

Entfaltung von Ultraschallsignalen für verbesserte Bildqualität in der Ultraschall Computertomographie

R. Stotzka, N. V. Ruiter, T. O. Müller, R. Liu, K. Schlote-Holubek,
G. Göbel und H. Gemmeke

Forschungszentrum Karlsruhe,
Institut für Prozessdatenverarbeitung und Elektronik, 76021 Karlsruhe
Email: rainer.stotzka@ipe.fzk.de

Zusammenfassung. Die in dieser Arbeit vorgestellte Bildrekonstruktion der Ultraschall Computertomographie basiert auf der vollständigen Auswertung aller das Objekt durchdringenden und der im Objekt reflektierten und gestreuten Ultraschallsignale. Die Erzeugung der Ultraschallsignale, ihr Transport, Wechselwirkung mit Materie und die Detektion können als lineares System modelliert werden: Der Ultraschallpuls wird mit der Gewebeantwort, der räumlichen Streu- bzw. Reflektivitätsfunktion, gefaltet.

Wir untersuchen Entfaltungstechniken, um inverse Filter des Ultraschallpulses zu konstruieren. Durch die Entfaltung werden die Ultraschallsignale geschärft. Dies führt zu einer erheblich verbesserten Bildauflösung nach der Bildrekonstruktion.

1 Ultraschall Computertomographie

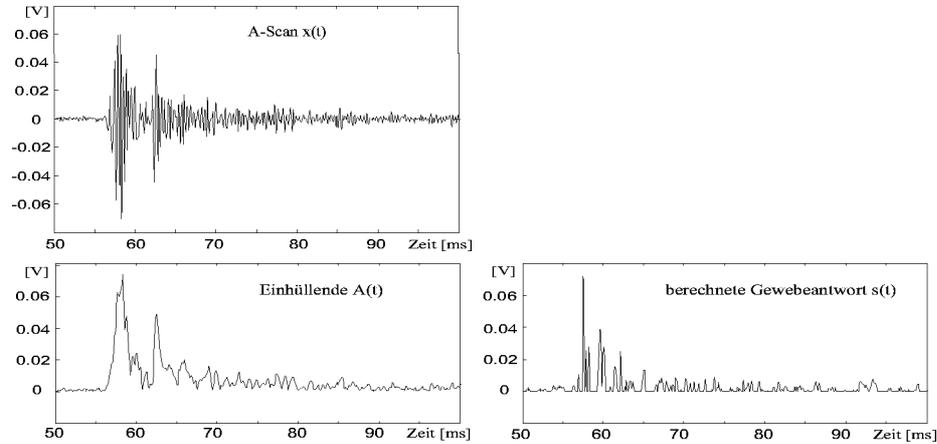
Ultraschall Computertomographie (USCT) ist ein bildgebendes Ultraschall-Verfahren, mit dem die Aufnahme von Volumenbildern mit wesentlich verbesserter räumlicher Auflösung und höherem Gewebekontrast möglich wird [1, 2].

Das abzubildende Volumen, z.B. die weibliche Brust, befindet sich im Zentrum eines zylindrischen Arrays von Ultraschallwandlern. Ein Wandler sendet ein Ultraschallsignal mit kugelförmiger Schallkeule in das Volumen, alle anderen Wandler zeichnen simultan sämtliche Transmissions-, Reflexions- und Streusignale auf. Danach sendet ein anderer Wandler ein Ultraschallsignal. Für ein Schnittbild werden ca. 10^5 , für ein vollständiges Volumen bis zu 3.5×10^6 A-Scans (eindimensionale zeitliche Verläufe des Schalldrucks an einen Sensor) aufgezeichnet. Aus diesen Daten sollen Schnittbilder bzw. Volumenbilder berechnet werden.

1.1 Signalverarbeitung

In unserem Versuchsaufbau verwenden wir Ultraschallwandler mit einer Resonanzfrequenz von ca. 3 MHz und einer Bandbreite von ca. 50 %. Die Signalverarbeitung eines A-Scans $x(t, \mathbf{e}, \mathbf{r})$ besteht aus den folgenden Schritten:

Abb. 1. A-Scan. Oben: Ein original A-Scan der HF-Daten. Unten links: Korrespondierende Einhüllende des A-Scans oben. Unten rechts: Berechnete Gewebeantwort mittels Entfaltung.



