

Variable Trajektoriendichte für Magnetic Particle Imaging

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

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

Kurzfassung. Bei dem bildgebenden Verfahren Magnetic Particle Imaging (MPI) wird die Ortskodierung dadurch erzielt, dass ein sogenannter feldfreier Punkt (FFP) auf einer Trajektorie durch das Betrachtungsfeld gefahren wird. Als eine der besten Möglichkeiten haben sich dafür Lissajous-Figuren erwiesen. Ein Nachteil ist dabei, dass in einem MPI-System die Hardware auf feste Frequenzen abgestimmt werden muss. Somit entsteht eine statische Trajektorie, die sowohl eine feste örtliche Auflösung als auch eine feste Aufnahmezeit besitzt. In diesem Beitrag wird eine Variation der Phase vorgestellt, die es ermöglicht, die örtliche Auflösung und Aufnahmezeit zu verändern. Dies ermöglicht zum Beispiel einen schnellen Orientierungsscan mit niedriger Bildqualität oder einen hochauflösenden Detailscan mit längerer Aufnahmezeit.

1 Einleitung

Magnetic Particle Imaging (MPI) ist ein neues bildgebendes Verfahren, das die örtliche Verteilung von superparamagnetischen Eisenoxid-Nanopartikeln (SPIOs) misst. Bei der quantitativen Darstellung dieser Nanopartikel erzielt MPI eine örtliche Auflösung im Submillimeterbereich. Die Aufnahmezeit ist dabei so kurz, dass Bilder in Echtzeit aufgenommen werden können. Erstmals wurde MPI von Gleich und Weizenecker im Jahre 2005 in [1] vorgestellt. Die hohe räumliche und zeitliche Auflösung wurde bereits in 2D-Phantom-Experimenten [2] als auch in 3D in-vivo-Experimenten [3] gezeigt. In den 3D-Experimenten wurde ein Bolus innerhalb eines schlagenden Mäuseherzens dargestellt.

Das physikalische Prinzip von MPI beruht auf der nichtlinearen Magnetisierungskurve von magnetischen Nanopartikeln. Angeregt durch ein oszillierendes sinusförmiges Anregungsfeld (Drive-Field), geraten die Nanopartikel periodisch in Sättigung, so dass die Magnetisierung der Partikel nun nicht mehr rein sinusförmig ist, sondern auch Harmonische der Anregungsfrequenz enthält. Anhand der Amplituden der Harmonischen kann die Menge der vorhandenen Partikel bestimmt werden.

Zur örtlichen Kodierung wird dem Drive-Field ein statisches Gradientenfeld (Selection-Field) überlagert. Die Feldstärke ist an einem Punkt – dem sogenannten feldfreien Punkt (FFP) – null. An allen anderen Orten hat sie durch einen steilen Magnetfeldgradienten betragsmäßig einen hohen Wert. An diesen Punkten sind die Nanopartikel stets in Sättigung, so dass nur Partikel in der Nähe des

FFPs auf das Anregungssignal reagieren. Durch Bewegung des FFPs durch den Betrachtungsbereich (field of view, FOV) kann ein Bild der Partikelverteilung generiert werden.

Der FFP kann entlang verschiedener Trajektorien durch das FOV gefahren werden. Als eine der besten Möglichkeiten haben sich Lissajous-Kurven herausgestellt [4]. Diese werden zurzeit auch in allen bekannten MPI-Systemen eingesetzt [2, 3, 5]. Die erzielte räumliche Auflösung ist umso besser, je dichter die Trajektorie ist. Jedoch verlängert sich die Aufnahmezeit auch mit der Dichte der Trajektorie. Ein Problem ist, dass die Frequenzen fest gewählt werden, da die Komponenten eines MPI-Systems auf diese fest eingestellt werden müssen. So werden zum Beispiel die Schwingkreise der Filter und der Sendespulen auf die jeweilige Resonanzfrequenz abgestimmt. Verschiedene Frequenzen auf einem Sendekanal sind nur mit sehr großem Aufwand realisierbar. Diese festgewählten Frequenzen resultierten bisher in einer festen örtlichen Auflösung und Aufnahmezeit. In diesem Beitrag wird eine neue Möglichkeit vorgestellt, die es erlaubt, die Aufnahmezeit und die örtliche Auflösung flexibel gegeneinander zu verändern. Hierzu wird die Phase einer Anregungsfrequenz so verändert, dass mit mehreren kurzen Trajektorien das gleiche Abtastverhalten erzielt wird wie mit einer langen und dichteren Trajektorie.

