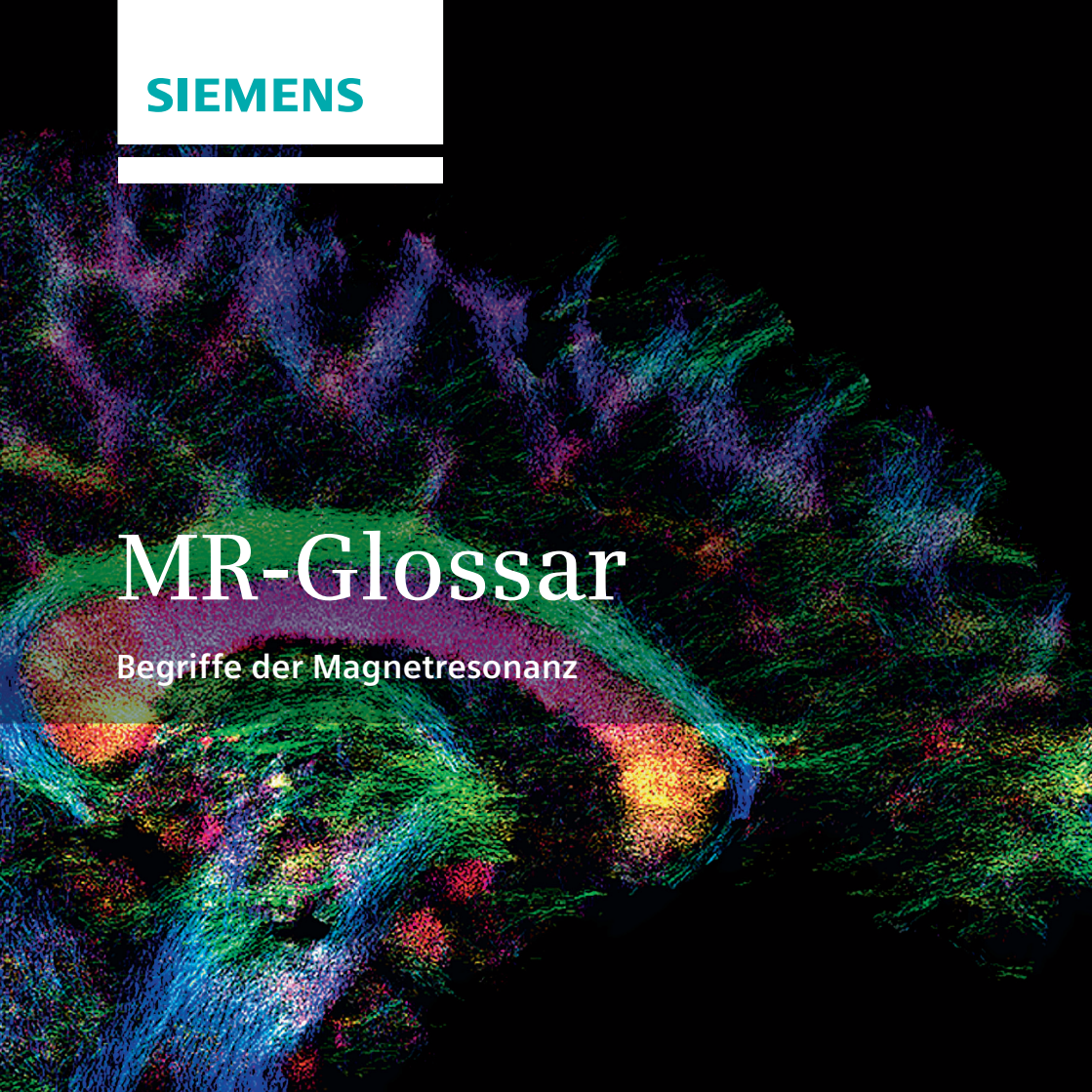




SIEMENS

MR-Glossar

Begriffe der Magnetresonanz

MR-Glossar

MR-Glossar

Begriffe der Magnetresonanz



Abschneidungsartefakt

Bildqualität: In MR-Bildern erscheinen häufig periodische Oszillationen parallel zu Gewebeübergängen. Der Artefakt zeigt Bänder mit abwechselnd hoher und niedriger Signalintensität. Alle abrupten Übergänge im Gewebe sind diesem Effekt unterworfen.

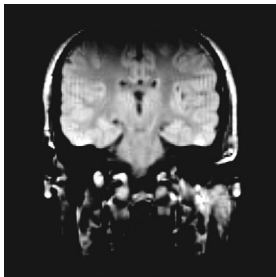
Der Artefakt entsteht durch die punktweise Abtastung des analogen Signals. Theoretisch müsste man unendlich viele Punkte abtasten, in der Praxis ist die Zahl der Punkte jedoch endlich: die Daten werden abgeschnitten (trunkiert).

AC-Karte

→ Schwächungskorrektur (AC)

ACRIN

American College of Radiology Imaging Network (ACRIN) ist eine US-amerikanische Kooperationsgemeinschaft, die multiinstitutionelle, interdisziplinäre klinische Studien zu diagnostischen Bildgebungs- und bildgeführten Therapieverfahren durchführt.



Adaptive Combine

Messparameter: Algorithmus zur Kanalkombination der MR-Signale mehrerer Empfangsspulenelemente. Adaptive Combine verbessert das SNR bei den meisten Messprotokollen.

ADC-Karte

Diffusionsgewichtete Bildgebung: Parametrische Karte zur Darstellung der räumlich verteilten scheinbaren Diffusionskoeffizienten (Apparent Diffusion Coefficients, ADC) des aufgenommenen Gewebes. Der Kontrast enthält keinerlei T1- oder T2*-Anteile. ADC-Karten lassen sich aus diffusions-gewichteten Bildern mit mindestens zwei b-Werten berechnen.

Akquisition

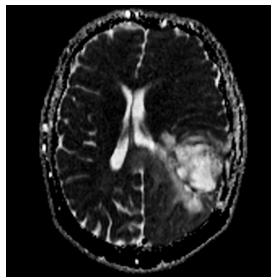
→ Datenakquisition

Akquisitionsfenster

MR-Messung: Der Zeitraum in einer Pulssequenz, in dem das MR-Signal aufgenommen wird.

Akquisitionsmatrix

→ Rohdatenmatrix





Akquisitionszeit (TA)

MR-Messung: Die Messzeit für einen gesamten Datensatz. TA beinhaltet nicht die für die Bildrekonstruktion erforderliche Zeit.

Aktive Abschirmung (AS)

Magnetfeld: Bei starken Magneten muss das **Streufeld** aktiv abgeschirmt werden, um die Ausdehnung der äußeren Sicherheitszone zu begrenzen. Hierzu sind gegensinnig zu den felderzeugenden Primärspulen kompensierende Sekundärspulen um den Magneten herum angeordnet.

Gradienten: Gradientensysteme mit gegenläufigen Spulen, die zur Reduzierung von **Wirbelströmen** dienen.

Aktiver Shim

Magnetfeld: **Shim** durch Abstimmung der Ströme in Shimspulen. Die zum Teil durch den Patienten gestörte Feldinhomogenität wird verbessert.

Aktivitäts-/Zeitverlauf

Neurobildgebung: Der Aktivitäts-/Zeitverlauf ist eine zeitliche Darstellung einer Aktivierungsaufgabe, z.B. bei BOLD-Auswertungen.

Allgemeines Lineares Modell

→ ALM

ALM

BOLD-Bildgebung: ALM berechnet **BOLD**-Bilder durch Anpassen einer Linearkombination verschiedener Signalanteile. Damit können Störgrößen wie langsame Signalschwankungen wirkungsvoll unterdrückt und zuverlässige Aktivierungskarten erhalten werden. ALM erlaubt zudem eine detaillierte Auswertung der Messdaten.

Alphabild

Nachverarbeitung: Ein Alphabild ist ein fusioniertes Bild, das durch Überlagerung zweier Bilder mit »Alpha-Blending«, d.h. manueller Einstellung der Opazität, erzeugt wird. Bei der BOLD-Bildgebung z.B. wird ein Alphabild durch Überlagerung eines anatomischen Bildes mit einer parametrischen Karte erzeugt.

Analog-Digital-Wandler (ADC)

MR-Komponenten: Teil des Empfangssystems, der das analoge MR-Signal in ein digitales Signal umwandelt.

Anregungspuls

MR-Messtechnik: Durch die Applikation eines HF-Pulses verursachte Rotation der Magnetisierung aus der Ausrichtung mit der Längsachse. Je stärker die Energie des anregenden HF-Pulses ist, desto weiter wird die gesamte Magnetisierung ausgelenkt. Die Endauslenkung der Magnetisierung nach Ende des HF-Pulses nennt man den **Flipwinkel**.

Anstiegszeit

→ **Gradientenanstiegszeit**

Anzahl der Akquisitionen (NA)

→ **Mittelung**

Anzahl der Partitionen

→ **Partition**

Apparent Diffusion Coefficient (ADC)

Diffusionsbildgebung: Der scheinbare Diffusionskoeffizient misst die Diffusion von Wassermolekülen im Gewebe und wird räumlich in **ADC-Karten** dargestellt.

Array-Prozessor

MR-Komponenten: Ein Array-Prozessor besteht aus mehreren Rechen- und Speichereinheiten, die in Reihe oder parallel geschaltet sein können und simultan eine Rechenaufgabe durchführen. Herzstück des **Bildrechners**.

Arrayspule

MR-Komponenten: Eine Arrayspule vereint die Vorteile kleiner Spulen (hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis) mit denen großer Spulen (großes Sichtfeld). Sie besitzt mehrere unabhängige Spulenelemente, die sich entsprechend den Untersuchungsanforderungen kombinieren lassen.

→ **Tim (total imaging matrix)**



Artefakt

Bildqualität: Artefakte sind Signalintensitäten in einem MR-Bild, die nicht mit der räumlichen Verteilung der Gewebe in der Bildebene korrespondieren. Sie gehen hauptsächlich auf physiologische und systembedingte Effekte zurück.

→ Überfaltungsartefakt

→ Verzerrungsartefakt

→ Flussartefakt

→ Bewegungsartefakt

Arterial Spin Labeling (ASL)

Perfusionsbildgebung: Arterial Spin Labeling nutzt das Wasser im arteriellen Blut als endogenes Kontrastmittel, indem ein bestimmter Gefäßabschnitt mittels eines HF-Pulses markiert wird. Durch Subtraktion von Aufnahmen mit und ohne Markierung lassen sich Aussagen über den relativen Blutfluss machen. Damit liefert diese Technik Erkenntnisse über die Perfusion und funktionelle Physiologie des Gehirns.

Arterielle Inputfunktion (AIF)

Perfusionsbildgebung: Erforderlich für die Berechnung von Perfusionskarten. Die arterielle Inputfunktion ergibt sich aus dem Signal-Zeit-Verlauf der Kontrastmittelkonzentration in einer Arterie.

Atemanhaltetechnik

MR-Messtechnik: Zur Vermeidung von Atemartefakten hält der Patient während der Messung den Atem an. Geeignet für Untersuchungen von Abdomen und Herz. Weniger geeignet bei unkooperativen Patienten, Kleinkindern, anästhesierten Patienten.

Atemgating

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Technik zur Reduzierung von Atemartefakten. Bei Atemgating werden Daten nur innerhalb eines vordefinierten Fensters mit minimaler Atembewegung akquiriert, z.B. in der end-expiratorischen Phase. Die Zwerchfellbewegung kann mit der [Navigatorsequenz](#) detektiert werden.

Atemtriggerung

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Technik zur Reduzierung von Atemartefakten. Die Datenakquisition wird an einem bestimmten Punkt des Atemzyklus ausgelöst. Anders als beim Gating ist es in jeder Phase des Atemzyklus möglich, Bilder zu erzeugen. Als **Trigger-signal** wird ein Atemsignal verwendet, das mit geeigneten Sensoren oder MR-Verfahren (**Navigatorsequenz**) erfasst wird.

Auflösung

→ Räumliche Auflösung

→ Zeitliche Auflösung

Auslesebandbreite

Messparameter:

Die Empfangsbandbreite einer Pulssequenz in **Auslese-richtung** (Einheit: Hz/Pixel).

Ausleserichtung

MR-Messung: Die Richtung, in der das MR-Signal ausgelesen wird. Sie entspricht der Richtung der **Frequenzkodierung**.

Auswascheffekt

Bildqualität: Der Auswascheffekt kann bei schnellem Fluss senkrecht zur Bildebene erscheinen. Er kommt bei der Spinecho-Bildgebung und ähnlichen Verfahren vor. Durch einen 90°-Puls wird ein Bolus innerhalb der zu messenden Schicht angeregt. Wenn das Blut innerhalb der halben Echozeit aus der Schicht herausfließt, wird durch den folgenden 180°-Puls gar nicht oder nur teilweise das angeregte Blutvolumen selektiert. Es entsteht somit kein oder nur ein geringeres Signal.



AutoAlign (AA)

Schichtpositionierung: Eine Funktion, die die Vorbereitung von MR-Messungen vereinfacht. AutoAlign unterstützt den Anwender bei der grafischen Schichtpositionierung für MR-Untersuchungen.

Die Unterstützung erfolgt weitgehend automatisch, mit reproduzierbarer Genauigkeit bei Wiederholungs- und Nachuntersuchungsmessungen.

Die automatische Schichtpositionierung ist bei allen MR-Anwendungen hilfreich, z.B. bei Untersuchungen der Wirbelsäule und des Muskel-Skelett-Systems und bei der Herzbildgebung, jedoch sind die Anforderungen je nach anatomischer Region verschieden.

Für jede Körperregion wird ein spezifischer Ausrichtungsalgorithmus benötigt. Anatomiespezifische AutoAlign-Programme sind z.B. AutoAlign Knee, AutoAlign Spine.

Auto-Kalibrierung

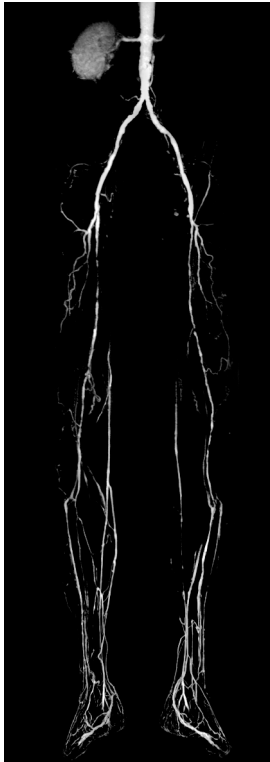
MR-Messung: Zur Anwendung der Parallelakquisitionstechniken (PAT) werden die [Spulenprofile](#), deren Kenntnis für die Rekonstruktion notwendig ist, automatisch durch eine Kalibrierungsmessung gewonnen.

Die Auto-Kalibrierung ist in die Messung integriert und ist schneller (ca. 1 Sekunde) und genauer als eine separate Kalibrierung. Die Sequenzcharakteristiken, mit denen sie durchgeführt wird, sind identisch mit denen der Messung für die aktuelle Patientenlage (einschließlich möglicher Bewegungen).

Automatische Boluserkennung

Kontrastverstärkte MRA:
Automatisch ausführbare
Funktion, die im Rahmen
der Untersuchungsplanung
aktiviert werden kann.

Erkennt die Ankunft des
Kontrastmittelbolus in der
Untersuchungsregion (ROI)
und startet die Messung der
arteriellen Phase automatisch.



Axial

→ Transversalebene



Bandbreite

Messparameter:
Frequenzbereich (minimale bis maximale verarbeitete Frequenz) zur Schichtselektion (**Sendebandbreite**) oder zum Bild-Sampling (**Auslesebandbreite**).

Die Bandbreite gibt an, welcher Frequenzbereich aus dem analysierten Echosignal in ein Pixel übertragen wird (Einheit: Hz/Pixel).

Eine Erhöhung der Bandbreite ermöglicht kürzere Echozeiten und reduziert Chemical-Shift-Artefakte. Der Nachteil einer höheren Bandbreite ist das stärkere Rauschen aufgrund des größeren Frequenzbereichs. Dies bedeutet ein niedrigeres Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR).

Basislinie

MR-Spektroskopie:
Hintergrundsignal, auf dem sich die **Peaks** abheben.

Basislinienkorrektur

MR-Spektroskopie:
Nachverarbeitung des Spektrums zur Unterdrückung von Abweichungen der Basislinie von der Nulllinie.

Betragsbild

Bildrekonstruktion: Übliche Bilddarstellung. Im Betragsbild entspricht der Grauwert eines Pixels dem Betrag des MR-Signals am jeweiligen Ort.

Alternative: [Phasenbild](#)

Bewegungsartefakt

Bildqualität: Entsteht durch willkürliche oder unwillkürliche Bewegung: Atmung, Herzschlag, Blutfluss, Augenbewegung, Schluckbewegung und Körperbewegung des Patienten. Dieser Effekt erscheint als [Geisterbilder](#) oder [Verschmierungsartefakte](#) im Bild. Nur in Phasenkodier- richtung.

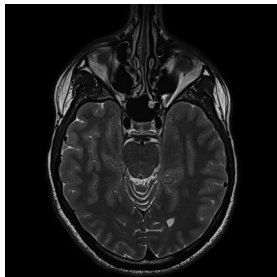
Bewegungskorrektur

Bildqualität: Bewegungskorrekturtechniken sind Techniken zur Eliminierung von Bewegungsartefakten während der Messung (prospektiv) oder nach der Messung (retrospektiv).

→ syngo BLADE

→ syngo BRACE

→ PACE



**Bezugsbild**

BOLD-Bildgebung: Ruhebild im Gegensatz zum Aktivbild, siehe auch [Paradigma](#).

Bildauflösung

→ [Räumliche Auflösung](#)

Bilddatenfilter

Messparameter: Bei der Messung kann der Bildfilter zur Einstellung der Intensität, Kantenverstärkung und Glättung verwendet werden.

Rekonstruktionsparameter: Rauschverzerrte MR-Bilder lassen sich *nachträglich* mit verschiedenen Stärken filtern (stark, mittel, weich). Verwendet werden Hochpass- und Tiefpassfilter, mit unterschiedlichen Flanken in den Kennlinien. Andere Filtertypen sind z.B. Glättungsfilter.

Bildfusion

→ [Fusion](#)

Bildgebungsprotokoll

→ [Messprotokoll](#)

Bildgebungssequenz

→ [Pulssequenz](#)

Bildkontrast

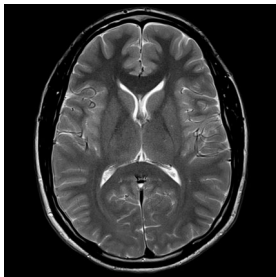
Bildqualität: Der Kontrast im Bild ist der relative Unterschied in den Signalstärken zwischen zwei Gewebetypen. Er hängt primär von den vorhandenen Gewebeparametern ab (T1, T2, Protonendichte), sowie vom Fluss, der Diffusion u.a.

Beeinflussen kann man den Kontrast vor allem durch die verwendete Sequenz (Spinecho, Inversion Recovery, Gradientenecho, TSE u.a.), die Messparameter (TR, TE, TI, Flipwinkel) und durch den Einsatz von Kontrastmittel.

Bildmatrix

Bilddarstellung: Das MR-Bild besteht aus einer Vielzahl einzelner Bildelemente (Pixel). Die Pixel sind schachbrettartig zu einer Matrix angeordnet. Jedes Pixel in der Bildmatrix zeigt einen bestimmten Grauwert. Gemeinsam betrachtet ergibt diese Grauwertmatrix die bildliche Darstellung.

Nicht zu verwechseln mit der Messmatrix.





Bildorientierung

→ Schichtorientierung

Bildqualität

Die diagnostische Qualität eines MR-Bildes. Merkmale sind:

- Artefakt
- Bildkontrast (Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis)
- Bildrauschen (Signal-zu-Rausch-Verhältnis)
- Räumliche Auflösung

Bildrauschen

Bildqualität: Das Rauschen im Bild ist eine statistische Schwankung der Signalintensität, die nicht zur Bildinformation beiträgt. Es erscheint im Bild als körniges regellooses Muster. Der Effekt ist im Prinzip unvermeidbar, denn er hat vor allem physikalische Ursachen. Der Rauschanteil im Bild hängt ab von der Feldstärke, der Spulengröße (Body-Spule, lokale Spule, Arrayspule), der verwendeten Pulssequenz und der räumlichen Auflösung.

Bildrechner

MR-Komponente: Teil des Computersystems, das aus den gemessenen Rohdaten Bilder rekonstruiert.



Bildregistrierung

Nachverarbeitung: Zwei Bilder zu registrieren bedeutet, sie so aufeinander auszurichten, dass die gemeinsamen Merkmale sich überlagern und die Unterschiede zwischen den beiden Bildern, falls vorhanden, deutlich hervortreten und gut erkennbar sind.

Bildrekonstruktion

Erzeugen eines Bildes aus einem gemessenen **Rohdaten-**satz. Zur Rekonstruktion wird bei der MR-Bildgebung die **Fourier-Transformation** verwendet.

Bildsubtraktion

Nachverarbeitung:
Bei kontrastverstärkten Untersuchungen stellt die Bildsubtraktion eine einfache Nachverarbeitungstechnik dar, welche die digitale Subtraktion von Nativ- und Postkontrastbildern ohne zusätzliche Messung ermöglicht. Mit Subtraktionsbildern lässt sich die Kontrastverstärkung besser darstellen.



Blockgrenzenartefakt

→ Schichtgrenzenartefakt

Body-Spule

MR-Komponenten: Die Body-Spule (Körperspule) ist fest innerhalb des Magneten installiert. Sie arbeitet als Sende- und Empfangsspule. Sie besitzt ein großes Messfeld, jedoch nicht das hohe Signal-zu-Rausch-Verhältnis der dedizierten Spulen.

BOLD-Bildgebung

→ fMRI

BOLD-Effekt

BOLD-Bildgebung: Bei erhöhter neuronaler Aktivität steigt die Sauerstoffkonzentration im venösen Blutvolumen aufgrund lokal erhöhten Blutflusses an.

Mit zunehmender Sauerstoffanreicherung gleichen sich die magnetischen Eigenschaften der Erythrozyten denjenigen des umgebenden Blutplasmas an. Die [Quermagnetisierung](#) im Blutgefäß zerfällt langsamer. Dieser BOLD-Effekt verlängert T2 und T2*, messbar als Signalerhöhung im betrachteten Blutvolumen.

Bolus Tracking

MR-Angiographie: Technik zur Darstellung von Gefäßen. Ein kleines Spinvolumen wird markiert, indem seine Magnetisierung durch Kontrastmittelinjektion verändert wird. Während dieses Kontrastmittelvolumen (Bolus) durch die Blutgefäße wandert, kann es durch schnelle Bildgebung verfolgt werden.

Bright-Blood-Effekt

Bildqualität: Hell dargestelltes Blut als Flusseffekt bei langsamem Fluss. Die Gefäßspins eines Bolus sind nach der Repetitionszeit TR vollständig durch ungesättigte Spins ersetzt. In Gradientenecho-Sequenzen ist das Signal maximal, fließendes Blut erscheint hell im MR-Bild.

Dieser Effekt wird bei der Bildgebung des Herzens zur dynamischen Anzeige des Blutflusses genutzt.

b-Wert

Diffusionsbildgebung: Diffusionswichtungsfaktor (Einheit: s/mm^2). Je größer der b-Wert, umso stärker ist die Diffusionswichtung.

 B_0 -Feld

MR-Physik: Das statische Hauptmagnetfeld des Magnetresonanzsystems.

 B_1 -Feld

MR-Physik: Das durch eine Sendespule erzeugte magnetische Wechselfeld der HF-Einstrahlung.



CAIPIRINHA

MR-Messtechnik: Parallelbildgebungstechnik, die während der Datenakquisition auftretende Überfaltungsartefakte modifiziert, um das anschließende Verfahren der parallelen Bildrekonstruktion zu verbessern (siehe auch PAT). CAIPIRINHA verkürzt die Messzeit bei Atemanhaltemessungen erheblich, ohne Auflösung, Abdeckung oder Kontrast der Bilder zu beeinträchtigen.

CARE Bolus

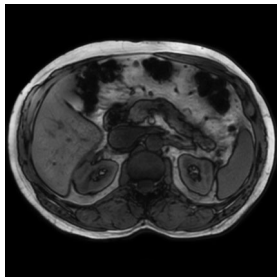
Kontrastverstärkte MRA: Mit CARE Bolus-Technik wird das Zentrum des k-Raums nach Ankunft des Kontrastmittels in der zu untersuchenden Region in schneller Abfolge gemessen. Dadurch ist ein optimaler Kontrast der arteriellen Gefäße gewährleistet.

CE-MRA

→ Kontrastverstärkte
MR-Angiographie (CE-MRA)

Chemical-Shift-Artefakt

Bildqualität: Artefakt der chemischen Verschiebung. Bei Gradientenecho-Sequenzen kann es durch die [chemische Verschiebung](#) zu »Phasenauslöschungen« im Bild kommen. Ursache sind die leicht unterschiedlichen [Resonanzfrequenzen](#) von Fett und Wasser (ca. 3,5 ppm), die zu einer Phasenverschiebung innerhalb von fett-/wasserhaltigen Voxeln führen.



In einem Gegenphase-Bild sind die Teilbilder – Fett- und Wasserbild – gegeneinander verschoben. Die Größe der Verschiebung hängt von der Feldstärke und Bandbreite ab.

Chemical Shift Imaging (CSI)

MR-Spektroskopie: Bildgebung der chemischen Verschiebung. Im Unterschied zur [Single-Voxel-Spektroskopie](#) bilden die CSI-Verfahren die metabolische Information aus dem [Volume of Interest \(VOI\)](#) in einer Spektrenmatrix ab.



