Interaktive Deformation volumenbasierter Körpermodelle

Thomas Schiemann und Karl Heinz Höhne

Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin
Universitätskrankenhaus Hamburg-Eppendorf
http://www.uke.uni-hamburg.de/idv

Zusammenfassung Üblicherweise sind digitale Körpermodelle starr. Für einen realistischen Umgang mit den Modellen ist es jedoch nötig, diese auch verformen zu können. Da der volumenbasierte Charakter für einen umfassenden Einsatz der Modelle entscheidend ist, kommt es darauf an, daß echte Volumendeformationen anstelle von Oberflächenverformungen berechnet werden. Die Deformationen werden zur Simulation interaktiver Eingriffe benutzt, so daß die entwickelten Methoden sich vor allem durch schnelle Berechenbarkeit auszeichnen.

Schlüsselwörter: Deformation, Thin-Plate-Splines, Finite Elemente, Virtuelle Körpermodelle

1 Einleitung

Mit Hilfe tomographischer Bildgebung werden überlagerungsfreie Schnittbildserien des menschlichen Körpers erzeugt. Mit Segmentierungsverfahren werden den Voxeln dieser Datenvolumen Attribute für Zugehörigkeiten zu morphologischen Bereichen gegeben, so daß man volumenbasierte Körpermodelle erhält [1].

Diese Modelle sind a priori starr, was für viele Anwendungen keine Einschränkung darstellt (Abb. 1). Eine wichtige Gruppe von Applikationen ist jedoch mit bildverändernden Manipulationen (Schneiden, Drücken, Biegen) verbunden, die mit einem starren Modell nicht simuliert werden können. Es gibt zwar verschiedene Ansätze zur interaktiven Deformation von Objekten [2, 3], diese beziehen sich jedoch auf Oberflächenmodelle, die nur beschränkt realistisch sind, weil sie aus hohlen Hüllen ohne innere Struktur bestehen. Ein anderer Bereich, in dem Volumendeformationen benötigt werden, ist die Fusion mehrerer Bildvolumen aus verschiedenen Akquisitionen desselben Patienten oder auch verschiedener Individuen. Bei diesen Problemen ist das Ziel der Deformation in Form eines Bildvolumens vorgegeben. Bei den Manipulationen hingegen muß der Benutzer die Deformation nach seinen Vorstellungen spezifizieren können.

Unser Projekt verfolgt deshalb zwei Ziele: Zum einen sollen Verfahren für echte Volumendeformationen untersucht werden, die sich für einen interaktiven Einsatz eignen. Andererseits sollen Verfahren entwickelt werden, mit denen die Deformationsfunktion intuitiv spezifiziert werden kann.