2 Material and Methoden

Eine 2D-Lissajous-Kurve entsteht durch Überlagerung zweier Wechselfelder mit leicht unterschiedlichen Frequenzen f_x und f_y . Das Frequenzverhältnis kann dabei so gewählt werden, dass

$$\frac{f_x}{f_y} = \frac{N}{N+1} \quad (1)$$

gilt. Je größer N gewählt wird, umso dichter wird die resultierende Trajektorie und umso länger wird auch die Repetitionszeit

$$T_r = \frac{N}{f_x} = \frac{N+1}{f_y} \quad (2)$$

Mit den Amplituden I_x und I_y und den Phasen φ_x und φ_y lassen sich die Ströme der einzelnen Richtungen mittels

$$\mathbf{I} = \begin{pmatrix} I_x \\ I_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \hat{I}_x \sin(2\pi f_x t + \varphi_x) \\ \hat{I}_y \sin(2\pi f_y t + \varphi_y) \end{pmatrix} \quad (3)$$

berechnen. Die Phasen φ_x und φ_y wurden dabei bislang fest gewählt. Statt die Dichte der Trajektorie über das Frequenzverhältnis (1) zu wählen, schlagen wir vor, bei einem ebenfalls festen Frequenzverhältnis mehrere Trajektorien mit unterschiedlichen Phasen φ_y aufzunehmen. Die Dichte der Gesamttrajektorie kann nun über die Anzahl P der verschiedenen Trajektorien geregelt werden. Dabei wird das Frequenzverhältnis so geändert, dass

$$\frac{f_x}{f_y} = \frac{N_{\text{kurz}}}{N_{\text{kurz}} + 1} = \frac{N}{N + P} \quad (4)$$

Tabelle 1. Daten der verwendeten Trajektorien.

N	N_{kurz}	P	f_x	f_y	T_r	T_{total}
99	99	1	25.000 Hz	25.252 Hz	$99 \cdot 0,4 \text{ ms} = 39,6 \text{ ms}$	$1 \cdot 3,6 \text{ ms} = 39,6 \text{ ms}$
99	9	11	25.000 Hz	27.777 Hz	$9 \cdot 0,4 \text{ ms} = 3,6 \text{ ms}$	$11 \cdot 3,6 \text{ ms} = 39,6 \text{ ms}$

gilt, wobei $N = N_{\text{kurz}} \cdot P$ ist. Die Phasen der P Einzeltrajektorien lassen sich mittels

$$\varphi_{y,p} = 2\pi \frac{p-1}{P} \quad \text{mit } p \in [1, P] \quad (5)$$

berechnen. Die Repetitionszeit T_{total} der Gesamtrajektorie ergibt sich aus

$$T_{\text{total}} = P \cdot T_r \quad (6)$$

In Tabelle 1 sind Daten für ein Beispiel mit $N = 99$, $N_{\text{kurz}} = 9$ und $P = 11$ gegeben. Die 11 Einzeltrajektorien sind in Abbildung 1 dargestellt und die Phasen dieser Trajektorien in Tabelle 2 gegeben. Vergleicht man die kurzen Trajektorien mit der langen in Abbildung 2(a) erkennt man deutlich, dass diese eine geringere Dichte aufweisen. Werden jedoch alle 11 Einzeltrajektorien zu einer Gesamtrajektorie überlagert, wie in Abbildung 2(b) dargestellt, hat diese die vergleichbare Dichte wie die lange Trajektorie.

