

6. Grundlagen der bildgebenden Modalitäten

6.1 Sonographie

Die Sonographie ist ein sehr weit verbreitetes, häufig eingesetztes und kostengünstiges Verfahren in der Bildgebung. Die verwendeten Ultraschallwellen liegen oberhalb der vom Menschen wahrnehmbaren Schallfrequenzen, also oberhalb von 20 kHz. Zum klinischen Einsatz kommen gewöhnlich Frequenzen von 2 MHz bis 20 MHz. Als auf Ultraschallwellen basierendes Verfahren werden vom Schallkopf aus Impulse ausgesendet, die an Grenzflächen reflektiert werden. Die reflektierten Schallwellen werden kontinuierlich vom Schallkopf aufgefangen, die empfangenen Echos werden nach Phase, Frequenz und Amplitude zugeordnet. Auf Grenzflächen zwischen zwei Medien mit unterschiedlicher akustischer Impedanz auftreffende Schallwellen werden zum Teil als Schallecho reflektiert, zum Teil breiten sie sich im zweiten Medium weiter aus. Da eine räumliche Zuordnung der eintreffenden Echos von reflektierenden Strukturen in verschiedenen Tiefen nur anhand des zeitlichen Abstandes ihres Eintreffens möglich ist, muß der ausgesandte Impuls im Vergleich zur Empfangszeit möglichst kurz sein (84,85).

Das Auftreten elektrischer Spannungen an der Oberfläche bestimmter Kristalle bei der Anwendung von Druck wird als piezoelektrischer Effekt bezeichnet. Dieser Effekt wurde 1883 erstmals von Pierre Curie beschrieben. Bei der Erzeugung werden die piezoelektrischen Kristalle der Schallsonde durch einen kurzen Spannungsstoß verformt, was zur

Schallemission führt. Beim Empfang der vom Gewebe reflektierten Schallwellen bewirken diese eine Kompression der piezoelektrischen Elemente mit konsekutiver Spannungserzeugung (piezoelektrischer Effekt). Spannung und Schallintensität verhalten sich hierbei proportional zueinander. Die Schallfrequenz hängt von der Kristalldicke und der angelegten Spannung ab. Die Schallsonde dient periodisch wechselnd sowohl als Sender als auch als Empfänger. Die heute eingesetzten piezoelektrischen Elemente bestehen heute meist aus Bleizirkonat, Bariumtitanat, Lithiumsulfat oder künstlichen keramischen Stoffen (86,87).

Die diagnostische Aussagekraft der Sonographie des Pankreas hängt sehr von den individuellen Untersuchungsbedingungen ab. Bei schlanken Patienten bei denen keine störenden Darmgasüberlagerungen die Einsehbarkeit des Pankreas einschränken, kann mit dieser nicht-invasiven kostengünstigen und weit verbreiteten Untersuchungsmethode sehr effizient das Vorliegen von fokalen Pankreasläsionen weiter eingegrenzt werden (88,89).

Seit einigen Jahren werden auch intravenöse Ultraschallkontrastmittel zur Erhöhung der Echogenität bestimmter perfundierter anatomischer Strukturen in der Diagnostik eingesetzt. Die bisher entwickelten Ultraschallkontrastmittel basieren auf der Echogenität feinsten Gasbläschen mit einer Durchschnittsgröße von 2 – 3 µm. Das in den letzten Jahren eingeführte Kontrastmittel Levovist (Schering AG, Berlin, Deutschland), eine Galaktose-Mikropartikel Suspension ermöglicht durch

den Zusatz einer Fettsäure nunmehr auch eine Lungenpassage des Kontrastmittels ohne Auflösung der Gasbläschen. Somit können auch abdominelle Organe, wie Leber oder Pankreas in einer dynamischen Kontrastierungsphase untersucht werden (90-93).

6.2 Computertomographie

Die Einführung der Computertomographie 1971 ermöglichte erstmals die zweidimensionale überlagerungsfreie Darstellung des Körpers (94).

Für die Entwicklung dieser Methode wurden Allan M. Cormack und Godfrey Hounsfield 1979 mit dem Nobelpreis für Medizin ausgezeichnet (95).

Technische Weiterentwicklungen führten 1989 zur Einführung des sogenannten Spiral- oder Helical-CT. Bei der Spiral-CT wird während einer kontinuierlichen Röhrenrotation auch der Patiententisch mit einer definierten gleichmäßigen Geschwindigkeit vorwärtsbewegt. Im Gegensatz zur bis dahin verwendeten konventionellen CT mit der Erfassung von einzelnen Aufnahmen Schicht für Schicht, erfolgt bei der Spiral-CT eine kontinuierliche Volumenabtastung. Die Datenaufnahme erfolgt kontinuierlich, wobei der Focus der Röntgenröhre sich spiralförmig um den Patienten bewegt und ein Bild pro Rotation erzeugt und so eine schnelle Datenakquisition auch längerer Abschnitte in Atemstillstand ermöglicht (96,97).

1998 wurden erstmals sogenannte Mehrschicht (-zeilen) Spiral-CT-Geräte (MSCT) klinisch eingesetzt. Mit diesen Systemen wurde eine

gleichzeitige Erfassung mehrerer Schichten in z-Richtung während einer 360°-Röhrenrotation im Subsekundenbereich möglich. Die MSCT-CT Geräte erlauben gegenwärtig die simultane Akquisition von bis zu 16 Schichten. Durch die sehr schnelle und zeitgleiche Abtastung mehrerer Schichten, können sehr lange Körperabschnitte in sehr kurzer Zeit und mit sehr dünnen Schichtdicken untersucht werden. Für die Leber- und Pankreasdiagnostik ergibt sich hiermit die Möglichkeit zur Darstellung des gesamten Organs in weniger als 10 s (98,99).

6.3 Positronenemissionstomographie

Die Positronenemissionstomographie (PET) ist ein neues nicht-invasives diagnostisches Verfahren, um die biochemische Stoffwechselaktivität mit Hilfe von radioaktiv-markierten Substanzen im Körper zu erfassen. Der Einsatz von PET mit 2-[fluorine-18]fluoro-2-desoxy-D-glucose (^{18}F FDG) verbessert signifikant die Genauigkeit bei der Tumorbildgebung und das Verfahren hat hinsichtlich onkologischer Anwendungen breite Akzeptanz beim initialen Tumor-Staging, bei Tumor-Rezidiven und beim Monitoring des therapeutischen Ansprechens erlangt (100,101).

