Artefaktreduzierung in der ultraschnellen Magnetresonanz-Bildgebung mittels inverser Filterung im Ortsfrequenzbereich

S. Kannengießer, A. R. Brenner, T. G. Noll

Lehrstuhl für Allgemeine Elektrotechnik und Datenverarbeitungssysteme
Schinkelstraße 2; 52062 Aachen
e-mail: kan@rog.rwth-aachen.de

Ultraschnelle Magnetresonanz-Bildgebung ermöglicht Bildaufnahmezeiten im Zehntelsekundenbereich. Dies bedeutet eine deutliche Erhöhung der zeitlichen Auflösung im Vergleich zur Standardbildgebung und schnellen Bildgebung, bei denen eine Bildaufnahme etwa zwischen 15 min und 1 s dauert. Die Qualität der Bilder nimmt dabei jedoch stark ab; insbesondere entstehen sogenannte Geisterartefakte. Durch Modellierung des signalerzeugenden Prozesses und Messung zusätzlicher Informationen lassen sich Bildartefakte mittels einer angepaßten Bildrekonstruktion weitgehend reduzieren.

Keywords: Ultraschnelle MR-Bildgebung, Artefakte, Inverse Filterung

1 Einleitung

Das Signal $s(\vec{k})$, das während eines Magnetresonanz-Experimentes nach geeigneter Anregung des untersuchten Objektes als Echo gemessen werden kann, ist im Idealfall der Fouriertransformierten der ortsabhängigen Spindichtefunktion $\rho(\vec{r})$ des Objektes proportional. Dies wird beschrieben durch die Imaging-Gleichung

$$s(\vec{k}) \sim \int_{\vec{r}} \rho(\vec{r}) \cdot exp(-j2\pi \cdot \vec{k}\vec{r})\ d\vec{r}. \tag{1}$$

Die Funktion $\rho(\vec{r})$ im Ortsbereich gibt die ortsabhängige Verteilungsdichte der magnetischen Momente (Spins) z. B. von Wasserstoffatomkernen an. Der transformierte Raum oder Ortsfrequenzbereich wird auch als k-Raum bezeichnet. Dessen Koordinate $\vec{k}$ kann durch die Einwirkung von Magnetfeldern gewählt werden. Die k-Raum-Datenmatrix wird im allgemeinen zeilenweise mit den abgetasteten Signalwerten besetzt. Danach wird das Bild üblicherweise mittels inverser Fouriertransformation rekonstruiert.

2 Artefaktquellen

In der Realität wird das Meßsignal unter dem Einfluß von Magnetfeldinhomogenitäten und Relaxationseffekten transient verzerrt. Die Signalbeiträge einzelner Spins sind abhängig von der Spin-Spin Relaxationszeit $T_2(\vec{r})$ und der ortsabhängigen Inhomogenität (Abweichung vom Idealwert) des statischen Magnetfeldes $\Delta B(\vec{r})$. Die Spindichte $\rho(\vec{r})$ läßt sich dann um den Faktor $i(\vec{r}, t)$, in dem die Störeinflüsse zusammengefaßt sind, modifizieren zu $\tilde{\rho}(\vec{r}, t)$

$$\tilde{\rho}(\vec{r}, t) = \rho(\vec{r}) \cdot exp\left(-\frac{t}{T_2(\vec{r})} - j\gamma\Delta B(\vec{r})\, t\right) = \rho(\vec{r}) \cdot i(\vec{r}, t)\ . \tag{2}$$

γ ist die gyromagnetische Konstante. Die modifizierte Spindichte $\tilde{\rho}(\vec{r}, t)$ und damit auch das empfangene verzerrte Signal $\tilde{s}(\vec{k}, t)$ werden damit zeitabhängig. Der Faktor $i(\vec{r}, t)$ transformiert sich in den Ortsfrequenzbereich als ebenfalls zeitabhängiger Faltungskern $I(\vec{k}, t)$ [1], so daß gilt

$$\tilde{s}(\vec{k}, t) = s(\vec{k}) * I(\vec{k}, t) \text{ mit } I(\vec{k}, t) = FT\{i(\vec{r}, t)\}\ . \tag{3}$$

$*$ bezeichnet dabei den Faltungsoperator und FT die Fouriertransformation. $I(\vec{k}, t)$ kann als verzerrte Punktabbildungsfunktion des Bildgebungssystems interpretiert werden und bewirkt eine Verschmierung der k-Raum-Daten.

