

Vorlesung

„Bildgebende Verfahren in der Medizin“

Magnetresonanztomographie II

Jürgen Braun – Institut für Medizinische Informatik

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?

Treffpunkt MRT-Demo:

Montag, den 29.06.09, 19:00 Uhr

NWFZ (siehe Vorlesungsfahrplan)

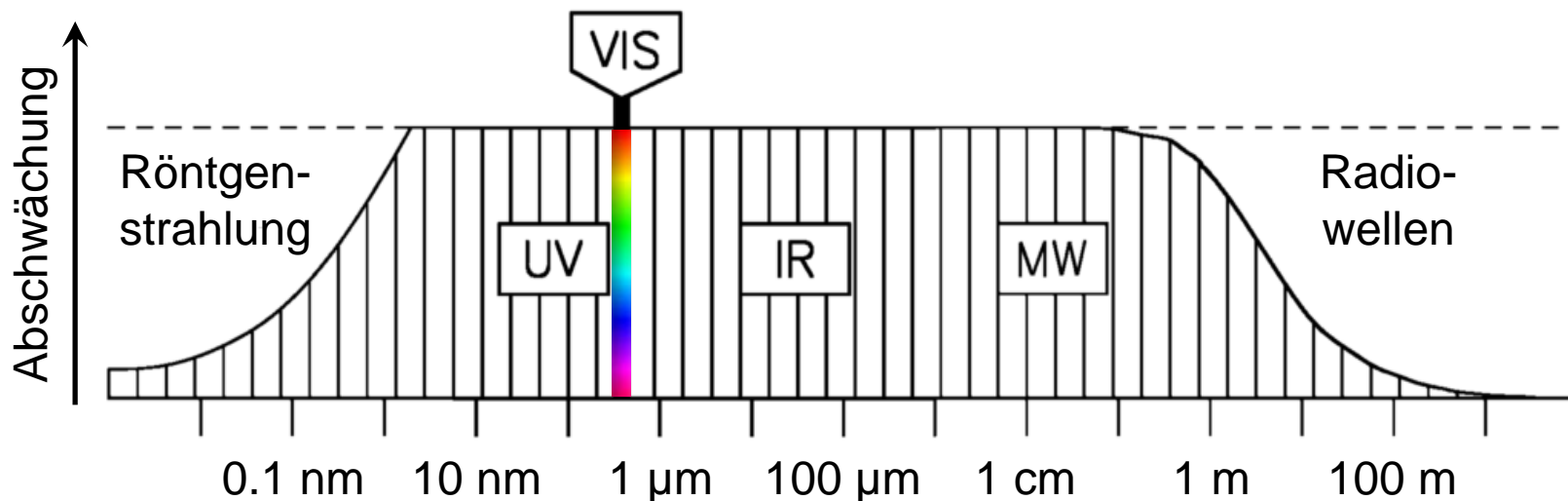
Hufelandweg 14

Campus Charite Mitte

10117 Berlin

I. Abschwächung elektromagnetischer Strahlung

Abschwächung elektromagnetischer Strahlung durch Körpergewebe

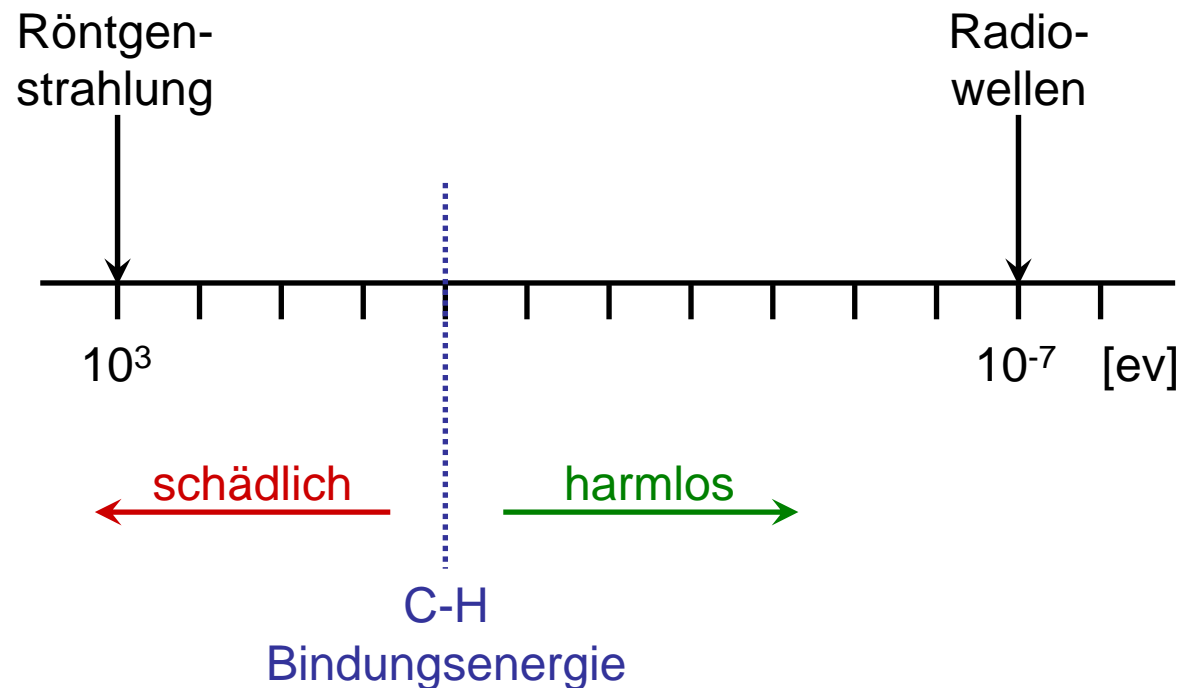


Es gibt 2 Bereiche in denen Körpergewebe für elektromagnetische Strahlung durchlässig ist:

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

I. Energie elektromagnetischer Strahlung

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



Röntgenstrahlung: ionisierend, erzeugt Gewebedefekte

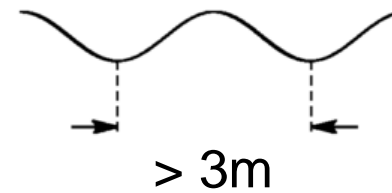
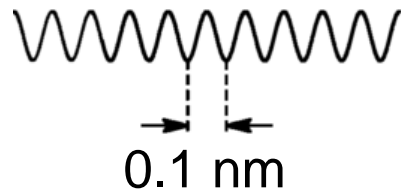
Radiowellen: nichtionisierend, Energieabgabe in Form von Wärme

I. Ortsauflösung und Wellenlänge

Röntgen

Radio-
wellen

kurz ← Wellenlänge → lang



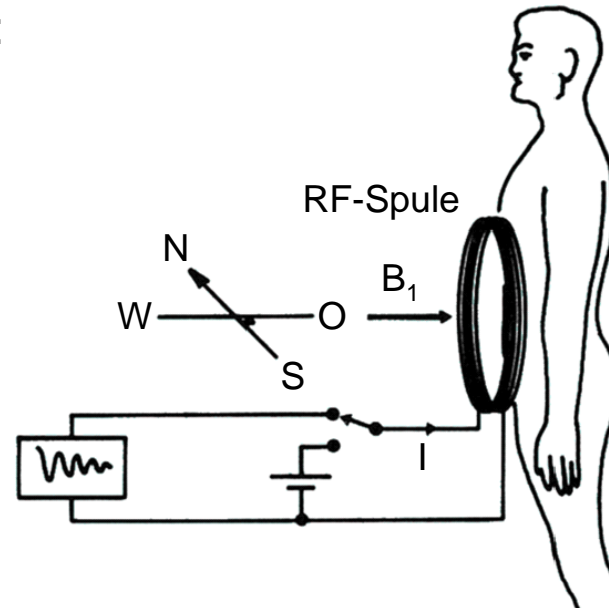
hoch ← Auflösung → niedrig



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:

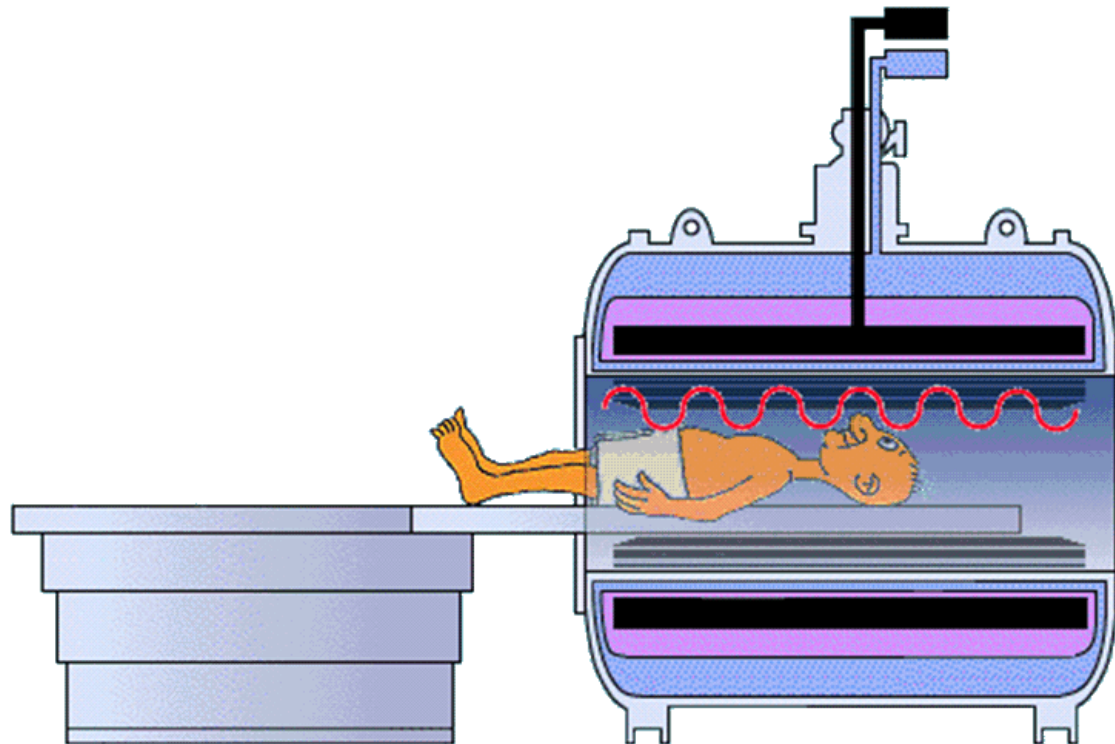
- einfach und kostengünstig zu realisieren

Nachteile:

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

II. Überblick über eine MRT-Untersuchung

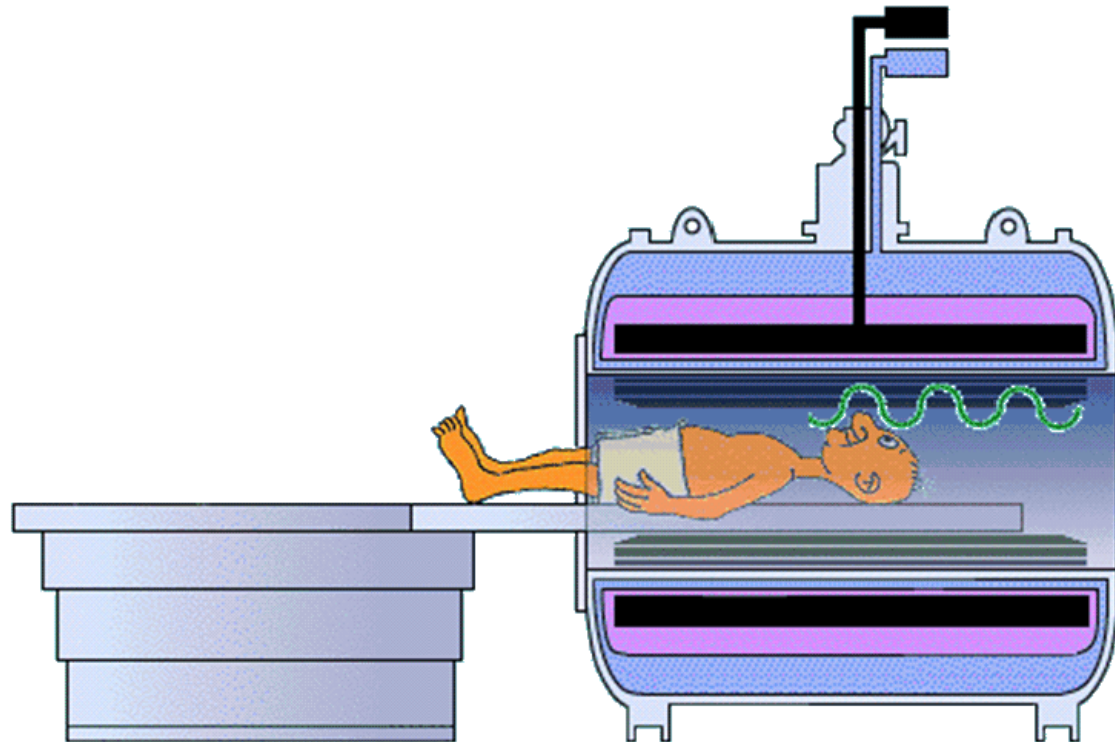
1. Schritt: Anregung der Wasserstoffatome im Untersuchungsobjekt und Ortskodierung



