

Verwandte Themen

Kernspins, Atomkerne mit magnetischem Moment, Präzessionsbewegung der Kernspins, Magnetisierung, Resonanzbedingung, MR-Frequenz, HF-Pulstechnik (High Frequency), MR-Anregungswinkel, FID-Signal (Free Induction Decay), Spin-Echo, Magnetische Gradientenfelder, Schichtselektion, Ortskodierung (Frequenzkodierung, Phasenkodierung), Datenpunkte, Phasenschritte, Relaxationszeiten (T_1 : Längsmagnetisierung, T_2 : Quermagnetisierung), Kontrast, Dephasierung, Rephasierung, Fast-Fourier-Transformation, Magnetresonanzbildgebung (Magnetic Resonance Imaging „MRI“), Magnetresonanztomographie (Magnetic Resonance Tomography „MRT“), Sequenzen zur Bildgebung, FLASH-Verfahren.

Prinzip

Die Grundprinzipien der 2D-Magnetresonanzbildgebung sollen mit zwei Methoden, die auf unterschiedlichen Gradiententechniken basieren, untersucht werden. Die Durchführung der Experimente erfolgt mit dem MRT-Trainingsgerät, welches die Möglichkeit bietet, kleinere Proben in einer Probenkammer direkt zu untersuchen. Das Gerät wird dabei über die mitgelieferte Software gesteuert. Die Untersuchungen beinhalten die Generierung eines zweidimensionalen Schnittbildes einer Probe mittels der Spin-Echo-Technik, in der ein Spin-Echo-Signal, welches gleichzeitig von einem magnetischen Gradientenfeld überlagert ist, untersucht wird, und die Generierung eines zweidimensionalen Schnittbildes einer Probe mittels der Gradienten-Echo-Technik, in der ein geeignetes Gradienten-Echo-Signal untersucht wird. Die letztere Technik ist eng verbunden mit dem sehr schnellen FLASH-Verfahren (Fast Low Angle Shot).

Material

1 Kompakter Magnetresonanztomograph
inkl. Probenset, Software- und Bedienungsanleitung in stabilem Tragekoffer und abgeschirmter Transportbox

09500-99

Bestehend aus:

1 MRT magnet unit, 22 MHz, 500 mT
1 control unit, 12 V DC, 2A
1 BNC Kabel, 50 Ohm, HF connection
2 Gradientenkabel
1 Soundbox
1 Netzteil, IN: 100-240V, 50/60Hz, 2.0A
OUT: 12V, 6,67A, 80W max.
1 Datenkabel USB Steckertyp A/B
1 measure MRT Software

1 Probensammlung:

Öl (5mm, 10mm), Wasser (5mm, 10mm),
RG (10mm), Structure (10mm)

1 TESS expert Demonstrations- und
Praktikumsversuche

Magnetresonanztomographie (MRT)

- Grundlagen der kernmagnetischen Resonanz (NMR) (P5942100)
- Relaxationszeiten in kernmagnetischer Resonanz (P5942200)
- Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz (P5942300)
- Magnetresonanzbildgebung (MRI) I (P5942400)
- Magnetresonanzbildgebung (MRI) II (P5942500)

Zusätzlich erforderlich

PC, Windows® XP oder höher



Lesen Sie vor Inbetriebnahme des Gerätes die mitgelieferte Bedienungsanleitung sorgfältig und vollständig. Die Inbetriebnahme darf nur unter Einhaltung aller in der Bedienungsanleitung aufgeführten Sicherheitshinweise erfolgen.

Verwenden Sie das Gerät nur für den vorgesehenen Zweck.

Schwangere Frauen sowie Träger von Herzschrittmachern müssen einen Sicherheitsabstand von mindestens 1 m zum Magneten einhalten.

Hinweis:

Dieses Versuchsensemble „Magnetresonanzbildgebung I“ (P5942400) ist Teil des Sets „Kompakter Magnetresonanztomograph“ und beinhaltet wesentliche Grundlagen zum Verständnis eines Magnetresonanztomographen. Alle Versuche sind in den Kursen „Basiskurs“ und „Bildgebung I“ integriert und können über diese in der „measure MRT Software“ angesteuert werden.

Als Ausgangsbasis für die Versuchsdurchführung sollten die Versuchsensemble „Grundlagen der kernmagnetischen Resonanz (NMR)“ (P5942100), „Relaxationszeiten in kernmagnetischer Resonanz“ (P5942200) und „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“ (P5942300) schon einmal durchgeführt und verstanden worden sein.



Abb. 1: Aufbau des MRT-Trainingsgerätes

Aufbau

Stellen Sie das MR-Gerät gemäß Abb. 1 auf. Achten Sie darauf, dass der Betrieb in einem trockenen und staubfreien Raum erfolgt. Das Gerät ist vibrationsarm aufzustellen. Netzschalter und Gerätestecker müssen frei zugänglich sein und die Lüftungsschlitze dürfen nicht abgedeckt werden. Zu anderen technischen Geräten und Speichermedien sollte ein angemessener Sicherheitsabstand eingehalten werden, da starke Magnete diese beschädigen können. Metallische Gegenstände im direkten Umkreis des Gerätes sind zu entfernen.

Achten Sie darauf, dass sich der Schalter POWER der Steuereinheit in Ausstellung befindet (siehe Abb. 3).

Schließen Sie dann die Steuereinheit über den Stromanschluss DC 12 V 2 A an die Stromversorgung an. Nutzen Sie hierfür unbedingt das dafür vorgesehene Netzteil (siehe Abb. 3).

Verbinden Sie Steuereinheit und Magneteinheit mit den dafür vorgesehenen Gradienten- und BNC-

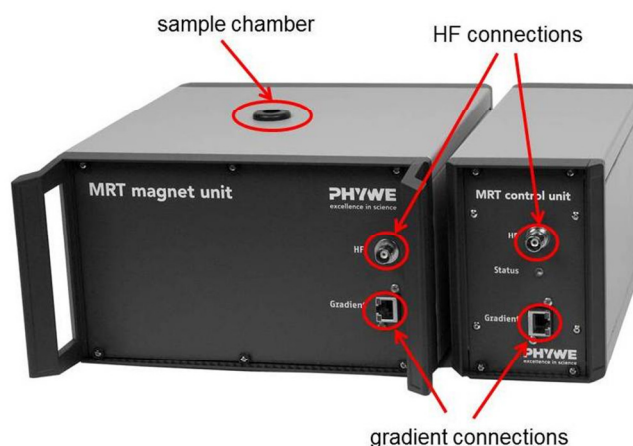


Abb. 2: Anschlüsse der „magnet“ und „control unit“

Kabeln (siehe Abb. 2). Verbinden Sie nun über ein USB-2.0-High-Speed-Kabel die USB-Schnittstellen der Steuereinheit und des Messrechners (siehe Abb. 3). Schalten Sie nun das Gerät über den Kipp-Schalter POWER ein (MR-Gerät möglichst nur für Versuchsdurchführungen einschalten). Bei erstmaliger Inbetriebnahme wird das Betriebssystem des Rechners die Steuereinheit erkennen. Installieren Sie dann Gerätetreiber und Messsoftware (siehe Installationshinweise). Starten Sie nun die Software „measure MRT“.

Hinweis:

Details zur Bedienung des MR-Gerätes sowie zum Umgang mit Proben im MR-Probenraum entnehmen Sie bitte der entsprechenden Bedienungsanleitung.



Abb. 3: Rückseitige Anschlüsse der Steuereinheit

Fragen

A: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Spin-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann (Spin-Echo 2D)

1. Was bewirkt ein magnetisches Gradientenfeld, das während eines 90°-Anregungspulses dem externen statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ überlagert wird?
2. Die Schichtdicke kann über eine bestimmte Frequenzbandbreite $\Delta\omega_0$ des anregenden HF-Pulses um die Larmorfrequenz ω_0 bei gleichzeitiger Schaltung eines Magnetfeldgradienten ausgewählt werden. Warum? Welche andere Möglichkeit gibt es zur Auswahl einer bestimmten Schichtdicke?
3. Überlegen Sie sich, welches Signal ohne explizite Schichtselektion aufgenommen wird. Stichwort: aufsummiertes Signal über den gesamten Probenraum.
4. Was bewirkt ein magnetisches Gradientenfeld, das während eines Spin-Echo-Signals dem externen statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ überlagert wird (Frequenzkodierung, Auslesegradient)? Warum kann man ein solches Signal zur 1D-Ortskodierung benutzen?
5. Welchen unerwünschten Nebeneffekt evoziert ein Magnetfeldgradient, der dem kompletten Spin-Echo-Signal überlagert wird (Auslesegradient)? Stichwort: Dephasierung.
6. Wie kann man der vollständigen Dephasierung zum Echozeitpunkt T_E entgegenwirken?
7. Warum reicht das Verfahren der Frequenzkodierung nicht aus, um ein 2-dimensionales MR-Bild zu erzeugen, d.h. warum kann man nicht in zwei Richtungen eine Frequenzkodierung zur Ortskodierung benutzen (Stichwort: Ununterscheidbarkeit)?

8. Warum benötigt man für die Phasenkodierung in die zweite Kodierungsrichtung (erste Kodierungsrichtung: Frequenzkodierung) mehrere Phasenkodierschritte, d.h. unterschiedliche Phasenkodierungen in aufeinanderfolgenden Messungen? Vergegenwärtigen Sie sich, dass die Phasenkodierung damit der Hauptfaktor für eine lange Messzeit ist.
9. Zur Generierung eines 2D-MR-Bildes aus einem Spin-Echo-Signal ist eine bestimmte Sequenz nötig. Diese beinhaltet das FID-Signal und das Spin-Echo-Signal, sowie den Dephasierungsgradienten, den Auslesegradienten (Frequenzkodierung) und den Phasenkodiergradienten (Phasenkodierung). In einer solchen Sequenz gibt es zwei Parameter, die das MR-Bild maßgeblich beeinflussen (Kontrast). Welche?
10. Über die Repetitionszeit und die Echozeit kann der Kontrast eines MR-Bildes eingestellt werden. Dabei werden im Wesentlichen drei Kontraststufen unterschieden. 1. Protonen-Dichte-Kontrast. 2. T_1 -Kontrast. 3. T_2 -Kontrast. Überlegen Sie sich, wie Repetitionszeit und Echozeit gewählt werden müssen, um die entsprechenden Kontraste zu erzeugen.

B: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Gradienten-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann (Flash 2D)

1. Bei der Gradienten-Echo-Technik werden die Kernspins noch während des FID-Signals künstlich dephasiert (Dephasierungsgradient), so dass das FID-Signal mit einer noch schnelleren Zeit als T_2^* abfällt. Wie lang muss ein Gradient sein (Rephasierungsgradient), der direkt hinter dem Dephasierungsgradienten geschaltet wird, um das FID-Signal als Echo-Signal zurückzugewinnen? Welche Polarität muss dieser Rephasierungsgradient im Vergleich zum Dephasierungsgradient haben?
2. Der Rephasierungsgradient wird bei der Bildgebung meist unmittelbar als Frequenzkodiergradient genutzt. Wie wird dann der Phasenkodiergradient in die zweite Kodierungsrichtung geschaltet?
3. Man kann bei der Gradienten-Echo-Technik auch kleinere Anregungswinkel als 90° nutzen und trotzdem ein adäquates und gut auswertbares Signal erhalten. Dieses Verfahren nennt man FLASH („Fast Low Angle Shot“). Natürlich ist die aufgenommene Signalstärke beim FLASH-Verfahren niedriger als bei der gewöhnlichen 90° -Auslenkung des Magnetisierungsvektors. Gleichsam ist damit aber auch die Störung des Gleichgewichtszustandes geringer.
Warum ermöglicht das FLASH-Verfahren kleinere Repetitionszeiten und damit eine insgesamt erheblich kürzere Messzeit?
4. Was beschreibt der ERNST-Winkel im FLASH-Verfahren?
5. Die Kontrastmechanismen bei der Gradienten-Echo-Technik (FLASH) sind reichhaltiger als bei der Spin-Echo-Technik, da bei der Gradienten-Echo-Technik effektiv drei Parameter (vgl. 2 Parameter bei der Spin-Echo-Technik) Kontrasteinstellungen am MR-Bild vornehmen können. Diese Parameter sind die Repetitionszeit, die Echozeit und der Anregungswinkel. Im Wesentlichen werden wieder drei Kontraststufen unterschieden. 1. Protonen-Dichte-Kontrast. 2. T_1 -Kontrast. 3. T_2^* -Kontrast. Überlegen Sie sich, wie Repetitionszeit, Echozeit und Anregungswinkel gewählt werden sollten, um die entsprechenden Kontraste zu erzeugen.

Aufgaben

A: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Spin-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann (Spin-Echo 2D)

1. Nehmen Sie ein transversales (X-Z) 2D-MR-Bild einer Doppelprobe aus Öl und Wasser mit dem Spin-Echo-Verfahren auf. Bei einem transversalen 2D-MR-Bild ist die Querschnittsebene parallel zur Unterseite des Magnetresonanztomographen gerichtet.

2. Generieren Sie 2D-MR-Bilder der Doppelprobe mit den Einstellungen aus 1 für alle drei wählbaren Schichten (X-Y, X-Z, Y-Z). Beachten Sie, dass die erzeugten Bilder jeweils aufsummierte Bilder über den gesamten Probenraum sind, die gewählte Schicht also immer die Dicke des gesamten Probenraumes hat.
3. Untersuchen Sie die Auswirkungen der Anzahl der Datenpunkte und der Anzahl der Phasenschritte auf das transversale 2D-MR-Bild der Doppelprobe.
4. Nehmen Sie verschiedene transversale 2D-MR-Bilder der Doppelprobe mit unterschiedlichen Stärken des Read- und Phasengradienten auf.
5. Nehmen Sie verschiedene transversale 2D-MR-Bilder der Doppelprobe unter Variation der Repetitionszeit und der Echozeit auf.
6. Untersuchen Sie den Einfluss der Anzahl der Mittelungen auf das transversale 2D-MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser.
7. Nehmen Sie ein transversales (X-Z), ein sagittales (Y-Z) und ein koronares (X-Y) 2D-MR-Bild der Strukturprobe auf. Verwenden Sie die Parametereinstellungen aus 1.

B: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Gradienten-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann (Flash 2D)

1. Nehmen Sie ein transversales 2D-MR-Bild einer Doppelprobe aus Öl und Wasser mit dem schnellen Gradienten-Echo-Verfahren auf. Bei einem transversalen 2D-MR-Bild ist die Querschnittsebene parallel zur Unterseite des Magnetresonanztomographen gerichtet.
2. Nehmen Sie verschiedene transversale 2D-MR-Bilder der Doppelprobe unter Variation der Repetitionszeit und der Echozeit auf.
3. Untersuchen Sie den Einfluss des Auslenkwinkels auf das transversale 2D-MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser.
4. Nehmen Sie ein qualitativ akzeptables transversales (X-Z), sagittales (Y-Z) und koronares (X-Y) 2D-MR-Bild der Strukturprobe auf. Versuchen Sie, diese Bilder in einer möglichst kurzen Zeit zu erzeugen.

Durchführung

Beim Start der Software „measure MRT“ öffnet sich automatisch das Fenster aus Abb. 4. Im Bereich 1 lassen sich entsprechende Lektionen auswählen (Lektionenbereich), deren Parameter im Bereich 2 dargestellt werden (Parameterbereich). Im Bereich 3 erfolgt eine Sequenzdarstellung des ausgewählten Versuches (Sequenzbereich). Schließlich werden im Bereich 4 alle Ergebnisse angezeigt (Messbereich). Alle Bereiche lassen sich beliebig im Fenster anordnen. Eine individuell gestaltete Anordnung lässt sich über die „Programm Einstellungen“ für zukünftige Messungen speichern.

Hinweis:

Alle nun folgenden Experimente (A und B) sollten in chronologischer Reihenfolge durchgeführt werden. Um dies tun zu können, sollten die Versuchsensembles „Grundlagen der kernmagnetischen Resonanz“ (P5942100), „Relaxationszeiten in kernmagnetischer Resonanz“ (P5942200) und „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“ (P5942300) durchgeführt worden sein. Die Einstellungen aus diesen Ensembles sind dann für das Versuchsensemble „Magnetresonanzbildgebung I“ gespeichert. Es ist stets zweckmäßig, die Versuche MR-Frequenz und MR-Anregungswinkel zu wiederholen und sowohl die Systemfrequenz erneut genauestens auf die Larmorfrequenz abzustimmen, als auch die Pulsdauer eines idealen 90° -HF-Pulses einzustellen

(vgl. P5942100). Deshalb sind diese Versuche in allen Kursen, die das folgende Versuchensensemble enthalten, integriert. Zusätzlich ist es zweckmäßig, die Homogenität des Magnetfeldes nochmals über die sogenannten Magnetfeld-Shims zu verbessern.

