

Magnete, Spins und Resonanzen

Eine Einführung in die Grundlagen
der Magnetresonanz

[siemens-healthineers.com](https://www.siemens-healthineers.com)

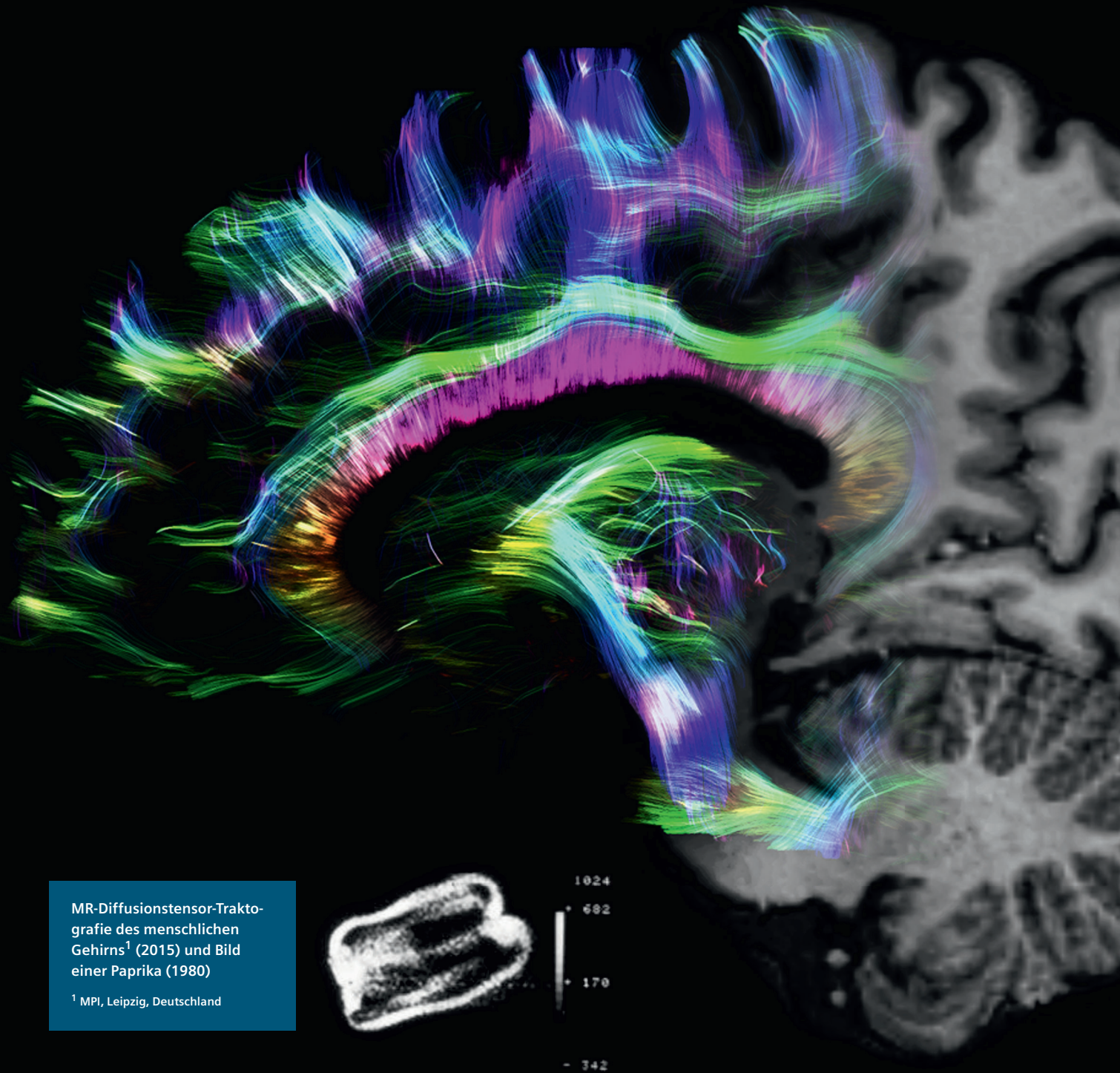


Magnete, Spins und Resonanzen

Magnete, Spins und Resonanzen

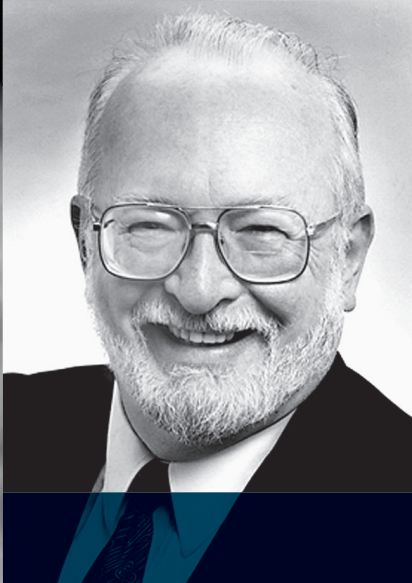
Eine Einführung in die Grundlagen
der Magnetresonanz





MR-Diffusionstensor-Traktografie des menschlichen Gehirns¹ (2015) und Bild einer Paprika (1980)

¹ MPI, Leipzig, Deutschland



»Vor jedem Durchbruch steht zunächst eine verrückte Idee.«

Paul C. Lauterbur,
Nobelpreisträger 2003



»Es ist eine andere Art von Bild, das viel mehr Informationen zum Krankheitsprozess bietet.«

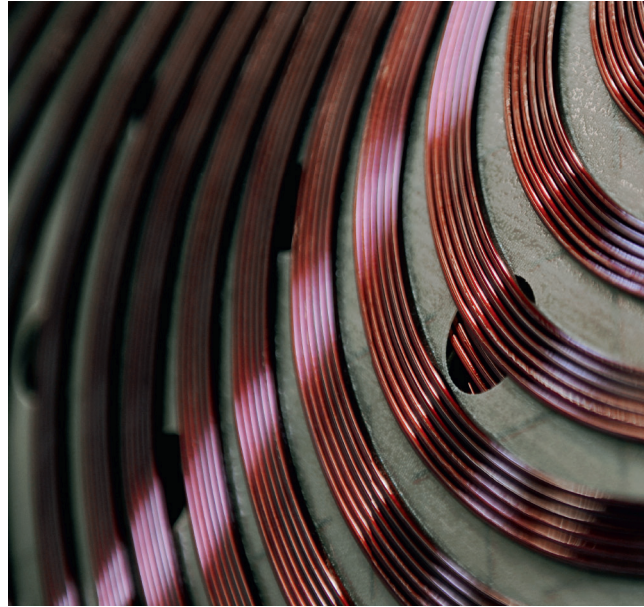
Sir Peter Mansfield,
Nobelpreisträger 2003

MR-Grundlagen: Magnete, Spins und Resonanzen

Für einen Nobelpreisträger ist es ein weiter Weg bis zur Verleihung des Preises in Stockholm.

Auch die Magnetresonanz hat einen weiten Weg hinter sich – von der Erforschung von Wassertropfen und Paraffinblöcken bis zur Bildgebung von Paprikaschoten und des menschlichen Körpers. Unterwegs wurden sieben Nobelpreisträger gekürt. Mit dieser Broschüre möchten wir Ihnen den langen Weg ersparen und die Grundlagen der MR-Bildgebung verständlich machen.

Inhalts- verzeichnis



221	Referenzen
225	Index

1 Dem MR-Signal auf der Spur

2	MR-Bildgebung kurz zusammengefasst
8	Den Körper magnetisieren
24	Das Schöne am Spin
38	Die Resonanz erzeugen
54	Die technische Seite

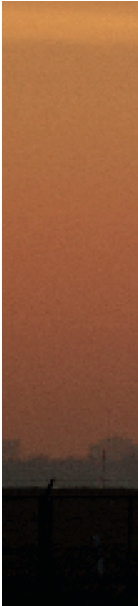


2 Echos, Zerfall und Relaxation

- 66 Erste Begegnung mit Relaxation
- 74 Wiederaufbau der Längsmagnetisierung
- 80 Abfall der Quermagnetisierung
- 86 Das Spinecho

3 Vom Signal zum Bild

- 96 Schichtbildung durch Gradienten
- 108 Die Matrix: Auflösung
- 120 Vorgestellt: Die Pulssequenz
- 126 Vorgestellt: Das Gradientenecho



4 Das Studium der Kontraste

- 132 Spinechos und Kontrastgewichtung
- 142 Kontrast mit Inversion Recovery
- 148 Kontrast mit Gradientenechos

5 Die Strategie der Bildqualität

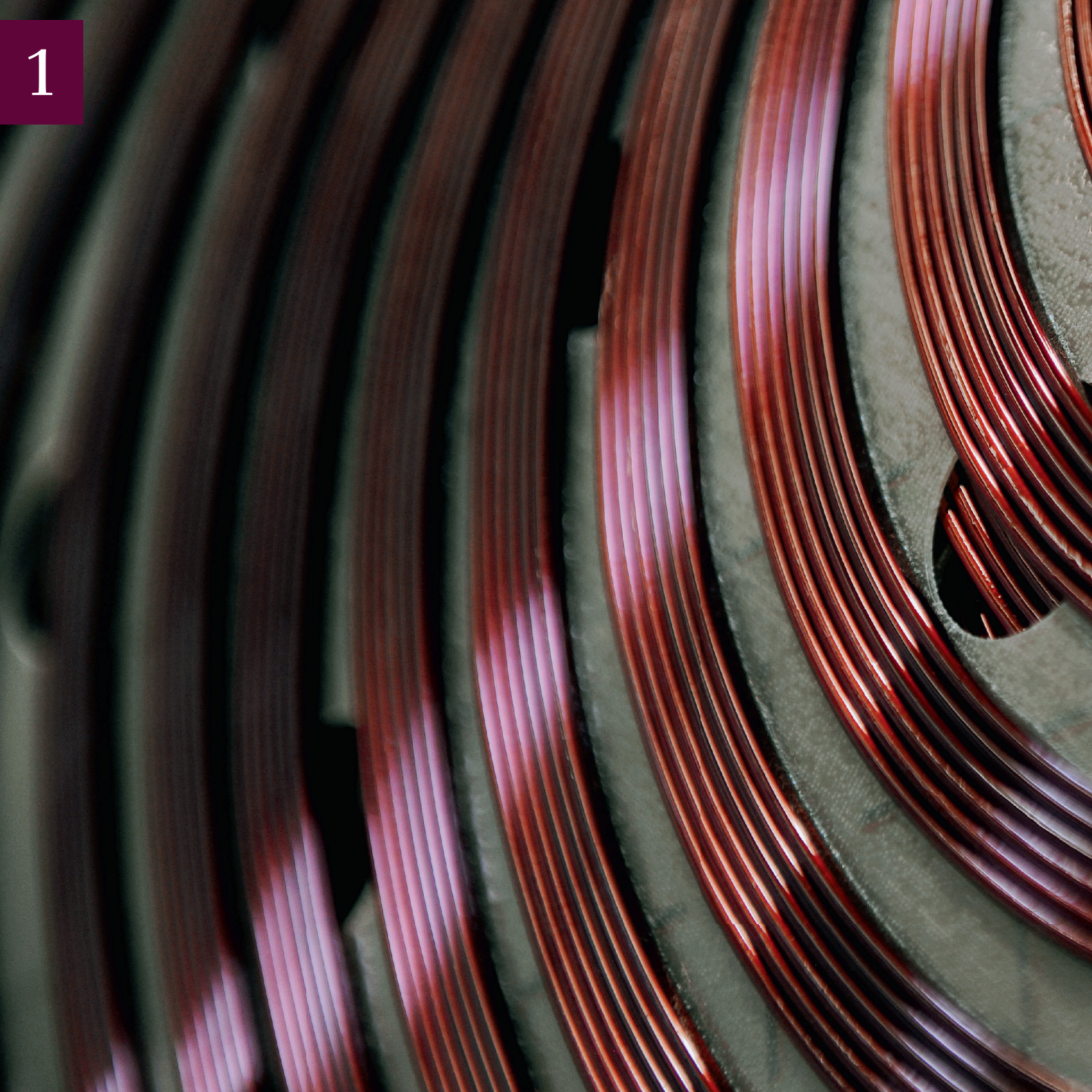
- 158 Kontrast, Signal und Rauschen
- 170 Bildgröße und Auflösung
- 176 Die Messung beschleunigen



MAGNETOM
World

6 Den diagnostischen Wert erhöhen

- 186 Echos und Schichten im Paket
- 194 Den Echozug nutzen: Turbo-Spinecho
- 200 Echoplanare Bildgebung (EPI)
- 206 Parallel messen
- 210 Höhere Feldstärken
- 216 Hybridbildgebung



The background of the slide is a close-up photograph of MRI coils. The coils are made of multiple layers of copper wire, which are tightly packed and curved into a circular shape. The lighting is dramatic, highlighting the metallic sheen of the copper and creating deep shadows in the gaps between the layers. The overall color palette is dominated by warm, earthy tones of copper and bronze, with some darker, almost black areas in the shadows.

Dem MR-Signal auf der Spur

Wie funktioniert die MR-Bildgebung?

Sprechen wir zunächst Schritt für Schritt über die Grundlagen. Das MR-Bild entsteht durch magnetische Reaktionen, die im Körper des Patienten ein messbares Signal erzeugen.

MR-Bildgebung kurz zusammengefasst

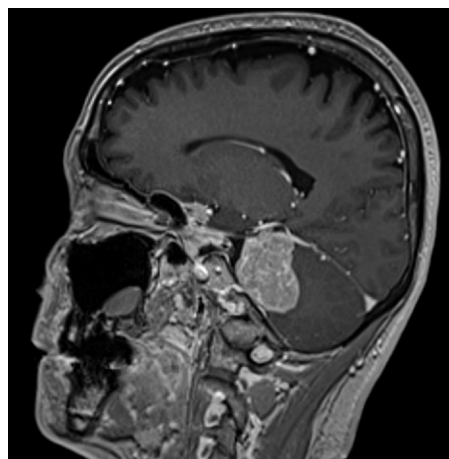
Beginnen wir mit einer klinischen Fragestellung

Wie kann man eine Läsion im Bild erkennen?

Die medizinische Bildgebung hängt von der Fähigkeit ab, anatomische Strukturen darzustellen, wobei physikalische Eigenschaften des menschlichen Körpers genutzt werden. Für diagnostische Zwecke ist es entscheidend, zwischen normalem und pathologischem Gewebe unterscheiden zu können.

Magnetresonanz ist eine nicht-invasive Bildgebungstechnik, bei der eine Serie von Schichtbildern mit beliebiger Angulation erzeugt wird, die die Struktur und/oder Funktion des Kopfes, Rumpfes oder der Extremitäten anzeigen. Ein MR-Gerät kann auch zur Bildgebung während interventioneller Eingriffe verwendet werden.

Wie und warum funktioniert die MR-Bildgebung?

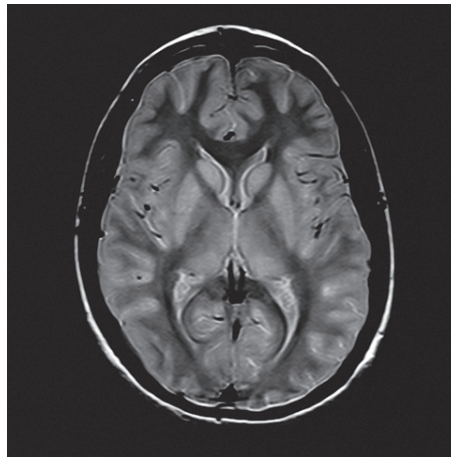


Alles dreht sich um den Kontrast

Natürlich ist eine gute Kontrastauflösung des MR-Bilds für eine präzise Diagnose von entscheidender Bedeutung.

Die MR-Bildgebung bietet aufgrund der Kombination verschiedener Parameter einen hervorragenden Weichgewebekontrast. Welche Quelle gibt es im menschlichen Körper, die diesen Kontrast hervorruft?

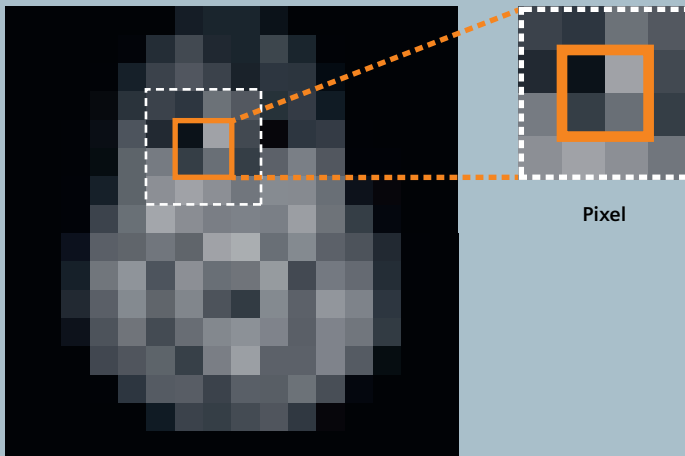
Beginnen wir mit einer axialen Schicht durch den menschlichen Kopf und verfolgen wir, wie der Bildkontrast entsteht.



»Magnetresonanz-Messungen können als Methode verwendet werden, um zwischen bösartigen Tumoren und normalem Gewebe zu unterscheiden.«
(Raymond Damadian, 1971)

Dem Bildkontrast auf der Spur

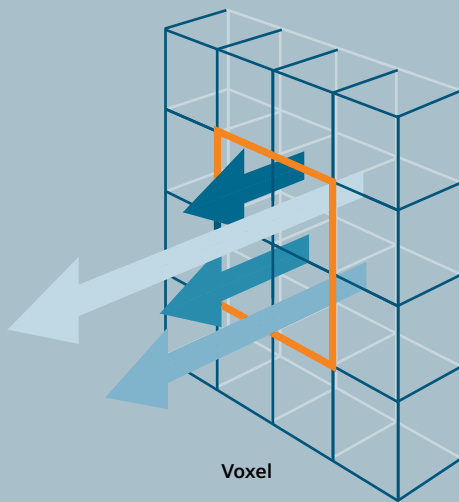
Ein vereinfachtes Bild der »Wertschöpfungskette« der MR-Bildgebung



Das Schichtbild ist eine Anordnung von Bildelementen (*Pixeln*). Jedes Pixel besitzt einen bestimmten Grauwert. Je mehr Pixel in einem Bild vorhanden sind, desto besser ist die Auflösung.

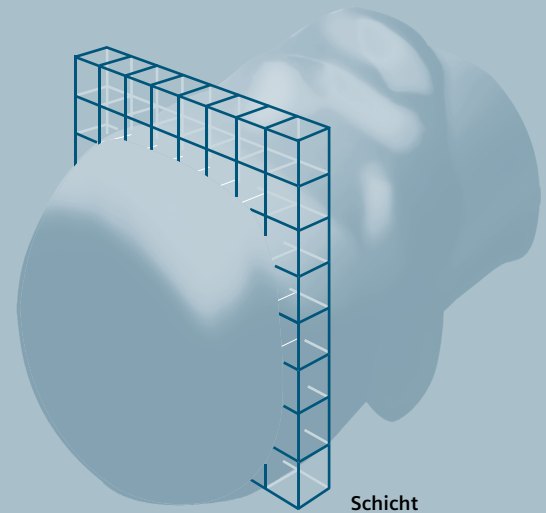
Um die Dinge zu vereinfachen, beginnen wir mit einer sehr niedrigen Auflösung und konzentrieren uns in dem Bild des Gehirns auf vier Pixel mit unterschiedlichem Kontrast (Bild links).

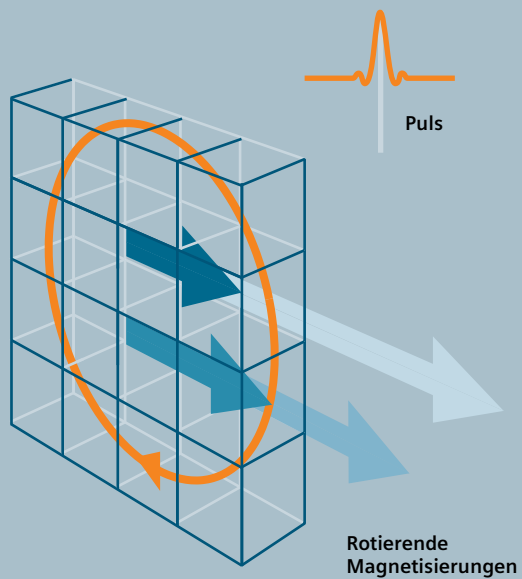
Dies ist entscheidend: Die Pixel im Bild entsprechen den Volumenelementen (*Voxeln*) in der gemessenen *Schicht* (Bild rechts).



Der Patient liegt in einem starken Magnetfeld. Eine Verteilung »magnetischer Kräfte« baut sich im Körper auf (Pfeile links), was nur für vier interessierende Voxel angezeigt wird.

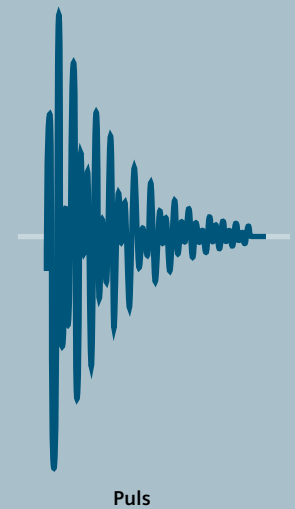
Diese Verteilung des Magnetismus, als *Magnetisierung* bezeichnet, ist nicht gleichmäßig, sondern hängt von den Gewebeeigenschaften ab. Eine stärkere Magnetisierung eines Voxels wird durch einen längeren Pfeil dargestellt (links).



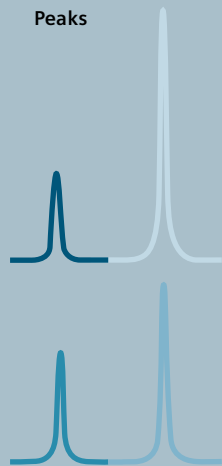


Um die magnetische Verteilung im Körper sichtbar zu machen, müssen wir die Magnetisierungen mithilfe eines elektromagnetischen *Pulses* (links) kippen. Diese Reaktion ist der Kern der magnetischen Resonanz.

Die Magnetisierungen beginnen zu *rotieren* und erzeugen in einer Empfangsspule einen elektrischen Wechselstrom. Dieser Strom ist das *MR-Signal* (rechts), ein Gemisch der Magnetisierungen der beteiligten Voxel.

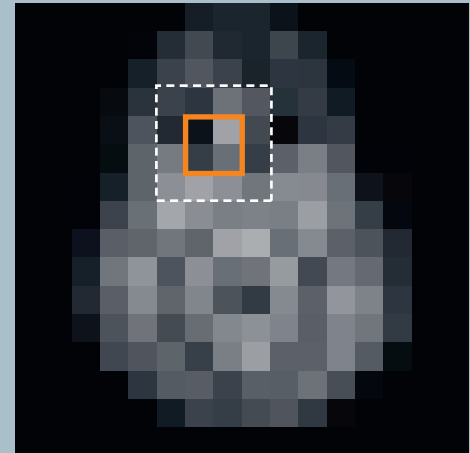


In einem Magnetfeld baut der menschliche Körper eine räumlich verteilte Magnetisierung auf. Nach einer Kippung rotiert die Magnetisierung und erzeugt ein MR-Signal. Aus einer Reihe von Signalen kann ein MR-Bild berechnet werden.



Tatsächlich werden die lokalen Magnetisierungen dazu angeregt, mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten (Frequenzen) und unterschiedlicher zeitlicher Abstimmung (Phasen) zu rotieren. Daher können wir ihren individuellen Beitrag aus dem MR-Signal herausfiltern und so einzelne *Peaks* (links) erhalten.

Die Information der ursprünglichen Voxel-Positionen wird durch die MR-Bildgebungsmethode beibehalten. So können wir individuelle Peaks den zugehörigen Pixeln im Bild zuordnen. Die Peak-Intensität wird einem Grauwert zugeordnet (rechts).



Bild

Den Körper magnetisieren

Den Körper des Patienten zur Bildgebung vorbereiten

Für Magnetfelder empfindlich

Eine Voraussetzung für die MR-Bildgebung ist, dass der Patient im starken Magnetfeld eines Scanners liegt. Warum?

Der menschliche Körper ist für Magnetfelder *empfindlich*: Das starke äußere Feld *erhöht* den Magnetismus, der bereits im Gewebe vorhanden ist.

Verfolgen wir den Ursprung des Magnetismus im menschlichen Körper zurück. Das menschliche Gewebe besteht nicht nur aus Atomen und Molekülen, sondern auch aus **Elementarmagneten**. Welche Art von Partikeln sind damit gemeint?



Wasserstoffprotonen sind im Körper reichlich vorhanden

Atome bestehen aus dem Kern und der Elektronenhülle.
Wasserstoff besitzt den einfachsten Kern: ein einziges
Proton.

Die Magnetresonanz-Tomographie nutzt die magnetische
Eigenschaft der Wasserstoffprotonen, um Bilder zu erzeugen.

1. Wasserstoff ist ein elementarer Bestandteil von Wasser
und Fett und damit das am häufigsten vorkommende
Element im menschlichen Körper.
2. Von allen Elementen erzeugen die Kerne von Wasserstoff
das stärkste Magnetresonanz-Signal.

Der menschliche Körper enthält *Elementarmagnete*
und ist daher für Magnetfelder *empfindlich*.

Zur Vertiefung :

Bereits im 19. Jahrhundert stellten
Physiker Theorien auf, dass für den
Magnetismus Elementarmagnete
verantwortlich sein könnten.
Heute wissen wir, dass es sich beim
Ferromagnetismus um Elektronen
handelt, bei der Magnetresonanz
um Atomkerne.

Nicht nur Protonen (Wasserstoff-
kerne) sind für die Magnetresonanz
nutzbar. MR-Bildgebung und -Spektro-
skopie sind auch mit schwereren Ker-
nen möglich.

Die Fähigkeit von Materie, magnetisch
zu werden, wird *Suszeptibilität*
genannt.

Über Magnete

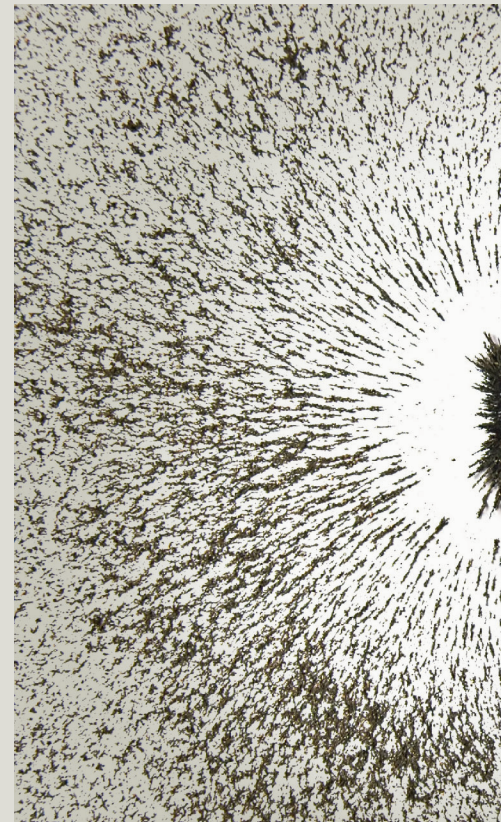
Magnetismus ist eine grundlegende Eigenschaft der Natur und lässt sich sowohl in sehr großen als auch in sehr kleinen Strukturen finden.

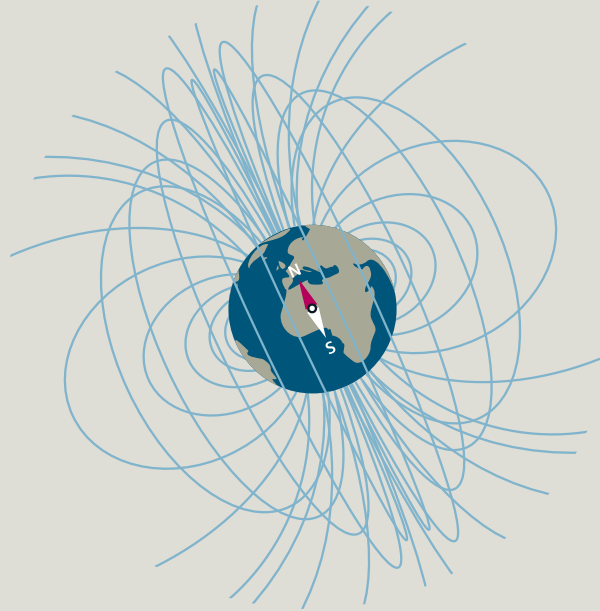
Ein Magnet erzeugt um sich ein **Magnetfeld**. Ein Magnetfeld kann auch durch elektrische Ströme und Elektromagnete erzeugt werden.

Jedes Magnetfeld übt auf magnetische und magnetisierbare Teilchen eine Kraft aus. Stärke und Richtung des Magnetfelds können durch **Magnetfeldlinien** dargestellt werden.

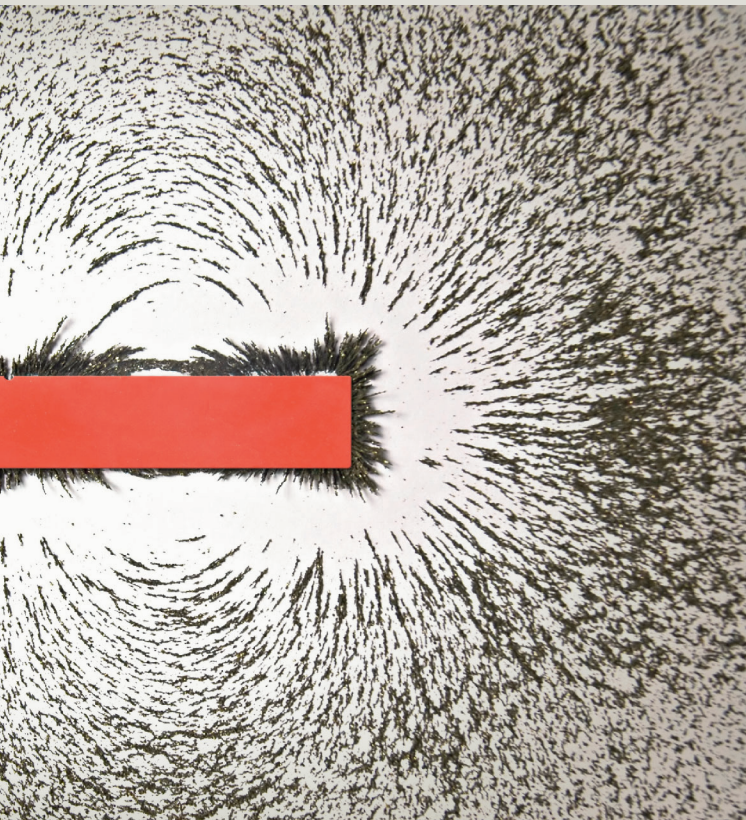
Die Stärke eines Magnetfelds an Orten im Raum wird als »magnetische Induktion« bezeichnet (Symbol: B). In der MR-Technologie wird häufig der Begriff der **Magnetfeldstärke**, gemessen in 1 Tesla = 10.000 Gauss, verwendet. 1 Tesla ist ca. 20.000 Mal stärker als das Magnetfeld der Erde.

Ein Magnetfeld mit gleichmäßiger Feldstärke wird *homogenes* Feld genannt. Die Feldlinien eines homogenen Feldes werden als gerade, parallel verlaufende Linien mit gleichem Abstand gezeichnet. Ein Magnetfeld, das sich mit der Zeit nicht verändert, wird *statisches* Feld genannt.





Magnete waren bereits im Altertum im Osten und im Westen bekannt. Sowohl der griechische Philosoph und Mathematiker Thales von Milet (634-546 v. Chr.) als auch der chinesische Staatsmann Guan Zhong (685-643 v. Chr.) sprachen von dem »Leitstein« (Magnetit) und seinem geheimnisvollen Verhalten. In dem Werk *De magnete* (Über Magnete) des britischen Astronomen William Gilbert (1544-1603) wurde der Magnetismus zum ersten Mal wissenschaftlich untersucht. Gilbert war der erste Wissenschaftler, der erkannte, "die Erdkugel ist magnetisch ... die Erde selbst ist ein gigantischer Magnet."



Der englische Physiker Michael Faraday (1791-1867) stellte sich magnetische Feldlinien vor, nachdem er das Verhalten von Eisenpartikeln, die auf einem Tisch zwischen Magneten verstreut waren, beobachtet hatte.

Die Einheit Tesla ist nach dem serbisch-amerikanischen Physiker und Erfinder Nikola Tesla (1856-1943) benannt.

Das Proton als winziger Magnet

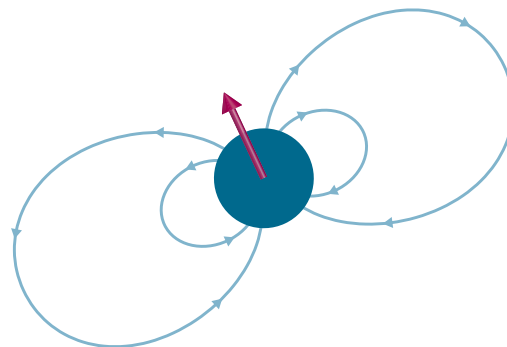
Die natürliche Substanz der Magnetresonanz

Ein magnetisches Moment

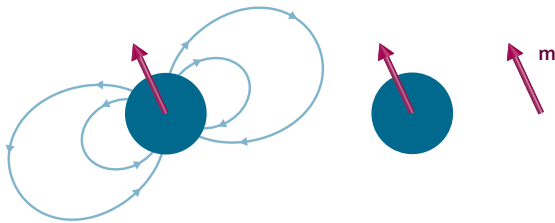
Wir können uns das Proton als winzig kleine Kugel vorstellen. Als Elementarmagnet besitzt das Proton ein Magnetfeld mit einem Nord- und einem Südpol, ähnlich dem Magnetfeld der Erde.

Wir weisen dem Proton eine Größe zu, die als **magnetisches Moment** bezeichnet wird und per Definition nach Norden zeigt (roter Pfeil). Das magnetische Moment bestimmt den *Betrag* und die *Richtung* der Kraft, die dieser Elementarmagnet ausüben kann.

Die große Anzahl magnetischer Protonen im Körper ist für die magnetische Reaktion des menschlichen Gewebes auf das starke Magnetfeld des MR-Scanners verantwortlich.



Da wir nur am magnetischen Moment (m) des Protons interessiert sind, lassen wir die Feldlinien und die Kugel ab sofort außen vor.



Wasserstoffprotonen besitzen *magnetische Momente*, die für den schwachen Magnetismus, der mit der MR-Bildgebung im menschlichen Körper erzeugt wird, verantwortlich sind.

Das Konzept des *magnetischen Moments* wurde von dem französischen Physiker Paul Langevin (1872-1946) eingeführt. Er stellte die Theorie auf, dass Molekularmagnete bei Raumtemperatur einen schwachen Magnetismus aufweisen, was im Gegensatz zum starken Ferromagnetismus auch als »Paramagnetismus« bezeichnet wird.

Der deutsche Physiker Otto Stern (1888-1969) bestimmte 1933 mithilfe der Molekularstrahlmethode (Nobelpreis 1943) das magnetische Moment des Protons. Diese Methode wurde von Isidor Rabi für die Magnetresonanz weiterentwickelt.

Vektorwissen aufgefrischt: Rechnen mit Pfeilen

Da Magnetismus ein gerichtetes physikalisches Phänomen ist, ist eine Wiederholung der Bedeutung von Vektoren nützlich.

Viele physikalische Größen, beispielsweise die Temperatur oder die Masse, sind nicht richtungsabhängig. Sie sind ausreichend durch ihre Größe und Einheit definiert (beispielsweise 20 °C, 5 Kilogramm) und sind sogenannte *Skalare*.

Andererseits hängen viele physikalische Größen von der Raumrichtung ab (beispielsweise die Kraft oder die Geschwindigkeit). **Vektoren** sind gut geeignet, um diese physikalischen Größen, die eine bestimmte *Größe* und eine *Richtung* aufweisen, zu definieren.

Pfeile sind zur Darstellung von Vektoren geeignet. Die Richtung des Pfeils entspricht der Richtung der Vektorgröße, die Länge des Pfeils entspricht dem Betrag des Vektors.

Vektorgrößen ermöglichen eine **räumliche Addition**. Die Richtung muss berücksichtigt und durch Zusammensetzen der Pfeile dargestellt werden.

Wenn die Pfeile in die gleiche Richtung zeigen, ist der Betrag der Vektorsumme einfach die Summe der Beträge (in diesem Fall $a + a$).



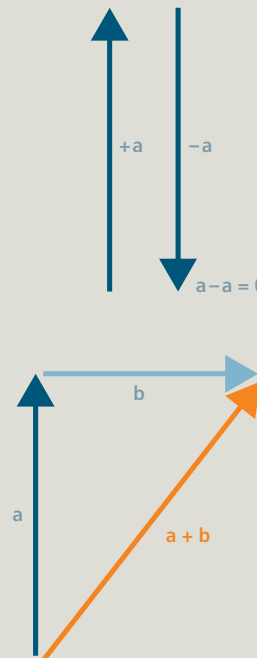
Verwechseln Sie physikalische Größen nicht mit Vektoren und Vektoren nicht mit Pfeilen. Ein Vektor ist ein mathematisches Modell für eine physikalische Größe. Ein Pfeil ist lediglich ein Hilfsmittel für die visuelle Darstellung eines Vektors.

Vektoren der gleichen Größe, aber unterschiedlicher Richtung heben sich gegenseitig auf:

$$\mathbf{a} - \mathbf{a} = \mathbf{0}$$

So wie man Vektoren addieren kann, kann man sie auch zerlegen. Jeder Vektor kann beispielsweise in einzelne **Komponenten** zerlegt werden. Diese sind Projektionen des Pfeils entlang vordefinierter räumlicher Achsen, typischerweise eines Koordinatensystems.

In unserem Beispiel ist Vektor \mathbf{c} die Summe der Vektoren $\mathbf{a} + \mathbf{b}$. Er setzt sich aus der vertikalen Komponente \mathbf{a} und der horizontalen Komponente \mathbf{b} zusammen.



Protonen einmal anders betrachtet

Das Wesen der MR-Bildgebung

Über Kompassnadeln und Spinnagnete

Wenn wir einen Kompass benutzen, richtet sich die Nadel nach dem Magnetfeld der Erde aus und zeigt grundsätzlich nach Norden. Die Kompassnadel richtet sich aus, weil:

1. Das Magnetfeld der Erde eine Kraft auf die Pole der Nadel ausübt, die zur Auslenkung führt;
2. Die Nadel frei mit nur geringer, aber nicht vollständig ohne Reibung auf einem Drehpunkt rotieren kann.

Gäbe es überhaupt keine Reibung, würde sich die Kompassnadel nicht ausrichten, sondern ständig wie ein Pendel um den Norden schwingen.

Ein Wasserstoffproton verhält sich, wenn es einem Magnetfeld ausgesetzt ist, *nicht* wie eine Kompassnadel, sondern eher wie ein Kreisel.



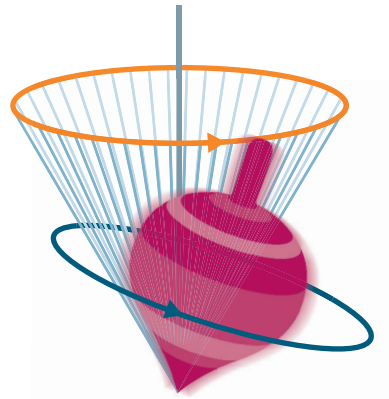
Ein Spielzeugmodell

Als Kinder haben wir Kreisel geliebt. Wir wissen, wenn wir auf einen sich schnell drehenden Kreisel tippen, fällt dieser nicht um. Stattdessen beginnt er zu taumeln, weil seine Rotation ihn davon abhält, umzufallen.

So verhält sich der Kreisel: Die Rotationsachse bewegt sich kegelförmig um die Richtung der Schwerkraft herum.

Diese Bewegung wird **Präzession** genannt. Präzession ist das von Physikern verwendete Wort, um die Taumelbewegung eines Kreisels zu beschreiben.

Präzession ist für die Magnetresonanz von entscheidender Bedeutung.

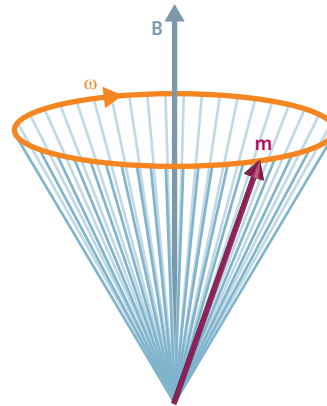


Magnetische Kreisel im menschlichen Körper

Wir haben bereits gelernt, dass ein Proton sich nicht wie eine Kompassnadel verhält. Sehen wir uns nun die Bewegung seines magnetischen Moments (m) in einem Magnetfeld (B) an.

Das magnetische Moment kann sich *nicht* am äußeren Feld ausrichten. Es muss wie ein Kreisel *präzedieren*, also kegelförmig um das Feld herum kreiseln. Da die Präzession des magnetischen Moments des Protons reibungsfrei ist, hört diese Bewegung nicht auf, solange das magnetische Feld vorhanden ist.

Beachten Sie, dass das Proton selbst im Gegensatz zum Kreisel *nicht* präzediert. Es ist vielmehr das magnetische Moment des Protons, das als rotierender Vektor dargestellt wird.



In einem Magnetfeld *präzediert* das magnetische Moment eines Protons wie ein Kreisel.

Immerwährende Spinpräzession...

Da wir von Magnetfeldern umgeben sind, sind die elementaren magnetischen Momente immer in Präzession, beispielsweise im Magnetfeld der Erde. Obwohl das Magnetfeld der Erde ca. 30.000 Mal schwächer ist als ein MR-Magnet mit 1,5 Tesla, kann es trotzdem für Magnetresonanz verwendet werden.

Für die klinische Bildgebung sind Magnetfelder, die mehrere zehntausend Mal stärker sind als das Magnetfeld der Erde, erforderlich, um starke MR-Signale und so eine bessere Kontrastauflösung in kürzerer Messzeit zu erzielen.



