

## Entwicklung, Implementierung und Anwendung einer 84-Kanal Matrix-Gradientenspule

Sebastian Littin,<sup>1\*</sup> Feng Jia<sup>1</sup>, Kelvin Layton<sup>2</sup>, Stefan Kroboth<sup>1</sup>, Huijun Yu<sup>1</sup>, Jürgen Hennig<sup>1</sup> und Maxim Zaitsev<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Medizin Physik, Klinik für Radiologie, Medizinische Fakultät, Universität Freiburg, Freiburg, Deutschland.

<sup>2</sup> University of South Australia, Institute for Telecommunications Research, Building W Mawson Lakes Campus, Mawson Lakes Boulevard, Mawson Lakes, SA, AUS 5095

\* Sebastian.Littin@uniklinik-freiburg.de

**Abstract:** The purpose was to develop a coil system that allows for generating Spatial-Encoding-Magnetic fields (SEMs) in a highly-flexible fashion for novel encoding strategies. Mechanical shape and wire layouts were optimized to increase the gradient strength locally, while minimizing eddy current effects and simultaneously considering manufacturing constraints. A prototype matrix gradient coil with  $12 \times 7 = 84$  elements was realized and characterized. Proof-of-concept imaging experiments and a novel method to induce slice dependent frequency shifts for simultaneous-multi-slice (SMS) imaging are demonstrated.

**Zusammenfassung:** Ziel dieses Projekts war die Entwicklung eines Spulensystems zur flexiblen Erzeugung magnetischer Kodierfelder für neuartige Ansätze der Ortskodierung. Der mechanische Aufbau sowie das Spulenlayout wurden optimiert, um die lokale Gradientenstärke bei gleichzeitiger Minimierung von Wirbelstromeffekten zu maximieren. Eine Prototyp-Matrix-Gradientenspule mit  $12 \times 7 = 84$  Elementen wurde gebaut und charakteristische Eigenschaften bestimmt. Dieser Abstract zeigt die in Experimenten nachgewiesene Anwendbarkeit des Konzepts und ein neuartiges Verfahren zur schichtabhängigen Frequenzverschiebungen für simultane Multischicht-Bildgebung (SMS).

### Motivation

Ortskodierung in der MRT erfolgt normalerweise mit Hilfe von drei Magnetfeldern mit orthogonalen räumlichen Gradienten. Magnetische Felder zur Ortskodierung, allg. „Spatial Encoding Magnetic fields“ (SEMs), werden als Gradienten bezeichnet, wenn sie über eine konstante räumliche Ableitung haben. Sie führen zu einer linearen Beziehung zwischen k-Raum und Bildraum, was eine einfache Bildrekonstruktion per Fourier-Transformation (FFT) ermöglicht.

Für eine konventionelle Spule wird zu Beginn der Entwicklung ein

Zielvolumen festgelegt. Bei der Anwendung weicht das abgebildete Volumen jedoch häufig vom ursprünglich definierten Zielbereich ab. Da im menschlichen Körper verschiedene Regionen von Interesse (ROIs) wesentlich in Größe und Lage variieren, kann ein System, das die SEMs an gegebene Größen und Positionen anpasst, vorteilhaft sein.

In den letzten Jahren wurden mehrere bildgebende Verfahren, die auf der Verwendung von nichtlinearen SEMs basieren, vorgestellt. Dies beinhaltet unter anderem die parallele Bildgebung (1-5), Darstellung gekrümmter Schichten (6,7), lokal verbesserte Auflösung (8), Verkleinerung des Sichtfeldes durch Phasenpräparation (9-11) und eine neuartige Shim-Methode durch Phasenpräparation (12). Optimierungsmethoden für die Ortskodierung mit beliebigen SEMs wurden von Layton et al. (13) vorgestellt. Alle genannten Methoden wurden mit SEMs in der Form von sphärischen Harmonischen niedriger Ordnung demonstriert, sind jedoch nicht auf diesen Feldverlauf beschränkt. Die Vorteile von lokalisierten Spulenelementen gegenüber sphärischen Harmonischen wurden bereits für die Homogenisierung des Hauptmagnetfeldes (Shimming) (14,15) gezeigt. Auch für die räumliche Kodierung ist mit lokalisierten Spulenelementen eine effizientere Erzeugung von SEMs potenziell möglich (16).