- Analoge Tiefpassfilterung mit einer Grenzfrequenz bei 5 MHz,
- Digitalisierung mit 10 MHz Abtastrate und 12 Bit Quantisierung,
- Berechnung der Einhüllenden $A(t, \mathbf{e}, \mathbf{r}) = |x(t, \mathbf{e}, \mathbf{r}) - iH(x(t, \mathbf{e}, \mathbf{r}))|$.

$x(t, \mathbf{e}, \mathbf{r})$ beschreibt den Schalldruckverlauf (proportional gemessen durch eine Spannung) über die Zeit t für die Sendeposition \mathbf{e} und die Empfangsposition \mathbf{r} . $H(\cdot)$ bezeichnet die Hilberttransformierte. Abbildung 1 zeigt oben einen A-Scan und unten links die korrespondierende Einhüllende.

1.2 Bildrekonstruktion

Wird angenommen, dass die Schallgeschwindigkeit c im gesamten abzubildenden Volumen konstant ist, kann ein Bild aufgrund der vollständigen synthetischen Apertur (full aperture sum-and-delay Algorithmus) [3] rekonstruiert werden. Dabei werden zur Bestimmung der Reflexionsamplitude $R(\mathbf{x})$ eines Pixels an der Position \mathbf{x} die Einhüllenden aller möglichen Kombinationen von Sendepositionen \mathbf{e} und Empfangspositionen \mathbf{r} akkumuliert:

$$R(\mathbf{x}) = \sum_{\mathbf{e}, \mathbf{r}} A\left(\frac{|\mathbf{e} - \mathbf{x}| + |\mathbf{x} - \mathbf{r}|}{c}, \mathbf{e}, \mathbf{r}\right) \quad (1)$$

Die Qualität der rekonstruierten Bilder hängt wesentlich von der zeitlichen Auflösung der reflektierten und gestreuten Signale ab. Die Breite der Einhüllenden nach einer Pulsanregung bestimmt die Ortsauflösung des Systems. Der in Abbildung 1 verwendete Ultraschallpuls besitzt eine Länge von ca. 3 Wellenlängen. Bei einer angenommenen Schallgeschwindigkeit von 1500 m/s in Wasser ergibt

sich eine Pulsbreite von ca. 1.5 mm und damit auch die maximale Auflösung des Systems.

Zur Verbesserung der Auflösung kann die Pulsbreite aufgrund der begrenzten Bandbreite der Ultraschallwandler nicht direkt verringert werden. Deswegen ersetzen wir zur Eliminierung des Einflusses der Pulsbreite die Berechnung der Einhüllenden durch eine inverse Filterung (Entfaltung), um die A-Scans zu schärfen und bessere Auflösungen zu erreichen.

2 Verbesserung der Signalverarbeitung durch Entfaltung

Die Erzeugung eines A-Scans $x(t)$ wird als lineares System [4, 5] modelliert: Die Anregung der Ultraschallwandler und die Übertragungsfunktionen der Ultraschallwandler und der Elektronik bilden den Ultraschallpuls $w(t)$. Die Gewebeantwort $s(t)$, die räumliche Streu- bzw. Reflektivitätsfunktion der Brust, wird mit dem Ultraschallpuls gefaltet:

$$x(t) = w(t) * s(t), \quad (2)$$

$*$ bezeichnet den Faltungsoperator. Im diskreten Fall gehen wir davon aus, dass die Signale $w(t)$ und $s(t)$ mit gleicher Abtastrate zu $\mathbf{w} = [w(0), w(1), \dots, w(A-1)]^T$ und $\mathbf{s} = [s(0), s(1), \dots, s(B-1)]^T$ digitalisiert wurden. Die Signale werden als periodisch mit den Perioden A und B angesehen. Um ein Überlappen der Perioden bei der Faltung zu vermeiden, werden die Funktionen durch Auffüllen mit Nullen zu $M \geq A + B - 1$ verlängert.

