

Einfluss von Formvariationen auf Finite Elemente Simulationen bei muskulären Strukturen

Lars Walczak¹, Frank Weichert¹, Andreas Schröder², Constantin Landes³,
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

`lars.walczak@tu-dortmund.de`

Kurzfassung. Heutzutage existieren konkurrierende Konzepte zur chirurgischen Behandlung von Fehlbildungen im Lippen-, Kiefer- und Gaumenbereich. Zur Unterstützung von Chirurgen bei der Vorhersage von Operationsergebnissen zählen morphologiebasierte Finite Elemente Simulationen in histologischer Auflösungsgenauigkeit zu den vielversprechendsten Methoden. Dabei stellt die Erstellung von geeigneten Netzen, die sich gleichermaßen zur mathematischen Modellierung sowie zur genauen Rekonstruktion der Anatomie eignen, eine unzufriedenstellend gelöste Aufgabe dar. Hier wird daher untersucht, wie sich Formvariationen auf numerische Ergebnisse auswirken. Die Essenz dabei ist, dass eine exakte Segmentierung eine unabdingbare Voraussetzung ist, aber auch kleinere Abweichungen in der Formdarstellung zu größeren Änderungen im Simulationsergebnis führen können.

1 Einleitung

Aktuelle Entwicklungen bei computergestützten Simulationen in der medizinischen Praxis - beispielsweise zur Operationsplanung - basieren üblicherweise auf der Kombination detaillierter Anatomieinformation aufgrund segmentierter Bilder, der dreidimensionalen Rekonstruktion des zu untersuchenden Gebiets sowie der numerischen Simulation des Deformationsverhaltens. Diese Studie diskutiert den Einfluss verschiedener Segmentierungen aufgrund unterschiedlicher Beobachter am Beispiel eines quergestreiften Gesichtsmuskels, des ringförmigen Musculus Orbicularis Oris (MOO). Dieser stellt einen Ansatzpunkt bei der Behandlung von Fehlbildungen im Lippen-, Kiefer- und Gaumenbereich dar [1]. Die Mikromorphologie hat einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss auf jedes korrektive Konzept, beispielsweise bei der Korrektur der Lippe. Gängige Vorgehensweisen tendieren dazu, ein mögliches mikromorphologisch korrektes Modellieren der muskulären Strukturen zu Gunsten einer detaillierten Hautrekonstruktion zu vernachlässigen. Diese erlaubt zwar Symmetrie im Ruhezustand

der Gesichtsmuskulatur, aber ersichtliche Asymmetrie bei Lippenbewegungen. Computerunterstützte mathematische Modellierung kann einen wichtigen Beitrag zur Analyse der resultierenden Deformationsvektoren bei Muskelaktivität leisten, denn postoperative Resultate unterschiedlicher Rekonstruktionsmethoden können so reproduzierbar verglichen werden. Eine natürlichere postoperative Kraftverteilung in silico könnte einen Chirurgen in die Lage versetzen, harmonischere und natürlich funktionale Lippenbewegungen in vivo zu ermöglichen. Exakte, manuelle Segmentierungen histologischer Großflächenschnittpräparate [2], wie sie in diesem Fall vorliegen, führen zu hoch komplexen Polygonzügen, deren 3D-Rekonstruktion sich schwierig gestaltet. Die Frage am Beispiel des MOO ist, ob der durch manuelle Segmentierung erzeugte Detailgrad für die Berechnungen überhaupt notwendig ist, bzw. welcher Detailgrad angemessen ist. Vor diesem Hintergrund soll herausgefunden werden, bis zu welchem Grad eine Netzrepräsentation [3] des MOO die anatomischen Beobachtungen in einer Finite Elemente (FE) Simulation wiedergeben muss.

2 Material und Methoden

Zur Bearbeitung der einleitend motivierten Problemstellung werden die originalen Polygonzüge zur Variation derart geglättet, dass graduell hohe Frequenzen entfernt werden, bis lediglich eine Grundstruktur des Objekts erhalten bleibt. Das hierzu genutzte Verfahren sind die bekannten Fourier Deskriptoren [4]. Die Ausgangsdaten und deren Modifikationen werden nach 3D-Rekonstruktion in Form von Netzen miteinander verglichen, dabei werden ebenso unterschiedliche Netzauflösungsstufen betrachtet.

