Waveletbasierte Visualisierung von Ultraschall-Volumendaten

Jörg Moldenhauer+, Martin Haimerl+, Ulrich Mende*

+Institut für Algorithmen und Kognitive Systeme
Am Fasanengarten 5, 76128 Karlsruhe
Email: {*jomo*|*haimerl*}@*ira.uka.de*
*Ruprecht-Karls-Universität
Radiologische Universitätsklinik
Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg

Zusammenfassung. In dieser Arbeit[1] wird die Notwendigkeit für die Entwicklung spezieller Verfahren zur Visualisierung von Ultraschall-Volumendaten erläutert. Daraus folgernd wird ein neues waveletbasiertes Visualisierungsverfahren vorgestellt. Das Hauptaugenmerk gilt dabei der Konstruktion einer sogenannten Transferfunktion zur Berechnung von Voxeltransparenzwerten. Weiterhin wird in die Berechnung der Transferfunktion eine Rauschreduktion integriert. Abschließend werden anhand von Beispielbetrachtungen die Visualisierungsergebnisse untersucht.

Schlüsselwörter: Ultraschall, Visualisierung, Wavelettransformation, Volumendaten, Rauschreduktion

1 Einleitung

Derzeit ist ein fortschreitender Einsatz neuer Techniken zur Akquisition dreidimensionaler Ultraschalldaten zu beobachten. Mit diesem Wachstum geht ein zunehmender Bedarf an Verfahren zur Visualisierung dieser Datensätze einher. Aufgrund der besonderen Aufnahmetechnik unterscheiden sich allerdings Volumendatensätze, die mit Ultraschall-Technik gewonnen werden von Datensätzen anderer tomographischer Verfahren wie Computer- (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT) und erfordern dadurch die Entwicklung spezieller Visualisierungsverfahren. Um die Unterschiede zu verdeutlichen, soll kurz auf das Prinzip der Bildgewinnung mittels Ultraschall (US) eingegangen werden.

Mit Hilfe eines Schallkopfes werden Schallwellen in das zu untersuchende Gewebe eingestrahlt, die an Grenzschichten zwischen Geweben unterschiedlicher Schallimpedanz sowohl reflektiert, gebrochen als auch gestreut werden. Damit können rücklaufende Echos vom Schallkopf wieder empfangen und in elektrische Signale umgesetzt werden. Die Intensität der empfangenen Echos und die verstrichenen Laufzeiten werden als Grauwertbilder dargestellt. Diese Bilder enthalten folglich nicht Informationen über Regionen gleichen Gewebetyps, wie dies

[1] Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) im SFB 414 „Informationstechnik in der Medizin - Rechner- und Sensorgestützte Chirurgie" unterstützt.

bei CT oder MRT der Fall ist, sondern stellen den Verlauf von Grenzschichten zwischen Gewebebereichen mit differierenden Schallimpedanzen dar. Die Bilder weisen deutliche Abhängigkeiten von der Einstrahlrichtung auf und werden durch eine Vielzahl von Artefakten sowie einer starken Präsenz von Rauschen geprägt, die die Visualisierung erheblich erschweren.

2 Visualisierungsansatz

Als Grundlage für das vorgestellte Visualisierungsverfahren dient ein Bildraumalgorithmus, bei dem durch die Punkte $\boldsymbol{b}$ einer Projektionsebene Strahlen gelegt werden und über die bezüglich des Abstands zum jeweiligen $\boldsymbol{b}$ sortierten Voxel $\boldsymbol{v}_{i=0,\ldots,n}$ auf den Strahlen integriert wird. Für den jeweiligen Sehstrahl berechnet sich der Grauwert $b_{\boldsymbol{b}}$ des Projektionspunktes $\boldsymbol{b}$ gemäß der Render-Formel

$$b_{\boldsymbol{b}} = \sum_{i=0}^{n} \Big(\prod_{j=0}^{i-1} \big(1 - \alpha(\boldsymbol{v}_j)\big) \Big) \mathrm{shade}\big(\boldsymbol{v}_{\mathrm{i}}, \nabla_\alpha(\boldsymbol{v}_{\mathrm{i}})\big) \quad . \tag{1}$$

Sollte der Anfragestrahl das Volumen nicht schneiden, wird $b_{\boldsymbol{b}}$ auf eine feste Hintergrundintensität gesetzt.