Chemische Verschiebung

MR-Physik: Verschiebung der **Resonanzfrequenz** eines Atomkerns in Abhängigkeit von der chemischen Bindung des Atoms bzw. der Struktur des Moleküls. Beruht im Wesentlichen auf der Abschwächung des angelegten Magnetfeldes durch die Elektronenhülle, und zwar proportional zur Magnetfeldstärke.

Einheit: Millionstel (ppm) der Resonanzfrequenz. Die Resonanzfrequenzen von Fett und Wasser unterscheiden sich um ca. 3,5 ppm. Dies entspricht einem absoluten Frequenzunterschied von ca. 225 Hz bei 1,5 Tesla und ca. 450 Hz bei 3 Tesla.

Cine

→ Kinoablauf

CISS-Sequenz

MR-Messtechnik: Stark T2/T1-gewichtete 3D-Gradienten-echo-Technik mit hoher Auflösung, bei der intern zwei **Akquisitionen** mit unterschiedlicher Anregung durchgeführt und anschließend kombiniert werden. Vermeidet Interferenzstreifen, z.B. im Innenohr. Die Nachverarbeitung erfolgt mit **MPR** oder **MIP**.

CPR

→ **Gekrümmte planare Rekonstruktion**

CP-Spule

MR-Komponenten: Zirkular polarisierte Sende- oder Empfangsspule, mit zwei orthogonalen Sende- und/oder Empfangskanälen. Eine CP-Spule erreicht ein besseres Signal-zu-Rausch-Verhältnis als eine linear polarisierte Spule.



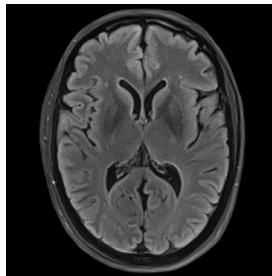
Dark Blood

Herzbildgebung: Spezieller Präparationspuls, der das Blut absättigt und im Bild dunkel dargestellt ist; zur Darstellung der kardiovaskulären Anatomie.

Dark-Fluid-Bildgebung (FLAIR)

MR-Messtechnik: T2 FLAIR ist beispielsweise eine **Turbo-Inversion-Recovery**-Technik mit langer **effektiver Echozeit** und langer **Inversionszeit** zur Liquorunterdrückung. Bei konventionellem T2-Kontrast sind Läsionen nicht sichtbar, da sie von hellen Liquorsignalen überlagert werden.

Mit der Dark-Fluid-Technik können Läsionen sichtbar gemacht werden. Der Inversionspuls wird so geschaltet, dass die T1-Relaxation des Liquors zum Zeitpunkt T1 ihren Nulldurchgang hat, was zur Signalauslöschung führt.



Datenakquisition

MR-Messung: Die Erfassung von Bildrohdaten aus MR-Signalen. Um das **Signal-zu-Rausch-Verhältnis** im Bild zu verbessern, kann man zur Aufnahme einer Schicht mehrere Akquisitionen durchführen. Beispiele für Datenakquisitionstechniken sind **CISS**, **CAIPIRINHA**, **DESS** und **FISP**.

dB/dt

Sicherheit: Das Verhältnis zwischen dem Betrag der Änderung in der Amplitude des Magnetfeldes (dB) und der für diese Änderung benötigten Zeit (dt); hängt vom Gradientensystem ab. Da magnetische Wechselfelder elektrische Felder induzieren können, ist dB/dt eine wichtige Größe für Sicherheitsgrenzwerte in der MR-Bildgebung (siehe auch **Periphere Nervenstimulation**).

Der dB/dt-Wert wird in Tesla pro Sekunde (T/s) gemessen.

Dedizierte Spule

→ **Lokale Spule**

Defokussierung

→ **Dephasierung**



Dephasierung

MR-Physik: Nach einer HF-Anregung treten zwischen den präzedierenden Spins Phasenunterschiede auf, die zu einem Zerfall der **Quermagnetisierung** führen. Verursacht vor allem durch Spin-Spin-Wechselwirkungen und Inhomogenitäten im Magnetfeld, aber auch durch gezielt geschaltete Gradientenfelder (**Flussdephasierung**).

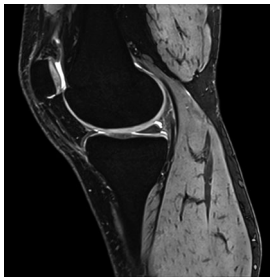
→ Rephasierung

DESS-Sequenz

MR-Messtechnik: DESS ist eine 3D-Gradientenecho-Technik, bei der zwei verschiedene Gradientenechos (**FISP-Sequenz** und **PSIF-Sequenz**) innerhalb einer Repetitionszeit TR aufgenommen werden. Während der Bildrekonstruktion wird das stark T2-gewichtete PSIF-Bild zum FISP-Bild addiert. Anwendung: Gelenke, guter Kontrast bei Knorpelerguss. Die Nachverarbeitung erfolgt mit MPR.

Diamagnetismus

MR-Physik: Effekt, bei dem eine Substanz, die in ein Magnetfeld gebracht wird, das Feld geringfügig schwächt. Die Magnetisierung eines diamagnetischen Materials ist dem Hauptfeld entgegengerichtet. Man sagt, das Material besitzt eine negative magnetische **Suszeptibilität** (**Magnetisierbarkeit**).



DICOM

Standard für den elektronischen Austausch von medizinischen Bilddaten.

Der DICOM-Standard ermöglicht es, digitale medizinische Bilder und zugehörige Informationen unabhängig von Geräten und Herstellern auszutauschen.

Zusätzlich stellt DICOM eine Schnittstelle zu Systemen in Krankenhäusern zur Verfügung, die auf anderen Standards basieren.

Diffusion

Physik: Der Prozess, bei dem Moleküle oder andere Partikel aus Regionen hoher Konzentration in Regionen niedrigerer Konzentration wandern. Bei Konzentrationsgleichgewicht herrscht eine statistische Gleichverteilung, obwohl die Moleküle ständig thermischer Bewegung ausgesetzt sind (Brownsche Molekularbewegung).



Diffusionsgewichtete Bildgebung

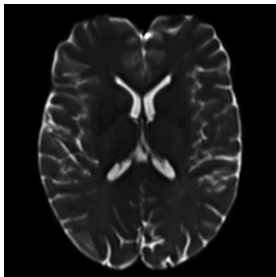
MR-Applikation:

Die MR-Bildgebung ist gegenüber Bewegung und Fluss und dem relativ geringen Diffusionseffekt (dargestellt bei starken Gradienten) empfindlich. Diffuse Bewegungen im Gewebe (z.B. die natürliche Diffusion des Wassers) vermindern das Signal.

Interessant sind jene Regionen, in denen die Diffusion gegenüber der Umgebung reduziert ist (z.B. an Zellmembranen, längs der Trakte der weißen Substanz oder in Hirnarealen, die von einem Schlaganfall betroffen sind). Wegen der reduzierten Diffusion ist hier die Signalverminderung weniger stark: die betreffenden Regionen werden im diffusionsgewichteten Bild heller dargestellt.

Diffusionskarte

→ ADC-Karte



Diffusionskontrast

Diffusionsbildgebung:
Die Diffusion von Wassermolekülen entlang eines Feldgradienten vermindert das MR-Signal. Das Verhalten ist exponentiell:

$$\text{Signal} = S_0 \exp(-b D)$$

In Bereichen geringerer Diffusion (oft erkranktes Gewebe) ist der Signalverlust weniger stark. Diese Stellen werden im diffusionsgewichteten Bild heller dargestellt.

Diffusionsrichtung

Diffusionsbildgebung:
Diffusionsgewichtete Messungen werden in verschiedene Richtungen durchgeführt. Die Anzahl der Diffusionsrichtungen hängt vom Diffusionsmodus ab und ist wählbar.

Diffusionsspektrum-Bildgebung (DSI)

MR-Applikation: DSI ist eine Variante der diffusionsgewichteten Bildgebung, die innerhalb einer Messung mehrere Diffusionsrichtungen und b-Werte berücksichtigt und dadurch die Auflösung feinsten anatomischer Einzelheiten des Gehirns, z.B. der kreuzenden Fasern der weißen Substanz, ermöglicht.



Diffusionstensor

Diffusionsbildgebung:
Physikalische Größe, welche die Richtungsabhängigkeit der Diffusion berücksichtigt. Der Diffusionstensor stellt die Mobilität der Wassermoleküle in allen drei Raumrichtungen dar. Die Tensordaten dienen als Ausgangsbasis für die Berechnung weiterer Karten (z.B. FA-Karte) oder für Diffusionstraktographie.

Diffusionstensorbildgebung (DTI)

MR-Applikation: Verfahren zur Darstellung der Richtungsabhängigkeit der Diffusion. Anwendung: Untersuchung von Architektur, Struktur und Integrität der Nervenfaserbündel (neurologische Forschung).

Diffusionstraktographie

Diffusionstensorbildgebung: Verfahren zur Darstellung neuraler Pfade (Diffusions-trakte) mithilfe einer Diffusionstensormessung.

Die Traktographie hilft bei der Operationsplanung und unterstützt die neuro-physiologische Forschung zur Konnektivität und Pathologie der weißen Hirnsubstanz.

Diffusionswichtungsfaktor

→ b-Wert

Dixon-Technik

MR-Messtechnik: Dixon ist eine Technik zur Fett-Wasser-Trennung, die die unterschiedlichen **Resonanzfrequenzen** von Fett- und Wasserprotonen ausnutzt (**chemische Verschiebung**). Im Wesentlichen werden ein **In-Phase**- und ein **Gegenphase**-Bild gemessen.

Durch Addition von In-Phase und Gegenphase lassen sich reine **Wasserbilder**, durch Subtraktion reine **Fettbilder** erzeugen.

Bei Dixon ist eine hohe Feldhomogenität weniger wichtig als bei spektraler Fettsättigung.

Doppelecho-Sequenz

MR-Messtechnik: Sequenz mit zwei Echos. Man erhält zusätzlich **Protonendichtegewichtete** Bilder ohne Verlängerung der Messzeit. Sie ergeben sich aus dem ersten Echo einer T2-gewichteten Doppelecho-Sequenz.

Doppelkontrast-Sequenz

MR-Messtechnik: Beispiel: Doppelkontrast mit Echo Sharing.

TSE-Gegenstück zur Doppel-echo-Sequenz, normalerweise 5 mal so schnell.

Um den Pulszug so kurz wie möglich zu halten, werden für das PD- und das T2-gewichtete Bild nur die Echos getrennt gemessen, bei denen der Phasenkodiergradient die kleinste Amplitude hat.

Die Echos, die die Auflösung des Bildes bestimmen, werden in beiden Rohdatenmatrizen gemeinsam verwendet (**Echo Sharing**). So wird die Anzahl der benötigten Echos reduziert. Damit können für eine gegebene TR mehr Schichten aufgenommen werden, und die HF-Belastung (SAR) sinkt.



Doppelt-schräge Schicht

Schichtpositionierung:
Durch Drehung einer **schrägen Schicht** um eine Koordinatenachse, die in der Bildebene liegt, erhält man eine doppelt-schräge Schicht.

Dot

MR-Messung: Abkürzung für »Day optimizing throughput«, ein Konzept zur Optimierung von MR-Arbeitsläufen.

Dot Add-In

MR-Messung: Dot Add-Ins sind zusätzliche Softwarekomponenten für Dot Engines. Sie werden einem Programmschritt als eine Art Plug-In zugewiesen und erweitern diesen um bestimmte Funktionen. Siehe auch [Dot Engine](#).

Dot Cockpit

MR-Messung: Aufgabenorientierte zentrale Bedienoberfläche für alle Protokollverwaltungsaufgaben, einschließlich der flexiblen Konfiguration aller Dot Engines und Nicht-Dot-Protokolle.

Dot Engine

MR-Messung: Dot Engines bieten einen optimierten MR-Workflow mit individueller Umgebung für die Patientenpersonalisierung, schrittweiser Benutzerführung und Untersuchungsautomatisierung. Dot Engines sind für verschiedene Anwendungen verfügbar, z.B. Brain Dot Engine, Cardiac Dot Engine, Angio Dot Engine.

Dot Engines können [AutoAlign](#) für die automatische Schichtpositionierung beinhalten.

Dot-Entscheidung

MR-Messung: Elemente einer [Dot Engine](#). Entscheidungen bilden die Untersuchungsstruktur und bieten verschiedene Pfade an. Typische Entscheidungspunkte sind »Kontrastmittel« ja/nein oder »Diffusion« ja/nein.

Dot-Strategie

MR-Messung: Für Dot Engines können mehrere parallele Programmpfade für eine dedizierte Untersuchung konfiguriert werden. Diese Pfade werden als Strategien bezeichnet. Eine Strategie ist eine Folge von vordefinierten Schritten, die zusammen ein Programm für eine bestimmte Patientensituation bilden. Die Messstrategie kann vor und während einer Untersuchung gemäß den Anforderungen der Messung und des Patientenverhaltens geändert werden.

Wenn der Patient beispielsweise nicht kooperativ ist, können Sie eine geeignete Strategie wählen, z.B. eine bewegungsunempfindliche BLADE-Sequenz.

Double Inversion Recovery (DIR)

MR-Messtechnik: Bei MR-Bildgebung mit Double Inversion Recovery (Doppelinversion) werden zwei nichtselektive Inversionspulse appliziert, um das Signal zweier Gewebe mit unterschiedlichen Längsrelaxationszeiten T1 gleichzeitig zu unterdrücken. Bei Gehirnmessungen wird DIR zur selektiven Darstellung der grauen Substanz durch Eliminieren der Signale der weißen Substanz und des Liquor cerebrospinalis (CSF) verwendet. Siehe auch [Inversion Recovery](#).

Duty Cycle

→ [Gradienten-Arbeitszyklus](#)



Echo

MR-Physik: Ein Echo ist die Refokussierung der Spinnagnetisierung durch einen Puls elektromagnetischer Resonanzstrahlung.

Das nach einem ersten Anregungspuls erkannte MR-Signal klingt innerhalb einer gewissen Zeit ab.

Einerseits aufgrund der Spinrelaxation andererseits infolge von Inhomogenitätseffekten, die dazu führen, dass verschiedene Spins der Probe mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten präzedieren.

→ Gradientenecho (GRE)

→ Spinecho (SE)

Echo Sharing

MR-Messtechnik: Bei Doppelkontrast- oder zeitlich höher aufgelösten Sequenzen. Echos werden in mehreren Rohdatenmatrizen verwendet.

Echoabstand

Messparameter: Abstand zwischen zwei Echos, z.B. bei TSE- oder EPI-Sequenzen. Ein kurzer Echoabstand ergibt ein kompaktes Sequenztiming und verringert Bildartefakte.

Echoplanare Bildgebung (EPI)

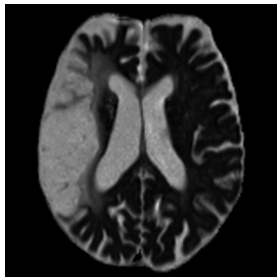
MR-Messtechnik:
Schnelle Bildgebungsmethode, bei der nach einer einzelnen Anregung mehrere k-Raum-Zeilen gemessen werden. Wird meistens verwendet, um Daten für ein vollständiges 2D-Bild zu akquirieren (»Single-Shot«-EPI).

Echozeit (TE)

Messparameter: Die Zeit zwischen dem Anregungspuls einer Sequenz und dem auftretenden Echo, das als MR-Signal dient. Bestimmt den Bildkontrast.

Echozug

Multiecho-Sequenzen: Eine Serie von rephasierenden 180° -HF-Pulsen und ihre entsprechenden Echos für eine Fast Spinecho- oder Turbo Spinecho-Pulssequenz.



**Effektive Echozeit (TE_{eff})**

Messparameter: Kontrast und Signal-zu-Rausch-Verhältnis eines MR-Bildes werden u.a. durch die zeitliche Lage des Echos bestimmt, dessen Phasenkodiergradient die kleinste Amplitude hat (entspricht der zentralen k-Raum-Zeile). Das Echosignal ist dann am wenigsten dephasiert und liefert somit das stärkste Signal.

Der zeitliche Abstand zwischen dem Anregungspuls und diesem Echo ist die effektive Echozeit.

Effektive Repetitionszeit (TR_{eff})

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Bei der prospektiven Herztriggerung lässt sich die Repetitionszeit TR nicht beliebig einstellen, sondern ist durch den zeitlichen Abstand der Trigger vorgegeben. Die durch den Triggerabstand bedingte effektiv wirksame Repetitionszeit TR_{eff} schwankt im physiologischen Rhythmus.

Effektive Stimulationsdauer (t_{seff})

Sicherheit: Periodendauer des monoton ansteigenden oder abfallenden Gradienten zur Beschreibung der Grenzen für die Herz- oder periphere Nervenstimulation.

Definiert als Verhältnis zwischen der Peak-to-Peak-Feldvariation und dem Maximalwert der Zeitableitung des Gradienten während dieser Periode.

Einbett-/ Einschrittuntersuchung

MR-PET-Untersuchung:
Eine MR-PET-Untersuchung eines Körperteils, bei der der Untersuchungsbereich so klein ist, dass keine Tischverschiebung erforderlich ist. Eine solche Untersuchung kann daher in einer einzigen »Bett«-Position durchgeführt werden. Der Begriff »Bett« ist im Kontext der Positronenemissionstomographie (PET) gebräuchlich; der entsprechende MR-Begriff lautet »Schritt«.

Einfaltungsartefakt

→ Überfaltungsartefakt

Einstromtechnik

→ Time-of-Flight-Angiographie (TOF)

EKG-Triggerung

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Die EKG-Triggerung synchronisiert die Messung mit dem Herzrhythmus des Patienten. Als Trigger dient die R-Zacke. Diese Methode ist besonders bei Messungen am Herz oder im Thorax sinnvoll, da das Bild dort sonst wegen der Herzkontraktionen unscharf wäre.

**Empfangsbandbreite**

→ Auslesebandbreite

Empfangsspule

MR-Komponenten: Eine lokale Spule, die Signale empfängt. Die Anregung erfolgt über die Body-Spule; das gemessene Signal ist die patientenspezifische Signalantwort.

Empfindlichkeit

→ MR-Empfindlichkeit

EPI-Faktor

Echoplanare Bildgebung: Anzahl der Gradientenechos einer EPI-Sequenz, welche nach einem einzigen Anregungspuls aufgenommen werden (typischerweise 64 bis 128).

Beispiel: EPI-Faktor 128 bedeutet 128 mal kürzere Messzeit gegenüber einer normalen Gradientenecho-Sequenz.

EPI-Technik

→ Echoplanare Bildgebung (EPI)

Ereignis

MR-PET-Untersuchung:

Ereignis bezeichnet in diesem Zusammenhang ein Positronenvernichtungsereignis.

Das vom radioaktiven Tracer emittierte Positron durchquert das Gewebe, wobei sich seine Geschwindigkeit zunehmend verlangsamt, bis es mit einem Elektron eine Wechselwirkung eingehen kann.

Bei diesem Aufeinandertreffen werden Elektron und Positron vernichtet, wodurch zwei Vernichtungsphotonen (Gammaphotonen) entstehen, die sich in annähernd entgegengesetzte Richtungen voneinander entfernen.

Die Technik ist abhängig von der gleichzeitigen bzw. koinzidenten Detektion der zwei Photonen, die sich in annähernd entgegengesetzte Richtungen voneinander entfernen. Es gibt verschiedene Arten von Ereignissen: wahre Koinzidenzen (**Trues**), zufällige Koinzidenzen (**Randoms**), und gestreute Koinzidenzen (**Streuungs**).

Ernst-Winkel

Messparameter:

Der definierte **Flipwinkel** ($< 90^\circ$) einer Gradientenecho-Sequenz, bei dem ein Gewebetyp mit einem bestimmten T1 ein maximales Signal ergibt. Abhängig von der Repetitionszeit TR.

$$\alpha_{\text{Ernst}} = \arccos(e^{-TR/T1})$$



Fast Fourier Transformation (FFT)

Bildrekonstruktion:
Algorithmus zur schnellen
Rekonstruktion der MR-Bilder
aus den Rohdaten.

Feet First

Positionierung: Der Patient
liegt mit den *Füßen voran* in
der Magnetöffnung.

Feldstärke

→ Magnetfeldstärke

Fensterbreite

→ Fensterung

Fensterlage

→ Fensterung

Fensterung

Bilddarstellung:
Die Einstellung von Helligkeit
(Fensterlage) und Kontrast
(Fensterbreite) in Bildern.

Ferromagnetismus

Physik: Effekt, bei dem
Material, z.B. Eisen, stark
in ein Magnetfeld gezogen
wird. Sicherheitsrelevant für
die MR-Bildgebung.



Fettbild

Bildqualität: Ein reines Fettbild stellt nur die Signalanteile der an Fett gebundenen Protonen im Bild dar und unterdrückt die Wasseranteile. Fettbilder sind beispielsweise mithilfe der [Dixon-Technik](#) erzeugbar. Siehe auch [Wasserbild](#).

Fettsättigung (FatSat)

Bildqualität: Zur Unterdrückung des Fettanteils im MR-Signal werden die Fettprotonen durch frequenzselektive (»spektrale«) HF-Pulse gesättigt. Die Fettsättigung ist abhängig von der [chemischen Verschiebung](#) zwischen Fett und Wasser, die ca. 3,5 ppm beträgt. Spektrale Fettsättigung ist empfindlich gegenüber Inhomogenitäten des Magnetfeldes.

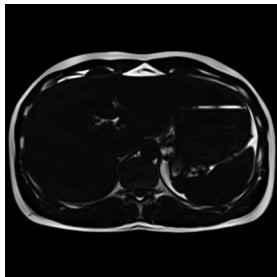
→ Vorsättigung

Fettunterdrückung

Bildqualität: Das MR-Signal setzt sich aus der Summe der an Wasserprotonen und Fettprotonen gebundenen Signale zusammen. Zur Unterdrückung des Fettsignals können verschiedene Techniken verwendet werden.

→ [Dixon-Technik](#)

→ [STIR-Sequenz](#)



FID-Signal

MR-Physik: Signal, das durch die HF-Anregung der Kernspins induziert wird und ohne äußere Einwirkungen (frei) mit einer charakteristischen Zeitkonstanten $T2^*$ exponentiell abfällt.

Fieldmap

Neurobildgebung:
Eine Fieldmap zeigt die messtechnisch bedingten örtlichen Verzerrungen und Signalverluste in den Bildern. Bereiche mit uneindeutigen funktionellen Informationen werden ausgeblendet.

FISP-Sequenz

MR-Messtechnik: Bei der Gradienten-echo-Sequenz FISP wird die verbleibende Quermagnetisierung vor dem nächsten HF-Puls nicht zerstört, sondern trägt gemeinsam mit der Längsmagnetisierung zum Signal bei. Die Höhe der Längsmagnetisierung hängt von $T1$ ab, die Amplitude der Quermagnetisierung von $T2^*$. Der Kontrast ist eine Funktion von $T1/T2^*$ und im Wesentlichen von TR unabhängig.





Flächenauflösung

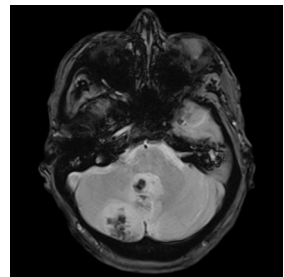
Bildqualität: Die Flächenauflösung ist durch die Pixelgröße gegeben. Je kleiner das Pixel, desto besser die Flächenauflösung.

FLAIR-Technik

→ Dark-Fluid-Bildgebung (FLAIR)

FLASH-Sequenz

MR-Messtechnik: Bei der Gradientenecho-Sequenz FLASH wird der Gleichgewichtszustand der Längsmagnetisierung genutzt. Die verbleibende Quermagnetisierung wird durch einen starken Gradienten (Spoilergradient) zerstört. Mit der FLASH-Sequenz kann man einen T1-gewichteten und einen T2*-gewichteten Kontrast darstellen.



Flipwinkel

Messparameter: Als Flipwinkel wird der Anregungswinkel für eine Pulssequenz bezeichnet. Es ist der Winkel, bezogen auf die Richtung des Hauptmagnetfeldes, in den die Nettomagnetisierung durch Applizieren eines HF-Pulses bei der Larmor-Frequenz gedreht wird.

In Gradientenecho-Sequenzen werden normalerweise Flipwinkel zwischen 0° und 90° verwendet, in Spinecho-Sequenzen ein 90° -Puls und eine Reihe von 180° -Pulsen und in Inversion-Recovery-Sequenzen ein initialer 180° -Puls, gefolgt von einem 90° - und einem 180° -Puls.

Flüstersequenz

MR-Messtechnik: Sequenz mit geringer Geräuschbelastung durch Gradientenpulse.

Fluid-Attenuated Inversion Recovery (FLAIR)

→ Dark-Fluid-Bildgebung (FLAIR)



Fluordesoxyglucose (FDG)

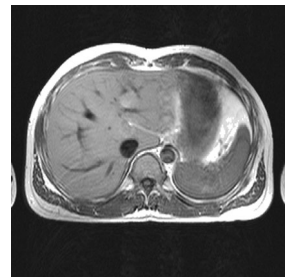
MR-PET-Untersuchung:
Fluordesoxyglucose, kurz ^{18}F -FDG oder FDG, ist ein Radiopharmazeutikum, das in der Positronenemissionstomographie (PET) zum Einsatz kommt. Chemisch handelt es sich um ein Glucose-Analogon, bei dem das Positronen emittierende radioaktive Isotop Fluor-18 eine Hydroxygruppe des Glucosemoleküls ersetzt.

Zunächst wird dem Patienten FDG injiziert, danach können mit einem MR-PET-Scanner Bilder erzeugt werden, die die FDG-Verteilung im Körper des Patienten zeigen.

→ Tracer

Flussartefakt

Bildqualität: **Bewegungsartefakt**, der durch lokale Signaländerungen während der Messung entsteht. Beispielsweise ändert sich durch pulsierenden Blutfluss die Einstromstärke eines Gefäßes senkrecht zur Bildebene periodisch. Es entstehen z.B. in transversalen Körperaufnahmen **Geisterbilder** der Aorta. Nichtperiodische Einstromverstärkung wie bei turbulentem Blutfluss im Herzen führt zu **Verschmierungsartefakten** im Bild.