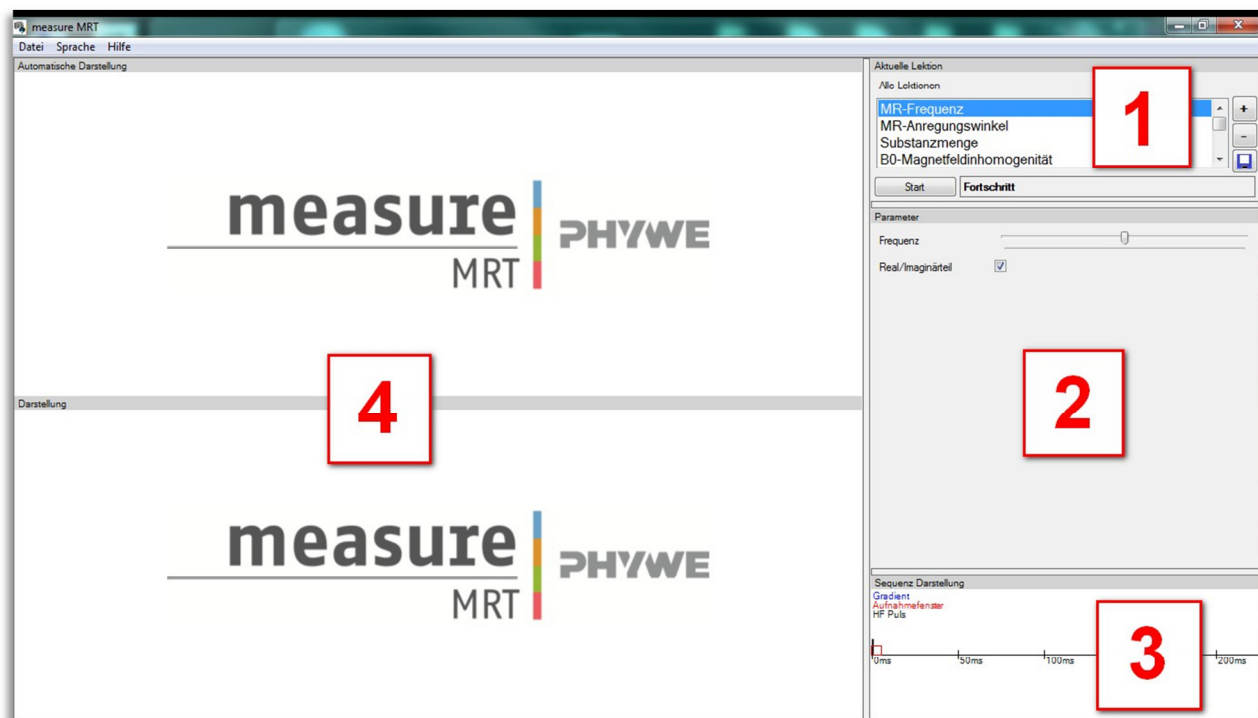


Abb. 4: „measure MRT“ - Bereichsdarstellung

A: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Spin-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann (Spin-Echo 2D)

1. Stellen Sie die 5 mm Wasserprobe und die 5 mm Ölprobe gleichzeitig in den Probenraum des MR-Gerätes (Doppelprobe). Richten Sie die Doppelprobe zunächst so aus, dass die beiden Proben in einer Linie parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses stehen. Wählen Sie im Lektionenbereich die Lektion mit der Bezeichnung *Spin Echo 2D* aus. Der Parameterbereich zeigt nun die Einstellmöglichkeiten *Datenpunkte*, *Phasenschritte*, *Schichtauswahl*, *Readgradient*, *Phasegradient*, *Repetitionszeit*, *Mittelung* und *Echozeit* (siehe Abb. 5). Stellen Sie die *Repetitionszeit* zunächst auf 300 ms, die Anzahl der *Mittelungen* auf 5 und die *Echozeit* auf 15 ms. *Read- und Phase-*

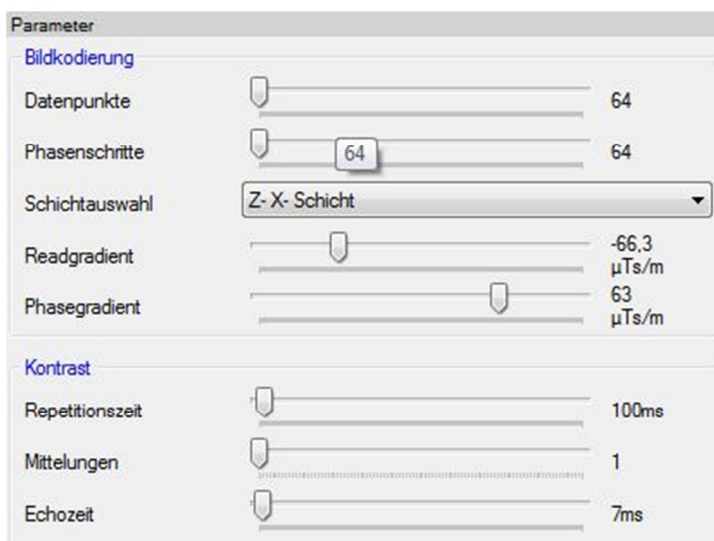


Abb. 5: *Spin Echo 2D* - Parameter

gradient sollten auf ca. $70 \mu\text{T/s/m}$ geregelt werden. Stellen Sie weiter die Anzahl der Bildpunkte pro Echo (*Datenpunkte*) auf 128, die Anzahl der ortskodierten Echos (*Phasenschritte*) auf 64, und wählen Sie als Schnittebene der 2D-Schicht durch die Probe die X-Z-Schicht (*Schichtauswahl*). Starten Sie die Messung.

2. Behalten Sie die Einstellungen aus 1 bei. Verändern Sie die Schnittebene der 2D-Schicht durch die Probe über die Einstellmöglichkeit *Schichtauswahl*. Machen Sie eine 2D-MR-Aufnahme der X-Y-Schicht (koronare Schicht) und der Y-Z-Schicht (sagittale Schicht).
3. Wählen Sie wieder die X-Z-Schicht über die Einstellmöglichkeit *Schichtauswahl* (transversale Schicht). Variieren Sie nun die Anzahl der Bildpunkte pro Echo über den Einstellregler *Datenpunkte* und die Anzahl der Phasenschritte über den Einstellregler *Phasenschritte* unter Beibehaltung der übrigen Einstellungen aus 1. Nehmen Sie verschiedene Bilder mit unterschiedlichen Datenpunkten und Phasenschritten auf.
4. Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1, d.h. stellen Sie die *Datenpunkte* erneut auf 128 und die *Phasenschritte* auf 64. Variieren Sie nun die Stärke des Read- und des Phasengradienten über die Einstellregler *Read-* und *Phasegradient* und nehmen Sie die jeweiligen transversalen MR-Bilder auf.
5. Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1, d.h. *Read-* und *Phasegradient* sind wieder auf ca. $70 \mu\text{T/s/m}$ zu regeln. Variieren Sie nun die Repetitionszeit und die Echozeit über die Einstellregler *Repetitionszeit* und *Echozeit* und nehmen Sie die jeweiligen transversalen MR-Bilder auf.
6. Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1, d.h. die Repetitionszeit ist wieder auf 300 ms und die Echozeit auf 15 ms einzustellen. Variieren Sie nun die Anzahl der Mittelungen über den Einstellregler *Mittelungen* und nehmen Sie die jeweiligen transversalen MR-Bilder auf.
7. Stellen Sie anstelle der Doppelprobe aus Öl und Wasser die Strukturprobe in den MR-Probenraum. Verwenden Sie die Einstellungen aus 1 und selektieren Sie eine X-Y-, eine X-Z- und eine Y-Z-Schicht über die Einstellmöglichkeit *Schichtauswahl*. Nehmen Sie die jeweiligen MR-Bilder auf (koronar, transversal, sagittal). Vergleichen Sie die Bilder und schließen Sie auf die Struktur des Kunststoffes der Strukturprobe.

Hinweis: Speichern oder drucken Sie sämtliche MR-Bilder dieses Versuchsteils und notieren Sie sich die entsprechend verwendeten Parametereinstellungen. Alle MR-Bilder resultieren aus einer Summation aller Signale über den Probenraum, da keine explizite Schichtselektion erfolgt, d.h. dass zum Beispiel die MR-Bilder einer X-Z-Schicht quasi eine Überlagerung aller X-Z-Schichten im relevanten Probenraum darstellen.

B: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Gradienten-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann (Flash 2D)

1. Stellen Sie die 5 mm Wasserprobe und die 5 mm Ölprobe gleichzeitig in den Probenraum des MR-Gerätes (Doppelprobe). Richten Sie die Doppelprobe zunächst so aus, dass die beiden Proben in einer Linie parallel zur hinteren Kante des Magnetge-

häuses stehen. Wählen Sie im Lektionsbereich die Lektion mit der Bezeichnung *Flash 2D* aus. Der Parameterbereich zeigt nun die Einstellmöglichkeiten *Datenpunkte*, *Phasenschritte*, *Schichtauswahl*, *Readgradient*, *Phasegradient*, *Repetitionszeit*, *Echozeit*, *Mittelung* und *Winkel* (siehe Abb. 6). Stellen Sie die *Repetitionszeit* zunächst auf 40 ms, die Anzahl der *Mittelungen* auf 10, die *Echozeit* auf 5 ms und den *Winkel* auf 30°. *Read- und Phasegradient* sollten auf ca. 70 $\mu\text{T/s/m}$ geregelt werden. Stellen Sie weiter die Anzahl der Bildpunkte pro Echo (*Datenpunkte*) auf 128, die Anzahl der ortskodierten Echos (*Phasenschritte*) auf 64, und wählen Sie als Schnittebene der 2D-Schicht durch die Probe die X-Z-Schicht (*Schichtauswahl*). Starten Sie die Messung.

Abb. 6: *Flash 2D* - Parameter

- Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1. Variieren Sie nun die *Repetitionszeit* und die *Echozeit* über die Einstellregler *Repetitionszeit* und *Echozeit* und nehmen Sie die jeweiligen transversalen MR-Bilder auf.
- Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1. Variieren Sie nun den Anregungswinkel über den Einstellregler *Winkel* und nehmen Sie die jeweiligen transversalen MR-Bilder auf.
- Stellen Sie anstelle der Doppelprobe aus Öl und Wasser die Strukturprobe in den MR-Probenraum. Stellen Sie die *Repetitionszeit* auf 30 ms, die Anzahl der *Mittelungen* auf 30, die *Echozeit* auf 3 ms und den *Winkel* auf 20°. *Read- und Phasegradient* sollten auf ca. 70 $\mu\text{T/s/m}$ geregelt werden. Stellen Sie weiter die Anzahl der Bildpunkte pro Echo (*Datenpunkte*) auf 128 und die Anzahl der ortskodierten Echos (*Phasenschritte*) auf 64. Selektieren Sie eine X-Y-, eine X-Z- und eine Y-Z-Schicht über die Einstellmöglichkeit *Schichtauswahl*. Nehmen Sie die jeweiligen MR-Bilder auf (koronar, transversal, sagittal). Vergleichen Sie die Bilder und schließen Sie auf die Struktur des Kunststoffes der Strukturprobe.

Hinweis: Speichern oder drucken Sie sämtliche MR-Bilder dieses Versuchsteils und notieren Sie sich die entsprechend verwendeten Parametereinstellungen. Alle MR-Bilder resultieren aus einer Summation aller Signale über den Probenraum, da keine explizite Schichtselektion erfolgt, d.h. dass zum Beispiel die MR-Bilder einer X-Z-Schicht quasi eine Überlagerung aller X-Z-Schichten im relevanten Probenraum darstellen.

Theorie

Wir haben im Versuchsensemble „Grundlagen der Kernmagnetischen Resonanz (NMR)“ gesehen, dass für die Ausrichtung von Kernspins in einem statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ eine leicht bevorzugte Ausrichtung parallel zum statischen Magnetfeld existiert, die schließlich zu einer Längsmagnetisierung $\vec{M}_{L0}(t)$ parallel zu $\vec{B}_0$ führt. Die Kernspins präzedieren dann um den statischen Magnetfeldvektor $\vec{B}_0$ mit der für den Kern ganz spezifischen Frequenz, der sogenannten Larmorfrequenz. Es gilt

$$\nu_L = \frac{\omega_L}{2\pi} = \frac{\gamma}{2\pi} B_0. \quad (1)$$

Ein HF-Puls mit der Frequenz ν_L , der senkrecht zu $\vec{B}_0$ aufgebracht wird, lenkt den Gesamtmagnetisierungsvektor aus (Resonanzbedingung). Bei einem 90°-Anregungspuls wird die anfängliche Längsmagnetisierung $\vec{M}_{L0}$ vollständig in eine Quermagnetisierung $\vec{M}_Q(0)$ umgewandelt, die dann mit der Larmorfrequenz um den statischen Magnetfeldvektor präzediert.

Im Versuchssensemble „Relaxationszeiten in kernmagnetischer Resonanz“ konnten wir zeigen, wie die Relaxation des ausgelenkten Magnetisierungsvektors zurück in den Gleichgewichtszustand über zwei Relaxationszeiten beschrieben wird. Während die Relaxationszeit T_1 die Dauer zur exponentiellen Wiederherstellung der Längsmagnetisierung $\vec{M}_L(t)$ angibt, beschreibt die Relaxationszeit T_2 die Dauer des exponentiellen Abklingens der Quermagnetisierung $\vec{M}_Q(t)$. Es gilt

$$M_L(t) = M_{L0}(1 - ce^{-t/T_1}) \quad (2)$$

bzw.

$$M_Q(t) = M_Q(0)e^{-t/T_2}, \quad (3)$$

wobei M_{L0} die Stärke der anfänglichen Längsmagnetisierung angibt und $M_Q(0)$ die Stärke der Quermagnetisierung direkt nach dem mit der Larmorfrequenz aufgetragenen HF-Puls. Es gilt $c = 1 - \cos \varphi$, d.h. bei einer 90°-Anregung ist $c = 1$.

Basierend auf unterschiedlichen Wechselwirkungsmechanismen ist T_2 im Normalfall kleiner als T_1 .

Die exponentiell abnehmende Quermagnetisierung ist das eigentliche MR-Signal, welches über die Empfängerspulen detektiert werden kann. Dieses Signal wird FID-Signal (Free Induction Decay) genannt.

Im Versuchssensemble „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“ haben wir schließlich gesehen, wie Schichten einer Probe überhaupt selektiert werden können und wie diesen Schichten dann ortsgebundene Signale zugeordnet werden, über die durch Fourier-Transformation ein orts aufgelöstes MR-Bild gewonnen werden kann. Der Trick dabei war die Überlagerung des statischen Magnetfeldes $\vec{B}_0$ mit durch gegenüberliegende Spulenpaare erzeugten magnetischen Gradientenfeldern.

Die Schichtselektion durch ein überlagertes lineares magnetisches Gradientenfeld ist leicht ersichtlich.

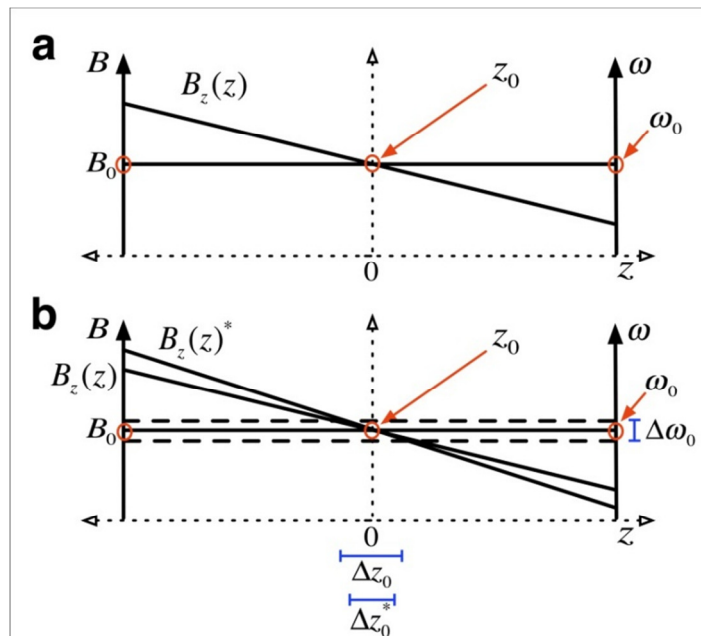


Abb. 7: Gradientenfeld zur Schichtselektion in z-Richtung. Abbildung (a) zeigt, dass durch den ortsabhängigen Gradienten bzw. durch das neue ortabhängige Magnetfeld $B_z(z)$ die Kernspins nur noch an der Stelle z_0 in Resonanz mit dem HF-Puls der Frequenz ω_0 kommen. Abbildung (b) zeigt, wie die Dicke Δz_0 einer Schicht über die Bandbreite $\Delta \omega_0$ des anregenden HF-Pulses und die Steigung des Gradienten ausgewählt werden kann.

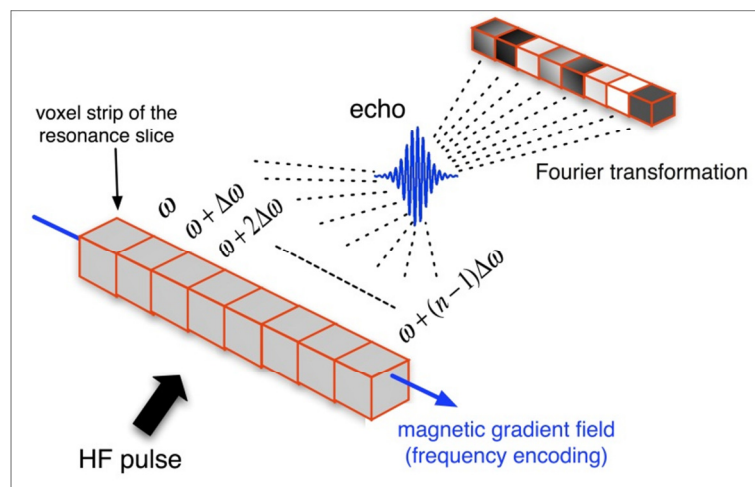
Da durch die Überlagerung das statische Magnetfeld an der einen Gradientenspule erhöht und an der gegenüberliegenden verringert wird, präzedieren die einzelnen Kernspins an unterschiedlichen Orten verschieden schnell, d.h. sie zeigen bei verschiedenen Frequenzen Resonanz. Wird nun der HF-Puls genau mit der Larmorfrequenz ω_0 aufgeprägt, so würde dieser Puls die Spins nur an einer bestimmten Resonanzstelle z_0 anregen. Diese Stelle nennt man Schichtposition (vgl. Abb. 7). Die Dicke der Schicht lässt sich über eine gewisse Bandbreite des HF-Pulses in Kombination mit der Stärke des Gradientenfeldes selektieren (vgl. Abb. 7). Wird kein Gradient zur Schichtselektion aufgeprägt, entspricht das detektierte Signal stets der Summe aller Signale über den gesamten relevanten Probenraum.

