

MR Nuklear Magnetic Resonanz NMR oder MRI

1. MR Nuklear Magnetic Resonanz NMR.....	2
1.1 Die Relaxation.....	7
1.11 Bei der Längsrelaxation.....	7
1.12 Bei der Querrelaxation.....	7
1.13 Gewebearten und die T1 Zeit	8
1.13 Gewebearten und die T2 Zeit	9
1.2 Das Spinecho.....	9
1.3 Bilderzeugung	10
1.4 Bildrekonstruktion	13
1.41 Kontrastgewichtungen.....	13
1.5 Weitere Sequenzen	17
1.51 Inversion Recovery.....	17
1.52 Additiver T 1- und T 2-Kontrast	18
1.53 Kontraste mit Gradientenechos	18
1.6 Die schnelle Bildgebung.....	18
1.61 SMASH und SENSE.....	18
1.7 Kontrastmittel	18
1.6 MRI Gerät	19

1. MR Nuklear Magnetic Resonanz NMR

(Nuklearmagnetische Resonanz NMR Kernspintomographie KST Magnetic Resonance Imaging MRI Magnetic Resonance Tomography MR)

Die Bilder ähneln auf den ersten Blick denen eines **Computer-Tomogramms**. Sie werden jedoch ohne ionisierende Strahlen hergestellt. Die Grundlage des Verfahrens ist ein Phänomen, das auf ein bestimmtes Verhalten unserer Materie in starken Magnetfeldern zurückzuführen ist. **Demzufolge ist das NMR-Bild nicht eine Dichteverteilung wie beim Röntgenbild oder eine Schwächungswert-Verteilung wie beim CT, sondern es gibt Aufschlüsse über die chemische Zusammensetzung einer untersuchten Körperschicht, und zwar im wesentlichen über die Protonenkonzentration.**

Magnet Resonanz ist eine der Wechselwirkungen zwischen Magnet und Magnetfeld. Der bekannteste Magnet ist die Kompass Nadel und das bekannteste Magnetfeld ist das der Erde. Der Kompass zeigt nach Norden und Süden. Wenn wir diese Wechselwirkung von Kompass und Magnetfeld genauer betrachten, kann man einen wichtigen Einblick in das Prinzip der MRT gewinnen.

Befindet sich die Kompassnadel in Ruhe, zeigt sie nach Norden. Tippen wir diese mit unserem Finger einmal an, verlässt sie ihre Lage. Zuerst schwingt sie über Norden hinaus und geht dann wieder zurück. Sie pendelt solange hin und her bis alle Energie durch Reibung und Luftwiderstand verbraucht ist.

Die Häufigkeit des Pendels oder Oszillierens ist abhängig von

1. **Der Größe, Masse und der Magnetstärke der Kompassnadel**
2. **Der Stärke des umgebenden Magnetfeldes**

Bei stärkerem Magnetfeld oszilliert die Nadel schneller, d.h. die Geschwindigkeit der Bewegung ist proportional der Magnetfeldstärke.

Wenn man das Anstoßen der Nadel zeitlich variiert, indem man die Frequenz kürzer oder länger macht, nimmt der Ausschlag der Nadel einen größeren oder kleineren Winkel ein. Bei einer gewissen Frequenz hat die Nadel die größte Energie. Diese spezifische Frequenz bei der die Nadel die höchste Energie aufnimmt, ist die **Eigenfrequenz** der Nadel.

Resonanz ist das Phänomen, wenn **die Eigenfrequenz** der Nadel und die **Frequenz einer umgebenen Quelle gleich sind**. Durch Resonanz wird eine Stimmgabel von einer anderen in Schwingung gebracht und sie geben denselben Ton ab.

Uns interessiert **die magnetische Eigenschaft des menschlichen Gewebes**. Diese enthalten zwar keine kleinen Kompassnadeln aber die Kerne einiger Atome besitzen kleine Magneten.

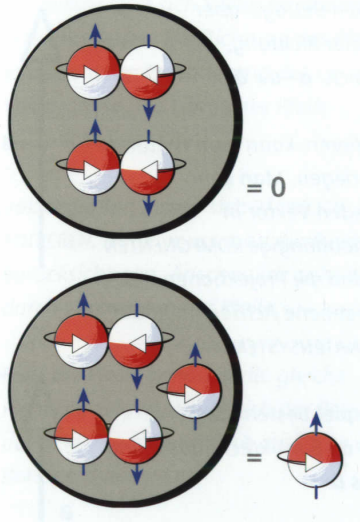
Von den Elementen, die diese magnetischen Kerne besitzen, ist Wasserstoff von großem biologischen Interesse, da **2/3** der Atome im menschlichen Gewebe Wasserstoff ist und der Kern am **meisten** magnetisch ist.

Der Wasserstoffkern ist am einfachsten aufgebaut. Er enthält nur **1 Proton**. Andere Atomkerne bestehen aus Protonen und Neutronen.

Warum sind nun einige Atomkerne magnetisch?

Ein magnetisches Feld entsteht immer, indem elektrische Ladung bewegt wird, entweder die positive oder die negative. Das gilt auch für den Permanentmagneten. Wenn eine Ladung von Elektronen also negative Ladung durch einen geraden Draht hindurch strömt, entsteht um den Draht herum ein magnetisches Feld. Wenn man den Draht in Windungen legt, entsteht ein Magnetfeld, das dem eines Permanentmagneten gleicht. Der Wasserstoffatomkern ist sehr klein und besitzt eine positive elektrische Ladung. **Bedingt durch zwei Eigenschaften** des Wasserstoffatoms bewirkt die elektrische Ladung ein Magnetfeld gleich dem der Drahtspule.

Eine Eigenschaft bewirkt, **dass die positive Ladung in einem gewissen Abstand zum Kern** ist, die andere nennt **sich Spin**. In der Physik bedeutet **Spin Drehung des Objektes um seine Achse**. In der Nuklear Physik hat es in etwa die gleiche Bedeutung. Die genaue Rotation des Wasserstoffs ist nicht genau bekannt, man weiß allerdings, dass sich seine positive Ladung nicht genau in der Mitte des Kerns befindet sondern in einem Abstand von der Achse. So umschreibt die elektrische Ladung wie auch der Kernspin einen kreisförmigen Weg ähnlich der negativen Ladung einer Drahtspule. Diese **Bewegung der positiven Ladung schafft das Magnetfeld**.



Viele Atome besitzen Protonen und Neutronen, aber etwa nur 100 sind magnetisch.

Wenn die Atome entweder ungerade Anzahl von Protonen sowie Neutronen besitzen, haben sie eine Eigendrehung, Kernspin (Die Spins eines Paares sind immer entgegengesetzt, dh. Die Wirkungen kompensieren sich deshalb nach außen)

Da die Atomkerne elektrisch geladen sind, bewirkt der Eigendrehimpuls, dass sie auch ein magnetisches Moment besitzen. Diese Eigenschaft hat zur Entdeckung des NMR-Prinzips beigetragen.

Etwa 1946 stellten 2 amerikanische Physiker (F. Bloch und E. M. Purcell / Nobelpreis 1952) unabhängig von einander fest, dass eine Reihe von Kernteilchen, aus denen unsere Materie besteht, sich in einem starken Magnetfeld in einer ganz

bestimmten Weise verhalten, wenn sie kurzen Impulsen von Radiowellen hoher Frequenz ausgesetzt werden.

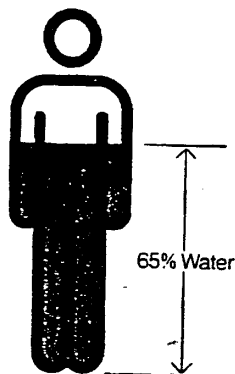
Gehen wir noch mal zu den Stimmgabeln.

Ähnlich wie es Stimmgabeln unterschiedlicher Tonhöhen gibt, die bei Anregung in unterschiedliche Schwingungen geraten, weisen unterschiedliche Atomkerne auch unterschiedliche Resonanzfrequenzen auf. Für NMR-Bildgebung eignen sich nur solche Atomkerne, die eine ungerade Anzahl von Protonen oder Neutronen oder beiden haben und damit diesen Eigendrehimpuls, Spin, besitzen.

Der Mensch besteht zwar zu 65% aus Wasser (Bild 3) das häufigste NMR Isotop ist somit Wasserstoff aber fast immer in Verbindung mit anderen chemischen Elementen wie Kohlenstoff, Sauerstoff, Fluor, Natrium und Phosphor.

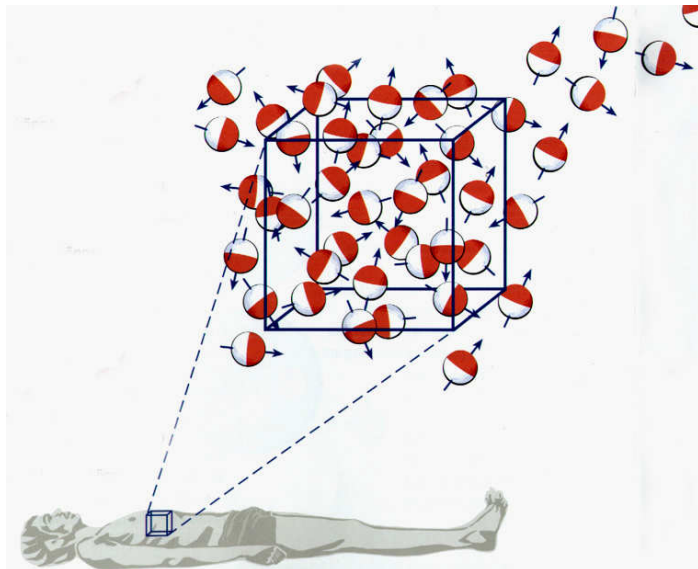
NMR Isotopes

Hydrogen	1
Carbon	13
Oxygen	17
Fluorine	19
Sodium	23
Phosphorus	31



Deshalb lässt sich weit mehr messen als nur die Wasserstoff Verteilung im Körper

Gleich dem Erdfeld erzeugt die sich bewegende Ladung eines Kernteilchens ein Magnetfeld.



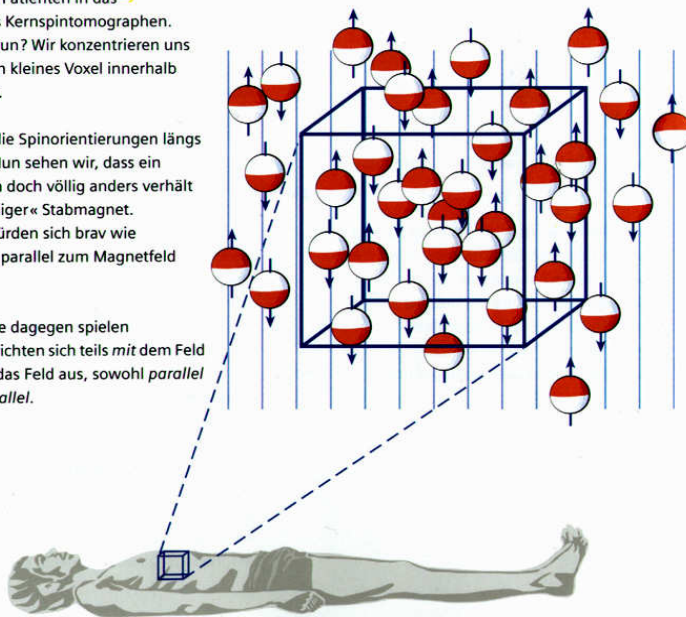
Alle diese Protonen zeigen normalerweise mit ihren Achsen in die verschiedensten Richtungen, so dass sich die Wirkungen der einzelnen Magnetfeldern gegenseitig insgesamt aufheben.

Das Spinensemble im Magnetfeld

Bringen wir den Patienten in das → **Magnetfeld** des Kernspintomographen. Was geschieht nun? Wir konzentrieren uns weiterhin auf ein kleines Voxel innerhalb seines Gewebes.

Betrachten wir die Spinorientierungen längs der Feldlinien. Nun sehen wir, dass ein Spinmagnet sich doch völlig anders verhält als ein »anständiger« Stabmagnet. Stabmagnete würden sich brav wie Kompassnadeln parallel zum Magnetfeld ausrichten.

Die Spinmagnete dagegen spielen »verrückt«: Sie richten sich teils mit dem Feld als auch gegen das Feld aus, sowohl *parallel* als auch *antiparallel*.



Das ändert sich, wenn man die Protonen in ein starkes Magnetfeld gibt. Dann richten sich die Protonen in Richtung des Magnetfeldes aus.

Anders als bei der Kompassnadel, richten sich die Spins in parallele und antiparallele Richtung aus. Die unterschiedlich ausgerichteten Spins halten sich nicht die Waage, es gibt in einem gewissen Volumenelement eine bestimmte Menge von Überschusspins, die eine gewisse **resultierende Magnetisierung** ausmachen.