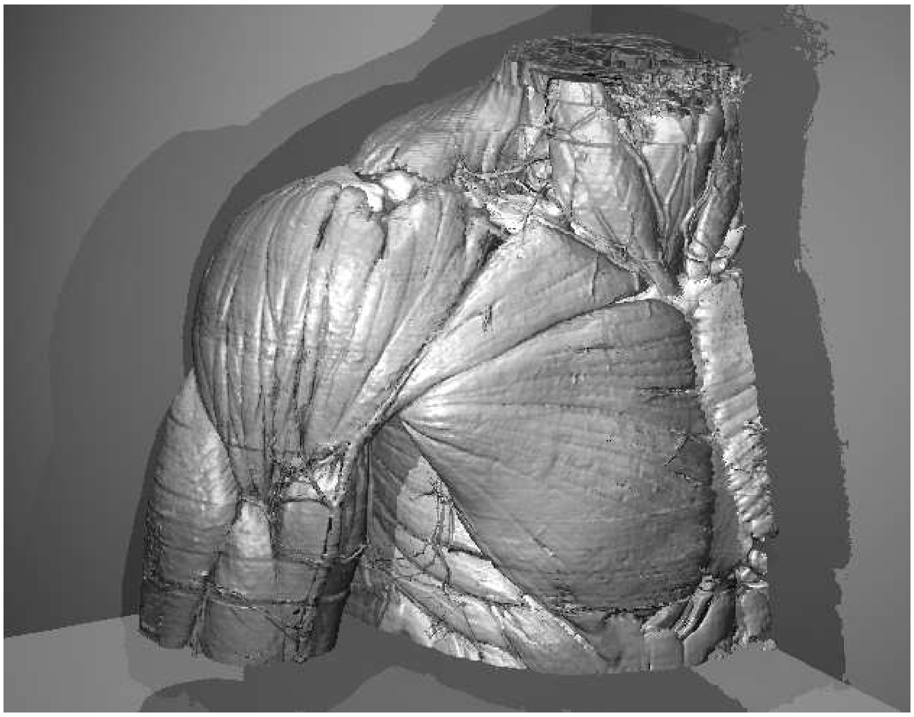

Abb. 1. Volumenbasiertes Modell der rechten Schulter des Visible Human. Aufgrund der hohen Auflösung der Daten kann dieses starre Modell z.B. zu Lehrzwecken sehr realistisch visualisiert werden. Realistische Manipulationen (Schneiden, Drücken, Biegen) setzen jedoch ein deformierbares Modell voraus.

2 Deformation

Im Idealfall müßte die Deformation über ein vollständiges biomechanisches Modell berechnet werden. Dies ist jedoch beim gegenwärtigen Stand der Forschung aus verschiedenen Gründen nicht realisierbar: Es fehlen die organspezifischen mechanischen Parameter, die Auflösung der geometrischen Modelle ist zu grob, und schließlich reichen die allgemein verfügbaren Computerressourcen nicht aus. Deshalb muß man sich für operable Methoden auf vereinfachte Deformationsverfahren beschränken.

Die Methode der *Finiten Elemente* ist prinzipiell die Methode der Wahl für komplexe mechanische Berechnungen. Bei Beschränkung auf ein lineares physikalisches Modell kann in einem Vorverarbeitungsschritt eine direkte Inversion der Steifigkeitsmatrix ausgeführt werden. Für ein belastetes Objekt kann die Verformung dann schnell berechnet werden, indem der Lastvektor mit der invertierten Matrix multipliziert wird [4, 5]. Dieses Verfahren benötigt allerdings große Speicherkapazität und hat den weiteren Nachteil, daß bei Modifikation der

Randbedingungen der aufwendige Inversionsschritt wiederholt werden muß. Für einen flexiblen Einsatz ist diese Methode also nur eingeschränkt nützlich.

Deshalb werden im folgenden vorrangig *Thin-Plate-Splines* benutzt. Diese lassen sich sehr schnell berechnen und erzeugen unter Minimierung des Energiepotentials einer dünnen Platte eine Volumeninterpolation zwischen Verschiebungsvektoren, die an gewissen Landmarken gegeben sind. Diese Landmarken sind im Prinzip frei wählbar, so daß nicht automatisch sichergestellt ist, daß die mit Thin-Plate-Splines berechneten Deformationen auch realistisch sind. Mit Hilfe von Vergleichsrechnungen mit Finiten Elementen konnten jedoch für typische Belastungen solche Parametereinstellungen gefunden werden, mit denen die Thin-Plate-Splines zu sehr ähnlichen Ergebnissen führen wie die Finiten Elemente.

3 Spezifikation

Nach Berechnung der Koeffizienten der Deformationsfunktion muß für jedes Voxel ein Verschiebungsvektor berechnet werden, und in einem Resampling-Schritt werden die deformierten Bildvolumen erzeugt. Selbst bei einfachster Deformationsfunktion sind diese beiden Schritte so aufwendig, daß sie nicht in einem interaktiven Rahmen durchgeführt werden können. Deshalb wurde ein hybrides Oberflächenmodell entwickelt. Mit diesem wird einerseits die Deformation der Volumenobjekte durch zugehörige deformierte Oberflächenrepräsentanten schnell dargestellt, und andererseits werden Werkzeuge zur Interaktion im Kontext des Volumens modelliert (Abb. 2).

Das Oberflächenmodell besteht aus einer Menge von Hüllen, die entweder über eine analytische Parametrisierung gegeben sind oder durch Triangulierungsverfahren aus den Volumenrepräsentationen extrahiert werden. Auf den Hüllen sind gewisse Punkte als Sensorpunkte ausgezeichnet, mit denen Wechselwirkungen zwischen den Hüllen und dem Volumenmodell registriert werden. Daraus lassen sich die Eingabegrößen zur Berechnung der Koeffizienten der Deformationsfunktion ableiten.

