Akquisition, Rekonstruktion und Visualisierung von 3D Ultraschall

Stefan Walter, Marcus Grimm, Georgios Sakas, Stephan Volmer

Fraunhofer Institut Graphische Datenverarbeitung
Wilhelminenstraße 7, 64289 Darmstadt
walter@igd.fhg.de

3D Ultraschall stellt eine der neuesten Entwicklungen der medizinischen Tomographie dar. Zur Zeit ist 3D Ultraschall aber wegen der für die medizinische Routine zu teueren, umständlich zu handhabenden und in der 3D Darstellung zu langsamen Geräte kaum verbreitet. Die Aufrüstung eines bestehenden 2D Gerätes auf die Fähigkeit 3D Volumen aufzunehmen, ebenso die Darstellung der generierten Datensätze mit angemessenen 3D Visualisierungsverfahren, die dazu nötige Filterung der Daten und die interaktive Segmentierung werden in dieser Arbeit beschrieben.

Keywords: Volumenvisualisierung, 3D Ultraschall, Freihand-Akquisition

1 Akquisition

Der erste Schritt bei der Generierung von 3D Visualisierungen aus Ultraschallaufnahmen ist natürlich die Aufnahme der Daten an sich. Hierbei können folgende Verfahren zur Aufnahme von 3D Ultraschalldaten unterschieden werden:

- Aufnahme mit 3D Ultraschallsonden, die mit integrierter mechanischer Führung des Schallkopfes (Fan- oder Rotationsscan), eine Sequenz von Bildern aufnehmen, deren Orientierung zueinander durch die Mechanik bestimmt wird.
- Aufnahme mit 2D Ultraschallsonden, die mit einer externen Mechanik bewegt werden und somit wie die 3D Sonden eine Sequenz von Bildern aufnehmen (Fan-, Translations-, Rotations-Scan).
- Aufnahme mit 2D Ultraschallsonden, die mit einem Positionsgeber („Tracking System“) ausgestattet sind und die Position und Orientierung des Schallkopfes synchron zum aktuellen Ultraschallbild erfassen. Bei diesem Verfahren können die Einzelbilder abhängig von der Bewegung des Ultraschallkopfes beliebig zu einander orientiert sein und sich sogar gegenseitig überschneiden.

Bei den genannten Verfahren muß in einem anschließenden Arbeitsschritt erst ein Volumendatensatz aus den einzelnen Bildern und deren Orientierung erzeugt werden. Die mechanisch geführten Systeme haben bei der Aufnahme gegenüber einem System mit Freihand-Akquisitions Technik den Nachteil unhandlich zu sein. Im folgenden soll ein von uns entwikkeltes Freihand-Akquisitionssystem vorgestellt werden, das auf einem B-Bild Ultraschallgerät basiert.
Um ein herkömmliches Ultraschallgerät zu einem Gerät mit 3D Fähigkeiten aufrüsten und das Ergebnis als 3D Visualisierung Darstellen zu können sind als zusätzliche Hardware-

Komponenten eine Workstation (PC), die mit einem Frame Grabber ausgestattet ist und ein ein Tracking System nötig. Das VHS Visdeosignal des Ultraschallgerätes wird dem Frame Grabber der Workstation zugeführt, dort digitalisiert und als Folge von Einzelbildern (25 Bilder pro Sekunde) im Speicher der Workstation abgelegt. Parallel dazu wird für jedes Einzelbild die aktuelle räumliche Position und Orientierung gespeichert. Diese wird durch ein an der Ultraschallsonde angebrachtes Tracking System über eine serielle Schnittstelle (RS232) an die Workstation geliefert. Zur Zeit kommt in dem hier vorgestellten System ein elektromagnetisches Tracking System zum Einsatz, andere Tracking Systeme, zum Beispiel Infrarot Tracker oder ein mechanischer Arm, können ebenfalls eingebunden werden.
Bei Versuchen an Phantomen mit unserem System wurde festgestellt, daß Objekte mit der Genauigkeit 1mm vermessen werden können. Eine typische Aufnahme dauert bei 200 Schnittbildern circa 8 Sekunden. Durch Variation der Anzahl der Aufgenommenen Bilder kann der Aufnahmezeitraum variiert werden.