»(Der magnetische Dipol) reagiert wie ein sich schnell drehender Kreisel: statt sich mit dem Feld auszurichten, präzediert die Drehachse um die Feldrichtung.«

Edward Mills Purcell
(1912-1997)

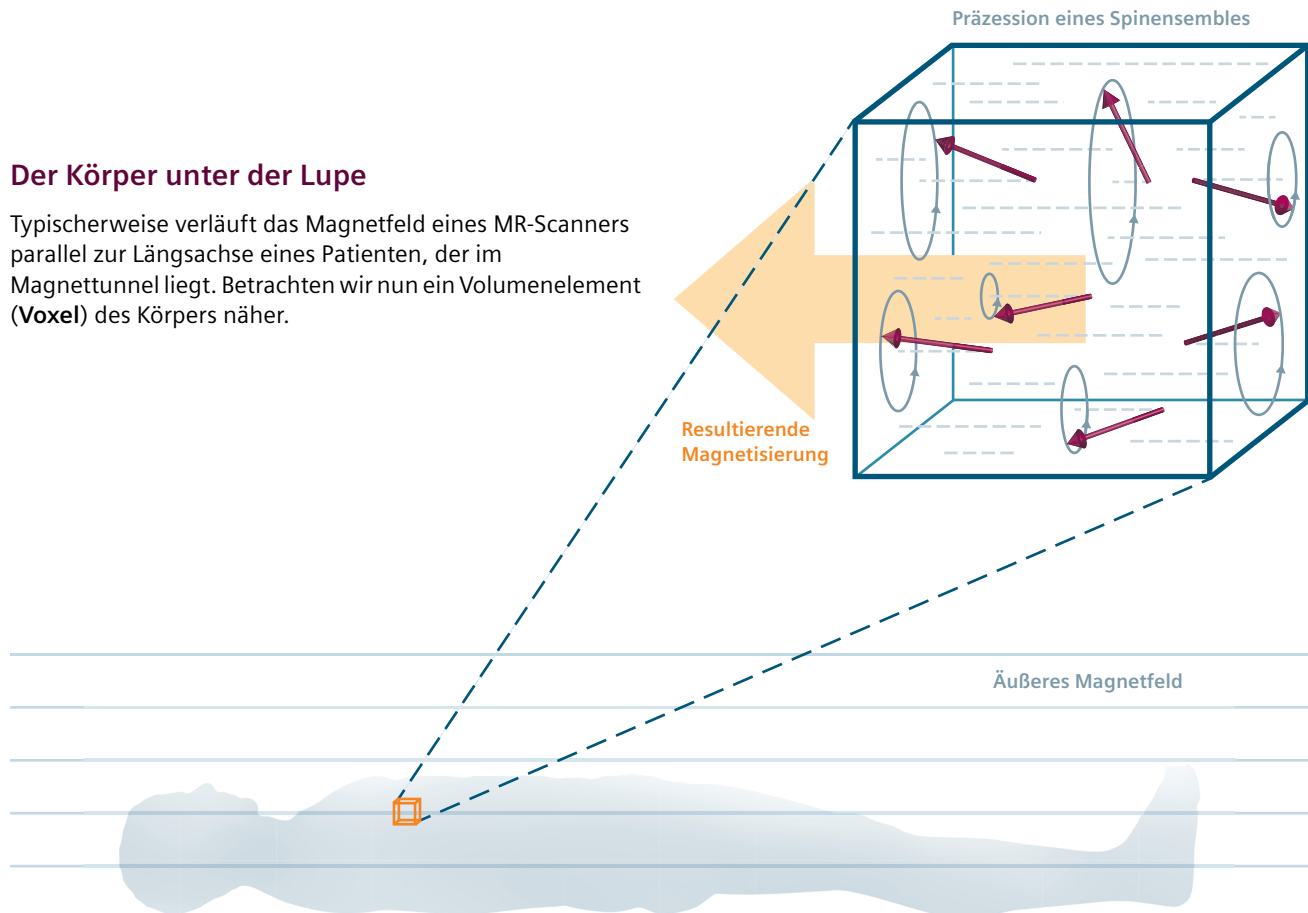
Der amerikanische Physiker Edward Purcell war Wegbereiter bei der Erforschung der Magnetresonanz in Feststoffen. »Ich erinnere mich an den Winter, in dem wir unsere ersten Experimente machten. Ich betrachtete Schnee mit ganz neuen Augen. Da lag der Schnee auf meiner Türschwelle – große Protonenhaufen, die still im Magnetfeld der Erde präzedierten.« (Vortrag zur Nobelpreisverleihung 1952)

Aufbau der Magnetisierung

Ein Naturwunder mit Nutzen für die MR-Bildgebung

Der Körper unter der Lupe

Typischerweise verläuft das Magnetfeld eines MR-Scanners parallel zur Längsachse eines Patienten, der im Magnettunnel liegt. Betrachten wir nun ein Volumenelement (**Voxel**) des Körpers näher.



Die Gesamtzahl aller Protonenspins in einem Voxel ist eine große statistische Zahl, die **Ensemble** genannt wird. Sobald der Patient im MR-Scanner liegt, präzedieren alle magnetischen Momente des Ensembles um die äußeren Feldlinien. Sie präzedieren mit einer *nahezu einheitlichen* Verteilung der Richtungen, aber scheinbar strebt ein kleiner Teil des Ensembles danach, *sich an dem äußeren Feld auszurichten*.

Wie wirkt sich das aus?

Es wird manchmal angenommen, dass nuklearmagnetische Momente sich nur parallel oder antiparallel zu einem Magnetfeld ausrichten können. Im Allgemeinen haben die magnetischen Momente jedoch eine *willkürliche Ausrichtung*. Ein statisches, homogenes Magnetfeld kann das magnetische Moment eines Protons *nicht* neu ausrichten, sondern nur eine *Präzession* bewirken. Es ist die magnetische und thermische Interaktion zwischen Protonen und ihrer *molekularen Umgebung* (dem »Gitter«), die eine schwache Ausrichtung der präzedierenden Momente an dem äußeren Feld bewirkt.

Der Aufbau einer Längsmagnetisierung dauert einige Zeit. Bei einem Magneten mit 3 Tesla dauert der Aufbau der Magnetisierung beispielsweise bei Körperflüssigkeiten 15 Sekunden, bei Weichgewebe 4 Sekunden. Dieser Vorgang wird »Relaxation« genannt und wird in Kapitel 2, *Echos, Zerfall und Relaxation* erläutert.

Teilausrichtung der Spinmagnete

Im Körper findet eine dynamische Interaktion statt, bei der die präzedierenden magnetischen Momente teilweise neu ausgerichtet werden. Drei »Akteure« wirken in einem Voxel:

1. das Ensemble der magnetischen Momente,
2. das äußeres Magnetfeld,
3. die molekulare Umgebung der Protonen.

Die Interaktion der Protonen mit ihrer molekularen Umgebung baut parallel zum äußeren Feld eine *makroskopische Magnetisierung auf* (großer Pfeil in der Abbildung auf Seite 20). Wir können uns diese schwache Magnetisierung als die Vektorsumme des gesamten Ensembles vorstellen.

Senkrecht zum äußeren Feld werden die magnetischen Momente *aufgehoben*, da die Verteilung der präzedierenden Momente völlig gleichförmig ist. Nur parallel zum äußeren Feld bleibt ein kleiner Überschuss an magnetischen Momenten übrig. Aus diesem Grund entsteht die Magnetisierung nur in *Längsrichtung*.

Je größer die Protonenanzahl in einem Voxel (*Protonendichte*) ist, desto stärker ist die Längsmagnetisierung. Diese lokale Größe ist für jede Gewebeart spezifisch.

In einem Magnetfeld baut der menschliche Körper eine schwache *Längsmagnetisierung auf*, deren Stärke proportional zur Protonendichte ist.

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Wenn der menschliche Körper im Magnettunnel eines MR-Scanners liegt, findet eine räumliche Verteilung der Magnetisierung parallel zum äußeren Feld statt. Diese Längsmagnetisierung ist viel schwächer als bei Ferromagnetismus, kann jedoch für die Magnetresonanz-Bildgebung genutzt werden.

Die Magnetisierung wird durch den kombinierten Effekt der Interaktion der Wasserstoffprotonen mit ihrer molekularen Umgebung verursacht (Relaxation). Wasserstoff ist das am häufigsten vorkommende Element im menschlichen Körper.

Die Stärke der Magnetisierung ist proportional zur Protonenzahl pro Volumeneinheit (Protonendichte in einem Voxel). Diese lokale Größe ist für jede Gewebeart spezifisch.

Wenn Protonen einem Magnetfeld ausgesetzt werden, präzedieren ihre magnetischen Momente wie Kreisel. Magnetische Momente sind die Vektorgößen, die die magnetische Kraft der Teilchen bestimmen.

Das Schöne am Spin

Ein tieferer Einblick in den MR-Mikrokosmos

Die Quelle der Magnetresonanz

Wie wir bisher gesehen haben, ist die für die MR-Bildgebung relevante physikalische Eigenschaft eines Protons die Vektorgroße, die als *magnetisches Moment* bezeichnet wird. Der Grund, warum sich Protonen anders verhalten als eine Kompassnadel oder ein Stabmagnet, liegt in der Eigenschaft des **Spins** begründet. Der Spin bewirkt, dass Nuklearmagnete wie Kreisel präzedieren.

Wie können wir uns die Eigenschaft des Spins vorstellen? Tatsächlich kann der Spin eines Protons keiner Eigendrehung zugeordnet werden. Als Analogie können wir uns eine Art Rouletterad vorstellen. Ein magnetisches Rouletterad.

Wenn das Rouletterad gekippt läuft, haben wir Präzession.

Die Geschwindigkeit oder Frequenz der Präzession ist in der Magnetresonanz von großer Bedeutung: Wir regen viele Protonenspins zum Kippen und zu einer »gleichphasigen« Präzession an und erzeugen so ein MR-Signal.





1921 nahm der amerikanische Physiker Arthur H. Compton (Nobelpreis 1926) an, dass das Elektron sich wie ein Kreisel dreht (und) ein magnetisches Moment besitzt. Erst 1926 griffen die niederländischen Physiker Uhlenbeck und Goudsmit die Idee der »Eigenrotation« wieder auf, um die Hyperfeinaufspaltung der Spektrallinien zu erklären. Physikalisch ist der Begriff der Eigenrotation von subatomaren Teilchen nicht haltbar, aber der Begriff »Spin« wurde geprägt und ist erhalten geblieben.

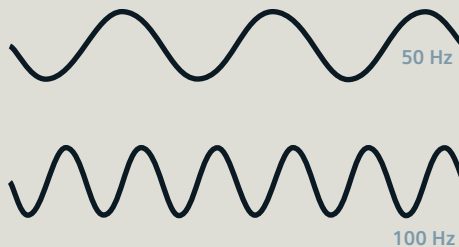
Über Frequenzen und Phasen

Was versteht man unter **Frequenz**? Es handelt sich dabei um die Anzahl der Umdrehungen oder Schwingungen einer periodischen Bewegung pro Zeiteinheit.

Sie kennen dies vom Auto und dem Drehzahlmesser. Beispielsweise zeigt der Drehzahlmesser 3.000 Umdrehungen pro Minute an. Das ist nichts anderes als die Frequenz.

3.000 U/min entsprechen 50 Umdrehungen pro Sekunde. Die Einheit für Umdrehungen pro Sekunde ist **Hertz** (Hz). In unserem Fall bedeutet dies eine Frequenz von 50 Hz.

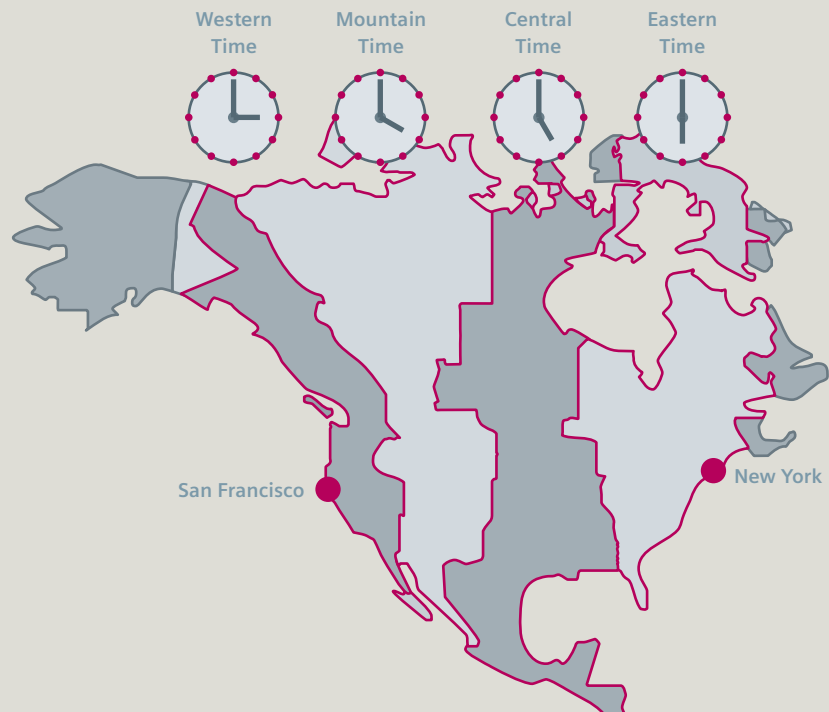
Wenn wir Schwingungen auf einer Zeitachse abbilden, erhalten wir die Spitzen und Täler einer Sinuskurve. Eine Schwingung mit doppelter Frequenz (100 Hz) wird als komprimierte Sinuskurve dargestellt.



Eine **Phase** ist so etwas wie die Winkelrichtung eines Uhrzeigers. Sie gibt die zeitliche Verschiebung einer Schwingung oder Drehung gegenüber einer anderen an..

Wenn Ihre Uhr eine Stunde vorgeht, können Sie sich dies als »Phasenverschiebung« um eine Stunde gegenüber der lokalen Zeit vorstellen. Sie können dies korrigieren, indem Sie die Uhr richtig einstellen, das heißt, den Zeiger um 30 Grad zurückstellen. Dies ist bei der Zeitverschiebung zwischen San Francisco und New York nicht möglich. Der Zeitunterschied von drei Stunden zwischen den beiden Städten ist dauerhaft. Wenn Sie mit dem Flugzeug größere Strecken zurücklegen, erleben Sie diese Art der Zeitverschiebung als Jetlag. Die meisten Schwingungen, beispielsweise Funkwellen, beinhalten diese Art des »Jetlag«.

Später wird erläutert, wie beide Verschiebungen, die der Frequenz und die der Phase, genutzt werden, um Bilder aus aufgenommenen MR-Signalen zu berechnen.



Präzession wiederholt und vertieft

Proportional zur Feldstärke

Die Larmor-Beziehung

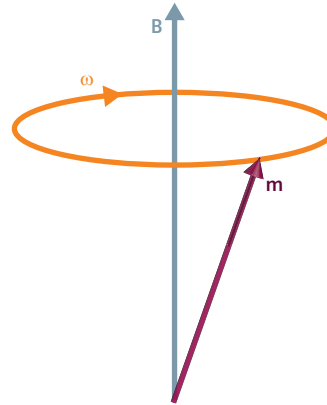
Die Präzessionsfrequenz von Spins wird auch als **Larmor-Frequenz** bezeichnet. Sie hängt von der Art des Kerns und der Stärke des angelegten Magnetfelds ab.

Die Larmor-Frequenz ω nimmt proportional mit dem Magnetfeld B zu. Der folgende Ausdruck gilt:

$$\omega = \gamma B$$

(Die Konstante γ wird als gyromagnetisches Verhältnis der Kerne bezeichnet.)

Im Magnetfeld der Erde präzedieren die Spins mit ca. 2.000 Hz (2 kHz) relativ langsam.

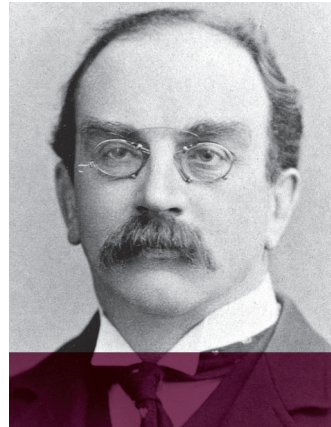


Der Inbegriff der Spindynamik in MR

Im Magnetfeld eines MR-Scanners präzedieren Spins mit *Frequenzen im Rundfunkbereich*. Das bedeutet, dass die Spins mit mehreren Millionen Umdrehungen pro Sekunde präzedieren. Die Larmor-Frequenz in einem Magnetfeld von 1,5 Tesla beträgt 64 MHz. In einem Magnetfeld von 3 Tesla beträgt sie das Doppelte, also 128 MHz.

Die Larmorpräzession ist das Herzstück der Magnetresonanz. Sie ist die physikalisch zutreffendste Beschreibung der Spin-Dynamik in einem Magnetfeld.

Die Larmorpräzession der Spins ist *proportional* zur Magnetfeldstärke.



»Der Einfluss eines Magnetfelds auf die Bewegungen ... ist genau der gleiche wie der Einfluss einer Drehung mit Winkelgeschwindigkeit ω ... um die Feldachse.«

Joseph Larmor
(1857-1942)

Spin ist eine Größe, die zu dem Gesamtdrehimpuls eines Teilchens beiträgt. In diesem Buch betrachten wir nicht den Spin als solches, der ein komplexes Objekt in einer kegelartigen Wahrscheinlichkeitswolke ist und in der Quantenphysik beschrieben werden kann. Für die MR-Bildgebung ist die Betrachtung der Spins auf beobachtbare Komponenten des Spins entlang einer Quantisierungsachse («Spin-up», «Spin-down») beschränkt. Der für die MR-Bildgebung relevante Aspekt des Spins ist der gemittelte Wert (Erwartungswert) des magnetischen Moments des Spins, bildlich dargestellt als der *Spinpolarisierungsvektor*, der auch als «Bloch-Vektor» bezeichnet wird. Dieser Vektor ist die gezeigte präzedierende Größe. Und das versteht man in der MR-Bildgebung kurz gesagt unter «Spin».

Kernspin über Protonen hinaus

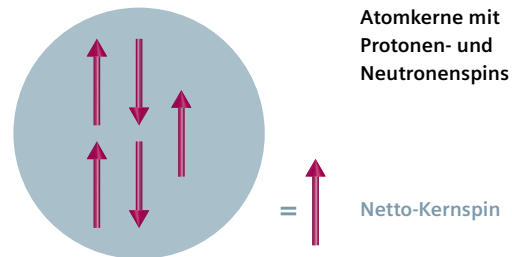
Der Urstoff der Magnetresonanz

Kerne mit Netto-Spin

In der MR-Bildgebung werden überwiegend Wasserstoffkerne (Protonen) genutzt. Atomkerne bestehen im Allgemeinen aus Protonen und Neutronen. Beide verfügen über die Spin-Eigenschaft.

Kerne mit einer *ungeraden* Protonen- oder Neutronenanzahl haben einen Netto-Spin, der als **Kernspin** bezeichnet wird. Bekannte Beispiele sind Kohlenstoff ^{13}C , Fluor ^{19}F , Natrium ^{23}Na oder Phosphor ^{31}P . Zwei Drittel der in der Natur vorhandenen Isotope verfügen über einen Netto-Kernspin und sind daher für die Magnetresonanz geeignet.

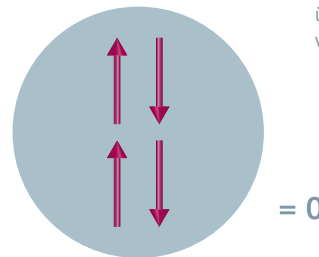
Wie bereits erläutert, ist die Larmor-Frequenz nicht nur proportional zur äußeren Feldstärke, sondern hängt auch von der Art des Kerns ab (angegeben durch das gyromagnetische Verhältnis). In einem Feld mit 1,5 Tesla präzedieren Wasserstoffprotonen mit einer anderen Larmor-Frequenz als beispielsweise Phosphorkerne.



Kerne ohne Spin

Kerne mit *gerader* Protonen- und Neutronenanzahl verfügen *nicht* über einen Netto-Kernspin. Sie sind magnetisch neutral. Beispiele dafür sind Sauerstoff ^{16}O (mit jeweils 8 Protonen und 8 Neutronen) oder Kohlenstoff ^{12}C (mit jeweils 6 Protonen und 6 Neutronen). Diese Isotope sind für die Nutzung in der Magnetresonanz *nicht geeignet*.

Atomkerne mit einer *ungeraden* Protonen- oder Neutronenanzahl haben einen *Netto-Spin* und sind für die MR-Bildgebung geeignet.



In Atomkernen können zwei identische Teilchen nicht den gleichen Zustand einnehmen. Sie müssen ihren Spin zueinander *antiparallel* ausrichten und der Netto-Spin dieses Teilchen-paares hebt sich auf. Dieses Naturgesetz wird *Pauli-Verbot* (oder paulisches Ausschlussprinzip) genannt. Nur das übrige Teilchen erzeugt den Kernspin. Das Vorhandensein von Kernspin bedeutet *nicht*, dass ein Kern sich dreht, sondern dass der Kern netto über ein magnetisches Moment verfügt.

Der kleine Unterschied, der die MR-Bildgebung ermöglicht

Die »Tatverdächtigen« der Magnetisierung

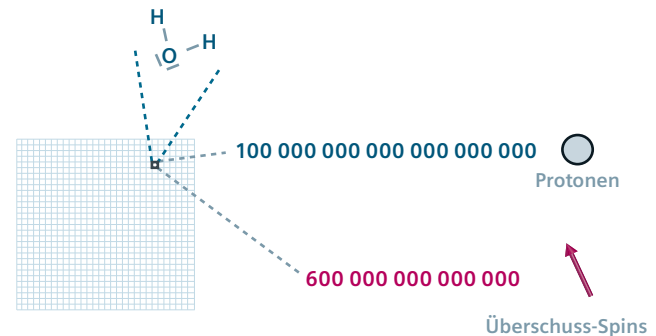
Das Konzept der Überschuss-Spins

Magnetisierung wird in einem Spinensemble aufgebaut, weil das Verhältnis der präzedierenden Spins in Richtung und in Gegenrichtung des äußeren Magnetfelds nicht 50:50 ist, sondern leicht verschoben. Es gibt etwas mehr Spins, die in die Richtung des äußeren Felds zeigen, als Spins, die in die Feldgegenrichtung zeigen. Wir ignorieren die Mehrzahl der Spins, die sich gegenseitig aufheben, und konzentrieren uns nur auf diese **überschüssigen Spins**, also die relativ kleine Anzahl von Spins, die zur Längsmagnetisierung beitragen.

Die Anzahl der Überschuss-Spins ist von mehreren Faktoren abhängig. Die Anzahl steigt:

- proportional zur **Protonendichte**
- mit der Stärke des äußeren Magnetfelds
- bei abnehmender Temperatur

Bei Körpertemperatur und einer Feldstärke von 1 Tesla gibt es ca. 6 Überschuss-Spins oder 0,0006 % von 1 Million Protonen in einem Voxel Wasser.



Der Überschuss oder die Populationsdifferenz der präzedierenden Spins in einem magnetisierten Volumen wird durch die in der statistischen Physik bekannte Boltzmann-Verteilung ausgedrückt.

Den Überschuss berechnen

Da viele Nullen nach dem Komma benötigt würden, um einen Prozentwert anzugeben, gibt es eine andere Möglichkeit, um die kleine numerische Beziehung auszudrücken. Die Maßeinheit für sehr kleine Größen ist ppm oder **parts per million**. Bei unserem Beispiel mit 1 Tesla beträgt die Anzahl der Überschuss-Spins ca. 6 ppm.

Wie man sieht, ist die Anzahl der Überschuss-Spins relativ gering. Dass wir dennoch einen messbaren Effekt erzielen können, ist auf die große Anzahl an Protonen im menschlichen Körper zurückzuführen.

Zum Beispiel: Ein winziges Voxel mit 1,5 Mikroliter Wasser enthält ca. 10^{20} Wasserstoffprotonen (eine 1 gefolgt von 20 Nullen). Bei 1 Tesla mit 6 ppm Überschuss-Spins bedeutet dies 600 Trillionen kleine Spinmagnete, die zu einer makroskopischen Magnetisierung beitragen.

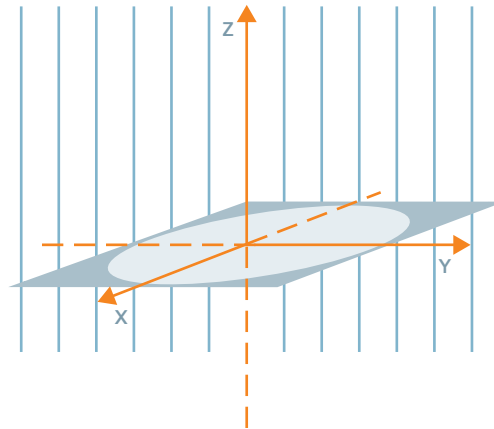
Überschuss-Spins sind die kleine Anzahl an Spins innerhalb eines Voxels, die zu einer Netto-Magnetisierung beitragen.

Die xy-Ebene

Lassen Sie uns Folgendes vereinbaren:

Im üblichen xyz-Koordinatensystem wird die **z-Achse** per Definition in Richtung des äußeren Magnetfelds angelegt.

Die Ebene, die quer zu den Feldlinien verläuft, nennen wir die **xy-Ebene**.

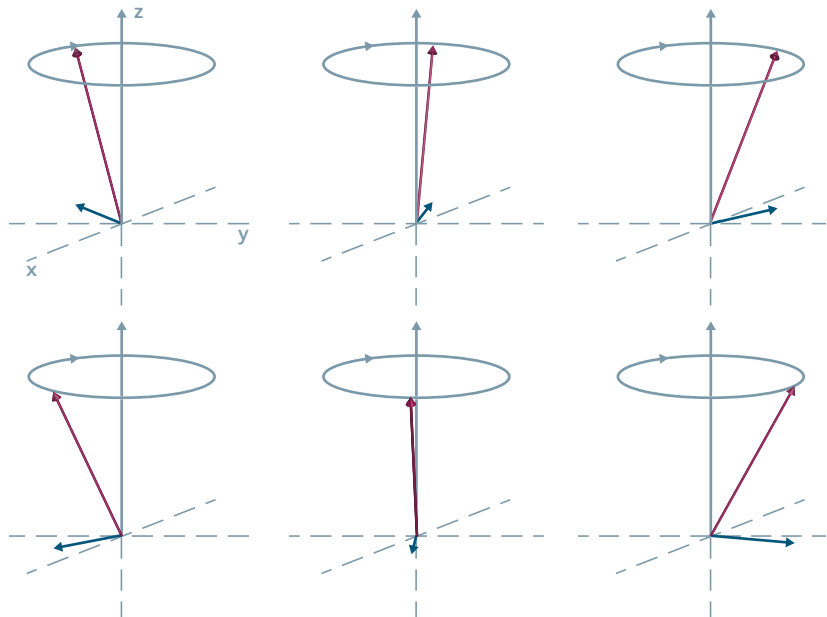


Das Spinpaket

Wir konzentrieren uns nun auf die Überschuss-Spins eines Ensembles. Aus Gründen der Klarheit beschränken wir uns auf ein »Sechserpack« an Spins mit identischen Präzessionskegeln, aber unterschiedlichen Phasen.

Obwohl alle Spins des Spinpakets die gleiche Präzessionsfrequenz haben, weisen sie in verschiedene Richtungen. Die Komponenten, die quer zum Magnetfeld in der xy-Ebene liegen (blaue Pfeile), heben sich zu Null auf.

Daher wird die Magnetisierung nur entlang der z-Achse aufgebaut, und zwar als statistische Summe der z-Komponenten der Spin-Vektoren. Das ist die *Längsmagnetisierung*.



AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Die Präzession der magnetischen Momente von Kernen ist auf die Spin-Eigenschaft zurückzuführen. Wir können uns Spin als eine Art magnetisches Rouletterad vorstellen.

Wie Wasserstoff haben zwei Drittel der in der Natur vorkommenden Isotope einen Netto-Spin, sodass sie für die Magnetresonanz geeignet sind.

Die Geschwindigkeit der Präzession, als Larmor-Frequenz bezeichnet, ist von der angelegten Magnetfeldstärke abhängig. In der MR-Bildgebung verwenden wir Feldstärken, die dem Hochfrequenzbereich von Funkwellen (in Megahertz) entsprechen.

Ein Spinpaket ist ein Modell für den Überschuss von Spins, die mit der gleichen Frequenz in einem Voxel präzedieren und zu der makroskopischen Magnetisierung beitragen.

MR-Bildgebung kurz
zusammengefasst

Den Körper
magnetisieren

**Das Schöne
am Spin**

Die Resonanz
erzeugen

Die technische
Seite

Die Resonanz erzeugen

Spins zum Erzeugen des MR-Signals anregen

Die Überschuss-Spins in einem Voxel erzeugen eine statische Längsmagnetisierung. Um das MR-Signal zu erzeugen, kippen wir die Magnetisierung, sodass eine Komponente in der xy-Ebene präzediert.

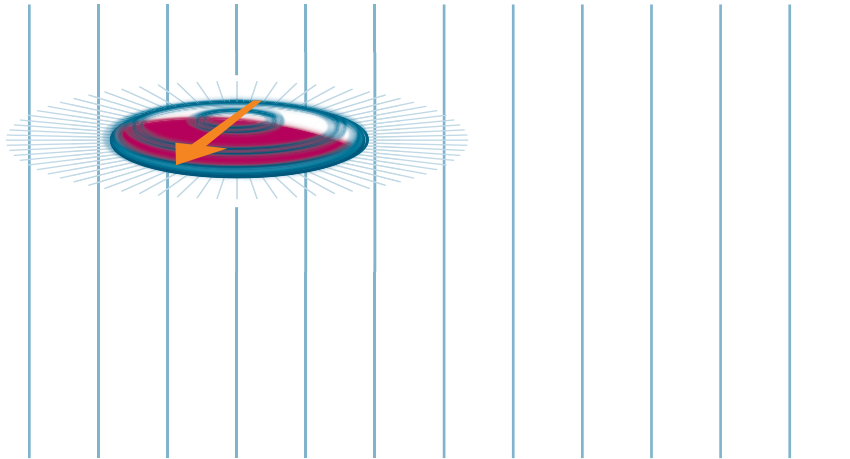
Die Magnetisierung kann durch Anlegen eines kurzen elektromagnetischen Pulses, dem **HF-Puls**, gekippt werden.

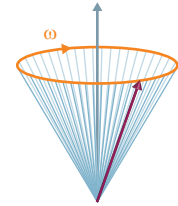
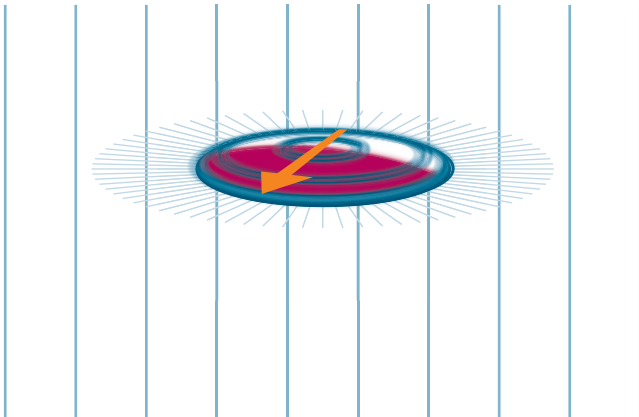


Die während einer Patienten-
untersuchung übertragenen HF-Pulse
nutzen eine *zirkular polarisierte
Welle*, die ein rotierendes Magnetfeld
enthält.

Magnetische Frisbees

Was ist ein HF-Puls? Stellen Sie sich ein magnetisches Frisbee vor, das plötzlich durch das Feld fliegt. Das Frisbee verhält sich wie ein *rotierender Magnet*. Wie kann ein rotierendes Magnetfeld die Magnetisierung kippen?





Die Resonanzbedingung erfüllen

Für einen maximalen Effekt wirkt der HF-Puls senkrecht auf das äußere Feld und ist in **Resonanz** mit dem präzedierenden Spinpaket des interessierenden Voxels.

Physikalisch gesehen bedeutet die *Resonanzbedingung*:

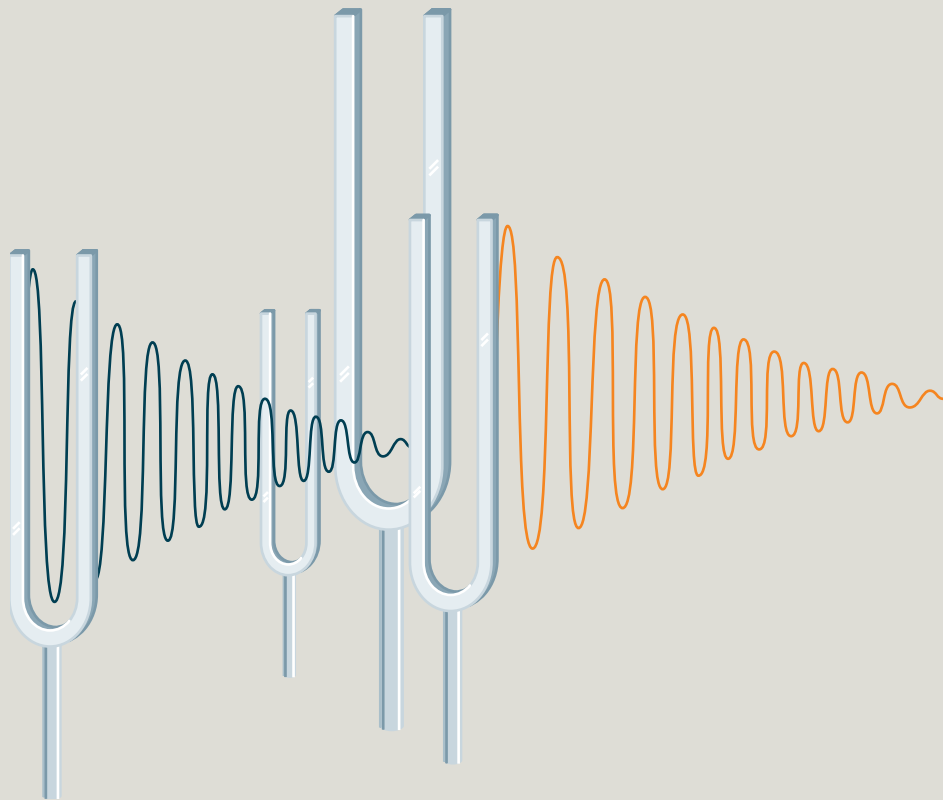
Die Frequenz des angelegten HF-Pulses muss mit der Larmor-Frequenz der Spins übereinstimmen.

Zurück zu unserer Analogie: Der rotierende Magnet muss mit der gleichen Geschwindigkeit rotieren, mit der die Spins präzedieren.

Über Resonanzen

Die Resonanzanregung in der MR kann mit den Schwingungen, die von einer Stimmgabel erzeugt werden, verglichen werden. Wenn die Stimmgabel angeschlagen wird, beginnt sie zu schwingen und erzeugt einen bestimmten Ton. Die Tonhöhe entspricht der Schwingfrequenz der Schallwelle.

Wenn eine zweite Stimmgabel mit der gleichen Frequenz hinzukommt, wird sie als Reaktion auf die von der ersten Stimmgabel erzeugten Schallwellen schwingen. Die beiden Stimmgabeln sind in Resonanz.



Die Magnetisierung kippen

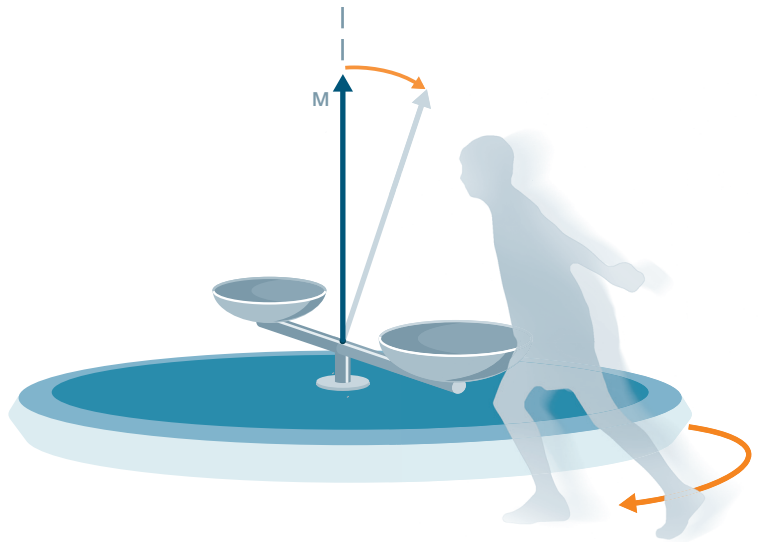
Im rotierenden System

Das Spinkarussell

Was genau passiert bei der Magnetresonanz? Verwenden wir eine weitere Analogie:

Stellen Sie sich vor, Sie sind der rotierende Magnet (also der HF-Puls), der in *Resonanz* mit den präzedierenden Spins treten muss.

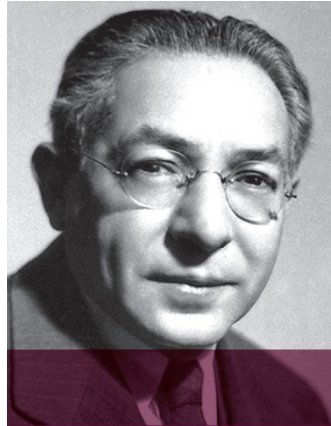
Hierzu laufen Sie um das Spinkarussell und werfen Steine in die Schale einer rotierenden »Spinwaage« Ihre Zeit ist begrenzt. Wenn Sie zu schnell oder zu langsam um das Spinkarussell laufen, halten Sie nicht mehr Schritt. Dann können Sie immer nur nach einer kompletten Umdrehung die Waagschale wieder einholen und einen Stein hineinwerfen. Wenn Sie dagegen mit der Spinwaage Schritt halten, können Sie so viele Steine, wie Sie möchten, in die Waagschale werfen.



Infolge Ihres Steinewerfens verliert die Spinwaage ihr Gleichgewicht und ihre Achse kippt einfach über.

Genau das erfolgt durch den HF-Puls. Er kippt die Magnetisierung (M).

In der Magnetresonanz wird das Spinkarussell als das **rotierende Referenzsystem** bezeichnet, ein Begriff, der von Isidor Rabi und Felix Bloch eingeführt wurde.



»Wir legen an das System ... ein zusätzliches Magnetfeld an, das viel kleiner ist als H_0 und senkrecht dazu ausgerichtet ist.«

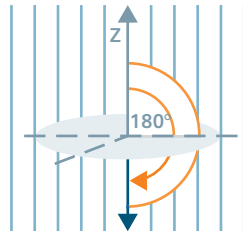
Isidor I. Rabi
(1898-1988)

Der amerikanische Physiker Isidor Rabi (Nobelpreis 1944) entdeckte die Magnetresonanz 1938 mithilfe der Molekularstrahltechnik. Das Kippen der Spins um die Feldachse des HF-Pulses, senkrecht zur Larmorpräzession, wird »Rabi-Präzession« genannt. »Nach dem ersten Experiment war alles leicht. Da Experimente dieser Art durchgeführt werden, muss irgendetwas Ästhetisches an ihnen sein.«

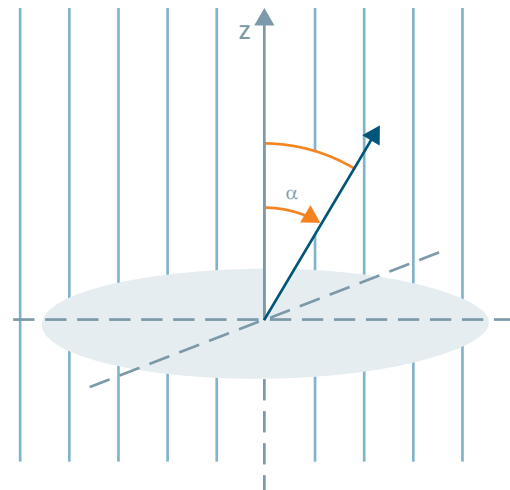
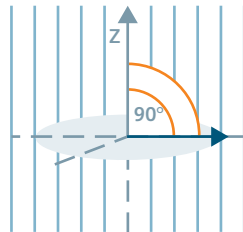
Pulse und Kippwinkel

Je stärker die Energie des HF-Pulses ist, desto weiter wird die Magnetisierung kippen. Den Endwinkel der Kippung nennt man den **Kippwinkel** (α).

Ein **180-Grad-Puls** kippt die Magnetisierung in die entgegengesetzte Richtung der z-Achse.



Ein **90-Grad-Puls** kippt die Magnetisierung exakt in die xy-Ebene.



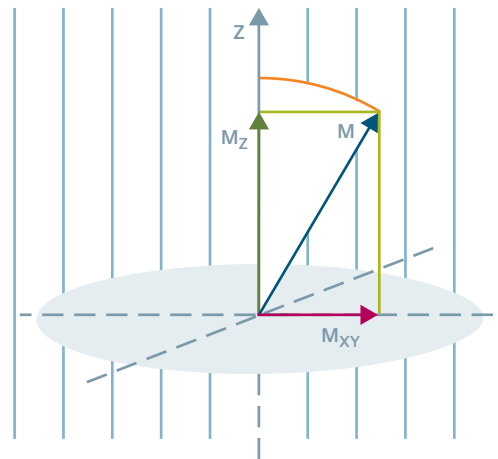
Die Magnetisierung zerlegen

Wie ein Vektor kann die gekippte Magnetisierung in zwei Komponenten, die senkrecht zueinander stehen, zerlegt werden.

Die **Längsmagnetisierung** M_z ist der Vektoranteil in z-Richtung, also in Richtung des äußeren Magnetfelds.

Die **Quermagnetisierung** M_{xy} ist die Komponente des Vektors, die in der xy-Ebene um das äußere Feld rotiert. Wie schnell rotiert sie? Die rotierende Quermagnetisierung ist die Summe der Spins, die gleichphasig und mit Larmor-Frequenz in der xy-Ebene rotieren. Daher rotiert die Quermagnetisierung ebenfalls mit der Larmor-Frequenz.

Nach der Magnetresonanz rotiert die resultierende Quermagnetisierung mit der Larmor-Frequenz.



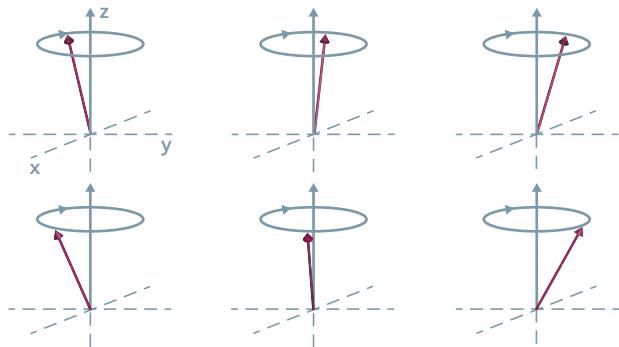
Genauere Betrachtung der Resonanzsituation

Aus der Sicht des Spinpakets

Durch Anwendung eines **90-Grad-Pulses** kippt die Magnetisierung in die Querrichtung, also in die xy -Ebene. Solange der HF-Puls angelegt ist, sind zwei Magnetfelder aktiv: das statische Feld und für kurze Zeit das rotierende HF-Feld.

Mithilfe eines speziellen Tricks können wir das statische Feld verschwinden lassen. Dazu müssen wir uns nur zusammen mit den Spins auf das Spinkarussell (das rotierende System) begeben. Hier »spüren« die Spins effektiv nur das rotierende HF-Feld (den Frisbee-Magneten). Da dieses Feld in Resonanz mit dem Spinpaket rotiert, erscheint seine Achse für die Spins *statisch*.

Wie reagieren die Spins auf diese magnetische Anregung?

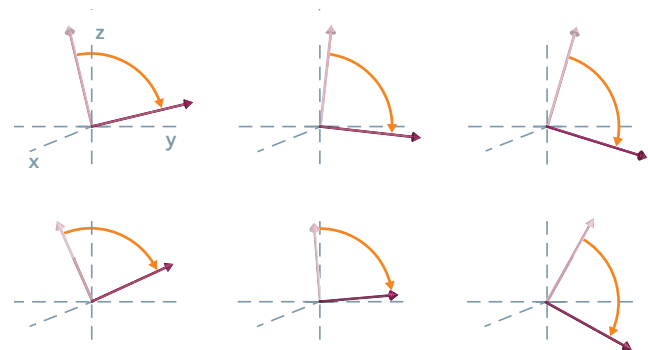


Vor dem 90-Grad-Puls

Das Spinpaket beginnt die Präzession »nach unten« zur xy-Ebene hin. Nach einem 90-Grad-Puls sind die Spins in horizontaler Richtung verteilt (nach rechts in unserem Beispiel).

Wie Sie in unserem Bild sehen können, zeigen die xy-Komponenten des Spinpakets nicht mehr willkürlich in alle Richtungen, sondern haben alle mehr oder weniger eine Richtung. Nun präzedieren sie *zusammenhängend* und erzeugen so die Quermagnetisierung.

Wie man sich vorstellen kann, rotiert das Spinpaket, wenn ein **180-Grad-Puls** angelegt wird, bis es um 180 Grad nach unten gekippt ist. Demgemäß wird die Längsmagnetisierung antiparallel zum äußeren Feld ausgerichtet.



Am Ende des 90-Grad-Pulses

Das MR-Signal entsteht

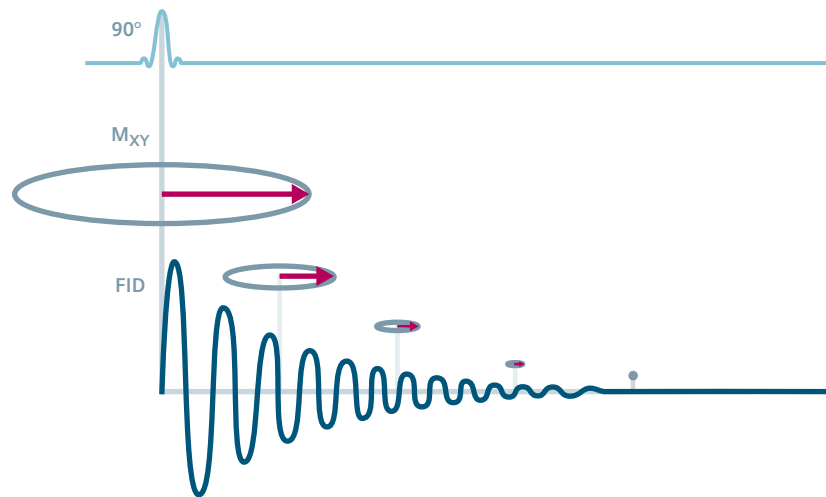
Mit Larmor-Frequenz schwingen

Rotierende Quermagnetisierung

Die Quermagnetisierung M_{xy} , die dem statischen Magnetfeld unterliegt, verhält sich wie ein rotierender Magnet. Man kann eine Spule in den rotierenden Magnet einbringen und in der Spule eine elektrische Spannung induzieren.

