# Bestimmung der Gradientenstärken von MR-Sequenzen mit Hilfe von Kalibrierkörpern

Stefan Burkhardt[1], Achim Schweikard[2] und Rainer Burgkart[3]

[1] Technische Universität München, Institut für Informatik IX, Boltzmannstr. 3, D-85748 Garching
[2] Universität Lübeck, Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Ratzeburger Allee 160, D-23538 Lübeck
[3] Klinikum rechts der Isar, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie, Ismaninger Str. 22, D-81675 München

**Zusammenfassung.** Das Ziel unserer Arbeit ist die Entwicklung eines Systems für die computerunterstützte orthopädische Navigation, das vollständig auf Magnetresonanztomographie (MR)-Daten basiert. Eine notwendige Voraussetzung für die Verwendung dieser MR-Daten ist deren geometrische Korrektur. Dafür werden Informationen über die verwendeten MR-Sequenzen, insbesondere über die eingesetzten Gradientenstärken, benötigt. Diese sind zwar für ein und dieselbe Sequenz konstant, aber im Normalfall dem Anwender nicht zugänglich. In diesem Artikel präsentieren wir einen Ansatz zur Bestimmung der Gradientenstärken. Dafür wird von einem Kalibrierkörper mit genau bekannter Geometrie eine MR-Aufnahme erstellt. Aus dem MR-Bild und der realen Geometrie lassen sich schließlich die Gradientenstärken berechnen. Der Fehler bei der Bestimmung der Gradientenstärken ist stets geringer als 2%.

## 1 Problemstellung

Das Ziel unserer Arbeit ist die Entwicklung eines Systems für computerunterstützte, orthopädische Operationen, welches vollständig auf der Verwendung von Kernspindaten (MR-Aufnahmen) basiert. Problematisch ist jedoch, dass in MR-Aufnahmen sowohl geometrische Verzeichnungen als auch Intensitätsinhomogenitäten vorhanden sind. Während letztere für unsere Anwendung eher unkritisch sind, wird durch die geometrischen Verzeichnungen die Genauigkeit des Gesamtsystems wesentlich bestimmt. In [3] und [4] analysieren wir, welche Verzeichnungen in MR-Aufnahmen zu erwarten sind und betrachten deren Korrektur. Für die Korrektur ist es allerdings erforderlich, neben der Feldverteilung im Scanner einige Interna über die verwendeten MR-Sequenzen zu kennen. Während die Feldverteilung für ein beliebiges Objekt in kurzer Zeit berechnet werden kann [4], können die Informationen über die Sequenzen oft nicht aus dem Scanner ausgelesen werden. Da sie aber konstant sind, bestimmen wir sie durch eine einmalige Kalibrierung. Analog [2] verwenden wir dafür einen speziell konstruierten, externen Kalibrierkörper, dessen Geometrie bekannt ist. Aus dem MR-Bild dieses Körper schließen wir auf die gesuchten Parameter.

## 2 Stand der Forschung

Es existieren in der Literatur einige Verfahren zur Verzeichnungskorrektur in MR-Aufnahmen. Allerdings sind die meisten Verfahren grundlegend von unserem verschieden. Nur in [1] wird eine vergleichbare Idee geäußert, eine Verzeichnungskorrektur, ähnlich der unseren, durch eine Simulation der MR-Aufnahme auf den verzerrten MR-Daten durchzuführen. Dafür ist insbesondere die Kenntnis der Gradientenstärken der MR-Sequenz notwendig. Publikationen, die sich mit der Bestimmung der Gradientenstärken durch einen Kalibrierkörper im MR-Scanner beschäftigen, sind uns nicht bekannt.

## 3 Wesentlicher Fortschritt durch diesen Beitrag

Durch die vorgestellte Kalibrierung wird es möglich, die Gradientenstärken beliebiger MR-Sequenzen zu bestimmen. Es ist dafür kein Eingriff in Interna des Scanner nötig, der ohnehin in den meisten Fällen dem Anwender nicht möglich ist. Wir verwenden einen speziell konstruierten Kalibrierkörper mit genau bekannter Geometrie. Aus Kenntnis dieses Körpers und des MR-Bildes von ihm lassen sich die Gradientenstärken bestimmen.

