

Erzeugung und Simulation eines dynamischen 3D-Modells der Kopf-Hals-Region aus CT-Daten

Simon Adler¹, Ivo Rössling², Daniel Schenk³, Lars Dornheim⁴, Rüdiger Mecke¹

¹Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, Magdeburg

²Otto-von-Guericke-Universität, Fakultät für Informatik, Magdeburg

³Otto-von-Guericke-Universität, Medizinische Fakultät, Magdeburg

⁴Dornheim Medical Images GmbH, Magdeburg

simon.adler@iff.fraunhofer.de

Kurzfassung. Patientenindividuelle 3D-Modelle von Organen und Körperregionen tragen erheblich zur Dokumentation und Patientenaufklärung bei. Aus Segmentierungen dreidimensionaler Datensätze (z.B. CT, MRT) kann die Pose während der Bildaufnahme gewonnen werden. Dies ist eine Einschränkung gegenüber annotierbaren Schemazeichnungen speziell vordefinierter Ansichten. In dieser Arbeit erweitern wir statische individuelle 3D-Modelle der Kopf-Hals-Region um anatomische Bewegungen. Neben der Bewegung des Knochenapparates wird die gleichzeitig stattfindende Deformation der verbundenen Weichteile berücksichtigt. Anhand eines Software-Prototypen zeigen wir die Erzeugung eines dynamischen Patientenmodells aus Segmentierungen der Kopf-Hals-Region, dessen Strukturen (Knochen, Blutgefäße, Muskeln) interaktiv anatomisch plausibel bewegt werden können.

1 Einleitung

Patientenindividuelle 3D-Modelle von Organen und Körperregionen tragen als annotierbarer Kontext zur Dokumentation von Pathologien, zur Patientenaufklärung und als Grundlage zur effizienten Kommunikation von Ärzten verschiedener Fachrichtungen erheblich bei [1]. Sie werden durch Segmentierung, Analyse und Fusion dreidimensionaler Aufnahmen (z.B. CT, MRT) eines Patienten erzeugt. Der statische Charakter dieser Modelle stellt jedoch eine inhärente Einschränkung dar. Die ausgestreckt liegende Körperhaltung zum Aufnahmezeitpunkt der anatomischen Bilddaten ist nicht für jeden pathologischen Sachverhalt (z.B. Bewegungseinschränkungen und Lageveränderungen unter bestimmten Haltungskonditionen) geeignet. Des Weiteren sind nicht immer optimale Sichtverhältnisse in der Pose zum Zeitpunkt der Bildaufnahme gegeben. Kennzeichnungen und die Diskussion von Untersuchungsergebnissen und Behandlungsplänen sind daher nicht unbedingt möglich. Für präferierte Perspektiven (z.B. geöffneter Mund, überstreckter Hals) muss bisher auf verallgemeinerte Schemadarstellungen zurückgegriffen werden. Am Beispiel der Kopf-Hals-Region zeigen wir, wie die durch verschiedene Segmentierungsverfahren gewonnenen statischen

3D-Geometrien in ein dynamisches, interaktives Modell überführt werden können. Mittels einfacher Kontrollen ist es möglich, den virtuellen Patienten anatomisch zu bewegen. Hierzu wird jedoch weniger eine höchst exakte Simulation [2] des Körpers angestrebt, als vielmehr ein effizientes und plausibles Bewegungs- und Deformationsverhalten, wie es zur Kommunikation und Patientenaufklärung genügt.

2 Material und Methoden

Als Ausgangsbasis des dynamischen Patientenmodells dienen Oberflächenmodelle der relevanten Strukturen (hier: Knochen, Muskeln, Blutgefäße). Diese müssen durch geeignete Segmentierungsverfahren aus den medizinischen Bilddaten patientenindividuell gewonnen werden (Abschn. 2.1). Im vorliegenden Beispiel lagen CT-Aufnahmen der Kopf-Hals-Region (Dimension: $512 \times 512 \times 153$, Auflösung: $0.51 \times 0.51 \times 2.0 \text{ mm}^3$) als Ausgangsmaterial vor. Für eine intuitive Handhabung soll der Anwender in der Lage sein den Kopf des Modells möglichst natürlich zu bewegen. Diese Kopfdrehungen und -neigungen müssen hierbei auf Bewegungen der Halswirbelsäule (HWS) zurückgeführt werden (Abschn. 2.2). Des Weiteren ist aus Gründen der Plausibilität auch eine Anpassung der betroffenen Weichgewebestrukturen erforderlich. Um dies zu erreichen, wird eine physikbasierte Simulation verwendet, die das Verhalten von Weichgewebe abbildet, das mit den Knochenstrukturen verbunden wird (Abschn. 2.3).

