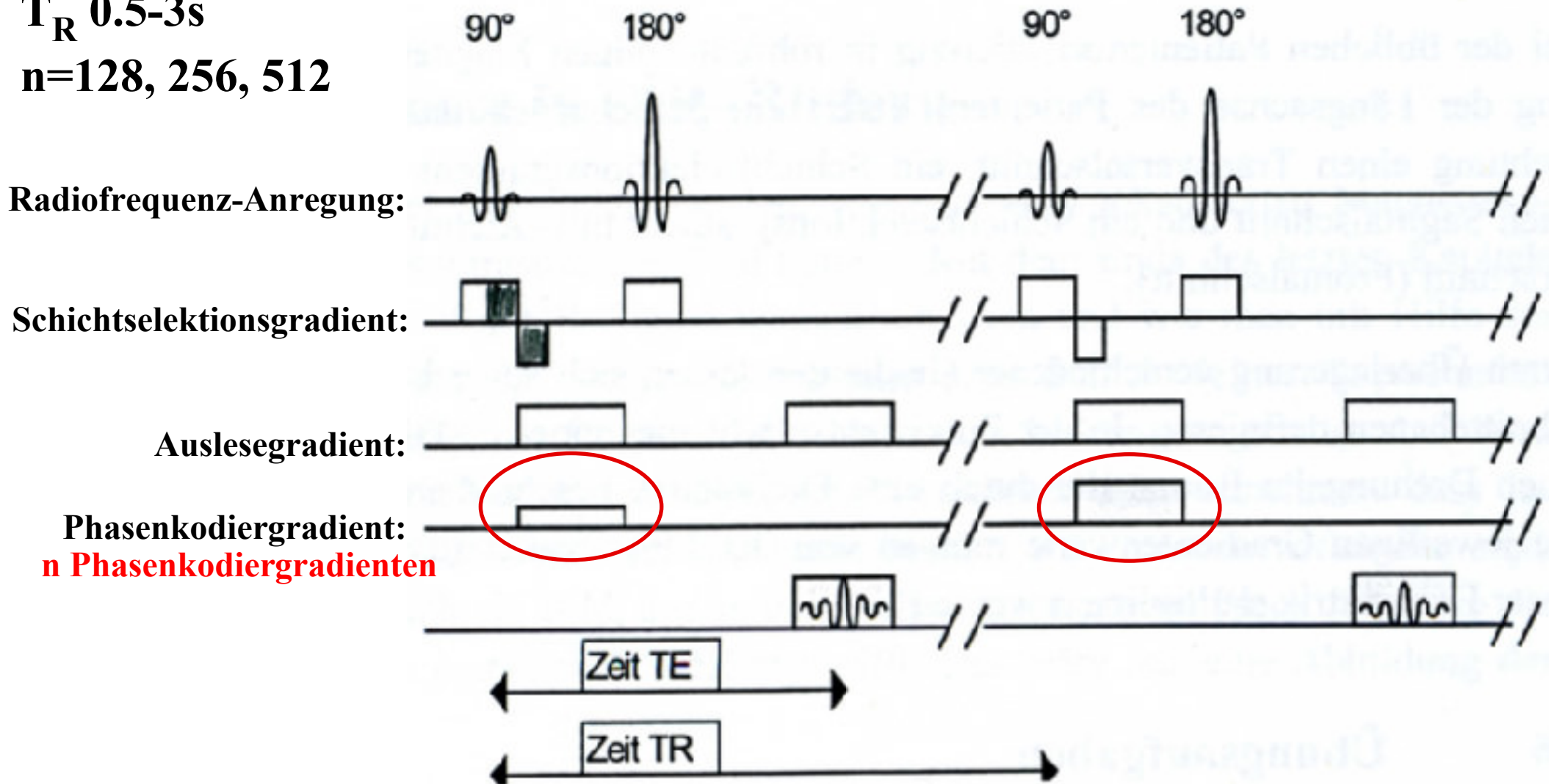
Typische Werte:

$T_E$  10-100ms

$T_R$  0.5-3s

$n=128, 256, 512$

“Arbeitspferd” und Referenz für Bildqualität





# Relaxation

---

Signalamplitude (Echo):

$$S = S_0 e^{-\frac{T_E}{T_2}} \left( 1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right)$$

## Gewebeparameter

$S_0$  (Protonendichte)

$T_1$  (Längsrelaxationszeit)

$T_2$  (Querrelaxationszeit)

## Variable Parameter in Meßsequenzen:

Echozeit  $T_E$ , Repetitionszeit  $T_R$ , Schichtdicke und Schichtposition

Messfeld (field of view - FOV)

Anzahl der Frequenzkodierelemente

Anzahl der Phasenkodierschritte

=> Auflösung des  
Bildes in der Ebene

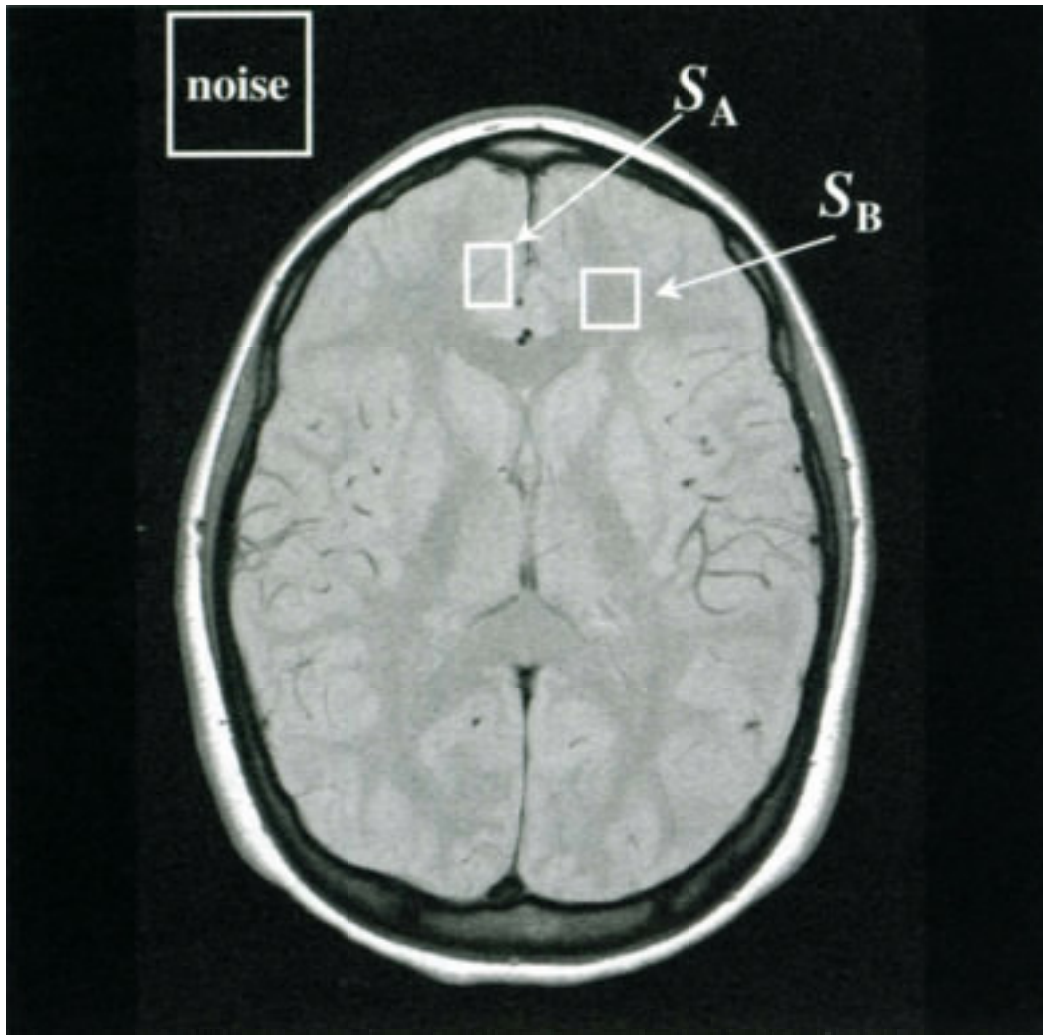
# Kontrast

## Definitionen:

Signal-zu-Rausch-Verhältnis SNR

Kontrast C

Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis CNR



Räumliche Auflösung ~

$$D_x = \text{FOV} / n_{\text{Frequenzkod.}}$$

$$D_y = \text{FOV} / n_{\text{Phasenkod.}}$$

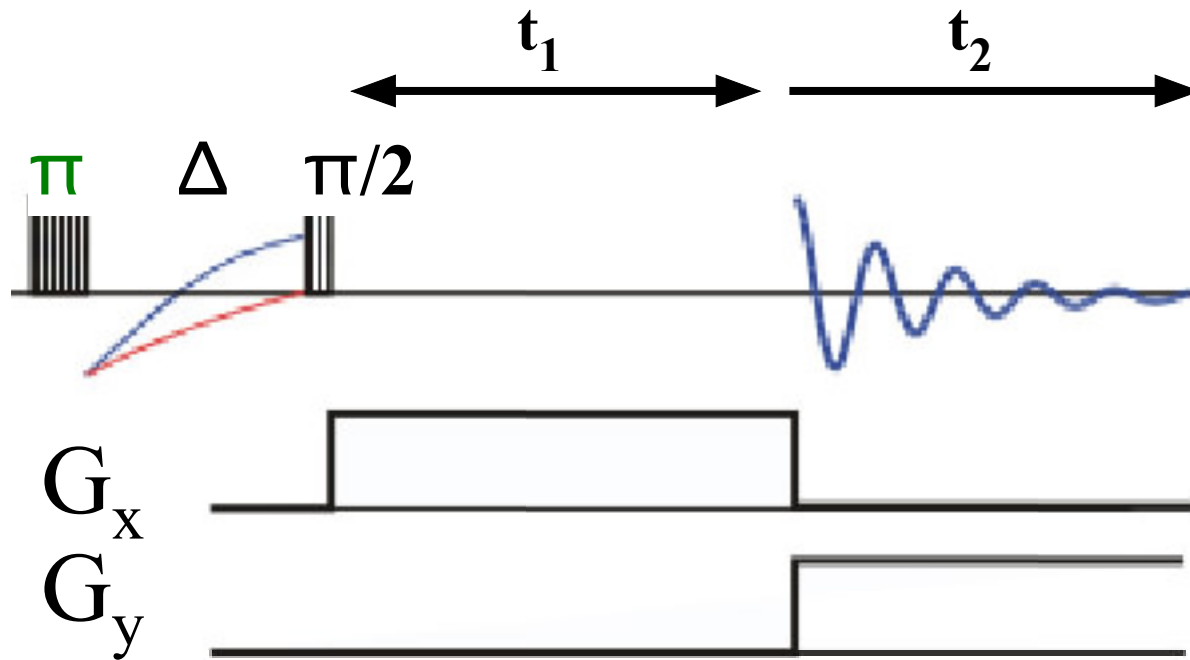
$$\text{SNR}_A = \frac{S_A}{\text{noise}}$$

$$\text{SNR}_B = \frac{S_B}{\text{noise}}$$

$$C = \frac{S_A - S_B}{S_A + S_B}$$

$$\text{CNR}_{AB} = \frac{S_A - S_B}{\text{noise}}$$

# Relaxations-Kontrast



**T<sub>1</sub> Kontrast:**

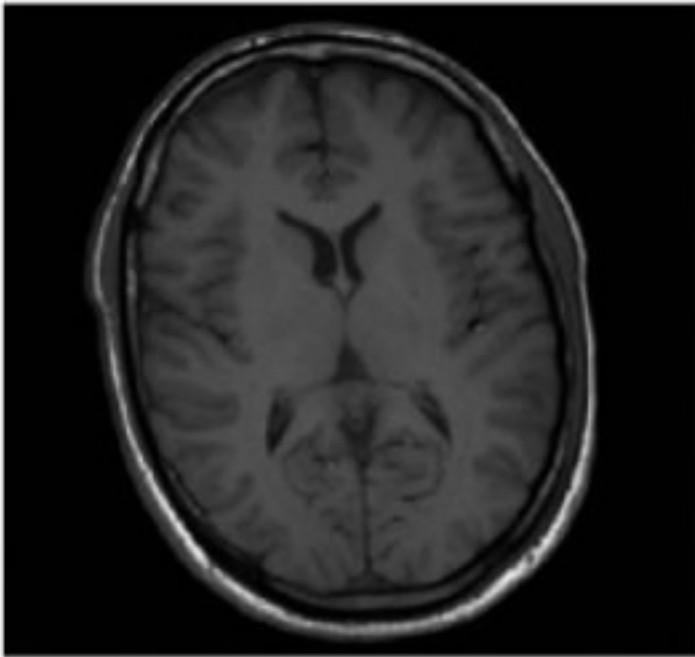
**Präparationspuls  $\pi$**

**Spins mit unterschiedlicher longitudinaler Relaxation tragen verschieden stark bei**

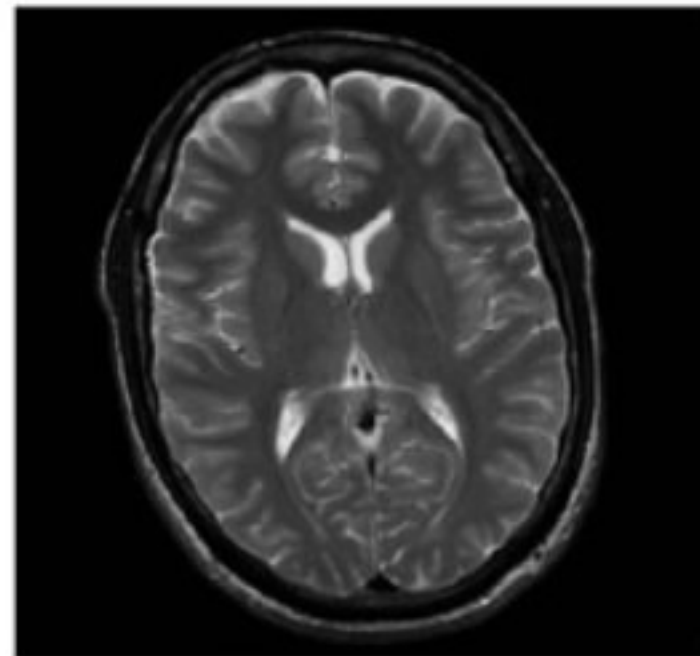
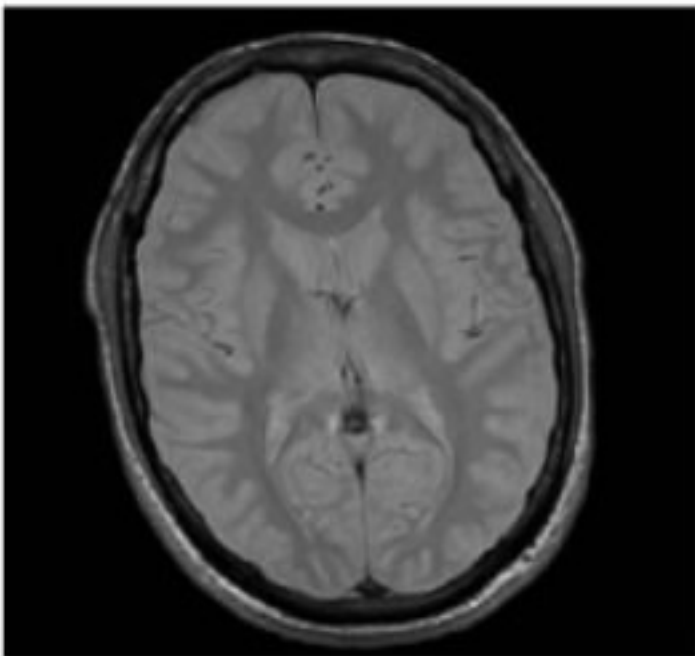
**T<sub>2</sub> Kontrast: Präparationspuls  $\pi/2$**

**Spins mit unterschiedlicher transversaler Relaxationszeit tragen verschieden stark bei**

# Vergleich Kontraste

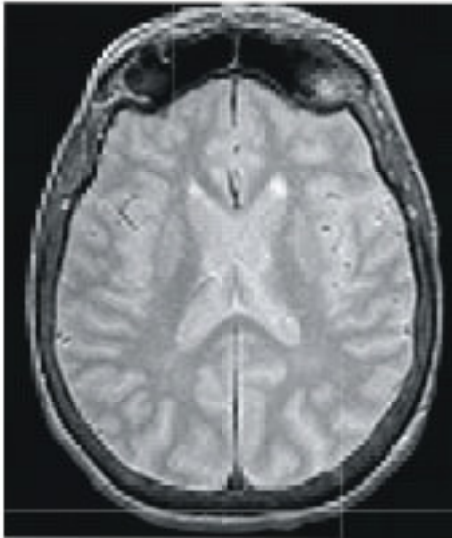


$TE \ll T_2$	$TE \approx T_2$	
<b>T<sub>1</sub>-weighted</b>	T <sub>1</sub> -w & T <sub>2</sub> -w (not useful)	TR ≈ T <sub>1</sub>
<b>M<sub>0</sub>-weighted</b>	<b>T<sub>2</sub>-weighted</b>	TR >> T <sub>1</sub>



# Kontrastvergleich

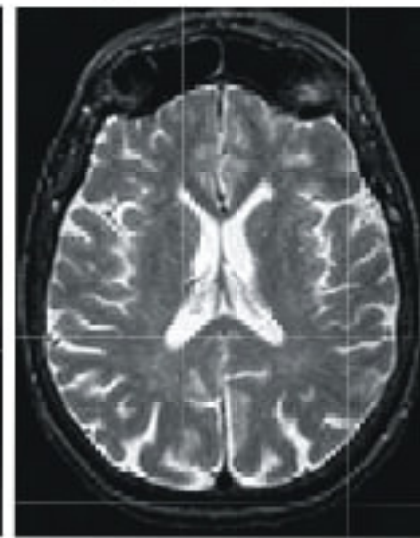
Protonendichte



T<sub>1</sub>-Gewichtung



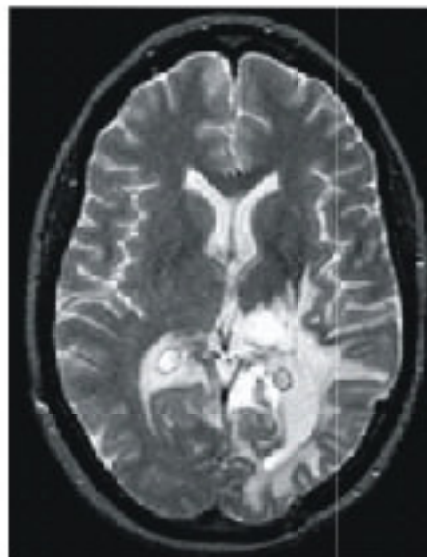
T<sub>2</sub>-Gewichtung



Spindichte



T<sub>2</sub>-Gewichtung

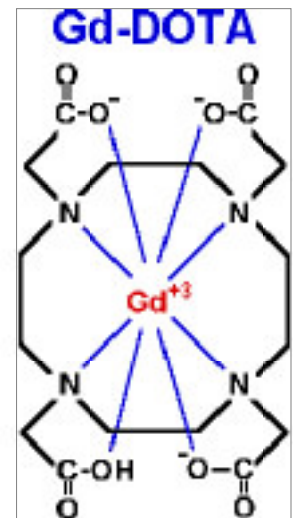


Gd-Gewichtung



kontrast-  
erzeugende  
(para-  
magnetische)  
Chemikalien:

Gd-Komplexe



Sauerstoff

# Gewichtung

Signalamplitude:  $S = S_0 e^{-\frac{T_E}{T_2}} \left( 1 - e^{-\frac{T_R}{T_1}} \right)$

## Protonendichte-Wichtung:

=> Für manche klinische Fragestellungen im Kopf- und Wirbelsäulenbereich wichtig

## T<sub>1</sub>-Wichtung:

- => T<sub>1</sub> hat größten Einfluss auf Kontrast
- => Struktur des Gewebes (Anatomie normal?)

## T<sub>2</sub>-Wichtung:

- => meist sehr empfindlich gegenüber krankhaften Prozessen  
(häufig viel “freies” Wasser in krankhaften Prozessen)

Spin-Präparationsverfahren werden (als Modul) vor jede Datanaufnahme vorgeschaltet.

