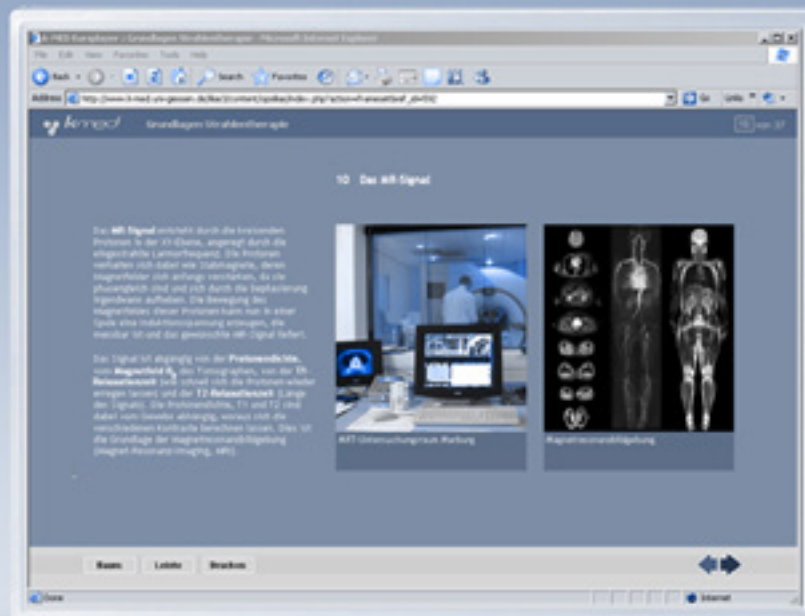


Magnetresonanztomographie

Lernskript für Mediziner

Grundlagen der Magnetresonanztomographie

Grundlagen



Dr. med. Christoph Pabst

Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

Stand: Januar 2013



Inhaltsverzeichnis	1
1. Einleitung	2
2. Überblick MRT	2
3. Entwicklung	3
4. MRT-Systemaufbau	3
4.1 Achsenbezeichnung beim MRT.....	4
5. Was ist der Kernspin?	4
6. Wasserstoffprotonen im Magnetfeld	5
7. Phasenverschiebung	5
8. Die Larmorfrequenz	6
9. T1- und T2-Relaxation	6
10. Das MR-Signal	7
10.1 Entstehung des Bildkontrastes.....	7
10.2 Z-Gradient.....	8
10.3 Ortskodierung.....	8
11. Signalmessung / K-Raum	9
11.1 Fouriertransformation.....	10
12. Untersuchungsmethoden	10
12.1 MR-Myelographie.....	10
12.2 MR-Sialographie.....	11
12.3 MR-Cholangiographie.....	11
12.4 MR-Urographie (MRU).....	11
12.5 MR-Angiographie.....	12
12.6 MR-Cardiographie.....	12
12.7 MR-Mammographie.....	12
12.8 Darstellung von flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen/Höhlen.....	13
12.9 MR-Perfusion.....	13
12.10 MR-Diffusion.....	13
12.11 Neurofunktionelle Bildgebung.....	14
12.12 MR-Spektroskopie.....	14
12.13 Kontrastmittelgabe beim MRT.....	14
13. Risiken und Nebenwirkungen	15
14. Zusammenfassung	15
15. Übungsaufgaben	16
15.1 Frage 1.....	16
15.2 Frage 2.....	16
15.3 Frage 3.....	16
15.4 Frage 4.....	17
16. Lösungen	17
17. Quellenangaben	18



1. Einleitung

Liebe Leserinnen und Leser, auf den folgenden Seiten wird Ihnen das Grundwissen zum Thema Magnetresonanztomographie präsentiert. Zunächst wird die Entwicklung und der Systemaufbau der MRT dargestellt, es folgen die physikalischen Grundlagen, Kontrastmittel, Einsatzbereiche und die Risiken. Dieses PDF soll Ihnen als Vorbereitung auf bevorstehende Prüfungen dienen und bietet Ihnen im Anschluss in Form von Übungsaufgaben eine Kontrolle Ihres neu erworbenen Wissens. Die Bearbeitung sollte in etwa 40-50 min dauern. Viel Erfolg!

2. Überblick MRT

Die **Magnetresonanztomographie** (Tomographie von griechisch "Schnitt") ist ein bildgebendes Verfahren zur Darstellung von Strukturen im Inneren des Körpers. Sie kann **Schnittbilder** des menschlichen Körpers in beliebigen Ebenen erzeugen. Aus den Daten können per Computer 3D-Datensätze berechnet werden. Die MRT hat im Vergleich zur Computertomographie (CT) u.a. eine bessere Weichteildarstellung.

Die MRT nutzt die Kombination von Magnetfeld und HF-Impuls zur Anregung von **Wasserstoffprotonen** und keine ionisierenden Strahlen wie beim Röntgen oder CT. Die Bilder spiegeln daher auch nicht wie beim Röntgen die allgemeine Gewebedichte wieder, sondern die Protonendichte im Gewebe.

Synonyme Begriffe für die MRT sind Kernspintomographie und MRI (Magnetic Resonance Imaging).

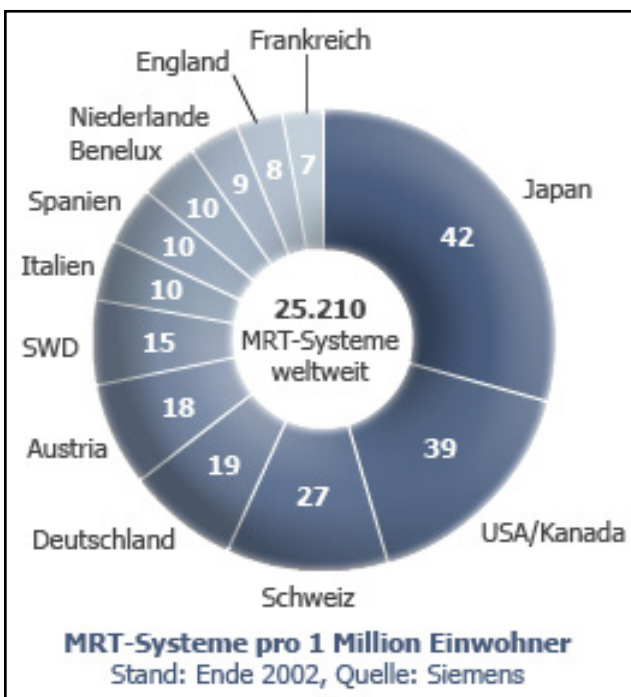


Abb.1 Dichte der installierten MRT-Systeme weltweit

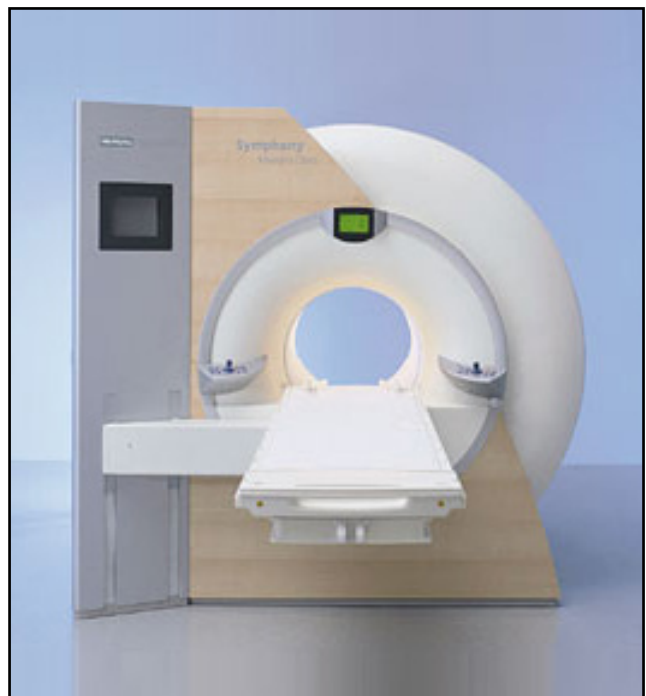


Abb.2 MRT-System, Beispiel Siemens Magnetom. Andere Hersteller von MRTs sind u.a. Bruker, Hitachi, Philips, GE und Toshiba.

