Erstellung von normativen Formdaten zur Unterstützung der Planung chirurgischer Eingriffe am Schädelknochen

Sascha Däuber[1], Annika Straulino[1], Jörg Raczkowsky[1], Heinz Wörn[1], Georg Eggers[2] und Stefan Hassfeld[2]

[1] Institut für Prozessrechentechnik, Automation und Robotik, Universität Karlsruhe(TH), 76128 Karlsruhe
[2] Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Universität Heidelberg, 69120 Heidelberg
Email: straulino@ira.uka.de

Zusammenfassung. Zur Korrektur von Schädelfehlbildungen werden polygonale Modelle erstellt, um die Operation virtuell zu planen. Es wird hier ein Verfahren vorgestellt, durch das der Schädel ohne Verwendung von Landmarken erfasst und rekonstruiert werden kann. Zur Erstellung von Formparametern werden Kugelflächenfunktionen verwendet. Weiter werden verschiedene normative Formtypen klassifiziert, über die ein Referenzschädel errechnet wird. Damit ist es möglich die operative Manipulation am Patientenschädel anhand der ihm zugeordneten normativen Daten zu überprüfen.

1 Einleitung

Fehlbildungen und traumatische Schädigungen des Schädelknochens werden in den Abteilungen der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie operativ korrigiert. In modernen Anwendungen werden polygonale Modelle des Schädels verwendet, um die notwendigen Eingriffe, wie z.B. bei Kraniosynostose Patienten, infiltrierenden Tumoren o.ä. in virtuellen Umgebungen zu planen. Zur Unterstützung der Planung dienen Atlasdaten der Schädelform. Diese Daten geben die gesunde Form der Strukturen des Schädels exemplarisch wieder, um in der Planung als Anhaltspunkt für korrigierende Maßnahmen zu dienen und damit deren Qualität zu verbessern. Wünschenswert wäre dabei eine Reihe von Modellen, die grundsätzliche Formtypen des Schädels wiedergeben.

2 Rekonstruktion des Schädelmodells

Im Folgenden werden Grundlagen vorgestellt, mit denen es möglich ist, die Form einer anatomischen Struktur zu parametrisieren. Die Form soll vollständig und ohne die Hilfe von Landmarken beschrieben werden, da insbesondere am Schädeldach homologe Landmarken nur in geringer Anzahl definiert werden können. Weiter soll die Parametrisierung als Basis zur Auswertung vieler Datensätze dienen. Ausgangspunkt ist ein polygonales Oberflächenmodell des Schädels. Die Berechnung der Parametrisierung, d.h. die Formanalyse, erfolgt dabei über eine Reihenentwicklung von Kugelfunktionen, welche eine, die Form beschreibende Funktion R liefert. Die funktionale Darstellung der Kugelfunktionen und der zugeordneten Legendre-Polynome P_l^m ist durch Gleichung 1 und 2 gegeben.

$$Y_l^m(\vartheta,\varphi) = \sqrt{\frac{2l+1}{4\pi}\frac{(l-m)!}{(l+m)!}}P_l^m(\cos\vartheta)e^{im\varphi}, \tag{1}$$

$$P_l^m(x) = \frac{(-1)^m}{2^l l!}(1-x^2)^{\frac{m}{2}}\frac{d^{m+l}}{dx^{l+m}}(x^2-1)^l. \tag{2}$$

Durch die Vollständigkeit dieses Funktionensystems kann jede beliebige, auf der Kugel definierte Funktion $R(\vartheta,\varphi)$ durch eine Reihenentwicklung in folgender Form rekonstruiert werden.

$$R(\vartheta,\varphi) \equiv \sum_{l=0}^{\infty}\sum_{m=-l}^{l} c_{lm}Y_l^m(\vartheta,\varphi). \tag{3}$$

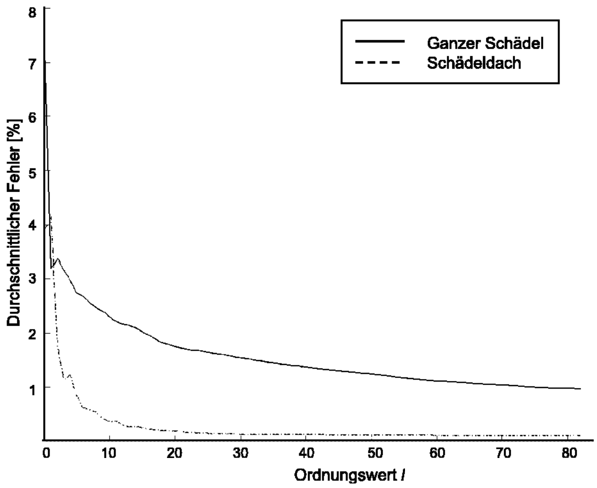
Hierbei stellen die Parameter c_{lm}, die im Folgenden auch als Formspektrum bezeichnet werden, eine vollständige Beschreibung des durch $R(\vartheta,\varphi)$ beschriebenen Objektes zur Verfügung. In Integraldarstellung lassen sich die Koeffizienten c_{lm} wie folgt berechnen, wobei $\overline{Y}$ das komplex konjugierte Element bezeichnet.

