

„Magnetresonanztomografie“ – Was ist das eigentlich? Beschreibung der Methode

Fred-Jürgen Breit

Körpergewebe und -flüssigkeiten bestehen aus großen komplexen Molekülen, die viele Wasserstoffatome enthalten. Die Wasserstoffkerne (Protonen) mit ihren Quanteneigenschaften lassen sich auch in lebendem Gewebe durch Hochfrequenz-Impulse zu einer HF-Impulsantwort anregen. Dazu bedarf es zusätzlich eines starken Magnetfelds und einer ausgeklügelten Anwendung der Kernresonanz. Durch ihre unterschiedliche "chemische Umgebung" reagieren Protonen in unterschiedlichen Geweben und Flüssigkeiten etwas anders und lassen sich mit der Kernresonanz unterscheiden. Diesen Unterschied kann man messen, räumlich zuordnen und kontrastreich darstellen. So lassen sich detailreiche Schnittbilder vom Inneren des Körpers für die medizinische Beurteilung gewinnen. Dieses bildgebende Verfahren heißt Magnetresonanztomografie.



Bild 1: ein offener Magnetresonanztomograf

Röntgen- und Ultraschalluntersuchungen sind sicher jedem bekannt. Sie sind die ersten Schritte, um einen Körper oder Körperteil zu untersuchen, ohne ihn öffnen zu müssen. Im ersten Fall handelt es sich um eine Durchleuchtung, bei der Knochen für Kontrast gegenüber Weichteilen sorgen. Dieses Verfahren arbeitet mit ionisierenden Strahlen, die sehr viel energiereicher sind als nicht-ionisierende Strahlen. Im zweiten Fall ergeben die Reflexionen ein grobes Bild von unterschiedlichen Geweben, die für diagnostische Zwecke eine Aussage erlauben. Hier lassen aber Handhabung und Auflösung zu wünschen übrig.

Der Wunsch, zu diagnostischen Zwecken „Körperschnitte“ im Bild darzustellen, ohne wirklich zu schneiden, ist erfüllbar geworden, seit in den 70er Jahren ein Verfahren vorgeschlagen und danach realisiert und enorm verbessert worden ist, das auf der Ausnutzung von Quanteneffekten beruht. Seit den 50er Jahren ist bekannt, dass mit Hochfrequenzimpulsen magnetische Quantenzustände von Protonen und anderen Kernen mit magnetischem Moment angeregt und zu einer „Antwort“ bewegt werden können. Dieses von Felix Bloch und Edward Purcell (beide USA) entdeckte Verfahren diente zuerst in der Physik dazu, die Eigenschaften von Atomkernen (u.a. die chemische Bindung) zu untersuchen. Sie erhielten dafür 1952 den Nobelpreis für Physik [1]. Die Nutzung dieses als Kernresonanz (engl.: NMR = nuclear magnetic resonance) bekannten Verfahrens zur kontrastreichen Unterscheidung zweier Medien schlug Paul Lauterbur (USA) 1973 [2] vor. Von Peter Mansfield (GB) wurde es zu einem schnellen Bildgebungsverfahren entwickelt. Beide Wissenschaftler zusammen erhielten dafür den Nobelpreis für Physiologie/Medizin 2003 [3]. Nicht genug damit - auch die Auswertungen der Impulsantworten ließen sich mit einem ausgeklügelten mathematischen Verfahren verfeinern und beschleunigen, was zu einer großen Empfindlichkeitssteigerung führte. Für das "mehrdimensionale Fourier-Transformation" genannte Verfahren erhielt Richard Ernst (Schweiz) 1991 den Nobelpreis für Chemie [4]. Das zeigt, dass mehrere herausragende fachübergreifende Leistungen erforderlich waren, um solch eine leistungsfähige Anwendung hervorzubringen.

Die Untersuchungsmethode, hinter der also eine komplizierte Theorie und eine hoch entwickelte Technik mit Rechnerauswertung stecken, ist heute in Deutschland bekannt unter dem Namen Magnetresonanztomografie (MRT), Kernresonanztomografie oder Spin-Echo-Tomografie und hat die Diagnostik nicht nur modernisiert, sondern regelrecht revolutioniert. Mit ihr ist es tatsächlich möglich geworden, von außen her innere Körpergewebe und -flüssigkeiten mit hohem Kontrast abzubilden und medizinisch zu beurteilen. Weltweit werden damit heute im Jahr rund 60 Millionen Untersuchungen durchgeführt.

