

Vorlesung „Bildgebende Verfahren in der Medizin“

Magnetresonanztomographie II

Jürgen Braun – Institut für Medizinische Informatik
 CHARITÉ CAMPUS BENJAMIN FRANKLIN

Magnetresonanztomographie - Fragestellungen

- I. Welche speziellen Probleme ergeben sich für die Bildgebung mit der Magnetresonanztomographie (MRT)?
- II. Wie wird eine MRT-Untersuchung durchgeführt?
- III. Wie hängen Ortsauflösung und magnetische Gradienten zusammen?
- IV. Warum sind Echotechniken notwendig?
- V. Nach welchem zeitlichen Ablauf werden die Gradientenschaltungen angeordnet?
- VI. Wie werden aus den Primärsignalen Bilder rekonstruiert?

Magnetresonanztomographie

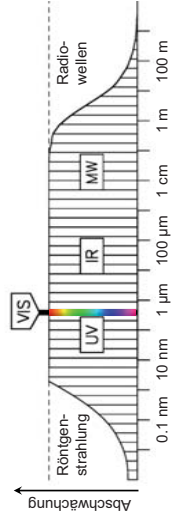
2

Treffpunkt MRT-Demo:

Montag, den 29.06.09, 19:00 Uhr
NWFZ (siehe Vorlesungsfahrplan)
Hufelandweg 14
Campus Charite Mitte
10117 Berlin

I. Abschwächung elektromagnetischer Strahlung

Abschwächung elektromagnetischer Strahlung durch Körpergewebe



Es gibt 2 Bereiche in denen Körpergewebe für elektromagnetische Strahlung durchlässig ist:

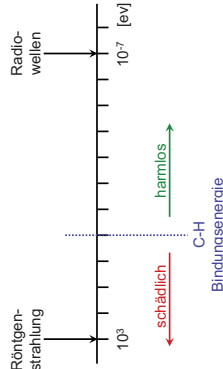
- Röntgenstrahlung → Radiographie, Mammographie, CT
- Radiowellen → Magnetresonanztomographie

Magnetresonanztomographie

3

I. Energie elektromagnetischer Strahlung

Die Energie die von Röntgenstrahlung und Radiowellen transportiert wird unterscheidet sich um 10 Größenordnungen.

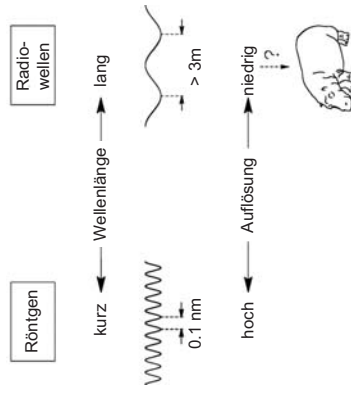


Röntgenstrahlung: ionisierend, erzeugt Gewebefekte
 Radiowellen: nichtionisierend, Energieabgabe in Form von Wärme

Magnetresonanztomographie

4

I. Ortsauflösung und Wellenlänge



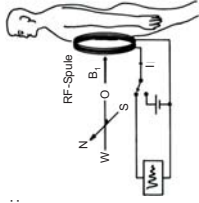
Magnetresonanztomographie

5

II. Einfachstes *in-vivo* Verfahren: MR-Spektroskopie

MR-Untersuchung im Erdmagnetfeld:

- Orientierung des Körpers entlang des Erdmagnetfelds in Nord-Süd Richtung.
- Senkrecht dazu, in Ost-West Richtung wird der RF-Puls eingestrahlt.



Vorteil:

- einfach und kostengünstig zu realisieren

Nachteile:

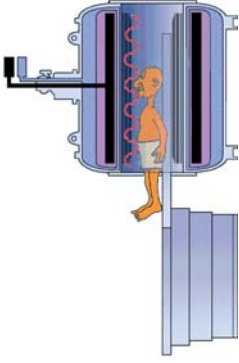
- Keine Ortsauflösung
- geringes Signal zu Rausch-Verhältnis (SNR)

6

Magnetresonanztomographie

II. Überblick über eine MRT-Untersuchung

1. Schritt: Anregung der Wasserstoffatome im Untersuchungsobjekt und Ortskodierung



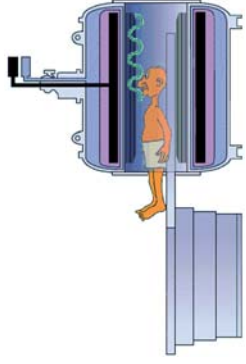
Die zu untersuchende Körperregion befindet sich in der Mitte eines supraleitenden Magneten.

