

# Weichgewebemodellierung durch Flächeninterpolation heterogen verteilter Messdaten

Sylvia Wilharm<sup>1</sup>, Tobias Maier<sup>2</sup>, Michaela Benz<sup>2</sup>, Gerd Sußner<sup>1</sup>,  
Svenja Lowitzsch<sup>2</sup>, Gerd Häusler<sup>2</sup> und Günther Greiner<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Informatik, Lehrstuhl für Graphische Datenverarbeitung,  
Universität Erlangen-Nürnberg

<sup>2</sup>Max-Planck Forschungsgruppe - Institut für Optik, Information und Photonik,  
Universität Erlangen-Nürnberg  
Email: swilharm@optik.uni-erlangen.de

**Zusammenfassung.** In vielen Operationssituationen muss der Chirurg trotz Weichgewebeswellung im Eingriffsgebiet eine Prädiktion des postoperativen Zustands treffen. Zur Unterstützung des Arztes kann die Schwellung anhand des Volumens zwischen den Gewebeflächen von Haut und Knochen quantifiziert werden. In diesem Beitrag wird eine Methode vorgestellt, die mittels Gewebekonturen aus 2D-Ultraschallbildern intraoperativ eine Weichgewebemodellierung durchführt. Dies geschieht anhand einer analytischen Flächenbeschreibung der heterogen verteilten, fehlerbehafteten Messdaten. Die verwendeten Methoden basieren einerseits auf Interpolation mit radialen Basisfunktionen kombiniert mit Glättungsmaßnahmen, andererseits werden Approximationsmethoden mit Polynomen und radialen Basisfunktionen untersucht. Die aus Haut- und Knochenkonturen gewonnenen Ergebnisse der Interpolation werden denen der Approximationen gegenübergestellt.

## 1 Problemstellung

Ein in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie häufig vorkommender Eingriff ist die Kieferverlagerung. Während des Eingriffs tritt gewöhnlich eine Gewebeswellung auf, die es dem Chirurgen erschwert, die Kieferverlagerung so durchzuführen, dass die spät-postoperative Gesichtsform dem gewünschten Ergebnis entspricht. Es gilt daher, das Ödem zu quantifizieren, um während der Operation eine Darstellung des schwellungsfreien Gesichts ermitteln zu können. Zur Quantifizierung wird das durch Haut- und Knochenoberfläche begrenzte Schwellvolumen verwendet. Mit Hilfe von 2D-Ultraschallbildgebung werden mehrere Schnittbilder gewonnen, welche die Grundlage der Oberflächengenerierung bilden. Die Gewebegrenzen werden jeweils segmentiert und die Bildebenen mit Hilfe optischer 3D-Datensätze im 3D-Raum registriert. Die in diesem Beitrag behandelte Aufgabe besteht nun darin, aus diesen Gewebegrenzen die Gewebeflächen zu modellieren. Zu berücksichtigen ist dabei die ungleichmäßige Verteilung sowie die Fehlerbehaftung der Messdaten. Durch Kombination und Adaption geeigneter bereits existierender Verfahren wird diese Aufgabe gelöst.

## 2 Stand der Forschung

Bisher ist kein Ansatz bekannt, bei dem das Weichgewebe anhand von Gewebekonturen aus 2D-Ultraschallbildern modelliert wird. Häufig werden für diesen Zweck Volumendaten verwendet, die zum Beispiel mittels Computertomographie gewonnen werden [1]. Diese Messtechnik ist jedoch ionisierend und daher belastend für den Patienten. Des Weiteren ist sie technisch aufwändig und kostenintensiv. Bei den hier vorliegenden Konturlinien aus 2D-Ultraschallbildern lässt sich die Aufgabe auf ein Problem zur Funktionsrekonstruktion anhand verstreuter Daten zurückführen. Dafür existieren verschiedene Verfahren. Eine Möglichkeit stellen sogenannte Inverse-Distance-Weighted-Methoden dar, wie zum Beispiel die Shepard-Methode [2]. Die Interpolante wird hier als gewichtete Summe der Werte an den gegebenen Datenpunkten definiert. Diese Methode liefert im allgemeinen qualitativ schlechtere Ergebnisse als solche Ansätze, die auf radialen Basisfunktionen basieren [3]. Bei einem Ansatz mit radialen Basisfunktionen wird die Interpolante als gewichtete Summe von Basisfunktionen dargestellt (vgl. z.B. [4]). Diese Methode wird als Grundlage für den vorliegenden Beitrag verwendet. Des Weiteren gibt es Approximationsmethoden die zum Beispiel auf Polynomen [2] oder auf radialen Basisfunktionen basieren [4].

