

# Markerbasiertes Online Kalibrierverfahren für die CT-Rekonstruktion

Stephanie Simbt<sup>1</sup>, Frank Dennerlein<sup>2</sup>, Jan Boese<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Fachbereich EMW, Hochschule Anhalt (FH)

<sup>2</sup>Siemens AG, Healthcare Sector, Forchheim, Germany

`stephanie.simbt@freenet.de`

**Kurzfassung.** Das etablierte Verfahren der Offline-Geometriekalibrierung ist bei mechanisch sehr flexiblen Röntgensystemen oftmals problematisch. Durch unregelmäßige, geometrische Abweichungen der 3D-Aufnahmebahn bezüglich der Aufnahmebahn der Offline-Kalibrierung kommt es zu einer Verringerung der Bildqualität der CT-Aufnahmen. Um die Bildqualität auf diesen Systemen zu verbessern wird vorgeschlagen eine zusätzliche Aktualisierung der Geometrieinformation in jeder einzelnen Patientenaufnahme durchzuführen. Das hier implementierte Verfahren benötigt wenige kugelförmige Marker, deren detektierte Projektionen in den Röntgenbildern mit den jeweiligen Röntgenquellenpositionen Strahlen definieren, deren Quasi-Schnittpunkte die 3D Positionen der Marker im Raum ergeben. Es wird vorgeschlagen, die Aufnahmegeometrie so zu korrigieren, dass sich eine Rückprojektion der 3D-Markerpositionen möglichst genau mit den im Bild gefundenen Markerpunkten überdeckt. Tests an simulierten und realen Datensätzen zeigen, dass die Projektionsbildabweichung um min. 79 % reduziert werden kann.

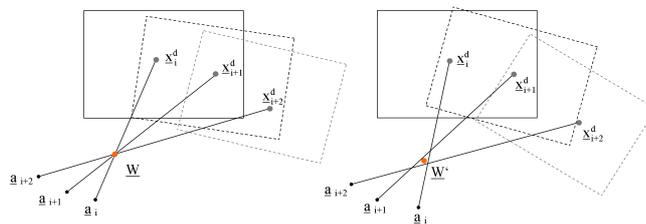
## 1 Einleitung

Für die Gefilterte Rückprojektion bei der CT-Rekonstruktion werden Informationen über Geometrie und Position des Röntgensystems während der Aufnahmebewegung bezüglich des zu untersuchenden Objektes benötigt. In Standardsystemen ist es meist ausreichend diese Informationen in größeren Zeitabständen mithilfe einer Offline-Kalibrierung des Röntgensystems zu erzeugen. Bei mechanisch sehr flexiblen Systemen, die ebenfalls eine 3D-CT-Bildgebungsfunktion ermöglichen, kann sich die Geometrie der 3D-Aufnahmebahn des Systems aber innerhalb dieses Zeitraums, sogar von Aufnahme zu Aufnahme, verändern. Tritt dieser Fall ein, stimmen die Offline-Kalibrierinformationen nicht mehr mit den tatsächlichen Geometrieparametern überein, was zu Fehlern in der Rückprojektion und damit zu einer schlechteren Bildqualität der berechneten Schnittbilder [1] führt. Ein möglicher Lösungsansatz dazu ist es, in einer Online-Kalibrierung bei jeder Patientenaufnahme die Geometrieparameterabweichungen zur Offline-Kalibrierung zu detektieren und auszugleichen. Eine solche Online-Korrektur der Geometrieinformation geschieht oft mittels röntgenpositiver Marker im Blickfeld

des Röntgensystems. Um eine Verdeckung von Patientenstrukturen durch Metallartefakte zu vermeiden, wird für die Online-Kalibrierung im Folgenden eine Methode untersucht, welche die Verwendung weniger, geometrisch einfacher Marker ermöglicht. Bei dem markerbasierten Verfahren zur Bewegungskompensation des Patientenkopfes nach Jacobson und Stayman [2] sind z.B. mehrere Kugelmarker in einen flexiblen Ring eingefasst, der am Patientenkopf befestigt wird. Zur Schätzung der Patientenbewegung während der CT-Aufnahme werden Rotationsmatrix und Translationsvektor jeder aufgenommenen Projektion anhand der Marker im Bild bestimmt. In Anlehnung an diesen Bewegungskorrekturansatz wurde hier ein Verfahren zur Optimierung einzelner, systemspezifischer Parameter entwickelt, in denen sich die Geometrieabweichungen am stärksten manifestieren (durch gesondertes Verfahren ermittelt). Dieses Vorgehen schränkt den Freiheitsgrad des Korrekturproblems ein, sodass nur eine sehr geringe Anzahl an Markern benötigt wird.

