

Optimierung einer Permanentmagnetgeometrie zur Generierung eines Selektionsfeldes für Magnetic-Particle-Imaging

Matthias Weber¹, Timo F. Sattel¹, Tobias Knopp¹, Bernhard Gleich²,
Jörn Borgert², Thorsten M. Buzug¹

¹Institut für Medizintechnik, Universität zu Lübeck

²Philips Technologie GmbH Forschungslaboratorien, Hamburg
sattel@imt.uni-luebeck.de

Kurzfassung. Magnetic-Particle-Imaging (MPI) ist ein neues bildgebendes Verfahren, das die Bildgebung superparamagnetischer Nanopartikel in hoher zeitlicher und örtlicher Auflösung ermöglicht. Das Auflösungsvermögen des Systems hängt dabei direkt von der Gradientenstärke des Selektionsfeldes ab. Kürzlich wurde ein MPI-Scanner vorgestellt, der dieses Selektionsfeld mit Permanentmagneten generiert. Ausgehend von dieser Anordnung werden in der vorliegenden Arbeit die Geometrie- und Magnetisierungsparameter der Permanentmagneten optimiert. Durch die erreichte Erhöhung der Gradientenstärke um 39%, kann die Auflösung von Magnetic-Particle-Imaging deutlich gesteigert werden, ohne das Messsystem zu vergrößern.

1 Einleitung

Die erst kürzlich beschriebene Bildgebungsmodalität Magnetic-Particle-Imaging (MPI) [1] ist in der Lage, mit magnetischen Feldern die Verteilung superparamagnetischer Tracer in hoher räumlicher und zeitlicher Auflösung darzustellen. Das Verfahren verwendet einen feldfreien Punkt (FFP), welcher durch das Objekt bewegt wird. Aufgrund von Sättigungseffekten, welche dem nicht-linearen Magnetisierungsverhalten der Nanopartikel zu Grunde liegen, erhält man vorwiegend Partikelantworten im Bereich des FFP. Die potenzielle Auflösung ist daher direkt mit der Qualität des FFP verknüpft, also der Stärke des Gradienten im FFP. Ein stärkerer Gradient bedeutet dementsprechend ein potentiell höheres Auflösungsvermögen [2, 3, 4].

Im Jahr 2009 wurde ein MPI-Scanner vorgestellt, dessen Selektionsfeld vorrangig mit Permanentmagneten generiert wird [5]. In dieser Arbeit wird gezeigt, dass die Gradientenstärke im FFP im Zentrum des Aufbaus durch Optimierung der Magnetgeometrie um 39% erhöht werden kann. Volumen und Anordnung der Permanentmagnete werden dabei beibehalten.

2 Materialien und Methoden

Nach [2] lässt sich die örtliche Auflösung Δx von MPI wie folgt abschätzen

$$\Delta x = \frac{k_B T}{\mu_0 m G} \Delta \xi_{\text{FWHM}} \quad (1)$$

Über die Ableitung der Langevin-Gleichung des Paramagnetismus

$$\frac{d}{d\xi} M(\xi) = M_0 \left(\frac{1}{\xi^2} - \frac{1}{\sinh^2 \xi} \right) \quad (2)$$

kann die Halbwertsbreite $\Delta \xi_{\text{FWHM}}$ bestimmt werden. Die Partikelmagnetisierung m hängt vom Partikeldurchmesser d und der Sättigungsmagnetisierung M_S ab

$$m = \frac{\pi}{6} M_S d^3 \quad (3)$$

Die Auflösung Δx hängt somit direkt reziprok vom Gradienten G im FFP ab.

