

Automatische Segmentierung der Gewebegrenzen in 2D-Ultraschalldaten aus der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie

S. Göb³, T. Maier¹, M. Benz¹, S. Lowitzsch¹, T. Wittenberg², W. Kullmann³,
E. Nkenke⁴, F. W. Neukam⁴ und G. Häusler¹

¹Institut für Optik, Information und Photonik,
Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen

²Fraunhofer Institut für Integrierte Schaltungen IIS, Erlangen

³Labor für Medizintechnik und Medizinische Informatik, Fachbereich
Elektrotechnik der Fachhochschule Würzburg-Schweinfurt, Schweinfurt

⁴Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie der
Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen

Email: sgoeb@optik.uni-erlangen.de

Zusammenfassung. Es soll ein Modell der Gewebeschwellung bei Operationen im Gesichtsbereich erstellt werden. Zur Berechnung des Modells werden zunächst Daten mit einem optischen 3D-Sensor, sowie einem Ultraschallsensor akquiriert. Für den Modellierungsprozess ist es notwendig, die Haut- und die Knochengrenze aus den zweidimensionalen Ultraschallschnittbildern zu segmentieren. Die vorliegende Arbeit stellt ein vollautomatisches und robustes Verfahren zur Segmentierung der Konturen von Haut und Knochen vor.

1 Einleitung

Ein in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie häufig vorkommender Eingriff ist die Kieferverlagerung. Das Problem dabei ist die auftretende Gewebeschwellung. Diese verhindert, dass der Chirurg während des Eingriffs die postoperative Gesichtsform nach Abklingen der Schwellung erkennen kann. Es wird ein System entwickelt, mit dem auf Basis von präziser optischer 3D-Messtechnik und nicht-ionisierender 2D-Ultraschallbildgebung eine intraoperative Prädiktion der Weichgewebeform des Patienten erzielt werden kann. Es gilt, das Ödem zu quantifizieren. Dazu muss neben den optischen Oberflächendaten auch das Volumen zwischen Haut- und Knochenoberfläche erfasst werden. Die 2D-Ultraschallbildgebung liefert die gewünschte Information, wobei keine Strahlenbelastung auftritt und die Kosten sehr gering bleiben. Das Gebiet der Schwellung wird durch mehrere Ultraschallmessungen erfasst. Haut- und Knochengrenzen werden durch Interpolation flächig modelliert, wodurch eine Schwellung in Form einer Volumenänderung quantifizierbar wird. Die Interpolation erfolgt anhand der in den einzelnen Ultraschallbildern segmentierten Gewebegrenzen. Für den intraoperativen Einsatz muss die Segmentierung automatisiert werden. Diese ist Gegenstand des vorliegenden Beitrags.

2 Stand der Forschung

Die Segmentierung von Ultraschalldaten ist eine in der Medizin weit verbreitete Anforderung. Leistungsfähige Programme für die manuelle und halbautomatische Segmentierung beliebigen Bildmaterials stehen als Open Source oder kommerziell zur Verfügung, wie z. B. Amira oder MeVis. In den meisten Fällen kommen Aktive Konturen (Snakes) zum Einsatz. Die Startkonturen der Snakes werden in Ultraschallbildern meist von Hand initiiert. Die Snake wird so optimiert, dass die Summe aus einem inneren und äußeren Energieterm minimal wird. Die innere Energie ist abhängig von der Form der Kurve, die äußere Energie berücksichtigt die Bildeigenschaften entlang der Kurve. Für die vollständige Automatisierung einer Segmentierungsaufgabe gibt es nach wie vor keine allgemeine Lösung. Es finden sich gute Ansätze, die sich aber meist auf einen bestimmten Kontext beziehen, z. B. die Knochengrenzen im Rahmen der Orthopädie [1], welche in Modellsituationen erfolgreich, jedoch an realen Patienten fehlerträchtig war, oder die Arbeit von [4], welche sich auf Hüft- und Oberschenkelknochen spezialisiert und die Haut völlig ausspart. Die geringe Übertragbarkeit von Automatisierungsmethoden liegt vor allem an den sich unterscheidenden Weichgewebestrukturen der verschiedenen Körperregionen. Sie verändern die Texturcharakteristik eines Ultraschallbildes und erzwingen oft eine Anpassung oder neue Auswahl der Methoden. Zusätzlich erschwert Speckle-Rauschen jede Segmentierung. Ultraschallbilder müssen daher in der Regel gefiltert werden. Meist liegt der Erfolg in der passenden Kombination verschiedener Methoden.

3 Methoden

Die Ultraschallmessungen wurden mit einem Sonoline Omnia der Firma Siemens durchgeführt. Ausgewertet wurden 21 Bilddatensätze von zwei Probanden. Gemessen wurde im Bereich von Kiefer und Wange. Der Messbereich umfasste jeweils 244x427 Bildpixel. Um die automatische Segmentierung validieren zu können, führte der Kieferchirurg eine halbautomatische Segmentierung der Gewebegrenzen mit MeVis durch.

