Korrektur von geometrischen Verzeichnungen bei MR-Aufnahmen vom Femur

Stefan Burkhardt[1], Michael Roth[1], Achim Schweikard[1] und Rainer Burgkart[2]

[1]Technische Universität München, Institut für Informatik IX,
Orleansstr. 34, D-81667 München
[2]Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie,
Ismaninger Str. 22, D-81675 München
Email: burkhars@informatik.tu-muenchen.de

Zusammenfassung. In dieser Arbeit stellen wir ein Verfahren vor, das eine effiziente Korrektur der in Magnetresonanz (MR)-Aufnahmen auftretenden geometrischen Verzeichnungen ermöglicht. Diese Korrektur basiert auf physikalischen Grundlagen der MR-Tomographie und erfordert keine Annahmen über die reale, unverzerrte Geometrie. Experimente mit einer Implementierung zeigen, dass das Verfahren praxisgeeignet ist.

1 Problemstellung

Kernspintomographien besitzen einen ausgezeichneten Weichteilkontrast, die Aufnahme erfolgt ohne Belastung mit ionisierender Strahlung. Jedoch kommt es, bedingt durch die Aufnahmetechnik, in den Bildern zu räumlichen Verzerrungen und Intensitätsinhomogenitäten. Aufgrund dieser Tatsache beschränkt sich das Einsatzgebiet bisher hauptsächlich auf diagnostische Anwendungen. Kommt es bei der Anwendung hingegen auf geometrische Korrektheit an, wie beispielsweise bei computerunterstützten Operationen, so erfolgt dies bislang unter Verwendung von CT-Aufnahmen. Unser Ziel ist es, die MR-Aufnahmen so nachzubearbeiten, daß auch Anwendungen mit einer hohen Anforderung an die Genauigkeit unter ausschließlicher Verwendung von Kernspinaufnahmen erfolgen können.

Ein wesentlicher Teil der Verzeichnungen ist durch unterschiedliche magnetische Eigenschaften der Gewebe und der umgebenden Luft bedingt. Dadurch ergeben sich statische Abweichungen von der Magnetfeldstärke. Zwar existieren einige Korrekturverfahren, allerdings verlängern sie die Aufnahmezeit, verschlechtern die Bildqualität oder basieren auf dem Einbringen von Marken in das Gewebe. Bhagwandien [1] stellt das bislang einzige Verfahren vor, das diese Einschränkungen nicht aufweist. Es korrigiert den gesamten 3D-Bilddatensatz, ist allerdings sehr zeitaufwendig.

Für viele Anwendungen ist jedoch nur eine Korrektur der räumlichen Verzeichnungen einer bestimmten Region von Interesse. In diesem Beitrag stellen wir ein neues Verfahren vor, das eine Entzerrung von MR-Aufnahmen des Femurs unter Verwendung von 3D-Oberflächenmodellen durchführt. Die Korrektur erfolgt, indem eine MR-Aufnahme des verzerrten Modells mit inversen Gradienten simuliert und die dabei auftretenden Verzerrungen berechnet werden.

2 Methoden

Das Vorgehen für die Korrektur der geometrischen Verzerrungen des Femurknochens gliedert sich in vier Schritte:

1. Segmentierung des Femurs aus dem MR,
2. Zuordnung der magnetischen Eigenschaften,
3. Berechnung des Magnetfeldes im Femurbereich und
4. geometrische Entzerrung.

2.1 Segmentierung des Femur

Der Femurknochen setzt sich aus zwei Teilen zusammen: der inneren Spongiosa, die leicht segmentiert werden kann, und der äußeren Corticalis. Die Corticalis und die angrenzende Knochenhaut sind protonenarm und daher in der Aufnahme ein Bereich mit geringer Intensität. Es ist nicht möglich, die Corticalis separat von der Knochenhaut zu segmentieren.

Zur Segmentierung der Spongiosa wird ein semi-automatisches Verfahren, adaptiert aus [2], verwendet. Die Voxel im Bild werden mit einem Clustering-Verfahren anhand ihres Grauwertes in mehrere Klassen eingeteilt. Die sinnvolle Anzahl der Klassen ist von den MR-Sequenzparametern (TE, TR) abhängig. Daher erfolgt deren Festlegung unter Kontrolle des Anwenders. Anschließend wird die Klasse, in der die Spongiosa enthalten ist, ausgewählt. Von dieser Segmentierung wird die Oberfläche als Dreiecksnetz extrahiert. Anschließend erfolgt eine Anpassung des Netzes an die Spongiosa mittels eines elastischen Modells.

