

# Genauigkeit der CT-basierten Modellerstellung des menschlichen Schädels

Georg Eggers<sup>1</sup>, Sascha Däuber<sup>2</sup>, Werner Korb<sup>1</sup>, Thomas Welzel<sup>3</sup>,  
Rüdiger Marmulla<sup>1</sup> und Stefan Hassfeld<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universität Heidelberg, Klinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie,  
Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg

<sup>2</sup>Universität Karlsruhe, Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik,  
Kaiserstraße 12, 76128 Karlsruhe<sup>3</sup>Universität Heidelberg, Klinik für Radiologie,  
Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg  
Email: georg.eggers@med.uni-heidelberg.de

**Zusammenfassung.** Die Erstellung korrekter Modelle basierend auf CT-Datensätzen für die roboterassistierte Chirurgie ist von hoher Bedeutung. Der Einfluss einzelner Parameter auf die Prozesskette zur Erstellung von Kalottenmodellen aus CT-Daten wurde untersucht. Hierbei wurde die Qualität der erstellten Modelle durch direkte Messung des zuvor untersuchten Kopfes verifiziert. Es konnte ein optimaler Bereich für die Schwellwertsegmentierung von Schädelknochen identifiziert werden.

## 1 Einleitung

Die Genauigkeit virtueller Patientenmodelle auf der Basis dreidimensionaler Bilddaten (CT, MRT) ist besonders kritisch in der Roboter-assistierten Chirurgie, bei der diese Bilddaten die Planungsgrundlage für eine Intervention am Patienten darstellen. Bei der Durchführung von Craniotomien ist entscheidend, dass die Dura Mater nicht perforiert wird. Daher ist die Exaktheit der Dicke eines Schädelkalottenmodells von besonderer Bedeutung.

In der Literatur sind zahlreiche Bildaufnahmeprotokolle, Segmentierungsalgorithmen und Modellerstellungsalgorithmen angegeben, um CT-basiert Modelle von ausgewählten Strukturen eines Patienten zu generieren [1,2]. Genauigkeitsangaben sind rar [3]. Zudem variieren die Angaben für die korrekten Hounsfield-Werte (HU) für die Segmentierung von Knochen zwischen 200 HU und 967 HU für die untere Schwelle [4,5,6,7,8], zudem finden sich Abweichungen in Abhängigkeit vom verwendeten CT-Scanner [9].

## 2 Methoden

Am einem menschlichen Kopf erfolgte die Implantation von insgesamt 4 Osteosyntheseschrauben durch Hautincisionen in den Knochen der Schädelkalotte. Diese dienten als Marker für die Registrierung der Messergebnisse

**Tabelle 1.** Mittlere Modelldicke für alle Kombinationen von Segmentierungs- und Bildaufnahmeparametern (Mittelwert  $\pm$  SD)

Schichtdicke/Schichtabstand im CT	1,5mm	2mm	3mm	4mm
Segmentierungsschwelle (HU)				
400	7,1 $\pm$ 1,6	7,0 $\pm$ 1,6	7,2 $\pm$ 1,7	6,9 $\pm$ 1,5
300	7,4 $\pm$ 1,6	7,3 $\pm$ 1,6	7,4 $\pm$ 1,6	7,4 $\pm$ 0,3
200	7,8 $\pm$ 1,6	7,6 $\pm$ 1,6	7,9 $\pm$ 1,6	8,0 $\pm$ 1,5
100	8,2 $\pm$ 1,6	8,1 $\pm$ 1,6	8,4 $\pm$ 1,6	8,7 $\pm$ 1,3

**Tabelle 2.** Abweichung der Modelldicke von der tatsächlichen Kalottendicke für alle Kombinationen von Segmentierungs- und Bildaufnahmeparametern (Mittelwert  $\pm$  SD)

