



Maria-Theresia-Gymnasium München

Oberstufenjahrgang 2012-2014
Facharbeit im W-Seminar Biophysik

Kernspintomographie

–
Aufbau, Funktion, Auswertung, Experiment zum Spin

Daniel Schubert

12. November 2013

Kursleiter: StD Fleckenstein
StRin Laubmann

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Grundlagen	2
2.1	Geschichte	2
2.2	Spin	3
2.2.1	Grundlagen der Quantenmechanik und kurze Geschichte	3
2.2.2	Physik des Spins	3
2.2.3	Auswirkungen des Spins im Magnetfeld	4
2.2.4	Einstein-de-Haas-Experiment: Beweis des Drehimpulses	4
2.3	Präzession	5
2.3.1	Physikalische Erklärung	5
2.3.2	Präzession von Elementarteilchen im Magnetfeld (Larmorpräzession)	6
3	Kernspintomographie	8
3.1	Aufbau des Geräts	8
3.1.1	Hauptmagnet	8
3.1.2	Shimspulen	10
3.1.3	Gradientenspulen	10
3.1.4	Anregungsspulen	10
3.1.5	Empfangsspulen	11
3.2	Anregung und Relaxation	11
3.2.1	T_1 , Spin-Gitter-Relaxation	12
3.2.2	T_2 , Spin-Spin-Relaxation	12
3.3	Anregungstechniken	13
3.4	Verlauf der Messung	14
3.4.1	Auswahl einer einzelnen Schicht	14
3.4.2	Ortskodierung	14
3.4.3	Auslesen	15
3.4.4	Bildgebungssequenzen und Parameterwichtung	16
3.5	Ergebnisinterpretation	18
3.5.1	Bildgewinnung (Informatik)	18
3.5.2	Bildinhalte	18
3.6	Vergleich zu anderen Verfahren	19
	Glossar	20

1 Einleitung

Gerade in der Medizin gewinnt die zerstörungsfreie Betrachtung des Inneren von Objekten immer mehr an Bedeutung. Das wohl bekannteste Beispiel für ein solches Verfahren ist das Röntgen bei einem Knochenbruch. Wie bei den meisten dieser Methoden wird hier mit Strahlung gearbeitet, die den Körper durchdringt und in verschiedenen Schichten unterschiedlich stark absorbiert wird.

Die Kernspin- oder Magnetresonanztomographie (MRT) unterscheidet sich hiervon in zwei wesentlichen Punkten. Einerseits werden statt hochenergetischer Strahlung Radiowellen und starke Magnetfelder eingesetzt, wodurch die Gefahren, besonders für Langzeitschäden, geringer sind. Andererseits bildet sie das Objekt auf eine völlig andere Art ab, was vielfältigere Beobachtungsmöglichkeiten bietet. Während bei den meisten anderen Verfahren letztendlich ein Bild der Absorptionsstärke entsteht, kann man mit der MRT die Verteilung von Wasserstoffatomen und teilweise sogar den Stoff, in dem sich diese befinden, bestimmen.

Heute ist die Magnetresonanztomographie allgegenwärtig, ein solches Gerät findet sich an den meisten Kliniken und in speziellen Praxen. Auch in der medizinischen Forschung sind sie unverzichtbar. Ein wichtiges Beispiel ist hierbei die Gehirnforschung, da anhand der Wasserverteilung stark durchblutete Hirnregionen beobachtet und damit Rückschlüsse auf deren Funktion oder die Auswirkungen von Reizen gezogen werden können. Diese vielfältigen und beeindruckenden Anwendungsmöglichkeiten lassen einen leicht vergessen, wie tiefgreifend die dahinterstehende Physik ist.

Diese Facharbeit soll dem Leser einen kurzen Einblick in die Grundlagen, sowie die Funktionsweise der Kernspintomographie geben. Dabei wird insbesondere Wert auf die Bedeutung des Spins und den Verlauf der Messung gelegt. Zum Ende hin soll diese Untersuchungsmethode mit ihren Vorteilen und Nachteilen mit anderen verglichen werden, sowie die Möglichkeit kombinierter Untersuchungen aufgezeigt werden.

2 Grundlagen



Abb. 1: Ein MRT-Gerät mit zur Wartung eingelegtem Dummy.

2.1 Geschichte

Die Grundlagen der MRT wurden erst in den letzten 70 Jahren entdeckt.

1896 wurde der Zeeman-Effekt, verursacht durch den Elektronenspin, beobachtet.

1946 gelang es Edward Mills Purcell und Felix Bloch gleichzeitig, die Kernspinresonanz zu beobachten. Ihre Methoden sind auch heute noch als MR-Spektroskopie eine der wichtigsten Untersuchungsmethoden der Struktur von chemischen Verbindungen.

In den 1950er Jahren wurden weitere grundlegende Methoden, wie der 90° -Puls, entwickelt, und damit die Unterscheidung zwischen longitudinaler und transversaler \rightarrow Relaxation möglich gemacht.

Als 1973 die \rightarrow Röntgen-Computertomographie (CT) entwickelt wurde, gab es schon im selben Jahr erste Versuche der Bildgebung mittels Magnetresonanz (MR), die noch auf dem gleichen Verfahren wie die \rightarrow CT beruhte.

1975 kam die Idee auf, die Bilder mittels \rightarrow Frequenz- und \rightarrow Phasenkodierung zu erzeugen, was deutlich kürzere Aufnahmezeiten ermöglicht.

1980 wurde diese Methode erstmals eingesetzt um den menschlichen Körper abzubilden. Die benötigte Zeit pro Bild betrug damals noch etwa 5 Minuten, konnte jedoch bereits bis 1986 auf rund 5 Sekunden, und bis heute auf 30 ms reduziert werden.

1986 wurde auch die MR-Mikroskopie entwickelt, mit der kleine Proben mit \rightarrow Voxel-Größen von $100 \mu\text{m}$ untersucht werden können; 2004 gelang es sogar, den Spin eines einzelnen Elektrons zu beobachten.¹

¹Rugar u. a., „Single spin detection by magnetic resonance force microscopy“.

1992 wurde die funktionelle MRT entwickelt. Mit dieser kann man die Regionen des Gehirns untersuchen und den entsprechenden Funktionen zuordnen.²

2.2 Spin

Im Bereich der Quantenmechanik werden einzelne Teilchen durch ihre Quantenzahlen beschrieben. Eine dieser Quantenzahlen ist der Spin, er lässt sich anschaulich wie eine makroskopische Drehung beschreiben. Als quantenmechanische Eigenschaft kann der Spin nur \rightarrow diskrete Werte annehmen. Er kann für ein Teilchen $2j + 1$ verschiedene Werte annehmen, wobei j die Spinzahl des Teilchens ist. Diese Werte sind $-j, -(j - 1), [\dots], j - 1, j$.

2.2.1 Grundlagen der Quantenmechanik und kurze Geschichte

Viele Spektrallinien einzelner Gase weisen feine Aufspaltungen auf, wenn sich das Gas im Magnetfeld befindet (Zeeman-Effekt). Im Jahr 1925 ließen sich Aufspaltungen ungerader Zahl über die \rightarrow Richtungsquantelung des Bahndrehimpulses der Elektronen erklären. Da der Bahndrehimpuls nur ganze Werte annehmen kann, ergeben sich bei einem Wert von 2 beispielsweise 5 Aufspaltungen: $-2, -1, 0, 1, 2$. Doch es ließen sich vielfach auch geradzahlige Aufspaltungen beobachten. Samuel Goudsmith und George Uhlenbeck kamen in diesem Jahr auf die Idee des Elektronenspins, die sie mit Glück und dank ihrer Neuinterpretation des Wasserstoffspektrums auch verbreiten konnten. Die Erklärung für den Faktor 2 des \rightarrow gyromagnetischen Verhältnisses (siehe 2.2.2) wurde erst kurz später in der relativistischen Quantenmechanik gefunden. Über den Elektronenspin, der ja $\frac{1}{2}$ beträgt, lassen sich dann beliebige geradzahlige Aufspaltungen durch Kombination der zwei Möglichkeiten der Spinausrichtung des Elektrons mit denen des Bahndrehimpulses erklären.³

2.2.2 Physik des Spins

Der Spin lässt sich nicht nur für die Elementarteilchen bestimmen, sondern auch für zusammengesetzte Teilchen, wie Protonen, Atome oder auch ganze Moleküle. Bei diesen ist er die Summe der Spins der Elementarteilchen plus die Summe deren Bahndrehimpulse.

