

Teil II: Radiologische Diagnostik

9.4 HF-Pulse, Pulssequenzen und Kontraste, Triggerung: Lösungen

Moritz Berger und Mathies Breithaupt

Lösung zu 9.12

1. Bestimmung des Extremwerts über

$$\frac{\partial S}{\partial \alpha} = \frac{\partial}{\partial \alpha} \left[\frac{M_0(1-e^{-TR/T_1})}{1-\cos(\alpha)e^{-TR/T_1}} e^{-TE/T_2^*} \right] = 0.$$

Dies führt auf $\frac{(e^{TR/T_1}-1)(\cos(\alpha)e^{TR/T_1}-1)}{(e^{TR/T_1}-\cos \alpha)^2} = 0.$

Daraus folgt direkt $\cos \alpha = e^{-TR/T_1}$ als Gleichung für den Ernst-Winkel.

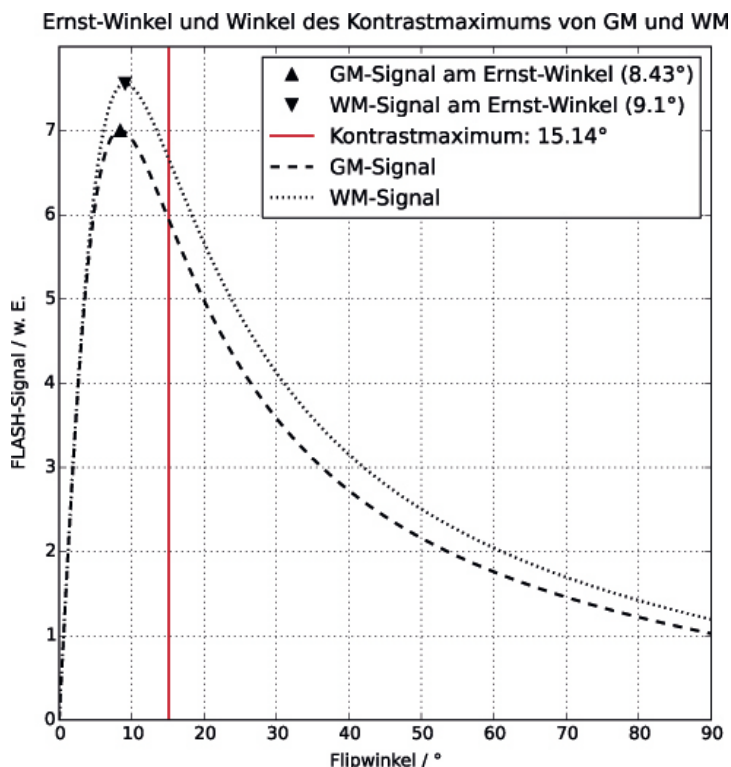
2. Für die graue Hirnsubstanz ergibt sich ein Ernst-Winkel von

$$\cos \alpha_{GM} = e^{-10 \text{ ms}/920 \text{ ms}}$$

$$\alpha_{GM} = 8,43^\circ$$

und für die weiße Hirnsubstanz $\alpha_{WM} = 9,10^\circ$.

Beide FLASH-Kurven und die dazugehörigen Ernst-Winkel sind in folgender Abbildung gezeigt:



3. Eine FLASH-Messung, bei der der Ernst-Winkel als Flipwinkel gewählt wird, ergibt in Abhängigkeit von der Repetitionszeit für Gewebe einer speziellen T_1 -Zeit ein maximales Signal. Da sich der Ernst-Winkel für graue und weiße Hirnsubstanz unterscheidet, kann ein optimales SNR nur für eines dieser Gewebe erzielt werden. In diesem Fall ist der Unterschied jedoch sehr gering, für die Messung kann ein mittlerer Flipwinkel gewählt werden

$$\frac{\alpha_{GM} + \alpha_{WM}}{2} = 8,77^\circ .$$

Um einen Kontrast zwischen grauer und weißer Hirnsubstanz zu erzielen, müssen sich die Signale unterscheiden. Unter Vernachlässigung von Signalverlusten durch T_2^* -Zerfall können für einen Flipwinkel von $8,77^\circ$ die Signalwerte nach Gleichungen 10.4.18 und 10.4.19 berechnet werden:

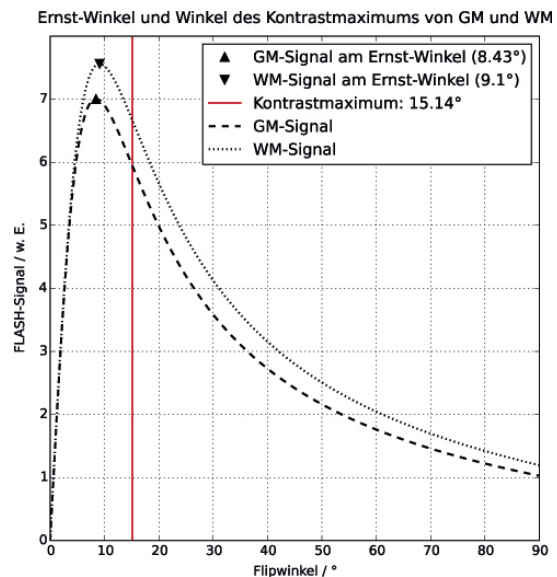
$$S_{GM} = 0,070 \text{ sowie } S_{WM} = 0,080$$

und führen zu einem Kontrastwert von

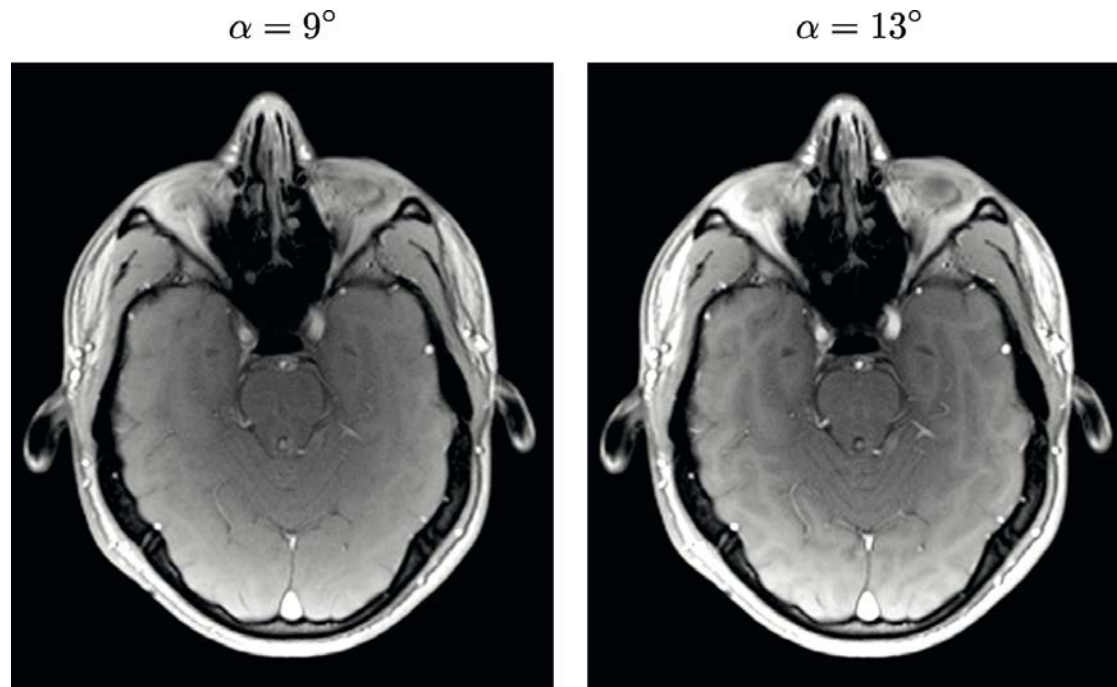
$$S_{GM} - S_{WM} = 0,010 .$$

Der Kontrast ist nur schwach ausgeprägt. Für größere Flipwinkel von z.B. $\alpha = 13,41^\circ$ ergibt sich ein Kontrast von $S_{GM} - S_{WM} = 0,011$, der damit 10% stärker ausgebildet und für das gewählte TR maximal ist.

