

Experimentelle Validierung des Konzeptes einer feldfreie Linie für Magnetic-Particle-Imaging anhand von Magnetfeldmessungen

Marlitt Erbe, Tobias Knopp, Sven Biederer, Timo F. Sattel,
Thorsten M. Buzug

Institut für Medizintechnik, Universität zu Lübeck, Lübeck
erbe@imt.uni-luebeck.de

Kurzfassung. In dieser Arbeit wird erstmals das Konzept einer feldfreien Linie (FFL) in der neuen Bildgebungsmodalität Magnetic-Particle-Imaging (MPI) anhand von Magnetfeldmessungen validiert. Aufgrund theoretischer Abschätzungen wird eine Sensitivitätssteigerung für MPI um einen Faktor zehn bei Verwendung einer FFL anstelle des konventionell verwendeten feldfreien Punktes (FFP) erwartet. Um sich das FFL-Konzept für MPI zu Nutze zu machen, ist der Spulenaufbau im Hinblick auf die elektrische Verlustleistung zu optimieren. Das in dieser Arbeit vorgestellte Setup weist eine Verlustleistung auf, die sich in der Größenordnung eines FFP-Scanners bewegt, und liefert somit eine gute Voraussetzung für die Durchführbarkeit dieser Methode. Weiterhin ist eine Rotation des FFL-Feldes bei räumlich konstanter Scanner-Anordnung ein entscheidender Vorteil auf dem Weg, die FFL-Bildgebung in den klinischen Alltag zu integrieren. Der vorgestellte Aufbau wird auch dieser Bedingung gerecht und ermöglicht eine experimentelle Validierung des bis dato nur theoretisch betrachteten Konzeptes einer FFL für die Anwendung in MPI.

1 Einleitung

Die neue Bildgebungsmodalität Magnetic-Particle-Imaging (MPI), die kürzlich von B. Gleich und J. Weizenecker vorgestellt wurde [1, 2], macht sich die Nichtlinearität des Magnetisierungsverhaltens superparamagnetischer Eisenoxid-Nanopartikel (SPIOs) zu Nutze, um deren räumliche und zeitliche Verteilung zu detektieren. Bei Anlegen eines magnetischen Wechselfeldes wird die Magnetisierungsantwort der SPIOs an einem feldfreien Punkt (FFP) anhand der in Empfangsspulen induzierten Spannung gemessen. Als Alternative zur Verwendung eines FFPs wurde in [3] das Konzept einer feldfreien Linie (FFL) für MPI vorgestellt, welches sich eines simultanen Abtastschemas bedient und laut einer Simulationsstudie die Steigerung der Sensitivität um einen Faktor zehn verspricht. Die Rekonstruktion der aufgenommenen Linienintegrale der Partikelkonzentration entlang der FFL fordert eine Rotation um mindestens 180 Grad sowie eine Verschiebung der FFL [4]. Der erste vorgestellte FFL-Scanner, skizziert in Abbildung 1 a),

besteht aus 16 Maxwell-Spulenpaaren, die auf einem Ring angeordnet sind sowie aus zwei umgebenden Helmholtz-Spulenpaaren. Unglücklicherweise weist dieser Aufbau eine mehr als tausend Mal höhere elektrische Verlustleistung auf als ein FFP-Scanner gleicher Größe und Gradientenstärke [5]. Daher wurde das FFL-Konzept für MPI zunächst als in der Praxis nicht realisierbar betrachtet [3].

In einer Reihe von Optimierungsschritten konnte jedoch gezeigt werden, dass die in Abbildung 1 b) vorgestellte Spulenordnung mit nur etwa 1,6 Mal höherem Leistungsverlust als ein FFP-Scanner die Erzeugung eines zur FFL-Bildgebung geeigneten Feldes ermöglicht [6, 5]. Eine merkliche Steigerung der Feldqualität wird schließlich mittels des Aufbaus in Abbildung 1 c) erzielt. Hier wurde das Konzept des Spulenrings aufgeweicht, indem je zwei Spulenpaare auf einer Würfeloberfläche um 45 Grad zueinander gedreht angeordnet sind. Diese Anordnung erlaubt es, die Spulen größer zu wählen, was die Qualität des Feldes in einem größeren Bereich sichert. Der im Folgenden vorgestellte Aufbau verwendet diese Spulenordnung.