3. Entwicklung der Magnetresonanz-Tomographie

- um **1800** Mathematische Grundlagen zum MRT von Jean-Baptiste Fourier
- um **1900** Grundlagen der Physik zum MRT von Nikola Tesla
- **1946** Entdeckung des technischen Prinzips von Bloch und Purcell
- **1952** Nobelpreis für Felix Bloch und Edward Mills Purcell
- **1973** Weiterentwicklung zum bildgebenden Verfahren von Prof. Paul C. Lauterbur und Prof. Sir Peter Mansfield
- **1974** Erste Abbildung eines Tumors beim Tier von Raymond Damadian
- **1984** praktische Verfügbarkeit des MRTs
- ab **1988** Einzug in die Herzbildgebung, MR-Angiographie
- **2003** Nobelpreis für Prof. Paul C. Lauterbur und Prof. Sir Peter Mansfield

4. MRT-Systemaufbau

Für den Einsatz der MRT benötigt man folgende Systemkomponenten:

- Supraleitender Magnet (für das Hauptmagnetfeld B_0)
- Hochfrequenzsender (Larmorfrequenzsender)
- Gradientenspulen (Magnetfelder: Z-Gradient, Ortscodierung)
- Empfangsspulen
- Untersuchungstisch
- Computerkonsole (Steuerung, Berechnung, Ausgabe)
- Abgeschirmter MRT-Untersuchungsraum (Faradayscher Käfig)

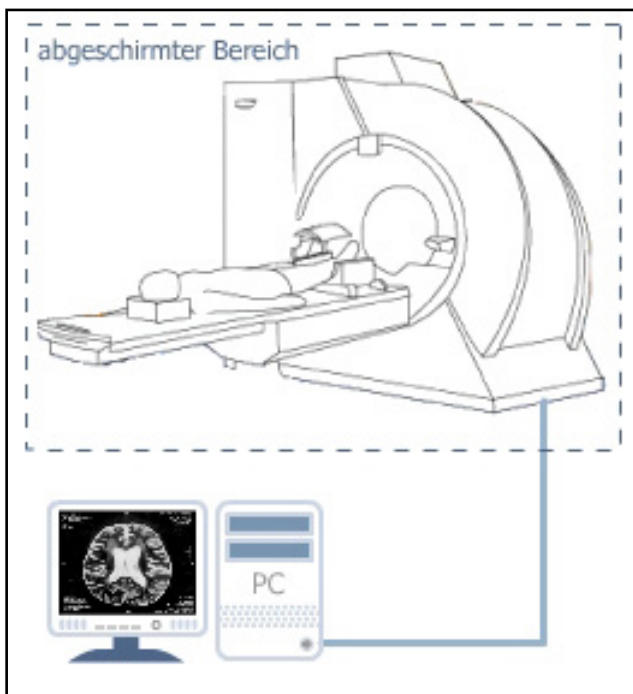


Abb. 3 Systemaufbau beim MRT

Bei dem supraleitenden Magneten wird die Magnetspule (Metalllegierung) durch flüssigen Stickstoff und flüssiges Helium auf 4K (minus 269°C) abgekühlt, wodurch der Widerstand der Spule praktisch auf Null gesetzt wird. Dies ist notwendig, um die extrem starken Magnetfelder aufrechtzuerhalten.

Abb. 3 zeigt den MRT Systemaufbau mit dem Faradayschem Käfig für die Abschirmung der empfindlichen Messspulen vor Radio- und Handystrahlung. Ein solcher Käfig besteht im Prinzip aus einem Metallkäfig, wodurch z.B. bei einem Blitzeinschlag die Ladungen sich abstoßen und sich auf die Außenseite des Metalls verlagern. Das Gleiche passiert mit elektromagnetischen Feldern, wodurch der Innenraum frei von diesen Einflüssen wird.

4.1 Achsenbezeichnung beim MRT

Hier soll nur kurz auf die Achsenbezeichnungen der MRT eingegangen werden, da bei vielen Grafiken zur MRT die Z-Achse so gekippt wurde, dass sie auf der dort sonst liegenden Y-Achse liegt. Dies soll keine Verwirrung stiften, es dient einer besseren Darstellungsweise. Wie im Bild zu sehen ist, sind die Achsen in der Realität aber so, wie man es gelernt hat, Y ist senkrecht, X waagrecht und Z geht in die Tiefe.

Die Drehung der Protonen in der XY-Ebene vollzieht sich wie beim Rotor eines Ventilators in der Röhre, das Magnetfeld folgt der Z-Achse von der einen Öffnung zur anderen (Abb. 4).

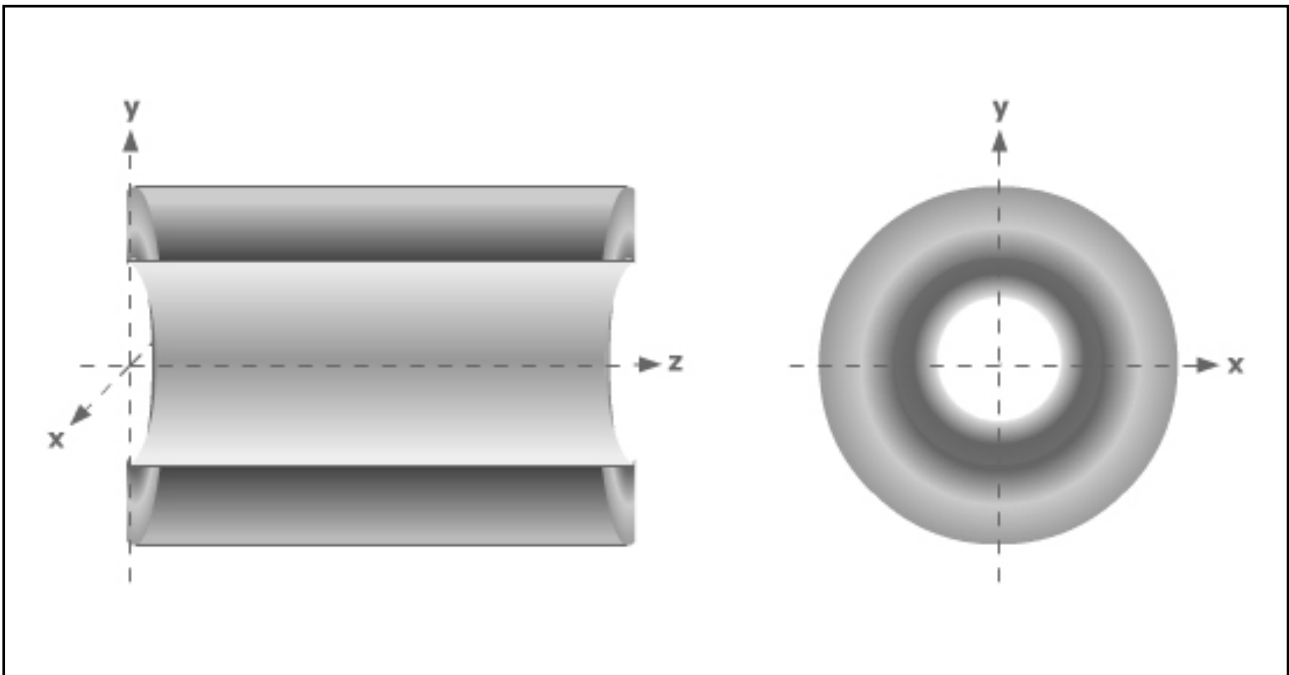


Abb. 4 Achsenbezeichnung beim MRT

5. Was ist der Kernspin?

Als **Kernspin** bezeichnet man den **Eigendrehimpuls** eines Protons (aber nicht des ganzen Atoms) um seinen eigenen Schwerpunkt. Die Elektronen des Atoms werden dabei außer Acht gelassen. Da nun z.B. ein Wasserstoff-Proton eine positive Ladung besitzt und bewegte Ladungen ein magnetisches Moment haben, entsteht auch hier ein messbares, magnetisches Feld.

Die Eigendrehung ist eine Grundeigenschaft der Elementarteilchen, jedes Element hat dabei eine typische Frequenz, die nicht abgebremst oder beschleunigt werden kann und einfach immer da ist.

6. Wasserstoffprotonen im Magnetfeld

Befinden sich Wasserstoff-Protonen in einem starken Magnetfeld, so richten sich die Kernspin-Achsen an den Feldlinien aus (**Längsmagnetisierung**). Dabei **präzedieren** sie wie ein Kreisel immer dichter an diese Linien heran, werden aber niemals ganz ausgerichtet. Dies geschieht parallel und antiparallel zum Feld im Verhältnis 1.000.007:1.000.000 (bei 1 Tesla). Bei der hohen Anzahl der Protonen im Körper reicht dieser Überschuss jedoch aus. Zur besseren Anschauung wird im weiteren Verlauf nur noch der Protonenüberschuss berücksichtigt (Abb. 5).

Klinische MRT-Anlagen arbeiten mit bis zu 3 Tesla, Forschungsgeräte bis max. 17,6T. Zum Vergleich: das Erdmagnetfeld hat ca. 10 μ T.