Zur Evaluierung der verschiedenen Trajektorien, wurde der Kleintierscanner aus [3, 6] mittels [7] und [8] simuliert. Das genutzte Phantom (Abb. 4(a)) bestand aus unterschiedlich großen Zylindern (1,6 mm, 1,2 mm, 0,8 mm, 0,04 mm), die mit Nanopartikeln gefüllt sind. Als mathematisches Modell für die Partikel

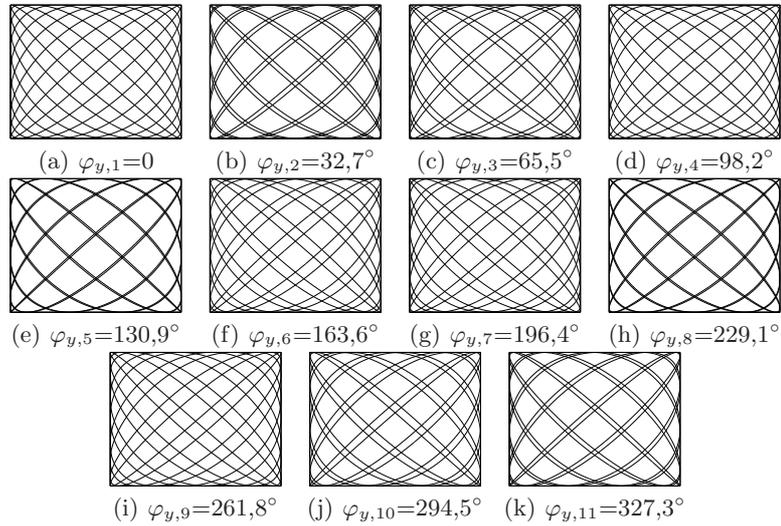
**Abb. 1.** Kurze Trajektorien mit unterschiedlichen Phasen φ_y .

Tabelle 2. Phasen der Einzeltrajektorien.

p	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
$\varphi_{y,p}$	0°	$32,7^\circ$	$65,5^\circ$	$98,2^\circ$	$130,9^\circ$	$163,6^\circ$	$196,4^\circ$	$229,1^\circ$	$261,8^\circ$	$294,5^\circ$	$327,3^\circ$

wurde die Langevin-Theorie des Paramagnetismus [9] verwendet. Hierzu wurde der Durchmesser des Eisenoxidkerns mit 30 nm angenommen.

3 Ergebnisse

Das Rekonstruktionsergebnis für die lange Trajektorie ist in Abbildung 4(b) dargestellt und für eine einzelne kurze Trajektorie mit $\varphi_y = 0^\circ$ in Abbildung 4(c). Es lässt sich erkennen, dass bei der langen Trajektorie wesentlich mehr Strukturen zu unterscheiden sind und somit eine höhere räumliche Auflösung erzielt wird als bei der kurzen Trajektorie. In Abbildung 4(d) ist das rekonstruierte Bild zu sehen, wenn die kurzen einzelnen Trajektorien mit unterschiedlicher Phase kombiniert werden. Die Rekonstruktion hat eine vergleichbare örtliche Auflösung, wie die der langen Trajektorien. Es ist somit möglich, die lange Trajektorie in verschiedene kurze Trajektorien aufzuteilen.

4 Diskussion

In diesem Beitrag wurde ein Verfahren für Magnetic Particle Imaging vorgestellt, das es ermöglicht, die feste Aufnahmezeit und Auflösung variabel zu verändern. Es wurde gezeigt, dass durch Variation der Phase bei einer Lissajous-Kurve verschiedene Trajektorien entstehen. Durch Kombination dieser Trajektorien ist es möglich, sowohl Aufnahmen mit einer sehr kurzen Repetitionszeit und niedriger Auflösung als auch Aufnahmen mit einer sehr hohen Auflösung und einer langen Repetitionszeit durchzuführen, ohne dass die Systemhardware verändert werden muss. Dies ermöglicht zum Beispiel eine schnelle Aufnahme zur Orientierung in