Das Modell ist in dem Sinne hybrid, daß es zwar mit Oberflächen umgeht, wie es in weiten Bereichen der Computergraphik üblich ist. Diese Oberflächen sind jedoch in den Kontext der volumenbasierten Darstellungen eingebunden. Damit verbindet sich der Vorteil der hohen Bearbeitungsgeschwindigkeiten der oberflächenbasierten Methoden mit den Vorteilen des volumenbasierten Modells.

4 Anwendung

Die Methoden wurden innerhalb des Systems VOXEL-MAN implementiert, das eine Vielzahl von Möglichkeiten zur Erstellung, Visualisierung und anderer Exploration virtueller Körpermodelle auf Basis von Volumenbildern bereitstellt [1].

Aufgrund ihrer allgemeinen Konstruktion lassen sich die Verfahren für verschiedenartige Aufgaben verwenden [6]. Dazu gehören Simulationen laparosko-

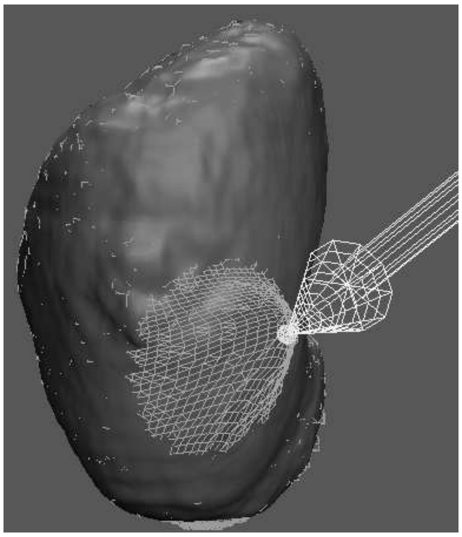

Abb. 2. Oberflächenbasierte Vorschau auf die Volumendeformation einer Niere. Eine stilisierte Nadel dient als Repräsentant für eine Zange während einer laparoskopischen Operation. Die Kugel an der Spitze der Nadel ist ein Sensorpunkt, der das Berühren der Niere registriert. Wenn interaktiv an der Niere gezogen wird, so wird die resultierende Deformation mit Hilfe eines Oberflächenrepräsentanten der Niere visualisiert. (Zur Verdeutlichung des Effekts ist die Deformation hier künstlich überhöht.) Die Berechnung der vollständigen Volumendeformation erfolgt außerhalb der Interaktion und muß gesondert ausgelöst werden.

pischer und endoskopischer Eingriffe, Planungen von Operationen oder geometrisch motivierte Verformungen etwa zur Illustration. Abbildung 3 zeigt exemplarisch die Anwendung im Rahmen einer laparoskopischen Operation der Gallenblase.

5 Schlussfolgerungen

Es wurde ein methodischer Rahmen beschrieben, mit dem sich interaktive Deformationen volumenbasierter Körpermodelle durchführen lassen. Dazu wurden schnelle Deformationsfunktionen und ein hybrides Oberflächenmodell aufeinander abgestimmt, um zu einem operablen Gesamtverfahren zu kommen. So wurden drei wesentliche Ziele erreicht: Es werden vollständige Volumendeformationen berechnet, die zugehörige Spezifikation erfolgt interaktiv und eine allgemeine Anwendbarkeit unter verschiedenartigen Bedingungen ist gewährleistet. So lassen sich die Methoden z.B. zur virtuellen Gastroskopie, zur Simulation von Weichteilverformungen in der Kiefer- und Gesichtschirurgie oder auch zur nichtlinearen Registrierung von Atlas- und Patientendaten einsetzen.

Literatur

1. K. H. Höhne, B. Pflesser, A. Pommert, M. Riemer, T. Schiemann, R. Schubert, and U. Tiede, "A new representation of knowledge concerning human anatomy and function," *Nature Med.*, vol. 1, no. 6, pp. 506–511, 1995.
2. C. Kuhn, U. Kühnapfel, and H.-G. Krumm, "A virtual reality based training system for minimally invasive surgery," in *Computer Assisted Radiology (Proc. CAR '96)* (H. U. Lemke, K. Inamura, A. Farman, and M. W. Vannier, eds.), Amsterdam: Elsevier, 1996.

