

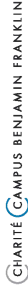
Vorlesung

„Bildgebende Verfahren in der Medizin“

Teil 8:

Magnetresonanztomographie III

Jürgen Braun – Institut für Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie

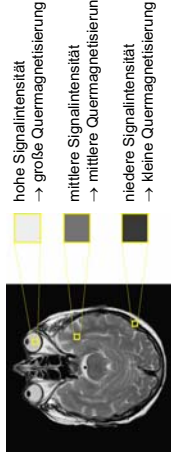


Magnetresonanztomographie - Fragestellungen

- I. Was bedeuten T_1 - und T_2 -Wichtung?
- II. Wie sind die zeitliche Abfolgen von Gradienten- und RF-Schaltungen in Spin-Echo- und Gradientenpulssequenzen?
- III. Welche Informationen lassen sich mit modernen MRT-Untersuchungstechniken ermitteln?
- IV. Was sind typischen Bildartefakte können in der MRT?
- V. Zur Diagnose welcher Krankheitsbilder wird die MRT eingesetzt?

I. Bildkontrast - Bildwichtungen

Die Bildhelligkeit jedes Pixels entspricht der Stärke der Quermagnetisierung, die zum Zeitpunkt des Echos (Bildaufnahme) im jeweiligen Voxel vorhanden ist.



Es muß allerdings berücksichtigt werden, das die Quermagnetisierung ein *relatives* Maß ist, das von den Relaxationseigenschaften und dem Timing der Pulsessequenz abhängt.

I. Aufnahmeparameter und Relaxationszeiten

Die Protonen von Wassermolekülen besitzen je nach Gewebe unterschiedliche Relaxationseigenschaften.

Diese Relaxationseigenschaften tragen, neben der Protonendichte, maßgeblich zur verfügbaren Quermagnetisierung zum Zeitpunkt der Signalaufnahme bei.

Die Wiederholzeit TR beeinflusst über die T_1 -Relaxation die Höhe der für die Anregung zur Verfügung stehende Ausgangsmagnetisierung.

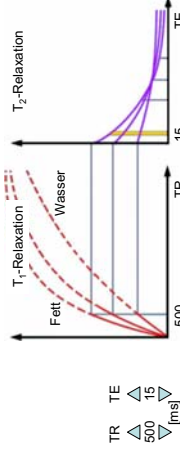
Die Echozeit TE beeinflusst über die T_2 -Relaxation die für die Auslesung zur Verfügung stehende Quermagnetisierung.

Durch Variation von TR und TE läßt sich die Quermagnetisierung *gewebeabhängig* variieren.
 → unterschiedliche Gewebekontrastierungen können durch geeignete Wahl von TR und TE realisiert werden.

I. T_1 -Wichtung

Bei der T_1 -Wichtung werden TR und TE kurz gewählt:

- Gewebe mit langem T_1 werden durch das kurze TR magnetisch gesättigt. Es verbleibt nur eine geringe Anfangsmagnetisierung die wenig zur Quermagnetisierung beiträgt.
- Durch das kurze TE wird sichergestellt, daß die T_2 -Relaxation so klein als möglich ausfällt und die Quermagnetisierung nicht beeinträchtigt (Gewebe mit kurzem T_2 besitzen auch ein kurzes T_1).

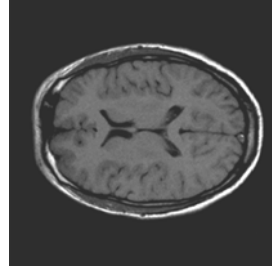


I. T_1 -Wichtung

Spin-Echo Pulsessequenz, T_1 -gewichtet.

Fetthaltige Strukturen (T_1 , T_2 kurz) sind hell dargestellt.

Wasserähnliche Strukturen (T_1 , T_2 lang) sind dunkel dargestellt.

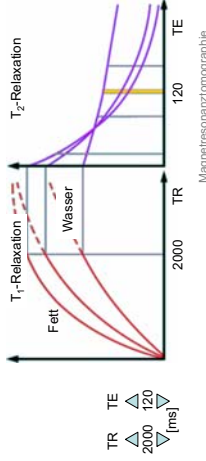


TR TE
 500 15
 [ms]

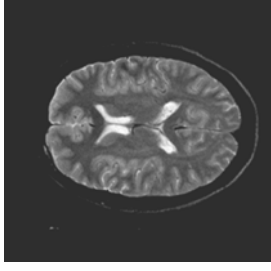
I. T₂-Wichtung

Bei der T₂-Wichtung werden TR und TE lang gewählt:
 - Gewebe mit langem T₁ tragen durch das lange TR eine relativ hohe Anfangsmagnetisierung bei.

