

Grundlagen der MRT

H. E. Möller

Im Unterschied zu röntgenographischen Verfahren kommt die Magnetresonanztomographie (MRT) (Tab. 1.1) ohne Strahlenrisiko aus, da sie den sehr energiearmen Radiofrequenzbereich (Frequenzen, die auch bei Rundfunk, Fernsehen oder Mobilfunk verwendet werden) zur Bildgebung ausnutzt.

Ihre Grundlage ist die 1946 durch *Edward M. Purcell* sowie *Felix Bloch* entdeckte magnetische Kernresonanz (nuclear magnetic resonance [NMR]). Beide Forscher wurden hierfür 1952 mit dem Nobelpreis für Physik ausgezeichnet.

In der Folgezeit, besonders nach Einführung der Fourier-Transform-Technik (1991 Nobelpreis für Chemie an *Richard R. Ernst*), etablierte sich die NMR als bedeutendste spektroskopische Methode in der Chemie. Moderne Techniken ermöglichen die 3-dimensionale Strukturanalyse großer Biomoleküle in Lösung (2002 Nobelpreis für Chemie an *Kurt Wüthrich*).

1973 publizierte *Paul C. Lauterbur* das erste NMR-Bild, jedoch erst seit den 1980er Jahren erlangte die MRT Bedeutung als digitales Schnittbildverfahren in der Medizin. Für ihre Begründung und Weiterentwicklung erhielten *Paul Lauterbur* und *Sir Peter Mansfield* 2003 den Nobelpreis für Medizin oder Physiologie.

Vorteile der MRT. Die wichtigsten Vorteile der MRT sind:

- keine ionisierende Strahlung,
- beliebige Schichtorientierung oder echte 3-dimensionale Technik,
- morphologische, metabolische und funktionelle Informationen.

Die Signalintensität hängt einerseits von vorgegebenen Gewebeeigenschaften, andererseits von extern beeinflussbaren Aufnahmeparametern ab. Dies eröffnet ein breites Instrumentarium zur Kontrasterzeugung.

Tab. 1.1 → *Geschichtlicher Überblick zur MRT und nachfolgend erläuteter Methoden*

Jahr	Veröffentlichung
1924	Pauli: Postulation des Kernspins
1933	Frisch u. Stern/Estermann u. Stern: magnetisches Protonenmoment
1938	Rabi et al.: Kernresonanz an Molekularstrahlen
1946	Purcell et al./Bloch et al.: NMR an kondensierter Materie
1948	Bloembergen, Purcell u. Pound: Relaxationstheorie
1949/50	Knight/Proctor u. Yu/Dickinson: chemische Verschiebung
1950	Hahn: SE
1954/58	Carr u. Purcell/Meiboom u. Gill: CPMG-Pulsfolge
1963	Forsén u. Hoffman: Magnetisierungstransfer-techniken
1965	Stejskal u. Tanner: gepulste Gradienten zur Diffusionsmessung
1966	Ernst u. Anderson: Fourier-Transform-NMR
1971	Damadian: T1 von normalem und tumorösem Gewebe in vitro
1973	Lauterbur: Frequenzkodierung und PR-Bildgebung
1973	Mansfield u. Grannell: NMR-Beugung und k-Raum
1974	Garroway, Grannell u. Mansfield: Schichtselektion
1975	Kumar, Welti u. Ernst: Phasenkodierung und Fourier-Bildgebung
1977	Damadian, Goldsmith u. Minkoff: Ganzkörper-MRT am Menschen
1977	Mansfield: EPI
1980	Ackerman et al.: Oberflächenspule
1980	Edelstein et al.: Spin Warp Imaging
1984	Wesbey, Moseley u. Ehman: Diffusionsbildgebung
1985	Hayes et al.: Birdcage-Resonator
1986	Haase et al.: GE-Bildgebung (FLASH)
1986	Hennig, Nauert u. Friedburg: Schnelle SE-Bildgebung (RARE)
1986	Mansfield u. Chapman: aktiv abgeschirmte Gradienten
1989	Wolff u. Balaban: Magnetisierungstransfer-Kontrast-Bildgebung
1990	Roemer et al.: Phased-Array-Spule
1997/99	Sodickson u. Manning/Pruessmann et al.: Parallelbildgebung in vivo



Prinzip der magnetischen Kernresonanz

Kernspin und magnetisches Kerndipolmoment

Atomkerne, die eine ungerade Anzahl von Protonen oder von Neutronen enthalten (etwa $\frac{2}{3}$ der natürlich vorkommenden Isotope), besitzen im Grundzustand einen **Eigendrehimpuls** oder **Kernspin**.

Der Spin ist ein quantenmechanisches Phänomen ohne klassisches Analogon und unserer unmittelbaren Anschauung unzugänglich. Wenngleich er nicht auf eine mechanische Rotation zurückgeführt werden kann, lassen sich manche Eigenschaften mit dem Drall einer Billardkugel vergleichen. Sein Betrag wird durch die kernspezifische **Spinquantenzahl I** festgelegt.

Seit **Michael Faradays** Induktionsversuchen von 1831 ist bekannt, dass bewegte elektrische Ladungen magnetische Erscheinungen hervorrufen. Da jeder Atomkern eine (positive) Ladung trägt, ist – ähnlich wie bei einer Stromschleife – mit dem Spin auch ein **magnetisches Dipolmoment μ** verbunden.

Am einfachsten aufgebaut ist der Kern des gewöhnlichen Wasserstoffs (^1H), der lediglich aus einem einzigen Proton besteht ($I = \frac{1}{2}$). Er ist das häufigste Isotop im menschlichen Körper, der zu ca. 65% aus Wasser (H_2O) besteht. Zudem besitzt er das größte magnetische Dipolmoment aller stabilen Isotope. Die klinische MRT nutzt daher meist Wasserstoffkerne („Protonen“).

Während im feldfreien Raum Kerndipolmomente regellos orientiert sind, erfolgt nach Anlegen eines **externen Magnetfelds B_0** eine Ausrichtung, ähnlich

wie sich eine Kompassnadel im Erdmagnetfeld einstellt. Nach den Gesetzen der Quantenmechanik kann das magnetische Protonendipolmoment nur zwei diskrete Orientierungen einnehmen, wobei der Winkel zwischen Magnetfeldachse und Dipolmomentsvektor entweder $54,7^\circ$ oder $125,3^\circ$ beträgt (Abb. 1.1). Beide Anordnungen unterscheiden sich in ihrer **Energie E** .

Aus der Elektrodynamik ist bekannt, dass auf einen Dipol, der schief zur Feldrichtung orientiert ist, ein Drehmoment (ein Kräftepaar, das an einem Hebelarm angreift) wirkt: Gewissermaßen „zieht“ das Magnetfeld am Dipol. Wegen der Drehimpulserhaltung kann sich jedoch die Orientierung von μ nicht ändern. Vielmehr resultiert eine **Präzession** um die Feldachse mit einer Frequenz

$$\nu_0 = (\gamma/2\pi) B_0 \quad (\text{Larmor-Frequenz}). \quad (\text{Gl. 1})$$

Das **magnetogyrische Verhältnis γ** ist eine kernspezifische Konstante. Für Protonen findet man $\gamma = 26,75 \times 10^7 \text{ rad/s/T}$, sodass z. B. bei 1,5 T die Larmor-Frequenz etwa 64 MHz beträgt. Das präzedierende Dipolmoment verhält sich wie ein tanzender Spielzeugkreisel, der bekanntlich nicht umkippt, auch wenn er stark gegen das Lot geneigt ist, sondern eine Drehbewegung um die Richtung der Schwerkraft ausführt.

Wasserstoff (^1H) ist das häufigste Isotop im menschlichen Körper; die klinische MRT nutzt meist Wasserstoffkerne („Protonen“).

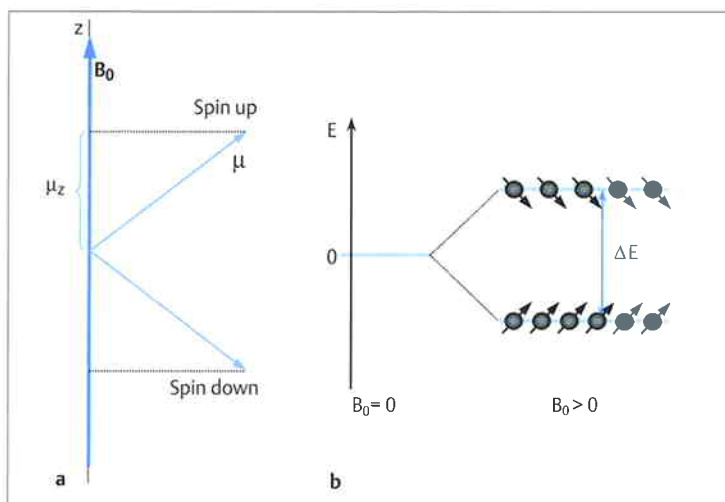


Abb. 1.1 a u. b Ausrichtung eines magnetischen Kernmoments im Magnetfeld. Vektorielle Darstellung der annähernd parallelen (Spin up) bzw. antiparallelen (Spin down) Ausrichtung eines magnetischen Kernmoments (für $I = \frac{1}{2}$) im Magnetfeld (a) sowie damit verbundene energetische Aufspaltung (b).

Makroskopische Magnetisierung

Bei allen Anwendungen der MRT wird das *kollektive Verhalten* vieler Kerndipolmomente beobachtet. Beispielsweise enthält 1 μl Wasser (Größenordnung der Volumenelemente [Voxel] einer MRT-Bildmatrix) $6,7 \times 10^{19}$ Wasserstoffkerne, die untereinander kaum interagieren. Anders als einzelne Kerne gehorchen nach dem Korrespondenzprinzip die Eigenschaften eines solchen *makroskopischen* Ensembles der klassischen Physik. Damit lässt sich ein relativ anschauliches Vektormodell zur Beschreibung der MRT entwickeln.

Die zahlreichen Dipolmomente präzedieren nach Anlegen von B_0 zwar alle mit derselben Frequenz (Gl. 1), sie besitzen jedoch eine willkürliche Phase. Für jede der beiden erlaubten Spineinstellungen ergibt sich so eine Zufallsverteilung der Vektoren auf dem Präzessionskegel (Abb. 1.2).

Die Phase ist ohne Einfluss auf die Energie. Im Gleichgewicht hängt die Besetzung der Energieniveaus von der Feldstärke und der *Temperatur* T ab, wobei der Zustand geringster Energie (für ^1H Spin up, Abb. 1.1 b) bevorzugt wird. Allerdings ist der Kernmagnetismus eine äußerst schwache Erscheinung: Für ^1H beträgt bei 1,5 T die Energiedifferenz der Spineinstellungen $\Delta E = 4,2 \times 10^{-26}$ J; das ist etwa $1/100\,000$ der thermischen Energie bei Körpertemperatur (37 °C). Unter solchen Bedingungen sind viele Kerne energiereich genug, um auch die ungünstigere Spinorientierung einzunehmen, sodass beide Niveaus nahezu gleich häufig besetzt werden (Unterschied von nur 0,00049%).

Während sich die Komponenten der Dipolmomente senkrecht zur Feldachse (in der *xy-Ebene*)

aufgrund der statistischen Phasenverteilung gegenseitig eliminieren, führt die geringfügige Spin-up-Bevorzugung (Abb. 1.2) zur Ausbildung einer *makroskopischen Magnetisierung* M in *z-Richtung*. Für die Gleichgewichtsmagnetisierung findet man mithilfe der *Boltzmann-Statistik*

$$M_0 = \frac{(N/V)\gamma^2 \hbar^2 I(I+1) B_0}{3k_B T}, \quad (\text{Gl. 2})$$

wobei N die Gesamtkernzahl, V das Volumen, $\hbar = 1,05 \times 10^{-34}$ Js das Drehimpulsquantum und $k_B = 1,38 \times 10^{-23}$ J/K die Boltzmann-Konstante bezeichnen. Das Verhältnis N/V wird *Protonendichte* (PD) genannt.

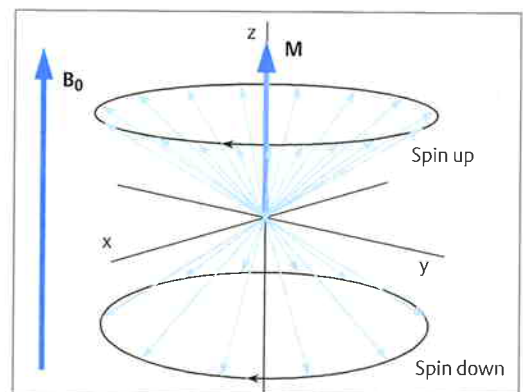


Abb. 1.2 Ausbildung einer makroskopischen Magnetisierung als Vektorsumme der um das externe Magnetfeld präzedierenden Protonenmomente. Nach allgemeiner Konvention definiert die Richtung des Magnetfelds die *z-Achse* eines kartesischen Bezugssystems. Projiziert man die Vektoren auf die *xy-Ebene*, so entspricht der Winkel zur *x-Achse* der jeweiligen Phase.

Resonanzanregung

■ Durch Einstrahlung eines hochfrequenten magnetischen Wechselfelds B_1 ist es möglich, die Magnetisierung aus der Gleichgewichtslage zu kippen, sofern Hochfrequenz (HF) und Larmor-Frequenz übereinstimmen (Resonanzbedingung).

