

Reduktion der Oberflächenbeschreibung triangulierter Oberflächen durch Anpassung an die Objektform

F. Wilmer, U. Tiede, K. H. Höhne

Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin (IMDM)

Universitäts-Krankenhaus Eppendorf (UKE)

Martinistr. 52, D-2000 Hamburg 20

1 Einleitung

Für die 3D-Visualisierung von Schichtbildaufnahmen aus Computertomographie (CT) und Kernspintomographie (MR) hat sich das sogenannte Voxelmodell durchgesetzt, weil es sowohl die beste Bildqualität als auch die größte Flexibilität bietet. Ist man jedoch nur an den in den Volumendaten enthaltenen Oberflächen interessiert, kann man bei der Visualisierung erheblich Zeit und Speicherplatz sparen, wenn man die oberflächenbeschreibenden Voxelmengen in eine polygonale Repräsentation überführt. Leistungsfähige Soft- und Hardware aus dem Bereich der Computergrafik zur Manipulation polygonaler Objekte sind damit einsetzbar. Zudem ist es möglich, aus den polygonalen Oberflächen direkt naturgetreue Modelle herzustellen, die zur Unterstützung bei Operationsplanungen oder auch als Lehrmittel eingesetzt werden können.

Zur Überführung eines Volumendatensatzes in eine triangulierte Oberfläche hat sich das sogenannte *Marching-Cubes*-Verfahren[8] bewährt. Es ist ein sehr robustes und detailgetreues Verfahren, daß ohne Heuristiken geschlossene Polygonoberflächen erzeugt. Nachteilig ist allerdings die große Anzahl der erzeugten Dreiecke. Durch das Verfahren bedingt ist die Größe der Dreiecke immer durch die Voxelgröße limitiert. Dadurch ist in Bereichen geringer Variabilität die Auflösung der Oberfläche, das ist in diesem Zusammenhang die Anzahl der Dreiecke pro Fläche, unangemessen hoch.

Diese Arbeit beschreibt ein Verfahren, das unter Berücksichtigung der Krümmung der Objektoberfläche die Auflösung dem Objekt anpaßt und so zu einer Datenreduktion bei minimalem Qualitätsverlust gelangt.

2 Methode

2.1 Stand der Forschung

Neben dem bereits erwähnten *Marching-Cubes*-Verfahren sind für die Oberflächenrekonstruktion aus Voxeldaten klassische Triangulationsverfahren bekannt [7][2][13]. Dabei werden schichtweise die Objektkonturen ermittelt, und anschließend die gefundenen Konturstützpunkte benachbarter Schichten verbunden. Aufgrund von Mehrdeutigkeiten bei der Zuordnung der Konturstützpunkte können nicht in jedem Fall gute Triangulationsergebnisse erzielt werden.

Das *Marching-Cubes*-Verfahren[8] vermeidet die oben genannten Nachteile. Es geht davon aus, daß die Objektoberfläche einen exakt definierten Grauwert besitzt. Oberflächendreiecke werden in ein sogenanntes logisches Voxel (die Eckpunkte stellen die eigentlichen Voxel dar) eingepaßt. Die genaue Lage der Dreiecke ergibt sich durch Interpolation der Grauwerte an den Eckpunkten, so daß eine sehr hohe Genauigkeit bei der Oberflächenanpassung erreicht wird (Abb. 1). Ursprüngliche Schwächen des *Marching-Cubes*-Verfahren wurden durch Erweiterungen behoben [1][9][14], so daß elementare Oberflächeneigenschaften wie Geschlossenheit, Durchdringungsfreiheit und Orientierbarkeit durch diese Verfahren gewährleistet sind.

Andere Methoden zur Polygonisation gehen von impliziten Oberflächendarstellungen aus[3][12]. Eine objektangepaßte Darstellung wird hier schon durch die iterativ verfeinernde Methode der Oberflächengenerierung erreicht. Diese Vorgehensweise läßt sich allerdings nicht direkt auf das Voxelmodell übertragen und das Finden einer einfachen funktionalen Beschreibung für medizinische Objekte ist in den meisten Fällen nicht möglich.