Hier präsentieren wir eine abgeschirmte Gradientenspule mit einer hohen Anzahl unabhängiger Spulenelemente. Abmessungen einer Ganzkörper-Gradientenspule wurden auf die Größe eines Kopfspuleneinschubs skaliert, eine solche Spule gebaut und diese in einen 3T MR-Scanner integriert. Eine große Anzahl von einzelnen Spulenelementen ermöglicht es nahezu beliebige SEMs innerhalb physikalischer Grenzen in flexibler Weise zu erzeugen. Die Möglichkeiten neuer Bildgebungsstrategien durch die erweiterte Anzahl an Freiheitsgraden werden durch eine neuartige Technik zur schichtabhängigen Frequenzverschiebungen für die simultane Multischicht-Bildgebung demonstriert.

### Material und Methoden

Für die Realisierbarkeit eines handlichen Prototyps wurden alle entsprechenden Dimensionen einer Ganzkörper-Gradientenspule auf die Maße eines Kopfspuleneinschubs skaliert. Im Gegensatz zu üblichen Gradientenspulen besteht das Design von Matrixspulen aus zwei voneinander abhängigen Schritten. Zu Beginn müssen Optimierungsflächen definiert werden und im Anschluss kann darauf ein Spulendesign berechnet werden. Die Spulenoptimierung basiert auf der Arbeit von Jia et. al. (17). Dabei werden lokale Gradienten maximiert, Wirbelstromeffekte im Kryostat minimiert und die Drahtdicke für ein realisierbares Design berücksichtigt. Optimierungen wurden in MATLAB durchgeführt.

Die Spulenelemente wurden mit Hilfe Tintenstrahl-Pulverdruckverfahrens hergestellt. Für die Wicklung der einzelnen Spulenelemente wurde HF-Kupfer-Litze und für das Kühlsystem Kupferrohre verwendet. Nach dem Zusammenbau wurde die Spule unter Vakuum mit Hilfe eines selbstgefertigten Gehäuses mit Epoxidharz vergossen.

Die Experimente wurden an einem 3T Siemens TRIO MR-Scanner, der mit 12 zusätzlichen Gradientenkanälen ausgestattet ist (IECO XPA-150-350), durchgeführt. Diese zusätzlichen Gradientenverstärker werden mit im Haus entwickelter Hardware (DAC, Clock-Verteilung sowie Steuerplatine) angesteuert (18). Die Opensource Software Pulseseq (19,20) erlaubt eine einfache Kontrolle aller Scannerkomponenten in Kombination mit der zusätzlichen Hardware. Spulenelemente wurden zu 12 Kanalclustern kombiniert.

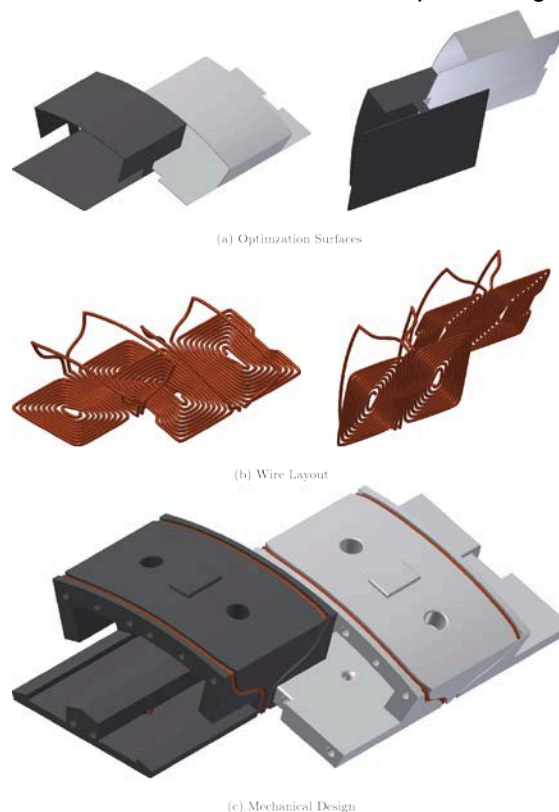
Zur Messung von Feldkarten, Wirbelströmen und für Bildgebungsexperimente wurden Pulssequenzen in MATLAB mit Hilfe von Pulseseq geschrieben. Die Bildrekonstruktion basiert auf einem iterativen Conjugate Gradient (CG) Algorithmus (2), der auf GPUs implementiert wurde (21).

Bei der simultanen Multischicht-Bildgebung werden üblicherweise Phasenverschiebungen entlang der Schichtrichtung induziert. Dadurch werden Signale so konditioniert, dass eine schichtabhängige Signalseparation mit Methoden der parallelen Bildgebung vereinfacht wird (22,23). Eine schichtabhängige Phasenverschiebung kann auch mit Hilfe eines abschnittsweise konstanten Feldes induziert werden, wenn diese während der Phasenkodierung ausgespielt wird. Falls das zusätzliche Feld konstant innerhalb der jeweiligen Schicht ist und zusätzlich während der Frequenzkodierung ausgespielt wird, kann

damit auch eine schichtabhängige Frequenzverschiebung generiert werden. Das heißt, dass Signale unterschiedlicher Schichten in eigene Frequenzbereiche verschoben werden können, bzw. auf der 2D-Ebene in zwei Richtungen getrennt werden.

### Ergebnisse

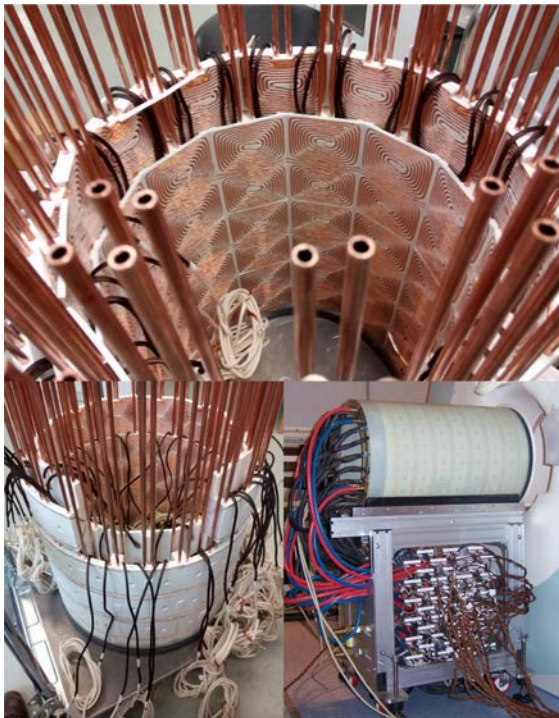
*Stromführende Oberflächen und Spulendesign:*



**Abb. 1:** Visualisierung unterschiedlicher Entwicklungsphasen. Die stromführende Oberflächen zur Optimierung des Drahtlayouts sind in a) zu sehen. Dunkle Elemente liegen näher am Zielvolumen als helle. Die resultierende, etwa zylindrische Struktur weist zwei unterschiedliche Hauptflächen und eine gemeinsame Abschirmfläche auf. Die optimierten Drahtlayouts sind in b) dargestellt. c) zeigt den mechanischen Aufbau der beiden Spulenträger.

Die resultierenden Optimierungsflächen für zwei verschiedene Elementtypen sind in Abb. 1a) zu sehen. Äußere Abschirmflächen besitzen die halbe Länge der Hauptflächen entlang der z-Richtung. Gemeinsam bilden alle 84 Abschirmflächen die äußere, ringförmige Struktur. Benachbarte Ringe unterschiedlicher Elemente sind jeweils um ein halbes Element gedreht und zueinander verschoben, was zu einer Überlappung von 1/4 der Hauptflächen der nächsten benachbarten Elemente verschiedener Typen führt. Dies gewährleistet eine intrinsische elektrische Entkopplung bei hoher Packungsdichte. Die zwei resultierenden Spulenlayouts sind in Abb. 1b) zu sehen. Auf den Hauptflächen sind zwei Schleifen mit gleicher Windungszahl und entgegengesetzter

Stromrichtung zu sehen, was zu einem grundlegend kraft- und momentbalancierten Design führt. Aufgrund der lokalen Begrenzung des Magnetfeldes laufen nur zwei Drähte zur Abschirmfläche. Die Wirbelströme, die auf einem skalierten Kälteschirm im Kryostat simuliert wurden, erzeugen ein Feld mit einer Feldstärke  $<1\%$  des verursachenden Feldes. Die mechanische Konstruktion (Abb. 1 c)) der Spulenträger beinhaltet Aussparungen für benachbarte Elemente, Wasserkühlung und Anschlussdrähte. Kühlrohre werden zur Ausrichtung der Elemente während der Herstellung verwendet.



**Abb. 1:** Matrixspulen-Prototyp während der Realisierung. Zwei überlappende stromführende Schichten werden durch unterschiedliche Elemente gebildet (oben). Spulenelemente wurden Ring für Ring auf Kühlrohre aufgeschoben und durch diese auch ausgerichtet. Elektrische Anschlüsse wurden durch die Spulenelemente geführt (unten links). Fertige Matrix-Gradientenspule auf Wagen (unten rechts). Die elektrischen Anschlüsse jedes einzelnen Spulenelements sind an den Seitenwänden, an denen auch Kanalcluster verdrahtet werden, zugänglich. Wicklungen der Abschirmung sind durch die äußere GFK-Lage sichtbar.

Ein weiteres wichtiges Merkmal der Spule ist, dass die Wicklungen zusammen mit den Zuleitungen keine Knoten bilden und daher mechanisch getrennt werden können. Dies bedeutet in der Praxis, dass alle Elemente einschließlich der Zuleitungen separat hergestellt und getestet werden können, ohne dass Lötverbindungen erforderlich sind. In einem weiteren Schritt werden die Elemente ohne Beeinträchtigung der einzelnen

vorgefertigten Wicklungen miteinander verbunden (Abb. 2).

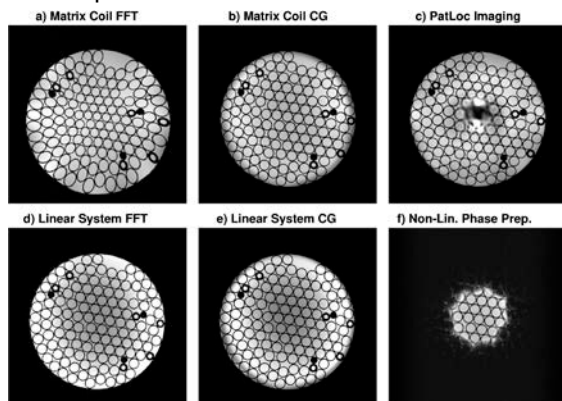
*Offline Messungen:* Das thermische Verhalten mit zur Bildgebung vergleichbarer Belastungen zeigt ausreichend effektive Kühlung. Mit einer Induktivität  $<12\mu\text{H}$  je Spulenelement sind theoretisch Anstiegszeiten von 0 auf 150A kleiner als  $5\mu\text{s}$  möglich. In einem Cluster von fünf seriell verbundenen Spulenelementen sind Anstiegszeiten unter  $25\mu\text{s}$  theoretisch möglich. Aufgrund der von den Gradientenverstärkern verwendeten Schaltfrequenz konnte eine Anstiegszeit von  $40\mu\text{s}$  experimentell bestätigt werden

*MRT Experimente:* Die lokal erreichbare Auflösung ist durch die effektive Gradientenstärke bestimmt, welche  $>24.3\text{mT/m}$  im Zentrum bei einem maximalen Strom von 150A beträgt. Der kleinste Wert einer Komponente von drei orthogonalen Kodierfeldern beträgt  $21.0\text{mT/m}$ , und beschreibt damit die untere Grenze des maximal Erreichbaren für eine 3D-Kodierung. Eine maximale Stärke von  $78\text{mT/m}$  kann am Rand bei einem Radius von  $0.11\text{m}$  erzielt werden. Wirbelströme unter  $0.8\%$  des ursprünglichen Feldes im Zentrum und unter  $0.1\%$  am Rand wurden gemessen. Eine zeitaufgelöste Messung der Wirbelströme deutet auf zwei angeregte Moden im Kryostat hin.

*Bildgebungsexperimente:* Um den Betrieb des realisierten Prototypen und die Vielseitigkeit eines Matrix-Gradientensystems zu demonstrieren, wurden verschiedene Bildgebungsstrategien implementiert. Diese beinhalten die Kodierung mit linearen SEMs (konstanten Gradienten), PatLoc-Bildgebung mit quadratischen Feldern und nichtlineare Phasenpräparierung. Konventionelle X- bzw. Y-Gradientenfelder konnten mit einem relativen Fehler von  $6,5\%$  erzeugt werden. Es ist zu beachten, dass die Spule nicht für die Erzeugung von linearen Feldern mit hoher Homogenität, sondern für starke lokale Felder optimiert wurde.

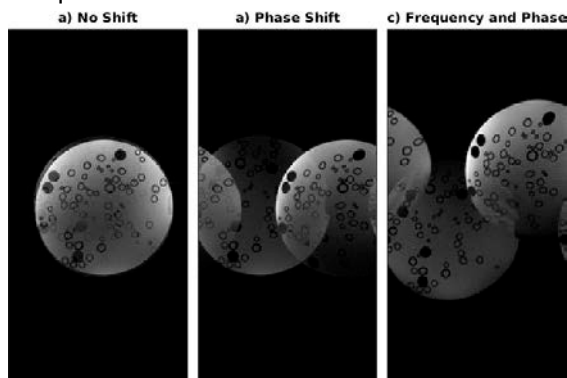
Die resultierenden Bilder, die mit der Matrixspule und dem normalen Gradientensystem aufgenommen wurden, sind in Abb. 3 zu sehen. Lineare Kodierfelder, die durch die Matrixspule erzeugt werden, zeigen eine Tendenz zu höheren Gradienten in der Peripherie und niedrigeren in der Mitte der Spule. Das entsprechende Bild, das mit einer FFT (Abb. 3a)) rekonstruiert wurde, zeigt die erwarteten Verzerrungen, die durch Nichtlinearitäten der erzeugten SEMs verursacht wurden. Wie in Abb. 3b) zu sehen ist, kompensiert die iterative CG-Rekonstruktion Bildverzerrungen und das resultierende Matrixspulenbild zeigt eine

leichte Variation der Auflösung. Als Referenz wurden Aufnahmen mit dem konventionellen System per FFT, Abb. 3d), sowie per CG rekonstruiert, Abb. 3e). Für Abb. 3c) wurden mit derselben Spulenkombination quadratische SEMs für die PatLoc-Bildgebung erzeugt. Schließlich zeigt Abb. 3f) die Signalunterdrückung durch Phasenpräparierung, was zur Reduktion des FOV genutzt werden kann. Die Bilder b), c) und f) in Abb. 3 veranschaulichen die Flexibilität der Matrixspule.



**Abb. 3:** Unterschiedliche Aufnahmemethoden demonstrieren die Flexibilität des Matrixspulen-Ansatzes. Mit Hilfe der einzelnen Kanäle können unterschiedliche SEMs erzeugt und verschiedene Bildgebungsstrategien angewendet werden.

**Simultane Multischicht-Bildgebung:** Die Matrix-Gradientenspule ermöglicht nicht nur die Erzeugung von SEMs mit Variationen innerhalb der Schicht. Zusätzlich entstehen auch Freiheitsgrade entlang der Schichtrichtung, die neue Anwendungen ermöglichen. Dies erlaubt neben einer Phasen- auch eine schichtabhängige Frequenzverschiebung, um Signale für die SMS-Bildgebung zu konditionieren. Abb. 4 zeigt den Einfluss von schichtabhängigen Phasen- und Frequenzverschiebungen, die ohne weitere zeitliche Verluste in die Sequenz implementiert werden können. Entlang der Richtung der Frequenzkodierung wurde mit Oversampling aufgenommen, um einen entsprechend großen Frequenzbereich abzudecken.



**Abb. 4:** Möglichkeit der Frequenz- und Phasenverschiebung zur Signalkonditionierung für

die SMS-Bildgebung. a) Bei der gleichzeitigen Anregung mehrerer Schichten überlappen diese und können ohne weitere Maßnahmen nur schwer separiert werden. b) Mit Hilfe der Matrixspule lassen sich schichtabhängige Phasenverschiebungen ohne zeitlichen Verlust induzieren. c) Zusätzlich kann eine weitere Signalseparation durch eine Verschiebung in Frequenzrichtung erfolgen.

