

Verwandte Themen

Kernspins, Magnetisierung, Resonanzbedingung, MR-Frequenz, HF-Pulstechnik (High Frequency), FID-Signal (Free Induction Decay), Spin-Echo (2D, 3D), Magnetische Gradientenfelder, Explizite Schichtselektion (Dicke, Orientierung), Ortskodierung (Frequenzkodierung, Phasenkodierung), Datenpunkte, Phasenschritte, „Field of View“ (FOV), Mittelungen, Relaxationszeiten (T_1 : Längsmagnetisierung, T_2 : Quermagnetisierung), Kontrast, Repetitionszeit, Echozeit, Fast-Fourier-Transformation (2D, 3D), Automatische Kalibrierung der Systemfrequenz, Magnetresonanzbildgebung 2D und 3D (Magnetic Resonance Imaging „MRI“), Magnetresonanztomographie 2D und 3D (Magnetic Resonance Tomography „MRT“).

Prinzip

Das Versuchsensemble „Magnetresonanzbildgebung II“ stellt eine Erweiterung zum Versuchsensemble „Magnetresonanzbildgebung I“ dar. Das Rüstzeug zum Verständnis der nun folgenden Versuche ist damit schon eingehend beschrieben und verständlich gemacht worden. Zum einen soll gezeigt werden, wie die Spin-Echo-Technik so benutzt werden kann, dass 2D MR-Bilder einer Schicht wohldefinierter Dicke, Orientierung und Größe generiert werden können (Localized Spin Echo 2D). Diese Parameter determinieren den sogenannten „Field of View“ (FOV) des MR-Bildes. Zum anderen wird ein Verfahren vorgestellt, mit dem die Aufnahme von 3D MR-Bildern ermöglicht wird (Spin Echo 3D). Hierzu wird über die dritte Dimension eine zusätzliche Phasenkodierung durchgeführt. Beide Verfahren beinhalten eine automatische Kalibrierung der Systemfrequenz auf die Larmorfrequenz. Das MR-Bild über diverse Mittelungsschritte ist damit stabiler.

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 II“ (P5942500) ist Teil des Sets „Kompakter Magnetresonanztomograph“ und beinhaltet wesentliche Grundlagen zum Verständnis eines Magnetresonanztomographen. Alle Versuche sind in den Kursen „Bildgebung 2“ 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), „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“ (P5942300) und „Magnetresonanzbildgebung I“ (P5942400) 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-

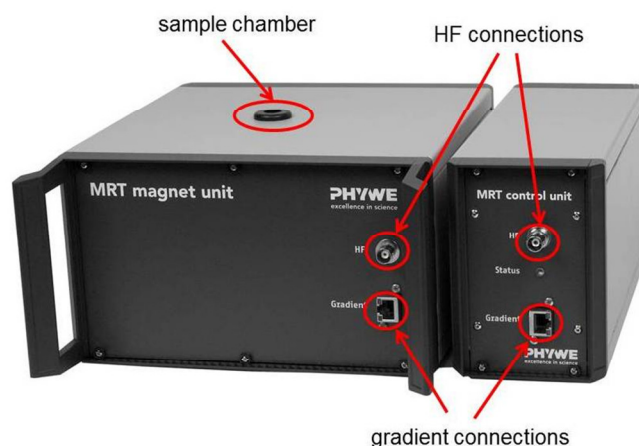


Abb. 2: Anschlüsse der „magnet“ und „control unit“

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: Erzeugung von 2D-MR-Bildern mit expliziter Schichtselektion (Localized Spin Echo 2D).

1. Was bewirkt ein magnetisches Gradientenfeld, das während eines 90° -Anregungspulses dem externen statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ überlagert wird?
2. Welchen unerwünschten Nebeneffekt evoziert das in 1. beschriebene magnetische Gradientenfeld? Stichwort: Dephasierung. Wie kann man dieser Dephasierung entgegenwirken?
3. 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?
4. Überlegen Sie sich, welches Signal ohne explizite Schichtselektion aufgenommen wird. Stichwort: aufsummiertes Signal über den gesamten Probenraum.
5. 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?
6. Welchen unerwünschten Nebeneffekt evoziert ein Magnetfeldgradient, der dem kompletten Spin-Echo-Signal überlagert wird (Auslesegradient)? Stichwort: Dephasierung.
7. Wie kann man der vollständigen Dephasierung zum Echozeitpunkt T_E entgegenwirken?
8. 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 verwenden?

nung benutzen (Stichwort: Ununterscheidbarkeit)?

9. 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.
10. 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?
11. Über den „Field of View“ (FOV) kann die Größe und die Schichtdicke des aufzunehmenden Objektes eingestellt werden (Aufnahmefenster). Die Dimension des aufzunehmenden Objektes ist dabei FOV Read x FOV Phase x Schichtdicke. Überlegen Sie sich, welche Analoga FOV Read und FOV Phase im Versuch Spin Echo 2D aus dem Versuchssensemble „Magnetresonanzbildgebung I“ haben.
12. Warum muss bei biologischen Proben (z.B. Bohnen) die Repetitionszeit weitaus höher gewählt werden, als bei der im Probenset vorhandenen Strukturprobe (vgl. vorangegangene Versuchssensibles).

B: Erzeugung von 3D-MR-Bildern (Spin Echo 3D)

1. Zur Erzeugung von 2D-MR-Bildern mussten in beide Kodierungsrichtungen unterschiedliche Kodierungsverfahren angewandt werden (Frequenzkodierung, Phasenkodierung). Für 3D-MR-Bilder ist eine weitere Kodierung in die dritte Kodierungsrichtung von Nöten. Überlegen Sie sich, wie eine derartige Kodierung aussehen könnte!
2. Warum ist die Erzeugung von 3D-MR-Bildern so zeitaufwendig?
3. Sei τ die Messzeit zur Generierung eines 3D-MR-Bild von 16 (Frequenzkodierung) x 16 (Phasenkodierung I) x 16 (Phasenkodierung II) Voxeln. Wie viel länger dauert die Aufnahme eines 3D-MR-Bildes von 32 x 32 x 32 Voxeln?
4. Überlegen Sie sich, welche Vorteile 3D-MR-Darstellungen für die klinische Diagnostik mit sich bringen.
5. Warum muss bei biologischen Proben für ein gutes 3D-MR-Bild die Repetitionszeit weitaus höher gewählt werden, als bei der im Probenset vorhandenen Strukturprobe (vgl. vorangegangene Versuchssensibles).

Aufgaben

A: Erzeugung von 2D-MR-Bildern mit expliziter Schichtselektion (Localized Spin Echo 2D)

1. Nehmen Sie ein transversales (X-Z) 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl mit einer wohldefinierten Schichtdicke auf (z.B. 10 mm). Bei einem transversalen 2D-MR-Bild ist die Querschnittsebene parallel zur Unterseite des Magnetresonanztomographen gerichtet.
2. Generieren Sie transversale (X-Z) 2D-MR-Bilder der Strukturprobe in Öl mit unterschiedlicher Schichtdicke. Beachten Sie, dass das Signal der erzeugten Bilder umso geringer ist, je dünner die Schicht gewählt ist. Das bedeutet, dass für ein adäquates MR-Bild einer dünnen Schicht die Anzahl der Mittelungen größer gewählt werden muss als für dickere Schichten.
3. Untersuchen Sie den Einfluss der Mittelungen auf das 2D-MR-Bild einer sehr dünnen transversalen (X-Z) Schicht der Strukturprobe (1 mm).

4. Erzeugen Sie ein sagittales 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl, bei dem die Leiter aus Kunststoff schwarz zu sehen ist. Hierzu muss bei einer bestimmten Stellung der Strukturprobe im Probenraum eine bestimmte Orientierung des „Field of View“ (FOV) gewählt werden.
5. Erzeugen Sie nun das entsprechend koronare 2D-MR-Bild unter Beibehaltung der Ausrichtung der Strukturprobe im Probenraum (siehe Punkt 4). Warum erscheint die Leiter nun hell? Beantworten Sie diese Frage, indem Sie sich die Strukturprobe genau anschauen.
6. Versuchen Sie nach einer 45°-Drehung der Strukturprobe im Probenraum über die Einstellung der Orientierung des „Field of View“ ein analoges 2D-MR-Bild wie in Aufgabe 1 zu erzeugen.
7. Nehmen Sie 2D-MR-Bilder geringer Schichtdicke von beliebigen Proben auf. Besonders gut geeignet sind Bohnen, Knospen, oder auch Äste. Gleichwohl können auch MR-Bilder kleinerer Insekten mit einer guten Auflösung erzeugt werden. Beachten Sie, dass bei biologischen Proben die Repetitionszeit weitaus höher eingestellt werden muss als bei der verwendeten Strukturprobe. Zusätzlich ist eine sehr große Anzahl von Mittelungen für ein adäquates MR-Schnittbild erforderlich. Insgesamt verlängert sich die effektive Messzeit also deutlich.

B: Erzeugung von 3D-MR-Bildern (Spin Echo 3D)

1. Nehmen Sie ein 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit einer vergleichsweise kleinen Anzahl von Datenpunkten und Phasenschritten auf (z.B. 16 in alle drei Kodierungsrichtungen).
2. Nehmen Sie ein 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit einer vergleichsweise großen Anzahl von Datenpunkten und Phasenschritten auf (z.B. 64 in alle drei Kodierungsrichtungen).
3. Untersuchen Sie den Einfluss der Mittelungen auf das in 1 generierte 3D-MR-Bild der Strukturprobe.
4. Nehmen Sie 3D-MR-Bilder von beliebigen Proben auf. Besonders gut geeignet sind Bohnen, Knospen, oder auch Äste. Beachten Sie, dass bei biologischen Proben die Repetitionszeit weitaus höher eingestellt werden muss als bei der verwendeten Strukturprobe. Zusätzlich ist eine größere Anzahl von Mittelungen nützlich für ein adäquates MR-Bild. Insgesamt verlängert sich die effektive Messzeit also deutlich.
5. Überlegen Sie sich wie die gesamte Messdauer zur Erzeugung eines 3D-MR-Bildes berechnet wird. Beachten Sie, dass die Messdauer wesentlich durch die zwei Phasenkodierungen bestimmt ist.

Hinweis:

Die Experimente A und B des Versuchensembles „Magnetresonanzbildgebung II“ sind nicht mehr Teil des Basiskurses innerhalb der Software „measure MRT“. Zum Durchführen der Experimente muss der Kurs „Bildgebung 2“ aufgerufen werden. In diesem Kurs sind 3 Lektionen verankert. Die Lektion „Localizer“ ermöglicht ein schnelles 2D-MR-Bild mit größten Teils voreingestellten Parametern. Mit ihr lässt sich überprüfen, ob eine Probe überhaupt ein MR-Bild liefern kann, d.h. ob die Probe überhaupt vom externen statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ durchdrungen wird (manchmal zweckmäßig für eigene Proben). Mit den Lektionen „Localized Spin Echo 2D“ und „Spin Echo 3D“ werden die Experimente A und B durchgeführt.

Beachte: Um den Kurs „Bildgebung 2“ auszuwählen klicken Sie bitte auf das Pluszeichen im Parameterbereich.

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), „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“ (P5942300) und „Magnetresonanzbildgebung I“ (P5942400) durchgeführt worden sein. Entsprechende Einstellungen sind dann gespeichert. Eine Besonderheit dieses Versuchsensembles „Magnetresonanzbildgebung II“ (P5942500) ist die automatische Kalibrierung der Systemfrequenz. Vor jeder Messung wird die Systemfrequenz überprüft und gegebenenfalls korrigiert, d.h. erneut auf die Larmorfrequenz der Wasserstoffprotonen abgestimmt. Dies hat den Vorteil, dass Bildaufnahmen über längere Zeiträume, beispielsweise über mehrere Mittelungen, ein hochwertiges Ergebnis liefern. Bei lang andauernden Messungen kommt es oftmals zu Temperaturschwankungen. Schon geringe Temperaturänderungen beeinflussen das Magnetfeld und damit natürlich auch die Larmorfrequenz. Dieses resultiert bei nicht korrigierter Systemfrequenz in einem „Verschmieren“ des aufgenommenen Bildes in Richtung des Frequenzkodiergradienten (Auslesegradient). Mit der automatischen Kalibrierung der Systemfrequenz wird eine problemlose Bildgenerierung über mehrere Mittelungsschritte möglich. Wie in allen vorangegangenen Versuchsensembles ist es oftmals zweckmäßig die Homogenität des Magnetfeldes zu überprüfen und nochmals über die sogenannten Magnetfeld-Shims zu verbessern.