Ein Ansatz zur Reduktion triangulierter Oberflächen ist bei Hamann[4] dargestellt. Hier wird in jedem Iterationsschritt unter Berücksichtigung der lokalen Krümmung genau ein Dreieck entfernt. Dazu werden für jeden Knoten durch lokale Annäherung einer polynomialen, bivariaten Funktion die Hauptkrümmungen berechnet. Zur effektiven Durchführung des Verfahrens müssen die Nachbarschaften der Dreiecke und der Knoten direkt zugreifbar sein. In jedem Iterationsschritt müssen alle Informationen neu berechnet werden, wodurch das Verfahren sehr zeitaufwendig wird.

2.2 Das Reduktionsverfahren

Da mit dem *Marching-Cubes*-Verfahren ein sehr gutes Triangulationsverfahren existiert, dessen einziger Nachteil die enorme Dreieckszahl ist, konzentriert sich diese Arbeit auf einen einfachen, neuen Ansatz zur Reduktion triangulierter Oberflächen. Besonderes Ziel ist es, die Dreiecksanzahl bei möglichst großer Detailge-

naugigkeit der Oberfläche zu minimieren. Das von uns entwickelte Reduktionsverfahren erfordert eine durchdringungsfreie und orientierbare Eingangsoberfläche. Diese Eigenschaften bleiben durch die Reduktion unbeeinflusst.

Das Verfahren gliedert sich in folgende Schritte auf:

- Bildung freier Polygone durch Zusammenfassen von Dreiecken ähnlicher Neigung
- Projektion der Polygone auf eine Projektionsebene
- Entfernen von Knoten der Polygonkontur
- Retriangulation der Polygone

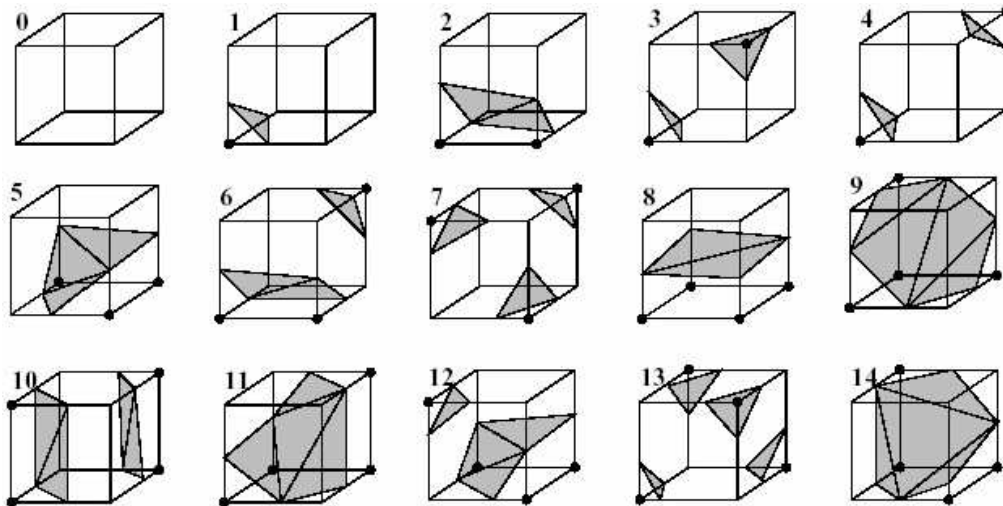


Abbildung 1: Beispiele für die Dreiecksanordnung in einem logischen Voxel bei der Triangulation mit dem Marching-Cubes-Verfahren. Die hervorgehobenen Eckpunkte stellen zum Objekt gehörige Voxel dar (aus [8]).

2.2.1 Bildung freier Polygone

Die Dreiecke der Eingangsoberfläche werden zu zusammenhängenden Dreiecksregionen zusammengefaßt. (Abb. 2A–B).

Voraussetzung für die Zuordnung eines Dreiecks zu einer Region sind zwei Bedingungen:

- Das Dreieck teilt mit mindestens einem Dreieck der Region eine Kante.
- Der von den Oberflächennormalen gebildete Winkel ist für jedes Dreiecks-paar kleiner als eine vorgegebener Toleranzwinkel α .