Der MPI-Scanner aus [5] generiert ein Gradientenfeld mit einem FFP im Zentrum durch zwei gegenüberliegende Permanentmagnete mit entgegengesetzter Magnetisierungsrichtung. Um diese Geometrie zu simulieren und zu optimieren, wurde das Gilbert-Modell verwendet [6]. Es ermöglicht das Magnetfeld von Permanentmagneten mit inhomogener Magnetisierung zu berechnen, indem es den Permanentmagneten aus magnetischen Dipolen diskretisiert (Abb. 1). Durch

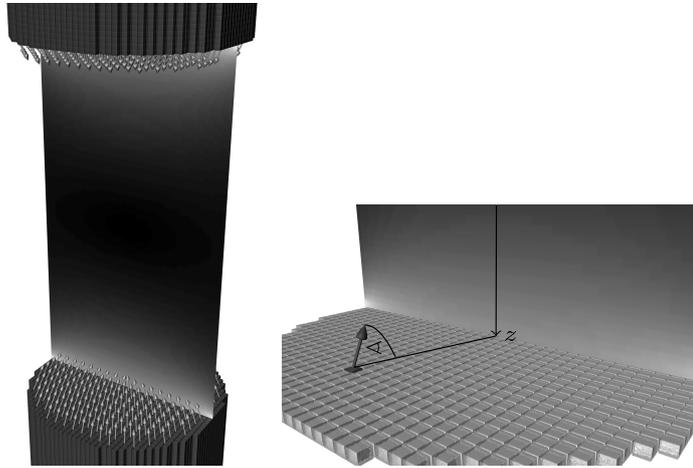


Abb. 1. Diskretisierung der Permanentmagnet-Anordnung mit gekippter Magnetisierung. Die Magnetisierung jedes Dipols wird um den Winkel α zur z -Achse gekippt. Links: Darstellung des Selektionsfeldes zwischen beiden Permanentmagneten; rechts: Magnetisierungswinkel α und gedrehte Magnetisierung beispielhaft an einem Dipol.

Aufsummieren aller Dipol-Beiträge erhält man schließlich das Feld \mathbf{H} am Ort \mathbf{r} außerhalb der Magnetanordnung

$$\mathbf{H}(\mathbf{m}, \mathbf{r}) = \sum_{i=1}^{n_{\text{Dipole}}} \frac{1}{4\pi r^3} \left(3 \left(\mathbf{e}_M \frac{B_r}{\mu_0} \Delta V \cdot \hat{\mathbf{r}} \right) \hat{\mathbf{r}} - \mathbf{e}_M \frac{B_r}{\mu_0} \Delta V \right) \quad (4)$$

Hierbei sind B_r die Remanenz des Permanentmagneten, \mathbf{e}_M die Magnetisierungsrichtung, ΔV das Volumen eines Dipols, r der Betrag von \mathbf{r} und $\hat{\mathbf{r}} = \frac{\mathbf{r}}{|\mathbf{r}|}$ die normierte Richtung des Feldes. Der Gradient lässt sich über die Ableitung von H_z nach dem Ort z bestimmen

$$G = \frac{\partial}{\partial z} H_z \quad (5)$$

da hier ausschließlich die z -Komponente des Magnetfelds, bzw. dessen Gradient, auf der z -Achse betrachtet wird.

Die Optimierung beinhaltet zunächst die gekippte Ausrichtung der magnetischen Dipole in Richtung der z -Achse, welche durch den Magnetisierungswinkel

