

# Bildbasierte Korrektur von Phasensprüngen in 4D PC-MRI Flussdaten

Daniel Stucht<sup>1</sup>, Rocco Gasteiger<sup>2</sup>, Steffen Serowy<sup>3,4</sup>, Michael Markl<sup>5</sup>,  
Bernhard Preim<sup>2</sup>, Oliver Speck<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Biomedizinische Magnetresonanz, IEP, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

<sup>2</sup>Institut für Simulation und Graphik, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

<sup>3</sup>Lehrstuhl für Medizinische Telematik und Medizintechnik,  
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

<sup>4</sup>Institut für Neuroradiologie, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

<sup>5</sup>Radiologische Klinik - Medizin Physik, Universitätsklinikum Freiburg  
daniel.stucht@ovgu.de

**Kurzfassung.** Zur Messung von Blutfluss kommt im klinischen Einsatz die zeitaufgelöste Phasen-Kontrast Flussmessungen in Frage. Diese ermöglicht die Darstellung und Analyse der Hämodynamik in den Messvolumina. Die Phasenkontrast-Technik erfordert für die Überführung der gemessenen Phasenwinkel ( $-\pi$  bis  $+\pi$ ) in Geschwindigkeitsvektoren einen Parameter, der die Geschwindigkeitssensitivität angibt (*venc*, velocity encoding). Überschreiten die Flussgeschwindigkeiten diesen Wert, so treten Phasensprünge auf, welche zu Problemen in der Beurteilung der Messdaten führen und eine Analyse erschweren oder verhindern können. Zur Korrektur dieser Phasensprünge existieren eine Reihe von Techniken, welche jedoch meist die Messzeit verlängern. Hier wird ein einfaches bildbasiertes Korrekturverfahren mittels Referenzmessung benutzt und systematisch an Hand von Phantom-Daten untersucht, inwieweit eine Verkürzung der zusätzlichen Messzeiten durch Reduktion der räumlichen und zeitlichen Auflösung möglich ist.

## 1 Einleitung

Die dreidimensionale und zeitlich aufgelöste Messung des in vivo Blutflusses mittels MR-Bildgebung ermöglicht es, Veränderungen in der Hämodynamik z.B. in zerebralen Gefäßen oder in der Aorta und den Karotiden qualitativ und quantitativ zu beurteilen. Die dabei benutzte Technik der Phasenkontrast MRI (4D PC-MRI) erhält die Informationen über die Flusseigenschaften aus dem Phasenteil des MR-Signals [1] [2]. Die Flussempfindlichkeit der Phasendaten wird durch die Anwendung von speziellen Kodiergradienten erreicht. Um die gemessenen Phasenwinkel ( $-\pi$  bis  $+\pi$ ) aus den Flussdaten in Geschwindigkeitsvektoren zu überführen ist die Angabe eines Flusskodierparameters (*venc*, velocity encoding) nötig. Dieser sollte der maximal zu erwartenden Flussgeschwindigkeit entsprechen, da ein Überschreiten dieses Wertes aliasing Artefakte durch Phasensprünge verursacht. Ein höherer *venc*-Wert geht jedoch mit einer Verringerung des

Geschwindigkeit-zu-Rauschen-Verhältnisses (VNR) einher, was nicht erwünscht ist. Des Weiteren ist es nicht immer möglich, eine korrekte Abschätzung der maximal auftretenden Geschwindigkeiten zu geben. Pathologische Veränderungen der Gefäße können zu komplexen Flussmustern und unerwarteten Blutflussgeschwindigkeiten führen.

Ein manuelles Suchen und Entfernen der durch Phasensprünge verursachten Artefakte ist zwar möglich, in Anbetracht der enormen Datenmengen jedoch nicht praktikabel. Es wurden dazu bereits verschiedene automatische Methoden erarbeitet, welche versuchen, große Phasenunterschiede benachbarter Voxel zu finden und so Phasensprünge zu identifizieren und zu korrigieren. Diese Techniken lassen sich auch um die zeitliche Dimension erweitern [3] [4]. Des Weiteren ist es möglich, die MR-Messung mit erweiterten Geschwindigkeitskodierschemata durchzuführen [5]. Ein einfacheres Verfahren ist es, eine Referenzmessung mit einem ausreichend großen *venc*-Wert durchzuführen, und diese Informationen zu benutzen, die mit Artefakten behaftete Messung zu korrigieren [6]. Hierbei sind zusätzliche Messzeiten erforderlich, welche jedoch auf verschiedene Weise minimiert werden können. Ziel dieser Arbeit ist, den Einfluss von räumlicher und zeitlicher Auflösung auf die Ergebnisse dieses einfachen Korrekturverfahrens anhand von Phantom-Messdaten zu untersuchen.

