

Abb. 3.15 Grafische Darstellung des Bildbeitrags einzelner k-Raum-Punkte. **a** Der zentrale k-Raum-Punkt beinhaltet keinerlei Rauminformation. Der Wert dieses Punktes repräsentiert die Amplitude der Signale aus allen Raumelementen. **b** Ein Punkt entlang der zentralen Achse beinhaltet die Information, mit welcher Amplitude eine bestimmte Intensitätsschwankung im Bild vorkommt (in diesem Beispiel in Richtung Phasenkodierung). **c** Je weiter der Punkt vom k-Raum-Zentrum entfernt liegt, um so hochfrequenter ist die

repräsentierte Signalfuktuation im Bildraum. **d** Ein in der Diagonalen des k-Raums liegender Punkt repräsentiert auch eine im diagonalen Bildraum vorherrschende Signalfuktuation. **e** Ein Punkt auf der zentralen k-Raum-Zeile repräsentiert die Dominanz einer entsprechenden Signalfuktuation in Frequenzkodierichtung. **f** Die Summe aller Punkte bzw. die Überlagerung aller von diesen Punkten repräsentierten Signalfuktuationen ergibt letztlich das Bild.

k-Raum aus der Perspektive der Bildrekonstruktion

Mit jedem Phasenkodierschritt wird der Messung die Adresse im k-Raum mitgegeben. Die höchste Auflösung (entgegengesetzte Vorzeichen der transversalen Magnetisierung in benachbarten Raumelementen) – in Phasenkodierichtung – wird in der ersten Fourier-Zeile abgelegt. Im Zentrum des k-Raums findet sich die „Grobinformation“ zu allen Objekten in der angeregten Schicht. Eine Fourier-

Transformation auf die zentralen k-Raum Zeilen wird ein ziemlich verschwommenes, artefakt-behaftetes Bild geben (**Abb. 3.16**). Wie jedoch offensichtlich ist, enthalten schon die zentralen k-Raum-Zeilen Informationen über alle Objekte in der Schicht, einschließlich der Wichtung. Mit weiteren Fourier-Zeilen werden immer mehr Detailinformationen in das Bild eingebracht. Erst die Fourier-Transformation des vollständig akquirierten k-Raums verspricht ein (fast artefaktfreies) Bild mit der gewünschten räumlichen Auflösung.

Die Position der einzelnen Fourier-Zeile im k-Raum wird bestimmt durch die gewählte Phasenkodiermagnetfeldgradientenamplitude.

Nach der Messung der Fourier-Zeile erlaubt man der longitudinalen Kernmagnetisierung, sich zu erholen, bevor man eine weitere Anregung der Schicht durchführt. Die gewählte Wartezeit nennt sich Repetitionszeit (TR). Die Messzeit setzt sich danach zusammen aus der Anzahl der zu messenden Fourier-Zeilen, der Anzahl der Mittelungen und der gewählten TR.

In der Regel wird mit der Akquisition der Detailinformation mit der ersten k-Raum-Zeile begonnen. Die nachfolgenden Phasenkodieramplituden sind niedriger, was einer „Abtastung“ von größeren Raumfrequenzen entspricht. Im k-Raum-Zentrum ist die Phasenkodieramplitude „null“. Damit liegt in Phasenkodierrichtung gar keine Rauminformation in dieser Zeile. Danach gehen die Phasenkodieramplituden wieder von einer „Abtastung“ der Grobstrukturen bis hin zur gewünschten maximalen räumlichen Auflösung. Viele Ansätze zur Messzeitreduktion zielen auf die Reduzierung der Phasenkodierschritte ab.

Die ganze Diskussion um den k-Raum dient dem Verständnis, welche Abläufe während einer Messung, welche Konsequenzen auf das Bild haben.

MERKE

Alles, was zum Zeitpunkt der Akquisition der zentralen k-Raum-Zeilen passiert, hat einen dominanten Einfluss auf Bildkontrast und Artefaktverhalten.