Flussdephasierung

MR-Messtechnik:
Ausschaltung des Signals von fließenden Substanzen wie Blut durch gezielt geschaltete Gradientenfelder, die bewegte Spins dephasieren, während das Signal stationärer Spins unverändert bleibt.

→ Dephasierung

Flusseffekt

Bildqualität: Flusseffekte spielen in der MR-Bildgebung zwei gegensätzliche Rollen:

- als Quelle unerwünschter Bildartefakte

→ Flussartefakt

- in der **MR-Angiographie** dienen sie zur Darstellung der Blutgefäße und liefern quantitative Informationen zur Geschwindigkeit des Blutflusses.

→ Bright-Blood-Effekt

→ Jet-Effekt

→ Signalauslöschung

→ Auswascheffekt



Flussempfindlichkeit

Phasenkontrast-Angiographie: Die Flussempfindlichkeit einer Phasenkontrast-Sequenz ist die Flussgeschwindigkeit, bei der die Phasendifferenz zwischen flusskompensiertem und flusskodiertem Scan 180° beträgt. Siehe auch [Geschwindigkeitskodierung](#).

Flusskodierung

MR-Messtechnik: Verwendung von Phasenkodierung oder anderen Techniken, um Informationen über Richtung und Geschwindigkeit von fließendem Material wie z.B. Blut oder Liquor zu erhalten.

Flusskompensation

MR-Messtechnik: Um den Signalverlust durch Spinbewegung aufzuheben, kann man bewegte und unbewegte Spins wieder rephasieren. Dazu werden Gradientenpulse geeigneter Größe und Dauer geschaltet.

→ [Gradient Motion Rephasing \(GMR\)](#)

Flussquantifizierung

MR-Applikation: Quantitative Flussmessungen mittels Phasenkontrast zur Untersuchung von großen Gefäßen oder als Teil einer umfassenden kardiovaskulären MR-Untersuchung. Die Flussmessungen ermöglichen eine nichtinvasive Evaluierung des Blutflusses.

Flussrephasierung

→ [Rephasierung](#)

fMRI

Funktionelle MR-Bildgebung unter Nutzung der magnetischen Eigenschaften von Blut zur Analyse der Aktivität in einer Hirnregion. Diese Technik basiert auf kleinen Änderungen im Blutfluss und wird auch als BOLD-Bildgebung bezeichnet.

Fourierraum

→ [k-Raum](#)

Fourierspalte

Messparameter: Im Rohdatensatz (k-Raum) stellen die Spalten der Rohdatenmatrix den frequenzkodierten Anteil der gemessenen Signale dar.

Fourier-Transformation (FT)

Bildgebung: Mathematisches Verfahren zur Berechnung von Bildern aus Rohdaten.

MR-Spektroskopie: Verfahren zur Berechnung von MR-Spektren aus zeitlich aufgelösten MR-Daten.

Fourierzeile

Messparameter: Im Rohdatensatz (k-Raum) stellen die Zeilen der Rohdatenmatrix den phasenkodierten Anteil der gemessenen Signale dar.

FOV

→ Sichtfeld (FOV)

Fractional Anisotropy Map

→ FA-Karte

Frame of Reference (FOR)

DICOM-Standard: Der Frame-of-Reference steuert die Kompatibilität von Bildern innerhalb einer Serie und in Bezug auf andere Serien. Serien mit identischem FOR gehören zum gleichen Koordinatensystem und sind kompatibel.

Freier Induktionsabfall, Signal des freien Induktionsabfalls

→ FID-Signal



Frequenz

Physik: Die Anzahl der Wiederholungen eines periodischen Prozesses pro Zeiteinheit (Einheit: Hertz).

Frequenzabstimmung

MR-Messung: Einstellung der Frequenz des HF-Systems auf die **Resonanzfrequenz** des magnetischen Hauptfeldes (**Larmor-Frequenz**).

Frequenzkodierung

MR-Messung: Während der Datenakquisition wird in einer Raumrichtung ein Magnetfeldgradient geschaltet, der den Kernspins linear wachsende Präzessionsfrequenzen aufprägt. Das ausgelesene MR-Signal ist ein kontinuierliches Gemisch all dieser Frequenzen. Diese verschiedenen Frequenzen kann man technisch wieder einzeln herausfiltern. In Zeilenrichtung lässt sich der Ort der Kernspins über die Frequenz wieder rekonstruieren.

Man nennt die Achse daher auch Frequenzkodierachse.

Die dazu senkrechte Achse ist die Richtung der **Phasenkodierung**.

Frontalebene

→ **Koronalebene**

Funktionelle Bildgebung

Im Gegensatz zur Bildgebung der Anatomie und Morphologie von Körperteilen und Organen stellt die funktionelle Bildgebung physiologische Aktivitäten wie z.B. die Myokardfunktion des Herzens dar.

Funktionelle Neurobildgebung siehe [fMRI](#).

Funktionelle Magnetresonanzbildgebung

→ [fMRI](#)

Fusion

Nachverarbeitung: Im Fusionsmodus werden mehrere 2D/3D-Datensätze mit Alpha-Blending überblendet, d.h. es erfolgt eine überlagerte Darstellung von z.B. zwei Bildern mit manueller Einstellung der Opazität.



Gadolinium-DTPA

Kontrastmittel: Gd-Verbindungen verkürzen T1 und T2 des betroffenen Gewebes in Abhängigkeit von der Konzentration. In der klinischen Routine ist im Wesentlichen der T1-Effekt relevant.

Ganzkörper-SAR

Sicherheit: Die pro Zeiteinheit über die Gesamtkörpermasse eines Patienten gemittelte spezifische Absorptionsrate (SAR).

Gating

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Synchronisierung der Bildgebung mit einem Zeitfenster, so dass ein bestimmtes Ereignis oder Signal aus vielen ausgewählt und die anderen Signale eliminiert oder verworfen werden. Die Detektion der Zeitfenster kann mit verschiedenen Mitteln erfolgen, z.B. durch EKG, peripheren Puls und Thoraxbewegung (siehe auch PMU).

Die Synchronisierung ist prospektiv oder retrospektiv möglich.

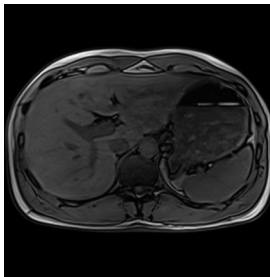
Gauss

MR-Physik: Alte Maßeinheit der Magnetfeldstärke.
Heute verwendet man als Einheit **Tesla (T)**
(1 Tesla = 10.000 Gauss).

Gegenphase-Bild

MR-Messung: Ein Gegenphase-Bild entsteht durch Messung zu einem Zeitpunkt, da zwei Komponenten in Gewebetypen (üblicherweise Fett und Wasser) in entgegengesetzter Phase sind, d.h. die **Quermagnetisierungen** haben entgegengesetzte Orientierung und löschen sich aus.

Ursache der Phasenungleichheit ist die **chemische Verschiebung** zwischen Fett- und Wasserprotonen.





Geisterbild

Bildqualität: Bei Bewegungen wie Atmung befindet sich die zu untersuchende Körperregion in mehreren, gleichmäßig voneinander entfernten Phasenkodierschritten in einem bestimmten Zustand (z.B. Einatmungsphase), in den dazwischen liegenden Schritten in einem anderen Zustand (z.B. Ausatmungsphase).

Durch diese quasi-periodische Fehlkodierung wird die Körperregion in gleichmäßigem Abstand örtlich versetzt abgebildet.

Insbesondere signalreiche Strukturen wie z.B. subkutanes Fett führen bei Bewegung zu störenden Geisterbildern. Der Abstand zwischen den Geisterbildern hängt von der Bewegungsperiode und der Relaxationszeit ab.

Bei der Echoplanaren Bildgebung können Geisterbilder im Abstand des halben Sichtfeldes (FOV) auftreten.



Gekrümmte planare Rekonstruktion (CPR)

Nachverarbeitung: CPR ähnelt MPR, kann jedoch planare Querschnitte durch Volumendaten erzeugen, die sich orthogonal oder tangential zu einer benutzerdefinierten Kurve entlang einer anatomischen Struktur befinden.

Geschwindigkeitskodierung

Messparameter:
Der Parameter Geschwindigkeitskodierung (venc) wird verwendet, um in Phasenkontrastbildern eine Phasenverschiebung zu erzeugen, die als **Flussempfindlichkeit** bekannt ist.

Gewebekontrast

→ Bildkontrast

Gezielte MIP

→ Lokalisierte MIP

Gibbs-Artefakt

→ Abschneidungsartefakt

Gitter

MR-Physik: Magnetische und thermische Umgebung, mit der die Kerne während der **Längsrelaxation** Energie austauschen.



Gittertagging

Herzbildgebung: Technik des **Myokard-Tagging**, bei der ein Netz von Sättigungslinien auf das MR-Bild des Herzens gelegt wird, das zur Sichtbarmachung der Myokardbewegung dient.

Global Bolus Plot (GBP)

→ **Globale Zeit-Dichte-Kurve**

Globale Zeit-Dichte-Kurve

Perfusionsbildgebung: Diagramm zur Beurteilung des erfolgreichen Bolusdurchgangs.

Globaler Shim

Magnetfeld: Für einige Techniken wie Fettsättigung, EPI oder Spektroskopie ist eine besonders hohe Homogenität des Magnetfeldes nötig. In diesem Fall kann die Homogenität mithilfe von Shimspulen optimiert werden.

Gradient

MR-Physik: Ein Gradient definiert Stärke und Richtung der Veränderung einer Größe im Raum. Ein magnetischer Feldgradient ist eine Änderung des Magnetfeldes in eine bestimmte Richtung, eine lineare Zunahme oder Abnahme. Die magnetischen Gradientenfelder werden mithilfe von **Gradientenspulen** erzeugt. Sie bestimmen beispielsweise die räumliche Auflösung im Bild.

Gradient Motion Rephasing (GMR)

MR-Messtechnik:
Eine Methode zum Erreichen von **Flusskompensation**.
Dazu werden zusätzliche Gradientenpulse geeigneter Größe und Dauer geschaltet. Sie korrigieren die Phasenverschiebung der bewegten Spins und reduzieren dadurch Flussartefakte.

Gradientenanstiegsrate

Gradiententechnik:
Anstiegsgeschwindigkeit der Gradientenfelder (Einheit: T/m/s).

Anstiegsrate =
Gradientenstärke/Anstiegszeit

Gradientenanstiegszeit

Gradiententechnik:
Die Zeitdauer für den Anstieg eines Gradientenfeldes von 0 auf den Maximalwert.

Gradienten-Arbeitszyklus

Gradiententechnik:
Erlaubte Zeitdauer, in der das Gradientensystem mit maximaler Leistung betrieben werden kann, bezogen auf die Gesamtzeit einschließlich Abkühlphase (in %).

Gradientenecho (GRE)

MR-Physik: Echo, das ausschließlich durch Schalten eines Paares von dephasierenden und rephasierenden Gradienten erzeugt wird, ohne einen rephasierenden 180°-Puls wie bei der Spinecho-Technik.

Gradienteneinheit

MR-Komponenten:
Alle **Gradientenspulen** und -verstärker, die zusammen auf einer Achse des Koordinatensystems eines MR-Geräts einen Magnetfeldgradienten erzeugen.



Gradientenfeld

→ Gradient

Gradientenoffset

Gradiententechnik:

Mit Gradientenoffsets werden lineare Magnetfeldinhomogenitäten durch Anwendung der aktuellen Offsets an den verschiedenen Gradientenachsen kompensiert (Shim erster Ordnung).

Gradientenspule

MR-Komponenten: Spulen zur Erzeugung magnetischer Gradientenfelder. Im Magneten werden jeweils paarweise Gradientenspulen betrieben, mit gleicher Stromstärke, jedoch gegensinniger Polung.

Die eine Spule erhöht das statische Magnetfeld um einen Betrag, die gegenüberliegende Spule verringert es um den gleichen Betrag. Das Magnetfeld wird dadurch insgesamt verändert.

Die Änderung ist ein **linearer Gradient**. Es gibt entsprechend den Koordinatenachsen x-, y- und z-Gradientenspulen.

Gradientenstärke

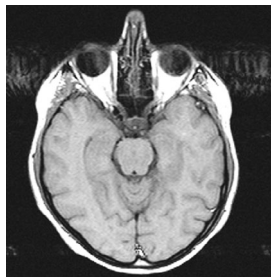
Gradiententechnik:
Amplitude des Gradientenfeldes, Maßeinheit mT/m (Millitesla pro Meter).

Gradienten-Swap

Messparameter: Austausch von Phasenkodierrichtung und Ausleserichtung im Bild. Störende Fluss- oder Bewegungsartefakte werden hierdurch um 90° gedreht. So kann man ihre Überlagerung mit interessierenden Strukturen vermeiden.

Gradientensystem

MR-Komponenten: Um die gewünschte Schichtposition bei der MR-Bildgebung genau zu lokalisieren, erzeugt das aus **Gradienteneinheiten** (eine pro Richtung) bestehende Gradientensystem gepulste Änderungen des Hauptmagnetfeldes. Diese Änderungen werden als **Gradienten** bezeichnet. Ein Ganzkörper-Gradientensystem eignet sich z.B. für den Einsatz bei Ganzkörper-MR-Geräten.





Grafische Schichtpositionierung (GSP)

Schichtpositionierung:
Grafische Positionierung der
zu messenden Schichten und
Sättigungsbereiche auf ana-
tomischen Übersichtsbildern
(Localizer). Relevante Mess-
parameter lassen sich so
bequem visuell mit der Maus
einstellen.

GRAPPA

MR-Messtechnik:
Weiterentwicklung von SMASH
mit [Auto-Kalibrierung](#) und
einem modifizierten Algorith-
mus für die Bildrekonstruktion.

GSP

→ [Grafische
Schichtpositionierung
\(GSP\)](#)

Halb-Fourier-Matrix

MR-Messtechnik: Die Rohdatenmatrix besitzt eine gewisse Symmetrie, aufgrund derer es theoretisch genügt, lediglich eine Hälfte der Rohdaten abzutasten. Die andere Hälfte lässt sich symmetrisch rekonstruieren; mathematisch gesprochen sind die Matrizen *konjugiert komplex*.

Unvermeidliche Phasenfehler durch kleine Magnetfeldinhomogenitäten erfordern jedoch eine Phasenkorrektur. Daher werden etwas mehr als die Hälfte der Phasenkodierschritte aufgenommen. Die Messzeit wird somit um etwas weniger als 50% gesenkt.

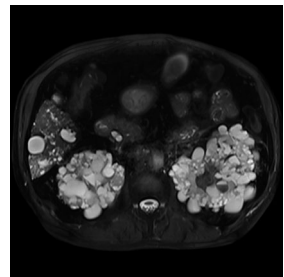
Hamming-Filter

Typ eines Rohdatenfilters

HASTE-Technik

MR-Messtechnik: HASTE ist eine *Turbo Spinecho*-Technik und dient zur sequentiellen Aufnahme von hoch aufgelösten T2-gewichteten Bildern.

Die gesamte Bildinformation wird nach einem einzigen Anregungspuls gewonnen. Die Echos werden durch anschließende 180°-Pulse erzeugt. Das Bild erhält man nach Halb-Fourier-Rekonstruktion.





Head First

Positionierung: Der Patient liegt mit dem *Kopf* *voran* in der Magnetöffnung.

Head-Spule

MR-Komponenten: Volumenspule für die MR-Untersuchung des Kopfes.

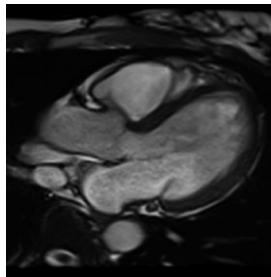
Hertz

Physik: SI-Einheit der Frequenz ($1 \text{ Hz} = 1 \text{ s}^{-1}$).

Herztriggerung

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Herztriggerungen dienen dazu, Bewegungsunschärfen im MR-Bild zu vermeiden bzw. zu verringern, die durch den Herzschlag und den pulsierenden Blutfluss bedingt sind. Die Triggerung ermöglicht die Aufnahme von MR-Bildern, die synchron zur Herzbewegung sind.

EKG-Triggerung und Puls-triggerung erlauben präzise funktionelle Untersuchungen des kardiovaskulären Systems und des Liquors im Kopf- und Wirbelsäulenbereich. Die großen Gefäße, das Myokard und der Blutfluss lassen sich genau darstellen.



HF-Abschirmung

Bildqualität: Die bei MR verwendeten HF-Pulse liegen im Radiowellenbereich. Man muss sie aus zwei Gründen abschirmen:

- äußere elektromagnetische Wellen (z.B. Rundfunk, elektrische Maschinen) würden die Messung empfindlich stören und Bildartefakte hervorrufen
- die HF-Signale der Anlage dürfen nicht nach außen dringen, da sie sonst andere Empfänger stören könnten

Zur HF-Abschirmung installiert man Magnet und Empfangsspulen in einem Faraday-Käfig (für hochfrequente Wellen undurchdringbarer Raum). Der Magnetraum wird hierzu z.B. mit Kupfer ausgelegt, Fenster erhalten ein elektrisch leitfähiges Gitter.

HF-Abstimmung

MR-Messtechnik: Einstellung von Komponenten vor der Messung, meist automatisch.

→ [Frequenzabstimmung](#)

→ [Senderabstimmung](#)

**HF-Energie**

→ Hochfrequenz (HF)

HF-Puls

→ Anregungspuls

HF-Spoiling

MR-Messtechnik: Technik zur Zerstörung der restlichen Quermagnetisierung nach dem Auslesen des Echos und vor der nächsten Anregung.

→ Spoilergradient

HF-Spule

→ Spule

HIPAA

»Health Insurance Portability and Accountability Act«, ein vom Kongress der Vereinigten Staaten von Amerika verabschiedetes Gesetz, das den Standard für den Schutz sensibler Patientendaten festlegt.

Hochfrequenz (HF)

MR-Physik: Anteil des elektromagnetischen Spektrums in dem elektromagnetische Wellen durch wechselstrom-gespeiste Antennen generiert werden können. In der MR-Bildgebung werden normalerweise HF-Pulse im Bereich 1–100 Megahertz verwendet. Ihre Hauptwirkung auf den menschlichen Körper ist die Energieabgabe in Form von Wärme, hauptsächlich an der Körperoberfläche. Die Energieabsorption ist eine wichtige Größe für die Festlegung von Sicherheitsgrenzwerten.

→ Spezifische Absorptionsrate (SAR)

Hochlaufzeit

→ Magnethochlaufzeit

Homogenität

Bildqualität: Ein Magnetfeld, das überall im Volumen die gleiche Feldstärke besitzt, nennt man homogen. Bei MR ist die Homogenität des statischen Magnetfeldes ein wichtiges Kriterium für die Qualität des Magneten. Wichtig ist eine hohe Homogenität vor allem für spektrale Fettsättigung, für ein großes Sichtfeld (FOV), für die Offcenter-Bildgebung, für die Echoplanare Bildgebung und für die MR-Spektroskopie.

Hybrid-Spektroskopie

MR-Applikation: Kombination aus Single-Voxel-Spektroskopie und Chemical Shift Imaging. Die CSI-Messung wird über ein selektiv angeregtes Volume of Interest vorgenommen. Durch die Volumenselektion werden Bereiche mit starken, störenden Signalen (z.B. Fett) nicht angeregt und liefern damit in den Spektren keine unerwünschten Signalanteile.



Induktion, elektromagnetische

Physik: Eine durch zeitliche Änderung des Magnetfeldes erzeugte elektrische Spannung in einer Empfangsspule.

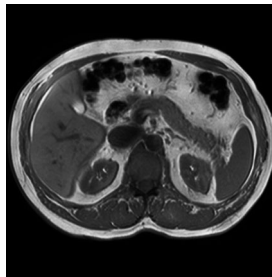
Inline Display

Bilddarstellung: Sofortige Anzeige rekonstruierter Bilder, häufig verwendet zur Darstellung dynamischer Veränderungen (z.B. CARE Bolus und BOLD-Bildgebung).

In-Phase-Bild

MR-Messung: Ein In-Phase-Bild entsteht durch Messung zu einem Zeitpunkt, zu dem zwei Komponenten im Gewebe (üblicherweise Fett und Wasser) in der gleichen Phase sind, d.h. die **Quermagnetisierungen** haben gleiche Orientierung und addieren sich daher.

Ursache der unterschiedlichen Phasengeschwindigkeit ist die **chemische Verschiebung** zwischen Fett- und Wasserprotonen.



Interactive Real-Time Tip Tracking (IRTTT)

MR-Messtechnik: Software-basierte Verfolgung von Geräten mit integrierten Mikroempfangsspulen (z.B. Katheter). Der Anwender kann an dem mit Mikroschule ausgestatteten Teil des Gerätes »Schichten fixieren« und die Bewegungen des Gerätes verfolgen. Darüber hinaus ist es möglich, Schichten automatisch an der erkannten Position und Orientierung des Gerätes auszurichten (senkrecht, parallel, Fläche zwischen drei Punkten).

Interaktive Echtzeitbildgebung

MR-Messung: MR-geführte interventionelle Verfahren, wie z.B. Biopsien, thermische Ablationen und intravaskuläre Verfahren, erfordern eine Echtzeitüberwachung des Eingriffs und eine interaktive Schichtpositionierung auf Basis der Pfadplanung.

Die interaktive Echtzeit-MR-Bildgebung unterstützt derartige interventionelle Untersuchungen, da sie dem Anwender ermöglicht, die Orientierung und Lage von Scanebenen während der Datenakquisition, d.h. in Echtzeit, anzupassen.

Siehe auch [Interactive Real-Time Tip Tracking](#).



Interaktiver Shim

Magnetfeld: Manuelle Abstimmung der **Shimspulen** zur Verbesserung der **Homogenität** des Magnetfeldes. Mit dem interaktiven Shim können die Shimströme individuell für eine gewählte Pulssequenz eingestellt und weiter optimiert werden.

Interpolation

MR-Messung: Berechnung von Werten, die zwischen bekannten Werten liegen; z.B. Vergrößerung der Bildmatrix von 256×256 auf 512×512 . Die Messzeit wird dadurch nicht verlängert, die interpolierten Bilder beanspruchen aber mehr Speicherplatz.

Interventionelle MR (iMRI)

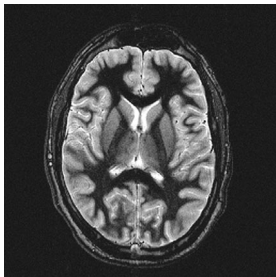
MR-geführte minimalinvasive Verfahren. Im Allgemeinen bezeichnet die »interventionelle« MR wenig invasive Verfahren wie Biopsien, Thermoablationen und das Platzieren intravaskulärer Stents. Die Abkürzung iMRI beinhaltet gemeinhin »intraoperative« Anwendungen, z.B. chirurgische Eingriffe wie die Schädelöffnung zur Tumorresektion.

Inversion Recovery (IR)

MR-Messtechnik: Inversion-Recovery-Pulssequenzen werden verwendet, um eine starke T1-Gewichtung zu erreichen. Grundbestandteil einer Inversion-Recovery-Sequenz ist ein der normalen Pulssequenz vorgeschalteter 180° -Puls zur Eliminierung eines bestimmten Gewebesignals.

Die Inversionszeit TI zwischen dem Inversionspuls und dem Beginn der normalen Pulssequenz hat Einfluss darauf, welches Gewebe eliminiert wird.

Da Fett sehr schnell den Nulldurchgang erreicht – wesentlich schneller als Wasser – kann durch Auswahl des jeweiligen Nullpunkts für die Fett- und Wasseratome zur Bildgebung mit Fettunterdrückung eine **STIR**-Sequenz und zur Bildgebung mit Liquorunterdrückung eine **FLAIR**-Sequenz ausgeführt werden.





Inversionszeit (TI)

Messparameter: Intervall zwischen 180°-Inversionspuls und 90°-Anregungspuls in einer Inversion-Recovery-Sequenz.

iPAT

MR-Messtechnik: iPAT steht für integrierte Parallelakquisitionstechniken. iPAT ist die Siemens-Implementierung von Parallelakquisitionstechniken (PAT) bei den MAGNETOM-Geräten.

iPAT beinhaltet die Messverfahren **mSENSE** und **GRAPPA** sowie Funktionen wie **Auto-Kalibrierung** und **CAIPIRINHA**.

iPAT²

3D-Bildgebung: 3D-Sequenzen besitzen zwei Phasenkodierrichtungen: die konventionelle 2D-(PE-)Richtung und zusätzlich eine Phasenkodierung in Partitions-(3D-)Richtung.

Die Beschleunigung der Messung in 3D-Richtung wird als »iPAT²« bezeichnet.

Isotop

MR-PET-Untersuchung:

Ein wichtiges Merkmal von Atomen ist ihre Kernladungszahl (= Ordnungszahl), die Anzahl der Protonen im Atomkern. Die Kernladungszahl bestimmt die chemischen Eigenschaften eines Atoms. Ein weiteres wichtiges Merkmal von Atomen ist ihre Massenzahl, die Gesamtanzahl der Nukleonen (Protonen und Neutronen) eines Atoms.

Isotope sind Atome mit gleicher Kernladungszahl, jedoch verschiedener Atommasse. Daher haben Isotope zwar die gleichen chemischen Eigenschaften wie andere Atome desselben Elements, jedoch sehr verschiedene Kerneigenschaften.

Viele Isotope sind stabil, einige haben jedoch instabile Kerne und sind radioaktiv. Die für PET-Aufnahmen verwendeten Isotope sind alle radioaktiv und zerfallen schnell.