Dieser Flipwinkel ist in nebenstehender Abbildung zusätzlich zu den Ernst-Winkeln der beiden Gewebe markiert. Der Abstand der Signalverläufe entspricht dem Kontrast im Bild, welcher bei diesem Flipwinkel größer ist als in der Nähe der Ernst-Winkel beider Gewebe.



Dieser Kontrastunterschied führt zu einer besseren Differenzierbarkeit der beiden Gewebe in folgender Abbildung:



Bei zu hohen Flipwinkeln ist darauf zu achten, dass die longitudinale Magnetisierung und damit auch SNR und CNR klein werden.

Lösung zu 9.13 Schichtselektion:

1. Die Bandbreite kann durch die halbe Breite des zentralen Maximums des sinc-Pulses zu $\Delta f \approx \frac{1}{t_0}$ abgeschätzt werden.

Diese Breite kann wiederum über das Bandbreiten-Zeitprodukt oder die Anzahl der Nebenschwingungen mit der Formel $t_0 = \frac{\tau}{N_l + N_r}$ berechnet werden. Für die in der Aufgabe genannten Werte ergibt sich $t_0 = \frac{3,2 \text{ ms}}{3,9} \approx 0,70 \text{ ms}$ und damit $\Delta f \approx \frac{1}{0,70 \text{ ms}} \approx 1,44 \text{ kHz}$ als Bandbreite.

2. Die durch den Gradienten erzeugte Aufspreizung der Resonanzfrequenzen ist durch $\Delta f = \frac{\gamma}{2\pi} G_S \Delta z$ gegeben. Damit beträgt die Gradientenamplitude $G_S = \frac{2\pi \Delta f}{\gamma \Delta z}$, was auf den Zahlenwert $G_S = \frac{2\pi}{267,513 \text{ 1/Ts}} \frac{1,44 \text{ kHz}}{8 \text{ mm}} \approx 4,23 \frac{\text{mT}}{\text{m}}$ führt.



Lösung zu 9.14 Artefakte durch die chemische Verschiebung:

1. Wie im Text beschrieben, wirkt die Elektronenwolke der Molekülbindung *abschirmend* auf B_0 , weshalb das gebundene Proton ein *verringertes* Feld B_0 erfährt. Da für die Larmor-Frequenz $f = \frac{\gamma}{2\pi} B_0$ gilt und das gebundene Proton einem verringerten Feld B_0 ausgesetzt ist, ist die Resonanzfrequenz gegenüber der Wasserresonanz ebenfalls verringert und liegt damit *unterhalb* der des Wassers.

2. Die Resonanzfrequenz der Wasserprotonen ist $f_W = \frac{\gamma}{2\pi} B_0 = 42,58 \frac{\text{MHz}}{\text{T}} \times B_0$ und damit 63,87 MHz bei 1,5 T und 127,74 MHz bei 3,0 T. Fett ist um 3,4 ppm dazu verschoben, also $\Delta f_F = 3,4 \times 10^{-6} \times f_W$. Bei 1,5 T ergibt dies 217,16 Hz und bei 3,0 T entsprechend 434,32 Hz.

