Interaktive Echtzeit-Mehrkanal-Visualisierung des Herzens

V. Heid, H. Evers, Ch. Henn*, G. Glombitza und H.P. Meinzer

Deutsches Krebsforschungszentrum Heidelberg
INF 280, 69120 Heidelberg
*Visual Supercomputing RealityLab, Silicon Graphics, Inc.
2, Chemin des Rochettes, 2016 Cortaillod, Schweiz
Email: V.Heid@DKFZ-Heidelberg.de

Zusammenfassung. Um Herzklappeninsuffizienzen effizient beurteilen zu können, haben sich transösophageale, getriggerte, dreidimensionale Ultraschallaufnahmen als Mittel der Wahl etabliert. Um diese zu visualisieren, bietet sich die von uns vorgestellte Methode an, die es erlaubt, die dynamischen Ultraschalldaten interaktiv und in Echtzeit zu betrachten. Die Qualität der resultierenden Bilder erlaubt eine exakte Differenzierung der Insuffizienz.

Schlüsselwörter: Ultraschall Diagnostik, 3D-Visualisierung, Volumizer, MPU

1 Einleitung

Eine wichtige Anwendung der 3D-Echokardiographie [1, 2] im letzten Jahrzehnt ist die Bewertung von Herzkammervolumina [3, 4] und der Herzanatomie [5] im allgemeinen. Die Aufnahmen werden durch transösophagealen Ultraschall in Verbindung mit einem Dopplersensor gemacht. Bei Grauwertbildern ist es nicht möglich, zwischen der Morphologie und dem Fluss zu unterscheiden. Damit ist auch keine quantitative Aussage bezüglich des mitralen Rückflusses möglich. In [6] und [7] wurde ein neues Verfahren zur Visualisierung von Doppler-Signalen in der Originalfarbe entwickelt.

Die 3D-Bilder konnten jedoch nicht interaktiv verändert werden und 3D-Ansichten mussten im voraus mit einem Software-Renderer [8, 9] berechnet werden. Dieser Renderer hatte keine interaktive Schnittstelle, weshalb eine Animation berechnet wurde. Um diese Nachteile zu umgehen, war ein Echtzeitverhalten ein wichtiges Ziel. Wir entwickelten ein Verfahren, mit dem Teile der Morphologie ohne Beeinflussung des Flusses ausgeblendet werden können.

2 Werkzeuge und Methoden

Um auf der einen Seite einen räumlichen Eindruck der 3D-Szene zu bekommen und auf der anderen Seite das Volumen interaktiv zu verändern, ist ein Echtzeitverhalten notwendig. Dabei ist es wichtig, die Interaktion der morphologischen Daten von der der Dopplerdaten zu trennen.

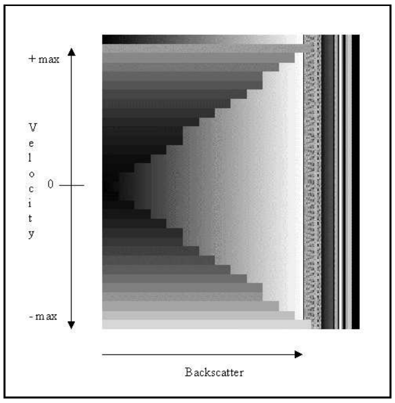

Abb. 1. Beispiel einer typischen Lookup-Tabelle: Die Backscatterwerte werden in x-Richtung abgelesen, die Doppplerwerte in y. Der Bereich am rechten Bildrand ist Teil des Overlaybereiches des Ultraschallgerätes und ist für uns ohne Bedeutung. Benutzt werden in dieser Lookup-Tabelle 200 Grauwerte und 30 Farbwerte, die die Geschwindigkeiten darstellen. Die Grauwerte befinden sich in der Mitte.

2.1 Datenerfassung

Alle Bilddaten wurden digital mit einem Ultraschallscanner Sonos 2500 von Hewlett Packard aufgezeichnet. Die Rotation des Ultraschallkopfes kann in 2 oder 5 Grad Abständen durchgeführt werden. Statistische Auswertungen haben gezeigt, daß keine signifikanten Unterschiede in der Genauigkeit existieren [9]. Im Laufe eines Herzzyklusses werden jeweils bis zu 10 Aufnahmen für Morphologie und Fluss gemacht. Die Daten werden in einer Auflösung von $128^2 * 90$ oder $256^2 * 180$ mit einem Byte pro Pixel gespeichert.