Bis zu diesem Zeitpunkt sind alle Betrachtungen des FFL-Konzeptes rein theoretischer Natur. In dieser Arbeit wird erstmals ein Aufbau vorgestellt, der es ermöglicht, die für die FFL-Bildgebung in MPI benötigten Magnetfelder experimentell zu validieren.

2 Material und Methoden

Der implementierte Aufbau, der in Abbildung 2 a) zu sehen ist, erzeugt ein in der xy -Ebene beliebig rotierbares FFL-Feld. Er besteht aus fünf Maxwell-Spulenpaaren. Zwei große Spulenpaare bilden den äußeren Würfel, zwei kleinere Spulenpaare bilden den inneren Würfel, der um 45 Grad dazu gedreht angeordnet ist. Dazu kommt ein Maxwell-Spulenpaar, welches entlang der z -Achse orientiert ist und den statischen Stromanteil übernimmt. Genaue Angaben zu den Eigenschaften der verschiedenen Spulenpaare, sind der Tabelle 1 zu entnehmen. Der Strom in den äußeren Spulen wird wie folgt gewählt:

$$I_{\text{au\ss en}}^{\text{AC}}(\theta_{\text{FFL}}) = 6.76 \text{ A} \cos(2\theta_{\text{FFL}}) \quad (1)$$

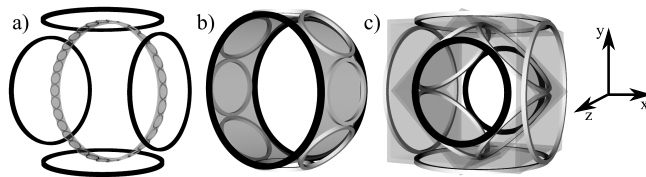


Abb. 1. Entwicklung des FFL-Scanner-Designs. Setup (a) zeigt den ersten vorgestellten FFL-Scanner, der aus 16 Maxwell-Spulenpaaren und zwei größeren umgebenden Helmholtz-Spulenpaaren besteht. In Setup (b) wurde die Anzahl der Maxwell-Spulenpaare auf 4 reduziert und die sogenannten z -Spulen eingeführt. Eine Skizze der im Rahmen dieser Arbeit aufgebauten Spulenordnung ist in Setup (c) zu sehen.

Tabelle 1. Angaben zu den im Aufbau verwendeten Spulenpaaren.

Spule	außen	innen	z -Spulen
Außendurchmesser	92 mm	58 mm	92 mm
Innendurchmesser	50 mm	19 mm	50 mm
Länge	12 mm	6 mm	16 mm
Abstand der Spulenzentren	107 mm	65,3 mm	85 mm
Induktivität	219 μH	38 μH	365 μH
maximale Verlustleistung	4,79 W	0,74 W	11,58 W

Der Strom in den inneren Spulen hat die Form

$$I_{\text{innen}}^{\text{AC}}(\theta_{\text{FFL}}) = 4.54 \text{ A} \sin(2\theta_{\text{FFL}}) \quad (2)$$

wobei θ_{FFL} den Winkel der FFL zur x -Achse bezeichnet. Die z -Spulen sind wie bereits erwähnt nur von einem statischen Strom durchflossen:

$$I_z^{\text{DC}} = 9.1 \text{ A} \quad (3)$$

Es wurden sechs Magnetfelder, die sich durch eine FFL entlang von sechs äquidistanten Winkeln zwischen 0 und 90 Grad auszeichnen, vermessen und die Feldqualität validiert. Dazu wurden die Messdaten mit simulierten Daten, die aus der numerischen Auswertung des Biot-Savart-Integrals gewonnen wurden, verglichen. Der Strom wurde mittels Sorensen DLM 8-75 DC Stromquellen erzeugt. Zur Vermessung des Magnetfeldes wurde ein Gaussmeter (LakeShore 475) mit einem axialen Sensor (Vermessung der z -Komponente) und einem transversalen Sensor (Vermessung von x - und y -Komponente) verwendet. Die Hall-Sonde wurde mittels eines Roboters (Iselautomation GmbH & Co. KG) durch den Messbereich bewegt, der aus 15×15 Voxeln und $28 \times 28 \text{ mm}^2$ besteht.