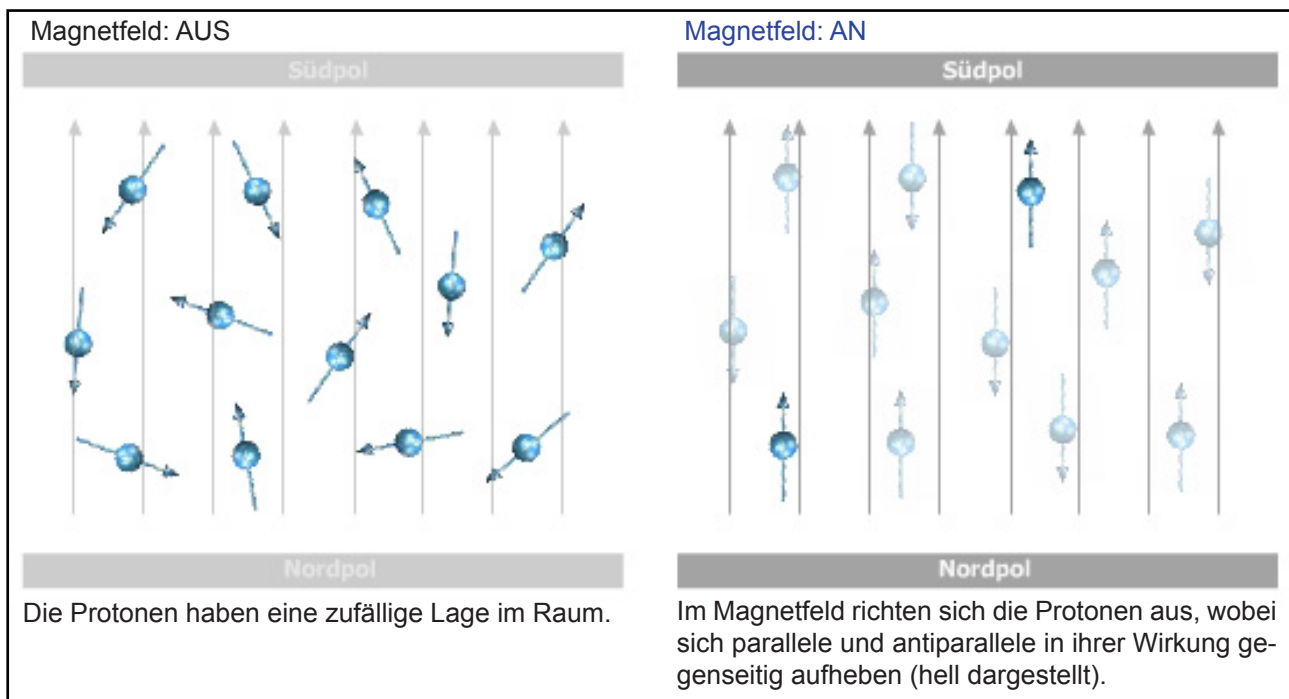


Abb. 5 Wasserstoffprotonen im Magnetfeld

7. Phasenverschiebung

Die Vektoren von zwei nebeneinander bestehenden Funksignalen gleicher Frequenz und gleicher Stärke sind bei 0° Phasenverschiebung **kohärent**, d.h. phasengleich. Es kommt zu einem Effekt der maximalen Verstärkung des Gesamtsignals. Mit einer Antenne würde man ein verstärktes Signal empfangen.

Bei einer **Phasenverschiebung** (Dephasierung) von 90° wird das Gesamtsignal kleiner. Bei einer Phasenverschiebung von 180° wirken die Vektoren genau entgegengesetzt. Die Funksignale heben sich gegenseitig auf obwohl jedes Signal für sich weiterhin besteht. Mit einer Antenne wäre in diesem Fall kein Signal mehr messbar.

Das Verständnis ist wichtig für die folgenden Inhalte.

8. Die Larmorfrequenz

Um für die MRT das benötigte Signal zu erhalten, muss ein kurzer Impuls einer charakteristischen Radiofrequenz (über eine Antenne) in das Magnetfeld eingestrahlt werden, die **Larmorfrequenz**. Durch diesen Hochfrequenzimpuls (HF-Impuls) werden die Protonen synchronisiert, wobei einige um 180° gekippt werden. Der resultierende Vektor kippt dabei um 90° und dreht sich in der XY-Ebene. Anfangs kreisen die Protonen noch phasengleich, laufen aber durch verschiedene Energieabgaben an das umliegende Gewebe verschieden schnell auseinander (Dephasierung) und richten sich wieder dem Magnetfeld (Z-Achse) aus. Die Formel zur Berechnung der Larmorfrequenz lautet:

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0$$

ω_0 : Larmorfrequenz in [MHz]; γ : gyromagnetische Konstante, charakteristisch für jedes Element, für Protonen = 42,58 MHz/T; B_0 : Stärke des Magnetfeldes in Tesla [T]

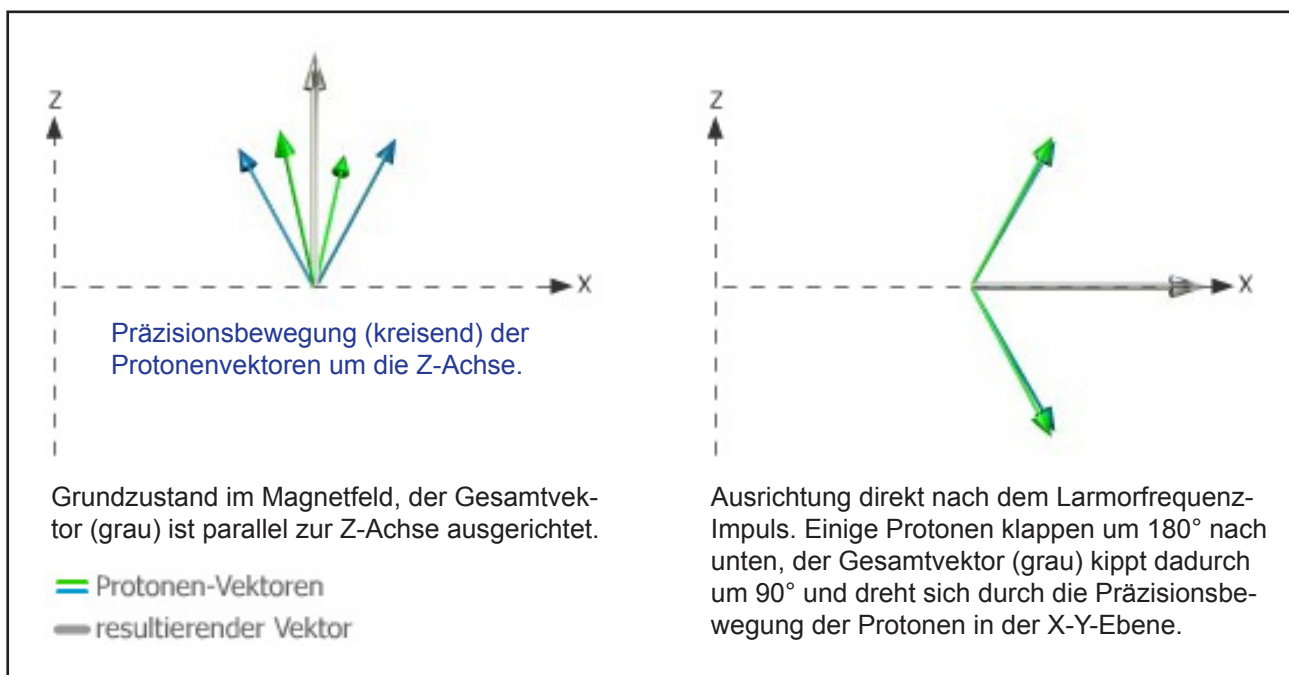


Abb. 6 Auswirkung des HF-Impulses mit der spezifischen Larmorfrequenz

9. T1- und T2-Relaxation

Die **T1-Relaxation** ist die **longitudinale** Relaxation und beschreibt das Zurückkippen des Vektors nach dem HF-Impuls zum Magnetfeld (niedrigerer Energiezustand). Um so mehr dieser Vektor relaxiert ist, umso stärker kann er erneut angeregt werden. Bei der T1-Relaxation wird Energie an die Umgebung abgegeben. Die Zeitkonstante T1 ist u.a. von der Stärke des Magnetfeldes B_0 abhängig und gibt die Zeit an, in der ca. 63 % der ursprünglichen Longitudinalmagnetisierung wieder erreicht ist. (Abb. 7 und 8)

Die **T2-Relaxation** ist die **transversale** Relaxation und beschreibt den Verlust der Phasengleichheit, wo die Protonen anfangs noch phasengleich kreisen und durch die Inhomogenitäten des Magnetfeldes im Gewebe langsam dephasieren. Die Zeitkonstante T2 gibt an, wann die Transversalmagnetisierung auf 37 % des ursprünglichen Wertes zurückgegangen ist.



Sie ist ein Maß für die Dauer des Signals. Die T1- und T2-Relaxation sind unabhängig von einander und laufen gleichzeitig ab.

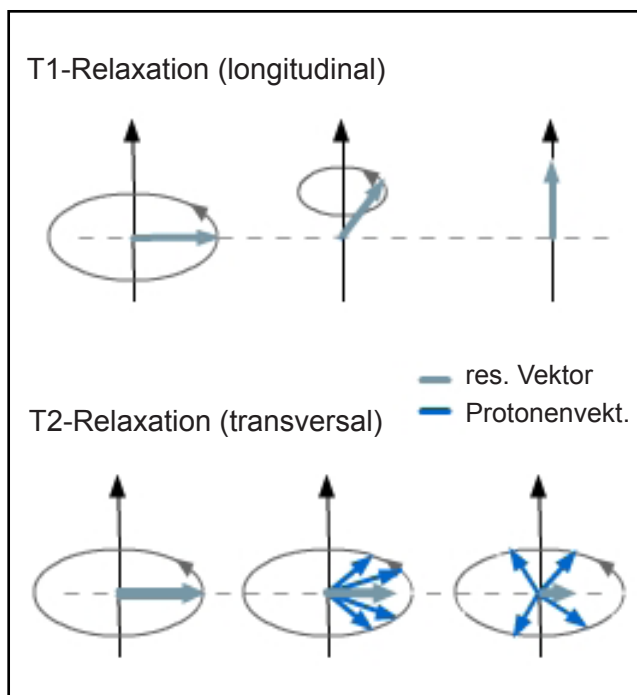


Abb. 7 T1- und T2-Relaxation

(bei $B_0=1,5T$)	T1 (ms)	T2 (ms)
Skelettmuskel	870	47
Leber	490	43
Niere	650	58
Milz	780	67
Fett	260	84
Liquor	>4000	>2000
Lunge	830	79

T1 und T2 sind entscheidend für den Bildkontrast. Bei einer T1-Gewichtung gibt es andere Bilder als bei einer T2-Gewichtung.