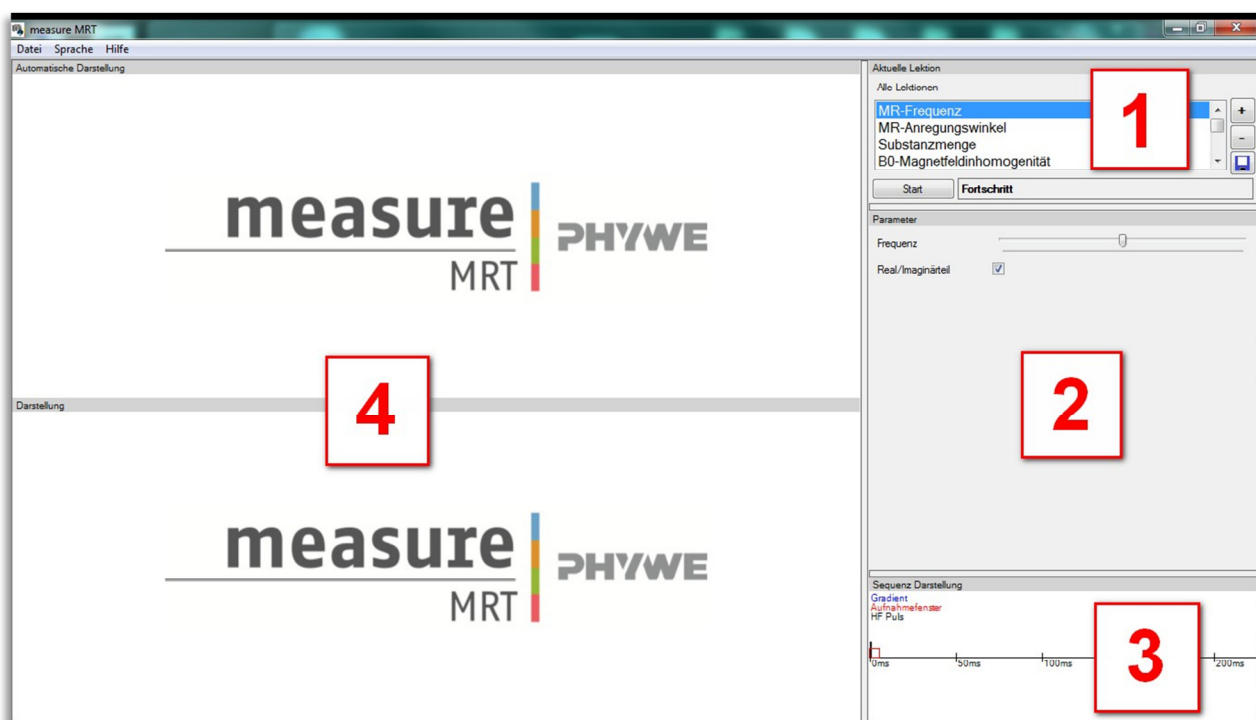


Abb. 4: „measure MRT“ - Bereichsdarstellung

A: Erzeugung von 2D-MR-Bildern mit expliziter Schichtselektion (Localized Spin Echo 2D)

1. Stellen Sie die 10 mm Strukturprobe in den Probenraum des MR-Gerätes. Richten Sie die Probe so aus, dass die Öffnungen der Leiter in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. Wählen Sie im Lektionenbereich die Lektion mit der Bezeichnung *Localized Spin Echo 2D* aus. Diese Lektion finden Sie im Kurs „Bildgebung II“ (siehe Hinweis). Der Parameterbereich zeigt nun unter dem Reiter „Bildkodierung Kontrast Field of View (FOV)“ die Einstellmöglichkeiten *Datenpunkte*, *Phasenschritte*, *Mittelungen*, *Repetitionszeit*, *Echozeit*, *FOV Read*, *FOV Phase* und *Schichtdicke*. (siehe Abb. 5). Der Button „Orientierung wählen“ öffnet ein Fenster, indem die Lage, Größe und Orientierung des Aufnahme Fensters genauer eingestellt werden können. Hier gibt es die Einstellmöglichkeiten *Alpha*, *Beta*, *Gamma*, *Field of View (FOV)*, *FOV Phase*, *FOV Read*, *Schichtdicke*, *Verschiebung Phasenrichtung*, *Verschiebung Ausleserichtung* und *Verschiebung Schichtrichtung* (siehe Abb. 6). Das über die Parameter eingestellte Aufnahme Fenster wird grafisch in einem kartesischen Koordinatensystem angezeigt. Unter dem Reiter „Fortgeschritten“ finden Sie weitere Einstellmöglichkeiten für fortgeschrittene Anwender. Hier lassen sich die *Abtastfrequenz* und die Spoilerflächen (*Spoilerfläche X*, *Spoilerfläche Y*, *Spoilerfläche Z*) für alle Gradienten einstellen (siehe Abb. 7). Die Default-Werte können für alle Versuche beibehalten werden.

Stellen Sie die *Datenpunkte* (Anzahl der Bildpunkte pro Echo) und *Phasenschritte* (Anzahl der ortskodierten Echos) zunächst auf 64. Regeln Sie die *Repetitionszeit* auf 150 ms, die *Echozeit* auf 10 ms und die Anzahl der *Mittelungen* auf 1. Legen Sie nun den „Field of View“ fest. Wählen Sie einen *FOV Read* von 20 mm, einen *FOV Phase* von 20 mm und eine *Schichtdicke* von 10 mm. Die Festlegung der Aufnahme einer rein transversalen (X-

Abb. 5: Localized Spin Echo 2D – Parameter (Generell)**Abb. 6: Localized Spin Echo 2D – Parameter (FOV)****Abb. 7: Localized Spin Echo 2D – Parameter (Fortgeschritten)**

Z) Schicht erfolgt unter dem Button *Orientierung*. Stellen Sie hier *Alpha* und *Gamma* auf 90° und *Beta* auf 0° ein. Weiter sollte das Aufnahme Fenster mittig liegen, d.h. ohne jegliche Verschiebung in die drei Raumrichtungen (Default = 0 mm). Klicken Sie auf den Button *Speichern*.

Starten Sie die Messung.

2. Behalten Sie die Einstellungen aus 1 bei. Verändern Sie die Schichtdicke über die Einstellmöglichkeit *Schichtdicke*. Vergrößern Sie bei geringer werdender Schichtdicke die Anzahl der Mittelungen über den Einstellregler *Mittelungen*. Nehmen Sie das 2D-MR-Bild einer 5 mm - Schicht und einer 2 mm - Schicht mit 5 bzw. 20 Mittelungen auf (Achtung: längere Messzeit erforderlich).
3. Behalten Sie die Einstellungen aus 1 bei und untersuchen Sie nun explizit den Einfluss der Mittelungen auf das 2D-MR-Bild einer transversalen 1 mm - Schicht der Strukturprobe. Generieren Sie 2D-MR-Bilder der 1 mm – Schicht mit 1, 5 und 50 Mittelungen (Achtung: längere Messzeit erforderlich).
4. Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1. Stellen Sie nun die Anzahl der Mittelung mit dem Einstellregler *Mittelungen* auf 10. Überprüfen Sie nochmals die Ausrichtung der Strukturprobe in der Probenkammer des Magneten. Die Probe sollte so ausgerichtet sein, dass die Öffnungen der Leiter in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. Klicken Sie auf den Button „Orientierung wählen“ und setzen Sie den Winkel für *Alpha* auf 0° und die Winkel für *Beta* und *Gamma* auf 90° . Das Aufnahme Fenster ist dann parallel zur Rückseite des Magnetgehäuses gerichtet. Mit *Speichern* wird dieses Aufnahme Fenster bestätigt. Starten Sie die Messung. Die Leiter erscheint nun schwarz.
5. Behalten Sie die Einstellungen aus 4 bei. Klicken Sie auf den Button „Orientierung wählen“ und setzen Sie den Winkel für *Beta* auf 0° . Das Aufnahme Fenster ist dann senkrecht zur Rückseite des Magnetgehäuses gerichtet. Mit *Speichern* wird dieses Aufnahme Fenster bestätigt. Starten Sie die Messung. Die Leiter erscheint nun hell.
6. Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1 (*Alpha* = 90° , *Beta* = 0° , *Gamma* = 90°). Stellen Sie die Anzahl der Mittelungen auf 1. Drehen Sie nun die Strukturprobe im Probenraum um 45° und nehmen Sie ein transversales (X-Z) 2D-MR-Bild auf. Klicken Sie auf den Button „Orientierung wählen“ und stellen Sie den Winkel für *Gamma* so ein, dass das zu erzeugende transversale 2D-MR-Bild der Strukturprobe dieselbe Ausrichtung hat wie in 1 (Hinweis: Es gibt mehrere Ergebnisse).
7. Führen Sie eine biologische Probe in das leere Reagenzglas (10 mm) ein. Besonders gut geeignet sind Bohnen, Knospen, oder auch Äste. Achten Sie darauf, dass das zu untersuchende Objekt so platziert ist, dass beim Einführen des Reagenzglases in den Probenraum des Magneten, dass Objekt auch vom externen Magnetfeld durchdrungen wird. Das Volumen des Reagenzglases, welches nach Einführung des Reagenzglases in die Probenkammer von einem sehr homogenen Magnetfeld durchdrungen wird, ist durch eine 2-Strich-Markierung gekennzeichnet. Im Idealfall liegt die zu untersuchende Probe mittig zwischen der oberen und unteren Markierung. Um eine gute Platzierung des Objektes in der Probenkammer zu erzielen, ist es oft zweckmäßig einen dünneren Ast (alternativ ein Stück Kunststoff) auf die entsprechende Länge zuzuschneiden und als Untersatz für das Objekt zu benutzen. Relativ einfach ist natürlich die Generierung von Schnittbildern längerer Proben, wie z.B. dünner Äste mit der ungefähren Länge des Reagenzglases, da hier das Magnetfeld auf jeden Fall ein bestimmtes Volumen der in die Probenkammer eingeführten Probe durchdringt.

Führen das Reagenzglas mit der adäquat platzierten biologischen Probe in die Probenkammer des Magneten ein. Stellen Sie die *Datenpunkte* (Anzahl der Bildpunkte pro Echo) und *Phasenschritte* (Anzahl der ortskodierten Echos) zunächst auf 128. Stellen Sie nun die Anzahl der *Mittelungen* auf einen relativ hohen Wert, beispielsweise 500 (Richtwert). Wählen Sie nun auch eine relativ hohe *Repetitionszeit*, beispielsweise 750 ms (Richtwert). Regeln Sie die *Echozeit* auf 12 ms. Schließlich legen Sie noch den „Field of View“ (FOV) fest. Regeln Sie den *FOV Read* und den *FOV Phase* auf 12 mm und stellen Sie eine aufzunehmende *Schichtdicke* von nur 1 mm ein. Unter dem Button „Orientierung wählen“ können Sie sich das Aufnahme Fenster anzeigen lassen. Für eine transversale

Schicht (X-Z) der biologischen Probe stellen Sie Alpha auf 90°, Beta auf 0° und Gamma auf 90° ein. Starten Sie Ihre Messung (Achtung: sehr lange Messzeit erforderlich).

Hinweis: Speichern oder drucken Sie sämtliche MR-Bilder dieses Versuchsteils und notieren Sie sich die entsprechend verwendeten Parametereinstellungen. In Aufgabe 7 sind die Parametereinstellungen wesentlich von der zu untersuchenden Probe abhängig. Die angegebenen Werte sind Richtwerte. Generell müssen zur Erzeugung von 2D-MR-Schnittbildern biologischer Proben eine relativ hohe Repetitionszeit und eine große Anzahl von Mittelungen eingestellt werden (Messung über Nacht für ein gutes MR-Bild).

B: Erzeugung von 3D-MR-Bildern (Spin Echo 3D)

1. Stellen Sie die 10 mm Strukturprobe in den Probenraum des MR-Gerätes. Wählen Sie im Lektionenbereich die Lektion mit der Bezeichnung *Spin Echo 3D* aus. Diese Lektion finden Sie im Kurs „Bildgebung II“ (siehe Hinweis). Der Parameterbereich zeigt nun unter dem Reiter „Bildkodierung Kontrast Field of View (FOV)“ die Einstellmöglichkeiten *Datenpunkte*, *Phasenschritte*, *Phasenschritte 2. Richtung*, *Mittelungen*, *Repetitionszeit*, *Echozeit*, *FOV Read*, *FOV Phase* und *FOV Phase 2* (siehe Abb. 8). Unter dem Reiter „Fortgeschritten“ finden Sie weitere Einstellmöglichkeiten für fortgeschrittene Anwender. Hier lassen sich die *Abtastfrequenz* und die *Spoilerflächen* (*Spoilerfläche X*, *Spoilerfläche Y*, *Spoilerfläche Z*) für alle Gradienten einstellen (siehe Abb. 9). Die Default-Werte können für alle Versuche beibehalten werden.

Stellen Sie die *Datenpunkte* (Anzahl der Bildpunkte pro Echo), *Phasenschritte* (Anzahl der ortskodierten Echos) und *Phasenschritte 2. Richtung* zunächst auf 16. Regeln Sie die *Repetitionszeit* auf 150 ms, die *Echozeit* auf 10 ms und die Anzahl der *Mittelungen* auf 1. Legen Sie nun den „Field of View“ fest. Wählen Sie einen *FOV Read* von 15 mm, einen *FOV Phase* von 15 mm und einen *FOV Phase 2* von 15 mm. Starten Sie die Messung.

Parameter	
Bildkodierung Kontrast Field of View (FOV) Fortgeschritten	
Bildkodierung	
Datenpunkte	64
Phasenschritte	64
Phasenschritte 2. Richtung	64
Mittelungen	30
Kontrast	
Repetitionszeit	0,701s
Echozeit	0,01s
Field of View (FOV)	
FOV Read	10mm
FOV Phase	10mm
FOV Phase 2	10mm

Abb. 8: *Spin Echo 3D* – Parameter (Generell)

Parameter	
Bildkodierung Kontrast Field of View (FOV) Fortgeschritten	
Abtastfrequenz	32400 Hz
Spoilerfläche X	20 µTs/m
Spoilerfläche Y	20 µTs/m
Spoilerfläche Z	20 µTs/m

Abb. 9: *Spin Echo 3D* – Parameter (Fortgeschritten)

2. Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1. Stellen Sie die *Datenpunkte* (Anzahl der Bildpunkte pro Echo), *Phasenschritte* (Anzahl der ortskodierten Echos) und *Phasenschritte 2. Richtung* auf 64. Starten Sie die Messung (Achtung: längere Messzeit erforderlich). Hinweis: Die Rekonstruktion des

3D-MR-Bildes nimmt einige Minuten in Anspruch.