## 2 Material und Methoden

Das entwickelte Kalibrierverfahren verwendet mehrerer Kugelmarker, soll jedoch am Beispiel eines einzelnen Markers erläutert werden. Gegeben sind die (mittels Standardverfahren der Bildverarbeitung) detektierten Markermittelpunkte in den Projektionsbildern, sowie die potentiell ungenauen Aufnahmegeometrieinformationen in Form von Projektionsmatrizen in homogener Schreibweise ( $3 \times 4$ -Matrizen) [3]. Verbindet man in jeder Projektion die 3D-Koordinate des detektierten Markerpunktes  $\underline{x}^d$  mit der zugehörigen Quellposition  $\underline{a}$  durch eine Gerade, ergibt sich bei idealer Geometrieinformation ein gemeinsamer Schnittpunkt aller Geraden bzw. Strahlen, der die Position des Markers  $\underline{W}$  im Field-of-View widerspiegelt (Abb. 2, links). Bei verfälschten Geometrieinformationen, die durch Benutzung von Offline-Kalibrierdaten bei schlecht reproduzierbaren Aufnahmebahnen entstehen, gibt es jedoch im Allgemeinen keinen eindeutigen Schnittpunkt. Stattdessen kann durch eine Mittelwertsberechnung unter Verwendung der kürzesten Verbindungen zwischen den generierten Strahlen im Raum eine Mittlere Markerposition  $\underline{W}'$  ermittelt werden, welche der realen Position des Markers im Field-of-View sehr nahe kommt (Abb. 2, rechts). Im Allgemeinen kommt es nach der Projektion von  $\underline{W}'$  auf die Detektorfläche mittels der



**Abb. 1.** Strahlenverlauf bei idealer (links) und verfälschter Geometrieinformation (rechts).

vorliegenden Projektionsmatrix zu einer Abweichung zwischen der projizierten Mittleren Markerposition  $\widetilde{W}'$  und den detektierten Markerpunkten der Detektorebene  $\underline{x}^d$ . Diese Abweichung kann mithilfe der euklidischen Distanz für jede Projektion  $n$  angegeben werden. In dem hier vorgeschlagenen Verfahren werden nun zunächst diejenigen Geometrieparameter des Systems bestimmt, in denen sich die Geometrieabweichungen zur Offline-Kalibrierung am deutlichsten manifestieren. Für das hier untersuchte System hat sich die Korrektur zweier Projektionsmatrix-Elemente als geeignet herausgestellt. Ziel der Optimierung ist anschließend das Finden von Korrekturwerten zu diesen Elementen in jeder Projektionsmatrix, so dass die Abstände zwischen Vorwärtsprojektion der Mittleren Markerpositionen  $\widetilde{W}'$  und den zugehörigen detektierten Markerpunkten  $\underline{x}^d$  minimiert werden (Abb. 2). Für die Korrektur der Geometrieinformation wird zu den  $c$  Projektionsmatrixelementen  $p = (p_1, p_2, \dots, p_c)$  (hier  $c = 2$ ) ein  $\delta = (\delta_1, \delta_2, \dots, \delta_c)$  hinzu addiert. Dieses  $\delta$  wird mithilfe der euklidischen Distanz zwischen der in der aktuellen Korrekturschätzung projizierten Markerposition

$$\widetilde{W}' = (w_1 \ w_2 \ w_3)^T \quad \text{mit} \quad u_w = \frac{w_1}{w_3} \quad \text{und} \quad v_w = \frac{w_2}{w_3} \quad (1)$$

und der im Projektionsbild detektierten Markerposition  $u_s$  und  $v_s$  bestimmt. Der Mittelwert dieser euklidischen Distanzen über alle  $K$  detektierten Marker in einer Projektion liefert somit das Optimierungskriterium

$$\Psi(\delta) = \frac{\sum_{k=1}^K \sqrt{(u_s^{\{k\}} - u_w^{\{k\}})^2 + (v_s^{\{k\}} - v_w^{\{k\}})^2}}{K} \quad (2)$$