Für die weitere Betrachtung ist es günstig, den Magnetisierungsvektor in eine longitudinale (M_z) und eine transversale Komponente (M_{xy}) zu zerlegen (längs bzw. quer beziehen sich stets auf die Richtung von B_0). Bei eingestelltem Gleichgewicht gilt $M_z = M_0$ und $M_{xy} = 0$. Zum Nachweis des Kernmagnetismus erzeugt man transversale Magnetisierung, da so eine störende Überlagerung mit dem extrem starken Feld B_0 vermieden wird.

Durch Einstrahlung eines hochfrequenten magnetischen Wechselfelds B_1 ist es möglich, die Magnetisierung aus der Gleichgewichtslage zu kippen,

sofern Hochfrequenz (HF) und Larmor-Frequenz übereinstimmen (*Resonanzbedingung*). Das schwache HF-Feld B_1 (einige μT) wird dazu senkrecht zum statischen Feld B_0 (meist ≥ 1 T) orientiert und rotiert in der *xy-Ebene*. B_1 ist somit ein *zirkular polarisiertes* Wechselfeld. In der Praxis verwendet man eine Spule, an die man eine elektrische Wechselspannung anlegt. Im Resonanzfall kann Energie zwischen HF-Feld und Kernmagnetisierung ausgetauscht werden, ähnlich wie eine Violine durch Schallwellen passender Frequenz zur Schwingung angeregt wird. In der MRT übt das B_1 -Feld ein



gleich bleibendes Drehmoment auf die Magnetisierung aus und erzwingt so die gewünschte Auslenkung.

Sobald die Magnetisierung nicht mehr parallel zu B_0 eingestellt ist, präzediert sie um die Feldachse, analog zur Kreisbewegung der individuellen Kerndipolmomente. Als klassische Größe kann sie jedoch – unter Energiezufuhr – beliebige Orientierungen einnehmen. Insgesamt beschreibt die Magnetisierung unter HF-Einstrahlung also eine langsame Rotation um B_1 , der die schnelle Larmor-Präzession um B_0 überlagert ist (Abb. 1.3).

Einfacher wird die Beschreibung in einem Koordinatensystem, das synchron mit B_1 um die z-Achse rotiert. So wie ein erdgebundener Beobachter die Erdrotation nicht direkt bemerkt, tritt im Resonanzfall in diesem rotierenden System die Larmor-Präzession nicht in Erscheinung, und es verbleibt lediglich eine langsame Drehung (< 1 kHz) um den hier ortsfesten B_1 -Vektor. In der Praxis schaltet man das HF-Feld nur kurz ein (Dauer τ_p von einigen ms). Unmittelbar nach Abschalten dieses HF-Pulses beschreibt M einen Winkel $\alpha = \gamma B_1 \tau_p$ (Pulswinkel) mit der z-Achse und besitzt Komponenten

$$M_z = M_0 \cos \alpha \quad \text{sowie} \quad M_{xy} = M_0 \sin \alpha. \quad (\text{Gl. 3})$$

Die Transversalkomponente oszilliert mit der Larmor-Frequenz und verhält sich wie ein rotierender Stabmagnet: In einer Empfangsspule wird nach

dem Induktionsgesetz wie beim Dynamo eine Wechselspannung induziert. Das so abgegriffene elektrische Signal wird maximal für $\alpha = 90^\circ$ (90° -Puls). Verwendet man die doppelte Pulsamplitude oder -dauer, so erfolgt eine Drehung um 180° (Inversionspuls), und die Magnetisierung weist entlang der negativen z-Achse, ohne dass ein Signal entsteht ($M_{xy} = 0$).

Für die Signalstärke ist die Quermagnetisierung maßgeblich. Sie ist entsprechend Gl. 2 und 3 direkt proportional zur PD. Weichteilgewebe liefern starke Signale wegen ihres hohen Wasseranteils (Tab. 1.2).

Tab. 1.2 \rightarrow Wassergehalt (Mansfield u. Morris 1982) und Relaxationszeiten in Geweben gesunder Erwachsener für $B_0 = 1,5$ T

Gewebe	Wassergehalt	T1	T2
Graue Gehirnschubstanz	84%	920 ms	101 ms
Weißer Gehirnschubstanz	71%	780 ms	76 ms
Zerebrospinalflüssigkeit	97%	3270 ms	1660 ms
Skelettmuskel	79%	860 ms	47 ms
Herz	80%	860 ms	57 ms
Leber	71%	620 ms	43 ms
Niere	81%	1220 ms	58 ms
Milz	79%	1070 ms	62 ms
Subkutanes Fett	–	230 ms	85 ms

Für die Signalstärke ist die Quermagnetisierung maßgeblich, die direkt proportional zur PD ist. Weichteilgewebe liefern wegen ihres hohen Wasseranteils starke Signale.

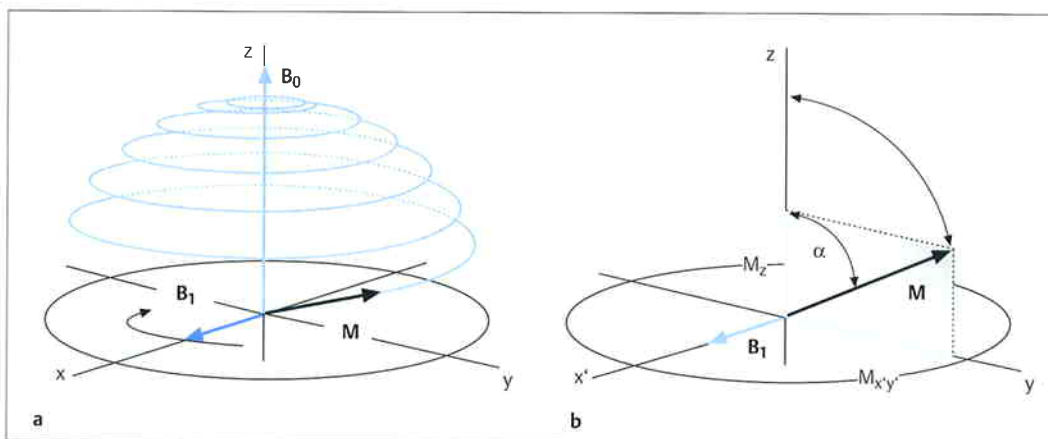


Abb. 1.3 a u. b Bewegung der makroskopischen Magnetisierung unter resonanter HF-Einstrahlung.
 a Im statischen Koordinatensystem.
 b Im rotierenden Koordinatensystem.

Relaxation

Mikroskopisch wird durch die HF-Einstrahlung der Spin-up-Überschuss unter Energieaufnahme abgebaut. Gleichzeitig erzwingt das B_1 -Feld eine Phasensynchronisation, sodass die Kerndipolmomente nunmehr *kohärent* (mit gleicher Phase) präzedieren (Abb. 1.4). Der so erzeugte Zustand der Magnetisierung ($M_z \neq M_0$ und $M_{xy} \neq 0$, Gl. 3) entspricht offensichtlich nicht dem in Abb. 1.2 gezeigten Gleichgewicht.

➤ Nach Abschalten des Pulses ist das Spinsystem bestrebt, ins Gleichgewicht zurückzukehren, was als Relaxation bezeichnet wird.

Nach Abschalten des Pulses ist das Spinsystem bestrebt, ins Gleichgewicht zurückzukehren. Dieser Vorgang wird als *Relaxation* bezeichnet, wobei 2 Prozesse zu unterscheiden sind:

- Aufbau von z-Magnetisierung durch longitudinale Relaxation,
- Zerfall der xy-Magnetisierung durch transversale Relaxation.

Der Aufbau von M_z folgt im Allgemeinen einem Exponentialgesetz:

$$M_z(t) = M_0(1 - e^{-t/T_1}) \quad (\text{nach einem } 90^\circ\text{-Puls}). \quad (\text{Gl. 4})$$

➤ Longitudinale Relaxation erfordert einen Energietransfer vom Spinsystem auf den umgebenden Atomverband, das „Gitter“ (Spin-Gitter-Relaxation).

Longitudinale Relaxation bewirkt, dass sich ein Spin-up-Überschuss entsprechend der Boltzmann-Statistik ausbildet. Dies erfordert einen Energietransfer vom Spinsystem auf den umgebenden Atomverband, das „Gitter“. Man spricht daher auch von *Spin-Gitter-Relaxation*. Die *longitudinale Relaxationszeit T_1* entspricht der Zeit, nach der ca. 63% der Regeneration von M_0 erfolgt ist. Der Kontakt zwischen Spinsystem und Gitter wird durch fluktuierende lokale Magnetfelder hergestellt. Die Anwesenheit benachbarter Kerndipolmomente im Spin-

➤ Transversale Relaxation wird durch Prozesse innerhalb des Spinsystems ermöglicht und erfordert keinen Energieaustausch mit der Umgebung (Spin-Spin-Relaxation). Sie führt zum Verlust von Phasenkohärenz.

ensemble führt zur Ausbildung eines schwachen magnetischen Dipolfelds ($< 1 \text{ mT}$), das sich zu B_0 addiert. Thermische Bewegungen (Brownsche Molekularbewegung, schnelle Molekülrotation) bewirken eine ständige Änderung der Größe und Richtung dieses lokalen Zusatzfelds. Fluktuiert die Transversalkomponente mit der Larmor-Frequenz, so kann (wie bei der Resonanzanregung durch B_1) Energie übertragen werden (hier vom Spinsystem auf Molekülbewegungen). Insgesamt kommt es so zu einer Umbesetzung der Spinzustände (Umklappen). Da ν_0 feldabhängig ist (Gl. 1), ändert sich T_1 mit B_0 .

Auch der Zerfall der Quermagnetisierung lässt sich meist durch ein Exponentialgesetz beschreiben:

$$M_{xy}(t) = M_0 e^{-t/T_2} \quad (\text{nach einem } 90^\circ\text{-Puls}). \quad (\text{Gl. 5})$$

Transversale Relaxation führt zum Verlust von Phasenkohärenz. Sie wird durch Prozesse innerhalb des Spinsystems ermöglicht und erfordert keinen Energieaustausch mit der Umgebung. Man spricht daher auch von *Spin-Spin-Relaxation*. Nach Ablauf der *transversalen Relaxationszeit T_2* ist M_{xy} auf ca. 37% zerfallen.

Das Umklappen eines Spins produziert eine zufällige Phaseneinstellung (erfolgt ohne „Phasengedächtnis“) und zerstört eine evtl. vorhandene Kohärenz. Longitudinale Relaxationsprozesse bewirken daher auch transversale Relaxation, sodass T_1 nie kürzer als T_2 ist. Zusätzlich tragen auch Fluktuationen der Längskomponente des Dipolfelds zur T_2 -Relaxation bei. Auf diese Weise variiert ständig geringfügig die lokale Magnetfeldstärke und (mit Gl. 1) die Larmor-Frequenz am Kernort. Da die Phase durch das Produkt aus Frequenz und Zeit festgelegt wird, bedeutet dies eine zunehmende Phasendispersion im Spinensemble (Verlust an Kohärenz). Dieser dynamische Prozess ist nicht an eine bestimmte Fluktuationsfrequenz gebunden und ändert nicht die Besetzungszahlen der Spinniveaus (bewirkt keine T_1 -Relaxation).

Experimentell zeigt sich, dass M_{xy} häufig schneller abklingt, als es T_2 entspricht. Dies ist die Folge einer statischen Variation des externen Felds über den Messbereich – z.B. aufgrund von Fertigungstoleranzen des Magneten. Ähnlich wirken sich Schwankungen der magnetischen Suszeptibilität (Maß der Magnetisierbarkeit) des Messobjekts aus, vor allem an Luft-Gewebe-Grenzflächen. Entspre-

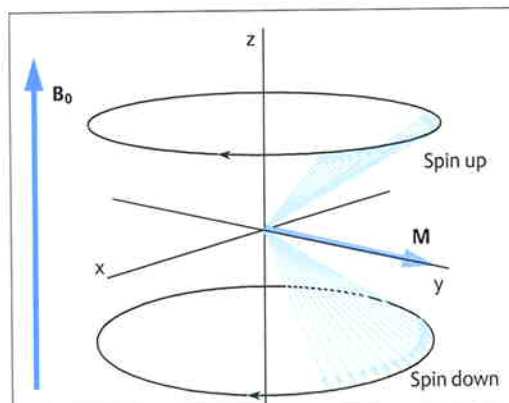
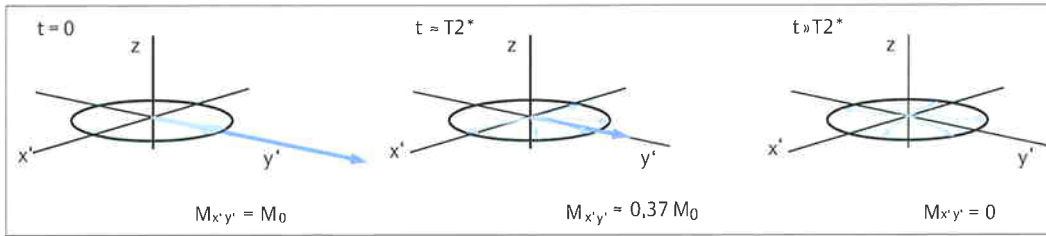


Abb. 1.4 Ausbildung einer Transversalkomponente der Magnetisierung durch phasenkohärente Gleichbesetzung der Protonenniveaus nach einem 90° -Puls.



chend dieses B_0 -Profils muss auch die Quermagnetisierung an verschiedenen Positionen mit unterschiedlicher Frequenz um die z-Achse rotieren. Mit fortschreitender Zeit löschen sich daher zunehmend Magnetisierungsbeiträge aus verschiedenen Regionen des Messobjekts gegenseitig aus (Abb. 1.5).