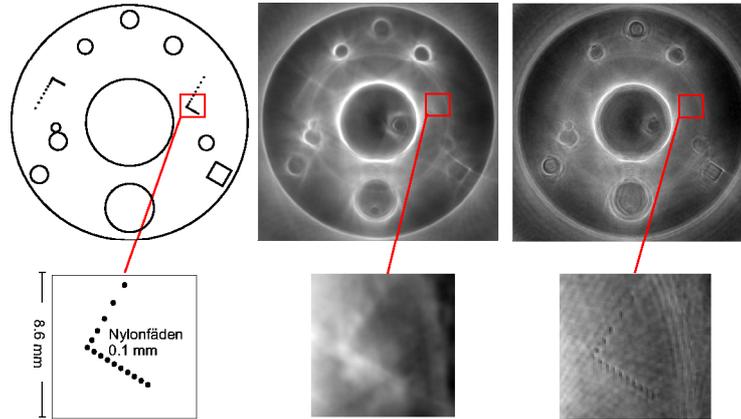
Im Entfaltungs-Modell wird angenommen, dass die Gewebeantwort eine Serie von Impulsen ist, die durch ihre zeitliche Verschiebung und Amplitude den reflektierenden Schichtgrenzen und Streuern im Gewebe entspricht. Ein Filter \mathbf{f} , der den Ultraschallpuls \mathbf{w} invertiert, kann die Gewebeantwort $\mathbf{s} = \mathbf{x} * \mathbf{f}$ rekonstruieren. Deswegen wählen wir den Ansatz:

$$\begin{aligned} & \mathbf{w} * \mathbf{f} = \mathbf{d}_k, \\ \text{bzw. in Matrixschreibweise:} & \quad \mathbf{W} \mathbf{f} = \mathbf{d}_k, \\ \text{mit} \quad \mathbf{W} = & \begin{bmatrix} w(0) & w(M-1) & \cdots & w(M-N+1) \\ w(1) & w(0) & \cdots & w(M-N+2) \\ w(2) & w(1) & \cdots & w(M-N+3) \\ \vdots & \vdots & \cdots & \vdots \\ w(M-1) & w(M-2) & \cdots & w(M-N) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3)$$

wobei die Zielfunktion \mathbf{d}_k als eine dem Dirac'schen Deltapuls ähnliche Funktion der Länge M gewählt wird, bei dem ein zeitlicher Versatz k (Phase) vorgegeben werden kann:

$$\begin{aligned} \mathbf{d}_0 &= [1, 0, 0, \dots, 0]^T && \text{minimale Phase} \\ \mathbf{d}_k &= [0, 0, \dots, 0, 1, 0, \dots, 0]^T && \text{"gemischte" Phase} \\ \mathbf{d}_{max} &= [0, 0, 0, \dots, 0, 1]^T && \text{maximale Phase} \end{aligned} \quad (4)$$

Abb. 2. Testobjekt und rekonstruierte Bilder. Links: Skizze des Objekts mit Ausschnittsvergrößerung. Die kleinsten Strukturen sind Nylonfäden als Punktstreuer mit einem Durchmesser von jeweils 0.1 mm und einem Abstand von 0.5 mm. Mitte: USCT-Bildrekonstruktion unter Verwendung der Einhüllenden. Rechts: USCT-Bildrekonstruktion unter Verwendung der entfalteten Gewebeantwort. Die Punktstreuer können klar trennbar abgebildet werden.



Aufgrund der Nadelimpuls-artigen Zielfunktion \mathbf{d}_k wird diese Art der Entfaltung auch "spiking deconvolution" genannt.

Das Problem der Entfaltung reduziert sich auf die Invertierung einer nicht-quadratischen zirkulären Matrix W . Das inverse Filter \mathbf{f} ist ein Wienerfilter mit

$$\mathbf{f} = [W^T W - \lambda I]^{-1} W^T \mathbf{d}_k. \quad (5)$$

λ ist ein Dämpfungs- bzw. Regularisierungsterm, der zur Diagonalen der Autokorrelationsmatrix $W^T W$ addiert wird, um numerische Instabilitäten durch bandbegrenzte \mathbf{w} zu vermeiden. I bezeichnet die Einheitsmatrix.

