

Magnetresonanztomographie

Kathrin Schulte

16. Januar 2008

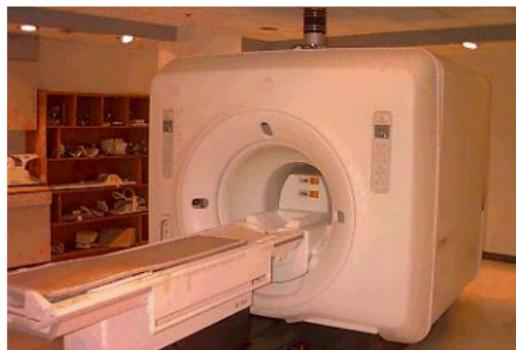


Abbildung: Magnetresonanztomograph

- Die Spin-Eigenschaft
- T1 / T2- Relaxation
- Sequenzen
- Rekonstruktion
- Zeitdiagramme
- Segmentierung des Herzens

- natürliche Eigenschaft von Protonen, Neutronen oder Elektronen
- nahezu jedes Element hat ein Isotop mit Spin
- positives / negatives Vorzeichen möglich
- Wert ist Vielfaches von $\frac{1}{2}$
- Ohne äußeres Magnetfeld sind die Spins so verteilt, dass sich ihre Magnetisierungen ausgleichen.
- Teilchen mit Spin verhalten sich in einem Magnetfeld wie ein kleiner Magnet und gehen so bezogen auf das externe Magnetfeld einen niedrigen Energiestatus ein (N-S-N-S) oder einen hohen (N-N-S-S).
- Die Energiedifferenz zwischen diesen Zuständen beträgt

$$E = h \cdot \gamma \cdot v$$

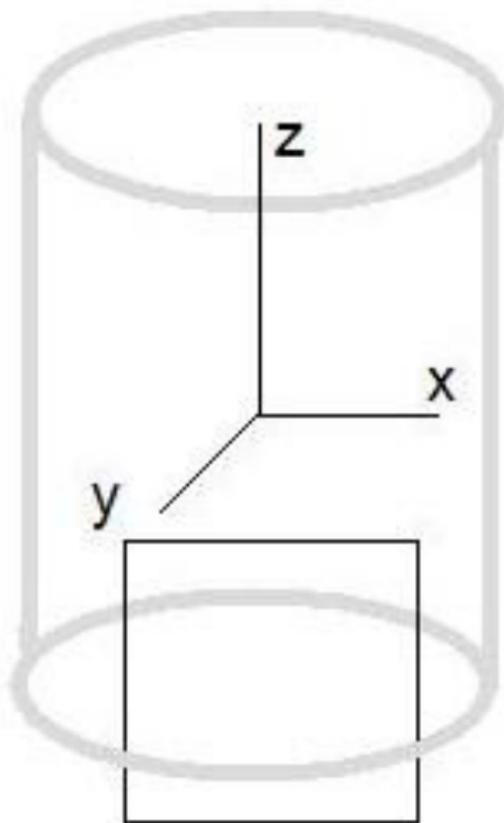
- Ein Photon mit der Frequenz ν (Larmorfrequenz) kann einen Spin dazu anregen, einen Übergang zwischen den Energiezuständen realisieren.
- Die Boltzmann-Statistik beschreibt das Verhältnis der Anzahl der Spins auf hohem N^- zu dem auf niedrigem Energieniveau N^+ in Abhängigkeit von der Temperatur
$$\frac{N^-}{N^+} = e^{\left(\frac{E}{k \cdot T}\right)}$$
- Anwendung finden: $^1H, ^2H, ^{31}P, ^{23}Na, ^{14}N, ^{13}C, ^{19}F$

Häufig wird mit der MRI nach dem Signal von Wasserstoffkernen gesucht, dafür spricht:

- 1H ist das einfachste Atom das einen Spin hat ($\frac{1}{2}$)
- Die natürliche Häufigkeit des 1H Isotops liegt bei 99,985%
- Die biologische Häufigkeit von Wasserstoff liegt bei 63%. So werden Fehlerbilder reduziert, die aus dem geringen Vorkommen resultieren.
- Wasserstoff kommt im Körper gebunden vor, vor allem als Fett- oder Wassermolekül. Die chemische Bindung dieser Moleküle ist genügend unterschiedlich.
- Für Wasserstoff ist der gyromagnetische Quotient $\gamma = 42,58 \text{ MHz/T}$

⇒ Also lassen sich Gewebe mit einem hohen Wasseranteil gut darstellen, dafür Knochen (13%) und Luft schlecht.

