Haptisches Rendering in der Operationsplanung

Christoph Giess, Harald Evers, Hans-Peter Meinzer

Deutsches Krebsforschungszentrum, Abt. MBI / H0100
Im Neuenheimer Feld 280, 69120 Heidelberg
Email: ch.giess@dkfz-heidelberg.de

Zusammenfassung. Dieses Paper präsentiert unsere laufende Arbeit auf dem Gebiet der Operationsplanung unter Verwendung eines PHANToM Force Feedback Devices. Der bisherige Einsatz kraftreflektierender Eingabegeräte in der Medizin beschränkt sich vorwiegend auf die Operationssimulation. An Hand von zwei Szenarien aus der Herz- und Leberchirurgie werden Möglichkeiten der Verwendung dieser Geräte in der präoperativen Planung aufgezeigt sowie unser Design eines haptisch unterstützten Segmentiertools beschrieben.

Schlüsselwörter: Haptisches Rendering, Segmentierung, Operationsplanung

1 Einleitung

Der Einsatz von haptischen Eingabegeräten in der Medizin beschränkt sich vor allem auf die Simulation von Operationen. Durch das in der letzten Zeit stark angewachsene Interesse im Soft Tissue Modelling werden die Grundlagen für eine realistische Simulation geschaffen. Notwendig für deren Einsatz mit patientenspezifischen Daten ist eine Überführung der radiologisch gewonnenen Daten in das der Simulation zugrundeliegende Modell. Diese Segmentieraufgabe ist bis heute nur unzureichend gelöst. Wir präsentieren in diesem Paper einen neuen Ansatz, der ein haptisches Eingabegerät zur Unterstützung des Segmentierprozesses verwendet.

2 Das PHANToM Force Feedback Device

Das von uns verwendete Force Feedback Device (PHANToM 1.0 von SensAble Technologies) besitzt sechs Freiheitsgrade, von denen drei mit Motoren steuerbar sind (Bild 1 links mit Zeiger des rechten Devices). Dieses ermöglicht dem Anwender, Form und Textur virtueller Objekte mit Hilfe des am Ende des Devices angebrachten Zeigers zu ertasten. Die Einschränkung auf drei aktive Freiheitsgrade läßt nur die

Bild 1: Das eingesetzte PHANToM Force Feedback Device

Modellierung eines Punktkontaktes [1] zu, was sich als ausreichend für die von uns zu modellierenden Aufgaben erwiesen hat.

Wie in der Computergraphik können auch bei der Berechnung der auf den Benutzer rückwirkenden Kräfte (haptic rendering) zwei Verfahren unterschieden werden: Oberflächen- und Volumenrendering. Die Repräsentation der Daten beim haptischen Oberflächenrendering gleicht der zum visuellen Rendering verwendeten Datenstrukturen (z.B. OpenInventor).

Zur Kraftberechnung beim haptischen Volumenrendering werden n-dimensionale Arrays verwendet, welche mehrere Objekteigenschaften enthalten können. Die von uns eingesetzten Daten besitzen jeweils drei Dimensionen. Die Anzahl der Objekteigenschaften unterscheidet sich in Abhängigkeit von der die Daten erzeugenden Modalität. Bei CT-Daten ist dies die Dichte, bei Doppler-Ultraschall sind dies Echo-Intensität, Flußgeschwindigkeit und Turbolenz.

3 Einsatzmöglichkeiten

In der medizinischen Bildverarbeitung besteht häufig die Notwendigkeit zum manuellen Eingriff durch den Anwender. Begründet ist dies einererseits in der hohen Komplexität medizinischer Daten und zum anderen können die vom Computer berechneten Ergebnisse nur als Vorschlag dienen. Der Anwender (Arzt) muß zu jeder Zeit die Möglichkeit besitzen, Änderungen vornehmen zu können. Aus laufenden Projekten in unserer Arbeitsgruppe, welche im folgenden exemplarisch skizziert werden, leiten sich einige grundsätzliche Anforderungen für ein haptisch unterstütztes, direkt in 3D arbeitendes, interaktives Segmentiersystem ab.

3.1 Planung der Resektion von Lebertumoren

Von [2] wurde ein Planungssystem zur Resektion von Lebertumoren entwickelt. Die dreidimensionalen Daten der kontrastmittelverstärkten CT-Aufnahme werden dabei in drei Schritten verarbeitet:

- Klassifikation des Leberparenchyms, der Gefäßbäume und des Tumors
- Bestimmung der Lebersegmente basierend auf den vorverarbeiteten Gefäßbäumen
- Berechnung der erhaltenen Leberparchenchymmasse nach einer Resektion.

Die Klassifikation der verschiedenen Gewebe wird gegenwärtig mit Hilfe von VolMes [3] in 2D durchgeführt. Dieses Programm beinhaltet verschiedene Segmentieralgorithmen sowie Korrekturmöglichkeiten nach einer Falschklassifkation. Ein geübter Anwender benötigt jedoch zur Klassifikation der ca. 180 Schichten bis zu 3 Stunden. Automatische Algorithmen, die die notwendige Anforderung an die Genauigkeit erfüllen, sind bisher nicht vorhanden. Eine Segmentierung direkt in 3D würde diesen Prozeß erheblich beschleunigen.