2.1 Segmentierung

Die Knochenmaske wurde aus einer Schwellwertsegmentierung gewonnen, die an den Übergängen der Wirbel zunächst Großteils zusammenhängend war. Da Knochen jedoch statisch sind und eine Bewegung der HWS vielmehr auf der Bewegung der Wirbel zueinander beruht, ist eine Unterteilung der Segmentierung in einzelne Wirbelemente erforderlich. Diese erfolgte durch Freiform-Ebenen, die in Schichtbild- und 3D-Ansicht über Stützstellen initial definiert und durch flexible Deformation zwischen jeweils zwei Wirbel gelegt wurde (Abb. 1).

Die oberen Halsmuskeln wurden durch ein Schwellwertverfahren segmentiert. Die Begrenzung wurde dabei nur in einigen Schichten manuell eingezeichnet, wobei primär Bereiche grauwertähnlicher Nachbarstrukturen genau gearbeitet werden mussten. Diese Begrenzung wurde dann durch Interpolation in die restlichen Schichten propagiert.

Für die Blutgefäße wurde ein modellbasierter Ansatz nach [3] gewählt, der den prinzipiell körperachsenparallelen Verlauf der zu segmentierenden großen Halsblutgefäße ausnutzt. Über die manuelle Markierung einiger innerer Punkte werden Skelettlinien definiert, entlang derer die Blutgefäße dann abschnittsweise durch stabile Feder-Masse-Modelle (SMSMs) segmentiert werden (Abb. 1). Die erhaltenen Voxelmasken wurden mittels Marching Cubes in korrespondierende Dreiecksnetze überführt und anschließend optimiert.

2.2 Bewegung der Halswirbelsäule

Die zu erzielende Bewegung des Kopfes wird in unserem Modell durch Auslenkung entlang dreier Freiheitsgrade beschrieben: Nicken P , Drehen Y und Neigen R . Sie ergibt sich aus der konsekutiven Neuausrichtung jedes Einzelwirbels in Relation zum Nachbarwirbel. Aus der anatomisch begrenzten Beweglichkeit $(d_i^P; d_i^Y; d_i^R)$ eines Wirbels C_i ergibt sich in summa eine maximal mögliche Bewegung des Kopfes: $(d^P; d^Y; d^R) = \Sigma_i(d_i^P; d_i^Y; d_i^R)$. Die Ausgangsbasis für die Beschränkung der individuellen Freiheitsgrade bilden Angaben aus [4]. Die Werte können für jeden Wirbel angepasst werden (Abb. 2), um einer (patienten-)individuellen Anatomie Rechnung zu tragen und insbesondere Versteifungen abzubilden. Die zusätzlich benötigten Drehachsen pro Wirbel (Abb. 1) können näherungsweise durch eine Hauptkomponentenanalyse ermittelt und bei Bedarf manuell angepasst werden.

Für eine Kopfdrehung $(\alpha d^P; \beta d^Y; \gamma d^R)$ mit $\alpha, \beta, \gamma \in [0, 1]$, müssen die Position und Orientierung der Wirbel zueinander angepasst werden. Durch eine Vorwärtskinematik wird die lokale Transformation T_i eines Wirbels C_i vom Steiß (Coccyx) zum Kopf (bzw. Atlaswirbel) angewendet, wobei L_i die Translation in das lokale Koordinatensystem beschreibt: $T_i = L_i^{-1} * \alpha d_i^P * \beta d_i^Y * \gamma d_i^R * L_i * T_{i+1}$.

2.3 Anpassung des Weichgewebes

Das Ziel der physikbasierten Simulation ist die plausible Bewegung der Weichgewebe. Die segmentierten Strukturen sind dabei aufgrund von Segmentierungsartefakten, degenerierten Dreiecken und der hohen geometrischen Komplexität, nicht direkt für die Simulation geeignet.

