

# Grundlagen der funktionellen Kernspinresonanz-Bildgebung

Martin Koch  
 Universitätsklinikum Hamburg-Eppendorf  
 Institut für Systemische Neurowissenschaften

SPM 2011 — 14. Kurs zur funktionellen Bildgebung, Hamburg 2011



- ▶ Kernspinresonanz (NMR)
- ▶ NMR-Bildgebung (MRI)
- ▶ BOLD-Kontrast (fMRI)

## Kernspinresonanz

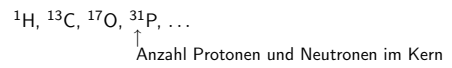
Nuclear Magnetic Resonance (NMR): Rabi 1938

Prinzip:

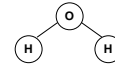
- ▶ ein starkes magnetisches Feld  $B_0$  erzeugt eine Probenmagnetisierung  $M$ .
- ▶  $M$  spiegelt die Orientierung der magnetischen Momente  $\mu$  der Atomkerne wider.
- ▶ Die  $\mu$  können durch ein zeitabhängiges Magnetfeld  $B_1$  beeinflusst werden (Radiofrequenz).

## Kernspinresonanz

- ▶ Kernspinresonanz beobachtet bei verschiedenen Atomkernen:

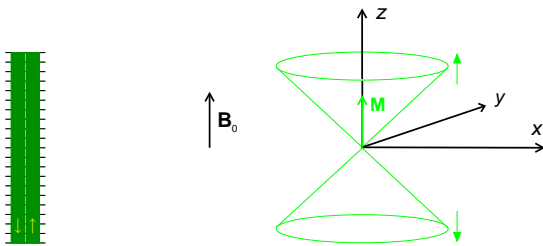


- ▶ Bildgebung: v. a. Kerne der H im Wassermolekül:



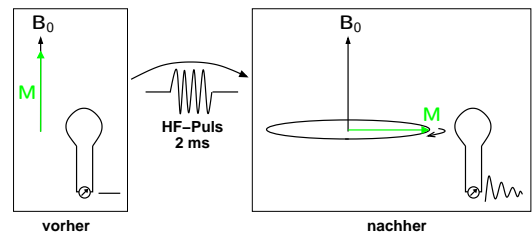
## Kernspinresonanz: Gleichgewichtszustand

- ▶ magnetisches Moment  $\mu$  hängt zusammen mit dem „Spin“: einer Art von Drehimpuls. Ausrichtung im Magnetfeld nicht beliebig (Quantenmechanik!)
- ▶ etwas mehr Spins  $\uparrow$  als  $\downarrow$ : resultierende kleine Probenmagnetisierung  $M$  parallel zu  $B_0$



## Signalerzeugung: Anregung

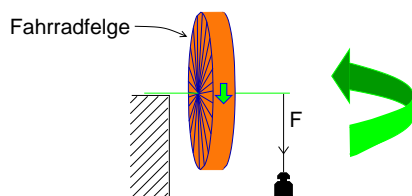
- ▶ Nach einem Hochfrequenzpuls (rotierendes Magnetfeld) präzediert (kreiselt)  $M$  um die Richtung von  $B_0$  (Spins sind in Phase). Kegelöffnungswinkel nicht fest.  $\gg$
- ▶ In einer Leiterschleife neben der Probe induziert die zeitliche Veränderung von  $M$  eine kleine elektrische Spannung.



## [Präzession]

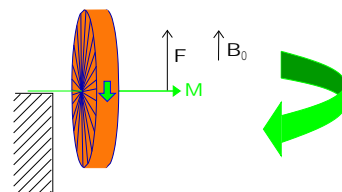
Vektor  $M$  präzediert, weil „dahinter ein Drehimpuls steht“.