3 Artefaktentstehung

Die Entstehung von Bildartefakten durch die Rekonstruktion mittels inverser Fouriertransformation ist im allgemeinen darauf zurückzuführen, daß der zeitveränderliche Faltungskern $I(\vec{k}, t)$ nicht für alle Meßwerte des Experiments die gleiche Form hat.

Die Auswirkungen der o. g. Verzerrungen durch Inhomogenitäten und Relaxation sind bei Standard- und schneller Bildgebung in den meisten Fällen vernachlässigbar. Die Veränderung von $I(\vec{k}, t)$ ist dabei während der Aufnahme einer k-Raum-Zeile und somit zwischen benachbarten Meßwerten in k_x-Richtung gering. Weiterhin gilt, daß die Zeit zwischen der Anregung des Spinsystems und der Signalaufnahme, die sogenannte Echozeit t_E, für alle k-Raum-Zeilen gleich ist. Der Faltungskern $I(\vec{k}, t)$ verändert sich also zwischen benachbarten Meßwerten in k_y-Richtung nicht wesentlich.

Bei der ultraschnellen Bildgebung, wie zum Beispiel beim *M-shot EPI* oder *URGE* [2], erfolgt die Datenaufnahme in Blöcken von N Zeilen, die sich in ihrer Echozeit t_E deutlich unterscheiden können. Benachbarte Zeilen der k-Raum-Matrix werden so von stark varianten $I(\vec{k}, t)$ beeinflußt. Dadurch entsteht eine periodische Modulation in k_y-Richtung, die bei der Bildrekonstruktion abgeschwächte und verschobene Replikationen des Objektes im Bild - die sogenannten Geisterartefakte - hervorruft. Als Beispiel ist ein Zyklus des Sequenzablaufs eines URGE-Experimentes und die resultierende Bildqualität in Bild 1 dargestellt. Die eigentlich für die 3D-Bildgebung entwickelte URGE-Sequenz wurde hier zur Aufnahme von zweidimensionalen Bildern verwendet [3]. Die geringe Qualität des rekonstruierten Bildes 1 (c) ist neben der Verwendung einer ultraschnellen Meßsequenz auch auf die Technologie des verwendeten SIEMENS Magnetom GBS II - Kernspintomographen (Baujahr 1987) zurückzuführen, der mit dieser speziellen Meßsequenz lediglich die Aufnahme von Datenmatrizen der Größe 64^2 statt der sonst heute üblichen 128^2 bzw. 256^2 großen Datenmatrizen erlaubt. Aus diesem Grund konnte hier auch keine Schichtselektion durchgeführt werden.

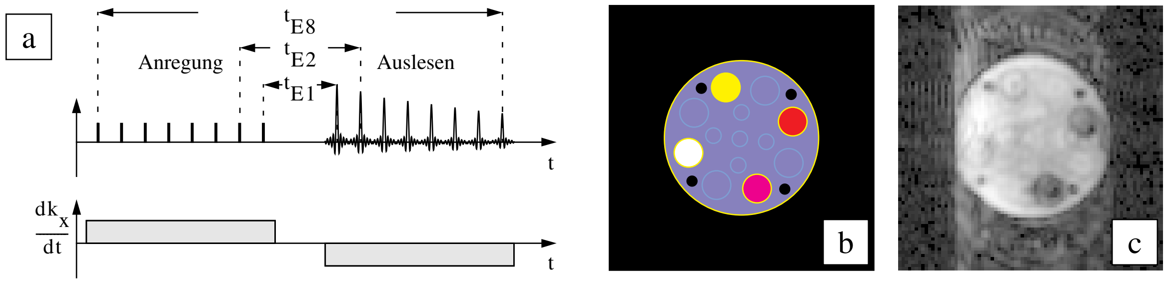

Bild 1: Sequenz-Diagramm für einen Zyklus einer URGE-Sequenz (a): senkrechte Striche bezeichnen die Zeitpunkte der Anregung des Spinsystems; Die aufgenommenen k-Raum-Zeilen sind durch je eine si-Funktion angedeutet; Darunter ist das sogenannte Gradienten-Magnetfeld zur Wahl von k_x dargestellt. Skizze (b) und standardrekonstruiertes MR-Bild (c) eines Wasser / Fett Röhrenphantoms.

