

# Vorlesung

## „Bildgebende Verfahren in der Medizin“

### Magnetresonanztomographie I

Jürgen Braun – Institut für Medizinische Informatik  
 CHARITÉ CAMPUS BENJAMIN FRANKLIN

### Inhalt Magnetresonanztomographie (MRT)

1. Stunde	Grundlagen	Magnetismus Kerneigenschaften Längsmagnetisierung Quermagnetisierung Anregung und Signal Relaxation
2. Stunde	MR-Tomographie	Spektroskopie Ortsauflösung
3. Stunde	MR-Tomographie	Bildrekonstruktion Aufnahmetechniken Untersuchungsmethoden Bildartefakte

Magnetresonanztomographie

2

### Magnetresonanztomographie - Fragestellungen

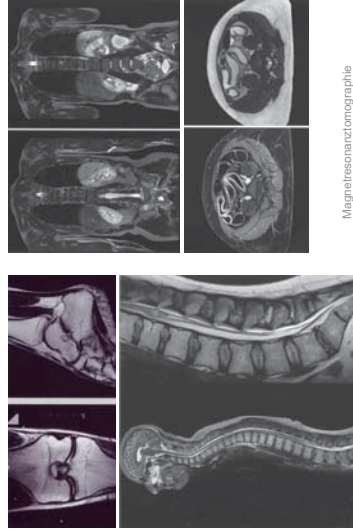
- Was ist Magnetismus?
- Welche Wechselwirkungen zeigt ein Kernspin unter Anwesenheit magnetischer Felder?
- Wie können Spinzustände energetisch beeinflusst werden und was bedeutet Relaxation?
- Wie erfolgt die Signaldetektion in der Magnetresonanztomographie (NMR)?
- Welches Rekonstruktionsverfahren wird angewandt?
- Welche speziellen Probleme ergeben sich für die Bildgebung mit der Magnetresonanztomographie (MRT)?

Magnetresonanztomographie

3

### Zielsetzung der nächsten 3 Vorlesungstermine

Wie kommen Magnetresonanztomographie-Aufnahmen zustande?

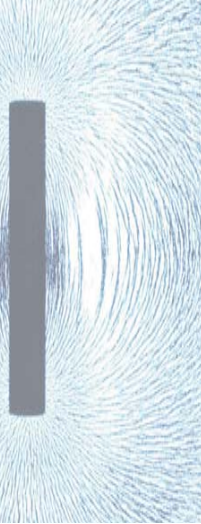


Magnetresonanztomographie

4

### I. Was ist Magnetismus?

Magnetismus ist ein physikalisches Phänomen, durch das Gegenstände/Teilchen anziehende oder abstoßende Kräfte und/oder Momente auf andere Gegenstände/Teilchen ausüben können. Magnetismus entsteht durch die Bewegung von elektrischen Ladungen oder durch den Spin der Elementarteilchen.



Magnetresonanztomographie

5

### I. MRT - Geschichte des Magnetismus

China: Beginn 5. Jahrhundert v. Chr., im Jahr 83: frei beweglicher magnetischer „Löffel“, stets Nord/Süd orientiert

Europa: 150 v. Chr.: der Schafhirt Magnes findet auf dem Berg Ida seltsame Steine die die Nägel aus den Schuhen ziehen (Quelle: Nikander von Kolophon)

~ 80 v. Chr.: Bezeichnung bezieht sich auf die Stadt „Magnesia“ (Westküste Kleinasien) in deren Nähe Magnetkieselfeldspat gefunden wurde (Quelle: Lucretius von Rom)



Magnetkieselfeldspat

Magnetresonanztomographie

6

## I. MRT - Geschichte des Magnetismus

Weder die Griechen noch die Römer fanden näheres über die Natur und die Eigenschaften von Magneten heraus.

1820: Hans Christian Oersted entdeckte den Zusammenhang von Elektrizität und Magnetismus durch Beobachtung der Auslenkung einer Magnetnadel in der Nähe eines stromdurchflossenen Drahtes.

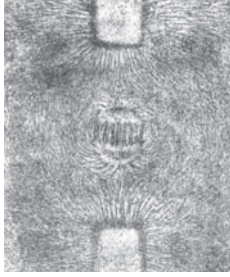


Magnetresonanztomographie

7

## I. MRT - Geschichte des Magnetismus

Michael Faraday (1791-1867) untersuchte mit grundlegenden Experimenten die Gemeinsamkeiten sowie die gegenseitige Umwandlung von Elektrizität und Magnetismus



Magnetresonanztomographie

8

## I. MRT - Geschichte des Magnetismus

James Clerk Maxwell (1831 – 1897) begründet die einheitliche Theorie des Elektromagnetismus.



Felix Bloch (1905 - 1983) und Edward Will Purcell (1912- 1997) gelang 1945 unabhängig voneinander der erste experimentelle Nachweis der Kernmagnetischen Resonanz. 1952 gemeinsamer Nobelpreis.

Magnetresonanztomographie

9

## I. MRT - Geschichte des Magnetismus

Raymond Damadian als erster Proband für die ersten Versuche der MR-Tomographie (1977).



