

49. Jahrestagung der  
Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik

21. Jahrestagung der  
Deutschen Sektion der ISMRM

# ABSTRACTBAND



19.-22. September 2018 | Meistersingerhalle in Nürnberg

[www.dgmp-kongress.de](http://www.dgmp-kongress.de)





# Vielseitige Lösungen zum Erfolg

Als Full-Service PCO stehen wir  
Ihnen mit intelligenten & innovativen  
Lösungen beratend und umsetzend zur Seite.

**conventus**  
CONGRESSMANAGEMENT

## 21. Jahrestagung der Deutschen Sektion der International Society for Magnetic Resonance in Medicine (ISMRM) e. V.

19.–22. September 2018  
Meistersingerhalle  
Münchener Straße 21 | 90478 Nürnberg

### Tagungsleitung DGMP

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bert  
Leiter der Medizinischen Strahlenphysik  
Strahlenklinik I Universitätsklinikum Erlangen

Dr. rer. nat. Michael Wucherer  
Leitender Medizinphysiker  
Institut für Medizinische Physik I Klinikum Nürnberg

### Tagungsleitung der Deutschen Sektion der International Society for Magnetic Resonance in Medicine

Prof. Dr. rer. nat. Frederik B. Laun  
Gruppenleiter Quantitative MR-Bildgebung  
Radiologisches Institut I Universitätsklinikum Erlangen

### Programmkomitee

Dimos Baltas (Freiburg i. Br.)	Frederik B. Laun (Erlangen)
Christoph Bert (Erlangen)	Steffen Löck (Dresden)
Oliver Blanck (Güstrow, Kiel)	Reinhard Loose (Nürnberg)
Markus Borowski (Braunschweig)	Thilo Michel (Erlangen)
Markus Buch-geister (Berlin)	Stephan Nekolla (München)
Lukas Buschle (Heidelberg)	Katia Parodi (Garching b. München)
Luitpold Distel (Erlangen)	Björn Poppe (Oldenburg)
Eva Giesse (Nürnberg)	Philipp Ritt (Erlangen)
Christian Graeff (Darmstadt)	Simon Schröder (Homburg a. d. Saar)
Rebecca Grün (Darmstadt)	Georg Stamm (Göttingen)
Ewald Guni (Nürnberg)	Daniela Thorwarth (Heidelberg, Tübingen)
Josefin Hartmann (Nürnberg)	Harald Treuer (Köln)
Matthias Hey (Kiel)	Heike Vogel (Rostock)
Ulrich Hoppe (Erlangen)	Nils Wegner (Stuttgart)
Daniel Hummel (Tübingen)	Jan J. Wilkens (München, Neuherberg)
Michael Ingrisich (München)	Ulrich Wolf (Leipzig)
Christopher Kurz (München)	Michael Wucherer (Nürnberg)
Achim Langenbacher (Homburg a. d. Saar)	Sibylle Ziegler (München)

**Editors:** Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bert  
Dr. rer. nat. Michael Wucherer  
Prof. Dr. rer. nat. Frederik B. Laun

ISBN: 978-3-9816002-6-1

## Wissenschaftlicher Beirat

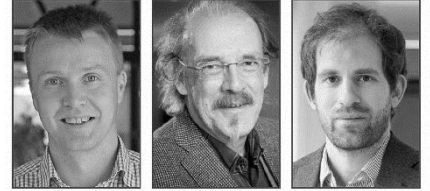
Dimos Baltas (Freiburg i. Br.)  
Christoph Bert (Erlangen)  
Oliver Blanck (Güstrow, Kiel)  
Markus Borowski (Braunschweig)  
Markus Buchgeister (Berlin)  
Lukas Buschle (Heidelberg)  
Luitpold Distel (Erlangen)  
Eva Giesse (Nürnberg)  
Christian Graeff (Darmstadt)  
Rebecca Grün (Darmstadt)  
Ewald Guni (Nürnberg)  
Josefin Hartmann (Nürnberg)  
Matthias Hey (Kiel)  
Ulrich Hoppe (Erlangen)  
Daniel Hummel (Tübingen)  
Michael Ingrisch (München)  
Christopher Kurz (München)  
Achim Langenbacher (Homburg a. d. Saar)

Frederik B. Laun (Erlangen)  
Steffen Löck (Dresden)  
Reinhard Loose (Nürnberg)  
Thilo Michel (Erlangen)  
Stephan Nekolla (München)  
Katia Parodi (Garching b. München)  
Björn Poppe (Oldenburg)  
Philipp Ritt (Erlangen)  
Simon Schröder (Homburg a. d. Saar)  
Georg Stamm (Göttingen)  
Daniela Thorwarth (Heidelberg, Tübingen)  
Harald Treuer (Köln)  
Heike Vogel (Rostock)  
Nils Wegner (Stuttgart)  
Jan J. Wilkens (München, Neuherberg)  
Ulrich Wolf (Leipzig)  
Michael Wucherer (Nürnberg)  
Sibylle Ziegler (München)

### Gutachter

Markus Alber (Heidelberg)  
Georg Altenstein (Köln)  
Markus Axer (Jülich)  
Izet Baljić (Erfurt)  
Mark Bangert (Heidelberg)  
Julia Bauer (Heidelberg)  
Wolfgang Baus (Köln)  
Volker Behr (Würzburg)  
Andreas Block (Dortmund)  
Georg Böhnlein (Ansbach)  
Guido Böning (München)  
Jonathan Bortfeldt (München)  
Klaus Bratengeier (Würzburg)  
Joachim Breckow (Gießen)  
Nils Cordes (Dresden)  
Matthias Dierl (Bayreuth)  
Olaf Dietrich (München)  
Barbara Dobler (Regensburg)  
Yvonne Dzierma (Homburg a. d. Saar)  
Rita Engenhardt-Cabillic (Marburg)  
Rainer Eßeling (Münster)  
Martin Fiebich (Gießen)  
Ivor Fleck (Siegen)  
Thomas Friedrich (Darmstadt)  
Mark Gainey (Freiburg i. Br.)  
Udo Gaipf (Erlangen)  
Stephan Garbe (Bonn)  
Lilli Geworski (Hannover)  
Gerhard Glatting (Ulm, Mannheim)  
Christin Glowa (Heidelberg)  
Steffen Greilich (Heidelberg)  
Christian Gromoll (Stuttgart)  
Thomas Hertlein (Nürnberg)  
Ronja Hetzel (Aachen)  
Martin Hillbrand (München)  
Aswin L. Hoffmann (Dresden)  
Peter M. Jakob (Würzburg)  
Kerstin Jungnickel (Magdeburg)  
Marc Kachelrieß (Heidelberg)  
Florian Kamp (München)  
Christian P. Karger (Heidelberg)  
Leonhard Karsch (Dresden)  
Stephan Klöck (Zürich/CH)  
Barbara Knäusl (Wien/AT)  
Antje Knopf (Groningen/NL)  
Thomas Koch (Bamberg)  
Daniela Kunath (Dresden)  
Michael Laßmann (Würzburg)  
Mario Liebmann (Bremen)  
Michael Lotter (Erlangen)  
Armin Lühr (Dresden, Heidelberg)  
Klaus Maier-Hein (Heidelberg)  
Philipp Mann (Heidelberg)  
Mária Martišíková (Heidelberg)  
Natasa Milickovic Skalonja (Offenbach)  
David Mönnich (Heidelberg, Tübingen)  
Amir Moussavi (Göttingen)  
Christos Moustakis (Münster)  
Alex Müller (Berlin)  
Gabriele Multhoff (München)  
Cläre von Neubeck (Dresden)  
Simeon Nill (London/GB)  
Peter Noël (München)  
Fridtjof Nüsslin (München)  
Uwe Oelfke (London/GB)  
Gebhard Östreicher (Augsburg)  
Guntram Pausch (Dresden)  
Asja Pfaffenberger (Heidelberg)  
Harald H. Quick (Essen)  
Ulla Ramm (Frankfurt a. M.)  
Norman Reppingen (Darmstadt)  
Anne Richter (Würzburg)  
Christian Richter (Dresden)  
Kai Rothkamm (Hamburg)  
Bernhard Sattler (Leipzig)  
Otto Sauer (Würzburg)  
Klaus Schäfers (Münster)  
Franz Schilling (München)  
Daniela Schmitt (Heidelberg)  
Kai Schubert (Heidelberg)  
Christian Schütze (Hannover)  
Joao Seco (Heidelberg)  
Frank-André Siebert (Kiel)  
Roland Simmler (Zürich/CH)  
Achim Stahl (Aachen)  
Peter Starck (Karlsruhe)  
Kristin Stützer (Dresden)  
Stephanie Tanadini-Lang (Zürich/CH)  
Peter G. Thirolf (Garching b. München)  
Kristian Unger (München)  
Jan Unkelbach (Zürich/CH)  
Martin Walger (Köln)  
Jürgen Westhof (Darmstadt)  
Indra Yohannes (München)  
Moritz Zaiss (Tübingen)  
Klemens Zink (Marburg, Gießen, Frankfurt a. M.)  
Alexander Zwanenburg (Dresden)

## Grußwort der Tagungspräsidenten der DGMP und des Tagungspräsidenten der Deutschen Sektion der ISMRM



Liebe Kolleginnen und Kollegen,  
liebe Freunde der Medizinischen Physik,

hiermit laden wir Sie sehr herzlich zur 49. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Medizinische Physik gemeinsam mit der 21. Jahrestagung der Deutschen Sektion der International Society for Magnetic Resonance in Medicine ein. Im Lichte der wachsenden Bedeutung der Magnetresonanztomographie für die Strahlentherapieplanung soll dies den fachlichen Austausch ermöglichen. Dies ergänzt auch die gemeinsame Sitzung mit der DPG, die thematisch auf neue Detektoren für medizinisch-physikalische Anwendungen eingehen wird. Ein weiterer Schwerpunkt liegt in der Optimierung der bildgebenden Verfahren in Radiologie und Nuklearmedizin und wird durch Fort- und Weiterbildungsangebote unterstrichen.

Neben der Kür wird auch die Pflicht zu ihrem Recht kommen. Wir stehen auf der Schwelle zu einem neuen Strahlenschutzrecht (StrlSchG und neue StrlSchV), in dem neue Aufgaben und Verantwortungen für Medizinphysiker/innen definiert werden. Dieses hochaktuelle Thema wird in einer Plenarsitzung aufgegriffen, behandelt und intensiv diskutiert werden.

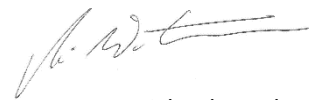
Unser Tagungsort Nürnberg hat eine große Vielfalt an medizinphysikalischen Unternehmen und Forschungsstätten im Medical Valley zu bieten. Daher runden verschiedene Exkursionen und Hands-On Kurse als zusätzliches wissenschaftliches Rahmenprogramm unsere Tagung ab.

Versäumen Sie nicht die Möglichkeit an diesem Programm teilzunehmen und so die aktuellen Entwicklungen unseres Fachs zu erhalten.

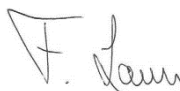
Wir freuen uns auf Ihre Teilnahme.



Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bert  
Tagungsleitung der DGMP



Dr. rer. nat. Michael Wucherer  
Tagungsleitung der DGMP



Prof. Dr. rer. nat. Frederik B. Laun  
Tagungsleitung der Deutschen Sektion der ISMRM

## Wissenschaftliches Programm

Mittwoch, 19. September

<b>14:15–15:45</b>	<b>Session 4   Magnetresonanztomographie I – Gorter-Session</b>
Raum	Salon Bayreuth – Ramada
Vorsitz	M. Ingrisch (München)
14:15–14:33 V 15	Das B <sub>0</sub> Magnetfeld moduliert Ruhe-fMRT Netzwerke durch vestibuläre Stimulation des Innenohrs R. Bögle (München)
14:33–14:51 V 16	Parallele, 2D-selektive HF-Anregung der Wirbelsäule basierend auf B01TIAMO mit einem 32-Kanal Transceiver-System bei 7 Tesla <u>S. Brunheim</u> , S. Orzada, M. Gratz, S. H. G. Rietsch (Essen), J. P. Marques (Nijmegen/NL) T. M. Fiedler (Heidelberg), M. E. Ladd (Essen, Heidelberg), H. H. Quick (Essen)
14:51–15:09 V 17	Darstellung von chemischem Austausch mit positivem Kontrast <u>F. Gutjahr</u> (Würzburg), E. E. Munz (Würzburg, Gatersleben), P. M. Jakob (Würzburg)
15:09–15:27 V 18	Dynamische Magnetresonanztomographie des Sauerstoffisotops <sup>17</sup> O zur Charakterisierung des zerebralen Sauerstoffumsatzes S. Niesporek (Heidelberg)
15:27–15:45 V 19	<i>In vivo</i> - <sup>23</sup> Na-Magnetresonanztomographie des Körperstamms bei 7 Tesla T. Platt (Heidelberg)
<b>16:00–17:30</b>	<b>Session 8   Magnetresonanztomographie II</b>
Raum	Salon Bayreuth – Ramada
Vorsitz	F. B. Laun (Erlangen)
16:00–16:18 V 36	Evaluation einer 8-Kanal-Sende/32-Kanal-Empfangsspule für die 7T MRT im Körper <u>S. H. G. Rietsch</u> , S. Orzada, S. Maderwald, S. Brunheim (Essen), B. Philips (Nijmegen/NL) T. Scheenen (Essen; Nijmegen/NL), M. E. Ladd (Essen, Heidelberg), H. H. Quick (Essen)
16:18–16:36 V 37	Entwicklung und Implementierung einer parallelen 16-Kanal-Sendespule für die 7-Tesla Magnetresonanztomographie für den Kopf- und Halsbereich M. May, B. Keil (Gießen)
16:36–16:54 V 38	Entwicklung eines 32-Kanal Kopfspulen-Arrays für fMRT Aufnahmen bei Säuglingen M. Poniatowski (Dautphetal)
16:54–17:12 V 39	Reproduzierbarkeit der absoluten Perfusion mit Arterial Spin Labeling – Beurteilung der Stabilität der absoluten Perfusion sowie der M0- und Kalibrierungsbilder <u>M. Buck</u> , M. Günther, F. C. von Samson-Himmelstjerna (Bremen)
17:12–17:30 V 40	Kontaktlose Messung mechanischer Herzaktivität mittels elektromagnetischer Pilot-Tone-Signale in einem klinischen MRT-Scanner <u>M. Bacher</u> (Erlangen; Lausanne/CH), P. Speier, B. Dornberger (Erlangen), M. Stuber (Lausanne/CH)

## Wissenschaftliches Programm

Mittwoch, 19. September

**18:00–19:30 Eröffnungsveranstaltung**

Raum Kleiner Saal

Begrüßung durch die Tagungspräsidenten der 49. Jahrestagung der DGMP  
C. Bert (Erlangen), M. Wucherer (Nürnberg)

Begrüßung durch den Tagungspräsidenten der 21. Jahrestagung der Deutschen Sektion der ISMRM  
F. B. Laun (Erlangen)

Begrüßung durch die Präsidentin der DGMP  
K. Parodi (Garching b. München)

Begrüßung durch die Präsidentin der Deutschen Sektion der ISMRM  
S. Boretius (Göttingen)

Ernennung der Ehrenmitglieder der DGMP  
K. Parodi (Garching b. München)

Verleihung des Expertenpreises der DGMP  
K. Parodi (Garching b. München)

Verleihung des Wissenschaftspreises der DGMP  
K. Parodi (Garching b. München)

Festvortrag – KI in der Medizintechnik – zu Risiken und Nebenwirkungen fragen Sie Ihren Arzt  
oder Programmierer  
A. Fink (Fürth)

**19:30–21:00 Get-Together mit kleinem Buffet in der Industrieausstellung**

Raum Konferenzraum 6 und Kleines Foyer

**21:00–23:30 ISMRM-DS Treffen im Restaurant Gutmann Dutzendteich**



## Wissenschaftliches Programm

Donnerstag, 20. September

### 08:30–10:00 Session 11 | Magnetresonanztomographie III

Raum Salon Bayreuth – Ramada

Vorsitz S. Boretius (Göttingen)

08:30–08:48 Cardiac diffusion imaging of the *ex vivo* piglet heart at 7T using a stimulated echo approach  
V 54 D. Lohr, A. Schröder, H. Walles, L. M. Schreiber (Würzburg)

08:48–09:06 Hochauflösende 7 Tesla Time-of-Flight MR-Angiographie mit VERSE Sättigern, Compressed Sensing und Segmentierung  
V 55 C. R. Meixner (Erlangen), P. Liebig (Erlangen; Glasgow/GB), P. Speier, C. Forman (Erlangen) B. Hensel (Erlangen, Nürnberg), M. Schmidt, M. Uder, A. Dörfler, R. M. Heidemann (Erlangen) S. Schmitter (Braunschweig, Berlin), A. M. Nagel (Heidelberg, Erlangen)

09:06–09:24 Readout-Segmentierte Echo-Planare 0,6 mm isotrope funktionelle Bildgebung bei 7 Tesla  
V 56 P. Liebig (Erlangen; Glasgow/GB), R. M. Heidemann, B. Hensel (Erlangen, Nürnberg), D. Porter (Glasgow/GB)

09:24–09:42 Optimierung einer dichteangepassten Stack-of-Stars-Sequenz zur <sup>23</sup>Na Bildgebung bei 7T  
V 57 F. J. Kratzer, S. Flassbeck (Heidelberg), A. M. Nagel (Heidelberg, Erlangen), P. Bachert (Heidelberg) M. E. Ladd (Essen, Heidelberg), N. G. R. Behl (Heidelberg)

09:42–10:00 Generierung von Hirnkomponenten-Karten mittels kartesischer Inversion- Recovery bSSFP  
V 58 J. Pfister (Würzburg, Schweinfurt), M. Blaimer (Würzburg), W. Kullmann (Schweinfurt) A. Bartsch (Heidelberg), P. M. Jakob, F. Breuer (Würzburg)

### 10:15–11:45 Session 12 | Magnetresonanztomographie IV

Raum Salon Bayreuth – Ramada

Vorsitz D. Giese (Köln)

10:15–10:33 Pharmakokinetische Modellierung der Anreicherung eines hepatozytenspezifischen Kontrastmittels in der Leber  
V 59 S. Hindel, I. Aleric (Essen), D. Geisel, T. Denecke (Berlin), L. Lüdemann (Essen)

10:33–10:51 Analyse des Kontrastmitteltransports in Herzkranzgefäßen mittels Computational Fluid Dynamics (CFD)-Simulationen unter Berücksichtigung des intramyokardialen Gewebedrucks  
V 60 J. Martens, S. Panzer (Würzburg), J. P. van den Wijngaard, M. Siebes (Amsterdam/NL), L. M. Schreiber (Würzburg)

10:51–11:09 Vergleich zwischen Echtzeit- und CINE-Phasenkontrast MRT zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit im Liquor Cerebrospinalis  
V 61 K. Peters (Köln), K. Weiss (Köln, Hamburg), R. Bastkowski, D. Maintz, D. Giese (Köln)

11:09–11:27 Abhängigkeit des Frequenzspektrums von Gefäßen vom Orientierungswinkel  
V 62 L. Buschle (Heidelberg), T. Kampf, P. Vogel (Würzburg), F. Kurz, V. Sturm, H.-P. Schlemmer C. H. Ziener (Heidelberg)

11:27–11:45 Hyperpolarisierung ohne Polarisator – Steigerung der Polarisierung von hochkonzentrierten Tracern  
V 63 A. B. Schmidt (Freiburg i. Br., Kiel), S. Berner (Heidelberg, Freiburg i. Br.), W. Schimpf, M. Zimmermann J. Hennig, D. von Elverfeldt (Freiburg i. Br.), J.-B. Hövener (Kiel)

## Wissenschaftliches Programm

Donnerstag, 20. September

### 12:00–13:15 Lunchsession

Raum Salon Bayreuth – Ramada  
Vorsitz J.-B. Hövener (Kiel)

In kurzen Präsentationen berichten Vertreter der Industrie über die jeweiligen Möglichkeiten in ihrer Firma.

### 13:30–14:30 Geführte Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM

### 14:30–16:00 Session 18 | Magnetresonanztomographie V

Raum Salon Bayreuth – Ramada  
Vorsitz V. Hörr (Münster)

14:30–14:48 Evaluierung der pH-Bildgebung mittels APT-CEST-MRI und 31P-MRSI bei Glioblastomen  
V 83 J.-R. Schüre, S. Breuer, M. Shrestha, R. Deichmann, M. Wagner, U. Pilatus (Frankfurt a. M.)

14:48–15:06 Magnetic particle imaging – perkutane Ballondilatation im Gefäßmodell in Echtzeit  
V 84 P. Vogel, S. Herz, P. Dietrich, T. Kampf, T. A. Bley, V. Behr (Würzburg)

15:06–15:24 Genauigkeit der Diffusions-Kurtosis-Bildgebung bei der Differenzierung von gutartigen und bösartigen  
V 85 Brust-Läsionen  
T. Palm, E. Wenkel, S. Ott, R. Janka, M. Uder (Erlangen), S. Bickelhaupt, M. E. Ladd (Essen, Heidelberg)  
M. Zaitsev (Freiburg i. Br.), B. Hensel (Erlangen, Nürnberg), F. B. Laun (Erlangen)

15:24–15:42 Diffusion kurtosis MRI of suspicious mammography findings – accounting for residual fat signal  
V 86 A. Młynarska-Bujny, S. Bickelhaupt, F. König (Heidelberg), F. B. Laun (Erlangen), W. Lederer (Heidelberg)  
H. Daniel (Mannheim), S. Delorme, H.-P. Schlemmer, T. A. Kuder (Heidelberg)

15:42–16:00 Die selbstähnliche Mikrostruktur der Sehne und ihre permanenten mikro-morphologischen Änderungen nach  
V 87 starker starker mechanischer Belastung – eine Analyse mit Hilfe Parameter selektiver MR-Mikroskopie bei  
kurzen Detektionszeiten  
A. G. Berg, M. Stoiber (Wien/AT), X. Deligianni, O. Bieri (Basel/CH)

### 16:15–17:00 Plenarsession der Deutschen Sektion der ISMRM

Raum Kleiner Saal  
Vorsitz S. Boretuis (Göttingen), F. B. Laun (Erlangen)

Thermische Magnetresonanz an der Schnittstelle zwischen Physik, Medizin und Biologie  
T. Niendorf (Berlin)

### 17:00–17:45 Preisverleihungen der Deutschen Sektion der ISMRM

Raum Kleiner Saal

Preisverleihungen Gorter-Preise 1. bis 3. Platz | Preisverleihung Vortragspreis | Preisverleihung Posterpreis

### 17:45–18:30 Mitgliederversammlung der Deutschen Sektion der ISMRM

Raum Kleiner Saal

### 19:30–20:00 Empfang der Stadt Nürnberg

### 20:00–23:30 Gemeinsamer Gesellschaftsabend

## Posterbegehung der ISMRM I Donnerstag, 20. September

13:30–14:30

### Postersession 1 | Magnetresonanztomographie I

Vorsitz

F. B. Laun (Erlangen), S. Brunheim (Düsseldorf)

- P 1 Zentrifugale in-Phase Anregung eines dualen Aktors für die MRElastographie  
W. Neumann, A. Bichert, L. R. Schad, F. G. Zöllner (Mannheim)
- P 2 Kernspin-Hyperpolarisierung ohne Polarisator – ein kostengünstiger, Pulsprogramm-gesteuerter SAMBADENA-Aufbau  
M. Zimmermann (Freiburg i. Br.), A. B. Schmidt (Freiburg i. Br., Kiel), S. Berner (Heidelberg, Freiburg i. Br.)  
G. Strohmeier, J. Hennig, D. von Elverfeldt (Freiburg i. Br.), J.-B. Hövener (Kiel)
- P 3 Evaluating the feasibility of a  $^1\text{H}$  compatible  $^{17}\text{O}$  head coil at 3T – a simulation study  
M. Malzacher, J. Chacón-Caldera, L. R. Schad (Mannheim)
- P 4 Evaluation and characterization of  $B_1$  mapping robustness for a parallel transmit (pTX) prototype cardiac array at 7T  
M. R. Stefanescu, M. Terekhov, I. Elabyad, L. M. Schreiber (Würzburg)
- P 5 Initial report of left ventricular ejection fraction (EF) and 2D phase contrast flow MRI in the ascending aorta at 7T  
M. R. Stefanescu, D. Lohr, A. Kosmala, S. Herz, L. M. Schreiber (Würzburg)
- P 6 Entwicklung einer 48-Kanal-Arrayspule für die Magnetresonanztomographie eines *ex vivo*-Gehirns bei 3 Tesla  
A. Scholz, R. Etzel, M. May, B. Keil (Gießen)
- P 7 Entwicklung einer 16-Kanal Arrayspule für 3 Tesla  
N. Kutscha, R. Etzel, M. May, B. Keil (Gießen)
- P 8 Charakterisierung der MR-Relaxations- und Bewegungseigenschaften eines 4D MRT Phantoms im Rahmen der Kommissionierung an einem 3T MR Scanner  
S. Schneider (Dresden), K. Dolde (Heidelberg), J. Engler, A. L. Hoffmann (Dresden)  
A. Pfaffenberger (Heidelberg)
- P 9 MR-projection imaging for interventional X/MR-hybrid applications  
J. Lommen, C. Syben, B. Stimpel (Erlangen), M. Leghissa (Forchheim), S. Bayer (Erlangen)  
A. M. Nagel (Heidelberg, Erlangen), R. Fahrig (Forchheim), A. Dörfler, A. Maier (Erlangen)

13:30–14:30

### Postersession 2 | Magnetresonanztomographie II

Vorsitz

V. Hörr (Münster), M. Ingrisch (München), F. Gutjahr (Würzburg)

- P 10 Implementierung und Validierung einer Filter-Exchange Imaging (FEXI) Sequenz auf einem präklinischen 7-T-MRT  
M. Schillmaier, R. Braren, F. Schilling (München)
- P 11 Untersuchung und Korrektur wartezeitinduzierter Fehler in MOLLISequenzen  
T. Kampf, T. Reiter, W. R. Bauer (Würzburg)

## Posterbegehung der ISMRM I Donnerstag, 20. September

- P 12            Untersuchung der Phasenentwicklung im CPMG Zug für imperfekte Refokuspierungspulse in Anwesenheit von Feldinhomogenitäten  
V. Sturm (Heidelberg), T. Kampf (Würzburg), L. Buschle, K. Zhang  
C. H. Ziener, M. Bendszus, S. Heiland, F. Kurz (Heidelberg)
- P 13            pH-Abhängigkeit der Spin-Gitter-Relaxationszeit ( $T_1$ )  $^{13}\text{C}$ -markierter hyperpolarisierbarer Biomarker  
M. Grashei, C. Hundshammer, S. Düwel (München), A. Haase (Garching b. München)  
F. Schilling (München)
- P 14            30-Kanal  $^{23}\text{Na}$ -Kopf-MRT bei 7T – regularisierte CG-SENSE Rekonstruktion  
M. Schellenberg, N. G. R. Behl (Heidelberg), A. M. Nagel (Heidelberg, Erlangen), P. Bachert  
M. E. Ladd (Essen, Heidelberg)
- P 15            Bayes'sche pharmakokinetische Modellierung von DCE-MRT-Daten  
A. Mittermeier, O. Dietrich, B. Ertl-Wagner, M. Ingrisch (München)
- P 16            Atemabhängige Analyse der Hämodynamik mittels 4D Fluss MRT  
R. Bastkowski, K. Peters (Köln), K. Weiss (Köln, Hamburg), D. Maintz, D. Giese (Köln)
- P 17            Selbstadaptierende radiale Echtzeit-MRT mit dynamischer Zeitauflösung für die Bewegungserfassung unter freier Atmung  
F. Friedrich, S. Flassbeck, N. G. R. Behl, B. Knowles, P. Bachert, M. E. Ladd (Essen, Heidelberg)  
F. Maier (Heidelberg)
- P 18            Monitoring HIFU treatments using fat-referenced MR thermometry  
J. Faust (Heidelberg), J. W. Jenne (Heidelberg, Bremen), P. Bachert, M. E. Ladd  
F. Maier (Essen, Heidelberg)
- 13:30–14:30**    **Postersession 3 I Magnetresonanztomographie III**  
Vorsitz            D. Giese (Köln), S. Niesporek (Heidelberg)
- P 19            Entwicklung eines Phantoms für DCE und ASL Messungen zur Quantifizierung von Perfusionsparametern  
T. Uhrig, S. Hubertus, J. Chacón-Caldera, L. R. Schad, F. G. Zöllner (Mannheim)
- P 20            Temperatursensitive  $^{19}\text{F}$ -markierte Moleküle für die  $^{19}\text{F}$ -Bildgebung in einem 7 T Ganzkörper MRT-System  
C. Bruns, M. Plaumann, T. Herrmann, F. Euchner (Magdeburg), S. Kumar, Y. Jo (Seoul/KR)  
R. Ringleb (Magdeburg), C. Lee, C.-H. Oh (Seoul/KR), J. Bernarding (Magdeburg)
- P 21            Vergleich des zeitlichen Signal-Rauschverhältnisses für kombinierte Schicht und Multiband Beschleunigung bei der Echoplanaren MR Bildgebung  
P. Seidel, M. Tahedl, S. Levine, J. Schwarzbach (Regensburg)
- P 22            Impact of different respiratory monitoring techniques on respirationdependent stroke volume measurements assessed by real-time MRI  
H. Becker, P. Barth (Bad Oeynhausen), M. Wattenberg (Lübeck), W. Burchert  
H. Körperich (Bad Oeynhausen)
- P 23            pH-responsive photoschaltbare Kontrastmittel für die Magnetresonanztomographie  
J. Ludwig, J. Gröbner (Kiel), M. Dommaschk (Manchester/GB), R. Herges (Kiel)

## Posterbegehung der ISMRM I Donnerstag, 20. September

- P 24                    Testing a new MRI-hyperthermia-hybridsystem  
B. Aklan, M. Peller, B. Zilles, S. Abdel-Rahman, M. Santl, L. Lindner (München)
- P 25                    Intelligente MRT-Kontrastmittel für die Darstellung der absoluten Temperatur  
V. Thoms, J. Gröbner, G. Heitmann, R. Herges (Kiel)
- 13:30–14:30**        **Postersession 4 I Magnetresonanztomographie IV**  
Vorsitz                S. Boretius (Göttingen), T. Platt (Heidelberg)
- P 26                    Austauschratenmessungen mittels doppelt-diffusionsgewichteter Bildgebung – Einfluss der Membran-permeabilität  
D. Ludwig (Heidelberg), F. B. Laun (Erlangen), P. Bachert, T. A. Kuder (Heidelberg)
- P 27                    Diffusionssimulation der Fluoreszenzfarbstoffe im Muskelgewebe für dynamische kontrastmittelbasierte Magnetresonanztomographie  
O. Schimpf, S. Hindel, A. Söhner, L. Lüdemann (Essen)
- P 28                    High-resolution dynamic nitroxide magnetic resonance imaging of the vascular wall in an *ex vivo* atherosclerosis mouse model  
M. Pali, M. Terekhov, C. Wittke, J. Gil-Pulido, N. Wagner, E. Sueleyman, A. Zerneck  
L. M. Schreiber (Würzburg)
- P 29                    Messung des Sauerstoffverbrauchs im Gehirn einer Glioblastom-Patientin mittels regularisierter qBOLD-Auswertung  
S. Thomas, S. Hubertus, A. Förster, L. R. Schad (Mannheim)
- P 30                    Optimized <sup>23</sup>Na surface coils for small animal *ex-vivo* MRI/MRS measurements  
C. Wittke, M. Terekhov, I. Elabyad, P. Eder-Negrin, W. R. Bauer, L. M. Schreiber (Würzburg)
- P 31                    Funktionelle Diffusionsmessungen an der Ratte bei 9,4 T  
F. Albers, L. Wachsmuth, C. Faber (Münster)
- P 32                    Combining DTI-based tractography with directional leads in DBS – A benefit for the patient?  
M. Hoevels, A. Hellerbach, T. Dembek, J. Petry-Schmelzer, M. Barbe, A. Gierich, K. Luyken, J. Wirths  
V. Visser-Vandewalle, H. Treuer (Köln)

## Inhaltsverzeichnis

<b>Session 4 – Magnetresonanztomographie I – Gorter-Session .....</b>	<b>16</b>
V 15 <i>Das <math>B_0</math> Magnetfeld moduliert Ruhe-fMRT Netzwerke durch vestibuläre Stimulation des Innenohrs.....</i>	16
V 16 <i>Parallele, 2D-selektive HF-Anregung der Wirbelsäule basierend auf B01TIAMO mit einem 32-Kanal Transceiver-System bei 7 Tesla .....</i>	19
V 17 <i>Darstellung von chemischem Austausch mit positivem Kontrast.....</i>	21
V 18 <i>Dynamische Magnetresonanztomographie des Sauerstoffisotops <math>^{17}\text{O}</math> zur Charakterisierung des zerebralen Sauerstoffumsatzes.....</i>	22
V 19 <i>In-vivo-<math>^{23}\text{Na}</math>-Magnetresonanztomographie des Körperstamms bei 7 Tesla .....</i>	24
<b>Session 8 – Magnetresonanztomographie II.....</b>	<b>26</b>
V 36 <i>Evaluation einer 8-Kanal-Sende/32-Kanal-Empfangsspule für die 7T MRT im Körper .....</i>	26
V 37 <i>Entwicklung und Implementierung einer parallelen 16-Kanal-Sendespule für die 7-Tesla Magnetresonanztomographie für den Kopf- und Halsbereich.....</i>	27
V 38 <i>Entwicklung eines 32-Kanal Kopfspulen-Arrays für fMRT Aufnahmen bei Säuglingen.....</i>	28
V 39 <i>Reproduzierbarkeit der absoluten Perfusion mit Arterial Spin Labeling – Beurteilung der Stabilität der absoluten Perfusion sowie der M0- und Kalibrierungsbilder .....</i>	29
V 40 <i>Kontaktlose Messung mechanischer Herzaktivität mittels elektromagnetischer Pilot-Tone-Signale in einem klinischen MRT-Scanner .....</i>	30
<b>Session 11 – Magnetresonanztomographie III.....</b>	<b>33</b>
V 54 <i>Cardiac diffusion imaging of the ex vivo piglet heart at 7T using a stimulated echo approach.....</i>	33
V 55 <i>Hochauflösende 7 Tesla Time-of-Flight MR-Angiographie mit VERSE Sättigern, Compressed Sensing und Segmentierung.....</i>	34
V 56 <i>Readout-Segmentierte Echo-Planare 0,6 mm isotrope funktionelle Bildgebung bei 7 Tesla.....</i>	35
V 57 <i>Optimierung einer dichteangepassten Stack-of-Stars-Sequenz zur <math>^{23}\text{Na}</math> Bildgebung bei 7T.....</i>	37
V 58 <i>Generierung von Hirnkomponenten-Karten mittels kartesischer Inversion-Recovery bSSFP .....</i>	39
<b>Session 12 – Magnetresonanztomographie IV.....</b>	<b>41</b>
V 59 <i>Pharmakokinetische Modellierung der Anreicherung eines hepatozytenspezifischen Kontrastmittels in der Leber.....</i>	41
V 60 <i>Analyse des Kontrastmitteltransports in Herzkranzgefäßen mittels Computational Fluid Dynamics (CFD)-Simulationen unter Berücksichtigung des intramyokardialen Gewebedrucks .....</i>	42
V 61 <i>Vergleich zwischen Echtzeit- und CINE-Phasenkontrast MRT zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit im Liquor Cerebrospinalis .....</i>	44
V 62 <i>Abhängigkeit des Frequenzspektrums von Gefäßen vom Orientierungswinkel.....</i>	46
V 63 <i>Hyperpolarisierung ohne Polarisator – Steigerung der Polarisierung von hochkonzentrierten Tracern .....</i>	48
<b>Session 18 – Magnetresonanztomographie V.....</b>	<b>49</b>
V 83 <i>Evaluierung der pH-Bildgebung mittels APT-CEST-MRI und <math>^{31}\text{P}</math>-MRSI bei Glioblastomen.....</i>	49
V 84 <i>Magnetic Particle Imaging: Perkutane Ballondilatation im Gefäßmodell in Echtzeit.....</i>	51
V 85 <i>Genauigkeit der Diffusions-Kurtosis-Bildgebung bei der Differenzierung von gutartigen und bösartigen Brust-Läsionen.....</i>	52
V 86 <i>Diffusion kurtosis MRI of suspicious mammography findings – accounting for residual fat signal .....</i>	54
V 87 <i>Die selbstähnliche Mikrostruktur der Sehne und ihre permanenten mikro-morphologischen Änderungen nach starker mechanischer Belastung – eine Analyse mit Hilfe Parameter selektiver MR-Mikroskopie bei kurzen Detektionszeiten .....</i>	56

## 21. Jahrestagung der ISMRM-DS

<b>Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie I</b> .....	<b>58</b>
P 1 Zentrifugale in-Phase Anregung eines dualen Aktors für die MR-Elastographie .....	58
P 2 Kernspin-Hyperpolarisierung ohne Polarisator – ein kostengünstiger, Pulsprogramm-gesteuerter SAMBADENA-Aufbau.....	60
P 3 Evaluating the feasibility of a <sup>1</sup> H compatible <sup>17</sup> O head coil at 3T – a simulation study .....	61
P 4 Evaluation and characterization of B <sub>1</sub> mapping robustness for a parallel transmit (pTX) prototype cardiac array at 7T.....	63
P 5 Initial report of left ventricular ejection fraction (EF) and 2D phase contrast flow MRI in the ascending aorta at 7T .....	64
P 6 Entwicklung einer 48-Kanal-Arrayspule für die Magnetresonanztomografie eines Ex vivo-Gehirns bei 3 Tesla .....	65
P 7 Entwicklung einer 16-Kanal Arrayspule für 3 Tesla .....	66
P 8 Charakterisierung der MR-Relaxations- und Bewegungseigenschaften eines 4D MRT Phantoms im Rahmen der Kommissionierung an einem 3T MR Scanner .....	67
P 9 MR-projection imaging for interventional X/MR-hybrid applications .....	69
<b>Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie II</b> .....	<b>71</b>
P 10 Implementierung und Validierung einer Filter-Exchange Imaging (FEXI) Sequenz auf einem präklinischen 7-T-MRT .....	71
P 11 Untersuchung und Korrektur wartezeitinduzierter Fehler in MOLLI-Sequenzen .....	73
P 12 Untersuchung der Phasenentwicklung im CPMG Zug für imperfekte Refokussierungspulse in Anwesenheit von Feldinhomogenitäten .....	74
P 13 pH-Abhängigkeit der Spin-Gitter-Relaxationszeit (T <sub>1</sub> ) <sup>13</sup> C-markierter hyperpolarisierbarer Biomarker.....	75
P 14 30-Kanal <sup>23</sup> Na-Kopf-MRT bei 7T – regularisierte CG-SENSE Rekonstruktion .....	77
P 15 Bayes'sche pharmakokinetische Modellierung von DCE-MRT-Daten.....	79
P 16 Atemabhängige Analyse der Hämodynamik mittels 4D Fluss MRT.....	81
P 17 Selbstadaptierende radiale Echtzeit-MRT mit dynamischer Zeitauflösung für die Bewegungserfassung unter freier Atmung ....	83
P 18 Monitoring HIFU treatments using fat-referenced MR thermometry .....	85
<b>Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie III</b> .....	<b>87</b>
P 19 Entwicklung eines Phantoms für DCE und ASL Messungen zur Quantifizierung von Perfusionsparametern .....	87
P 20 Temperatursensitive <sup>19</sup> F-markierte Moleküle für die <sup>19</sup> F-Bildgebung in einem 7 T Ganzkörper MRT-System .....	89
P 21 Vergleich des zeitlichen Signal-Rauschverhältnisses für kombinierte Schicht- und Multiband Beschleunigung bei der Echoplanaren MR Bildgebung.....	91
P 22 Impact of different respiratory monitoring techniques on respiration-dependent stroke volume measurements assessed by real-time MRI.....	92
P 23 pH-responsive photoschaltbare Kontrastmittel für die Magnetresonanztomographie .....	93
P 24 Testing a new MRI-hyperthermia-hybridssystem .....	94
P 25 Intelligente MRT-Kontrastmittel für die Darstellung der absoluten Temperatur.....	95
<b>Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie IV</b> .....	<b>97</b>
P 26 Austauschratenmessungen mittels doppelt-diffusionsgewichteter Bildgebung – Einfluss der Membranpermeabilität.....	97
P 27 Diffusionssimulation der Fluoreszenzfarbstoffe im Muskelgewebe für dynamische kontrastmittelbasierte Magnetresonanztomographie .....	99
P 28 High-resolution dynamic nitroxide magnetic resonance imaging of the vascular wall in an ex vivo atherosclerosis mouse model.....	100
P 29 Messung des Sauerstoffverbrauchs im Gehirn einer Glioblastom-Patientin mittels regularisierter qBOLD-Auswertung .....	102
P 30 Optimized <sup>23</sup> Na surface coils for small animal ex-vivo MRI/MRS measurements .....	103
P 31 Funktionelle Diffusionsmessungen an der Ratte bei 9,4 T .....	105
P 32 Combining DTI-based tractography with directional leads in DBS – a benefit for the patient? .....	107

## Session 4 – Magnetresonanztomographie I – Gorter-Session

Chairs: Michael Ingrisch (München)

### V 15 Das $B_0$ Magnetfeld moduliert Ruhe-fMRT Netzwerke durch vestibuläre Stimulation des Innenohrs

R. Bögle<sup>1</sup>

<sup>1</sup>DSGZ München, München, Deutschland

Seit den ersten Experimenten mit Magnetresonanztomographie (MRT) bei Feldstärken über 1 tesla berichten Probanden über Schwindel und Gleichgewichtsstörungen während dem Aufenthalt im Magnetfeld (Schenck, 1992). Diese Schwindelgefühle verschwinden wieder nachdem die Probanden das Magnetfeld verlassen haben (bzw. wirken nicht lange nach). Daher wurde dieses Phänomen weitgehend als unwesentlicher Einfluss auf den Menschen und die Bildgebung mit MRT betrachtet (Schenck, 1992). Bis vor kurzem gab es keine hinreichende Erklärung des Phänomens, da die bisherigen Untersuchungen das Phänomen nicht als eine Art der vestibulären Stimulation ansahen. Es wurde also nicht davon ausgegangen, dass es sich hierbei um eine Verschiebung der relativen vestibulären Balance handelt, -in Analogie zu Patienten mit peripheren vestibulären Störungen.

Der nächste logische Schritt war es daher gesunde Probanden im Magnetfeld  $B_0$  des MRT so zu untersuchen wie Patienten mit vestibulärer Imbalance (Roberts et al., 2011). Das heißt man misst die Augenbewegungen, die die Probanden im Magnetfeld  $B_0$  machen, während sie in vollständiger Dunkelheit ruhen. Das ruhen in vollständiger Dunkelheit ist notwendig damit die Augenbewegungen nicht durch Fixation unterdrückt werden. In diesem Zustand weisen die Probanden Nystagmus Augenbewegungen vor, die analog zu einem Nystagmus sind den Patienten mit peripheren vestibulären Störungen, z.B. nach einer einseitigen Schädigung des Innenohrs (Neuritis vestibularis) vorweisen. Das heißt die Probanden im Magnetfeld zeigen eine Driftbewegung ihrer Augen so wie Patienten, die krankheitsbedingt eine Feuerratenimbalance der Nervenzellen des rechten und linken Innenohrs vorweisen (Roberts et al., 2011; Glover et al., 2014; Ward et al., 2015; Boegle et al., 2016, 2017).

Das Model für diese magnetische vestibuläre Stimulation (MVS) basiert auf einer Lorentzkraft welche die Haarzellen in den Bogen-gängen beeinflusst (Roberts et al., 2011). Das heißt, durch das Magnetfeld  $B_0$  (statisches Magnetfeld im MRT) wirkt eine Kraft auf die fließenden Ladungen in der Endolymphflüssigkeit des Innenohrs (Roberts et al., 2011). Die Haarzellen werden von dieser Lorentzkraft gebeugt, analog zu einer echten Drehbewegung des Kopfes, und die mechanosensitiven Ionenkanäle der Nervenzellen öffnen sich (Exzitation) auf der einen Seite des Kopfes während sie sich auf der anderen Seite schließen (Inhibition). Siehe dazu die schematische Darstellung in Abbildung 1.

#### Anhang 1

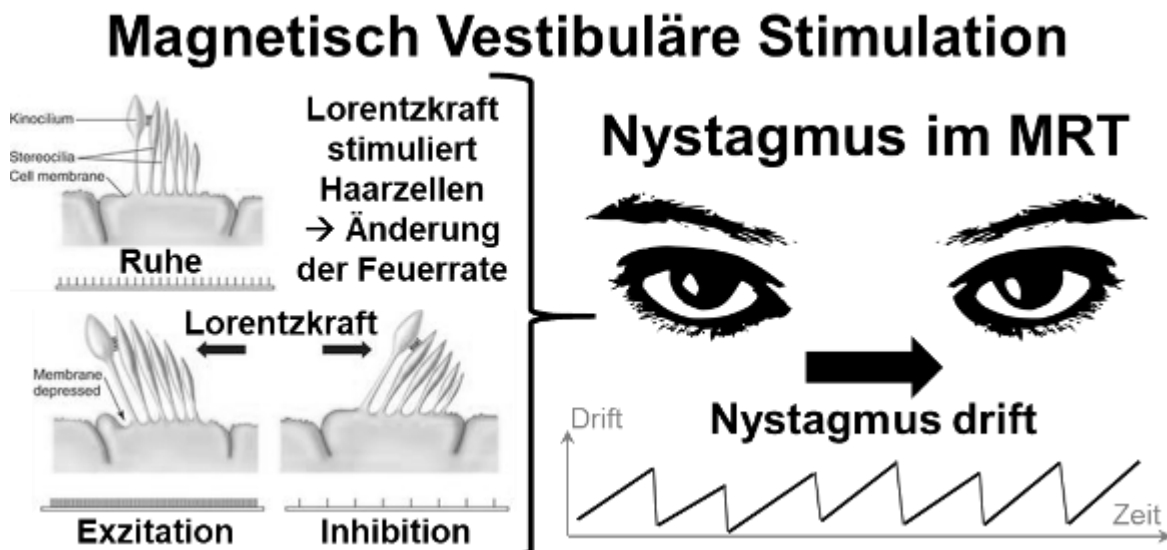


Abb. 1: Schematische Darstellung MVS der Haarzellen und der daraus resultierende Nystagmus im statischen Magnetfeldes  $B_0$  des MRT. Die Haarzellen werden durch die Lorentzkraft gebeugt, analog zu einer echten Drehbewegung des Kopfes, und die mechanosensitiven Ionenkanäle der Nervenzellen öffnen sich, und führen zu einer Erhöhung der Feuerraten (Exzitation) auf der einen Seite des Kopfes, während sie sich auf der anderen Seite schließen, und führen dort zu einer Erniedrigung der Feuerraten (Inhibition). Der Grund für diese Asymmetrie ist der spiegelbildliche Aufbau des Innenohrs auf den beiden Seiten und der symmetrische Einfluss den homogenen Magnetfeldes  $B_0$ .



Da die Lorentzkraft von der Orientierung zum Magnetfeld und der Feldstärke abhängt kann man diesen Einfluss durch Messungen der Augenbewegungen in verschiedenen Kopfpositionen und verschiedenen Magnetfeldstärken (verschiedenen MR Scannern) überprüfen (Roberts et al., 2011; Boegle et al., 2016). Außerdem kann man in Patienten bei denen beide Vestibularisnerven durchtrennt wurden zeigen, dass MVS tatsächlich vom Innenohr herrührt, da diese Patienten keinen Einfluss des Magnetfeldes zeigen (Roberts et al., 2011).

Es stellt sich die Frage, ob MVS einen Einfluss auf Hirnprozesse hat, die mit funktioneller Magnetresonanztomographie messbar sind. Das heißt, werden fMRT Ergebnisse durch MVS beeinflusst, bzw., gibt es Änderungen in der Dynamik von Ruhenetzwerken durch MVS? Wir haben dazu eine Studie durchgeführt in der wir 30 Probanden (Alter zwischen 21 und 38 Jahren, 19 Frauen) in zwei MRTs bei 1.5 tesla und 3.0 tesla gemessen haben. Wir haben Augenbewegungen in totaler Dunkelheit und ruhe fMRT aufgenommen und die Driftgeschwindigkeit anhand des Lorentzkraft-Modells ausgewertet (Roberts et al., 2011). Darüber hinaus haben wir die Skalierung des MVS Nystagmus untersucht und bestätigt, dass MVS linear mit der Feldstärke skaliert, wie man nach dem Lorentzkraft-Modell erwarten würde. Abbildung 2 zeigt die gemessenen Augenbewegungen und die Auswertung der Skalierung der Augenbewegungen zwischen den Magnetfeldstärken 3.0 tesla und 1.5 tesla, als Nachweis, dass MVS linear mit der Feldstärke skaliert.

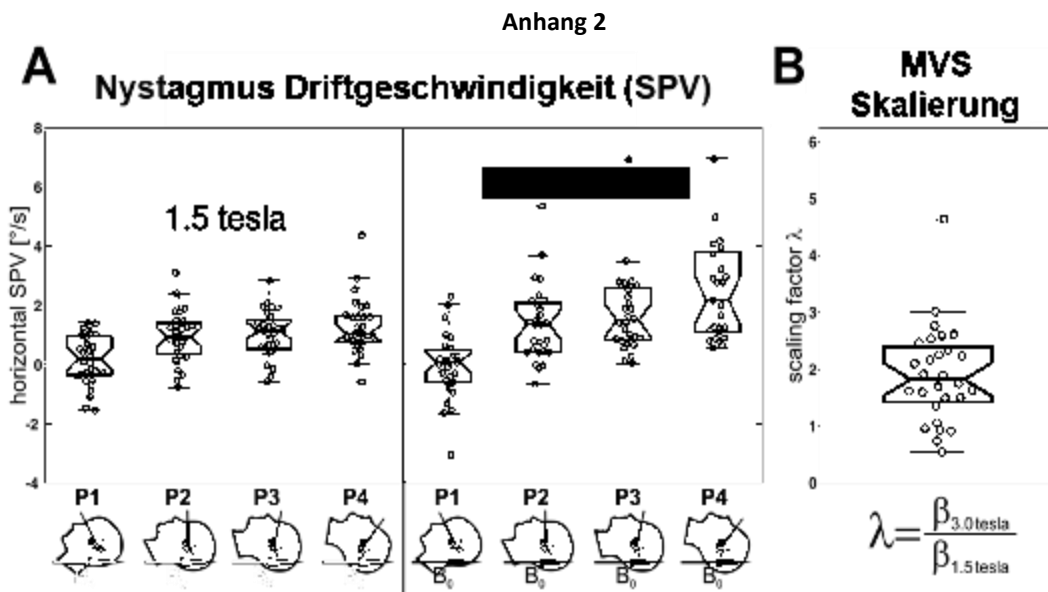


Abb. 2: Experimentelle Ergebnisse der Augenbewegungsmessungen, Abbildungen modifiziert von (Boegle et al., 2016). (A) Nystagmus Driftgeschwindigkeiten für jeden Probanden und Kopfposition P1-P4 bei 1.5 tesla und 3.0 tesla  $B_0$  Magnetfeldstärke. (B) Skalierungsfaktoren für jeden Probanden zwischen 3.0 tesla und 1.5 tesla basierend auf den Trends jedes einzelnen Probanden über die vier Kopfpositionen P1-P4 (siehe A), als Maß für die Skalierung der MVS. Die Boxplots geben die zentralen 50% der Gruppenverteilung an (in Blau) und den Medianwert (in Rot), das 95%-Konfidenzintervall um den Medianwert ist als Aussparung markiert.