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

II. Überblick über eine MRT-Untersuchung

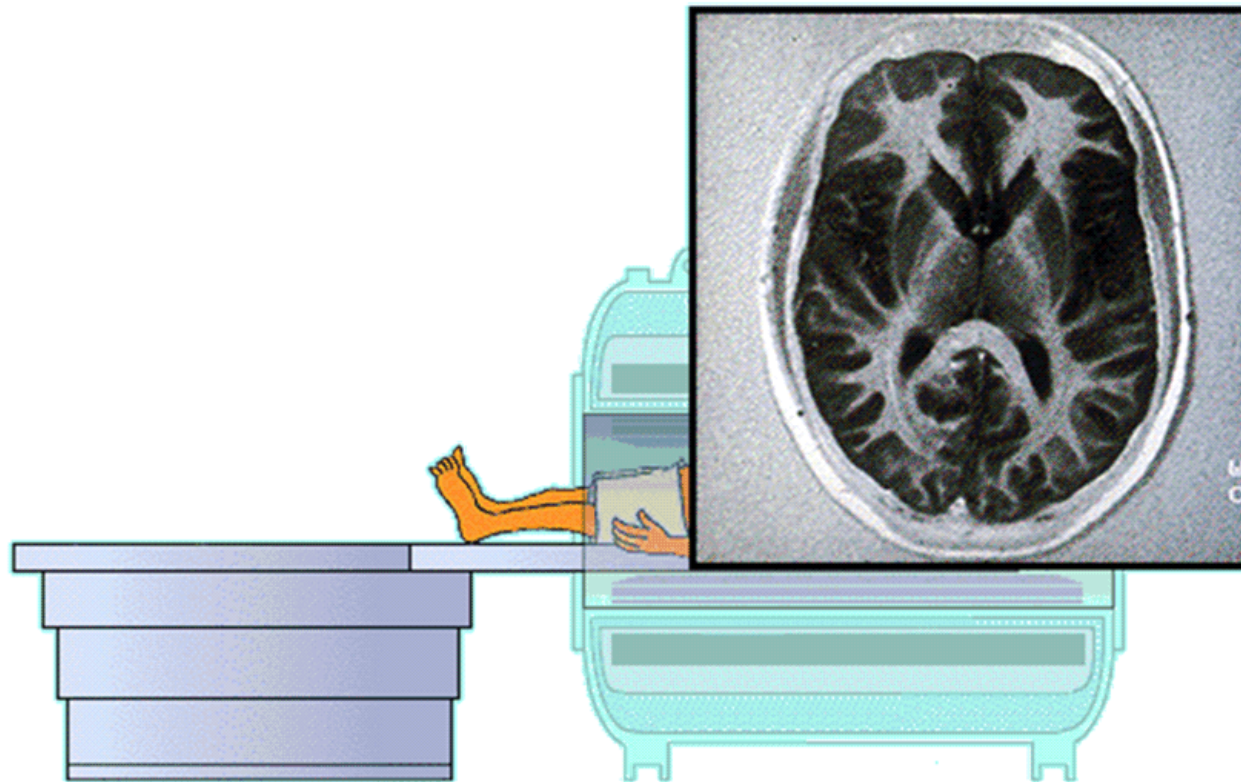
2. Schritt: Detektion der Signalantwort



Speicherung der komplexen Daten in einer 2D-Matrix.

II. Überblick über eine MRT-Untersuchung

3. Schritt: Bildrekonstruktion



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

II. MRT-Aufnahmespulen

Bauchraum

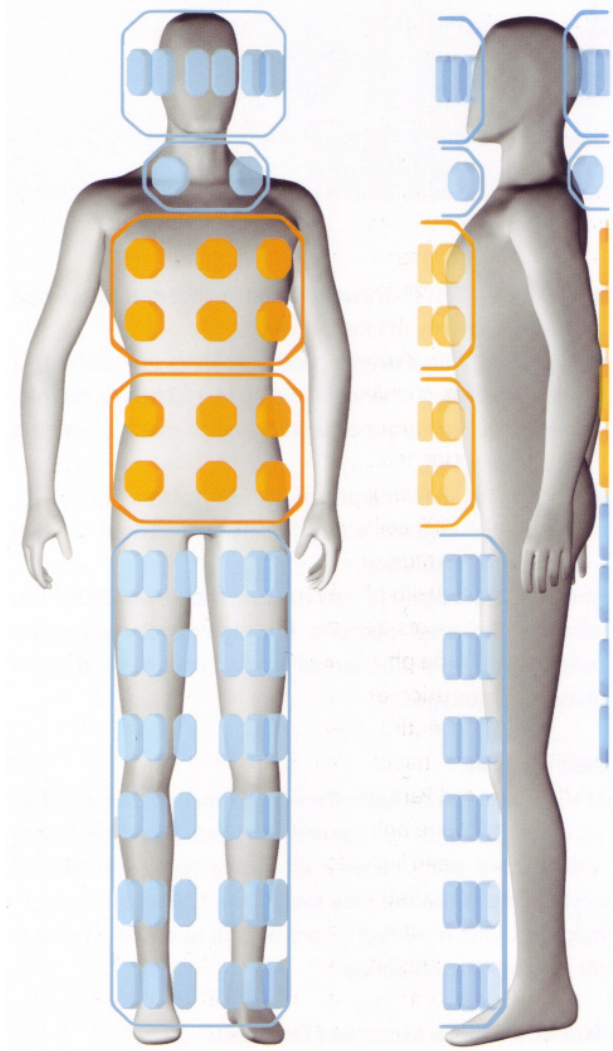


Kopf-Hals-Brust

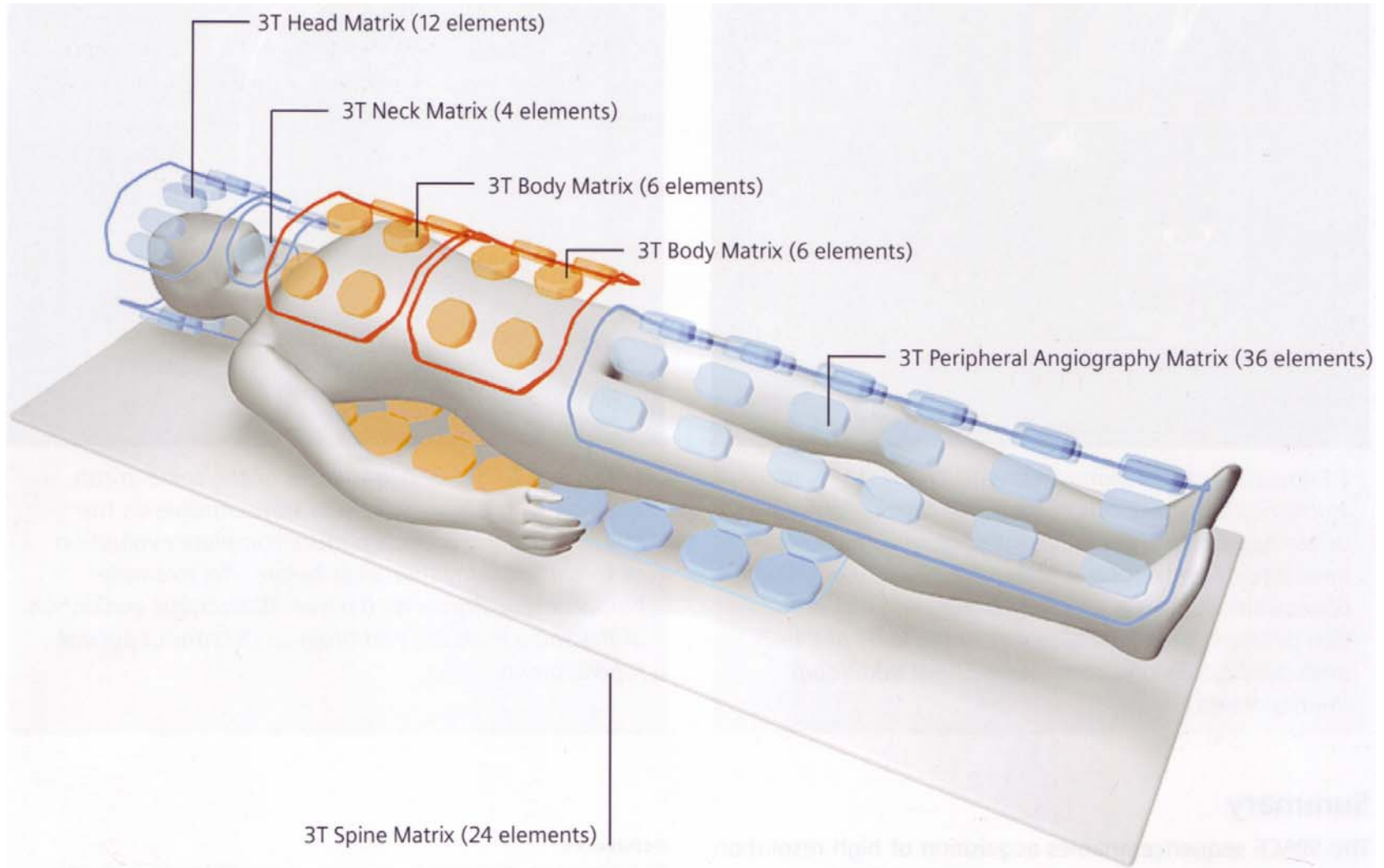


**untere
Extremitäten**

II. Aufnahmespulen - Total Imaging Matrix (TIM)



II. Spulenmatrizen des TIM-Systems



II. TIM und Parallel Imaging

102 x 8

102 x 18

102 x 32

Anzahl von
RF-Kanälen

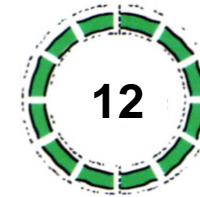
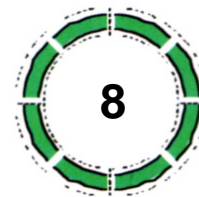
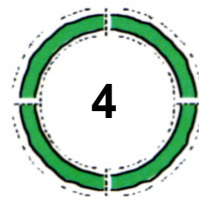
Anzahl integrierter
Spulenelemente

Spulenelemente eines TIM-Systems können je nach Ausstattung mit 8, 18, oder 32 RF Sendern und Empfängern parallel betrieben werden (parallel imaging).

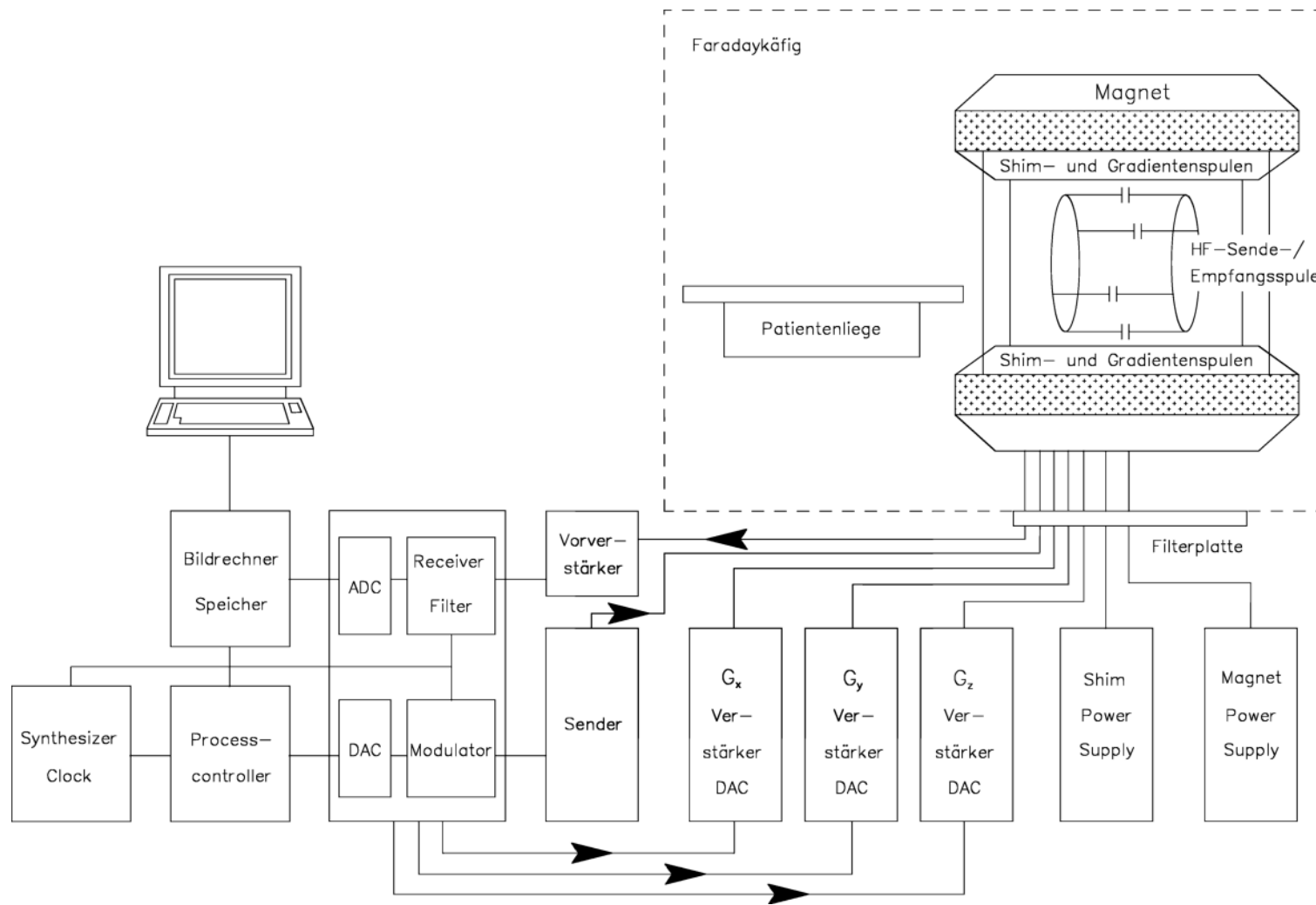
→ Verkürzung der Aufnahmezeiten (8-, 18-, oder 32-fach)