- ▶ klassisches Phänomen: versucht man, die Drehachse eines rotierenden Objekts in eine Richtung zu kippen, weicht das Objekt senkrecht zu dieser Richtung aus.  $\triangleright$

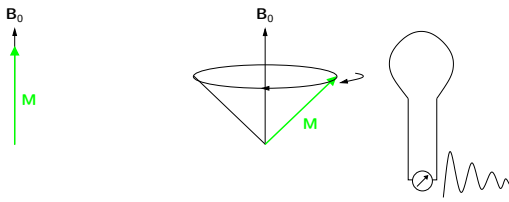


## [Präzession]

Statt der Schwerkraft versucht das Magnetfeld, die Magnetisierung zu kippen:



## Präzession



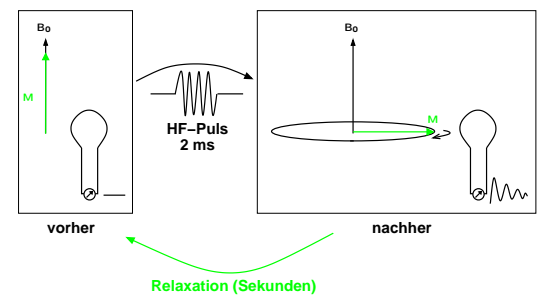
$$\omega = \gamma B_0$$

$\omega$  Winkelgeschwindigkeit der Präzession  
 $\gamma$  gyromagnetisches Verhältnis (kernabhängig)  
 $B_0$  Magnetfeldstärke

## Anregung und Larmorfrequenz

Das „Herunterklappen“ funktioniert nur, wenn der Hochfrequenzpuls die Larmorfrequenz hat: *Resonanz*.

## Relaxation

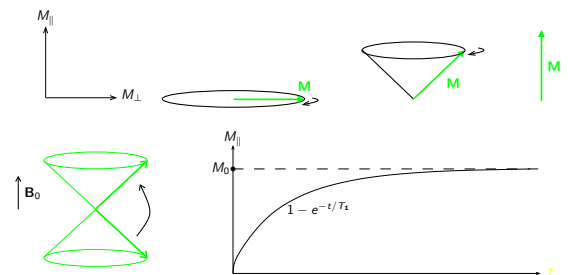


## Relaxation

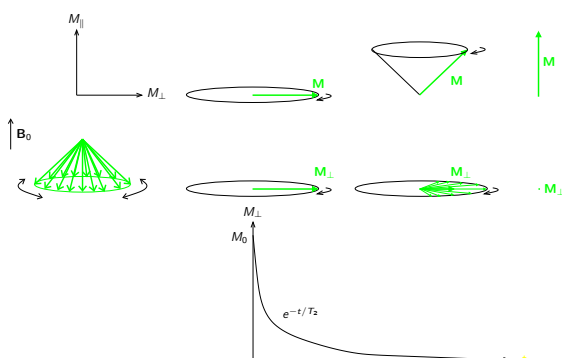
Die Rückkehr ins Gleichgewicht besteht aus zwei Prozessen:

- ▶ Spins „klappen um in z-Richtung“ (longitudinale oder  $T_1$ -Relaxation)
- ▶ gegenseitige Dephasierung der Spins (transversale oder  $T_2$ -Relaxation)

## $T_1$ -Relaxation

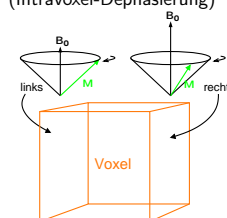


## $T_2$ -Relaxation



## $T_2^*$

- ▶ unvermeidbare Inhomogenitäten des Magnetfelds  $\rightarrow$  zusätzliches Auseinanderlaufen der Phase von Spins an unterschiedlichen Orten: noch stärkerer Signalzerfall (Intravoxel-Dephasierung)



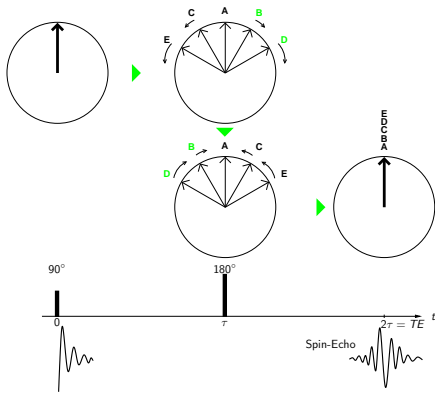
Gesamtssignal des Voxels:



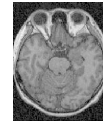
Einhüllende  $\sim \exp(-t/T_2^*)$

- ▶ Rephasierung möglich durch weiteren HF-Puls (Spin-Echo):

## Spin-Echo



## Wie kommt man zum Bild?



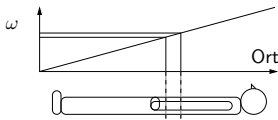
Zum Beispiel so...