2.2 Lookup-Tabelle

Unser Ziel war es, die Visualisierung in denselben Farben, wie sie bei einer konventionellen Untersuchung verwendet werden, darzustellen. Die Farben werden durch eine Lookup-Tabelle (LUT) (Abb. 1) festgelegt. In unserer Anwendung werden zwei LUTs verwendet. Die erste wird zur Transformation des Flussdatensatzes verwendet, die zweite zur Darstellung. Während dieser Transformation werden allen Voxeln des Flusses Farben gemäß Abb. 1 zugeordnet. Diese Zuordnung wird im nächsten Abschnitt graphisch dargestellt. Die zweite, von Volumizer zur Darstellung benötigte LUT, enthält zuerst alle Grauwerte des Volumens, dann alle Farbwerte.

2.3 Vorverarbeitung und Transformation

Der Flussdatensatz wird im voraus transformiert, um die Visualisierung zu beschleunigen. Die Transformation ist in Abb. 2 dargestellt und umfaßt folgende Schritte:

1. Bestimme für jeden Voxel den Grau- oder Farbwert mit Hilfe der LUT aus Abb. 1.
2. Ist der Voxel farbig, suche seine Position in der zweiten LUT nach.
3. Schreibe diese Position als Farbwert in den Flussdatensatz.

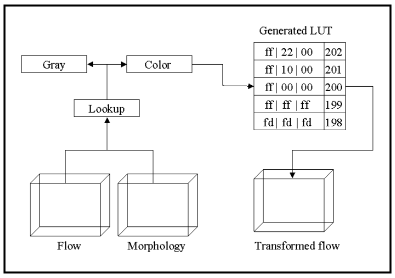

Abb. 2. Diese Abbildung beschreibt die Transformation des Flussdatensatzes. Dazu wird jeweils der Grauwert im Flussdatensatz und der Morphologie benötigt. Nur wenn das Ergebnisvoxel nach dem Lookup einen Farbwert hat, wird es dargestellt. Die Position des Farbwertes in der neu erzeugten LUT wird als Farbwert in den transformierten Flussdatensatz eingetragen.

2.4 Visualisierung mit Volumizer

Unsere Applikation wurde mit OpenGL Volumizer [10] erstellt. Volumizer ist eine Bibliothek von C++ Klassen, die das Darstellen und Verändern von Volumendaten erleichtert.

Bei Volumizer sind Geometrie und Darstellung getrennt. Die Geometrie ist durch Bricks (Quader) definiert. Ein Brick stellt eine Untermenge des Voxelraumes dar. Die Darstellung ist durch die Volumendaten definiert. Während der Polygonisierung, das ist das Schneiden des Volumens an bestimmten Flächen, werden die Voxeldaten an Volumen- und Brickgrenzen geclippt (abgeschnitten). Das Ausblenden an den Brickgrenzen wird zum Clippen der Morphologie genutzt.

Für die Morphologie und den Fluss werden unterschiedliche Bricksets benutzt. Beide Bricksets werden im Hauptspeicher alloziiert und beim Darstellen in den Texturspeicher geladen. Für eine gute Performance beim Rendern ist es wichtig, dass beide Volumen eines Zeitpunktes in den Texturspeicher passen. Ansonsten führt es zu einem sehr uneffizienten Ein- und Auslagern. Um ins Innere des Herzens sehen zu können, muß die Morphologie ausgeblendet werden können. Dies wird durch das Ändern der Geometrie erreicht(Abb. 3, rechts unten). Wird die Clipping-Plane verändert, ändert sich die Geometrie der Morphologie, nicht aber die des Flusses.

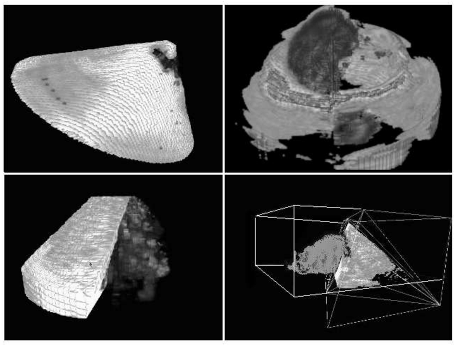

Abb. 3. *Oben links:* Fluss und Morphologie, der Fluss ist verdeckt. *Oben rechts* Der Datensatz wurde rotiert und die Level/Window-Einstellung geändert. *Unten Links:* Die Morphologie ist vertikal ausgeblendet. *Unten rechts:* Die unterschiedliche Geometrie von Morphologie und Fluss ist erkennbar.