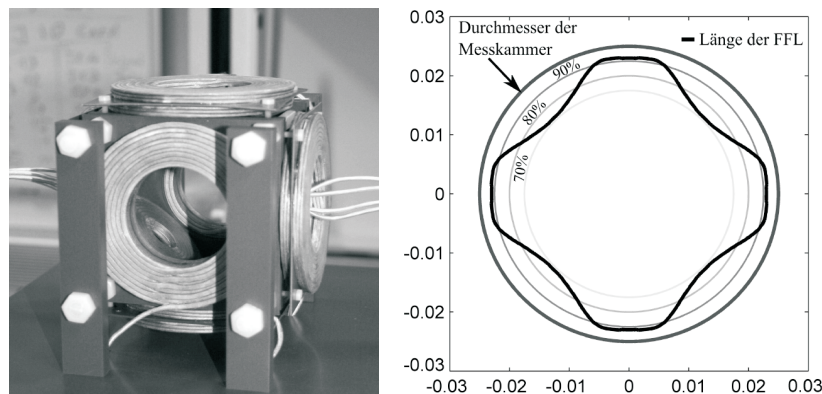


Abb. 2. Links: Foto des implementierten FFL-Feldgenerators. Rechts: Länge der FFL, wobei der äußerste Kreis den Durchmesser des freien Raums im Zentrum des Aufbaus darstellt.

3 Ergebnisse

Die Absolutbeträge der vermessenen Magnetfelder sind in Abbildung 3 dargestellt. Die Rotation der FFL, die einzig durch die Variation der eingestellten Ströme erzeugt wurde, ist deutlich erkennbar. Um die Qualität der erzeugten Felder zu validieren, wurde die normierte mittlere Standardabweichung berechnet, indem die Messwerte mit simulierten Daten verglichen wurden. Der Fehler bewegt sich, wie in Tabelle 2 abzulesen ist, zwischen 1,39 % und 3,46 %. Für die beiden Fälle einer FFL unter 0 und 90 Grad ist der Strom in den inneren Spulen Null, siehe Gleichung (2). Aus diesem Grund sind hier geringere Abweichungen zu erwarten, da nur drei der fünf Maxwell-Spulenpaare potenziell Fehler verursachen. Eine Erwärmung des Systems könnte den Anstieg der Fehlers erklären. Als weitere Fehlerquellen fungieren sowohl eine nicht exakte Geometrie der Spulen als auch leichte Abweichungen in den eingepprägten Strömen. Unter Berücksichtigung dieser Faktoren versprechen die erzielten Ergebnisse eine Durchführbarkeit des FFL-Konzeptes für MPI.

Um die Qualität der FFL in Abhängigkeit ihres Winkels zu untersuchen, wurde für jeden Winkel der Abstand vom Zentrum bestimmt, für den die bei MPI als Tracer eingesetzten magnetischen Nanopartikel ihre Sättigungsmagnetisierung erreichen und somit nicht mehr für die Bildgebung verwendet werden können. Dabei wurde Sättigungsmagnetisierung als 90 % der maximal erreichten Magnetisierung definiert. Für Partikel mit einem Kerndurchmesser von 30 nm kann anhand des Langevin-Modells die Sättigungsmagnetisierung zu $6,35 \text{ mT}\mu_0^{-1}$ bestimmt werden. In Abbildung 2 b) ist die Länge der FFL, also der zur Bildgebung nutzbare Bereich, in Abhängigkeit vom Winkel aufgetragen. Die Kreise stellen 70 %, 80 %, 90 % und 100 % des Durchmessers der Messkammer der im-