## Ortsauflösung

(1/3) Schichtselektion

$$\omega = \gamma B_0$$

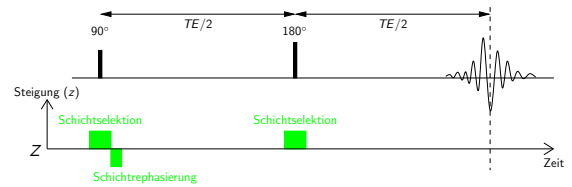
- ▶ Mache das Magnetfeld **während der Anregung** inhomogen:



- ▶ Beschränke die Frequenzen im HF-Anregungspuls auf einen schmalen Bereich von Frequenzen → nur Kerne in einer Schicht werden angeregt!

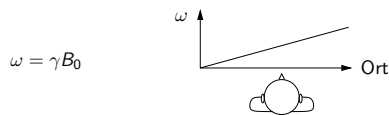
## Ortsauflösung

(1/3) Schichtselektion



## Ortsauflösung

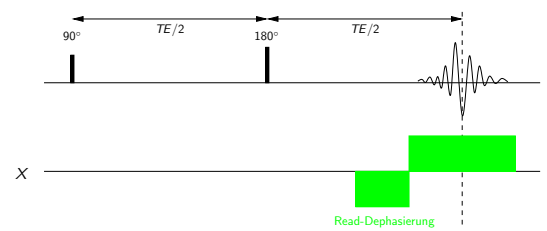
(2/3) Frequenzkodierung (Readout)



- ▶ Mache das Magnetfeld **während der Datenaufnahme** inhomogen.
- ▶ Verschiedene im Signal enthaltene Frequenzen können durch Fourier-Transformation getrennt werden.

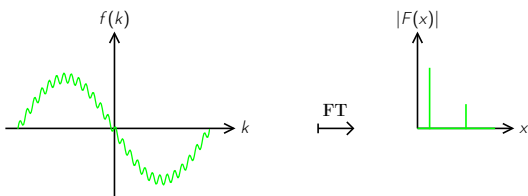
## Ortsauflösung

(2/3) Frequenzkodierung (Readout)



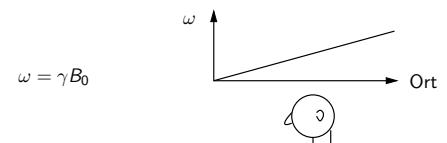
## Ortsauflösung

- ▶ Fourier-Transformation von  $f(k) \in \mathbb{R}$ :

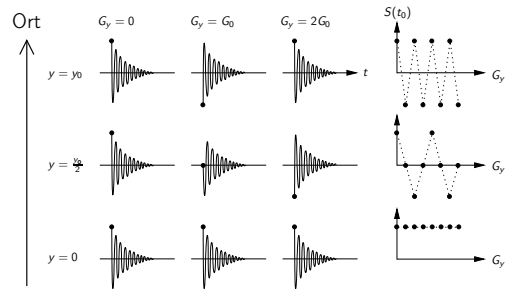
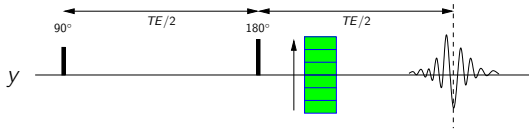


## Ortsauflösung

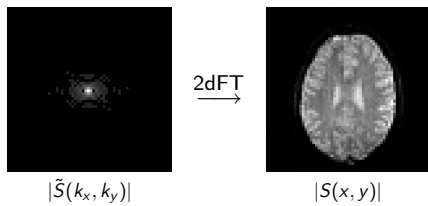
(3/3) Phasenkodierung



- ▶ Mache das Magnetfeld **zwischen Anregung und Datenaufnahme** für eine kurze Zeit (ms) inhomogen.
- ▶ Wiederholen mit verschiedenen Stärken des Feldgradienten (zeitintensiv).
- ▶ Fourier-transformiere das Signal bezüglich der Variablen „Gradientenstärke“.



k-Raum → Ortsraum



Auflösung (10 × 10 × 250) μm<sup>3</sup> möglich.