Im Folgenden fassen wir die Kerne zu Spinpaketen zusammen, das ist eine Gruppe von Spins die dieselbe Magnetfeldstärke erfahren. Der Magnetvektor ergibt sich als Summenvektor der einzelnen Magnetvektoren, dessen Länge proportional zu $\frac{N^-}{N^+}$ ist, er heißt Nettomagnetisierung. Im MRI Koordinatensystem verläuft dieser Magnetvektor entlang der z-Achse.



- Anwendung eines Impulses mit Larmorfrequenz auf die Spins
→ Die Magnetisierung entlang der z-Achse wird Null ($M_z = 0$)
- Nach Abschalten des Impulses kehrt die Magnetisierung wieder zum Ausgangszustand zurück. Dies wird mit Hilfe der Zeitkonstante T1 beschrieben: $M_z = M_0 \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T_1}})$
T1 beschreibt die Dauer bis die z-Komponente 63% ihres Ausgangswertes erreicht hat. Nur Frequenzen mit Larmorfrequenz beeinflussen T1.
- Liegt die Nettomagnetisierung aber in der XY-Ebene, wird sie während des Impulses mit Larmorfrequenz um die z-Achse rotieren.
- Wegen $\nu \sim B_0$ ist T1 abhängig von B_0 . T1 ist ebenso abhängig -umgekehrt proportional- von der Dichte der Molekularbewegung, d.h. von der Temperatur und der Zähigkeit der Lösung. Da die Temperaturunterschiede im Körper gering sind, spielt also die Struktur eine entscheidene Rolle für T1. Bei der Relaxation wird Energie in Form von RF-Wellen frei, diese Energie wird gemessen.

Ein weiterer Effekt beeinflusst die Nettomagnetisierung:

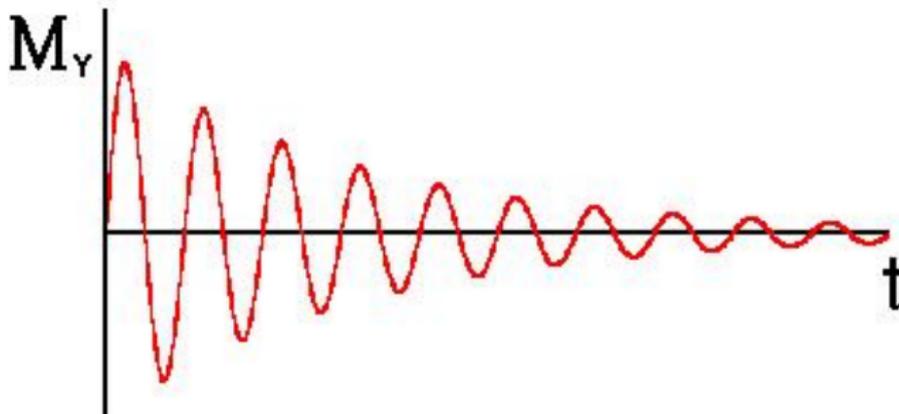
- Eigentlich erfährt jedes Spinpaket ein etwas anderes Magnetfeld und rotiert mit einer eigenen Frequenz.
- Der Impuls unterdrückt die transversale Magnetisierung (M_x und M_y werden Null)
- Nach Abschalten des Impulses entwickelt sich diese Verschiebung (Dephasierung) wieder proportional mit der Zeit.
- Mit T2 kann man dies Verhalten beschreiben, T2 nennt man die Spin-Spin-Relaxationszeit.

$$M_{xy} = M_{xy0} \cdot e^{\left(\frac{-t}{T_2}\right)}, T_2 \leq T_1$$

- Zeitverlauf geht die Magnetisierung bzgl. der XY-Ebene gegen Null und nimmt bzgl. Z wieder den Gleichgewichtswert an, d.h. sie richtet sich parallel zum externen Magnetfeld aus.
- Genaugenommen betrachtet man T_2^* mit $\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_{2_{in\text{homo}}}}$, wobei T2 nur durch die Molekularkräfte und $T_{2_{in\text{homo}}}$ durch Unterschiede im externen Magnetfeld entsteht. T_2^* verschleunert die Relaxation.