Mit Gleichung 1 werden keine direkten Volumenvisualisierungen berechnet, sondern die im Volumen auftretenden Oberflächen mit Hilfe von Schattierungen dargestellt. Dazu wird eine sogenannte Transferfunktion α eingesetzt, die für die Visualisierung relevante Voxel anhand von Transparenzwerten klassifiziert. Zu Transparenzwerten der Voxel können nun die Oberflächenorientierungen mit Hilfe der sogenannten α-Gradienten ∇_α über den transparenten Voxeln $\alpha(\boldsymbol{V})$ bestimmt werden und in eine Schattierungsberechnung nach dem Modell von Phong (siehe [2]) eingesetzt werden. Die berechneten Schattierungen werden abschließend mit den Transparenzwerten der davor liegenden Voxel gewichtet.

3 Transferfunktionen

Die Transferfunktion α spielt die zentrale Rolle bei der Visualisierungsberechnung, indem sie jedem Voxel $\boldsymbol{v}$ einen Transparenzwert in $[0, 1]$ und damit auch eine Relevanz für die Visualisierung zuordnet, wobei $\alpha(\boldsymbol{v}) = 1$ opake und $\alpha(\boldsymbol{v}) = 0$ vollständig transparente Voxel beschreiben. Wegen der anfangs erläuterten Eigenschaften von US-Aufnahmen sind für US-Visualisierungen sowohl die Grauwerte als auch die Existenz stark ausgeprägter Grauwertgradienten zu berücksichtigen. Levoy gibt in [3] einen Operator an, der sich an Oberflächen gleicher Intensität orientiert. Jedem Voxel wird eine Transparenz $\alpha(\boldsymbol{v}) = 1$ zugewiesen, wenn es auf der Oberfläche einer Region mit Grauwert v_0 liegt. Mit zunehmender Abweichung des Voxelwertes $v_{\boldsymbol{v}}$ oder dem Entfernen von einer Grauwertkante, was über den Betrag des Grauwertgradienten ∇ erkannt wird, geht $\alpha(\boldsymbol{v})$ gegen 0. Gleichung 2 beschreibt diese Klassifikation im Detail. (Der Faktor $r > 0$ bewirkt eine Gewichtung der Kanteninformation.)

$$\alpha(\boldsymbol{v}) = \begin{cases} 1 & v_{\boldsymbol{v}} = v_0 \\ 1 - \frac{|v_0 - v_{\boldsymbol{v}}|}{r\|\nabla(\boldsymbol{v})\|} & \|\nabla(\boldsymbol{v})\| > 0 \ \wedge \ r\|\nabla(\boldsymbol{v})\| \geq |v_0 - v_{\boldsymbol{v}}| \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad . \tag{2}$$

Das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren umgeht die rechenintensive Gradientenbestimmung in Gleichung 2, indem es die Wavelettransformierte des Datensatzes betrachtet. Mit Hilfe der diskreten Wavelettransformation (DWT) läßt sich das Volumen $\boldsymbol{V}$ in unterschiedlichen Skalierungen bzw. den sogenannten Approximationsräumen $\boldsymbol{V}_0, \ldots, \boldsymbol{V}_s$ darstellen. Zudem werden Detailinformationen berechnet, die die Differenz zweier benachbarter $\boldsymbol{V}_n$ repräsentieren. Die zugehörigen Detailräume $\boldsymbol{W}_n^d$ weisen bestimmte Vorzugsrichtungen d auf (insbesondere die Koordinatenachsen), so daß die ermittelten Koeffizienten für die Berechnung der Gradienteninformationen eingesetzt werden können. Aus technischen Gründen sind orthonormale Wavelets zu verwenden, die kantendetektierende Eigenschaften (siehe [1]) besitzen. In dieser Arbeit sind dies Haar-Wavelets. Seien w_n^d die Detailkoeffizienten der Detailräume zu einem Voxel $\boldsymbol{v}_n$ der Skalierungsstufe n, dann lautet die neue Transferfunktion

$$\alpha(\boldsymbol{v}_n) = \begin{cases} 1 & v_{\boldsymbol{v}_n} = v_0 \\ 1 - \frac{|v_0 - v_{\boldsymbol{v}_n}|}{rl} & l > 0 \wedge rl \geq |v_0 - v_{\boldsymbol{v}_n}| \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \ , \ l = \sqrt{\sum_{d=x,y,z} \left(w_{n+1}^d(\boldsymbol{v}_n)\right)^2}. \tag{3}$$

