

## » Kardiale Triggerung zur verbesserten abdominellen MR-Diffusionsbildgebung

**Zusammenfassung. Ziel:** In dieser Arbeit ist die Frage untersucht worden, ob sich die störenden Bewegungseinflüsse bei der Diffusionsbildgebung des Abdomens durch Pulstriggerung der Single-Shot-Sequenzen reduzieren lassen. **Methoden:** Fünf Probanden wurden sowohl ohne als auch mit Fingerpulstriggerung einer Single-Shot-SE-EPI-Diffusionssequenz bei 1,5 T untersucht, wobei Diffusionsbildserien in verschiedenen Herzphasen durch Variation der Zeitverzögerung zwischen Fingerpuls und Messsequenzbeginn aufgenommen wurden. Alle Messungen wurden dreimal wiederholt. Die Diffusionsbilder wurden durch Analyse der Signalintensitäten und durch ADC-Wertbestimmung in Milz, Leber und Niere ausgewertet. **Ergebnisse:** Die Diffusionsbilder zeigen für verschiedene Zeitverzögerungen unterschiedlich stark ausgeprägte Bewegungsartefakte. Die optimale Zeitverzögerung, bei der die Bewegungseinflüsse am geringsten sind, liegt zwischen 500 und 600 ms. Für diese Werte erscheinen die abdominellen Organe auf allen Bildern homogen und die Signalintensitäten sind am größten. Bei optimaler Triggerung ist die Genauigkeit der ADC-Werte um bis zu einen Faktor 10 höher als ohne Triggerung. Außerdem ist die Standardabweichung der Diffusionskoeffizienten aus den Wiederholungsmessungen kleiner als 12% für alle Probanden und für alle Organe. Ohne Triggerung ist die Standardabweichung im Mittel um einen Faktor 4 größer. **Schlussfolgerungen:** Der Einsatz der Pulstriggerung auch bei Single-Shot-Sequenzen führt zu einer deutlichen Reduzierung von Bewegungseinflüssen bei Diffusionsmessungen im Abdomen. Dadurch kann die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der ADC-Werte deutlich verbessert werden.

**Schlüsselwörter:** Magnetresonanztomographie – Abdomen – Diffusionsbildgebung – ADC-Werte – Bewegungsartefakte

**Diffusion-weighted MR Imaging of the Abdomen with Pulse Triggering. Purpose:** The aim of this work was to reduce the influence of motion on diffusion-weighted MR images of the abdomen by pulse triggering of single-shot sequences. **Methods:** Five healthy volunteers were examined both without and with finger pulse-triggering of a diffusion-weighted single-shot echo planar MR imaging sequence at 1.5 T. Series of diffusion-weighted images were acquired at different phases of the cardiac cycle by varying the time delay between finger pulse and sequence acquisition. The measurements were repeated

P. Mürtz<sup>1</sup>, D. Pauleit<sup>1</sup>, F. Träber<sup>1</sup>, J. Gieseke<sup>2</sup>, B. P. Kreft<sup>1</sup>, J. S. van den Brink<sup>2</sup>, H. H. Schild<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Radiologische Klinik der Universität Bonn

<sup>2</sup> Philips Medical Systems, Niederlande

three times. The diffusion weighted images were analysed by measuring the signal intensities and by determining the ADC values within the spleen, kidney and liver. **Results:** The magnitude of motion artifacts on diffusion weighted images shows a strong dependence on the trigger delay. The optimum trigger delay is found to be between 500 and 600 ms. For these values the abdominal organs appear homogeneous on all diffusion weighted images and the strongest signal intensities are detected. At optimum triggering the accuracy of the apparent diffusion coefficients is up to 10 times better than without triggering. Moreover, the standard deviation of the repeated measurements is smaller than 12% for all volunteers and for all organs. Without triggering the standard deviation is larger by a factor of 4 on average. **Conclusion:** Pulse triggering of single-shot sequences leads to significant reduction of motion related artifacts on diffusion weighted images of the abdomen and provides more accurate and reproducible ADC values.

