

Magnete, Fluss und Artefakte

Techniken und Anwendungen
der Magnetresonanztomographie

[siemens-healthineers.com](https://www.siemens-healthineers.com)



Magnete, Fluss und Artefakte

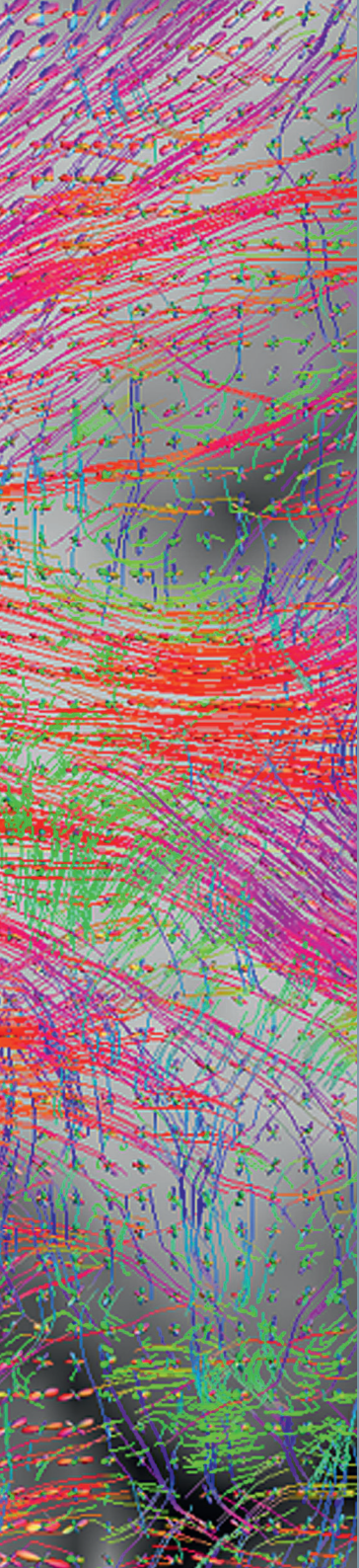
Magnete, Fluss und Artefakte

Techniken und Anwendungen
der Magnetresonanztomographie





Diffusions-Traktografie aus
der MR-Bildgebung mit
Faserkreuzungen der
rechten Gehirnhälfte
MPI, Leipzig, Deutschland

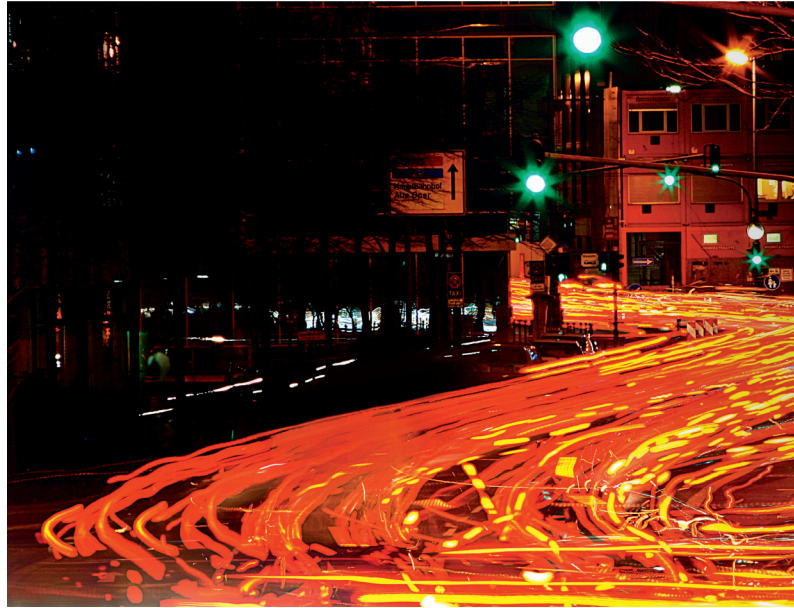


Magnete, Fluss und Artefakte

Dies ist der Folgeband zum *MR-Grundlagenband: Magnete, Spins und Resonanzen*. Es werden komplexere Effekte und Techniken der MR-Bildgebung behandelt. Wir gehen auf Spins in Fluss und Bewegung, auf Sättigung, chemische Verschiebung und funktionale Bildgebung ein.

Am Ende dieses Bands erhalten Sie Empfehlungen, wie Sie Artefakte in Bildern erkennen und vermeiden können.

Inhalts- verzeichnis

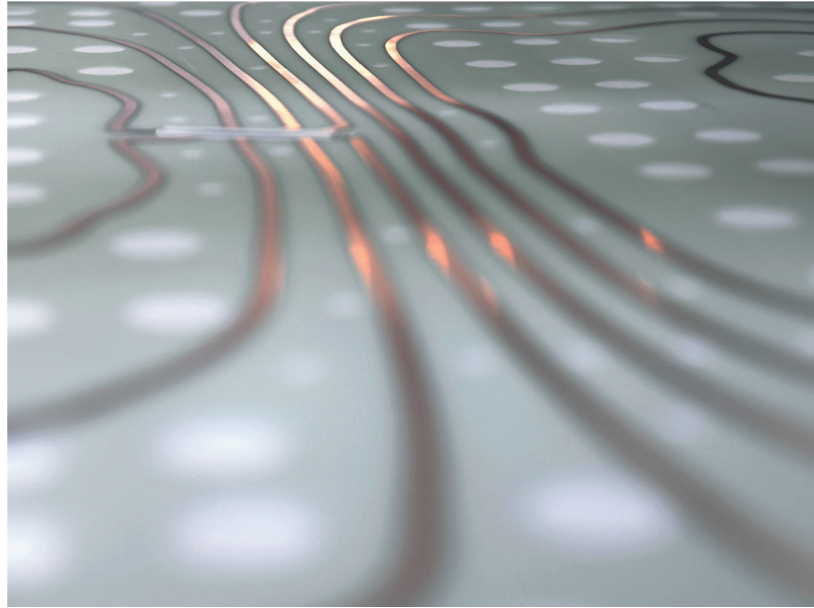
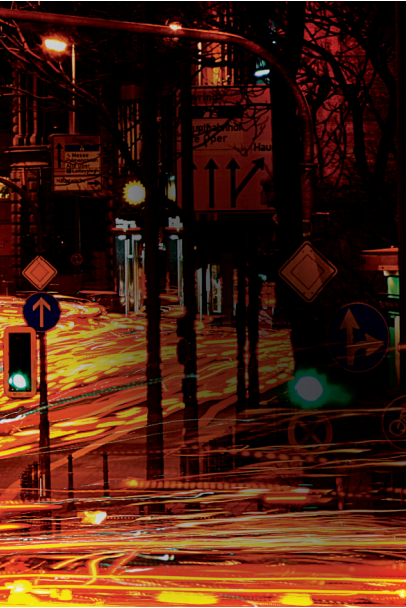


141 Index

1 Spins in Fluss und Bewegung

2 Einstromeffekte

18 Phasenkontrast-Bildgebung



2 Sättigung und chemische Verschiebung

- 28 Räumliche Sättigung
- 36 Gewebeselektive Sättigung



3 Fortgeschrittene Aufnahmetechniken

- 50 Spinecho-Varianten
- 54 Gradientenecho-Varianten
- 68 Methoden zur parallelen Akquisition

4 Funktionale und quantitative Bildgebung

- 78 Diffusionsgewichtete Bildgebung
- 92 Perfusionsbildgebung
- 102 BOLD-Bildgebung
- 110 MR-Spektroskopie



MAGNETOM
World

5 Artefakte erkennen und vermeiden

- 116 Patienten- und gewebebedingte Artefakte
- 130 Systembedingte Artefakte
- 134 Benutzer- und anwendungsbedingte Artefakte





Spins in Fluss und Bewegung

Viele der Wasserstoffprotonen im Körper sind nicht statisch innerhalb eines Volumens, sondern in Bewegung (Blutfluss, Liquor, Diffusion etc.). Fließende Spins werden entweder dargestellt oder unterdrückt. Relevante Anwendungen sind MR-Angiografie und kardiovaskuläre MR-Bildgebung.



Einstromeffekte

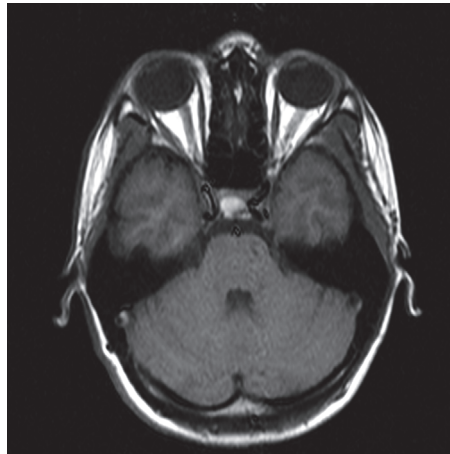
MR-Bilder für fließende Spins sensibilisieren

Fluss in T_1 -Kontrast

Mit Fluss wird der Blutfluss oder der Fluss anderer Körperflüssigkeiten bezeichnet. Da die Flusseffekte unabhängig von der jeweiligen Körperflüssigkeit gleich sind, beschränken wir unser Beispiel auf den Blutfluss.

Blut kann gegenüber dem umgebenden Gewebe als signalreich oder signalarm abgegrenzt werden.

Blut verfügt über eine relativ lange T_1 -Relaxation. In einem T_1 -gewichteten Standardbild werden Blutgefäße und auch andere Strukturen im Bild hypointens dargestellt. Das umgebende Gewebe mit kürzerer T_1 -Relaxation wird hyperintens dargestellt.

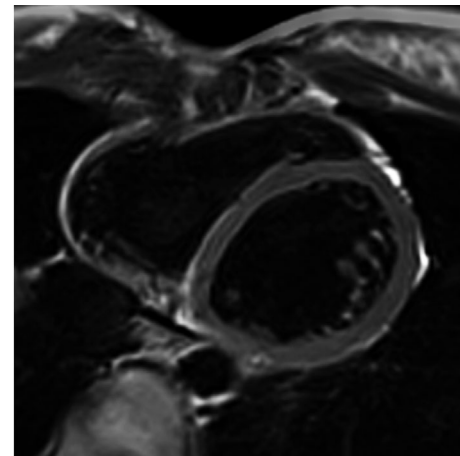
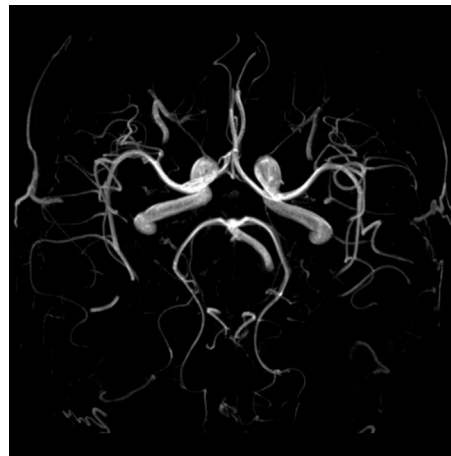


T_1 -gewichtetes Standardbild

Kontrast wird für den Fluss sensibilisiert

Wir wollen uns nunmehr die Flusseffekte zunutze machen. Durch flussempfindliche Pulssequenzen kann das Blut auffallend hell oder auch fast schwarz dargestellt werden.

In der MR-Angiografie werden Gefäße mit Maximumintensitätsprojektion (MIP) dargestellt. Maximumintensitätsprojektionen werden aus 3D- oder Mehrschichtmessungen berechnet und zu MIP-Serien zusammengefasst.



Blutdarstellung mit hohem Signal (Kopf-Aufnahme links, MIP-Darstellung) und unterdrücktem Signal (Herz-Aufnahme rechts)



Bright-Blood-Bildgebung

Blut im Bild hyperintens darstellen

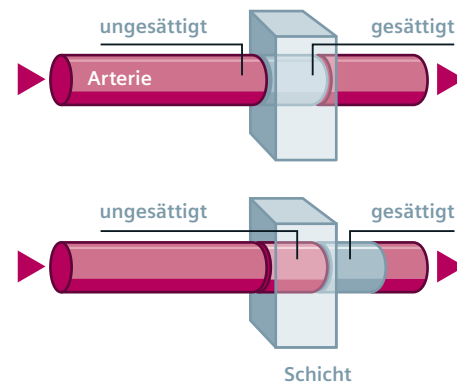
Stationäre Spins sättigen

Im Unterschied zu stationären Spins werden in die Schicht einströmende Blutspins nur kurz von der Pulssequenz beeinflusst. Die Flussgeschwindigkeit bestimmt, wie schnell sie durch nachfolgend einströmende Spins ersetzt werden. Dies wirkt sich auch auf die Helligkeit der Blutdarstellung aus.

In der angeregten Schicht werden die Spins durch schnelle Anregungspulse gesättigt. Außerhalb der Schicht werden die Spins *nicht* angeregt. Sobald sie in die Schicht einströmen, bewirkt der Anregungspuls eine sehr hohe Magnetisierung. In der anschließenden Datenakquisition wird das ungesättigte Blut hell, das umgebende Gewebe signalärmer dargestellt.

Die Sättigung der Anregungsschicht wird durch eine kurze Wiederholzeit TR erreicht. Sie ist deutlich kürzer als die für die Signalerholung theoretisch *notwendige* Wiederholzeit. Dies verhindert den Wiederaufbau der Längsmagnetisierung in der Schicht.

Die einströmenden Blutspins erzeugen nach dem Anregungspuls zunächst ein starkes Signal. Die Sättigung nimmt zu, wenn sie mehrfach vom Anregungspuls getroffen werden.



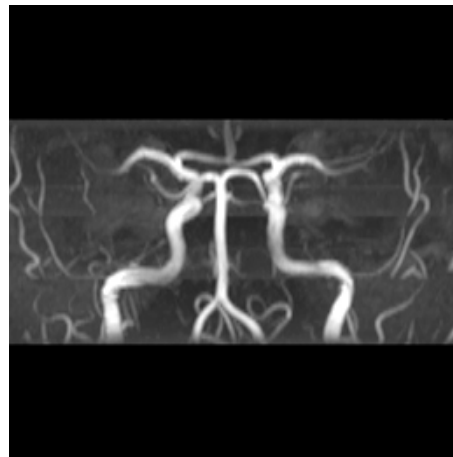
Bright-Blood-Darstellung

Bei optimalem Puls-Timing werden die Gefäßspins der gesättigten Schicht vor einem neuen Anregungspuls und der folgenden Datenakquisition durch frische, ungesättigte Spins ersetzt. Durch diese Einstromverstärkung wird das Blut im Gefäß mit maximaler Helligkeit dargestellt.

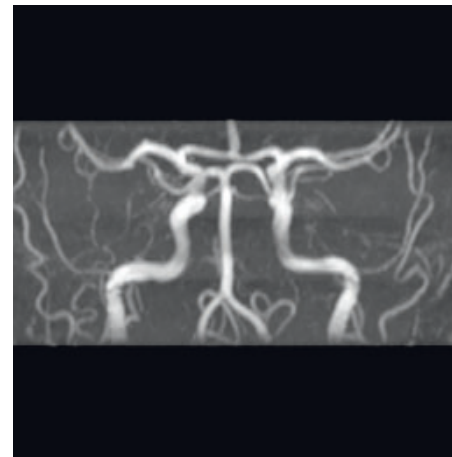
Wann erreicht das Blutsignal dieses Maximum? Wir können bei gegebener Schichtdicke und Blutgeschwindigkeit die zugehörige Wiederholzeit TR berechnen:

$$TR = \frac{\text{Schichtdicke}}{\text{Blutgeschwindigkeit}}$$

Beispiel: Bei einer Schichtdicke von 5 mm und einer Flussgeschwindigkeit von 12,5 cm/s erreichen wir ein optimal helles Blutsignal bei einer TR von 40 ms.



TR ist zu groß: geringe Einstromverstärkung



Optimale TR : maximale Einstromverstärkung
Die Anzeige der distalen Gefäße ist besser.



Schichtorientierung und Vorsättigung

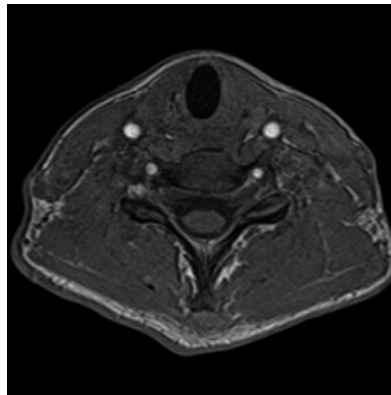
Schichtorientierung optimieren und unerwünschte Blutgefäße unterdrücken

Optimaler Gefäßverlauf

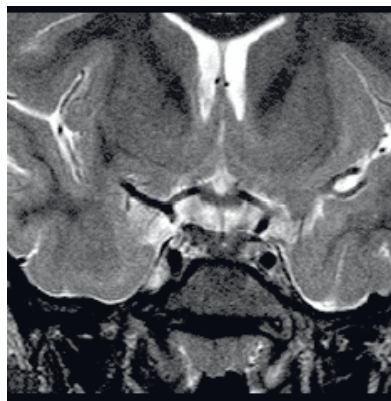
Betrachten wir den Verlauf eines Blutgefäßes durch die Anregungsschicht (*through-plane*). Wenn die Schicht orthogonal zum Gefäß liegt, liegt nur ein kurzer Gefäßabschnitt innerhalb der Anregungsschicht. Die Verweildauer der Spins innerhalb der Schicht ist kurz. Sie werden ständig durch neu einströmende, ungesättigte Spins ersetzt.

Wenn das Blutgefäß längs zur Anregungsschicht liegt (*in-plane*), verweilen die Spins wesentlich länger in der Schicht. Sie werden durch die wiederholten Anregungspulse zunehmend gesättigter. Ihr Signal nimmt ab.

Die Darstellung der Blutgefäße ist optimal, wenn Anregungsschicht und Blutgefäß orthogonal zueinander liegen.



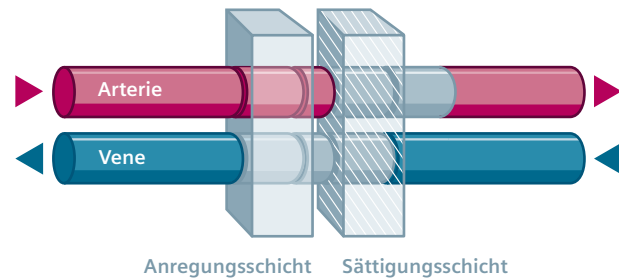
Anregungsschicht orthogonal (oben), hauptsächlich zur Darstellung von Karotiden verwendet, und Anregungsschicht längs zum Blutfluss (unten)



Arterie oder Vene?

In den meisten Körperregionen fließen arterielles und venöses Blut in entgegengesetzte Richtungen. Es ist ein Vorteil, dass nur einer der beiden Blutflüsse hell dargestellt wird.

Nehmen wir an, wir wollen den arteriellen Fluss darstellen und die Darstellung aller venösen Gefäße unterdrücken. Um dies zu erreichen, darf die Vene in der Anregungsschicht nur gesättigte Spins enthalten. Wir positionieren beim venösen Zufluss → Seite 32 vor der Anregungsschicht eine parallele Sättigungsschicht. Venöse Spins, die sie durchfließen, tragen beim anschließenden Einstrom in die Anregungsschicht *nicht* zum Signal bei. Nur die Arterie wird im Bild hell dargestellt.





Dark-Blood-Bildgebung

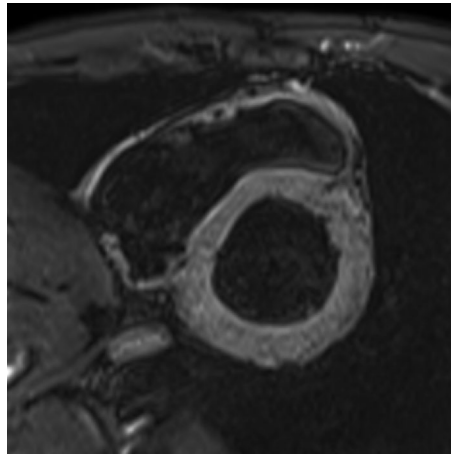
Blut schwarz darstellen

Blutsignal vollständig auslöschen

Der Dark-Blood-Effekt wird häufig in der kardiovaskulären Bildgebung zur morphologischen Darstellung des Herzens verwendet.

Wir beginnen mit Präparationspulsen, gefolgt von der eigentlichen Sequenz zur Datenerfassung. Durch einen ersten 180-Grad-Puls werden Blut- und Gewebesignal innerhalb *und* außerhalb der Anregungsschicht *invertiert*. Für die Herzbildgebung bedeutet dies eine Invertierung des Signals über den gesamten Thorax hinweg. Ein nachfolgender 180-Grad-Puls re-invertiert das Signal nur in der Anregungsschicht (z. B. in der Schicht durch das Herz).

Das Signal des anschließend durch die Schicht fließenden Blutes, ist weiterhin durch den ersten 180-Grad-Puls invertiert und wird beim Nulldurchgang seiner Magnetisierung erfasst. Nur das umliegende Gewebe erzeugt ein Signal. Das Blut selbst wird schwarz dargestellt.



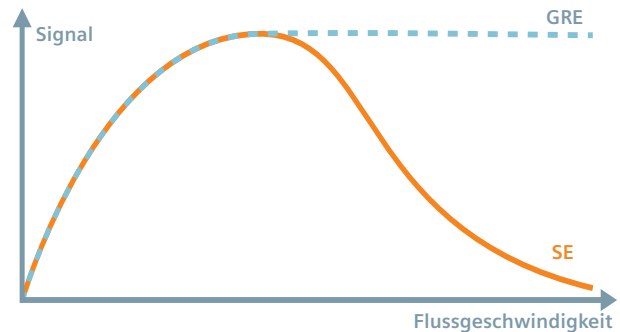
Dark-Blood-Bildgebung des Herzens

Auswascheffekt

Bisher haben wir über die Spins gesprochen, die vor der eigentlichen Pulssequenz vorbereitet werden. Bei Spinecho-Sequenzen und hohen Blutgeschwindigkeiten wird das Signal ohne eine vorherige Inversion abgeschwächt. Solange die fließenden Spins *nicht* den beiden Pulsen der Spinecho-Sequenz ausgesetzt sind, tragen sie nicht zum Signal bei.

Je schneller das Blut fließt, umso weniger Spins sind dem 180-Grad-Puls in der Schicht ausgesetzt. Das Signal wird schwächer. Dies wird als Auswaschen bezeichnet und kann einen Dark-Blood-Effekt erzeugen: Man spricht von einer vollständigen Signalauslöschung, wenn alle vom 90-Grad-Puls angeregten Spins ausgeströmt sind, sobald der 180°-Puls angewendet wird.

Bei Gradientenecho-Sequenzen kommt kein Auswascheffekt vor. Einen zusätzlichen Vorteil der Gradientenecho-Sequenzen bieten ihre kurzen Wiederholzeiten. Diese ermöglichen eine bessere Unterdrückung des Signals von stationärem Gewebe sowie schnellere Messungen.