Gewebe	T1 (in Sek.)	T2(in mSek.)	ρ^*
Hirnwasser	0,8-20	110-2000	70-230
weiße Substanz	0,76-1,08	61-100	70-90
graue Substanz	1,09-2,15	61-109	85-125
Hirnhaut	0,5-2,2	50-165	5-44
Muskel	0,95-1,82	20-67	45-90
Fett	0,2-0,75	53-94	50-100

Die Spindichte ist relativ zu $\rho = 111$ für 12mM $NiCl_2$



Während die Quermagnetisierung um die z-Achse rotiert, erzeugt es Strom in einer Spule, die um die x-Achse liegt. Abhängig von der Zeit ergibt sich dann eine Sinuswelle, die sich mit der Zeitkonstante $T2^*$ abschwächt (wegen der Phasenverschiebung der Spinpakete). Dies nennt man Freien Induktionsabfall (FID).

- Eine Impulssequenz ist ein System von Radiofrequenzimpulsen das auf den Versuchsobjekt angewandt wird, mit dem Ziel ein messbares Signal zu erzeugen.
- Es gibt eine große Vielzahl von Sequenzen, die sich danach richten, was man im Bild erkennen will. So gibt es T1 oder T2 gewichtete Bilder.
- Die Dauer eines Scans hängt von der Relaxationszeit ab, nicht von der Geschwindigkeit des Tomographen. → Durch geeignete Wahl der Sequenz kann man die Scanzeit verkürzen.

Bei der 90-FID-Sequenz wird zunächst ein 90° Impuls angewandt, der bewirkt, dass die Nettomagnetisierung in der XY-Ebene um die Z-Achse präzediert. Diese Sequenz wird mehrmals ausgeführt, z.B. um die Signal-Störung Quote zu verbessern. Nach dem Anwenden einer Fouriertransformation gilt folgende Signalgleichung:

$$S = k \cdot \rho \cdot (1 - e^{-\frac{TR}{T1}})$$

wobei k Konstante, ρ Spindichte, TR die Wiederholungszeit.

Ein technisches Problem ergibt sich hier, da dass Signal direkt nach dem Impuls gemessen werden muss.

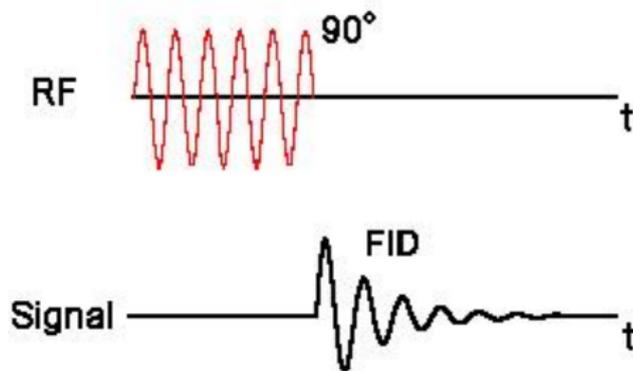


Abbildung: Zeitdiagramm

Diese Spin-Echo-Sequenz hat auch zunächst einen 90° Impuls, an einem bestimmten Zeitpunkt wird aber ein 180° Impuls angewendet, der bewirkt, dass die Magnetisierung um die x-Achse rotiert, dies erzeugt ein Echo- genanntes Signal. Die Signalgleichung:

$$S = k \cdot \rho \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}\right) \cdot \left(e^{-\frac{TE}{T_2}}\right)$$

TE ist die Zeit zwischen 90° Impuls und maximalem Ausschlag im Echo. Die Spin-Echo-Sequenz wird benutzt, wenn man T2-Unterschiede darstellen will.