**Key words:** Magnetic resonance imaging – Abdomen – Diffusion weighted images – Apparent diffusion coefficients – Motion artifacts

### Einleitung

Die Diffusionsbildgebung des Abdomens wird qualitativ limitiert durch Bewegungsartefakte aufgrund von Atmung und Pulsation. Des Weiteren kommt im Abdomen erschwerend hinzu, dass manche Organe, wie z. B. die Leber, sehr kurze  $T_2$ -Relaxationszeiten und daher nur geringe Signal-zu-Rausch-Verhältnisse in den Diffusionsbildern haben.

Der Einsatz von echoplanarer Bildgebung (EPI) gestattet aufgrund der kurzen Messzeiten die Aufnahme einer Serie von verschieden gewichteten Diffusionsbildern derselben Schicht innerhalb eines einzigen Atemstillstandes. Derzeit werden Single-Shot-Spin-Echo(SE)-EPI-Sequenzen eingesetzt, bei denen die Werte für die Repetitionszeit ( $T_R$ ) fest sind. Folglich werden die Diffusionsbilder einer Serie in verschiedenen Phasen des Herzzyklus aufgenommen. Dabei kommt es bei den verschiedenen Bildern zu einem unterschiedlich starken Einfluss der Pulsationsbewegung, was zu fehlerhaften Werten des gemessenen Diffusionskoeffizienten (ADC) führen kann und die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der ADC-Werte der abdominellen Organe begrenzt.

In der vorliegenden Arbeit wird nun die Frage untersucht, ob sich durch Pulstriggerung der Single-Shot-SE-EPI-Sequenzen

der Einfluss von Pulsationsbewegungen auf die Diffusionsbilder reduzieren und die Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der Diffusionsmessungen verbessern lässt.

## Material und Methoden

Es wurden folgende Untersuchungen durchgeführt:

1. Diffusionsbildgebung des Abdomens ohne und mit Puls-triggerung bei unterschiedlichen Herzphasen und Auswertung der Diffusionsbilder durch Analyse des Signalverhaltens in Niere, Milz und Leber,
2. Bestimmung von ADC-Werten der abdominalen Organe und Untersuchung der Reproduzierbarkeit ohne und mit Herz-triggerung.

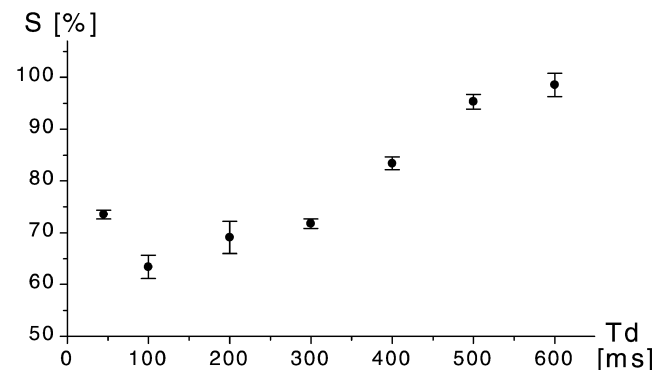
Die Untersuchungen wurden an einem 1,5 T MR-Tomographen (Gyrosan Intera, Philips Medical Systems) mit einem 30 mT/m Gradientensystem (Anstiegszeit = 0,2 ms, Anstiegssteilheit [slew rate] = 150 mT/m/s) durchgeführt. Zur Triggerung der diffusionsgewichteten Single-Shot-SE-EPI-Sequenz wurde ein Fingerpulsoxymeter eingesetzt. Die Zeitverzögerung  $T_d$  zwischen Fingerpuls und Diffusionssequenz wurde zwischen dem minimal (45 ms) und maximal einstellbaren Wert (zwischen 500 und 600 ms je nach Herzfrequenz) in Schritten von 100 ms variiert. Folgende Sequenzparameter wurden benutzt: Repetitionszeit  $TR = 4$  Herzschlagintervalle, Echozeit  $T_E = 83$  ms, 4 transversale Schichten mit 8 mm Dicke, Bildfeldgröße  $400 \times 280$  mm<sup>2</sup>, Matrix  $128 \times 90$ , Rekonstruktion  $256 \times 256$ , EPI-Faktor 61, Halb-Fourier-Faktor = 0,678, frequenzselektive Fettunterdrückung (SPIR), Diffusionsgradientendauer  $\delta = 26,7$  ms, Gradientenabstand  $\Delta = 41,6$  ms, Bandbreite = 1560 Hz/Pixel. Die Sequenz wurde während eines einzigen Atemstillstandes in Ausatmung akquiriert, wobei 5 verschiedene  $b$ -Werte zwischen 50 und 1300 s/mm<sup>2</sup> benutzt wurden (Diffusionsgradienten in Schichtselektionsrichtung). Zum Vergleich wurde die Sequenz ohne Pulstriggerung mit einem festen  $T_R$  von 3000 ms akquiriert. Während der Messungen war seitlich neben dem Körper ein Wasserphantom als Referenz platziert.