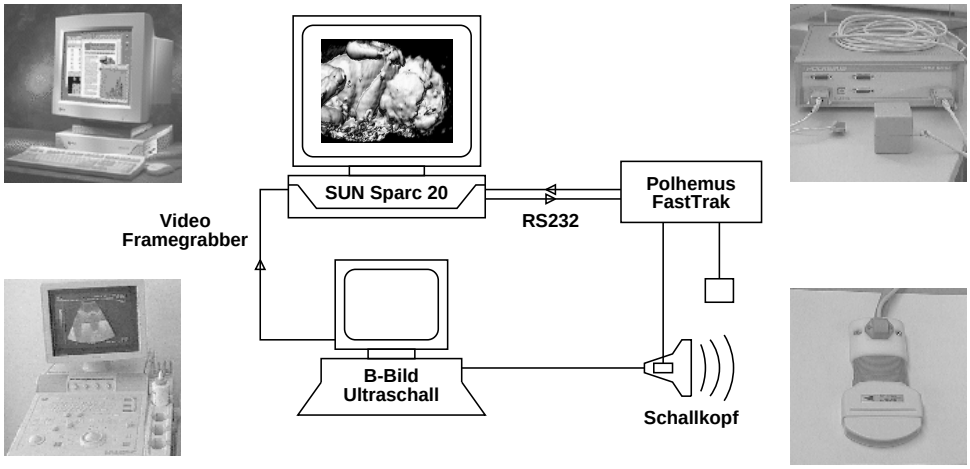

Abbildung 1: Prinzipieller Aufbau eines Freihand-Akquisitionssystemes, basierend auf einem 2D Ultraschallgerät, einer Workstation mit Frame Grabber und einem Tracking System

2 Rekonstruktion

Die so erzeugten, beliebig orientierten Einzelbilder werden in einem anschließenden Bearbeitungsschritt in ein reguläres, diskretes Volumen mit Karthesischem Koordinatensystem transformiert. Ein solches Volumen mit gleichmäßigem, orthogonalen Raster vereinfacht die Algorithmen zur 3D Visualisierung erheblich, was sich vor allem in einer wesentlich niedrigeren Bildberechnungszeit wiederspiegelt.
Bei dieser Transformation können mehr oder weniger aufwendige Verfahren unterschieden werden:

- Direkte Transformation eines Bildpunktes in das ihm räumlich am nächsten liegende Volumenelement („Voxel“). Wenn mehrere Bildpunkte in einem Voxel zusammenfallen ergibt sich der Wert des Voxels aus dem Wert des zeitlich letzten Bildpunktes, eventuelle Lücken im Volumen durch Voxel auf die kein Bildpunkt abgebildet wird , werden nicht gefüllt.
- Transformation eines Bildpunktes unter Berücksichtigung bereits in dieses Voxel eingetragener Werte durch eine Filterung aller Werte (z.B. durch Mittelwertfilter).

- Zusätzlich Interpolation mehrerer Nachbarwerte
- Auffüllen von Lücken, die bei zu schneller Bewegung bei der Aufnahmen entstehen können, durch Interpolation mit Nachbarwerten

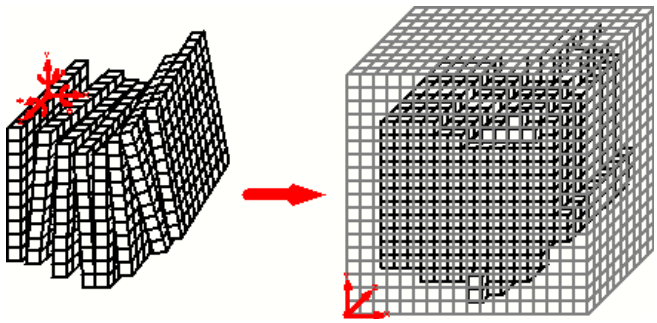

Abbildung 2: Transformation beliebig orientierter Einzelbilder in ein Volumen mit regulärem, diskretem Raster

3 Visualisierung

3.1 2D Visualisierung

Die am weitesten verbreitete Darstellung von 3D Ultraschalldatensätzen ist die Darstellung als beliebig orientierte Schnittebenen. Sie bietet die Möglichkeit der Ansicht von Schnittebenen, Senkrecht zur Aufnahmenrichtung (Richtung der Ultraschallsonde), die mit einem 2D Gerät nicht dargestellt werden können.