Laminarer Fluss und Turbulenzen

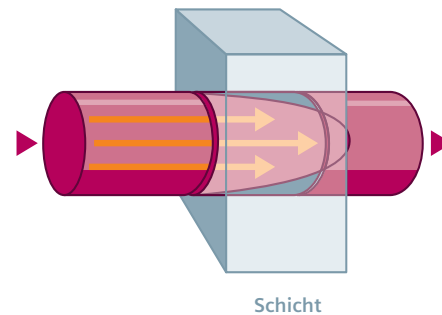
Durch Phasenverschiebung der fließenden Spins verursachte Effekte

Signalabschwächung durch laminaren Fluss

Betrachten wir den Blutfluss in den Gefäßen. Meistens können wir einen Geschwindigkeitsabfall vom Gefäßzentrum in Richtung zur Gefäßwand feststellen. Dies wird als **laminarer Fluss** bezeichnet.

Die Verweildauer der Spins in der Schicht nimmt vom Gefäßzentrum in Richtung Gefäßrand ab. Dadurch nimmt in der Schicht die Anzahl frischer, ungesättigter Spins in Flussrichtung ab.

Bei dicken Schichten und/ oder einem Schichtstapel kann dies zu einer Signalabschwächung entlang der Schicht(en) führen.

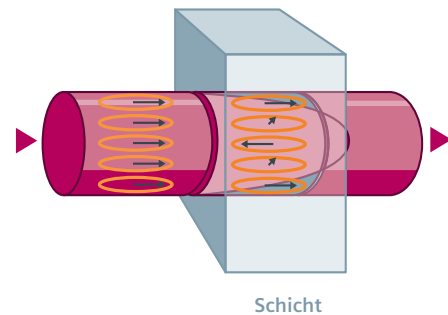


Laminarer Fluss und Spindephasierung

Vergleichen wir nun in einer Gradientenecho-Sequenz das Signal des laminaren Flusses und des nicht-laminaren Flusses. Während des laminaren Flusses ist das Signal bei gleichen Messbedingungen schwächer. Hier kommt die Phase der Spins ins Spiel. Spins, die sich entlang eines Gradienten bewegen, erfahren eine Phasenverschiebung → Seite 18.

Je schneller sich Spins entlang eines Gradienten bewegen, desto stärker ist die Phasenverschiebung.

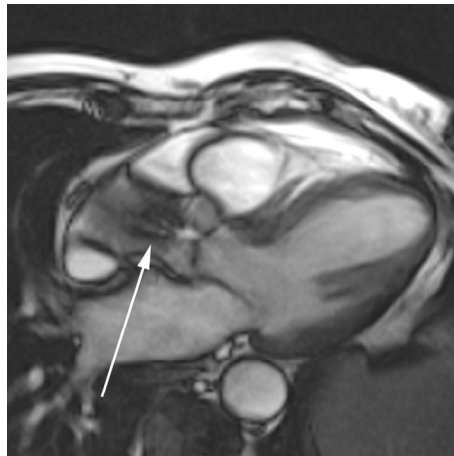
Im Zentrum des Blutgefäßes erfahren die schnell fließenden Spins eine stärkere Phasenverschiebung als die langsamer fließenden Spins am Gefäßrand. Die Phasenkohärenz zwischen den Spins im Blut geht verloren, die Spins werden dephasiert. Das Signal wird vermindert.





Turbulenzen und Jet-Effekt

Ein turbulenter Fluss hinter einer Gefäßstenose führt ebenfalls zu einer Signalverminderung oder sogar zur Signalauslöschung. Dies wird als **Jet-Effekt** bezeichnet. Auch in diesem Fall geht die Phasenkohärenz der Spins verloren; sie werden dephasiert.



Jet-Effekt durch turbulenten Fluss



Signalverlust und Flusskompensation

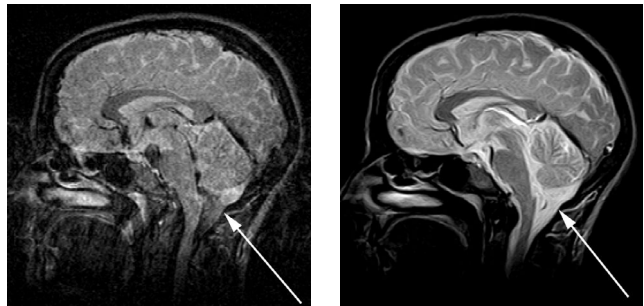
Störungen durch dephasiierte Spins minimieren oder sogar eliminieren

Signalverlust durch Fluss

Fließende Spins, die dephasiiert werden, erzeugen Signalverlust und Fehlkodierung. Dies ist bei der Gefäßbildgebung störend. Auch Bilder von gesamten Körperregionen können negativ beeinträchtigt sein.

Im Bereich der Brustwirbelsäule, der Halswirbelsäule und des Kopfes ist der Einfluss von bewegten Spins im Blut oder Liquor bei MR-Aufnahmen besonders groß. Um optimale Bildergebnisse zu erhalten, müssen die Signalverluste kompensiert werden.

Im Allgemeinen profitieren Flussbilder und Bilder von Körperregionen mit einem hohen Anteil fließender Spins von der Flusskompensation.



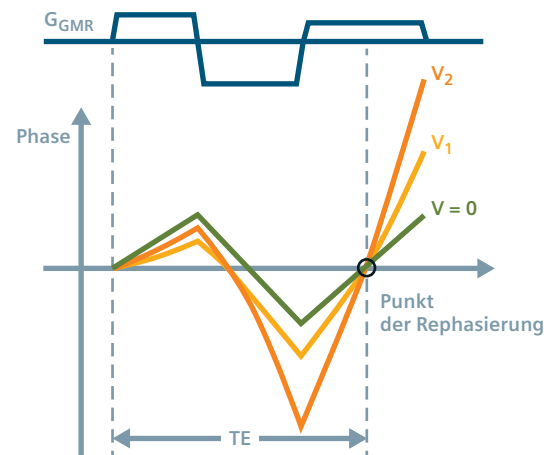
Aufnahme ohne (links) und mit Flusskompensation (rechts).
Im linken Bild verursacht der Fluss eine Region mit Artefakten und eine Signalverminderung im Subarachnoidalraum (Pfeil) und in den Blutgefäßen.

Im rechten Bild reduziert die Flusskompensation die Artefakte und ermöglicht ein hohes Signal von Liquor und Blut.

Flusskompensation

Um den Signalverlust und die Fehlkodierung durch Spinbewegung zu minimieren, müssen bewegte und unbewegte Spins rephasiert, d. h. wieder zueinander in Phase gebracht, werden. Dies kann durch Gradient Motion Rephasing (GMR) erfolgen.

Dabei werden zusätzliche Gradientenpulse in geeigneter Größe und Zeitdauer geschaltet. Sie gleichen die Phasenverschiebung von stationären Spins ($v = 0$) und gleichzeitig von unterschiedlich schnell fließenden Spins (v_1, v_2) aus. Danach ist die Phasenkohärenz wiederhergestellt. Das Signal am Rephasierungspunkt hat die gleiche Stärke wie vor der Dephasierung.





AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Durch den Einstrom-Effekt lassen sich die fließenden Spins deutlich von den stationären Spins abgrenzen. Hierzu sättigt man die stationären Spins in der Schicht. Die einfließenden ungesättigten Spins geben ein stärkeres Signal. Dadurch kann der Verlauf von Gefäßen (MR-Angiografie) dargestellt werden.

Fließende Spins können auch störende Flussartefakte erzeugen. Zur Flusskompensation wird ein rephasierender Gradient (GMR) geschaltet.

Bei laminarem Fluss wird das Signal durch Spindephasierung entlang der Schichten abgeschwächt. Ein turbulenter Fluss kann zu völliger Signalauslöschung führen (Jet-Effekt).



Phasenkontrast-Bildgebung

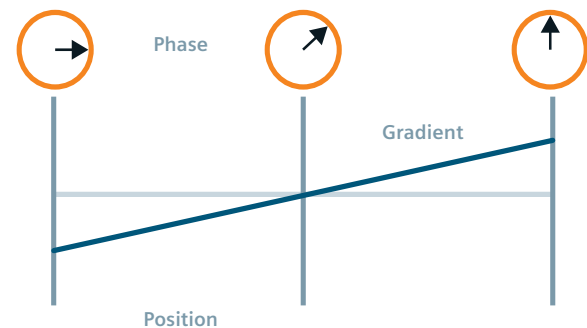
Eine Technik, die mit der Phaseninformation der Spins arbeitet

Bewegte Spins und Gradienten

Wir haben festgestellt, dass sich die Phase von Spins verschiebt, wenn sie sich entlang eines Gradienten bewegen. Bei Anwendung der Time-of-Flight-Technik führt dies zu Störungen, die durch zusätzliche Gradienten kompensiert werden müssen (GMR-Technik).

Wir nutzen diesen Effekt bei der Phasenkontrast-Technik. Anhand der Phasenverschiebung wollen wir ermitteln, ob und wie sich Spins bewegen. Was bisher eine Störung war, wird nun zum Messprinzip. Wir machen uns dabei eine einfache Regel zunutze:

Die Phasenverschiebung fließender Spins steigt bei einem entlang der Flussrichtung konstanten Gradientenfeld und bei zunehmender Flussgeschwindigkeit linear an.

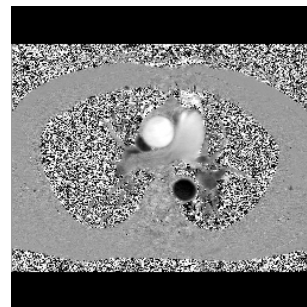
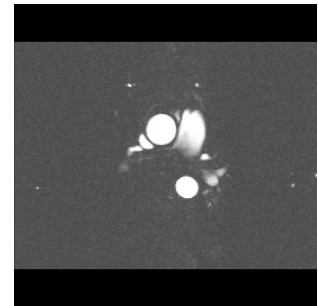
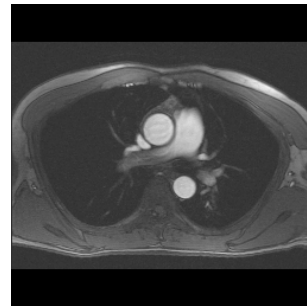


So wird die Phasendifferenz ermittelt

Bei Phasenkontrast-Techniken wird zunächst eine Referenzmessung durchgeführt, bei der alle Spinphasen die gleiche Lage haben. Dies wird durch Aufnahme eines *flusskompensierten* Bildes erreicht. Fließende Spins werden auf die gleiche Weise abgebildet wie stationäre Spins.

Anschließend wird in einer Richtung ein Gradientenpuls geschaltet. Die Phase der fließenden Spins ändert sich. In einer nachfolgenden Messung, die nicht flusskompensiert ist, werden die *flusskodierte* Daten erzeugt.

Das Phasenkontrast-Bild wird anhand der Differenz der beiden Phaseninformationssätze generiert (T_2 -gewichtet). Es erfolgt keine Anzeige der anatomischen Informationen. Stattdessen zeigen Pixel die Phasendifferenz der Spins an. Hyperintense Pixel stellen eine hohe Flussgeschwindigkeit in die positive Richtung dar, hypointense Pixel eine hohe Flussgeschwindigkeit in die entgegengesetzte (negative) Richtung. Der mittlere Grauwert repräsentiert eine Flussgeschwindigkeit von Null, also stationäres Gewebe. Bei den unregelmäßigen Verteilungen handelt es sich um Rauschen oder unregelmäßigen Fluss.



Flusskompensiertes Bild (oben links), flusskodierte Bild (rechts) und Phasenkontrast-Bild eines transversalen Thorax-Bildes (unten)



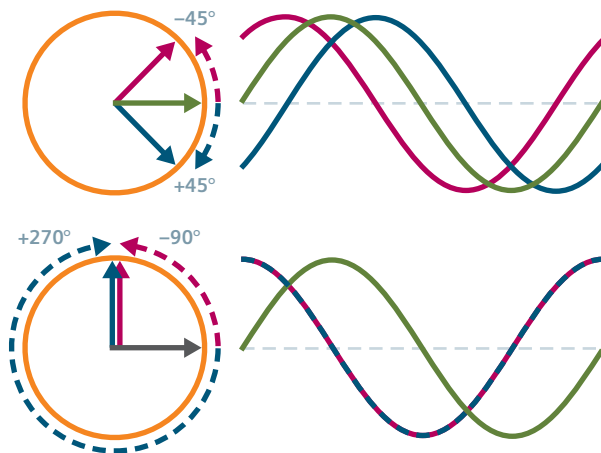
Phasenumschlag verhindern

Geschwindigkeitskodierung und Flussempfindlichkeit

Phasenverschiebung und Phasenumschlag

Phasenverschiebungen bis ± 180 Grad haben ein eindeutiges algebraisches Vorzeichen und lassen sich in Phasenkontrast-Bildern korrekt darstellen. Das Vorzeichen der Phasendifferenz ist schwieriger anzugeben, wenn eine Phasenverschiebung von über ± 180 Grad vorliegt.

Nehmen wir als Beispiel eine Phasenverschiebung von $+270$ Grad an. In der Sinus-Darstellung entspricht dies exakt einer Phasenverschiebung von -90 Grad. Und als dieser kleinere Wert wird sie auch erfasst. Es erfolgt ein **Phasenumschlag**: Die Phasenverschiebung um $+270$ Grad wird als Phasenverschiebung von -90 Grad dargestellt.



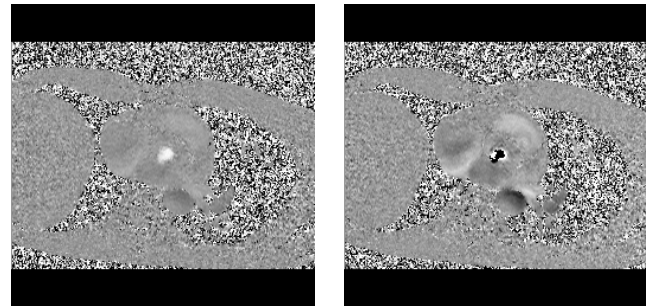
Flussempfindlichkeit regulieren

Was tun bei Phasenumschlägen? Die Größe der auftretenden Phasendifferenzen lässt sich über den Gradienten steuern, durch den die Spins fließen. Über seine Parameter, beispielsweise Stärke und Dauer, kann man bei gleicher Flussgeschwindigkeit die Phasendifferenz erhöhen oder verringern. Der Gradient verfügt über eine parameterabhängige **Flussempfindlichkeit** bzw. Geschwindigkeitskodierung (abgekürzt mit »venc« für »velocity encoding«).

Phasenumschläge treten auf, wenn die Geschwindigkeit der Spins die Flussempfindlichkeit der Pulssequenz übersteigt. Im Phasenkontrast-Bild werden falsche Grauwerte dargestellt.

Solange die Blutgeschwindigkeit innerhalb dieser Flussempfindlichkeit liegt, wird mit den Phasendifferenzen die Grenze von ± 180 Grad nicht überschritten.

Wenn die Phasendifferenzen aufgrund einer hohen Flussempfindlichkeit zu klein werden, gehen sie im Signal-zu-Rausch-Verhältnis verloren.



Phasenkontrast-Bild ohne (links) und mit Phasenumschlag (rechts)



Phasenbetragsbilder des Flusses erstellen

Phasenverschiebung darstellen

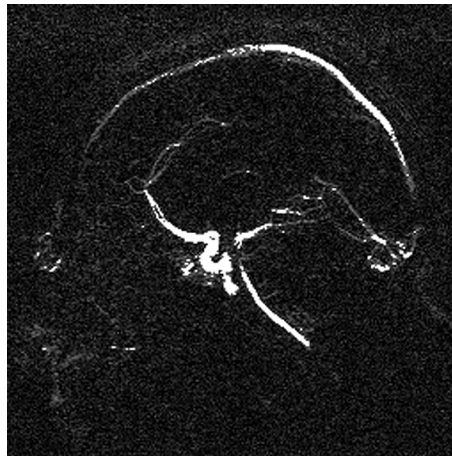
Betrag der Flussempfindlichkeit darstellen

Wenn Informationen zur Flussrichtung unwichtig sind, spielt auch das Vorzeichen der Phasenverschiebung keine Rolle. Es reicht aus, den Betrag der Phasenverschiebung bzw. der Phasendifferenz zu kennen.

Der Phasenbetrag des Flusses wird im **Betragsbild** dargestellt. Stationäres Gewebe wird schwarz angezeigt.

Je höher die Flussgeschwindigkeit ist, desto heller ist der Grauwert des Pixels im Betragsbild.

Die gleiche Einschränkung auf ± 180 Grad gilt auch für die Darstellung der Phasendifferenz in Betragsbildern.



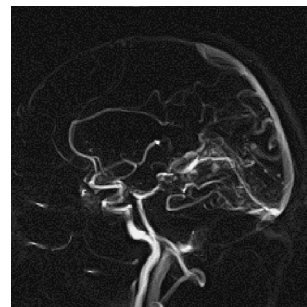
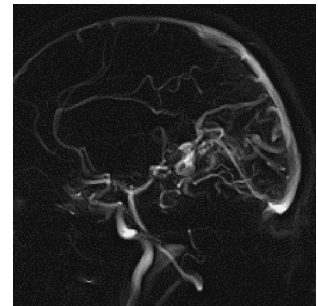
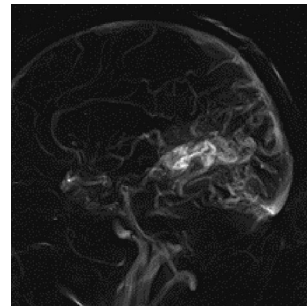
Betragsbild

Räumliche Flussempfindlichkeit darstellen

Wenn Gradienten in den drei orthogonalen Raumrichtungen geschaltet werden, erhält man drei Betragsbilder derselben Schicht, jedoch jeweils mit unterschiedlichen Inhalten. Die Spinbewegung entlang des Gradienten wird durch helle Pixel dargestellt, die Spinbewegung orthogonal zum Gradienten wird *nicht* dargestellt (schwarze Pixel).

Anders als bei Phasenkontrast-Bildern können die drei Betragsbilder der orthogonalen Richtungen addiert werden. Wir erhalten ein Schichtbild, das den Fluss in alle Richtungen anzeigt: die **Betragssumme**.

Mithilfe einer 3D-Sequenz kann das gesamte Flussverhalten in Gefäßen bewertet und dargestellt werden (4D FLOW).



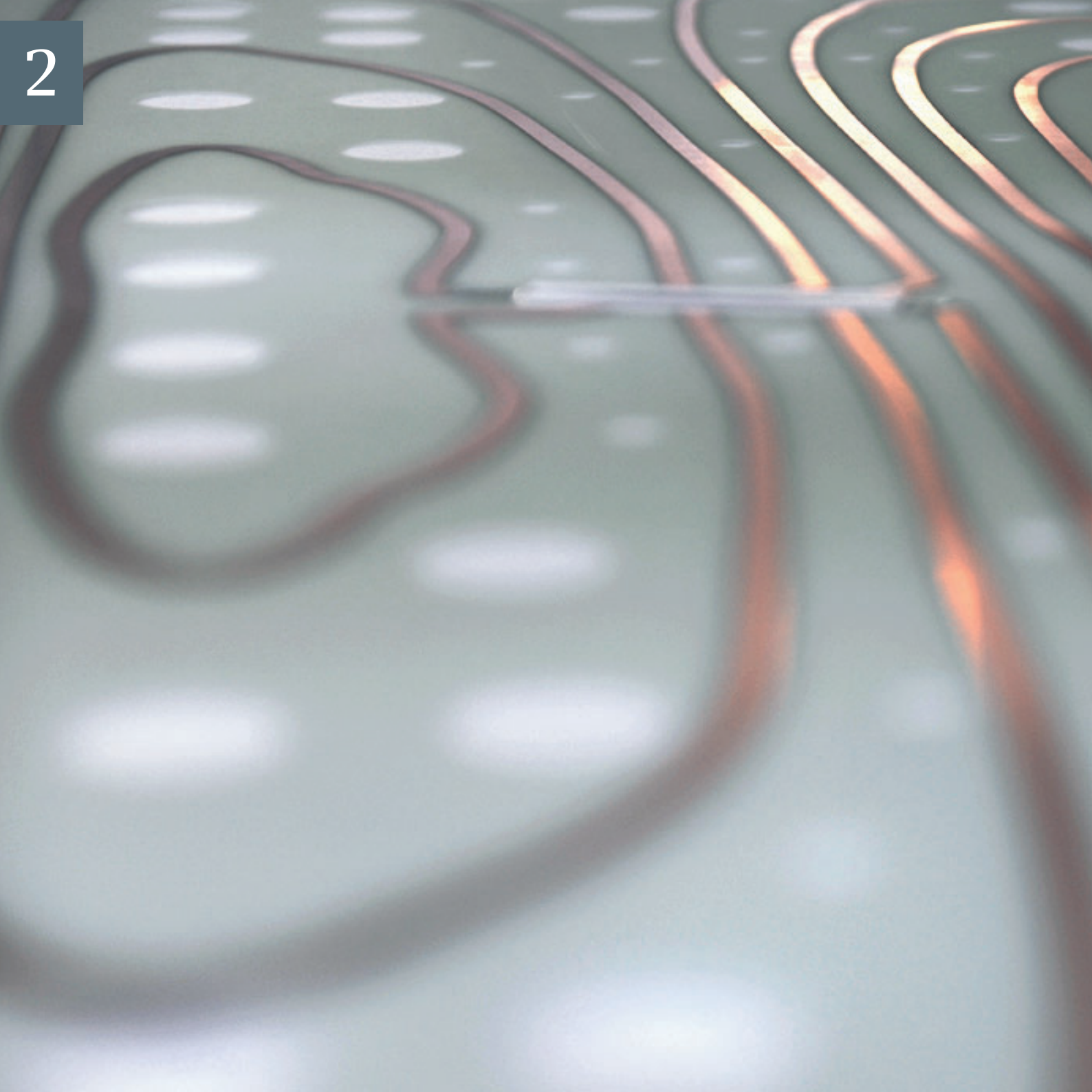
Betragssummenbild mit $v_{enc} = 10 \text{ cm/s}$ (oben links), 30 cm/s (rechts) und 60 cm/s (unten)



Zusammenfassung

Fließende Spins beeinflussen das MR-Signal durch Einströmen in eine Schicht. Spins innerhalb einer Schicht, die sich entlang eines Gradienten bewegen, ändern ebenfalls ihr Signal.

Einstromeffekte und Phasenverschiebungen bieten die Möglichkeit, fließende Spins über den T_1 -Kontrast (Time-of-Flight) oder über den Phasenkontrast sichtbar zu machen.



Sättigung und chemische Verschiebung

Häufig wird die interessierende Region durch hohe Signalanteile von Gewebe, das nicht von Interesse ist, beeinflusst. Die Sättigung ist hilfreich, um das unerwünschte Signal zu reduzieren.



Räumliche Sättigung

Signal von unerwünschten Geweberegionen eliminieren

Techniken der räumlichen Sättigung

Die räumliche Sättigung umfasst drei verschiedene Anwendungsarten:

- Reguläre Sättigung
- Parallele Sättigung
- Mitlaufende Sättigung

Mit der regulären Sättigung können Sättigungsregionen frei positioniert werden. Mit der parallelen und der mitlaufenden Sättigung sind die Sättigungsregionen an eine Schichtgruppe oder einen 3D-Block gebunden.