Der zeitliche Verlauf der Spannung ist das **MR-Signal**. Je stärker die Quermagnetisierung in einem Voxel ist, desto stärker ist das MR-Signal.

Durch Aufnahme verschiedener Signale von unterschiedlichen Voxeln wird der Bildkontrast erzeugt.



Freier Induktionsabfall

Beachten Sie, dass das MR-Signal relativ schnell abfällt.
Da die Quermagnetisierung nach dem Ende des HF-Pulses

- *frei* präzediert,
- ein Signal *induziert* und
- *sofort abfällt*,

nennt man dieses MR-Signal **freien Induktionsabfall** oder kurz **FID** (engl. free induction decay).

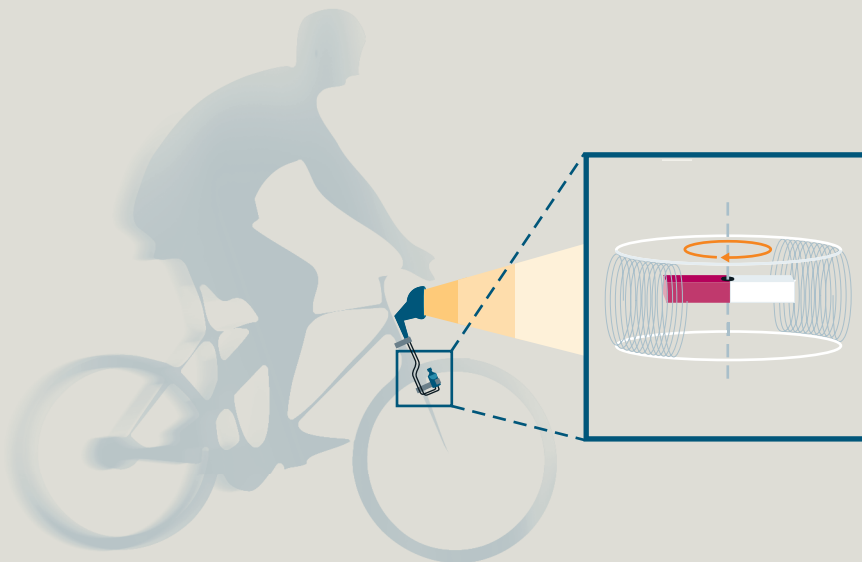
Da die Quermagnetisierung nicht immerwährend rotiert, sondern zerfällt, fällt auch das induzierte Signal ab.

Die Gründe für den MR-Signalabfall werden in Kapitel 2, *Echos, Zerfall und Relaxation* erklärt.

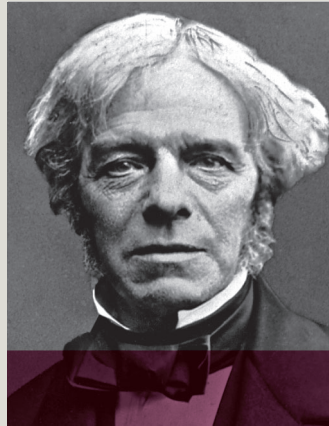
Über Induktion

Aus der Elektrotechnik wissen wir, dass ein sich in seiner Stärke oder Richtung änderndes Magnetfeld in einer Spule eine elektrische Spannung erzeugt. Dies nennen wir **elektromagnetische Induktion**.

Wir nutzen diese Induktion jeden Tag. Beispielsweise rotiert in einem Fahrraddynamo ein durch das Rad angetriebener Magnet, wodurch sich kontinuierlich die Richtung des Magnetfelds ändert.



Diese Magnetfeldänderungen induzieren einen Stromfluss in der Spule, der die Fahrradlampe zum Leuchten bringt. Je schneller der Dynamomagnet rotiert, um so höher ist die induzierte Spannung, und um so heller leuchtet das vom Fahrrad erzeugte Licht.



»Wenn ein einzelner Draht wie eine Radspeiche in der Nähe eines Magnetpols bewegt wird, kann ein durch ihn fließender elektrischer Strom ermittelt werden ...«

Michael Faraday
(1791-1867)

Elektromagnetische Induktion ist ein Nahfeldeffekt und kann durch klassische Elektrodynamik beschrieben werden. Manchmal wird das MR-Signal für eine Hochfrequenzwelle gehalten, die von der HF-Spule wie ein Funksignal empfangen wird. Aber in der MR-Bildgebung ist die Funkwelle der Spins zu vernachlässigen. Das faradaysche Feld in der Spule ist viel größer und für das erfasste Signal verantwortlich.

Michael Faraday erklärte nicht nur die magnetischen Feldlinien, sondern entdeckte 1831 auch das Phänomen der elektromagnetischen Induktion, die auch »faradaysche Induktion« genannt wird.

ZUSAMMENFASSUNG

In einem starken Magnetfeld wird im menschlichen Gewebe eine lokal variierende Verteilung der Magnetisierung erzeugt.

Das äußere Feld zwingt die Protonenspins dazu, bei Larmor-Frequenz zu präzedieren. Dies erfolgt proportional zur Stärke des Magnetfelds.

Die molekulare Umgebung zwingt die Spins sich auszurichten, wodurch die einheitliche Verteilung entlang des äußeren Felds aufgebrochen wird. Es wird eine schwache Magnetisierung parallel zum äußeren Feld aufgebaut.

Bei Anregung durch einen 90-Grad-HF-Puls kippt die Längsmagnetisierung in die xy-Ebene und rotiert mit Larmor-Frequenz.

Die rotierende Quermagnetisierung erzeugt in einer Empfangsspule das MR-Signal und fällt schnell ab (freier Induktionsabfall, FID).

Die technische Seite

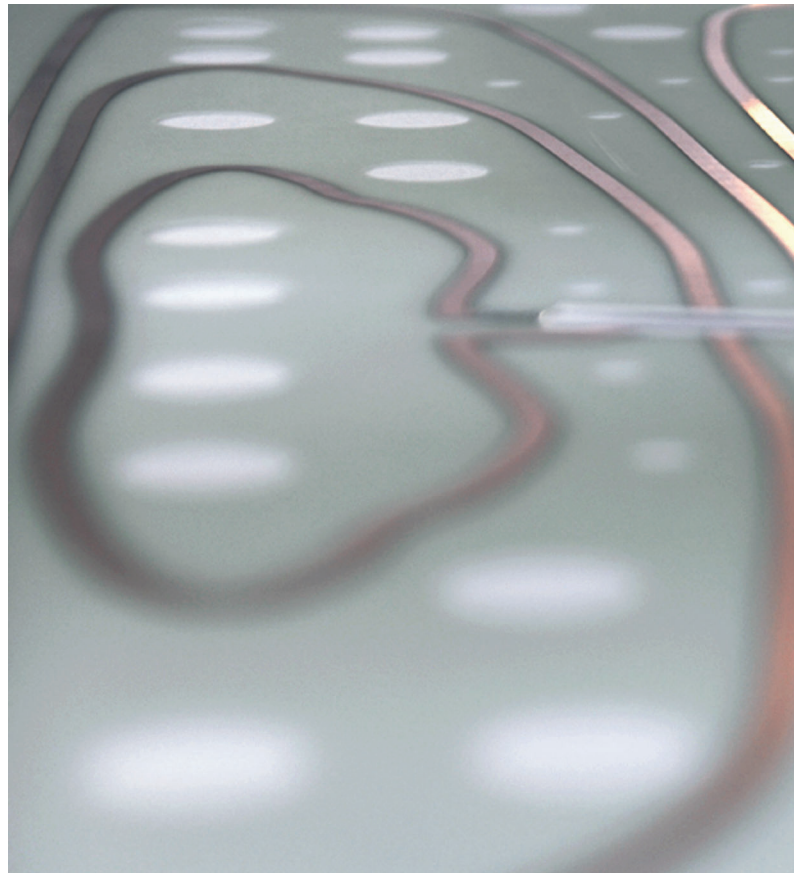
Die Komponenten, die MR-Bildgebung ermöglichen

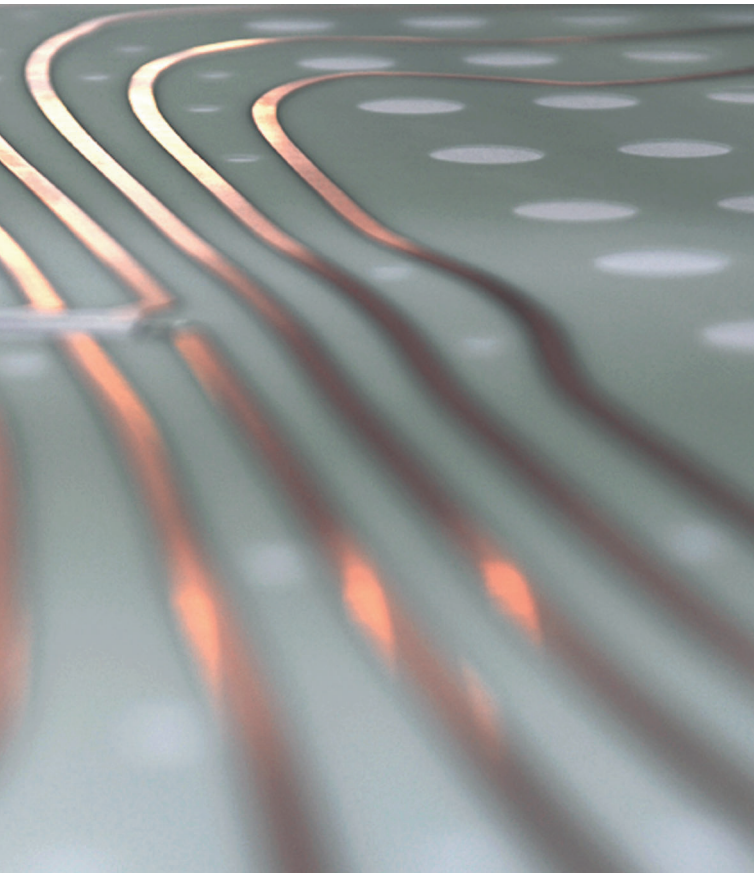
Die wichtigsten Systemkomponenten

Ein typisches MR-System besteht aus drei Komponenten oder Subsystemen:

- einem Magneten mit Magnetfeld,
- einem Gradientensystem und
- dem Hochfrequenzsystem (HF-System).

Das Gradientensystem wird hauptsächlich zur Lokalisierung der Schichten und Voxeln benötigt und wird in Kapitel 3, *Vom Signal zum Bild*, erläutert.





Das Computersystem

Um hochwertige MR-Bilder zu erzeugen und auszuwerten, müssen die drei Subsysteme gesteuert und die gemessenen Ergebnisse angezeigt werden. Zu diesem Zweck beinhaltet das Hochleistungs-Computersystem folgende Komponenten:

- den Bildprozessor zur Berechnung der MR-Bilder aus den aufgenommenen Rohdaten,
- den Host-Computer mit Konsole für die MTA und
- die Steuerungs- und Auswertungssoftware zur Durchführung der Messungen und zur Erstellung der diagnostischen Bilder



Der Hauptmagnet

Ein starker Magnet

Das für die MR-Bildgebung erforderliche homogene Magnetfeld wird durch einen starken Magneten erzeugt. Dieser Magnet ist die wichtigste und zugleich teuerste Komponente des MR-Systems.

Im Allgemeinen werden supraleitende Elektromagnete eingesetzt. Das starke Magnetfeld wird durch elektrischen Strom, der in großen Spulen fließt, erzeugt.

Das homogene Magnetfeld befindet sich in der Mitte des Magnettunnels und verläuft parallel zur Längsachse des Patienten.

Supraleitende Magnete

So funktioniert ein supraleitender Magnet: Bei normaler Raumtemperatur hat ein elektrischer Leiter einen Widerstand. Ohne konstante Stromversorgung würde ein elektrischer Strom in einer Schaltung aufgrund des Energieverlustes abfallen.

Supraleiter sind Materialien, die bei sehr niedrigen Temperaturen nahe dem absoluten Nullpunkt (0 Kelvin = -273 °C) keinen elektrischen Widerstand aufweisen. Ein konstanter, hoher Strom (über 400 A) kann jahrelang ohne elektrisches Potential/elektrische Spannung fließen. Aus diesem Grund müssen Supraleiter bei sehr niedrigen Temperaturen betrieben werden. Als Kühlmittel wird flüssiges Helium verwendet.

Das HF-System

Das Hochfrequenzsystem (HF-System)

Die Protonenspins des Körpergewebes werden durch kurze wechselnde Magnetfelder im HF-Bereich angeregt. Diese HF-Pulse werden übertragen; das MR-Signal, das durch die rotierende Quermagnetisierung erzeugt wird, muss empfangen werden.

Das HF-System einer MR-Anlage besteht aus folgenden Komponenten:

- HF-Spulen
- HF-Sendeverstärker zum Senden der HF-Pulse
- HF-Empfangsverstärker zur Verstärkung des empfangenen MR-Signals

HF-Spulen

Die Körper-Sendespule ist in den Magnettunnel integriert. Lokale HF-Empfangsspulen gibt es in allen Formen und Größen. Welche Form die Spule aufweist, wird durch den Anwendungsbereich bestimmt. Je nach untersuchter Körperregion werden die Spulen lokal auf dem Körper des Patienten positioniert.

Je besser die lokale Spule an die Geometrie des menschlichen Körpers angepasst ist, umso weniger können unerwünschte Signale von umgebendem Gewebe den Bildgebungsvorgang beeinträchtigen.

Arrayspulen werden zur Untersuchung größerer Messbereiche verwendet. Sie umfassen mehrere unabhängige kleinere Spulenelemente, die dem zu untersuchenden Bereich entsprechend kombiniert werden können.

Das Magnetfeld: Sicherheitsaspekte

Biologische Auswirkungen

Das starke Magnetfeld des MR-Scanners wirkt sich auf das Gewebe sowie alle anderen magnetisierbaren Materialien in der Nähe des Magneten aus.

Seit der Einführung der MR-Tomographie wurden eine Reihe von Studien durchgeführt, um die biologischen Auswirkungen des statischen Magnetfelds zu bestimmen. Bekannte Auswirkungen sind beispielsweise Schwindel, Übelkeit und ein metallischer Geschmack. Die meisten dieser Auswirkungen treten bei Feldstärken über 3 Tesla auf. Es handelt sich dabei um *kurzfristige Auswirkungen*, sie treten also nur im Magnetfeld oder kurz nach Verlassen des Magnetfelds auf. Bisher wurden keine langfristigen biologischen Auswirkungen beobachtet.

Die Verteilung der Oberflächenströme, die bei einem EKG auftreten, verändert sich im Magnetfeld (magneto-hydrodynamische Effekte). Herzfunktionen sind davon nicht betroffen, nur das überwachte EKG-Signal.

Magnetische Einflüsse auf Geräte und Stoffe

Magnetisierbare Stoffe, beispielsweise Eisen, werden vom MR-Magneten angezogen. Dies stellt eine mögliche Gefahrenquelle für Patienten oder das Bedienpersonal dar. Es können beachtliche Kräfte erzeugt werden, die selbst große Eisenmassen anziehen und bei der Bewegung zum Magneten eine Beschleunigung verursachen. Die ausgeübte Kraft ist proportional zur beteiligten Masse.

Metallteile am Patienten sind ebenfalls eine Gefahrenquelle. Metallstücke, -klammer oder -schrauben oder Injektionsnadeln können im Körper durch magnetische Kräfte bewegt werden.

Besonders kritisch sind elektrische Implantate wie Herzschrittmacher oder Hörgeräte. Wie in nationalen und internationalen Empfehlungen und Richtlinien angegeben, wurde als Sicherheits-/Gefahrenzone für Herzschrittmacher eine Feldstärke von 0,5 mT außerhalb des Magneten festgelegt.

Die Funktionsweise von Hörgeräten kann in starken Magnetfeldern beeinträchtigt werden.

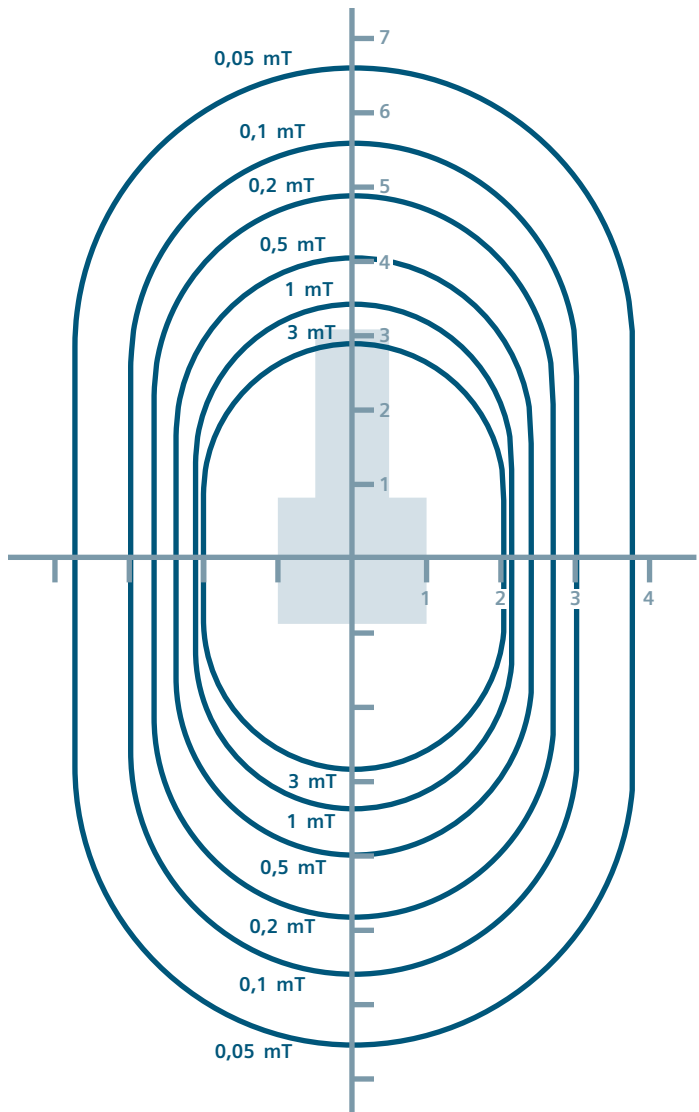
In jedem Fall muss vor der tatsächlichen MR-Untersuchung ein Gespräch mit dem Patienten geführt werden. Wenn es begründete Zweifel gibt, sollten andere Untersuchungsmethoden verwendet werden.

Die Funktion von mechanischen Geräten und elektrischen Komponenten ist in der Nähe des Magneten *nicht* sichergestellt. Die Funktion von Uhren, Atemgeräten sowie von Monitoren, Infusionspumpen und anderen Geräten kann durch das Magnetstrefeld beeinträchtigt werden. Das gleiche gilt für Computer und magnetische Datenträger. Auch die Kodierung von Kreditkarten kann in der Nähe des Magneten gelöscht werden.

Auswirkung des Streufelds

Die typischen Feldstärken von Magneten, die in heutigen Ganzkörper-MR-Tomographen verwendet werden, liegen bei bis zu 3 Tesla und können in besonderen Fällen 7 Tesla überschreiten. Die MR-Magnete erzeugen nicht nur die gewünschte Nennreichweite im Untersuchungsbereich, sondern auch ein **Streufeld** außerhalb des Magneten.

Die Stärke des Streufelds sowie die räumliche Verteilung hängt von der Konfiguration des Magneten, seiner Größe sowie von seiner grundsätzlichen Feldstärke ab.



Das Streufeld abschirmen

Bei supraleitenden Magneten wird das Streufeld durch Maßnahmen zur Abgrenzung der äußeren Sicherheitszone abgeschirmt.

Heute wird eine **aktive Abschirmung** verwendet. Das Streufeld wird weitgehend durch zusätzliche supraleitende Spulen ausgeglichen, die in entgegengesetzter Richtung auf den Spulen gewickelt sind, die das Feld erzeugen.

HF-Feld: Sicherheitsaspekte

Gewebeerwärmung

Elektromagnetische HF-Wellen erzeugen in elektrisch leitendem Gewebe Ströme und regen Moleküle im Gewebe an. Die entstehenden Oszillationen führen zu einer Gewebeerwärmung. Normalerweise erhöht sich die Temperatur um weniger als 1 Grad Celsius.

Die **spezifische Absorptionsrate (SAR)** ist der HF-Ausgang, der pro Zeiteinheit und Kilogramm absorbiert wird.

Aus Sicherheitsgründen wird die vom System in den Körper abgegebene HF-Leistung überwacht und die jeweiligen SAR-Werte werden entsprechend begrenzt. Die IEC-Grenzwerte sind 4 W/kg (Ganzkörper), 4-10 W/kg (Teilkörper), 20 W/kg (lokale SAR Kopf, Rumpf) und 40 W/kg (lokale SAR Extremitäten).

Wenn die HF-Empfangsspule in Resonanz mit dem Sender ist, kann sie das HF-Feld in der Nähe der Spule verstärken. Diese Erhöhung der Feldstärke ist in der Nähe der Augen besonders bedenklich. Um diesen Effekt zu verhindern, entkoppelt das System die Empfangsspule während der Übertragung.

Das HF-Feld kann Wechselströme in Metallimplantaten oder Kabeln, die in der Nähe des Patienten verlegt sind (z. B. EKG-Kabel), induzieren, was zu lokaler Erwärmung führt.

Systemspezifische Warnungen, Schilder oder Hinweise müssen zu jeder Zeit beachtet werden.

Durch andere Systeme verursachte Interferenz

Das von den Sendespulen abgegebene HF-Feld kann die Spannung in externen Geräten überlagern und zu Interferenz führen.

Umgekehrt können externe Interferenzen (z. B. durch Radios, Mobiltelefone, elektronische Bedienteile, Elektromotoren) störende Signale an das MR-System abgeben und die Bildqualität verschlechtern.

Um einen bestmöglichen Schutz in beiden Richtungen zu bieten, werden MR-Systeme in HF-versiegelten Räumen aus leitfähigem Material (faradayscher Käfig) aufgestellt.



Echos, Zerfall und Relaxation

Nach der HF-Anregung nimmt die rotierende Quermagnetisierung relativ schnell ab und das MR-Signal fällt ab. Wir können eine bestimmte Zeit lang Echos des verlorenen MR-Signals erzeugen. Es dauert einige Zeit, bis sich die Längsmagnetisierung wieder vollständig aufbaut. Diese Vorgänge werden Relaxation genannt.

Erste Begegnung mit Relaxation

Zwei scheinbar unabhängige Vorgänge

Abfall und Wiederaufbau

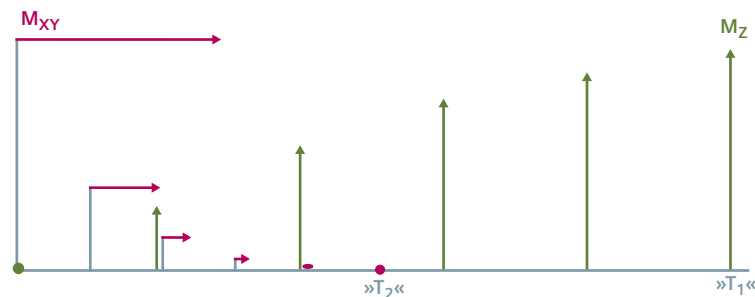
Nachdem die Längsmagnetisierung in der xy-Ebene durch ein Wechselfeld (HF-Puls) gekippt wurde, beginnt sie sofort mit Larmor-Frequenz zu rotieren und induziert das MR-Signal (FID).

Zwei Dinge passieren:

1. Die Quermagnetisierung M_{xy} (rot) fällt ab.
2. Die Längsmagnetisierung M_z (grün) baut sich wieder auf.

Man könnte glauben, dass Folgendes passiert: Der Magnetisierungsvektor kippt einfach zurück in seine ursprüngliche Richtung parallel zum äußeren Feld.

Das stimmt jedoch nicht.



Zwei zusätzliche Kontrastmechanismen

Die Quermagnetisierung M_{xy} fällt schneller ab als sich die Längsmagnetisierung M_z wieder aufbaut. Beide Vorgänge verlaufen exponentiell, aber mit unterschiedlichem Zeitablauf.

Es dauert eine bestimmte Zeit, bis die Längsmagnetisierung (dargestellt durch » T_1 «) wiederhergestellt ist. Die Quermagnetisierung (dargestellt durch » T_2 «) verschwindet in kürzerer Zeit.

Aus diesem Grund kippt der Magnetisierungsvektor nicht einfach zurück.

Was jedoch noch wichtiger ist: Neben der Protonendichte besitzt die MR-Bildgebung zwei weitere Kontrastmechanismen, um den diagnostischen Wert zu verbessern.

Diese Mechanismen werden **Relaxation** genannt.



»Relaxation kann man sich wie Reibung vorstellen, die der durch das Wechselfeld erzeugten Kippung entgegenwirkt.«

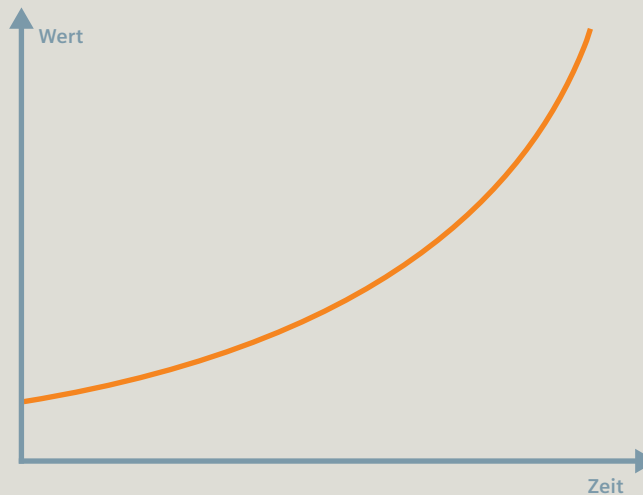
Felix Bloch
(1905-1983)

Der schweizerisch-amerikanische Physiker Felix Bloch (Nobelpreis 1952) stellte als erster Forscher die »Bloch-Gleichungen« auf, welche die Bewegung der makroskopischen Magnetisierung nach einer Resonanz beschreiben. Die Lösungen zu diesen Gleichungen beschreiben beide Relaxationsvorgänge unabhängig voneinander und zeigen eine exponentielle Wiederherstellung der Längsmagnetisierung und einen exponentiellen Abfall der Quermagnetisierung auf – mit unterschiedlichen Zeitkonstanten.

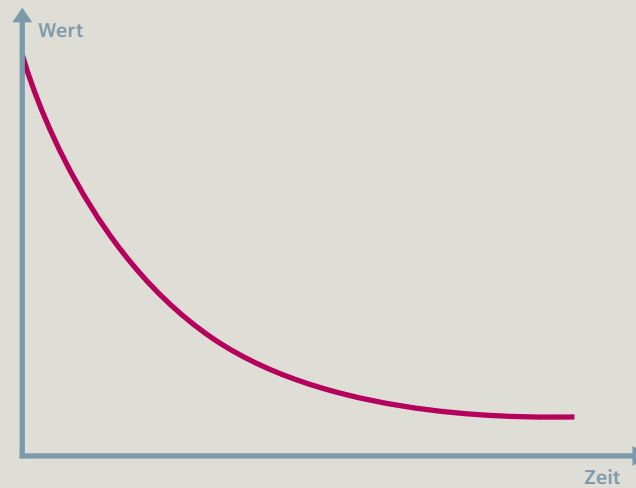
Über exponentielle Vorgänge

Viele natürliche und soziale Vorgänge können mathematisch auf ziemlich einfache Weise ausgedrückt werden: Sie sind exponentiell. Die Vermehrung von Bakterien, die Abnahme radioaktiver Strahlung, der Zinseszins – all dies verläuft exponentiell. Das gleiche gilt für die Spinerholung. Grund genug, um sich eingehender damit zu befassen.

Der Zinseszins ist ein gutes Beispiel für ungebremstes Wachstum. Angenommen, Sie besitzen Aktien- oder Fonds im Wert von 10.000 Euro, die mit einem Zinssatz von 10 % verzinst sind. Dann ist Ihr Vermögen nach 10 Jahren auf etwa 26.000 Euro gewachsen, nach 20 Jahren auf 67.000 Euro und nach 50 Jahren sind Sie Millionär. Bis dahin sind Ihre Ersparnisse auf 1,2 Millionen Euro angewachsen.



Inflation ist ein gutes Beispiel für exponentiellen Abnahme. Stellen Sie sich vor, Sie hätten 100.000 Euro Bargeld und die Inflationsrate würde satte 10 % betragen. Dann wäre Ihr Geld nach 10 Jahren nur noch etwa 34.000 Euro wert, nach 20 Jahren etwa 12.000 Euro und nach 50 Jahren ist Ihr Geld praktisch wertlos.



Relaxation einfach erklärt

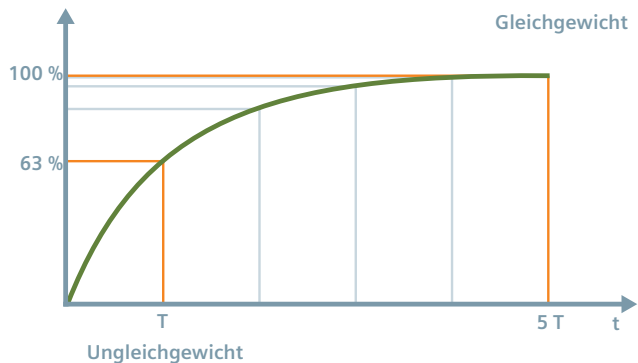
Timing ist alles

Die physikalische Bedeutung der Zeitkonstante

Ein exponentieller Vorgang wird durch seine **Zeitkonstante** T beschrieben. Nach der Zeit T ist die physikalische Größe wieder auf etwa 63 % ihres Endwerts angewachsen, nach $2 T$ beträgt sie bereits 86 %, nach $3 T$ etwa 95 % und nach $5 T$ ist der Vorgang fast ganz abgeschlossen.

Die Stärke der Relaxation ist abhängig davon, wie weit eine physikalische Größe von ihrem Gleichgewichtspunkt entfernt ist. Je näher das System sich an seinem Gleichgewichtspunkt befindet, desto schwächer ist die Relaxation. Daher verlangsamt sich der Vorgang der Rückkehr ins Gleichgewicht, bis ein Sättigungswert erreicht ist.

Man kann sich das wie bei einem Gummiband vorstellen. Je höher die Spannung, desto schneller und stärker schnellte es zurück.

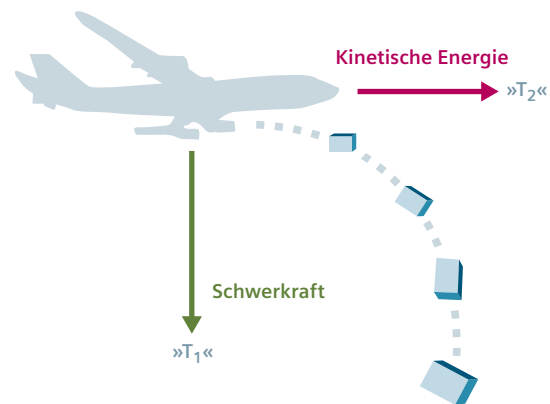


Eine herunterfallende Kiste

Wir können die zwei verschiedenen Relaxationsvorgänge in der MR-Bildgebung mit einer fallenden Kiste vergleichen. Stellen Sie sich vor, Sie werfen die Kiste von einem hohen Turm nach unten. Sie wird mit zunehmender Geschwindigkeit fallen. Der Grund dafür ist die Erdanziehungskraft. So weit, so gut.

Wenn man die Kiste von einem Flugzeug aus abwirft, wirken zwei »Kräfte« gleichzeitig: 1. die Schwerkraft und 2. die kinetische Energie in Flugrichtung.

Die tatsächliche Bewegung der Kiste ist eine *Überlagerung* der beiden voneinander unabhängigen Bewegungen. Während die Kiste immer tiefer in Richtung Erde fällt, fliegt sie weiterhin in Flugrichtung, verlangsamt sich jedoch und bewegt sich parabelförmig.

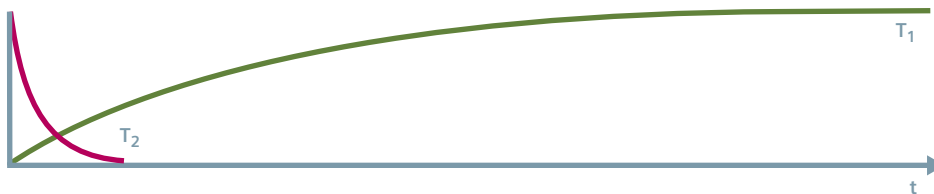


Es geht schneller, einen Berg hinabzusteigen als hinauf

Fassen wir zusammen: Während die Längsmagnetisierung sich wieder aufbaut, fällt die Quermagnetisierung ab. Wie bereits erwähnt, verläuft der Abfall der Quermagnetisierung im Allgemeinen *viel schneller* als der Wiederaufbau der Längsmagnetisierung.

Die Zeitkonstanten werden T_1 und T_2 genannt.

Normalerweise ist die T_2 -Konstante erheblich kürzer als die T_1 -Konstante.



Wiederaufbau der Längsmagnetisierung

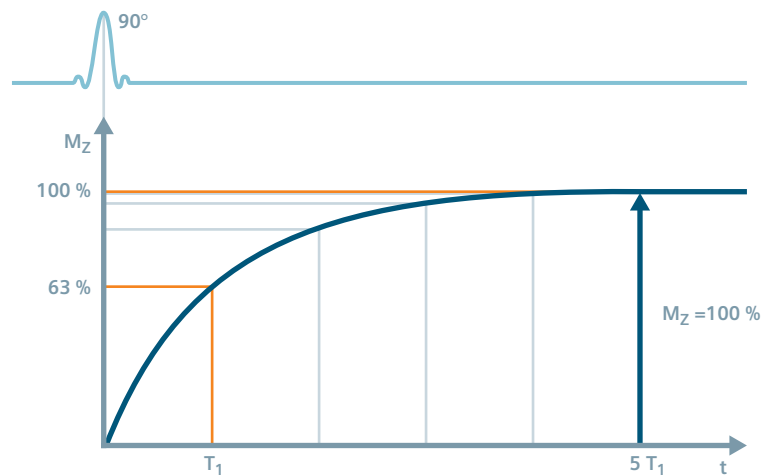
Zurück zum ursprünglichen maximalen Wert mit T_1

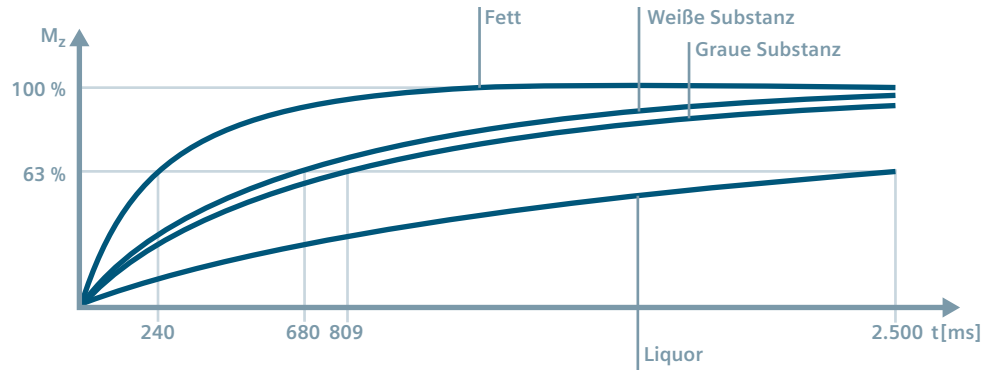
Zurück in den Gleichgewichtszustand

Der Aufbau bzw. Wiederaufbau der Längsmagnetisierung ist ein exponentieller Prozess, der **Längsrelaxation** genannt wird. Die Zeitkonstante nennt man T_1 .

Bitte beachten Sie: T_1 ist *nicht* die Zeitspanne für den kompletten Wiederaufbau der Magnetisierung, sondern nur die *Zeitkonstante* für das exponentielle Wachstum. Nach dem Zeitintervall T_1 ist die Längsmagnetisierung M_z auf ca. 63 % ihres Endwerts angewachsen. Nach $5 T_1$ hat sie sich praktisch vollständig wieder aufgebaut.

Wichtig ist dabei, dass die T_1 -Konstante von der Gewebeart abhängig ist.





Die T_1 -Konstante unter der Lupe

Verschiedene Gewebearten weisen unterschiedliche Relaxationszeiten auf. Dies ist der Schlüssel zu dem guten Bildkontrast, der mit MR erreicht werden kann. Wie die Tabelle zeigt, ist die T_1 -Konstante auch von der Feldstärke abhängig.

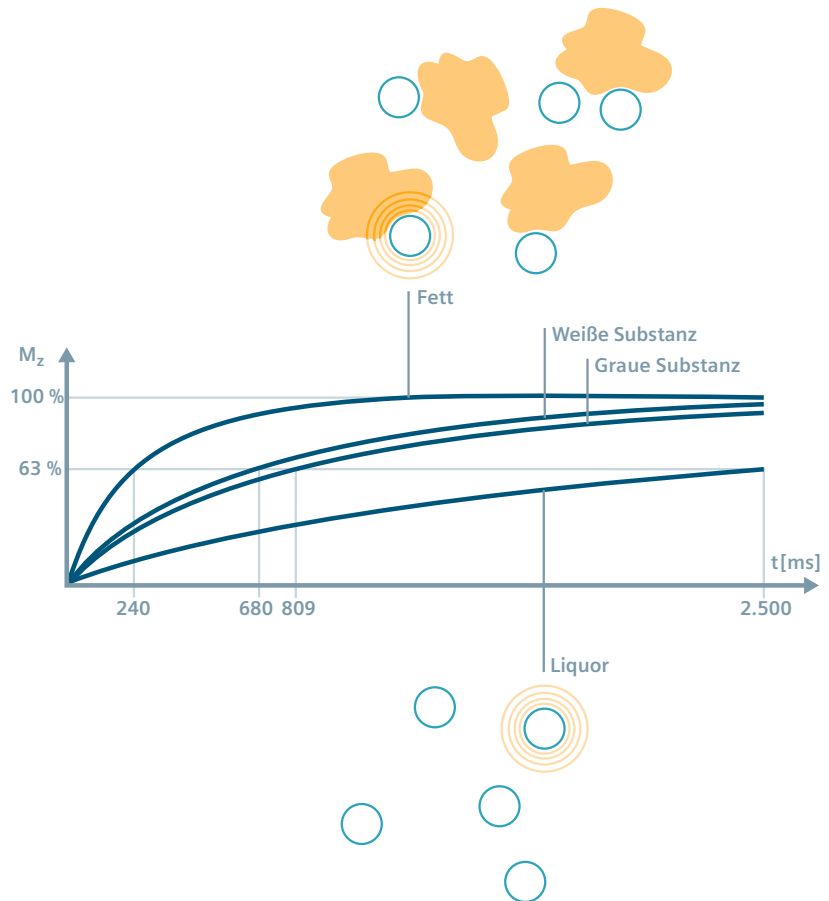
T_1 -Konstanten (in ms)

	0,2 Tesla	1,0 Tesla	1,5 Tesla
Fett		240	
Muskel	370	730	863
Weißer Substanz	388	680	783
Graue Substanz	492	809	917
Liquor	1.400	2.500	3.000

Fett hat ein kurzes T_1 , Wasser ein langes T_1 .

Ursachen für den Wiederaufbau der Längsmagnetisierung

Wasserstoffprotonen im Körper »spüren« kontinuierlich lokale Magnetfelder und deren Fluktuationen, die durch die Molekularbewegung verursacht werden. Diese winzigen Magnetfeldschwankungen addieren sich zu dem äußeren Magnetfeld. Den stärksten Einfluss haben Feldoszillationen senkrecht zum Hauptfeld, die mit der *Larmor-Frequenz* der Protonen übereinstimmen. Diese »Mikroresonanzen« bewirken, dass die Spins willkürlich ihre Ausrichtung zum Hauptfeld ändern.



Die Umgebung der Protonen besteht oft aus größeren Molekülen (Lipiden) und Makromolekülen (Proteinen). Wasserstoffprotonen innerhalb eines relativ unbeweglichen Fettmoleküls ebenso wie Protonen, die an Proteine angelagert sind, spüren starke lokale Feldschwankungen. Sie wechseln schnell ihre Spinrichtung. Dies erklärt beispielsweise die relativ *kurze* T_1 -Relaxation von Fettgewebe.

Bei Flüssigkeiten ist die Molekularbewegung von Wasser erheblich schneller als die meisten Feldschwankungen. Resonanzen mit oszillierenden Magnetfeldern sind seltener und schwächer. Die Protonen wechseln ihre Spinrichtung nicht so schnell. Aus diesem Grund weisen reines Wasser und Liquor eine relativ *lange* T_1 -Relaxation auf.

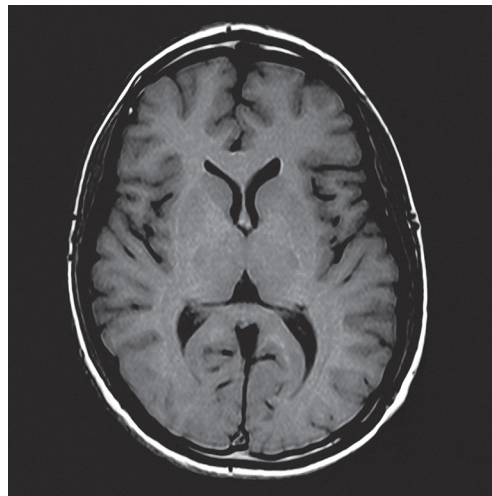
Der T_1 -Vorgang wird häufig als »Spin-Gitter-Relaxation« bezeichnet, weil in der Festkörper-Magnetresonanz die molekulare Umgebung der Kerne »Gitter« genannt wird.

Dieser Prozess findet nicht nur nach der Störung durch einen HF-Puls statt, sondern bereits beim Aufbau der Längsmagnetisierung, nachdem der Patient in das Magnetfeld gebracht wurde.

Ein Blick vorab auf den T_1 -Kontrast

Die unterschiedliche T_1 -Relaxation der verschiedenen Gewebearten kann im MR-Bild als Bildkontrast dargestellt werden. Wie dies genau erfolgt, wird in einem späteren Kapitel erläutert.

Diagnostischer Nutzen kurz zusammengefasst: Pathologisches Gewebe besitzt eine andere Wasserkonzentration als das umgebende Gewebe und damit eine andere Relaxationskonstante. Der Relaxationsunterschied wird im MR-Bild als Kontrast sichtbar.



Mit dem T_1 -Kontrast wird Liquor im MR-Bild dunkel dargestellt

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Nach der Resonanz baut sich die Längsmagnetisierung vollständig wieder auf. Die dazu benötigte Zeit ist abhängig von der Gewebeart und der Feldstärke. Dieser Vorgang wird *Längsrelaxation* genannt.

Die Längsrelaxation folgt einem exponentiellen Wachstumsverlauf mit der charakteristischen Zeitkonstante T_1 .

Da die T_1 -Konstante von der Gewebeart abhängig ist, kann diese Eigenschaft für den Kontrast im MR-Bild genutzt werden.

Die Quelle der T_1 -Relaxation sind lokale Magnetfeldschwankungen, die durch die Molekularbewegung hervorgerufen werden. Querseitige Magnetfeldschwankungen im Bereich der Larmor-Frequenz haben den stärksten Effekt und bewirken, dass die Protonenspins willkürlich ihre Richtung ändern.