2.2 Bestimmung der Suszeptibilitäten

Nachdem die Segmentierung abgeschlossen ist, müssen die magnetischen Eigenschaften, d.h. die Suszeptibilitäten χ, den Geweben zugewiesen werden. Eine individuelle Zuweisung der Suszeptibilität jedes Voxels ist nicht möglich. Es sind nur typische Werte für verschiedene Gewebetypen bestimmt. Untersuchungen [1] belegen, daß es möglich ist, allen Gewebetypen einen einheitlichen Wert zuzuweisen, und lediglich zwischen Luft und Gewebe zu unterscheiden. Unter Ausnutzung der zu Beginn der Segmentierung erstellten Klassifizierung kann einfach zwischen dem Hintergrund (Luft) und dem Gewebe unterschieden werden.

2.3 Berechnung der Magnetfeldstärken im Femurbereich

Sind die magnetischen Eigenschaften und die Stärke B_0 des Magnetfeldes im Scanner bekannt, so folgt daraus zunächst das magnetische Potential Φ_M mit

$$\mathrm{div}\,(\mu_0 \mu \nabla \Phi_M) = 0 \tag{1}$$

μ_0 bezeichnet die Permeabilität im Vakuum und ist $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$H/m. Die relative Permeabilität μ ergibt sich durch $\mu = 1 + \chi$. Aus Φ_M ergibt sich die magnetische Feldstärke B durch

$$B = \|\mu_0 \mu \nabla \Phi_M\| \,. \tag{2}$$

2.4 Korrektur der geometrischen Verzerrungen

Bei 2D MR-Sequenzen führen Abweichungen von der B_0-Feldstärke zu räumlichen Verzerrungen in Richtung des Schichtwahl- und Read-Out-Gradienten sowie zu Intensitätsinhomogenitäten. Die Phasenkodierung ist resistent gegenüber solchen Abweichungen von Magnetfeld. So treten in der phasenkodierten Richtung keine räumlichen Verzeichnungen auf. Bezeichne $\Delta B(x, y, z) = B(x, y, z) - B_0$ die Abweichung von der B_0-Feldstärke, G_y bzw. G_z die Stärke der Gradienten in y- (Read-Out) bzw. z-Richtung (Schichtwahl). Dann erscheint an der Stelle (x_0, y_0, z_0) im Bild der Punkt (x, y, z), der die Gleichungen

$$x_0 = x \tag{3}$$

$$y_0 = y + (\Delta B(x, y, z)/G_y) \tag{4}$$

$$z_0 = z + (\Delta B(x, y, z)/G_z) \tag{5}$$

erfüllt, die sich aus den Verfahren zur Ortskodierung im MR [3,4] herleiten lassen. O.B.d.A. erfolgt hierbei die Phasenkodierung in x-Richtung. Bei 3D MR-Sequenzen erfolgt die Schichtkodierung ebenfalls über eine Phasenkodierung, so daß bei diesen nur noch eine Verzerrung in der Read-Out-Richtung auftritt.

Die Korrektur der Verzerrungen wird an dem Oberflächenmodell durchgeführt. Sie erfolgt, indem eine MR-Aufnahme des verzerrten Modells, allerdings mit inversen Gradienten der ursprünglichen Aufnahme, simuliert wird. Es treten geometrische Verzeichnungen entsprechend den Gleichungen auf. Diese werden allerdings nur an den Positionen der Knoten betrachtet und berechnet. Im vorliegenden Fall ist die Position (x, y, z) bekannt. An dieser befindet sich der jeweils betrachtete Knoten. Daraus läßt sich unter Kenntniss der Abweichung vom Magnetfeld die neue, korrigierte Position (x_0, y_0, z_0) berechnen.