- Durch das lange TE wird sichergestellt, daß nur Gewebe mit langem T₂ (besitzen ebenfalls langes T₁) zur Quermagnetisierung beitragen (Gewebe mit kurzem T₂ relaxieren während der langen Zeit bis zur Auslesung des Echos).



I. T₂-Wichtung



Spin-Echo Pulsesequenz, T₂-Gewichtet.

Fetthaltige Strukturen (T₁, T₂ kurz) sind dunkel dargestellt.

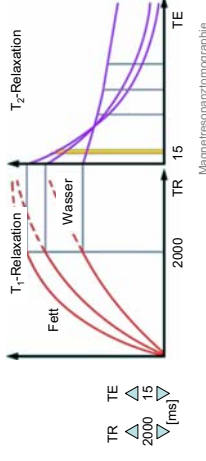
Wasserähnliche Strukturen (T₁, T₂ lang) sind hell dargestellt.

TR TE
 ▲ ▲
 2000 120
 ▼ ▼ [ms]

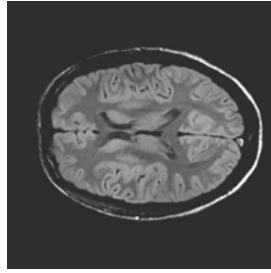
I. Protonendichte-Wichtung

Protonendichte-Wichtung: TR wird lang und TE kurz gewählt:
 - Gewebe mit langem T₁ tragen durch das lange TR eine relativ hohe Anfangsmagnetisierung bei.

- Durch das kurze TE wird sichergestellt, daß die T₂-Relaxation so klein als möglich ausfällt. Die resultierende Quermagnetisierung ist daher relativ unabhängig von den Relaxationszeiten.



I. T₂-Wichtung



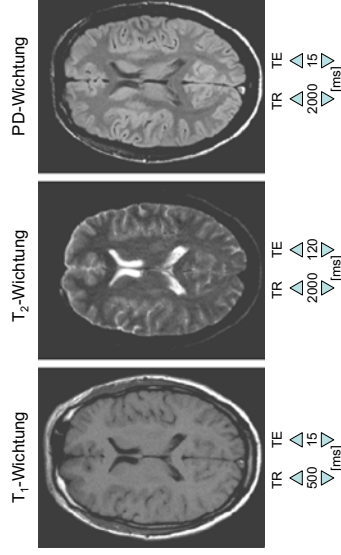
Spin-Echo Pulsesequenz, Protonendichtewichtung.

Der Bildkontrast ist relativ unabhängig von den Relaxationszeiten.

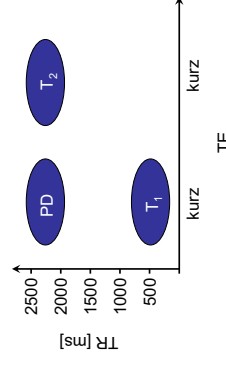
TR TE
 ▲ ▲
 2000 15
 ▼ ▼ [ms]

Der Begriff Protonendichte ist jedoch irreführend, weil der Bildkontrast nicht den tatsächlichen Protonendichten der einzelnen Gewebe entspricht (siehe Liquor: dunkel, d.h. wenig Protonen).

I. Vergleich Bildwichtungen



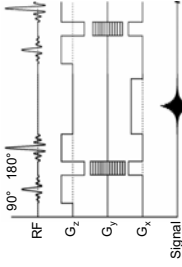
I. Zusammenfassung klassische Bildkontraste



II. Pulssequenzen: Spin Echo

Die zeitliche Abfolge der RF-Pulse, der Gradientenschaltungen und der Signaldetektion wird als Pulssequenz bezeichnet.

Beispiel einer Spinecho-Pulssequenz:



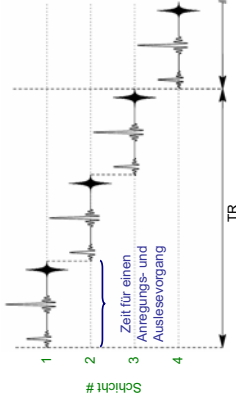
Bei einer Spin-Echo (SE) Pulssequenz erfolgt pro Phasenkodierschritt eine RF-Anregung und ein Auslesevorgang. Die Untersuchungszeiten sind relativ lang ($TR \gg T_1$). Die Bilder besitzen eine gute Qualität \rightarrow Goldstandard. SE-Untersuchungstechniken werden nach wie vor häufig angewandt.