Wie funktioniert das Verfahren? Drei Nobelpreise lassen vermuten, dass es nicht gerade einfach ist. Doch es lässt sich erklären.

Zuerst müssen wir dazu etwas in die Quantenphysik einsteigen. Trotzdem soll die Beschreibung im Folgenden so einfach und anschaulich wie möglich bleiben; auf nicht dringend erforderliche Feinheiten wird daher konsequent verzichtet. Wer sich für diese dennoch interessiert, der sei auf ausführliche Beschreibungen in [5], [6], [7] oder auf spezielle Fachbücher verwiesen. Eine kurze Beschreibung findet sich u.a. in [8].

Biologische Gewebe bestehen hauptsächlich aus großen Molekülen mit Kohlenstoff- und Wasserstoffatomen neben einigen anderen Atomarten. Außerdem haben sie einen hohen Wassergehalt. Die MRT nutzt zur Bildgebung die magnetischen Eigenschaften der Wasserstoffkerne (Protonen) aus. Sie sind als elementarer Teil von Wasser und Fett nicht nur das häufigste Element im menschlichen Körper, sie sind auch für die MRT der empfindlichste Bestandteil.

Protonen besitzen eine quantenmechanische Eigenschaft, die man „Spin“ nennt. Diesen kann man sich vorstellen wie die Rotation einer Kugel oder den Drehimpuls eines Kreisels, allerdings darf man ihn nicht als die Rotation des Atomkerns vorstellen (Bild 2). Natürlich ist dies nur eine Analogie, denn im Gegensatz zum Drall eines Kreisels klingt der Spin nie ab, nur seine Drehachse lässt sich ändern. Überdies haben wir es hier mit einer gerichteten Größe, einem *Vektor*, zu tun, bei ihm sind Betrag *und* Richtung von Belang.

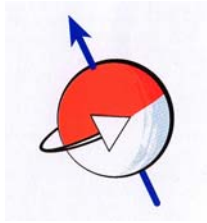


Bild 2: ein Proton mit einem „Spin“

Atomkerne mit Spin lassen sich für die Kernresonanztomografie nutzen. Ihre Spins lassen sich durch ein Magnetfeld beeinflussen und die Spinreaktionen darauf selbst wieder messen und zu einem Bild aufbereiten. Das ist der Kern der Magnetresonanztomografie.

In einem Volumenelement (Voxel) hat man es mit sehr vielen Atomkernen zu tun, deren Spins ohne ein äußeres Magnetfeld völlig zufällig orientiert sind und sich in ihrer Gesamtwirkung (vektorielle Addition) aufheben. Die Volumeneinheit ist also nach außen hin unmagnetisch. Bringen wir dieses Volumenelement nun in ein statisches homogenes Magnetfeld, dann wird durch das Feld eine Kraftwirkung auf die Spins ausgeübt, so dass sie sich längs des Magnetfeldes ausrichten. Das tun sie aber nicht alle gleichsinnig, sondern parallel und antiparallel (also anders als kleine Stabmagnete), jedoch mit einem kleinen Überschuss in Richtung des angelegten Magnetfeldes (Bild 3). Makroskopisch führt das zu einer Magnetisierung des Volumenelements (Paramagnetismus), die insgesamt sehr schwach ist im Vergleich zu der des Eisens (Ferromagnetismus). Natürlich werden hierbei alle Spins beeinflusst, nicht nur die der Protonen; wir konzentrieren uns aber auf letztere.

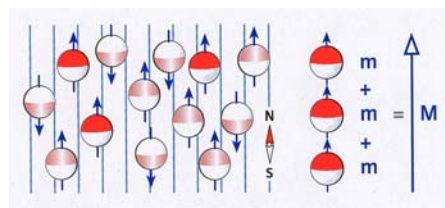


Bild 3: In einem paramagnetischen Stoff richtet sich nur ein Teil der Spins in Feldrichtung aus und trägt zur Magnetisierung bei.

