

Korrektur von Trajektorienfehlern bei radialer Bildgebung

Oliver Wieben^{1,2}, Walter F. Block¹, Klaus Scheffler², Charles A. Mistretta¹, Jürgen Hennig²

¹Dept. Of Medical Physics, University of Wisconsin-Madison

²Sektion Medizinische Physik, Abteilung Röntgendiagnostik, Universität Freiburg

oliver.wieben @uniklinik-freiburg.de

In schnellen, radialen Akquisitionen führen Gradientenanisotropien zu Fehlern in der Trajektorie und somit zu Artefakten. Hier wird eine simple Methode zur Korrektur der Trajektorie oder in der Rekonstruktion diskutiert und für eine radiale 3D Sequenz an Phantomen demonstriert.

Einleitung

Radiale MR Akquisitionen sind relativ robust gegenüber Bewegungsartefakten und können auch Gewebe mit sehr kurzen T_2 -Zeiten darstellen. In Anwendungen wie interventioneller MR, funktioneller Bildgebung am Herzen und kontrastmittelverstärkter Angiographie können Daten mit hoher Orts- und Zeitauflösung durch Gradientenechos mit Unterabtastung in Winkelrichtung aufgenommen werden. Allerdings verändern Anisotropien in den Gradienten die tatsächlich abgetastete Trajektorie und verursachen Artefakte in der Bildrekonstruktion. Es ist möglich, die tatsächlich aufgenommene Trajektorie zu messen [1], aber solche Verfahren sind zeitaufwendig. Im folgenden wird eine simple Methode zur Messung und Korrektur dieser Effekte für zwei- und dreidimensionale radiale Akquisitionen vorgestellt und an 3D Phantom Aufnahmen demonstriert.

Material und Methoden

In radialen MR Akquisitionen liegen die nominellen Abtastpunkte eines jeden Echos auf einer Linie, die im Zentrum des Fourierraums beginnt oder durch diesen verläuft. Gradientenanisotropien, verursacht durch Systemverzögerungen in den Gradientenverstärkern und Wirbelströmen, führen zu einer Abweichung des realen vom nominellen Gradientenverlaufs [2]. Bei ultraschneller Bildgebung kann das automatische Korrekturverfahren (Pre-Emphasis System) nicht alle Wirbelströme kompensieren.

Abb. 1a zeigt den hypothetischen 2D Fall für die Akquisition eines vollen Gradientenechos mit Systemverzögerung in x und Wirbelströmen in y . Die Verzögerungen verursachen eine simple zeitliche Verschiebung Δt_x des Gradienten G_x . Auch die Wirbelströme verursachen eine Verschiebung Δt_y des

Zeitpunkts an dem der Ursprung des Fourier Raums abgetastet wird. Wenn man die Effekte der Wirbelströme auf die Trajektorie vereinfacht und auch als Verschiebung modelliert, ergibt sich der in Abb. 1b gezeigte Verlauf, in welchem die Abtastpunkte parallel zu der nominellen Trajektorie liegen.

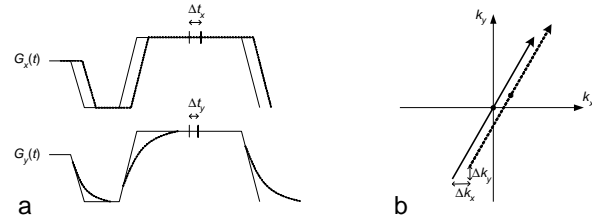


Abb. 1: Verlauf der Gradienten (a) und der Trajektorie (b) bei Systemverzögerungen für G_x und Wirbelströmen für G_y .