Korrekte 3D-Rekonstruktionen benötigen ein Netz, welches die Geometrie und Topologie einer Vorlage entsprechend approximiert. Dieser Vorgang gestaltet sich schwierig, wenn die Konturen komplexe Geometrien aufweisen und mehr als einen Gegenpart auf einer benachbarten Schnittebene besitzen. Der folgende, kurz skizzierte Ansatz (Details z.B. in [2]) löst diese Probleme elegant, bestimmt er doch eine Approximation der manuell segmentierten Konturen über einen Level Set, welcher eine implizite Oberfläche ϕ darstellt. Über einen zeitlichen Evolutionsprozess wird ausgehend von einer initialen Schätzung für ϕ anhand der Level Set Gleichung $\frac{\partial \phi}{\partial t} = \nabla d(\mathbf{x}) \cdot \nabla \phi$ die Oberfläche ϕ bestimmt, wobei d ein aus den Polygonen bestimmtes Distanzfeld darstellt. Um ein passendes, FE-konformes Tetraedernetz zu generieren, wird die implizite Repräsentation ϕ dazu genutzt, um einen iterativen Octree-Unterteilungsprozess zu steuern. Zur Approximationsverbesserung wird das resultierende Tetraedernetz auf das Nullniveau von ϕ deformiert. Eine Netzqualitätsanalyse deutet auf eine gute Eignung für das hier vorliegende Problem hin [2].

Unter gewissen Vereinfachungen stellen hyperelastische Materialgesetze einen physikalisch begründbaren Rahmen und damit ein angemessenes Modell für biologisches Weichgewebe auf einer makroskopischen Skala dar. Die meistgenutzten Ansätze basieren auf transversen, isotropen, hyperelastischen Materialgesetzen, wie etwa dem von Mooney-Rivlin [5]. Um die Gesamtkomplexität gering zu

Tabelle 1. Vergleich der erzeugten FE Netze. Anzahl der Unbekannten und Konditionszahl der Systemmatrix für MOO und Referenztorus. Datensatz kennzeichnet den jeweiligen Untersucher, original bezeichnet unveränderte Segmentierungen, glatt steht für modifizierte Varianten.

Datensatz	Segment	Unbek., fein	Kondition, fein	Unbek., grob	Kondition, grob
“A”	original	117.978	3, 14035 <i>E7</i>	23.418	3, 39126 <i>E6</i>
“A”	glatt	112.656	6, 92955 <i>E7</i>	24.027	5, 41920 <i>E6</i>
“C”	original	77.202	8, 60515 <i>E6</i>	15.699	7, 82299 <i>E5</i>
“C”	glatt	80.064	2, 41594 <i>E6</i>	15.993	1, 24151 <i>E5</i>
“G”	original	103.257	2, 64039 <i>E7</i>	20.373	1, 07328 <i>E6</i>
“G”	glatt	100.608	6, 21062 <i>E7</i>	19.401	9, 23560 <i>E5</i>
Torus	original	51.474	1.138.141	11.898	241.679

halten, werden keine Muskelfaserrichtungen oder Aktivierungen zur Muskelkontraktion berücksichtigt und lediglich das passive Deformationsverhalten, welches durch eine idealisierte Volumenkraft induziert wird, analysiert. Die Verbindung des Muskels zu anderen Strukturen, wie beispielsweise Knorpeln oder Knochen, wird über Dirichlet-Randbedingungen formuliert.

Die hier vorliegende nichtlineare variationelle Formulierung des Modells wird mit Hilfe eines verschiebungsbasierten, stückweise linearen FE Ansatzes gelöst, um Deformationen sowie Spannungen numerisch zu bestimmen. Als Hauptspannung bezeichnet man den größten der drei Eigenwerte des symmetrischen Cauchy'schen Spannungstensors.