13

Magnetresonanztomographie

II. Pulssequenzen: Spin Echo

Bei Mehrschichtaufnahmen lassen sich Anregungsvorgänge für unterschiedliche Schichten in ein TR-Intervall schachteln.



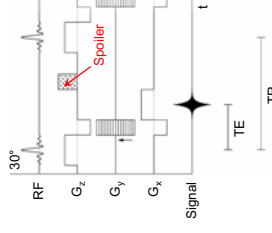
Die Anzahl der Schichtanregungen hängt von der Bildwichtung ab.

14

Magnetresonanztomographie

II. Pulssequenzen: Gradientenecho Technik

Bei der klassischen Fast Low Angle Shot Technik (FLASH) erfolgt nach einer Kleinwinkelanregung bereits parallel zur Phasenkodierung die Präparation des Gradientenechos in Frequenzkodierrichtung. TE, TR sind kurz und die Gesamtaufnahmedauer wird verringert.



15

Magnetresonanztomographie

II. Pulssequenzen: FLASH-Technik

Bei der FLASH-Gradientenecho-Technik wird die Größe der Quermagnetisierung gegen Relaxation und Wiederholzeit optimiert.

Durch Kleinwinkelanregung ($15 - 50^\circ$) wird weniger Quermagnetisierung erzeugt, jedoch kehrt sie schnell in den Ausgangszustand zurück. Die Wiederholzeit kann auf diese Weise ohne starken Signalverlust stark minimiert werden ($20 - 40$ ms).

Da die Wiederholzeit bereits in der Größenordnung der Relaxation liegt, werden Spoilerpulse eingesetzt, um verbleibende kohärente Magnetisierung vor der nachfolgenden Anregung zu zerstören.

Um auch die Echozeit zu minimieren, wird der 180° -Puls durch eine Dephasierung in Frequenzkodierrichtung ersetzt. Sie führt zu einem Gradientenecho während der nachfolgenden Signalauslesung.

Nachteil von Gradientenechos: Dephasierungen aufgrund von Feldinhomogenitäten werden nicht rephasiert. Gradientenecho-Techniken setzen ein möglichst homogenes Magnetfeld voraus.

16

Magnetresonanztomographie

II. Bildkontrast und FLASH-Technik

FLASH (mit kurzer TE)

Repetitionszeit (TR)
kurz lang

Protonendichte	Protonendichte / T_2^* (bei langem TE)
T1	T1 (bei großem FA)

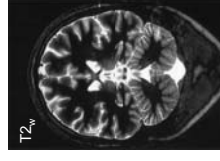
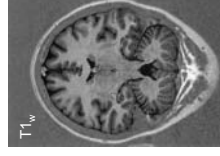
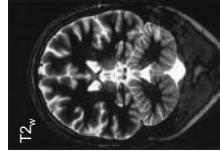
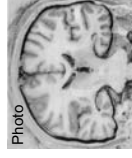
Flip-Winkel (FA)
klein groß

17

Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

MRT @ 3T: höhere Signalantwort
 \rightarrow bessere Ortsauflösung



18

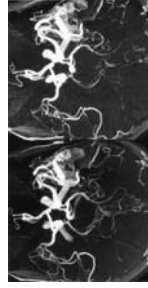
Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

Einfluß der Magnetfeldstärke: Vergleich 1.5 T gegenüber 3T



Kardio-MR

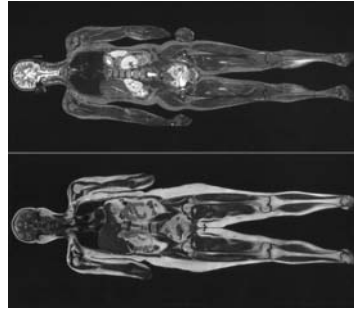


MR-Angiographie (MRA) von Blutgefäßen des Gehirns

19

Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT



Ganzkörper-MRT

- kein Spulenwechsel (TIM)
- Tischvorschub

Anwendungen:

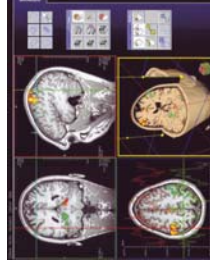
- Prävention
- falls ein großes FoV für die Diagnose benötigt wird

20

Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

funktionelle MRT (fMRT): Untersuchung von stoffwechsellaktierten Hirnarealen (optische, akustische, sensorische, ... Reize).
BOLD (Blood Oxygenation Level Dependent) Kontrast