Kann ein Kontrastmittelbolus nicht über dem gesamten Messzeitraum im Zielvolumen gehalten werden, so ist zumindest wichtig, dass zum Zeitpunkt der Akquisition der zentralen k-Raum-Zeilen der Kontrastmittelbolus in der Zielregion gegenwärtig ist.

Wenn man Maßnahmen zur Messzeitreduktion ergreift, die die Kontinuität der Wichtung der k-Raum-Zeilen beeinflussen, dann sollte diese Diskontinuität in den äußeren k-Raum-Zeilen stattfinden. Im Detailbereich sind die Konsequenzen hinsichtlich Artefaktverhalten mit großer Wahrscheinlichkeit geringer.

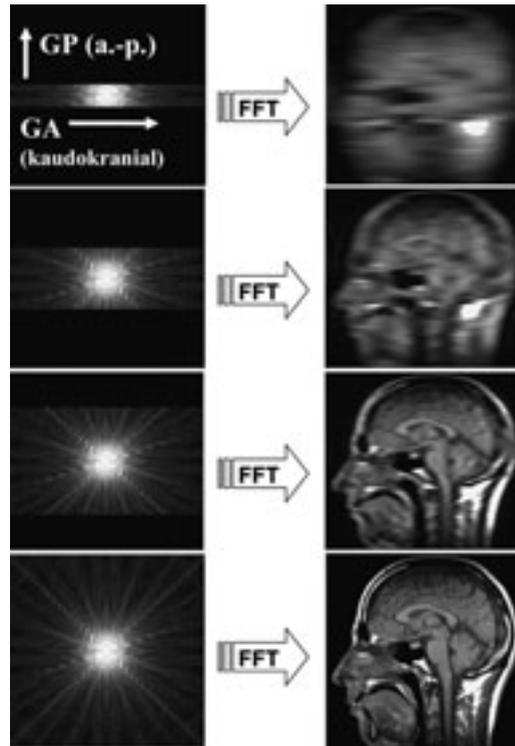


Abb. 3.16 Auf der linken Seite findet sich der Realteil der Rohdatenmatrix, mit den Werten als entsprechende Helligkeitspunkte dargestellt. Auf der rechten Seite finden sich die aus der nebenstehenden Rohdatenmatrix über eine Fourier-Transformation erzeugten Bilder.

Sequenzspezifische Bildkontrastparameter

Neben den gewebespezifischen Parametern, die einen Einfluss auf den Bildkontrast haben, sind vorwiegend zwangsläufig schon einige sequenzspezifische Parameter erwähnt worden, die letztlich den Bildkontrast bestimmen. Mit Bezug auf das im Kapitel „Sequenz und Sequenzdiagramm“ (S. 29) eingeführte Sequenzdiagramm, können diese Parameter jetzt auch grafisch veranschaulicht werden.

MERKE

Die Zeit zwischen den Wiederholungen (Repetitionen) wird Repetitionszeit (TR) genannt (**Abb. 3.17**). TR ist die Zeit zwischen den Anregungspulsen für dieselbe Schicht.

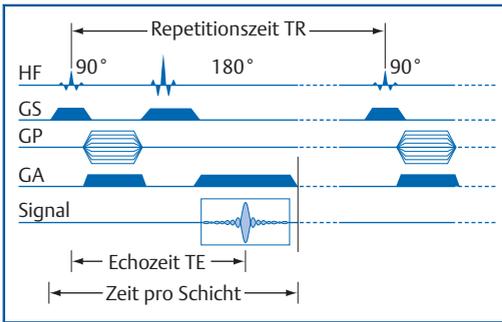


Abb. 3.17 Definition von Repetitionszeit TR und Echozeit TE.