Häufig verwendete Isotope sind:

- Kohlenstoff-11 oder ^{11}C
- Stickstoff-13 oder ^{13}N
- Sauerstoff-15 oder ^{15}O
- Fluor-18 oder ^{18}F (siehe auch [Fluordesoxyglucose](#))

Isozentrum

Bildqualität: Die [Homogenität](#) des Magnetfeldes ist nur in einem sphärischen Raum um das Zentrum des Magneten (Isozentrum) gegeben. In diesem Bereich wird die Untersuchungsregion positioniert, um bestmögliche Bildqualität zu erzielen.



Jalousieartefakt

→ Schichtgrenzenartefakt

Jet-Effekt

Bildqualität: Spindephasierung bei komplexen Flussmustern wie Turbulenzen. Der Grad des Signalverlustes und die Größe der signalarmen Region hängen vom Flussmuster und von der verwendeten Pulssequenz ab. Bei der Beurteilung des Ausmaßes von Gefäßstenosen muss dieser Effekt berücksichtigt werden.

Kantenoszillation

→ Abschneidungsartefakt

Kernspin

MR-Physik: Atomkerne mit einer ungeraden Anzahl von Protonen oder Neutronen besitzen einen resultierenden Spin, den Kernspin.

In der MR-Bildgebung nutzt man vor allem die Protonen des Wasserstoffs.

In der MR-Spektroskopie werden auch andere Kerne verwendet, z.B. Phosphor, Fluor und Kohlenstoff.

Kinoablauf

Bilddarstellung:

Zur Darstellung dynamischer Prozesse, z.B. Herzbewegung.

Die MR-Bilder laufen automatisch durch das aktive Bildschirmsegment, entweder im Kreis oder hin und zurück (Jojo).

Kontrastmittel

Bildqualität: Chemische Verbindungen, die das Kontrastverhalten beeinflussen. Bei MR-Untersuchungen werden normalerweise paramagnetische Kontrastmittel wie [Gadolinium-DTPA](#) oder andere Gadolinium-Komplexe verwendet.

Im Gegensatz zur Röntgentechnik, in der das Kontrastmittel direkt sichtbar wird, können MR-Kontrastmittel nur indirekt wirken, da sie vor allem die Relaxationszeiten von Gewebewasser verkürzen.



Kontrastmittelbolus

MR-Angiographie: Ein kleines, mittels Kontrastmittel markiertes Spinvolumen, das durch ein Gefäß wandert. Wird für **Bolus Tracking** verwendet.

Kontrastverstärkte MR-Angiographie (CE-MRA)

MR-Applikation: Die kontrastverstärkte MRA nutzt die T1-Verkürzung des Blutes mithilfe Gadolinium-basierter Kontrastmittel. Die CE-MRA ist nicht durch Sättigungseffekte begrenzt, daher sind große Messfelder und beliebige Orientierungen möglich.

Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis (CNR)

Bildqualität: Das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis im MR-Bild ist die Differenz zwischen den Signal-zu-Rausch-Verhältnissen zweier Gewebetypen A und B.

$$\text{CNR} = \text{SNR}_A - \text{SNR}_B$$

Konturenartefakt

→ Chemical-Shift-Artefakt

Kopf-SAR

Sicherheit: Die pro Zeiteinheit über die Masse des Patientenkopfes gemittelte spezifische Absorptionsrate (SAR).

Koronalebene

Schichtorientierung: Orthogonale Ebene, die den Körper in einen hinteren Bereich (dorsal, posterior) und einen vorderen Bereich (ventral, anterior) teilt.



k-Raum

k-Raum ist ein zwei- oder dreidimensionales Datenmodell aus digitalisierten Rohdaten für ein gemessenes Bild. In der Regel ist der k-Raum identisch mit der [Rohdatenmatrix](#), die durch konventionelle Messverfahren mit Zeilen aufgefüllt wird.

Die Achsen des k-Raums werden als k_x (horizontale Achse) und k_y (vertikale Achse) bezeichnet. Die Datenpunkte der innerhalb dieser Achsen liegenden Ebene stellen die [Ortsfrequenzen](#) dar. Eine [Fourier-Transformation](#) wandelt diese Ortsfrequenzdaten in die darzustellenden finalen Bilddaten um.



k-Raum-Trajektorie

MR-Messung: Bei der k-Raum-Abtastung im Ortsfrequenzraum durchlaufener Weg, bestimmt durch den applizierten Gradienten. In der MR-Bildgebung werden je nach Methode kartesische, radiale, spiralförmige, Zickzack- und BLADE-k-Raum-Trajektorien abgetastet.

Kreuzkalibrierung

MR-PET-Untersuchung: Um die Verlässlichkeit der PET-Daten sicherzustellen, ist eine Korrelation mit einem externen Radioaktivitätsmessmittel erforderlich. In der Forschung wird als externes Messgerät häufig ein Bohrlochzähler verwendet, in der klinischen PET ein Dosiskalibrator.

Kryogen

Magnetetechnik: Kühlmittel wie z.B. flüssiges Helium oder Stickstoff. In der MR-Technik dienen Kühlmittel zur Aufrechterhaltung der Supraleitfähigkeit eines supraleitenden Magneten.

Längsmagnetisierung (M_z)

MR-Physik: Die Längsmagnetisierung M_z ist der Anteil des makroskopischen Magnetisierungsvektors in Richtung der z-Achse, also entlang des äußeren Magnetfeldes. Nach der Anregung durch einen HF-Puls kehrt M_z mit einer charakteristischen Zeitkonstanten T1 zu ihrem Gleichgewichtszustand M_0 zurück.

$$M_z(t) = M_0 (1 - \exp(-t/T1))$$

Längsrelaxation

MR-Physik: Rückkehr der Längsmagnetisierung nach Anregung in ihren Gleichgewichtszustand durch Energieaustausch zwischen den Spins und dem sie umgebenden Gitter (daher auch Spin-Gitter-Relaxation).

Längsrelaxationszeit

→ T1-Konstante
(Längsrelaxationszeit)

Larmor-Frequenz

MR-Physik: Diejenige Frequenz, mit der die Kernspins um die Richtung des äußeren Magnetfeldes präzedieren (auch Präzessionsfrequenz genannt). Sie ist abhängig vom Kerntyp und der Stärke des angelegten Magnetfeldes.

Bei 1,0 Tesla beträgt die Larmor-Frequenz von Protonen ca. 42 MHz, bei 1,5 Tesla ca. 63 MHz.

→ Präzession



Line of Response (LOR)

MR-PET-Untersuchung: Die Achse des Projektionsstrahls. Hinweis: In der PET ist dies die Koinzidenzlinie – die Verbindungslinie der Zentren von zwei einander gegenüberliegenden, »in Koinzidenz« geschalteten Detektorelemente.

Listen-Modus-Daten

MR-PET-Untersuchung: »Listen-Modus« sind die Rohdaten einer PET-Untersuchung. Zusätzlich zu den **Sinogrammen** enthalten Daten im Listenmodus exakte zeitliche Informationen zu jedem Ereignis, einschließlich Triggerinformationen. Listen-Modus-Daten werden vor der Rekonstruktion zu Sinogrammen konvertiert.

Localizer

Messung: Als Basis für die **Schichtpositionierung** aufgenommenes Bild. Synonym: Scout.

Logischer Gradient

MR-Messung: Bei orthogonaler Schichtführung hat jeder der 3 **physikalischen Gradienten** genau eine »logische« Aufgabe: **Schichtselektion, Frequenzkodierung und Phasenkodierung**. Bei schrägen Schichten setzen sich die logischen Gradienten aus Mischungen der physikalischen Gradienten zusammen.

Lokale SAR

Sicherheit: Die pro Zeiteinheit über 10 g Gewebe des Patientenkörpers gemittelte spezifische Absorptionsrate (SAR).

Lokale Spule

MR-Komponenten: Für jeden zu untersuchenden Körperteil sind spezielle Spulen zu verwenden. Lokale Spulen sind HF-Empfangsspulen mit hohem Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

Lokaler Shim

Magnetfeld: Der **Shim** wird auf ein zuvor angewähltes lokales Volumen beschränkt.

→ 3D-Shim

Lokalisierte MIP

MR-Angiographie: Lokalisiertes »Mippen« verbessert die Bildqualität. Es wird nur ein Daten-Teilvolumen verwendet, das die Voxel der interessierenden Gefäße enthält. Die Projektion enthält dann weniger verrauschte Hintergrundpixel und stellt weniger signalintensives Fett dar. Man kann auch einzelne Gefäße für die Rekonstruktion auswählen, um das Bild übersichtlich zu halten.

LOTA-Technik

MR-Messtechnik: Datenmitteilung zur Reduzierung von Bewegungsartefakten. Bei der Messung wird für jede Datenakquisition ein gesamter Rohdatensatz gemessen. Nach der Messung liegen mehrere vollständige Rohdatensätze vor, die dann gemittelt werden.



Magnet

Ein Magnet ist ein Material oder Objekt, das ein Magnetfeld erzeugt. Spezielle Magnettypen siehe unter:

- Permanentmagnet
- Resistivmagnet
- Supraleitender Magnet

Magnetfeld

MR-Physik: Der Raum, der einen Magneten (oder einen stromdurchflossenen Leiter) umgibt, hat besondere Eigenschaften. Jedes Magnetfeld übt eine Kraft auf magnetisierbare Teilchen aus, die sich entlang einer Vorzugsrichtung ausrichten (magnetischer Nord- und Südpol). Wirkung und Richtung dieser Kraft werden durch magnetische Feldlinien symbolisiert.

Magnetfeldgradient

- Gradientensystem
- Streufeld

Magnetfeldhomogenität

- Homogenität

Magnetfeldstärke

MR-Physik: Die Stärke der Kraft eines Magnetfeldes auf magnetisierbare Teilchen. In der Physik nennt man diese Kraftwirkung magnetische Induktion. In der MR-Technik hat sich jedoch der Begriff magnetische Feldstärke eingebürgert. Einheit: Tesla (T), 1 Tesla entspricht etwa der 20.000fachen Stärke des Erdmagnetfeldes.

Magnethochlaufzeit

Magnettechnik: Die zur Umrundung der Magnetfeldstärke benötigte Zeit, gemessen in T/min. Hängt von der Magnetkonstruktion und der Ausführung der Stromversorgung des Magneten ab.

Magnetische Abschirmung

Im Raum: *Aktive Abschirmung (AS)*

Durch Gewebe: Schwächung des von außen angelegten Magnetfeldes am Kernort durch das in der Elektronenhülle des umgebenden Gewebes induzierte Gegenfeld.

→ *Chemische Verschiebung*

Magnetisierbarkeit

→ *Suszeptibilität (Magnetisierbarkeit)*



Magnetisierung

MR-Physik: Magnetisierung ist eine Größe, welche die Höhe der magnetischen Kraft eines Materials auf seine Umgebung angibt. Bei der MR-Bildgebung wird der makroskopische magnetische Nettoeffekt von **Spinensembles** gemessen. Die Nettomagnetisierung der interessierenden Gewebe-**Voxel** bestimmt die potenzielle Stärke des **MR-Signals**.

Magnetisierungspräparation

MR-Messtechnik: Technik zur Verbesserung oder Veränderung des Bildkontrasts. Bevor die räumliche Lokalisierung erfolgt, werden zusätzliche HF-Pulse (Magnetisierungspräparationspulse) appliziert, um die Nettomagnetisierung vorzubereiten, d.h. in einen bestimmten Zustand zu versetzen. Ein Beispiel für eine magnetisierungspräparierte (MP-)Sequenz ist MP-RAGE.

Magnetisierungstransferkontrast (MTC)

MR-Messtechnik: Indirekte Beobachtung schnell relaxierender Magnetisierung durch **Vorsättigung**. Mittels Magnetisierungstransferkontrast wird das Signal aus bestimmten »festen« Geweben, z.B. dem Gehirnparenchym, reduziert und gleichzeitig das Signal aus flüssigeren Komponenten, z.B. aus Blut, beibehalten.

Bei MTC wird die Sättigung von gebundenen Protonen auf benachbarte freie Protonen übertragen. Dadurch wird das sichtbare MR-Signal in diesem Bereich reduziert.

Magnetöffnung

MR-Komponenten: Öffnung im Hauptmagneten, in der der Patient für die Untersuchung positioniert wird.

Magnetresonanz (MR)

MR-Physik: Absorption oder Emission elektromagnetischer Energie durch Atomkerne in einem statischen Magnetfeld, nach Anregung durch elektromagnetische HF-Einstrahlung mit der **Resonanzfrequenz**.

Magnetresonanzbildgebung (MRI)

Bildliche Darstellung von Objekten, wie beispielsweise dem menschlichen Körper, mithilfe der Magnetresonanz unter Anwendung von magnetischen Gradientenfeldern. In der praktischen Anwendung wird die Verteilung der Protonen im Körper dargestellt.

Klinisch relevantes Ziel der MR-Bildgebung ist die Darstellung und Differenzierung von pathologischem und gesundem Gewebe (**Bildkontrast**).

Matrix

→ **Bildmatrix**

→ **Rohdatenmatrix**



Matrixgröße

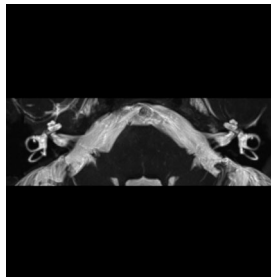
Messparameter: Größe der Rohdatenmatrix; beeinflusst nicht nur die räumliche Auflösung, sondern auch die Messzeit und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis.

Bei einer quadratischen Rohdatenmatrix ist die Anzahl der Zeilen gleich der Anzahl der Spalten.

Maximumintensitätsprojektion (MIP)

Nachverarbeitung: Die Maximumintensitätsprojektion ist ein Volumendarstellungsverfahren für 3D-Bilder, bei dem die Voxel in die Darstellungsebene projiziert werden, die maximale Intensität aufweisen und, verfolgt vom Beobachtungspunkt zur Projektionsebene, in die Bahn der parallelen Strahlen fallen.

Bei jedem Pixel wird der höchste entlang des entsprechenden Sehstrahls festgestellte Datenwert ermittelt. MIP macht sich zunutze, dass in den MR-Datensätzen die Gefäßstrukturen höhere Intensitätswerte aufweisen als das umgebende Gewebe. Durch Darstellung des maximalen Intensitätswertes für jedes Pixel kann die Struktur des im Bild enthaltenen Gefäßes erfasst werden.



MDDW

Diffusionsbildgebung:
 Zur Berechnung des
 Diffusionstensors erzeugt die
 Technik der multidirektionalen
 Diffusionswichtung (MDDW)
 Messungen in mindestens
 6 Raumrichtungen.
 Pro Schichtposition, b-Wert
 und Diffusionsrichtung
 (für $b > 0$) wird jeweils ein
 diffusionsgewichtetes Bild
 aufgenommen.

MEDIC

MR-Messtechnik: Mehrere in
 einem Scan aufgenommene
 Echos werden zu einem Bild
 kombiniert.
 Der Vorteil: größere Empfangs-
 bandbreite, weniger Artefakte.
 Anwendung: HWS, Gelenke.

**Mehrbett-/
Mehrschrittuntersuchung**

MR-PET-Untersuchung:
 Bei einer Ganzkörper-MR-PET-
 Untersuchung werden die
 Daten in Abschnitten gemes-
 sen, die als Betten oder
 Schritte bezeichnet werden.
 MR-PET-Untersuchungen, die
 große Untersuchungsbereiche
 abdecken, werden in mehrere
 Betten bzw. Schritte unterteilt.



Mehrschichtbildgebung

MR-Messtechnik: Variante der sequentiellen Bildgebung. Die Erholungsperiode der ersten angeregten Schicht wird ausgenutzt, um weitere Schichten zu messen (Zeiterparnis). Die Schichten sind ineinander verschachtelt.

Messablauf

→ Pulssequenz

Messfeld

Bildqualität: Sphärisches Volumen in der Magnetfeldmitte, in welchem das Magnetfeld eine definierte Homogenität aufweist. Bei der MR-Untersuchung müssen zu messende Objekte stets im Messfeld positioniert sein (zur Vermeidung von Signalverzerrungen).

Messmatrix

Rohdatenmatrix, nicht zu wechseln mit der Bildmatrix.

Messprotokoll

MR-Messtechnik: Ein Messprotokoll ist eine Pulssequenz mit einem vollständigen Satz optimierter Parameter, die für eine bestimmte Untersuchungsart ausgewählt wurden.

Messzeit

MR-Messung: Die Messzeit einer 2D-Messung ergibt sich wie folgt:

Messzeit =
 Anz. Scans (Phasenkodierschritte) $\times$ Repetitionszeit (TR) $\times$
 Anz. Akquisitionen (NA)

Millitesla pro Meter (mT/m)

Gradiententechnik: Maßeinheit für die Gradientenstärke.

MIP

→ Maximumintensitätsprojektion (MIP)

Mitlaufende Sättigungsschicht

Schichtpositionierung:
 Man kann auf einer Seite der Schicht einen Vorsättigungspuls schalten und damit die Signalintensität der fließenden Spinensembles reduzieren, die kurz davor sind, von dieser Seite aus in die Schicht einzudringen. Dies erlaubt, selektiv nur Arterien oder Venen abzubilden, da diese oft Fluss in die entgegengesetzte Richtung aufweisen (z.B. Carotis und Vena jugularis im Hals).

Die Schichten werden der Reihe nach, also Schicht für Schicht, komplett gemessen. Der Vorsättigungspuls behält die relative Lage zur gemessenen Schicht.

Mittelung

Messparameter: Gemittelte Summation der gemessenen Signale einer Schicht zur Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR). Eine Mittelung erfolgt beispielsweise bei einer Messung mit 2 Akquisitionen, d.h. Anzahl der Akquisitionen (NA) = 2.
 Das SNR steigt mit der Quadratwurzel der Anzahl der Mittelungen.



Modality Performed Procedure Step (MPPS)

DICOM-Dienst: Der Dienst Modality Performed Procedure Step, bekannt als MPPS, ermöglicht bildgebenden Modalitäten, Informationen über durchgeführte bildgebende Untersuchungen an das RIS und/oder PACS zu senden.

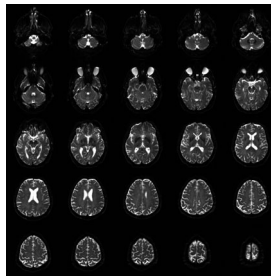
Er informiert z.B. über die Anzahl der akquirierten Bilder, Dauer der Studie, Beginn und Ende der Untersuchung.

Mosaikbild

BOLD-Bildgebung: Das Gesamtvolumen, bestehend aus 16 bis 64 EPI-Bildern, wird zu einem Mosaikbild zusammengefasst. Dies führt zu einer erhöhten Übersichtlichkeit der BOLD-Darstellung.

MPR

→ Multiplanare
Rekonstruktion (MPR)



MPRAGE

MR-Messtechnik: MPRAGE ist eine 3D-Erweiterung der TurboFLASH-Technik mit präparierenden Inversionspuls. Pro Präparationspuls wird nur ein Segment oder eine Partition eines 3D-Datensatzes gewonnen.

MR-Angiographie (MRA)

MR-Applikation: Darstellung von Blutgefäßen mit MR-Techniken. MRA stellt jedoch *nicht* wirklich das Blutvolumen dar, sondern eine bestimmte physikalische Eigenschaft des Blutes, beispielsweise den Magnetisierungszustand oder die lokale Geschwindigkeit.

Dies wird als Blutvolumen wahrgenommen. MRA stellt *nicht* ein einzelnes Gefäß dar, sondern die Gesamtheit der Gefäße im gemessenen Volumen. Aus 3D-Datenvolumen kann man nachträglich beliebige Ansichten rekonstruieren (MIP).



MR-Bild

Das MR-Bild besteht aus einer Vielzahl einzelner Bildelemente, auch **Pixel** genannt. Die Pixel sind schachbrettartig zu einer Matrix angeordnet. Jedes Pixel in der Bildmatrix zeigt einen bestimmten Grauwert. Gemeinsam betrachtet ergibt diese Grauwertmatrix eine bildliche Darstellung.

Der Grauwert eines Pixels spiegelt die gemessene Signalintensität des zugehörigen Volumenelements (**Voxel**) wider. Die Signalintensität eines Voxels wiederum hängt von der ursprünglichen Quermagnetisierung ab.

MR-Bildgebung

→ Magnetresonanzbildgebung (MRI)



MR-Empfindlichkeit

MR-Physik: Atomkerne für die MR-Untersuchung müssen »MR-empfindlich« sein, d.h. einen resultierenden Kernspin besitzen. Diese Bedingung schließt alle Atomkerne aus, die eine gerade Anzahl von Protonen und Neutronen aufweisen.

Da das Wasserstoffisotop ^1H am empfindlichsten nachzuweisen ist, wird es im Vergleich zu anderen Atomkernen als Referenz gesetzt. Es besitzt die relative MR-Empfindlichkeit von 1 bzw. 100 %.

MR-Ganzkörperuntersuchung

MR-Messtechnik: Bildgebung des gesamten Körpers eines Patienten in nur einem Arbeitsgang. Hierbei angewendete Strategien sind [Multistation-MR](#) oder Messung mit kontinuierlichem Tischvorschub (siehe [syngo TimCT](#)).



MR-Kardiologie

MR-Applikation: Die Vorteile von MR des Herzens sind unter anderem:

- freie Wahl der Bildschnittebenen und FOVs
- hoher Gewebekontrast
- zeitliche und räumliche Auflösung

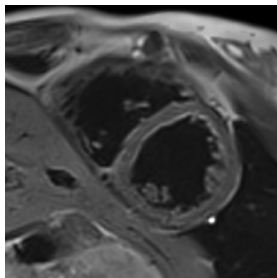
Entlang der jeweiligen Schnittebenen können eine Vielzahl von Herzschichten aufgenommen werden.

So erhält man eine komplette anatomische Darstellung des Herzens in allen drei Dimensionen. Über die Herzphasen aufgenommene Datensätze ermöglichen einen **Kinoablauf** der Herzrhythmik.

Eine anschließende quantitative Auswertung der Herzstudien ermöglicht beispielsweise:

- Berechnung von Ventrikelvolumen, Myokardmasse und funktionellen Parametern

- Manuelle oder halbautomatische Segmentierung der inneren und äußeren Herzwand des linken Ventrikels und der Innenwand des rechten Ventrikels: ED- und ES-Bilder oder gesamter Herzzyklus
- Auswertung der myokardialen Wanddicke, Veränderungen der Wanddicke (zwischen ED- und ES-Phase oder während des Herzzyklus) werden für jeden Sektor ausgewertet



MR-Kontrastmittel

→ Kontrastmittel

MR-PET-Untersuchung

Vorgang der Datenakquisition mit einem Zwei-Modalitäten-Bildgebungssystem, das einen MR- und einen PET-Scanner umfasst.

MR-Sequenz

→ Pulssequenz

MR-Signal

MR-Physik: Elektromagnetisches Signal im HF-Bereich; entsteht durch die Präzession der Quermagnetisierung, die in einer Empfangsspule eine sich ändernde elektrische Spannung erzeugt (Dynamo-Prinzip).

Der zeitliche Verlauf dieser Spannung ist das MR-Signal. Unterschiedliche MR-Signale in unterschiedlichen Gewebevoxeln erzeugen den Bildkontrast.



MR-Spektroskopie (MRS)

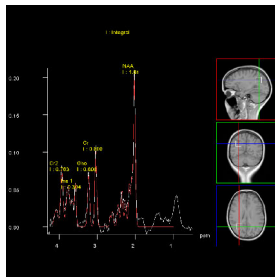
MR-Applikation:

Die MR-Spektroskopie erlaubt die nichtinvasive Messung von Produkten des Zellstoffwechsels. Ein MR-Spektrum zeigt die Abhängigkeit der Signalintensität von der chemischen Verschiebung für ein Messvolumen (Voxel).

Daraus kann auf die relativen Konzentrationsverhältnisse der zum Spektrum beitragenden Stoffwechselprodukte (Metaboliten) geschlossen werden.

In der MR-Spektroskopie wird das MR-Signal als Funktion der Zeit gemessen: eine schnell abnehmende Hochfrequenzschwingung. Durch die Fourier-Transformation wird diese Schwingung in eine Darstellung ihrer Frequenzanteile überführt, das **Spektrum**.

Die MR-Spektroskopie ist vor allem im Bereich des Intermediärstoffwechsels eine wichtige Methode zur in-vitro und in-vivo Untersuchung von Geweben und Organen.



MR-spektroskopische Bildgebung (MRSI)

→ MR-Spektroskopie (MRS)

mSENSE

MR-Messtechnik: Weiterentwicklung von **SENSE** mit **Auto-Kalibrierung** und einem modifizierten Algorithmus für die Bildrekonstruktion.

Multidirektionale Diffusionswichtung

→ MDDW

Multiecho-Sequenz

MR-Messtechnik: Pulssequenz, die mehrere Echos erfasst, mit jeweils unterschiedlichem Grad an T2-Wichtung. Die Signalhöhe nimmt mit der Querrelaxation ab. Über diesen Signalabfall kann ein reines T2-Bild berechnet werden.



Multinukleare Bildgebung

MR-Applikation: Diese Technik wird hauptsächlich in der Forschung zur Bildgebung von anderen Kernspins als denen von Wasserstoffprotonen (z.B. Natrium und Phosphor) verwendet.

Es können auch alternative **Kontrastmittel** wie z.B. hyperpolarisiertes Helium verwendet werden.

Potenzielle Einsatzgebiete sind die Bildgebung von Niedrigkontraststrukturen wie Lunge und Knochen sowie die **funktionelle** Bildgebung. Die Multinuclear-Option von Siemens ermöglicht Sende- und Empfangsexperimente zur Untersuchung von ^3He , ^7Li , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P und ^{129}Xe .