=> starke Beeinflussung des Kontrasts der Bilder

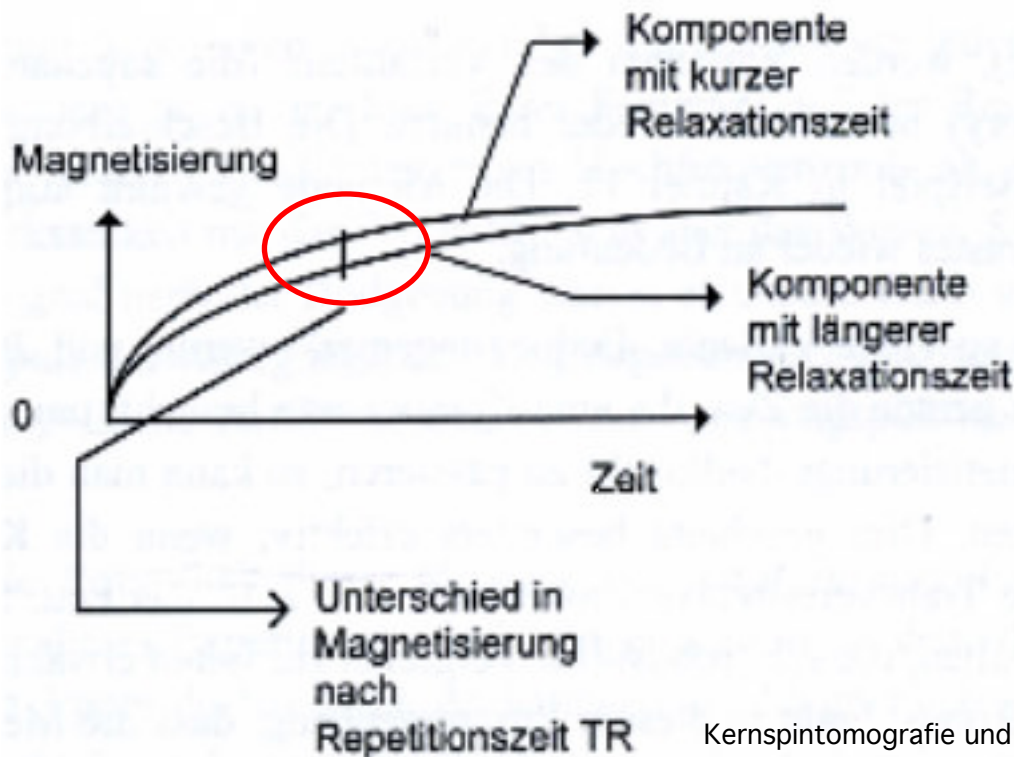
# T1 Gewichtung

## Inversion-Recovery(IR)-Präparation

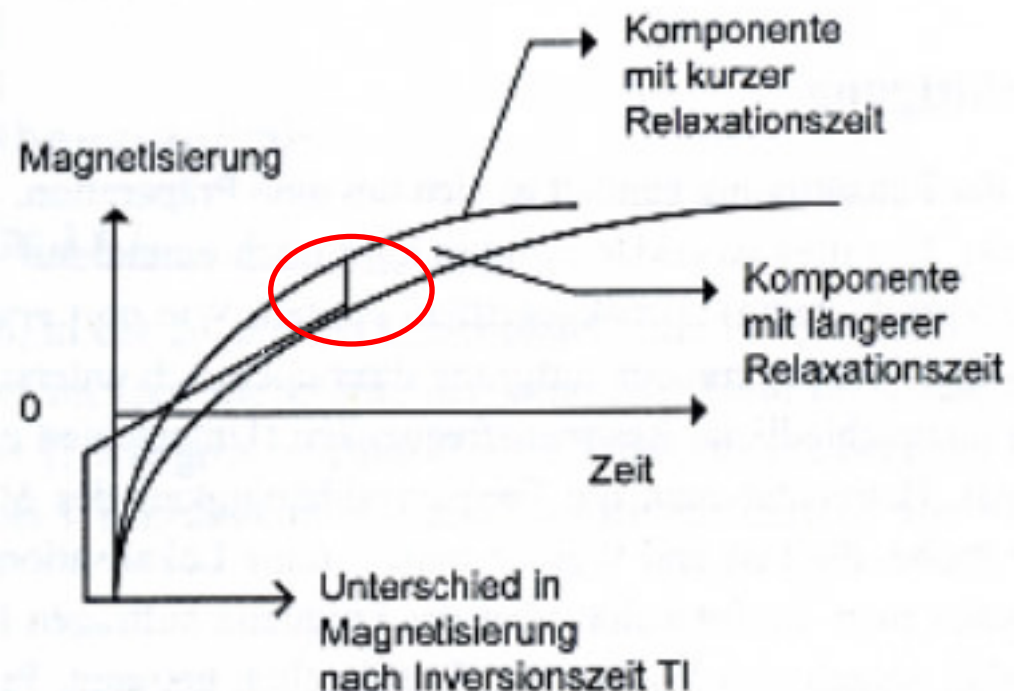
Vor jeder SE-Pulsfolge mit einem  $180^\circ$ -Puls die Magnetisierung invertieren.  
=> Verbesserung des  $T_1$ -Kontrastes

## $T_1$ -Kontrast

durch “normale” Sättigung:

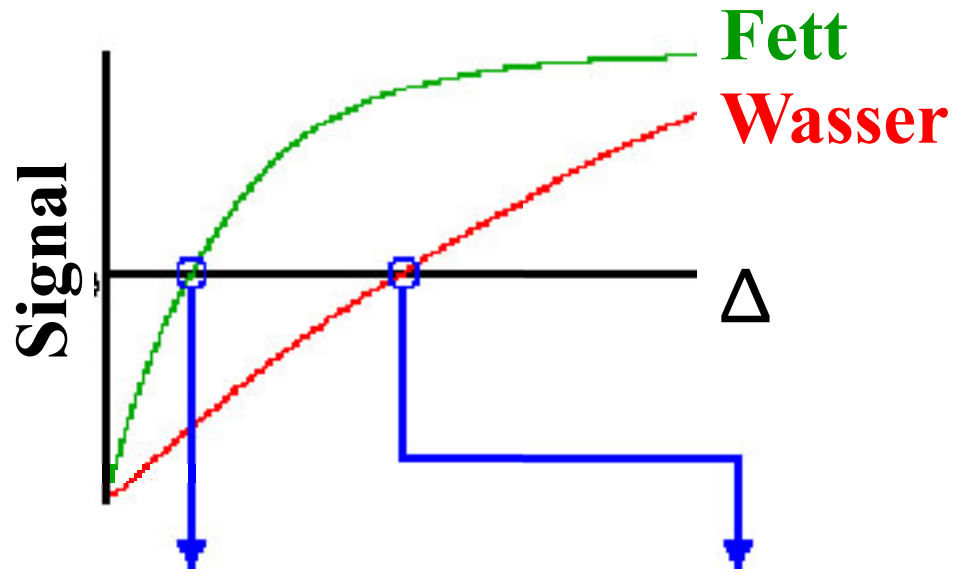


$T_1$ -Kontrast nach IR:

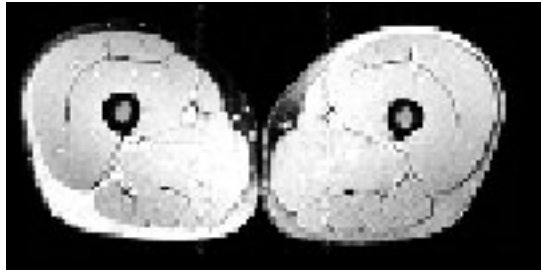




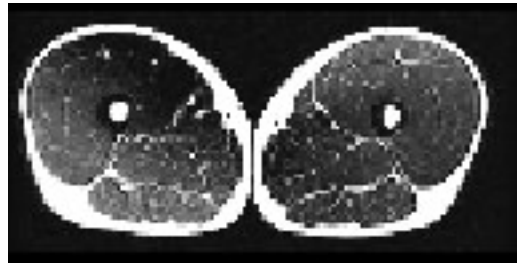
# Fett-Unterdrückung



setzt unterschiedliche  $T_1$  Zeiten voraus



kein Fett



kein Wasser

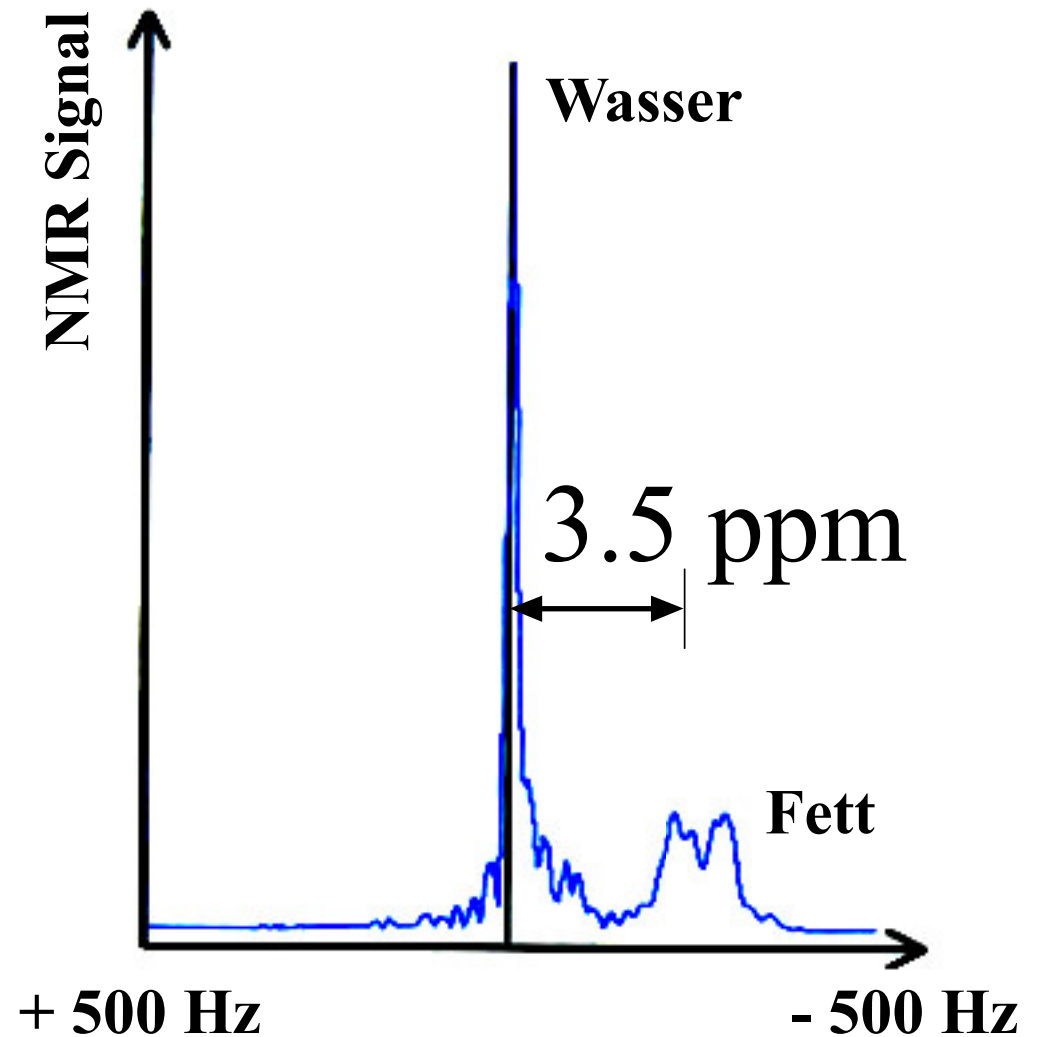
# Fett-Sättigung

mit frequenzselektivem Präparationspuls wird Resonanzlinie gesättigt (= deren Magnetisierung unterdrückt)

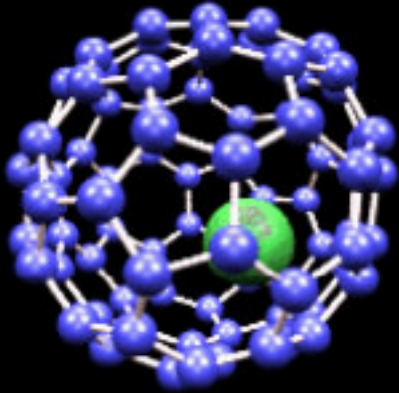
Vor jedem Zyklus Puls auf der Resonanzfrequenz des Fettes einstrahlen.

=> Fettsignal wird von eigentlichem Anregungspuls nicht mehr “erfasst”

=> Fettsignal erscheint auf Bild dunkel



# Kontrastmittel



**Gd@C82**

**Gadolinium:  
Paramagnetisch (7 ungepaarte Elektronen)**

**Elementares G.: toxisch  
=> Chelatkomplex**

**Biologische Halbwertszeit 1.5 h**

**Geringe Konzentration:  
reduziert hauptsächlich  
 $T_1$  in Umgebung**

**Meiste Körpergewebe sind diamagnetisch.**

**Berechnung:**

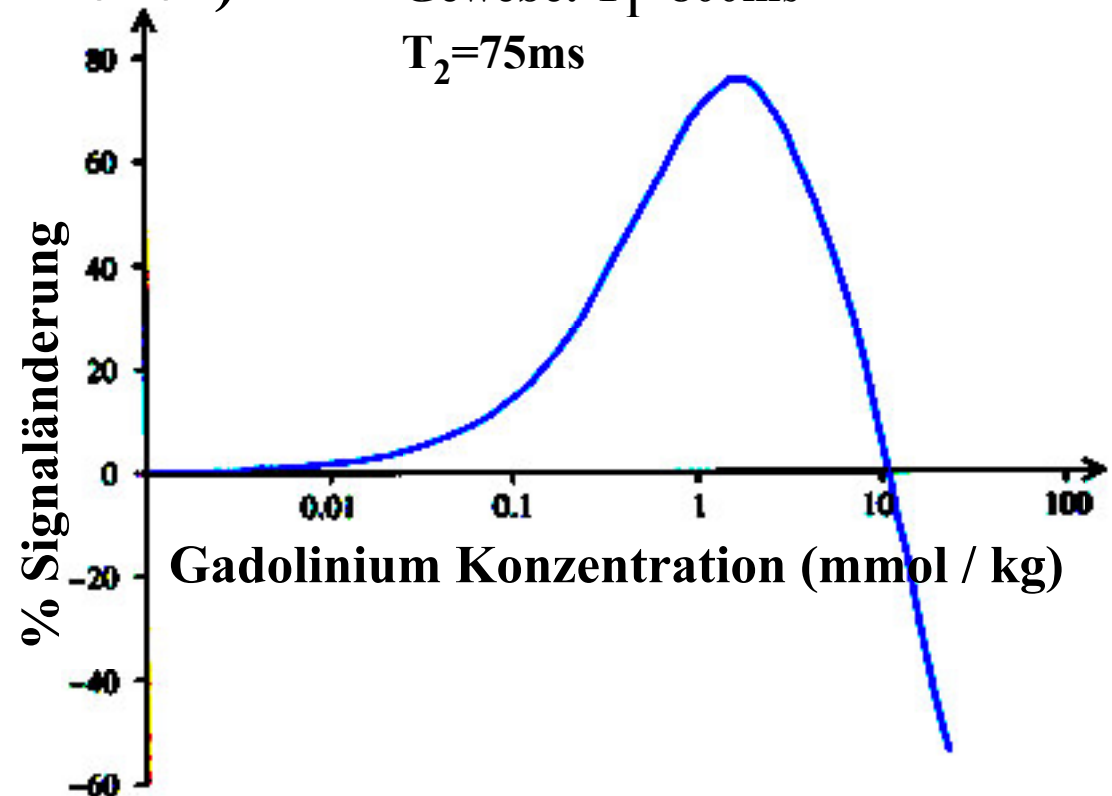
$T_1$ -gewichtete Spin-Echo-Sequenz

$T_R=400\text{ms}$ ,

$T_E=15\text{ms}$

Gewebe:  $T_1=800\text{ms}$

$T_2=75\text{ms}$

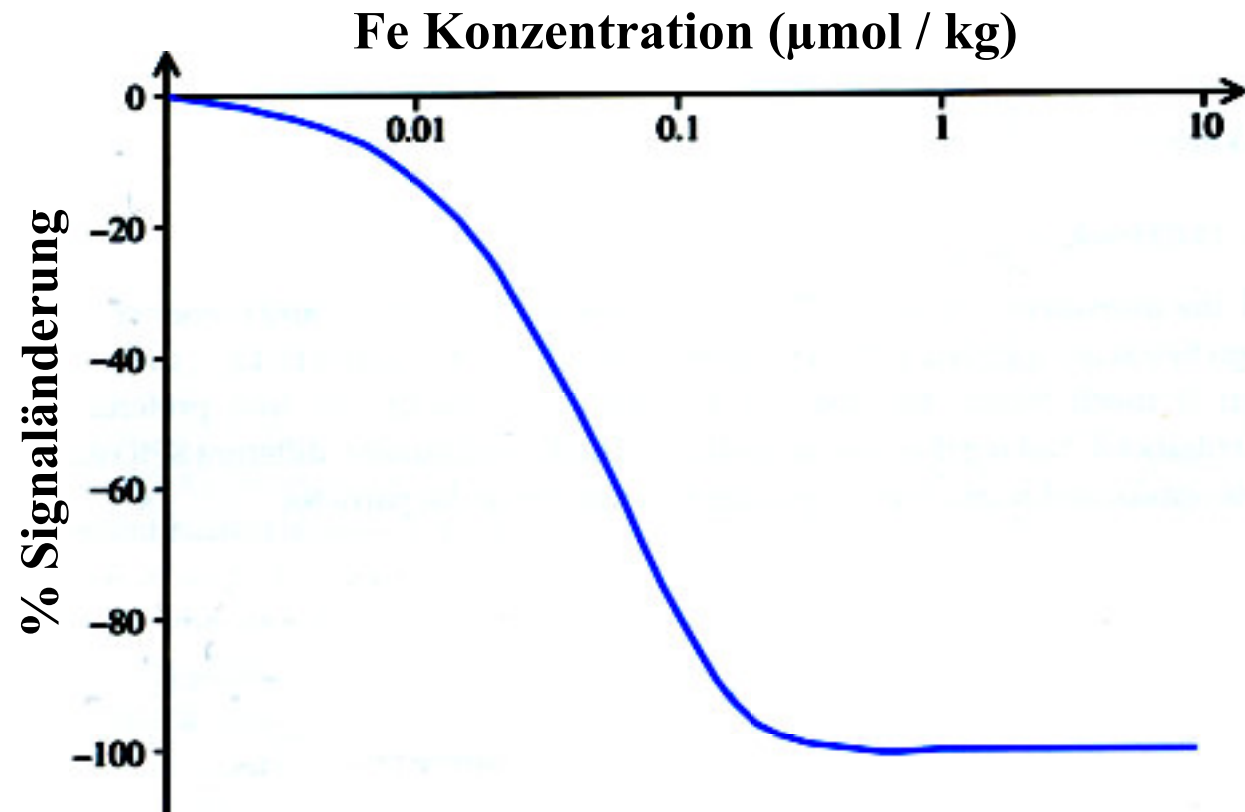


# Fe als Kontrastmittel

**Eisenoxid:** Super-Paramagnetisch  
Injiziert als Kohlenhydrat-  
ummantelte Partikel in  
Lösung; Anlagerung in  
normalem Gewebe in  
Leber und Milz

**Berechnung:**  
 $T_2$ -gewichtete Spin-Echo-Sequenz  
 $T_R=10s$ ,  
 $T_E=100ms$   
Gewebe:  $T_1=800ms$   
 $T_2=75ms$

Reduziert  $T_2^*$ ,  $T_2$ ,  $T_1$   
Wirkt über vielfaches  
Partikelvolumen.



# Der k-Raum

---

**Die Datenaufnahme erfolgt im sogenannten k-Raum. Aus diesen Rohdaten erfolgt die Rekonstruktion des Bildes im “realen” Raum durch 2-dimensionale Fourier-Transformation.**

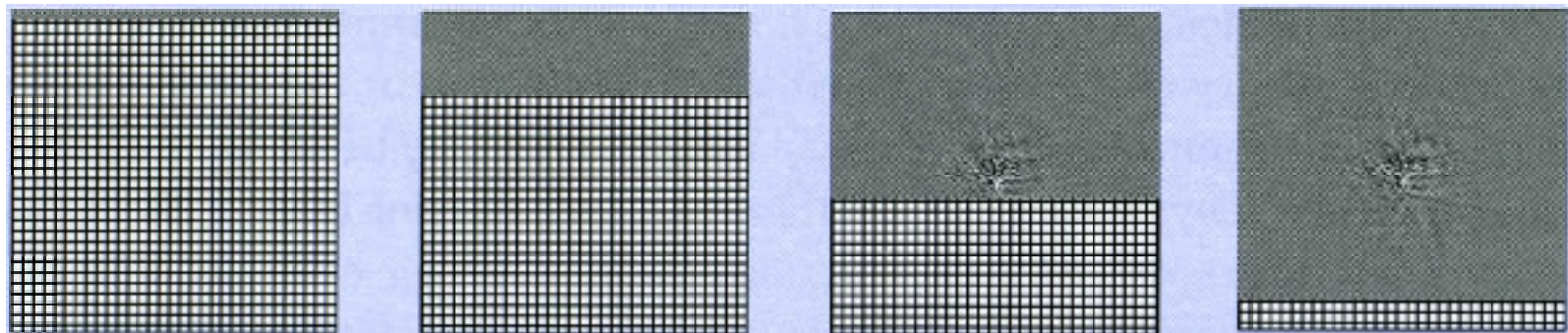
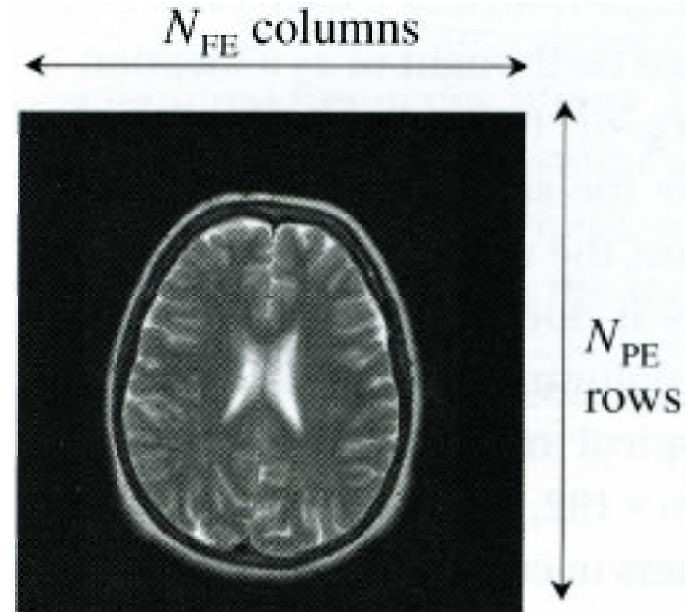
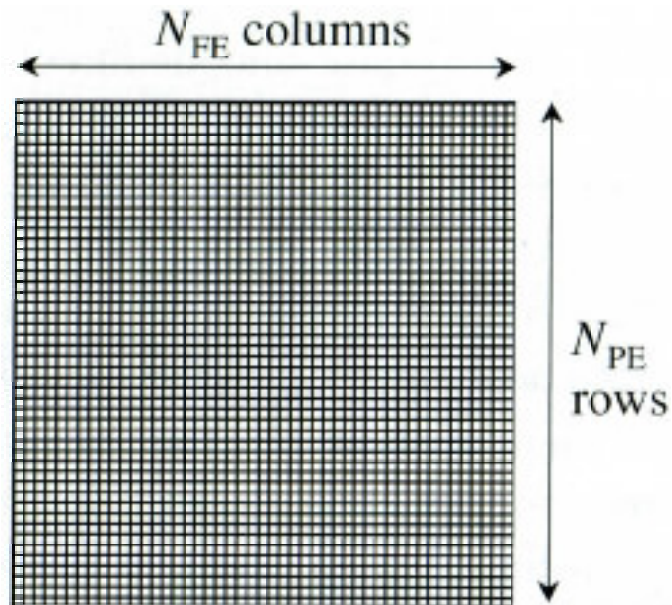
**Meßsignal:**

$$S(t; k_x, k_y) = \int \int dx dy M_{xy}(x, y) e^{-i(k_x x + k_y y)}$$

**mit**

$$k_\alpha(t) := \gamma \int dt G_\alpha(t)$$

# Aufnahme im k-Raum



**Scan Zeit**

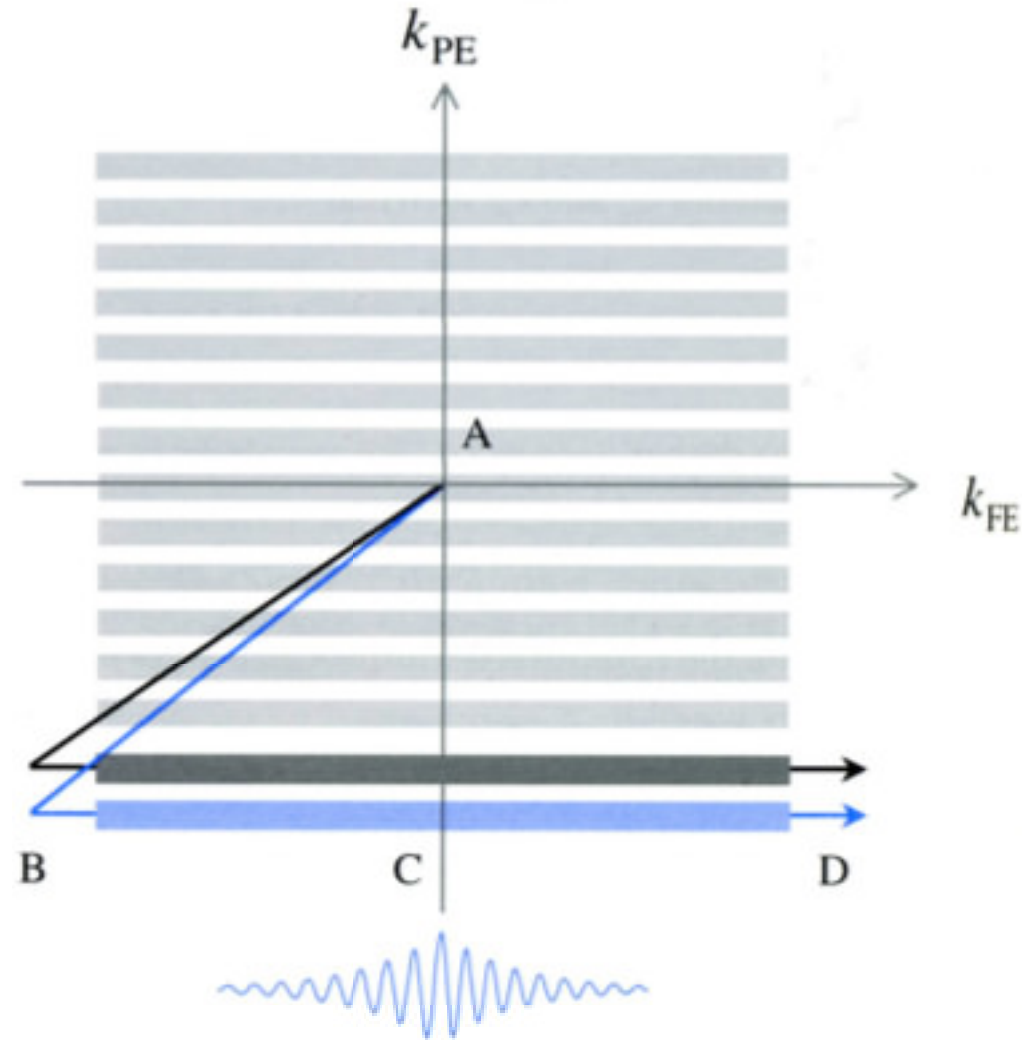
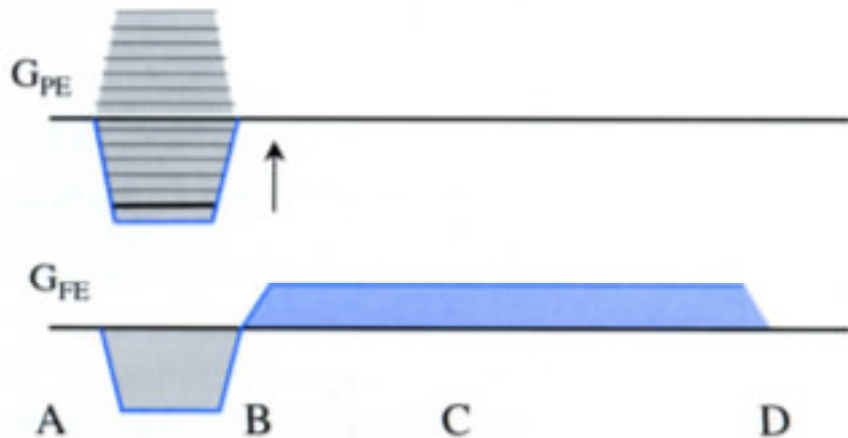
# Datenaufnahme