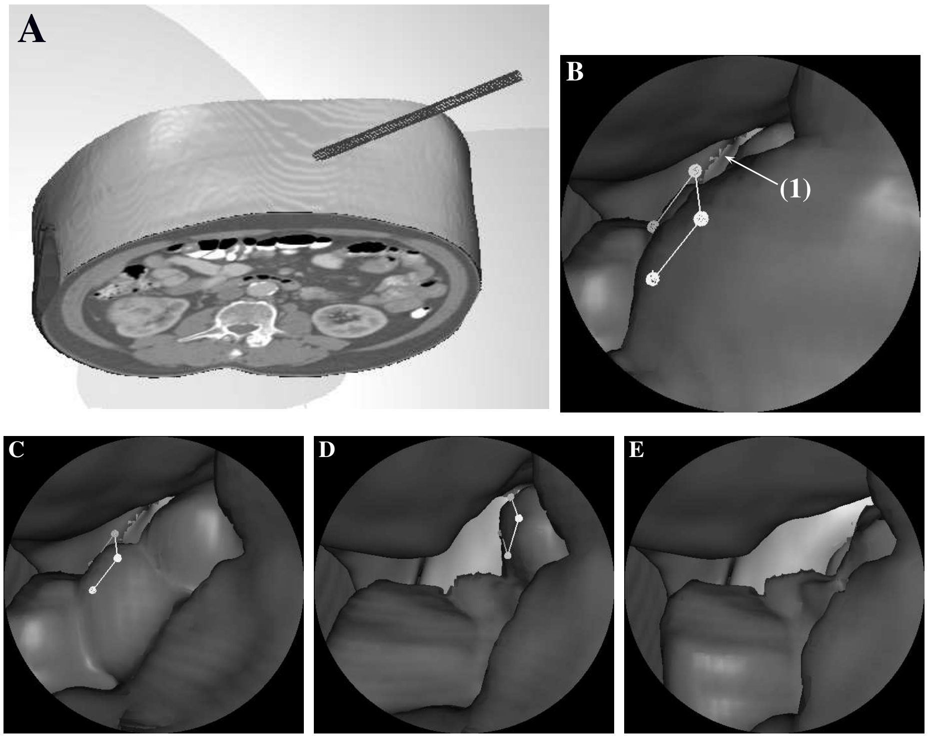

Abb. 3. Simulation des Zugangs zur Gallenblase an einem CT-basierten Modell des Oberbauchs. Das Modell eines Laparoskops wird in die Bauchhöhle vorgeschoben (A). Das laparoskopische Bild (B) zeigt einen kleinen Ausschnitt der Gallenblase (1), die überwiegend von Darmschlingen verdeckt wird. Mit einem Oberflächenelement werden diese sukzessiv zur Seite gedrängt (B–D), so daß schließlich der größte Teil der Gallenblase sichtbar wird (E).

3. R. M. Koch, M. H. Gross, F. R. Carls, D. F. von Büren, G. Frankhauser, and Y. I. Parish, "Simulating facial surgery using finite element models," in *SIGGRAPH '96 Conference Proceedings*, Computer Graphics Proceedings, pp. 421–428, New Orleans, LA: ACM SIGGRAPH, 1996.
4. S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache, "Real time volumetric deformable models for surgery simulation," in *Visualization in Biomedical Computing 1996, (Proc. VBC '96)* (K. H. Höhne and R. Kikinis, eds.), vol. 1131 of *Lecture Notes in Computer Science*, pp. 535–540, Berlin: Springer, 1996.
5. M. Bro-Nielsen, "Fast finite elements for surgery simulation," in *Medicine Meets Virtual Reality (Proc. MMVR 5)* (K. S. Morgan, H. Hoffman, D. Stredney, and S. Weghorst, eds.), vol. 39 of *Studies in Health Technology and Informatics*, pp. 395–400, Amsterdam: IOS Press, 1997. (ISBN 90-5199-299-8).
6. T. Schiemann, *Interaktive Verfahren für deformierende Eingriffe an volumenbasierten digitalen Körpermodellen*. Dissertation, Technische Universität Hamburg-Harburg, 1998. (in Vorbereitung).