Multinukleare Spektroskopie (MNS)

MR-Spektroskopie: Spektroskopische Untersuchungen unter Verwendung weiterer Kernspins zusätzlich zu denen von Wasserstoffprotonen, z.B. Kohlenstoff und Phosphor. Die MNS findet Anwendung in Untersuchungen des Stoffwechsels und intrazellulärer pH-Werte, insbesondere der Leber.

Multiplanare Rekonstruktion (MPR)

Nachverarbeitung: Ermöglicht die Berechnung von Bildern in beliebiger Orientierung. Die Bildrekonstruktion erfolgt auf Basis einer 3D- oder einer lückenlosen Mehrschicht-Messung.

Multistation MRA

MR-Angiographie: In der peripheren oder Ganzkörper-Angiographie ermöglicht die Multistation MRA die Messung großer Bereiche durch Erweiterung des Sichtfeldes (FOV) des MR-Systems. Die zu untersuchende Region wird bei automatischem Tischvorschub in einzelnen Abschnitten (Stationen) gemessen. Die gemessenen Daten werden anschließend zu einem Gesamtbild kombiniert.



Multistep Angio

→ [Multistation MRA](#)

Multivenc-Sequenz

Phasenkontrast-Angiographie: Eine Multivenc-Sequenz ist für verschiedene Flussgeschwindigkeiten zugleich empfindlich. Sie dient zur Erfassung großer Variationen der Flussgeschwindigkeiten, z.B. in den peripheren Arterien.



mu-Map

MR-PET-Untersuchung:
Zur Gewinnung quantitativer
PET-Daten stützt sich die
MR-PET-Bildgebung auf
MR-Daten, die zu einer
MR-basierten Schwächungs-
karte, der mu-Map, verarbeitet
werden. Diese mu-Map kann
zur *Schwächungskorrektur* von
PET-Daten verwendet werden.

Myokard-Mapping

Herzbildgebung: Technik
zur Erzeugung pixelbasierter
parametrischer Karten für
myokardialen Relaxations-
zeiten (T1-Karte, T2-Karte
und T2*-Karte).

Myokard-Tagging

Herzbildgebung: Eine nicht-
invasive Technik zur Über-
lagerung von Netzen oder
Streifen auf Myokardbildern;
hilfreich bei der Beurteilung
von Intramyokardbewegung
und -deformation. Die nicht-
invasiven Tags werden inner-
halb des Gewebes durch lokale
Magnetisierungsmodulationen
erzeugt, die Regionen mit
verringertem Signalintensität
bewirken.

Die Standard-Taggingmethode
zur Erzeugung von Netzen
wird Complementary Spatial
Modulation of Magnetization
(CSPAMM) genannt.

→ Gittertagging

→ Streifentagging

Nachverarbeitung

Bildauswertung: MR-Bilder lassen sich zur Auswertung auf verschiedene Weise manipulieren, beispielsweise mittels **Bildsubtraktion**, **Mittelung**, **Rotation**, **Inversion**, **Multiplanarer Rekonstruktion (MPR)**, **Maximumintensitätsprojektion (MIP)** etc.

Nativbild

Kontrastverstärkte Untersuchung: MR-Bild ohne Gabe von Kontrastmittel, beispielsweise bei einer Präkontraststudie.

Navigatorsequenz

MR-Messtechnik: Zusätzliche Spin- oder Gradientenechos zur Detektion von Positionsänderungen eines Objekts im Messvolumen oder von sonstigen Veränderungen. Anwendbar z.B. bei interventionellen Verfahren oder beim **Atemgating**.

NEMA

»Association of Electrical Equipment and Medical Imaging Manufacturers«, Gesellschaft der Hersteller elektrischer und bildgebender medizinischer Geräte in den Vereinigten Staaten von Amerika. Die Medical Imaging & Technology Alliance (MITA), eine Teilorganisation der NEMA, repräsentiert Hersteller von medizinischen Geräten für die bildgebende Diagnostik, u.a. Hersteller von MR-, CT-, Röntgen- und Ultraschallgeräten.



Neurobildgebung

MR-Applikation: Oberbegriff für Anwendungen im Gehirn und im Nervensystem, z.B. **BOLD-Bildgebung**.

Nichtselektiver Puls

MR-Messtechnik: Bei einem nichtselektiven Puls muss man bei Mehrschicht-Messungen oder wiederholten Messungen derselben Schicht nach der Datenakquisition mit einer längeren TR arbeiten. Diese längere TR ist notwendig, damit sich die Magnetisierung zwischen aufeinanderfolgenden Messungen genügend erholen kann und sich die einzelnen Messungen nicht gegenseitig stören.

Anwendung bei 3D-Volumenmessungen und bei Vorsättigungstechniken (z.B. **Magnetisierungstransferkontrast**).

Normalisierungsfiler

Bildqualität: Zum Ausgleich von Signalintensitäten bei Verwendung von Oberflächenspulen. Durch den Filter wird die Signalintensität spulennaher Gebiete herabgesetzt, in weiter entfernten Gebieten wird die Signalintensität angehoben.

Anwendung vor allem beim Betrieb von **Arrays**spulen.

Oberflächenspule

→ Lokale Spule

Off-center (Exzentrizität)

Schichtpositionierung:
Verschiebung des Mittelpunkts einer Schichtgruppe aus dem Magnetfeldzentrum innerhalb der Schichtebene.

Orthogonale Schicht

Schichtpositionierung:
Im Raum rechtwinklig zueinander orientierte Schichten. Als Basisorientierung sind drei Grundebenen möglich: sagittal, koronal, transversal (axial).

→ Schichtorientierung

Ortsfrequenz

Physik: Die Anzahl der Wiederholungen eines periodischen Prozesses in einer Raumeinheit (im Gegensatz zur zeitlichen Frequenz).

Ortskodierung

MR-Messung: Definition von Position und Orientierung einer Schicht durch Frequenz- und Phasenkodiergradienten. Hierdurch wird der Ort der Signalentstehung in den MR-Signalen verschlüsselt und in der nachfolgenden Bildberechnung wieder rekonstruiert.



Out-of-Phase-Bild

MR-Messung: Ein Out-of-Phase-Bild entsteht durch Messung zu einem Zeitpunkt, zu dem zwei Komponenten im Gewebe (üblicherweise Fett und Wasser) nicht in der gleichen Phase sind.

Oversampling

Messparameter: Methode zur Vermeidung von **Überfaltungsartefakten**.

Readout-Oversampling: Verdopplung der Abtastpunkte in Richtung der **Frequenzkodierung**, ohne die Messzeit zu verlängern. Der zusätzliche Teil wird nach der Rekonstruktion verworfen. Der zusätzliche Teil wird nach der Rekonstruktion verworfen.

Phasen-Oversampling: Messdatenerfassung über die Grenzen des FOV hinaus in Richtung der **Phasenkodierung**. Das SNR wird erhöht. Die Messzeit wird entsprechend länger. 100% Phasen-Oversampling hat den gleichen Effekt wie eine Verdoppelung der Anzahl der Akquisitionen.

PACE

Bildqualität: PACE korrigiert in Echtzeit während der Messung Atem- und Bewegungsartefakte durch Reduktion des Versatzes zwischen den Schichten. Dies erlaubt beispielsweise Mehrfach-Atemanhalte-Untersuchungen ebenso wie freies Atmen während der Messung.

→ 1D-PACE

→ 2D-PACE

Paradigma

BOLD-Bildgebung: Geplante Abfolge der funktionellen Messung, beispielsweise: 10 Ruhebilder (Baseline), 10 aktivierte Bilder.

Parallelakquisitionstechniken

→ PAT

Parallele Bildgebung

→ PAT

Parallele Sättigung

Schichtpositionierung: Durch Sättigungsbereiche parallel zur Bildebene außerhalb des Schichtstapels wird erreicht, dass z.B. zum Messbereich fließendes Blut am Beginn der Messung so gut wie kein Signal abgibt. Das intraluminale Signal des Gefäßes wird so ausgelöscht, und **Geisterbilder** in Phasenkodierrichtung werden verhindert.

Diese **Vorsättigung** ist auf beiden Seiten der Schicht möglich. Die parallelen Sättigungsschichten verschieben sich mit den Schichten mit, was die Planung vereinfacht.



Parametrische Karte

Nachverarbeitung:

Parametrische Karten sind grafische Darstellungen von Funktionsinformationen und werden durch ein Nachverarbeitungsprotokoll aus den Messdaten erzeugt.

Parametrische Karten stellen die T1-, T2-, oder T2*-Charakteristiken des aufgenommenen Gewebes dar und erlauben so beispielsweise die Früherkennung von Arthritis in Gelenken.



Diffusionsbildgebung:

Parametrische Karten in der Diffusionsbildgebung können aus der Messung des **Diffusionstensors** gewonnen werden und z.B. zur Darstellung anisotropen Diffusionsverhaltens im Gehirn dienen (Beispiel: **FA-Karte**). Siehe auch **ADC-Karte**.

Perfusionsbildgebung:

Zur Darstellung von Perfusionsstörungen (Beispiel: **Time-to-Peak-Karte (TTP)**).

Partial Fourier

MR-Messtechnik: Reduzierung der Phasenkodierschritte bei der Messung, so dass die Rohdatenmatrix mit weniger Zeilen aufgefüllt wird. Ermöglicht kürzere Echozeiten. Sonderfall: **Halb-Fourier-Matrix**

Partial Parallel Acquisition (PPA)

→ PAT

Partition

3D-Bildgebung: Bei der 3D-Bildgebung werden nicht einzelne Schichten, sondern ganze Volumina angeregt. Ein **3D-Block** setzt sich aus mehreren Partitionen zusammen, die lückenlos aufeinander folgen. Die Anzahl der Partitionen entspricht der Anzahl der Schichten bei einer 2D-Bildgebung.

Partitionsdicke

3D-Bildgebung: Die effektive Schichtdicke der einzelnen Partitionen eines **3D-Blocks** berechnet sich aus der Blockdicke dividiert durch die Anzahl der Partitionen.

Parts per million (ppm)

Millionstel; dimensionslose Einheit, vergleichbar mit Prozent (Hundertstel). Mit dieser Einheit wird die **chemische Verschiebung** in MR-Spektroskopie-Untersuchungen gemessen. Abweichungen des Hauptmagnetfeldes B_0 vom normalen Wert werden in ppm angegeben.



PAT

MR-Messtechnik: PAT ist der Oberbegriff für Techniken der parallelen Bildgebung. Andere Bezeichnungen für PAT sind »Parallele Bildgebung« und »Partial Parallel Acquisition«.

Man unterscheidet zwei verschiedene Gruppen von PAT: bei den bildbasierten Methoden (z.B. *SENSE*, *mSENSE*) wird die PAT-Rekonstruktion nach der *Fourier-Transformation* durchgeführt.

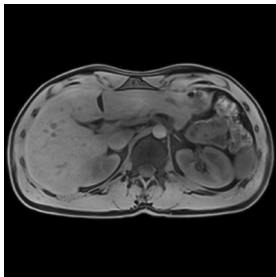
Bei den k-Raum-basierten Methoden (z.B. *SMASH*, *GRAPPA*) wird die PAT-Rekonstruktion vor der *Fourier-Transformation* durchgeführt.

Durch PAT kann die *Messzeit* verkürzt werden, ohne Verluste bei der *Bildauflösung*. Durch die geringere Zahl von Messzeilen sinkt das *Signal-zu-Rausch-Verhältnis*.

Voraussetzung für PAT ist die Verwendung von *Arrayspulen* und die Ermittlung des *Spulenprofils* aller Elemente der Arrayspule (z.B. durch *Auto-Kalibrierung*). Die wichtigsten Vorteile von PAT: kürzere Atemanhaltezeiten, höhere zeitliche Auflösung dynamischer Messungen und schärfere Bilder mit der *Echo-planaren Bildgebung* (durch die Verkürzung des *Echozugs*).

→ iPAT

→ iPAT²



PAT-Faktor

Messparameter:

Der PAT-Faktor ist ein Maß für die Reduktion der Phasenkodierschritte durch PAT.

Beispiel: Bei einem PAT-Faktor von 2 wird jeder zweite Phasenkodierschritt übersprungen. Dadurch halbiert sich die Messzeit.

Bei $iPAT^2$ ist der PAT-Faktor das Produkt aus den beiden PAT-Faktoren in Phasenkodier- richtung und in Partitionsrichtung. Beispiel: Ein PAT-Faktor von 4 in Phasenkodier- richtung und ein PAT-Faktor von 3 in Partitionsrichtung ergeben einem Gesamt-PAT-Faktor von 12.

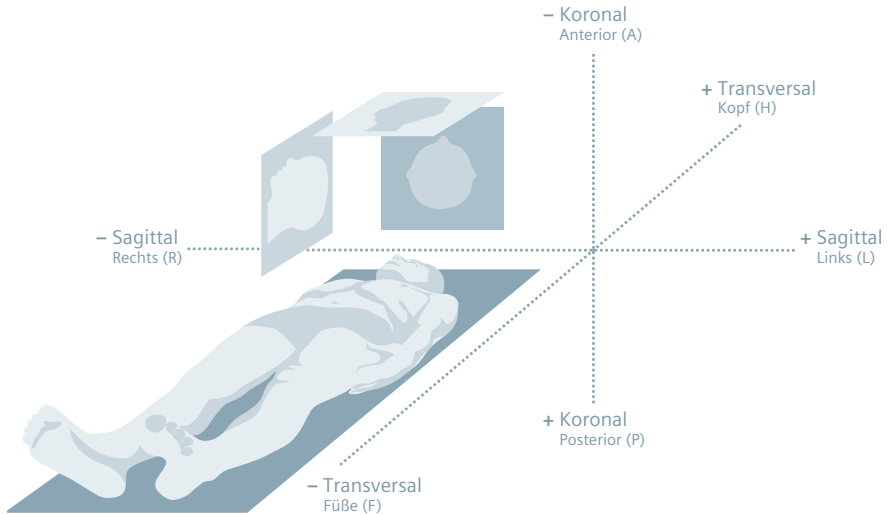


Patientenkoordinatensystem

In *syngo* wird die Orientierung der klinischen MR-Bilder durch ein patientenbezogenes Koordinatensystem angegeben.

Angezeigt werden die Blickrichtung des Betrachters auf den Patienten und die Lage der Schicht.

Es gibt drei Koordinatenachsen: Füße-Kopf, Rechts-Links und Anterior-Posterior.



Patientenregistrierung

Messvorbereitung: Der zu untersuchende Patient muss vor der MR-Untersuchung registriert werden. Hierzu werden die Patientendaten eingegeben, die eine eindeutige Zuordnung zwischen Patient und MR-Bild ermöglichen.

PBP-Karte

Perfusionsbildgebung:
Für eine betrachtete Schicht lässt sich eine prozentuale Signalkarte rekonstruieren. Die Grauwerte stellen die Signaländerung gegenüber einem Bezugsbild vor der Kontrastmittelgabe dar.

PC Angio

→ Phasenkontrast-Angiographie (PCA)



Peak

MR-Spektroskopie: Theoretisch liefert die Frequenzdarstellung einer reinen Sinusschwingung eine scharf begrenzte Spektrallinie an der Stelle der **Resonanzfrequenz**. In der Realität verbreitert sich die Spektrallinie zu einem unschärferen Peak. Ursache sind Spin-Spin-Wechselwirkungen und Feldinhomogenitäten (Magnet und Patient).

Peak-Charakteristika:
Resonanzfrequenz (ν_0),
Peakhöhe (h), Peakbreite bei halber Höhe (b) (Full Width Half Maximum FWHM),
Flächeninhalt.

Perfusionsbildgebung

MR-Applikation: Die Perfusion, einer der wichtigsten physiologischen und pathophysiologischen Parameter, kann mittels MR nichtinvasiv untersucht werden. Zur Bestimmung perfusionsbezogener Parameter sind verschiedene Techniken verfügbar, die endogene Kontrastmittel nutzen (z.B. **Arterial Spin Labeling**) oder die Dynamik exogener Kontrastmittel auswerten.

Perfusionsgewichtetes Bild

Perfusionsbildgebung: Perfusionsgewichtete Bilder stellen die diagnostisch relevanten Parameter der Gewebepfusion dar.

Periphere Angiographie

MR-Applikation: MR-Angiographie des peripheren Gefäßsystems; sie stellt besondere Anforderungen:

- der arterielle Fluss ist oft pulsierend
- es müssen große Volumen gemessen werden
- die Bilder müssen gut zwischen Arterien und Venen unterscheiden

Am häufigsten werden schnelle 3D-Gradientenecho-Protokolle mit oder ohne Kontrastmittelgabe ([NATIVE](#), [QISS](#)) verwendet. Die Messungen werden meist mit Tischverschiebung in verschiedenen Etagen oder mit kontinuierlicher Tischbewegung durchgeführt. Sie erfordern einen optimierten zeitlichen Ablauf.

Periphere Nervenstimulation (PNS)

MR-Sicherheit: Auswirkung zeitlich veränderlicher Magnetfelder auf den menschlichen Körper. Falls die hierbei erzeugten elektrischen Felder einen bestimmten Schwellwert übersteigen, können im Körper des Patienten elektrische Ströme induziert werden und Nerven oder Muskeln stimulieren. Diese Stimulation kann vom Patienten als unangenehm empfunden werden und ist ein wichtiger Wert für die Festlegung von Sicherheitsgrenzwerten.

Permanentmagnet

MR-Komponenten: Permanentmagnete bestehen aus großen Blöcken eines magnetischen Materials, z.B. in Form eines Hufeisens. Sie besitzen ein dauerhaftes Magnetfeld. Daher benötigen sie weder eine Energiezufuhr noch eine Kühlung.

PETRA-Sequenz

MR-Messtechnik: Sequenz für die 3D-T1-Bildgebung, die nur sehr geringe Gradientenaktivität benötigt. Teil der [Quiet Suite](#) zur Reduzierung der Geräuscentwicklung bei MR-Untersuchungen.



Phantom

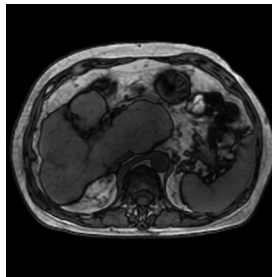
Qualitätssicherung: Künstlicher Gegenstand, dessen Abmessungen und messtechnische Eigenschaften bekannt sind. Meist flüssigkeitsgefüllte Behälter mit eingebauten Kunststoffstrukturen verschiedener Größen und Formen. Phantome werden zum Testen von System- und Qualitätseigenschaften bildgebender Systeme eingesetzt.

Phasenauslöschung (chemische Verschiebung)

Bildqualität: Fett- und Wasserprotonen besitzen leicht unterschiedliche **Resonanzfrequenzen**. Dies erzeugt eine Phasenzyklisierung. Bei 1,5 Tesla beispielsweise sind Fett- und Wasserspins nach dem HF-Puls alle 4,5 ms abwechselnd in und außer Phase. Daher oszilliert die Signalstärke eines fett- und wasserhaltigen Voxels mit wachsender Echozeit.

Die Stärke hängt vom Mengenverhältnis zwischen Fett- und Wasserprotonen im Gewebe ab.

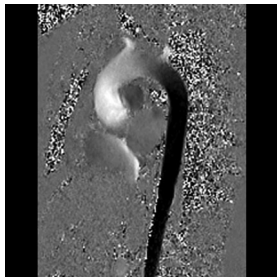
Der Effekt tritt nur bei Gradientenecho-Sequenzen auf.



Phasenbild

Bildrekonstruktion: Aus den gemessenen Rohdaten lassen sich neben den üblichen **Betragsbildern** auch Phasenbilder rekonstruieren.

Im Betragsbild entspricht der Grauwert eines Pixels dem Betrag des MR-Signals am jeweiligen Ort. Im Phasenbild dagegen stellt jeder Pixelgrauwert die jeweilige Phasenlage zwischen -180° und $+180^\circ$ dar.



In Phasenbildern lassen sich bewegte **Spinensembles** von stationärem Gewebe unterscheiden. Stationäre Spins besitzen die gleiche Phase, bewegte Spins haben jedoch davon abweichende Phasen, jeweils abhängig von ihrer Geschwindigkeit.

Phasenkodiergradient

MR-Messung: Magnetfeldgradient, der in Richtung der **Phasenkodierung** geschaltet wird.



Phasenkodierschritt

MR-Messung: Für die Phasenkodierung eines MR-Bildes müssen so viele Anregungen und Signalauslesungen erfolgen, wie die Bildmatrix Zeilen hat (z.B. 256 oder 512).

Von Anregung zu Anregung ändert sich schrittweise die Amplitude des Phasenkodiergradienten.

So wird jeder Rohdatenzeile eine andere Phaseninformation aufgeprägt.

Phasenkodierung

MR-Messung: Verfahren zur Definition der Zeilen der **Messmatrix**. Zwischen HF-Anregungspuls und Auslesen des MR-Signals wird kurzzeitig ein Magnetfeldgradient geschaltet, der den Spins von Zeile zu Zeile eine Phasenverschiebung aufprägt. Zur vollständigen Messung einer Schicht müssen je nach Matrix (z.B. 256 oder 512) **Phasenkodierschritte** erfolgen. Die anschließende Fourier-Transformation kann die unterschiedlichen Phasenlagen den ihnen entsprechenden Zeilen zuordnen.

Phasenkontrast-Angiographie (PCA)

MR-Applikation: Verfahren zur Darstellung von Fluss in Gefäßen.

Bei der PCA wird die geschwindigkeitsinduzierte Phasenänderung der Spins von fließendem Blut zur Unterscheidung von stationärem Gewebe ausgenutzt. Nur bewegte Spins liefern einen Signalbeitrag. Der Blutkontrast im Bild ist proportional zur lokalen Flussgeschwindigkeit.

2D- und 3D-PCA-Protokolle besitzen festgelegte **Flussempfindlichkeiten** für alle drei Raumrichtungen. So lassen sich unterschiedliche Flussgeschwindigkeiten darstellen.

Anwendungen: Langsamer Fluss, »geknickte« Gefäße mit wechselnder Flussrichtung, Projektionsbilder für Übersichten.

Diese Technik ist auch Grundlage für Flussmessungen.

Phasen-Oversampling

→ Oversampling

Phasenverschiebung

MR-Physik: Verlust der Phasenkohärenz präzedierender Spins (Signalminderung).

In den meisten physiologischen Situationen bewegen sich vaskuläre Spins mit verschiedenen Geschwindigkeiten. Schneller fließende Spins erfahren eine stärkere Phasenverschiebung als langsamer fließende.

Physikalischer Gradient

→ Gradientenspule

Physiological Measurement Unit

→ PMU

Physiologisch gesteuerte Bildgebung

MR-Messtechnik:

Physiologische Bewegungen wie Herzbewegung, Atmung, Blutfluss oder Liquor verursachen im Allgemeinen Artefakte, die eine eindeutige Interpretation des MR-Bildes erschweren oder teilweise sogar verhindern können. Die physiologisch gesteuerte Bildgebung ermöglicht es, diese Artefakte zu unterdrücken.

→ Herztriggerung
(EKG-Triggerung,
Pulstriggerung),
Atemtriggerung,
Atemgating



Pixel

Bildqualität: Kleinstes Bildelement (picture element) eines digitalen Bildes.

Zur Darstellung eines MR-Bildes besitzt jedes Pixel der Bildmatrix einen bestimmten Grauwert.

Pixelgröße = FOV/Matrixgröße

Pixelintensität

Bildqualität: Der den Pixeln in den Bilddaten zugewiesene Grauwert; abhängig von Gewebe- und Messparametern.

PMU

MR-Komponenten: Gerät für physiologisch gesteuerte Bildgebung, das zur Akquisition physiologischer Signale des Patienten (EKG, Atmung und Puls) dient. Die PMU besteht aus folgenden Komponenten:

- PERU (Physiological ECG and Respiratory Unit),
- PPU (Peripheral Pulse Unit),
- Eingang für externe Triggerung.

Die physiologischen Signale werden mit Rezeptoren, wie z.B. EKG-Elektroden, Respirationskissen und Pulssensor, erfasst.

Positronenemissionstomograph (PET)

MR-PET-Untersuchung: Tomographiegerät, das die Vernichtungsstrahlung von Positronen emittierenden Radionukliden mittels Koinzidenzdetektion erkennt.

Postkontrastbild

Kontrastverstärkte Untersuchung: Bei Untersuchungen mit Kontrastverstärkung werden die nach der Kontrastmittelgabe aufgenommenen Bilder als Postkontrastbilder bezeichnet.

Präkontrastbild

Kontrastverstärkte Untersuchung: Bei Untersuchungen mit Kontrastverstärkung werden die vor der Kontrastmittelgabe aufgenommenen Bilder als Präkontrastbilder oder Nativbilder bezeichnet.

Präzession

MR-Physik: Rotation der Drehachse eines sich um die eigene Achse drehenden Körpers um die Richtungslinie der angewandten Kraft; die Bewegung beschreibt einen Kegel.

Präzessionsfrequenz

→ Larmor-Frequenz

PRESS-Technik

MR-Spektroskopie: Multiecho-Single-Shot-Technik zum Akquirieren von Spektraldaten. Die PRESS-Sequenz appliziert schichtselektive 90° – 180° – 180° -Pulse.

Die langen Echozeiten, die PRESS verwendet, erlauben eine bessere Darstellung von Metaboliten mit längeren Relaxationszeiten. PRESS ist weniger anfällig für Bewegungs-, Diffusions- und Quanteneffekte und bietet ein besseres SNR als die STEAM-Sequenz.

Projektion auf konvexe Mengen (POCS)

Messparameter: Mathematisches Verfahren zur Berechnung von Bildern aus Rohdaten. Dieser Parameter verbessert die Kantenschärfe bei Partial-Fourier-Abtastung. Fehlende k-Raum-Datenpunkte werden nicht auf Null gesetzt, sondern extrapoliert.



Prospektive Triggerung

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Prospektive Triggerung wird verwendet, um das Datenakquisitionsfenster in einer bestimmten Herzphase zu positionieren.