Die Spinzahl ist eine feste, unveränderliche Größe für jede Teilchenart, sie wird in Vielfachen des reduzierten Planckschen Wirkungsquantums \hbar gemessen und ist \rightarrow diskret. Über den Spin lassen sich so auch zwei grundsätzliche Teilchenarten unterscheiden, die Bosonen mit ganzzahligem und die Fermionen mit halbzahligem Spin. Die Fermionen gehorchen im Gegensatz zu den Bosonen dem Pauli-Prinzip, das keine zwei Teilchen in identischem Zustand zulässt. Da Elektronen (wie auch Protonen) nur die Werte $+\frac{1}{2}$ und $-\frac{1}{2}$ annehmen können, sind maximal 2 davon in einem Orbital eines Atoms erlaubt. Dadurch werden weitere Elektronen in andere Schalen gezwungen und letztendlich Materie aufgebaut.

²Hornak, *The Basics of MRI*.

³Goudsmith, *The discovery of the electron spin*.

Drei Generationen der Materie (Fermionen)				
	I	II	III	
Masse	2,4 MeV	1,27 GeV	171,2 GeV	0
Ladung	$\frac{2}{3}$	$\frac{2}{3}$	$\frac{2}{3}$	0
Spin	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	0
Name	u up	c charm	t top	γ Photon
				H Higgs Boson
Quarks	4,8 MeV	104 MeV	4,2 GeV	0
	$-\frac{1}{3}$	$-\frac{1}{3}$	$-\frac{1}{3}$	0
	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	1
	d down	s strange	b bottom	g Gluon
Leptonen	<2,2 eV	<0,17 MeV	<15,5 MeV	91,2 GeV
	0	0	0	0
	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	1
	ν_e Elektron-Neutrino	ν_μ Myon-Neutrino	ν_τ Tau-Neutrino	Z ⁰ Z Boson
	0,511 MeV	105,7 MeV	1,777 GeV	80,4 GeV
	-1	-1	-1	± 1
	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{2}$	1
	e Elektron	μ Myon	τ Tau	W [±] W Boson

Abb. 2: Das Standardmodell mit Fermionen links in lila und grün, sowie Bosonen rechts in rot und gelb

Da die zu untersuchenden Objekte folglich nur aus Fermionen bestehen, sind auch nur diese für die Kernspintomographie relevant. Das Proton, als zusammengesetztes Fermion ist das bedeutendste Teilchen für die Kernspintomographie; die dabei wichtigen Effekte sollen jedoch der Verständlichkeit halber erst am Elektron erklärt werden. Da das Elektron neben dem Spin auch eine Ladung besitzt, die somit „mitrotiert“, entsteht wie in einer Spule, durch die Strom fließt, ein magnetischer Dipol. Dieser ist mit der Spinrichtung gekoppelt, d.h. beide zeigen stets in die gleiche Richtung. In Zeichnungen wird diese oft mit Pfeilen angegeben. Tatsächlich ist die Stärke des entstehenden Feldes um das \rightarrow gyromagnetische Verhältnis größer als erwartet.

2.2.3 Auswirkungen des Spins im Magnetfeld

Wird ein Elektron in ein Magnetfeld gebracht, so kommt es zu bestimmten Effekten. Die \rightarrow Richtungsquantelung, durch die der Spin, egal von wo aus er betrachtet wird, immer $+\frac{1}{2}$ oder $-\frac{1}{2}$ beträgt, bezieht sich auch auf den Dipol, der ja mit der Spinrichtung gekoppelt ist. Dadurch entstehen zwei Energiezustände im Magnetfeld: Wenn der Dipol in Richtung des Feldes betrachtet in die gleiche Richtung wie das Magnetfeld zeigt, ist der Zustand von niedrigerer Energie, als wenn er ihm entgegen gerichtet ist. Wechselt ein Teilchen zwischen diesen beiden Zuständen, so bezeichnet man dies als „umklappen“. Befinden sich viele solcher Spins im Magnetfeld, so stellt sich ein Gleichgewicht zwischen den beiden Zuständen ein, wobei bei Raumtemperatur ein kleiner Überschuss im niedrigeren Zustand ist. Je niedriger die Temperatur ist, desto größer wird diese Differenz. Auch bei einem stärkeren Magnetfeld wird der Unterschied größer. Nur dieser Überschuss der Teilchen ist für die magnetresonanztomographischen Messungen relevant.

Für Elementarteilchen lassen sich interessanterweise auch die Kreiselsätze anwenden, so kann ein Teilchen mit Spin wie ein Kreisel, der sich dreht, interpretiert werden. Für dieses Modell kann auch die \rightarrow Richtungsquantelung außer Acht gelassen werden, man stellt sich das Teilchen hier wie einen Stabmagneten vor, der im Magnetfeld rotiert.

2.2.4 Einstein-de-Haas-Experiment: Beweis des Drehimpulses

Mit dem Einstein-de-Haas-Versuch lässt sich beweisen, dass der Spin tatsächlich einen echten physikalischen Drehimpuls besitzt. Verantwortlich für den Effekt ist der Elektronenspin, der auch dem Ferromagnetismus zugrunde liegt. Die Idee hierbei ist, dass sich die Spins innerhalb eines ferromagnetischen Körpers entlang eines äußeren Magnetfeldes ausrichten, und sich ihre Drehimpulse zu einem gemeinsamen, messbaren Impuls addieren.

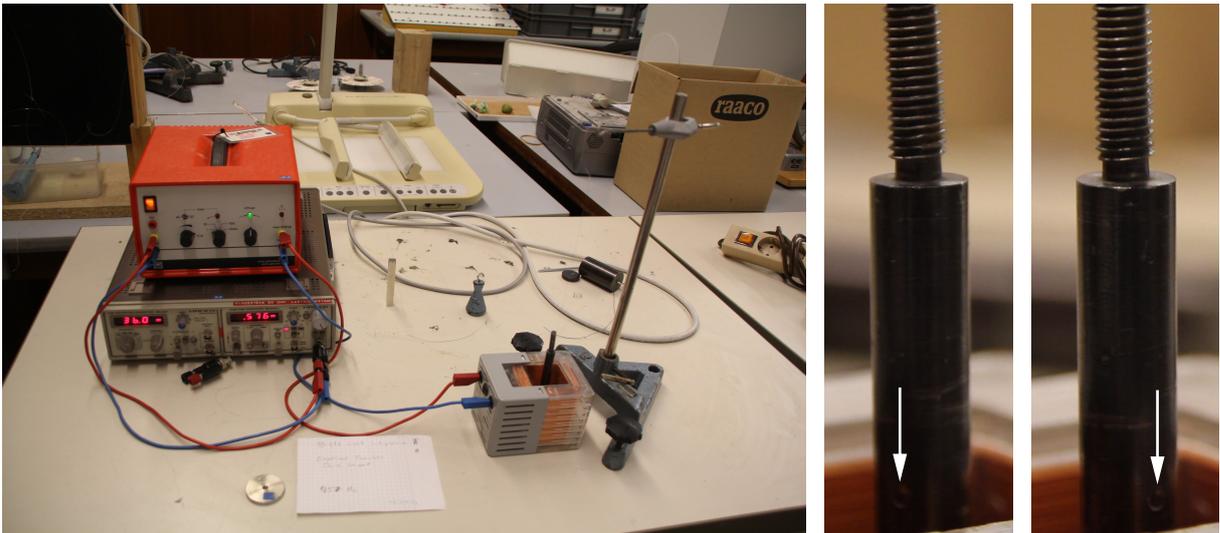


Abb. 3: Links: Übersicht Einstein-de-Haas-Experiment (Links unten: Sinusgenerator; darüber: Verstärker; rechts: Spule mit hineingehängtem Metallstab)
 Rechts: Beobachtete Maximalausschläge des Stabes; Der Pfeil zeigt jeweils auf die gleiche Stelle des Stabes

Für den Versuch wurde folgender Aufbau verwendet, wie er in Abb. 3 zu sehen ist: An einem Torsionsdraht befestigt, wird ein ferromagnetischer Stab in einen Elektromagneten gehängt. Wird der Stab angedreht, so pendelt er. Die Frequenz dieser Bewegung lässt sich einfach bestimmen; bei meiner Durchführung war diese 0,57 Hz. Nun wird an den Elektromagneten eine Wechselspannung mit exakt dieser Frequenz angelegt. Die Spins, die vorher ungerichtet sind und daher den Gesamtdrehimpuls 0 haben, richten sich im Magnetfeld aus. Aufaddiert haben sie nun einen nennenswerten Gesamtdrehimpuls größer 0. Da durch den Drehimpulserhaltungssatz die Summe jedoch 0 bleiben muss, dreht sich der ganze Körper makroskopisch in die Gegenrichtung. Diese Auslenkung ist nur sehr klein. Da sie jedoch in der Resonanzfrequenz des Stabes geschieht, wird dessen Drehung deutlich sichtbar, wie auf den Detailbildern der Abbildung 3 erkennbar ist. Hätten die Spins keinen echten Drehimpuls dürfte sich das Pendel nicht drehen, da es rotationssymmetrisch ist.