(z.B. bei 1 Mill. Spins nur 6 nach oben zeigende Überschuss- Spins)

Die nach unten gerichteten Spins befinden sich auf einem **höheren** Energieniveau.

In einem **äußeren Magnetfeld** fangen die Spins jedoch auch zu **taumeln** an, so als wenn man einem rotierenden Kreisel einen Impuls gibt.

Die Geschwindigkeit, mit der ein Spin um eine äußere Feldrichtung taumelt, also seine **Präzessions-** Frequenz, ist für die Magnetresonanz von großer Bedeutung. Sie hängt ab

- vom Kerntyp und
- von der Stärke des angelegten Magnetfeldes.

Je stärker das Magnetfeld ist, um so schneller ist das Präzessieren der Spins.

In einem Magnetfeld von 1 Tesla ist die Präzessionsfrequenz der Kernspins genau doppelt so hoch wie in einem 0,5 Tesla-Feld.

Diese Präzessionsfrequenz der Spins nennt man auch

LARMORFREQUENZ.

Welche Bedeutung hat die Larmorfrequenz für die Magnetische Resonanz?

Der Clou ist:

Ebenso wie Funk- oder Radiosignale kann man Signale von einer Gruppe von Spinkreiselern empfangen, wenn man hierzu die technischen Voraussetzungen schafft.

Zu diesem Zweck muss die Technik des MR-Gerätes auf die Larmorfrequenz der Spins abgestimmt sein. Ungefähr so, wie Sie den Abstimmknopf eines Radiogerätes drehen, um einen bestimmten Sender zu empfangen.

Die Larmorfrequenz ω wächst proportional mit dem Magnetfeld B. Es gilt die Formel

$$\omega = \gamma \cdot B$$

Den konstanten Faktor nennt man „gyromagnetisches Verhältnis“

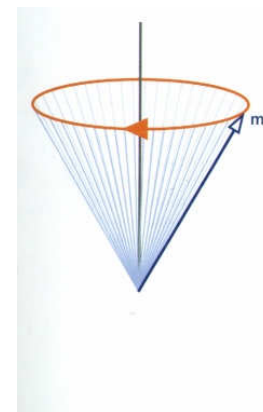
Bei 1 Tesla beträgt die Larmorfrequenz der Wasserstoffprotonen ca. 42 MHz.

Die Phasenlagen der Überschuss- Spins ist jedoch beliebig, so dass sich nach **außen das Magnetfeld aufhebt**.

Als weiteres benötigt zu diesem statischen Magnetfeld noch eine **Hochfrequenz Spule**. Ist die Frequenz des HF Signal der Spule genau **gleich der Resonanzfrequenz** (RF) eines Protons, dann wird diese Signalenergie auf das Proton übertragen.

Durch die eingebrachte Energie werden mehr oder weniger nach oben zeigende Spins in den höheren Energiezustand nach unten gekippt.

Dadurch verringert, hebt sich auf oder kehrt sich die resultierende **Längsmagnetisierung** sogar um.

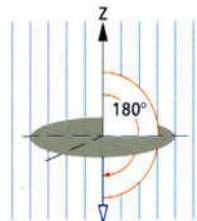


Als zweiter Effekt werden die **Phasenlagen** der Spins gleich, was jetzt prinzipiell auch eine **Quermagnetisierung** zur Folge hat.

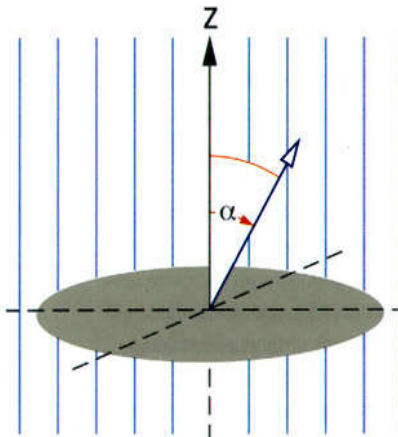
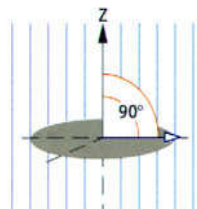
Pulse und Kippwinkel

Die Magnetisierung wird um so weiter kippen und umklappen, je stärker die Energie des anregenden HF-Pulses ist. Den Endwinkel der Kippung nennt man den **KIPPWINKEL** oder Flipwinkel (α).

Ein 180°-PULS klappt die Magnetisierung in die **entgegengesetzte Richtung** der z-Achse.



Ein 90°-PULS kippt die Magnetisierung genau in die **xy-Ebene**.

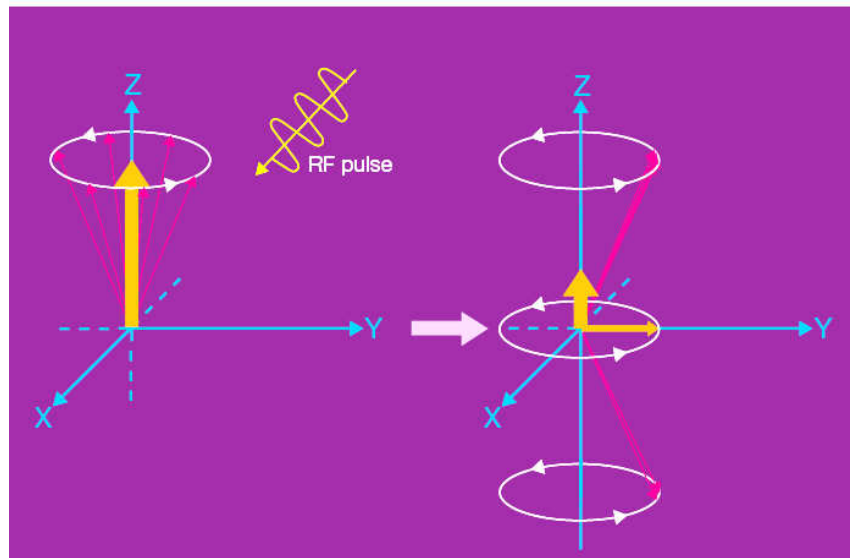


Der Vektor stellt die Achse der **Summen-Präzession** dar

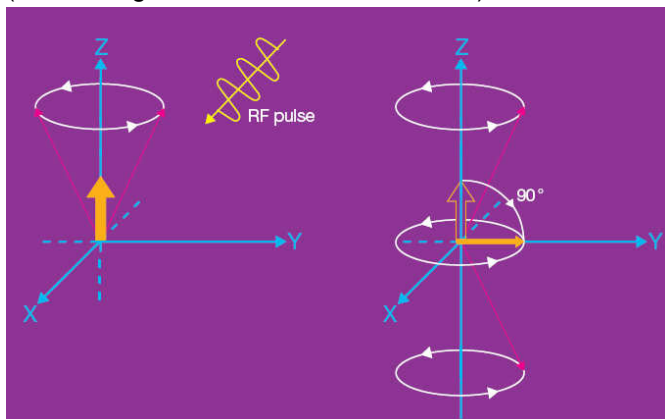
Es lässt sich für die **resultierende Längs- und Quermagnetisierung** ein gemeinsamer Vektor aufzeichnen

Also: Durch den HF- Impuls nimmt die Longitudinalmagnetisierung ab und es wird eine Transversalmagnetisierung erzeugt (nicht bei 180°Impuls)

Wird der Vektor um 90° ausgelenkt, spricht man von einem 90° (Flip-) HF- Impuls, wird er um 180° ausgelenkt, von einem 180° HF Impuls. Neben diesen Standardwerten sind auch Zwischenwerte wählbar.



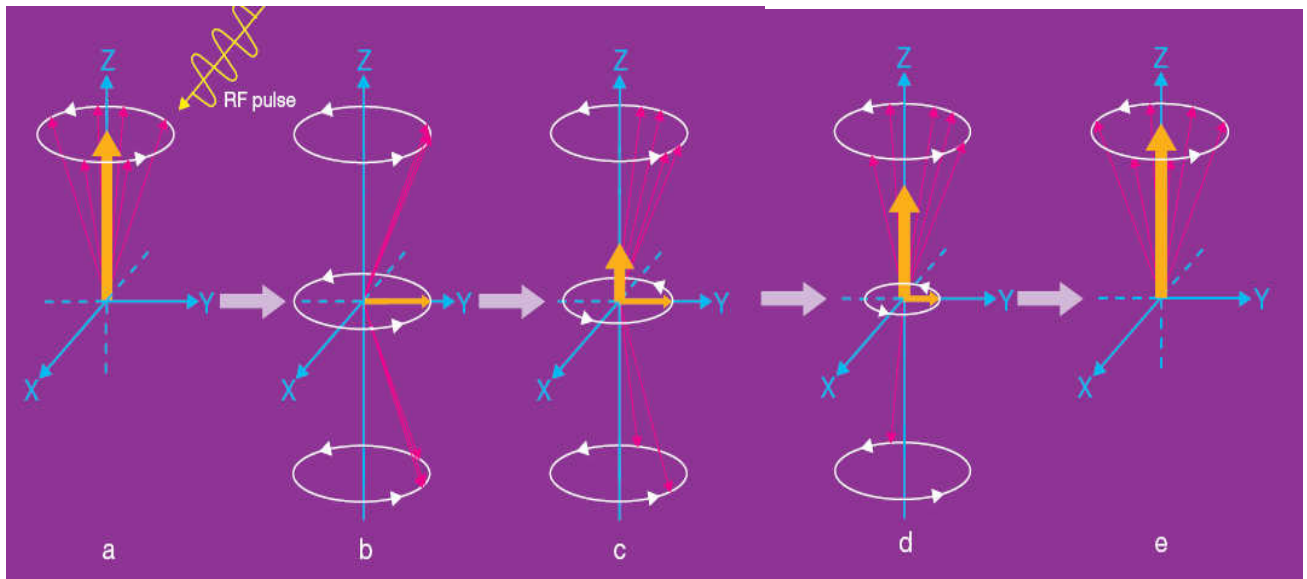
(Jeder ausgelenkte Zustand ist **instabil**.)



Beispiel eines „90°- Impulses“

Es bleibt keine Längsmagnetisierung mehr übrig

Was passiert nach dem Abschalten des HF- Impulses bei c, d und e?



Die Longitudinalmagnetisierung nimmt durch die zurückkippenden Spins wieder zu und die Quermagnetisierung nimmt wieder ab. Diese beiden Vorgänge laufen jedoch **unabhängig voneinander** ab, da sich die Gleichphasigkeit der Spins eher aufhebt.

Nochmals:

Durch den „90°- Impuls“ werden alle Spins **auch in Phase** gebracht. Die umgeklappte Magnetisierung erzeugt in der xy- Achse eine Quermagnetisierung M_{xy}

Der **Quermagnetismus** wirkt wie ein rotierender Magnet und erzeugt das **MR-Signal**.

Wird der HF Impuls abgeschaltet, **relaxen** die Protonen. Sie schrauben sich zurück in die Gleichgewichtslage in Feldausrichtung (stabilen Zustand) Dabei geben sie die vorher durch den HF Impuls aufgenommene Energie wieder ab.

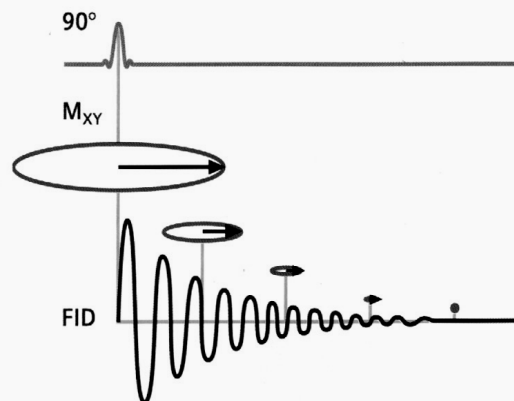
Die Quermagnetisierung wirkt wie ein rotierender Magnet. Man kann eine Spule in dieses rotierende Magnetfeld bringen. Es erzeugt naturgemäß in der Spule eine → **elektrische Spannung**.

Der zeitliche Verlauf dieser Spannung ist das MR-SIGNAL. Das MR-Signal ist um so stärker, je größer die Quermagnetisierung ist. Es fällt relativ schnell ab.

Da die Quermagnetisierung nach dem Ende des HF-Pulses

- frei rotiert,
- dabei ein Signal *induziert* und
- wieder *abfällt*,

nennt man dieses MR-Signal den FREIEN INDUKTIONSABFALL, kurz FID (free induction decay).



Den Grund für den Signalabfall erläutern wir im nächsten Kapitel.

Diese abgegebene Energie kann **von derselben HF Spule** aufgenommen werden, die jetzt als **Antenne** wirkt und mit einem sehr empfindlichen Empfänger verbunden ist. Die **Rückkehr-Geschwindigkeit zum Gleichgewichtszustand hängt von der molekularen Umgebung ab**.