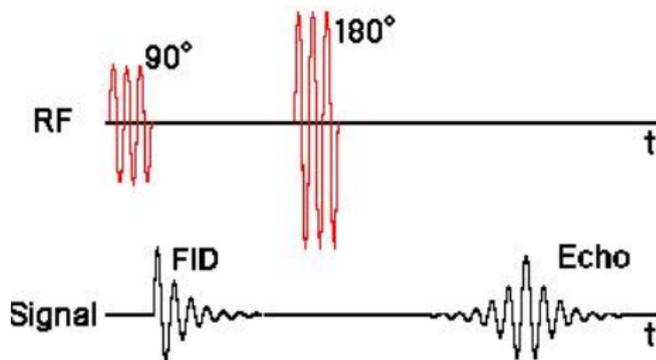


Abbildung: Zeitdiagramm

Hat man Vorwissen über die Inhaltsstoffe die sich im Objekt befinden, sollte man die Sequenz so steuern, dass das Echo auftritt, wenn die Signalunterschiede am größten sind.

- Die um den Atomkern kreisenden Elektronen erzeugen ein kleines Magnetfeld, dessen Größe von der Elektronendichte abhängt und das dem externen Magnetfeld gegenübersteht.
- Die Elektronendichte hängt vom Kerntyp und den Bindungen des Kerns im Molekül ab.
- An jedem Kern wirkt also ein anderes Magnetfeld, also verändert sich auch jeweils die Larmorfrequenz.
- Deshalb bezieht man die chemische Verlagerung mit ein:

$$\Delta = \frac{(v - v_{ref}) \cdot 10^6}{v_{ref}}$$
- Als Referenzelement wählt man z.B. das im Körper nicht vorkommende TMS: $(CH_3)_4Si$.

- Im Folgenden beschreiben G_x , G_y , und G_z die eindimensionalen linearen Magnetfeldgradienten in jeweiliger Richtung.
- Betrachtet man ein NMR Spektrum, dann gilt: Die Stärke des Signals ist proportional zur Anzahl der Spins in einer Ebene rechtwinklig zum Gradienten. D.h: $S \sim \rho$

Die Rückprojektion ist eine der ersten Formen die in der MR Bildgebung verwendet wurden.

Ein Objekt wird in ein Magnetfeld eingebracht und ein Gradient s.o. wird in verschiedenen Winkeln darauf angewandt. Die gewonnenen Daten werden dann auf ein Bild zurückgerechnet. (abgeleitet von CT Scannern) Den Gradienten mit dem Winkel θ erreicht man durch Linearkombination der anderen Gradienten.

Durch Anwendung eines 1-D linearen Magnetfeldes während des Radiofrequenzimpulses ist es möglich, eine Scheibe durch das Objekt zu selektieren. Durch einen solchen 90° Impuls werden einige Spins auf der Scheibe um 90° gekippt. Die folgende Sequenz wirkt dann nur noch auf die Spin in der ausgewählten Scheibe. Je stärker der Gradient wirkt, desto schmaler ist die ausgewählte Scheibe.

Der Phasencodierungsgradient wirkt entlang der y-Achse. Ist er aktiv hängt die Frequenz eines Kerns von seiner Position bzgl. y ab.

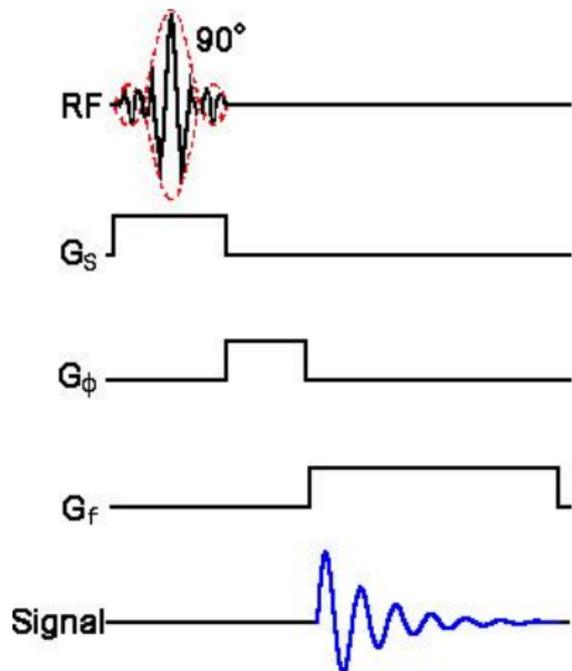
$$v = \gamma \cdot (B_0 + y \cdot G_y)$$

Wirkt der Gradient nicht mehr, kehren alle Kerne zu ihrer ursprünglichen Frequenz zurück.