Die Ganzkörperdarstellung der ^{18}F -Verteilung erfolgt mit einem PET-Scanner, der während des radioaktiven Zerfalls die emittierten Positronen lokalisiert. Grundsätzlich verbindet sich jedes emittierte Positron sofort mit einem der Elektronen, die den Kern des Fluoratoms umgeben, und ein Zerfallsprozess beginnt, d.h. die Masse des Positrons und des Elektrons wird in energiereiche Photonen umgewandelt. Hierbei führt der Zerfallsprozess zur Emission zweier Photonen mit einer Energie

von jeweils 511 keV, die in einem Winkel von 180° in jeweils entgegengesetzter Richtung ausgesendet werden. Wenn zwei gegenüberstehende Detektoren zeitgleich beide Quanten messen, ist das der Nachweis, daß eine Positronenemission stattgefunden hat. Mit Hilfe von Rekonstruktionsalgorithmen wird der Ort des radioaktiven Zerfallsereignisses im Patienten lokalisiert.

Die für den klinischen Einsatz optimierten PET-Scanner beruhen derzeit auf in Blöcken zusammengefassten Wismutgermanat-Szintillationskristallen (BGO-Blockdetektoren). Aktuelle Entwicklungen zeigen hinsichtlich Sensitivität, Auflösung und Zählratenverhalten mögliche Vorteile bei der Verwendung von z.B. Lutetium-Oxyorthosilikat (LSO). Ganzkörper-PET-Aufnahmen erhält man durch die Dokumentation aufeinanderfolgender und überlappender Bilder, während der Patient durch die Gantry des Gerätes bewegt wird.

Der diagnostische Nutzen und die Sensitivität der PET ist für eine Reihe von malignen Tumorerkrankungen gezeigt worden. Beim Nachweis von Pankreaskarzinomen hat die PET eine hohe Sensitivität, die Spezifität kann jedoch durch Entzündungen oder Infektionen beeinträchtigt sein, die jeweils zu einem falsch-positiven Ergebnis führen können (102-104).

6.4 Magnetresonanztomographie

1938 beobachtete Isidor Isaak Rabi erstmals das Phänomen der Kernresonanz an Gasen. Unabhängig voneinander gelang es im Jahr

1945 Rabi's Schüler Felix Bloch an der Stanford Universität und Edward Purcell an der Harvard Universität die magnetische Kernresonanz an festen und flüssigen Substanzen nachzuweisen, wofür sie 1954 den Nobelpreis für Physik erhielten (105). In den 1950-er Jahren wurde die magnetische Kernresonanz für Fragestellungen der Chemie und Physik bereits regelmässig angewendet. Für die Analyse chemischer Verbindungen und chemischer Reaktionsabläufe erlangte insbesondere die magnetische Kernresonanz-Spektroskopie schon früh an Bedeutung. Im Jahr 1973 wurde durch Paul Lauterbur erstmals ein Verfahren vorgestellt, das eine Bildgebung mit Hilfe der magnetischen Kernresonanz ermöglichte. Die wegweisende Idee Lauterbur's war die Einführung magnetischer Gradientenfelder zur Ortskodierung der Kernresonanzsignale (106).

Mit der Weiterentwicklung und dem Einsatz stärkerer und homogenerer supraleitender Magnete bis 3 Tesla Magnetfeldstärke und schneller Gradienten ist die Magnetresonanztomographie heute eines der leistungsfähigsten bildgebenden Verfahren in der medizinischen Diagnostik. Für seine Verdienste um die Entwicklung der Magnetresonanztomographie erhielt Paul Lauterbur 2003 den Nobelpreis für Physik (107).

Bei der Magnetresonanztomographie wird der Patient einem sehr starken statischen Magnetfeld ausgesetzt. Üblicherweise werden Magnetfeldstärken zwischen 1,0 Tesla und 1,5 Tesla eingesetzt. Erste Ganzkörpergeräte mit 3,0 Tesla Magnetfeldstärke sind jedoch schon im

Einsatz. Durch das statischen Magnetfeld wird das magnetische Moment („Spin“) der Protonen im Körper des Patienten ausgerichtet. Durch einen Hochfrequenzimpuls werden diese Spins angeregt und die bei der Relaxation entstehenden Signale werden mit Hilfe von magnetischen Gradientenfeldern lokalisiert. Die gewonnenen Signale werden mit Empfangsspulen ausgelesen und durch mathematische Rechenschritte (Fourier-Transformation) in ein Bild umgewandelt. Die empfangenen Signale werden von den Relaxationszeiten T1 und T2, der Protonendichte, sowie einer Vielzahl weiterer Faktoren beeinflusst. Eine Besonderheit der MRT bildet hierbei die Tatsache, dass das Signal sowohl durch physikalische (z.B. Protonendichte) und chemische (z.B. Molekülwechselwirkungen), als auch biologische (z.B. Fluss) Faktoren beeinflusst wird (108).

6.4.1 Physikalische Grundlagen

In einem äusseren Magnetfeld werden Protonen durch Beeinflussung des Protonenkerns ausgerichtet. Theoretisch könnten eine Vielzahl von Elementen zur Signalgebung für die magnetresonanztomographische Bildgebung genutzt werden. Aufgrund der natürlicherweise in grosser Anzahl im Körper vorhandenen Protonen und der hohen Sensitivität für das MR-Signal werden aber für die MR-Bildgebung praktisch keine anderen Elemente verwendet.

Das individuelle magnetische Moment kann hierbei nur zwei Ausrichtungen aufweisen, aber der Nettomagnetisierungsvektor einer

Gruppe von Protonen kann jede Richtung annehmen. Übereinkunftsgemäss wird die Richtung des statischen Magnetfeldes B_0 als z-Achse oder longitudinale Achse definiert und die senkrecht hierzu liegende Achse als x-y-Achse (bzw. transversale Achse). Das magnetische Moment oder der Spin präzediert mit einer spezifischen Frequenz, der sogenannten Larmor-Frequenz. Die Präzessionsfrequenz ist abhängig von der statischen Magnetfeldstärke und je grösser das anliegende statische Magnetfeld, um so grösser ist auch die Präzessionsfrequenz.