Die Anzahl der Überschussspins nimmt mit der Zahl der Protonen in der Volumeneinheit und mit der Stärke des angelegten Magnetfeldes zu. Bei einer Feldstärke von 1 Tesla (1 T) - das ist das 20.000-fache des Erdmagnetfeldes - gibt es unter 1 Million Protonen nur etwa 6 Überschussspins. Dass dieser kleine Anteil dennoch zu einem messbaren Signal führt, liegt an der ungeheuer großen Zahl von Wasserstoffprotonen im menschlichen Körpergewebe. In einem Volumen von 1 mm³ Wasser addieren sich beispielsweise rund 400 Billionen (1 Billion = 1 Million x 1 Million) Spins zu einer makroskopischen Magnetisierung.

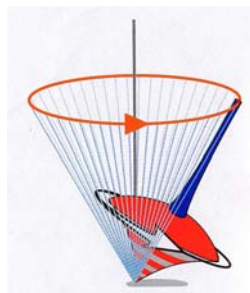


Bild 4: die Präzession eines Kreisels

Wir haben aus Verständnisgründen zunächst zu sehr vereinfacht. Wir müssen an einer Stelle jetzt exakter werden. Die Spins richten sich im statischen Magnetfeld nicht genau parallel oder antiparallel aus, sondern sie verhalten sich wie ein angestoßener Kreisel, der sich zwar weiterdreht, aber „kegelt“. Wäh-

rend er unten auf der Stelle dreht, beschreibt seine obere Spitze einen Kreis (Bild 4). Diese Bewegung nennt man Präzession. Dieselbe Bewegung kennt man auch bei der Erde; sie bewirkt, dass der Himmelspol, der gegenwärtig in die Nähe des Polarsterns zeigt, wandert und in rund 26.000 Jahren einen Kreis am Himmel beschreibt.

Ein angelegtes statisches Magnetfeld zwingt die Spins also zu einer Präzessionsbewegung.

Die Drehzahl (Frequenz), mit der ein Spin um die äußere Magnetfeldrichtung kreiselt, hängt vom Kerntyp (Kerne lassen sich also frequenzmäßig unterscheiden) und von der Stärke des angelegten Magnetfeldes ab. Die Lamorfrequenz, so nennt man diese Kreiselfrequenz, ist direkt proportional zur Feldstärke, d.h. bei Verdoppelung der Feldstärke verdoppelt sich auch die Frequenz. Bei einem Magnetfeld von 1 T beträgt die Lamorfrequenz von Wasserstoffprotonen etwa 42 MHz, bei 1,5 T rund 63 MHz. Diese Frequenzen fallen im Spektrum der elektromagnetischen Wellen in den jedem bekannten UKW-Bereich. Das bedeutet, dass man Sende- und Empfangstechnik in diesem Frequenzbereich seit langem gut beherrscht.

Wir müssen unser Modell von Spinkreisen jetzt noch einmal verfeinern. Es ist nicht so, dass alle Spins im Gleichschritt um die Richtung des äußeren Magnetfeldes kreiseln, sondern trotz gleicher Geschwindigkeit sind sie völlig zufällig orientiert; mit anderen Worten, ihre Phasenlagen sind beliebig (Bild 5, rote Pfeile, Winkel in Querrichtung, wenn man von oben auf den Kegel schaut). Dadurch heben sich die horizontalen Komponenten der Spins auf, und man kann keine Quermagnetisierung messen.

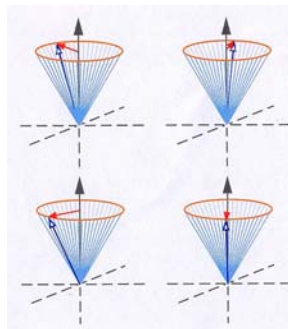


Bild 5: die Phasenlage der Spins; rot = horizontale Komponente

Es ist wichtig festzustellen, dass sich die Spins in einem stabilen Gleichgewicht befinden; man kann sie aber aus diesem Gleichgewicht bringen. Das geschieht durch einen Hochfrequenz-Impuls, der ein rotierendes Magnetfeld enthält. Diese Hochfrequenz (HF) muss in Resonanz mit den Spins sein, d.h. die HF muss mit der Lamorfrequenz übereinstimmen. Je nach Dauer des Impulses kann man so die Magnetisierung von der Vertikalen in die Horizontale kippen (90°-Puls, s. Bild 6) oder sogar ganz umklappen (180°-Puls), was dann einem labilen Gleichgewicht entspricht.