## 4 Methoden

Es ist bekannt [1,3,4], dass die im MR aufzunehmenden Objekte (d.h. der Patient) selbst zu einer Inhomogenität des statischen Magnetfeldes führen. Daraus resultiert eine geometrische Verzeichnung. Konkret ist jeder Punkt im Aufnahmevolumen von einer Verschiebung betroffen. Die resultierende Verschiebung ist eine Addition der Verschiebungen in den drei räumlichen Richtungen. Die Stärke der Verschiebung pro Richtung ist abhängig von der Kodierungsart (phasenkodiert oder nicht), der lokalen Feldinhomogenität $\Delta B(x, y, z)$ und der Gradientenstärke G. Für nicht phasenkodierte Richtungen tritt damit am Punkt $(x, y, z)^T$ eine Verschiebung der Stärke $s(x, y, z)$ mit

$$s(x, y, z) = \frac{\Delta B(x, y, z)}{G} \tag{1}$$

auf. Für eine Korrektur der Verschiebung ist die Kenntnis der Feldinhomogenität und der Gradientenstärke notwendig. Die Feldinhomogenität läßt sich, entsprechend [4], schnell berechnen. Die Gradientenstärke hängt nur von der MR-Sequenz ab.

Aus DICOM-Datensätzen lassen sich bereits einige Informationen über die MR-Sequenz gewinnen. Das sind der Sequenztyp (2D oder 3D) und die phasenkodierte Richtung innerhalb einer Schicht. In 3D-MR-Sequenzen erfolgt die Schichtwahl ebenfalls über eine Phasenkodierung. Damit treten in dieser Richtung keine Verzeichnungen auf. Weiterhin benötigen wir die Gradientenstärken der Richtungen, die von einer Verzeichnung betroffen sind. Konkret ist dies die

Read-Out-Richtung innerhalb der Schicht und der Schichtwahlrichtung in 2D-MR-Sequenzen. Informationen über die Gradientenstärken in diesen Richtungen sind im Normalfall nicht im DICOM-Datensatz zu finden. Mittels spezieller Software können diese zwar aus dem Scanner ausgelesen werden. Allerdings ist derartige Software im Normalfall nicht beim Anwender vorhanden. Jedoch sind die Gradientenstärken für ein und dieselbe Sequenz und denselben Scanner konstant, so dass sie nur einmal bestimmt werden müssen.

Unsere Idee ist es, eine MR-Aufnahme eines Kalibrierkörpers zu erstellen. Aus der bekannten Geometrie des Körpers und der MR-Aufnahme erfolgt anschließend die Berechnung der Gradientenstärken, die während der Aufnahme verwendet wurden.

Wir betrachten als Kalibrierkörper einen Würfel aus Plastik, dessen Ecken von acht Kugeln (Durchmesser 5mm), bestehend aus Stoffen mit unterschiedlichen magnetischen Suszeptibilitäten $\chi$, gebildet werden. Die Kantenlänge des Würfels beträgt 15cm. Eine einzelne Kugel mit Mittelpunkt $\mathbf{m} = (m_x, m_y, m_z)^T$, Radius $r$ und magnetischer Suszeptibilität $\chi$ besitzt in einem ungestörten Magnetfeld der Stärke $B_0$ die Feldverteilung

$$B_K(x+m_x, y+m_y, z+m_z) = B_0 \cdot \begin{cases} 1 & \text{falls} \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}^2 \leq r^2 \\ 1 + \frac{-\chi\, r^3\, \left(x^2+y^2-2z^2\right)}{3\, (x^2+y^2+z^2)^{\frac{5}{2}}} & \text{sonst} \end{cases} \tag{2}$$

Kugeln haben den Vorteil, dass sie in ihrem Inneren eine konstante Feldstärke besitzen, die jedoch abhängig von ihrer magnetischen Suszeptibilität ist. Durch die große Kantenlänge des Würfels ist sichergestellt, daß sich die Störungen im Magnetfeld der einzelnen Kugeln gegenseitig nicht beeinflussen. Damit ist die Feldverteilung innerhalb der Kugeln des Kalibrierkörpers konstant, und zwar unabhägig von räumlichen Orientierung des Körpers im $B_0$-Magnetfeld des Scanners.