3. Verwenden Sie erneut die Einstellungen aus 1 (*Datenpunkte*, *Phasenschritte* und *Phasenschritte 2. Richtung* = 16). Nehmen Sie nun zwei 3D MR-Bilder mit 3 und mit 10 Mittelungen auf (Achtung: längere Messzeit erforderlich).
4. Führen Sie eine biologische Probe in das leere Reagenzglas (10 mm) ein. Besonders gut geeignet sind Bohnen, Knospen, oder auch Äste. Achten Sie darauf, dass das zu untersuchende Objekt so platziert ist, dass beim Einführen des Reagenzglases in den Probenraum des Magneten, das Objekt auch vom externen Magnetfeld durchdrungen wird. Das Volumen des Reagenzglases, welches nach Einführung des Reagenzglases in die Probenkammer vom Magnetfeld durchdrungen wird, ist durch eine 2-Strich-Markierung gekennzeichnet. Im Idealfall liegt die zu untersuchende Probe mittig zwischen der oberen und unteren Markierung. Um eine gute Platzierung des Objektes in der Probenkammer zu erzielen, ist es oft zweckmäßig einen dünneren Ast (alternativ ein Stück Kunststoff) auf die entsprechende Länge zuzuschneiden und als Untersatz für das Objekt zu benutzen. Relativ einfach ist natürlich die Generierung von 3D-MR-Bildern längerer Proben, wie z.B. dünner Äste mit der ungefähren Länge des Reagenzglases, da hier das Magnetfeld auf jeden Fall ein bestimmtes Volumen der in die Probenkammer eingeführten Probe durchdringt.
Führen Sie Reagenzglas mit der adäquat platzierten biologischen Probe in die Probenkammer des Magneten ein. Stellen Sie die *Datenpunkte* (Anzahl der Bildpunkte pro Echo), die *Phasenschritte* (Anzahl der ortskodierten Echos) und die *Phasenschritte 2. Richtung* (Anzahl der ortskodierten Echos) zunächst auf 32. Stellen Sie nun die Anzahl der *Mittelungen* auf beispielsweise 10 (Richtwert). Wählen Sie nun eine relativ hohe *Repetitionszeit*, beispielsweise 1 s (Richtwert). Regeln Sie die *Echozeit* auf 12 ms. Schließlich legen Sie noch den „Field of View“ (FOV) fest. Regeln Sie den *FOV Read*, den *FOV Phase* und den *FOV Phase 2* auf 15 mm. Starten Sie Ihre Messung (Achtung: sehr lange Messzeit erforderlich). Hinweis: Die Rekonstruktion des 3D-MR-Bildes nimmt etwas Zeit in Anspruch.
5. Lesen Sie bei variierender Anzahl von *Datenpunkten*, *Phasenschritten* und *Phasenschritten 2. Richtung* die berechnete Messdauer ab. Die berechnete Messdauer erscheint unten im Parameterbereich. Unter Beibehaltung aller anderen Parametereinstellungen lässt sich hieraus sehr leicht eine Gesetzmäßigkeit für die tatsächliche Messdauer ableiten.

Hinweis: Speichern oder drucken Sie sämtliche MR-Bilder dieses Versuchsteils und notieren Sie sich die entsprechend verwendeten Parametereinstellungen. In Aufgabe 4 sind die Parametereinstellungen wesentlich von der zu untersuchenden Probe abhängig. Die angegebenen Werte sind Richtwerte. Generell müssen zur Erzeugung von 3D-MR-Bildern biologischer Proben eine relativ hohe Repetitionszeit und eine etwas größere Anzahl von Mittelungen eingestellt werden.

3D-Ergebnis-Panel

Nachdem eine 3D-Messung erfolgreich beendet wurde, wird automatisch ein sogenanntes 3D-Ergebnis-Panel geöffnet, in dem das 3D-MR-Bild orts aufgelöst dargestellt wird. Dieses Ergebnis-Panel unterscheidet sich in einigen Punkten von der 2D-Darstellung im gewöhnlichen Messbereich der „measure MRT“-Software und ermöglicht zusätzliche Einstellmöglichkeiten.

Mit Hilfe des unteren horizontalen Einstellreglers (siehe Abb. 10) kann der Schwellwert des Rauschens eingestellt werden. Hier wird festgelegt welche Grauwerte im Visualisierungsalgorithmus für die Darstellung des 3D-MR-Bildes verwendet werden. Ist der Schwellwert zu gering eingestellt, geht die 3D-MR-Darstellung des untersuchten Objektes im Rauschen verloren. Ist der Schwellwert zu hoch eingestellt, werden zu wenig Grauwerte zugelassen und die 3D-MR-Darstellung des untersuchten Objektes wird unvollständig.

Die Auswahlbox, die im 3D-Ergebnis-Panel unten rechts platziert ist ermöglicht das Ein- und Ausschalten der 3D-Darstellung. Ist diese Auswahlbox aktiviert, wird das MR-Bild über Interpolationen dreidimensional dargestellt. Ist diese Auswahlbox deaktiviert, werden alle aufgenommen Schichten (FOV Read x

FOV Phase) einzeln angezeigt.

Der vertikale Einstellregler mit dem „Lupensymbol“ stellt die Vergrößerung bzw. den Zoom ein. Die beiden vertikalen Einstellregler mit den „Pfeilsymbolen“ ermöglichen es, einen horizontalen bzw. vertikalen Schnitt durch die Probe zu legen.

Mit der Maus kann das untersuchte 3D-Objekt rotiert werden. Klicken Sie dazu auf das Objekt und halten Sie die linke Maustaste gedrückt.

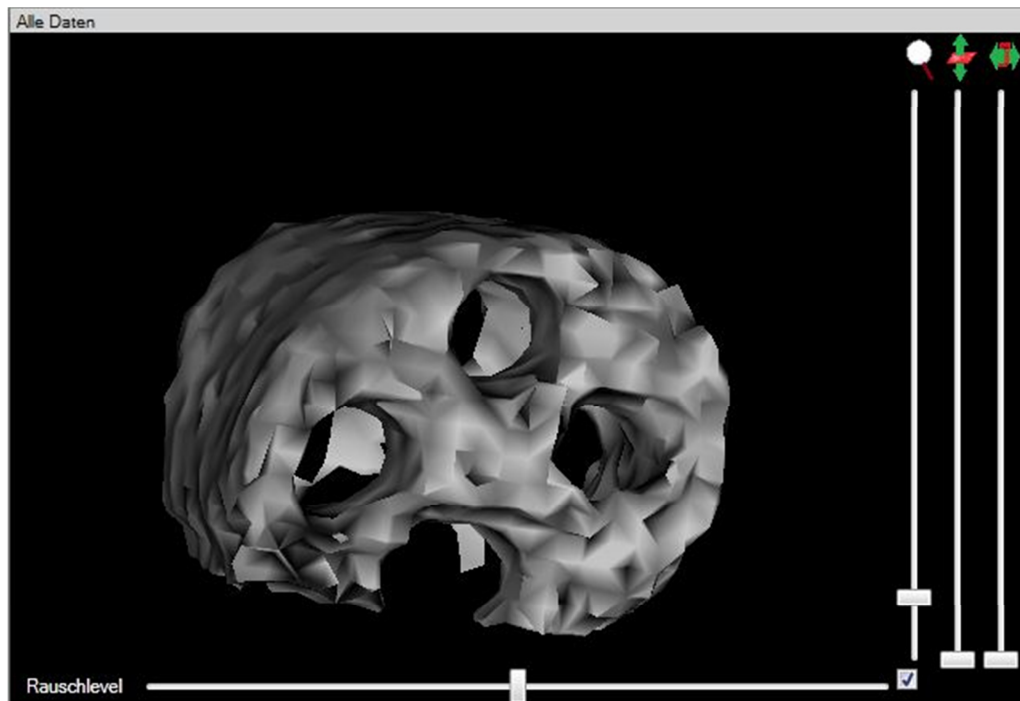


Abb. 10: 3D-Ergebnis-Panel

Hinweis: Unter „Datei → Einstellungen“ der Software „measure MRT“ gibt es die Auswahlbox „Glätte 3D Darstellung“. Setzt man hier einen Haken, werden die 3D-Darstellungen im 3D-Ergebnis-Panel über einen Algorithmus geglättet.

Theorie

In den vorangegangenen Versuchsensembles haben wir gesehen, dass sich Kernspins in einem statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ ausrichten. Die leicht bevorzugte parallele im Vergleich zur antiparallelen Ausrichtung führt zu einer effektiven Längsmagnetisierung $\vec{M}_{L0}(t)$ parallel zu $\vec{B}_0$. Die Kernspins präzedieren dann um den statischen Magnetfeldvektor $\vec{B}_0$ mit der für den Kern ganz spezifischen Frequenz, der sogenannten Larmorfrequenz. Es gilt

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

Prägt man senkrecht zu $\vec{B}_0$ einen HF-Puls (High Frequency) mit Larmorfrequenz ν_L auf (Systemfrequenz), wird der Gesamtmagnetisierungsvektor ausgelenkt (Resonanzbedingung). Ein 90°-HF-Puls

überführt die anfängliche Längsmagnetisierung $\vec{M}_{L0}$ vollständig in eine Quermagnetisierung $\vec{M}_Q(0)$, die dann mit der Frequenz ν_L um $\vec{B}_0$ präzediert. Damit hat das Kernspinensemble den Gleichgewichtszustand verlassen.

Im Versuchsensemble „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 aufgeprägten 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. Das FID-Signal zerfällt in einer Zeit T_2^* faktisch wesentlich schneller als in der Relaxationszeit T_2 ($T_2^* < T_2 < T_1$). Dies resultiert aus rein statischen Feldinhomogenitäten, die das Kernspinensemble künstlich aber systematisch auffächern. Die künstliche Dephasierung kann über einen 180° -Puls nach der Zeit T_S teilweise wieder rückgängig gemacht werden. Das so wiedergewonnene Signal nach der Echozeit $T_E = 2 \cdot T_S$ nennt man Spin-Echo.

Im Versuchsensemble „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 magnetischen Gradientenfeldern.

Besonders leicht ersichtlich war dabei die Selektion einer bestimmten Schicht durch den Gebrauch vom sogenannten magnetischen Schichtselektionsgradienten (z.B. erzeugt von 2 gegenüberliegenden Spulenpaaren). Da durch den Schichtselektionsgradienten das statische Magnetfeld an der einen Gradienten-

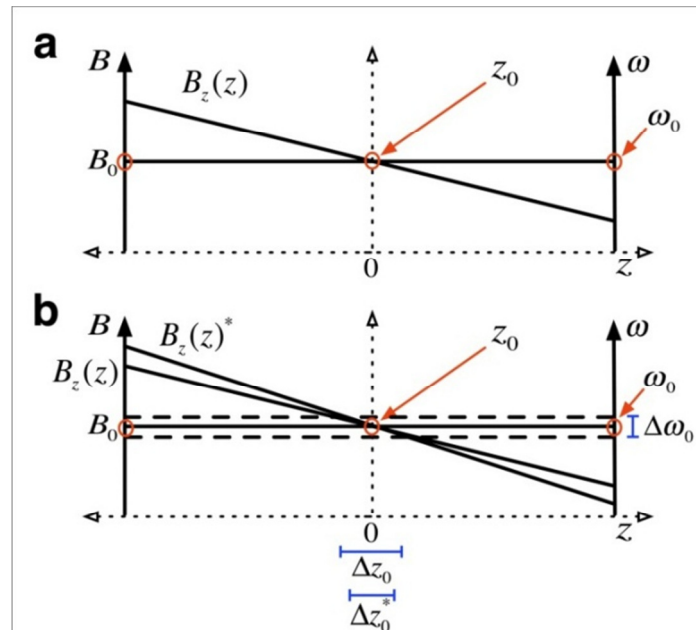


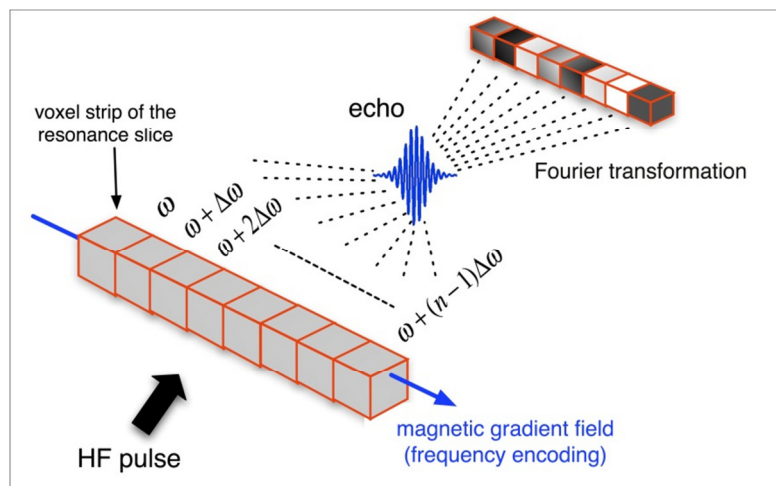
Abb. 11: Gradientenfeld zur Schichtselektion in z-Richtung. Abbildung (a) zeigt, dass durch den ortsabhängigen Gradienten bzw. durch das neue ortabhängige Magnetfeld $B_z(z)$ die Kernspins nur noch an der Stelle z_0 in Resonanz mit dem HF-Puls der Frequenz ω_0 kommen. Abbildung (b) zeigt, wie die Dicke Δz_0 einer Schicht über die Bandbreite $\Delta \omega_0$ des anregenden HF-Pulses und die Steigung des Gradienten ausgewählt werden kann.

tenspulse 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. 11). Die Dicke der Schicht lässt sich über eine gewisse Bandbreite $\Delta\omega_0$ des HF-Pulses in Kombination mit der Stärke des Gradientenfeldes selektieren (vgl. Abb. 11). Da die Bandbreite $\Delta\omega_0$ eines HF-Pulses proportional zur inversen Pulsdauer ist, bestimmen letztlich Pulsdauer und Gradientenstärke die Dicke der selektierten Schicht. Wird kein Gradient zur Schichtselektion aufgeprägt, entspricht das detektierte Signal stets der Summe aller Signale über den gesamten relevanten Probenraum. Dies war der Fall in allen vorangegangenen Experimenten zur Magnetresonanzbildgebung. Erst im nun folgenden Versuchensensemble „Magnetresonanzbildgebung II“ wird der Schichtselektionsgradient zur Auswahl von Schichten explizit eingesetzt. Seine tatsächliche Beschaffenheit ist jedoch noch leicht verändert. Im Gradienten dephasiert die Magnetsierung, die während des Schichtselektionspulses angeregt wird. Dies führt zu Signalverlusten. Um diesen Signalverlusten entgegenzuwirken, wird am Ende des Selektionspulses ein weiterer Gradient mit umgekehrtem Vorzeichen angelegt. Entspricht das Integral dieses Gradienten der Hälfte des Schichtselektionsgradienten, können unerwünschte Dephasierungen des Kernspinensembles in der angeregten Schicht vermieden werden. Das Signal aus der angeregten Schicht bleibt also vergleichsweise stark.