In dieser Zeit kann sich die longitudinale Kernmagnetisierung in der Schicht erholen. Die meisten Sequenzen nennt man multischichtfähig, da innerhalb der Wartezeit (Repetitionszeit) weitere Schichten angeregt und ausgelesen werden können. Randbedingung bei solchen Sequenzen ist, dass die Zeit, die man für die Messung einer Fourier-Zeile einer Schicht braucht, multipliziert mit der Anzahl der zu messenden Schichten kleiner ist als die gewünschte Repetitionszeit. Die Zeit, die man für die Messung der Fourier-Zeile einer Schicht braucht, heißt entsprechend minimale TR oder Schichtschleifenzeit. Die meisten MR-Systeme reagieren mit Vorschlägen („Pop-ups“), wenn die Anzahl der gemessenen Schichten nicht in das gewählte TR passt:

- ▶ TR verlängern
- ▶ Schichten reduzieren
- ▶ „Verknüpfung“ anwählen

Verknüpfung oder „Concatenation“ bedeutet, dass das TR und die Anzahl der Schichten beibehalten und die Anzahl der Schichten einfach auf 2 Messungen mit gleichem TR aufgeteilt werden. Es gibt Hersteller, deren Systeme gleich ohne „Pop-up“ mit einer „Verknüpfung“ reagieren.

Der zweite sequenzspezifische Parameter ist die Echozeit TE.

MERKE

Die Echozeit ist die Zeit zwischen Anregungspuls und Zeitpunkt der maximalen Signalinduktion.

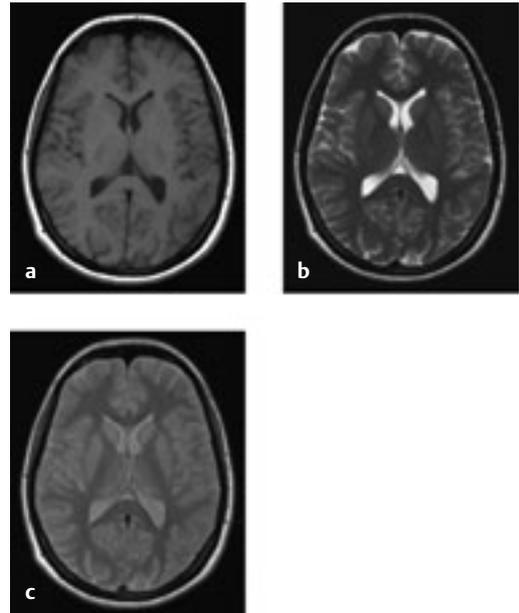


Abb. 3.18 Die grundlegenden Kontraste in der MRT werden in erster Linie bestimmt über die Repetitionszeit TR und die Echozeit TE. **a** T1-Wichtung durch Wahl einer kurzen Repetitionszeit TR und einer kurzen Echozeit TE. **b** T2-Wichtung durch Wahl einer langen Repetitionszeit TR und einer langen Echozeit TE. **c** PD-Wichtung durch Wahl einer langen Repetitionszeit TR und einer kurzen Echozeit TE.

Wie aus **Abb. 3.17** ersichtlich, braucht man eine bestimmte Zeit für die Anregung (Phasenkodierung), die HF-Refokussierung und ein halbes Datenakquisitionsfenster. Diese Zeit bezeichnet man dann als minimale Echozeit einer Sequenz. Wird ein längeres TE gewünscht, so werden zusätzliche Wartezeiten eingeschoben.

Folgende Kombinationen aus TR und TE bestimmen die elementaren Bildkontrastwichtungen (**Abb. 3.18**):

- ▶ kurzes TR, kurzes TE = T1w
- ▶ langes TR, kurzes TE = PDw
- ▶ langes TR, langes TE = T2w

Wichtung bedeutet in diesem Zusammenhang, dass auch die anderen gewebespezifischen Parameter im Bildkontrast eine Rolle spielen, dass aber entsprechend der gewählten Sequenzparameter genau ein gewebespezifischer Parameter in seinem Einfluss unterstützt wird.