Schichtdicke/Schichtabstand im CT	1,5mm	2mm	3mm	4mm
Segmentierungsschwelle (HU)				
400	0,4 $\pm$ 0,2	0,4 $\pm$ 0,4	0,6 $\pm$ 0,6	0,6 $\pm$ 0,5
300	0,4 $\pm$ 0,2	0,4 $\pm$ 0,3	0,6 $\pm$ 0,5	0,6 $\pm$ 0,5
200	0,6 $\pm$ 0,3	0,5 $\pm$ 0,3	0,8 $\pm$ 0,6	1,0 $\pm$ 0,5
100	1,0 $\pm$ 0,5	0,9 $\pm$ 0,4	1,2 $\pm$ 0,7	1,6 $\pm$ 0,7

Mit einem PQ2000 CT-Scanner (Picker Int., Mayfield Village, Ohio, USA) wurden Datensätze des Kopfes mit Schichtdicken und Schichtabständen von 1,5mm, 2mm, 3mm und 4mm erhoben. Die Auflösung in X- und Y-Achse betrug 0,47mm. Der Import der DICOM-Daten, die Segmentierung und die Modellerstellung erfolgte mit dem Programmpaket TomoCon 3.0 (Tatramed, Bratislava, Slowakei). Jeder der Datensätze wurde bei 100, 200, 300 und 400 HU segmentiert. Mittels Triangulation erfolgte daraus dann die Erstellung von Oberflächenmodellen des Schädels. Zudem wurden die Positionen der Markerschraubenköpfe im CT festgestellt.

Die tatsächlichen Knochendicken wurde nach Abtragen der Weichgewebe an der Schädelkalotte gemessen. Hierzu wurde an den betreffenden Stellen die Kalotte entlang der Oberflächennormale durchbohrt. Die Knochendicke wurde dann mit einer digitalen Schiebelehre bestimmt. Die Position der Löcher und der eingangs angebrachten Markerschraubenköpfe wurde dann mit einem 3D-Messarm (MicroScribe G2, Immersion Corp., San Jose, Kalifornien, USA), bestimmt.

Über eine rigide Transformation der Markerschraubenkoordinaten in der Realität zu ihren Koordinaten im CT wurden die Messorte der tatsächlichen Kalottendicke in das jeweils zu vergleichende CT-Modell transformiert. Die Dicke der Kalotte im Modell und ihr Winkel zur z-Achse des CTs wurden dann in der TomoCon-Software gemessen.

### 3 Ergebnisse

Die Knochendicke wurde an 15 Positionen auf dem Schädel bestimmt, und lag zwischen 4,1 und 9,1 mm.

**Tabelle 3.** Anzahl der Positionen, bei denen das Modell basierend auf einer bestimmten Segmentierungsschwelle die wirkliche Knochendicke am besten wiedergab

Schichtdicke/Schichtabstand im CT	1,5mm	2mm	3mm	4mm
Segmentierungsschwelle (HU)				
> 400	6	5	6	5
300 – 400	6	5	3	6
200 – 300	2	2	4	2
100 – 200	1	2	1	1
< 100	0	1	1	1

Für jeden der 4 CT-Scans und jede der jeweils 4 Segmentierungen wurde an diesen 15 Stellen die Dicke des Modells bestimmt. Die 240 resultierenden Werte lagen zwischen 3,2mm und 10,5mm. Die Genauigkeit der Registrierung der Messwerte am Knochen auf die CT-Modelle war besser als 1mm. Die Modelldicken nahmen mit sinkender Segmentierungsschwelle zu (Tabelle 1). Der mittlere Fehler der Modelldicke gegenüber der tatsächlichen Dicke war bei einer Segmentierung zwischen 300 HU und 400 HU mit  $0,4 \pm 0,2$  mm am niedrigsten (Tabelle 2). Dabei waren die mit 300 HU erstellten Modelle etwas zu gross, die mit 400 HU erstellten Modell bereits etwas zu klein. Mit zunehmendem Schichtabstand / Schichtdicke nahm der Fehler zu, ohne Veränderung der Modellgrösse. Zwischen dem Fehler der Dickenmessung und der Orientierung des Knochens relativ zur z-Achse des CTs bestand dabei kein signifikanter Zusammenhang.