Visualisierung der statistischen Auswertung (Reiz: Fingertapping)

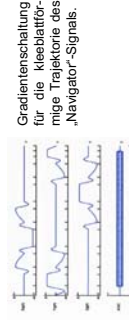
Einbezug zusätzlicher struktureller Information (Faserichtung)

21

Magnetresonanztomographie

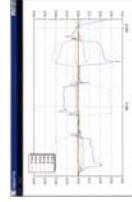
III. Moderne Entwicklungen in der MRT

Echtzeit-Korrektur von Bewegungen des gesamten Objektes

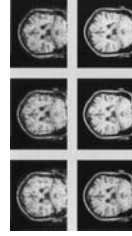


Gradientenschaltung für die kleblattförmige Trajektorie des „Navigator“-Signals.

Kleblattartige Abtastung



Online motion plot (Rotations- und Translationsbewegungen des Objektes)



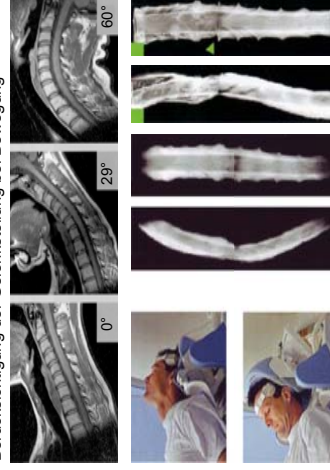
Bilder ohne (obere Reihe) und mit (untere Reihe) Bewegungskorrektur

Magnetresonanztomographie

22

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

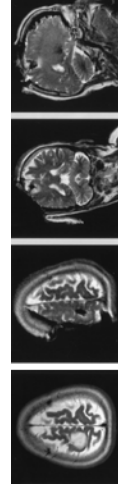
Berücksichtigung der Gelenksteilung bei Bewegung



Magnetresonanztomographie

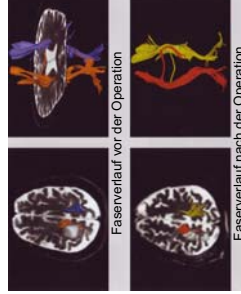
23

III. Moderne Entwicklungen in der MRT



T2w vor OP

T2w während OP: vollständige Entfernung des Tumors



Faserverlauf vor der Operation

Faserverlauf nach der Operation

Interoperative MR (3T)

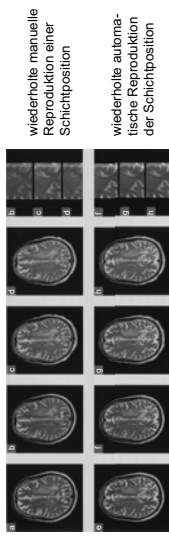
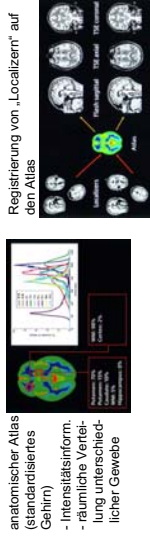
- MRT/OP-Saal räumlich getrennt (Patientenzugänglichkeit, hohe Feldstärken, OP-Mikroskop, ...)
- beweglicher OP-Tisch
- Zeitbedarf (Zeitdauer der OP-Unterbrechung: 10 min)

Magnetresonanztomographie

24

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

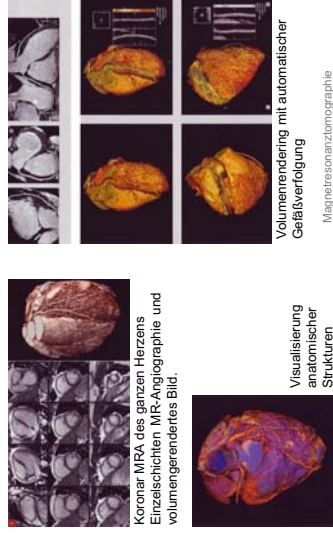
Auto-Align: softwaregestützte reproduzierbare Schichtpositionierung bei follow-up Untersuchungen (Patienten- und Feldunabhängig).



Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

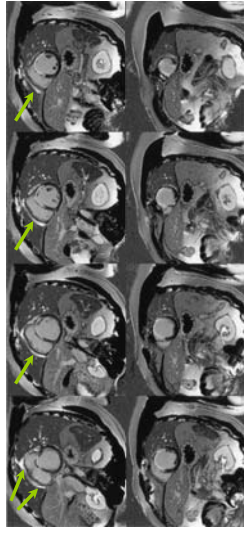
Kardiovaskuläre MR: nichtinvasive Technik zur Beurteilung von Erkrankungen der Koronararterien (Morphologie / Herzfunktion).



Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

Kardiologie: hohe Orts- und Zeitauflösung ohne Bewegungsartefakte (Atemhaltechnik) zur Infarkt diagnose

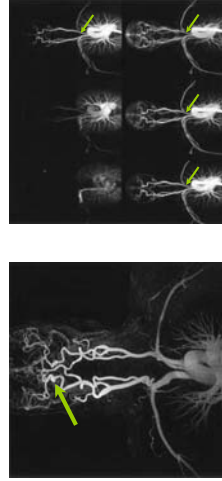


Vorwandinfarkt im Stromgebiet der left anterior descending artery (LAD)

Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

CE (contrast enhanced) 3D MR-Angiographie: Kontrastmittel verkürzen die T₁-Relaxationszeit im Gefäßsystem Aufnahmetechnik: T₁w 3D-Gradientenechopulssequenzen



Maximum Intensity Projektion (MIP): Aneurysma an der rechten inneren Halsschlagader

Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

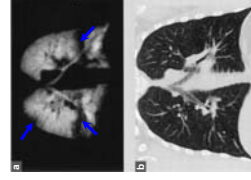
verbesserte Ortsauflösung in der CE-MRA: Darstellung von Gefäßen mit einem Durchmesser von 0.2 mm, Matrixgröße 1024



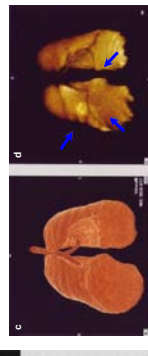
Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

MR Untersuchungen der Lunge mit hyperpolarisiertem ³He-Gas - physiologische und anatomische Information - indirekte Rückschlüsse auf die mikrostrukturelle Anatomie



a: ³He-MR Aufnahme eines Feuerwehrmannes mit Atembeschwerden zeigt keilförmige Ventilationsdefekte
b: High Resolution CT zeigt keine Auffälligkeiten

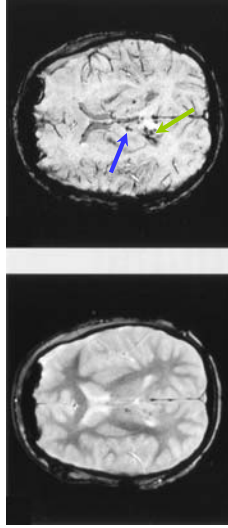


c, d : volumetrische 3D Rekonstruktion CT und ³He-MR

Magnetresonanztomographie

III. Moderne Entwicklungen in der MRT

Susceptibility weighted imaging (SWI): Bildkontrast aufgrund unterschiedlicher Magnetisierbarkeit von venösem Blut und umliegendem Gewebe.
 → verbesserte Darstellung blutabführende Venen in Läsionen

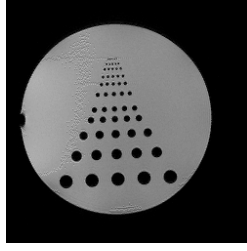


T₁w / SMRT-Aufnahme eines Hirntrauma 11 Tage nach Verkehrsunfall (8 Tage Koma): tiefliegende Verletzungen (starke Scherungen) im **Corpus Callosum** und den **Thalami**

31

Magnetresonanztomographie

IV. Bildartefakte in der MRT

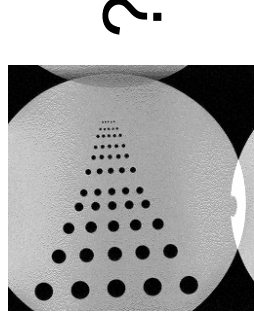


Ungestörtes Referenzbild eines Qualitätsphantoms

32

Magnetresonanztomographie

IV. Bildartefakte in der MRT



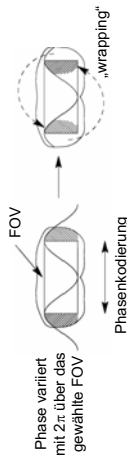
Aliasing

33

Magnetresonanztomographie

IV. Bildartefakte in der MRT

Aliasing kommt durch eine Fehlbestimmung der vom Objekt ausgehenden Signale zustande, wenn das gewählte FOV nur einen Ausschnitt des im gesamten angeregten Objektes wiedergibt.



