Verbesserung der Dynamik und Ortsauflösung in der Ultraschalldiagnostik durch die Kombination kodierter Anregung und tiefenangepaßter Mismatched-Filterung

K. Eck, A. R. Brenner, W. Wilhelm, T. G. Noll

Lehrstuhl für Allgemeine Elektrotechnik und Datenverarbeitungssysteme
Schinkelstraße 2, 52062 Aachen
Email: eck@eecs.rwth-aachen.de

Zusammenfassung. Durch Verwendung kodierter Signale kann die Abbildungstiefe und der Signal-Rausch-Abstand von Ultraschallaufnahmen erheblich gesteigert werden. Nachteilig wirkt sich dabei vor allem bei der Aufnahme dämpfenden Gewebes die mit der Tiefe sinkende Dynamik und Ortsauflösung auf die Bildqualität aus. Mit Hilfe des hier vorgestellten Pulskompressionsverfahrens der tiefenangepaßten Mismatched-Filterung können Dynamik und Ortsauflösung der Abbildung über weite Tiefenbereiche erhalten werden. Der Erfolg des Verfahrens wird durch Simulationen und Experimente bestätigt. Eine Flächenabschätzung für einen Echtzeit-Pulskompressor mit nachladbaren Koeffizienten in 0.5 µm CMOS-Technologie bei einer Taktfrequenz von 200 MHz wird vorgestellt.

Schlüsselwörter: Ultraschall, Kodierte Anregung, Mismatched-Filterung

1 Einleitung

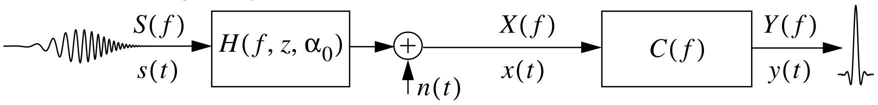
Mit Hilfe von Ultraschall gewonnene Bilder der medizinischen Diagnostik weisen im Vergleich zu Bildern anderer Modalitäten einen geringen Signal-Rausch-Abstand und eine für viele Anwendungen unzureichende Ortsauflösung auf. Eine Steigerung der Bildqualität durch Erhöhung der verwendeten Amplitude ist auf Grund der damit verbundenen erhöhten Belastung des Patienten nicht möglich [1]. Diese Einschränkung kann durch die Verwendung zeitlich ausgedehnter Signale umgangen werden. Die aus dem Gewebe empfangenen Signale müssen in diesem Fall vor der Verwendung zur Bildrekonstruktion komprimiert werden [2][3]. Die Kompression durch Korrelation mit dem ausgesendeten Signal (Matched-Filterung) führt hierbei zu Ergebnissen mit schlechter Dynamik und Ortsauflösung [4]. Durch Anpassung des Filters an das Übertragungssystem (tiefenangepaßte Mismatched-Filterung) kann die Dynamik und Ortsauflösung erheblich gesteigert werden [5].

2 Methoden

2.1 Modellierung des Systems

Die Modellierung des Abbildungssystems ist in Abb. 1 skizziert: Ein Sendesignal $s(t)$ wird über einen Kanal mit der Übertragungsfunktion $H(f, z, \alpha_0)$ bestehend aus dem Transducer mit der Übertragungsfunktion $H_t(f)$ und dem Medium mit der Übertragungsfunktion $H_m(f, z, \alpha_0)$ übertragen. Zum Echosignal wird weißes Rauschen $n(t)$ addiert. Um das resultierende Signal $x(t)$ zu einem kurzen Signal $y(t)$ zu komprimie-

Abb. 1. Modellierung des Systems



ren, wird anschließend eine Faltung mit einem Filter der Stoßantwort $c(t)$ mit dem Amplitudenspektrum $|C(f)|$ vorgenommen. Die Übertragungsfunktion des dämpfenden Gewebes [1] hat bei konstanter Schallgeschwindigkeit v in Abhängigkeit vom Dämpfungskoeffizienten α_0 für einen Reflektor in der Tiefe z die Form

$$H_m(f, z, \alpha_0) = \exp\left\{-2z\left[\alpha_0 \cdot f + j\frac{2\pi f}{v}\right]\right\}. \tag{1}$$

2.2 Qualitätsmaßzahlen des Kompressionsergebnisses

Die Abbildungsqualität von Ultraschallbildern wird wie folgt quantitativ erfaßt: Der *Signal-Rausch-Abstand* (SNR) ist der logarithmische Abstand des Hauptmaximums des Echos eines punktförmigen Reflektors vom Erwartungswert der Rauschleistung. Die *Dynamik* wird als logarithmischer Abstand des Hauptmaximums zum höchsten Nebenmaximum angegeben. Die *Hauptmaximumbreite,* gemessen auf einer angegebenen Höhe relativ zum Hauptmaximum, gibt die Ortsauflösung des Abbildungssystems an. Das *Kontrastverhältnis* der Abbildung eines Reflektors ist das Verhältnis der Energie des gesamten Signals zur Summe der Energie der Nebenmaxima.