7

Magnetresonanztomographie

II. Überblick über eine MRT-Untersuchung

2. Schritt: Detektion der Signalantwort



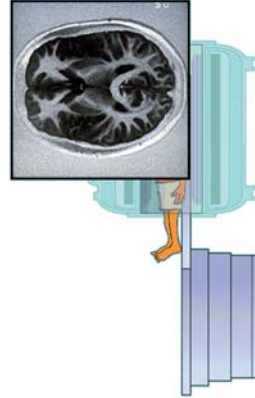
Speicherung der komplexen Daten in einer 2D-Matrix.

8

Magnetresonanztomographie

II. Überblick über eine MRT-Untersuchung

3. Schritt: Bildrekonstruktion



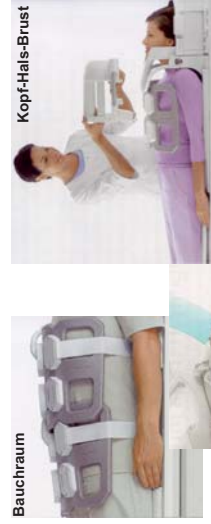
Die Bildrekonstruktion erfolgt auf einem speziellen Bildrechner. Anschließend erfolgt der Transfer in eine Bilddatenbank.

9

Magnetresonanztomographie

II. MRT-Aufnahmespulen

Bauchraum



Kopf-Hals-Brust

untere Extremitäten

10

Magnetresonanztomographie

II. Aufnahmespulen - Total Imaging Matrix (TIM)

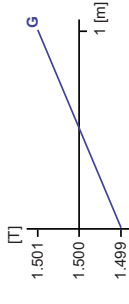


11

Magnetresonanztomographie

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Frequenzband das bei einer Gradientenstärke G von 20 mT/m und einem B_0 -Feld von 1.5 T zur Ortskodierung zur Verfügung steht:



Effektives Magnetfeld
 $B_{eff} = B_0 + B_g$
 $1,499 \leq B_{eff} \leq 1,501$ T.

Für die Ortskodierung stehen ~ 128000 Hz zur Verfügung.

Bei einer hypothetischen Auflösung von 1 Hz beträgt die Auflösung $\sim 8 \mu\text{m}$.

$\Delta v = 127.7$ kHz

Magnetresonanztomographie

18

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Zur Erzeugung von Schichtbildern wird eine räumliche Auflösung in 3 Dimensionen benötigt:

- Auflösung in z-Richtung (Schichtselektion)
- Auflösung in x-Richtung (Frequenzkodierung)
- Auflösung in y-Richtung (Phasenkodierung)

Technisch wird dies durch Gradientenspulen mit unterschiedlicher Geometrie und Position realisiert.

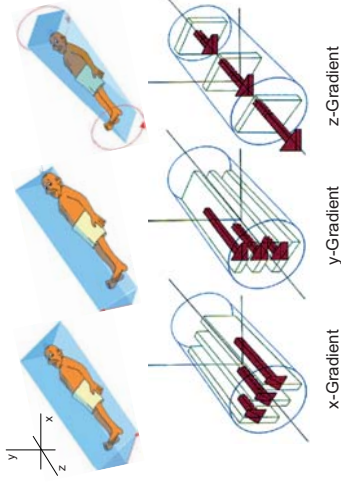
Typische Gradientencharakteristika bei Routinegeräten sind:

- Gradientenstärke: bis maximal 50 mT/m
- Gradientenanstiegszeiten: 4 mT/ μs (50 mT in 200 μs)

Magnetresonanztomographie

19

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten



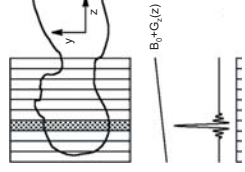
Magnetresonanztomographie

20

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Der erste Schritt zur Ortsauflösung besteht in der Selektion der interessierenden Schicht:

- Schichtselektion in z-Richtung



Die Selektion einer Schicht erfolgt durch gleichzeitiges Schalten von:

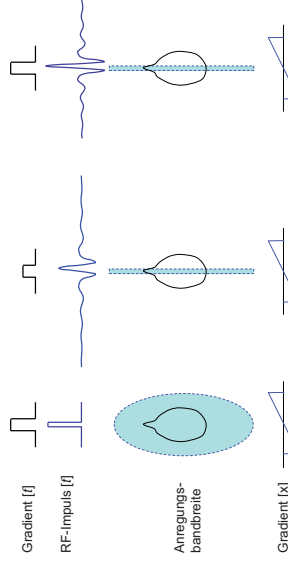
- Gradient G_z in z-Richtung
- eines frequenzselektiven RF-Anregungspulses.