Die kombinierte Wirkung der Feldinhomogenität δB_0 und der reinen Spin-Spin-Relaxation lässt sich durch eine *totale transversale Relaxationszeit* $T2^*$ ausdrücken: $1/T2^* = (1/T2) + \gamma \delta B_0$. Insgesamt gilt $T1 \geq T2 \geq T2^*$.

Abb. 1.5 Zerfall der Quermagnetisierung aufgrund von Feldinhomogenitäten. Magnetisierungsbeiträge aus verschiedenen Bereichen des Messobjekts besitzen leicht unterschiedliche Präzessionsfrequenzen, sodass eine fortschreitende Dephasierung der individuellen Transversalkomponenten resultiert.

Die kombinierte Wirkung der Feldinhomogenität δB_0 und der reinen Spin-Spin-Relaxation lässt sich durch eine *totale transversale Relaxationszeit* $T2^*$ ausdrücken:
 $1/T2^* = (1/T2) + \gamma \delta B_0$.

Freier Induktionszerfall und Echo-Signale

Als Folge der transversalen Relaxation wird nach dem Puls ein gedämpftes Signal (free induction decay [FID]) empfangen (Abb. 1.6).

Da nur Quermagnetisierung zum Signal beiträgt, ist der Einfluss der longitudinalen Relaxation nicht direkt evident. Er zeigt sich in repetitiven Experimenten, da die Signalstärke davon abhängt, in welchem Ausmaß vorhandene Längsmagnetisierung in die xy-Ebene gekippt werden kann.

Der zeitliche Abstand zwischen zwei Teilexperimenten heißt *Repetitionszeit* TR. Nach der 5fachen T1-Zeit ist M_z zu ca. 99% durch longitudinale Relaxation regeneriert (Gl. 4). Die Wahl von TR ermöglicht es, T1-Differenzen zwischen Geweben als Kontrastparameter einzusetzen: Während bei langer Repetitionszeit alle Komponenten vollständig relaxieren, resultiert bei TR-Verkürzung eine ausreichende M_z -Regenerierung (und damit Signalstärke) nur in Geweben mit kurzer T1-Zeit (Abb. 1.7).

In der MRT wird die Dämpfung des FID meist durch δB_0 dominiert und daher durch $T2^*$ charakterisiert. Interessanter als die $T2^*$ -Zeit, die u.a. vom Zustand des Magneten abhängt, ist vielfach eine Separation der gewebetypischen T2-Zeit. Dies gestattet das Spin-Echo-(SE-)Experiment (Abb. 1.8).

Feldinhomogenitäten, die zum Abklingen des FID führen, sind zeitinvariant, sodass sich diese Phasendispersion durch einen 180°-Puls rückgängig machen lässt (daher auch *Refokussierungspuls*). Das gilt nicht für parallel ablaufende, irreversible T2-Prozesse.

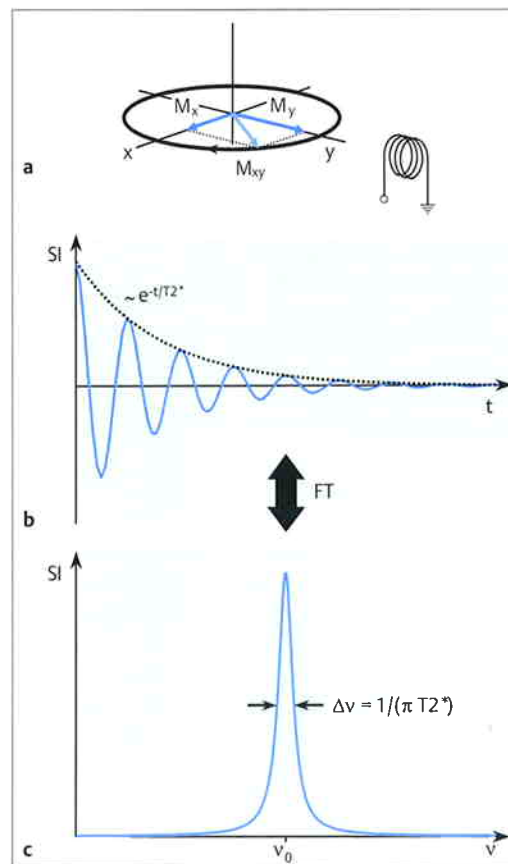


Abb. 1.6a-c FID nach Pulsanregung.

- a u. b Die Quermagnetisierung mit Komponenten M_x und M_y (a) induziert in der Empfangsspule eine Wechselspannung SI, die aufgrund transversaler Relaxation mit einer Zeitkonstante $T2^*$ abklingt (b).
- c Die Frequenzinformation lässt sich nach Fourier-Transformation (FT) als Spektrum darstellen.

Der zeitliche Abstand zwischen zwei Teilexperimenten heißt *Repetitionszeit* TR. Die Wahl von TR ermöglicht es, T1-Differenzen zwischen Geweben als Kontrastparameter einzusetzen.

Abb. 1.7 Signalintensität unter repetitiver Pulsanregung ($\alpha = 90^\circ$, $B_0 = 1,5\text{ T}$) als Funktion von TR für gesundes Lebergewebe ($T_{1L} = 0,62\text{ s}$) sowie ein Hämangiom ($T_{1H} = 1,4\text{ s}$). Im Zeitfenster $T_{1L} < TR < T_{1H}$ ergibt sich ein optimaler T1-Kontrast.

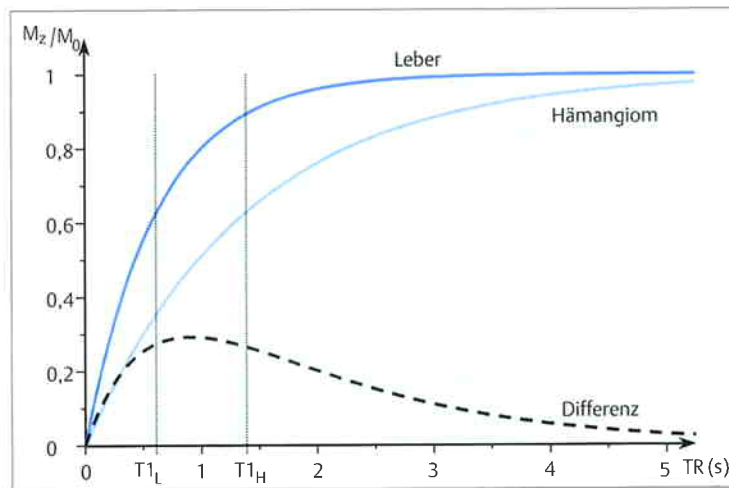
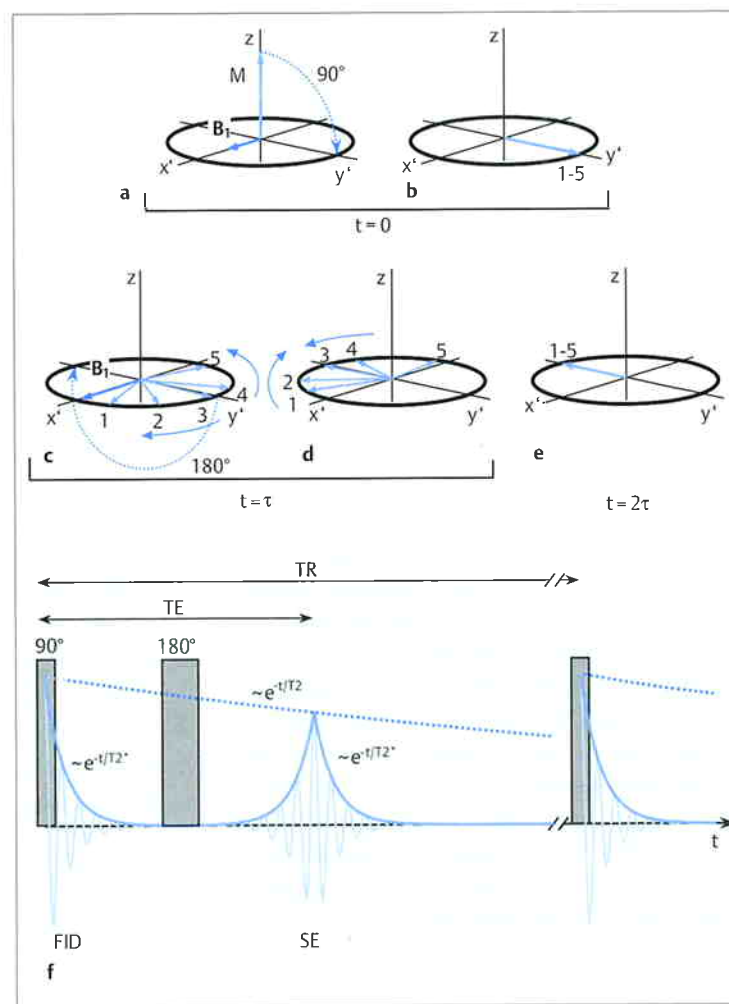


Abb. 1.8 a-f SE-Experiment im rotierenden Koordinatensystem. Ein initialer 90° -Puls (a) kippt die Magnetisierung in die $x'y'$ -Ebene (b). Feldinhomogenitäten führen zur Dephasierung von Magnetisierungsbeiträgen verschiedener Positionen 1-5. Die Vektoren werden zum Zeitpunkt τ durch einen Inversionspuls um 180° gedreht (c), ohne dass sich ihre Geschwindigkeit oder Drehrichtung ändern, sodass sie nunmehr aufeinander zulaufen (d) und schließlich entlang der negativen y' -Achse zusammentreffen (e). In der Empfangsspule baut sich die Signalamplitude als SE erneut auf und durchläuft ein Maximum zur Echozeit $TE = 2\tau$ (f).



Unter dem Einfluss der Spin-Spin-Relaxation klingt die Echoamplitude bei wachsender Echozeit TE mit der Zeitkonstanten T2 ab. Die SE-Sequenz eignet sich, um durch Vorgabe von TE die T2-Zeit als Kontrastparameter einzusetzen.

Unter dem Einfluss der Spin-Spin-Relaxation klingt die Echoamplitude bei wachsender Echozeit TE mit der Zeitkonstanten T2 ab. SE entstehen nicht nur nach 180° -Pulsen, sondern auch nach Kombination zweier Pulse mit beliebigem Pulswinkel, wobei

jedoch nur eine partielle Refokussierung erfolgt (submaximale Echoamplitude). Die SE-Sequenz eignet sich, um durch Vorgabe von TE die T2-Zeit als Kontrastparameter einzusetzen (Abb. 1.9). Bei kurzer Echozeit sind T2-Unterschiede von untergeord-

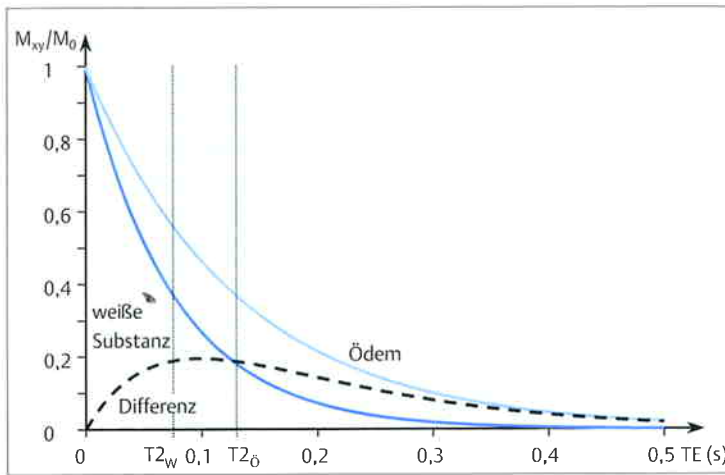


Abb. 1.9 Signalintensität im SE-Experiment als Funktion von TE für gesunde weiße Gehirnschubstanz ($T_{2w} = 76$ ms) und eine Ödemregion ($T_{2o} = 130$ ms). Im Zeitfenster $T_{2w} < TE < T_{2o}$ ergibt sich ein optimaler T2-Kontrast.

netter Bedeutung für die Signalstärke. Dagegen werden bei TE-Verlängerung intensive Signale nur von

Geweben mit langer Spin-Spin-Relaxationszeit empfangen.

Chemische Verschiebung

Gl.1 gibt die Resonanzfrequenz nur für „nackte“ Atomkerne exakt an. In der Realität ist der Kern jedoch von einer Elektronenhülle umgeben, die ihrerseits ebenfalls magnetische Eigenschaften (Dia- oder Paramagnetismus) besitzt. Die Elektronenhülle schirmt daher das externe Magnetfeld am Kernort geringfügig ab (einige Millionstel [parts per million, ppm] des Grundfelds), wodurch sich die Resonanzlage verschiebt.