Weiter haben wir in „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“ und „Magnetresonanzbildgebung I“ gesehen, dass Signale über magnetische Gradientenfelder auch ihrem genauen Entstehungsort zugeordnet werden. Gradientenfelder ermöglichen also auch eine Ortskodierung einer Schicht und damit die eigentliche Generierung des MR-Bildes. An dieser Stelle kam der Begriff des Voxels und der Auflösung ins Spiel. Die Voxel (3D) entsprechen den einzelnen diskreten Bildelementen eines MR-Bildes (analog zu den Pixeln in 2D). 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. Um diese Zuordnung verstehen zu können, versuchen wir zunächst eine 1D-Ortskodierung, d.h. die Kodierung eines Voxelstreifens, über ein Spin-Echo-Signal zu erzwingen (vgl. Abb. 12).

Abb. 12: 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. 12). 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.

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. 13). 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. 13).

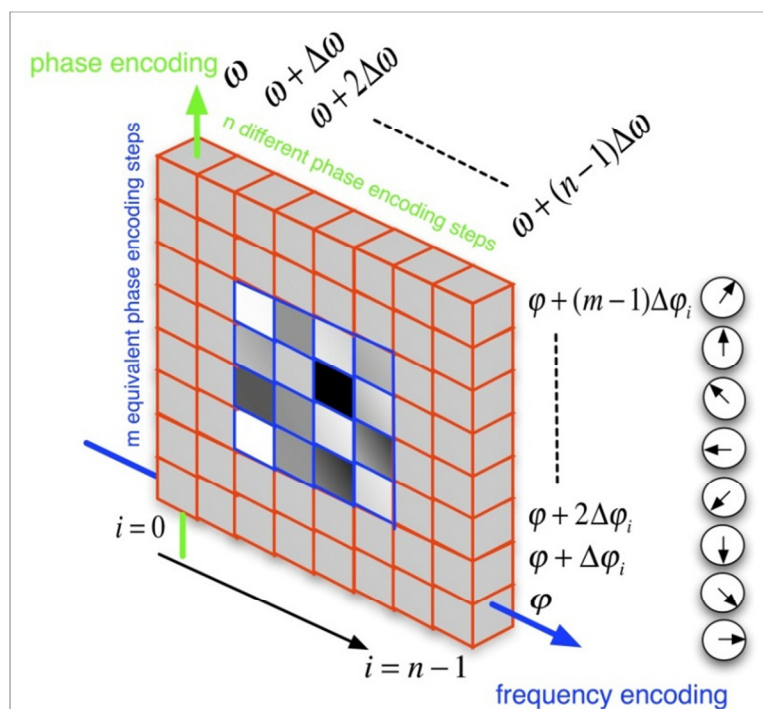


Abb. 13: Ortskodierung einer 2D-Voxelschicht ($n \times m$ Voxel). Während der Messung des Spin-Echos wird ein linearer Magnetfeldgradient in eine der beiden Kodierungsrichtungen (z.B. x-Richtung) aufgeprägt, der die Kernspins entlang dieser Richtung mit linear steigender Frequenz präzedieren lässt (Frequenzkodierung, 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.

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.

An dieser Stelle sei noch einmal explizit auf die wichtige Fourier-Transformation eingegangen, über die sich aus den frequenz- und phasenkodierten Signalen das 2D-MR-Bild im Ortsraum rekonstruieren lässt. Betrachten wir als Beispiel eine Matrix von $n \times m$ Voxeln. In die eine Richtung erhält man eine simple Ortskodierung der n Voxel mittels Frequenzkodiergradient; in die andere Richtung benötigen wir für die Ortskodierung von m Voxeln m Spin-Echos mit unterschiedlicher Phasenkodierung, also m Phasenkodierschritte. Die m 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 $n \times m$ Punkte des k -Raumes entspricht einer Kreiswellenzahl $|\vec{k}| = \omega/c$ mit wohldefinierter Richtung. Damit entspricht jeder Punkt quasi einem Streifenmuster (vgl. Abb.14). 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. 14).

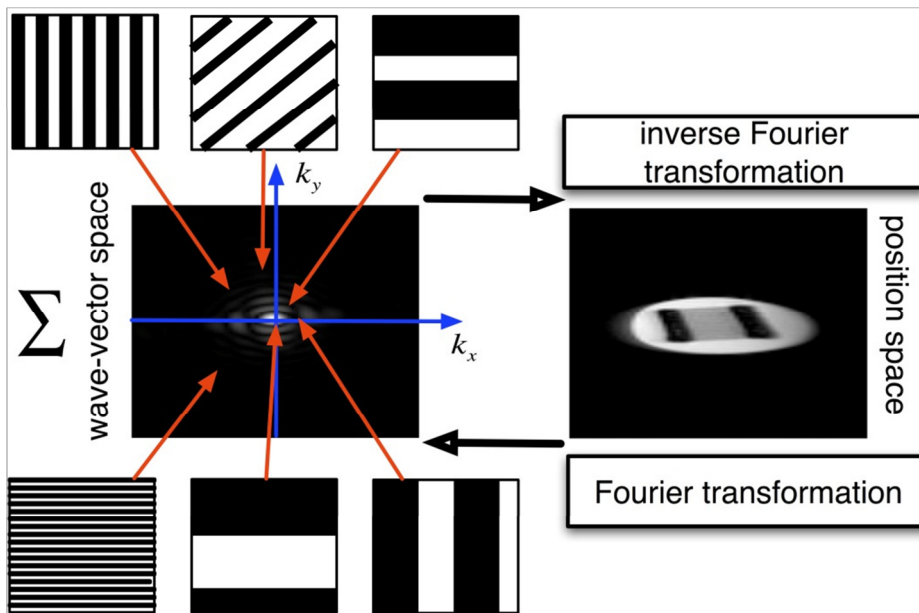


Abb. 14: 2D-Bildgebung im k -Raum und im Ortsraum. Im k -Raum entspricht jeder Punkt einem Streifenmuster mit wohldefinierter Frequenz. Die Rohdatenwerte im k -Raum bestimmen die Gewichtung dieser Streifenmuster und damit das Wellenvektor-Bild. Größere Streifenmuster sind dem k -Raum-Mittelpunkt sehr 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.

Mit unseren Vorüberlegungen lässt sich nun die Sequenz zur 2D-MR-Bildgebung einer Schicht leicht nachvollziehen (vgl. Abb. 15).

Ausgangspunkt für unsere Betrachtung sei der Gleichgewichtszustand, also die bevorzugte Ausrichtung der Kernspins parallel zum statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$. Ein 90° -HF-Puls, der die Resonanzbedingung (1) erfüllt, lenkt die Überschussspins um 90° in die Ebene senkrecht zum statischen Magnetfeld $\vec{B}_0$ aus.

Ist dieser Puls vom Schichtselektionsgradient überlagert (beispielsweise in z -Richtung), werden nur die Spins in einer bestimmten Schicht ausgelenkt. Die Dicke dieser Schicht ist abhängig von der Bandbreite des Pulses (inverse Pulsdauer) und der Stärke des Schichtselektionsgradienten. Schließlich determiniert die Hüllkurve des HF-Pulses (Anregungsprofil) die genaue Beschaffenheit der selektierten Schicht. Um einen Quader als Schicht zu selektieren, verwendet man zum Beispiel Sinc-Pulse, da das Frequenzspektrum eines Sinc-Pulses nach den Regeln der Fourier-Transformation ein Rechteck ist.

Würde man nur den Schichtselektionsgradienten während des 90° -Pulses schalten, würde eine ungewollte gewisse Dephasierung der Magnetisierung im Gradienten resultieren, d.h. das Signal wäre deutlich schwächer. Um diesen Signalverlusten entgegenzuwirken, wird am Ende des Selektionspulses ein weiterer Gradient mit umgekehrtem Vorzeichen angelegt. Entspricht das Integral dieses Gradienten der Hälfte des Schichtselektionsgradienten, können unerwünschte Dephasierungen des Kernspinensembles in der angeregten Schicht vermieden werden. Das Signal aus der angeregten Schicht bleibt also vergleichsweise stark.

Der Magnetisierungsvektor, der aus den ausgelenkten Spins in der selektierten Schicht resultiert, präzediert nun weiter um $\vec{B}_0$, bis das Kernspinensemble in einer Zeit $T_2^* < T_2$ dephasiert. Das FID-Signal resultiert. Da die Quermagnetisierung, die das FID-Signal evoziert, erst in der Zeit T_2 relaxiert und die Dephasierung 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). Der 180° -Puls muss nicht mehr mit dem Schichtselektionsgradienten überlagert werden, da nicht ausgelenkte Kernspins auch nach der globalen 180° -Inversion keinen Beitrag zum Signal liefern. Die 180° -Inversion der Kernspins ist also nur für die schon ausgelenkten Kernspins von Bedeutung. Das Spin-Echo-Signal nach der Zeit $T_E = 2 \cdot T_S$ wird nun mit dem Frequenzkodiergradienten (Auslesegradienten) überlagert. Dieser evoziert die Ortskodierung in die erste Kodierungsrichtung der selektierten Schicht (beispielsweise die x-Richtung). Zusätzlich bewirkt ein so geschalteter Gradient aber auch eine ungewollte Dephasierung des Kernspinensembles, was zu einem Verlust an Signalstärke des zu messenden Spin-Echos führt. Diesem unerwünschten Nebeneffekt kann sehr einfach entgegengewirkt werden. Schaltet man noch vor dem 180° -Puls einen magnetischer Gradienten halber Dauer τ_{FG} wie der finale Auslesegradient ($2 \cdot \tau_{FG}$) in die erste Kodierungsrichtung (Dephasierungsgradient), 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.

Gleichzeitig mit dem Dephasierungsgradienten wird der Phasenkodiergradient in die zweite Kodierungsrichtung geschaltet (beispielsweise die y-Richtung). Seine Amplitude ist abhängig vom jeweiligen Messzyklus, d.h. für eine Auflösung von m Voxeln in Phasenkodierrichtung benötigt man auch m unterschiedliche Amplituden (m unterschiedliche Phasenkodiergradienten) in m aufeinanderfolgenden Messzyklen. Die m Spin-Echo-Signale aus den m Messzyklen lassen dann eine vollständige und eindeutige Ortskodierung der zweidimensionalen Bildmatrix zu (beispielsweise eine x-y-Bildmatrix) (vgl. Abb. 15).

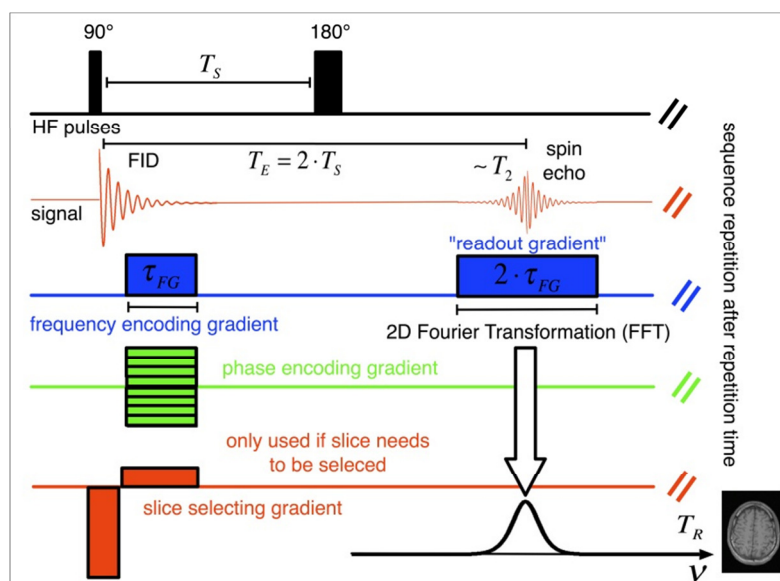


Abb. 15: Aufnahme eines 2D-MR-Bildes über ein Spin-Echo (Spin Echo 2D). Während des 90° -HF-Pulse wird der Schichtselektionsgradient aufgeprägt, der die Kernspins nur in einer bestimmten Schicht mit entsprechender Schichtdicke in Resonanz bringt (rot). Während des Spin-Echos wird der Frequenzkodiergradient (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). Die Auflösung in Phasenkodierrichtung determiniert wesentlich die Messzeit, da die abgebildete Sequenz entsprechend dieser Auflösung mit unterschiedlichen Phasenkodierungen wiederholt werden muss.

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.

Die unterschiedlichen Kontrastmöglichkeiten sind im Versuchsensemble „Magnetresonanzbildgebung I“ vorgestellt worden. Die dort gefundenen Parametereinstellungen zu einem bestimmten Kontrast basieren im Wesentlichen auf der Unterscheidbarkeit von reinem Öl und reinem Wasser. Öl hat eine sehr kurze Relaxationszeit. Damit kann auch die Repetitionszeit z.B. im T_1 -Kontrast relativ kurz gewählt werden,

um eine gute Unterscheidbarkeit zu z.B. Wasser zu evozieren. Die Relaxationszeiten der chemischen Einzelbestandteile biologischer Proben ist typischerweise deutlich größer als die Relaxationszeit von reinem Öl. Deshalb müssen die Repetitionszeiten für die Generierung von MR-Bildern biologischer Proben auch deutlich größer gewählt werden, um einen vernünftigen MR-Kontrast zu erzeugen.

Mit der Sequenz aus Abbildung 15 können wir also das 2D-MR-Bild einer beliebigen Schicht aufnehmen und über eine 2D-Fourier-Transformation rekonstruieren. Nimmt man mehrere übereinanderliegende 2D-Schichten auf, kann man aus den Einzelschichten auch ein 3D-MR-Bild erzeugen. 3D-Bilder bieten wesentliche Vorteile gegenüber 2D-Bildern. Über die exakte Volumetrie von z.B. Organen kann ein wesentlich besseres Verständnis von ihrer Funktionsweise evoziert werden. Gleichzeitig ermöglicht die 3D-Darstellung auch ein schnelleres Erkennen von Artefakten und eine klarere Separierung der einzelnen Bausteine der MR-Probe. Dies ist in der medizinischen Diagnostik von immensem Vorteil, um Operationen vorzubereiten und beispielsweise Tumore äußerst exakt zu lokalisieren. Nachteilig bei 3D-Darstellungen ist natürlich die erheblich längere Messzeit.

