

## Magnetresonanztomografie – Was ist das eigentlich?

Beschreibung der Methode:  
Magnetische Pulse ermöglichen Bilder  
aus dem Körperinneren

**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 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].

Dieses Verfahren, hinter dem eine komplizierte Theorie und eine hochentwickelte Technik stecken, ist heute in Deutschland bekannt unter dem Namen Kernresonanztomografie, Magnetresonanztomografie (MRT) oder Spin-Echo-Tomografie und hat die Untersuchungsmethoden nicht nur modernisiert, sondern auch revolutioniert. Mit ihm ist es möglich, 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? Zwei Nobelpreise lassen vermuten, dass es nicht gerade einfach ist.

Zuerst müssen wir dazu etwas in die Quantenphysik einsteigen. Dennoch soll die Beschreibung im Folgenden so einfach und anschaulich wie möglich bleiben; auf nicht dringend erforderliche Feinheiten wird daher konsequent verzichtet. Wer sich dennoch dafür interessiert, der sei auf ausführliche Beschreibungen in [4], [5], [6] oder auf spezielle Fachbücher verwiesen. Ein kurze Beschreibung findet sich u.a. in [7].

Dr.-Ing. Fred Breit,  
Forschungsgemeinschaft  
Funk



**Bild 1: ein offener  
Magnetresonanztomograf**

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 Kreisel, allerdings darf man ihn sich nicht als die Rotation des Atomkerns vorstellen (Bild 2). Natürlich ist dies nur eine Analogie, denn im Gegensatz zum Drall eines Kreisel 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.

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.

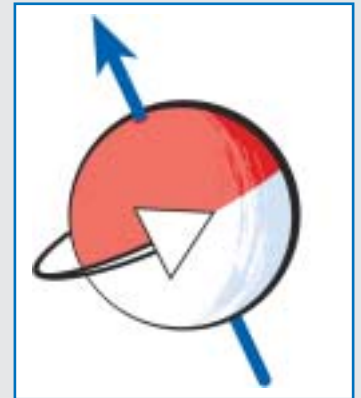
In einem Volumenelement (Voxel) hat man es mit sehr vielen Atomkernen zu tun, deren Spins ohne ein äußeres Magnetfeld völlig zufällig orientiert sind und sich in ihrer Gesamtwirkung (vektorielle Addition) aufheben. Die Volumeneinheit ist also nach außen hin unmagnetisch. Bringen wir dieses Volumenelement nun in ein statisches homogenes Magnetfeld, dann wird durch das Feld eine Kraftwirkung auf die Spins ausgeübt, so dass sie sich längs des Magnetfelds ausrichten. Das tun sie aber nicht alle gleichsinnig, sondern parallel und antiparallel (also anders als kleine Stabmagneten), jedoch mit einem kleinen Überschuss in Richtung des angelegten Magnetfelds (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.

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 mm<sup>3</sup> Wasser addieren sich beispielsweise rund 400 Billionen (1 Billion = 1 Million x 1 Million) Spins zu einer makroskopischen Magnetisierung.

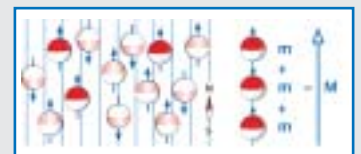
Wir haben aus Verständnisgründen zunächst zu sehr vereinfacht. Wir müssen an einer Stelle jetzt exakter werden. Die Spins richten sich im statischen Magnetfeld nicht genau parallel oder antiparallel aus, sondern sie verhalten sich wie ein angestoßener Kreisel, der sich zwar weiterdreht, aber „kegelt“.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



**Bild 2: ein Proton mit einem „Spin“**



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



**Bild 4: die Präzession eines Kreisel**

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 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 (rote Pfeile, Winkel in Querrichtung, wenn man von oben auf den Kegel schaut) sind beliebig (Bild 5). Dadurch heben sich die horizontalen Komponenten der Spins auf, und man kann keine Quermagnetisierung messen. Wichtig festzustellen ist, dass sich die Spins in einem stabilen Gleichgewicht befinden; man kann sie aber aus diesem Gleichgewicht bringen. Das geschieht durch einen HF-Impuls als zirkular polarisierte Welle, der ein rotierendes Magnetfeld enthält. Er wird in einer zusätzlichen Längsspule erzeugt. 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) oder sogar ganz umklappen (180°-Puls), was dann einem labilen Gleichgewicht entspricht (Bild 6).