Zusammenhang zwischen Phasen- und Frequenzkodiergradient und dem zugehörigen Pfad im k-Raum.

(Für ein Gradientenecho)

Erinnerung:

Frequenzkodierung => 1 (Bild-)Zeile!  
Phasenkodierung muß n mal wiederholt werden für vollständiges 2-dimensionales Bild.



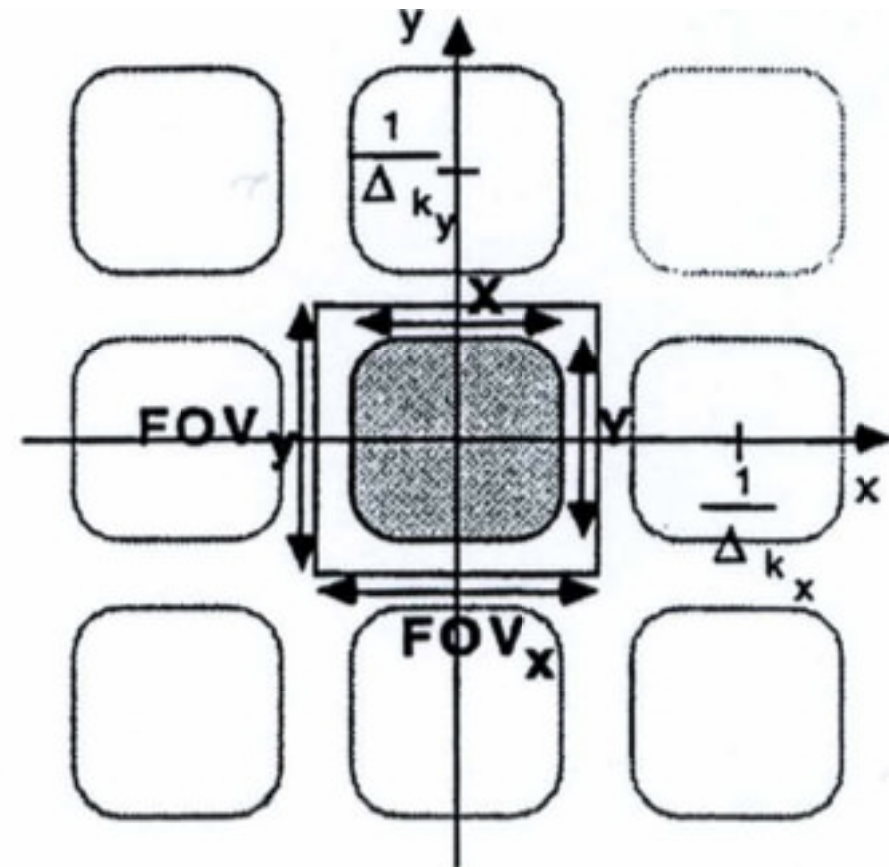
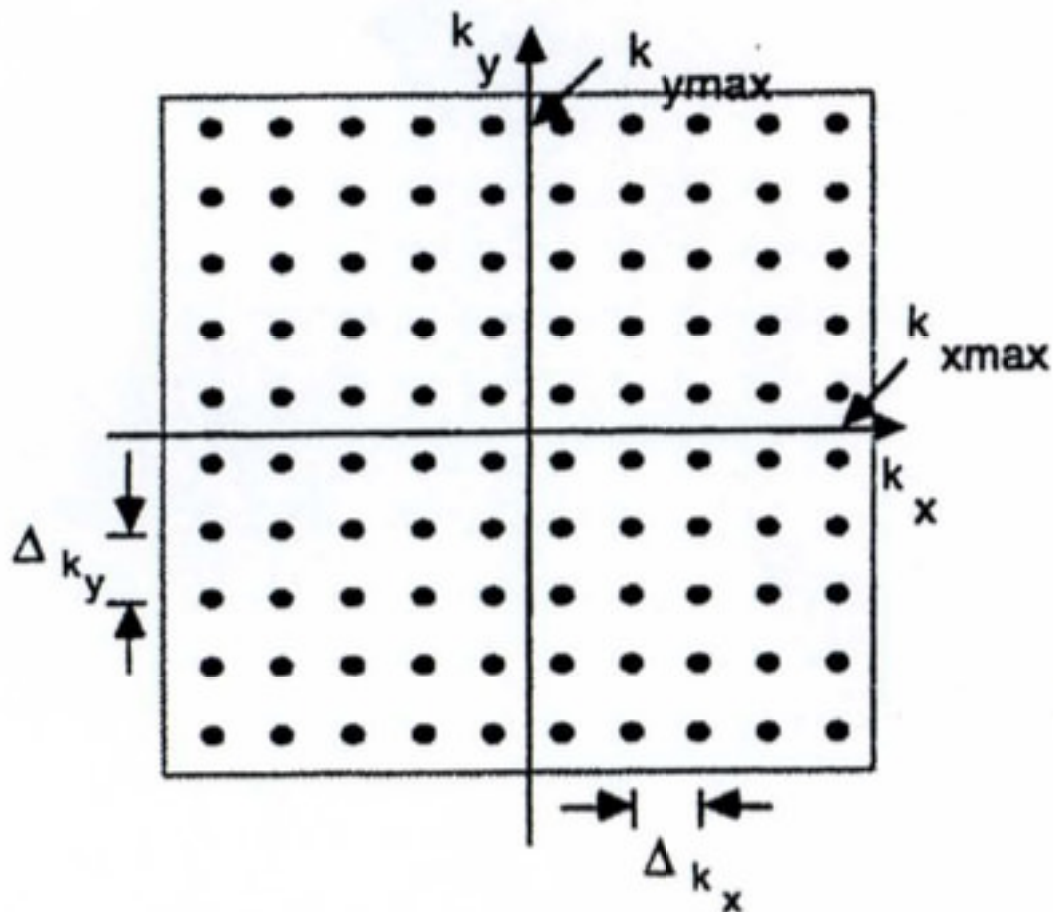
# k- / Ortsraum

Zusammenhang Parameter in  
k-Raum und Ortsraum:

Abtastraten:

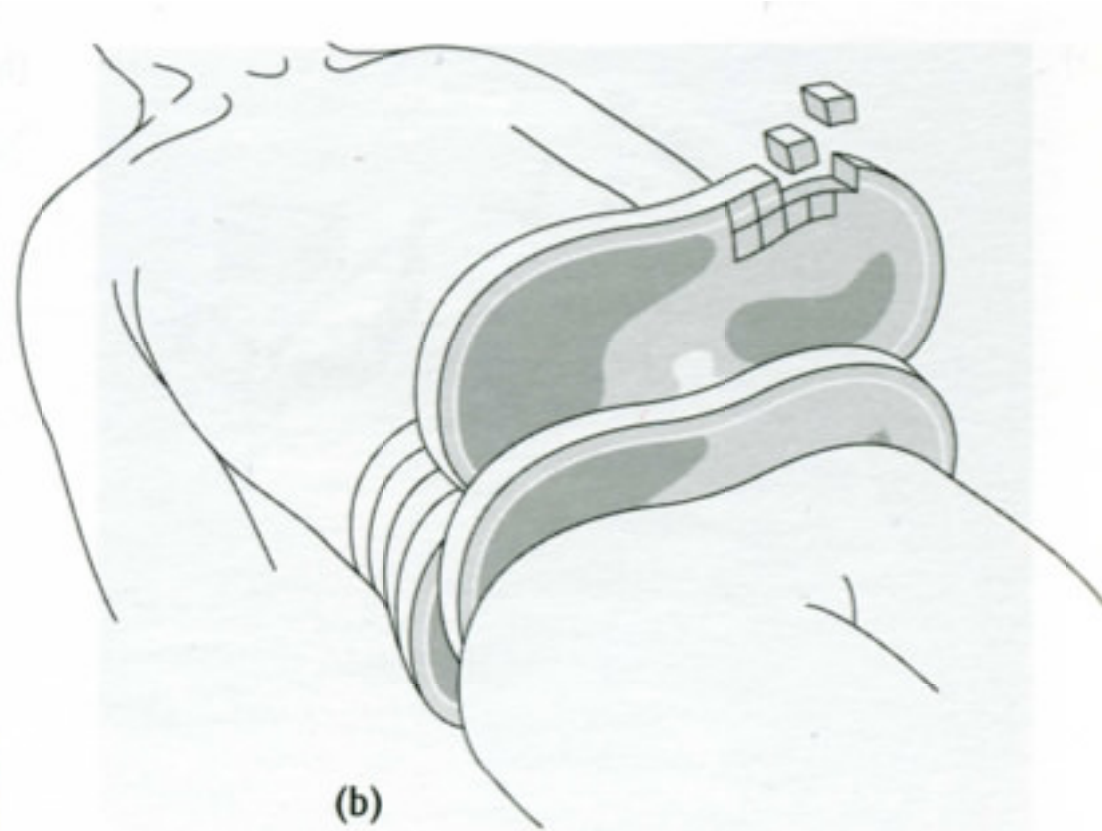
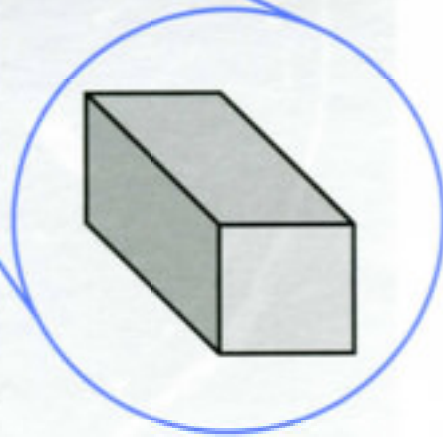
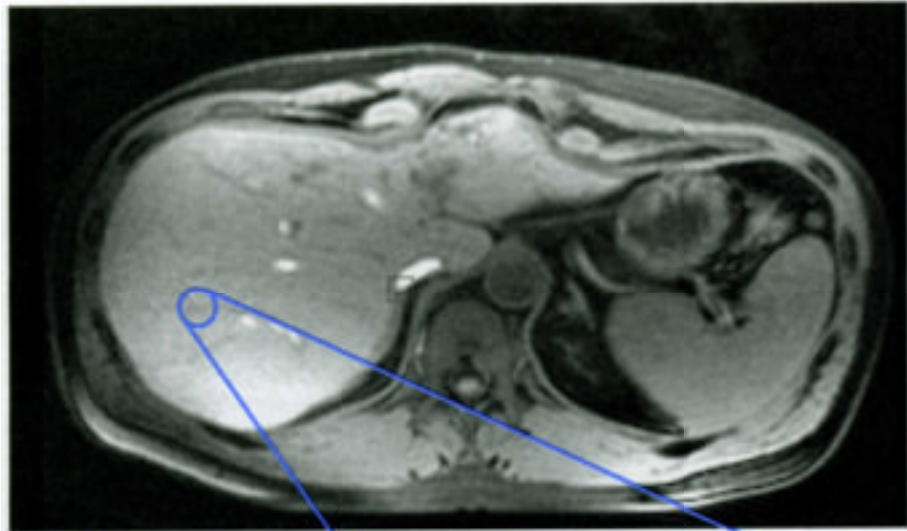
$$\text{FOV}_x = 1 / \Delta(k_x)$$

$$\text{FOV}_y = 1 / \Delta(k_y)$$





# Pixel / Voxel

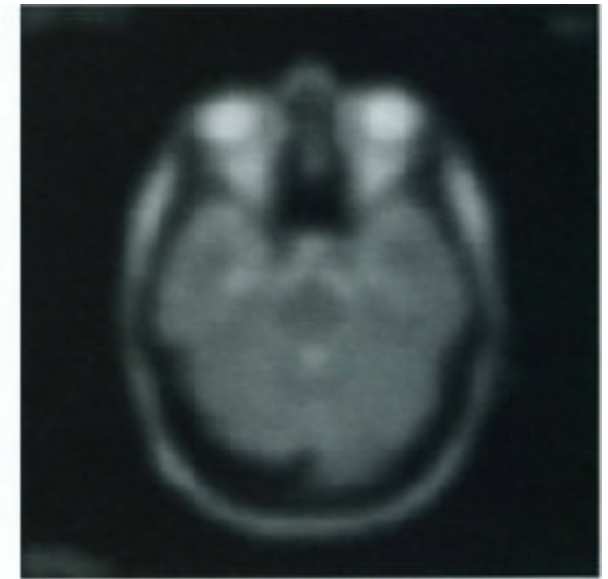
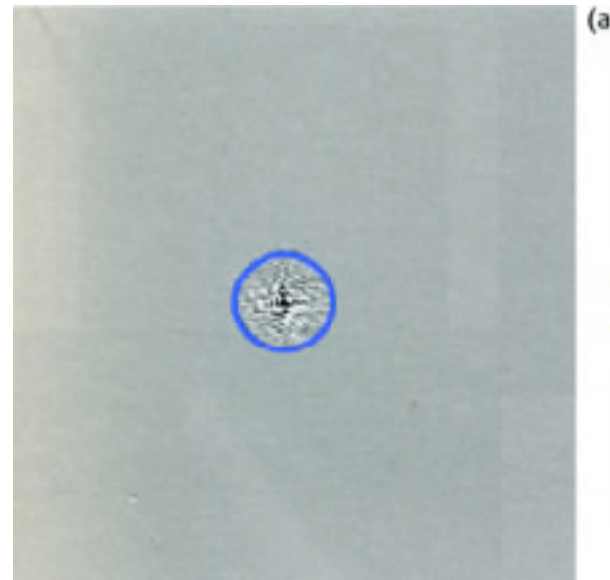


# Informationsgehalt im k-Raum

**kleine k-Werte:**

**tiefe (Orts-)Frequenzen**

**Signal- und Kontrast-  
information,  
keine Details**

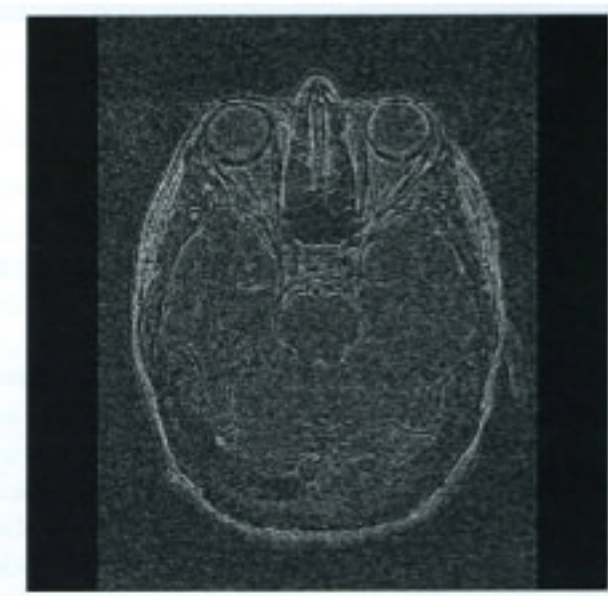
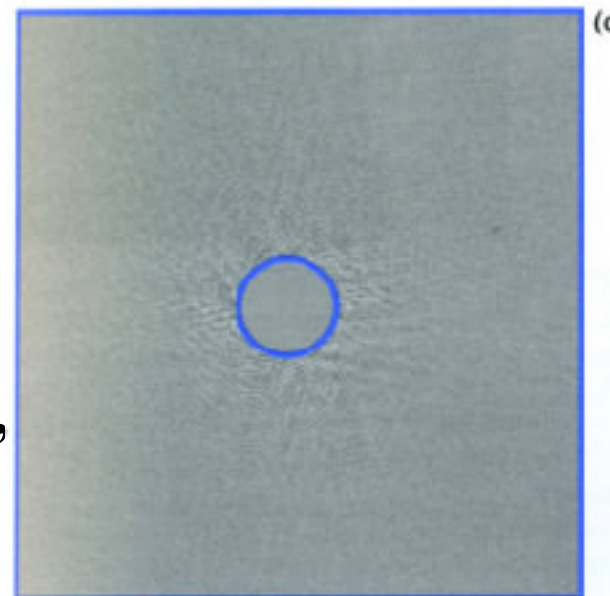


MRI From Picture to Proton  
D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, M. R. Prince

**große k-Werte:**

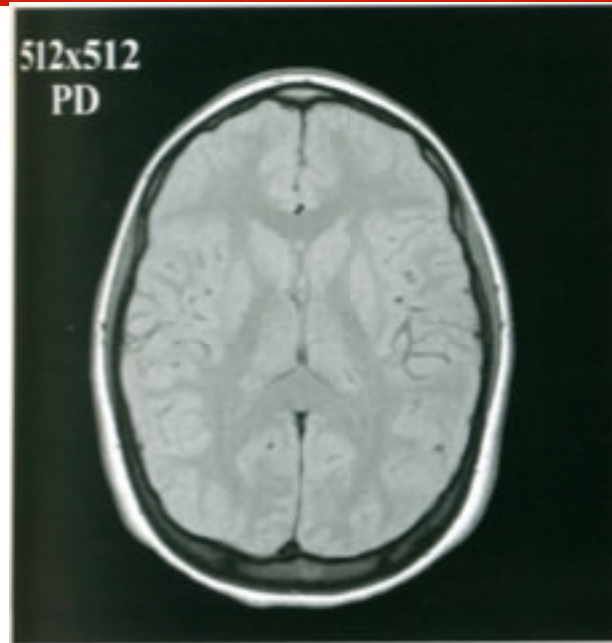
**hohe (Orts-)Frequenzen**

**Gewebegrenzen gut  
sichtbar, schlechtes SNR,  
keine Kontrastinfo**

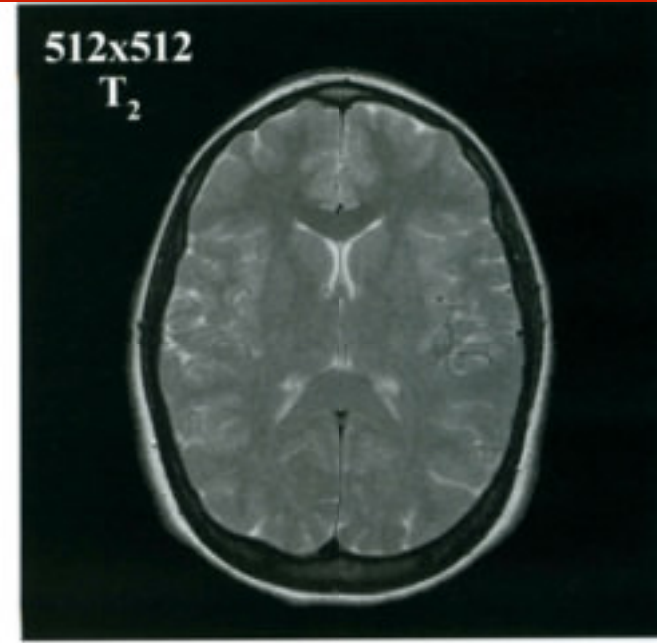


# Auflösung und Rauschen

**Protonendichte (PD)-  
und  $T_2$ -gewichtete Bilder  
mit gleicher Gesamtzeit  
für die Scans:**

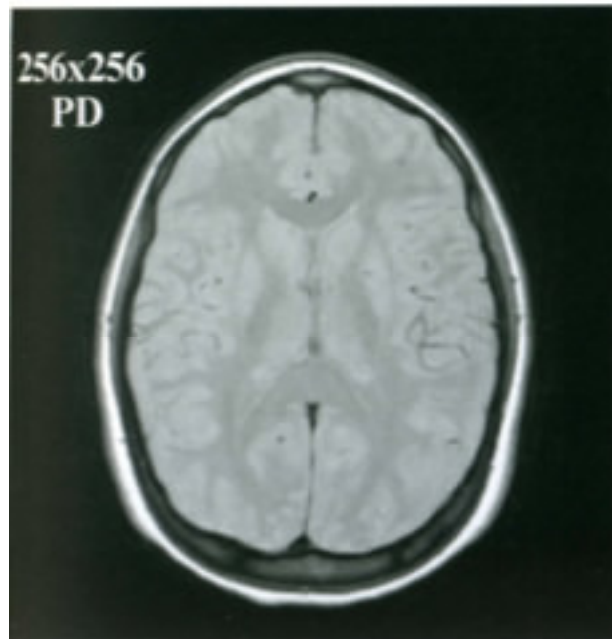


(a)