Aus dem charakteristischen Verlauf der Relaxation ergeben sich wichtige morphologische, diagnostische Aussagen.

Zwei wichtige Bildparameter sind unter anderem die so genannten Relaxationszeiten. Sie enthalten biochemische Informationen.

1.1 Die Relaxation

setzt sich aus zwei verschiedenen Prozessen zusammen, der Längsrelaxation und der Querrelaxation.

1.11 Bei der Längsrelaxation

(auch **Longitudinal-** oder **Spin-Gitter Relaxation** genannt) betrachtet man nur **ein Proton** in einem bestimmten Gewebe. Die Dauer der Rückkehr aus der 90° Anregung in die Gleichgewichtslage ist die sogenannte Relaxationszeit oder **Relaxationskonstante T1**. Sie bleibt für alle Protonen in einer bestimmten Gewebeart gleich. Bei biologischem Material liegt **T1 zwischen 100ms und mehr als 1s**. Die T1 Zeit lässt Rückschlüsse auf die Art des Gewebes zu und verändert sich bei tumorösen Gewebe. Es gibt kein Signal von der T1-Relaxation.

Nach jeder Störung durch einen HF-Puls nehmen die Spins wieder ihren Grundzustand ein, sie »erholen« sich. Wir werden feststellen, dass wir diese RELAXATION durch zwei voneinander unabhängige Prozesse beschreiben können, indem wir Längsmagnetisierung und Quermagnetisierung getrennt betrachten.

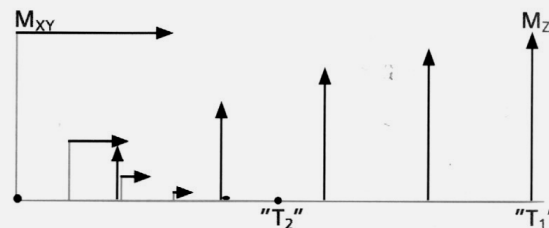
Längs und Quer

Man könnte glauben, wenn die Quermagnetisierung zerfällt und die Längsmagnetisierung sich wieder aufbaut, dann bedeutet dies: Die Magnetisierung, sich selbst überlassen, kippt wieder in die z-Richtung zurück ...

Das stimmt jedoch nicht.

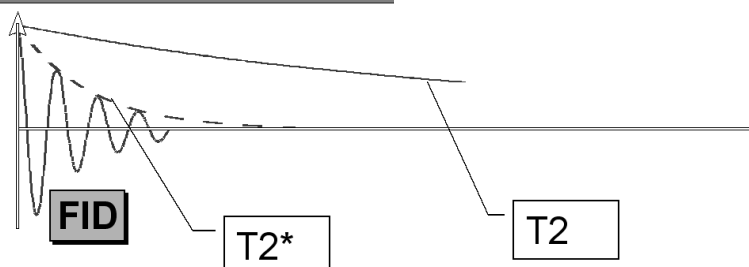
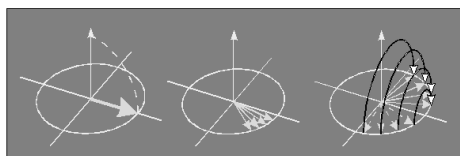
Die Quermagnetisierung M_{xy} zerfällt schneller, als die Längsmagnetisierung M_z sich wieder aufbaut. Beide Prozesse verlaufen → **exponentiell**.

Der Aufbau der Längsmagnetisierung dauert eine gewisse Zeit (T_1). Innerhalb kürzerer Zeit ist die Quermagnetisierung schon verschwunden (T_2).



1.12 Bei der Querrelaxation

T2 und T2*



(**Transversal-** oder **Spin-Spin-Relaxation** genannt) sind 2 oder mehrere Protonen beteiligt.

Sind die Spins nach dem 90° Impuls in Phase, ändert sich die **Phasenlage** der einzelne Protonen danach mehr und mehr, bis sich die einzelne Felder wieder gegenseitig aufheben. In Wirklichkeit haben wir Milliarden von Protonen, die alle Energie austauschen und dann dephasieren also nicht mehr in gleicher Phase sind.

T2*: verkürztes T2 durch lokale Magnetfeldunterschiede (Suszeptibilitätseffekt) an Gewebeübergängen

Diese Dephasierungszeit ist die sogenannte **Relaxationszeit T2**, die bei biologischem Material zwischen 10ms und 1s liegt, (somit grundsätzlich kürzer als die T1 Zeit)

In der Praxis klingt das MR- Signal aber noch schneller ab, da zusätzliche Interaktionen zwischen den Protonen die **Dephasierung** noch **beschleunigen**.
Das MR- Signal fällt also schon nach der Zeit **T2*** ab.

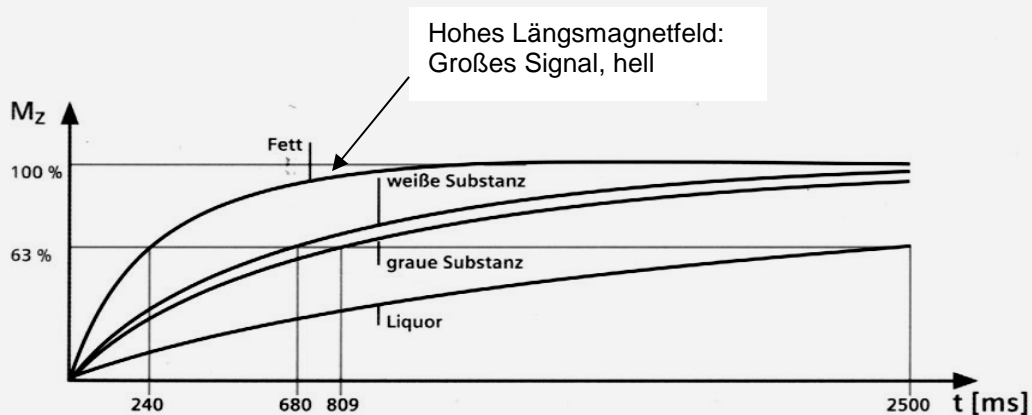
1.13 Gewebearten und die T1 Zeit

T₁-Konstanten unter der Lupe

Verschiedene Gewebearten zeigen unterschiedliche Relaxationszeiten. Dies ist der Schlüssel zu dem großen Bildkontrast, der mit MR erreicht werden kann.

Wieso geschieht dies?

Die Energie der angeregten Spins geht durch Wechselwirkung mit dem → **Gitter** wieder verloren.



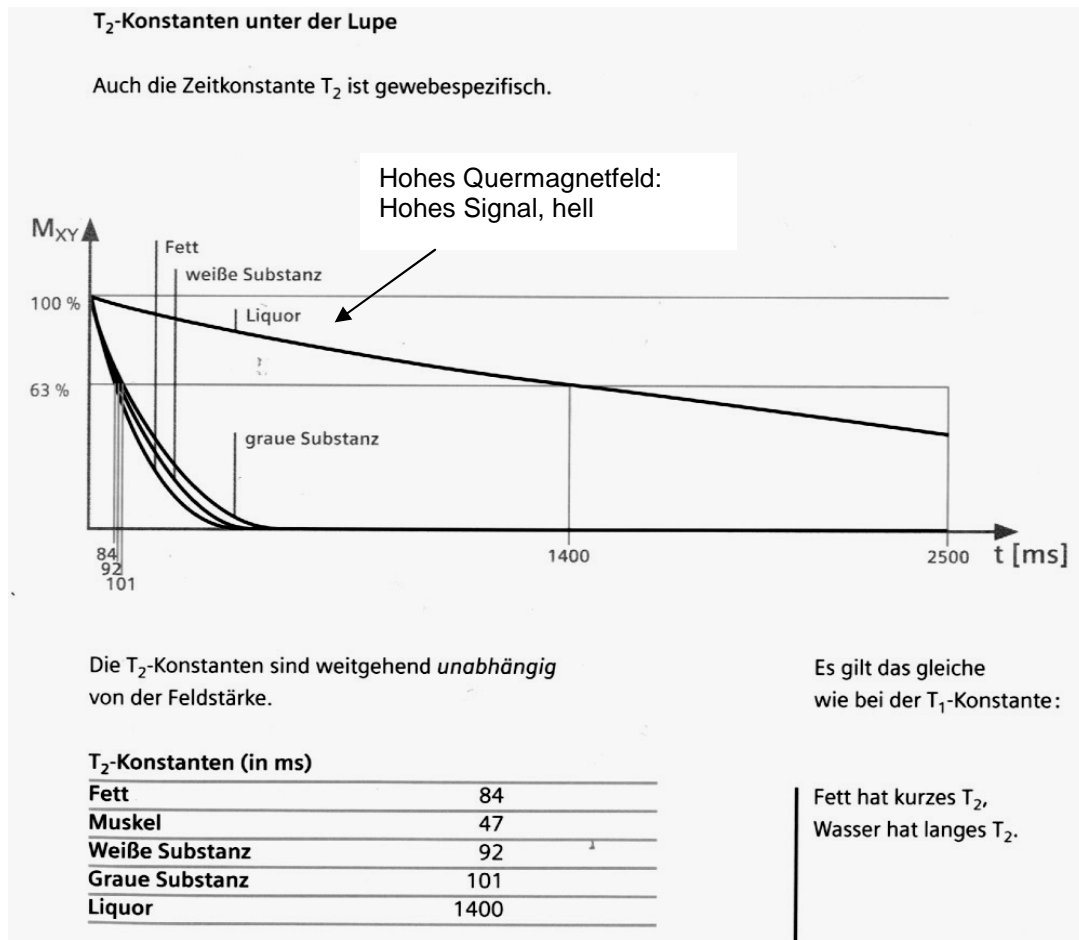
Wie die Tabelle zeigt, ist die T₁-Konstante auch *feldstärkeabhängig*.

T₁-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

Einfache Merkgel:
Fett hat kurzes T₁,
Wasser hat langes T₁.

1.13 Gewebearten und die T2 Zeit



Zusammenfassung zur T₂-Relaxation

Unmittelbar nach der Anregung durch einen HF-Puls verlassen die Kernspins in kurzer Zeit den angeregten Zustand wieder und kehren in ihren Grundzustand zurück:

1. Es entsteht wieder das energetische Gleichgewicht zwischen Auf- und Ab-Spins, die Überschuss-Spins erzeugen die Längsmagnetisierung.
 2. Die Spins kreiseln wieder außer Phase, so dass keine Quermagnetisierung beobachtbar ist. Die schnelle Querrelaxation folgt einer exponentiellen Abklingkurve, die durch die Zeitkonstante T₂ charakterisiert ist. T₂ ist ein Maß für die grundsätzliche **Dephasierung** der Kernspins.
- Auch die T₂-Konstante ist gewebeabhängig und trägt zum Kontrast im Bild bei.

Diese beiden Relaxationszeiten und die Protonendichte sind 3 wesentliche Gewebe Parameter.

1.2 Das Spinecho

Der wahre Zerfall des FID

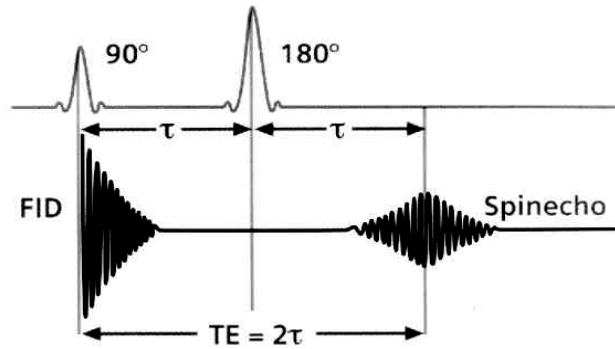
Die rotierende Quermagnetisierung erzeugt in einer Spule das MR-Signal (FID). Eigentlich könnten wir erwarten, dass es mit der Konstante T₂ abfällt. Tatsächlich fällt der FID wesentlich schneller ab, mit einer kürzeren effektiven Zeitkonstante T₂*.

Um die **Hüllkurve der echten T₂ Relaxationszeit** zu bekommen, werden in gewissen Abständen durch **180° Impulse** Echos erzeugt, die einer Wiederauffrischung des FID gleichkommen (die gleichbleibenden Störeinflüsse werden umgepolt). Diese hintereinander folgenden immer kleiner werdenden Echos werden nun für die Bildgebung verwendet, da die abnehmende Stärke des FID schlecht zu messen ist.

Hier kommt das Echo

Das also ist der Effekt des 180° -Pulses: Die auseinander-gelaufenen Spins geraten wieder in Phase, und es entsteht ein neues MR-Signal – das SPINECHO.

Der 180° -Puls wird nach der Laufzeit τ hinter dem 90° -Puls geschaltet. Das Spinecho-Signal steigt zunächst an und erreicht nach der doppelten Laufzeit (2τ) sein Maximum. Diesen Zeitraum nennt man die ECHOZEIT (TE). Das Spinecho fällt danach wieder ab.

