Mehrschichtige Oberflächenmodelle zur computergestützten Planung in der Chirurgie

Detlev Stalling[1], Martin Seebass[1], Stefan Zachow[2]

[1]Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik, Takustr. 7, 14195 Berlin
[2]Charite Berlin, Campus Virchow Klinikum, Augustenburger Platz, 13353 Berlin

Zusammenfassung Polygonale Schädelmodelle bilden ein wichtiges Hilfsmittel für computergestützte Planungen im Bereich der plastischen Chirurgie. Wir beschreiben, wie derartige Modelle automatisch aus hochaufgelösten CT-Datensätzen erzeugt werden können. Durch einen lokal steuerbaren Simplifizierungsalgorithmus werden die Modelle so weit vereinfacht, daß auch auf kleineren Graphikcomputern interaktives Arbeiten möglich wird. Die Verwendung eines speziellen Transparenzmodells ermöglicht den ungehinderten Blick auf die bei der Planung relevanten Knochenstrukturen und läßt den Benutzer zugleich die Kopfumrisse des Patienten erkennen.

Keywords: Isoflächen, Simplifizierung, Transparenzen

1 Einleitung

Komplizierte chirurgische Eingriffe werden heute zunehmend am Computer vorausgeplant. Dies gilt insbesondere für die plastische Chirurgie im Kopfbereich. Voraussetzung ist dabei in der Regel ein detailliertes Polygonmodell, das mindestens die knöchernen Strukturen sowie die Hautoberfläche des Patienten beschreibt. Solche Modelle können in hoher Auflösung aus computertomographischen Schnittbildern rekonstruiert werden. Für eine interaktive Planung ist es jedoch oftmals erforderlich, die Anzahl der Dreiecke im Modell zu reduzieren, bzw. die Darstellung auf andere Art und Weise zu beschleunigen.

In diesem Beitrag stellen wir ein vollautomatisches Verfahren vor, mit dem polygonale Schädelmodelle mit vorgegebener, lokal variabler Auflösung aus CT-Daten rekonstruiert werden können. Wir beschreiben weiter, wie qualitativ hochwertige Bilder durch eine geeignete semi-transparente Darstellung der Hautoberfläche erzeugt werden können. Der Einsatz verschiedener Beschleunigungstechniken erlaubt es, die resultierenden Modelle schon auf kleineren Graphikrechnern, z.B. Silicon Graphics O2, fließend darzustellen.

Die hier vorgestellten Techniken wurden ursprünglich für die Planung der robotergestützten Implantation von Ohrepithesen am Virchow-Klinikum Berlin entwickelt. Dabei sind vom Benutzer bestimmte Bohrpunkte auf der Knochenoberfläche zu definieren, an denen später ein Steg zur Befestigung einer Ohrepithese angebracht wird. Trotz dieses speziellen Anwendungsbezugs sind die hier diskutierten Methoden jedoch so allgemein, daß sie auch für andere Planungsaufgaben eingesetzt werden können.

2 Modellerstellung

Bei der Erstellung polygonaler Patientenmodelle lassen sich prinzipiell zwei Herangehensweisen unterscheiden. Zum einen gibt es Verfahren, bei denen versucht wird, übereinanderliegende, in verschiedenen Schichten definierte Konturen durch Dreiecke miteinander zu verbinden. Solche Verfahren gestatten es, glatte, an die reale Anatomie angepaßte Modelle zu erstellen, wobei sich die Auflösung der Modelle leicht kontrollieren läßt. Auf der anderen Seite gibt es voxelbasierte Methoden, die Grenzflächen aus einem entsprechend segmentierten Bildvolumen extrahieren. Sofern nur ein binäres Labelling vorliegt, lassen sich im allgemeinen nur schwer glatte Modelle erzeugen. In unserem Fall können allerdings sowohl Knochen wie auch Hautoberfläche mittels Schwellwertsegmentierung aus CT-Daten extrahiert werden. Das erlaubt es, Verfahren zur Berechnung von Isoflächen einzusetzen, die sehr viel robuster als die oben erwähnten konturbasierten Methoden sind.