## 2 Material und Methoden

In den Folgenden Abschnitten wird beschrieben, mit welchen Mitteln die Aufnahme der MR-Daten erfolgte und mit welchen Verfahren Korrektur und Ergebnisanalyse mit Matlab in der Version 2008a vorgenommen wurden.

### 2.1 MR-Bildgebung

Die MR-Daten wurden an einem 7 Tesla Ganzkörper-Scanner (MAGNETOM 7T, Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) in einer 24-Kanal-Spule (Nova Medical, Wilmington MA, USA) aufgenommen.

Die Aufnahme der Flussdaten erfolgte mittels flussemphindlicher 4D (zeitaufgelöst und 3D) Phasenkontrast MR-Bildgebung, welche auf einer getriggerten Gradientenchosequenz mit RF-spoiling basiert. Die Messungen wurden in coronaler Schnittführung mit den folgenden Parametern durchgeführt: Bildmatrix =  $72 \times 128 \times 60$ , Field of View (FoV) =  $72 \times 128 \times 60$  mm,  $1.0 \times 1.0 \times 1.0$  mm Voxelgröße, Repititions- und Echozeit TR/TE=92.8 ms/2.771 ms, Parallel Imaging (GRAPPA) Faktor 2, Flipwinkel  $\alpha = 15^\circ$ , Empfangsbandbreite 360 Hz/Px bzw. Hz/mm.

Die Flussmessung wurde zweimal jeweils mit einem veränderten Flusskodierparameter vorgenommen ( $venc_1=0.75$  m/s,  $venc_2=3.0$  m/s). Die übrigen Parameter blieben unverändert. Die Messung wurde mit einem von der Pumpe kommenden Triggersignal synchronisiert. Die Pumpe wurde mit 27 Umdrehungen pro Minute betrieben, wobei eine Umdrehung zwei Pumppulse erzeugt. Es wurden 20 Phasen mit einer zeitlichen Auflösung von 89.6 ms aufgenommen.

Bei den Flussmessungen wird für jede räumliche Schicht, für jede Komponente der Flussgeschwindigkeitsvektoren  $(v_x, v_y, v_z)$  und für jede zeitliche Phase ein eigenes Schnittbild erzeugt. Zusätzlich wird für jede zeitliche Phase ein Magnitudenbild erstellt. So ergeben sich für jede der beiden Flussmessungen  $60 \times 4 \times 20 = 4800$  Einzelbilder.

## 2.2 Vorverarbeitung der MR-Daten

Zunächst wurde für die spätere Verwendung eine statische Maske aus den Magnituden berechnet, welche die Geschwindigkeitsinformationen der stark rauschbehafteten Teile außerhalb der Gefäße des Phantomes auf Null setzt. Dazu wurden die Magnitudendaten aller zeitlichen Phasen summiert und mit einem Schwellenwert von 8% des Maximalwertes gefiltert. Die Phasendaten  $(-\pi$  bis  $+\pi)$  der Flussmessungen wurden mit Hilfe des jeweiligen *vinc*-Parameters in Flussdaten (m/s) überführt.