"Spiking deconvolution" kann angewendet werden, wenn der zu invertierende Ultraschallpuls \mathbf{w} bekannt ist. Wir bestimmen \mathbf{w} durch eine Leermessung, bei der der Ultraschall Computertomograph nur mit Wasser gefüllt ist. Der auf geradem Weg von einem Sendewandler zu einem Empfangswandler durchgehende Signalanteil kann als Faltung des Ultraschallpulses mit einem zeitverschobenen Dirac-Puls interpretiert werden. Der Signalanteil wird manuell segmentiert und als \mathbf{w} verwendet.

Die Qualität des inversen Filters wird im wesentlichen von der Filterlänge N und der Phase k bestimmt. Diese Parameter optimieren wir durch Minimierung des quadratischen Fehlers $\varepsilon = |\mathbf{d}_k - W\mathbf{f}|^2$.

3 Ergebnisse

Verschiedene inverse Filter basierend auf "spiking deconvolution" wurden getestet. Modifiziert wurden die Filterlänge N und die Phase k , bis ein "bestes" Filter

gefunden wurde. Angewendet auf die A-Scans konnten die direkt durchgehenden, gestreuten und reflektierten Signalanteile deutlich geschärft werden. Abb. 1 (unten rechts) zeigt die berechnete Gewebeantwort mit dem besten gefundenen inversen Filter.

Mit den aufbereiteten A-Scans wurden zweidimensionale Bilder eines Testobjekts rekonstruiert. In Abb. 2 werden die rekonstruierten Bilder unter der Verwendung der Einhüllenden und der entfalteten Gewebeantwort verglichen. Die Auflösung der Bilder steigt erheblich. In den Bildern sind Nylonfäden der Dicke 0.1 mm mit einem Abstand von 0.5 mm deutlich unterscheidbar. Diese Strukturen entsprechen ca. einem Fünftel der verwendeten Ultraschallwellenlänge.

4 Diskussion

Wir haben gezeigt, dass mit Hilfe von Entfaltung der Ultraschallsignale die Qualität der Bilder eines Ultraschall Computertomographen deutlich verbessert werden kann. Diese Art der Vorverarbeitung ist nicht nur zur Schärfung der A-Scans, sondern eignet sich auch für eine "intelligente" Kompression.

Der zu invertierende Ultraschallpuls w wird aufgrund einer Leermessung nur ungenau bestimmt. Dabei wird vernachlässigt, dass unterschiedliche Wandler unterschiedliche Wandlercharakteristiken besitzen, die zudem auch noch richtungsabhängig sind. Zudem erschweren Rauschen und Dispersion eine genaue Messung. Eine alternative Methode zur Entfaltung ist "blind deconvolution", bei der statistische Eigenschaften des Ultraschallpulses aus den A-Scans direkt gewonnen werden können. In der Fortsetzung unserer Arbeit werden wir inverse Filter mittels "blind deconvolution" konstruieren und für die Ultraschall Computertomographie optimieren.

Weiterhin möchten wir in Zukunft die Wandler gezielt durch beliebige Pulsformen anregen ("coded excitation"). Dadurch können auf den Frequenzgang der Wandler optimierte Übertragungsfunktionen erzwungen werden, um die Bestimmung des inversen Filters zu erleichtern und schärfere Bilder zu liefern.

Literaturverzeichnis

1. Stotzka R, Müller TO, Ruiter NV, Schlote-Holubek K, Liu R, Göbel G, et al. A new 3D ultrasound computer tomography demonstration system. *Biomedizinische Technik* 2004;p. 176–177.
2. Stotzka R, Müller TO, Schlote-Holubek K, Göbel G. Ultraschallwandler-Array-Systeme für die 3D Ultraschall-Computertomographie. In: *Bildverarbeitung für die Medizin* 2004. Informatik Aktuell; 2004. p. 419–423.
3. Stotzka R, Würfel J, Müller T. Medical Imaging by Ultrasound-Computertomography. In: *SPIE Symposium Medical Imaging*; 2002. p. 110–119.
4. Jensen J, Mathorne J, Gravesen T, Stage B. Deconvolution of in-vivo ultrasound B-mode images. *Ultrasonic Imaging* 1993;15:122–133.
5. Abeyratne U, Petropulu A, Reid J. Higher order spectra based deconvolution of ultrasound images. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelec, Freq Contr* 1995;42(6):1064–1075.