Die Untersuchungen wurden bei fünf gesunden Probanden (Alter: 23–37 Jahre, Geschlecht: m = 4, w = 1) mit einer Herzfrequenz zwischen 60 und 70 Schlägen pro Minute durchgeführt und dreimal wiederholt. Zur quantitativen Analyse wurden die Signalintensitäten von Leber, Milz und Niere im Verhältnis zu der des Wasserphantoms bestimmt und bei gleicher Diffusionswichtung für die verschiedenen Zeitverzögerungen miteinander verglichen. Die „optimale“ Triggerung ergab sich bei der Zeitverzögerung, bei der die Bewegungsartefakte in den Bildern am geringsten und die Signalintensitäten der Organe am größten, d. h. die Signalabschwächungen aufgrund von makroskopischen Bewegungen am kleinsten, waren. Für die Aufnahmen ohne und mit optimaler Triggerung erfolgten dann Untersuchungen zur Genauigkeit der ADC-Werte von Leber, Milz und Niere. Dazu wurden aus den fünf verschiedenen Diffusionsbildern einer Serie die mittleren Signalintensitäten  $S_b$  innerhalb der gewünschten Messregion ausgelesen (ROI-Analyse) und die lineare Abhängigkeit der Werte  $\ln(S_b/S_0)$  von der Diffusionswichtung bzw. vom  $b$ -Wert untersucht. Mittels linearer Regression wurde die Geradensteigung, die den ADC-Wert angibt, bestimmt. Die Genauigkeit des ADC-Wertes ergab sich als Anpassungsfehler der Geradensteigung. Außerdem wurden an der Konsole ADC-Parameter-

bilder (pixelweise lineare Regression) erstellt und durch ROI-Analyse ausgewertet. Für die ADC-Werte der drei Wiederholungsmessungen wurden Mittelwerte und Standardabweichungen berechnet.