2.1 Extraktion von Isoflächen

Polygonale Darstellungen von Isoflächen in 3D-Bildvolumina lassen sich aus Teilflächen konstruieren, die für jede Gitterzelle separat berechnet werden können. Beim Marching Cubes Algorithmus wird dazu eine binäre Klassifizierung der Eckpunkte einer Gitterzelle vorgenommen. Die zugehörigen $2^8 = 256$ verschiedenen Teilflächen lassen sich leicht in einer Tabelle auflisten. Die Tabelle kann so aufgebaut werden, daß die Flächen benachbarter Zellen garantiert zusammenpassen und sich somit eine topologisch konsistente Gesamtfläche ergibt. Um ein möglichst glattes Modell zu erhalten, wird die Lage der Eckpunkte der Dreiecke auf den Kanten der Gitterzellen durch lineare Interpolation der Grauwerte bestimmt.

Aufgrund der Verschiebung von Punkten entlang von Kanten erhält man allerdings oft sehr kleine bzw. sehr dünne langgestreckte Dreiecke. Solche Dreiecke können praktisch ohne Genauigkeitsverlust eliminiert werden, indem man Flächenpunkte aus verschiedenen Zellen, die nahe an einem gemeinsamen Gitterknoten liegen, zu einem gemeinsamen Punkt zusammenfaßt. Die Koordinaten des neuen Punktes ergeben sich durch Mittelung der Koordinaten der Ausgangspunkte. Auf diese Weise wird aus sehr kleinen Dreiecken ein Punkt und aus langgestreckten dünnen Dreiecken eine Kante. Das entsprechende Verfahren ist als Compact Cubes Algorithmus bekannt und geht auf Moore und Warren zurück [3]. Gegenüber dem einfachen Marching Cubes Algorithmus erhält man eine um etwa 40% reduzierte Anzahl von Polygonen. Man beachte, daß Punkte verschmolzen werden können, sobald alle acht an einem Gitterknoten angenzenden Zellen traversiert worden sind. Auf diese Weise wird das Speichern einer vollaufgelösten Zwischenfläche vermieden.

In unserem Fall wenden wir den Algorithmus mit zwei verschiedenen Schwellwerten an, um hochaufgelöste Ausgangsmodelle für Knochen und Hautoberfläche zu erzeugen. In der Regel empfiehlt es sich, die Ausgangsbilddaten zuvor mit einem geeigneten Filter auf 256×256 Pixel pro Schicht zu reduzieren. Auch nach einer solchen Reduktion besteht ein mit Compact Cubes produziertes komplettes Schädelmodell typischerweise aus etwa 500 000 Dreiecken. Da dies für interaktives Arbeiten zu groß ist, muß das Modell im folgenden weiter vereinfacht werden.

2.2 Flächensimplifizierung

In Bereich der Computergraphik haben sich in den vergangenen Jahren Simplifizierungsalgorithmen durchgesetzt, bei denen die Modelle schrittweise durch wiederholte Anwendung bestimmter Elementaroperationen vereinfacht werden. Solche Elementaroperationen sind insbesondere das Entfernen eines Punktes aus der Fläche und das anschließende Retriangulieren des entstehenden Lochs, sowie das Zusammenziehen einer Kante.

Für das vorliegende Problem haben wir auf einen 1997 von Garland und Heckbert vorgeschlagenen Kontraktionsalgorithmus zurückgegriffen, der einen guten Kompromiß zwischen Schnelligkeit und Genauigkeit darstellt [1]. Das Verfahren beruht darauf, daß der quadratische Abstand eines Punktes von einer Ebene als quadratische Form geschrieben werden kann. Die Summe der quadratischen Abstände eines Punktes von mehreren Ebenen läßt sich nun in gleicher Weise ausdrücken, wobei die Komponenten der quadratischen Formen einzeln aufzusummieren sind.

Vor der eigentlichen Simplifizierung werden zunächst für jeden Flächenpunkt die quadratischen Formen der an den Punkt grenzenden Dreiecke zu einer quadratischen Form Q_i aufsummiert. Anschließend wird jede Kante $\overline{v_i v_j}$ daraufhin untersucht, welcher Fehler sich bei einer Kontraktion ergeben würde. Dieser Fehler ergibt sich aus dem Minimum von $(Q_i+Q_j)(p)$. Die Lösung des Minimierungsproblems liefert zusätzlich die optimale Position, auf die die beiden Endpunkte der Kante zusammengezogen werden sollten. Im Laufe der Simplifizierung wird nun nacheinander jeweils die Kante kontrahiert, die den geringsten Fehler verursacht. Nach Kontraktion einer Kante werden die Fehler für angrenzende Kanten entsprechend aktualisiert. Die Simplifzierung wird solange fortgeführt, bis die gewünschte Anzahl von Dreiecken erreicht ist. Dabei ist es vorteilhaft, wenn die verschiedenen Teilgeometrien (Haut und Knochen) gleichzeitig simplifiziert werden. Nur so verteilt sich der durch die Reduktion verursachte Fehler gleichmässig im Gesamtmodell.