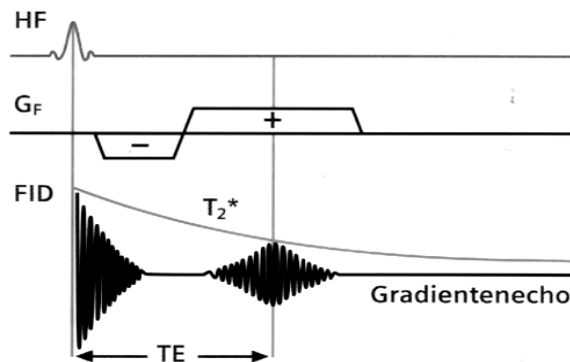


Durch den Gradienten kurz nach dem HF-Impuls wird der FID noch schneller zerstört. Durch einen **umgekehrten Gradienten** werden die Spins wieder in Phase gebracht, so dass man ebenfalls eine Echosequenz bekommt. Die Gradienten-Technik ist schneller als die Spinecho-Technik.

Ein Echo einmal anders

Durch einen Gradienten (-) direkt nach dem HF-Puls werden die Kreisfrequenzen der Spins künstlich aufgefächert. Da sie nun verschieden schnell kreiseln, geraten sie schneller außer Phase, sie werden **DEPHASIERT**. Der FID wird so bedeutend schneller zerstört, als er auf natürliche Weise abfallen würde.

Durch einen umgepolten Gradienten (+) werden die Spins wieder in Phase gebracht, **REPHASIERT**. Wir messen ein Echo während des Wiederaufbaus des FID. Weil man dieses Echo durch Gradienten erzeugt, nennt man es **GRADIENTENECHO**.



Jedem empfangenen Signal liegt der freie Induktionsverfall entsprechend T_2^* zugrunde. Durch Anwendung spezieller Pulssequenzen wird die **Amplitude(n)** des FID durch die unterschiedlichen Relaxationszeiten unterschiedlicher Gewebe unterschiedlich beeinflusst.

1.3 Bilderzeugung

Wie kommt es nun zur bildlichen Darstellung von Körperschichten?

Folgende Eigenschaften der Protonen sind für ein MR Bild wichtig.

1. Ein starkes Magnetfeld muss vorhanden sein. Dieses wird vom MR Scanner erzeugt.
2. Die Protonen besitzen eine Resonanzfrequenz, die proportional der Magnetfeldstärke ist.
3. In einem gradierten Magnetfeld wird die Position der Protonen durch die unterschiedliche Resonanzfrequenz bestimmt.

Der MR Scanner produziert sowohl das starke Magnetfeld als auch das gradierte.

Den Bildaufbau kann man in 3 Schritte unterteilen. Zuerst wird eine isolierte Schicht erstellt, und zwar eine Transversalschicht ähnlich wie beim CT.

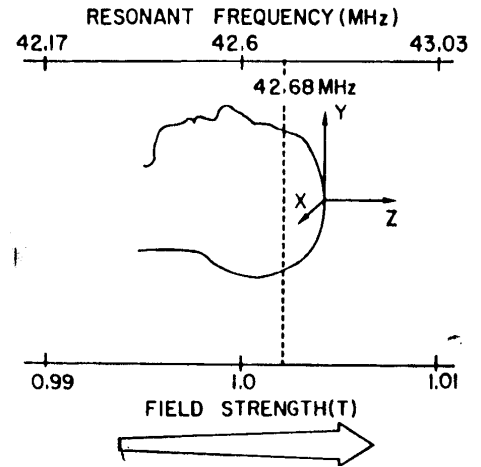
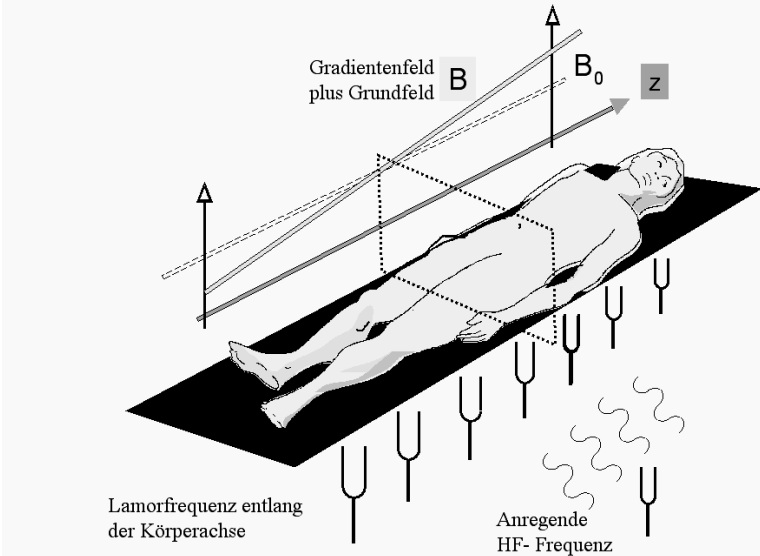
Diese Schicht wird vom Scanner dadurch geschaffen, dass ein Magnetfeld unterschiedlicher Stärke (Gradient) entlang der Körperachse von Kopf zu Fuß bezeichnet mit Z-Achse erzeugt wird, der Schichtselektionsgradient G_s .

In der MR Terminologie werden die Koordinaten X, Y, Z gebraucht.

Das Magnetfeld ist am Beginn (Kopf) stärker als zum Ende hin (Fuß).

In der Praxis wird die Stärke des Magnetfeldes nur gering verändert aber die Resonanzfrequenz der Protonen ist so genau, dass eine dünne Schicht von einigen Millimetern entsteht.

Der Schichtselektionsgradient wird meist in z-Richtung angelegt



Bei dieser theoretischen Betrachtung wurde nur eine exakte Frequenzhöhe genommen, somit entsteht auch nur eine sehr dünne Schicht. In der Praxis werden auch mehr oder weniger darüber und darunter liegende Frequenzen benutzt, also eine gewisse **Bandbreite**, so dass eine dickere Schicht entsteht..

Der große Vorteil der Gradiententechnik

Dank der Gradienten können wir in der MR-Bildgebung Schichtebenen beliebig im Raum positionieren.

Das MR-System hat drei Paare von Gradientenspulen längs der Raumachsen x, y und z. Für eine sagittale Schicht muss man den *x-Gradienten* schalten, für eine koronare Schicht den *y-Gradienten*.

SCHRÄGE SCHICHTEN (oblique Schichten) erhalten wir durch das gleichzeitige Schalten mehrerer Gradienten. Ihre Wirkung wird dann überlagert. Eine einfach-schräge Schicht erhalten wir durch zwei Gradienten, beispielsweise in z- und y-Richtung, für eine doppelt-schräge Schicht werden alle drei Gradienten gleichzeitig geschaltet.

Mit der **Steilheit des Gradienten** kann man ebenfalls die **Schichtdicke** beeinflussen

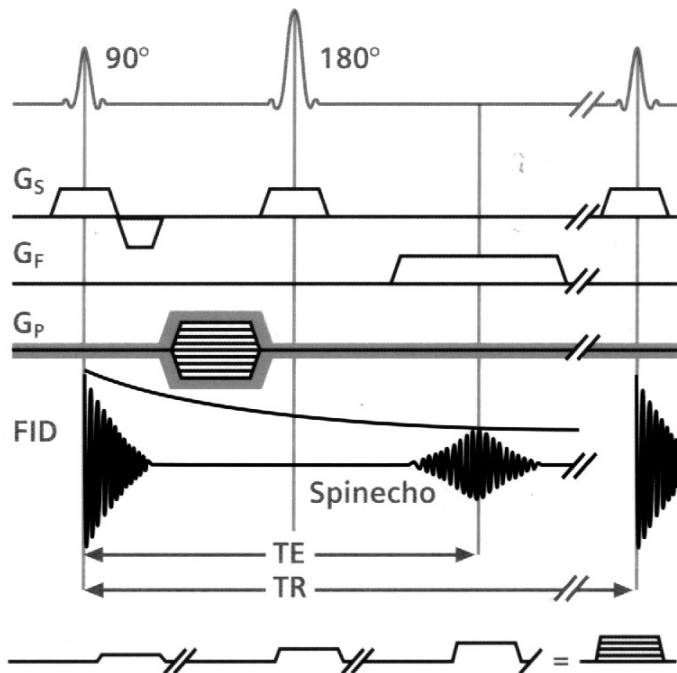
Wenn man jetzt den Bildaufbau stoppen würde, erhielte man kein brauchbares Bild, da alle Protonen in dieser Schicht dieselbe Resonanzfrequenz besitzen, geben sie auch dieselbe Signalhöhe ab. Die Intensität des Signals wäre ein Durchschnittswert dieser gesamten Schicht.

Um auf einen **bestimmten Bildpunkt** in dieser ausgewählten Schicht zu kommen, müssen noch Kodierungen in **X und Y Richtung der Schichtebene** durchgeführt werden.

Phasencodierung in der Y Richtung:

Zwischen Schichtselektion und Spinecho wird kurzzeitig der PHASENKODIERGRADIENT G_P geschaltet. Er prägt den Spins unterschiedliche Phasenlagen auf. Für eine Matrix mit 256 Spalten und 256 Zeilen wird das Schaltschema der Spinecho-Sequenz 256 mal mit der Wiederholzeit TR wiederholt – mit jeweils schrittweise wachsenden Phasenkodiergradienten.

Häufig werden die Phasenkodierschritte in den Pulsdiagrammen durch eine Vielzahl waagerechter Linien im Balken abgekürzt, welche die unterschiedliche Stärke – positiv wie negativ – darstellen.

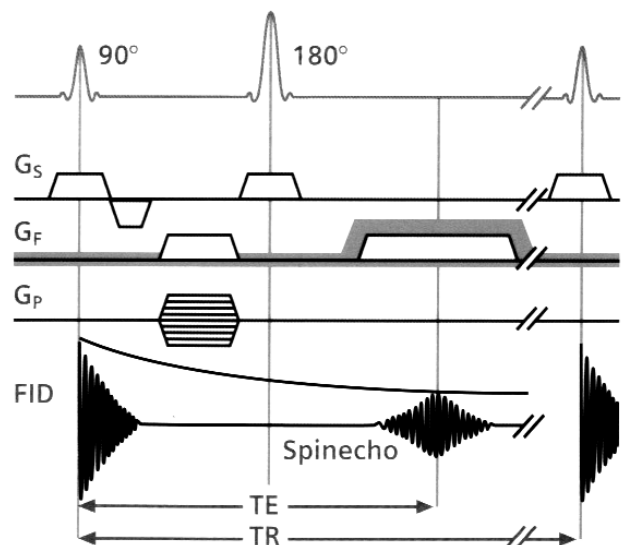


Frequenzcodierung in der X Richtung

Während des Spinechos wirkt der Frequenzkodiergradient G_F (zweiter langer Balken). Da das Spinecho während dieser Zeit »ausgelesen« wird, nennt man den Gradienten auch den AUSLESEGRADIENTEN.

Durch den bloßen Auslesegradienten würde die Spinpräzession in Richtung der Frequenzkodierung unerwünschterweise aufgefächert. Während des Echozeitpunktes TE wären die Spins dephasiert, und es gäbe gar kein Spinecho. Dieses Problem kann man durch einen zusätzlichen Gradienten umgehen.

Vor dem Auslesen können die Spins von einem Gradienten umgekehrter Polarität und halber Zeitdauer wie der Auslesegradient zunächst dephasiert werden (Dephasierungsgradient). Durch diesen Trick wird der Auslesegradient die Spins wieder rephasieren, und zwar so, dass alle Spins in der Mitte des Ausleseintervalls zum Zeitpunkt des maximalen Spinechos wieder in Phase sind. Wenn, wie in unserem Beispiel, der Dephasierungsgradient vor dem 180°-Puls geschaltet wird, hat er die gleiche Polarität wie der Auslesegradient. Denn der 180°-Puls kehrt die Phase der Spins ja selbst um.