Magnetresonanztomographie

21

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Prinzip der Schichtselektion

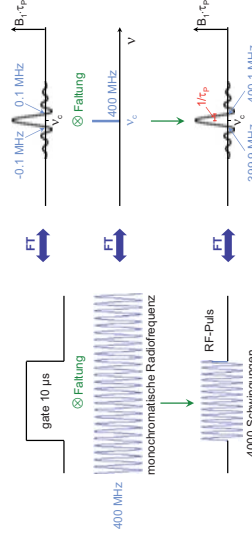


Magnetresonanztomographie

22

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Als schichtselektive RF-Anregungspulse werden sinc-Pulse eingesetzt. Sie berechnen sich durch Faltung einer monochromatischen Radiofrequenz mit einem rechteckigen Zeitfenster.

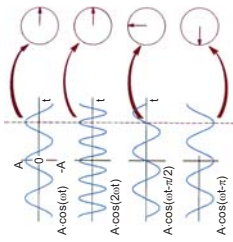


Magnetresonanztomographie

23

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Der zweite Schritt zur Ortsauflösung besteht darin, eine erste Richtung in der selektierten Schicht bezüglich des Ortes zu kodieren:
 - Phasenkodierung in y-Richtung

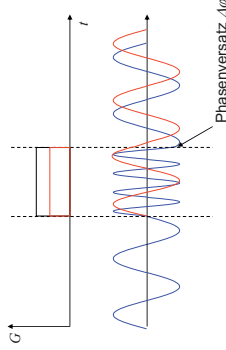


Die Phase eines Signals gibt die momentane Position eines Spins auf dem Präzessionskegel an.

Die Signalphase ist abhängig von:
 - der Präzessionsfrequenz und
 - dem Startwert der Phase nach RF-Anregung.

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Prinzip der Phasenkodierung:

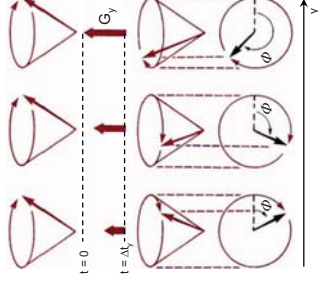


Bei gegebener Dauer eines Magnetfeldgradienten führen stufenweise geänderte Gradientenstärken zu unterschiedlichen Phasen D_j

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Phasenkodierung:

- Die Spins präzedieren in der gesamten selektierten Schicht in Phase.
- Kurzzeitiges Anschalten Δt_y des Gradienten $G_y(y)$.
- Nach dem Abschalten von G_y präzedieren alle Spins wieder mit der Larmorfrequenz ω_0 .
- Die durch G_y bewirkte Phasenverschiebung entlang y bleibt bestehen.

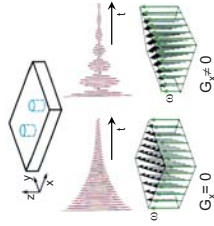


III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Der dritte Schritt zur Ortsauflösung in der 2. Dimension der selektierten Schicht besteht in der Frequenzkodierung:

- Frequenzkodierung in x-Richtung

Durch Anlegen eines Gradienten G_x während der Signalauslesung erfährt jeder Spin entlang der x-Richtung ein unterschiedliches effektives Magnetfeld.
 → Die Präzessionsfrequenz ω wird eine F Funktion des Ortes x.



III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Durch die Frequenzkodierung lassen sich gleichzeitig alle Präzessionsfrequenzen aufnehmen, die zur vollständigen Bildrekonstruktion entlang der Frequenzkoderrichtung benötigt werden.

Für eine Ortsauflösung, die der Bildmatrix mit der Größe n in Phasenkoderrichtung entspricht, ist es notwendig, n Experimente mit unterschiedlichen Amplituden des Phasenkodiergradienten durchzuführen. Die Gradientenschaltdauer von G_y bleibt konstant.

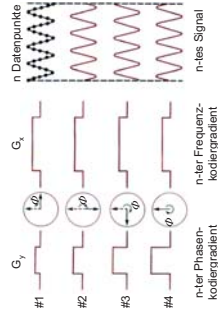
Die Inkrementierung von G_x wird vom Computer des Tomographen automatisch so berechnet, daß die Signalphase über die n durchgeführten Experimente nicht um mehr als 2π verschoben wird.