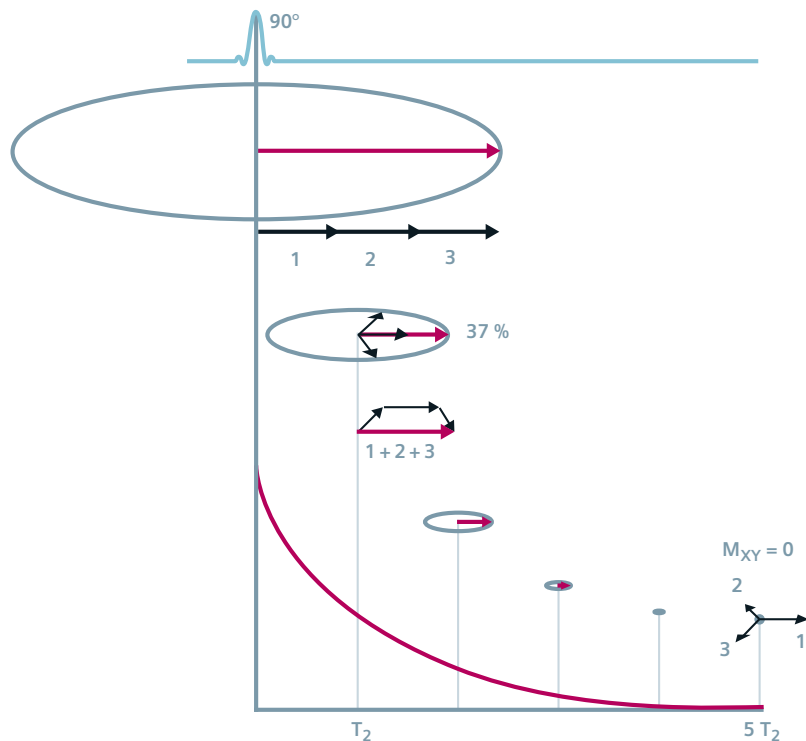
Abfall der Quermagnetisierung

Die Lebensdauer der Resonanzerscheinung (T_2)

Das Signal muss abfallen

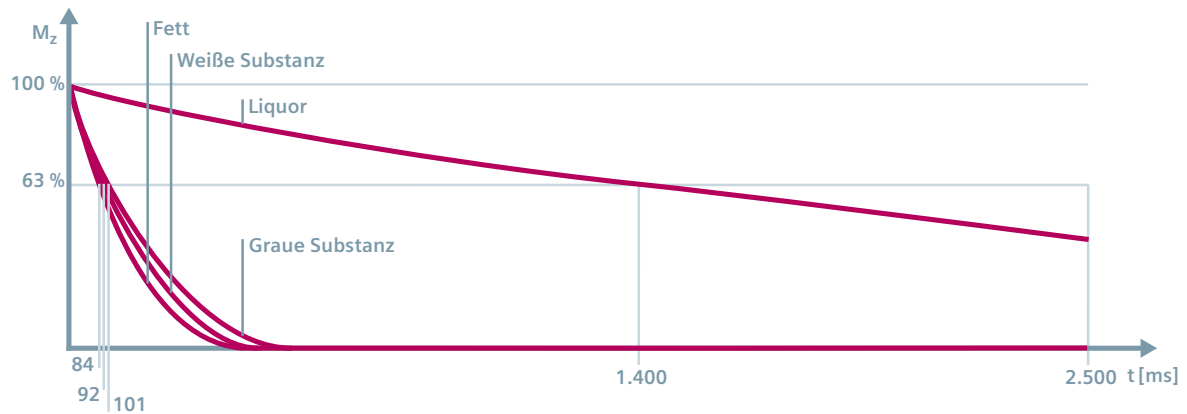
Direkt nach dem HF-Puls sind die Spins *phasenkohärent*. Sie verhalten sich wie ein großer Magnet, der in der xy-Ebene rotiert. Das ist der Grund, warum sie ein Signal in der Empfangsspule induzieren können.

Die rotierenden Spins geraten jedoch aufgrund unvermeidbarer molekularer Wechselwirkungen wieder außer Phase und die Quermagnetisierung nimmt wieder ab.



Da die Quermagnetisierung abfällt, verschlechtert sich das induzierte MR-Signal. Dies nennen wir **Querrelaxation**. Ihre Zeitkonstante wird T_2 genannt. Wie wir später sehen werden, ist dies nur die maximale Zeit, während der die Magnetresonanz andauert. In Wirklichkeit erfolgt der Abfall des MR-Signals (FID) schneller.

Nach dem Zeitintervall T_2 ist die Phasenkohärenz der Spins auf ca. 37 % gesunken. Nach $2 T_2$ ist sie auf ca. 14 % gesunken und nach $5 T_2$ ist die Phasenkohärenz fast vollständig verschwunden.



Die T_2 -Konstante unter der Lupe

T_2 ist ebenfalls gewebespezifisch, aber weitgehend von der Feldstärke unabhängig.

T_2 -Konstanten (in ms)

Fett	84
Muskel	47
Weißer Substanz	92
Graue Substanz	101
Liquor	1.400

Fett hat ein *kurzes* T_2 , Wasser ein *langes* T_2 .

Gründe für den Verlust der Kohärenz

Es gibt zwei wesentliche Ursachen der Querrelaxation.

1. Wie sich gezeigt hat, sind fluktuierende lokale Felder für die Längsrelaxation verantwortlich und das wirkt sich auch auf die Querrelaxation aus. Wenn die Protonenspins ihre Richtung willkürlich ändern, geht auch ihre Phasenkohärenz verloren. Dies ist der » T_1 -Beitrag« zu T_2 .

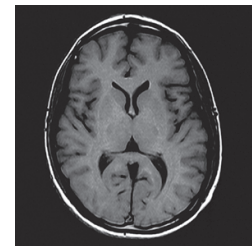
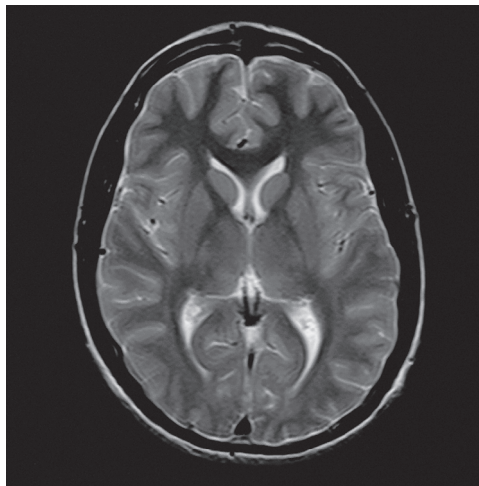
2. Zusätzlich bewirken die fluktuierenden Magnetfelder in Richtung des äußeren Magnetfelds, dass das lokale Magnetfeld um einen kleinen Betrag von ca. ± 1 Millitesla variiert. Daher präzedieren benachbarte Protonen mit leicht unterschiedlichen Frequenzen von ca. 40 kHz um die normale Larmor-Frequenz.

Diese leicht unterschiedlichen Präzessionsfrequenzen sind ein zusätzlicher Grund für den Verlust der Phasenkohärenz. Die Quermagnetisierung fällt folglich ab, bevor sich die Längsmagnetisierung wieder aufgebaut hat.

Obwohl die Wechselwirkung zwischen den Spins nicht der einzige Grund für die Querrelaxation ist, hat sich der Begriff »Spin-Spin-Relaxation« eingebürgert und ist erhalten geblieben.

Ein Blick vorab auf den T₂-Kontrast

Da verschiedene Gewebetypen unterschiedliche T₂-Relaxationen aufweisen, kann die MR-Bildgebung diese Unterschiede als Bildkontrast darstellen. Eine detaillierte Erklärung folgt in einem späteren Kapitel.



Im MR-Bild zeigt der T₂-Kontrast Liquor hell an – im Gegensatz zum T₁-Kontrast

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Unmittelbar nach der Anregung durch den HF-Puls beginnt die rotierende Quermagnetisierung abzufallen.

1. Die Spinpräzession gerät außer Phase, bis alle Spins einheitlich in der Querebene verteilt sind.
2. Gleichzeitig beginnt die Längsmagnetisierung sich wieder aufzubauen.

Die Querrelaxation folgt einer exponentiell abfallenden Kurve mit der charakteristischen Zeitkonstanten T_2 , die ein Maß für die Geschwindigkeit der Spin-Dephasierung ist.

Die T_2 -Konstante ist ebenfalls gewebespezifisch und trägt zum Bildkontrast bei.

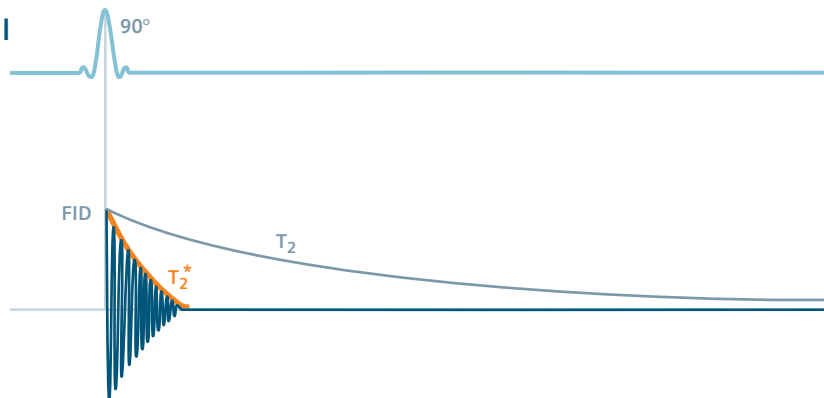
Das Spinecho

Der magische Moment: das verlorene Signal kehrt wieder

Der wahre Grund für den FID-Abfall

Man könnte erwarten, dass das MR-Signal (FID) mit der Zeitkonstante T_2 abfällt. Der FID-Abfall erfolgt jedoch sehr viel schneller, mit einer kürzeren *effektiven* Zeitkonstanten T_2^* (siehe Abbildung).

Das statische Magnetfeld, das die Spins spüren, ist nicht überall gleich, es ist vielmehr **inhomogen**. Im Gegensatz zu den Relaxationsvorgängen, die den T_2 -Abfall verursachen, haben wir es hier mit rein statischen Magnetfeldunterschieden zu tun, die im Zeitverlauf an einem bestimmten Ort konstant bleiben. Es sind vor allem räumliche Feldvariationen, die durch den Körper des Patienten und durch technische Inhomogenitäten des Hauptmagneten verursacht werden.

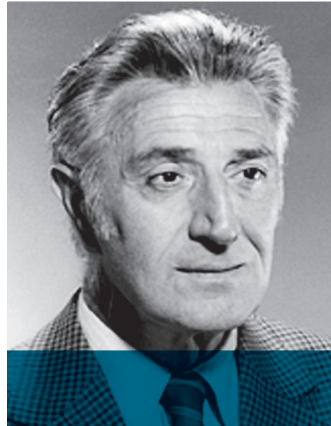


T_2^* -Abfall

Statische Magnetfeldinhomogenitäten tragen zusätzlich zur Auffächerung der Spins bei. Sie dephasieren schneller als die T_2 -Relaxation. Dies ist der T_2^* -Abfall.

Es scheint, als ob die Phasenkohärenz der Spins unwiderruflich schneller zerstört wird, als die T_2 -Relaxation es »erlaubt«.

Dies ist jedoch nicht der Fall, wie durch den Spinecho-Effekt demonstriert wird.



Der US-amerikanische Physiker Erwin Hahn, geboren 1926, entdeckte 1950 das Spinecho, d. h. die Wiederherstellung des MR-Signals, da der T_2^* -Abfall reversibel ist. Echos können auch durch Inversionspulse, die nicht 180 Grad betragen, sogenannte »Hahn-Echos«, erzeugt werden. Hahn verwendete ursprünglich ein Pulspar mit 90 Grad.

»Der Echoeffekt entsteht, indem auf die Probe zwei aufeinanderfolgende HF-Pulse wirken. Zu der Zeit (TE) nach ... dem zweiten Puls taucht das Echosignal auf.«

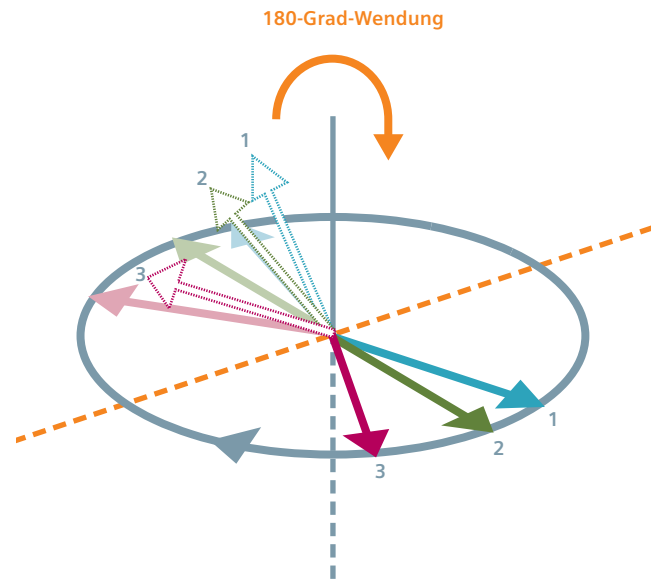
Erwin L. Hahn

Spins wie ein Omelett wenden

Da die statischen Magnetfeldunterschiede räumlich und zeitlich konstant sind, können wir ihren Einfluss durch einen Trick aufheben.

Wir geben durch einen 180-Grad-Puls einen »Wendebefehl«. Durch den 180-Grad-Puls werden die Spins quasi wie ein Omelett gewendet. Die Reihenfolge der Spins wird umgekehrt; die Präzessionsrichtung bleibt natürlich gleich.

Die schnelleren Spins (1) liegen jetzt hinten und holen die langsamer (3) präzedierenden Spins ein.



Erwin Hahn erklärte den Echoeffekt ursprünglich mithilfe der Analogie einer Gruppe von Läufern, die mit unterschiedlicher Geschwindigkeit laufen. Während des Rennens entfernen sich die einzelnen Läufer offensichtlich regellos immer weiter voneinander. Sie werden aufgefordert, eine 180-Grad-Wende zu machen, und laufen dann in der Gegenrichtung weiter. Auf diese Weise kehren alle zusammen gleichzeitig zur Startlinie zurück. Wir erleben ein »Echo« des Starts.

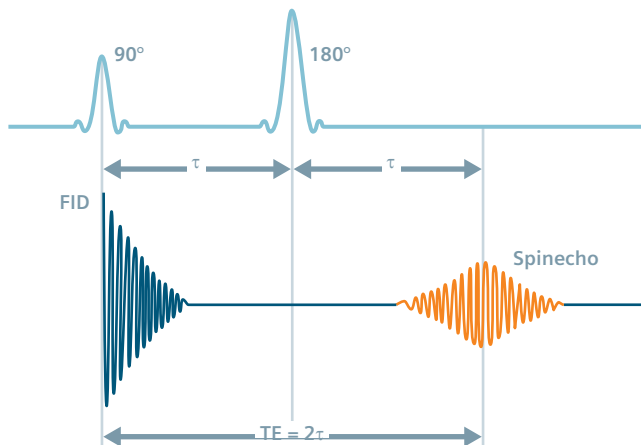
Es gibt jedoch einen Haken: Die Spins werden durch einen 180-Grad-Puls nicht gewendet. Dies würde nur geschehen, wenn man das Hauptmagnetfeld umkehren würde. Tatsächlich präzedieren die Spins immer in der *gleichen* Richtung, beispielsweise im Uhrzeigersinn. Aus diesem Grund bevorzugen wir den Vergleich mit dem Omelett.

Jetzt kommt das Echo

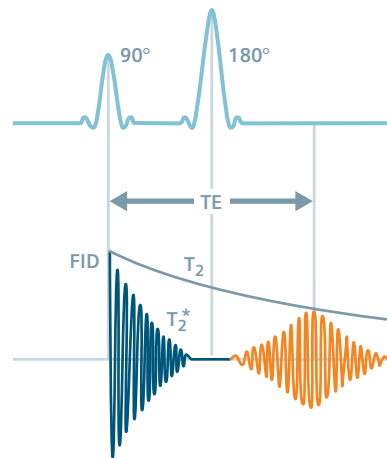
Dies ist der Effekt des 180-Grad-Pulses: Die außer Phase geratenen Spins geraten wieder in Phase und es entsteht ein neues MR-Signal – das **Spinecho**.

Der 180-Grad-Puls wird nach der Laufzeit τ hinter dem 90-Grad-Puls geschaltet. Das Spinecho-Signal steigt zunächst an und erreicht nach der doppelten Laufzeit (2τ) sein Maximum. Diesen Zeitraum nennt man die **Echozeit (TE)**. Das Spinecho fällt danach wieder ab.

Da der FID sofort nach dem 90-Grad-Puls abzufallen beginnt, ist seine Stärke schwierig zu messen. Aus diesem Grund sind Echos für die Bildgebung die bevorzugten Signale.



Bitte beachten Sie: Das Spinecho-Signal fällt mit T_2^* ab, seine Stärke (Amplitude, Maximum) hängt jedoch von der T_2 -Relaxationskurve ab.



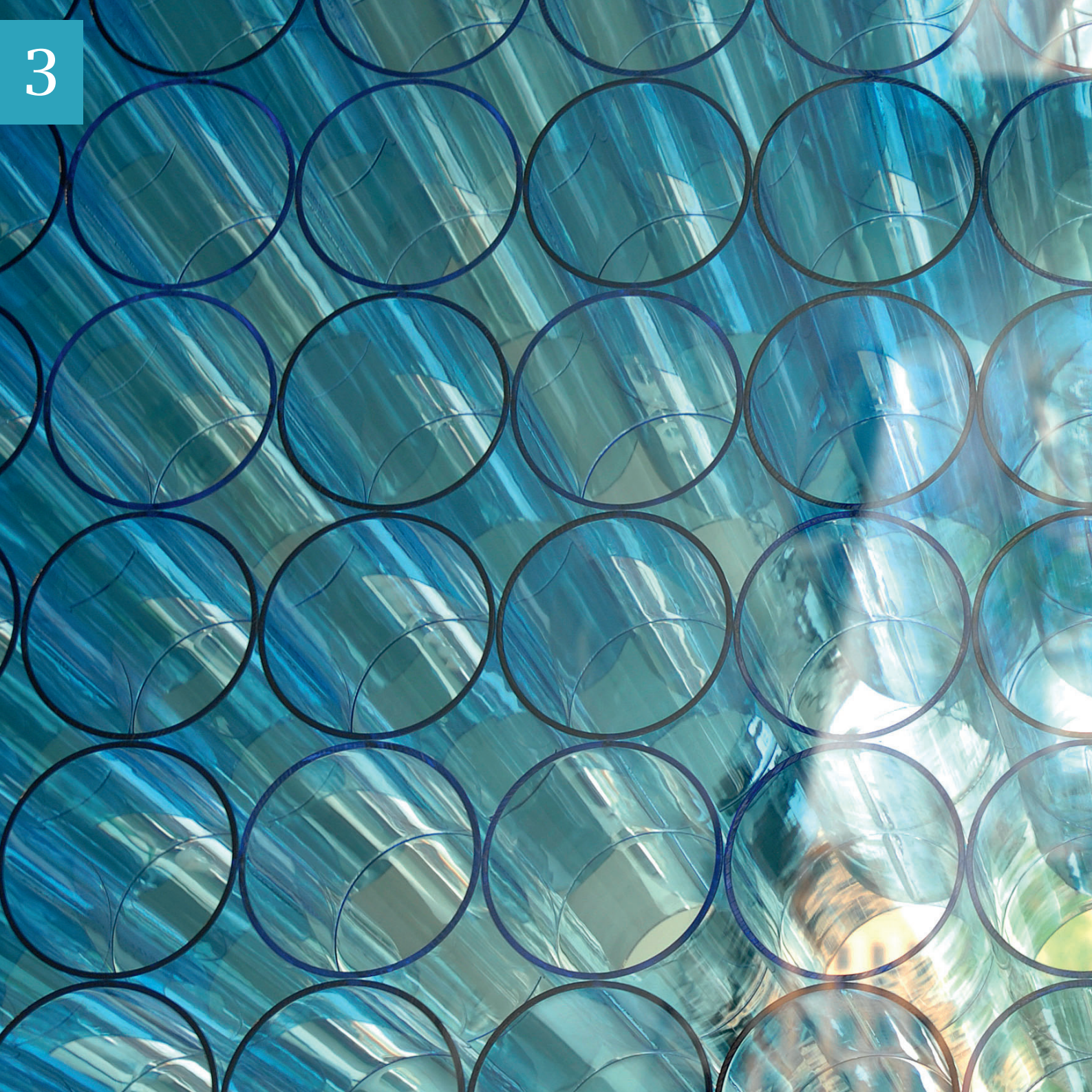
AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Das MR-Signal (FID) fällt mit der sehr kurzen Zeitkonstante T_2^* ab, die kleiner als T_2 ist. Ursache für den schnellen Abfall sind Inhomogenitäten des statischen Magnetfelds. Sie zwingen die Spins, schnell zu dephasieren.

Wir können das MR-Signal durch einen zweiten Puls, üblicherweise einen 180-Grad-Puls, wiederherstellen. Dieses MR-Signal wird Spinecho genannt.

Faustregel:

$$T_2^* < T_2 < T_1$$



The background of the slide is a close-up photograph of a stack of glass test tubes. The tubes are arranged in a grid, and the lighting creates a strong blue and teal color palette. A semi-transparent dark blue rectangular overlay is positioned on the right side of the image, containing the text.

Vom Signal zum Bild

Wie erzeugen wir aus einem MR-Signal ein Bild, in dem räumliche Strukturen als unterschiedliche Grauwerte dargestellt werden?

Schichtbildung durch Gradienten

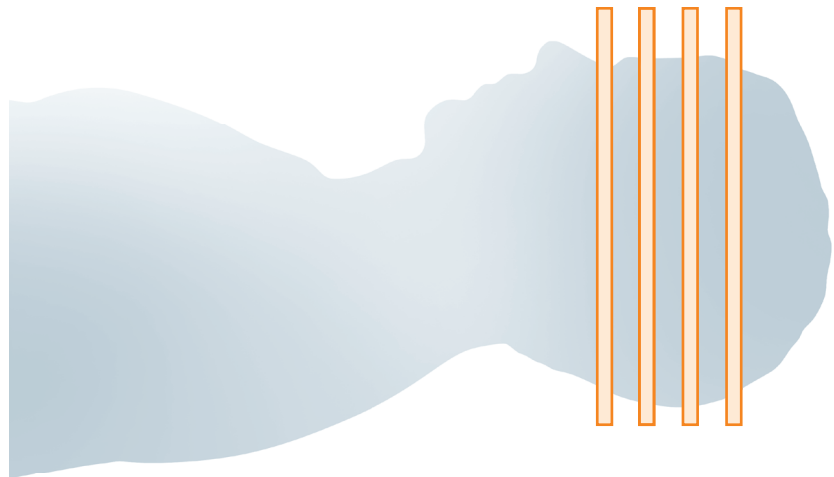
»Koordinaten« für bestimmte Positionen im Körper erstellen

Die Bildgebungsfrage

In der tomographischen Bildgebung möchten wir Schichtbilder an bestimmten Positionen des menschlichen Körpers aufnehmen.

Erinnern wir uns daran, dass im Magnetfeld des MR-Scanners eine räumliche Verteilung der Längsmagnetisierung im Körper aufgebaut wird. Wenn wir beispielsweise einfach alle Spins im Kopf mit einem HF-Puls anregen, würde die gemittelte Quermagnetisierung im Kopf das MR-Signal erzeugen. Wir würden keine räumliche Auflösung erhalten.

Es bleibt die Frage, wie wir zwischen den MR-Signalen von unterschiedlichen Stellen des Körpers unterscheiden können.

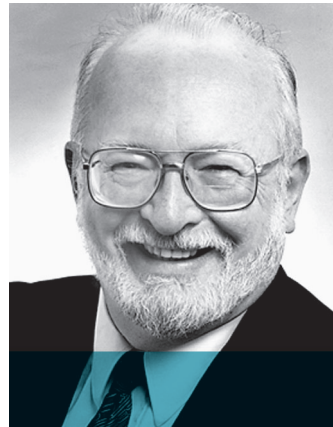


Der Trick mit den Gradienten

Da das Magnetfeld eines MR-Scanners nicht perfekt homogen ist, präzedieren die Spins mit unterschiedlichen Frequenzen. Aber nur die Spins, die mit der korrekten Larmor-Frequenz präzedieren, sind in Resonanz mit dem HF-Puls. Um das Feld homogener zu machen, wird ein technischer Vorgang angewendet, der »Shimmen« genannt wird.

Die revolutionäre Idee, die den Beginn der MR-Bildgebung bedeutete, war, das Magnetfeld auf kontrollierte Weise zu »entshimmen« und zwar durch Schalten von **Gradienten**.

Im Ergebnis präzedieren die Spins an unterschiedlichen Positionen des Körpers mit unterschiedlichen Frequenzen, was beabsichtigt ist.



»Die Verteilung magnetischer Kerne wie Protonen ... kann durch Anlegen von Magnetfeldgradienten ... und durch Messen der Intensitäten in Abhängigkeit von dem angelegten Magnetfeld erreicht werden.«

Paul C. Lauterbur
(1929-2007)

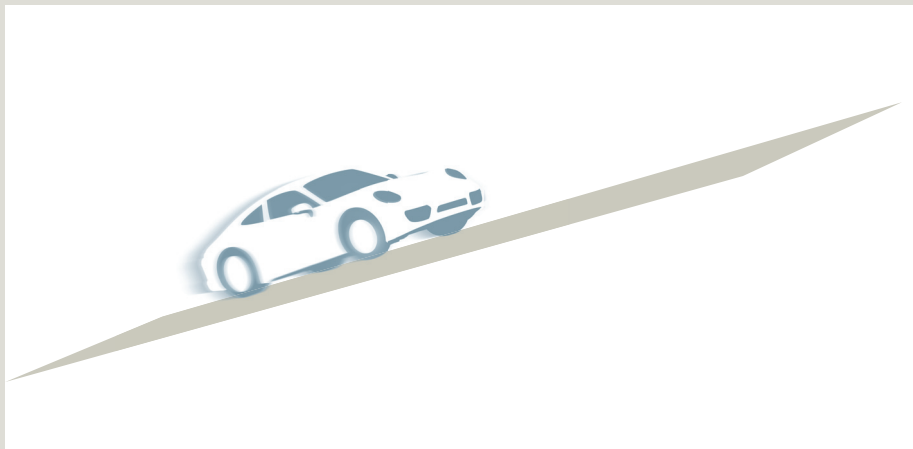
Professor Lauterbur's Idee: Warum nicht die Protonenspins von unterschiedlichen Stellen absichtlich mit unterschiedlichen Frequenzen präzedieren lassen? Statt den Körper in ein einheitliches Magnetfeld zu legen, lässt man das Feld von einer Stelle zur nächsten variieren. Wir können die unterschiedlichen Frequenzen, die das gemischte MR-Signal bilden, als »Koordinaten« für die entsprechenden anatomischen Positionen verwenden. Paul Lauterbur wendete diese Idee für die räumliche Kodierung der Voxel innerhalb einer Schicht. Die Schichtselektion durch Gradientenfelder wurde von Sir Peter Mansfield eingeführt.

Über Gradienten

Ein Gradient ist eine Steigung, vergleichbar mit der Steigung einer Straße.

Mathematisch betrachtet, definiert ein Gradient die Stärke und die Richtung der Veränderung einer Größe im Raum.

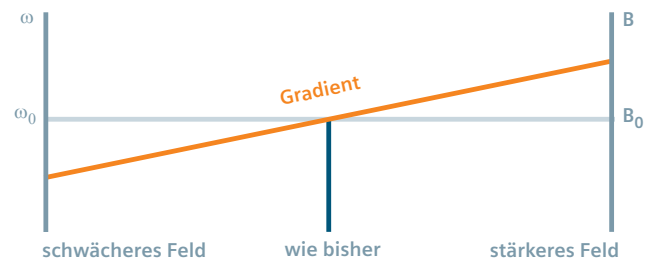
Auf die MR-Technik übertragen bedeutet dies, ein **Magnetfeldgradient** ist eine kontrollierte Änderung der Magnetfeldstärke in einer bestimmten Richtung, also eine lineare Zunahme oder Abnahme.



Die Feldstärke lokal verändern

In einem homogenen Magnetfeld, ist die Feldstärke per Definition überall gleich (B_0). Aus diesem Grund besitzen alle Protonenspins die gleiche Präzessionsfrequenz ω_0 , proportional zur Feldstärke. Die Magnetresonanz ist überall gleich.

Durch Anlegen eines Magnetfeldgradienten steigt das Magnetfeld linear an. Die Präzession der Protonenspins in dieser Richtung variiert entsprechend. Die Spins präzedieren langsamer im schwächeren Feld und schneller im stärkeren Feld. Insgesamt weisen sie *unterschiedliche* Resonanzfrequenzen auf.



Die Schichtposition definieren

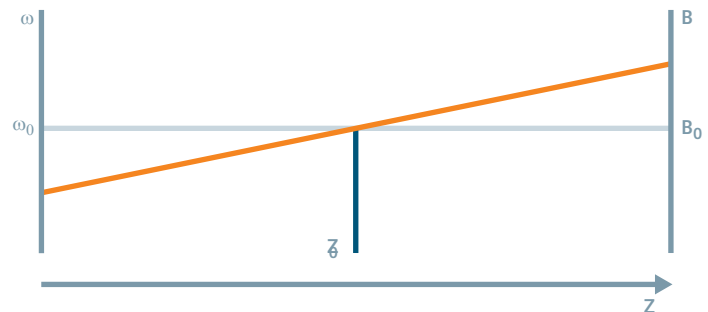
Schichtpositionierung und Schichtdicke

Der Schichtselektionsgradient

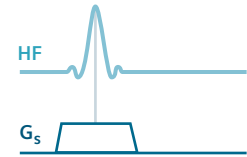
Zur Schichtselektion wird ein Gradient in z-Richtung geschaltet, beispielsweise *gleichzeitig* mit dem HF-Puls. Dieser Gradient wird **Schichtselektionsgradient** (G_S) genannt.

Nun hat das Feld seine ursprüngliche Stärke B_0 nur an der Position z_0 . Hätte der HF-Puls nur eine einzige Frequenz ω_0 , würde er nur die Spins an der Resonanzposition z_0 anregen. Dies ist die gewählte **Schichtposition**.

Das reicht jedoch noch nicht aus. Wir würden eine »Schicht« erhalten, aber ohne Schichtdicke. Die Schicht wäre hauchdünn und das Signal zu schwach, weil nur wenige Protonen in diesem dünnen Bereich angeregt würden. Wir benötigen also eine bestimmte Auflösung in der z-Richtung. Diese wird **Schichtdicke** genannt.



Die Stärke des homogenen statischen Magnetfelds ist B_0 .
Die zugehörige Larmor-Frequenz der Protonenspins ist ω_0 .



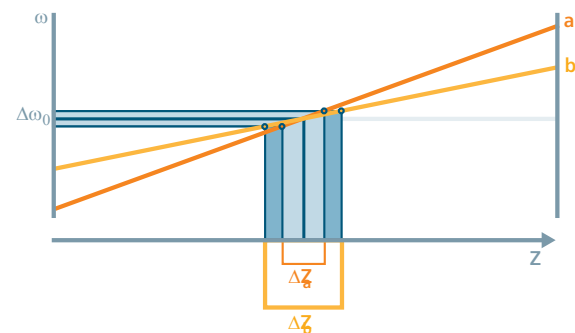
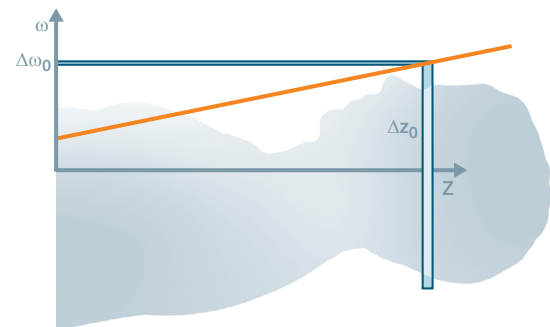
Wie legen wir die Schichtdicke fest?

Der HF-Puls hat um seine Mittenfrequenz ω_0 herum eine bestimmte **Bandbreite** benachbarter Frequenzen. Auf diese Weise kann er den gewünschten räumlichen Bereich der Schichtdicke anregen (Δz_0).

Als Alternative kann bei konstanter Bandbreite des HF-Pulses die Schichtdicke auch über die Stärke des Gradienten verändert werden. Ein steileres Gradientenfeld (a) erzeugt eine dünnere Schicht (Δz_a), ein flacheres Gradientenfeld (b) eine dickere (Δz_b).

Egal welche Technik verwendet wird, eine **Schicht** ist immer der *definierte Resonanzbereich* der Protonenspins. Außerhalb der Schicht werden die Spins nicht durch den HF-Puls angeregt. Eine Quermagnetisierung (und damit ein MR-Signal) wird nur innerhalb der gewählten Schicht erzeugt.

Eine Schicht wird durch Schalten eines Magnetfeldgradienten festgelegt.

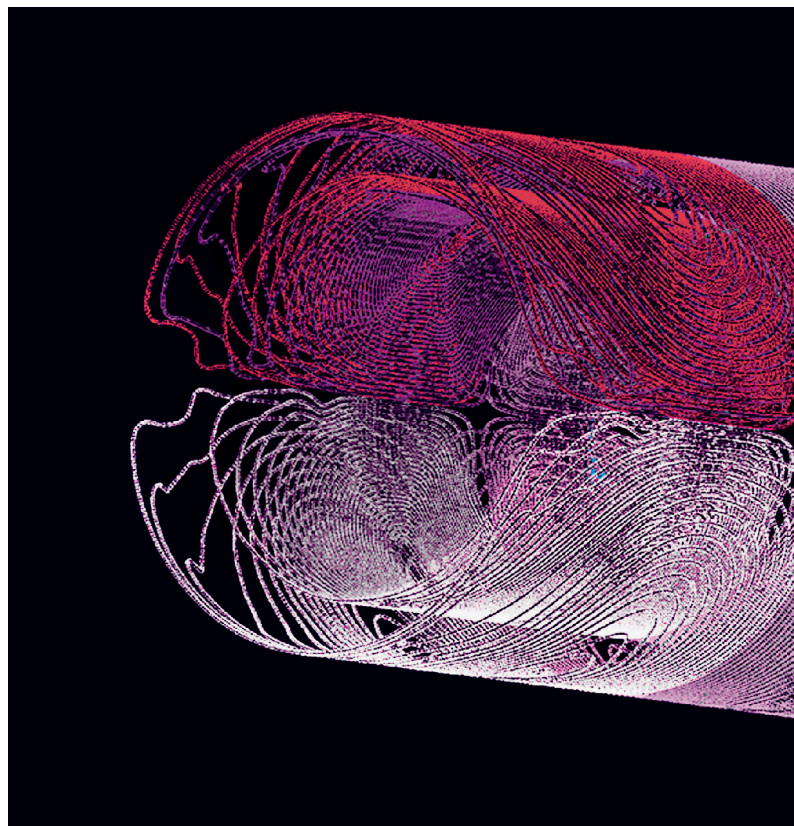


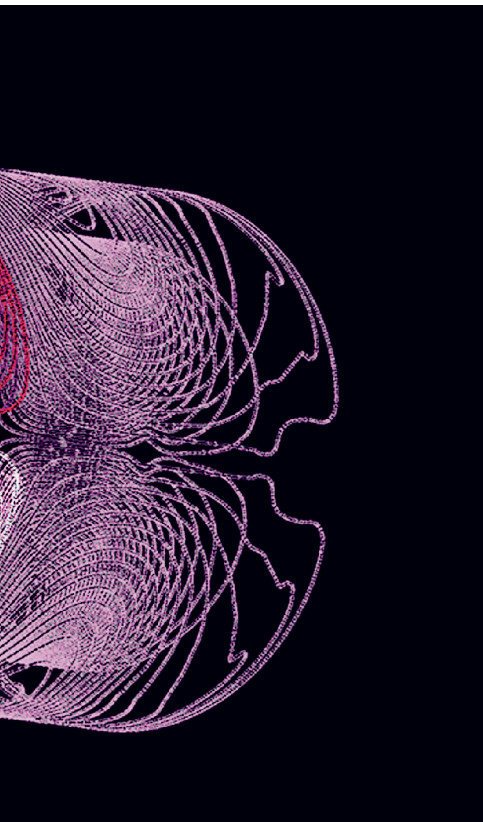
So werden Gradienten erzeugt

Gradientenspulen

Das MR-System verfügt über drei Anordnungen von Gradientenspulen für alle drei Raumrichtungen (x, y und z) um den Magnettunnel herum. Die Gradientenspulen erzeugen kein permanentes Magnetfeld, sondern werden kurzzeitig und mehrfach während der Untersuchung geschaltet.

Die Gradientenspulen werden über spezielle Stromversorgungen, als Gradientenverstärker bezeichnet, betrieben.





Konstruktionsmodell
einer Gradientenspule
für einen MR-Scanner

Gradientenleistung

Die Leistung eines Gradientensystems zeichnet sich durch die minimale Anstiegszeit, die zur Erreichung der maximalen Amplitude (= Gradientenstärke) erforderlich ist, aus.

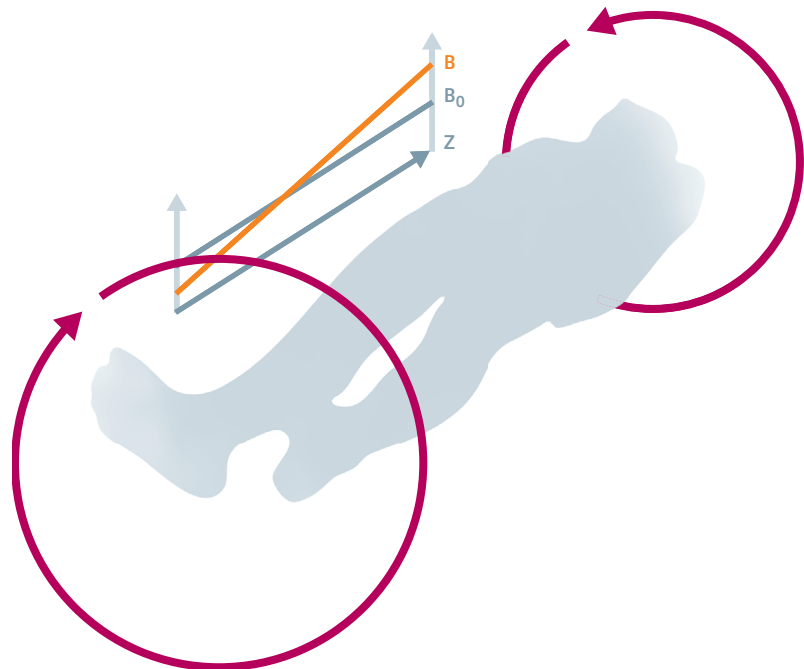
Mit diesen beiden Parametern lässt sich die **Anstiegsrate** berechnen. Diese charakteristischen Daten werden auch als **Anstiegsgeschwindigkeit oder Slew Rate (SR)** bezeichnet und ermöglichen einen schnellen Vergleich der Leistung von Gradientensystemen.

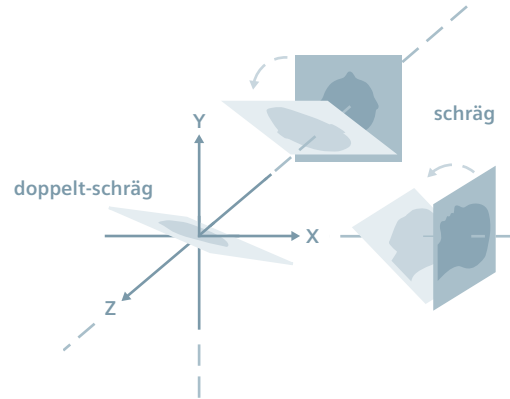
Wie funktionieren Gradientenspulen?

Laut einem Grundprinzip der Physik wird ein Magnetfeld erzeugt, sobald ein elektrischer Strom durch einen Leiter oder eine Spule fließt. Wenn die Stromrichtung umgekehrt wird, ändert sich auch die Ausrichtung des Magnetfelds.

In der MR werden **Gradientenspulen** in Paaren in einer bestimmten Richtung eingesetzt, beispielsweise in z-Richtung, mit *gleicher* Stromstärke, aber *entgegengesetzter* Polarität.

Die eine Spule *erhöht* das statische Magnetfeld, die gegenüberliegende Spule *verringert* es. Das bedeutet, dass das Magnetfeld mit seiner ursprünglichen Stärke B_0 sich verändert, vergleichbar der Steigung einer Straße.





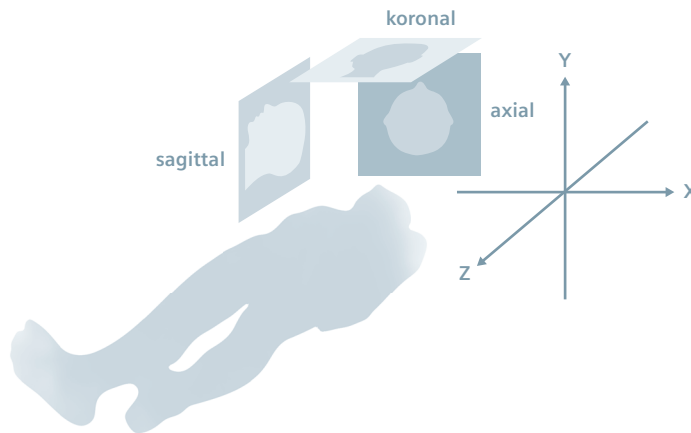
Freie Schichtpositionierung

Gradienten in der MR-Bildgebung bieten den großen Vorteil, dass sie die beliebige Positionierung von Schichtebenen ermöglichen.

Für eine sagittale Schichtpositionierung müssen wir den *x-Gradienten* schalten, für eine koronale Schichtpositionierung den *y-Gradienten*.

Um **schräge** Schichten zu erhalten, müssen wir zwei oder drei Gradienten gleichzeitig schalten. Ihre Wirkung wird überlagert.

Eine einfache schräge Schicht erhalten wir durch zwei Gradienten, beispielsweise in z- und y-Richtung. Für eine doppelt-schräge Schicht werden alle drei Gradienten gleichzeitig geschaltet.





Das Gradientensystem: Sicherheitsaspekte

Lautstärke

Wie bei Lautsprechern werden durch die Gradientenspulen starke mechanische Kräfte erzeugt, die während der Untersuchung Klopfgeräusche verursachen. Diese Geräusche werden mithilfe geeigneter Maßnahmen abgeschwächt, beispielsweise durch Gehörschutz oder spezielle Sequenzen wie Flüstersequenzen oder »leise Sequenzen«.

Herzschrittmacher

Herzschrittmacher sind in Gradientenfeldern kritisch. Die Steuerung sowie die Programmierung von Herzschrittmachern kann durch die Hochgeschwindigkeitsschaltung der Gradientenpulse nachteilig beeinträchtigt werden.

Physiologische Stimulation

Bei bestimmten Schwellenwerten für die Anstiegszeit und Amplitude der Gradientenfelder können die induzierten Spannungen so groß werden, dass eine periphere Nervenstimulation hervorgerufen wird. Die Muskelfasern kontrahieren unwillkürlich. Dies ist für die Gesundheit des Patienten nicht gefährlich, kann jedoch für den Patienten unangenehm sein.

In den Sicherheitsstandards für MR-Geräte sind maximale Feldänderungen in Abhängigkeit von der Schaltdauer definiert. Mit den heute üblichen Bildgebungsmethoden werden diese Schwellenwerte normalerweise nicht überschritten. Bei einigen Sequenzen, für die extrem schnelle Gradientenschaltungen verwendet werden, beispielsweise bei EPI-Sequenzen, können diese Schwellenwerte aber überschritten werden. Zur Sicherheit werden die Gradientenpulse in Routineanwendungen jedoch begrenzt.

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Durch das Schalten von Gradienten können wir veranlassen, dass Spins auf kontrollierte Weise mit unterschiedlichen Frequenzen präzedieren.