3.2 3D Visualisierung

Zur Erzeugung von 3D Ansichten aus dreidimensionalen Datensätzen bestehen schon seit einiger Zeit verschiedene Verfahren: die Ray Casting, Splatting und Shear Warp Algorithmen. Mit diesem Algorithmen werden die Numerischen Werte der Voxel in Farbwerte eines Bildes unter Berücksichtigung einer 3D Ansicht umgesetzt. Auf das Ray Casting Verfahren soll hier etwas näher eingegangen werden, da es wohl das am meisten verbreitete Verfahren ist.
Beim Ray Casting wird für jeden Bildpunkt im Ausgabebild ein virtueller Strahl in das Volumen „hineingeschickt“. Entlang dieses Strahles werden nun an äquidistant verteilten Positionen für die aktuelle gewählte Visualisierungmethode (s.u.) Werte berechnet. Ein solcher Wert kann zum Beispiel aus dem Wert eines direkt vom Strahl getroffenen Voxels („Nearest Neighbour“) oder aus der Interpolation einer Nachbarschaft um den Strahl („Trilineare Interpolation“) ermittelt werden. Durch diese Verfahren werden verschiedene Darstellungsqualitäten erreicht, die in verschieden langen Bildberechnungszeiten resultieren.

3.3 Visualisierungsmethoden

Die gängigsten Methoden zur 3D Visualisierung sind

- **Maximum-/Minimum Intensitäts Projektion** („MaxIP“, „MinIP“)
  Hierbei werden in Blickrichtung des Betrachters die jeweils maximalen (minimalen) Werte entlang eines virtuellen Strahles durch das Volumen dargestellt. Mit der MaxIP werden bei Ultraschalldaten die echoreichen Regionen (z.B. Knochen) dargestellt, mit der MinIP die echoarmen Regionen (z.B. Zysten oder Gefäße)

- **Oberflächendarstellung**
  Für die Oberflächendarstellung wird mit Hilfe eine Klassifikationsoperators (s. [4]) für jedes Voxel die Wahrscheinlichkeit berechnet, daß es zu einer Oberfläche gehört. Kriterien dafür sind ein vorgegebener Grauwert und der Betrag des Grauwertgradienten an der entsprechenden Stelle im Volumen. Mit dieser Oberflächenwahrscheinlichkeit, die als „Undurchsichtigkeit“ („Opazität“) interpretiert werden kann, wird der Grauwertgradient an der aktuellen Position im virtuellen Strahl gewichtet und zu einem Gesamtvektor aufaddiert. Dieser Vektor wird als Normalenvektor eines Oberflächenstückes angesehen und mit einer virtuellen Lichtquelle zu einem Helligkeitswert umgesetzt

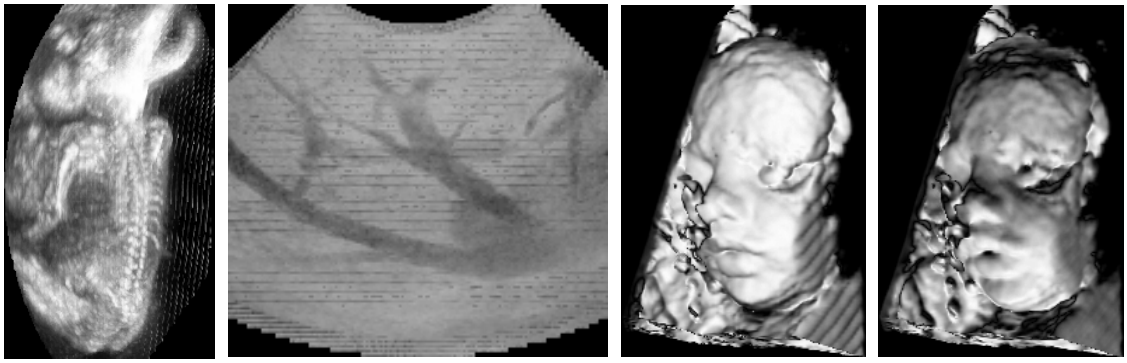

Abbildung 3: Beispiele für 3D Visualisierung, MaxIP, MinIP, Oberflächendarstellung mit verschiedenen Lichtquellen

3.4 Filterung

Ultraschalldaten enthalten ultraschalltypische Texturen („Speckle“), die das Verständnis und die Interpretation der 3D Visualisierung erschweren bis unmöglich machen. So enthält die Oberflächenvisualisierung zumeist so viele kleinere Speckle-Artefakte, daß die eigentlichen, interessierenden Bildbereiche von ihnen verdeckt werden. Da die Oberflächendarstellung auch auf einem Grauwertgradienten, der sehr rauschemfindlich ist, basiert, müssen hier besondere Maßnahmen ergriffen werden. Eine mögliche Lösung hierfür ist die Tiefpaßfilterung der Originaldaten. Mit Hilfe eines „Multi Resolution“ basierten Verfahrens (s. [5]) können auch kleinere Objekte, die bei der Darstellung stören, herausgefiltert werden.