Abb. 8 T1/T2 in verschiedenen Medien

10. Das MR-Signal

Das **MR-Signal** entsteht durch die kreisenden Vektoren in der XY-Ebene, angeregt durch die eingestrahlte Larmorfrequenz. Die Vektoren verhalten sich dabei wie Funksignale gleicher Frequenz. Die Signale verstärken sich anfangs, da sie phasengleich sind. Durch die Dephasierung verringert sich das Gesamtsignal jedoch rasch wieder, bis es nicht mehr messbar ist. Das Gesamtsignal (MR-Signal) kann von einer Antenne empfangen werden.

Das Signal ist abhängig von der **Protonendichte**, vom **Magnetfeld B_0** des Tomographen, von der **T1-Relaxationszeit** (wie schnell das Gewebe wieder erregt werden kann) und der **T2-Relaxationszeit** (Länge des Signals). Die Protonendichte, T1 und T2 sind dabei vom Gewebe abhängig, woraus sich die verschiedenen Kontraste berechnen lassen. Dies ist die Grundlage der Magnetresonanzbildgebung.

10.1 Entstehung des Bildkontrastes

Um ein MR-Bild zu erhalten, muss die Schicht mehrmals angeregt und gemessen werden. Der Bildkontrast wird dabei durch die T1-Gewichtung (**Repetitionszeit/TR**) und die T2-Gewichtung (**Echozeit/TE**) bestimmt.

Die Repetitionszeit ist die Zeit zwischen den Anregungen, in der sich die Protonen wieder dem Magnetfeld ausrichten können. Je länger diese Zeit ist, umso größer ist die **Längsmagnetisierung** der Protonen und umso stärker wird das Signal bei erneuter Anregung.



Unter 600ms (bei 1,5 T) geben Gewebe mit kurzem T1 ein hohes Signal ab. Auf diesen **T1-gewichteten** Bilder stellen sich **Flüssigkeiten dunkel** dar (Liquor, Blut). **Hell** ist z.B. **Fett, hoher Proteingehalt, Gadolinium** (MR-Kontrastmittel) und die **Neurohypophyse**.

Die Echozeit ist die Zeit zwischen der Anregung und der Messung des Signals. Bei einer Verzögerung ab 60 ms ist in Geweben mit kurzem T2 kein Signal mehr messbar. Auf diesen T2- gewichteten Bildern werden u.a. **Flüssigkeiten hell** dargestellt.

10.2 Z-Gradient

Für die Bildgewinnung der einzelnen Schichten ist beim MRT entscheidend, dass dem Magnetfeld B_0 ein **Z-Gradienten** aufgelagert wird, wodurch jede Schicht in einem Magnetfeld einer bestimmten Stärke liegt. Der Gradient wird durch Z-Gradienten-Spulen erzeugt, wodurch das Gesamtfeld **inhomogen** gemacht wird und zum Fußende hin abfällt (Abb. 9).

Da die **Larmorfrequenz** vom gesamten Magnetfeld ($B_0 + Z\text{-Gradient}$) abhängig ist, hat so auch jede Schicht eine spezifische Frequenz, mit der die Protonen erregt werden können. Der Z-Gradient ist also entscheidend für die Schichtdicke der Aufnahme. Je stärker das Magnetfeld, umso größer muss die Larmorfrequenz gewählt werden. Umliegende Bereiche der gewählten Schicht haben eine andere **Resonanzfrequenz** und werden nicht beeinflusst.

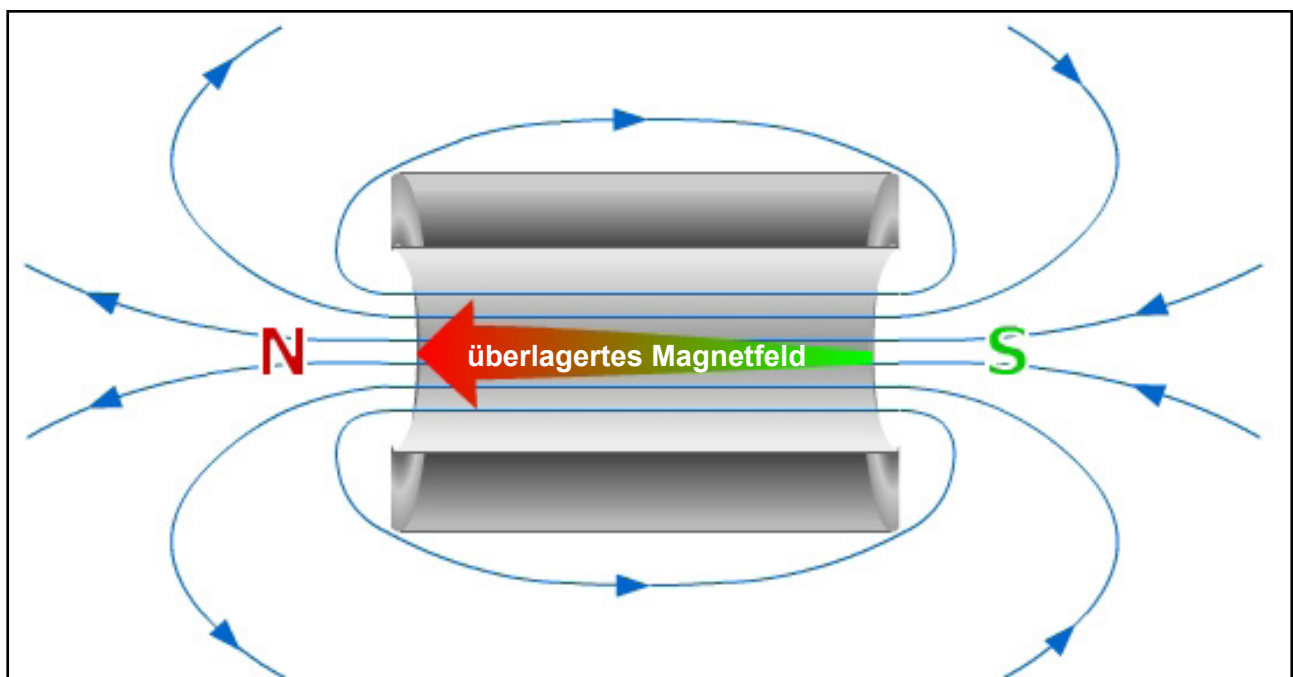


Abb. 9 Feldlinien des MRTs mit Überlagerung durch den Z-Gradienten.

10.3 Ortscodierung

Die Schichtdicke und Position wird durch den **Z-Gradienten** und den spezifischen HF-Impuls der Schicht festgelegt. Für die Ortscodierung benötigt man einen **X-** (Frequenzcodierung) und **Y-Gradienten** (Phasencodierung). Der Y-Gradient wird nach der Einstrahlung der Larmorfrequenz kurz an- und wieder ausgeschaltet. Dadurch sind alle Vektoren bereits angeregt und werden durch den Gradienten in ihrer Phase verschoben (senkrecht).





Der **X-Gradient** (X-Gradienten-Spule) wird während der Messung zusammen mit dem Z-Gradienten zugeschaltet und bewirkt, dass die Larmorfrequenz mit dem Gradienten zunimmt. Es resultiert ein Frequenz-Gradient von links nach rechts (waagrecht).

Daraus ergibt sich eine Matrix mit spezifischer Frequenz- und Phasenverschiebung jedes einzelnen Punktes, woraus sich nun ein 2D-Bild berechnen lässt (Abb. 10).