Die Verschiebung hängt von der genauen Elektronenverteilung im Molekül ab und wird als *chemische Verschiebung* bezeichnet. Sie wächst linear mit B_0 und ist der wichtigste Messparameter der MR-Spektroskopie, da sie eine Identifizierung chemischer Verbindungen gestattet. In der klinischen MRT tragen neben Wasserprotonen noch Protonen in Fettmolekülen zum Bild bei (Abb.1.10). Die che-

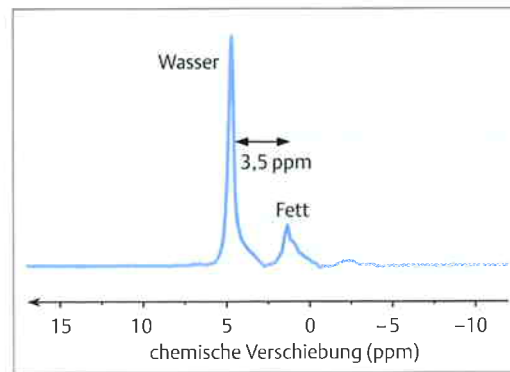


Abb. 1.10 Chemische Verschiebung zwischen Protonen in Wasser- und Fettmolekülen. Darstellung anhand eines 1H -Spektrums des Wadenmuskels.

mische Verschiebung zwischen ihnen beträgt 3,5 ppm (ca. 220 Hz bei 1,5 T).

Die Verschiebung der Resonanzlage hängt von der genauen Elektronenverteilung im Molekül ab. Sie wird als chemische Verschiebung bezeichnet und gestattet eine Identifizierung chemischer Verbindungen.

MR-Bildgebung

Magnetfeldgradienten

Um die MR-Signale zur Bildgebung einsetzen zu können, müssen sie mit einer Ortskodierung versehen werden. Hierzu überlagert man B_0 ein *Gradientenfeld G*, sodass sich die Stärke des Magnet-

felds in definierter Weise längs einer vorgegebenen Richtung ändert. In der Praxis erzeugt man eine lineare Feldvariation durch Anlegen eines konstanten Gradienten. Beispielsweise beträgt die Feld-

Damit MR-Signale zur Bildgebung eingesetzt werden können, müssen sie eine Ortskodierung erhalten.

amplitude unter dem Einfluss eines Gradienten G_x (Einheit T/m) in x-Richtung $B_0 + G_x x$. Gegenüber der Position $x=0$, an der die Gradientenwirkung verschwindet, resultiert in Gradientenrichtung ein *Frequenz-Offset* $\Delta v_0(x)$, und die Transversalkomponente besitzt nach der Zeit t einen ortsabhängigen Phasenwinkel

$$\Delta\phi = 2\pi \Delta v_0 t = \gamma G_x t x = k_x x. \quad (\text{Gl. 6})$$

Die Größe $k_x = \gamma G_x t$ entspricht einer Schwingungszahl pro Längeneinheit (Einheit rad/m), und wird auch als „räumliche Frequenz“ bezeichnet. Wie bei der HF-Einstrahlung erfolgt auch das Anlegen der Gradienten in Form kurzzeitiger Pulse. Gradienten können entlang der 3 kartesischen Achsen oder (durch geeignete Überlagerung) auch in jeder anderen Richtung erzeugt werden.

2-dimensionale Fourier-Bildgebung

Schichtselektion

Durch einen Gradienten während der HF-Einstrahlung wird die Larmor-Frequenz ortsabhängig, sodass nur in einer dünnen Schicht die Resonanzbedingung Gl.1 erfüllt ist (Abb.1.11). Position und Breite der Schicht lassen sich durch die Gradientenstärke und die HF-Pulsform frei einstellen. Durch Vorgabe der Gradientenrichtung können MR-Schnittbilder beliebiger Orientierung erzeugt werden.

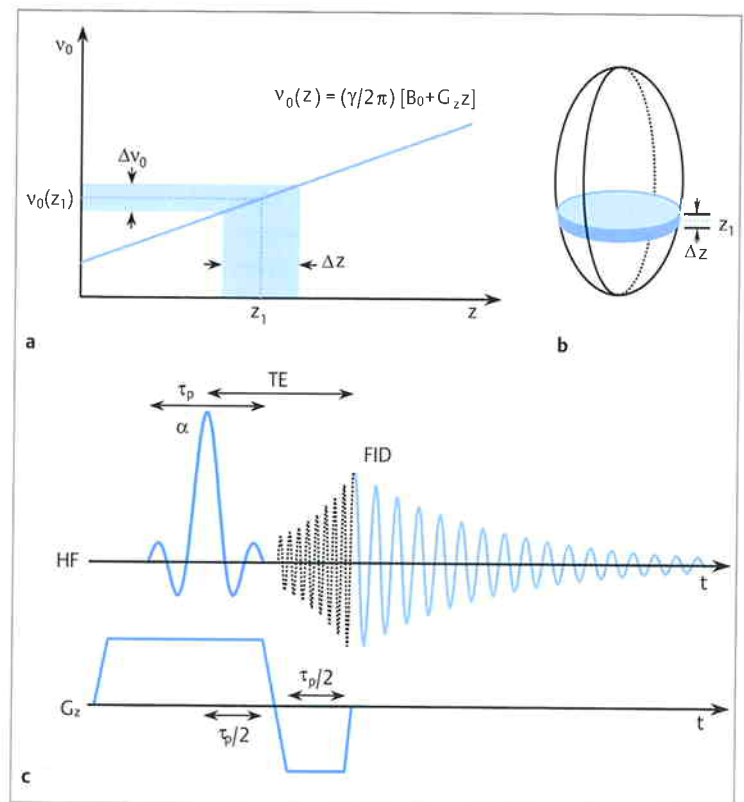
In der Praxis erweist sich die Kombination eines selektiven HF-Pulses mit einem einfachen Schichtselektionsgradienten als unbefriedigend. Da v_0 auch innerhalb der Schicht variiert, resultiert eine Phasendispersion der Magnetisierung und somit ein schwaches Signal.

Eine Refokussierung der gradientenbedingten Dephasierung erreicht ein bipolarer Gradient, bei dem nach Abschalten der HF die Amplitude invertiert wird. Das so erzeugte Signal nennt man *Gradienten-Echo* (GE).

☛ Eine Refokussierung der gradientenbedingten Dephasierung erreicht ein bipolarer Gradient, bei dem nach Abschalten der HF die Amplitude invertiert wird. Das so erzeugte Signal nennt man Gradienten-Echo (GE).

Abb. 1.11 a-c Prinzip der schichtselektiven Pulsanregung.

- a Ein konstanter Gradient (hier G_z) bewirkt einen linearen Anstieg von B_0 und damit v_0 (hier längs der z-Achse).
- b Bei Einstrahlung eines HF-Pulses der Bandbreite Δv_0 ist lediglich in einer dünnen Schicht die Resonanzbedingung erfüllt, sodass nur Kerne im Bereich einer Scheibe der Dicke Δz an der Stelle z_1 angeregt werden.
- c Eine selektive Anregung erlauben amplituden- oder phasenmodulierte HF-Pulse, die zusammen mit dem Schichtselektionsgradienten gesendet werden. Zur Kompensation der gradientenbedingten Dephasierung innerhalb der angeregten Schicht wird ein bipolarer Gradient verwendet und der FID als GE ausgelesen.





Frequenzkodierung

Die Schichtselektion gestattet die Aufnahme 2-dimensionaler Schnittbilder. Zur erforderlichen Ortskodierung in der Bildebene wird ein Gradient senkrecht zur Schichtselektionsrichtung geschaltet (Abb. 1.12a), sodass während der Detektion v_0 von der Position abhängt. Das Signal enthält damit eine

Überlagerung verschiedener Frequenzkomponenten (Abb. 1.12b).

Durch FT lässt sich die Intensität jeder Komponente anhand ihrer Frequenz einer Position in Richtung des Lese- oder Frequenzkodiergradienten zuordnen, ähnlich wie etwa durch ein Prisma Licht in seine Spektralanteile zerlegt wird. Diese Frequenzkodierung erreicht eine Projektion des Ob-

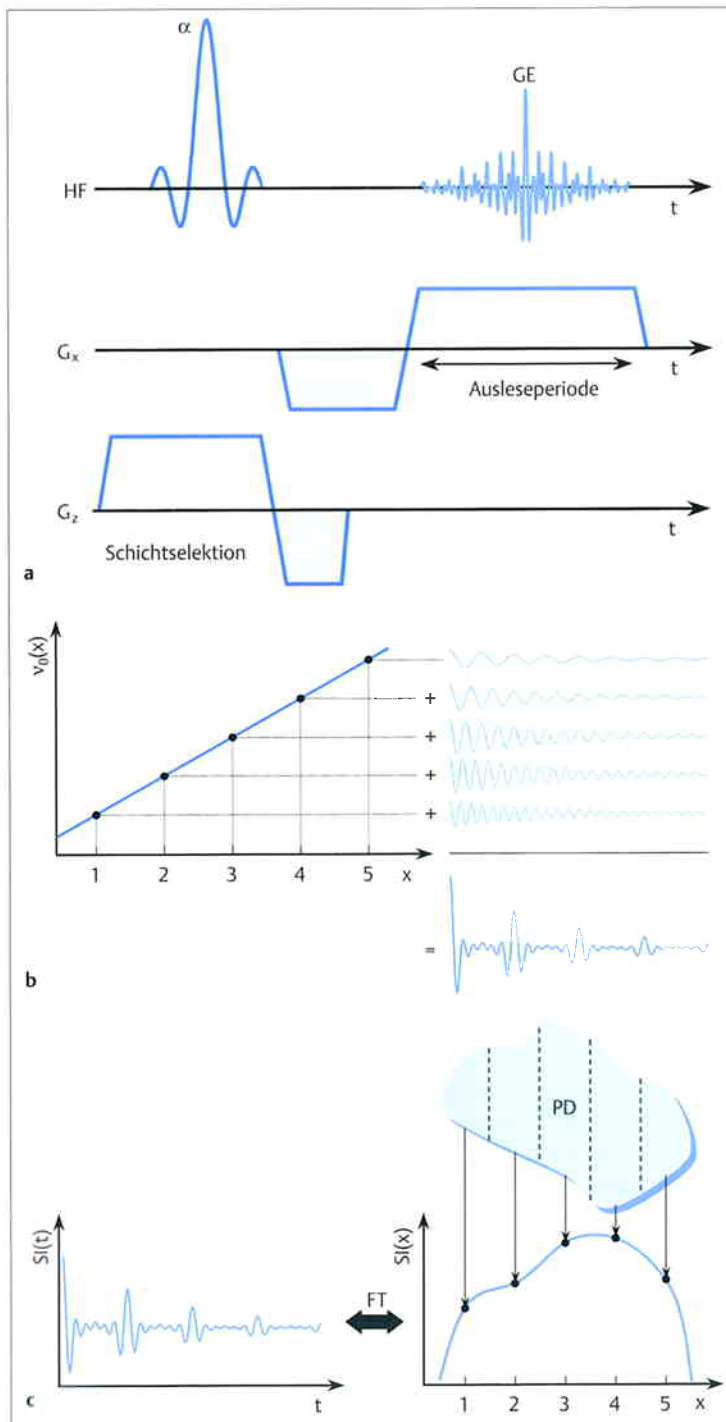


Abb. 1.12a-c Prinzip der Frequenzkodierung.

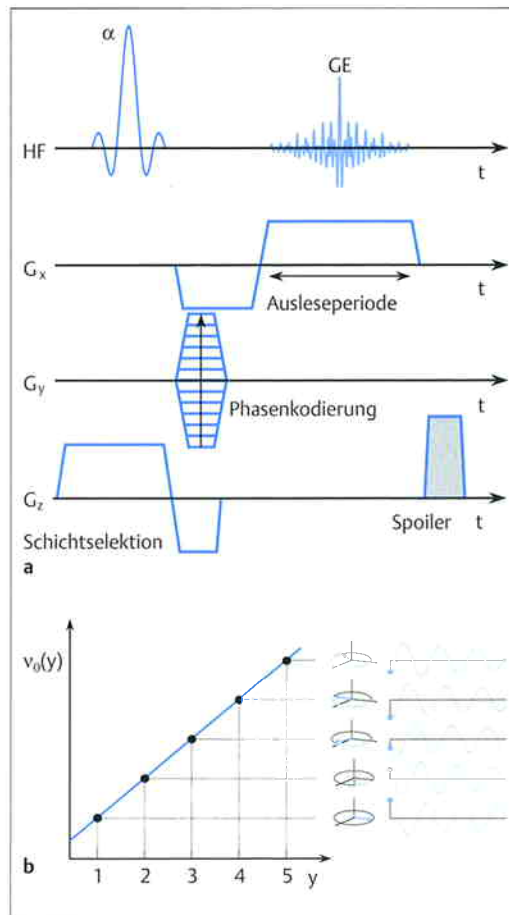
- a u. b Bei Anlegen eines Gradienten (hier G_x) während der Detektion (a) variiert die Larmor-Frequenz linear mit der Position (b). Das Signal ist eine Überlagerung verschiedener Frequenzkomponenten.
- c Die durch FT des frequenzkodierten Signals erhaltene Funktion entspricht einer Projektion der PD auf die Richtung des Lesegradienten.

jekts auf die Gradientenachse (Abb. 1.12c). Der Signalzug wird digital aufgezeichnet und durch N_F Messpunkte repräsentiert. Bei Wiederholung der Aufnahme unter Variation der Leserichtung lassen sich weitere Projektionen gewinnen, mit denen eine vollständige Bildrekonstruktion möglich wird. Diese *Projektionsrekonstruktion (PR)* mit radialer Abtastung ist relativ bewegungsunempfindlich und findet z.B. bei der MRT des Herzens oder der Lunge Anwendung.