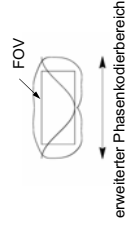
Nach der Bildrekonstruktion sind „wraps“ sichtbar, das heißt außerhalb des FOV liegende Objektbereiche sind in das Bild eingefaltet. Aliasing tritt sowohl in Richtung der Frequenz- als auch der Phasenkodierung auf, wenn das FOV in beiden Richtungen kleiner als das Untersuchungsobjekt gewählt wird.

34

Magnetresonanztomographie

IV. Bildartefakte in der MRT

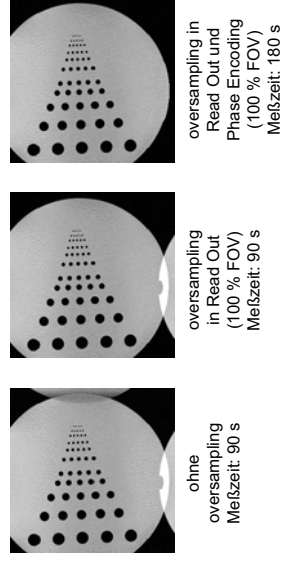
Abhilfe: Vergrößerung der Frequenz- und Phasenablastbereichs (oversampling). Bei der Bildrekonstruktion werden nur Frequenzen und Phasen berücksichtigt, die dem gewählten FOV entsprechen. Frequenz-oversampling: die Bestimmung eines breiteren Frequenzbandes kann ohne Verlängerung der normalen Akquisitionszeit unter Beachtung der Nyquist-Bedingung erfolgen. Phasen-oversampling: die Bestimmung zusätzlicher Phaseninformation erfordert zusätzliche Phasenkodierschritte und führt daher zu einer Meßzeitverlängerung.



35

Magnetresonanztomographie

IV. Bildartefakte in der MRT

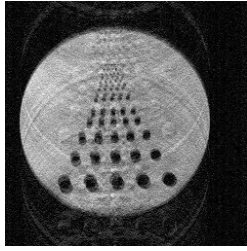


Ist das gewählte FOV in nur einer Richtung kleiner als das Objekt, wird die ohne zeitlichen Mehraufwand durchführbare Frequenzkodierung in diese Raumrichtung gelegt.

36

Magnetresonanztomographie

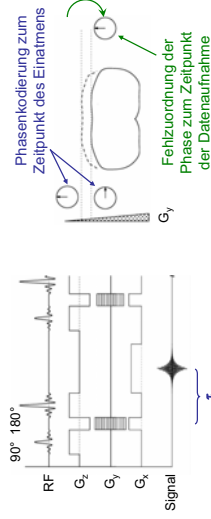
IV. Bildartefakte in der MRT



Bewegungsartefakt

IV. Bildartefakte in der MRT

Bewegung erzeugt eine Verschmierung der Signalintensität in Phasenkodierrichtung.



Der zeitliche Abstand τ zwischen Phasenkodierung und Datenakquisition führt bei Bewegung zu einer Fehlzuordnung der Phase.

IV. Bildartefakte in der MRT

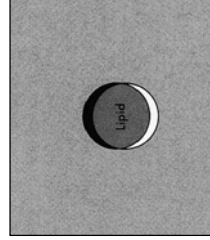
Bewegungsartefakte können von Bewegungen des Gesamtojektives oder aber auch von Bewegung einzelner Unterstrukturen herrühren (Pulsation von Herz und Blutgefäßen, Magen-Darm-, Atem-, Schluck- oder Augenbewegungen, ...).

Bei sehr hohen Bewegungsamplituden machen die Bildstörungen eine Befundung der Daten unmöglich.

Abhilfe:

- Atemhaltetechniken,
- Verwendung schneller Untersuchungstechniken (EPI),
- Triggerung auf EKG-Ableitung, Puls, Atmung oder Navigatorechos,
- Bildnachverarbeitung mit zusätzlich aufgenommenen Phasenkorrekturdaten.

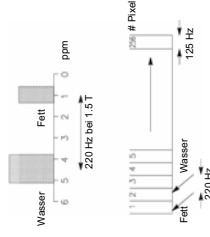
IV. Bildartefakte in der MRT



Chemical-Shift Artefakt

IV. Bildartefakte in der MRT

Beim Chemical Shift Artefakt in der MRT werden bevorzugt wasser- und fettthaltige Gewebe gegeneinander verschoben abgebildet.