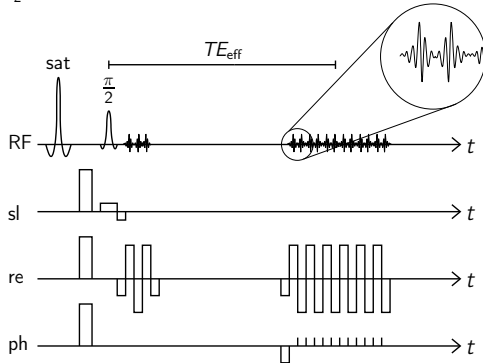
[Nomenklatur: Wichtung, Kontrast]

„Kontrast, gewichtet“: Intensität eines Bildpixels hängt ab von T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, T<sub>2</sub><sup>\*</sup>, Protonendichte...

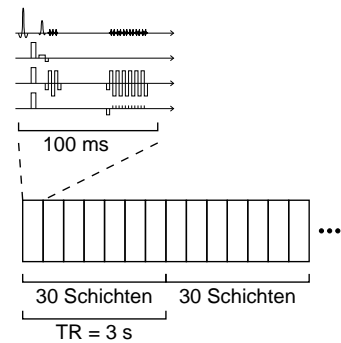
- ▶ T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> gewebeabhängig: medizinische Anwendung!
- ▶ NMR: nichtinvasive Messung von Diffusionskoeffizienten, pH-Wert, Metabolitenkonzentrationen, Temperatur, Flussrichtung und -geschwindigkeit...
- ▶ (Kontrast: in Varianzanalyse/SPM andere Bedeutung!)
- ▶ Zeit zwischen Anregung und Datenaufnahme: echo time TE  
Zeit zwischen zwei Anregungen: repetition time TR (Einschwingen!)
- ▶ Sequenz ≠ Protokoll (Parameter TE, TR...)

Echo planar imaging (EPI)

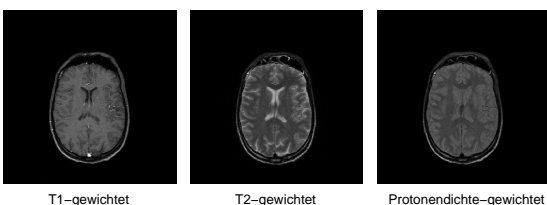
T<sub>2</sub><sup>\*</sup>-gewichtet; am weitesten verbreitete Sequenz für fMRI



Echo planar imaging (EPI): Zeiten



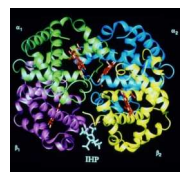
Wichtung



... aber Hirnaktivität??

Hämoglobin

1936: magnetische Eigenschaften von Blut hängen vom Oxidationszustand ab.

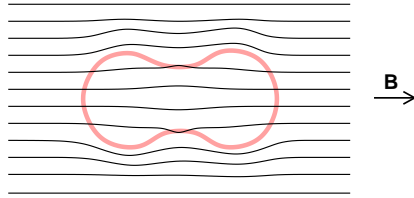


- ▶ O<sub>2</sub> bindet an die Häm-Gruppen im Hämoglobin, sog. Chelat-Komplexe des Fe<sup>2+</sup>.
- ▶ desoxy-Hb: ↑ ungepaarte Elektronenspins paramagnetisch (χ > 0)
- ▶ oxy-Hb: ↓↓ diamagnetisch (χ < 0)

1990/1992: damit ist Aktivierungszustand des Gehirns nachweisbar!