Es unterscheiden sich jetzt aber die Winkel, die zum Zeitpunkt des Abschaltens des Gradienten bestehen. Diese Phasenwinkel ϕ sind für die Elemente der Scheibe gleich, die die gleiche y-Komponente haben.

Der Frequenzcodierungsgradient wirkt entlang der x -Achse. Dieser Gradient wirkt während das Signal aufgenommen wird. Auch er bewirkt, dass die Frequenz in der Ebene abhängig wird von der Position, diesmal der x -Achse.

$$v = \gamma \cdot (B_0 + x \cdot G_x)$$



In diesem Zeitdiagramm sind G_s der Scheibenselektionsgradient, G_ϕ der Phasencodierungsgradient und G_f der Frequenzcodierungsgradient. Die Linien zeigen die Stärke und die Dauer des Magnetfeldes an. Das Signal hat FID-Form. Für eine Bilderstellung wird diese Sequenz 128 oder 256 mal wiederholt, dabei ändert sich der G_ϕ jeweils.

Für eine gewählt Ebene gilt:

- G_s steht senkrecht auf der Ebene
- G_ϕ verläuft entlang einer Kante der Ebene
- G_f verläuft entlang der anderen Kante der Ebene

Verbesserungen

- Will man mehrere Schichtbilder zu erlangen, dann nutzt man die ungenutzte Zeit in einer Sequenz, um eine neue Scheibe mit einer genügend unterschiedlichen Frequenz anzuregen.
- Um Bildebenen abzubilden, die nicht parallel zu den NMR Koordinatenachsen sind abzubilden, dreht man die Gradienten so, dass diese dann eine entsprechende Position zu Ebene haben.

Nun folgen einige Zeitdiagramme wie die besprochenen Sequenzen bezogen auf alle Gradienten aussehen.

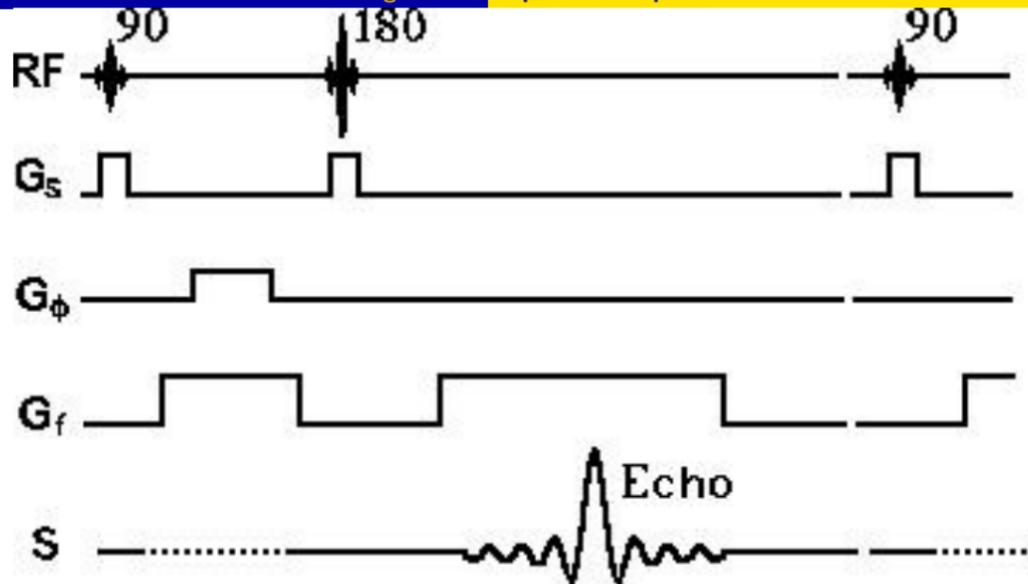


Abbildung: Spin-Echo-Sequenz

Hierbei tritt nach dem 90° Impuls auch ein FID-Signal auf, was aber nicht benutzt wird.