4 Systemkomponenten eines MRT

Magnet

Der Kernspin und damit auch das Phänomen der Magnetresonanz sind nur in Gegenwart eines starken Magnetfeldes zu beobachten. Die Magnetfeldstärke des statischen Magnetfeldes B_0 wird im medizinischen Sprachgebrauch mit der Einheit Tesla charakterisiert. Die Erde besitzt ein Magnetfeld, wobei die Magnetfeldstärke örtlich leicht variiert. Durch die Bundesrepublik Deutschland führt der 50. Breitengrad und das Erdmagnetfeld beträgt an dieser Stelle etwa $48 \mu\text{T} = 0,000\,048 \text{ T}$. Eine Möglichkeit, ein Magnetfeld zu erzeugen, liegt im Zusammenfügen von Permanentmagneten. Die übliche Konstruktion besteht dabei in einem C-Bogendesign (Abb. 4.1), wobei die Richtung des magnetischen Feldes (Nord-/Südpol) in der Regel vertikal ist. Um eine Magnetfeldstärke von $0,35 \text{ T}$ zu bekommen, braucht man etwa 14 Tonnen Permanentmagnete. Eine weitere Möglichkeit, ein Magnetfeld zu erzeugen (wobei es da bei höheren Feldstärken gar keine Alternative gibt), besteht in der Ausnutzung der Supraleitung.

MERKE

Das Phänomen der Supraleitung ist auch quantenmechanischen Ursprungs und ist charakterisiert durch den vollkommenen Verlust eines inneren Widerstandes bestimmter Legierung bei tiefen Temperaturen.

Die supraleitende Spule ist in der Regel eine Zylinderspule und die MRTs haben ein entsprechendes Röhrendesign (Abb. 4.2). Das erzeugte Magnetfeld hat in der Regel einen horizontalen Verlauf. Etwa ab einer Magnetfeldstärke von $0,5 \text{ T}$ ist man auf die Supraleiter angewiesen. Die Wahl der Feldstärke orientiert sich primär an der erreichbaren Bildqualität. Das induzierte Signal ist proportional zur transversalen Kernmagnetisierung und proportional zu der Geschwindigkeit, mit der diese Kernmagnetisierung präzediert, beides ist proportional zum externen Magnetfeld. Damit zeigt sich eine quadratische Zunahme des Signals mit der verwendeten magnetischen Feldstärke. Parallel zum Signal

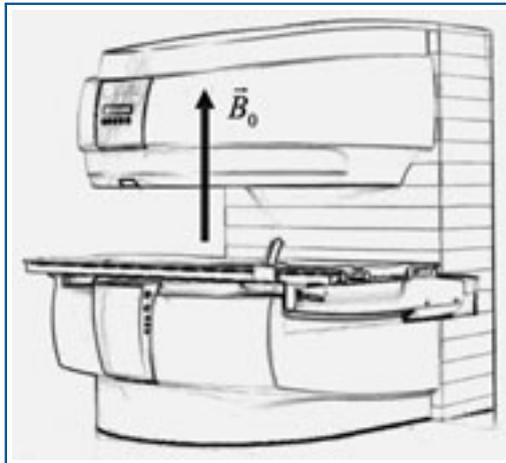


Abb. 4.1 Grafisches Beispiel eines MRT im C-Bogen-Design. Das Magnetfeld B_0 ist in der Regel vertikal und wird über Permanentmagnete erzeugt. Bei etwa 14 t Gewicht wird eine Magnetfeldstärke von $0,35 \text{ T}$ erreicht.

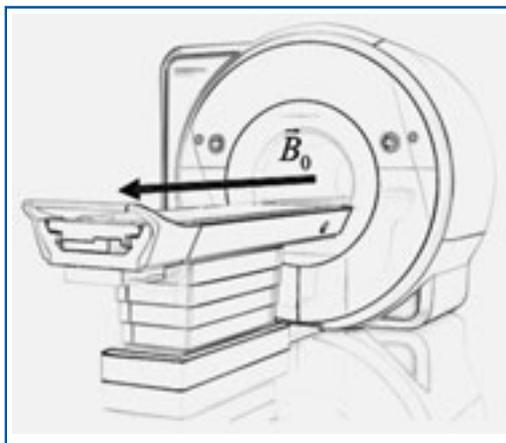


Abb. 4.2 Grafisches Beispiel eines MRT im Röhren-Design. Das Magnetfeld B_0 ist in der Regel horizontal und wird über eine supraleitende Spule erzeugt. Bei etwa 4 t Gewicht ist die derzeit im Markt dominierende Feldstärke $1,5 \text{ T}$.