# Merkmalsinduzierte Aufbereitung medizinischer Ultraschallbilddaten

Martin Haimerl*, Jörg Moldenhauer*, Ulrich Mende†, Thomas Beth*

*Institut für Algorithmen und Kognitive Systeme, Universität Karlsruhe
Am Fasanengarten 5, D-76128 Karlsruhe
E-Mail: [*haimerl*|*jomo*]@*ira.uka.de*

†Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg – Radiologische Universitätsklinik
Im Neuenheimer Feld 400, D-69120 Heidelberg

**Zusammenfassung.** Für die Aufbereitung von 3D-Ultraschalldaten werden Verfahren entwickelt, die eine robuste Trennung einzelner Objektbereiche bewirken. Dies erfolgt durch eine approximative Rekonstruktion lokaler Gewebewerte und eine darauf aufbauende merkmalsgesteuerte adaptive Filterung. Die Wirkung der Algorithmen wird anhand von Volumenvisualisierungen klinischer Testdatensätzen demonstriert.

## 1 Einleitung

Ultraschall(US)-Aufnahmen stellen für weiterführende Bildverarbeitungs- und Darstellungstechniken, wie z. B. Segmentierung oder Visualisierung, aufgrund ihrer Bildcharakteristika sehr schwierig zu verarbeitende Daten dar. Dies liegt insbesondere daran, dass US-Bilddaten keine absoluten Gewebewerte repräsentieren, wie dies z. B. bei CT- oder MRT-Aufnahmen der Fall ist, sondern die Bildwerte im Wesentlichen durch den Gradientenbetrag der lokalen Schallimpedanzen mit einer zusätzlichen Tiefengewichtung gegeben sind. Aus diesem Grund können die vorliegenden Bildwerte in der Regel nicht unmittelbar zu einer Charakterisierung vorliegender Gewebetypen herangezogen werden. Es kann allenfalls eine lokale Abgrenzung von Objektbereichen erfolgen. Diese Abgrenzung wird jedoch durch die Abhängigkeit der Bildcharakteristika von der Einstrahlrichtung und das starke systeminhärente Rauschen erheblich beeinflusst.

Dies bewirkt zum Beispiel, dass durch eine direkt auf den unaufbereiteten US-Bilddaten angewandte Volumenvisualisierung zusammenhängende Objektstrukturen nur sehr unzureichend, in der Regel zerklüftet und durch Rauschartefakte fast vollkommen verdeckt, dargestellt werden können. Zudem folgt daraus, dass in Segmentierungsverfahren keine klare Abgrenzung von Gewebebereichen erfolgen kann und dass in Registrierungsverfahren kaum Korrespondenzen zwischen den jeweiligen Bildstrukturen zu finden sind. Aus diesen Gründen ist es wichtig, Merkmale in den US-Bilddaten zu finden, die zumindest in Annäherung die verschiedenen Gewebebereiche durch ihre Werte trennen und anatomische Strukturen robust voneinander abgrenzen können. Insbesondere gilt es, das systeminhärente Rauschen durch gezielte, an diese Merkmale angepasste Bildverbesserungsmethoden zu unterdrücken.

## 2 Methoden

Aufbauend auf [2] wurden Calderón-Zygmund(CZ)-Operatoren eingesetzt, um aus den originalen US-Bilddaten eine Annäherung an absolute Gewebewerte zu erreichen. Bei diesen Operatoren, die erstmals in [1] untersucht wurden, handelt es sich um Pseudodifferentialoperatoren, die im Fourierraum durch Multiplikation mit einer Potenzfunktion im Frequenzbetrag und einer zusätzlichen richtungsabhängigen Gewichtung $\Omega : S^n \to \mathbb{R}$ ($S^n$ bezeichnet die $n$-dimensionale Einheitskugel) dargestellt werden können. $\Omega$ muss eine $C^\infty$-glatte Funktion sein. Für die Aufbereitungsoperatoren ergibt sich die Fourierraumdarstellung

$$\widehat{T}(\omega) = \|\omega\|^\alpha \; \Omega\left(\frac{\omega}{\|\omega\|}\right). \tag{1}$$

Etwaige Singularitäten sind dabei im Sinne von [1] zu behandeln. Bei geeigneter Parameterwahl sorgt die integrierende Wirkung der CZ-Operatoren dafür, dass die Gradientenbildung, die der US-Aufnahmeprozess bewirkt, in den einzelnen Bildbereichen approximativ invertiert wird. Die Wahl der Parameter ist bestimmt durch die Systemeigenschaften der US-Aufnahmetechnik und hängt insbesondere von der Einstrahlrichtung ab. Es muss im Wesentlichen eine Integration in Einstrahlrichtung vorgenommen werden. Somit ist $\alpha \approx -1$ zu wählen und $\Omega$ muss in Einstrahlrichtung eine ungerade Symmetrie aufweisen. In der zur Einstrahlrichtung orthogonalen Ebene sollte $\Omega$ rotationssymmetrisch sein. Um die Auffächerung des Schallstrahls zu berücksichtigen, wird die Gewichtung zudem auf einen breiteren Winkelbereich um die Einstrahlrichtung geöffnet und $\Omega = \sin(\,\mu \operatorname{sgn}(\theta)\,\|\theta\|^\beta\,)$ gewählt, wobei $\theta$ den Winkel zwischen $\omega/\|\omega\|$ und Einstrahlrichtung bezeichnet. $\mu$ und $\beta$ sind positive Konstanten.