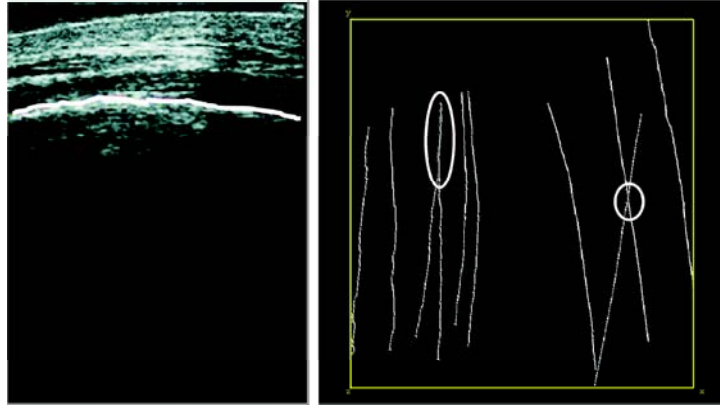
## 3 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Durch diesen Beitrag wird die Modellierung von Weichgewebeflächen aus ungleichmäßig verteilten 3D-Messdaten ermöglicht, die entlang segmentierter Gewebegrenzen aus 2D-Ultraschallbildern vorliegen. Eine besondere Herausforderung dabei sind die fehlerbehafteten Daten. Zum einen sind die von Hand aus den Ultraschallbildern segmentierten Gewebegrenzen nicht besonders glatt; die tatsächlichen Gewebekonturen sind deutlich glatter. Zum anderen treten Ungenauigkeiten zwischen den Konturlinien auf: Bei sehr dicht beieinander verlaufenden bzw. sich überlappenden Ultraschallschnitten kann der Gewebekonturenverlauf leicht unterschiedlich eingezeichnet sein. Diese Probleme sind bedingt durch die meist schlechte Qualität der Ultraschallbilder, auf denen der genaue Verlauf der Gewebegrenzen insbesondere beim Knochen schwer zu erkennen ist. Ein Beispiel für ein Ultraschallbild und für zehn Konturlinien eines Knochendatensatzes ist in Abb. 1 zu sehen. Gelöst wurden die genannten Probleme durch eine geeignete Kombination aus Glättungsalgorithmen und radialen Basisfunktionsmethoden.

## 4 Methoden

Um eine Darstellung der Daten als Höhenwerte über einer Bezugsebene zu erhalten, werden die Schnitte mittels Hauptkomponentenanalyse [5] in ein geeignetes Koordinatensystem transformiert. Wegen der heterogenen Stützstellenverteilung wurde eine Approximation mit Polynomen [2] sowie eine Interpolation bzw. Approximation mit radialen Basisfunktionen [4] verwendet. Die Schwierigkeit lag

**Abb. 1.** Ultraschallschnitt mit weiß eingezeichnetem Verlauf des Knochens (links). Zehn Konturlinien eines Knochen Datensatzes (rechts). Umkreis: Überlappungen von Konturlinien.



hier bei der Auswahl einer geeigneten Basisfunktion und ihrer Parameter, da die Wahl der Basisfunktion die Glätte des resultierenden Gewebeflächenmodells sowie die Rauschempfindlichkeit der Methode bestimmt: je glatter die Basisfunktion, desto größer die Rauschempfindlichkeit. Zur Korrektur von Messfehlern (Rauschen sowie Fehler durch Segmentierung) wurden Glättungsmethoden verwendet: Es wurde einerseits eine 2D-Glättung der Höhenwerte der Interpolation vorgeschaltet [6] um Differenzen zwischen nah beieinander verlaufenden Konturlinien auszugleichen. Desweiteren wurde eine nachgeschaltete Glättung durch implizite Faltung nach Carr [7] verwendet. Damit konnten unter anderem durch Interpolation bzw. Approximation mit einer nicht glatten Basisfunktion entstandene Kanten und Spitzen geglättet werden.

