

# portable<sup>Lab</sup>

## Versuchsvorbereitung





---

# Versuchsanleitung

---

Vorbereitung

---

*Magnetresonanz-Tomographie*

---

## INHALT

<b>Inhalt .....</b>	<b>3</b>
<b>1. Magnetresonanz-Tomographie (MRT).....</b>	<b>4</b>
<b>2. Einleitung .....</b>	<b>4</b>
<b>3. Kernmagnetismus .....</b>	<b>5</b>
1. Zusammenfassung: Kernmagnetismus.....	6
<b>4. Freier Induktionszerfall (FID) und Spin Echo .....</b>	<b>7</b>
1. Freier Induktionszerfall (FID) .....	7
2. Spin Echo .....	9
3. Zusammenfassung: FID und Spin Echo .....	10
<b>5. Relaxation .....</b>	<b>11</b>
1. Spin-Gitter Relaxationszeit $T_1$ .....	11
2. Spin-Spin Relaxationszeit $T_2$ .....	13
3. Zusammenfassung: Relaxation.....	14
<b>6. Bildgebung.....</b>	<b>16</b>
1. Gradienten.....	16
2. Spin Echo und Gradienten Echo.....	16
3. 2D-Bildaufnahme.....	17
4. Bildkontraste .....	17
5. $T_1$ -Bildkontrast.....	17
6. $T_2$ -Bildkontrast.....	18
7. Zusammenfassung: Bildgebung.....	18
<b>7. Produktinformation .....</b>	<b>19</b>

## 1. MAGNETRESONANZ-TOMOGRAPHIE (MRT)

Die Magnetresonanz-Tomographie (MRT) bezeichnet ein Messverfahren, bei dem direkt die magnetischen Eigenschaften von Atomkernen vermessen werden. Andere Bezeichnungen dafür sind Kernspinresonanz-Tomographie, umgangssprachlich kurz Kernspin, NMR (engl. *nuclear magnetic resonance*) oder magnetische Kernresonanz. Dieses Skript vermittelt die notwendigen Grundlagen der Magnetresonanz-Tomographie und

dient als Vorbereitung für die Versuchsdurchführung mit dem **portable** *Lab*-NMR-Gerät.

## 2. EINLEITUNG

Die magnetische Kernresonanz oder NMR ist eine Messmethode, bei der man elektrische Signale aufnimmt, die von den magnetischen Momenten der Atomkerne in einer Spule induziert werden. Sie wurde 1946 von Bloch und Purcell unabhängig voneinander entdeckt. Die Atomkerne kann man sich dabei als Kreisel vorstellen, die zusätzlich zu ihrer schnellen Eigenrotation (Spin) eine sog. Präzessionsbewegung ausführen, wenn auf sie ein Drehmoment senkrecht zu ihrer Rotationsachse ausgeübt wird. Die Frequenz dieser Präzession heißt Larmorfrequenz.

Das für eine Präzessionsbewegung notwendige Drehmoment wird durch ein großes, statisches Magnetfeld erzeugt, das auf das magnetische Moment der Atomkerne wirkt. Durch zusätzliche Hochfrequenz-Magnetfelder, deren Frequenz der der Präzessionsbewegung entspricht, kann man erreichen, dass viele solcher Atomkerne ihre Präzessionsbewegung synchron ausführen, wodurch ein messbares Signal in der Spule induziert wird.

Zum Erzeugen und Nachweisen solcher Signale braucht man also einen Magneten, eine Spule, einen Hochfrequenz-Sender und -Empfänger (also eine Art Funkgerät) und ein Gerät zur Darstellung der Signale (also ein Oszilloskop oder einen Computer). Da man mit dieser Methode detaillierte Informationen über die Struktur und Bewegung von Molekülen erhält, ist sie in vielen Wissenschaftsbereichen eine der wichtigsten Messmethoden geworden. Einige Beispiele:

Medizin: MR-Bildgebung:

*Neurologie:* Hirntumore, Durchblutungsstörungen, Darstellung von Gehirnaktivitäten

*Kardiologie:* Herz-Funktionsparameter wie Ventrikelvolumen, Ausstoßvolumen, Wanddicke, Wandbewegung, Myokard-Blutvolumen, Perfusion, Phosphor-Energiestoffwechsel, ...

*Orthopädie:* Gelenkuntersuchungen, Bänder, Knorpel

Chemie: Hochauflösende Spektroskopie zur chemischen Analyse, mehrdimensionale Spektroskopie zur Strukturauflösung von großen Molekülen

Biologie: Spektroskopie an Pflanzen (Stoffwechsel), Flussmessung (Wassertransport) in Pflanzen, Bestimmung von Wasser- und Fettgehalt von Saatgut

Geologie: Untersuchung von Bodenproben auf Öl- und Wassergehalt, auch im Bohrloch

### 3. KERNMAGNETISMUS

Für das Praktikum genügt ein einfaches halbklassisches Modell, um die wichtigsten Eigenschaften der NMR zu beschreiben.

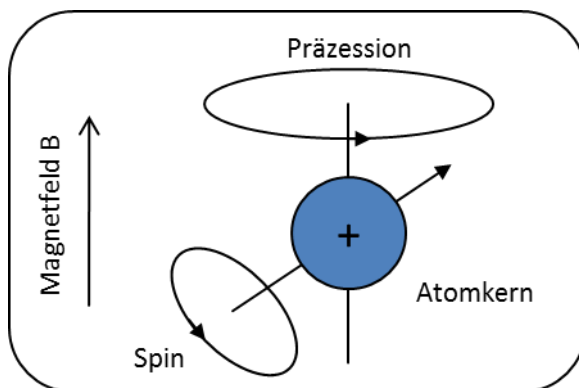


Bild 1: Spin Larmorpräzession

Einige Atomkerne (z.B. Wasserstoffkerne, die nur aus einem Proton bestehen) haben einen Drehimpuls (Spin). Man kann sich vorstellen, dass sie sich sehr schnell um ihre eigene Achse drehen. Da die Atomkerne eine elektrische Ladung haben, die über das Kernvolumen verteilt ist, entsteht durch die Drehung ein Ringstrom, der ein Magnetfeld erzeugt. Jeder solche Atomkern ist also eine Art magnetischer Kreisel.

Bringt man diese Atomkerne in ein Magnetfeld, so wirkt ein Drehmoment auf die Kreisel. Ihre Rotationsachse führt deshalb eine zusätzliche Kreisbewegung um die Magnetfeldrichtung aus. Diese Bewegung nennt man Präzession. (Die Atomkerne verhalten sich ähnlich wie ein Kreisel im Schwerfeld der Erde, der nicht im Schwerpunkt unterstützt ist und dessen Drehachse nicht parallel zur Erdanziehungskraft gerichtet ist.) Die Frequenz, mit der die Atomkreisel präzedieren, nennt man Larmorfrequenz.