Für spezielle Anwendungen kann es sinnvoll sein, in bestimmten Regionen eine höhere Auflösung zu verwenden. In der Regel werden dies die Bereiche sein, in denen später ein operativer Eingriff stattfinden soll. Eine lokal variable Auflösung läßt sich mit dem Algorithmus von Garland und Heckbert erreichen, indem man die Fehlerquadriken Q_i lokal skaliert. Im speziellen Anwendungsfall der Ohrepithesen-Planung legen wir dazu zunächst interaktiv eine Kugel um das zu behandelnde Ohr. Wird im Inneren der Kugel eine 10fach höhere Genauigkeit gefordert, so müssen alle Fehlerquadriken innerhalb der Kugel mit dem Faktor 100 skaliert werden. Es empfiehlt sich weiterhin, die Skalierung linear in einem Übergangsbereich auf eins zu reduzieren. In Abbildung 1 ist die Wirkung einer solchen Skalierung zu sehen.

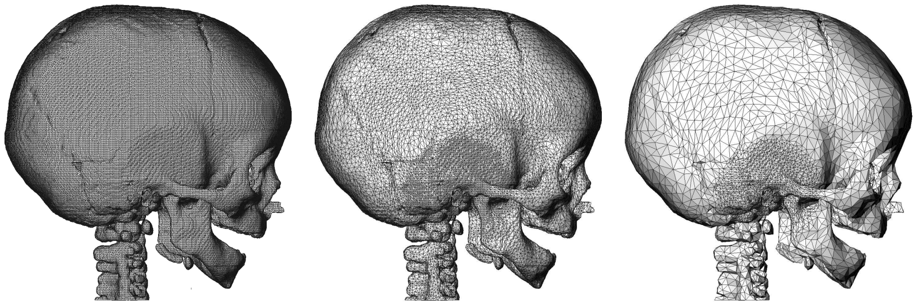

Abbildung1. (a) Ausgangsmodell nach Isoflächen-Berechnung. (b) Zwischenergebnis während der Simplifizierung. (c) Modell mit 25 000 Dreiecken und 10fach erhöhter Genauigkeit innerhalb eines kugelförmigen Gebietes.

3 Darstellung

Neben der reinen Modellerstellung spielt die grafische Darstellung des Modells für praktische Anwendungen eine entscheidende Rolle. Im Fall der Epithesenplanung dient die Hautoberfläche vornehmlich zur Orientierung, während auf dem darunterliegenden Knochen die eigentlichen Bohrlöcher gesetzt werden müssen. Deshalb bietet es sich an, die Hautoberfläche transparent über dem undurchsichtigen Schädelknochen darzustellen.

3.1 Transparenzen

Bei transparenten Flächen setzt sich die Farbe an einem Punkt aus der Farbe des Objektes selbst und der Hintergrundfarbe zusammen. Bei mehreren transparenten Objekten erhält man nur dann ein korrektes Ergebnis, wenn alle Objekte sortiert von hinten nach vorne überlagert werden. Im Prinzip kann es vorkommen, daß sich Dreiecke wechselseitig überdecken, so daß eine korrekte Tiefensortierung unmöglich ist. Man erhält jedoch oft zufriedenstellende Ergebnisse, wenn man alle Dreiecke nach der Entfernung ihres Schwerpunktes vom Blickpunkt sortiert. Um nicht für jede Ansicht neu sortieren zu müssen, erzeugen wir drei Listen, in denen die Dreiecke entsprechend ihrer x-, y- und z-Koordinaten geordnet sind. Bei gegebener Blickrichtung wird nun die jeweils passendste Liste entweder von hinten nach vorne oder umgekehrt traversiert.