Phasenkodierung

Während die Projektionsrekonstruktion nur mit Frequenzkodierung arbeitet, nutzt die *Fourier-Bildgebung* auch die Phase zur Bildrekonstruktion. Die entsprechende Information ist im Anfangswert des FID enthalten. Ein Gradient, der *zwischen HF-Anregung und Detektion* geschaltet wird (senkrecht zum Schichtselektions- und zum Lesegradienten), bewirkt eine ortsabhängige Phasenverschiebung des Signals (Abb. 1.13).

Abb. 1.13 a u. b Prinzip der Phasenkodierung. Durch Schalten eines Gradienten (hier G_y) zwischen Pulsanregung und Detektion (a) variiert die Larmor-Frequenz und bewirkt eine ortsabhängige Phasenverschiebung (b). Refokussierungsgradienten sind farbig unterlegt. Der Spoilergradient (grau) dient zur Zerstörung der Quermagnetisierung nach der Detektion.



Gl. 6 zeigt, dass die lokale Präzessionsfrequenz zur Zeit des Phasenkodiergradienten (bis auf einen Faktor 2π) aus dem Verhältnis des Phasenwinkels $\Delta\phi$ und der Gradientendauer t entnommen werden kann. Allerdings ist ein einzelner Datenpunkt für eine Zerlegung in ortsspezifische Frequenzkomponenten mittels FT unzureichend. Wiederholt man jedoch die Messung mit verschiedener Dauer des Phasenkodiergradienten, so kann der Signalverlauf zur Zeit der vorausgegangenen Phasenkodierung rekonstruiert werden, wie die in Abb. 1.14 gezeigte Aneinanderreihung der Anfangswerte der FID demonstriert.

Alternativ kann statt der Dauer die Gradientenamplitude inkrementiert werden. Diese Variante (*spin warp imaging*) wird bevorzugt, da hierbei alle Teilerperimente dieselbe Zeit beanspruchen (identische T2-Einflüsse).

Die 2-dimensionale Rohdatenmatrix der ortskodierten Zeitsignale („*k-Raum*“, Abb. 1.15) entspricht einem Raster aus N_F Zeilen und N_F Spalten (z.B. jeweils 256), die im Zug der Frequenz- bzw. Phasenkodierung (z.B. in x- bzw. y-Richtung) auf-

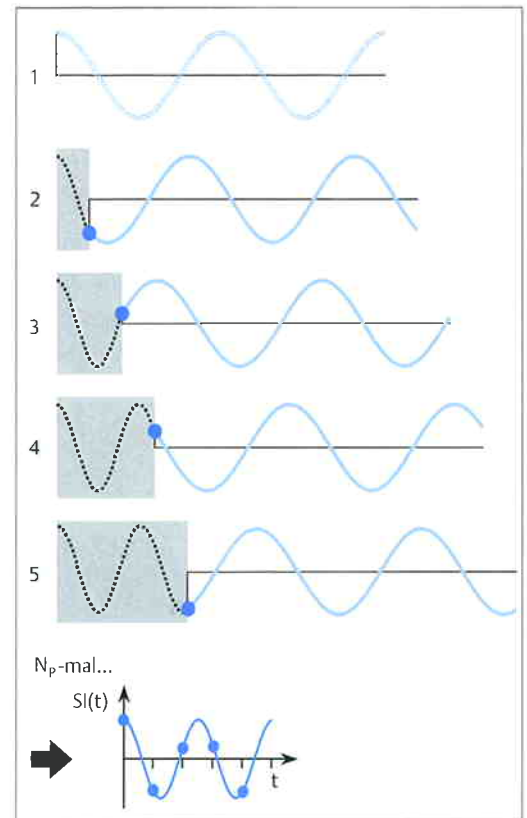


Abb. 1.14 Indirekte Rekonstruktion des Signalverlaufs zur Zeit des Phasenkodiergradienten (grau unterlegt) anhand der Signalphase.

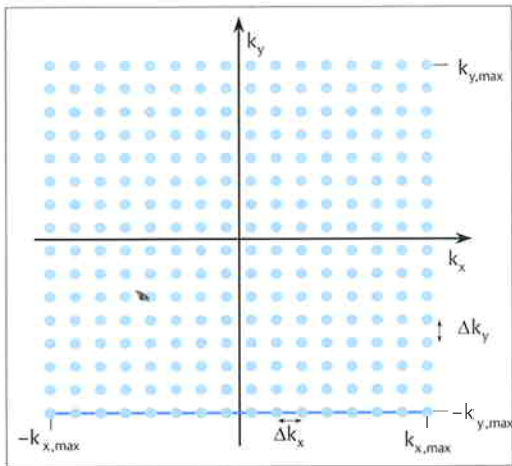


Abb. 1.15 Schematische Darstellung der Rohdaten im k -Raum. Punkte im Zentrum (Region minimaler Dephasierung) bestimmen SRV und Kontrast im rekonstruierten Bild. Die Abmessungen des FOV verhalten sich umgekehrt proportional zu Δk_x und Δk_y und die der Pixel umgekehrt proportional zu $k_{x,max}$ und $k_{y,max}$.

gefüllt werden. Das eigentliche Bild wird durch 2-dimensionale FT errechnet. Jeder Punkt im k -Raum enthält, ähnlich wie bei einem Hologramm, Informationen über das Gesamtbild und entspricht nicht einfach einem Punkt der Bildmatrix.

Mehrschichttechnik

Während die Frequenzkodierung in Echtzeit abläuft, beträgt der Abstand der Phasenkodierschritte TR. Die Wahl von TR orientiert sich an T1 und ist in der Routinebildgebung länger als der Zeitbedarf TR_{min} bei einmaligem Sequenzdurchgang. Bei der Mehrschichttechnik wird die Wartezeit zur zeitlich versetzten, selektiven Anregung und Ortskodierung weiterer Schichten genutzt. Ohne Verlängerung der Messzeit können maximal $N_{SL} = TR/TR_{min}$ Schichten nahezu simultan aufgezeichnet werden.

3-dimensionale Fourier-Bildgebung

Die Verfahren zur planaren Abbildung lassen sich auch zur 3-dimensionalen Bildgebung heranziehen. Dabei wird ein größerer Ausschnitt oder das gesamte Objekt angeregt und die Ortsinformation in 2 Richtungen durch die Phase sowie senkrecht hierzu durch die Frequenz kodiert. Zur Aufzeichnung einer $(N_{p1} \times N_{p2} \times N_F)$ -Matrix sind $N_{p1} \times N_{p2}$ Phasenkodier-

schritte mit entsprechender Messzeitverlängerung erforderlich. 3-dimensionale Bildgebung ist daher nur mit schnellen Techniken praktikabel. Sie ermöglicht Schichtdicken unterhalb 1 mm. Aus dem Datensatz lassen sich Schnittbilder mit beliebiger Raumachse rekonstruieren.

Auflösung, Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SRV), Messzeit

Die Voxelgröße wird festgelegt durch die Schichtdicke (SD) und die Pixelabmessungen. Letztere entsprechen dem Quotienten aus Bildfeld (field of view [FOV]) und Matrixgröße. Als FOV werden die Basislängen eines rechteckigen Messbereichs angegeben. Die Verkürzung einer Voxelkante bedeutet eine lineare Abnahme des SRV und benötigt einen stärkeren Gradienten.

Bei 3-dimensionalen Blöcken ist das Messvolumen aus lückenlos aufeinander folgenden Partitionen zusammengesetzt. Bei der 2-dimensionalen Bildgebung kann zusätzlich der Abstand benachbarter Schichten eingestellt werden. Das Partitionsprofil eines 3-dimensionalen Blocks ist ideal rechteckig. Dagegen besitzen 2D-dimensionale Schichten ein nicht ideales Profil, sodass sie sich bei zu

geringem Abstand gegenseitig beeinflussen können. Solche Effekte (z. B. Änderung des T1-Kontrasts) lassen sich durch Wahl einer verschachtelten Schichtabfolge abmildern.

Werden N_{AC} Akquisitionen der gesamten Rohdatenmatrix aufgezeichnet, so wächst das Signal linear mit N_{AC} und gleichzeitig das Bildrauschen mit $\sqrt{N_{AC}}$, d. h. das SRV verbessert sich mit $\sqrt{N_{AC}}$. Da jeder Phasenkodierschritt zum Gesamtbild beiträgt, wächst analog das SRV auch mit $\sqrt{N_F}$. Berücksichtigt man zusätzlich die Pixelabmessungen, so resultiert z. B. für eine 128×128 -Matrix eine SRV-Verbesserung um einen Faktor $4/\sqrt{2} = 2,82$ gegenüber einer 256×256 -Matrix.

Zur eindeutigen Ortskodierung muss die durch den Gradienten erzeugte *Bandbreite* $\Delta\nu$ in jedem

Bei 3-dimensionalen Blöcken ist das Messvolumen aus lückenlos aufeinander folgenden Partitionen zusammengesetzt. Bei der 2-dimensionalen Bildgebung kann zusätzlich der Abstand benachbarter Schichten eingestellt werden.

Zur eindeutigen Ortskodierung muss die durch den Gradienten erzeugte Bandbreite $\Delta\nu$ in jedem Voxel größer sein als Auswirkungen von Feldinhomogenitäten (T_2^* -Verkürzung) oder von Unterschieden der chemischen Verschiebung.

Voxel größer sein als Auswirkungen von Feldinhomogenitäten (T_2^* -Verkürzung) oder von Unterschieden der chemischen Verschiebung. Die Bandbreite ist die reziproke Dauer des Lese- oder Phasenkodiergradienten; das SRV ändert sich entsprechend $1/\sqrt{\Delta v}$.

Für die konventionelle Fourier-Bildgebung beträgt die Gesamtmesszeit $T_{AC} = N_P \times N_{AC} \times TR$. Um

Messzeit einzusparen, wird häufig eine reduzierte Rohdatenmatrix mit $N_P < N_F$ gewählt. Half-Fourier-Matrizen nutzen die Symmetrieeigenschaften des k-Raums zur Interpolation einer k-Raum-Hälfte bei unveränderter Bildauflösung (SRV-Reduktion um einen Faktor $1/\sqrt{2}$).

Bildgebung mit Spin-Echos (SE)

Grundkontrast

Aufgrund des refokussierenden 180° -Pulses sind SE relativ unempfindlich gegenüber B_0 -Inhomogenitäten. Anregung und Detektion lassen sich elegant separieren, sodass Zeit zur Ortskodierung gewonnen wird. Der Kontrast kann mittels TR und TE einfach beeinflusst werden (Abb. 1.16). Mit Gl. 4 u. 5 folgt für die Signalamplitude:

$$SI \sim PD e^{-TE/T_2} (1 - e^{-TR/T_1}) \quad (Gl. 7)$$

Die Refokussierung der Quermagnetisierung lässt sich mit weiteren 180° -Pulsen wiederholen (Carr-Purcell-Meiboom-Gill-[CPMG-]Sequenz). Auf diese Weise kann zunächst ein Echo mit PD-Gewichtung (PDw) und danach eines mit T2-Gewichtung (T2w) ausgelesen werden (Abb. 1.17), sodass beide Bilder nahezu simultan anfallen. Durch Aufzeichnung vieler Echos gestattet die CPMG-Technik in einem Durchlauf eine T2-Messung.

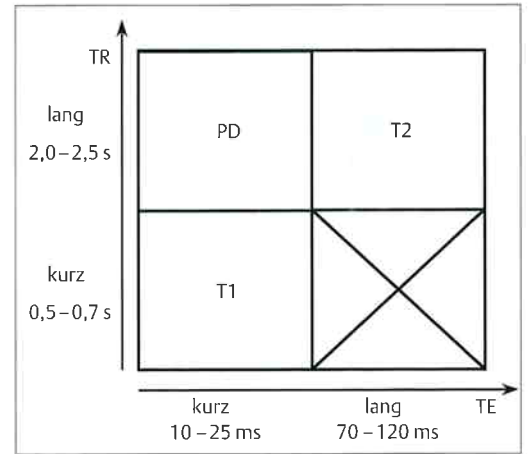
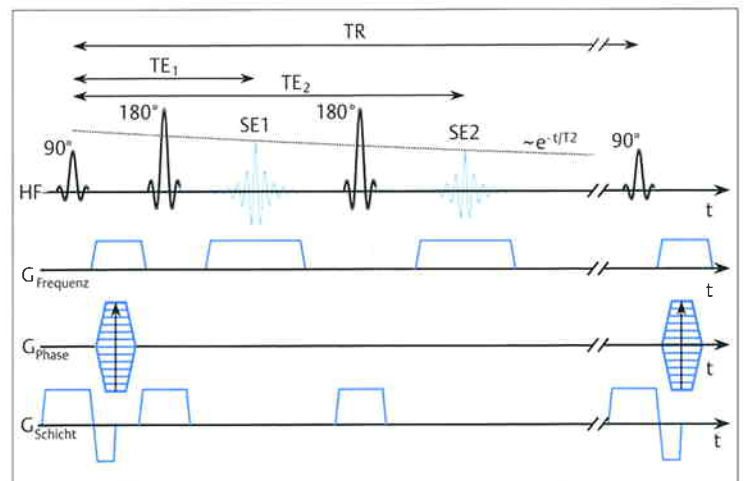


Abb. 1.16 Bildkontrast bei der SE-Sequenz. Da T1 mit B_0 variiert, hängt die Parameterwahl von der Feldstärke ab (Zahlenangaben für 1,5 T). Zur Betonung von PD-Unterschieden müssen Relaxationseffekte durch eine lange Repetitions- sowie eine kurze Echozeit minimiert werden. T1 dominiert bei kurzer TR-, T2 bei langer TE-Zeit den Kontrast.