3. Bei 256 Pixeln entfällt auf jedes Pixel eine Bandweite von

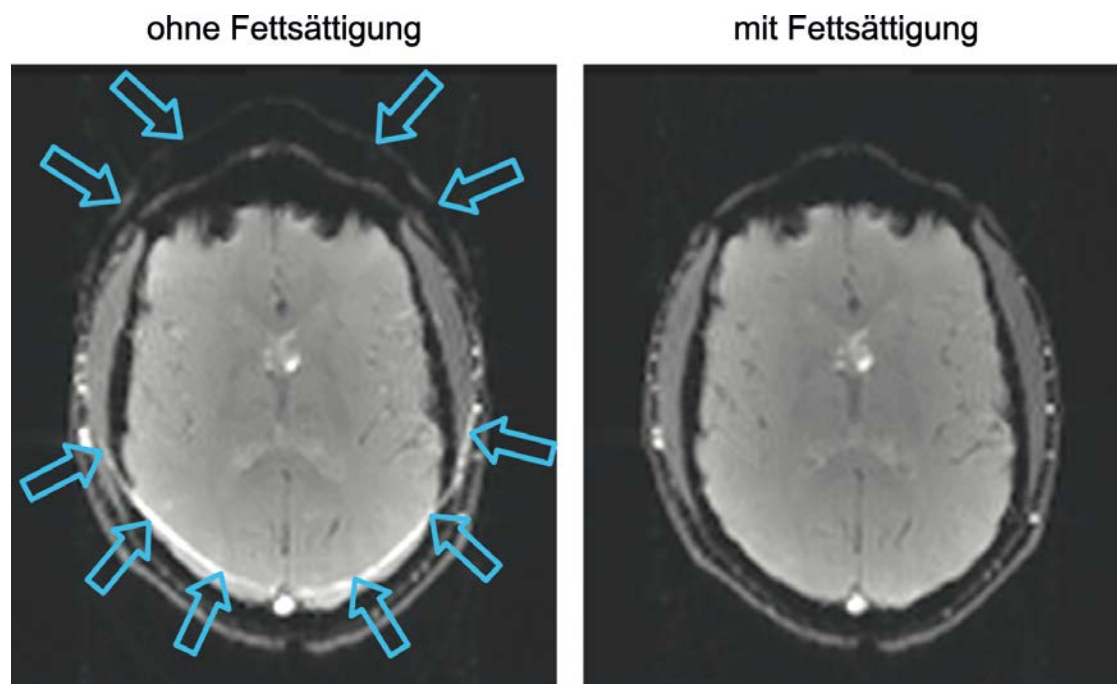
$$BW = \frac{102,4 \text{ kHz}}{256 \text{ px}} = 400 \frac{\text{Hz}}{\text{px}} .$$

Aus Aufgabenteil 2 ist die Frequenzverschiebung von 434,32 Hz bekannt. Die Verschiebung im

Bild ist dann $\frac{\Delta f_F}{BW} = \frac{434,32 \text{ Hz}}{400 \text{ Hz/px}} \approx 1,09 \text{ px}$, was bei dem gewählten FOV eine Verschiebung von

$$1,09 \text{ px} \times \frac{320 \text{ mm}}{256 \text{ px}} \approx 1,36 \text{ mm} \text{ bedeutet.}$$

Zur besseren Illustration dieses Artefakts ist in folgender Abbildung eine EPI-Aufnahme ohne und mit Fettsättigung dargestellt.



Bei der EPI-Technik erfolgt die Verschiebung hauptsächlich entlang der Phasenkodierrichtung und ist dort durch die Eigenschaften dieser Bildgebungstechnik stärker ausgeprägt als in der Aufgabe beispielhaft berechnet. Das Signal des Unterhautfettgewebes ist gegenüber dem restlichen Signal nach oben im Bild verschoben und überlagert sich dem Hirngewebe im hinteren Kopfbereich als deutlich sichtbarer heller Streifen. Das Artefakt ist mit blauen Pfeilen an mehreren Stellen markiert.

Lösung zu 9.15 Fettsättigung durch frequenzselektive Sättigung:

1. Das Fett-Signal ist im Steady-State bezüglich des Sättigungswinkels α , da der Anregungspuls der Bildgebung auf $M_z^{\text{Fett}} = 0$ wirkt und die Transversalmagnetisierung deshalb unverändert lässt. Damit ergibt sich:

$$M_z^{SS} = \frac{1 - e^{-TR/T_1}}{1 - \cos(\alpha)e^{-TR/T_1}} M_0^{\text{Fett}}.$$