Dieses Skalierungsprinzip der MVS-assoziierten Augenbewegungen wurde dann auf die fMRT Daten angewandt. Es ist bekannt dass fMRT Amplituden sublinear mit der Wurzel der Magnetfeldstärke skalieren ( $A \propto \sqrt{B_0}$ ), falls sich die Neuronale Fluktuationen nicht stark ändern (Triantafyllou et al., 2005; Duyn, 2012). Das bedeutet, dass die zusätzliche lineare Skalierung durch MVS einen Faktor 2 (=3 Tesla /1.5 Tesla) in dem fMRT Skalierungsverhältnis beitragen sollte. Also insgesamt eine Skalierung von  $\Lambda = 2\sqrt{2}$  für Areale bei denen die MVS zusätzlich auftritt (unsere Vorhersage) und eine Skalierung von  $\Lambda = \sqrt{2}$  in allen anderen Arealen, so wie in der Literatur beschrieben (Triantafyllou et al., 2005; Duyn, 2012).

Dies bedeutet auch, dass wir anders als in herkömmlichen fMRT Studien nicht einfach nach beliebigen signifikanten Änderungen suchen und jede signifikante Änderung als MVS interpretieren. Wir haben eine spezifische Vorhersage für den gesuchten Effekt basierend auf dem Lorentzkraft-Modell und fMRT Signalskalierungseigenschaften ( $\Lambda = 2\sqrt{2}$ ), und können daher diesen spezifischen Effekt testen und nicht jede unspezifisch signifikante Änderung als MVS in Betracht ziehen, wie ansonsten üblich in herkömmlicher fMRT Statistik (Boegle et al., 2016). Abbildung 3 zeigt die Skalierungsfaktoren für unsere fMRT Daten. Die grünen Bereiche sind alle Areale die einen Skalierungswert von  $\Lambda = \sqrt{2}$  nahe sind, also wie aus der Literatur bekannt (Triantafyllou et al., 2005). Die roten Bereiche sind alle Areale die unserer Hypothese von einer Skalierung von  $\Lambda = 2\sqrt{2}$  nahe sind und damit auf einen Einfluss von MVS hindeuten. Die Modulationen die mit dem Skalierungswert von  $\Lambda = 2\sqrt{2}$  übereinstimmen, waren in der zerebellaren Vermis, dem anterioren Cingulum, der hinteren rechten Insel und im linken und rechten Cerebellum.

Mit dieser Methode konnten wir zeigen, dass das Default Mode Network beeinflusst wird und dass visuell-vestibuläre Interaktionen zu Veränderungen in visuellen Netzwerken führen (Boegle et al., 2016, 2017).

Anhang 3

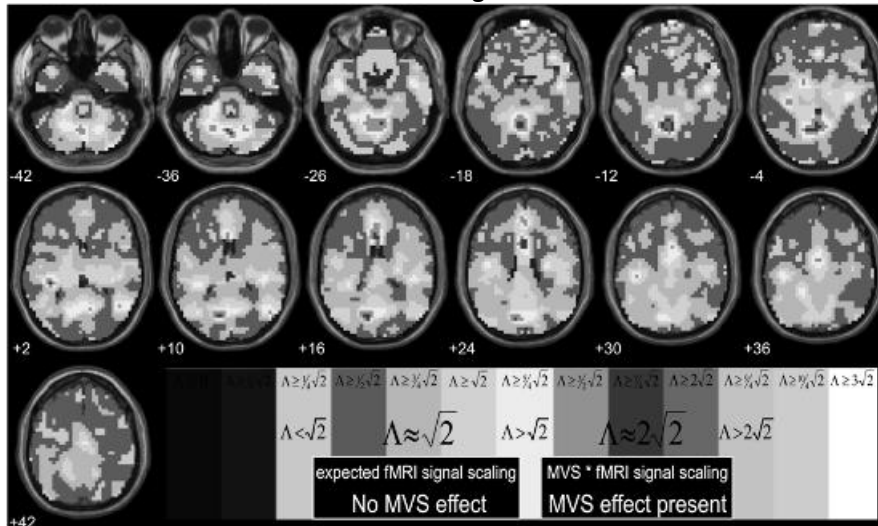


Abb. 3: Experimentelle Ergebnisse der Ruhe fMRT Auswertung der Skalierungswerte zwischen 3.0 tesla und 1.5 tesla, basierend auf dem Lorentzkraft-Model und Skalierungswerten der Augenbewegungsmessungen, Abbildungen modifiziert von (Boegle et al., 2016). Die Bereiche in grüner Farbe zeigen Areale mit einem Skalierungswert von  $\Lambda \approx \sqrt{2}$ , d.h. eine Skalierung ohne MVS bzw. ohne Magnetfeldeinfluss auf die neuronalen Fluktuationen dieser Areale, d.h., nur eine Veränderung der fMRT Fluktuation durch Bildgebungseigenschaften. Die Bereiche in roter Farbe zeigen Areale mit einem Skalierungswert von  $\Lambda > \sqrt{2}$ , d.h., eine Skalierung mit MVS bzw. mit Magnetfeldeinfluss auf die neuronalen Fluktuationen dieser Areale. D.h. die fMRT Fluktuationen wurden in Bildgebungseigenschaften und neuronaler Aktivität beeinflusst und folgen der Vorhersage des Lorentzkraft-Modells.

Diese Ergebnisse legen nahe dass das B0 Magnetfeld durch MVS einen vestibulären Imbalance Zustand erzeugt der Ruhe fMRT Fluktuationen beeinflusst und ähnliche Areale moduliert die auch in Studien bei Patienten mit peripheren vestibulären Störungen festgestellt wurden (Göttlich et al., 2014; Helmchen et al., 2014; Klingner et al., 2014). Da die Lorentzkraft linear mit der Magnetfeldstärke wächst werden auch die Unterschiede zwischen den Probanden durch MVS mit wachsender Magnetfeldstärke größer werden, -ein multiplikativer Effekt (Boegle et al., 2016, 2017). Dies impliziert, dass in Studien mit höherer Feldstärke mehr Variabilität zu erwarten ist, vor allem in vestibulären Arealen und Arealen, die durch vestibuläre Signale moduliert werden, z.B., visuelle Areale (Boegle et al., 2017).

## Referenzen

- Boegle, R., Ertl, M., Stephan, T., Dieterich, M., 2017. Magnetic vestibular stimulation influences resting-state fluctuations and induces visual-vestibular biases. *J. Neurol.* 264, 999–1001. doi:10.1007/s00415-017-8447-6
- Boegle, R., Stephan, T., Ertl, M., Glasauer, S., Dieterich, M., 2016. Magnetic vestibular stimulation modulates default mode network fluctuations. *Neuroimage* 127, 409–421. doi:10.1016/j.neuroimage.2015.11.065
- Duyn, J.H., 2012. The future of ultra-high field MRI and fMRI for study of the human brain. *Neuroimage* 62, 1241–1248. doi:10.1016/j.neuroimage.2011.10.065
- Glover, P.M., Li, Y., Antunes, A., Mian, O.S., Day, B.L., 2014. A dynamic model of the eye nystagmus response to high magnetic fields. *Phys. Med. Biol.* 59, 631–645. doi:10.1088/0031-9155/59/3/631
- Göttlich, M., Jandl, N.M., Wojak, J.F., Sprenger, A., Der Gablentz, J. Von, Münte, T.F., Krämer, U.M., Helmchen, C., 2014. Altered resting-state functional connectivity in patients with chronic bilateral vestibular failure. *NeuroImage Clin.* 4, 488–499. doi:10.1016/j.nicl.2014.03.003
- Helmchen, C., Ye, Z., Sprenger, A., Münte, T.F., 2014. Changes in resting-state fMRI in vestibular neuritis. *Brain Struct. Funct.* 1–12. doi:10.1007/s00429-013-0608-5
- Klingner, C.M., Volk, G.F., Brodoehl, S., Witte, O.W., Guntinas-Lichius, O., 2014. Disrupted functional connectivity of the default mode network due to acute vestibular deficit. *Neuroimage. Clin.* 6, 109–14. doi:10.1016/j.nicl.2014.08.022
- Roberts, D.C., Marcelli, V., Gillen, J.S., Carey, J.P., Della Santina, C.C., Zee, D.S., 2011. MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Curr. Biol.* 21, 1635–40. doi:10.1016/j.cub.2011.08.029
- Schenck, J.F., 1992. Health and physiological effects of human exposure to whole-body four-tesla magnetic fields during MRI. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 649, 285–301. doi:10.1111/j.1749-6632.1992.tb49617.x
- Triantafyllou, C., Hoge, R.D., Krueger, G., Wiggins, G.C., Wald, L.L., 2005. Comparison of physiological noise at 1.5 T, 3 T and 7 T and optimization of fMRI acquisition parameters. *Neuroimage* 26, 243–250. doi:10.1016/j.neuroimage.2005.01.007
- Ward, B.K., Roberts, D.C., Della Santina, C.C., Carey, J.P., Zee, D.S., 2015. Vestibular stimulation by magnetic fields. *Ann. N. Y. Acad. Sci.* 1343, 69–79. doi:10.1111/nyas.12702

### V 16 Parallele, 2D-selektive HF-Anregung der Wirbelsäule basierend auf B01TIAMO mit einem 32-Kanal Transceiver-System bei 7 Tesla

S. Brunheim<sup>1,2</sup>, S. Orzada<sup>1</sup>, M. Gratz<sup>1,2</sup>, S. H. G. Rietsch<sup>1,2</sup>, J. P. Marques<sup>3</sup>, T. M. Fiedler<sup>4</sup>, M. E. Ladd<sup>1,4</sup>, H. H. Quick<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Universität Duisburg-Essen, Erwin L. Hahn Institut für MR Bildgebung, Essen, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Essen, Hochfeld- und Hybride MR Bildgebung, Essen, Deutschland

<sup>3</sup>Radboud University, Donders Institute for Brain, Cognition and Behaviour, Nijmegen, Niederlande

<sup>4</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

#### Einleitung

Die 7-Tesla Magnetresonanztomographie (7T MRT) weist insbesondere im Körperstamm eine hohe räumliche Variation der elektrischen und magnetischen (B1+) Komponenten des Hochfrequenzimpulses (HF) auf.

Ziel der Arbeit war die Entwicklung und Evaluation einer parallelen HF-Sendetechnik (pTx) zur schnellen und akkuraten Messung der B0 und B1+ Feldverteilung zur beschleunigten, räumlich selektiven HF-Anregung [1,2] in der 7T MRT. Hierzu wurde ein neues Konzept der kombinierten B0/B1+ Aufnahme, namens B01TIAMO [3,4], entwickelt und für hochaufgelöste 'reduced-field-of-view' (rFOV) pTx-Bildgebung der unteren Wirbelsäule mit 32 Sendekanälen verwendet.

#### Methoden

Die Messungen wurden an einem 7T MRT-System (Magnetom 7T, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen) mit einem intern entwickelten 32-Kanal Transceiver-System [5] (32Tx/Rx) zusammen mit einer lokalen 16-Kanal Empfangsspule (16Rx) und Online-SAR-Überwachung durchgeführt (Abb. 1a). Die relativen Einzelkanaldaten von B01TIAMO wurden mittels einer schnellen, Tx-alternierenden TFL-Auslese aufgenommen und mithilfe zweier TIAMO-PreSat-TFL-Flipwinkelkarten [6] voxelweise skaliert. Zur Berechnung der B0-Offset-Verteilung folgte der relativen Messung ein TIAMO-TFL-Block mit dualer, monopolarer Auslese mit den beiden kürzesten In-Phasen-Echozeiten.

Die axialen B01TIAMO-Daten (Abb. 1b), eines gesunden Probanden (189 cm; 80 kg) auf Höhe der Lendenwirbelsäule (L3/4), dienen als Grundlage für die Kleinste-Magnituden-Quadrate-Optimierung eines 2D-selektiven 4.76 ms pTx-Puls im linearen Flipwinkelregime  $\alpha \leq 20^\circ$  mit Phasenoptimierung und einer Spiral-in-Gradiententrajektorie (Abb. 1c, d).

#### Ergebnisse

Die B01TIAMO-Technik ermöglicht die Aufnahme eines axialen B0/B1+ Datensatzes innerhalb von 13 s, gegenüber der 40 s dauernden konventionellen hybriden Methode [7]. Zusätzlich wurden durch Komprimierung der Empfangsfeldverteilung (B1-) mittels GCC [8], Singularitäts-freie B1+ Phasenkarten erzeugt.

Die Anwendung des errechneten pTx-Pulses zeigte eine gezielte Anregung von der unteren Brustwirbelsäule (Th11) bis zum Beginn des Kreuzbeins (S1) ohne nennenswerte Residualsignale des umliegenden Gewebes (Abb. 2a). Die in Abbildung 3b und 3c exemplarisch gezeigten paraaxial-rekonstruierten rFOV-pTx-Aufnahmen wiesen keine nennenswerten Einfaltungsartefakte auf und es konnte ein ausreichender Gewebekontrast erreicht werden.

#### Zusammenfassung

Es wurde ein kompletter Workflow zur hochaufgelösten UHF-MRT rFOV-pTx-Bildgebung der Wirbelsäule inklusive vorbereitender B0/B1+ Kalibrationsmessungen innerhalb einer klinisch praktikablen Messzeit implementiert.

Die entwickelte B01TIAMO-Technik zeigt Ihre Vorteile zur Feldvermessung des Körperstamms innerhalb eines Atemstillstands, insbesondere bei der Verwendung von vielen Transceiverkanälen. Die B01TIAMO-Technik bildet damit die Grundlage für anspruchsvolle pTx Applikationen in der 7T-MRT, welche im Hinblick auf Bildqualität, SAR und den Patientenkomfort eine Alternative zu HF-Shim-Kombinationen [9] oder Spokes-/kT-points-Konzepten [10,11] zur homogenen Abbildung gesamter Körperquerschnitte in Atemstillstand darstellt.

#### Literatur

[1]Katscher (2003) MRM 49(1):144-150. [2]Grissom (2006) MRM 56(3):620-629. [3]Brunheim (2018) MRM 79(5):2652-2664. [4]Brunheim (2017) ISMRM 25:p.521. [5]Orzada (2016) ISMRM 24:p.167. [6]Fautz (2008) ISMRM 16:p.1676. [7]Van de Moortele (2007) ISMRM 15:p.1676. [8]Zhang (2013) MRM 69(2):571-582. [9]Orzada et al. (2010) MRM 64(2):327-333. [10]Saekho et al. (2006) MRM 55(4):719-724. [11]Cloos et al. (2012) MRM 67(1):72-80.

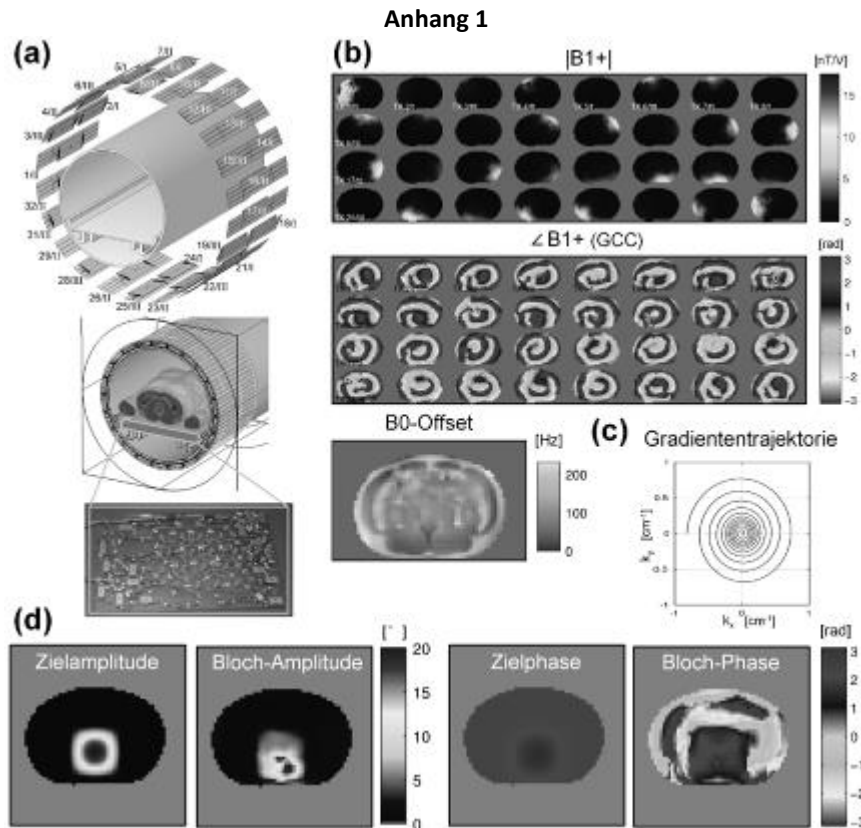


Abb. 1: (a) Nummerierungsschema der 32Tx/Rx-Spule der einzelnen Microstripline-Elemente mit Mäandern auf einem der Ringe I-III (oben) und ihre tatsächlichen Positionen auf dem Tragrohr in Relation zum Torso und der 16Rx-Loop-Spule im Untersuchungstisch (unten). (b) B01TIAMO-Ergebnisse mit B0-Offset, normierter B1+ Amplituden- und B1+ GCC-Phasenverteilung für 32 Transceiverkanäle (13 s Atemstillstand, 40x64 Matrix). (c) Optimierte 2D-Gradiententrajektorie für die unter (d) angezeigten pTx-Anregung im linearen Flipwinkelregime. (d) 17x17-/21x21-Voxel umfassende, gefilterte Amplituden-/Phasen-Ziel-Rechteckanregung und Bloch-Simulation.

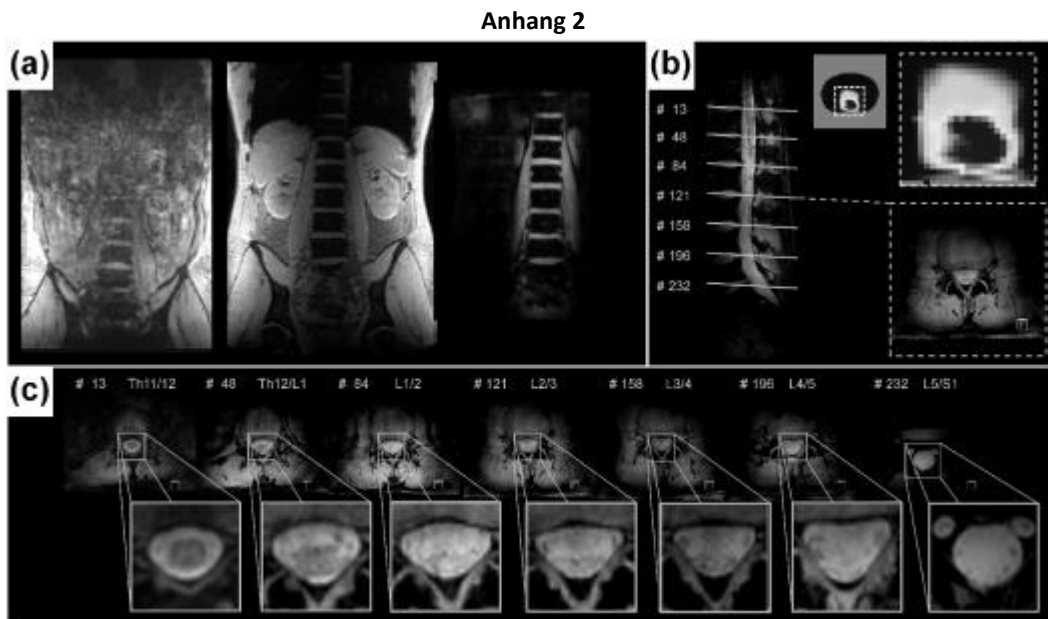


Abb. 2: (a) 3D-TIAMO-GRE bei 48 s freiem Atmen (links), in Atemstillstand (mitte) und der pTx 3D-GRE-Technik bei 79 s freiem Atmen (rechts) mit gleicher Fensterung und (2 mm)<sup>3</sup> Auflösung. (b) Positionen der in 1 mm<sup>3</sup> Auflösung rekonstruierten, paraaxialen Schichten der rFOV pTx-Messung, mit Schichtnummer, Bandscheibenposition und nach der Bloch-Simulation in Abb. 2c zu erwartender Flipwinkelverteilung, reskaliert auf ein Maximum von 13°. (c) Gezielte Vergrößerung des Spinalkanals auf Höhe des jeweiligen Bandscheibenfachs.

## V 17 Darstellung von chemischem Austausch mit positivem Kontrast

F. Gutjahr<sup>1</sup>, E. E. Munz<sup>1,2</sup>, P. M. Jakob<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Würzburg, Lehrstuhl für Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>Leibniz-Institute of Plant Genetics and Crop Plant Research (IPK), Gatersleben, Deutschland

### Einleitung

Die CEST-Methodik [1] nutzt den Effekt des chemischen Austauschs (CA), um niedrig-konzentrierte Biomoleküle indirekt mit erheblich höherer Empfindlichkeit auf der Wasserresonanz nachzuweisen. Dies wird in CEST typischerweise mittels wiederholter Hochfrequenzsättigung der <sup>1</sup>H-Kerne des Biomoleküls erreicht, die dann mittels CA ihre Sättigung kontinuierlich auf die <sup>1</sup>H-Kerne des freien Wassers übertragen, was zu einer Signalminderung führt (=negativer Kontrast). Zur Interpretation dieser CEST-Messungen wird eine Referenzmessung benötigt. In dieser Arbeit wird eine neue Methode zur CA-Bildgebung vorgestellt, die statt Sättigung Anregung überträgt. Hierdurch wird ein positiver Kontrast erreicht und es kann auf die Referenzmessung verzichtet werden.

### Material & Methoden

Die vorgeschlagene Methode, RACETE (=Refocused Acquisition of Chemical Exchange Transferred Excitations), basiert auf einer stimulierten-Echo-Technik. Die ersten beiden Anregungspulse werden genutzt, um die Protonen eines gelösten Stoffs frequenzselektiv anzuregen und die Anregung in longitudinaler Richtung zu speichern. Dieses Anregungsmodul wird N mal wiederholt um anschließend ein verstärktes stimuliertes-Echo-Signal auszulesen, das selektiv nur die Protonen, die zunächst am gelösten Stoff und jetzt im Lösungsmittel vorhanden sind, refokussiert. Messungen wurden an einem 17.5 T Tomographen an Iopamidol- und Salicylsäureproben (65 mMol, 100, 50 und 35 mMol) umgeben von Wasser durchgeführt.

### Ergebnisse

Das gemessene Magnituden- und Phasen-Bild zeigt, siehe Abb. 1, dass in RACETE-Bildern das Wassersignal vollständig unterdrückt wird und dass in einem einzigen Bildgebungsexperiment zwei Substanzen mit chemischem Austausch in millimolarer Konzentration simultan detektiert und unterschieden werden können.

### Zusammenfassung

Durch selektive Refokussierung der ausgetauschten Protonen kann unter optimalen Bedingungen ein echter Positivkontrast erzeugt werden. Hierdurch werden sowohl hintergrundfreie Magnituden- als auch Phasenbilder erzeugt, die die simultane Detektion und Unterscheidung mehrerer Substanzen ermöglichen.

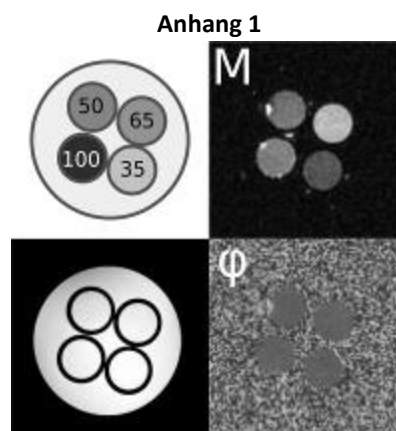


Abb.1: Messungen am Phantom. Erste Spalte: Schematische Darstellung des Wasser-Phantoms mit der jeweiligen Konzentration von Iopamidol (orange) und Salicylsäure (grün, blau) und ein T<sub>2</sub>-gewichtetes Referenzbild. Rechts: Magnituden- und Phasenkarte der RACETE Messung.

### Literatur

[1] Ward KM, Aletras AH, Balaban RS. A new class of contrast agents for MRI based on proton chemical exchange dependent saturation transfer (CEST). JMR 2000;143(1):79-87.

## V 18 Dynamische Magnetresonanztomographie des Sauerstoffisotops $^{17}\text{O}$ zur Charakterisierung des zerebralen Sauerstoffumsatzes

S. Niesporek<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

### Einleitung

Krebszellen gewinnen, anders als gesunde Hirnzellen, Energie aus Glukose primär anaerob unter Laktatbildung (Warburg-Effekt). Durch die Inhalation von angereichertem  $^{17}\text{O}_2$ -Gas während einer MRT-Messung in Kombination mit einem metabolischen Modell ist der Sauerstoffumsatz (CMRO<sub>2</sub>) direkt quantifizierbar (1). Ziel dieser Arbeit war es, die dynamische  $^{17}\text{O}$ -MRT weiterzuentwickeln sowie die Robustheit und Genauigkeit zu evaluieren. Zudem sollte der Tumormetabolismus bei Hirntumorpatienten direkt untersucht werden.

### Material & Methoden

Es wurde ein Aufbau bestehend aus einem Gasapplikationssystem und optimierter Hochfrequenz-Spule konzipiert. Der Ausgleich verfälschender Partialvolumeneffekte geschah über einen zuvor etablierten Korrekturalgorithmus. Zur CMRO<sub>2</sub>-Bestimmung wurde ein drei Phasen-Inhalationsexperiment (ca. 3,8-4,0±0,1L  $^{17}\text{O}_2$ -Gas-Inhalation) an drei gesunden Probanden (je zwei Messungen) und zwei Tumorpatienten (WHO Grad II; WHO Grad IV) durchgeführt. Alle  $^{17}\text{O}$ -MRT-Daten wurde bei  $(\Delta x)^3=(7.5\text{mm})^3$  akquiriert und mit  $\Delta t=1:00\text{min}$  rekonstruiert. Anatomische Daten wurden über separate  $^1\text{H}$ -MRT Untersuchungen gewonnen.

### Ergebnisse

Die quantifizierten CMRO<sub>2</sub>-Werte (Probanden) waren CMRO<sub>2</sub>=2,1–2,6±0,1μmol/g/min (graue Substanz, GM) sowie CMRO<sub>2</sub>=0,6–0,7±0,1μmol/g/min (weiße Substanz, WM) und lagen damit im GM-Kompartiment höher als in vorherigen Studien. Die Ergebnisse zeigten eine geringe Variation über alle Messungen und demonstrierten dadurch die Reproduzierbarkeit. Bei Patienten war der CMRO<sub>2</sub>-Wert im Tumorgewebe signifikant erniedrigt verglichen mit kontralateralem gesundem Gewebe (vgl. Abb.1/ Tab.1).

### Zusammenfassung

Es wurde ein Ansatz der dynamischen  $^{17}\text{O}$ -MRT, der reproduzierbar anwendbar und bei Tumorpatienten durchführbar ist, präsentiert. Die Resultate sind in Übereinstimmung zum erwarteten Energiestoffwechsel des menschlichen Gehirns, bietet aber eine direkte Visualisierung des Tumormetabolismus und könnte demzufolge wichtige Beiträge bei der Diagnostik und Therapieplanung onkologischer Erkrankungen liefern.

Anhang 1

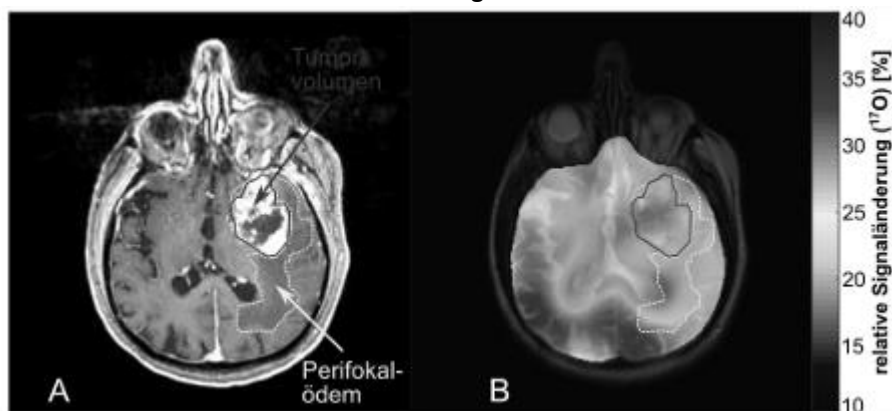


Abb.1 Daten der Patientenmessung (WHO Grad IV): KM-MPRAGE (A), TSE-Daten und relativer  $^{17}\text{O}$ -Signalanstiegs (B).

## Anhang 2

Gewebe	CMRO <sub>2</sub> in $\mu\text{mol/g/min}$	
	WHO II -Patient	WHO IV-Patient
<b>GM</b>	2.34–2.58±0.20	1.81–2.00±0.12
<b>WM</b>	0.56–0.62±0.06	0.64– 0.72±0.05
<b>Kontrolle<sup>1</sup></b>	1.10–1.22±0.08	0.59–0.65±0.09
<b>Tumor</b>	0.59–0.66±0.16	0.20–0.22±0,08

<sup>1</sup>kontralaterales Kontrollvolumen

Tab.1 Ergebnisse der CMRO<sub>2</sub>-Bestimmung in Tumorpatienten in erkranktem und gesundem Gewebe.

## Literatur

1. Atkinson IC, Thulborn KR. Feasibility of mapping the tissue mass corrected bioscale of cerebral metabolic rate of oxygen consumption using 17-oxygen and 23-sodium MR imaging in a human brain at 9.4 T. Neuroimage 2010;51(2):723-733.

### V 19 *In-vivo*-<sup>23</sup>Na-Magnetresonanztomographie des Körperstamms bei 7 Tesla

T. Platt<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

Kurzfassung meiner Dissertation [1], mit der ich mich für den Gorter-Preis 2018 bewerbe.

#### Einleitung

Ziel dieser Arbeit [1] war es, die *In-vivo*-<sup>23</sup>Na-MRT des Körperstamms bei  $B_0=7$ Tesla zu ermöglichen. Hierbei ergeben sich spezielle Anforderungen an die Hochfrequenz(HF)-Hardware [2]:

- **HF-Spule:** SNR-Effizienz, schnelles Schalten (Senden/Empfangen), großes Sichtfeld
- **MR-Scanner:** Ganzkörper-MR-Tomograph mit X-Kern-Option (z.B. <sup>23</sup>Na: 78,6MHz bei 7Tesla)

<sup>23</sup>Na-HF-Spulen stellen daher i.A. Sonderanfertigungen dar. Für Anregung und Detektion des <sup>23</sup>Na-MR-Signals im menschlichen Körperstamm habe ich eine <sup>23</sup>Na-HF-Körperspule entwickelt, aufgebaut und optimiert. Die MR-Bildgebung des Körperstamms wird allerdings weiterhin durch die Atmung beeinträchtigt. Folglich treten in herkömmlich rekonstruierten <sup>23</sup>Na-MR-Bildern Verschmierungen auf. Daher habe ich eine Methode entwickelt und angewendet, die es ermöglicht die aufgenommenen Messdaten in zwei Atemphasen aufzuteilen.

#### Material & Methoden

Für die Realisierung von möglichst homogenen Sende- sowie Empfangsfeldern habe ich das Design einer ovalen, enganliegenden Birdcage-Spule mit einer Vierkanal-Einspeisung gewählt (Abb.1).

Weiterhin habe ich den vollen Messdatensatz, der unter freier Atmung aufgenommen wurde, basierend auf einem intrinsischen Atemsignal in zwei Atemzustände aufgeteilt (ein-/ausgeatmet). Das intrinsische Atemsignal wurde aus dem MR-Signal im k-Raum-Zentrum bestimmt (radiale Auslese) [3].

#### Ergebnisse

Die entwickelte <sup>23</sup>Na-HF-Körperspule ermöglicht relativ homogene Sende- sowie Empfangsfelder, die einen großen Bereich des Körpers abdecken (Abb.2). Verschmierungen in den <sup>23</sup>Na-MR-Bildern, die aufgrund der Atembewegung auftreten, wurden in den separierten Bildern reduziert (Abb.2, aus-/eingeatmet).

#### Zusammenfassung

Mit der entwickelten Körperspule kann erstmalig die gesamte Breite des Körperstamms eines Erwachsenen mittels der <sup>23</sup>Na-MRT bei  $B_0=7$ Tesla abgebildet werden, während weiterhin auch eine große Abdeckung in Längsrichtung gewährt wird. Die Atemseparation ermöglicht eine präzisere Abbildung von Regionen, in denen eine Atembewegung präsent ist.

#### Literatur

- [1] Platt, T. (2018). Dissertation, Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg. doi:10.11588/heidok.00024043
- [2] Bangerter, N.K. et al. (2016). *NMR Biomed* 29. S.107
- [3] Platt, T. et al. (2018). *Magn Reson Med*. doi:10.1002/mrm.27103



Anhang1



Abb.1: Ovale  $^{23}\text{Na}$ -Birdcage-Spule mit Vierkanal-Einspeisung.

Anhang 2

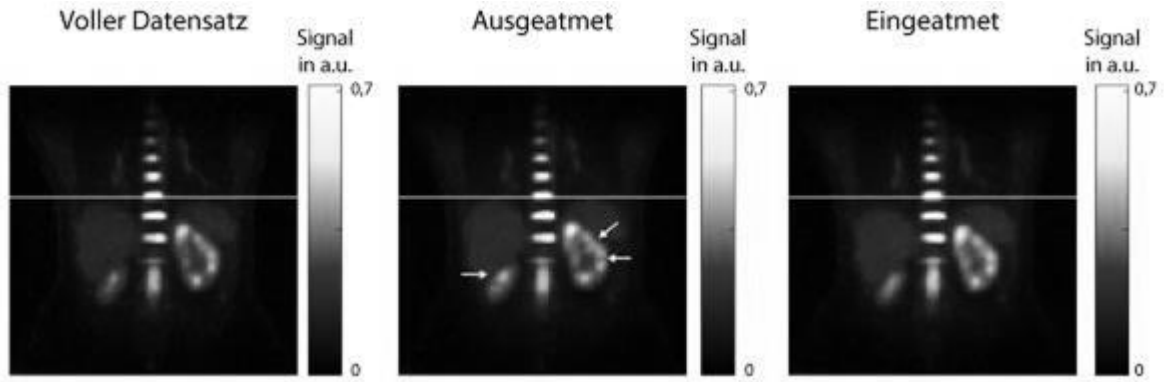


Abb.2: Atemseparierte  $^{23}\text{Na}$ -MR-Rekonstruktionen des Abdomens bei  $B_0=7\text{Tesla}$  ( $\text{FOV}=(40\text{cm})^3$ , Messzeit: 30min 20s).

## Session 8 – Magnetresonanztomographie II

**Chairs:** Frederik B. Laun (Erlangen)

### V 36 Evaluation einer 8-Kanal-Sende/32-Kanal-Empfangsspule für die 7T MRT im Körper

S. H. G. Rietsch<sup>1,2</sup>, S. Orzada<sup>1</sup>, S. Maderwald<sup>1</sup>, S. Brunheim<sup>1,2</sup>, B. Philips<sup>3</sup>, T. Scheenen<sup>1,3</sup>, M. E. Ladd<sup>1,4,5</sup>, H. H. Quick<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Universität Duisburg-Essen, Erwin L. Hahn Institut für MR Bildgebung, Essen, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Essen, Hochfeld- und Hybride MR Bildgebung, Essen, Deutschland

<sup>3</sup>Radboud University, Department of Radiology and Nuclear Medicine, Nijmegen, Niederlande

<sup>4</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>5</sup>Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie und Fakultät für Medizin, Heidelberg, Deutschland

#### Einleitung

Die 7-Tesla Magnetresonanztomographie (MRT) im Körper erfordert innovative selbstentwickelte Hochfrequenz (HF) Antennen (Spulen), da diese nicht kommerziell verfügbar sind. So kann das hohe Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) [1] der 7T MRT ausgenutzt werden. HF-Sendeelemente sollten ein hohes B1+ Anregungsfeld bei gleichzeitig geringer spezifischer Absorptionsrate (SAR) ermöglichen (hohe SAR-Effizienz). Zudem wird das optimale SNR mit vielen Empfangselementen [2], die das Untersuchungsobjekt eng umschließen [3], erreicht. Eine Möglichkeit diese Anforderungen zu erfüllen liegt in der Trennung von Sende- (Tx) und Empfangsseite (Rx). Ziel der Arbeit ist die Entwicklung und Evaluation einer selbstentwickelten Körperspule mit 8 Sende-/Empfangskanälen (TxRx) und 24 Empfangskanälen (insgesamt 8Tx32Rx) für die 7T MRT.

#### Material & Methoden

Die 8Tx32Rx Körperspule (Abb.1a) besteht aus 8 Sende-/Empfangs-Mäanderelementen [4] und 24 achteckigen Loops (Abb.1b), die jeweils mit einer selbstentwickelten Vorverstärkerschaltung inklusive Detuning-Netzwerk verbunden sind (Abb.1c). Somit werden die Empfangselemente während des Sendevorgangs verstimmte. Um eine Echtzeit-SAR-Überwachung bei In-vivo-Untersuchungen zu ermöglichen, wurde das Simulationsmodell (Abb.1de) durch dosimetrische E- und H-Feld Messungen validiert [5]. MRT Bildgebung bei 7T wurde an einem Phantom und an 6 gesunden Probanden im Becken, Abdomen und Herz durchgeführt. Die Leistungsfähigkeit der Spule wurde durch die Parameter SNR, Beschleunigungsfähigkeit (g-Faktor), S-Parameter, Rauschkorrelation und B1+-mapping evaluiert und mit einer vorhandenen selbstentwickelten 8TxRx Spule [6] als Referenz verglichen.

#### Ergebnisse

Mäanderelemente und Loops zeichnen sich durch eine gute intrinsische Entkopplung aus. Die Kopplung überschreitet -20dB nicht. Geringe Rauschkorrelation zwischen Mäanderelementen und Loops wird in Abb.1f deutlich. Der Vergleich von simulierten und gemessenen E- und H-Feldern (Abb.2a-h) erlaubt die Validierung des Simulationsmodells der Spule. Durch Echtzeit SAR Überwachung konnten so sichere in vivo Messungen (MAGNETOM 7T, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen) durchgeführt werden. Im Vergleich zur Referenz (8TxRx Spule) konnte ein SNR Gewinn von 30% im Zentrum eines körpergroßen Phantoms (Abb.2i-k) erzielt werden, was durch in vivo Messungen bestätigt werden konnte (Abb.2l-n). Außerdem ergibt sich durch die 24 zusätzlichen Empfangskanäle eine deutlich verbesserte Beschleunigungsfähigkeit (z.B. transversal: durchschnittlicher g-Faktor von 1.27 bei R=9 mit R=3 anterior/posterior + R=3 rechts/links mit 8Tx32Rx im Vergleich zu 1.48 bei R=2 in beiden Richtungen mit 8TxRx). Im Herz (Abb.3a-c) wurde mit einer FLASH 2D Sequenz ein hoher Kontrast zwischen Blut und Myokardium erreicht. Im Abdomen konnte mit einer 2D FLASH Sequenz in koronaler und transversaler (mit TIAMO [7]) Schichtführung ein homogenes Bild erreicht werden. Im Becken wurde TIAMO in Verbindung mit einer 3D Multigradiente-echo-Sequenz verwendet, um eine isotrope Auflösung von 0.66 mm zu ermöglichen was mit der Referenzspule in dieser Zeit unmöglich ist. Diese Akquisition ermöglicht zudem die Detektion auch kleiner Lymphknoten (< 2mm), die bei vorliegendem Prostata-Karzinom häufig metastasieren.

#### Zusammenfassung

Die neu entwickelte 8Tx32Rx HF-Spule kombiniert erfolgreich Mäanderelemente und Loops ohne sicherheitsrelevante Einschränkungen. Mit einer Echtzeit SAR-Überwachung ist in vivo 7T MRT in Herz, Abdomen und Becken mit guter Homogenität, hoher räumlicher Auflösung und sehr gutem SNR möglich. Dies ermöglicht beispielsweise neue Möglichkeiten für die Detektion von kleinen metastasierenden Lymphknoten bei 7T.

#### Literatur

- [1] Hoult DI et al. J. Magn. Reson. Imaging 67, 46–67 (2000).
- [2] Griswold MA et al. Magn Reson Med 2002;47(6):1202–10.
- [3] Roemer PB et al. Magn Reson Med 1990; 16(2):192–225.
- [4] Orzada S et al. Proc Intl Soc MRM 16 2008. p. 2979.
- [5] Bitz A et al. Proc Intl Soc MRM 19 2011. p. 490.
- [6] Orzada S et al. Proc Intl Soc MRM 17 2009. p. 2999.
- [7] Orzada S et al. Magn Reson Med 2010; 64(2):327–33.

### V 37 Entwicklung und Implementierung einer parallelen 16-Kanal-Sendespule für die 7-Tesla Magnetresonanztomographie für den Kopf- und Halsbereich

M. May<sup>1</sup>, B. Keil<sup>1</sup>

<sup>1</sup>THM, Life Science Engineering, Gießen, Deutschland

#### Einleitung

In der medizinischen Bildgebung mittels Magnetresonanztomographen (MRT) hat sich die Ultrahochfeld-Technologie für hochauflösende und kontrastreiche Schnittbilder als führend bewährt [1]. Nach dem heutigen Stand der Technik existiert noch keine Ganzkörperspule bei 7-T zum Senden der Larmorfrequenz, die das Gewebe homogen anregen kann.

#### Material & Methoden

16 ringförmige Sendeelemente, die den Kopf- und Halsbereich abdecken, wurden aus Kupfer mit einer Oberflächenfräse (QC 7000, Quick Circuits) hergestellt und an einem Plexiglas-Zylinder angebracht. Verschiedene Entkopplungsmethoden wurden verglichen und implementiert, um die Sendeelemente elektrisch voneinander zu trennen. Nach erfolgreichen Tests mittels Netzwerkanalysator wurde die Spule an einen 16-Kanal-T/R-Switch angeschlossen. Da der verfügbare 7-T-MRT nur 8 Sendekanäle besitzt, wurde jedes Sendesignal mittels eines Wilkinson-Teilers in zwei Kanäle aufgeteilt. Simulationen wurden aufgrund der Ungenauigkeit durch Toleranz der Bauelemente, dem Zeitaufwand und der Anzahl der variablen Parameter nicht durchgeführt.

#### Ergebnisse

Die ersten Tests der pTx-Spule mit einem Phantom wurden an einem 7-T-MRT-Scanner durchgeführt. Hierdurch konnte sowohl die Funktion, als auch die Anregung der einzelnen Sendeelemente im Phantom gezeigt werden. Die übereinanderliegenden Sendeelemente wurden durch geometrische Entkopplung voneinander getrennt. Nebeneinanderliegende Sendeelemente wurden mit induktiver Entkopplung voneinander getrennt. Die beste Eliminierung von Mantelwellen zeigte sich bei der Implementierung einer Bazooka-Balun vor jedem Sendeelement.

#### Zusammenfassung

In diesem Projekt wurde die weltweit erste Sendespule für den Kopf- und Halsbereich in Kombination konzipiert und gebaut. Das FOV wurde um 40% von 30 cm auf 42 cm erweitert. Die konzipierte 16-Kanal-Sendespule setzt sich aus 16 individuell gestalteten Sendeeinheiten zusammen, die individuell angesteuert werden können. Mit den gewonnenen Schnittbildern können im nächsten Schritt individuelle Pulse programmiert werden, um das Gewebe homogen anzuregen.

Anhang 1

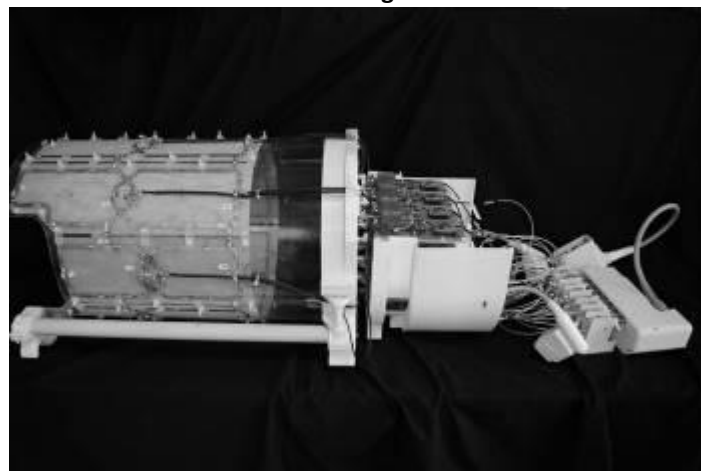


Abb.1: Vollständiger Versuchsaufbau bestehend aus pTx-Spule (links), T/R-Switch (mittig), Wilkinson-Teiler sowie pTx-Anschlussbox

#### Literatur

- [1] Vaughan, J.T. et al. 7T vs. 4T: RF power, homogeneity, and signal-to-noise comparison in head images. In: Magnetic Resonance in Medicine 46 (2001), DOI 10.1002/mrm.1156

### V 38 Entwicklung eines 32-Kanal Kopfspulen-Arrays für fMRT Aufnahmen bei Säuglingen

M. Poniatowski<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Dautphetal, Deutschland

#### Einleitung

Sollen besonders spezifische Fragestellungen mit Hilfe von MR-Aufnahmen untersucht werden, reichen HF-Spulen-Arrays aus der Serienfertigung manchmal nicht aus, um diese ausreichend zu beantworten. Daher werden in einigen Fällen individuelle und der Fragestellung angepasste Einzelanfertigungen benötigt. In der vorliegenden Arbeit wurde eine 32-Kanal-Kopfspule für einen 3 Tesla Magnetresonanztomographen entwickelt, mit der fMRT Aufnahmen bei Säuglingen bis zu einem Alter von sechs Monaten durchgeführt werden sollen. Die Kopfspule weist drei besondere Merkmale auf: Sie besteht aus drei beweglichen Einzelteilen, die unabhängig voneinander positioniert werden können und besitzt integrierte, MR-sichere Kopfhörer zur Übertragung akustischer Reize. Außerdem ist die Kopfspule auf einem, einer Babyschale nachempfundenen, Sitz montiert.

#### Material & Methoden

Zunächst wurde ein 3D-Modell der Auflagefläche für die Spulenelemente mit einer CAD-Software (Rhino 5, Robert McNeel & Associates, Seattle, WA, USA) entworfen. Während dieser Phase mussten bereits grundlegende Überlegungen in das Design einfließen, wie z. B. eine grobe Spulenkongfiguration, die Aufteilung in Einzelteile und die mechanische Realisierung ihrer Beweglichkeit. Dieses Modell wurde gedruckt und mit einigen Testspulen bestückt. Anschließend wurde das Modell verbessert, vervollständigt und gedruckt. Die 32 Spulenelemente wurden mit den entsprechenden elektronischen Bauteilen bestückt und eingebaut. Mit einigen selbstgebauten Werkzeugen und einem Netzwerkanalysator (ZNB4, Rohde & Schwarz GmbH & Co. KG, München) wurden das Matching und Tuning durchgeführt. Ferner wurde die Güte und Entkopplung der Spulenelemente überprüft.

#### Ergebnisse

Die fertige Kopfspule erfüllt die geforderte mechanische Flexibilität und Funktion. Die Entkopplung der Spulenelemente an den Rändern zu den jeweils anderen Einzelteilen bereitete Schwierigkeiten und ließ sich nicht geometrisch oder kapazitiv realisieren, weshalb dort intensiver mittels Vorverstärkerentkopplung gearbeitet wurde. Ansonsten weist die Kopfspule gute Messwerte für Güte und Entkopplung der Spulenelemente auf.

#### Zusammenfassung

Es wurde eine 32-Kanal-Kopfspule für Säuglinge entwickelt, die im HF-Labor gute Eigenschaften zeigt. Im nächsten Schritt folgt eine Verifizierung dieser Eigenschaften an einem realen MR-System.

### **V 39 Reproduzierbarkeit der absoluten Perfusion mit Arterial Spin Labeling – Beurteilung der Stabilität der absoluten Perfusion sowie der M0- und Kalibrierungsbilder**

M. Buck<sup>1</sup>, M. Günther<sup>1</sup>, F. C. von Samson-Himmelstjerna<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fraunhofer MEVIS, Bremen, Deutschland

In der klinischen Bildgebung und biomedizinischen Forschung ist die Bestimmung hämodynamischer Parameter wie der Perfusion von großer Bedeutung. Sie liefert wichtige Informationen über den Status und die Funktionalität des jeweils betrachteten Gewebes und Organs. Eine komplett nicht-invasive Methode zur Messung der Perfusion mithilfe der Magnetresonanztomographie ist das Arterial Spin Labeling (ASL). Dabei wird das Blutwasser als körpereigener Marker benutzt, so dass keine Kontrastmittelgabe mehr nötig ist. Zusätzlich besteht ein Vorteil in der möglichen Quantifizierung der Perfusion. Dies bedeutet, dass mithilfe sogenannter M0- und Kalibrierungsbilder, die auch als Quantifizierungsbilder bezeichnet werden, der zerebrale Blutfluss (CBF) in absoluten Zahlen angegeben werden kann.