Die Larmorfrequenz ist proportional zur magnetischen Flussdichte  $B_0$ . Häufig wird nicht die Frequenz  $\nu_L$ , sondern die Kreisfrequenz  $\omega_L = 2 \cdot \pi \cdot \nu_L$  angegeben. Die Proportionalitäts-konstante zwischen Flussdichte und Kreisfrequenz ist das für die Atomsorte spezifische gyromagnetische Verhältnis  $\gamma$ .

$$\omega_L = \gamma \cdot B_0 \quad \text{Formel 1}$$

Nach den Gesetzen der Quantenmechanik können die Spins nur bestimmte Orientierungen relativ zum Magnetfeld einnehmen. Im einfachsten Fall, bei Protonen, die einen Spin  $\frac{1}{2}$  haben, sind das zwei Orientierungen, nämlich parallel und antiparallel zum Magnetfeld. Die Energiedifferenz zwischen den beiden Zuständen ist

$$\Delta E = \hbar \cdot \omega_L \quad \text{Formel 2}$$

Im thermischen Gleichgewicht sind die beiden Zustände nach Boltzmann nicht gleich stark besetzt:

$$\frac{N_{\downarrow}}{N_{\uparrow}} = \exp\left(\frac{-\hbar \cdot \omega_L}{k \cdot T}\right) \approx 1 - \frac{\hbar \cdot \omega_L}{k \cdot T} \quad \text{Formel 3}$$

( $N_{\downarrow}, N_{\uparrow}$  : Anzahl der Spins parallel bzw. antiparallel zum Magnetfeld,  $\hbar$ : Plancksches Wirkungsquantum/2,  $k$ : Boltzmannkonstante,  $T$ : absolute Temperatur)

Daher ist die Summe aller Spin-Dipolmomente nicht null, sondern ergibt ein makroskopisches magnetisches Dipolmoment  $M_0$ , das in Richtung des Magnetfeldes  $H_0$  zeigt. Das Verhältnis der Zustände nach Formel 3 weicht bei Zimmertemperatur und 0,5 Tesla Feldstärke (Praktikumsgerät) um etwa  $3 \cdot 10^{-6}$  von der Gleichbesetzung ab. Dies bedeutet, dass nur ein Anteil von etwa 0,0003 % der insgesamt vorhandenen Kernspins zum NMR-Signal beiträgt.

## 1. ZUSAMMENFASSUNG: KERNMAGNETISMUS

Atomkerne mit magnetischem Dipolmoment verhalten sich in einem Magnetfeld wie Kreisel. Ihre (Spin-) Rotationsachse führt also eine Präzessionsbewegung aus. Die Frequenz dieser Präzession nennt man Larmorfrequenz. Sie ist proportional zum äußeren Magnetfeld.

Nach den Gesetzen der Quantenmechanik können die Atomkerne nur bestimmte Orientierungen relativ zum äußeren Feld einnehmen, Wasserstoffkerne (Protonen) z.B. nur parallel und antiparallel. Im thermischen Gleichgewicht sind nur wenige Atomkerne mehr (einige Millionstel, proportional zum Magnetfeld) parallel als antiparallel ausgerichtet. Diese wenigen Millionstel bilden zusammen ein makroskopisches magnetisches Moment, mit dem NMR-Experimente durchgeführt werden können. Im Ruhezustand ist es parallel zum äußeren statischen Magnetfeld orientiert.

## 4. FREIER INDUKTIONSZERFALL (FID) UND SPIN ECHO

Die in der Magnetresonanz-Tomographie typischerweise aufgenommenen Signale, der freie Induktionszerfall, auch FID (engl. *free induction decay*) sowie die Erzeugung eines Spin Echos und deren wichtigsten Eigenschaften werden im Folgenden vorgestellt.

### 1. FREIER INDUKTIONSZERFALL (FID)

Legt man mit Hilfe einer Drahtspule senkrecht zum statischen Magnetfeld  $B_0$  zusätzlich ein Magnetfeld  $B_1$  an, das mit der Larmorfrequenz um die Richtung des statischen Magnetfeldes rotiert, so dreht sich das magnetische Moment aus der Richtung des statischen Magnetfeldes, und zwar umso weiter, je stärker dieses Wechselfeld ist und je länger es angelegt wird. Diese Bewegung ist nichts anderes als eine zusätzliche Präzession, die man am einfachsten in einem mit der Systemfrequenz (mittlere Larmorfrequenz, hier 22 MHz) um die z-Achse rotierenden Koordinatensystem darstellen kann (Bild 2: Auslenkung aus der z-Richtung).

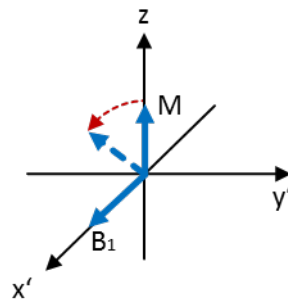


Bild 2: Auslenkung aus der z-Richtung im rotierenden Koordinatensystem

In diesem rotierenden  $x'$ - $y'$ - $z$ -Koordinatensystem sieht man ohne Wechselfeld nur die kleinen Abweichungen der lokalen Larmorfrequenz von der Systemfrequenz. Legt man ein Magnetfeld in der mitrotierenden  $x'$ -Richtung an, dreht sich die Magnetisierung um diese Achse.

Nach einer solchen Drehung zeigt das magnetische Moment nicht mehr in die vom statischen Feld  $B_0$  vorgegebene  $z$ -Richtung, sondern hat einen Anteil in der  $x'$ - $y'$ -Ebene, der im Laborsystem (in diesem befindet sich unsere Spule in Ruhe) mit der Larmorfrequenz rotiert.

Dieses rotierende magnetische Moment induziert nach dem Induktionsgesetz in der Spule eine Wechselfeldspannung. Diese Spannung ist das eigentliche NMR-Signal. Das Signal ist umso größer, je größer das rotierende magnetische Moment ist und je größer die Rotationsfrequenz ist. Beide sind proportional zum Magnetfeld  $B_0$ , so dass man zum Erzielen eines guten Signal/Rausch-Verhältnisses ein möglichst großes Magnetfeld verwendet.

Gängige Magnetfelder für die klinische Bildgebung sind 0,2T bis 3T, für biomedizinische Forschungszwecke 1,5T bis 7T und für hochauflösende Spektroskopie 7T bis 21T.



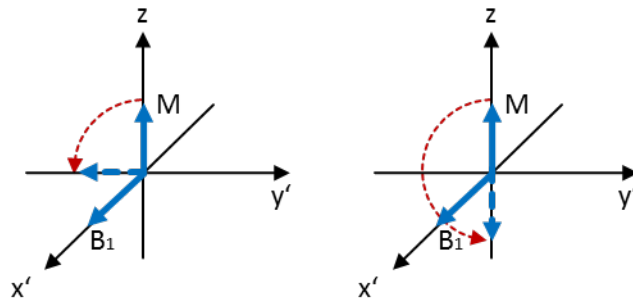


Bild 3: 90°- und 180°-Puls

Streng genommen erzeugt man mit Wechselstrom in einer Spule kein rotierendes sondern ein oszillierendes Magnetfeld  $B_1$ . Jedoch kann man sich ein oszillierendes Magnetfeld als aus zwei in entgegengesetzter Richtung rotierenden Feldkomponenten bestehend vorstellen. Die entgegengesetzt zur Larmorfrequenz rotierende Komponente hat keine Wirkung auf das magnetische Moment, so dass nur die gewünschte Komponente eine Rolle spielt. Wählt man Dauer und Stärke gerade so, dass das magnetische Moment um einen Winkel von 90° aus der z-Richtung gedreht wird, so spricht man von einem 90-Grad-Puls (Bild 3: 90°- und 180°-Puls). In diesem Fall ist das gesamte magnetische Moment in die  $x'-y'$ -Ebene gekippt worden, d.h. das gesamte magnetische Moment rotiert jetzt im Laborsystem in der x-y-Ebene und verhält sich damit wie ein Magnet, der mit der Larmorfrequenz in einer Spule um eine Achse senkrecht zur Spulenachse rotiert. Deshalb wird in der Spule eine Wechselspannung induziert, deren Frequenz gleich der Larmorfrequenz ist und deren Amplitude proportional zum rotierenden magnetischen Moment ist.