Als weitere Sequenz sei die Inversion Recovery Sequenz erwähnt. Bei dieser wird das FID-Signal gemessen. Sie eignet sich besonders für T1-gewichtete Bilder. Diese Sequenzen haben einen Nachteil:

- Das Gleichgewicht in der Längsmagnetisierung an der z-Achse muss erreicht sein, um die Sequenz wiederholen zu können.
- Bei langer T1-Relaxation verlängert das die Sequenz.

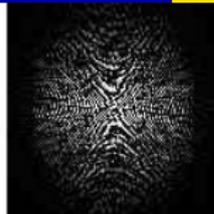
Verringert man den 90° Impuls, verliert man auch an Signal, aber der Signalverlust ist proportional zu $\sin\theta$, wobei $\theta < 90^\circ$.

Der geringere Winkel hat aber den Vorteil, dass das Gleichgewicht schneller erreicht wird, die Sequenzdauer wird verkürzt.

Die Signalstärke ist hier:

$$S = k \cdot \rho \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T1}}\right) \cdot \frac{\sin \theta \cdot e^{-\frac{TE}{T2^*}}}{1 - \cos \theta \cdot e^{-\frac{TR}{T1}}} \quad (1)$$

RE(Mx)



IM(My)

FT in y-Richtung (phi)



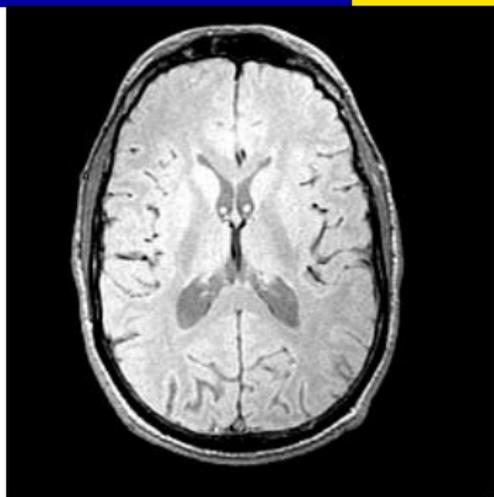
FT in x-Richtung (f)



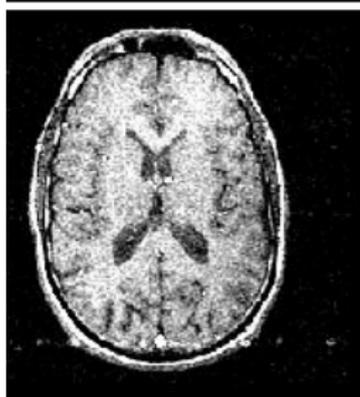
Die MRI wurde erst spät benutzt, weil man lange dachte dass nur Dinge abbildbar sind, die größer sind als die Wellenlänge. Durch zwei sich überlagernde Magnetfelder umgeht man diesen Nachteil. Erst 1946 wurde die Magnetresonanz von Bloch & Purcell (NP) entdeckt. Aber erst nach 1971 wusste man, dass verschiedene Gewebe unterschiedliche Relaxationszeiten haben, und sich so die Möglichkeit der Krankheitserkennung gibt. 1975 stellte Lauterbur (NP) das erste MRI vor, das von Ernst (NP) durch die Verwendung von Phasen- und Frequenzcodierung und die Fouriertransformation verbessert wurde. Mansfield (NP) gibt mit der Echo-planar Technik die Möglichkeit, Bilder in Videogeschwindigkeit zu erzeugen. (30 Bilder pro Sekunde)
Anwendung:

- Darstellung von Schichten im Körper, Gewebeunterscheidung möglich
- Blut kann dargestellt und im Kreislauf verfolgt werden
- die Atemluft kann über Kontrastmittel im Körper verfolgt werden
- Gehirnaktivität ist darstellbar, da sie mit höherer Blutzufuhr verbunden ist
- Segmentierung des Herzens insbesondere zur Operationsvorbereitung