Zur Etablierung absoluter Perfusionsmessungen mittels ASL in der Klinik ist es kritisch, die Reproduzierbarkeit des Verfahrens zu bestimmen. Nur wenn das Verfahren stabil ist, können sinnvoll darauf basierende diagnostische Aussagen getroffen werden. Mögliche Abhängigkeiten der Perfusion von der Tageszeit oder auch der Messdauer werden in diesem Zusammenhang diskutiert, sind jedoch bislang nur unzureichend untersucht. Neben der Untersuchung der Perfusion ist ebenso die Analyse der Stabilität der während einer Messung erhobenen Quantifizierungsbilder wichtig.

Daher wurde in dieser Studie die Reproduzierbarkeit der absoluten Perfusion im Verlauf einzelner Messungen sowie eines Tages untersucht. Zusätzlich wurde auch die Stabilität der M0- und Kalibrierungsbilder analysiert, da diese in die Berechnung der absoluten Perfusionswerte eingehen und Schwankungen auch falsche Rückschlüsse auf die absolute Perfusion liefern würden.

Dabei wurde eine vergleichsweise hohe Reproduzierbarkeit für alle Messaufnahmen gefunden. Dies bedeutet, dass das Signal in den Quantifizierungsbildern während einer Messung ausreichend konstant bleibt und auch die Perfusion während einer Messung und im Verlauf eines Tages stabil ist. Allerdings wurden auch hohe Standardabweichungen der Absolutwerte festgestellt. Dies bedeutet, dass absolute Perfusionswerte kritisch und mit Vorsicht betrachtet werden müssen.

## V 40 Kontaktlose Messung mechanischer Herzaktivität mittels elektromagnetischer Pilot-Tone-Signale in einem klinischen MRT-Scanner

M. Bacher<sup>1,2</sup>, P. Speier<sup>1</sup>, B. Dornberger<sup>1</sup>, M. Stuber<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Siemens Healthineers, DI MR, Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>Universität de Lausanne, CHUV-CIBM, Lausanne, Schweiz

### Einleitung

Viele Anwendungen der Magnetresonanztomographie benötigen genaue Synchronisation der Bildgebung mit physiologischer Bewegung. Insbesondere bei kardiologischen Aufnahmen ist eine exakte Synchronisation mit der Bewegung des Herzens essentiell. Typischerweise wird dies mit einer parallel laufenden EKG-Messung realisiert. Der Pilot-Tone-Navigator (PT) [1,2] ist eine neuartige Methode zur kontaktlosen Messung der Herz- und Atembewegung. Hierzu wird induktiv ein schwaches Referenzsignal im MHz-Bereich, der Pilot-Tone, in das Untersuchungsvolumen eingekoppelt. Durch physiologische Bewegung im Zielvolumen wird das Signal moduliert und kann mit geeigneten Antennen detektiert werden. Bei Verwendung innerhalb eines Magnetresonanztomografen (MRT) kann die Detektion des modulierten Signals durch die – bereits vorhandene - Empfangshardware des Scanners geleistet werden. Die hohe Anzahl an Empfangskanälen ermöglicht eine Trennung der jeweiligen Beiträge der Atem- und Herzbewegung zur Modulation des Referenzsignals.

### Material & Methoden

Das kohärente Pilot-Tone-Signal wurde mit einem Oszillator erzeugt, der in ein modifiziertes 12-Kanal-Spulenarray integriert wurde. Das Signal wurde über eine elektrisch kleine Spule (Windungszahl  $N=0.5$ ) in das Untersuchungsvolumen eingekoppelt. Hierbei wurde die Frequenz so gewählt, dass sie außerhalb der Bandbreite des Bildsignals aber noch innerhalb der nutzbaren Receiver-Bandbreite liegt ( $f_{PT} = 62,5\text{MHz}$  für 1.5T). Jeder Readout im k-Raum entspricht einem Sample des PT-Signals. Die Abtastrate des PT-Signals ist somit abhängig von der Repetitionszeit der Sequenz (TR). In der Praxis ergibt sich damit für eine typische TrueFISP-Cine-Messung eine effektive Abtastrate von  $f_A \approx 350\text{Hz}$ . Im Folgenden sei die Signalverarbeitungskette kurz umrissen: Initial wird ein Kalibrierdatensatz von 10-30s Dauer aufgenommen, auf welchen Independent Component Analysis (FastICA [3]) angewendet wird, um eine Separation der Atem- und Herzbewegung zu erreichen (Vorverarbeitung mit PCA zur Dimensionsreduzierung von 12-24 Kanälen auf 6-10 virtuelle Kanäle, Gauss-Kontrast, symmetrischer Algorithmus, 4-6 Independent Components). Die resultierende Trennungsmatrix  $\mathbf{A}$  wird in allen nachfolgenden Verarbeitungsschritten in Echtzeit auf die gemessenen Datenpunkte angewandt und behält ihre Gültigkeit, solange der Proband sich nicht stark bewegt. Die Komponente, welche die Herzbewegung enthält, wurde manuell bestimmt. Alternativ wäre aber auch eine vollautomatische Detektion möglich basierend auf der Signalenergie in dem für mechanische Herzaktivität charakteristischen Frequenzband von ca. 0.8 – 2Hz. Um eine zuverlässige Trigger-Detektion zu gewährleisten, muss das Herzsignal entauscht werden. Hierzu kommt ein Extended Kalman-Filter (EKF) zum Einsatz, da die Gruppenlaufzeit konventioneller zeitdiskreter IIR- oder FIR-Filter bei der benötigten Güte prohibitiv hoch wäre. Das zugrundeliegende Modell ergibt sich aus Fourier-Analyse des Herzsignals (siehe Abb. 1a) zu  $s_{EKF}(t) = a_0(t) + a_1(t) \sin(2\pi f(t) + \theta_1(t)) + a_2(t) \sin(4\pi f(t) + \theta_2(t))$  mit einem Offset-Term  $a_0(t)$ , der Grundfrequenz  $f(t)$ , den Amplituden der Grund- und 1. harmonischen Schwingung  $a_{1,2}(t)$  sowie der jeweiligen Phasenverschiebung  $\theta_{1,2}(t)$ . Das verrauschte Rohsignal  $s(t)$  und der Output des EKF  $s_{EKF}(t)$  sind in Abb. 1b gezeigt.

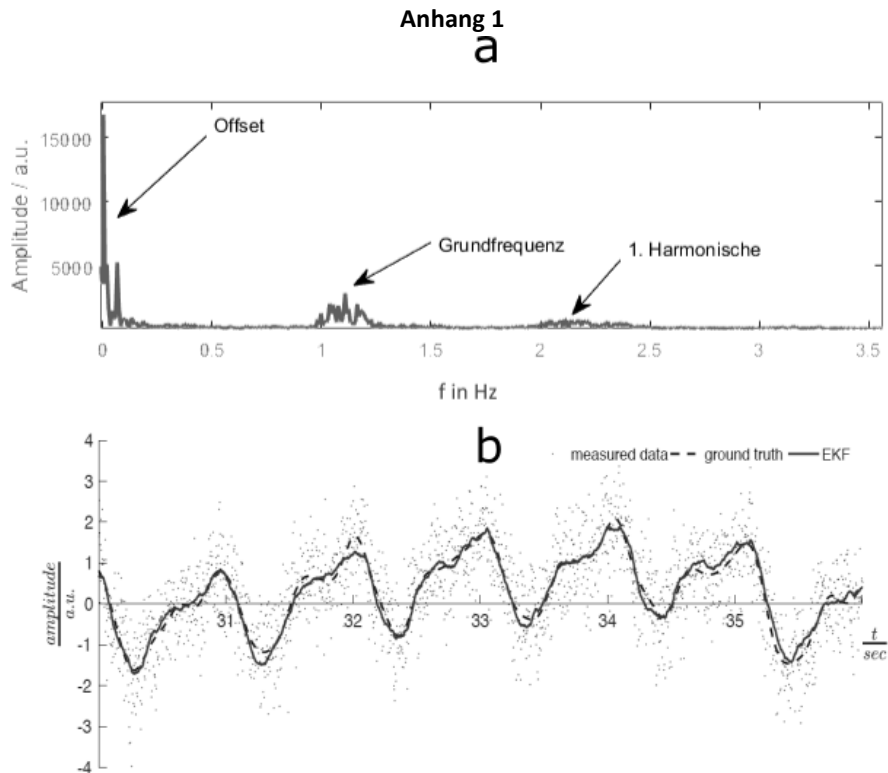


Abb. 1: (a) Fourier-Analyse des ungefilterten Herzsignals. Man erkennt deutlich die Grundschiwingung sowie deren erste Harmonische. Der zeitlich langsam veränderliche Offset (0-0.2Hz) entsteht vermutlich durch unvollständige Trennung der Herz- und Atemkomponente. (b) Verrauschte Eingangsdaten (grau punktiert) und mittels EKF gefittetes Modell (rot) sowie retrospektiv mittels IIR Filter gefilterte Referenz (blau)

Das entrauschte Signal wird nun einem Trigger-Algorithmus zugeführt, um die Messesequenz mit Hilfe der detektierten Maxima zu triggern. Die Signalverarbeitungskette sowie die Trigger-Detektion sind vollständig in der Steuersoftware des MR Systems integriert. Der PT-Navigator wurde an sechs Freiwilligen auf einem klinischen 1.5T-System (MAGNETOM Sola, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) getestet.

### Ergebnisse

Abbildung 2 zeigt beispielhaft für einen Probanden einen mid-systolischen (Zeile a) und einen mid-diastolischen (Zeile b) 2-Kammerblick und Kurzachsenschnitt (im Vergleich zu konventionell aufgenommenen Bildern mit EKG-Triggerung). Die Trennung der einzelnen Bewegungskomponenten mittels ICA funktioniert zuverlässig; in den sechs untersuchten Probanden konnten Atmung und Herzbewegung stets getrennt werden.

## Anhang 2

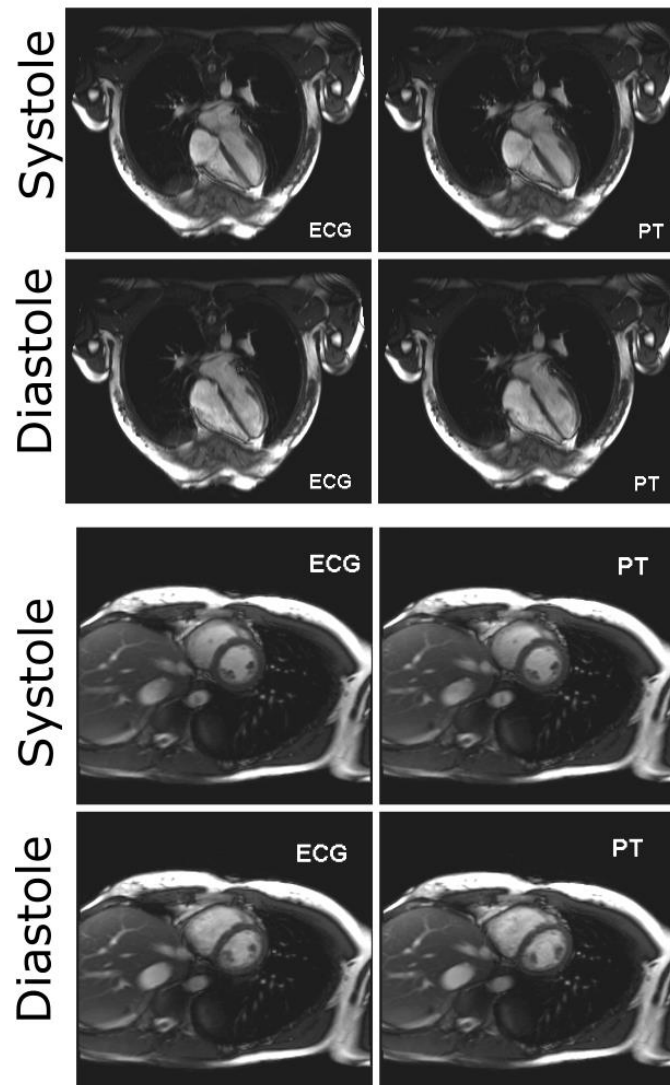


Abb. 2: Mid-systolische und Mid-diastolische Einzelbilder einer segmentierten Cine-Messung. Links: Zweikammerblick, rechts: Kurzachse. Die Bilder erscheinen scharf und von vergleichbarer Qualität zu EKG-getriggerten Aufnahmen.

### Diskussion

Durch die direkte Messung der mechanischen Herzbewegung ergeben sich einige potentielle Vorteile gegenüber EKG-basierter Triggerung. Insbesondere die Möglichkeit, verschiedene charakteristische Punkte der Herzbewegung zuverlässig zu detektieren, könnte neue Möglichkeiten in der Herzbildgebung eröffnen.

Der hier vorgestellte Pilot-Tone-Navigator ermöglicht eine simultane, kontaktlose Synchronisation der MR-Aufnahme mit der Herz- und Atembewegung in Echtzeit. Diese Methode kann sequenzunabhängig verwendet werden und erfordert für die Signaldetektion keine zusätzlichen Aufnahmen in der Sequenz. Zudem entfällt das Anbringen der EKG-Elektroden, was eine Effizienzsteigerung im klinischen Betrieb ermöglicht.

Die hier gezeigten Bilder wurden bei einer Feldstärke von 1.5T gemessen, durch Änderung der PT-Frequenz auf ca. 123,2 MHz ist eine Verwendung auch bei 3T möglich.

### Literatur

- [1] P. Speier et al. "PT-Nav: A Novel Respiratory Navigation Method for Continuous Acquisition Based on Modulation of a Pilot Tone in the MR-Receiver", Proc. ESMRMB 129:97-98, 2015
- [2] M. Bacher et al. "Retrospective Evaluation of Pilot Tone Based CardiacTrigger Quality In A Volunteer Cohort", Book of Abstracts ESMRMB 2017 30:360-361, 2017
- [3] [4] A. Hyvärinen, "Fast and robust fixed-point algorithms for independentcomponent analysis", IEEE Transactions on Neural Networks, vol. 10, no. 3, pp. 626-634



## Session 11 – Magnetresonanztomographie III

Chairs: Susann Boretius (Göttingen)

### V 54 Cardiac diffusion imaging of the *ex vivo* piglet heart at 7T using a stimulated echo approach

D. Lohr<sup>1</sup>, A. Schröder<sup>2</sup>, H. Walles<sup>2</sup>, L. M. Schreiber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Würzburg, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Chair of Cellular and Molecular Imaging, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>Fraunhofer Institute for Silicate Research (ISC), Translational Center Regenerative Therapies (TLC-RT), Würzburg, Deutschland

#### Introduction

Cardiac diffusion tensor imaging (cDTI) is limited by low signal-to-noise-ratio (SNR) and the short transverse relaxation time of the myocardium (ca. 40ms at 3T). Imaging at higher field strength may provide increased SNR and therefore higher spatial and/or angular resolution. Purpose of this work was to implement a stimulated echo (STE) diffusion pulse sequence for cDTI at 7T.

#### Material & Methods

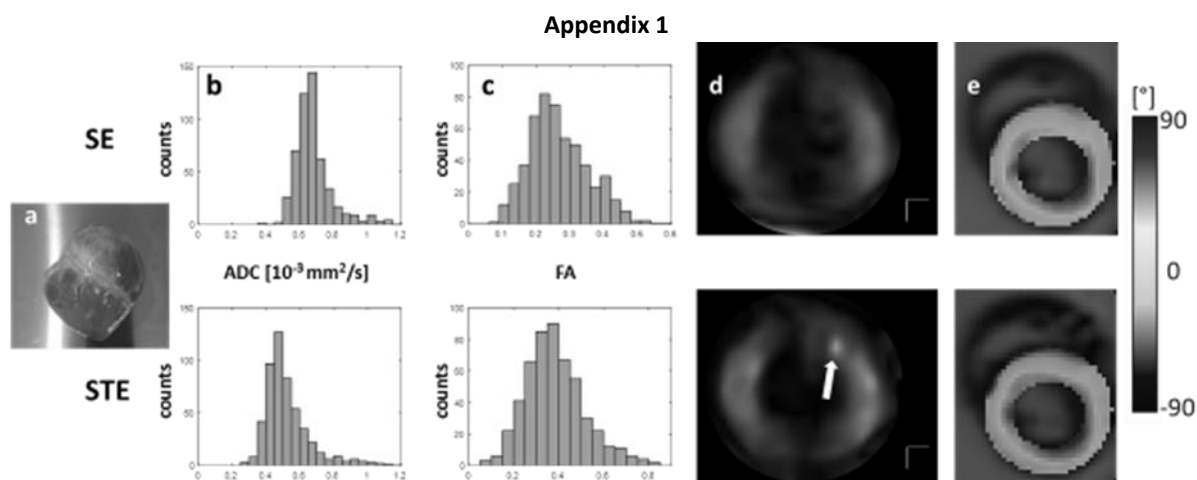
Sequence development was based on the Stejskal-Tanner sequence with EPI readout provided by Siemens. Initial sequence testing was done acquiring cDTI data ( $1.4 \times 1.4 \times 8 \text{ mm}^3$ ) of mid-cavity short axis slices in an *ex vivo* piglet heart. Measurements were done using a 7T whole body MRI system (Siemens MAGNETOM Terra Erlangen, Germany) and a 1Tx/32Rx head coil. Six averages of six diffusion directions and the  $b_0$  image were acquired using the Stejskal-Tanner sequence and the STE sequence with a mixing time of 100ms. Parameters like fractional anisotropy (FA), apparent diffusion coefficient (ADC) and helix angle (HA) in the left ventricle were compared between measurements.

#### Results

DTI Parameters derived from the SE and STE images are displayed in Figure 1. A Highly different eigenvector orientation was found within a small area (Fig. 1d, white arrow), which did not seem to affect the derived helix angle metric (Fig. 1e). While there were otherwise only slight differences in structural Parameters such as main eigenvector orientation and helix angle, the ADC and FA are significantly different. Mean values for ADC and FA were  $0.68 \pm 0.12$  [ $10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ] and  $0.27 \pm 0.09$  (SE data) and  $0.53 \pm 0.12$  [ $10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ] and  $0.39 \pm 0.10$  (STE data), respectively.

#### Conclusion

The STE sequence has been demonstrated to provide structural DTI data consistent with the SE sequence. Differences in ADC and FA will be further investigated using varying mixing times.



**Figure 1: DTI Parameters in the left ventricle of the *ex vivo* piglet heart. a: piglet heart. b: ADC distribution. c: FA distribution. d: main eigenvector orientation. e: Helix angle.**

#### Acknowledgement

German Ministry of Education and Research (BMBF), grants: 01EO1004, 01EO1504).

### V 55 Hochauflösende 7 Tesla Time-of-Flight MR-Angiographie mit VERSE Sättigern, Compressed Sensing und Segmentierung

C. R. Meixner<sup>1</sup>, P. Liebig<sup>2,3</sup>, P. Speier<sup>2</sup>, C. Forman<sup>2</sup>, B. Hensel<sup>3</sup>, M. Schmidt<sup>4</sup>, M. Uder<sup>1</sup>, A. Dörfler<sup>4</sup>, R. M. Heidemann<sup>2</sup>, S. Schmitter<sup>5</sup>  
A. M. Nagel<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Radiologisches Institut, Friedrich-Alexander Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland

<sup>3</sup>Friedrich-Alexander Universität (FAU), MSBT, Erlangen, Deutschland

<sup>4</sup>Friedrich-Alexander Universität (FAU), Neuroradiologie, Erlangen, Deutschland

<sup>5</sup>Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Berlin, Deutschland

#### Einleitung

Hochaufgelöste (<0,5mm isotrop) 3D-Time-of-Flight (TOF) Angiographie profitiert von der Ultrahochfeld-MRT aufgrund höheren SNRs und Kontrastes [1]. Andererseits verlängert sich durch höhere Auflösung die Messzeit signifikant und zusätzlich vergrößert sich die spezifische Absorptionsrate (SAR). Deshalb werden für die Messungen, Variable-Rate Selective Excitation (VERSE)-Pulse für die venösen Sättiger und Compressed Sensing (CS), sowie Segmentierung zur Beschleunigung angewendet.

#### Material & Methoden

Alle Aufnahmen wurden an einem 7T-MRT (MAGNETOM Terra, Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Deutschland) mit einer 32-Empfangskanal 1Tx-Kopfspule (Nova Medical, Wilmington, Massachusetts, USA) durchgeführt. Eine Prototyp Gradienten-Echo TOF-Sequenz wurde entwickelt, welche VERSE-Pulse für die venöse Sättigung verwendet [2]. Der k-Raum wurde entlang einer unterabgetasteten Poisson-Disk Verteilung aufgenommen. Zusätzlich wurde die Sequenz zur weiteren Beschleunigung segmentiert [3]. Im Anschluss wurden die Bilder mit Hilfe eines CS-Algorithmus online auf der GPU rekonstruiert [4].

Es wurden drei Protokolle (Tab. 1) hinsichtlich der Aufnahmezeit an 20 Probanden optimiert; gemeinsame Protokollparameter: Bandbreite=118Hz/px, VERSE-Faktor=0,25, Auflösung: 0,31mm isotrop, 4 Slabs à 17,4mm.

Um die Daten zu analysieren wurden die Aufnahmen co-registriert und 40mm Maximum-Intensitäts-Projektionen (MIPs) erstellt. Im Anschluss wurden transversale Schnitte hinsichtlich der Gefäßanzahl der MIPs miteinander verglichen, normiert auf Standardsequenz (a).

#### Ergebnisse

Die CS-TOF (b) unterscheidet sich qualitativ nicht von der konventionell beschleunigten (s. Tab. 1) Sequenz (a), bei 41% der Messzeit. Ebenso verhält es sich bei der segmentierten CS-TOF (c), welche eine 54% kürzere Aufnahmezeit erlaubt. Dies wird in Abbildung 1 qualitativ gezeigt und in Tabelle 1 quantitativ bestätigt.

#### Zusammenfassung

Die Ergebnisse zeigen, dass mit VERSE, CS und Segmentierung hochauflösende TOF-Angiographie ohne Qualitätsverlust doppelt so schnell aufgenommen werden können. Die schnelle Akquisition, sowie ausreichend schnelle Rekonstruktion (ca. 5min) ermöglicht den klinischen Einsatz.

#### Literatur

- [1] Maderwald MAGMA 21:159-167 (2008)
- [2] Schmitter MRM 68(1):188-197 (2012)
- [3] Zhang MRI 33:1043-1050 (2015)
- [4] Natsuaki ISMRM 2014 #941

### V 56 Readout-Segmentierte Echo-Planare 0,6 mm isotrope funktionelle Bildgebung bei 7 Tesla

P. Liebig<sup>1,2,3</sup>, R. M. Heidemann<sup>2</sup>, B. Hensel<sup>1</sup>, D. Porter<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland

<sup>3</sup>University of Glasgow, Glasgow, Vereinigtes Königreich

#### Einleitung

Hohe Feldstärken (ab 7 Telsa) ermöglichen funktionelle Magnetresonanz Tomographie (fMRT) mit Auflösungen kleiner einem Millimeter [1]. Echoplanare Bildgebung (EPI) gilt als eine der schnellsten Möglichkeiten Daten aufzunehmen und wird deshalb vorzugsweise bei der fMRT verwendet. Um mittels EPI hohe Auflösungen zu erreichen, ist es notwendig den Auslesezug kurz zu halten um Bildverzerrungen zu vermeiden. Dies wird mittels Paralleler Bildgebung und Partial Fourier erreicht. Diese erhöhen aber den Rauschanteil im Bild. Alternativ dazu kann der k-Raum in mehreren Schüssen aufgenommen werden. Eine Methode den k-Raum aufzunehmen ist die Readout (RO) Segmentierung, welche bei der Diffusionsbildgebung eingesetzt wird [2].

#### Material & Methoden

Es wurde eine Prototyp Gradientenecho RO segmentierte EPI Sequenz an einem 7 Tesla MRT Gerät (MAGNETOM Terra, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutschland) mit in-plane GRAPPA, Phase Partial Fourier (PPF) und Simultaneous Multi Slice (SMS) implementiert. Weiterhin wurde Variable-blipped (VB)-EPI [3] für die Phasenkodier Blips als auch für die Caipi shift Blips [4] benutzt um die Effizienz des Auslesezug zu erhöhen.

#### Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt die Aktivierung eines Finger-Tapping Experimentes überlagert auf einer EPI Akquisition mit 0,6 mm isotroper Auflösung. Tabelle 1 zeigt die verwendeten Protokollparameter.

#### Zusammenfassung

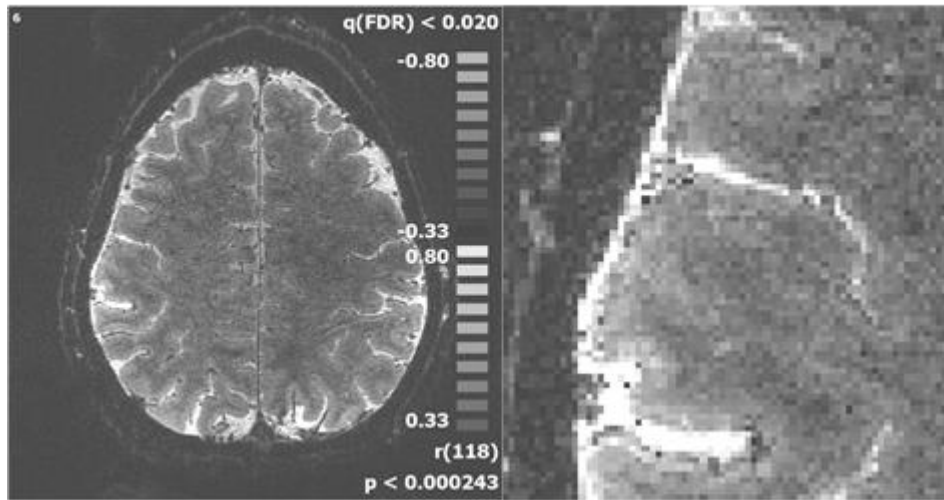
Mittels RO Segmentierung sind Auflösungen von 0.6 mm für fMRT Experimente möglich bei einer ca. 2-fach längeren Repetitionszeit im Vergleich zu einer singleshot Akquisition. Dies kann es ermöglichen einzelne Schichten im Kortex aufzulösen um Rückschlüsse auf die Prozesse der einzelnen Schichten zu schließen. Weitere Arbeit wird eine Möglichkeit zur prospektiven Bewegungskorrektur, die Anwendung der RO Segmentierung auf 3D Akquisitionen, sowie eine weitere Evaluierung dieser Methode umfassen.

#### Literatur

- [1] Yacoub et al., Neuroimage 37(4): 1161-1177 (2007)
- [2] Porter et al., MRM 62(2): 469-75 (2009)
- [3] Liebig et al. ISMRM 2017 #4014
- [4] Setsompop et al., MRM 67(5) : 1210-1224 (2011) ;

Anhang 1

Abbildung 1:



Anhang 2

Tabelle 1: Protokollparameter

Auflösung [mm]	0.6
RO Segmente	3
Echo Zeit [ms]	25
GRAPPA Faktor	3
Bandbreite[Hz/Px]	655
TR (inter-shot) [ms]	1500
Anzahl an Schichten	34
Multiband Faktor	2

### V 57 Optimierung einer dichteangepassten Stack-of-Stars-Sequenz zur $^{23}\text{Na}$ Bildgebung bei 7T

F. J. Kratzer<sup>1</sup>, S. Flassbeck<sup>1</sup>, A. M. Nagel<sup>1,2</sup>, P. Bachert<sup>1</sup>, M. E. Ladd<sup>1</sup>, N. G. R. Behl<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Erlangen, Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

#### Einleitung

Neben  $^1\text{H}$  können auch X-Kerne, wie beispielsweise  $^{23}\text{Na}$ , für die MRT verwendet werden. Aufgrund der kurzen Relaxationszeiten müssen hierbei Sequenzen mit kurzen Echozeiten, wie beispielsweise Radialsequenzen, genutzt werden. Hierbei verbessert die Verwendung von dichteangepassten Auslesegradienten das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR)<sup>1,2,3</sup>. Durch eine Stack-of-Stars-Sequenz kann die Abtastung in z-Richtung angepasst werden. Außerdem wird eine anisotrope Bildgebung erleichtert.

#### Material und Methoden

Eine Stack-of-Stars-Sequenz wurde mit konventionellen trapezförmigen und dichteangepassten (DA) Auslesegradienten entwickelt (Abbildung 1a). Um die Echozeit zu verkürzen wurde ein asymmetrischer Puls mit Zeit-Bandbreite-Produkt  $\text{BWT}=10,2$  verwendet, dessen Pulsprofil steilere Kanten als die eines Sinc-Pulses aufweist (Abbildung 1b). Abtastschemas mit festem Winkelinkrement, Golden Angle und den Tiny Golden Angles<sup>4</sup> wurden implementiert.

#### Ergebnisse

Die entwickelte Stack-of-Stars-Sequenz wurde für die Aufnahme von in vivo Daten mit einer nominellen Auflösung von  $1.5 \times 1.5 \times 5 \text{mm}^3$  verwendet (Abbildung 2a). Der gemessene SNR-Gewinn durch dichteangepasste Gradienten bei der Messung in einem Phantom ist in Abbildung 2b) dargestellt. Die Anwendung einer Schichtüberabtastung von 2 Partitionen/Seite ( $\text{BWT}=10,2$ ) konnte die Einfaltungsartefakte in z-Richtung verhindern. Durch Verwendung eines asymmetrischen Tone-Pulses konnte die Echozeit von  $\text{TE}_{\text{Sinc}}=1.32 \text{ms}$  auf  $\text{TE}_{\text{Tone}}=0.89 \text{ms}$  verkürzt werden. Bei einer effektiven Relaxationszeit von 5ms wäre das Signal damit um 9.0% erhöht.

#### Zusammenfassung

Eine dichteangepasste Stack-of-Stars-Sequenz wurde entwickelt. Ein SNR-Gewinn im Phantom zwischen 3% und 19% wurde durch dichteangepasste Auslesegradienten erreicht. Die Echozeit konnte durch einen asymmetrischen Puls von  $\text{TE}_{\text{Sinc}}=1.32 \text{ms}$  auf  $\text{TE}_{\text{Tone}}=0.89$  reduziert werden.

1. Nagel et al., MagnResonMed, 2009, 62:1565-1573
2. Konstandin et al., MagnResonMed, 2011, 65(4):1090-1096
3. Kratzer et al., Proc. X-Nuc. Workshop ISMRM, 2018: #3
4. Wundrak et al., MagnResonMed, 2016, 75(6):2372-2378

Anhang 1

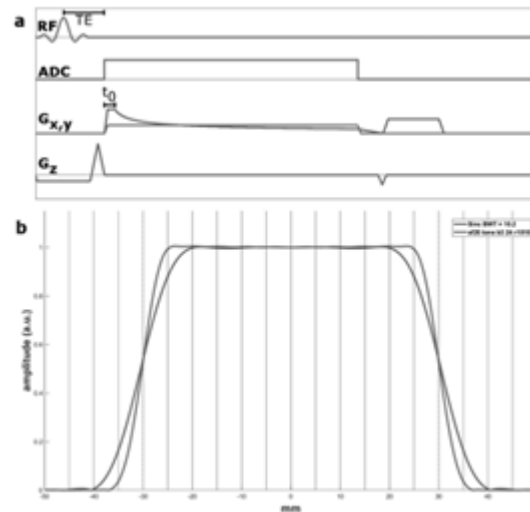


Abb. 1: a) Sequenzdiagramm einer konventionellen (rot G<sub>x</sub>, y) und einer dichteangepassten (blau G<sub>x</sub>, y) Stack-of-Stars-Sequenz. b) Simulierte Schichtprofile für einen Sinc- und einen Tone-Pulse mit einer Breite von 60mm (12 Partitionen, schwarze Linien).

Anhang 2

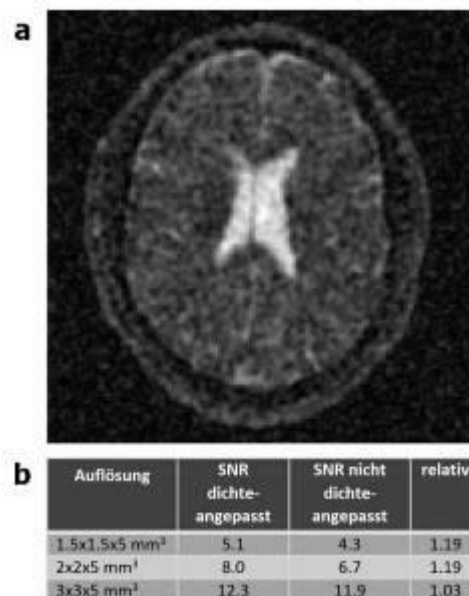


Abb. 1: a) Zentrale Partition (Hamming-gefiltert) einer 3D in vivo Messung (8 Partitionen, 1.5x1.5x5mm<sup>3</sup>, TE/TR=1.01/39.5 ms, α=40°, 600x8 Speichen, 6 Mittelungen, 18:58 min). b) SNR im Phantom bei Messung mit verschiedenen Auflösungen.

### V 58 Generierung von Hirnkomponenten-Karten mittels kartesischer Inversion-Recovery bSSFP

J. Pfister<sup>1,2,3</sup>, M. Blaimer<sup>1</sup>, W. Kullmann<sup>3</sup>, A. Bartsch<sup>4</sup>, P. M. Jakob<sup>2</sup>, F. Breuer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Fraunhofer EZRT, Magnetresonanz- und Röntgen-Bildgebung, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Würzburg, Experimentelle Physik V, Würzburg, Deutschland

<sup>3</sup>Hochschule für angewandte Wissenschaften Würzburg-Schweinfurt, Institut für Medizintechnik, Schweinfurt, Deutschland

<sup>4</sup>Universität Heidelberg, Neuroradiologie, Heidelberg, Deutschland

#### Einleitung

Eine Inversion-Recovery (IR) bSSFP-Sequenz (TrueFISP) ermöglicht eine schnelle Datenaufnahme, um quantitative Parameterkarten zu erstellen [1]. Außerdem können die Signalverläufe analysiert werden, um voxelweise Relaxationszeitspektren zu erzeugen [2]. Dadurch lassen sich einzelne Gewebekomponenten innerhalb eines Voxels trennen und durch Partialvolumeneffekte bedingte Artefakte vermeiden.

#### Material & Methoden

In vivo Messungen wurden an einem 3T-Siemens Scanner mit einer 20-Kanal Kopfspule durchgeführt. Die Parameter der kartesischen IR TrueFISP Messungen waren wie folgt: TR = 4 ms, TE = 2 ms, Auflösung: 1 x 1 x 4 mm<sup>3</sup>, Anzahl Echos: 2000, Messdauer: 2.5 min pro Schicht. Aus dem Datensatz wurden 400 Bilder mit der T<sub>1</sub>\* shuffling-Methode rekonstruiert [2]. Anhand der Signalverläufe kann ein 3-Parameter-Fit mit anschließender Berechnung für T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> und PD durchgeführt werden und zudem eine inverse Laplace Transformation, um voxelweise T<sub>1</sub>\*-Spektren zu erzeugen [3].

#### Ergebnisse

In Abb. 1 sind vier der 400 rekonstruierten Bilder zu unterschiedlichen Zeitpunkten dargestellt. Die berechneten Parameterkarten für T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub> und PD resultieren aus dem 3-Parameter-Fit. Abb. 2 zeigt ein exemplarisches Spektrum eines Voxels und beschreibt die Generierung von Karten unterschiedlicher Hirnkomponenten mittels Integration über spezifizierte Relaxations-Zeitbereiche.

#### Zusammenfassung

Die Erzeugung von Hirnkomponenten-Karten mit diesem Ansatz könnte für neurologische Fragestellungen besonders wertvoll sein. Vor allem kurze Komponenten wie Myelin sind ein wesentlicher Indikator bei neurodegenerativen Krankheiten, wie z.B. Multipler Sklerose aber auch anderen neurodegenerativen und erblichen Erkrankungen des Hirnmetabolismus.

#### Danksagung

Die Autoren bedanken sich bei der Deutschen Forschungsgemeinschaft DFG BR 4356 4-1 für die finanzielle Unterstützung.

#### Literatur

- [1] Schmitt et al. (2004) MRM 51:661–667
- [2] Pfister et al. Proc. ISMRM (2017); #452
- [3] Hargreaves et al. Proc. ISMRM (2003); p.1100

Anhang 1

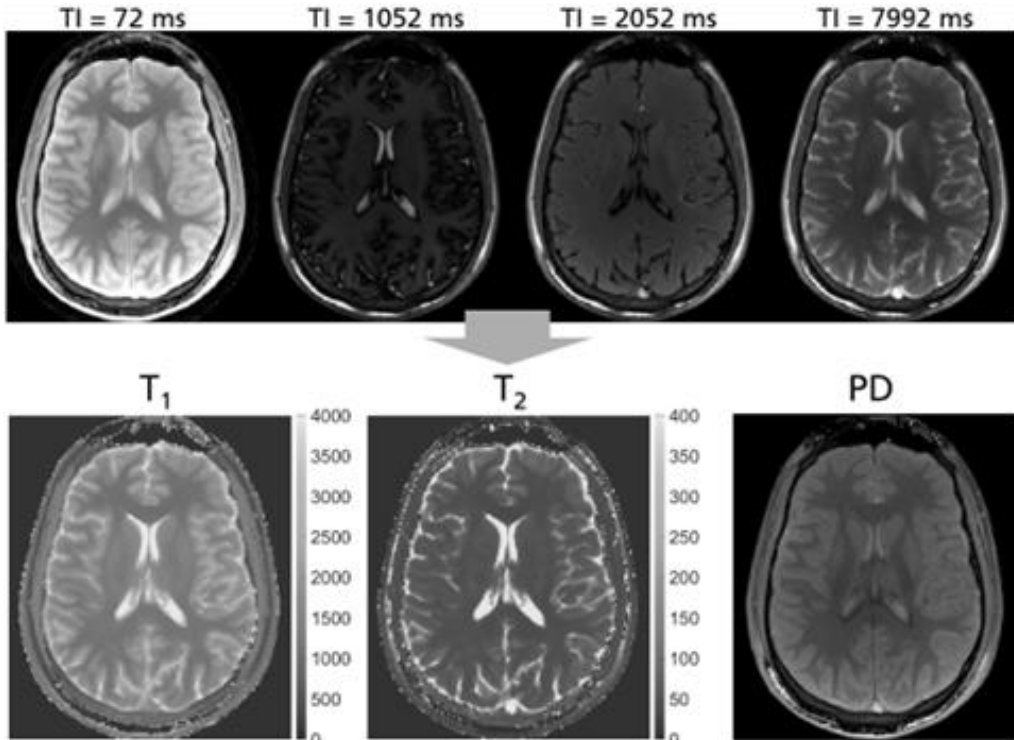


Abb.1: Rekonstruierte Bilder entlang des IR-Signalverlaufs und anschließender 3-Parameter-Fit mit Berechnung der  $T_1$ / $T_2$ - und PD-Karten.

Anhang 2

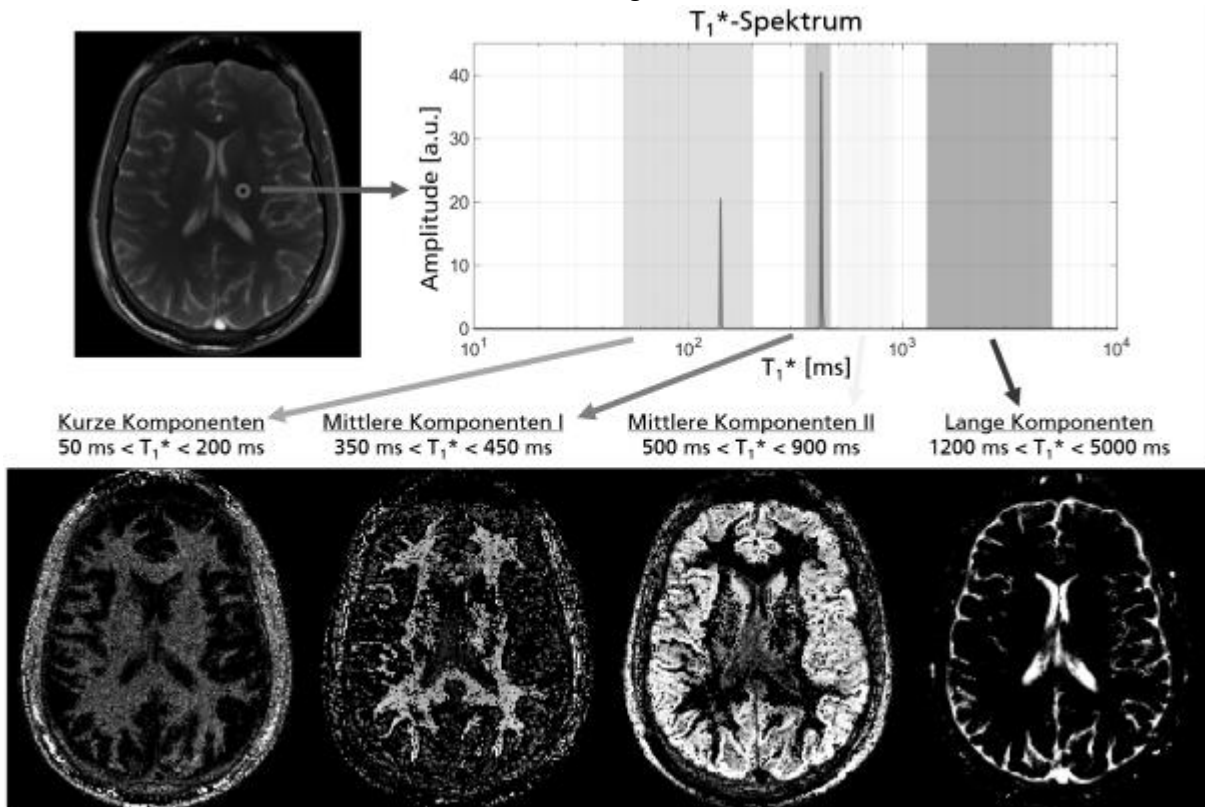


Abb.2: Relaxationszeitspektrum eines exemplarischen Voxels. Die Integration über bestimmte Zeitbereiche ermöglicht die Darstellung unterschiedlicher Hirnkomponenten-Karten.



## Session 12 – Magnetresonanztomographie IV

**Chairs:** Daniel Giese (Köln)

### V 59 Pharmakokinetische Modellierung der Anreicherung eines hepatozytenspezifischen Kontrastmittels in der Leber

S. Hindel<sup>1</sup>, I. Aleric<sup>1</sup>, D. Geisel<sup>2</sup>, T. Denecke<sup>2</sup>, L. Lüdemann<sup>1</sup>

<sup>1</sup>UK-Essen, Strahlenklinik, Essen, Deutschland

<sup>2</sup>Charite, Radiologie, Berlin, Deutschland

#### Einleitung

Aufgrund von Fortschritten bei Operationstechniken bei Lebererkrankungen besteht ein zunehmender Bedarf an der Bestimmung und Überwachung der Leberfunktion [1], wobei unklar ist, welche Parameter oder Kombination von Parametern abgeleitet von Gd-EOB-verstärkte MRT am besten geeignet ist, Leberfunktion zu bestimmen [2]. Häufig werden Parameter beruhend auf statischen Zeitpunkten verwendet. Um individuelle Schwankungen des hepatischen Blutflusses oder der Nierenfunktion zu kompensieren, kann ein dynamischer Ansatz verwendet und Stoffwechsel- und Abbauraten direkt bestimmt werden.

#### Material & Methoden

Alle 12 Patienten hatten einen Primärtumor der Leber oder Metastasen. Die quantitative Dynamik bestand aus einer basalen Messung mit einer Gradientenechosequenzen (TWIST) mit fünf Anregungswinkeln 5, 10, 20, 30 und 35° sowie sieben dynamischen Aufnahmen verteilt über ca. 35 Minuten mit derselben Sequenz mit 30° Anregungswinkel.

#### Ergebnisse

Zur Untersuchung der Leberfunktion wurden zwei Methoden verwendet; Dual-Einlass Zweikammer-Aufnahmemodell (2CUM) und Zwei-Kammer-Aufnahme mit zwei Einlässen Modell mit Extraktionsrate (2CUMEX). Die F-Test-Werte zeigen, dass 2CUM bei einer Akquisitionsdauer von 600 Sekunden besser die Leberfunktion beschreibt, da eine geringere Anzahl von Anpassungsparametern weniger Freiheitsgrade bedeutet. Die zusätzlichen Freiheitsgrade der beim 2CUMEX beschreiben die Kontrastmittelmittelextraktion. Bei einer 1700 Sekunden Messung jedoch lieferte das 2CUMEX Modell über längere Erfassungszeit eine bessere Kurvenanpassung für die gesamte Zeit und auch das bessere Ergebnis im F-Test im Vergleich zum 2CUMEX. Die Ergebnisse für das 2CUM ohne Anpassung der Verzögerungszeit als zusätzlichen Eingangsparameter bei der arteriellen Eingangsfunktion im Vergleich zur 2CUMEX ergaben für die Perfusion  $F=65\pm 32$  vs.  $69\pm 32$  ml/min/100g, das sinusoidale Volumen  $v_s=29\pm 6$  vs.  $28\pm 7$  %, für das Hepatozyten Volumen  $v_h=63\pm 5$  versus  $64\pm 4$  für die Aufnahmezeit  $K_i=9\pm 3,4$  vs.  $9.5\pm 3.9$  ml/min/100ml, Extraktionsratenverhältnis  $K_i/K_e=3,5$  und für den arteriellen Flussanteil  $f_a=22\pm 20$  vs.  $21\pm 20\%$ .

#### Schlussfolgerungen

Bei dem 2CUMEX ist eine Aufnahmedauer von mehr als 1900 Sekunden empfehlenswert. Das 2CUM ist für Aufnahmezeiten länger als 1000 Sekunden ungeeignet.

#### Literatur

- [1] Schneider, PD., Preoperative assessment of liver function. Surg Clin North Am 2004; 84: 355 – 37
- [2] D Geisel; L Lüdemann; B Hamm; T Denecke. Imaging-Based Liver Function Tests - Past, Present and Future. DOI: 10.1055/s-0035-1553306, PMID: 26230140

### V 60 Analyse des Kontrastmitteltransports in Herzkranzgefäßen mittels Computational Fluid Dynamics (CFD)-Simulationen unter Berücksichtigung des intramyokardialen Gewebedrucks

J. Martens<sup>1</sup>, S. Panzer<sup>1</sup>, J. P. van den Wijngaard<sup>2</sup>, M. Siebes<sup>2</sup>, L. M. Schreiber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Würzburg, Deutsches Zentrum für Herzinsuffizienz, Lehrstuhl für Zelluläre und Molekulare Bildgebung, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>Academic Medical Center, Department of Biomedical Engineering & Physics, Amsterdam, Niederlande

#### Einleitung

Wissenschaftliche Ziele sind Analyse und Korrektur systematischer Fehler bei der Quantifizierung des myokardialen Blutflusses mittels dynamischen Kontrastmittel (KM)-gestützten MRT-Perfusions-Messungen aufgrund von KM-Dispersion in Herzkranzgefäßen. In dieser Arbeit werden erstmals KM-Transport-Simulationen auf einem 3D-Modell der linken Herzkranzarterie bis Gefäßgeneration 10 unter Verwendung einer neuartigen Randbedingung durchgeführt.

#### Material & Methoden

Mithilfe der Software SimVascular ([simvascular.github.io](http://simvascular.github.io)) werden 3D-Gefäßgeometrien aus Imaging-Kryomikrotom-Daten eines gesunden Schweineherzens extrahiert und mit Rechengittern für CFD-Simulationen versehen. Anschließend werden mit der Software OpenFOAM ([www.openfoam.org](http://www.openfoam.org)) Navier-Stokes-Gleichungen für den Blutfluss berechnet und die physikalischen Felder für einen Herzzyklus abgespeichert. Mithilfe der auf der elektrischen Analogie des koronaren Blutkreislaufs basierenden Outlet-Randbedingung wird hierbei der von außen auf die Gefäße wirkende, intramyokardiale Druck berücksichtigt (Abb.1). Da die Durchblutung der Herzkranzarterien durch Herzmuskel-Kontraktion und Relaxation entscheidend bestimmt wird, ist die Einbeziehung des Gewebedrucks für realistische Simulationen von wesentlicher Bedeutung. Im Gegensatz zu konstanten Widerstands-Outlet-Randbedingungen erlaubt diese Randbedingung die Verwendung realistischer arterieller Druckkurven am Modell-Inlet und liefert gleichzeitig physiologisch korrekt größeren diastolischen als systolischen Blutfluss in den Koronarien. Danach wird die Advektions-Diffusions-Gleichung gelöst und der KM-Transport über mehrere Herzzyklen simuliert.

#### Ergebnisse

Die Berechnungen ergeben nach einer Rechenzeit von 2d einen realistischen Gesamtwert von 180ml/min für den Blutfluss in die linke Herzkranzarterie – davon 100ml/min im Ramus Interventricularis Anterior und 80ml/min im Ramus Circumflexus, was eine realistische Aufteilung darstellt. Das Verhältnis von diastolischem zu systolischem Blutfluss beträgt  $F_{dia}/F_{sys} \approx 2.4$ . Die neue Outlet-Randbedingung ermöglicht so erstmals Simulationen des KM-Transports in Herzkranzgefäßen mit der Wirklichkeit entsprechendem erhöhtem Blutfluss in der Diastole. In Abb.2 ist entsprechend der Transport eines KM-Bolus durch die Geometrie dargestellt (Rechenzeit 1d).

#### Zusammenfassung

Die Simulationen liefern physiologisch realistische Ergebnisse und die neue Randbedingung reflektiert die tatsächlichen Gegebenheiten des Blutflusses im Herzen (Diastole > Systole). Da die Parameter des Modells in Abb.1 nur schlecht oder gar nicht messbar bzw. nicht bekannt sind, soll ihr Einfluss im nächsten Schritt im Rahmen einer Sensitivitätsanalyse abgeschätzt werden.

Anhang 1

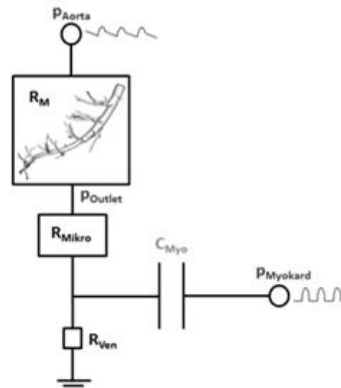


Abb. 1: Elektrische Analogie der neuen Randbedingungen im koronaren Blutkreislauf zur Abschätzung des Drucks am Modell-Outlet  $p_{Outlet}$ . Dieser kann mithilfe der Compliance ( $C_{Myo}$ ) der Blutgefäße im Myokard sowie dem intramyokardialen Druck  $p_{Myokard}$  ( $\approx$  ventrikulärer Druck) berechnet werden. Die zugehörigen Strömungswiderstände  $R_M$ ,  $R_{Mikro}$  und  $R_{Ven}$  werden gemäß physiologischer Annahme abgeschätzt.