Durch den Schichtselektionsgradienten wird in einem räumlichen Bereich eine Schicht erzeugt, in der die Protonenspins in Resonanz sind. Außerhalb der Schicht bleiben die Spins vom HF-Puls unbeeinflusst.

Durch gleichzeitiges Schalten von zwei oder drei Gradienten, können wir beliebige Schichtebenen wählen.

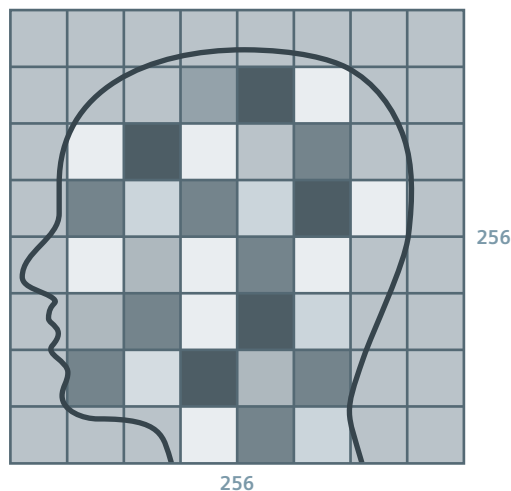
Die Matrix: Auflösung

Die »Koordinaten« des Bildes kodieren und dekodieren

Die Bildmatrix definieren

Wir haben die Schichtposition für ein Bild definiert. Nun möchten wir die Bildmatrix und deren Auflösung festlegen. Was uns interessiert ist, wie wir ein Bild von einer Schicht erhalten.

Angenommen, wir möchten ein Schichtbild mit einer **Matrixgröße** von 256×256 erzeugen. In diesem Fall muss jede Zeile und Spalte in 256 Positionen aufgeteilt werden. Wir verwenden das MR-Signal, um ein Bild mit 256 verschiedenen Werten zu erstellen, das sind 65.536 Voxel. Dies ist die räumliche Auflösung.



Auf den Spuren von Fourier

Hierbei ist zu beachten, dass das Bild *nicht* direkt beim Messvorgang erzeugt wird. Stattdessen werden durch Schaltung zusätzlicher Gradienten und mithilfe einer gewissen Signalverarbeitung zuerst Rohdaten erzeugt. In unserem Beispiel 65.536 Datenpunkte. Das endgültige Bild wird aus den Rohdaten berechnet.

Bei diesen Vorgängen erfolgen einige Signalkodierungen und mathematische Umwandlungen.

Wir wollen diese Vorgänge Schritt für Schritt verfolgen.



Der französische Mathematiker und Physiker Jean-Baptiste Joseph Fourier entwickelte seine Reihe von Sinus- und Cosinuskurven, während er die Ausbreitung von Wärme erforschte. Dieses mathematische Hilfsmittel ist für die Analyse und Konstruktion einer Vielzahl von Phänomenen, einschließlich des MR-Signals, hilfreich.

»Ein allgemeines Problem besteht darin, eine beliebige Funktion in einer unendlichen Reihe von Sinus- und Cosinuskurven zu entwickeln...«

Joseph Fourier
(1768-1830)

Über Prismen und Spektren

Beinahe alle natürlichen und technisch erzeugten Signale bestehen aus einer Mischung aus Oszillationen unterschiedlicher Frequenzen.

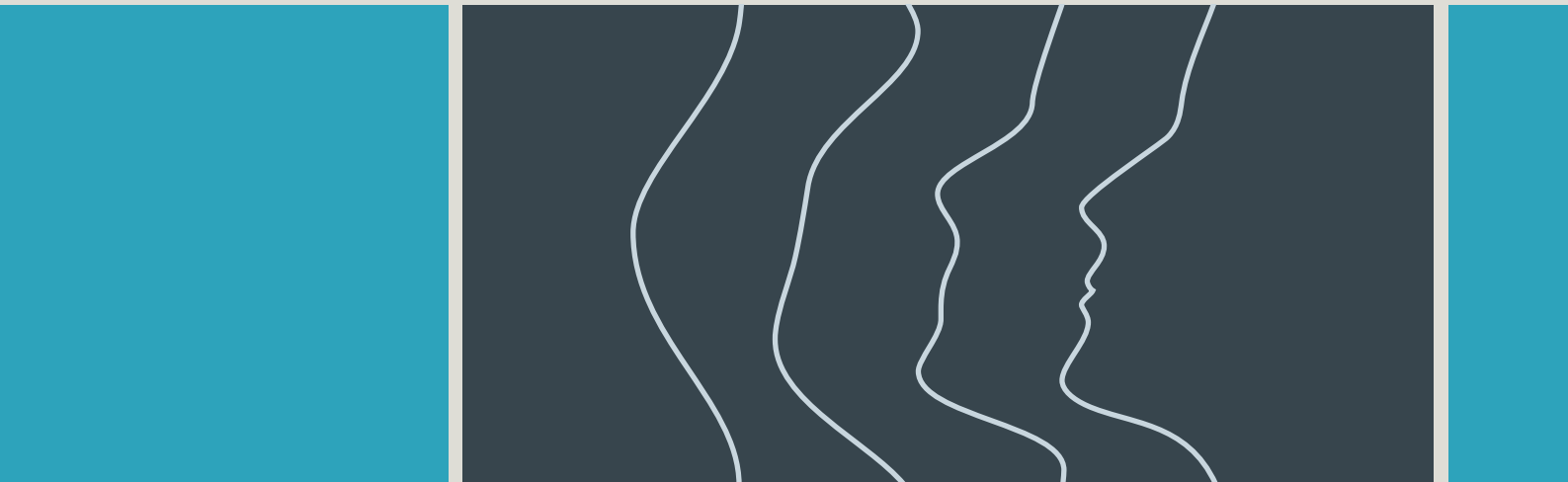
Weißes Licht ist eine Mischung aus Licht mit verschiedenen Wellenlängen oder Frequenzen. Ein Prisma hilft uns, die verschiedenen in weißem Licht enthaltenen Frequenzen zu unterscheiden – in diesem Fall die Farben eines Regenbogens.

Das Gleiche gilt für das Hören. Die meisten Geräusche bestehen aus einer Vielzahl von Schallwellen und Tonlagen, die unser Gehörsinn unterscheiden kann, beispielsweise in einem Musikstück.

Diese Verteilung über Frequenzen wird als Spektrum bezeichnet. Die mathematische Methode zur Untersuchung eines solchen Spektrums wird Fourier-Analyse genannt.



Wir können aus den »Bausteinen« der Sinuskurven eine gegebene Struktur aufbauen. Je mehr Kurven wir verwenden, desto genauer werden die Ergebnisse. Die Kurve, die das Profil darstellt, ist das Ergebnis aus 32 überlagerten Sinuskurven: eine Fourier-Synthese.



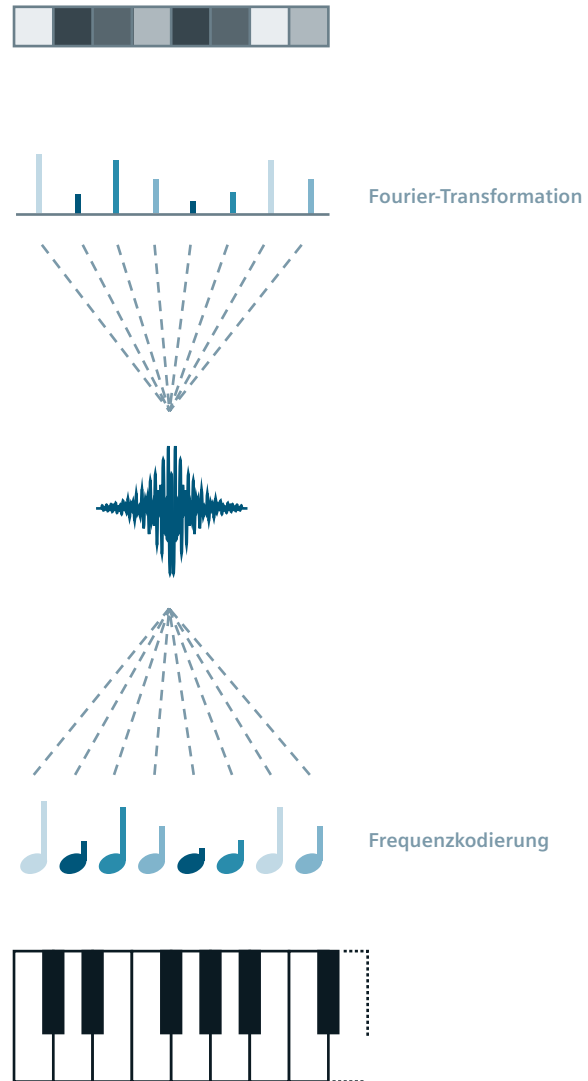
Ein Streifenbild

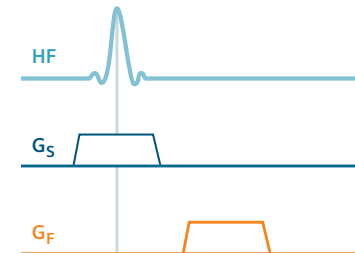
»Koordinaten« per Frequenzen

Der Vergleich mit dem Klavier

Stellen Sie sich ein Klavier vor. Die weißen Tasten repräsentieren die acht verschiedenen Töne, also Frequenzen, einer Oktave. Jede Taste wird gleichzeitig mit unterschiedlicher Stärke angeschlagen, so dass sich ein Tongemisch ergibt. Können wir, nur durch Hören, wissen, aus welchen Tönen dieses Gemisch besteht und wie groß die jeweiligen Amplituden sind?

Der MR-Scanner kann das. Das MR-Signal setzt sich aus einer *Mischung* der Signale aller angeregten Spins, beispielsweise entlang der x-Achse, zusammen. Bei einer Auflösung von 256 Voxeln beinhaltet ein Echo nicht nur acht, sondern 256 »Töne« unterschiedlicher Frequenz.





Dies Frequenzkodierung

Während der Messung des Echos schalten wir einen Gradienten in der x-Richtung. Was passiert?

Wie Sie bereits von Gradienten wissen, präzedieren die Spinensembles der einzelnen Voxel entlang der x-Achse mit zunehmender Frequenz. Dies wird als **Frequenzkodierung** bezeichnet. Der zugehörige Gradient wird **Frequenzkodiergradient** (G_F) genannt.

Das Echo ist eine Mischung aus Signalen. Sie enthält viele Sinus- und Cosinuswellen. Wenn man die Gradientenstärke kennt, kennt man die Frequenzen links und rechts und an allen Positionen entlang des Gradienten.

Mit der **Fourier-Transformation** können wir den Signalbeitrag jedes Frequenzanteils bestimmen (wie in der Grafik durch die Höhe der Peaks dargestellt). Die einzelnen Frequenzen werden ihren ursprünglichen Orten entlang der x-Achse zugeordnet. Die jeweilige Signalstärke bestimmt den Grauwert des zugehörigen Pixels.

Für die Definition einer Zeile von Voxeln wird der Frequenzkodiergradient geschaltet.

Streifen übereinander legen für ein komplettes Bild

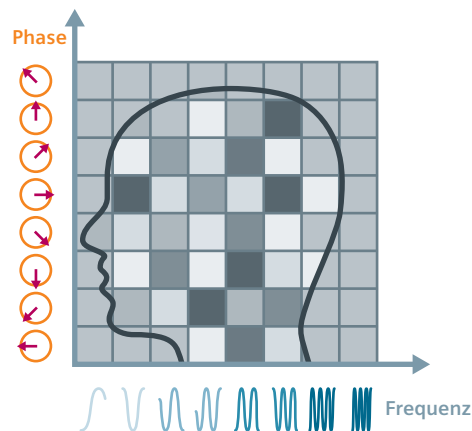
»Koordinaten« per Phasen

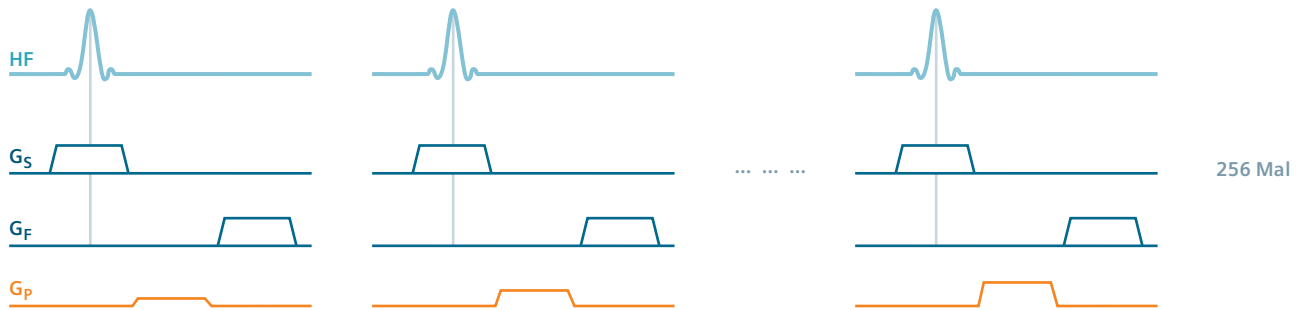
Die Phasenkodierung

Wir können in der y -Richtung nicht den gleichen Frequenzkodierungstrick verwenden, um ein zweidimensionales Bild zu kodieren. Warum nicht? In diesem Fall könnten zwei unterschiedliche Voxel die gleiche Frequenz haben und könnten daher nicht mehr unterschieden werden. Deshalb müssen wir eine andere Methode wählen.

In der Zeit *zwischen* dem HF-Puls und dem Echo wird kurz ein Gradient in der y -Richtung geschaltet. Das führt dazu, dass die Spins kurzzeitig mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten präzedieren. Nachdem der Gradient wieder abgeschaltet ist, besitzen die Spins entlang der y -Achse proportional zu ihrer Lage verschiedene Phasenverschiebungen.

Dieser Vorgang wird **Phasenkodierung** genannt. Der zugehörige Gradient ist der **Phasenkodiergradient** (G_p).

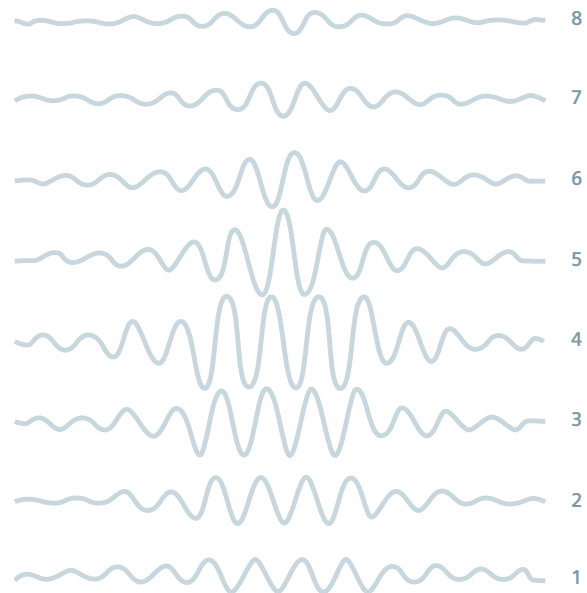




Wir können auch hier wieder die Fourier-Transformation verwenden, um diese Phasenverschiebungen herauszufiltern. Der kleine Nachteil dabei ist, dass es länger dauert. Wir müssen 256 MR-Signale mit unterschiedlichen Phasenkodierungen für 256 verschiedene Orte erzeugen. Mit anderen Worten: Dies sind 256 **Phasenkodierschritte**. Das ist der Grund, warum für eine Matrix mit 256×256 Punkten die Pulssequenz 256 Mal wiederholt werden muss.

So wird eine **Signalmatrix** Zeile für Zeile mit den Echos gefüllt (in der Grafik auf acht verkürzt). Die Zeilen repräsentieren die Frequenzen, die Spalten die Phasen.

Zur Definition mehrerer Voxelzeilen wird der Phasenkodiergradient geschaltet.



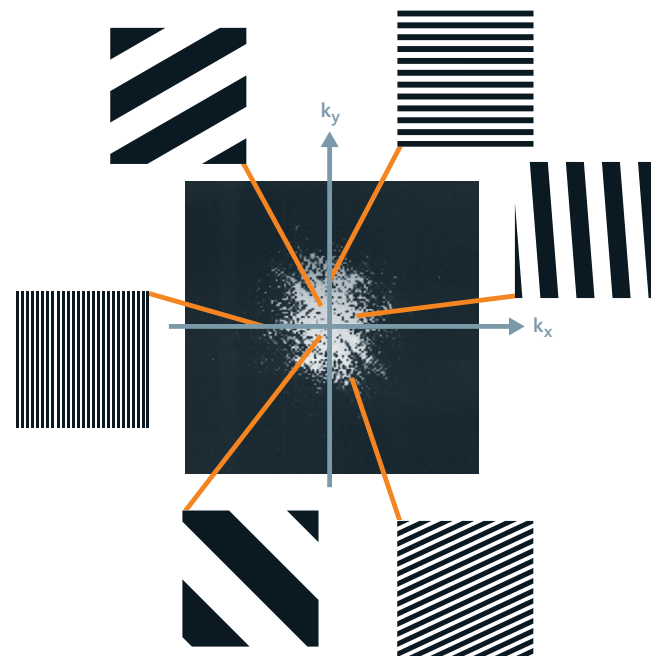
Transformation in den k-Raum und zurück

Eine Matrix mit Streifenmustern

Die Signalmatrix wird vorverarbeitet, sodass eine Rohdatenmatrix entsteht, die auch **k-Raum** genannt wird (ein Begriff aus der Wellenphysik). Die Achsen (k_x und k_y) der Rohdatenmatrix bezeichnen sogenannte »Ortsfrequenzen«. Was soll man sich darunter vorstellen?

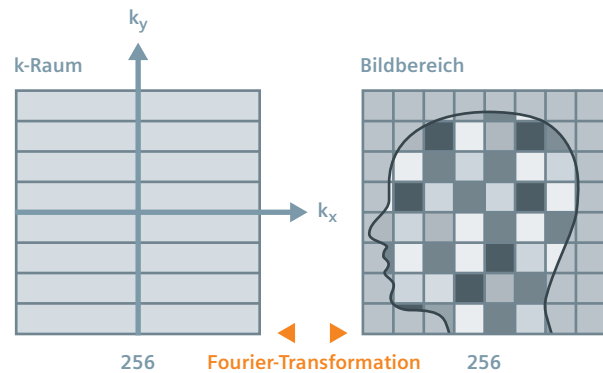
Ebenso wie sich eine zeitliche Schwingung aus Wellen mit verschiedenen Frequenzen (Sinus und Cosinus) zusammensetzt, lässt sich ein Bild aus verschiedenen räumlichen Wellen oder Streifenmustern zusammensetzen.

Die Rohdaten geben schlichtweg an, ob und wie stark ein bestimmtes Streifenmuster zum Bild beiträgt. Ein grobes Streifenmuster (nahe beim Mittelpunkt) hat eine geringe Ortsfrequenz. Ein feines Streifenmuster (weiter von der Mitte entfernt) hat eine hohe Ortsfrequenz.



Veranschaulichen wir dies mithilfe eines Beispiels: Schon die einfache Überlagerung des gezeigten waagerechten und senkrechten Streifenmusters erzeugt ein komplexeres Grauwertmuster. Sie können sich vorstellen, dass durch die gewichtete Überlagerung von Streifenmustern ein komplexes Bild dargestellt werden kann.

Genau dies erfolgt, als letzter Schritt des Bildaufbaus, bei der **zweidimensionalen Fourier-Transformation**. Die Rohdaten im k-Raum werden verwendet, um die Grauwertverteilung im Bild zu berechnen, also die Gewichtung der vielen Streifen. Danach wird der zugehörige Grauwert jedem Pixel zugewiesen. Und das Bild ist entstanden.



Das MR-Bild wird durch eine 2D-Fourier-Transformation aus der Rohdatenmatrix erstellt.

Rohdaten im Vergleich zu Bilddaten

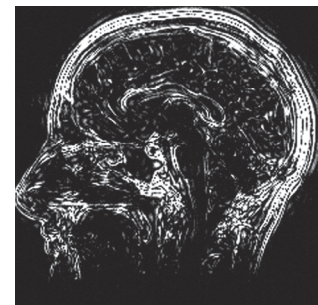
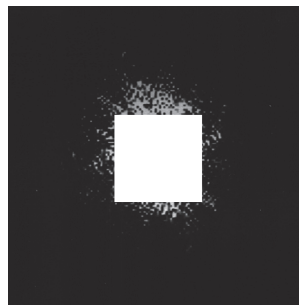
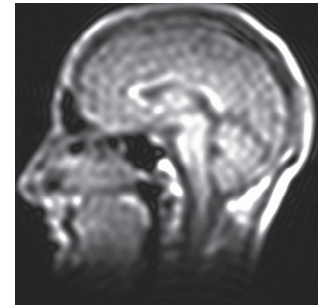
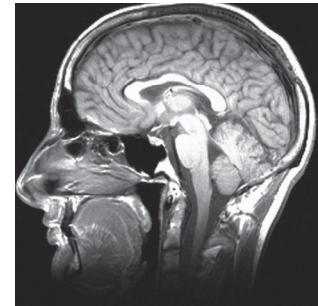
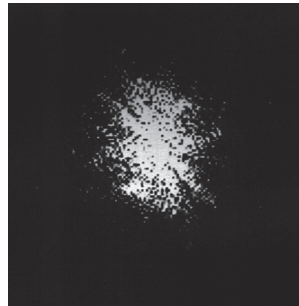
Interessant ist, dass ein Datenpunkt in der Rohdatenmatrix (im k -Raum) *nicht* direkt einem Pixel im Bild entspricht. Jeder Teil der Rohdatenmatrix enthält Informationen des gesamten Bildes – vergleichbar mit einem Hologramm.

Die mittleren Rohdaten bestimmen die grobe Struktur sowie den Bildkontrast.

Die äußeren Rohdaten liefern Informationen über Ränder, Kantenübergänge, Konturen im Bild, also über feinere Strukturen, und bestimmen letztlich die Auflösung.

Mittlere Rohdaten: Struktur und Kontrast

Äußere Rohdaten: Auflösung



AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Mit der MR-Bildgebungstechnik wird das Bild nicht direkt erstellt. Zur Lokalisierung der einzelnen Voxel werden Phasenkodierung und Frequenzkodierung verwendet. Dazu werden Gradienten geschaltet.

Die Signalmatrix wird mit den entstehenden Echos gefüllt und in eine Rohdatenmatrix, auch k-Raum genannt, konvertiert.

Das MR-Bild wird mithilfe einer letzten zweidimensionalen Fourier-Transformation aus den Rohdaten berechnet.

Vorgestellt: Die Pulssequenz

Das vollständige Bild

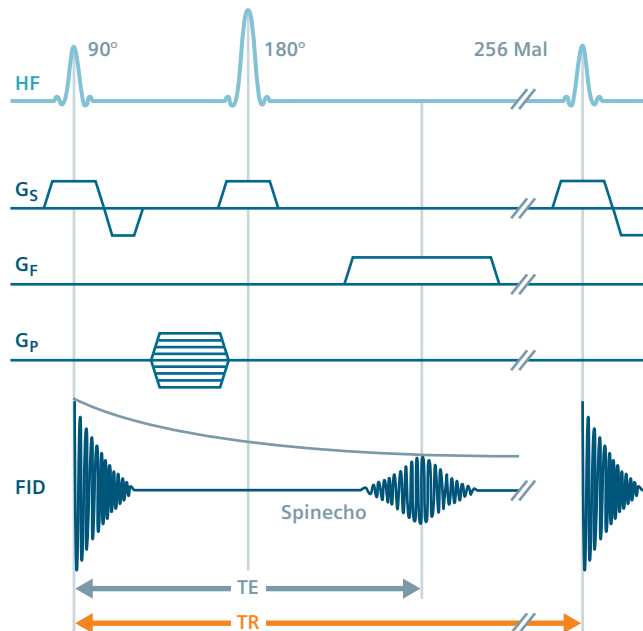
Pulsdiagramme verstehen

Wie Sie sich erinnern, wird ein Spinecho durch einen 90-Grad-Puls erzeugt, der den FID auslöst, gefolgt von einem 180-Grad-Puls, der das Spinecho in Echozeit TE erzeugt. Dies ist eine einfache **Pulssequenz**.

Die Pulssequenz wird mit der **Repetitionszeit TR** wiederholt, bis die Rohdatenmatrix mit Echos gefüllt ist. Die Anzahl der Phasenkodierschritte (also der Rohdatenzeilen) entspricht der Anzahl der Sequenzwiederholungen. Die Scanzeit wird weitgehend von der Bildauflösung in Phasenkodierrichtung bestimmt.

$$\text{Scanzeit} = N_p \times TR$$

(N_p : Anzahl der Phasenkodierschritte)

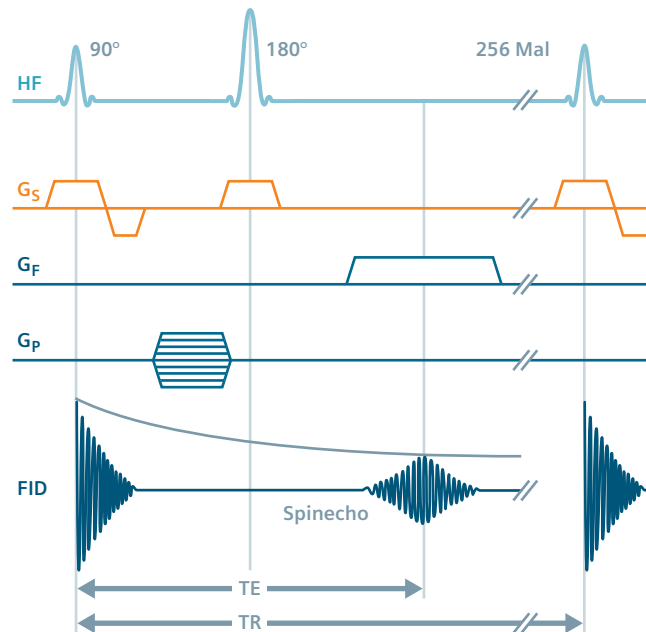


Schichtkodierung

Der **Schichtselektionsgradient** G_S wird gleichzeitig mit dem 90-Grad-Puls geschaltet.

Was bedeutet der zusätzliche Balken nach unten bei G_S ?
Durch den Gradienten werden die Spinphasen entlang der Schichtdicke aufgefächert (dephasiert). Man muss dies durch einen Gradienten mit umgekehrter Polarität und halber Zeitdauer wieder kompensieren (Rephasierungsgradient).

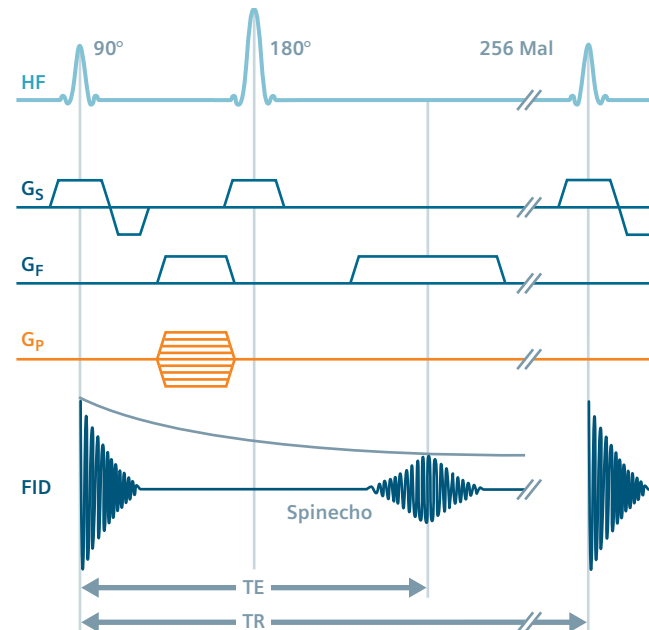
Während des 180-Grad-Pulses wird wieder der Schichtselektionsgradient geschaltet, damit der 180-Grad-Puls nur auf die Spins der zuvor angeregten Schicht wirkt.



Phasenkodierung

Wie Sie sich erinnern, überlagert ein Phasenkodiergradient eine andere Phase bei Spins an anderen Orten, beispielsweise entlang der y-Richtung. Der **Phasenkodiergradient** G_p wird kurzzeitig zwischen Schichtselektion und Spinecho geschaltet. Für eine Matrix mit 256 Spalten und 256 Zeilen wird das Schaltschema der Spinecho-Sequenz 256 mal mit der Repetitionszeit TR wiederholt, wobei der Phasenkodiergradient schrittweise zunimmt.

Die Phasenkodierschritte in Pulsdiagrammen werden häufig durch eine Vielzahl horizontaler Linien im Balken dargestellt. Sie repräsentieren die verschiedenen Gradientenschrittamplituden – positiv oder negativ.

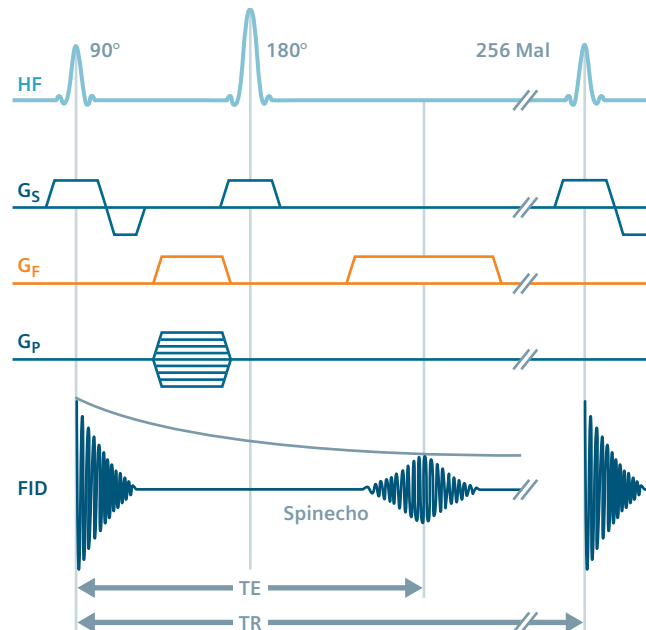


Frequenzkodierung

Während des Spinechos ist der Frequenzkodiergradient G_F aktiv. Da das Spinecho während dieser Zeit ausgelesen wird, nennt man den Gradienten auch **Auslesegradienten**.

Würde nur der Auslesegradient angelegt, würden die Spins, die in Richtung der Frequenzkodierung präzedieren, dephasieren. Während der Echozeit TE wären die Spins vollständig dephasiert und es gäbe kein Spinecho. Dieses Problem lässt sich jedoch durch einen zusätzlichen Dephasierungsgradienten vor dem 180-Grad-Puls umgehen. Dadurch rephasiert der Auslesegradient die Spins so, dass sie in der Mitte des Ausleseintervalle zum Zeitpunkt des maximalen Spinechos wieder in Phase sind.

Wenn der Dephasierungsgradient vor dem 180-Grad-Puls geschaltet wird, hat er die gleiche Polarität wie der Auslesegradient. Der 180-Grad-Puls kehrt die Phase der Spins um.





Das Prinzip der MR-Bildgebung

Durch Schalten von Gradienten erhalten wir das Signalgemisch für ein Schichtbild in zwei Schritten.

- Wir regen nur Spins innerhalb einer bestimmten Schicht an (Schichtselektion).
- Danach erfassen wir durch Frequenz- und Phasenkodierung in der Schicht eine 2D-Scanmatrix.

Mithilfe der zweidimensionalen Fourier-Transformation rekonstruiert das MR-System aus den gemessenen Rohdaten das MR-Bild.

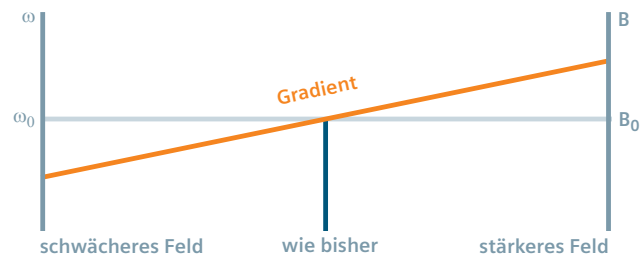
Vorgestellt: Das Gradientenecho

Das Gegenstück zum Spinecho

Schon wieder Gradientenpulse

Wir erinnern uns, welche Auswirkung ein Magnetfeldgradient hat. Wenn ein Gradientenpuls in einer bestimmten Richtung geschaltet wird, präzedieren die Spins in dieser Richtung mit linear abnehmenden und zunehmenden Frequenzen.

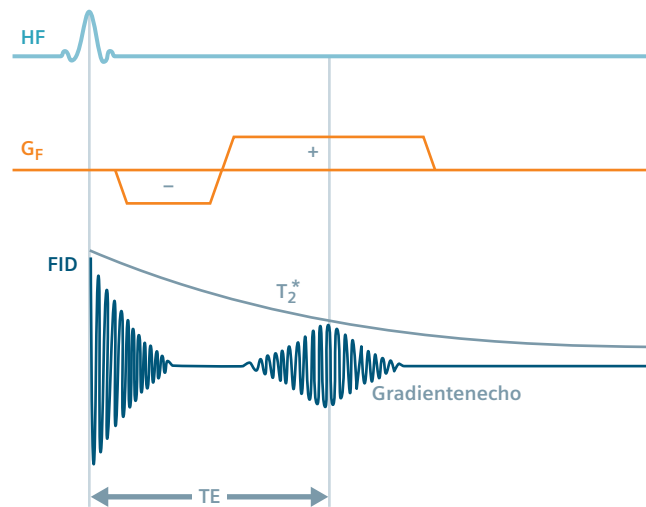
Folglich können wir durch einen Gradientenpuls den freien Induktionsabfall schneller zerstören, als dies der Fall wäre, wenn er nicht gestört würde.



Einfach ein anderes Echo

Ein Gradientenpuls (–) direkt nach dem HF-Puls dephasiert die Spins absichtlich. Da sie nun mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten präzedieren (schneller auf einer Seite, langsamer auf der gegenüberliegenden Seite), verlieren sie ihre Phase schneller, sie werden also **dephasiert**. Der FID wird erheblich schneller eliminiert, als dies unter normalen Umständen der Fall wäre.

Bei umgekehrter Polarität des Gradienten (+) kommen die präzedierenden Spins wieder in Phase, sie sind also **rephasiert**. Während der Rephasierung des FID erfassen wir ein Echo. Da dieses Echo von einem Gradienten erzeugt wird, wird es **Gradientenecho** genannt.





Nur wenig Zeit für die Echozeit

Die Echozeit TE ist für eine Gradientenecho-Sequenz normalerweise kürzer als für eine Spinecho-Sequenz. Warum?

Bei der Gradientenecho-Technik fällt der 180-Grad-Puls weg. Das bedeutet, dass wir die statische T_2^* -Dephasierung *nicht* rückgängig machen, wie dies bei der Spinecho-Technik erfolgt. Stattdessen nutzen wir Gradientenpulse, um den FID schnell zu zerstören und wieder aufzubauen, alles innerhalb des T_2^* -Abfalls.

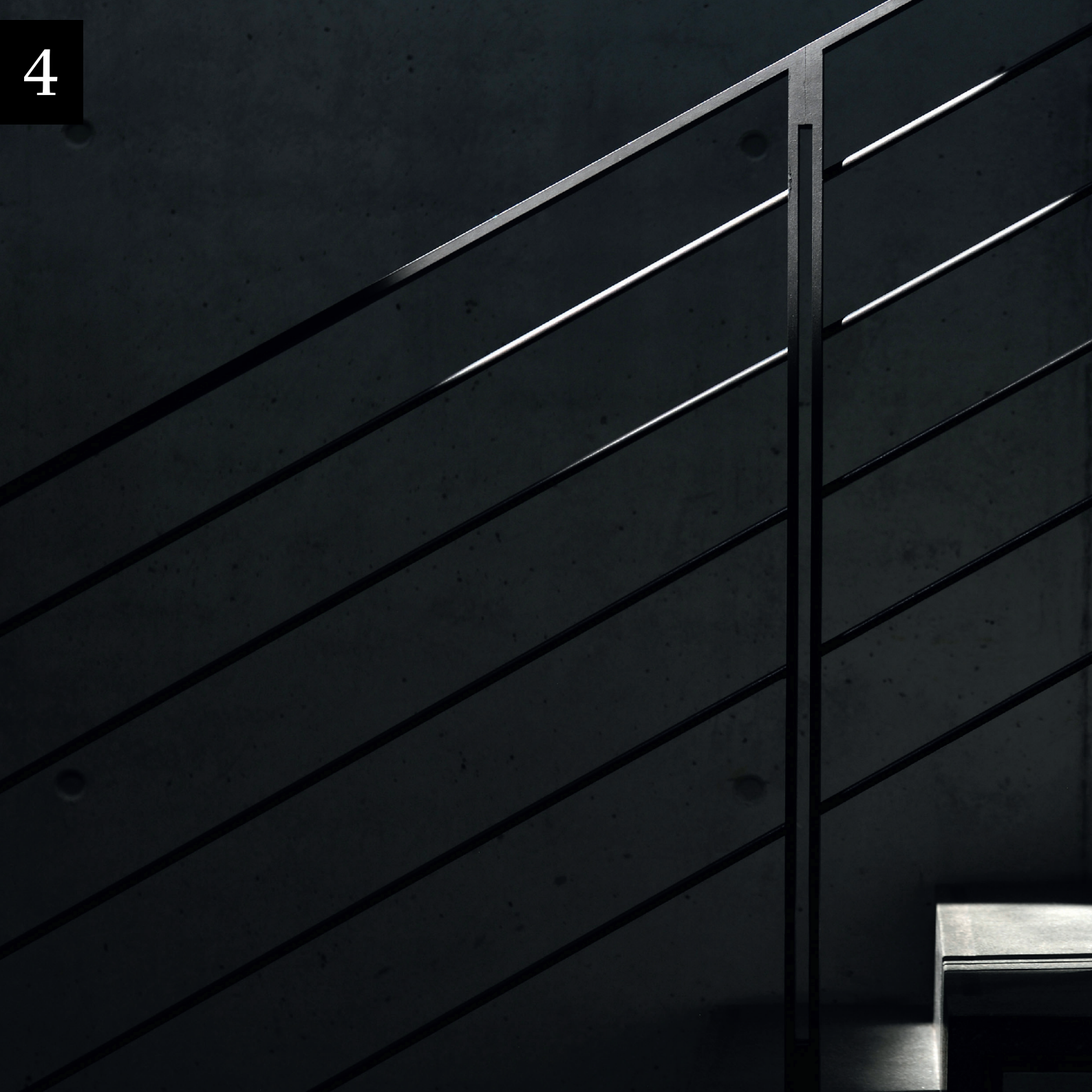
Die Echozeit für ein Gradientenecho muss also in die T_2^* -Zeit hineinpassen. Aus diesem Grund ist die Gradientenecho-Technik schneller als die Spinecho-Technik.

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Ein Gradientenecho wird durch Schalten von Gradientenpulsen umgekehrter Polarität erzeugt.

Die Echozeit muss kürzer sein, da das Gradientenecho nur innerhalb des T_2^* -Abfalls erzeugt werden kann.

Die Gradientenecho-Technik ist normalerweise schneller als die Spinecho-Technik.





Das Studium der Kontraste

Die Möglichkeiten, den Bildkontrast zu steuern, sind in der MR-Bildgebung einzigartig und erweitern so das diagnostische Spektrum. Die Kunst der MR-Anwendung liegt in der geschickten Wahl der Pulssequenzen und in der Kombination der Aufnahmeparameter.

Spinechos und Kontrastgewichtung

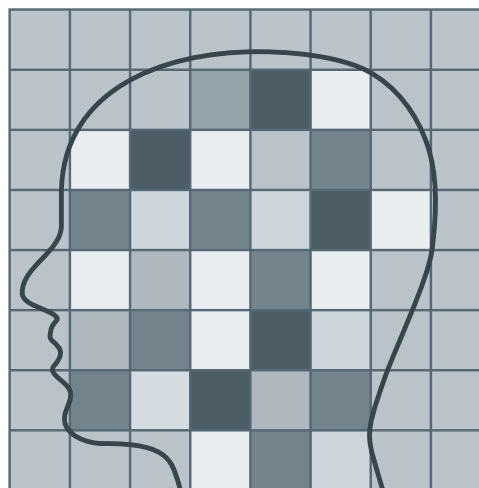
Die drei wichtigsten Kontrastarten in der MR-Bildgebung:
T₁-Kontrast, T₂-Kontrast und Protonendichtekontrast

Wovon hängt der Bildkontrast ab?

Wie erhalten wir im Bild einen möglichst großen Kontrast zwischen den verschiedenen Gewebearten? Verschiedene Gewebearten haben unterschiedliche Quermagnetisierungen. Wo das Signal stärker ist, zeigt das Bild helle Pixel, schwächere Signale ergeben dunklere Pixel.

Wovon hängt die Signalstärke ab? In hohem Maß ist sie natürlich von der Protonendichte im jeweiligen Voxel abhängig. Je mehr Protonen zur Magnetisierung beitragen, desto stärker ist das Signal.

Noch wichtiger für die medizinische Diagnostik ist jedoch der Einfluss der beiden Relaxationskonstanten T₁ und T₂ auf den Bildkontrast.

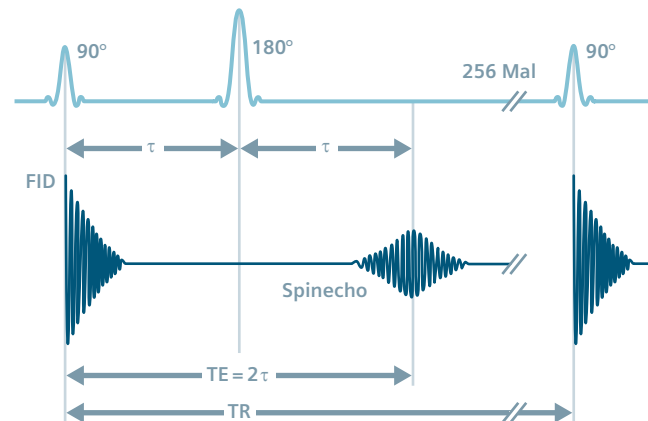


Wichtige Parameter: TE und TR

Erinnern Sie sich an die Spinecho-Sequenz? Nach einem 90-Grad-HF-Puls wird ein 180-Grad-Puls zum Zeitpunkt τ angelegt. Es wird ein Spinecho nach der Echozeit $TE = 2\tau$ erzeugt.

Diese Pulssequenz von 90 Grad bis 180 Grad muss so oft wiederholt werden, bis alle Phasenkodierschritte der Scanmatrix gemessen sind (beispielsweise 256 Mal). Das Zeitintervall zwischen den Wiederholungen wird **Repetitionszeit** TR genannt.

TE und TR sind wichtige Parameter für die Kontraststeuerung einer Spinecho-Sequenz. Sehen wir uns an, wie sich diese beiden Zeitparameter auf den Bildkontrast auswirken.



Protonendichtekontrast

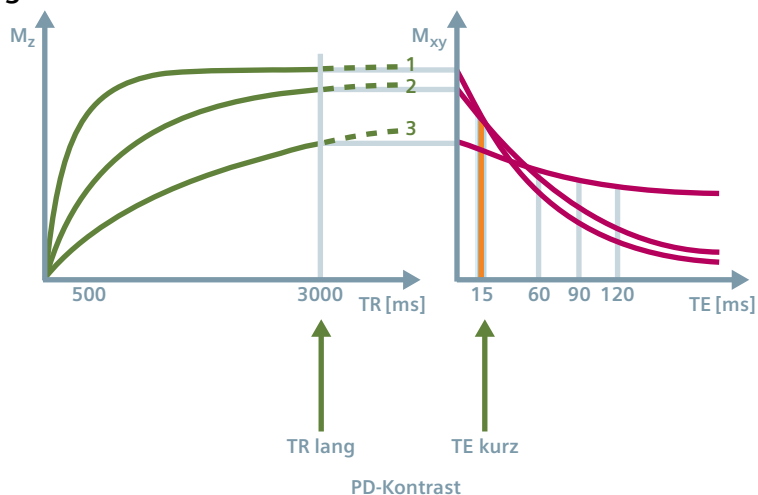
Basierend auf der unterschiedlichen Anzahl von Protonen pro Voxel

Der Maximalwert der Magnetisierung

Das Diagramm zeigt drei verschiedene Gewebearten (1, 2, 3) mit unterschiedlichen Relaxationszeiten.