In Phasenkoderrichtung werden durch den schrittweisen Phasenversatz Pseudoschwingungen erzeugt, die mittels Fouriertransformation in Ortsinformationen zurückgerechnet werden können.

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Nach Schichtselektion erfolgt entsprechend der Auflösung in Phasenkoderrichtung jeweils ein Phasen- und ein Frequenzkodierschritt. Im Gegensatz zu G_y bleiben Dauer und Amplitude von G_x konstant.

Mit jedem Phasenkodierschritt (Scan) wird eine Zeile der Datenmatrix gefüllt, wobei die jeweilige Phasen- und Frequenzinformation der gesamten Schicht detektiert, demoduliert und gespeichert wird.



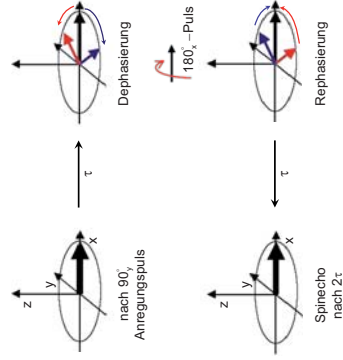
IV. Echoverfahren: Spin-Echo

Problem: Gradienten erzeugen ein sehr inhomogenes Magnetfeld.
 → Während der Gradientenschaltzeiten wird die T_2 -Relaxation zusätzlich beschleunigt.
 → Diese T_2^* -Relaxation führt zu einem Signalzerfall bevor die Auslesung stattfinden kann.

Lösung: Mechanismus der zu einer Refokussierung der über T_2^* relaxierten Magnetisierung führt.

- Spin echo, erdacht 1953 von Erwin Hahn:
- Nach einem 90° Anregungspuls und einer Zeit τ , in der sich die Magnetisierung in Abhängigkeit äußerer Einflüsse entwickelt wird ein 180° Puls senkrecht zur Richtung des 90° Pulses eingestrahlt.
- Nach der Drehung der Spins erfolgt nach der Zeit 2τ die Refokussierung der Magnetisierung (Spin echo).

IV. Echoverfahren: Spin-Echo

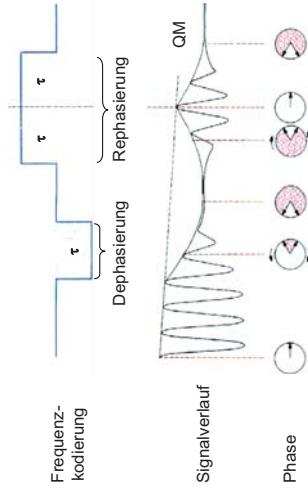


IV. Echoverfahren: Gradientenecho

Neben dem Spinecho gibt es einen zweiten Mechanismus der zur Refokussierung der Magnetisierung nach T_2^* -Relaxation eingesetzt wird: → Gradientenecho, realisiert von Axel Haase.

- Um die Echo-Zeit, den Sequenzablauf und die gesamte Untersuchungsdauer zu verkürzen, muß auf den 180° -Puls zur Refokussierung der Magnetisierung verzichtet werden.
- Die Dephasierung und Rephasierung wird über einen Gradienten erzwungen.
- Da der Puls zur Frequenzkodierung am längsten geschaltet wird und die stärkste Dephasierung erzeugt, wird ein Gradient eingeschaltet.
- Die Zeitdauer dieses Gradienten beträgt die Hälfte des Frequenzkodiergradienten und er wird mit entgegengesetzter Amplitude geschaltet.

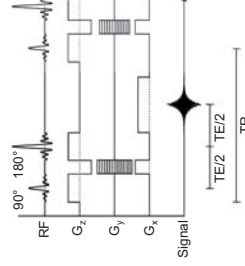
IV. Echoverfahren: Gradientenecho



V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

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

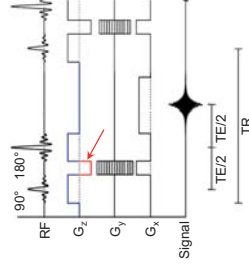
Beispiel einer Spinecho-Pulsssequenz:



TE (Time to Echo) bezeichnet die Zeit zwischen 90° -Puls und der Mitte der Signalauslesung
 TR (Time to Repeat) bezeichnet die Zeit zwischen aufeinanderfolgenden Messungen mit unterschiedlicher Phasenkodierung.