Eine Sättigungsregion wird senkrecht zu der Schicht positioniert, die gemessen werden soll. In der Sättigungsregion wird ein Vorsättigungspuls angewendet. Wenn kurz nach der Vorsättigung der Anregungspuls der Sequenz angewendet wird, hatte die Längsmagnetisierung innerhalb der Sättigungsregion nicht genügend Zeit zur Relaxation und ist weiterhin gering. Das Signal der Sättigungsregion wird unterdrückt.



Beispiel der räumlichen Sättigung

Reguläre Sättigung

Signal einer Region mit einem Sättigungspuls unterdrücken

Bewegungs- oder Flussartefakte reduzieren

Der Anwendungsbereich für die reguläre Sättigung wird durch folgendes Beispiel verdeutlicht: Bei einer sagittalen Aufnahme der Brustwirbelsäule besteht die Gefahr von Artefakten durch Herzbewegung oder Blutfluss.

Diese Bildstörungen können nur entstehen, wenn der artefaktgebende Bereich tatsächlich zum Gesamtsignal beiträgt. Wenn diese Region nur schwach magnetisiert ist, kann ihr geringer Signalanteil keine Störungen in anderen Regionen hervorrufen.



Ohne Sättigung werden im Bild Artefakte angezeigt – insbesondere in den Wirbelkörpern.



Mit Sättigung sind die Artefakte reduziert.

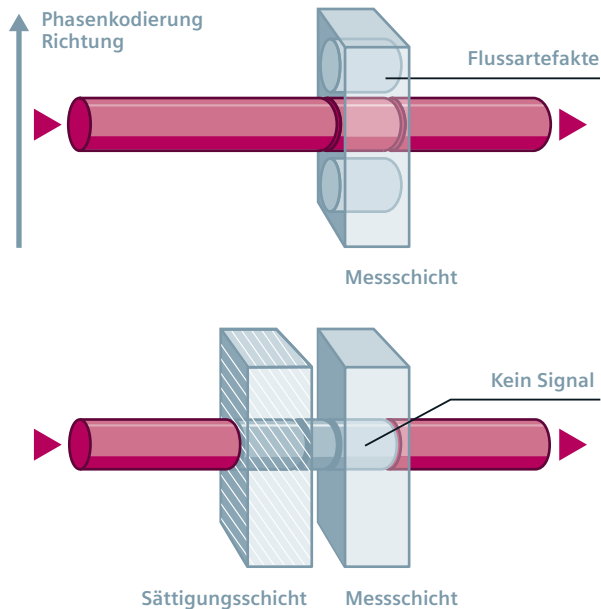
Parallele Sättigung

Sättigungsregionen parallel zur Schicht positionieren

So funktioniert eine Sättigungsregion

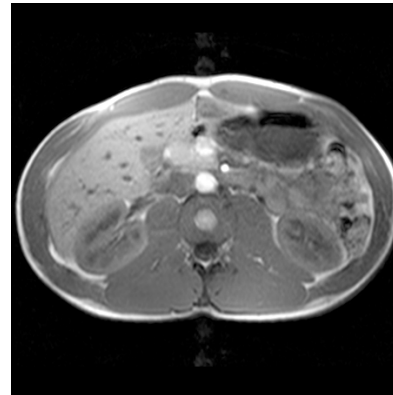
Wenn Blutgefäße aufgenommen werden, können Flussartefakte in Form von Geisterbildern in Phasenkodierrichtung auftreten. Durch parallele Sättigung werden Geisterbilder unterdrückt.

Der Sättigungsbereich liegt nicht in der Bildgebungsschicht, sondern außerhalb. Die parallele Ausrichtung zur Bildgebungsschicht bewirkt die Signalauslöschung der fließenden Spins. Blut, das aus dem Sättigungsbereich in die Bildgebungsschicht fließt, erzeugt kein Signal. Arterien und Venen können separat dargestellt werden.

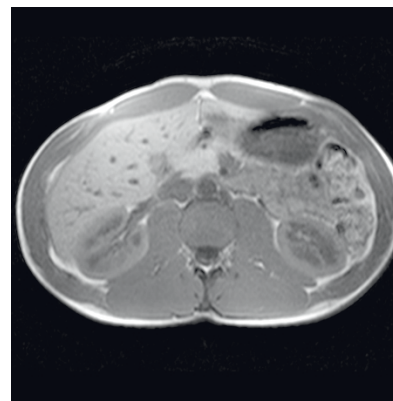


Flussartefakte eliminieren

Um Flussartefakte zu vermeiden, wird je eine parallele Sättigungsschicht vor und hinter der Schicht, die aufgenommen werden soll, positioniert. So wird sowohl arterielles als auch venöses Blut gesättigt. Flussartefakte werden unterdrückt.



Ohne parallele Sättigung treten in der Phasenkodierichtung Flussartefakte auf. Die Artefakte entstehen durch arterielle Pulsation der Aorta.



Mit paralleler Sättigung werden Flussartefakte unterdrückt.

Mitlaufende Sättigung

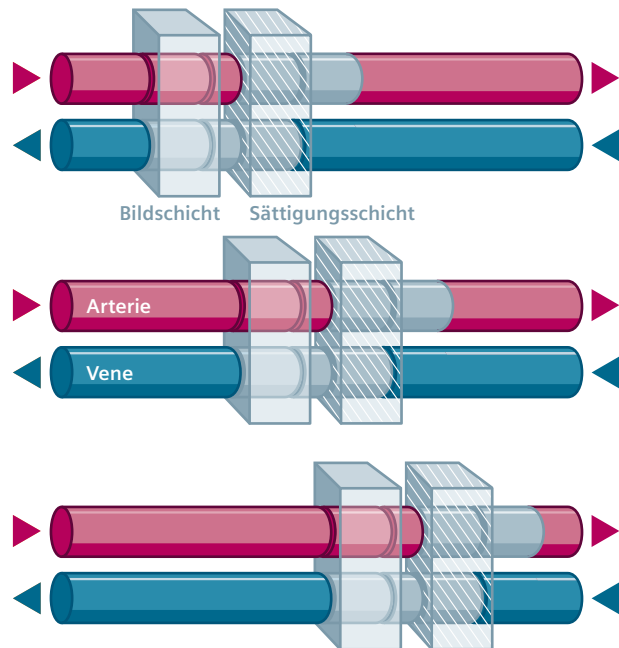
Sättigungsschicht zusammen mit der Messschicht verschieben

Signal der fließenden Spins ausgleichen

Wenn ein Bildstapel aufgenommen wird, erhöht sich mit jeder Schicht der Abstand zur stationären parallelen Sättigungsschicht. Die fließenden Spins in den Blutgefäßen können zwischen Sättigungs- und Bildgebungsschicht relaxieren. Ihre Signalstärke nimmt wieder zu. Dies kann in den letzten Schichten des Stapels zu Geisterbildern führen. Durch mitlaufende Sättigung wird dies verhindert.

Im Gegensatz zur stationären parallelen Sättigung werden mitlaufende Sättigungsschichten nur auf einer Seite der Bildschicht positioniert. Andernfalls würde das gesamte nachfolgende Bild bereits vorgesättigt.

Mitlaufende Sättigungen sind nur bei sequenziellen Schichtfolgen möglich. Bei verschachtelten Mehrschichtmessungen können sie nicht verwendet werden. Die Messsoftware eliminiert diese Auswahl automatisch.



AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Räumliche Sättigungsverfahren bieten eine gute Möglichkeit, um Bewegungs- und Flussartefakte sowie Signale außerhalb der interessierenden Region auszuschließen.

Der Sättigungspuls geht dem Anregungspuls voraus. Diese Techniken unterscheiden sich durch ihre Lage (innerhalb oder außerhalb der Schicht) und durch eine mögliche Positionsveränderung (stationär oder mitlaufend).

Gewebeselektive Sättigung

Gezielte Unterdrückung des Signals eines Gewebes oder einer Flüssigkeit

Techniken der gewebeselektiven Sättigung

Es werden drei Bereiche der gewebeselektiven Sättigung beschrieben:

- Inversion-Recovery-Techniken (Dark-Fluid) in Abhängigkeit von der Relaxationszeit
- Fett-/Wassersättigung, frequenzselektiv
- Magnetisierungsübertragung (MTC)



Beispiel der selektiven Sättigung: Handgelenk mit frequenzselektiver Fettsättigung

STIR

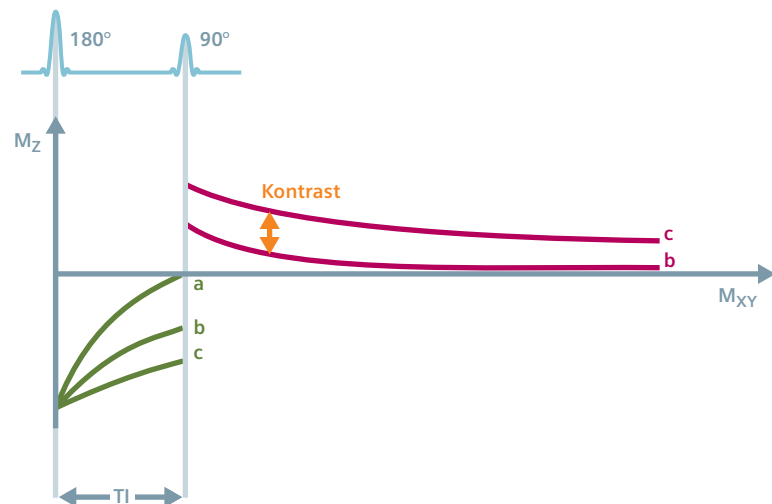
Fettsignal mit der Inversion-Recovery-Technik unterdrücken

Additiver T_1 - und T_2 -Kontrast

Zur Wiederholung der Spinecho-Bildgebung: Gewebe mit längerem T_1 wird im Bild dunkler dargestellt, Gewebe mit längerem T_2 wird heller dargestellt.

Bei Verwendung einer kurzen Inversionszeit T_I ergibt die Inversion-Recovery-Technik einen interessanten Kontrast: additive T_1 - und T_2 -Gewichtung (diese Sequenz wird als STIR = Short T_I Inversion Recovery bezeichnet).

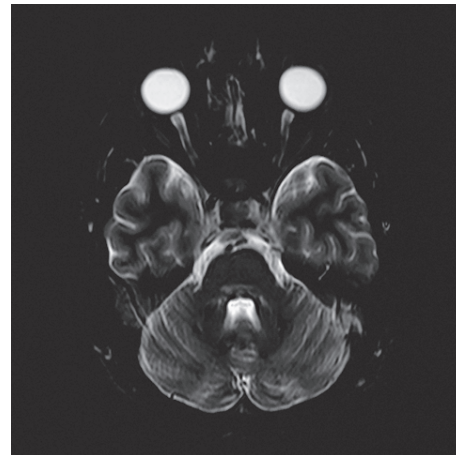
In diesem Fall weist Gewebe mit langem T_1 (b, c) eine negative Längsmagnetisierung auf. Nach dem 90-Grad-Anregungspuls erzeugt das Gewebe stärkere Signale (T_1 -Anteil). Bei längeren Echozeiten wird der Kontrast weiter verbessert (T_2 -Anteil). T_1 - und T_2 -Effekte wirken in die gleiche Richtung.



Fett wird in einem T_1 -gewichteten Bild sehr hell angezeigt. Als Ergebnis treten häufig Blooming- und Bewegungsartefakte auf.

Idealerweise würde die TI so gewählt, dass Fett mit dem kürzesten T_1 gerade den Nulldurchgang der Längsmagnetisierung (α) erreicht hat. TI müsste $0,69 T_1$ sein. Als Ergebnis würde das Fettsignal unterdrückt (TI = 180 ms bei 1,5 Tesla und TI = 220 ms bei 3 Tesla).

Die Wahl der TI ist von der Hauptfeldstärke abhängig.



STIR-Bild: Das Fettsignal ist im Bereich der Orbita unterdrückt. Der Sehnerv ist deutlich abgegrenzt.

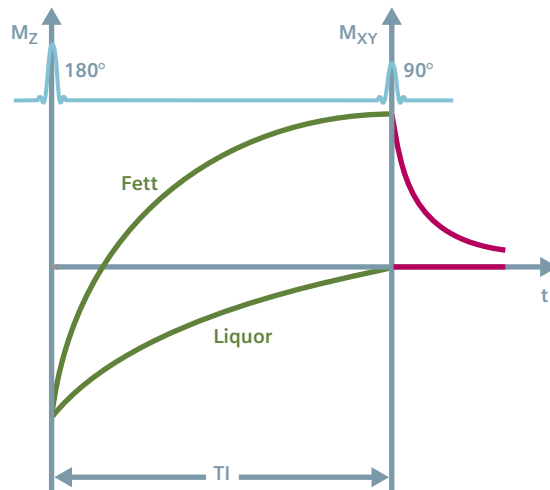
Dark-Fluid-Technik

Flüssigkeit mit der Inversion-Recovery-Technik unterdrücken

FLAIR

Da bei dieser Technik zur Abschwächung von Flüssigkeit ein Inversionspuls verwendet wird, wird sie als Fluid Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) bezeichnet.

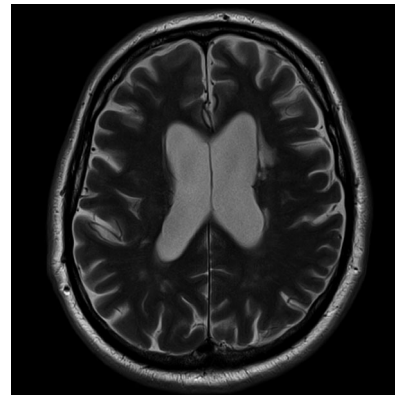
Die Längsmagnetisierung wird durch einen 180-Grad-Puls invertiert. Der Anregungspuls wird angewendet, wenn die Flüssigkeitsmagnetisierung sich im Nulldurchgang befindet und kein Signal erzeugt. Als Ergebnis wird Liquor schwarz dargestellt.



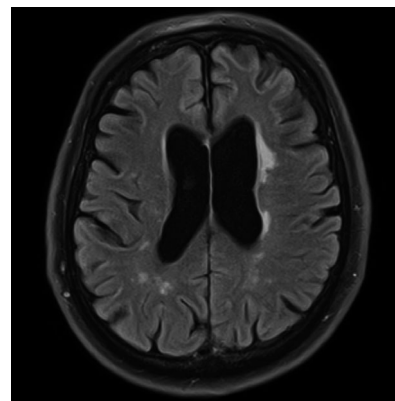
Läsionen besser sichtbar machen

Das Liquorsignal ist bei nicht gesättigter Bildgebung sehr stark und kann Läsionen überlagern. Mit der Dark-Fluid-Technik wird der Signalanteil der Läsion besser sichtbar.

Die gleiche Technik kann mit Short TI Inversion Recovery (STIR) verwendet werden, um das Fettsignal zu unterdrücken.



Turbo-Spinecho-Bild



Dark-Fluid-Bild

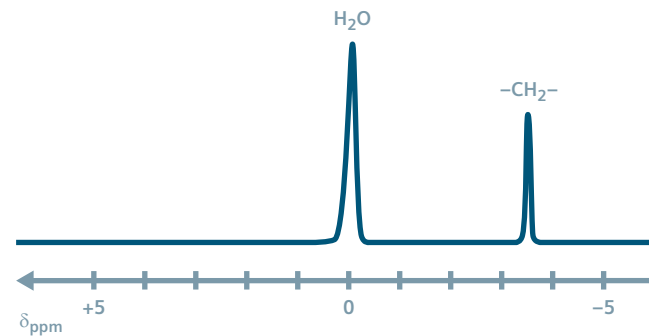
Spektrale Sättigung

Signal von Fett oder Wasser unterdrücken

Chemische Verschiebung zwischen Fett und Wasser

In fast allen Biomolekülen sind mehrere Wasserstoffatome an verschiedenen Positionen gebunden. Verschiedene Positionen bedeuten unterschiedliche chemische und damit meist unterschiedliche magnetische Umgebungen. Dies beeinflusst die lokale Feldstärke: Fettgebundene Wasserstoffprotonen erfahren beispielsweise ein schwächeres magnetisches Feld, was zu einer niedrigeren Resonanzfrequenz führt.

Diese Aufspaltung der Resonanzfrequenzen nennen wir **chemische Verschiebung**. Die chemische Verschiebung zeigt sich an einer Verschiebung der zugehörigen Resonanzlinien im gemessenen Spektrum.



Chemische Verschiebung von 3,4 ppm für Wasser und Methylgruppe (-CH₂-), Hauptbestandteil von Fett. Die Einheit der chemischen Verschiebung ist δ_{ppm} (ppm = parts per million). δ_{ppm} = -3,4 bedeutet, dass die Frequenz der Methylgruppe um 3,4 Millionstel verringert ist. In den bei der MR üblichen Spektraldarstellungen ist die Frequenzachse von rechts nach links ausgerichtet.

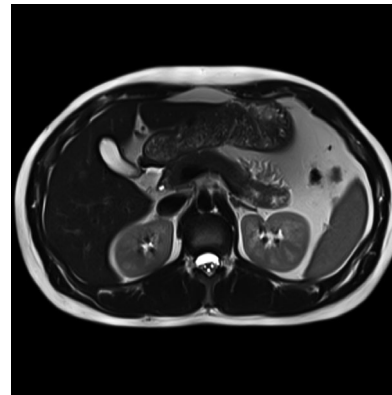
Chemische Verschiebung nutzen

Fett ist in vielen Bildern hell, was zu einem Kontrastverlust zwischen den interessierenden Geweben führt. Zudem können verstärkt Bewegungsartefakte auftreten.

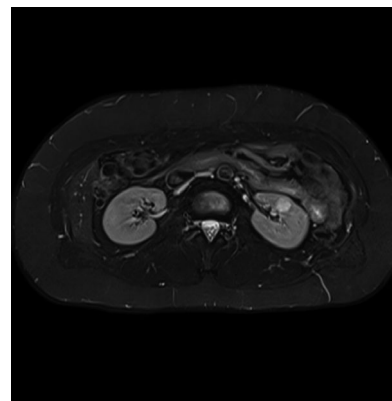
Wegen der chemische Verschiebung zwischen Fett und Wasser kann ein frequenzselektiver Puls Fett sättigen. Fettspins haben keine Zeit zur Relaxation, so dass das Fettsignal unterdrückt wird.

Dementsprechend kann das Wassersignal unterdrückt werden. Dies wird beispielsweise in der MR-Spektroskopie genutzt.

Die **Dixon**-Methode kann eingesetzt werden, um Bilder zu erzeugen, in denen Fett und Wasser gleichzeitig unterdrückt werden. Kontrastgewichtungen werden vom gleichphasigen Bild und vom gegenphasigen Bild berechnet. Reine Wasserbilder werden durch Addition der Gleichphase und der Gegenphase erzeugt, reine Fettbilder werden durch Subtraktion erzeugt. Dixon ist insbesondere zur Beseitigung von Effekten durch Feldinhomogenitäten nützlich.



Abdomen-Aufnahme
ohne Fettsättigung



Abdomen-Aufnahme
mit Fettsättigung

Magnetisierungsübertragung

Sättigung von Gewebe auf Flüssigkeiten übertragen

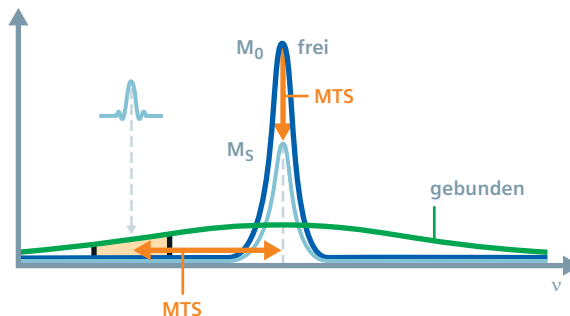
Von gebundenen zu freien Protonen

Die Magnetisierungsübertragung (Magnetization Transfer Contrast, MTC) ist eine indirekte Form der Sättigung. Das Signal aus bestimmten festen Geweben, z. B. dem Gehirnparenchym, wird reduziert. Das Signal aus flüssigen Komponenten, z. B. Blut, wird beibehalten.

Protonen, die an Makromoleküle mit sehr hohem Molekulargewicht gebunden sind, haben ein breiteres Resonanzspektrum als freie Protonen. Mit einem zur Resonanzfrequenz leicht verschobenen Präparationspuls kann man die gebundenen Protonen sättigen, ohne dass dies unmittelbare Auswirkungen auf die freien Protonen hat.

Diese Sättigung alleine hat noch keinen Einfluss auf das MR-Bild. Die gebundenen Protonen leisten wegen ihrer großen Spektralbreite und geringen Amplitude keinen wesentlichen Beitrag zum Signal.

Deren besonderes Merkmal ist: Die Sättigung wird von den gebundenen Protonen auf benachbarte freie Protonen übertragen (Magnetization Transfer Saturation, MTS). Das Signal der freien Protonen wird reduziert.



Darstellung von Gefäßen verbessern

Das Signal wird aufgrund der MTC-Technik in festem Gewebe, beispielsweise im Gehirnparenchym, reduziert. Blut und Liquor sind davon nicht betroffen. Dadurch wird der Kontrast zwischen diesen beiden Komponenten erhöht. Die Gefäße sind deutlicher sichtbar.

MTC wird in der MR-Angiografie eingesetzt.

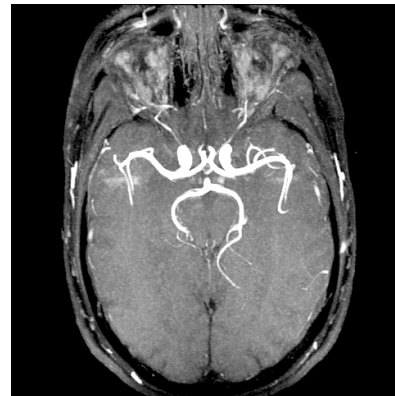


Bild ohne MTC

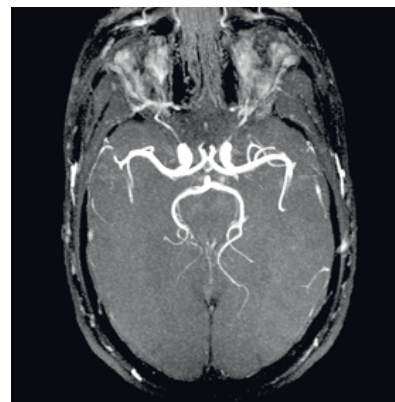


Bild mit MTC



Zusammenfassung

Die Sättigung kann Bewegungs- oder Flussartefakte unterdrücken. Sie kann auch zur Verbesserung des Kontrastes in MR-Bildern eingesetzt werden. Mit entsprechend gesteuerter Sättigung kann die Anatomie bzw. Pathologie in der Untersuchungsschicht gezielter dargestellt werden.





Fortgeschrittene Aufnahmetechniken

Die MR-Bildgebung wird durch Optimierung der grundlegenden Spinecho- und Gradientenecho-Techniken beschleunigt, wodurch sich eine Fülle von flexibel anwendbaren Pulssequenzen ergibt.

Die grundlegenden Rekonstruktionsmethoden zur parallelen Bildgebung werden hier ebenfalls besprochen.