Eine Verschiebung Δk_i im Fourierraum korrespondiert mit einem linearen Phasenfaktor $\exp(j2\mathbf{p}\Delta k_i \cdot \mathbf{r})$ entlang der Richtung i im Bildraum. Bei der Standardakquisition auf einem rechteckigen Gitter haben diese Verschiebungen keinen Einfluss auf die rekonstruierten Betragsbilder, da sie lediglich einen linearen Phasenverlauf im Bild verursachen. Hingegen kommt es bei der radialen Akquisition zu Artefakten, da die Echos nicht mehr um den Ursprung des k -Raums rotieren und die Messungen im überabgetasteten Zentrum des k -Raums miteinander interferieren.

Die Verschiebung des Echos entlang einer einzelnen Achse kann durch die Analyse von zwei Echos ermittelt werden. Hierzu wird in der ersten Messung nur der Gradient der zu messenden Achse angesteuert und in einer zweiten Messung wird der Gradientenverlauf invertiert. Eine 1D Fourier Transformation in Leserichtung ermittelt die korrespondierenden Projektionen im Bildraum. Im Idealfall ist die zweite Projektion p_- ein Spiegelbild der ersten Projektion p_+ . Eine Differenz $\mathbf{f}_{\text{diff}} = \mathbf{f}_+ - \mathbf{f}'_-$ von der Phase \mathbf{f}_+ der ersten Projektion und der Phase \mathbf{f}'_- der gespiegelten zweiten Projektion ist nur durch Gradientenanisotropien verursacht, während sich die Phasenbeiträge des Objekts aufheben. Eine Phasenkorrektur erster Ordnung \mathbf{f}_k kann durch einen linearen Fit

$$\mathbf{f}_{k,i}(r) = \mathbf{f}_{\text{diff},i}(r)/2 = \mathbf{f}_{0,i} + c_i r$$

errechnet werden, bei der r der Radius in einem polaren Koordinatensystem ist und \mathbf{f}_0 und c die zu ermittelnden Konstanten sind.

Diese Korrekturfaktoren können von zwei (2D) bzw. drei (3D) Messpaaren entlang x , y , (und z) bestimmt werden. Bei 3D Akquisitionen wird der konstante Korrekturterm $\mathbf{f}_0(\mathbf{f}, \mathbf{j})$ für den polaren Winkel \mathbf{f} und den azimuthalen Winkel \mathbf{j} als

$$\mathbf{f}_0(\mathbf{f}, \mathbf{j}) = \mathbf{f}_{0,x} p_x + \mathbf{f}_{0,y} p_y + \mathbf{f}_{0,z} p_z$$

berechnet, wobei p_x , p_y , und p_z die Komponenten des Einheitsvektors entlang x , y , und z für die Winkel \mathbf{f} und \mathbf{j} sind. Die Korrektur erfolgt durch Multiplikation des Skalars $\exp(-j\mathbf{f}_0(\mathbf{f}, \mathbf{j}))$ im k -Raum.

Der lineare Korrekturfaktor entspricht einer Verschiebung $\Delta k_i = c_i / 2\pi * N_r$ im k -Raum, wobei N_r die Anzahl der Abtastpunkte pro Echo beschreibt. Die Gesamtverschiebung kann für einen beliebigen Projektionswinkel beträgt

$$\Delta \mathbf{k} = \Delta k_x p_x \mathbf{i} + \Delta k_y p_y \mathbf{j} + \Delta k_z p_z \mathbf{k}$$

Die Korrekturfaktoren können genutzt werden, um die Trajektorie während der Datenaufnahme zu berichtigen oder um die Rekonstruktion zu korrigieren, indem die berechneten k -Raum Positionen im Regridding-Algorithmus verwendet werden. Die Korrektur der Trajektorie erfolgt durch Gradienten-'Blips', in den Prewindern.

Die Algorithmen wurden mit einer 3D radialen Trajektorie VIPR (Vastly undersampled isotropic Projection Imaging) [3] auf einem 1,5 T CV/i Scanner (GE Medical Systems) an Phantomen mit den folgenden Aufnahme-Parametern getestet: $N_r = 256$, 40,000 Projektionen, $T_R/T_E = 3,7-4,5/1,5-1,7$ ms, Flipwinkel = 15° , FOV = 24-40 cm.

