Korrektur der Phasenaberration in Ultraschallaufnahmen durch das Dynamic-Time-Warping-Verfahren

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

Lehrstuhl für Allgemeine Elektrotechnik und Datenverarbeitungssysteme
Schinkelstraße 2, 52062 Aachen
e-mail: eck@rog.rwth-aachen.de

Ultraschallaufnahmen in der medizinischen Diagnostik werden in Ortsauflösung und Kontrast von Phasenaberrationseffekten stark beeinträchtigt. Der Einfluß dieser Artefaktquelle kann durch die Anwendung geeigneter Korrekturalgorithmen vermindert werden. Es wird mit dem Dynamic-Time-Warping-Verfahren (DTW) zur Korrektur von Phasenaberrationen ein aus der Anwendung Spracherkennung bekanntes Verfahren vorgestellt, das eine robustere Schätzung der Phasenaberration bei Ultraschallaufnahmen erlaubt, als mit den bisher verwendete Methoden erreichbar ist. Die Leistungsfähigkeit des DTW-Verfahrens wird im Vergleich mit der Kreuzkorrelationsmethode und dem Speckle-Look-Back-Verfahren auf experimentell ermittelten Daten demonstriert. Abschließend wird die Eignung des Dynamic-Time-Warping-Verfahrens zur Korrektur von lokal variierender Phasenaberration im Gewebe diskutiert.

Keywords: Medizinelektronik, Ultraschall, Phasenaberration, Dynamic-Time-Warping.

1 Einleitung

Beim Einsatz von Phased-Array-Ultraschall-Transducern erfolgt die Strahlschwenkung und Fokussierung durch eine zeitverzögerte Ansteuerung der einzelnen Transducerelemente im Sende- und durch eine zeitverzögerte Summation der an den Transducerelementen empfangenen Echos im Empfangsfall. Die dabei verwendeten Verzögerungen werden rein geometrisch aus den Positionen von Transducerelement und Fokuspunkt bestimmt. Diese Methode der Fokussierung basiert auf der impliziten Annahme, daß das beschallte Gewebe eine homogene Schallgeschwindigkeitsverteilung besitzt. Die Schallgeschwindigkeit im Körper wird dabei standardmäßig zu 1540 m/s angenommen. In der Realität weisen biologische Gewebe jedoch unterschiedliche Schallgeschwindigkeiten auf: die Spanne reicht von 1440 m/s für Fett bis zu 1675 m/s für Kollagen.

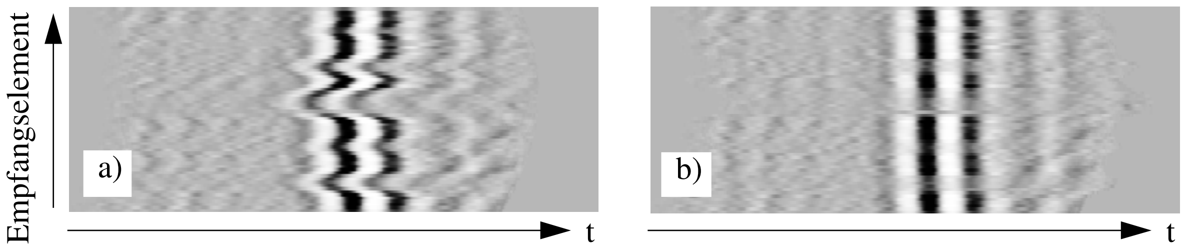

Bild 1: Empfangene Signale an den Elementen der Apertur:
a) phasenaberrierte Wellenfront,
b) phasenkorrigierte Wellenfront.

Diese Schallgeschwindigkeitsinhomogenitäten verursachen eine Laufzeit- und damit auch eine Phasenverzerrung der empfangenen Signale (Bild 1), die zu suboptimalen Ergebnissen in Hinblick auf Ortsauflösung und Kontrast im rekonstruierten Bild führt.