Protokoll

→ Messprotokoll

Protonendichte

MR-Physik: Anzahl der Wasserstoffprotonen pro Volumeneinheit (allgemein: Spindichte).

Protonendichte-Wichtung

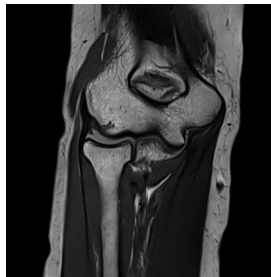
Bildqualität: Im Protonendichte-gewichteten MR-Bild wird der Kontrast hauptsächlich durch die Protonendichte des abgebildeten Gewebes beeinflusst. T1- und T2-Effekte werden unterdrückt.

Prozentuales Signalbild

→ PBP-Karte

PSIF-Sequenz

MR-Messtechnik:
Die PSIF-Sequenz ist eine zeitlich umgekehrte FISP-Sequenz. Man kann mit ihr einen stark T2-gewichteten Kontrast in kurzer Messzeit erzielen.



Pulsed ASL

Perfusionsbildgebung:
Gepulste [Arterial Spin Labeling](#)-Technik mit dem Vorteil, dass keine Kontrastmittelgabe (z.B. Gadolinium-basierte KM) erforderlich ist.

Pulssequenz

MR-Messung: Chronologische Reihenfolge der HF-Pulse und Gradientenpulse zur Anregung des zu messenden Bildvolumens, zur Signalerzeugung und [Ortskodierung](#).

Typische Pulssequenzen:
Spinecho, Gradientenecho, TSE, Inversion Recovery, EPI u.a.

Pulstriggerung

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Die Pulstriggerung unterdrückt Bewegungs- und Flussartefakte, die durch pulsierendes Blut und Liquor entstehen. Als Trigger dient die Pulswelle, die z.B. mit einem Sensor am Finger detektiert wird.

Pulsfühler sind einfacher anzulegen als EKG-Elektroden, allerdings zur Herzbildgebung *nicht* geeignet.



QISS

MR-Angiographie: Quiescent Interval Single-Shot (QISS) ist eine kontrastmittelfreie Bildgebungstechnik für die periphere MR-Angiographie.

- EKG-getriggerte, Single-Shot-2D-Aufnahme einer Schicht pro Herzschlag.
- In-plane-Sättigung zur Unterdrückung des Hintergrundgewebes und ein mitlaufender Sättigungspuls zur Unterdrückung des Venensignals vor einer Einstrom-Ruheperiode.
- Die EKG-Triggerung stellt sicher, dass die Einstrom-Ruheperiode mit dem schnellen systolischen Fluss zusammenfällt; dadurch wird das Einstromen ungesättigter Spins in die abzubildende Schicht maximiert.

- Die Bilddaten werden mit Bildgebungsstationen akquiriert, die um das Isozentrum des Magneten angeordnet sind. Die Stationen verwenden eine Reihe von Atemanhalteverknüpfungen, um die Atembewegung zu minimieren.

Qualitätssicherung

Verfahren zur Abstimmung der Komponenten und Parameter einer MR-Anlage, zur Bestimmung der **räumlichen Auflösung** und **Kontrastauflösung**, des **Signal-zu-Rausch-Verhältnisses** und anderer qualitätsrelevanter Parameter.

Quench

Supraleitender Magnet: Schnelles Verdampfen der Kühlflüssigkeit, die zur Aufrechterhaltung der Supraleitfähigkeit des MR-Magneten verwendet wird.

Quermagnetisierung (M_{xy})

MR-Physik: Die Quermagnetisierung M_{xy} ist die Komponente des makroskopischen Magnetisierungsvektors, die in der xy-Ebene liegt, also senkrecht zum stationären Magnetfeld B_0 orientiert ist. Die Präzession der Quermagnetisierung induziert in einer Empfangsspule eine sich zeitlich ändernde elektrische Spannung. Der zeitliche Verlauf dieser Spannung ist das MR-Signal. Nach der HF-Anregung zerfällt M_{xy} bis auf Null mit einer charakteristischen Zeitkonstanten T_2 (ideal) bzw. T_2^* (real).

Querrelaxation

MR-Physik: Zerfall der Quermagnetisierung durch Verlust der Phasenkohärenz zwischen präzedierenden Spins (aufgrund gegenseitiger Wechselwirkung); wird deshalb auch als Spin-Spin-Relaxation bezeichnet.

Querrelaxationszeit

→ T2-Konstante
(Querrelaxationszeit)

Quiet Suite

MR-Applikation: Hauptursache der MR-Geräusche ist das schnelle Schalten der Gradientenspulen, das erhebliche mechanische Schwingungen erzeugt.

Quiet Suite beinhaltet **QuietX** und **PETRA** zur Reduzierung der Geräuscentwicklung bei MR-Untersuchungen sowie optimierte Protokolle für neurologische und orthopädische Untersuchungen.

QuietX

MR-Messtechnik: Algorithmus der **Quiet Suite** zur Reduzierung der Geräuscentwicklung bei MR-Untersuchungen. Zur Verringerung der Geräusche wird die Gradienten-trajektorie durch Gradientensummierung und Reduzierung der Anstiegsrate (slew rate) optimiert – bei gleichbleibender Bildqualität und Untersuchungszeit.



RADIANT

MR-Mammographie:
Ultraschallähnliche
3D-Rekonstruktion bei der
Brustbildgebung, erzeugt
eine 360°-Ansicht, mit der
Mamille im Zentrum.

Radiopharmazeutikum

→ [Tracer](#)

Random

MR-PET-Untersuchung:
Ergebnis der Koinzidenzdetek-
tion, wenn zwei Photonen aus
unterschiedlichen Positronen-
vernichtungen zufällig koinzi-
dieren.

RARE-Technik

→ [HASTE-Technik](#)

Räumliche Auflösung

Bildqualität: Maß für die Fähigkeit, benachbarte Gewebestrukturen zu unterscheiden. Je höher die Bildauflösung, umso besser lassen sich kleine Pathologien diagnostizieren.

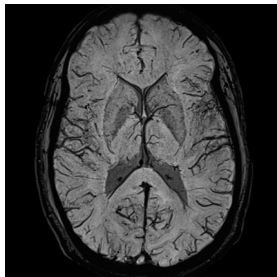
Die räumliche Auflösung erhöht sich mit größerer **Matrix**, kleinerem **Sichtfeld** und geringerer **Schichtdicke**.

Räumliche Verschiebung

Bildqualität: Die räumliche Verschiebung beschreibt einen Effekt, der auftritt, wenn überlagerte Bilder nicht richtig erfasst wurden. t-Karten z.B. können örtlich verzerrt sein. Dadurch sind überlagerte Bilder u.U. nicht richtig ausgerichtet und müssen durch Überlagerung anatomischer EPI-Bilder oder einer **Fieldmap** überprüft werden.

Raumfilter

Rekonstruktionsparameter: Der Raumfilter ist ein Parameter zur Glättung von Bildern. Der Raumfilter bewirkt eine Erhöhung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses zu Lasten der Ortsauflösung.





Rechteckiges FOV (RecFOV)

Messparameter: Wenn das interessierende Objekt nicht rund ist, sondern oval, kann man ein rechteckiges **Sichtfeld** (FOV) wählen.

Dies gilt vor allem für Untersuchungen im Abdomen- und Wirbelsäulenbereich.

Das rechteckige FOV kann man mit einer **reduzierten Messmatrix** kombinieren. Es wird z.B. ein rechteckiges FOV mit angepasster Matrix abgetastet. Mit weniger Zeilen als Spalten erhält man ein rechteckiges Bild.

Da der vollständige Rohdatenbereich abgetastet wird, geht bei diesem Verfahren keine Auflösung verloren. Die Messzeit wird verkürzt, das Signal-zu-Rausch-Verhältnis nimmt jedoch ab.

Reduzierte Matrix

Messparameter: Wenn man für die Messmatrix weniger Zeilen wählt als Spalten, erhält man eine reduzierte Matrix.

Die hohen Ortsfrequenzen werden dann nicht gemessen. Dies verkürzt die Messzeit. Die nicht gemessenen Zeilen werden vor der Bildberechnung mit Nullen aufgefüllt (**Zero Filling**). Dies entspricht einer Interpolation in Phasenkodierrichtung, so dass auf dem Bildschirm dennoch ein quadratisches Bild dargestellt wird.

Referenzbild

Nachverarbeitung: Ausgewähltes Basisbild zur Festlegung des Bereichs und der Orientierung von Rekonstruktionstechniken wie **MIP** oder **MPR**.

Refokussierung

→ **Rephasierung**

Region of Interest (ROI)

Nachverarbeitung: Eine ROI ist ein für die Auswertung herausgegriffener Bereich (interessierender Untersuchungsbereich) im MR-Bild.

Relative mittlere Transitzeit

Perfusionsbildgebung: Die relative mittlere Transitzeit (relMTT) ist die mittlere Zeitdauer der Boluspassage durch ein Voxel. Die pixelweise Darstellung ergibt eine relMTT-Karte.

Relativer zerebraler Blutfluss

Perfusionsbildgebung: Der relative zerebrale Blutfluss (relCBF) ist der zum relativen zerebralen Blutvolumen (relCBV) gehörende Flussbetrag.

Relatives zerebrales Blutvolumen

Perfusionsbildgebung: Das relative zerebrale Blutvolumen (relCBV) ist das vom Kapillarbett eingenommene relative Volumen innerhalb eines Voxels, bezogen auf die Masse des versorgten Gewebes.

Relaxation

MR-Physik: Dynamischer physikalischer Prozess, bei dem ein System aus einem Zustand des Ungleichgewichts in sein Gleichgewicht zurückkehrt.

→ Längsrelaxation

→ Querrelaxation

Relaxationsrate

R1, R2, R2*

MR-Physik: Kehrwerte der Relaxationszeiten, T1, T2, und T2*.

- R1: Längsrelaxationsrate (1/T1)
- R2: Querrelaxationsrate (1/T2)
- R2* scheinbare Querrelaxationsrate (1/T2*)

Relaxationsraten liefern Informationen zur Gewebemikrostruktur. Anwendung: Quantitative MRI, z.B. nicht-invasive Messung und Bildgebung der Lebereisenkonzentration.



Reliefartefakt

Bildqualität: Reliefähnliche Strukturen längs der Übergänge zwischen Geweben mit großen Unterschieden im Fett- und Wassergehalt (z.B. um Milz, Nieren, Augenhöhlen, Wirbel und Bandscheiben).

Ursache ist die **chemische Verschiebung**: Die Signale der Fett- und Wasserprotonen *in einem Voxel* werden bei der Bildrekonstruktion verschiedenen Bildpunkten zugeordnet.

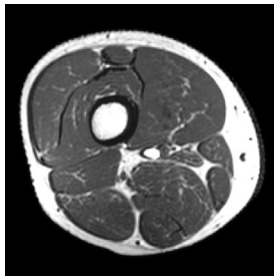
Diese Fehlkodierungen führen an den Übergängen von Fett und Wasser entweder zu einem gesteigerten Signal (dunkle Fläche) oder zu einem ungültigen Signal (helle Bereiche), und zwar jeweils in Frequenzkodierrichtung.

relMTT-Karte

→ Relative mittlere Transitzeit

Repetitionszeit (TR)

Messparameter: In der Regel die Zeit zwischen zwei Anregungspulsen. Innerhalb des TR-Intervalls werden Signale mit einer oder mehreren Echozeiten, mit einer oder mehreren Phasenkodierungen durchgeführt (je nach Mess-technik). TR ist einer der kontrastbestimmenden Messparameter. Die Akquisitionszeit (TA) ist direkt proportional zu TR.



Rephasierung

MR-Physik: Umkehr einer **Dephasierung**, d.h. die Spins werden wieder in Phase gebracht. Erreichbar durch einen 180°-Puls, der ein **Spinecho** erzeugt, oder durch einen Gradientenpuls in der Gegenrichtung.

Resistivmagnet

MR-Komponenten: Widerstandsmagnet. Ein Magnet, dessen Magnetfeld von einem normal leitenden Spulensystem erzeugt wird, das unter Verwendung von Kupfer- oder Aluminiumleitern eine maximale Feldstärke von ca. 0,6 Tesla aufbauen kann. Nachteil: hohe Stromkosten.

RESOLVE

MR-Messtechnik. Beim RESOLVE-Verfahren wird eine diffusionsgewichtete Bildgebungssequenz mit Multi-Shot verwendet, die im Vergleich zum Standardverfahren der echoplanaren Bildgebung mit Single-Shot (ss-EPI) bessere Bildqualität liefert. RESOLVE unterstützt alle Standard-Akquisitions- und Datenverarbeitungsfunktionen für die Diffusionsbildgebung (DWI) und Diffusionstensorbildgebung (DTI).



Resonanz

Physik: Austausch von Energie zwischen zwei Systemen bei einer bestimmten Frequenz; bei Musikinstrumenten z.B. das Mitschwingen der Saiten gleicher Tonhöhe.

Resonanzfrequenz

MR-Physik: Diejenige Frequenz, bei der Resonanz auftritt. Bei MR ist das die Frequenz des HF-Pulses, der das Spingleichgewicht beeinflussen soll, also mit der [Larmor-Frequenz](#) der Spins übereinstimmt.

Restore-Puls

MR-Messtechnik:

Ein 90° HF-Flip-back-Puls am Ende des Echozugs einer TSE-Sequenz. Damit wird die momentane [Quermagnetisierung](#) in die Längsachse zurückgeführt. Dies erlaubt eine Verkürzung von TR bei vergleichbarem Kontrast und damit eine kürzere Akquisitionszeit.

Retrospektives Gating

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Simultane Aufnahme von nicht-getriggerten Daten und EKG-Signal. Die Datenakquisitionsfenster, die jeweils eine bestimmte Herzphase von begrenzter Dauer abdecken, werden in gleichem Abstand über das gesamte R-R-Intervall verteilt. Bei der anschließenden Nachverarbeitung werden die Bilder mithilfe des EKG-Signals der korrekten Phase im Herzzyklus zugeordnet.

Verwendbar auch bei Liquorfluss.

Rohdaten

MR-Messung: Bei der MR-Messung wird das Bild *nicht* unmittelbar gewonnen. Es werden vielmehr Rohdaten erzeugt, die anschließend zu einem Bild rekonstruiert (berechnet) werden.

Rohdatenfilter

Messparameter: Rohdaten können vor der Bildberechnung gefiltert werden.

Der [Hamming-Filter](#) wird in verschiedenen Wichtungen angeboten. Damit lassen sich beispielsweise [Kantenoszillationen](#) reduzieren.



Rohdatenmatrix

MR-Messung: Jeder Punkt in der Rohdatenmatrix enthält – wie bei einem Hologramm – Teilinformationen des gesamten Bildes. Einem Punkt in der Rohdatenmatrix entspricht also keineswegs ein Punkt in der Bildmatrix.

Die mittlere Bereich der Rohdatenmatrix bestimmt die grobe Struktur und den Kontrast im Bild.

Der äußere Bereich der Rohdatenmatrix liefern Informationen über Ränder und Umrisse im Bild, über feinere Strukturen, und bestimmt letztlich auch die Auflösung.

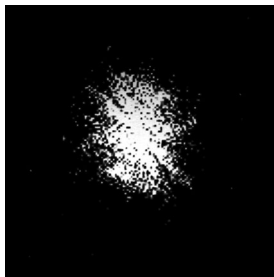
Mit der zweidimensionalen Fourier-Transformation wird die Rohdatenmatrix in die **Bildmatrix** überführt. Daher nennt man die Rohdatenzeilen auch Fourierzeilen.

RX-Spule

→ Empfangsspule

R1, R2, R2*

→ Relaxationsrate R1, R2, R2*



Sättigung

MR-Physik: Ein Zustand, bei dem sich die Spins gegen und mit dem äußeren Magnetfeld gegenseitig aufheben, die Längsmagnetisierung also null ist. Für ein gesättigtes Gewebe kann man daher kein MR-Signal anregen.

Sättigungsschicht

Schichtpositionierung: Regionale Vorsättigung, um ungewünschte Signale bestimmter Bereiche zu unterdrücken, innerhalb der Schicht oder parallel/senkrecht dazu.

- Parallele Sättigung
- Vorsättigung
- Mitlaufende Sättigungsschicht

Sagittalebene

Schichtorientierung: Orthogonale Ebene, welche den Körper in einen linken (sinister) und rechten (dexter) Bereich unterteilt.

SAR

- Spezifische Absorptionsrate (SAR)





Saturation Recovery (SR)

MR-Messtechnik: Technik zur Erzeugung eines vorwiegend von T1 abhängigen Kontrastes durch eine Folge von 90°-Anregungspulsen.

Unmittelbar nach dem ersten Puls ist die Längsmagnetisierung null, das Gewebe also gesättigt (saturation).

Man wartet mit dem nächsten 90°-Puls, bis sich die Längsmagnetisierung teilweise erholt hat (recovery).

Die Erholungszeit hängt von den T1-Konstanten der Gewebe ab.

Scan

MR-Messung:

1. Aufnahme eines oder mehrerer MR-Signale nach einem einzelnen Anregungspuls

2. Aufnahme eines vollständigen Rohdatensatzes

Schicht

Messparameter: Dünner, dreidimensionaler Quader, der durch Schichtposition, FOV und Schichtdicke eindeutig definiert ist. Die Mittelebene der Schicht ergibt die Bildebene.

Schichtabstand

Messparameter: Der Abstand zwischen den Mittelebenen zweier aufeinanderfolgender Schichten oder 3D-Blöcke.

Schichtanzahl

Messparameter: Während einer MR-Messung werden typischerweise mehrere Schichten aufgenommen. Die maximale Anzahl der Schichten einer Pulssequenz/ eines Messprotokolls hängt von der Repetitionszeit TR ab.

→ [Mehrschichtbildgebung](#)

Schichtdicke

Messparameter: Die eingestellte Dicke einer zu messenden Schicht. Je dicker die Schicht ist, umso stärker ist das Signal und umso besser das **Signal-zu-Rausch-Verhältnis**. Es sinkt jedoch die **räumliche Auflösung**. Dieser Parameter bestimmt zusammen mit der Schichtanzahl die Ausdehnung des Messbereichs in Schichtselektionsrichtung.

Schichtgrenzenartefakt

Bildqualität: Schichtgrenzenartefakte werden durch Signalverluste an den Grenzen zwischen den Schichten verursacht (nicht ideales Schichtprofil). Sie treten typischerweise bei konventionellen 3D-Multislab-Messungen auf und führen zu Oszillationen der Signalintensität und zu Trepphenomenen entlang der Gefäße. Auch bekannt als Blockgrenzenartefakt, Jalousieartefakt.

Schichtlücke

Messparameter: Der Zwischenraum zwischen zwei benachbarten Schichten. $\text{Schichtdicke} + \text{Schichtlücke} = \text{Schichtabstand}$.

Schichtorientierung

Messparameter: Als Basisorientierung einer Schicht ist eine der orthogonalen Grundebenen möglich:

- sagittal
- koronal
- transversal

Eine schräge oder doppelt-schräge Schicht erhält man durch Drehen der Schicht aus der Basisorientierung.



Schichtposition

Messparameter: Die Lage der zu messenden Schicht im Untersuchungsbereich.

Schichtpositionierung

Grafische Positionierung der zu messenden Schichten und Sättigungsbereiche auf einem anatomischen **Localizer**-Bild.

Schichtreihenfolge

Messparameter: Bei Mehrschicht-Messungen kann man die Reihenfolge der Anregung beliebig wählen:

- aufsteigend
(1, 2, 3, ..., n)
- absteigend
(n , $n-1$, ..., 3, 2, 1)
- verschachtelt
(1, 3, 5, ..., 2, 4, 6, ...)
- frei definiert

Schichtselektion

MR-Messung: Zur Darstellung eines Schnittbildes des menschlichen Körpers wird die gewünschte Körperschicht selektiv angeregt. Für orthogonale Schichten wird senkrecht zur gewünschten Bildebene ein Magnetfeldgradient geschaltet (Schichtselektionsgradient). Schräge und doppelt-schräge Schichten werden durch das gleichzeitige Schalten von 2 oder 3 Gradientenfeldern angeregt.

Schichtverknüpfung (Konkatenation)

Messparameter: Aufteilung der Anzahl der zu messenden Schichten auf mehrere Messungen.

Mögliche Anwendungen:

- Um mehr Schichten messen zu können, die Anzahl der Schichtverknüpfungen erhöhen (für eine kurze TR)
- Um **Übersprechen (Crosstalk)** bei geringem Schichtabstand zu vermeiden, Anzahl der Schichtverknüpfungen auf 2 setzen und Schichten verschachtelt messen.

Schichtverschiebung

Messparameter: Abstand des Mittelpunkts einer Schichtgruppe zum Magnetfeldmittelpunkt in Schichtselektionsrichtung.

Schräge Schicht

Messparameter: Durch Drehung einer **orthogonalen Schicht** (sagittal, koronal bzw. transversal) um eine Koordinatenachse, die in der Bildebene liegt, erhält man eine schräge Schicht.

Schwächungskorrektur (AC)

MR-PET-Untersuchung: Das Signal der emittierten Photonen wird von durchdrungenem Material oder Gewebe geschwächt. Beispielsweise schwächen Spulen, die Patientenliege oder der Patient das PET-Signal. Für eine artefaktfreie quantitative PET-Bildgebung ist deshalb eine Korrektur der akquirierten PET-Daten erforderlich. Dazu werden speziell nachbearbeitete MR-Bilder verwendet, so genannte Schwächungskorrekturkarten oder kurz **AC-Karten**. Mithilfe solcher AC-Karten ist es möglich, korrigierte PET-Bilder zu erzeugen.

Scout

→ Localizer



Segmentierter HASTE

MR-Messtechnik: Variante der Standard-HASTE-Technik. Beim segmentierten HASTE wird die eine Hälfte der Bildinformation nach dem ersten Anregungspuls gewonnen, die zweite Hälfte nach dem zweiten Anregungspuls. Die aufgenommenen Rohdatenzeilen nach dem ersten und zweiten Anregungspuls werden in der Rohdatenmatrix verschachtelt sortiert. Damit sich das Spinsystem zwischen den Anregungspulsen erholen kann, wird die Wiederholzeit TR sehr lang gewählt. Diese Zeit kann genutzt werden, um weitere Schichten anzuregen.

Vorteil: Die Länge des Multiecho-Pulszugs wird halbiert. HASTE-Sequenzen können auch in mehr als 2 Segmente aufgeteilt werden.

Selektive Anregung

MR-Messung: Die Eingrenzung der Anregung auf eine gewünschte Region. Hierzu werden Magnetfeldgradienten mit einem schmalbandigen HF-Puls kombiniert. Auch bei Fett- oder Wasserunterdrückung werden selektive Anregungen verwendet.

SEMAC

MR-Messtechnik: Bedingt MR-sichere Metallimplantate können »Through-Plane«-Verzerrungen verursachen. Mit dieser Technik können solche zwischen den Schichten auftretende Verzerrungen durch Applizieren zusätzlicher Phasenkodierschritte in der Schichtrichtung korrigiert werden. Die Bildqualität wird verbessert, z.B. in der Nähe von großen Metallstrukturen wie einem Totalgelenkersatz der Hüfte oder des Knies.

Sendebandbreite

MR-Messung: Der Frequenzbereich, der durch den **Anregungspuls** einer Sequenz angeregt wird.

Sende-/Empfangsspule

MR-Komponenten: Eine lokale Spule, die Signale sowohl sendet als auch empfängt.

Senderabstimmung:
MR-Messung: Einstellung der Sendeleistung der HF-Pulse (**Flipwinkel**).

Sendespule

MR-Komponenten: Eine lokale Spule, die Anregungspulse sendet.

SENSE

MR-Messtechnik: Bildbasierte Parallelakquisitionstechnik (**PAT**). Mit SENSE wird die PAT-Rekonstruktion nach der **Fourier-Transformation** durchgeführt.

Sequentielle Mehrschichtbildgebung

MR-Messtechnik: Die Schichten werden in der Untersuchungsregion nacheinander gemessen.

→ Schichtreihenfolge

Sequenz

→ Pulssequenz



Shim

Magnetfeld: Korrektur von Magnetfeldinhomogenitäten, die bedingt sind durch den Magneten selbst, durch ferromagnetische Objekte oder durch den Körper des Patienten. Der Grundshim geschieht üblicherweise durch gezieltes Anbringen kleiner Eisenstücke am Magneten. Der patientenbezogene Feinshim wird durch im Magneten angebrachte Shimspulen durchgeführt und über die Software gesteuert.

- Aktiver Shim
- Globaler Shim
- Interaktiver Shim
- Lokaler Shim
- 3D-Shim

Shimspule

MR-Komponenten: Spulen, die schwache zusätzliche Magnetfelder in verschiedenen Raumrichtungen erzeugen. Zur Korrektur von Inhomogenitäten im Hauptmagnetfeld.

- Shim erster Ordnung: Verwendung von Gradientenspulen
- Shim zweiter Ordnung: Verwendung von speziellen Shim-Spulen

Shimstrom

Magnetfeld: Während des Shims werden durch die Shimspulen des Systems fließende Shimströme interaktiv geändert, um die Shimqualität zu optimieren.

Sichtfeld (FOV)

Messparameter: Zu messender quadratischer Bildbereich (in mm × mm). Je kleiner das Sichtfeld, umso höher die räumliche Auflösung, wenn bei gleicher Matrixgröße die **Voxel** kleiner werden (Pixelgröße = FOV/Matrix). Kleinere Voxel beinhalten jedoch weniger Signal.

Signal

→ MR-Signal

Signalauslöschung

Bildqualität: Bereiche im Bild, die kein Signal zeigen, also schwarz sind.

Signalauslöschungen haben verschiedene Ursachen:

Metallartefakte, **Suszeptibilitätsartefakte**, **Flusseffekte** und **Sättigungseffekte**.