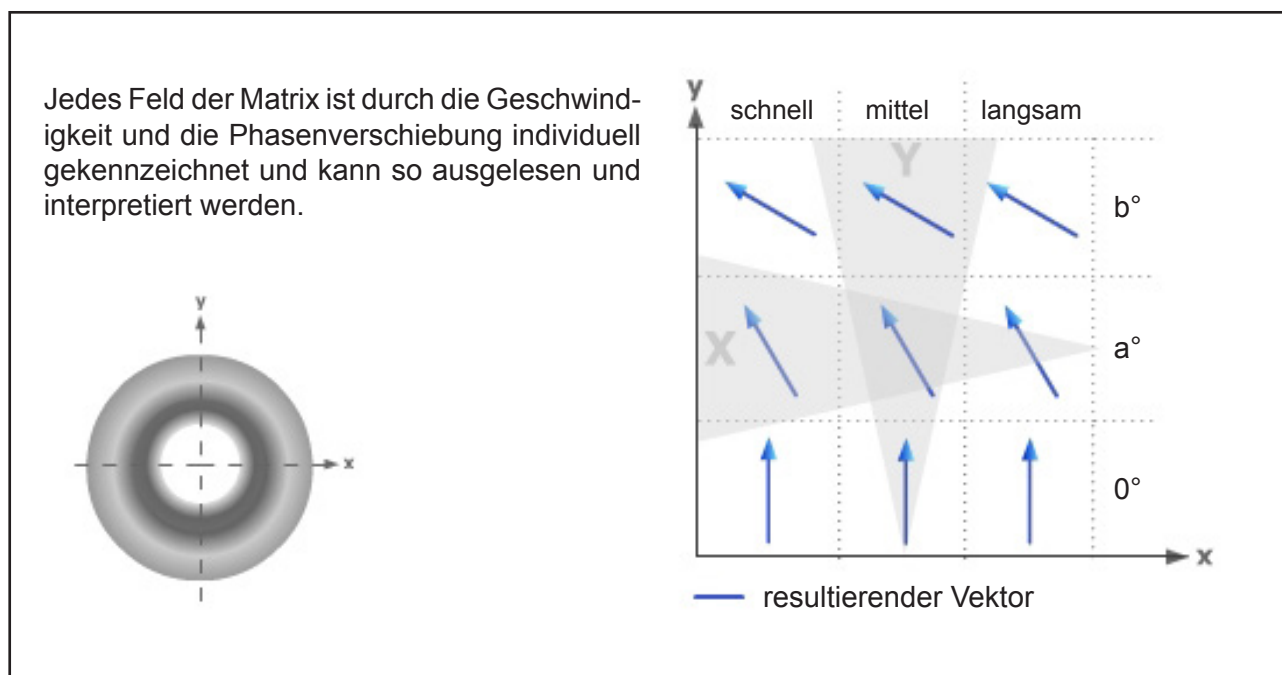


Abb. 10 Ortskodierung über den X- und Y-Gradienten

11. Signalmessung / K-Raum

Für eine Aufnahme jedes einzelnen von **262.144 Bildpunkten** (max. 512 x 512 px, variabel) bräuchte man bei einer Aufnahmezeit von 100 ms über 7 Stunden. Da dies zu aufwendig wäre, werden nicht mit einer Messspule die einzelnen Punkte gemessen, sondern die gesamte angeregte Schicht. Die Schicht wird dabei in bestimmten Sequenzen Zeile für Zeile gescannt, wobei jede Zeile ihren eigenen Phasencode besitzt. Diese Methode benötigt eine Messzeit von 512 Zeilen x 100ms, also nur 51,2s. Je stärker die Gradienten geschaltet werden, desto höher wird dabei die **Aufnahmegeschwindigkeit**. Die gewonnene Rohdatenmatrix wird als **K-Raum** bezeichnet (Abb. 11).

Jede **Sequenz** startet mit einem HF-Impuls, der Y-Gradient wird an- und ausgeschaltet und erst im Anschluss wird der X- und Z-Gradienten für die Messung des Signals eingebracht.

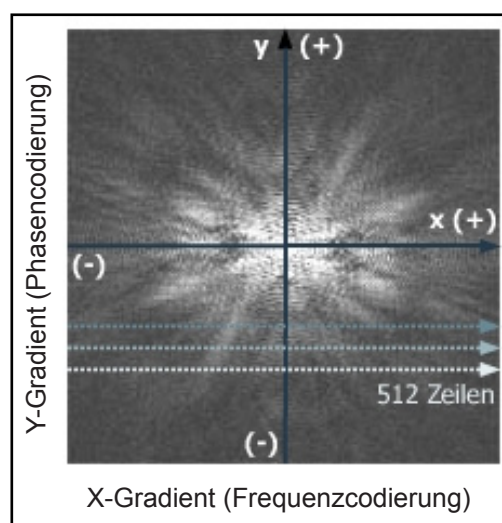


Abb. 11 Der K-Raum als Bild



11.1 Fouriertransformation

Aus den codierten Ortsdaten erhält man also eine Rohdatenmatrix von 512 x 512 Voxel (Volumenelemente), den **K-Raum**. Die Daten in der Mitte des K-Raumes beinhalten Informationen über den Kontrast, die der äußeren Bereiche Informationen über die Details (Kanten und scharfe Strukturen des Bildes).

Mittels der **Fouriertransformationen** und speziellen Visualisierungsalgorithmen werden diese Daten in ein zweidimensionales Bild mit 512 x 512 Pixel (262.144 Bildpunkte) umgewandelt, das uns in gewohnter Form die Objektdaten liefert.

Die Kontrastauflösung der Magnetresonanz-Tomographie ist im übrigen 10 mal größer als bei der Computer-Tomographie! Die Voxelauflösung, bzw. Pixelauflösung ist aber bei beiden Verfahren gleich (512 x 512).

12. Untersuchungsmethoden

Die MRT liefert Bilder mit höherer Kontrastauflösung und detaillierteren anatomischen Darstellungen als die Computertomographie. Zudem liefert die MRT eine gute Weichteildarstellung und auch die Aufnahme bewegter Organe ist möglich. Dank der Kontrastmittel und neuen technischen Möglichkeiten wurden zahlreiche Messverfahren entwickelt (Erläuterungen auf den folgenden Seiten), z.B.:

- MR-Myelographie
- MR-Sialographie
- MR-Cholangiographie
- MR-Urographie
- MR-Angiographie
- MR-Cardiographie
- MR-Mammographie
- Darstellung von flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen/Höhlen
- MR-Perfusion
- MR-Diffusion
- Neurofunktionelle Bildgebung
- MR-Spektroskopie

12.1 MR-Myelographie

MR-Myelographie: Selektive Darstellung der Rückenmarksflüssigkeit, die das Rückenmark und die Nervenwurzeln umgibt. Diese Technik kommt ohne Punktion oder Kontrastmittel aus. Zur Abbildung des Verlaufs der Nervenwurzeln, für die Diagnostik von Engstellen des Rückenmarkkanals oder der Zwischenwirbellöcher, sowie Zystenbildungen der Flüssigkeitsräume. (Abb. 12)



Abb. 12 MR-Myelographie (coronar, T2)

12.2 MR- Sialographie

Diagnostik der Ausführungsgänge der Speicheldrüsen durch spezielle Techniken. Aufgrund der multiplanaren Rekonstruktion der 3D-CISS-Sialographie (CISS = Constructive Interference in Steady State) entstehen keine Überlagerungen wie bei der konventionellen Sialographie mit ihren Summationsbildern. Die Untersuchung erfolgt bei Entzündungen, Tumoren oder bei Steinleiden der Speicheldrüse. (Abb. 13)

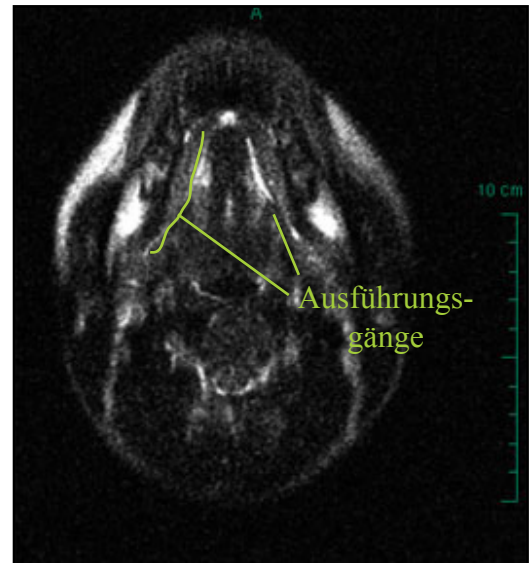


Abb. 13 MR-Sialographie, Ausführungsgänge der Gl. Submandibularis (transversal, T2-gewichtet)

12.3 MR-CP

MR-Cholangiopankreatikographie. Nicht invasive Technik zur Darstellung des Gallenwegs- und Pankreasgangsystems. T2-gewichtete Sequenzen erzeugen einen hohen Kontrast zwischen stehenden Flüssigkeiten (z.B. Galle) und dem umgebenden Gewebe. Es werden Techniken wie Atemstillstand, Atemtriggerung und Applikation von Kontrastmitteln verwendet. (Abb. 14)

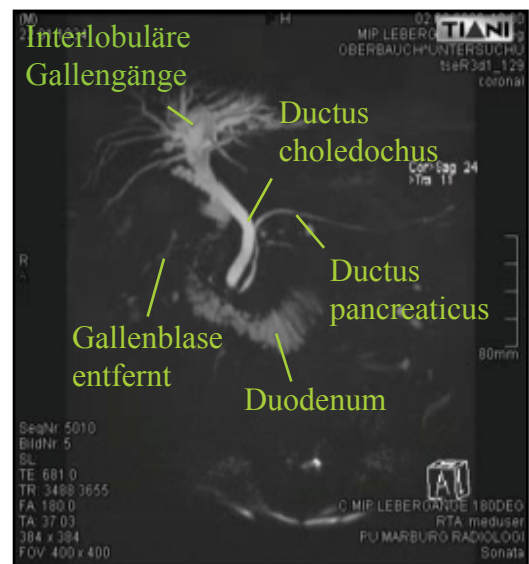


Abb. 14 MR-CP (coronar, T2)