Paul Lauterbur (\*1929) und Peter Mansfield (\*1933) erhielten 2003 gemeinsam den Nobelpreis für Medizin für ihre grundlegenden Arbeiten zur Magnetresonanztomographie.

Magnetresonanztomographie

10

## I. Ursachen und Eigenschaften Magnetismus

Der Magnetismus von Festkörpern hat seinen Ursprung im Magnetismus der Atome/Ionen und Elektronen, aus denen er aufgebaut ist.

Im engeren Sinne spricht man nur dann von einem magnetischen Material, wenn die elementaren magnetischen Momente so ausgerichtet sind, daß sie sich zumindest nicht vollständig gegenseitig kompensieren, der Stoff also eine makroskopische Magnetisierung aufweist. Bekannte Beispiele sind die ferromagnetischen Metalle Eisen, Nickel und Kobalt, oder auch das Mineral Magnetit.

Aber auch wenn ein Stoff keine makroskopische Magnetisierung aufweist kann er von Magnetfeldern beeinflusst werden, solche Effekte sind in der Regel jedoch viel zu schwach, um sie im Alltag beobachten zu können.

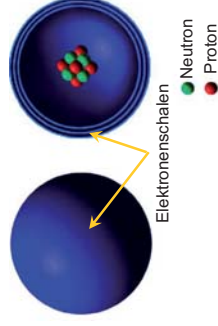
Magnetresonanztomographie

11

## II. MRT - Atomaufbau

Aufbau eines Atoms:

- Elektronenhülle: Elektronen (negativ geladen) bewegen sich je nach energetischem Zustand in unterschiedlichen Bahnen (Orbitalen) um den Atomkern
- Atomkern: besteht aus Neutronen und Protonen (positiv geladen)



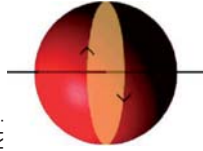
Magnetresonanztomographie

12

## II. MRT - Kerneigenschaften: Spin

Magnetresonanzspektroskopie (NMR; Analytik, keine räumliche Auflösung) und Magnetresonanztomographie (MRT) beruhen auf Eigenschaften von Atomkernen.  
 → im weiteren werden nur Kerneigenschaften berücksichtigt

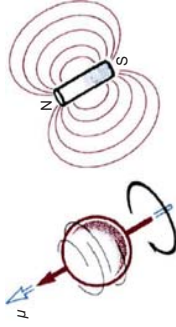
Wichtigste Kerneigenschaft für NMR und MRT :  
 → Eigenrotation der Atomkerne (Kernspin)



Magnetresonanztomographie

## II. Kernspin – Klassischer Ansatz

Eine sich bewegende elektrische Ladung (Atomkern) erzeugt in einem elektrischen Feld (Elektronen ↔ Protonen) ein Magnetfeld.  
 Das durch ein Proton (Wasserstoffkern) erzeugte magnetische Feld gleicht dem eines Stabmagneten.



$\mu$  (magnetisches Moment) liegt parallel zur Rotationsachse.

Magnetresonanztomographie

## II. MRT – Klassische Beschreibung

Eigendrehung der Atomkerne:

→ Magnetisches Moment  
 → Neigung der Rotationsachse wird (anschaulich) durch die Magnetquantenzahl bestimmt.

Drehimpuls des „magnetischen Kreisels“ führt unter Anwesenheit eines statischen Magnetfeldes  $B_0$  zu einer Präzessionsbewegung.  
 Frequenz der Präzession (Larmor-Frequenz):

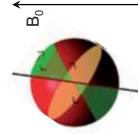
$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

Magnetresonanztomographie

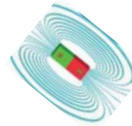
## II. Zusammenfassung Klassische Beschreibung



Eigendrehung (Kernspin)



Präzessionsbewegung



magnetisches Moment

Magnetresonanztomographie

## II. Kernspin – Besetzungsüberschuß

Aus der Quantenmechanik folgt, daß Protonen bezüglich ihres Spins 2 Energiezustände in magnetischen Feldern annehmen können (siehe Anhang): parallele und antiparallele Ausrichtung.

Im thermischen Gleichgewicht sind wegen der sehr geringen Energiedifferenz beide Energieniveaus des Protons fast gleichmäßig besetzt (Magnetische Kraft  $\ll$  Energie der thermischen Kollisionen).

Der Überschuß an  $^1\text{H}$ -Kernen im energieniedrigeren Zustand beträgt bei Raumtemperatur für  $B_0 = 1,0 \text{ T}$  nur ca. 0,00001 %.

Für die Verteilung auf die beiden Energieniveaus gilt:

$$\frac{N_{(+1/2)}}{N_{(-1/2)}} = \exp - \left( \frac{\Delta E}{k \cdot T} \right)$$

mit  $T$  [°K] und der Boltzmannkonstante  $k$

Magnetresonanztomographie

## II. Kernspin – Übergang zwischen Energieniveaus

Proton: besetzt mit größerer Wahrscheinlichkeit energiereicheren Zustand  
 Die durch das Magnetfeld erzeugte Aufspaltung der Energie beider Zustände ist proportional zur Feldstärke  $B_0$ :

$$\Delta E = 2 \mu_N B_0 = \gamma \hbar / 2\pi \cdot B_0$$

Übergänge: werden durch einen Hochfrequenzsender angeregt. Nach  $\Delta E = h \nu_0$  (Bohr'sche Frequenzbedingung) wird ein Energiequant vom Betrag

$$h \nu_0 = \gamma \hbar / 2\pi \cdot B_0$$

oder Strahlung folgender Frequenz:

$$\nu_0 = \gamma B_0 / 2\pi$$

**Resonanzbedingung** (Larmorfrequenz)

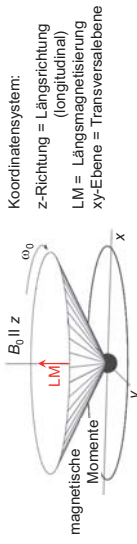
benötigt, um einen Übergang in den Zustand höherer Energie anzuregen.