Flusseffekte treten z.B. bei schnellem Fluss und der Verwendung von Spinecho-Sequenzen auf. Der **Bolus** ist nach der halben Echozeit vollständig aus der Schicht herausgeströmt. Da er dann nicht mehr von dem schichtselektiven 180°-Puls erfasst wird, gibt er kein Spinecho ab: Blut erscheint schwarz im Bild.

Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)

Bildqualität: Verhältnis der Intensitäten von Signal zu Rauschen. Möglichkeiten zur Verbesserung des SNR sind u.a.

- Erhöhung der Anzahl der **Mittelungen**
- Vergrößerung des Messvolumens (räumliche Auflösung verschlechtert sich)
- Verwendung von **Sonderspulen** und **lokalen Spulen**
- kleinere **Bandbreite**
- kürzere **Echozeit**
- dickere Schicht

Simultane Anregung

MR-Messtechnik: Spezielles Mittelungsverfahren, bei dem zwei oder mehr Schichten gleichzeitig angeregt werden. Dadurch können z.B. mehr Schichten bei gleicher Messzeit aufgenommen werden.

Eine simultane Anregung bietet folgende Vorteile:

- kürzere TR bei gleicher Anzahl von Schichten, gleicher Messzeit und gleicher Anzahl von Verknüpfungen
- doppelte Anzahl von Schichten mit gleichem **Signal-zu-Rausch-Verhältnis** bei gleichem TR und gleicher Messzeit



Single

MR-PET-Untersuchung: Singles sind unerwünschte Ereignisse, die auftreten, wenn nur eines der beiden Photonen nachgewiesen werden kann. Singles können u.a. entstehen, wenn eines der beiden Photonen das Sichtfeld (Field-of-View) des Detektorrings verlässt, im Untersuchungsvolumen (Patient) gestreut wird oder in diesem absorbiert wird.

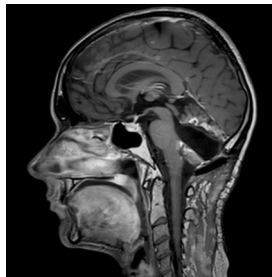
Single-Shot-Technik

MR-Messtechnik:

Im Gegensatz zur Multi-Shot-Technik wird die gesamte Bildinformation nach nur einem Anregungspuls gewonnen. Die ersten Echos werden über niedrige Phasenkodiergradienten kodiert.

Anschließend werden alle Echos erzeugt, jedes Echo mit anderer Phasenkodierung durch Erhöhung der Gradientenstärke.

Zu den Single-Shot-Techniken zählen: EPI, HASTE.



Single-Voxel-Spektroskopie

MR-Spektroskopie: SVS-Verfahren bilden die metabolische Information aus dem **Volume of Interest (VOI)** in einem Spektrum ab. Bei pathologischen Veränderungen, die nicht auf wenige VOIs eindeutig räumlich eingegrenzt werden können, sind Single-Voxel-Techniken vorteilhaft: Lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes können durch »lokalen volumensensitiven Shim« weitgehend kompensiert werden.

In der klinischen ^1H -Spektroskopie werden derzeit Single-Voxel-Techniken verwendet, die auf Spinechos (SE) oder stimulierten Echos (STEAM) beruhen.

Sinogramm

MR-PET-Untersuchung: Zweidimensionale Darstellung aller eindimensionalen Projektionen einer Objektschicht in Abhängigkeit vom Projektionswinkel. Der Projektionswinkel ist auf der Ordinate angegeben, die lineare Projektionskoordinate auf der Abszisse.

Slew Rate

→ **Gradientenanstiegsrate**



SMASH

MR-Messtechnik:
k-Raum-basierte Methode
der Parallelakquisitionstechnik
(PAT). Bei SMASH wird die
PAT-Rekonstruktion vor der
Fourier-Transformation
durchgeführt.

SPAIR

MR-Messtechnik: Robuste
Fettsättigung in der Körper-
bildgebung durch einen
frequenzselektiven Inversions-
puls. SPAIR verwendet einen
adiabatischen Puls, der
weniger empfindlich gegen-
über B1-Inhomogenitäten ist.

Spalte

→ Fourierzeile

Spektralkarte

MR-Spektroskopie: Abbildung
einer CSI-Spektren-Matrix über
einem anatomischen Bild.
Sie zeigt die regionale
Veränderung der Metaboliten
als überlagerte Kontur.

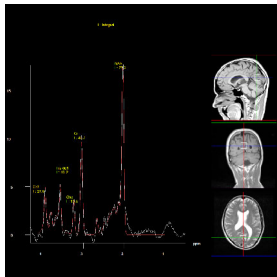
Spektroskopie

→ MR-Spektroskopie (MRS)

Spektrum

MR-Spektroskopie:

Die Darstellung des MR-Signals durch seine Frequenzanteile. Die Signalintensität wird als Funktion der **chemischen Verschiebung** dargestellt. Kerne mit unterschiedlichen **Resonanzfrequenzen** erscheinen als getrennte **Peaks** im Spektrum.



Spezifische Absorptionsrate (SAR)

Sicherheit: Die pro Zeiteinheit und pro Kilogramm Körpergewicht absorbierte hochfrequente Energie nach HF-Einstrahlung. Die Absorption der HF-Energie kann zur Erwärmung des Körpergewebes führen. Die Energieabsorption ist eine wichtige Größe für die Festlegung von Sicherheitsgrenzwerten.

Bei unzulässig hoher lokaler Konzentration von HF-Energie können HF-Verbrennungen auftreten (lokale SAR). Bei gleichmäßiger Verteilung der HF-Energie über den ganzen Körper ist die Belastung der Thermoregulation bzw. des Herzkreislaufsystems des Patienten maßgeblich (Ganzkörper-SAR).

Abhilfen bei zu hoher SAR: HF-Pulse mit niedriger SAR, kleinere Flipwinkel, niedrigere TR, weniger Schichten.



Spezifische Energiedosis (SED)

Sicherheit: Die spezifische Energiedosis ist der Wert der akkumulierten **Ganzkörper-SAR** während der gesamten Untersuchung.

Sie wird in J/kg (= Ws/kg) angegeben.

Spin

→ Kernspin

Spindichte

→ Protonendichte

Spinecho (SE)

MR-Messtechnik: Das Wiedererscheinen des MR-Signals nach Zerfall des FID-Signals. Hierzu wird die Dephasierung der Spins (Zerfall der Quermagnetisierung) durch Einstrahlen eines 180°-Refokussierungspulses aufgehoben. Die Spins geraten wieder in Phase, und es entsteht das Spinecho zum Zeitpunkt TE (Echozeit).

T2*-Effekte werden rückgängig gemacht (Feldinhomogenitäten, Suszeptibilität), *nicht* aber T2-Effekte.

Spin-echo Chemical Shift Imaging (SE-CSI)

MR-Spektroskopie: Hybridverfahren, basierend auf der Spinecho-Technik.

Spinecho-Sequenz

MR-Messtechnik: Bei der Spinecho-Sequenz erzeugt die Folge aus Anregungspuls (90°) und Refokussierungspuls (180°) ein **Spinecho**. Kann zur Erzeugung T1-gewichteter, Protonendichte-gewichteter oder stark T2-gewichteter Bilder verwendet werden.

Spinensemble

MR-Physik: Gesamtheit aller Spins in einem Volumenelement (Voxel). Sie erzeugen die gemittelte makroskopische Magnetisierung, die das MR-Signal für das jeweilige Voxel liefert.

Spin-Gitter-Relaxation

→ Längsrelaxation

Spin-Präparation

MR-Messtechnik: Technik zur Verbesserung oder Änderung des Bildkontrasts durch Applizieren spezieller Präparationspulse, z.B. eines Inversion-Recovery-Präparationspulses.

Spin-Spin-Kopplung

MR-Spektroskopie: Wechselwirkung zwischen MR-empfindlichen Kernen im Molekül, die im Spektrum zu einer zusätzlichen Feinaufspaltung der Peaks führt.

Spin-Spin-Relaxation

→ Querrelaxation

Spin-Spin-Relaxationszeit

→ T₂-Konstante (Querrelaxationszeit)



Spoilergradient

MR-Messtechnik: Gradientenpuls mit ausreichender Amplitude und/oder Dauer zur vollständigen **Dephasierung** der Quermagnetisierung. Der Spoilergradient wird nach dem Echo geschaltet, so dass die Quermagnetisierung vor dem nächsten Anregungspuls zerstört ist.

Verwendet bei **Vorsättigung** und in **FLASH-Sequenzen**.

Spule

MR-Komponenten: Zum Senden von HF-Pulsen und/oder Empfangen von MR-Signalen werden Antennen verwendet, die im MR-Sprachgebrauch als Spulen bezeichnet werden.

Als Sendespulen regen sie die Kerne im interessierenden Volumen möglichst homogen an. Als Empfangsspulen empfangen sie ein MR-Signal mit möglichst geringem Rauschanteil. Die Signalstärke hängt unter anderem vom angeregten Volumen in der Spule und vom Abstand zum Messobjekt ab. Der Rauschanteil dagegen hängt vorwiegend von der Spulengröße ab.

Spulenprofil

MR-Physik: Empfangscharakteristik einer **HF-Spule**, auch Spulensensitivitätsprofil genannt. Die Stärke des empfangenen MR-Signals eines **Voxels** ist abhängig vom Voxelort relativ zur Spule. Im Allgemeinen ist das Signal in Spulennähe am höchsten. Es wird umso schwächer, je weiter das Voxel von der Spule entfernt ist.

Spulenprofile können entweder aus einer separaten Kalibrierungsmessung oder durch eine in die Messung integrierte **Auto-Kalibrierung** gewonnen werden.

SSD

→ Surface-Shaded Display (SSD)

Standardized Uptake Value (SUV)

MR-PET-Untersuchung:
Der SUV-Wert wird in der PET-Bildgebung häufig für eine einfache semiquantitative Analyse von Radioaktivitätskonzentrationen verwendet. Der SUV ist das Verhältnis der

- tatsächlichen Radioaktivitätskonzentration, die im ausgewählten Körperteil zu einem bestimmten Zeitpunkt gemessen wurde, zur
- Radioaktivitätskonzentration im hypothetischen Fall einer Gleichverteilung der injizierten Radioaktivität im gesamten Körper.

StarVIBE

MR-Messtechnik: Eine bewegungsunempfindliche **VIBE-Sequenz**, bei der die Akquisition mit radialer Trajektorie erfolgt. Unterstützt Messungen bei freier Atmung.

Steady-State-Sequenz

Sequenztechnik: Klasse schneller Bildgebungstechniken, bei denen die Längs- und die Quermagnetisierung konstant gehalten werden (Steady-State). Diese Steady-State-Magnetisierung wird durch wiederholte Anregung mit einer **Repetitionszeit TR**, die kürzer ist als die **T2-Relaxationskonstante** des abzubildenden Gewebes.

Zu den Steady-State-Sequenzarten gehören: FISP, CISS, DESS, TrueFISP.



STEAM-Technik

MR-Spektroskopie: Bei der STEAM-Pulssequenz erzeugen drei schichtselektive 90° -Pulse ein stimuliertes Echo.

STIR-Sequenz

MR-Messtechnik: **Inversion-Recovery**-Sequenz mit einer kurzen Inversionszeit TI, verwendet zur **Fettunterdrückung**.

Die Wahl von TI ist von der Feldstärke abhängig; typisch ist beispielsweise ca. 150 ms bei 1,5 Tesla.

Streifentagging

Herzbildgebung: Technik des **Myokard-Tagging**, bei dem parallele Streifen auf das MR-Bild gelegt werden. Zur Betrachtung der Myokardbewegung in der Primärachsenansicht oder Vierkammeransicht.

Streufeld

Sicherheit: Der Anteil eines Magnetfeldes außerhalb des Magneten, der nicht zur Bildgebung beiträgt. Für verschiedene Geräte und vor allem für Patienten mit Herzschrittmachern sind bestimmte Sicherheitsabstände zum Magneten einzuhalten (z.B. 0,5 mT-Linie).

Bei **Permanentmagneten** ist das Streufeld gering, da das System weitgehend selbstabschirmend ist.

Streustrahlungsanteil (SF)

MR-PET-Untersuchung:
Verhältnis der gestreuten
wahren Koinzidenzen zur
Summe der gestreuten und
ungestreuten wahren Koinzi-
denzen.

Streuung

MR-PET-Untersuchung:
Ein Paar nachgewiesenes
Photonenpaar, von denen
mindestens eines durch
Wechselwirkung mit Materie
im FOV aus seiner ursprüngli-
chen Richtung abgelenkt
(gestreut) wurde.
Infolgedessen wird
das Paar einer falschen [Line of
Response \(LOR\)](#) zugeordnet.

Streuungskorrektur

MR-PET-Untersuchung:
Die Streuungskorrektur unter-
drückt Effekte von gestreuten
Koinzidenzen.

Supraleitender Magnet

MR-Komponenten:
Ein Elektromagnet, dessen
starkes Magnetfeld (typischer-
weise mind. 0,5 T) durch
supraleitende Spulen erzeugt
wird. Der Leiterdraht der
Spulen besteht aus einer
tiefgekühlten Legierung, z.B.
einer Niob-Titan-Legierung.
Als Kühlmittel verwendet man
flüssiges Helium.

Supraleitung

Physik: Materialeigenschaft
verschiedener Legierungen,
die bei sehr tiefen Temperatu-
ren (nahe dem absoluten
Nullpunkt) zu einem völligen
Verlust des elektrischen
Widerstands führt.
Elektrischer Strom kann
dann verlustlos fließen, d.h.
der Magnet ist ohne Strom-
versorgung »immer an«.



Surface-Shaded Display (SSD)

Nachverarbeitung:
Dreidimensionale Darstellung
von Oberflächen mithilfe
variabler Schwellwerte, z.B.
kontrastverstärkter Gefäße.

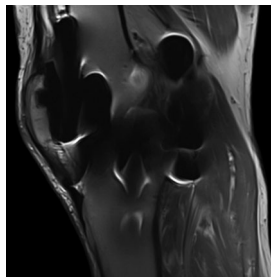
Suszeptibilität (Magnetisierbarkeit)

Physik: Maß für die Fähigkeit
eines Materials oder Gewebes,
in einem äußeren Magnetfeld
magnetisiert zu werden.

Suszeptibilitätsartefakt

Bildqualität: An allen Über-
gängen zwischen Geweben
mit unterschiedlicher
magnetischer Suszeptibilität
entstehen lokale Magnetfeld-
gradienten. Insbesondere
beim Übergang von Gewebe
zu luftgefüllten Räumen,
z.B. am Schläfenbein, können
Bereiche mit reduziertem
Signal oder sogar völlig ohne
Signal erscheinen.

Der Effekt ist bei Gradienten-
echo-Sequenzen stärker als
bei Spinechotechniken,
insbesondere bei EPI.



Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung (SWI)

MR-Messtechnik:

Mit suszeptibilitätsgewichteten Messsequenzen lassen sich sowohl venöse Gefäße als auch Blutungen im menschlichen Gehirn darstellen. Die SWI-Technik reagiert empfindlich auf lokale Änderungen des Magnetfeldes, die durch desoxygeniertes Blut oder lokale Eisenablagerungen hervorgerufen werden.

Suszeptibilitätskontrast

→ T2*-Kontrast

Swap

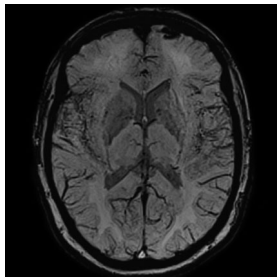
→ Gradienten-Swap

SWI

→ Suszeptibilitätsgewichtete Bildgebung (SWI)

syngo

Gemeinsame Bildgebungssoftware für alle Siemens-Modalitäten.





***syngo* BEAT**

Herzbildgebung:
syngo-Anwendung zur
Optimierung von Herzunter-
suchungen mit wenigen
Mausklicks.

***syngo* BLADE**

MR-Messtechnik: Mithilfe der
BLADE-Technik kann die Bewe-
gungsempfindlichkeit von
MR-Untersuchungen reduziert
werden: BLADE ist für die
TSE-Sequenz verfügbar. Hier-
bei erzeugt jeder **Echozug** der
Sequenz ein niedrig aufgelös-
tes Bild, dessen Phasenkodier-
richtung von einer Anregung
zur nächsten gedreht wird.
Abschließend werden die
einzelnen niedrig aufgelösten
Bilder zu einem hoch
aufgelösten Bild kombiniert.

***syngo* BRACE**

MR-Mammographie:
Verfahren für die Bewegungs-
korrektur mittels MR-Mammo-
graphie. Beseitigt Bewegungs-
artefakte zwischen verschie-
denen Messungen bei der
dynamischen Bildgebung.

***syngo* GRACE**

MR-Spektroskopie: GRACE ist ein *SVS*-Verfahren in der Brustspektroskopie, das zur relativen Quantifizierung des Cholinsignals dient.

***syngo* MR**

MR-spezifische *syngo*-Anwendung.

***syngo* NATIVE**

MR-Angiographie: Aufnahmen von Arterien und Venen ohne Kontrastmittel (nativ).

- NATIVE SPACE: für periphere MRA; basiert auf einer schnellen 3D-TSE-Sequenz; Berechnung der Bilddaten durch Inline-Subtraktion zweier EKG-getriggelter Datensätze (Systole und Diastole).

- NATIVE TrueFISP: für thorakoabdominelle MRA (z.B. Nierenarterien). Der intrinsische Kontrast wird durch das Einfließen von Blut mit nichtgesättigten Spins in ein vorgesättigtes Volumen erzeugt.





syngo REVEAL

Diffusionsbildgebung:
Diffusionsgewichtete **Single-Shot-Technik** zur Differenzialdiagnose bei der Beurteilung von Läsionen im gesamten Körper. REVEAL ist mit der Technik **2D PACE** kombinierbar.

syngo SPACE

MR-Messtechnik: SPACE ist eine Variante von 3D Turbo Spinecho. Im Vergleich zur konventionellen **TSE**-Sequenz verwendet SPACE nichtselektive, kurze Refokussierungspulszüge, die aus HF-Pulsen mit variablen **Flipwinkeln** bestehen. Dies erlaubt sehr hohe **Turbofaktoren** (> 100) und eine hohe Abtasteffizienz. Ergebnis sind hoch aufgelöste, isotrope 3D-Bilddatensätze, die in allen Ebenen zu Schichtgruppen rekonstruiert werden können.

syngo TimCT

MR-Messtechnik: TimCT (Continuous Table move) erlaubt die Messung großer Untersuchungsregionen mit kontinuierlichem Tischvorschub, also in einem einzigen Untersuchungsschritt, ohne Messpausen, ohne Neupositionierung der Liege – »MR so einfach wie CT«. Das kontinuierliche Scannen im **Isozentrum** des Magneten erzielt höchste Bildqualität und vermeidet zudem die bei Multistation-MR auftretenden **Schichtgrenzenartefakte**.

syngo TWIST

MR-Messtechnik: Mit dem TWIST-Verfahren lässt sich die zeitliche Auflösung bei angiographischen Untersuchungen erhöhen. Dies wird durch wiederholte Messungen des zentralen k-Raum-Bereichs erreicht. Bei TWIST ist kein Bolus-Timing erforderlich. Auch der Kontrastmittelverbrauch ist geringer.

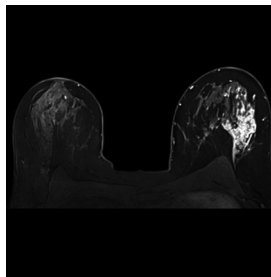
syngo VIEWS

MR-Mammographie: Bilaterale 3D-Messtechnik der Mamma mit Fettsättigung oder Wasserstimulation.

syngo WARP

MR-Messtechnik: WARP bietet dedizierte, auf der TSE-Sequenz basierende Bildgebungstechniken zur Reduzierung suszeptibilitätsbedingter Artefakte, die durch bedingt MR-sichere Metallimplantate verursacht werden.

- Große Optimierungsbandbreite (Auslesebandbreite, HF-Puls-Bandbreite)
- SEMAC
- VAT





Tagging

→ Myokard-Tagging

Teilkörper-SAR

Sicherheit: Spezifische Absorptionsrate (SAR), die pro Zeiteinheit über die einer Volumenspule (HF-Sendespule) ausgesetzten Körpermasse eines Patienten gemittelt wird.

Tesla (T)

MR-Physik: SI-Einheit der Magnetfeldstärke; entspricht etwa der 20.000fachen Stärke des Erdmagnetfeldes (1 Tesla = 10.000 Gauss).

Tim (total imaging matrix)

MR-Komponenten: Tim ist eine integrierte Spulenarchitektur mit hoher Dichte an Matrixspulen, die ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis bieten. Tim erlaubt Ganzkörperuntersuchungen ohne Umlagerung des Patienten.

Beispiel: Tim [204×128]: Tim-System mit bis zu 204 Spulenelementen und 128 HF-Kanälen

Time-of-Flight-Angiographie (TOF)

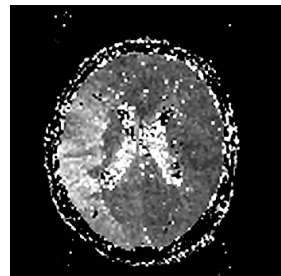
MR-Angiographie: Die Time-of-Flight-Angiographie (Einstromangiographie) macht Gefäße dadurch sichtbar, dass nicht-gesättigte, völlig relaxierte Spinensembles, die in eine Schicht oder ein Volumen einströmen, eine hohe Signalintensität erzeugen. Im Vergleich dazu sind stationäre (Hintergrund-) Spinensembles teilweise gesättigt und liefern daher eine relativ geringe Signalintensität.

Time-Series

Perfusionsbildgebung: Die gewonnenen $T2^*$ -Bilder sind mit Nummer und Zeitposition in der Serie gekennzeichnet. Man kann sie für den [Kinoablauf](#) und für statistische Auswertungen heranziehen.

Time-to-Peak-Karte (TTP)

Perfusionsbildgebung: Eine TTP-Karte (Time-to-Peak Map) gibt grauwert- oder farbcodiert die regionale Verteilung der Zeitdauer bis zum Erreichen des Signalminimums der Perfusion an. Sie wird für jede gemessene Schicht erzeugt.





TIRM-Sequenz

→ Turbo Inversion Recovery
Magnitude (TIRM)

TIR-Sequenz

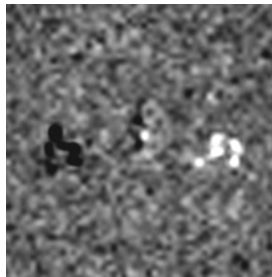
→ Turbo Inversion Recovery
(TurboIR, TIR)

t-Karte

BOLD-Bildgebung:
Bei Auswertung mit dem t-Test
zeigt die t-Karte eine statisti-
sche Korrelation der nderung
der Signalintensität mit dem
Paradigma. Gefundene positive
Korrelationen zwischen Stimu-
lation und Signalerhöhung in
BOLD-Bildern werden hell,
negative Korrelationen dunkel
dargestellt.

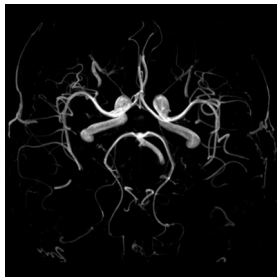
TOF-Angiographie

→ Time-of-Flight-
Angiographie (TOF)



TONE-Technik

MR-Messtechnik: TONE wird bei der TOF-Angiographie eingesetzt, um Sättigungseffekte beim Durchströmen eines 3D-Volumens zu minimieren. Hierzu werden HF-Pulse mit einem geeigneten Schichtprofil geschaltet, um sie an Geschwindigkeit und Richtung des Blutflusses anzupassen. Dies erzeugt von Schicht zu Schicht variierende Flipwinkel.



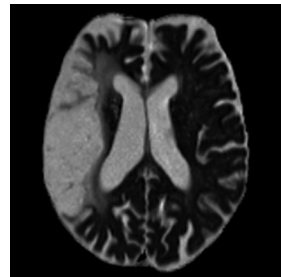
Total imaging matrix

→ Tim (total imaging matrix)

Trace-gewichtetes Bild

Diffusionsbildgebung: In Trace-gewichteten Bildern wird der Kontrast durch die Länge der Diffusionsspannung erzeugt und spiegelt das mittlere Diffusionsvermögen wider. Dies entspricht der Summe der Diagonalelemente (Trace) der Diffusionstensor-matrix:

$$\text{Trace} = D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}$$





Tracer

MR-PET-Untersuchung:

Ein Tracer ist eine Substanz, die verwendet wird, um bestimmte Stoffwechselwege ohne makroskopische Effekte zu verfolgen (d.h. Tracer werden in sehr kleinen Mengen verabreicht und oft markiert, z.B. mit Fluoreszenzfarbstoffen oder Positronenemittern). Ein *PET-Tracer* ist ein Tracer, der mit einem Positronenemitter markiert ist, dessen Halbwertszeit sich für die PET-Bildgebung eignet.

Trajektorie

→ k-Raum-Trajektorie

Traktographie

→ Diffusionstraktographie

Transitzeit

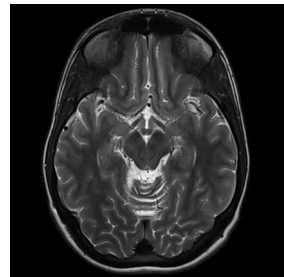
Kontrastverstärkte Untersuchung: Zeit bis zur Bolusankunft in der interessierenden Region (ROI) nach Kontrastmittelgabe.

Transversalebene

Schichtorientierung:

Orthogonale Ebene, die den Körper in einen kranialen Bereich (Kopf, superior) und einen kaudalen Bereich (Füße, inferior) unterteilt.

Synonym: Axialebene.



Trigger

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Referenzpunkt im physiologischen Signal, der den Scan auslöst, z.B. R-Zacke im EKG-Signal.