Vergrößert man den Drehwinkel weiter, so geht die Signalamplitude wieder auf null zurück, und zwar genau dann, wenn das gesamte magnetische Moment um 180° in die z-Richtung gedreht worden ist. Damit hat es keinen Anteil in der Spulenebene und kann deshalb in der Spule auch keine Spannung induzieren (Bild 3: 90°- und 180°-Puls). Für noch größere Drehwinkel erhält man wieder ein Signal.

Die Anfangssignalamplitude  $A$  nach dem Puls in Abhängigkeit von der Pulsdauer  $\tau$  kann man bei gegebenem Hochfrequenzmagnetfeld  $B_1$  mit folgender Beziehung beschreiben:

$$A(\tau) = A_{max} \cdot \sin(\gamma \cdot B_1 \cdot \tau) \quad \text{Formel 4}$$

Die Signalamplitude bleibt nach dem Puls konstant, wenn alle Dipole mit der gleichen Frequenz präzedieren und auch sonst keine Störungen auftreten.

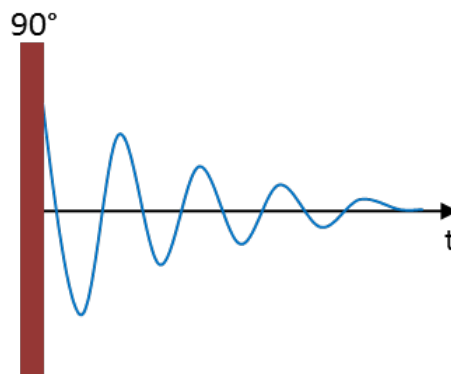


Bild 4: FID nach Hochfrequenzpuls

Das ist jedoch in der Praxis nicht der Fall. Man unterscheidet zeitlich konstante, statische Störungen und zeitabhängige Störungen. Hier beschäftigen wir uns nur mit statischen Störungen. Die wichtigste statische Störung besteht darin, dass das statische Magnetfeld  $B_0$  nicht beliebig homogen ist. Das führt dazu, dass die Dipole in der Probe an unterschiedlichen Orten mit unterschiedlicher Frequenz präzedieren und auch Signalspannungen mit unterschiedlichen Frequenzen in der Spule induzieren. Das beobachtete Signal ist die Überlagerung aller dieser Einzelsignale. Es löscht sich umso schneller aus, je inhomogener das Magnetfeld ist. Solch ein abklingendes Signal, das direkt nach einem Hochfrequenzpuls entsteht, nennt man FID (**F**ree **I**nduction **D**ecay), siehe Bild 4: FID nach Hochfrequenzpuls.

Um die Homogenität des statischen Magnetfeldes zu erhöhen, wird es mit einem durch Elektrosolen erzeugtes Feld überlagert. Dieses wird so eingestellt, dass das Signal nach einem 90-Grad-Puls möglichst langsam abklingt. Diesen Vorgang nennt man homogenisieren oder auch „Magnetfeld-Shim“.

## 2. SPIN ECHO

Eine weitere statische Störung ergibt sich in Festkörpern durch die statische Wechselwirkung der Dipole mit ihren Nachbarn. Da diese Wechselwirkung richtungsabhängig ist und die Richtung, in der sich ein nächster Nachbar befindet, für jeden Dipol anders ist, sind die Frequenzen der Dipole über einen weiten Bereich verteilt, was zu einem sehr schnellen Signalabfall im Bereich weniger Mikrosekunden führt.

Solange keine zeitabhängigen Störungen auftreten bleibt die Phasenbeziehung zwischen den verschiedenen Dipolen konstant, d.h. sie bleiben kohärent. Wenn man die Bewegungsrichtung der verschiedenen Dipole relativ zueinander umkehrt, laufen sie wieder zusammen, d.h. die Signalamplitude steigt bis zu einem Maximalwert an und fällt dann wieder ab. Dieses Signalmaximum, das aufgrund der Umkehrung der Laufrichtung entsteht, nennt man Echo oder auch Spin Echo (siehe Bild 5: FID und Spin Echo).

Ein beliebtes Modell zur Veranschaulichung dieses Vorgangs sind Läufer auf einer Aschebahn. Beim Startschuss laufen alle gleichzeitig los, allerdings sind die verschiedenen Läufer unterschiedlich schnell, so dass die Gruppe mit der Zeit auseinander gezogen wird. Wenn die Läufer alle auf ein Kommando gleichzeitig umkehren und weiterhin genauso schnell laufen wie zuvor, treffen sich alle gleichzeitig wieder am Start.

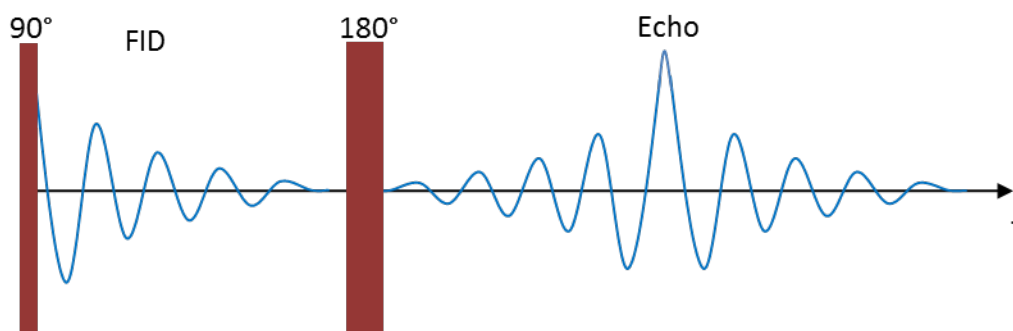


Bild 5: FID und Spin Echo

Im NMR-Experiment ist der Startschuss der erste Hochfrequenzpuls (90-Grad-Puls), dem die Probe ausgesetzt wird. Das Umkehr-Kommando wird durch einen 180-Grad-Puls gegeben, der die Magnetisierung komplett um 180 Grad dreht. Die Entstehung des Spin Echos kann man wie die Pulse am einfachsten in einem mit der Sendefrequenz, bzw. der mittleren Larmorfrequenz, rotierenden Koordinatensystem darstellen. In diesem Koordinatensystem sieht man alle Bewegungen relativ zur Haupt-Drehbewegung (Bild 6: Entstehung des Spin Echos).