### Diskussion

Ziel dieser Studie war es, den Prototyp einer aktiv abgeschirmten Matrix-Gradientenspule zu entwerfen und zu implementieren. Dies wurde durch die Optimierung von zwei verschiedenen Spulenelementtypen erreicht, die eine zylindrische Spulenkombination bilden, welche zwei stromführende Hauptflächen und eine gemeinsame Abschirmfläche besitzt. Die Spulenelemente wurden so konstruiert, dass jedes Element einzeln hergestellt und getestet werden kann. Ein Aufbau mit 84 Einzelkanälen wurde realisiert und in einen 3T MR-Scanner integriert. Eine Charakterisierung des Systems erfolgte und die Flexibilität wurde durch die Aufnahme von unterschiedlichen Bildgebungsstrategien demonstriert.

Die verwendete Anzahl von Elementen basiert auf einer Studie von Jia et. Al. (17). Weitere Untersuchungen müssen durchgeführt werden, um einen optimalen Kompromiss zwischen Optimierungsaufwand, mechanischer Komplexität und der Anzahl an Elementen am Rand des Spulenaufbaus zu finden.

Dem Einsatz von höheren Gradientenstärken stehen derzeit keine technischen, sondern physiologische Grenzen in Form von Stimulationen der peripheren Nerven entgegen. Die Anpassungsfähigkeit der SEMs an die anatomische Fragestellung könnten den lokalen Einsatz höherer Gradientenstärken ermöglichen.

Die Zukunft der Ultrahochfeld-MRT stellt extreme Herausforderungen in Bezug auf mechanische Kräfte und Lärmerzeugung. Bei höheren Feldstärken als den bisher in der Routine verwendeten, ist eine verbesserte Leistung von Gradienten- und Shimssystemen erforderlich, um eine vergleichbare Bildqualität in Bezug auf Feldinhomogenitäten, chemische Verschiebungsartefakte, schnellere transversale Relaxation und physiologisches Rauschen zu erzielen, die alle von der Feldstärke abhängen. Die dargestellte Matrix-Gradientenspule mit der Möglichkeit, die erzeugten Felder anzupassen, könnte ein Weg sein, diesen Herausforderungen zu begegnen.

### Zusammenfassung

Der Prototyp einer aktiv abgeschirmten Matrix-Gradientenspule wurde entworfen und implementiert. Dieses System bietet die

Möglichkeit, Magnetfelder in sehr flexibler Weise zu erzeugen. Die bislang erzielten Ergebnisse ebnen den Weg für weitere neue Bildgebungsmethoden, die auf nichtlineare SEMs basieren.

