



(10) **DE 10 2016 114 783 A1** 2017.02.16

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2016 114 783.4**

(22) Anmeldetag: **10.08.2016**

(43) Offenlegungstag: **16.02.2017**

(51) Int Cl.: **A61B 8/08 (2006.01)**

(30) Unionspriorität:  
**14/823,957 11.08.2015 US**

(74) Vertreter:  
**Bals & Vogel Patentanwälte, 80539 München, DE**

(71) Anmelder:  
**Siemens Medical Solutions USA, Inc., Malvern, Pa., US**

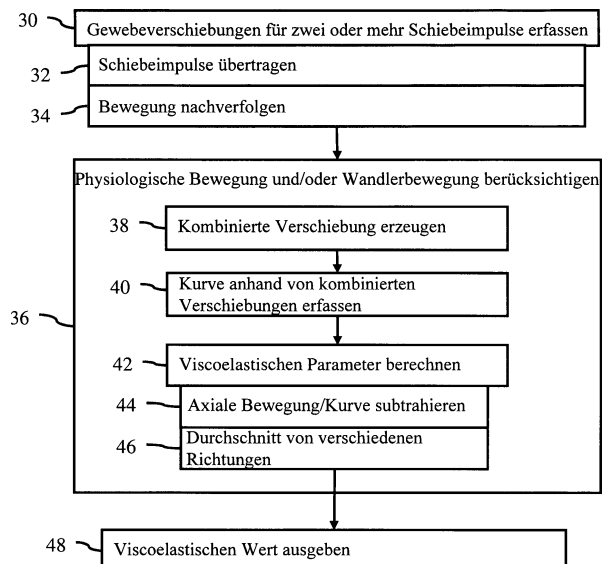
(72) Erfinder:  
**Labyed, Yassin, Maple Valley, Wash., US;  
Liexiang, Fan, Sammamish, Wash., US**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Adaptive Bewegungsschätzung bei Schallstrahlungskraftbildgebung**

(57) Zusammenfassung: Für eine Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung werden mehrere Verschiebungsprofile für einen gegebenen Ort erfasst (30). Eine physiologische Bewegung und/oder axiale und/oder seitliche Wandlerbewegung werden zum Verwenden der Verschiebungen anhand der verschiedenen Schallstrahlungskraftimpulse berücksichtigt (36). Für die axiale Bewegung stellt eine Differenz (38) zwischen den Verschiebungen der verschiedenen Profile Informationen über eine Bewegung während der Verschiebung an dem Ort, die gerade durch die unerwünschte Bewegung hervorgerufen wird, bereit. Es wird eine genauere Schätzung der unerwünschten Bewegung zum Entfernen von dem Verschiebungsprofil bereitgestellt. Für die seitliche Bewegung werden die Verschiebungsprofile unter Verwendung von Wellen, die sich aus unterschiedlichen Richtungen bezüglich des gegebenen Orts bewegen, erhalten. Ein Durchschnitt (46) von Geschwindigkeiten, die anhand der verschiedenen Profile geschätzt (42) werden, entfernt eine unerwünschte seitliche Bewegung.



**Beschreibung****HINTERGRUND**

**[0001]** Die vorliegenden Ausführungsformen beziehen sich auf Schallstrahlungskraft-Bildgebung. Insbesondere beziehen sich die vorliegenden Ausführungsformen auf Bewegungskorrektur bei Schallstrahlungskraft-Bildgebung.

**[0002]** Die Schallstrahlungskraft-Bildgebung gibt die viskoelastische Eigenschaft von Gewebe an. Die Gewebeverschiebung wird durch eine Welle hervorgerufen, die durch eine Belastung, wie etwa einen Schallstrahlungskraftimpuls (ARFI) erzeugt wird. Die Gewebereaktion auf die Welle wird im Laufe der Zeit nachverfolgt. Gewebeverformungsparameter, wie etwa Scherwellenausbreitungsparameter, sind Schätzungen zweiten Ranges anhand der Phase oder Verschiebung der nachverfolgten Reaktion.

**[0003]** Die Schallstrahlungskraft-Bildgebung ist empfänglich für Bewegungsartefakte. Der Patient kann sich bewegen, die Wandlersonde kann sich bewegen und/oder die Anatomie kann sich bewegen. Diese Bewegungen tragen zu den Verschiebungen und/oder resultierenden Parametern bei. Das Ergebnis ist eine verzerrte Schallstrahlungskraft-Bildgebung mit geringer Wiederholung und niedriger Qualität. Die physiologische Bewegung und die Wandlerbewegung sind während In-Vivo-Abtastungen unvermeidbar und können große Fehler bei den Schätzungen von mechanischen Gewebeparametern hervorrufen.