Anhang 2

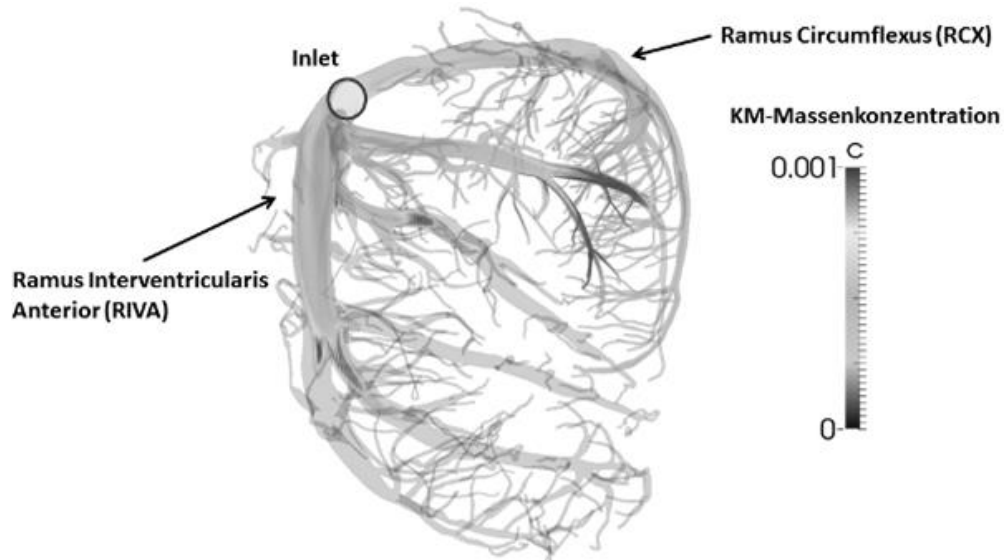


Abb. 2: KM-Fluss durch das 3D-Modell der linken Herzkranzarterie. Dargestellt ist der Transport eines 100-fach verkürzten KM-Bolus anhand seiner Massen-Konzentration im Blut, der Modell-Inlet liegt in der Bildebene. Während das KM sämtliche Gefäße des RCX (oberstes großes Gefäß) bereits fast vollständig durchströmt hat, erreicht es die abzweigenden Arterien des RIVA abhängig von ihrer Lage und Orientierung im Gefäßverlauf erst später.

### V 61 Vergleich zwischen Echtzeit- und CINE-Phasenkontrast MRT zur Bestimmung der Pulswellengeschwindigkeit im Liquor Cerebrospinalis

K. Peters<sup>1</sup>, K. Weiss<sup>1,2</sup>, R. Bastkowski<sup>1</sup>, D. Maintz<sup>1</sup>, D. Giese<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Köln, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Köln, Deutschland

<sup>2</sup>Philips GmbH, Healthcare, Hamburg, Deutschland

#### Einleitung

Neurologische Erkrankungen, wie Chiari Malformation I, gehen möglicherweise mit einer veränderten Compliance des Duralsacks einher [1]. Daneben gibt es Hinweise auf einen Zusammenhang zwischen Atmung und Flussdynamik des Liquor Cerebrospinalis [2]. Mithilfe von Echtzeit-MRT-Aufnahmen der Flussdynamik im Liquor lässt sich die Pulswellengeschwindigkeit dynamisch bestimmen und somit Atemabhängigkeiten sowie Korrelationen mit Erkrankungen untersuchen.

#### Material & Methoden

Phasenkontrast-MRT-Daten von zwei transversalen Schichten des Liquors in Echtzeit wurden simultan mithilfe von EPI in Kombination mit Multiband akquiriert. Die Aufnahmen wurden freigeatmet über zwei Minuten sowie während des Atemanhaltens in Expiration und Inspiration über jeweils 15 Sekunden gemacht. Zum Vergleich wurden in denselben Atemzuständen EKG-getriggerte CINE-Phasenkontrastaufnahmen derselben Schichten nacheinander erstellt. Die freigeatmeten Aufnahmen wurden jeweils dreimal wiederholt. Anhand der resultierenden Flusskurven wurden die Pulswellengeschwindigkeiten durch eine Kreuzkorrelation bestimmt. Die ermittelten Pulswellengeschwindigkeiten aus den Echtzeit-Aufnahmen wurden zeitlich gemittelt.

#### Ergebnisse

Die Abweichung der Pulswellengeschwindigkeit in freier Atmung aus beiden Techniken sind in Abbildung 1 dargestellt. Die Echtzeit-Aufnahmen weisen, im Vergleich zu den CINE-Aufnahmen, eine geringere Streuung und eine geringere Abweichung zwischen den Probanden auf. In Inspiration und Expiration weichen die Pulswellengeschwindigkeiten der CINE-Aufnahmen in Proband 1 ebenfalls von denen der Echtzeit-Aufnahmen ab (Abbildung 2). In allen Aufnahmen dieses Probanden ist die Pulswellengeschwindigkeit in Expiration größer als in Inspiration. Die Streuung der Messwerte der CINE-Aufnahmen während Atemanhalten konnte nicht bestimmt werden, da es sich um Einzelmessungen handelt.

#### Zusammenfassung

Pulswellengeschwindigkeiten aus CINE-Aufnahmen zeigen im Vergleich zu den Echtzeit-Aufnahmen tendenziell höhere Werte und bei wiederholter Messung eine größere Streuung, möglicherweise da Daten verschiedener Herzzyklen und Atemphasen kombiniert werden. Für eine eindeutige Aussage zum Zusammenhang zwischen Atmung und Pulswellengeschwindigkeit sind weitere Untersuchungen nötig.

#### Literatur

- [1] Bunck et al. Eur Radiol (2012).
- [2] Dreha-Kulaczewski et al. J Neurosci (2015).

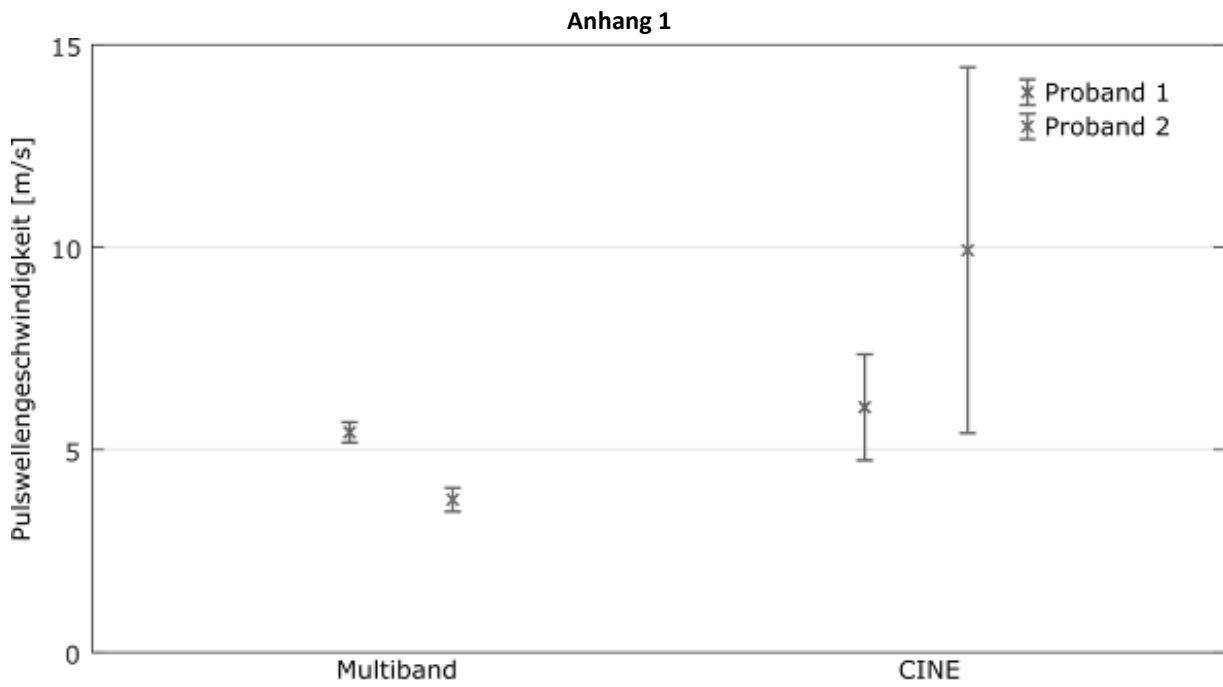


Abb.1: Mittlere Pulswellengeschwindigkeit und Standardabweichung.

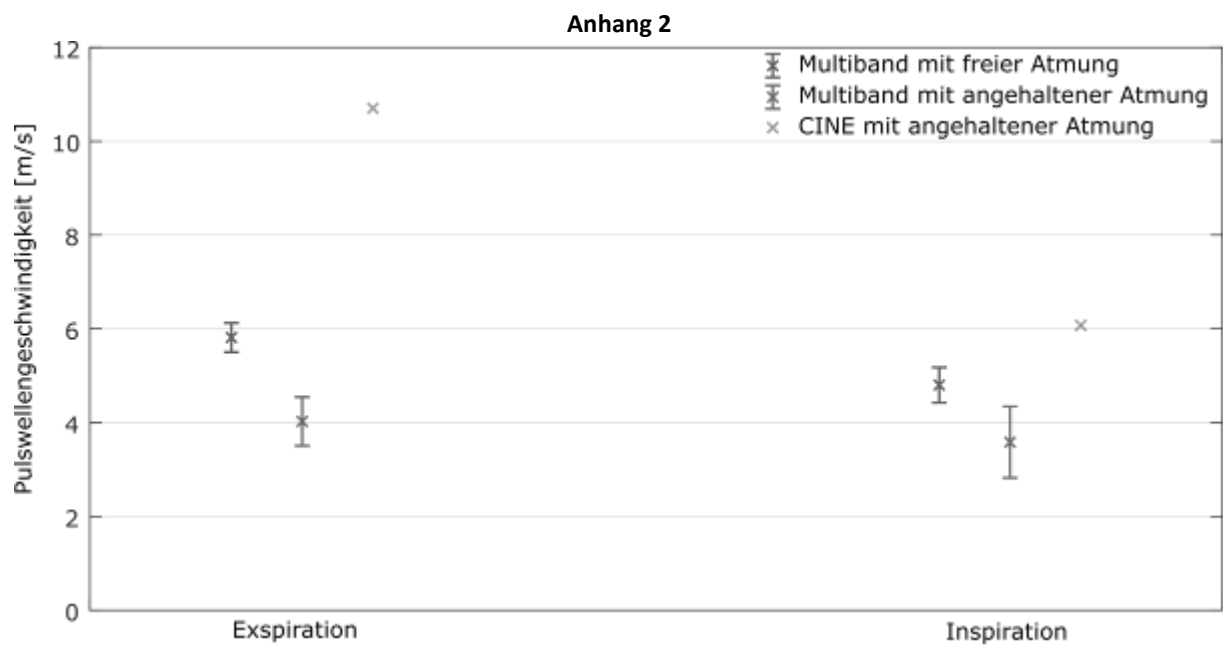


Abb.2: Mittlere Pulswellengeschwindigkeit und Standardabweichung in Expiration und Inspiration in Proband 1.

## V 62 Abhängigkeit des Frequenzspektrums von Gefäßen vom Orientierungswinkel

L. Buschle<sup>1,2</sup>, T. Kampf<sup>3</sup>, P. Vogel<sup>3</sup>, F. Kurz<sup>1,2</sup>, V. Sturm<sup>1,2</sup>, H. P. Schlemmer<sup>1</sup>, C. H. Ziener<sup>4</sup>

<sup>1</sup>DKFZ, E010 Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum, Neuroradiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>3</sup>Universität, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

<sup>4</sup>DKFZ Heidelberg, Radiologie, Heidelberg, Deutschland

### Einleitung

Die Optimierung vieler MR-Sequenzen für die Gefäßbildgebung baut auf einem detaillierten Verständnis des Frequenzspektrums um ein Gefäß auf, z.B. bei SSFP-Messung [1], Echo-Zeit abhängigem QSM [2] oder Messung der Relaxationsrate [3]. Bisher wurde das Frequenzspektrum um ein Gefäß nur simuliert [4], in dieser Arbeit wird ein analytischer Ausdruck für das Frequenzspektrum berechnet und mit Phantom-Messungen verglichen.

### Material & Methoden

Wir betrachten ein zylindrisches Gefäß mit Radius  $R$  in einem Voxel mit Seitenlänge  $a$ . Durch den Suszeptibilitätsunterschied  $\Delta\chi$  zwischen Blut und Gewebe wird ein lokales Dipolfeld mit der Stärke  $\delta\omega = 2\pi\gamma B_0 \Delta\chi \sin^2 \theta$  erzeugt, wobei  $\theta$  den Winkel zwischen Gefäß und Hauptmagnetfeld bezeichnet.

Das Frequenzspektrum  $p(\omega)$  wird als Histogramm der Larmorfrequenzen über das Voxel  $V$  berechnet:

$$p(\omega) = \frac{1}{V} \int_V d^2r \delta\left(\omega - \delta\omega R^2 \frac{\cos 2\phi}{r^2}\right).$$

### Ergebnisse

Das Frequenzspektrum hängt vom Winkel  $\alpha$  zwischen Voxelorientierung und Hauptmagnetfeld und dem Volumenverhältnis  $\eta = \pi R^2/a^2$  ab:

$$p(\omega) = \frac{\eta}{1-\eta} \frac{\delta\omega}{\pi\omega^2} \begin{cases} 0, & |\omega| > \delta\omega \\ \sqrt{1 - \frac{\omega^2}{\delta\omega^2}}, & \frac{4}{\pi}\eta\delta\omega \cos^3\left(\frac{2\alpha}{3}\right) \leq |\omega| < \delta\omega \\ \sqrt{1 - \frac{\omega^2}{\delta\omega^2} + \frac{1}{2} \sum_{k=0}^3 [-1]^k \sin(2\phi_k)}, & |\omega| < \frac{4}{\pi}\eta\delta\omega \cos^3\left(\frac{2\alpha}{3}\right) \end{cases},$$

wobei  $g(\phi_k) = 0$  folgende Nullstellen beschreiben:

$$g(\phi) = \frac{\pi}{4}\eta \frac{|\omega|}{\delta\omega} - \cos(2\phi) \times \begin{cases} \sin^2(\phi - \alpha), & -\frac{\pi}{4} < \phi < \alpha - \frac{\pi}{4} \\ \cos^2(\phi - \alpha), & \alpha - \frac{\pi}{4} \leq \phi < \frac{\pi}{4}. \end{cases}$$

Das Frequenzspektrum weist in Abhängigkeit des Drehwinkels  $\alpha$  drei (für  $\alpha = 0^\circ$ ), zwei (für  $\alpha = 45^\circ$ ) oder ansonsten vier Peaks auf. Das Frequenzspektrum wurde mittels eines 3D-Druck-Phantoms gemessen, siehe Abb. 1. Dabei konnte die theoretische Peakstruktur validiert werden, siehe Abb. 2.

### Zusammenfassung

Die MR-Bildgebung von Blutgefäßen wird vor allem durch die Suszeptibilitätsdifferenz zwischen Blut und Gewebe beeinflusst. Detaillierte Kenntnis des Frequenzspektrums ist dabei wichtig, um MR-Sequenzen zu optimieren. In dieser Arbeit wurde das Frequenzspektrum analytisch berechnet und mit einer Phantommessung validiert.

### Literatur

- [1] K. Scheffler, E. Seifritz, D. Bilecen, R. Venkatesan, J. Hennig, M. Deimling, E.M. Haacke. NMR Biomed, 14:490-496, 2001.
- [2] S. Sood, J. Urriola, D. Reutens, K. O'Brien, S. Bollmann, M. Barth, V. Vegh. Magn Reson Med, 77:1946-1958, 2017.
- [3] A. Deistung, F. Schweser, J.R. Reichenbach. NMR Biomed, 30: e3569, 2017.
- [4] J. Sedlacik, A. Rauscher, J.R. Reichenbach. Magn Reson Med 58:1035-1044, 2007.

Anhang 1

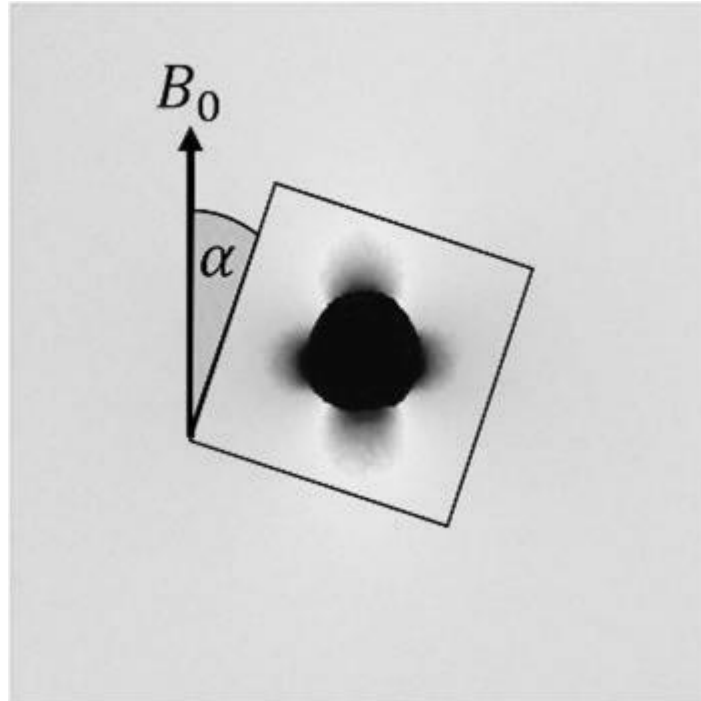


Abb.1: Feldkarte des 3D-Druck-Phantoms.

Anhang 2

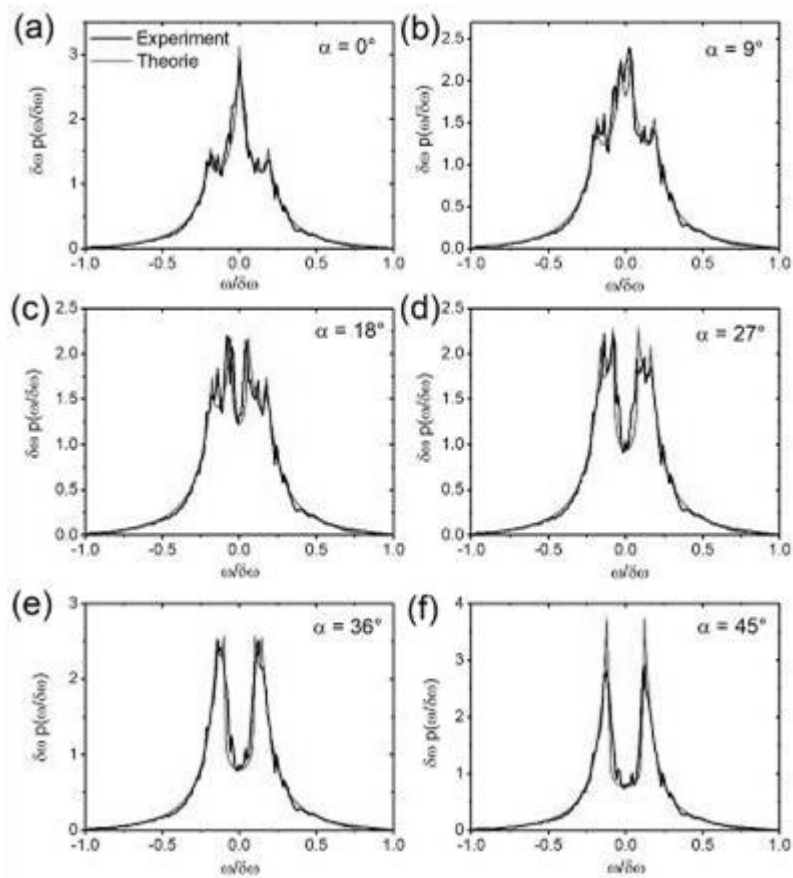


Abb.2: Validierung der theoretischen Frequenzverteilung durch Phantommessungen.

### V 63 Hyperpolarisierung ohne Polarisator – Steigerung der Polarisierung von hochkonzentrierten Tracern

A. B. Schmidt<sup>1,2</sup>, S. Berner<sup>1,3,4</sup>, W. Schimpf<sup>1</sup>, M. Zimmermann<sup>1</sup>, J. Hennig<sup>1</sup>, D. von Elverfeldt<sup>1</sup>, J. B. Hövener<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Freiburg, Medizinische Fakultät, Universität Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Kiel, Radiologie und Neuroradiologie, Kiel, Deutschland

<sup>3</sup>German Cancer Consortium (DKTK), partner site Freiburg; and German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

<sup>4</sup>German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

#### Einleitung

Kernspin-Hyperpolarisierung (HP) kann das gemessene Signal der Magnetresonanztomografie (MRT) massiv verstärken, beispielsweise für die Stoffwechselbildung mit hyperpolarisierten Kontrastmitteln (1). Trotz vielversprechender Ergebnisse sind HP-Methoden teuer und aufwendig, wodurch der Erforschung und Anwendung Grenzen gesetzt sind. Kürzlich wurde SAMBADENA (2) als neue, vielversprechende, Parawasserstoff-basierte Methode vorgestellt, die PASADENA (3) in einem MRT realisiert und auf zusätzliches, teures, kompliziertes Equipment verzichtet. Während die HP-Ausbeute für niedrige Tracer-Konzentrationen gut ist, fällt sie mit der – für *in vivo* Anwendung notwendigen – Erhöhung der Konzentration ab. Hier werden erste Resultate, die HP für hohe Konzentrationen zu verbessern, präsentiert.

#### Material & Methoden

Reaktionslösungen wurden mit unterschiedlichen Konzentrationen von Katalysator ( $c_{\text{cat}}$ ) und Tracer-Edukt ( $c_{\text{HEA}}$ , Hydroxyethyl-Acrylate- $1\text{-}^{13}\text{C}, 2,3,3\text{-d}_3$ (HEA)) in Wasser zubereitet. Die Hydrierungsreaktion wurde in einem speziell gefertigten Reaktor, in einem Kleintier-MRT (BioSpec70/20, Bruker), mit angereichertem  $p\text{H}_2$  (>90%) unter Druck bei  $\sim 80^\circ\text{C}$ , durchgeführt. Während der Hydrierungszeit  $t_{\text{h}}$  wurde  $\text{HEA} + p\text{H}_2 \rightarrow$  Hydroxyethyl-Propionate (HEP) reagiert. Anschließend wurde die  $p\text{H}_2$ -Spinordnung mittels der *Spin-Order-Transfer*-Sequenz PH-INEPT+ (4) und einem  $^1\text{H}$ - $^{13}\text{C}$ -Volumenresonator auf den  $1\text{-}^{13}\text{C}$ -Kern übertragen. Experimentell variiert wurden die relevanten Hydrierungsparameter  $c_{\text{HEA}}$ ,  $c_{\text{cat}}$  und  $t_{\text{h}}$ . HP wurde gegenüber einer thermischen  $^{13}\text{C}$ -Probe quantifiziert.

#### Ergebnisse

Wenn  $c_{\text{HEA}}$  von 5mM auf 22mM und 80mM erhöht wurde, fiel die HP von 21% auf 19% und letztlich 3,4% ab ( $p\text{H}_2$ -Druck:  $p_{p\text{H}_2}=15\text{bar}$ ,  $c_{\text{cat}}=2\text{mM}$ ,  $t_{\text{h}}=4\text{s}$ ). Variation von  $c_{\text{cat}}$  von 1mM-4mM brachte keinen messbaren Unterschied ( $P=4\%$ ,  $c_{\text{HEA}}=80\text{mM}$ ,  $t_{\text{h}}=8\text{s}$ ). Durch Verlängerung von  $t_{\text{h}}$  auf 8s und Erhöhung von  $p_{p\text{H}_2}$  auf 30bar wurde jedoch  $P=13\%$  bei 80mM erzielt, was zeigt, dass die Hydrierungsreaktion derzeit  $p\text{H}_2$ -begrenzt ist.

#### Zusammenfassung

Höchstwahrscheinlich ist die  $p\text{H}_2$ -Hydrierung für hohe  $c_{\text{HEA}}$  ineffektiv. Durch Erhöhung des  $p\text{H}_2$ -Drucks konnte die Polarisierung bei  $c_{\text{HEA}}=80\text{mM}$  auf  $P=13\%$  vervierfacht werden. Es soll ein neuer Aufbau installiert werden, der  $p\text{H}_2$ -Drücke bis 50bar erlaubt.

#### Referenzen

- [1] Nelson *et al.*, Sci Transl Med. 2013.
- [2] Schmidt *et al.*, Nat Commun. 2017.
- [3] Bowers und Weitekamp, J Am Chem Soc. 1987.
- [4] Haake *et al.*, J Am Chem Soc. 1996.



## Session 18 – Magnetresonanztomographie V

**Chairs:** Verena Hörr (Münster)

### V 83 Evaluierung der pH-Bildgebung mittels APT-CEST-MRI und <sup>31</sup>P-MRSI bei Glioblastomen

J. R. Schüre<sup>1</sup>, S. Breuer<sup>2</sup>, M. Shrestha<sup>1</sup>, R. Deichmann<sup>1</sup>, M. Wagner<sup>2</sup>, U. Pilatus<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Goethe Universität, Brain Imaging Center, Frankfurt a. M., Deutschland

<sup>2</sup>Goethe Universität Uniklinikum, Neuroradiologie, Frankfurt a. M., Deutschland

#### Einleitung

Mittels der <sup>31</sup>P-MR-Spektroskopie (<sup>31</sup>P-MRS) wurden erhöhte intrazelluläre pH-Werte im Glioblastom gemessen. Während die <sup>31</sup>P-MRS spezifische Hardware erfordert, bietet APT-CEST-MRI eine Möglichkeit, den pH-Wert des Gewebes als Kontrast in der <sup>1</sup>H-MRI darzustellen. Dabei wird ein Z-Spektrum aufgenommen und bezüglich des Magnetisierungstransfers bei 3.5ppm ausgewertet. Gängige Methoden sind die Analyse der Asymmetrie bei 3.5ppm [1-3] oder modellgestützte Untersuchungen des Z-Spektrums [4-5]. Zur Evaluation der verschiedenen Verfahren, wurden in dieser Studie die pH-Änderungen bei Glioblastomen über die <sup>31</sup>P-MRS ermittelt und mit den Ergebnissen der APT-CEST-MRI verglichen.

#### Material & Methoden

21 Patienten und 10 gesunden Probanden wurden untersucht.

Spektroskopischen Daten wurden in jMRUI analysiert und der pH-Wert aus dem Signalabstand zwischen Phosphokreatin und anorganischem Phosphat bestimmt. Zur Auswertung der bewegungs- und B0-korrigierten CEST-Daten wurde die  $MTR_{\text{asym}}$  bei 3.5ppm berechnet. Weiterhin erfolgte eine Analyse des Z-Spektrums mittels zweier Lorentzfunktionen, welche die direkte Wassersättigung und den membran-basierten Magnetisierungstransfer beschreiben. Über die Differenz von Z-Spektrum und Fit wurde der Sättigungstransfer im Bereich der aliphatischen und Amidprotonen untersucht.

#### Ergebnisse

Die <sup>31</sup>P-MRSI zeigten in Glioblastomen einen erhöhten intrazellulären pH-Wert im Vergleich zur NAWM ( $7.04 \pm 0.028$  vs.  $7 \pm 0.019$ ). Analog dazu stieg die  $MTR_{\text{asym}}$  im Glioblastom ( $-0.008 \pm 0.013$ ) gegenüber der NAWM ( $-0.035 \pm 0.007$ ). Die Z-Spektrum Analyse ergab eine leicht erhöhte Sättigung der Amidprotonen im Glioblastom (3.3%) verglichen mit der NAWM (2.2%). Unterschiede konnten auch im spektralen Bereich der aliphatischen Protonen festgestellt werden (Glioblastom:0.1%/NAWM:-1.9%). Abbildung 1 zeigt die Parameterbilder eines Patienten und eines gesunden Probanden.

In Abbildung 2 ist der pH-Wert der <sup>31</sup>P-MRSI Messungen gegenüber der  $MTR_{\text{asym}}$  und der Sättigung der Amidprotonen aufgetragen. Es zeigt sich eine höhere Korrelation, wenn nur der für Amidprotonen spezifische Effekt betrachtet wird ( $r=0.72$ ).

#### Zusammenfassung

Es konnte gezeigt werden, dass pH-Änderungen im Glioblastom mit einem erhöhten Sättigungstransfer der Amidprotonen korrelieren. Dabei ist eine Auswertung der Daten, die spezifisch die Effekte bei 3.5ppm misst, der einfachen  $MTR_{\text{asym}}$  Analyse vorzuziehen.

#### Literatur

[1] Zhou et al. (2008): A Practical Data Acquisition Method for Human Brain Tumor Amide Proton Transfer (APT) Imaging

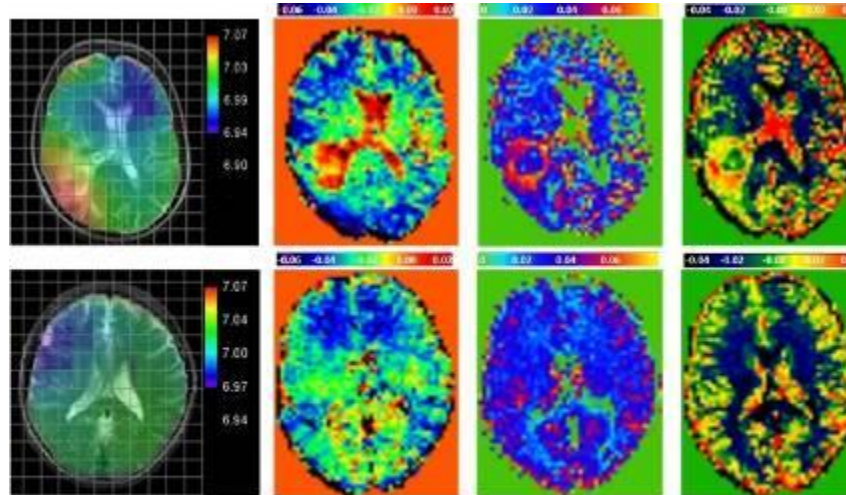
[2] Craig K. Jones et al. (2006): Amide Proton Transfer Imaging of Human Brain Tumors at 3T

[3] Heo et al. (2016): Whole-Brain Amide Proton Transfer (APT) and Nuclear Overhauser enhancement (NOE) Imaging in Glioma Patients Using Low-Power Steady-State Pulsed CEST Imaging at 7T

[4] Scheidegger, Rachel; Wong, Eric T.; Alsop, David C. (2014): Contributors to contrast between glioma and brain tissue in chemical exchange saturation transfer sensitive imaging at 3 Tesla

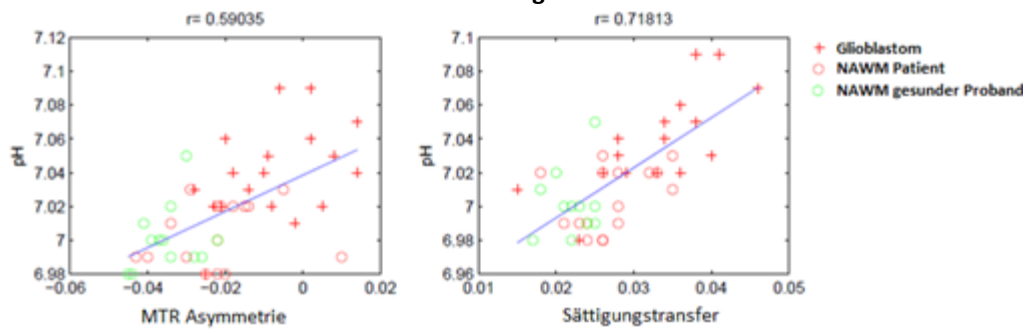
[5] Zaiss, Moritz; Schmitt, Benjamin; Bachert, Peter (2011): Quantitative separation of CEST effect from magnetization transfer and spillover effects by Lorentzian-line-fit analysis of z-spectra

Anhang 1



**Abb.1:** Gegenüberstellung eines Patienten mit Glioblastom (obere Reihe) und eines gesunden Probanden (untere Reihe). Der Vergleich zeigt den berechneten intrazellulären pH über die  $^{31}\text{P}$ -MRSI (1 Spalte), sowie die über APT-CLST MRI ermittelten Kontraste der asymmetrischen MTR bei 3.5ppm (2 Spalte), den Sättigungstransfer der Amidprotonen bei 3.5ppm (3 Spalte) und der aliphatischen Protonen bei -3.5ppm (4 Spalte)

Anhang 2



**Abb.2:** ROI-basierte Korrelation des intrazellulären pH über die  $^{31}\text{P}$ -MRSI mit den berechneten Werten aus der Analyse der asymmetrischen Magnetisierungstransferrate (links) und des Sättigungstransfers der Amide bei 3.5ppm über die Fit-Analyse des Z Spektrums (rechts) anhand der Daten aus beiden Kollektiven.

## V 84 Magnetic Particle Imaging: Perkutane Ballondilatation im Gefäßmodell in Echtzeit

P. Vogel<sup>1,2</sup>, S. Herz<sup>2</sup>, P. Dietrich<sup>2</sup>, T. Kampf<sup>1,3</sup>, T. A. Bley<sup>2</sup>, V. Behr<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Würzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Würzburg, Deutschland

<sup>3</sup>Universitätsklinikum, Diagnostische und Interventionelle Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

### Einleitung

Die perkutane transluminale Angioplastie (PTA) ist ein minimal-invasives Verfahren zur Wiedereröffnung von verengten oder verschlossenen Blutgefäßen. Hierbei wird unter radiologischer Kontrolle mittels Katheter ein kleiner Ballon ins Gefäßsystem eingeführt und über der Zielstelle aufgedehnt. Ziel dieser Studie war die Visualisierung einer Ballondilatation einer Stenose im Gefäßmodell in Echtzeit mittels Magnetic Particle Imaging (MPI).

### Material & Methoden

MPI ist ein Verfahren zur direkten Visualisierung von superparamagnetischen Eisenoxidnanopartikeln (SPIOs) [1]. Aufgrund des positiven Kontrastes bietet MPI eine sehr hohe Sensitivität bei geringen Akquisitionszeiten und guter Auflösung [2,3]. In ein Gefäßmodell aus Polyvinylchlorid wurde mittels eines Kabelbinders eine 50%ige Stenose eingebracht (Abb. 1a). Für die MPI-Messung wurde ein Traveling Wave MPI Scanner verwendet [4] (FOV: Länge 65 mm, Durchmesser 29 mm). Die Bildrekonstruktion erfolgte in Echtzeit. Zunächst wurde das Gefäßlumen mit SPIOs als Tracer geflutet, um die Stenose im MPI Scanner darzustellen. Zur Visualisierung von Führungsdraht und Ballon-Katheter wurden diese mit einem paramagnetischen Lack auf SPIO-Basis markiert (Abb. 1b). Die Stenose wurde MPI-gesteuert mit dem Führungsdraht sondiert und der Ballonkatheter über diesen in der Stenose platziert. Durch das Inflationieren des Ballonkatheters mit Ferucarbotran wurde die Stenose dilatiert (Abb. 1c). Als Referenzmethode diente eine konventionelle Röntgenangioplastie (Abb. 1d).

### Ergebnisse

MPI ermöglicht die Visualisierung einer Ballondilatation in Echtzeit. Die Positionierung von Führungsdraht und Ballonkatheter gelingt präzise mittels Markierung. Analog zur Angioplastie zeigte die MPI-Abschlusskontrolle keine nennenswerte Reststenose.

### Zusammenfassung

Eine MPI-geführte Ballondilatation ist technisch machbar und empfiehlt sich als neue, strahlenfreie endovaskuläre Interventionemethode.

### Literatur

- [1] Gleich and Weizenecker, *Nature*, 435:1214, 2005.
- [2] Vogel et al, *IEEE Trans. Magn.*, 51(2):6501603, 2015.
- [3] P. Vogel et al., *Proc. ICMRM*, 13:L-018, 2015.
- [4] P. Vogel et al., *IEEE TMI*, 33(2): 400, 2014.

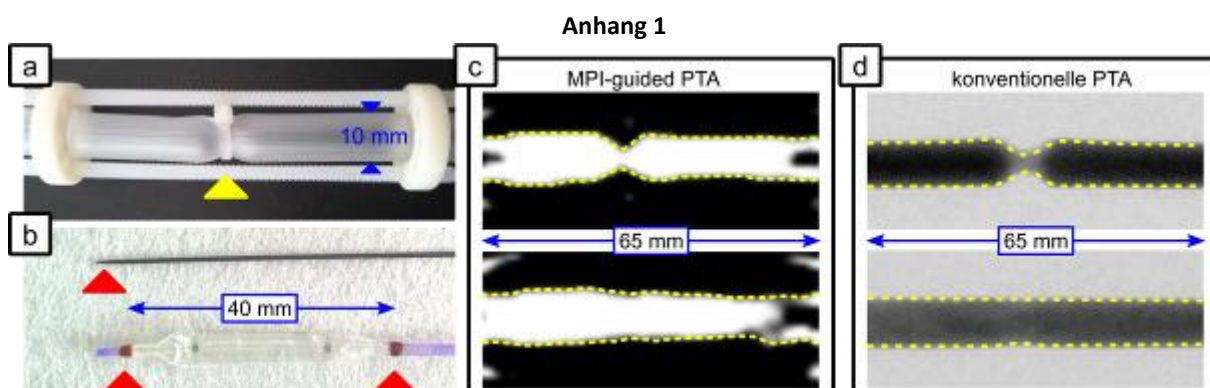


Abb 1: (a) Gefäßmodell mit 50%iger Stenose. (b) MPI sensitive Instrumente. (c) MPI Visualisierung der Stenose vor (oben) und nach der Behandlung (unten).

### V 85 Genauigkeit der Diffusions-Kurtosis-Bildgebung bei der Differenzierung von gutartigen und bösartigen Brust-Läsionen

T. Palm<sup>1</sup>, E. Wenkel<sup>1</sup>, S. Ott<sup>1</sup>, R. Janka<sup>1</sup>, M. Uder<sup>1</sup>, S. Bickelhaupt<sup>2</sup>, M. E. Ladd<sup>3</sup>, M. Zaitsev<sup>4</sup>, B. Hensel<sup>5</sup>, F. B. Laun<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum, Radiologie, Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>3</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>4</sup>University Medical Center, Department of Radiology - Medical Physics, Freiburg i. Br., Deutschland

<sup>5</sup>Friedrich-Alexander-Universität, Zentrum für Medizinische Physik und Technik, Erlangen, Nürnberg, Deutschland

#### Einleitung

Die diffusionsgewichtete MRT (DWI) der weiblichen Brust erlaubt als kontrastmittelfreie Untersuchungstechnik neben der Bestimmung des Diffusionskoeffizienten  $D$ , welcher negativ mit der Malignität korreliert [1], die Bestimmung der Kurtosis  $K$  als Maß für die Abweichung von Gaußscher Diffusion. Die MRT der Brust hat im Allgemeinen eine hohe Sensitivität, jedoch eine geringe Spezifität [2]. In [3] wurde berichtet, dass die Sensitivität und Spezifität von  $D$  und  $K$  gleich groß sind (95% und 83% jeweils). Die Größe der Spezifität deckt sich nicht mit den Angaben aus [4] für  $D$  und  $K$  (93,7% bei Sensitivität 97,1%). In der hier präsentierten Arbeit wird Spezifität für ein weiteres Kollektiv bestimmt.

#### Material & Methode

113 (55 maligne, 58 benigne) Läsionen in Patientinnen wurden mittels DWI untersucht. Zusätzlich zum klinischen Standardprotokoll wurden Bilder mit  $b$ -Werten 50, 750 und 1500  $\text{mm}^2/\text{s}$  aufgenommen. Auf den Bildern mit hohen  $b$ -Werten wurde in der Schicht mit dem größten Läsionsdurchmesser eine „Region of Interest“ eingezeichnet und in dieser  $D$  und  $K$  berechnet. Bei Zysten wurde die ROI in der  $D$ -Karte eingezeichnet.

#### Ergebnisse

Abbildung 1 zeigt einen Bilddatensatz eines dukalen Karzinoms in situ (DCIS) mit Adenokarzinom. Abbildung 2 zeigt die Ergebnisse einer „Receiver Operator Characteristic“-Analyse mit folgenden Werten: für  $D$ ) Area under the curve (AUC)=0.87, Sensitivität=95%, Spezifität=78%; für  $K$ ) AUC=0.88, Sensitivität=83%, Spezifität=93%.

#### Zusammenfassung

Der Parameter  $K$  ist im klinischen Alltag mit geringem Mehraufwand bestimmbar und ist als zusätzliche Größe hilfreich bei der Verbesserung der Spezifität.

#### Literatur

- [1] Partdrige et al., JMRI, 45:337-355 (2017)
- [2] Peters et al., Radiology, 246:116-124 (2008)
- [3] Sun et al., Radiology, 277:46-55 (2015)
- [4] Christou et al., Br J Radiol, 90:20160873 (2017)

Anhang 1

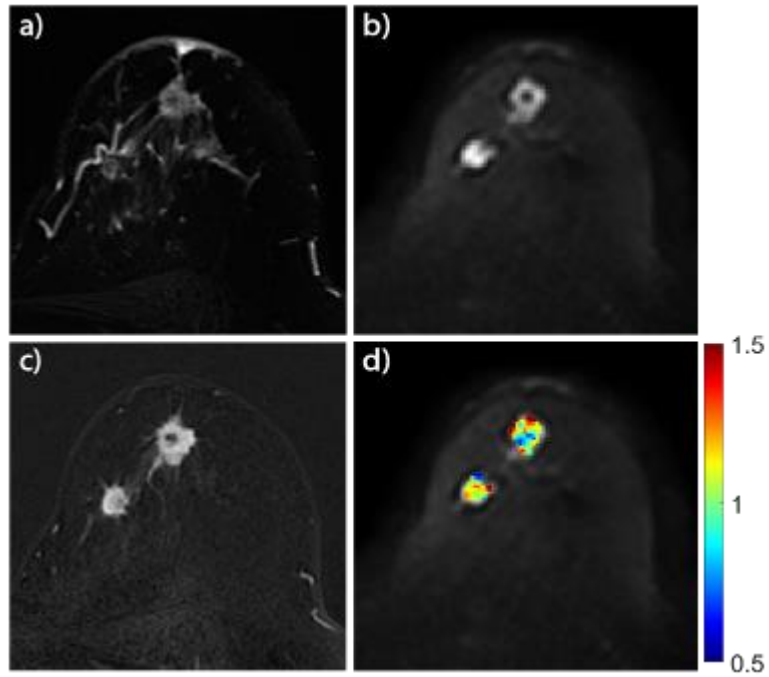


Abb. 1: MRT eines DCIS mit Adenokarzinom. a) T2-gewichtet. b) Diffusionsgewichtet ( $b = 1500 \text{ s/mm}^2$ ). c) Kontrastmittelsubtraktionsbild. d) Kurtosis-Karte.

Anhang 2

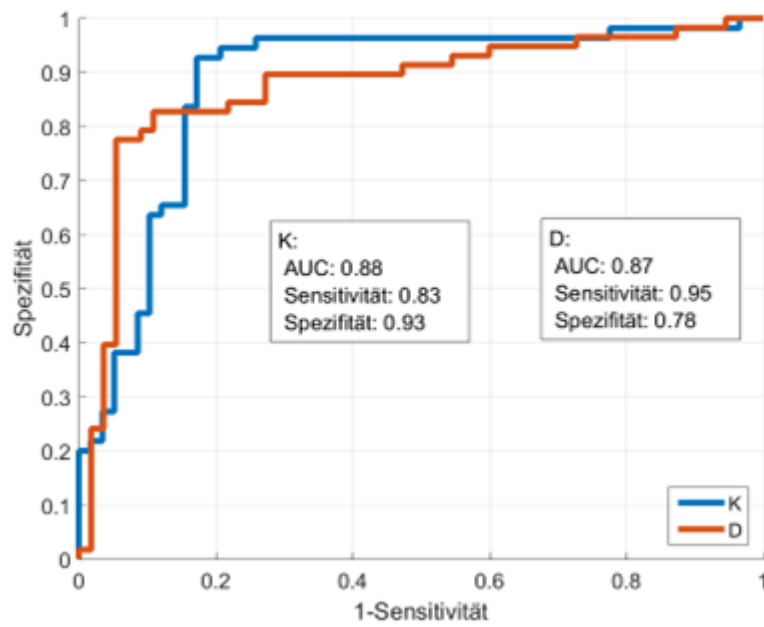


Abb.2: ROC-Kurve für die Klassifizierung gutartig/bösartig anhand von Diffusionskoeffizient und Kurtosis.

**V 86 Diffusion kurtosis MRI of suspicious mammography findings – accounting for residual fat signal**

A. Młynarska-Bujny<sup>1</sup>, S. Bickelhaupt<sup>1</sup>, F. König<sup>1</sup>, F. B. Laun<sup>2</sup>, W. Lederer<sup>3</sup>, H. Daniel<sup>4</sup>, S. Delorme<sup>1</sup>, H. P. Schlemmer<sup>1</sup>, T. A. Kuder<sup>5</sup>

<sup>1</sup>German Cancer Research Center (DKFZ), Department of Radiology, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>University Hospital Erlangen, Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

<sup>3</sup>Radiological Practice at the ATOS Clinic Heidelberg, Heidelberg, Deutschland

<sup>4</sup>Radiology Center Mannheim (RZM), Mannheim, Deutschland

<sup>5</sup>German Cancer Research Center (DKFZ), Medical Physics in Radiology, Heidelberg, Deutschland

**Introduction**

Diffusion-weighted MRI is increasingly used for characterization of suspicious mammography findings [1]. Fat suppression is crucial here due to the high fat content of the female breast. However, this is often not fully achieved. Owing to the low diffusion coefficient of fat, the quantitative parameters obtained in lesions can be distorted. The aim of this work was to evaluate different fitting models that account for fat signal contamination.

**Material & Methods**

DWI data of patients with suspicious lesions were acquired in two medical centers (Group A – 1,5T Philips Ingenia, 106 patients; Group B – 1,5T Siemens Area, 93 patients) using 4 *b*-values (0, 100, 750 and 1500 s/mm<sup>2</sup>) with a single-shot EPI sequence (Group A) and using segmented EPI (Group B). Lesions were segmented on *b*=1500 s/mm<sup>2</sup> or, if not visible, on 750 s/mm<sup>2</sup>. Fat ROIs were delineated in the contralateral breast.

We compare the following curve-fitting models:

1) Diffusion kurtosis equation:

$$S(b) = S_0 \cdot e^{(-b \cdot ADC + \frac{1}{6} b^2 ADC^2 AKC)}$$

(ADC – apparent diffusion coefficient, AKC – apparent kurtosis coefficient)

2) Empirically modified diffusion kurtosis model [2], taking into account a contribution of the residual fat signal: where  $\theta(b)$  is the signal in a ROI placed in the fatty tissue.

$$S(b) = \sqrt{\theta(b)^2 + \left( S_0 \cdot e^{(-b \cdot ADC + \frac{1}{6} b^2 ADC^2 AKC)} \right)^2},$$

3) Altered kurtosis model, including fat signal:

$$S(b) = S_0 \cdot e^{(-b \cdot ADC + \frac{1}{6} b^2 ADC^2 AKC)} + \theta(b)$$

4) Mono-exponential model:

$$S(b) = S_0 \cdot e^{-b \cdot ADC}$$

**Results**

Comparison of ROC curves, derived from logistic regression, shows that the AUCs of *Model2* and *Model3* are significantly higher than those of *Model1* and *Model4*. In the individual analysis, Group A has the same tendency, whereas in Group B, the differences between models are not statistically relevant.

**Summary**

Adapted kurtosis-based fitting models accounting for residual fat signal may have the potential to better discriminate between benign and malignant lesions.

**Literature**

- [1] Bickelhaupt et al., Radiology (2016);278(3),689–697.
- [2] Bickelhaupt et al., Radiology (2018),170273.

Appendix 1

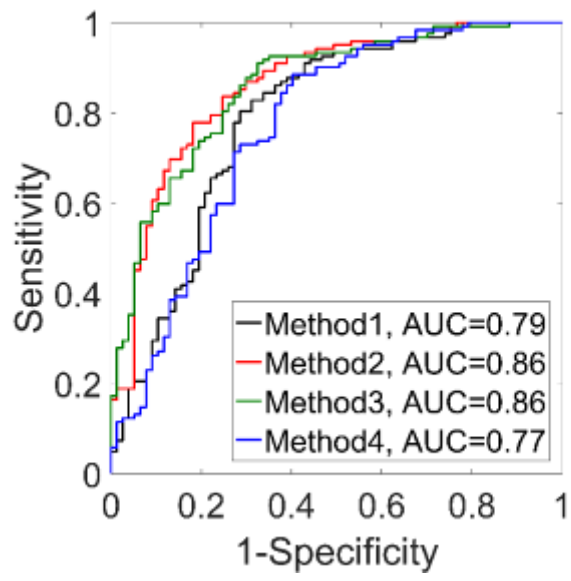
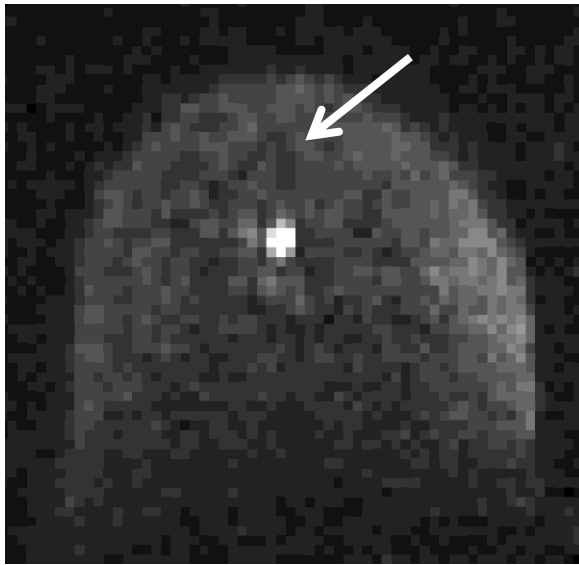


Fig.1: Malignant breast lesion for  $b=1500s/mm^2$  (left), ROC curves (right).

### V 87 Die selbstähnliche Mikrostruktur der Sehne und ihre permanenten mikro-morphologischen Änderungen nach starker mechanischer Belastung – eine Analyse mit Hilfe Parameter selektiver MR-Mikroskopie bei kurzen Detektionszeiten

A. G. Berg<sup>1</sup>, M. Stoiber<sup>2</sup>, X. Deligianni<sup>3</sup>, O. Bieri<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Medizinische Universität Wien, Exzellenzzentrum für Hochfeld MR, Wien, Österreich

<sup>2</sup>Medizinische Universität Wien, Zentrum für Medizinische Physik, Hochfeld MR, Wien, Österreich

<sup>3</sup>University of Basel Hospital, Clinic of Radiology and Nuclear Medicine Radiological Physics, Basel, Schweiz

#### Einleitung/Motivation

Die hoch-ortsauflösende MR-Visualisierung der Sehne und ihrer pathologischen Veränderungen wird im Wesentlichen durch zwei Faktoren limitiert: 1.) der schnelle Zerfall der transversalen Magnetisierung ( $T_2^*$ ) durch die geringe Beweglichkeit der Wasser-Moleküle zwischen den hoch-orientierten Kollagenfasern der Sehne und 2.) der beschränkten Ortsauflösung in Human-Scannern. Wir präsentieren die Ergebnisse MR-mikroskopischer Parameter-selektiver 2D- und 3D-Messungen an einem mechanischen ex-vivo Schädigungsmodell der Sehne sowie quantitative  $T_2^*$ -Histogramm-Analysen.

#### Materialien und Methoden

Im Rahmen eines ex-vivo Tiermodells (Rindersehne, 18 Monate) wurden mehrere ca. 4-5 cm lange Sehnenproben entnommen, an den Enden zweigeteilt und eine Hälfte einer maximalen mechanischen Zugbelastung von 600N unterworfen. MR-mikroskopische 2D- und 3D-Bilder ( $\geq$ VS:  $64 \times 64 \times 60 \mu\text{m}^3$ ) wurden unter Einsatz eines Mikroskopie-Einsatzes<sup>1</sup> auf einem Human-7T-MR-scanner und mit Hilfe einer vTE-Pulssequenz<sup>2</sup> mit kurzen Detektionszeiten ( $0,77\text{ms} \leq TE \leq 11,8\text{ms}$ , 14GE) generiert und quantitative  $T_2^*$ -Bilder berechnet.

#### Ergebnisse

Die hierarchisch aus zusammenfassenden Faser-Bündeln aufgebaute Struktur der Sehne kann MR-mikroskopisch bei ca.  $60 \mu\text{m}$  bis zum sekundären Segmentniveau durch Differenzierung des Endotenons von der Kollagenfaser-dominierten Hauptstruktur bei kurzen Detektionszeiten  $TE \leq 4\text{ms}$  unterschieden werden. In 2D-Bildern mit größerer Schichtdicke ( $\cong 400 \mu\text{m}$ ) ist eine diffuse Aufhellung im ungedehnten Teil der Sehne beobachtbar. Erst im Rahmen hoch-ortsauflösender 3D-MR-Mikroskopie kann deren Filamentstruktur aufgelöst werden (Abb. 1a). Wir assoziieren sie aufgrund der Orientierung, Größe und Abstand der aus optischen Polarisations-Mikroskopischen Aufnahmen bekannten "crimp" Auslenkung der Kollagenfasern gegen die Hauptachse der Sehnenbündel zurück<sup>3,4,5</sup>.  $T_2^*$ -Histogrammanalysen zeigen die ganze Breite an  $T_2^*$ -Verteilungen und deren lokale Unterschiede im Vergleich zu dem berichteten mono- oder bi-exponentiellen  $T_2^*$ -Zerfallsverhalten für große Voxel-Volumina. Unter starker mechanischer Belastung ändert sich die  $T_2^*$ -Verteilung bleibend. Im Wesentlichen verschwindet die "crimp" bedingte Filament Substruktur.

#### Diskussion/Conclusio

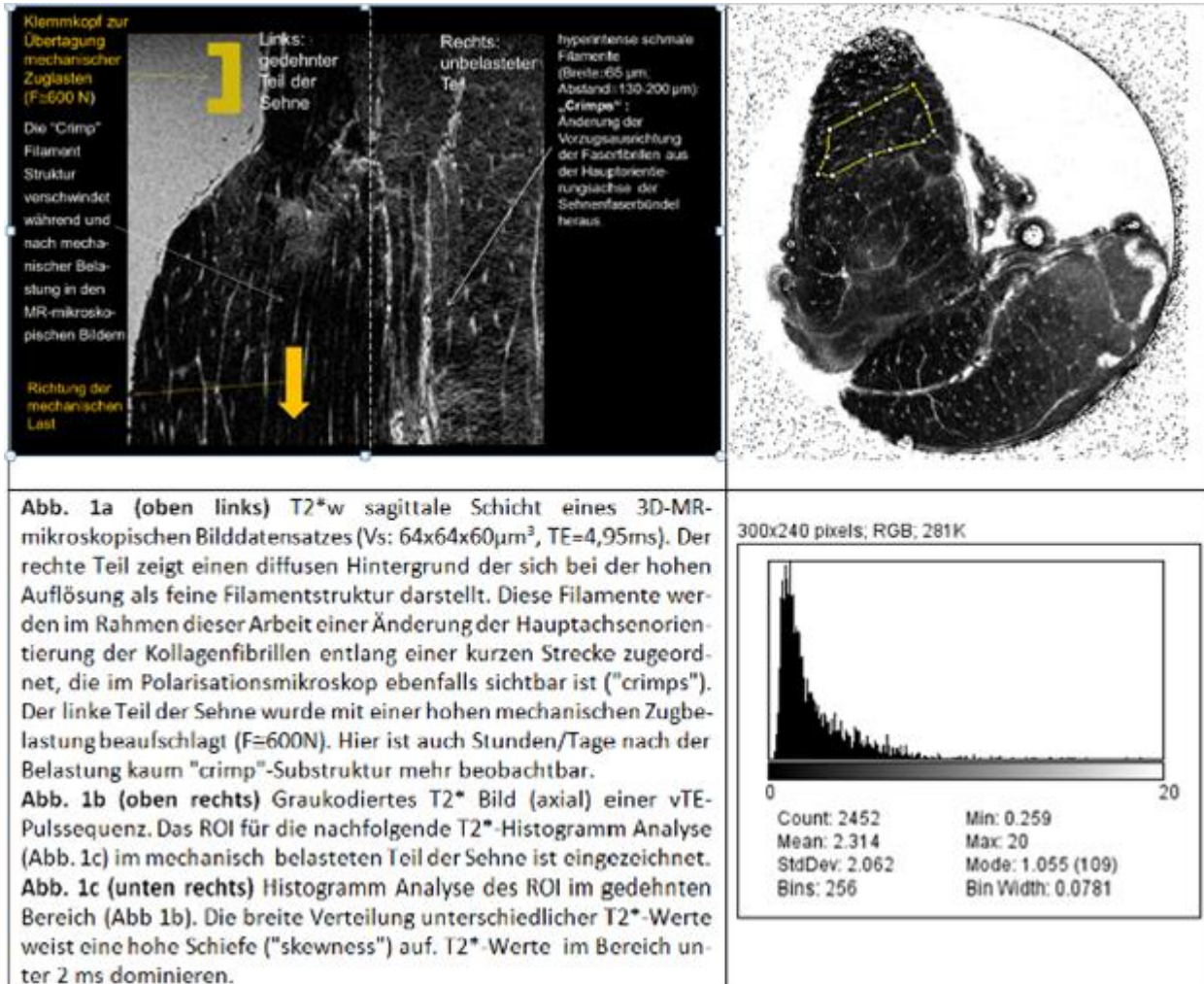
Wir führen das Verschwinden der "crimp"-Filamente in den 3D-MR-mikroskopischen Bildern im Rahmen des "flattened-parallelogram/triangle" Modells<sup>3,4</sup> auf eine permanente Aufhebung der Kollagenfaser-Abknickungen ("kinks") bei starker mechanischer Belastung zurück. MR-theoretisch kann dies durch ein Herausdrängen von Wasser aus Mikroporen oder auch einem "Magic-angle"-Effekt<sup>5</sup> erklärt werden. Die damit verbundenen permanenten Strukturänderungen könnten die Ursache für den Verlust der Elastizität der Kollagen-Faserbündel und darauffolgende Mikrorupturen sein. Hoch-ortsauflösende MR-Bildgebung könnte damit im Rahmen des vorgeschlagenen "permanent crimp removal" Strukturmodells für pathologisch langandauernde Sehnenschmerzen ohne Sichtbarkeit in klinischer MR-Bildgebung wertvolle Beiträge zur MR-Diagnostik liefern.

#### Referenzen

- [1] A. Berg, A. Potthast, P. Starewicz; MR-Microscopy on a human 7T-Scanner; Proc. ISMRM/ESMRMB 2010,1048, Stockholm, Sweden (2010).
- [2] X. Deligianni, P. Baer, K. Scheffler, S. Trattng, and O. Bieri; High-Resolution Fourier-Encoded Sub-Millisecond Echo-Time Musculoskeletal Imaging at 3 Tesla and 7 Tesla; Magnetic Resonance in Medicine 70,1434–1439 (2013).
- [3] Franchi M, Fini M, Quaranta M, De Pasquale V, Raspanti M, Giavaresi G, Ottani V, Ruggeri A.; Crimp morphology in relaxed and stretched rat Achilles tendon. J Anat ; 210: 1–7 (2007).
- [4] A. Berg, M. Stoiber; Tendon  $\mu$ -structural changes after mechanical load, investigated by parameter-selective 2D- and 3D-MR-microscopy in an adult bovine animal model; ESMRMB 2016, Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine 29 (Suppl 1):S84 (2016).
- [5] K. Montain, T. Bjarnason, J. Dunn, and J. Matyas; The Functional Microstructure of Tendon Collagen Revealed by High-Field MRI, Magnetic Resonance in Medicine 66: 520-527 (2011).



Anhang 1



**Abb. 1a (oben links)** T2\*w sagittale Schicht eines 3D-MR-mikroskopischen Bilddatensatzes ( $V_s: 64 \times 64 \times 60 \mu\text{m}^3$ ,  $TE=4,95\text{ms}$ ). Der rechte Teil zeigt einen diffusen Hintergrund der sich bei der hohen Auflösung als feine Filamentstruktur darstellt. Diese Filamente werden im Rahmen dieser Arbeit einer Änderung der Hauptachsenorientierung der Kollagenfibrillen entlang einer kurzen Strecke zugeordnet, die im Polarisationsmikroskop ebenfalls sichtbar ist ("crimps"). Der linke Teil der Sehne wurde mit einer hohen mechanischen Zugbelastung beaufschlagt ( $F=600\text{N}$ ). Hier ist auch Stunden/Tage nach der Belastung kaum "crimp"-Substruktur mehr beobachtbar.

**Abb. 1b (oben rechts)** Graukodiertes T2\* Bild (axial) einer vTE-Pulssequenz. Das ROI für die nachfolgende T2\*-Histogramm-Analyse (Abb. 1c) im mechanisch belasteten Teil der Sehne ist eingezeichnet.

**Abb. 1c (unten rechts)** Histogramm-Analyse des ROI im gedehnten Bereich (Abb 1b). Die breite Verteilung unterschiedlicher T2\*-Werte weist eine hohe Schiefe ("skewness") auf. T2\*-Werte im Bereich unter 2 ms dominieren.

## Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie I

### P 1 Zentrifugale in-Phase Anregung eines dualen Aktors für die MR-Elastographie

W. Neumann<sup>1</sup>, A. Bichert<sup>1</sup>, L. R. Schad<sup>1</sup>, F. G. Zöllner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Heidelberg, Medizinische Fakultät Mannheim, Computerunterstützte Klinische Medizin, Mannheim, Deutschland

#### Einleitung

Magnetresonanz-Elastographie (MRE) ist eine nicht-invasive Bildgebung und dient der Quantifizierung des Schermoduls von Weichteilgewebe. Eine Phasenkodierung von mechanisch generierten Scherwellen erlaubt die Rekonstruktion des Schermoduls. Für die gleichmäßige Scherwellenanregung von großvolumigen Organen wie Leber wird hier ein dualer Aktuator vorgestellt.

#### Material & Methoden

Eine 3D-gedruckte pneumatische Turbine wurde entwickelt, welche mittels Unwucht eine sinusoidale Zentrifugalkraft und, bei Ankopplung an eine Körperoberfläche, die nötigen Scherwellen für die MRE generiert. Die Turbine wurde über eine gemeinsame Welle in Reihe mit einer weiteren Turbine in-Phase geschaltet um, im Vergleich zur singulären Anregung, eine gleichmäßigere Penetration von Scherwellen in einem größeren Volumen zu erreichen (Fig. 1).

Der Aufbau wurde mittels eines Elastizitäts-imitierenden Phantoms im MRT evaluiert. Für MRE wurden die Turbinen auf dem Phantom fixiert und in einem 3 T MRT (Magnetom Skyra, Siemens Healthineers, Deutschland) mit einer Gradienten-Echo (GRE) Sequenz (TE/TR = 23.75/50 ms, FoV = 239 mm x 300 mm, Schichtdicke = 4 mm) und mechanischer Anregungsfrequenz von 60 Hz platziert.

#### Ergebnisse

Die Studie zeigt die Möglichkeit, zwei oder mehrere pneumatische Turbinen für die mechanische Anregung während der MRE zu nutzen. In Reihe geschaltet, erlaubt der präsentierte Aufbau eine phasen-kontrollierte Erzeugung von sinusoidalen mechanischen Scherwellen. Die Aktoren sind MR-sicher und erzeugten keine Artefakte in der Phantomstudie. In ersten Tests konnten Elastogramme rekonstruiert werden (Fig. 2).

#### Zusammenfassung

Pneumatisch betriebene Turbinen für die MRE sind eine Alternative zu den bisher verwendeten Luftkissen. Duale Turbinen können phasen-kontrolliert das anregbare Volumen vergrößern.

Anhang 1

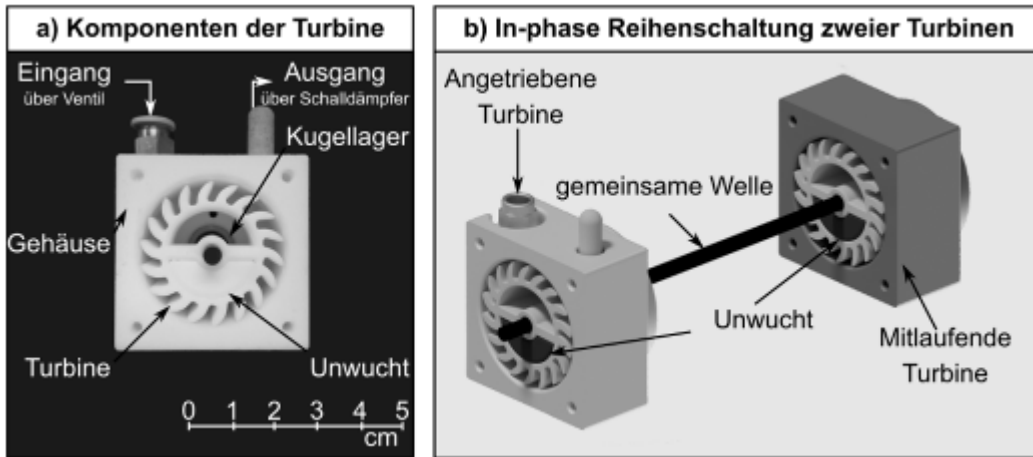


Abb.1: a) Komponenten der Turbine b) CAD Zeichnung des dualen Aufbaus. Die Unwuchten (blau) sind in-Phase gesetzt.

Anhang 2

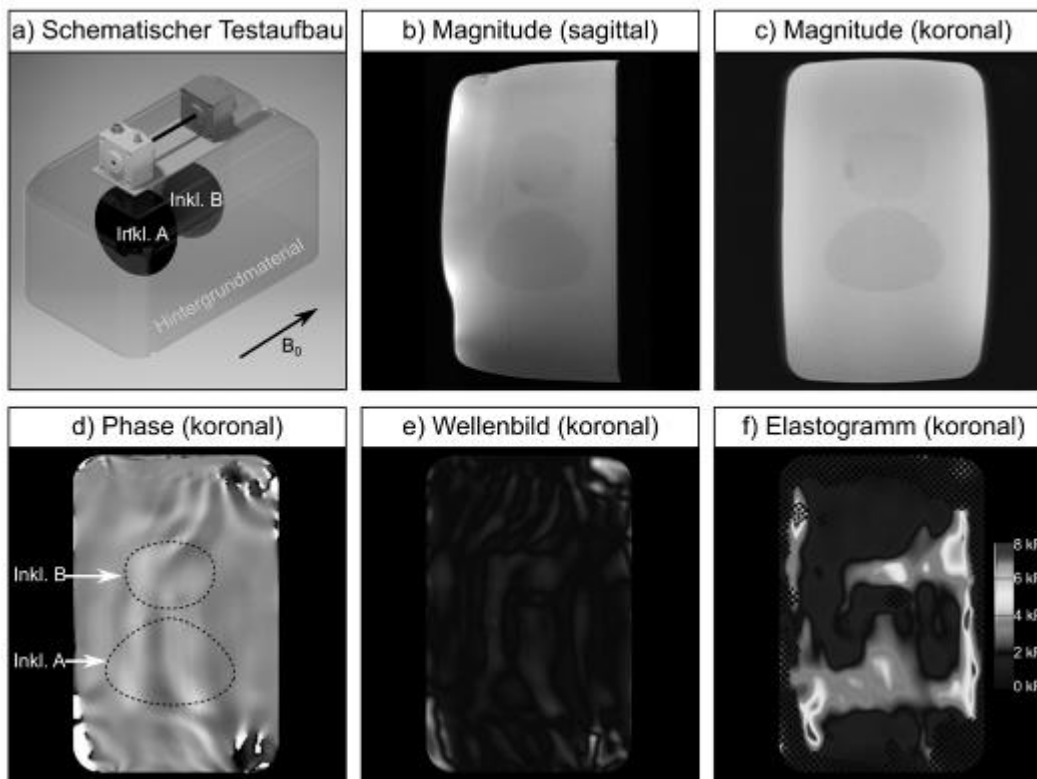


Abb. 2: a) CAD-Zeichnung des Testaufbaus während der MRE. b) Sagittales und c) koronales Magnitudenbild des Phantoms. d) Koronales Phasenbild aufgenommen mit der GRE Sequenz. e) Rekonstruiertes Wellenbild. f) Rekonstruiertes Elastogramm. Das Schachbrettmuster zeigt Flächen mit unzureichender Fit-Qualität.

### P 2 Kernspin-Hyperpolarisierung ohne Polarisator – ein kostengünstiger, Pulsprogramm-gesteuerter SAMBADENA-Aufbau

M. Zimmermann<sup>1</sup>, A. B. Schmidt<sup>1,2</sup>, S. Berner<sup>1,3,4</sup>, G. Strohmeier<sup>1</sup>, J. Hennig<sup>1</sup>, D. von Elverfeldt<sup>1</sup>, J. B. Hövener<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Radiology, Medical Physics, Medical Center University of Freiburg, Faculty of Medicine, University of Freiburg, Freiburg i. Br., Deutschland

<sup>2</sup>University of Kiel, Department of Radiology and Neuroradiology, Section Biomedical Imaging, MOIN CC, University Medical Center, Kiel, Deutschland

<sup>3</sup>German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Deutschland

<sup>4</sup>German Consortium for Translational Cancer Research (DKTK), Freiburg i. Br., Deutschland

#### Einleitung

Hyperpolarisierung von X-Kernen hat das Potenzial Stoffwechselprozesse im Körper für die MRT, mit nicht dagewesener räumlicher Auflösung, sichtbar zu machen (*metabolic mapping*). Vielversprechende Studien wurden bereits mit der *dissolution Dynamic Nuclear Polarization* (dDNP) durchgeführt (1). Eine vielfach kostengünstigere auf Parawasserstoff basierende Methode, SAMBADENA wurde kürzlich vorgestellt (2). Hier wird eine Weiterentwicklung dieser Methode vorgestellt, welche die Bedienungsabläufe automatisiert und damit zu einer Verbesserung der Robustheit bei Vereinfachung der Bedienung und Reduktion der Kosten führt.

#### Material und Methoden

Beim SAMBADENA-Experiment (2) wird ein Kontrastmittel in einem Reaktor direkt im MRT polarisiert. Die Hydrierung eines geeigneten Edukts erfolgt unter Druck ( $\geq 10$ bar) durch Zuleitung von angereichertem Parawasserstoff mit Magnetventilen. Die hier vorgestellte Ansteuerung der Magnetventile erfolgt über einen Mikrocontroller (Teensy 3.5) dessen Eingänge direkt aus dem MRT-Pulsprogramm, über die TTL-Ausgänge des MRT geschaltet werden. Alle Tests wurden an einem präklinischen 9.4T MRT (BioSpec 94/20, Bruker) durchgeführt.

#### Ergebnisse

Die neue Ansteuerung ermöglicht die Verankerung der Ventilschaltung in der Scanroutine. Damit wird die Verwendung eines zweiten Windows-Desktop-PC mitsamt individueller Software zur Synchronisation zwischen PC, NI-Karte und MRT obsolet. Auch die zuvor verwendete NI-Adapterkarte ( $\sim 10^3$ €) wird nicht weiter benötigt. Zusätzlich wird Unzulänglichkeiten durch mangelhafte Synchronisation, wie schlechte Timings und unnötige Wartezeiten, vorgebeugt. Mit entsprechender Hardware zum Befüllen und Entleeren des Reaktors, wird es nun auch möglich eine Reihe von Experimenten automatisiert ablaufen zu lassen.

#### Zusammenfassung

Mit der hier vorgestellten Weiterentwicklung des SAMBADENA-Aufbaus wird dieser noch einmal deutlich kosteneffizienter. Gleichzeitig vereinfacht sich die Bedienbarkeit des Aufbaus, der nun komplett aus der Scanner-Software (ParaVision 6.0.1) gesteuert werden kann. Der Aufbau bleibt flexibel für weitere Automatisierung. Damit wird SAMBADENA nochmals attraktiver und könnte künftig eine günstige Alternative zur dDNP-Polarisierung sein.

#### Literatur

[1] Cunningham *et al.* Circ Res. 2016.

[2] Schmidt *et al.* Nat. Commun. 2017.

### P 3 Evaluating the feasibility of a $^1\text{H}$ compatible $^{17}\text{O}$ head coil at 3T – a simulation study

M. Malzacher<sup>1</sup>, J. Chacón-Caldera<sup>1</sup>, L. R. Schad<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Computerunterstützte Klinische Medizin, Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg, Mannheim, Deutschland

#### Introduction

$^{17}\text{O}$ -MRI can be used to non-invasively detect the oxygen turnover in living tissue, for example in the brain, to detect diseases which are related to the oxygen metabolism. Previous investigations have been performed mostly utilizing  $^{17}\text{O}$ -coils which had to be physically removed from the bore to acquire  $^1\text{H}$  MRI measurements [1]. In this work the feasibility of a  $^1\text{H}$  compatible  $^{17}\text{O}$  head coil at 3T is investigated using electromagnetic (EM) simulations.

#### Material & Methods

EM simulations were performed using the Finite-Element-Method (CST). A  $^1\text{H}$  whole-body 32 legged high-pass birdcage coil and a  $^{17}\text{O}$  quadrature driven 16 legged low-pass birdcage head coil were modeled (Figure 1). To decouple the  $^{17}\text{O}$ -coil from the  $^1\text{H}$  coil the legs and rings of the  $^{17}\text{O}$ -coil were equipped with  $^1\text{H}$  traps. Both coils could additionally be detuned by PIN diodes placed in series to each leg. The investigated phantom was modeled with a conductivity of 0.9 S/m. Three simulations were performed:

1.  $^1\text{H}$ -coil standalone
2.  $^1\text{H}$ -coil with the detuned  $^{17}\text{O}$ -coil
3.  $^{17}\text{O}$ -coil with the detuned  $^1\text{H}$ -coil

#### Results

$B_1^+$ -field ratios ( $^1\text{H}$  combined/standalone) and  $B_1^+$ -field distributions ( $^{17}\text{O}$  combined) in the middle sagittal plane are depicted in Figure 2. The mean  $B_1^+$ -field ratio within the phantom was 0.9997. The standard deviation ( $B_1^+$ -field) of the simulation that included the  $^{17}\text{O}$ -coil was 12% higher than the reference.

#### Summary

It was shown that the decoupling of the  $^{17}\text{O}$ -coil by using a combination of  $^1\text{H}$  traps and PIN diode detuning was sufficient to guarantee similar performance of the  $^1\text{H}$ -coil compared to the  $^1\text{H}$ -coil standalone.

#### Literature

- [1] Hoffmann et al., MRM,66:1109–1115

Appendix 1

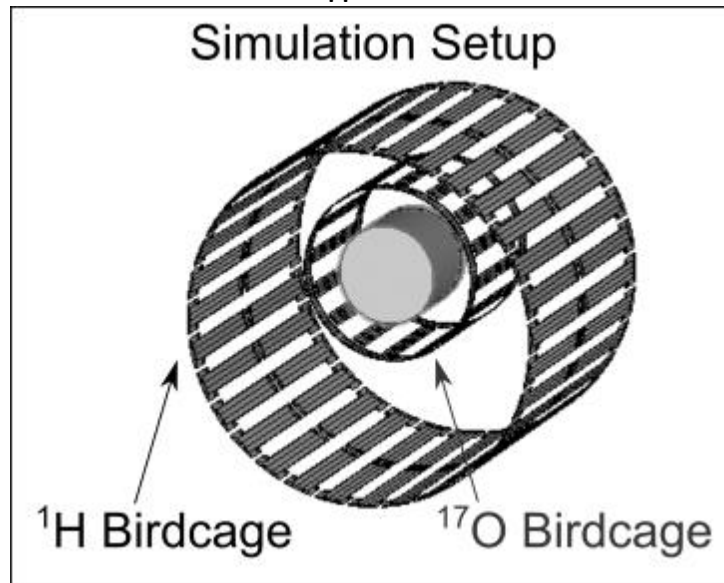


Figure 1: Simulation setup of the  $^1\text{H}$  and the  $^{17}\text{O}$ -coil excluding the shield.

Appendix 2

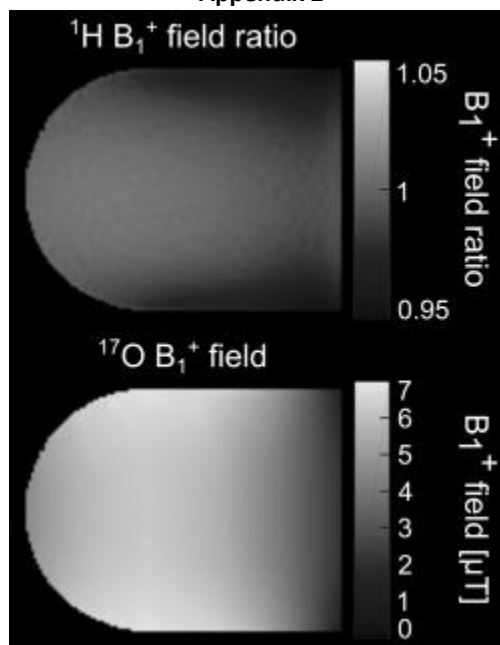


Figure 2: Middle sagittal slice of the  $^1\text{H}$   $B_1^+$ -field ratio and of the  $^{17}\text{O}$   $B_1^+$ -field.

### P 4 Evaluation and characterization of B<sub>1</sub> mapping robustness for a parallel transmit (pTX) prototype cardiac array at 7T

M. R. Stefanescu<sup>1</sup>, M. Terekhov<sup>1</sup>, I. Elabyad<sup>1</sup>, L. M. Schreiber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Wuerzburg, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Würzburg, Deutschland

#### Introduction

B<sub>1</sub> homogeneity optimization in ultra-high field (B<sub>0</sub>≥7T) is still challenging, although arrays for the parallel transmit (pTX) system were developed to homogenise the local B<sub>1</sub> distribution. B<sub>1</sub>-mapping techniques required for B<sub>1</sub>-homogenization at the heart typically suffer from signal reduction of tissue interfaces and electromagnetic wave interference. The purpose of this study was to estimate variability of B<sub>1</sub>-maps measured in pTX-mode with a new 16RX/8TX-channel cardiac array prototype (RAPID Biomedical, Rimpar). Additionally, comparing B<sub>1</sub>-mapping of the commercially available 16RX/1TX-coil (MRI.Tools, Berlin) with the new array in single-transmit(1TX)-mode was performed for comparison.

#### Material & Methods

All data were acquired on a 7T Siemens Magnetom™ Terra scanner. B<sub>1</sub>-maps were measured with a standard turbo-FLASH pulse sequence (TE/TR=1.6/4000ms; FA=20°; resolution=2.6x2.6x7mm, 12 slices) using a human thorax-shaped phantom filled with a sugar-NaCl-solution simulating dielectrical tissue properties. The statistical variation of B<sub>1</sub> measured in pTX-mode with n=10 repetitions was calculated as  $\Delta B_1 = \text{range}(B_1) / \text{median}(B_1)$ .

#### Results

B<sub>1</sub>-maps acquired with both arrays in 1TX-mode are displayed in Figure1. Since the phasing of coil elements is not yet fully optimised, B<sub>1</sub>-inhomogeneity is stronger than for the commercial 1TX-coil (Figure1, a-b). However, factor two larger B<sub>1</sub> of the pTX-prototype over the 1TX-coil in proximity to elements (Figure1, c-d) reveals further potential for pTX-optimization. B<sub>1</sub> variation in pTX-mode for the prototype array ranged from 1% to 6% in proximity to array elements with exception of the signal dropout in more distant regions. It also reflects reconstruction errors (Figure2).

#### Conclusion

Measurement of B<sub>1</sub>-maps at 7T for cardiac MRI and coil technology optimization has been demonstrated in principle but up to 6% variability near coil element still demands further improvement with regard to post-processing and compensation of motion.

#### Acknowledgement

German Ministry of Education and Research (BMBF), grants: 01EO1004,01EO1504).

### **P 5 Initial report of left ventricular ejection fraction (EF) and 2D phase contrast flow MRI in the ascending aorta at 7T**

M. R. Stefanescu<sup>1</sup>, D. Lohr<sup>1</sup>, A. Kosmala<sup>1,2</sup>, S. Herz<sup>1,2</sup>, L. M. Schreiber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Wuerzburg, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>University Hospital Wuerzburg, Department of Radiology, Würzburg, Deutschland

#### **Introduction**

The use of ultra-high field (7T) scanners in cardiovascular magnetic resonance imaging (cMRI) currently reached a potential prerequisite level. Although technical challenges increase with the magnetic field strength, signal-to-noise ratio (SNR) also increases. This may offer new opportunities regarding higher spatial resolution and acquisition speed possibly providing new diagnostic information. We report initial results in measurement of left ventricular ejection fraction (LVEF) and 2D phase contrast (PC) flow in the ascending aorta using a latest technology 7T Siemens Magnetom™ Terra whole-body MRI system.

#### **Methods**

With the approval of the local ethics committee, N=21 healthy volunteers (12-female) were scanned using a 1TX/16RX thorax coil (MRI Tools, Berlin, Germany). A short-axis stack of GRE CINE images (TE=3.57ms, TR=30.6–88.3ms, voxel size 0.6x0.6x6.0mm, segments 6–11, phases 20–35, slices 14–17) was acquired for calculation of LV volumes, mass, and EF. The phase-contrast pulse sequence (TE=98.9ms, TR=3.2ms, voxel size 1.5x1.5x6.0mm, 7-9 k-space segments and 20-25 phases per RR-interval, respectively, VENC=150m/s) was used for comparison. Volumetric and flow analyses were performed on an integrated scanner-side software.

#### **Results**

Mean and standard deviation for forward flow in the ascending aorta based on phase contrast imaging was ♀:76±20ml & ♂:91±16ml (*Figure 1*) and mean left ventricular stroke volume determined based on CINE sequences was ♀:70±11ml & ♂:91±17ml (*Figure 2*).

#### **Conclusion**

The findings reveal a high agreement level between stroke volume based on short axis GRE CINE sequences and aortic forward flow derived from 2D PC imaging at 7T. Left Ventricular EF and PC flow may play an important role in potential future clinical assessment of valve disease and poor cardiac function, for which validation is necessary.

#### **Acknowledgement**

German Ministry of Education and Research (BMBF), grants 01EO1004, 01EO1504).



### **P 6 Entwicklung einer 48-Kanal-Arrayspule für die Magnetresonanztomografie eines *Ex vivo*-Gehirns bei 3 Tesla**

A. Scholz<sup>1</sup>, R. Etzel<sup>1</sup>, M. May<sup>1</sup>, B. Keil<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik und Strahlenschutz, Gießen, Deutschland

#### **Einleitung**

Die Ex-Vivo-Magnetresonanztomographie (MRT) von menschlichen Gehirnproben bietet eine einzigartige Möglichkeit, hochaufgelöste anatomische Strukturen zu visualisieren. Die neurale Architektur und Orchestrierung des menschlichen Gehirns bis ins Detail zu verstehen, stellt ein wichtiges Forschungsthema dar [1]. Die am häufigsten verwendete Technik zur Rekonstruktion von Faserorientierungen aus dem gemessenen MR-Signal ist die Diffusions-Tensor-Bildgebung (DTI) [2]. Diese zeichnet sich vornehmlich durch ein geringes Signal-zu-Rauschen aus. Deshalb wurde zur Verbesserung der Sensitivität eine 48-kanalige Empfangs-Arrayspule für ein explantiertes (ex-vivo) Gehirn entwickelt.

#### **Material & Methoden**

Es wurde eine anatomisch angepasste Spulenform entwickelt, die durch einen minimalen Abstand der Spulenelemente zum untersuchenden Gehirn eine hohe Signalstärke generiert. Hierauf wurden über die gesamte Oberfläche 48 Spulenelemente verteilt. Die Resonanzfrequenz wurde auf die Larmorfrequenz bei 3 Tesla eingestellt. Um die Interaktion der einzelnen Spulenelemente untereinander und damit Sensitivitätsverluste auf der Larmorfrequenz zu verhindern, wurden die Spulenelemente durch geometrische Überlappungen und speziellen Vorverstärkern entkoppelt. Diese Funktionen, sowie das aktive Abschalten beim Sendevorgang, wurden im HF-Labor überprüft und validiert.

#### **Ergebnisse**

Bei den ersten Untersuchungen konnte die Funktionalität der einzelnen Spulenelemente gezeigt werden. Erste MR-Bilder an Messphantomen zeigen ein hohes SNR der 48-Kanal-Array-Spule. Im Vergleich zu einer Standard-Kopfspule konnte im Mittel ein um Faktor 2 höheres SNR erzielt werden.

#### **Zusammenfassung**

Die entwickelte 48-Kanal-Empfangs-Arrayspule für ein explantiertes Gehirn erzeugt durch ein gutes Signal-Rausch-Verhältnis hochaufgelöste Magnetresonanzbilder bei einem 3-Tesla-Scanner. Somit wird die entwickelte Spule mittels Diffusionsbildgebung zur neuronalen strukturellen Architektur des Gehirnes beigetragen.

#### **Literatur**

- [1] Van Essen, David C., et al. "The WU-Minn human connectome project: an overview." *Neuroimage* 80 (2013): 62-79.
- [2] McNab, Jennifer A., et al. "The Human Connectome Project and beyond: initial applications of 300 mT/m gradients." *Neuroimage* 80 (2013): 234-245.

### P 7 Entwicklung einer 16-Kanal Arrayspule für 3 Tesla

N. Kutscha<sup>1</sup>, R. Etzel<sup>1</sup>, M. May<sup>1</sup>, B. Keil<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Technische Hochschule Mittelhessen, Institut für Medizinische Physik, Gießen, Deutschland

#### Einleitung

Multikanalspulen sind in der klinischen MR-Bildgebung nicht mehr wegzudenken. Neben der Sensitivitätssteigerung des Signal-zu-Rauschverhältnisses (SNR), tragen Sie einen wesentlichen Anteil zur der beschleunigten Bildgebung bei. Bei Kopf-Arrays spulen wird der Kopf nahezu vollständig von dem Spulenarray umschlossen. Bei funktionellen MR-Untersuchungen, wo die Mimik des zu untersuchenden Probanden in die Datenanalyse oder in den Stimulus mit einfließt, sind die gängigen Multikanalspulen der MR-Hersteller nicht zu gebrauchen. Aus diesem Grund wurde eine anteriore 16-Kanal-Arrays pule entwickelt, welches als Hauptmerkmal eine „Offene-Gesicht“-Topologie aufweist. Diese Spule kann mit dem posterioren Segment der regulären Hersteller-Kopfspule kombiniert werden.

#### Material und Methoden

Die Entwicklung des Gehäuses erfolgte in einer 3D CAD Software (Rhino3D) unter genauer Anpassung auf das bereits existierende posteriore Spulensegment. Danach wurde der Spulenformer in Polycarbonat gedruckt (Fortus 450mc, Stratysys). Insgesamt wurden 16 kreisförmige Leiterschleifen inklusive Elektronik auf dem Spulengehäuseformer gleichmäßig angebracht. Im Anschluss dazu wurden Entkopplungsmechanismen (geometrisch sowie durch Vorverstärker) angewendet um eine korrekte Wirkungsweise der einzelnen Detektorelemente zu gewährleisten. Diese Entkopplungseigenschaften wurden mit einem Netzwerkanalysator (ZNB VNA, Rohde & Schwarz) überprüft.

#### Ergebnisse

Die Transmissionsmessung der benachbarten Spulenelementen zeigte einen durchschnittlichen  $S_{12}$ -Parameterwert von -13 dB. Die Überprüfung der Entkopplung nicht benachbarter Leiterschleifen durch Vorverstärker wurde mit Hilfe einer Doppelsonde durchgeführt und Betrag im Schnitt -12,5 dB. Die Überprüfung der Dämpfungseigenschaften der Mantelwellensperren ergab eine Dämpfung von -63,1 dB.

#### Zusammenfassung

In diesem Projekt wurde eine 16-Kanal-Arrays pule für die funktionelle MRT entwickelt und initial getestet. Diese Kopfspule ist passgenau auf ein bereits bestehendes posteriore Spulensegment entwickelt worden. Die Array-Spule erlaubt fMRT-Studien, welche eine Gesichts-Mimik-Evaluation des Probanden zulassen. Die Funktionsfähigkeit der Spule wurde durch Messungen getestet und validiert.

#### Anhang 1



Abb. 1: Aufbau und Verteilung der geometrisch entkoppelten Empfangselemente

### P 8 Charakterisierung der MR-Relaxations- und Bewegungseigenschaften eines 4D MRT Phantoms im Rahmen der Kommissionierung an einem 3T MR Scanner

S. Schneider<sup>1,2</sup>, K. Dolde<sup>3,4,5</sup>, J. Engler<sup>2</sup>, A. L. Hoffmann<sup>1,6,2</sup>, A. Pfaffenberger<sup>3,4</sup>

<sup>1</sup>Helmholtz-Zentrum Dresden – Rossendorf, Institut für Radioonkologie – OncoRay, Dresden, Deutschland

<sup>2</sup>OncoRay – Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus, Technische Universität Dresden, Helmholtz-Zentrum Dresden Rossendorf, Dresden, Deutschland

<sup>3</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Strahlentherapie, Heidelberg, Deutschland

<sup>4</sup>Nationales Zentrum für Strahlenforschung in der Onkologie (NCRO), Heidelberg Institute für Radioonkologie (HIRO), Heidelberg, Deutschland

<sup>5</sup>Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

<sup>6</sup>Klinik und Poliklinik für Strahlentherapie und Radioonkologie, Medizinische Fakultät und Universitätsklinikum Carl Gustav Carus Dresden, Technische Universität Dresden, Dresden, Deutschland

#### Einleitung

Für die klinische Etablierung von Magnetresonanztomographen (MRT) in der bildgestützten Strahlentherapie, allen voran der hybriden MR-Linacs, bedarf es der Analyse und regelmäßiger Qualitätssicherung der Bewegungscharakterisierung auf Basis der MRT Bilder. Ziel dieser Studie war die Kommissionierung eines programmierbaren 4D MRT-Bewegungsphantoms bezüglich seiner bildgebenden MR-Relaxations- und Bewegungseigenschaften an einem 3T MRT und die Entwicklung einer Methode zur automatisierten Qualitätssicherung von MRT-Sequenzen zur Bewegungsanalyse.

#### Material & Methoden

Das MRI-LINAC Dynamic Phantom (Model 008M, CIRS) wurde mit Mineralöl (Marcol Blend, Philips) gefüllt und mit einer Hilfskonstruktion auf einer flachen Tischauflage (Medibord Ltd) positioniert. Messungen wurden an einem 3.0T MRT (Ingenuity TF PET/MR, Philips) durchgeführt. Mittels MR-Relaxometrie wurden die Relaxationszeiten des Gel-gefüllten beweglichen Zylinders und des Targets bestimmt. Die T1-Relaxationszeit wurde durch eine *Inversion-Recovery Spin-Echo* (IR-SE) Methode, die T2-Relaxationszeit durch eine *Multi-Echo Gradient-and-Spin-Echo* (GraSE) berechnet. Sinusförmige 1D, 2D und 3D Target-Trajektorien mit patiententypischen Organauslenkungen (5-40mm) und Frequenzen (0.1-0.2Hz) sowie eine 1D Patientennavigator Atemkurve wurden im Phantom generiert und mittels 2D-cine MR Sequenzen (Zeitauflösung von <0.5s) aufgenommen. Mit einer selbst entwickelten MATLAB-basierten Tracking-Software wurden die 2D-cine Bilder automatisiert analysiert.

#### Ergebnisse

Die Relaxationsparameter für Zylinder ( $T_1=871\pm 36\text{ms}$  /  $T_2=13.4\pm 1.3\text{ms}$ ) und Target ( $T_1=208\pm 2.8\text{ms}$  /  $T_2=30.5\pm 0.7\text{ms}$ ) wurden bestimmt. Die extrahierten Amplituden der Sinustrajektorien zeigen Abweichungen zu den eingestellten Werten von <0.4mm in AP/LR und <0.2mm in IS Richtung, während die Frequenzen mit Abweichungen von <0.001Hz bestimmt wurden. Die Navigatorkurve konnte mit einer mittleren Amplitudenabweichung von 0.3mm bestimmt werden, bei einer maximalen Abweichung von <1.0mm.

#### Zusammenfassung

Das 4D-Phantom wurde an einem klinischen 3T MRT bezüglich seiner Relaxationseigenschaften und der Möglichkeit einer 3D Bewegungsanalyse kommissioniert. Der entwickelte Aufbau und die Methodik erlauben regelmäßige Qualitätskontrollen der Bewegungscharakterisierung auf MR-Basis.

## Anhang 1

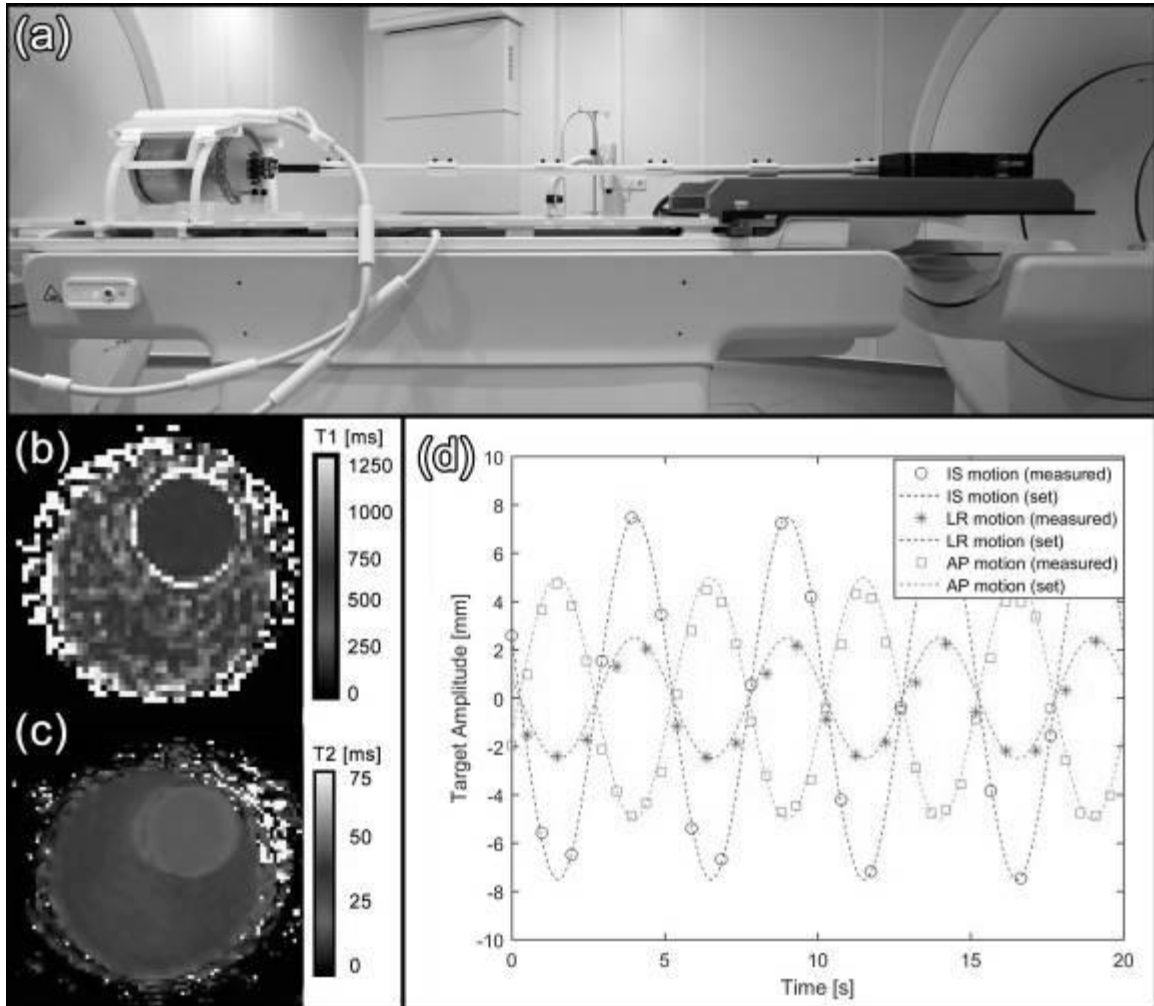


Abb. 2: (a) Phantom-Setup mit Positionier-Hilfskonstruktion für Phantom und bewegungserzeugenden Aktuator, flacher Tischauf-  
lage und Spulenhaltung. (b) T1- und (c) T2-Karte des beweglichen Zylinders mit Target. (d) Bewegungsanalyse einer  
3D-Targettrajektorie.

### P 9 MR-projection imaging for interventional X/MR-hybrid applications

J. Lommen<sup>1,2</sup>, C. Syben<sup>1,2</sup>, B. Stimpel<sup>1,2</sup>, M. Leghissa<sup>3</sup>, S. Bayer<sup>1</sup>, A. M. Nagel<sup>4</sup>, R. Fahrig<sup>3</sup>, A. Dörfler<sup>2</sup>, A. Maier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Pattern Recognition Lab, Erlangen, Deutschland

<sup>2</sup>University Hospital Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Department of Neuroradiology, Erlangen, Deutschland

<sup>3</sup>Siemens Healthineers GmbH, Forchheim, Deutschland

<sup>4</sup>University Hospital Erlangen, Institute of Radiology, Erlangen, Deutschland

#### Introduction

Hybrid X/MR-devices are promising for interventional applications exploiting the high frame-rate of X-ray imaging and the contrast variety of MRI [1]. Standard cone-beam fluoroscopy exhibits perspective distortion due to the projection onto the screen. In contrast, MRI data are sampled point-wise with a high flexibility in k-space. Synthesis of both modalities might be achievable through X-ray-like MR-projections. Here, we investigate sequence requirements and demonstrate initial experiments for MR-fan-beam views.

#### Material & Methodes

*Principle:* According to the Fourier-slice theorem, fan-beam views can be obtained from k-space projections covering the fan-angle of the X-ray system [2].

*Measurements:* 2D MR-projections were acquired with a gradient-echo sequence by omitting slice selection in view direction. The projection angle was swept from  $-6^\circ$  to  $6^\circ$  in steps of  $0.1^\circ$ . 2D/3D acquisitions were performed with a volunteer and phantom at 1.5T (Aera, Siemens Healthineers, Erlangen) within 3.8s/14:20min at 1mm resolution and TE/TR/flip-angle=(3/6/9/12)ms/15ms/8°.

*Analysis:* Measured 2D-projections and resampled fan-beam views were compared to a ground truth obtained through parallel/fan-beam forward projection of the 3D image data, respectively.

#### Results

2D MR-projections approach the ground truth for small TE<3ms, where the projections should ideally match the line integral of the relaxation-weighted proton density (Figure 1). Signal voids occur due to dephasing with increasing TE. Fan-beam distortion can be generated from MR-projections, where only a small number of angles are sufficient (Figure 2).

#### Summary

We demonstrate MR-projection views with perspective distortions as seen in X-ray imaging. This enables image fusion of both modalities during an intervention without time-consuming and error-prone transformations.

#### References

- [1] R. Fahrig et al. JMRI. 2001.
- [2] C. Syben et al. IGIC 2017.

Appendix 1

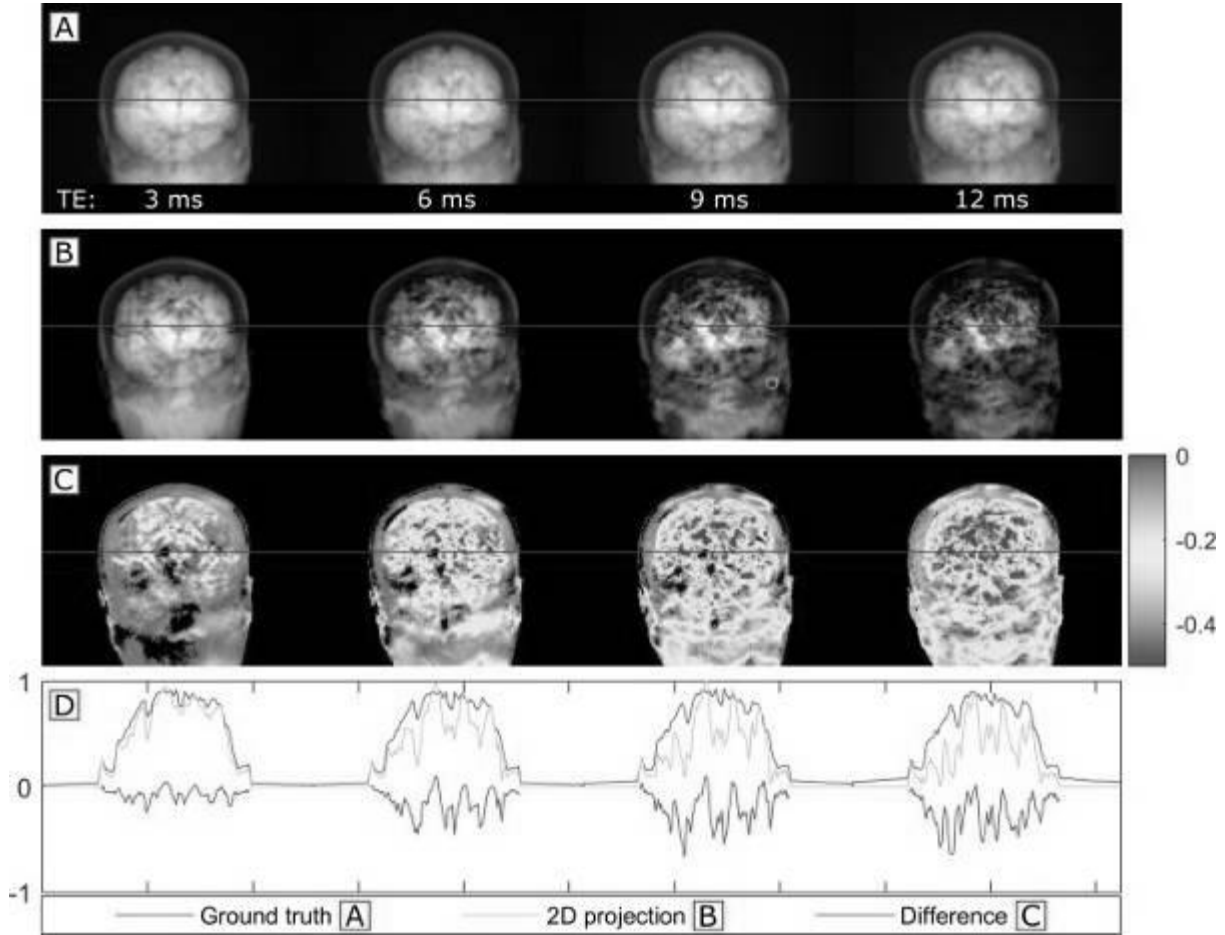


Figure 1: Magnitude projections of 3D-scan at different TE (A), measured 2D-projections (B), difference (C), and line plots (D).

Appendix 2

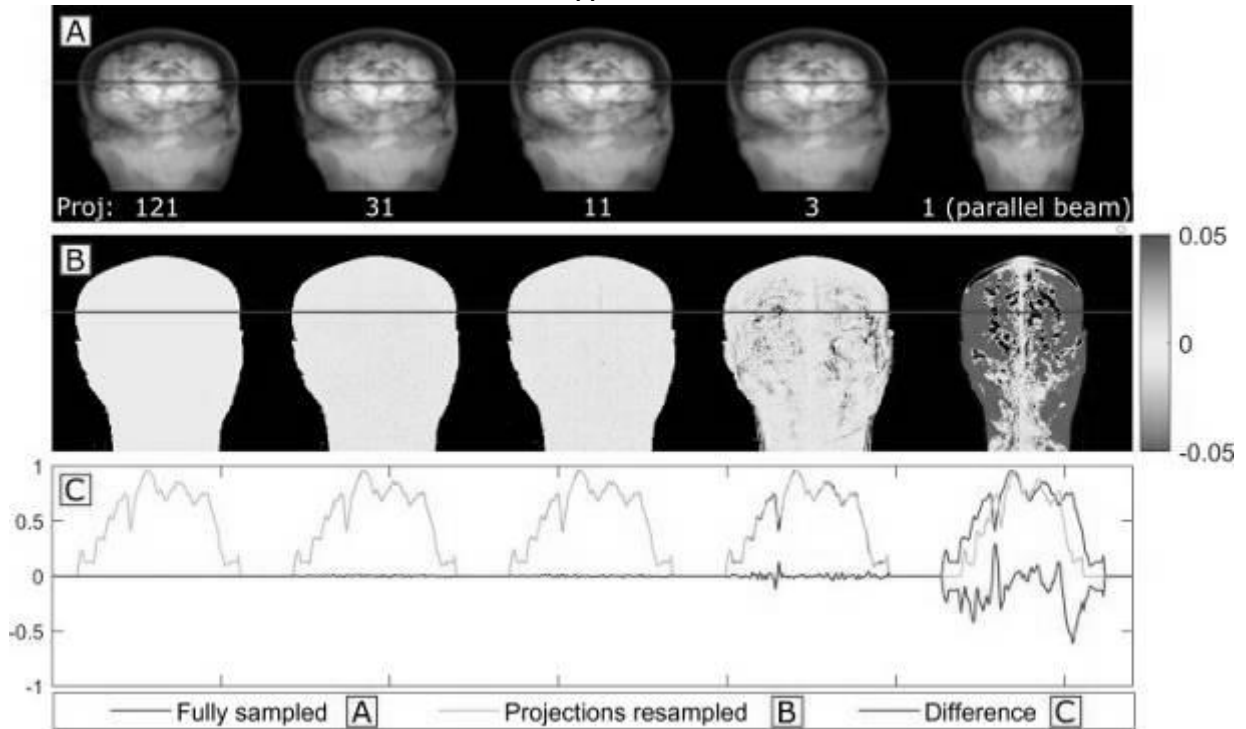


Figure 2: Fully sampled, resampled fan-beam views with varying number of projections and parallel projection.

## Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie II

### P 10 Implementierung und Validierung einer Filter-Exchange Imaging (FEXI) Sequenz auf einem präklinischen 7-T-MRT

M. Schillmaier<sup>1</sup>, R. Braren<sup>1</sup>, F. Schilling<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie, München, Deutschland

<sup>2</sup>Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin, München, Deutschland

#### Einleitung

Filter-Exchange Imaging (FEXI) basiert auf einer doppelt-diffusionsgewichteten MRT-Sequenz, die es ermöglicht, den Austausch von Wasser über Zellmembranen mittels der sogenannten "Apparent Exchange Rate" (AXR) zu bestimmen<sup>1,2</sup>. Insbesondere für die Gewebecharakterisierung und Beurteilung des Therapieansprechens von Tumoren stellt diese Methode einen neuen interessanten Ansatz dar.

#### Material & Methoden

Wir implementierten eine FEXI-Sequenz an einem präklinischen 7-T-MRT mit einer 2-Kanal-Flex-Array-Empfangsspule und einem Volumenresonator. Die Validierung der FEXI-Sequenz führten wir mittels eines Eis-Wasser-Phantoms<sup>3</sup> durch, in welchem das darin enthaltene Wasser auf konstanter Temperatur von 0° C gehalten wurde (Abb. 1). Wir untersuchten, ob die mittels FEXI ermittelten ADC-Werte von der „Mixing-Time“  $t_m$  (10, 25, 150, 400 ms) und dem Diffusionsfilter (Filter-b-Werte: 0 s/mm<sup>2</sup>, 151 s/mm<sup>2</sup>) abhängen. Weitere FEXI-Akquisitionsparameter waren: Detektions-b-Werte: 73, 173, 373, 573, 823 s/mm<sup>2</sup>,  $\tau = 10$  ms,  $\tau_{eff} = 10$  ms. Die Berechnung der ADC-Werte wurde gemäß der Stejskal-Tanner-Gleichung unter Anwendung der Methode der kleinsten Quadrate durchgeführt.

#### Ergebnisse

Die FEXI-Sequenz liefert verglichen mit einer herkömmlichen diffusionsgewichteten Spin-Echo-EPI-Sequenz vergleichbare ADC-Maps (Abb. 1). Sowohl bei an- als auch bei abgeschaltetem Diffusionsfilter beträgt die Abweichung maximal 2% vom Literaturwert<sup>4</sup>  $1,099 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s für  $t_m$  zwischen 10 – 400 ms (Abb. 2).

#### Zusammenfassung

Eine FEXI-Sequenz wurde an einem präklinischen 7-T-MRT implementiert und validiert. In weiteren Versuchen in Zellsuspensionen und präklinischen Tumormodellen soll FEXI zur Messung der Membranpermeabilität eingesetzt werden.

#### Literatur

- [1] Nilsson, M. et al. Magnetic Resonance in Medicine. 69, 1573-1581 (2013)
- [2] Schilling, F. et al. Nature Biotechnology. 35, 75-80 (2017)
- [3] Doblas, S. et al. J. MAGN. RESON. IMAGING. 42, 1759-1764 (2015)
- [4] Holz M. et al. Phys. Chem. Chem. Phys. 2, 4740–4742 (2000)

Anhang 1

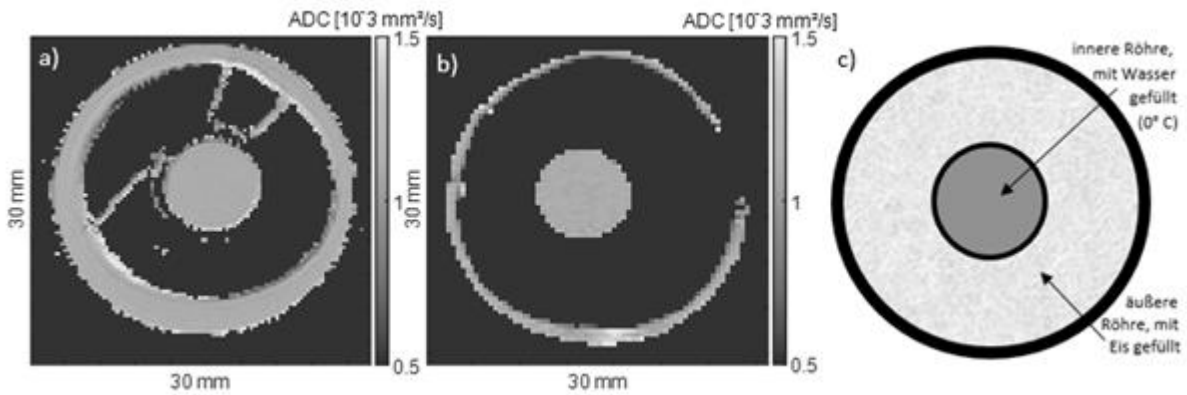


Abb.1: ADC-Maps eines Eis-Wasser-Phantoms, aufgenommen mit (a) herkömmlicher DWI-Sequenz und (b) FEXI-Sequenz, (c) schematische Querschnittszeichnung des Eis-Wasser-Phantoms

Anhang 2

ADC-Werte in Abhängigkeit von  $t_m$

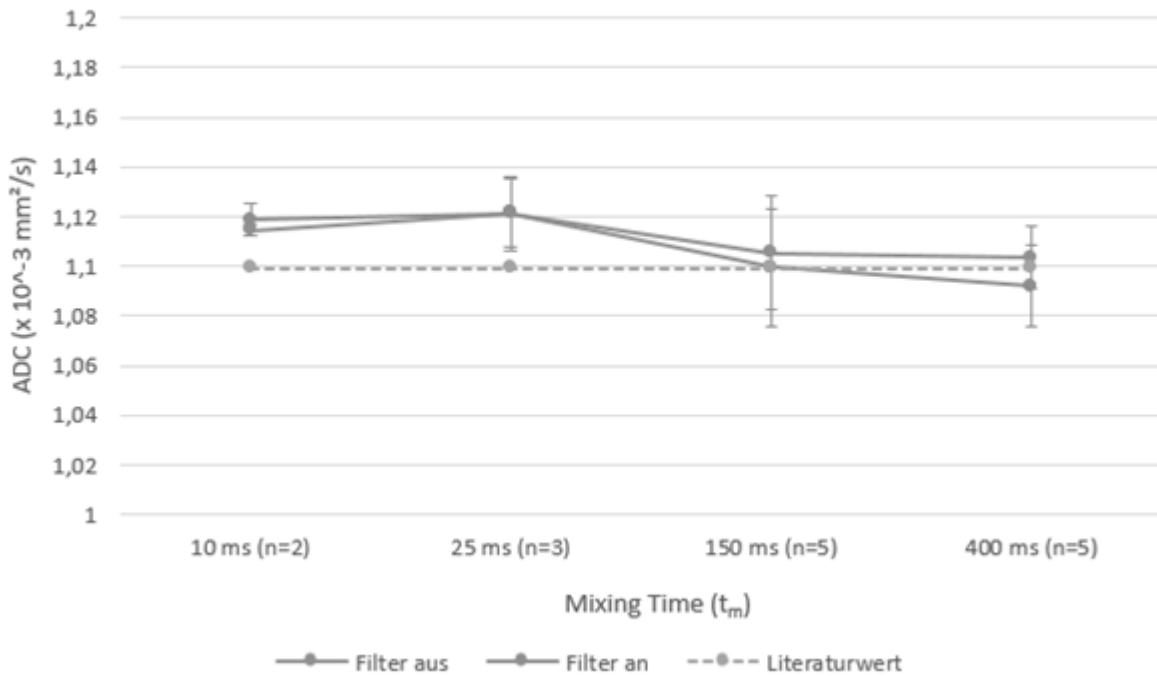


Abb. 2: ADC-Werte in Abhängigkeit der Mixing-Time bei an- (orange) und ausgeschaltetem (blau) Diffusionsfilter im Vergleich zum Literaturwert (grau).



**P 11 Untersuchung und Korrektur wartezeitinduzierter Fehler in MOLLI-Sequenzen**

T. Kampf<sup>1</sup>, T. Reiter<sup>2</sup>, W. R. Bauer<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universitaet Wuerzburg, Experimentelle Physik 5, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitaetsklinik Wuerzburg, Innere Medizin I, Würzburg, Deutschland

**Einleitung**

Mit schnellen Bildgebungssequenzen wächst das Interesse an quantitativer MRT zur besseren Diagnose und Überwachung von Krankheiten. Beispielsweise ist mit  $T_1$ -Quantifizierung die Bestimmung von regionalem Blutvolumen, Extrazellulärvolumen oder Perfusion möglich. Eine klinische Sequenz zur  $T_1$ -Bestimmung ist die MOLLI [1]. Bei dieser Sequenz, ist ein Kompromiss zwischen Wartezeit und der Exaktheit des  $T_1$ -Wertes nötig. In dieser Arbeit werden diese  $T_1$ -Abweichungen untersucht und Korrekturen getestet.

**Material & Methoden**

Für das MOLLI-Signalmodell wurde das zugehörige „Least-Square“-Problem eines exponentiellen Zeitverlaufs auf Abweichungen der  $T_1$ -Zeit untersucht. Mit der Standardkorrektur  $T_1 = (S_0/S_{SS})T_1^*$  [2] ergibt sich näherungsweise als systematische Abweichung:  $\frac{\Delta_{sys}T_1}{T_1} = -\frac{N-1}{N} (1 - \frac{S_{SS}}{S_0}) e^{-t_{wait}/T_1}$  mit Wartezeit  $t_{wait}$  und der Inversionsanzahl  $N$ . Alle Messungen wurden bei 1,5 T mit variierenden Herzfrequenzen und Wartezeiten am Phantom durchgeführt. Die Relaxationszeiten wurden dabei so gewählt, dass sie im klinisch erwarteten Bereich liegen.

**Ergebnisse**

Phantommessungen zeigen die wachsende Unterschätzung des  $T_1$ -Wertes mit wachsender Herzfrequenz und sinkender Wartezeit (Fig.1, obere Zeile). Auch bei niedrigen Herzfrequenzen und langen Wartezeiten ist eine Unterschätzung etwa 5% aus der Korrektur von  $T_1^*$  auf  $T_1$  vorhanden. Mit verrechnen von  $\Delta_{sys}T_1$  lässt sich der Fehler deutlich reduzieren (mittlere Reihe). Die Abweichung durch die falsche Korrektur bleibt erhalten. Subtrahiert man diese zeigt sich eine deutlich besser Korrektur der Abweichung (untere Reihe).

**Zusammenfassung**

Die gefundene Gleichung für die systematischen Abweichungen der  $T_1$ -Zeiten bei MOLLI aufgrund kurzer Wartezeiten wurde genutzt um diese Großteils zu korrigieren. Dies erlaubt potentiell die Verkürzung der Wartezeiten zwischen den Inversionen und damit der Messzeit was gerade bei kranken Patienten von großem Interesse ist.

**Literatur**

- [1] Messroghli DR et al: MRM, (2004) 52, 141–146
- [2] Deichmann R et al: JMR, (1992) 96, 608-612
- [3] Piechnik SK et al: JCMR (2010) 12, 69-25

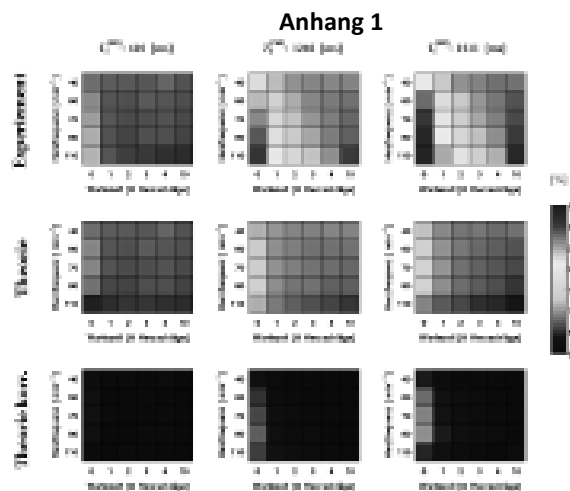


Abb.1: Vergleich der experimentell bestimmten Abweichungen der mit MOLLI mittels der Standardmethode quantifizierten  $T_1$  Werte (obere Reihe) und der korrigierten  $T_1$ -Werte (mittlere und untere Reihe)

## P 12 Untersuchung der Phasenentwicklung im CPMG Zug für imperfekte Refokussierungspulse in Anwesenheit von Feldinhomogenitäten

V. Sturm<sup>1</sup>, T. Kampf<sup>2</sup>, L. Buschle<sup>3</sup>, K. Zhang<sup>3</sup>, C. H. Ziener<sup>3</sup>, M. Bendszus<sup>4</sup>, S. Heiland<sup>1</sup>, F. Kurz<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Experimentelle Neuroradiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinik Würzburg, Neuroradiologie, Würzburg, Deutschland

<sup>3</sup>DKFZ, Heidelberg, Deutschland

<sup>4</sup>Universitätsklinikum Heidelberg, Neuroradiologie, Heidelberg, Deutschland

### Einleitung

Mittels Bloch-Siegert-Effektes [1] kann man, parallel zur MR-Parameterbestimmung auch das Sendefeld ( $B_1^+$ ) einer RF-Spule bestimmen [2]. Hierbei wurde gezeigt, dass falls zur Berechnung der  $B_1^+$ -Karten die benötigten Phasendaten aus unterschiedlichen Echos eines CPMG-Zuges verwendet werden, dies potentiell fehlerhafte  $B_1^+$ -Karten erzeugt [3]. Im Rahmen dieser Arbeit sollen die Grenzen der Korrektur für endliche Blockpulse untersucht werden.

### Material & Methoden

Anhand der Blochgleichungen wurde die Phase im CPMG Zug für unterschiedliche Offresonanzen und unterschiedliche Refokussierungswinkel für endliche Blockpulse berechnet.

### Ergebnisse

In Abbildung 1 ist die durch den CPMG-Zug auf die Transversalmagnetisierung aufgeprägte Phase  $\Phi_M$  für verschiedene Refokussierungswinkel  $\Phi_{180}$  und unterschiedliche Offresonanzphasen  $\Delta\Phi_{off} = \Delta\omega_0 TE$  über der Echonummer aufgetragen. Der Bereich, in dem ein linearer Zusammenhang zwischen Echonummer und aufgeprägter Phase angenommen werden kann, nimmt mit abnehmenden Refokussierungswinkel und zunehmender Offresonanzphase ab.

### Zusammenfassung

Es zeigt sich, dass für akzeptable Refokussierungswinkel über einen weiten Bereich annähernd Linearität zwischen Echonummer und  $\Phi_M$  gilt, während für schlechte Refokussierungswinkel bereits nach wenigen Echos die lineare Näherung zu Abweichungen führen würde. Entsprechend ist zu empfehlen bei der kombinierten  $T_2$  und  $B_1^+$ -Bestimmung mittels einer einzelnen Multi-Spin-Echo Messung, die  $B_1^+$  Auswertung mit Hilfe der verbesserten Auswertung lediglich anhand der ersten Echos durchzuführen, um den Fehler aufgrund von Offresonanzen in einem schlecht refokussierten CPMG-Zug minimal zu halten.

### Literatur

- [1] Sacolick et al, MRM 63 (2010), S. 1315–1322.
- [2] Sturm et al, MRM 68 (2012), S. 507–515
- [3] T Kampf et al, 20. Ann. Meeting DSISMRM 2017

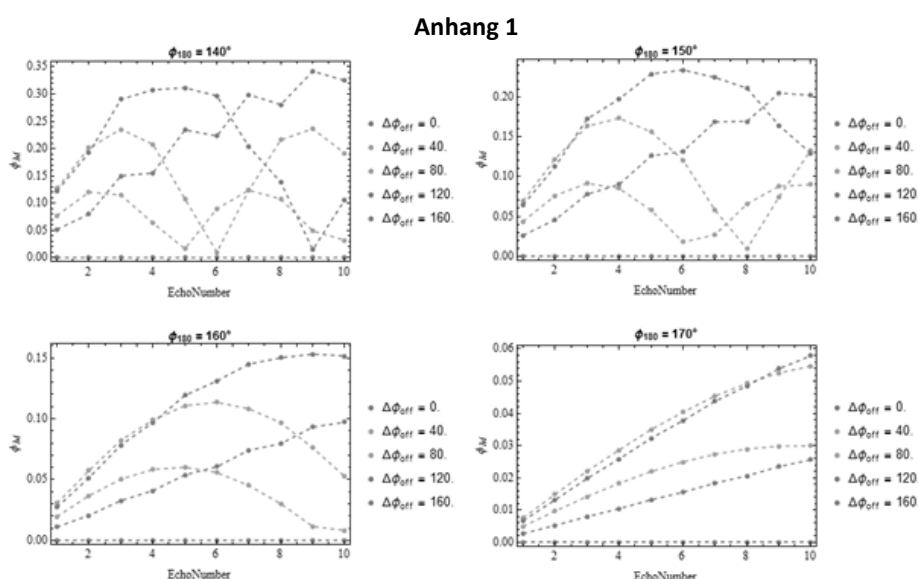


Abb.1: Verlauf von  $\Phi_{CPMG}$  für verschiedene Refokussierungswinkel  $\Phi_{180}$  und verschiedene Offresonanzwinkel  $\Delta\Phi_{off} = \Delta\omega_0 TE$  aufgetragen über der Echonummer.

### P 13 pH-Abhängigkeit der Spin-Gitter-Relaxationszeit ( $T_1$ ) $^{13}\text{C}$ -markierter hyperpolarisierbarer Biomarker

M. Grashe<sup>1</sup>, C. Hundshammer<sup>1</sup>, S. Düwel<sup>1</sup>, A. Haase<sup>2</sup>, F. Schilling<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinikum rechts der Isar, Nuklearmedizin, München, Deutschland

<sup>2</sup>Munich School of Bioengineering, Garching b. München, Deutschland

#### Einleitung

Die spektroskopische Magnetresonanz-Bildgebung hyperpolarisierter  $^{13}\text{C}$ -markierter Biomoleküle ist eine Methode zur nicht-invasiven Charakterisierung metabolischer Parameter wie Enzymaktivität<sup>[1]</sup> oder pH<sup>[2]</sup>. Eine ihrer bedeutendsten Limitationen ist der Zerfall des hyperpolarisierten Zustandes mit der Relaxationskonstante  $T_1$ . Diese ist abhängig von Umgebungsparametern wie Magnetfeldstärke, Temperatur, Lösungsmittel und pH. An klinischen Systemen zur Hyperpolarisation werden die  $^{13}\text{C}$ -markierten Substanzen bei pH<3 gereinigt, was die Polarisationslebensdauer möglicherweise beeinflusst. Im Folgenden wurde daher die Abhängigkeit der  $T_1$ -Relaxationskonstante vom pH-Wert am Beispiel von hyperpolarisiertem  $[1-^{13}\text{C}]$ Pyruvat<sup>[1]</sup> und dem thermischen Signal von  $[1-^{13}\text{C}]$ Alanin<sup>[3]</sup> untersucht.

#### Material & Methoden

Die  $T_1$ -Relaxationskonstante von 80mM hyperpolarisiertem (dissolution dynamic polarization)  $[1-^{13}\text{C}]$ Pyruvat wurde in Abhängigkeit des pH (Titration mit NaOH und HCl) bei  $B_0=1\text{T}$  (Magritek) mit einem  $5^\circ$  RF-Puls alle 5s gemessen. Zusätzlich wurde mittels einer Inversion-Recovery-Sequenz eine Messreihe des thermischen Signals von 250mM  $[1-^{13}\text{C}]$ Alanin in Abhängigkeit des pH bei  $B_0=14\text{T}$  (Bruker Biospin) gemessen. Alle Messungen erfolgten in wässriger Lösung (+10%  $\text{D}_2\text{O}$  bei  $B_0=14\text{T}$ ).

#### Ergebnisse

Im sauren Milieu unter starkem Protonenüberschuss nimmt die  $T_1$ -Relaxationskonstante stark ab (44% für Alanin und 58% für Pyruvat bei pH=2.5, siehe Abb. 1 und Abb. 2) und steigt mit sinkender Protonenkonzentration. Für stark basische pH-Werte zeigt Pyruvat erneut einen  $T_1$ -Abfall was vermutlich auf Keto-Enol-Tautomerisierung zurückzuführen ist.  $T_1$  von Alanin ist maximal bei hohen pH>10. Zusätzlich zeigen sich Einbrüche von  $T_1$  bis zu 20% für pH-Werte nahe dem  $\text{p}K_a$  des polarisierten Moleküls.

#### Zusammenfassung

Es wurde eine deutliche pH-Abhängigkeit der  $T_1$ -Relaxationskonstante von  $^{13}\text{C}$ -markierten Molekülen exemplarisch am Beispiel von  $[1-^{13}\text{C}]$ Pyruvat und  $[1-^{13}\text{C}]$ Alanin festgestellt. Unsere Daten legen nahe, dass der Lösungsprozess und der Transport hyperpolarisierter Moleküle in basischem Milieu erfolgen sollte. Hierdurch könnte die  $T_1$ -Relaxationskonstante verlängert und das Polarisationslevel zum Zeitpunkt der Applikation erhöht werden.

#### Literatur

- [1] Golman, K. *et al.*: Cancer Res. 2006; 66:10855-60
- [2] Hundshammer, C. *et al.*: Isr. J. Chem., 57, (2017)
- [3] Hundshammer, C. *et al.*: Sensors, 18 (2018)

Anhang 1

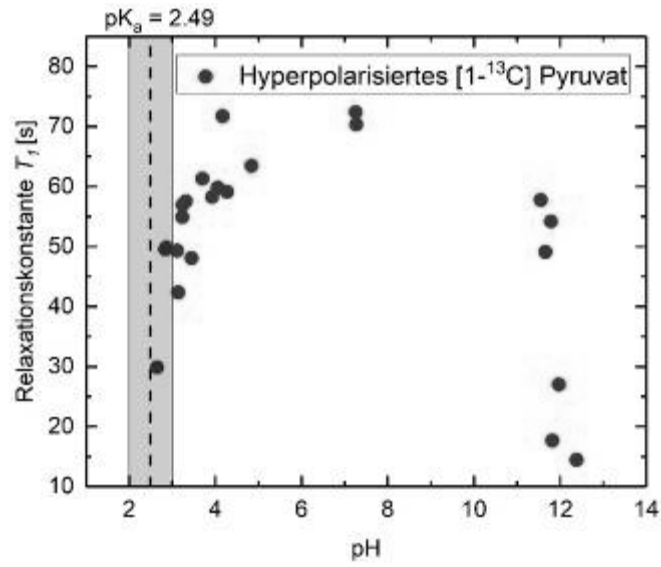


Abb.1: pH-abhängige  $T_1$ -Relaxationskonstante von hyperpolarisiertem [1-<sup>13</sup>C]Pyruvat.

Anhang 2

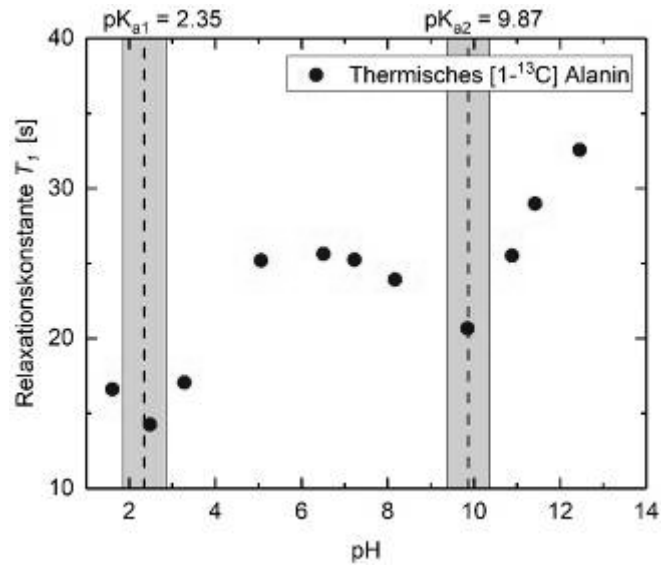


Abb.2: pH-abhängige  $T_1$ -Relaxationkonstante von thermischem [1-<sup>13</sup>C]Alanin.

### P 14 30-Kanal <sup>23</sup>Na-Kopf-MRT bei 7T – regularisierte CG-SENSE Rekonstruktion

M. Schellenberg<sup>1</sup>, N. G. R. Behl<sup>1</sup>, A. M. Nagel<sup>1,2</sup>, P. Bachert<sup>1</sup>, M. E. Ladd<sup>1</sup>

<sup>1</sup>DKFZ Heidelberg, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Erlangen, Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

#### Einleitung

Natrium-Ionen sind für viele physiologische Prozesse essentiell. Ultrahochfeld-Magnetresonanztomographen ( $\geq 7T$ ) sowie ultrakurze Echozeit-Sequenzen ermöglichen <sup>23</sup>Na-Bildgebung in angemessenen Messzeiten. Durch die Kombination mit paralleler Bildgebung werden Messzeiten weiterhin verkürzt, erweiterte Bildrekonstruktionstechniken, wie die iterative CG-SENSE (Non-Linear-Conjugate-Gradient-Sensitivity-Encoding) Rekonstruktion, allerdings erfordert. Regularisiertes CG-SENSE reduziert inkohärente Unterabtastungsartefakte<sup>1</sup>. CG-SENSE wird auf 3D-radial-unterabgetastete 30-Kanal <sup>23</sup>Na-Simulationsdaten und <sup>23</sup>Na-in-vivo-Daten angewendet.

#### Material & Methoden

CG-SENSE minimiert folgende Kostenfunktion:

$$\arg \min_{\mathbf{m}} \|\mathbf{F}\mathbf{C}\mathbf{m} - \mathbf{y}\|_2^2 + \sum_i \lambda_i \|\Psi_i \mathbf{m}\|_1$$

wobei  $\mathbf{F}$  ein NuFFT-Operator,  $\mathbf{C}$  30 Sensitivitätskarten,  $\mathbf{m}$  das rekonstruierte Bild,  $\mathbf{y}$  k-Raum-Daten,  $\lambda_i$  Regularisierungsparameter, und  $\Psi_i$  Transformationsoperatoren sind.

Die Simulationsdaten<sup>2</sup> (Hirngewebe,  $(\Delta x)^3 = (3\text{mm})^3$ , TE/TR=0.35/100ms,  $\alpha=43^\circ$ , 45-fach-Unterabtastung) beinhalten selbst-angefertigte, gleichmäßig-angeordnete Sensitivitätskarten (i.). Die in-vivo-Daten ( $(\Delta x)^3 = (3\text{mm})^3$ , TE/TR=0.35/30ms,  $\alpha=53^\circ$ , 7-fach-Unterabtastung) wurden durch eine dichteangepasste 3D-Radial-Projektionspulssequenz<sup>3</sup> an einem Ganzkörpermagnetresonanztomographen (Magnetom 7T, Siemens Healthcare, Erlangen) mit einer <sup>23</sup>Na-30-Kanal-Kopfspule (Rapid Biomedical GmbH) aufgenommen. Beide Datensätze wurden mit Quadratsummenkombination (SOS-Kombination), adaptiver Kombination (ADC), und nicht-regularisiertem und regularisiertem (Totalvariation (TV) und diskrete Kosinustransformation (DCT)) CG-SENSE rekonstruiert.

#### Ergebnisse

Die Rekonstruktionszeit (CPU: IntelXeonE5-1620v4, RAM:64GB, 50Iterationen) beträgt  $\sim 3\text{h}$  für die Simulationsdaten und  $\sim 6\text{h}$  für die in-vivo-Daten. Die Bildqualität der rekonstruierten Simulationsdaten ist durch CG-SENSE verglichen zu SOS-Kombination und ADC verbessert (Abb.1). Das SNR der rekonstruierten in-vivo-Daten ist durch SOS-Kombination, ADC und CG-SENSE vergleichbar innerhalb des Kopfes, außerhalb zeigt ADC weniger Rauschen, was eine Regularisierungsparameteroptimierung erfordert. Die Birdcage-Sensitivitätskarten zeigen homogenere Bildkontraste als die SOS-Sensitivitätskarten (Abb.2).

#### Zusammenfassung

3D-radiale, parallele <sup>23</sup>Na-Bildgebung reduziert Messzeiten. Die unterabgetasteten <sup>23</sup>Na-MR-Daten werden durch regularisiertes CG-SENSE rekonstruiert. Die Bildqualität wird verbessert und inkohärente Unterabtastungsartefakte werden reduziert.

#### Literatur

- [1] Behl NG et al., MagnResonMed(2016)75:1605-16
- [2] Nagel AM et al., MagnResonMed(2009)62:1565-73
- [3] Lommen JM et al., ProcISMRM(2017)#5628

Anhang 1

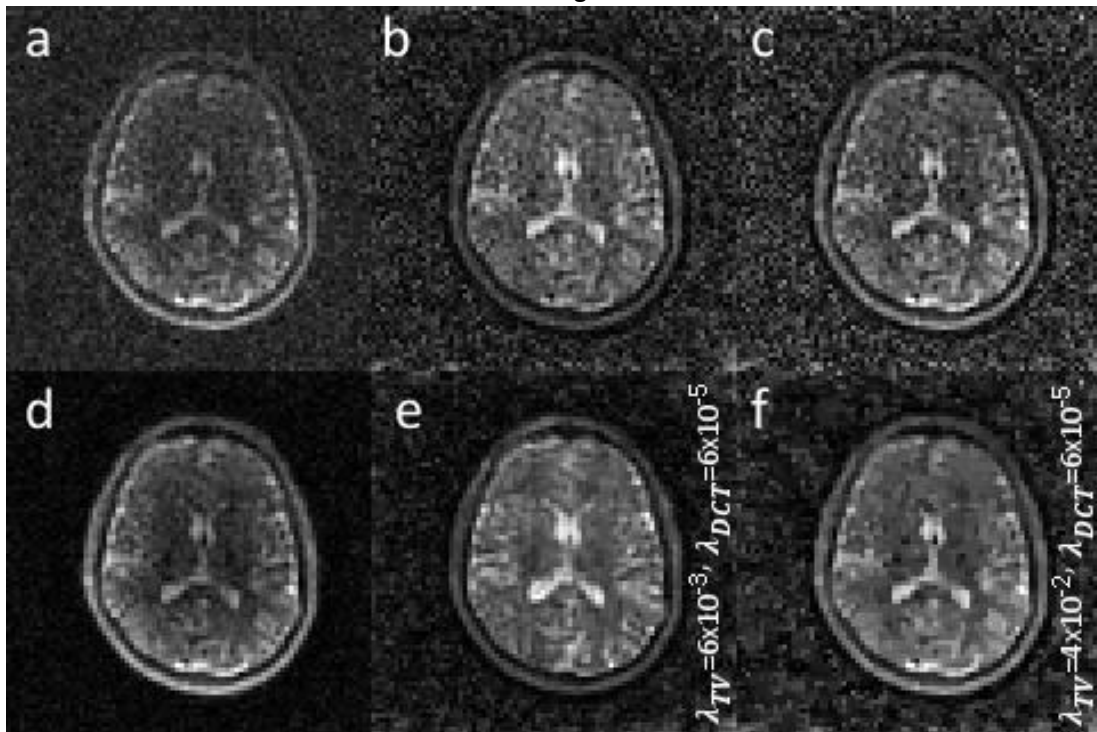


Abb.1: Simulationsdaten-Rekonstruktion (Normierung auf maximalen Schichtwert) mit (a) SOS-Kombination, (b,c) CG-SENSE mit selbst-angefertigten (i.) und durch SOS-Kombination berechneten (ii.) Sensitivitätskarten, (d) ADC, (e,f) regularisiertem CG-SENSE mit Sensitivitätskarten (i.,ii.).

Abb.2: In-vivo-Daten-Rekonstruktion (Normierung auf maximalen Schichtwert) mit (a) SOS-Kombination, (b,c) CG-SENSE mit durch Birdcagedaten (iii.) und SOS-Kombination (iv.) berechneten Sensitivitätskarten, (d) ADC, (e,f) regularisiertem CG-SENSE mit Sensitivitätskarten (iii.,iv.).

## P 15 Bayes'sche pharmakokinetische Modellierung von DCE-MRT-Daten

A. Mittermeier<sup>1</sup>, O. Dietrich<sup>1</sup>, B. Ertl-Wagner<sup>1</sup>, M. Ingrischi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinik und Poliklinik für Radiologie, Klinikum der Universität München, München, Deutschland

### Einleitung

Die dynamische, kontrastmittelverstärkte Magnetresonanztomographie (DCE-MRT) ist ein bildgebendes Verfahren zur Darstellung und Quantifizierung der Durchblutung (Perfusion). Zeitaufgelöste Kontrastmittel(CA)- Konzentrationenkurven der zuführenden Arterie und des Gewebes werden über tracerkinetische Modellierung der Gewebestruktur verknüpft. Standardmäßig werden über *non-linear least squares* (NLLS)-Fitverfahren quantitative Perfusionsparameter bestimmt. Eine Bayes'sche Modellierung verspricht genauere Parameterbestimmung und eine zusätzliche Aussage über deren Präzision. Diese Hypothese soll an einem Phantom validiert und an gemessenen Daten demonstriert werden.

### Material & Methoden

Zur Modellierung der Gewebestruktur wurde das etablierte Tofts-Modell (TM) [1] verwendet mit der Konzentrationsgleichung  $c_t(t) = K^{trans} \int_0^t c_p(t') \exp(-K^{trans}/v_e(t-t')) dt'$ . Als digitales Referenzobjekt (DRO) wurde ein Phantom der *Quantitative Imaging Biomarkers Alliance* mit 30 Kombinationen der Plasma-Interstitium-Austauschrate  $K^{trans}$  (0.01, 0.02, 0.05, 0.1, 0.2, 0.35  $min^{-1}$ ) und des Interstitium-Volumenanteils  $v_e$  (0.01, 0.05, 0.1, 0.2, 0.5) für das TM ( $t = 660s$ ,  $\Delta t = 0.5s$ ), mit einem 10x10-Pixelfeld für jede Kombination verwendet [2]. Ein Bayes'sches TM (BTM) wurde im stan-Framework implementiert, die Konzentrationskurven pixelweise evaluiert und Parameterkarten für Median und Standardabweichung der gewonnenen *a-posteriori*-Wahrscheinlichkeitsverteilungen von  $K^{trans}$  und  $v_e$  erstellt. Zusammen mit den Parameterkarten des 3DSlicer-NLLS-Fitverfahrens [3] wurden sie mit den wahren Werten verglichen. Das BTM wurde außerdem an gemessenen DCE-MR-Mammographie-Daten demonstriert [2].

### Ergebnisse

Im Vergleich zum 3DSlicer-NLLS-Fitverfahren (max. relativer Fehler (MRE) 22.6%) konnte das BTM die  $K^{trans}$ -Parameterkarte des DRO genauer nachbilden (MRE 0.1%). Die Standardabweichungskarte (BTM-SD) zeigt die geringste Präzision  $\sigma(K^{trans}) = 0.00033$  für die Kombination  $K^{trans} = 0.35 min^{-1}$ ,  $v_e = 0.01$  (Abb.1). Median- und Standardabweichungskarten konnten außerdem an gemessenen DCE-MR-Mammographie-Daten berechnet werden (Abb.2).

### Zusammenfassung

Eine Bayes'sche Modellierung von DCE-MRT-Daten kann die wahren DRO-Parameterkarten mit höherer Genauigkeit reproduzieren und erlaubt eine Aussage über die Präzision der Werte. Dieses Ergebnis wurde an gemessenen DCE-MR-Mammographie-Daten demonstriert.

### Literatur

- [1] Tofts PS and Kermode AG (1991). *MRM* 17, 357-367
- [2] Huang W., et al. (2014). *Transl Oncol* 7, 153-166
- [3] Fedorov A., et al. (2012). *MRI* 9, 1323-1341

Anhang 1

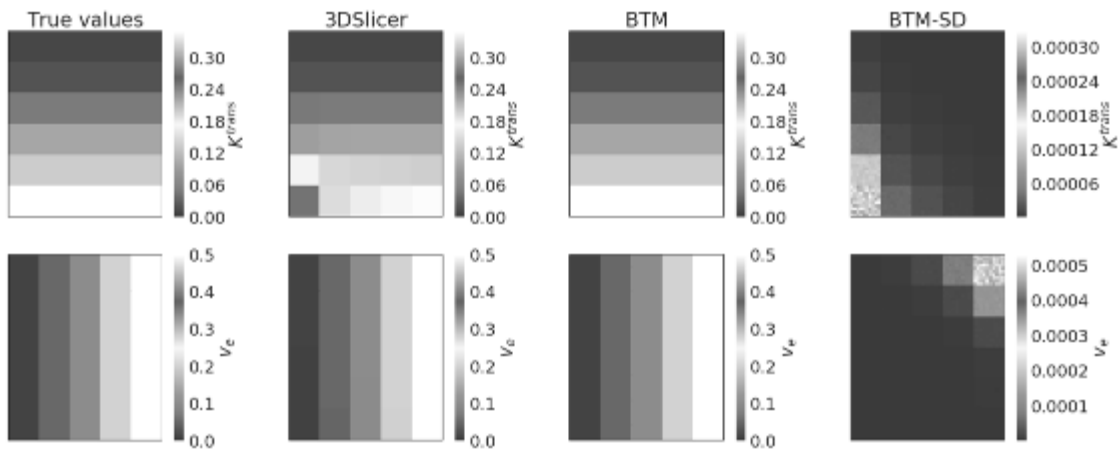


Abb.1: DRO-Parameterkarten von  $K^{trans}$  (oben) und  $v_e$  (unten).

Anhang 2

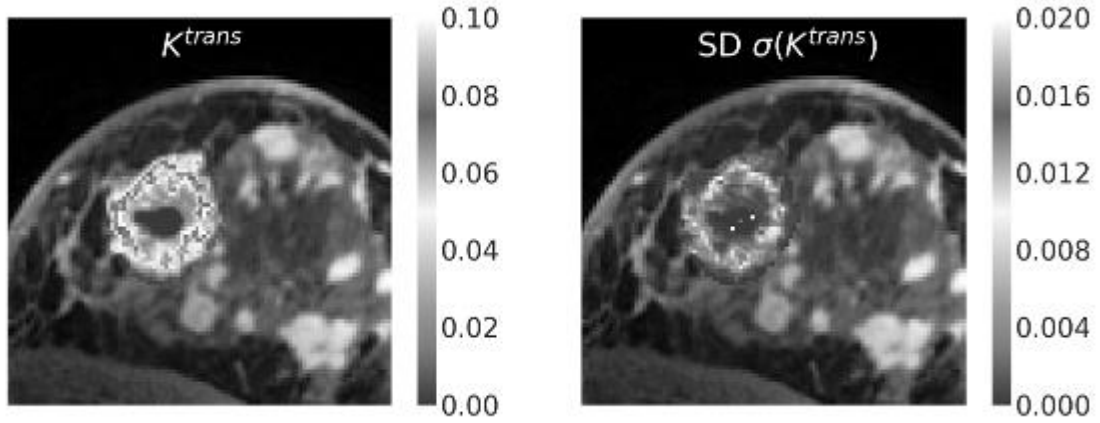


Abb.2:  $K^{Trans}$ - und  $\sigma(K^{Trans})$ -Parameterkarten in einem Mammakarzinom (unterschiedlich skaliert).



### P 16 Atemabhängige Analyse der Hämodynamik mittels 4D Fluss MRT

R. Bastkowski<sup>1</sup>, K. Peters<sup>1</sup>, K. Weiss<sup>1,2</sup>, D. Maintz<sup>1</sup>, D. Giese<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Uniklinik Köln, Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Köln, Deutschland

<sup>2</sup>Philips GmbH, Unternehmensbereich Healthcare, Hamburg, Deutschland

#### Einleitung

In bestimmten Patientengruppen (z.B. Fontan) hat die Atmung einen starken Einfluss auf die Hämodynamik (1). Für die Untersuchung dieses Einflusses wurde eine MRT-Sequenz entwickelt, die es erlaubt den Blutfluss mit einer einzigen Messung in 3D und Zeitaufgelöst (4D Fluss) in verschiedenen Atem- und Herzphasen zu akquirieren (2), ohne dabei auf externe Sensoren (z.B. EKG) angewiesen zu sein.

#### Material & Methoden

Die Inferior und Superior Vena Cava (IVC, SVC) und die Pulmonal Arterie (PA) mit linker und rechter PA (LPA, RPA) eines Probanden wurden in einem Untersuchungsvolumen abgedeckt. Die verwendete MRT-Sequenz basiert auf selbstnavigierten spiralen Auslesegradienten mit Goldenem Winkel Inkrement. Die akquirierten Daten werden retrospektiv mittels des Selbstnavigationssignals in 20 Herz- und 4 Atemphasen sortiert und rekonstruiert (Abbildung 1). Die Schlagvolumina (SV) und der Fluss in den vier Atemphasen werden verglichen.

#### Ergebnisse

Das SV variiert je nach Atemzustand um bis zu 23.5 ml (36 %) in der IVC, 2.9 ml (15 %) in der SVC (Abbildung 2).

#### Zusammenfassung

Die vorgestellte Methode erlaubt eine flexible Rekonstruktion von Daten in Atem- und Herzphasen und ermöglicht damit eine atemabhängige Flussanalyse. Durch die gleichzeitige Abdeckung der Gefäße IVC/SVC und PA/RPA/LPA wird eine Untersuchung des sogenannten Fontan-komplexes ermöglicht.

#### Literatur

- [1] Korperich H, Barth P, Gieseke J, Muller K, Burchert W, Esdorn H, Kececioglu D, Beerbaum P, Laser KT. Impact of respiration on stroke volumes in paediatric controls and in patients after Fontan procedure assessed by MR real-time phase-velocity mapping. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2015; 16(2):198-209.
- [2] Bastkowski R, Weiss K, Maintz D, Giese D. Self-gated golden-angle spiral 4D flow MRI. *Magn Reson Med*. 2018/01/19 ed2018.

Anhang 1

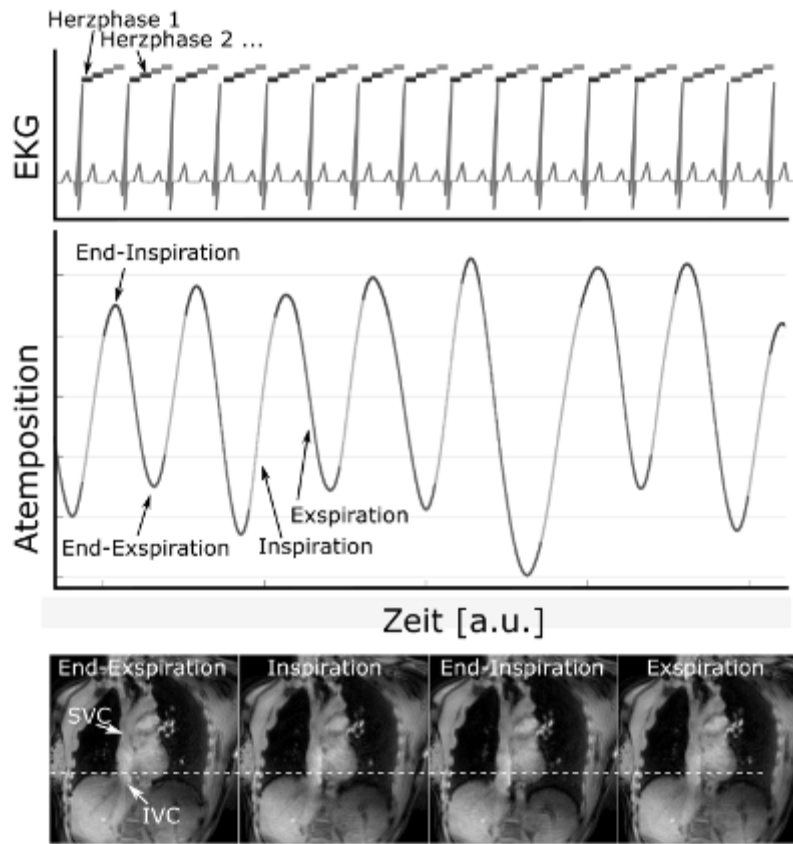


Abb. 2: Schematische Darstellung der Aufteilung in Herz- und Atemphasen anhand der Selbstnavigationssignale. Unten: Koronare Magnituden Bilder der vier Atemphasen.

Anhang 2

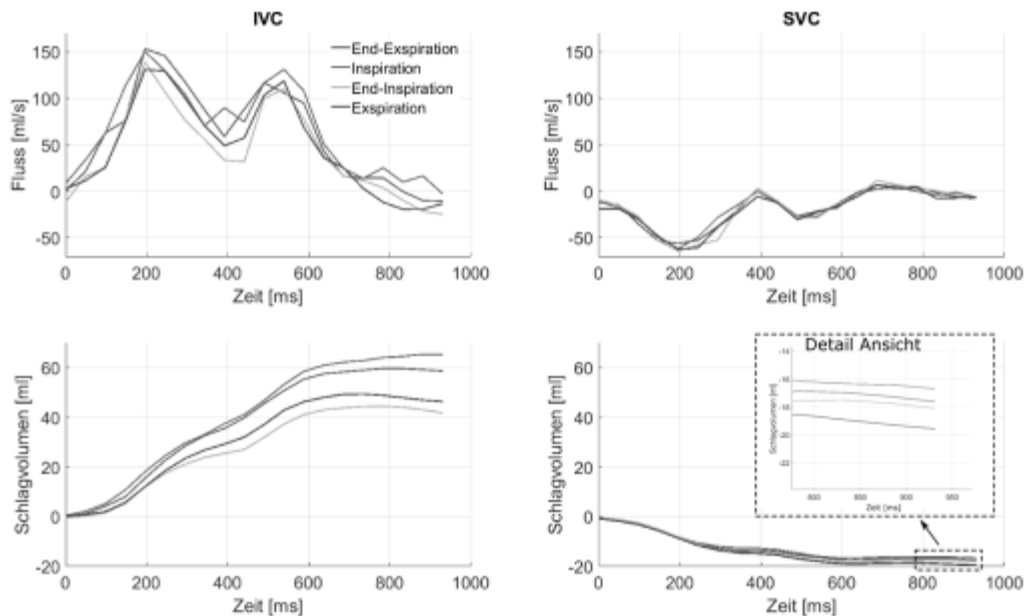


Abb. 3: Flusskurven und Schlagvolumina in IVC und SVC.

### **P 17 Selbstadaptierende radiale Echtzeit-MRT mit dynamischer Zeitauflösung für die Bewegungserfassung unter freier Atmung**

F. Friedrich<sup>1</sup>, S. Flassbeck<sup>1</sup>, N. G. R. Behl<sup>1</sup>, B. Knowles<sup>1</sup>, P. Bachert<sup>1</sup>, M. E. Ladd<sup>1</sup>, F. Maier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

#### **Einleitung**

Die MRT-geführte Strahlentherapie ermöglicht parallel zu der Bestrahlung eines Tumors dessen Position mit Hilfe der Magnetresonanztomographie zu verfolgen. Hierfür ist eine Echtzeitbildgebung mit gleichzeitiger Bewegungsquantifizierung notwendig. In dieser Arbeit wird eine Methode mit dynamischer Zeitauflösung zur Bewegungserfassung mittels Analyse des optischen Flusses vorgestellt.

#### **Material & Methoden**

Für ein möglichst hohes Signal-Rausch-Verhältnis wurde eine zweidimensionale bSSFP-Sequenz [1] auf einem 1,5 T MRT-Scanner implementiert (TR = 2.92 ms). Ein radiales Aufnahmeschema im k-Raum mit goldenen Winkeln [2] ermöglicht bei der Bildrekonstruktion eine für jedes Bild individuell anpassbare Fenstergröße. Die Bewegungsüberwachung erfolgte über die Änderung der Signalamplitude im k-Raum-Zentrum und diente zur dynamischen Anpassung der Zeitauflösung. Die Spur ausgewählter Bildpunkte wurde durch den optischen Fluss [3] verfolgt. Diese Methode wurde im gesunden Probanden bei freier Atmung getestet.

#### **Ergebnisse**

In Abhängigkeit der aktuellen Amplitudenänderung im k-Raum-Zentrum enthält das bewegungsadaptive Rekonstruktionsfenster zwischen 144-987 Speichen, was einer Aufnahmezeit von 0,42-2,88 s pro Bild entspricht (Abb. 1).

Bei geringer Bewegung wird durch die reduzierte Zeitauflösung die Bildqualität erhöht, während bei schneller Bewegung eine hohe Zeitauflösung Bilder ohne Verwischen sicherstellt. Die Bewegung von exemplarisch ausgewählten Lebergefäßen wurde durch den optischen Fluss quantifiziert (Abb. 2). Abhängigkeit der Schwankung des Signals im k-Raum-Zentrum (orange) ergibt sich eine zeitlich variable Fenstergröße für die Bildrekonstruktion (schwarz).

#### **Zusammenfassung**

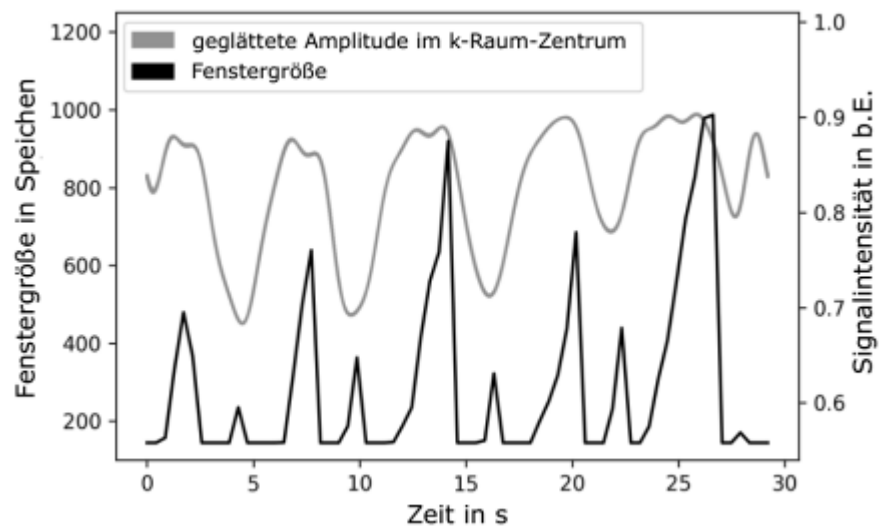
Die hier vorgestellte bewegungsadaptive Rekonstruktionstechnik für Echtzeit-MRT passt die Zeitauflösung an die aktuelle Bewegungsphase an und erzeugt bei langsamer Bewegung eine erhöhte Bildqualität.

Die Bewegung einzelner Objekte wurde mittels optischen Flusses zeitlich verfolgt.

#### **Literatur**

- [1] Scheffler, et al.: European radiology 13.11 (2003):2409-2418.
- [2] Winkelmann, et al.: IEEE transactions on medical imaging 26.1 (2007):68-76.
- [3] Fleet, et al.: Handbook of mathematical models in computer vision. Springer (2006):237-257.

Anhang 1



Anhang 2

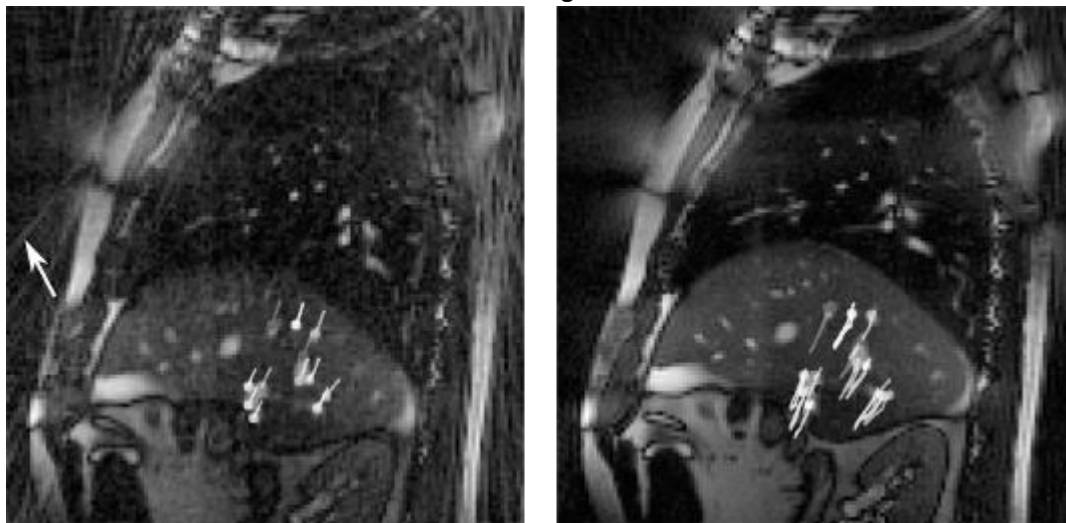


Abb. 2: Während Bewegung (links) entstehen Undersampling-Artefakte (Pfeil) und Rauschen. Diese werden bei den Bildern in Ruhe (rechts) reduziert. Die Spur ausgewählte Lebergefäße wird dabei verfolgt.

### P 18 Monitoring HIFU treatments using fat-referenced MR thermometry

J. Faust<sup>1</sup>, J. W. Jenne<sup>1,2</sup>, P. Bachert<sup>1</sup>, M. E. Ladd<sup>1</sup>, F. Maier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Fraunhofer-Institut für Bildgestützte Medizin (MEVIS), Bremen, Deutschland

#### Introduction

Fat-referenced MR thermometry using time-domain analysis of multi-gradient-echo (mGRE) magnitude images has been proposed as an alternative to referenced-based proton resonance frequency (PRF) phase difference thermometry in fat-containing tissue as the temperature dependence of the PRF in fat is negligible.<sup>1</sup> We present an evaluation of this method for the monitoring of HIFU therapies.

#### Methods

An in-house HIFU set-up was used for heating of a porcine abdominal wall sample. Temperatures were additionally measured with a fiber-optic thermometer (Luxtron FOT, LumaSense, USA) positioned near the HIFU focus (Fig. 1). mGRE data were acquired with a 1.5T whole-body MR scanner (Magnetom Aera, Siemens Healthcare, Germany) and post-processed. A calibration was done at baseline temperature to compensate for spatial differences in the measured fat/water chemical shift.

#### Results

Fig. 2 shows an exemplary temperature map of the sample based on mGRE data as well as the temperature recorded with the fiber-optic thermometer inside the sample in comparison to the temperature estimated from the mGRE data inside a small ROI around the thermometer (not shown) over time. Temperatures acquired with the fiber-optic thermometer and fat-referenced MR thermometry do not differ significantly.

#### Conclusion

Estimations of temperature by fat-referenced MR thermometry inside a porcine abdominal wall phantom were shown to be in excellent agreement with the temperatures measured invasively with a reference thermometer.

#### Literature

- [1] Sara M. Sprinkhuizen, Chris J G Bakker, and Lambertus W. Bartels. "Absolute MR thermometry using time-domain analysis of multi-gradient-echo magnitude images." In: *Magnetic Resonance in Medicine* 64(1), 2010.

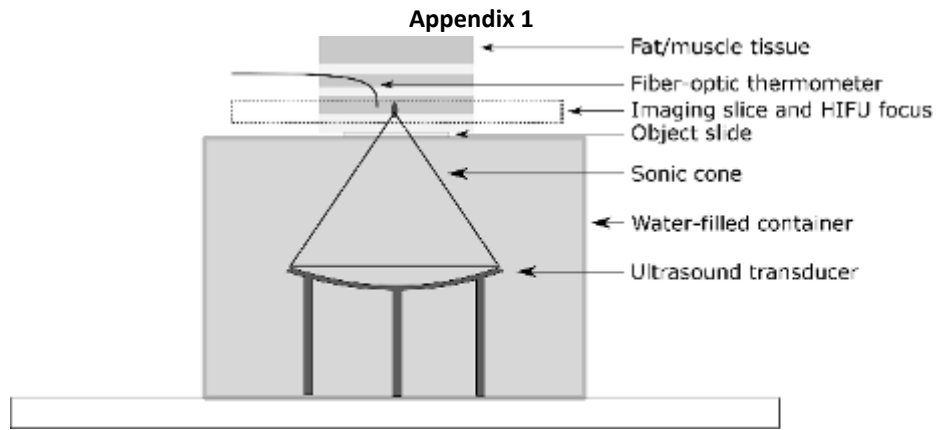


Fig. 1: HIFU setup.

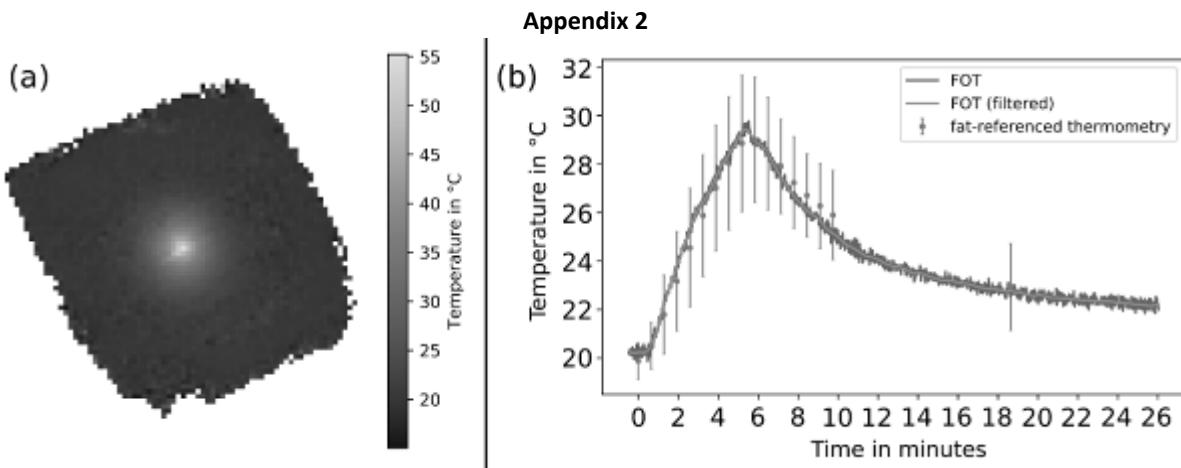


Fig. 2: (a) Exemplary temperature map of the sample based on mGRE data. (b) Temperature recorded with the fiber-optic thermometer inside the sample before, during and after the heating as well as temperature values estimated from the mGRE data (acquisition time 37s per dataset).

## Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie III

### P 19 Entwicklung eines Phantoms für DCE und ASL Messungen zur Quantifizierung von Perfusionsparametern

T. Uhrig<sup>1</sup>, S. Hubertus<sup>1</sup>, J. Chacón-Caldera<sup>1</sup>, L. R. Schad<sup>1</sup>, F. G. Zöllner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Computerunterstützte Klinische Medizin, Medizinische Fakultät Mannheim, Universität Heidelberg, Mannheim, Deutschland

#### Einleitung

Zur Entwicklung eines reproduzierbaren Workflows für die quantitative Bestimmung von Perfusionsparametern mittels dynamisch-contrastmittelverstärkter (DCE) und Arterial-Spin-Labeling (ASL) MRT wurde ein Gewebe-imitierendes Perfusionsphantom entwickelt, welches im Kontrast zu bisher vorgestellten Phantomen mit Kapillaren zusätzlich eine semipermeable Membran besitzt, die von MRT-Kontrastmittel (KM) diffundiert werden kann. Auf diese Weise kann ein Zweikammer-Modell realisiert werden, das die anatomischen Gegebenheiten genauer abbildet.

#### Material & Methoden

Ein Dialysefilter mit Fasern nahe der Kapillargröße (HelixoneFX800, Fresenius Medical Care, Deutschland) wurde eingesetzt, um Gewebepfusion zu imitieren. Wasser wird mit typischen Blutflussgeschwindigkeiten durch das Phantom gepumpt, wobei das Konstruktionsprinzip des Dialysators mit seiner semipermeablen Membran einen Transfer aus den Fasern in den umgebenden Raum ermöglicht und somit zwei Kammern zur Verfügung stellt (Abb. 1). Für die DCE Messung wurde an einem 3 T-Scanner (Magnetom Skyra, Siemens Healthineers, Erlangen, Deutschland) das automatisch injizierte KM kurz vor Eintritt in das Phantom gemessen und zur Bestimmung der (arteriellen) Eingangsfunktion (AIF) verwendet. Die ASL Messung erfolgt bei gleichem Messaufbau.

#### Ergebnisse

Perfusionskarten für den Plasmafluss (PF) im Phantom wurden für DCE und ASL pixelweise erstellt (Abb. 2) und Mittelwerte innerhalb einer Schicht verglichen. Sie zeigen homogen verteilte Werte (DCE:  $94 \pm 25$  ml/100ml/min, ASL:  $98 \pm 36$  ml/100ml/min)

#### Zusammenfassung

Diese Studie zeigt, dass eine Nachahmung von Gewebe mit Kapillaren und Interstitium, wie sie im menschlichen Körper vorkommen, mit dem vorgestellten Modell möglich ist. Die semipermeable Membran der Fasern ermöglicht die Simulation der Zwei-Kammer-Kinetik. Die Perfusionskarten von DCE und ASL sind in großer Übereinstimmung und bewähren sich als quantifizierbare und reproduzierbare Messmethoden.

Anhang 1

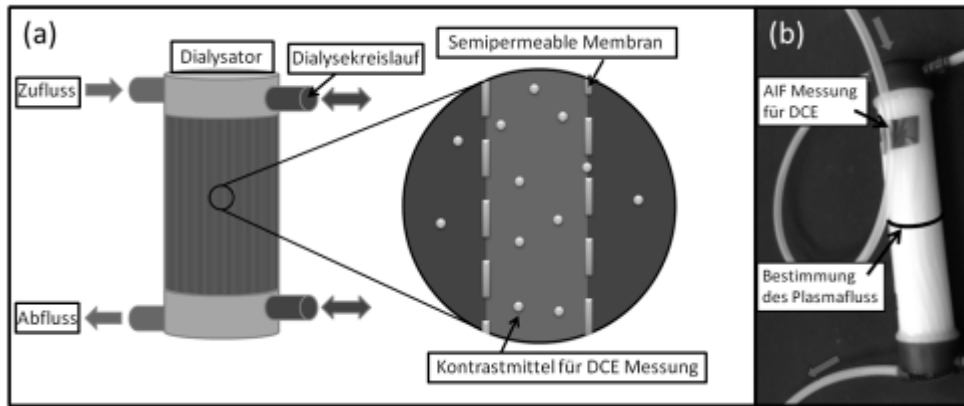


Abb.1: (a) Schematische Darstellung des Dialysators mit zwei Kammern (Dialysefasern rot, Dialysatkreislauf blau) und der semipermeablen Membran (gestrichelte grüne Linie), passierbar für KM der DCE Messung (gelb) und (b) experimenteller Aufbau: Dialysator mit AIF Messung vor Eintritt in das Phantom für DCE Messung.

Anhang 2

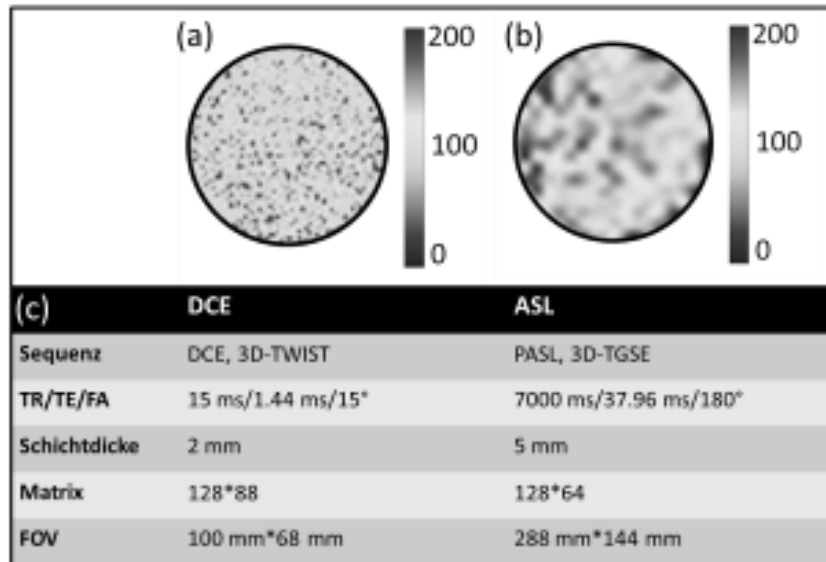


Abb. 2: Pixelweise erstellte Perfusionskarten des PF für (a) DCE und (b) ASL Messung und zugehörige Sequenzparameter (c).



### **P 20 Temperatursensitive <sup>19</sup>F-markierte Moleküle für die <sup>19</sup>F-Bildgebung in einem 7 T Ganzkörper MRT-System**

C. Bruns<sup>1</sup>, M. Plaumann<sup>1</sup>, T. Herrmann<sup>1</sup>, F. Euchner<sup>1</sup>, S. Kumar<sup>2</sup>, Y. Jo<sup>3</sup>, R. Ringleb<sup>1</sup>, C. Lee<sup>4</sup>, C. H. Oh<sup>3</sup>, J. Bernarding<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Otto-von-Guericke Universität, Institut für Biometrie und Medizinische Informatik, Magdeburg, Deutschland

<sup>2</sup>Korea University, Department of Biomicrosystem Technology and Korea Artificial Organ Center, Seoul, Südkorea

<sup>3</sup>Korea University, Department of Electronics and Information Engineering, and Korea Artificial Organ Center, Seoul, Südkorea

<sup>4</sup>Korea Basic Science Institute, Bioimaging Research Team, Seoul, Südkorea

#### **Einleitung**

Pharmazeutisch anwendbare fluoridierte Verbindungen wurden in den letzten Jahren vermehrt -insbesondere unter dem Aspekt neuer MR-Kontrastmittel und spektroskopischer Metabolismusstudien in lebenden Organismen - untersucht.<sup>1,2</sup> Der große chemische Verschiebungsbereich und die hohe MR-Sensitivität des <sup>19</sup>F-Isotops erlauben die in dieser Studie mittels eigener Hardware durchgeführte Detektion von bisher selten untersuchten Temperaturänderungen in wässrigen Lösungen.<sup>1</sup>

#### **Material und Methoden**

Als Modellschubstanzen für temperaturabhängige <sup>19</sup>F-NMR-Kalibrierungsmessungen (Bruker WB-300, Temperaturbereich) wurden u. a. Heptafluorbuttersäure, 2-Fluor-4-(trifluormethyl) -pyridin-3-carbonsäure und 3-Fluorpyridin in wässrigen Medien eingesetzt. Anschließende Messungen der selben Lösungen erfolgten an einem Siemens 7T-Ganzkörper-MRT unter Verwendung einer in-house 4-Elemente-Sende-/Empfangsspule sowie Transmitterbox. Beides wurde so für die <sup>19</sup>F-MR-Bildgebung optimiert, dass auch eine <sup>1</sup>H-Bildgebung zur Lokalisation möglich war. Für die <sup>19</sup>F-MR-Messungen wurden die Proben auf eine definierte Temperatur erwärmt, in die Spule gelegt und während des Abkühlungsprozesses im Scanner spektroskopisch und mittels FLASH-Bildgebung gemessen.

#### **Ergebnisse**

Die <sup>19</sup>F-NMR-Spektren in Abb.1 zeigen exemplarisch die Verschiebung der Signale hin zu niedrigen Frequenzen sowie eine Verringerung der Intensitäten bei höheren Temperaturen. Für die gemessenen Substanzen liegt diese Verschiebung zwischen 1,4Hz/K und 8,7Hz/K, wobei jedes Signal mit einer temperaturspezifischen Verschiebung reagiert, so dass aus den Differenzen der Peaks, wie am Beispiel der Heptafluorbuttersäure gezeigt, die Temperatur zurückberechnet werden kann.

Die MRT-Experimente mit geringen Konzentrationen konnten eine Abnahme des Kontrastes bei höheren Temperaturen zeigen (Abb.2), welches sich auch mit Signalen in den Spektren korreliert.

#### **Zusammenfassung**

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen eine hohe Temperaturabhängigkeit von fluoridierten Verbindungen in MRS- und MRT-Messungen sowie deren Nutzen für die Temperaturbestimmung innerhalb eines MR-Scanners. Unsere Gruppe sucht derzeit nach wasserlöslichen, ungiftigen Verbindungen mit mehr als zwei CF<sub>2</sub>- bzw. CF<sub>3</sub>-Gruppen für den Einsatz als temperatursensitives Kontrastmittel.

#### **Literatur**

- [1] Ojima I. Fluorine in Medical Chemistry and Chemical Biology, 1.Ed., Wiley-Blackwell:Chichester,2009.
- [2] Ruiz-Cabello J, et al. Fluorine <sup>19</sup>F MRS and MRI in biomedicine. NMR Biomed., 2011;24(2):114-129.

Anhang 1

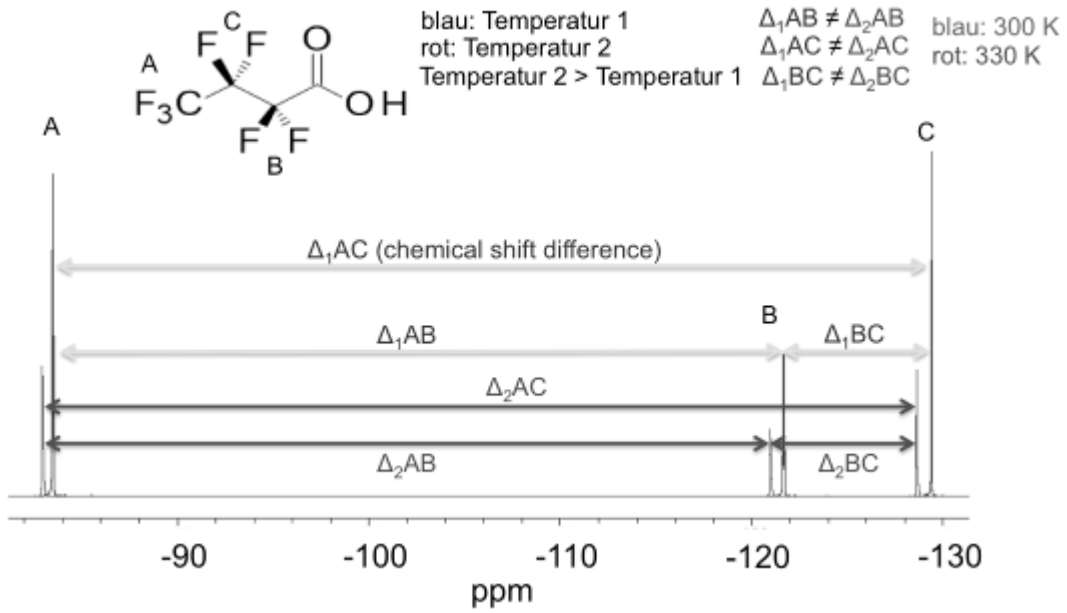


Abb.4: Temperaturabhängige  $^{19}\text{F}$ -NMR-Signale von Heptafluorbuttersäure.

Anhang 2

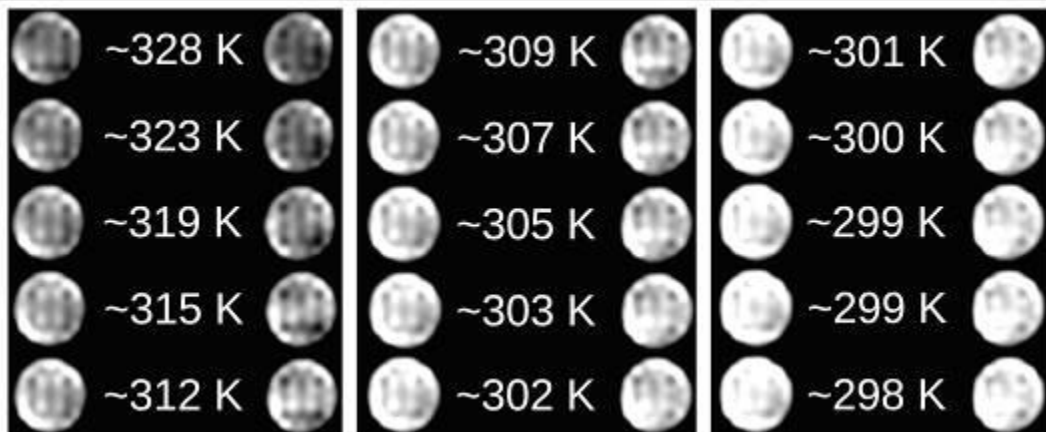


Abb.5 Die temperaturabhängige Kontraständerung einer FLASH-Messung im 7T-Ganzkörpermagnetographen.

## P 21 Vergleich des zeitlichen Signal-Rauschverhältnisses für kombinierte Schicht- und Multiband Beschleunigung bei der Echo-planaren MR Bildgebung

P. Seidel<sup>1</sup>, M. Tahedl<sup>1</sup>, S. Levine<sup>1</sup>, J. Schwarzbach<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Regensburg, Regensburg, Deutschland

### Einleitung

Echo-planare Bildgebung (EPI) ist die am meisten genutzte Methode der funktionellen Magnetresonanztomographie (fMRT) zur Erhebung der *blood oxygenation level-dependent* (BOLD) Antwort. Typischerweise müssen Anwender dabei Kompromisse zwischen der räumlichen und zeitlichen Auflösung sowie der Abdeckung eingehen. Eine Alternative besteht in der Nutzung von schichtbeschleunigten (S) oder Multiband (M) Sequenzen sowie der Kombination beider Verfahren, dies jedoch unter Inkaufnahme von Verlusten beim zeitlichen Signal-Rauschverhältnis (TSNR). In einem faktoriellen Design (Spule: 20 oder 64 Kanäle; GRAPPA Schichtbeschleunigung  $S=1, 2$ ;  $M=1, 2, 4, 6, 8$ ) vergleichen wir das TSNR für M- und S-beschleunigte EPI an einem Gel-Phantom sowie an 5 gesunden Probanden um ein optimales beschleunigtes Protokoll zu identifizieren.

### Material & Methoden

Fünf gesunde Probanden (4 w, Alter von 22-25 Jahren). Siemens Magnetom Prisma 3T MRT (60 Schichten, 100 Volumen,  $TR=4800ms$ ,  $TE=30ms$ ,  $FA=55^\circ$ ,  $2 \times 2 \times 2mm$  Voxelvolumen).

TSNR einer Zeitreihe (Mittelwert/Standardabweichung) im Phantom (Zentrale *region of interest*  $1 \times 1 \times 1 cm$ ) und in 5 Probanden (voxelweise). Berechnung der Gruppenstatistik für TSNR-Differenzen gegenüber unbeschleunigter Messung (M1S1) mittels voxelweisen t-Tests.

### Ergebnisse

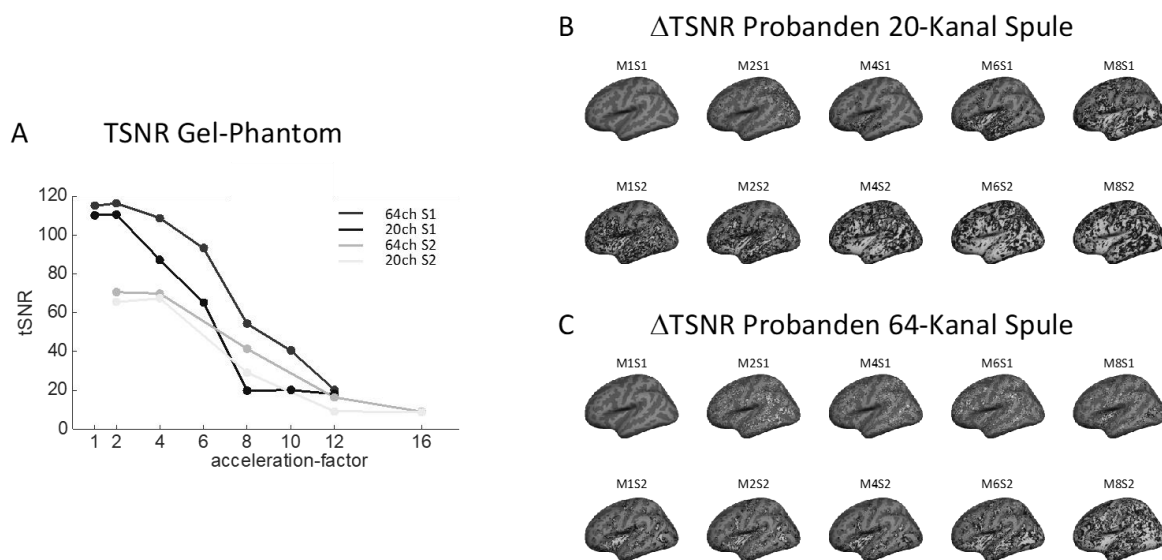


Abbildung 6. A) tSNR im Gel-Phantom für zwei verschiedene Spulentypen als Funktion der Akquisitionsbeschleunigung ( $S \times M$ ). M-Beschleunigung verringert das tSNR. Dieser Abfall ist bei der 64 Kanal Spule weniger ausgeprägt. S-Beschleunigung verringert das tSNR (um Faktor  $1/\sqrt{S}$ ). B&C) Voxelweise tSNR Unterschiede (t-Test;  $p < 0.05$  unkorrigiert) im Vergleich zur unbeschleunigten Aufnahme (M1S1) für Kombinationen von M und S (warme Farben tSNR-Anstieg, kalte Farben tSNR Abfall). M-Beschleunigung führt im Parietal- und Okzipitalkortex zu TSNR-Anstiegen (abnehmend für höhere M-Werte). Erst bei  $M \geq 4$  (20 Kanal Spule) bzw.  $M \geq 8$  (64 Kanal Spule) werden TSNR Verluste in inferioren und ventralen Hirnarealen sichtbar. S-Beschleunigung zeigt von Beginn an tSNR Verluste, die mit größeren M-Werten auch in dorsalen Gebieten sichtbar werden.

### Zusammenfassung

Moderate Multiband-Beschleunigung (M2-6) führt –anders als Schichtbeschleunigung– nicht automatisch zu tSNR-Verlusten. Im praktischen Einsatz profitiert EPI-Akquisition insbesondere mit hochkanaligen Spulen von M-Beschleunigung.

## P 22 Impact of different respiratory monitoring techniques on respiration-dependent stroke volume measurements assessed by real-time MRI

H. Becker<sup>1</sup>, P. Barth<sup>1</sup>, M. Wattenberg<sup>2</sup>, W. Burchert<sup>1</sup>, H. Körperich<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Herz- und Diabeteszentrum NRW, Institut für Radiologie, Nuklearmedizin und Molekulare Bildgebung, Bad Oeynhausen, Deutschland

<sup>2</sup>Universität zu Lübeck, Medizinische Ingenieurwissenschaft, Lübeck, Deutschland

### Introduction

Blood flow in thoracic vessels is strongly dependent on the patient's breathing due to intrathoracic pressures changes. Real-time MRI using an abdominal air-cushion belt (=standard;SP) for recording the breathing curve[1] can assess respiratory-dependent cardiac indices(CI). In this arrangement, the impact of spatial dislocation between air-cushion belt and measuring position remains unclear. We propose an in-place-monitoring version, tracking the spatial shifting of subcutaneously fatty tissue signal during breathing applying a new software algorithm (BATTT). Comparison with SP in relation to time-shift and respiration-dependent stroke volumes (SVs).

### Material and Methods

Quantitative real-time MRI blood flow measurements were done in the ascending aorta (AAo) and vena cava inferior (VCI) using a flow-sensitive echo-planar sequence (3T TX-Achieva, Philips). Data were obtained during a 13s acquisition interval under normal and forced breathing conditions to calculate respiratory-related SVs. Flow data were coincided (a) with simultaneously registered SP data and (b) with BATTT. The patient's respiration curve was separated into expiration, end-expiration, inspiration and end-inspiration intervals enabling generation of respiratory-dependent CIs (Fig.1). Data from 12 healthy test-persons (mean age $\pm$ SD=16.2 $\pm$ 8.0yrs; N<sub>AAo</sub>=11; N<sub>VCI</sub>=9) and 18 Fontan-patients (18.6 $\pm$ 7.1yrs; N<sub>AAo,no</sub>=15; N<sub>AAo,ti</sub>=16; N<sub>VCI</sub>=15; no=normal; fo=forced breathing). The temporal delay  $\Delta T$  between the two different respiration curves was determined as differences between the respiratory-dependent CIs. Statistical significance at P-values <0.05.

### Result

The SP respiration curve lead in phase compared with BATTT (controls: 208 $\pm$ 174ms; Fontan: 102 $\pm$ 234ms; Fig.1). Related to  $\Delta T$  a statistical significance was measured for test-persons in CI<sub>AAo,no,expiration</sub> ( $\Delta$ =-0.16 $\pm$ 0.19L/min/m<sup>2</sup>, p=0.008), for Fontan-patients in CI<sub>VCI,no,end-inspiration</sub> ( $\Delta$ =-1.04 $\pm$ 1.54L/min/m<sup>2</sup>, p=0.017), CI<sub>VCI,ti,inspiration</sub> & end-expiration ( $\Delta$ =2.26 $\pm$ 2.93L/min/m<sup>2</sup>, p=0.008 &  $\Delta$ =1.31 $\pm$ 1.74L/min/m<sup>2</sup>, p=0.009).

### Conclusion

Dependent on the applied breath-tracking technique a temporal delay between the SP and BATTT method was detected. This results partly in significant differences in respiratory-dependent SVs and CIs, which may influence the process of clinical decision-making (Fig.1b&c).

### Literature

[1] Körperich et al. EurHeartJ Cardiovasc Imaging. 2015; 16(2):198-209.

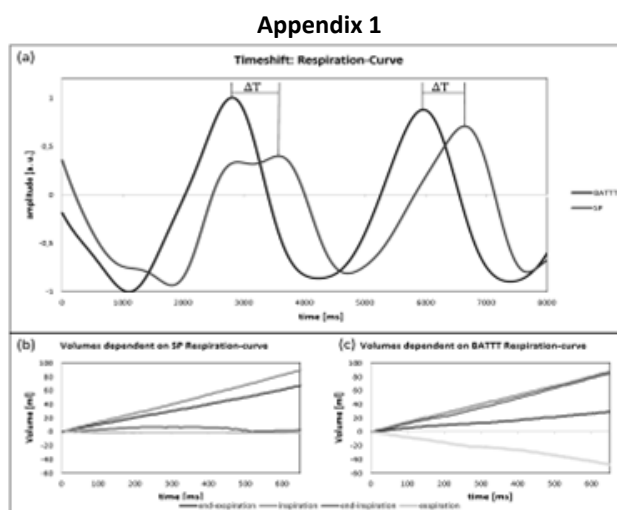


Fig.1: (a) time shift dependent on the administration technique (BATTT: black, SP: red) and the resulting volume differences correlated with the respiration phase in VCI while forced breathing under the SP (b) and BATTT (c) respiration-curve.

## P 23 pH-responsive photoschaltbare Kontrastmittel für die Magnetresonanztomographie

J. Ludwig<sup>1</sup>, J. Gröbner<sup>1</sup>, M. Dommaschk<sup>2</sup>, R. Herges<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Christian-Albrechts-Universität zu Kiel, Otto-Diels-Institut für Organische Chemie, Kiel, Deutschland

<sup>2</sup>University of Manchester, Manchester, Vereinigtes Königreich

### Einleitung

Der Spinzustand von Nickel kann durch Veränderung der Koordinationsgeometrie beeinflusst werden. In einem quadratisch planaren Ligandenfeld liegt Nickel in einem diamagnetischen, MR-inaktiven low spin Komplex vor. Erfolgt die Koordination weiterer Liganden in axialer Ausrichtung entsteht ein paramagnetischer, MR-aktiver high spin Komplex.<sup>[1]</sup> Es wurden Ni-Porphyrine entwickelt, die eine lichtinduzierte Änderung ihrer Koordinationsgeometrie durchführen können und somit potenziell als photoschaltbare MRT-Kontrastmittel einsetzbar wären.<sup>[2-3]</sup> Erfolgt eine entsprechende Modifizierung der wasserlöslichen Derivate<sup>[4]</sup> mit pH-responsiven funktionellen Gruppen am Liganden, kann ein vom pH-Wert des umgebenden Mediums abhängiges Schaltverhalten erreicht werden.

### Material & Methoden

Die Synthese erfolgt mittels Suzuki-Kreuzkupplung.<sup>[5]</sup> Die Charakterisierung der Schalteigenschaften zwischen diamagnetischer und paramagnetischer wird über UV-/vis- und NMR-Spektroskopie vorgenommen bevor mit optimierten Sequenzen MRT-Messungen durchgeführt werden.

### Ergebnisse

Es konnten die OH-, NMe<sub>2</sub>- und HOOC-Derivate der Ni-Porphyrine synthetisiert und wasserlöslich gemacht werden. Von diesen zeigt das OH-Derivat ein pH-abhängiges photochemisches Schaltverhalten im UV-/vis-Spektrum und MRT. Durch Deprotonierung der OH-Gruppe (pH>10) erfolgt nach Belichtung mit 505 nm eine gute Koordination des elektronenreicheren Liganden (S=1), während sich die elektronenärmere protonierte Spezies durch Belichtung mit 435 nm vollständig in den diamagnetischen Zustand (S=0) schalten lässt.

### Zusammenfassung

Auf Basis von Ni-Porphyrinen konnten potentielle pH-abhängig photoschaltbare MRT-Kontrastmittel dargestellt und mittels spektroskopischer Methoden charakterisiert werden. *In vitro* MR-Messungen des OH-Derivates zeigen einen veränderten Kontrast bei unterschiedlichen pH-Werten des umgebenden Mediums.

### Literatur

- [1] Thies, S. *et al.*: J. Am. Chem. Soc., 133 (2011), S. 16243-16250.
- [2] Venkataramani, S. *et al.*: Science, 331 (2011), S. 445-448.
- [3] Dommaschk, M. *et al.*: J. Am. Chem. Soc., 137 (2015), S. 7552-7555.
- [4] Dommaschk, M. *et al.*: Chem. Commun., 50 (2014), S. 12476-12478.
- [6] Heitmann, G. *et al.*: Org. Lett., 18 (2016), S. 5228-5231.

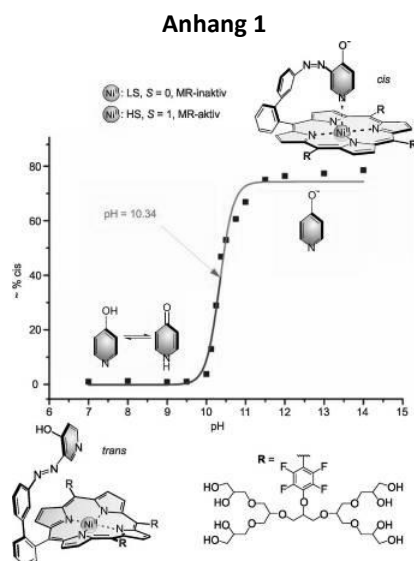


Abb.1: Gezeigt ist der paramagnetische Anteil des OH-Ni-Porphyrins in Abhängigkeit vom pH-Wert nach Belichtung mit 435 und 505nm im UV-/vis-Spektrometer.

### P 24 Testing a new MRI-hyperthermia-hybridsystem

B. Aklan<sup>1</sup>, M. Peller<sup>2</sup>, B. Zilles<sup>1</sup>, S. Abdel-Rahman<sup>1</sup>, M. Santl<sup>1</sup>, L. Lindner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Klinikum der Universität München, Medizinische Klinik und Poliklinik III, München, Deutschland

<sup>2</sup>Klinikum der Universität München, Klinik und Poliklinik für Radiologie, München, Deutschland

#### Introduction

The aim of this work was performance evaluation of a new 1.5 T MRI-hyperthermia-hybridsystem to be implemented into clinical routine.

#### Methods

A new design of an Universal MR-compatible multi-antenna applicator of the type SIGMA-Eye (BSD-2000/3D/MR, Pyrexar Medical Corp.), which can be opened from the side, is integrated in 1.5 T MRI-system (Ingenia, Philips) with an axial coverage of 55 cm and a gantry diameter of 70 cm. The hyperthermia system has a new water control and temperature calibration system. In order to minimize the interaction between the two systems, special filters are installed in both systems.

The performance of the hyperthermia system alone was assessed by evaluating reflected power, stability of the HT-amplifier and possible hardware and software errors during the heating process. For these experiments a homogenous gel/water phantom as well as a lamp phantom was used. The hyperthermia applicator was tested with all channels set to 100%, 700 W, focus (0, 0) and 90min-heating time. After that the steering accuracy was tested by shifting the heating focus from (0, 0) cm to (0, ±3) cm in all three directions in space applying 300 W. Furthermore, the centering of the temperature distribution of the target was investigated inside and outside the MR-bore. For these experiments a homogeneous phantom was used with 400 W and 20min heating duration.

#### Results & Conclusion

The overall results indicated that the hyperthermia system is stable und showed a global reflected power on average of less than 10% at all antenna. The heating focus could be steered from (0, 0) cm to (0, ±3) cm in vertical, horizontal and longitudinal directions. Moreover, the heating quality inside the MR-bore was not significantly affected when compared to operation outside the bore. The new system is currently under preparation toward the first clinical hyperthermia patient treatment.

### P 25 Intelligente MRT-Kontrastmittel für die Darstellung der absoluten Temperatur

V. Thoms<sup>1</sup>, J. Gröbner<sup>1</sup>, G. Heitmann<sup>1</sup>, R. Herges<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Otto Diels-Institut für Organische Chemie, AK Herges, Kiel, Deutschland

#### Einleitung

Temperatur ist ein klinischer Marker für erhöhten Gewebemetabolismus und kann für die Detektion von Entzündungen oder Tumoren verwendet werden. <sup>[1]</sup> Neben den MR-intrinsischen Messmethoden für relative Temperaturerhöhungen, wie z.B. der PRF, <sup>[2]</sup> gibt es nur begrenzte Darstellungsmethoden (z.B. über Spektroskopie <sup>[1]</sup>) für die absolute Temperatur.

In dieser Studie präsentieren wir ein photoschaltbares Kontrastmittel, mit dessen Hilfe eine absolute, konzentrationsunabhängige MR-Temperaturbildgebung ermöglicht werden kann.

#### Material & Methoden

Das temperaturresponsive Kontrastmittel beruht auf Ni(II)-Porphyrinen, <sup>[3]</sup> welche zwischen einem dia- und paramagnetischen Zustand mithilfe von Licht geschaltet werden können. Als Schalteinheit fungiert ein Azoimidazol, das kovalent an das Ni-Porphyrin gebunden ist. Durch Belichtung mit 365 nm geht das *trans*-Azoimidazol in das *cis*-Isomer über, der Ni-Komplex wird paramagnetisch und der Kontrast wird angeschaltet (Abb. 1). Die Rückschaltung erfolgt thermisch. Temperaturmessungen wurden an einem 7T-Kleintier-MRT mit Standardsequenzen durchgeführt. Der thermische Rückschaltprozess wurde pixelweise mittels monoexponentiell-abfallenden Exponentialfunktionen angepasst und als Temperaturkarte dargestellt.

#### Ergebnisse

Der Rückschaltprozess des Kontrastmittels erfolgt mit einer temperaturabhängigen Kinetik 1. Ordnung. Abbildung 2 zeigt eine hochaufgelöste Temperaturkarte ( $0,2 \times 0,2 \times 1,1 \text{ mm}^3$ ) eines Temperaturgradientenphantoms, welche aus den Ratenkonstanten der monoexponentiell-abfallenden Exponentialfunktionen berechnet wurde.

#### Zusammenfassung

Es wurde ein Kontrastmittel synthetisiert, mit dessen Hilfe es erstmalig gelungen ist, mit klinischen Standardsequenzen, innerhalb der MRT hochaufgelöste Karten der absoluten Temperatur darzustellen.

#### Literatur

- [1] R. Jayasundar et al., *Neurol India* 2002, 50, 436-437.
- [2] J. De Poorter et al., *Magn Reson Med* 1994, 33, 74-81.
- [3] S. Venkataramani et al., *Science* 2011, 331, 445-448.

Anhang 1

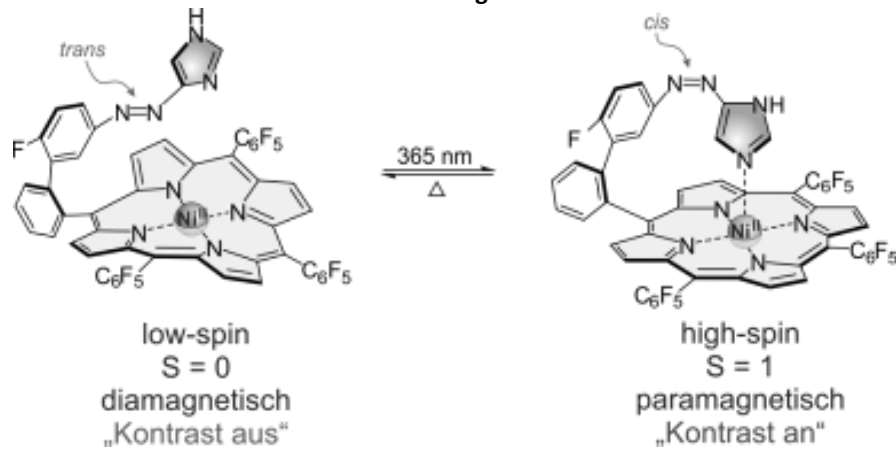


Abb. 1: Reversible licht-induzierte magnetische Schaltung eines Azoimidazol-funktionalisierten Ni(II)-Porphyrins.

Anhang 2

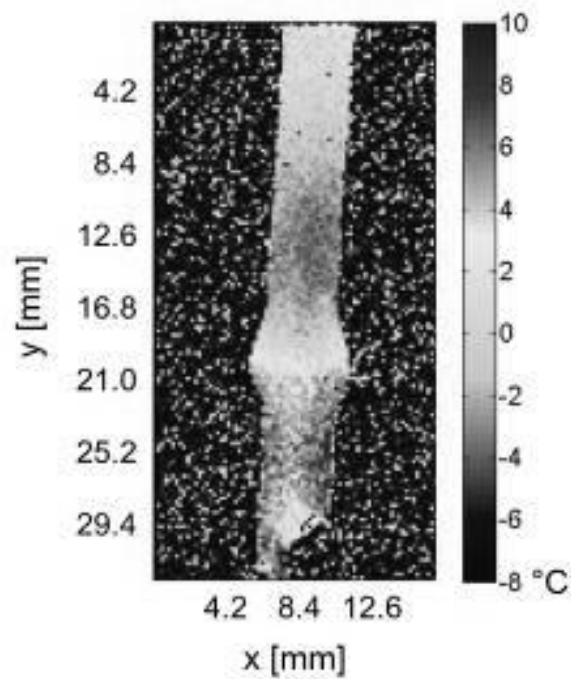


Abb. 2: Berechnete Temperaturkarte. Zur Berechnung wurden 360 Bilder aufgenommen.



## Posterbegehung der Deutschen Sektion der ISMRM Magnetresonanztomographie IV

### P 26 Austauschratenmessungen mittels doppelt-diffusionsgewichteter Bildgebung – Einfluss der Membranpermeabilität

D. Ludwig<sup>1,2</sup>, F. B. Laun<sup>3</sup>, P. Bachert<sup>1</sup>, T. A. Kuder<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Deutsches Krebsforschungszentrum, Medizinische Physik in der Radiologie, Heidelberg, Deutschland

<sup>2</sup>Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg, Fakultät für Physik und Astronomie, Heidelberg, Deutschland

<sup>3</sup>Universitätsklinikum Erlangen, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), Radiologisches Institut, Erlangen, Deutschland

#### Einleitung

Der Austausch von Wasser zwischen dem intra- und extrazellulären Raum stellt einen wichtigen biologischen Prozess in der Physiologie dar. Mit Hilfe des Filter-Exchange-Imaging (FEXI) [1,2] ist es möglich, Apparent-Exchange-Rate-(AXR)-Karten zu erstellen, die eventuell Rückschlüsse auf Pathophysiologien zulassen. Zur Überprüfung der zugrundeliegenden Theorie wurden Monte-Carlo-Simulationen eines vereinfachten Zellsystems durchgeführt.

#### Material & Methoden

Vereinfacht kann ein biologisches Zellsystem als austauschendes Zwei-Kompartiment-Modell betrachtet werden. Der Austausch wird dabei durch die Aufenthaltszeiten  $\tau_i$  und  $\tau_e$  charakterisiert. Bei Messung mit einer doppelt-diffusionsgewichteten Sequenz lässt sich der ermittelte Diffusionskoeffizient eines solchen Systems mit Hilfe der folgenden Gleichung beschreiben [1]:

$$ADC(t_m) = ADC_{eq} + (ADC(0) - ADC_{eq}) \cdot e^{-AXR \cdot t_m} = ADC_{eq}(1 - \sigma \cdot e^{-AXR \cdot t_m})$$

mit der Mischungszeit  $t_m$  zwischen den beiden Diffusionsblöcken und  $\sigma = 1 - ADC(0)/ADC_{eq}$ . Der erste Block wird dabei als Filter bezeichnet. Das simulierte System ist den Axonen im Sehnerv von Rindern nachempfunden [3]. Zwischen den intra- und extrazellulären Bereichen kann es abhängig von der Permeabilität  $\rho$  zu Austausch kommen. Für die Berechnung der Zufallspfade wurde eine Monte-Carlo-Simulation verwendet. Die Simulationsparameter können Tabelle 1 entnommen werden.

#### Ergebnisse

Die gefitteten AXR-Werte in Abhängigkeit der Permeabilität, sowie die erwarteten AXR-Werte sind in Abbildung 1 dargestellt. Innerhalb der Fehlergrenzen stimmen die ermittelten AXR-Werte mit der Theorie überein. Für sehr schnellen Austausch nimmt die Größe des Fehlers zu, da hier der Austausch während der Diffusionswichtung nicht mehr komplett vernachlässigbar ist.

#### Zusammenfassung

Die Simulationen zeigen, dass die AXR-Theorie weit über den Bereich physiologischer Werte hinaus gültig ist. Es ist also möglich mit Hilfe von AXR-Messungen Informationen über die Membranpermeabilität in biologischen Systemen zu erhalten.

#### Literatur

- [1] Lasič et al., Magnetic resonance in medicine, 66.2(2011):356-365.
- [2] Nilsson et al., Magnetic resonance in medicine, 69.6(2013):1572-1580.
- [3] Stanisz, Israel journal of chemistry, 43.1-2(2003):33-44.

Anhang 1

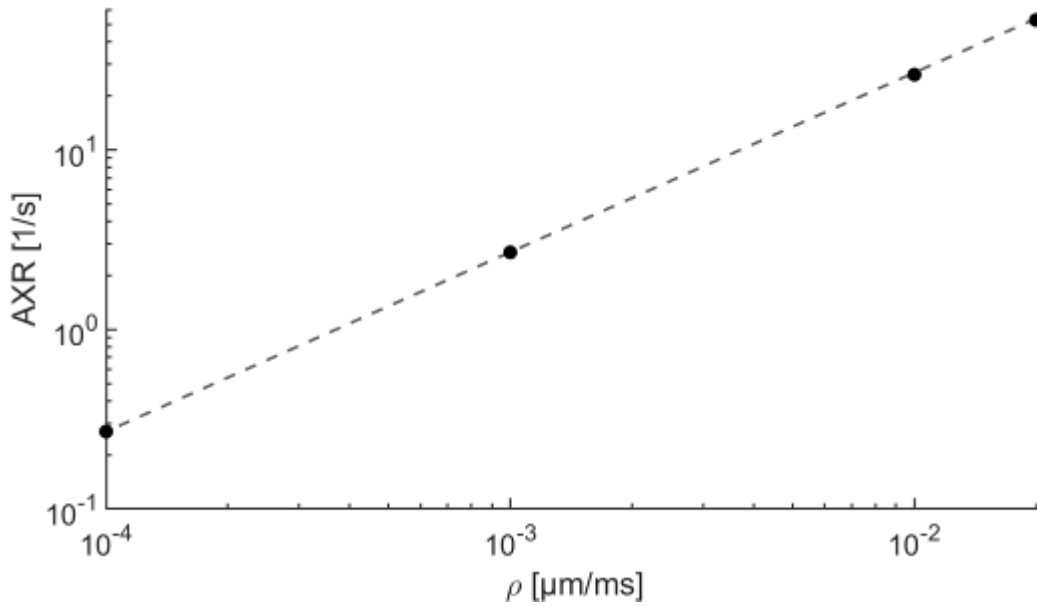


Abb. 7: Gefittete AXR-Werte als Funktion der Membranpermeabilität. Die berechneten AXR-Werte stimmen mit der Theorie überein. Die Standardabweichung der Fitergebnisse aus den vier Mittelungen ist zu für die Darstellung zu klein.

Anhang 2

Permeabilität $p$	0.02 $\mu\text{m}/\text{ms}$	0.01 $\mu\text{m}/\text{ms}$	0.001 $\mu\text{m}/\text{ms}$	0.0001 $\mu\text{m}/\text{ms}$
Teilchenzahl	750000	750000	750000	250000
Mischungszeit $t_m$	12.5, 25, ..., 125 ms	20, 40, ..., 200 ms	200, 400, ..., 2000 ms	2000, 4000, ..., 20000 ms
Mittelungen	4			
Anzahl der Mischungszeiten	10			
Echozeit Filter $T_{\text{filter}}$	28 ms			
Gradientenlänge Filter $\delta_f$	14 ms			
Echozeit Diffusionswichtung T	32 ms			
Gradientenlänge Diffusionswichtung $\delta$	16 ms			
Gradientenstärke Filter $G_f$	0.08 T/m			
Gradientenstärke Diffusionswichtung G	0.08 T/m			
Intrazellulärer Diffusionskoeffizient $D_{\text{intra}}$	1 $\mu\text{m}^2/\text{ms}$			
Extrazellulärer Diffusionskoeffizient $D_{\text{extra}}$	2 $\mu\text{m}^2/\text{ms}$			
Durchmesser der Axone (Zylinder)	2.6 $\mu\text{m}$			
Intrazellulärer Anteil	43%			
dt der Simulation	1 $\mu\text{s}$			
Verwendete Geometrie	hexagonal angeordnete Zylinder			

Tab. 1: Verwendete Simulationsparameter und Einstellungen.

### P 27 Diffusionssimulation der Fluoreszenzfarbstoffe im Muskelgewebe für dynamische kontrastmittelbasierte Magnetresonanztomographie

O. Schimpf<sup>1</sup>, S. Hindel<sup>2</sup>, A. Söhner<sup>1</sup>, L. Lüdemann<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinikum Essen, Strahlenklinik, Physik, Essen, Deutschland

<sup>2</sup>Universitätsklinikum Essen Strahlentherapie, Medizinische Physik, Essen, Deutschland

#### Einleitung

Diese Studie untersucht die diffusible Ausbreitung der Fluoreszenzfarbstoffe Natriumfluorescein (NF) bzw. Evans Blue (EB) als Modellfarbstoffe für das niedermolekulare Kontrastmittel Dotarem bzw. das makromolekulare Kontrastmittel Vasovist bei der dynamischen kontrastmittelbasierten Magnetresonanztomographie. Da die Konzentrationsverteilung von Kontrastmittel und ihre Diffusion im Gewebe nicht histologisch bestimmen lassen, wird die Kontrastmittelextravasation durch das Diffusionsverhalten der Modellfarbstoffe charakterisiert. Das Ziel dieser Studie ist die Ausbreitung der Fluoreszenzfarbstoffe NF und EB in der Skelettmuskulatur von Schweinen (Abb. 1) anhand der Diffusionssimulationen zu analysieren und durch den Vergleich mit den tierexperimentellen Messungen die Permeabilität der Blutkapillare mittels Fluoreszenzmikroskopie für die untersuchten Farbstoffe abzuschätzen.

#### Material & Methoden

Die Simulation von Farbstoffausbreitung und Diffusion im Muskelgewebe erfolgt durch die iterative Simulation mittels makroskopischer Diskretisierung des Gewebes [1]. Es wird ein vereinfachtes Muskelgewebemodell basierend auf den histologischen Messungen in den Muskelgewebeschnitten von Schweinen entwickelt [2]. In der Simulation wird die Permeabilität der Blutkapillare für die untersuchten Farbstoffe variiert, da sie nicht in den tierexperimentellen Messungen histologisch bestimmt werden kann. Für die beiden Farbstoffe NF und EB werden zwei Fälle simuliert: Bolus- und kontinuierliche Injektion der Farbstoffe.

#### Ergebnisse

Durch den Vergleich der Simulationsergebnisse mit den Ergebnissen der tierexperimentellen Untersuchungen für die mittlere Konzentration der Farbstoffe nach der Bolusapplikation konnten die Permeabilität vom Farbstoff NF von  $2.9 \mu\text{m/s}$  und die Permeabilität vom Farbstoff EB von  $0.1 \mu\text{m/s}$  abgeschätzt werden. Die Fluoreszenzmikroskopie der Farbstoffe ermöglichte keine Abschätzung der Kapillarpermeabilität, da die simulierten Konzentrationsverteilungen von NF und EB deutlich von den experimentell bestimmten Verteilungen in der Skelettmuskulatur abweichen.

#### Literatur

- [1] O. Schimpf, S. Hindel and L. Lüdemann: Assessment of micronecrotic tumor tissue using dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *Phys Med*, 34:38-47, 2017
- [2] S. Hindel, A. Söhner, M. Maaß, W. Sauerwein, H. A. Baba, M. Kramer and L. Lüdemann: Validation of interstitial fraction volume quantification by using dynamic-contrast-enhanced magnetic resonance imaging in porcine skeletal muscles. *Invest Radiol*, 52:66-73, 2017

#### Anhang 1

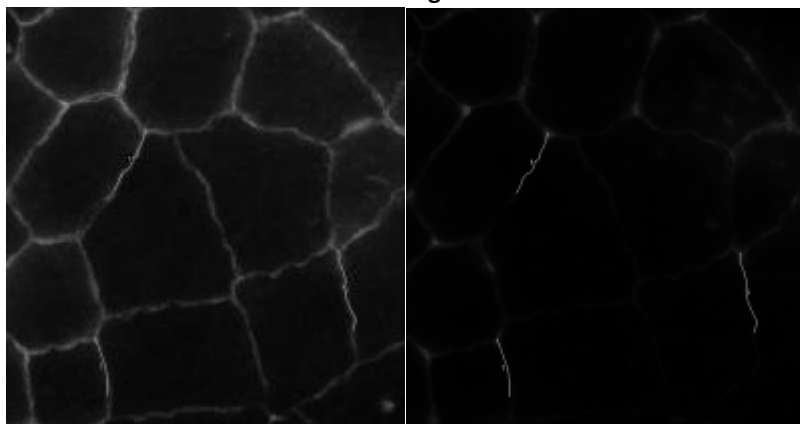


Abb. 1: Muskelgewebe mit den Fluoreszenzfarbstoffen NF (links) und EB (rechts).

### **P 28 High-resolution dynamic nitroxide magnetic resonance imaging of the vascular wall in an *ex vivo* atherosclerosis mouse model**

M. Pali<sup>1</sup>, M. Terekhov<sup>1</sup>, C. Wittke<sup>1</sup>, J. Gil-Pulido<sup>2</sup>, N. Wagner<sup>3</sup>, E. Sueleyman<sup>3</sup>, A. Zerneck<sup>2</sup>, L. M. Schreiber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University Hospital, Chair of Cellular and Molecular Imaging, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>University Hospital, Institute for Experimental Biomedicine II, Würzburg, Deutschland

<sup>3</sup>Würzburg University, Institute of Anatomy and Cell Biology, Würzburg, Deutschland

#### **Introduction**

Overproduction of reactive oxygen species (ROS) is a contributing factor in the pathology of cardiovascular diseases. Stable nitroxide radicals are used as a redox-sensitive T<sub>1</sub> contrast agent in MRI. Previously we established a nitroxides study protocol in ex-vivo porcine aorta [1]. The aim of this study was to prove if nitroxides can be used for high-resolution dynamic-contrast-enhanced MRI in mouse aorta.

#### **Material & Methods**

MRI measurements were performed with a Bruker PharmaScan™ 70/16 7T-scanner using the cryoprobe coil. The T<sub>1</sub>-weighted GRE protocol was optimized with regard to the spatial and temporal resolution [1]. 30mM TEMPOL solution was injected into the left ventricle of atherosclerotic *Ldlr*<sup>-/-</sup> mice (n=4) 15-40 minutes after euthanasia.

#### **Results**

*Figure 1* shows a MRI transversal section of the aortic arch. Both lumen and atherosclerotic plaques can be clearly distinguished. *Figure 2* demonstrates signal-time profiles in the wall and lumen. The TEMPOL generated T<sub>1</sub> contrast varies due to heterogeneity of both nitroxide diffusion inside the wall and reduction by native ROS.

#### **Summary**

We demonstrated feasibility of high-resolution dynamic nitroxide MRI in atherosclerotic mouse vessel wall and proof-of-principle of TEMPOL kinetic monitoring in very close to in-vivo conditions, which provides the methodology for future in-vivo animal studies.

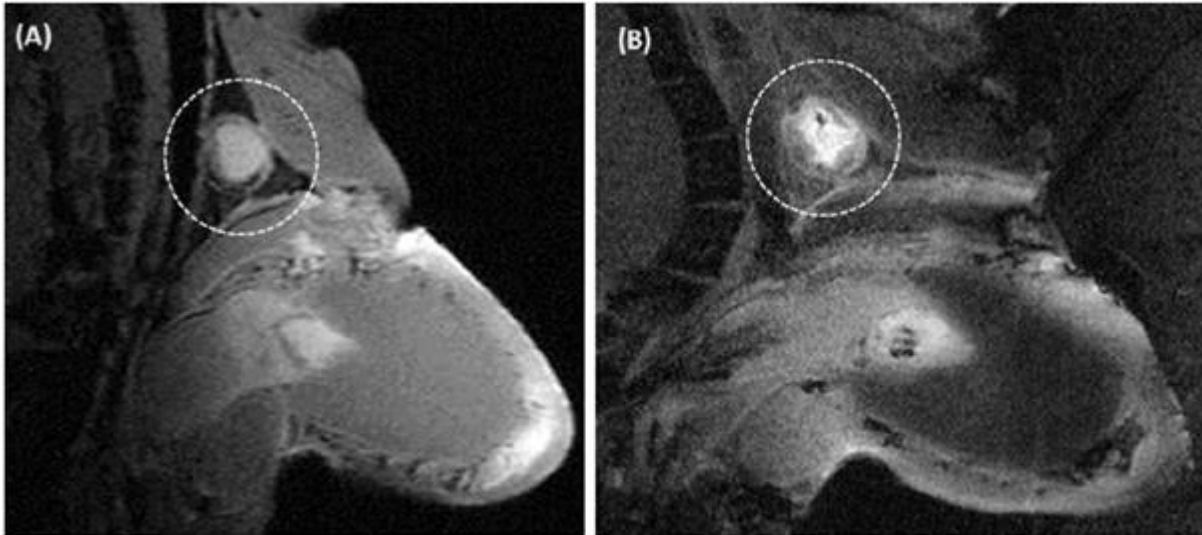
#### **Acknowledgements**

Financial support was obtained from the German Ministry of Education and Research (BMBF) under grant#01E1O1504.

#### **Literature**

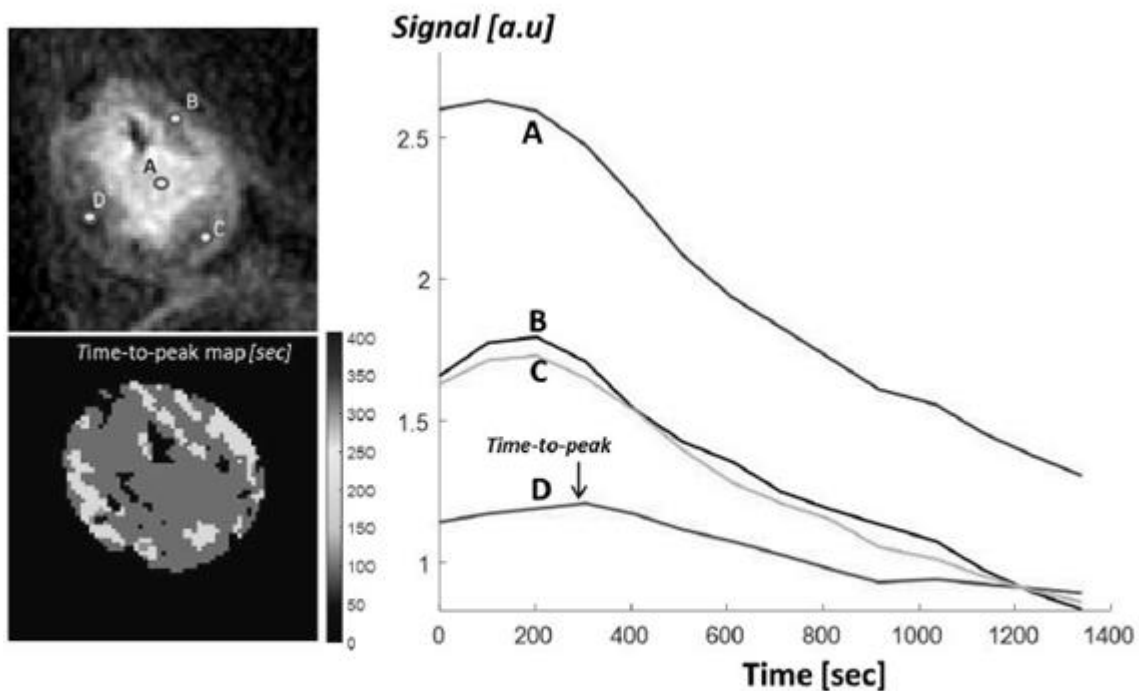
- [1] Pali et al.: High-resolution and Semidynamic Vessel Wall Imaging Kinetics obtained From Stable Radical MRI in ex-vivo Porcine Aorta, ESC, Vienna, Austria, 2018.

## Appendix 1



**Figure 1**  $T_1$ -weighted images of mouse aortic wall after TEMPOL injection. GRE parameters: TE/TR/FA=3.2/90ms/90°, voxel size=0.04x0.04x0.3mm. Wall thickness variation and regions with inhomogeneous contrast distribution can be associated with different stages of atherosclerotic degenerations like high porous plaques (A) or advanced lumen stenosis (B).

## Appendix 2



**Figure 2** Temporal variation of  $T_1$ -weighted signal in the aortic lumen (A) and wall (B-D) associated with TEMPOL kinetic. Increased time-to-peak value can be related to degenerations of the wall leading to lower TEMPOL perfusion rate.

**P 29 Messung des Sauerstoffverbrauchs im Gehirn einer Glioblastom-Patientin mittels regularisierter qBOLD-Auswertung**

S. Thomas<sup>1</sup>, S. Hubertus<sup>1</sup>, A. Förster<sup>2</sup>, L. R. Schad<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Heidelberg, Computerunterstützte Klinische Medizin, Mannheim, Deutschland

<sup>2</sup>Universität Heidelberg, Abteilung für Neuroradiologie, Mannheim, Deutschland

**Einleitung**

Der Sauerstoffverbrauch in Hirntumoren kann eine wichtige Information für die Therapieplanung bieten. Zur nicht-invasiven Messung des Sauerstoffverbrauchs mittels Magnetresonanztomographie (MRT) kann die qBOLD-Methode (engl.: quantitative Blood-Oxygenation-Level-Dependent) verwendet werden. Da diese jedoch aufgrund langer Messzeit nicht in der klinischen Routine eingesetzt wird, wurde in dieser Arbeit eine Regularisierungsmethode implementiert, die eine robustere Auswertung ermöglicht und dadurch die Messzeit auf ein klinisch akzeptables Maß reduziert. Diese Methode wurde auf eine Glioblastom-Patientin angewendet und der Sauerstoffverbrauch (engl.: Oxygen Extraction Fraction, OEF) in gesundem und tumorösem Gewebe verglichen.

**Material & Methoden**

Eine Glioblastom-Patientin (60 Jahre) wurde mit einer Gradient-Echo-Sampled-Spin-Echo-(GESSE)-Sequenz gemessen (TR = 2779ms, Auflösung: 2x2x2mm<sup>3</sup>, 25 Schichten, Messzeit: 10min). Zusätzlich wurde eine T<sub>1</sub>-gewichtete MPRAGE-Sequenz mit Kontrastmittel als morphologische Referenz aufgenommen. Alle Scans wurden auf einem 3T-Scanner (Magnetom Trio, Siemens Healthcare, Deutschland) durchgeführt. An die GESSE-Daten wurde voxelweise ein Gewebemodell<sup>1</sup> gefittet, das den Signalverlauf in Abhängigkeit von physiologischen Parametern beschreibt. Der Standard Fit (least-squares) wurde um einen Regularisierungsterm erweitert, der physiologisch sinnvolle Werte (OEF=40%) bevorzugt und damit Ausreißer unterdrückt.

**Ergebnisse**

Abbildung 1 zeigt die morphologische Aufnahme der Glioblastom-Patientin (a) zusammen mit den OEF-Karten, die mit dem Standard Fit (b) bzw. dem regularisierten Fit (c) ausgewertet wurden. Innerhalb des Tumorumfanges sind in beiden Methoden Hotspots zu erkennen. Im Gegensatz zum Standard Fit zeigt die regularisierte Methode homogene OEF-Werte in gesundem Gewebe.

**Zusammenfassung**

Diese Studie demonstriert eine robustere Auswertungsmethode für qBOLD-Daten im Gehirn. Die homogenen Werte im gesunden Hirngewebe entsprechen den physiologischen Erwartungen (OEF=40%). Die OEF-Hotspots im Tumor bleiben trotz Regularisierung erhalten und könnten wichtige Informationen für die Therapie liefern.

**Literatur**

[1] Yablonskiy et al., MRM1994

**Anhang 1**

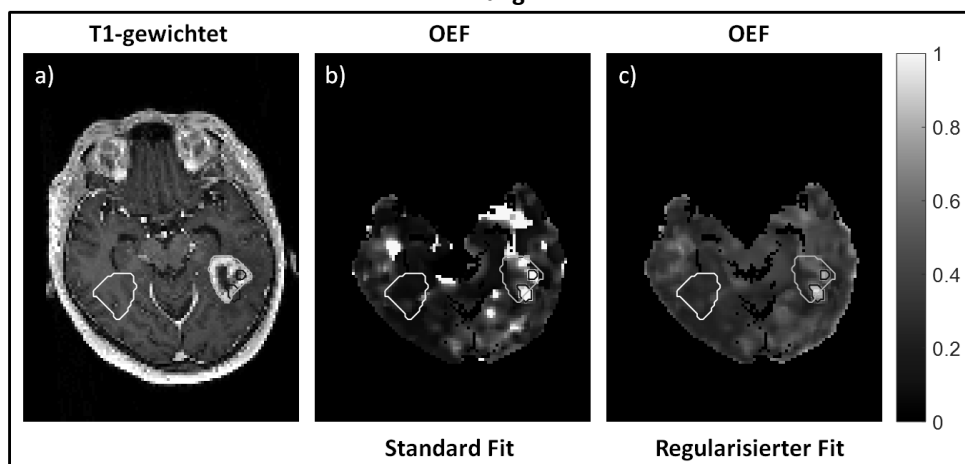


Abb.1: a) Morphologische Aufnahme mit Kontrastmittel, b) OEF-Karte mit Standard Auswertung, c) OEF-Karte mit regularisierter Auswertung. Das Tumorumfang ist in grün, das gesunderscheinende Gewebe der Gegenseite in weiß eingezeichnet. Die Hotspots im Tumorumfang sind in blau markiert.

### P 30 Optimized $^{23}\text{Na}$ surface coils for small animal *ex-vivo* MRI/MRS measurements

C. Wittke<sup>1</sup>, M. Terekhov<sup>1</sup>, I. Elabyad<sup>1</sup>, P. Eder-Negrin<sup>2</sup>, W. R. Bauer<sup>3</sup>, L. M. Schreiber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>University Hospital Wuerzburg, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Chair of Cellular and Molecular Imaging, Würzburg, Deutschland

<sup>2</sup>University Hospital Wuerzburg, Comprehensive Heart Failure Center (CHFC), Würzburg, Deutschland

<sup>3</sup>University Hospital Wuerzburg, Med. Clinic and Polyclinic I, Cardiology, Würzburg, Deutschland

#### Introduction

Quantification of intra- and extracellular sodium concentration in tissue is an essential key in understanding ion exchange dysfunction. The difference in concentration of these compartments by orders of magnitude makes the existing  $^{23}\text{Na}$  MRI methods extremely demanding with respect to the signal-to-noise (SNR) ratio. We designed and compared two double-tuned  $^{23}\text{Na}$ -surface coils to maximize SNR achievable in *ex-vivo* measurements on mouse heart.

#### Material & Methods

All measurements were performed on a Bruker PharmaScan™ 70/16 7T-scanner with GRE sequences. A planar surface coil (ID=15mm) and a curved coil (ID=22mm) were compared with a commercial ID=40mm  $^{23}\text{Na}/^1\text{H}$ -volume resonator (Bruker). For the tests a water phantom with physiologic extracellular sodium concentration as well as *ex-vivo* mice euthanized due to breeding excess were used.

#### Results

Figure 1 demonstrates SNR and normalized  $B_1^+$ -maps for the coils. As expected, the planar coil SNR exceeds that of the volume coil by a factor of 2.5 within  $\approx 50\%$  of coil radius distance. However, it drops rapidly due to strong  $B_1^+$ -decay. The curved coil geometry improves  $B_1^+$  penetration depth by a factor of three in comparison to the planar coil. However, it preserves SNR gain by factor 2 in comparison to the volume coil. Figure 2 shows typical MR-images from a mouse. The heart is located  $d \approx 10\text{mm}$  below the coil.

#### Conclusion

The curved coil (SNR=43.7) has a significantly improved visualization and SNR compared to the planar surface coil (SNR=15.5) and is therefore superior.

#### Acknowledgements

BMBF Grant 01EO1004&01E1O1504

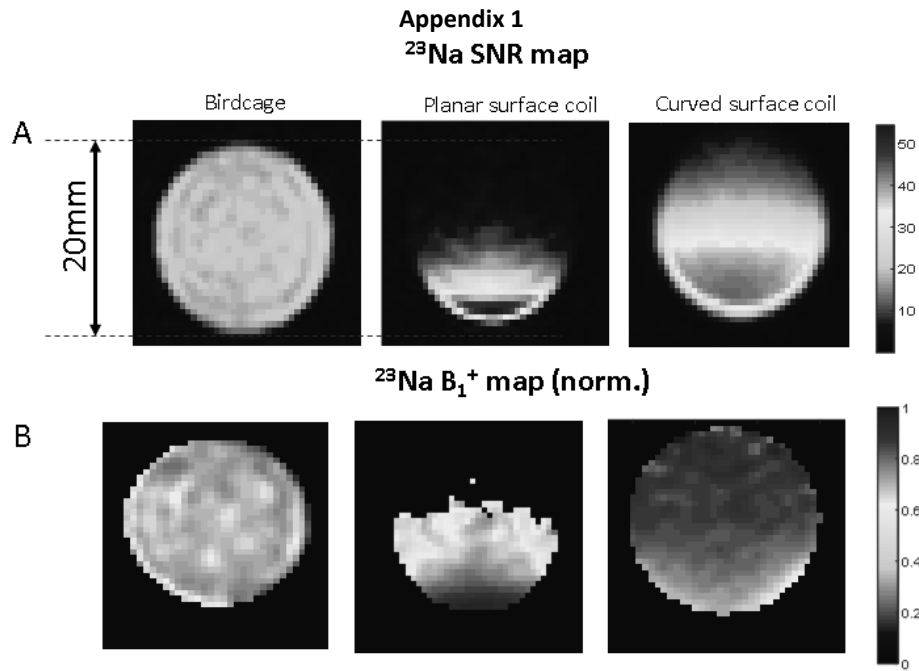


Figure 1:  $^{23}\text{Na}$  MRI of phantoms (0,9% NaCl solution). (A) SNR map of volume and surface coils (B) normalized  $B_1^+$ -maps. GRE parameters:  $TE/TR = 1.39\text{ms}/300\text{ms}$ , voxel size  $0.5 \times 0.5 \times 5\text{mm}$

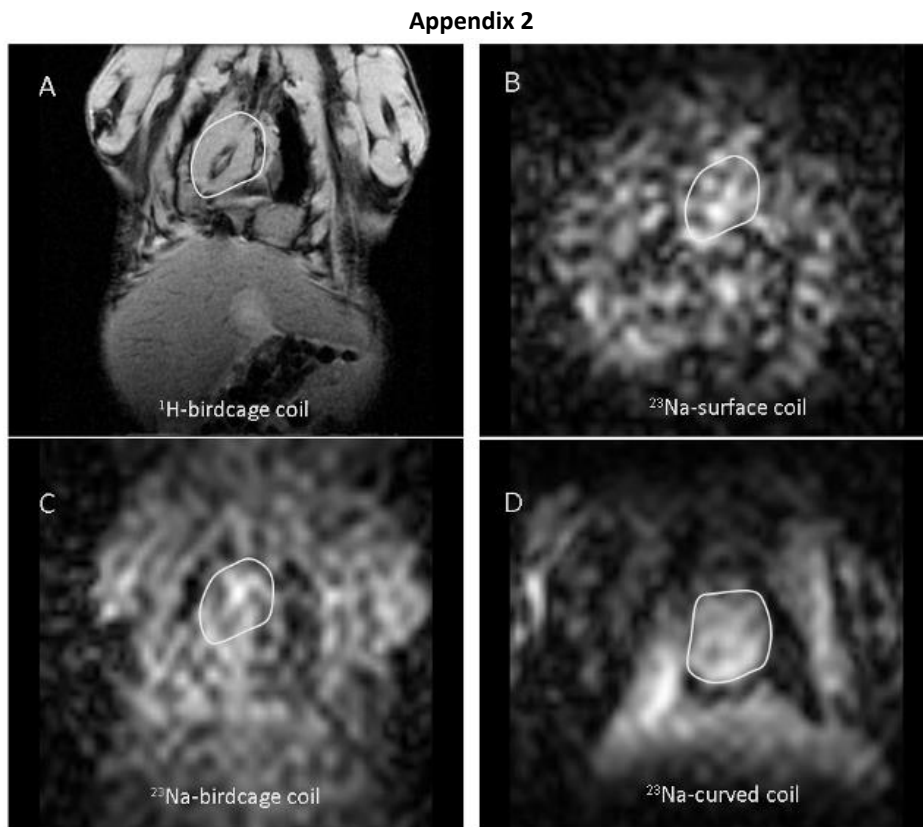


Figure 2: GRE  $^1\text{H}$  (A) and  $^{23}\text{Na}$  (B, C, D) images of mouse thorax with volume and surface coils. Yellow line highlights the heart position. GRE parameters: (A) $TE/TR/FA/AV:2.34/300\text{ms}/35^\circ/5(^1\text{H})$ ; (B, C, D): $0.86\text{ms}/50\text{ms}/90^\circ/2000(^{23}\text{Na})$



### P 31 Funktionelle Diffusionsmessungen an der Ratte bei 9,4 T

F. Albers<sup>1</sup>, L. Wachsmuth<sup>1</sup>, C. Faber<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universitätsklinik Münster, Institut für klinische Radiologie, Münster, Deutschland

#### Einleitung

Mittels diffusionsgewichteter MRT Sequenzen können Gewebe mit hoher und niedriger Diffusion unterschieden werden und Diffusionskoeffizienten (ADC) berechnet werden. Funktionelle Diffusionsmessungen zeigen einen positiven Signalanstieg während ein Proband eine Aufgabe erfüllt oder einem Stimulus ausgesetzt ist [1,2]. Eine mögliche Erklärung dafür ist ein Anschwellen der Neuronen, dass zur Vergrößerung der Membranoberfläche führt und die Diffusion im Gewebe behindert. Hier wurde eine diffusionsgewichtete Sequenz optimiert, um funktionelle Diffusionsmessungen an der Ratte bei 9,4 T durchzuführen.

#### Material & Methoden

Fischer Ratten (n=5) wurden mit Medetomidin sediert und mittels elektrischer Pfotenstimulation (1 mA, 1 ms Pulse, 9 Hz, 5 s oder 10 s Stimulationsdauer) stimuliert. Am 9,4 T Kleintier-MRT wurden diffusionsgewichtete EPI-Bilder (7 Schichten à 1,8 mm, TE 47-89 ms, TR 1s,  $\Delta=20-35$  ms,  $\delta=4$  ms, b-Werte=300-2400 s/mm<sup>2</sup>, Diffusionsrichtung [1 0 0], Messdauer 10 min) aufgenommen. Das Signal im aktivierten Vorderpfotenkortex wurde über 20 Stimulationszyklen gemittelt und in jedem Tier auf die maximale Änderung normiert. Für verschiedene Kombinationen von b-Werten wurde der ADC für  $b_1 > b_2$  mittels  $ADC = (S_{b_2}/S_{b_1}) / (b_1 - b_2)$  berechnet.

#### Ergebnisse

In 29 von 33 Messungen ergab die ROI Analyse positive Signalanstiege (Abb. 1). Es war keine Abhängigkeit der Amplitude vom b-Wert zu erkennen (Abb. 2). Die Signalverläufe zeigten im Gegensatz zu [2] über die Stimulationsphase andauernde Aktivierung. Die erwartete negative Änderung des ADC wurde nicht beobachtet.

#### Zusammenfassung

Funktionelle Diffusionsmessungen an der Ratte konnten reproduziert werden [2] und zeigten den erwarteten positiven Signalanstieg. Ein Abfall des ADC konnte nicht beobachtet werden.

#### Literatur

- [1] Le Bihan, D.: Direct and fast detection of neuronal activation in the human brain with diffusion MRI. PNAS 103 (21) 8263-8268, 2006.
- [2] Tsurugizawa, T.: Water diffusion in brain cortex closely tracks underlying neuronal activity. PNAS 110 (28) 11636-11641, 2013.

Anhang 1

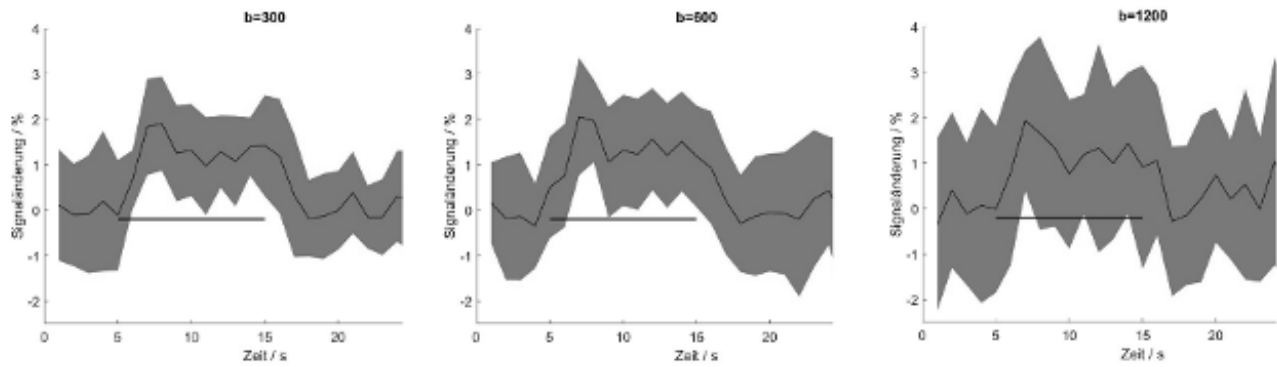


Abb. 1: Beispielhafte Signalverläufe für  $b=300$ ,  $600$ , und  $1200$ . Mittelwert und Fehler des Mittelwertes (sem) sind gezeigt.

Anhang 2

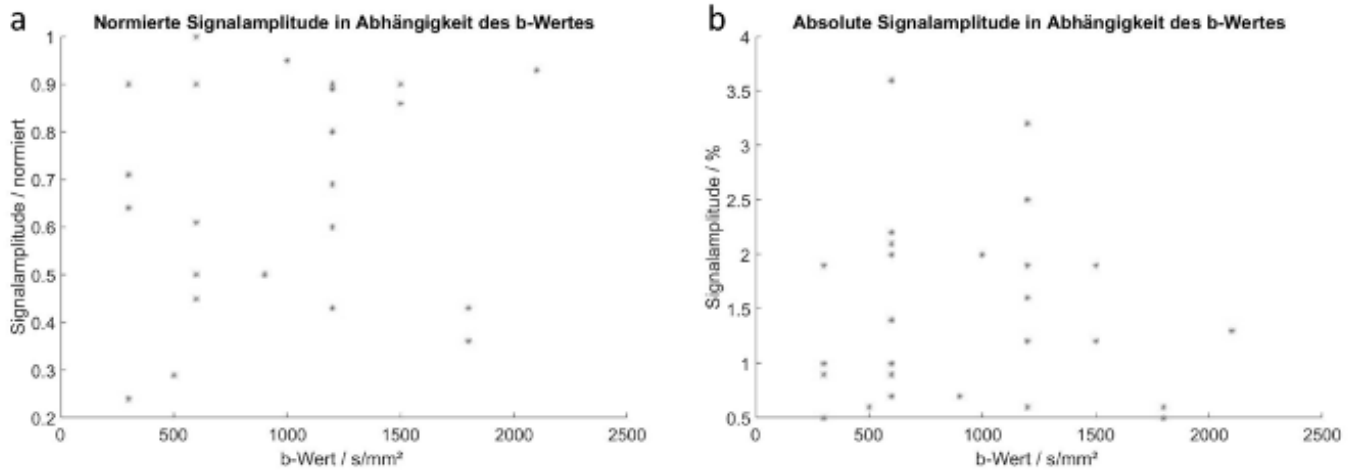


Abb. 2: Auf die maximale Signalamplitude im betreffenden Tier normierte (a) und absolute (b) Signaländerung in Abhängigkeit vom b-Wert.

### P 32 Combining DTI-based tractography with directional leads in DBS – a benefit for the patient?

M. Hoevens<sup>1</sup>, A. Hellerbach<sup>1</sup>, T. Dembek<sup>2</sup>, J. Petry-Schmelzer<sup>2</sup>, M. Barbe<sup>2</sup>, A. Gierich<sup>1</sup>, K. Luyken<sup>1</sup>, J. Wirths<sup>1</sup>, V. Visser-Vandewalle<sup>1</sup>  
H. Treuer<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Uniklinik Köln, Stereotaxie, Köln, Deutschland

<sup>2</sup>Uniklinik Köln, Neurologie, Köln, Deutschland

#### Introduction

Deep Brain Stimulation (DBS) is an effective treatment for various psychiatric and neurological indications. Of increasing importance in DBS is the determination and visualization of fiber tracks in the brain. This additional information may support the definition of target points or help in avoiding side effects. On top of that, spatial steering of the electrical field achieved by novel directional leads and guided by fiber tracking might increase the therapeutic benefit.

#### Material & Methods

For Diffusion Tensor Imaging (DTI) in DBS the patient movements, image and eddy current distortions are corrected. The probability distributions of the fiber trajectories in each voxel are calculated by means of probabilistic methods (bedpostX) [1] [2]. The individual fiber tracks are calculated by probetrackx2, and converted to DICOM format, which in turn serves as input data for various surgical planning systems.

The orientation of the directional (segmented) leads and thus the direction of the resulting stimulation field can be determined by the examination of intra- or postoperative X-ray- and CT-images[3]. This information is used to determine the geometrical distance between different electrodes and the fiber tracks. This geometrical distance is correlated with clinical stimulation results. In a second step, this procedure is enhanced by replacing the geometrical distance with simulated electrical fields.

#### Results

While the calculation und visualisation of fiber tracks within DBS is already available in various planning systems, the correlation of fiber tracks and directional fields with clinical results is still in the evaluation phase.

#### Summary

The fiber tracking workflow will be supplemented by the definition of standardized seed regions, which can further automate and standardize the calculations of fiber tracks. By correlating the relation of simulation fields and fiber tracks with clinical effects we will be able to achieve a clinical validation of fiber tracking in DBS.

## Index

### A

Abdel-Rahman, S. .... 13, 94  
 Aklan, B. .... 13, 94  
 Albers, F. .... 13, 105  
 Aleric, I. .... 9, 41

### B

Bach, M. .... 7, 30, 32  
 Bacher, M. .... 7, 30, 32  
 Bachert, P. .... 9, 12, 13, 37, 77, 83, 85, 97  
 Barbe, M. .... 13, 107  
 Barth, P. .... 12, 92  
 Bartsch, A. .... 9, 39  
 Bastkowski, R. .... 9, 12, 44, 81  
 Bauer, W. R. .... 11, 13, 73, 103  
 Bayer, S. .... 11, 69  
 Becker, H. .... 12, 92  
 Behl, N. G. R. .... 9, 12, 37, 77, 83  
 Behr, V. .... 10, 51  
 Bendszus, M. .... 12, 74  
 Berg, A. G. .... 10, 56  
 Bernarding, J. .... 12, 89  
 Berner, S. .... 9, 11, 48, 60  
 Bert, C. .... 8  
 Bichert, A. .... 11, 58  
 Bickelhaupt, S. .... 10, 52, 54  
 Bieri, O. .... 10, 56  
 Blaimer, M. .... 9, 39  
 Bley, T. A. .... 10, 51  
 Bögle, R. .... 7, 16  
 Boretius, S. .... 8, 9, 13, 33  
 Braren, R. .... 11, 71  
 Breuer, F. .... 9, 39  
 Breuer, S. .... 10, 49  
 Brunheim, S. .... 7, 11, 19, 26  
 Bruns, C. .... 12, 89  
 Buck, M. .... 7, 29  
 Burchert, W. .... 12, 92  
 Buschle, L. .... 9, 12, 46, 74

### C

Chacón-Caldera, J. .... 11, 12, 61, 87

### D

Daniel, H. .... 10, 54  
 Deichmann, R. .... 10, 49  
 Deligianni, X. .... 10, 56  
 Delorme, S. .... 10, 54  
 Dembek, T. .... 13, 107  
 Denecke, T. .... 9, 41  
 Dietrich, O. .... 12, 79  
 Dietrich, P. .... 10, 51  
 Dolde, K. .... 11, 67  
 Dommaschk, M. .... 12, 93  
 Dörfler, A. .... 9, 11, 34, 69  
 Dornberger, B. .... 7, 30

Düwel, S. .... 12, 75

### E

Eder-Negrin, P. .... 13, 103  
 Elabyad, I. .... 11, 13, 63, 103  
 Engler, J. .... 11, 67  
 Ertl-Wagner, B. .... 12, 79  
 Etzel, R. .... 11, 65, 66  
 Euchner, F. .... 12, 89

### F

Faber, C. .... 13, 105  
 Fahrig, R. .... 11, 69  
 Faust, J. .... 12, 85  
 Fiedler, T. M. .... 7, 19  
 Fink, A. .... 8  
 Flassbeck, S. .... 9, 12, 37, 83  
 Forman, C. .... 9, 34  
 Förster, A. .... 13, 102  
 Friedrich, F. .... 12, 83

### G

Geisel, D. .... 9, 41  
 Gierich, A. .... 13, 107  
 Giese, D. .... 9, 12, 41, 44, 81  
 Gil-Pulido, J. .... 13, 100  
 Grashei, M. .... 12, 75  
 Gratz, M. .... 7, 19  
 Gröbner, J. .... 12, 13, 93, 95  
 Günther, M. .... 7, 29  
 Gutjahr, F. .... 7, 11, 21

### H

Haase, A. .... 12, 75  
 Heidemann, R. M. .... 9, 34, 35  
 Heiland, S. .... 12, 74  
 Heitmann, G. .... 13, 95  
 Hellerbach, A. .... 13, 107  
 Hennig, J. .... 9, 11, 46, 48, 60  
 Hensel, B. .... 9, 10, 34, 35, 52  
 Herges, R. .... 12, 13, 93, 95  
 Herrmann, T. .... 12, 89  
 Herz, S. .... 10, 11, 51, 64  
 Hindel, S. .... 9, 13, 41, 99  
 Hoevels, M. .... 13, 107  
 Hoffmann, A. L. .... 11, 67  
 Hörr, V. .... 10, 11  
 Hövener, J.-B. .... 9, 11, 60  
 Hubertus, S. .... 12, 13, 87, 102  
 Hundshammer, C. .... 12, 75

### I

Ingrisch, M. .... 7, 11, 12, 16, 79

## 21. Jahrestagung der ISMRM-DS

### J

Jakob, P. M.	7, 9, 21, 39
Janka, R.	10, 52
Jenne, J. W.	85
Jo, Y.	12, 89

### K

Kampf, T.	9, 10, 11, 12, 46, 51, 73, 74
Keil, B.	7, 11, 27, 65, 66
Knowles, B.	12, 83
König, F.	10, 54
Körperich, H.	12, 92
Kosmala, A.	11, 64
Kratzer, F. J.	9, 37
Kuder, T. A.	10, 13, 54, 97
Kullmann, W.	9, 39
Kumar, S.	12, 89
Kurz, F.	9, 12, 46, 74
Kutscha, N.	11, 66

### L

Ladd, M. E.	7, 9, 10, 12, 19, 26, 37, 52, 77, 83, 85
Laun, F. B.	7, 8, 10, 11, 13, 26, 52, 54, 97
Lederer, W.	10, 54
Lee, C.	12, 89
Leghissa, M.	11, 69
Levine, S.	12, 91
Liebig, P.	9, 34, 35
Lindner, L.	13, 94
Lohr, D.	9, 11, 33, 64
Lommen, J.	11, 69
Lüdemann, L.	9, 13, 41, 99
Ludwig, D.	13, 97
Ludwig, J.	12, 93
Luyken, K.	13, 107

### M

Maderwald, S.	7, 26
Maier, A.	11, 69
Maier, F.	12, 83, 85
Maintz, D.	9, 12, 44, 81
Malzacher, M.	11, 61
Marques, J. P.	7, 19
Martens, J.	9, 42
May, M.	7, 11, 27, 65, 66
Meixner, C. R.	9, 34
Mittermeier, A.	12, 79
Młynarska-Bujny, A.	10, 54
Munz, E. E.	7, 21

### N

Nagel, A. M.	9, 11, 12, 34, 37, 69, 77
Neumann, W.	11, 58
Niendorf, T.	10
Niesporek, S.	7, 12, 22

### O

Oh, C.-H.	12, 89
Orzada, S.	7, 19, 26
Ott, S.	10, 52

### P

Pali, M.	13, 100
Palm, T.	10, 52
Panzer, S.	9, 42
Parodi, K.	8
Peller, M.	13, 94
Peters, K.	9, 12, 44, 81
Petry-Schmelzer, J.	13, 107
Pfaffenberger, A.	11, 67
Pfister, J.	9, 39
Philips, B.	7, 26
Pilatus, U.	10, 49
Platt, T.	7, 13, 24
Plaumann, M.	12, 89
Poniatowski, M.	7, 28
Porter, D.	9, 35

### Q

Quick, H. H.	7, 19, 26
--------------	-----------

### R

Reiter, T.	11, 73
Rietsch, S. H. G.	7, 19, 26
Ringleb, R.	12, 89

### S

Santl, M.	13, 94
Schad, L. R.	11, 12, 13, 58, 61, 87, 102
Scheenen, T.	7, 26
Schellenberg, M.	12, 77
Schilling, F.	11, 12, 71, 75
Schillmaier, M.	11, 71
Schimpf, O.	13, 99
Schimpf, W.	9, 48
Schlemmer, H.-P.	9, 10, 54
Schmid, M.	9, 34
Schmidt, A. B.	9, 11, 48, 60
Schmidt, M.	9, 34
Schmitter, S.	9, 34
Schneider, S.	11, 67
Scholz, A.	11, 65
Schreiber, L. M.	9, 11, 13, 33, 42, 63, 64, 100, 103
Schröder, A.	9, 33
Schüre, J.-R.	10, 49
Schwarzbach, J.	12, 91
Seidel, P.	12, 91
Shrestha, M.	10
Siebes, M.	9, 42
Söhner, A.	13, 99
Speier, P.	7, 9, 30, 32, 34
Stefanescu, M. R.	11, 63, 64
Stimpel, B.	11, 69
Stoiber, M.	10, 56
Strohmeier, G.	11, 60
Stuber, M.	7, 30
Sturm, V.	9, 12, 46, 74
Sueleyman, E.	13, 100
Syben, C.	11, 69

## 21. Jahrestagung der ISMRM-DS

### T

Tahedl, M. ....	12, 91
Terekhov, M. ....	11, 13, 63, 100, 103
Thomas, S. ....	13, 102
Thoms, V. ....	13, 95
Treuer, H. ....	13, 107

### U

Uder, M. ....	9, 10, 34, 52
Uhrig, T. ....	12, 87

### V

van den Wijngaard, J. P. ....	9, 42
Visser-Vandewalle, V. ....	13, 107
Vogel, P. ....	9, 10, 46, 51
von Elverfeldt, D. ....	9, 11, 48, 60
von Samson-Himmelstjerna, F. C. ....	7, 29

### W

Wachsmuth, L. ....	13, 105
Wagner, M. ....	10, 49
Wagner, N. ....	13, 100

Wallis, H. ....	9, 33
Wattenberg, M. ....	12, 92
Weiss, K. ....	9, 12, 44, 81
Wenkel, E. ....	10, 52
Wirths, J. ....	13, 107
Wittke, C. ....	13, 100, 103
Wucherer, M. ....	8

### Z

Zaitsev, M. ....	10, 52
Zernecke, A. ....	13, 100
Zhang, K. ....	12, 74
Ziener, C. H. ....	9, 12, 46, 74
Zilles, B. ....	13, 94
Zimmermann, M. ....	9, 11, 48, 60
Zöllner, F. G. ....	11, 12, 58, 87



*Willkommen*

in

Nürnberg