## 5 Ergebnisse

Die Verfahren wurden an Knochenkonturen aus Ultraschallbildern getestet. Der Datensatz bestand aus zehn Konturlinien aus Ultraschallbildern auf einem Gebiet von ca.  $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ . Jede Konturlinie bestand im Mittel aus 237 Punkten. Der mittlere Samplabstand betrug  $0,15 \text{ mm}$ . Wie zu erwarten, war das mittels Polynomapproximation erzielte Ergebnis sehr glatt, enthielt aber kaum Details und war stellenweise recht weit von den gegebenen Werten an den Datenpunkten entfernt. Der mittlere Abstand der an diesen Punkten approximierten Werte von den gegebenen verrauschten Werten betrug  $0,44 \text{ mm}$ . Die besten Ergebnisse wurden mittels Interpolation mit einer nicht glatten Basisfunktion (z.B. einer  $C^0$ -stetigen Wendlandfunktion) in Kombination mit vor- und nachgeschalteter Glättung erzielt. Das durch eine Approximation mit einer nicht glatten Basisfunktion kombiniert mit einer nachgeschalteten Glättung gewonnene Ergebnis war dem sehr ähnlich. Es wurde jeder zehnte Punkt einer Konturlinie als Approximationszentrum verwendet. Beide Ergebnisse sind in

**Abb. 2.** Oben: Knochendatensatz. Ergebnis der Interpolation mit einer  $C^0$ -stetigen Wendlandfunktion kombiniert mit vor- und nachgeschalteter Glättung (links). Ergebnis der Approximation mit einer  $C^0$ -stetigen Wendlandfunktion kombiniert mit einer nachgeschalteten Glättung (rechts). Unten: Erster Hautdatensatz. Ergebnis der Interpolation mit einer  $C^2$ -stetigen Wendlandfunktion.

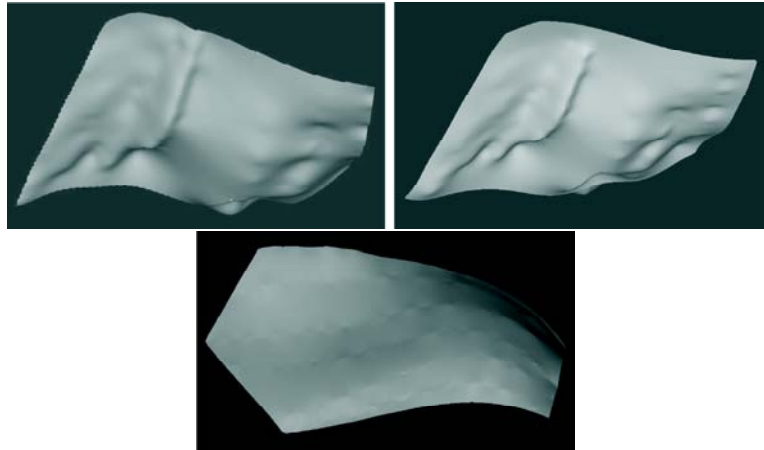


Abb. 2 zu sehen. Der mittlere Abstand der approximierten zu den gegebenen Werten an den Datenpunkten betrug bei beiden Varianten 0,12 mm. Bei der Verwendung glatterer Basisfunktionen kam es an den problematischen Stellen (überlappende Konturlinien mit zum Teil stark schwankenden Werten auf kleinem Raum) zu unerwünschten Dellen und Peaks. Zur quantitativen Bewertung der Ergebnisflächen fehlen beim Knochen bisher Referenzflächen. Diese können aus Computertomographie-Datensätzen gewonnen werden, die bisher noch nicht zur Verfügung standen.