Über magnetische Gradientenfelder können Signale auch ihrem genauen Entstehungsort zugeordnet werden, d.h. Gradientenfelder ermöglichen auch eine Ortskodierung einer Schicht und damit die eigentliche Generierung des MR-Bildes.

An dieser Stelle kommt der Begriff des Pixels oder Voxels ins Spiel. Jedes MR-Bild besteht aus einzelnen Bildelementen, den sogenannten Pixeln (2D) oder Voxeln (3D). Da in der MR-Bildgebung selektierte Schichten immer eine gewisse Dicke haben, wird meist die Voxelbezeichnung verwendet. Die einzelnen Voxel haben ganz charakteristische Grauwerte, die der Signalstärke proportional sind. Als Auflösung bezeichnet man schlicht die Gesamtzahl der Voxel und damit die Gesamtzahl verschiedener Grauwerte. Je höher diese Zahl, desto mehr Signalinformationen müssen ihrem Entstehungsort zugeordnet werden. Das Vorgehen bei dieser enorm wichtigen Zuordnung der Signalinformationen sei nun noch einmal kurz skizziert.

Dazu betrachten wir wieder unser Spin-Echo-Signal, welches schon in den Versuchensembles „Grundlagen der kernmagnetischen Resonanz“ und „Relaxationszeiten in kernmagnetischer Resonanz“ im Detail vorgestellt wurde, und versuchen zunächst, eine 1D-Ortskodierung, d.h. die Kodierung eines Voxelstreifens, zu erzwingen (vgl. Abb. 8).

Abb. 8: Ortskodierung eines 1D-Voxelstreifens (n Voxel). Während der Messung des Spin-Echos wird ein linearer Magnetfeldgradient in Kodierungsrichtung aufgeprägt, der die Kernspins des Voxelstreifens mit linear steigender Frequenz präzedieren lässt (Frequenzkodierung). Das Echo-Signal ist dann ein Gemisch aller Signale aus jedem Voxel (vgl. Geräusch aus mehreren unterschiedlichen Frequenzen). Über Fourier-Transformation lässt sich aus dem Signal-Gemisch der Grauwert eines Voxels im Ortsraum bestimmen.



Schalten wir während der Messung des Spin-Echos einen linearen Magnetfeldgradienten in Kodierungsrichtung, präzedieren die Kernspins in verschiedenen Voxeln entlang des Voxelstreifens mit linear steigender Frequenz. Das messbare Echo-Signal ist dann ein Gemisch aller Signale aus jedem Voxel dieses Voxelstreifens. Einen so geschalteten magnetischen Gradienten nennt man Frequenzkodiergradient und das entsprechende Verfahren Frequenzkodierung (vgl. Abb. 8). Über Fourier-Transformation lässt sich nun die Signalstärke aus einem bestimmten Voxel anhand der Frequenz wieder genau diesem Voxel zuordnen, d.h. man erhält quasi eine Projektion des zu untersuchenden Mediums auf die Gradientenachse. Die jeweilige Signalstärke bestimmt den Grauwert des zugehörigen Voxels und man erhält ein orts aufgelöstes 1D-MR-Bild eines Voxelstreifens (Streifen von unterschiedlichen Grauwerten).

Für die Kodierung von zweidimensionalen Bildern ist die Frequenzkodierung allein jedoch nicht ausreichend. Das liegt daran, dass in einer 2D-Frequenzmatrix bei Frequenzkodierung in beide Matrixrichtungen zwei verschiedene Voxel die gleiche Frequenz besitzen könnten. Diese Ununterscheidbarkeit würde das MR-Bild nicht mehr reproduzierbar machen. Deshalb muss die Ortskodierung in eine zweite Richtung anders erfolgen.

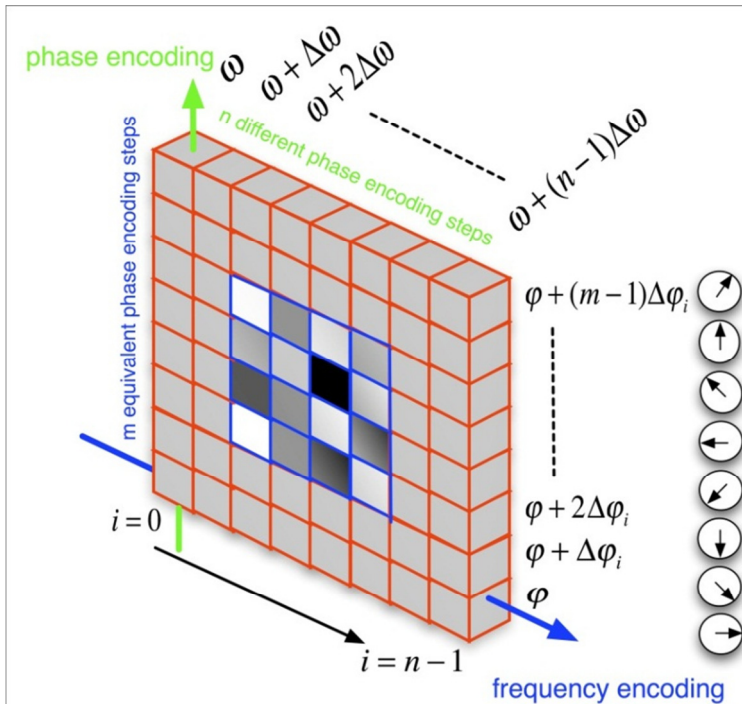


Abb. 9: Ortskodierung einer 2D-Voxelschicht ($n \times m$ Voxel). Während der Messung des Spin-Echos wird ein linearer Magnetfeldgradient in eine der beiden Kodierungsrichtungen (z.B. x-Richtung) aufgeprägt, der die Kernspins entlang dieser Richtung mit linear steigender Frequenz präzedieren lässt (Frequenzkodierung, blau dargestellt). In der zweiten Kodierungsrichtung (z.B. y-Richtung) wird kurzzeitig ein Magnetfeldgradient vor Messung des Spin-Echos geschaltet. Dieser prägt den Kernspins entlang der entsprechenden Kodierungsrichtung unterschiedliche Phasenlagen auf (Phasenkodierung, grün dargestellt). Um für die Unterscheidbarkeit der einzelnen Voxelsignale zu garantieren, muss die Phasenkodierung mit unterschiedlichen Gradienten m Mal wiederholt werden. Über Fourier-Transformation lassen sich aus dem Signal-Gemisch unterschiedlicher Frequenzen und Phasen die Grauwerte der verschiedenen Voxel im Ortsraum bestimmen.

Wird zwischen HF-Puls und Spin-Echo kurzzeitig ein linearer Magnetfeldgradient in die zweite Richtung der zu untersuchenden Bildmatrix geschaltet, so präzedieren die einzelnen Kernspins entlang des Voxelstreifens dieser Richtung kurzzeitig verschieden schnell. Deshalb besitzen die Spins der einzelnen Voxellemente systematisch verschiedene Phasenlagen (vgl. Dephasierung aufgrund von lokalen Magnetfeldinhomogenitäten) (vgl. Abb. 9). Bei einer Auflösung von m Voxellementen in die zweite Kodierungsrichtung müssen nun aber auch m verschiedene lineare Magnetfeldgradienten in m aufeinanderfolgenden Messsequenzen aufgeprägt werden (z.B. durch Variation der Amplitude des Magnetfeldgradienten), die m Spin-Echos mit unterschiedlicher Phasenkodierung erzeugen. Nur so lassen sich die aufgenommenen Signale auch in die zweite Kodierungsrichtung eindeutig ihrem Entstehungsort zuordnen. Die Zuordnung erfolgt wieder über Fourier-Transformation, die es ermöglicht, auch die Phasenlagen eines Signals herauszufiltern. Einen wie gerade beschrieben geschalteten magnetischen Gradienten nennt man Phasenkodiergradient und das entsprechende Verfahren Phasenkodierung (vgl. Abb. 9).

Über geschickt geschaltete Magnetfeldgradienten können wir nun offensichtlich aus der Aufnahme von Spin-Echo-Signalen, deren Anzahl durch die Auflösung in Phasenkodierrichtung gegeben ist, ein 2D-MR-Bild einer Probe rekonstruieren.

Betrachten wir als Beispiel eine Matrix von 64×64 Voxeln. In die eine Richtung erhalten wir eine simple Ortskodierung mittels Frequenzkodiergradient; in die andere Richtung benötigen wir für die Ortskodierung von 64 Voxeln 64 Spin-Echos mit unterschiedlicher Phasenkodierung, also 64 Phasenkodierschritte. Die 64 Echo-Signale werden quasi Zeile für Zeile in eine Matrix geschrieben, die sogenannte 2D-Rohdatenmatrix der ortskodierten Zeitsignale. Den zugehörigen Raum nennt man k -Raum oder Wellenvektorraum. Jeder der 64×64 Punkte des k -Raumes entspricht einer Kreiswellenzahl $|\vec{k}| = \omega/c$ mit wohldefinierter Richtung. Damit entspricht jeder Punkt quasi einem Streifenmuster (vgl. Abb.10). Ein Bild lässt sich nun aus diesen räumlichen Streifenmustern komponieren. Dabei bestimmen die Rohdatenwerte des k -Raumes die Gewichtungen dieser einzelnen Streifenmuster. Grobe Streifenmuster haben eine geringe Ortsfrequenz nahe am Mittelpunkt, feine Streifenmuster haben hohe Ortsfrequenzen und sind weiter außen im k -Raum lokalisiert. Eine 2D-Fouriertransformation berechnet nun aus der Rohdatenmatrix, also der Gewichtung der Streifenmuster, die Grauwertverteilung im Ortsraum, d.h. das Bild wird rekonstruiert, indem jedem Voxel der entsprechende Grauwert zugeordnet wird (vgl. Abb. 10).

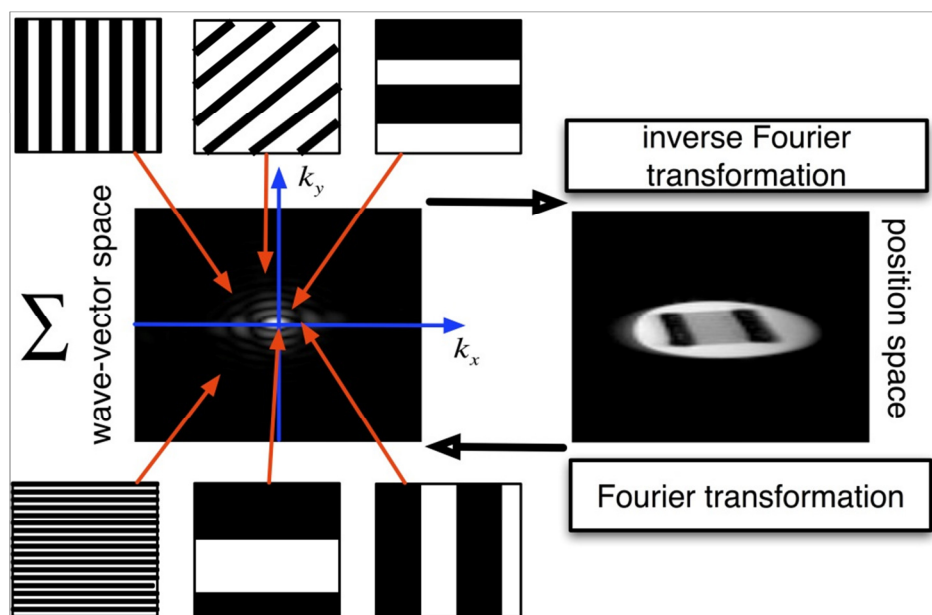


Abb. 10: 2D-Bildgebung im k-Raum und im Ortsraum. Im k-Raum entspricht jeder Punkt einem Streifenmuster mit wohldefinierter Frequenz. Die Rohdatenwerte im k-Raum bestimmen die Gewichtung dieser Streifenmuster und damit das Wellenvektor-Bild. Größere Streifenmuster sind dem k-Raum-Mittelpunkt sehr nah. Sie bestimmen die grobe Struktur und den Kontrast des Bildes im Ortsraum. Feinere Streifenmuster liegen im k-Raum weiter außen. Diese Streifenmuster liefern Informationen über Ränder, Kanten, Umrisse und damit über die Auflösung. Die Relation zwischen Orts- und k-Raum sind über Fouriertransformationen gegeben.

Wir wollen im Folgenden das beschriebene Verfahren zur Magnetresonanzbildgebung mittels der Spin-Echo-Technik (Spin Echo 2D) nochmals zusammenfassen und explizit auf die verwendete Sequenz und die wichtigsten Parameter eingehen (vgl. Abb. 11).

Ausgangspunkt für unsere Betrachtung sei der Gleichgewichtszustand, also die Ausrichtung des Magnetisierungsvektors parallel zum statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$. Ein 90°-HF-Puls, der die Resonanzbedingung (1) erfüllt, lenkt den Magnetisierungsvektor um 90° in die Ebene senkrecht zum statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ aus. Dort präzediert er weiter um $\vec{B}_0$, bis das Kernspinensemble in einer Zeit $T_2^* < T_2$ dephasiert. Das FID-Signal resultiert. Da die Quermagnetisierung erst in der Zeit T_2 relaxiert und die Dephasierung, die das FID-Signal evoziert, systematischer Natur ist, lässt sich das verlorengegangene Signal innerhalb der Zeit T_2 durch einen 180°-Puls nach der Zeit T_S wiedergewinnen (vgl. Spin-Echo). Nun wird noch vor dem 180°-Puls ein magnetischer Gradient halber Dauer τ_{FG} wie der finale Auslesegradient ($2 \cdot \tau_{FG}$) (siehe unten) in die erste Kodierungsrichtung geschaltet (beispielsweise die x-Richtung) und gleichzeitig ein anderer magnetischer Gradient mit einer bestimmten, vom Messzyklus abhängigen Amplitude in die zweite Kodierungsrichtung (beispielsweise die y-Richtung) (vgl. Abb. 11).

Der erste Gradient ist Teil einer adäquaten Frequenzkodierung und wird Dephasierungsgradient genannt. Seine Wirkung wird erst durch die Wirkung des eigentlichen Auslesegradienten, der während des Spin-Echos nach der Zeit $T_E = 2 \cdot T_S$ in die erste Kodierungsrichtung geschaltet wird, deutlich. Ohne Dephasierungsgradient würde das Kernspinensemble während des Auslesegradienten künstlich auffächern und das Spin-Echo-Signal damit an Signalstärke verlieren. Mit dem Dephasierungsgradienten vor dem 180°-Puls dephasiert das Kernspinensemble schon vor dem Spin-Echo-Messsignal in entgegengesetzte Richtung wie vom Auslesegradienten evoziert. Nach der halben Dauer des Auslesegradienten ($\Leftrightarrow$ Dauer des Dephasierungsgradienten) hat das Spin-Echo-Signal dann wieder Maximalstärke.

Der zweite Gradient bestimmt die Phasenkodierung.

Im Spin-Echo-Signal sind die Signalinformationen folglich in zwei Richtungen ortskodiert. Mehrere Spin-Echo-Signale mit unterschiedlichen Phasenkodierungen lassen dann eine vollständige und eindeutige Ortskodierung der zweidimensionalen Bildmatrix (beispielsweise eine x-y-Bildmatrix) zu (vgl. Abb. 11).

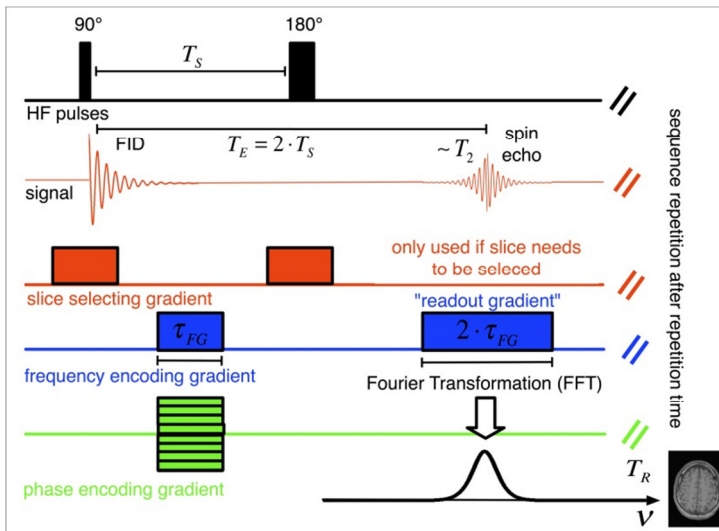


Abb. 11: Aufnahme eines 2D-MR-Bildes über ein Spin-Echo (Spin Echo 2D). Während der beiden HF-Pulse (90° , 180°) wird der Schichtselektionsgradient aufgeprägt, der die Kernspins nur in einer bestimmten Schicht mit entsprechender Schichtdicke in Resonanz bringt (rot). Während des Spin-Echos wird der Frequenzkodiergradient (blau) aufgeprägt, der eine Ortskodierung in eine der beiden Richtungen der selektierten Schicht evoziert („Auslesegradient“). Um einem Dephasieren der Spins zum Auslesezeitpunkt entgegenzuwirken wird zusätzlich ein „Dephasierungsgradient“ halber Dauer (τ_{FG}) wie der Auslesegradient ($2\tau_{FG}$) noch vor dem 180° -Puls geschaltet. Die zweite Richtung der selektierten Resonanzschicht wird über den Phasenkodiergradienten ortskodiert (grün). Dieser wird vor dem 180° -Puls geschaltet. Um ein echtes MR-Bild mit einer Auflösung von m Voxeln in Phasenkodierichtung zu erhalten, muss die abgebildete Sequenz m Mal mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten wiederholt werden (Repetitionszeit T_R).