Vor einem Hochfrequenz- (HF)-Impuls liegt die Ausrichtung der Protonen entlang des statischen Magnetfeldes B_0 , das heisst, entlang der z-Achse. Die Spins können aber nur nachgewiesen werden, wenn die Magnetisierung in der transversalen Ebene vorliegt. Die Ausrichtung kann durch einen HF-Puls so gestört werden, dass der Nettomagnetisierungsvektor nicht mehr entlang des statischen Magnetfeldes B_0 ausgerichtet ist; die Spins werden hierbei durch das Magnetfeld B_1 einer Transmitter-Spule so abgelenkt, dass der Nettomagnetisierungsvektor von der Ausgangsausrichtung entlang der z-Achse wegrotiert. Nach einem Hochfrequenzimpuls bildet die Summe aller Magnetisierungsvektoren im Messvolumen, die noch longitudinal (longitudinale Magnetisierung) und transversal (transversale Magnetisierung) zum statischen Magnetfeld ausgerichtet, den Nettomagnetisierungsvektor im Gewebe.

Für die Zuordnung der Ortsinformation eines empfangenen Signals wird die Proportionalität zwischen Präzessionsfrequenz und der Magnetfeldstärke am Ort des Spins ausgenutzt. Hierzu werden dem statischen Magnetfeld magnetische Gradientenfelder in 3 Raumebenen überlagert, damit die Präzessionsfrequenzen aller Spins in Abhängigkeit von ihrer Position im Raum unterschiedlich sind.

Da ein HF-Puls einer bestimmten Frequenz nur die Spins mit der korrespondierenden Präzessionsfrequenz anregt, können durch Magnetfeldgradienten nur die Spins in einer bestimmten Schicht angeregt werden. Während der Signalauslesung wird ein weiterer Gradient in der angeregten Schicht in einer anderen Raumrichtung geschaltet. Das führt in der Folge zu Spins mit unterschiedlicher Präzessionsfrequenz an unterschiedlichen Stellen in der angeregten Schicht und das ausgelesene Signal resultiert aus magnetischen Momenten unterschiedlicher Frequenz. Da das Signal über verschiedene Zeiten gemessen wird, ermöglicht dieses die nachträgliche Signalzuordnung zu verschiedenen Punkten. Der dazu notwendige mathematische Algorithmus stellt die nach dem Mathematiker Joseph B. Fourier benannte Fourier-Transformation dar (109). Für die Signalzuordnung in der 3. Ebene (Zeilen) wird noch ein weiterer Gradient zwischen HF-Puls und Signalauslesung eingesetzt, der zu einem bestimmten Zeitpunkt zur Präzession der Spins bestimmter Zeilen einer Schicht mit unterschiedlicher Frequenz führt. Im Ergebnis führt dieser als Phasenkodierschritt bezeichnete Vorgang zu verschiedenen Phasen

der Spins in verschiedenen Zeilen. Die Gesamtheit der Anregungsimpulse, Gradienten und Auslesungen wird als MR-Sequenz bezeichnet. Zur vollständigen Erfassung ist eine Serie von aufeinanderfolgenden Messungen erforderlich und die zwischen aufeinanderfolgenden HF-Anregungen und Auslesung gelegene Zeit wird als Repetitionszeit (TR) bezeichnet.

Als Flipwinkel bezeichnet man den Winkel zwischen dem statischen Magnetfeld und den abgelenkten Nettomagnetisierungsvektor. Der Flipwinkel ist abhängig von der Stärke und Dauer des HF-Pulses. Der gewählte Flipwinkel hängt von der gewählten Untersuchungsmethode ab, bei Spinecho (SE)-Sequenzen wird z.B. ein Flipwinkel von 90° verwendet; kleinere Flipwinkel, die nur einen Teil des Nettomagnetisierungsvektors rotieren, kommen bei Verwendung von Gradientenecho-Sequenzen (GRE) zum Einsatz (Abb. 6.1).

Die Akquisitionszeit ergibt sich aus der Matrix, dem TR und der Anzahl der Anregungen. Bei dreidimensionalen MR-Verfahren werden dickere Schichten („Thick-Slab Technik“) angeregt. Diese Slabs werden dann durch Phasenkodierverfahren zugeordnet (siehe „schnelle Bildgebung“).

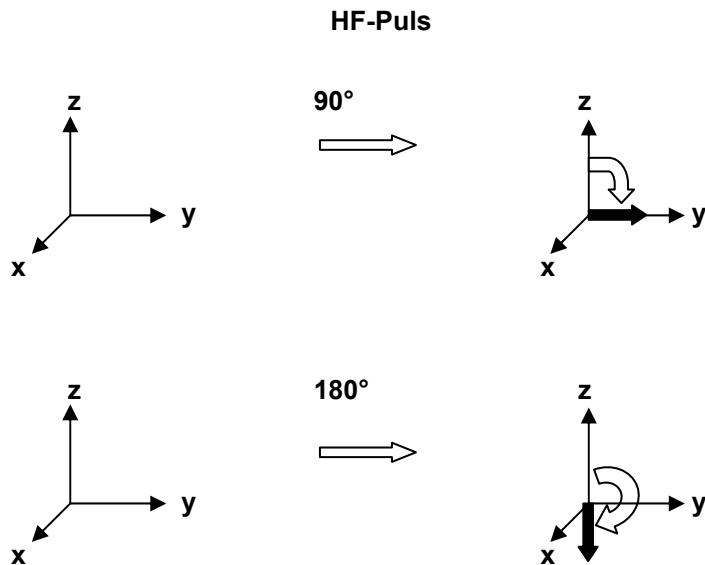


Abb. 6.1

Ein HF-Puls kann in Abhängigkeit von Dauer und Stärke unterschiedliche Flip-Winkel erzeugen.