Um den Multiskalenansatz auszunutzen, werden die Transferfunktionen auf mehreren Skalierungsstufen $1, \ldots, s$ berechnet und miteinander verknüpft. Dies geschieht analog zu dem von Sakas in [4] vorgestellten Verfahren mit Hilfe von zusätzlichen Filterungen, Schwellwertbildungen und Maskierungen. Neben der Verknüpfung der Informationen in den Approximationsräumen werden im vorgestellten Verfahren auch die Detailinformationen der unterschiedlichen Skalierungen berücksichtigt. So finden sich in groben Skalierungen in den zugehörigen Detailräumen die Kanten grober Strukturen wieder, während die Kanten feiner Strukturen sowie Rauschen in feineren Detailräumen zu finden sind.

Bei dem hier vorgestellten Verfahren tritt zunächst das Problem auf, daß der Zugriff auf die Waveletkoeffizienten auf der gröberen Skala $n+1$ stattfindet und daraus eine Translationsvarianz entsteht, die sich insbesondere bei Wavelets mit sehr kleinen Trägern dadurch bemerkbar macht, daß signifikante Koeffizienten verloren gehen. Deshalb wird für die Visualisierungsberechnung diese Ortsabhängigkeit durch zusätzliche Faltungsoperationen teilweise ausgeglichen. Die Gradientenbeträge mit Kompensation $\tilde{l}$ berechnen sich dann aus der Überlagerung der unterschiedlichen Gradienteninformationen zu

$$\tilde{l} = \frac{1}{2}\sqrt{\sum_{d=x,y,z} (w_{n+1}^d(\boldsymbol{v}_n) + \widetilde{w}_{n+1}^d(\boldsymbol{v}_n))^2} \quad . \tag{4}$$

Tabelle 1. Berechnungszeiten der Verfahren (Intel PentiumII 333 MHz / Sun Ultra 5).

Verfahren	Vorverarbeitung	Visualisierung
gradientebasiert	—	37,56 s / 16,62 s
nach Sakas	35,41 s / 18,54 s	34,23 s / 18,01 s
waveletbasiert	27,95 s / 13,13 s	44,72 s / 22,77 s
mit Rauschreduktion	35,47 s / 22,03 s	45,38 s / 23,03 s

4 Rauschreduktion

In der Berechnung der Transferfunktion kann zudem eine Rauschreduktion mittels Wavelet-Shrinkage optional durchgeführt werden. Die Grundlage der waveletbasierten Rauschreduktion beruht auf der Beobachtung, daß das wesentliche Bildsignal von wenigen betragsmäßig großen Detailkoeffizienten dargestellt wird, während kleine Koeffizienten im Detailraum zum Rauschen beitragen. Es gibt Schwellwertoperatoren mit denen diese Koeffizienten ausgefiltert werden können. Beispiele hierfür sind ein harter Schwellwertoperator δ_h und ein weicher Schwellwertoperator δ_s:

$$\delta_h(w,t) = \begin{cases} w & |w| > t \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}, \quad \delta_s(w,t) = \begin{cases} \sigma(w)(|w|-t) & |w| > t \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}. \tag{5}$$

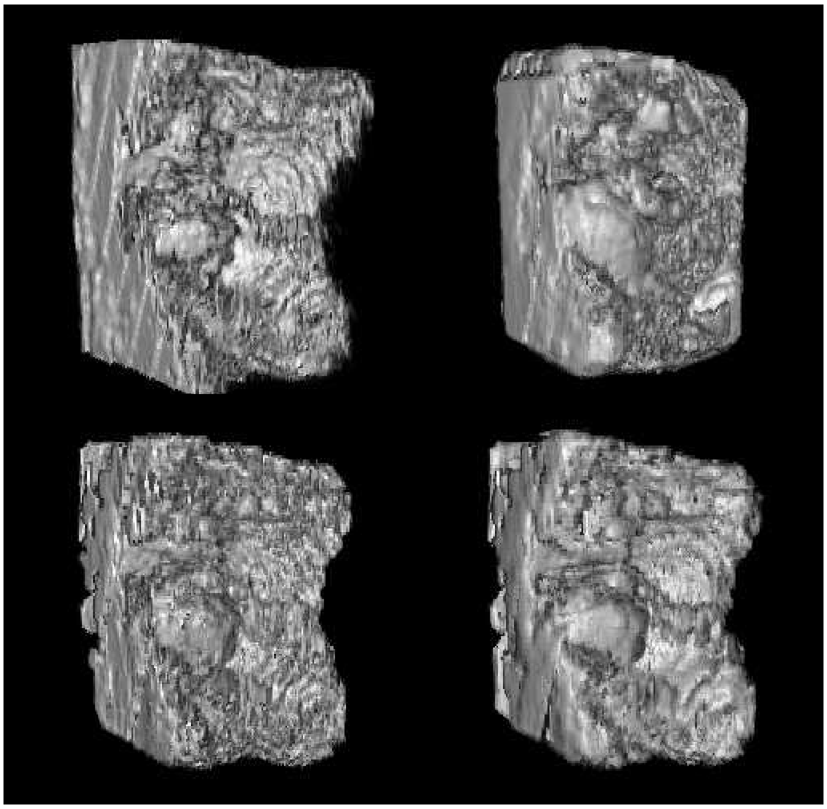
Die Bestimmung des Schwellwertes t kann wie in [5] dargestellt mit sehr unterschiedlichen Methoden erfolgen. Umfangreiche Untersuchungen haben ergeben, daß sich das für US-Aufnahmen typische Speckle-Rauschen mit Hilfe eines signalabhängigen, nichtstationären Rauschmodells beschreiben läßt, das durch geeignete Anpassungen in ein lineares Modell transformiert wird, damit die Rauschreduktion mit den obigen Schwellwertbildungen stattfinden kann.

5 Ergebnisse und Beispiele

Anhand einer Aufnahme eines menschlichen Auges, bei dem im unteren Bereich des Ziliarkörpers ein Tumor diagnostiziert wurde, sollen die angesprochenen Visualisierungsverfahren miteinander verglichen werden. In Tabelle 1 sind exemplarische Meßwerte für die Berechnungszeiten der Visualisierungsverfahren auf verschiedenen Rechnern angegeben. Abbildung 1 zeigt die Visualisierungsergebnisse. Es ist ersichtlich, daß ein rein gradientenbasiertes Verfahren teilweise schneller als die Multiskalenverfahren arbeitet, dafür allerdings schlechtere Visualisierungsergebnisse liefert. Das waveletbasierte Verfahren kommt hinsichtlich der Vorberechnungen mit kürzeren Rechenzeiten als das Verfahren nach Sakas aus. Selbst mit einer zusätzlichen Rauschreduktion liefert es nur geringfügig schlechtere Rechenzeiten.

Bezüglich der endgültigen Visualisierungszeiten schneidet das Verfahren von Sakas etwas besser ab. Hier muß aber klargestellt werden, daß die Rechenzeit stark von der Transferfunktion bzw. von den errechneten Voxeltransparenzen abhängt. Gerade bei Sakas läßt sich für den gegebenen Datensatz aufgrund der ungünstigen Kontrastverhältnisse keine Parametrisierung finden, die nur störende Bereiche eliminiert. Eine stärkere Filterung hätte zur Folge, daß Teile des Tumors ausgeblendet würden und damit die Wiedergabetreue verschlechtert

Abb. 1. Visualisierungen, von links oben nach rechts unten: a) gradientenbasiert b) nach Sakas, c) waveletbasiert, d) mit Rauschreduktion



würde. Etliche Artefakte im Bildvordergrund verhindern den Blick auf tiefer liegende Strukturen und bewirken, daß die Berechnungen in den Strahlanfragen vorzeitig abgebrochen werden. Eine bessere Parametrisierung kann für das hier vorgestellte Verfahren gefunden werden. Eine zusätzliche Rauschreduktion blendet noch weitere Artefakte aus und die für die Diagnose wichtigen Strukturen erscheinen mit glatten Oberflächen, ohne daß Details unterdrückt werden.

Literatur

1. Mallat S, Zhong S: Characterization of Signals from Multiscale Edges. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14(7):710-732, 1992.
2. Foley JD, von Dam A, Feiner SK, Hughes JF: Computer Graphics: Principles and Practice. Addison Wesley, 1990.
3. Levoy M: Display of Surfaces from Volume Data. IEEE Computer Graphics and Applications, 29–37, 1988.
4. Sakas G, Walter S: Extracting Surfaces from Fuzzy 3D-Ultrasound Data. ACM Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, 465–474, 1995.
5. Mehldau H: Waveletbasierte Rauschreduktion in medizinischen Ultraschalldaten. Universität Karlsruhe (TH), Diplomarbeit, 1998