Für den Sternocleidomastoideus als größere anatomische Struktur wird aus dem objektorientierten Grenzvolumen ein kubisch-raumzentriertes Tetraedergitter erzeugt, bei dem jeder Eckpunkt der Strukturgeometrie in baryzentrischen Koordinaten des umgebenden Tetraeders ausgedrückt wird. Eine Formveränderung des Gitters wird direkt auf die eingeschlossene Geometrie übertragen. Entgegen der segmentierten Struktur kann das Tetraedergitter eine homogene Topologie und niedrigere Auflösung aufweisen und ideale Voraussetzungen für die physikbasierte Simulation bieten. Um es bei einer Bewegung der Knochenstrukturen automatisch zu adaptieren, werden der Anatomie entsprechend Ver-

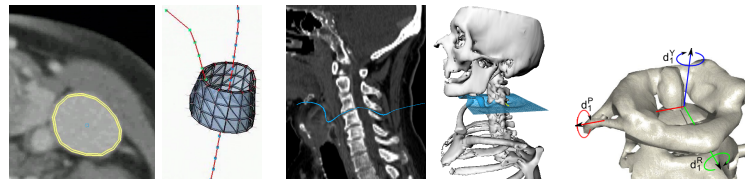


Abb. 1. Links: Segmentierung der Blutgefäße nach [3]; Mitte: Trennung der Wirbel nach Schwellwertsegmentierung durch Freiform-Ebene; rechts: Atlas Wirbel (C1) der HWS mit lokalen Koordinatenachsen, um die die Rotation des Wirbels erfolgt.

bindungen mit Schädel und Brustbein erstellt. Eine Drehung des Kopfes führt somit zu einer Verschiebung der verbundenen Eckpunkte und zur Verformung der entsprechenden Tetraeder, so dass Kräfte im physikbasierten Modell entstehen, die durch ein anisotropes Feder-Masse-Modell bestimmt werden [5], bei dem die Faserrichtung innerhalb des Muskelgewebes vereinfacht mit berücksichtigt werden kann.

Für geschlossene unverzweigte Geometrien sind Tetraedergitter sehr geeignet. Gefäße stellen jedoch filigranere und verzweigte Strukturen dar, die eine viel höhere Detaillierung des Tetraedergitters erfordern würden, um eine unabhängige Bewegung der Gefäßäste zu erlauben. Für die Anpassung an die anatomische Haltung der Skelettstruktur werden die Gefäße mit ihrer repräsentierenden Mittellinie verbunden, die direkt aus den medizinischen Bilddaten [6] oder aus generierten Oberflächenmodellen [7] extrahiert werden kann. Zur Vereinfachung der Simulation wird die Anzahl der Segmente der approximierten Polylinie nach Bedarf reduziert, indem Zwischenpunkte mit marginalen Krümmungen entfernt werden. Die Simulation der Kraftpropagation erfolgt jeweils über ein Feder-Masse-Modell entlang der approximierten Mittellinie, welches wie zuvor in der Region der Knochenstrukturen mit selbigen verbunden wird. Das eigentliche Oberflächenmodell wird dabei synchron zu seiner definierenden Mittellinie mitgeführt.

3 Ergebnisse

Das dynamische Patientenmodell kann direkt automatisch aus den Segmentierungen der betreffenden Organe generiert werden, wobei keine besonderen Voraussetzungen an die konkreten Segmentierungsverfahren bestehen. Die physikbasierte Simulation wird auf einem handelsüblichen PC (3 GHz Single-Core Pentium) in Echtzeit berechnet und ermöglicht damit eine interaktive Manipulation der anatomischen Strukturen. Eine Bewegung des Kopfes wird gleichmäßig