Eine wesentliche Verbesserung der Bildqualität ergibt sich, wenn man die Opazität α der Dreiecke von deren Orientierung relativ zur Blickrichtung abhängig macht. Dahinter steht die Idee, daß der optische Weg durch eine Glasplatte umso grösser wird, je flacher ein Strahl auftrifft [2]. Es gilt

$$\alpha = 1 - e^{-\kappa d/\cos\phi} = 1 - {\tau_0}^{1/\cos\phi}, \quad \cos\phi = n \cdot v$$

Wie Abbildung 2 zeigt, ist die Fläche an den Silhouetten relativ undurchsichtig. Dadurch ist die Form gut erkennbar, während in anderen Bereichen der Blick auf den darunterliegenden Knochen frei bleibt. Der Effekt läßt sich noch künstlich überhöhen, indem der Ausdruck $n \cdot v$ mit einer Konstanten γ potenziert wird.

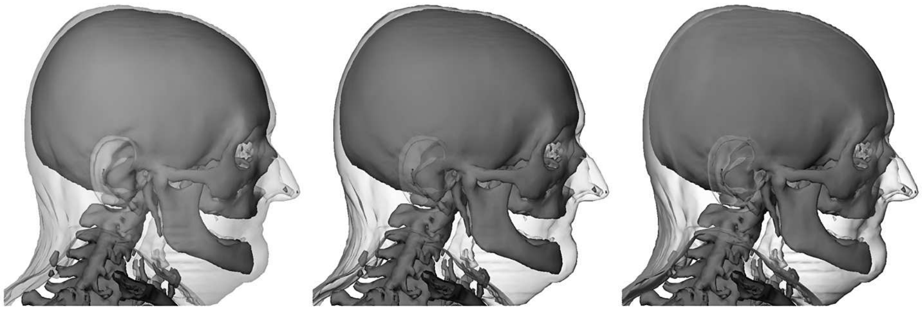

Abbildung2. (a) Konstante Transparenz. (b) Transparenz abhängig vom Winkel zwischen Dreiecksnormale und Blickrichtung. (c) Überhöhung der Richtungsabhängigkeit.

3.2 Beschleunigungstechniken

Schädelmodelle werden in der Regel nur von aussen betrachtet. Deshalb müssen Dreiecke auch nur mit ihrer nach aussen gerichteten Seite dargestellt werden, sofern man Transparenzen ignoriert. Durch dieses sogenannte Backface-Culling wird eine Geschwindigkeitssteigerung um nahezu einen Faktor zwei erreicht. Ein weiterer Trick, der sich allerdings ausschließlich auf undurchsichtige Flächen anwenden läßt, besteht darin, Dreicke in Streifen zu organisieren. Dreiecksstreifen können auf vielen Graphikcomputern erheblich schneller dargestellt werden als die gleiche Menge isolierter Dreiecke. Eine optimale Zerlegung der Fläche in Streifen ist ein NP-schweres Problem. Heuristische Lösungen, wie sie zum Beispiel im Graphik-Toolkit *Open Inventor* implementiert sind, liefern aber schon bei vertretbarem Rechenaufwand eine deutliche Geschwindigkeitssteigerung.

4 Ergebnisse und Ausblick

Die beschriebenen Verfahren zur Erzeugung und Darstellung von mehrschichtigen Oberflächenmodellen wurden in das am Konrad-Zuse-Zentrum Berlin entwickelte Visualisierungssystem Amira integriert (`http://amira.zib.de`). Dieses System ist sehr modular aufgebaut und stellt bereits eine Vielzahl von Datenstrukturen und Algorithmen zur Verfügung. Die Erfahrung zeigt, daß Schädelmodelle mit 50 000 Dreiecken mit etwa 5-10 Bildern pro Sekunde auf einer SGI O2 dargestellt werden können. Bei dieser Auflösung ist die Modellqualität für viele Anwendungen ausreichend. Die Zeit, um ein solches Modell zu erstellen, betrug etwa 90 Sekunden inklusive aller Simplifizierungsschritte.

References

1. Garland M, Heckbert PS: Surface Simplification Using Quadric Error Metrics. SIGGRAPH 97 Conference Proceedings, 209–216, 1997
2. Kay DS, Greenberg DP: Transparency for Computer Synthesized Images. Computer Graphics, 13(3), 158–164, 1979
3. Moore D, Warren J: Mesh Displacement: An Improved Contouring Method for Trivariate Data. TR-91-166, Rice Univesity, Department of Computer Science, 1991