Offensichtlich sind zwei Parameter bei der 2D-Bildgebung mit der Spin-Echo-Technik von entscheidender Bedeutung. Dies sind die Echozeit T_E zwischen 90° -Puls und Spin-Echo-Signal und die Repetitionszeit T_R zwischen aufeinanderfolgenden Messungen mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten. Über diese beiden Parameter können unterschiedliche Kontraste des MR-Bildes erzeugt werden.

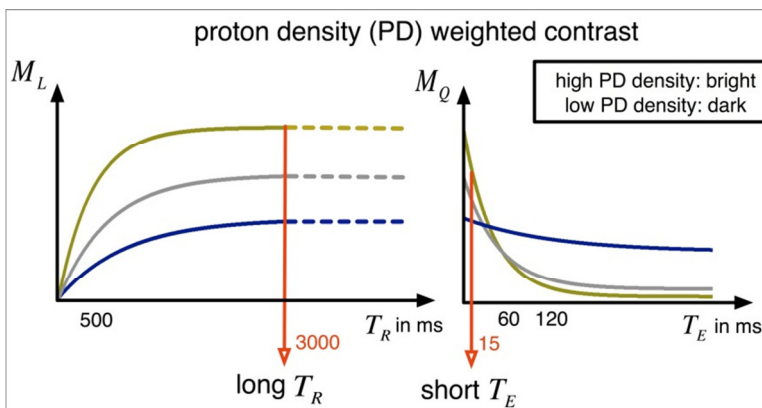


Abb. 12: Parametereinstellung beim Spin Echo 2D für ein protonendichtegewichtetes MR-Bild einer Probe (PD-Kontrast). Abgebildet sind die T_1 - und T_2 -Relaxationskurven für drei unterschiedliche Substanzen einer Probe. Für einen PD-Kontrast ist die Repetitionszeit T_R vergleichsweise lang zu wählen (z.B. 3000 ms). Die Echozeit T_E ist vergleichsweise kurz zu wählen (z.B. 15 ms). Beim PD-Kontrast erscheinen Substanzen mit hoher Wasserstoffprotonendichte hell und Substanzen mit geringer Wasserstoffprotonendichte dunkel.

Der Protonendichte-Kontrast eines Bildes wird bei vergleichsweise langem T_R aber kurzem T_E erzeugt (vgl. Abb. 12). Dieses ist sofort ersichtlich, da die Längsmagnetisierungen $\vec{M}_L(t)$ für unterschiedliche Substanzen der Probe nach einem ersten 90° -HF-Puls wieder unterschiedlich schnell anwachsen. Der Maximalwert der betragsmäßigen Längsmagnetisierung entspricht dann der Protonendichte der einzelnen Substanzen, also der Anzahl der Wasserstoffprotonen pro Volumeneinheit. Ein wiederholter 90° -HF-Puls in der Folgemessung, der nach der Repetitionszeit T_R dem System aufgeprägt wird, überführt die Längsmagnetisierung $\vec{M}_L(t)$ wieder in die eigentlich messbare Quermagnetisierung $\vec{M}_Q(t)$, deren Stärke dann bei einer kurzen Echozeit T_E proportional zur Protonendichte der einzelnen Substanzen der Probe ist (protonendichtegewichtetes Bild PD). Für eine echte Protonendichtegewichtung des Bildes müsste T_R eigentlich immer deutlich größer als die längste Relaxationszeit aller in der Probe vorhande-

nen Substanzen sein. Dies wird in der MR-Bildgebung aufgrund der damit verbundenen langen Messzeiten aber kaum praktiziert. Übliche Werte für T_R liegen zwischen 2 und 3 Sekunden. Die Echozeit T_E wird meist auf einen Wert zwischen 10 und 20 ms eingestellt (vgl. Abb. 12). Beide Werte basieren auf der Unterscheidbarkeit von Öl (Fett) und Wasser (Liquor) als wesentliche Untersuchungsmedien in der MR-Technologie. Je größer die Protonendichte einer Substanz der Probe ist, umso heller erscheint diese Substanz im MR-Bild mit Protonendichtekontrast (vgl. Abb. 12).

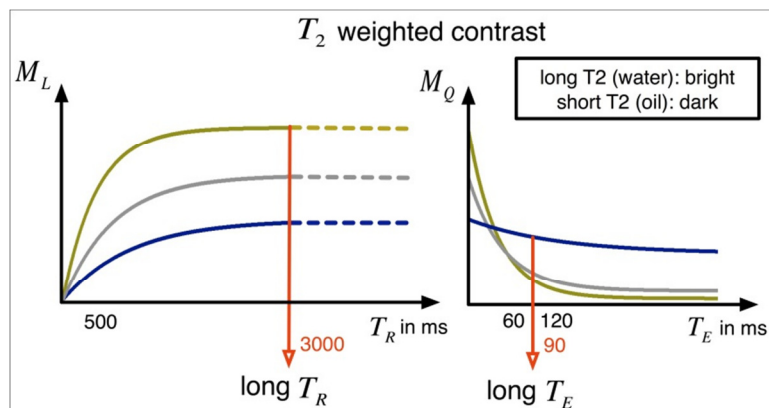


Abb. 13: Parametereinstellung beim Spin Echo 2D für ein T_2 -gewichtetes MR-Bild einer Probe (T_2 -Kontrast). Abgebildet sind die T_1 - und T_2 -Relaxationskurven für drei unterschiedliche Substanzen einer Probe. Für einen T_2 -Kontrast ist die Repetitionszeit T_R vergleichsweise lang zu wählen (z.B. 3000 ms). Ebenso ist die Echozeit T_E vergleichsweise lang zu wählen (z.B. 90 ms). Beim T_2 -Kontrast erscheinen Substanzen mit langer T_2 -Relaxationszeit (z.B. Wasser) hell und Substanzen mit kurzer T_2 -Relaxationszeit (z.B. Öl) dunkel.

Der T_2 -Kontrast eines Bildes wird bei vergleichsweise langem T_R und langem T_E erzeugt (vgl. Abb. 13). Wird nämlich nach dem wiederholten 90° -Puls in der Folgemessung (siehe PD-Kontrast) eine gewisse Echozeit T_E gewartet, bevor das Spin-Echo-Signal detektiert wird, ist die Quermagnetisierung $\overline{M_Q}(t)$ schon relativ weit zerfallen, und dies gemäß der für die einzelnen Substanzen der Probe ganz charakteristischen Relaxationszeit T_2 . Die T_2 -Relaxationskurven der einzelnen Substanzen der Probe kreuzen sich und der Einfluss der Protonendichte geht verloren (vgl. Abb. 13). Die Signalstärke des Spin-Echos hängt damit im Wesentlichen nur noch vom T_2 -Abfall ab. Für einen T_2 -Kontrast eines MR-Bildes werden oftmals Repetitionszeiten T_R zwischen 2 und 3 Sekunden und Echozeiten zwischen 60 und 120 ms verwendet. Beide Werte basieren auf der Unterscheidbarkeit von Öl (Fett) und Wasser (Liquor) als wesentliche Untersuchungsmedien in der MR-Technologie. Im T_2 -gewichteten MR-Bild erscheint Wasser (Liquor) mit langem T_2 hell und Öl (Fett) mit kurzem T_2 deutlich dunkler (vgl. Abb. 13).

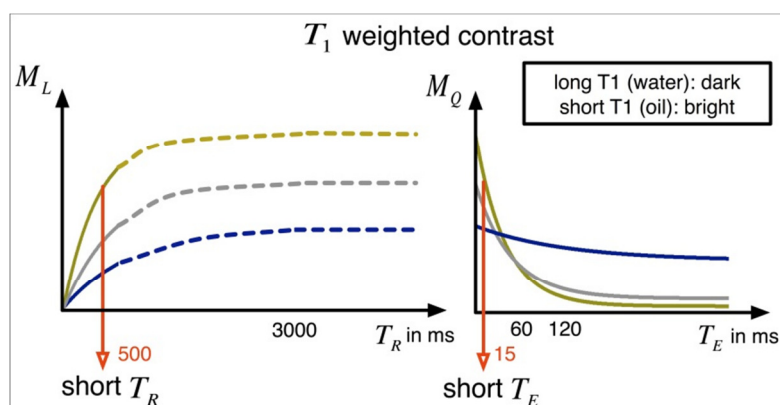


Abb. 14: Parametereinstellung beim Spin Echo 2D für ein T_1 -gewichtetes MR-Bild einer Probe (T_1 -Kontrast). Abgebildet sind die T_1 - und T_2 -Relaxationskurven für drei unterschiedliche Substanzen einer Probe. Für einen T_1 -Kontrast ist die Repetitionszeit T_R vergleichsweise kurz zu wählen (z.B. 500 ms). Ebenso ist die Echozeit T_E vergleichsweise kurz zu wählen (z.B. 15 ms). Beim T_1 -Kontrast erscheinen Substanzen mit langer T_1 -Relaxationszeit (z.B. Wasser) dunkel und Substanzen mit kurzer T_1 -Relaxationszeit (z.B. Öl) hell.

Der T_1 -Kontrast eines Bildes wird bei vergleichsweise kurzem T_R und kurzem T_E erzeugt (vgl. Abb. 14). Ein kurzes T_R impliziert unmittelbar ein schwächeres aufzunehmendes Signal, da die Längsmagnetisierung bzw. der Gleichgewichtszustand noch nicht wieder vollständig hergestellt ist, bevor die wiederholte Messsequenz beginnt. Entsprechend würden auch die Kontraste mit zunehmendem T_E abnehmen,

weshalb T_E relativ kurz gewählt werden muss (vgl. Abb. 14). Dies blendet gleichzeitig den Einfluss der T_2 -Relaxation aus. Also resultiert das aufgenommene Signal im Wesentlichen aus der wiederhergestellten Längsmagnetisierung nach der Zeit T_R und ist damit direkt proportional zu den T_1 -Relaxationszeiten der einzelnen Substanzen der Probe. Für einen T_1 -Kontrast eines MR-Bildes werden oftmals Repetitionszeiten T_R zwischen 250 und 500 ms und Echozeiten zwischen 10 und 20 ms verwendet. Beide Werte basieren auf der Unterscheidbarkeit von Öl (Fett) und Wasser (Liquor) als wesentliche Untersuchungsmedien in der MR-Technologie. Im T_1 -gewichteten MR-Bild erscheint Wasser (Liquor) mit langem T_1 dunkel und Öl (Fett) mit kurzem T_1 deutlich heller (vgl. Abb. 14).

Die 2D-Spin-Echo-Bildgebung liefert zwar in Abhängigkeit von den eingestellten Parametern sehr genaue MR-Bilder, ist aber oftmals mit einer längeren Messzeit verbunden, da die Repetitionszeiten T_R vergleichsweise groß gewählt werden müssen (siehe oben). Die Frage besteht also, ob Messzeiten mit einer bestimmten Messsequenzwahl oder bestimmten Einstellungen verkürzt werden können. Ein solches Verfahren zur schnellen MR-Bildgebung ist 1985 von A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, W. Hanicke und K.-D. Merboldt am Max-Planck-Institut für biophysikalische Chemie in Göttingen entwickelt worden und wird FLASH-Bildgebung genannt.

Die Idee bei der FLASH-Bildgebung ist eine anfängliche Auslenkung des Magnetisierungsvektors um einen Winkel deutlich kleiner als 90° . Bei kleineren Winkeln wird nur ein Teil der ursprünglichen Längsmagnetisierung $\vec{M}_{L0}$ in eine Quermagnetisierung $\vec{M}_Q(t)$ umgewandelt; andererseits ist so auch stets ein gewisser Anteil einer Längsmagnetisierung am Gesamtmagnetisierungsvektor vorhanden und $\vec{M}_L(t)$ zu jedem Zeitpunkt ungleich null. Der geringere Quermagnetisierungsanteil $\vec{M}_Q(t)$ evoziert ein schwächeres, aber dennoch messbares Signal (vgl. Abb. 15). Ein 20° -Puls erzeugt beispielsweise schon eine Quermagnetisierung von 34 % des Maximalwertes, während die verbleibende Längsmagnetisierung immer noch 94 % des Maximalwertes entspricht. Damit ist der Längsmagnetisierungsanteil am Anfang einer neuen Messsequenz des Messzyklus schon per se sehr hoch (aufgrund der Relaxation sogar noch höher als 94 %) und folglich kann bei sehr kurzen Repetitionszeiten $T_R < T_1$ mit einem 20° -Puls ein stärkeres MR-Signal erzeugt werden als mit einem 90° -Puls. Für eine gegebene Repetitionszeit T_R existiert ein wohldefinierter Kippwinkel, bei dem das Signal einer bestimmten Substanz mit charakteristischem T_1 maximal wird. Diesen Kippwinkel nennt man ERNST-Winkel.

Nun ist die Relaxation aufgrund des exponentiellen Wachstumsprozesses bei kleinen Auslenkwinkeln aber langsamer als bei großen Auslenkwinkeln. Damit existieren zwei gegensätzliche Tendenzen bei Auslenkungen des Magnetisierungsvektors um einen bestimmten Winkel.

Je kleiner der Auslenkwinkel, desto größer die Längsmagnetisierung in aufeinanderfolgenden Messsequenzen. Gleichzeitig braucht die Relaxation in den Grundzustand aber auch umso länger. Die Einstellung des Auslenkwinkels, bei der für eine bestimmte Substanz die Längsmagnetisierung nach jeder neuen Messsequenz gleich groß bleibt (Gleichgewichtszustand) nennt man STEADY STATE.

Beim FLASH-Verfahren wird meist kein Spin-Echo, sondern ein sogenanntes Gradienten-Echo als Messsignal verwendet. Über Gradienten-Echos lässt sich ein künstlich dephasiertes FID-Signal (Free Induction Decay) unmittelbar wiedergewinnen. Wir haben in „Grundlagen der kernmagnetischen Resonanz (NMR)“ schon gesehen, dass das FID-Signal typischerweise in einer Zeit $T_2^* < T_2$ zerfällt. Schaltet

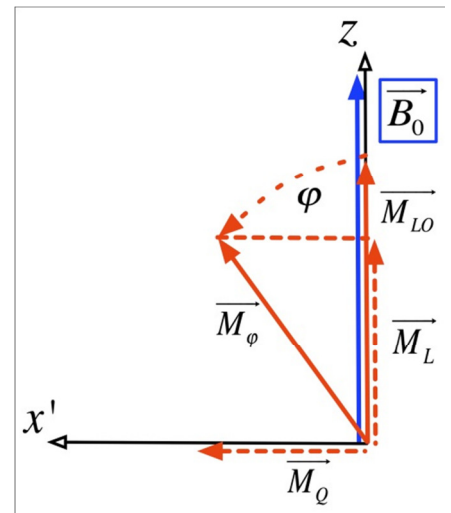


Abb. 15: Auslenkung des ursprünglichen Magnetisierungsvektors $\vec{M}_{L0}$ um einen Winkel $\varphi < 90^\circ$. Der ausgelenkte Magnetisierungsvektor $\vec{M}_\varphi$ kann in zwei Anteile zerlegt werden. Parallel zum statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ resultiert der Längsmagnetisierungsanteil $\vec{M}_L$ und senkrecht zu $\vec{B}_0$ resultiert der Quermagnetisierungsanteil $\vec{M}_Q$.

Damit ist klar, warum schon bei kleineren Auslenkungen als 90° eine gewisse messbare Quermagnetisierung vorhanden ist

man nun aber einen Gradienten der Dauer τ_{FD} unmittelbar nach dem das FID-Signal generierenden HF-Puls, also noch innerhalb der Zeit T_2^* , geraten die Kernspins noch wesentlich schneller außer Phase und das Messsignal geht schon in einer Zeit $T_2^{**} < T_2^* < T_2$ verloren. Durch einen umgepolten Gradienten der Dauer $2 \cdot \tau_{FD}$ rephasieren die Spins wieder und wir messen ein Echo während des Wiederaufbaus des FID (Gradienten-Echo). Die Amplitude des Gradienten-Echos ist nun nicht mehr wie beim Spin-Echo proportional zur Relaxationszeit T_2 , sondern proportional zur Relaxationszeit T_2^* . Natürlich gibt es auch beim Gradienten-Echo eine ganz charakteristische Echozeit T_E , nämlich die Zeit vom HF-Puls zum Maximum des Gradienten-Echos. Diese kann erheblich kürzer gewählt werden als beim Spin-Echo. Außerdem ist das Gradienten-Echo selbst bei kleinen Anregungswinkeln immer noch recht stark und liefert damit ein adäquates Messsignal (besseres SNR pro Zeiteinheit). Mit kleineren Anregungswinkeln kann aber auch die Repetitionszeit T_R erheblich verringert werden, was zu einer zusätzlichen Zeitersparnis führt. Die Nachteile im Vergleich zum Spin-Echo sind ein erhöhter Einfluss von magnetischen Suszeptibilitäten und Inhomogenitäten des externen statischen Magnetfeldes $\vec{B}_0$. Dies führt unmittelbar zu einer schlechteren Bildqualität von aufgenommenen Flash-MR-Bildern.