Nach dem Sättigungspuls ist $M_z^{\text{Fett}}(t = 0) = M_z^{SS} \cos(\alpha)$ und die Zeitentwicklung folgt den Bloch-Gleichungen:

$$M_z^{\text{Fett}}(t) = M_z^{SS} \cos(\alpha) e^{-t/T_1} + M_0^{\text{Fett}}(1 - e^{-t/T_1}).$$

Mit den Abkürzungen $E_1 = e^{-TR/T_1}$ und $E_s = e^{-\tau/T_1}$ und der Forderung $M_z^{\text{Fett}}(\tau) = 0$ ergibt sich daraus nach einigem Umstellen:

$$\frac{\cos(\alpha)}{1 - \cos(\alpha) E_1} = \frac{E_s - 1}{E_s(1 - E_1)}$$

und damit gilt für den Sättigungswinkel

$$\cos(\alpha) = \frac{E_s - 1}{E_s - E_1} = \frac{e^{-\tau/T_1} - 1}{e^{-\tau/T_1} - e^{-TR/T_1}} \Rightarrow \alpha(\tau) = \cos^{-1} \left(\frac{e^{-\tau/T_1} - 1}{e^{-\tau/T_1} - e^{-TR/T_1}} \right).$$

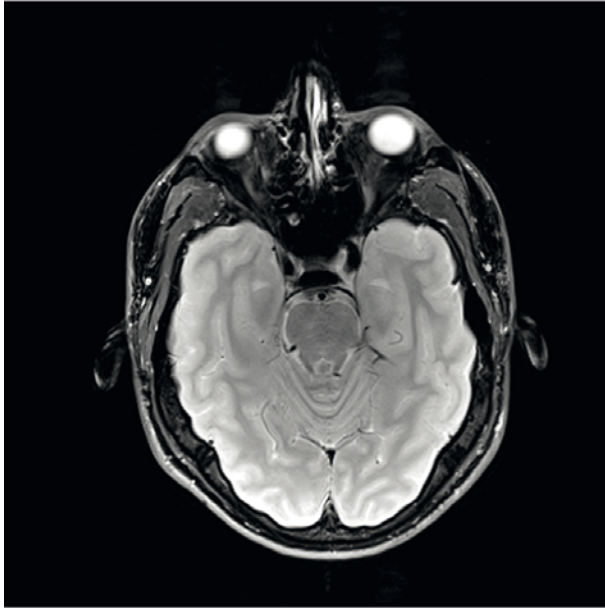


2. Es ergibt sich folgender Winkel:

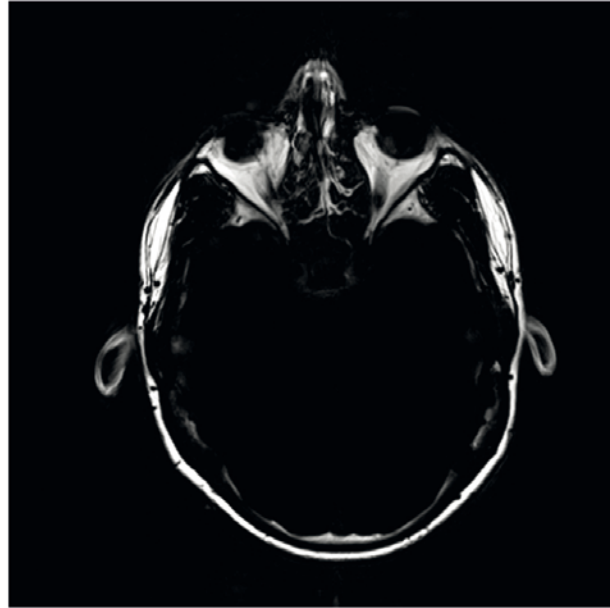
$$\alpha(8 \text{ ms}) = \cos^{-1} \left(\frac{e^{-8 \text{ ms}/260 \text{ ms}} - 1}{e^{-8 \text{ ms}/260 \text{ ms}} - e^{-20 \text{ ms}/260 \text{ ms}}} \right) \approx 133.9^\circ.$$

In folgender Abbildung ist eine Schicht einer Kopfaufnahme dargestellt.

