

Trajektoriendichte bei Magnetic Particle Imaging

Tobias Knopp¹, Timo Sattel¹, Sven Biederer¹, Jürgen Weizenecker²,
Bernhard Gleich², Jörn Borgert², Thorsten M. Buzug¹

¹Institut für Medizintechnik, Universität zu Lübeck, Lübeck

²Philips Technologie GmbH Forschungslaboratorien, Hamburg

knopp@imt.uni-luebeck.de

Kurzfassung. Magnetic Particle Imaging ist ein neues bilgebendes Verfahren zur Darstellung der räumlichen Verteilung von magnetisierbaren Nanopartikeln. In einer Simulationsstudie wurde zuletzt das Auflösungsvermögen und die Sensitivität dieser Methode untersucht. Die Abtasttrajektorie wurde dabei so gewählt, dass der Messbereich deutlich überabgetastet wurde. In dieser Arbeit wird in einer Simulationsstudie untersucht, welchen Einfluss die Dichte der Trajektorie auf die Bildqualität der rekonstruierten Bilder hat. Es wird gezeigt, dass die Auflösung in den rekonstruierten Bildern durch die Feldstärke des angelegten Magnetfeldes und die Trajektoriendichte beschränkt ist. Die Trajektorie kann bei konstanter Feldstärke bis zu einem gewissen Grad ausgedünnt werden. Der Simulation liegt dabei ein Model zu Grunde, welches das Signal entsprechend der Langevin-Theorie des Paramagnetismus approximiert.

1 Einleitung

Magnetic Particle Imaging (MPI) ist ein neues bilgebendes Verfahren, das es ermöglicht, super-paramagnetische Nanopartikel, sogenannte SPIOs, direkt abzubilden [1]. Das Verfahren verspricht dabei zugleich eine hohe räumliche und zeitliche Auflösung und eine hohe Sensitivität [2]. Mit diesen Eigenschaften hat MPI daher das Potential, Anwendungen in der quantitativen Bildgebung oder bei der Visualisierung des Blutflusses (z.B. in der Kardiographie) zu finden. Das Verfahren kommt dabei ohne ionisierende Strahlung aus.

Die Grundidee von MPI besteht in der Nutzung der nichtlinearen Magnetisierungskurve der Nanopartikel. Das Verfahren nutzt dazu zwei überlagerte Magnetfelder: ein statisches Selektionsfeld und ein dynamisches Wechselfeld (Anregungsfeld). Werden die Nanopartikel in das Wechselfeld gebracht, erfahren sie eine nichtlineare Magnetisierung, die mit einer Empfangsspule gemessen werden kann. Aufgrund der Nichtlinearität enthält das gemessene Signal Harmonische des Anregungssignals, also Schwingungen, deren Frequenzen jeweils ein ganzzahliges Vielfaches der Grundfrequenz sind. Nach Separation dieser Harmonischen vom ebenfalls aufgenommenen Grundsignal kann die Konzentration der Nanopartikel ermittelt werden. Zur räumlichen Kodierung wird das statische Selektionsfeld verwendet, dessen Feldstärke nur an einer bestimmten Stelle, dem

sogenannten feldfreien Punkt (FFP), gleich Null und ansonsten groß ist. Da die Magnetisierung der Nanopartikel schon bei geringen Feldstärken in die Sättigung gelangt (ca. 2 mT bei 50 nm Partikeldurchmesser), antworten nur Nanopartikel in direkter Nachbarschaft des FFPs auf das Anregungsfeld. Somit kann die gemessene Konzentration einem bestimmten Punkt im Raum zugeordnet werden. Das Grundprinzip von MPI ist in Abb. 1 dargestellt.

In [3] wurde in einer Simulationsstudie gezeigt, dass das Auflösungsvermögen des neuen Verfahrens von der angelegten Feldstärke, der Partikelkonzentration, dem Partikeldurchmesser und der Messzeit abhängt. In dieser Arbeit wird erstmals die Abhängigkeit der Auflösung von der verwendeten Trajektoriendichte untersucht.