Spinecho-Varianten

Advanced Turbo-Techniken

Turbo Inversion Recovery

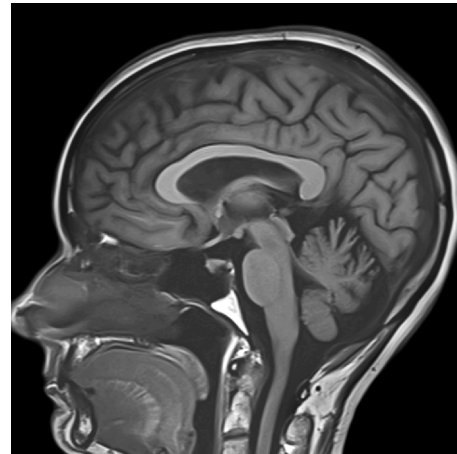
Eine Weiterentwicklung der Turbo-Spinecho-Techniken (siehe *Magnete, Spins, und Resonanzen*) ist die Turbo-Inversion-Recovery-Technik (TurboIR, TIR).

TurboIR ist eine Turbo-Spinecho-Sequenz mit langer effektiver Echozeit TE_{eff} zur Unterdrückung von Flüssigkeiten. Ein Inversionspuls von 180 Grad geht der eigentlichen Spinecho-Sequenz voraus. Der Kontrast kann durch Variieren der Inversionszeit TI geregelt werden.

Die TurboIR-Sequenz ermöglicht die Darstellung einer »rechten Inversion Recovery«, bei der das arithmetische Vorzeichen des Signals angezeigt wird (phasenempfindliche IR).

Turbo Inversion Recovery Magnitude

Die Technik Turbo Inversion Recovery Magnitude (TIRM) ist mit der echten IR-Sequenz identisch, wobei das Betragsbild des Signals (unabhängig vom arithmetischen Vorzeichen) rekonstruiert und angemessen angezeigt wird.



Turbo-IRM-Bild

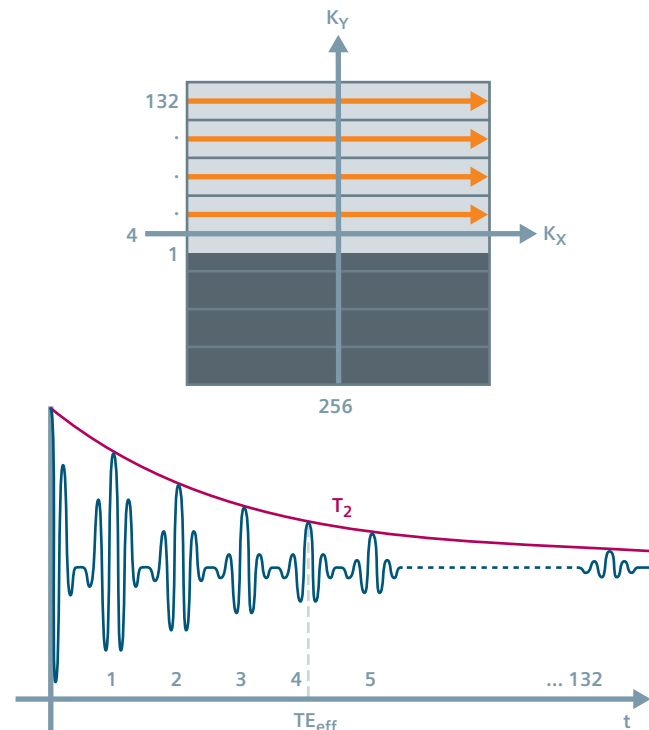
Halb-Fourier-Technik: HASTE

Sequenzielle Aufnahme von hochauflösenden T_2 -gewichteten Bildern

Eine einzige Anregung

HASTE (Half Fourier Acquisition Single Shot Turbo Spin Echo) ist eine Turbo-Spinecho-Technik zur sequenziellen Aufnahme von T_2 -gewichteten Bildern.

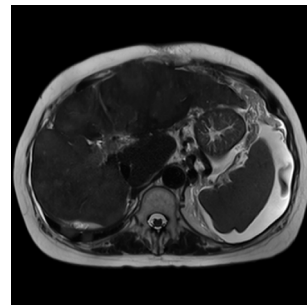
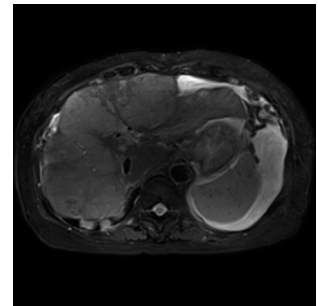
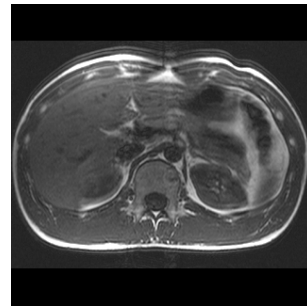
Eine einzige Anregung erzeugt alle Echos für ein Bild (Single Shot). Die ersten Echos werden durch kleine Phasenkodiergradienten etwas unterhalb und oberhalb der mittleren Rohdatenzeile kodiert, die Stärke des Phasenkodiergradienten wird von Echo zu Echo erhöht, bis die obere Hälfte der Rohdatenmatrix (k-Raum) gefüllt ist. Der Kontrast wird durch die effektive Echozeit TE_{eff} bestimmt, d. h. die Echozeit in der Mitte der Rohdatenmatrix.



Bewegungen einfrieren

Da nur etwas mehr als die Hälfte der Rohdaten aufgenommen werden, verringert HASTE die Messzeit der Einzelschicht. Dadurch lassen sich Artefakte durch ungewollte Patientenbewegung oder Atembewegung auf ein Minimum reduzieren.

HASTE ist für Abdomenuntersuchungen, bei sich stark bewegenden Patienten oder in der Pädiatrie geeignet.



Bildvergleich:
Spinecho (oben links),
TurboSE (rechts) und HASTE
(unten)

Gradientenecho-Varianten

TurboFLASH

Bewegungsartefakte durch kurze Messzeiten verringern

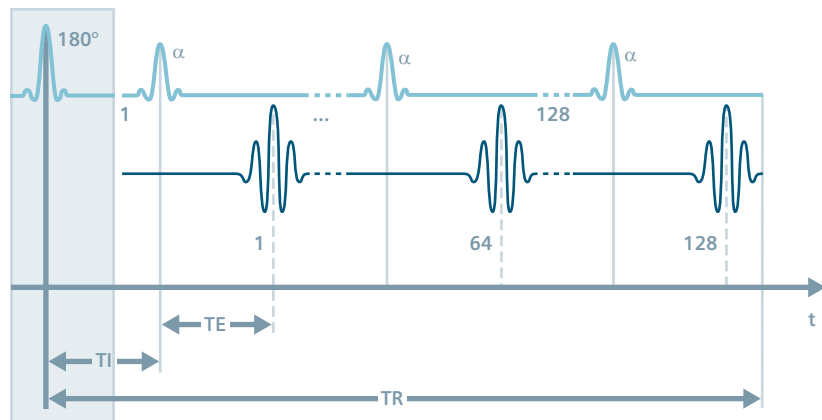
Vorbereitung und Aufnahme

TurboFLASH ist eine FLASH-Sequenz mit Echozug (siehe Band 1, *Magnete, Spins und Resonanzen*).

Die Vorbereitungsphase bestimmt den Bildkontrast. Beispielsweise wird ein 180-Grad-Inversionspuls vor die eigentliche Sequenz geschaltet.

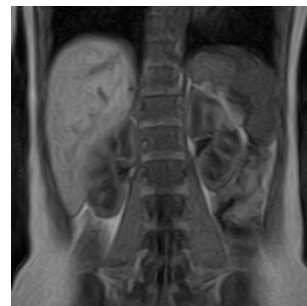
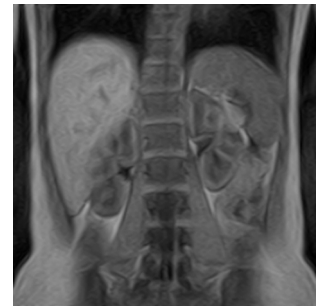
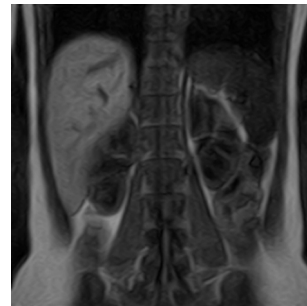
In der Akquisitionsphase wird die Matrix in einem einzigen Schritt mit einer sehr schnellen Gradientenecho-Sequenz gemessen. Die Distanz zwischen Alphapulsen wird als Echoabstand bezeichnet. Ähnlich der effektiven Echozeit bei einer TurboSE-Sequenz wird die Inversionszeit T_I so gewählt, dass das zentrale Echo die mittlere Rohdatenzeile ausfüllt und so den optimalen Bildkontrast festlegt.

TurboFLASH ermöglicht nach der Injektion eines Kontrastmittels dynamische Perfusionsserien und Bildgebung in CINE-Darstellung.



Die Inversionszeit bestimmt den Kontrast

Das Signal von verschiedenen Gewebetypen mit bekanntem T_1 kann unterdrückt werden. Wählen Sie dazu die geeignete Inversionszeit TI (in diesem Fall: 400 ms).



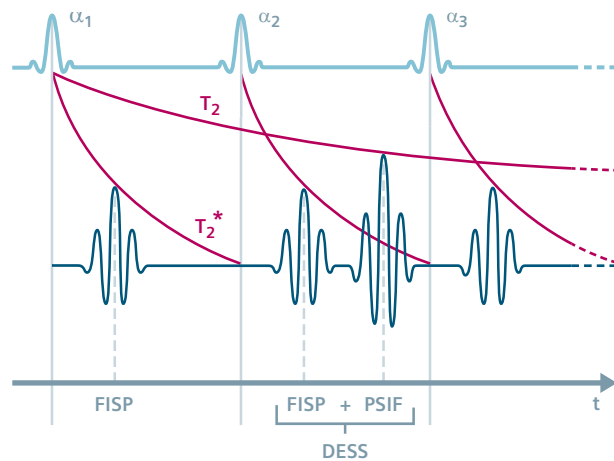
TI=50 ms (oben links)
TI=400 ms (oben rechts)
TI=800 ms (unten links)

Dualecho-Sequenz: DESS

T_2 -Kontrast und SNR verbessern

Zwei verschiedene Echos

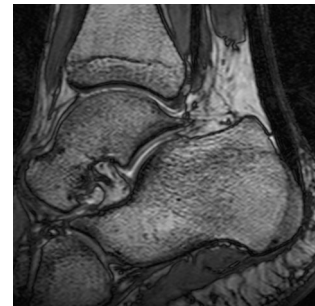
DESS (**D**ual-**E**cho **S**tady **S**tate) ist eine 3D-Gradientenecho-Technik, bei der zwei verschiedene Echos (FISP und PSIF, siehe *Magnete, Spins und Resonanzen*) innerhalb einer Wiederholzeit aufgenommen werden. Bei der Bildrekonstruktion wird das stark T_2 -gewichtete PSIF-Bild zu dem FISP-Bild addiert.



T₂-Kontrast verbessern

DESS bietet zwei Vorteile:

- Das kombinierte Echo sorgt für einen gemischten Kontrast: starker T₂-Kontrast kombiniert mit T₁/T₂*-Gewichtung. Damit lassen sich Gelenkflüssigkeit und Knorpel gut unterscheiden – ein wichtiges Element in der Orthopädie.
- Obwohl DESS sich nicht wesentlich von einem FISP-Sequenzkontrast unterscheidet, verbessert sich dadurch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (weil tatsächlich zwei Bilder gemessen werden).



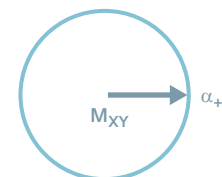
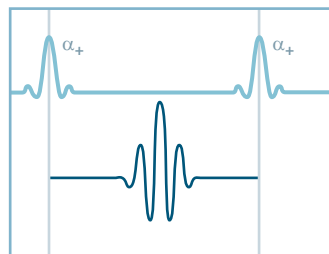
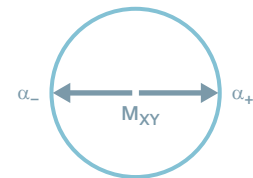
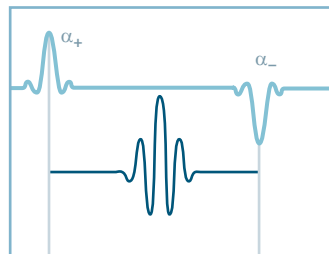
Konstruktive Interferenz: CISS

Submillimeter-Auflösung mit starkem T_1/T_2 -Kontrast

Interferenzstreifen vermeiden

CISS (Constructive Interference in **S**tady **S**tate) ist eine stark T_2 -gewichtete 3D-Gradientenecho-Technik mit hoher Auflösung, bei der intern zwei Akquisitionen mit unterschiedlicher Anregung durchgeführt und anschließend kombiniert werden.

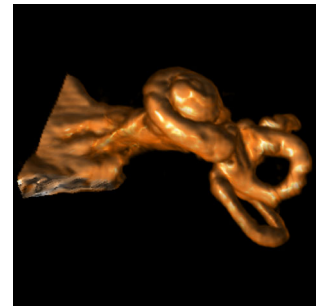
CISS kombiniert zwei TrueFISP-Sequenzen. TrueFISP liefert das höchste Signal aller Steady-State-Sequenzen. Dabei werden bei einer Messung die Phasenlagen des HF-Pulses alterniert (α_+ , α_-), bei der anderen Messung *nicht* (α_+ , α_+). Die Summenbilder sind T_1/T_2 -gewichtet und können Interferenzstreifen enthalten. Durch Kombination der beiden Messungen bei CISS werden diese Streifen aus den Bildern eliminiert.



Vorteil von 3D CISS

3D CISS bietet Submillimeter-Auflösung mit sehr hohem Signal-zu-Rausch-Verhältnis bei Flüssigkeiten. Die Sequenz ist bei starkem T_1/T_2 -Kontrast robust. Typische Anwendungsgebiete sind Aufnahmen des Innenohrs und des Kleinhirns.

In diesem Beispiel wird einer der Vorteile der 3D-Technik verdeutlicht: Bei dünnen Schichten ermöglicht das höhere Signal-zu-Rausch-Verhältnis eine ausgezeichnete Erkennbarkeit von Details anatomischer Strukturen.



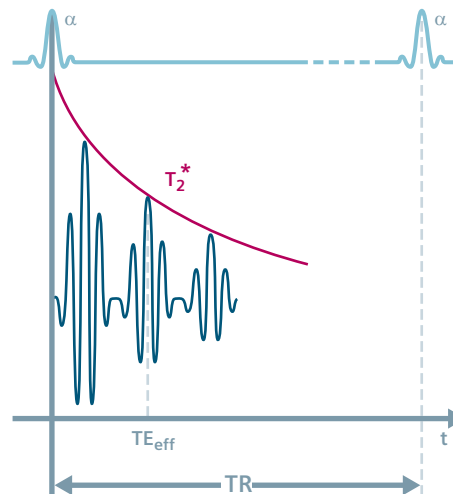
Multiecho-Sequenz: MEDIC

Flussartefakte und Effekte durch chemische Verschiebung reduzieren

Mehrere Bilder kombinieren

MEDIC (**M**ulti-**E**cho **D**ata **I**mage **C**ombination) ist eine Messtechnik bei der mehrere Echos bei einer einzigen Messung aufgenommen und dann in einem Bild kombiniert werden. Dies führt zu einem höheren Signal-zu-Rausch-Verhältnis pro Zeitraum. Bei jedem Echo werden Flusseffekte kompensiert.

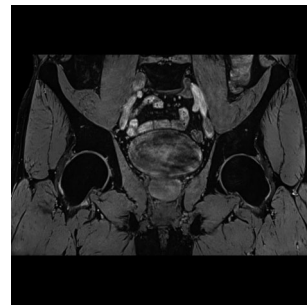
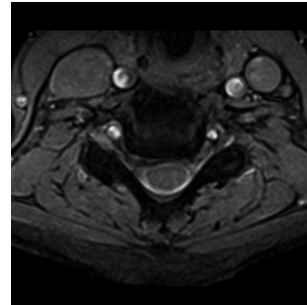
Da die Bilder mit unterschiedlichen Echozeiten addiert werden, haben die neuen Bilder einen gemischten T_2^* -Kontrast. Aus diesem Grund kann nur eine effektive Echozeit TE_{eff} als Echozeit angegeben werden.



Chemische Verschiebungsartefakte reduzieren

MEDIC verringert nicht nur Flussartefakte. Die Sequenz reduziert auch Artefakte in Verbindung mit chemischer Verschiebung.

Typische Anwendungen sind Halswirbelsäule und Orthopädie.



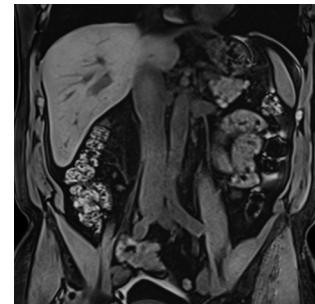
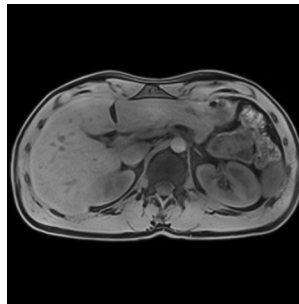
Atemanhalte-Sequenz: VIBE

T₁-gewichtete hohe räumliche Auflösung

Hohe Bildqualität trotz kurzer Messzeit

VIBE (Volume Interpolated Breathhold Examination) ist eine Kombination aus zwei Techniken: Die Halb-Fourier-Technik beschleunigt die Messung der Partitionen in Richtung der Schichtselektion. Die 3D FLASH-Messung wird durch Interpolation der Messpunkte beschleunigt.

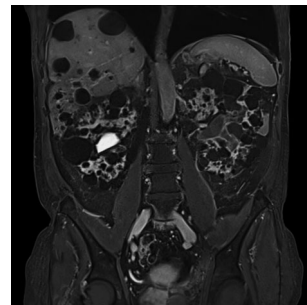
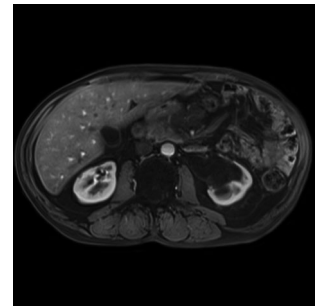
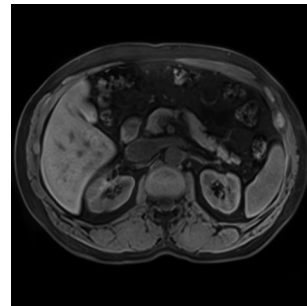
Trotz Verzicht auf eine GMR-Flusskompensation erzielt man aufgrund extrem kurzer Echozeiten einen angiografischen Bildeffekt. Bei VIBE wird immer Fettsättigung verwendet. In dynamischen Kontrastmittelstudien bietet die schnelle VIBE-Sequenz die zeitliche Präzision bei der Aufnahme der Gefäße in arterieller und venöser Phase, insbesondere im Bereich des Abdomens.



Teilvolumeneffekte verbessern

Die VIBE-Sequenz verringert Teilvolumeneffekte.

Anwendungsgebiete: Atemanhaltetechnik der Abdomen-
Region und der Thorax- und Beckenregion.



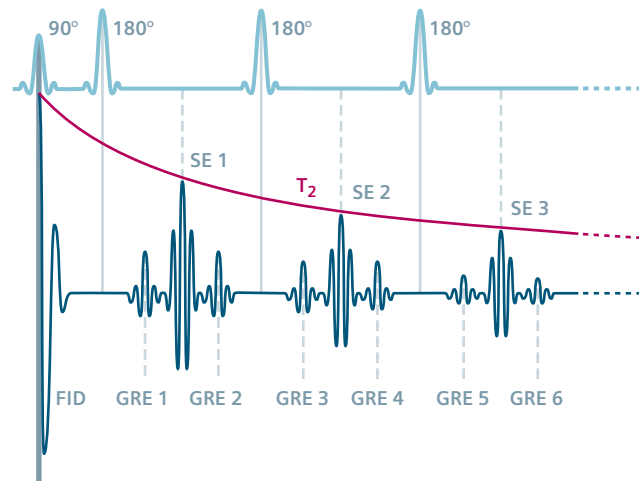
Turbo-Gradienten-Spinecho (TurboGSE)

Reiner T_2 -Kontrast für hochauflösende Bildgebung oder bei extrem kurzen Messzeiten

Zusätzliche Gradientenechos verwenden

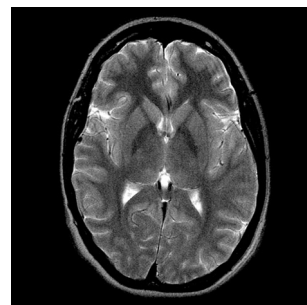
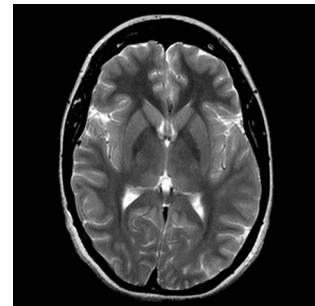
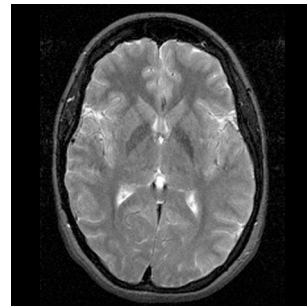
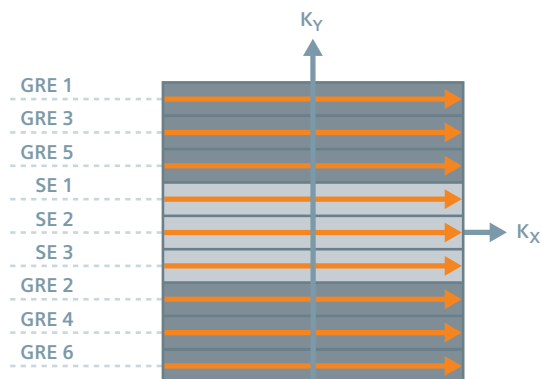
TurboGSE (Turbo-Gradienten-Spinecho) ist eine Erweiterung der Turbo-Spinecho-Technik. Eine TurboGSE-Sequenz erzeugt vor und nach jedem Spinecho zusätzliche Gradientenechos, indem dephasierende und rephasierende Gradientenpulse entsprechend geschaltet werden.

Wie füllen die Spinechos und Gradientenechos die Rohdatenmatrix (k-Raum)? Die Spinechos liefern die mittleren Segmente und sorgen für den Kontrast. Die Gradientenechos bestimmen die Auflösung in den äußeren Segmenten.



Schneller als TurboSE

Durch die zusätzlichen Echos kann schneller gemessen werden. Oder es können in der gleichen Zeit mehr Schichten gemessen werden. Es findet keine Verstärkung des Fettsignals statt, d. h. Fett ist im Vergleich zu den TurboSE-Sequenzen dunkler.



