Biomechanisches Modell zur Abschätzung der individuellen Gesichtsmimik

E. Gladilin, S. Zachow, P. Deuflhard, H.-C. Hege

Zuse Institut Berlin (ZIB)
Takustr. 7, D-14195 Berlin, Deutschland
Email: {gladilin,zachow,deuflhard,hege}@zib.de

Zusammenfassung. In dieser Arbeit präsentieren wir ein biomechanisches Modell des Weichgewebes inklusive der Gesichtsmuskulatur zur Abschätzung der individuellen Gesichtsmimik in der Gesichtschirurgie.

1 Motivation

In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie (MKG) ist eine realistische Vorhersage des postoperativen Erscheinungsbildes des Patienten von entscheidender Bedeutung. Neben der statischen Weichgewebevorhersage kann die Abschätzung der individuellen Gesichtsmimik ein wichtiges zusätzliches Kriterium zur Bewertung der Operationsplannung sowie für die Patientenaufklärung sein.
Die bekannten Ansätze zur Beschreibung der Gesichtsmimik beruhen entweder (i) auf den biomechanischen Weichgewebe- und Muskelmodellen oder (ii) auf der sogenannten 'motion capturing' Technik [7]. Die letzte basiert auf der Verfolgung der Landmarkenbewegung eines Objektes mit ihrer anschließenden Übertragung auf ein anderes Objekt und ist daher nicht geeignet für die Simulation der *individuellen* Gesichtsmimik. Das Thema der Muskel- bzw. Mimiksimulation ist ein relativ neues Bereich der biomechanischen Modellierung. In [4] finden sich ansatzweise Vorschläge zur FE-basierten Simulation der Muskelkontraktion und in [5,6] sind die Ansätze zur Muskel-basierten Modellierung der Gesichtsmimik präsentiert worden. Jedoch stellen die meisten heuristischen Linienansätze eine ziemlich grobe Vereinfachung der wirklichen Muskelphysiologie dar.
Das Hauptproblem bei der Realisierung eines auf der physiologischen Grundlagen basierenden Muskelmodells sind die in den tomographischen Daten fehlenden Informationen über die geometrische Anordnung der Mikrostrukturen wie z.B. die Muskelfaser. Um dieses Problem umzugehen, ist in dieser Arbeit ein Modellierungsansatz vorgeschlagen, der eine auf dem natürlichen Zusammenhang zwischen 'der Form und der Funktion' beruhende Interpolation der Faserausrichtung ermöglicht.

2 Material und Methoden

2.1 3D Modell Generierung

Der Ausgangspunkt für die anschließende nummerische Simulation ist die Erstellung eines adäquaten Modells der Patientenanatomie. Ein solches 3D Modell wird aus CT-Daten mit Hilfe des am ZIB entwickelten Visualisierungssystems AMIRA generiert und besteht aus dem Oberflächengitter, das die für die Simulation wesentlichen Gewebetypen (wie Knochen, Muskel, Haut) abgrenzt und mit einem unstrukturierten Tetraedergitter gefüllt wird [10].

2.2 Nichtlinear elastisches Finite Elemente Weichgewebemodell

Unser Ansatz zur Weichgewebemodellierung basiert auf seiner Approximation als ein isotropes, stückweise homogenes, nichtlinear hyperelastisches St. Venant-Kirchhoff Material [1,8]. Die Deformation eines elastischen Körpers unter der Einwirkung äußerer Kräfte f_i is beschrieben durch folgendes Randwertproblem:

$$\begin{cases} \partial_j\,(\sigma_{ij} + \sigma_{kj}\,\partial_k\,u_i) \;=\; -f_i\,, \\ \sigma_{ij} = \frac{E}{1+\nu}(\varepsilon_{ij} + \frac{\nu}{1-2\nu}\varepsilon_{ll}\,\delta_{ij})\,, \\ \varepsilon_{ij} = 0.5\,(\partial_j u_i + \partial_i u_j + \partial_i u_l \partial_j u_l)\,, \\ u_i(\mathbf{x}) = c_i \quad \mathbf{x} \in\ \Gamma_{essential} \subset \Omega\,, \\ \sigma_{ij}\,n_j(\mathbf{x}) = 0 \quad \mathbf{x} \in\ \Gamma_{natural} \subset \Omega\,, \end{cases} \tag{1}$$