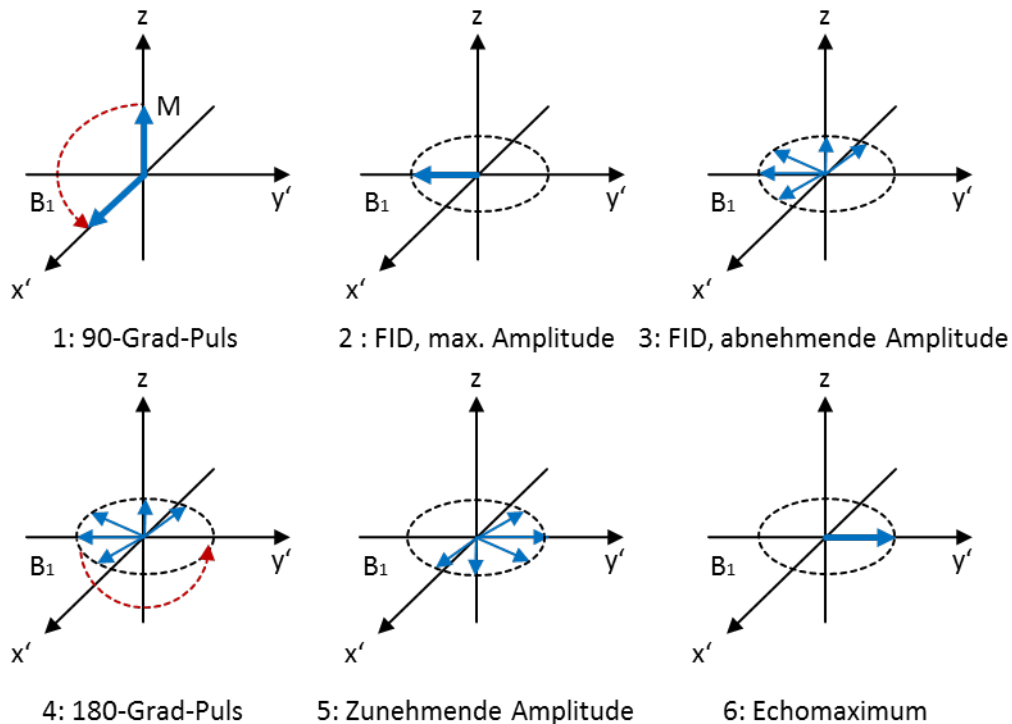


Bild 6: Entstehung des Spin Echos

Das Experiment beginnt mit einem 90-Grad-Puls durch ein HF-Magnetfeld in  $x'$ -Richtung (Bild 6: Entstehung des Spin Echos, 1). Das gesamte magnetische Moment zeigt jetzt in  $-y'$ -Richtung (2). Die einzelnen Dipole präzedieren je nach lokalem Magnetfeld gleich schnell, etwas schneller oder etwas langsamer als das rotierende Koordinatensystem (3). Alle Dipole mit gleicher Larmorfrequenz bilden jeweils ein makroskopisches Dipolmoment, das mit der jeweiligen Larmorfrequenz präzediert.

Ein Dipolmoment, das gleich schnell wie das Koordinatensystem rotiert, bleibt in  $x'$ - $y'$ -Richtung, schnellere und langsamere drehen sich in der  $x'$ - $y'$ -Ebene. Das resultierende Dipolmoment in der  $x'$ - $y'$ -Ebene, also die Vektorsumme der einzelnen Dipolmomente, die das NMR-Signal in der Spule induziert, nimmt deshalb ab. Die induzierte Signalspannung verschwindet nach einiger Zeit völlig im Rauschen.

Schaltet man nach einer Zeit  $t$  einen 180-Grad-Puls ein, indem man wieder in der  $x'$ -Richtung ein HF-Magnetfeld mit geeigneter Amplitude und Dauer anlegt (4), so werden alle Dipolmomente um  $180^\circ$  um die  $x'$ -Achse gedreht. Die Dipolmomente, die zuvor noch in  $-y'$ -Richtung waren, zeigen jetzt in  $y'$ -Richtung. Die anderen sind jetzt genauso weit aus der  $y'$ -Richtung gedreht, wie sie sich vor dem Puls aus der  $y'$ -Richtung gedreht hatten (5). Da sie sich weiterhin mit der gleichen Winkelgeschwindigkeit in die gleiche Richtung bewegen, laufen sie alle auf die  $y'$ -Richtung zu und treffen sich dort alle gleichzeitig nach einer Zeit, die genauso lang ist wie der Zeitabstand  $t$  zwischen  $90^\circ$ - und  $180^\circ$ -Puls (6). Das Echomaximum erscheint also zum Zeitpunkt  $2t$ .

### 3. ZUSAMMENFASSUNG: FID UND SPIN ECHO

Mit Hilfe eines Hochfrequenz-Magnetfelds, das mit der Larmorfrequenz rotiert, kann das magnetische Moment aus seiner Richtung parallel zum Hauptmagnetfeld gedreht werden. Man erhält so ein magnetisches Moment, das mit der Larmorfrequenz rotiert. Ein rotierender Magnet erzeugt in einer Spule eine Wechselspannung, die man nach genügender Verstärkung z.B. auf einem Oszilloskop anschauen kann. Diese Wechselspannung ist umso größer, je mehr Atomkerne mitwirken. Die Wechselspannung ist bei gegebenem

magnetischem Moment am größten, wenn es genau senkrecht zum statischen Magnetfeld orientiert ist. Dazu lässt man das Hochfrequenzmagnetfeld genau so lange an, bis das magnetische Moment sich um 90 Grad aus der Richtung des statischen Magnetfelds gedreht hat (90-Grad-Puls). Daraus ergibt sich eine einfache Einstellvorschrift: um einen 90-Grad-Puls einzustellen, beginnt man mit fast verschwindender Pulslänge und erhöht sie langsam, bis die Wechselspannungsamplitude das erste Mal ein Maximum erreicht. Bei größeren Drehwinkeln wird die Wechselspannungsamplitude wieder kleiner, bei einer Drehung um 180° verschwindet sie. Da das Magnetfeld nicht überall in der Probe genau gleich stark ist, ist auch die Larmorfrequenz von Ort zu Ort etwas verschieden. Mit der Zeit nimmt deshalb das resultierende rotierende magnetische Moment ab und das Wechselspannungssignal verschwindet. Das NMR-Signal nach einem HF-Puls nennt man deshalb auch FID.

Solange keine zeitabhängigen Störungen auftreten, kann man das magnetische Moment aber wieder herstellen, da die einzelnen Bestandteile (Dipole) lediglich mit unterschiedlicher Frequenz rotieren. Dazu muss man die ganze Dipolverteilung mit einem Hochfrequenz-Magnetfeld um 180° drehen (180-Grad-Puls). Dann laufen die verschieden schnell rotierenden Bestandteile wieder zusammen, so dass man nach einer weiteren Zeitspanne, die dem Abstand zwischen 90-Grad- und 180-Grad-Puls entspricht, wieder die maximale Signalamplitude erhält (Spin Echo).

## 5. RELAXATION

Mit Relaxation bezeichnet man das natürliche Erreichen eines Gleichgewichtszustandes. Die Magnetisierung des untersuchten Objektes wird zwangsläufig ein Gleichgewicht annehmen, das durch Richtung und Stärke des homogenen Hauptfeldes bestimmt ist. Verantwortlich sind dafür Relaxationsprozesse, bei denen Energie entweder mit der Umgebung oder innerhalb des Spinsystems selbst ausgetauscht werden kann. Die Zeitskalen auf denen dieser Austausch stattfinden kann, werden durch die Relaxationszeiten bestimmt.