Kann ein Dreieck keiner Region zugeordnet werden, wird eine neue Region

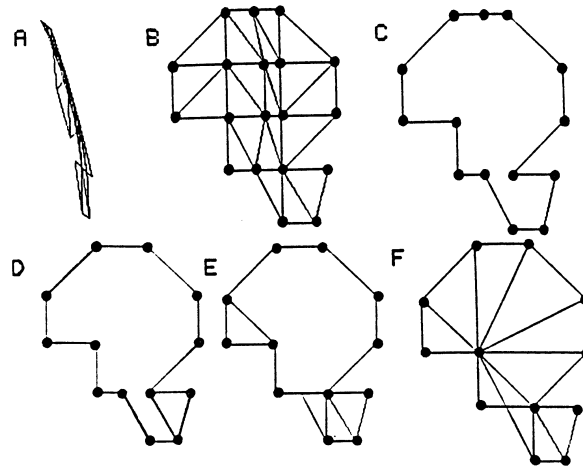


Abbildung 2: Die wichtigsten Schritte des Reduktionsverfahrens. A) Region im 3D-Raum (seitliche Ansicht); B) Projektion der Region; C) gefundene Polygonkontur; D) Polygon nach Entfernen von Konturknoten D–F) Schritte der Retriangulation

mit diesem Dreieck initialisiert. Im Verlaufe der Zuordnung können Regionen unter Berücksichtigung der oben genannten Bedingungen zusammenwachsen.

Sind alle Dreiecke zugeordnet, wird die äußere Kontur jeder Region ermittelt, und man erhält die Beschreibung eines Polygons im 3D-Raum (Abb. 2C). Bei kleinem Toleranzwinkel α ist dieses Polygon annähernd planar. Wird ein größerer Winkel α zugelassen, „wächst“ das Polygon stärker aus der Ebene heraus.

Bei der vorgestellten Regionenbildung kann es in Ausnahmefällen zu Einschläüssen anderer Regionen kommen. In diesem Fall wird für jeden Einschluß eine zusätzliche Region generiert, die eine Art Brücke zwischen der äußeren und der eingeschlossenen Kontur darstellt. Als Kontur der verbleibenden Region erhält man so ein einschlußfreies Polygon.

2.2.2 Projektion der Polygone

Um eine Retriangulation der entstandenen Polygone zu ermöglichen, ist für jedes Polygon eine Projektion auf eine Ebene nötig. Als Projektionsebene wird die Ebene senkrecht zum Normalenvektor des Polygons gewählt. Dieser Normalenvektor ist bei einem nicht planaren Polygon jedoch nicht eindeutig bestimmt, daher wird eine Art Durchschnittsnormalenvektor verwendet. Nach Newell[5] kann man diesen folgendermaßen berechnen:

Sei m die Anzahl der Polygonknoten, $V_i = (x_i, y_i, z_i)$ ein Knoten und j der Nachfolgerindex von i mit $j = i + 1$, für $i < m$ und $j = 1$, für $i = m$, dann berechnen sich die Komponenten der Normalen N aus

$$N_x = \sum_{i=1}^m (y_i - y_j)(z_i + z_j) \quad N_y = \sum_{i=1}^m (z_i - z_j)(x_i + x_j) \quad N_z = \sum_{i=1}^m (x_i - x_j)(y_i + y_j)$$

Für die folgende Verarbeitung sowohl die projizierte Darstellung als auch das Polygon im 3D-Raum benötigt. Ist das projizierte Polygon nicht überschneidungsfrei, wird es nicht weiter bearbeitet und es werden direkt die Originaldreiecke übernommen.

2.2.3 Entfernen von Knoten der Polygonkontur

Auf der gefundenen Polygonkontur findet man häufig Knoten, die mit ihrem Vorgänger- und Nachfolgerknoten eine Gerade bilden. Solche Knoten sind im Normalfall redundant und dürfen dann entfernt werden (Abb. 2 D). Erweitert man diese Aussage und läßt eine Toleranzfläche F zu, kommt man zu folgenden Bedingungen zur Entfernung eines Polygonknotens:

- An den Knoten grenzen genau zwei Kanten.
- Die Fläche des um den Knoten gebildeten Dreiecks ist kleiner als F .
- Die Polygonprojektion ist auch nach der Knotenentfernung überschneidungsfrei.
- Die Orientierung des Restpolygons bleibt erhalten.

Die Toleranzfläche F ist neben dem Toleranzwinkel α ein Parameter zur Steuerung des Reduktionsgrades. Im Folgenden wird als Einheit für F die Größe einer Voxelgrenzfläche benutzt.