In Hinblick auf die Visualisierung ist es von entscheidender Bedeutung, dass die verwendeten CZ-Operatoren markante Kanten bzw. mathematisch ausgedrückt Singularitäten in den Bilddaten erhalten. Dies ist zum einen durch die Pseudolokalität der Operatoren gegeben, die gewährleistet, dass keine neuen Singularitäten erzeugt werden. Zum anderen sind die CZ-Operatoren außerhalb von $\mathbb{R}^n \times \Omega^{-1}(\{0\})$ mikrolokal elliptisch. Das bedeutet, dass sie Singularitäten erhalten, die nicht in den Richtungen liegen, die durch die Nullstellen von $\Omega$ gegeben sind. Aufgrund der Konstruktion von $\Omega$ werden somit Singularitäten in einer kegelförmigen Umgebung der Einstrahlrichtung weiterhin gut abgebildet. Dies entspricht der Charakteristik von US-Bilddaten. Aufgrund der approximativen Invertierungseigenschaft können die berechneten Merkmalswerte zudem die benachbarten Objektbereiche deutlich besser und robuster trennen. Die Anfälligkeit gegenüber Rauschen ist durch die Dämpfung hoher Frequenzen erheblich reduziert.

Weiterhin kann die aus der Aufbereitung resultierende robuste Trennung von Objektbereichen zu einer lokal adaptiven Aufbereitung der Bilddaten eingesetzt werden. Damit wird die in [2] vorgestellte Methodik insbesondere hinsichtlich der zuverlässigeren Abbildung von feinen Detailstrukturen verbessert, ohne die erreichte prägnante Darstellung signifikanter Objektstrukturen in der Visualisierung zu gefährden. Die adaptive Aufbereitung erfolgt anhand einer gekoppelten Evolution der Form

$$f_i^{(n+1)}(x) := \frac{\int_{\mathbb{R}^3} \sigma(\|\xi - x\|^2)\, g(\|f_2^{(n)}(\xi) - f_2^{(n)}(x)\|^2)\, f_i^{(n)}(\xi)\, d\xi}{\int_{\mathbb{R}^3} \sigma(\|\xi - x\|^2)\, g(\|f_2^{(n)}(\xi) - f_2^{(n)}(x)\|^2)\, d\xi} \tag{2}$$

für $i = 1, 2$. Dabei stellt $f_1$ die aufzubereitende Bildfunktion, $f_2$ die Calderón-Merkmalsfunktion (d. h. die mittels des CZ-Operators aufbereiteten Daten), $\sigma$ eine örtliche Gewichtungsfunktion und $g$ eine Abstandsgewichtung bzgl. der Calderón-Merkmale dar. Die Evolution wird somit durch diese Merkmale gesteuert. Ihre guten Separierungseigenschaften werden genutzt, um eine gezielte an den tatsächlichen Objektstrukturen orientierte Aufbereitung durchzuführen. Das Evolutionsschema (2) stellt eine Erweiterung von Diffusionsfiltern dar, wie sie z. B. in [3] und [5] vorgestellt wurden. Es handelt sich um eine gekoppelte Evolution, die eine örtliche Gewichtung einschließt, um ein scharfes Abschneiden des Einflussbereiches zu verhindern und zudem Richtungsisotropie zu gewährleisten. Zu diesem Zweck wird für $\sigma$ die Gaußfunktion $\exp(-d^2/\lambda)$ gewählt. Als Abstandsgewichtung wird $g(d) = (1 + d^2)^{-1}$ verwendet.

In Hinblick auf die weitere Verarbeitung eignen sich zwei Varianten des Evolutionsschemas (2), die durch Variation der Bildfunktion $f_1$ erreicht werden. Zur Generierung von Ansichten aus der Einstrahlrichtung, die im Allgemeinen aufgrund des starken Rauschens im Bildvordergrund erhebliche Probleme bereiten, werden die Calderón-Merkmale direkt eingesetzt und aufbereitet. Die daraus resultierende Visualisierung ist in Abb. 1c dargestellt. Zum Vergleich ist in Abb. 1b eine direkte Visualisierung der Calderón-Merkmalsfunktion sowie in Abb. 1a eine Visualisierung der Originaldaten ohne vorherige Aufbereitung zu sehen. Um eine Aufbereitung zu erreichen, die die original gemessenen Schallintensitäten möglichst gut reproduziert, eignet sich eine Aufspaltung der Bilddaten in die Calderón-Komponente und eine mittels Subtraktion ermittelte Restkomponente. Im Vergleich zu den Originaldaten haben beide Komponenten verbesserte Separierungseigenschaften und können somit gut für eine gekoppelte merkmalsgewichtete Aufbereitung eingesetzt werden. Abbildung 1d zeigt die Volumenvisualisierung, die sich nach Evolution und Addition der beiden Komponenten ergibt.