4 Sequenzoptimierung

Bezüglich der Modulation in den k-Raum-Zeilen lassen sich Multipulssequenzen wie URGE mit einer Veränderung der Meßvorschrift optimieren. Durch Spiegelung der Echofolge eines Blocks von k-Raum-Zeilen erhält man identische Echozeiten. Bild 2 zeigt das veränderte Sequenz-Diagramm (a) und einen Vergleich der so gewonnenen (c) mit einer normal erzeugten (b) k-Raum-Matrix. Diese Technik kann jedoch nicht alle Artefakte beseitigen. Man erkennt eine residuale Modulation in k_y-Richtung und Verschmierungen in k_x-Richtung.

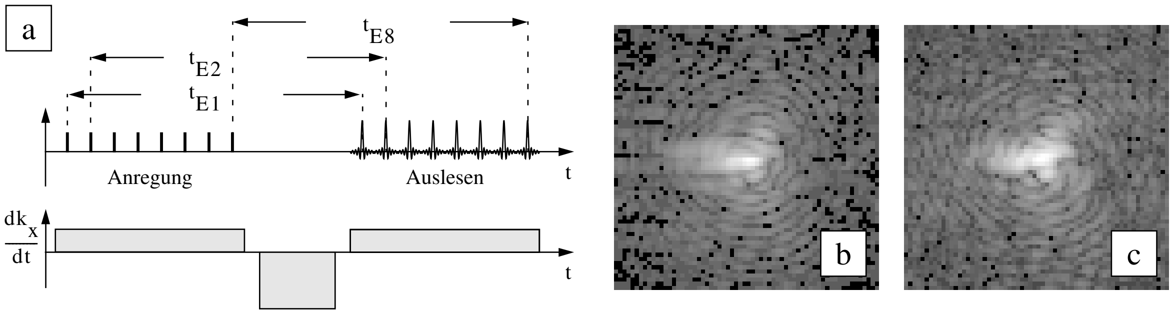

Bild 2: Optimiertes Sequenz-Diagramm für einen Zyklus einer URGE-Sequenz zur Angleichung der Echozeiten (a); k-Raum-Matrix für ungleiche (b) und gleiche (c) Echozeiten.

5 Inverse Filterung

Um nachträglich eine Korrektur der k-Raum-Daten vornehmen zu können, müssen die Faltungskerne $I(\vec{k}, t)$ bestimmt werden. Vollständig ist dies nur unter Kenntnis der Verteilungen $T_2(\vec{r})$ und $\Delta B(\vec{r})$ möglich. Im Gegensatz dazu reicht zur Verminderung der Geisterartefakte jedoch die Information über die Unterschiede zwischen den einzelnen Echozeiten, also $I\left(\vec{k}, t_{En} - t_{E1}\right)$ für $n \in [2 \ldots N]$, aus. Diese kann durch Kalibrationsmessungen $\hat{s}(\vec{k}, t)$ gewonnen werden. Das sind zeitlich versetzte Messungen desselben k-Raum-Bereiches mit gleicher Echozeit für alle $\vec{k}$, für die gilt

$$\hat{s}_n\left(\vec{k}, t_{En}\right) = \hat{s}_1\left(\vec{k}, t_{E1}\right) * I\left(\vec{k}, t_{En} - t_{E1}\right). \tag{4}$$

Dabei wurde bereits die vereinfachende Annahme gemacht, daß sich $I(\vec{k}, t)$ während der Aufnahme einer Zeile nicht ändert. Die Faltungskerne können nun durch einen Vergleich der einzelnen Kalibrationsdatensätze gewonnen werden. Selbst mit dieser Vereinfachung benötigt man dazu jedoch noch N volle k-Raum-Matrizen. Der damit verbundene Aufnahmezeitaufwand ist nicht praktikabel. Um in Echtzeit Korrekturdaten aufnehmen zu können, werden zwei weitere vereinfachende Annahmen getroffen:

- $I(\vec{k}, t)$ sei nur eindimensionaler Natur. Dies ermöglicht, die Korrektur ebenfalls als eindimensionale Operation und für jede Zeile einzeln durchzuführen.
- $I(\vec{k}, t)$ sei unabhängig von k_y. Als Kalibrationsmessung sind so nur N Versionen einer einzigen Zeile des k-Raums nötig.

Bei der Bildgebung mit URGE-Sequenzen bietet es sich an, mit einem Zyklus die Zeile durch den Ursprung des k-Raums N-fach aufzunehmen. Diese Technik wird bei Multipulssequenzen standardmäßig eingesetzt, jedoch nutzt man bisher nur die komplexen Maximalwerte der Kalibrationsechos. Dieses wird als *Standardrekonstruktion bei Multipulssequenzen* bezeichnet. Zusätzlich zu Gleichung (4) kann als Randbedingung genutzt werden, daß nach dem Zentralschnitt-Theorem die eindimensionale (invers) Fouriertransformierte einer Zeile durch $\vec{k} = 0$ einer Projektion der Spindichtefunktion entspricht, welche reellwertig sein muß.