2.2.4 Retriangulation

Die abschließende Triangulation der Polygone überführt die Oberfläche wieder in eine regelmäßige Dreiecksstruktur. Bei einer überschneidungsfreien Projektion läßt sich die Triangulation in der Projektionsebene durchführen und das Ergebnis auf das Polygon im 3D-Raum übertragen.

Strategien zur Triangulation einfacher Polygone im 2D-Raum mit verschiedenen Optimierungszielen sind bei Preperata[11] und Hoschek[6] beschrieben. In Anlehnung an diese Strategien können in diesem Verfahren verschiedene einfache Triangulationsheuristiken für nicht konvexe Polygone verwendet werden. („kleinster Innenwinkel zuerst“; „beste Normale zuerst“; „zufällig“). Bei allen diesen Heuristiken werden keine neue Knoten generiert. Ein Polygon mit n Knoten wird auf diese Weise in $n + 2$ Dreiecke zerlegt. Die besten Ergebnisse hinsichtlich

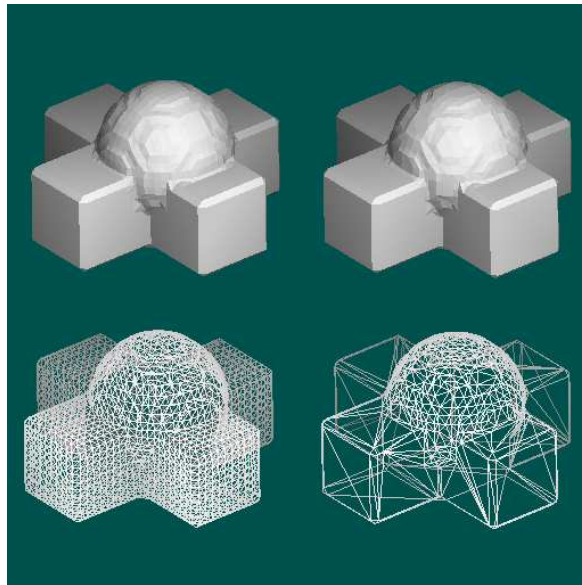


Abbildung 3: Szene mit Ball und Würfeln. Links ist die Oberfläche vor der Reduktion, rechts die reduzierte Oberfläche dargestellt. (Reduktionsparameter: $\alpha : 12^\circ$ $F : 0,2$; 5.268 Originaldreiecke, 1.170 Dreiecke nach der Reduktion).

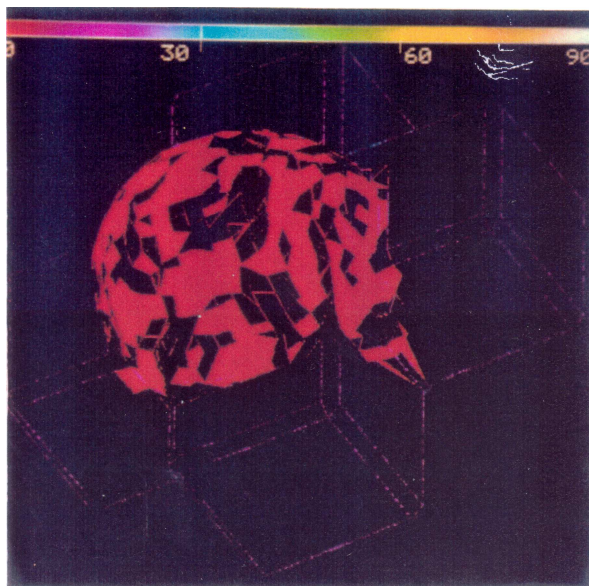


Abbildung 4: Fehlerbild mit dem Objekten aus Abb. 3. Dargestellt sind die Winkeldifferenzen der Normalenvektoren zwischen Originalobjekt und reduziertem Objekt (in $^\circ$). Die Differenz der Normalenvektoren liegt in diesem Beispiel mit Ausnahme der Würfelkanten durchweg unter 3° .

der Abweichung von der Originaloberfläche und die Ausgewogenheit der Seitenlängen und Winkel konnten mit der Heuristik „kleinster Innenwinkel zuerst“ erzielt werden. Dabei wird jeweils um den Knoten mit dem kleinsten Innenwinkel ein neues Dreieck gebildet und vom Polygon abgeschnitten (Abb. 2D–F), falls keine Polygonkante geschnitten und kein Knoten eingeschlossen wird.