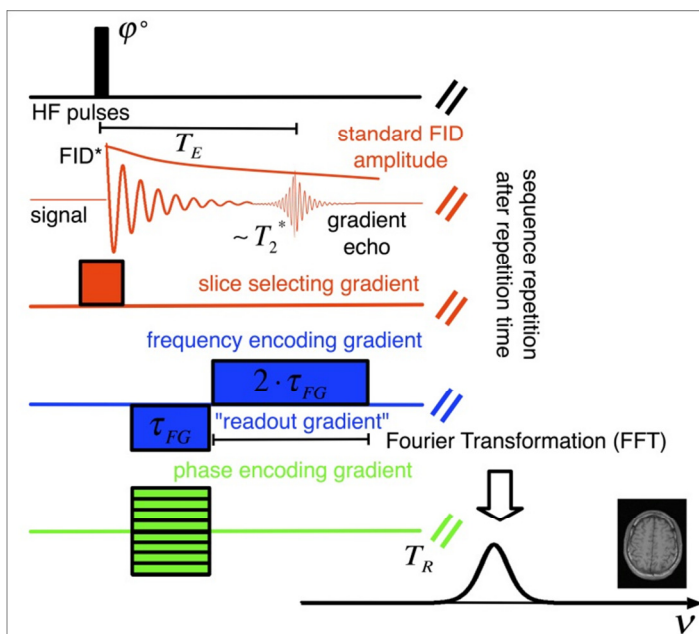


Abb. 16: Aufnahme eines 2D-MR-Bildes über ein Gradienten-Echo (Flash 2D). Während des anregenden HF-Pulses (φ°) wird der Schichtselektionsgradient aufgeprägt, der die Kernspins nur in einer bestimmten Schicht mit entsprechender Schichtdicke in Resonanz bringt (rot). Ein Dephasierungsgradient (blau) der Dauer τ_{FG} dephasiert die Kernspins noch während des FID-Signals. Damit geht das FID-Signal verloren. Unmittelbar danach wird der FID aber über einen Gradienten der Dauer $2 \cdot \tau_{FG}$ und entgegengesetzter Polarität wiederholt (Gradienten-Echo, blau). Dieser Gradient dient gleichzeitig als Frequenzkodiergradient, der eine Ortskodierung in eine der beiden Richtungen der selektierten Schicht evoziert („Auslesegradient“). Die zweite Richtung der selektierten Resonanzschicht wird über den Phasenkodiergradienten ortskodiert (grün). Dieser wird gleichzeitig mit dem o.a. Dephasierungsgradienten geschaltet. Um ein echtes MR-Bild mit einer Auflösung von m Voxeln in Phasenkodierrichtung zu erhalten, muss die abgebildete Sequenz m Mal mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten wiederholt werden (Repetitionszeit T_R).

Wir wollen im Folgenden das beschriebene Verfahren zur Magnetresonanzbildgebung mittels der Gradienten-Echo-Technik (Flash 2D) nochmals zusammenfassen und explizit auf die verwendete Sequenz und die wichtigsten Parameter eingehen (vgl. Abb. 16).

Ausgangspunkt für unsere Betrachtung sei der Gleichgewichtszustand, also die Ausrichtung des Magnetisierungsvektors parallel zum statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$. Ein HF-Puls, der die Resonanzbedingung (1) erfüllt, lenkt den Magnetisierungsvektor um einen bestimmten Winkel φ aus. φ ist abhängig von der Dauer des HF-Pulses (vgl. „Grundlagen in kernmagnetischer Resonanz NMR“). Falls der HF-Puls noch zusätzlich mit einem magnetischen Gradientenfeld überlagert ist, lässt sich φ auch zusätzlich über die Amplitude des Gradienten einstellen (manchmal zweckmäßig, um Bilder zu erzeugen, die robuster gegen Inhomogenitäten sind; vgl. destruktive Interferenz). Der gekippte Magnetisierungsvektor präzediert nun weiter um $\vec{B}_0$ und das Kernspinensemble würde ohne Einflussnahme in einer Zeit $T_2^* < T_2$ dephasieren (gewöhnliches FID-Signal). Nun wird aber kurz nach dem anregenden HF-Puls (Variation über Echozeit T_E möglich) ein Gradient der Dauer τ_{FD} geschaltet, der das gewöhnliche FID-Signal künstlich

dephasiert und den FID damit nach halber Gradientendauer zerstört. Nach der Zeit $T_2^{**} < T_2^*$ ist kein FID-Signal mehr detektierbar. Gleichzeitig mit diesem Dephasierungsgradienten wird der schon detailliert erläuterte Phasenkodiergradient geschaltet, der eine Ortskodierung in eine der beiden Richtungen der 2D-Bildmatrix erzwingt. Erst durch wiederholte Anwendung dieses Phasenkodiergradienten mit unterschiedlichen Amplituden in aufeinanderfolgenden Messsequenzen des Messzyklus kann eine vollständige auflösungsabhängige Ortskodierung erfolgen (vgl. Abb. 16).

Unmittelbar nach Phasenkodiergradient und Dephasierungsgradient wird der Frequenzkodiergradient der Dauer $2 \cdot \tau_{FD}$ geschaltet. Dieser hat entgegengesetzte Polarität wie der Dephasierungsgradient und führt die einzelnen Phasen der Kernspins wieder zusammen, so dass nach der Hälfte der Dauer des Frequenzkodiergradienten wieder ein maximales Signal generiert wird. Dies ist das Gradienten-Echo. Es holt das zerfallene FID-Signal wieder zurück und hat damit eine Amplitude, die der Relaxationszeit T_2^* proportional ist (vgl. Abb. 16). Gleichzeitig ist das Gradienten-Echo nun frequenzkodiert und phasenkodiert und liefert somit alle notwendigen Informationen für eine adäquate Rekonstruktion des MR-Bildes. Natürlich erfolgt diese Rekonstruktion wieder über das bekannte Werkzeug der mathematischen Fourier-Transformation. Effektiv sind sich Spin Echo 2D und Flash 2D als Bildgebungsmethoden also gar nicht so unähnlich, mit Ausnahme der Tatsache, dass bei der Flash 2D-Bildgebung wesentlich kürzere Repetitionszeiten T_R und auch Echozeiten T_E verwendet werden können und man ein MR-Bild schon in vergleichsweise kurzer Messzeit erhält.

Offensichtlich sind drei Parameter bei der 2D-Bildgebung mit der Gradienten-Echo-Technik (Flash) von entscheidender Bedeutung. Dies sind die Echozeit T_E zwischen 90°-Puls und Gradienten-Echo-Signal, der Anregungswinkel φ und die Repetitionszeit T_R zwischen aufeinanderfolgenden Messungen mit unterschiedlichen Phasenkodiergradienten. Über diese drei Parameter können unterschiedliche Kontraste des MR-Bildes erzeugt werden.

Der T_1 -Kontrast wird bei relativ kurzen Echo- und Repetitionszeiten erzeugt. Der Anregungswinkel φ hingegen ist vergleichsweise groß zu wählen (z.B. $40 \text{ ms} < T_R < 150 \text{ ms}$, $3 \text{ ms} < T_E < 10 \text{ ms}$, $30^\circ < \varphi < 80^\circ$ für eine gute Unterscheidbarkeit von Wasser (Liquor) und Öl (Fett)).

Der T_2^* -Kontrast wird bei relativ langen Echo- und Repetitionszeiten erzeugt. Der Anregungswinkel φ hingegen ist vergleichsweise klein zu wählen (z.B. T_R ca. 500 ms, $18 \text{ ms} < T_E < 40 \text{ ms}$, $5^\circ < \varphi < 20^\circ$ für eine gute Unterscheidbarkeit von Wasser (Liquor) und Öl (Fett)).

Der Protonendichte-Kontrast wird bei relativ langen Repetitionszeiten, aber kurzen Echozeiten erzeugt. Der Anregungswinkel φ ist vergleichsweise klein zu wählen (z.B. T_R ca. 500 ms, $3 \text{ ms} < T_E < 10 \text{ ms}$, $5^\circ < \varphi < 20^\circ$ für eine gute Unterscheidbarkeit von Wasser (Liquor) und Öl (Fett)).

Unter gegebenen Umständen können bei entsprechenden Kontrastverfahren die Repetitionszeit T_R und die Echozeit T_E auch noch kleiner gewählt werden (die o.a. Werte sind Richtwerte). Die speziellen Parametereinstellungen zur Erzeugung aller oben angeführten Flash 2D-Kontraste sind mit den Überlegungen zum Spin Echo 2D unmittelbar einzusehen.

Die beschriebenen Parametereinstellungen für einen bestimmten Kontrast sind in erheblichem Maße systembedingt, da das Flash 2D Verfahren stark von der magnetischen Homogenität des Magnetfeldes $\vec{B}_0$ abhängt. Bei Systemen mit geringerer Homogenität sollte die Echozeit für eine adäquate Bildqualität noch kleiner als beschrieben gewählt werden. Außerdem lässt sich bei kleineren Anregungswinkeln auch die Repetitionszeit weiter verringern.

Man kann durch Optimierung der Parameter in der Flash 2D-Bildgebung dieses Verfahren noch schneller machen (FastFlash 2D). Dieses geht dann natürlich auf Kosten des SNR und der Auflösung. Zum Beispiel ist es natürlich möglich, die Anzahl der Datenpunkte und Phasenschritte auf einen relativ geringen Wert zu fixieren. Dadurch verringert sich auch das Abtastfenster und noch geringere Echozeiten werden zugelassen. Zur Intensivierung des Verständnisses der FastFlash 2D-Bildgebung sei auf das entsprechende Experiment im Kurs „Bildgebung 1“ der measure MRT Software hingewiesen.

Auswertung

A: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Spin-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann (Spin-Echo 2D)

1. Nehmen Sie ein transversales 2D-MR-Bild einer Doppelprobe aus Öl und Wasser mit dem Spin-Echo Verfahren auf. Bei einem transversalen 2D-MR-Bild ist die Querschnittsebene parallel zur Unterseite des Magnetresonanztomographen gerichtet.

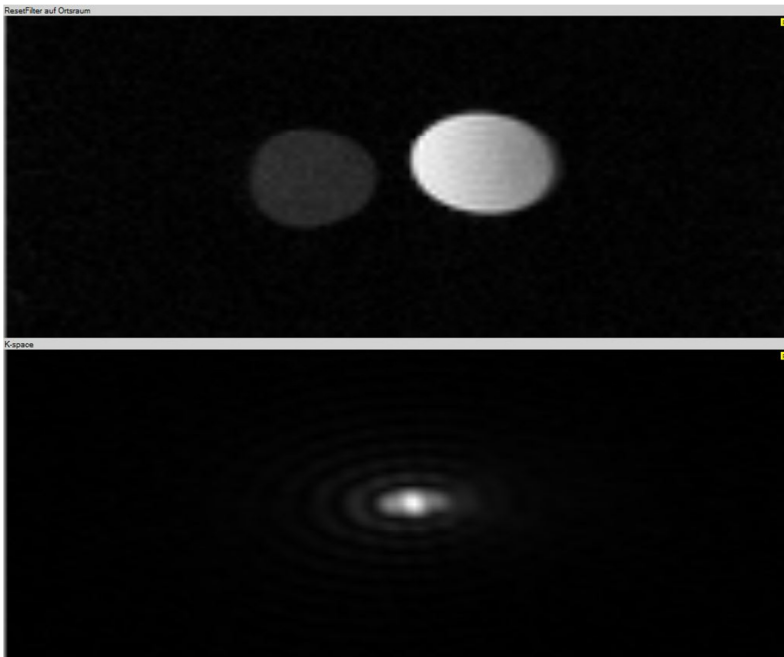


Abb. 17: Transversales (X-Z) MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser im T_1 -Kontrast. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Das Bild ist über ein Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 300 ms und die Echozeit auf 15 ms eingestellt worden. Insgesamt wurde über 5 Einzelbilder gemittelt. Die beiden Einzelproben sind im Ortsraum (oben) eindeutig zu identifizieren, da Öl im T_1 -Kontrast hell und Wasser dunkel erscheint. Im Wellenvektorraum (k-Raum) (unten) bestimmen Datenpunkte in der Mitte des k-Raumes das Signal-Rausch-Verhältnis, die Struktur und den Kontrast im rekonstruierten Bild, äußere Datenpunkte liefern Informationen über Ränder, Kanten, Umrisse und feine Übergänge. Umrechnungen zwischen Ortsraum und k-Raum erfolgen über Fourier-Transformationen.

Abb. 17 zeigt ein transversales MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser, die parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet ist. Das MR-Bild ist über ein ortskodiertes Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Folgende Einstellungen wurden zur Rekonstruktion verwendet: Repetitionszeit: 300 ms; Echozeit: 15 ms; Anzahl der Mittelungen: 5; Readgradient: $70.2 \mu\text{T}/\text{s}/\text{m}$; Phasengradient: $70.2 \mu\text{T}/\text{s}/\text{m}$ (variabel in aufeinanderfolgenden Messsequenzen eines Mittelungsschrittes); Anzahl der Bildpunkte pro Echo (*Datenpunkte*): 128; Anzahl der ortskodierten Echos (*Phasenschritte*): 64; Schnittebene der 2D-Schicht: X-Z-Schicht (*Schichtauswahl*). Gemäß Theorie liefert das aufgezeichnete MR-Bild einen T_1 -Kontrast, da sowohl Repetitionszeit T_R als auch Echozeit T_E vergleichsweise klein gewählt sind. In diesem Fall erscheint Öl hell und Wasser dunkel, d.h. man kann die beiden Substanzen der Doppelprobe sehr gut identifizieren. In Abb. 17 ist die linke Probe die Wasserprobe und die rechte Probe die Ölprobe. Man beachte jedoch, dass das aufgenommene Bild einer Summation der Signale über den gesamten Probenraum gleichkommt, da keine explizite Schichtselektion mit wohldefinierter Dicke vorgegeben wurde. Direkt unterhalb des in Abb. 17 dargestellten transversalen MR-Bildes der Doppelprobe im Ortsraum ist das Bild dieser Probe im k-Raum oder Wellenvektor-Raum dargestellt. Datenpunkte in der Mitte des k-Raumes bestimmen das Signal-Rausch-Verhältnis, die Struktur und den Kontrast im rekonstruierten Bild, äußere Datenpunkte liefern Informationen über Ränder, Kanten, Umrisse und feine Übergänge.

2. Generieren Sie 2D-MR-Bilder der Doppelprobe mit den Einstellungen aus 1 für alle drei wählbaren Schichten (X-Y, X-Z, Y-Z). Beachten Sie, dass die erzeugten Bilder jeweils aufsummierte Bilder über den gesamten Probenraum sind, die gewählte Schicht also immer die Dicke des gesamten Probenraumes hat.

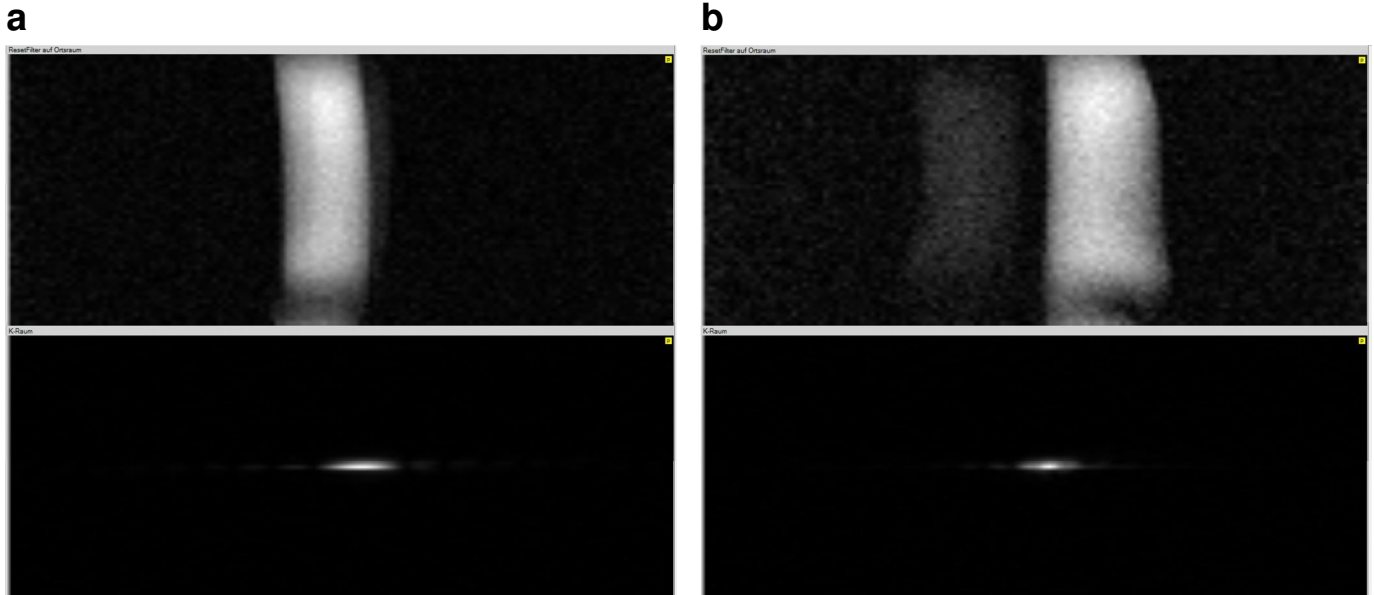


Abb. 18: Koronares (X-Y) (a) und sagittales (Y-Z) (b) MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser im T_1 -Kontrast. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Die Bilder sind über ein Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 300 ms und die Echozeit auf 15 ms eingestellt worden. Insgesamt wurde über 5 Einzelbilder gemittelt. In a sind die beiden Einzelproben der Doppelprobe nicht zu identifizieren, da die Signale der Öl- und der Wasserprobe in der X-Y-Schicht zusammenfallen. In b sind die Proben eindeutig zu identifizieren. Die linke Probe ist die Wasserprobe und die rechte Probe die Ölprobe. Für beide MR-Bilder ist auch die jeweilige Darstellung im k-Raum gegeben (unten).