Die Mittelpunkte der acht Kugeln bezeichnen wir im weiteren mit $(x_i, y_i, z_i)$, $i = 1 \ldots 8$ und die Feldstärke innerhalb der Kugeln mit $B_i$.

Für die weitere Betrachtung setzen wir eine 3D-MR-Sequenz voraus. Die Read-Out-Richtung (d.h. die Frequenzkodierung) ist die $x$-Richtung. Die $y$-Richtung sei phasenkodiert. Aufgrund der 3D-Sequenz ist die $z$-Richtung, die Schichtrichtung, ebenfalls phasenkodiert. D.h., es tritt nur eine Verzeichnung in $x$-Richtung auf.

Im MR-Bild können wir wiederum die acht Mittelpunkte $(x_i', y_i', z_i')$ der Kugeln ermitteln. Diese stehen in folgendem Zusammenhang mit den Mittelpunkten in der Referenzgeometrie:

$$\begin{pmatrix} x_i' \\ y_i' \\ z_i' \end{pmatrix} = R(\phi_x, \phi_y, \phi_z) \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} t_x \\ t_y \\ t_z \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \frac{B_i - B_0}{G} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \tag{3}$$

Konkret bedeutet das:

1. Der Kalibierkörper wird im Scanner platziert. Der Zusammenhang zwischen dem MR-Koordinatensystem und der Referenzkoordinatensystem, in dem die $(x_i, y_i, z_i)$ gegeben sind, läßt sich durch eine Rotation $R(\phi_x, \phi_y, \phi_z)$, gefolgt von einer Translation $(t_x, t_y, t_z)$ modellieren. $(\phi_x, \phi_y, \phi_z)$ beschreiben die Rotationswinkel, $(t_x, t_y, t_z)$ die Verschiebung.
2. Auf die Kugeln im Scanner wirkt die geometrische Verzeichnung. Diese ist abhängig von der lokalen Feldinhomogenität $B_i - B_0$ und der Gradientenstärke $G$ (Gleichung (1)).

Zunächst bestimmen wir die Parameter $\phi_x, \phi_y, \phi_z, t_y, t_z$. Betrachten wir dazu die obige Gleichung. Sind diese Parameter korrekt bestimmt, so ergeben sich $y_i'$ und $z_i'$ auf der linken Seite exakt aus den $(x_i, y_i, z_i)$ der rechten Seite. Dies gilt fuer alle acht Mittelpunkte. Die Ermittlung der Parameter erfolgt durch eine Minimierung des von $t_x$ und $G$ unabhängigen Funktionals $J$:

$$J(\phi_x, \phi_y, \phi_z, t_y, t_z) = \sum_{i=1}^{8} \left( (y_i' - y_i)^2 + (z_i' - z_i)^2 \right) . \tag{4}$$

Nun können schließlich $t_x$ und auch die Gradientenstärke $G$ bestimmt werden. Stellen wir die obige Gleichung nach $t_x$ um und betrachten zunächst jeden Punkt $i, i = 1 \ldots 8$, im einzelnen. Damit erhalten wir für jeden Punkt einen funktionalen Zusammenhang zwischen $G$ und $t_x$:

$$t_x = x_i' - \left[ R\left(\phi_x, \phi_y, \phi_z\right) \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix} \right]_x - \frac{B_i - B_0}{G} . \tag{5}$$

Die Kurven für alle acht Punkte schneiden sich in genau einem Punkt. Aus dieser Stelle lassen sich $t_x$ und auch die Gradientenstärke $G$ ablesen. Sollten sich die Kurven nicht in genau einem Punkt schneiden, berechnen wir $t_x$, indem der Mittelwert der $t_x$-Werte der gemeinsamen Schnittpunkte gebildet wird. Daraus kann dann entsprechend Gleichung (5) für jeden Punkte eine Gradientenstärke berechnet werden. Die gesuchte Gradientenstärke $G$ ergibt sich dann als Mittelwert dieser Gradientenstärken.