Mit der Kreisfrequenz  $\omega = 2 \pi \nu$  folgt  $\omega_0 = \gamma B_0$

## II. MRT – Kernspin im Magnetfeld

Aufgrund des geringen Besetzungsunterschieds der Energieniveaus bei geläufigen Temperaturen stehen relativ zur Gesamtzahl nur wenige Protonen zur Anregung zur Verfügung.

NMR- und MRT-Untersuchungen sind daher relativ unempfindlich und setzen eine große Zahl zu untersuchender Moleküle voraus.



Beispiel: In 1 ml  $H_2O$  befinden sich ungefähr  $3 \cdot 10^{22}$   $^1H$ -Kerne. Bei einer Feldstärke von 1 T und Raumtemperatur beträgt der Besetzungsüberschuß ca.  $2 \cdot 10^{17}$   $^1H$ -Kerne.

Magnetresonanztomographie

18

## II. MRT – Kernspin im Magnetfeld

Resonanzfrequenz und Magnetfeldstärke sind einander proportional. Die Resonanzfrequenzen liegen im Radiowellenbereich.

Resonanz ist nur bei Kernen mit  $\mu \neq 0$  möglich. Kerne mit  $I > \frac{1}{2}$  sind für die MRT ungeeignet, da sie ein elektrisches Quadrupolmoment besitzen. Dadurch treten sie mit elektrischen Feldgradienten der Umgebung in Wechselwirkung, sodaß durch die zusätzlichen Relaxationsmöglichkeiten das Resonanzsignal sehr verbreitert wird.

Der einzige Kern der sich für MRT-Untersuchungen eignet ist aufgrund des natürlichen Vorkommens (Wasser) und dem hohen gyromagnetischen Verhältnis  $^1H$  (pro Wassermolekül 2 Wasserstoffatome (Protonen))

Magnetresonanztomographie

19

## II. MRT – Kernspin im Magnetfeld

Magnetfelder in klinischen Standardgeräten und korrespondierende Präzessionsfrequenzen von Wasserstoffkernen.

63.75 MHz



1.5 Tesla



Magnetresonanztomographie

20

## II. MRT – Kernspin im Magnetfeld

Erdmagnetfeld und typische Feldstärken in der Klinik eingesetzter Magnetresonanztomographen

0.0001 Tesla



1.5 Tesla



Magnetresonanztomographie

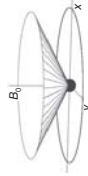
21

## III. MRT – Energetische Anregung

Problem: durch die übersättigten  $^1H$ -Kerne in Feldrichtung  $B_0$  verbleibt eine reine Längsmagnetisierung parallel zum Magnetfeld  $B_0$ .

Zufällig verteilte Transversalkomponenten der Quermagnetisierung heben sich gegenseitig auf.

Die Längsmagnetisierung ist zeitlich unveränderlich und kann daher nicht gemessen werden.



Lösung: es wird eine zeitlich variierende Quermagnetisierung in der Transversalebene benötigt, da jedes zeitlich in Stärke oder Richtung veränderliche Magnetfeld in einer Induktionsschleife eine meßbare elektrische Spannung induziert.

Magnetresonanztomographie

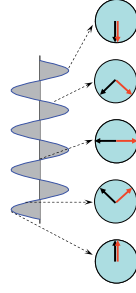
22

## III. MRT – Anregung von Kernspinübergängen

Die Energielücke zwischen den beiden Spinniveaus von Protonen liegt im Radiofrequenzbereich.

Einstrahlung einer elektromagnetischen Welle (Radiowelle) mit der Präzessionsfrequenz (Resonanzeffekt)

Die Magnetische Komponente ( $B_1$ ) der elektromagnetischen Welle läßt sich in zwei zirkular polarisierte Wellen zerlegen



In guter Näherung wird nur die Komponente des  $B_1$ -Feldes betrachtet, die in die gleiche Richtung wie der Kernspin dreht

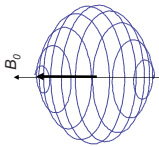
Magnetresonanztomographie

23

### III. Effekt des $B_1$ -Feldes - Quermagnetisierung

In Resonanz:

präzidierende Kernspins "sehen" ein zweites statisches Magnetfeld ( $B_1$ ) und beginnen sich zusätzlich um dessen Achse zu drehen.



