Entfaltung von in-vivo Ultraschall B-Bildern

Armin Günter und Dirk Rösing*

Institut für Physik – Fachbereich Angwandte Physik
F.-L.-Jahnstrasse 16, 17487 Greifswald
*Klinik und Poliklinik für Urologie
Fleischmannstrasse 42-44, D-17487 Greifswald
Email: guenter@physik.uni-greifswald.de

Zusammenfassung. Für die computergestützte Gewebedifferenzierung anhand von Ultraschall B-Bildern sowie für die bildhafte Darstellung gewebespezifischer Parameter ist eine Korrektur systembedingter Verfälschungen der ursprünglichen Gewebeantwort notwendig. Unter Berücksichtigung der nichtstationären Natur der Ultraschallechos werden zeitvariante Identifikations- und Entfaltungsmethoden zur Rekonstruktion der Gewebeantwort bzw. einer indirekten Repräsentation der Gewebeantwort vorgeschlagen, die nicht nur das stets vorhandene Störrauschen modellieren, sondern aufgrund ihrer Eigenschaft als *Whitening*-Filter auch das Potential für eine Erhöhung der Auflösung von Parameterbildern haben.

Schlüsselwörter: Ultraschall-Diagnostik, Visualisierung, Entfaltung

1 Einleitung

Die Unterscheidung verschiedenartigen Gewebes anhand von in-vivo Ultraschallbildern ist in der medizinischen Diagnose sehr wichtig, doch sind die Unterschiede meist sehr subtil und selbst der geübte Arzt kann die Begrenzung von Tumoren oft nicht feststellen. Auch die Beurteilung der Dignität von raumfordernden Prozessen ist im allgemeinen nicht möglich, weshalb immer wieder der Wunsch nach computergestützten objektiven Verfahren zur Tumorerkennung im Rahmen der kostengünstigen Ultraschalldiagnose laut wird.

Die direkte Auswertung der rohen (hochfrequenten HF) Ultraschallechos wird jedoch durch einige Faktoren sehr erschwert oder gar unmöglich:

– Der auftretende Wertebereich verschienster aus den HF-Echos extrahierter gewebespezifischer Parameter ist klein und liegt in der Grössenordnung der Schwankungen, die durch systembedingte Effekte (Schallbeugung) oder die Varianz der Parameter-Schätzer auftreten.
– Die zwischen dem Schallwandler und der ROI liegenden Gewebe- und Hautschichten haben einen kaum nachvollziehbaren Einfluss auf die Schallausbreitung.
– Das genaue Rückstreuverhalten eines Gewebebereiches erhält man nur über die Lösung des inversen dreidimensionalen Streuproblems.

– Oftmals ist das zu untersuchende Gewebe stark inhomogen, was nach hochauflösenden Verfahren verlangt.

Um trotzdem die Ultraschallechos aus verschiedensten Eindringtiefen und Gewebearten auswerten zu können, müssen demnach systembedingte und tiefenabhängige Effekte beseitigt werden, um einen Vergleich lokaler Gewebeparameter zu ermöglichen. Um dieses Ziel zu erreichen, ist zunächst eine systemtheoretische Modellierung der Ultraschallechos erforderlich. Mit Hilfe dieses Modells müssen dann Methoden zur Entfaltung gefunden werden, die insbesondere im Hinblick auf die nichtstationäre Natur der Echos sowie des vorhandenen Rauschens optimal arbeiten.

2 Systemtheoretische Modellierung der Ultraschallechos

Die Wechselwirkung zwischen Schall und Gewebe wird als linear angenommen, was die Voraussetzung für die Anwendbarkeit der linearen Systemtheorie schafft. Grundlagen dieser Annahme sind der geringe Schallwechseldruck in der Ultraschalldiagnose und die BORN-Näherung. Das von der Oberfläche des Schallwandlers ausgesendete Wellenpaket wird auf seinem Weg zu einem kleinen Gewebeausschnitt ΔV gedämpft, dort gemäss der Gewebestruktur gestreut, und der in Richtung des Wandlers zurückgestreute Anteil erfährt wiederum eine Dämpfung. Schliesslich entsteht nach der Übertragungsfunktion des Wandlers und der Filter sowie Verstärker im Ultraschallgerät das empfangene Echo, dessen Darstellung im Frequenzbereich näherungsweise (Fernfeld) folgendermassen aussieht [1]:

$$E(z,\omega) \simeq H_W(\omega)\, H_d^2(z,\omega) \int_{\Delta V(z)} H_\phi^2(\boldsymbol{r},\omega)\, H_G(\boldsymbol{r},\omega)\; \mathrm{d}V(\boldsymbol{r}) \ . \tag{1}$$

