© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

Ber. nat.-med. Verein Innsbruck	Band 77	S. 245 – 252	Innsbruck, Okt. 1990

Physikalische Bedeutung des Bildkontrastes beim Magnetic Resonance Imaging

von

Walter AMBACH *)

(Institut für Medizinische Physik der Universität Innsbruck)

Physical significance of grey scale contrast in Magnetic Resonance Imaging

Synopsis: Applying the Magnetic Resonance Imaging 5 parameters are responsible for the grey scale contrast of the imaged structures, namely the longitudinal- and transverse relaxation times (T_1, T_2) as properties of material, the emission- and repetition times (T_E, T_R) as parameters of measuring and the nuclear spin density. In praxi the diagnosis results from the depiction of structures of different relaxation times with grey scale contrast. By simplification it is shown that the optimal contrast is obtained by suitable selection of the parameter T_E, T_R.

1. Einleitung:

Das Magnetic-Resonance-Imaging (MRI) ist gegenwärtig das komplexeste bildgebende Verfahren der medizinischen Diagnostik. Es beruht auf der Interaktion von Kurzwellenstrahlung mit Protonen, wobei sich der Patient in einem sehr starken Magnetfeld befindet. Die Bildgebung erfolgt ohne ionisierende Strahlung. Das MRI-Verfahren wird auch Magnetresonanztomographie (MRT) oder Kernspintomographie (KST) genannt. Über die Grundlagen des MRI liegt bereits eine ausführliche Literatur vor (z.B. BÖSINGER, 1985; ROTH, 1984; ZEITLER, 1984), so daß im folgenden speziell auf die physikalische Bedeutung des Bildkontrastes eingegangen wird.

Bei der Erklärung des MRI ist man auf Modellvorstellungen angewiesen (ENNEMOSER, 1985). Protonen besitzen einen Spin (Eigendrehimpuls) und eine elektrische Ladung (Elementarladung). Auf Grund dieser Eigenschaften ergibt sich für Protonen ein magnetisches Moment. Die Magnetachse ist mit der Spinachse identisch. Sind alle Spinachsen in einer Probe parallel, dann resultiert eine Verstärkung des magnetischen Moments.

Bei schräger Orientierung der Spinachsen zu einem äußeren Magnetfeld $\vec{B}_Z$ tritt eine Präzessionsbewegung auf (Abb. 1). Die Spinachsen werden dabei nicht in die Richtung des Magnetfeldes $\vec{B}_Z$ geklappt, sie rotieren vielmehr um die Feldlinien (Kreiselbewegung).

Die Frequenz der Präzessionsbewegung wird Larmorfrequenz genannt. Es gilt

$$\nu_L = (1/2\pi)\,\gamma B \qquad (1)$$

wobei ν_L die Larmorfrequenz ist, γ das gyromagnetische Verhältnis und B die magnetische Kraftflußdichte. γ hängt von der Kernart ab (Proton, komplexer Kern) und kann als Materialkonstante aufgefaßt werden.

*) Anschrift des Verfassers: Univ.-Prof. Dr. phil. W. Ambach, Institut für Medizinische Physik, Müllerstraße 44, A-6020 Innsbruck, Österreich.

© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

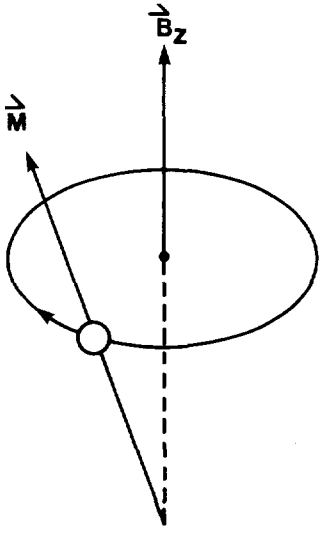

Abb. 1

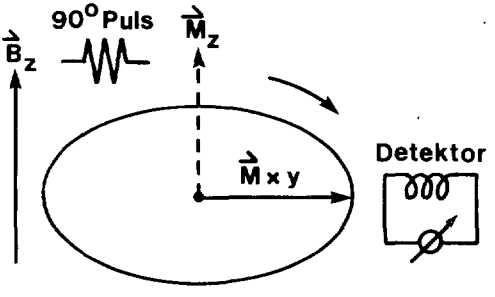

Abb. 2

Abb. 1: Präzessionsbewegung einer Spinachse ($\vec{M}$) in einem Magnetfeld ($\vec{B}_Z$).