Abb. 1.17 CPMG-Bildgebungssequenz mit 2 Echos. Weitere Echos können durch zusätzliche 180° -Pulse ausgelesen werden, wobei die Amplitude exponentiell entsprechend T2 abklingt.





Mit typischen Messzeiten von 4–5 min bei T1-Gewichtung (T1w) bzw. 8–10 min für PDw und T2w Serien zählt die herkömmliche SE-MRT zu den langsamsten diagnostischen Verfahrenen.

Schnelle SE-Bildgebung

Bei der bislang beschriebenen CPMG-Bildgebung kodiert jedes SE eine Zeile eines individuellen Rohdatenbilds. Alternativ können durch N_E Echos N_E Zeilen derselben Rohdatenmatrix kodiert werden, sodass nur (N_P/N_E) Sequenzdurchläufe notwendig sind (Akronyme: RARE, TSE oder FSE, Tab. 1.3). Dominierend für den Bildkontrast ist das Echo, das die zentrale k-Raum-Zeile kodiert. Es definiert die effektive Echozeit TE_{eff} . Je nach Wahl von TE_{eff} können PDw oder T2w Bilder die äußeren k-Raum-Zeilen durch signalintensive, frühe Echos kodiert werden, kann eine Betonung von Gewebegrenzen (Kantenüberhöhung) resultieren. Bei PDw Bildern werden die äußeren k-Raum-Zeilen durch signalarme, späte Echos kodiert, sodass zur Wahrung einer ausreichenden Auflösung die Echozahl begrenzt wird.

Bei HASTE erfolgt eine Half-Fourier-Rekonstruktion eines langen Echozuges, sodass bei reduzierter Auflösung die gesamte Bildinformation in einem einzigen Sequenzdurchgang („single shot“) gewonnen wird (Messzeit ca. 1 s pro Bild). Mithilfe eines modifizierten Gradientenschemas können zusätzliche GE vor und nach jedem SE erzeugt werden (GRASE, Turbo-GSE). Dabei werden GE zur Kodierung der äußeren und SE zur Kodierung der inneren Rohdatenzeilen verwendet, sodass ein T2-Kontrast bei guter Auflösung möglich ist.

Tab. 1.3 → Akronyme wichtiger Bildgebungssequenzen

Abkürzung	Erläuterung
CE-FAST	Contrast-Enhanced FAST (Synonyme: CE-GRASS, PSIF, T2-FFE)
CE-GRASS	Contrast-Enhanced GRASS (Synonyme: CE-FAST, PSIF, T2-FFE)
DESS	Dual Echo Steady State (Synonym: FADE)
EPI	Echo Planar Imaging
FADE	Fast Acquisition Double Echo (Synonym: DESS)
FAST	Fourier Acquisition in the Steady State (Synonyme: FISP, FFE, GRASS)
FFE	Fast Field Echo (Synonyme: FISP, GRASS)
FISP	Fast Imaging with Steady Precession (Synonyme: FAST, FFE, GRASS)
FLAIR	Fluid-Attenuated Inversion Recovery
FLASH	Fast Low Angle Shot (Synonyme: T1-FFE, spoiled GRASS)
FSE	Fast Spin Echo (Synonyme: RARE, TSE)
GRAPPA	Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition
GRASE	Gradient and Spin Echo (Synonym: Turbo-GSE)
GRASS	Gradient Recalled Acquisition in the Steady State (Synonyme: FAST, FFE, FISP)
HASTE	Half-Fourier Acquisition Single-Shot Turbo-SE
MP-RAGE	Magnetization-Prepared Rapid Gradient Echo
PSIF	Umkehrung von „FISP“ (Synonyme: CE-FAST, CE-GRASS, T2-FFE)
RARE	Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement (Synonyme: FSE, TSE)
SENSE	Sensitivity Encoding
SMASH	Simultaneous Acquisition of Spatial Harmonics
Snapshot FLASH	Snapshot FLASH (Synonym: Turbo-FLASH)
Spoiled GRASS	Spoiled GRASS (Synonyme: FLASH, T1-FFE)
STIR	Short Time Inversion Recovery
TIR	Turbo Inversion Recovery
TSE	Turbo Spin Echo (Synonyme: FSE, RARE)
Turbo-FLASH	Turbo-FLASH (Synonym: Snapshot FLASH)
Turbo-GSE	Turbo Gradient and Spin Echo (Synonym: GRASE)

Bildgebung mit Inversion Recovery (IR)

Bei der IR-Technik wird die Magnetisierung zunächst durch einen 180°-Puls invertiert ($M_z = -M_0$, $M_{xy} = 0$). Nach einer Warteperiode (Inversionszeit, TI) wird die teilweise relaxierte Längskomponente z.B. durch eine SE-Sequenz ausgelesen. Wenn TR ausreichend lang ($\geq 5 T_1$) ist, beträgt die Signalintensität

$$SI \sim PD e^{-TE/T_2} (1 - 2e^{-TI/T_1}). \quad (Gl. 8)$$

Über TI kann der T1-Kontrast eingestellt werden. Wiederholte Messungen mit Variation von TI erlauben eine T1-Messung. Der klinische Einsatz dieser IR-SE-Methode ist jedoch aufgrund langer Messzeiten selten.

Mittels IR lassen sich Signale eliminieren, sofern $TI = T1 \ln 2 \approx 0,69 T1$ gilt (Gl. 8). Bei Wahl einer kurzen T1-Zeit (short TI IR, STIR) kann dies zur Unterdrückung des Fettsignals genutzt werden. Mit den Daten in Tab. 1.2 ergibt sich hierfür $TI \approx 160$ ms bei 1,5 T. Da gewöhnlich der Signalbetrag ausgelesen wird, resultiert zusätzlich ein invertierter T1-Kontrast (Gewebe mit langer T1-Zeit erscheinen heller als Gewebe mit kurzer T1-Zeit). Analog lassen sich

Flüssigkeitssignale (z.B. Liquor) durch Wahl einer langen TI-Zeit (ca. 2200 ms bei 1,5 T) unterdrücken (fluid-attenuated IR, FLAIR).

Präpariert man bei Aufnahme einer schnellen SE-Sequenz (RARE) vorab die Magnetisierung mit einem Inversionspuls, so ergibt sich eine effiziente IR-Variante (TIR). Damit werden FLAIR- oder STIR-Varianten in wesentlich kürzerer Zeit als mit der IR-SE-Sequenz möglich.

Bildgebung mit Gradienten-Echos (GE)

Eine andere Strategie zur Messzeitverkürzung besteht in einer TR-Reduktion auf weniger als 100 ms. Unter solchen Bedingungen ($TR \ll T1$) liefern kleine Pulswinkel ($\alpha < 90^\circ$) eine optimale Signalintensität, da sie nur einen Teil der Magnetisierung in die xy-Ebene kippen, sodass nach dem Puls ein Teil der Längsmagnetisierung erhalten bleibt (Abb. 1.3 b). Um diesen für weitere Anregungen einsetzen zu können, wird auf die Verwendung von 180° -Pulsen verzichtet, und die Echoerzeugung erfolgt ausschließlich durch Gradientenumkehr. Unter repetitiver Pulsanregung stellt sich nach einigen Durchläufen ein stationärer Zustand von M_z ein, bei dem der Anteil, der mit jeder Anregung verloren geht, genau durch den Anteil, der sich während einer TR-Periode durch longitudinale Relaxation nachbildet, ausgeglichen wird.

Sequenzen mit Spoilergradienten

Bei kurzer TR-Zeit kann es dazu kommen, dass M_{xy} noch nicht ganz zerfallen ist, wenn bereits die nächste Anregung erfolgt. Um solche Signalüberlagerungen zu vermeiden, verwendet die in Abb. 1.13 a gezeigte Sequenz einen Spoilergradienten, der die Transversalmagnetisierung nach dem Auslesen dephasiert (FLASH, T1-FFE oder spoiled GRASS).

Anders als beim SE werden Auswirkungen von B_0 -Inhomogenitäten nicht refokussiert, sodass die GE-Amplitude mit $T2^*$ abklingt. Insgesamt gilt

$$SI \sim PD \frac{(1 - e^{-TR/T1}) \sin \alpha}{1 - e^{-TR/T1} \cos \alpha} e^{-TE/T2^*} \quad (Gl. 9)$$

Der Kontrast kann durch Variation von TR, TE und α manipuliert werden (Tab. 1.4). GE-Sequenzen mit Spoiler eignen sich besonders zur Aufnahme von T1w Bildern (6–8 Schichten in ca. 20 s) sowie von Bildern mit $T2^*$ -Gewichtung ($T2^*w$).

Tab. 1.4 \rightarrow Kontrastverhalten von GE-Sequenzen

Kontrast	FLASH, FFE, Spoiled GRASS	FISP, FAST, GRASS	PSIF, CE-FAST, CE-GRASS
PD	α sehr klein TR/TE kurz	α sehr klein TR/TE kurz	-
T1	α groß TR/TE kurz	-	-
T2*	α klein TR/TE relativ lang	-	-
T2	-	-	α mittel TR/TE kurz
T1/T2	-	α mittel TR/TE kurz	-

Kleiner Pulswinkel: $\alpha < 20^\circ$
Kurze Repetitionszeit: $TR < 200$ ms
Kurze Echozeit: $TE < 15$ ms

Sequenzen mit Refokussierung

Während bei FLASH überlebende Transversalkomponenten vor jeder neuen Anregung zerstört werden, kann prinzipiell auch ein stationärer Zustand von M_{xy} eingestellt werden (steady-state free precession [SSFP]). Unter diesen Bedingungen besitzt das Signal 2 Komponenten (Abb. 1.18), die sich als GE auslesen lassen (Abb. 1.19):

- einen SSFP-FID im Anschluss an jeden HF-Puls,
- ein SSFP-Echo, da mit jedem neuen Sequenzdurchgang das Signal vorangegangener Anregungen zum Zeitpunkt der Pulseinstrahlung refokussiert wird.

Akronyme für Techniken, bei denen nur die FID-Komponente aufgezeichnet wird, sind FISP, FAST, FFE oder GRASS. Aufgrund der Beimischung eines Echoanteils hängt die Signalamplitude zusätzlich vom Verhältnis $T1/T2$ ab. Zur Aufnahme von $(T1/T2)w$ Bildern wird TR minimiert und der Kont-

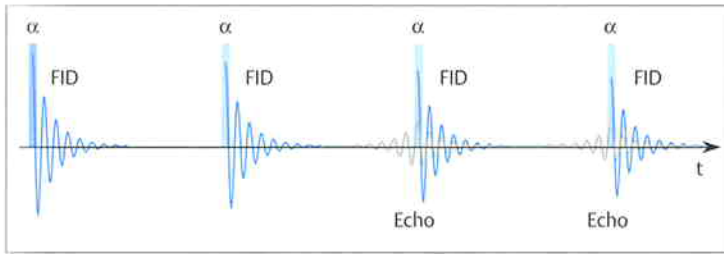


Abb. 1.18 Repetitive Pulsanregung unter stationären Bedingungen für Längs- und Quermagnetisierung. Nach jedem Puls entsteht ein FID. Zusätzlich refokussiert jeder Puls vorausgegangene Signale partiell unter Ausbildung eines Echos. Die aufsteigende Echoflanke kann als SSFP-Echo ausgelesen werden, die absteigende Flanke addiert sich zum SSFP-FID.

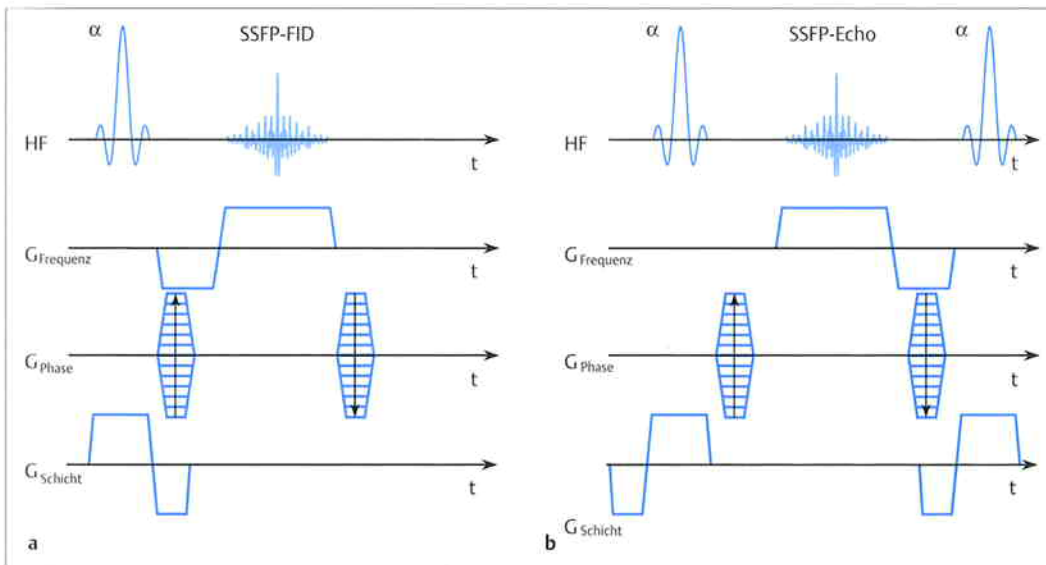


Abb. 1.19 a u. b SSFP-Sequenzschemata.