$$c_{lm} = \int_0^{2\pi}\int_0^{\pi} R(\vartheta,\varphi)\overline{Y}_l^m(\vartheta,\varphi)\sin\vartheta d\vartheta d\varphi. \tag{4}$$

Zunächst ist es nötig die Form des Schädels als eine Funktion darzustellen. Dazu wird das zu analysierende Objekt aus dem kartesischen Koordinatensystem auf die Kugeloberfläche abgebildet. Ziel ist es, die Oberfläche S durch den Abstand R, den die Oberfläche vom Ursprung unter dem Raumwinkel (ϑ,φ) besitzt, zu beschreiben. Aufgrund der beschränkten Anzahl an Stützstellen kann die Abtastung des Oberflächenmodells nur unvollständig erfolgen. Die Funktion wird nun dadurch berechnet, dass ausgehend vom Ursprung unter dem zu berechneten Winkel ein Sehstrahl ausgesendet und der Schnittpunkt mit der Oberfläche bestimmt wird. Der Schnittpunkt ist definiert, wenn eine geschlossene Oberfläche aus Grafikprimitiven vorhanden ist. Im Falle von Doppeldeutigkeiten wird der Punkt mit dem größeren Abstand gewählt. Dies entspricht der Konzentration des Verfahrens auf die Außenkontur.

Die Formfunktion $R(\vartheta,\varphi)$ ist nun bekannt. Sie liegt als eine Reihe von (ϑ,φ,R)-Tupeln vor. Als einziger Parameter der Projektion tritt die Sampling Rate s, welche die Anzahl der Stützstellen pro Richtung angibt, auf. Ein typischer Wert ist hierbei 1024, dies liefert ungefähr eine Millionen Punkte auf der Kugeloberfläche. Die Umkehrung dieser Abbildung, d.h. die Rekonstruktion des polygonalen Modelles kann ohne Datenverlust erfolgen.

Abb. 1. Genauigkeitsentwicklung der Schädelrekonstruktion



Zur Berechnung der Formspektren c_{lm} sind die Kugelfunktionen $Y_l^m(\vartheta, \varphi)$ in derselben Abtastung wie die Funktion $R(\vartheta, \varphi)$ erforderlich. Um die numerische Stabilität zu gewährleisten, wird folgende rekursive Formel verwendet:

$$(l-m)P_l^m(x) = x(2l-1)P_{l-1}^m(x) - (l+m-1)P_{l-2}^m(x). \tag{5}$$

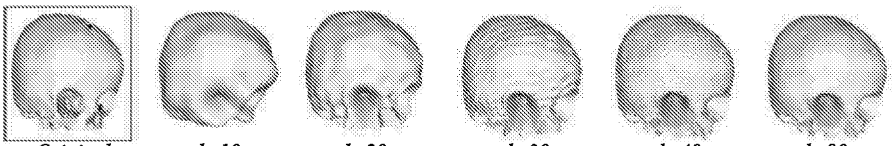
Zusammen mit den Startbedigungen

$$\begin{aligned} P_l^l(x) &= (-1)^l(2l-1)!!(1-x^2)^{\frac{1}{2}}, \\ P_{l+1}^l(x) &= x(2l+1)P_l^l(x) \text{ und} \\ P_l^{-m}(x) &= (-1)^m \frac{(l-m)!}{(l+m)!} P_l^m(x) \end{aligned}$$

ergibt sich ein stabiles System zur Berechnung der Kugelfunktionen. Nach der Abtastung der Formfunktion und der Berechnung der Kugelfunktionen liegen die R-Werte der (ϑ, φ, R)-Tupel als Matrix vor. Zur Berechnung des Integrals über die Kugeloberfläche wird die Matrix der Formfunktion punktweise mit der Matrix der komplex konjugierten Kugelfunktionen multipliziert. Der Wert des Integrals aus Gleichung 4 ergibt sich durch Summation der Produkte. Da die Abtastpunkte zu den Polen hin dichter werden, müssen die Produkte gemäß der Größe des Flächenelements gewichtet werden. Die Summation erfolgt über alle abgetasteten Punkte mit Ausnahme der Pole. Die Punkte werden mit dem Faktor $2\Delta\varphi sin\vartheta sin\frac{\Delta\vartheta}{2}$ gewichtet. Die Berechnung der Polstellen erfolgt gesondert über den Funktionswert $\frac{4}{9}R(\vartheta, \varphi) + \frac{5}{9}R(0, \varphi)$ und den Faktor $g(0, \varphi) = g_0 = \Delta\varphi \int_{\vartheta=0}^{\frac{\Delta\vartheta}{2}} sin\vartheta d\vartheta = \Delta\vartheta(1 - \cos\frac{\Delta\vartheta}{2})$.

In Abbildung 1 sind die Fehlerwerte bei der Rekonstruktion eines Schädels in Prozent mit steigender Ordnung aufgetragen. Die Analyse zeigt das typische

Abb. 2. Schädelrekonstruktion verschiedener Ordnungen



Verhalten, dass mit steigender Ordnung auch die Genauigkeit der Formbeschreibung ansteigt.