Die Koordinaten  $u_w$  und  $v_w$  sind von der Projektionsgeometrie und damit von  $\delta$  abhängig. Wird mithilfe des iterativen Nelder-Mead-Optimierungsverfahrens eine festgelegte Genauigkeit des gefundenen Minimums erreicht, gelten die dazu verwendeten Werte für  $\delta$  als geeignete Korrekturwerte für die jeweiligen Parameter. Diese Optimierung wird für jede Projektion wiederholt, sodass jede einzelne, mittels Offline-Kalibrierung gewonnene Projektionsmatrix an die aktuell gültige Aufnahmegeometrie angepasst wird. Dies ermöglicht eine genauere Durchführung des Rückprojektionsschrittes im Rekonstruktionsverfahren und führt somit

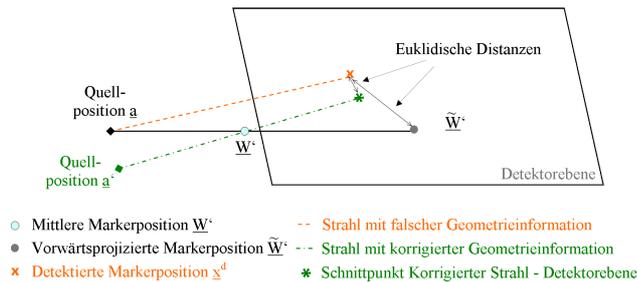
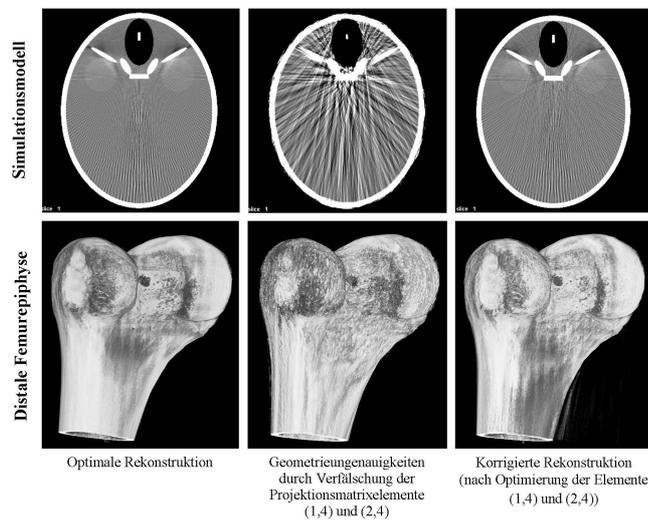


Abb. 2. Prinzip der Geometriekorrektur.

zu einer verbesserten Bildqualität in den rekonstruierten Schichtbildern. Theoretisch ist für die Korrektur der zwei Matrixelemente nur ein einzelner Marker notwendig. Praktisch werden allerdings mehrere Marker verwendet, um eine eindeutige Lösung [3] und ein robusteres Ergebnis zu erhalten. Der oben beschriebene Online-Kalibrieralgorithmus wurde in MATLAB implementiert und u.a. an simulierten Röntgenprojektionen eines virtuellen Kopfmodells (so genanntes Simulationsmodell), an realen Aufnahmen eines ConeBeam-Phantoms und an einer 3D-Röntgenprojektion eines menschlichen Femurs evaluiert. Bei allen Datensätzen sind die optimalen Informationen über die Systemgeometrie bekannt (bei den realen Datensätzen ist diese Information mit einer parallel zur Datenaufnahme durchgeführten Kalibrierung erzeugt worden). Nachträglich wurden verschiedene Systemparameter mittels Zufallswerten gestört und mithilfe des Algorithmus wieder korrigiert, sodass ein direkter Vergleich zwischen optimalem, verfälschtem und korrigiertem Ergebnis in Tab. 1 ermöglicht wird.