Bildvergleich:
T₂-Spinecho (oben links, Messzeit 7 Minuten),
T₂ TurboSE (rechts, 8 Sekunden)
und T₂ TurboGSE (unten, 6 Sekunden)

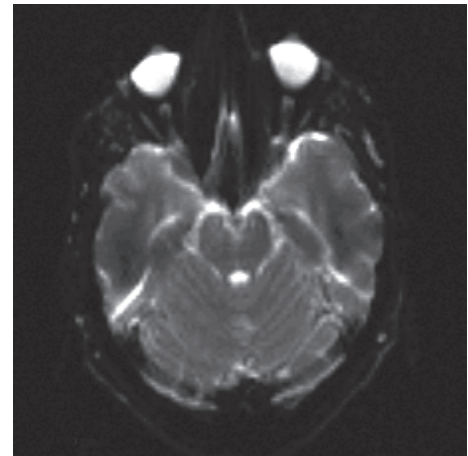
Segmentierte EPI

Off-Resonanzeffekte und Verzerrungsartefakte verringern

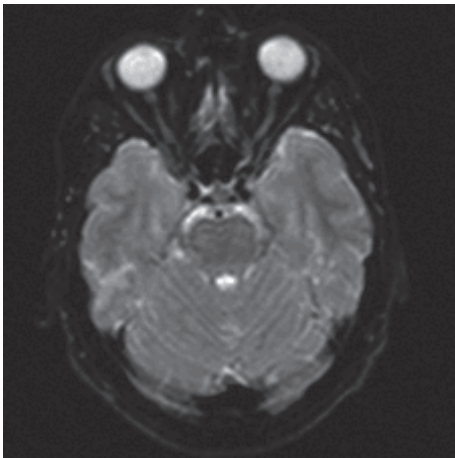
Single-Shot-EPI-Sequenzen (siehe Band 1, *Magnete, Spins und Resonanzen*) sind gegenüber Off-Resonanzeffekten sehr empfindlich. Off-Resonanz bedeutet, dass die Spins außerhalb der angeregten Schicht zum MR-Signal beitragen und Bildartefakte verursachen können.

Diese Effekte entstehen durch eine Verschiebung der Rohdaten in Phasenkodierrichtung. Die Datenverschiebung nimmt mit dem Echoabstand und der Länge des Echozuges zu.

Der Echozug wird durch *segmentweises* Abtasten der Rohdatenmatrix verkürzt (ähnlich wie bei TurboSE). Die Verschiebung in der Phasenkodierrichtung wird reduziert und damit auch das sichtbare Artefakt.



Bildvergleich: Single-Shot-EPI-Bild mit Verzerrungsartefakt



Das segmentierte EPI-Bild weist im Bereich der Augen eine erheblich geringere Verzerrung auf

Methoden zur parallelen Akquisition

Bildbasierte parallele Akquisition (SENSE)

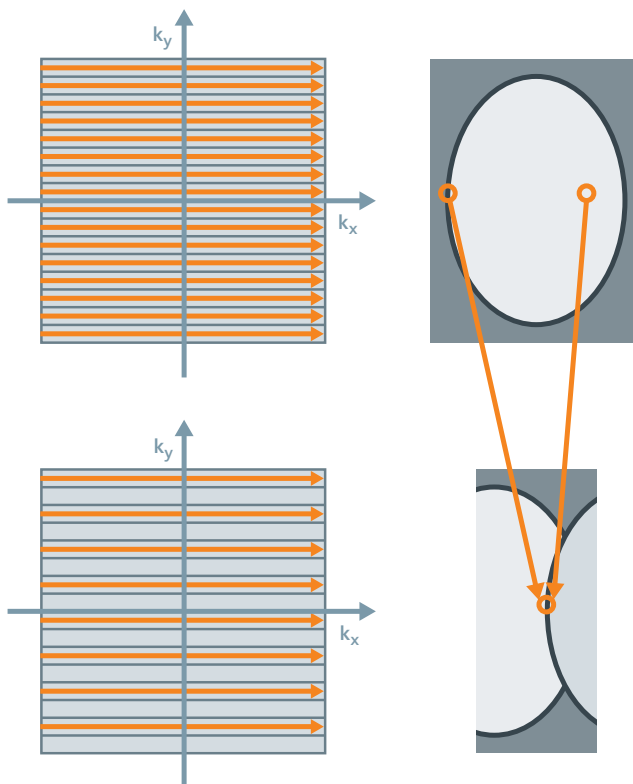
Empfindlichkeitskodierung für schnellere Bildgebung

Verringerung und Überfaltung

Der SENSE-Algorithmus (*Sensitivity Encoding*) rekonstruiert das MR-Bild aus den Bilddaten der einzelnen Spulenelemente nach der Fourier-Transformation. Für Grundlagen der parallelen Bildgebung siehe *Magnete, Spins und Resonanzen*.

Während der Aufnahme werden mehrere Phasenkodierschritte ausgelassen. Beispielsweise wird nur jede zweite Rohdatenzeile mit einem Echo gefüllt. Im Wesentlichen kann man sich dies als Akquisition mit einem reduzierten Bildfeld vorstellen. Das reduzierte Bild eines Spulenelements weist periodische Überfaltung (Aliasing) in Bereichen außerhalb des Bildfelds auf, ähnlich einer Transparenz, die mehrmals zusammengefaltet wurde.

Diese Eigenschaft ist im Prinzip das Ergebnis der Periodizität der Fourier-Technik, die zur Frequenz- und Phasenkodierung verwendet wird. Jedes Pixel im reduzierten Bild (Unterabtastung) ist eine überfaltete Überlagerung der Pixel des Gesamtbilds.



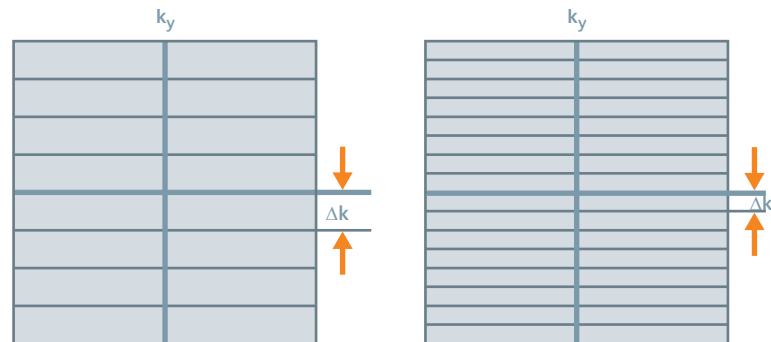
Das reduzierte Bild eines Phantoms weist periodische Überfaltung in den Bereichen außerhalb des Bildfelds auf.

Bildfeld, Auflösung und Abtastfrequenz

Das Bildfeld (Field of View, FOV) ist der Ausschnitt der aufgenommenen Schicht, der im Bild gezeigt wird, z. B. 25 cm × 25 cm. Bei Verwendung einer 256 × 256 Matrix hat jedes Pixel eine Kantenlänge von 1 mm. Dies entspricht der maximalen Auflösung im Bild.

Die Abtastfrequenz ist invers zum Bildfeld:

$$\Delta k = \frac{1}{FOV}$$



$$FOV_y = \frac{1}{\Delta k_y}$$

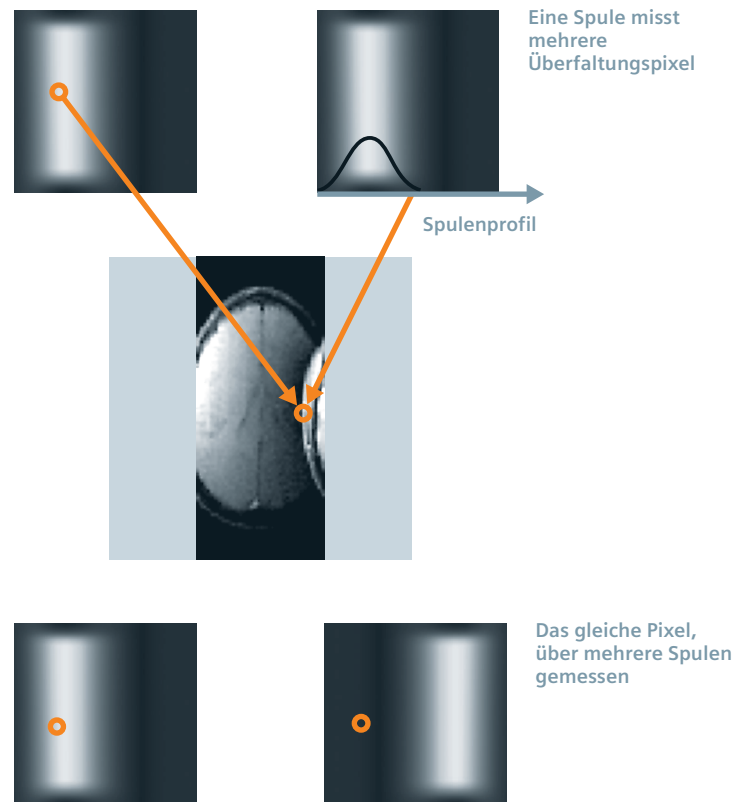


Überfaltung und Entfaltung

SENSE unterscheidet sich von einer zusammengefalteten Transparenz, da ein Spulenelement *nicht homogen* ist, sondern ein räumliches Empfindlichkeitsprofil aufweist; die überfalteten Pixel sind in den Bildern der einzelnen Spulen nicht gleich. Sie sind mit der räumlichen Spulenempfindlichkeit gewichtet.

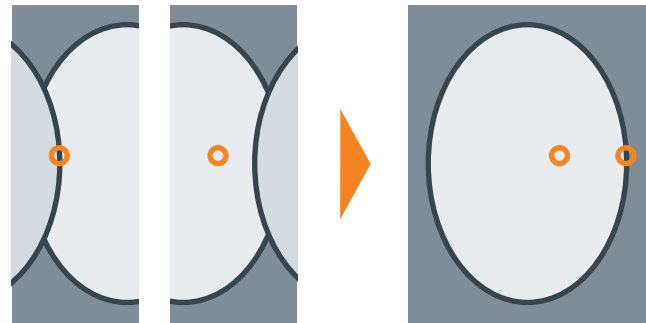
Es bleibt die Frage, wie man ein entfaltetes Gesamtbild aus einem überfalteten Bild erhält.

Wenn nur ein Bild mit Überfaltung vorliegt, kann es nicht ordnungsgemäß entfaltet werden. Wenn möglich, kann Überfaltung durch **Oversampling** vermieden werden. Wenn jedoch mehrere Überfaltungsbilder parallel über mehrere Spulen aufgenommen wurden, kann die Überfaltung mit einem geeigneten Bildrekonstruktionsalgorithmus rückgängig gemacht werden.



Der SENSE-Algorithmus berechnet das entfaltete Gesamtbild aus den einzelnen Überfaltungsbildern. Die Signalanteile werden Pixel für Pixel von den einzelnen Lokalisierungen in Bezug zu den Spulen separiert.

Weitere Informationen zu Überfaltung und Oversampling finden Sie im Abschnitt *Überfaltungsartefakte (Aliasing)* in Kapitel 5, *Artefakte erkennen und vermeiden*.



Entfaltung

Rohdatenbasierte parallele Akquisition: GRAPPA

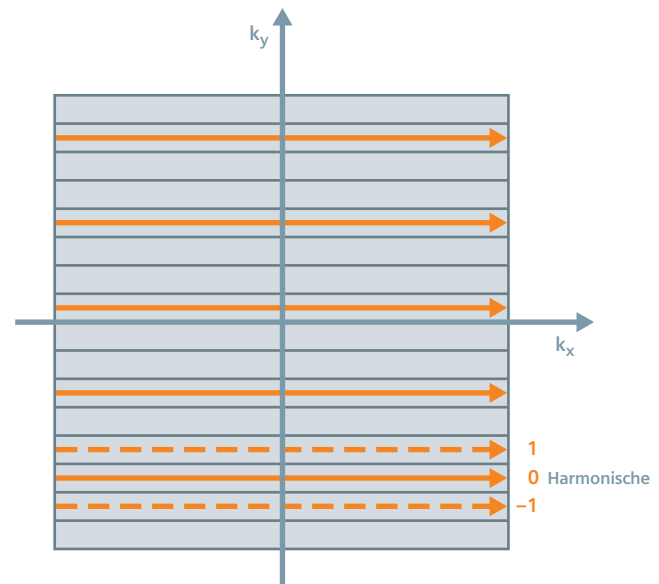
Parallele Rekonstruktion vor der Fourier-Transformation

Harmonische im k-Raum

Im Gegensatz zu SENSE rekonstruiert GRAPPA (*Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition*) das MR-Bild aus Rohdaten. Mehrere Phasenkodierschritte werden übersprungen. Die fehlenden Rohdatenzeilen werden mit einem bestimmten Trick gefüllt.

Die Werte im k-Raum sind räumliche Frequenzen, die den Streifenmustern entsprechen, aus denen das Bild besteht. Diese Streifenmuster sind Strukturen, die im zu messenden Objekt periodisch wiederkehren. Die Phasenkodierung erzeugt diese Muster aus den Spinphasen.

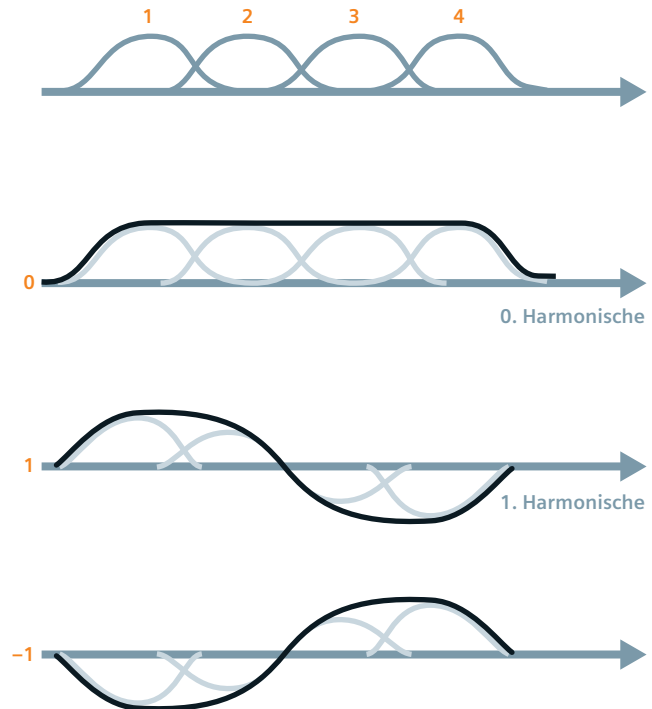
Nehmen wir an, dass eine Empfangsspule über ein Spulenprofil verfügt, das exakt dem Wellenmuster entspricht. Der jeweilige Phasenkodierschritt wäre dann nicht nötig. Statt der Phasenkodierung könnte man theoretisch, wenn technisch möglich, ein gewelltes Spulenprofil Schritt für Schritt erhöhen. Dies hätte den gleichen Effekt.



Der Trick mit dem Spulenprofil

Wenn eine Empfangsspule ein Spulenprofil in Form einer Sinuskurve über das Bildfeld hinweg aufweist, entspricht diese Empfindlichkeit exakt einem Phasenkodierschritt. Basierend auf akustischen Wellen wird dieses Profil auch als erste HARMONISCHE bezeichnet. Eine Sinuskurve mit doppelter Frequenz ist dann die zweite Harmonische (sozusagen eine Oktave höher). Dies entspricht der Verdopplung des Phasenkodierschritts etc.

Ungewöhnlich an der GRAPPA-Technik ist, dass man die räumliche Harmonische durch eine gewichtete Überlagerung der Spulenprofile eines Arrays erzeugen kann. Mit jeder dieser Harmonischen kann ein Echo künstlich hergestellt werden und es können die fehlenden Rohdaten aufgefüllt werden. Es sind nur vier Harmonische erforderlich, um die vier fehlenden Phasenkodierschritte zu ergänzen.





CAIPIRINHA

CAIPIRINHA ist eine parallele Bildgebungstechnik, die während der Datenakquisition auftretende Überfaltungsartefakte modifiziert, um das anschließende Verfahren der parallelen Bildrekonstruktion zu verbessern.

CAIPIRINHA verkürzt die Messzeit bei Atemanhaltemessungen erheblich, ohne Auflösung, Abdeckung oder Kontrast der Bilder zu beeinträchtigen.





Funktionale und quantitative Bildgebung

In der funktionalen MR-Bildgebung sind die dargestellten Informationen nicht nur durch anatomische Strukturen, sondern auch durch funktionelle und quantitative Größen bedingt. Diese können im anatomischen Bild als Grafiken und Hervorhebungen eingeblendet werden und so den diagnostischen Wert erhöhen.

Diffusionsgewichtete Bildgebung

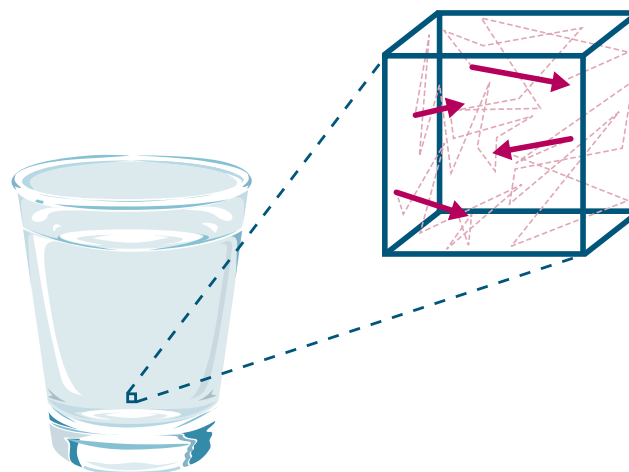
Molekularbewegung im Gewebe beobachten

Was ist Diffusion?

Diffusion ist der Prozess, bei dem Moleküle einer Lösung aus Regionen höherer Konzentration in Regionen niedrigerer Konzentration wandern.

Dieses Phänomen lässt sich beobachten, wenn man einen Teebeutel in ein Glas mit kaltem Wasser hält. Obwohl das Wasser nicht in Bewegung versetzt wurde, sieht man an der Farbe des Tees, wie er sich immer weiter im Wasser ausbreitet.

Der Motor dieser Molekülwanderung ist die Brown'sche Molekularbewegung (thermische Zufallsbewegung).



Diffusion hin zur niedrigeren Konzentration

Die Bewegung der Wassermoleküle ist nicht geradlinig. Sie kollidieren häufig oder werden abgelenkt. Ihre Bewegung ist nicht kohärent.

In jedem Gewebe gibt es Konzentrationsunterschiede, beispielsweise Bereiche, die nährstoffreich sind, und solche, die nährstoffarm sind. Diese Unterschiede ermöglichen, dass Moleküle in eine bestimmte Richtung diffundieren: in die Richtung mit der niedrigeren Konzentration. Betrachtet man die Moleküle über einen längeren Zeitraum, ergibt sich eine lineare Nettoverschiebung (farbige Pfeile).

Sichtbare Diffusion

Beweglichkeit von Molekülen sichtbar machen

Diffusionskoeffizient

Die durchschnittliche Nettoverschiebung der Moleküle hängt von der jeweiligen Gewebeart ab. Dies wird durch den Diffusionskoeffizienten beschrieben.

Der **Diffusionskoeffizient** ist ein Maß für die Beweglichkeit der Moleküle innerhalb bestimmter Gewebearten.

Diffusionskoeffizient von Wasser im Gehirn

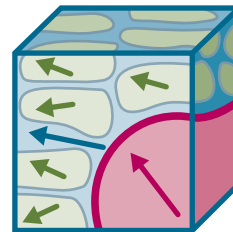
Liquor	ca. $3 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$
Graue Substanz	ca. $0,8 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$
Weißer Substanz	abhängig von der Richtung $0 - 1,1 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$

Abhängig von der Richtung → Seite 88

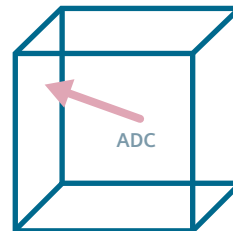
Scheinbarer Diffusionskoeffizient (ADC)

Der Diffusionskoeffizient innerhalb eines Voxels ist eine Mischung aus intra- und extrazellulären sowie intravaskulären Spinensembles. Diese Spinensembles besitzen unterschiedliche Diffusionskoeffizienten. Die Diffusion in einem Voxel ist tatsächlich ein heterogener Prozess.

Aus diesem Grund wird der ermittelte Wert als **scheinbarer Diffusionskoeffizient** oder ADC (apparent diffusion coefficient) ausgedrückt. Dies ist der *zeitlich gemittelte* Diffusionskoeffizient des Voxels.



Volumenelement mit verschiedenen Gewebebereichen, die unterschiedliche Diffusionskoeffizienten aufweisen

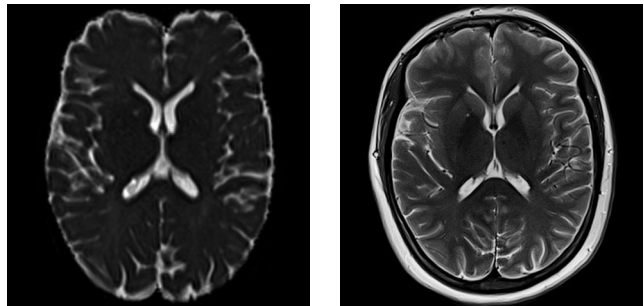


Volumenelement mit durchschnittlichem Diffusionskoeffizienten in einer bestimmten Richtung

Diffusionsbild und ADC-Karte

In Bildern werden die ADC-Werte durch die Grauwerte der Pixel dargestellt. Da diese Pixel die Koordinaten des Voxels repräsentieren, ähneln die Diffusionsdarstellungen anatomischen Bildern. Das Signal enthält jedoch keine T_2 -Anteile. Deshalb werden ADC-Bilder auch als **ADC-Karten** bezeichnet.

Ein hypointenses Pixel repräsentiert ein Voxel mit niedrigem ADC und daher geringer Diffusion.
Ein hyperintenses Pixel repräsentiert einen hohen ADC und daher hohe Diffusion.



ADC-Karte mit reduzierter Diffusion in der linken Hirnhälfte (links) und anatomischem T_2 -Bild (rechts)

Prinzip der Diffusionswichtung

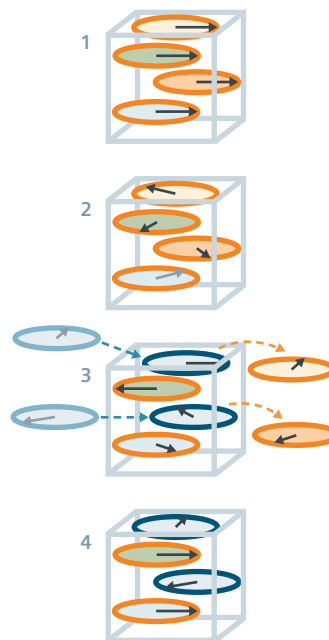
So werden MR-Diffusionsbilder erzeugt

Signal von diffundierenden Spins abschwächen

Die Diffusion wird mithilfe von zwei entgegengesetzten Gradientenpulsen ermittelt, die kurz hintereinander geschaltet werden. Dies ist der »bipolare Diffusionsgradient«. Wir beginnen mit einem kohärent verlaufenden Spinensemble in einem Voxel (1). Es wird durch den ersten Gradientenpuls völlig dephasiert (2). Mehrere Spins diffundieren anschließend aus dem Voxel heraus und werden durch Spins aus benachbarten Voxeln ersetzt (3).

Der zweite Gradientenpuls dephasiert die stationären Spins vollständig. Diffundierte Spins einer ursprünglich anderen Spinphase können jedoch durch den negativen Gradientenpuls nicht vollständig rephasiert werden. Das Signal des neuen Spinensembles nimmt ab (4). Diese Signalabschwächung erzeugt einen neuen Kontrast: die **Diffusionswichtung**.