### 1. SPIN-GITTER RELAXATIONSZEIT $T_1$

Lenkt man die Kern-Magnetisierung (=magnetisches Moment pro Volumen) mit einem HF(Hochfrequenz)-Puls aus der Gleichgewichtslage aus, so induziert diese Magnetisierung nach den bisherigen Überlegungen je nach Auslenkungswinkel ein mehr oder weniger großes Signal in der HF-Spule, das sich durch geringfügig unterschiedliche Präzessionsfrequenzen der einzelnen Dipole nach kurzer Zeit (typischerweise einige Millisekunden, bei sehr homogenem Magnetfeld bis Sekunden) wegmittelt. Die Magnetisierung ist dann aber keineswegs wieder in ihrem Gleichgewichtszustand. Dies kann man dadurch feststellen, dass man kurz nach dem Verschwinden des FID einen zweiten HF-Puls mit gleichem Auslenkwinkel anlegt. Das Signal nach diesem Puls ist deutlich kleiner als das nach dem ersten. Wartet man dagegen sehr lange, so ist das Signal wieder so groß wie nach dem ersten Puls. Wie kommt aber die Magnetisierung wieder in ihr Gleichgewicht?

Im Läufermodell entspricht das dem Wiederherstellen der Startaufstellung. Im Lauf der Zeit stolpern immer mehr Läufer, hören auf, und gehen zurück an Start in Startposition. Je mehr von ihnen schon wieder am Start stehen, desto mehr laufen beim nächsten Startschuss los. Das Stolpern der Läufer entspricht bei den Dipolen einem Energieaustausch mit ihrer Umgebung. Dazu ist eine zeitliche Änderung der Wechselwirkung der Dipole mit ihrer Umgebung notwendig, mit anderen Worten, das Magnetfeld, das auf die Dipole wirkt, muss sich zeitlich ändern.

Solche momentanen Magnetfeldänderungen treten hauptsächlich dadurch auf, dass sich durch zufällige Molekülbewegungen der Abstand und die Orientierung eines Dipols zum nächsten Dipol ändern. Dabei können die Dipole über die magnetische Wechselwirkung die Energie mit der Umgebung austauschen, die sie beim Übergang in einen energetisch günstigeren Zustand übrig haben. So können sie z.B. kinetische Energie an ein benachbartes Molekül abgeben. Dadurch stellt sich nach einiger Zeit der alte Gleichgewichtszustand

(Boltzmannverteilung, s.o.) wieder ein. Die resultierende Magnetisierung in Magnetfeldrichtung folgt dabei einem Gesetz der Form

$$\mathbf{M}_z(t) = \mathbf{M}_0 - \Delta\mathbf{M}_z \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_1}\right) \quad \text{Formel 5}$$

wobei  $M_0$  die Gleichgewichtsmagnetisierung und  $\Delta M_z$  die Änderung der Magnetisierung durch den Auslenkpuls ist. Ist der Auslenkpuls ein 90-Grad-Puls, so ist  $\Delta M_z = M_0$ . Ist es ein 180-Grad-Puls, so ist  $\Delta M_z = 2M_0$ . Für einen beliebigen Pulswinkel  $\alpha$  gilt:

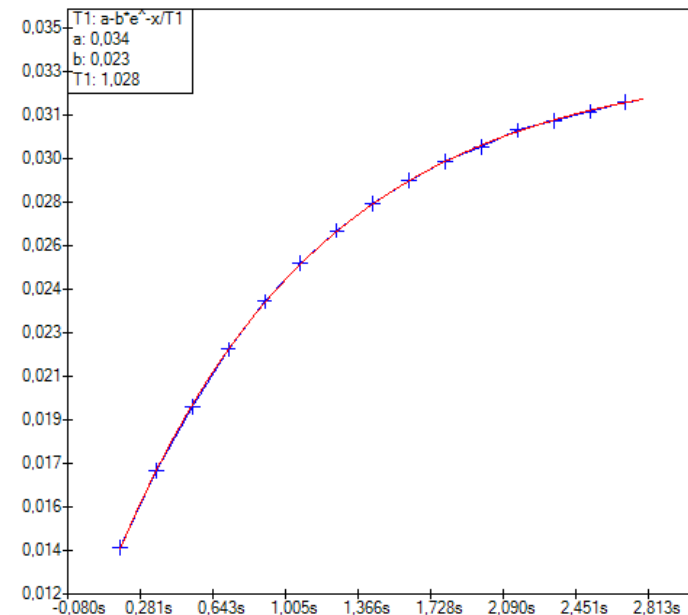
$$\Delta\mathbf{M}_z = \mathbf{M}_0 \cdot (1 - \cos(\alpha)) \quad \text{Formel 6}$$

Die Zeitkonstante  $T_1$  ist die Spin-Gitter-Relaxationszeit oder longitudinale Relaxationszeit. Diese Relaxationszeit hängt von verschiedenen Parametern ab. Sie ist am kürzesten, wenn im Frequenzspektrum der Bewegungen der beteiligten Moleküle die Larmorfrequenz der Dipole möglichst stark vertreten ist, d.h. wenn die Moleküle hauptsächlich mit der Larmorfrequenz wackeln. Das Bewegungsspektrum der Moleküle wiederum hängt von der Temperatur und der Struktur bzw. der Viskosität der untersuchten Substanz ab. Zusätzlich führen auch paramagnetische Verunreinigungen zu einer Verkürzung von  $T_1$ , da die Elektronenhüllen-Dipole sehr viel stärkere Magnete sind als die Kern-Dipole und deshalb stärkere und weiter reichende Störungen produzieren. Dieser Effekt wird im klinischen Einsatz zur Kontrastverbesserung, insbesondere zur Gefäßdarstellung verwendet. Dabei werden hauptsächlich Gadolinium-Komplex-Verbindungen eingesetzt.

Für die Messung der Spin-Gitter-Relaxationszeit wählt man sinnvollerweise als Auslenkpuls einen 90-Grad-Puls und zum Nachweis der nach der Zeit  $t$  vorhandenen Magnetisierung einen zweiten 90-Grad-Puls. Die Signalamplitude  $A(t)$  nach dem Nachweispuls ist proportional zur z-Magnetisierung  $M(t)$  direkt vor dem Nachweispuls.

Der Abstand  $t$  zwischen dem Auslenk- und dem Nachweispuls wird geändert. Auf diese Weise lässt sich die Exponentialkurve nach Formel 5 abtasten.

In einem Forschungs- oder Klinik-NMR-Gerät werden diese Relaxationszeiten mit einem Computer berechnet. Das Praktikumsgerät verfügt ebenfalls über diese Möglichkeit. Dazu werden die Signale bei verschiedenen Einstellungen des Pulsabstands mit dem Computer aufgenommen und zwischengespeichert. Die Berechnung der Relaxationszeit  $T_1$  wird mit Hilfe einer Anpass- oder FIT-Routine durchgeführt, die eine Exponentialfunktion an die Amplituden der gemessenen Signale anpasst. Dazu müssen die Signale vorher noch bearbeitet werden (Basislinienkorrektur, Fourier-Transformation; wird im Messprogramm automatisch ausgeführt), um sicherzustellen, dass die Auswertung die richtigen Werte übernimmt.