## Blood Oxygenation Level Dependent (BOLD) Contrast

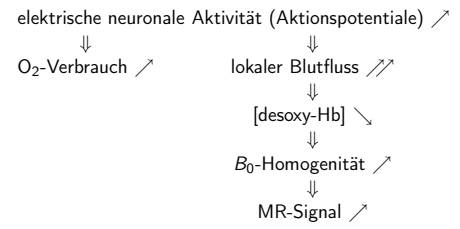
Materialkonstante Suszeptibilität  $\chi$  beeinflusst  $B \rightarrow$  Magnetfeld in der Umgebung von Desoxy-Hämoglobin ist inhomogen:



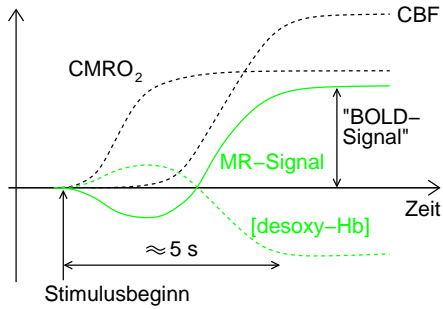
$\rightarrow$  Larmorfrequenz nicht überall gleich  $\rightarrow$  Dephasierung der Spins  
 $\rightarrow$  Signalarückgang ( $T_2^*$  kurz)

Bild nach Gadian 1995/ Brindle 1979

## BOLD-Kontrast

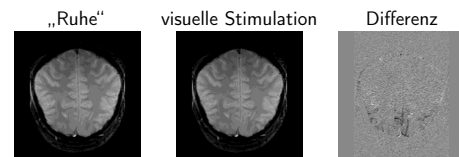


## BOLD-Kontrast

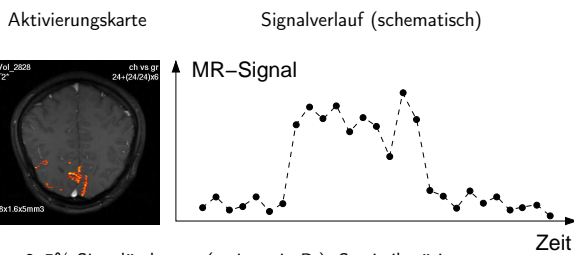


nach: K. Ugurbil u. a., 1999

## BOLD-Kontrast



## BOLD-Kontrast



ca. 2–5% Signaländerung (steigt mit  $B_0$ ): Statistik nötig.

## fMRI

Eigenschaften BOLD-gestützter funktioneller MR-Bildgebung (fMRI):

- ▶ indirekte Aktivitätsmessung: über Blutversorgung
- ▶ Zeitauflösung deshalb (und wg. Bildgebung) begrenzt: Sekunden
- ▶ nichtinvasiv (keine ionisierende Strahlung)
- ▶ Ortsauflösung im mm-Bereich.

## Zusammenfassung

- ▶ MRI beruht auf dem Verhalten von Wasserstoff-Atomkernen im Magnetfeld.
- ▶ BOLD-fMRI nutzt die magnetischen Eigenschaften von sauerstoffarmem Blut und die lokale Erhöhung der Blutversorgung bei Aktivierung aus.
- ▶ fMRI ist Bildgebung am technischen und physiologischen Limit.

## Weiterführende Literatur, Quellen

- ▶ D. G. Gadian, *NMR and its applications to living systems*. Oxford University Press, New York, 1995
- ▶ C. T. W. Moonen und P. A. Bandettini (Hrsgg.), *Functional MRI*. Medical Radiology — Diagnostic Imaging. Springer, Berlin, 2000
- ▶ K. Ugurbil, S. Ogawa, S.-G. Kim, X. Hu, W. Chen und X.-H. Zhu, *Imaging Brain Activity Using Nuclear Spins*. In: B. Maraviglia (Hrsg.), *Magnetic Resonance and Brain Function: Approaches from Physics*, Band 139 der Reihe *International School of Physics Enrico Fermi*. IOS Press, Amsterdam, 1999
- ▶ Animationen z. T. aus: J. P. Hornak, *The Basics of MRI*, Interactive Learning Software, Henrietta, NY, 2008, <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri>