



## MAGNETISCHE PARTIKELBILDGEBUNG MIT EINER FELDFREIEN LINIE

MATTHIAS WEBER, KLAAS BENTE, ANSELM V. GLADISS, MATTHIAS GRAESER, THORSTEN M. BUZUG

### Abstract

Die magnetische Partikelbildgebung nutzt das nichtlineare Magnetisierungsverhalten von magnetischen Nanopartikeln um deren Verteilung darzustellen. Dafür werden statische Gradientenfelder und oszillierende, homogene Magnetfelder kombiniert. Bisherige Experimente zeigen die Machbarkeit dieser Bildgebungsmethode. Datenakquisition und Visualisierung benötigen mehrere Minuten. Im Folgenden wird ein Ansatz gezeigt, der die Datenakquisition und -visualisierung in Echtzeit ermöglicht. Der konstruierte Scanner basiert auf einer feldfreien Linie und besitzt eine höhere Sensitivität als zuvor gezeigte Techniken. Ein optimiertes Felddesign ermöglicht einen modellbasierten Rekonstruktionsprozess zur schnellen Datenverarbeitung. In diesem wird zusätzlich eine Entfaltung auf Basis der Partikeleigenschaften eingebaut um die Bildqualität zu erhöhen. Mit der Echtzeitfähigkeit hat die Magnetische Partikelbildgebung das Potential, eine essentielle Technologie in der zukünftigen medizinischen Diagnostik und Überwachung zu werden, wo schnelle physiologische Prozesse analysiert werden müssen wie bei kardiologischen Interventionen, Tumordiagnostik und der Stammzelltherapie.

### Einleitung

Die magnetische Partikelbildgebung (Magnetic Particle Imaging, MPI) wurde in den Philips Forschungslaboratorien entwickelt und zum ersten Mal 2005 publiziert [1]. Spezielle Magnetfeldkonfigurationen ermöglichen es, Verteilungen von superparamagnetischen Nanopartikeln (MNP) mit hoher räumlicher Auflösung in Echtzeit zu verfolgen. Dies öffnet in der medizinischen Diagnostik aber auch der Therapie neue Türen. Dabei hat MPI das Potential, sich gegen bereits etablierte Bildgebungsmodalitäten wie die Computertomographie (CT), die Magnetresonanztomographie (MRT) oder auch nukleardiagnostischen Verfahren durchzusetzen. Es wird keine ionisierende Strahlung verwendet. Anders als bei der Nukleardiagnostik sind die verwendeten magnetischen Nanopartikel nicht radioaktiv. MPI übertrifft sogar die Ortsauflösung und Sensitivität von MRT und kann sich in Bezug auf die Scanzeit deutlich gegenüber MRT, CT und Nukleardiagnostik absetzen. 2009 konnten die ersten Aufnahmen eines schlagenden Mäuseherzens veröffentlicht werden [2]. Die derzeitige räumliche Auflösung beläuft sich auf den unteren Millimeterbereich [3]. Tatsächlich könnten

maßgeschneiderte Nanopartikel auch im Submillimeterbereich dargestellt werden.

Das nichtlineare Magnetisierungsverhalten der MNPs ermöglicht es, deren Verteilung zu bestimmen. Dabei wird genutzt, dass MNPs in einem Wechselfeld Harmonische der Grundfrequenz des Wechselfeldes erzeugen und sich mit einem zusätzlichen Feld sättigen lassen, so dass keine Signale durch die Partikel außerhalb des Messortes entstehen (Abb. 1). Bei der Bildgebung werden Gradientenfelder genutzt, welche einen feldfreien Bereich besitzen. Partikel in diesem Bereich können mit einem Wechselfeld angeregt werden, alle anderen Partikel außerhalb dieses Bereiches tragen nicht zum Signal bei. Durch Verschieben des feldfreien Bereiches kann der Messbereich abgescannt werden. Bei MPI kann dieser feldfreie Bereich entweder mit einem feldfreien Punkt (FFP) oder einer feldfreien Linie (FFL) realisiert werden [1,4]. Da bei der FFL alle Partikel entlang einer Linie zum Signal beitragen, hat diese Technologie einen entscheidenden Sensitivitätsvorteil gegen den FFP. Allerdings konnten aufgrund der erheblichen Komplexität nur wenige Systeme die FFL-Technologie nutzen. Zudem gab es bisher keine Echtzeitbildgebung im FFL-Bereich. Erste Optimierungen in Simulationsstudien und Prototypen zeigten jedoch vielversprechende Ergebnisse [5, 6]. Im Folgenden wird der erste FFL-MPI-Prototyp vorgestellt, der eine zweidimensionale Visualisierung der Partikelverteilung im Millisekundenbereich realisiert.

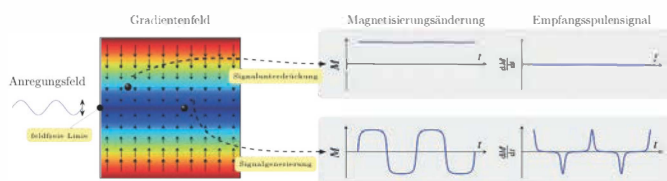


Abbildung 1. Auf der linken Seite ist die feldfreie Linie dargestellt, auf der ein hochfrequentes homogenes Verschiebungsfeld addiert wird. Partikel im feldfreien Bereich generieren ein charakteristisches Signal, welches detektiert werden kann. Partikel außerhalb dieses Bereichs sind durch das zusätzliche Feld gesättigt und erzeugen kein Signal. Ein Verschieben der Linie ermöglicht die Ortskodierung.

## Methoden

Das Herzstück des hier vorgestellten FFL-MPI-Systems ist der Feldgenerator (Abb. 2). Dieser besteht aus 26 einzelnen Spulen, die sich in fünf Gruppen unterteilen lassen. In Blau und in Rot sind die inneren und äußeren Selektionsfeldspulen dargestellt, die rotieren und die FFL generieren. Beide Ringe sind um jeweils 45° zueinander verdreht. Der statische Teil dieses Gradientenfeldes wird durch die Permanentmagnete generiert, die vor und hinter dem Scanner angeordnet sind und eine kleine Öffnung für die zu messende Probe aufweisen. Innerhalb des Scanners

sind weiterhin zwei Spulenpaare in Helmholtzkonfiguration angeordnet (in Gelb und Grün dargestellt), die die FFL im Raum orthogonal zu ihrem Verlauf verschieben. Diese Spulen werden Verschiebungsspulen genannt. Nicht eingezeichnet sind zwei Empfangsspuleneinheiten, die das Partikelsignal messen.

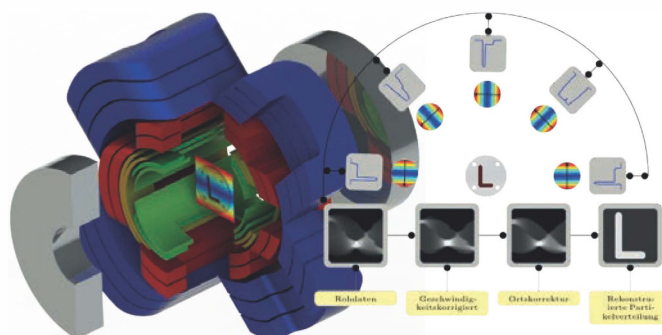


Abbildung 2. Auf der linken Seite ist die Spulenkonfiguration abgebildet, welche die FFL generiert, rotiert und verschiebt. Dabei übernehmen die blauen und roten Spulen in Kombination mit zwei Permanentmagneten die Generierung und Rotation der FFL. Die gelben und grünen Spulen können die Linie hochfrequent orthogonal zu ihrer Ausbreitungsrichtung verschieben. Die rechte Seite zeigt wie für verschiedene Winkel Partikelsignalprojektionen generiert werden. Diese Daten werden in einem Sinogramm gespeichert und anschließend rekonstruiert. Nach einer Geschwindigkeits- und Ortskorrektur wird mit Hilfe einer inversen Radontransformation die tatsächliche Partikelverteilung berechnet.

Die Verschiebung der FFL ist in diesem Aufbau mit 25 kHz realisiert. Dabei kann eine kreisförmige, zweidimensionale Fläche mit einem Durchmesser von 25 mm abgescannt werden, das sogenannte field of view (FOV). Die Spulenformen und -anordnungen sind dahingehend optimiert, dass möglichst wenig Leistung verbraucht wird und die generierten Felder definierte Eigenschaften für die Rekonstruktion besitzen. Das bedeutet, dass die FFL einen möglichst homogenen Gradienten besitzt und die Verschiebungsfelder homogen sind.

Beim Scanvorgang fährt die FFL für jeden Rotationswinkel durch das FOV und generiert ein Projektionssignal der Partikel entlang der gesamten Linie. Dieser Prozess ist anhand eines L-förmigen Partikelphantoms auf der rechten Seite in Abb. 2 beschrieben. Die generierten Signale werden digitalisiert und am Computer weiterverarbeitet. Ausgangspunkt ist das Sortieren der Daten in einem Sinogramm bzgl. der Projektionen und des Winkels. Im weiteren Verlauf muss die Geschwindigkeit des Verschiebungsfeldes und eine Ortskorrektur angewandt werden. Dieser Prozess wird auch x-Space Rekonstruktion genannt [7]. Im letzten Schritt wird aus dem korrigierten Sinogramm die eigentliche Partikelverteilung berechnet. Dieser Prozess wird inverse Radontransformation genannt und ist aus der Computertomografie bekannt [8]. Tatsächlich kann hier auf die gleichen Algorithmen zurückgegriffen werden.

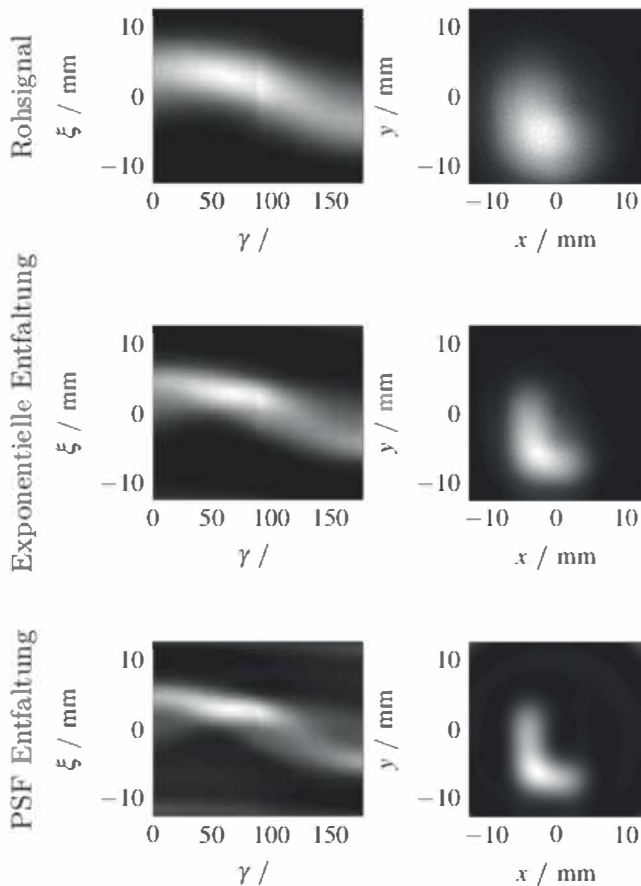


Abbildung 3. Bildgebung eines mit MNPs gefüllten L-förmigen Phantoms. In der linken Spalte sind die Sinogramme und in der rechten Spalte die rekonstruierten Partikelverteilungen nach verschiedenen Entfaltungsschritten dargestellt.

In dem Rekonstruktionsprozess kann zusätzlich eine Modellannahme der Partikeleigenschaften integriert werden. Die Partikel senden kein scharfes, sondern ein eher verwaschenes Signal, was die Auflösung des Bildgebungsprozesses minimiert. Außerdem ist in der Partikelantwort ein komplexer Relaxierungsprozess integriert, welcher weiterhin die Bildqualität mindert. Bei korrekter Modellannahme kann dies rechnerisch kompensiert werden, indem eine Entfaltung in den Rekonstruktionsprozess integriert wird.

Zur Evaluierung des Systems wurde ein L-förmiges Phantom konstruiert, mit magnetischen Nanopartikeln gefüllt und im FFL-MPI-System gescannt.

### Ergebnisse und Zusammenfassung

Die rekonstruierte FFL-MPI-Messung ist in Abb. 3 zu sehen. In der linken Spalte sind die x-Space rekonstruierten Sinogramme für die verschiedenen Entfaltungsschritte abgebildet. Äquivalent dazu sind in der rechten Spalte die rekonstruierten Partikelverteilungen zu erkennen. Mit Hilfe der Entfaltung in Kombination mit den Modellannahmen lässt sich die Auflösung

von 9,2 mm auf 5,5 mm steigern. Das System kann derzeit 5 Bilder pro Sekunde generieren und visualisieren.

### Literatur

[1] B. Gleich und J. Weizenecker, „Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles.“, *Nature*, Bd. 435, Nr. 7046, S. 1214–1217, 2005. doi: 10.1038/nature03808.