Abb. 18 a und b zeigt das MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser für die X-Y-Schicht (a) und die Y-Z-Schicht (b). Die Parametereinstellungen sind identisch zu denen aus Aufgabe 1, d.h. auch diese beiden MR-Bilder sind im T_1 -Kontrast aufgezeichnet. In Abbildung 18 a ist offensichtlich ein Verbundsignal der Doppelprobe abgebildet, d.h. die einzelnen Proben sind nicht mehr getrennt sichtbar. Dies resultiert unmittelbar aus der speziellen Lage der Doppelprobe. In der X-Y-Schicht liegen nämlich beide Proben direkt hintereinander im Probenraum. Da die Aufnahme aber einer Summation über alle Signale des Probenraumes entspricht, fallen die Signale der Öl- und der Wasserprobe zusammen. Bei genauem Hinsehen erkennt man jedoch trotzdem, dass in Wirklichkeit zwei unterschiedliche Proben aufgenommen wurden. Dies resultiert aus kleinen Verschiebungen der beiden Einzelproben gegeneinander, d.h. eine exakte Platzierung der Doppelprobe parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ist kaum möglich. In Abbildung 18 b sind die Öl- und die Wasserprobe wieder getrennt voneinander sichtbar, da in der Y-Z-Schicht beide Proben nebeneinander stehen. Mit dem aufgenommenen T_1 -Kontrast ist klar, dass die linke Probe die Wasserprobe und die rechte Probe die Ölprobe ist.

3. Untersuchen Sie die Auswirkungen der Anzahl der Datenpunkte und der Anzahl der Phasenschritte auf das transversale 2D-MR-Bild der Doppelprobe.

Klar ist, dass die Anzahl der Datenpunkte und Phasenschritte die Auflösung des MR-Bildes bestimmen. Je mehr Datenpunkte und Phasenschritte, desto mehr Grauwerte müssen zugeordnet werden. Damit wird das MR-Bild in seiner Darstellung feiner und detailreicher. Die anfänglich benutzte Auflösung von 128 Datenpunkten x 64 Phasenschritte bedeutet, dass 128 verschiedene Grauwerte den 128 Voxeln in

x-Richtung zugeordnet werden müssen und 64 verschiedene Grauwerte den 64 Voxeln in y-Richtung. Dies ist in völliger Analogie zum Auflösungsvermögen von Bildschirmen.

Natürlich ist es nun wünschenswert, eine möglichst gute Bildqualität und ein möglichst detailreiches Bild zu erzeugen, d.h. die Anzahl der Datenpunkte und Phasenschritte möglichst groß zu wählen. Hier kommt dann aber der Faktor „Dauer der Bildaufnahme“ ins Spiel. Gemäß unseren Vorüberlegungen zum Spin Echo 2D (vgl. Theorie) nimmt die Wahl einer größeren Anzahl von Datenpunkten nicht mehr Zeit in Anspruch, da alle Datenpunkte in einer einzigen Messsequenz des Messzyklus in die entsprechende Zeile der Datenmatrix geschrieben werden können. Anders verhält es sich mit der Anzahl der Phasenschritte. Für jeden Phasenschritt ist eine neue Messsequenz erforderlich, denn pro Messsequenz kann immer nur eine bestimmte Phasenlage in eine Spalte der Datenmatrix geschrieben werden. Das bedeutet, dass mit einer Verdopplung der Phasenschritte sich automatisch die Aufnahmezeit des MR-Bildes verdoppelt. Die Anzahl der Phasenschritte determinieren also nahezu vollständig die Dauer einer MR-Aufnahme (vgl. Dauer von MR-Aufnahmen in der medizinischen Diagnostik).

Abb. 19 a und b zeigt das transversale MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser unter zwei unterschiedlichen Auflösungen. In Abb. 19 a wurde im Vergleich zu Abb. 17 die Anzahl der Datenpunkte auf 256 erhöht, während die Anzahl der Phasenschritte (64) beibehalten wurde. Die Messzeit für diese Aufnahme ist trotz höherer Anzahl der Datenpunkte in x-Richtung identisch zur Messzeit mit weniger Datenpunkten. In Abb. 19 b wurde im Vergleich zu Abb. 17 die Anzahl der Phasenschritte auf 128 erhöht, während die Anzahl der Datenpunkte (128) beibehalten wurde. Die Messzeit für diese Aufnahme mit 128 Phasenschritten in y-Richtung war damit doppelt so lang, wie die Messzeit mit 64 Phasenschritten in y-Richtung.

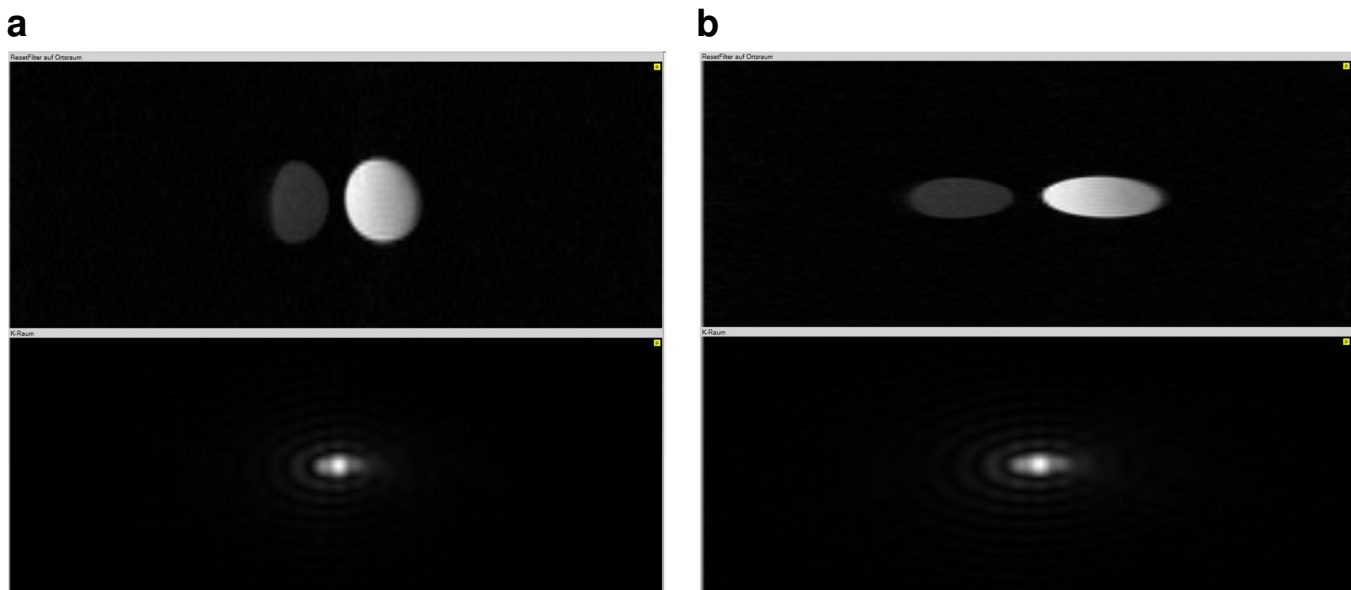


Abb.19: Transversale (X-Z) MR-Bilder der Doppelprobe aus Öl und Wasser im T_1 -Kontrast. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Die Bilder sind über ein Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 300 ms und die Echozeit auf 15 ms eingestellt worden. Insgesamt wurde jeweils über 5 Einzelbilder gemittelt. In a ist das MR-Bild mit 256 Datenpunkten in x-Richtung und 64 Phasenschritten in y-Richtung aufgenommen worden. In b ist das MR-Bild mit 128 Datenpunkten in x-Richtung und 128 Phasenschritten in y-Richtung aufgenommen worden.

4. Nehmen Sie verschiedene transversale 2D-MR-Bilder der Doppelprobe mit unterschiedlichen Stärken des Read- und Phasengradienten auf.

Mit den Einstellungen der Stärke des Read- und Phasengradienten lässt sich die ortskodierte Darstellung des MR-Bildes variieren. Je steiler ein magnetisches Gradientenfeld ist, desto größer sind die Frequenzunterschiede, mit denen die Kernspins in den einzelnen Voxeln präzedieren (vgl. Resonanzbedin-

gung). Daraus resultiert gemäß Fourier-Transformation automatisch ein größeres bzw. breiteres ortskodiertes MR-Bild. Natürlich kann man das magnetische Gradientenfeld auch einfach umdrehen. Dann präzedieren die Kernspins in den Voxeln, in denen sie vorher mit der größten aller Frequenzen präzedierten, nun mit der geringsten aller Frequenzen. Effektiv führt dies nach Fourier-Transformation zu einer Spiegelung des MR-Bildes im Ortsraum.

Abb. 20 a-d verifizieren die vorangegangenen Überlegungen für das transversale MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser. Mit Ausnahme der Gradientenstärke wurden die Einstellungen aus Aufgabe 1 übernommen (a: Readgradient: $130.0 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$; b: Readgradient: $40.0 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$; c: Readgradient: $27.3 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $27.3 \mu\text{T/s/m}$; d: Readgradient: $-70.2 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $-70.2 \mu\text{T/s/m}$). Aufgrund der Umkehrung des magnetischen Gradientenfeldes in Abb. 20 d im Vergleich zu Abb. 17 ist nun auch die Doppelprobe in der ortskodierten Darstellung umgedreht, d.h. Öl ist links und Wasser rechts.

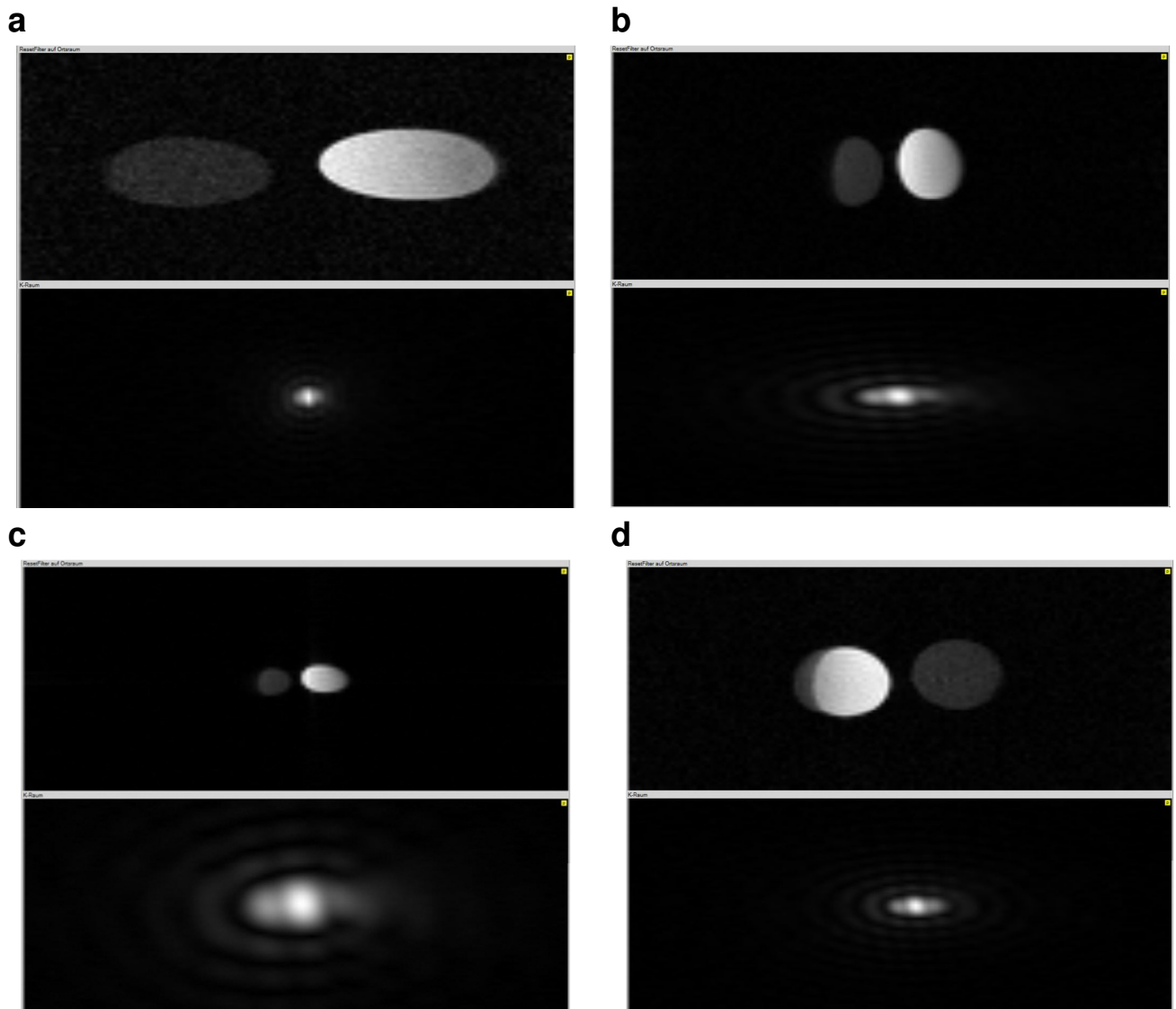


Abb.20: Transversale (X-Z) MR-Bilder der Doppelprobe aus Öl und Wasser im T_1 -Kontrast. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Die Bilder sind über ein Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 300 ms und die Echozeit auf 15 ms eingestellt worden. Insgesamt wurde jeweils über 5 Einzelbilder gemittelt. Folgende Stärken der Gradientenfelder wurden zur Aufnahme verwendet. a: Readgradient: $130.0 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$; b: Readgradient: $40.0 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$; c: Readgradient: $27.3 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $27.3 \mu\text{T/s/m}$; d: Readgradient: $-70.2 \mu\text{T/s/m}$, Phasegradient: $-70.2 \mu\text{T/s/m}$.

5. Nehmen Sie verschiedene transversale 2D-MR-Bilder der Doppelprobe unter Variation der Repetitionszeit und der Echozeit auf.

Im Theorieteil ist eingängig beschrieben worden, wie sich Repetitionszeit und Echozeit auf den Kontrast eines MR-Bildes auswirken. Je nach Einstellung dieser beiden Parameter kann man einen T_1 -Kontrast, einen T_2 -Kontrast oder einen Protonendichte-Kontrast (PD-Kontrast) generieren. Für einen PD-Kontrast ist die Repetitionszeit T_R vergleichsweise lang und die Echozeit T_E vergleichsweise kurz zu wählen. Für einen T_2 -Kontrast ist die Repetitionszeit T_R und die Echozeit T_E vergleichsweise lang zu wählen. Für einen T_1 -Kontrast hingegen sind sowohl Repetitionszeit T_R , als auch Echozeit T_E vergleichsweise kurz zu wählen. Damit ist unmittelbar klar, dass nur der T_1 -Kontrast relativ schnell generiert werden kann.

In der medizinischen Diagnostik wird meistens die Kontrasteinstellung gewählt, die die größten Unterschiede zwischen untersuchtem Medium und umgebender Substanz erwarten lässt. Zum Beispiel unterscheidet sich T_2 zwischen flüssigen und festen oder halbfesten Substanzen besonders stark und man kann im T_2 -Kontrast besonders gut Wasseransammlungen oder manche Tumore vom umgebenden Gewebe unterscheiden.