12.4 MR-Urographie (MRU)

Darstellung des Nierenbeckens, der Harnleiter und Harnblase ohne Kontrastmittelgabe. Zur Abklärung von entzündlichen oder tumorösen Veränderungen, Darstellung des Nierenhohlraumsystems, der ableitenden Harnwege und Abflussstörungen. Bei Abb. 15 handelt es sich um eine MR-U-M-CP, eine **MR-Uro-Myelo-Cholangiopankreatikographie**. (Abb. 15)

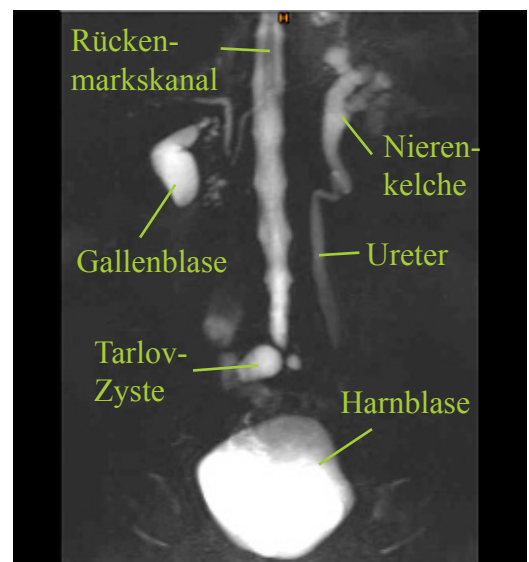


Abb. 15 MR-U-M-CP (coronar, T2)

12.5 MR-Angiographie

TOF-MRA (Time of Flight MR-Angiographie): statisches Gewebe wird über kurze Repetitionszeiten (< 50 ms) angeregt und stark gesättigt. Hineinfließendes, ungesättigtes Blut liefert dabei ein stärkeres Signal als das Gewebe.

PC-MRA (Phase contrast MR-Angiography): Geschwindigkeitsmessung des Blutflusses. Das Prinzip beruht auf dem linearen Zusammenhang der Phasenverschiebung und der Geschwindigkeit der Protonenspins. Die Phasenverschiebung wird nun durch einen Gradientenimpuls entlang der Flussrichtung erreicht. Auch die Liquorfluss-Messung ist mit dieser Methode möglich.

CE-MRA (Contrast-enhanced MR-Angiography): MR-Kontrastmittel wie z.B. Gd-DTPA (Gadolinium) können die T1-Zeit von Blut dramatisch verkürzen und ermöglicht dadurch eine schnelle Bildgebung mit ausreichendem Kontrast. (Abb. 16)

12.6 MR-Kardiographie

Morphologische und funktionelle Untersuchungen des Herzens mit hoher Aufnahmegeschwindigkeit, zur genauen Beurteilung der Herz- und Klappenfunktion. Bei dem dafür verwendeten Echo Planar Imaging (EPI) werden alle Zeilen eines Bildes nach einem HF-Puls über eine Phasenkodiergradienten ausgelesen (bis zu 30 Bildern pro Sekunde). Nachteil: mehr Signalauslöschungen und Verzerrungen. (Abb. 17)

12.7 MR-Mammographie

Untersuchung beider Mammae mit T1-gewichteten 3D-Sequenzen vor und nach Applikation von GD-DTPA. Zudem werden T1- und T2-gewichtete Sequenzen zur Abbildung von möglichen Tumoren angewandt, wobei die Sequenzen subtrahiert und mit 3D-MIP (Maximum Intensitätsprojektionen) berechnet werden. Mit dieser Technik können bereits 3mm große Karzinome nachgewiesen werden. (Abb. 18)

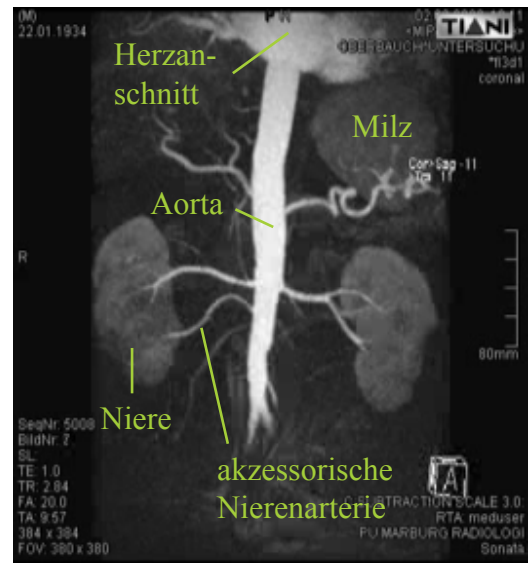


Abb. 16 MR-Angiographie (coronar, T1)

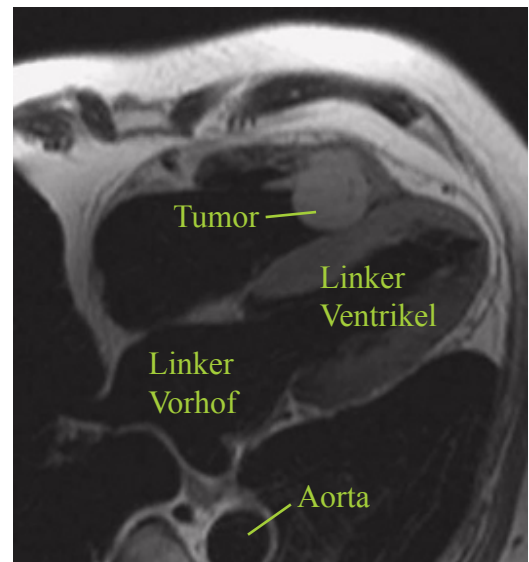


Abb. 17 MR-Kardiographie, Herztumor in der rechten Herzkammer (transversal, T1)

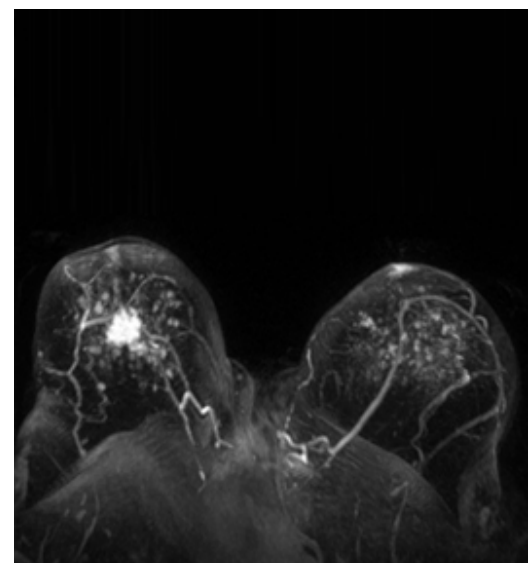


Abb. 18 MR-Mammographie, Tumor (hell) (transversal, T1)

12.8 Darstellung von flüssigkeitsgefüllten Hohlräumen/Höhlen

Mit der Magnetresonanztomographie können flüssigkeitsgefüllte Hohlräume wie Herz, Blutgefäße, Harnblase, Gallen- und Bauchspeicheldrüsengang, aber auch z.B. Zysten, Tumorzerfallshöhlen oder Flüssigkeitsansammlungen in der Peritonealhöhle ohne Kontrastmittel hervorragend abgebildet und begutachtet werden.

Die MR-Peritoneographie ermöglicht z.B. eine exakte Darstellung und Überwachung der peritonealen Oberfläche sowie des Mesenteriums gegenüber dem Dialysat bei der Peritonealdialyse (Bauchfelledialyse, Variante der künstlichen Blutwäsche). Es handelt sich hierbei allerdings nicht um eine primär angewendete Methode, sondern um eine weitere diagnostische Möglichkeit, die sich den starken Kontrastunterschied zwischen Flüssigkeiten und festem Gewebe bei der MRT zu Nutze macht. Eine zusätzliche Applikation von Kontrastmitteln ist daher nicht notwendig. (Abb. 19)

12.9 MR-Perfusion

Durch Messungen mit paramagnetischen Kontrastmitteln kommt es zu Wechselwirkungen mit dem Gewebe, wodurch T1 und T2 verkürzt werden (Relaxationseffekte). Dies führt zu einer Signalveränderung während und nach Kontrastmittelgabe. Die Messung lässt so Rückschlüsse auf die regionale Mikrozirkulation zu. In der Abb. 20 ist die Perfusion in der Frühphase nach KM-Gabe dargestellt, in Abb. 21 lassen sich bereits kleine, helle Anreicherungen in der Mamma erkennen.

12.10 MR-Diffusion (DWI)

Diffusions-Weighted-Imaging. T2-ähnliche Sequenz zur Darstellung von Protonen, deren molekulare Protonenbewegung (Brown'sche Molekularbewegung) eingeschränkt ist. Durch die gestörte Diffusion geben z.B. Infarktgebiete oder Tumore ein hohes Signal ab. Da auch Wasser in T2 hell erscheint, werden die Daten mit einer Berechnung des reinen Diffusionsquotienten (ADC-map) verglichen, wo die Diffusionsgestörten Areale dunkel erscheinen. Der Weichteilkontrast und die Auflösung sind schlechter als in der normalen T2-Sequenz.