**Bild 7: Exponentieller Fit an Signalamplitude zur Bestimmung der  $T_1$ -Zeit**

Für eine grobe Abschätzung der Relaxationszeit  $T_1$  genügt es, nur einen 90-Grad-Puls einzuschalten und den Abstand zwischen zwei Experimenten (Repetitionszeit TR) zu variieren. Beginnend bei langen Wartezeiten von z.B. 20 s sucht man die Repetitionszeit TR, bei der die Signalamplitude nur noch etwa halb so groß ist wie bei langer Wartezeit. Dieser Repetitionszeit ist eine grobe Abschätzung für die Spin-Gitter-Halbwertszeit  $t_{1/2}$ , so dass man mittels Formel 7 eine grobe Abschätzung für die Relaxationszeit  $T_1$  erhält.

$$T_1 = \frac{TR_{1/2}}{\ln(2)} \quad \text{Formel 7}$$

## 2. SPIN-SPIN RELAXATIONSZEIT $T_2$

Im Vorherigen wurde bereits gezeigt, wie man den Einfluss der statischen Inhomogenität auf die Signalamplitude durch einen 180-Grad-Puls rückgängig machen kann. Die Amplitude des so entstandenen Echos ist aber keineswegs für alle Pulsabstände gleich, sondern nimmt mit zunehmendem Pulsabstand ab. Die Ursache dafür sind Phasenfehler, die dann auftreten, wenn das Magnetfeld sich an einem Ort, an dem sich ein Dipol befindet, kurzfristig ändert. Dabei ändern sich momentan auch seine Präzessionsfrequenz und damit die Phase seines Beitrags zum Signal.

Diese momentane Änderung wird durch einen 180-Grad-Puls nicht rückgängig gemacht. Die nun wieder zusammenlaufenden Dipolmomente zeigen nicht mehr alle gleichzeitig in eine bestimmte Richtung, die Vektorsumme ist kleiner als nach dem 90-Grad-puls. Das Echosignal ist kleiner als der FID nach dem ersten (90-Grad-) Puls.

Solche Phasenfehler werden einerseits durch die gleichen Prozesse, die auch die Spin-Gitter-Relaxation bewirken, hervorgerufen. Dabei wird mit der Umgebung Energie ausgetauscht. Zusätzlich tragen aber auch solche Prozesse bei, bei denen verschieden ausgerichtete Dipole sich gegenseitig umklappen, so dass sich die Energie der Magnetisierung nicht ändert.

Im Läufer-Modell passieren zwei Dinge: einige Läufer stolpern, hören auf zu laufen und gehen zurück in die Startposition. Das entspricht der Spin-Gitter-Relaxation. Andere rempeln sich gegenseitig an, kommen dabei außer Tritt, laufen aber weiter. Beide Vorgänge führen dazu, dass diese Läufer nach der Laufrichtungsumkehr nicht gemeinsam mit den anderen durch Start und Ziel laufen.

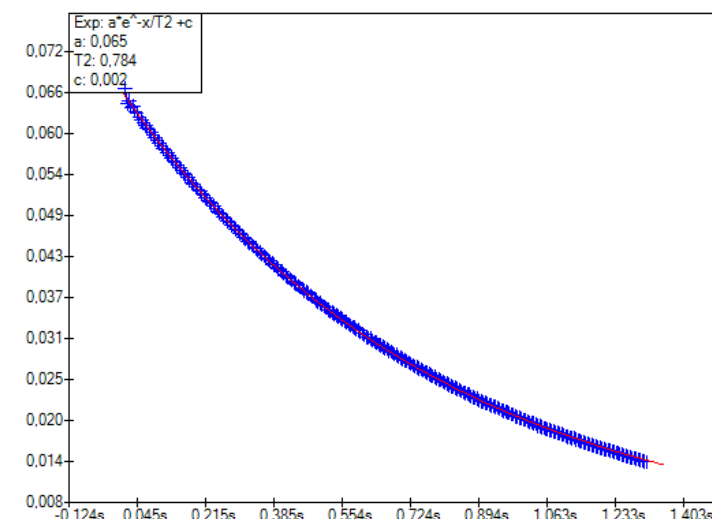
Die Zeitkonstante, mit der die Echo-Signalamplitude abnimmt, nennt man Spin-Spin-Relaxationszeit oder auch transversale Relaxationszeit  $T_2$ . Sie ist in Flüssigkeiten häufig fast gleich lang wie  $T_1$ , in festem und halbfestem Material, d.h. auch in biologischem Gewebe in der Regel jedoch deutlich kürzer als  $T_1$ .

Zur Messung der Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2$  verwendet man eine Folge aus 90- und 180-Grad-Pulsen, wobei man den Pulsabstand  $t$  zwischen den Pulsen von Messpunkt zu Messpunkt ändert und die Amplitude des dabei entstehenden Echos in Abhängigkeit von der Zeit  $TE (=2 \cdot t)$  zwischen 1. Puls und Echomaximum beobachtet und das Echosignal im Computer zwischenspeichert. Der Amplitudenverlauf entspricht einer Kurve der Form

$$A(2 \cdot t) = A_0 \cdot \exp\left(-\frac{2 \cdot t}{T_2}\right) \quad \text{Formel 8}$$

$A_0$  ist die Anfangsamplitude des FIDs nach dem 90-Grad-Puls.

Die Auswertung erfolgt wie bei  $T_1$  mit dem Computer durch Anpassen einer Exponentialfunktion an die Amplitudenwerte der verschiedenen Echos.



**Bild 8:** Exponentieller Fit an das Maximum der Echoamplitude bei verschiedenen Echozeiten zur Bestimmung der  $T_2$ -Zeit

Für eine schnelle Schätzung genügt es, die Echozeitdifferenz  $\Delta TE_{1/2}$  zu suchen, bei der die Echoamplitude halbiert wird. Die Relaxationszeit erhält man ähnlich wie bei der Abschätzung für  $T_1$ :

$$T_2 = \frac{\Delta TE_{1/2}}{\ln(2)} \quad \text{Formel 9}$$

### 3. ZUSAMMENFASSUNG: RELAXATION

Zeitabhängige Magnetfeldstörungen führen dazu, dass das rotierende magnetische Moment irreversibel zerstört wird und sich seine Bestandteile wieder parallel zum statischen Magnetfeld orientieren. Dies nennt man Relaxation. Man unterscheidet zwei im Allgemeinen verschiedene Vorgänge mit verschiedenen Zeitkonstanten:

1. Die Rückkehr in die Magnetfeldrichtung, Spin-Gitter-Relaxation, Zeitkonstante  $T_1$
2. Das irreversible Verschwinden des NMR-Signals (d.h. des Echos), Spin-Spin-Relaxation, Zeitkonstante  $T_2$

Beide Prozesse werden ausgelöst durch Molekülbewegungen. Ein herausgegriffener Atomkern sieht zum einen das statische Magnetfeld, aber auch die Magnetfelder von anderen Atomkernen und von paramagnetischen Ionen. Wenn diese sich bewegen, entstehen magnetische Wechselfelder, die zum Umkippen der Atomkerne führen können. Da das ganze ungeordnet ist, nähert sich das gesamte System dadurch dem thermischen Gleichgewicht.