6.4.2 T_1 - , T_2 -Relaxation und Gewebedifferenzierung

Nach der Anregung der Protonen führt die kohärente Präzession der Protonen zur Zunahme des Nettomagnetisierungsvektors in der Transversalebene und verursacht das mit Hilfe von Empfangspulen messbare MR-Signal. Die Relaxation ist die Wiederherstellung des Gleichgewichts der Spins nach einem HF-Puls. Aufgrund des energetisch günstigeren Zustandes, kehren die Spins nach Anregung durch einen HF-Puls wieder in die Ausgangspositionen zurück. Hierbei kommt es zu einer Zunahme des longitudinalen Magnetisierungsvektors und einer Abnahme des (nachweisbaren) transversalen Anteils (Abb.

6.2; 6.3). Diese Vorgänge werden als T1-Relaxationszeit und T2-Relaxationszeit bezeichnet.

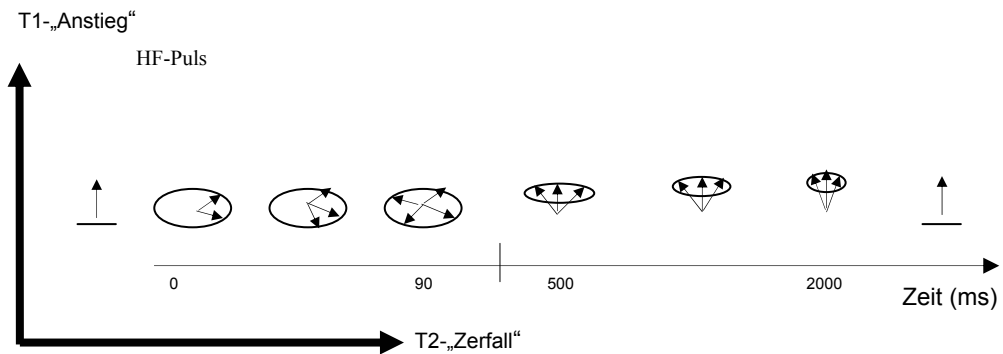


Abb. 6.2

Die T1-Relaxation und T2-Relaxation nach einem HF-Puls sind gleichzeitige Vorgänge, wobei die T2-Relaxation jedoch sehr viel schneller erfolgt als die T1-Relaxation.

Obwohl sich die T1- und T2-Relaxationszeiten in Abhängigkeit vom Wasseranteil gleichsinnig verändern, kommt es bei der Signalintensität zu gegenläufigen Veränderungen. Mit zunehmender T1-Wichtung nimmt das Signal ab, im Gegensatz hierzu, nimmt das Signal mit zunehmender T2-Wichtung zu.

Gewebe mit kurzer T1-Relaxationszeit (z.B. Fett) relaxieren schneller als Gewebe mit langer T1-Relaxationszeit und sind auf T1-gewichteten Aufnahmen hyperintens. Da die T1- und T2-Relaxationszeiten gewebeabhängig bis zu einem Faktor 10 variieren können, bildet die Relaxation die wesentliche Einflussgröße für den Bildkontrast bei der MR-Bildgebung.

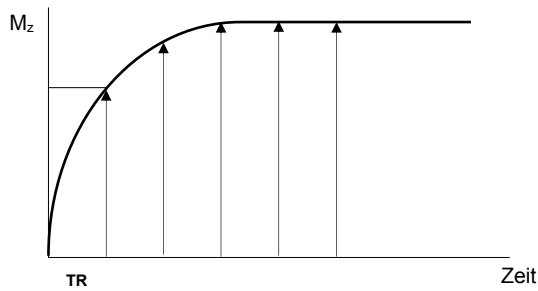


Abb. 6.3

Darstellung der Wiederzunahme der longitudinalen Magnetisierung (M_z) nach einem HF-Puls in Abhängigkeit von der T1-Relaxationszeit.

6.4.3 Magnetfeldstärke, Relaxationszeiten und Signalintensität

Mit zunehmender Magnetfeldstärke kommt es zwar in allen Geweben zu einer Zunahme der T1-Relaxationszeit, aber der T1-Anstieg hängt auch wesentlich von der Gewebart ab (110). Basierend auf der unterschiedlichen molekularen Zusammensetzung ist der T1-Relaxationsanstieg bei Fettgewebe mit Zunahme der Magnetfeldstärke schwächer, als bei anderen Geweben, und aufgrund der umgekehrten Beziehung von T1-Relaxationszeit und Signalintensität erscheint mit zunehmender Magnetfeldstärke Fettgewebe signalintensiver als andere Gewebe. Einen potentiellen Nachteil stellen hierbei die durch Bewegung verursachte, und daher insbesondere bei der Abdomenbildgebung relevante, sogenannte „Ghosting“-Artefakte dar, die üblicherweise bei Bewegung signalhyperintenser Gewebe stärker die Bildqualität beeinträchtigen, als bei signalhypointensen Strukturen.

Die Bildschärfe und der subjektive Bildeindruck eines scharfen oder unscharfen Bildes werden zum Teil durch das Signal-Rausch-Verhältnis gekennzeichnet. Ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis bedeutet, dass ein Bild schärfer und weniger körnig erscheint.

Insgesamt haben bei der Magnetresonanztomographie eine Reihe von Faktoren Einfluss auf das Signal-Rausch-Verhältnis. Eine grössere Magnetfeldstärke bewirkt grundsätzlich ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis, aber Bewegungsartefakte können umgekehrt den Vorteil des verbesserten Signal-Rausch-Verhältnisses limitieren. Darüberhinaus haben die Konfiguration und Sensitivität der Empfangsspulen sowie der Abstand zum untersuchten Gewebe Einfluss auf das Signal-Rausch-Verhältnis und schliesslich findet sich auch mit zunehmender räumlicher Auflösung eine Abnahme des Signal-Rausch-Verhältniss proportional zum Voxelvolumen (111-113).

Grundsätzlich ist ein hohes Signal-Rausch-Verhältnis anzustreben, aber da das menschliche Auge Qualitätsunterschiede nur im begrenzten Umfang wahrnehmen kann, sollte mit Rücksicht auf den Patienten ein Kompromiss aus diagnostischer Bildqualität und Untersuchungsdauer angestrebt werden.