## 2.3 Phasensprungkorrektur

Die Daten in den beiden Flussmessungen unterscheiden sich vor allem durch die Phasensprünge in der Messung mit dem niedrigerem  $venc_1$  (0.75 m/s) und durch das in der Messung mit größerem  $venc_2$  (3.0 m/s) stärkere Rauschen. In Bereichen mit Phasensprung-Artefakten sollte die Differenz der beiden Messdaten ein Vielfaches von  $2 \cdot venc_1$  betragen, solange nicht auch in der Messung mit  $venc_2$  (Referenzdatensatz) Phasensprünge auftreten. Durch die Rauschanteile schwanken die Differenzen jedoch z.T. stark um diesen Wert. Daher wurden die Differenzwerte, welche zum Auffinden eines Phasensprunges benutzt werden, in Bereiche von  $2n \cdot venc_1 \pm venc_1$  eingeteilt. Die Korrektur fand durch Hinzufügen fehlender bzw. Entfernen überflüssiger Phasen statt. Bei den vorliegenden Messdaten galt beispielsweise ein Voxel mit einer Flussdifferenzen zwischen 0.75 und 2.25 ( $1.5 \pm 0.75$ ) als mit einem Phasensprung behaftet und wurde durch Hinzufügen bzw. Subtraktion von 1.5 korrigiert.

## 2.4 Erstellen des Vergleichsdatensatzes

Zur späteren Beurteilung der Ergebnisse wurde ein Vergleichsdatensatz erstellt. Dieser wurde nach dem beschriebenen Verfahren berechnet, ohne dass die räumliche und zeitliche Auflösung des  $venc_2$ -Datensatzes geändert wurde. Da das Rauschen zu fälschlich ermittelten Phasensprüngen führte, wurden hier die Flussdaten aus der  $venc_2$ -Messung zuvor mit einem  $3 \times 3$  Median-Filter schichtweise gefiltert. Auf diese Weise wurden alle Phasensprünge entfernt. An den Rändern der Gefäße treten sehr vereinzelt Voxel auf, die von dem starken Rauschen außerhalb der Gefäße beeinflusst werden. Dieser Effekt ist auch auf den Originaldatensätzen zu sehen und würde durch eine genauere Segmentierungsmethode minimiert.

## 2.5 Reduktion der räumlichen und zeitlichen Auflösung

Am MR-Scanner liefert die Aufnahme eines kleineren k-Raumes in kürzerer Zeit ein Bild mit geringerer Auflösung. Dieses lässt sich durch sogenanntes *Zerofilling* wieder zur ursprünglichen Größe interpolieren. Dabei werden die Ränder des k-Raumes zur Mitte hin bis zur gewünschten Größe mit Nullen gefüllt, bevor die Daten mittels Fouriertransformation in den Bildraum überführt werden. Um dieses Vorgehen zu simulieren, wurden die Phasen- und Magnitudendaten der *venc*<sub>2</sub>-Messung als komplexe Daten mittels 3D-FFT in den k-Raum transformiert und dort das beschriebene *Zerofilling*-Verfahren ausgeführt. Die Phasensprungkorrektur wurde mit Auflösungen des Referenzdatensatzes zwischen 100% und 3% seiner ursprünglichen Auflösung getestet. Dabei ist mit einer Auflösung von X% gemeint, dass die Kanten des inneren nicht mit Nullen überschriebenen Teils des k-Raumes jeweils X% ihrer Ursprungslängen aufweisen. Die Reduktion der zeitlichen Auflösung wurde durch einfaches Mitteln von je zwei aufeinanderfolgender Phasen erreicht. Beiden Phasen wurde dann das berechnete Mittel zugeordnet.

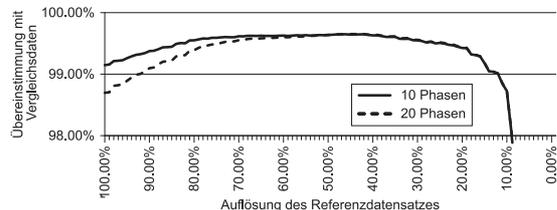
## 3 Ergebnisse

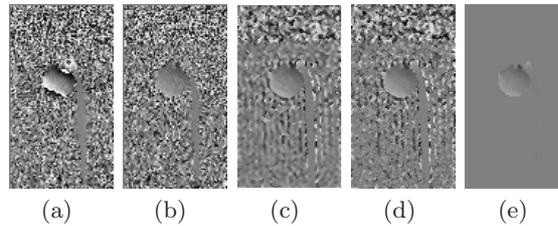
Die Ergebnisse der schrittweisen Reduktion der Auflösung und des anschließenden Vergleichs der Ergebnisse der Phasensprungkorrektur mit dem Vergleichsdatensatz (siehe Abschnitt 2.4) sind in Abbildung 1 dargestellt. Die Berechnungen wurden mit (max. Übereinstimmung bei 46% räumlicher Auflösung) und ohne Änderungen (max. Übereinstimmung bei 43% räumlicher Auflösung) in der zeitlichen Dimension durchgeführt. Im zweiten Fall wurden stets die gemittelten Phasen zu Grunde gelegt. Abbildung 2 zeigt die Teilergebnisse einzelner Verarbeitungsschritte.