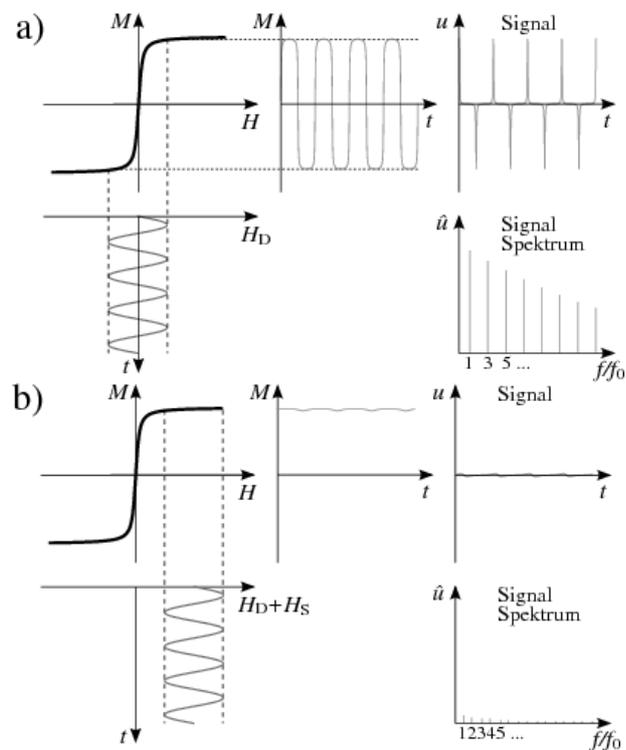


Abb. 1. Grundprinzip von MPI. a) Die super-paramagnetischen Nanopartikel werden in ein Anregungsfeld $H_D(t)$ gebracht. Aufgrund der Nichtlinearität der Magnetisierungskurve $M(H)$ enthält die resultierende zeitliche Magnetisierung $M(t)$ und die induzierte Spannung $u(t)$ nicht nur die Anregungsfrequenz, sondern zusätzlich höhere Harmonische, die für die Bildgebung genutzt werden können. b) Wird das Anregungsfeld $H_D(t)$ mit einem statischen Selektionsfeld H_S überlagert, verbleiben die Partikel in Sättigung. Da die resultierende Magnetisierung fast konstant ist, wird kein messbares Signal in der Empfangsspule induziert.

2 Material and Methoden

Im Folgenden wird das verwendete Simulationsmodell vorgestellt. Aufgrund des Induktionsgesetzes, kann die Beziehung zwischen der Partikelkonzentration c an einer Position \mathbf{r} und dem induzierten Signal u zum Zeitpunkt t durch

$$u(t) = -\mu_0 \int_{\Omega} \frac{\partial}{\partial t} \widehat{\mathbf{M}}(\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)) \cdot \mathbf{p}(\mathbf{r}) c(\mathbf{r}) d\mathbf{r}, \quad (1)$$

modelliert werden. Dabei bezeichnet μ_0 die Permeabilitätskonstante im Vakuum, $\mathbf{p}(\mathbf{r})$ das ortsabhängige Sensitivitätsprofil der Empfangsspule und $\widehat{\mathbf{M}}$ das magnetische Moment eines Partikels, das von der magnetischen Feldstärke $\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)$ abhängt. Für die Modellierung der Nanopartikel wird die Langevin-Theorie des Paramagnetismus [4] verwendet. Zur Berechnung der magnetischen Feldstärke wird das Gesetz von Biot-Savart genutzt. Zum simulierten Spannungssignal $u(t)$ wird modelliertes Patientenrauschen addiert, wie in [3] beschrieben.

Neben dem zuvor beschriebenen Partikelsignal, induziert auch das angelegte Wechselfeld ein Signal in der Empfangsspule, welches mehrere Größenordnungen höher ist. Um das Partikelsignal vom Anregungssignal zu separieren, wird das empfangene Signal in eine Fourier-Reihe entwickelt, wobei die Fourierkoeffizienten durch

$$\hat{u}_k = -\mu_0 \int_{\Omega} \left(\int_{-\frac{T}{2}}^{\frac{T}{2}} \frac{\partial}{\partial t} \widehat{\mathbf{M}}(\mathbf{H}(\mathbf{r}, t)) \cdot \mathbf{p}(\mathbf{r}) e^{2\pi i k t / T} dt \right) c(\mathbf{r}) d\mathbf{r} \quad (2)$$

gegeben sind. Anschließend werden nur die Frequenzen zur Rekonstruktion verwendet, welche nicht im Signal des Anregungsfeldes vorkommen.