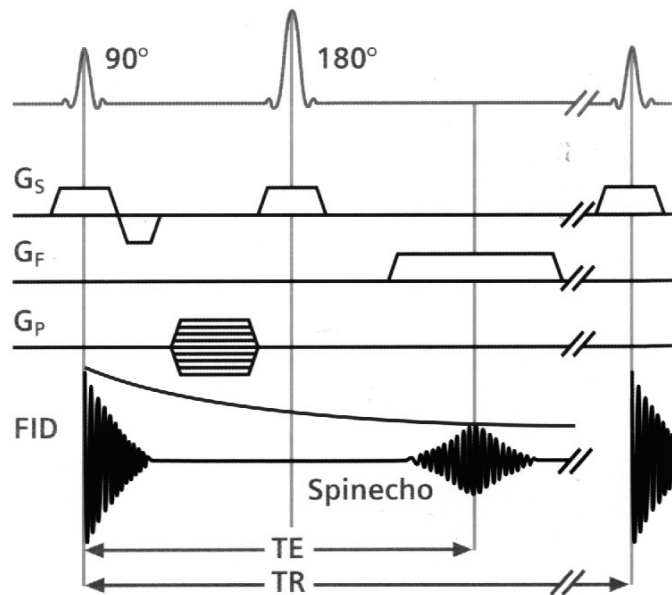


Mit der HF- Anregung der Spins, der Schichtselektion, der Phasencodierung und der Frequenzcodierung ergibt sich eine komplette Pulssequenz

Das Pulsdiagramm

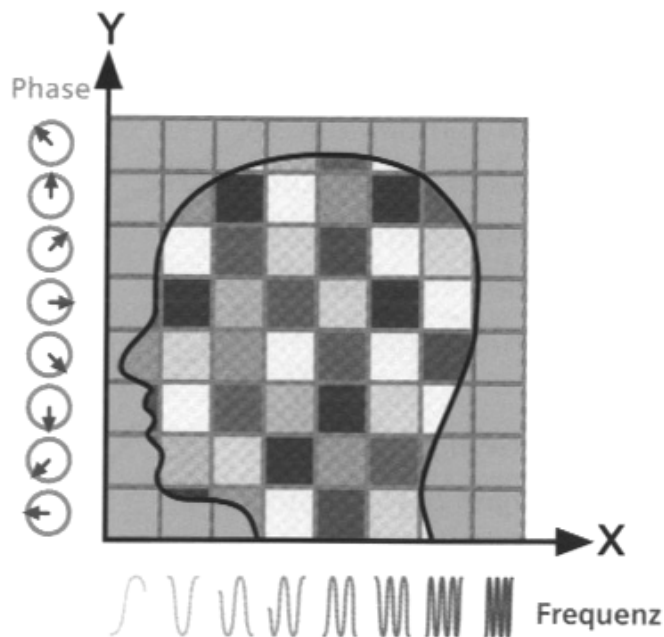
Als Beispiel wählen wir eine Spinecho-Sequenz. Sie besteht aus dem 90°-Puls, gefolgt von einem 180°-Puls, der in der Echozeit TE das Spinecho erzeugt.

Diese Pulsfolge wird mit der WIEDERHOLZEIT TR wiederholt, und zwar so oft, wie der k-Raum mit Echos gefüllt wird. Die Anzahl der Phasenkodierschritte, sprich der Rohdatenzeilen, entspricht der Anzahl der Wiederholungen der Sequenz. Die Auflösung des Bildes in Phasenkodierichtung bestimmt also weitgehend die Messzeit.



$$\text{Messzeit} = N_p \times TR$$

1.4 Bildrekonstruktion



Aus den Signalen, die aus der Phasen- und Frequenzcodierung resultieren, werden über eine 2-dimensionale Fourier-Transformation alle Bildpunktwerte der Schicht errechnet.

1.41 Kontrastgewichtungen

Am Beispiel der Spinecho-Sequenz können wir die drei wichtigsten Kontrasttypen der MR- Bildgebung zeigen: **T₁-Kontrast**, **T₂-Kontrast** und **Protonendichte-Kontrast**. Alle drei Kontrastanteile tragen mehr oder weniger zum Bildkontrast bei, doch üblicherweise ist einer kontrastbestimmend. Die Hervorhebung eines Kontrastanteils nennen wir **GEWICHTUNG**:

Was bestimmt den Bildkontrast?

Wie erhalten wir im Bild einen möglichst großen KONTRAST zwischen unterschiedlichen Gewebetypen? Die Quermagnetisierungen müssen räumlich verschieden sein. Dort, wo das Bild helle Pixel zeigt, ist das Signal stärker, schwächere Signale ergeben dunklere Pixel.

Wovon hängt die Signalstärke ab? Sicher von der Protonendichte im jeweiligen Voxel: Je mehr Protonen zur Magnetisierung beitragen, um so stärker ist das Signal.

Noch wichtiger für die medizinische Diagnostik ist jedoch der Einfluss der beiden Relaxationskonstanten T_1 und T_2 auf den Bildkontrast.

TE und TR

Erinnern Sie sich an den Ablauf der Spinecho-Sequenz? Auf einen 90° -Puls folgt nach der Zeitspanne τ ein 180° -Puls. Es entsteht nach der Echozeit $TE = 2\tau$ ein Spinecho.

Diese Pulsfolge $90^\circ - 180^\circ$ muss so oft wiederholt werden, bis alle Phasenkodierschritte der Messmatrix gemessen sind (z.B. 256 mal). Den zeitlichen Abstand der Wiederholungen nennt man die **REPETITIONSZEIT TR** (oder auch Wiederholzeit).

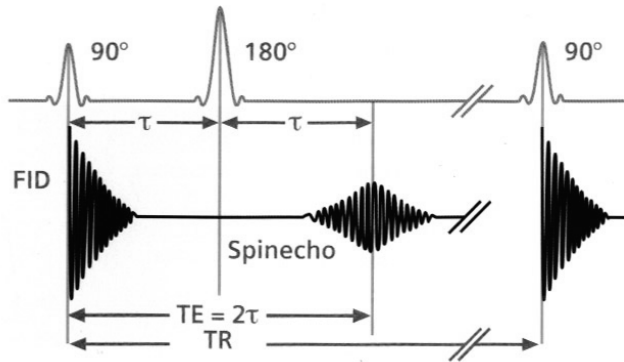
TE und TR sind die wichtigsten Parameter zur Kontraststeuerung einer Spinecho-Sequenz. Lassen Sie uns verfolgen, wie sich diese beiden Zeitparameter auf den Bildkontrast auswirken.

TE und TR

Erinnern Sie sich an den Ablauf der Spinecho-Sequenz? Auf einen 90° -Puls folgt nach der Zeitspanne τ ein 180° -Puls. Es entsteht nach der Echozeit $TE = 2\tau$ ein Spinecho.

Diese Pulsfolge $90^\circ - 180^\circ$ muss so oft wiederholt werden, bis alle Phasenkodierschritte der Messmatrix gemessen sind (z.B. 256 mal). Den zeitlichen Abstand der Wiederholungen nennt man die **REPETITIONSZEIT TR** (oder auch Wiederholzeit).

TE und TR sind die wichtigsten Parameter zur Kontraststeuerung einer Spinecho-Sequenz. Lassen Sie uns verfolgen, wie sich diese beiden Zeitparameter auf den Bildkontrast auswirken.



Protonendichte-Kontrast

Wir betrachten im folgenden drei unterschiedliche Gewebetypen (1, 2, 3) mit verschiedenen Relaxationszeiten.

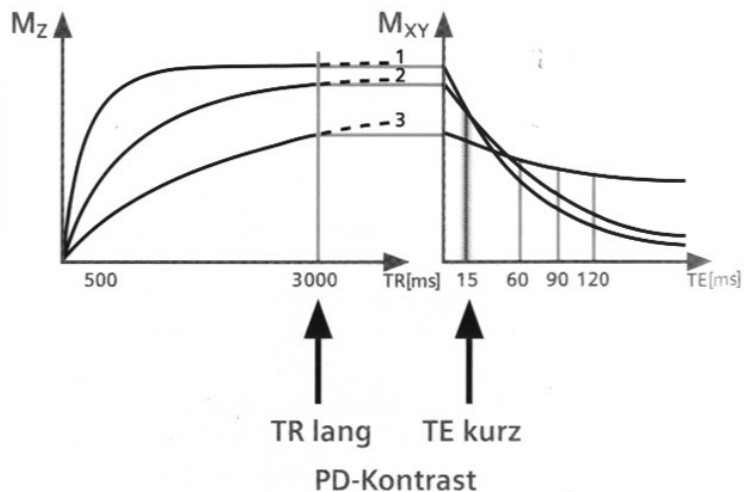
Direkt nach dem 90° -Puls beginnt die Längsrelaxation. Die Längsmagnetisierungen M_z der drei Gewebe wachsen unterschiedlich schnell wieder an. Ihre Maximalwerte entsprechen den **PROTONENDICHTEN**, also der Anzahl der Wasserstoffprotonen pro Volumeneinheit.

Protonendichte-Kontrast

Wir betrachten im folgenden drei unterschiedliche Gewebetypen (1, 2, 3) mit verschiedenen Relaxationszeiten.

Direkt nach dem 90° -Puls beginnt die Längsrelaxation. Die Längsmagnetisierungen M_z der drei Gewebe wachsen unterschiedlich schnell wieder an. Ihre Maximalwerte entsprechen den **PROTONENDICHTEN**, also der Anzahl der Wasserstoffprotonen pro Volumeneinheit.

Durch einen wiederholten 90° -Puls nach der Zeit TR werden die aktuellen Längsmagnetisierungen in Quermagnetisierungen M_{xy} überführt und erzeugen Signalanteile unterschiedlicher Stärke.



Wenn wir die Wiederholzeit TR genügend lang wählen, hängt der Signalunterschied der Gewebe nach einem wiederholten 90°-Puls wegen der fast vollständigen Längsrelaxation vor allem von den Protonendichten der Gewebe ab.



*Protonendichte-
Kontrast:
TR lang (2 500 ms)
TE kurz (15 ms)*

*Je größer die
Protonendichte eines
Gewebetyps, um so
heller erscheint es im
PD-Bild.*

Wenn wir daher die Echos kurz nach den wiederholten 90°-Pulsen erzeugen, also mit *kurzer* Echozeit TE, erhalten wir ein **protonendichte-gewichtetes Bild (abgekürzt PD)**.
In der Praxis wählt man das TR einer Spinecho-Sequenz selten länger als 2 bis 3 Sekunden. Gewebetypen mit langer T_1 -Konstante, z.B. Liquor, sind dann allerdings noch längst nicht vollständig erholt.

T₂-Kontrast

Bleiben wir bei der langen Wiederholzeit TR. Was geschieht, wenn wir nun auch die Echozeit TE *lang* wählen?

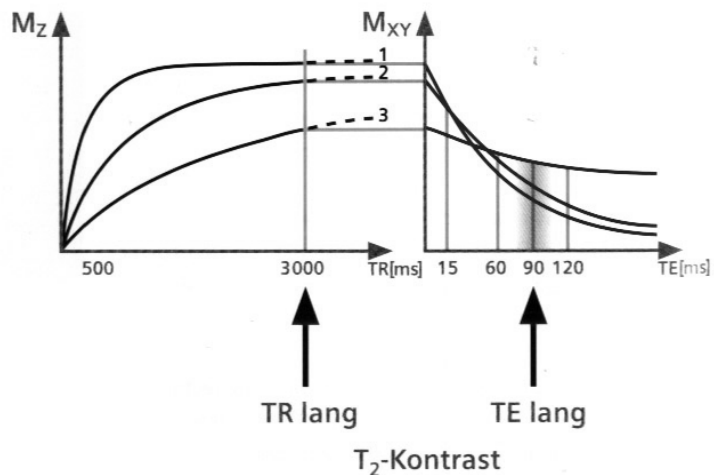
Die Signalkurven nehmen wegen der T₂-Relaxation ab und kreuzen sich. Der Einfluss der protonendichten geht verloren. Mit wachsender Echozeit laufen die Signale wieder auseinander, nun kommt der Einfluss der T₂-Relaxation ins Spiel. Wir erhalten ein **T₂-GEWICHTETES** Bild.

T₂-Kontrast

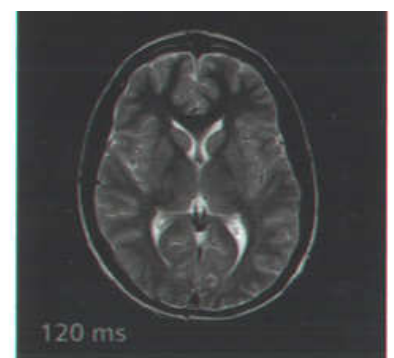
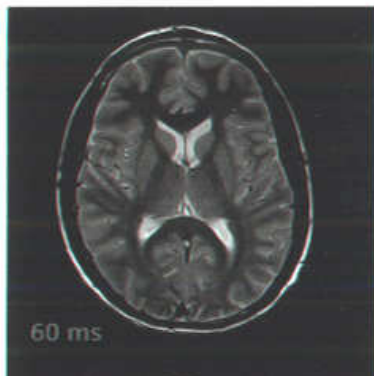
Bleiben wir bei der *langen* Wiederholzeit TR. Was geschieht, wenn wir nun auch die Echozeit TE *lang* wählen?

Die Signalkurven nehmen wegen der T₂-Relaxation ab und kreuzen sich. Der Einfluss der Protonendichten geht verloren. Mit wachsender Echozeit laufen die Signale wieder auseinander, nun kommt der Einfluss der T₂-Relaxation ins Spiel. Wir erhalten ein T₂-GEWICHTETES Bild.