2.3 Präzession

2.3.1 Physikalische Erklärung

Die Präzession ist neben der Stabilität der Kreiselachse das zweite der sogenannten Kreiselgesetze. Sie sorgt dafür, dass ein Spielzeugkreisel zu tänzeln beginnt.

Eine Kraft, die den Kreisel senkrecht zur Rotationsachse drehen möchte, bewirkt erstaunlicherweise ein Ausweichen der Achse in eine zur Kraft senkrechte Richtung. So wird die Schwerkraft, die den leicht schräg stehenden Kreisel umkippen lassen würde, „umgelenkt“ in eine Drehbewegung des Kreisels um seine Aufhängung, dies bezeichnet man als Präzession.

$$T_p = \frac{4\pi^2 I_s}{MT_s} \quad (1)$$

Die Geschwindigkeit dieser Präzession lässt sich für schnelle Drehungen aus (1) errechnen, wobei T_p die Periode der Präzession, M das Drehmoment der Kraft, I_s das Trägheitsmoment und T_s die Periode der Drehung des Objektes sind.⁴ Man erkennt aus der Formel, dass die Präzession bei schnellerer Drehung des Objektes, sowie einem schwächeren Drehmoment langsamer ist ($f \sim MT_s$). Das lässt sich auch bei einem Kreisel beobachten, der, wenn er zum Ende hin langsamer wird, immer schneller tanzt. Erklären lässt sich die Präzession durch die Trägheit des Körpers, die auch die Corioliskraft auslöst.

Ein in alle Richtungen drehbares Rad, wie in Abb. 4 kann um seine horizontale, eigene Drehachse *rotieren*, man kann es um die senkrechte Achse *drehen*, oder es kann senkrecht zu diesen beiden *kippen*. *Dreht* man das Rad um die senkrechte Achse während es dabei um seine eigene Achse *rotiert*, so lässt sich folgendes beobachten: Der Bereich des Rades, der sich eben noch oben befand, also nur durch die *Eigenrotation* beeinflusst wurde, dreht sich nun an eine Stelle weiter (oben rechts), die auch durch die *Drehung* um die senkrechte Achse beeinflusst wird, es muss also eine Kraft auf ihn wirken, die ihn beschleunigt, damit seine *Drehung* erhalten bleibt; seine Trägheit wirkt dieser entgegen (Pfeil oben rechts). Ebenso wird ein eben noch in *Drehung* befindlicher Bereich in die „Ruhezone“ der *Drehung* bewegt und übt aufgrund der Trägheit eine Kraft aus (Pfeil oben links). Überträgt man dies auf alle Bereiche des Rades, so fällt auf, dass die durch die Trägheit ausgeübten Kräfte ein *Kippen* des Rades in einer zur *Rotation* und *Drehung* senkrechten Richtung verursachen, die Präzession.

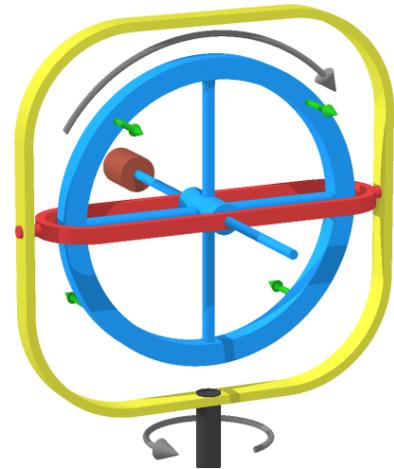


Abb. 4: Ein kardanisch aufgehängtes Rad, das selbst (blau) *rotieren* und um seine Aufhängung (rot) *kippen* kann.

Die grünen Pfeile zeigen die resultierende Kraft der Präzession.

2.3.2 Präzession von Elementarteilchen im Magnetfeld (Larmorpräzession)

Wie in 2.2.2 beschrieben, lässt sich der Spin von Teilchen in den meisten Fällen wie eine makroskopische Drehung betrachten, daher betrifft ihn auch die Präzession. So wie ein Kreisel im Einfluss der Schwerkraft präzediert, so tut dies auch der Gesamtimpuls mehrerer Spins von Teilchen mit Dipolmoment im Magnetfeld. Das Magnetfeld bewirkt hierbei auf die Dipole der Spins eine „Rückstellkraft“ in den Zustand der niedrigsten Energie, bei dem der Dipol entlang des Feldes orientiert ist. Befindet sich der Dipol nun

⁴Wikipedia, *Präzession*, Herleitung: Nave, *Precession of Spinning Top*; Gerthsen, Kneser und Vogel, *Physik*, S.66

beispielsweise in senkrechter Richtung zum Magnetfeld, so wirkt die Kraft auf ihn, und er beginnt, aufgrund des konstanten Spins, zu präzedieren. Durch Umgebungseinflüsse gibt er mit der Zeit seine Energie ab, und kehrt in den Ruhezustand zurück. Diese Präzession des Drehimpulses des Teilchens im Magnetfeld wird Larmorpräzession genannt, die Frequenz mit der das Teilchen präzediert entsprechend Larmorfrequenz. Da beispielsweise beim Elektron sämtliche Größen – die Masse, der Spin und der Dipolmoment – bekannt sind, lässt sich die Larmorfrequenz für ein bestimmtes Magnetfeld aus (2) errechnen.⁵

$$\omega = \frac{e}{m}B \quad (2)$$

⁵Gerthsen, Kneser und Vogel, *Physik*, S.312.

3 Kernspintomographie

3.1 Aufbau des Geräts

In einem Kernspintomographen sind verschiedene Steuerungsanlagen und vor allem Spulen untergebracht, von denen die meisten fest mit der Hauptspule verbunden sind. Von dem Gehäuse sind fast alle Teile aus nicht magnetischem Metall gebaut; außen herum ist die sichtbare Verschalung angebracht. Wie das Gerät selbst geformt ist, ist vor allem von seinem Einsatzgebiet abhängig.⁶ Es gibt dabei nicht nur Tomographen für den ganzen Körper, sondern auch für einzelne Körperteile, auf die hier jedoch nicht weiter eingegangen werden soll.

Das Kühlsystem selbst, der Großteil der Steuerungselektronik sowie der bildverarbeitende Rechner sind meist in einem getrennten Raum untergebracht. Um äußere Störquellen und damit →Bildartefakte zu vermeiden ist das Zimmer in dem das MRT-Gerät steht durch eine Kupferschicht komplett abgeschirmt.⁷

3.1.1 Hauptmagnet

Der größte und formgebendste Teil eines MRT-Geräts ist der Hauptmagnet. Er ist zylinderförmig, bei den meisten Ganzkörpertomographen mit einem Innendurchmesser von etwa 60 - 75 cm und einer Länge von etwa zwei Metern. Dabei ist die Röhre liegend angebracht, sodass der Patient mit einer bewegbaren Liege in den Tomographen hinein und wieder heraus gefahren werden kann. Daneben gibt es auch das Modell des offenen MRTs, bei dem die Spule senkrecht steht und in zwei Teile geteilt ist, zwischen denen sich die Liege befindet. Auf diese Art ist es möglich, auf bis zu drei Seiten Zugang zum Patienten zu bekommen.⁸ Nachteil ist eine geringere Feldhomogenität.

Die wichtigste Aufgabe des Hauptmagneten ist es, eine möglichst homogenes Feld im Untersuchungsbereich, dem sogenannten Gantry, das sich in der Mitte des Magneten befindet, zu erzeugen. Neben der Homogenität ist die Stärke des Feldes von Bedeutung, da mit zunehmender Stärke eine bessere Bildqualität, insbesondere beim Verhältnis des Signals zum unvermeidbaren Rauschen möglich ist. Es gibt zwei zentrale Methoden für den Hauptmagneten. Er kann als Permanentmagnet oder als supraleitender Elektromagnet angelegt sein. Normalleitenden Elektromagneten werden aufgrund des hohen Stromverbrauchs und der nur geringen Feldstärken kaum noch eingesetzt.

Niedrigfeldtomographen Niedrigfeldtomographen erreichen Feldstärken von bis zu 0,5 T (→Tesla) und arbeiten meist mit Permanentmagneten. Diese haben den Nachteil einer schlechteren Bildqualität, infolge des schwächeren und inhomogeneren Feldes. Ihr großer Vorteil ist, dass sie keinen Strom verbrauchen, weder bei der Inbetriebnahme noch

⁶Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.28.

⁷Ebd., S.35.

⁸Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.184.