"x-Puls"

rotierendes Koordinatensystem

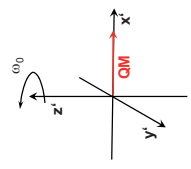
rotierendes Koordinatensystem

Drehwinkel:  $\varphi = E / \hbar \Delta t$   $E$  = Energie des  $B_1$ -Feldes  
 $t$  = Zeit der Anwendung von  $B_1$

Magnetresonanztomographie

### III. MRT – Rotierendes Koordinatensystem

Zur einfacheren Beschreibung wechselt man vom statischen Koordinatensystem in ein Koordinatensystem das mit der Larmorfrequenz  $\omega_0$  um die z-Achse ( $B_0$ ) rotiert.



Magnetisierungskomponenten die mit der Larmorfrequenz präzidieren stehen im rotierenden Koordinatensystem still.

Magnetresonanztomographie

### III. MRT – Erzeugung von Quermagnetisierung

Welchen Einfluß hat das  $B_1$ -Feld ( $\sim 10 \mu T, B_1 \ll B_0$ )?

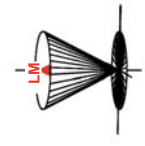
- Ausrichtung im zusätzlichen  $B_1$ -Magnetfeld?
- > vernachlässigbar ( $\sim 7$  aus 200 000 000 000 Spins)
- Präzession im  $B_1$ -Feld?
- > ja,  $10 \mu T$  entspricht einer Präzessionsfrequenz von 426 Hz (ca. 2,3 ms / Umdrehung)
- reine Quermagnetisierung bei  $90^\circ$  Auslenkung (ca. 0,57 ms)
- Magnetisierung invertiert bei  $180^\circ$  Auslenkung (ca. 1,15 ms)

Das resonante  $B_1$ -Feld bleibt nur so lange eingeschaltet bis die Magnetisierung um den gewünschten Winkel gekippt ist.

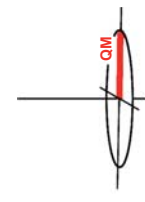
Das Verhältnis von Längs- und Quermagnetisierung kann durch Projektion der Magnetisierung auf die z-Achse und die transversale Ebene bestimmt werden.

Magnetresonanztomographie

### III. MRT – Zusammenfassung Anregung



Längsmagnetisierung



Quermagnetisierung

- Zusatzmagnetfeld  $B_1 \ll$  statisches Feld  $B_0$
- $B_1$  wird nur kurzzeitig eingestrahlt ( $\sim 2$  ms)
- $B_1$ -Puls erzeugt Quermagnetisierung
- $B_1$ -Puls erzeugt Phasenkohärenz
- $B_1$ -Puls läßt sich als zirkular polarisiertes Magnetfeld verstehen

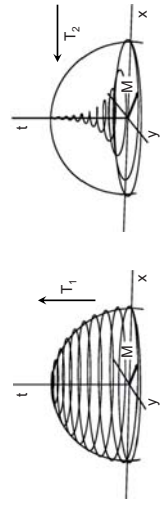
Magnetresonanztomographie

### III. MRT – Relaxation

Während des Einstrahlens des  $90^\circ$  Anregungspulses (kurzzeitig eingeschaltetes  $B_1$ -Feld), erfolgt durch Energieaufnahme der Aufbau von Quermagnetisierung.

Doch was passiert nach dem Abschalten des  $B_1$ -Pulses?

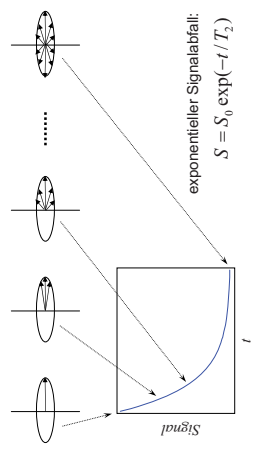
Das System strebt in seinen ursprünglichen Zustand zurück.  
 -> LM muß sich wieder aufbauen (=  $T_1$ -Relaxation)  
 -> QM muß wieder verschwinden (=  $T_2$ -Relaxation)



Magnetresonanztomographie

### III. MRT – Relaxation

Die Rückkehr in den Grundzustand erfolgt durch Wärmeabgabe an die Umgebung ( $T_1$ -Relaxation oder Spin-Gitter-Relaxation) und durch Wechselwirkung der Kernmomente untereinander ( $T_2$ -Relaxation oder Spin-Spin-Relaxation).

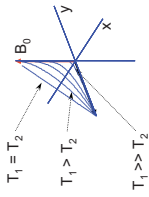


exponentieller Signalabfall:  
 $S = S_0 \exp(-t/T_2)$

Magnetresonanztomographie

### III. MRT – Relaxation

$T_1$ -Relaxationszeit  $\geq T_2$ -Relaxationszeit



$T_1$  und  $T_2$  besitzen direkten Einfluss auf die Signalqualität.