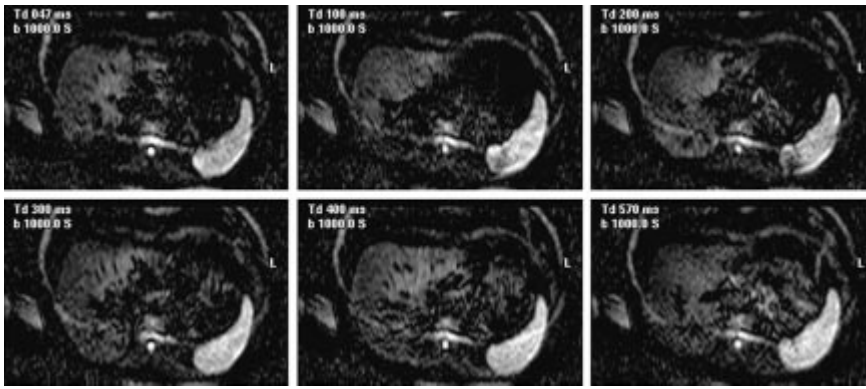
## Ergebnisse

Abb. 1 zeigt die Abhängigkeit der Signalintensität von der Triggervverzögerung  $T_d$  am Beispiel der Niere bei mittlerer Diffusionswichtung ( $b = 400$  s/mm<sup>2</sup>). Die Signalabschwächung infolge von Pulsationsbewegung ist am stärksten bei  $T_d$ -Werten zwischen 100 und 200 ms. Bei diesen Zeitverzögerungen zeigen die Diffusionsbilder starke Artefakte. Insbesondere die Milz ist teilweise gar nicht zu erkennen oder sie erscheint stark inhomogen (siehe Abb. 2). Für die maximalen  $T_d$ -Werte (zwischen 500 und 600 ms je nach Herzfrequenz) sind die Signalintensitäten am größten und die Organe erscheinen auf allen Diffusionsbildern homogen (siehe Abb. 2). Daher wurden die weiteren Auswertungen für die Diffusionsbilder mit maximalem  $T_d$ -Wert durchgeführt.

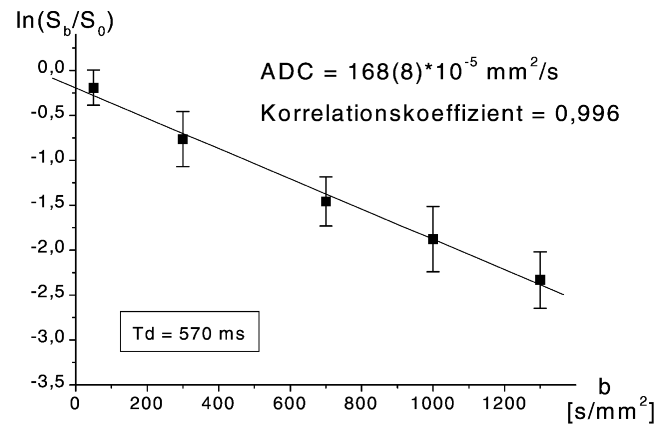
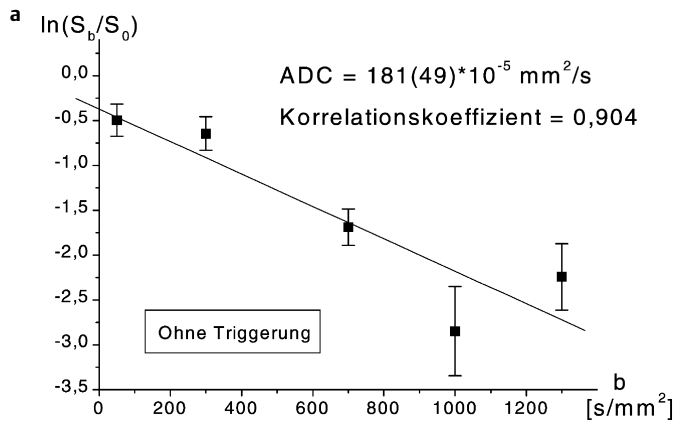


**Abb. 1** Einfluss unterschiedlicher Triggervverzögerungen ( $T_d$ ) auf die Signalabschwächungen am Beispiel der Niere bei  $b = 400$  s/mm<sup>2</sup>.  $S$  sind die Signalintensitäten  $S(\text{Niere})/S(\text{Wasser})$  normiert auf den Wert für  $T_d = 600$  ms; aufgetragen sind die Mittelwerte mit Standardabweichungen von 8 Wiederholungsmessungen bei einem Probanden.

Abb. 3 zeigt einen typischen Verlauf von  $\ln(S_b/S_0)$  in Abhängigkeit vom  $b$ -Wert (a) ohne und (b) mit Herztriggerung der Sequenz ( $T_d = 570$  ms, Herzfrequenz 65 Schläge/Minute). Diese Kurven demonstrieren deutlich die Verbesserung der Linearität und damit der Genauigkeit der ADC-Werte mit Triggerung. Insgesamt waren die Fehler der ADC-Werte bei optimaler Triggerung bis zu einem Faktor 10 kleiner als ohne Triggerung. Tab. 1 zeigt die Mittelwerte der ADC-Werte sowie die prozentualen Standardabweichungen, die sich bei den verschiedenen Probanden für die drei Wiederholungsmessungen sowohl ohne als auch mit optimaler Triggerung ergaben. Mit Triggerung sind die Standardabweichungen im Mittel um ca. einen Faktor 4 besser als ohne Triggerung. Die intraindividuelle Reproduzierbarkeit der ADC-Werte ist mit Triggerung für alle Probanden und jedes der untersuchten Organe besser als 12 Prozent. Die interindividuellen Schwankungen der ADC-Mittelwerte sind mit Triggerung deutlich kleiner, und zwar um einen Faktor 2,5 für die Leber, 1,8 für die Milz und 1,6 für die Nierenrinde.