Die Längsrelaxation beginnt sofort nach dem 90-Grad-Puls. Die Längsmagnetisierung M_z der drei Gewebearten wird unterschiedlich schnell wieder aufgebaut. Die Maximalwerte entsprechen der jeweiligen **Protonendichte**, also der Anzahl an Wasserstoffprotonen pro Volumeneinheit.

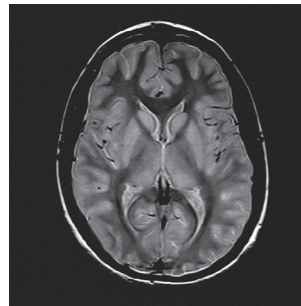
Durch einen wiederholten 90-Grad-Puls nach der Repetitionszeit TR werden die aktuellen Längsmagnetisierungen in Quermagnetisierungen M_{xy} umgewandelt und erzeugen Signale unterschiedlicher Stärke.



Wenn wir eine ausreichend *lange* Repetitionszeit TR wählen, hängt der Signalunterschied im Gewebe nach einem wiederholten 90-Grad-Puls wegen der fast vollständigen Längsrelaxation vor allem von der Protonendichte des Gewebes ab.

Wenn wir daher die Echos kurz nach den wiederholten 90-Grad-Pulsen erzeugen, also mit *kurzer* Echozeit TE, erhalten wir ein nach der Protonendichte gewichtetes Bild (abgekürzt PD).

In der Praxis ist die TR einer Spinecho-Sequenz selten länger als zwei bis drei Sekunden. Gewebearten mit langer T_1 -Konstante, z. B. Liquor, haben sich nach dieser Zeit jedoch noch nicht vollständig erholt.



Protonendichtekontrast:
TR lang (2.500 ms),
TE kurz (15 ms).
Je größer die
Protonendichte einer
Gewebeart ist, umso
heller erscheint das
Gewebe im PD-Bild.

T₂-Kontrast

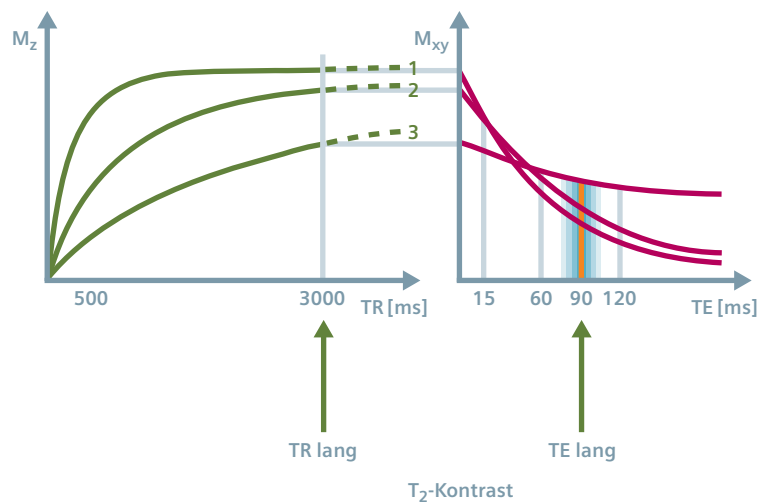
Basierend auf der Geschwindigkeit der Querrelaxation

Signalstärke abhängig vom T₂-Abfall

Bleiben wir bei der *langen* Repetitionszeit TR. Was passiert, wenn wir auch eine *lange* Echozeit TE wählen?

Die Signalkurven nehmen aufgrund der T₂-Relaxation ab und können sich sogar überschneiden. Der Protonendichtekontrast geht verloren. Mit langen Echozeiten fangen die Kurven an, zu divergieren. Der Kontrast wird durch die T₂-Relaxation gesteuert. Wir erhalten ein T₂-gewichtetes Bild.

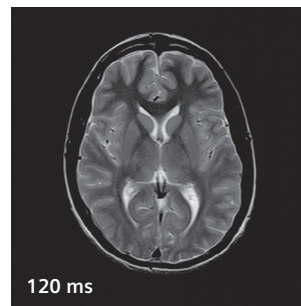
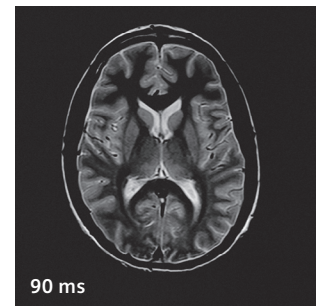
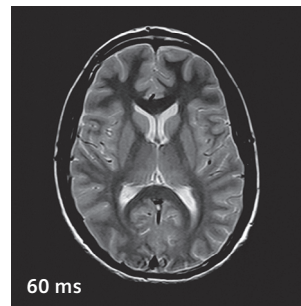
Die Signalstärke des Spinechos hängt typischerweise vom T₂-Abfall ab.



Der Bildvergleich zeigt den T_2 -Kontrast bei zunehmender Echozeit TE.

Wenn die Echozeit zunimmt, beeinflusst ab einem bestimmten Punkt die Protonendichte den Kontrast nicht mehr. Der T_2 -Kontrast hängt stark von der gewählten TE ab. Die optimale TE eines T_2 -gewichteten Bildes ist ein Mittelwert aus den T_2 -Konstanten des darzustellenden Gewebes (in unserem Fall zwischen 80 ms und 100 ms).

Wenn die Echozeit zu lang ist (letztes Bild) fällt die Quermagnetisierung so weit ab, dass das Signal einiger Gewebearten im unvermeidlichen Signalrauschen untergeht.



Bildvergleich im Hinblick auf den T_2 -Kontrast: TR lang (2.500 ms), TE zunehmend. Liquor mit langem T_2 wird in einem T_2 -gewichteten Bild hell dargestellt.

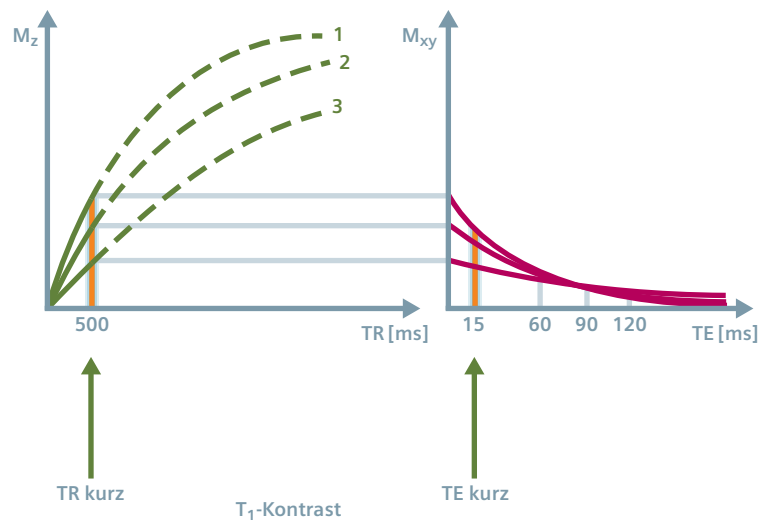
T₁-Kontrast

Basierend auf der Geschwindigkeit der Längsrelaxation

Signalstärke hängt vom T₁-Aufbau ab

Was passiert, wenn wir eine *kurze* Repetitionszeit TR wählen, sodass die T₁-Relaxation nicht vollständig ist. Die Signale werden viel schwächer und der Kontrast nimmt mit zunehmender Echozeit schnell ab. Aus diesem Grund müssen wir die *kürzestmögliche* Echozeit TE wählen.

Eine kurze TR verringert die Wirkung der Protonendichten, eine kurze TE hebt die Wirkung der T₂-Relaxation auf. Der Unterschied in den Signalstärken hängt weitgehend von den vorherigen Längsmagnetisierungen ab, also von den T₁-Relaxationen des Gewebes. Wir erhalten ein T₁-gewichtetes Bild.

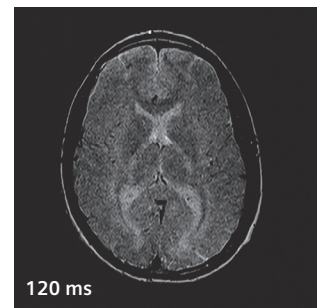
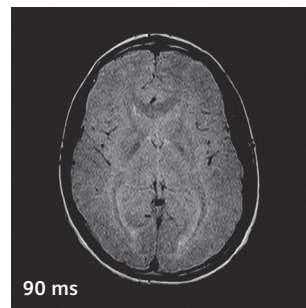
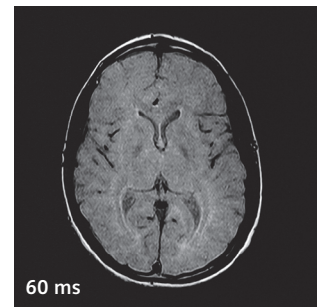
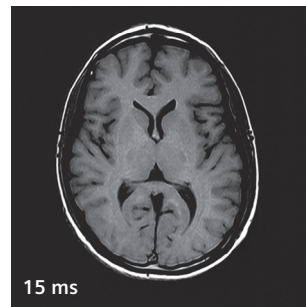


Der Bildvergleich zeigt einen guten T_1 -Kontrast, wenn TR und TE beide kurz sind.

Bei längeren Echozeiten nehmen sowohl der T_1 -Kontrast als auch das messbare Signal ab. Die Kombination von kurzer Repetitionszeit und langer Echozeit ist offensichtlich völlig ungeeignet.

Normale Weichteilgewebearten unterscheiden sich nur gering in ihrer Protonendichte. Sie weisen jedoch unterschiedliche T_1 -Relaxationen auf. Aus diesem Grund eignet sich die T_1 -gewichtete Bildgebung sehr gut für anatomische Darstellungen.

Bildvergleich im Hinblick auf den T_1 -Kontrast: TR kurz (500 ms); TE nimmt zu. Liquor mit langem T_1 wird in einem T_1 -gewichteten Bild dunkel dargestellt. Die optimale TR entspricht ungefähr der durchschnittlichen T_1 -Konstante der darzustellenden Gewebeart. Das heißt zwischen 400 ms und 600 ms für 1,0 bis 1,5 Tesla.

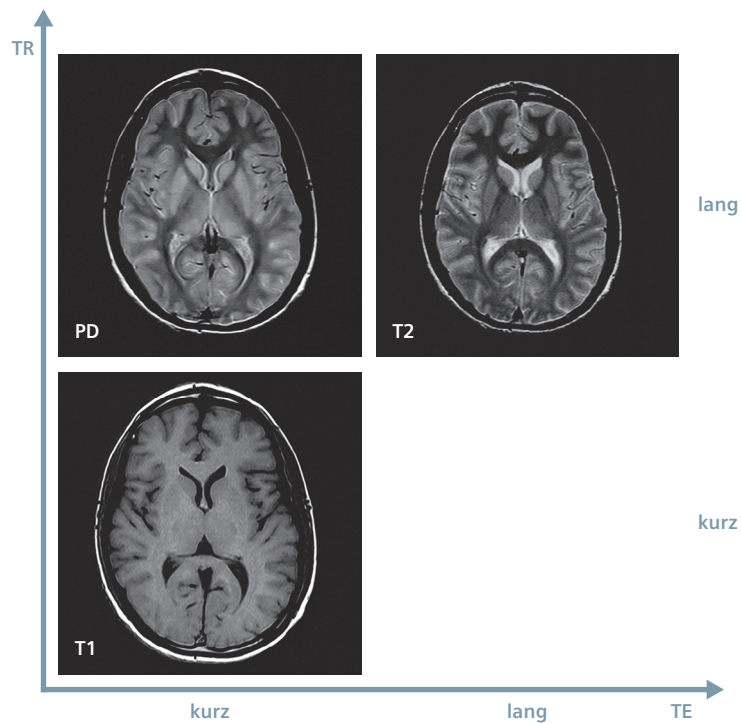


AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Der Vergleich der Bilder zeigt die drei wichtigen Kombinationen von TR und TE sowie die jeweils resultierende Kontrastgewichtung:

- T₁-Kontrast (TR kurz, TE kurz)
- T₂-Kontrast (TR lang, TE lang)
- Protonendichtekontrast (TR lang, TE kurz)

In der Spinecho-Bildgebung werden die Wirkungen von T₁ und T₂ umgekehrt. Gewebe mit langem T₁ wird in dem T₁-gewichteten Bild *dunkler* dargestellt, Gewebe mit langem T₂ wird in T₂-gewichteten Bildern *heller* dargestellt.



Kontrast mit Inversion Recovery

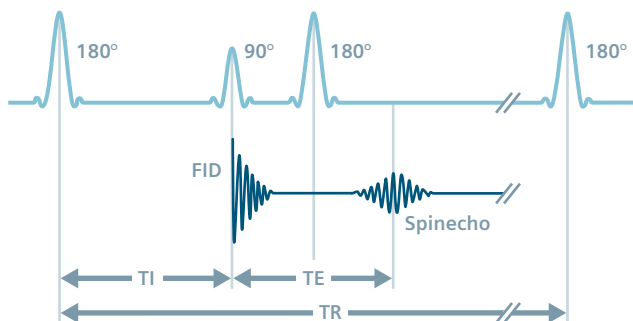
Eine Spinecho-Sequenz mit einem 180-Grad-Vorbereitungspuls

Die Inversionszeit bestimmt den Kontrast

Die Inversion Recovery-Sequenz (IR) ist eine Methode, um ein Signal zu erstellen, das vor allem von T_1 abhängt. Bei der IR-Sequenz wird die Pulssequenz 180 Grad - 90 Grad - 180 Grad geschaltet. Die Längsmagnetisierung wird zuerst durch den 180-Grad-**Vorbereitungspuls** in die umgekehrte Richtung gekippt, also invertiert. Die Quermagnetisierung ist daher Null und wir erhalten kein MR-Signal.

Das Intervall zwischen dem 180-Grad-Puls und dem 90-Grad-Stimulationspuls wird als **Inversionszeit** TI bezeichnet. Während dieser Zeit baut sich die Längsmagnetisierung wieder auf.

Der 90-Grad-Anregungspuls wandelt die momentane Längsmagnetisierung in Quermagnetisierung um.

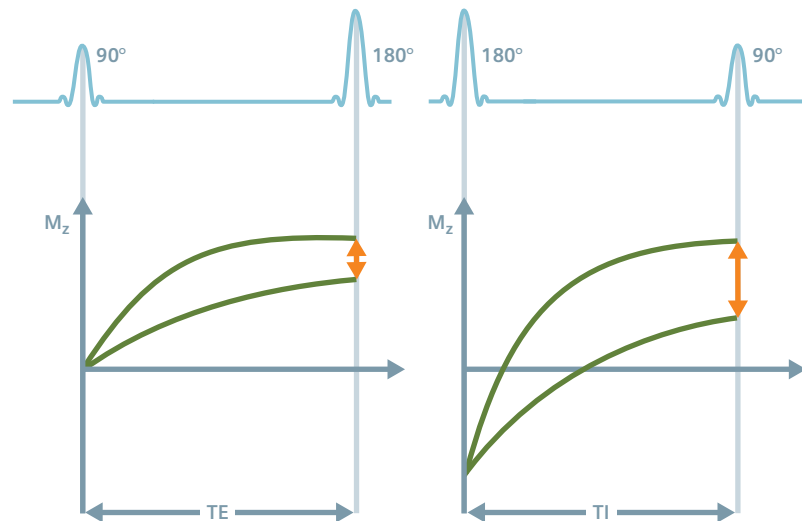


Starker T_1 -Kontrast

Während die übliche Spinecho-Sequenz für den T_1 -Kontrast und insbesondere für einen hervorragenden T_2 -Kontrast sorgt, erzeugt die Inversion Recovery-Sequenz einen höheren T_1 -Kontrast.

Da die Längsmagnetisierung nach der Inversion aus dem negativen Bereich relaxiert, erreicht die Magnetisierung von unterschiedlichen Gewebearten zu verschiedenen Zeiten den Nulldurchgang. Die Inversion der Magnetisierung verbessert die Dispersion dieser TI-Kurven, was zu einem besseren T_1 -Kontrast führt. Durch die Wahl einer geeigneten Inversionszeit TI wird der Kontrast optimiert.

Wir können die IR-Sequenz verwenden, um auch kleinste T_1 -Kontraste, z. B. im Gehirn von Neugeborenen, darzustellen. Ein Nachteil ist die längere Messzeit. Je nach Wahl der TI werden weniger Schichten als mit der T_1 -gewichteten Spinecho-Technik gemessen.



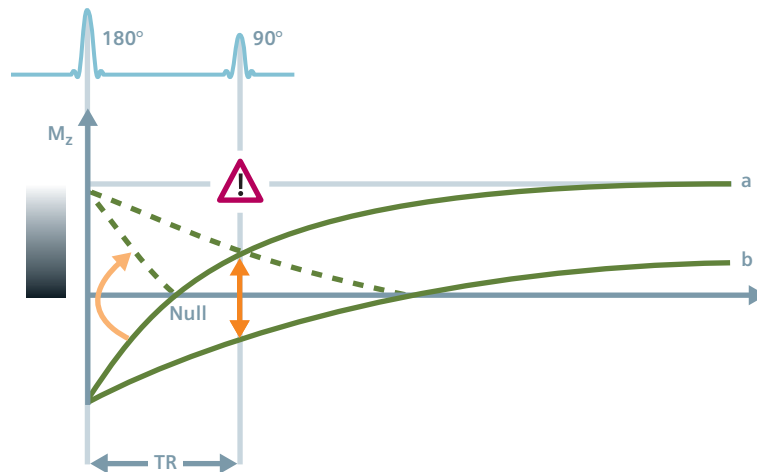
Der Nulldurchgang

Gewebe verschwinden lassen

Grau auf grau und das Null-Signal

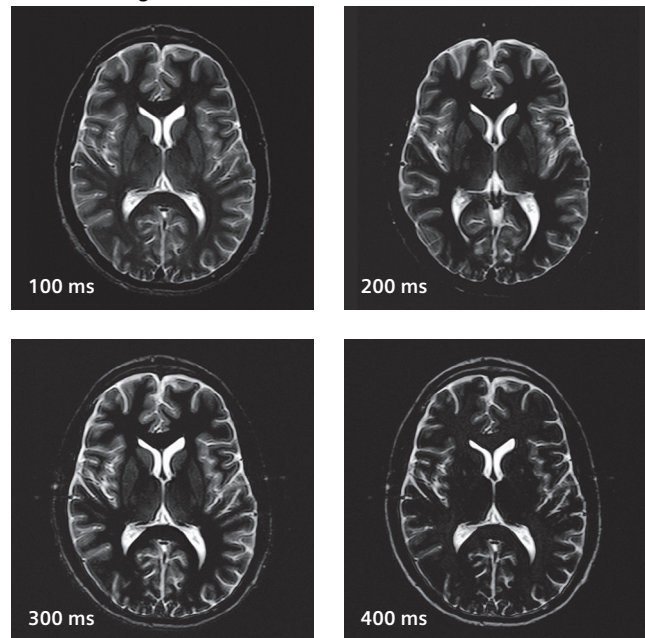
Betrachten wir die Kurven der Längsrelaxation in einem besonderen Fall. Wegen der gewählten TI hat das schneller relaxierende Gewebe (a) bereits den Nulldurchgang passiert, das langsamer relaxierende Gewebe (b) jedoch nicht.

Dies kann sehr verwirrend sein, wenn nur der Betrag der Signale für den Bildkontrast verwendet wird. Es erfolgt keine Unterscheidung zwischen positiver und negativer Längsmagnetisierung. Gewebearten mit sehr unterschiedlichen T_1 -Konstanten würden mit gleichem Grauwert dargestellt.



Der Vergleich der Bilder zeigt die Wirkung der Inversionszeit TI auf den Kontrast im Gehirn. Die Signale von weißer oder grauer Substanz können verschwinden.

Bildvergleich im Hinblick auf den Kontrast mit Inversion Recovery: TI nimmt zu. Das Signal von weißer Substanz nimmt bei zunehmender Inversionszeit TI ab und erreicht bei $TI = 300$ ms den Nullpunkt. Bei $TI = 400$ ms hat das Signal der grauen Substanz (mit längerem T_1) den Nullpunkt erreicht, während das Signal der weißen Substanz wieder ansteigt.



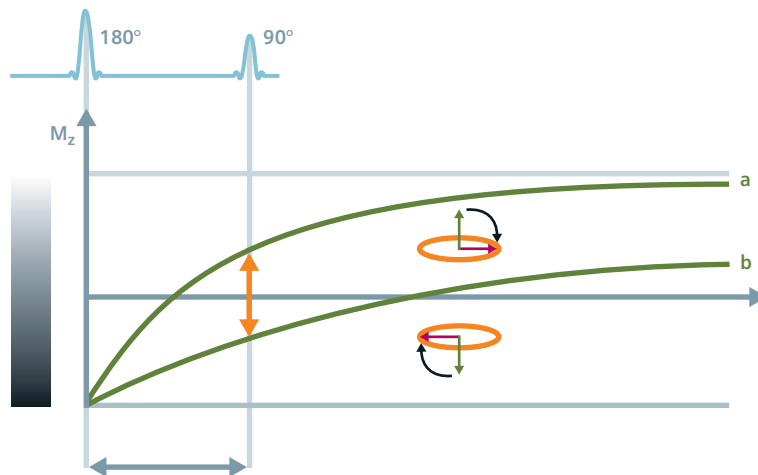
True Inversion Recovery

T_1 -Kontrast in voller Breite

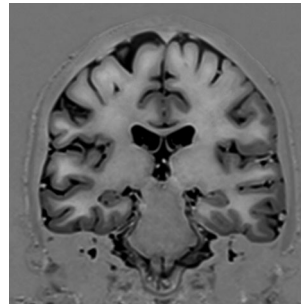
Das Vorzeichen der Magnetisierung berücksichtigen

Wie können wir den Kontrast zwischen unterschiedlichen Gewebearten sicherstellen? Es gelingt durch Beachtung der Orientierung der Längsmagnetisierung.

Die positive und negative Längsmagnetisierung werden durch den 90-Grad-Anregungspuls in Quermagnetisierung mit einer 180-Grad-Phasenverschiebung umgewandelt. Wenn wir sowohl den Betrag als auch den Phasenunterschied der Signale beachten, ist es möglich, die Signale der ursprünglichen positiven oder negativen Längsmagnetisierung zuzuordnen. Dies stellt den maximalen T_1 -Kontrast sicher.



Diese Technik der phasenempfindlichen Rekonstruktion ergibt die echte Längsmagnetisierung und wird auch **True Inversion Recovery** genannt. Sie findet bevorzugt in der Pädiatrie Anwendung.



Der Bildhintergrund, der normalerweise schwarz ist, wird bei phasenempfindlicher Rekonstruktion mit einem mittleren Grauwert angezeigt.

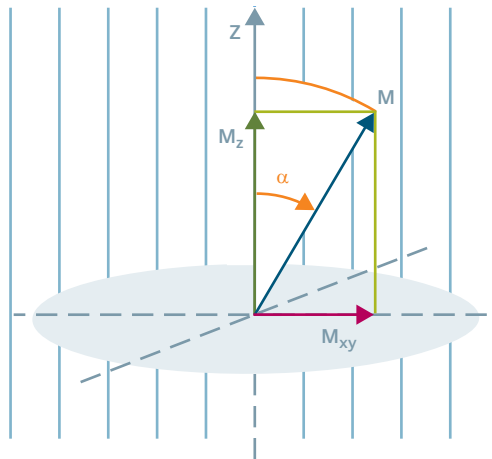
Kontrast mit Gradientenechos

Stärkeres Signal und kürzere Messzeiten mit verringertem Kippwinkel

Verkürzung der Repetitionszeit ohne Signalverlust

Es gibt verschiedene Arten von Gradientenecho-Sequenzen, die in der klinischen Praxis angewendet werden. Ein wichtiger Vorteil der Gradientenecho-Sequenz ist die Möglichkeit, die Repetitionszeit TR zu verringern. Der Trick dabei ist die Technik des »kleinen Winkels«, d. h. ein verringerter Kippwinkel α von weniger als 90 Grad. In diesem Fall erzielen wir nicht die Wirkung der gesamten verfügbaren Magnetisierung M in der xy -Ebene, sondern nur ein Teil davon wird in die Quermagnetisierung M_{xy} umgewandelt.

Andererseits ist die Längsmagnetisierung nach solch einem α -Puls *nicht* Null, sondern weist weiterhin einen reduzierten Betrag M_z auf.



Signalverstärkung

Ein HF-Puls mit einem Kippwinkel von 20 Grad erzeugt zum Beispiel bereits eine ausreichend hohe Quermagnetisierung von 34 % ihres Maximalwerts. In diesem Fall erreicht die restliche Längsmagnetisierung 94 % ihres Maximalwerts.

Beim nächsten Puls ist wieder eine hohe Längsmagnetisierung verfügbar. Bei sehr kurzen Repetitionszeiten (kleiner als T_1) nach mehreren 20-Grad-Pulsen erreicht die Magnetisierung einen stabilen Zustand. Die erzeugten MR-Signale sind sogar größer als bei 90-Grad-Pulsen bei gleicher kurzer TR. Diese Signalverstärkung ermöglicht sehr kurze Repetitionszeiten und eine stark verkürzte Messzeit.

Die mit einer Gradientenecho-Sequenz anstelle einer Spinecho-Technik erzeugten Kontraste sind sehr komplex.

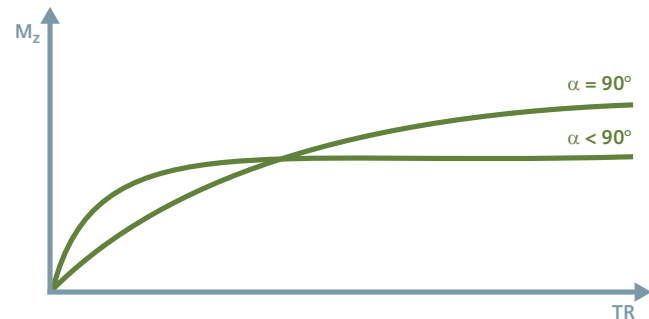
Der optimale Kippwinkel

Den Kippwinkel zwischen T_1 und TR ausbalancieren

Ernst-Winkel und »Steady-State«

Für eine Gewebeart mit einem spezifischen T_1 wird bei einem *festgelegten* Kippwinkel, dem sogenannten **Ernst-Winkel**, ein maximales Signal erzeugt. Dieser optimale Kippwinkel ist von der gewählten Repetitionszeit TR abhängig.

Wir wissen, dass die Längsmagnetisierung sich proportional zur ihrer Größe wieder aufbaut (exponentielles Wachstum). Wird sie mit einem Winkel α gekippt, ist die verbliebene Längsmagnetisierung kleiner als vorher (bei 20 Grad sind es 94 % der 94 % usw.). Sie baut sich jedoch entsprechend schneller wieder auf. Nach wiederholten α -Pulsen wird ein Gleichgewicht zwischen den gegenläufigen Tendenzen erzielt; die Längsmagnetisierung bleibt nach jedem Puls gleich. Dieser Gleichgewichtszustand wird auch **Steady-State** genannt.



Den Ernst-Winkel berechnen

Berechnen wir den optimalen Kippwinkel beispielsweise im Gehirn. Mit $T_1 = 800$ ms und einer TR von 2500 ergibt sich ein Winkel von 87 Grad, der sich nicht stark von einem Winkel mit 90 Grad unterscheidet. Mit einer TR von 100 beträgt der optimale Kippwinkel aber nur 28 Grad.

Für PD-Bilder ist ein kleinerer Winkel als der Ernst-Winkel wünschenswert.



»Der optimale Winkel für die Erzeugung der maximalen Magnetisierung in der xy-Ebene ist leicht gefunden. Der durchschnittliche optimale Kippwinkel wird durch $\cos \alpha = \exp(-TR/T_1)$ gegeben.«

Richard R. Ernst

Der Schweizer MR-Forscher Richard R. Ernst (Nobelpreis 1992):
»Ich kenne kein anderes wissenschaftliches Gebiet außerhalb der Magnetresonanz, das für einen kreativen Kopf so viel Freiheit und Möglichkeiten zur Erfindung und Erforschung neuer Versuchsvorhaben bietet, die in einer Vielzahl von Anwendungen nutzbringend eingesetzt werden kann.«

FLASH

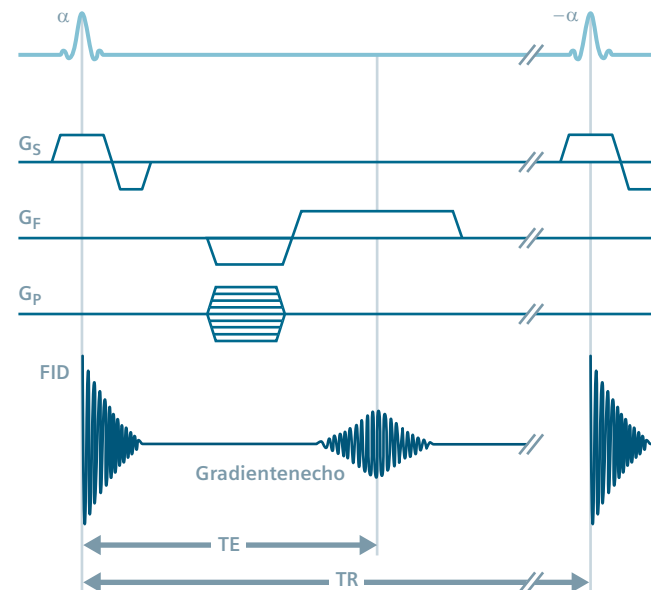
Die Quermagnetisierung absichtlich zerstören

Den Steady-State der Längsmagnetisierung nutzen

Die Gradientenecho-Sequenz FLASH (Fast Low Angle Shot) nutzt das Gleichgewicht der Längsmagnetisierung.

Mit einer sehr kurzen Repetitionszeit TR haben wir vor jedem emittierten α -Puls eine restliche Quermagnetisierung. Diese restliche Magnetisierung würde zum nächsten erfassten Signal beitragen; in einer FLASH-Sequenz wird es typischerweise durch einen starken »Spoilergradientenpuls« beseitigt.

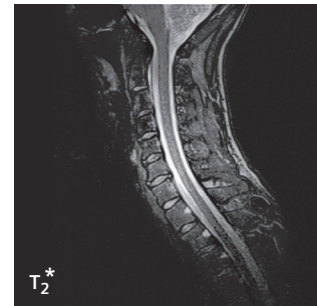
HF-Spoiling kann auch durch Anlegen von regellos angeordneten Phasen der nachfolgenden α -Pulse erfolgen.



Kontraste mit FLASH

FLASH ermöglicht sehr starke T_1 -Kontraste bei einer extrem kurzen TR.

- T_1 -Kontrast:
TR kurz (40-150 ms)
TE kurz (5-10 ms)
 α mittel bis groß (40° - 80°)
- T_2^* -Kontrast:
TR lang (500 ms)
TE relativ lang (18-40 ms)
 α klein (5° - 20°)
- Protonendichtekontrast:
TR lang (500 ms)
TE kurz
 α klein (5° - 20°)



Bildvergleich mit
FLASH-Kontrasten

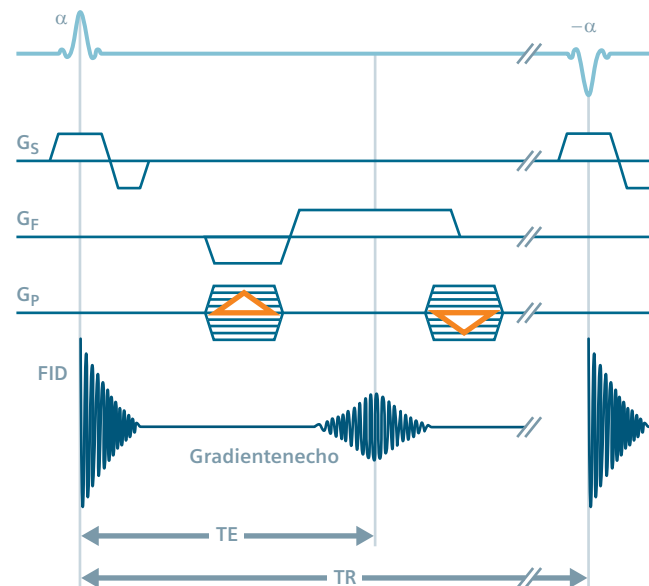
FISP

Eine gleichförmige Quermagnetisierung nutzen

Refokussierte Gradientenechos

Bei der FISP-Sequenz (Fast Imaging with Steady-State Precession) wird die verbliebene Quermagnetisierung nicht vor dem nächsten α -Puls zerstört, sondern trägt gemeinsam mit der Längsmagnetisierung zum Signal bei.

Um eine gleichförmige Quermagnetisierung zu erhalten, werden die dephasierenden Gradienten in Phasenkodierichtung (G_P) nach dem Echo durch umgekehrt gepolte Gradienten kompensiert. Die Magnetisierung wird nach jeder Repetitionszeit TR mit einem negativen α -Puls in die umgekehrte Richtung gekippt. Nachfolgende α -Pulse haben wechselnde Polarität.



Kontrast mit FISP

Die Stärke der Längsmagnetisierung hängt von T_1 ab, der Betrag der Quermagnetisierung hängt von T_2^* ab. Der Kontrast leitet sich aus dem Verhältnisses von T_1 zu T_2^* ab und ist im Wesentlichen nicht von der TR abhängig.

- T_1/T_2^* -Kontrast:
 - TR kurz
 - TE kurz
 - α mittel

Die Repetitionszeit TR sollte so kurz wie möglich sein. Eine lange TR führt dazu, dass FISP sich wie FLASH verhält.



Kontrast mit 3D FISP





Die Strategie der Bildqualität

Die Bildqualität ist in der MR-Bildgebung von größter Bedeutung. Das Geheimnis liegt in der Optimierung der Bildqualität im Rahmen der erforderlichen Messzeit.

Kontrast, Signal und Rauschen

Die wichtigsten Kriterien für die Bildqualität sind ein starkes Signal, geringes Rauschen, guter Kontrast und eine ausreichende Auflösung

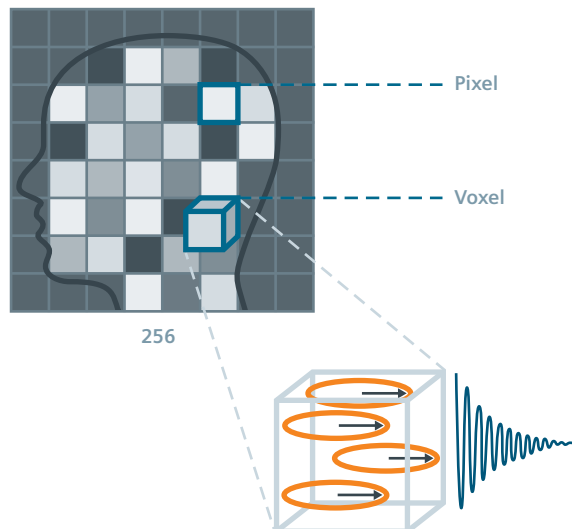
Beginnen wir mit dem starken Signal

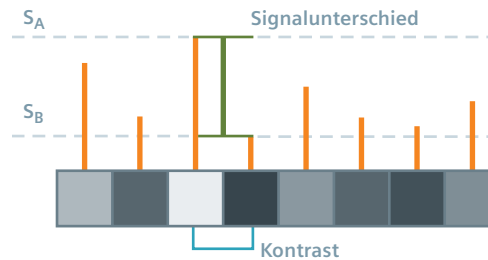
Das MR-Bild besteht aus einer Vielzahl von Bildpunkten (Pixeln). Jedes Pixel hat einen bestimmten Grauwert. Die Pixel im Bild repräsentieren die einzelnen Volumenelemente (Voxel) in der gemessenen Schicht.

Während der Messung trägt jedes Voxel in einer Schicht zum gesamten MR-Signal bei.

Vor allem hängt die **Signalstärke** pro Voxel von der Menge der signalerzeugenden Protonen ab, d. h. von der lokalen Protonendichte.

Je mehr Protonen zur Magnetisierung beitragen, umso stärker ist das Signal.





So entsteht der Kontrast

Hyperintense Pixel im Bild stellen stärkere Signale dar, schwächere Signale ergeben hypointense Pixel. Der Einfachheit halber zeigt unser Beispiel eine einzelne Zeile aus acht Pixeln.

Der **Kontrast** im Bild ist der relative Unterschied in der Signalstärke zwischen zwei benachbarten Gewebearten A und B. Mit anderen Worten entspricht der Kontrast dem Signalunterschied:

$$\text{Kontrast} = \text{Signalunterschied} = S_A - S_B$$

Kontrastauflösung ist die Fähigkeit, Grauwertunterschiede in benachbarten Strukturen erkennbar zu machen. Jeder Gewebetyp sendet individuelle Signalstärken. Dies ermöglicht die anatomische Differenzierung im Bild und letztendlich die Unterscheidung zwischen pathologischem und gesundem Gewebe.



Bildvergleich:
niedriger T₁-Kontrast (links), hoher T₁-Kontrast (rechts)

Signal gegen Rauschen

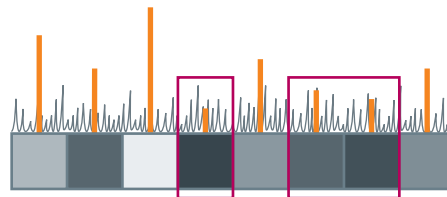
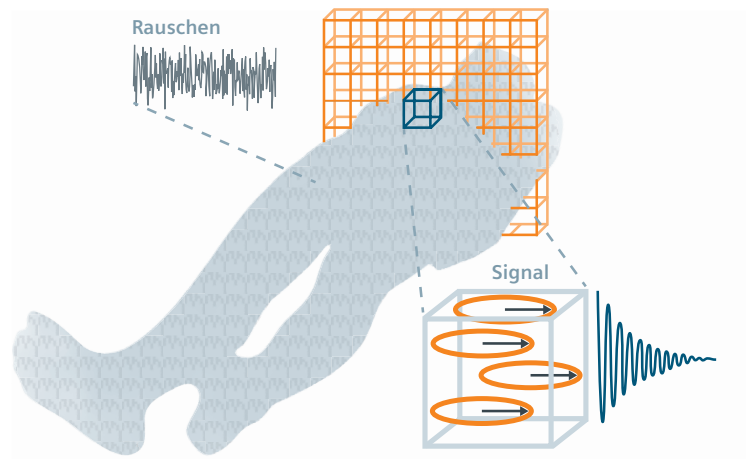
Rauschen ist unvermeidbar, hat jedoch eine nachteilige Auswirkung auf die Bildqualität

Wenn Rauschen überwiegt

RAUSCHEN zeigt sich im Bild als körniges, regelloses Muster, ähnlich wie Schnee bei einem Fernsehbildschirm. Es repräsentiert statistische Schwankungen der Signalintensität, die nicht zur Bildinformation beitragen. Es gibt im Wesentlichen zwei Quellen für diesen Effekt.

Rauschen entsteht im gesamten menschlichen Körper durch die brownische Molekularbewegung. Hinzu kommt das elektronische Rauschen der Empfangstechnik.

Problematisch wird es, wenn das Signal aus der Schicht zu schwach ist. In diesem Fall kann das Signal vom permanenten Rauschen »übertönt« werden.

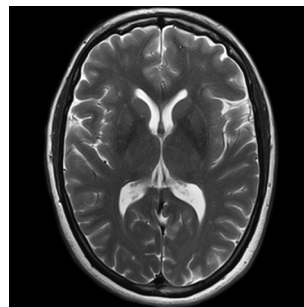
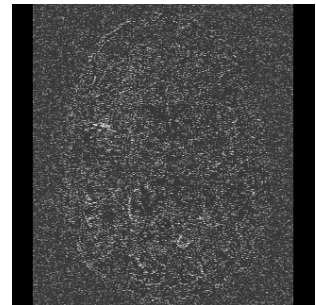
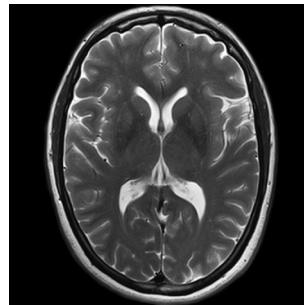


Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Ein wichtiges Kriterium für die MR-Bildqualität ist das Verhältnis zwischen der Intensität des gewünschten Signals und dem statistischen Rauschen, das **Signal-zu-Rausch-Verhältnis** (signal-to-noise ratio, SNR):

$$SNR = \frac{\text{Signal}}{\text{Rausch}}$$

Ein höheres SNR bedeutet ein weniger körniges Bild.



Bildvergleich:
Die zwei Bilder links wurden auf gleiche Weise aufgenommen und anschließend voneinander subtrahiert (= pixelweise Differenz der Grauwerte).
Übrig bleibt das Hintergrundrauschen (rechts).

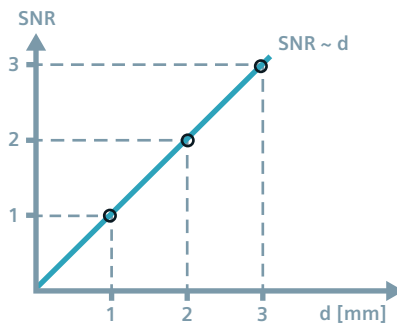


Das Signal verstärken

Ein starkes Signal als erster Schritt zu einer guten Bildqualität

Die Schichtdicke erhöhen

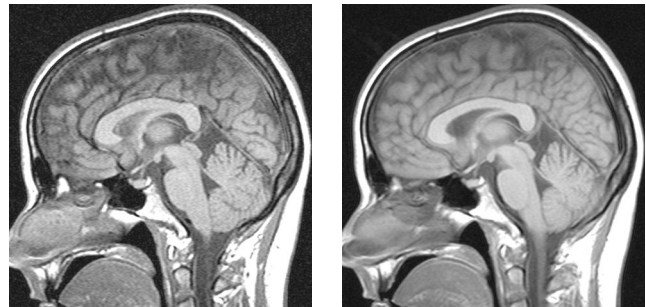
Angenommen, wir vergrößern das Voxel, indem wir eine dickere Schicht messen. Dann erhöht sich die **Signalintensität**, weil entsprechend mehr Protonen zur Signalstärke beitragen. Der Clou dabei ist, dass der Rauschanteil gleich bleibt, da er nicht aus der Schicht allein stammt, sondern aus dem gesamten Körper des Patienten (genauer gesagt, aus dem sensitiven Volumen der Empfangsspule). Außerdem gilt, je dicker die Schicht ist, umso stärker ist das Signal und umso höher das SNR.



Das SNR ist direkt proportional zur Voxelgröße.

Nachteile: Mit wachsender Schichtdicke verringert sich die räumliche Auflösung in Schichtrichtung. Dies kann zu Teilvolumeneffekten führen, die das Bildergebnis verfälschen (z. B. ragen Knochen in Weichteilgewebe).

Bitte beachten Sie: Die Verdopplung der Matrixgröße, um die Flächenauflösung zu verbessern, verringert die Voxelgröße um den Faktor vier. Daher wird das SNR ebenfalls um den Faktor vier verringert.



Bildvergleich: Im rechten Bild ist die Schicht dreimal so dick wie im linken Bild. Infolgedessen hat sich das SNR ebenfalls verdreifacht.



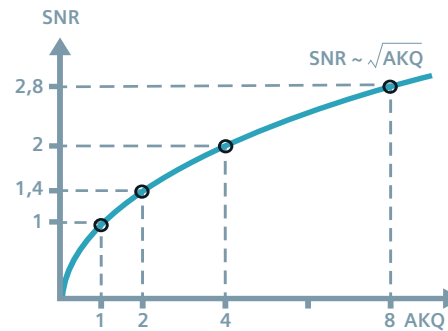
Die Anzahl der Akquisitionen erhöhen

Wir brauchen die Schichtdicke nicht übertrieben groß zu wählen. Das SNR lässt sich auch auf andere Weise verbessern, nämlich durch mehrfache Messung einer Schicht (mehrere **Akquisitionen/Mittelungen**) und Zusammenfügen der Ergebnisse in einem einzigen Bild.