- a** Verzicht auf einen Spoiler und Refokussierung der Phasenkodierung schaffen stationäre Bedingungen für M_{xy} , wobei der SSFP-FID ausgelesen wird.
- b** Bei Invertierung des Gradientenschemas wird nach einer Einschwingperiode das SSFP-Echo aufgezeichnet.

rast über den Pulswinkel optimiert. Sequenzen, bei denen nur die aufsteigende Echoflanke ausgelesen wird, besitzen eine starke T2-Abhängigkeit und eignen sich zur schnellen T2w Bildgebung (PSIF, T2-FFE, CE-FAST oder CE-GRASS). Mittels einer symmetrischen Gradientenschaltung lassen sich auch beide SSFP-Signale als separate Bilder aufzeichnen (DESS oder FADE) oder zu einem einzigen Signal exakt überlagern (true FISP), für das bei verbessertem SRV ein stärkerer T2-Beitrag als für SSFP-FID-Sequenzen resultiert.

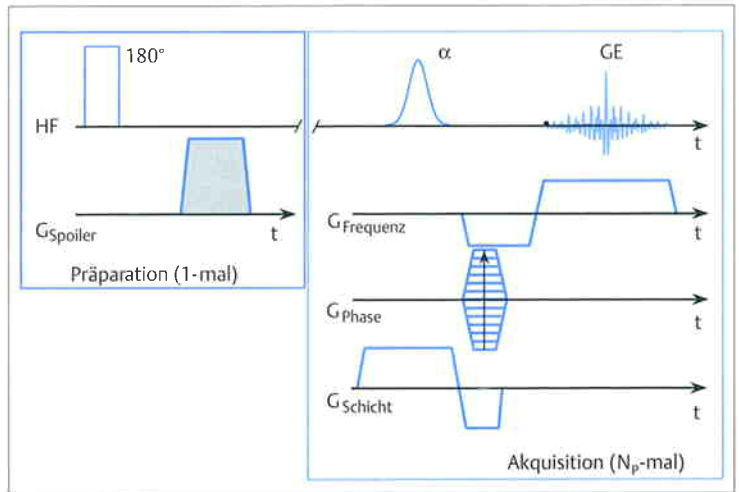
Snapshot FLASH

Aufnahmezeiten von unter 1 s pro Bild erlauben GE-Sequenzen bei Minimierung von TR (≤ 10 ms), α

($\leq 5^\circ$) und TE (Snapshot FLASH oder Turbo-FLASH). Dabei entstehen PDw Bilder (Tab. 1.4). Zur Kontrastbeeinflussung wird vorab die Magnetisierung präpariert, sodass Bilder mit T1 (Abb. 1.20) oder auch anderen Kontrasten möglich werden.

Eine Erweiterung zur 3-dimensionalen T1w Bildgebung ist die MP-RAGE-Sequenz. Aufgrund der Vielzahl der notwendigen Phasenkodierschritte erfolgt eine segmentweise Aufzeichnung der Datenmatrix. Hierzu wird nach Durchlauf einer gewissen Anzahl von Rohdatenzeilen (z.B. für einen Schichtblock oder eine Partition) der Inversionspuls erneut eingestrahlt, wobei vorab eine Verzögerungszeit eingefügt werden kann, um Sättigungseffekte zu vermeiden.

Abb. 1.20 Snapshot-FLASH-Sequenz mit T1-Kontrast. Ein 180°-Puls invertiert zunächst die Magnetisierung. Anschließend wird die gesamte Rohdatenmatrix aufgenommen. Der T1-Kontrast wird durch den Abstand T1 zwischen Inversionspuls und Aufzeichnung der mittleren Rohdatenzeile bestimmt (IR).



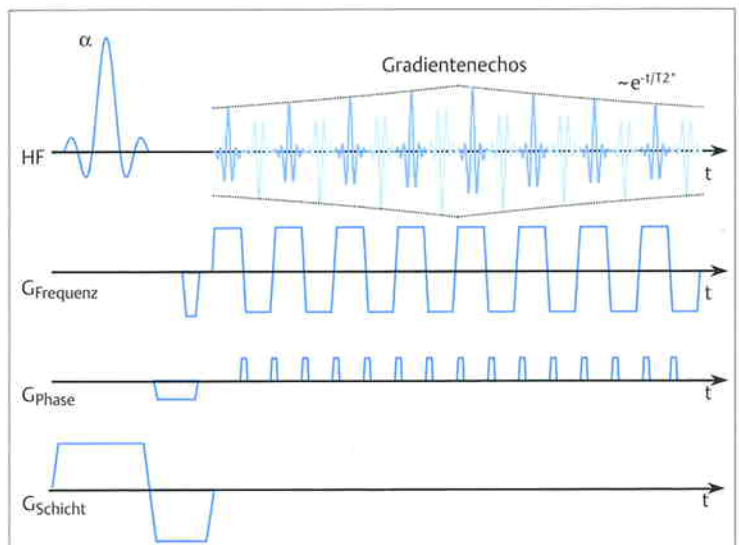
Echo Planar Imaging (EPI)

EPI ermöglicht Single-shot-Bildgebung in weniger als 100 ms pro Bild (schnellste MRT-Technik).

EPI ermöglicht Single-shot-Bildgebung in weniger als 100 ms pro Bild und ist somit die schnellste MRT-Technik. Nach Pulsanregung erzeugt ein oszillierender Lesegradient eine Vielzahl von GE, die durch kurze „Gradientenblips“ phasenkodiert werden (Abb. 1.21). Dabei werden hohe Anforderungen an das Gradientensystem gestellt (minimale Schalt-

zeiten, große Amplituden). Durch Präparationstechniken ist wiederum eine Kontrastbeeinflussung möglich (z.B. Diffusions- oder Perfusionskontrast), wobei die Hauptanwendung auf der Erfassung funktioneller Parameter in dynamischen oder bewegungssensitiven Bildserien liegt.

Abb. 1.21 Echo Planar Imaging. Der oszillierende Lesegradient erzeugt eine Echoserie mit alternierenden Amplituden. Zur Phasenkodierung dienen kurze Gradientenpulse („Blips“) zwischen den Echos (Sprung zur nächsten k-Raum-Zeile).



Parallelbildgebung

Neben der Schaltung von Gradienten des statischen Felds B_0 eignet sich auch das B_1 -Profil einer HF-Spule zur Kodierung. In Parallelbildgebungstechniken wie SENSE, SMASH oder GRAPPA wird diese inhärente Ortsinformation der (simultan aufgezeichneten) Signale aller individuellen Elemente eines Spu-

len-Arrays mit separaten Empfangskanälen zur Reduktion der Anzahl erforderlicher Phasenkodierschritte, und damit der Aufnahmezeit, ausgenutzt (unter SRV-Reduktion). Prinzipiell können alle der oben skizzierten Techniken mit der Parallelbildgebung kombiniert werden.

Unterdrückung unerwünschter Signalbeiträge

HF-Einstrahlung kann nicht nur zur Erzeugung, sondern auch zur Unterdrückung von Signalen genutzt werden. Bei der Vorsättigung wird zunächst durch einen selektiven 90° -Puls die Längsmagnetisierung einer Schicht in die Transversalebene gekippt und durch einen Spoilergradienten dephasiert. Diese Sättigungsschicht kann parallel oder senkrecht zur Bildgebungsebene verlaufen.

Die Zerstörung von M_z und M_{xy} bezeichnet man als Sättigung. Anschließend läuft mit minimaler Verzögerungszeit $\tau \ll T_1$ die eigentliche Mess-

sequenz ab, sodass gesättigte Regionen keinen Signalbeitrag leisten.

Neben der Sättigung des Signals bestimmter Körperregionen ist die Eliminierung des Fettsignals zur Artefaktreduktion oder Kontraststeigerung häufig wichtig. Alternativ zu STIR lässt sich die chemische Verschiebung zwischen Wasser- und Fettprotonen ausnutzen, indem durch einen frequenzselektiven (chemical-shift selective) 90° -CHESS-Puls die Fettresonanz entweder vorab gesättigt wird oder eine selektive Wasseranregung erfolgt.

Die Zerstörung von M_z und M_{xy} bezeichnet man als Sättigung.

Magnetisierungstransfer-Kontrast

Wassermoleküle sind klein und besitzen unter In-vivo-Bedingungen eine hohe Beweglichkeit. Hierdurch werden lokale Unterschiede des Dipolfelds effizient ausgemittelt, und es ergeben sich T_2 -Zeiten von mehr als 40 ms (Tab. 1.2). Anders verhalten sich Makromoleküle (z.B. Proteine), die wesentlich unbeweglicher sind und sehr kurze T_2 -Zeiten ($10 - 20 \mu\text{s}$) besitzen. Sie leisten keinen direkten Signalbeitrag, beeinflussen jedoch das Relaxationsverhalten des mobilen freien Wassers, mit dem sie über Kreuzrelaxation und chemischen Protonenaustausch in Kontakt stehen. Durch diese Wechselwirkung resultiert ein Magnetisierungstransfer, der indirekt die Signalamplitude des freien Wassers und somit den Bildkontrast beeinflussen kann (Abb. 1.22). Durch eine Präparation, bei der vor Ablauf der eigentlichen Bildgebungssequenz eine Einstrahlung außerhalb des schmalbandigen Resonanzbereichs des freien Wassers erfolgt, kann der Magnetisierungstransfer gezielt kontrastgebend eingesetzt werden.

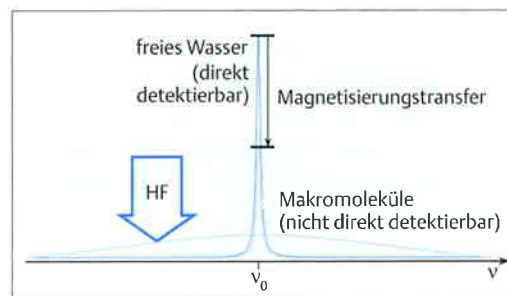


Abb. 1.22 Schematisches ^1H -Spektrum mit Signalen von frei beweglichem Wasser sowie weitgehend immobilen Makromolekülen. Beide besitzen eine ähnliche Resonanzfrequenz, jedoch deutlich unterschiedliche Linienbreiten. Durch HF-Einstrahlung außerhalb der Resonanz des freien Wassers lässt sich das Spinsystem der Makromoleküle selektiv sättigen. Über Wechselwirkungen wird die Sättigung partiell auf das freie Wasser übertragen und bewirkt dort eine Signalreduktion.

Diffusionsbildgebung

Die Refokussierung der Auswirkung von Feldinhomogenitäten durch einen 180°-Puls (Abb. 1.8) kann nur dann perfekt gelingen, wenn die Kerndipole eine feste Position beibehalten, da nur dann die Drehgeschwindigkeiten der Magnetisierungsbeiträge konstant bleiben. Dem wirkt die Selbstdiffusion des Gewebewassers entgegen, da sich auf der chaotischen Wanderung der Wassermoleküle die lokale Feldstärke und damit die momentane Präzessionsfrequenz unvorhersehbar ändern. Unter solchen Bedingungen ist die Rephasierung zur Echozeit imperfekt und die Echoamplitude reduziert, wobei die zusätzliche Dämpfung von TE, der Stärke der Feldinhomogenität und dem Ausmaß der Diffusion

(ausgedrückt durch den Diffusionskoeffizienten D) abhängt.

Dieser Effekt lässt sich zur Messung von D heranziehen, indem z.B. im SE-Experiment vor und nach dem 180°-Puls jeweils ein ausreichend starker *externer Gradientenpuls* geschaltet und die SE-Amplitude gemessen wird. Die Diffusionseigenschaften werden durch den Gewebeaufbau bestimmt und sind im Allgemeinen anisotrop. Diffusionsbildgebung kann daher Informationen über die Gewebestruktur (z.B. Rekonstruktion von Faserbündeln) bzw. deren pathologische Veränderung (z.B. nach Infarkten) liefern.

Komponenten eines MR-Tomographen

Die Komponenten eines MR-Tomographen sind:

- der *Magnet* zur Erzeugung des statischen Grundfelds,
- die *HF-Einheit* zur Anregung und Detektion der Kerninduktionssignale,
- die *Gradienteneinheit* zur Ortskodierung,
- das *Rechnersystem* zur Anlagensteuerung, Bildrekonstruktion und -nachverarbeitung sowie Datenerfassung.

Magnet

In der klinischen MRT kommen Magnete mit Feldstärken zwischen 0,02 und 3 T zum Einsatz, daneben existieren Spezialsysteme bis zu 9,4 T (das Erdmagnetfeld beträgt ca. 0,00005 T). Nach gegenwärtigem Kenntnisstand werden durch statische Magnetfelder bis zu 7 T keine Gesundheitsschäden verursacht.

Mit steigendem Feld nimmt die Stärke der Kernmagnetisierung zu (Gl. 2), und es wächst das SRV. Andererseits resultiert eine T1-Verlängerung (Messzeitverlängerung), und relative T1-Unterschiede zwischen Geweben werden geringer (Kontrasteinbuße). Mit B_0 steigen suszeptibilitätsbedingte Feldinhomogenitäten, und es werden stärkere Gradienten zur Ortskodierung benötigt. Schließlich wächst die erforderliche HF-Leistung annähernd quadratisch. Da die chemische Verschiebung linear mit B_0 ansteigt, ergeben sich Vorteile für die Spektroskopie und Nachteile in der Bildgebung durch ausgeprägtere Artefakte.