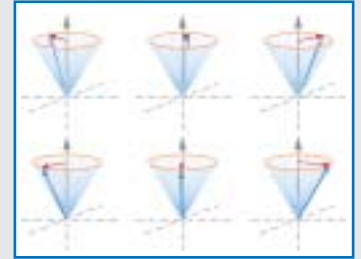
Nach dem 90°-Puls wirkt die Magnetisierung wie ein in der Horizontalen rotierender Magnet. In einer Spule erzeugt er naturgemäß eine elektrische Spannung; das ist das Magnetresonanz-Signal. Auf einem Oszillografen sieht man, dass es schnell abfällt (Bild 7), die Spins laufen auseinander.

Aus dem Gleichgewicht gebracht, „erholen“ sich die Spins bald wieder; man nennt dies „Relaxation“. 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.)

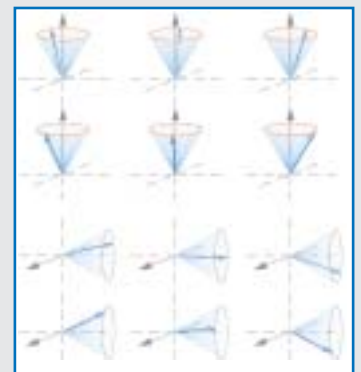
Wichtig an dieser Stelle ist, dass  $T_1$  für verschiedene Gewebe unterschiedlich ist (Bild 9, Tabelle 1); dieser Unterschied ist messbar. Dies ist der Schlüssel dafür, um mit Magnetresonanz einen Kontrast verschiedener Gewebe zu erhalten. Auch die Zeitkonstante  $T_2$  ist gewebeabhängig. (Bild 10, 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.



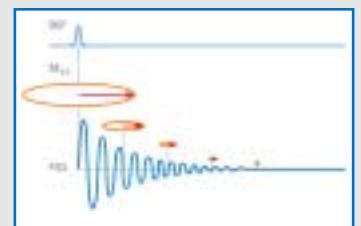
**Bild 8:** Nach  $T_1$  baut sich die senkrechte Magnetisierung wieder auf; nach  $T_2$  zerfällt die erzeugte waagrechte Magnetisierung wieder.



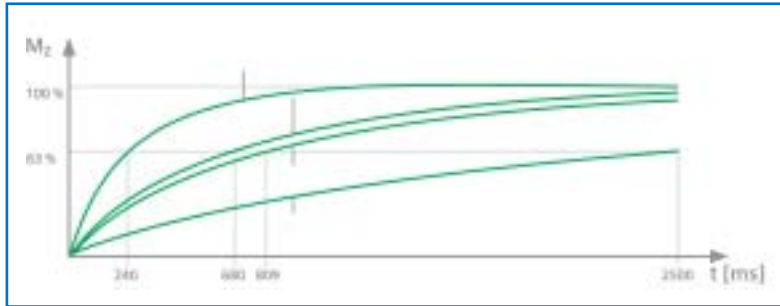
**Bild 5:** Die Phasenlage der Spins; rot = horizontale Komponente



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



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



**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
<b>Fett</b>		240	
<b>Muskel</b>	370	730	863
<b>Weißer Substanz</b>	388	680	783
<b>Graue Substanz</b>	492	809	917
<b>Liquor</b>	1400	2500	3000

**Tab. 1:**  $T_1$  in Abhängigkeit von der Substanz und der Feldstärke



**Bild 10:** Auch die Relaxationszeit  $T_2$  ist für Gewebearten unterschiedlich

$T_2$ -Konstanten (in ms)	
<b>Fett</b>	84
<b>Muskel</b>	47
<b>Weißer Substanz</b>	92
<b>Graue Substanz</b>	101
<b>Liquor</b>	1400

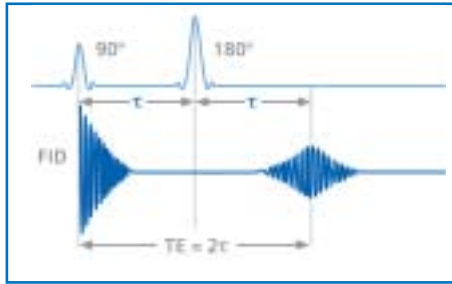
**Tab. 2:**  $T_2$  in Abhängigkeit von der Gewebesubstanz

Nebenbei sei festgestellt, dass man  $T_1$  die Zeitkonstante für die Spin-Gitter-Relaxation nennt und  $T_2$  die für die Spin-Spin-Relaxation.