## 3 Ergebnisse

Die vorgestellten Aufbereitungsverfahren wurden anhand einer Reihe von dreidimensionalen US-Aufnahmen aus der klinischen Praxis evaluiert. Es handelte sich um Aufnahmen mit Tumoren in sehr unterschiedlichen anatomischen Bereichen, wie z. B. Auge, Brustbein oder Wadenbein. Die Tests wurden mit einer Reihe unterschiedlicher Visualisierungsalgorithmen, z. B. mit dem in [4] vorgestellten Verfahren, durchgeführt und mit Visualisierungen ohne zusätzliche Vorverarbeitung verglichen. Während relevante Objekte in US-Daten ohne zusätzliche Aufbereitung in den meisten Fällen aufgrund des erheblichen Rauschens

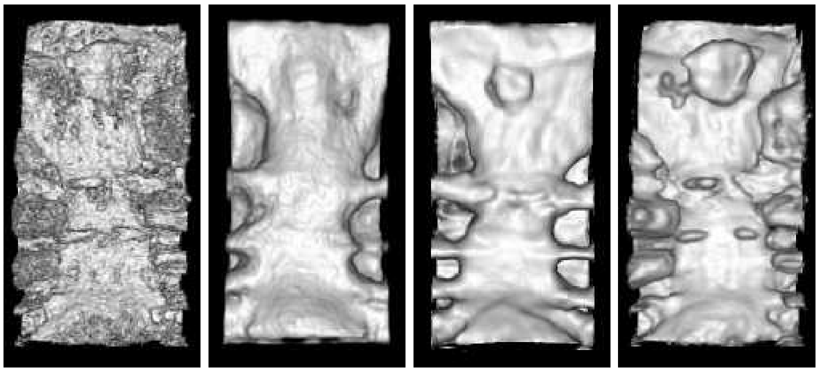

**Abb. 1.** Exemplarische Visualisierungen (gradientenbasierte Volumenvisualisierungen) von klinischen US-Aufnahmen, von links nach rechts: a) ohne Aufbereitung, b) Calderón-Merkmalsfunktion, c) adaptiv aufbereitete Calderón-Merkmalsfunktion, d) gekoppelte Aufbereitung nach Komponentenaufspaltung

nahezu überhaupt nicht zu erkennen waren, konnten diagnostisch wichtige Strukturen nach einer Vorverarbeitung durch die hier vorgestellten Operatoren sehr gut dargestellt werden. Die Visualisierungen wurden nur noch in recht geringem Maß durch Rauschen beeinträchtigt und lieferten für wichtige Grenzflächen sehr glatte und plastisch wirkende Darstellungen, die nach Einschätzung von medizinischer Seite die in der US-Aufnahme enthaltenen Strukturen zuverlässig und markant wiedergeben. Insbesondere wurde es als großer Vorteil empfunden, Ansichten aus der Einstrahlrichtung generieren zu können. Ansichten aus der Gegenrichtung stellen in der Regel lediglich einen Negativabdruck der Objektkonturen dar, da in diesem Bereich nur der von der vorderseitigen Kontur durchgelassene Ultraschall zur Bildgebung beiträgt.

**Danksagung** Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft für die Unterstützung im Rahmen des Sonderforschungsbereichs 414 , "Informationstechnik in der Medizin – Rechner und sensorgestützte Chirurgie" (Projekt Q1).

## References

1. Calderón AP, Zygmund A: On the Existence of Certain Singular Integrals. Acta Math., 88:85–139, 1952.
2. Haimerl M, Moldenhauer J, Mende U: Zielgerichtete Aufbereitung und Visualisierung dreidimensionaler medizinischer Ultraschallbilddaten. In: Bildverarbeitung für die Medizin 2001. S. 117–121, Springer Verlag, Berlin, 2001.
3. Perona P, Malik J: Scale-Space and Edge Detection Using Anisotropic Diffusion. IEEE Trans on PAMI, 12(7):629–639, 1990.
4. Sakas G, Walter W: Extracting Surfaces from Fuzzy 3D-Ultrasound Data. ACM Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series 1995, 465–474.
5. Weickert J: Anisotropic Diffusion in Image Processing. Teubner Verlag, 1998.