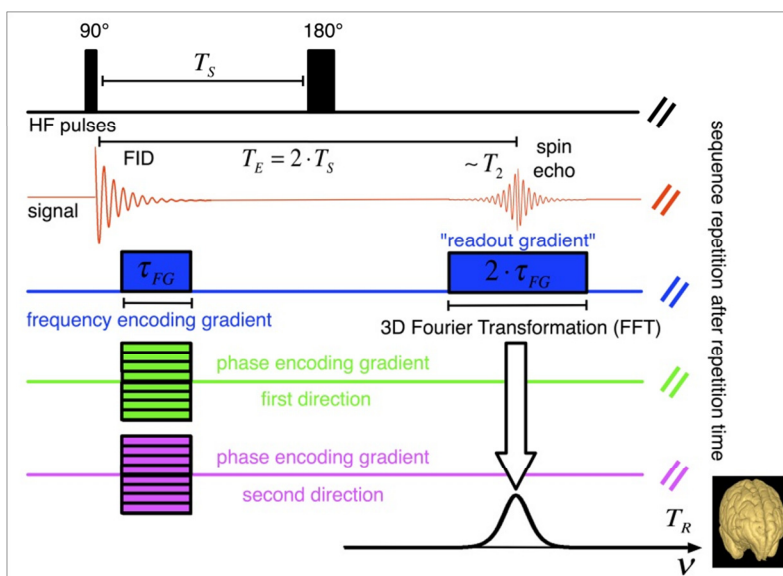


Abb. 16: Aufnahme eines 3D-MR-Bildes über ein Spin-Echo (Spin Echo 3D). Während des Spin-Echos wird der Frequenzkodiergradient (blau) aufgeprägt, der eine Ortskodierung in eine der drei Richtungen des 3D-Raumes evoziert („Auslesegradient“). Um einem Dephasieren der Spins zum Auslesezeitpunkt entgegenzuwirken wird zusätzlich ein „Dephasierungsgradient“ halber Dauer (τ_{FG}) wie der Auslesegradient ($2\tau_{FG}$) noch vor dem 180° -Puls geschaltet. Die zweite und dritte Richtung des 3D-Raumes werden über Phasenkodiergradienten Ortskodiert (grün, pink). Die Auflösungen in die beiden Phasenkodierrichtungen determinieren wesentlich die Messzeit, da die abgebildete Sequenz entsprechend dieser Auflösungen mit unterschiedlichen Phasenkodierungen wiederholt werden muss.

Die Erzeugung von 3D-MR-Bildern kann auch in einem Schritt erfolgen und nicht erst über die mühselige Zusammensetzung von 2D-MR-Bildern diverser Einzelschichten. Dazu betrachten wir nochmals die Sequenz zur Erzeugung von 2D-MR-Bildern einer einzelnen Schicht (siehe Abb. 15). Führen wir anstelle des Schichtselektionsgradienten eine zusätzliche Phasenkodierung in die dritte Dimension durch, die gleichzeitig zur Phasenkodierung in die zweite Dimension geschaltet ist, ist das finale Spin-Echo-Signal tatsächlich in alle drei Raumrichtungen Ortskodiert. Das heißt, dass zur Messung von 3D-MR-Bildern eine Frequenzkodierung und zwei Phasenkodierungen benötigt werden (vgl. Abb. 16). Je nach Auflösung werden in die beiden Phasenkodierungsrichtungen entsprechend viele Phasenkodierschritte benötigt. Betrachten wir als Beispiel einen Würfel von $4 \times 4 \times 4$ Voxeln, dann benötigt man für eine Schicht des Würfels 4 verschiedene Phasenkodierschritte des regulären Phasenkodiergradienten. Bei der Aufnahme aller 4 Schichten werden weitere 4 Phasenkodierschritte für den weiteren Phasenkodiergradienten verwendet.

Eine Verdoppelung der Auflösung in eine der beiden Phasenkodierrichtungen führt stets zu einer Verdoppelung der Messzeit (siehe „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“). Die Verdoppelung der Auflösung in die Frequenzkodierrichtung verlängert die Messzeit hingegen nicht (siehe „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“). Um also einem Würfel von $8 \times 8 \times 8$ Voxeln die entsprechenden Grauwerte zuzuordnen wird eine 4-fach längere Messzeit benötigt wie bei einem Würfel von $4 \times 4 \times 4$ Voxeln. Die eigentliche Rekonstruktion des 3D-MR-Bildes erfolgt schließlich über eine dreidimensionale Fourier-Transformation.

Festzuhalten bleibt, dass die Sequenzen zur 2D- und 3D-MR-Bildgebung sehr ähnlich sind. Entspre-

chend sind auch die Parametereinstellungen für einen bestimmten Kontrast in völliger Analogie zu wählen (Repetitionszeit, Echozeit). Letztlich ist natürlich für die 3D-MR-Bildgebung aufgrund der zusätzlichen Phasenkodierung eine längere Messzeit erforderlich.

Auswertung

A: Erzeugung von 2D-MR-Bildern mit expliziter Schichtselektion (Localized Spin Echo 2D)

1. Nehmen Sie ein transversales (X-Z) 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl mit einer wohldefinierten Schichtdicke auf (z.B. 10 mm). Bei einem transversalen 2D-MR-Bild ist die Querschnittsebene parallel zur Unterseite des Magnetresonanztomographen gerichtet.

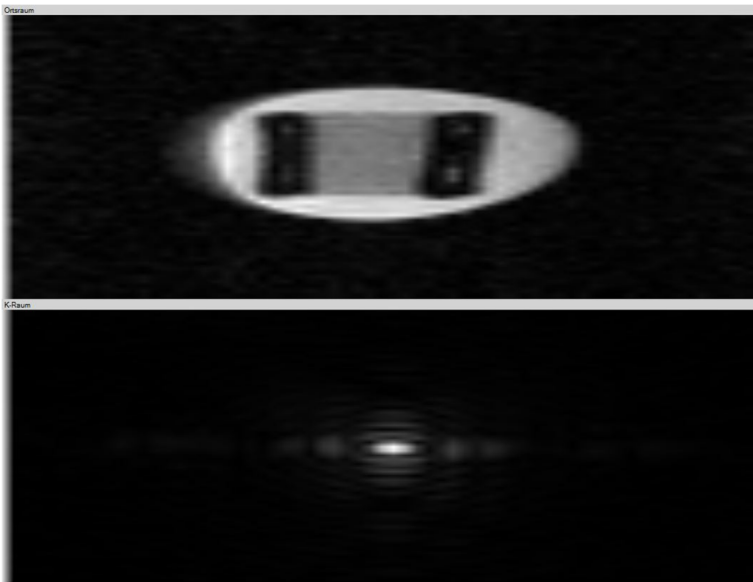


Abb. 17: Transversales (X-Z) MR-Bild einer 10 mm Schicht der Strukturprobe in Öl. Die Öffnungen der Leiter sind so ausgerichtet, dass sie in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. Das Bild ist über ein ortskodiertes Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Localized Spin Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 150 ms und die Echozeit auf 10 ms eingestellt worden.

Der „Field of View“ determiniert das genaue Aufnahme Fenster zur Bildgenerierung der transversalen Schicht. Zur Aufnahme des transversalen MR-Bildes wurden die Parameter für den „Field of View“ auf folgende Werte eingestellt: FOV Read: 20 mm, FOV Phase: 20 mm, Schichtdicke: 10 mm, Alpha: 90°, Beta: 0°, Gamma: 90°.

Abb. 17 zeigt das transversale MR-Bild einer 10 mm Schicht der Strukturprobe in Öl. Dabei wurde die Strukturprobe so ausgerichtet, dass die Öffnungen der Leiter (Struktur) in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. Das MR-Bild der Schicht ist über ein ortskodiertes Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Localized Spin Echo 2D). Folgende Einstellungen wurden zur Bildaufnahme verwendet: Repetitionszeit: 150 ms; Echozeit: 10 ms; Anzahl der Mittelungen: 1; Datenpunkte: 64; Phasenschritte: 64; FOV Read: 20 mm; FOV Phase: 20 mm; Schichtdicke: 10 mm; Alpha: 90°; Beta: 0°; Gamma: 90°. FOV Read und FOV Phase haben die gleiche Funktion wie die Regler „Readgradient“ und „Phasegradient“ aus dem Versuch „Spin Echo 2D“ (siehe „Magnetresonanzbildgebung I“). Für den „Field of View“ (FOV) wurden beide Werte schlicht auf die Spulengröße kalibriert, so dass die Einstellungen in der Maßeinheit mm geschehen. Alpha, Beta und Gamma determinieren die genaue Ausrichtung des Aufnahme Fensters im Raum. Die Echozeit T_E und die Repetitionszeit T_R determinieren den Kontrast des MR-Bildes. Da in diesem Versuchsteil die Strukturprobe (Kunststoff in Öl) verwendet wurde, ist die Wahl einer relativ kurzen Repetitionszeit möglich. Mit den gewählten 150 ms liegt die Repetitionszeit oberhalb der Relaxationszeit von Öl (ca. 120 ms).

Das aufgenommene Bild in Abb. 17 entspricht einer Summation der Signale über die explizit selektierte Schicht der Probe. Direkt unterhalb des in Abb. 17 dargestellten transversalen MR-Bildes der Strukturprobe 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 transversale (X-Z) 2D-MR-Bilder der Strukturprobe in Öl mit unterschiedlicher Schichtdicke. Beachten Sie, dass das Signal der erzeugten Bilder umso geringer ist, je dünner die Schicht gewählt ist. Das bedeutet, dass für ein adäquates MR-Bild einer dünnen Schicht die Anzahl der Mittelungen größer gewählt werden muss als für dickere Schichten.

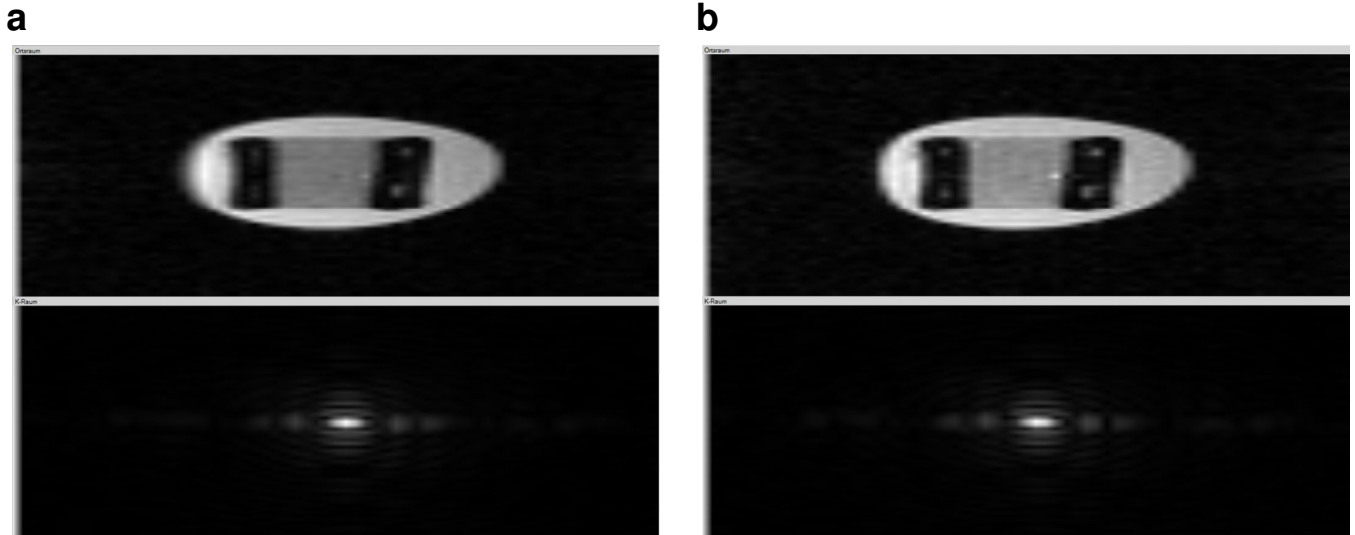


Abb. 18: Transversales (X-Z) MR-Bild der Strukturprobe in Öl für zwei unterschiedliche Schichtdicken (a: 5 mm, b: 2 mm) nach einer verschiedenen Anzahl von Mittelungen (a: 5, b: 20). Die Öffnungen der Leiter sind so ausgerichtet, dass sie in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. Das Bild ist über ein ortskodiertes Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Localized Spin Echo 2D). Dafür sind die Repetitionszeit auf 150 ms und die Echozeit auf 10 ms eingestellt worden. An den sehr hellen Stellen ist über die gesamte selektierte Schicht Öl vorhanden. An den schwarzen Stellen ist über die gesamte selektierte Schicht der Kunststoff der Leiterstruktur lokalisiert (Leiterholme). Ein Bereich in der Mitte der MR-Bilder ist eher gräulich. An dieser Stelle ist über die gesamte selektierte Schicht sowohl Kunststoff als auch Öl vorhanden (vgl. Leitersprossen und Zwischenraum). In Abb. 18 b ist dieser mittige Bereich noch etwas heller als in Abb. 18 a. Daraus kann man folgern, dass im Mittel im mittigen Bereich der selektierten 2 mm Schicht aus Abb. 18 b mehr Öl vorhanden ist als im mittigen Bereich der selektierten 5 mm Schicht aus Abb. 18 a.

Abb. 18 a und b zeigen das transversale MR-Bild der Strukturprobe in Öl für zwei unterschiedliche Schichtdicken (a: 5 mm, b: 2 mm). In a ist das resultierende MR-Bild über 5 und in b über 20 Einzelmessungen gemittelt worden. Alle anderen Einstellungen sind gemäß Aufgabe 1 beibehalten worden. Beide MR-Bilder (a und b) machen die Beschaffenheit der Strukturprobe in der Transversalebene gut sichtbar. An den sehr hellen Stellen ist über die gesamte selektierte Schicht Öl vorhanden. An den schwarzen Stellen ist über die gesamte selektierte Schicht der Kunststoff der Leiterstruktur lokalisiert (Leiterholme). Ein Bereich in der Mitte der MR-Bilder ist eher gräulich. An dieser Stelle ist über die gesamte selektierte Schicht sowohl Kunststoff als auch Öl vorhanden (vgl. Leitersprossen und Zwischenraum). Auffällig ist, dass in Abb. 18 b dieser mittige Bereich noch etwas heller ist als in Abb. 18 a. Daraus kann man folgern, dass im Mittel im mittigen Bereich der selektierten 2 mm Schicht aus Abb. 18 b mehr Öl vorhanden ist als im mittigen Bereich der selektierten 5 mm Schicht aus Abb. 18 a.