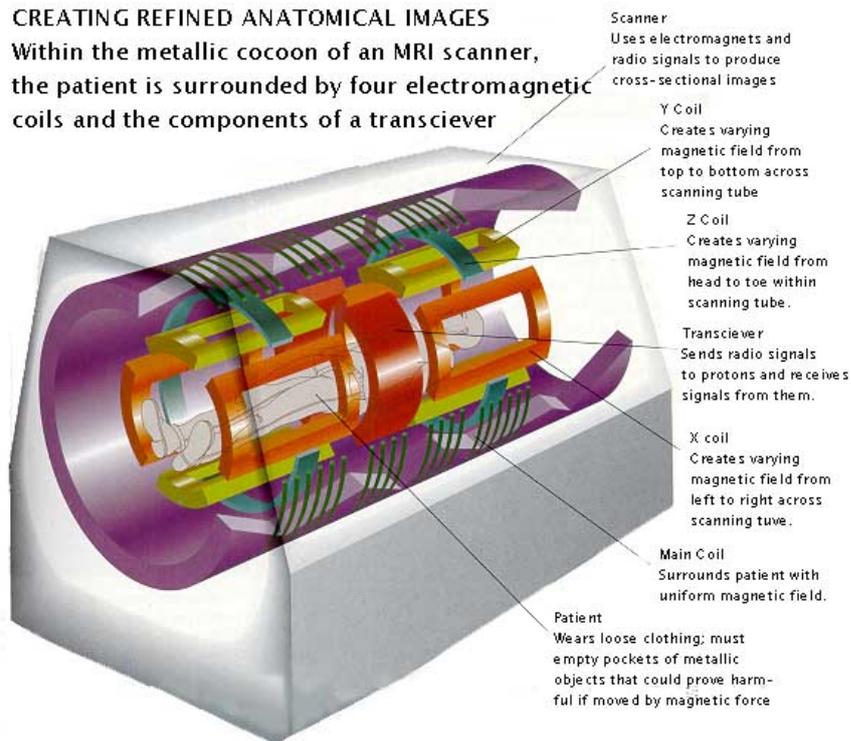


Abb. 5: Der Aufbau eines MRT-Geräts.

Die X-, Y- und Z-Spulen sind für die Gradienten in den unterschiedlichen Raumrichtungen zuständig.

im Gebrauch. Eingesetzt werden sie besonders bei offenen Geräten, da der Magnet hier in Hufeisenform gebaut werden kann.⁹

Supraleitende Magnete Die meisten der eingesetzten Systeme sind heutzutage supraleitende, da mit ihnen deutlich größere Feldstärken sowie eine bessere Homogenität und damit eine höhere Bildqualität erreicht werden kann. Für den Betrieb einer solchen supraleitenden Spule sind jedoch besondere Vorkehrungen notwendig.

Die verwendeten, speziellen Materialien der Spulendrähte verlieren unterhalb einer Sprungtemperatur von etwa 9-18 K jeglichen Widerstand und müssen daher stets mit flüssigem Helium (4,2 K) gekühlt werden. Der dünne Supraleiter in der Spule wird dabei in Kupfer eingebettet und bereits bei der Herstellung mit dem Hauptzylinder des Gerätes verbunden. Um dieses System wird anschließend der Behälter für das flüssige Helium fest montiert. Das Kupfer dient dazu, die großen Ströme bei einer zusammenbrechenden Supraleitung (Quench), wie sie beispielsweise im Notfall ausgelöst wird, aufzunehmen, sodass der Supraleiter nicht beschädigt wird.¹⁰ Für den Betrieb der Spule ist tatsächlich nur noch die Kühlung notwendig, das Feld kann einmal aufgebaut werden und die Ströme zirkulieren danach weiter durch den widerstandsfreien Draht, ohne dass zusätzlich Energie zur Aufrechterhaltung benötigt wird. Die konstant niedrige Temperatur wird durch eine

⁹Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.190.

¹⁰Ebd., S.191.

Helium-Kühlanlage erreicht, die meist in einem Nebenzimmer installiert ist. Durch ein solches System lassen sich deutlich höhere Feldstärken erzeugen. Bei normalen Untersuchungen betragen diese bis zu 3 T. In der Forschung werden sogar Geräte mit Feldstärken von bis zu 8 T am Menschen, und 20 T für Versuche eingesetzt.¹¹

3.1.2 Shimspulen

Um Störungen des Magnetfeldes durch lokale Gegebenheiten auszugleichen wird die sogenannte Shimming durchgeführt. Diese erfolgt passiv durch eingesetzte Metallteile oder heute meist aktiv durch im Körper des Hauptmagneten eingelassene kleine Shimspulen. Durch letztere kann die Shimming auf den Patienten oder je nach Bildsequenzen angepasst werden. Anschließend ist das Feld extrem homogen (weniger als 4 ppm Differenzen).¹²

3.1.3 Gradientenspulen

Um bei einer Untersuchung verschiedene Schichten anwählen zu können, muss das Magnetfeld gezielt verändert werden können. Dies wird durch die Gradientenspulen und das zugehörige System erreicht. Für jede Achse des Raumes gibt es ein Paar Gradientenspulen, die sich jeweils gegenüber stehen. Durch sie kann das Hauptmagnetfeld auf einer Seite verstärkt und auf der anderen geschwächt werden, sodass ein Gradient, also eine Steigung der Stärke des Magnetfeldes entsteht. Da die Gradienten innerhalb von wenigen Millisekunden an- und wieder abgeschaltet werden müssen, sind auch diese Systeme sehr leistungsfähig. Die benötigten Ströme von bis zu 500 A werden mit hoher Genauigkeit von den sogenannten Gradientenverstärkern innerhalb von weniger als 0,5 ms erzeugt.¹³ Die Systeme befinden sich meist zusammen mit den anderen Geräten in einem speziellen Raum, von dem sie mit dicken Kabeln mit den Spulen verbunden sind.

3.1.4 Anregungsspulen

Für die Anregung der Spins sind Sendespulen erforderlich. Auch sie müssen ein möglichst homogenes Feld erzeugen, damit die Spins über den kompletten Untersuchungsbereich gleichmäßig angeregt werden. Für die Homogenität des Feldes hat sich dabei eine Sattelform der Spule bewährt. Die Sendespulen sind meistens direkt mit den Empfangsspulen kombiniert. Die wichtigste dieser Spulen ist die Ganzkörperspule, die im Gehäuse des Kernspintomographen verbaut ist, und in den meisten Fällen angewendet wird. Damit die Signale ausreichend präzise und stark sind, müssen sie, meist sogar in mehreren Stufen, vorverstärkt werden.¹⁴

¹¹Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.33.

¹²Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.194.

¹³Ebd., S.195.

¹⁴Ebd., S.197.

3.1.5 Empfangsspulen

Die Empfangsspulen, als ein Hauptfaktor für die Qualität der Ergebnisse, sind in vielen verschiedenen auf bestimmte Körperteile angepassten Formen verfügbar. Um ein gutes Signal-Rauschen-Verhältnis zu erreichen, befinden sie sich immer so nah wie möglich am Körper, da das Signal mit dem Abstand sehr schnell abfällt. Da trotzdem nur geringe Ströme empfangen werden, müssen diese danach durch einen sehr rauscharmen Verstärker besser messbar gemacht werden, bevor sie digitalisiert werden können. Das in ihnen erzeugte Signal nennt man \rightarrow Free Induction Decay (FID).¹⁵

3.2 Anregung und Relaxation

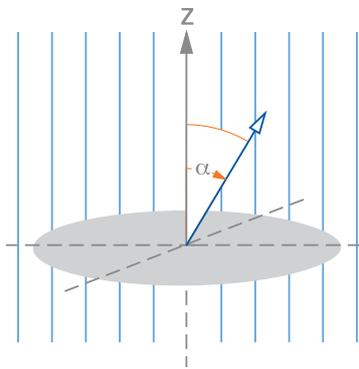


Abb. 6: Die Spins lassen sich entgegen dem Magnetfeld auslenken

Die Spins, die sich im Zustand niedrigerer Energie befinden, können durch eingestrahelte magnetische Wellen ausgelenkt werden. Die Physik hinter dieser Idee wird im Folgenden nach dem klassischen, einfach verständlichen, aber nicht vollständigen Modell erklärt. Dazu stellt man sich den Spin des Protons im Kern des Wasserstoffatoms im Modell als kleinen Stabmagneten mit Rotation um die eigene Achse vor. Dieser befindet sich ursprünglich parallel zum Hauptmagnetfeld B_0 , da dies sein Zustand niedrigster Energie ist. Wird nun das Feld um die Spins durch kurzzeitige Einstrahlung eines dazu senkrechten Feldes B_1 verändert, so wird der Spin ein kleines Bisschen ausgelenkt. Anschließend wirkt nur noch B_0 , das den Magneten wieder zurückzustellen versucht. Aufgrund

seiner Eigendrehung beginnt dieser um die Richtung des Hauptfeldes herum zu präzedieren. Strahlt man anschließend, nachdem der Spin um 180° präzediert ist, $-B_1$ ein, lenkt das den nun gedrehten Spin wiederum ein Stückchen weiter aus. Wiederholt man diesen Vorgang entsprechend oft, so kann man mit der in der Larmorfrequenz eingestrahelten Welle die Spins in dem zu untersuchenden Objekt weit auslenken. Die Spins befinden sich danach in einem Zustand höherer Energie. Im Falle der 90° -Anregung hat sich die vorherige Längsmagnetisierung vollständig in Quermagnetisierung umgewandelt. Da die Spins noch weiter im Magnetfeld präzedieren, geben sie ihre Energie langsam in Form einer elektromagnetischen Welle mit der Frequenz der Präzession ab.

