

Approximation dreidimensionaler Oberflächenmodelle der Lippen-Kiefer-Gaumen-Region durch aktive Polygonnetze

Frank Weichert¹, Christoph Ewerlin¹, Christian Büttner¹, Ali Shamaa²,
Constantin Landes³, Roland Linder⁴, Mathias Wagner⁵

¹Lehrstuhl für graphische Systeme, Technische Universität Dortmund

²Department of Oral Biology, Al Minia University, Ägypten

³Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie, Universitätsklinikum Frankfurt

⁴Institut für Medizinische Informatik, Universität zu Lübeck

⁵Institut für Allgemeine und Spezielle Pathologie, Universität des Saarlandes

frank.weichert@udo.edu

Kurzfassung. In dieser Arbeit wird ein Verfahren zur Rekonstruktion eines dreidimensionalen Oberflächenmodells aus Serienschnitten vorgestellt, die sich von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten (kurz LKG) ableiten und insbesondere die in der chirurgischen Behandlung relevanten medizinischen Strukturen berücksichtigen. Die Intention ist, ein aktives Polygonnetz (deformierbares Oberflächennetz) zur Rekonstruktion der Struktur zu verwenden. Initial wird ein Netzprototyp als grobe Approximation der Struktur erstellt und dann mithilfe eines Gradient Vector Flow (GVF)-Kraftfeldes deformiert. Inhärenter Aspekt der Deformation ist die Beachtung eines resultierenden überschneidungsfreien Oberflächennetzes. Die rekonstruierte Oberfläche eignet sich aufgrund ausgezeichneter Eigenschaften als Eingabe für eine Kräftesimulation mittels Finite-Elemente-Methoden.

1 Einleitung

Lippen-Kiefer-Gaumenspalten sind eine Fehlbildung bei Neugeborenen, die durch unvollständige oder fehlerhafte Verschmelzungen von Gesichtswülsten während der Embryonalentwicklung entstehen. Neben funktionellen Einschränkungen fühlen sich die Betroffenen auch durch das Stigma der Fehlbildung im Gesicht beeinträchtigt. Daher ist eine operative Intervention unumgänglich, wobei aber das genaue Behandlungskonzept noch nicht abschließend geklärt ist [1]. Daher ist es das Ziel dieser Arbeit, die Auswirkungen unterschiedlicher Operationsansätze über eine virtuelle Operationsplanung mittels Kräftesimulation durch Finite-Elemente-Methoden miteinander zu vergleichen. Der Grundtenor der Umsetzung ist die Erstellung eines Volumenmodells (z.B. aus Tetraedern) der an der LKG-Problematik beteiligten Strukturen [2]. Aufgrund unterschiedlicher Artefakte in den Datensätzen, beispielsweise inhärenter Fehler bei der Gewebeaufbereitung

oder Segmentierungsfehler, muss der Ansatz robust genug sein, diese Probleme zu handhaben. Daher wird dieses mit einem aktiven Oberflächennetz realisiert, welches nachfolgend in ein FE-konformes Volumennetz überführt wird. Alternative Rekonstruktionsansätze wie Alpha Shapes oder MPUs (Multi-Level Partition of Unity Implicits) wären prinzipiell auch möglich, sie genügen aber nicht den gestellten Anforderungen (vgl. Kapitel 4). Bei fast allen Strukturen treten Selbstüberschneidungen vor allem dadurch auf, dass Verzweigungen in der Segmentierung nicht berücksichtigt werden. Dieses Problem wird in dieser Arbeit mithilfe eines neuen Rekonstruktionsansatzes gelöst.

2 Material und Methoden

Der vorgestellte Rekonstruktionsansatz gliedert sich in verschiedene Teilaspekte auf, die im Folgenden beschrieben werden. Initial wird aus den von Mediziner:innen segmentierten Daten ein Kraftfeld generiert, damit sich ein aktives Polygonnetz während der Deformation an die segmentierten Strukturen anpassen kann. Ausgangspunkt der Deformation ist ein Netzprototyp, welcher dieselbe Topologie wie die zu approximierende Struktur aufweist. Dieser kann nachfolgend mithilfe eines aktiven Oberflächenmodells deformiert werden, bis er sich an die segmentierte Struktur anpasst.