Im Falle der Kalotte sinkt der durchschnittliche Fehler auf unter 1%, im Falle des gesamten Schädels bleibt dieser darüber. In Abbildung 2 sind der Originalschädel sowie die Rekonstruktionsmodelle mit steigender Ordnung l gezeigt.

Insgesamt weist das Verfahren eine sehr hohe Güte im Bereich des Schädeldaches auf, lediglich die Rekonstruktion des Gesichtsschädels muss kritisch beurteilt werden.

3 Erstellung der Referenzschädel

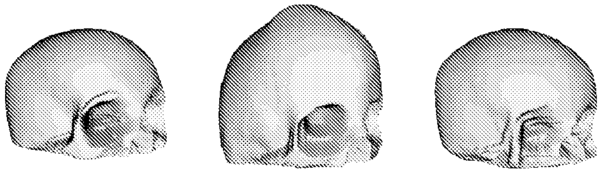
Um Atlasdaten über Mittelwertformen zu generieren, werden unterschiedliche Formtypen aus der Trainingsdatenmenge identifiziert, bevor eine Mittelwertbildung über einzelne Klassen durchgeführt wird. Die Klassifizierung wird auf Basis der geometrischen Momente durchgeführt. Diese bieten keine vollständige Beschreibung der Form, die Geometrie kann aber mit sehr wenigen Momenten grob erfasst werden. Daher ist dieses Verfahren zur Klassifizierung geeignet. Basierend auf der Formel

$$m_{p,q,r} = \int_{\mathbb{R}} x^p y^q z^r \, dxdydz \tag{6}$$

werden die Momente über Summation der Abtastpunkte der Form berechnet, wobei die Indizierung die jeweilige Ordnung beschreibt. Die Einteilung in einzelne Klassen geschieht mit Hilfe herkömmlicher Cluster-Verfahren.
Zur Mittelwertbildung werden die Formspektren direkt verwendet. Voraussetzung hierfür ist, dass von den Modellen das Spektrum bis zur selben Ordnung berechnet ist. Es wird ein Mittelwertspektrum der Koeffizienten über die Mittelwertbildung $c_{i,mean} = \frac{1}{n}\sum_{n=1}^{N} g_n c_{i,n}$ generiert. Durch die Variable g ist es möglich die einzelnen Daten unterschiedlich stark zu gewichten. Nach der Mittelwertbildung liegt ein mittlerers Normspektrum jeder Klasse vor. Aus diesem Spektrum können die Normschädel über Invertierung der Abildung auf die Kugel ohne Datenverlust konstruiert werden.

Die Zuordnung des Patienten zu dem entsprechenden Normschädel erfolgt über den Registrierungfehler. Dabei wird das Schädelmodell des Patienten über

Abb. 3. Ermittelte Referenzschädel für die Planung



die Atlasdaten zu allen vorhandenen Normmodellen registriert. Die Registrierung mit dem kleinsten Registrierfehler definiert den zum Patienten gehörenden Normschädel.

4 Ergebnisse und Disskusion

Die Formanalyse wurde mit einer Abtastrate von $s = 1000$ bis zu einer Ordnung von $l = 80$ durchgeführt. Die durchschnittliche Abweichung der Rekonstruktionen von den Ursprungsmodellen betrug 1.2% bei dem Gesichtsschädel und 0.09% bei den Kalotten. Die Modelle bilden die Atlasdaten zu dem definierten Trainingsdatensatz. Die Klassifikation wurde mittels der geometrischen Momente bis zur Ordnung 3 und dem k-means-Algorithmus durchgeführt. In einen Trainingsdatensatz mit 18 Individuen, mit teils deformierten Schädeln, wurden drei Formklassen klassifiziert. Die ermittelten Normschädel sind in Abbildung 3 zu sehen. Die Qualität der Modelle ist insbesondere am Schädeldach sehr hoch, Abweichungen treten vor allem im Bereich des Gesichtsschädels auf.

Für die Unterstützung der Planung eines chirurgischen Eingriffes birgt dieses Verhalten sogar Vorteile, da es nicht darum geht, dem Patienten dem Normmodell anzugleichen, vielmehr soll nur die grobe Struktur übernommen werden.
Mit den oben genannten Methoden lassen sich auch Formen anderer anatomischer Strukturen klassifizieren und mitteln. Damit wird auch erstmalig eine Berechung von Atlasdaten für Strukturen, die sich mit Landmarken nicht erfassen lassen, möglich. Die erstellten Atlasdaten werden in der Planung von Umstellungsosteothomien in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie an der Universität Heidelberg im Rahmen des SFB 414 erfolgreich eingesetzt.

Literaturverzeichnis

1. Cohen-Tannoudjii, Diu, Laloe: Quantum Mechanics, John Wiley & Sohn, New York, 1977.
2. Shepard, D: A two dimensional interpolation function for irregulary-spaced data; Proccedings ACM National Conference 1968, 517–524.