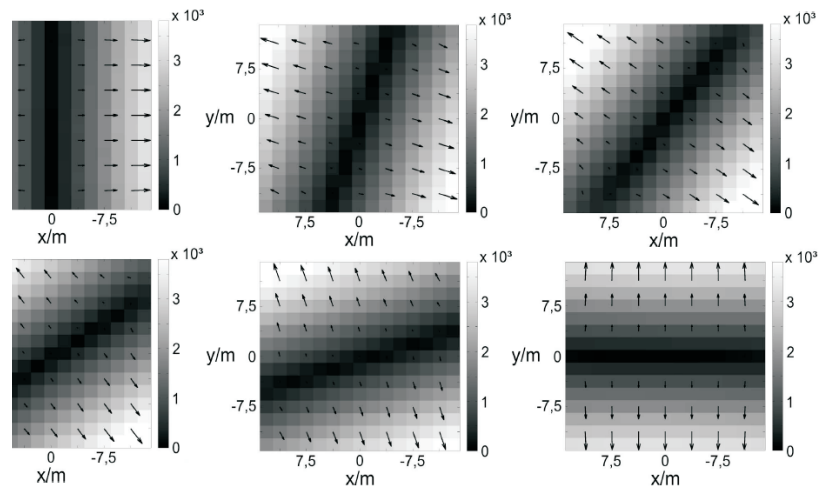


Abb. 3. Vermessene Magnetfelder mit einer FFL entlang sechs äquidistanten Winkeln zwischen 0 und 90 Grad.

Tabelle 2. Normierte mittlere Standardabweichung (engl. normalized root mean square deviation, NRMSD) für die gemessenen Magnetfelder. Verglichen wurde mit simulierten Daten, die mittels numerischer Evaluation des Biot-Savart-Integrals gewonnen wurden.

Angle in rad	0	$1/10 \pi$	$1/5 \pi$	$3/10 \pi$	$2/5 \pi$	$1/2 \pi$
NRMSD in %	1.79	1.62	2.22	2.91	3.46	1.39

plementierten Spulenordnung dar. Diese Berechnungen zeigen, dass sich für die Bildgebung ein erheblicher Vorteil ergibt, wenn der Aufbau um 45 Grad gedreht angeordnet wird, da in diesem Fall ein quadratischer Messbereich optimal die Form des zur Bildgebung verwendbaren Bereiches ausnutzen würde.

4 Diskussion

Das Konzept einer feldfreien Linie für Magnetic-Particle-Imaging ist eine viel versprechende Möglichkeit, die Sensitivität des Verfahrens merklich zu steigern. Im Rahmen dieser Arbeit konnte erstmals experimentell gezeigt werden, dass die Erzeugung eines FFL-Feldes mit den für die MPI-Bildgebung erforderlichen Eigenschaften durch einen statischen Aufbau realisierbar ist, dessen elektrische Verlustleistung sich in der Größenordnung eines FFP-Scanners bewegt. Weiterhin konnte die Erkenntnis gewonnen werden, dass ein MPI-Scanner dieser Geometrie in Relation zu dem hier vorgestellten Aufbau um 45 Grad gedreht aufgebaut werden sollte, um die erreichte Feldqualität optimal auszunutzen. In einem nächsten Schritt ist ein bildgebendes System zu installieren, welches sich des FFL-Konzeptes bedient, um die erwartete Sensitivitätssteigerung auch experimentell zu belegen.

Literaturverzeichnis

1. Gleich B, Weizenecker J. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles. *Nature*. 2005;435(7046):1214–17.
2. Weizenecker J, Gleich B, Rahmer J, et al. Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging. *Phys Med Biol*. 2009;54(5):L1–L10.
3. Weizenecker J, Gleich B, Borgert J. Magnetic particle imaging using a field free line. *J Phys D Appl Phys*. 2008;41(10):3pp.
4. Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch Ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Berichte der Sächsischen Akademie der Wissenschaft*. 1917;69:262–77.
5. Knopp T, Erbe M, Biederer S, et al. Efficient generation of a magnetic field-free line. *Med Phys*. 2010;37(7):3538–40.
6. Knopp T, Sattel T, Biederer S, et al. Field-Free line formation in a magnetic field. *J Phys A Math Theor*. 2010;43(1):9pp.