[2] J. Weizenecker, B. Gleich, J. Rahmer, H. Dahnke und J. Borgert, „Three-dimensional real-time in vivo magnetic particle imaging.“, *Physics in medicine and biology*, Bd. 54, Nr. 5, S. L1–L10, 2009. doi: 10.1088/0031-9155/54/5/L01.

[3] R. Ferguson, A. Khandhar, E. Saritas, L. Croft, P. Goodwill, A. Halkola, J. Borgert, J. Rahmer, S. Conolly und K. Krishnan, „Magnetic particle imaging with tailored iron oxide nanoparticle tracers“, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Bd. 33, Nr. 12, S. 2375–2385, 2014. doi: 10.1109/TMI.2014.2375065.

[4] J. Weizenecker, B. Gleich und J. Borgert, „Magnetic particle imaging using a field free line“, *Journal of Physics D: Applied Physics*, Bd. 41, Nr. 10, S. 105009, 2008. doi: 10.1088/0022-3727/41/10/105009.

[5] M. Erbe, M. Weber, T. F. Sattel, T. M. Buzug und T. M. Buzug, „Experimental validation of an assembly of optimized curved rectangular coils for the use in dynamic field free line magnetic particle imaging“, *Current Medical Imaging Reviews*, Bd. 9, Nr. 2, S. 89–95, 2013. doi: 10.2174/1573405611309020003.

[6] M. Weber, K. Bente, M. Graeser, T. F. Sattel und T. M. Buzug, „Implementation of a high-precision 2-d receiving coil set for magnetic particle imaging“, *IEEE Transactions on Magnetics*, Bd. 51, Nr. 2, S. 1–4, Feb. 2015. doi: 10.1109/TMAG.2014.2331987.

[7] P. W. Goodwill, J. J. Konkle, B. Zheng, E. U. Saritas und S. M. Conolly, „Projection x-space magnetic particle imaging“, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Bd. 31, Nr. 5, S. 1076–1085, 2012. doi: 10.1109/TMI.2012.2185247.

[8] T. M. Buzug, *Computed Tomography*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008. doi: 10.1007/978-3-540-39408-2.

### Autoren

Matthias Weber, M.Sc.

Universität zu Lübeck

Institut für Medizintechnik

(korrespondierender Autor)

Ratzeburger Allee 160

23562 Lübeck

E-Mail: [weber@imt.uni-luebeck.de](mailto:weber@imt.uni-luebeck.de)

Tel.: +49 (0)451 500 5400

Klaas Bente, M.Sc.  
 Universität zu Lübeck  
 Institut für Medizintechnik

Anselm v. Gladiß, M.Sc.  
 Universität zu Lübeck  
 Institut für Medizintechnik

Dipl.-Ing. Matthias Graeser  
 Universität zu Lübeck  
 Institut für Medizintechnik

Prof. Dr. rer. nat. Thorsten M. Buzug  
 Universität zu Lübeck  
 Institut für Medizintechnik

# ENTWICKLUNG EINER KOMPAKTEN SENSORPLATTFORM FÜR DEN PROTOTYPISCHEN EINSATZ IN DER MEDIZINTECHNIK

CHRISTIAN BOLLMEYER, MARTIN MACKENBERG, HARTMUT GEHRING, HORST HELLBRÜCK

## Motivation

Eingebettete Systeme sind in vielen Bereichen des Alltags allgegenwärtig. Angefangen von Mobiltelefonen bis zur Fahrzeugelektronik erleichtern uns eingebettete Systeme das tägliche Leben. Darüber hinaus ermöglicht die moderne Elektronik immer kleinere Sensoren und drahtlose Funkchips.

Sensorknoten sind eingebettete Systeme, die an spezielle Aufgaben angepasst werden. Ein Verbund von drahtlosen Sensorknoten bildet ein Sensornetz (Abbildung 1). Über sogenannte Gateway-Knoten können drahtlose Sensornetze auch an das Internet angeschlossen werden. Sie ermöglichen damit vielfältige Einsatzmöglichkeiten im Bereich Industrie 4.0 und dem Internet der Dinge.