## 4 Diskussion

Das vorgestellte Verfahren liefert auch bei halbiertem räumlicher und zeitlicher Auflösung noch gute Ergebnisse unter Beibehalt des besseren VNR der Messung mit niedrigem *venc*. Vermutlich werden die höheren Fehlerraten bei geringer Reduktion der Auflösung durch das Rauschen an den Rändern der Gefäße verursacht. Fehlerbehaftete Voxel sind nahezu ausschließlich dort zu finden. Die

**Abb. 1.** Übereinstimmung von Vergleichsdaten und Ergebnissen im nicht maskierten Bereich bei abnehmender räumlicher Auflösung des Referenzdatensatzes bei vollen 20 zeitlichen Phasen und bei reduzierten 10 Phasen (abweichende Voxel).





**Abb. 2.** Schritte der Phasensprungkorrektur: (a) Messung mit  $venc_1=0.75\text{m/s}$  mit Phasensprüngen, (b) Messung mit  $venc_1=3.00\text{m/s}$ , (c) entspricht (b) mit verringerter räumlicher (50%) und zeitlicher Auflösung, (d) korrigierte Daten aus (a), (e) entspricht (d) mit Maskierung des Hintergrundes.

Fehler rühren meist nicht von Phasensprüngen her, sondern werden durch die nicht perfekte Maskierung verursacht, was eine genauere Segmentierungsmethode verhindert würde. Die Verbesserung der Übereinstimmung mit zunehmender Auflösungsreduktion bis etwa 45% wird wahrscheinlich durch die Minderung des Rauschens durch Glättung und zeitliche Mittelung verursacht. Erst ab ca. 45% Reduktion treten Fehler in der Phasensprungkorrektur auf. Weitere Versuche müssen zeigen, ob es sich dabei um eine absolute Größe oder um einen relativen Zusammenhang zur Originalgröße der Messdaten handelt. In dieser Arbeit würde so eine Reduktion der zusätzlichen Messzeit auf 15-20% erreicht, durch einen höheren GRAPPA-Beschleunigungsfaktor und die weitere Reduktion der zeitlichen Phasen wäre vermutlich eine weitere Verringerung möglich. Es ist zu prüfen, in wie weit sich die Ergebnisse dieses Phantom-Tests auf *in vivo* Versuche übertragen lassen. Die größeren Messvolumina und das weniger ausgeprägte Hintergrundrauschen lassen auch hier gute Ergebnisse vermuten.

## Literaturverzeichnis

1. Markl M, Chan FP, Alley MT, Wedding KL, Draney MT, Elkins CJ, et al. Time-resolved three-dimensional phase-contrast MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2003;17(4):499–506.
2. Markl M, Harloff A, Bley TA, Zaitsev M, Jung B, Weigang E, et al. Time-resolved 3D MR velocity mapping at 3T: Improved navigator-gated assessment of vascular anatomy and blood flow. *J Magn Reson Imaging*. 2007;25(4):824–831.
3. Salfity MF, Huntley JM, Graves MJ, Marklund O, Cusack R, Beauregard DA. Extending the dynamic range of phase contrast magnetic resonance velocity imaging using advanced higher-dimensional phase unwrapping algorithms. *J R Soc Interface*. 2006;3(8):415–427.
4. Herment A, Mousseaux E, Jolivet O, DeCesare A, Frouin F, Todd-Pokropek A, et al. Improved estimation of velocity and flow rate using regularized three-point phase-contrast velocimetry. *Magn Reson Med*. 2000;44(1):122–128.
5. Johnson KM, Markl M. Improved SNR in phase contrast velocimetry with five-point balanced flow encoding. *Magn Reson Med*. 2010;63(2):349–355.
6. Lee AT, Pike GB, Pelc NJ. Three-point phase-contrast velocity measurements with increased velocity-to-noise ratio. *Magn Reson Med*. 1995;33(1):122–126.