Zu sehen ist auch, dass beide MR-Bilder (18 a und b) eine recht ähnliche Qualität aufweisen, d.h. dass beide Bilder ein ähnlich großes Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) aufweisen. Dies wurde durch die größere Anzahl von Mittelungen bei der Aufnahme der dünneren 2 mm Schicht erreicht. Eine größere Anzahl von Mittelungen verlängert natürlich auch die Aufnahmezeit. So hat die Aufnahme des MR-Bildes in Abb. 18 b (20 Mittelungen) 4-mal so lange gedauert wie die entsprechende Aufnahme des MR-Bildes in Abb. 18 a (5 Mittelungen).

Direkt unterhalb der in Abb. 18 a und b dargestellten transversalen MR-Bilder der Strukturprobe im Ortsraum sind die Bilder dieser Probe im k-Raum oder Wellenvektor-Raum dargestellt.

3. Untersuchen Sie den Einfluss der Mittelungen auf das 2D-MR-Bild einer sehr dünnen transversalen (X-Z) Schicht der Strukturprobe (1 mm).

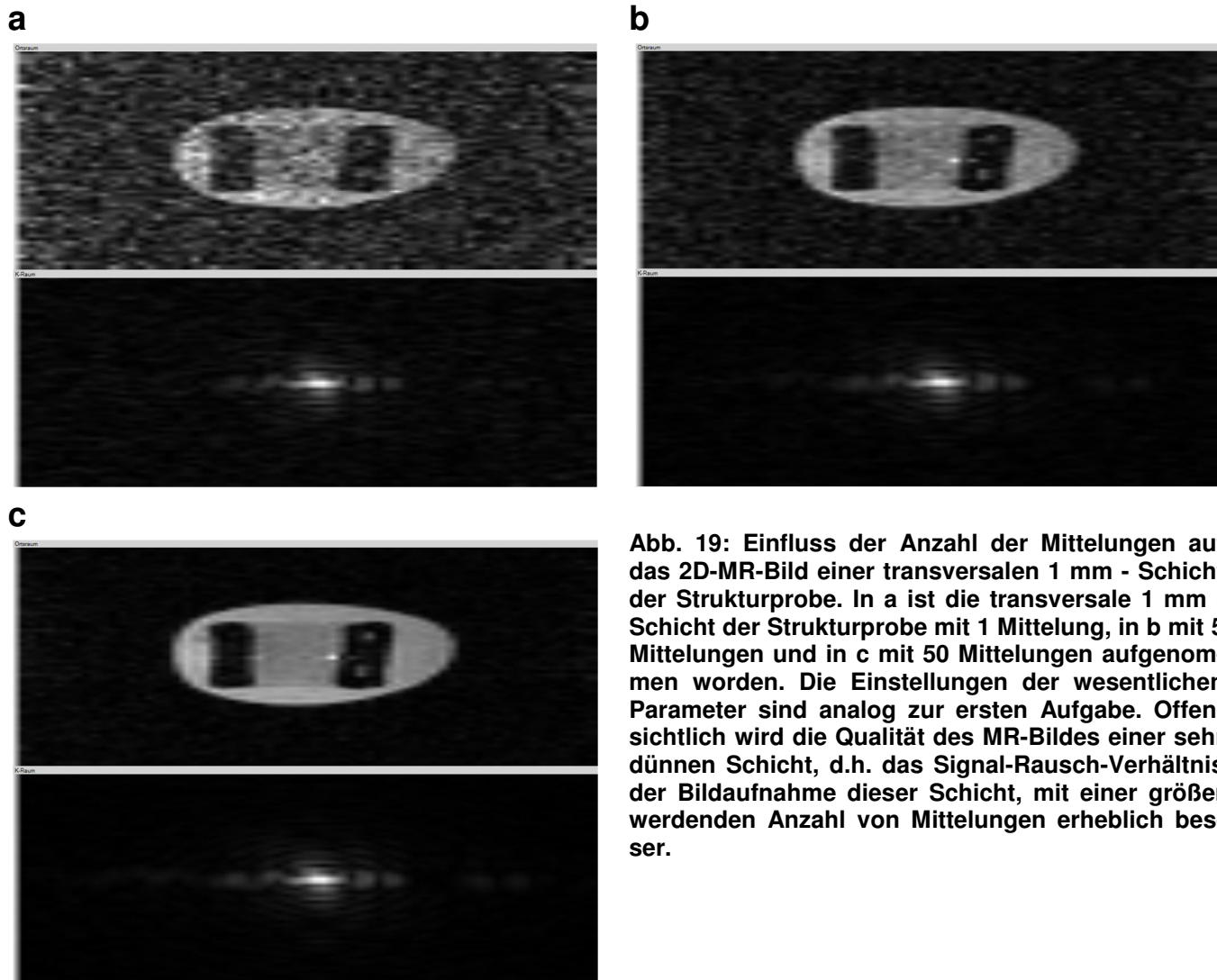


Abb. 19: Einfluss der Anzahl der Mittelungen auf das 2D-MR-Bild einer transversalen 1 mm - Schicht der Strukturprobe. In a) ist die transversale 1 mm - Schicht der Strukturprobe mit 1 Mittelung, in b) mit 5 Mittelungen und in c) mit 50 Mittelungen aufgenommen worden. Die Einstellungen der wesentlichen Parameter sind analog zur ersten Aufgabe. Offensichtlich wird die Qualität des MR-Bildes einer sehr dünnen Schicht, d.h. das Signal-Rausch-Verhältnis der Bildaufnahme dieser Schicht, mit einer größer werdenden Anzahl von Mittelungen erheblich besser.

Abb. 19 a-c zeigen nun explizit den Einfluss der Anzahl der Mittelungen auf das 2D-MR-Bild einer transversalen 1 mm - Schicht der Strukturprobe. Dabei wurden die wesentlichen Einstellungen aus Aufgabe 1 übernommen. Offensichtlich wird die Qualität des MR-Bildes einer sehr dünnen Schicht, d.h. das Signal-Rausch-Verhältnis der Bildaufnahme dieser Schicht, mit einer größer werdenden Anzahl von Mittelungen erheblich besser. Mit nur einer Bildaufnahme (1 Mittelung) erscheint das resultierende 2D-MR-Bild der dünnen Schicht sehr verpixelt und unscharf, da das entsprechende Signal aus der 1 mm Schicht sehr schwach ist (Abb. 19 a). Mittelt man hingegen über mehrere MR-Bildaufnahmen (b: 5 oder c: 50) ist ein deutlicher Qualitätsgewinn zu verzeichnen (besseres Signal-Rausch-Verhältnis, Abb. 19 b und c). Um sehr feine Strukturen von beispielsweise einer biologischen Probe identifizieren zu können, ist teilweise eine sehr große Anzahl von Mittelungen notwendig. Nur so geht das Signal der dünnen Schicht einer biologischen Probe nicht im Rauschen verloren und die Probe ist in all seinen Facetten und Feinheiten zu erkennen.

Schaut man sich nun z.B. Abb. 19 c nochmals genauer an, erkennt man, dass der mittige Bereich des MR-Bildes kaum unterschiedlich zur MR-Darstellung von reinem Öl ist (Umgebung). Das bedeutet, dass die selektierte 1 mm - Schicht der Strukturprobe nahezu vollständig durch eine Öffnung der Leiter aus Kunststoff geht. Nur ein sehr unwesentlicher Teil einer Leitersprosse ist noch in der selektierten 1 mm - Schicht vorhanden und führt zu der leichten Abdunkelung der Mitte des 2D-MR-Bildes.

4. Erzeugen Sie ein sagittales 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl, bei dem die Leiter aus Kunststoff schwarz zu sehen ist. Hierzu muss bei einer bestimmten Stellung der Strukturprobe im Probenraum eine bestimmte Orientierung des „Field of View“ (FOV) gewählt werden.

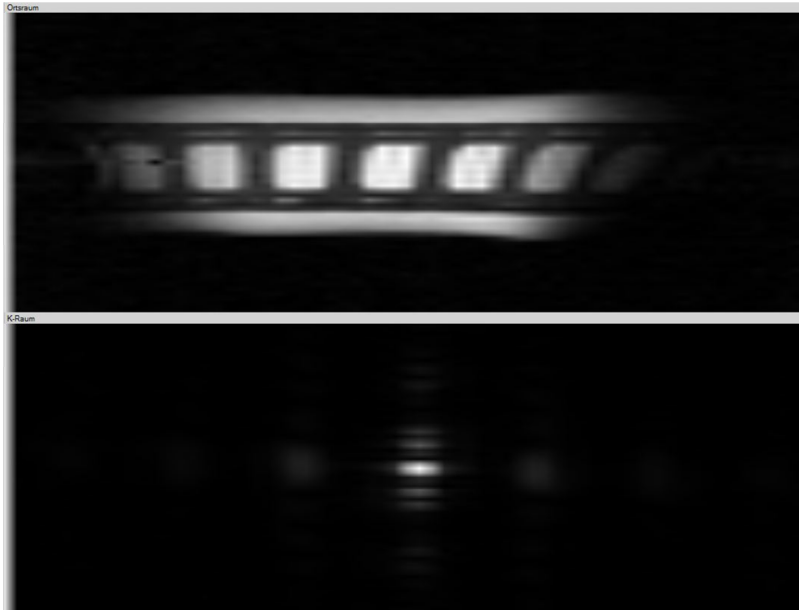


Abb. 20: Sagittales 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl. Die Öffnungen der Leiter sind so ausgerichtet, dass sie in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. Das Bild ist über ein ortskodiertes Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Localized Spin Echo 2D). Die Einstellungen der wesentlichen Parameter sind analog zur ersten Aufgabe. Einzig die Anzahl der Mittelungen wurde auf 10 erhöht.

Zur Aufnahme des sagittalen MR-Bildes wurden die Parameter für den „Field of View“ auf folgende Werte eingestellt: FOV Read: 20 mm, FOV Phase: 20 mm, Schichtdicke: 10 mm, Alpha: 0°, Beta: 90°, Gamma: 90°.

Die Kunststoffleiter erscheint schwarz, da der FOV die beiden Leiterholme enthält.

Abb. 20 zeigt ein sagittales 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl. Die Strukturprobe wurde so in der Probenkammer ausgerichtet, dass die Öffnungen der Leiter in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. In diesem Fall haben die beiden Leiterholme aus Kunststoff eine voneinander verschiedene z-Koordinate (Die z-Achse liegt parallel zur hinteren Fläche des Magnetgehäuses) und alle Leitersprossen aus Kunststoff liegen parallel zur z-Achse. Wählt man nun das Aufnahmefenster (vgl. „Field of View“) so, dass die beiden Leiterholme mit eingeschlossen sind (Alpha = 0°, Beta = 90°), erscheinen diese im MR-Bild natürlich schwarz. Auch die Leitersprossen erscheinen schwarz, da sie natürlich unter den o.a. Winkeln vom Aufnahmefenster umschlossen sind. Insgesamt erhält man also ein 2D-MR-Bild einer Schicht, in dem die Leiter aus Kunststoff schwarz erscheint. Der Winkel Gamma = 90° dreht das reale 2D-MR-Bild nochmals um 90° und das Ergebnis aus Abb. 20 resultiert.

Für das 2D-MR-Bild aus Abb. 20 wurden die Parameter aus Aufgabe 1 im Wesentlichen beibehalten. Einzig die Anzahl der Mittelungen wurde auf 10 erhöht.

An dieser Stelle sei noch einmal auf den Begriff des „Field of View“ (FOV) hingewiesen, der letztlich nichts anderes als die Größe, Lage und Orientierung des Aufnahmefensters in Zusammenhang mit der selektierten Schichtdicke beschreibt.

5. Erzeugen Sie nun das entsprechend koronare 2D-MR-Bild unter Beibehaltung der Ausrichtung der Strukturprobe im Probenraum (siehe Punkt 4). Warum erscheint die Leiter nun hell? Beantworten Sie diese Frage, indem Sie sich die Strukturprobe genau anschauen.

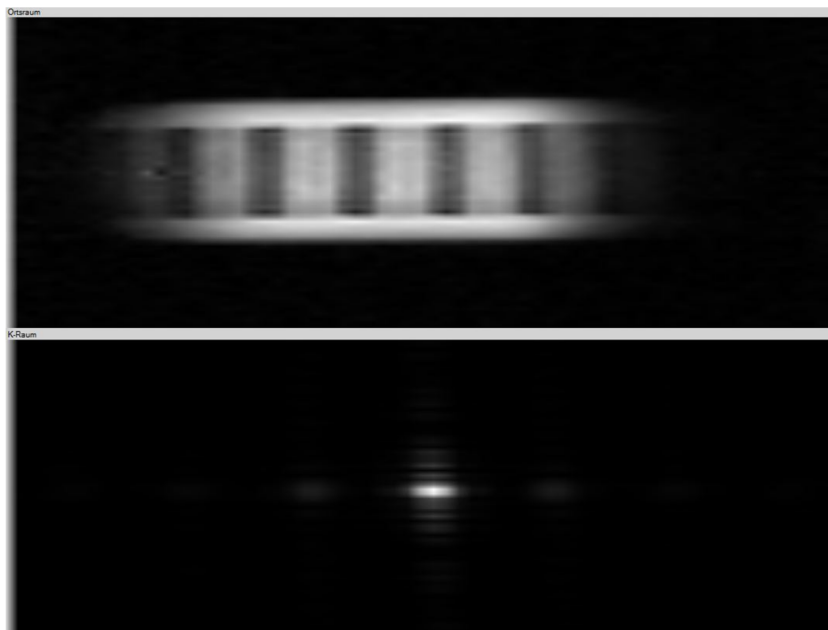


Abb. 21: Koronares 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl. Die Öffnungen der Leiter sind so ausgerichtet, dass sie in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. Das Bild ist über ein ortskodiertes Spin-Echo-Signal aufgenommen worden (Localized Spin Echo 2D). Die Einstellungen der wesentlichen Parameter sind analog zur ersten Aufgabe. Einzig die Anzahl der Mittelungen wurde auf 10 erhöht.