3 Ergebnisse

Zur Beurteilung der Güte und Robustheit wurden Oberflächen künstlicher und natürlicher Objekte reduziert. Am Beispiel einer einfachen Szene mit einem Ball und Würfeln ist zu erkennen, wie sich die Übergänge von hoch und niedrig aufgelösten Bereichen darstellen (Abb. 3). Es wird auch deutlich wie die planaren Würfelflächen zu einer Region zusammengefaßt und nach der Retriangulation durch nur zwei Dreiecke repräsentiert werden.

Vergleicht man für eine bestimmte Ansicht die Normalenvektoren und die Tiefe der Bildpunkte im Originalbild mit denen der reduzierten Darstellung[10], kann man den durch die Reduktion bedingten Fehler abschätzen (Abb. 4). Die Wurzel aus der mittleren quadratischen Abweichung aller Objektpunkte führt zu den Fehlermaßen e_n für die Differenz der Normalen, und e_t für die Differenz der Tiefen (siehe auch Tab.1 und Tab.2).

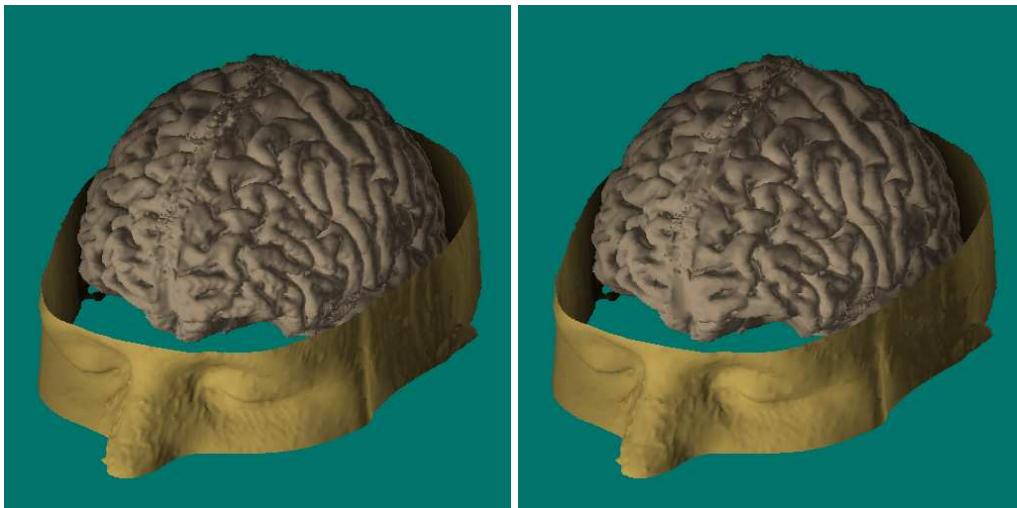


Abbildung 5: Szene mit Haut- und Gehirnoberfläche. Die Objektoberflächen wurden aus einem MR-Datensatz der Größe 256^3 gewonnen. Links sind die Oberflächen vor der Reduktion dargestellt, rechts sind die gleichen Objekte mit reduzierter Oberflächenbeschreibung abgebildet. (Reduktionsparameter: $\alpha : 30^\circ$ $F : 0,2$; 747.349 Originaldreiecke, 406.757 Dreiecke nach der Reduktion; Darstellungsverfahren: Gouraud).

Bei der Darstellung medizinischer Objekte trifft man auf verschiedenartig geformte Oberflächen. Stellvertretend wurde die Reduktion von Gehirn-, Knochen-, und Hautoberflächen untersucht. Eine Szene mit ca. 750.000 Dreiecken ist in Abb. 5 dargestellt. Der Zeitbedarf bei der Visualisierung polygonaler Objekte steigt mehr als linear mit der Anzahl der Oberflächenelemente, so daß eine interaktive Manipulation bei sehr großen Objekten schwierig ist. Nach der Reduktion auf ca. 400.000 Dreiecke ist diese Szene deutlich schneller manipulierbar. Eine Rotation der gesamten Szene mit dem Visualisierungssystem „AVS“, ausgeführt auf einer DEC-Station 5000/200 unter Ultrix, wurde auf diese Weise von ca. 20 Sekunden auf 8 Sekunden beschleunigt.

