

Teil II: Radiologische Diagnostik

9.8 MR-Spektroskopie und X-Kern-Bildgebung: Lösungen

Peter Bachert und Armin M. Nagel

Lösung zu 9.32

- a) Der Besetzungszahlunterschied $\Delta N = N_{\uparrow} - N_{\downarrow}$ der beiden Zeeman–Spinzustände $|\uparrow\rangle$ und $|\downarrow\rangle$ beträgt im thermischen Gleichgewicht nur etwa $10^{-6} \times N$, mit $N = N_{\uparrow} + N_{\downarrow} =$ Gesamtzahl der Spins im Messvolumen (Voxel) (^1H , Magnetfeldstärke $B_0 = 1,5 \text{ T}$, Temperatur $T = 310 \text{ K}$ (37°C)). Der Quotient $P_B = \Delta N/N$ für diese Bedingungen wird als thermische oder Boltzmann–Polarisation bezeichnet. Die Magnetisierung und somit das Messsignal ist proportional zur Polarisation. Bei X–Kernen ist das Signal im Vergleich zu ^1H noch stärker vermindert aufgrund der deutlich geringeren Konzentrationen im Gewebe und ungünstiger physikalischer Eigenschaften, wie kleines gyromagnetisches Verhältnis γ oder sehr kurze transversale Relaxationszeiten.
- b) Möglichkeiten zur Erhöhung des SNR (siehe die Formeln 9.102 und 9.103).
- Erhöhung der Magnetfeldstärke (B_0)
 - Vergrößerung der Voxelgröße $(\Delta x)^3$
 - Wiederholung der Aufnahme/ Verlängerung der Messzeit (Mittelungen, n)
 - Verlängerung der Auslesezeit (T_{RO}); die transversale Relaxationszeit T_2^* begrenzt diese Möglichkeit
 - • Erhöhung der Konzentration (c); z.B. bei X-Kernen, die in Form von Kontrastmittel oder mit angereichertem Isotopen-Verhältnis appliziert werden können (z.B. ^{13}C , ^{17}O , ^{19}F).
 - • Bei einigen Atomkernen lässt sich die Polarisation durch Hyperpolarisation und damit auch das SNR erhöhen. Ein bis zu 10^5 -fach größerer Besetzungszahlunterschied gegenüber der thermischen Polarisation ist möglich.



Lösung zu 9.33

- a) Der Atomkern muss einen Kernspin $I \neq 0$ aufweisen. Dazu muss eine ungerade Anzahl an Neutronen und/oder Protonen vorliegen. Dies ist bei etwa zwei Drittel aller stabilen Atomkerne erfüllt.
- b) $\text{SNR}({}^1\text{H}) > \text{SNR}({}^{23}\text{Na}) > \text{SNR}({}^{35}\text{Cl}) > \text{SNR}({}^{39}\text{K}) > \text{SNR}({}^7\text{Li}) > \text{SNR}({}^{17}\text{O})$ und $\text{SNR}({}^{19}\text{F})$.
 $\text{SNR}({}^{39}\text{K}) > \text{SNR}({}^{35}\text{Cl})$ ebenfalls akzeptabel*.

Das SNR lässt sich näherungsweise mit Gln. 9.102 und 9.103 abschätzen.

${}^1\text{H}$ weist von allen Isotopen die höchste Konzentration im menschlichen Körper auf.

Zusätzlich hat ${}^1\text{H}$ die besten physikalischen Eigenschaften für die MRT (abgesehen von ${}^3\text{H}$, welches in biologischen Prozessen keine Rolle spielt).

${}^7\text{Li}$ und ${}^{19}\text{F}$ sind Spurenelemente und ergeben daher kein natives MR-Signal. ${}^{19}\text{F}$ in Knochen weist außerdem für die konventionelle MRT zu kurze transversale Relaxationszeiten auf. ${}^{19}\text{F}$ ist fast so sensitiv wie ${}^1\text{H}$ bei gleicher Zahl der Spins. Dadurch lassen sich nach exogener Gabe fluorhaltiger Pharmaka (z.B. 5-Fluoruracil zur Chemotherapie) die entsprechenden Metaboliten und die Dispositions kinetik ohne störendes Hintergrundsignal gut beobachten.

