

ANWENDUNG VON PIEZOELEKTRISCHEN MOTOREN IN EINEM 1,5-TESLA HOCHFELD-MR-TOMOGRAPHEN

O. Wendt, U. Boenick

Institut für Mikrotechnik und Medizintechnik, Technische Universität Berlin

wendt@bmt1.kf.TU-Berlin.DE

EINLEITUNG

Besteht die Aufgabe, präzise und automatisch gesteuerte Einrichtungen für die MR-Tomographie (MRT) zu entwickeln, so läßt sich eine störungsfreie Schnittbilddarstellung auch nur mit MR-kompatiblen Komponenten erreichen. Diesbezüglich haben Untersuchungen gezeigt, daß insbesondere Materialien mit geringen magnetischen Suszeptibilitäten und elektrischen Leitfähigkeiten hierfür geeignet sind.

Sollen elektromotorische Antriebskonzepte für die Automatisierung verwendet werden, so lassen sich konventionelle Elektromotoren, aufgrund ihrer im allgemeinen hohen ferromagnetischen Materialanteile und magnetfeldabhängigen Funktionsweise, nicht anwenden. Erhebliche Kraftwirkungen, Magnetfeld-Homogenitätsstörungen und funktionelle Beeinträchtigungen des Motors können die Folge sein. Auf der Suche nach alternativen MR-kompatiblen elektrischen Antriebslösungen fanden sich neuartige Motorkonzepte, sogenannte "Piezomotoren". Diese Motoren können ohne Ferromagnetika, Spulen- und Magnetsysteme ausgeführt und betrieben werden. Da die Auswirkungen dieser Motoren auf die Schnittbildqualität nicht bekannt waren, wurden zwei Piezomotoren unterschiedlicher Bauart im MRT-Isozentrum untersucht.

MATERIALIEN UND METHODEN

Die Untersuchungen erfolgten in einem geschlossenen 1,5-Tesla MRT (Philips Gyroscan ACS-NT) mit drei unterschiedlichen MR-Sequenzen, siehe Tab.1.

Sequenz	FOV	RFOV	Matrix
SE	430	100	256
GE	430	100	256
EPI	430	100	256
Flip-Angle	Scan-%	Slice-Thickn.	Slices
90	70	3	25
25	70	3	25
31	70	3	25
TE [ms]	TR [ms]	Scan Time	
15	353	4:16	
4,6	25	0:54	
18	353	0:34	

Tab.1: Verwendete MR-Sequenzen: Spin-Echo (SE); Gradienten-Echo (GE); Echo-Planar-Imaging (EPI)

Sende- und Empfangsspule war die geräteinterne Q-Body-Coil. Störungen in den Schnittbildern konnten mit einem Phantom ermittelt werden, das mit einer speziellen Gadolinium-Mangan-Lösung zur Annäherung von Relaxationszeiten ($T_1=660\text{ms}$, $T_2=60\text{ms}$) menschlichen Gewebes gefüllt wurde. Abb.1 zeigt den prinzipiellen Aufbau der Versuchsanordnung.

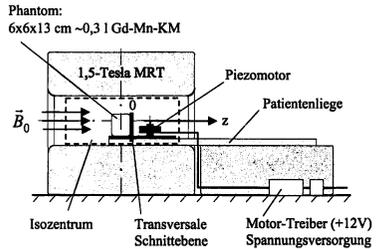


Abb.1: Untersuchungslage eines Piezomotors im Isozentrum eines 1,5-Tesla MR-Tomographen

Die untersuchten Piezomotoren sind in der Abb. 2 dargestellt. In der Tabelle 2 sind die wesentlichen Kenndaten dieser Motoren wiedergegeben.

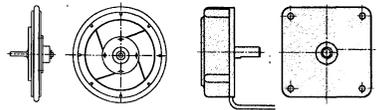


Abb.2: Linkes Bild zeigt den Honda-Motor
Rechtes Bild zeigt den Shinsei-Motor

Typ	HSC 34 SC 02 (Honda)	USR 45 (Shinsei)
Treiberversorgung	DC 12 V	DC 12 V
Betriebsfrequenz	52 kHz	43 kHz
Nennrehzahl	200 min ⁻¹	130 min ⁻¹
Nennmoment	0,024 Nm	0,1 Nm
Durchmesser	46,5 mm	50 mm
Gesamthöhe	20 mm	40,5 mm

Tab.2: Kenndaten der Piezomotoren

Es fanden Versuche im OFF/ON-Zustand der beiden Motoren statt. Nach der Durchführung eines Referenzscans wurden Schnittbilder in transversalen Ebenen aufgezeichnet, wobei der gewählte Motor in definierten z-Achsenabständen zum Phantom verschoben wurde. Die Verschiebung des Motors erfolgte solange, bis keine Bildstörungen mehr vorhanden waren.