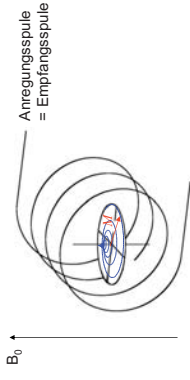
### III. MRT – Relaxation

Die Geschwindigkeit der Relaxation ist von Bedeutung, da ein zu langer Aufenthalt der Kerne im angeregten Zustand zu einer Aufhebung des Besetzungunterschieds der beiden Niveaus führen kann (magnetische Sättigung).  
 → Verringerung der Signalintensität

Kurze Relaxationszeiten bewirken eine so kurze Aufenthaltsdauer der Kerne im angeregten Zustand, daß eine Umschärfe beim Übergang der Energieniveaus resultiert.  
 → Verbreiterung der Resonanzlinien

### IV. MRT – Signaldetektion

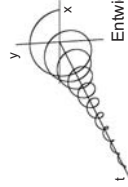
Die zeitlich variierende Quermagnetisierung in der Transversalebene erzeugt ein oszillierendes Magnetfeld, das in einer Induktionsspule eine meßbare elektrische Spannung induziert.



Bewegung der **Quermagnetisierung** in der Detektionsspule.

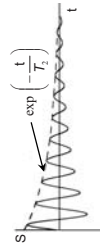
### IV. MRT – Signaldetektion

In Abhängigkeit der Relaxationszeiten ( $T_1 > T_2$ ) kehrt das System in seinen Ausgangszustand zurück.



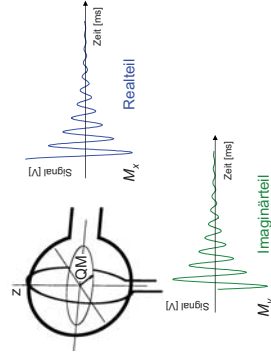
Entwicklung der QM unter Relaxation

In der Detektionsspule wird eine gedämpfte Wechsellspannung induziert.



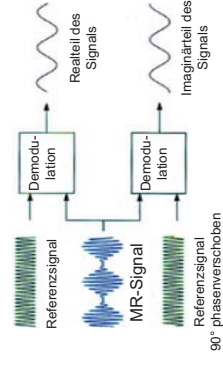
### IV. MRT – Signaldetektion

Denkbares Detektionsspulen-Setup für die Detektion eines komplexen RF-Signals (Quadraturdetektion).

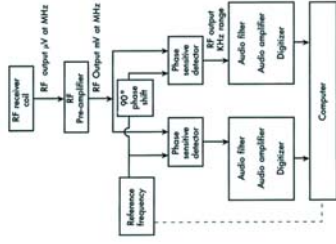


### VI. MRT – Demodulation und Quadratrdetektion

In der Praxis wird die Quadratrdetektion durch Subtraktion - der Trägerfrequenz ( $\omega_{B_0}$ ) und der **elektronisch** -  $90^\circ$  verschobenen Trägerfrequenz vom empfangenen MR-Signal realisiert.



#### IV. MRT – Empfangseinheit und Signalspeicherung



36

Magnetresonanztomographie

#### V. Signalrekonstruktion in der NMR-Spektroskopie

Die detektierten Signale enthalten Informationen über die Präzessionsfrequenz von Kernen der Probe.

Die Präzessionsfrequenz kann sich je nach Bandbreite und Mittelfrequenz der des eingestrahlten Hochfrequenzpulses von der Referenzfrequenz unterscheiden.

Bei Kernen die sich in unterschiedlicher chemischer Umgebung innerhalb eines Moleküls oder eines Gewebes befinden, resultiert aufgrund der Wechselwirkung des statischen  $B_0$ -Feldes mit den Elektronenhüllen (chemische Verschiebung) eine Abschwächung oder Verstärkung von  $B_0$  am Ort der Kerne.

Das am Kernort aufgrund der chemischen Verschiebung variierte effektive  $B_0$ -Feld führt ebenfalls zu einer Abweichung der detektierten Präzessionsfrequenz von der Referenzfrequenz.

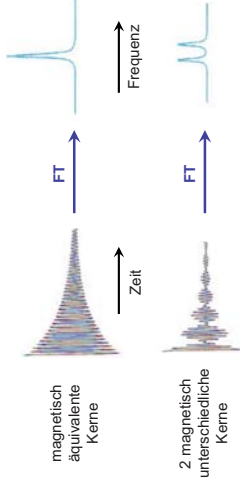
37

Magnetresonanztomographie

#### V. Signalrekonstruktion in der NMR-Spektroskopie

Problem: Analyse des in der Zeitdomäne aufgenommenen oszillierenden Signale hinsichtlich ihrer Frequenzkomponenten.

Lösung: Fouriertransformation (FT)



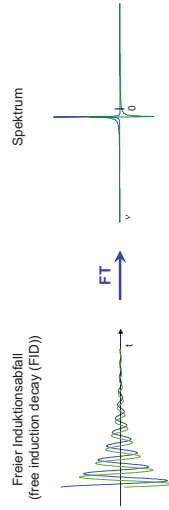
38

Magnetresonanztomographie

#### V. Real- und Imaginärteil der Signale

Bei der Signalkquisition wurden 2 um  $90^\circ$  phasenverschobene Signale aufgenommen und in einem komplexwertigen Array gespeichert.

Nach komplexer Fouriertransformation liegen die Ausgangssignale im Frequenzraum als Real- und Imaginärteil mit einer relativen Phase von  $90^\circ$  vor.