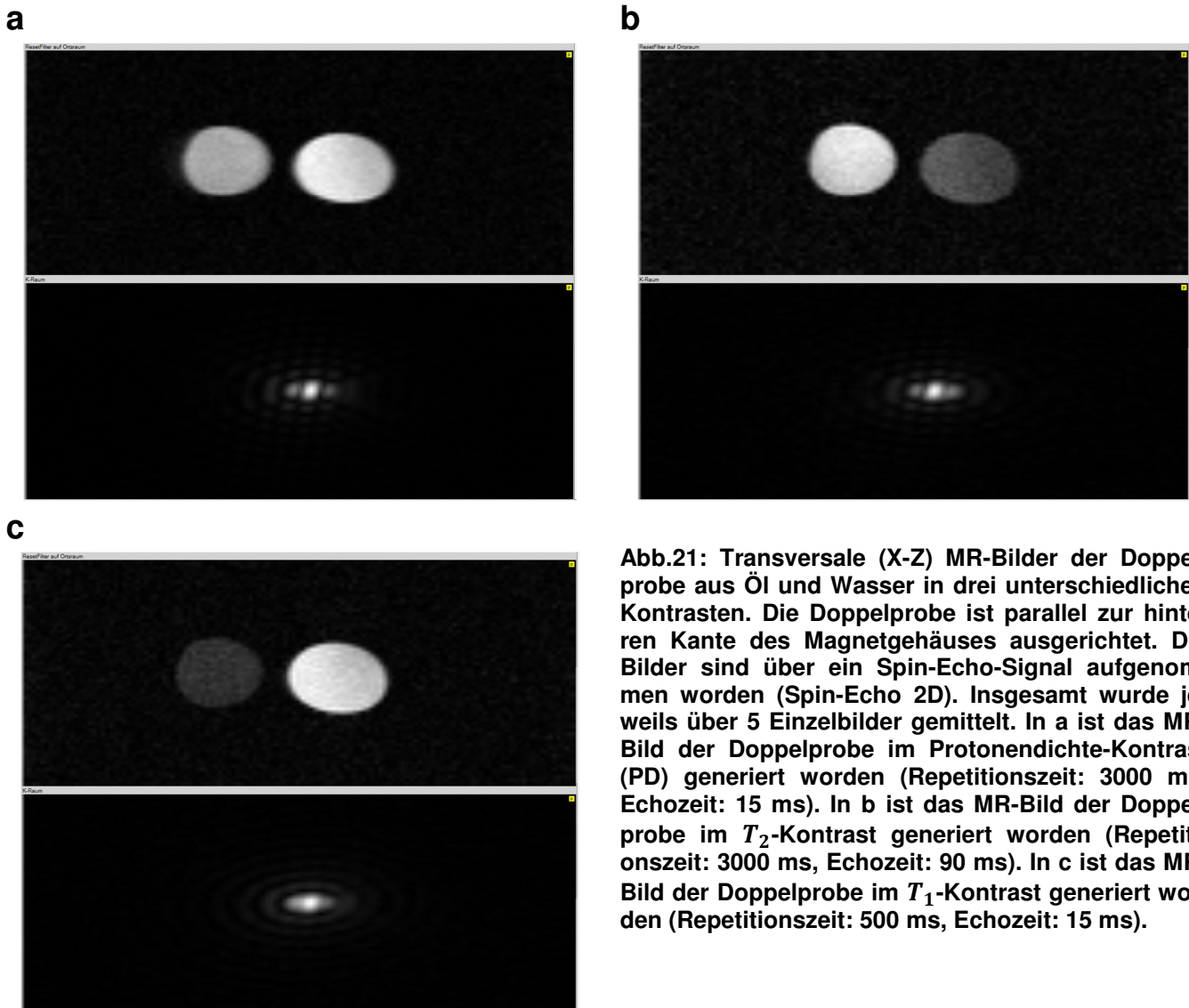


Abb.21: Transversale (X-Z) MR-Bilder der Doppelprobe aus Öl und Wasser in drei unterschiedlichen Kontrasten. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Die Bilder sind über ein Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Insgesamt wurde jeweils über 5 Einzelbilder gemittelt. In a ist das MR-Bild der Doppelprobe im Protonendichte-Kontrast (PD) generiert worden (Repetitionszeit: 3000 ms, Echozeit: 15 ms). In b ist das MR-Bild der Doppelprobe im T_2 -Kontrast generiert worden (Repetitionszeit: 3000 ms, Echozeit: 90 ms). In c ist das MR-Bild der Doppelprobe im T_1 -Kontrast generiert worden (Repetitionszeit: 500 ms, Echozeit: 15 ms).

Abb. 21 a-c zeigt die transversalen 2D-MR-Bilder der Doppelprobe aus Öl und Wasser unter den drei o.a. Kontrasten. Mit Ausnahme der Repetitionszeit und der Echozeit sind die Einstellungen aus Aufgabe 1 übernommen worden. In Abb. 21 a ist der PD-Kontrast mit einer Repetitionszeit von 3000 ms und einer Echozeit von 15 ms generiert worden (vgl. Theorie). Da die Öl- und die Wasserprobe in etwa gleiche Helligkeit aufweisen, muss man schlussfolgern, dass die Wasserstoff-Protonendichten von Öl und Wasser in den beiden 5mm-Proben relativ ähnlich sind. In Abb. 21 b ist der T_2 -Kontrast mit einer Repetitionszeit von 3000 ms und einer Echozeit von 90 ms generiert worden (vgl. Theorie). Im T_2 -Kontrast erscheint die Wasserprobe heller als die Ölprobe, da Wasser eine bedeutend längere T_2 -Relaxationszeit aufweist. Folglich lassen sich in dieser Abbildung die Proben eindeutig identifizieren. Die linke Probe enthält Wasser und die rechte Probe enthält Öl. In Abb. 21 c ist der T_1 -Kontrast mit einer Repetitionszeit von 500 ms und einer Echozeit von 15 ms generiert worden (vgl. Theorie und Aufgabe 1). Im T_1 -Kontrast erscheint die Ölprobe heller als die Wasserprobe, da Öl eine bedeutend kürzere T_1 -Relaxationszeit aufweist. Folglich lassen sich auch im T_1 -Kontrast die Proben eindeutig identifizieren.

6. Untersuchen Sie den Einfluss der Anzahl der Mittelungen auf das transversale 2D-MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser.

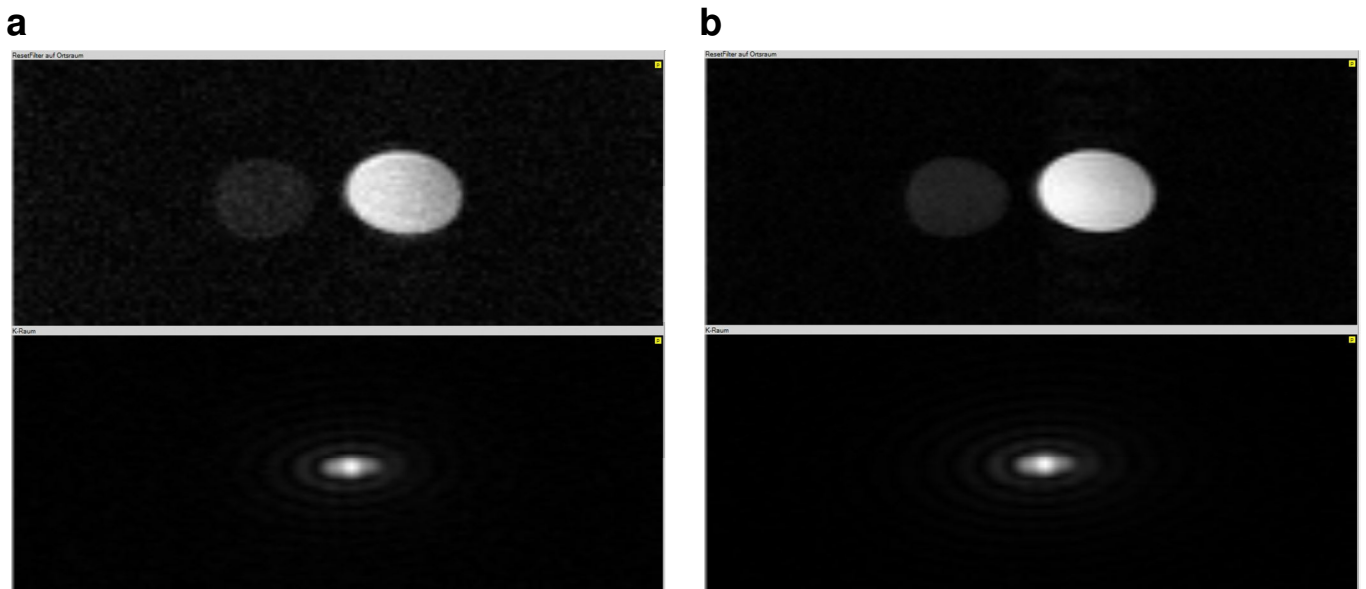


Abb.22: Transversale (X-Z) MR-Bilder der Doppelprobe aus Öl und Wasser im T_1 -Kontrast. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Die Bilder sind über ein Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 300 ms und die Echozeit auf 15 ms eingestellt worden. In a wurde nur ein einziges transversales MR-Bild aufgenommen, in b hingegen wurde über 10 aufeinanderfolgende Messungen gemittelt. Resultat ist, dass das MR-Bild der Doppelprobe in b deutlich schärfer als in a ist.

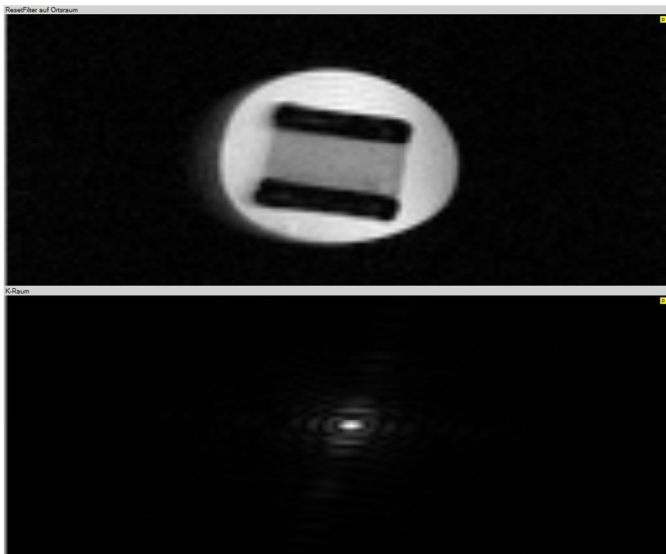
Die Anzahl der Mittelungen ist ein entscheidendes Maß in der MR-Technologie, um die Qualität der MR-Bildaufnahme drastisch zu verbessern. Bei der Mittelungsprozedur werden mehrere „identische“ Messungen nacheinander aufgenommen, über die dann gemittelt wird. Das zufällige Rauschen der einzelnen Messungen hebt sich hierbei zum Teil auf, während das enthaltene MR-Signal aufsummiert wird. Dabei wird ausgenutzt, dass das MR-Signal in jeder Einzelmessung gleich ist, während im Gegensatz dazu das enthaltene Rauschen zufällig ist. Entscheidend ist nun aber, dass die Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses (SNR) proportional zur Wurzel der Mittelungen ist, d.h. zum Verdoppeln des Signal-Rausch-Verhältnisses benötigt man vier Mittelungen. Mittelungen sind damit sehr zeitaufwendig, aber oftmals unumgänglich für eine adäquate Bildqualität. Eine besonders hohe Anzahl von Mittelungen wird genau dann notwendig, wenn das MR-Signal vergleichsweise schwach ist, z.B. wenn nur eine ein-

zelne dünne Schicht einer Probe aufgenommen wird. Mit dem bisher beschriebenen Verfahren detektieren wir stets ein über den Probenraum aufsummiertes Signal. Mit einem solchen aufsummierten Signal lassen sich zuverlässige MR-Bilder schon bei relativ wenig Mittelungen generieren.

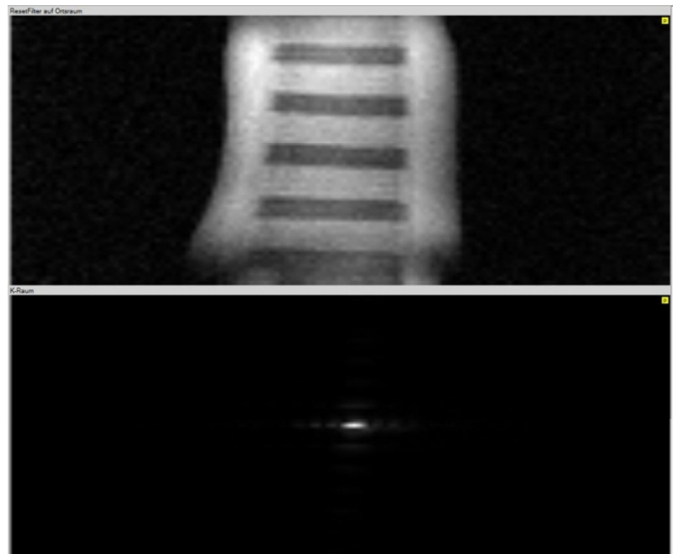
Abb. 22 a und b zeigen transversale MR-Bilder der Doppelprobe aus Öl und Wasser, die mit „1 Mittelung“ (a) und mit 10 Mittelungen (b) aufgenommen wurden. Die Einstellungen aus Aufgabe 1 wurden beibehalten. Die Doppelprobe ist in Abb. 22 a trotz kleinerem SNR eindeutig zu identifizieren. Man erkennt aber auch die SNR-Verbesserung in Abb. 22 b. Die Messzeit für das MR-Bild in Abb. 22 a betrug 19.2 s. Die Messzeit für das MR-Bild in Abb. 22 b betrug 192 s.

7. Nehmen Sie ein transversales (X-Z), ein sagittales (Y-Z) und ein koronares (X-Y) 2D-MR-Bild der Strukturprobe auf. Verwenden Sie die Parametereinstellungen aus 1.

a



b



c

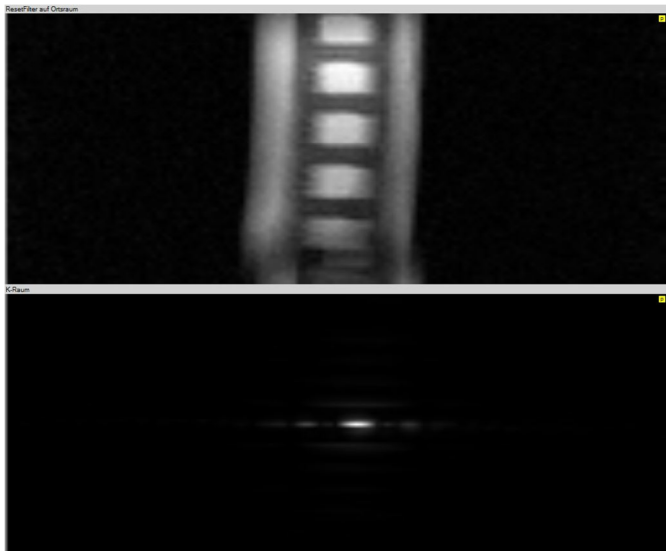


Abb.23: Transversales (X-Z) (a), sagittales (Y-Z) (b) und koronares (X-Y) (c) MR-Bild der Strukturprobe im T_1 -Kontrast. Die Bilder sind über ein Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Spin-Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 300 ms und die Echozeit auf 15 ms eingestellt worden. Insgesamt wurde über 5 Einzelbilder gemittelt.

Nimmt man alle 2D-MR-Bilder zusammen (transversal, sagittal, koronar), erkennt man, dass es sich bei der Strukturprobe um eine Art leiterförmigen Kunststoff in Öl handeln muss (vgl. bloßes Hinsehen).

Abb.23 a-c zeigen das transversale (a: X-Z), das sagittale (b: Y-Z) und das koronare (c: X-Y) 2D-MR-Bild der Strukturprobe, die aus einer Kunststoffstruktur in Öl besteht. Für alle Aufnahmen sind die Einstellungen aus Aufgabe 1 verwendet worden. Man beachte nochmals, dass es sich bei den aufgenommenen

Signalen stets um über den gesamten Probenraum aufsummierte Signale handelt und nicht um die Signale einer dünnen Schicht. Dort, wo das 2D-MR-Bild sehr dunkel ist, ist an nahezu keiner Stelle im Probenraum Öl vorhanden, d.h. zerlegt man den Probenraum in einzelne dünne Schichten, enthalten alle diese Schichten an den dunklen Stellen des MR-Bildes den Kunststoff. Dort, wo das 2D-MR-Bild sehr hell ist, ist an nahezu allen Stellen im Probenraum Öl vorhanden, d.h. zerlegt man den Probenraum in einzelne dünne Schichten, enthalten alle diese Schichten an den hellen Stellen des MR-Bildes das Öl. An mittelhellen/mitteldunklen Stellen des 2D-MR-Bildes würden bei einer Zerlegung in dünne Einzelschichten manche Schichten den Kunststoff und manche Schichten das Öl enthalten.

Nimmt man alle 2D-MR-Bilder zusammen (transversal, sagittal, koronar), erkennt man, dass es sich bei der Strukturprobe um eine Art leiterförmigen Kunststoff in Öl handeln muss (vgl. bloßes Hinsehen).

B: Gebrauch von Frequenz- und Phasenkodierung zur Erzeugung eines Gradienten-Echo-Signals, aus dem ein 2D-Bild gewonnen werden kann

1. Nehmen Sie ein transversales 2D-MR-Bild einer Doppelprobe aus Öl und Wasser mit dem schnellen Gradienten-Echo-Verfahren auf. Bei einem transversalen 2D-MR-Bild ist die Querschnittsebene parallel zur Unterseite des Magnetresonanztomographen.

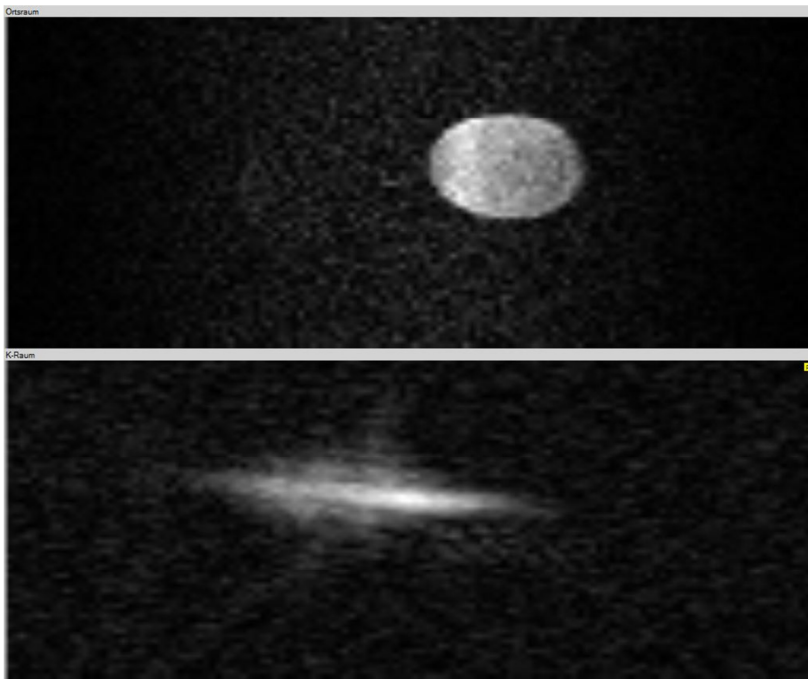


Abb. 24: Transversales (X-Z) MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser im T_1 -Kontrast. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Das Bild ist über ein Gradienten-Echo-Signal aufgenommen worden (Flash 2D). Die Repetitionszeit ist auf 40 ms, die Echozeit auf 5 ms und der Anregungswinkel auf 30° eingestellt worden. Insgesamt wurde über 10 Einzelbilder gemittelt. Die beiden Einzelproben sind im Ortsraum (oben) eindeutig zu identifizieren, da Öl im T_1 -Kontrast hell und Wasser dunkel erscheint. Im Wellenvektorraum (k-Raum) (unten) bestimmen Datenpunkte in der Mitte des k-Raumes das Signal-Rausch-Verhältnis, die Struktur und den Kontrast im rekonstruierten Bild, äußere Datenpunkte liefern Informationen über Ränder, Kanten, Umrisse und feine Übergänge. Umrechnungen zwischen Ortsraum und k-Raum erfolgen über Fourier-Transformationen.