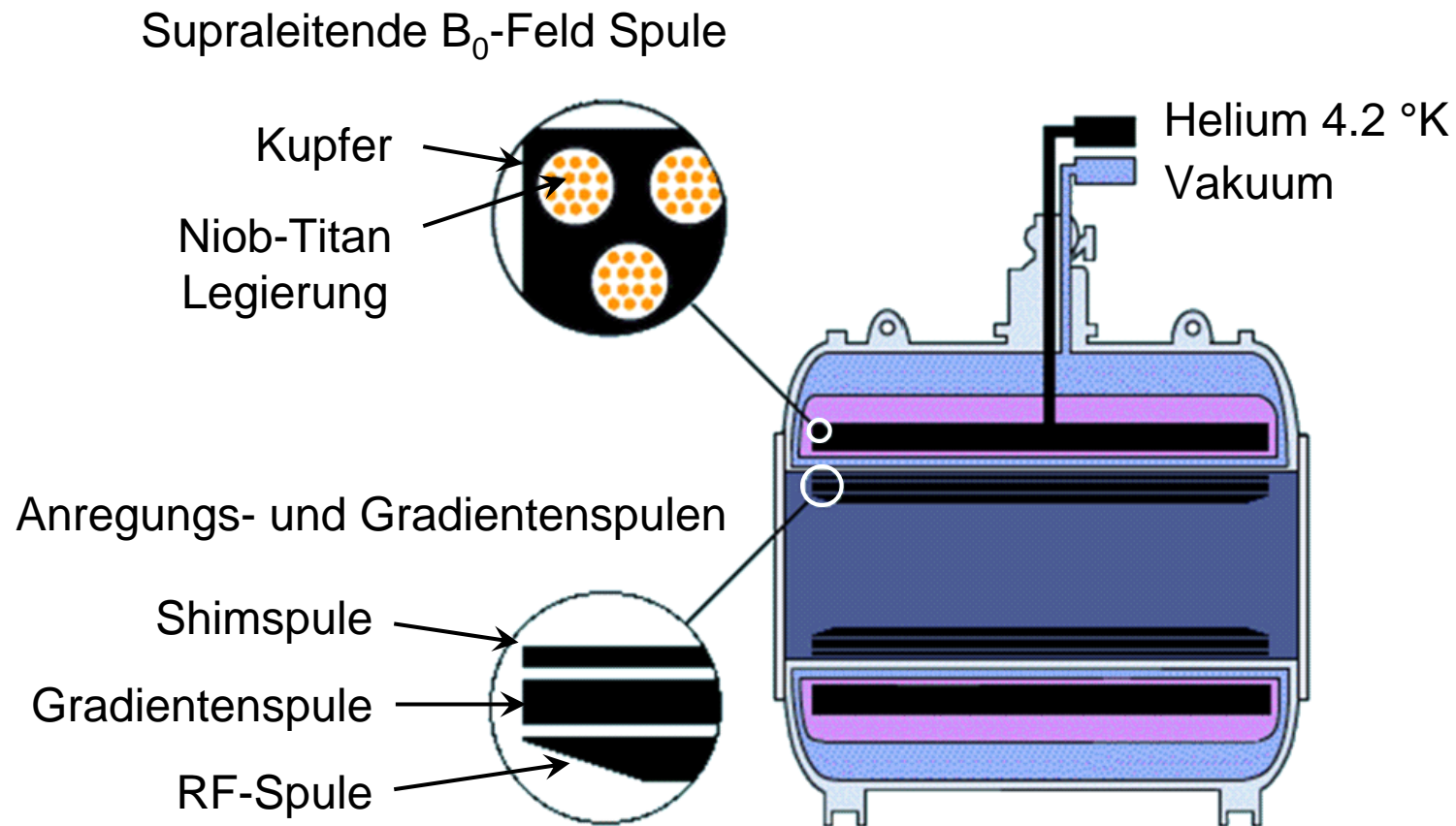
In der Kopf-Matrix zusammengefaßte Spulenelemente können als 4-, 8-, oder 12-Kanal Array betrieben werden.



II. Komponenten eines Magnetresonanztomographen



II. Aufbau eines supraleitenden Magneten



II. Meilensteine der MR-Bildgebung

„Image formation by induced local interactions“ P. C. Lauterbur, 1973, Projektionsrekonstruktion

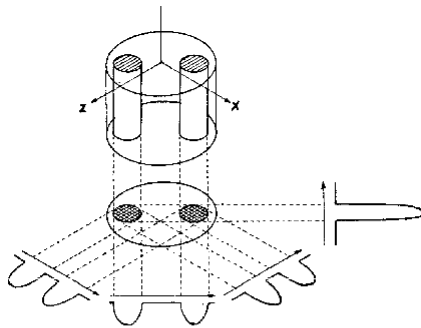


Fig. 1 Relationship between a three-dimensional object, its two-dimensional projection along the Y-axis, and four one-dimensional projections at 45° intervals in the XZ-plane. The arrows indicate the gradient directions.



Fig. 2 Proton nuclear magnetic resonance zeugmatogram of the object described in the text, using four relative orientations of object and gradients as diagrammed in Fig. 1.

„NMR diffraction in solids?“ P. Mansfield, P. K. Grannell, 1973

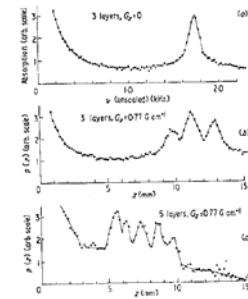


Figure 2. (a) The Fourier cosine transform of the transient response figure 1(a). A narrow linewidth of 150 Hz is observed. (b) The Fourier cosine transform of the transient response figure 1(b). The three copper layers are clearly resolved. (c) The Fourier cosine transform of the transient response figure 1(c). The five copper layers are well resolved. The abscissae in (b) and (c) were calculated from the measured values of the field gradient and the scaling factor of the multiple-pulse sequence, which was 2-1. The peaks observed at the frequency origin arise from the damping and baseline shifts in the transient responses in figure 1.

„NMR Fourier Zeugmatographie“ A. Kumar, D. Welti, R. R. Ernst, 1974, Bildrekonstruktion

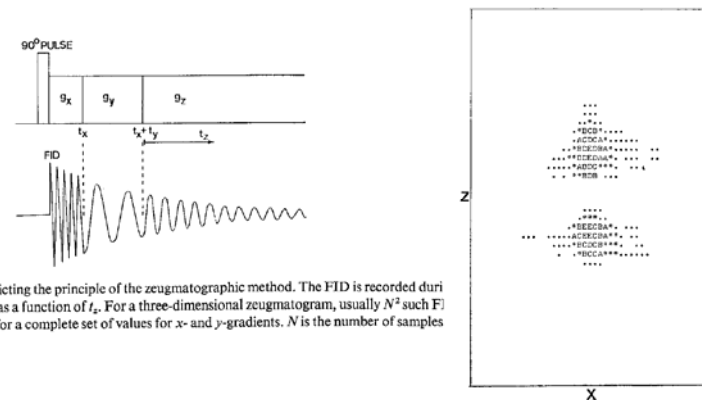
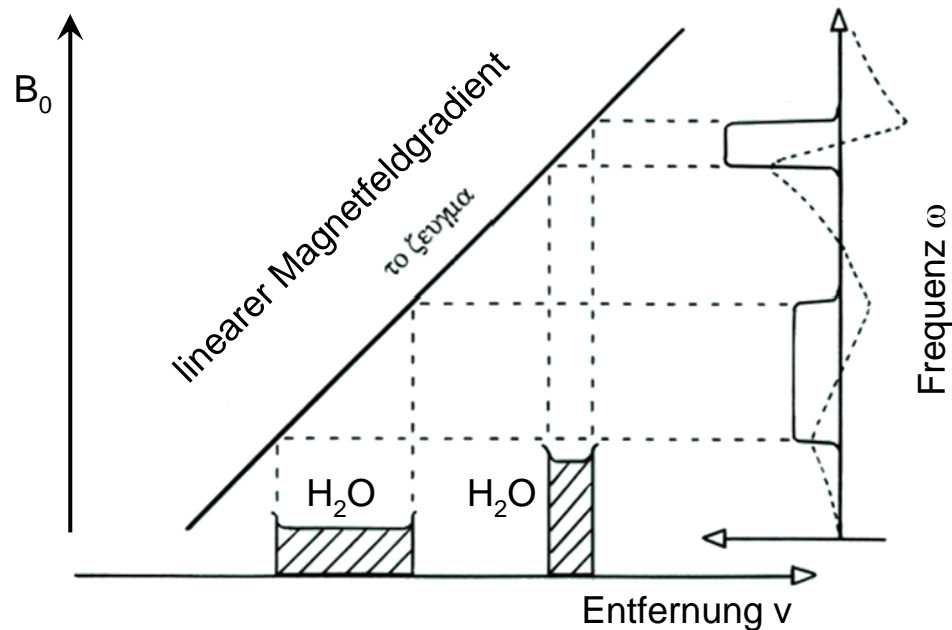


FIG. 1. Diagram depicting the principle of the zeugmatographic method. The FID is recorded during the third time-interval as a function of t_z . For a three-dimensional zeugmatogram, usually N^2 such FID signals will be needed for a complete set of values for x - and y -gradients. N is the number of samples in FID.

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

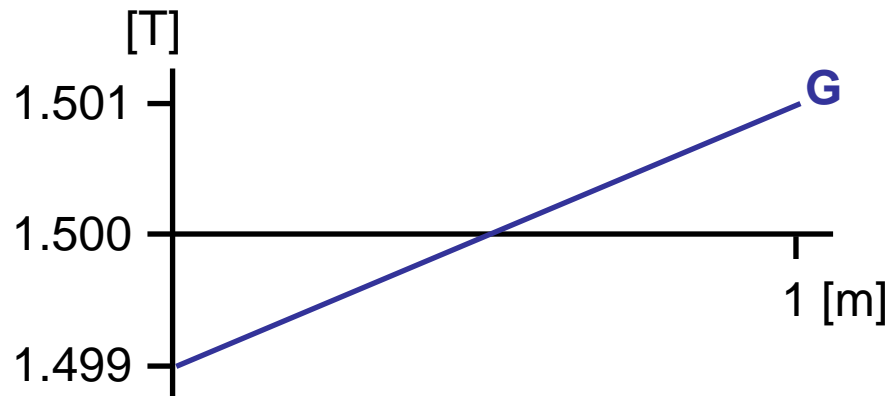
Idee der "Zeugmatographie,":



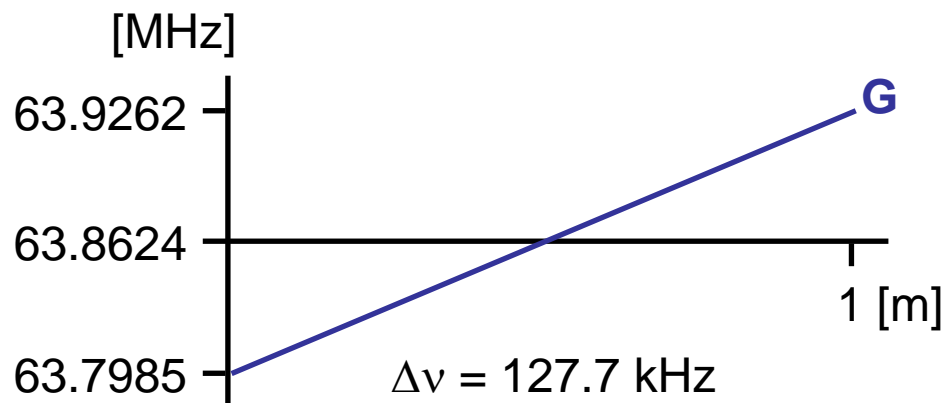
Ein mit der Entfernung linearer Anstieg des Magnetfeldes führt zu einer Ortsabhängigkeit der Resonanzfrequenz.

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
 $B_{\text{eff}} = B_0 + B_G$:
 $1.499 \leq B_{\text{eff}} \leq 1.501$ T.



Für die Ortskodierung
stehen ~ 128000 Hz
zur Verfügung.

Bei einer hypothetischen
Auflösung von 1 Hz beträgt
die Auflösung ~ 8 μm .

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

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

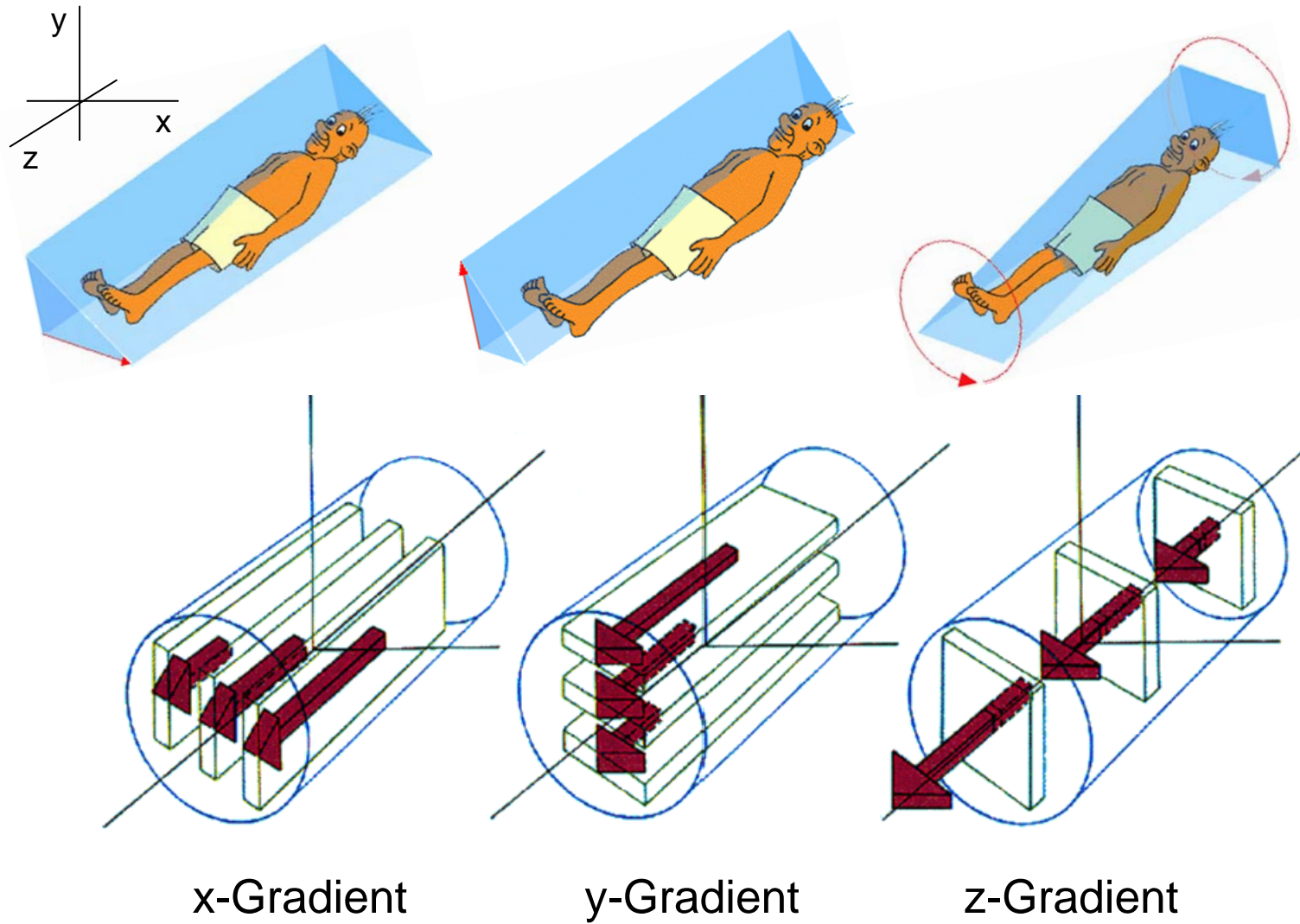
- Auflösung in z-Richtung (Schichtselektion)
- Auflösung in x-Richtung (Frequenzkodierung)
- Auflösung in y-Richtung (Phasenkodierung)