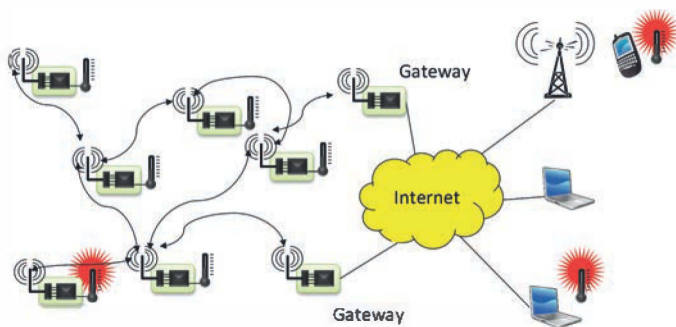


Abbildung 1. Sensornetz mit Gateway-Knoten zum Anschluss an das Internet

Die besondere Herausforderung bei der Entwicklung von drahtlosen Sensorknoten ist ein möglichst universelles und wiederverwendbares Hard- und Softwaredesign. Spezielle Anwendungen stellen zusätzlich besondere Anforderungen an die Hardware und benötigen z.B. spezielle Sensoren. Darüber hinaus ist eine kleine Bauform für viele Anwendungen vorteilhaft, weil sich die Sensorknoten so leichter in bestehende Systeme integrieren lassen.

Im folgenden Artikel wird die aktuelle Entwicklung eines Sensorknotens des Kompetenzzentrums CoSA (Kom-

munikation-Systeme-Anwendungen) kurz vorgestellt und die Einsatzmöglichkeit anhand eines aktuellen Projektes in der Medizintechnik verdeutlicht.

## Hardware und Software des Sensorknotens

Als Basis für die Entwicklung des Sensorknotens dient der vorhandene Sensorknoten TriSOS (3xSOS: Smart Object Systems, Self Organizing Systems, Service Oriented Systems), welcher im Zeitraum 2008 - 2012 vom Kompetenzzentrum CoSA im Rahmen eines Projektes entwickelt wurde [1]. Ziele der Neuentwicklung sind eine kompaktere Bauform und eine Erweiterung der On-Board Sensorik, die modular noch erweitert werden kann. Die Grundlage der neuen Sensorknotenarchitektur bildet ein 8 Bit ATxmega128A1U Mikrocontroller der Fa. Atmel, bei dem ein digitaler 14-Bit Beschleunigungssensor der Fa. Bosch [2] und ein digitaler 24-Bit Luftdrucksensor [3] bereits integriert sind. Diese Sensoren können zum Beispiel für die Lageerkennung eines Objektes, Fallerkennung, präzise Höhenmessung [4] oder für die Lokalisation verwendet werden. Die Daten der Sensoren können bei Bedarf auf dem integrierten EEPROM gespeichert werden. Für die drahtlose Kommunikation im Sensornetz verfügt der Sensorknoten über eine IEEE802.15.4 kompatible Funkschnittstelle. Der Sensorknoten wird über einen 3.7 V Li-Ion Akku (1300 mAh) mit Energie versorgt. Abhängig von der Anwendung und Optimierung kann damit eine Laufzeit von

Bezeichnung	Komponente
Mikrocontroller	Atmel ATxmega128A1U
Beschleunigungssensor	Bosch BMA280
Luftdrucksensor	Measurement Specialties MS5803-01BA
Funkschnittstelle	Atmel AT86RF233
Akku	3.7 V Li-Ion mit 1300 mAh
Ultra Wide Band Modul	Decawave DW1000

Tabelle 1. Komponenten des Sensorknotens mit UWB Erweiterung

## IMPRESSUM

### HERAUSGEBER

Präsidium der Fachhochschule Lübeck  
Mönkhofer Weg 239  
23562 Lübeck  
[www.fh-luebeck.de](http://www.fh-luebeck.de)

### REDAKTION

Autoren/-innen  
Schlussredaktion:

Prof. Dr.-Ing. Stephan Klein  
Labor für Medizinische Sensor- und Gerätetechnik  
Fachhochschule Lübeck  
[www.msgt.fh-luebeck.de](http://www.msgt.fh-luebeck.de)

Frank Mindt, M.A.  
Pressestelle  
Fachhochschule Lübeck  
Telefon: 0451 300 - 5305  
Fax: 0451 300 - 5470  
E-mail: [presse@fh-luebeck.de](mailto:presse@fh-luebeck.de)

### SATZ UND LAYOUT

Thowo - Thorben Wolkowski  
E-mail: [info@thowo.de](mailto:info@thowo.de)  
[www.thowo.de](http://www.thowo.de)

### FOTOS

Autoren/-innen, Pressestelle

ISSN 1618 5528

AUFLAGE  
600 Exemplare