6.4.4 MR-Sequenzen und Techniken

6.4.4.1 Spinecho- und Gradientenecho-Sequenzen

In der einfachsten Variante besteht die Pulsfolge von Spinecho-Sequenzen (SE-Sequenzen) aus zwei HF-Pulsen. Hierbei folgt einem initialen 90° -Impuls nach einer Zeit π (üblicherweise in der Mitte des Datenakquisitionsfensters) ein 180° -Impuls. Durch den ersten Impuls wird die longitudinale in eine transversale Magnetisierung umgewandelt und die transversale Magnetisierung zerfällt. Der zweite Impuls führt zum Vorzeichenwechsel der präzedierenden Spins, wobei die Drehrichtung und Präzessionsgeschwindigkeit jedoch erhalten bleiben. Die Zeit zwischen dem HF-Impuls und dem Spinecho in der Mitte des Datenakquisitionsfensters wird als Echozeit (TE) bezeichnet. Feldinhomogenitäten oder Suszeptibilitätsdifferenzen werden durch den 180° -Impuls ausgeglichen.

Der Bildkontrast bei Verwendung von Spinecho-Sequenzen hängt von den Relaxationszeiten T1 und T2 sowie von der Protonendichte ab. Untersuchungen mit kurzer Repititionszeit (TR) und TE führen zu T1-gewichteten Aufnahmen. Untersuchungen mit langer TR und TE zu T2-gewichteten Aufnahmen und bei langer TR und kurzer TE entstehen sogenannte Protonendichte-gewichtete Aufnahmen.

Während bei der Spinecho-Sequenz durch den ersten 90° Impuls die gesamte longitudinale Magnetisierung in transversale Magnetisierung umgewandelt wird, kommt es bei der Verwendung von

Gradientenechosequenzen (GRE) nur zu einer teilweisen Rotation der longitudinalen Magnetisierung. Die Gradientenecho-Technik beinhaltet keinen 180° Refokussierungsimpuls und ist prinzipiell empfindlicher gegenüber Inhomogenitäten des Magnetfeldes (Inhomogenitäten des statischen Magnetfeldes, Suszeptibilitätsartefakte). Die transversale Relaxationszeit wird hier T_2^* genannt und beinhaltet sowohl die T_2 -Relaxationszeit als auch zusätzliche Dephasierungsmechanismen als Folge der oben genannten Magnetfeldinhomogenitäten und Suszeptibilitäten. Durch die bei GRE-Sequenzen verkürzten Echozeiten (TE) besteht die Möglichkeit, Dephasierungseffekte zu verringern. Mit einer Verringerung der Repetitionszeit bei GRE-Sequenzen kommt es zu einem schlechteren Signal-Rausch-Verhältnis, was zum Teil durch Verwendung kleinerer Anregungswinkel kompensiert werden kann.

Schnelle und Ultraschnelle Bildgebung

Um die Erzeugung von MRT-Bildern zu beschleunigen wurde eine Reihe neuer Bildgebungstechniken entwickelt.

Das Prinzip der sogenannten Turbo-Spinecho-Sequenzen besteht in der Verwendung mehrerer, jeweils neu phasenkodierter Echos zur Auffüllung der Fourierzeilen des k -Raumes. Die Anzahl von Spinechos pro Anregung wird als „Echo train length“ oder „Turbofaktor“ bezeichnet. Der T_2 -Kontrast bei TSE-Sequenzen wird maßgeblich von dem TE der Echos beeinflusst. TSE-Sequenzen haben die konventionelle Spinecho-Technik in weiten Teilen abgelöst (114).

Gegenwärtig erfolgt bei allen MR-Sequenzen die Datensammlung im k-Raum. Unter der Annahme eines symmetrischen k-Raumes wird bei der sogenannten Half-Fourier-Bildgebung nur der halbe k-Raum mit Daten gefüllt und vor der Bildrekonstruktion mittels Phasenkorrekturschritten wiederaufgefüllt. Durch die Kombination einer TSE-Sequenz mit der Half-Fourier-Bildgebung können mit einer Anregung und multiplen phasenkodierten Echos alle zur Bildrekonstruktion relevanten Daten einer Schicht als „Single-Shot Technik“ rekonstruiert werden. Eine solche zum Beispiel für die Magnetresonanzcholangio-pankreatikographie (MRCP) genutzte Technik ist die HASTE-(Half Fourier Single Shot Turbo Spin Echo) Sequenz (115).

Der Begriff „ultraschnelle“ MRT wird gegenwärtig nur für die Echoplanare (EPI)-Bildgebung verwendet. Hierbei werden durch eine Anregung und multiple phasenkodierte Gradientenechos die Daten für ein Bild in 80 bis 100 ms akquiriert. Bezüglich der Abdomen-Bildgebung mit EPI-Sequenzen ist hierbei aber eine sorgfältige Sequenzauswahl zur Vermeidung von Artefakten notwendig (116,117).

Die Verwendung sogenannter kontrastdomanter k-Raum-Ausleseprofile (z.B. CENTRA) findet neuerdings z.B. bei der MR-Angiographie Anwendung (siehe 6.4.5.3) (118).

6.4.4.2 Magnetresonanzcholangiopankreatikographie

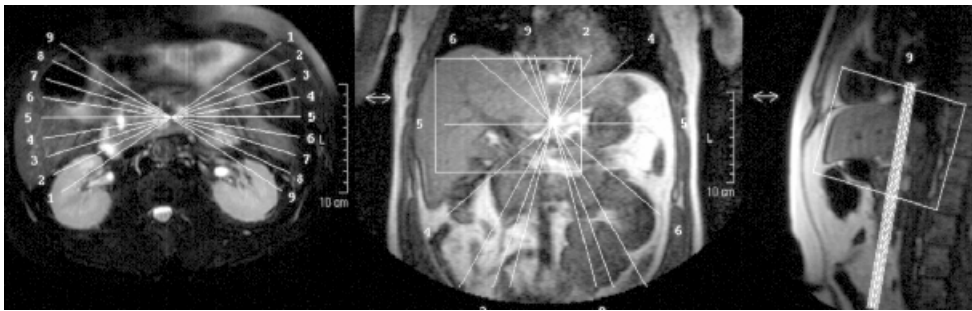
Seit der Publikation von Wallner und Mitarbeitern (119) über den Einsatz der Magnetresonanzcholangiopankreatikographie (MRCP) haben eine

Reihe von Untersuchern den Stellenwert dieser nicht-invasiven bildgebenden Modalität untersucht. Dabei fand sich beim Einsatz der MRT/MRCP eine sehr hohe Genauigkeit für die Detektion von den unterschiedlichsten Veränderungen am pankreatikobiliären System (z.B. Dilatationen, Stenosen, Strikturen, Tumoren, Konkremente) (120-122).