Es zeigte sich, dass die sequentielle Segmentierung von Haut- und Knochengrenze bei unterschiedlicher Vorverarbeitung sinnvoll ist. Verschiedene Filter wurden getestet. Für die Segmentierung der Hautgrenze erwies sich der „Diffusion Stick“ [2] als optimal. Durch die Unterdrückung von Speckle-Rauschen verstärkt er beliebig orientierte Kanten, die bei anschließender Schwellwertfilterung deutlich hervortreten.

Für die Segmentierung der Knochenoberfläche zeigte sich das anisotrope Diffusionsfilter nach Perona und Malik [3] als geeigneter. Die Knochengrenze ist prinzipiell schlechter (breiter und gestreuter) abgebildet. Eine Top-Hat-Transformation entfernt irrelevante Strukturen und hebt die Knochenstrukturen hervor. Durch die anschließende Anwendung eines Schwellwertfilters wird der Knochen noch besser vom Hintergrund getrennt und in seiner Erscheinung verstärkt.

Zur anschließenden Bestimmung der gesuchten Konturlinien werden in einem ersten Schritt Stützstellen entlang der Haut- bzw. Knochengrenze berechnet. Dabei gehen u. a. Plausibilitätsüberlegungen ein: Die Hautgrenze befindet sich sehr nahe am oberen Bildrand und wird bei pixelweiser Abwärtstastung einer Bildspalte sehr früh erreicht. Für die Knochengrenze gilt dies in umgekehrter Weise. Zu Beginn wird eine willkürlich ausgewählte Bildspalte betrachtet. Für jedes Pixel dieser Spalte wird der Abstand vom oberen bzw. unteren Bildrand, die Grauwertverteilung in seiner Umgebung und der Gradient bewertet. Auf diese Weise wird für Haut- und Knochengrenze jeweils ein Anfangspixel gefunden, von dem aus die Kontur der Gewebegrenze (das Segment) nach links und rechts verfolgt wird.

Die Nachfolgebunkte werden durch ein Energieminimierungsverfahren bestimmt. Es werden bei diesem folgende Energien berechnet:

$$E_{Gesamt} = \begin{cases} \alpha \cdot E_{Cont} + \beta \cdot E_{Grad} + \gamma \cdot E_{Band} & \text{wenn } i < 3 \\ \alpha \cdot E_{Cont} + \beta \cdot E_{Grad} + \gamma \cdot E_{Band} + \delta \cdot E_{Smooth} & \text{sonst} \end{cases} \quad (1)$$

Dabei leitet sich E_{Cont} aus den Abständen zwischen den Punkten ab. Bei E_{Grad} geht der Gradient ein. E_{Band} wird im Folgenden als Bandenergie bezeichnet. In diesen Term geht das Vorwissen ein, dass die mittlere Intensität oberhalb der Haut- bzw. Knochenkontur niedriger ist als unterhalb. E_{Smooth} ergibt sich aus der Glätte der Kontur entlang der Stützstellen. Diese kann erst berechnet werden wenn drei oder mehr Punkte bestimmt wurden.

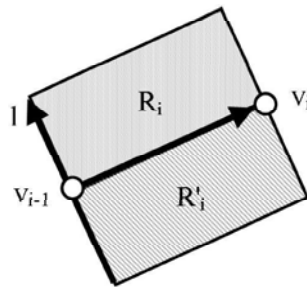
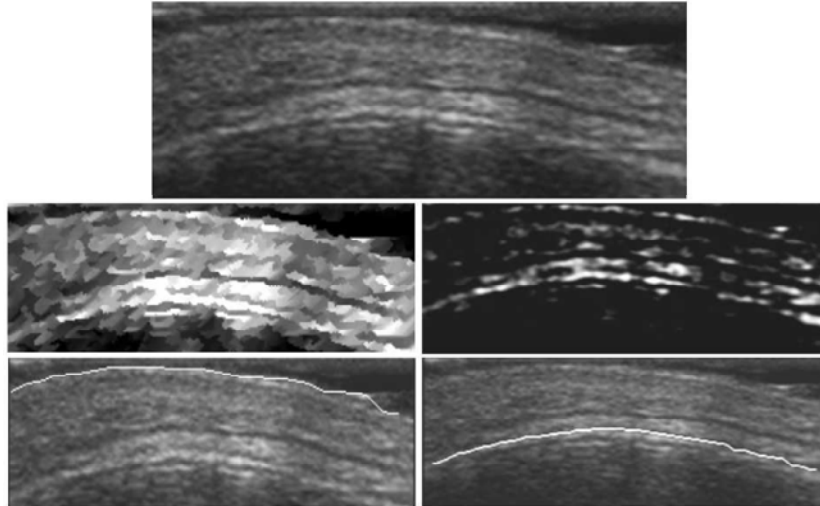