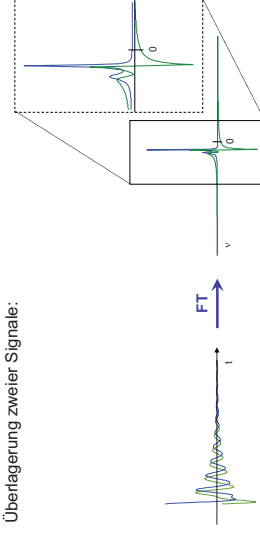


39

Magnetresonanztomographie

#### V. Überlagerung mehrerer Signale

Überlagerung zweier Signale:

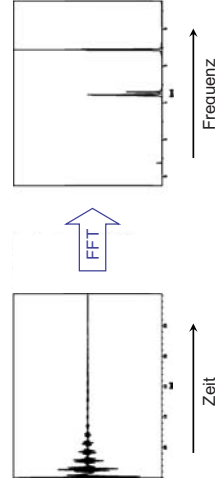


40

Magnetresonanztomographie

#### V. Analytik mit Hilfe der NMR-Spektroskopie

Beispiel einer NMR-spektroskopischen Untersuchung:

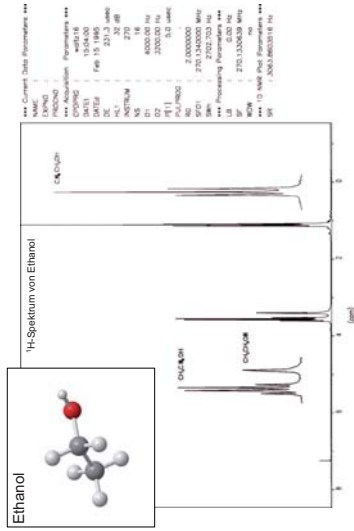


Probe unbekannt  
 Probenvolumen: 0.5 ml Reinsubstanz; Feldstärke: 7 T  
 Signalkumulation: 16 Experimente; Aufnahmedauer: 64 s

41

Magnetresonanztomographie

### V. Analytik mit Hilfe der NMR-Spektroskopie



Linienaufspaltung aufgrund von Hyperfeinkopplung der Bindungselektronen!

Magnetresonanztomographie

### V. Analytik mit Hilfe der NMR-Spektroskopie

- Elektronische Umgebung → chemische Verschiebung
- relative Anzahl von Atomen
  - Art der Bindung
  - Anisotropie in räumliche Lage
- Einfluss benachbarter Spins auf die elektronische Umgebung → J-Kopplung über chemische Bindungen im Molekül
- Art der Bindung
  - Bindungswinkel
- Magnetfeld anderer Kerne → Dipolare Kopplung / Relaxation
- Entfernung anderer Kerne
  - Winkel zum Magnetfeld
  - Bewegung des Kerns

Magnetresonanztomographie

### V. Anwendungen der NMR-Spektroskopie

#### Flüssigkeits-NMR:

- Routinemäßige Analytik und Quantifizierung von kleineren organischen Molekülen *in Lösung*.
- Strukturaufklärung organischer Moleküle (Primärstruktur).
- Sekundär- und Tertiärstruktur kleiner (bis ca. 10 kD) Peptide und Proteine mittels 2-dimensionaler <sup>1</sup>H-Spektren
- Dreidimensionale Strukturaufklärung von <sup>13</sup>C/<sup>15</sup>N (2D)-markierten Proteinen bis ~ 30 kDa.
- Strukturaufklärung von Oligonucleotiden und Kohlenhydraten.
- Bestimmung von Diffusionskonstanten
- Spezialanwendungen, z.B. Metabolismusstudien mit <sup>13</sup>C

#### Festkörper-NMR:

- Beschreibung von Polymeren, Keramik, Gläsern in den Materialwissenschaften.
- Strukturaussagen zu nicht kristallisierbaren Proteinen

Magnetresonanztomographie

### V. Chemical Shift Imaging (CSI)

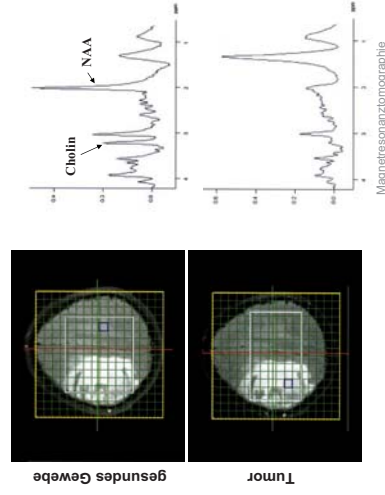
„Ortsaufgelöste Spektroskopie“: das Untersuchungsobjekt wird beispielsweise in eine Matrix von 16 x 16 Voxeln (jeweiliges Volumen: 1 cm<sup>3</sup>) zerlegt, in denen dann die Konzentrationen von Metaboliten quantifiziert werden.



T<sub>1</sub>-gewichtetes Bild T<sub>2</sub>-gewichtetes Bild Voxelraaster für CSI

Magnetresonanztomographie

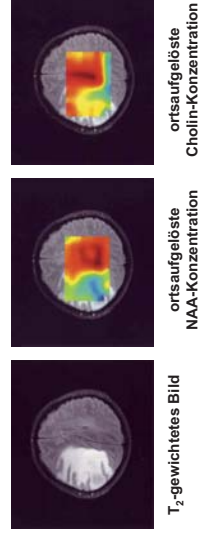
### V. Chemical Shift Imaging (CSI)



Magnetresonanztomographie

### V. Chemical Shift Imaging (CSI)

Ortsaufgelöste Metabolitenkonzentrationen werden nach Interpolation als farbiges Overlay (rot = hohe; blau = niedrige Konzentration) dem anatomischen Bild überlagert.