${}^{23}\text{Na}$: Nach ${}^1\text{H}$ ist Natrium wegen seiner Häufigkeit im lebenden Gewebe und physikalischen MR-Eigenschaften der am besten für die *In-vivo*-MRT geeignete Atomkern.

*** ${}^{35}\text{Cl}$ / ${}^{39}\text{K}$:** Neben Natrium sind Chlorid und Kalium die häufigsten Ionen im menschlichen Körper. Die mittleren *In-vivo*-Konzentrationen liegen in der gleichen Größenordnung wie bei Natrium. Die relativen SNR-Werte der ${}^{35}\text{Cl}$ - und ${}^{39}\text{K}$ -MRT (bei gleicher Konzentration des Elements) sind – aufgrund des kleineren gyromagnetischen Verhältnisses – jedoch um ca. eine Größenordnung kleiner im Vergleich zu der ${}^{23}\text{Na}$ -MRT. Ob die ${}^{35}\text{Cl}$ - oder die ${}^{39}\text{K}$ -MRT ein höheres SNR aufweist, hängt vom Gewebetyp ab. ${}^{35}\text{Cl}$ weist zwar eine höhere NMR Empfindlichkeit auf, Kalium ist in manchen Geweben (z.B. Muskel) aber deutlich höher konzentriert. Im Bereich der Muskulatur ermöglicht die ${}^{39}\text{K}$ -MRT daher ein höheres SNR. Im Bereich des Gehirns liefert die ${}^{35}\text{Cl}$ -MRT dagegen ein höheres SNR als die ${}^{39}\text{K}$ -MRT.



Lösung zu 9.34

Der für die MRS wichtigste physikalische Effekt ist die chemische Verschiebung (Symbol δ ; engl. *chemical shift*). Die chemische Verschiebung beschreibt die Änderung der Resonanzfrequenz eines Atomkerns aufgrund der Abschirmung des äußeren Magnetfeldes B_0 durch Elektronen in seiner Umgebung. Atomkerne in unterschiedlichen Umgebungen weisen dadurch unterschiedliche Resonanzfrequenzen auf, über die eine Identifizierung molekularer Gruppen möglich ist.

Lösung zu 9.35

- Verwendung von (kleinen) Oberflächenspulen, die nur Signal aus dem zu untersuchenden Bereich empfangen.
- **Single-Voxel-MRS:** Hierbei wird nur ein Spektrum aus einem Voxel aufgenommen. Die Ortskodierung erfolgt über 3 orthogonale Gradienten. Selektive Pulse vor den drei schichtselektiven 90° -Pulsen eliminieren das dominante Signal der Wasserprotonen („Wasserunterdrückung“). Die Pulssequenz für Single-Voxel-MRS mit der stimulierten Echo-Pulssequenz ist in Abbildung 9.31 dargestellt.
- **CSI (*chemical shift imaging*):** Bei CSI wird mittels Phasenkodiergradienten jeder Punkt im Datenraum (k -Raum) einzeln kodiert, um die volle spektrale und räumliche Information zu erhalten. Da während einer Repetitionszeit (TR) nur ein Punkt im k -Raum aufgenommen wird, erfordert CSI in der Regel lange Messzeiten.
- **EPSI (*echo-planare spektroskopische Bildgebung*):** Im Vergleich zu der CSI-Sequenz wird die Datenaufnahme durch gleichzeitige Kodierung einer räumlichen Dimension und der Frequenzachse beschleunigt.

Lösung zu 9.36

- Adenosin-5'-Triphosphat (ATP)
- anorganisches Phosphat (Pi)
- Phosphokreatin (PCr)

Für weitere Metaboliten siehe auch Abbildung 9.30.