Zur Darstellung von Diffusionskontrasten werden im Allgemeinen T_2^* -gewichtete Sequenzen angewendet.



Der b-Wert steuert die Diffusionswichtung

Normalerweise ist die Signalabschwächung selbst bei starker Diffusion kaum messbar. Daher muss sie durch die jeweiligen Parameter des bipolaren Gradientenpulses verstärkt werden:

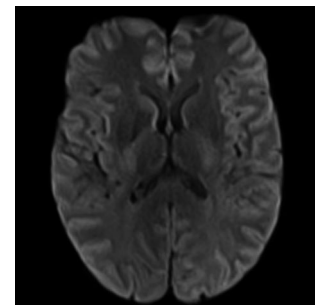
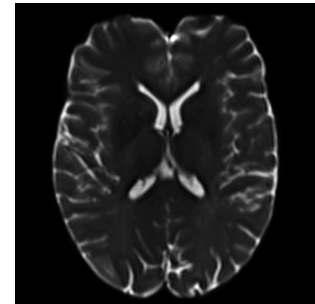
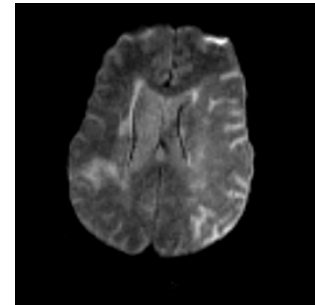
- Stärke (Amplitude)
- Dauer
- Zeitintervall zwischen den beiden Einzelpulsen

Die Verstärkung des Signalabfalls wird durch die Stärke der Diffusionswichtung (**b-Wert** mit der Einheit s/mm^2) ausgedrückt. Ein höherer b-Wert führt bei zunehmender Diffusion zu einem verstärkten Signalabfall.

Der Wert $b = 0$ gibt an, dass keine Diffusionswichtung erfolgt (T_2 -Vergleichsbild).

Diffusionsgewichtete Bilder bilden die Ausgangsbasis für die Berechnung von ADC-Karten. Man vergleicht zwei unterschiedlich diffusionsgewichtete Aufnahmen und berechnet den Fit über eine theoretische Exponentialkurve hinweg. Um die Perfusionsflussrate zu eliminieren, werden diffusionsgewichtete Bilder mit einem b-Wert über $150 s/mm^2$ gewählt. In diesem Bereich haben Perfusion-Spins durch Dephasierung ihr Signal vollständig verloren. Zusätzlich zum Referenzbild ($b = 0$) werden diffusionsgewichtete Bilder mit einem b-Wert von $500 mm/s^2$ und $1000 mm/s^2$ erstellt.

Diffusionsgewichtete Bilder:
 $b=0 s/mm^2$ (oben),
 $b=1000 s/mm^2$ (unten)



Diffusionsgewichtete Bilder mit ADC-Karten vergleichen

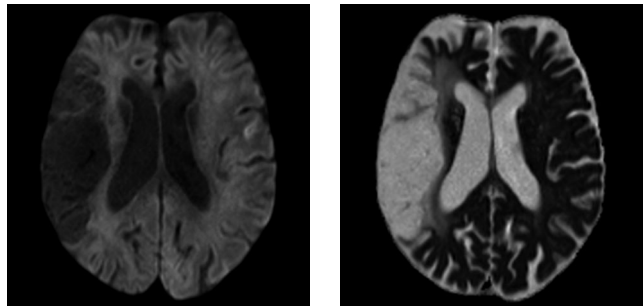
Unterschiedliche Darstellung von Diffusionsstörungen

Unterschiedlicher Kontrast, gleiche Störung

ADC-Karten zeigen den Diffusionskoeffizienten als funktionale Information und enthalten keine anatomischen Signalanteile. Diffusionsgewichtete Bilder (DW-Bilder) zeigen auch anatomische Informationen, da sie T_2 -Anteile enthalten. Dennoch zeigen beide Bilder dieselbe Diffusionsstörung.

Warum wird geringe Diffusion in DW-Bildern hyperintens dargestellt? Je stärker die Diffusion ist, desto mehr Spins werden mit anderen Voxeln ausgetauscht. Im neuen Spinensemble können weniger Spins vollständig rephasiert werden.

Eine stärkere Diffusion bedeutet in DW-Bildern ein schwächeres Signal. Umgekehrt bedeuten mehr rephasierbare Spins bei geringer Diffusion ein höheres Signal.



Diffusionsgewichtetes Bild mit $b = 1000$ (links) zeigt eine alte Diffusionsstörung in der linken Hirnhälfte. In der ADC-Karte (rechts) ist dieser Bereich heller.

Probleme der Anatomie

Warum sind anatomische DW-Bilder nicht ausreichend? Diffusionsgewichtete Bilder enthalten Signalanteile, die unabhängig von der Diffusion direkt vom Gewebe stammen. Wenn ein Gewebe über eine lange T_2 -Konstante verfügt, kann dies zu einer Signalerhöhung in der entsprechenden Region führen. Diese Signalerhöhung wird möglicherweise als verringerte Diffusion fehlinterpretiert. Dieser Effekt ist als T_2 Shine Through bekannt.

ADC-Karten beseitigen die Möglichkeit einer Fehldiagnose aufgrund eines T_2 Shine Through-Effekts. Es gibt jedoch weitere Komplikationen, insbesondere die Anisotropie der Diffusion → Seite 88.

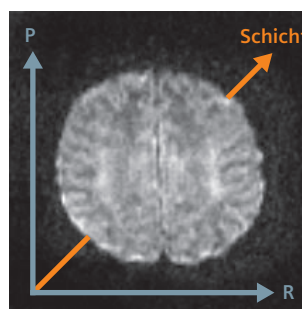
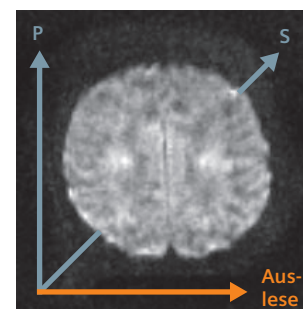
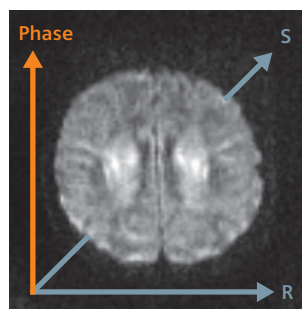
Richtungsabhängige Diffusion

Verschiedene Signalintensitäten je nach Richtung des Diffusionsgradienten

Diffusionsanisotropie nutzen

Die Ausrichtung von Nervenfasern ist ein Beispiel für die richtungsabhängige Diffusion. Die Nervenfasern sind von einer Myelinscheide umgeben. Nur sehr wenige Wassermoleküle können die Myelinscheide passieren. Quer zu den Fasern ist die Diffusion deshalb stark eingeschränkt. In der Längsrichtung der Fasern kommt es dagegen nicht oder kaum zu Einschränkungen. Die Diffusion verhält sich also *anisotrop*, räumlich ungleichartig.

Dies wird sichtbar gemacht, wenn man die Diffusionsgradienten in den drei orthogonalen Raumrichtungen schaltet. Aufgrund der Anisotropie weist dieselbe Schicht je nach geschalteter Raumrichtung einen anderen Diffusionskontrast auf.



Ausrichtung des Diffusionsgradienten in Phasenkodierichtung (Phase, links), Ausleserichtung (Read, rechts) und Schichtrichtung (Slice, rechts). Alle drei Bilder zeigen dieselbe Schicht, aber aufgrund der Ausrichtung der Nervenfasern unterschiedliche Kontraste.

Diagnostischer Wert der gemittelten Diffusion

Zur Darstellung der Diffusion werden häufig Bilder benötigt, die nicht von Anisotropie abhängig sind.

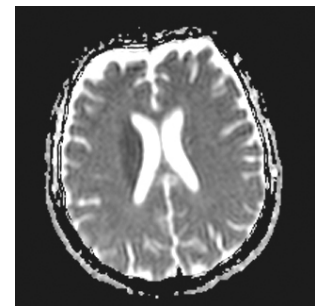
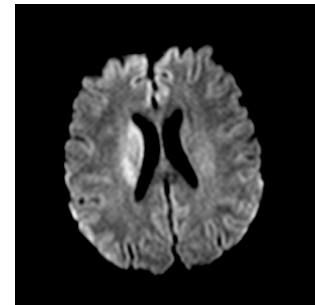
Beim **Trace-Bild** handelt es sich um die Mittelung von drei Messungen in den orthogonalen Richtungen. Dies ist die einfachste Art, von Anisotropie unabhängige Diffusionsbilder zu erzeugen.

Eine gemittelte ADC-Karte wird auf die gleiche Weise erzeugt. Die Mittelung der drei ADC-Karten in orthogonaler Richtung ergibt die gemittelte ADC-Karte.

Die Bestimmung des Trace-Wertes ist vor allem für Folgeuntersuchungen wichtig. Hier verursacht eine leichte Veränderung der Patientenpositionierung eine versetzte Ausrichtung der Gewebestruktur gegenüber den Diffusionsachsen.

ADC-Karte oder ADC-Trace? Welche ist die beste Diffusionsdarstellung? Aufgrund des höheren diagnostischen Werts hat die gemittelte ADC-Karte die Standard-ADC-Karte fast vollständig verdrängt.

Trace-Bild (oben) und gemittelte ADC-Karte (unten)



Diffusionstensorbildung

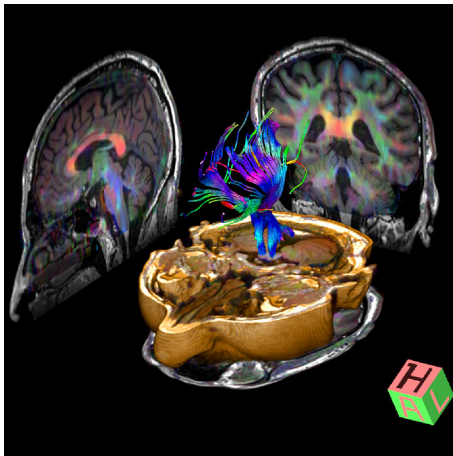
Diffusionstensor

Eine anisotrope Größe kann mathematisch als Tensor ausgedrückt werden. Dies ist sozusagen der nächste Dimensionssprung nach Skalaren und Vektoren. Daher stellt man den Diffusionstensor üblicherweise als eine quadratische Matrix bestehend aus neun Zahlen dar (3x3-Matrix).

Die drei Diagonalelemente der Matrix repräsentieren die Diffusion in den drei orthogonalen Richtungen. Die Summe dieser drei Diagonalelemente (Tensor-Trace) ergeben das Trace-Bild.

Die Matrixelemente rechts und links von der Diagonalen werden von Werten besetzt, die sich nur im Vorzeichen unterscheiden. Im Normalfall werden lediglich Diffusionsgradienten in sechs Richtungen benötigt, um den kompletten Diffusionstensor zu füllen. Zur Darstellung komplizierter Anisotropie werden jedoch 12 oder mehr unterschiedliche Diffusionsgradienten benötigt (multidirektionale Diffusionswichtung, MDDW).

Die Richtungsabhängigkeiten des Diffusionstensorbilds können in richtungsabhängigen Farben oder als eine Art gemittelte Anzeige, als sogenannte fraktionale Anisotropiekarte (**FA-Karte**) dargestellt werden.



DTI-Bilder, überlagert mit anatomischen Bildern
und rekonstruierter Traktografie in 3D

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Diffusion wird in der MR-Bildgebung durch diffusionsgewichtete Bilder (DW-Bilder) und/oder den gemittelten Diffusionskoeffizienten ADC dargestellt. Da Diffusion auch eine richtungsabhängige Komponente besitzen kann, erfolgt eine zusätzliche Mittelung über die orthogonalen Richtungen. Als Ergebnis werden Trace-Bilder und/oder gemittelte ADC-Karten erzeugt.

Bei der Diffusionstensorbildgebung (DTI) geht es vor allem um Richtung. Mit dieser Technik kann man beispielsweise Faserverbindungen der weißen Substanz oder einzelne Kerngebiete der tiefen grauen Substanz abgrenzen oder selektiv darstellen.

Perfusionsbildgebung

Änderungen oder Verzögerungen im mikrovaskulären Blutfluss darstellen

First Pass eines Bolus

Perfusion ist der vaskuläre Nährstofftransport in das Kapillarnetz des Gewebes zur Versorgung der Zellen. Perfusionsbilder werden beispielsweise durch Single-Shot-EPI-Sequenzen erstellt. Dies ermöglicht eine schnelle Bildaufnahme mit hoher Empfindlichkeit. Beispielhaft beschreiben wir Perfusion im Gehirn. Perfusion findet auch im Herzen oder in jedem anderen Gewebe statt.

Zur Verfolgung der Perfusion wird ein Kontrastmittel (KM) intravenös injiziert. Der KM-Bolus erreicht nach kurzer Zeit das Gehirn. Während des Durchgangs durch das zerebrale Kapillarnetz (**First Pass**) ist die Perfusion des Bolus zu sehen. Bei guter Perfusion verteilt sich das Kontrastmittel fein über die Kapillaren im Gewebe und wird wieder durch nachfolgendes Blut ausgewaschen.



Suszeptibilitätskontrast

Während des First Pass erhöht sich das Signal *nicht*, wie man vermuten könnte. Stattdessen kommt es aufgrund des T_2^* -Effekts des Kontrastmittels zu einer *Verminderung* des Signals.

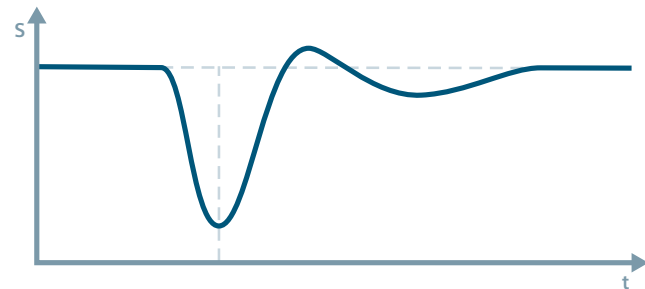
Der Grund für diese Signalverminderung ist eine Veränderung des Wertes T_2^* . Diese Veränderung wird durch die unterschiedliche Magnetisierbarkeit des mit Kontrastmittel gefüllten intravaskulären Raums und des umgebenden Gewebes hervorgerufen, dem Suszeptibilitätsunterschied der beiden Bereiche. Die Dynamik zeigt, in welcher Region sich das Kontrastmittel *nicht* anreichert. Daher wird diese Bildgebungsmethode auch Dynamic Susceptibility Contrast Imaging (DSC) genannt.

Globaler Bolus Plot

Der zeitliche Ablauf des First Pass und die damit verbundene Signalverminderung werden für das gesamte Gehirn (nicht für den einzelnen Voxel) in einer Zeit-Dichte-Kurve, dem **globalen Bolus Plot** (GBP), dargestellt.

In einem ersten Schritt werden mit dem GBP der Bolusdurchgang und die Perfusion beurteilt. Im zweiten Schritt der Auswertung werden lokale Unterschiede betrachtet.

Der globale Bolus Plot ermöglicht nur eine allgemeine Beschreibung im Hinblick auf den zeitlichen Ablauf der Perfusion. Erst die Betrachtung einzelner Voxel ermöglicht präzise Angaben über das zerebrale Blutvolumen und den Blutfluss.



Globaler Bolus Plot (GBP)

Biologisch betrachtet ist Perfusion der Nährstofffluss durch die Kapillaren. Der Fluss beginnt mit dem vaskulären Transport (aus den Arteriolen) in das Kapillarnetz. Danach folgt die Diffusion der Nährstoffmoleküle durch die Zellmembranen in die zu versorgende Zelle. Bei der Rückperfusion werden die Abfallstoffe aus den Zellen über das Kapillarnetz in das venöse und lymphatische System transportiert.

Im Kontext der MR-Bildgebung bezeichnet Perfusion nur die vaskuläre Transportphase, nicht jedoch die Diffusionsphase der Perfusion.

Neben der Technik Dynamic Susceptibility Contrast (DSC) zur Perfusionsauswertung stehen Methoden ohne Kontrastmittel zur Verfügung. Mittels Arterial-Spin-Labeling wird beispielsweise der Einstrom von HF-angeregtem Blut gemessen und bewertet.

Perfusionskarten

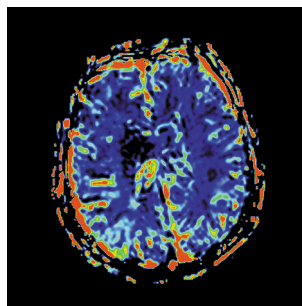
Für jede gemessene Schicht werden individuelle Karten erzeugt

Blutvolumen und Blutfluss

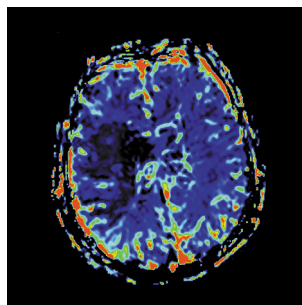
Das regionale Blutvolumen und der regionale Blutfluss im Gehirn sind die beiden Hauptparameter der Perfusionsbildgebung.

Das **regionale zerebrale Blutvolumen** (rCBV) ist der durch das Kapillarnetz beanspruchte Raum innerhalb eines Voxels. Es bezieht sich auf die Masse des versorgten Gewebes (Maßeinheit: ml/g).

Der **regionale zerebrale Blutfluss** (rCBF) stellt die Blutmenge dar, die während eines bestimmten Zeitraums durch das Kapillarnetz innerhalb des Voxels fließt (in ml/g/s).



rCBV-Karte



rCBF-Karte

Mean Transit Time

Die **Mean Transit Time** (MTT) ist das Verhältnis von CBV zu CBF, ein Sensitivitätsindex für die Abnahme des Perfusionsdrucks.

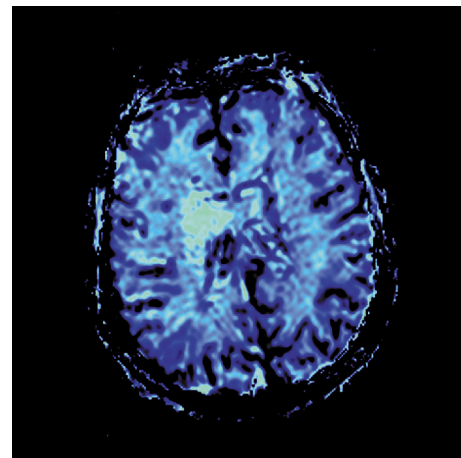
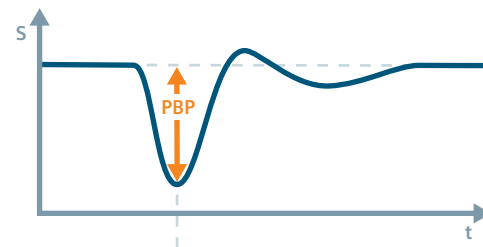
Die MTT-Karte gibt an, wie lange Blut in einem interessierenden Volumen bleibt, bevor es durch frisches Blut ersetzt wird.

Verminderte Perfusion

Der globale Bolus Plot ermöglicht nur eine allgemeine Beschreibung im Hinblick auf den zeitlichen Ablauf der Perfusion. Erst die Betrachtung einzelner Voxel ermöglicht präzise Angaben über das zerebrale Blutvolumen und den Blutfluss. Für diese Auswertung werden für jede gemessene Schicht einzelne Karten und Maps erzeugt.

Mit **Percentage of Baseline at Peak (PBP)** wird der *relative* Betrag des Signalverlusts aufgrund der Boluspassage durch das Kapillarnetz bestimmt. Es wird eine PBP-Karte pro gemessener Schicht angezeigt.

Verminderte Perfusion, d. h. weniger Kontrastmittel, wird hyperintens dargestellt.

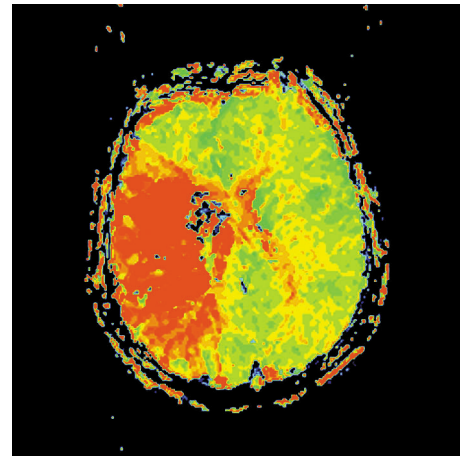
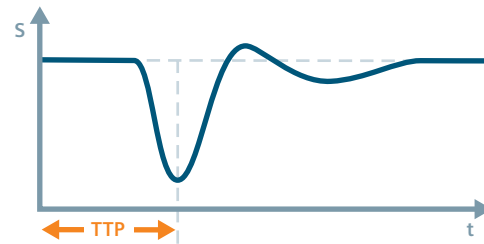


PBP-Karte

Verzögerte Perfusion

Mit **Time to Peak (TTP)** wird das Zeitintervall bis zum Boluspeak bezeichnet. Die TTP-Karte gibt die regionale Verteilung der Zeit an, die bis zum Erreichen des Signalminimums der Perfusion benötigt wird, entweder in Grauwerten oder farbkodiert.

Hellere Pixel (bei Grauwert-Kodierung) repräsentieren eine verzögerte TTP und damit eine verzögerte Perfusion.



TTP-Karte in Farbe, rote Pixel kennzeichnen eine verzögerte Perfusion

**AUF DEN PUNKT GEBRACHT**

Beim First Pass eines Kontrastmittels durch das zerebrale Kapillarbett wird die Perfusion sichtbar gemacht. Regionales Blutvolumen und regionaler Blutfluss spielen dabei eine entscheidende Rolle.

Die Beurteilung der Perfusion erfolgt mithilfe der rCBV-, rCBF- und der TTP-Karte. In den Karten werden nur funktionale Informationen angezeigt.

BOLD-Bildgebung

Magnetische Eigenschaften des Bluts zur Analyse der Hirnaktivität nutzen

Blut trägt das Signal

Welche neuronalen Bereiche sind an einem kognitiven Prozess, sei es Wahrnehmung, Denken oder Bewegung von Gliedmaßen, beteiligt? Bei der Suche nach der jeweiligen Hirnregion messen wir *nicht* direkt die neurale Aktivität, sondern suchen nach lokal erhöhten Sauerstoffkonzentrationen, die mit Änderungen der Blutzirkulation (**BOLD** = Blood Oxygenation Level Dependent) verbunden sind.