Das Resonanzsignal, das man so empfangen kann, klingt dementsprechend mit der Zeit ab. Dabei werden zwei Arten des Abklingens unterschieden, die beide vor allem von dem Gewebe, in dem sich die Spins befinden, abhängig sind. Dies gibt die Möglichkeit, bei Untersuchungen verschiedene Gewebe, die sich in der Protonendichte kaum unterscheiden, trotzdem kontrastreich abzubilden.¹⁶

¹⁵Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.40-44.

¹⁶Brix, „Magnetresonanztomographie“, S.275.

3.2.1 T1, Spin-Gitter-Relaxation

Bei der sogenannten Spin-Gitter-Relaxation, T_1 , wird die Wechselwirkung der Spins mit der Umgebung („Gitter“) als Gesamtes betrachtet. Diese Wechselwirkung führt dazu, dass die Spins mit der Zeit wieder in den Zustand niedrigster Energie zurückgehen, indem sie Energie an die Umgebung abgeben. T_1 ist die Zeit, nach der die Spins zu 63% in den Ursprungszustand längs dem Hauptmagnetfeld zurückgekehrt sind. Daher wird sie auch →Longitudinal- oder Längsrelaxation genannt. Sie ist auch von der Magnetfeldstärke abhängig, da bei stärkerem Magnetfeld mehr Energie abgegeben werden muss, um in die Gleichgewichtslage zurückzukehren, was entsprechend länger dauert. Bewegliche Flüssigkeiten haben eine längere T_1 , da Wechselwirkungen zwischen schnell bewegten Teilchen schlechter auftreten können.¹⁷ Je nach Feldstärke und Gewebe variiert T_1 dabei zwischen ~ 200 ms (Fett bei 0,5 T) bis ~ 3000 ms (Flüssigkeit bei 1,5 T), daher ist sie auch in vielen Fällen der limitierende Faktor für die Dauer der Untersuchungen.¹⁸ Die T_1 -Zeit ist dabei wichtig, um entscheiden zu können, wie viel zeitlichen Abstand man zwischen mehreren Messungen einbauen muss, damit sich diese nicht, oder im gewünschten Maße gegenseitig beeinflussen. Nach dem 5-fachen von T_1 wird die →Längsrelaxation als beendet angesehen.

3.2.2 T2, Spin-Spin-Relaxation

Die Quermagnetisierung klingt deutlich schneller ab, als sich die Längsmagnetisierung aufbaut. Dies ist auf die Spin-Spin-Relaxation, T_2 , zurückzuführen. Da das Magnetfeld durch lokale, dynamische Gegebenheiten in kleinem Maße verändert wird, präzedieren einzelne Spins schneller als andere. Dadurch geraten sie mit der Zeit außer Phase und stören sich gegenseitig, sodass letztendlich kein Signal mehr messbar ist, wie aus Abb. 7 ersichtlich ist. T_2 beschreibt dabei die Zeit, innerhalb der die Quermagnetisierung auf 37% ihrer anfänglichen Stärke zurückgeht. Diese →Relaxation heißt daher auch →Transversal- oder Querrelaxation. Sie ist nur von der Umgebung abhängig, in dem sich das Teilchen befindet.¹⁹ Je nach Umgebung beträgt sie zwischen ~ 80 ms (Fett) und bis zu ~ 160 ms (Flüssigkeit).

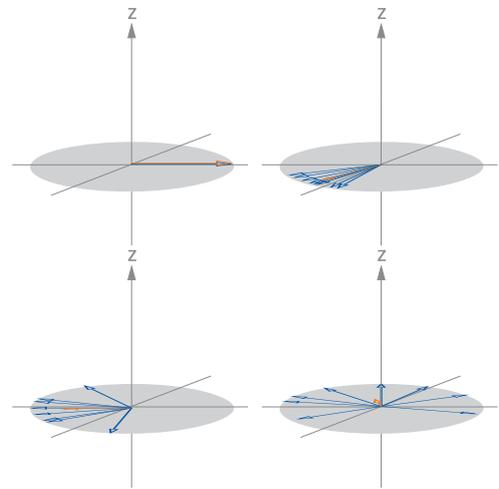


Abb. 7: Mit der Zeit dephasieren die Spins (blau), da einzelne schneller präzedieren, als andere: Die Quermagnetisierung (orange) nimmt ab.

¹⁷Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.73.

¹⁸Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.14.

¹⁹Ebd., S.14.

$T2^*$ Das durch die rotierende Quermagnetisierung in der Spule erzeugte Signal geht jedoch noch schneller verloren, als $T2$ eigentlich erwarten ließe. Dafür sind weitere Inhomogenitäten des Feldes verantwortlich, die letztendlich zu der tatsächlichen Abklingzeit $T2^*$ führen.²⁰ Sie entstehen beispielsweise durch den Patienten selbst, und sorgen wie bei $T2$ für eine noch schnellere Dephasierung der Spins. Diese Inhomogenitäten sind glücklicherweise konstant, was einem die Möglichkeit gibt, sie auf verschiedene Weise zu umgehen, wie später beschrieben wird.

Die Zeiten beschreiben jeweils die durchschnittliche Zeit, die für die →Relaxation vonnöten ist; in dieser Zeit hat sich die Magnetisierung dann zu 63% zurückbewegt.

3.3 Anregungstechniken

Die Anregung der Spins kann auf verschiedene Weise geschehen. Mehrere Anregungen werden dabei zu verschiedenen Sequenzen kombiniert. Einige der grundlegenden Ideen und Techniken werden hier erklärt.

90°-Impuls Die Spins werden durch eine Feld mit einer bestimmten Dauer so angeregt, dass die Magnetisierung anschließend 90° zum Hauptmagnetfeld gekippt sind. Dieses drängt sie nun zurück, sie beginnen zu präzedieren. Da alle Spins gemeinsam angeregt wurden, präzedieren sie phasengleich.

180°-Impuls Bei diesem Impuls wird den Spins so viel Energie zugeführt, dass sie sich komplett um 180° drehen.²¹

Spinecho Diese grundlegende Sequenz ist eine der einfachsten und kombiniert dabei die beiden oben beschriebenen Methoden. Durch sie kann man die zeitlich und örtlich konstanten Feldschwankungen ausblenden. Zuerst werden die Spins durch den 90°-Impuls in den Zustand der Quermagnetisierung gebracht. Innerhalb von $T2^*$ zerfällt das →FID wieder. Sendet man eine gewisse Zeit τ nach dem ersten Impuls einen 180°-Impuls aus, so werden die Spins gedreht. Die schnelleren Spins befinden sich nun hinter den langsameren und nach der gleichen Zeit τ später haben sie sich wieder eingeholt, es kommt zu einem erneuten Signal der Quermagnetisierung, dem Spinecho (SE). Dieses Echo lässt sich besser messen und man kann dadurch schließlich $T2$ bestimmen.²²

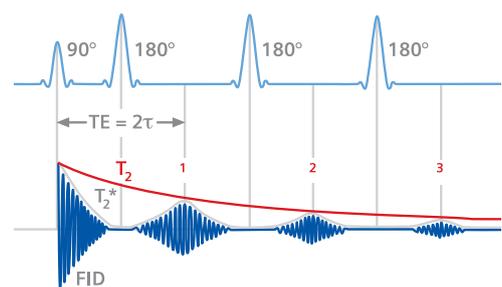


Abb. 8: Die Spinechos fallen mit $T2$ ab

²⁰Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.85.

²¹Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.11.

²²Brix, „Magnetresonanztomographie“, S.277.

Der Prozess der Umkehrung lässt sich mehrfach wiederholen, sodass man einen ganzen „Echozug“, also mehrere aufeinanderfolgende Echos bekommt.