V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

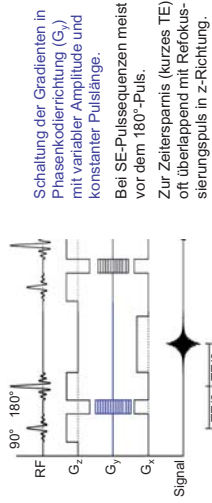
Schichtselektion in einer Spin-Echo-Pulsssequenz:



Schaltung von Schichtselektiven Gradienten (G_z) während 90° - und 180° -RF-Puls.
 Zusätzliche Rephasierung über die Schichtdicke nach Signalanregung.

V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

Phasenkodierung in einer Spin-Echo-Pulssequenz:



Schaltung der Gradienten in Phasenkodierrichtung (G_y) mit variabler Amplitude und konstanter Pulslänge.

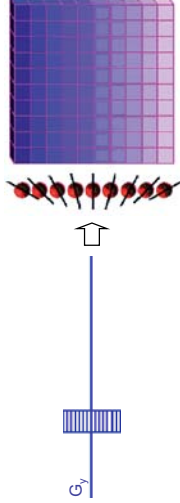
Bei SE-Pulssequenzen meist vor dem 180° -Puls.

Zur Zeitersparnis (kurzes TE) oft überlappend mit Refokussierungspuls in z-Richtung.

V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

Phasenkodierung in einer Spin-Echo-Pulssequenz:

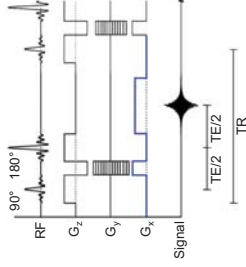
Die Phasenkodierung führt beim hier gewählten Koordinatensystem zu einer vertikalen Auflösung der selektiv angeregten Schicht.



Die Anzahl der Phasenkodierschritte n bestimmt die Aufnahmedauer ($n \cdot TR$) und die horizontale Auflösung.

V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

Frequenzkodierung in einer Spin-Echo-Pulssequenz:



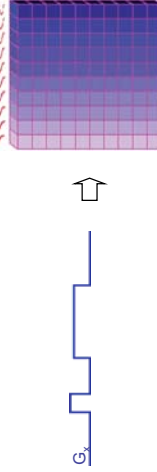
Schaltung der Gradienten in Frequenzkodierrichtung (G_x) mit konstanter Amplitude und Pulslänge.

Die Frequenzkodierung wird immer über die Ausleseperiode während des Aufbaus des Spinechos geschaltet.

V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

Frequenzkodierung in einer Spin-Echo-Pulssequenz:

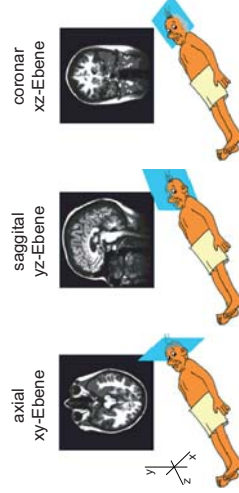
Die Frequenzkodierung führt beim hier gewählten Koordinatensystem nach selektiver Schichtanregung und Phasenkodierung in vertikaler Richtung zur horizontalen Ortsauflösung.



Mit einer Frequenzkodierung während des Auslesevorganges kann die komplette Ortsauflösung in horizontaler Richtung in einem Schritt kodiert und aufgenommen werden.

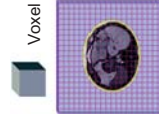
VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Es gibt drei für die Bildaufnahme ausgezeichnete Bildebenen:



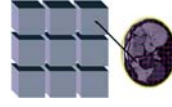
VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Die aufgenommenen Signale können Volumenelementen (Voxel) zugeordnet werden.



Das FoV ist in Voxel unterteilt die matrixförmig angeordnet sind.

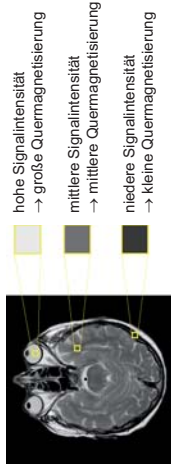
Durch Projektion der Voxel in eine Ebene entstehen Schnittbilder (Tomogramme).



Das Bild besteht daher aus matrixförmig angeordneten Bildelementen (Pixel).