Bei der  $T_2$ -Relaxation spielen im Gegensatz zur  $T_1$ -Relaxation auch Prozesse eine Rolle, bei der sich zwei Atomkerne gegenseitig umkippen. Der eine von unten nach oben, der andere von oben nach unten. Dabei landet kein Atom-Dipol zusätzlich in Magnetfeldrichtung (also keine  $T_1$ -Relaxation), aber die Phaseninformation geht verloren ( $T_2$ -Relaxation). Am wirksamsten für die Relaxation sind Molekülbewegungen, die ähnliche Frequenzen wie die Larmorfrequenz enthalten. Der Frequenzbereich der Molekülbewegungen hängt ab von der Temperatur, der Viskosität und der Struktur einer Substanz.

Die Relaxation wird beschleunigt, wenn man paramagnetische Substanzen zusetzt, da dann stärkere Magnetfeldfluktuationen auftreten. Man kann diesen Effekt als Relaxations-Kontrastmittel nutzen.

Die Spin-Gitter Relaxation  $T_1$  kann man messen, indem man zwei 90-Grad-Pulse mit variablem Abstand verwendet und beobachtet, wie das FID-Signal nach dem zweiten Puls mit zunehmendem Pulsabstand zunimmt. Dabei ist die jeweilige Amplitude des FIDs proportional zu der wieder zurückgekehrten Magnetisierung.

Die Spin-Spin-Relaxationszeit  $T_2$  kann man messen, indem man einen 90-Grad- und einen 180-Grad-Puls mit variablem Abstand verwendet und beobachtet, wie das so entstehende Echo mit größer werdendem Pulsabstand kleiner wird.



## 6. BILDGEBUNG

Die Bildgebung beruht auf der Ortskodierung des aufgenommenen Signals. So kann das Signal einzelnen Orten zugeordnet werden, die im gesamten ein Schnittbild des Objektes ergeben.

### 1. GRADIENTEN

Um auszumessen, wie hoch die Protonendichte an verschiedenen Orten der Probe ist, lässt man mit Hilfe eines ortsabhängigen Magnetfeldes die Dipole an verschiedenen Orten mit verschiedener Frequenz präzedieren.

Das ortsabhängige Magnetfeld ist im Idealfall so beschaffen, dass ein linearer Zusammenhang zwischen Ort (z.B. in z-Richtung) und Magnetfeld besteht:

$$\mathbf{B}_0(z) = \mathbf{B}_0(0) + \mathbf{G}_z \cdot z \quad \text{Formel 10}$$

$G_z$  ist dabei die Stärke der Änderung (sog. Gradient) des Magnetfeldes pro Länge in z-Richtung. Das aufgenommene Signal beinhaltet eine Überlagerung von Wechselspannungen mit verschiedener Frequenz. Eine bestimmte Frequenz tritt dabei umso stärker im Spektrum auf, je mehr Protonen sich am Ort mit der entsprechenden Magnetfeldstärke befinden.

Die Protonendichte an jedem Ort in z-Richtung kann demnach bestimmt werden, wenn man berechnet, welche Frequenz wie stark im aufgenommenen Signal vertreten ist. Dies geschieht mittels Fourier-Transformation, die von einem Computer ausgeführt wird. Man muss also das NMR-Signal mit einem Computer aufnehmen und dann Fourier-transformieren. Das dann angezeigte Spektrum entspricht einem Protonenprofil (ortsabhängige Konzentration der Protonen) in der Richtung des Magnetfeldgradienten.

### 2. SPIN ECHO UND GRADIENTEN ECHO

Ähnlich der natürlich auftretenden zeitlich konstanten Magnetfeld-Inhomogenität führen solche geschalteten Gradienten zu einem schnellen Abklingen des Signals. Auch hier überlagern sich alle mit unterschiedlicher Frequenz rotierenden Einzelsignale der entsprechenden Orte. Im Gegensatz zu den Inhomogenitäten ist dieser Gradient und die daraus resultierende Änderung der Phasenbeziehung aber gut bekannt und kann vor der Signalaufnahme durch schalten ein entgegengesetzten Gradientenfeldes exakt so korrigiert werden, dass sie zum Zeitpunkte der Signaldetektion aufgehoben ist. So kann trotz zusätzlichen starken Gradientenfeldes das Signal mit der gleichen Stärke aufgenommen werden, wie im homogenen Magnetfeld ohne Gradientenfeld.

Beim Spin-Echo-Verfahren geschieht diese Korrektur (auch dephasieren genannt) üblicherweise in der ungenutzten Zeit zwischen 90-Grad- und 180-Grad-Puls. Das Spin Echo Signal wird unter dem benötigten Gradientenfeld zur Ortskodierung aufgenommen.

Nimmt man einen FID auf, so wird die Korrektur direkt nach dem 90-Grad-Puls angewendet. Danach wird der Gradient zur Ortsauflösung eingestellt. In dieser Phase des Experiments kann kein FID-Signal detektiert werden, erst unter dem Gradientenfeld das für die Ortskodierung benötigt wird sind alle beteiligten Spins wieder gleichphasig und tragen gemeinsam zum Signal bei. Das aufgenommene Signal sieht optisch demnach einem Spin-Echo-Signal viel ähnlicher als einem FID. Daher wird es auch als Echo oder Gradienten Echo bezeichnet.

Verwendet man zur Anregung eines Gradienten Echos keinen 90-Grad-Puls, sondern einen kleineren Anregungswinkel, so kann man ebenso Signal detektieren. Dieses Verfahren nennt man FLASH („Fast Low Angle Shot“). Es hat zum einen zur Folge, dass die Signalstärke des aufgenommenen Signals niedriger ist. Zum anderen ist die Störung des Gleichgewichtszustandes aber auch geringer, so dass aufeinanderfolgende

Aufnahmen erheblich schneller erfolgen können. Durch geeignete Wahl des Anregungswinkels und der Wiederholzeit kann ein optimaler Kompromiss zwischen Gesamtdauer der Bildaufnahme und der Bildqualität (Signal/Rausch-Verhältnis) eingestellt werden. Dies ermöglicht eine für viele Messverfahren notwendige schnelle Bildaufnahme.

### 3. 2D-BILDAUFNAHME

Um ein zweidimensionales Bild zu erhalten, kann man z.B. solche Profile in verschiedenen Richtungen aufnehmen und aus diesen mit einem geeigneten Verfahren (Rücktransformation oder Radontransformation) das Bild zusammenfügen.

Natürlich wird in einem normalen NMR-Scanner nicht die Probe oder der Patient gedreht. Aus dem "Läuferbild" erhält man die Erkenntnis, dass bei eingeschaltetem Gradientenfeld die Phase des NMR-Signals, das ein Probenbereich beiträgt, sich umso schneller von dem der Probenmitte wegbewegt, je weiter der Bereich von der Mitte entfernt ist. Man erhält also bei gegebener Gradientenstärke und -dauer eine Kodierung des Orts in Gradientenrichtung.