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/ μ s (50 mT in 200 μ s)

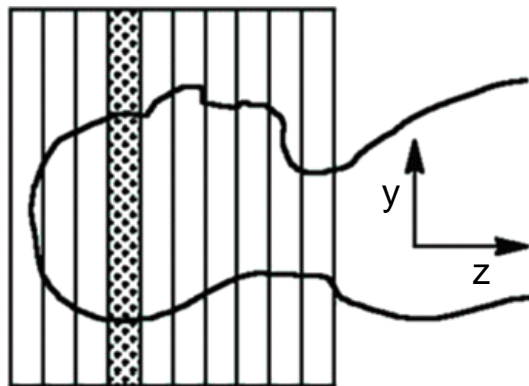
III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten



III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

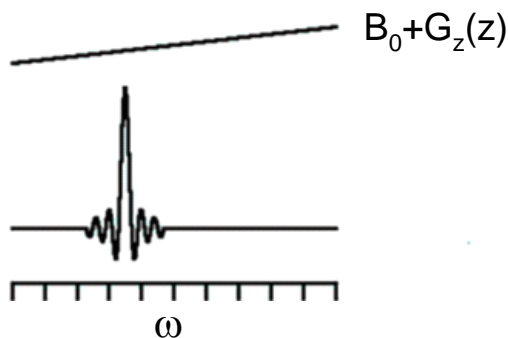
Der erste Schritt zur Ortsauflösung besteht in der Selektion der interessierenden Schicht:

- Schichtselektion in z-Richtung



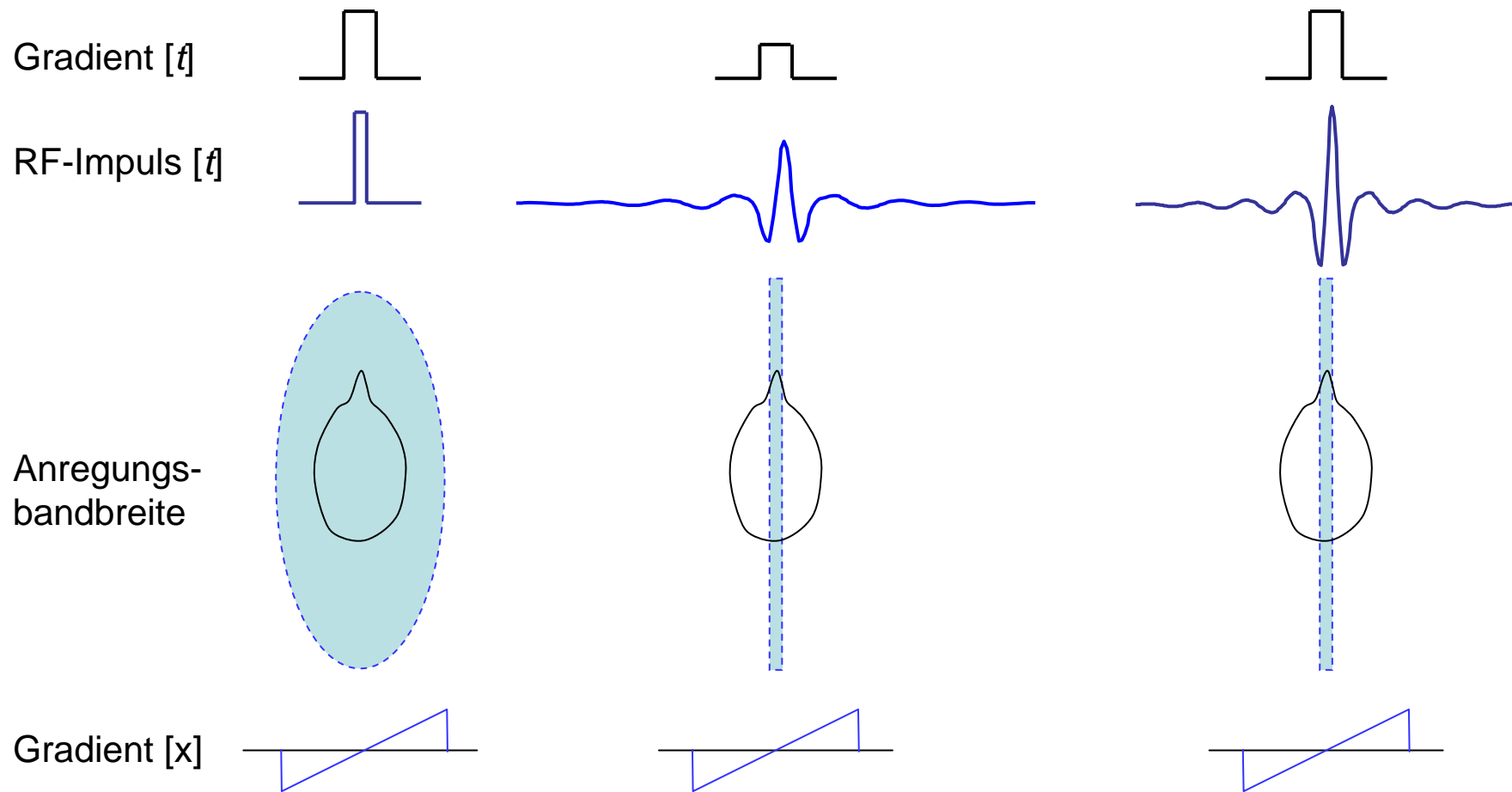
Die Selektion einer Schicht erfolgt durch gleichzeitiges Schalten von:

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



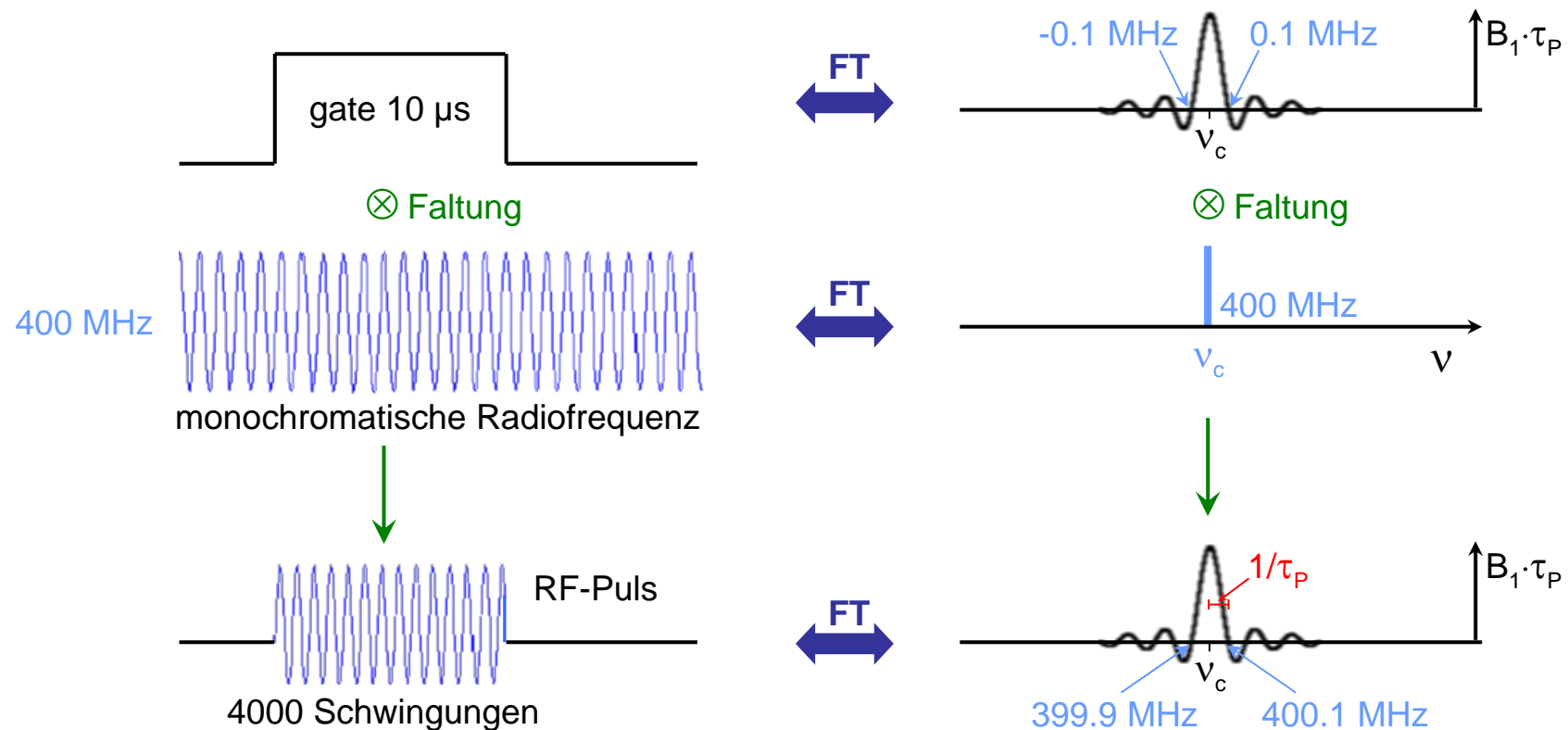
III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Prinzip der Schichtselektion



III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

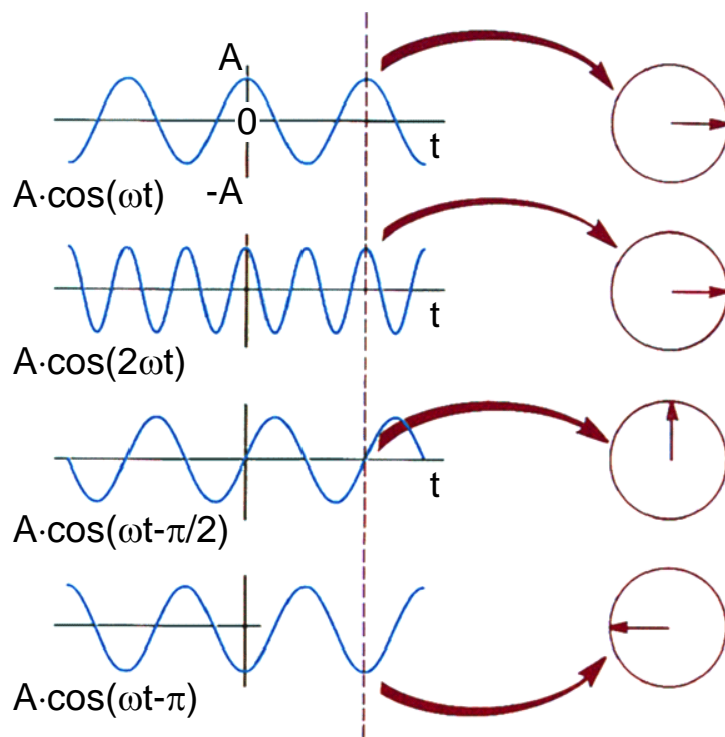
Als schichtselektive RF-Anregungspulse werden sinc-Pulse eingesetzt. Sie berechnen sich durch Faltung einer monochromatischen Radiofrequenz mit einem rechteckigen Zeitfenster.