## 4 Diskussion

Für die Genauigkeit der Generierung von Patientenmodellen aus Bilddaten sind die Schritte Bilddatenakquisition, Segmentierung und Modellierung entscheidend. Gegenstand dieser Untersuchung waren die ersten beiden Schritte. Dabei erwiesen sich die in der Literatur angegebenen Werte für die Segmentierung von Knochen als nicht optimal. Es würden damit Modelle des Schädelknochens erstellt, die insgesamt zu groß [5,7,8,9] oder zu klein [6] wären. In dem von uns als optimal identifizierten Bereich von 300 HU bis 400 HU erstellten wir Modelle mit einer mittleren Genauigkeit von  $0,4 \pm 0,2$ mm. Zugleich gab es hier Bereiche, wo diese Modelle 0,9mm zu dünn waren. Im klinischen Einsatz würde hier die Dura Mater durchtrennt werden. Mit den erstellten Modellen befanden wir uns in einem Dilemma zwischen Sicherheit und Genauigkeit. Die reduzierte Auflösung in der z-Achse war nicht die Ursache für den unterschiedlichen Fehler an verschiedenen Positionen. In einer Regressionsanalyse war kein Zusammenhang zwischen dem Winkel des Knochens zur z-Achse und dem Dickenfehler feststellbar. Es ist daher erforderlich das Rauschen des gesamten Systems zu minimieren. Dies könnte durch höherauflösende Bilddatensätze erzielt werden. Schichtdicken von 0,5mm sind mit modernen Geräten möglich. Zum anderen könnte durch eine engere Stufung der Segmentierungsparameter möglicherweise

ein besseres Modell gefunden werden. Der ideale Bereich konnte in dieser Untersuchung bereits auf einen Wert zwischen 300 HU und 400 HU eingengt werden (Tabelle 3). Schliesslich bleibt die Frage, ob andere Ansätze als die Schwellwertsegmentierung genauere Modelle bringen können. Dies gilt insbesondere, da auch der Mineraliengehalt des Knochens, der aufgrund von Erkrankungen verändert sein kann, den individuell „richtigen“ Schwellenwert verändern könnte.

## Literaturverzeichnis

1. Jani AB, Pelizzari CA, Chen GTY, Greszczuk, RP (1998): Technical note. Accuracy of object depiction and opacity transfer function optimization in CT volume-rendered images. *J Comput Assist Tomogr* 22(3): 459–470
2. Masero V, Leon-Rojas JM, Moreno J (2002): Volume Reconstruction for health care: a survey of computational methods. *Ann N Y Acad Sci* 980: 198–211
3. Däuber S, Welzel T, Krempien R, Wörn H (2002): Aufbereitung medizinischer Bilddaten für die Kopfchirurgie. *Biomed Tech (Berl)* 47 Suppl. 1 Pt. 2: 936–938
4. Groell R, Rienmüller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P (2000): CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: A thorax phantom study. *Comput Med Imaging Graph* 24(2): 53–58
5. Hothan T, Hidajat N, Nelson K, Felix R, Maurer J (2001): Quantitative Computertomographie der Knochenmineraldichte des Unterkiefers. *Radiologe* 41: 497–500
6. Kalender W, in: *Computertomographie*, MCD Publ., Munich, Germany 2002, ISBN 3-89578-082-0
7. Aamodt A, Kvistad KA, Andersen E, Lund-Larsen J, Eine J, Benum P, Husby OS (1999): Determination of the Hounsfield value for CT-based design of custom femoral stems. *J Bone Joint Surg Br* 81(1): 143–147
8. Dammann F, Bode A, Schwaderer E, Schaich M, Heuschmid M, Maassen M (2001): Computer aided surgical planning for implantation of hearing aids based on CT data in a VR environment. *Radiographics* 21(1): 183–190
9. Chan LL, Manolidis S, Taber KH, Hayman A (2000): In vivo measurements of temporal bone on reconstructed clinical high-resolution computed tomography scans. *Laryngoscope*, 110(8): 1375–1378