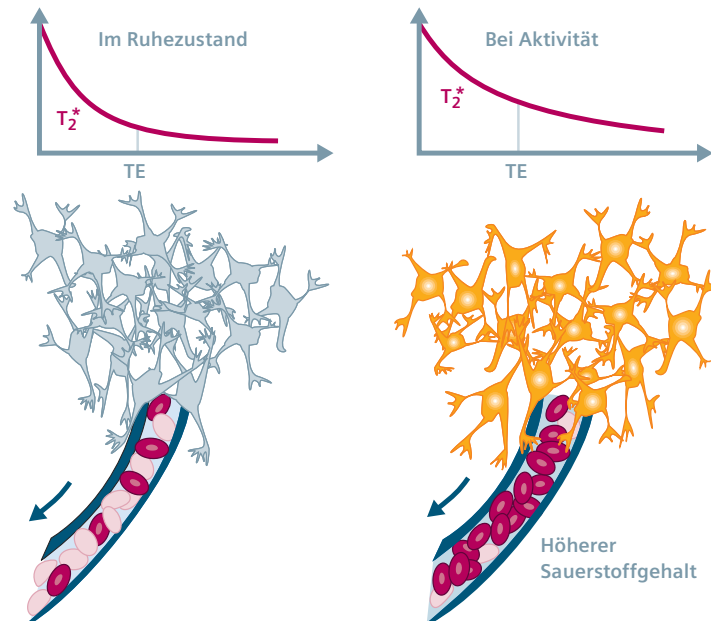
Mit BOLD wird *nicht* der Sauerstoffverbrauch gemessen. Bei Aktivität steigt der Sauerstoffbedarf der zerebralen Nervenzellen an. Die Erhöhung des Blutflusses sorgt dafür, dass das Blut nach Entnahme des Sauerstoffs mehr Oxyhämoglobin, den Träger des Sauerstoffs, enthält als bei Inaktivität der Neuronen.

Die Sauerstoffentnahme wird überkompensiert. Eine erhöhte Sauerstoffkonzentration in einer Hirnregion ist daher ein Indikator für lokale neurale Aktivität.

Suszeptibilitätsänderungen im Blut

Durch Sauerstoffanreicherung ändern sich die magnetischen Eigenschaften des Bluts: Sauerstoffarmes Blut enthält mehr paramagnetisches Desoxyhämoglobin (Hb^{++}), sauerstoffreiches Blut mehr diamagnetisches Oxyhämoglobin (HbO_2^-).

Mit zunehmendem Sauerstoffgehalt gleichen sich die magnetischen Eigenschaften des Hämoglobins an die des umgebenden Blutplasmas an. In der Folge verlangsamt sich der Zerfall der Quermagnetisierung: T_2^* verlängert sich und das Signal nimmt zu.



Paradigmen, t-Tests und Mosaikbilder

Hirn im Ruhezustand mit neuraler Aktivität in Beziehung setzen

t-Testbilder erstellen

Angenommen wir möchten feststellen, welche Hirnregion bei der Bewegung unserer Finger aktiv ist. Während der Messung erstellen wir einige Sekunden lang Aufnahmen *ohne* Bewegung der Finger (Ruhezustand). Danach erfolgen Aufnahmen, bei denen die Finger mehrere Sekunden lang bewegt werden (*Aktivität*). Um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten, führen wir diesen Wechsel mehrfach durch, z. B. zehnmal. Wir erstellen sozusagen ein **Paradigma**.

Die im Ruhezustand aufgenommenen Bilder und die bei neuraler Aktivität aufgenommenen Bilder werden mithilfe des t-Tests, einer statistischen Methode, ausgewertet. Die berechneten Bilder haben rein funktionale und keine anatomischen Inhalte.

Um das Signal der jeweiligen Hirnregion zuordnen zu können, wird das t-Testbild normalerweise über das anatomische Bild gelegt.

Selbst die kleinste Kopfbewegung kann die Messergebnisse verfälschen. Durch den Einsatz der dreidimensionalen Bewegungskorrektur 3D PACE (Prospective Acquisition CorrEction) wird der durch Bewegung hervorgerufene Versatz in den Bildern bereits während der Messung korrigiert (Inline-Technologie).

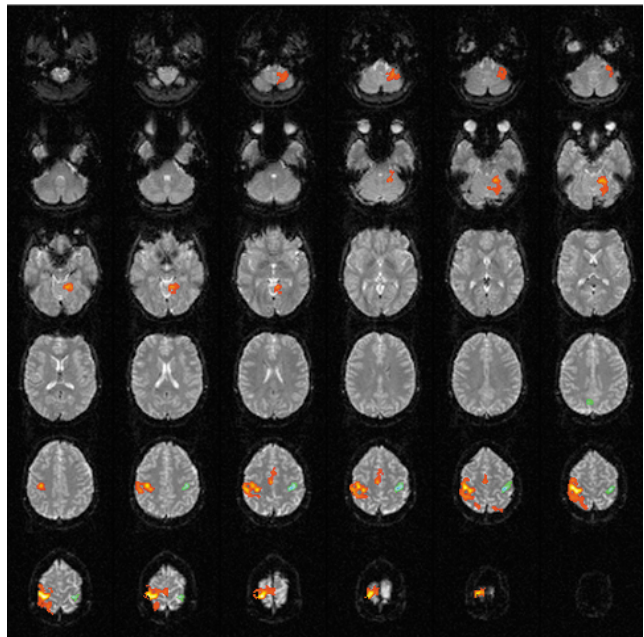
Ergebnisse des t-Tests,
3D überlagert anatomische Bilder



Ergebnisse in Mosaikbildern anzeigen

Um aktive Hirnregionen sichtbar zu machen, sind Bilder des gesamten Gehirns erforderlich. Bei jeder Messung wird daher eine Vielzahl von Bildern aus verschiedenen Schichten erzeugt. Tausende von Bildern werden gemessen und berechnet.

Um diese Menge an Bildern handhaben zu können, wird die Mosaik-Bildgebung eingesetzt. Die Software kombiniert und speichert die Bilder unmittelbar nach Ausführen der Messesequenz in einer Matrix.



Mosaikbilder



Zusammenfassung

Neurale Aktivität, Blutfluss und Nährstofftransport, Molekularbewegung und biochemische Analyse – funktionale und quantitative Bildgebung ermöglichen neue Einblicke in den menschlichen Körper.

Erforschung der Epilepsie, Beurteilung von Gefäßverschlüssen oder die Diagnose von Schlaganfällen sind nur einige der Anwendungsgebiete, die durch funktionale MR-Bildgebung ermöglicht werden.

MR-Scanner mit einer Feldstärke von 3 oder 7 Tesla und höher sind in der Lage, die Darstellung von Prozessen auf molekularer und neuraler Ebene zu verbessern.

MR-Spektroskopie

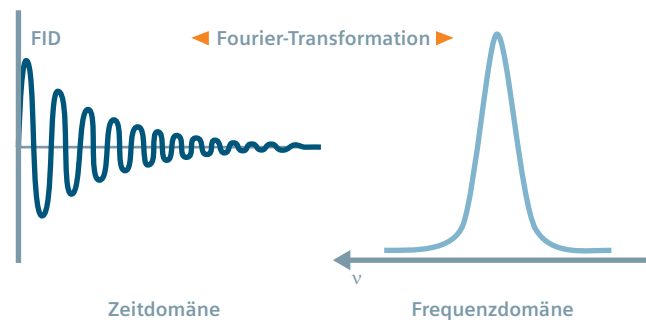
Zusätzlich zur Bilderzeugung ermöglicht die MR-Spektroskopie die biochemische Beurteilung

Vom freien Induktionsabfall (FID) zum Peak

In der MR-Spektroskopie wie auch in der MR-Bildgebung wird das MR-Signal als Funktion der Zeit gemessen: Der freie Induktionsabfall (FID) ist eine schnell abnehmende HF-Schwingung. In spektroskopischen Sequenzen werden FID und Spinechos eingesetzt.

Durch Verwendung einer einzigen Fourier-Transformation wird diese Oszillation in ihre Frequenzkomponenten zerlegt, die als **Spektrum** bezeichnet werden.

Bei dieser Transformation handelt es sich um eine Umwandlung des Signals aus der Zeitdomäne in die Frequenzdomäne.



Wenn das Signal nur eine Frequenz hat (Sinus-Oszillation), besteht das entsprechende Spektrum nur aus einer einzigen **Resonanzlinie** der entsprechenden Frequenz. Da wir es mit lokalen Magnetfeld-Inhomogenitäten und Molekülbewegungen, die zu Feldfluktuationen führen, zu tun haben, gibt es keine scharf abgegrenzte Resonanzlinie, sondern einen breiteren **Peak** mit endlicher Breite.

Der Peak repräsentiert die Resonanzfrequenz im gemessenen Voxel. Interessant ist, dass die Fläche unter dem Peak proportional zur Anzahl der signalgebenden Kerne ist (in diesem Fall zur Protonendichte).

Spektrum, chemische Verschiebung und Techniken

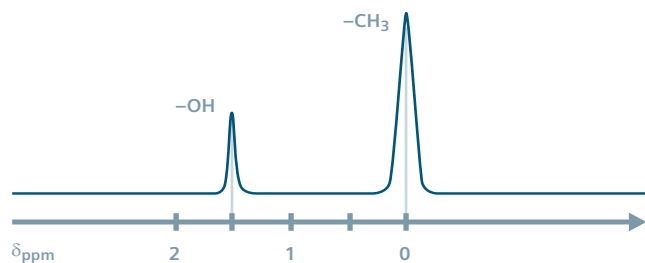
Ein MR-Spektrum zeigt die Abhängigkeit der Signalintensität von der chemischen Verschiebung (siehe Kapitel 2, *Sättigung und chemische Verschiebung*). Die Konzentration von Stoffwechselprodukten (Metaboliten), die zum Spektrum beitragen, kann dann quantifiziert werden. Wir können molekulare Komponenten, Moleküle und Substanzen unterscheiden.

Bei der Bildgebung mit chemischer Verschiebung (Chemical-Shift-Imaging, **CSI**) werden die metabolischen Informationen aus einem interessierenden Volumen (VOI) einer Spektrenmatrix zugeordnet.

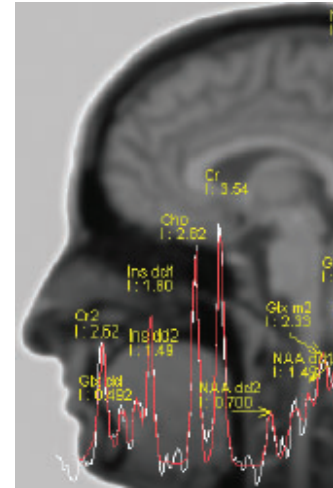
Bei der Einzelvolumenspektroskopie (Single-Volume-Spektroskopie, **SVS**) werden die metabolischen Informationen von einem Volumen einem Spektrum zugeordnet. Die Einzelvolumenspektroskopie ist bei pathologischen Veränderungen vorteilhaft, die räumlich nicht auf wenige VOIs eingegrenzt werden können.

Beispiel Methanol (CH_3OH): Das Verhältnis der Peak-Bereiche ist 3 : 1. Daher können die Peaks entweder der Hydroxylgruppe (OH) oder den 3 gleichwertigen Wasserstoffatomen der Methylgruppe (CH_3) zugeordnet werden.

Das Ausmaß der chemischen Verschiebung kann in δ_{ppm} (ppm = parts per million) ausgedrückt werden. $\delta_{\text{ppm}} = -1,5$ bedeutet, dass die Frequenz der OH-Gruppe um 1,5 Millionstel verringert ist (d. h. um 60 Hz bei einer Larmor-Frequenz von 40 MHz).

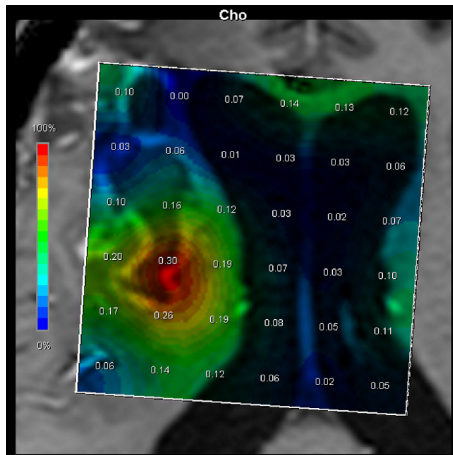


In der praktischen Anwendung umfasst der Vergleich von Spektren nicht die absoluten Peak-Bereiche, sondern die relativen Signalintensitäten. Sie werden verwendet, um die Spektren von gesundem Gewebe mit den Spektren von pathologischem Gewebe zu vergleichen.

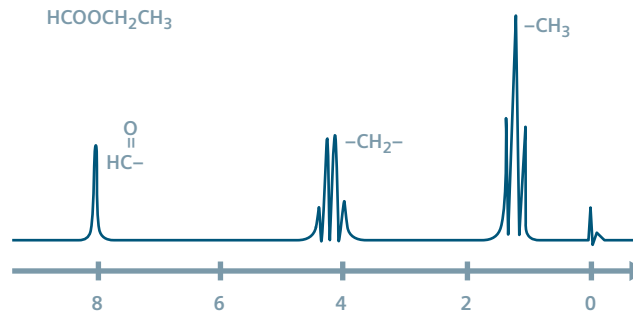


Feinaufspaltung der Resonanzlinien

Nicht alle Kerne erzeugen einfache Resonanzlinien (*Singulette*). Einige Kerne weisen eine charakteristische Aufspaltung der Linien auf, beispielsweise als Triplette oder Quartette. Dies wird durch die magnetische Interaktion der Kerne hervorgerufen (Spin-Spin-Kopplung).



Metabolische Cholin-Karte aus 3D CSI-Messung







Artefakte erkennen und vermeiden

Artefakte sind Strukturen im Bild, die nicht mit der räumlichen Verteilung des Gewebes in der Bildebene übereinstimmen. Um eine mögliche diagnostische Fehlinterpretation zu vermeiden, ist es wichtig, diese Artefakte erkennen und zuordnen zu können.

Patienten- und gewebebedingte Artefakte

Bewegungsartefakte

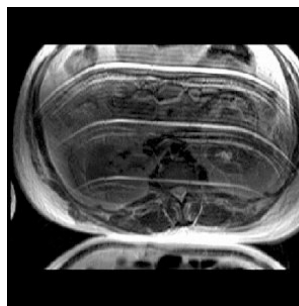
Die auffallendsten Artefakte im Bild entstehen durch Bewegungen während der Aufnahme: Atmung, Herzschlag, Blutfluss, Augen- und Schluckbewegungen, unabsichtliche Patientenbewegungen

Geisterbilder und Verschmierungen

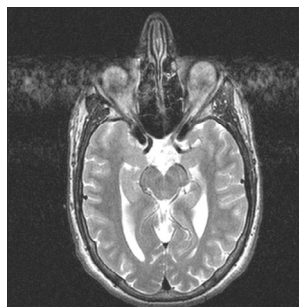
Atmung verursacht Geisterbilder: Der Thorax wird als Doppel- oder Mehrfachstruktur örtlich versetzt dargestellt. Signalreiche Strukturen, wie subkutanes Fett, verstärken die Ausbildung dieser Geisterbilder.

Durch die aperiodischen Augenbewegungen werden kontinuierliche Verschmierungen im Bild erzeugt.

Diese Bewegungsartefakte sind ausschließlich in Phasenkodierrichtung zu sehen.



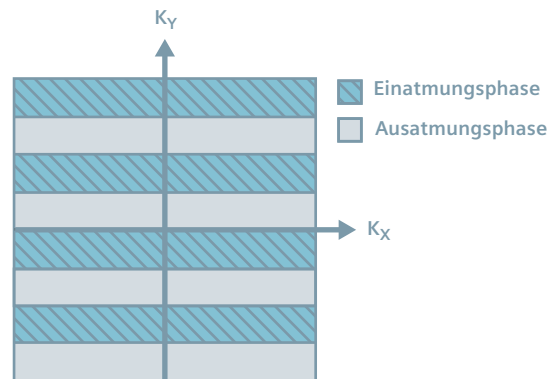
Geisterbilder in der Nähe des Thorax aufgrund periodischer Atembewegungen



Verschmierungen durch aperiodische Augenbewegungen

Die Ursache ist eine Fehlkodierung

Bei periodischen Bewegungen wie der Atmung befindet sich der Thorax in mehreren, gleichmäßig voneinander entfernten Phasenkodierschritten in der Einatmungsphase. In den dazwischenliegenden Schritten befindet er sich in der Ausatmungsphase. Dies führt zu einer quasiperiodischen Fehlkodierung: Der Thorax wird im MR-Bild örtlich versetzt angezeigt.

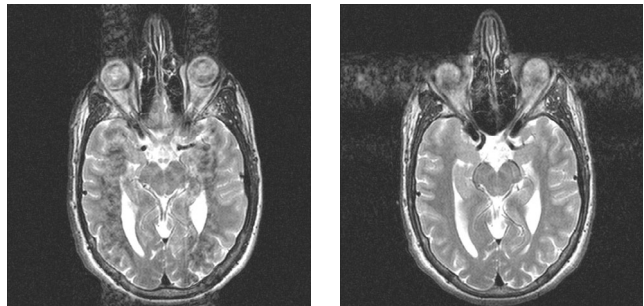


Was tun bei Bewegungsartefakten?

Bewegungsartefakte können häufig in Bildbereiche verlagert werden, die keinen Einfluss auf die Interpretation haben, indem Phasen- und Frequenzkodierung vertauscht werden (Swap).

Andere Möglichkeiten sind:

- Fettunterdrückung
- Bildmittelung
- Schnelle Bildgebung, z. B. Atemanhaltetechniken
- Radiale Techniken (BLADE)
- PACE etc.



Verlagerung des Bewegungsartefakts durch Vertauschen von Phasen- und Frequenzkodierung

AUF DEN PUNKT GEBRACHT

Bewegungsartefakte lassen sich in zwei Gruppen einteilen: Geisterbilder und Verschmierungen.

Geisterbilder entstehen durch quasiperiodische Bewegungen, beispielsweise durch Atmung.

Verschmierungen sind aperiodische Strukturen, z. B. die Augenbewegung.

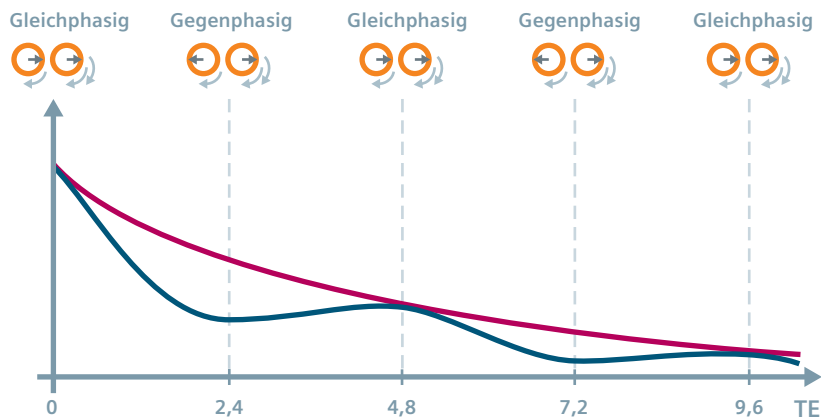
Konturenartefakte durch chemische Verschiebung

Phasenauslöschung in Gegenphase-Bildern

Phasenwechsel

Konturenartefakte, auch unter den Englischen Bezeichnungen »black boundary« oder »india ink« bekannt, können an der Grenzfläche von fett- und wasserhaltigem Gewebe auftreten. Die verschiedenen Resonanzfrequenzen von in Fett und Wasser gebundenen Wasserstoffprotonen (chemische Verschiebung) sind die Ursache einer möglichen Phasenverschiebung, die das Signal beeinträchtigt.

Bei einer Spinecho-Sequenz befinden sich die Protonen in jedem Voxel zum Auslesezeitpunkt in gleichphasiger Präzession. Bei Gradientenecho-Sequenzen liegt ein Phasenwechsel vor: Nach einem Anregungspuls befinden sich die Fett- und Wasserspins in einem Magnetfeld von 1,5 Tesla abwechselnd alle 2,4 ms in und außer Phase.

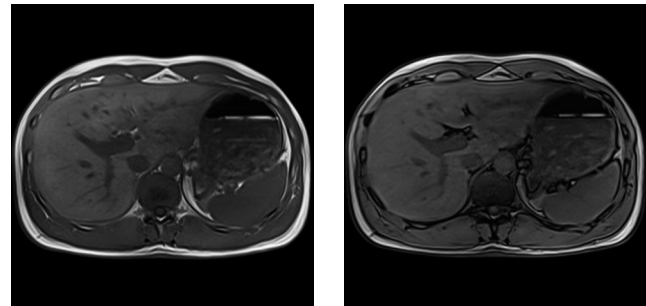


Gleichphasige und gegenphasige MR-Bilder

Gleichphasige und gegenphasige MR-Bilder weisen einen deutlichen Kontrastunterschied auf und können bei der Formulierung einer Differentialdiagnose nützlich sein.

Bei gleichphasigen Bildern erzeugen Fett und Wasser in einem gemeinsamen Voxel eine überlagerte Signalintensität. Die Quermagnetisierungen von Fett und Wasser verfügen über die gleiche Ausrichtung.

Wenn eine Gradientenecho-Sequenz Bilddaten in der Gegenphase erzeugt, wird ein vermindertes Signal aufgenommen. Die Ursache sind Quermagnetisierungen, die sich gegenseitig aufheben. Diese »Phasenauslöschung« führt zu Konturenartefakten, die an den Grenzflächen von fett- und wasserhaltigem Gewebe in der Breite eines Voxels auftreten.



Bildrekonstruktion Gleichphase (links), Gegenphase (rechts)



Was tun bei Konturenartefakten?

Verwenden Sie eine Echozeit (TE), bei der Fett- und Wasserspins in Phase sind.

0,2 Tesla: TE Gleichphase	36,7 ms, 73,5 ms ...
0,2 Tesla: TE Gegenphase	18,4 ms, 55,1 ms ...
1,5 Tesla: TE Gleichphase	4,8 ms, 9,6 ms ...
1,5 Tesla: TE Gegenphase	2,4 ms, 7,2 ms ...
3,0 Tesla: TE Gleichphase	2,46 ms, 4,92 ms ...
3,0 Tesla: TE Gegenphase	(1,23 ms*) 3,69 ms, 6,15 ms ...

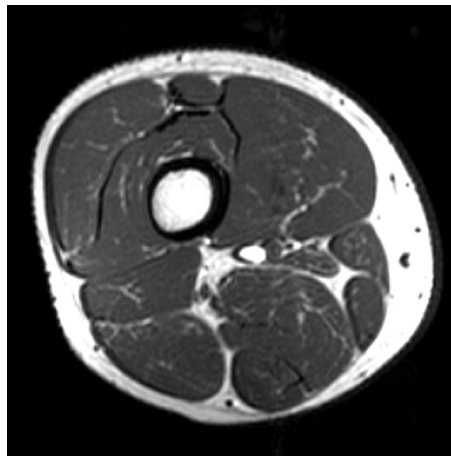
* nicht empfohlen

Reliefartefakte durch chemische Verschiebung

Fehlregistrierungen im Bild

Reliefähnliche Strukturen

Besonders empfindlich sind Voxel mit direkten Gewebeübergängen, die erhebliche Unterschiede bei Fett- und Wassergehalt aufweisen, beispielsweise Wirbel und Bandscheiben, sowie Übergänge zwischen Milz und Niere und umgebendem Fett. Das Artefakt ist im Bild als räumliche Verschiebung sichtbar. Da sowohl Wasser als auch Fettprotonen zur Bildgebung beitragen, verursacht ihre chemische Verschiebung von 3,4 ppm dieses Artefakt. Informationen zur chemischen Verschiebung finden Sie in Kapitel 2, *Sättigung und chemische Verschiebung*.