Zur Validierung wurden daher die vorhandenen optischen 3D-Datensätze der Gesichter verwendet. Aus diesen wurden Hautkonturen herausgeschnitten, um Ultraschall-Gewebegrenzen zu simulieren. Es wurden dabei jeweils 6 Schnitte auf einem Gebiet von ca. 3 cm x 7 cm extrahiert, die annähernd gleiche Ausrichtung haben. Sie bestanden im Mittel aus jeweils 108 Punkten und hatten einen mittleren Samplingabstand von 0,58 mm. Die Ergebnisse wurden mit der Referenzfläche des zugrunde liegenden optischen Datensatzes verglichen. Die auf der Interpolation mit radialen Basisfunktionen beruhende Methode ergab als bestes Ergebnis einen mittleren Abstand zur Referenzfläche von 0,06 mm. Dabei wurde eine  $C^2$ -stetige Wendlandfunktion verwendet. Dieses Ergebnis ist für den ersten der beiden Datensätze in Abb. 2 dargestellt. Da die hier vorliegenden Daten bereits glatt sind, wurde auf eine Glättung bzw. Approximation mit radialen Basisfunktionen verzichtet. Zum Vergleich der Genauigkeit wurde eine Polynomapproximation durchgeführt, die einen mittleren Abstand von 0,20 mm zur Referenzfläche lieferte. Die Interpolationsmethode erzielte damit ein ca. dreimal genaueres Ergebnis der Oberflächenmodellierung als die Polynomapproximationsmethode.

## 6 Diskussion

Dieser Beitrag ermöglicht die Modellierung von Weichgewebeflächen anhand heterogen verteilter Messdaten, die aus segmentierten 2D-Ultraschallbildern stammen. Die Verfahren basieren auf Approximation mit Polynomen bzw. auf Interpolation und Approximation mit radialen Basisfunktionen. Messfehler können bei der Interpolation durch Glättung der Werte korrigiert werden. Eine Validierung der Verfahren erfolgte anhand optischer Datensätze von Gesichtsoberflächen, aus denen Gewebeschnitte extrahiert und diese mit Hilfe der oben beschriebenen Methoden interpoliert bzw. approximiert wurden. Die auf diese Weise modellierten Gewebeflächen wurden mit den Referenzflächen verglichen. Bei den in diesem Fall relativ glatten Daten lieferte die Interpolation mit mäßig glatten Basisfunktionen die besten Ergebnisse. Die Verfahren wurden auch an Knochenkonturen aus Ultraschallbildern getestet. Diese Daten waren fehlerbehaftet und nicht glatt. In diesem Fall stellten sich weniger glatte Basisfunktionen kombiniert mit Glättungsmethoden als geeignet heraus. Die Polynomapproximation war für beide Datensätze die ungenaueste Methode. Ein Vergleich der Ergebnisflächen für den Knochen mit aus Computertomographie-Datensätzen gewonnenen Referenzflächen ist geplant. Weitere Verbesserungen lassen sich mit Hilfe von anwendungsoptimierten Glättungsmethoden erreichen.

## Literaturverzeichnis

1. Kessler P, Wiltfang J, Teschner M, et al. Computergraphische Simulationsmöglichkeiten in der orthopädischen Chirurgie. *Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie* 2000;6:373–376.
2. Kincaid D, Cheney W. *Numerical Analysis. Mathematics of Scientific Computing*. 2nd ed. Brooks/Cole; 1996.
3. Lodha SK, Franke R. Scattered Data Techniques for Surfaces. In: *Proceedings of Dagstuhl Conference on Scientific Visualization*, IEEE Computer Society Press; 1999. p. 182–222.
4. Wendland H. *Scattered Data Approximation*. Cambridge University Press; 2005.
5. Hartung J, Elpelt B. *Multivariate Statistik*. München: Oldenbourg; 1999.
6. Jähne B. *Digitale Bildverarbeitung*. Heidelberg: Springer; 1997.
7. Carr JC, Beatson RK, McCallum BC, et al. Smooth surface reconstruction from noisy range data. In: *GRAPHITE '03: Proceedings of the 1st international conference on Computer graphics and interactive techniques in Australasia and South East Asia*. New York, NY, USA: ACM Press; 2003. p. 119ff.