Die Bildqualität kann deutlich gesteigert werden, wenn im physikalischen Modell des Abbildungsvorgangs die Existenz von Inhomogenitäten der Schallgeschwindigkeitsverteilung berücksichtigt wird. Eine einfache Methode, die Schallgeschwindigkeitsinhomogenitäten im Gewebe zu modellieren, besteht in der gedachten Konzentration der phasenaberrierenden Einflüsse in einer infinitesimal dicken Schicht unmittelbar vor dem Transducer. In diesem Modell wird die Aberration der empfangenen Echos als eine zeitlich globale Phasenverschiebung für jedes Echosignal angenommen. Bereits existierende Algorithmen zur Phasenaberrationskorrektur basieren auf der Schätzung der globalen Phasenlage mittels Kreuzkorrelation (Kreuzkorrelationsmethode) [1][2] oder mittels Optimierung einer Kostengröße, die einen monotonen Zusammenhang mit der Phasenübereinstimmung der Signale aufweist (Speckle Brightness- und Speckle-Look-Back-Verfahren) [3]. Als alternatives Verfahren zur Phasenaberrationskorrektur wird hier das Dynamic-Time-Warping-Verfahren [4] vorgeschlagen und mit den anderen Verfahren bezüglich Robustheit und Genauigkeit in der Korrektur von synthetisch und im Experiment gewonnenen aberrierten Daten verglichen. Darüber hinaus wird die Eignung des Verfahrens zur Korrektur lokaler Schallgeschwindigkeitsinhomogenitäten diskutiert.

2 Dynamic-Time-Warping

In der Spracherkennung ist der Vergleich von Sprachsignalen mit Templates eine grundlegende Problemstellung. Berücksichtigt werden muß dabei die nicht nur von Sprecher zu Sprecher, sondern auch bei einem einzelnen Sprecher über der Zeit variierende Sprechgeschwindigkeit. Ein analoges Vergleichsproblem stellt die Bestimmung der Phasenlage zweier an benachbarten Transducerelementen n und $n-1$ empfangener Ultraschallechos s_n und s_{n-1} dar.

Das Dynamic-Time-Warping-Verfahren berücksichtigt unterschiedliche Sprechgeschwindigkeiten bzw. unterschiedliche Propagationsgeschwindigkeiten im Gewebe durch Verwendung unabhängiger, nichtlinearer Zeitachsen für jedes der beiden Signale [5]. Ein Ähnlichkeitsmaß wie z.B. der Betrag der Differenz der Signale $s_n(i)$ und $s_{n-1}(j)$ an den Punkten i und j bildet über der von den beiden Zeitachsen der Signale aufgespannten Ebene eine Differenzenmatrix D der lokalen Ähnlichkeit

$$D(i,j) = \left\| s_n(i) - s_{n-1}(j) \right\| . \qquad (1)$$

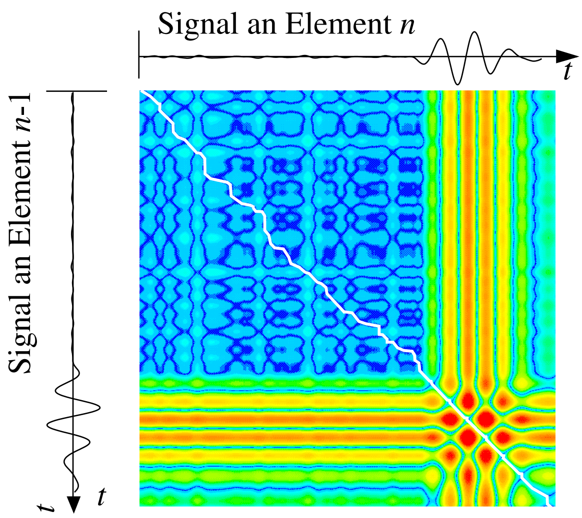

Bild 2: Differenzenmatrix zweier an benachbarten Elementen empfangener Signale und günstigster Pfad.