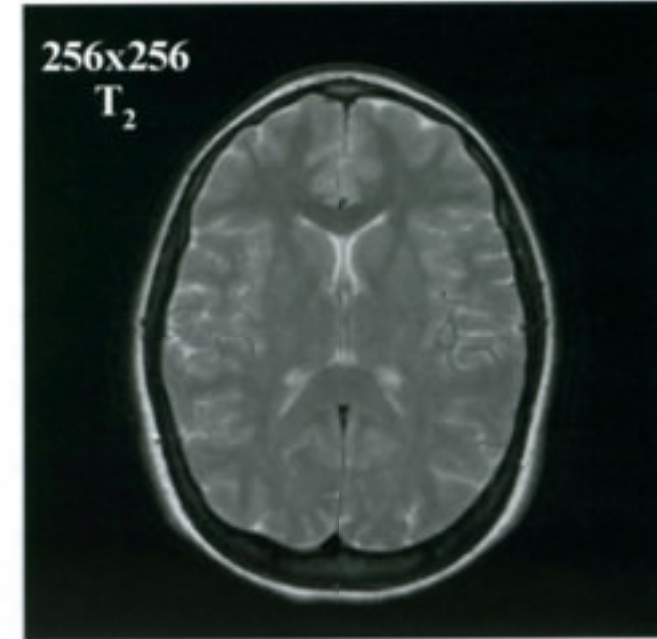


(b)

**Höhere räumliche  
Auflösung führt zu  
größerem Rauschen  
(geringeres SNR)**



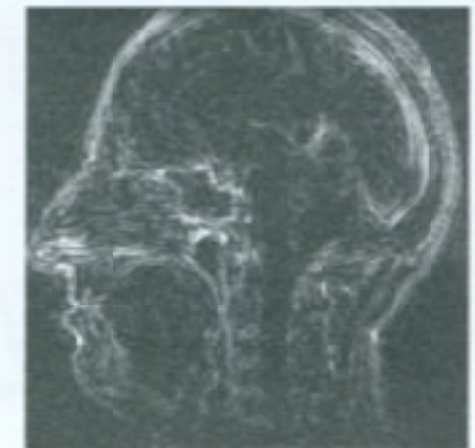
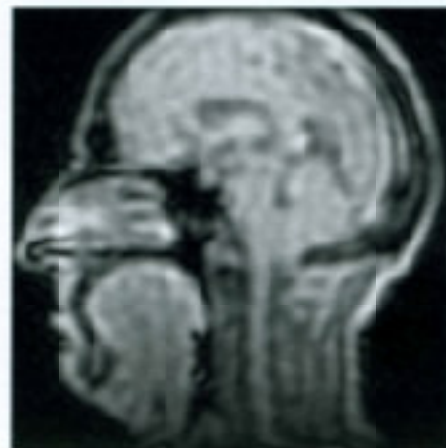
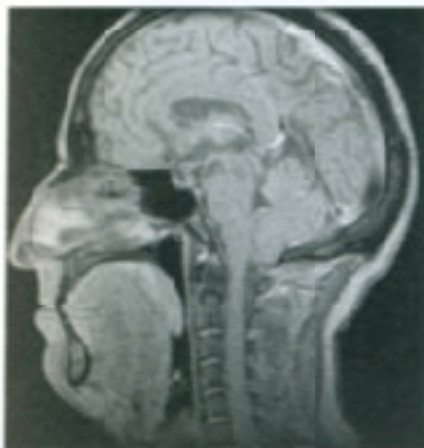
(c)



(d)

# Hohe Frequenzen

**Daten am Rand des k-Raumes (hohe (Orts-) Frequenzen)  
enthalten Information über die Bildauflösung (Ecken und Kanten)  
-> Ausnutzung in digitaler Bildverarbeitung (Filter)**



**Es gibt 3 Gruppen von Artefakten bei der MRI:**

**Bewegungsartefakte durch physiologische oder unwillkürliche Bewegung des Patienten**

**=> führt zu sogenannten “Ghosts” entlang der Phasenkodierrichtung**

**Inhomogenitätsartefakte durch Fehlerhaftigkeit der Geräte und durch Suzeptibilitätseffekte innerhalb des Körpers**

**=> verursacht Intensitätsänderungen und Bildverzerrungen**

**Digitale Bildartefakte stammen von der Rekonstruktion des Bildes mit Hilfe der Fourier-Transformation**

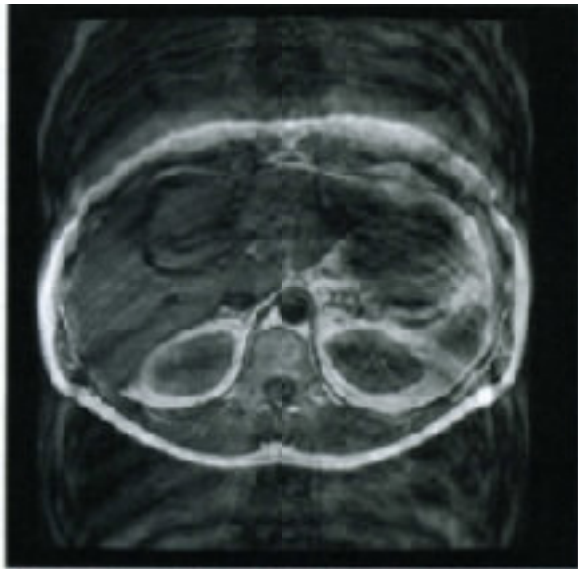
**=> viele verschiedene Arten von Bildfehlern**

# Bewegungsartefakte

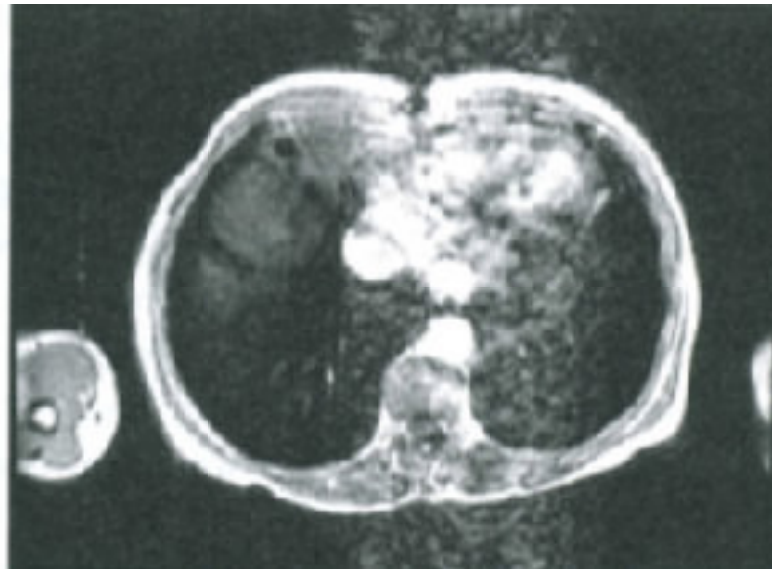
durch physiologische oder unwillkürliche Bewegung des Patienten

=> führt zu sogenannten “Ghosts” entlang der Phasenkodierrichtung

**Atmung**



**Herzbewegung**



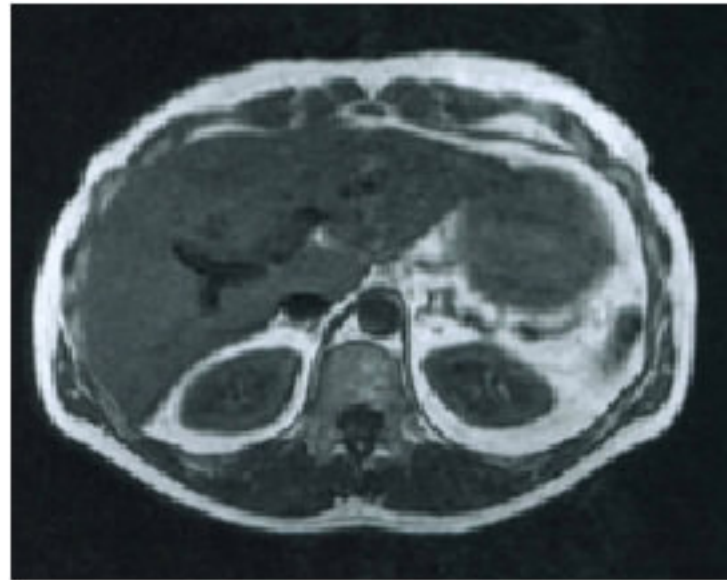
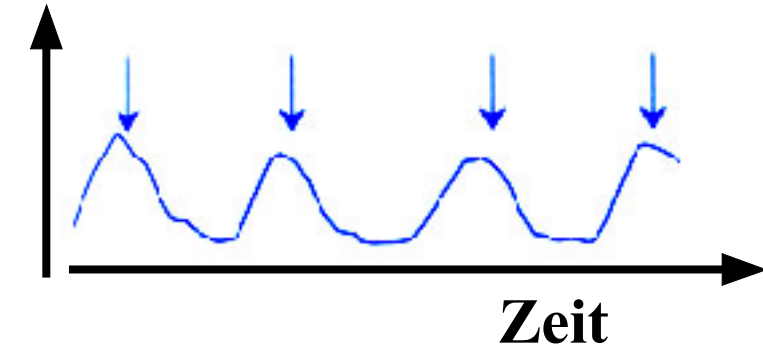
**Verdauung**



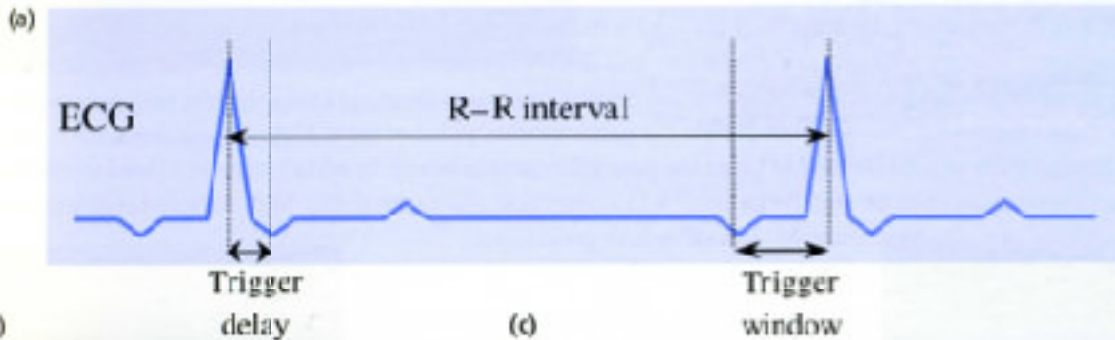
Triggerung als mögliche Lösung:

# Triggerung

Atmung

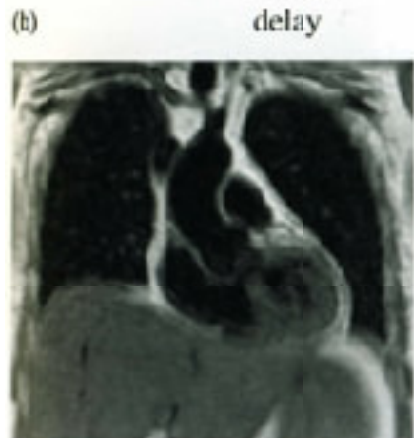


MRI From Picture to Proton  
D. W. McRobbie, E. A. Moore,  
M. J. Graves, M. R. Prince



TR = R-R Intervall; typischerweise  
600-1000ms; also  $T_1$ -Gewichtung

**Verdauung => kontinuierliche,  
zufällige Bewegung, keine  
Triggerung möglich**

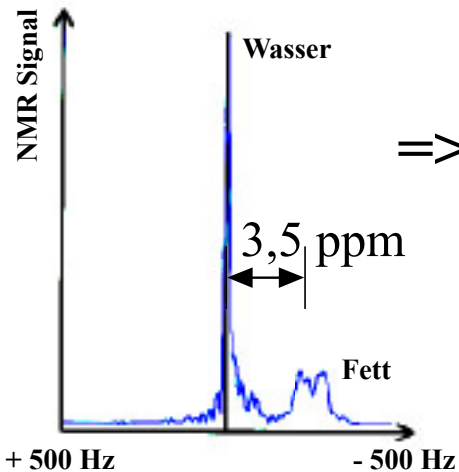


**Lösung: Verdauungshemmende  
Medikamente (15-20min) oder  
sehr schnelle Pulssequenzen  
(FSE, HASTE)**

# Chemische Verschiebung

## Chemische Verschiebungs-Artefakt

C.V. => Fett scheint an anderer Position zu sein (Frequenzkodierung)



=> Fettsignal ist entlang der Frequenzkodierung um einige Pixel verschoben



MRI From Picture to Proton  
D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, M. R. Prince

**Je nach Stärke der Verschiebung:**  
**Artefakt:** helles oder dunkles Band auf gegenüberliegenden Seiten einer Struktur, oder sogar “ghost image”

**Mögliche Lösung:** höhere Empfängerbandbreite benutzen

**Nachteil:** dadurch auch geringeres SNR



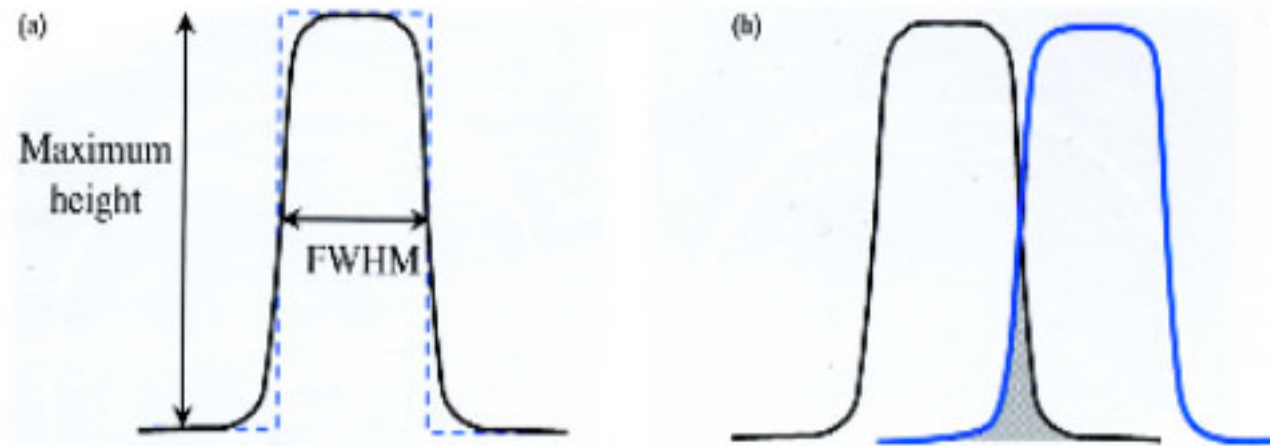
# Partialvolumen - Artefakte

## Partialvolumen-Artefakt, Überlapp-Artefakt

Unterschiedliche Gewebetypen in einem Voxel => Partialvolumen-Artefakt  
(Typ. Voxelgröße: 1mm\*1mm\*5mm)

Lösung: Schichtdicke anpassen

Verwandtes Problem bei  
Multi-Schicht-Verfahren:  
Überlapp der Signale von  
benachbarten Schichten.  
Ursache: nichtideale Pulse



Folge: Gewebe in Überlapp-Region kann nicht relaxieren  
=> Reduzierte Signalintensität

Lösung: Größere Schichtabstände

# Phasenabtastungs-Artefakt

**Bsp.:** Hineinfalten von Signalen, die außerhalb des FOV liegen, aber detektiert werden.

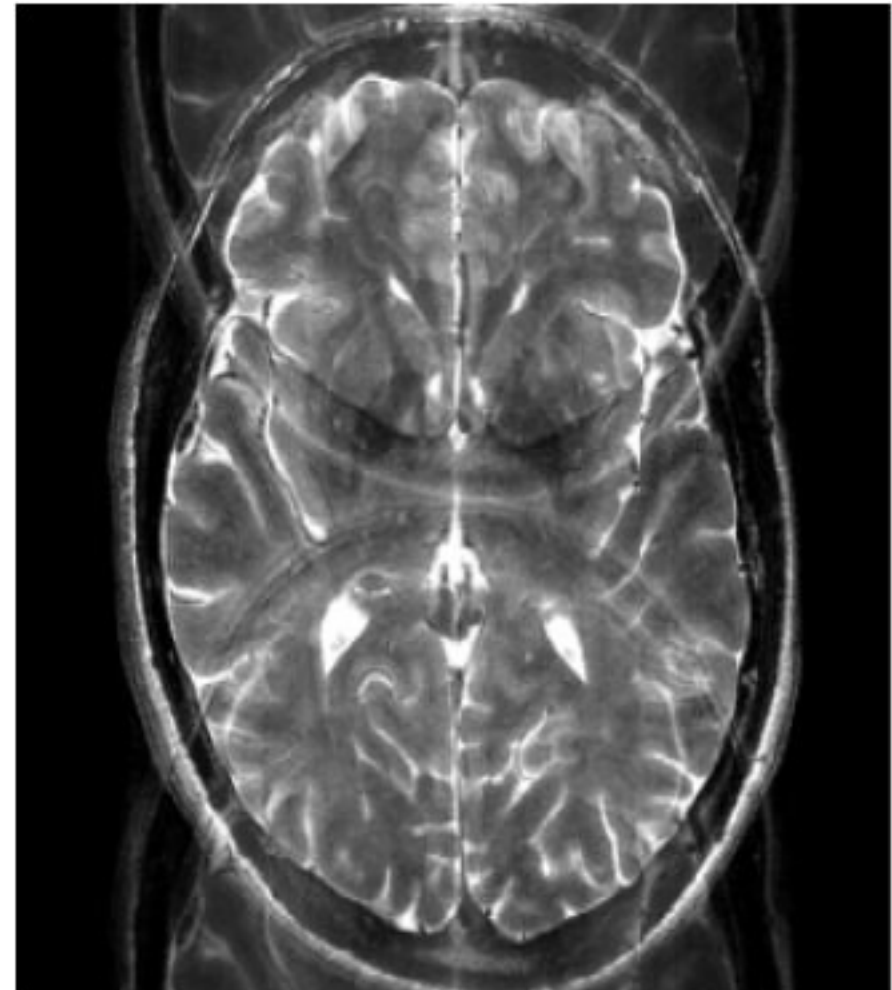
**Lsg.:** In *Frequenzkodierrichtung* einfach Erhöhung der Abtastrate.

In *Phasenkodierrichtung* ist dies mit einer Erhöhung der Messzeit verbunden und daher nicht immer möglich.

**Weitere Lösungen:**

**Sättigung der Signale  
außerhalb des FOV,  
Vergrößerung des FOV**

**N/2 - ghost:**



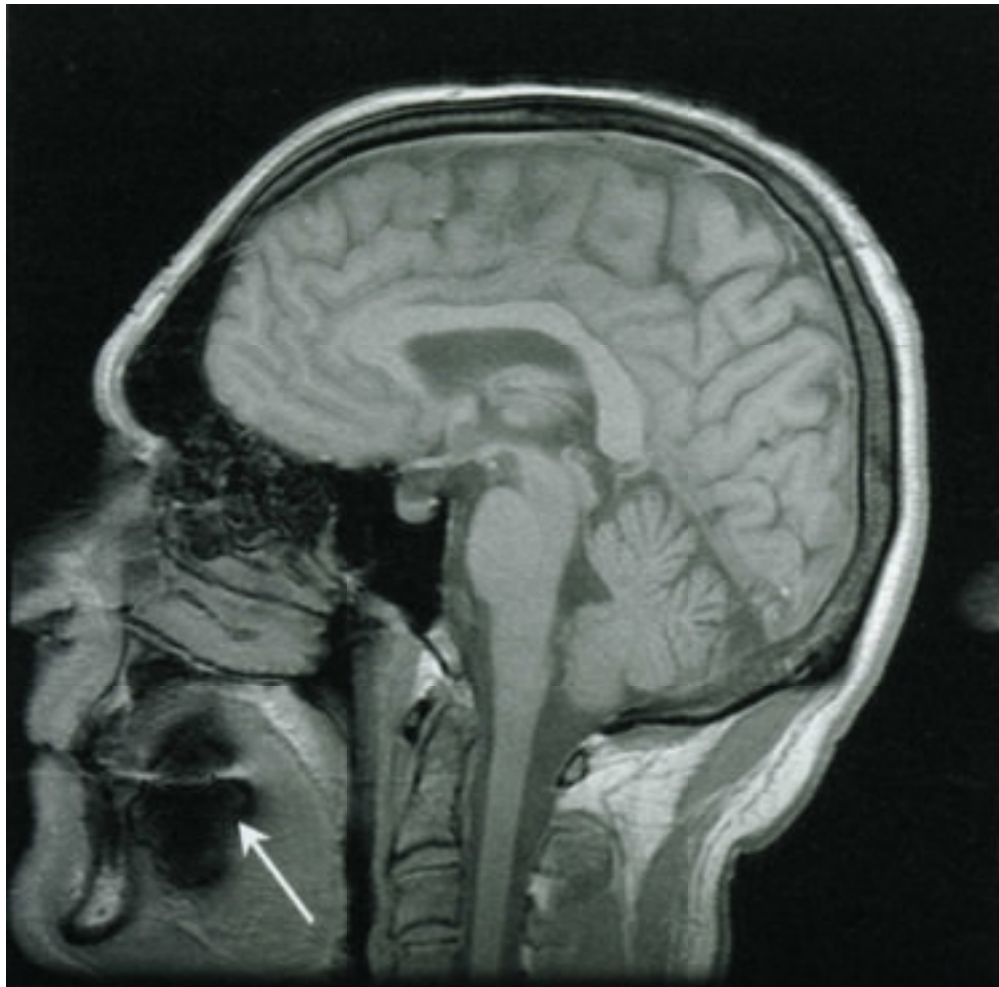
# Suszeptibilitätsartefakte

MRI From Picture to Proton

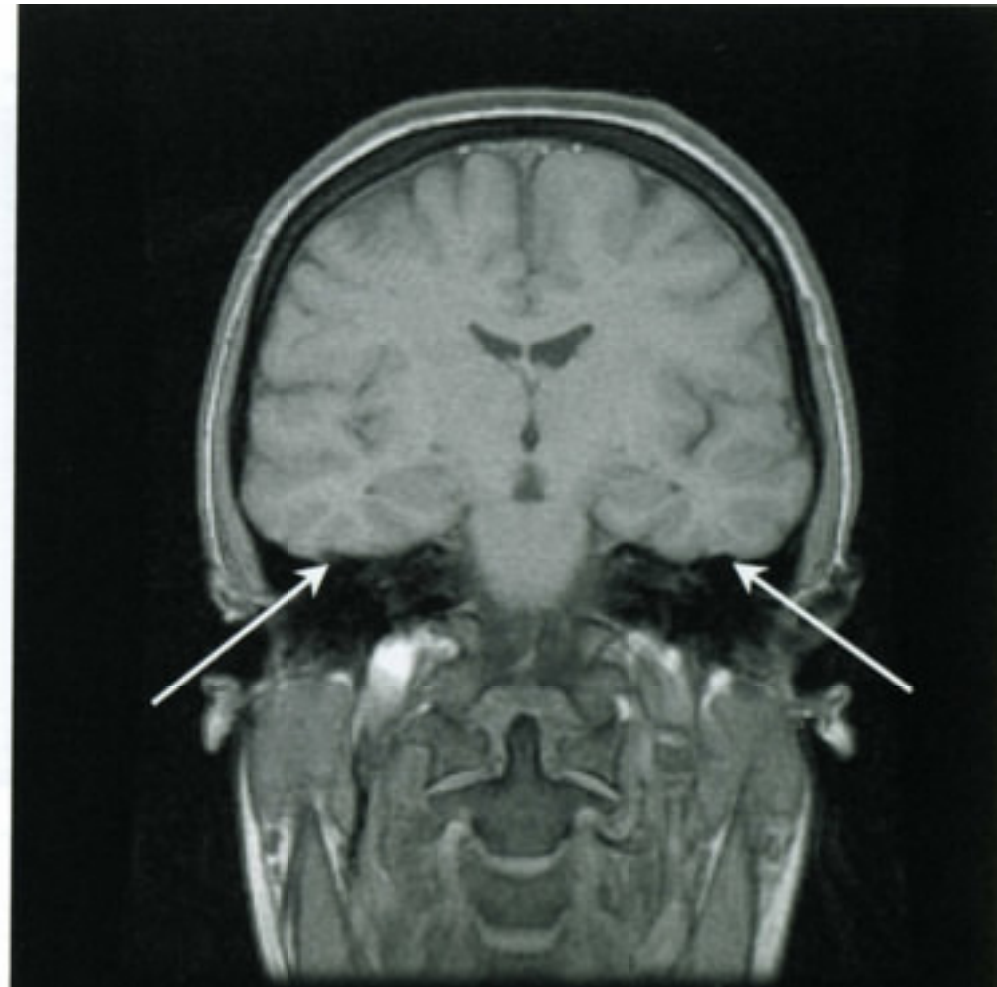
D. W. McRobbie, E. A. Moore, M. J. Graves, M. R. Prince