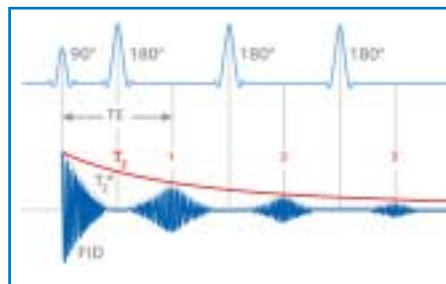
Wir müssen noch einmal das originäre Magnetresonanzsignal nach dem  $90^\circ$ -Puls betrachten. Es fällt tatsächlich in viel kürzerer Zeit ab als in  $T_2$ , diese Konstante nennt man  $T_2^*$ , es gilt:  $T_2^* < T_2 < T_1$ . Die Höhe des MR-Signals, das man FID (free induction decay) nennt, lässt sich schlecht messen, weil man zeitlich zu nah an den Sendepuls gerät.

Durch Schaltung eines  $180^\circ$ -Pulses etwas hinter den  $90^\circ$ -Puls kann man innerhalb  $T_2$  die Magnetisierung umklappen und somit ein Spinecho erzeugen, weil die Spins wieder zusammenlaufen (Bild 11). Das ist sogar mehrfach möglich. Das Abklingen der

Welche Bedeutung hat denn nun  $T_2$ ?



**Bild 11: Erzeugen eines Spinechos mit einer Pulsfolge 90° - 180°**



**Bild 12: Erzeugen von Mehrfachechos mit Pulsfolgen 90° - 180° - 180° ...**

Echos ist das wahre  $T_2$  (Bild 12). Die Höhe eines Echos lässt sich gut messen, weil man dabei einen hinreichenden Abstand zu den starken Sendepulsen hat; außerdem kann man dann die Sendespule als Empfangsspule nutzen. Ein Unterschied zweier Gewebe in  $T_2$  lässt sich als Differenz in der Echohöhe feststellen.

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. Das Echosignal ist bisher die Summe aller angeregten Kernspinresonanzen im Körper. Wie kriegen wir aber eine räumliche Zuordnung der Grauwerte hin, d.h. wie kommen wir vom Signal zum eigentlichen Abbild?

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 Körper aber mit einer einzigen Larmofrequenz und tragen alle zu einem großen Echo bei, das sich örtlich nicht auflösen lässt.

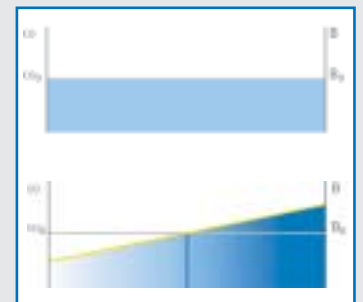
Dadurch dass man jetzt das Magnetfeld in Längsrichtung örtlich kontinuierlich ändert (man spricht von einem Feldgradienten), ändert man in Längsrichtung auch die Larmofrequenz. Man erhält also ein in eine Richtung ansteigendes Magnetfeld (Bild 13+14). Praktisch erreicht man das durch zusätzliches Schalten zweier gegenphasiger Spulen. 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 gewünschten Resonanzbereich der Kernspins (Bild 14). Alle anderen Schichten werden nicht angeregt und ergeben deshalb auch kein 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 eine Richtung (Dimension) festgelegt, bei der so erhaltenen Schicht sind wir noch in zwei Richtungen senkrecht dazu unbestimmt geblieben. Aus dem räumlichen Problem haben wir aber schon ein ebe-



**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 Larmofrequenz**

nes Problem gemacht, es also um eine Dimension verkleinert. Ziel ist es aber noch, für ein Bild jedem Volumenelement (Voxel) einen Grauwert in einem Bildelement (Pixel) zuzuordnen (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 entsprechendem Grauwert zuordnen.