Bild 2 zeigt die Differenzenmatrix zweier an benachbarten Transducerelementen aufgenommener Signale. Im linken oberen Bereich sind die Echos schwach reflektierender diffuser Streuer zu sehen, der rechte untere Bereich repräsentiert ein stark reflektierendes Punktziel. Gesucht wird eine Verzerrungsfunktion $j = f(i)$ der Zeitachsen der Signale, die die Kostenfunktion *K(D, M)* der Summe der Differenzen $D(i, j)$ zwischen den Punkten der Signale $s_n(i)$ und $s_{n-1}(j)$ bei einem gegebenen Satz erlaubter Schritte *M* minimiert.

$$\text{minimiere } K(D, M, f) = \sum_{i, j = i, f(i)} D(i, j)\Big|_M \tag{2}$$

mit *D*: Differenzenmatrix, *M*: Set der zugelassenen Schritte in der Matrix,
K: Kosten, *f*: Verzerrungsfunktion.

Die Verzerrungsfunktion *f* unterliegt Beschränkungen, die die physikalischen Grenzen der Signalverzerrung algorithmisch berücksichtigen. Es gelten globale Einschränkungen, die die maximale Verschiebung eines Signals gegen das andere begrenzen. Diese Einschränkungen reduzieren den interessierenden Teil der Differenzenmatrix zu einem schmalen Band um die Hauptdiagonale. Lokale Einschränkungen limitieren die maximale Stauchung bzw. Dehnung des Signals $s_n(t)$ gegenüber $s_{n-1}(t)$ und stellen Monotonie und Kausalität durch Festlegung eines Satzes erlaubter Schritte *M* auf den beiden Zeitachsen sicher. Der optimale Kostenpfad im Fall des Vergleichs identischer Signale liegt auf der Hauptdiagonalen der Differenzenmatrix; seine Kosten betragen $K(D, M, f)_{min} = 0$. Im Fall identischer, aber gegeneinander verschobener Signale verläuft der optimale Kostenpfad parallel zur Hauptdiagonalen. Auch in diesem Fall betragen die Kosten $K(D, M, f)_{min} = 0$. Im Fall unterschiedlicher Signale an den Achsen der Differenzenmatrix läßt sich die zu schätzende globale Phasenverschiebung durch die mittlere Abweichung von der Hauptdiagonalen bestimmen.

2.1 Vorabschätzung der Phasenlage

Bei der Aberrationskorrektur muß die globale Phasenlage nicht nur zwischen zwei Signalen, sondern über der gesamten Apertur geschätzt werden. Der einfachste Ansatz, ein solches Phasenprofil zu schätzen, besteht darin, je zwei benachbarte Signale miteinander zu vergleichen und die Phasenlage des Signals n aus der kumulativen Phasendifferenz der Signale 2 bis $n-1$ zu berechnen. Um die Phasenschätzung robuster zu gestalten, kann eine Anzahl bereits in Phase gebrachter Signale von $n-1$ bis $n-m$, $m < n$ (Referenzgruppe) zu einem Referenzsignal r_{n-1} zusammengefaßt werden, mit dem dann das Signal s_n verglichen wird.

Der Nachteil des Verfahrens liegt im größeren Erwartungswert der Phasendifferenz zwischen Referenzsignal und zu vergleichendem Signal. Je kleiner die Phasendifferenz zwischen diesen beiden Signalen, desto robuster gestaltet sich ihre Schätzung.

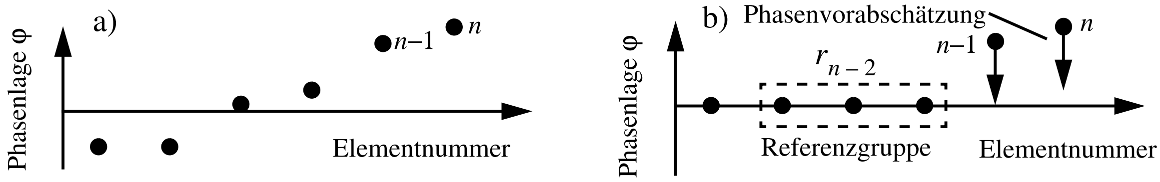

Bild 3: Phasenlagen-Vorabschätzung: a) Unkorrigierte Phasenlage, b) Referenzgruppe und Vorabschätzung für Element n.

