

Netzgenerierung und Finite-Elemente-Simulation muskulärer Strukturen unter Beachtung korrespondierender histologischer Schnittpräparate

Frank Weichert¹, Andreas Schröder², Constantin Landes³, Lars Walczak¹,
Heinrich Müller¹, Mathias Wagner⁴

¹Lehrstuhl für Graphische Systeme, Technische Universität Dortmund

²Institut für Mathematik, Humboldt Universität zu Berlin

³Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie, Universitätsklinikum Frankfurt

⁴Institut für Allgemeine und Spezielle Pathologie, Universität des Saarlandes

frank.weichert@tu-dortmund.de

Kurzfassung. In dieser Arbeit wird ein Verfahren zur Netzgenerierung und Finite-Elemente-Simulation muskulärer Strukturen vorgestellt. Eine Herausforderung liegt dabei in der Fusion der Simulationsergebnisse mit den Daten histologischer Schnittpräparate. Basierend auf segmentierten histologischen Daten wird eine Rekonstruktion der relevanten muskulären Strukturen mittels eines BCC-Tetraedernetzes initiiert. Dieses wird getriggert über einen Level-Set-Ansatz. Die Deformation des Muskels wird dann mittels eines hyperelastischen Materialgesetzes modelliert und mithilfe der Finite-Elemente-Methode simuliert. Anschließend erfolgt eine Projektion der Ergebnisse der Simulation auf die histologischen Schnittpräparate. Als Anwendungsfall wurden Daten abortiver Feten mit einer Spaltbildung im Bereich der Lippen-, Kiefer- und Gaumenregion herangezogen.

1 Einleitung

Das Ziel gegenwärtiger rechnergestützter biologischer Simulationen besteht darin, anatomische Detailinformationen, dreidimensionale Rekonstruktionen der relevanten Regionen und mathematische Simulationen des Deformationsverhaltens zu vereinheitlichen. Aufgrund der Komplexität anatomischer und physiologischer Verhältnisse biologischer Objekte zum Beispiel im Viscerocranium sind hierzu Finite-Elemente-Methoden (FE-Methoden) aufgrund ihrer hohen Flexibilität in besonderem Maße als Simulationsverfahren geeignet [1]. Bei mesenchymalem Weichgewebe sind die Randflächen bisweilen durch feingliedrige Ausfransungen oder spitz zulaufende Geometrien relativ kompliziert, sodass Algorithmen zur Generierung von FE-Netzen gegenwärtig eine große Herausforderung bilden.

Der vorgestellte Ansatz unterscheidet sich insofern von anderen Arbeiten, dass der komplette Approximationsvorgang direkt am Volumennetz erfolgt, der gewünschten anatomischen Detailgrad berücksichtigt wird und den Vorgaben

der FE-Methode genügt [2]. Eigene Studien deuten daraufhin, dass bestehende Verfahren diese Vorgabe nicht geeignet beachten [3]. Auch sind Möglichkeiten einer graphischen Rückführung der Ergebnisse einer FE-Simulation auf die komplexen und hoch detaillierten histologischen Strukturen noch wenig untersucht. Daher wird ergänzend eine Projektion der FE-Simulationsergebnisse auf die histologischen Daten vollzogen.

Ein hochrelevantes Anwendungsgebiet für die oben genannte Problemstellung ist die Therapie von Neugeborenen oder Kindern, bei denen krankhafte angeborene Spaltbildungen im Bereich der Lippen-, Kiefer- und Gaumenregion (LKG) vorliegen. Die derzeit üblichen Operationsmethoden zur Linderung der Erkrankung sind in mancherlei Hinsicht noch nicht vollständig ausgereift, sodass Langzeitergebnisse bisweilen leider noch unbefriedigend sind [4].

2 Material und Methoden

Initial wird zur Simulation der viscerocranialen Skelettmuskelaktivität ein Finite-Elemente konformes Tetraedernetz aus den Segmentierungsdaten digitalisierter histologischer Großflächenschnittpräparate generiert [3].