3 Ergebnisse

Im Hinblick auf die Validierung der aufgezeigten Methoden wurde der Musculus Orbicularis Oris rekonstruiert, einmal auf Basis von drei originalen (manuellen) Segmentierungen sowie in geglätteten Varianten. Zudem wurden je zwei Netzauflösungsstufen untersucht (grob, fein). Der Einfluss der Formen und damit zusammenhängend der Detailgrad stand im Mittelpunkt. Um die Ergebnisse der hyperelastischen Deformation und der Netzgenerierung besser einordnen zu können, wurde ein Referenzmodell in Form eines Torus als idealisierter MOO herangezogen. Die aus dessen Simulation resultierenden Hauptspannungen sind in Abb. 1(a) dargestellt. Wie erwartet zeigen sich symmetrische Deformationen.

In den Abb. 1(b-d) werden die Simulationsergebnisse in Form von Hauptspannungen für den MOO dargestellt. Die Spannungsmaxima konzentrieren sich analog zum Torus dort, wo der Muskel mit seiner Umgebung verbunden ist. Grobe Netze können die Level Set Oberfläche nicht genau approximieren, da die Tetraeder zu groß sind und feine Details nicht abgebildet werden können.

4 Diskussion

Die Hauptspannungskurven in Abb. 1 zeigen die typischen Verläufe der Tori mit einer Ausnahme nur in den feinaufgelösten Netzen des MOO. Daher muss eine bestimmte Netzaufösung und damit eine detaillierte Segmentierung gegeben sein, um sinnvolle medizinische Erkenntnisse zu gewinnen. Dies spricht sehr für den ausgewählten, hochaufgelösten Ansatz auf Basis der histologischen Schnittpräparate. Die Beträge der Spannungen liegen höher als dies beim Torus der Fall war. Dieser Aspekt steht im Zusammenhang mit der differierenden Geometrie zwischen MOO und Torus. Eine signifikante Auffälligkeit manifestiert sich im untypischen Kurvenverlauf für den Datensatz "C", dessen Ausprägung durch teilweise schwierig zu segmentierende anatomische Strukturen bedingt ist. Daher ergeben sich insbesondere Gemeinsamkeiten oder Unterschiede in der Segmentierung als relevante Aspekte für weitere Untersuchungen. Eine Analyse der Konditionszahlen der Systemmatrizen (Tab. 1) sowie der Elementqualität führt zu keinem abschließenden Ergebnis, da sich die Statistiken aller generierten Netze für den MOO nicht signifikant unterscheiden. Die Geometrie und damit die Segmentierung haben daher einen großen Einfluss auf das Ergebnis – dieses spricht für die Notwendigkeit möglichst sorgfältiger Segmentierungen.

In der vorliegenden Studie wurde zunächst anhand eines Netzgenerierungsalgorithmus, welcher hohe physische und visuelle Exaktheit aufweist, der Einfluss

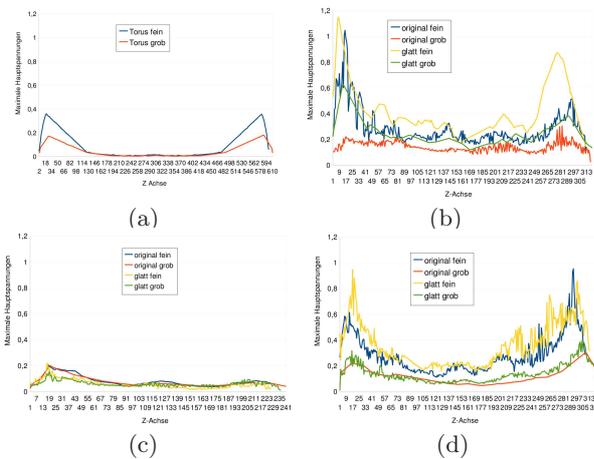


Abb. 1. (a) Simulationsergebnisse für den Torus, fein (blau, 64.679 Tetraeder), grob (rot, 14.703 Tetraeder). Die FE Simulation erzeugt nahezu symmetrische Spannungsverläufe. (b-d) MOO: Hauptspannungen für Netze von verschiedenen Untersuchern. Jedes Segment (original, geglättete Variante) wurde mit zwei unterschiedlichen Netzaufösungen approximiert (grob ca. 20-30 tsd. Tetraedern, fein ca. 100-150 tsd. Tetraedern). Lediglich feine Netze weisen Spannungsspitzen an den festgehaltenen Rändern auf, grob aufgelöste Netze weisen relativ flache Kurven im direkten Vergleich auf. (b) Datensatz "A", (c) Datensatz "C", (d) Datensatz "G".