Abb. 24 zeigt ein transversales MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser, die parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet ist. Das MR-Bild ist über ein ortskodiertes Gradienten-Echo-Signal aufgenommen worden (Flash 2D). Folgende Einstellungen wurden zur Rekonstruktion verwendet: Repetitionszeit: 40 ms; Echozeit: 5 ms; Anzahl der Mittelungen: 10; Winkel: 30° ; Readgradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$; Phasegradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$ (variabel in aufeinanderfolgenden Messsequenzen eines Mittelungsschrittes); Anzahl der Bildpunkte pro Echo (Datenpunkte): 128; Anzahl der ortskodierten Echos (Phasenschritte): 64; Schnittebene der 2D-Schicht: X-Z-Schicht (Schichtauswahl). Gemäß Theorie liefert das aufgezeichnete MR-Bild einen T_1 -Kontrast, da sowohl Repetitionszeit T_R , als auch Echozeit T_E vergleichsweise klein gewählt sind. In diesem Fall erscheint Öl hell und Wasser dunkel, d.h. man kann die beiden Substanzen der Doppelprobe sehr gut identifizieren. In Abb. 24 ist die linke Probe die Wasser-

probe und die rechte Probe die Ölprobe. Man beachte jedoch, dass das aufgenommene Bild einer Summation der Signale über den gesamten Probenraum gleichkommt, da keine explizite Schichtselektion mit wohldefinierter Dicke vorgegeben wurde. Direkt unterhalb des in Abb. 24 dargestellten transversalen MR-Bildes der Doppelprobe im Ortsraum ist das Bild dieser Probe im k-Raum oder Wellenvektor-Raum dargestellt. Datenpunkte in der Mitte des k-Raumes bestimmen das Signal-Rausch-Verhältnis, die Struktur und den Kontrast im rekonstruierten Bild, äußere Datenpunkte liefern Informationen über Ränder, Kanten, Umrisse und feine Übergänge.

2. Nehmen Sie verschiedene transversale 2D-MR-Bilder der Doppelprobe unter Variation der Repetitionszeit und der Echozeit auf.

Über Variation der Echozeit und der Repetitionszeit können theoretisch verschiedene Kontraste im Flash 2D-Verfahren erzeugt werden.

Im Theorieteil haben wir beschrieben, dass für den optionalen T_2^* -Kontrast eine vergleichsweise lange Echozeit nötig ist (>18 ms). Diese Einstellung ist nur mit Magneten großer Homogenität möglich, da das Gradienten-Echo noch während des FID-Signals generiert werden muss und die Dauer des FID eben von der besagten Magnetfeldhomogenität abhängt. Mit der Homogenität des hier verfügbaren Magneten ist die Einstellung eines T_2^* -Kontrastes nicht möglich.

Weiter haben wir gesehen, dass für den Protonendichte-Kontrast (PD) eine vergleichsweise lange Repetitionszeit benötigt wird (ca. 500 ms). Prinzipiell wäre eine derartige Einstellung auch für das hier beschriebene Flash-Verfahren möglich. Durch die vergleichsweise lange Repetitionszeit würde sich aber auch die Messzeit verlängern und die wesentlichen Vorzüge des Flash-Verfahrens im Vergleich zur Spin-Echo-Technik gingen verloren. Aus diesem Grund ist die Repetitionszeit beim Flash 2D auf 200 ms begrenzt worden.

Das bedeutet, dass man mit den Parametereinstellungen zum Flash 2D bei unserem kompakten Magnetresonanztomographen einzig den T_1 -Kontrast erzeugen kann. Diesen Kontrast erhält man bei einer kurzen Echozeit von z.B. 5 ms und einer Repetitionszeit von z.B. 40 ms (vgl. Aufgabe 1) unter einem Anregungswinkel von z.B. 30° .

Vom Prinzip her sind sehr kurze Echozeiten immer wünschenswert, da das wiedergewonnene FID-Signal bei kurzen Echozeiten noch vergleichsweise stark ist. Oftmals ist die Echozeit aber systembedingt und basierend auf speziellen Einstellungen nach unten begrenzt. Im vorhandenen System sind Echozeiten bis zu 1 ms möglich.

Außerdem kann die Repetitionszeit zur Erzeugung des T_1 -Kontrastes weiter verringert werden, wenn man gleichzeitig auch den Anregungswinkel verkleinert. Zwar wird bei kleineren Anregungswinkeln das Signal schwächer, jedoch ist auch die Störung des Gleichgewichtszustandes geringer, so dass aufeinanderfolgende Aufnahmen erheblich schneller erfolgen können.

Hinweis: Üblicherweise wird das Flash 2D Verfahren für den T_1 -Kontrast verwendet, da nur hier eine wirklich effektive Einsparung der Messzeit resultiert (vgl. kurze Repetitionszeit).

3. Untersuchen Sie den Einfluss des Auslenkwinkels auf das transversale 2D-MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser.

Abb. 25 a und b zeigen das transversale MR-Bild der Doppelprobe aus Öl und Wasser für einen Anregungswinkel von 10° . Folgende weitere Einstellungen wurden zur Rekonstruktion verwendet: Repetitionszeit: 40 ms (a), 20 ms (b); Echozeit: 5 ms; Anzahl der Mittelungen: 10; Readgradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$; Phasegradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$ (variabel in aufeinanderfolgenden Messsequenzen eines Mittelungsschrittes); Anzahl der Bildpunkte pro Echo (*Datenpunkte*): 128; Anzahl der ortskodierten Echos (*Phasenschritte*): 64; Schnittebene der 2D-Schicht: X-Z-Schicht (*Schichtauswahl*).

In Abbildung 25 a wurde die gleiche Repetitionszeit wie in Aufgabe 1 verwendet. Basierend auf dem kleineren Anregungswinkel ist das MR-Signal in dieser Abbildung, obwohl gemittelt, schwächer als in Abb. 24. Dies ist zunächst einmal ein Nachteil. Kleinere Anregungswinkel implizieren aber auch die Möglichkeit einer kürzer einstellbaren Repetitionszeit, da die Störung des Gleichgewichtszustandes geringer ist und ein großer Teil der Längsmagnetisierung quasi stetig vorhanden ist. Kürzere Repetitionszeiten wiederum verkürzen die Messdauer erheblich. In Abb. 25 b wurde die Repetitionszeit auf 20 ms verkürzt. Dank des kleinen Anregungswinkels ist die Doppelprobe dennoch (wenn auch vergleichsweise unscharf) zu erkennen. Die effektive Messzeit des MR-Flash-Bildes ist in Abb. 25 b (12.8 s) nur halb so lang wie in Abb. 25 a (25.6 s).

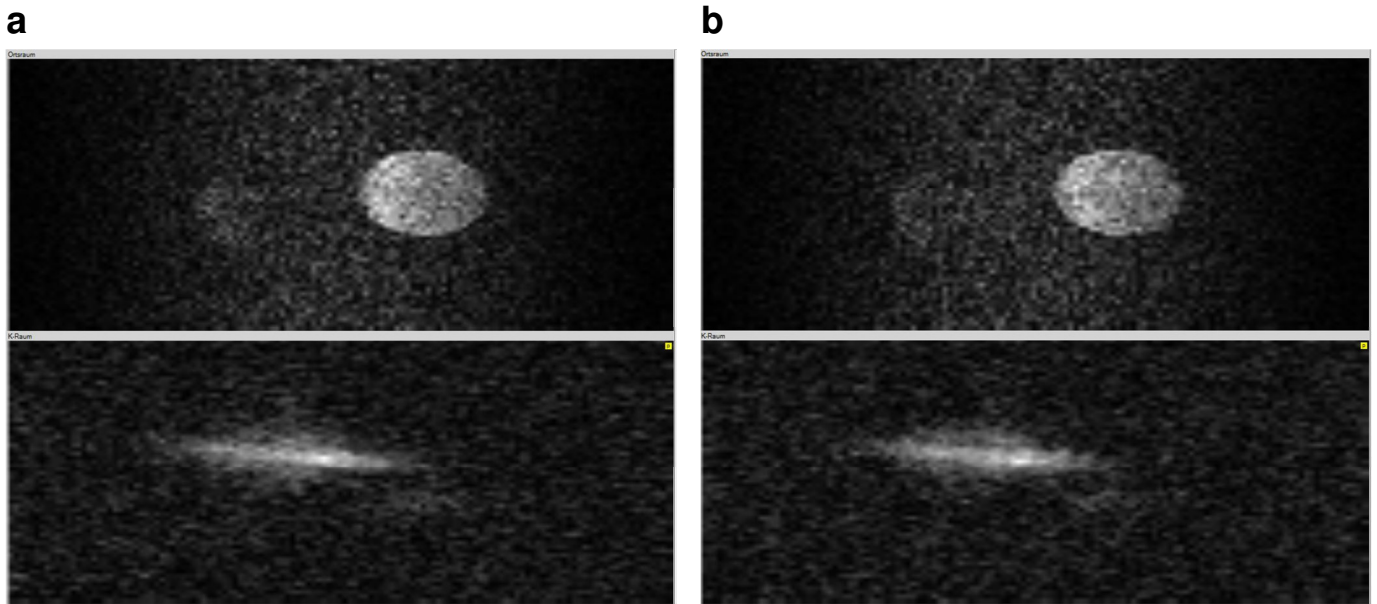


Abb.25: Transversale (X-Z) MR-Bilder der Doppelprobe aus Öl und Wasser im T_1 -Kontrast. Die Doppelprobe ist parallel zur hinteren Kante des Magnetgehäuses ausgerichtet. Die Bilder sind über ein Gradienten-Echo-Signal aufgenommen worden (Flash 2D). Insgesamt wurde jeweils über 10 Einzelbilder gemittelt. Die Echozeit ist auf 5 ms eingestellt worden und der Anregungswinkel auf 10° . In a ist das Bild mit einer Repetitionszeit von 40 ms aufgenommen worden, während in b das Bild mit einer Repetitionszeit von nur 20 ms aufgenommen wurde. Eine derart kurze Repetitionszeit liefert nur dann ein ausreichend starkes Signal, wenn der Anregungswinkel vergleichsweise klein gewählt wird.

Sinn der Repetitionszeit-Verringerung ist die Verkürzung der effektiven Messzeit. So wurde das MR-Bild in b in der Hälfte der Zeit generiert wie in a.

4. Nehmen Sie ein qualitativ akzeptables transversales (X-Z), sagittales (Y-Z) und koronares (X-Y) 2D-MR-Bild der Strukturprobe auf. Versuchen Sie, diese Bilder in einer möglichst kurzen Zeit zu erzeugen

Abb. 26 a-c zeigen das transversale (a: X-Z), das sagittale (b: Y-Z) und das koronare (c: X-Y) 2D-MR-Bild der Strukturprobe, die aus einer Kunststoffstruktur in Öl besteht. Alle MR-Bilder sind über ein ortskodiertes Gradienten-Echo-Signal aufgenommen worden (Flash 2D). Folgende Einstellungen wurden zur Rekonstruktion verwendet: Repetitionszeit: 30 ms; Echozeit: 3 ms; Anzahl der Mittelungen: 30; Winkel: 20° ; Readgradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$; Phasegradient: $70.2 \mu\text{T/s/m}$ (variabel in aufeinanderfolgenden Messsequenzen eines Mittelungsschrittes); Anzahl der Bildpunkte pro Echo (*Datenpunkte*): 128; Anzahl der ortskodierten Echos (*Phasenschritte*): 64; Schnittebene der 2D-Schicht: X-Z-Schicht (*Schichtauswahl*).

Deutlich zu erkennen ist die schlechtere Qualität im Vergleich zur 2D-MR-Bildgenerierung mittels der Spin-Echo-Technik (vgl. Abb. 23). Offensichtlich ist beim Flash-Verfahren der Einfluss von magnetischen Suszeptibilitäten und Inhomogintäten des externen statischen Magnetfeldes $\vec{B}_0$ erheblich stärker.

Dennoch lassen sich mit dem Flash-2D-Verfahren schon ganz gute Aussagen über die Struktur der Kunststoffprobe treffen und dies nach einer sehr viel kürzeren Messzeit als beim Spin-Echo-2D-Verfahren.

In der medizinischen Diagnostik sind Flash-Verfahren ein sehr probates Mittel geworden, um relativ schnell erste Eindrücke vom Inneren des Untersuchungsobjektes zu erlangen. Da bei Ganzkörperscannern die Feldstärke meist größer ist und die Magnetfeldhomogenität verbessert, liefert das Flash-Verfahren auch recht gute MR-Bilder, die zur speziellen Diagnose herangezogen werden können.

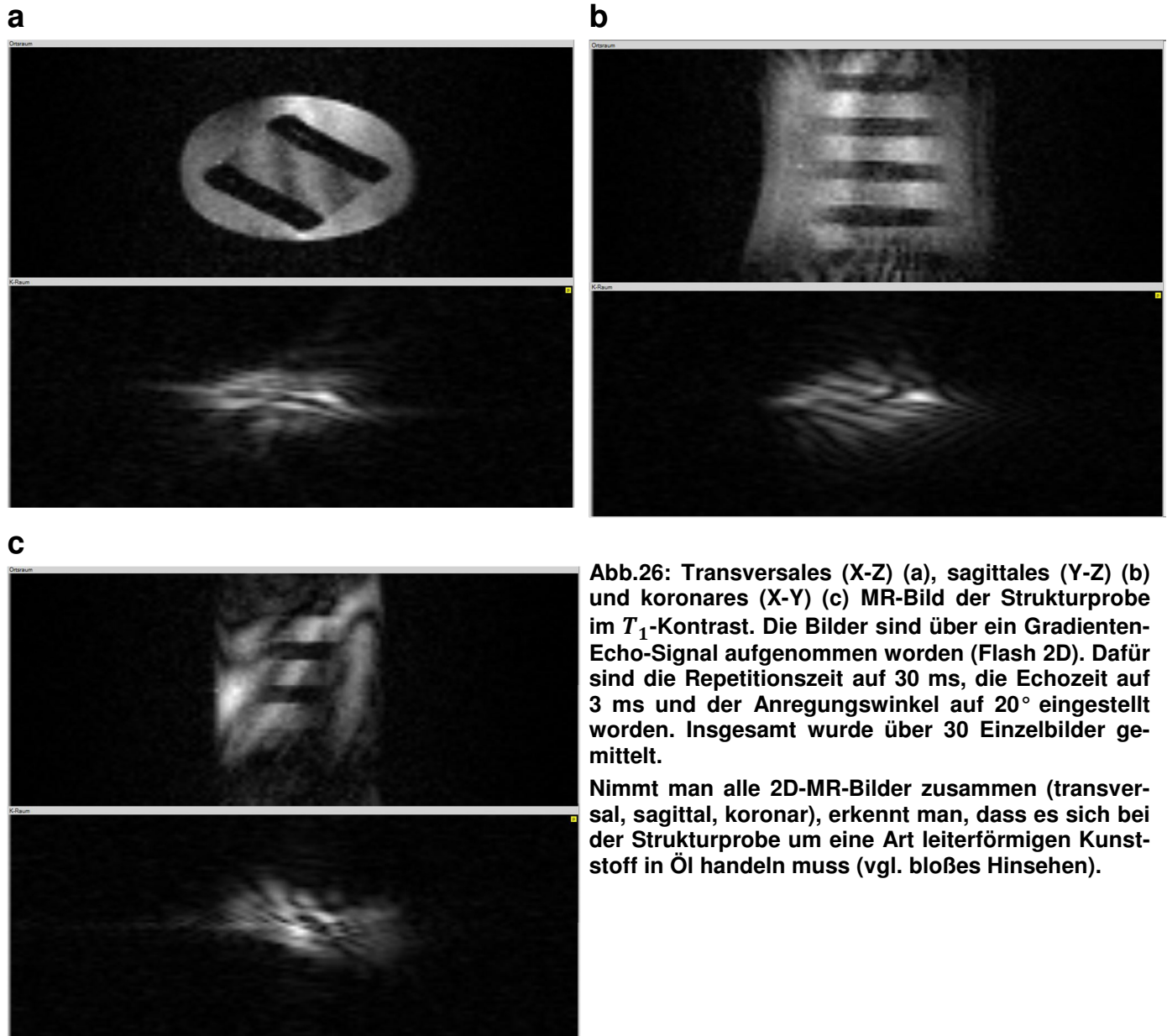


Abb.26: Transversales (X-Z) (a), sagittales (Y-Z) (b) und koronares (X-Y) (c) MR-Bild der Strukturprobe im T_1 -Kontrast. Die Bilder sind über ein Gradienten-Echo-Signal aufgenommen worden (Flash 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 30 ms, die Echozeit auf 3 ms und der Anregungswinkel auf 20° eingestellt worden. Insgesamt wurde über 30 Einzelbilder gemittelt.

Nimmt man alle 2D-MR-Bilder zusammen (transversal, sagittal, koronar), erkennt man, dass es sich bei der Strukturprobe um eine Art leiterförmigen Kunststoff in Öl handeln muss (vgl. bloßes Hinsehen).