2.1 Mesh-Generierung

Realisiert wird die Bereitstellung eines FE-konformen Tetraedernetzes auf Basis einer Polygonzug-Segmentierung über einen Level-Set Ansatz, der eine implizite Oberfläche auf einem kartesischen Gitter erstellt [5]. Diese wird über die zeitliche Evolution einer initialen Schätzung der Oberfläche mit einem physikalisch motivierten Konvektionsmodell bestimmt, welches über die Level-Set Gleichung $\frac{\partial \phi}{\partial t} = \nabla d(\mathbf{x}) \cdot \nabla \phi$ modelliert wird. Dabei ist $\phi : \mathbb{R}^3 \mapsto \mathbb{R}$ eine vorzeichenbehaftete Distanzfunktion, dessen Nullmenge den Verlauf der gesuchten Kontur angibt. $d(\mathbf{x})$ ist eine zuvor aus dem Polygonzug-Datensatz berechnete vorzeichenlose Distanzfunktion, die als Potentialfeld dient, um die Kontur anzuziehen. Die Oberfläche wird im Folgenden genutzt, um eine Octree-Struktur durch mehrere Iterationen adaptiv zu verfeinern, wobei die Octree-Zellen aus sogenannten BCC-Tetraedern bestehen, die günstige Eigenschaften wie beispielsweise Unterteilungsinvarianz aufweisen und in ihren Qualitätsmaßen gleichschenkligen Tetraedern ähneln [2]. Zur Approximationsverbesserung wird das entsprechend generierte Netz über eine Masse-Feder-Simulation noch in Richtung der Nullisokontur $\phi(\mathbf{x}) = 0$ des Level-Sets deformiert. Nach erfolgtem Abschluss der Netzgenerierung liegt die Rekonstruktion des ausgewählten Muskels der Lippen-, Kiefer- und Gaumenregion als Tetraedernetz vor. Basierend auf diesem Netz kann nachfolgend eine FE-Simulation erfolgen, die das Deformationsverhalten eines kontrahierenden Muskels unter Verwendung einer Volumenkraft geeignet nachzubilden versucht.

2.2 Modellierung der Muskeldeformation und FE-Simulation

Die Deformation des Muskels wird mithilfe eines hyperelastischen Materialgesetzes nach Mooney-Rivlin für isotropes und nahezu inkompressibles Materialverhalten modelliert. Dieses Materialgesetz bietet einen physikalisch begründbaren Rahmen zur Modellierung von Weich- und Muskelgewebe [6]. Zur Beschreibung von Anisotropien, die durch das Vorhandensein von Muskelfasern bedingt sind, kann das Materialgesetz zudem mit transvers-isotropen Modellanteilen erweitert werden [1]. Sofern von Isotropie ausgegangen wird, hat das Formänderungsenergiefunktional die Gestalt $W = \kappa W_{\text{vol}} + W_{\text{iso}}(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2)$ mit den Hauptinvarianten $\tilde{I}_1 := \text{tr}(\tilde{C}) = \tilde{C}_{ii}$ und $\tilde{I}_2 := \frac{1}{2}(\tilde{I}_1^2 - \text{tr}(\tilde{C}^2))$ des volumetrisch-isochor entkoppelten Cauchy-Green-Tensors \tilde{C} . Das Materialgesetz wird durch die Angabe des isochoren Anteils W_{iso} spezifiziert. Beim Ansatz nach Mooney-Rivlin hat dieser die Form $W_{\text{iso}}(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) := c_1(\tilde{I}_1 - 3) + c_2(\tilde{I}_2 - 3)$ mit den Materialparametern c_1 und c_2 . Durch Verwenden eines geeigneten volumetrischen Anteils W_{vol} und eines hinreichend großen Kompressibilitätsmoduls κ kann die Inkompressibilität des Weichgewebes wiedergegeben werden. Die für eine medizinische Bewertung aufschlussreiche Verteilung der Spannungsverhältnisse innerhalb des Muskels wird zu einer vorgegebenen Volumenkraft [1] mithilfe der Hauptspannungswerte ermittelt. Diese ergeben sich als die drei reellen Eigenwerte des symmetrischen Cauchyschen Spannungstensors (Abb. 1(d)). Zur numerischen Berechnung der Deformation sowie der Hauptspannungswerte wird ein verschiebungsbasierter, stückweise linearer FE-Ansatz verwendet, der auf einer nichtlinearen variationalen Formulierung des Modells basiert. Das hierbei entstehende nichtlineare Gleichungssystem wird mithilfe eines Newton-Raphson-Verfahrens gelöst.