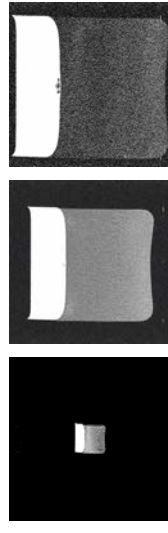


Es entsteht während der Frequenzkodierung im Fall die Frequenzbandbreite pro Pixel [Hz] kleiner wird als der Unterschied in der chemischen Verschiebung unterschiedlicher Protonen in Geweben.

IV. Bildartefakte in der MRT

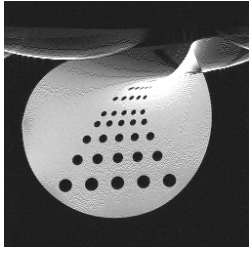
Chemical-Shift Artefakte sind durch schmale Bereiche heller Signalüberlagerungen und gegenüberliegende schwarzer Streifen ohne Signalintensität gekennzeichnet.

Abhilfe: Bandbreite der Pulssequenz erhöhen, FOV verkleinern.



Beim Verkleinern des FOV werden die Gradienten mit höherer Amplitude gefahren → Bandbreite steigt.

IV. Bildartefakte in der MRT



?

?

Suszeptibilitätsartefakt

IV. Bildartefakte in der MRT

Suszeptibilitätsartefakt, erzeugt durch Aufkleben einer 1 Pfennig Münze auf das Qualitätsphantom (Ø 22 cm). Die Magnetfeldlinien werden von der Metallmünze verzerrt, das lokale effektive Feld erfährt dadurch deutliche Schwankungen.

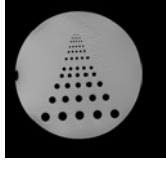
Die Schwankungen sind so stark, daß sie auch mit Hilfe der zur Korrektur verfügbaren Shim-Felder nicht kompensiert werden können. Bei der Bildrekonstruktion führt dies zu fehlerhaften Abbildungen der Resonanzfrequenzen auf den Ort.

Suszeptibilitätsartefakte werden insbesondere durch Metalle erzeugt (Knöpfe, Reisverschlüsse, Haargummis, Metallimplantate, Plomben, Münzen, Kugelschreiber, ...). Achtung auch bei Lidschatten!

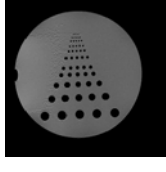
Besonders ausgeprägt sind Suszeptibilitätsartefakte bei ferromagnetischen Metallen.

Abhilfe: Metalle entfernen, Abschirmen, Shim optimieren.

IV. Bildartefakte in der MRT



?

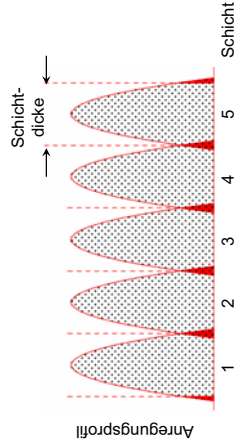


?

Kreuzanregung

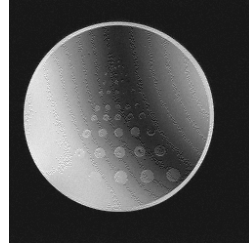
IV. Bildartefakte in der MRT

Kreuzanregung durch überlappende, benachbarte nicht ideal rechteckige Schichtprofile.



Abhilfe: verschachtelte Schichtanregung (1 - 3 - 5 - 2 - 4).

IV. Bildartefakte in der MRT



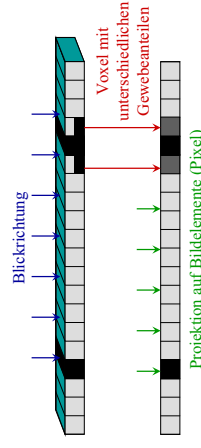
?

?

Partialvolumeneffekt

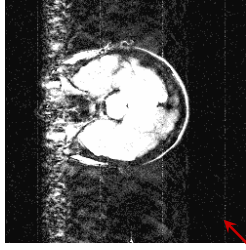
IV. Bildartefakte in der MRT

Partialvolumenartefakte, bedingt durch 2 unterschiedliche Gewebe / Materialien in einem Volumenelement (Voxel).



Abhilfe: Schichtdicke verringern, neue Schichtausrichtung.

IV. Bildartefakte in der MRT



Reißverschlussartefakte (unter anderem mehr)

?

?