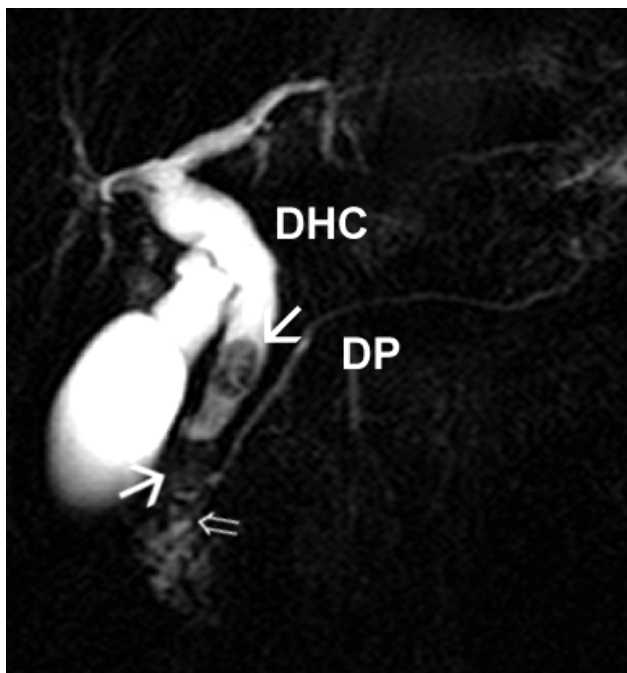
Eine Vielzahl von unterschiedlichen Sequenzen ist für die Darstellung des pankreatikobiliären Systems verglichen worden. Die initial verwendeten GRE-Sequenzen werden aufgrund der häufig anzutreffenden Artefakte heute weniger verwendet. Die optimale Sequenzwahl bei der MRCP hängt von der vorhandenen Soft- und Hardware-Konfiguration des verwendeten MR-Systems ab (123-127).

Heute werden im wesentlichen zwei unterschiedliche Ansätze für die MRCP eingesetzt: sogenannte Single-Shot Thick-Slab Turbo Spinecho (TSE) T2-gewichteten Sequenzen und Multisection Thin-Slice TSE-Sequenzen.

Bei der Single-Shot Thick-Slab TSE Sequenz (z.B. TR/TE 8000/1000; TF 255) kommen in der Regel 20-50 mm dicke Einzelschichten, die parakoronar in unterschiedlichen Winkeln (z.B. neun Winkel; -30° bis $+30^{\circ}$) akquiriert werden, zum Einsatz. Es handelt sich um eine sehr schnelle Untersuchung, die Darstellung des gesamten pankreatikobiliären Systems mit neun Winkeln dauert weniger als 60 s (Abbildung 6.4 a, b).



(a)



(b)

Abb. 6.4 a,b: MRCP bei einem Patienten mit Choledocholithiasis und Oberbauchschmerzen. **(a)** Parakoronare Planung mit 9 Winkeln (-30 bis +30°) in Thick-Slab TSE Technik (8000/1000 TR/TE). **(b)** Proximal erweiterter Ductus choledochus (DHC), distal Darstellung von zwei grossen signalarmen Konkrementen (Pfeile). Ductus pancreaticus (DP) nicht erweitert bis zur Papille dargestellt (offener Pfeil).

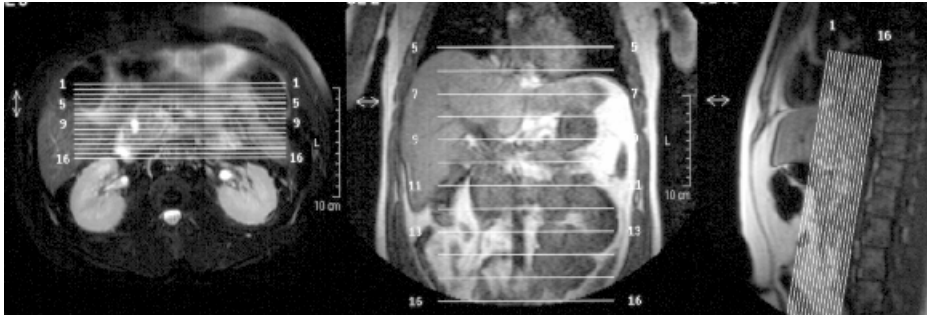
Da bei der Single-Shot Thick-Slab MRCP keine zusätzliche Nachverarbeitung notwendig ist, eignet sich diese schnelle Technik auch für sequentielle Akquisitionen nach Sekretinstimulation bei nicht

erweiterten Pankreasgang (128). Mögliche Einschränkungen bei der Visualisierung der duktaalen Strukturen können sich durch die Überlagerung flüssigkeitsgefüllter Magen oder Darmstrukturen ergeben; gegebenenfalls kann ein T2-negatives orales Kontrastmittel verabfolgt werden. Die Darstellung von intraduktalen Konkrementen oder proteinhaltigen Substraten kann durch direkt umgebende Flüssigkeit verschlechtert sein und sollte zusätzlich mit der Multisection-Dünnschicht MRCP korreliert werden.