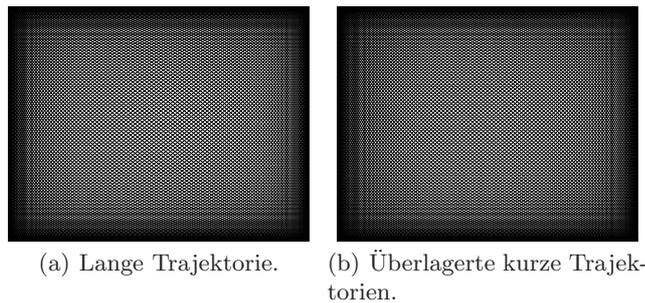
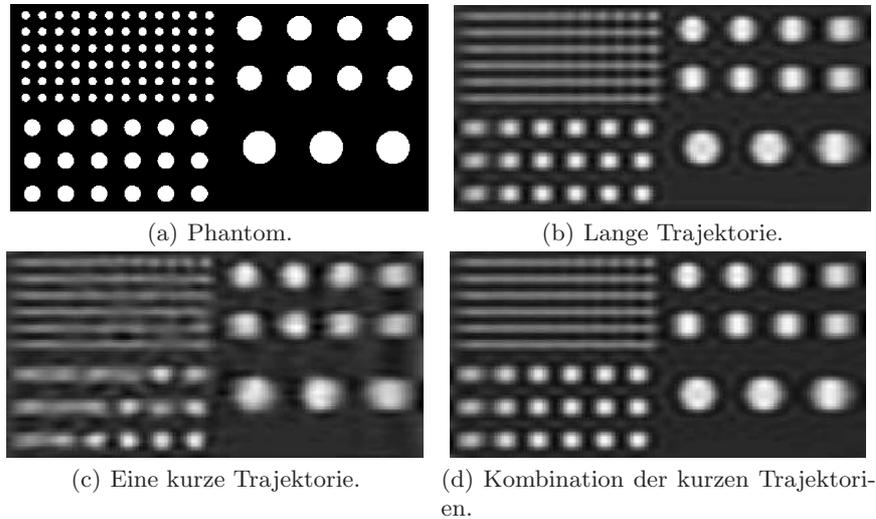
**Abb. 2.** Verschiedene Gesamt-Trajektorien.

Abb. 3. Rekonstruktionsergebnisse mit den verschiedenen Trajektorien.

niedriger Auflösung und anschließend eine hochaufgelöste Detailaufnahme. Weiterhin kann so bei einer dynamischen Bildgebung die Scanzeit angepasst werden. So kann zum Beispiel für die Aufnahmen des schlagenden Herzens eine niedrigere Aufnahmezeit gewählt werden als für Aufnahme von statischen Strukturen, die dafür in einer höheren Auflösung dargestellt werden können.

Literaturverzeichnis

1. Gleich B, Weizenecker J. Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles. *Nature*. 2005;435(7046):1214–7.
2. Gleich B, Weizenecker J, Borgert J. Experimental results on fast 2D-encoded magnetic particle imaging. *Phys Med Biol*. 2008;53(6):N81–N84.
3. 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.
4. Knopp T, Biederer S, Sattel T, et al. Trajectory analysis for magnetic particle imaging. *Phys Med Biol*. 2009;54(2):385–97.
5. Sattel T, Knopp T, Biederer S, et al. Single-sided device for magnetic particle imaging. *J Phys D Appl Phys*. 2009;42(1):1–5.
6. Schmale I, Gleich B, Kanzenbach J, et al. An introduction to the hardware of magnetic particle imaging. In: *Proc Med Phys Biomed Eng*. 25/II. Munich; 2009. p. 450–3.
7. Weizenecker J, Gleich B, Borgert J. Magnetic particle imaging using a field free line. *J Phys D Appl Phys*. 2008;41(10):3pp.
8. Rahmer J, Weizenecker J, Gleich B, et al. Signal encoding in magnetic particle imaging. *BMC Med Imaging*. 2009;9.
9. Chikazumi S, Charap S. *Physics of Magnetism*. New York: Wiley; 1964.