

# Weiteres zur Magnet-Resonanz-Tomographie

WOLFGANG R. NITZ | ARNULF OPPELT

Dieses Dokument ist eine Ergänzung zum Artikel „Magnet-Resonanz-Tomographie: Vielschichtiger Blick in den Körper“ in **Physik in unserer Zeit**, 41. Jahrgang 2010, Nr. 5, S. 228.

## Ortsauflösung

Das digitale Bild einer MRT-Aufnahme setzt sich aus Bildelementen zusammen, die Volumenelementen (Voxeln) im Objekt mit der lateralen Kantenlänge  $a$  und der Schichtdicke  $d$  (im Folgenden konstant angenommen) entsprechen. Die Kantenlänge ist umgekehrt proportional zum Produkt aus Gradientenstärke  $G$  und Signalabtastzeit  $T_{\text{Abtast}}$  (Nyquist-Theorem):

$$a = \frac{2\pi}{\gamma G T_{\text{Abtast}}}.$$

Sinnvollerweise macht man  $T_{\text{Abtast}}$  nicht länger als der Lebensdauer der transversalen Magnetisierung entspricht. Dann ergibt sich mit

$$T_{\text{Abtast}} \approx 2\pi T_2$$

eine untere Grenze für die Kantenlänge

$$a \geq \frac{1}{\gamma G T_2}.$$

Einer Verbesserung der Ortsauflösung durch Steigerung der Gradientenstärke steht die damit verbundene Verringerung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses  $SRV$  entgegen.  $SRV$  ist proportional zur Größe des Voxels  $da^2$  und umgekehrt proportional zur Wurzel aus der Rauschbandbreite, die zweckmäßig durch ein Filter auf  $1/T_{\text{Abtast}}$  eingestellt wird:

$$SRV \sim da^2 \sqrt{T_{\text{Abtast}}} = \eta d \sqrt{\frac{a^3}{G}}$$

Der Proportionalitätsfaktor  $\eta$  beschreibt die Systemempfindlichkeit. Somit ergibt sich für die Ortsauflösung (laterale Kantenlänge des Voxels):

$$a = \frac{SRV}{\eta} \frac{2}{3} \sqrt[3]{\frac{G}{d^2}}$$

$\eta$  beinhaltet die Empfindlichkeit  $B_i$  der HF-Empfangsspule, das von ihr umfasste Objektvolumen  $V$ , Rauschbeiträge aus Objekt und Spule und die Zahl  $N$  der Messungen. Die Kernmagnetisierung wird durch das Grundfeld  $B_0$  berücksichtigt:

$$\eta \sim B_i B_0 \frac{\sqrt{N}}{V}.$$

Durch die Forderung, dass im Bild ein gewisses  $SRV$  nicht unterschritten werden sollte, sind also Voxeldimension und Abbildungsgradient festgelegt. In der medizinischen Bildgebung setzen vor allem die transversale Relaxation und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Ortsauflösung eine Grenze. Bei der räumlich höher auflösenden MR-Mikroskopie kommt die sogenannte Selbstdiffusion in Folge der Brownschen Molekularbewegung als weiterer Begrenzungsfaktor hinzu. Ein Molekül diffundiert während der Abtastzeit um die Strecke  $\sqrt{2DT_{Abtast}}$  ( $D$ : Diffusionskonstante). Damit es nicht aus dem dem Voxel herausdiffundiert und sich der Messung entzieht, muss dessen Kantenlänge also größer als diese Diffusionsstrecke sein, was auf die Beziehung führt:

$$a > \sqrt[3]{\frac{D}{\gamma G}}.$$

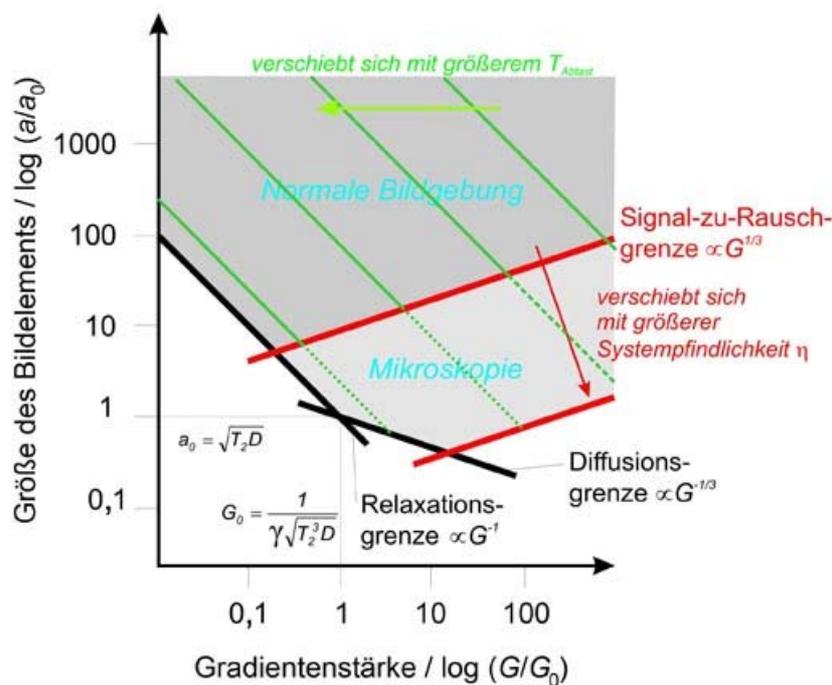
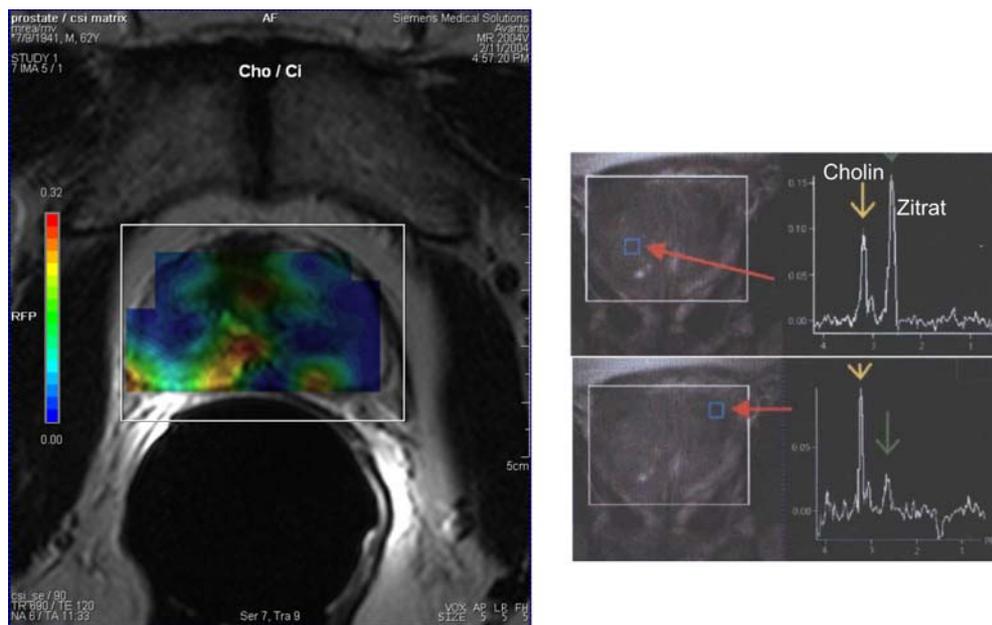


Abb. 1 Ortsauflösung in Abhängigkeit von der Gradientenstärke.