wobei σ_{ij} der Spannungstensor, ε_{ij} der Verzerrungstensor, u_i der Verschiebungsvektor und n_i die äußere Normale sind. Elastisches Modul E und die Poissonzahl ν sind die zwei Konstanten, die die Steifigkeit und die Kompressibilität des Hook'schen Materials beschreiben. Wegen der nichtlinearen Abhängigkeit $\varepsilon(\mathbf{u})$ stellt (1) ein nichtlineares Problem dar. Zur Lösung dieses nichtlinearen Problems ist die Newton Methode angewendet, die in der rekursiven Lösung von den linearisierten Approximationen zu (1) bezüglich des Inkrements des Verschiebungsvektors besteht. Um die diskrete Lösung von (1) auf dem Tetraedergitter zu ermitteln, ist die Finite Elemente Methode (FEM) angewendet.

2.3 Muskelmodellierung

Aus der Physiologie ist bekannt, daß die Muskelkontraktion durch das Aneinandergleiten der Muskelfasern zustande kommt [2]. Für die makroskopische Modellierung ist dabei nur die Tatsache von Bedeutung, daß die Zugkräfte in den Muskeln entlang der Tangenten zu den Muskelfasern gerichtet sind. In [3] haben Peskin et al. versucht, dieser Tatsache Rechnung zu tragen, und ihre *Immersed Elastic Fibers* für die Modellierung des Herzmuskels konstruiert. Damit konnte aber nur ein wohlgeformtes Ersatzmodell des Herzmuskels, ein Toroidförmiges Rohr simuliert werden, bei dem die Ausrichtung der Fasern bekannt ist. In einem beliebig geformten Muskel ist die dreidimensionale Anordnung der Fasern im allgemeinen unbekannt. Sie kann auch wie bereits erwähnt aus den üblichen tomographischen Bildern nicht ermittelt werden. Die einzige Quelle der Information über die individuelle Anatomie des Patienten ist das mit Hilfe der Bildsegmentierung gewonnenes 3D Oberflächenmodell. Um das Problem der fehlenden 3D-Informationen zu übergehen, wurde in dieser Arbeit ein Verfahren entwickelt, das es ermöglicht, die annähernde Ausrichtung der Muskelfasern anhand des Oberflächenmodells zu interpolieren. Die Rechtfertigung für eine solche

Beschreibung ist die Beobachtung, daß der Verlauf der Muskelfasern im Mittel durch die Form und die Ansatzstellen des Muskels bestimmt ist, siehe Bild 1. Eine Familie der geodesischen Kurven bzw. ein Vektorfeld ihrer Tangenten, die

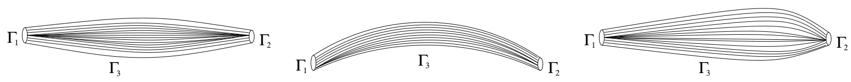

Abb. 1. Schematisches Muskelmodell: Ausrichtung der Fasern, die die Enden des Muskels $\Gamma_{1,2}$ verbinden, spiegelt die Form der umhüllenden Kapsel Γ_3 wider.

mit Hilfe einer solchen heuristischen Konstruktion zur Beschreibung der Muskelkontraktion herangezogen wird, bezeichnen wir als virtuelle Fasern (*Virtual Fibers* [9]). Ferner basiert unser Modell kontrahierender Muskel auf ihrer Repräsentation in dem generellen Modell des deformierbaren Weichgewebes mit der in Richtung der Fasertangenten $\boldsymbol{\tau}$ gerichteten Kräftedichte $\boldsymbol{f}$:

$$\boldsymbol{f}(\mathbf{x}) = \lambda\,\boldsymbol{\tau}(\mathbf{x}) \quad \mathbf{x} \in \Omega_{muscle} \subset \Omega\,, \tag{2}$$

wobei λ der Betrag der im Muskel wirkenden Kraftdichte ist. Die Hauptidee unseres Ansatzes besteht ferner darin, das Vektorfeld der Fasertangenten $\boldsymbol{\tau}$ als eine Art 'Fluß' zu interpolieren, der im Γ_3-geformten Rohr von Γ_1 nach Γ_2 fließt. Die Oberflächenregionen $\Gamma_i \subset \Gamma_{muscle}$ müssen im allgemeinen unter der Berücksichtigung der anatomischen Gegebenheiten (Kontaktflächen zu Knochen bzw. Weichgewebe) bereits während der Segmentierungsphase definiert werden. Schließlich muß der Betrag der in Richtung $\boldsymbol{\tau}$ wirkenden Kraftdichte $\lambda \in [0, \lambda_{max}]$ empirisch bestimmt werden.