Abb. 2: Auslenkung eines longitudinalen magnetischen Moments ($\vec{M}_Z$) in die Transversalebene ($\vec{M}_{XY}$) durch einen 90°-Puls.

2. Anregung und Echo:

Durch Einstrahlung eines Kurzwellenpulses mit der Larmorfrequenz wird die bestrahlte Probe aktiviert. Dabei werden alle Spinachsen zueinander parallel orientiert und in eine bestimmte Stellung zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$ geklappt. Wird bei der Anregung ein 90°-Puls angewendet, dann orientieren sich die Spinachsen senkrecht zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$, bei einem 180°-Puls antiparallel zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$. Gleichzeitig tritt die Präzessionsbewegung mit der Larmorfrequenz auf, so daß die Probe selbst zu einem Kurzwellensender mit der Larmorfrequenz wird. Das Signal wird in einer Empfängerspule (Detektor) nachgewiesen, die senkrecht zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$ orientiert ist (Abb. 2). Dieses Signal wird als Echo bezeichnet. Das Echo wird zeitlich aus 2 Gründen gedämpft:

- Die Spinachsen klappen statistisch in die Ausgangslage parallel zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$ zurück, wobei statistische Gesetze gelten. Damit werden sie für das Echo unwirksam. Dieser Vorgang wird als Spin-Gitter Relaxation bezeichnet. Für die daraus resultierende Dämpfung des Echos ist die Relaxationszeit T_1 charakteristisch (Spin-Gitter-Relaxationszeit oder longitudinale Relaxationszeit).
- Die Spinachsen bleiben in der xy-Ebene, sie verlieren aber ihre parallele Ausrichtung. Die Spinachsen werden in der xy-Ebene aufgefächert. Auch damit werden sie für das Echo weniger wirksam. Dieser Vorgang wird als Spin-Spin Relaxation bezeichnet. Für die daraus resultierende Dämpfung ist die Relaxationszeit T_2 charakteristisch (Spin-Spin-Relaxationszeit oder transversale Relaxationszeit). Es gilt $T_2 < T_1$,

Für die Befundung eines Patienten ist die Analyse der Echorelaxationszeiten entscheidend. Eine pathologische Veränderung des Gewebes kann eine Veränderung der T_1- oder T_2—Zeit ergeben. Es wird daher die T_1- oder T_2-Zeit als Grauwert im Bild dargestellt. Ist der Bildkontrast durch verschiedene T_1-Werte bestimmt, dann spricht man von einem T_1-betonten (gewichteten) Bild. Analoges gilt für T_2.

© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

3. Spin-Echo-Technik (SET):

Zur Befundung wird häufig die Spin-Echo-Technik angewendet. Dabei sind folgende Vorgänge von Bedeutung:

- Die Ausgangslage ist dadurch charakterisiert, daß alle Spinachsen parallel zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$ gerichtet sind. Durch die parallele Orientierung der Spinachsen ergibt die Probe ein magnetisches Moment, das jenem eines Stabmagneten entspricht. Im weiteren wird dieser fiktive Stabmagnet betrachtet, der aus den magnetischen Momenten der einzelnen Protonen resultiert. In dieser Ausgangslage wird von der Probe kein Signal emittiert, die Probe ist nicht aktiviert (Abb. 3a, kein Echo).
- Die Probe wird mit einem 90°-Puls aktiviert. Dabei wird der Stabmagnet senkrecht zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$ geklappt. Zufolge der Präzession tritt jetzt durch Induktion im Detektor ein Echo in Erscheinung (Abb. 3b, Echo).
- Das Echo wird durch die Spin-Spin-Relaxation zeitlich gedämpft. Das bedeutet, daß durch Störungen in der Larmorfrequenz die einzelnen magnetischen Momente der Protonen nicht parallel orientiert bleiben. Die Spinachsen werden in der xy-Ebene aufgefächert. Das Echo klingt ab. Dieser Vorgang wird als Free Induction Decay (FID) bezeichnet (Abb. 3c, abnehmendes Echo).
- Mit einem Trick gelingt die Reaktivierung des Echos. Durch einen 180°-Puls werden die magnetischen Momente in der xy-Ebene um 180° geklappt. Damit schwillt das Echo wieder an (Abb. 3d, zunehmendes Echo).
  Die Zunahme des Echosignals nach dem 180°-Puls kann durch folgenden Vergleich verstanden werden: Läufer starten in einer Linie und laufen verschieden schnell. Nach der Laufzeit t wird die Laufrichtung um 180° gedreht. Nach der Gesamtzeit 2t befinden sich die Läufer dann wieder in einer Linie (Übergang vom konphasen Zustand in einen nicht-konphasen Zustand und umgekehrt).
- Der 90°-Puls wird nach einer Wartezeit wiederholt. Während der Wartezeit klappen einige Spinachsen wegen der Spin-Gitter-Relaxation in die Ausgangslage parallel zum Magnetfeld $\vec{B}_Z$ zurück. Durch den zweiten 90°-Puls werden jetzt weniger Protonen aktiviert, weil nur ein Teil der Protonen die Ausgangslage erreicht hat. Das Echo ist daher nach dem zweiten 90°-Puls auf Grund der Relaxationszeit T_1 schwächer als nach dem ersten 90°-Puls (Abb. 3e, schwächeres Echo im Vergleich zu 3b).