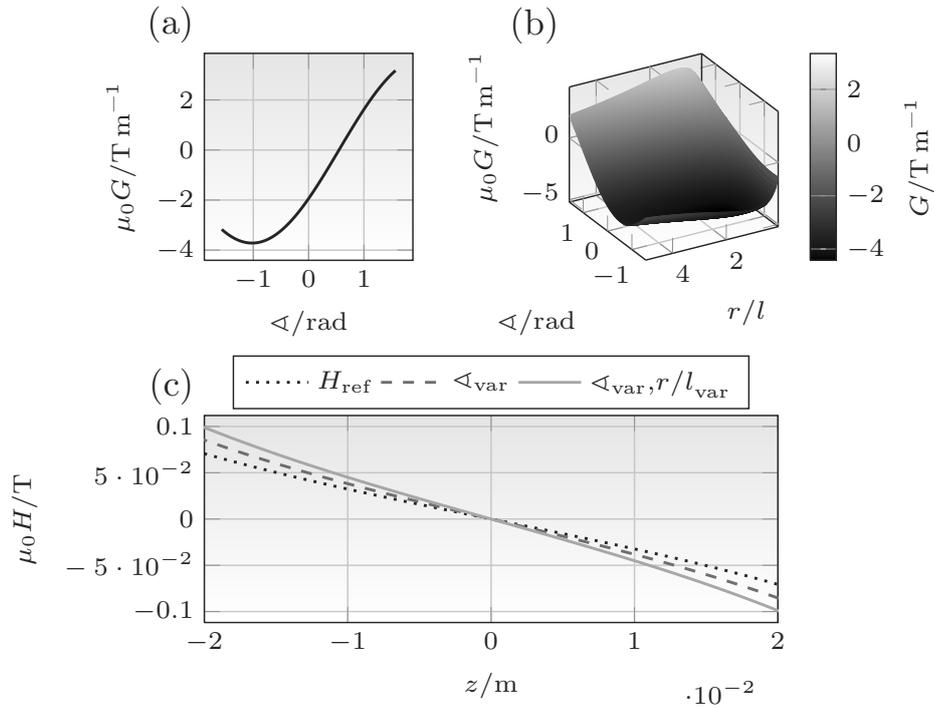


Abb. 2. Optimierungsergebnisse für die Variation des Magnetisierungswinkels (α_{var}) und des Seitenverhältnisses ($\frac{r}{l_{\text{var}}}$): (a) Verlauf des Gradienten bei Variation des Magnetisierungswinkels, (b) Verlauf des Gradienten für die Variation des Magnetisierungswinkels und Änderung des Seitenverhältnisses, (c) Vergleich optimierte Magnetfelder zum Ausgangsmagnetfeld H_{ref} (z -Komponente).

Tabelle 1. Optimierungsergebnisse der Parametervariation.

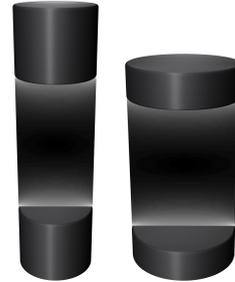
Parameter	PM-Geometrie aus [5]	$\langle \varphi \rangle_{\text{var}}$	$\langle \varphi \rangle_{\text{var}}, \frac{r}{l}_{\text{var}}$	Einheit
G_{max}	3,172	3,719	4,416	Tm^{-1}
G -Steigerung	–	17,240	39,238	%
φ	-1,571	-1,031	-0,809	rad
$\frac{r}{l}$	0,583	0,583	1,661	–
r	$3,500 \cdot 10^{-2}$	$3,500 \cdot 10^{-2}$	$4,961 \cdot 10^{-2}$	m
l	$6,000 \cdot 10^{-2}$	$6,000 \cdot 10^{-2}$	$2,986 \cdot 10^{-2}$	m
V	$2,309 \cdot 10^{-4}$	$2,309 \cdot 10^{-4}$	$2,309 \cdot 10^{-4}$	m^3

beschrieben wird (Abb. 1b). Anschließend wird zusätzlich das Seitenverhältnis ($\frac{r}{l}$) variiert. Die Variationsbereiche liegen zwischen $-\frac{\pi}{2}$ und $\frac{\pi}{2}$ bzw. $\frac{1}{15} \frac{r}{l}$ und $5 \frac{r}{l}$.