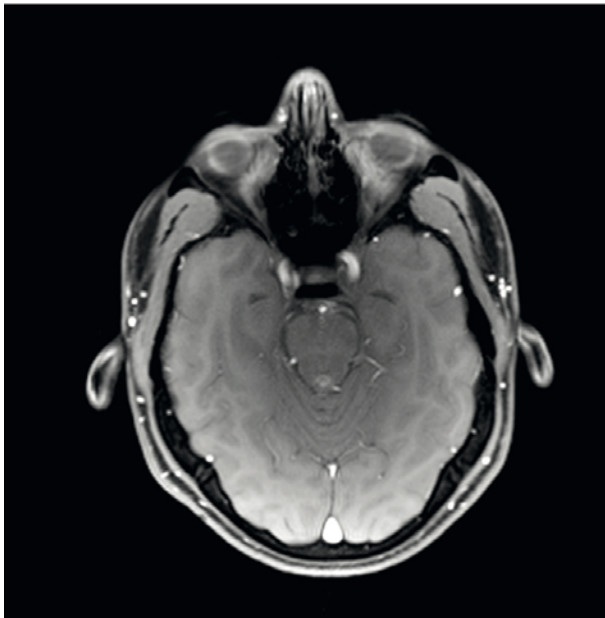
Wasserprotonen (T_2 -Wichtung)



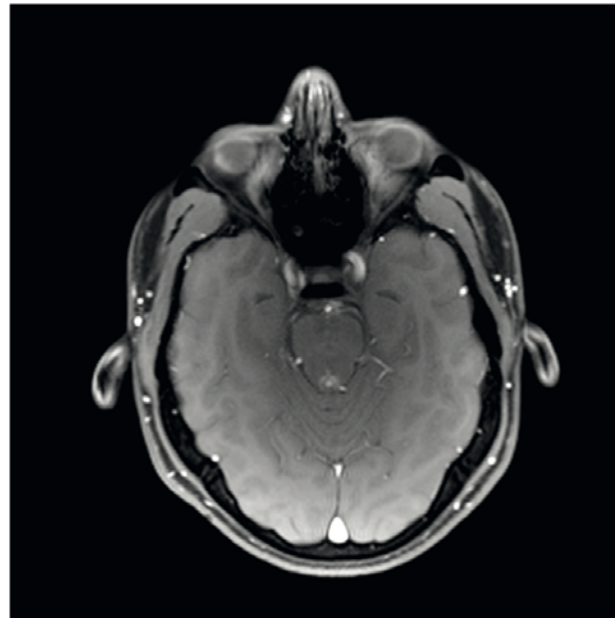
Fettprotonen (T_2 -Wichtung)



$$\alpha = 90^\circ$$



$$\alpha = 130^\circ$$



Zur Orientierung sind das Wasser- und das Fettsignal einzeln im oberen Bereich getrennt dargestellt. Im unteren Bildbereich sind FLASH-Aufnahmen mit unterschiedlichen Sättigungsflipwinkeln, aber ansonsten identischen Aufnahmeparametern, dargestellt. Die Änderung des Flipwinkels zeigt sich im Bild kaum. Deshalb kann ein ausreichender niedriger Flipwinkel gewählt werden, welcher in typischen Aufnahmeeinstellungen zufriedenstellende Ergebnisse erzielt.

Lösung zu 9.16 Bildwichtung und quantitative Werte:

1. Anders als beispielsweise bei der Computertomographie, bei welcher der kontrastgebende Parameter immer die Elektronendichte des Gewebes ist, bestehen in der MRT mehrere Kontrastmechanismen und die Signalstärke beeinflussende Effekte gleichzeitig.

Mehrere Kontrastmechanismen: Soll beispielsweise eine T_1 -gewichtete FLASH-Aufnahme erstellt werden, entsteht durch die endliche Dauer der HF-Pulse und die endliche Schaltgeschwindigkeit von Gradientenfeldern nach der Anregung des Signals immer eine Zeit, während der die Transversalmagnetisierung durch T_2^* -Zerfall gewebeabhängig zurückgeht. Das bedeutet, dass der in diesem Beispiel gewünschte T_1 -Kontrast unweigerlich mit einem unerwünschten T_2^* -Kontrast einhergeht. Die reine Darstellung der Auswirkung eines einzelnen Relaxationsprozesses ist nicht möglich.