Eine weitere Steigerung der Robustheit des Verfahrens durch Verringerung der zu bestimmenden Phasendifferenz läßt sich durch eine Phasenlagen-Vorabschätzung erreichen. In erster Näherung wird dabei angenommen, daß s_{n-1} und s_n sich bereits unkorrigiert in Phase befinden. s_n wird vor der Ermittlung der Phasenlage um denselben Betrag phasenverschoben, der für die Phasenlage von s_{n-1} ermittelt worden ist (Bild 3).

Entsprechend dem Cittert-Zernike-Theorem [6] sinkt durch die Korrektur der Erwartungswert der Phasendifferenz zwischen s_n und dem Referenzsignal r_{n-1}.

3 Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden verschiedene Techniken der Phasenaberrationskorrektur (Kreuzkorrelationsmethode, Speckle-Look-Back-Verfahren und Dynamic-Time-Warping-Verfahren) hinsichtlich der Genauigkeit der Schätzung der Phasenlage und der Robustheit der Verfahren verglichen. Um einen fairen Vergleich sicherzustellen, wird die Kreuzkorrelationsmethode und das Speckle-Look-Back-Verfahren gegenüber den publizierten Original-Verfahren um die Verwendung einer Referenzgruppe mit Vorabschätzung der Phasenlage erweitert. Im Unterschied zu den Standardverfahren werden diese Verfahren im weiteren Modifizierte Kreuzkorrelationsmethode (MKK) und Modifiziertes Speckle-Look-Back-Verfahren (MSLB) genannt.

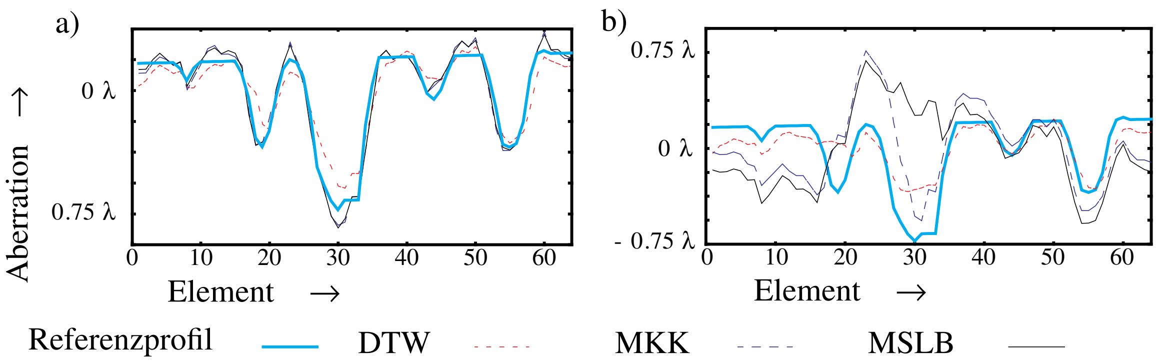

Bild 4: Geschätzte Aberrationsprofile des AIUM-Phantoms (stark aberrierter Fall) auf dem Winkel a) 1° und b) 1,5°.

Zunächst werden die Verfahren in der Anwendung auf simulierten Daten eines Phantoms mit einem stark reflektierenden Punktreflektor verglichen. Auf die simulierten Daten wurde eine synthetische Phasenaberration (0,6 λ und 1,2 λ maximale Phasenverschiebung zwischen den Signalen der Apertur) in Sende- und Empfangsfall aufgebracht. Im Fall schwacher Aberration zeigen alle Verfahren sehr gute Ergebnisse. Im Fall starker Aberration erweist sich das Dynamic-Time-Warping-Verfahren den anderen Verfahren an Robustheit überlegen.