## Metall-Artefakt

=> Region ohne Signal,  
Kante mit hoher Signalintensität,  
geometrische Verzerrungen

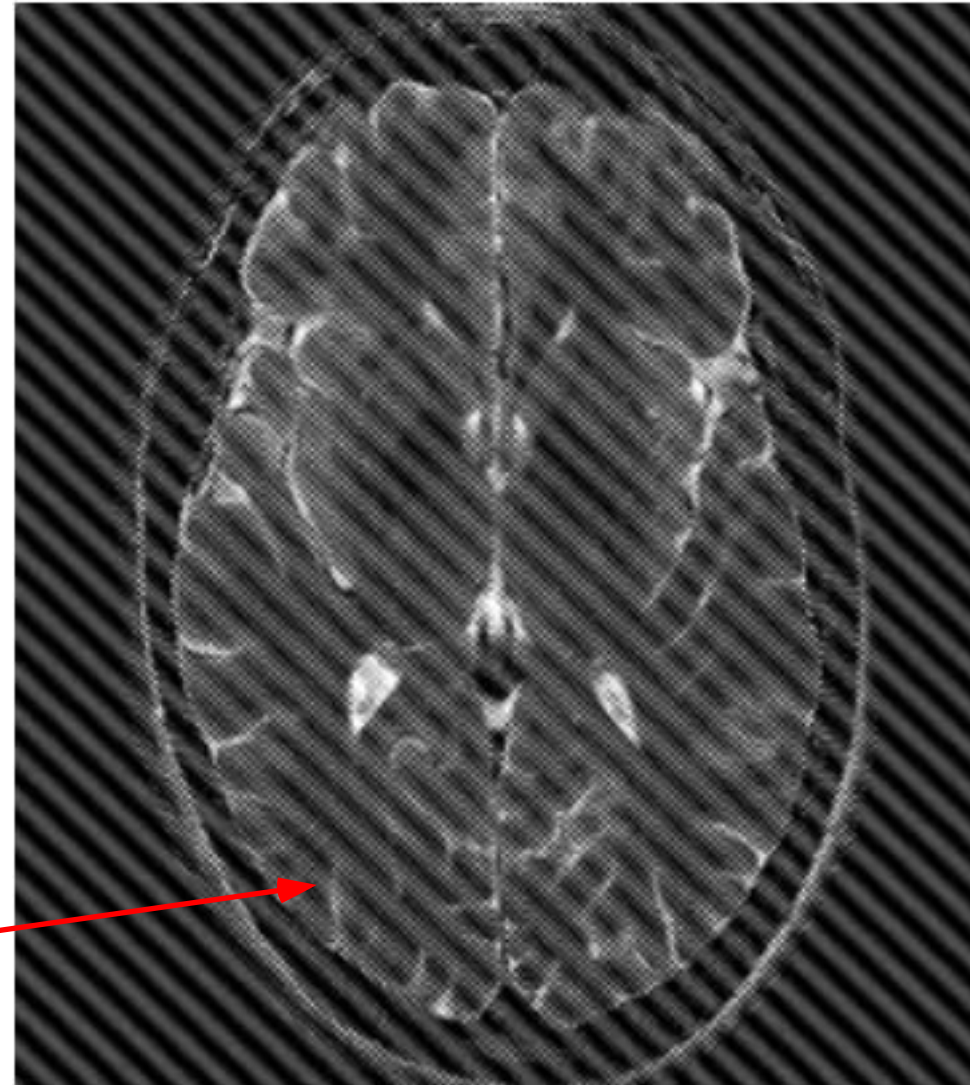
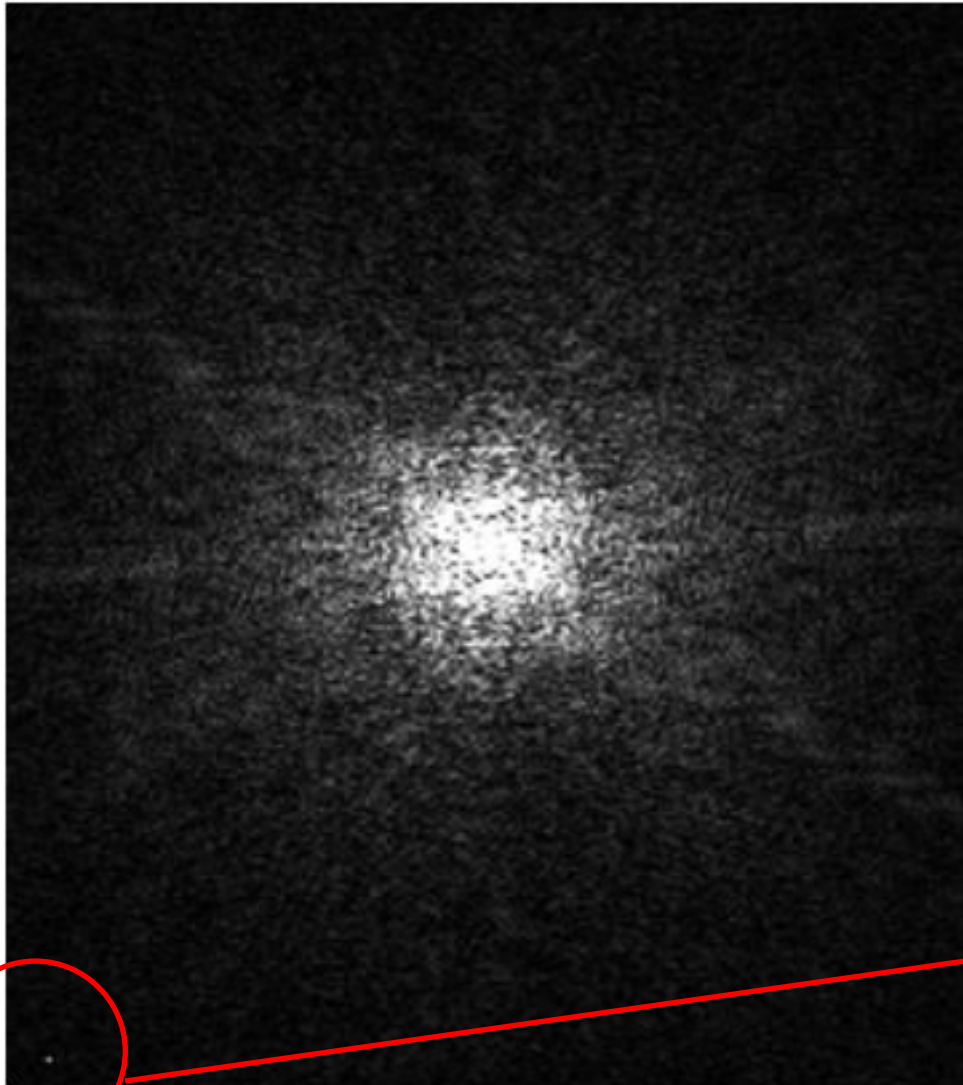


Suszeptibilitäts-Artefakte  
haben ähnliche Auswirkungen,  
aber subtiler



# Punktartefakt im k-Raum

z.B. defekte RF-Spule



# Schnelle Datenaufnahme

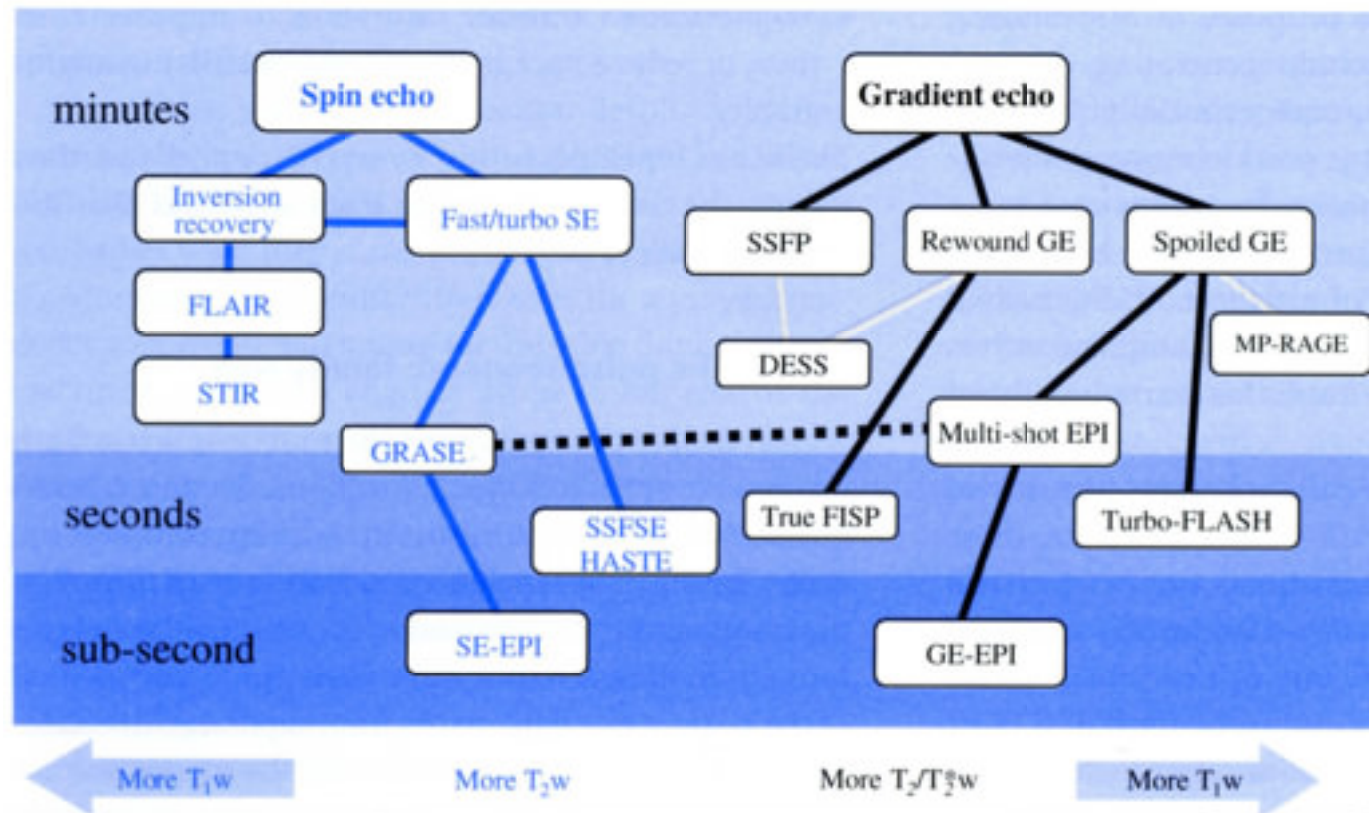
**Konventionelle Spin-Echo-Sequenz: zu langsam für viele praktische Zwecke**  
**Grund: Zwischen 2 Phasenkodierungsschritten muss genug Zeit sein, damit sich die Gleichgewichtsmagnetisierung aufbauen kann.**  
**(-> bestimmt durch Eigenschaften des Gewebes -> unveränderbar)**

**Mögliche Lösungsansätze:**

**Parallele Datenaufnahme verschiedener Datenzeilen:**  
**Turbo-Spin-Echo, ...**

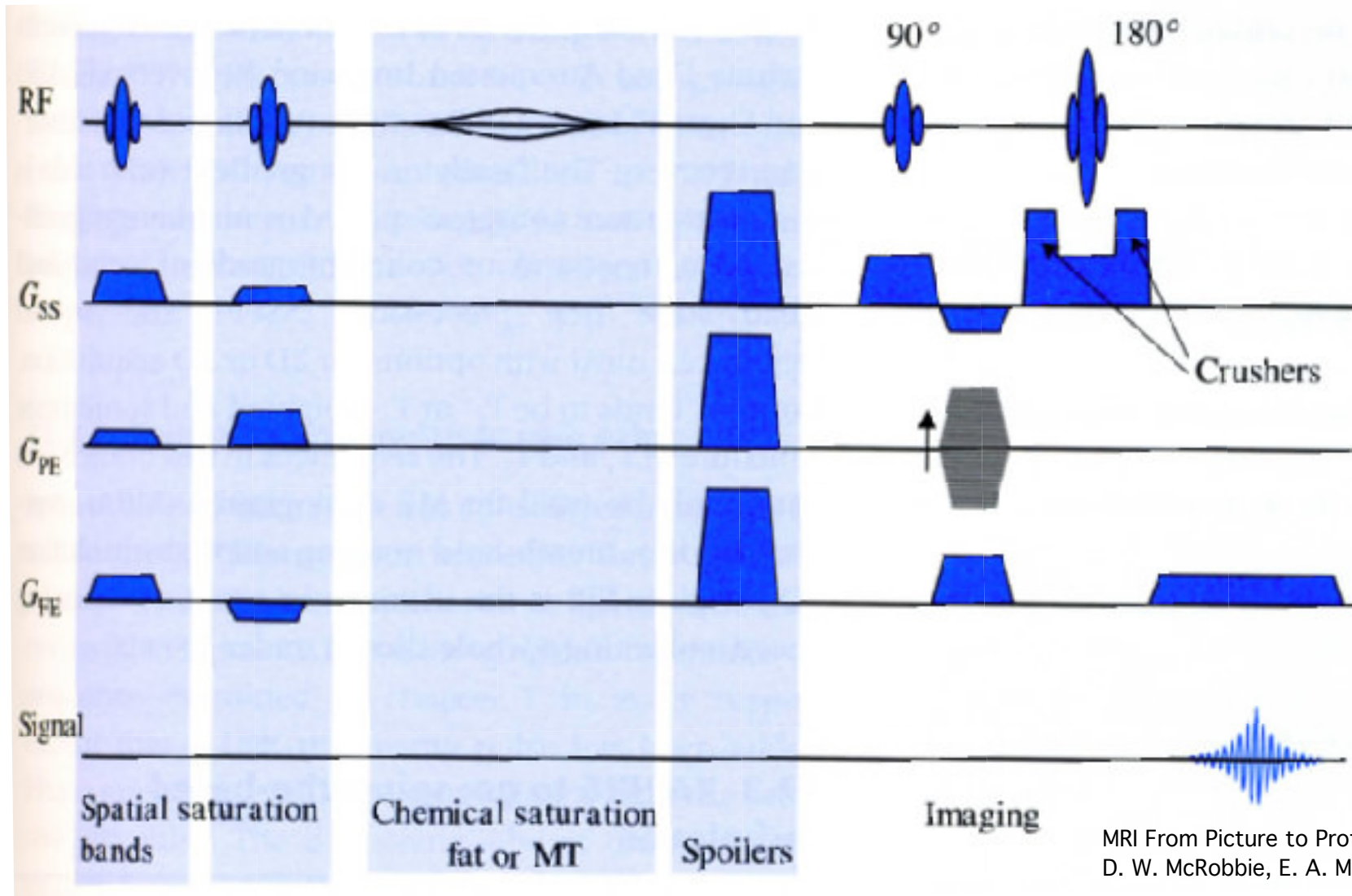
**Kleine Flipwinkel (kleine Änderung von M)**

**-> Gradienten-Echo-Sequenzen**



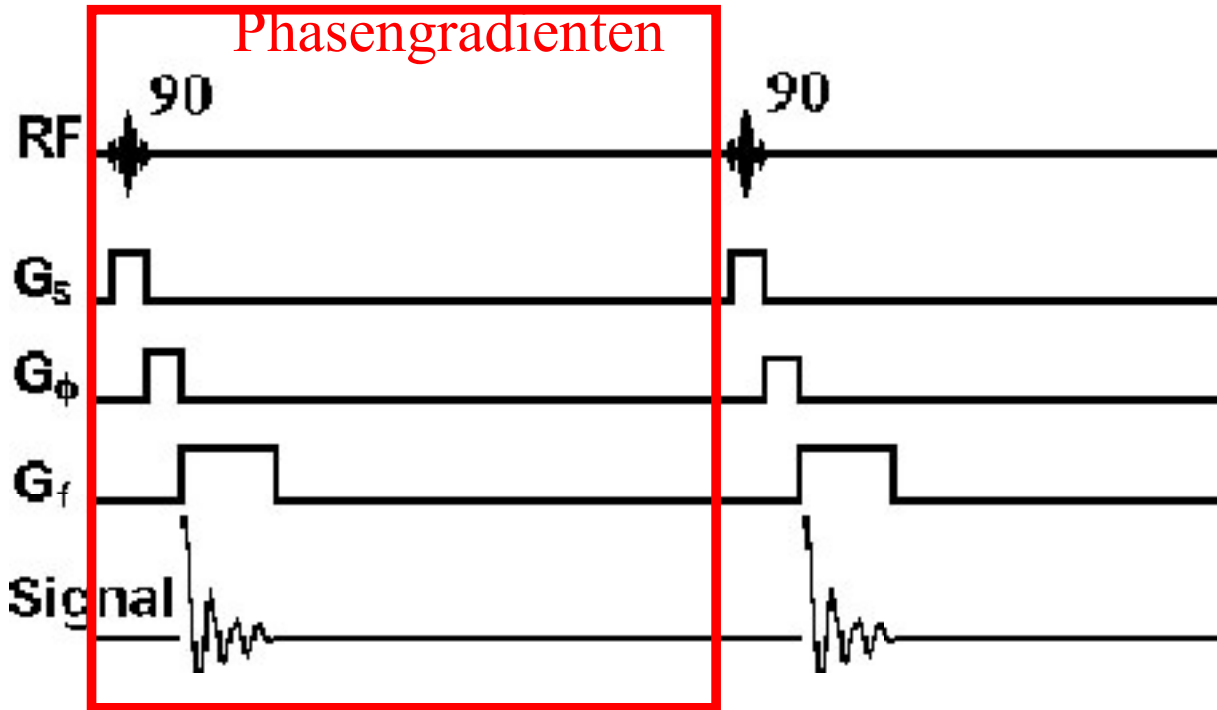
# Allgemeine Spin-Echo Sequenz

Allgemeine Spin-Echo-Sequenz mit räumlicher Sättigung um unerwünschte Artefakte zu unterdrücken, Fettsignal-Unterdrückung (bzw. Sättigung) und Präparationsverfahren zur Kontrastverbesserung:

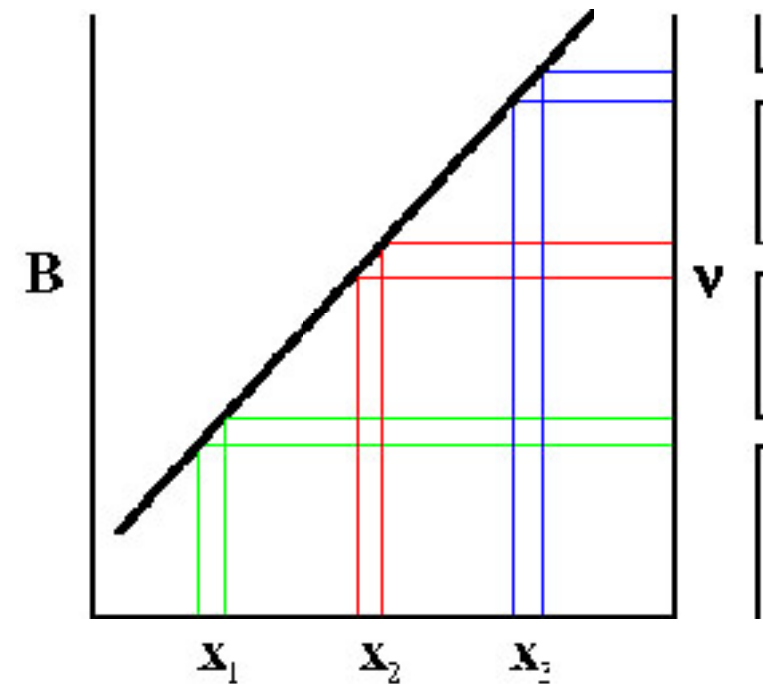


# Messzeit

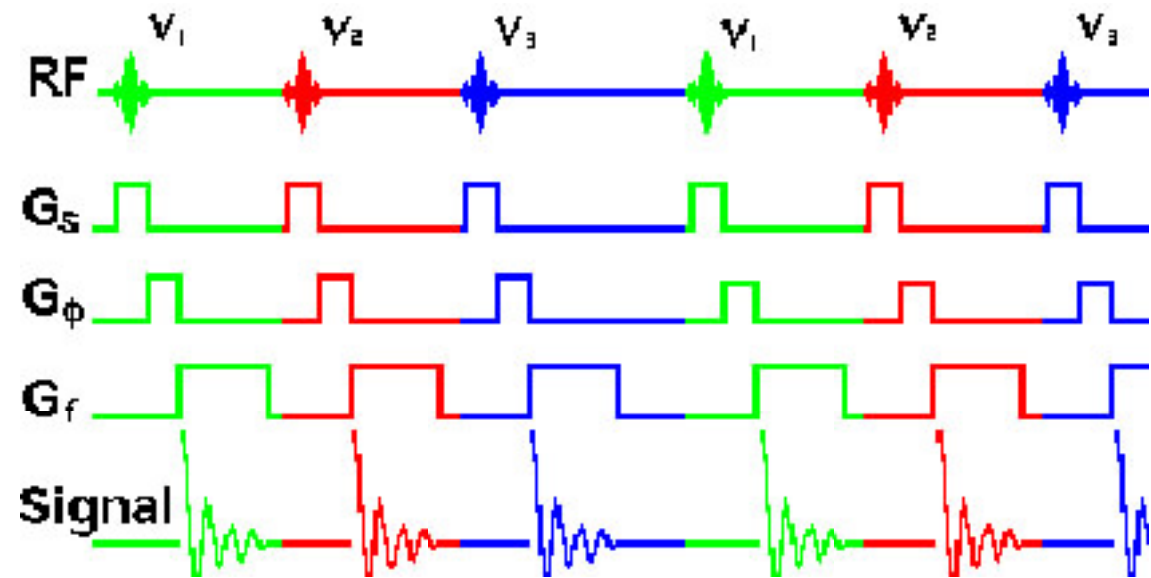
Inkrementierung des  
Phasengradienten



Repetitionszeit  $T_R = T_1$

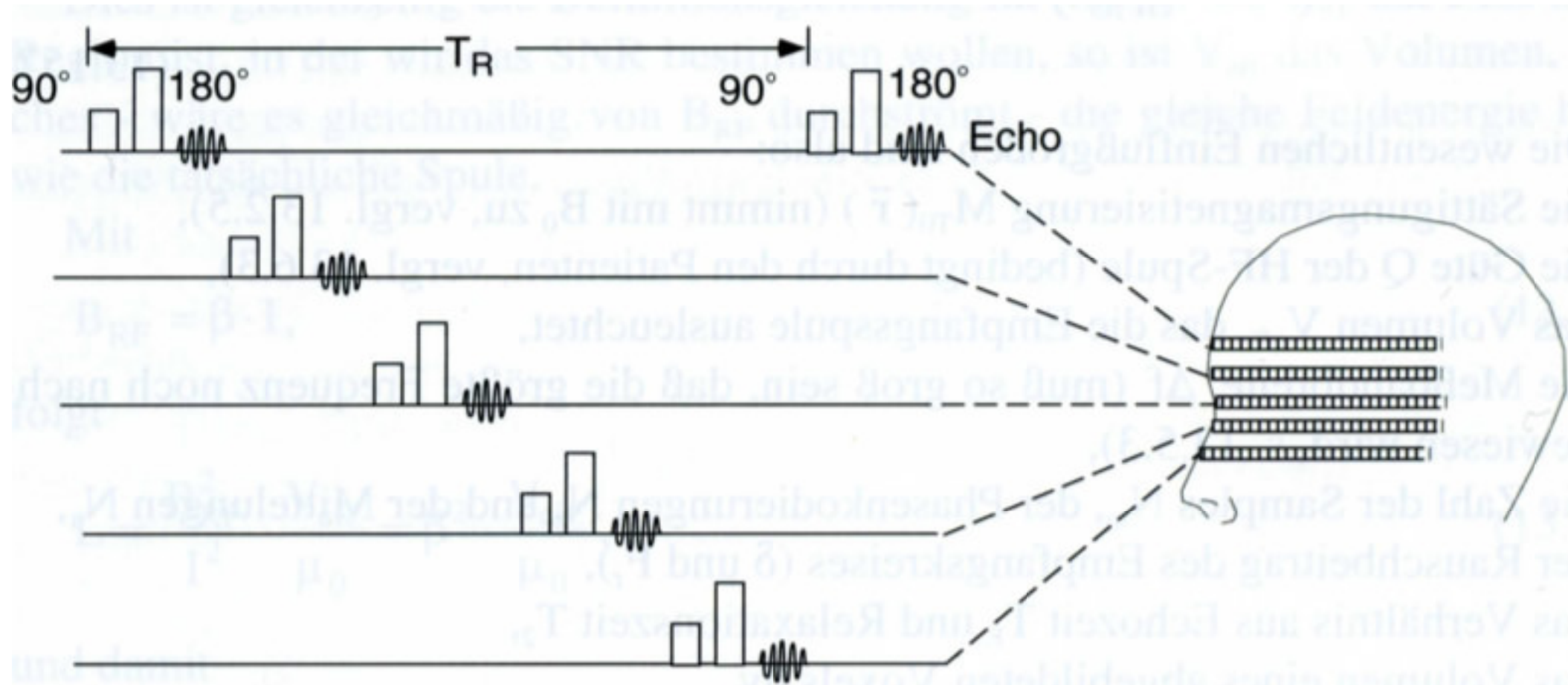


**Vielschichtanregung:**



# Multi Spin-Echo

**Multi-Spin-Echo: Innerhalb der Wiederholungszeit  $T_R$  hat man Zeit für weitere Echos, die zu anderen Schichten gehören, solange die  $T_2$ -Relaxation dies zuläßt:**





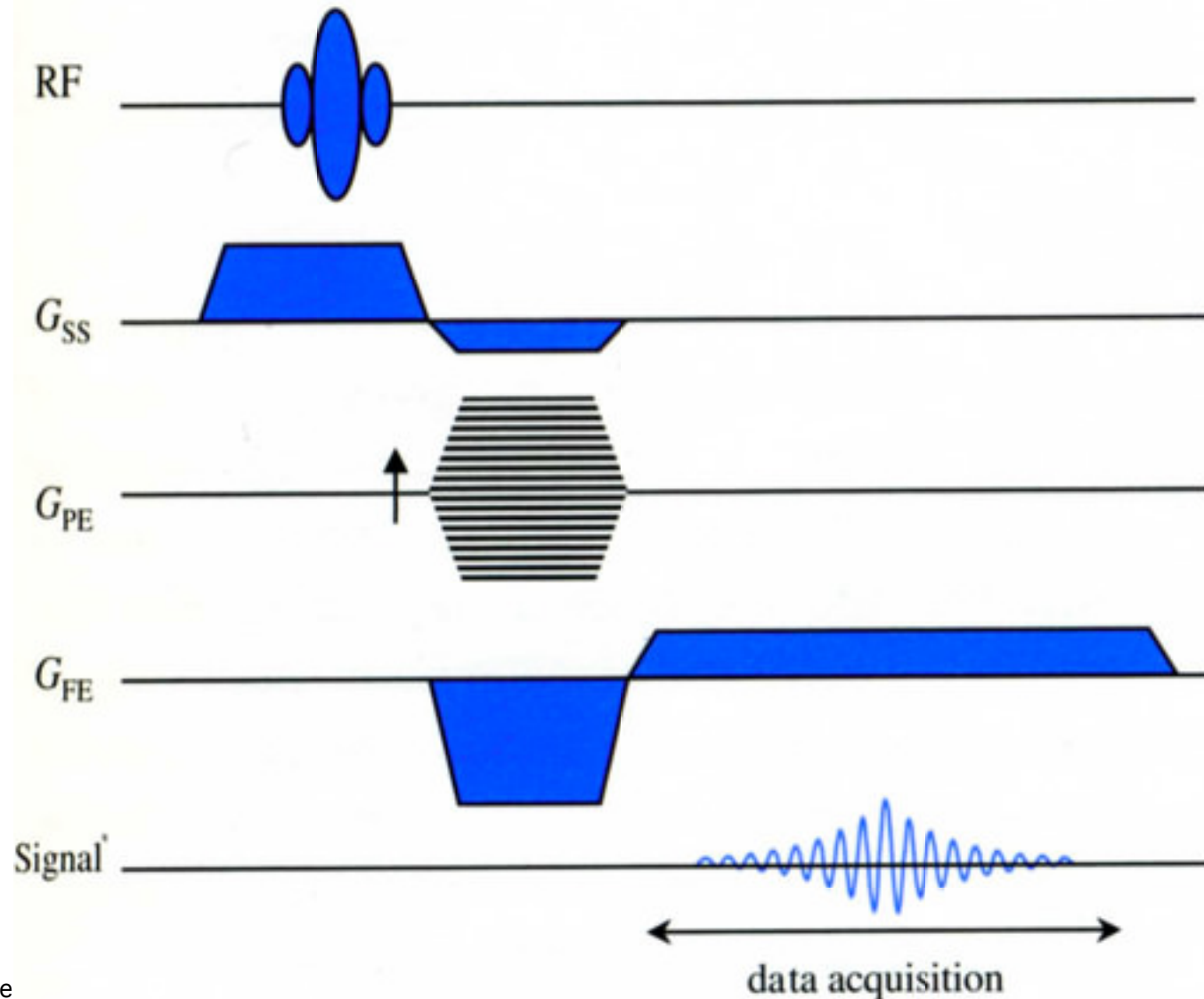
# Gradientenecho

Rephasierung durch Gradient statt durch  $180^\circ$ -Puls

Geschwindigkeitsvorteil durch kleine Flipwinkel (statt  $90^\circ$ -Puls)

=> kurze  $T_R$  möglich!

Nach einer Reihe von RF-Pulsen stellt sich ein Gleichgewicht ein: Erholung nach  $T_R$  gleicht exakt den Effekt der Anregung aus  $T_2^*$ -,  $T_1$ -, PD- und sogar in einigen Fällen  $T_2$ -Gewichtung anwendbar.



# Optimierte Anregung

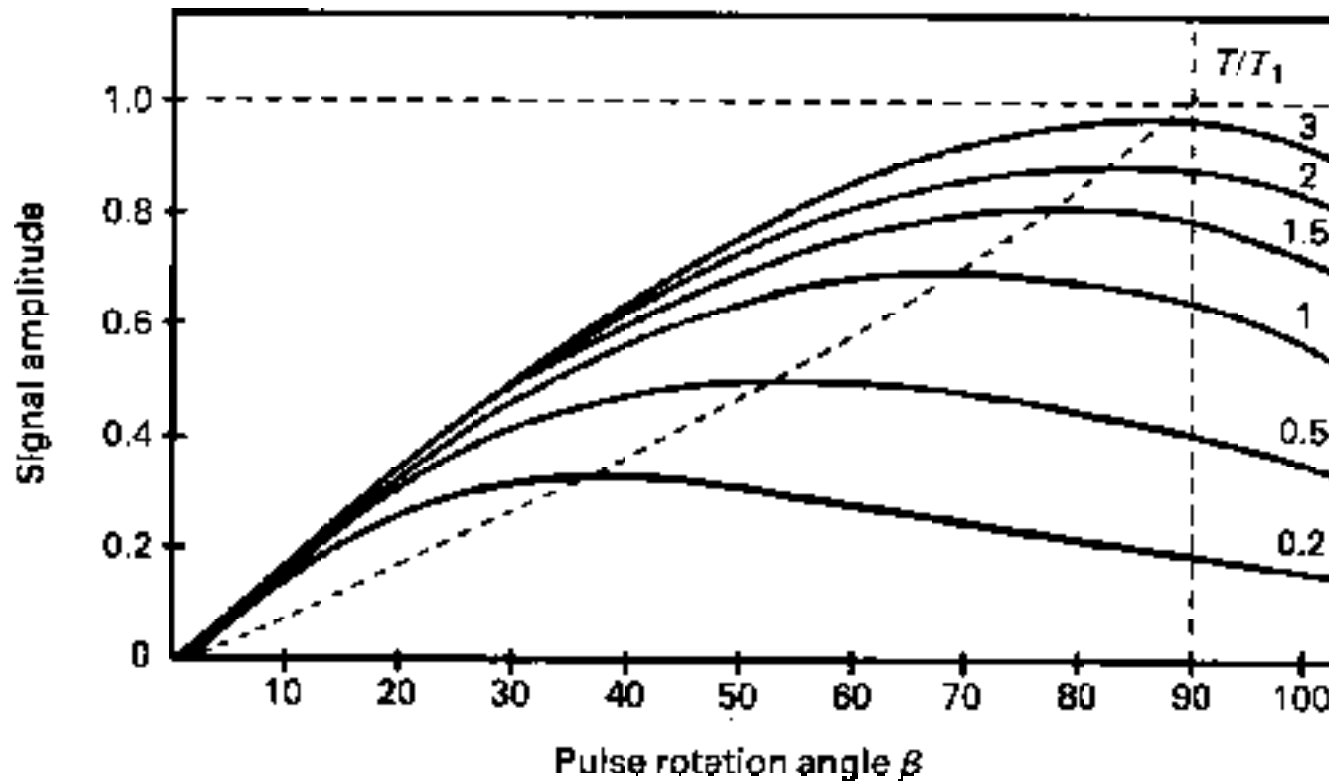
Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses:

Idee: schneller pulsen, d.h.  $T_R$  verkleinern?

aber: Sequenz von  $90^\circ$  Pulsen führt zu Sättigung

Idee: kleinere Flipwinkel  $\rightarrow$

erlaubt schnellere Wiederholung, liefert aber kleineres Signal

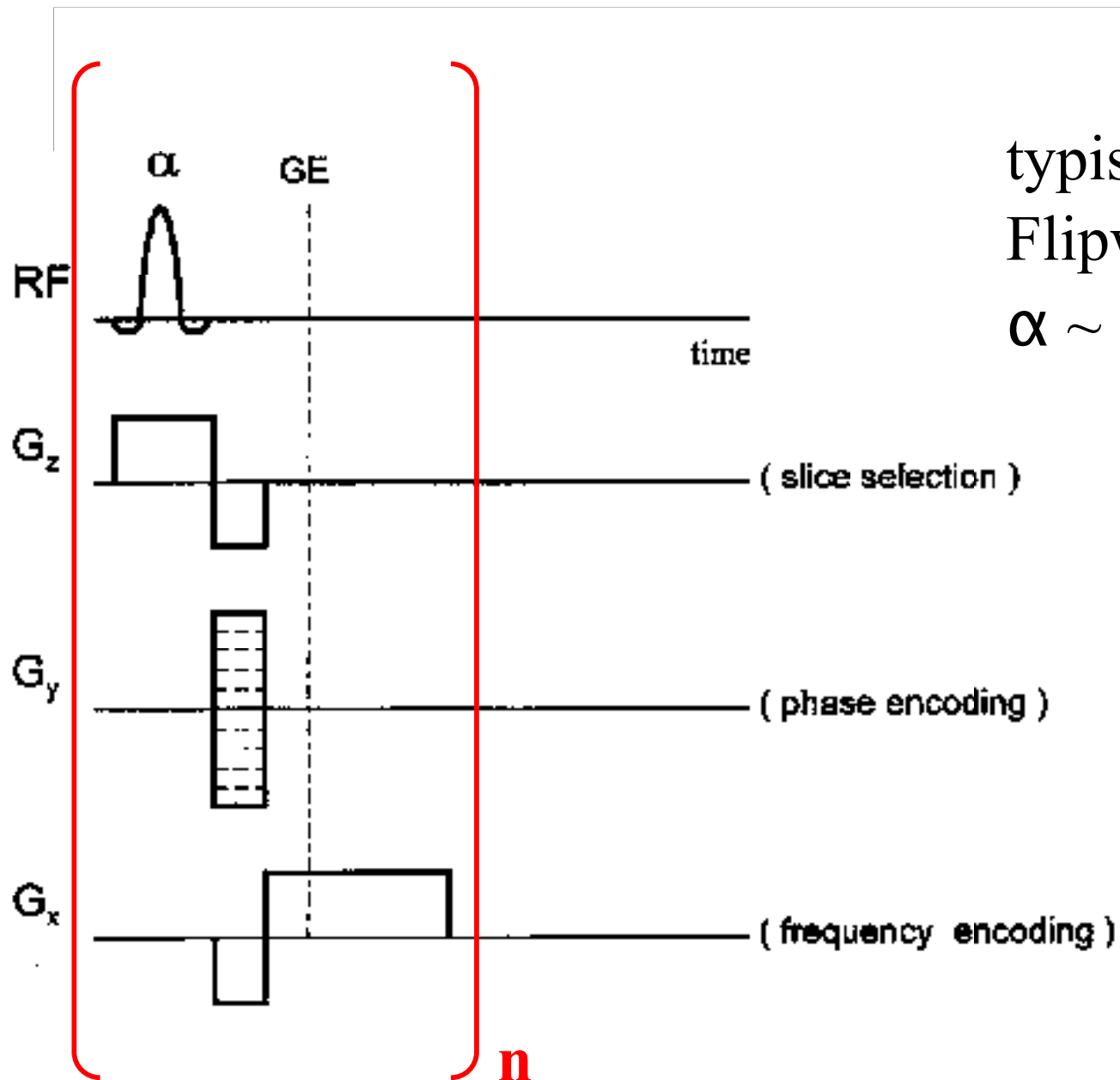


Kompromiss

Ernst-Winkel

$$\cos\beta = \exp(-T_R/T_1)$$

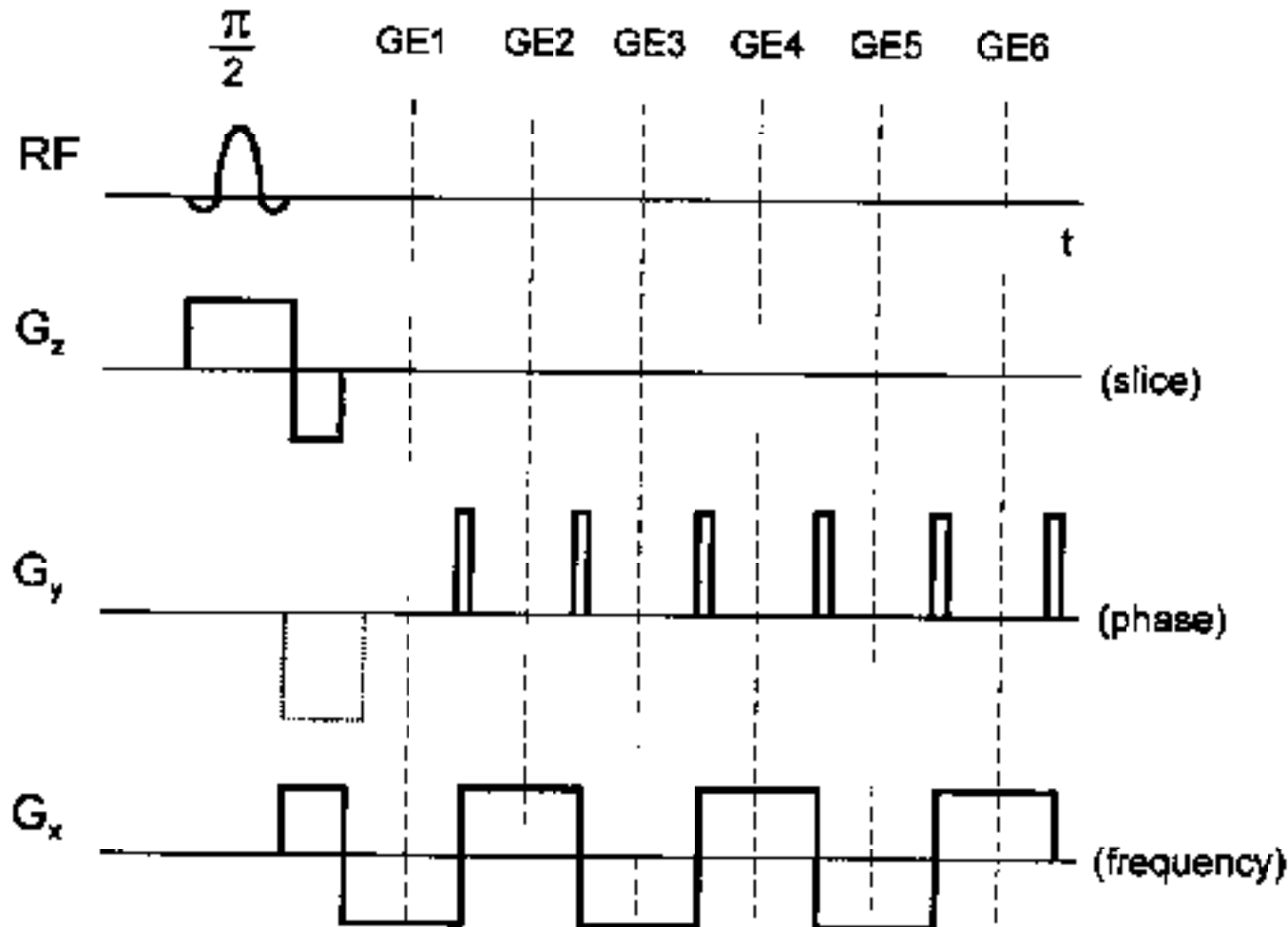
## (Fast Low-Angle SHot)



