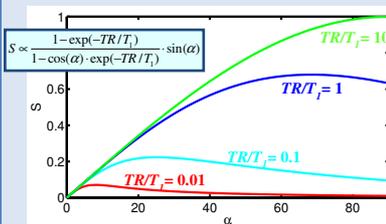


In der neurologischen Forschung sind quantitative Bildgebungsmethoden, insbesondere die genaue Kartierung der longitudinalen Relaxationszeit T1 von großer Bedeutung. Die Aufnahme T1-gewichteter Gradientenecho-Bilder mit zwei verschiedenen Flipwinkeln (α_1, α_2) erlaubt eine Kartierung von T1 mit einer hohen Bildauflösung (1 mm isotrop) und die Abdeckung des gesamten Gehirns in ca. 8 min (1). Allerdings kann hohes Bildrauschen systematische Fehler verursachen (2,3). Eine Möglichkeit, das Signal-zu-Rausch Verhältnis (SNR) zu verbessern, bieten FLASH-EPI Hybride (4,5). Dabei werden pro Anregung mehrere Echos mit verschiedener Phasenkodierung aufgenommen. Das SNR ist gegenüber der Standardsequenz FLASH erhöht, weil bei längeren Repetitionszeiten (TR) der gleiche T1 Kontrast mit höheren Flipwinkeln erreicht wird. Die vorliegende Studie untersuchte den mit einer Doppel-Echo FLASH-EPI Hybridmethode erreichbaren Gewinn an SNR und Messgenauigkeit.

Theorie

T1-Kartierung mit T1-gewichteten Gradientenechosequenzen:

Das Signal hängt vom Flipwinkel ab:



Die Gleichung für das Gleichgewichtssignal kann linearisiert werden:

Für $\alpha \ll 1$ und $TR \ll T_1$:

$$T_1 = -m \cdot 2TR$$

$$m = \frac{S_2 - S_1}{S_2 \alpha_2 - S_1 \alpha_1}$$

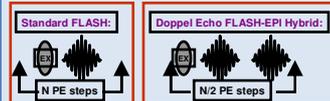
Für enge T1-Bereiche wie im menschlichen Gehirn wird maximale Genauigkeit mit nur zwei Flipwinkel (α_1, α_2) erreicht (6).

ABER: Korrekte Ergebnisse erfordern Korrekturen für

- B1-Feld Inhomogenitäten (7)
- unvollständiges Spoiling transversaler Restmagnetisierungen (8)

Auch starkes Rauschen kann zu systematischen Fehlern führen (2,3)

FLASH-EPI Hybrid Sequenzen:



Aufnahme mehrerer Echos pro Anregung mit verschiedener Phasenkodierung (4,5)

- Für das Gleichgewichtssignal gelten dieselben Gleichungen (9).
- Identischer T1 Kontrast mit längerem TR und größerem $\alpha \rightarrow$ SNR \uparrow
- Weniger Anregungen \rightarrow Experimentdauer \downarrow

\Rightarrow **verbessertes SNR bei ähnlichen / reduzierten Messzeiten**

Material & Methoden

Geräte:

- 3 T Ganzkörper Scanner
- Ganzkörper-Sendespule
- 8-Kanal Empfangskopfspule

T1-Kartierung

- In vitro: Gelpphantom
- In vivo: 4 gesunde Freiwillige (3 weiblich, Alter 28 \pm 7 a)
- Isotrope Auflösung: 1 mm (FOV 256 \times 224 \times 169 mm³)
- Aufnahmedauer: 9 min 5 sec
- Flipwinkel (α_1, α_2) individuell optimiert für maximales SNR
- RF spoiling: RF Inkrement $\Delta\Phi = 50^\circ$
- B1 Kartierung (8,10) und Korrekturen für ungenügendes Spoiling (8)

3D spoiled FLASH

- $\alpha_1/\alpha_2 = 4^\circ/18^\circ$
- TR / TE = 7.6 ms / 2.4 ms
- BW = 206 Hz/Px

3D Doppellecho FLASH-EPI Hybrid

- $\alpha_1/\alpha_2 = 4^\circ/24^\circ$
- TR / TE1 = 15.2 ms / 6.7 ms
- BW = 222 Hz/Px