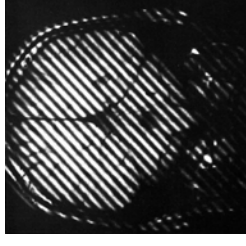
IV. Bildartefakte in der MRT

Reißverschlussartefakt, erzeugt durch nicht abgeschirmte elektrische Geräte im Aufnahmerraum.
Elektrische Geräte (PC's, nicht MR-kompatible Überwachungsgeräte, etc.) senden elektromagnetische Strahlung aus die über die Aufnahmespulen empfangen und dem Bild überlagert werden.
Ist die Tür zum abgeschirmten Aufnahmerraum nicht geschlossen, führt der uns umgebende „Elektrosmog“ (z.B. Radiowellen) ebenfalls zu Reißverschlussartefakten.

Mit steigender Intensität der Störstrahlung nimmt die Signalintensität des eigentlichen Untersuchungsobjektes immer weiter ab und kann im Grenzfall gänzlich im Rauschen verschwinden.

Abhilfe: Abschirmung verbessern, Geräte vor dem Aufnahmerraum platzieren, Zufuhrkabel über die Filterplatte führen, Tür zum Untersuchungsraum schließen.

IV. Bildartefakte in der MRT



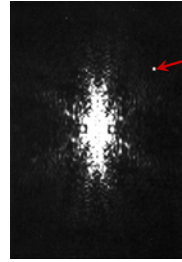
Artefakte durch Spikes

?

?

IV. Bildartefakte in der MRT

Durch Fehler in der Aufnahme- oder Gradientenelektronik können einzelne, isolierte fehlerhafte Punkte hoher Signalintensität im Rohdatenraum auftreten.



Abhilfe: bei Eigenentwicklungen Pulsesequenz überprüfen, Service rufen (Rechtliche Rahmenbedingungen sind zu beachten!).

V. Anwendungen der MRT

Kopf
viele Fragenstellungen, vor allem entzündliche Prozesse, Tumoren, Hirninfarkte, Fehlbildungen und Angiographien. Für den Nachweis einer akuten Blutung wird dagegen eine CT empfohlen.

Hals-Nasen-Ohren
insbesondere Tumoren, Schilddrüsenvergrößerungen, entzündliche Prozesse oder Fehlbildungen.

Brust
Ergänzung zur Mammographie und Ultraschalluntersuchungen. Präoperativer Ausschluss von Multizentrität oder Multifokalität. Postoperative Rezidivdiagnostik, insbesondere bei Frauen mit Brustimplantaten.

Mediastinum
Tumoren, Herzdagnostik, tumorbedingte Veränderungen der Speiseröhrenwand sowie pathologische Lymphknoten. Tumoren der Thoraxwand, Beurteilung der großen Gefäße, wie Aorta, Lungenarterien und -venen sowie Aortenbogen.

V. Anwendungen der MRT

Magen-Darm-Trakt
Cholangiographien, Pankreatographien.

Leber, Niere, Milz, Bauchspeicheldrüse und Gallengänge
So gut wie alle Fragestellungen, vor allem Tumoren, Entzündungen, Gefäßfehlbildungen.

Becken, Harnblase
Prostatahypertrophie und -karzinome, gynäkologische Tumoren, perirektale Lymphknoten, Rektum-Karzinome, Knochenentzündungen, Hüftgelenksentzündungen, Entzündungen der Ilii-Sakralregion, Beckenergüsse, Funktionsdiagnostik von Transplantaten (Niere, Pankreas), Ovarialzysten, Bauchfellkarzinome, freie Flüssigkeit.

Weichteile
Musculo-skeletale Tumoren, wie z.B. Sarkome, Entzündungen.

V. Anwendungen der MRT

Wirbelsäule

Bandscheibendegenerationen, intra- oder extraaxiale Spinaltumoren, Entzündungen, Myelopathien, Syringomyelie, Anatomische Variationen und Fehlbildungen, Wirbelkörperfrakturen, Knochenmetastasen, Zysten.

Gelenke, Sehnen

Bänder, Knorpel, Knochen, Blutungen, Ergüsse, Entzündungen, Degenerationen, Rupturen.

Knochenmark

Markraumverfärbungen, Lymphome, Plasmozytome, Metastasen, Hämangiome.

Gefäße

arterielle und venöse Gefäße bezüglich Thrombosen, Fehlbildungen, Entzündungen, Verschlüssen, Herzkranzgefäßdarstellung.

Treffpunkt MRT-Demo:

Donnerstag, den 18.01.07, 18:00 Uhr

Haus I, Zimmer 312 (3.OG)

Campus Benjamin Franklin

Hindenburgdamm 30

12200 Berlin