Zur initialen Verifikation wurden der Prozess der Netzgenerierung und dessen nachgeschaltete FE-Simulation zunächst an synthetischen Daten analysiert. Bezogen auf den realen Muskel im dreidimensionalen Modell (Abb. 1(d)), repräsentieren die Farbwerte Bereiche hoher Spannungskonzentrationen, die durch die Kontraktion des Muskelgewebes hervorgerufen werden. Angemerkt sei, dass eine Validierung der Spannungen nicht im Fokus dieses Aufsatzes liegt. Als Ergebnis der FE-Simulation steht somit eine dreidimensionale Repräsentation zur Verfü-

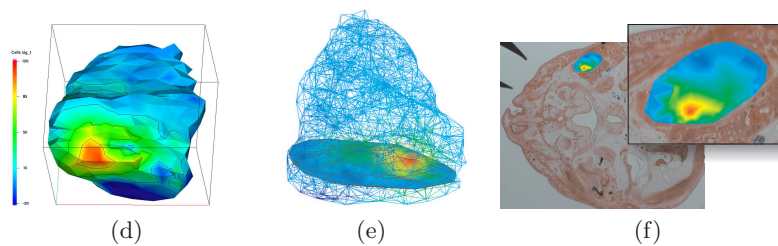


Abb. 1. (a) Visualisierung der Muskeldeformation (Spannungen) innerhalb eines FE-konformen Volumennetzes durch die Farbverteilung. (b) Visualisierung der Muskeldeformation bezogen auf eine ausgezeichnete Ebene innerhalb der 3D-Konformation und (c) Projektion der FE-Simulationsmerkmale auf das histologische Schnittpräparat.

gung, welche neben der deformierten Geometrie auch die Spannungswerte pro Tetraeder enthält. Da über eine konventionelle Darstellung die Simulationsergebnisse dem durchschnittlichen histologisch geschulten Untersucher mitunter nur schwer zu vermitteln sind, wird eine integrierte Visualisierung beider Informationskompartimente durch Projektion der FE-Simulation auf histologische Daten bereitgestellt. Zur Realisierung dieser Anforderung ist ein Schnitt des Volumennetzes mit einer achsenparallelen Ebene auf Höhe des betreffenden histologischen Schnittpräparats zu ermitteln und diese Ebene trianguliert bereitzustellen. Mittels linearer Interpolation innerhalb der entstandenen Dreiecke wird eine (farbliche) Textur generiert, die zusammen mit dem histologischen Schnittpräparat visualisiert werden kann (Abb. 1(f)).

3 Ergebnisse

Zur Verifikation des vorgestellten Verfahrens werden innerhalb der Abbildung 2(a) zuerst die Abstände der äußeren Volumennetzknotten zum Null-Level-Set $\phi = 0$ bewertet. Circa ein Viertel der gegebenen 4860 Oberflächenknotten liegt zu Beginn der physikbasierten Deformation zehn Pixel (60 Mikrometer pro Pixel) oder weiter vom Nullniveau entfernt. Mit fortschreitender Kompression verschiebt sich das Gros in Richtung der Null. Zudem dringen sehr wenige Knoten ($< 10\%$) in das Innere der impliziten Oberfläche ein. Bei der zehnten Iteration schließlich liegt der Mittelwert der Abstände (RMS) bei ungefähr 3.1 Pixel. Mit dem Verhalten der Konditionszahlen liegt ein weiteres Indiz zur Beurteilung der Netzqualität vor (Abb. 2(b)). Aus dem Kurvenverlauf der Konditionszahlen im Verhältnis zur fortschreitenden Annäherung an die Oberfläche ϕ lässt sich ableiten, dass nach Iteration vier jede weitere Annäherung die Kondition negativ beeinflusst – der optimale Zeitpunkt des Deformationsendes läge somit zwischen Iteration vier und acht. Die benötigte Zeit zur Erstellung eines Tetraedernetzes für die vorliegenden muskulären Strukturen beträgt auf einem aktuellen Intel Core2 Duo durchschnittlich fünf Minuten bei einem 200^3 Level-Set Gitter mit vier Verfeinerungsstufen sowie zehn Iterationen der physikbasierten Deformation.