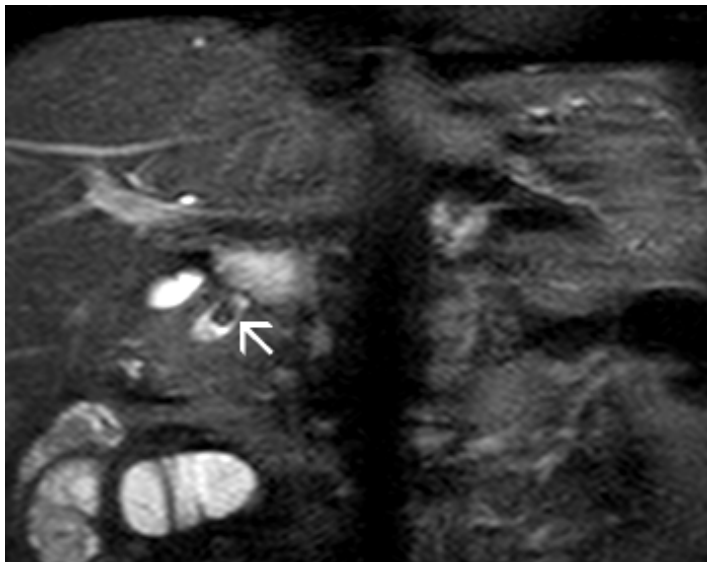
Die MRCP unter Verwendung der Multisection-Dünnschicht Technik beinhaltet eine Serie von dünnen Einzelschichten (meistens 4-5 mm), die im Vergleich zur Single-Shot Thick-Slab Technik meistens mit einer kürzeren Echozeit und einem kürzeren Echozug akquiriert werden. Die Bildqualität bezüglich der Einzelbilder wird weniger von der Patienten-Compliance oder von magnetischen Suszeptibilitätsartefakten beeinflusst. Die Akquisitionszeit beträgt weniger als 1 s/Schicht. Diese Sequenz erlaubt unter Berücksichtigung der Einzelschicht-Analyse den empfindlichen Nachweis von duktaalen Füllungsdefekten, z.B. durch kleine Konkreme (Abbildung 6.5 a, b)

In neueren Studien wurde der Stellenwert der zusätzlichen Sekretion im Rahmen der MRCP untersucht. Die hierbei gewonnenen Erkenntnisse über die exokrine Pankreassekretion und Flusssdynamik erlauben insbesondere bei nicht erweiterten Gangsystem die verbesserte Darstellung proximaler Gangabschnitte und kleiner Seitengänge. Bei

primär erweiterten Gangsystem zeigte sich keine signifikant verbesserte Detektion und Charakterisierung von duktalem Veränderungen (129-132).



(a)



(b)

Abb. 6.5 a,b: Multisection Dünnschicht- MRCP bei kolikartigen Oberbauschmerzen. **(a)** Koronare MRCP-Planung in 5 mm Schichtdicke. **(b)** Die Einzelbilder der Originaldaten MRCP (11521/66 [TR/TE]) erlauben die Darstellung eines signalarmen Konkrementes im distalen DHC. Im Gegensatz zur Single-Shot Thick-Slab-Technik deutliche Darstellung der duktalem Umgebungsstrukturen.

6.4.4.3 Magnetresonanzangiographie

Gegenwärtig existieren drei unterschiedliche Techniken zur MR-Angiographie: die Phasenkontrast-Angiographie (PCA), die „Time-of-Flight-MR-Angiographie (TOF-MRA) und die kontrastmittelgestützte MR-Angiographie (KM-MRA). Die Darstellung der Gefäße des Abdomens erfolgt heute überwiegend mit der KM-MRA.

Die als Phasenkontrast-Angiographie bezeichnete Technik nutzt den Umstand, dass das Phasenverhalten der Magnetisierung auf Fluss und Bewegung visualisiert werden kann. Hierbei wird stationäres im Untersuchungsvolumen gelegenes Gewebe vorgesättigt und es erfolgt ein verstärktes Signal durch in das Untersuchungsvolumen einfließendes magnetisierbares Blut (133).

Die TOF-MR-Angiographie basiert auf dem Einfluss ungesättigten hyperintens zur Darstellung kommenden Blutes in ein Bildvolumen mit überwiegend ungesättigtem hypointens erscheinendem stationärem Gewebe und wird als sogenannte 3D-TOF und 2 D-TOF zum Beispiel für die Darstellung der intra- und extrakraniellen Gefäße eingesetzt (134).

Die zuletzt etablierte und 1995 eingeführte Technik zur nicht-invasiven MR-Angiographie ist die kontrastmittelgestützte MR-Angiographie (KM-MRA) mit einem extrazellulären Kontrastmittel. Bei der KM-MRA kommen schnelle 3D-Gradientenecho-Sequenzen mit sehr kurzem TR und TE zur Anwendung, die bei einem adäquaten Timing die nicht-invasive Darstellung der abdominalen Gefäße als MR-Angiographie

ermöglicht. Die geräteseitigen Verbesserungen mit der Möglichkeit MR-Angiographien in Atemstillstand bzw. während einer Bolustransitzeit zu akquirieren sind insbesondere mit Hinsicht auf die MRA-Bildgebung der abdominalen Gefässe als wesentliche Verbesserung einzustufen.

Die bei der KM-MRA verwendeten paramagnetische Kontrastmittel erlauben die Gefässdarstellung ohne Sättigungsphänomene. Das hohe Signal, das durch die Kontrastmittelgabe erzielt wird, eignet sich hervorragend für 3D-Rekonstruktionen.

6.4.5 MR-Kontrastmittel

Der häufig bereits nativ dokumentierbare Signalunterschied zwischen gesundem und pathologischem Gewebe ist eine der wesentlichen Stärken der MRT. Die im MRT gewonnene Gewebesignalintensität hängt hierbei einerseits von gewebespezifischen Faktoren, wie T2-, T1-Relaxationszeit und Protonendichte ab, andererseits sind geräteseitige Faktoren, wie z.B. die verwendete Magnetfeldstärke oder Sequenzcharakteristika von Bedeutung. Die grosse Variabilität und Überschneidungen bezüglich der Relaxationszeiten von normalen und pathologischen Gewebe limitieren jedoch die Aussagekraft für die Detektion und artdiagnostische Zuordnung pathologischer Befunde bei ausschliesslich nativer Untersuchung. Die Verwendung von intravenösen Kontrastmitteln bewirkt erhebliche Veränderungen der Gewebe- und Gefässsignalintensitäten und ermöglicht so eine verbesserte Erkennbarkeit und Zuordnung pathologischer Befunde.