**[0004]** Da ein Nachverfolgen verwendet wird, kann eine Bewegungskorrektur auf Teilbilder von Echodaten vor dem Bestimmen der Verschiebung angewendet werden. Die Bewegungskorrektur kann einige unerwünschte Verzerrungen entfernen, befasst sich aber nicht mit der Bewegung außerhalb der Ebene. Die Bewegung von dem Gewebe, das nicht der Welle unterzogen wird, die durch die Belastung hervorgerufen wird, kann verwendet werden, um eine unerwünschte Bewegung zu schätzen, welche dann von den Verschiebungen entfernt wird, die durch die Welle hervorgerufen werden. Wenn die unerwünschte Bewegung während der Wellenausbreitung oder an der Messstelle anders ist, ist es möglich, dass dieses Entfernen nicht genau ist oder Fehler einführt.

**KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG**

**[0005]** Einleitend enthalten die im Folgenden beschriebenen bevorzugten Ausführungsformen Verfahren, Anweisungen und Systeme zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung. Es werden mehrere Verschiebungsprofile für einen gegebenen Ort erfasst. Es werden eine physiologische Bewegung und/oder axiale und/oder seitliche Wandlerbewegung berücksichtigt, um die Verschiebungen anhand der verschiedenen Schallstrahlungskraftimpulse zu verwenden. Für die axiale Bewegung stellt ein Unterschied zwischen den Verschiebungen der verschiedenen Profile Informationen über die Bewegung während der Verschiebung an dem Ort, die gerade durch die unerwünschte Bewegung hervorgerufen wird, bereit. Es wird eine genauere Schätzung der unerwünschten Bewegung zum Entfernen von dem Verschiebungsprofil bereitgestellt. Für die seitliche Bewegung werden die Verschiebungsprofile unter Verwendung von Wellen erhalten, die sich aus verschiedenen Richtungen in Bezug auf den gegebenen Ort bewegen. Ein Durchschnitt von Geschwindigkeiten, der anhand der verschiedenen Profile geschätzt wird, entfernt die unerwünschte seitliche Bewegung.

**[0006]** In einem ersten Aspekt wird ein Verfahren zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung bereitgestellt. Ein Wandler überträgt nacheinander mehrere Schiebeimpulse. Die Schiebeimpulse erzeugen Wellen in dem Gewebe eines Patienten. Die Gewebeverschiebungen in Reaktion auf die Schiebeimpulse werden nachverfolgt. Die physiologische Bewegung, die Wandlerbewegung oder die physiologische Bewegung und die Wandlerbewegung werden berücksichtigt, um die Verschiebungen in Reaktion auf die mehreren Schiebeimpulse zu verwenden. Es wird ein viskoelastischer Parameter als eine Funktion der Verschiebungen und der geschätzten Bewegung geschätzt. Es wird ein Bild als eine Funktion des viskoelastischen Parameters erzeugt.

**[0007]** In einem zweiten Aspekt wird ein Verfahren zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung bereitgestellt. Ein Ultraschallsystem erfasst erste Gewebeverschiebungen an einem Ort und in Reaktion auf eine erste Welle, die anhand eines ersten Schallstrahlungskraftimpulses erzeugt wird, der seitlich auf einer ersten Seite des Orts beabstandet ist. Eine erste Geschwindigkeit der ersten Welle an dem Ort wird anhand der ersten Gewebeverschiebungen geschätzt. Das Ultraschallsystem erfasst zweite Gewebeverschiebungen an dem Ort und in Reaktion auf eine zweite Welle, die anhand eines zweiten Schallstrahlungskraftimpulses erzeugt wird, der seitlich entlang einer zweiten Seite des Orts beabstandet ist. Die zweite Seite unterscheidet sich von der ersten Seite. Eine zweite Geschwindigkeit der zweiten Welle an dem Ort wird anhand der zweiten Gewebe-

verschiebungen geschätzt. Die ersten und zweiten Geschwindigkeiten werden gemittelt, und die gemittelte Geschwindigkeit wird ausgegeben.