Bezeichnet man das Echo Nr. n des Kalibrationsdatensatzes mit $\hat{s}_n(k_x)$ und seine eindimensionale invers Fouriertransformierte mit $\hat{S}_n(x)$, so kann man die Vorschrift zur Korrektur der störungsbehafteten Bilddatenzeilen $\tilde{s}_n(\vec{k})$ mit gleicher Echozeit bzw. deren eindimensional invers Fouriertransformierter $\tilde{S}_n(\vec{r})$ im Ortsbereich zu

$$\tilde{S}_n'(\vec{r}) = \tilde{S}_n(\vec{r}) \cdot \frac{\left|\hat{S}_1(x)\right|}{\hat{S}_n(x)} \tag{5}$$

angeben. Im Ortsfrequenzbereich entspricht dies einer inversen Faltung mit

$$\tilde{s}_n'(\vec{k}) = \tilde{s}_n(\vec{k}) * c(k_x) \text{ und } c(k_x) = FT\left\{\frac{\left|\hat{S}_1(x)\right|}{\hat{S}_n(x)}\right\}. \tag{6}$$

Dieses Verfahren entspricht einer nichtlinearen Phasenkorrekturmethode, wie sie bereits erfolgreich bei EPI angewandt worden ist [4]. Numerische Instabilitäten bei der Division kleiner Zahlen in Gleichung (5) werden mittels Medianfilterung vermieden [5]. Bild 3 verdeutlicht die Verringerung der Verschmierung einzelner Echos und der gesamten k-Raum-Matrix.

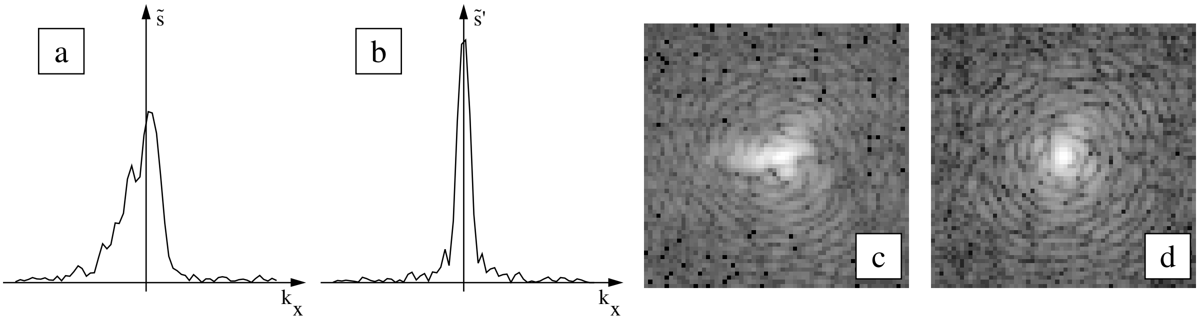

Bild 3: Verringerung der Verschmierung eines Echos (k-Raum-Zeile Nr. 33) vor (a) und nach (b) der inversen Faltung. Verringerung der Verschmierung und der artifiziellen periodischen Modulation in der k-Raum-Datenmatrix vor (c) und nach (d) der inversen Faltung.

6 Ergebnisse

Bei Anwendung der oben beschriebenen inversen Filterung auf die mit URGE-Sequenzen aufgenommenen Meßdaten erzielt man eine deutliche Verringerung der artifiziellen periodischen Modulation in k_y-Richtung und eine Reduktion der Verschmierungseffekte. Im rekonstruierten Bild ergibt sich eine signifikante Verminderung der Geisterartefakte. Bild 4 zeigt die Unterschiede in der Bildqualität zwischen der Standardsequenz und Standardrekonstruktion (a), der verbesserten Meßsequenz und Standardrekonstruktion (b) und der verbesserten Meßsequenz und optimierter Rekonstruktion durch inverser Filterung (c). Mit der Verwendung moderner MR-Tomographen ist eine zusätzliche Verbesserung der Bildqualität zu erwarten.