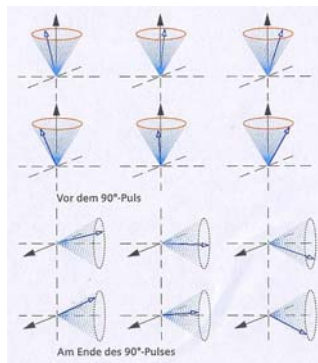


Bild 6: Durch den 90°-Impuls wird der Kegel in die Waagrechte gekippt.

Nach dem 90°-Puls wirkt die Magnetisierung wie ein in der Horizontalen rotierender Magnet. In einer Spule erzeugt er naturgemäß eine elektrische Spannung; das ist das Magnetresonanz-Signal. Auf einem Oszillografen sieht man, dass es schnell abfällt (Bild 7); die Spins laufen in ihrer Phasenlage auseinander.

der. Aus dem Gleichgewicht gebracht, kehren die Spins bald wieder in ihren Ausgangszustand zurück, d.h. sie „erholen“ sich; man nennt dies „Relaxation“.

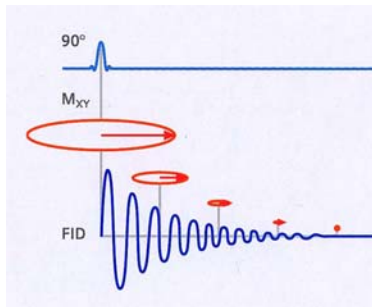


Bild 7: Durch unterschiedliche Phasenlaufzeiten zerfällt die waagrechte Magnetisierung schnell wieder, ist aber nicht wirklich verloren.

Wir müssen nun Längs- und Quermagnetisierung getrennt betrachten. Die Quermagnetisierung zerfällt schneller, als die Längsmagnetisierung sich wieder aufbaut. Beide Prozesse verlaufen exponentiell, d.h. proportional zu einer e-Funktion (Bild 8). Die Zeitkonstante für den Zerfall der Quermagnetisierung ist T_2 , für den Aufbau der Längsmagnetisierung T_1 , wobei $T_2 < T_1$ ist. (Per Definition ist nach der Zeit T 63% des Endwertes erreicht, nach $5T$ ist er praktisch ganz erreicht. Nebenbei sei festgestellt, dass man T_1 die Zeitkonstante für die Spin-Gitter-Relaxation nennt und T_2 die für die Spin-Spin-Relaxation.)

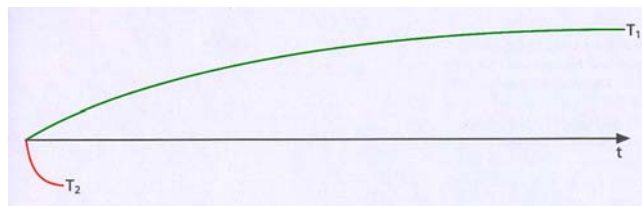


Bild 8: Nach T_1 hat sich die senkrechte Magnetisierung wieder größtenteils aufgebaut; nach T_2 ist die erzeugte waagrechte Magnetisierung weitgehend zerfallen. T_1 ist viel größer als T_2 .

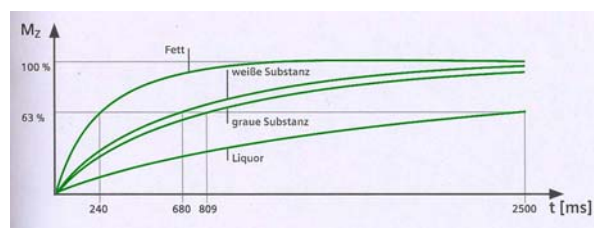


Bild 9: Die Relaxationszeiten T_1 unterscheiden sich für verschiedene Gewebe und Magnetfeldstärken (siehe Tab. 1).

	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	1400	2500	3000

Tab. 1: T_1 in Abhängigkeit von der Gewebesubstanz und der Feldstärke

Wichtig an dieser Stelle ist, dass T_1 für verschiedene Gewebe unterschiedlich ist (Bild 9, Tabelle 1); dieser Unterschied ist messbar. Das ist der Schlüssel dafür, um mit Magnetresonanz einen Kontrast verschiedener Gewebe zu erhalten. Auch die Zeitkonstante T_2 ist gewebeabhängig (Bild 10, Tabelle 2); dies kann ebenso für einen Kontrast bei der Bildgebung ausgenutzt werden. Wie die beiden Tabellen zeigen, ist T_1 auch vom angelegten Magnetfeld abhängig, T_2 hingegen (praktisch) nicht. Weil $T_2 < T_1$ ist, bietet T_2 das schnellere Messverfahren.