Aufgrund der beschränkten Auflösung der Daten können bei der Rekonstruktion der Gefäßbäume Fehler auftreten. Diese bestehen in fehlenden oder falschen Verbindungen der einzelnen Äste. Diese Fehler müssen ebenfalls manuell korrigiert werden.

Aus den korrigierten Daten wird ein Modell der Lebersegmente erzeugt. Dieses Modell besteht aus Ebenen, die jeweils benachbarten Segmente voneinander trennen. Dieser Prozeß erfolgt automatisch, sollte jedoch vom Arzt überprüft und nachträglich noch angepaßt werden können.

3.2 Segmentierung von Herzdaten

In [4] wurde ein adaptiver Algorithmus zur Segmentierung von MR und EBT-Aufnahmen des Herzes vorgestellt. Die "edge controlled three-dimensional region growing method" benötigt als einzige Benutzerinteraktion die Eingabe eines Startpunktes sowie einige Konturpunkte der zu segmentierenden Organe.

Zur Segmentierung des Herzklappenringes wie in [5] beschrieben wird der Benutzer ebenfalls benötigt, um interaktiv einige Konturpunkte im 3D-Raum zu markieren.

3.3 Allgemeine Anforderungen

Aus den in den vorigen Kapiteln beschrieben Szenarien lassen sich folgende Aufgaben ableiten, welche durch ein interaktives 3D-Segmentierprogramm unterstützt werden müssen:

- Markierung einzelner Punkte im Volumen
- Starten von benutzerdefinierten Funktionen ausgehend von der aktuellen Position
- Manipulation von Overlays, die durch Oberflächenelementen beschriebenen werden

4 Systemdesign

Zusätzlich zu den allgemeinen Anforderungen sind bei der Verwendung des PHANToMs technische zu berücksichtigen. Die Berechnung der rückwirkenden Kräfte muß mit mindestens 1000 Hz erfolgen, um ein befriedigendes taktiles Feedback zu erzeugen. Diese Wiederholrate muß ständig gewährleistet werden, da das Device bei einem Unterschreiten aus Sicherheitsgründen abgeschaltet wird.

Parallel zu der Kraftberechnung ist die Graphik mit interaktiven Wiederholraten (~25Hz) darzustellen, und es sind anwendungsspezifischen Algorithmen auszuführen. Desweiteren sollte das gesamte System für einen Einsatz in der klinischen Routine auf einer kostengünstigen Hardware lauffähig sein.

Erreicht wird dies durch eine Trennung von haptischem Rendering und der Anwendungsapplikation wie in Bild 2 dargestellt. Die Grundlage dafür bildet die von Mayer [6] entwickelte Client/Server Architektur für Bildverarbeitungssysteme. Die Integration der PHANToM Steuerungskomponente in den Bildverarbeitungsserver ist notwendig, da in diesem die zur

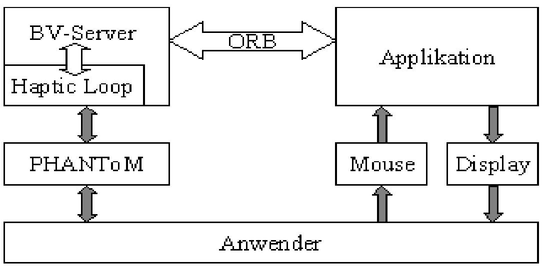

Bild 2: Design des Gesamtsystems

Kraftberechnung benötigten Daten verwaltet werden. Zudem ermöglicht dieses Konzept den Entwicklern von Anwendungsapplikationen die Verwendung der bereitgestellten Funktionalität ohne Kenntnisse über haptisches Rendering. Als Schnittstelle zwischen den Komponenten wird CORBA verwendet, welche eine einfache, plattform- und programmiersprachenunabhängige Implementierung von Anwendungsapplikationen gewährleistet.

4.1 Kraftberechnung

Der erste Ansatz zum haptischen Volumenrendering wurde von Avila [7] vorgestellt. Dieser verwendet bereits segmentierte MR-Daten. Jedem Voxel werden dabei fünf verschiedene Eigenschaften zugeordnet, aus welchen die rückwirkende Kraft berechnet wird.

Für unsere Anforderungen wurde das Verfahren weitgehend modifiziert. Als Eingabe können jetzt beliebige dreidimensionale Datensätze verwendet werden. Die Kraftberechnung basiert dabei auf den Grauwerten, den Gradienten an der aktuellen Zeigerposition sowie der Geschwindigkeit, mit welcher der Zeiger bewegt wird.

Für ein gleichmäßiges aktiles Feedback ist eine trilineare nterpolation der Grauwerte notwendig. Um feine Strukturen ertasten zu können, wurde der Samplingabstand der Gradienteberechnung frei wählbar gestaltet. Für Daten unterschiedlicher Modalitäten hat sich eine unterschiedliche Gewichtung der einzelnen Komponenten zur Kraftberechnung als notwendig erwiesen. Diese Gewichtung kann, wie alle anderen Parameter der Kraftberechnung, vom Benutzer modifiziert werden.