**Abb. 2** Diffusionsbilder bei  $b = 1000 \text{ s/mm}^2$  für verschiedene Triggervverzögerungen ( $T_d = 47, 100, 200, 300, 400, 570 \text{ ms}$  in der Reihenfolge von links oben nach rechts unten), Herzfrequenz = 65 Schläge/Minute.



**Abb. 3** Typischer Verlauf der Signalabschwächungen  $\ln(S_b/S_0)$  in Abhängigkeit vom  $b$ -Wert am Beispiel der Niere (a) ohne Triggerung und (b) mit Triggerung bei  $T_d = 570 \text{ ms}$ , wobei die beiden Sequenzen

direkt nacheinander bei einem Probanden (Herzfrequenz 65 Schläge/Minute) akquiriert worden sind.

**Tab. 1** ADC-Mittelwerte (ADC) und relative Standardabweichungen (SD/ADC) von drei Wiederholungsmessungen für Leber, Milz und Nierenrinde und für fünf verschiedene Probanden; außerdem sind die Mittelwerte der ADC-Mittelwerte ( $\pm$  Standardabweichungen) bzw. der Standardabweichungen der verschiedenen Probanden aufgeführt.

Proband	Leber		Milz		Nierenrinde		Leber		Milz		Nierenrinde	
	mit Triggerung	ohne Triggerung	mit Triggerung	ohne Triggerung	mit Triggerung	ohne Triggerung	mit Triggerung	ohne Triggerung	mit Triggerung	ohne Triggerung	mit Triggerung	ohne Triggerung
	ADC [ $10^{-5} \text{ mm}^2/\text{s}$ ]	SD/ADC [%]	ADC [ $10^{-5} \text{ mm}^2/\text{s}$ ]	SD/ADC [%]	ADC [ $10^{-5} \text{ mm}^2/\text{s}$ ]	SD/ADC [%]	ADC [ $10^{-5} \text{ mm}^2/\text{s}$ ]	SD/ADC [%]	ADC [ $10^{-5} \text{ mm}^2/\text{s}$ ]	SD/ADC [%]	ADC [ $10^{-5} \text{ mm}^2/\text{s}$ ]	SD/ADC [%]
1	95	12	113	28	58	9	56	5	175	3	186	9
2	84	11	107	47	63	6	63	3	159	3	200	11
3	99	7	84	42	58	3	74	31	172	2	170	5
4	89	6	123	19	58	9	73	47	162	2	193	12
5	90	4	94	17	66	2	65	23	167	1	185	10
Mittelwert	$91 \pm 6$	8	$100 \pm 13$	30	$61 \pm 4$	6	$66 \pm 7$	22	$167 \pm 7$	2	$187 \pm 11$	9

**Diskussion**

Die MR-Diffusionsbildgebung des Gehirns gilt als etabliert und hat besondere Bedeutung beim Nachweis von Infarkten erlangt [1]. Die Diffusionsbildgebung des Abdomens hat sich dagegen noch nicht durchsetzen können. Die Probleme dabei liegen zum einen in der starken Artefaktanfälligkeit der Diffusionsbilder

aufgrund von Atem- und Pulsationsbewegungen und zum anderen in dem zum Teil schlechten Signal-zu-Rausch-Verhältnis für Organe mit sehr kurzen  $T_2$ -Relaxationszeiten, wie z.B. der Leber [2].