Zur Überprüfung der Ergebnisse an einem realistischen Fall werden Daten eines AIUM-Standard Graphit-Gel Auflösungsphantoms verwendet. Dieser Datensatz umfaßt Messungen mit aberrationsinduzierenden Silikonplatten, die eine maximale Phasenverschiebung von 0,5 λ bzw. 1,0 λ über der Apertur verursachen. Im Fall stark aberrierter Daten zeigen sich die Schätzungen der modifizierten Kreuzkorrelationsmethode und des modifizierten Speckle-Look-Back-Verfahrens weniger robust als die des Dynamic-Time-Warping-Verfahren. Bild 4 zeigt die von den Verfahren ermittelten Profile für zwei verschiedene Scanwinkel. Die Phasenaberrationsprofile werden auf einem Signalausschnitt mit Echos diffuser Streuer bestimmt. Die Ergebnisse der Schätzung variieren trotz der geringen Abweichung der Scanwinkel stark.

Um die Robustheit der Verfahren zu untersuchen, wurden daher für jedes Verfahren Phasenprofile für 200 Scanwinkel zwischen +50 und -50 Grad ermittelt (Bild 6). Die Modifizierte Kreuzkorrelationsmethode und das Modifizierte Speckle-Look-Back-Verfahren führen zu ähnlichen Ergebnissen, das DTW-Verfahren zeigt signifikant weniger Fehlschätzungen als die beiden anderen Verfahren.

	Scanwinkel -50 ° bis 50 °	Scanwinkel -20 ° bis 20 °
DTW	0.14	0.12
MSLB	0.20	0.17
MKK	0.20	0.18

Tabelle 1: Mittlere Variabilität für die Scanwinkel -50° bis 50° und -20° bis 20°.

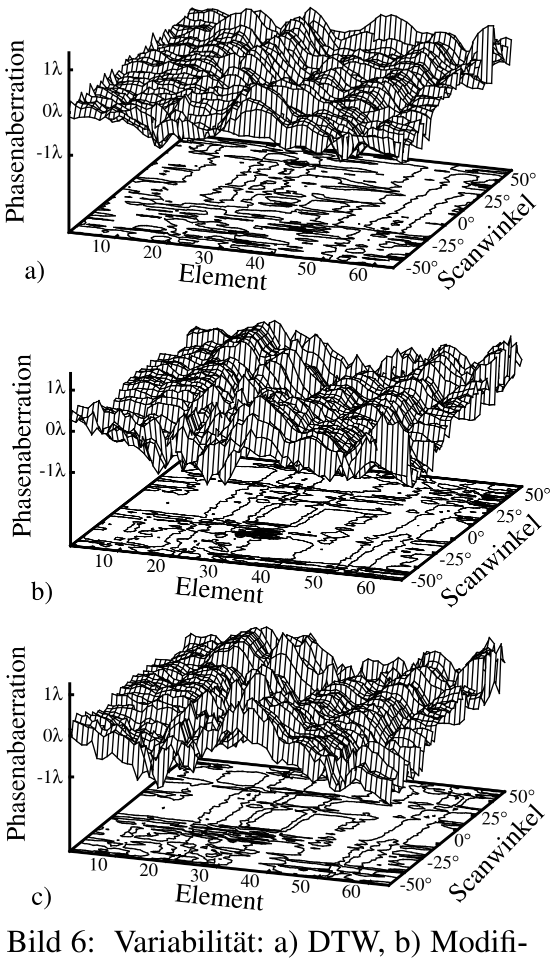

Bild 6: Variabilität: a) DTW, b) Modifizierte Kreuzkorrelationsmethode, c) Modifiziertes Speckle-Look-Back-Verfahren.