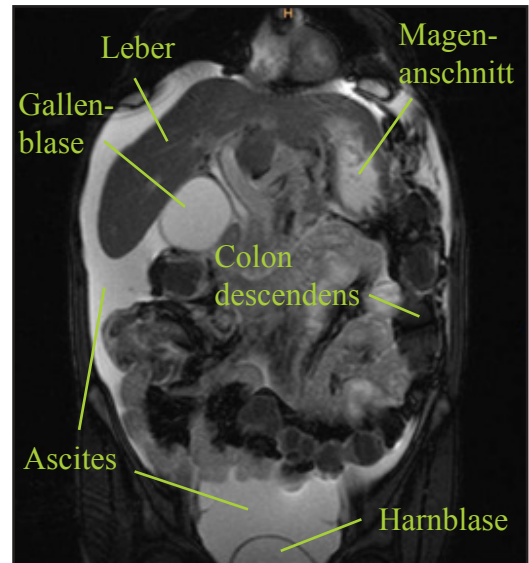


Abb. 19 MR-Peritoneographie mit Ascites (coronar, T2)

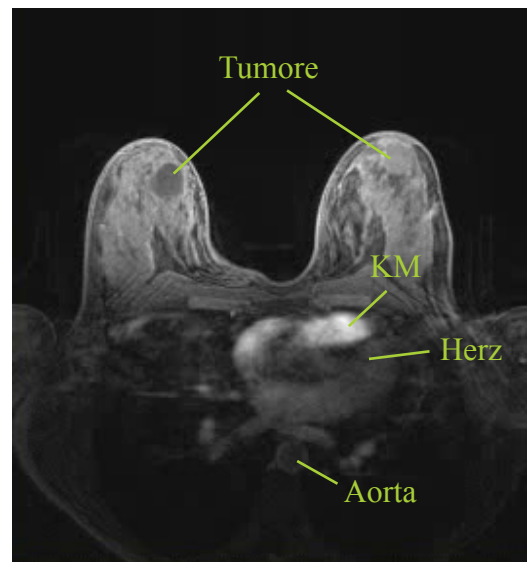


Abb. 20 MR-Perfusion, Frühphase (transversal, T1)

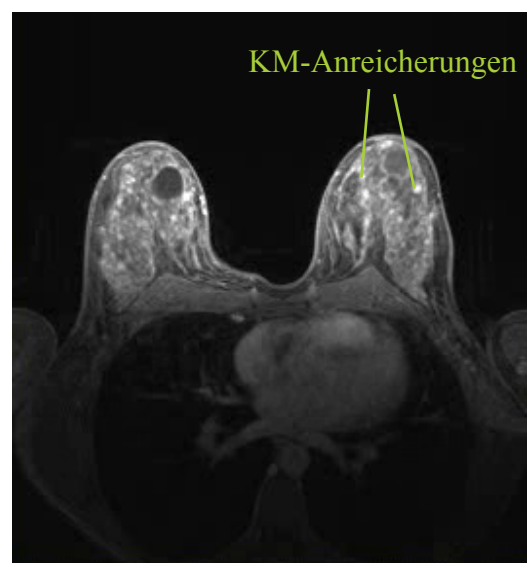


Abb. 21 MR-Perfusion, Spätphase (transversal, T1)

12.11 Neurofunktionelle Bildgebung

Da die Magnetisierbarkeit (Suszeptibilität) des Blutes von dem Oxygenierungszustand des Hämoglobins abhängt, können Änderungen der Sauerstoffsättigung dargestellt werden. Während oxygeniertes Hämoglobin leicht diamagnetisch ist, ist desoxygeniertes Hämoglobin paramagnetisch und verstärkt damit ein lokales Magnetfeld. Diesen Effekt nennt man den **BOLD-Effekt** (Blood Oxygenation Level Dependent), der sich z.B. auch zur Untersuchung der Gehirnaktivität nutzen lässt.

12.12 MR-Spektroskopie

Mittels der MRS können aufgrund der chemischen Verschiebung der Resonanzsignale von Protonen in Abhängigkeit von der jeweiligen chemischen Umgebung Metabolite in vivo detektiert und quantifiziert werden (u.a. Kreatin, Laktat, Lipide, Aminosäuren). Diese Daten liefert z.B. bei angeborenen Enzymdefekten und der Differenzierung von Demenzformen wichtige Informationen. (Abb. 24).

12.13 Kontrastmittelgabe beim MRT

MR-Kontrastmittel sind Pharmazeutika, die der Erhöhung der diagnostischen Informationen dienen. Sie wirken direkt durch Veränderung der Protonendichte oder indirekt durch Veränderung der T1- und/oder T2-Zeit. Im Unterschied zu den Kontrastmitteln beim Röntgen sieht man nicht die Mittel selber, sondern ihre Auswirkung auf das umliegende Gewebe.

Die indirekt wirkenden Kontrastmittel beschleunigen die Relaxation und bzw. oder die Dephasierung durch Aufnahme der Energie. Extrazelluläre Kontrastmittel sind wasserlösliche Verbindungen, wobei die meisten zur Gruppe der **Gadolinium(III)-Komplexe** gehören. Intravaskuläre Kontrastmittel sind Verbindungen, die bedingt durch ihre Molekülgröße nicht oder nur langsam durch die Kapillarwände diffundieren. Die Kontrastverstärkung wird T1-gewichtet gemessen, wo es die Umgebung (z.B. Blut, Tumor) hell erscheinen lässt. Weitere Details u.a. zu den Nebenwirkungen siehe *Abb. 23 und 24*.

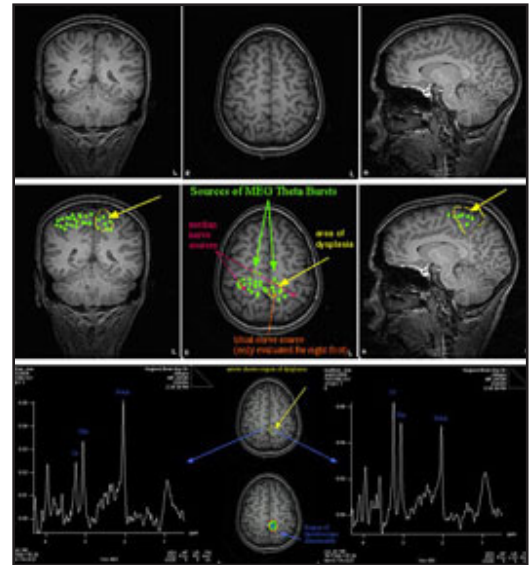


Abb. 22 MR-Spektroskopie

Gadolinium (Gd^{3+})

relative Atommasse	157	Gd
Ordnungszahl	64	

Wirkung: steigert die Relaxationszeit
GFR: 95%
Hepatobiliäre Ausscheidung: 5%
HWZ im Körper: 90min

Nebenwirkungen:
 Kopfschmerzen (8%), Übelkeit (3%),
 allergische Reaktionen (<0,4%)

Abb. 23 Gadolinium(III)-Komplexe, die ältesten und am häufigsten verwendeten MR-Kontrastmittel.

- Hepatozytenspezifisch** (Gd- oder Mn-Komplexe)
- RES-spezifisch** (RES = retikuloendotheliales System, Ferumoxide und Ferucarbotran)
- Lymphknotenspezifisch** (supramagnetische Eisenoxidpartikel, AMI-227, USPIO, MION)
- Tumorspezifisch** (Metallporphyrine)
- Antigenspezifisch** (Spacer + Antikörper)
- Hyperpolarisierte Gase** (Helium3, Xenon129)
- Kompartimentfühler** (Gd-Lösung)

Abb. 24 Weitere MR-Kontrastmittel

13. Risiken und Nebenwirkungen

Nach dem heutigen Kenntnisstand ist das Magnetfeld beim MRT praktisch unschädlich für den Patienten. Durch die eingestrahlten **Hochfrequenzwellen** können allerdings Metallimplantate wie Prothesen oder Schrauben bis zu einem kritischen Maß erhitzt werden, auch kann es zur Erwärmung des bestrahlten Gewebes kommen. Die Gabe eines Kontrastmittels kann zu allergischen Reaktionen führen.

Ein Problem beim MRT ist zudem die starke **Anziehungskraft** auf Metallgegenstände. Ungesicherte Objekte können so schnell zu tödlichen Geschossen werden. Daher ist es wichtig vor dem Betreten des Untersuchungsraumes sämtlichen Schmuck und andere Metallgegenstände abzulegen. Außerdem beeinflussen die Magnetfelder die Funktion von **Herzschrittmachern**, weshalb diese Patienten nur mit speziell dafür ausgewiesenen HSM-Geräten im MRT untersucht werden dürfen!