4. Relaxationszeiten und Bildkontrast:

Die zeitliche Veränderung des Echos wird durch die T_1- und T_2-Zeiten bestimmt. Es gilt für die Spin-Echo-Technik (ZEITLER, 1984)

$$S = p \exp(-T_E/T_2)\,[1 - \exp(-T_R/T_1)] \qquad (2)$$

wobei S das Signal des Echos, p die Protonendichte, T_E, T_R die Echo- und Repetitionszeiten und T_1, T_2 die Spin-Gitter- und Spin-Spin Relaxationszeiten bedeuten. In Gleichung 2 sind 4 Zeiten enthalten. Die Relaxationszeiten T_1 und T_2 sind Eigenschaften der Probe (des Gewebes), die Zeiten T_E, T_R sind Meßparameter und können am Gerät eingestellt werden (Abb. 4).

Von einem Patienten werden routinemäßig jeweils Bilder der Protonenkonzentration (p-betonte Bilder), sowie T_1- und T_2-betonte Bilder aufgenommen. Es hängt von der spezifischen Fragestellung ab, ob T_1- oder T_2-betonte Bilder einen besseren Kontrast für die Befundung liefern. Beispielsweise sind bei pathologischen Veränderungen im Gehirn T_2-betonte Bilder sensitiver als T_1-betonte Bilder. Bei pathologischen Veränderungen in anderen Organen ist hingegen die Relaxationszeit T_1 vergrößert. Beispielsweise gelten für T_1 folgende Werte:

Brust:	normal 0,37 s,	tumorös: 1,08 s
Leber:	normal 0,57 s,	tumorös: 0,83 s
Knochen:	normal 0,55 s,	tumorös: 1,03 s

© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

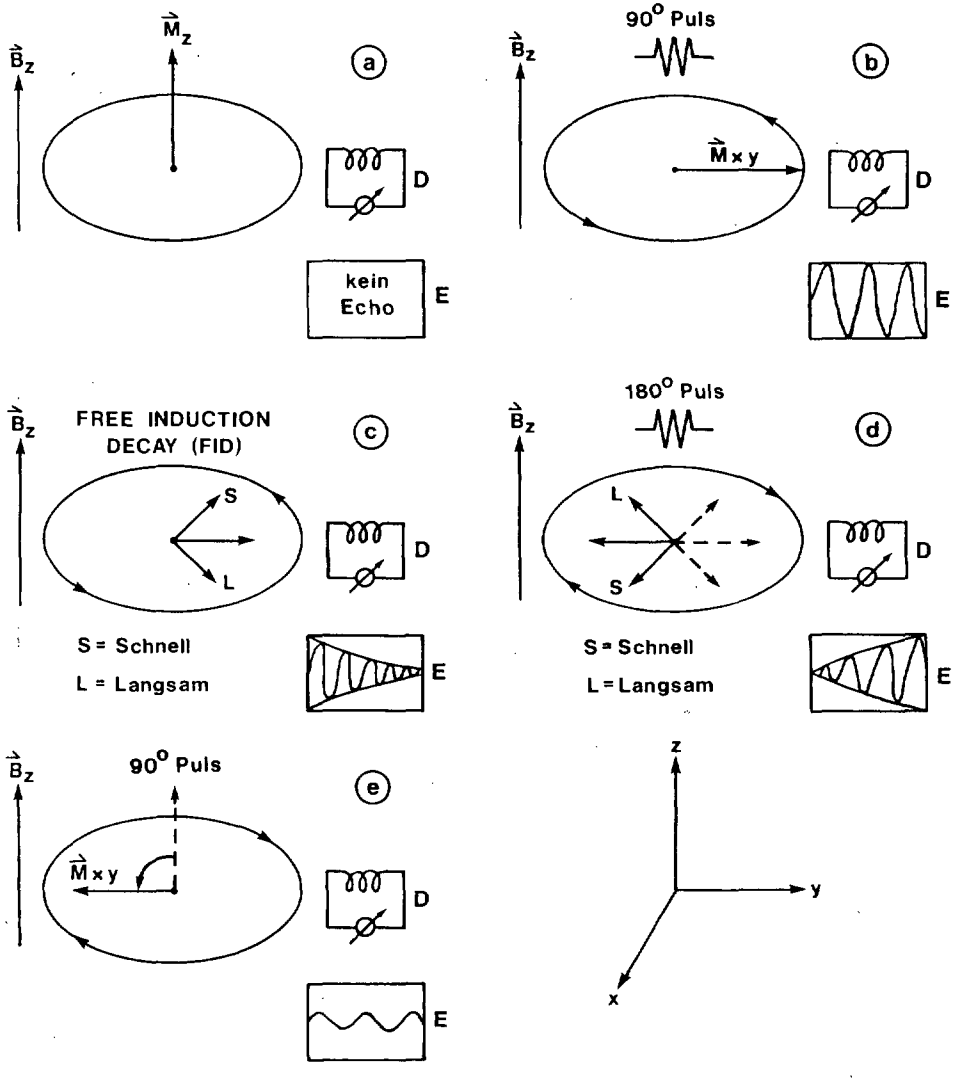

Abb. 3: Spin-Echo-Technik (D = Detektor, E = Echo): a) $\vec{M}_Z$ parallel zu $\vec{B}_Z$ (Ausgangslage, kein Echo). b) Auslenkung eines magnetischen Momentes durch einen 90°-Puls ($\vec{M}_{XY}$ senkrecht zu $\vec{B}_Z$); Nachweis eines Echos. c) Abnahme des Echos durch den Free Induction Decay. d) Reaktivierung des Echos durch einen 180°-Puls. e) Reaktiviertes, kleineres Echo im Vergleich zu b).

© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

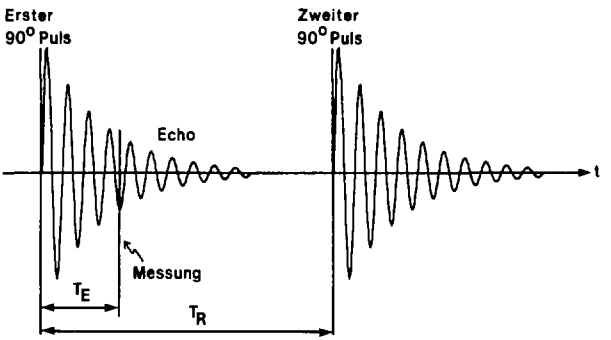

Abb. 4: Emissions- und Repetitionszeit (T_E, T_R) zur Anregung und Nachweis eines Echos.

Es muß zwischen Signalamplitude eines Echos und dem Signalkontrast im Bild unterschieden werden. Zur Befundung ist der Signalkontrast zwischen gesundem und pathologisch verändertem Gewebe wesentlich. Die Frage lautet daher: Wie müssen die Anregungsparameter T_R, T_E gewählt werden um den optimalen Bildkontrast bei T_1- oder T_2-betonten Bildern zu erhalten.

Beispiel: Untersuchung mit der Spin-Echo-Technik zur Aufnahme eines T_2-betonten Bildes.

Es liegen dabei 2 Strukturen mit den Relaxationszeiten T_2, T_2' vor. Aus Gleichung 2 erhält man für die Differenz der Signalamplituden

$$S - S' = p\,[1 - \exp(-T_R/T_1)]\,[\exp(-T_E/T_2) - \exp(-T_E/T_2')] \quad (3)$$

Die Frage ist, mit welchem T_E-Wert die größte Signaldifferenz $S - S'$ erreicht wird. Die Signaldifferenz $S - S'$ wird ein Maximum für

$$T_E^* = \ln(T_2'/T_2)/(1/T_2 - 1/T_2') \quad (4a)$$

Sind die Unterschiede in den Relaxationszeiten T_2, T_2' gering, ist $T_2 \sim T_2'$, dann gilt näherungsweise

$$T_E^* \sim (T_2 + T_2')/2 \quad (4b)$$

Der größte Kontrast für T_2-betonte Bilder ergibt sich demnach mit der Emissionszeit T_E^* nach Gleichung 4. Analoges gilt für T_1-betonte Bilder, nämlich

$$T_R^* = \ln(T_1/T_1')/(1/T_1' - 1/T_1) \quad (5)$$

Das durch Gleichung 4 ausgedrückte Ergebnis kann graphisch wie folgt veranschaulicht werden: Zwei Strukturen mit den Relaxationszeiten T_2, T_2' bewirken im Echo eine Signaldifferenz $S - S'$, die von der Emissionszeit T_E abhängt (Abb. 5). Wird die Emissionszeit T_E bei konstantem T_2 geändert, dann resultieren für die Signaldifferenzen Funktionen, die in Abb. 6 dargestellt sind. Jede der gezeichneten Funktionen gilt für einen bestimmten Strukturunterschied (T_2, T_2'). Folgende Charakteristika sind aus Abb. 6 abzulesen:

- Der Betrag der Signaldifferenz ist um so größer, je größer der Strukturunterschied ist. Der Strukturunterschied wird dabei durch den Parameter T_2'/T_2 ausgedrückt.
- Die Signaldifferenzen zeigen Extremwerte (Maxima oder Minima, Ausnahme: $k = 1$). Im Extremwert ist die Bedingung für den größten Kontrast erfüllt.
- Für $k = 1$ ergibt sich kein Extremwert, weil kein Strukturunterschied vorliegt ($T_2 = T_2'$).
- Die Lage des Extremwertes (Bedingung für den größten Kontrast) verschiebt sich in Abhängigkeit vom Parameter T_2'/T_2 und ist in Abb. 7 dargestellt.

© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

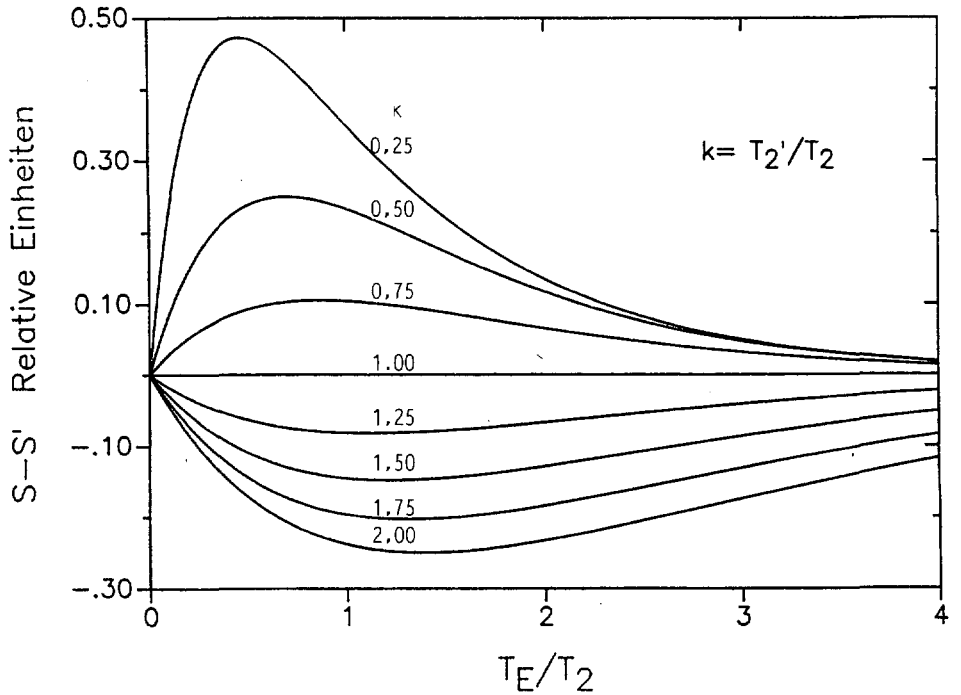

Abb. 5: Abklingkurven des Echosignals (S) für zwei Relaxationszeiten T_2, T_2'. Die Signaldifferenz S-S' ist für eine wählbare Emissionszeit $t = T_E$ eingetragen.

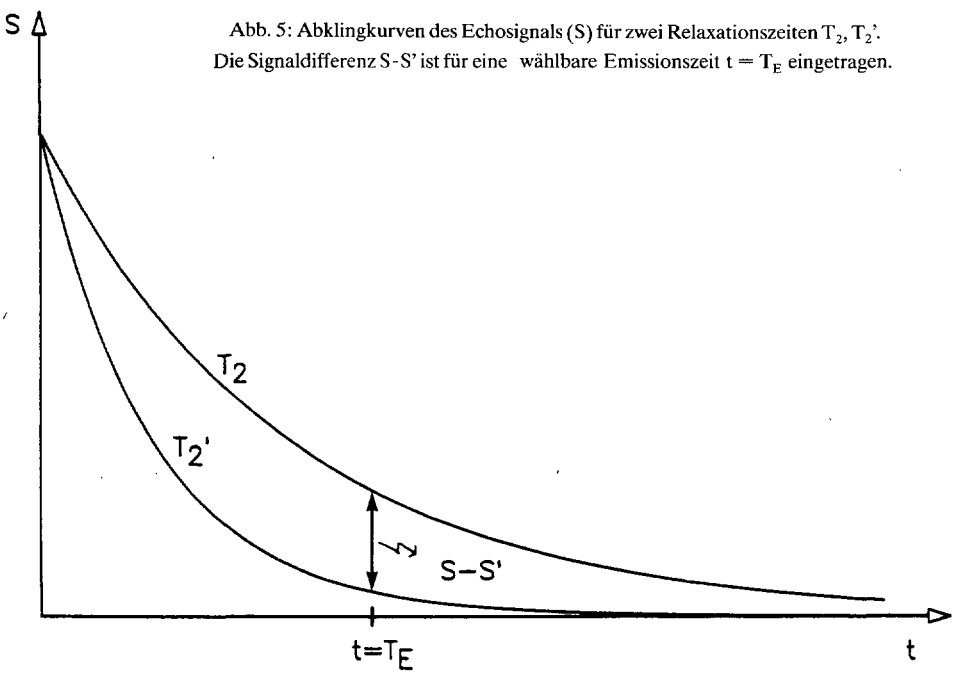

Abb. 6: Signaldifferenz S-S' nach Gl. 3 in Abhängigkeit von T_E/T_2 und T_2'/T_2

© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

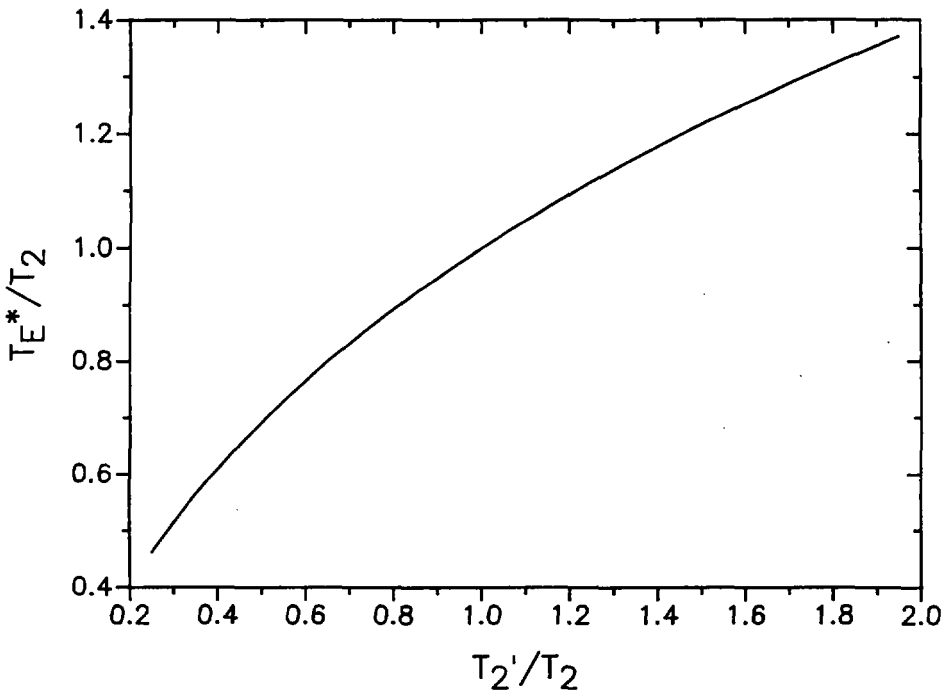

Abb. 7: Echozeit (T_E^*/T_2) für den größten Kontrast im T_2-betonten Bild in Abhängigkeit von den Relaxationszeiten (T_2'/T_2).

Signaldifferenz und Kontrast können durch die Parameter T_2'/T_2 und T_E/T_2 einfach ausgedrückt werden. Die größte Signaldifferenz und damit der größte Kontrast resultiert bei gegebenen Relaxationszeiten T_2, T_2' für eine wählbare Emissionszeit T_E^*.

5. Schlußfolgerungen:

Das MRI ist eine aufwendige medizinische Großeinrichtung. Zur Erzeugung des Magnetfeldes (~ 1.5 T) werden supraleitende Magnete verwendet, die mit flüssigem Helium gekühlt werden. Da die Larmorfrequenzen im Rundfunkbereich (MHz) liegen, ist eine gute Abschirmung des Meßraumes gegen Störfrequenzen durch einen Faradayschen Käfig unerläßlich. Induktionsstörungen durch den Straßenverkehr (z.B. Straßenbahn) können Bildverzerrungen verursachen. Dem homogenen Magnetfeld wird ein Magnetfeldgradient überlagert, mit dem eine Ortskodierung für die Bilderstellung möglich ist. Entlang des Gradienten hat jeder Punkt eine andere magnetische Kraftflußdichte und damit nach Gl. (1) eine andere Larmorfrequenz. Durch eine Frequenzanalyse ist daher eine Ortsbestimmung möglich, die durch ein computergestütztes Auswerteprogramm errechnet wird. Da der Magnetfeldgradient in beliebiger Orientierung geschaltet werden kann, sind Schnittbilder in beliebigen Ebenen durch den Körper möglich.