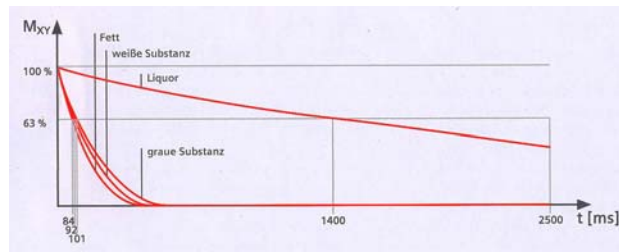


Bild 10: Die Relaxationszeiten T_2 sind für verschiedene Gewebearten unterschiedlich (siehe Tab. 2).

T_2 -Konstanten (in ms)	
Fett	84
Muskel	47
Weißer Substanz	92
Graue Substanz	101
Liquor	1400

Tab. 2: T_2 in Abhängigkeit von der Gewebesubstanz

Wir müssen noch einmal das originäre Magnetresonanzsignal hinter dem 90° -Puls betrachten. Es heißt FID (free induction decay) und fällt schnell ab. Seine Höhe lässt sich schlecht messen, weil man zeitlich zu nah an den Sendeimpuls gerät. Durch Schaltung eines 180° -Pulses etwas hinter den 90° -Puls kann man die Magnetisierung umklappen und ein Spinecho erzeugen, weil die Spins dann wieder zusammenlaufen (Bild 11). Das ist sogar mehrfach möglich. Das Abklingen der Echos entspricht der Zeitkonstante T_2 (Bild 12). Die Höhe eines Echos lässt sich gut messen, weil man dabei einen hinreichenden Abstand zu den starken Sendeimpulsen hat; außerdem kann man dann die HF-Sendespule als HF-Empfangsspule nutzen. Ein Unterschied zweier Gewebe in T_2 lässt sich als Differenz in der Echohöhe feststellen.

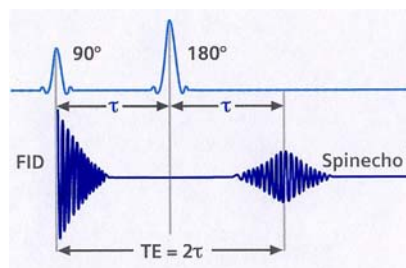


Bild 11: Erzeugung eines Spin-Echos durch eine Pulsfolge $90^\circ - 180^\circ$

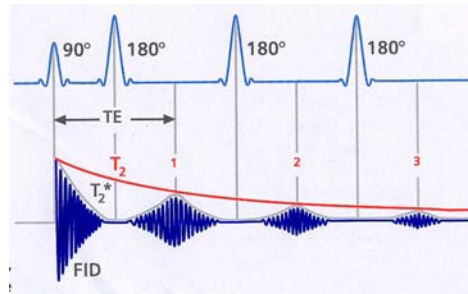


Bild 12: die Relaxationszeit T_2 und das Erzeugen von Mehrfachechos durch Pulsfolgen $90^\circ - 180^\circ - 180^\circ \dots$

Damit haben wir jetzt eine Methode beschrieben, um Signale aus lebendem Körpergewebe zu erhalten. Durch die unterschiedlichen Relaxationszeiten der Gewebe, die zu unterschiedlichen Echohöhen führen, können wir für ein Bild einen Kontrast zwischen den Geweben aufbauen. Was man hier ausnutzt, ist die unterschiedliche „chemische Umgebung“ der Protonen.

Bis jetzt haben wir Wert darauf gelegt, ein räumlich gleichmäßiges (homogenes) Magnetfeld zur Verfügung zu haben, was man im Prinzip durch eine lange Spule erreicht. Bei einem geschlossenen Tomografen ist sie so groß, dass man eine Person hineinschieben kann; bei einem offenen nutzt man den Zwischenraum zwischen den zwei Magnetpolen (Bild 1). Durch ein gleichmäßiges Feld präzedieren die angeregten Protonenspins im ganzen Körper mit einer einzigen Larmofrequenz und tragen alle zu einem großen Echo bei, das sich örtlich nicht auflösen lässt. Wie kriegen wir aber eine räumliche Zuordnung der Grauwerte hin, d.h. wie kommen wir vom Signal zum eigentlichen Abbild?