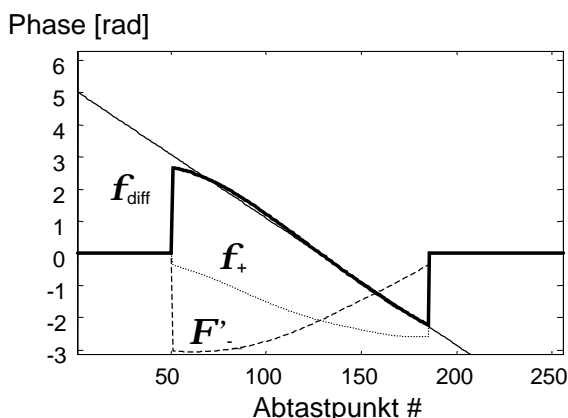


Abb. 2: Phasenanalyse für eine Projektion durch ein ballförmiges Phantom.

Ergebnisse

Abb. 2 zeigt einen typischen Phasenverlauf für ein Paar von Testprojektionen. Die Terme 0.ter Ordnung waren in der Regel sehr klein (<0.1 rad), aber die linearen Korrekturfaktoren betragen bis zu 0.9 Abtastpunkte.

Vergleichsdatensätze mit und ohne Korrektur in der Rekonstruktion werden in Abb. 3 gezeigt. Die Korrektur von MIP Bildern eines kugelförmigen Phantoms (Abb. 3 a und b) erhöht die Signalhomogenität (kleiner Pfeil) und eliminiert Artefakte ausserhalb des Phantoms (grosser Pfeil). Auch in der Einzelschicht eines detailreichen Phantoms (c und d) wird das Signal homogener und das Verschwimmen von Kanten unterdrückt. Korrekturen der Datenaufnahme und der Rekonstruktion waren von vergleichbarer Qualität.

Diskussion

In den Phantomen kann die Phasendifferenz gut durch eine lineare Funktion beschrieben werden und die Korrektur von Gradientenanisotropien führt zu verbesserter Bildqualität. Zur Korrektur während der Rekonstruktion werden nur wenige zusätzliche Echos benötigt. Für die Korrektur der Trajektorie müssen die Parameter vor Beginn der Aufnahme bestimmt werden. Standardprotokolle können auf abgespeicherte Tabellenwerte zurückgreifen, sodass keine zusätzliche Aufnahme- und Analysezeit benötigt wird.

Literatur

- [1] J Duyn *et al*, JMR (132), 150-3, 1998.
- [2] B Aldefeld und P Börner, MRM (39), 606-14, 1998.
- [3] W Block *et al.*, Proc. 8th ISMRM, 161, 2000.

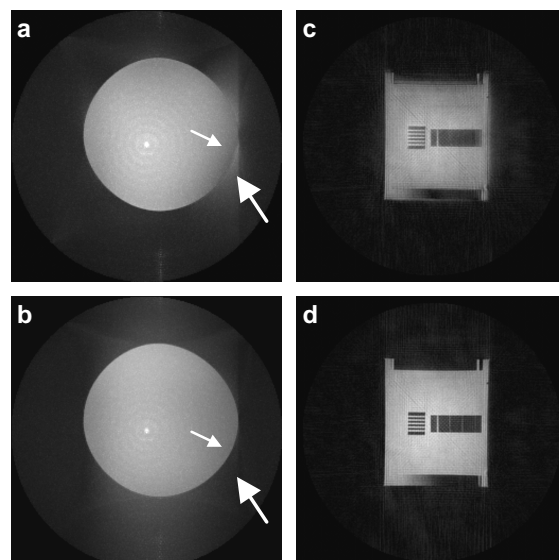


Abb. 3: Resultate von Phantom Experimenten ohne (a und c) und mit Korrekturen (b und d).