Signalstärke beeinflussende Effekte: In der MRT werden HF-Antennen verwendet, mit welchen die Signale aus der Untersuchungsregion detektiert werden. Wie bei jeder Antenne variiert die Empfindlichkeit mit dem Abstand zur Signalquelle. Wird beispielsweise der Kopf asymmetrisch in einer geeigneten Antenne positioniert, so wird die Hirnsubstanz auf antennen nahen Seite des Kopfes höhere Signalwerte aufweisen, als die auf der antennenfernen Seite des Kopfes. Werden Antennen unterschiedlicher Hersteller an unterschiedlichen Geräten verwendet, so unterliegen die Signale auch hardwareabhängigen Schwankungen, beispielsweise durch die verbauten elektronischen Verstärkerschaltungen, etc.

MRT-Aufnahmen werden deshalb als *gewichtete* und nicht als *quantitative* Aufnahmen bezeichnet.

2. Die unter Teil 1 beispielhaft genannten Gründe beeinflussen jede Aufnahme der Patienten, welche in der entsprechenden Position am entsprechenden Gerät erstellt werden, auf dieselbe Art und Weise. Um quantitative Daten zu erhalten, müssen mindestens zwei Aufnahmen erstellt werden, deren einziger Unterschied die Änderung eines Sequenzparameters sein darf, welcher sich nur auf den abzubildenden Kontrast auswirkt. Beispielsweise könnten zwei FLASH-



Aufnahmen erstellt werden, welche sich im verwendeten Flipwinkel unterscheiden. Beide Aufnahmen wären in gleicher Weise durch den in Teil 1 beschriebenen residualen T_2^* -Kontrast kontaminiert und würden dieselbe Signalvariation durch die asymmetrische Lagerung des Kopfes aufweisen. Die einzige Änderung zwischen den Bilddaten entstünde durch unterschiedliche T_1 -Relaxation, wodurch ein entsprechendes Signalmodell (hier die FLASH-Gleichung) nach diesem Parameter pixelweise aufgelöst werden kann. Dadurch entsteht eine quantitative Verteilungskarte der T_1 -Zeiten in der Untersuchungsregion.

Lösung zu 9.17 Black-Blood-Magnetisierungspräparation:

1. Die T_1 -Zeit von Blut liegt grob in der Größenordnung des Herzgewebes. Ein Inversionspuls kann zwar das Blutsignal auslöschen, verringert jedoch durch die ähnlichen T_1 -Zeiten auch das Signal des Herzmuskels.
2. Wird nach dem nicht-selektiven Inversionspuls ein zweiter, schichtselektiver 180° -Puls auf die darzustellende Schicht eingestrahlt, so wird die Magnetisierung im Herzmuskel nochmals invertiert, ist im Idealfall also um 360° gedreht worden und damit wieder im Ausgangszustand. Da das Blut in Bewegung ist, fließt der Anteil, der sich während des zweiten HF-Pulses im Herzen befand, aus der Messschicht heraus und wird durch Blut mit invertierter Magnetisierung ersetzt. Der Herzmuskel liefert dadurch in der darzustellenden Schicht maximales Signal und das Blut bleibt unterdrückt.
3. Die Magnetisierung des Blutes erreicht ihren Nulldurchgang nach der Zeit $T_1^{\text{Blut}} \times \ln 2 \approx 1040$ ms, benötigt also mehr Zeit als der Abstand zweier Herzschläge (ca. 920 ms bei einem Puls von ca. 65 Schlägen pro Minute).