Dadurch, dass man jetzt das Magnetfeld in Längsrichtung örtlich kontinuierlich ändert (man spricht von einem Feldgradienten), ändert man in Längsrichtung auch die Larmofrequenz. Man benutzt also ein in eine Richtung ansteigendes Magnetfeld (Bild 13+14). Praktisch erreicht man das durch zusätzliches Schalten zweier gegenphasiger Spulen (Bild 13).

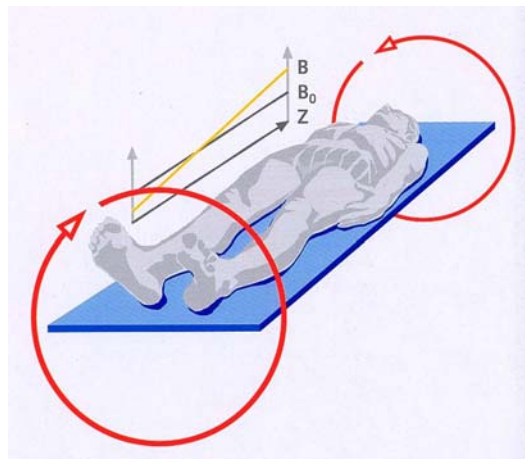


Bild 13: Zwei zusätzliche gegenphasige Spulen geben dem Gleichfeld eine „Steigung“.

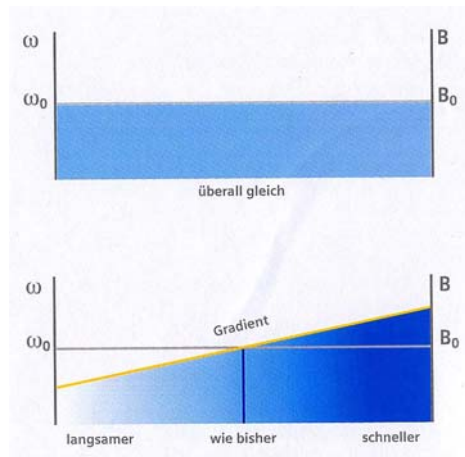


Bild 14: Durch die gleichmäßige Ortsabhängigkeit des Feldes erhält man auch eine solche Ortsabhängigkeit der Larmorfrequenz.

Durch die Kombination des HF-Pulses einer bestimmten Frequenz mit einem Feldgradienten werden nur noch die Spins in einer entsprechenden Schicht angeregt. Durch eine geeignet festgelegte Frequenzbandbreite (also nicht durch eine diskrete Frequenz) des HF-Pulses erreicht man eine gewünschte Schichtdicke. Dies entspricht dem vorgesehenen Resonanzbereich der Kernspins (Bild 14, unten). Alle anderen Schichten werden nicht angeregt und ergeben deshalb auch keinen Beitrag zum Signal. Will man ein brauchbares Signal erhalten, so kann man die Schichtdicke natürlich nicht beliebig dünn machen.

Liegt der Gradient in Längsrichtung, so erhält man eine Anregung (und damit eine „Schnittfläche“) in Querrichtung. Durch Anordnung von Gradientenspulen in allen drei Raumrichtungen kann man nicht nur Schnitte senkrecht zu diesen drei Raumrichtungen erzeugen, sondern beliebig im Raum liegende Schnittflächen.

Bisher haben wir die räumliche Zuordnung nur in einer Richtung (Dimension) festgelegt, bei der so erhaltenen Schicht sind wir noch in zwei Richtungen senkrecht dazu unbestimmt geblieben. Aus dem räumlichen Problem haben wir schon ein ebenes Problem gemacht, es also um eine Dimension verkleinert. Für ein Bild müssen wir aber noch jedem Volumenelement (Voxel) einen Grauwert in einem Bildelement (Pixel) zuordnen (Bild 15).