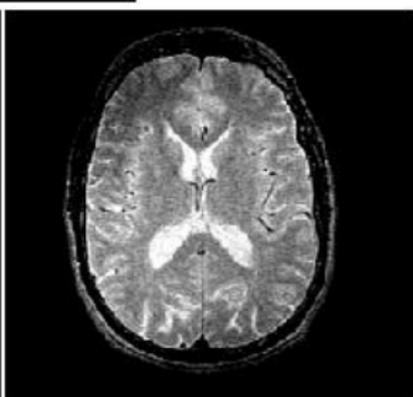
Objekteigenschaften	Parameter	
T1		TR
T2		TE
ρ		θ
Gewichtung	TR	TE
T1	$\leq T1$	$\ll T2$
T2	$\gg T1$	$\geq T2$
ρ	$\gg T1$	$\ll T2$



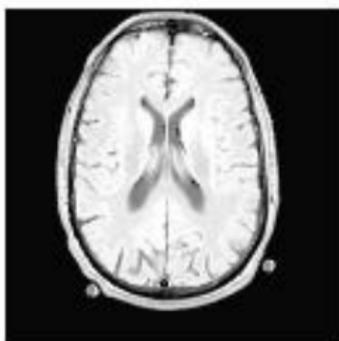
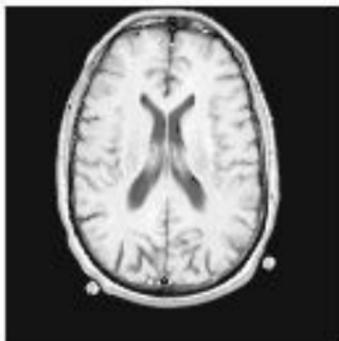
Spin Echo
TR: 2000ms
TE: 20ms



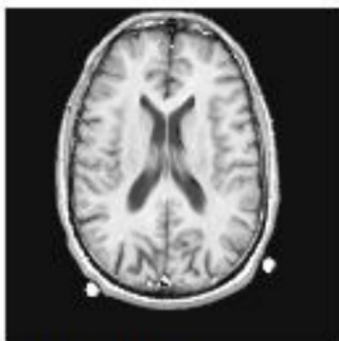
TR: 250ms, TE: 20 ms



TR: 2000ms, TE: 80ms



TI: 50ms



TI: 750ms

TR: 1000ms

TR: 2000ms

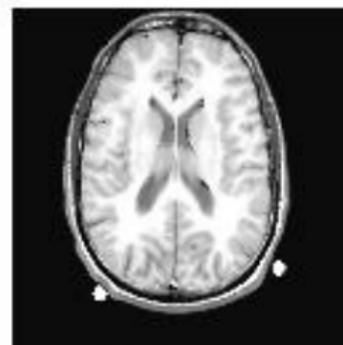
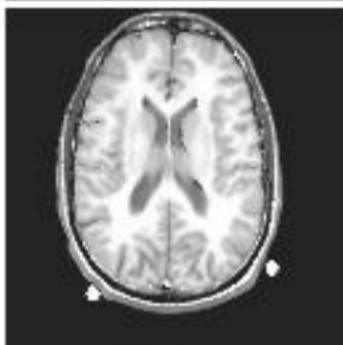
Inversion Recovery

Gradient Recalled
Echo (TE: 5ms)