Abb. 6 zeigt einen Ausschnitt der Gehirnoberfläche aus Abb. 5 im Original und als reduzierte Oberfläche. Der visuelle Eindruck der gouraudschattierten Oberflächen bei einer einfachen Glättung der Normalen ist für beide Auflösungen annähernd gleich.

Der Grad der Reduktion läßt sich durch Variation des Toleranzwinkels α und der Toleranzfläche F steuern. Die folgenden Tabellen stellen die Ergebnisse der Reduktion des Ausschnittes der Gehirnoberfläche aus Abb. 6 dar.

Toleranzwinkel α	5°	10°	20°	30°	40°	45°	60°
Anzahl der Dreiecke (in % des Originals)	85,2	78,3	64,6	57,4	50,6	50,0	40,4
Normalenabweichung e_n	7,65	10,33	12,39	14,86	17,26	17,26	20,54
Tiefenabweichung e_t	0,13	0,22	0,45	0,62	1,0	1,05	1,15

Tab. 1: Abhängigkeit des Reduktionsgrades vom Toleranzwinkel α ($F = 0,5$).

Toleranzfläche F	0,1	0,2	0,3	0,5	0,7	1,0	5,0
Anzahl der Dreiecke (in % des Originals)	64,3	61,7	59,6	57,4	54,8	53,5	50,9
Normalenabweichung e_n	13,49	14,16	14,65	14,86	15,08	15,28	15,57
Tiefenabweichung e_t	0,42	0,53	0,54	0,62	0,69	0,69	0,75

Tab. 2: Abhängigkeit des Reduktionsgrades von der Toleranzfläche F ($\alpha = 30^\circ$).

Wählt man α kleiner als 30° und F kleiner als 0,5, sind die Differenzen in der schattierten Darstellung kaum erkennbar, dabei kann die Originaloberfläche schon auf bis zu 57% reduziert werden. Erhöht man α weiter, auf bis zu 60° und F über 1,0 hinaus, so lassen sich die Oberflächen auf weniger als 30% ihres Ausgangsvolumens reduzieren. Damit ist aber auch immer eine Glättung und somit ein Verlust der Darstellungsgenauigkeit verbunden.

Eine deutliche Steigerung der Reduktion durch Erhöhen des Toleranzwinkels α über 60° ist meistens nicht möglich, da es dann neben der starken Vergrößerung

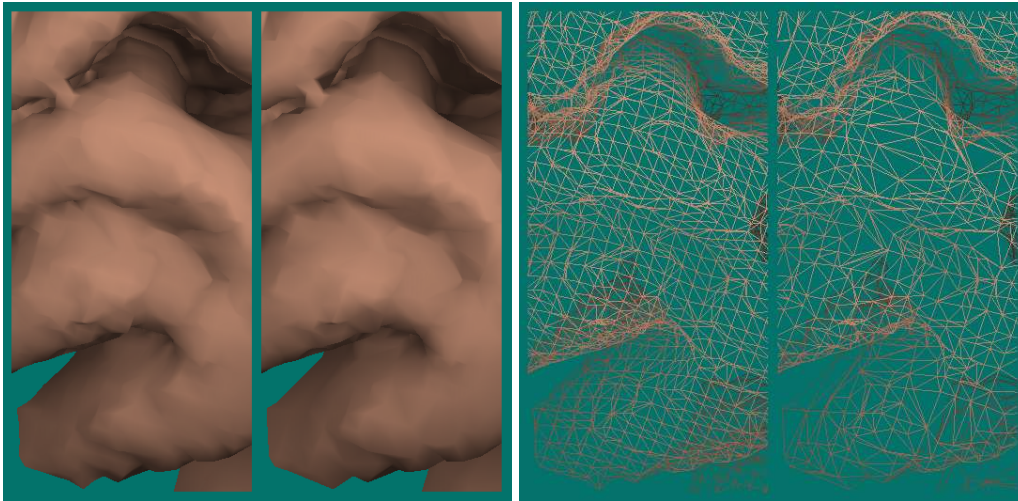


Abbildung 6: Vergrößerter Ausschnitt der Gehirnoberfläche aus Abb. 5. Von links nach rechts: Original und reduzierte Oberfläche gouraudschattiert, Original und reduzierte Oberfläche als Drahtgitterdarstellung.

auch zu den oben beschriebenen Überschneidungen beim Projizieren kommt. Für diese Polygone werden die Originaldreiecke benutzt und somit der Gesamtreduktionsgrad wieder gesenkt. Da das Wachstum der Regionen keiner Beschränkung in Bezug auf Größe und Form unterliegt, kann ein groß gewählter Toleranzwinkel α außerdem die Bildung großer, bizarrer Regionen bewirken, deren Retriangulation Dreiecke mit stark variierender Größe entstehen läßt.