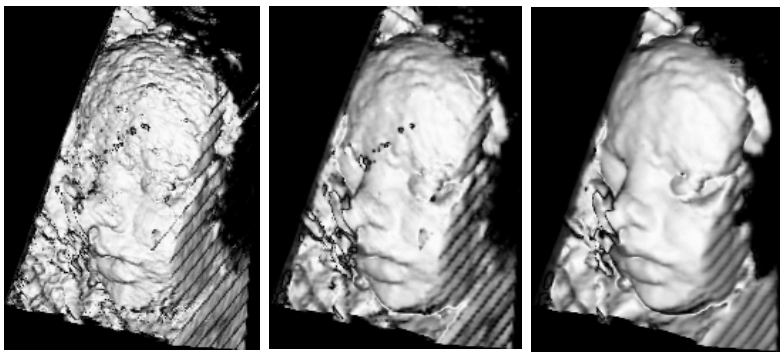

Abbildung 4: Beispiele für Oberflächendarstellung ohne Tiefpaßfilterung (links) und Tiefpaßfilterung mit zunehmend größerem Faltungskern (mitte, rechts)

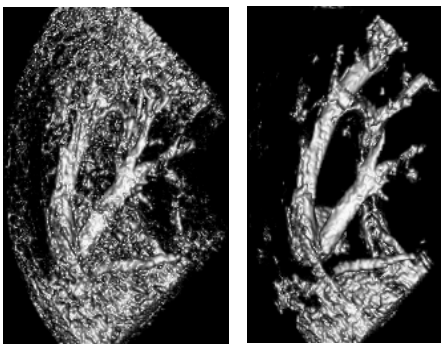

Abbildung 5: links ohne, rechts mit Filterung zur Entfernung kleinerer Artefakte

3.5 Interaktive Segmentierung

Obwohl durch Filterung schon eine wesentliche Bildverbesserung errreicht werden kann, können allein damit nicht alle Artefakte (z.B. Artefakte vom Ultraschallnahfeld) beseitigt werden. Diese müssen interaktiv entfernt werden. Neben gängigen Verfahren, wie Definition einer „Region Of Interest“ durch einen Quader oder einen Polyeder wurde von uns eine intuitivere Methode entwickelt: Segmentierung durch Ausschneiden nicht interessanter Bildbereiche. Dazu wird in einem Schnittbild durch das Volumen oder in einer 3D Visualisierung eine Kontur definiert, deren Inhalt entlang der Blickrichtung durch das Volumen von der Darstellung ausgeschlossen (ausgestanzt) wird.

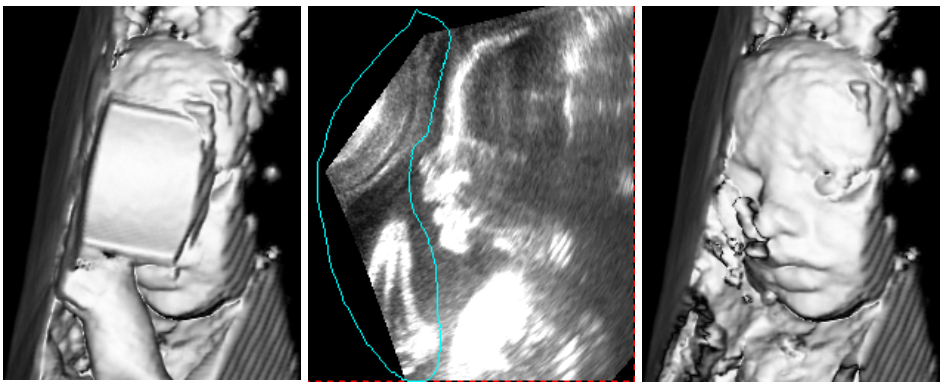

Abbildung 6: Segmentierung durch eine Kontur, links: vorher, mitte: Definition der Kontur in einem Schnittbild, rechts: nach Entfernen der Artefakte