Stellen wir uns die Bildfläche wie ein Schachbrett aus 256 x 256 Feldern vor, das sind 65536 Pixel, die wir mit Grauwerten füllen wollen, die den Echowerten aus ebenso vielen zugeordneten Voxeln entsprechen sollen. Dabei kümmern wir uns zunächst um eine Zeile (x-Richtung), also 256 Voxel bzw. Pixel. Wir schalten während des Echos einen Gradienten in x-Richtung. Längs der x-Achse präzedieren die Spins nun mit steigender Frequenz; das ist die Frequenzkodierung. Als Echo erhält man nun ein Signal bestehend aus 256 gemischten Frequenzen. (Das akustische Analogon wäre ein Klang aus 256 verschiedenen Tönen.) Was kann man damit anfangen? Mit dem mathematischen Verfahren der Fourier-Transformation (Bild 16) lassen sich die unterschiedlichen Frequenzen mit ihren Amplituden herausfiltern und damit den 256 Pixeln den der jeweiligen Amplitude entsprechenden Grauwert zuordnen.

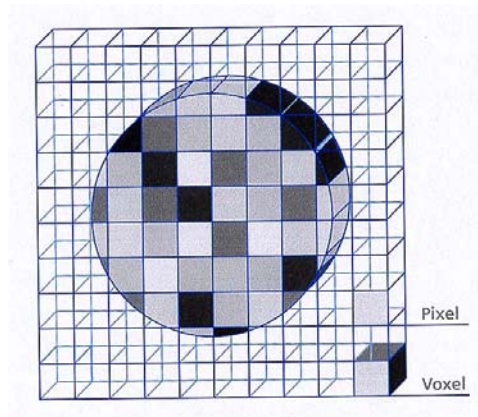


Bild 15: Durch einen Feldgradienten wird jedem Voxel in der Zeile eine bestimmte Frequenz zugeordnet. Die Zeilen selbst unterscheiden sich durch ihre Phase. Damit sind die Voxel eindeutig bestimmt und können je einem Pixel der Matrixoberfläche zugeordnet werden.

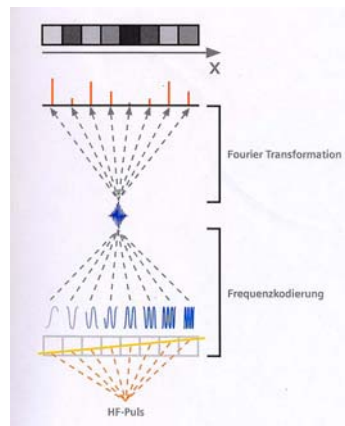


Bild 16: Der Feldgradient (gelbe Gerade unten) zwingt jedem Voxel eine bestimmte Resonanzfrequenz auf. Sie werden alle gleichzeitig als Signal empfangen. Durch Fourier-Transformation werden daraus die Amplituden berechnet und als Grauwerte den jeweiligen Pixeln zugeteilt.

Damit ist das Problem der Bildgebung schon fast gelöst. Um auch die anderen Zeilen zu füllen, muss man pro Zeile zusätzlich ein anderes Verfahren kombinieren. Zwischen dem HF-Puls und dem Echo wird nun kurz ein Gradient in y-Richtung geschaltet, dadurch präzedieren die Spins kurzzeitig verschieden schnell und besetzen anschließend in y-Richtung unterschiedliche Phasenlagen. Dieser Vorgang ist die Phasenkodierung. Allerdings müssen hier 256 Echos mit unterschiedlicher Phasenlage erzeugt werden, die Pulssequenz ist pro Zeile, also 256 Mal, zu wiederholen, weil ja gleichzeitig die Frequenzkodierung angewendet wird. Die Messung besteht darin, dass man die Kernresonanzsignale empfängt und in einem Rechner abspeichert. Mit zweidimensionaler Fourier-Transformation kann dieser dann für die Resonanzfrequenzen Amplituden und Phasen herausrechnen. Die Amplituden wandelt er in Grauwerte um und ordnet sie zweidimensional in die Pixel der Bildmatrix ein.

Wir fassen zusammen:

Die Kernresonanz erlaubt es, die (Protonen-) Spins in lebendem Gewebe anzuregen, so dass sie ihrerseits ein messbares Signal abgeben. Auf diese Weise lässt sich der gesamte Körper „berührungslos und zerstörungsfrei“ durchdringen. Die Zeitkonstanten der Spinrelaxationen unterscheiden sich bei den verschiedenen Geweben, daraus lässt sich ein Kontrast ableiten. Die Kernresonanzfrequenz (Lamorfrequenz) ist von der äußeren Magnetfeldstärke abhängig.