Zur Aufnahme des koronaren MR-Bildes wurden die Parameter für den „Field of View“ auf folgende Werte eingestellt: FOV Read: 20 mm, FOV Phase: 20 mm, Schichtdicke: 10 mm, Alpha: 0°, Beta: 0°, Gamma: 90°.

Die Kunststoffleiter erscheint hell, da der FOV die beiden Leiterholme nicht enthält.

Abb. 21 zeigt ein koronares 2D-MR-Bild der Strukturprobe in Öl. Die Strukturprobe wurde so in der Probenkammer ausgerichtet, dass die Öffnungen der Leiter in Richtung der Rückseite des Magneten zeigen. In diesem Fall haben die beiden Leiterholme aus Kunststoff eine voneinander verschiedene z-Koordinate (Die z-Achse liegt parallel zur hinteren Fläche des Magnetgehäuses) und alle Leitersprossen aus Kunststoff liegen parallel zur z-Achse. Wählt man nun das Aufnahmefenster (vgl. „Field of View“) so, dass die beiden Leiterholme nicht mit eingeschlossen sind (Alpha = 0°, Beta = 0°), können sie im MR-Bild natürlich auch nicht abgebildet werden. Anstelle der Leiterholme wird dann das dort vorhandene Öl als helle Fläche rekonstruiert. Die Leitersprossen erscheinen aber weiter schwarz, da sie natürlich unter den o.a. Winkeln vom Aufnahmefenster umschlossen sind. Die Zwischenräume zwischen den Leitersprossen sind mit Öl gefüllt, so dass sie im MR-Bild wiederum hell erscheinen. Insgesamt erhält man also ein 2D-MR-Bild einer Schicht, in dem das vorhandene Öl in der 2D-Projektion eine leiterförmige Struktur bildet, die im MR-Bild hell erscheint. Der Winkel Gamma = 90° dreht das reale 2D-MR-Bild nochmals um 90° und das Ergebnis aus Abb. 21 resultiert.

Für das 2D-MR-Bild aus Abb. 21 wurden die Parameter aus Aufgabe 1 im Wesentlichen beibehalten. Einzig die Anzahl der Mittelungen wurde auf 10 erhöht.

6. Versuchen Sie nach einer 45°-Drehung der Strukturprobe im Probenraum über die Einstellung der Orientierung des „Field of View“ ein analoges 2D-MR-Bild wie in Aufgabe 1 zu erzeugen.

Abb. 22 a zeigt ein transversales MR-Bild der Strukturprobe in Öl, welches mit den Einstellungen aus Aufgabe 1 aufgenommen wurde. Einzig die Probe selbst wurde vor der Bildaufnahme im Probenraum um 45° nach rechts gedreht. Natürlich ist das resultierende MR-Bild der Probe dann auch um 45° gedreht. Dreht man nun auch das Aufnahmefenster um 45° nach rechts, d.h. setzt man Gamma auf 135° anstelle von 90°, wird wieder ein transversales MR-Bild aufgenommen, in welchem die Strukturprobe die gleiche Ausrichtung hat wie in Aufgabe 1 (Abb. 22 b). Entscheidend für eine Bildaufnahme ist also die Ausrichtung des Aufnahmefensters relativ zur Ausrichtung der Probe im Probenraum. Um das MR-Bild aus Abb. 22 b bei gedrehter Probe im Probenraum zu erzeugen sind auch andere Winkel für Gamma möglich. Natürlich kann man für Gamma auch $135^\circ + n \cdot 360^\circ$ mit $n \in \mathbb{Z}$ wählen. Aufgrund der Spiegelsymmetrie der Probe sind aber auch die Winkel $135^\circ + n \cdot 180^\circ$ mit $n \in \mathbb{Z}$ möglich.

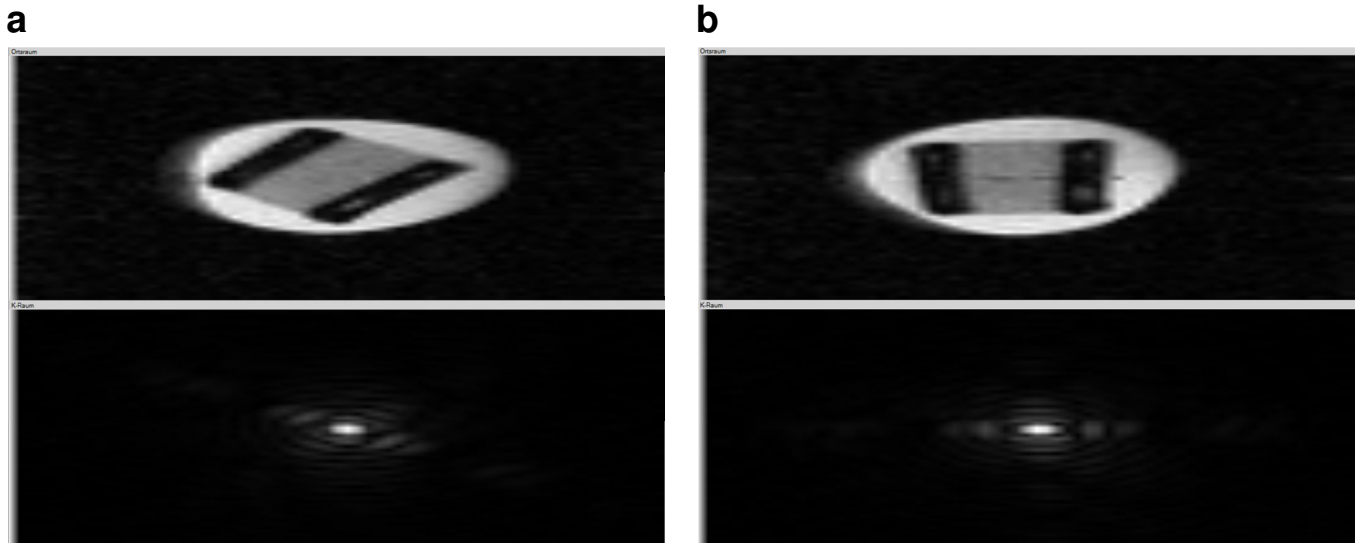


Abb. 22: Transversale MR-Bilder der Strukturprobe, die mit den Einstellungen der ersten Aufgabe aufgenommen wurden. Die Probe selbst wurde vor der Bildaufnahme im Probenraum um 45° nach rechts gedreht. In a resultiert das verkippte transversale MR-Bild der Strukturprobe. In b wurde auch das Aufnahme Fenster um 45° nach rechts gedreht. In diesem Fall hat die Strukturprobe dieselbe Ausrichtung wie das Aufnahme Fenster und ein MR-Bild wie in Aufgabe 1 resultiert.

7. Nehmen Sie 2D-MR-Bilder geringer Schichtdicke von beliebigen Proben auf. Besonders gut geeignet sind Bohnen, Knospen, oder auch Äste. Gleichwohl können auch MR-Bilder kleinerer Insekten mit einer guten Auflösung erzeugt werden. Beachten Sie, dass bei biologischen Proben die Repetitionszeit weitaus höher eingestellt werden muss als bei der verwendeten Strukturprobe. Zusätzlich ist eine sehr große Anzahl von Mittelungen für ein adäquates MR-Schnittbild erforderlich. Insgesamt verlängert sich die effektive Messzeit also deutlich.

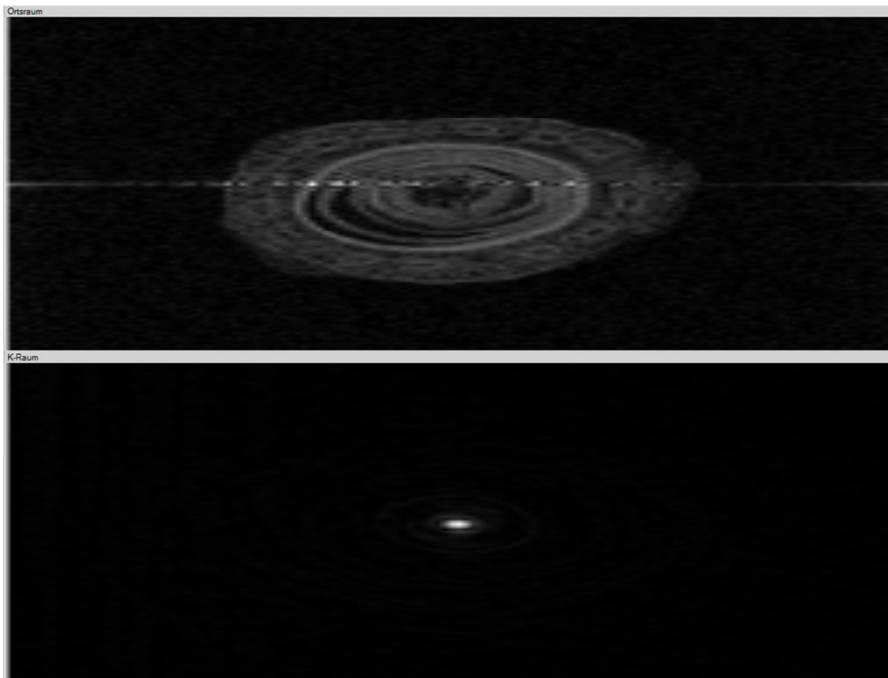


Abb. 23: Transversales MR-Bild einer 1 mm Schicht eines dünnen Kiefernzweiges. Dabei wurden folgende Einstellungen verwendet: Datenpunkte = 128, Phasenschritte = 128, Repetitionszeit = 750 ms, Echozeit = 12 ms, Mittelungen = 500, FOV Read = 12 mm, FOV Phase = 12 mm, Alpha = 90° , Beta = 0° , Gamma = 90° (transversale Schicht).

Deutlich zu erkennen sind die einzelnen Jahresringe des Kiefernzweiges. Man beachte jedoch, dass aufgrund der langen Repetitionszeit und der großen Anzahl an Mittelungen eine lange Messzeit zur MR-Bildaufnahme notwendig ist (Messung über Nacht).

Abb. 23 zeigt das transversale MR-Bild einer 1 mm Schicht eines dünnen Kiefernzweiges. Dabei wurden folgende Einstellungen verwendet: Datenpunkte = 128, Phasenschritte = 128, Repetitionszeit = 750 ms,

Echozeit = 12 ms, Mittelungen = 500, FOV Read = 12 mm, FOV Phase = 12 mm, Alpha = 90°, Beta = 0°, Gamma = 90° (transversale Schicht). Auffällig bei der Wahl der Parameter sind die relative hohe Repetitionszeit und die große Anzahl von Mittelungen. Dies ist bei der MR-Bildaufnahme einer dünnen Schicht einer biologischen Probe zwingend notwendig. Die Notwendigkeit der längeren Repetitionszeit basiert auf den längeren Relaxationszeiten bei biologischen Proben, die deutlich größer sind als z.B. die Relaxationszeit von Öl. Die hohe Anzahl von Mittelungen ist für ein möglichst gutes Signal-Rausch-Verhältnis (SNR) bei der Bildaufnahme einer sehr dünnen Schicht erforderlich.

Mit den wie oben gewählten Parametern lassen sich recht gute Auslösungen erzielen. In Abb. 23 kann man sogar die einzelnen Jahresringe des Kiefernzweiges erkennen. Für derartige Aufnahmen ist aber auch eine lange Messzeit erforderlich (Messung über Nacht).

Bei der Betrachtung des MR-Bildes aus Abb. 23 bedarf eine Auffälligkeit noch genauerer Erklärung. In der Mitte der Aufnahme des Kiefernzweiges erkennt man eine horizontale etwas dickere Linie, die sich klar vom Rest der Abbildung separiert. Dies ist ein Bildartefakt, welches durch einen imperfekten 180°-Puls zustande kommt. Ein imperfekter 180°-Puls evoziert einen kleinen FID während seiner Aufprägung. Dieser „Mini-FID“ wird mit in das Bild kodiert und führt zu der Linie in der Mitte des Bildes. Ein sogenannter Spoiler kann den Einfluss dieser Form von Bildartefakt minimieren. Dabei werden zwei Spoiler symmetrisch um den 180°-Puls geschaltet. Der Spoiler vor dem 180°-Puls dephasiert nur die Magnetisierung, die vom 90°-Puls resultiert, der Spoiler nach dem 180° Puls dephasiert die Gesamtmagnetisierung nach dem 180°-Puls. Damit heben sich die Dephasierungen, die die evozierte Magnetisierung des 90°-Pulses betreffen genau weg und der 180°-Puls wird perfektioniert. Eine Perfektionierung des 180°-Pulses kann zusätzlich über die Wahl einer längeren Echozeit erzielt werden.

Die Einstellungen des Spoilers sind unter dem Reiter „Fortgeschritten“ zu finden. Zu beachten ist, dass starke Spoiler zwar den 180°-Puls verbessern, gleichzeitig aber auch die Stärke des Signals verringern.

B: Erzeugung von 3D-MR-Bildern (Spin Echo 3D)

1. Nehmen Sie ein 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit einer vergleichsweise kleinen Anzahl von Datenpunkten und Phasenschritten auf (z.B. 16 in alle drei Kodierungsrichtungen).

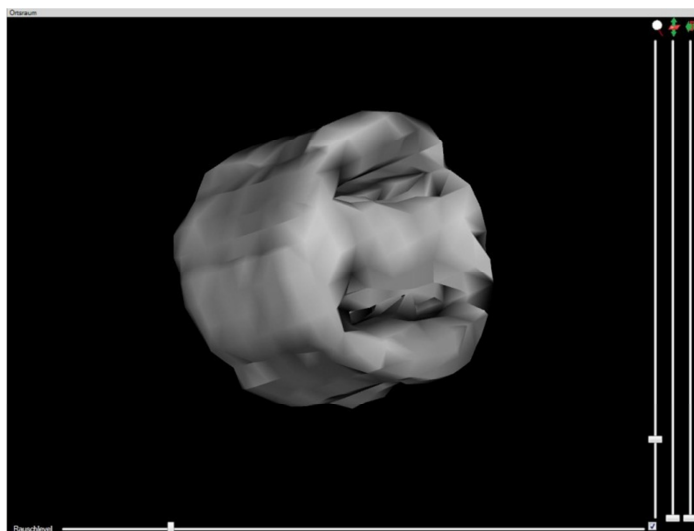


Abb. 24: 3D-MR-Bild der Strukturprobe, aufgenommen mit einer Anzahl von 16 Datenpunkten in die erste Kodierungsrichtung, 16 Phasenschritten in die zweite Kodierungsrichtung und 16 Phasenschritten in die dritte Kodierungsrichtung. Das 3D-Bild ist ein Einzelbild (Mittelung = 1). Es wurde mit einer Repetitionszeit von 150 ms und einer Echozeit von 10 ms aufgenommen.