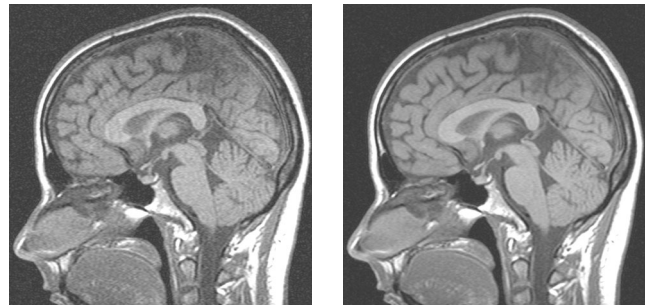
Das SNR nimmt allerdings nicht linear zu, sondern die Zunahme wird immer geringer.

Das SNR ist proportional zur Wurzel der Zahl der Akquisitionen.

Zum Beispiel: Wenn vier Akquisitionen gemessen und in einer Schicht gemittelt werden, ist das gesamte SNR doppelt so hoch wie zuvor.



Nachteil: Mit der Anzahl der Akquisitionen erhöht sich die Messzeit.



**Bildvergleich: links 1 Messung, rechts 4 Messungen.
Ergebnisse: Das SNR ist rechts doppelt so hoch wie links.**



Der effektive Kontrast

Ein Qualitätskriterium, für das, was wir tatsächlich im Bild sehen

Kontrast und Rauschen kombinieren

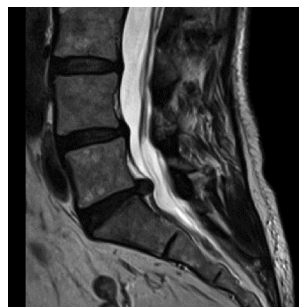
Bei dem Kontrast, den wir tatsächlich sehen und im Bild beurteilen, geht es um mehr als nur um Unterschiede der Signalintensität. Der effektive Kontrast steht immer auch im Verhältnis zum Rauschen.

Ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) garantiert noch nicht, dass zwei Strukturen im Bild gut voneinander zu unterscheiden sind.

Das **Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis** (contrast-to-noise ratio, CNR) im MR-Bild ist die Differenz zwischen den Signal-zu-Rausch-Verhältnissen zweier Gewebetypen A und B:

$$CNR = SNR_A - SNR_B$$

Das CNR entspricht dem effektiven Kontrast und ist damit ein besseres Qualitätskriterium als das SNR.



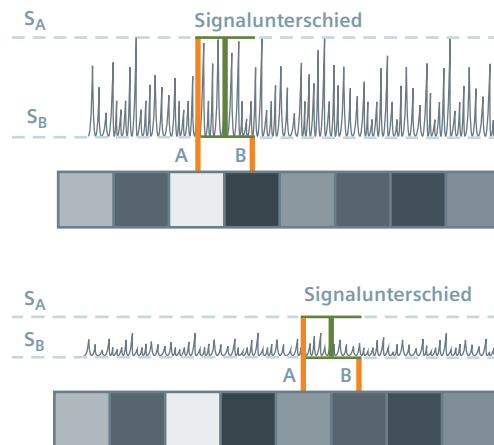
Bildvergleich: gutes CNR, schlechtes CNR

Wenn der Kontrast zu stark verrauscht ist

Nehmen wir an, wir haben bei zwei Gewebearten A und B eine deutliche Signaldifferenz. In diesem Fall könnten wir einen guten Kontrast erhalten. Wenn diese Signaldifferenz jedoch in Beziehung zu einem hohen Rauschanteil gesetzt wird, geht der Kontrast im Rauschen unter.

Unser Beispiel: Obwohl die Signaldifferenz im ersten Fall größer ist als im zweiten Fall, ist das CNR und damit der effektive Kontrast geringer.

Für eine gute Bildqualität muss die Signaldifferenz zwischen zwei Gewebearten trotz Rauschen signifikant sein.





AUF DEN PUNKT GEBRACHT

SNR und CNR sind entscheidende Kriterien für die MR-Bildqualität. Sie setzen Signal und Kontrast in Beziehung zum Rauschen.

Die Signalstärke wird u. a. von der Protonendichte im jeweiligen Voxel bestimmt. Je mehr Protonen zur Magnetisierung beitragen, umso stärker ist das Signal.

Kontrast ist die Differenz in den Signalstärken zwischen zwei Gewebearten.

Das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) beschreibt die Beziehung zwischen Signalintensität und Rauschen. Durch Vergrößern der Schichtdicke und Erhöhen der Zahl der Akquisitionen lässt sich das SNR verbessern.

Die Differenz zwischen den Signal-zu-Rausch-Verhältnissen zweier Gewebearten ist das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR). Es ist ein besseres Qualitätskriterium als SNR.



Bildgröße und Auflösung

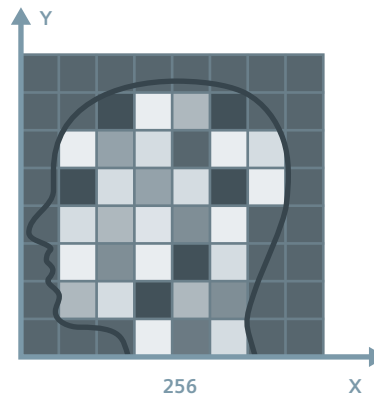
Die räumliche Auflösung der aufgenommenen Strukturen im Bild

Die Matrix bestimmt die Auflösung

Die Matrixgröße bestimmt die Auflösung und die Messzeit. Wenn Sie die Anzahl der Zeilen (die Phasenauflösung) halbieren, wird auch die Messzeit halbiert, da sich die Anzahl der zeitaufwändigen Phasenkodierschritte um 50 % reduziert. Bei doppelter Phasenauflösung steigt die Messzeit entsprechend um 50 %.

$$\text{Messzeit} = \text{Phasenauflösung} \times \text{TR (Repetitionszeit)} \times \text{Anzahl der Akquisitionen}$$

Beispiel: Bei einer Phasenauflösung von 256 Abtastpunkten, 500 ms TR und einer Akquisition dauert die Messung 128 Sekunden.

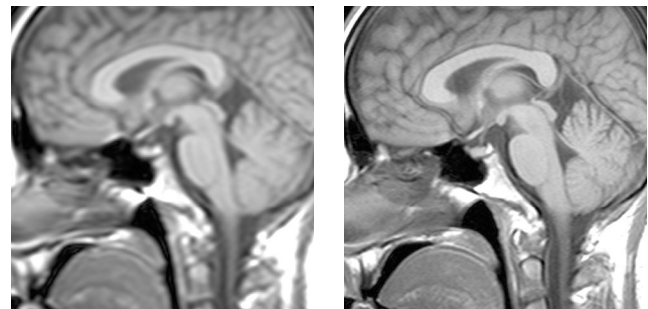


Matrixgröße und Signal-zu-Rausch-Verhältnis

Die Matrixgröße beeinflusst auch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis, da bei größeren Voxeln mehr Protonen zum Signal beitragen.

Wenn die Messmatrix vergrößert und die anderen Parameter beibehalten werden, erhöht sich die Auflösung entsprechend. Die Voxel werden kleiner und damit auch das SNR geringer. Das SNR ist proportional zur Voxelgröße. Das heißt, bei konstanter Schichtdicke ist das SNR proportional zur Pixelgröße.

Matrix	Relatives SNR
128	4,0
256	1,0
512	0,25



Bildvergleich:

Matrix 128 (links), geringe Auflösung und besseres SNR;

Matrix 256 (rechts) höhere Auflösung und schlechteres SNR

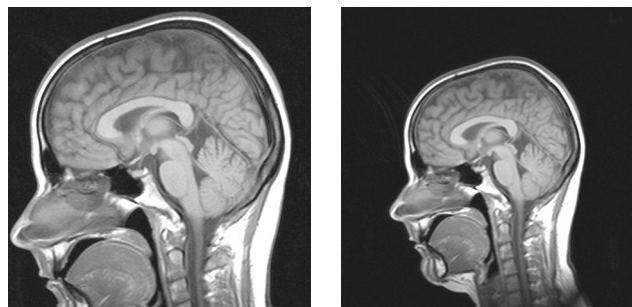
Das Bildfeld

Die Flächenauflösung und die Messzeit optimieren

Was ist das Bildfeld?

Das **Bildfeld** (Field of View), abgekürzt FOV, ist der zu messende quadratische oder rechteckige Bildbereich (in mm). Das FOV bestimmt also, was auf dem MR-Bild zu sehen ist.

Um Zeit zu sparen und eine maximale Auflösung zu erhalten, passt man das FOV optimal an den aufzunehmenden Bereich an.



Bildvergleich: FOV = 230 mm (links),
FOV = 330 mm (rechts) ist unnötig groß

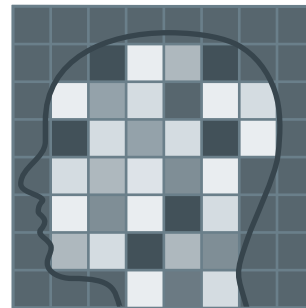
Pixelgröße und Flächenauflösung

Je kleiner wir bei fester Matrixgröße das Bildfeld auswählen, umso höher ist die Flächenauflösung. Die Anzahl der Pixel pro Flächeneinheit nimmt zu, während die Pixel selbst kleiner werden. Umgekehrt werden bei einer gegebenen Matrixgröße und größerem FOV die Pixel stark vergrößert. Die Auflösung ist entsprechend verringert.

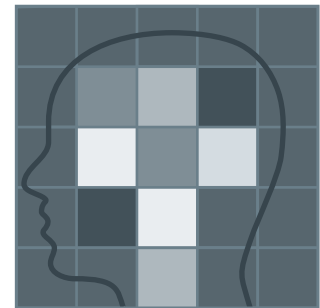
$$\text{Pixelgröße} = \frac{\text{FOV}}{\text{Matrixgröße}}$$

Kleinere Pixel bedeuten eine bessere Flächenauflösung.

FOV (mm)	Matrixgröße
256	256×256
256	128×128
128	128×128



FOV 256 mm
Matrix 256×256



FOV 350 mm
Matrix 256×256

Das rechte Bild ist vergrößert, damit der Kopf mit der gleichen Größe angezeigt wird. Die Pixel sind größer, die Auflösung ist niedriger.

**AUF DEN PUNKT GEBRACHT**

Matrixgröße, Bildfeld (FOV) und Schichtdicke beeinflussen die Auflösung, die Messzeit und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

Die Veränderung dieser Parameter hat mehrere Auswirkungen. Die optimale Lösung ist ein Kompromiss – vorwiegend zwischen Bildqualität und Messzeit.

Die Auswirkungen der Parameter im Überblick:

	Messzeit	Auflösung	SNR
Matrix ↑	↑	↑	↓
FOV ↑	–	↓	↑
Schichtdicke ↑	–	↓	↑

Die Messung beschleunigen

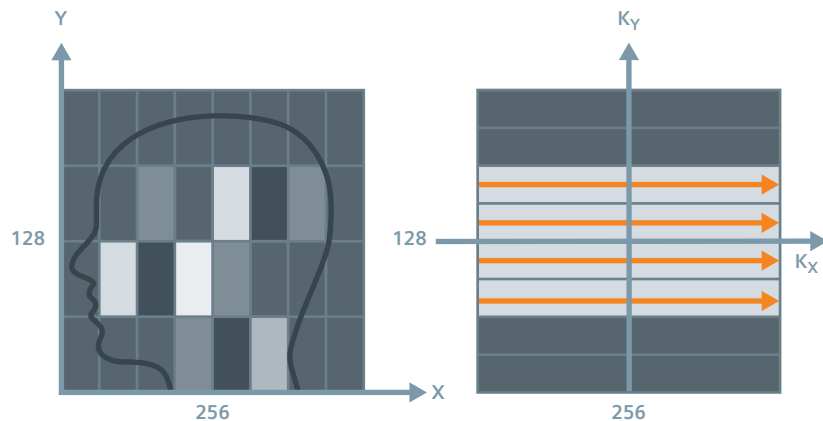
Messmatrix und Bildfeld für eine schnellere Messung verkleinern

Die Phasenauflösung verringern

Um die Messung zu beschleunigen, können wir eine reduzierte Messmatrix mit geringerer Phasenauflösung wählen, z. B. wählen wir statt 256×256 128×256 . Die Pixel sind dann rechteckig.

Wieso ist die Messung schneller?
Die Phasenauflösung der Messmatrix entspricht der Anzahl der Phasenkodierschritte (NP). Das bedeutet, sie ist direkt proportional zur Messzeit ($NP \times TR$).

Eine halbierte Phasenauflösung (beispielsweise 128) entspricht der halben Anzahl der Phasenkodierschritte. Die Messzeit wird halbiert.

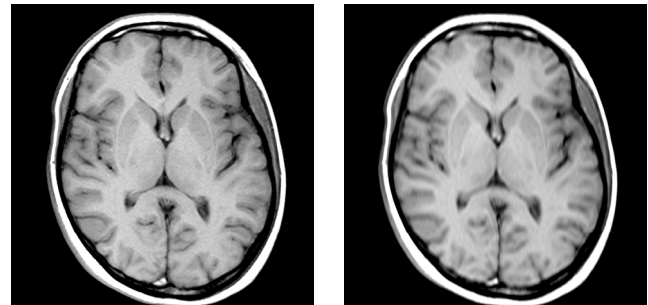


Die Rohdatenmatrix füllen

Da die verringerte Messmatrix rechteckig ist, werden Signale nur in die mittleren Rohdatenzeilen eingetragen. Die fehlenden äußeren Zeilen im quadratischen k-Raum werden mit Nullen aufgefüllt.

Warum funktioniert dies? Wie Sie sich erinnern, werden feine Strukturen im k-Raum weiter außen abgebildet. Die mittleren Zeilen liefern den wichtigen Kontrast. Wenn ein Bild aus den Rohdaten rekonstruiert wird, werden die Bildpixel in Phasenkodierrichtung interpoliert.

Die Bildauflösung nimmt mit der Phasenauflösung ab (z. B. um 50 % reduzierte Phasenauflösung, um 50 % reduzierte Bildauflösung in dieser Richtung). Da die Voxel größer sind, wird das SNR besser.



Bildvergleich:
Phasenauflösung 100 % (links) und 50 % (rechts)



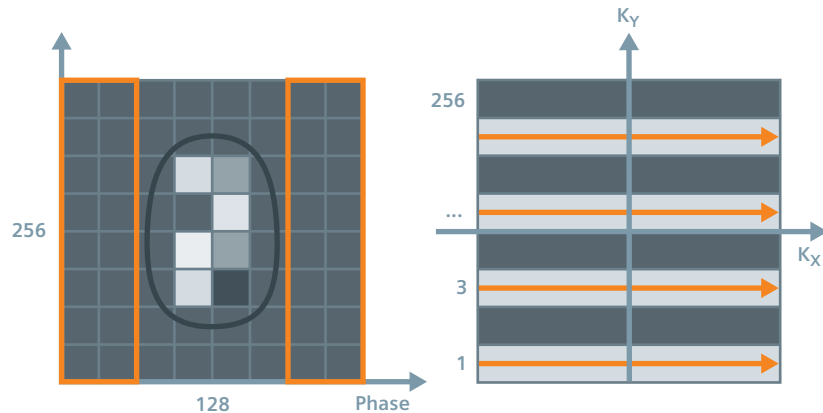
Das Bildfeld verkleinern

Verkleinern des Bildfelds in Phasenkodierichtung beschleunigt die Bildakquisition

Rechteckiges Bildfeld

Wenn das zu messende Objekt ein quadratisches Bild nicht ausfüllt, können wir ein rechteckiges Bildfeld (FOV) wählen. Wenn wir das FOV in Phasenkodierichtung halbieren, werden nur halb so viele Phasenkodierschritte benötigt. Es wird nur jede zweite Zeile mit Rohdaten aufgefüllt, die anderen enthalten Nullen.

Die Messzeit ist direkt proportional zur Anzahl der Phasenkodierschritte. Daher verringert sich die Messzeit bei halbem Bildfeld um 50 %.

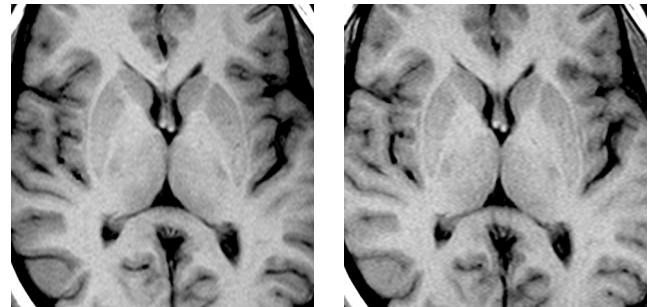


Schneller messen bei gleicher Auflösung

Bei halbem FOV und halber Anzahl an Phasenkodierschritten bleibt die Voxelgröße unverändert und damit auch die Auflösung.

Das SNR wird verringert.

Ein rechteckiges FOV stellt somit eine akzeptable Möglichkeit dar, die Datenakquisition zu beschleunigen.



Bildvergleich:
FOV-Phase 100% (links) und 50% (rechts)

Nur einen Teil der Rohdaten messen

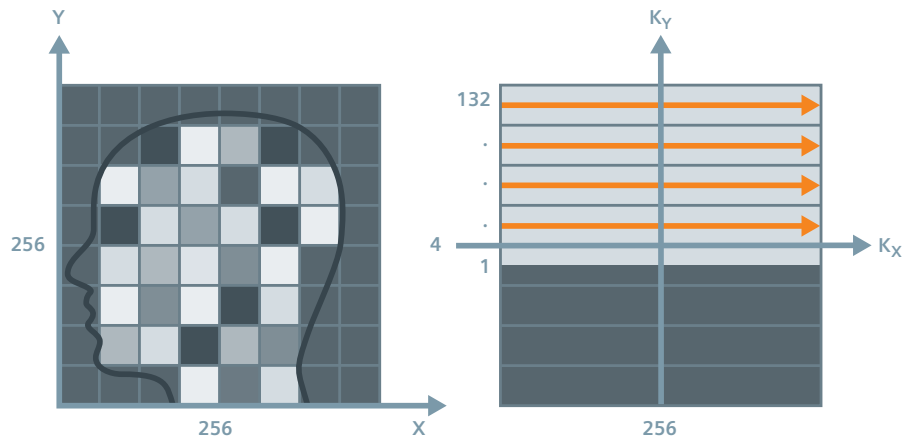
Die Symmetrie des k-Raums nutzen

Halb-Fourier

Mit der Halb-Fourier-Technik wird die Rohdatenmatrix (k-Raum) in Phasenkodierichtung nur zur Hälfte mit Daten gefüllt. Die fehlenden Daten werden symmetrisch rekonstruiert.

Unvermeidbare kleine Magnetfeldinhomogenitäten führen zu Phasenfehlern. Zur Phasenkorrektur werden deshalb etwas mehr als die Hälfte der Phasenkodierschritte aufgenommen.

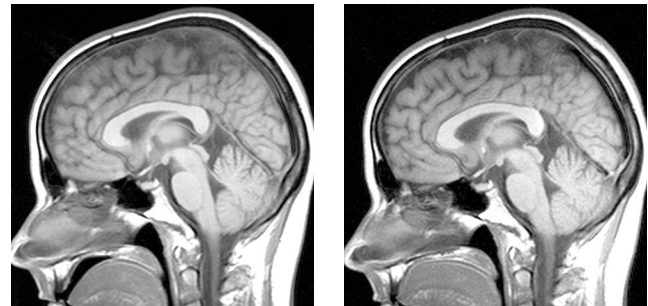
Die Messzeit ist daher beinahe auf die Hälfte reduziert.



Partielle Rohdaten

Die Partial-Fourier-Technik funktioniert auf die gleiche Weise wie die Halb-Fourier-Technik. Es wird nur ein Teil des k-Raums in Phasenkodierrichtung gefüllt (5/8, 6/8 oder 7/8).

Wie ist die Bildqualität? Da die Voxelgröße sich nicht ändert, verschlechtert sich die Auflösung nicht. Das SNR wird verringert. In den meisten Fällen sind die sichtbaren Unterschiede zwischen Bildern mit und ohne Halb-Fourier oder Partial-Fourier gering.



Bildvergleich: Normal (links) und Halb-Fourier (rechts)



Zusammenfassung

Durch Reduktion der Phasenauflösung bzw. der Phasenauflösung und des Bildfeldes wird die Messzeit verkürzt. Die Beispiele zeigen die Auswirkungen auf SNR und Auflösung:

	SNR	Auflösung
Bildfeld 100 % Phasenauflösung 50 %	Besser	Geringer
Bildfeld 50 % Phasenauflösung 50 %	Geringer	Unverändert
Halb-Fourier	Geringer	Unverändert





Den diagnostischen Wert erhöhen

Seit der Erfindung der MR-Bildgebung werden
beständig weitere Fortschritte gemacht. Beschäftigen
wir uns mit einigen kleinen und großen, einigen »alten«
und einigen neuen Techniken und Innovationen, mit
denen der diagnostische Wert der MR-Bildgebung
verbessert werden kann.





Echos und Schichten im Paket

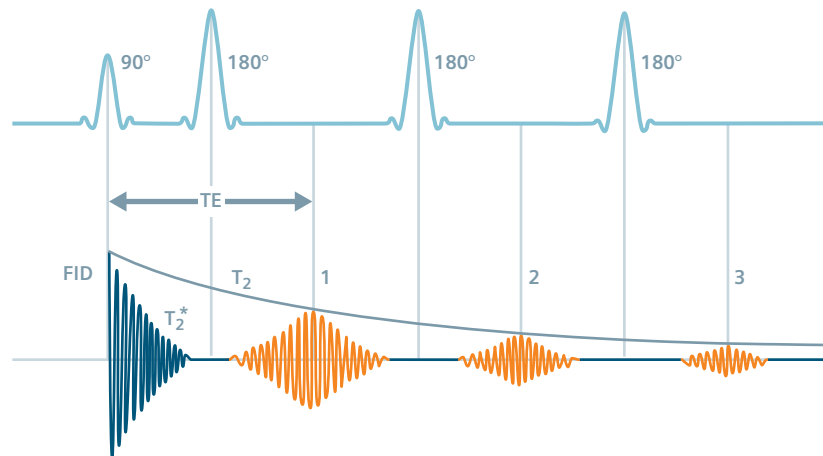
Ein Multiecho-Erlebnis

Mehrere Echos mit unterschiedlichem Grad an T_2 -Gewichtung

Aufeinanderfolgende Echos

Wir haben die allgemeine Pulssequenz zur Bildakquisition in der MR-Bildgebung besprochen. Es gibt keinen Grund, innerhalb der Repetitionszeit TR nur ein Echo zu erzeugen. Wenn in einer **Multiecho-Sequenz** mehrere 180-Grad-Pulse in einer Sequenz aufeinander folgen, werden mehrere Spinechos mit unterschiedlicher T_2 -Gewichtung erzeugt.

Die Signalhöhe einer Multiecho-Sequenz nimmt mit der Querrelaxation ab. Je länger die Echozeit, desto kleiner ist das Echo. Der von der Echozeit abhängige Signalabfall folgt der T_2 -Relaxationszeit des Gewebes. Wir können dies wiederholen, bis die Quermagnetisierung unwiderruflich abgefallen ist.



Ein reines T_2 -Bild erzeugen

Der von der Echozeit abhängige Signalabfall einer Multiecho-Sequenz kann verwendet werden, um ein reines T_2 -Bild, eine sogenannte **T_2 -Karte** zu berechnen.

Mehrschichtbildgebung

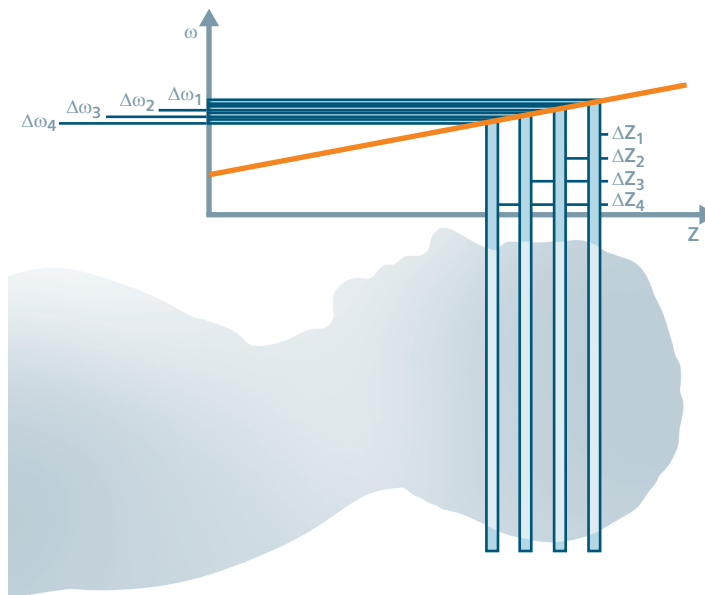
Der Standard in der MR-Bildgebung

Mehrere Schichten gleichzeitig messen

Um eine Körperregion abzudecken, können wir eine Schichtserie in 2D oder alternativ einen 3D-Würfel (siehe nächster Abschnitt) messen.

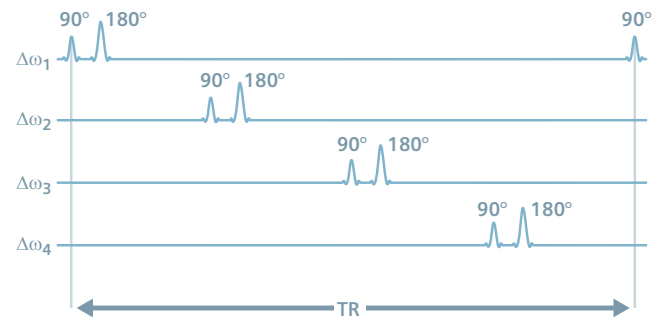
Der lineare Schichtselektionsgradient einer Pulssequenz ermöglicht uns, zwischen verschiedenen Schichten zu unterscheiden, die durch HF-Pulse in schneller Abfolge angeregt werden können.

Da die Echozeit TE immer bedeutend kürzer ist als die Repetitionszeit TR, können wir zusätzliche Schichten anregen (beispielsweise z_1 bis z_4), indem wir eine **Mehrschichtsequenz** verwenden.



Die Multiecho-Sequenz nutzt eine Serie von 90-Grad- und 180-Grad-Pulsen mit unterschiedlichen Resonanzfrequenzen, die zu den definierten Schichtpositionen passen. Diese Methode stellt alle Schichten zur Verfügung, die zur Untersuchung eines bestimmten Bereichs oder einer Region während einer Messung erforderlich sind.

Die Schichten müssen nicht gerade und axial ausgerichtet sein. Durch Schalten der Gradientenfelder können wir Schichten mit beliebiger Ausrichtung, die sogar über Schichten hinweg variieren kann, aufnehmen.



Volumen-Bildgebung: 3D

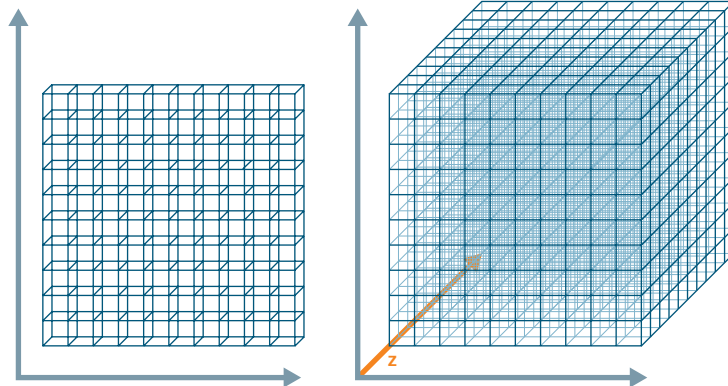
Räumliche Darstellungen einer interessierenden Region erstellen

3D-Daten erstellen

Schnelle 3D-Pulssequenzen mit kurzer Repetitionszeit TR ermöglichen die Aufnahme von dreidimensionalen Daten. Das gesamte Messvolumen, der **3D-Block**, wird angeregt und nicht nur einzelne Schichten.

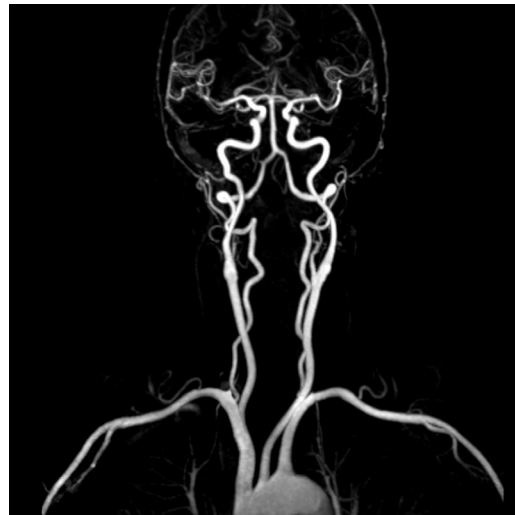
Verschiedene Phasenlagen können genau im Raum lokalisiert werden. Dies ist das Grundprinzip der Phasenkodierung. Um 3D-Daten zu erstellen, überlagern wir einen zusätzlichen Phasenkodiergradienten in Richtung der Schichtselektion (in unserem Beispiel »z«).

Durch zusätzliche Phasenkodierung senkrecht zur Bildebene und zusammenhängende Bilder erhalten wir die Daten zu dem definierten Block. Die Ebenen dieses Volumens werden **Partitionen** genannt.



Räumliche Ansichten erstellen

Mithilfe einer Standard-Nachverarbeitungssoftware können aus den erzeugten 3D-Datensätzen räumliche Ansichten erstellt werden (beispielsweise von Gefäßen).



Räumliches, aus 3D-Daten rekonstruiertes Bild, eine Maximumintensitätsprojektion (MIP)

**AUF DEN PUNKT GEBRACHT**

Eine Multiecho-Sequenz erzeugt mehrere Echos, indem mehrere Anregungspulse in Sequenz geschaltet werden. Dies ist möglich, solange die T_2 -Relaxation andauert.

Mehrschichtbildung (2D): Eine Mehrschichtsequenz erzeugt eine Schichtserie der interessierenden Region.

Volumenbildung (3D): Schnelle 3D-Pulssequenzen ermöglichen die Aufnahme von 3D-Datensätzen, aus denen räumliche Ansichten erstellt werden können.

Den Echozug nutzen:
Turbo-Spinecho

Echoplanare
Bildgebung (EPI)

Parallel
ausrichten

Stärkere
Felder

Hybrid-
bildgebung

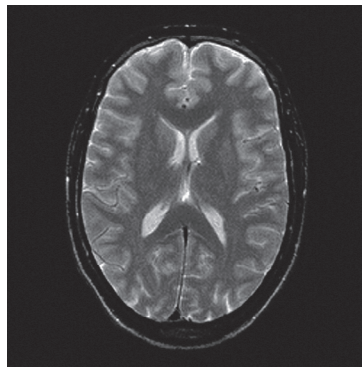


Den Echozug nutzen: Turbo-Spinecho

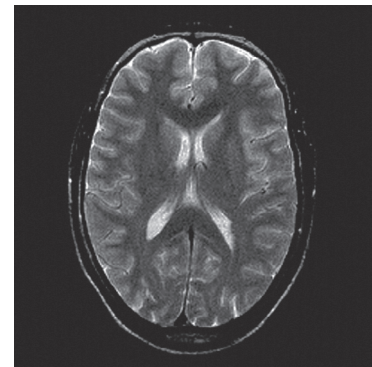
Kürzere Messzeiten und verbesserter Gewebekontrast

Das Turbo-Spinecho tritt in den Vordergrund

Für herkömmliche Spinecho-Techniken werden pro Schicht mehrere Minuten benötigt. Turbo-Spinecho-Sequenzen (TurboSE, TSE) verkürzen die Akquisitionszeit erheblich und haben die Spinecho-Techniken weitgehend abgelöst. Heutzutage ist der Einsatz der TurboSE-Bildgebung in der MR-Bildgebung zur Routine geworden.



Bildvergleich: T₂-Spinecho



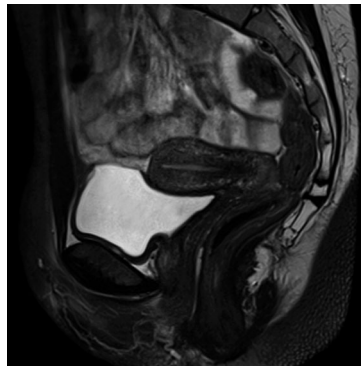
T₂-Turbo-Spinecho

Turbo-Spinecho basiert auf der RARE-Bildgebung, erfunden 1986 von dem deutschen Forscher zu klinischer MR-Bildgebung Jürgen Hennig: »Die Welt (und insbesondere die Welt der MR) ist voller ›unmöglicher‹ Dinge, die später Realität werden.«

Starker T₂-Kontrast

In der Mehrzahl der Fälle werden TurboSE-Sequenzen für die T₂-gewichtete Bildgebung verwendet. Der bemerkenswerteste Unterschied zwischen TurboSE- und Spinecho-Techniken ist das helle Fettsignal in stark T₂-gewichteten Bildern. Eine T₁-gewichtete TurboSE-Technik ist ebenfalls möglich und wird häufig bei der Bildgebung der Wirbelsäule eingesetzt.

TurboSE-Sequenzen bieten einen sehr viel besseren Kontrast zwischen weißer und grauer Substanz. Man kann sich die neuroradiologische Bildgebung nur noch schwer ohne die durch TurboSE-Sequenzen möglichen hohen Auflösungen vorstellen.



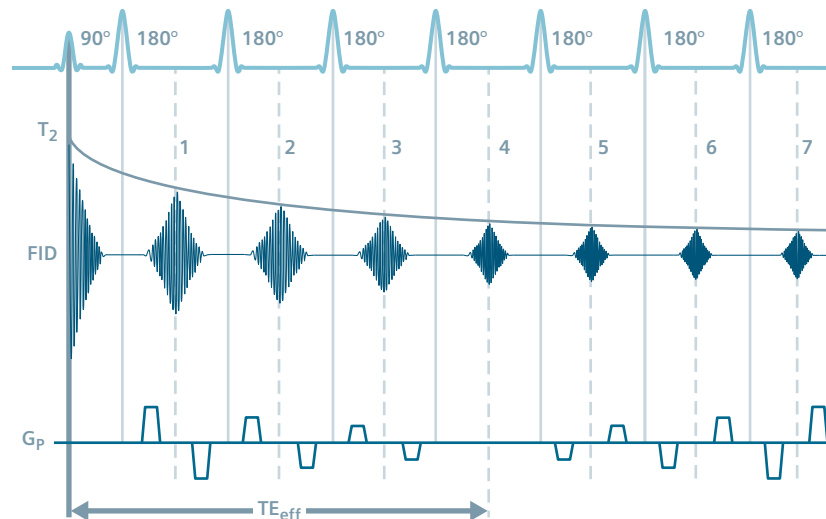


Der Turbofaktor bestimmt die Geschwindigkeit

Turbo-SE ist eine schnelle Multiecho-Sequenz. In der Zeit, in der eine Spinecho-Sequenz ein einziges Echo aufnimmt, erzeugt eine TurboSE-Sequenz eine ganze Serie von Echos, die **Echozug** genannt wird. Jedes Echo des Echozuges erhält eine *andere* Phasenkodierung (G_p) und füllt eine Zeile der Rohdatenmatrix. Die Länge des Echozuges bestimmt den maximalen Zeitgewinn oder **Turbofaktor**.

Beispiel: Bei einem Turbofaktor von 7 misst die TurboSE-Sequenz 7 mal so schnell wie eine Spinecho-Sequenz mit vergleichbaren Parametern.

Das zentrale Echo, wenn der Phasenkodiergradient null ist, bestimmt den Bildkontrast. Das Zeitintervall zwischen dem 90-Grad-Puls und dem zentralen Echo ist die **effektive Echozeit** TE_{eff} .

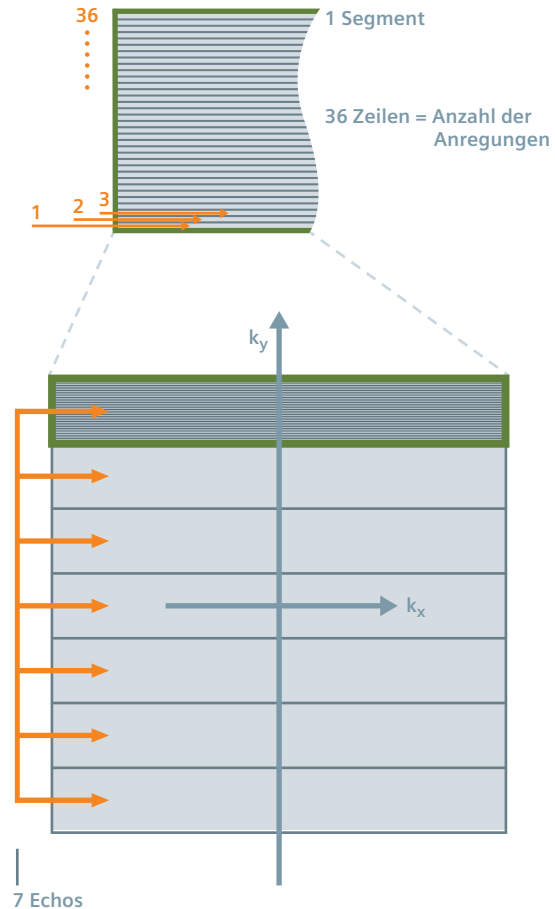


Auffüllen der segmentierten Rohdaten

TurboSE funktioniert wegen der »segmentierten k-Raum-Technik«. Innerhalb der Repetitionszeit TR wird eine gesamte Serie von Rohdaten aufgenommen, während mit der herkömmlichen Technik nur eine Rohdatenzeile erfasst wird.

Die Rohdatenmatrix (k-Raum) besteht aus beispielsweise 7 Segmenten (= Turbofaktor) mit jeweils 36 Zeilen. Die Gesamtzahl der Reihen ist ein ganzzahliges Vielfaches der Echozuglänge ($7 \times 36 = 252$).

Das bedeutet, dass in jedem Echozug eine Rohdatenzeile für jedes Segment gefüllt wird, wodurch ein »Kamm« aus gefüllten Zeilen entsteht. Dieses »Kämme« muss 36 mal wiederholt werden, wie in unserem Beispiel gezeigt.





Die Parameter für TurboSE optimieren

Je länger der Echozug bei feststehender TR ist, desto kürzer ist die Messzeit. Dadurch können weniger Schichten aufgenommen werden. Gleichzeitig ist der T_2 -Abfall stärker, wodurch die Auflösung in Phasenkodierrichtung verringert wird, insbesondere wenn Gewebe mit kurzem T_2 untersucht wird.

Um die Erkennung kleiner Blutungen sicherzustellen, beispielsweise im Gehirn, werden eine längere TR und eine höhere Auflösung zur Kontrastverbesserung verwendet. Der Turbofaktor kann reduziert werden, beispielsweise von 15 auf fünf, die Geschwindigkeit wird trotzdem erheblich erhöht.

Eine Weiterentwicklung der TurboSE-Technik ist die Kombination mit einem Inversionspuls (Turbo Inversion Recovery, TIR), die Kombination mit Halb-Fourier-Bildgebung (Half Fourier Acquired Single Shot Turbo Spin Echo, HASTE) oder der zusätzliche Einbau von Gradientenechos (Turbo Gradient Spin Echo, TurboGSE). Schnellste Turbo-Spinecho-Techniken verwenden einen vollständigen Echozug von 256 oder mehr Echos (Single-Shot-TurboSE oder RARE, Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement).

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Eine TurboSE-Sequenz beschleunigt die Bildakquisition, indem eine Serie von Spinechos für jede Anregung erzeugt wird. Dies ist der Echozug.

Die Rohdatenmatrix (k-Raum) ist segmentiert. Bei einem Echozug von beispielsweise 15 Echos (= Turbofaktor) benötigt man nur noch 17 Anregungspulse. Auf diese Weise wird die Messzeit signifikant verkürzt.

Der Kontrast der TurboSE-Sequenzen wird durch die T_2 -Gewichtung dominiert.



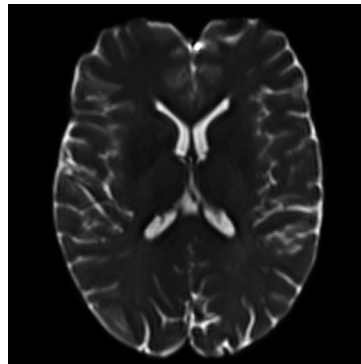
Echoplanare Bildgebung (EPI)

Ein gesamtes Bild mit einem »Schuss« aufnehmen

Vom Scannen einzelner Linien zum Scannen der Ebene

Bei den meisten herkömmlichen Aufnahmetechniken, die bisher besprochen wurden, wie Spinecho- und Gradientenecho-Technik, wird die Rohdatenmatrix (k-Raum) zeilenweise mit den erzeugten Echos gefüllt.

Die **echoplanare Bildgebung** (echo-planar imaging, EPI) ist eine »Einzelschuss-Methode«. Das heißt, dass eine EPI-Sequenz einen *einzigsten* Anregungspuls verwendet, um das gesamte Bild, also die gesamte 2D-Ebene, zu erfassen. Dies erfolgt, indem ein Echozug mit einer ausreichenden Anzahl von Gradientenechos zur Füllung der Rohdatenmatrix erzeugt wird.



EPI-Bild

Eine Größenordnung schneller

EPI ist eine der schnellsten Techniken zur Aufnahme von MR-Bildern. Die Akquisitionszeit für eine Schicht ist die Repetitionszeit, eine TR-Dauer, also ein Bruchteil einer Sekunde. Die EPI-Sequenz wird nicht für die Phasenkodierschritte wiederholt, sondern für die Anzahl der gewählten Schichten.

EPI ist die bevorzugte Methode für Diffusion und Hirnperfusion sowie für die funktionelle Neurobildgebung (BOLD-Bildgebung).



Die echoplanare Bildgebung wurde 1977 von Peter Mansfield (Nobelpreis 2003) eingeführt.

Mit EPI, »kann die Geschwindigkeit der Bildanfertigung verglichen mit der Bildgebungsmethode, bei der einzelne Zeilen gescannt werden, um eine Größenordnung gesteigert werden.«

Sir Peter Mansfield

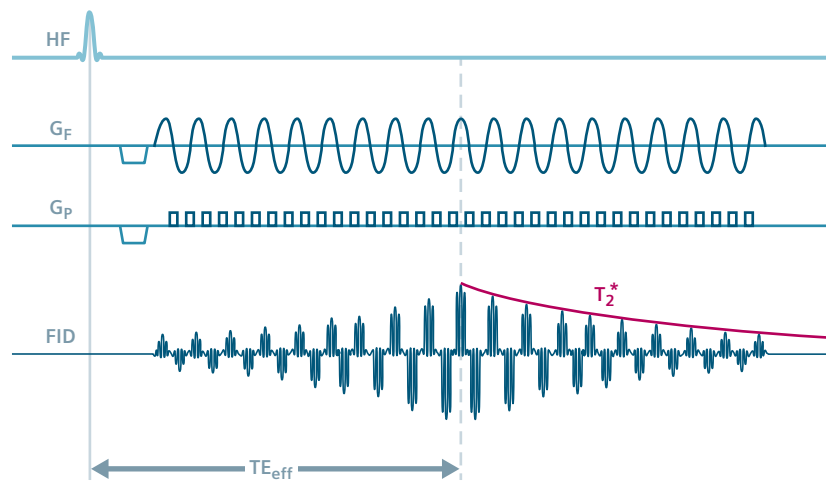
So funktioniert EPI

Ein Auslesegradient wird auf *bipolare* Weise geschaltet. Innerhalb des FID wird ein gesamter Echozug von ansteigenden und abfallenden Gradientenechos mit wechselnden Vorzeichen erzeugt. Die Anzahl der Gradientenechos ist der **EPI-Faktor**.

Wegen des schnellen T_2^* -Abfalls des FID bleiben zur Erzeugung der Echos nur etwa 100 ms Zeit. Daher wird das Auslesen auf 64 bis 256 Echos beschränkt.