Durch eine 90° - 180° -Pulsfolge in der Larmofrequenz regt man die Spins an und erzeugt ein Spinecho, dessen Amplitude Gegenstand der Messung ist. Mit einem elektrischen Empfänger, den man sich wie einen auf die Larmofrequenz eingestellten Radioempfänger vorstellen kann, ist es möglich, Änderungen in der Spinmagnetisierung festzustellen, denn eine Änderung eines magnetischen Feldes hat eine Änderung des elektrischen Feldes zur Folge. Die Verläufe der Echos werden aufgezeichnet und im Rechner weiterverarbeitet.

Durch Aufprägung einer gleichmäßig linearen Änderung der Feldstärke in Längsrichtung (Gradient) wird ein gleichmäßiger Anstieg der Larmofrequenz in Längsrichtung erreicht, der es erlaubt, in diese Richtung durch Frequenzselektion eine Schicht (einen „Querschnitt“) auszuwählen. Die Schichtdicke wird dabei durch die Frequenzbandbreite bestimmt. Man kann den Gradienten beliebig im Raum orientieren und damit auch beliebige räumliche „Schnitte“ ausführen.

Um auch in Querrichtung selektieren zu können, wird während des Echos in diese Richtung ein Feldgradient geschaltet, der die Signale der örtlichen Voxel frequenzkodiert. Für die andere Querrichtung benutzt man einen Phasengradienten zur Phasenkodierung. Für die Auflösung in diese Richtung muss man das Spinecho-Programm entsprechend der Anzahl der Zeilen dieser Richtung wiederholen.

Durch zweidimensionale Fourier-Transformation lassen sich jetzt für die einzelnen Voxel die Signalamplituden aus der Frequenz- und der Phasenkodierung zurückgewinnen und die Bildmatrix mit Grauwerten entsprechend den Amplitudenwerten zweidimensional füllen. Das Bild des „nicht-invasiven Körperschnitts“ im Rechner ist fertig und kann auf dem Bildschirm oder auf Folie ausgegeben werden.

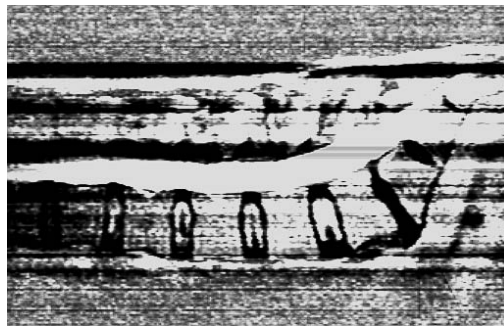


Bild 17: Abbildung eines Teils der Wirbelsäule mit Knochen, Bandscheiben und Nervenkanal

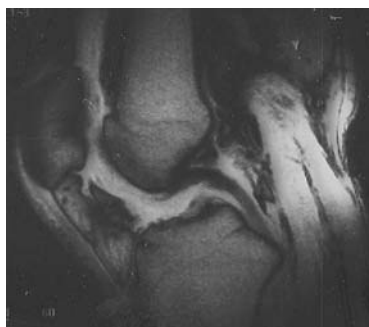


Bild 18: Abbildung eines Kniegelenks, deutlich zu sehen sind die Kontrastunterschiede von Knochen, Bändern, Sehnen und Haut.

Literatur / Quellenachweis

Die Bilder 1-16 wurden mit freundlicher Genehmigung der Firma Siemens AG, Medical Solutions, aus [6] entnommen. Bilder 17+18 vom Autor.

- [1] Nobel Lectures, Bloch & Purcell
in http://nobelprize.org/search/all_laureates_c.html
- [2] P.C.Lauterbur,
Nature 242, (1973) S.190
- [3] Nobel Lectures, Lauterbur & Mansfield
in http://nobelprize.org/search/all_laureates_c.html
- [4] Nobel Lectures, Ernst
in http://nobelprize.org/search/all_laureates_c.html
- [5] G.Laub, A.Oppelt,
Phys.Blätter 55,3(1999)31-35
- [6] A.Hendrix, J.Krempe:
„Magnete, Spins und Resonanzen“,
Siemens medical, Erlangen 2003
- [7] A.Hendrix, J.Krempe:
„Magnete, Fluss und Artefakte“,
Siemens medical, Erlangen 2004
- [8] Heinz Weiß:
Umwelt und Magnetismus,
Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin 1991