Die Signalstärke der Spinechos hängt typischerweise vom T₂-Abfall ab.



Die Signalstärke der Spinechos hängt typischerweise vom T₂-Abfall ab. Der Bildvergleich zeigt das Verhalten des T₂-Kontrastes bei anwachsender Echozeit TE

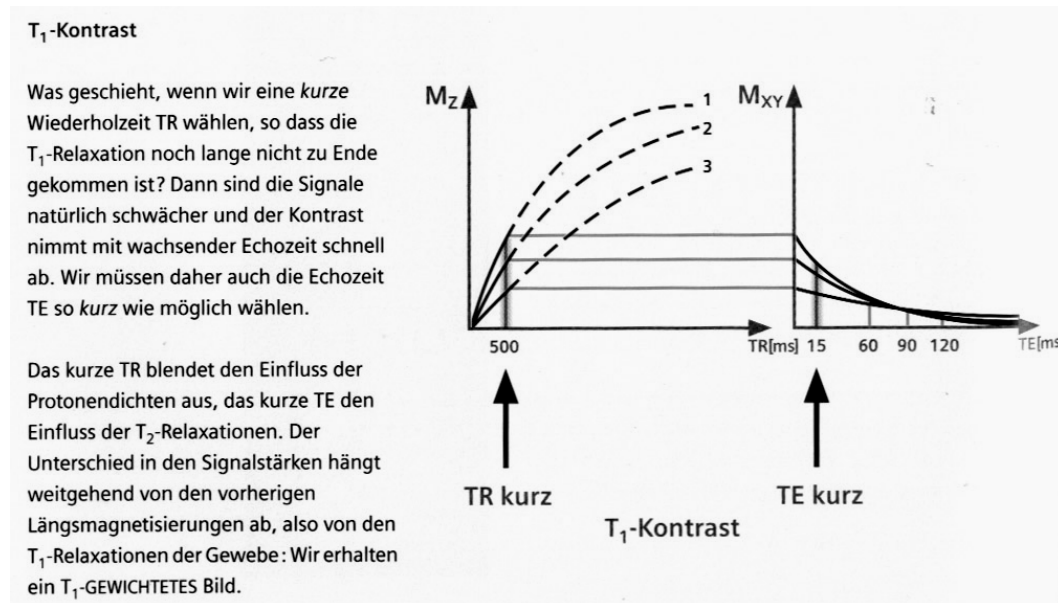


Mit wachsender Echozeit tritt der Einfluss der Protonendichte in den Hintergrund. Der T_2 -Kontrast hängt stark vom gewählten TE ab. Das optimale TE eines T_2 -gewichteten Bildes ist ein Mittelwert aus den T_2 -Konstanten der darzustellenden Gewebe (hier zwischen 80ms und 100 ms).

Bei allzu langer Echozeit (letztes Bild) ist der Zerfall der Quermagnetisierungen so weit fortgeschritten, dass der Signalanteil mancher Gewebearten im unvermeidlichen Signalrauschen untergeht.

T₁-Kontrast

Was geschieht, wenn wir eine *kurze* Wiederholzeit TR wählen, so dass die T_1 -Relaxation noch lange nicht zu Ende gekommen ist? Dann sind die Signale natürlich schwächer und der Kontrast nimmt mit wachsender Echozeit schnell ab. Wir müssen daher auch die Echozeit TE so *kurz* wie möglich wählen. Das kurze TR blendet den Einfluss der Protonendichten aus, der kurze TE den Einfluss der T_2 -Relaxationen. Der Unterschied in den Signalstärken hängt weitgehend von den vorherigen Längsmagnetisierungen ab, also von den T_1 -Relaxationen der Gewebe: Wir erhalten ein **T₁-GEWICHTETES** Bild.



Der Bildvergleich zeigt weitgehenden T-Kontrast, wenn sowohl TR als auch TE kurz sind. Bei längeren Echozeiten nimmt nicht nur der T_1 -Kontrast sehr stark ab, sondern auch das messbare Signal. Die Kombination von kurzer Wiederholzeit und langer Echozeit ist offensichtlich unbrauchbar.



Bildvergleich zum T_1 -Kontrast:
TR kurz (500 ms)
TE anwachsend



Liquor mit langem T_1 erscheint dunkel im T_1 -gewichteten Bild.
Das optimale TR entspricht ungefähr der durchschnittlichen T_1 -Konstante der darzustellenden Gewebetypen, bei 1,0 bis 1,5 Tesla zwischen 400 ms und 600 ms.

Normale Weichteilgewebe unterscheiden sich nur gering in den Protonendichten. Sie zeigen jedoch unterschiedlich T_1 -Relaxationen. Daher eignet sich die T_1 -gewichtete Bildgebung gut zur anatomischen Darstellung.

Mehrfachechos messen

Mit einer MULTIECHO-SEQUENZ können wir zwei oder mehr Spinechos erzeugen. Die Signalstärke der Echos nimmt mit der T_2 -Relaxation ab. Über diesen Signalabfall können wir aus den Daten ein reines T_2 -Bild berechnen, ohne T_1 -Anteile.

Ebenso können wir aus den Signalstärken mehrerer Spinecho-Messungen mit unterschiedlicher Wiederholzeit TR, jedoch gleich kurzer Echozeit TE, ein reines T_1 -Bild berechnen.

Mit einer **DOPPELECHO-SEQUENZ** (z.B. $TE_1 = 15$ ms und $TE_2 = 90$ ms) erhalten wir sowohl das Protonendichte-Bild als auch das T_2 -gewichtete Bild aus einer einzigen Messung.

Auf den Punkt gebracht

Der Bildvergleich zeigt die drei wichtigen Kombinationen von TR und TE und ihre resultierenden Kontrastgewichtungen:

- T_1 -Kontrast (TR kurz, TE kurz)
- T_2 -Kontrast (TR lang, TE lang)
- Protonendichte-Kontrast (TR lang, TE kurz)

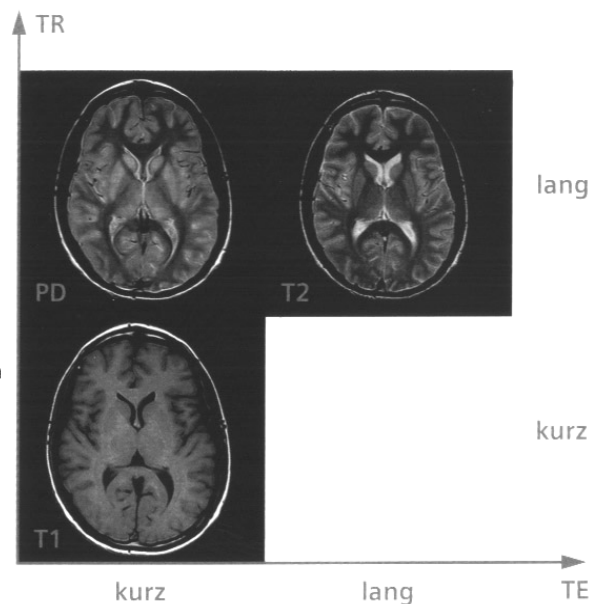
In der Spinecho-Bildgebung sind die Wirkungen von T_1 und T_2 gegensätzlich: Gewebe mit längerem T_1 erscheint *dunkler* im T_1 -gewichteten Bild, Gewebe mit längerem T_2 erscheint *heller*.

Auf den Punkt gebracht

Der Bildvergleich zeigt die drei wichtigen Kombinationen von TR und TE und ihre resultierenden Kontrastgewichtungen:

- T_1 -Kontrast (TR kurz, TE kurz)
- T_2 -Kontrast (TR lang, TE lang)
- Protonendichte-Kontrast (TR lang, TE kurz)

In der Spinecho-Bildgebung sind die Wirkungen von T_1 und T_2 gegensätzlich: Gewebe mit längerem T_1 erscheint *dunkler* im T_1 -gewichteten Bild, Gewebe mit längerem T_2 erscheint *heller*.



1.5 Weitere Sequenzen

1.51 Inversion Recovery

Die Inversion Recovery Sequenz ist eine Spinechosequenz mit vorgeschaltetem 180° -Impuls. Solche sog. Preparationsimpulse werden bei MR häufig verwendet.

Die Längsmagnetisierungen werden dadurch zunächst in die Gegenrichtung umgeklappt – invertiert. Dabei entsteht keine Quermagnetisierung. In der **Inversionszeit** TI zwischen dem 180° -Puls und dem 90° -Puls erholen sich die Längsmagnetisierungen, der 90° -Impuls wandelt die augenblickliche Längsmagnetisierung in Quermagnetisierung um. Da die Längsmagnetisierung wegen der Invertierung aus dem negativen Bereich relaxieren, dauert die T_1 -Relaxation länger und es entsteht eine größere Aufspaltung bei verschiedenen Gewebearten.

Somit können kleinste T_1 -Kontraste z.B. im Gehirn von Neugeborenen dargestellt werden.

1.52 Additiver T 1- und T 2-Kontrast

Mit einer kurzen Inversionszeit erzielt die Inversion Recovery Technik einen eigentümlichen Kontrast: additive T 1- und T 2-Wichtung. Diese Sequenz nennt man STIR = short Inversion Recovery . Z.B. lässt sich da das Fettsignal im Bereich der Orbita unterdrücken, so dass der Sehnerv exzellent zu sehen ist.

1.53 Kontraste mit Gradientenechos

Je weiter man die Wiederholzeit TR einer Spinechosequenz verringert, desto weniger Zeit bleibt für die T1-Relaxation: Die Spinechos werden schwach. Mit einem Kippwinkel, kleiner als 90° kann man das MR Signal wieder erhöhen, dazu verwendet man Gradientenechos.

1.6 Die schnelle Bildgebung

Dank der ultraschnellen Bildgebung liegt die Messzeit einer Schicht heute im Subsekundenbereich. Um die Bildgebung mit MR zu beschleunigen, werden vor allem die bekannten Spinecho- und Gradientenecho-Techniken *zeitlich optimiert*. Eine verbreitete Methode ist die bestehende Messmatrix schneller mit Echos aufzufüllen als in der konventionellen Technik. Kurz beschrieben werden zwei typische Methoden, die Turbo SE und EPI.

Neu sind die parallelen Akquisitionstechniken, sie optimieren die Auffüllung der Messmatrix *räumlich*. Hierzu verwendet man parallel die MR -Signale aus mehreren Spulenelementen.

TurboSE

Pro 90°Anregung wird nicht nur ein Spinecho sondern eine ganze Reihe von Echos ein sog. Echozug verwendet. Jedes Echo erhält eine andere Phasenkodierung und erfüllt somit eine ganze Zeile der Rohdatenmatrix. Die Länge des Echozuges bestimmt den maximalen Zeitgewinn, dies ist der Turbofaktor.

TurboSE-Sequenzen werden überwiegend in der T2 gewichteten Bildgebung verwendet. Der auffallende Unterschied zur Spinecho-Technik ist das helle Fettsignal selbst in stark T2 gewichteten Bildern.

TurboSE Sequenzen bieten einen besseren Kontrast zwischen weißer und grauer Gehirns substanz. Gerade in Neuro-Radiologischen Bereich verzichtet man nicht mehr auf die TurboSE Sequenz.

EPI

Die Echoplanare Bildgebung (EPI, Echoplanar Imaging) ist die zur Zeit schnellste Bildgebungstechnik. In der gleichen Zeit, in der eine konventionelle schnelle Pulssequenz ein einziges Bild erzeugt, nimmt EPI eine ganze Serie von Bildern auf.

Zur Messung eines ganzen Bildes wird nur noch ein einziger Anregungsimpuls verwendet. Der Auslesegradient wird bipolar geschaltet und erzeugt einen vollständigen Echozug von ansteigenden und abfallenden Gradientenechos. Die Anzahl der Gradientenechos ergibt den EPI- Faktor.

Es können mit EPI- Sequenzen diagnostische Bilder in nur 50 bis 100 ms frei von Bewegungsartefakten aufgenommen werden.

Anwendung ist die Untersuchung von dynamischen Vorgängen und die diffusionsgewichtete Bildgebung, welche Bewegung im molekularer Größenordnung sichtbar macht.

1.61 SMASH und SENSE

Die Geschwindigkeit der MR- Bildgebung wird durch die Phasenkodierung begrenzt. Schnelle Pulssequenzen erreichen ihre Schnelligkeit vor allem durch zeitlich optimierte Gradientenpulse. Die maximal möglichen Schaltraten der Gradienten sind ein limitierender Faktor. Zur weiteren Steigerung der Geschwindigkeit wird der neue Weg der parallelen Datenakquisition mit mehreren Spulen gegangen.

Es wird das Konzept der Spulenarrays verwendet, wobei die räumliche Anordnung der Spulenelemente die Information über die Herkunft der MR-Signale liefert.