3 Experimentelle Ergebnisse

Ausgehend von dem oben beschriebenen Ansatz wurde in einer ersten Machbarkeitsstudie die Gesichtmimik simuliert, die durch die Kontraktion zweier Gesichtsmuskel (zygomaticus major, links und rechts) induziert wird. Diese Mimikmuskel heben den Mundwinkel und sind wichtig für ein normales Lächeln. Die Simulation erfolgte in zwei Schritten. (i): im ersten Schritt wurde das interpolierende Vektorfeld der Fasertangenten $\boldsymbol{\tau}$ berechnet, (ii): anschließend wurde die Deformation des Gesichtsgewebes unter der Einwirkung der im Schritt (i) vorberechneten Kraftdichte (2) bestimmt. Bild 2 zeigt die Ergebnisse dieser Simulation für zwei diskrete Werte $\lambda_{1,2}$.

4 Zusammenfassung

In dieser Arbeit haben wir einen Ansatz zur Abschätzung der individuellen Gesichtsmimik im Rahmen eines konsistenten biomechanischen Weichwebemodells

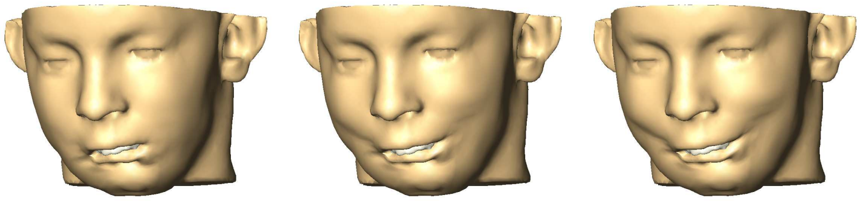

Abb. 2. Simulation der durch die zunehmende Kontraktion zweier Gesichtsmuskel induzierten Gesichtsmimik.

präsentiert. In dem vorgestellten Modell wird die dreidimensionale Anordnung der Muskelfaser anhand eines Oberflächenmodells interpoliert, das aus den individuellen tomographischen Patientendaten generiert wird. Die vielversprechenden Ergebnisse der ersten Machbarkeitsstudie zeigen ein großes Potential für weitere Simulationen komplexerer Gesichtsmimiken.

Literatur

1. P.G. Ciarlet, *Mathematical Elasticity.* Vol. 1, Studies in Mathematics and its Applications (20), North-Holland, 1987
2. Y.C. Fung, *Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissues.* 2nd edition, Springer, 1993
3. C. Peskin, D. McQueen, *A Three-Dimensional Computational Method for Blood Flow in the Heart. Immersed Elastic Fibers in a Viscous Incompressible Fluid.* Journal of Computational Physics, 81: pp. 372-405, 1989
4. D.T. Chen, D. Zeltzer, *Pump It Up: Computer Animation of a Biomechanically Based Model of Muscle Using the Finite Element Method.* Computer Graphics, 26: pp. 89-98, 1992
5. F.I. Parke, K. Waters, *Computer Facial Animation*, A K Peters, Wellesley, 1996
6. R.M. Koch, M.H. Gross, F.R. Carls, D.F. von Büren, G. Fankhauser, Y.I.H. Parish, *Simulating Facial Surgery Using Finite Element Models.* Proc. of SIGGRAPH '96, In: ACM SIGGRAPH, pp. 421-428, 1996
7. *Famous - Facial Animation Solutions*, URL: `http://www.famous3D.com`
8. E. Gladilin, S. Zachow, P. Deuflhard, H.-C. Hege, *Adaptive Nonlinear Elastic FEM for Realistic Prediction of Soft Tissue in Craniofacial Surgery Simulations* . Accepted for: SPIE 2002 Medical Imaging Conference, Sand Diego, USA, 2002
9. E. Gladilin, S. Zachow, P. Deuflhard, H.-C. Hege, *Virtual Fibers: a Robust Approach for Muscle Simulation.* In: Proc. of MEDICON 2001, Pula, Croatia, 2001
10. D. Stalling, H.C. Hege, M. Zöckler, et. al, *Amira - An Advanced 3D Visualization and Modeling System.* URL: `http://amira.zib.de`