T<sub>2</sub>-gewichtetes Bild

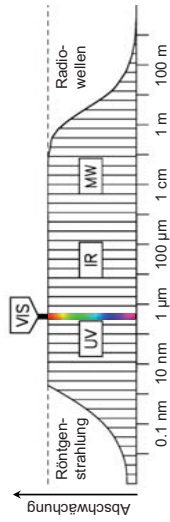
ortsaufgelöste NAA-Konzentration

ortsaufgelöste Cholin-Konzentration

Magnetresonanztomographie

## VI. Abschwächung elektromagnetischer Strahlung

Abschwächung elektromagnetischer Strahlung durch Körpergewebe

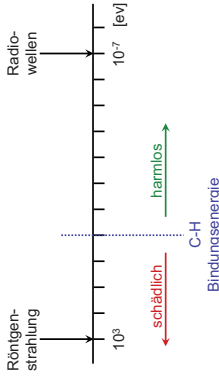


Es gibt 2 Bereiche in denen Körpergewebe für elektromagnetische Strahlung durchlässig ist:

- Röntgenstrahlung → Radiographie, Mammographie, CT
- Radiowellen → Magnetresonanztomographie

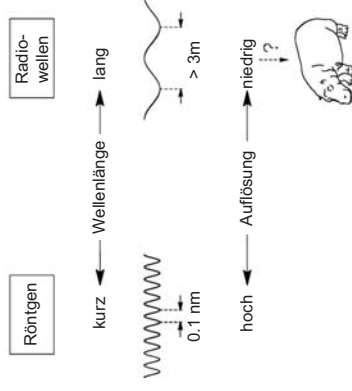
## VI. Energie elektromagnetischer Strahlung

Die Energie die von Röntgenstrahlung und Radiowellen transportiert wird, unterscheidet sich um ca. 10 Größenordnungen.



Röntgenstrahlung: ionisierend, erzeugt Gewebefekte  
Radiowellen: nichtionisierend, Energieabgabe in Form von Wärme

## VI. Ortsauflösung und Wellenlänge



## Anhang 1: Kernspin – Quantenmechanischer Ansatz

Die meisten Atome besitzen einen Drehimpuls  $P$  (= Kernspin), der ein magnetisches Moment  $\mu$  bewirkt.

Beide sind einander proportional, die Proportionalitätskonstante  $\gamma$  (gyromagnetisches Verhältnis) ist für jede Kernart charakteristisch.

$$\mu = \gamma \cdot P$$

In der mikroskopischen Welt (Größenordnung von Atomen) sind Kernspin und damit auch magnetisches Moment gequantelt.

## Kernspin – Quantenmechanischer Ansatz

Grundprinzip der Quantenmechanik:  
Energie ist nicht beliebig teilbar (Diskretisierung der Energie)

Die kleinste Energieeinheit ist das Energiequant.

$$E = h \nu \quad h = 6,62607 \cdot 10^{-34} \text{ Js}$$

Planck'sches Wirkungsquantum

Größe der diskreten Energie (Energieniveau) ist durch Quantenzahlen bestimmt, z.B.:

$$E_i = n h \nu \quad \text{mit } i = -1/2, +1/2$$

oder  $i = -1, 0, +1$   
oder ...

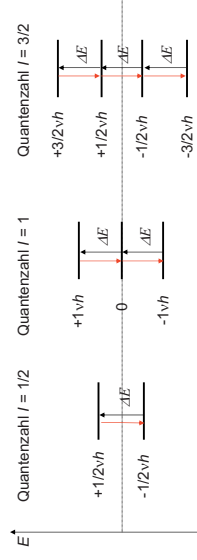
Diskretisierung erlaubt nur Energieübergänge  $\Delta E$  mit  $\Delta i = 1$ !



Max Planck  
1858-1947

## Quantenmechanischer Ansatz - Energieübergänge

Es gibt immer  $2l + 1$  Energieniveaus und  $2l$  erlaubter Übergänge!

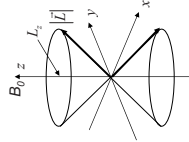


↑ Energieübergänge werden mit  $\Delta E = h \nu$  induziert (Resonanzbedingung)

↓ die inversen Energieübergänge können detektiert werden

### Anwendung der Quantenmechanik in der NMR

klassische Beschreibung der Kernspins: **Kreisel**  
 quantenmechanische Erweiterung:  
 diskrete Energieniveaus des Drehimpulses → Drehimpuls ist gequantelt



Drehimpuls  $L_z$ :  $|\vec{L}| = \sqrt{l(l+1)}\hbar$

z-Komponente des Drehimpulses:  $L_z = l\hbar$

$L_x, L_y$  unbekannt: Heisenbergsche Unschärferelation!