typische  
Flipwinkel  
 $\alpha \sim 1 - 5^\circ$

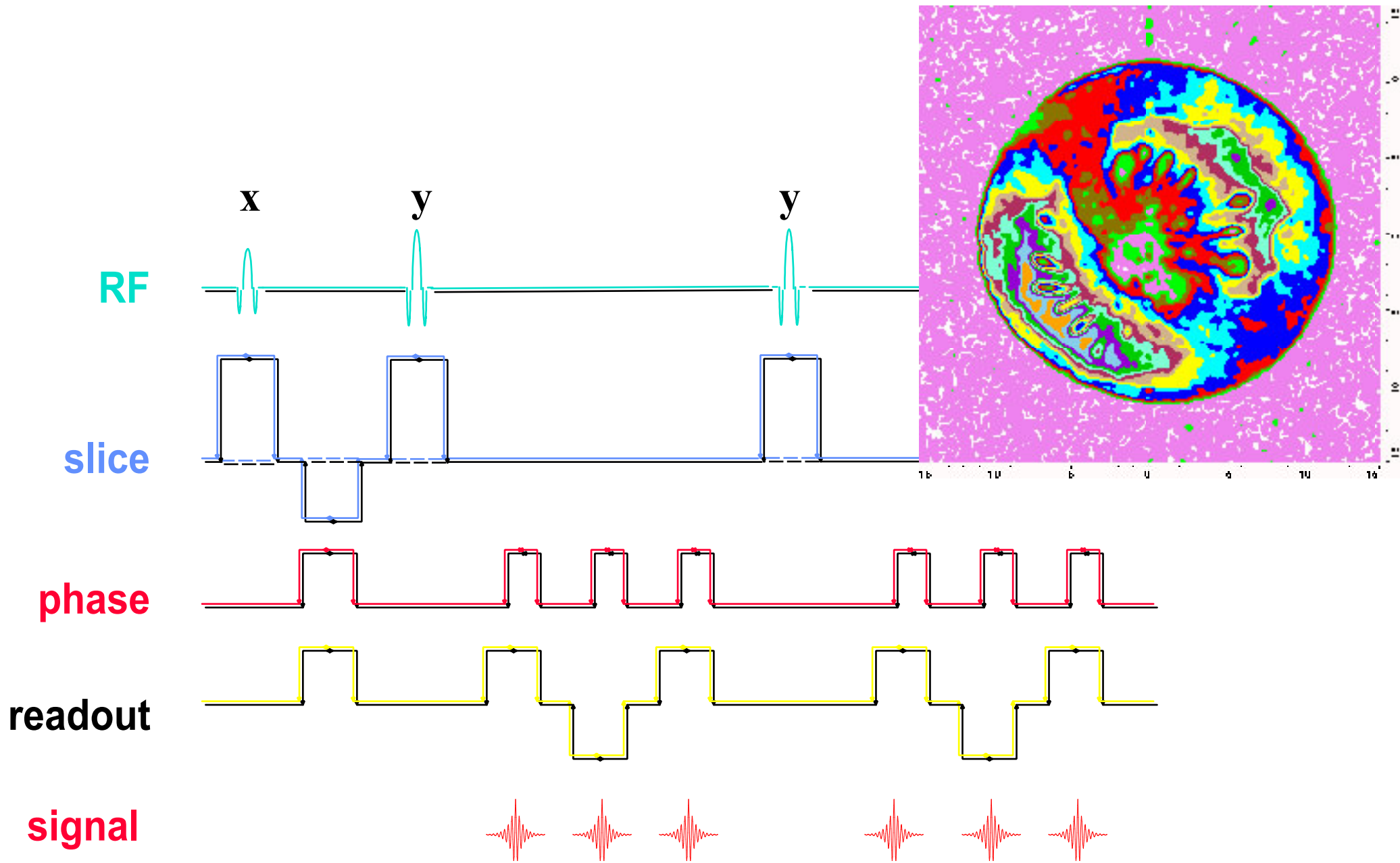
# Schnelle Bildgebung

## EPI: Echo-Planar-Imaging

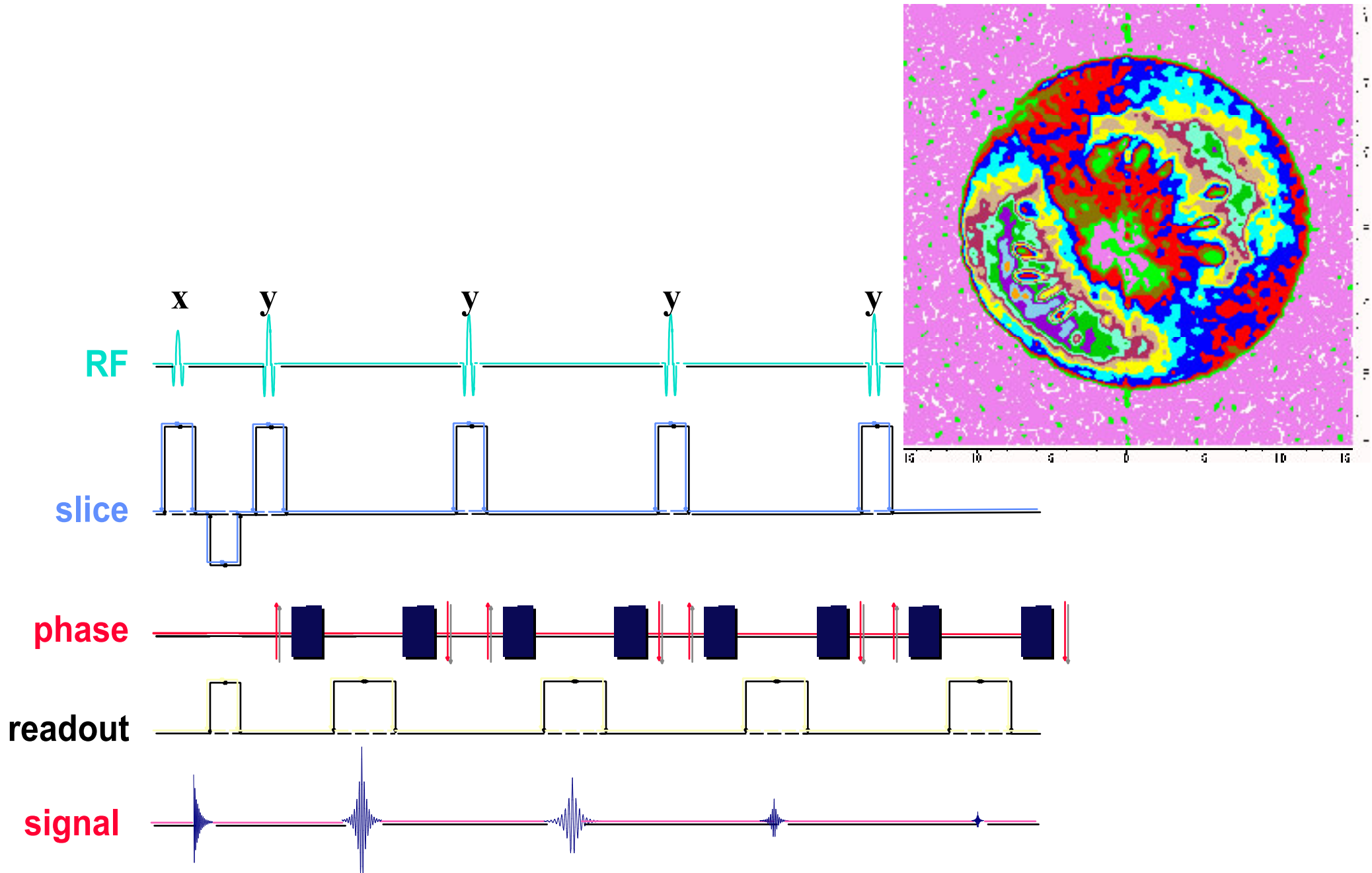


Erzeugung einer Abfolge von Echos (vgl. CPMG)  
mit RF- oder mit  $G_x$  Gradienten-Pulsen

# GRASE

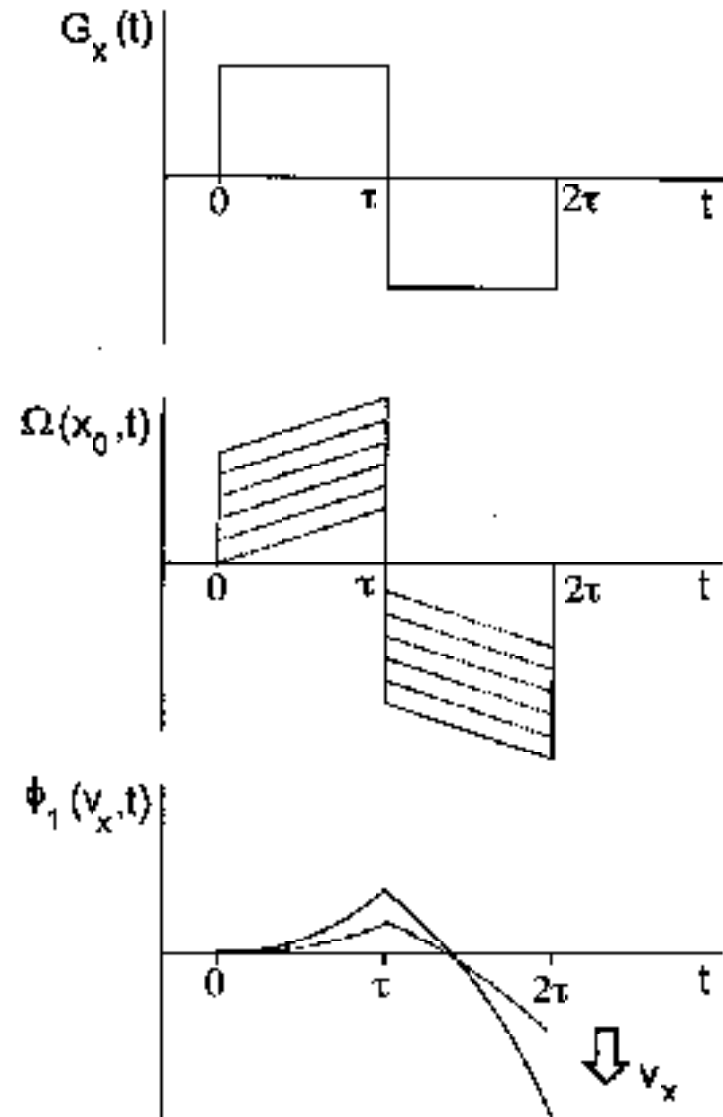
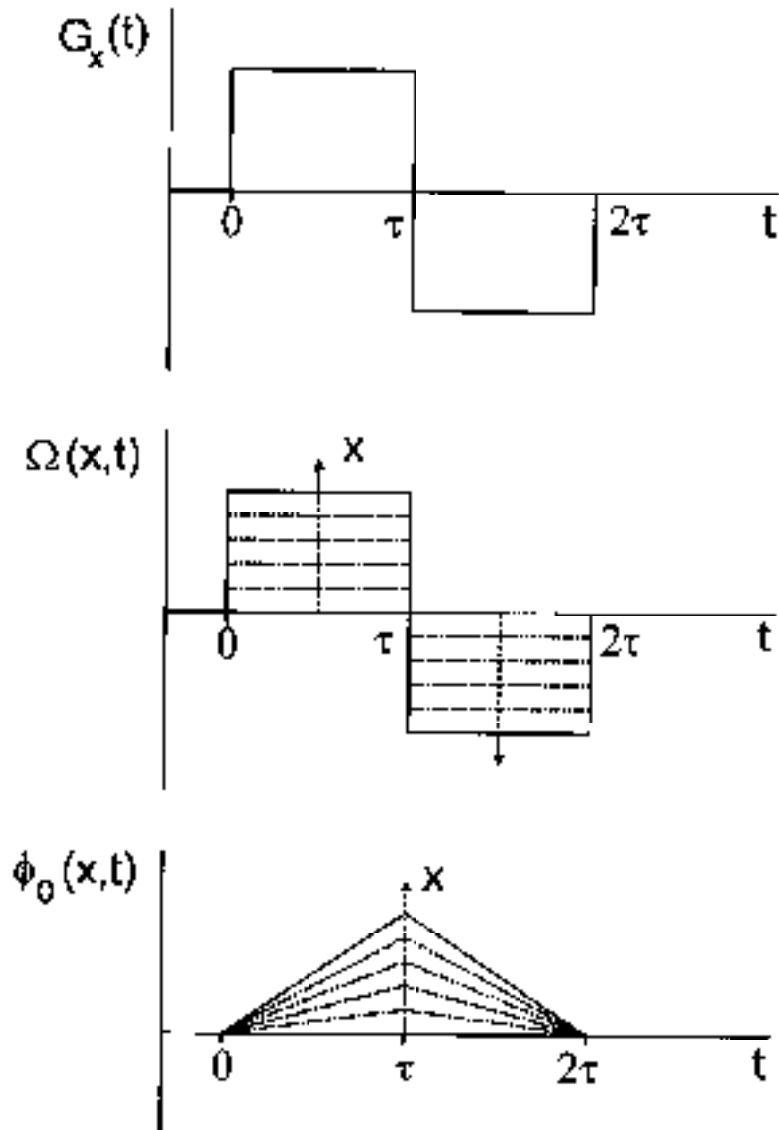


# RARE



# Fluss-Bildgebung

Phasenverschiebung  
ortsfester Spins  
wird refokussiert



**bewegte Spins liefern  
Phasenverschiebung**

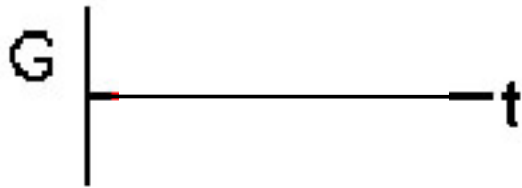
# Angiographie

## Phasenkontrast:



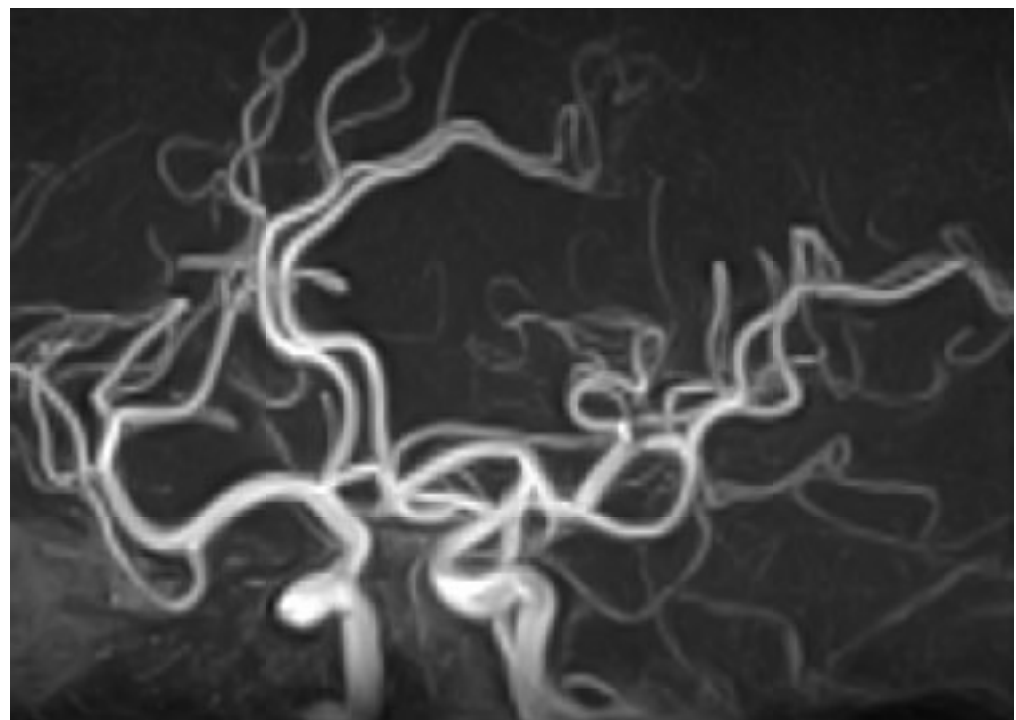
bipolarer Zusatz-Gradient:

Phase nur der sich bewegenden Spins ändert sich



Vergleich mit Bild ohne Zusatz-Gradient:

Differenz liefert Information über Fluss

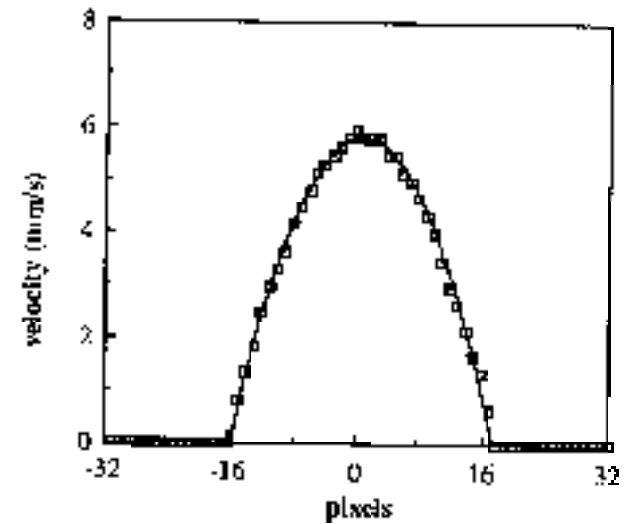
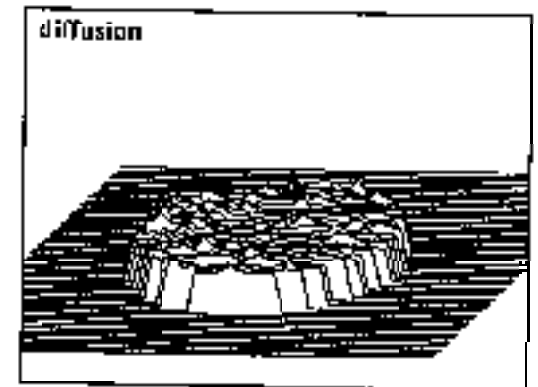
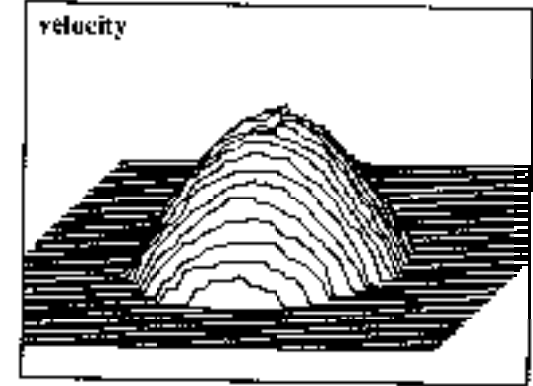
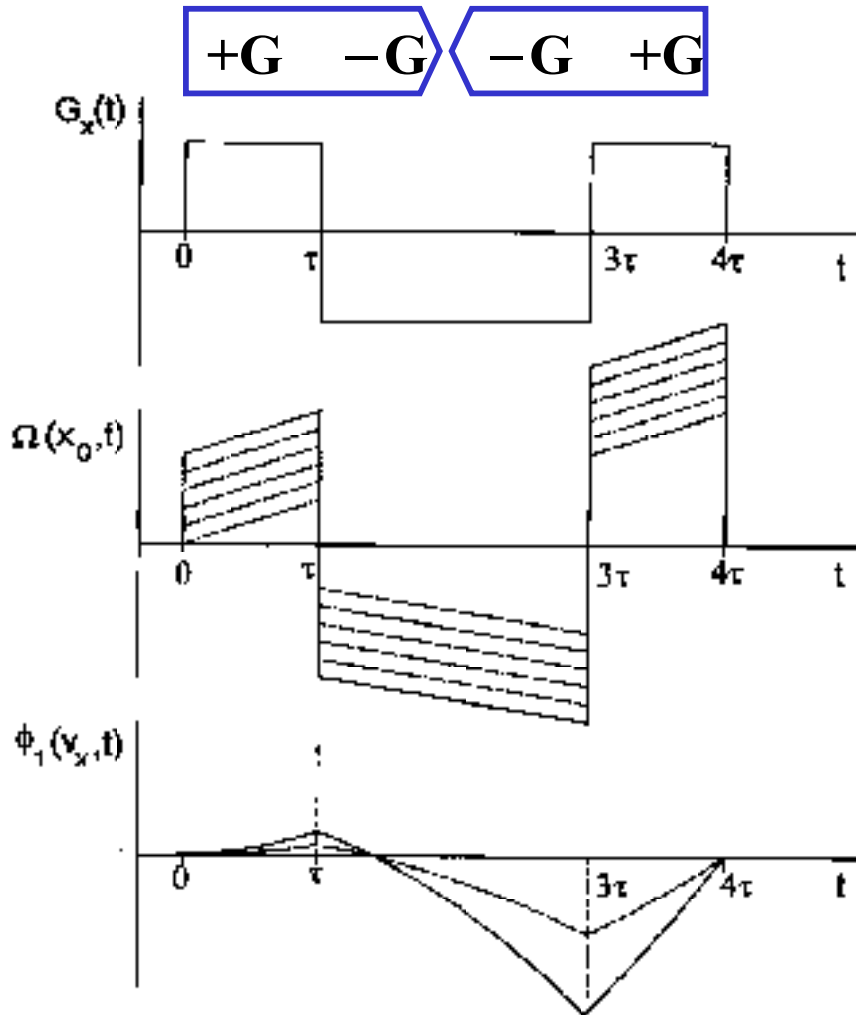




# Fluss oder Diffusion ?

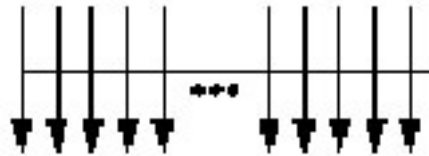
fließendes Wasser in einer  
Teflonröhre mit

## Geschwindigkeitskompensation



# Hyper-Polarisation

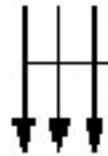
## Polarisation



$$P = \frac{4}{1,000,000} = 4 \times 10^{-6}$$

$$T = 300 \text{ K, } 50 \text{ MHz}$$

## "Hyper-Polarisation"



$$P = \frac{7-3}{10} = 0.4$$

ermöglicht  
Bildgebung  
in der Gasphase,  
an Oberflächen,  
...

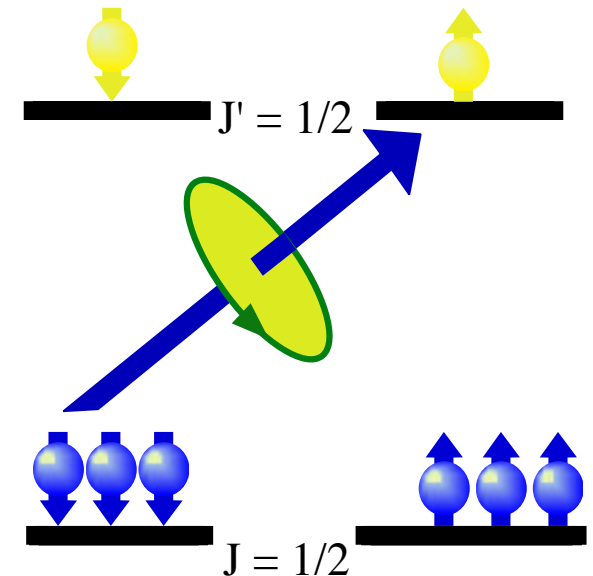
Kernspinpolarisation  $(N^+ - N^-) / (N^+ + N^-)$   
 $\sim 10^5$  größer als im Boltzmann-Gleichgewicht ???

Verdünntes Gas und Protonen im Wasser  
liefern dann etwa gleich intensives Signal !!!