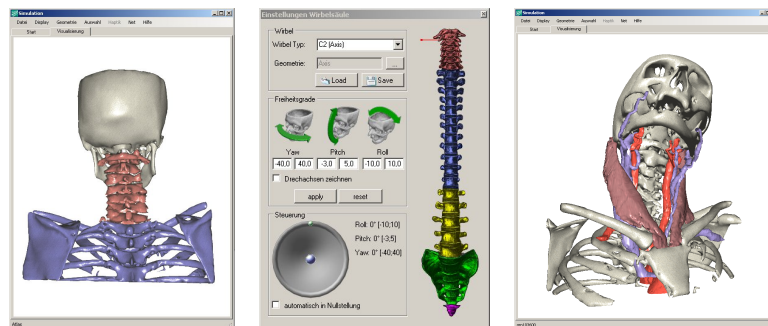


Abb. 2. Links: Der Kopf wird durch die Wirbel der HWS (rot) bewegt, die Rückenwirbel (blau) seien fixiert. Mitte: Die Freiheitsgrade der Wirbel können einzeln angepasst werden. Rechts: Ergebnis: Die Bewegung des Schädels führt zu einer Verschiebung der Wirbel und Deformation der Weichgewebe.

durch alle Wirbel der HWS realisiert, wobei anatomische Freiheitsgrade und Bewegungsbereiche durch einstellbare Parameter berücksichtigt werden.

4 Diskussion

Das vorgestellte, Verfahren verbindet die Simulation der Bewegung mehrteiliger Knochenstrukturen innerhalb anatomisch begrenzter Bereiche und die Deformation von verbundenem Weichgewebe, wodurch die Pose interaktiv und plausibel variiert werden kann. Die Drehung des Kopfes basiert auf den Freiheitsgraden der Wirbel und ist anatomisch motiviert. Durch die Anpassbarkeit und die Vorwärtskinematik können auch Versteifungen der Halswirbelsäule z.B. durch Bandscheibenprothesen oder Verschraubungen bereits im Vorfeld einer Therapie plausibel abgebildet werden.

Der Detailgrad der Weichgewebesimulation basiert auf den verwendeten Algorithmen zur physikbasierten Simulation und der Auflösung und Approximationsgüte von Gefäßmittellinien und Tetraedergittern. Durch Verwendung unterschiedlicher physikbasierter Verfahren ist eine Skalierung zwischen Simulationsgenauigkeit und -performance gegeben. Die Kontrolle der Gefäße über die Mittellinie durch Verwendung von Feder-Masse-Modellen ermöglicht derzeit noch keine Simulation von Quetschungen oder Veränderungen des Gefäßdurchmessers durch die Bewegungen. Das Feder-Masse-Modell entspricht jedoch in seiner Betrachtungsweise der Simulation der Membrana elastica interna an der mittleren Muskelschicht der Gefäßwand, der Tunica media. Der Einfluss der Gefäßdicke von $0.52\text{-}0.95\text{mm}$ [8, 9] war bei der physikbasierten Simulation der Gefäße zu vernachlässigen.

Literaturverzeichnis

1. Fischer M, et al. Three-dimensional visualization for preoperative planning and evaluation in head and neck surgery. *Laryngorhinootologie*. 2009;88(4):229–33.
2. Chanthasopeephan, Desai, Lau. Measuring forces in liver cutting: new equipment and experimental results. *Ann Biomed Eng*. 2003;31:1372–82.
3. Dornheim J, et al. Reconstruction of blood vessels from neck CT datasets using stable 3D mass-spring models. In: *Proc VCBM*; 2008. p. 77–82.
4. Sobotta J, Putz R, Pabst R. *Atlas der Anatomie des Menschen Band1 mit Student-Consult Zugang: Kopf, Hals, Obere Extremität*. vol. 22. Elsevier; 2005.
5. Bourguignon D, Cani MP. Controlling anisotropy in mass-spring systems. In: *Proc EGCAS*; 2000. p. 113–23.
6. Vilanova A, König A, Gröller E. Cylindrical approximation of tubular organs for virtual endoscopy. In: *Proc CGIM*; 2000. p. 283–9.
7. Näf M, et al. 3D Voronoi skeletons and their usage for the characterization and recognition of 3D organ shape. *Comput Vis Image Underst*. 1997;66(2):147–61.
8. Jarauta E, et al. Carotid intima-media thickness in subjects with no cardiovascular risk factors. *Rev Esp Cardiol*. 2010;63(1):97–102.
9. de Groot, et al. Measurement of arterial wall thickness as a surrogate marker for atherosclerosis. *Circulation*. 2004;109(23):Suppl 1.