Gradientenecho Für besonders schnelle Bildgebung wird das Gradientenecho verwendet, bei dem durch einen Gradienten künstlich die Spins aufgefächert, und anschließend durch einen entgegengesetzten wieder rephasiert werden. All dies muss entsprechend innerhalb von $T2^*$ geschehen, die Echos lassen sich jedoch besser messen, als der direkte \rightarrow FID.²³

Kippwinkel kleiner 90° Insbesondere zusammen mit dem Gradientenecho werden auch Kippwinkel von weniger als 90° verwendet, da sich dadurch die Längsmagnetisierung deutlich schneller wieder aufbaut, und die Einbußen bei der Quermagnetisierung vergleichsweise gering sind.²⁴

3.4 Verlauf der Messung

Es gibt verschiedene Verfahren zur Bildgebung. Hier werden vor allem die Grundlagen der zweidimensionalen Methoden erklärt.

3.4.1 Auswahl einer einzelnen Schicht

Über die Gradientenspulen wird das Hauptmagnetfeld verzerrt, sodass es an einer Stelle stärker ist, als an der anderen. Dabei werden durch die verschiedenen Spulenpaare Gradienten erzeugt, die sich zu einem gemeinsamen, linearen Gradienten in beliebiger Raumrichtung überlagern. Dadurch gibt es entlang des Gradienten Schichten im Raum, an denen die Spins jeweils einem gleich starken Feld ausgesetzt sind. Nun wird über die Anregungsspulen ein Signal mit einer ganz speziellen Frequenz, bzw. Frequenzbereich eingestrahlt. Da die Larmorfrequenz der Spins von der Stärke des Magnetfeldes abhängig ist, trifft nur für eine schmale Schicht der Resonanzfall zu, und diese Schicht wird angeregt, wie in Abb. 9 anschaulich dargestellt ist. Somit können für die weiteren Schritte die nicht angeregten Bereiche außer Acht gelassen werden.

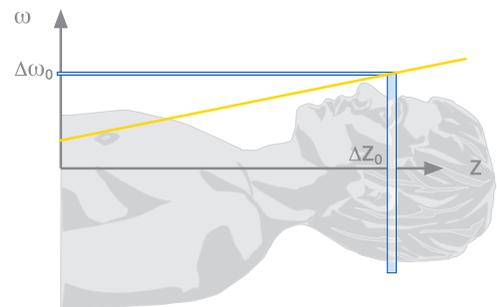


Abb. 9: Die Schichtdicke hängt von der Bandbreite des HF-Pulses und der Steilheit des Gradienten ab

3.4.2 Ortskodierung

Noch ist es nicht möglich, die Spins einzelnen \rightarrow Voxel zuzuordnen, da sich das Signal aller Spins vermischt. Durch die selektive Anregung wurde der Raum auf eine einzelne,

²³Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.93.

²⁴Ebd., S.97.

zweidimensionale Schicht reduziert; um letztendlich ein Bild dieser generieren zu können, wird anschließend die Ortskodierung durchgeführt. Diese kann durch zwei Methoden vorgenommen werden.

Frequenzkodierung Während des Auslesens wird ein weiterer Gradient, senkrecht zum Anregegradient, angelegt. Mit der Stärke des Magnetfeldes ändert sich dabei die Larmorpräzession der Spins, und damit die empfangene Frequenz entlang des Gradienten. Mithilfe der Fourier-Transformation (FT) ist es später im Computer möglich, die Intensität jeder einzelnen Frequenz zu bestimmen, und so das gemeinsame Signal wieder aufzuschlüsseln (siehe Grafik 10).²⁵

Phasenkodierung Außerdem kann man diesen weiteren Gradienten auch nur kurz anlegen, sodass die Spins an einer Stelle nur kurzzeitig schneller präzedieren, als an einer anderen. Danach wird der Gradient ausgeschaltet, doch die Spins sind nicht mehr phasengleich; die, die vorher schneller waren, gehen den anderen jetzt zeitlich voraus; die Frequenz ist aber wieder gleich. Diese Verschiebung kann man noch nicht direkt auslesen. Wird die Messung allerdings mit verschiedenen starken Gradienten wiederholt, so lassen sich aus diesen wieder mit der FT die Intensitäten entlang des Gradienten bestimmen.

Tatsächlich unterscheiden sich die beiden Methoden mathematisch überhaupt nicht.²⁶

Diese beiden Möglichkeiten lassen sich praktischerweise kombinieren, sodass mit zwei aufeinander senkrecht stehenden Gradienten direkt ein zweidimensionales Bild ausgelesen werden kann. Dafür wird die Messung dann stets mit dem gleichen Frequenzkodiergradienten, aber mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten entsprechend oft wiederholt. Für schnellere Untersuchungen ist es möglich, innerhalb eines Echozuges die einzelnen Echos bereits mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten zu versehen und damit den \rightarrow K-Raum schneller zu füllen.

3.4.3 Auslesen

Das rotierende Quermagnetfeld der Spins induziert in angebrachten Spulen ein Signal, das \rightarrow FID. Dieses Signal wird anschließend digitalisiert und für die weitere Verarbeitung verwendet. Dabei werden die Daten in einer Rohdatenmatrix, dem \rightarrow K-Raum gespeichert.

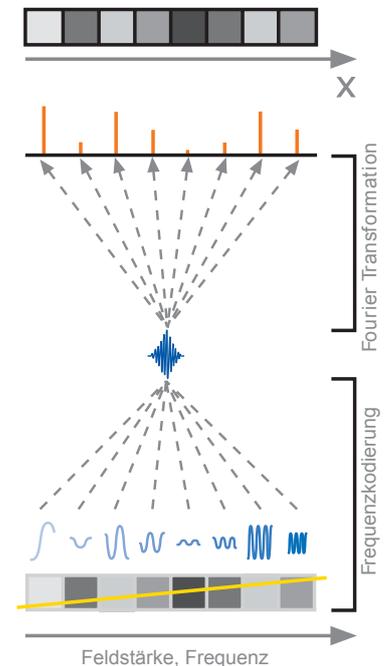


Abb. 10: Die Fourier-Transformation schlüsselt die Welle wieder auf

²⁵Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S. 200.

²⁶Ebd.

Jede Zeile in diesem entspricht einer Messung mit einem bestimmten Phasenkodiergradienten, in diese wird dann jeweils das Echo eingetragen. Dieser \rightarrow K-Raum kann dabei auf unterschiedliche Art gefüllt werden. Die einfachsten Sequenzen füllen ihn zeilenweise; es ist aber auch möglich, dies zick-zack-förmig, spiralförmig oder radial zu tun.²⁷

3.4.4 Bildgebungssequenzen und Parameterwichtung

Bildgebungssequenzen werden für die bessere Verständlichkeit oft in Diagrammen abgebildet. Dabei wird gezeigt, wie die verschiedenen Gradienten über die Zeit zu- und abgeschaltet werden. Diese Sequenz wird dann entsprechend oft wiederholt, bis der \rightarrow K-Raum gefüllt ist.

Spinecho-Sequenz Für diese wird als erstes der 90° -Impuls bei gleichzeitig eingeschaltetem Schichtselektionsgradienten gesendet. Der Gradient wird anschließend noch einmal für die halbe Zeit invertiert, um die durch ihn während der Anregung innerhalb der Schicht dephasierten Spins wieder zusammenzuführen. Anschließend wird der Phasenkodiergradient zugeschaltet. Bei mehreren aufeinanderfolgenden Sequenzen wird dieser variiert, was durch die vielen waagrechten Linien angedeutet wird (siehe Abb. 11). Nun folgt der 180° -Impuls und die gleiche Zeit später wird das Echo bei zugeschaltetem Frequenzkodiergradienten ausgelesen.

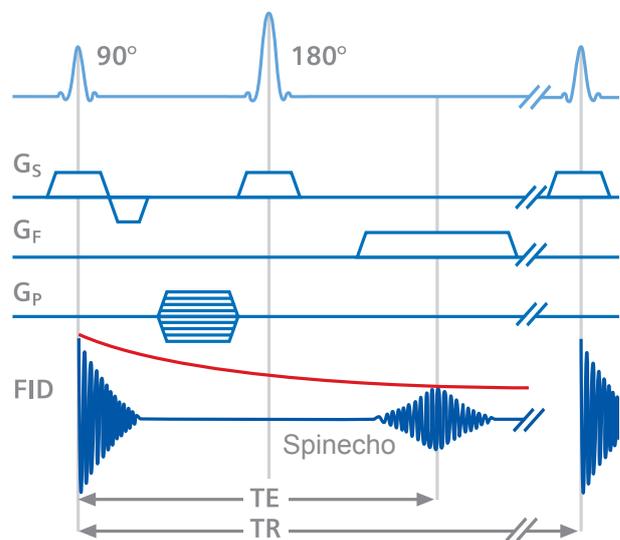


Abb. 11: Der Ablauf einer Spinecho-Sequenz mit Gradienten

Die Sequenz wird durch zwei Werte charakterisiert: Die Echozeit TE und die Repetitionszeit TR . TE beschreibt dabei die Dauer zwischen Anregung und Echo; TR die zwischen zwei Wiederholungen der Sequenz (siehe Abb. 11). Diese beiden Zeiten haben eine große Bedeutung für die Gewichtung der \rightarrow Relaxationszeiten, die letztendlich für den Weichteilkontrast im Bild verantwortlich sind. TR kann dabei durchaus mehrere Sekunden betragen, wodurch diese Sequenz eher langsam ist.