Hierbei sind: $H_W(\omega)$ die zusammengefassten Übertragungsfunktionen des Schallwandlers (Senden, Empfangen) und der Filter im Gerät, $H_d^2(z,\omega)$ die mit der Eindringtiefe z variierende Schalldämpfung (Hin- und Rückweg), $H_\phi^2(\boldsymbol{r},\omega)$ die Schallfeldübertragungsfunktion gemäss dem RAYLEIGH-Oberflächenintegral (Hin- und Rückweg; auch *Schallbeugung* genannt), und $H_G(\boldsymbol{r},\omega)$ das Rückstreuverhalten des Gewebes am Ort $\boldsymbol{r}$. Es ist die Charakteristik des dreidimensionalen Streuproblems, dass die Schallfeldübertragungsfunktion nicht separiert werden kann. Für ein Medium mit überall gleichem Rückstreuverhalten möchte man nun für jedes Probevolumen $\Delta V(z)$ das gleiche Echospektrum erhalten. Das kann mit einer entsprechend gewählten Korrekturfunktion $K(z,\omega)$ erreicht werden:

$$E_K(z,\omega) = K(z,\omega) \cdot E(z,\omega) \ . \tag{2}$$

Diese Korrektur kann z.B. experimentell mittels Ultraschallphantomen als Referenzmedium bestimmt werden, allerdings müssen dann die Rückstreu- und Dämpfungseigenschaften des Phantoms die Eigenschaften des unbekannten Mediums sehr gut repräsentieren. Bestimmt man nämlich für das Referenzmedium die mittleren Eigenschaften in Abhängigkeit der Eindringtiefe, können die für die Diagnostik sehr aussagekräftigen Abweichungen von diesen Mittelwerten errechnet werden ($\langle\cdot\rangle$ bezeichne den Mittelwert, die Tilde kennzeichne das Referenzmedium):

$$K(z,\omega) = \left\langle H_W(\omega)\,\tilde{H}_d^2(z,\omega) \int_{\Delta V(z)} H_\phi^2(\boldsymbol{r},\omega)\,\tilde{H}_G(\boldsymbol{r},\omega)\;\mathrm{d}V(\boldsymbol{r}) \right\rangle^{-1} . \quad (3)$$

Damit gelangt man zu *relativen* Echosignalen, was mehrere Vorteile aufweist:

- Das korrigierte Signal ist annähernd weiss, was zum einen den Einsatz spezieller KALMAN-Filter basierter Entfaltungsalgorithmen ermöglicht, und zum anderen die Auflösung von Schätzern lokaler Parameter erhöht (wg. der für praktisch alle Schätzer angenommenen und ausgenutzten Ergodizität der zufälligen Signale und der erhöhten Effizienz der Schätzer bei reduzierter Korreliertheit benachbarter Abtastwerte).
- Die aufwendige und fehlerträchtige Bestimmung d. Übertragungsfunktionen H_W kann umgangen werden.
- Weitere Näherungen zur Separation der Schallfeldübertragungsfunktion H_ϕ sowie deren Bestimmung sind nicht notwendig.
- Falls die Gewebedämpfung im Referenzmedium ein sehr ähnliches Verhalten zeigt wie im Probemedium, kann von einer entsprechenden zusätzlichen Korrektur für das Gewebe zwischen Wandler und Probevolumen ebenfalls abgesehen werden.

Es liegt auf der Hand, dass dieses Verfahren am besten mit einem dem Probemedium sehr ähnlichen Referenzmedium funktioniert. Deshalb ist es besonders günstig, die Korrektur anhand des untersuchten Mediums selbst zu bestimmen, im konkreten Fall also als Mittelwert aus Echos des beschallten Organs, wobei Ultraschallbilder von mehreren Patienten herangezogen werden sollten. Auf diese Art und Weise kann man sogar eine recht gute Korrektur der eventuell nicht stationären Dämpfung erwarten, wie diese durch z.B. zwischenliegende Haut- und Fettschichten beim Nierenultraschall auftreten.