## 5 Ergebnisse

Im ersten theoretischen Experiment betrachteten wir Kugeln, deren magnetische Suszeptibilitäten im Bereich $-6 \times 10^{-6}$ bis $-9.5 \times 10^{-6}$ in Schritten von $0,5 \times 10^{-6}$ lagen. Wir simulierten eine MR-Aufnahme mit Gradientenstärken von 1,5 mT/m bis 18 mT/m. Dabei ist zu bemerken, dass die Stärke der Verzeichnungen umgekehrt proportional zur Gradientenstärke ist. Damit ist bei großen Gradientenstärken eher eine Ungenauigkeit zu erwarten.

Die Gradientenstärke konnte stets mit einem Fehler von weniger als 2% bestimmt werden, auch bei großen Gradientenstärken von 18 mT/m. Die Position und die Orientierung des Körpers, bestimmt durch die sechs Parameter $\phi_x$, $\phi_y$, $\phi_z$, $t_x$, $t_y$, $t_z$, blieben während der gesamten Untersuchung konstant.

## 6 Diskussion

In diesem Beitrag stellen wir einen Ansatz vor, um die Gradientenstärke mittels einer MR-Aufnahme eines Kalibrierkörpers zu bestimmen. Es wurde nur der Fall einer 3D-MR-Sequenz betrachtet. Erste, theoretische Experimente bestätigen die Anwendbarkeit dieses Ansatzes. Das Verfahren kann empfindlich gegen allzu große Abweichungen in der Orientierung reagieren. Aus diesem Grund beschränken wir uns in unseren Experimenten auf Rotationswinkel, die betragsmässig kleiner als 15 Grad sind. Dies sollte aber den praktischen Einsatz nicht einschränken.

Eine Erweiterung auf 2D-MR-Sequenzen ist ebenfalls recht einfach möglich. In diesem Fall kommt eine weitere Verzeichnung der Stärke $(B_i - B_0)/G_2$ hinzu. Im ersten Schritt der Berechnung muß dann ein Translationsparameter weniger bestimmt werden. Im zweiten Schritt erhalten wir dann eine funktionale Abhängigkeit der Verschiebung von zwei Gradientenstärken $G$ und $G_2$.

Mit Hilfe von Dual-Echo Gradienten Echo MR-Sequenzen bietet sich die Möglichkeit, die Feldverteilung im Scanner während der Aufnahme zu messen (siehe u.a. [5]). Damit würde die Notwendigkeit entfallen, die Feldverteilung numerisch zu berechnen. Der Vorteil wäre eine höhere Genauigkeit des Ergebnisses, da in diesem Fall auch der Einfluß der Kunststoffteile des Kalibrierkörpers auf das Magnetfeld berücksichtigt wird.

Weitere Versuche und die experimentelle Evaluierung des Ansatzes sind für die nächste Zeit geplant.

## Literaturverzeichnis


1. Bhagwandien R: Object induced geometry and intensity distortions in magnetic resonance imaging. Dissertation, Universiteit Utrecht, 1994.
2. Brack C, Roth M, Schweikard A: Towards accurate x-ray camera calibration in computer assisted robotic surgery. Proc. Computer-Aided Radiology, 1996.
3. Burkhardt S, Roth M, Schweikard A, Burgkart R: Korrektur von geometrischen Verzeichnungen bei MR-Aufnahmen vom Femur. Procs BVM 2002: 107–110, 2002.
4. Burkhardt S, Schweikard A, Burgkart R: Numerical analysis of the susceptibility induced geometric distortions in MRI. Medical Image Analysis, in press.
5. Jezzard P, Balaban RS: Correction for Geometric Distortions in Echo Planar Images from $B_0$ Field Variations. Magnetic Resonance in Medicine, 34:65–73, 1995