Um eine starke T_1 -Wichtung zu erzielen, wird eine kurze Echozeit gewählt, nach der T_2 noch keinen großen Einfluss auf die Intensitäten der verschiedenen Bereiche haben konnte. Ebenfalls wählt man eine kurze TR , sodass die vorhergehende Messung die neue stark beeinflusst, da T_1 für verschiedene Gewebe unterschiedlich weit abgelaufen ist, und diese entsprechend noch unterschiedlich stark angeregt sind.

Will man im Gegensatz dazu T_2 wichten, so kann man dies mit langer TE und TR

²⁷Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.27.

erreichen, sodass T_2 einen starken Kontrast bilden kann und der Einfluss von T_1 verloren geht.



Abb. 12: Das gleiche Bild eines Fußes, links T_1 -gewichtet, rechts T_2 -gewichtet. Rechts erscheinen Flüssigkeiten, die eine lange T_2 haben, hell

Außerdem ist es möglich, ein Protonendichte (PD) -gewichtetes Bild zu erzeugen, indem mit einer langen TR und einer kurzen TE die Einflüsse beider \rightarrow Relaxationszeiten minimiert werden.

Im Fall einer kurzen TR und einer langen TE käme es dazu, dass die nur gering relaxierten Longitudinalmagnetisierungen in die xy-Ebene gedreht werden, und dort wiederum viel Zeit zu haben, um noch geringer zu werden, sodass das Signal letztendlich im Rauschen untergeht.²⁸

Durch Mehrfachechos ist es beispielsweise auch möglich, in einer einzigen Sequenz ein PD und T_2 -gewichtetes Bild zu erzeugen, indem das erste Echo nach kurzer, und das zweite nach längerer TE ausgelesen wird.²⁹

FLASH-Sequenz Diese Sequenz ist eine der schnelleren; sie liefert dennoch gute Ergebnisse. FLASH steht dabei für Fast Low-Angle Shot. Diese Methode arbeitet mit Gradientenechos bei Anregungswinkeln kleiner als 90° . Dadurch wird die Zeit, die auf die \rightarrow Längsrelaxation gewartet werden muss, deutlich reduziert, und die Echozeit verkürzt, da auf den 180° -Impuls verzichtet wird. Die Quermagnetisierung, die innerhalb dieser Zeit noch immer nicht ganz zerfallen ist, wird danach „gespoilt“, d.h. sie wird durch starke Gradientenpulse einfach manuell dephasiert und zerstört und so der nächste Durchgang vorbereitet.³⁰

Die Parameter dieser Sequenz sind dementsprechend wieder TE und TR; zusätzlich noch der Anregungswinkel α .

Zur T_1 -Wichtung ist wieder TR kurz, TE kurz und α mittel bis groß.

Die T_2^* -Wichtung lässt sich entsprechend mit langen Zeiten, allerdings bei kleinem Winkel ($5^\circ - 20^\circ$) erreichen. TR ist dabei im Vergleich zur Spinecho-Sequenz eher kurz, sie beträgt

²⁸Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.15.

²⁹Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.139.

³⁰Brix, „Magnetresonanztomographie“, S.290.

nur etwa 500 ms.

Für die PD-Wichtung gelten wieder die gleichen Werte wie bei der SE-Sequenz, jedoch auch bei kleinem Kippwinkel.³¹

Ausblick Es gibt noch diverse andere Techniken, mit denen auch noch schnellere Bildgebung möglich ist. Ein Beispiel hierfür ist die Echoplanare Bildgebung (EPI), mit der das gesamte Bild innerhalb eines einzigen Echozuges ausgelesen wird. Ein Bild dauert dementsprechend nur etwa 100 ms, →Bewegungsartefakte treten nicht mehr auf und auch dynamische Prozesse können gut dargestellt werden.³²

Diese Entwicklung neuer Sequenzen ist ein andauernder Prozess, durch den die MRT in den nächsten Jahren sicherlich noch schneller, unproblematischer und besser wird.

3.5 Ergebnisinterpretation

3.5.1 Bildgewinnung (Informatik)

Der \rightarrow K-Raum enthält die Daten aus der gesamten Messung; mit der Fourier-Transformation ist es möglich, diese zu einem Bild zu entschlüsseln. Die einzelnen Elemente der Matrix entsprechen dabei nicht den Pixeln des Bildes, sondern jeder Punkt enthält Informationen des gesamten Bildes. Tatsächlich ist es so, dass die Mitte dieses Raumes die groben Kontraste enthält, während äußere Bereiche für die Schärfe des Bildes zuständig sind, wie ersichtlich ist, wenn einzelne Teile ausgeblendet werden (siehe Abbildung 13). Das fertige Bild wird mit der zweidimensionalen Fourier-Transformation aus den Rohdaten errechnet. Die Informationen können wieder aufgeschlüsselt werden, da jeder Pixel des fertigen Bildes die Intensität einer bestimmten Frequenz (x-Koordinate) in einer bestimmten Phasenlage (y-Koordinate) darstellt.

3.5.2 Bildinhalte

Die fertigen Bilder unterscheiden sich je nach gewählter Sequenz und den Parametern. Um die Aufnahmen einordnen zu können, sind die wichtigsten Werte aufgedruckt. Normalerweise wird das Bild in den Originalfarben angezeigt, auf der Bereiche mit viel Signal hell erscheinen. Es gibt allerdings auch die Möglichkeit, diese Farbtabelle umzustellen, um z.B. bestimmte Elemente besser sichtbar zu machen. Je nach Körperteil

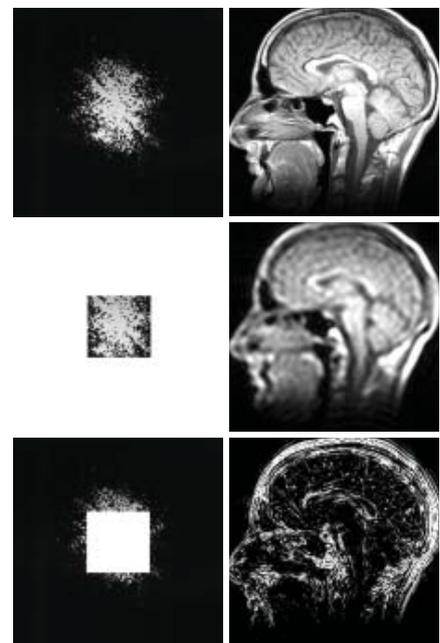


Abb. 13: Aus dem K-Raum wird das Bild generiert.

Das Zentrum ist für die Kontraste zuständig, der Rand für die Schärfe

³¹Hendrix und Krempe, *Magnete, Spins und Resonanzen*, S.152.

³²Ebd., S.165.

gilt es entsprechend spezielle Anomalien zu beobachten, es muss folglich stets ein passendes MRT-Bild angefertigt werden. Zum Beispiel werden bei Entzündungen T2-Gewichtete Bilder vorgezogen, bei denen entzündete Bereiche durch die hohe Durchblutung hell erscheinen.

3.6 Vergleich zu anderen Verfahren

Die Kernspintomographie bietet in verschiedener Hinsicht völlig andere Möglichkeiten als andere Verfahren. Zu ihren Vorteilen zählt es unbestrittenermaßen, dass sie kaum oder keine Langzeitwirkungen hat. Im Gegensatz zum Röntgen wird keine ionisierende Strahlung verwendet, die Gewebe schädigen könnte. Auch die verwendeten Kontrastmittel gelten allgemein als verträglicher als die anderer Methoden. Insgesamt ist es mit der MRT möglich, Weichteile so gut wie mit keiner anderen Methode zu unterscheiden, und sogar die Stärke der Durchblutung zu erkennen, während zum Beispiel mit der \rightarrow CT vor allem Knochen betrachtet werden. Deshalb ist sie auch die Methode der Wahl bei der funktionellen Gehirnuntersuchung, da die Bereiche des Gehirns, die im Moment aktiv sind, stärker durchblutet werden. Die Untersuchungsmöglichkeiten von natürlichen Prozessen ist auch ein wichtiger Punkt. Im Gegensatz zur Echokardiografie ist sie zwar zeitaufwändiger und teurer, liefert aber auch bessere Ergebnisse. Dank neuer, schneller Techniken ist die Aufnahme von Herz und anderen aktiven Organen möglich; es wurde sogar einmal ein Video einer Geburt gemacht! In Zukunft wird die MRT wohl auch bei Operationen Einzug halten, da mit offenen Systemen Schnittbilder während der Arbeit gemacht werden können.