Sowohl Holme als auch teilweise Leitersprossen sind gut zu erkennen (schwarz) und setzen sich deutlich von der Umgebung aus Öl (hell) ab. Über die Auswahlregler an der rechten Seite des Ergebnis-Panels könnte man auch noch eine detailliertere Innenansicht der Probe erhalten.

Der Rauschlevel (unterer Einstellregler) wurde post-experimentell optimiert.

Abb. 24 zeigt das 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit einer Anzahl von 16 Datenpunkten in die erste Kodierungsrichtung, 16 Phasenschritten in die zweite Kodierungsrichtung und 16 Phasenschritten in die dritte Kodierungsrichtung. Das 3D-Bild ist ein Einzelbild (Mittelung = 1). Es wurde mit einer Repetitionszeit von 150 ms und einer Echozeit von 10 ms aufgenommen. Zu erkennen sind die beiden Holme der

Leiter (schwarz), die vom Öl (hell) umgeben sind. Über die Auswahlregler an der rechten Seite des Ergebnis-Panels könnte man auch noch eine detailliertere Innenansicht der Probe erhalten.

Der Rauschlevel (unterer Einstellregler) ist so eingestellt worden, dass die 3D-Probe vollständig, aber dennoch mit möglichst wenig Rauschen zu erkennen ist. Weiter ist die 3D Darstellung über einen Algorithmus geglättet (siehe Einstellungen in der „measure MRT“ Software).

2. Nehmen Sie ein 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit einer vergleichsweise großen Anzahl von Datenpunkten und Phasenschritten auf (z.B. 64 in alle drei Kodierungsrichtungen).

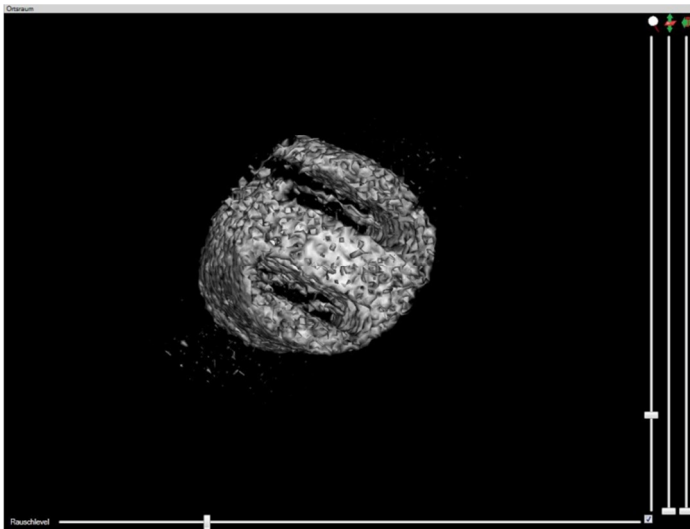


Abb. 25: 3D-MR-Bild der Strukturprobe, aufgenommen mit einer Anzahl von 64 Datenpunkten in die erste Kodierungsrichtung, 64 Phasenschritten in die zweite Kodierungsrichtung und 64 Phasenschritten in die dritte Kodierungsrichtung. Alle anderen Einstellungen wurden aus Aufgabe 1 übernommen. Sowohl Holme als auch teilweise Leiterspinnen sind gut zu erkennen (schwarz) und setzen sich deutlich von der Umgebung aus Öl (hell) ab.

Für diese Bildaufnahme ist eine lange Messzeit benötigt worden.

Abb. 25 zeigt das 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit einer Anzahl von 64 Datenpunkten in die erste Kodierungsrichtung, 64 Phasenschritten in die zweite Kodierungsrichtung und 64 Phasenschritten in die dritte Kodierungsrichtung. Alle anderen Einstellungen wurden aus Aufgabe 1 übernommen. Auch hier sind die beiden Holme der Leiter (schwarz), die vom Öl (hell) umgeben sind, zu erkennen. Aufgrund der immens hohen Messzeit für derartige 3D-Bilder, ist eine höhere Anzahl von Phasenschritten meist ungeeignet. Empfehlung: Datenpunkte und Phasenschritte auf maximal 32 einstellen. Dies verkürzt die Messzeit und führt meist schon zu relativ guten 3D-Bildaufnahmen.

3. Untersuchen Sie den Einfluss der Mittelungen auf das in 1 generierte 3D-MR-Bild der Strukturprobe.

Abb. 26 a zeigt das 3D-MR-Bild der Strukturprobe unter Verwendung von 3 Mittelungsschritten. Abb. 26 b zeigt dieses Bild unter Verwendung von 10 Mittelungsschritten. Die sonstigen Einstellungen wurden aus Aufgabe 1 dieses Versuchsteils übernommen. Zu erkennen ist, dass sich das 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit zunehmender Anzahl von Mittelungsschritten nur unwesentlich ändert. Das bedeutet, dass das Signal schon nach der ersten Messung sehr stark ist. Eine hohe Anzahl von Mittelungen hat in diesem Versuchsteil also weitaus weniger Auswirkungen als bei der MR-Darstellungen einer dünnen Schicht.

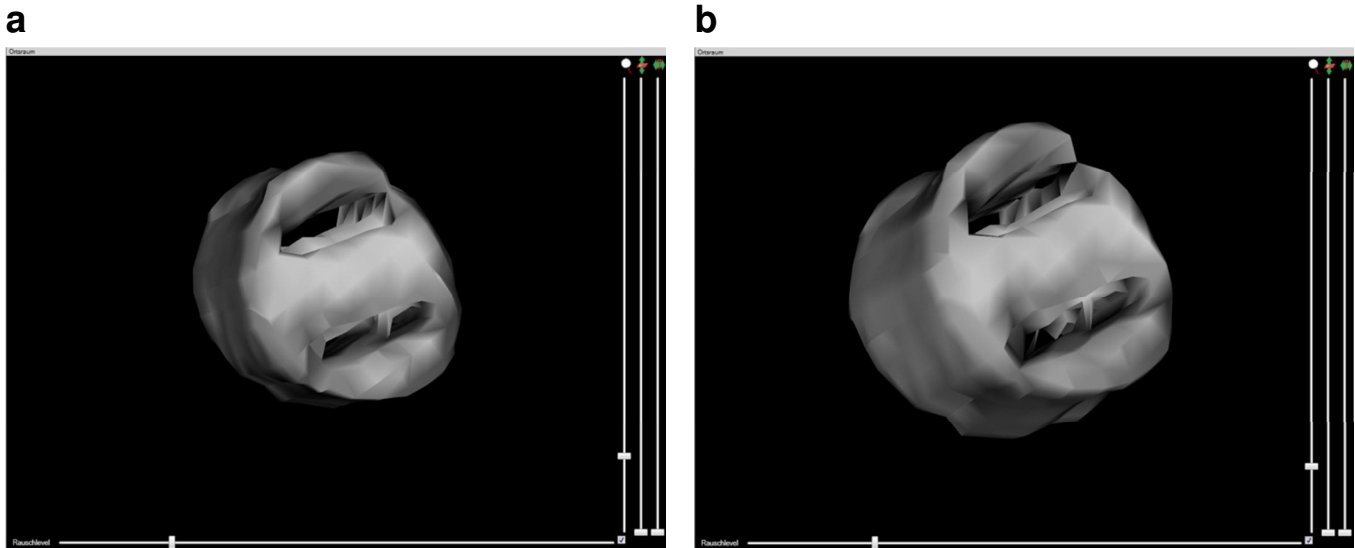


Abb. 26: 3D-MR-Bild der Strukturprobe unter Verwendung von 3 Mittelungsschritten (a) und 10 Mittelungsschritten (b). Die sonstigen Einstellungen wurden aus Aufgabe 1 dieses Versuchsteils übernommen. Zu erkennen ist, dass sich das 3D-MR-Bild der Strukturprobe mit zunehmender Anzahl von Mittelungsschritten nur unwesentlich ändert. Das Signal-Rausch-Verhältnis ist also schon nach einem Mittelungsschritt vergleichsweise hoch.

4. Nehmen Sie 3D-MR-Bilder von beliebigen Proben auf. Besonders gut geeignet sind Bohnen, Knospen, oder auch Äste. Beachten Sie, dass bei biologischen Proben die Repetitionszeit weitaus höher eingestellt werden muss als bei der verwendeten Strukturprobe. Zusätzlich ist eine größere Anzahl von Mittelungen nützlich für ein adäquates MR-Bild. Insgesamt verlängert sich die effektive Messzeit also deutlich.

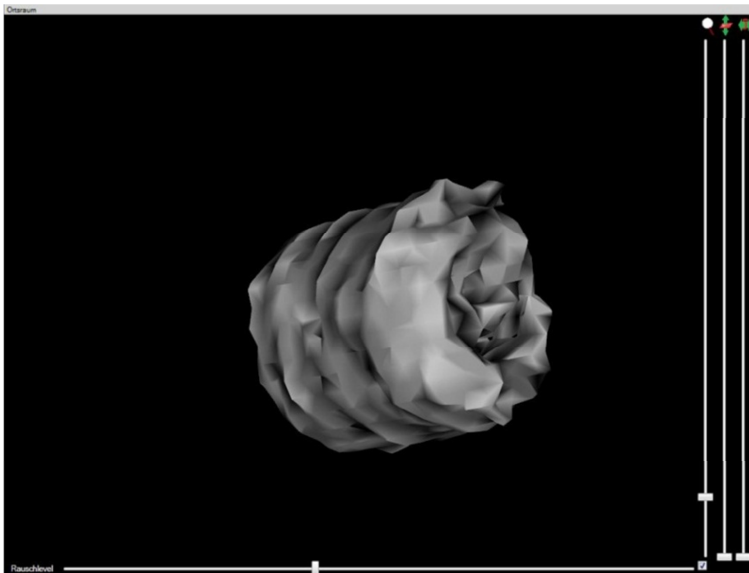


Abb. 27: 3D-MR-Bild des Kiefernzweiges, der auch schon in Aufgabenteil A verwendet wurde. Zur Bildaufnahme wurden 32 Datenpunkte in die erste Kodierungsrichtung, 32 Phasenschritte in die zweite Kodierungsrichtung und 32 Phasenschritte in die dritte Kodierungsrichtung verwendet. Das 3D-Bild ist über 10 Einzelmessungen gemittelt worden. Dabei wurde eine Repetitionszeit von 1 s und eine Echozeit von 12 ms eingestellt.

Die grobe Struktur des Zweiges ist bei der geringen Auflösung zu erkennen, nicht jedoch die einzelnen Lebensringe. Diese lassen sich bestenfalls erahnen.

Abb. 27 zeigt das 3D-MR-Bild des Kiefernzweiges, der auch schon in Aufgabenteil A verwendet wurde. Zur Bildaufnahme wurden 32 Datenpunkte in die erste Kodierungsrichtung, 32 Phasenschritte in die zweite Kodierungsrichtung und 32 Phasenschritte in die dritte Kodierungsrichtung verwendet. Das 3D-Bild ist über 10 Einzelmessungen gemittelt worden. Dabei wurde eine Repetitionszeit von 1 s und eine Echozeit von 12 ms eingestellt. Der Rauschlevel (unterer Einstellregler) ist so eingestellt worden, dass die 3D-Probe vollständig, aber dennoch mit möglichst wenig Rauschen zu erkennen ist. Weiter ist die 3D

Darstellung über einen Algorithmus geglättet (siehe Einstellungen in der „measure MRT“ Software).

In Abb. 27 ist die grobe Struktur des Kiefernzweiges mit den Ausbuchtungen auf der Außenseite deutlich zu erkennen. Die Lebensringe des Zweiges hingegen bleiben im Verborgenen und sind nur zu erahnen. Natürlich resultiert dies aus der geringeren Auflösung, die aber aufgrund der kürzeren Messzeit in Kauf genommen werden musste.

5. Überlegen Sie sich wie die gesamte Messdauer zur Erzeugung eines 3D-MR-Bildes berechnet wird. Beachten Sie, dass die Messdauer wesentlich durch die zwei Phasenkodierungen bestimmt ist.

Zur Messung von 3D-MR-Bildern werden eine Frequenzkodierung und zwei Phasenkodierungen benötigt (vgl. Abb. 16). Je nach Auflösung werden in die beiden Phasenkodierungsrichtungen entsprechend viele Phasenkodierschritte benötigt. Betrachten wir als Beispiel einen Würfel von $4 \times 4 \times 4$ Voxeln, dann benötigt man für eine Schicht des Würfels 4 verschiedene Phasenkodierschritte des regulären Phasenkodiergradienten. Bei der Aufnahme aller 4 Schichten werden weitere 4 Phasenkodierschritte für den weiteren Phasenkodiergradienten verwendet.

Eine Verdoppelung der Auflösung in eine der beiden Phasenkodierrichtungen führt stets zu einer Verdoppelung der Messzeit (siehe „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“). Die Verdoppelung der Auflösung in die Frequenzkodierrichtung verlängert die Messzeit hingegen nicht (siehe „Ortskodierung in kernmagnetischer Resonanz“). Um also einem Würfel von $8 \times 8 \times 8$ Voxeln die entsprechenden Grauwerte zuzuordnen wird eine 4-fach längere Messzeit benötigt wie bei einem Würfel von $4 \times 4 \times 4$ Voxeln.

Zusammenfassend bleibt also zu sagen, dass für eine Auflösungsverdoppelung in alle 3 Raumrichtungen eine 4-fach längere Messzeit erforderlich ist. Berücksichtigt man nun auch noch die Wahl einer größeren Repetitionszeit und einer höheren Anzahl von Mittelungen, ist schnell ersichtlich, dass 3D-MR-Bildaufnahmen schnell mehrere Stunden dauern können. Dies lässt sich durch einfache Variation der Parameter direkt mit der Software „measure MRT“ überprüfen, da im Parameterbereich auch stets die kalkulierte Messzeit angezeigt wird.