2.1 Feldgenerierung

Initialer Aspekt der Generierung des approximierenden Netzes ist die Erzeugung einer äußeren Kraft für die Deformation aus den Segmentierungsinformationen. Erstellt wird ein Kraftfeld $\mathbf{v}_F : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$, welches jedem Punkt $\mathbf{x} = (x, y, z)$ einen Kraftvektor $\mathbf{v}_F(\mathbf{x})$ zuordnet. Die besondere Herausforderung der Feldgenerierung besteht darin, auch zwischen den Schichten ein sinnvolles Feld zu interpolieren. Erreicht wird diese Anforderung durch die Verwendung eines GVF-Feldes $\mathbf{v}_F : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$, $\mathbf{v}_F(\mathbf{x}) = (u(\mathbf{x}), v(\mathbf{x}), w(\mathbf{x}))$, definiert als das Minimum des Funktionals

$$\mathcal{E}(\mathbf{v}_F) = \int \mu(|\nabla u|^2 + |\nabla v|^2 + |\nabla w|^2) + |\nabla P|^2 |\mathbf{v}_F - \nabla P|^2 d\mathbf{x} \quad (1)$$

wobei P eine berechnete Potentialfunktion ist [3].

2.2 Prototypgenerierung

Für die Approximation einer segmentierten Struktur durch Deformation ist ein Netzprototyp notwendig, der bereits möglichst viele der aus der Segmentierung bekannten Informationen (Topologie eines Segments) berücksichtigt. Gewährleistet wird dieses durch den so genannten k-DOP-Prototyp (Discrete Oriented Polytopes) [4]. Dazu ist zunächst ein Verbindungsgraph aus der Segmentierung zu erstellen, der die Verbindungsinformationen (Muskeltopologie) des Segments verwertet. Die Polygone eines Segments werden durch einfache, konvexe Geometrien ersetzt und die DOPs mithilfe fester Regeln miteinander verbunden, wie es sich aus dem Verbindungsgraphen ergibt.

2.3 Deformation

Die Deformation eines erzeugten Netzprototypen beruht auf dem Prinzip eines deformierbaren Modells gemäß Park et al. [5], aber u.a. zusätzlich verbessert um die Behandlung von Selbstüberschneidungen und der Verwendung eines GVF-Feldes als äußere Kraft (Abb. 1). Zuerst wird der Deformationsschritt durchgeführt, in dem die Positionen der Knoten im Dreiecksnetz angepasst werden. Die eigentliche Dynamik der Knoten ist durch eine diskretisierte Formulierung des Kräftegleichgewichts für deformierbare Modelle gegeben. Jedem Knoten $i \in V$ im Dreiecksnetz ist eine Position $\mathbf{x}_i \in \mathbb{R}^3$, ein Geschwindigkeitsvektor $\mathbf{v}_i = d\mathbf{x}_i/dt \in \mathbb{R}^3$ und ein Beschleunigungsvektor $\mathbf{a}_i = d^2\mathbf{x}_i/dt^2 \in \mathbb{R}^3$ zugeordnet. Alle Knoten besitzen die gleiche Masse $m \in \mathbb{R}$ und den gleichen Dämpfungskoeffizienten $\gamma \in [0, 1]$, woraus sich folgende diskretisierte Form der Gleichgewichtsbedingung ergibt:

$$m\mathbf{a}_i + \gamma\mathbf{v}_i = \mathbf{F}_{\text{int},i} + \mathbf{F}_{\text{ext},i} \quad (2)$$

$\mathbf{F}_{\text{int},i} \in \mathbb{R}^3$ und $\mathbf{F}_{\text{ext},i} \in \mathbb{R}^3$ sind die inneren bzw. äußeren Kräfte, die auf den Knoten i wirken. Zu einem Zeitpunkt t werden die momentan auf den Knoten i wirkenden Kräfte $\mathbf{F}_{\text{int},i}(t)$ und $\mathbf{F}_{\text{ext},i}(t)$ berechnet - daraus ergibt sich die momentane Beschleunigung $\mathbf{a}_i(t)$. Folglich können die Geschwindigkeit $\mathbf{v}_i(t + \text{step}_t)$ und die Position $\mathbf{x}_i(t + \text{step}_t)$ zum Zeitpunkt $t + \text{step}_t$ berechnet werden. Die auf einen Knoten i wirkende innere Kraft $\mathbf{F}_{\text{int},i}$ setzt sich aus einer Spannungskraft $\mathbf{F}_{\text{stretch},i}$ und einer Krümmungskraft $\mathbf{F}_{\text{bend},i}$ zusammen, die durch zwei Parameter w_{stretch} und w_{bend} gewichtet werden:

$$\mathbf{F}_{\text{int},i} = w_{\text{stretch}}\mathbf{F}_{\text{stretch},i} + w_{\text{bend}}\mathbf{F}_{\text{bend},i} \quad (3)$$