magnetisches Moment:  $\mu_z = \gamma l\hbar$

Energieniveau:  $E = -\mu_z B_0 = \gamma B_0 l\hbar$

Larmor (Präzessions-) Frequenz:  $f_0 = \frac{\gamma B_0}{2\pi}$

### Anhang 2: Isotope und Kernspin

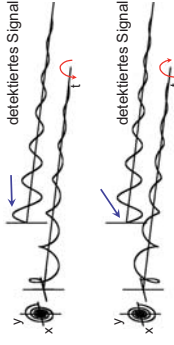
Der Betrag von  $l$  hängt von der Zusammensetzung des Kerns  ${}^Z_N X$  ab:  
 A und Z gerade (z. B.  ${}^{16}_8\text{O}$  oder  ${}^{12}_6\text{C}$ ):  $l = 0$   
 A ungerade, Z gerade oder ungerade (z. B.  ${}^1_1\text{H}$  oder  ${}^{13}_6\text{C}$ ):  $l = \frac{1}{2}$   
 A gerade, Z ungerade (z. B.  ${}^2_1\text{H}$ ):  $l = 1$

OZ	Isotop	Spin I	nat. Häufigk.	$\gamma$ [ $10^6 \text{HzT}^{-1}$ ]
1	${}^1_1\text{H}$	$\frac{1}{2}$	99,99	2,675
1	${}^2_1\text{H}$	1	0,01	0,411
6	${}^{13}_6\text{C}$	$\frac{1}{2}$	1,11	0,673
7	${}^{15}_7\text{N}$	$\frac{1}{2}$	0,37	-0,724
9	${}^{19}_9\text{F}$	$\frac{1}{2}$	100	2,518
15	${}^{31}_{15}\text{P}$	$\frac{1}{2}$	100	1,084
8	${}^{17}_8\text{O}$	$\frac{5}{2}$	0,04	-0,363

OZ: Ordnungszahl

### Anhang 3: MRT – Signaldetektion

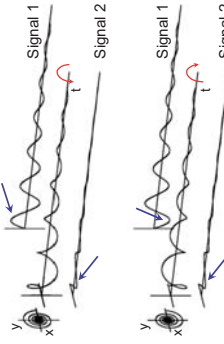
Problem: wie ist die Drehrichtung der Magnetisierung?  
 Mit einer Detektionsspule detektierter Signalverlauf in Abhängigkeit der Drehrichtung:



Mit nur einer Detektionsspule macht sich die Drehrichtung lediglich in einer relativen Phasenverschiebung bemerkbar und kann daraus nicht bestimmt werden.

### MRT – Signaldetektion

Mit zwei zueinander senkrecht stehenden Detektionsspulen detektierter Signalverlauf:



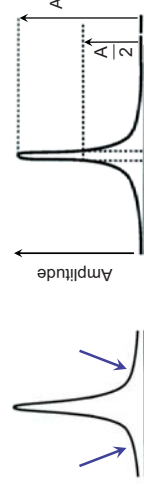
Die Drehrichtung der Magnetisierung lässt sich durch die Phasenverschiebung zwischen Signal 1 und Signal 2 bestimmen → Quadraturdetektion

### Anhang 4: Signalqualität

Um reine lorentzlinienförmige Absorptionssignale zu erhalten, kann mittels Real- und Imaginärteil eine Phasenkorrektur durchgeführt werden.

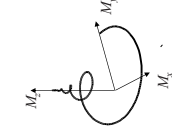
Signale werden beurteilt nach:

- sauberer Linienform (keine Füße oder sonstige Störungen)
- Halbwertsbreite (Linienbreite in [Hz] bei halber Signalamplitude A)



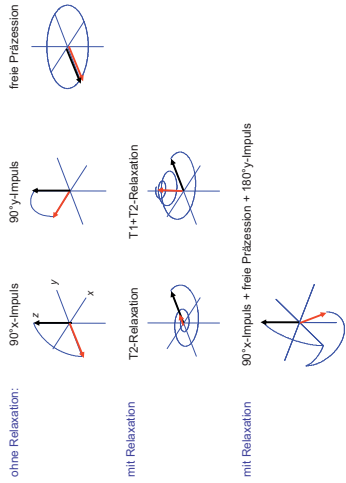
### Anhang 5: Bloch'sche Gleichungen

Beschreibung der Spindynamik mittels gekoppelter Kreiseldgleichungen + Relaxationsterme



$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma(\vec{M} \times \vec{B}) - \frac{M_x \hat{e}_x + M_y \hat{e}_y}{T_2} - \frac{M_z \hat{e}_z - M_0 \hat{e}_z}{T_1}$$

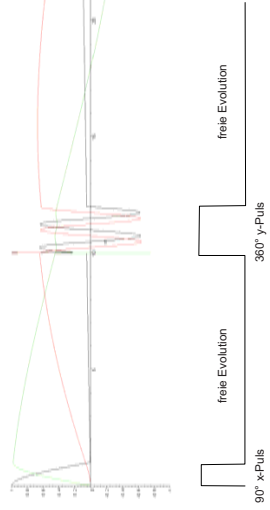
## Spindynamik im rotierenden Koordinatensystem



Magnetresonanztomographie A10

## Anwendung der Bloch'schen Gleichungen

Simulation beliebiger Aufnahmetechniken in der MRT:



Magnetresonanztomographie A11