

Teil II: Radiologische Diagnostik

9.3 Relaxation, Spingymnastik, Bilderzeugung, k -Raum: Lösungen

Michael Bock

Lösung zu 9.6

Die Magnetisierung ist proportional zu $I(I+1)$ und sollte daher mit zunehmendem I ansteigen. Allerdings ist sie auch zu γ^2 proportional, und das gyromagnetische Verhältnis ist für Protonen am größten. Außerdem spielt für die Magnetisierung noch die natürliche Häufigkeit, und im biologischen Gewebe die Konzentration eine Rolle – beide Faktoren gehen in Gl. 9.9 in den Faktor N ein. Nimmt man alle Faktoren zusammen, so kann der Faktor $I(I+1)$ den Einfluss der anderen Faktoren nicht kompensieren.

Lösung zu 9.7

Ganz allgemein wird die Dynamik der Magnetisierung durch die Bloch-Gleichungen (Gl. 9.19) beschrieben. Damit die Lösung dieser Gleichung auf eine Rotation reduziert werden kann, müssen die Relaxationsterme auf der rechten Seite vernachlässigt werden – dies kann in guter Näherung erfolgen, wenn die Dauer des HF-Pulses deutlich kürzer als T_1 und T_2 ist. Diese Bedingung ist in der *in vivo* MR meist erfüllt, da typische HF-Pulse eine Länge von 1-10 ms haben, während die Relaxationszeiten mehr als 50 ms betragen.

Lösung zu 9.8

Bei der Frequenzkodierung wird gleichzeitig mit der Datenaufnahme ein Gradient appliziert, und die Signale von unterschiedlichen Positionen manifestieren sich in unterschiedlichen Signalfrequenzen. Bei der Phasenkodierung wird der Kodiergradient vor der Datenaufnahme geschaltet, und die Ortsinformation ist in der Signalphase gespeichert. Während die Frequenzkodierung in wenigen Millisekunden erfolgt, vergeht zwischen der Aufnahme von verschiedenen Phasenkodierschritten eine volle Repetitionszeit TR , so dass Bewegungen und andere Signalschwankungen in dieser Richtung eher zu Artefakten führen können.

Lösung zu 9.9

Die räumliche Auflösung ist $\Delta y = 500 \text{ mm} / 256 = 1,95 \text{ mm}$. Mit Gl. 10.3.42 ergibt sich dann für den Auslesegradienten:

$$G_y = (\gamma / (2\pi) \Delta t_r \Delta y)^{-1} = (42,577 \cdot 10^6 \text{ s}^{-1} \text{ T}^{-1} \cdot 5,12 \cdot 10^{-3} \text{ s} \cdot 1,95 \cdot 10^{-3} \text{ m})^{-1} = 2,35 \text{ mT/m}.$$



Lösung zu 9.10

Beim *Oversampling* verdoppelt man zwar das Gesichtsfeld (field of view, FOV), allerdings bleibt die räumliche Auflösung gleich. Daher ändert sich nach Gl. 10.3.42 die Gradientenstärke G_y des Auslesegradienten nicht, wenn die Auslesezeit Δt konstant bleibt. Für das Gesichtsfeld gilt $FOV_y = N_R \Delta y$. Dividiert man auf beiden Seiten von Gl. 10.3.42 durch N_R , und formt die Gleichung um, so erhält man

$$\frac{\Delta t_R}{N_R} = \frac{2\pi}{\gamma G_y \Delta y N_R} = \frac{2\pi}{\gamma G_y FOV_y}$$

Dies bedeutet, dass bei Verdopplung des FOV und gleichbleibender räumlicher Auflösung nur die Matrixgröße verdoppelt und somit die dwell time halbiert werden muss, was zwar zu einer Verdopplung der Anzahl der abgetasteten Datenpunkte führt, jedoch keine weiteren Anforderungen an das Gradientensystem stellt, und daher in der Praxis einfach durchführbar ist (bei klinischen MR-Tomographen ist oft automatisch ein einfaches Oversampling, d.h. eine Verdopplung des FOV, eingestellt). Soll hingegen in Phasenkodierrichtung ein Oversampling verwendet werden, so bedeutet dies, dass mehr Phasenkodierschritte gemessen werden müssen, was in dieser Richtung immer auch mit einer Verlängerung der Messzeit verbunden ist.

Lösung zu 9.11

In der Praxis führt eine Erhöhung der räumlichen Auflösung zu einer Erniedrigung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses (SNR). Das SNR sollte in jedem signaltragenden Bildpunkt mindestens 5 betragen, um Signalunterschiede (Bildkontrast) sicher detektieren zu können. Ein zu geringes SNR lässt sich zwar durch Signalmittelungen erhöhen, allerdings steigt das SNR nur mit der Wurzel der Anzahl der Mittelungen, so dass für eine Verdopplung des SNR viermal so lang gemessen werden muss. Diese langen Messzeiten können in der klinischen Routine oft nicht realisiert werden. Weitere fundamentale Grenzen der Auflösung sind durch den T2-Zerfall des Signals während der Auslese und durch die Diffusion gegeben.