Zusammenfassung: Beim Magnetic Resonance Imaging sind insgesamt 5 Parameter für den Bildkontrast verantwortlich und zwar die longitudinale und transversale Relaxationszeiten (T_1, T_2) als Materialeigenschaften, die Emissions- und Repetitionszeiten (T_E, T_R) als Meßparameter und die Kernspindichte. Die Befundung er-

© Naturwiss.-med. Ver. Innsbruck; download unter www.biologiezentrum.at

folgt in der Praxis aus der Darstellung von Strukturen verschiedener Relaxationszeiten in Grauwerten. Es wird in vereinfachter Weise gezeigt, daß eine Optimierung des Kontrastes durch geeignete Wahl der Meßparameter T_E, T_R erreicht wird.

Literatur:

BÖSINGER, P. (1985): Kernspin-Tomographie für die medizinische Diagnostik. – Stuttgart, 162 pp.

ROTH, K. (1984): NMR-Tomographie und Spektroskopie in der Medizin. – Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, 123 pp.

ZEITLER, E. (1984): Kernspintomographie. – Deutscher Ärzte-Verlag Köln, 344 pp.

ENNEMOSER, O. und W. AMBACH (1985): Ein Demonstrationsexperiment zur Kernspintomographie. – Ber. nat.-med. Verein Innsbruck, **72:** 263 - 270.

ZOBODAT - www.zobodat.at

Zoologisch-Botanische Datenbank/Zoological-Botanical Database

Digitale Literatur/Digital Literature

Zeitschrift/Journal: Berichte des naturwissenschaftlichen-medizinischen Verein Innsbruck

Jahr/Year: 1990

Band/Volume: 77

Autor(en)/Author(s): Ambach Walter

Artikel/Article: Physikalische Bedeutung des Bildkontrastes beim Magnetic Resonance Imaging. 245-252