2.3 Matched-Filterung und Mismatched-Filterung

Die Pulskompression kann im einfachsten Fall durch eine Korrelation des Echosignals mit dem Sendesignal ($C(f) = S^*(f)$) durchgeführt werden. Durch eine Mismatched-Filterung mit einem Filter der Übertragungsfunktion $C(f) \neq S^*(f)$ kann das Amplitudenspektrum des komprimierten Echosignals in einer Weise modifiziert werden, daß die Stoßantwort $y(t)$ eine für die Bildgebung geeignete, kompakte Form mit hoher Dynamik aufweist. Der damit verbundene Verlust an SNR gegenüber dem theoretischen Optimum berechnet sich als Filtereffizienz η zu

$$\eta = \frac{\left(\int |X(f)C(f)|df\right)^2}{\left(\int |X(f)|^2 df \cdot \int |C(f)|^2 df\right)}. \tag{2}$$

Bei der Wahl der Form des Amplitudenspektrums $|Y(f)|$ kann mit Hilfe des in [6] erstmals im Zusammenhang mit Ultraschallsignalen vorgestellten Algorithmus für eine gewünschte Hauptmaximumbreite das Amplitudenspektrum bestimmt werden, welches das beste erreichbare Kontrastverhältnis aufweist [5].

2.4 Synthese tiefenabhängiger Mismatched-Filter

Gegeben ist eine zeitdiskrete Stoßantwort x_k der Länge L und ein angestrebtes Ergebnis der Pulskompression $\tilde{y}_k$ der Länge L+N-1. Gesucht wird nun das Mismatched-Filter c_k der Länge N, durch das die Vorgabe $\tilde{y}_k$ im Sinne der kleinsten Fehlerquadrate bestmöglich angenähert wird.

Mit den Abkürzungen $a_{ij} = \sum_{k=0}^{N+L-2} x_{k-i} \cdot x_{k-j}$ und $r_j = \sum_{k=0}^{N+L-2} \tilde{y}_k \cdot x_{k-j}$ (3)

und durch Einführung der $N \times N$ Matrix $\boldsymbol{A} = (a_{ij})$ sowie der Vektoren $c = (c_0, c_1, \ldots, c_{N-1})^T$ und $r = (r_0, r_1, \ldots, r_{N-1})^T$ ergeben sich die Koeffizienten c_j des Mismatched-Filters als Lösung des linearen Gleichungssystems $\boldsymbol{A} \cdot c = r$.

Das Vorliegen einer Dämpfung nach (1) führt im Fall der Kompression des gesamten Signals mit einem festen Mismatched-Filter zu einer Verformung des Amplitudenspektrums $|Y(f)|$ über der Tiefe z mit der Folge eines Dynamikverlustes durch das Ansteigen der Nebenmaxima. Durch die abnehmende Korrelation zwischen $|C(f)|$ und $|X(f)|$ sinkt zusätzlich die Filtereffizienz η und damit das SNR von $y(t)$ gemäß (2). Durch eine tiefenabhängige Anpassung von $c(t)$ mit dem Ziel der Maximierung von $\eta(z)$ können die Dynamik und das SNR über weite Bereiche nahezu konstant gehalten werden.

2.5 Auswirkung von Dämpfungsfehlschätzungen

Die Berechnung des Mismatched-Filters setzt eine Schätzung der vorliegenden Dämpfung voraus. Unter der Voraussetzung, daß das Amplitudenspektrum $\tilde{Y}(f)$ der angestrebten Systemstoßantwort $\tilde{y}(t)$ symmetrisch ist, einen linearen Phasenverlauf aufweist und daß eine Dämpfung nach (1) vorliegt, kann gezeigt werden, daß sich Über - und Unterschätzungen des Dämpfungskoeffizienten identisch auf die Einhüllende der Systemstoßantwort $y(t)$ auswirken. In Abhängigkeit von der Stärke der Fehlschätzung zeigt $y(t)$ gegenüber $\tilde{y}(t)$ eine verringerte Dynamik und ein verringertes SNR.