Hierbei kontrolliert die Spannungskraft $\mathbf{F}_{\text{stretch},i}$ die Abstände des Knotens i zu seinen Nachbarknoten $\mathbf{N}(i)$, wobei alle Verbindungskanten als elastische Federn modelliert werden. Zusätzlich verhindert die Krümmungskraft $\mathbf{F}_{\text{bend},i}$ eine zu starke Krümmung der Netzoberfläche. Die bei der Deformation auf einen Knoten i wirkende äußere Kraft $\mathbf{F}_{\text{ext},i}$ wird durch das GVF-Feld generiert. Da

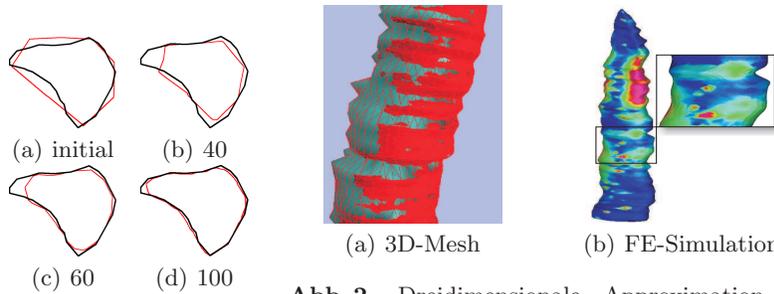


Abb. 1. Schnittpolygon bei unterschiedlichen Deformationsschritten

Abb. 2. Dreidimensionale Approximation der anatomischen Strukturen, hier *musculus masseter* und farbliche Darstellung der von-Mises Spannungen

nach jedem Deformationsschritt Selbstüberschneidungen im Dreiecksnetz auftreten können, müssen diese im Hinblick auf ein überschneidungsfreies Dreiecksnetz behoben werden. Die Identifizierung möglicher Kollisionspaare geschieht hierbei mehrstufig. Zunächst werden räumlich nah beieinander liegende Dreieckspaare durch das sehr effiziente Spatial Hashing - Verfahren identifiziert und über einen Schnitttest die Axis Aligned Bounding Boxes (AABBs) überprüft. Weitere Teilaspekte der Deformation sind die globale Verfeinerung, die lokale Neuvernetzung und die Verschmelzung kurzer Kanten in der ersten Phase der Neuvernetzung.

3 Ergebnisse

Resultierend steht eine Approximation der gewünschten anatomischen Struktur zur Verfügung (Abb. 2), die sowohl den medizinischen Anforderungen gerecht wird, aber auch robust gegenüber Segmentierungsfehlern. Abbildung 1 zeigt hierzu den Verlauf der Deformation anhand eines ausgewählten Polygons (in 2D). Das segmentierte Polygon ist schwarz visualisiert, das jeweilige Schnittpolygon nach einer bestimmten Anzahl von Iterationen rot. Dargestellt ist, dass die Abweichung von der ursprünglichen Segmentierung im Verlauf der Deformation immer geringer wird — dieses wird im Folgenden quantitativ näher untersucht. Ein entscheidender Qualitätsfaktor ist die Flächendifferenz über den Verlauf der Deformation (Abb. 3). Erkennbar ist, dass sich die Flächendifferenz der Schnittpolygone zu den segmentierten Polygonen im Verlauf der Deformation deutlich verkleinert und zum Ende der Deformation nach 100 Iterationen nur noch 2.4 Prozent beträgt. Neben der Approximationsqualität ist auch die Performanz relevant (Abb. 4). Für die 50 Iterationen der ersten Phase werden 8.45 Sekunden benötigt, nach der ersten globalen Neuvernetzung für die 35 Iterationen der zweiten Phase der Deformation 65.23 Sekunden und für die letzten 15 Iterationen nach der zweiten globalen Neuvernetzung 91.84 Sekunden, bzw. 55.48 Prozent der gesamten Zeit. Im Durchschnitt entspricht dies 6.12 Sekunden je Iteration. Die für die Kräfteberechnung benötigte Zeit ist mit einem Anteil von 0.33 Prozent an der Gesamtzeit vernachlässigbar klein, ebenso die Neuvernetzung (1.81 Prozent). Ein Zeitanteil von über 95 Prozent entfällt hingegen auf die Kollisionserkennung und die Kollisionsbehandlung. Auf einem AMD Athlon 3700+ Prozessor mit 2GB RAM benötigt die Approximation eines durchschnittlichen Muskels ca. 160 Sekunden.