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



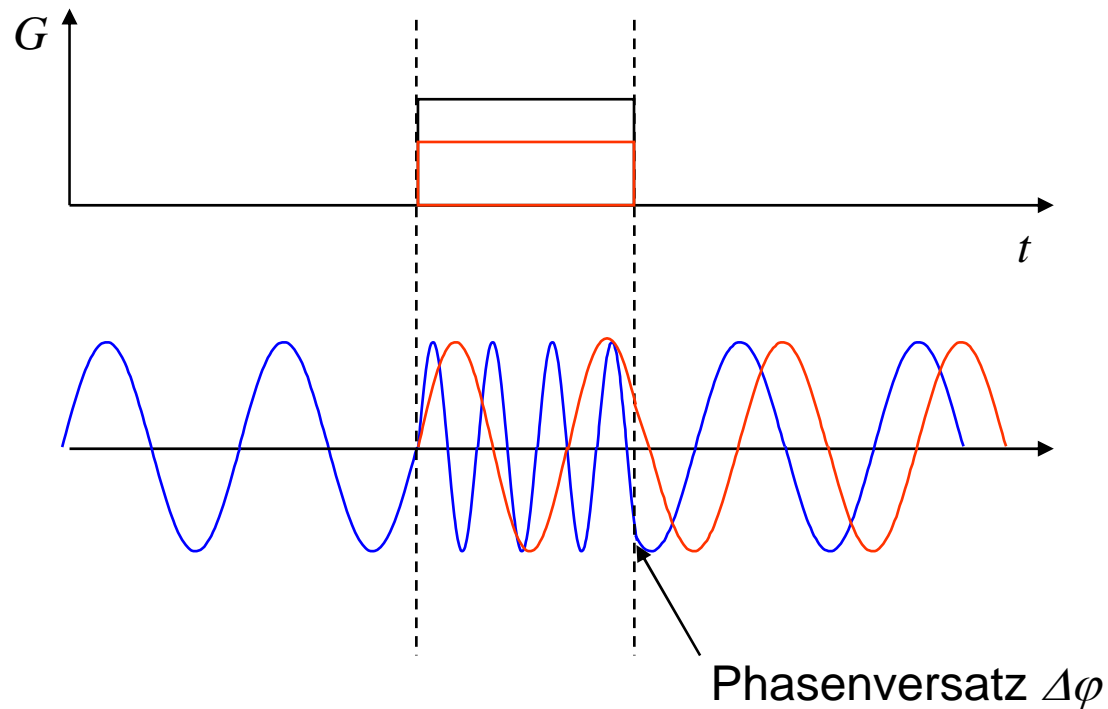
Die Phase eines Signals gibt die momentane Position eines Spins auf dem Präzessionskegel an.

Die Signalphase ist abhängig von:

- der Präzessionsfrequenz und
- dem Startwert der Phase nach RF-Anregung.

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Prinzip der Phasenkodierung:

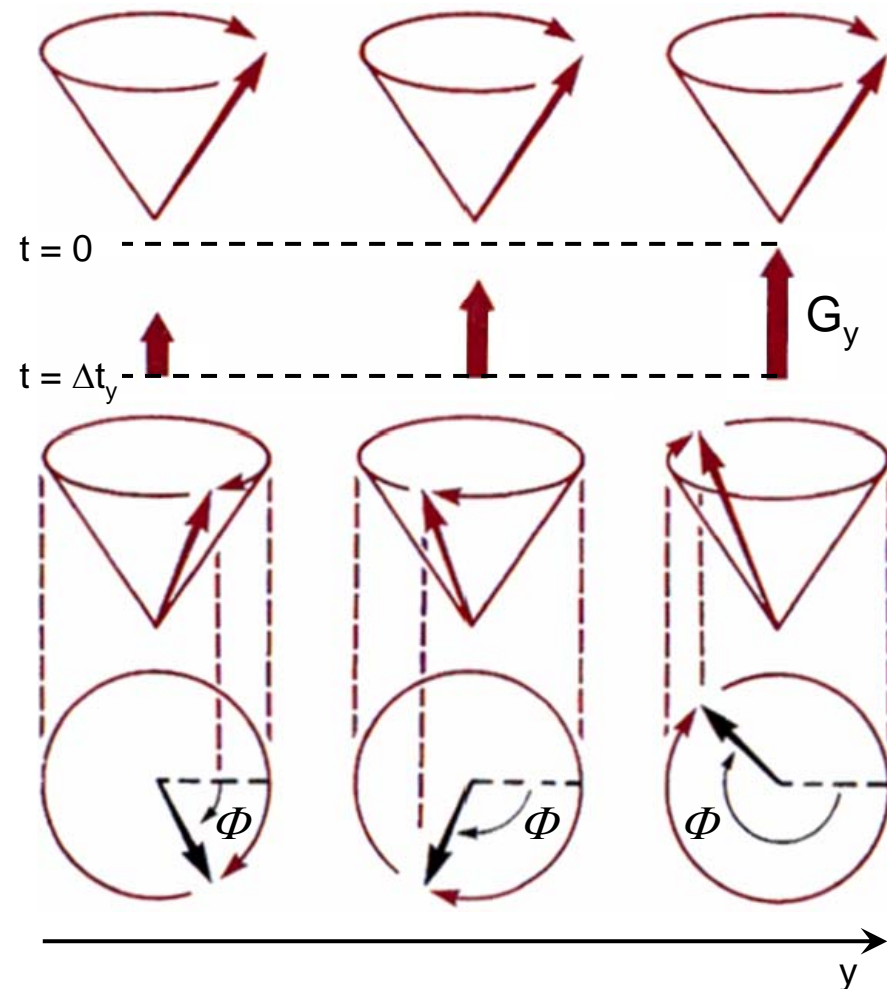


Bei gegebener Dauer eines Magnetfeldgradienten führen stufenweise geänderte Gradientenstärken zu unterschiedlichen Phasen Dj

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

Phasenkodierung:

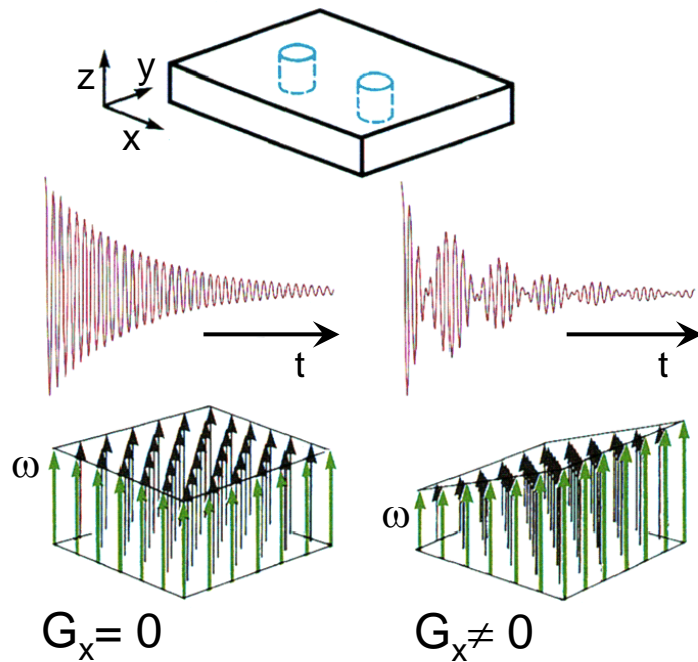
- Die Spins präzedieren in der gesamten selektierten Schicht in Phase.
- Kurzzeitiges Anschalten Δt_y des Gradienten $G_y(y)$.
- Nach dem Abschalten von G_y präzedieren alle Spins wieder mit der Larmorfrequenz ω_0 .
Die durch G_y bewirkte Phasenverschiebung entlang y bleibt bestehen.



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 Funktion des Ortes x.

III. Ortsauflösung und Magnetfeldgradienten

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

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

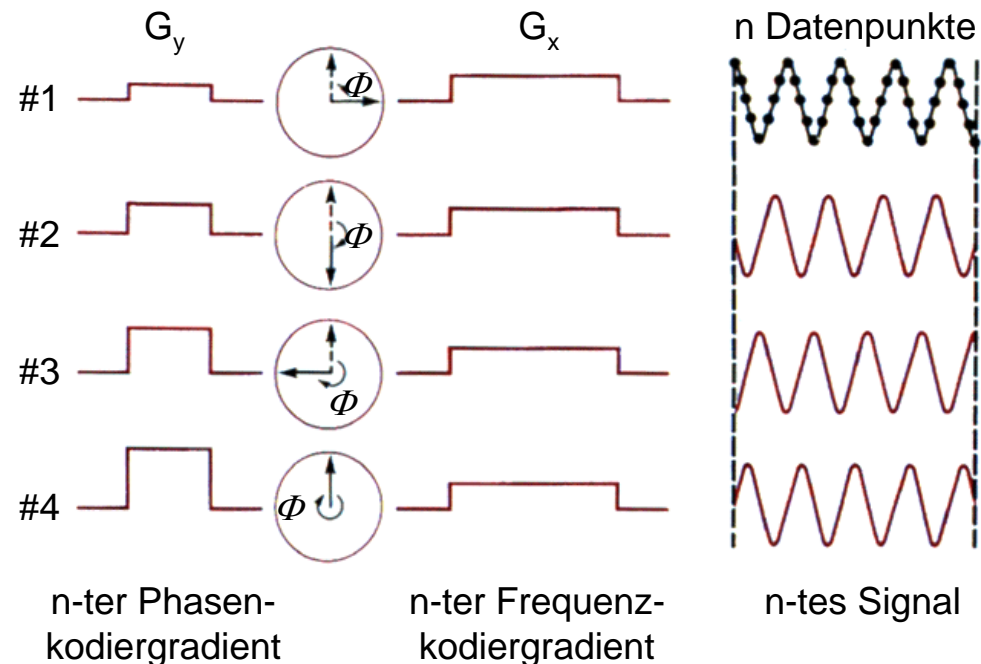
Die Inkrementierung von G_y wird vom Computer des Tomographen automatisch so berechnet, daß die Signalphase über die n durchgeführten Experimente nicht um mehr als 2π verschoben wird.

In Phasenkodierrichtung 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 Phasenkodierrichtung 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.

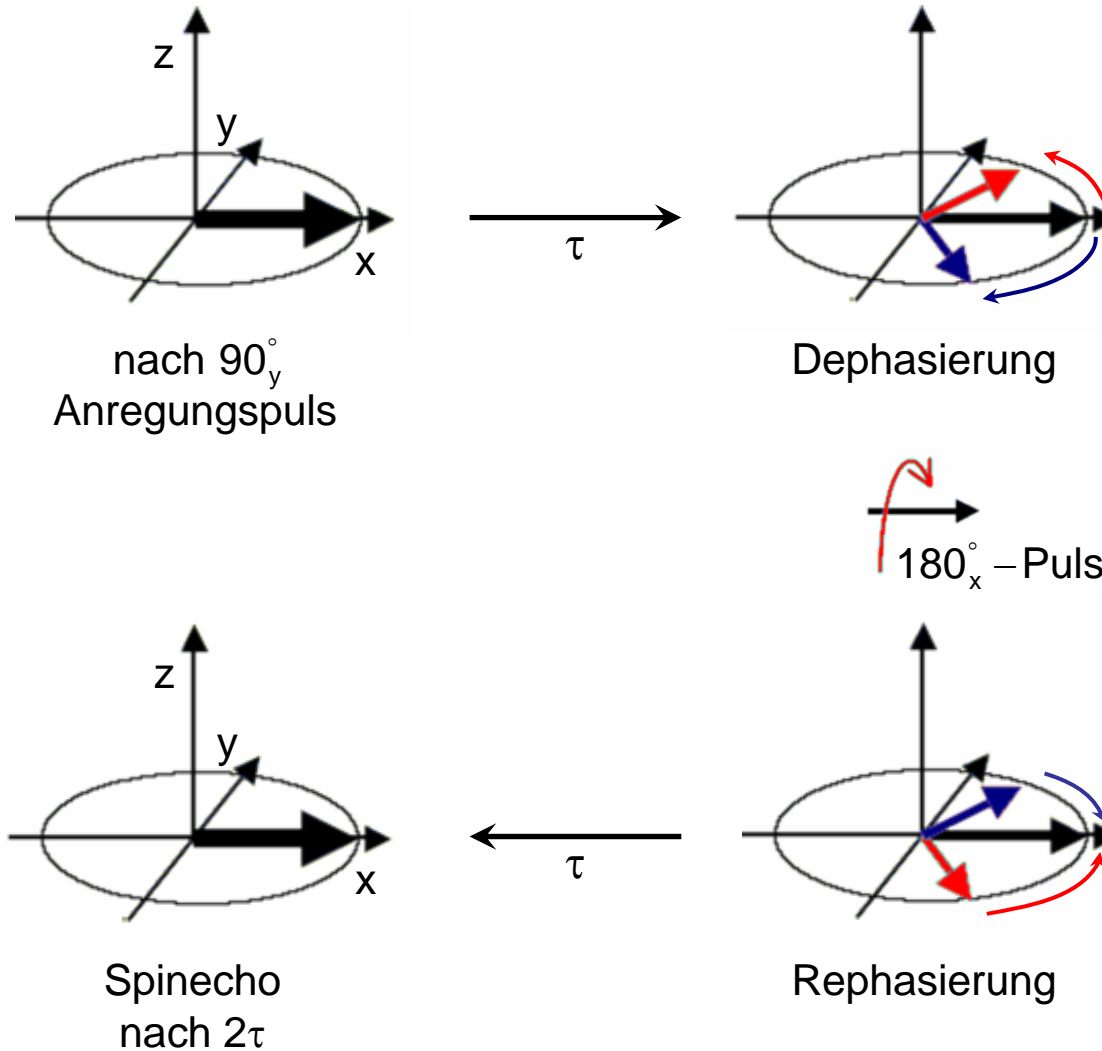
- Während der Gradientenschaltzeiten wird die T_2 -Relaxation zusätzlich beschleunigt.
- Diese T_2^* -Relaxation führt zu einem Signalzerfall bevor die Auslesung stattfinden kann.

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

Spinecho, 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 (Spinecho).