3 Ergebnisse

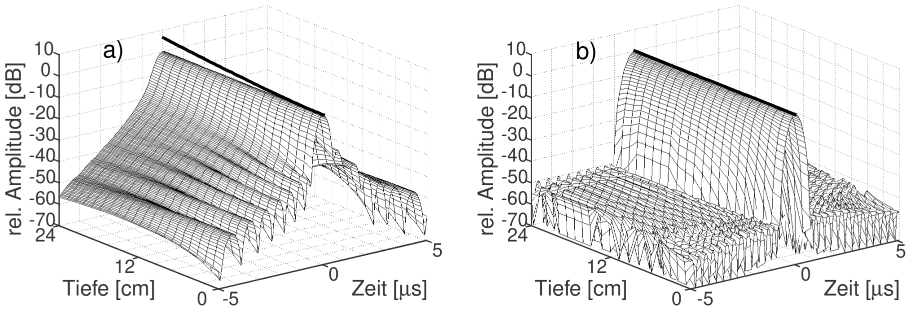
Die in Simulation und Experiment verwendeten nichtlinear frequenzmodulierten Chirpsignale haben eine Länge von 20.48 µs und Grenzfrequenzen von 2.5 MHz und 5 MHz. Die Hüllkurve des Chirpsignals ist konstant bis auf die ersten und letzten 0.5 µs des Signals, die jeweils mit einem einseitigen Hanning-Fenster gewichtet sind. Bei dem verwendeten und simulierten Transducer handelt es sich um ein Pie-Medical CA80 Curved-Array mit 56% relativer Bandbreite. Bei dem in den Experimenten verwendeten Probekörper handelt es sich um das Modell 539 (gewebenachbildendes Phantom mit Nylonfäden) des Herstellers ATS Laboratories.

3.1 Simulation

Für die Simulationen wird ein Dämpfungskoeffizient von $\alpha_0 =$ 0.5 dB / (MHz cm) angenommen. Typische Dämpfungswerte im menschlichen Körper sind für Blut 0.2 dB / (MHz cm), für Muskelgewebe 1.5 bis 2.5 dB / (MHz cm) und für Lebergewebe 0.5 bis 0.9 dB / (MHz cm).

Abb. 2 a) zeigt, daß die Pulskompression durch Matched-Filterung hohe Nebenmaxima erzeugt, die zu einer Beschränkung der Dynamik auf ca. 15 dB führen. Darüber hinaus sinkt das SNR bis zur Tiefe von 24 cm um ca. 6 dB. Demgegenüber zeigt das Ergebnis der tiefenangepaßten Mismatched-Filterung eine konstante Dynamik von

Abb. 2. Pulskompression durch a) Matched-Filterung, und b) durch tiefenangepaßte Mismatched-Filterung für verschiedene Tiefen des Reflektors im dämpfenden Gewebe. Die fett gedruckten Linien zeigen die Einbußen an SNR gegenüber dem theoretischen Optimum.



50 dB und einen SNR-Verlust von < 0.6 dB über der gesamten Abbildungstiefe (Abb. 2 b). Die Hauptmaximumbreite steigt bei beiden Kompressionsverfahren auf Grund des durch die Dämpfung verursachten Bandbreitenverlustes um ca. 50% an.

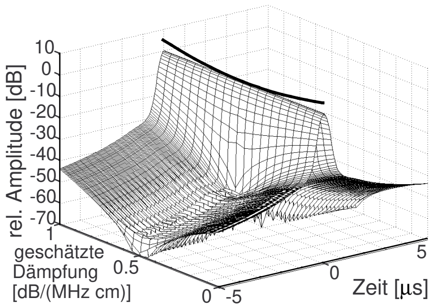


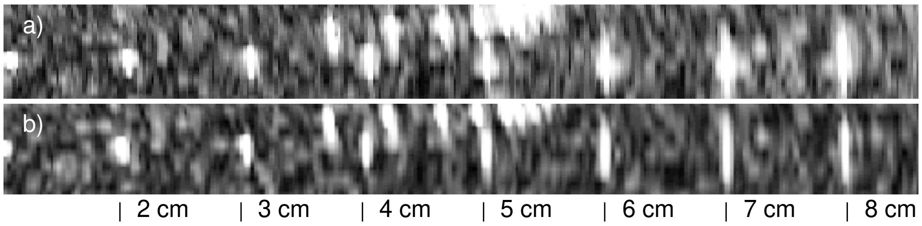
Abb. 3. Verlust an Dynamik und SNR für eine Abweichung der angenommenen von der tatsächlichen Dämpfung um +5 bis -5 dB/MHz. Die fett gedruckte Linie zeigt den Verlust an SNR gegenüber dem Fall einer korrekten Annahme der vorliegenden Dämpfung.