4 Schlußfolgerungen

Für die untersuchten *Marching-Cubes*-erzeugten Oberflächen medizinischer Objekte (Haut, Knochen, Gehirn) kann eine Reduktion auf ca. 50% bis 60% ohne nennenswerten Qualitätsverlust erreicht werden. Wenn die hohe Detailtreue des Originals erhalten bleiben soll, liegt die Obergrenze für den Toleranzwinkel α bei $30 - 40^\circ$ und für die Toleranzfläche F ungefähr bei 0,5. Dabei verhalten sich die verschiedenen Oberflächentypen ähnlich in ihrer Reduzierbarkeit. Toleriert man kleine Glättungseffekte, so sind stärkere Reduktionsgrade möglich.

Als Kriterium für die Regionenbildung der Dreiecke werden ausschließlich die Oberflächennormalen der Dreiecke genutzt. An dieser Stelle wäre es denkbar, die Regionen durch alternative Kriterien zu bestimmen, die auch die Größe der Dreiecke und die Form der Region berücksichtigen.

Weitere Triangulationsstrategien können auch zu verbesserten Ergebnissen führen. Bei einem konvexen Polygon könnte beispielsweise ein zusätzlicher Stütz-

punkt in der „Mitte“ des Polygons eine geeignete Triangulation ergeben.

Literatur

- [1] Baker, H. H.: Building surfaces of evolution: the Weaving Wall. *Comput. Vis.* 3 (1989), 51–71.
- [2] Fuchs, H., Kedem, Z. M., Uselton, S. P.: Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours. *Commun. ACM* 20, 10 (1977), 693–702.
- [3] Hall, M., Warren, J.: Adaptive polygonalization of implicitly defined surfaces. *IEEE Comput. Graphics Appl.* 10, 6 (1990), 33–42.
- [4] Hamann, B.: Visualization and modeling contours of trivariate functions. Ph.D. dissertation, Arizona State University at Tempe, 1991.
- [5] Hill, F. S.: *Computer Graphics*. Macmillan Publishing Company, NJ, 1990.
- [6] Hoschek, J., Lasser, D.: *Grundlagen der geometrischen Datenverarbeitung*. Teubner, Stuttgart, 1989.
- [7] Keppel, E.: Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines. *IBM J. Res. Develop.* 19, 1 (1975), 2–11.
- [8] Lorensen, W. E., Cline, H. E.: Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *Comput. Graphics* 21, 4 (1987), 163–169.
- [9] Pflesser, B.: Oberflächenrepräsentation medizinischer Objekte mittels Triangulation. Studienarbeit, Universität Hamburg, Fachbereich Informatik, 1990.
- [10] Pommert, A., Bomans, M., Tiede, U., Höhne, K. H.: Simulation Studies for Quality Assurance of 3D-Images from Computed Tomograms. In Todd-Pokropek, A. E., Viergever, M. A. (Eds.): *Medical Images: Formation, Handling and Evaluation*, Springer-Verlag, Berlin, 1992, 325–332.
- [11] Preperata, F. P., Shamos, M. I.: *Computational Geometry*. Springer-Verlag, New York, 1985.
- [12] Schmidt, M.: Cutting Cubes - Visualizing implicit surfaces by adaptive polygonization. *Submitted to The Visual Computer* (1992).
- [13] Tiede, U., Boecker, F. R. P., Witte, G., Höhne, K. H.: Eine neue Heuristik für die 3D-Rekonstruktion medizinischer Bildsequenzen mittels Triangulation. In Niemann, H. (Ed.): *Mustererkennung 1985, Proc. 7. DAGM-Symposium*, Springer-Verlag, Berlin, 1985, 207–212.
- [14] Wallin, A.: Constructing Isosurfaces from CT Data. *IEEE Comput. Graphics Appl.* 11, 6 (1991), 28–33.