IV. Echoverfahren: Spin-Echo

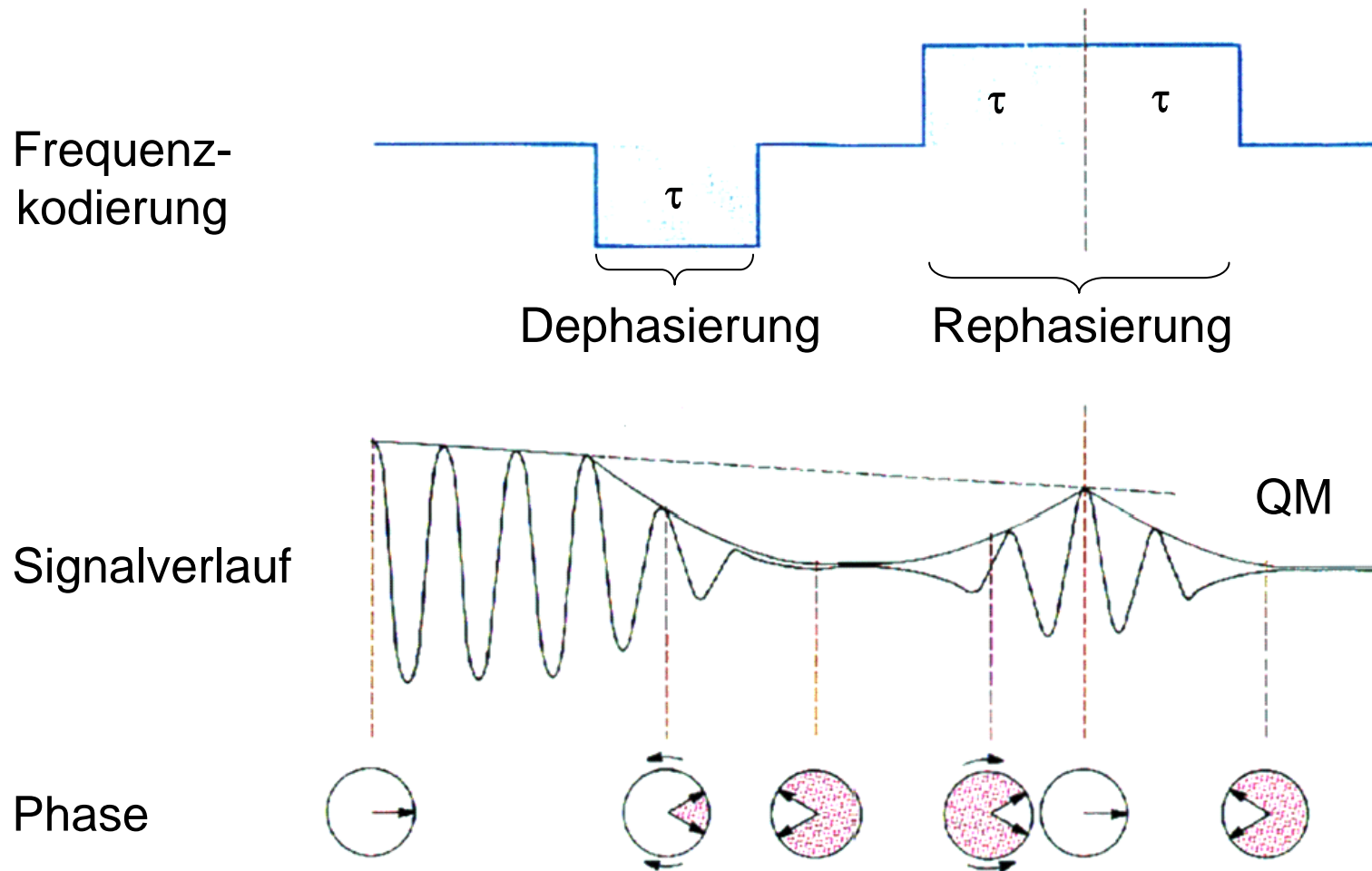


IV. Echoverfahren: Gradientenecho

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 vorgeschaltet.
- Die Zeitdauer dieses Gradienten beträgt die Hälfte des Frequenzkodiergradienten und er wird mit entgegengesetzter Amplitude geschaltet.

IV. Echoverfahren: Gradientenecho



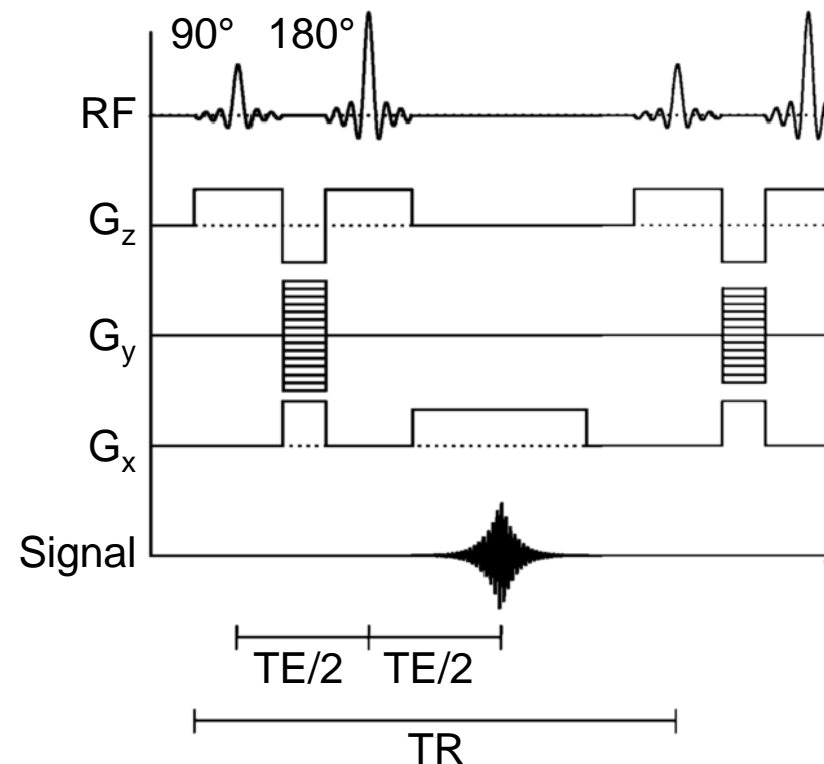
V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

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

Beispiel einer Spinecho-Pulssequenz:

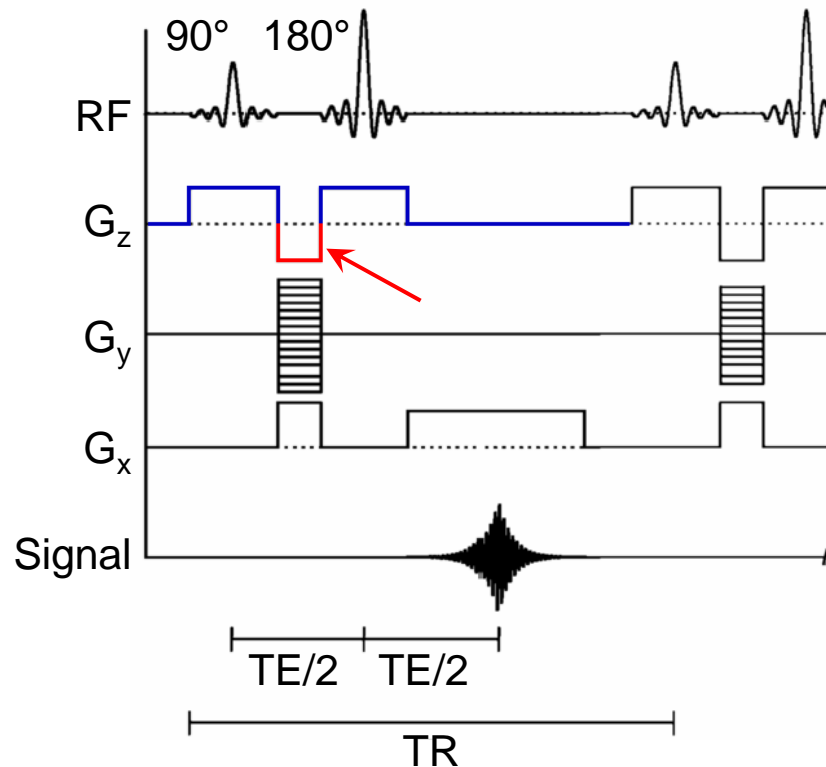
TE (Time to Echo) bezeichnet die Zeit zwischen 90° Puls und der Mitte der Signalauslesung

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-Pulssequenz:

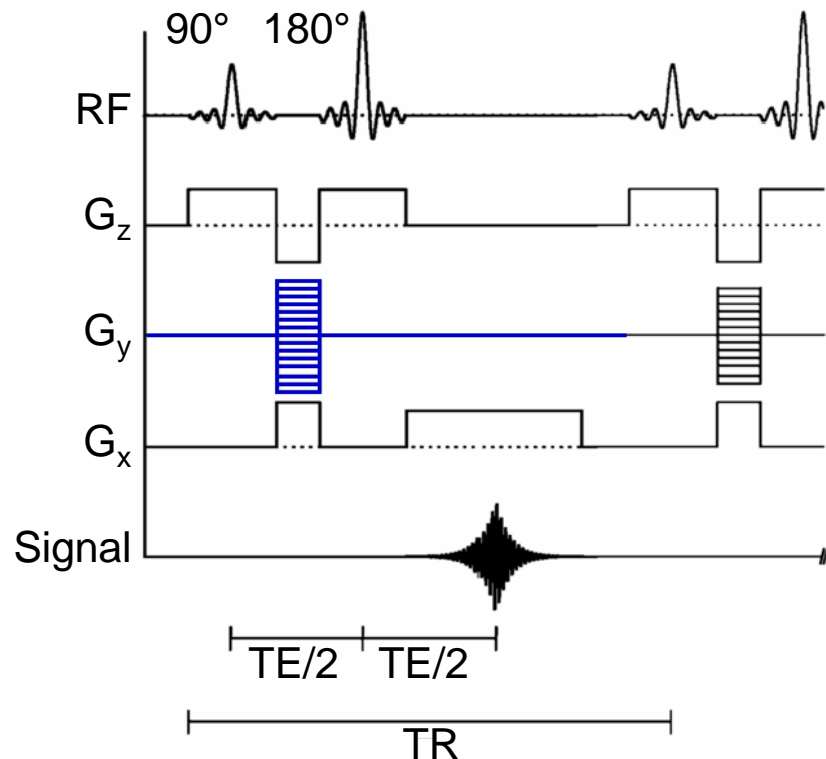


Schaltung von Schichtselektiven Gradienten (G_z) während 90° - und 180° -RF-Puls.

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.

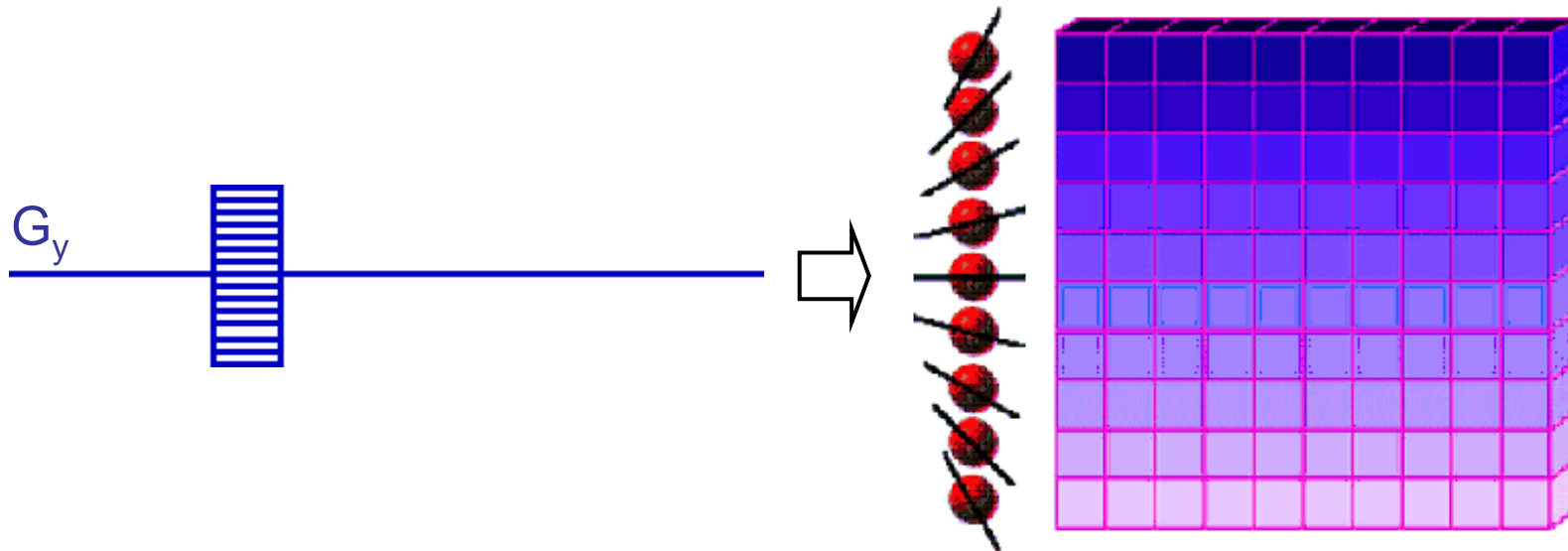
Bei SE-Pulssequenzen meist vor dem 180°-Puls.

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

V. Timing der RF-Pulse und Gradientenschaltung

Phasenkodierung in einer Spin-Echo-Pulssequenz:

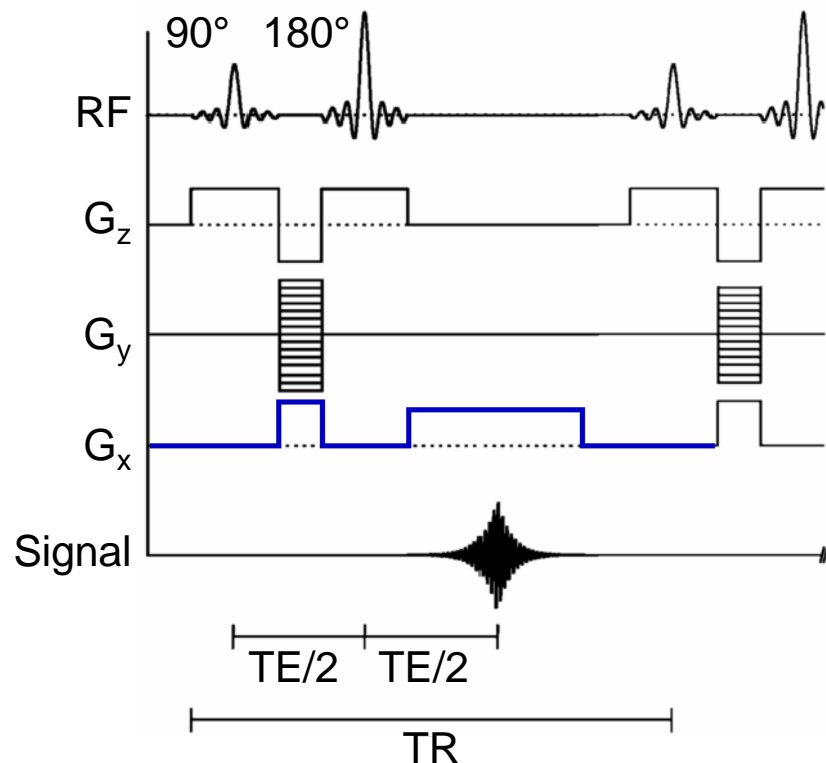
Die Phasenkodierung führt beim hier gewählten Koordinatensystem zu einer vertikalen Auflösung der selektiv angeregten Schicht.