Ein wesentliches Qualitätskriterium des Magneten ist seine Homogenität. Ein inhomogenes Feld

(T2*-Verkürzung) bewirkt Signalverluste (besonders für EPI und GE) sowie Bildunschärfen („Blurring“) oder Verzerrungen. Zur Feldhomogenisierung dient eine Shimeinheit, mit der Zusatzfelder erzeugt werden, die sich dem Grundfeld überlagern.

Das statische Feld fällt außerhalb der Magnetöffnung nicht schlagartig auf null, sondern klingt mit wachsendem Abstand ab. Dieses Streufeld übt eine Kraftwirkung auf magnetische Substanzen aus (Projektilwirkung), wodurch sich z.B. Metallimplantate verlagern können. Für Träger von Herzschrittmachern gilt ein Grenzwert von 0,5 mT.

Magnettypen. Zur Erzeugung des Grundfelds kommen 3 Magnettypen zum Einsatz (Tab. 1.5):

- *Supraleitende* Magnete (Abb. 1.23 a) nutzen die verlustfreie elektrische Leitung bestimmter Legierungen (z.B. Niob-Titan) bei Tiefsttemperaturen. Das B_0 -Feld wird mittels Solenoidspulen erzeugt, in denen ohne äußere Energieversorgung ein Gleichstrom widerstandsfrei fließt. Zur Aufrechterhaltung der Supraleitung ist eine perma-

➡ Nach gegenwärtigem Kenntnisstand werden durch statische Magnetfelder bis zu 7 T keine Gesundheitsschäden verursacht. Für Träger von Herzschrittmachern gilt ein Grenzwert von 0,5 mT.

➡ Ein wesentliches Qualitätskriterium des Magneten ist seine Homogenität.



Tab. 1.5 → Eigenschaften verschiedener Ganzkörper-magnetsysteme

Magnettyp	Vorteile	Nachteile
Supraleitender Magnet	hohe Feldstärke ($\leq 9,4\text{ T}$) gute Homogenität und Stabilität SRV hoch	großes Streufeld hohe Anschaffungs- und Betriebskosten
Widerstandsmagnet	offene Bauweise möglich geringe Anschaffungskosten Schnellabschaltung möglich	begrenzte Feldstärke ($\leq 0,3\text{ T}$) SRV begrenzt großer Stromverbrauch
Permanentmagnet	offene Bauweise möglich kleines Streufeld geringe Betriebskosten	begrenzte Feldstärke ($\leq 0,3\text{ T}$) SRV begrenzt anfällig für Temperaturschwankungen

nente Kühlung durch flüssiges Helium (Siedepunkt 4,2 K) notwendig. Die Spule befindet sich in einem durch einen Hochvakuummantel und Strahlungsschilde thermisch isolierten Tank (Kryostat). Um Abdampfverluste zu minimieren,

besitzen moderne Magnete einen Kryo-Refrigerator (Kaltkopf), der die Schildtemperatur bei etwa 20 K stabilisiert. Eine Schnellabschaltung des Magneten ist nicht möglich. Bei Zusammenbruch der Supraleitung entsteht spontan ein elektrischer Widerstand, sodass der Spulenstrom und damit das Magnetfeld unter erheblicher Wärme-freisetzung und raschem Verdampfen des Heliums abfällt („Quench“). Ein Quench kann z.B. durch Ausfall des Kühlsystems, mechanische Vibrationen oder induzierte Felder ausgelöst werden.

- Bei *Widerstandsmagneten* wird das Grundfeld durch eine normalleitende Spule erzeugt. Die große Leistungsaufnahme ($> 15\text{ kW}$) macht eine effiziente Wasserkühlung erforderlich. Aufgrund der Leistungs- und Kühlungsanforderungen sind nur relativ geringe Feldstärken praktikabel.
- Permanentmagnete* (Abb. 1.23 b) besitzen Polschuhe aus ferromagnetischen Materialien, die durch ein Eisenjoch verbunden sind. Für Ganzkörper-tomographen ergeben sich erhebliche Massen ($> 10\text{ t}$). Eine Abschaltung ist nicht möglich.

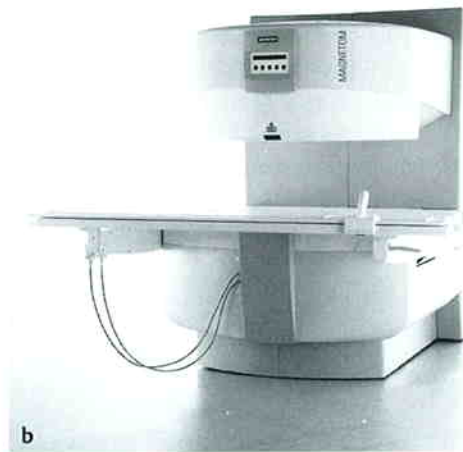


Abb. 1.23 a u. b Magnettypen.

- a Supraleitender Ganzkörpermagnet (3 T; Philips Intera Achieva).
- b Permanentmagnet in offener Bauweise (0,2 T; Siemens MAGNETOM Concerto).

Gradientensystem

Zur Erzeugung der Gradientenfelder dient ein Satz von 3 orthogonalen Spulen. Mit Strömen von mehreren 100 A erreichen moderne Gradientenverstärker für Ganzkörpersysteme z.B. 40 mT/m mit Anstiegszeiten von $200\text{ }\mu\text{s}$. Die Gradientenschaltungen erzeugen mechanische Kräfte, wodurch es im Magneten zu einer erheblichen Geräusentwicklung

kommen kann. Zur Vermeidung von Gehörschäden muss der Schallpegel am Ohr des Patienten auf maximal 99 dB(A) begrenzt bleiben (z.B. durch Anlegen eines Gehörschutzes) (EN 2002).

Mit dem An- bzw. Abschalten der Gradienten werden in umgebenden Leitern (z.B. im Kryostaten) Wirbelströme induziert, die ihrerseits zeitabhängig-

Im Magneten kann es zu einer erheblichen Geräusentwicklung kommen, wobei der Schallpegel am Ohr des Patienten zur Vermeidung von Gehörschäden höchstens 99 dB(A) betragen darf (evtl. Gehörschutz) (EN 2002).

ge Magnetfelder erzeugen. Dies beeinträchtigt die Gradientenpulsform sowie die Feldhomogenität und damit die Bildqualität. Eine effiziente Unterdrückung bzw. Kompensation von Wirbelströmen ermöglichen aktiv abgeschirmte Gradientensysteme sowie eine gezielte Überhöhung der Gradientenflanken („Preemphasis“).

Die Gradientenschaltungen bedeuten eine zeitliche Magnetfeldänderung dB/dt und induzieren ein

☛ Für Ganzkörper-Gradientensysteme gilt im bestimmungsgemäßen Betrieb ein dB/dt -Grenzwert von 20 T/s (EN 2002).

HF-Einheit

Die HF-Einheit besteht aus Sende- und Empfangsverstärkern und HF-Spulen. Um eine Störung des Rundfunkempfangs durch die Anlage bzw. eine Einkopplung externer Signale zu vermeiden, wird der Tomograph innerhalb eines Faraday-Käfigs installiert.

Bei Ganzkörpersystemen ist eine ausreichend große Körperspule (meist zirkular polarisierter *Birdcage-Resonator*) in die Patientenröhre integriert. Für die Bildqualität ist nicht die Signalstärke, sondern das SRV (bzw. das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis) maßgeblich. Rauschen entsteht u. a. aufgrund der thermischen Elektronenbewegung in der Empfangsspule. Daneben induzieren HF-Pulse in biologischen Geweben aufgrund des Elektrolytgehalts Wirbelströme, sodass der Patient selbst eine starke Rauschquelle darstellt. Da das gesamte Volumen der Empfangsspule zur Rauschamplitude bei-

elektrisches Feld im Patienten. Wenn dieses hinreichend groß wird, kann eine Stimulation peripherer Nerven, Muskeln oder des Herzmuskels ausgelöst werden. Die dB/dt -Belastung wird durch die MR-Anlage automatisch überwacht, wobei für Ganzkörpergradientensysteme im bestimmungsgemäßen Betrieb ein dB/dt -Grenzwert von 20 T/s (EN 2002) gilt.

trägt, lässt sich das SRV durch die Wahl angepasster Spulen optimieren (Abb. 1.24; weitere Spezialspulen s. Kap. 4, 6 u. 8).

Zur Untersuchung peripherer Bereiche eignen sich Oberflächenspulen, die über der jeweiligen Körperregion fixiert werden. Diese werden häufig als reine Empfangsspulen eingesetzt, wobei die Körperspule zur Pulsanregung dient. *Phased-Array-Spulen* bestehen aus mehreren simultan betriebenen Teilspulen mit eigenen Empfangskanälen, die separat Bilder aufzeichnen. Anschließend werden diese rechnerisch zu einem Gesamtbild zusammengefügt. Damit werden einerseits Untersuchungen großer Regionen mit hoher Sensitivität sowie andererseits schnelle Parallelbildgebungstechniken möglich.

Bei der HF-Einstrahlung ist zu berücksichtigen, dass die Pulsleistung letztlich im Körper in Wärme

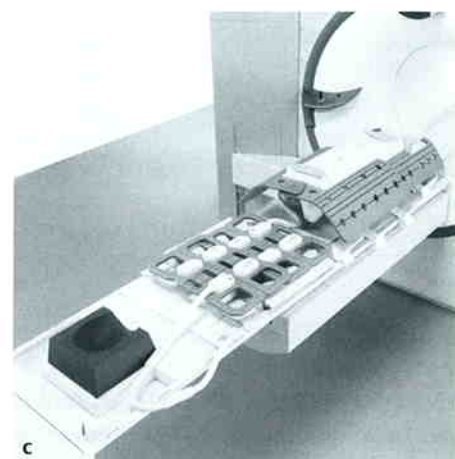
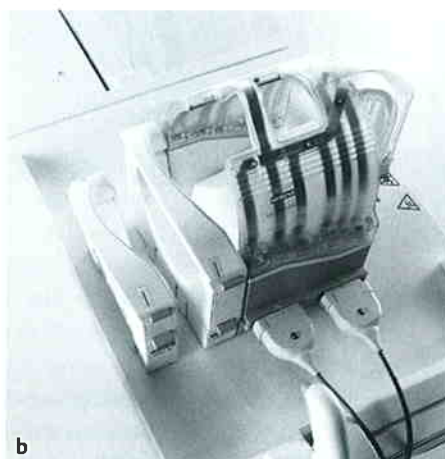
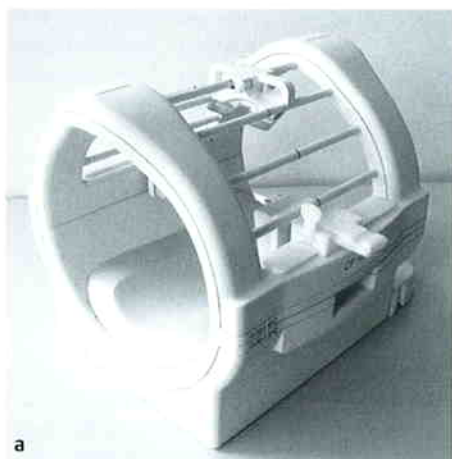


Abb. 1.24 a–c Verschiedene Spulenarten (Siemens).

a Zirkular polarisierte (circularly polarized [CP]) Birdcage-Kopfspule (Foto: S. Liebig).


b Phased-Array-Kopfspule.

c Phased-Array-Spule für Körperstammuntersuchungen.



umgewandelt wird. Zur Einschätzung der Erwärmung dient die spezifische Absorptionsrate (SAR; absorbierte Leistung pro kg Körpergewicht), die vor jedem Sequenzstart automatisch abgeschätzt


wird. Für den bestimmungsgemäßen Betrieb gelten ein Ganzkörper-SAR-Grenzwert von 2 W/kg bzw. eine maximale Temperaturzunahme für den ganzen Körper von 0,5°C (EN 2002).

 Gemäß EN (2002) gelten ein Ganzkörper-SAR-Grenzwert von 2 W/kg bzw. eine maximale Temperaturzunahme für den ganzen Körper von 0,5°C.

Rechnersystem

Der Steuerrechner kontrolliert die Patientenverwaltung, das Messsystem, die Datenerfassung und die Dokumentation. Zusätzlich werden meist ein separater Bildrechner sowie ggf. ein echtzeitfähiges System zur Ausführung des Pulsprogramms eingesetzt. Letzteres gestattet eine Adaption der Sequenz während der Bildgebung, z.B. zur Online-Bewegungskorrektur. Insbesondere 3-dimensionale Verfahren

und funktionelle Serien erfordern eine große Rechen- und Speicherkapazität und hohe Datentransferraten. Die Messdaten können mit verschiedenen Speichermedien gesichert werden (Festplatten als Zwischenspeicher, CD oder optische Datenträger als Dauerspeicher). Dokumentiert werden Untersuchungen z.B. mit einer Laserkamera.

 Der Steuerrechner kontrolliert die Patientenverwaltung, das Messsystem, die Datenerfassung und die Dokumentation, was eine große Rechen- und Speicherkapazität erforderlich macht.

Literatur

EN 60601-2-33: Medizinische elektrische Geräte – Teil 2-33: Besondere Festlegungen für die Sicherheit von Magnetresonanzgeräten für die medizinische Diagnostik. Brüssel 2002.

Mansfield, P., P.G. Morris: NMR imaging in biomedicine. Adv. Magn. Reson. 2 (1982) 354.