## Referenzen

- Hennig, J, Welz, AM, Schultz, G, Korvink, J, Liu, Z, Speck, O, and Zaitsev, M. Parallel imaging in non-bijective, curvilinear magnetic field gradients: A concept study. *Magn Reson Mater Phy* 2008;21:5-14.
- Schultz, G, Ullmann, P, Lehr, H, Welz, AM, Hennig, J, and Zaitsev, M. Reconstruction of MRI data encoded with arbitrarily shaped, curvilinear, nonbijective magnetic fields. *Magnetic Resonance in Medicine* 2010;64:1390-1403.
- Stockmann, JP, Ciris, PA, Galiana, G, Tam, L, and Constable, RT. O-space imaging: Highly efficient parallel imaging using second-order nonlinear fields as encoding gradients with no phase encoding. *Magn Reson Med* 2010;64:447-456.
- Tam, LK, Stockmann, JP, Galiana, G, and Constable, RT. Null space imaging: Nonlinear magnetic encoding fields designed complementary to receiver coil sensitivities for improved acceleration in parallel imaging. *Magn Reson Med* 2012;68:1166-1175.
- Gallichan, D, Cocosco, CA, Schultz, G, Weber, H, Welz, AM, Hennig, J, and Zaitsev, M. Practical considerations for in vivo MRI with higher dimensional spatial encoding. *Magn Reson Mater Phy* 2012;25:419-431.
- Weber, H, Gallichan, D, Schultz, G, Cocosco, CA, Littin, S, Reichardt, W, Welz, A, Witschey, W, Hennig, J, and Zaitsev, M. Excitation and geometrically matched local encoding of curved slices. *Magnetic Resonance in Medicine* 2013;69:1317-1325.
- Weber, H, Haas, M, Kokorin, D, Gallichan, D, Hennig, J, and Zaitsev, M. Local shape adaptation for curved slice selection. *Magnetic Resonance in Medicine* 2014;72:112-123.
- Layton, KJ, Gallichan, D, Testud, F, Cocosco, CA, Welz, AM, Barmet, C, Pruessmann, KP, Hennig, J, and Zaitsev, M. Single shot trajectory design for region-specific imaging using linear and nonlinear magnetic encoding fields. *Magnetic Resonance in Medicine* 2013;70:684-696.
- Zaitsev, M, Schultz, G, Hennig, J, Gruetter, R, and Gallichan, D. Parallel imaging with phase scrambling. *Magnetic Resonance in Medicine* 2015;73:1407-1419.
- Witschey, WRT, Cocosco, CA, Gallichan, D, Schultz, G, Weber, H, Welz, A, Hennig, J, and Zaitsev, M. Localization by nonlinear phase preparation and k-space trajectory design. *Magn Reson Med* 2012;67:1620-1632.
- Littin, S, Zaitsev, M, Buchenberg, WB, Welz, A, Weber, H, Jia, F, Testud, F, Gallichan, D, Hennig, J, and Witschey, WRT. Zoomed Cardiac CINE-MRI Using Nonlinear Phase Preparation. In *Proceedings of the ISMRM 22th Scientific Meeting and Exhibition*. 2014. p. 0428.
- Witschey, WRT, Littin, S, Cocosco, CA, Gallichan, D, Schultz, G, Weber, H, Welz, A, Hennig, J, and Zaitsev, M. Stages: sub-Fourier dynamic shim updating using nonlinear magnetic field phase preparation. *Magnetic resonance in medicine* 2014;71:5766.
- Layton KJ, Kroboth S, Jia F, Littin S, Yu H, Zaitsev M. Trajectory optimization based on the signal-to-noise ratio for spatial encoding with nonlinear encoding fields. *Magn Reson Med* 2016;76:104-117.
- Juchem C, Nixon TW, McIntyre S, Rothman DL, de Graaf RA. Magnetic field modeling with a set of individual localized coils. *J Magn Reson* 2010;204:281-289.
- Juchem C, Nixon TW, McIntyre S, Rothman DL, de Graaf RA. Magnetic field homogenization of the human prefrontal cortex with a set of localized electrical coils. *Magn Reson Med* 2010;63:171-180.
- Jia F, Littin S, Layton K, Kroboth S, Yu H, Hennig J, Zaitsev M. Design of a shielded coil element of a matrix gradient coil. *J Magn Reson* 2017;281:217
- Jia F, Schultz G, Testud F, Welz AM, Weber H, Littin S, Yu H, Hennig J, Zaitsev M. Performance evaluation of matrix gradient coils. *MAGMA* 2015;29:59-73.
- Yu H, Layton K, Littin S, Kroboth S, Jia F, Zaitsev M. A multichannel gradient driver system for matrix gradient coils. In *Proceedings of the 24th Annual Meeting of ISMRM, Singapore, 2016*. Abstract 3548.
- Layton KJ, Kroboth S, Jia F, Littin S, Yu H, Leupold J, Nielsen JF, Stöcker T, Zaitsev M. Pulseq: a rapid and hardware-independent pulse sequence prototyping framework. *Magn Reson Med* 2016;77:1544-1552.
- Layton K, Kroboth S, Leupold J, Yu H, Jia F, Littin S, Stöcker T, Zaitsev M. A hardware-independent environment for MR acquisition and simulation. In *Proceedings of the 23rd Annual Meeting of ISMRM, Toronto, Canada, 2015*. p. 1836.
- Kroboth S, Testud F, Layton K, et al. Image reconstruction of singleshot north west EPI data acquired with PatLoc gradients using magnetic field monitoring and total generalized variation conjugate gradient. In *Proceedings of the 21st Annual Meeting of ISMRM, Salt Lake City, Utah, USA, 2013*.
- Breuer, F. A., Blaimer, M., Heidemann, R. M., Mueller, M. F., Griswold, M. A. and Jakob, P. M. (2005), Controlled aliasing in parallel imaging results in higher acceleration (CAIPIRINHA) for multi-slice imaging. *Magn. Reson. Med.*, 53: 684-691. doi:10.1002/mrm.20401
- Bilgic, B., Gagoski, B. A., Cauley, S. F., Fan, A. P., Polimeni, J. R., Grant, P. E., Wald, L. L. and Setsompop, K. (2015), Wave-CAIPI for highly accelerated 3D imaging. *Magn. Reson. Med.*, 73: 2152-2162.