3 Bestimmung der Korrektur

Wie anhand von Gl. (3) zu erkennen, ist die Korrektur tiefenabhängig, weil die einzelnen empfangenen HF-Echos in ihrem zeitlichen Verlauf nichtstationären Charakter haben. Prinzipiell ist es also die Aufgabe, das zeitlich variable Spektrum $K(z,\omega)$ zu schätzen. Im Gegensatz zu den sonst üblichen Kurzzeitspektren, die über die FFT kurzer und evtl. mit einer Fensterfunktion gewichteter Signalausschnitte bestimmt werden, soll hier ein parametrisches Verfahren vorgeschlagen werden, welches die zeitliche Variabilität der Parameter zu verfolgen imstande ist, und welches mit jedem neu zur Verfügung stehenden Abtastwert des Echosignals den Parametersatz rekursiv aktualisiert: die *rekursive Prädiktionsfehler-Methode*. Hiermit werden die Parameter eines ARMA-Modells geschätzt.

Um der Variabilität der Parameter gerecht zu werden, kommt ein *forgetting*-Faktor zum Einsatz, der weiter zurückliegende Schätzwerte immer kleiner bewichtet und somit die Konvergenz zu einem konstanten Parametersatz verhindert. Um den Einschwingvorgang des Algorithmus' am Anfang der HF-Echos zu beschleunigen, wird die "Vergesslichkeit" in der Transientenphase für eine kurze Zeit erhöht. Details zu diesem Algorithmus findet man in [2].

Die Mittelung für die Korrektur $K(z,\omega)$ erfolgt über Mittelung der Parameter aus allen HF-Echos, und zwar jeweils für eine bestimmte feste Eindringtiefe z. Ein solches Vorgehen liefert stabile Parameter, die als Grundlage für die Entfaltung dienen.

Der Algorithmus findet bei vorhandenem additiven (weissem) Rauschen, das zum (weissen) Prozessrauschen unkorreliert ist, optimale Parameter im Sinne der kleinsten Fehlerquadrate. Allerdings sind die geschätzten Systemfunktionen minimalphasig, was manchmal ein Nachteil ist, vor allem weil mit nicht-minimalphasigen Signalen als Input der Algorithmus nicht gegen die wahren Parameter konvergiert.

4 Entfaltung

Unter störungsfreien Bedingungen gelingt eine Entfaltung über eine einfache inverse Filterung. Allerdings ist den digitalisierten Ultraschallechos ein Rauschen überlagert (Systemrauschen, Quantisierungsrauschen, Modellfehler der Korrekturfunktion). Deshalb sollte das Rauschen modelliert werden, was mit einem Zustandsraum-Modell möglich ist. Die Darstellung im Zustandsraum hat ferner den Vorteil, dass zeitlich variable Prozesse repräsentiert werden können, welche zudem schon mit den Parametern des ARMA-Modells zur Verfügung stehen:

$$\boldsymbol{q}(k+1) = \boldsymbol{A}(k)\,\boldsymbol{q}(k) + \boldsymbol{b}(k)\,w(k) \tag{4}$$

$$e(k) = \boldsymbol{C}(k)\,\boldsymbol{q}(k) + v(k)\ , \tag{5}$$

wobei die Matrizen $\boldsymbol{A}(k)$, $\boldsymbol{C}(k)$ und der Vektor $\boldsymbol{b}(k)$ durch die regelbare kanonische Form des diskreten ARMA-Modells von $K(z,\omega)$ gegeben sind ([3], S.206f). Ausserdem sind: $\boldsymbol{q}(k)$ der Zustandsvektor, $e(k)$ das empfangene Ultraschallecho, $w(k)$ das zu schätzende Prozessrauschen (entfaltetes Signal), $v(k)$ das additive Störrauschen. Wenn sowohl $w(k)$ als auch $v(k)$ annähernd weisse Prozesse sind, kann $w(k)$ mit dem KALMAN-Interpolations-Algorithmus nach Mendel [4] entfaltet werden (Interpolation von einem festen Zeitpunkt aus, sog. *fixed-interval-algorithm*). $w(k)$ ist aber tatsächlich fast weiss, falls $K(z,\omega)$ gemäss den Ausführungen in Abschnitt 2 bestimmt wurde. Man stellt sich das empfangene HF-Echo also folgendermassen vor ($*$ bezeichne den Faltungsoperator, $g(k)$ die Impulsantwort des unbekannten Rückstreuverhaltens, $\tilde{w}$ ist weiss):