Zur Rekonstruktion der räumlichen Verteilung der Kernspins braucht man viele solche Aufnahmen mit unterschiedlicher Kodierung, also z.B. unterschiedlicher Gradientenstärken. Zur Bildaufnahme wird deshalb zusätzlich zu dem Gradientenfeld, das während der Datenaufnahme eingeschaltet ist, zwischen den beiden Hochfrequenzpulsen ein Gradientenfeld senkrecht dazu, also in der zweiten Bildrichtung, eingeschaltet. Die Amplitude dieses Felds wird bei jedem Scan geändert, z.B. beim ersten Scan mit maximal negativer und beim letzten mit maximal positiver Amplitude. Ein aufgenommenes Echo enthält also einerseits die Profilinformaton aus der Aufnahme-Gradientenrichtung und außerdem eine Teilinformation der zweiten Richtung.

Man kann zeigen, dass zur Bildrekonstruktion in die zweite Richtung auch eine Fourier-Transformation anzuwenden ist. Für ein Bild mit z.B. 128\*128 Punkten macht man also 256 Fourier-Transformationen, einmal für jede Zeile und einmal für jede Spalte. Diese 2D-Fourier-Transformation wird ebenso vom Computer übernommen.

### 4. BILDKONTRASTE

Um andere Kontraste als nur die Spindichte zu erhalten, wird die Bildaufnahme mit anderen Experimenten kombiniert. Die NMR bietet eine von anderen Methoden unerreichte Fülle von messbaren Parametern, die alle mit Bildaufnahmeverfahren kombinierbar sind. (Larmorfrequenz (abhängig von der Kernsorte), Spindichte, Relaxationszeiten  $T_1$  und  $T_2$ ,  $T_2^*$ . Diffusion, Flussgeschwindigkeit, chemische Verschiebung, dipolare Kopplung zwischen Kernspins, skalare Kopplung zwischen Kernspins über die Elektronenhülle,... ). Mit dem



-NMR-Gerät ist es u.a. möglich, Profile relaxationszeitgewichtet darzustellen.

### 5. $T_1$ -BILDKONTRAST

Bisher wurde gezeigt, dass die Signalamplitude einer Substanz u.a. von der Kombination von Spin-Gitter-Relaxationszeit  $T_1$  und der Repetitionszeit  $TR$  abhängt. Dies kann man ausnutzen, um im Bild bzw. Profil einen  $T_1$ -gewichteten Kontrast zu erzeugen. Dazu muss man  $TR$  geeignet wählen, so dass Substanzen mit langer Relaxationszeit bei gleicher Spinanzahl weniger Signal liefern als Substanzen mit kurzem  $T_1$ .

Mit solchen Verfahren kann man z.B. kontrastmittelunterstützte NMR–Angiographie machen. Dazu wird eine paramagnetische Substanz, in der Regel ein Gadolinium-Komplex, in die Blutbahn gebracht, so dass die Relaxationszeit von Blut sehr viel kürzer wird als die des umliegenden Gewebes und als Folge die Blutgefäße wesentlich heller dargestellt werden können.

Für manche Untersuchungen ist es notwendig, die Relaxationszeit  $T_1$  im Bild quantitativ zu messen. Dazu verwendet man z.B. die bereits beschriebene Pulsfolge von zwei 90-Grad-Pulsen, wobei der Abstand dieser Pulse variiert und das Signal nach dem zweiten Puls bzw. das Echo nach einem dritten (180-Grad-) Puls aufgenommen wird. Man kann darin für jeden Punkt im Bild oder Profil die Relaxationszeit  $T_1$  berechnen und als  $T_1$ -Bild oder  $T_1$ -Profil darstellen. Mit Hilfe von  $T_1$ -Bildern kann man z.B. die Durchblutung (Blutvolumen und Perfusion) im Gewebe messen.

## 6. $T_2$ -BILDKONTRAST

Da zur Bildaufnahme meist ein Echo als Bildsignal aufgenommen wird, hat man zusätzlich die Möglichkeit, den Abstand zwischen 90- und 180-Grad-Puls zu variieren. Dabei ändert sich je nach Relaxationszeit  $T_2$  an jedem Ort die Signalamplitude, so dass man einen  $T_2$ -gewichteten Bildkontrast erhält. Da sich  $T_2$  insbesondere zwischen flüssigen und festen oder halbfesten Substanzen stark unterscheidet, kann man damit z.B. Wasseransammlungen oder manche Tumore gut vom umgebenden Gewebe unterscheiden.

Variiert man den Pulsabstand systematisch kann man für jedes Profil oder Bildpunkt eine Relaxationszeit  $T_2$  ausrechnen und erhält so ein  $T_2$ -Profil bzw. ein  $T_2$ -Bild, das genauere Untersuchungen zulässt als das nur  $T_2$  gewichtete Bild.

## 7. ZUSAMMENFASSUNG: BILDGEBUNG

Mit Hilfe der Tatsache, dass die Larmorfrequenz proportional zum Magnetfeld ist, kann man orts aufgelöste NMR-Experimente machen. Dazu legt man ein zusätzliches Magnetfeld an, dessen z-Komponente sich in der Richtung ändert, in der man räumliche Auflösung haben will. Man kann so jedem Punkt in dieser Richtung eine andere Larmorfrequenz zuordnen.

Das aufgenommene Wechsellspannungssignal, das einer Spannung in Abhängigkeit von der Zeit entspricht, wird mit Hilfe einer Fourier-Transformation in eine Amplitude in Abhängigkeit von der Frequenz umgerechnet. Man erhält so ein Profil der im Magneten befindlichen Probe. Ist das aufgenommene Signal ein Spin Echo unter einem Gradienten so spricht man von einem Spin-Echo-Verfahren. Ist das Signal ein FID unter einem Gradienten, so spricht man von einem Gradienten-Echo-Verfahren. Gradienten-Echo-Verfahren mit Anregungswinkeln kleiner als 90 Grad nennt man auch FLASH.

Man kann die Profilrichtung konstant lassen und z.B. zwischen den HF-Pulsen ein zweites Gradientenfeld durchsteppen. Man erhält so einen Datensatz, aus dem durch Fourier-Transformation in beide Richtungen ein Bild rekonstruiert werden kann.

Durch Kombination von Ortsauflösung und Relaxationsexperimenten kann man Relaxationsbildkontraste erzeugen, die für die medizinische Diagnostik wichtig sind.

## 7. INFORMATION

Als Vorlage für dieses Dokument diente die Praktikumsanleitung des Nebenfach-Praktikums der Universität Würzburg von Herrn Dr. Eberhard Rommel. Neben der Gliederung wurden einige der hier verwendeten Textpassagen direkt übernommen.

An dieser Stelle möchten wir uns recht herzlich bei Herrn Dr. Eberhard Rommel, dem Verfasser der Vorlage, für die Bereitstellung seiner didaktisch wertvollen Praktikumsanleitung bedanken.

Für Informationen zum Produkt oder Hersteller, besuchen Sie uns bitte auf unserer Website

[www.pure-devices.com](http://www.pure-devices.com)

oder wenden Sie sich an

[info@pure-devices.com](mailto:info@pure-devices.com)



Pure Devices GmbH  
Eisenbahnstraße. 53  
97084 Würzburg

Ust. ID: DE 280178592  
Handelsreg.: HRB 11332, Würzburg  
WEEE-Reg.-Nr. DE 64835790

Geschäftsführung:  
Michael Ledwig  
Toni Drießle  
Stefan Wintzheimer