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 nun darin, dass man die Kernresonanzsignale als Echos 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.

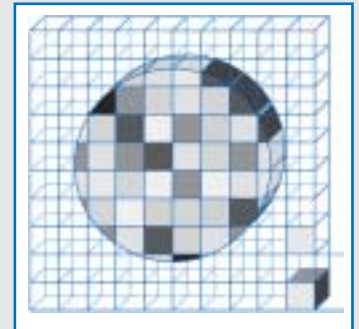
### Wir fassen zusammen:

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 (Lamorffrequenz) ist von der äußeren Magnetfeldstärke abhängig.

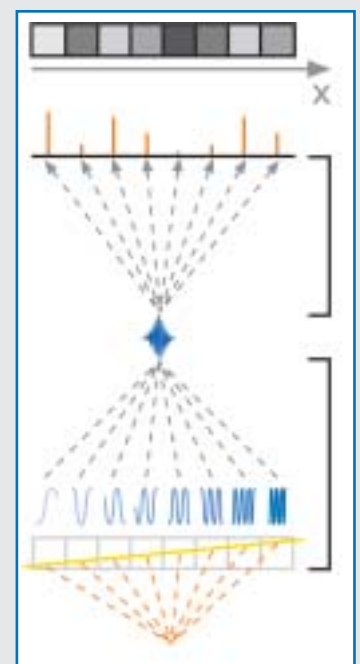
Durch eine 90°-180°-Pulsfolge in der Lamorffrequenz regt man die Spins an und erzeugt ein Spinecho, dessen Amplitude Gegenstand der Messung ist. Mit einem elektrischen Empfänger, den man sich wie einen auf die Lamorffrequenz eingestellten Radioempfänger vorstellen kann, ist es möglich, Änderungen in 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 Lamorffrequenz 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 Phasen-



**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.**

kodierung. Für die Auflösung in diese Richtung muss man das Spinecho-Programm entsprechend der Anzahl der Zeilen dieser Richtung wiederholen.

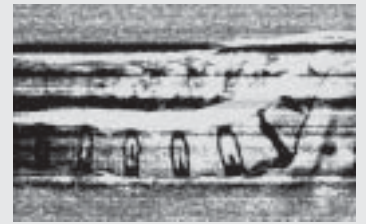
Durch zweidimensionale Fourier-Transformation lassen sich jetzt für die einzelnen Voxel die Signalamplituden aus der Frequenz- und der Phasenkodierung zurückgewinnen und die Bildmatrix mit Grauwerten entsprechend den Amplitudenwerten zweidimensional füllen. Das Bild des „nicht-invasiven Körperschnitts“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

Die Bilder 1-16 wurden mit freundlicher Genehmigung der Firma Siemens AG, Medical Solutions, aus [5] entnommen. Bilder 17+18 vom Autor.

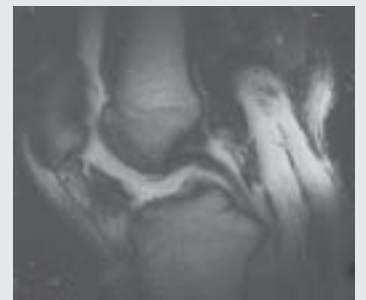
Nach der Beschreibung des Prinzips in ersten Teil wollen wir uns im zweiten Teil praktischen Fragen widmen.

## Literatur

- [1] Nobel Lectures, Bloch & Purcell in [http://nobelprize.org/search/all\\_laureates\\_c.html](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](http://nobelprize.org/search/all_laureates_c.html)
- [4] G.Laub, A.Oppelt, Phys.Blätter 55,3 (1999) 31-35
- [5] A.Hendrix, J.Krempe: „Magnete, Spins und Resonanzen“, Siemens medical, Erlangen 2003
- [6] A.Hendrix, J.Krempe: „Magnete, Fluss und Artefakte“, Siemens medical, Erlangen 2004
- [7] Heinz Weiß: Umwelt und Magnetismus, Deutscher Verlag der Wissenschaften, Berlin 1991



**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**