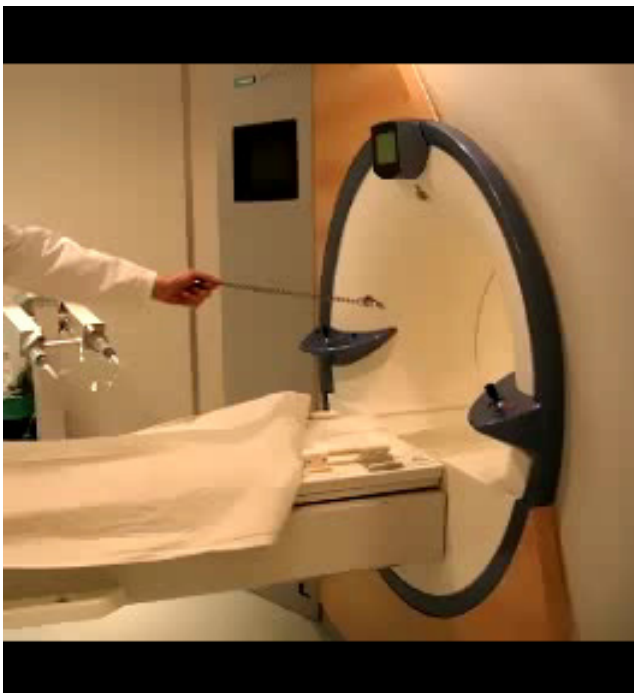


Abb. 25 Ein Schlüsselbund im Magnetfeld zur Demonstration der dort herrschenden Kräfte



Abb. 26 Warnschild für MRT-Räume

14. Zusammenfassung

Die Magnetresonanz-Tomographie arbeitet mit einem starken Magnetfeld, in dem sich die **Wasserstoffprotonen** im Körper ausrichten. Durch das Einstrahlen eines hochfrequenten Impulses (**Larmorfrequenz**), kippt der resultierende Vektor um **90°** und dreht sich in der **XY-Ebene**. Hierbei entsteht ein Signal, das mit einer Antenne gemessen werden kann. Bei **T1-gewichteten** Messungen (HF-Impulse im kurzen Abstand = kurze **Repetitionszeit**) geben Gewebe mit langem T1 (**T1-Relaxation**) kein oder wenig Signal ab. Bei **T2-gewichteten** Bildern (Messung verzögert nach dem HF-Impuls = lange **Echozeit**) erhält man ein hohes Signal von Geweben mit langem T2 (**T2-Relaxation, Dephasierung**).

Die gemessenen Daten ergeben den **K-Raum**, der durch die **Fouriertransformation** zum eigentlichen **Schnittbild** wird. Bei der Kontrastauflösung ist die MRT der CT um den Faktor 10 überlegen.

15. Übungsaufgaben



15.1 Frage 1

Was ist das physikalische Prinzip bei der Magnetresonanz-Tomographie?

1.	Positronen und Elektronen aus dem Zerfall radioaktiver Marker senden bei ihrer Auslöschung messbare Energieimpulse aus, die von einem ringförmigen Messgerät gemessen werden.
2.	Durch ein starkes Magnetfeld ausgerichtete Protonen werden mit einem hochfrequenten Radioimpuls angeregt, wobei ein elektromagnetisches Signal messbar wird.
3.	Ein rotierender Röntgenstrahler mit Detektoren auf der Gegenseite durchleuchtet das zu messende Objekt. Hierbei entstehen 2D Schnittbilder.
4.	Durch den Kernspin von Protonen entstehen spontane, gewebsabhängige Signale im Körper, die von empfindlichen Spulen gemessen werden können.

15.2 Frage 2

Welche Aussage zur MRT trifft zu?

1.	Die MRT liefert Bilder mit einer Kontrastauflösung, die der CT vergleichbar ist.
2.	Die MRT ist ein analoges Schnittbildverfahren.
3.	Die beim MRT gemessenen Kernspinsignale haben eine Frequenz im Röntgenbereich.
4.	Beim MRT hat der Kontrast eines Gewebes, anders als beim Röntgen, nicht unmittelbar etwas mit seiner Dichte zu tun.

15.3 Frage 3

Magnetresonanztomographien zeigen je nach Wichtung unterschiedliche Merkmale. Welche der folgenden Aussagen dazu ist richtig?

1.	Auf einem T1-gewichteten Bild ist Fett dunkler als Wasser.
2.	Liquor erscheint auf einem T1-gewichteten Bild dunkler als das umgebende Gewebe.
3.	Für die Erzeugung eines T1-gewichteten Bildes muss die Echozeit lang gewählt werden.
4.	Für die Erzeugung eines T2-gewichteten Bildes muss die Repetitionszeit kurz gewählt werden.



15.3 Frage 4

Was liegt dem Effekt bei T1-gewichteten Bildern zugrunde?

1.	Bei T1-gewichteten Bildern werden nur Wasserstoffprotonen angeregt, bei T2-gewichteten Bildern nur Sauerstoffprotonen.
2.	Die T1-Zeit beschreibt das Dephasieren der Protonen nach dem HF-Impuls. Gewebe, die länger in Phase bleiben, haben somit ein länger messbares Signal.
3.	Nur bereits relaxierte Protonen können neu erregt werden, Gewebe mit langem T1 verlieren somit bei schnellen HF-Impulssequenzen ihr MR-Signal und erscheinen damit dunkel.
4.	T1 und T2 sind die Magnetfeldgradienten der Z- und Y-Achse. Je nach Einbringung ergeben sich andere Kontraste unterschiedlicher Gewebe.

15.1 Frage 5

Welche Aussage über die MRT trifft zu?

1.	Patienten mit Platzangst können auch im Sitzen untersucht werden.
2.	Die ionisierenden Magnetstrahlen schädigen das Erbgut.
3.	Gadolinium(III)-Komplexe wirken als Kontrastmittelgabe stark allergen.
4.	Starke Magnetfelder können die Funktion von Herzschrittmachern beeinflussen

16. Lösungen

Frage 1: Antwort 2. **Erläuterung:** Bei der MRT werden Protonen durch ein starkes Magnetfeld ausgerichtet und mit einem Radioimpuls angeregt, was zu einem messbaren Signal führt. Positronen und Elektronen aus dem Zerfall radioaktiver Marker kommen beim PET zu Einsatz, ein rotierender Röntgenstrahler beim CT.

Frage 2: Antwort 4. **Erläuterung:** Der Kontrast beim MRT hängt von der Eigenschaft der Wasserstoffprotonen im Gewebe ab, wie schnell diese dephasieren oder relaxieren. Es handelt sich um ein digitales Schnittbildverfahren mit Frequenzen im Radiowellenbereich (MHz), die Kontrastauflösung ist hierbei 10-mal größer als bei der CT.

Frage 3: Antwort 2. **Erläuterung:** Da die Wasserstoffprotonen vom Liquor (ähnlich wie Wasser) langsamer relaxieren als das umliegende Gewebe ist es bei der T1-Gewichtung signalarm (dunkel). In T2-gewichteten Bildern erscheint es dagegen hell!

Frage 4: Antwort 3. **Erläuterung:** Die longitudinale Relaxationszeit ist die T1-Zeit, in der die Protonen nach dem HF-Impuls sich wieder dem Magnetfeld ausrichten. Erst nach einer zumindest teilweisen Relaxation können sie neu erregt werden. Die Dephasierung nach dem HF-Impuls wird von der T2-Zeit beschrieben.

Frage 5: Antwort 4. **Erläuterung:** Die starken Magnetfelder können die Herzschrittmacherfunktion beeinflussen, weshalb diese Patienten nur mit speziell hierfür zugelassenen Geräten im MRT untersucht werden dürfen! Zudem kommt es zu einer starken Anziehungskraft auf Metallgegenstände, wie z.B. frei bewegliche Stühle oder Kugelschreiber im Arztkittel. Gadolinium wird in der Regel gut vertragen, allergische Reaktionen und UNW sind selten.

17. Quellenangaben

1. Dominik Weishaupt, Victor D. Köchli, Borut Marincek, **“Wie funktioniert MRI?”**, Springer-Verlag 2003, 4. Auflage
2. Günter Sturm, **“Die spinnen, die Kerne”**, ScienceUp Sturm und Bomfleur GbR, November/Dezember 2003
3. Boris Keil, **“Kleintier-Spulenentwicklung bei 1.5 Tesla”** Powerpoint, Universität Marburg 2005
4. Marcus Settles, **“Physik der MRT I”**, Institut für Röntgendiagnostik, Klinikum rechts der Isar der TU München
5. **“Praktikum Energietechnik: Magnetismus”**, Universität Ulm, 2005
6. Grigori Zagalski, **“Proseminar SS 2004 - Informatik in der Medizin”**, Magnet – Resonanz – Tomographie, Universität Karlsruhe 2003
7. Felix Breuer, **“Darstellung von Oxygenierungs- und Perfusionsänderungen in Tumoren mittels MRT”**, Lehrstuhl für Experimentelle Physik V Prof. Dr. Axel Haase, Würzburg, Dezember 2001

Vielen Dank für Korrekturen und Anregungen an:

Prof. Dr. med. Klaus Jochen Klose
Prof. Dr. Johannes Heverhagen
Dr. Christine Schäfer
Boris Keil
Dorothea Theis

Zeichnungen, Bilder und Layout:

Dr. med. Christoph Pabst
UKGM Standort Marburg, Radiologie (MRT-Bilder)

1. Auflage: April 2006

2. Auflage: Januar 2013

Alle Rechte vorbehalten

© Dr. med. Christoph Pabst, Marburg 2013

Bei Fragen, Kritik und Anregungen schreiben Sie bitte eine Email an: pabst (at) outlook.com