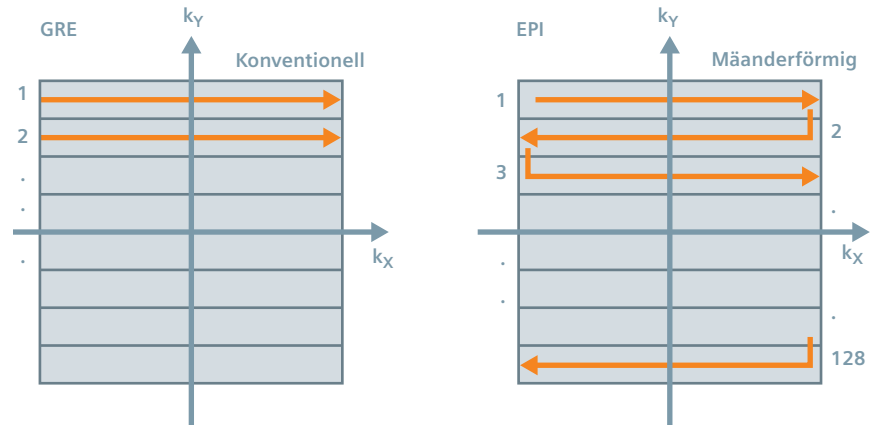
Die EPI-Matrix ist daher zwischen 64×64 und 256×256 groß, der EPI-Faktor beträgt entsprechend 64 bis 256.

Die effektive Echozeit TE_{eff} fällt mit dem Signalmaximum zusammen.



Um zur nächsten Rohdatenzeile zu wechseln, wird der Phasenkodiergradient kurz zwischen den einzelnen Gradientenechos (Echozeichen) geschaltet. Die Rohdatenmatrix wird im »Zick-Zack«, das heißt *mäanderförmig* gefüllt.

Auf diese Weise können mit EPI-Sequenzen diagnostische Bilder in nur 50 bis 100 ms aufgenommen werden. Diese Bilder sind völlig frei von Bewegungsartefakten. Daher eignet sich die EPI besonders für die Untersuchung dynamischer Vorgänge und zur diffusionsgewichteten Bildgebung, bei der Bewegung auf molekularer Ebene dargestellt wird.



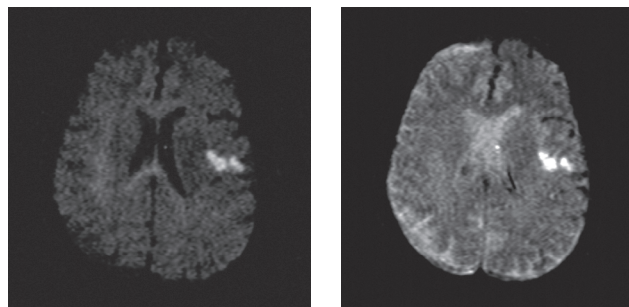
EPI für unterschiedliche Kontraste kombinieren

EPI ist im Grunde ein Auslesemodul, eine Art von »Zusatz« zu einer Pulssequenz. Die EPI-Methode lässt sich mit beliebig wählbaren Vorbereitungspulsen kombinieren (Spinecho, Inversion Recovery etc.). Auf diese Weise können wir mit EPI-Sequenzen verschiedene Kontraste erzielen. Da die Echos mit T_2^* abfallen, besitzen die Bilder einen T_2^* -gewichteten Anteil, der je nach Grundkontrast variiert. Als Einzelschuss-Methode weist EPI keinen T_1 -Kontrast auf.

EPI-FID-Sequenzen erzeugen einen guten T_2^* -Kontrast, der mit der Echozeit zunimmt.

EPI-Spinecho-Sequenzen verhalten sich wie konventionelle Spinecho-Sequenzen mit unendlich langer TR. Eine lange T_2 erzeugt scharfe Bilder. Bei Gewebe mit kurzem T_2 kann das Bild weniger scharf sein.

EPI-Diffusionssequenzen besitzen zusätzliche Diffusionsgradienten. Sie reagieren empfindlich auf molekulare Bewegung und zeigen die Diffusion von Wasser in Gewebe. Der Vorteil der EPI-Aufnahmen ist, dass Körperbewegungen, die bei konventionellen Sequenzen Artefakte erzeugen und den Diffusionskontrast überblenden würden, eingefroren werden.



Bildvergleich: Starker Diffusionskontrast (links), schwacher Diffusionskontrast (rechts)

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Die echoplanare Bildgebung ist eine der schnellsten Akquisitionstechniken. Es wird ein einziger Anregungspuls verwendet, um das gesamte Bild innerhalb eines Bruchteils einer Sekunde aufzunehmen – die gesamte Ebene mit einem »Schuss«. Der vollständige Echozug wird durch einen »Echozeichen«-Gradientenpuls erzeugt. Der EPI-Faktor (beispielsweise 128) definiert die Zunahme der Geschwindigkeit.

Die EPI-Methode kann mit Vorbereitungspulsen kombiniert werden, um unterschiedliche Kontraste zu ermöglichen (EPI SE, EPI-Diffusion etc.).

Eine Weiterentwicklung der echoplanaren Bildgebung ist die segmentierte EPI, eine Mehrschuss-Technik. Die Rohdatenmatrix wird Segment für Segment abgetastet.

RESOLVE ist eine spezielle Sequenz mit Segmentierung in Ausleserichtung.

Parallel messen

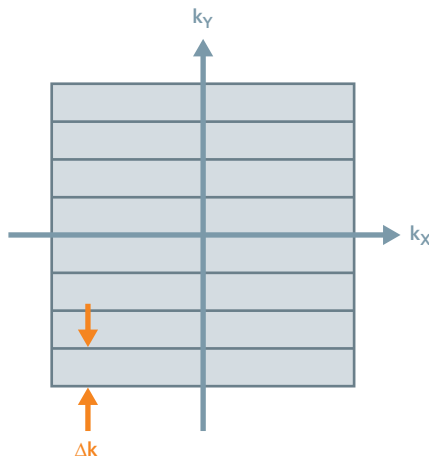
Parallele Datenaufnahme mit mehreren Spulen

Die Grenzen der konventionellen Phasenkodierung

Im Allgemeinen ist die Messzeit proportional zur Anzahl der Phasenkodierschritte. Übliche schnelle Pulssequenzen erfassen die Daten sequentiell. Sie füllen die Rohdatenmatrix (k-Raum) zeilenweise (ähnlich wie ein Faxgerät). Für jede einzelne Zeile ist die separate Anwendung von Gradientenpulsen erforderlich. Die maximalen Schaltraten der Gradienten stellen einen begrenzenden Faktor dar.

Beispiel: Um Bewegungsartefakte zu vermeiden, muss der Patient bei einer konventionellen Herzuntersuchung für jede Aufnahme etwa 20 Sekunden den Atem anhalten. Für Patienten mit schwerer Herzerkrankung ist dies oft sehr schwierig. Die bisher beschriebenen MR-Techniken stoßen hier an ihre Grenzen. Selbst die schnelle EPI-Technik ist nicht für alle Anwendungen geeignet.

Die MR-Bildgebung lässt sich durch parallele Akquisitionstechniken (PAT), bei denen Spulenarrays mit speziellen Nachverarbeitungsalgorithmen kombiniert werden, weiter beschleunigen.

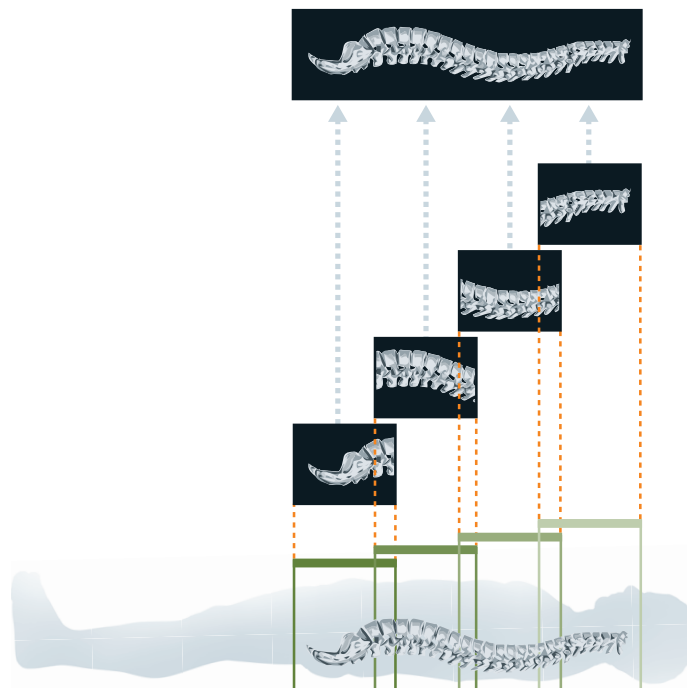


Arrays erzeugen den PAT-Faktor

Eine HF-Spule ist der Empfänger der MR-Signale. Angenommen, wir würden statt einer einzigen Spule so viele räumlich angeordnete Empfänger verwenden können, wie wir für die Auflösung in Phasenkodierichtung benötigen (in etwa vergleichbar mit der Arbeitsweise einer modernen Digitalkamera). Dann müssten wir eine Pulssequenz nicht wiederholen, sondern könnten vollständig auf die Phasenkodierung verzichten. Die Akquisitionszeit wäre erheblich verkürzt.

Bei den heutigen klinischen Methoden sind parallele Akquisitionstechniken, die mehrere Empfänger gleichzeitig verwenden (von 4 bis 64) im Einsatz. Diese Konfiguration von mehreren Spulenelementen wird **Arrayspule** genannt. Arrayspulen wurden bereits bei der *sequentiellen* Bildgebung verwendet.

Bei der parallelen Akquisitionstechnik dienen die Spulenelemente eines Arrays dazu, die Anzahl der Phasenkodierschritte zu verringern und damit die Messzeit zu verkürzen. Der Beschleunigungsfaktor wird PAT-Faktor genannt.



Das Prinzip der Array-Bildgebung: Mit der üblichen Arraytechnik werden für jedes Spulenelement (in unserem Beispiel sind es 4) separate Bilder erstellt. Diese Bilder werden anschließend zu einem Gesamtbild zusammengefügt. Auf diese Weise erzielt man eine größere Abdeckung des zu untersuchenden Körperbereichs, ohne die Messzeit zu ändern.



Spulenkodierung ergänzt Gradientenkodierung

Bei den parallelen Akquisitionstechniken wird das Spulenarray-Konzept angewendet. Gegenüber den üblichen Arraytechniken nutzen sie die geometrischen Eigenschaften der Arrayspulen.

Die räumliche Anordnung der einzelnen Spulenelemente liefert zusätzliche Informationen über die Herkunft der MR-Signale.

Wenn die Spulenelemente in Richtung der Phasenkodierung angeordnet sind, können wir diese zusätzliche Information nutzen, um auf einen Teil der zeitaufwändigen Phasenkodierschritte zu verzichten. Mit anderen Worten: Wir ergänzen die Ortskodierung über die Gradienten durch eine Kodierung über die Spulen.

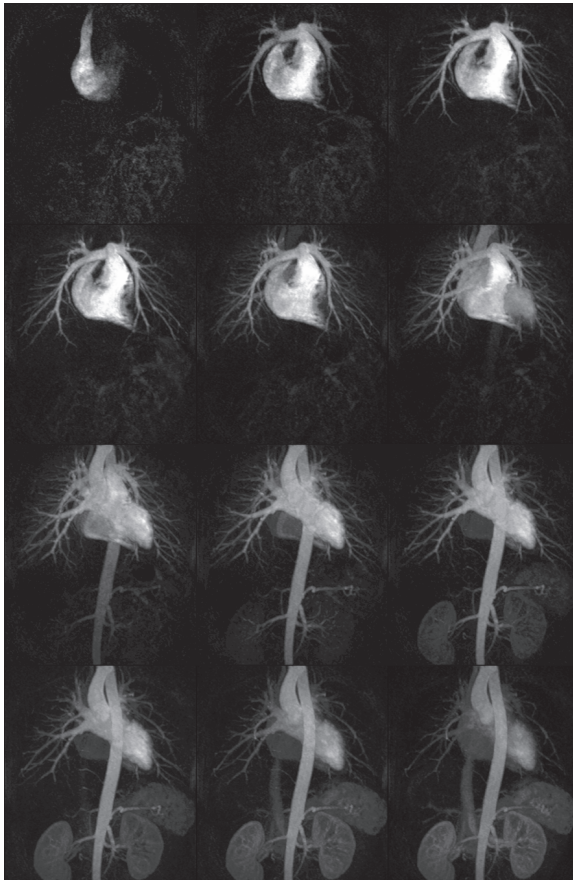
PAT ermöglicht entweder eine erhöhte Geschwindigkeit bei gleicher Bildauflösung oder eine höhere Auflösung bei gleicher Akquisitionszeit.

Eine kürzere Akquisitionszeit ist besonders wertvoll, wenn Zeit eine wichtige Rolle spielt (Herzbildgebung in Echtzeit, kontrastverstärkte Angiographie, Perfusionsmessungen).

EPI-Sequenzen, die durch parallele Bildgebung beschleunigt sind, nutzen kürzere Echozüge. Das Ergebnis ist eine verbesserte Bildqualität sowie weniger Verschmierungen und Verzerrungen im Bild.

Rekonstruktionsmethoden für parallele Bildgebung sind SENSE, GRAPPA oder CAIPIRINHA (siehe Band 2, *Magnete, Fluss und Artefakte*).

AUF DEN PUNKT GEBRACHT



Mit parallelen Akquisitionstechniken werden Phasenkodierschritte ausgelassen, wodurch die Messzeit um den PAT-Faktor verkürzt werden kann.

Bei der parallelen Bildgebung werden spezielle Arrayspulen und Rekonstruktionsalgorithmen (SENSE, GRAPPA, CAIPIRINHA) verwendet.

Dies entspricht im Prinzip der Aufnahme eines reduzierten Bildfelds in der konventionellen Bildgebung.

Dynamische
MR-Angiographie mit
paralleler Akquisition.
Jeder einzelne 3D-Datensatz
wurde in ca. zwei Sekunden
gemessen.

Northwestern University, Chicago,
Illinois



Höhere Feldstärker

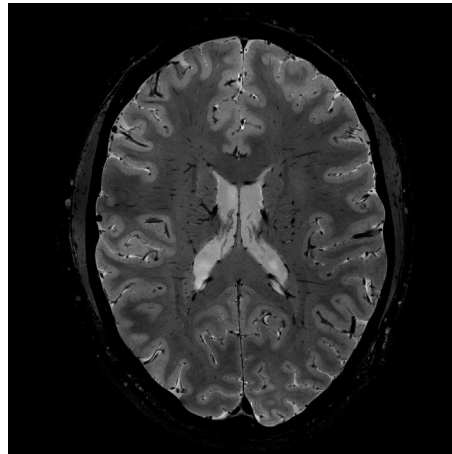
7 Tesla und mehr

Auswirkung der Magnetfeldstärke

Bei hohen Magnetfeldstärken sind mehr Informationen verfügbar, ermöglicht durch hohe räumliche und spektrale Auflösung oder durch Kontrastmechanismen, die bei zunehmender Feldstärke verbessert werden.

Der Hauptgrund für die Erhöhung der Feldstärke ist die Verbesserung des MR-Signals. Die Magnetisierung M nimmt proportional mit der Stärke des Magnetfelds zu.

Die Larmor-Frequenz ist proportional zur Feldstärke. Bei 7 Tesla präzedieren die Protonenspins mit einer Frequenz von 300 MHz. Die entsprechende Wellenlänge ist im Bereich der Abmessungen des menschlichen Körpers. Wie wir später sehen werden, hat dies Konsequenzen für die Anordnung der Pulssequenzen und die Spulenanordnung.



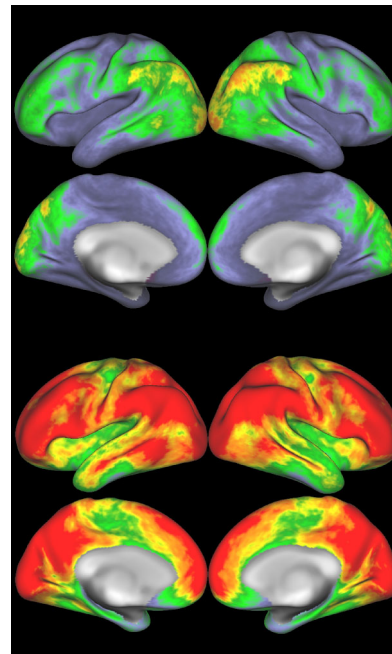
Ultrafeine anatomische Details des Gehirns

Leibniz-Institut für Neurobiologie (LIN), OvGU, Magdeburg,
Deutschland

Höheres Signal, besserer Kontrast

In der MR-Bildgebung hängt das Rauschen in Bildern nicht von der Feldstärke ab. Bei höherer Feldstärke erhöht sich das Signal, und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) verbessert sich. Verglichen mit 3 Tesla erhalten wir bei einem 7-Tesla-Scanner mehr als das doppelte SNR, was eine erheblich bessere Bildqualität bedeutet.

Einige Relaxationskonstanten unterscheiden sich bei 7 T gegenüber 3 T. Bei einigen Anwendungen führt dies zu einem besseren Kontrast. BOLD-Bildgebung profitiert beispielsweise von einem erhöhten SNR und gleichzeitig einem besseren BOLD-Kontrast. Bei einigen Anwendungen ist die Mittelung nicht mehr notwendig, und die Akquisitionszeiten werden erheblich verkürzt.



Karten des
Kontrast-zu-Rausch-
Verhältnisses im
Ruhezustand: niedrige
Werte (kalte Farben)
für 3 Tesla (oben),
höhere Werte (warme
Farben) für 7 Tesla
(unten)

Konsortium
The Human Connectome
Project. CMRR, Minnesota,
USA; Washington University
St.Louis, USA; Oxford
University, Großbritannien



Erhöhte Auflösung

Die stärkeren MR-Signale eines leistungsstärkeren Scanners können zur Aufnahme von Bildern im Submillimeter-Bereich verwendet werden.

Angenommen, wir reduzieren die Voxelgröße. Dann nimmt die Signalintensität ab, weil entsprechend weniger Protonen zur Signalstärke beitragen. Dies wird jedoch durch die höhere Feldstärke kompensiert. Bei 7 T ist es möglich, hochauflösende morphologische MR Bilder mit bis zu 0,2 mm isotroper Voxelgröße aufzunehmen.

Senden und Empfangen mit mehreren Kanälen

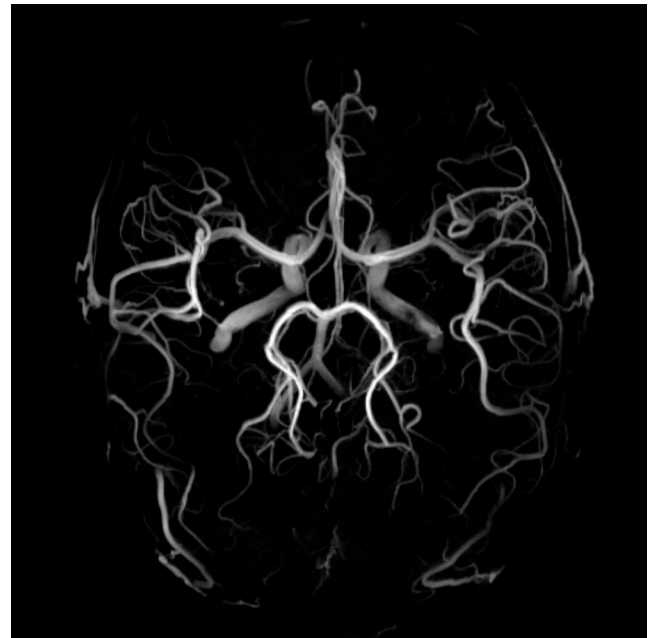
Die Herausforderungen im Zusammenhang mit stärkeren Feldern sind erhöhte Inhomogenität des HF-Felds (B_1 -Inhomogenität) und des statischen Magnetfelds (B_0 -Inhomogenität). Zusätzlich erhöht sich bei 7 T die vom menschlichen Körper absorbierte HF-Energie, quantitativ bestimmt durch die spezifische Absorptionsrate (SAR). Darüber hinaus wachsen andere unerwünschte Effekte, wie Suszeptibilitätsartefakte, mit der Feldstärke.

Erhöhte B_1 -Inhomogenität kann durch parallele Mehrkanal-Übertragung (pTx) behoben werden. Aufgrund der flexiblen Nutzung der Freiheitsgrade bei der Pulsanordnung kann das HF-Feld über eine vordefinierte Region homogenisiert und die SAR-Werte können erheblich verringert werden.

Suszeptibilitätseffekte können durch Nutzung von paralleler Bildgebung umgangen werden. Bei höheren Feldstärken kann ein höherer Beschleunigungsfaktor erzielt werden.

Gehirnangiographie mit 0,5 mm Auflösung

CMRR, Minnesota, USA





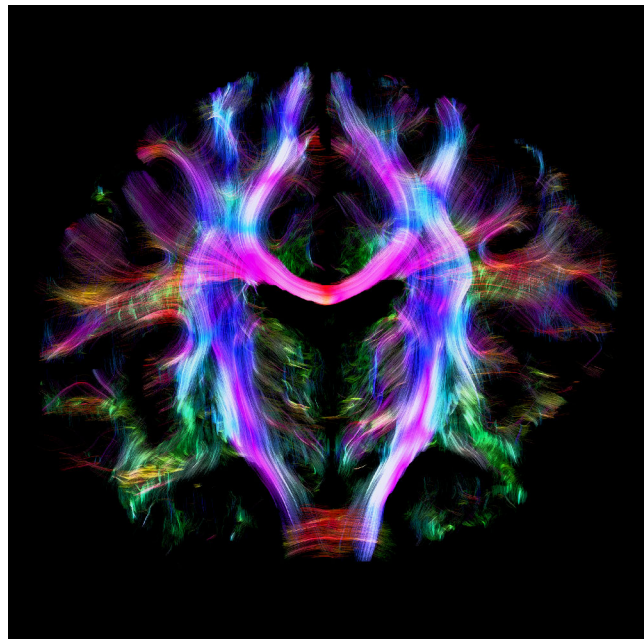
Klinische Vorteile höherer Feldstärken

Hochauflösende Bildgebung ermöglicht die Darstellung anatomischer Details und funktionaler Informationen, beispielsweise zur Analyse des Gewebestoffwechsels. Dadurch fallen Läsionen besser auf. Einige Beispiele aus einer Vielzahl von Anwendungen:

- Verbesserte Spektroskopie, funktionale Neurobildgebung (BOLD) oder diffusionsgewichtete Bildgebung
- Bildgebung ganz ohne Verwendung eines exogenen Kontrastmittels
Davon profitieren viele Anwendungen mit SNR-Einschränkungen im Körper, wie Angiographie oder Perfusion.
- Bildgebung von Kernen mit geringer MR-Empfindlichkeit (keine Wasserstoffkerne)

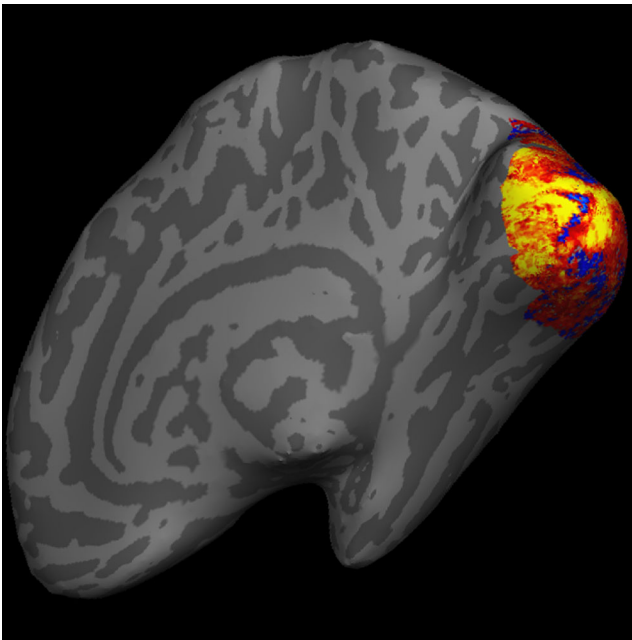
Transparente Fasern zeigen die Kreuzungen im Gehirn:
diffusionsgewichtete EPI mit 1 mm Auflösung

Max-Planck-Institut, Leipzig, Deutschland



Hochauflösende BOLD fMRI

MGH, Boston, USA





Hybridbildgebung

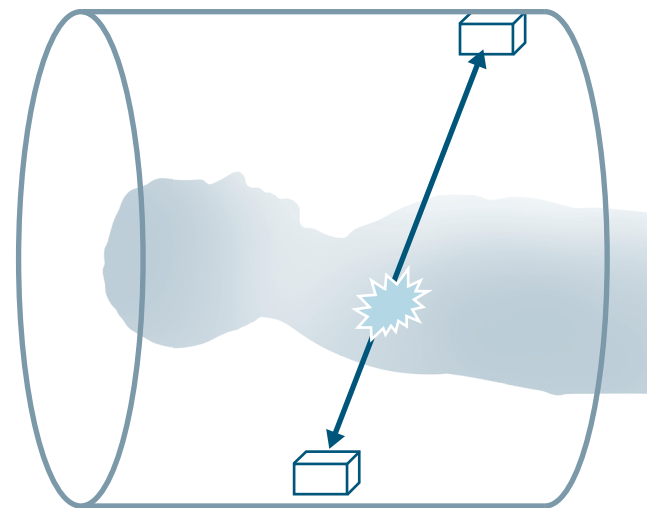
Bildgebungsmodalitäten kombinieren (MR-PET)

Was ist PET?

PET (Positronenemissionstomographie) ist ein Bildgebungsverfahren, das Gewebe mit erhöhter Stoffwechselaktivität – häufig ein Anzeichen für Tumore – lokalisieren kann. Das Gewebe kann indirekt durch Anhäufung von Metaboliten eines radioaktiven Tracers lokalisiert werden.

Wenn der Tracer zerfällt, sendet er ein Positron aus (das Antiteilchen eines Elektrons). Das Positron verliert Energie durch Interaktion mit dem umgebenden Gewebe. Je nach Endpunktenergie des verwendeten Tracers oder Isotops legt das Positron eine bestimmte Distanz zurück, bis es von einem Elektron vernichtet wird. Anschließend werden zwei Gammastrahlen aus energiereichen Photonen in beinahe entgegengesetzte Richtungen emittiert. Wenn ein Detektorpaar beide »back-to-back«-Photonen innerhalb eines bestimmten Zeitfensters registriert, wird ein Messstrahl (line of response, LOR) zwischen beiden Ereignissen gebildet und als »Koinzidenz« registriert.

Aus einer großen Anzahl von Koinzidenzen können dreidimensionale Bilder der Tracer-Verteilung im Körper berechnet werden.



Erkennung der Photonemission

Vorteile von MR-PET

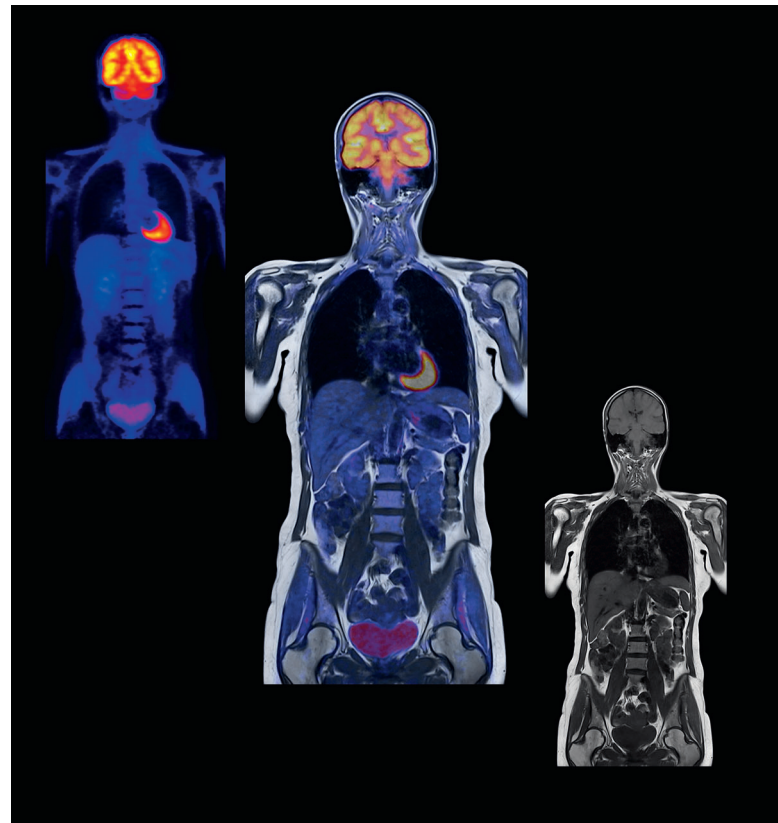
Vergleichen wir PET und MR-Bildgebung miteinander. Da die Erzeugung von PET-Signalen auf Ereignissen der Positronvernichtung basiert, sind die entstehenden Bilder vergleichsweise verrauscht und haben nur eine geringe räumliche Auflösung.

PET bietet jedoch Stoffwechseldetails, die mit der weniger empfindlichen MR-Bildgebung nicht erzeugt werden können. Dank der besseren Lokalisierung und höheren Auflösung fügt die MR strukturelle und zusätzliche funktionale Informationen zum Bild hinzu.

In dieser Hinsicht ergänzen sich PET und MR sehr gut. Trotz der Belastung durch ionisierender Strahlung werden alle diagnostische Informationen beibehalten.

PET (links), überlagertes Bild und MR-Bild (rechts)

ZEMODI, Bremen, Deutschland



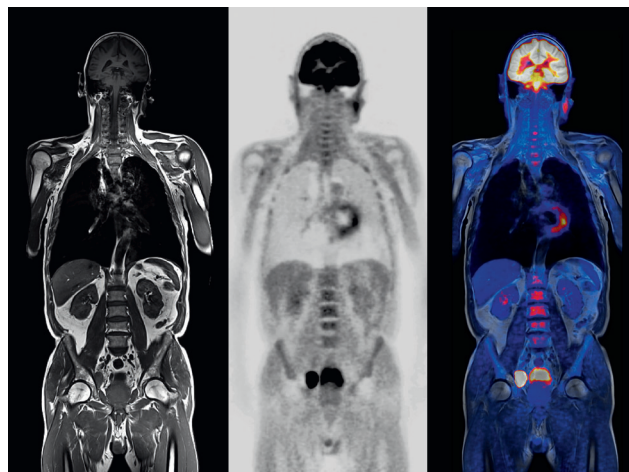
Zusammenspiel von MR und PET

Wie funktionieren diese Modalitäten in Kombination?

MR kann die PET-Leistung aufgrund des hohen Magnet- und HF-Felds beeinträchtigen. Die MR-Bildqualität kann wiederum durch HF-Rauschen, das durch die PET-Elektronik entsteht, oder durch Magnetfeld-Inhomogenitäten beeinträchtigt werden.

Eine Herangehensweise ist die sequenzielle Akquisition. PET- und MR-Bilder werden separat verarbeitet und anschließend aufeinander gepasst. In diesem Fall erfolgt keine gegenseitige Störung. Die sequenzielle Bildgebung beinhaltet jedoch das Risiko, dass der Patient sich zwischen zwei Untersuchungen ungewollt bewegt. Das erhöht das Risiko lokaler Abweichungen in der Ausrichtung. Zudem ist die Untersuchung zeitaufwändig.

Diese Nachteile werden durch die gleichzeitige Aufnahme von PET- und MR-Bildern während identischer (funktionaler) Zustände behoben.



Ganzkörperbilder: MR (links), PET mit Schwächungskorrektur, MR/PET überlagert (rechts)

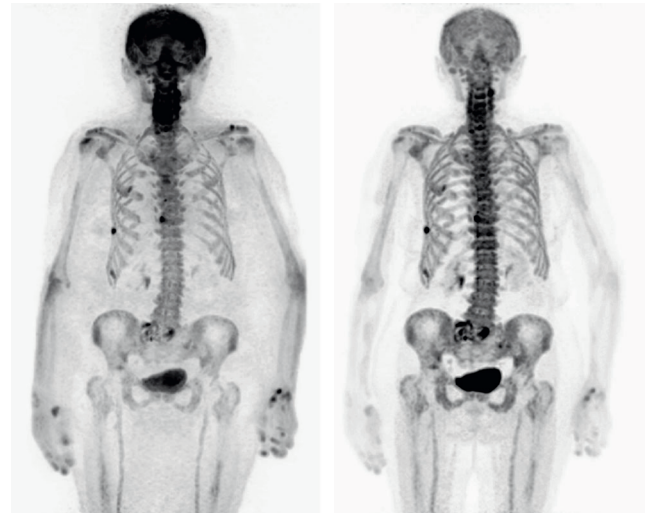
ZEMODI, Bremen, Deutschland

Abschwächung des PET-Signals

Das Signal der emittierten Photonen wird von Material oder Gewebe abgeschwächt. Beispielsweise schwächen HF-Spulen, die Patientenliege oder der Patient (Weichteilgewebe, Luft oder Knochen) das PET-Signal.

Daher ist für eine artefaktfreie PET-Bildgebung eine Korrektur der akquirierten PET-Daten erforderlich. Dies erfolgt mit speziell nachbearbeiteten MR-Bildern, die **Schwächungskorrekturkarten** (AC-Karten) genannt werden. Mithilfe solcher AC-Karten ist es möglich, korrigierte PET-Bilder zu erzeugen.

Obwohl Bilder mit Schwächungskorrektur im Allgemeinen zuverlässiger sind, führt der Korrekturvorgang selbst zu Artefakten. Daher werden sowohl korrigierte als auch nicht korrigierte Bilder immer zusammen rekonstruiert. Für eine geeignete Diagnose müssen auch die nicht korrigierten Bilder geprüft werden.



Ganzkörper-PET-Bilder: nicht korrigiert (links),
mit Schwächungskorrektur (rechts)

ZEMODI, Bremen, Deutschland

Referenzen

- A. Abragam. *The Principles of Nuclear Magnetism*. Clarendon Press, Oxford, 1961
- F. Bloch. Nuclear Induction. *Phys. Rev.* 70:460, 1946
- S. Brandt, H. D. Dahmen. *The Picture Book of Quantum Mechanics*. 4. Ausgabe. Springer, New York, 2012
- R. W. Brown, Y. N. Cheng und E. M. Haacke. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design*. 2. Ausgabe. Wiley & Sons, Hoboken, NJ, 2014
- C. Cohen-Tannoudji, B. Diu und F. Laloë. *Quantum Mechanics*. 2 Bände. Wiley-VCH, Weinheim, 1992
- A. H. Compton. The magnetic electron. *J. Franklin Institute* 192(2):145, 1921
- R. Damadian. Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance. *Science* 171:1151, 1971
- M. J. Dawson. *Paul Lauterbur and the Invention of MRI*. MIT Press, Cambridge, MA, 2013
- R. R. Ernst. Nuclear Magnetic Resonance Fourier Transform Spectroscopy. Vortrag zur Nobelpreisverleihung, 1992
- R. R. Ernst, W. A. Anderson. Application of Fourier Transform Spectroscopy to Magnetic Resonance. *Rev. Sci. Instrum.* 37:93, 1966
- M. Faraday. Experimental Researches in Electricity. *Phil. Trans. R. Soc. Lond.* 122:125, 1832
- J. B. J. Fourier. *Théorie de la chaleur*. Didot, Paris, 1822. engl.: *The Analytical Theorie of Heat*. Cambridge University Press, Cambridge UK, 1878
- W. Gilbert. *De magnete*. Short, London, 1600. engl.: *On The Loadstone and Magnetic Bodies*. Quaritch, London, 1893
- E. L. Hahn. Spin Echoes. *Phys. Rev.* 80(4):580, 1950
- E. L. Hahn. Free Nuclear Induction. *Physics Today* 6(11):4, 1953
- J. Hennig, A. Nauwerth und F. Friedburg. RARE Imaging: A Fast Imaging Method for Clinical MR. *Magn. Reson. Med.* 3:823, 1986
- J. Hennig. Ultra high-field MR: useful instruments or toys for the boys? *Magn. Reson. Mater. Phy.* 21:1, 2008
- D. I. Hoult, B. Bhakar. NMR Signal Reception: Virtual Photons and Coherent Spontaneous Emission. *Concepts Magn. Reson.* 9:277, 1997
- J. Larmor. A Dynamical Theory of the Electric and Luminiferous Medium. Part III. *Philos. Trans. R. Soc. Lond.* 190:205, 1897
- P. C. Lauterbur. Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance. *Nature* 242:190, 1973
- P. C. Lauterbur. All Science is Interdisciplinary—From Magnetic Moments to Molecules to Men. Vortrag zur Nobelpreisverleihung, 2003
- M. H. Levitt. *Spin Dynamics: Basics of Nuclear Magnetic Resonance*. 2. Ausgabe. Wiley & Sons, Chichester, 2008
- Z. P. Liang und P. C. Lauterbur. *Principles of Magnetic Resonance Imaging: A Signal Processing Perspective*. IEEE Press, New York, 1999

P. Mansfield, P. K. Grannell. NMR Diffraction in Solids?
J. Phys. C: Solid State Phys. 6:L422, 1973

P. Mansfield. Snap-Shot MRI. Vortrag zur
Nobelpreisverleihung, 2003

P. Mansfield. *The Long Road to Stockholm: The Story of
Magnetic Resonance Imaging*. Oxford University Press, 2013

Interview mit Sir Peter Mansfield. Nobel Media AB 2014.
<http://www.nobelprize.org/mediaplayer/index.php?id=554>

M. Munowitz. *Coherence and NMR*. Wiley & Sons, New York,
1988

E. M. Purcell, H. C. Torrey und R. V. Pound. Resonance
Absorption by Nuclear Magnetic Moments in a Solid. *Phys.
Rev.* 69:37, 1945

E. M. Purcell. Research in Nuclear Magnetism. Vortrag zur
Nobelpreisverleihung, 1952

I. I. Rabi, S. Millman, P. Kusch und J. R. Zacharias. The
Molecular Beam Resonance Method for Measuring Nuclear
Magnetic Moments. *Phys. Rev.* 55:526, 1939

I. I. Rabi, N. F. Ramsey und J. Schwinger. Use of Rotating
Coordinates in Magnetic Resonance Problems. *Rev. Modern
Phys.*, 26(2):167, 1954

V. M. Runge, W. R. Nitz, M. Trelles und F. L. Goerner.
The Physics of Clinical MR Taught Through Images.
3. Ausgabe. Thieme, Stuttgart, 2014

C. P. Slichter. *Principles of Magnetic Resonance*. 3. Ausgabe.
Springer, Heidelberg, 1990

S. I. Tomonaga. *The Story of Spin*. University of Chicago Press,
1997

Bildnachweis:

Titelbild: Visualisierung von DTI-Daten, Detaildarstellung
einer axialen Schicht des menschlichen Gehirns. Datensatz:
Gordon Kindlmann, Scientific Computing and Imaging
Institute, Universität Utah und Andrew Alexander, W.M. Keck
Laboratory for Functional Brain Imaging and Behaviour,
Universität Wisconsin, Madison.

Seite 10-11: Bar magnet with iron filings, Awe Inspiring
Images, fotolia.com

Seite 25-25: Roulette wheel in motion, fergregory,
fotolia.com

Seite 184-185: Landeanflug, Stefan Lenz, fotolia.com

Index

180-Grad-Puls 44
 3D-Bildgebung 190
 90-Grad-Puls 44

A

Abschirmung
 Aktiv 61
 Addition
 Vektoren 14
 Aktive Abschirmung 61
 Anstiegsrate 103
 Arrayspule 207
 Atomare Teilchen 30
 Auslesegradient 123
 siehe auch Frequenzkodier-
 gradient 113

B

Bandbreite 101
 Bildfeld (siehe auch FOV) 172
 Block 190

C

CNR 166

D

Dephasierung 127
 Diffusionssequenzen (EPI) 204

E

Echozeit TE 90
 Echozug 196
 Echte Inversion Recovery 147
 Effektive Echozeit TE_{eff} 196, 202
 Einzelschuss-Methode 200
 Elementarmagnete 8
 Ensemble 21
 EPI (echoplanare Bildgebung)
 Diffusionssequenzen 204
 FID-Sequenzen 204
 Spinecho-Sequenzen 204
 EPI-Faktor 202
 Ernst-Winkel 150
 Exponentielle Vorgänge 68

F

Faradayscher Käfig 63
 Feldgradient
 Magnetisch 98
 Feldlinien 10
 Feldstärke 10
 FID 49
 FISP 154
 FLASH 152
 FOV (Bildfeld) 172
 Matrixgröße 173
 Rechteckiges FOV 178
 Freier Induktionsabfall 49
 Frequenz 26
 Bandbreite 101
 Frequenzkodiergradient G_F 113
 Frequenzkodierung 113

G

Gradientenecho 127
 Gradientenspulen 104
 Gradientenverstärker 102
 G_S (Schichtselektions-
 gradient) 100, 121

H

Halb-Fourier

k-Raum 180

SNR 181

Hertz 26

HF-Puls

180 Grad 44

90 Grad 44

Homogenes Magnetfeld 10

I

Inhomogenes Magnetfeld 86

Inversion Recovery-Sequenz 142

Inversionszeit T_I 142

K

Kernspin 30

Kippwinkel 44

Komponenten

Vektoren 15

Kontrast 132, 159

Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis 166

Koordinatensystem 15

xy-Ebene 34

z-Achse 34

k-Raum 116, 177

Halb-Fourier 180

Partial-Fourier 181

L

Längsmagnetisierung M_z 45

Längsrelaxation 74

Larmor-Frequenz 28

M

Magnetfeld

Homogen 10

Inhomogenes 86

Statisch 10

Magnetfeldgradient 98

Magnetfeldlinien 10

Magnetfeldstärke 10

Magnetisierung 22

Matrix 170

Reduzierte Matrix 176

Matrixgröße 108

Mehrschichtsequenz 188

Mittlere Rohdaten 118

MR-Signal 48

M_{xy} (Quermagnetisierung) 45

M_z (Längsmagnetisierung) 45

O

Ortsfrequenz 116

P

Partial-Fourier 181

Partitionen 190

parts per million, Millionstel 33

PAT-Faktor 207

Pfeil

Darstellung von Vektoren 14

Phase 27

Phasenkodiergradient G_p 114, 122

Phasenkodierschritte 115

Phasenkodierung 114

Pixel

Pixelgröße 173

Präzession 17

Protonendichte 32, 134

Q

Quermagnetisierung M_{xy} 45

Querrelaxation 81

R

Rauschen 160
 Relaxation 66
 Repetitionszeit TR 120, 133
 Rephasierung 127
 Resonanz 41
 Rohdaten 109
 Am Rand 118
 Mitte 118
 Rohdatenmatrix 115

S

SAR (spezifische Absorptionsrate) 62
 Schicht 101
 Schichtdicke 100
 Schichten
 Schräg 105
 Schichtposition 100
 Schichtselektionsgradient G_S 100, 121
 Schräge Schichten 105
 Signal 158
 Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis 166
 Rauschen 160
 Signaldifferenz 167
 Signalintensität 162
 Signal-zu-Rausch-Verhältnis 161

Sinuskurve 26
 Slew Rate 103
 SNR 161
 Spezifische Absorptionsrate (SAR) 62
 Spinecho 90
 Spinensemble 21
 Spins
 Dephasierung 127
 Rephasierung 127
 SR (Slew Rate) 103
 Statisches Magnetfeld 10
 Steady-State 150
 Streufeld 60

T

T_1 (Längsrelaxation) 74
 T_1 -gewichtetes Bild 138
 T_2 (Querrelaxation) 81
 T_2 -gewichtetes Bild 136
 TE (Echozeit) 90
 TE_{eff} (effektive Echozeit) 196, 202
 Teilvolumeneffekt 163
 TI (Inversionszeit) 142
 TR (Repetitionszeit) 120
 Turbofaktor 196

V

Vektoren
 Addition 14
 Darstellung 14
 Komponenten 15
 Vorbereitungspuls 142
 Voxel 21

X

xy-Ebene
 Koordinatensystem 34

Z

z-Achse
 Koordinatensystem 34
 Zeitkonstante 70



Siemens Healthineers Hauptsitz

Siemens Healthcare GmbH

Henkestr. 127

91052 Erlangen

Deutschland

Telefon: +49 9131 84-0

siemens-healthineers.com

Juristischer Hersteller

Siemens Healthcare GmbH

Henkestr. 127

91052 Erlangen

Deutschland