2.5 Parallelisierung mit dem Multipipe-Utility-Toolkit

Das Multipipe-Utility-Toolkit (MPU)[11] ist ein Programmierinterface für OpenGL. Es erlaubt Runtime-Portabilität von OpenGL-basierten Applikationen von einer einfachen Workstation bis zur hochskalierten, multipipe Grafikworkstation. Vorteile bringt das MPU-Toolkit nur auf Maschinen mit mehr als einer Grafikpipe.

3 Ergebnisse

Wir haben gezeigt, daß eine interaktive Visualisierung von multidimensionalen und mehrkanaligen Daten möglich ist. Die Applikation und die verwendeten Toolkits zeichnen sich durch folgende Merkmale aus:

- Schnelle Performance. Durch Nutzung der Grafikhardware kann man eine gute Performance erreichen und dadurch die Volumina interaktiv und in Echtzeit manipulieren.
- Skalierbarkeit. Durch Ändern des MPU-Konfigurationsfiles kann die Applikation auf verschiedene Grafikworkstations skaliert werden.
- Darstellung in den Originalfarben des Ultrschallscanners.

4 Zusammenfassung und Danksagung

Die Kombination beider APIs ermöglicht eine Visualisierung von morphologischen und funktionalen Daten mit akzeptablen Bildwiederholraten. Durch die Benutzung des MPU-Toolkits kann die Applikation sehr gut skaliert werden.

Die Qualität der Bilder erlaubt eine exakte Differenzierung der Herzklappeninsuffizienz.

DieseForschungsarbeit wurde in der Abteilung Medizinische und Biologische Informatik, Prof. Dr. H.P. Meinzer, Deutsches Krebsforschungszentrum Heidelberg, durchgeführt und im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 414 „Informationstechnik in der Medizin - Rechner und sensorgestützte Chirurgie“ von der Deutschen Forschungsgemeinschaft finanziert.

Literatur

1. K.H. Sheikh, S.W. Smith, O.T. von Ramm, and J. Kisso. Real-time three-dimensional echocardiography: feasibility and initial use. *Echocardiography*, 9:667–687, 1991.
2. N.G. Pandian, N. Nanda, S. Schwartz, P. Fan, Q-L Cao, R. Sanyal, T.L. Hsu, B. Mumm, H. Wollschlaeger, and A. Weintraub. Three-dimensional and four-dimensional transesophageal echocardiographic imaging of the heart and aorta in humans using a computed tomographic image probe. *Echocardiography*, 9:677–687, 1992.
3. A.S. Gopal, Z. Shen, P.M. Shapin, A.M. Keller, M.J. Schnellbaecher, D.W. Leibowitz, O.O. Akinboboye, R.A. Rodney, D.K. Blood, and D.L. King. Assessment of cardiac function by three-dimensional echocardiography compared with conventional noninvasive methods. *Circulation*, 92:842–853, 1995.
4. H. Feigenbaum. *Echocardiography*. Lea & Febiger, 5. edition, 1994.
5. A. Salustri, S. Spitaels, J. McGhie, W. Vletter, and J.R. Roelandt. Transthoracic three-dimensional echocardiographie in adult patients with congetinal heart disease. *Journal of American Coll. Cardiol.*, 26:759–767, 1995.
6. R. de Simone, G. Glombitza, Ch. F. Vahl, J. Albers, H.P. Meinzer, and S. Hagl. Three-dimensional doppler for the assessment of mitral regurgitation. *Computers in Cardiology*, 25:617–620, 1998.
7. G.Glombitza, R. de Simone, M. Merdes, A. Mayer, C.F. Vahl, S. Hagl, and H.P Meinzer. Three-dimensional visualization and volumetric assessment of valvular regurgitant jets in echocardiography. In H.U Lembke, M.W. Vannier, K. Inamura, and A.G. Farman, editors, *Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 170–175, 1998.
8. H.P. Meinzer, K. Meetz, D. Scheppelmann, U. Engelmann, and H.J. Baur. The heidelberg ray tracing model. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 11(6):34–43, November 1991.
9. R. de Simone, G. Glombitza, Ch. F. Val, J. Albers, H.P. Meinzer, and S. Hagl. Three-dimensional color doppler: A new approach for quantitative assessment of mitral regurgitant jets. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 12(3):173–185, 1999.
10. G. Eckel. *OpenGL Volumizer Programmer's Guide*. Silicon Graphics, Inc, 1998. Document Number 007-3720-001.
11. P. Bouchard. *MPU v2.0 Programming Guide*. Silicon Graphics, Inc, 1999.