Zur numerischen Verarbeitung wird das kontinuierliche Model (2) an Ortspunkten \mathbf{r}_{ρ} , $\rho = 0, \dots, N-1$ und Zeitpunkten t_{κ} , $\kappa = 0, \dots, K-1$ diskretisiert, wobei die Ortspunkte auf einem Gitter der Größe 180×90 liegen und eine Abtastrate von 20 MS/s verwendet wird. Das diskrete Model kann als lineares Gleichungssystem in Matrix-Vektor-Form

$$\mathbf{G}\mathbf{c} = \hat{\mathbf{u}}, \quad (3)$$

geschrieben werden. Zum Lösen dieses linearen Gleichungssystems, wird eine Singulärwertzerlegung mit Tikhonov-Regularisierung verwendet [5].

In der Simulation wird als MPI-Messaufbau dieselbe Spulenkonfiguration wie in [3] verwendet (Abb. 2). Um die Dichte der Abtasttrajektorie zu variieren, werden die Anregungsfrequenzen modifiziert. Die Trajektorie kann als Funktion $\psi(t)$ definiert werden, die jedem Zeitpunkt t die Position des FFPs zuordnet. Für die Bewegung des FFPs in y-Richtung wird eine sinusförmige Anregung mit einer Grundfrequenz von $f_0 = 25$ kHz genutzt. In x-Richtung wird eine leicht unterschiedliche Frequenz $f_1 = \frac{N_P+1}{N_P} f_0$ verwendet, woraus sich eine Lissajous-Figur mit dem kommensurablen Frequenzverhältnis $\frac{N_P+1}{N_P}$ als Trajektorie ergibt. Dabei bezeichnet N_P die Anzahl an Grundfrequenzen pro Periodenlänge $T_R = N_P / f_0$ (Repetitionszeit). Die Dichte der Trajektorie steigt mit N_P und damit auch

die Repetitionszeit. Um das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) des gemessenen Signals zu verbessern, können mehrere Messungen wiederholt und die Ergebnisse aufsummiert werden. Dabei bezeichnet T_{AQ} die Gesamtmesszeit. Um für verschiedene Trajektoriendichten dasselbe SNR zu gewährleisten, wird die Gesamtmesszeit in dieser Arbeit mit $T_{AQ} = 40$ s konstant gehalten. Das verwendete Phantom (Abb. 2) besteht aus Kreisen mit unterschiedlichen Durchmessern, befüllt mit Partikeln mit einem Kerndurchmesser von 50 nm und einem Eisengehalt von $774 \mu\text{mol/l}$. Die Auflösung in den rekonstruierten Bildern wird als kleinster Abstand definiert, bei dem zwei Kreise gleicher Größe noch klar unterscheidbar sind.

3 Ergebnisse

Die rekonstruierten Bilder sind mit den verwendeten Abtasttrajektorien in Abb. 3 dargestellt. Wie deutlich erkennbar ist, verbessert sich die Bildqualität mit steigender Abtastdichte. Während für ein Frequenzverhältnis von 11/10 eine Auflösung von 1.2 mm in y-Richtung und 1.6 mm in x-Richtung erreicht wird, ist mit Hilfe des verwendeten Phantoms für ein Frequenzverhältnis von 101/100 eine Auflösung von 0.5 mm in y-Richtung und 0.8 mm in x-Richtung feststellbar.

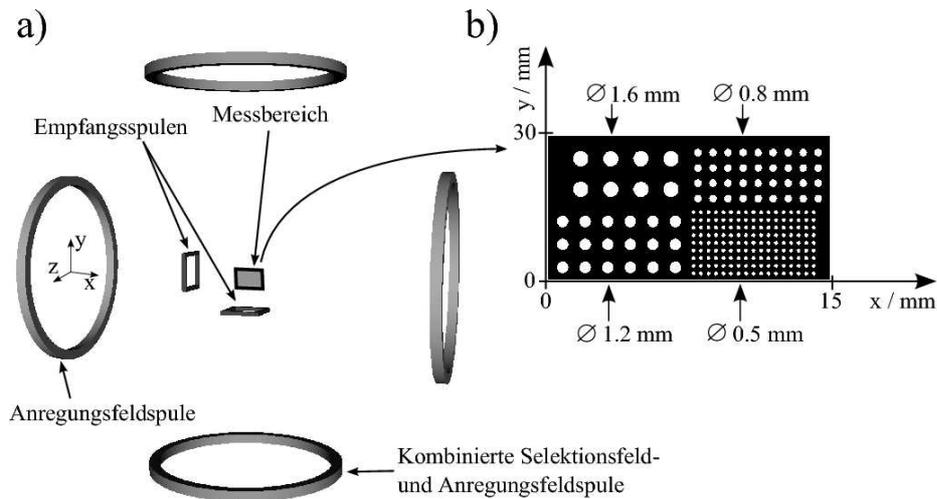
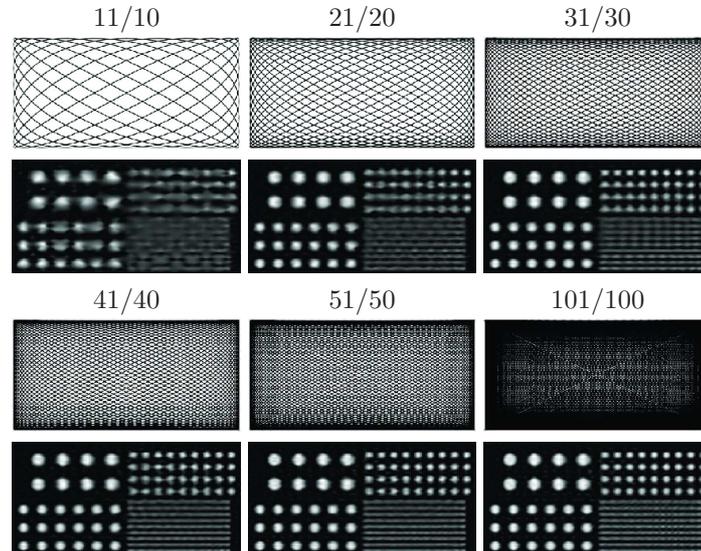


Abb. 2. Messaufbau eines zweidimensionalen MPI Scanners. Kombinierte Selektionsfeld- und Anregungsfeld-Spulen, die in y-Richtung zeigen, sind symmetrisch mit einem Abstand von 0.5 m zum Zentrum platziert. Ein zweites Anregungsfeld-Spulenpaar zeigt in x-Richtung mit demselben Abstand zum Zentrum. Quadratische Empfangsspulen mit einer Seitenlänge von 10 cm sind 15 cm (x-Richtung) und 10 cm (y-Richtung) entfernt vom Zentrum angebracht. Der Messbereich ist $32 \times 16 \text{ mm}^2$ groß und liegt zentrisch. Rechts ist das für die Simulation verwendete Phantom abgebildet, das aus mehreren Kreisen unterschiedlicher Durchmesser besteht.

Abb. 3. Rekonstruktionsergebnisse für verschiedene Abtastdichten, angegeben durch das Frequenzverhältnis.



4 Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde der Einfluss der Abtasttrajektoriendichte auf die erreichte Bildqualität in Magnetic Particle Imaging untersucht. Die Auflösung in den rekonstruierten Bildern nahm dabei mit der Trajektoriendichte zu. Allerdings wurde die beste Auflösung schon bei einem Frequenzverhältnis von 51/50 erreicht, während sich die Bildqualität bei einem Frequenzverhältnis von 101/100 nur unmerklich verbesserte. Von der nominellen Auflösung von 0.17 mm ist die erreichte Auflösung von 0.5 mm allerdings weit entfernt. Das zeigt, dass die zu erwartende Auflösung dieses neuen bildgebenden Verfahrens eine vielschichtige Größe ist, die von der Trajektoriendichte, der Voxelgröße, der Akquisitionszeit und insbesondere von der Stärke der angelegten Magnetfelder abhängt.

Literaturverzeichnis

1. Gleich B, Weizenecker J. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles. *Nature*. 2005;435:1214–1217.
2. Gleich B, Weizenecker J, Borgert J. Experimental results on fast 2D-encoded magnetic particle imaging. *Phys Med Biol*. 2008;53:N81–N84.
3. Weizenecker J, Borgert J, Gleich B. A simulation study on the resolution and sensitivity of magnetic particle imaging. *Phys Med Biol*. 2007;52:6363–6374.
4. Chikazumi S, Charap S. *Physics of Magnetism*. New York: Wiley; 1964.
5. Knopp T, Biederer S, Sattel T, et al. Singular value analysis for magnetic particle imaging. *Proc IEEE Nuc Sci Symp Med Im Conf*. 2008; p. 5.