Da die Aberration nur indirekt (durch die Korrekturverfahren geschätzt) vorliegt, wurde zum Vergleich der Verfahren eine Maßzahl der Schätzungskonstanz verwendet. Als Maßzahl wurde hier die Variabilität als mittlere quadratische Abweichung aufeinanderfolgender Schätzungen definiert. Tabelle 1 vergleicht die Ergebnisse der Variabilitäten für die drei Verfahren.

Das Dynamic-Time-Warping-Verfahren zeigt die größte Konstanz in den Schätzungen und erweist sich damit als das robusteste Verfahren.

Lokale Schätzung und Korrektur der Phasenaberration

Zur Schätzung der globalen Phasenaberration wird aus dem Pfad in der Differenzenmatrix eine mittlere Abweichung von der Hauptdiagonalen ermittelt. Verwendet man statt des Mittelwertes der Abweichung die geglättete Funktion selbst, so ergibt sich ein Maß für die lokale Phasenlage der verglichenen Signale. Diese Information kann genutzt werden, um eine über der Tiefe des Gewebes variierende Phasenaberration zu korrigieren.

Erste Untersuchungen zeigen jedoch, daß eine lokal variierende Verschiebung der empfangenen Signale nur in Fällen geringer Aberration geeignet ist, die von ausgedehnten Inhomogenitäten der

Schallgeschwindigkeit verursachten Phasenaberrationseffekte zu kompensieren. Die verzerrte Wellenfront wird an den Transducerelementen nicht nur verzögert, sondern auch in ihrer Form verändert empfangen. Eine Rekonstruktion der ungestörten Wellenfront muß diesen Effekt, der sich als Überlagerung von Elementarwellen modellieren läßt, berücksichtigen.

4 Zusammenfassung

Das Dynamic-Time-Warping-Verfahren wurde als neues Verfahren zur Korrektur von Phasenaberrationseffekten im bildgebenden Ultraschall vorgeschlagen. Im Vergleich zur Kreuzkorrelationsmethode und zum Speckle- Look-Back-Verfahren zeigt das Dynamic-Time-Warping-Verfahren die größte Robustheit im Fall der Schätzung von Phasenlagen realer Ultraschallechos. Darüber hinaus wurde die Eignung des Dynamic-Time-Warping-Verfahrens zur Korrektur des phasenaberrierenden Einflusses verteilter Schallgeschwindigkeitsinhomogenitäten im Gewebe diskutiert. Auf Grund der im Vergleich zu anderen Verfahren hohen Komplexität des Algorithmus und des damit verbundenen hohen Rechenaufwandes ist das DTW-Verfahren in Realzeit nicht unter Einsatz von Standard-Hardware zu implementieren. Eine Umsetzung des Algorithmus in eine VLSI-Implementierung, die die erforderliche Rechenleistung bei niedrigen Kosten, geringer Leistungsaufnahme und kleinen Abmessungen garantiert, ist jedoch möglich.

5 Literatur

[1] Flax SW, O'Donnell M: Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatteres: basic principles. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 35, pp. 758-767, Nov. 1988.

[2] O'Donnell M, Flax SW: Phase-aberration correction using signals from point reflectors and diffuse scatteres: measurements. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 35, pp. 768-774, Nov. 1988.

[3] Ng GC, Worrell SS, Freiburger PD, Trahey GE: A comparative evaluation of several algorithms for phase aberration correction. IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr., vol. 41, pp. 631-643, Sept. 1994.

[4] Brenner AR, Eck K, Engelhard G, Noll TG: Phase aberration correction using Dynamic Time Warping. Proc. IEEE Proc. Ultrason. Symp., pp. 1361-1365, 1995

[5] Rabiner LR, Rosenberg AE, Levinson SE: Considerations in dynamic time warping for discrete word recognition. IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing, vol. 26, pp. 575-582, Dec. 1978.

[6] Liu DL, Waag RC: About the application of the Van Cittert-Zernike-Theorem in ultrasonic imaging. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, vol. 42, pp. 590 - 601, July 1995