ERGEBNISSE

Je nach Motortyp, Betriebszustand und Abstand zum Phantom, zeigten sich Schnittbildstörungen (Artefakte) unterschiedlichen Ausmaßes. Beispiele hierzu stellt die Abb.3 vor, wobei klar zu erkennen ist, daß sowohl mit Suszeptibilitätsartefakten im Off-Zustand, als auch mit Rauschen während der Motoraktivierung zu rechnen ist.



Abb.3: Links, Suszeptibilitätsartefakte im Motor-„Off-Zustand“ Rechts, Starkes Rauschen im Motor-„On-Zustand“

Die Ermittlung des Artefaktmaßes erfolgte über die Bestimmung des Signal zu Rauschverhältnis (SNR=Signal-to-Noise Ratio) im transversalen Schnittbild.

$$SNR = \frac{\bar{I}_{Signal}}{S_{Noise}} \quad \bar{I}_{Signal} = \text{Intensitätsmittelwert-Signal} \quad S_{Noise} = \text{Standardabweichung-Rauschen}$$

Die Abb. 4 und 5 zeigen die grafische Auswertung (SNR/Abstand Motor-Phantom) für beide Motoren.

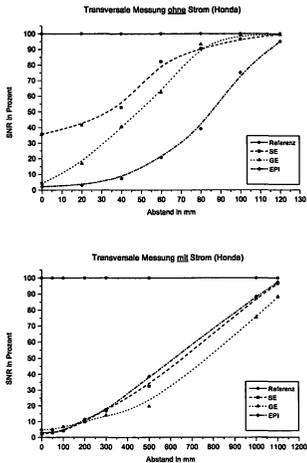


Abb.4: Störeinfluß des Honda-Motors im OFF/ON-Zustand (oben/unten) in Abhängigkeit der verwendeten SE-, GE- und EPI-Sequenz

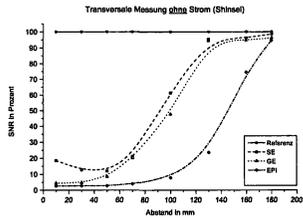
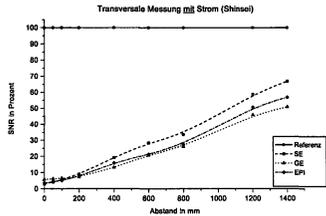


Abb.5: Störeinfluß des Shinsei-Motors im OFF/ON-Zustand (oben/unten) in Abhängigkeit der verwendeten SE-, GE- und EPI-Sequenz

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Piezoelektrische Motoren lassen sich sehr präzise und stabil in starken Magnetfeldern betreiben. In der MRT-Diagnostik sollten jedoch Mindestabstände zum Meßobjekt eingehalten werden, da die para- und diamagnetischen Materialien der Motoren unterschiedlich starke Homogenitätsstörungen des MRT-Magnetfeldes und somit Bildartefakte mit sich bringen.

Wird eine Positionierung der Motoren in nächster Nähe zum Meßobjekt erforderlich, können die Schnittbilder im ON-Line Betrieb, aufgrund eines überproportional starken Rauschens, für diagnostische Zwecke nicht ausgewertet werden, d.h. die Motoren und Motortreiber sollten ausgeschaltet werden.

Die verwendete SE-Sequenz zeigte sich als stabilste Sequenz. Bei der GE-Sequenz ist die Schnittbildqualität jedoch nur geringfügig schlechter im Gegensatz zur SE-Sequenz, sie kann aber aufgrund ihrer wesentlich höheren zeitlichen Auflösung als die Effektivere angesehen werden.

LITERATURHINWEISE

- [1] H. Oellinger, O. Wendt, C. Siewert, I. C. Park, M. Dorsch, T. C. Lüth, R. Felix, U. Boenick, „Effekte von paramagnetischen und diamagnetischen Materialien in einem 1,5-Tesla Hochfeld-Magnetresonanztomographen (MRT)“, Biomedizinische Technik, Heft Okt. 1998
- [2] H. McCarty, „Piezoelectric Drive Functions in strong Magnetic Field“, Design News, Okt.91