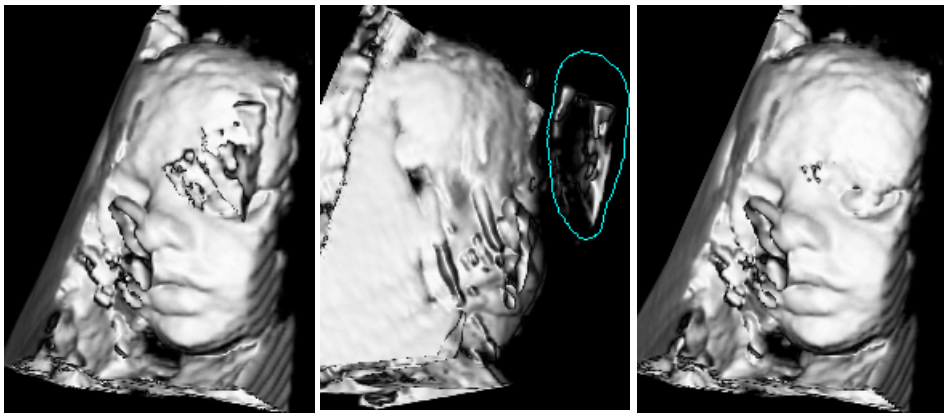

Abbildung 7:Segmentierung in einer 3D Ansicht, links: 3D Ansich vorher, mitte: Definition einer Kontur in der um die Hochachse gedrehten 3D Ansicht, rechts: nach Entfernen der Artefakte

4 Ergebnisse

Die hier vorgestellten Methoden bilden einen wesentlichen Vortschritt bei der Akquisition Rekonstruktion und Visualisierung von 3D Ultraschalldaten.

Außer den Visualiserungsergebnissen an sich ist aber auch noch die Zeit, in der sie erzeugt werden können von grundlegender Bedeutung. Die folgende Tabelle liefert einen Überblick über die Berechnungszeiten für ein Bild an einem circa 4MB großen Datensatz mit identi-

schen Visualisierungsdaten (Blickrichtung, Oberflächenschwellwert, ...) für die Visualisierungsverfahren (MaxIP) und Oberflächendarstellung in einer mittleren Darstellungsqualität. Alle Rechenzeiten wurden in Sekunden angegeben. Durch Portierung der Software auf einen Parallelrechner und Parallelisierung der Visualisierungs Algorithmen (s. [8]) ist mit zwei Bildern pro Sekunde interktive Visualisierung möglich.

Hardware	Oberfläche		MIP	
	Darstellungsqualität			
	niedrig	hoch	niedrig	hoch
PC, Pentium 90 MHz	1,8	5,9	3,1	11,0
IBM R6000	1,9	5,5	2,5	9,1
SUN Sparc 20	2,3	9,6	3,6	14,2
SGI Indigo 2	2,5	8,4	2,9	11,0
Motorola PC 604 100 MHz	1,1	3,9	1,6	5,2
Parsytec CC 4, 100 MHz	0,46	1,47	0,48	1,72

Die Aufnahme einer Folge von 3D Darstellungen und das Abspielen dieser Folge als Film ist ebenfalls möglich. In einer solchen Animation wird die räumliche Tiefe der 3D Darstellung sichtbar und man erhält einen wirklichen 3D Eindruck, den man anhand eines einzelnen Bildes nicht haben kann.

Literatur

[1] E.Merz, F.Bahlmann, G.Weber: Volume Scanning in the Evaluation of Fetal Malformations: a New Dimension in Prenatal Diagnosis, Ultrasound Obstet. Gynecol., Vol. 5, pp. 222-227, April 1995.

[2] R.Ohbuchi, D.Chen, H.Fuchs: Incremental Volume Reconstruction and Rendering for 3D Ultrasound Imaging, SPIE Visualization in Biomedical Computing, pp. 312-323, 1992.

[3] D.H.Pretorius, T.R.Nelson: Opinion: Three-dimensional Ultrasound, Ultrasound Obstet. Gynecol., Vol.5,pp. 219-221, April 1995.

[4] M. Levoy: Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics and Applications, Vol. 8,pp. 29-37, May 1988

[5] G.Sakas, S.Walter: Extracting Surfaces from Fuzzy 3D Ultrasonic Data, ACM Computer Graphics, SIGGRAPH ‘95, Los Angeles, USA, pp. 6-11, August 1995.

[6] G.Sakas, L.A.Schreyer, M.Grimm: CaseStudy: Visualization of 3D Ultrasonic Data, IEEE, Visualization ‘94, Washington D.C., USA, pp. 369-373, Oktober 1994.

[7] G.Sakas, S. Walter, W. Hiltmann, A.Wischnik: Foetal Visualization Using 3D Ultrasonic Data, Proceedings CAR ‘95, Berlin/Germany June 1995

[8] S.Walter, S.Volmer, P.Efraimidis: Parallel Rendering of 3D Ultrasound at Interactive Rates, First Eurographic Workshop on Parallel Graphics and Visualisation, pp 189-202, Bristol September 1996