Kombinierte Untersuchungen Die Kernspintomographie wird in neuerer Zeit öfters mit anderen Untersuchungs- oder Behandlungsmethoden kombiniert. Das betrifft einerseits Fälle, bei denen z.B. ein Fuß häufig zur Prüfung auf Knochenbrüche geröntgt und im Anschluss für Bänderrisse MR-Tomographisch untersucht wird. Andererseits gibt es sogar wirkliche kombinierte Geräte, bei denen beispielsweise ein Linearbeschleuniger mit einem MRT-Gerät kombiniert wurde, sodass das zu bestrahlende Gewebe während dieser Bestrahlung noch beobachtet werden kann.³³ Außerdem kann sie unterstützend zur Positronen-Emissions-Tomographie (PET) verwendet werden, sodass die dabei gefundenen Stellen relativ zu den Organen lokalisiert werden können.

³³Schwarz Müller-Erber und Silberstein, *Angewandte MRT*, S.31.

Glossar

Bildartefakte Unerwünschte Effekte im Bild, die dessen Lesbarkeit beeinflussen. Zum Beispiel Bewegungsartefakte, die entstehen, wenn der Patient sich während der Aufnahme bewegt; das fertige Bild ist nicht mehr zusammenhängend, es ist nicht lesbar. Außerdem Störartefakte, die durch andere Funkquellen im Raum entstehen. Einzelne Frequenzen sind auf einmal sehr stark, im Bild erscheinen Streifen; es ist nicht lesbar. 8, 18

CT (Röntgen-Computertomographie) Es werden viele Röntgenbilder aus verschiedenen Richtungen (meist durch eine um den Patienten rotierende Röntgenkamera) aufgenommen, aus denen ein Computer später ein 3D-Modell der Absorption errechnen kann.. 2, 19

diskret Nicht kontinuierlich; in Schritten. Quantenmechanische Eigenschaften können nur bestimmte, feste Werte annehmen, z.B. nur 1, 0, -1 . andere Werte wie z.B. 0, 5 sind nicht möglich. 3, 21

FID (Free Induction Decay) Das in den **freien** Empfangsspulen **induzierte** Signal, das mit der Zeit **abfällt** (Freier Induktionsabfall). 11, 13–15

Frequenzkodierung Verschiedene Elemente haben eine unterschiedliche Frequenz. Aus der Frequenz kann wieder zurück auf das Element geschlossen werden. 2

gyromagnetisches Verhältnis Das Magnetfeld eines Teilchens ist um das gyromagnetische Verhältnis größer, als man aufgrund seines Spins und seiner Ladung nach klassischen physikalischen Rechnungen erwarten würde. Für das Elektron ist es 2. 3, 4

K-Raum Die Rohdatenmatrix, in der die während der Messung erzeugten Daten gespeichert werden. Siehe dazu auch Kapitel 3.4.3 und 3.5.1. 15, 16, 18

longitudinal In Längsrichtung verlaufend, hier: entlang des Hauptfeldes.
Die Längs-, Spin-Gitter oder longitudinale \rightarrow Relaxation beschreibt die durchschnittliche Zeit, nach der die Spins wieder longitudinal ausgerichtet sind parent. 12, 17

Phasenkodierung Verschiedene Elemente haben eine unterschiedliche Phase bei gleicher Frequenz. D.h. ein Element geht dem anderen zeitlich voraus, obwohl sie gleich schnell sind. Aus der Phase kann wieder zurück auf das Element geschlossen werden. 2

Relaxation Rückgang eines Wertes zur Gleichgewichtslage mit der Zeit. Beispiel:
Gummiband – Das gedehnte Gummiband relaxiert mit der Zeit; es zieht sich wieder
in die Ausgangslage zurück. 2, 12, 13, 16, 17, 20, 21

Richtungsquantelung Der Spin sowie Bahndrehimpulse sind \rightarrow diskret, sie können nur
bestimmte Werte annehmen. Bei einem Bahndrehimpuls von j sind diese $2j + 1$
Werte: $-j, -(j - 1), [\dots], j - 1, j$. 3, 4

Tesla T Einheit für die Stärke des Magnetfeldes (Flussdichte). Das Erdmagnetfeld be-
trägt ca. $4 * 10^{-5}$ T, ein normaler Magnet hat etwa 0,1 T. 8

transversal Hier: senkrecht zum Hauptfeld.

Die Quer-, Spin-Spin oder transversale \rightarrow Relaxation beschreibt die durchschnitt-
liche Zeit, nach der die transversale Magnetisierung verloren gegangen ist. 12

Voxel (Volumetric Pixel) Entspricht einem dreidimensionalen Pixel. Der Raum wird
dadurch in zahlreiche kleine Würfel entlang der drei Dimensionen geteilt, wie ein
Bild entlang der zwei Dimensionen in Pixel geteilt wird. 2, 14

Abbildungsverzeichnis

1	MRT-Gerät (Quelle: Eigen)	2
2	Standardmodell der Elementarteilchen (Quelle: http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Standard_Model_of_Elementary_Particles-de.svg)	4
3	Übersicht Einstein-de-Haas-Experiment, Detailbilder Drehung (Quelle: Eigen)	5
4	Kardanisch aufgehängtes Rad (Quelle: http://www.cleonis.nl/physics/phys512/gyroscope_physics.php)	6
5	Aufbau MRT-Gerät (Quelle: http://www.health-pictures.com/mri-machine-picture.htm)	9
6	Auslenkung der Spins (Quelle: Hendrix und Krempe, <i>Magnete, Spins und Resonanzen</i> , S.52)	11
7	Dephasierung (Quelle: Selbst erstellt, im Stil von: Hendrix und Krempe, <i>Magnete, Spins und Resonanzen</i>)	12
8	Spinechos im Detail (Quelle: Hendrix und Krempe, <i>Magnete, Spins und Resonanzen</i> , S.90, nach S.89 angepasst)	13
9	Schichtdicke (Quelle: Hendrix und Krempe, <i>Magnete, Spins und Resonanzen</i> , S.106)	14
10	Veranschaulichung der Fourier-Transformation (Quelle: Hendrix und Krempe, <i>Magnete, Spins und Resonanzen</i> , S.112, abgeändert)	15
11	Ablauf einer Spinecho-Sequenz (Quelle: Hendrix und Krempe, <i>Magnete, Spins und Resonanzen</i> , S.121)	16
12	Kernspinbilder Fuß (Quelle: Eigen)	17
13	K-Raum (Quelle: Hendrix und Krempe, <i>Magnete, Spins und Resonanzen</i> , S.119)	18

Literatur

- Brix, G. „Magnetresonanztomographie“. In: *Medizinische Physik*. Bd. 2: *Medizinische Strahlenphysik*. Hrsg. von W. Schlegel und J. Bille. Springer, 2002.
- Gerthsen, Kneser und Vogel. *Physik*. 13. Aufl. Springer, 1977.
- Goudsmith, S.A. *The discovery of the electron spin*. Übers. von J.H. van der Waals. 1971.
URL: <http://www.lorentz.leidenuniv.nl/history/spin/goudsmit.html> (besucht am 04.11.2013).
- Hendrix, Alexander und Jacqueline Krempe. *Magnete, Spins und Resonanzen. Eine Einführung in die Grundlagen der Magnetresonanztomographie*. Hrsg. von Siemens Medical Solutions. Erlangen: Siemens, 2003. URL: www.medical.siemens.com/siemens/en_GB/gg_mr_FBAs/files/MAGNETOM_World/MR_Basics/Magnete_Spins_und_Resonanzen.pdf.
- Hornak, Joseph P. *The Basics of MRI*. 2011. URL: <http://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/index.html> (besucht am 04.11.2013).
- Nave, R. *Precession of Spinning Top*. URL: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/top.html> (besucht am 04.11.2013).
- Rugar, D. u. a. „Single spin detection by magnetic resonance force microscopy“. In: *nature* (2004). URL: <http://www.nature.com/nature/journal/v430/n6997/full/nature02658.html>, doi:<http://dx.doi.org/10.1038%2Fnature02658> (besucht am 10.11.2013).
- Schwarz Müller-Erber, Gabriele und Eva Silberstein. *Angewandte Magnetresonanztomographie. Grundlagen und Anwendungen*. Facultas.wuv, 2010.
- Wikipedia. *Präzession*. URL: <http://de.wikipedia.org/wiki/Pr%C3%A4zession>, <http://en.wikipedia.org/wiki/Precession> (besucht am 04.11.2013).