Der Berechnung von tiefenabhängigen Mismatched-Filtern muß eine Schätzung oder Annahme des Dämpfungskoeffizienten α_0 vorangehen. Bei der Schätzung des Dämpfungskoeffizienten aus A-Scans liegt der relative Fehler bei Anwendung von Fourier-Methoden unter 20% [7]. Eine fehlerhafte Schätzung von α_0 verursacht einen Verlust an SNR und Dynamik (Abb. 3). Im Fall einer Schätzung von α_0 = 1 dB / (MHz cm) statt der vorliegenden 0.5 dB / (MHz cm) (d.h. mit einem relativer Fehler von 100 %) sinkt bei der Abbildung eines Reflektors in der Entfernung $z = 5$ cm die Dynamik auf ca. 25 dB, die Breite des Hauptmaximums oberhalb von -25 dB steigt um 10% und das SNR verringert sich um 6 dB. Auch im Fall einer fehlerhaften Schätzung des vorliegenden Dämpfungskoeffizienten ist damit die tiefenabhängige Mismatched-Filterung der Matched-Filterung hinsichtlich des SNR gleichwertig und hinsichtlich der Dynamik überlegen.

3.2 Experiment

Abb. 4 zeigt B-Scans des Probekörpers. Durch die Mismatched-Filter-Pulskompression (Abb. 4 b) wurde eine deutliche Steigerung der axialen Auflösung gegenüber der Matched-Filter-Pulskompression (Abb. 4 a) erreicht. Die durch den Algorithmus angestrebte Absenkung der Nebenmaxima auf eine Höhe von -50 dB ist im B-Scan nicht sichtbar, da die Reflektoren im verwendeten Probekörper in eine Masse mit Mikrostreuern eingebettet sind. Diese nicht einzeln auflösbaren Reflektoren verursachen das beobachtete Specklemuster auf einer Höhe von -20 dB unter den Hauptmaxima.

Abb. 4. B-Scans eines Probekörpers. a) Matched-Filterung, b) Mismatched-Filterung. Angegeben ist der Abstand des Reflektors zur Transduceroberfläche.



4 VLSI-Implementierung

Eine Full-Custom VLSI-Implementierung der tiefenabhängigen Mismatched-Filterung für eine Abtastrate von 14 MSa/s und eine Filterlänge von 512 Koeffizienten in 0.5 µm CMOS-Technologie bei 200 MHz unter Anwendung von Mehrfachnutzungsstrategien [8] führt zu einer Fläche von 9 mm^2. Eine Implementierung mit Hilfe von Standardzellen würde 5-6 mal soviel Fläche benötigen.

5 Zusammenfassung

Die Bildqualität von Ultraschallaufnahmen wird durch die tiefen- und frequenzabhängige Dämpfung organischen Gewebes beeinträchtigt. Durch die Kombination von kodierter Anregung und tiefenangepaßter Mismatched-Filterung ist es möglich, tiefe Objektbereiche ohne sichtbare Einbußen an axialer Auflösung abzubilden. Das Verfahren erweist sich als robust gegenüber einer fehlerhaften Schätzung der vorliegenden Dämpfung. Eine VLSI-Implementierung der tiefenabhängigen Mismatched-Filterung ist zum heutigen Zeitpunkt technisch und ökonomisch möglich.

6 Literatur

1. Rao NAHK: Investigation of a pulse compression technique for medical ultrasound: a simulation study. Medical & Biological Engineering & Computing, 32:181-188, 1994.
2. O'Donnell M: Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging systems. IEEE Trans. UFFC, 39(3): 341-351, 1992.
3. Bressmer H, Joppek C, Pfau R, Faust U: Pulskompression in handelsüblichen Ultraschall B-Bildsystemen. Biomedizinische Technik, Ergänzungsband, 41:170-171, 1996.
4. Pollakowski M, Ermert H: Chirp signal matching and signal power optimization in pulse-echo mode ultrasonic nondestructive testing. IEEE Trans. UFFC, 41(5): 655-659, 1994.
5. Brenner AR, Eck K, Wilhelm W, Noll TG: Improved resolution and dynamic range in medical ultrasonic imaging using depth-dependent mismatched filtering. IEEE Proc. UFFC Symp., 1997, in Druck.
6. Adams JW: A new optimal window. IEEE Trans. Sig. Proc., 39(8):1753-1769, 1991.
7. Baldeweck T, Laugier P, Herment A, Berger G: Application of autoregressive spectral analysis for ultrasound attenuation: interest in highly attenuating medium. IEEE Proc. UFFC Symp., 1181-1186, 1993.
8. Wilhelm W, Noll TG: A new mapping technique for automated design of highly efficient multiplexed FIR digital filters. IEEE Proc. ISCAS, 2252-2256, 1997.