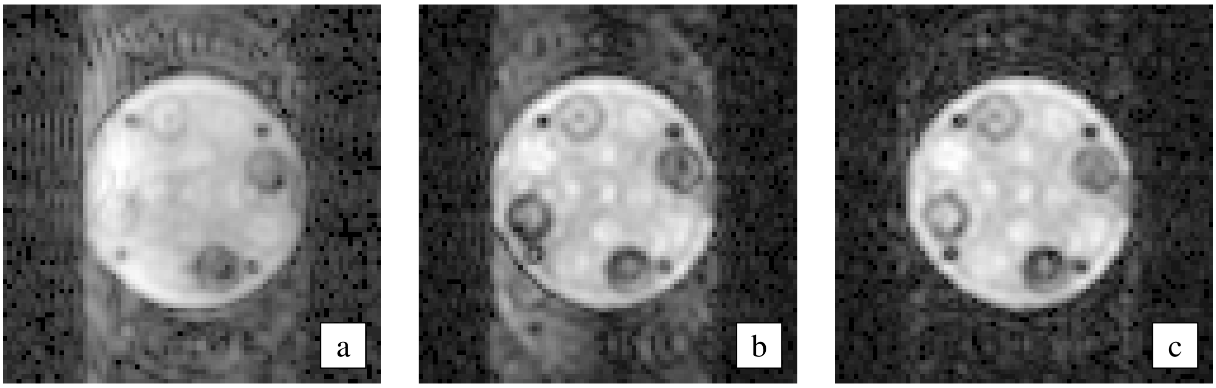

Bild 4: Vergleich der Bildqualität: unveränderte Meßsequenz, Standardrekonstruktion (a). Verbesserte Meßsequenz, Standardrekonstruktion (b). Verbesserte Meßsequenz, optimierte Rekonstruktion durch inverse Filterung im Ortsfrequenzbereich (c).

7 Ausblick

Durch schrittweises Aufheben der eingeführten Vereinfachungen bezüglich der Aufnahme und Verwendung von Kalibrationsdaten läßt sich das Verfahren auf eine mehrdimensionale Korrektur erweitern. Es ist zu erwarten, daß auf diese Weise eine weitere Artefaktreduktion und auch eine Erhöhung der Ortsauflösung erreicht werden kann. Dazu sind neue Strategien zur Aufnahme von mehrdimensionalen Kalibrationsmessungen in akzeptabler Zeit nötig. Eine Erhöhung des Rechenaufwandes erscheint beim stetigen Fortschritt der Rechnerleistungsfähigkeit und der absehbaren Verfügbarkeit von Spezialhardware tragbar. Prinzipiell ist das Verfahren auf viele Meßsequenzen der ultraschnellen Bildgebung übertragbar.

8 Zusammenfassung

Die Bildqualität in der ultraschnellen MR-Bildgebung mit Multipulssequenzen läßt sich durch Sequenzoptimierung, insbesondere aber durch nachträgliche Korrektur von Verzerrungen des signalerzeugenden Prozesses durch inverse Filterung im Ortsfrequenzbereich deutlich erhöhen. Die erweiterte Theorie zur Beschreibung der Artefaktquellen erlaubt sowohl die Analyse der zu Verzerrungen führenden Prozesse, als auch die Herleitung eines Korrekturverfahrens. Die approximative Implementierung dieses Korrekturverfahrens ermöglicht eine schnelle Korrekturdatenaufnahme und Durchführung. Das Verfahren ist auf mehrdimensionale Behandlung von Artefakten erweiterbar und läßt sich auf andere ultraschnelle MR-Bildgebungsverfahren, wie z. B. EPI, übertragen.

Literatur

[1] Brenner AR, Kannengießer S, Kürsch J, Noll TG: Removal of artefacts in steady-state multi-pulse sequences. Proc. 13th ESMRMB: 317, 1996.

[2] Heid O, Deimling M, Huk WJ: Ultra-Rapid Gradient Echo Imaging. Magn. Reson. Med., 33: 143, 1995

[3] Glowinski A: Optimierte Splitecho-Sequenzen in der ultraschnellen Magnetresonanz-Bildgebung. Diplomarbeit an der RWTH Aachen, 1995

[4] Bruder H, Fischer H, Reinfelder HE, and Schmitt F: Image Reconstruction for Echo Planar Imaging with Nonequidistant k-Space Sampling. Magn. Res. Med., 23: 311, 1992

[5] Kannengießer S: Erzeugung von Bewegtbildern mit ultraschnellen Meßsequenzen in der Magnetresonanz-Bildgebung. Diplomarbeit an der RWTH Aachen, 1996