Ausgehend von der Qualität des Netzes wird anhand der Abbildung 2(c) die Verteilung der Hauptspannungen entlang der z-Achse vermittelt. Es wird deut-

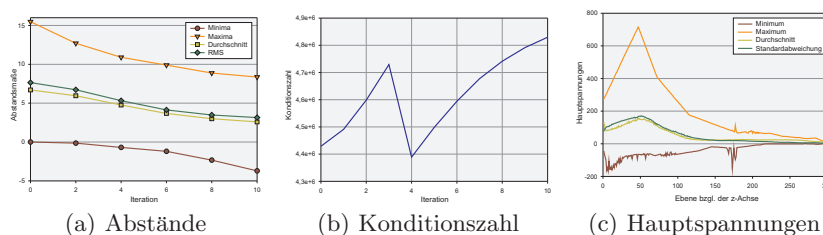


Abb. 2. (a)-(b) Statistische Merkmale zur Beurteilung des FE-konformen Tetraedernetzes über Iterationen der Approximation und (c) zu den Hauptspannungen des Cauchyschen Spannungstensors über den Verlauf der Ebenen (bzgl. der z-Achse).

lich, dass in der Nähe der festgehaltenen Fläche (z -Wert = 0) hohe Spannungen im simulierten, lang gezogenen Muskel auftreten, die mit größerer Entfernung (nicht linear) abnehmen. Innerhalb der Abbildung 1(e) wird die Ebene mit dem Maximalausschlag visualisiert ($z \approx 50$). Erkennbar ist eine isolierte Region mit hohen Spannungswerten (rote Farbe), welches ein Indiz für eine (zu) starke Beanspruchung des Muskels in diesem Bereich sein könnte. In der dreidimensionalen Konformation (Abb. 1(d)) treten im oberen Bereich des Muskels derartige Regionen hingegen nicht auf.

4 Diskussion

Mit dem Ziel, neue Erkenntnisse für Operationsmethoden zu gewinnen, wurde eine FE-Simulation von Skelettmuskeln basierend auf einem Level-Set-Ansatz etabliert, die initial durch ein Tetraedernetz approximiert wurden. Insbesondere die integrierte Visualisierung von histologischen Strukturen und den Ergebnissen der FE-Simulation vermittelt einen ersten Eindruck der Spannungsverteilung in einem Muskel und liefert so mögliche erste Hinweise für nachfolgende Operationen. Über eine medizinische Gültigkeit der Ergebnisse kann in diesem Stadium noch keine Aussage getroffen werden. Trotz der subjektiv recht guten Ergebnisse besteht die Notwendigkeit, das vorliegende Verfahren weiter zu optimieren. Erste Hinweise liefert der sich teilweise ausprägende RMS-Abstand innerhalb der Abbildung 2(a). Dieses könnte darauf hindeuten, dass ab einem gewissen Zeitpunkt die im Masse-Feder-System vorherrschenden inneren Kräfte die weitere Deformation behindern. Eine Ursache könnte aus dem Sachverhalt resultieren, dass die Anzahl der Tetraeder mit geringem Volumen steigt, die Geometrie der kleinen Tetraeder aber insgesamt nicht entartet [2]. Eine genaue Analyse der Kondition des FE-Systems in Verbindung mit der Tetraederbeschaffenheit ist für die Zukunft geplant.

Literaturverzeichnis

1. Weiss JA, Maker BN, Govindjee S. Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Comput Methods Appl Mech Eng.* 1996;135(1-2):107-128.
2. Shewchuk J. What Is a Good Linear Finite Element? Interpolation, Conditioning, Anisotropy, and Quality Measures; 2002. Available from: <http://www.cs.berkeley.edu/~jrs/papers/elemj.pdf>.
3. Weichert F, Ewerlin C, Büttner C, et al. Approximation dreidimensionaler Oberflächenmodelle der Lippen-Kiefer-Gaumen-Region durch aktive Polygonnetze. *Proc BVM.* 2008; p. 338-342.
4. Bitter K. Chirurgische Erstbehandlung der Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten im Jahr 2000. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000;4(7):49-60.
5. Zhao HK, Osher S, Fedkiw R. Fast surface reconstruction using the level set method. *Proc IEEE Workshop on Variational and Level Set Methods.* 2001; p. 194.
6. Crisfield M. *Non-linear Finite Element Analysis of Solids and Structures: Advanced Topics.* John Wiley & Sons, Inc.; 1997.