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

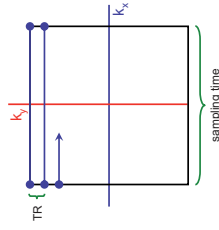
Die Bildhelligkeit jedes Pixels entspricht der Stärke der Quermagnetisierung, die zum Zeitpunkt des Echos (Bildaufnahme) im jeweiligen Voxel vorhanden ist.



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

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

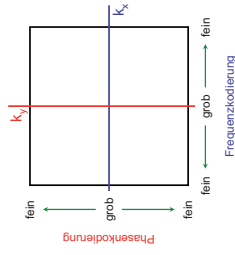
Die primären Meßdaten werden nach Demodulation und Quadraturdetektion in Form einer komplexen Datenmatrix abgespeichert (k-Raum).



Jeder Scan wird als Zeile in der Datenmatrix gespeichert.
 Jeder Scan unterscheidet sich in der Stärke der Phasenkodierung.
 Der Zeitabstand zwischen 2 aufeinanderfolgenden Scans beträgt $1 \times TR$.

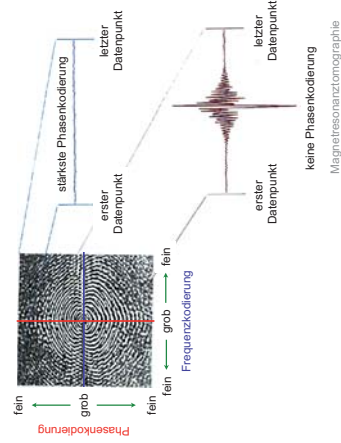
VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Niedere Ortsfrequenzen werden im Zentrum des k-Raums abgebildet.
 Hohe Ortsfrequenzen werden in Randregionen des k-Raums abgebildet.



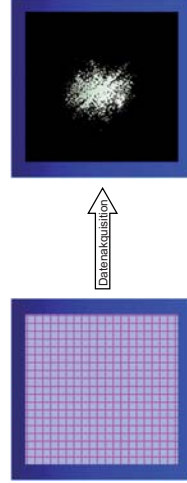
VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Primäre MRT-Aufnahmesignale im k-Raum:



VI. Bildrekonstruktion in der MRT

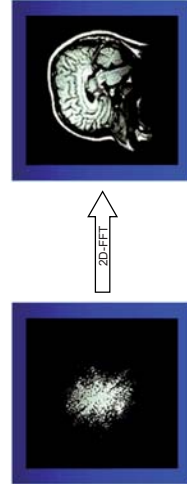
Vor jeder MRT-Untersuchungsserie reserviert der Computer den Speicherplatz für die Anzahl gewünschter Aufnahmen.



Nach erfolgter Aufnahme sind die Speicherstrukturen mit den komplexen primären Meßdaten (Rohdaten) belegt.

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

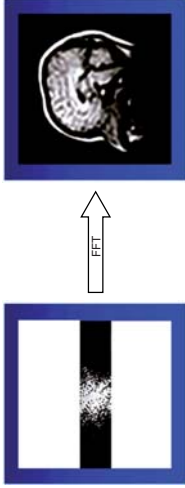
Mit Hilfe einer Fast-Fourier-Transformation (FFT) wird aus den komplexen Ortsfrequenzen das Schnittbild des Objekts rekonstruiert.



Nach erfolgter FFT wird in der Regel das Betragbild dargestellt.
 (Betrag = $\sqrt{(\text{Re})^2 + (\text{Im})^2}$)

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

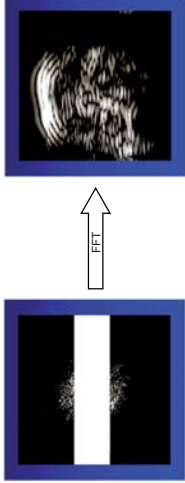
Tiefpaßfilterung mit Hilfe der Fouriertransformation:
→ hohe Ortsfrequenzen werden weggefiltert
(in eine oder zwei Raumrichtungen)



Da hohe Ortsfrequenzen und daher keine Strukturen durch die Filterung unterdrückt werden, erscheint das Bild weichgezeichnet.

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Hochpaßfilterung mit Hilfe der Fouriertransformation:
→ niedrige Ortsfrequenzen werden weggefiltert
(in eine oder zwei Raumrichtungen)



Da niedrige Ortsfrequenzen und daher flächige Strukturen durch die Filterung unterdrückt werden, verbleibt die Kanteninformation.