SENSE und SMASH unterscheiden sich dadurch, dass SENSE auf den Bilddaten und SMASH auf den Rohdaten operiert, die Eigenschaften sind etwas verschieden, der Einsatz hängt von der jeweiligen Applikation ab.

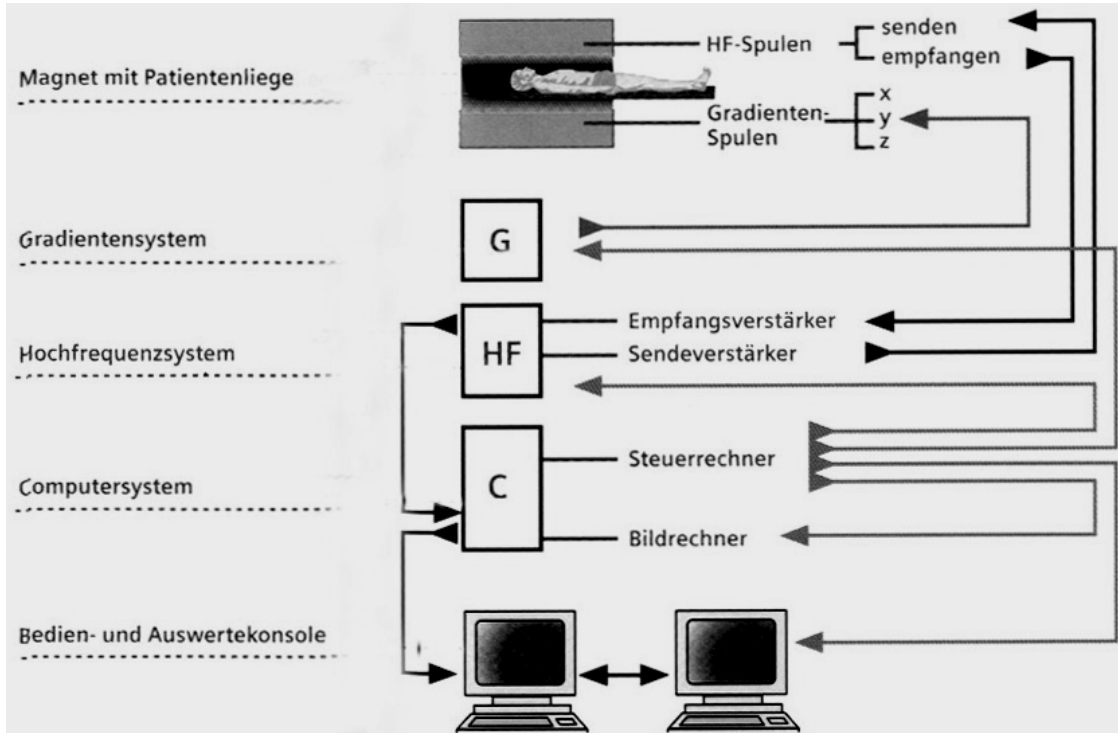
1.7 Kontrastmittel

Verwendet werden für die Injektion T1-verkürzende Kontrastmittel, wie z.B. das paramagnetische Gadolinium. Die Messung erfolgt während das Kontrastmittel im wesentlichen in den Arterien konzentriert ist. Es gibt auch das Prinzip der Subtraktion einer Nativ-Aufnahme (DSA).

1.6 MRI Gerät

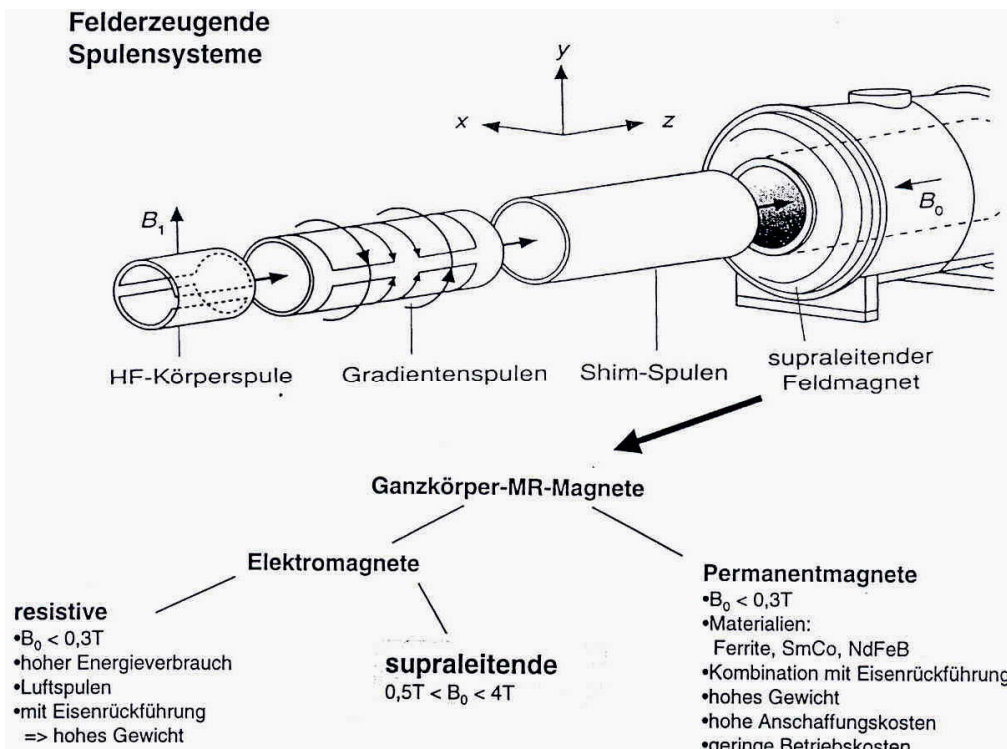
Das MRI System besteht aus:

Magnet mit Shimspulen- und Gradientenspulensystem, HF-System, Computersystem mit Bedienkonsole, Anlagensteuerung sowie Patientenliege. Diese besteht aus einem muldenförmigen Brett. Der darauf liegende Patient wird in die Öffnung, Gantry, des Kernspintomographen gefahren..



Die Größe der Gantry ist abhängig von der Größe und Platzierung der Spulen, die notwendig sind, um ein Magnetfeld zu erstellen, das für das MR Bild notwendig ist.

Das Kernstück des bildgebenden Systems ist der Hauptmagnet, in dessen Zentrum sich der Patient befindet



Der Hauptmagnet muss ein äußerst homogenes Magnetfeld erzeugen. Dieses homogene Magnetfeld wird gezielt verändert durch die Gradientenspulen. Diese befinden sich am Umfang des Patiententunnels. Mit diesen Gradientenspulen wird dem Feld des Hauptmagneten ein schwaches kontinuierlich ansteigendes oder abfallendes Magnetfeld überlagert.

Sie bewirken eine Feldänderung in der X, Y, Z-Achse. Die Feldstärke liegt bei etwa 10 bis 30mT/m (T = Tesla: veraltete Einheit G = Gauß, 1T = 10.000Gauß)

Die Gradientenfelder haben 3 Funktionen.

1.Schichtauswahl

Durch die Anregung der Z-Gradienten wird die gewünschte Schicht ausgewählt.

Der dazugehörige lineare Feldgradient ist als Keil entlang des Patiententunnels vorstellbar. Für die Protonenanregung ist eine bestimmte HF Pulsenergie (Amplitude+ Zeit) bei einer gegebenen Feldstärke notwendig, um den MR Effekt auszunutzen.

Da die Protonen im linken und rechten Teil des Magneten bedingt durch das überlagerte Gradientenfeld sich in einem schwächeren oder stärkeren Magnetfeld befinden, Kommen sie nicht in Resonanz sondern nur die in der ausgewählten Schichtebene.

2. Die örtliche Zuordnung innerhalb der Schichtebene.

Durch spezielle Gradientenfelder wird eine Frequenz- und Phasencodierung in der Schichtebene erreicht, die über die Fouriertransformation eine Berechnung der einzelnen Bildpunkte ermöglicht. (siehe Bild auf Seite 13)

Auslesen der Signale.

Werden der HF-Impuls und auch die Z-Gradientenspule abgeschalten, relaxieren die Protonen zurück in ihre Ausgangsposition. Dabei geben sie Energie ab, die von der Hochfrequenzspule (Resonator), die jetzt als Empfangsantenne wirkt, aufgefangen wird. Es gibt auch Geräte, bei denen die Sende- und Empfangsantenne getrennt sind.

Die MR Geräte werden im wesentlichen nachdem Typ des verwendeten Magneten klassifiziert.

**Permanentmagnet
Widerstandsmagnet
supraleitender Magnet
Offener Magnet**

Wichtige Parameter für die Bildqualität sind die Feldstärke, durch die das Signal-Rausch-Verhältnis beeinflusst wird (S/R steigt mit der Feldstärke) und die Homogenität der Magnetfelder. Das Letztere ist Voraussetzung für eine hohe Auflösung und eine verzerrungsfreie Bilddarstellung. Vom Typ des Magneten sind außerdem die laufenden Betriebskosten abhängig und der Einfluss auf die Umwelt.

Permanentmagnete:

- Niedrige Feldstärken, magnetische Flussdichte 0,2 – 0,3 Tesla, dadurch bedingt lange Messzeiten zur Erzielung eines ausreichenden S/R-Verhältnisses.
- Guter Zugang im Patiententunnel relativ klein (ca. 45cm Ø)
- Hohe Anforderung an die Temperaturstabilität +/-0,05°C
- Geringe Betriebskosten
- Geringe Streufeldbelastung der Umgebung
- Gewicht bis zu 100t

Widerstandsmagnete:

Niedrige Feldstärke, gleich dem Permanentmagneten

- Mittlere Homogenität des Feldes
- Der freie Zugang im Patiententunnel ist groß ca. 75cm Ø
- Hohe Betriebskosten ca. 60 – 100KW, Kühlwasser Verbrauch zur Wärmeabfuhr ca. 60 – 70l/min
- Streufeldbelastung der Umgebung (abschirmbar)
- Sicherheitsabschaltung sofort

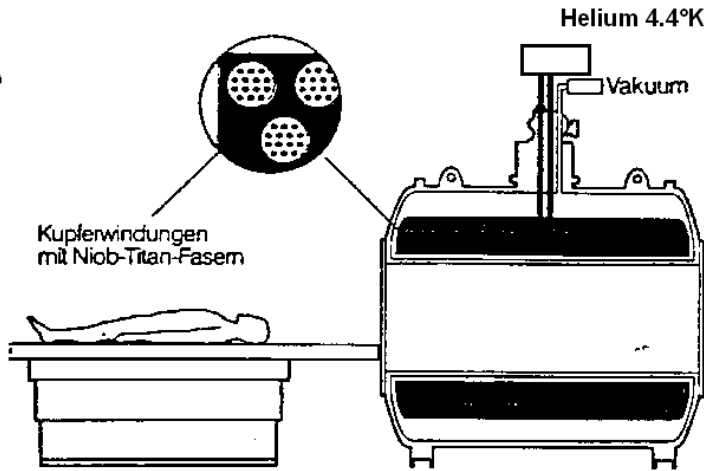
Supraleitende Magnete:

Supraleitende Magnete sind Permanentmagnete ohne Verluste, d.h. wenn einmal Strom fließt brauchen sie prinzipiell keine weitere Stromzuführung.

- Hohe Feldstärke, magnetische Flussdichte bis 3Tesla (für Forschung bis 7), dadurch hohe Kontrastauflösung und relativ kurze Messzeiten
- Sehr gute Homogenität des Feldes, dadurch hohe Auflösung und verzerrungsfreie Bilder
- Hohe Stabilität des magnetischen Feldes
- Zugang im Patiententunnel ist relativ groß ca. 60cm Ø Mittlere Betriebskosten; bedingt durch die Verdampfungsrate der Kühlmittel, Helium und Stickstoff

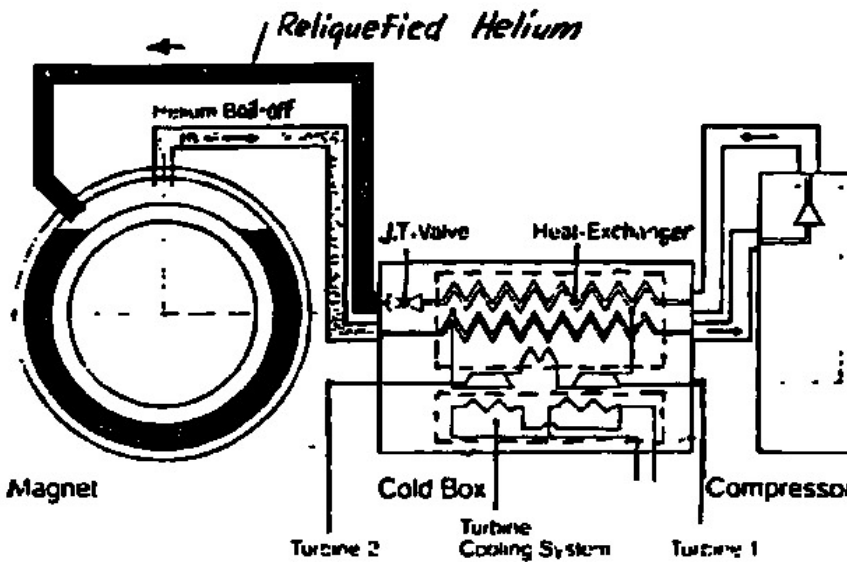
- Streufeldbelastung der Umgebung (abschirmbar)
- Sicherheitsabschaltung („Quench“) bei modernen Geräten <30s

Die supraleitenden Spulen bestehen aus Kupferdrahtwindungen mit eingebetteten Fasern aus einer Niob-Titan-Legierung.