Theta: 15°

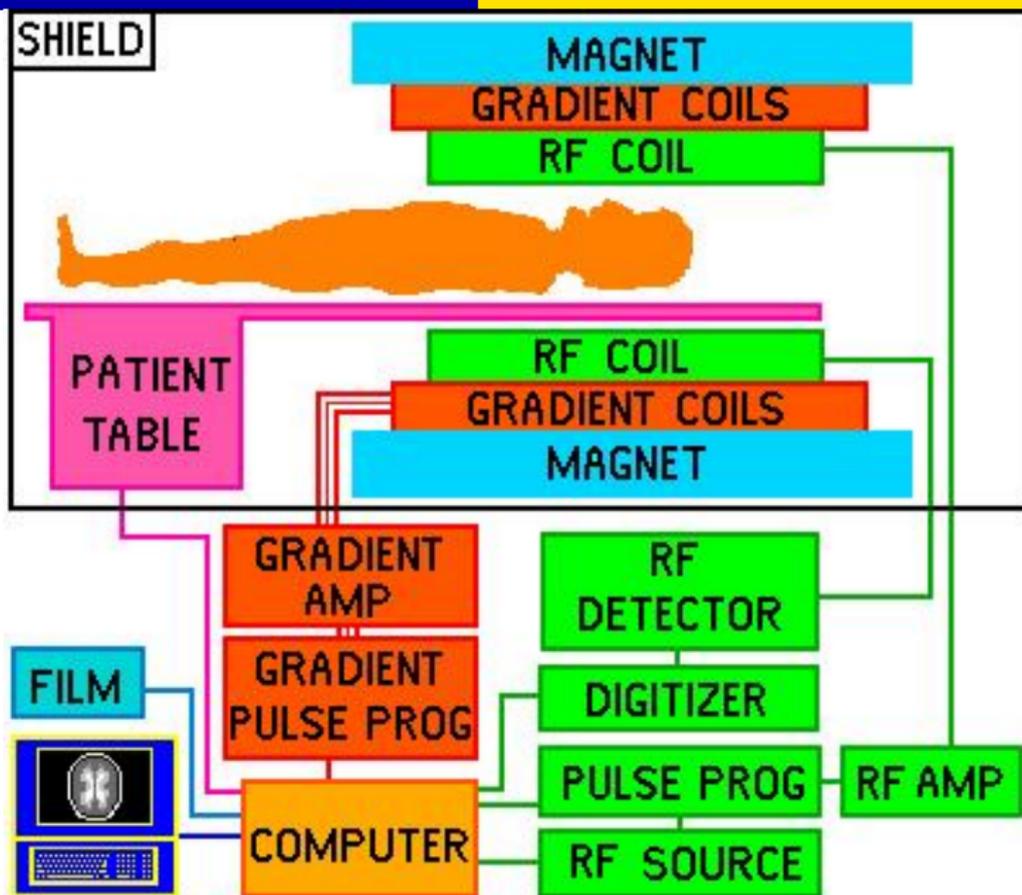


Theta: 90°



TR: 25ms

TR: 200ms



- Der Aufbau des MRT hängt stark mit der Funktionsweise zusammen.
- Die verwendeten Spulen sind superleitfähig, damit sie diese Eigenschaft behalten, werden sie mit flüssigem Helium auf 4K gekühlt.
- Das oft integrierte Schutzschild schützt die Umgebung vor den starken Magnetfeldern die vom MRT erzeugt werden. Das Schild wird beidseitig benötigt, einerseits um das MRT vor Radio- / TV-Strahlungen abzuschirmen, andererseits um den Rest des Krankenhauses zu schützen. Trotzdem ist häufig ein Sperrbereich eingerichtet, den Menschen mit ferromagnetischen Teilen im Körper, wie z.B. Herzschrittmachern, nicht betreten dürfen.
- MRT ist an Menschen mit solchen Teilen im Körper nicht ohne Weiteres möglich.
- Während der Untersuchung dürfen keine ferromagn. Objekte im Raum sein. (hohe Unfallgefahr)

- 1 The Basics of MRI, Joseph P. Hornak, 1996-2007
- 2 Imaging Systems for Medical Diagnostics, Erich Krestel, Siemens AG, 1990
- 3 <ftp://ftp.informatik.uni-freiburg.de/documents/papers/saupe/workshop97/Schroeder.Heidelberg.ps.gz>
- 4 <http://imwv.uit.at/MScBScArbeiten/BSc-Holzmeister.pdf>
- 5 http://deposit.ddb.de/cgi-bin/dokserv?idn=975221418&dok_var=d1&dok_ext=pdf&filename=975221418.pdf
- 6 <http://cg.cs.tu-berlin.de/pooh/uni/car/html/node10.html>
- 7 <http://www.gris.informatik.tu-darmstadt.de/lehre/courses/MedizinischeBildverarbeitung/ws0708/slides/Segmentierung2.pdf>
- 8 <http://www.epileptologie-bonn.de/upload/homepage/lehnertz/>