der Segmentierung oder Glättung derselben auf die numerischen Ergebnisse untersucht. Unter Beachtung der medizinischen Implikationen nach einer zukünftigen Verifikation der Resultate, sollte eine Vorabsimulation den Operateur in die Lage versetzen zu entscheiden, ob ein chirurgischer Eingriff wie vorgesehen möglich ist oder besser vermieden werden sollte, etwa aufgrund farbkodierter Spannungsmuster [2]. Ein bestimmter Detailgrad der Segmentierung sollte dabei eingehalten werden, um Spannungsspitzen korrekt abzubilden. Dies fällt Untersuchern nicht immer leicht. So konnten in einigen Schnittebenen anatomische Strukturen nur schwer voneinander unterschieden werden (Ergebnisse zu Datensatz "C"). Zudem weist der mechanische Erstellungsprozess bei der Materialpräparation inhärente Verzerrungen auf. Diese Artefakte tragen bedingt an Unsicherheit bei der Erstellung eines exakten Computermodells bei. Die hier vorliegenden quantitativen Daten sind daher nur bedingt mit Angaben in der Literatur vergleichbar. Allerdings demonstriert diese Studie, dass eine Tetraedernetzapproximation ausreichen könnte, um eine realistische Muskel-Simulation mittels der FE Technik unter gewissen Voraussetzungen durchzuführen.

Die vorliegenden Resultate implizieren zumindest im Falle der Lippenpalten-Chirurgie, dass operative Verfahren, welche die ringförmige Natur des MOO berücksichtigen, Ansätzen vorgezogen werden sollten, die dies nicht tun. Zukünftige FE Simulationen des MOO sollten zudem die umliegenden Muskeln miteinbeziehen, da sie zur Lippenmotilität beitragen. Eine Integration dieser Strukturen in ein simulierbares Gesamtmodell würde einen ganzheitlichen Ansatz repräsentieren, der aber momentan jenseits der Rechenleistungen normaler PCs liegt, besonders dann, wenn Echtzeitfunktionalität gewünscht wird. Virtuelle Chirurgie erlaubt dem Operateur eine Vielzahl an Szenarien für eine bevorstehende Operation gefahrlos durchzuspielen, um so das postoperative Ergebnis bestmöglich vorherzusagen. Eine Simulation eines Rekonstruktionsverfahrens bei Spaltfehlbildungen sollte daher nicht nur auf der Expertise in normaler und pathologischer Anatomie basieren, sondern auch akkurate Repräsentationen der biophysikalischen Eigenschaften der unterschiedlichen Gewebearten sowie virtuelle Agonist-Antagonist Interaktionen miteinschließen. Die Zukunft wird entscheiden, ob die hier präsentierte Simulationskette einen Schritt in die richtige Richtung darstellt.

Literaturverzeichnis

1. Bitter K. Chirurgische Erstbehandlung der Lippen-Kiefer-Gaumen-Spalten im Jahr 2000. *Mund Kiefer Gesichtschir.* 2000;4(7):49–60.
2. Weichert F, Schröder A, Landes C, et al. Netzgenerierung und Finite-Elemente-Simulation muskulärer Strukturen unter Beachtung korrespondierender histologischer Schnittpräparate. In: *Proc BVM*; 2009. p. 192–96.
3. Frey PJ. *Mesh Generation*. Int Soc Technol Educ Publishing; 2008.
4. Sarfraz M. Object recognition using Fourier descriptors: some experiments and observations. *Proc Int Conf Comp Graph Imaging Visual.* 2006; p. 281–86.
5. Crisfield MA. *Nonlinear finite element analysis of solids and structures*. Chichester: Wiley; 1997.