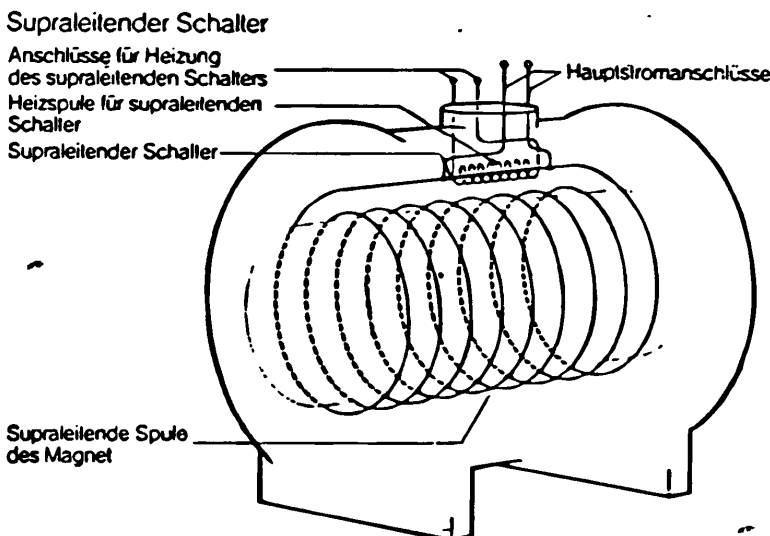
Diese Niob-Titan Fasern sind bei Temperaturen unterhalb von $10\text{K} = -263^{\circ}\text{C}$ supraleitend, d.h. sie besitzen keinen elektrischen Widerstand.

Die supraleitenden Spulen sind von flüssigen Helium umgeben bei einer Temperatur von $4,4\text{K} = -269^{\circ}\text{C}$. das Ganze ist ein großes Vakuumgefäß mit Wärmereflexionsfolie



Es wird die Möglichkeit genutzt, dass man die Verdampfungsrate des Heliums reduziert, indem man das Helium anschließend wieder verflüssigt und in den Heliumkreislauf zurück führt. Es entsteht also ein geschlossener Kühlmittel Kreislauf.

Nach dem langsamen Aufbau des magnetischen Feldes wird die Stromzufuhr abgeschaltet. Bei der Aufladung und der Entladung des Magneten wird ein sogenannter „supraleitender Schalter“ geöffnet.



In diesem wird über eine Heizspule der elektrische Widerstand des Schalters verändert. Wird der Magnet geladen, so wird die Supraleitung durch Heizen in einen normal leitenden Zustand gebracht, in dem von außen über ein Netzgerät Strom zugeführt werden kann. Ist der gewünschte Strom erreicht, wird der Schalter durch Abschalten der Heizung wieder in den supraleitenden Zustand gebracht. Die Entladung des Magneten erfolgt in

Ein plötzlicher Verlust der Supraleitung wird als „Quench“ bezeichnet. Dieser kann durch zu wenig flüssiges Helium passieren, natürlich ist dieser Vorgang unerwünscht und auch kostspielig

Die Spulenelemente, die für die Bildgebung erforderlich sind, befinden sich in der freien Öffnung des Magneten.

Shimspulen- sind Korrekturspulen, deren Magnetfelder magnetischen Störeinflüssen entgegen wirken. Sie homogenisieren die Messfelder. Unter Shim versteht man die Beseitigung von Grundfeldinhomogenitäten, die ihre Ursache in den Umgebungsrückwirkungen und Fertigungstoleranzen des Magneten haben. Shimung kann man auch erreichen, wenn man die Innenbohrungen oder Außenflächen des Magneten mit passender Kombination von Eisenblechen belegt.

Gradientenspulen dienen der Schichtauswahl = Z Gradient und der Bildgebung innerhalb der Schicht = X- und Y Gradientenspulen.

Gradientenspulen sind Elektromagneten, die ein Magnetfeld erzeugen, wenn Strom durch sie hindurch fließt. Da die Gradientenfelder viel schwächer sind als das Hauptmagnetfeld, (10-40mT) brauchen sie wesentlich weniger Strom. Dadurch ist auch das Problem der Wärme (Herabsetzung der Leitfähigkeit) weniger gegeben.

Während des Scannens werden die Gradienten schnell an- und ausgeschaltet. Dadurch entsteht ein sehr unangenehmes lautes Geräusch (Maschinengewehr), das aber bei den neuesten Generationen deutlich reduziert werden konnte

Über die jeweils letzte Generation der Gradientenspulen ergibt sich eine gute Möglichkeit der Nachrüstung bestehender Anlagen.

Eine **Körperspule** ist in der Mitte der Magnetöffnung fest installiert. Zusätzlich gibt es weitere **Oberflächen-**



Spulen für spezielle Anwendungen, z.B. für Kopf, Extremitäten, Wirbelsäule, Mamma. Die Eingrenzung des zu vermessenden Objekts auf ein Teilvolumen ist auf verschiedene Weise möglich. Man kann eine Messspule zur Anwendung bringen, die nur Signale aus dem interessierenden Teilbereich empfängt. Solche Oberflächenspulen benutzt man gern wegen ihres gegenüber Ganzkörperspulen verbesserten S/R Verhältnisses.

Oberflächenspulen an offenem System

Wechselwirkungen zwischen NMR Geräten und ihrer Umgebung

1. Das Streufeld des Magneten kann andere Geräte beeinflussen, z.B. Magnetische

Datenträger, Uhren, kleine Motoren, Fernsehanlagen, Rechner, Herzschrittmacher, Gammakameras, Röntgenbildverstärker, CT-Geräte und kann, bei Nichtbeachtung von bestimmten Verhaltensregeln, auch eine ernste Gefahr für das Personal darstellen

Gefahr droht durch ferromagnetische Teile wie Münzen, Schlüssel Werkzeuge usw. die vom Magnetfeld des Hauptmagneten angezogen werden und zum Magneten oder in den Patiententunnel fliegen können und Verletzungen bewirken.

(Video!)

2.Ferromagnetische Objekte in der Nähe des Magneten können das Streufeld verändern und dadurch verändert sich die Feldhomogenität. Dies wirkt sich auf die Bildqualität aus. Dazu gehören z.B. Stahlträger, Rollstühle, fahrbare Liegen, Starkstromkabel, Transformatoren, PKW, Aufzüge, Eisenbahnen, usw. Die gegenseitige Beeinflussung ist abhängig sowohl von der Stärke des Magneten als auch von Abstand der Geräte bzw. Objekte zum Magneten. Um die Beeinflussung so gering wie möglich zu halten, wurden verschiedene Arten magnetischer Abschirmung entwickelt. Die wirkungsvollste ist die sog. **Direktabschirmung, eine Abschirmung direkt am Magneten**. Die Distanzen, bei denen störende Wechselwirkungen noch nicht stattfinden, konnten damit erheblich verringert werden. **Die einzuhaltenden Abstände sind den jeweiligen Anlagen Unterlagen zu entnehmen.**

Bildartefakte

Bei Patienten mit metallischen Fremdkörpern treten störende Artefakte auf, z.B. in Form von Bildverzerrungen bis hin zu völlig fehlenden Signalen in einzelnen Bereichen des Bildes. Solche Artefakte treten besonders dann auf, wenn der Fremdkörper direkt in der Schicht liegt, aber auch Nachbarschichten können noch beeinflusst werden.

Risiken

Der Patient ist zwar 3 verschiedenen Feldern ausgesetzt, dem statischen Magnetfeld, dem Gradientenfeld und dem HF Feld. Bleibende, schädliche Auswirkungen konnten nicht festgestellt werden, Allerdings können mit steigenden Magnetfeldstärken Risiken mit magnetisierbaren Implantaten und anderen magnetischen Fremdkörpern auftreten. Die durch das Magnetfeld verursachten Kräfte versuchen, eine Ausrichtung dieser Implantate bzw. Fremdkörper in Richtung der Feldlinien des Hauptfeldes zu erzwingen. Außerdem treten Beschleunigungsbewegungen von den Randbereichen in Richtung Zentrum des Magneten auf. Dadurch können scharfkantige Metallteile, z. B. Granatsplitter wandern und dabei die Gefäße oder Nerven verletzen.

Zu Funktionsstörungen kann es bei künstlichen Herzklappen, Herzschrittmachern kommen. Herzschrittmacher oder Granatsplitter Patienten oder ähnliches sind von einer NMR Untersuchung auszuschließen.

Vertikal offenes MRT System

Die offenen Niederfeld MRT Systeme haben Feldstärken von 0,2 – 0,5 Tesla. Mit der Verringerung der Hauptmagnet Feldstärke ändern sich auch die Gradienten Stärken und damit die Messzeiten. Je geringer die Feldstärke ist, desto länger sind die Messzeiten.

Ihre Vorteile liegen aber darin:

1. Problem-, korpulente Patienten und Kleinkinder, diese bleiben ruhiger.
2. Man kann im Gerät Gelenkdiagnostik betreiben und gezielt biopsieren.
3. Man kann direkt im Gerät Interventionen ausführen.

Beispiel eines Gerätes **Signa/SP/i** von GE Medical System, USA besteht aus:

2 supraleitende Spulen konzipieren den Magneten, in seinem Zentrum wird eine Feldstärke von 0,5 Tesla erreicht.

Das System verfügt über eine Gradientenspule, die auf eine slew rate von 12 Tesla/m/s beschränkt ist (Sicherheitsgründe). Diese charakterisiert die langsamen Schaltzeiten dieser Gradienten.

Große Körperspulen sind nicht möglich. Deshalb erfolgt Anregung und Signalempfang über verschieden geformte, flexible Oberflächenspulen.

Die Spulenelemente des Magneten sind durch einen 58cm breiten Spalt getrennt, der einen direkten Zugang zum Patienten erlaubt.

Neueste Features TIM

Mit diesem **total-imaging-matrix** System können fast beliebig viele Oberflächenspulen verwendet werden, die sich mit einer großen Zahl an Messkanälen. in ihrer Funktion ergänzen.

Damit kann eine sehr schnelle MR- Sequenz gefahren werden, mit kontinuierlichem Tischvorschub.



Flexibility

Select exams, not coils. Adaptable, versatile, in a word - easy. You can configure Tim's lightweight Matrix coils any way you want, tailored to the anatomy or clinical question you're interested in. So, in a single patient exam, you can build your own special coil set-up. And then, with just one mouse click, change

coils to perform a comprehensive assessment of the entire disease rather than a single body region - because pathology does not stop at the end of a coil. You can even plug in up to ten coils simultaneously. Speeding patient set-up and eliminating the need to constantly move dedicated coils.

Advantage:

Improved workflow and increased productivity.



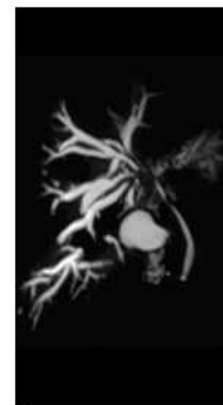
Accuracy

Local and Total. With extreme, pinpointed precision, Tim's 32 independent RF channels and up to 102 Matrix coil elements deliver unprecedented image quality. Without a detail lost. Whether you're scanning the smallest lesions or focusing on multiple organs, joints, the entire central nervous system, or even the whole body. By

exploiting maximum SNR (signal-to-noise ratio), Tim eliminates the typical limitations of both local and whole-body MR imaging.

Advantage:

Answer all clinical questions with Tim; from a local pathology such as orbital imaging up to the investigation of multiple sclerosis or cancer metastasis throughout the body.



Speed

Parallel in all directions. Tim was designed for superior Parallel Imaging. It's the ultimate technology for optimized iPAT (integrated Parallel Acquisition Techniques) in all directions. Enabling the highest acquisition speed without sacrificing spatial or temporal resolution. Imagine. You can now actually cut image time down, yet scan at a higher

resolution. Even in breathhold sequences. With Tim's highest number of coil elements and independent RF channels, you can enjoy PAT factors of up to 16.

Advantage:

Shorter scan and examination times and greatly increased patient throughput.