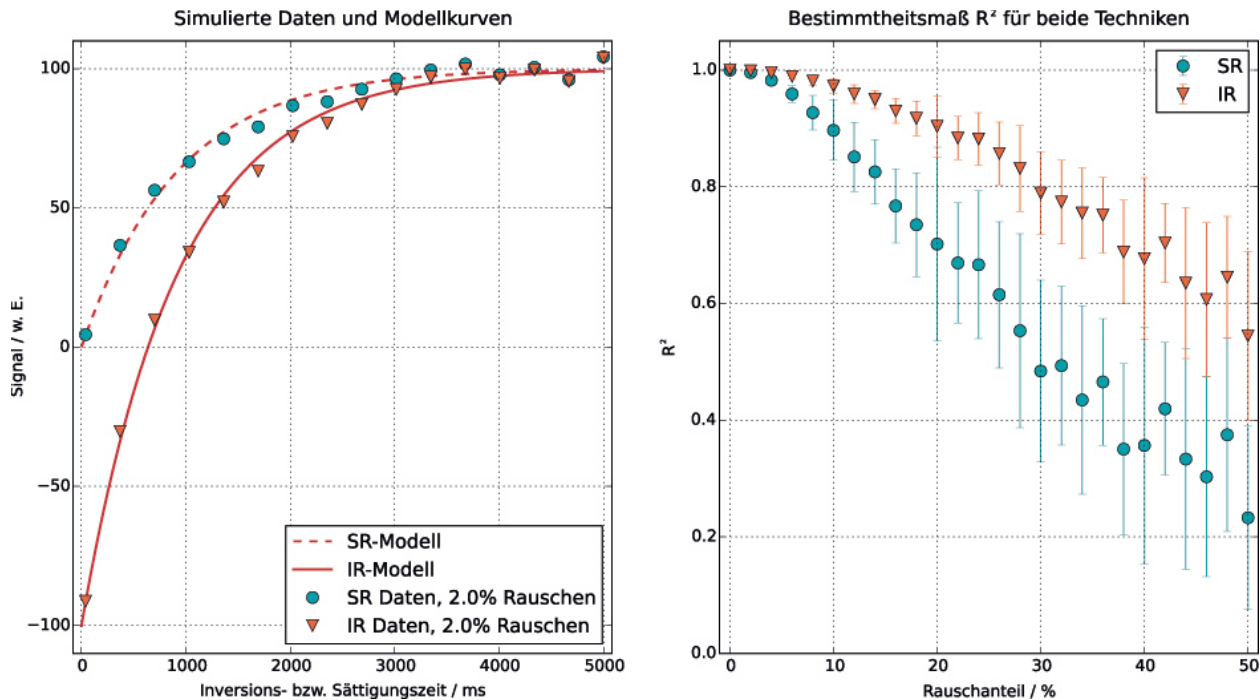
Lösung zu 9.18 Messung von T_1 -Zeiten:

1. Um korrekte Relaxationszeiten aus IR-Messungen zu erhalten, muss die Magnetisierung vor jedem Inversionsschritt vollständig relaxiert sein, was mit einem Zeitabstand von ca. $5 \times T_1$ sichergestellt werden kann, jedoch zu sehr langen Messzeiten führt. Die Sättigung der Magnetisierung kann jederzeit erfolgen, insbesondere auch nach der Datenauslese. Es ist somit keine zusätzliche Wartezeit zwischen vorheriger Messung und nachfolgendem MP-Schritt nötig.



2. Die IR-Methode weist negative und positive Messwerte (vor und nach dem Nulldurchgang) auf, die SR-Methode nur positive. Dadurch ist der Dynamikbereich der SR-Methode geringer und eine geringere Auswertegenauigkeit zu erwarten.

In folgender Abbildung sind beispielhafte SR- und IR-Signalverläufe für eine T_1 -Zeit von 920 ms dargestellt.



In beiden Signalverläufen ist das Rauschen identisch. Im zweiten Teil der Abbildung wurden mehrere Signalverläufe mit unterschiedlichen Rauschstärken simuliert und das Bestimmtheitsmaß der Kurvenanpassungen gegen die Rauschstärke als Mittelwert mit Standardabweichung aufgetragen. Es ist ersichtlich, dass die Anpassungsgüte mit steigendem Rauschen für beide Techniken abnimmt, jedoch die IR-Methode generell höhere Anpassungsgüten aufweist.

