

Multiple - Echo - Multiple - Saturation - Recovery - Sequenz zur Erzeugung präziser Spindichte-, T₁- und T₂-Bilder in der Magnetresonanz

R.E. Schöpflin, P. Bösliger

Institut für Biomedizinische Technik und Medizinische Informatik der Universität und der Eidgenössischen Technischen Hochschule, Zürich

1. Einleitung

Die Helligkeit, mit der ein Gewebe in einem Magnetresonanzbild abgebildet wird, hängt sowohl von dessen Gewebeeigenschaften, als auch von der gewählten Abbildungssequenz ab. Die den Bildkontrast bestimmenden Gewebeeigenschaften werden durch drei Parameter, die Spindichte ρ und die zwei Relaxationszeiten T_1 und T_2 beschrieben. Die explizite Darstellung dieser drei Parameter in Bildform eröffnet unter anderem die folgenden Möglichkeiten:

- Gewebecharakterisierung ist aufgrund der drei Parameter möglich. Diese zur morphologischen Beurteilung komplementäre Information kann zu verbesserten Diagnosestellungen führen [1].
- "Synthetic Imaging" (Simulation von Bildern zum Zwecke der nachträglichen Kontraständerung und Kontrastoptimierung, der Qualitätsabschätzung neuer Aufnahmeverfahren, auch geeignet für Lernzwecke), basiert vollständig auf der ρ -, T_1 - und T_2 -Information [2], [5].
- Die drei Gewebeparameter sind die hauptsächliche Informationsquelle für die automatische Geweberkennung.
- Die Art der Darstellung der Messresultate als Parameterbilder ist unabhängig von den gewählten Aufnahmeparametern.

Da keiner der drei Gewebeparameter mittels einer Mess-Sequenz direkt als Bildinformation zu Verfügung steht, ist man gezwungen, diese aus Daten geeignet entworfener Bildsequenzen abzuleiten. T_2 und ρ werden meist aus mehreren, nach der jeweilig gewünschten Anregung gebildeten, Echos ermittelt. Dadurch verlängert sich die Messzeit kaum; die Berechnung der gewünschten Daten bringt mathematisch keinen grossen zusätzlichen Aufwand.

Demgegenüber ist die Bestimmung von T_1 mit einer merklichen Verlängerung der Untersuchungszeit verbunden. Minimal müssen zwei von der Spin-Spin-Relaxation verschieden beeinflusste Messungen vorgenommen werden. Meist verwendet man zwei Spin Echo Messungen mit unterschiedlichen Repetitionszeiten, zwei Inversion Recovery Messungen mit verschiedenen Inversionszeiten oder eine Mischung der beiden Verfahren.

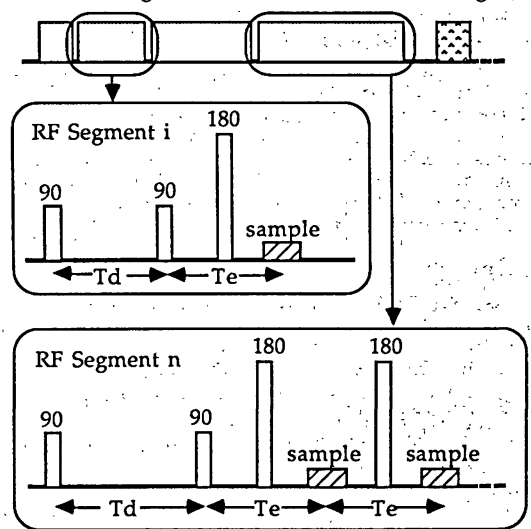
Bei Wahl dieses Vorgehens werden die beiden Parameter T_1 und T_2 , obwohl diagnostisch gleichberech-

tigt, nicht mit der gleichen Genauigkeit bestimmt. Zielsetzung für ein neues Verfahren ist also, ohne namhafte Verlängerung der Messzeit die drei Gewebeparameter mit vergleichbarer Genauigkeit gleichzeitig zu bestimmen. Dieses Problem kann, wie im folgenden beschrieben, mittels einer Multiple Echo Multiple Saturation Recovery Sequenz (MEMSR) gelöst werden.

2. Beschreibung der Sequenz

Das Verfahren arbeitet mit drei Hochfrequenzpulsen (siehe Figur 1): zwei 90°-Pulsen und einem 180°-Puls. Der erste 90°-Puls sättigt das Spinsystem, sodass keine longitudinale Magnetisierung mehr vorhanden ist. Mit dem zweiten 90°-Puls wird die Magnetisierung, die sich innerhalb des Zeitintervalls zwischen den beiden Pulsen aufbauen konnte, in die Transversalebene geklappt, damit sie mittels des dritten Pulses, der ein Spin Echo hervorruft, gemessen werden kann. Durch Wiederholung dieses Segmentes von drei Pulsen unter Variation der Verzögerungszeit (T_d) zwischen den beiden 90°-Pulsen kann der Wiederaufbau der longitudinalen Magnetisierung in mehreren Messpunkten mit hoher Genauigkeit verfolgt werden.

MEMSR: Segmente für eine Phasencodierung



Figur 1: Die MEMSR-Pulssequenz

Ausserhalb der einzelnen Segmente müssen keine Wartezeiten eingehalten werden. Um unerwünschte Echobildungen zu vermeiden, werden in der Zeit zwischen den 90°-Pulsen Dephasiergradienten angelegt. Für die Gewinnung räumlich aufgelöster Daten findet ein gängiges zweidimensionales Fourier-Verfahren Anwendung. Die Auswertung bedingt, dass die erzeugten Bilder deckungsgleich sind. Allfällige Bewegungsartefakte werden vermindert, indem der Phasenkodiergradient erst zum nächsten Profil weitergeschaltet wird, wenn die Messung aller vorgegebenen Verzögerungszeiten abgeschlossen ist.

Daten für die T₂- und ρ-Bestimmung entstehen dadurch, dass im Segment mit der längsten Verzögerungszeit mehrere Spin Echos erzeugt werden.

3. Berechnung der Gewebeparameter

Für die Berechnung des T₁-Wertes in einem Bildpunkt werden die Signalintensitäten S_i der Echos aller gemessenen Segmente (beim Segment mit der längsten Verzögerungszeit nur dasjenige des ersten Echos) berücksichtigt. Das Signalverhalten wird durch Gleichung (1) beschrieben wird.

$$S_i = M(M_0, T_2, T_e) \left(1 - e^{-\frac{T_{d_i}}{T_1}}\right) \quad (1)$$

Der Term M(M₀, T₂, T_e) ist in diesem Fall über alle Messwerte konstant; M₀, die Magnetisierung im thermischen Gleichgewicht, ist eine zur Spindichte ρ proportionale Grösse. Stehen mehr als zwei Datenpunkte zu Verfügung, so muss ein nichtlineares Fitverfahren zur Berechnung von T₁ angewendet werden [4].

Das Modell für den T₂-Zerfall, beschrieben durch Gleichung (2), erlaubt die gleichzeitige Berechnung von T₂ und M₀.

$$S_i = M(M_0, T_1, T_d) e^{-\frac{T_{e_i}}{T_2}} \quad (2)$$

Dieses Modell kann auf Geradenform transformiert werden; die Verwendung eines nichtlinearen Fitverfahrens ist deshalb, unabhängig von der Anzahl gemessener Punkte, nicht notwendig.

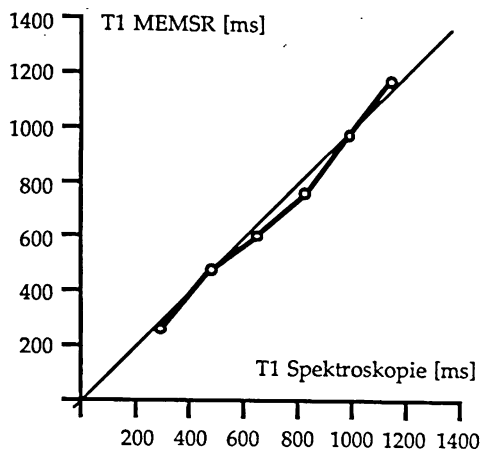
4. Resultate: Anwendungen und erzielte Genauigkeit in T₁ und T₂

Das beschriebene Messverfahren findet mit gutem Erfolg eine erste klinische Anwendung in der Überwachung von Patienten mit Astrozytomen Grad III und IV, die einer Bestrahlungstherapie mit Pionen unterzogen wurden [3]. Für die T₁-Bestimmung erwies sich die Registrierung von fünf Saturation Recovery Punkten mit Verzögerungszeiten von 150, 325, 650, 1100 und 2200 ms als geeignet. T₂-Werte wurden mittels sechs Spin Echos mit Echozeiten von 50, 100, 150, 200, 250 und 300 ms bestimmt. Bei Wahl dieser Zeitverhältnisse konnten Bilder mit genügender Auflösung in einer Messzeit von etwa zehn Minuten erzeugt werden. Diese Zeit muss für Aufnahmen mit den Zwei-Punkt Standard-Sequenzen bei gleicher Auflösung ebenfalls aufgewendet werden.

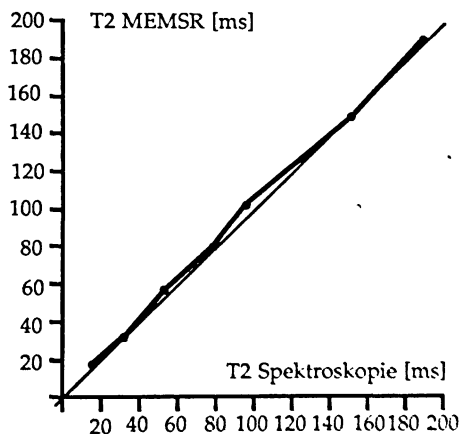
Für eine Abschätzung der mit MEMSR erzielten Genauigkeit wurden Messungen mit den gleichen Parameter- und Zeitverhältnissen an geeichten Phantomen durchgeführt, die den für medizinische Anwendungen

relevanten Bereich der Relaxationszeiten abdecken. Als Referenz dienten Daten, die mit spektrometrischen Standardverfahren gemessen und teilweise auf externen Spektrometern überprüft wurden. Die Resultate wichen im gesamten Bereich im allgemeinen wesentlich weniger als 10% von den Sollwerten ab.

Vergleiche sind in den Figuren 2 (für T₁) und 3 (für T₂) dargestellt.



Figur 2: Vergleich der T₁-Werte



Figur 3: Vergleich der T₂-Werte

5. Literatur

- [1] B. A. Bell et al.: "Brain Water Measured by Magnetic Resonance Imaging", *The Lancet*, January 10, 1987, pp. 66-69.
- [2] S. A. Bobman et al.: "Synthesized MR Images: Comparison with Acquired Images", *Radiology*, 1985, pp. 731-738.
- [3] P. Bössiger: "Quantitative Aspekte der bildgebenden Kernresonanz", *Übersichtsreferat*, Medizin•Technik 88, Stuttgart, September 1988.
- [4] N. R. Draper, H. Smith: "Applied Regression Analysis", Wiley and Sons, New York, 1966.
- [5] H. Weber et al.: "Contrast Behavior of the Fast Imaging Sequences FLASH and FISP: Results from Synthetic Images". *SMRM Book of Abstracts*, Fifth Annual Meeting, Montreal 1986.