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:



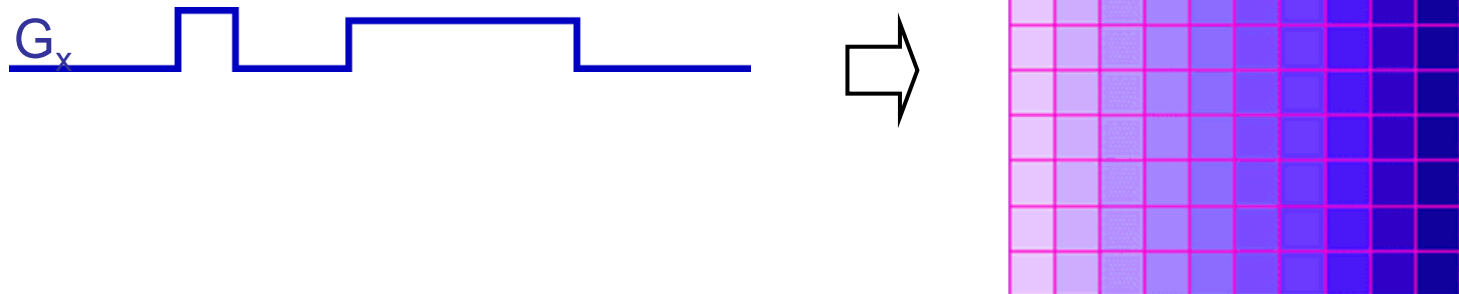
Schaltung der Gradienten in Frequenzkodierrichtung (G_z) mit konstanter Amplitude und Pulslänge.

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.

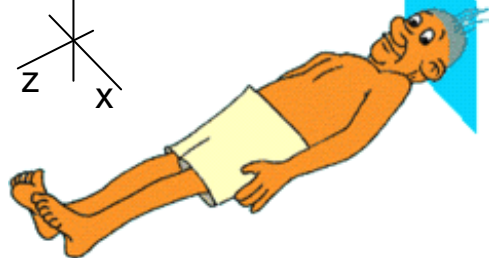
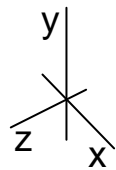
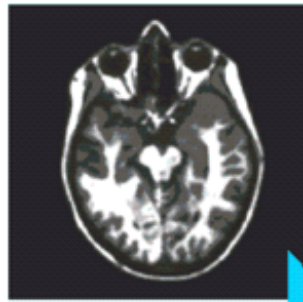


Mit einer Frequenzkodierung während des Auslesevorganges kann die komplette Ortsauflösung in horizontaler Richtung in einem Schritt kodiert und aufgenommen werden .

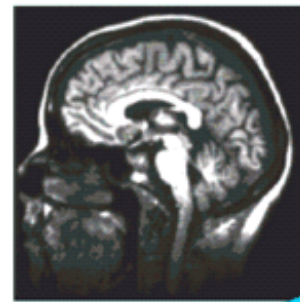
VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Es gibt drei für die Bildaufnahme ausgezeichnete Bildebenen:

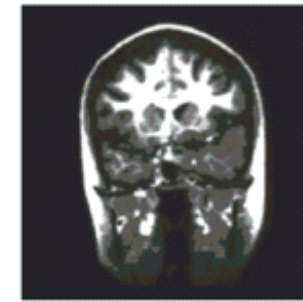
axial
xy-Ebene



saggital
yz-Ebene

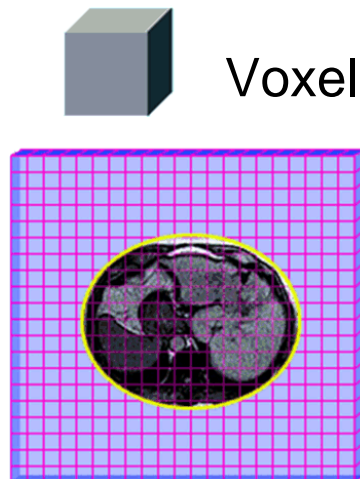


coronar
xz-Ebene



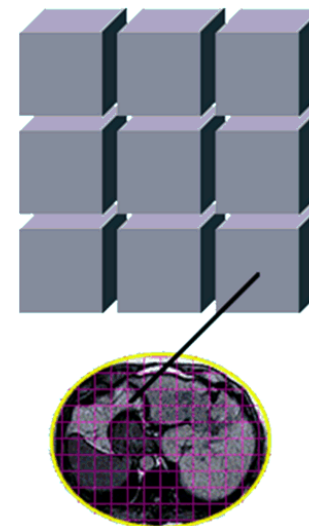
VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Die aufgenommenen Signale können Volumenelementen (Voxel) zugeordnet werden.



Das FoV ist in Voxel unterteilt die matrixförmig angeordnet sind.

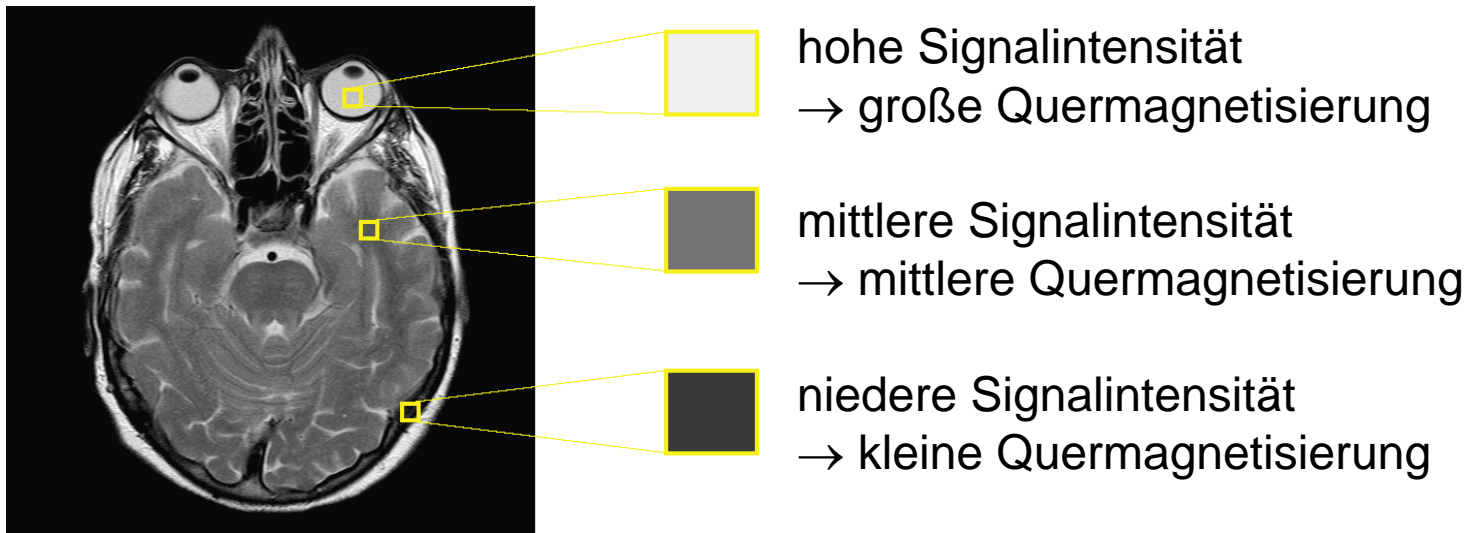
Durch Projektion der Voxel in eine Ebene entstehen Schnittbilder (Tomogramme).



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

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

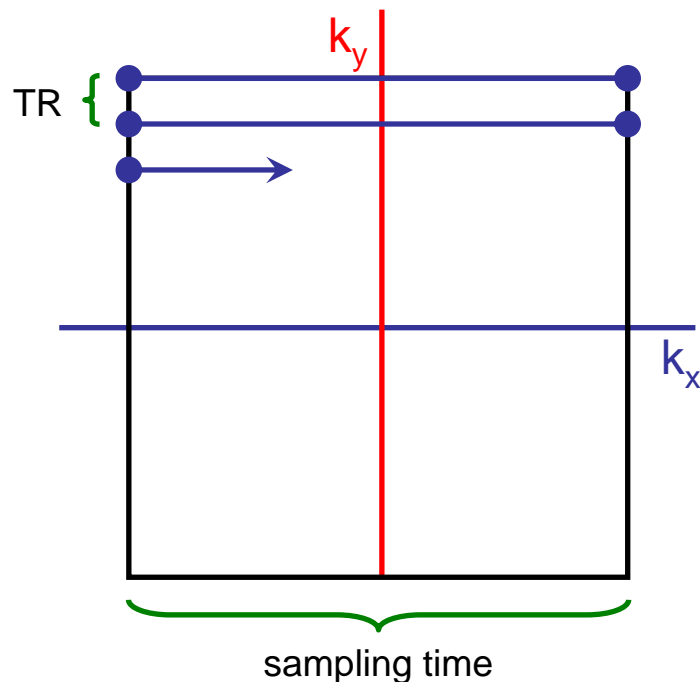
Die Bildhelligkeit jedes Pixels entspricht der Stärke der Quermagnetisierung, die zum Zeitpunkt des Echos (Bildaufnahme) im jeweiligen Voxel vorhanden ist.



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.

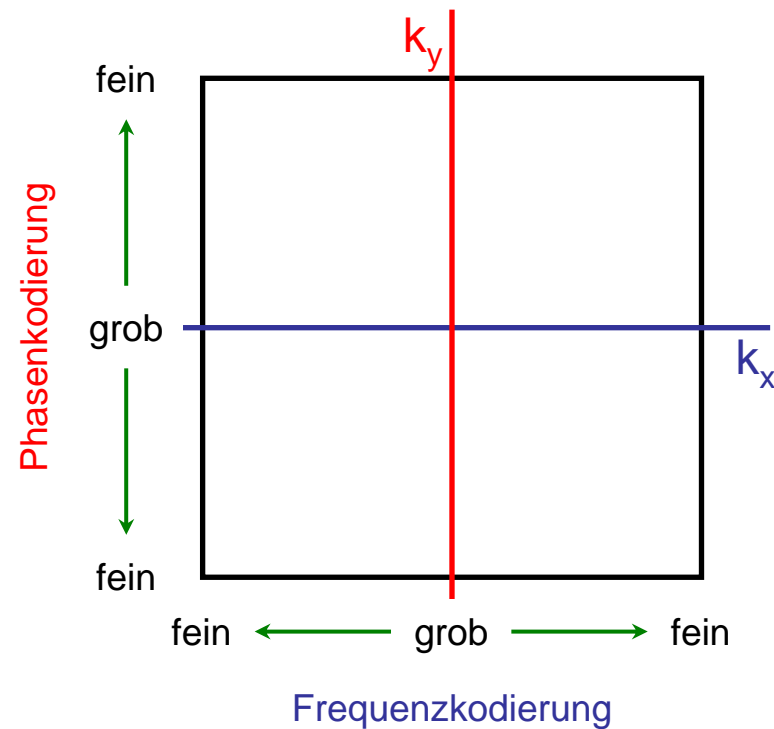
Jeder Scan unterscheidet sich in der Stärke der Phasenkodierung.

Der Zeitabstand zwischen 2 aufeinanderfolgenden Scans beträgt $1 \times TR$.

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

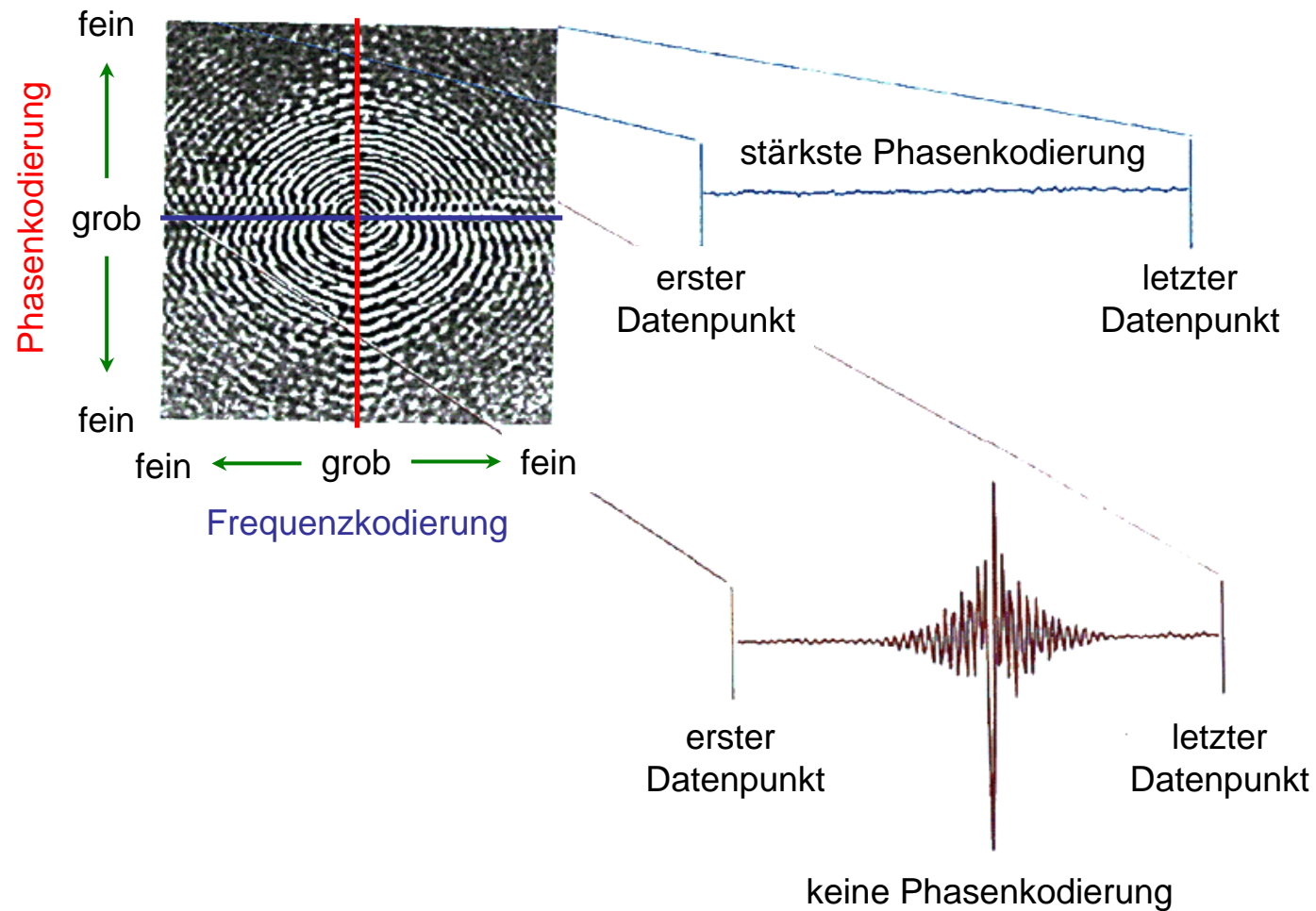
Niedere Ortsfrequenzen werden im Zentrum des k-Raums abgebildet.