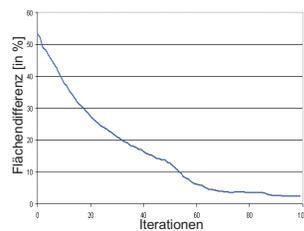


Abb. 3. Flächendifferenz (Durchschnitt)

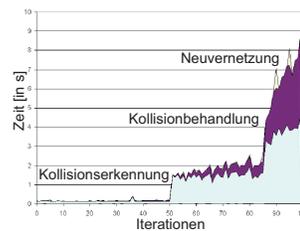
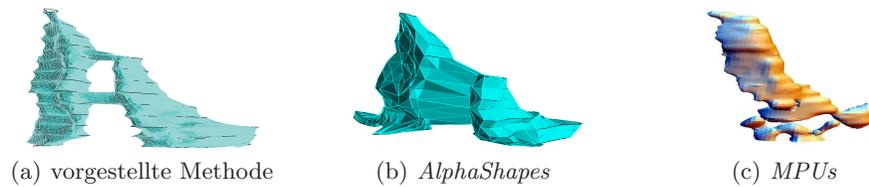


Abb. 4. Benötigte Zeit pro Iteration

Abb. 5. Rekonstruktionsansätze im direkten Vergleich

4 Diskussion

Die rekonstruierte Oberfläche zeigt insgesamt nur eine geringe Abweichung zu der realen Oberfläche des Segments. Zum Vergleich wird die Rekonstruktion des *musculus veli palatini* in Abbildung 5 den Ergebnissen der Rekonstruktion mit *AlphaShapes* und *MPUs* gegenüber gestellt. Beide Verfahren basieren ausschließlich auf der Rekonstruktion von Punktwolken und beziehen die Verbindungen zwischen den Polygonen nicht in ihre Berechnung ein. Aus diesem Grund können die beiden Verzweigungen nicht akkurat rekonstruiert werden und die Verfahren eignen sich nicht für die notwendige Rekonstruktion. Im Gegensatz zu anderen Prototypen wird bei der Generierung des DOP-Prototypen die Verbindungsinformationen (Topologie) des Segments mit einbezogen. Kollisionen werden zudem nach jedem Deformationsschritt mithilfe von Spatial Hashing effizient erkannt und durch eine rekursive Kollisionsbehandlung aufgelöst. Das rekonstruierte Oberflächennetz ist dadurch garantiert überschneidungsfrei. Insgesamt lässt sich festhalten, dass das vorgestellte Verfahren zur Oberflächenrekonstruktion das Verarbeitungsschema für LKG-Daten auf dem Weg zu einer virtuellen OP-Simulation um eine wichtige Stufe erweitert. Durch die überschneidungsfreie Oberflächenrekonstruktion fast aller Segmente und der Bereitstellung eines FE-konformen Netzes ist es möglich, verschiedene Simulationsmodelle vergleichend anzuwenden. Abbildung 2(b) zeigt hierzu das Ergebnis einer Berechnung über eine farbliche Repräsentierung der von-Mises Spannungen.

Literaturverzeichnis

1. Bitter K. Chirurgische Erstbehandlung der Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten im Jahr 2000. Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. 2000;4(7):49–60.
2. Landes C, Weichert F, Geis P, et al. Evaluation of two 3D virtual computer reconstructions for comparison of cleft lip and palate to normal fetal microanatomy. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol. 2006;288(3):248–62.
3. Xu C. Deformable models with application to human cerebral cortex reconstruction from magnetic resonance images. John Hopkins University; 1999.
4. Klosowski JT, Held M, Mitchell JSB, et al. Efficient collision detection using bounding volume hierarchies of k -DOPs. IEEE Trans Vis Comp Graph. 1998;4(1):21–36.
5. Park JY, McInerney T, Terzopoulos D, et al. A non-self-intersecting adaptive deformable surface for complex boundary extraction from volumetric images. Comp Graph. 2001;25:421–40.