Abbildung 1 zeigt schematisch im doppelt logarithmischen Maßstab den Zusammenhang zwischen Ortsauflösung und Gradientenstärke mit der Abtastzeit als Parameter. Dabei legen die transversale Relaxationszeit, die Diffusion und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis den möglichen Variationsbereich fest. Bei der medizinischen Bildgebung spielt die Diffusionsgrenze normalerweise keine Rolle, weil die  $SRV$ -Grenze zuvor einsetzt. Anders jedoch in der MR-Mikroskopie, z.B. der Abbildung von Zellpräparaten: Hier ist die Systemempfindlichkeit  $\eta$  wegen kleinerer Empfangsspulen, höherer Grundfelder und der möglichen längeren Messzeit deutlich größer, so dass Diffusion bzgl. der Ortsauflösung wichtig wird.

## MRT-Spektroskopie (MRS)

Das gyromagnetische Verhältnis  $\gamma$  ist zwar eine unveränderliche Konstante der jeweiligen Kernsorte. In Experimenten, bei denen die untersuchten Atomkerne in unterschiedlichen Molekülen eingebaut sind, beobachtet man jedoch bei gleichem Magnetfeld geringfügig verschiedene Resonanzfrequenzen. Verantwortlich hierfür sind die Elektronen im Molekül, die die chemische Bindung bewirken. Sie schirmen das äußere Magnetfeld ab, sodass der Atomkern je nach Bindungszustand lokal unterschiedliche Felder „sieht“. Im MRT-Bild kann deshalb ein Artefakt auftreten, bei dem der Fettanteil etwas vom Wasseranteil des Gewebes verschoben erscheint.



**Abb. 2** Bildgebung der chemischen Verschiebung in der Prostata. In der MR-Aufnahme im oberen Bild ist das Verhältnis von Cholin zu Zitrat in Falschfarben eingetragen. Unten sieht man das Spektrum an zwei ausgewählten Positionen. Eine erhöhte Cholin-Intensität kann ein Hinweis auf Prostatakrebs sein.

Man beobachtet zudem auch noch eine Feinaufspaltung mancher Kernresonanzlinien. Verantwortlich hierfür ist die magnetische Wechselwirkung zwischen den Kernen, die nicht über den Raum, sondern indirekt über die Elektronen der chemischen Bindung vermittelt wird. Dieser Effekt ermöglicht in der Chemie oft die Strukturaufklärung von Molekülen. In der Medizin lassen sich typische Metabolite (Zwischenprodukte des Stoffwechsels) anhand ihres Spektrums nichtinvasiv nachweisen.

Die orts aufgelöste Magnetresonanz-Spektroskopie (MRS) unterscheidet nicht nur die häufigen Protonen in Fettmolekülen und Wasser, sondern weist auch Metabolite nach, die in nur geringer Konzentration vorliegen. Im Gehirn sind das zum Beispiel die Substanzen Cholin, Creatin und N-Acetylaspartat. Um ein orts aufgelöstes Spektrum zu erhalten, erzeugt man durch drei selektive HF-Impulse (dabei ist nacheinander  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$  eingeschaltet) in einem kleinen Teilvolumen transversale Kernmagnetisierung. Deren freie Präzession (keine angelegten Gradienten) wird dann nachgewiesen. Das lokale Spektrum erhält man durch die Fourier-Transformation dieses Signals (Single Voxel Spectroscopy).

Orts aufgelöste Spektren einer ganzen Schicht erhält man durch folgendes Verfahren, das allerdings eine längere Messzeit erfordert. Man erzeugt zunächst mit  $G_z$  und einem selektiven Hochfrequenzimpuls transversale Magnetisierung in der gewünschten Schicht (senkrecht zu  $z$ ), und kodiert dann mit  $G_x$  und  $G_y$ , die man sukzessive durchschaltet. Danach beobachtet man das freie Präzessionssignal. Die dreidimensionale Fourier-Transformation des Signals ergibt eine Matrix, in der die Spektren als Funktion des Ortes eingetragen sind. Dieses Verfahren heißt spektroskopische Bildgebung (MRSI, MR Spectroscopic Imaging). Abbildung 2 zeigt MRSI der Prostata, man beobachtet Cholin und Citrat. Ein im Vergleich zum Citrat erhöhter Cholin-Peak ist typisch für Prostatakrebs.