Ergebnisse

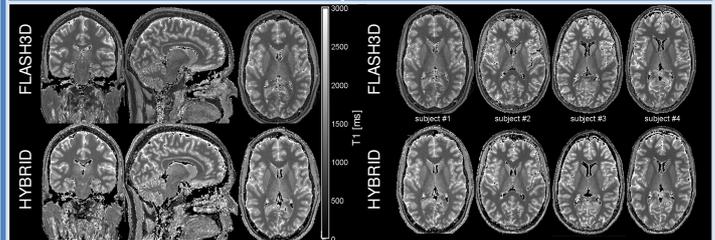
In vitro

Method	FLASH3D	HYBRID
SNR(α_1)	60 \pm 15	71 \pm 15
SNR(α_2)	41 \pm 13	61 \pm 20
T1 [ms]	1170 \pm 8	1193 \pm 11
α (T1) [ms]	56 \pm 14	36 \pm 9
Gain SNR(T1)		1.60 \pm 0.16

SNR(α_i): SNR in den zugrunde liegenden T1-gew. Bildern
T1 / σ (T1): Mittel / Standardabweichung von T1 über ROI

In vivo

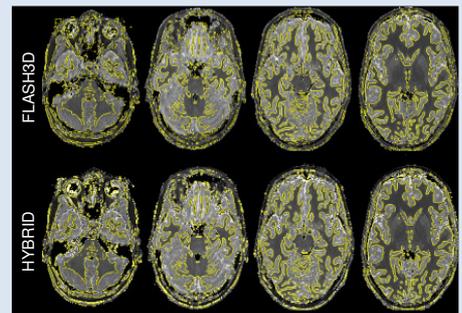
Method	FLASH3D	HYBRID
SNR(α_1) WM	80.4 \pm 16.9	69.9 \pm 10.0
GM	77.1 \pm 15.3	63.4 \pm 10.3
SNR(α_2) WM	40.6 \pm 6.6	53.2 \pm 7.7
GM	23.3 \pm 2.0	31.8 \pm 3.2
T1 [ms] WM	944 \pm 16	965 \pm 32
(Probandenmittel) GM	1398 \pm 60	1430 \pm 85
Gain SNR(T1) WM		1.41 \pm 0.08
GM		1.64 \pm 0.08



Hybrid-basierte

T1-Karten zeigen:

- keine Bildfehler
- deutlich besseres SNR
- keine wesentlichen Verzerrungen



Schlussfolgerungen

- FLASH-EPI Hybridsequenzen können zur Verbesserung des SNR für die T1 Kartierung mit variablem Flipwinkel verwendet werden.
- Die T1 Werte sind vergleichbar mit denen, die mit einer Standard 3D FLASH Auslesemethode erhalten werden.
- Bei konstanter Gesamtaufnahmezeit können in vivo SNR Gewinne von 41 % (in weißer Substanz) und 64 % (in grauer Substanz) erreicht werden, was den SNR Gewinn durch zwei Mittelungen übertrifft.

Referenzen

(1) Deoni SC, Rutt BK, Peters TM. Rapid combined T1 and T2 mapping using gradient recalled acquisition in the steady state. Magn Reson Med 2003;49(3):515-526. (2) Cheng HL, Wright GA. Rapid high-resolution T1(T) mapping by variable flip angles: accurate and precise measurements in the presence of radiofrequency field inhomogeneity. Magn Reson Med 2006;55(3):566-574. (3) Chang LC, Koay CG, Basser PJ, Pierpaoli C. Linear least-squares method for unbiased estimation of T1 from SPGR signals. Magn Reson Med 2008;60(2):496-501. (4) Deichmann R. Fast structural brain imaging using an MDEFT sequence with a FLASH-EPI hybrid readout. NeuroImage 2006;33(4):1066-1071. (5) Deichmann R, Adolph H, Noth U, Kuchenbrod E, Schwarzbauer C, Haase A. Calculation of signal intensities in hybrid sequences for fast NMR imaging. Magn Reson Med 1995;34(3):481-489. (6) Deoni SC, Peters TM, Rutt BK. Determination of optimal angles for variable nutation proton magnetic spin-lattice, T1, and spin-spin, T2, relaxation times measurement. Magn Reson Med 2004;51:194-199. (7) Venkatesan R, Lin W, Haacke EM. Accurate determination of spin density and T1 in the presence of RF-field inhomogeneities and flip angle miscalibration. Magn Reson Med 1998;40:592-602. (8) Preibisch C, Deichmann R. The influence of RF spoiling on the stability and accuracy of T1 mapping based on spoiled FLASH with varying flip angles. Magn Reson Med. 2009;61(1):125-35. (9) Fleysher R, Fleysher L, Liu S, Gonen O. TriTone: a radiofrequency field(B1)-insensitive T1 estimator for MRI at high magnetic fields. Magn Reson Imaging 2008;26:781-789. (10) Yarnykh VL. Actual flip-angle imaging in the pulsed steady state: a method for rapid three-dimensional mapping of the transmitted radiofrequency field. Magn Reson Med 2007;57(1):192-200.