Abb. 1. Bandenergie

Die Berechnung der Bandenergie erfolgt in Anlehnung an [6]. Für einen zu suchenden Nachfolgebunkt v_i werden zuerst zwei Regionen R_i und R'_i definiert (vgl. Abb.1). Nach der Bestimmung der Regionen werden die Pixelwerte darin jeweils aufsummiert und die berechneten Summen subtrahiert:

$$dif(v_i) = \frac{1}{n \cdot N} \cdot \left(\sum_{p_j \in R_i} I(p_j) - \sum_{p'_j \in R'_i} I(p'_j) \right) \quad (2)$$

Abb. 2. Segmentierung einer Haut- und einer Knochenkontur. Originalbild (oben), Bilder nach Vorverarbeitung (mitte), Ergebnisse der Segmentierung (unten).



p_j bzw. p'_j stehen für die Pixel die in R_i bzw. R'_i enthalten sind. n ist die Anzahl der Pixel in einer Region und N ist eine Normalisierungskonstante. E_{Band} berechnet sich zu:

$$E_{Band} = \begin{cases} pen & dif(v_i) < 0 \\ 1 - dif & sonst \end{cases} \quad (3)$$

Dabei ist pen eine Konstante zur „Bestrafung“, da in diesen Fällen die Grauwertverteilung nicht der Erwartung entspricht. Durch E_{Band} wird verhindert, dass der Nachfolgepunkt in bzw. unterhalb der zu suchenden Kontur gefunden wird.

Sobald E_{Gesamt} einen vorgegebenen Wert überschreitet, wird die Suche nach Nachfolgepunkten abgebrochen. Der Schwellwert wurde eingeführt, da die zu suchenden Konturen nicht auf allen zu bearbeitenden Bildern durchgängig sind.

Die so gefundenen Stützstellenpunkte bilden die Startkontur für die Optimierung durch eine Aktive Kontur. Als Aktive Kontur wurde das Verfahren nach [5] gewählt. Die Güte der Startkontur hängt vom Anfangspunkt ab. Dieser wird in einer willkürlich ausgewählten Spalte, wie oben beschrieben, bestimmt. Um die Robustheit des Verfahrens zu steigern, werden mehrere Anfangspunkte über die Breite des Bildes verteilt bestimmt. Es ergeben sich somit auch mehrere Startkonturen für die jeweils eine Optimierung durchgeführt wird. Ausgewählt wird am Ende die Kontur, bei der die Aktive Kontur nach der Optimierung die niedrigste Gesamtenergie besitzt.

4 Ergebnisse

Die Konturfindung der Hautgrenze war in allen 21 Bildern möglich. Ihre mittlere Abweichung von der fachärztlich segmentierten Gewebegrenze beträgt 1,8 Pixel mit einer Standardabweichung von 0,8 Pixel, wobei ein Pixel 0,09 mm entspricht. Die Segmentierung der Knochengrenze wurde nur an 20 Bildern getestet, da auch der Arzt bei einem Bild keinen eindeutigen Verlauf festlegen konnte. In 19 Bildern wurde die Knochenkontur automatisch gefunden, die mittlere Abweichung von der Referenz ist jedoch mit 2,9 Pixel größer als beim Hautsegment. Die Standardabweichung beträgt hier 1,2 Pixel. Die Laufzeit betrug ca. 2 sec pro Bild und Gewebegrenze mit einem Pentium IV 2,9 GHz.

5 Diskussion

Es wurde eine Methode zur Segmentierung von Haut- und Knochengrenzen vorgestellt, welche an durchschnittlichen Ultraschallbildern aus dem Mittelgesicht viel versprechende Ergebnisse liefert. Die Segmentierungen konnten anhand der manuellen Referenzsegmentierungen des Arztes validiert werden. Es zeigte sich, dass das Verfahren eine robuste Automatisierung der Kontursegmentierung ermöglicht. Die Hautgrenze war in allen Fällen deutlicher zu sehen als die Knochengrenze, da über der Haut nur homogenes Gel auflag und der Bereich oberhalb der Haut somit artefaktärmer ist. Dies spiegelt sich auch in den Segmentierungsergebnissen wider, die bei der Hautkontur besser als bei der Knochenkontur sind.

Für zukünftige Anwendungen im klinischen Betrieb gilt es, die Laufzeit des Verfahrens für den intraoperativen Einsatz zu verkürzen und es im klinischen Betrieb zu validieren.

Literaturverzeichnis

1. Kowal J, Amstutz C, Nolte L. On B-mode ultrasound-based registration for computer assisted orthopaedic surgery; 2001.
2. Xiao C, Chen Y. A diffusion stick method for speckle suppression in ultrasonic images. *Pattern Recognition Letters* 2004;25:1867–1877.
3. Perona P, Malik J. Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion. *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence* 1990;12(7):629–639.
4. Kryvanos A. Computer assisted surgery for fracture reduction and deformity correction of the pelvis and long bones. Ph.D. thesis. Universität Mannheim; 2002.
5. Akgul Y, Kambhamettu C. A Coarse-to-Fine Deformable Contour Optimization Framework. *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence* 2003;25(2):174–186.
6. Li M, Kambhamettu C. Snake For Band Edge Extractions And Its Applications. In: *IASTED*; 2003.