### 3 Ergebnisse

Bei der Aufnahme der Testdatensätze wurden je 5–7 Kugelmarker individuell an der Oberfläche der Teststruktur angebracht (bzw. in dem Simulationsmodell hinzu modelliert). Für die 3D-Rekonstruktion kam das Verfahren nach [4] zum Einsatz, welches eine 3D-Erweiterung des 2D-Rekonstruktionsansatzes nach [5] darstellt. Im oberen Teil von Abb. 2 wird deutlich, dass durch Verfälschung der Geometrieinformationen (mittleres Bild) starke Linienartefakte im Schichtbild des Simulationsmodells auftreten und weder scharfen Kanten, noch feine Strukturen erkennbar sind. Im Bild der korrigierten Geometrieinformation (rechts)



**Abb. 3.** Auswirkungen der Geometrieinformation auf die Bildqualität.

**Tabelle 1.** Bildabweichung als Versuchsergebnis im Vergleich.

	Verfälschte Geometrie- information	Korrigierte Geometrie- information	Verbesserung durch Korrektur
Simulationsmodell	5,7763 Pixel	0,4152 Pixel	92,8 %
ConeBeamPhantom	2,6290 Pixel	0,4868 Pixel	81,5 %
Femur	3,1016 Pixel	0,6270 Pixel	79,8 %

dagegen ist nur ein geringer Unterschied zur optimalen Geometrieinformation (links) sichtbar. Auch in der 3D-Darstellung der Femurepiphyse wird sichtbar, dass die Störung der Geometrieinformation die Oberfläche des Knochens stark verfälscht und nach der Parameterkorrektur wesentlich glatter aussieht. Anhand des ConeBeam-Phantoms lässt sich nach Störung der Projektionsmatrizen eine Auflösung von 10 LP/cm feststellen. Nach Korrektur der Geometrieinformation wird dagegen die fast optimale Auflösung von 16–18 LP/cm erreicht.

## 4 Diskussion

Es ist gelungen ein effizientes, markerbasiertes Online-Geometriekalibrierverfahren für CT-Röntgensysteme zu entwickeln, welches die Verringerung der mittleren Projektionsbildabweichung mittels Korrektur einiger weniger Parameter bewirkt. Die vorgestellte Methode schränkt zuerst den zu korrigierenden Parameterraum auf die bildwirksamen Parameter ein, so dass in der Regel weniger Marker benötigt werden als in dem Verfahren von [2]. Anhand der Verbesserung der Bildabweichung um min. 79 % und dem Vergleich der rekonstruierten Bild-  
daten bei allen durchgeführten Experimenten lässt sich von der Wirksamkeit des entwickelten Verfahrens ausgehen. Es wurde somit ein effizientes Verfahren implementiert, mit dem eine hochqualitative 3D-Bildgebung selbst bei Systemen möglich wird, bei denen die Reproduzierbarkeitsannahme nicht gültig ist.

## Literaturverzeichnis

1. Kyriakou Y, Lapp RM, Hillebrand L, et al. Image-based online correction of misalignment artifacts in cone-beam CT. *Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging Proceedings of the SPIE*. 2009;7258:1–10.
2. Jacobson MW, Stayman JW. Compensating for head motion in slowly-rotating cone beam CT systems with optimization transfer based motion estimation. *IEEE Nucl Sci Symp Conf Rec*. 2008; p. 5240–45.
3. Hartley RI, Zisserman A. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge: Cambridge University Press; 2003.
4. Dennerlein F, Kunze H, Boese J. Cone-beam reconstruction from a variable-radius, planar source trajectory. *Proc IEEE, Med Imaging Con*. 2009 (to be published).
5. Noo F, Defrise M, Clackdoyle R, et al. Image reconstruction from fan-beam projections on less than a short scan. *Phys Med Biol*. 2007;47:2525–46.