Virtuelle Hilfselemente werden mittels „Mass-Spring-Model" [1] modelliert. Die Kombination der Kräfte aus Volumen- und Oberflächenrendering kann frei gewichtet werden. Damit ist es möglich, Strukturen aus dem Datenvolumen als Führung bei der Manipulation von virtuellen Hilfselementen zu verwenden.

4.2 Graphische Darstellung

Als unverzichtbar für ein effizientes Arbeiten hat sich ein kohärentes visuelles und taktiles Feedback erwiesen. Die Visualisierung der Volumendaten erfolgt durch das im Bildverarbeitungs-server integrierte Heidelberger Raytracing Modell [8]. Aus Performancegründen wird während der Berechnung einer neuen Ansicht das haptische Rendering abgeschaltet. Die Darstellung der virtuellen Hilfselemente, inklusive des virtuellen Zeigers, erfolgt auf Clientseite durch OpenGL. Mittels eines Z-Buffer-

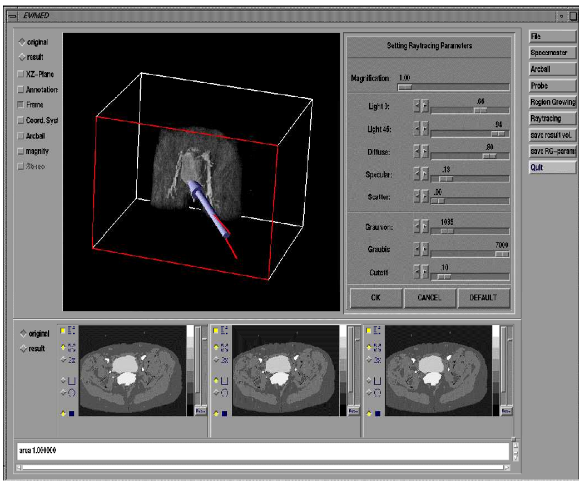

Bild 3: Ansicht des Prototypes

Mergings werden beide Darstellungen überlagert.

Die Viewingparameter des Raytracing Modells sind interaktiv anpaßbar. Jede Änderung der Ansicht auf das Volumen ändert gleichzeitig die Parameter für das haptische Rendering. Die Daten, welche der Benutzer am Monitor sieht, sind immer auch fühlbar (Bild 3).

5 Status und Ausblick

Bei unserem ersten Prototyp können der Bildverarbeitungsserver und die Anwendunsapplikation gleichzeitig auf einer SGI Indigo^2 mit einem MIPS R4400 Prozessor und Maximum Impact Graphikkarte mit ausreichender Performance ausgeführt werden. Die ersten Tests [6] zeigten neben einigen noch zu verbessernden Details des visuellen und haptischen Renderings die prinzipiellen Vorteile einer haptisch unterstützten Segmentierung in 3D.

6 Literatur

1. Massie TH: Initial Haptic Explorations with the PHANToM: Virtual Touch Through Pointer Intraction. Master´s Thesis, Department of Electrical Engineering and Computer Science, Massachusetts Institute of Technology, 1996.
2. Glombitza G, Lamadé W, Demiris AM, Göpfert M, Mayer A, Bahner ML, Meinzer HP: Technical Aspects of Liver Resection Planning. in Cesnik B, McCray AT, Scherrer JR (eds). MedInfo`98; 9th World Congress on Medical Informatics. Amsterdam: IOS Press: 1041-1045, 1998.
3. Demiris AM, Cardenas CE, Meinzer HP: Eine modulare Architektur zur Vereinfachung der Entwicklung klinischer Bildverarbeitungssysteme. in Lehmann T, Metzler V, Spitzer K, Tolxdorff T (eds). Bildverarbeitung für die Medizin 1998 - Algorithmen Systeme Anwendungen: Springer: 184-188, 1998.
4. Makabe MH, Albers J, Schroeder A, Heiland M, Vahl CF, Meinzer HP: Adaptive segmentation and standardized visualization of aortic stenosis in tomographical image data for cardiac surgery planning. in Lemke HU, Vannier MW, Inamura K, Farman AG (eds). CAR´98 - Computer Assisted Radiology and Surgery. Amsterdam, Elsevier: 753-758, 1998.
5. Glombitza G, De Simone R, Evers H, Giess C, Meinzer HP, Vahl CF, Hagl S: Comparison of different methods for three-dimensional segmentation of cardiac structures. Echocardiography 15(8): S69, 1998.
6. Mayer A, Meinzer HP: High Performance Medical Image Processing in Client/Server-Environments. Computer Methods and Programs in Biomedicine, (in print).
7. Avila RS, Sobierajski LM: A Haptic Interaction Method for Volume Visualization. Proc. Visualization`96: 197-204, 1996
8. Meinzer HP, Meetz K, Scheppelmann D, Engelmann U, Baur HJ: The Heidelberg Raytracing Model. IEEE Computer Graphics & Applications, 11(6): 34-43, 1991.