Triggersignal

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Physiologisches Signal (EKG-Signal, Fingerpuls oder Atemkurve), das die Datenakquisition immer am gleichen Punkt einer periodischen Bewegung auslöst.

Triggerung

Physiologisch gesteuerte Bildgebung: Auslösung in Abhängigkeit von einem physiologischen Ereignis. Bei einer getriggerten Messung startet die MR-Datenakquisition erst bei Detektion eines bestimmten physiologischen Ereignisses (R-Zacke, peripherer Puls, festgelegte Einatmungsphase oder externer Trigger).

Trigger-Verzögerungszeit (TD)

EKG-Triggerung: Zeitlicher Abstand zwischen Trigger und Auslösen der Messung.



True

MR-PET-Untersuchung: Wenn der Tracer zerfällt, sendet er ein Positron aus. Bei der Vernichtung (Annihilation) dieses Positrons werden zwei Photonen im Winkel von 180° zueinander abgestrahlt. Wenn diese zwei Photonen innerhalb des Koinzidenzfensters detektiert werden, wird eine [Line of Response \(LOR\)](#) rekonstruiert. Dies ist eine wahre Koinzidenz, ein True.

TrueFISP

MR-Messtechnik: Die Gradientenecho-Sequenz TrueFISP liefert das höchste Signal aller Steady-State-Sequenzen. Der Kontrast ist eine Funktion von $T1/T2$. Mit kurzem TR und kurzem TE ist der T1-Anteil jedoch konstant, und die Bilder sind im Wesentlichen T2-gewichtet.

FISP- und PSIF-Signal werden gleichzeitig erzeugt. Wegen der Überlagerung der beiden Signale ist TrueFISP empfindlich für Inhomogenitäten des Magnetfeldes. Die Bilder können Interferenzstreifen enthalten. Daher soll TR möglichst kurz sein, und es muss ein [Shim](#) durchgeführt werden.

t-Test

BOLD-Bildgebung:
Statistisches Auswertungsverfahren für **BOLD**-Messungen (ehemals Z-Score). Dient zur Berechnung des Differenzbildes aus den Mittelwerten der Aktiv- und Ruhebilder. Der t-Test ist heute in **ALM** integriert.

TTP-Karte

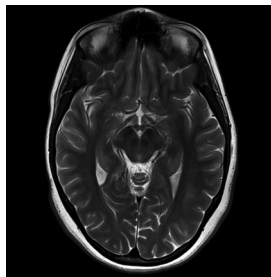
→ Time-to-Peak-Karte (TTP)

Turbo Gradienten-Spinecho (TurboGSE, TGSE)

MR-Messtechnik: TurboGSE ist eine Hybridsequenz, die von TSE und EPI abgeleitet wurde. Bei TurboGSE werden zusätzliche Gradientenechos vor und nach jedem Spinecho erzeugt. Die Spinechos werden üblicherweise den mittleren Segmenten der Rohdatenmatrix zugeordnet, die Gradientenechos den äußeren Segmenten. Durch diese Segmentauffüllung wird ein reiner T2-Kontrast erreicht.

Die Gradientenechos bestimmen hauptsächlich die Bildauflösung.

Unterschiede zu TurboSE: schneller, Fett ist dunkler, empfindlicher auf Suszeptibilitätseffekte (z.B. bei Blutungen mit Hämosiderin).





Turbo Inversion Recovery (TurboIR, TIR)

MR-Messtechnik: TSE-Sequenz mit Inversionspuls; lange TI zur Liquorunterdrückung (**FLAIR**); kurze TI zur Fettunterdrückung (**STIR**).

Turbo Inversion Recovery Magnitude (TIRM)

MR-Messtechnik: Wie TurboIR, jedoch mit Betragsbildung des Signals (Magnitude) und entsprechender Darstellung.

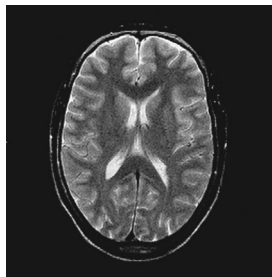
Turbo Spinecho (TurboSE, TSE)

MR-Messtechnik: TSE ist eine schnelle Multiecho-Sequenz. Jedes Echo eines Pulszugs erhält eine andere Phasenkodierung. Innerhalb der Repeatszeit TR werden so viele Zeilen der Rohdatenmatrix aufgenommen, wie der Pulszug Echos enthält (segmentierte Rohdaten). Der Geschwindigkeitsgewinn wird durch den **Turbofaktor** ausgedrückt und häufig zur Erhöhung der Auflösung genutzt.

Turbofaktor

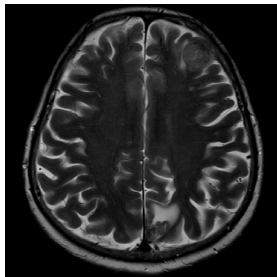
Messparameter: Der Messzeitgewinn einer TSE-Sequenz gegenüber einer konventionellen Spinecho-Sequenz.

Beispiel: Bei Turbofaktor (Echozug) 7 misst die TSE-Sequenz 7 mal schneller als eine SE-Sequenz mit vergleichbaren Parametern.



TurboFLASH

MR-Messtechnik: Bei einer TurboFLASH-Sequenz wird die gesamte Rohdatenmatrix in nur einem Arbeitsgang mit einer ultraschnellen Gradientenecho-Sequenz gemessen. Der Bildkontrast wird durch Präparationspulse modifiziert.



TWIST-VIBE

MR-Messtechnik: VIBE-Sequenz, erweitert durch die TWIST-Technik in Kombination mit CAIPIRINHA und Dixon für die Fett-/Wasser-Trennung. Ermöglicht die multiarterielle Phasenbildgebung während eines einzelnen Atemzugs mit hoher zeitlicher und räumlicher Auflösung. Es ist kein Kontrastmitteltiming erforderlich, da die arterielle Phase von Beginn der Messung an abgedeckt ist.

Tx-Spule

→ Sendespule

TxRx-Spule

→ Sende-/Empfangsspule



T1-Konstante (Längsrelaxationszeit)

MR-Physik: Gewebespezifische Zeitkonstante, welche die Rückkehr der Längsmagnetisierung in den Gleichgewichtszustand beschreibt. Nach Ablauf der Zeit T1 ist die Längsmagnetisierung wieder auf ca. 63% ihres Endwertes angewachsen. Einer der kontrastbestimmenden Gewebeparameter.

T1-Kontrast

Bildqualität: Die unterschiedliche T1-Relaxation der verschiedenen Gewebetypen kann als Bildkontrast dargestellt werden (**T1-Wichtung**).

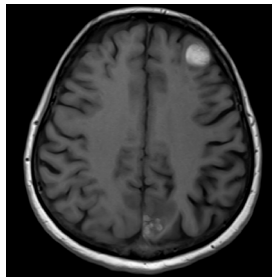
Faustregel: T1-Kontrast = TR kurz (zur Maximierung des T1-Kontrasts), TE kurz (zur Minimierung des T2-Kontrasts).

T1-Wichtung

→ T1-Kontrast

T2-Konstante (Querrelaxationszeit)

MR-Physik: Gewebespezifische Zeitkonstante, die den Zerfall der Quermagnetisierung im ideal homogenen Magnetfeld beschreibt. Nach Ablauf der Zeit T2 hat die Quermagnetisierung 63% ihres ursprünglichen Wertes verloren. Einer der kontrastbestimmenden Gewebeparameter.



T2-Kontrast

Bildqualität: Die unterschiedliche T2-Relaxation der verschiedenen Gewebetypen kann als Bildkontrast dargestellt werden (**T2-Wichtung**).

Faustregel: T2-Kontrast = TR lang (zur Minimierung des T1-Kontrasts), TE lang (zur Maximierung des T2-Kontrasts).



T2-Wichtung

→ T2-Kontrast

T2*-Konstante

MR-Physik: Charakteristische Zeitkonstante, die den Zerfall der Quermagnetisierung unter Berücksichtigung der Inhomogenitäten im statischen Magnetfeld und im Körper beschreibt. T2* ist immer kleiner als T2.

T2*-Kontrast

Bildqualität: Die Kontraste eines T2*-gewichteten Bildes gründen vorwiegend auf die unterschiedlichen T2*-Zeitkonstanten der verschiedenen Gewebetypen.



Überfaltungsartefakt

Bildqualität: Überfaltungsartefakte entstehen, wenn das gemessene Gewebe außerhalb des FOV, aber noch im sensitiven Volumen der Spule liegt. Signale von außerhalb des FOV überlagern sich dem Bild auf der entgegengesetzten Seite.

Ursache ist die Abtastung und anschließende Fourier-Transformation von Signal-komponenten oberhalb der Nyquist-Frequenz.

Abhilfe liefert vor allem **Oversampling**, aber auch regionale **Vorsättigung**.

Übersprechen (Crosstalk)

Bildqualität: Wenn die Schichtabstände zu klein werden, beeinflussen sich die Signale benachbarter Schichten gegenseitig, insbesondere dann, wenn der Schichtabstand 0 ist. Ursache ist das messtechnisch bedingte nicht-ideale Schichtprofil. Der Übersprecheffekt beeinflusst auch den T1-Kontrast.

Übersprechen kann durch eine Messung mit **verschachtelter** Schichtreihenfolge vermieden werden.



UTE

MR-Messtechnik: Pulssequenzen mit ultrakurzen **Echozeiten** (UTE), die 10–20 Mal kürzer sind als die konventionell verwendeten. Dies erlaubt die Darstellung von Gewebekomponenten mit kurzem T2 (z.B. Membranen, kompakte Knochensubstanz), die bisher wegen ihres geringen Signalanteils nur dunkel erscheinen konnten.



VAT

MR-Messtechnik: Technik zur Korrektur von planaren Verzerrungen. Während der Signalauslesung wird entlang der Schichtselektionsrichtung ein zusätzlicher Auslesegradient (VAT-Gradient) appliziert. Dieser Gradient verursacht eine »Scherung« der dargestellten Pixel, die den Eindruck eines schrägen Schichtdarstellungswinkels vermittelt. Daher wird die Pixelverschiebung in Ausleserichtung kompensiert.

VAT kann jedoch Bildunschärfen verursachen, die auf die geometrische Scherung in der Schichtdarstellung und die Tiefpassfilterwirkung des zusätzlichen VAT-Gradienten zurückzuführen sind. Diese Effekte lassen sich durch Verwendung dünnerer Schichten, höhere Auflösung und kürzere Auslesezeiten minimieren.

Anwendung: Reduzierung von Artefakten bei Vorhandensein von bedingt MR-sicheren Metallimplantaten.

venc

→ Geschwindigkeitskodierung

Verschachtelte Schichten

→ Schichtreihenfolge

Verschmierungsartefakt

Bildqualität: Bei nichtperiodischen Bewegungen wie Augenbewegung können sich die angeregten Spins zum Echozeitpunkt an einem anderen Ort im Gradientenfeld befinden. Dies führt zu einer fehlerhaften Phasenkodierung. Diese Fehlkodierung erzeugt kontinuierliche Verschmierungen des Objekts in Phasenkodierrichtung. Bei periodischen Bewegungen (Atmung, Blutfluss) sind diese Verschmierungen diskreter.

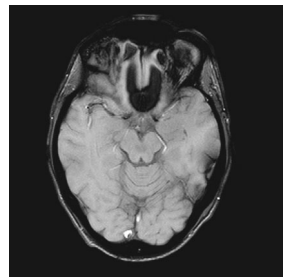


VERSE

MR-Messtechnik: Sequenzen mit zeitoptimiertem VERSE-Pulsschema verbessern das Schichtprofil bei 3D-Messungen. Dies erlaubt eine beschleunigte 3D-Bildgebung begrenzter Volumina mit konsistentem Bildkontrast über den gesamten **3D-Block**.

Verzerrungsartefakt

Bildqualität: Verzerrungen im Bild entstehen durch Inhomogenitäten des Magnetfeldes, durch Nichtlinearitäten der Gradienten oder durch ferromagnetische Materialien in Nähe der untersuchten Körperregion.





VIBE

MR-Messtechnik: FLASH 3D-Bildgebungsverfahren mit reduzierter Akquisitionszeit durch Dateninterpolation und/oder Partial-Fourier-Verfahren. Wird vor allem bei dynamischen Kontrastmitteluntersuchungen im Abdomen angewendet.

Volume of Interest (VOI)

Ein VOI ist das für eine Messung oder Auswertung herausgegriffene Volumen.

Volume Rendering Technique

→ 3D VRT

Volumenspule

MR-Komponenten: Eine HF-Spule, die einen Körperbereich umschließt (z.B. Head/Neck-Spule, Knie-Spule).

Vorsättigung

Bildqualität: Regionale Vorsättigung, Vorsättigung mit Inversionspulsen (z.B. Dark Blood-Techniken). Durch regionale Vorsättigung kann man das Signal unerwünschten Gewebes reduzieren, beispielsweise um Artefakte zu minimieren, die durch Bewegung des Brustkorbs entstehen. Hierzu wird ein zusätzlicher Sättigungspuls am Anfang der Pulssequenz geschaltet, der die Spins innerhalb der Sättigungsschicht sättigt. Der gesättigte Bereich gibt fast kein Signal ab und sieht auf dem Bild dunkel aus.

Voxel

Bildgebung: Volumenelement einer zu untersuchenden Probe, die einem Pixel in der Bildmatrix zugeordnet ist.

Voxelgröße = Schichtdicke × Pixelgröße

→ Räumliche Auflösung

Voxel Bleeding

MR-Spektroskopie: Voxel Bleeding bezeichnet das Übersprechen (Crosstalk) von Signalintensitäten aus einem Voxel in benachbarte Voxel. Bis zu 10% eines Signals können im Nachbarvoxel erscheinen.

Dieses Lokalisierungsartefakt tritt vor allem bei Intensitätssprüngen im Bild auf. Es wird durch Apodisierungsfilter (z.B. Hamming-Filter) reduziert.

VRT

→ 3D VRT

Wasserbild

Bildqualität: Ein reines Wasserbild stellt nur den Signalanteil der an Wasser gebundenen Protonen im Bild dar und unterdrückt den Fettanteil. Wasserbilder sind beispielsweise mithilfe der [Dixon-Technik](#) erzeugbar. Siehe auch [Fettbild](#).

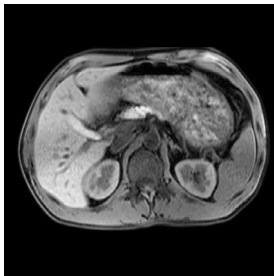
Wassersättigung

Bildqualität: Zur Unterdrückung von Wassersignalen wird häufig eine frequenzselektive Anregung des Wassers mit nachfolgender Dephasierung genutzt. Diese Technik findet in der MR-Bildgebung und -Spektroskopie Anwendung.

Wasserunterdrückung

Bildqualität: Das MR-Signal setzt sich aus der Summe der an Wasserprotonen und Fettprotonen gebundenen Signale zusammen. Zur Unterdrückung des Wassersignals können verschiedene Techniken verwendet werden.

→ [Wassersättigung](#)





Wirbelstrom

Bildqualität: Elektrische Ströme, die in einem Leiter durch sich ändernde Magnetfelder oder durch Bewegung des Leiters im Magnetfeld erzeugt werden.

Kann durch Verwendung geschirmter Gradienten reduziert werden.
Wirbelströme sind eine Quelle von Artefakten.

Wrap-around-Artefakt

→ Überfaltungsartefakt

Zeile

→ Fourierzeile

**Zeitliche nderung
des Magnetfeldes**

→ dB/dt

Zeitliche Auflösung

Messparameter: Zeitdauer
zwischen zwei Messungen
derselben Region.

Zero Filling

MR-Messtechnik: Interpolationstechnik durch Erweitern einer Rohdatenmatrix mit Nullen. Wird üblicherweise zur Erhöhung der Bildmatrix in Phasenkodierrichtung (z.B. von 256 auf 512) oder in Schichtkodierrichtung für 3D-Messungen (z.B. von 32 auf 64) verwendet.

Zirkular polarisierte Spule

→ CP-Spule

Z-Score

→ t-Test



1D-PACE	MR-Messtechnik: Schnelle Bewegungskorrektur in Echtzeit, beispielsweise bei der Herzbildgebung. Diese PACE -Technik ermöglicht dem Patienten, während der Messung frei zu atmen.
2D-PACE	MR-Messtechnik: Die in der abdominellen Bildgebung eingesetzte PACE -Technik, basierend auf einem lokalen 2D-Testbild zur Bewegungskorrektur.
3D VRT	Nachverarbeitung: 3D-Darstellung komplexer Anatomien und anatomischer Verhältnisse, z.B. in der Angiographie. Neben der Erzeugung von Farbbildern ist auch eine schwellwertbasierte Segmentierung von 3D-Objekten möglich.
3D-Bildgebung	MR-Messtechnik: Bei der 3D-Bildgebung werden nicht einzelne Schichten angeregt, sondern das gesamte Messvolumen, der 3D-Block. Eine zusätzliche Phasenkodierung in Schichtselektionsrichtung liefert Informationen über das räumliche Volumen. Siehe auch Partition .
3D-Block (Slab)	Messparameter: Angeregtes Messvolumen bei der 3D-Bildgebung. Der 3D-Block wird in Partitionen unterteilt.
3D-Block-Dicke	3D-Bildgebung: Die gesamte Schichtdicke eines 3D-Blocks .

3D-PACE

MR-Messtechnik: Vollautomatische Technik zur Bewegungserkennung und -korrektur während der BOLD-Messung, dient der Eliminierung von Bewegungsartefakten.

3D-PACE korrigiert 6 Freiheitsgrade (3 Translationen und 3 Rotationen) in Echtzeit.

3D-Shim

Magnetfeld: Der 3D-Shim bietet die Möglichkeit, das Shimvolumen einzugrenzen (**lokaler Shim**). Hierbei wird ein 3D-Volumen (VOI) definiert. In diesem Volumen wird die lokale Magnetfeldverteilung bestimmt und daraus die Shimströme.

Im Vergleich zum MAP-Shim, der bei älteren MR-Systemen verwendet wird, kann der 3D-Shim ein genaueres Ergebnis liefern. Damit erfolgt eine bessere Fettsättigung, bei der Spektroskopie bessere Startwerte für den interaktiven Shim.

3D-TSE

MR-Messtechnik: Als 3D-Sequenz erlaubt TSE die Akquisition von T2-gewichteten Bildern mit dünnen Schichten und nahezu gleichförmigen Voxeln.



AC	Attenuation Correction, Schwächungskorrektur	B₀	Hauptmagnetfeld
ACRIN	American College of Radiology Imaging Network	B₁	Magnetisches Wechselfeld
ADC	Analog Digital Converter	CAIPIRINHA	Controlled Aliasing In Parallel Imaging Results In Higher Acceleration
ADC	Apparent Diffusion Coefficient	CARE	Combined Applications to Reduce Exposure
AIF	Arterielle Inputfunktion	CARE	Combined Applications to Reduce Exposure
ALM	Allgemeines Lineares Modell	CB	CARE Bolus
AS	Active Shielding, Aktive Abschirmung	CE-MRA	Contrast-Enhanced MR Angio- graphy, Kontrastverstärkte MR-Angiographie
ASL	Arterial Spin Labeling	CISS	Constructive Interference in Steady State
ATC	Activity-Time Course, Aktivitäts-/Zeitverlauf	CNR	Contrast-to-Noise Ratio, Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis
b	b-Wert	CP	Circular Polarization, Zirkuläre Polarisierung
B	Magnetische Induktion, MR: Magnetfeld	CPR	Curved Planar Reconstruction, Gekrümmte planare Rekonstruk- tion
BOLD	Blood Oxygenation Level Dependent		
BRACE	Breast Acquisition Correction		

CSF	Cerebrospinal Fluid, Liquor	FA	Flip Angle, Flipwinkel
CSI	Chemical Shift Imaging, Bildgebung der chemischen Verschiebung	FA	Fraktionale Anisotropie
CSPAMM	Complementary Spatial Modulation of Magnetization	FatSat	Fat Saturation, Fettsättigung
		FDG	Fluordesoxyglucose
		FFT	Fast-Fourier-Transformation
		FID	Free Induction Decay
dB/dt	Zeitliche Änderung des Magnetfeldes	FISP	Fast Imaging with Steady State Precession
DESS	Dual Echo Steady State	FLAIR	Fluid Attenuated Inversion Recovery
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine	FLASH	Fast Low Angle Shot
DIR	Double Inversion Recovery	fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging
Dot	Day optimizing throughput	FOR	Frame of Reference
DSI	Diffusion Spectrum Imaging	FOV	Field of View, Sichtfeld
DTI	Diffusion Tensor Imaging	FT	Fourier-Transformation
DWI	Diffusion-Weighted Imaging	FWHM	Full-Width at Half-Maximum (Peak), Gesamtbreite bei halbem Maximum
EPI	Echo-Planar Imaging		



GBP	Global Bolus Plot, Globale Zeit-Dichte-Kurve	IR	Inversion Recovery
GMR	Gradient Motion Rephasing, Flusskompensation	IRM	Inversion Recovery Magnitude
GRACE	Generalized Breast Spectroscopy Exam	IRT	Interactive Real-Time
GRAPPA	Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition	IRTTT	Interactive Real-Time Tip Tracking
GRE	Gradientenecho	KM	Kontrastmittel
GSP	Grafische Schichtpositionierung	LOR	Line of Response, Koinzidenzlinie
HASTE	Half-Fourier Acquisition Single-Shot TurboSE	LOTA	Long Term Averaging, Langzeitmittelung
HF	Hochfrequenz	MAP	Multiangle Projection
HIPAA	Health Insurance Portability and Accountability Act	MDDW	Multidirektionale Diffusionswichtung
Hz	Hertz	MEDIC	Multiecho Data-Image Combination
iMRI	Interventional Magnetic Resonance Imaging	MIP	Maximumintensitätsprojektion
IPA	Integriertes Panorama Array	MNS	Multinukleare Spektroskopie
iPAT	Integrierte Parallelakquisitionstechniken	MPPS	Modality-Performed Procedure Step
		MPR	Multiplanare Rekonstruktion

MPRAGE	Magnetization Prepared Rapid Gradient-Echo Imaging	PACE	Prospective Acquisition Correction
MR	Magnetische Resonanz	PASL	Pulsed Arterial Spin Labeling
MRA	Magnetresonanztangiographie	PAT	Parallelakquisitionstechniken
MRI	Magnetic Resonance Imaging	PBP	Percentage of Baseline at Peak, Prozentuales Signalbild
MRS	Magnetresonanztpektroskopie	PCA	Phase Contrast Angiography
MRSI	Magnetic Resonance Spectroscopic Imaging	PERU	Physiological ECG and Respiratory Unit
mSENSE	Modified Sensitivity Encoding	PET	Positronenemissionstomographie
MTC	Magnetization Transfer Contrast	PETRA	Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition
mT/m	Millitesla pro Meter	PMU	Physiological Measurement Unit
MTT	Mean Transit Time	PNS	Periphere Nervenstimulation
M_{xy}	Quermagnetisierung	POCS	Projection Onto Convex Sets
M_z	Längsmagnetisierung	ppm	parts per million, Millionstel
NA	Number of Acquisitions, Anzahl der Akquisitionen	PPU	Peripheral Pulse Unit
NEMA	National Electrical Manufacturers Association	PRESS	Point Resolved Spectroscopy
NMR	Nuclear Magnetic Resonance, Magnetische Kernresonanz	PSIF	FISP rückwärts gelesen
		PWI	Perfusion-Weighted Imaging, Perfusionsgewichtete Bildgebung



QISS	Quiescent Interval Single Shot	SF	Scatter Fraction, Streustrahlungsanteil
QS	Qualitätssicherung	SI	Système Internationale
RARE	Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement	SMASH	Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics
relCBF	Relative Cerebral Blood Flow	SNR	Signal-to-Noise Ratio, Signal-zu-Rausch-Verhältnis
relCBV	Relative Cerebral Blood Volume	SPAIR	Spectrally Adiabatic Inversion Recovery
relMTT	Relative Mean Transit Time	SR	Saturation Recovery
ROI	Region of Interest	SSD	Surface-Shaded Display
SAR	Spezifische Absorptionsrate	STEAM	Stimulated Echo Acquisition Method
SE	Spinecho	STIR	Short TI Inversion Recovery
SE-CSI	Spin-echo Chemical Shift Imaging	SUV	Standardized Uptake Value
SED	Spezifische Energiedosis	SVS	Single-Voxel-Spektroskopie
SEMAC	Slice-Encoding for Metal Artifact Correction	SWI	Susceptibility-Weighted Imaging
SENSE	Sensitivity Encoding		

T	Tesla	TSE	Turbo Spinecho (TurboSE)
TA	Akquisitionszeit	tseff	Effektive Stimulusdauer
TD	Verzögerungszeit	TTP	Time-to-Peak
TE	Echozeit		
TE_{eff}	Effektive Echozeit	UTE	Ultrashort TE
TGSE	Turbo Gradienten-Spinecho		
TI	Inversionszeit	VAT	View Angle Tilting
Tim	Total imaging matrix	venc	Velocity Encoding, Geschwindigkeitskodierung
TimCT	Tim Continuous Table move	VERSE	Variable-Rate Selective Excitation
TIR	Turbo Inversion Recovery	VIBE	Volume Interpolated Breathhold Examination
TIRM	Turbo Inversion Recovery Magnitude	VIEWS	Volume Imaging with Enhanced Water Signal
TOF	Time-of-Flight	VOI	Volume of Interest
TONE	Tilted Optimized Nonsaturating Excitation	VRT	Volume Rendering Technique
TR	Repetitionszeit, Wiederholzeit		
TR_{eff}	Effektive Repetitionszeit		

Siemens Healthcare Hauptsitz

Siemens Healthcare GmbH

Henkestraße 127

91052 Erlangen

Deutschland

Telefon: + 49 9131 84-0

[siemens.com/healthcare](https://www.siemens.com/healthcare)