Die heute für die MRT verfügbaren Kontrastmittel lassen sich in zwei Gruppen, sogenannte nicht-spezifische und leberspezifische Kontrastmittel, unterteilen. In der Gruppe der leberspezifischen Kontrastmittel werden hepatobiliäre und Gewebe- (retikuloendotheliales System; RES-) spezifische Kontrastmittel zusammengefasst (Tabelle 6.1).

Tabelle 6.1: MRT-Kontrastmittel

<u>Nicht-spezifische Kontrastmittel</u>	<u>Leberspezifische Kontrastmittel</u>
Magnevist® (Schering)	<u>RES-spezifisch:</u>
Prohance® (Bracco)	Endorem® (Guerbet)
Omniscan® (Nycomed Amersham)	Resovist® (Schering)
Dotarem® (Guerbet)	<u>Hepatozytenspezifisch:</u>
Gadovist® (Schering)	Teslascan® (Nycomed)
OptiMARK® (Mallinckrodt)	MultiHance® (Bracco)
	Primovist® ^a (Schering)

^a Zulassung wird für 2004 erwartet

Der Wirkmechanismus nicht-spezifischer (z.B. Gadolinium-DTPA) und spezifischer (z.B. superparamagnetic iron oxide; SPIO) Kontrastmittel basiert auf den sogenannten paramagnetischen oder superparamagnetischen Eigenschaften, die Signalintensitätsänderungen im Gewebe und in den Gefäßen durch Veränderungen der T1- und T2-Relaxationszeiten verursachen (Abb.6.6).

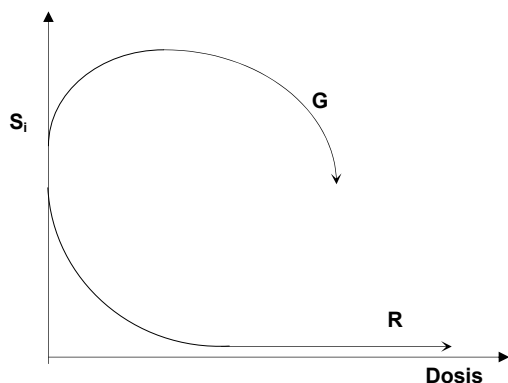


Abb. 6.6

Einfluss von extrazellulären (gadoliniumhaltigen; G) und RES-spezifischen (R) Kontrastmittel auf die Signalintensität (S_i). Üblicherweise führen gadoliniumhaltige Kontrastmittel zu einer Signalverstärkung auf T1-gewichteten Sequenzen und RES-spezifische Kontrastmittel zu einem Signalverlust auf T2-gewichteten Sequenzen.

Paramagnetische Eigenschaften entstehen bei Atomen mit ungepaarten Elektronen, die unter dem Einfluss eines externen Magnetfeldes eine deutliche Gesamtmagnetisierung parallel zum externen Magnetfeld zeigen. Substanzen mit paramagnetischen Eigenschaften gehören zur Gruppe der Lanthanide. Mit sieben ungepaarten Elektronen gehört Gadolinium zu den stärksten paramagnetischen Substanzen. Kontrastmittel mit paramagnetischen Substanzen wirken im wesentlichen über eine Verkürzung der T1-Relaxationszeit, in sehr hohen Dosierungen findet sich auch ein Einfluss auf die T2-Relaxationszeit.

Bei Kontrastmitteln mit superparamagnetischen Eigenschaften handelt es sich um kleine („superparamagnetic iron oxide“; SPIO) und ultrakleine („ultrasmall“; USPIO) ferromagnetische Partikel, die im wesentlichen über eine Verkürzung der T2-Relaxationszeit wirken (135,136) .

Die Einführung des paramagnetischen Kontrastmittels Gadolinium-DTPA in die klinische Magnetresonanztomographie erfolgte zu Beginn der 1980-iger Jahre durch Felix (137-139).

Gadolinium-DTPA erfüllt als Substanz mit stark bildbeeinflussenden Effekt, niedriger Toxizität, chemischer Stabilität, guter Wasserlöslichkeit und schneller Ausscheidung die von Brasch genannten Anforderungen an ein MR-Kontrastmittel (140). Die durch das Gadolinium-DTPA erzielte Protonen-Relaxationszeitverkürzung wird wesentlich durch das am paramagnetischen Zentrum gebundene Wassermolekül erzielt. Die magnetische Aktivität des Gd-DTPA-Komplexes ist durch die Besetzung der im Komplex nicht für freie Wassermoleküle zur Verfügung stehenden Koordinationsstellen geringer als für das freie Gadoliniumion. Die hohe Toxizität des ungebundenen Gadoliniums erfordert eine feste Bindung an Liganden, die Chelatbildung bietet die Voraussetzungen für eine gute Verträglichkeit (141). Die Bestimmung des Verteilungskoeffizienten dokumentiert eine ausgeprägte Hydrophilie des Kontrastmittels. Nach intravasaler Gabe kommt es zu einer raschen Umverteilung in den interstitiellen Raum. Die Verteilung im Körper erfolgt somit ähnlich den im CT verwendeten jodhaltigen Kontrastmitteln ausschliesslich extrazellulär. Die Ausscheidung erfolgt über die Nieren (139,142).

Im Unterschied zu jodhaltigen Kontrastmitteln, werden Gadolinium-Chelathaltige Kontrastmittel in viel niedrigeren Konzentrationen verwendet und es kommt seltener zu Nebenwirkungen (143). Die erste Zulassung für ein MR-Kontrastmittel erfolgte 1988 in Form des oben

beschriebenen Gadolinium-DTPA (Magnevist[®], Schering, Berlin). Mittlerweile gibt es eine Reihe weiterer zugelassener extrazellulärer MR-Kontrastmittel auf Basis überwiegend niedermolekularer paramagnetischer Gadolinium-Komplex-Verbindungen mit ähnlichen Eigenschaften und Indikationen (Tabelle 6.1).