# Hyperpolarisierte Edelgase

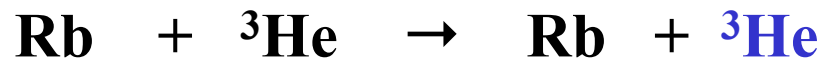
## Optisches Pumpen

A. Kastler, *J. Phys.* 11, 255 (1950)



$^3\text{He}$	$I = 1/2$	0%	32.4 MHz/T
$^{129}\text{Xe}$	$I = 1/2$	26.44%	11.8 MHz/T

## Spin-Austausch-Transfer



**Alternative: Metastabilitäts-Pumpen**

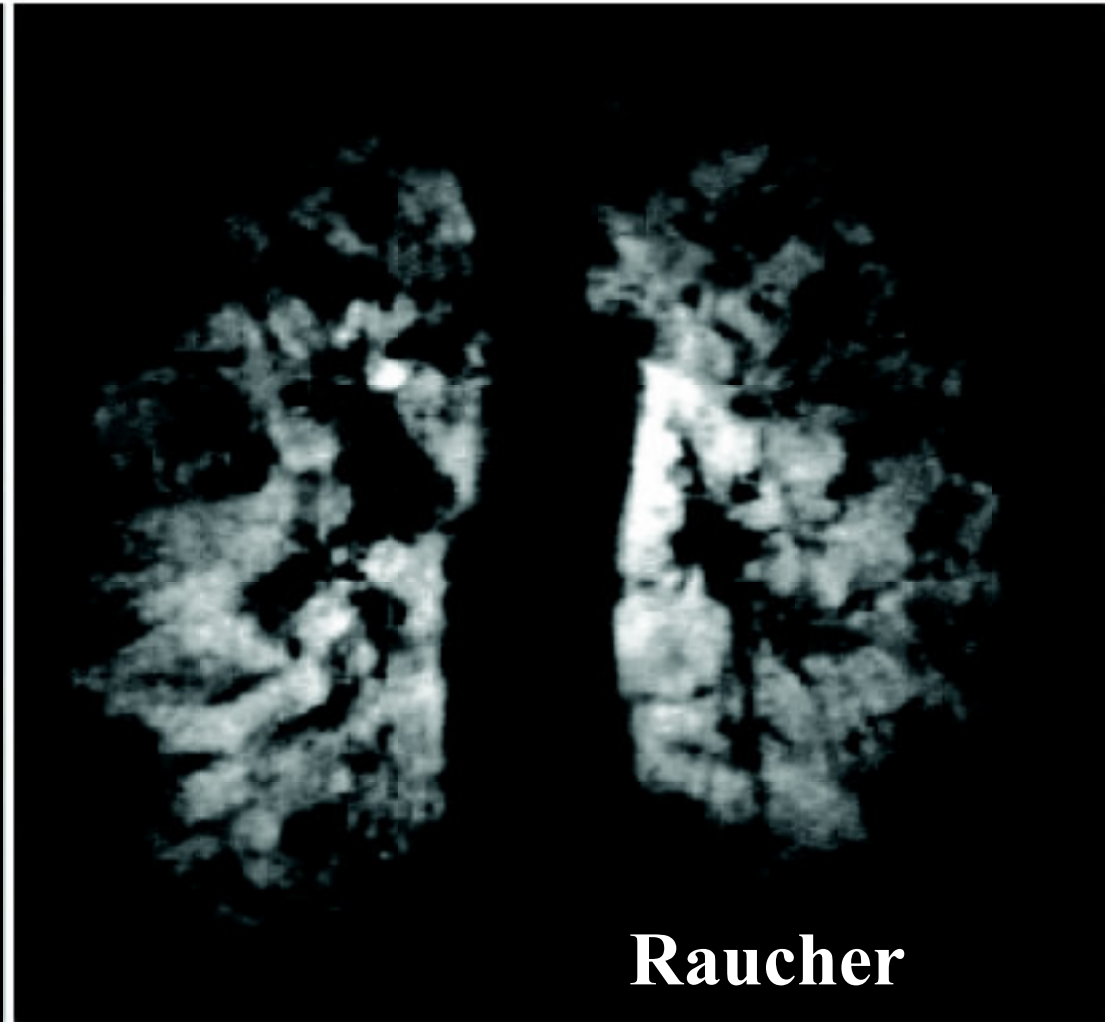
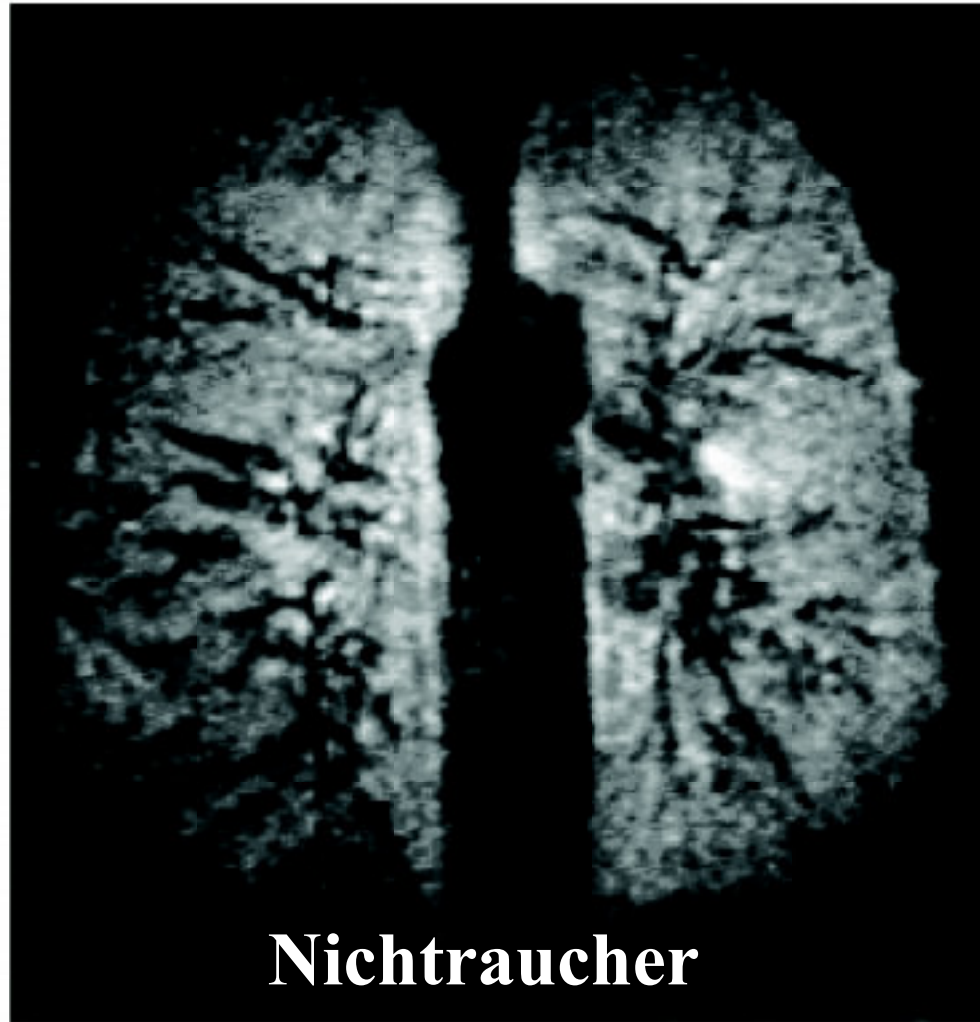
**Optische Anregung nach Gasentladung**

**Vorteil: kein Alkali-Metall erforderlich**

$T_1$  Wechselwirkung mit Lagergefäß (mehrere Tage)  
im Gewebe  $T_1$  im sec-min Bereich  
In der Lunge ist  $^3\text{He}-T_1^{-1} \sim \text{O}_2\text{-Konzentration}$

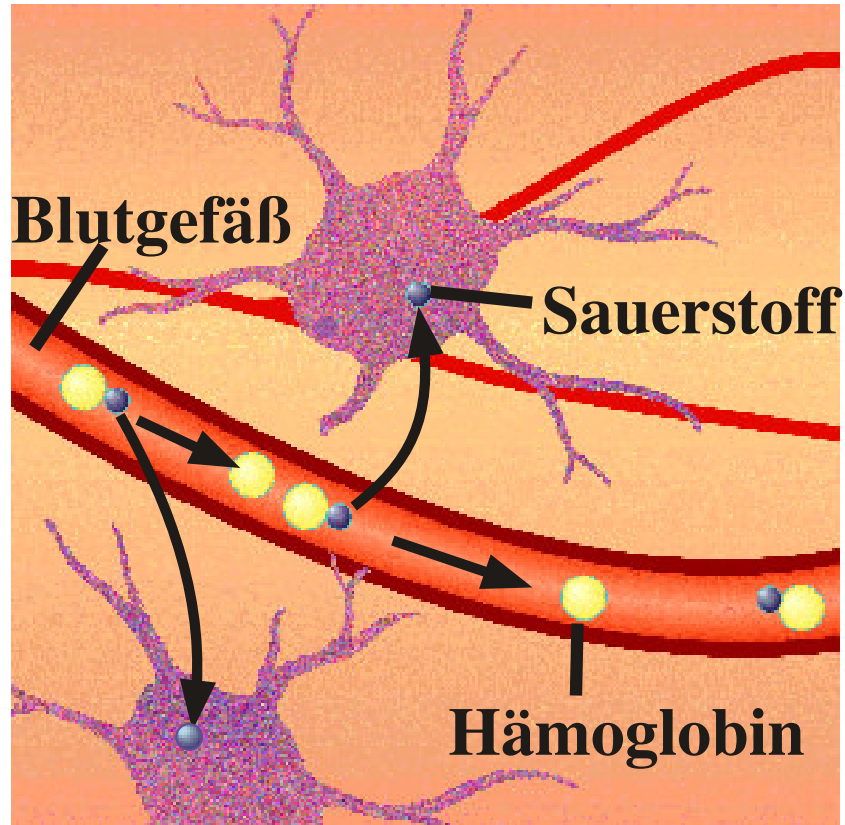
$^3\text{He}$ :  $\omega_L = 1600$  Hz im Erdfeld

# Lungenbild mit $^3\text{He}$

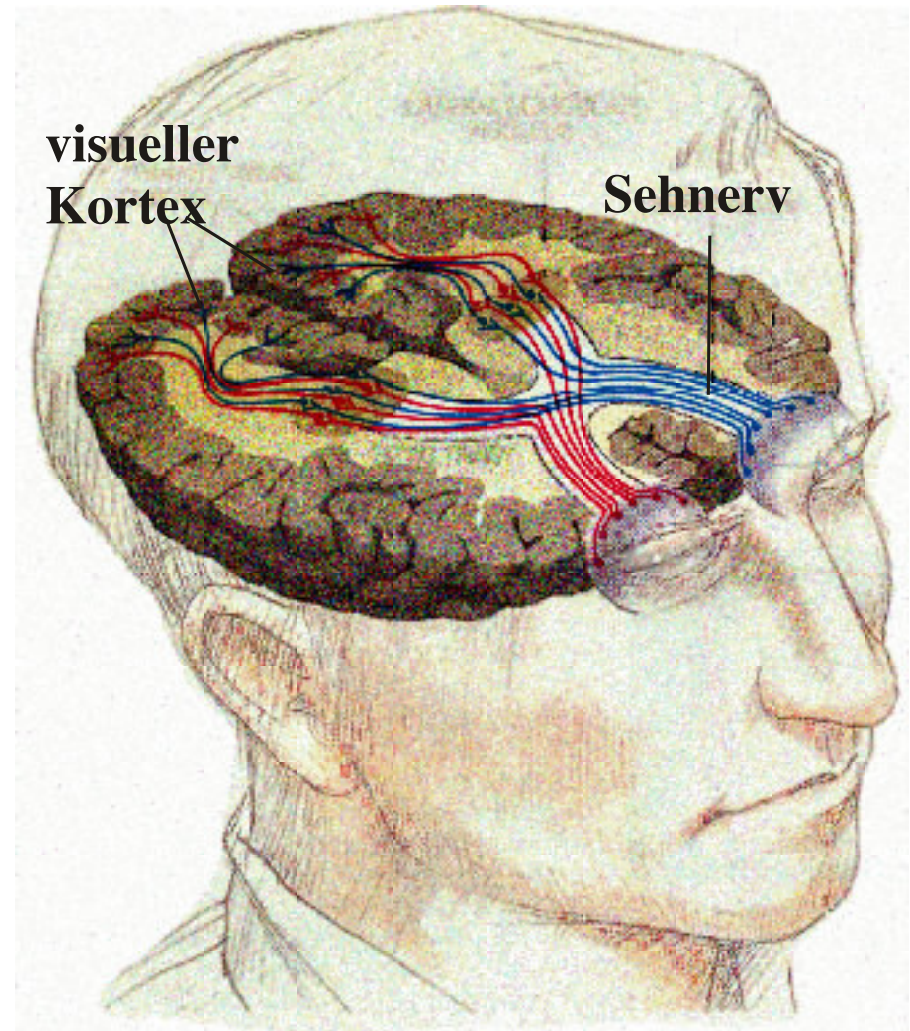


# Funktionelle MRI

In der funktionellen NMR Bildgebung (f-MRI) nutzt man die Änderung der NMR Signale aufgrund der erhöhten Sauerstoffzufuhr.



**B**lood  
**O**xxygen  
**L**evel  
**D**ependent fMRI

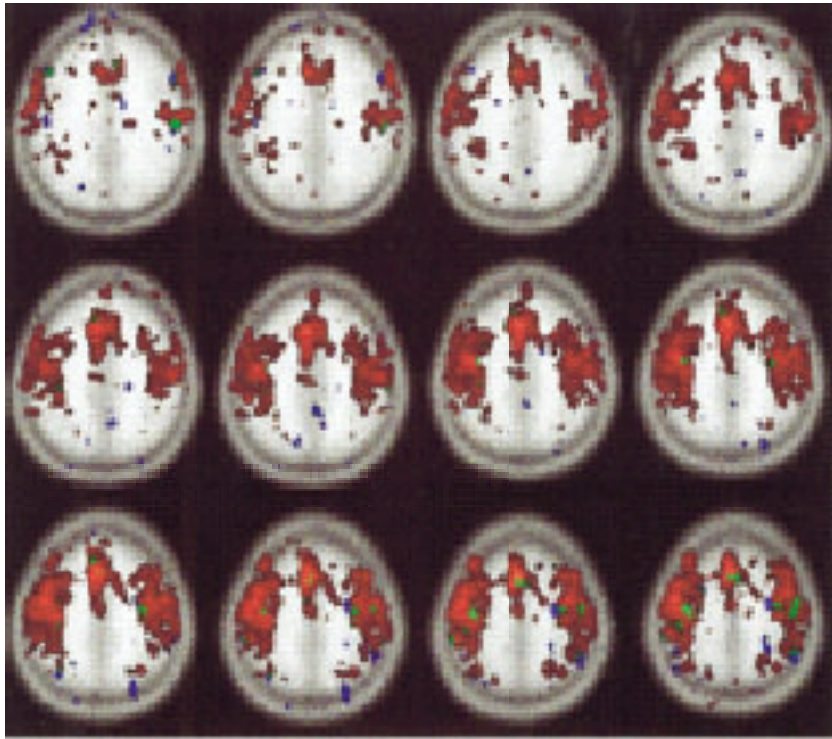


Desoxyhämoglobin ist magnetisch, Oxyhämoglobin nicht. BOLD misst das Verhältnis beider Formen.

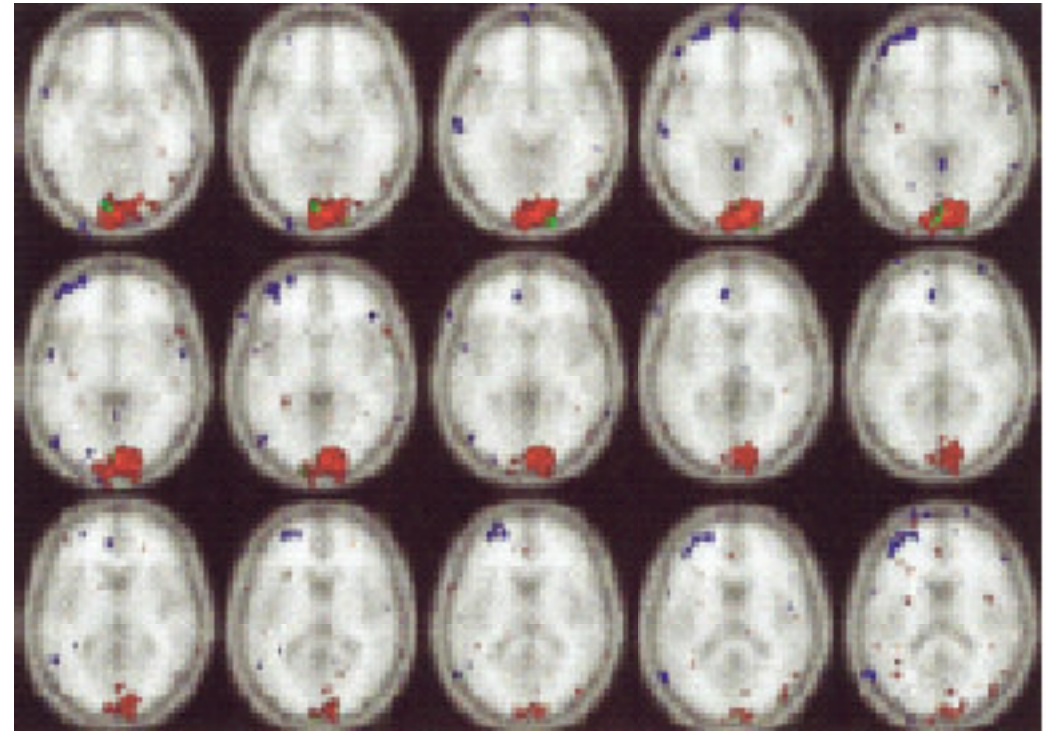
# Funktionelle Bildgebung

2 mm "Schnitte"

BOLD  
SEEP



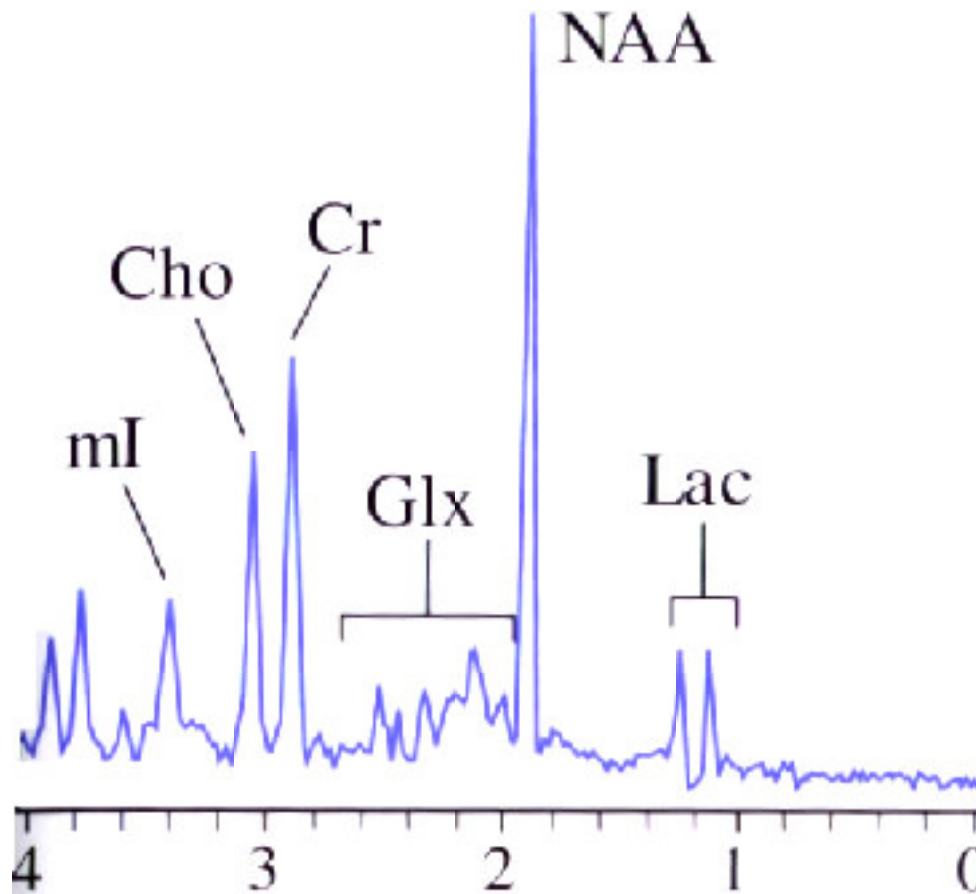
manuelle Aktivität  
von 12 Probanden



6 Probanden betrachten  
ein Schachbrett, das mit  
8 Hz alterniert

# In Vivo Spektroskopie

$^1\text{H}$  NMR



Chemische Verschiebung / ppm

**Laktat: Marker für Zelltod**  
**N-acetyl Aspartat: Marker für neuronale Integrität**

**Glutamin Komplex**

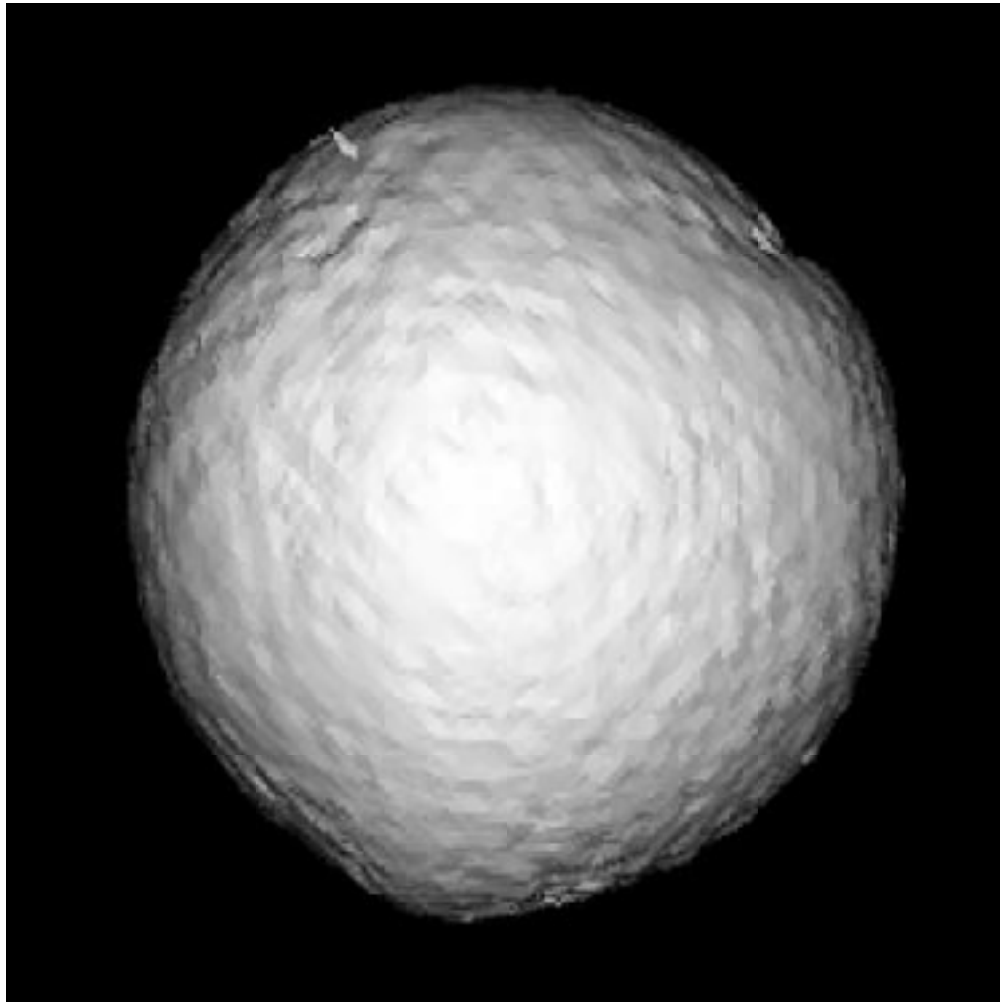
**Kreatin**

**Cholin**

**myo-Inositol: Myelin-  
Abbauprodukt, z.B. bei  
Alzheimer**

# Nicht-Medizinische Anwendungen

## Fallender Wassertropfen



## Strömung im Innern