3 Ergebnisse

Die Evaluierung des beschriebenen Verfahrens erfolgte an einem synthetischen und einem realen Datensatz. Für den synthetischen Datensatz wurde in einer CT-Aufnahme der Femur segmentiert und anschließend eine 3D-MR Aufnahme mit einer Feldstärke von $B_0 = 1,5$T und unterschiedlichen Stärken des Read-Out-Gradienten von 1,0 mT/m bis 12,0 mT/m simuliert. Vom simulierten MR wurde der Femur als Oberflächenmodell extrahiert und die auftretenden Verzeichnungen mit dem beschriebenen Verfahren korrigiert. Zum Vergleich wurde es mit einem Modell des aus dem originalen CT segmentierten Femurs registriert. Die Registrierung erfolgte durch eine Minimierung des mittleren Abstandes der Knoten zum Referenzmodell. Zur Bewertung wurde die maximale Abweichung herangezogen. Diese betrug vor der Korrektur zwischen 1,8 mm (bei 1,0 mT/m) und 0,1 mm (bei 12 mT/m) und danach zwischen 0,56 mm und 0,01 mm (s. auch Abb. 1). Damit ist die Anwendbarkeit des Verfahrens bestätigt.

Für die realen Datensätze wurden von demselben Objekt zwei MR-Aufnahmen mit $B_0 = 1,5$T und bekannten Gradientenstärken erstellt. Beides waren 2D-Sequenzen mit Phasenkodierung in x-Richtung. Die Gradientenstärken waren $G_z = 8,16$mT/m

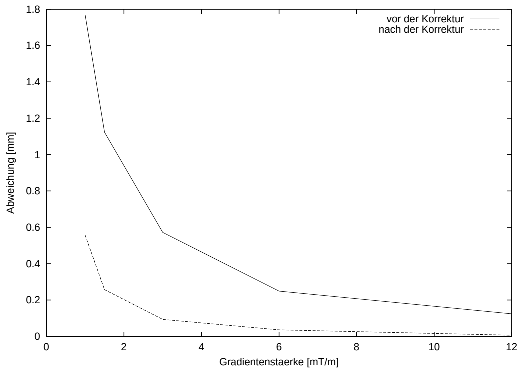

Abb. 1. Maximale Abweichung vom Referenzmodell vor und nach der geometrischen Korrektur der Knotenpositionen

bei beiden Sequenzen, $G_y = 6,14$mT/m bei der ersten und $G_y = 3,33$mT/m bei der zweiten. In beiden Datensätzen wurde mit dem beschriebenen Verfahren die Spongiosa segmentiert, die Verteilung der Feldstärke berechnet und anschließend das 3D-Modell korrigiert. Dabei wurden während der Korrektur die einzelnen Knoten im ersten Datensatz um bis zu 0,92 mm gegeneinander verschoben und bis zu 1,21 mm im zweiten.

4 Diskussion und Zusammenfassung

In diesem Beitrag wurde ein Verfahren vorgestellt, um geometrische Verzeichnungen bei MR-Aufnahmen zu korrigieren. Durch die Einschränkung auf das Oberflächennetz der betrachteten Region und eine Korrektur lediglich der geometrischen Verzeichnungen konnte ein beträchtlicher Geschwindigkeitsgewinn gegenüber dem von Bhagwandien vorgestellten Verfahren erzielt werden. Während letzteres für die Korrektur der Verzeichnungen ca. eine Stunde (Pentium III, 800Mhz) benötigt, kommt das vorgestellte Verfahren mit wenigen Sekunden aus. Im Normalfall sind die Gradientenstärken der Kernspinsequenz nicht bekannt. Da diese Parameter aber konstant sind, wird es erforderlich sein, diese für jede Sequenz anhand von speziell konstruierten Phantomen zu bestimmen.

Literatur

1. Bhagwandien R: Object induced geometry and intensity distortions in magnetic resonance imaging. Dissertation, Universiteit Utrecht, 1994
2. Burkhardt S, Saupe D, Kruggel F, Wolters C: Segmentierung des Knochens aus T1- und PD-gewichteten Kernspinbildern vom Kopf. Procs BVM 2001: 187-191, 2001
3. Moseley ME, Sawyer AM: Imaging techniques: Pulse Sequences. In: Magnetic Resonance Imaging of the Body, 43-69. Lippincott-Raven, Philadelphia, 3. Auflage, 1997
4. Roberts TPL: Basic Principles. In: Magnetic Resonance Imaging of the Body, 3-10. Lippincott-Raven, Philadelphia, 3. Auflage, 1997