$$\begin{aligned} e(k) &= \left\{\tilde{w}(k) * g(k) * k^{-1}(k)\right\} * k(k) + v(k) \\ &= w(k) * k(k) + v(k)\ . \end{aligned} \tag{6}$$

Ähnliche Anwendungen dieses Algorithmus' nach Mendel auf Ultraschallechos aus der medizinischen Diagnose werden auch in [5, 6] und in [7] diskutiert.

5 Ergebnisse und Ausblick

Die mittels der zeitvarianten Prädiktionsfehler-Methode bestimmten parametrischen Korrekturspektren zeigen sowohl in Ultraschallphantomen als auch bei einem Satz Nieren-Scans (20 Patienten) gute Übereinstimmung zu aus Kurzzeit-Periodogrammen geschätzten Amplitudenspektren, und zwar schon mit einer AR-Ordung von 6 und einer MA-Ordnung von 5. Es zeigt sich klar der Vorteil, dass ein Bias, wie er wegen der Fensterfunktionen in Kurzzeitperiodogrammen auftritt, mit dem zeitvarianten Design des Identifikationsalgorithmus' vermieden werden kann. Die entfalteten Echos sind (innerhalb der Bandbreite des verwendeten Ultraschallwandlers) tatsächlich annähernd weiss, abgesehen von solchen aus Bereichen mit stark vom Mittelwert abweichenden Rückstreuamplituden. Parametrisiert man diese entfalteten Echos mit einer gefensterten mittleren Leistung $(1/N \cdot \sum_{k=1}^{N} e_k^2)$, erhält man Bilder, die kein axiales Speckle mehr aufweisen (wie zu erwarten war), und die ansonsten den herkömmlichen B-Bildern sehr ähnlich sind. Evtl. im B-Scan durch dieses axiale Speckle verwaschene Strukturen treten deutlicher hervor. Laterale Korrelationen zwischen benachbarten A-Scans bleiben allerdings weitgehend erhalten.

Mittels der vorgeschlagenen Entfaltung vermag man, auf *in vivo* Ultraschallbilder angewendet, aufgrund des *whitening*-Effekts der Filterkonstruktion höhere Auflösungen für lokale gewebespezifische Parameter zu erhalten, was im Bezug auf eine computergestützte Gewebedifferenzierung inhomogener Strukturen sehr wichtig ist. Momentan laufen Arbeiten, die dieses anhand der Parametrisierung des lokalen frequenzabhängigen Rückstreuverhaltens und der Schätzung von lokalen statistischen Verteilungsparametern in Nierenparenchym und Nierentumoren untersuchen.

Literatur

1. Insana MF, Wagner RF, Brown DG, Hall TJ: Decribing small-scale structure in random media using pulse-echo ultrasound. Journal of the Acoustical Society of America (JASA), 87(1):179–192, 1990.
2. Söderström T, Stoica P: System Identification. Prentice Hall International, 1988.
3. Brown RG, Hwang PYC: Introduction to random signals and applied Kalman filtering. John Wiley & Sons, 3rd edition, 1997.
4. Mendel JM, Kormylo J: New fast optimal white-noise estimators for deconvolution. IEEE Transactions on geoscience electronics, 15(1):32–41, 1977.
5. Kuc RB: Application of Kalman filtering techniques to diagnostic ultrasound. Ultrasonic Imaging, 1:105–120, 1979.
6. Jensen JA: Deconvolution of ultrasound images. Ultrasonic Imaging, 14:1–15, 1992.
7. Jensen JA, Mathorne J, Gravesen T, Stage B: Deconvolution of in-vivo ultrasound B-mode images. Ultrasonic Imaging, 15:122–133, 1993.