Im Rahmen dieser Arbeit konnte erstmals gezeigt werden, dass sich durch kardiale Synchronisation einer diffusionsgewich-

teten Single-Shot-SE-EPI-Sequenz der Einfluss von Pulsationsbewegungen auf die Diffusionsmessungen deutlich reduzieren lässt. Der Vergleich zwischen Diffusionsbildgebung ohne Triggerung und mit optimaler Triggerung zeigt sowohl eine Verbesserung der Qualität der Diffusionsbilder als auch eine Erhöhung der Genauigkeit und Reproduzierbarkeit der ADC-Werte abdomineller Organe. Diese Ergebnisse sind konsistent mit der Tatsache, dass ohne Triggerung die unterschiedlich gewichteten Diffusionsbilder einer Serie während verschiedener zufällig verteilter Herzphasen aufgenommen werden und daher von unterschiedlich starken Pulsationsbewegungen beeinflusst werden. Darüber hinaus lässt sich bereits erkennen, dass nicht nur die intraindividuelle, sondern auch die interindividuelle Reproduzierbarkeit mit Triggerung deutlich besser ist.

In bisherigen Arbeiten zu Diffusionsmessungen im Abdomen [3 – 7], in denen zum Beispiel die Beeinflussung der ADC-Werte von inkohärenten Bewegungen innerhalb eines Voxels (IVIM) [5] und von der Wahl des maximalen b-Wertes [6] untersucht wurde, sind stets Single-Shot-Sequenzen mit festen Repetitionszeiten  $T_R$  eingesetzt worden. Aufgrund der Ergebnisse unserer Untersuchungen stellt sich die Frage, ob und inwieweit die großen interindividuellen Schwankungen der ADC-Werte in diesen früheren Arbeiten real sind oder z. B. auf Pulsationseffekte zurückzuführen sind.

Die in der vorliegenden Arbeit durch Pulstriggerung erreichte Verbesserung der Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit der ADC-Werte lässt eine bessere Abgrenzung von pathologischen Veränderungen erwarten als in früheren Arbeiten. Die Bestimmung von ADC-Normwerten, die Messung der Anisotropie der Organe sowie verschiedener pathologischer Befunde ist Ziel künftiger Untersuchungen.

Als Schlussfolgerung aus dieser Arbeit lässt sich festhalten, dass der Einsatz einer Pulstriggerung bei Single-Shot-Sequenzen die Diffusionsbildgebung des Abdomens deutlich verbessert und eine zuverlässigere Bestimmung der Diffusionskoeffizienten erlaubt.

### Danksagung

P.M. bedankt sich bei der Universitätsklinik Bonn für die finanzielle Unterstützung durch ein BONFOR-Stipendium. Für die Anfertigung der Fotoarbeiten danken wir Frau E. Disput.

### Literatur

- 1 Gray L, Macfall J. Overview of diffusion imaging. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1998; 6: 125 – 138
- 2 Yamashita Y, Tang Y, Takahashi M. Ultrafast MR imaging of the abdomen: echo planar imaging and diffusion-weighted imaging. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8: 367 – 374
- 3 Müller MF, Prasad PV, Siewert B, Edelman RR. In-vivo-Diffusionsmessungen von Leber, Niere, Milz und M. erector trunci mit einem Echoplanar-Imaging-System bei Normalpersonen. *Fortschr Röntgenstr* 1994; 161: 233 – 236
- 4 Namimoto T, Yamashita Y, Sumi S, Tang Y, Takahashi M. Focal liver masses: characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1997; 204: 739 – 744
- 5 Yamada I, Aung W, Himeno Y, Nakagawa T, Shibuya H. Diffusion coefficients in abdominal organs and hepatic lesions: evaluation with intravoxel incoherent motion echo-planar MR imaging. *Radiology* 1999; 21: 617 – 623
- 6 Kim T, Murakami T, Takahashi S, Hori M, Tsuda K, Nakamura H. Diffusion-weighted single-shot echoplanar MR imaging for liver disease. *AJR Am J Roentgenol* 1999; 173: 393 – 398
- 7 Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, Nitatori T, Araki T. Diffusion-weighted MR imaging with single-shot echo-planar imaging in the upper abdomen: preliminary clinical experience in 61 patients. *Abdom Imaging* 1999; 24: 456 – 461

Dr. rer. nat. P. Mürtz

Radiologische Klinik der Universität Bonn  
Sigmund-Freud-Straße 25  
53105 Bonn

E-mail: muertz@imsdd.meb.uni-bonn.de