Hohe Ortsfrequenzen werden in Randregionen des k-Raums abgebildet.



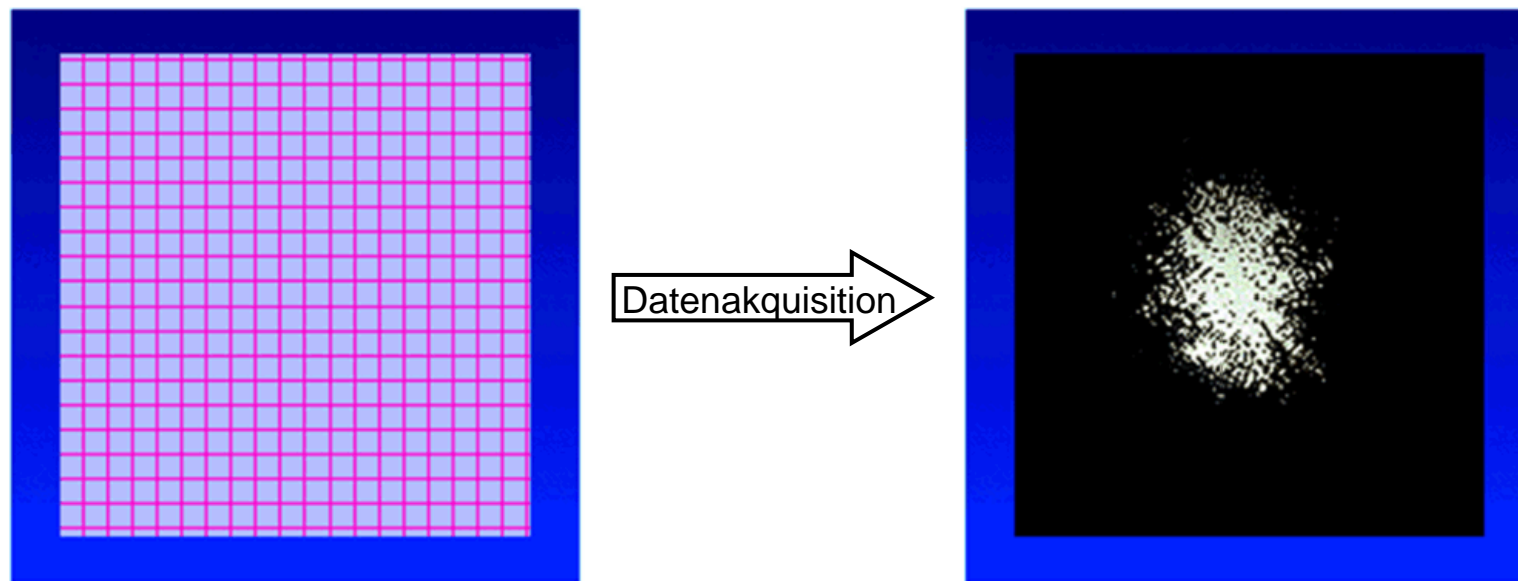
VI. Bildrekonstruktion in der MRT

Primäre MRT-Aufnahmesignale im k-Raum:



VI. Bildrekonstruktion in der MRT

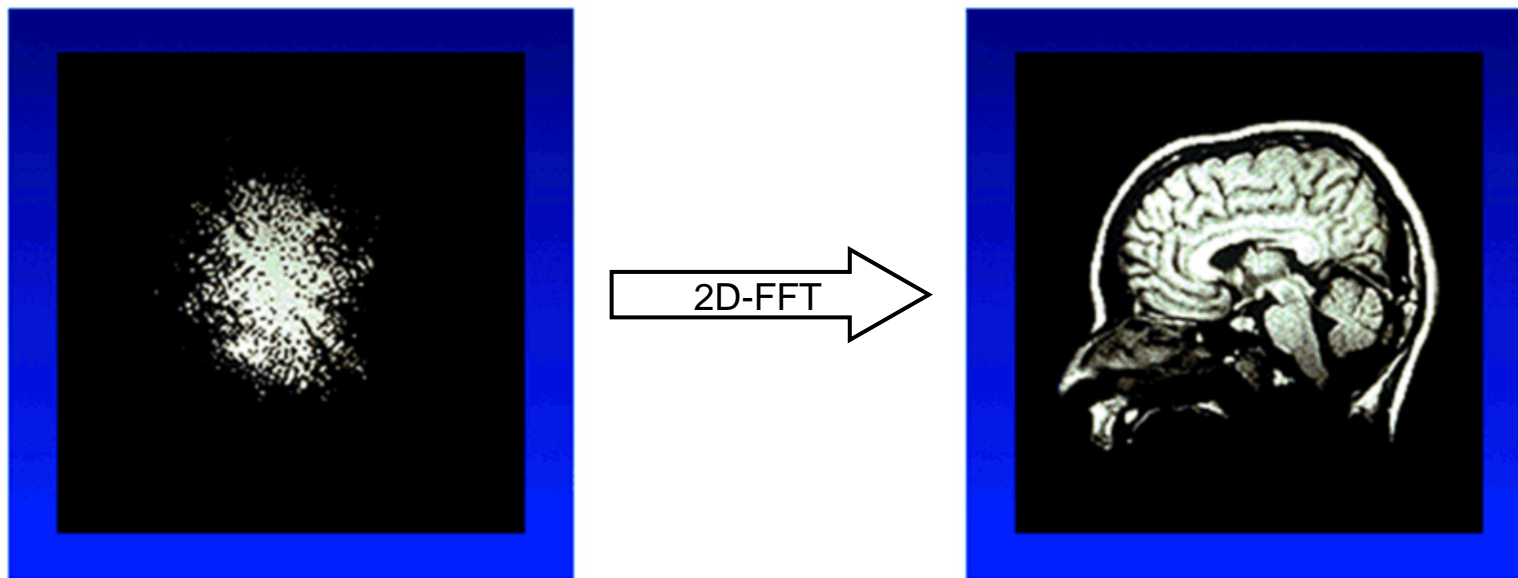
Vor jeder MRT-Untersuchungsserie reserviert der Computer den Speicherplatz für die Anzahl gewünschter Aufnahmen.



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.

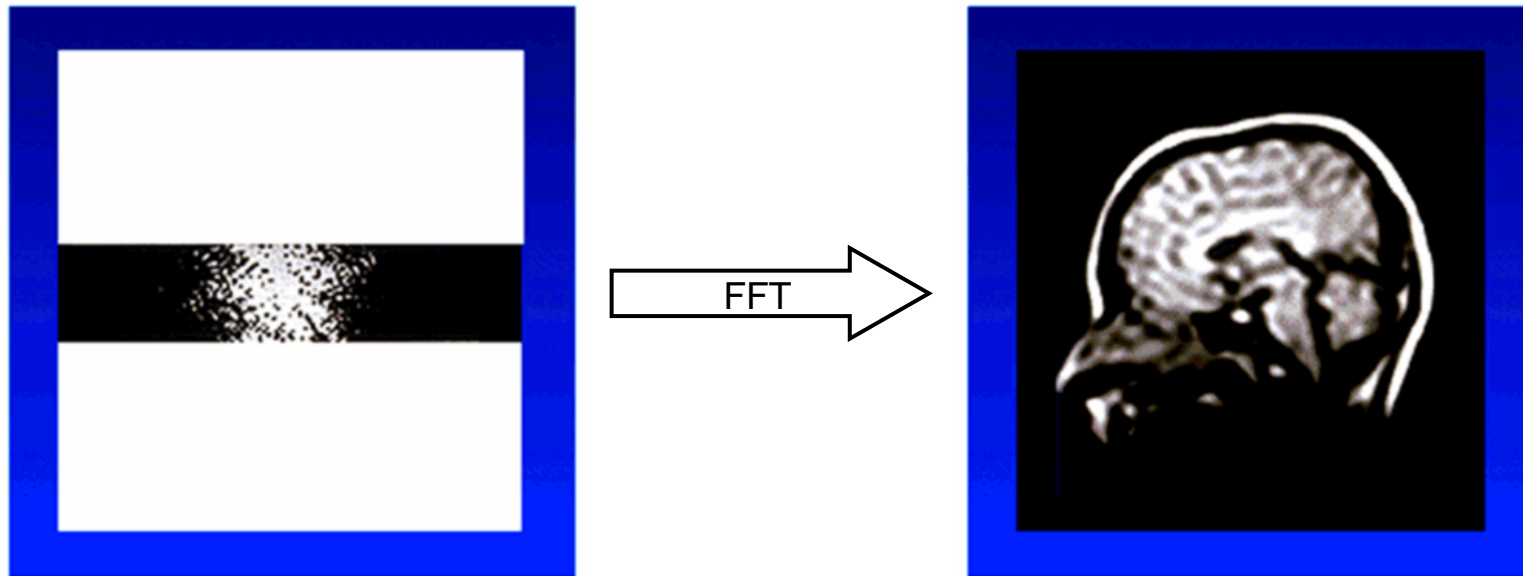


Nach erfolgter FFT wird in der Regel das Betragsbild dargestellt.

$$\left(\text{Betrag} = \sqrt{(\text{Re})^2 + (\text{Im})^2} \right)$$

VI. Bildrekonstruktion in der MRT

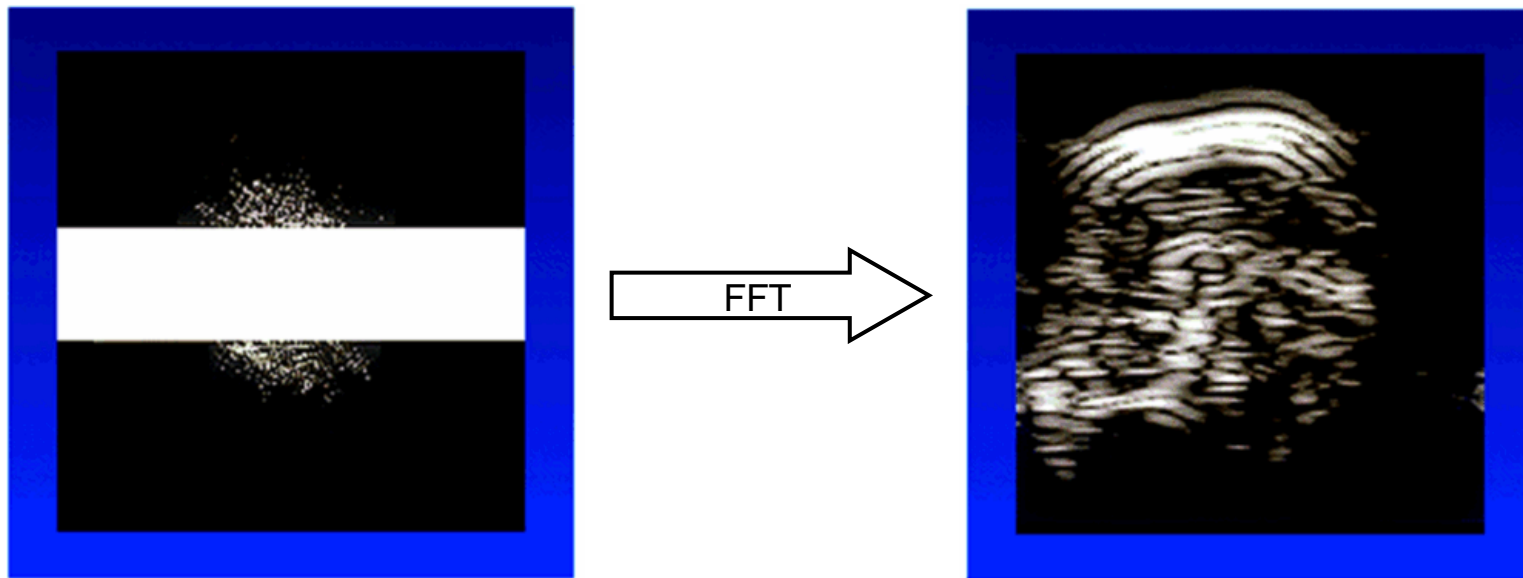
Tiefpaßfilterung mit Hilfe der Fouriertransformation:
→ hohe Ortsfrequenzen werden weggefiltert
(in eine oder zwei Raumrichtungen)



Da hohe Ortsfrequenzen und daher kleine 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.