3 Ergebnisse

Die Ergebnisse zeigen, im Vergleich zu der in [5] vorgestellten Anordnung, eine Steigerung des Gradienten im Zentrum des Scanners von 17,2% für die Drehung des Magnetisierungswinkels und 39,2% bei der Kombination von Drehung des Magnetisierungswinkels und Änderung des Seitenverhältnisses. Tabelle 1 listet die Ergebnisse mit den optimierten Geometrie-Werten auf. Die entsprechenden Plots sind in Abbildung 2 gezeigt. In der oberen Reihe ist der Verlauf des Gradienten für die variierten Parameter dargestellt. Darunter sind die optimierten Magnetfeldverläufe im Vergleich zum Ausgangsmagnetfeld abgebildet. Zur Veranschaulichung sind die Ausgangsgeometrie und die optimierte Geometrie in Abbildung 3 skizziert.

Abb. 3. Unterschiedliche Geometrie zwischen Ausgangsanordnung (links, [5]) und optimierter Anordnung (rechts).



4 Diskussion

Es konnte gezeigt werden, dass die Magnetanordnung aus [5] deutlich verbessert werden kann. Bei unverändertem Volumen und optimierter Magnetisierungsrichtung, lässt sich eine Gradienten-Steigerung um 17,2% erreichen. Optimiert man

zusätzlich das Seitenverhältnis der Magnetzylinder unter Beibehaltung derer Volumina, ist eine Steigerung um 39,2% möglich. Auf Grund des linearen Zusammenhangs zwischen Gradient und Auflösung, sind die Ergebnisse vielversprechend für das potentielle Auflösungsvermögen.

Für die praktische Umsetzung einer entsprechenden Permanentmagnet-Anordnung, müssten die Zylindermagnete eine kontinuierlich variierenden Magnetisierung aufweisen. Da dies in der Praxis kaum umsetzbar ist, verwendet man zur Umsetzung einer zur Rotationsachse gekippten Magnetisierungsrichtung eine Segmentierung des Magneten in kleine Blöcke, innerhalb derer die Magnetisierungsrichtung konstant ist. Diese Segmentierungsmethode wird in der Magnetresonanztomographie verwendet, indem die Magnet-Konfiguration aus mehreren kleinen Magneten zusammengesetzt wird [7, 8]. Dieses Verfahren kann auch auf eine optimierte Permanentmagnet-Anordnung für MPI übertragen werden.

Ein neueres Modell der Signalkodierung nutzt anstelle des feldfreien Punktes eine feldfreie Linie [9], die auch von Permanentmagneten generiert werden kann. Auch hier bietet sich weitere Optimierungsarbeit an, um eine optimale Permanentmagnet-Anordnung zu entwerfen.

Literaturverzeichnis

1. Gleich B, Weizenecker J. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles. *Nature*. 2005;435:1214–7.
2. Rahmer J, Weizenecker J, Gleich B, et al. Signal encoding in magnetic particle imaging: properties of the system function. *IEE Med Imaging*. 2009;9:4.
3. Sattel T, Knopp T, Biederer S, et al. Single-sided device for magnetic particle imaging. *J Phys D Appl Phys*. 2009;42(2):1–5.
4. Sattel T, Knopp T, Biederer S, et al. Resolution distribution in single-sided magnetic particle imaging. In: *Proc Int Workshop Magnetic Particle Imaging*. vol. 1; 2010. p. 24.
5. Weizenecker J, Gleich B, Rahmer J, et al. Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging. *Phys Med Biol*. 2009;54(5):L1.
6. Lehner G. *Elektromagnetische Feldtheorie*. 7th ed. Berlin: Springer; 2010.
7. Hugon C, Aguiar PM, Aubert G, et al. Design, fabrication and evaluation of a low-cost homogeneous portable permanent magnet for NMR and MRI. *C R Acad Sci II*. 2010;13(4):388–93.
8. Hugon C, D’Amico F, Aubert G, et al. Design of arbitrarily homogeneous permanent magnet systems for NMR and MRI: theory and experimental developments of a simple portable magnet. *J Magn Res*. 2010;205(1):75–85.
9. Knopp T, Erbe M, Biederer S, et al. Efficient generation of a magnetic field-free line. *J Med Phys*. 2010;37(7):3538–40.