Reliefartefakt

Ursache von Reliefartefakten

Die Signale der Fett- und Wasserprotonen in einem Voxel werden bei der Bildrekonstruktion aufgrund ihrer chemischen Verschiebung verschiedenen Bildpixeln zugeordnet. Bei Übergängen zwischen Fett und Wasser führen diese Fehlkodierungen in Richtung der Frequenzkodierung (Ausleserichtung) zu einem hellen Rand auf der einen Seite und einem dunklen Rand auf der entgegengesetzten Seite einer anatomischen Struktur.



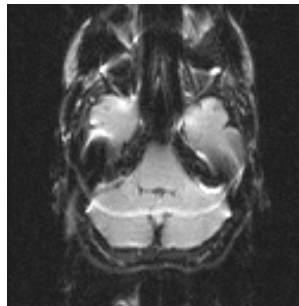
Chemische Verschiebungsartefakte mit EPI

Reliefartefakte treten auch in der echoplanaren Bildgebung (EPI) auf. Da aufgrund des schnellen T_2^* -Abfalls des FID (Free Induction Decay) zur Echoerzeugung nur 100 ms zur Verfügung stehen, wird das Auslesen im Allgemeinen auf 64 bis 128 Echos beschränkt.

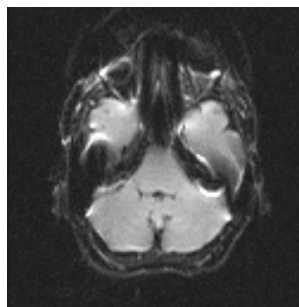
Bei EPI-Sequenzen, die in Phasenkodierrichtung geringe Bandbreiten aufweisen, ist die chemische Verschiebung von Fett und Wasser als deutliches Artefakt **in dieser Richtung** erkennbar.

Reliefartefakt bei 1 Tesla-Geräten

Auslesebandbreite	780 Hz
Phasenbandbreite	7 Hz
Verschiebung	21 Pixel



Verschiebung von Fett und Wasser im Kopf



Artefaktbeseitigung in der EPI-Bildgebung durch Fettunterdrückung

Was tun bei chemischen Verschiebungsartefakten?

Bei der Bildgebung im Gehirn ist die chemische Verschiebung nicht von Bedeutung, da die Signalintensität von Fett deutlich geringer ist als die von Wasser. In allen anderen Fällen können folgende Abhilfen eingesetzt werden:

- Sequenzen mit größerer Bandbreite verwenden
- Phasen- und Frequenzkodierichtung vertauschen (Swap)
- STIR-Sequenz verwenden
- Fett- oder Wasserunterdrückung



Verzerrungsartefakte (Suszeptibilität)

Veränderte oder verschobene Signalintensitäten aufgrund lokaler Feldinhomogenitäten

Suszeptibilitätsartefakte im Bild

Die Intensität des Artefaktes hängt von den lokalen Bedingungen ab. Es kann sich sowohl in einer Signalzunahme als auch in einer Signalverringering äußern.

Besonders anfällig sind Übergangsbereiche von Gewebe zu Knochen oder von Gewebe zu Luft. Problematische Regionen sind beispielsweise Nasennebenhöhlen, Orbita, Lunge, Herz, Magen und Darmschlingen.

Verzerrungsartefakte sind bei Gradientenecho-Sequenzen und in der EPI-Bildgebung besonders ausgeprägt.

Metallische oder ferromagnetische Objekte im Körper des Patienten oder an dessen Kleidung (z. B. Reißverschlüsse) führen ebenfalls zu Verzerrungsartefakten.

Magnetisierbarkeit und Feldinhomogenität

Magnetisierbarkeit (Suszeptibilität) ist die Fähigkeit eines Gewebes, magnetisch zu werden. An Übergängen von unterschiedlich magnetisierbarem Gewebe entstehen lokale Magnetfeldgradienten und somit Feldinhomogenitäten. Diese bleiben in den meisten Fällen so gering, dass keine Artefakte auftreten. Bei der Spinecho-Technik werden diese Inhomogenitäten vollständig kompensiert.

Bei den Gradientenecho-Techniken können in den Bereichen der Feldinhomogenität sehr starke Signalverluste auftreten. Die lokale Feldinhomogenität wird nicht ausgeglichen.

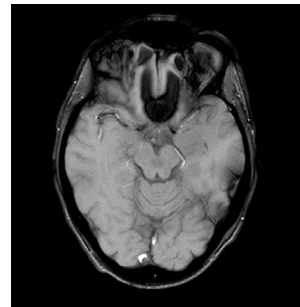
In der EPI-Bildgebung verursacht die äußerst geringe Bandbreite der Sequenzen zusätzliche Verzerrungen in der Phasenkodierrichtung.

Je größer die Feldstärke des Hauptmagnetfeldes ist, umso stärker ist der Effekt. Leitende und nicht-ferromagnetische Metalle führen zu Signalauslöschung und Verzerrungen.

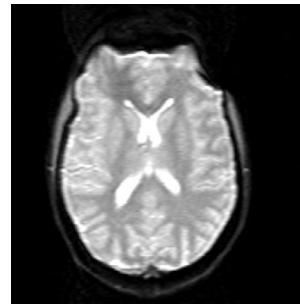
Was tun bei Suszeptibilitätsartefakten?

Die Verzerrungen im MR-Bild sind umso stärker, je geringer die Bandbreite einer Pulssequenz oder je größer die Magnetfeldinhomogenität ist. Mögliche Abhilfen sind:

- Spinecho-Sequenz verwenden, um mithilfe des rephasierenden 180° Puls den möglichen Signalverlust zu eliminieren.
- Voxel verkleinern, um die Unterschiede im Magnetfeld zu verringern.
- Echozeit TE verkürzen, um den Zeitraum der Dephasierung zu verringern.
- Sequenzen mit höherer Bandbreite verwenden.



Artefakte mit
Signalverlust in der
Sinusregion
(Gradientenecho-
Sequenz)



Suszeptibilitätsarte-
fakte in der
EPI-Bildgebung



Suszeptibilitätsarte-
fakte durch ferromag-
netische Objekte am
Patientenkörper

Systembedingte Artefakte

Verzerrungsartefakte

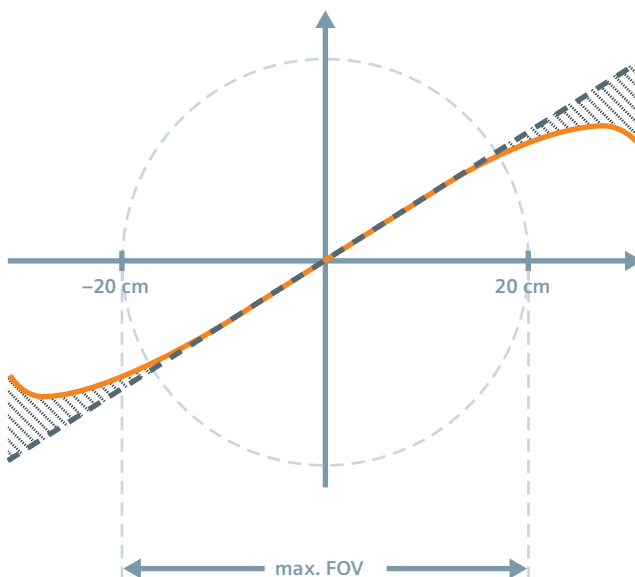
Bildverzerrungen am Rand eines großen Bildfelds

Ursachen der Verzerrung

Bildverzerrungen entstehen durch Inhomogenität des Magnetfeldes, Nichtlinearität des Gradienten oder durch ferromagnetische Materialien in der Nähe des Untersuchungsbereichs.

Bei idealen Bedingungen steigen die Magnetfeldgradienten linear im Bildgebungsvolumen des Magneten an. In der Realität nimmt die Linearität jedoch am Rand des Bildfelds ab. Die Größe des Bildfelds, die vom Gradientensystem erfasst werden kann, ist beispielsweise durch die Länge der Gradientenspule begrenzt.

Unserem Beispiel zeigt eine Abweichung von 5 % am Rand des Messvolumens mit einem Durchmesser von 40 cm. Das bedeutet, dass alle räumlichen Informationen am Rand um 5 % (1 cm) verschoben werden.



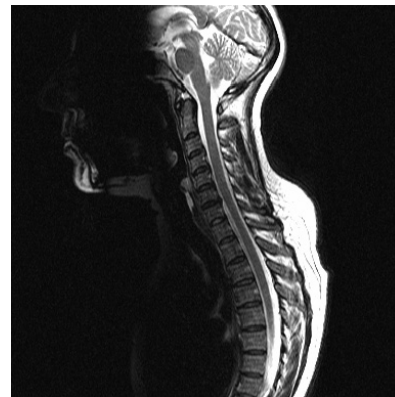
Was tun bei Verzerrungen?

Mit einem sogenannten »großen FOV-Filter«, bei dem die bekannten Eigenschaften des Gradientenfeldes berücksichtigt sind, können während der Bildrekonstruktion Korrekturen vorgenommen werden.

Nachteil: Durch den Filter wird die Rekonstruktionszeit verlängert. Zusätzlich ist die Schichtpositionierung in den Ergebnisbildern nicht mehr eindeutig. Aus diesem Grund ist die Schichtpositionierung oder die Schichtdarstellung bei solchen gefilterten Bildern nicht zulässig.

Alternativen:

- Tischvorschub während des Scans
- Zwei kleinere Bildfelder messen
- Interessierende Region im Magnetisozentrum positionieren



Ungefiltertes
Originalbild mit
Verzerrung



Verzeichniskorrektur
mit einem großen
FOV-Filter



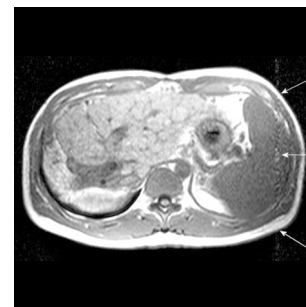
HF-Störungen

Bildstörungen durch HF-Einstrahlung

Ursachen von HF-Störungen

HF-Pulse werden während der Messung gesendet und empfangen. Externe HF-Felder, beispielsweise durch Radios, Mobiltelefone, elektronische Steuerungen oder Elektromotoren, können störende HF-Signale in das MR-System emittieren, die einen nachteiligen Effekt auf die Bildqualität haben.

Um MR-Tomographen vor externen Hochfrequenzfeldern zu schützen, werden sie in Räumen installiert, die gegen HF-Felder abgedichtet sind (Faraday'scher Käfig). Die HF-dichten Räume dienen auch dazu, die Umgebung vor den Effekten der vom Tomographen erzeugten HF-Felder abzuschirmen.



Artefakte durch HF-Einstrahlung

Was tun bei HF-Störungen?

HF-Störungen werden durch Quellen außerhalb des Untersuchungsraumes verursacht. Überprüfen Sie daher immer, ob die Tür zum Raum ordnungsgemäß geschlossen ist.

Nach baulichen Veränderungen können auch neu entstandene HF-Felder im Untersuchungsraum zu einer Störung innerhalb der HF-Abschirmung führen, beispielsweise durch Bohrlöcher für Leitungen. In diesem Fall müssen Servicetechniker sorgfältig nach der Ursache und dem Ort möglicher neuer Störquellen suchen.

Benutzer- und anwendungsbedingte Artefakte

Abschneidungsartefakte (Ringing)

Periodische Oszillationen (Streifen oder Ringe) im Bild

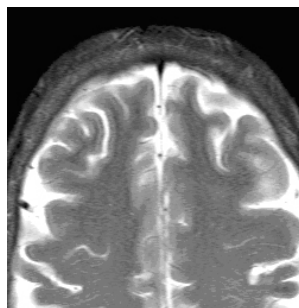
Abschneidungsartefakte und Datenabtastung

Abrupte Signalübergänge im Gewebe können zu einem Abschneidungsartefakt führen. Es entstehen periodische Oszillationen parallel zu den Gewebeübergängen. Im Bild werden Streifen oder Ringe mit abwechselnd hoher und niedriger Signalintensität, auch als Kantenoszillationen bezeichnet, angezeigt.

Ein Objekt könnte perfekt abgebildet werden, wenn ein unendliches Datenakquisitionsfenster zur Verfügung stünde. Aufgrund des begrenzten Zeitraums, der für eine Messung zu Verfügung steht, wird diese jedoch an bestimmten Stellen unterbrochen oder nicht fortgesetzt. Das hat in der Regel keinen negativen Einfluss auf das MR-Bild. Nur an stark kontrastreichen Gewebeübergängen entstehen Abschneidungsartefakte.



Kantenoszillation ohne Verwendung eines Filters



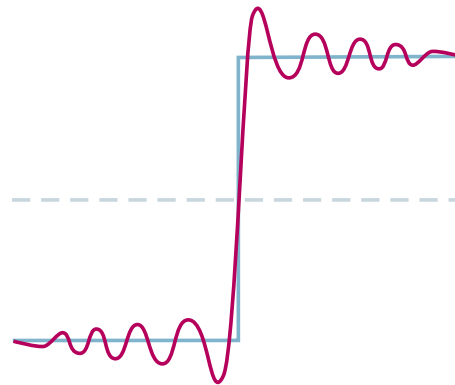
Anwendung eines schwachen Filters mit geringem Schärfeverlust

Ursache der Kantenoszillation

Artefakte durch Kantenoszillation werden durch eine begrenzte Anzahl von Abtastpunkten während des Scannens und der nachfolgenden Fourier-Transformation verursacht. Die Fourier-Transformation ist zudem durch die Anzahl der verwendeten Fourier-Elemente begrenzt. Abrupte Signalübergänge werden durch Kurvennäherungen simuliert.

Bei der Fourier-Transformation erfolgt bei einem Signalintensitätssprung am Objektrand eine Annäherung durch Oberwellen einer Sinuskurve. Theoretisch wäre eine unendliche Anzahl von Oberwellen erforderlich, um ein Rechteck abzubilden.

Durch die endliche Annäherung treten an den Randübergängen einzelne Amplitudenpeaks auf. Diese werden als Gibbs-Artefakte bezeichnet. Sie werden als Oszillationen der Bildintensität angezeigt. Der Effekt wird auch als *Ringing* bezeichnet.





Was tun bei Abschneidungsartefakten?

- Ein schwacher Rohdatenfilter (Hanning-Filter) kann verwendet werden. Die Stärke des Filters ist für das Ausmaß des Schärfeverlustes ausschlaggebend.
- Die Messmatrix kann vergrößert werden.

Überfaltungsartefakte (Aliasing)

Überfaltung durch Empfang von Signalen außerhalb des Bildfelds

Ursachen für Überfaltungsartefakte

Überfaltungen entstehen, wenn das gemessene Gewebe außerhalb des Bildfelds, aber noch im sensitiven Volumen der Spule liegt. Signale von außerhalb des Bildfelds überlagern das Bild, jedoch auf der entgegengesetzten Seite.

Das außerhalb des sensitiven Volumens der Spule angeregte Gewebe enthält höhere oder niedrigere Phasen- und Frequenzinformationen. Durch Fehlinterpretation bei der Fourier-Transformation (Unterabtastung des Signals) werden die Geweberegionen der entgegengesetzten Seite im Bildfeld zugeordnet. Aus diesem Grund enthält der Bildbereich beide Sätze an Signalinformationen, die ursprüngliche Information und den überfalteten Anteil. Bei einer vorgegebenen Abtastrate kann nur eine bestimmte maximale Frequenz korrekt interpretiert werden.



Überfaltung der außerhalb des Bildfelds liegenden Nase und des Hinterkopfes



Durch Oversampling wird bei der Messung die Entstehung eines Überfaltungsartefakts vermeiden

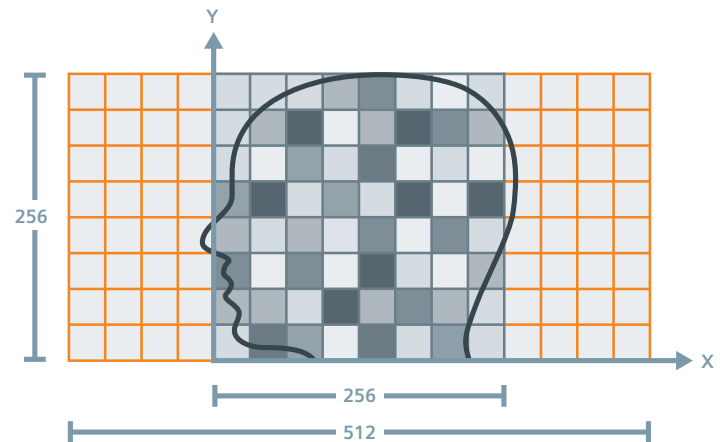
Was tun bei Überfaltungsartefakten?

Überfaltung lässt sich erfolgreich vermeiden, indem die Abtastpunkte während der Datenabtastung/des Oversamplings verdoppelt werden (z. B. 512 anstelle von 256).

In den meisten Fällen lässt sich dieses Artefakt in der Phasenkodierrichtung beobachten. Es empfiehlt sich, die Anzahl der Abtastpunkte in der Phasenkodierrichtung zu erhöhen, die Messzeit wird jedoch entsprechend verlängert.

Abhängig vom zu messenden Objekt kann auch das Vertauschen (Swap) der Ortskodierung Abhilfe leisten. Bei transversaler oder sagittaler Schichtpositionierung wird die y-Achse standardmäßig als Phasenkodierrichtung festgelegt. Bei koronalen Schichten gilt dies für die x-Achse.

Die Oversampling-Technik wird automatisch in Ausleserichtung verwendet.



Index

A

Abschneidungsartefakt, 134

Abtastfrequenz, 69

ADC, 81

ADC-Karte, 82

Gemittelte ADC-Karte, 89

Aliasing-Artefakt, 138

Artefakte

Aliasing, 138

Bewegungsartefakte, 116

Geisterbilder, 116

Gibbs-Artefakte, 135

HF-Störungen, 132

Kantenoszillation, 135

Reliefartefakte, 124

Überfaltungsartefakte, 138

Verschmierungen, 116

Verzerrungen, 130

Auflösung, 69

Auswascheffekt, 9

B

Betragsbild, 22

Betragssumme, 23

Betragssummenbild, 23

Bewegungsartefakte, 116

Bildfeld, 69

BOLD, 102

Bright-Blood, 4

Brown'sche Molekularbewegung, 78

b-Wert, 85

C

CAIPIRINHA, 74

Chemical-Shift-Imaging, 112

Chemische Verschiebung, 42, 60

Artefakte, 42

Chemisches Verschiebungsartefakt, 120

CISS, 58

CSI, 112

D

Dark-Blood, 8

Dark-Fluid-Technik, 40

DESS, 56

Diffusion, 78

Anisotropie, 88

Diffusionskoeffizient, 80

Diffusionskontrast, 86

Diffusionstensor, 90

Diffusionswichtung, 85

Gemittelter Diffusionskoeffizient, 81

Richtungsabhängigkeit, 88

Diffusionstensorbildgebung, 90

Dixon, 43

DW-Bild, 86

E

Einstromeffekt, 4

Einzelvolumenspektroskopie, 112

Empfindlichkeitsprofil, 70

F

FA-Karte, 90

Fehlkodierung, 117

First Pass, 92

FLAIR, 40

Fluss

Flussempfindlichkeit, 21

Flussgeschwindigkeit, 19

Flusskodierte Daten, 19

Flusskompensation, 15

Laminar, 10

Turbulenzen, 12

Flussartefakte, 33

Flussempfindlichkeit, 21

Flussgeschwindigkeit, 18

Flusskompensiertes Bild, 19

FOV (Field Of View), 69
Verzerrungen, 130
Frequenzdomäne, 110

G

GBP, 94
Gegenphase, 120
Geisterbilder, 116
Geschwindigkeitskodierung, 21
Gewebe selektive Sättigung, 36
Gleichphasig, 121
Globaler Bolus Plot, 94
GMR, 15

H

Halb-Fourier
HASTE, 52
VIBE, 62
HASTE, 52
HF-Störungen, 132

J

Jet-Effekt, 12

K

Konturenartefakt, 120

L

Laminarer Fluss, 10

M

Magnetisierbarkeit, 128
Magnetisierungsübertragung, 44
Maximumintensitätsprojektion, 3
Mean Transit Time, 97
MEDIC, 60
MIP, 3
Mitlaufende Sättigung, 34
Mosaik-Bildgebung, 106
MR-Spektroskopie, 110
MTC, 44
MTS, 44
MTT-Karte, 97

O

Off-Resonanz, 66

P

PACE, 105
Paradigma, 104
Parallele Sättigung, 32
PBP, 98
Peak, 111
Percentage of Baseline at Peak, 98

Perfusion, 92
Perfusionsbildgebung, 92
Phasenbetrag, 22

Phasendifferenz, 19
Phasenkohärenz, 15
Phasenkontrast-Bildgebung, 18
Phasenumschlag, 20
Phasenverschiebung, 11, 18, 20
Phasenwechsel, 120

R

Räumliche Sättigung, 28
rCBF, 96
rCBV, 96
Reguläre Sättigung, 30
Relativer zerebraler Blutfluss, 96
Relatives zerebrales Blutvolumen, 96
Reliefartefakte, 124
Resonanzlinie, 111
Richtungsabhängige Diffusion, 88
Ringling-Artefakt, 134

S

Sättigung
 Fettsättigung, 42
 Frequenzselektiv, 43
 Mitlaufende Sättigungsschichten, 34
 Parallele Sättigung, 32
 Räumliche Sättigung, 28
 Selektive Sättigung, 36
 Vorsättigung, 30
 Wassersättigung, 43
 Sättigungsregion, 29
 Scheinbarer Diffusionskoeffizient, 81
 Segmentierte EPI, 66
 SENSE, 68
 Sequenzen
 CISS, 58
 HASTE, 52
 MEDIC, 60
 TurboFLASH, 54
 TurboGSE, 64
 VIBE, 62
 Spektrale Sättigung, 42
 Spektrum, 110
 Spindephasierung, 11
 Spin-Spin-Kopplung, 113
 STIR, 38

Suszeptibilität, 128
 BOLD, 103
 Perfusion, 93
 Suszeptibilitätskontrast, 93
 SVS, 112

T

T₂ Shine Through, 87
 Time to Peak, 99
 Time-of-Flight, 2
 TIR, 50
 TIRM, 51
 ToF, 2
 Trace-Bild, 89
 t-Test, 104
 TTP, 99
 Turbo Inversion Recovery, 50
 Turbo Inversion Recovery Magnitude, 51
 TurboFlash, 54
 TurboGSE, 64

U

Überfaltungsartefakte, 138

V

Venc, 21
 Verschmierungen, 116
 Verzerrungsartefakte, 130
 VIBE, 62

Z

Zeitdomäne, 110

Titelbild:
Diffusionstensor-Anzeige von diffusionsgewichtetem MR-Bild des Gehirns, nachbearbeitet mit BrainSuite Diffusion Pipeline, zur Anzeige der Orientierungsdichteverteilungsfunktionen (OVF) in Flächendarstellung. BrainSuite.org

Siemens Healthineers Hauptsitz

Siemens Healthcare GmbH

Henkestr. 127

91052 Erlangen

Deutschland

Telefon: +49 9131 84-0

siemens-healthineers.com

Juristischer Hersteller

Siemens Healthcare GmbH

Henkestr. 127

91052 Erlangen

Deutschland