**[0008]** In einem dritten Aspekt wird ein Verfahren zur Schallstrahlungskraft-Bildgebung bereitgestellt. Ein Ultraschallsystem erfasst erste Gewebeverschiebungen im Lauf der Zeit an einem Ort und in Reaktion auf eine erste Welle, die anhand eines ersten akustischen Strahlungskraftimpulses erzeugt wird, und erfasst zweite Gewebeverschiebungen im Lauf der Zeit an dem Ort und in Reaktion auf eine zweite Welle, die anhand eines zweiten Schallstrahlungskraftimpulses erzeugt wird. Kombinierte Verschiebungen im Laufe der Zeit werden anhand der ersten und zweiten Gewebeverschiebungen erzeugt. Eine Kurve ist an die kombinierten Verschiebungen angepasst. Die Kurve wird von den ersten Gewebeverschiebungen subtrahiert, und ein viskoelastischer Wert resultiert von den Ergebnissen der Subtraktion. Der viskoelastische Wert wird ausgegeben.

**[0009]** Die vorliegende Erfindung ist durch die folgenden Ansprüche definiert, und nichts in diesem Abschnitt sollte als eine Einschränkung dieser Ansprüche betrachtet werden. Weitere Aspekte und Vorteile der Erfindung sind im Folgenden zusammen mit den bevorzugten Ausführungsformen erläutert und können später unabhängig oder in Kombination beansprucht werden.

#### KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0010]** Die Komponenten und die Figuren sind nicht notwendigerweise maßstabsgetreu, stattdessen wird die Veranschaulichung der Grundsätze der Erfindung hervorgehoben. Ferner bezeichnen in den Figuren gleiche Bezugszeichen entsprechende Teile in den gesamten verschiedenen Ansichten.

**[0011]** Fig. 1 ist ein Flussdiagramm einer Ausführungsform eines Verfahrens zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung mit einer axialen und/oder seitlichen Bewegungskorrektur;

**[0012]** Fig. 2 ist ein Schaubild, das beispielhafte Verschiebungsprofile und die physiologische Bewegung als eine Funktion der Zeit zeigt;

**[0013]** Fig. 3 ist ein Schaubild, das die beispielhaften Verschiebungsprofile von Fig. 2 nach einer axialen Bewegungskorrektur zeigt;

**[0014]** Fig. 4 und Fig. 5 sind beispielhafte Verschiebungen als eine Funktion der Zeit über diverse seitlich beabstandete Orte, die durch Schiebeimpulse auf verschiedenen Seiten eines interessierenden Bereichs (ROI) hervorgerufen werden;

**[0015]** Fig. 6 und Fig. 7 sind die beispielhaften Verschiebungen der Fig. 4 und Fig. 5, nachdem eine physiologische Bewegung und/oder axiale Wandlerbewegung berücksichtigt wurde;

**[0016]** Fig. 8 zeigt zwei beispielhafte Verschiebungsprofile, die aus verschiedenen Schiebeimpulsen und einer unerwünschten axialen Bewegung resultieren;

**[0017]** Fig. 9 zeigt die beispielhaften Verschiebungsprofile, nachdem die unerwünschte axiale Bewegung entfernt wurde; und

**[0018]** Fig. 10 ist ein Blockdiagramm einer Ausführungsform eines Systems zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung.

#### AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN UND VORLIEGEND BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSFORMEN

**[0019]** Die adaptive Schätzung einer physiologischen Bewegung und einer Wandlerbewegung wird bei Schallstrahlungskraftimpuls- oder -bildgebungs(ARFI)-anwendungen bereitgestellt. Axiale und seitliche Komponenten der physiologischen Bewegung und/oder Wandlerbewegung werden adaptiv geschätzt und korrigiert. Es werden mehrere ARFI-Anregungsimpulse verwendet, um physiologische Verschiebungen und Wandlerverschiebungen von einer ARFI-induzierten Gewebeverschiebung zu isolieren. In einer Ausführungsform wird ein Signalmuster mehrere Male erzeugt und verwendet, um eine Hintergrund-(physiologische)Bewegung zu detektieren. ARFI-Anregungen werden verwendet, um eine Gewebeverformung als Signalmuster zu erzeugen. Die physiologische Bewegung wird in der Scherwellengeschwindigkeit oder sonstiger ARFI-Bildgebung herausgefiltert.

**[0020]** Fig. 1 zeigt ein Verfahren zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung. Allgemein werden mehrere Schiebeimpulse übermittelt, und entsprechende mehrere Verschiebungsprofile werden für einen Ort gemessen. Die axiale Komponente der physiologischen Bewegung kann anhand eines Unterschieds zwischen den Verschiebungsprofilen geschätzt werden und von den Verschiebungen entfernt werden. Die seitliche Komponente der physiologischen Bewegung kann durch Mitteln von Werten (z. B. Geschwindigkeiten), die anhand der Verschiebungsprofile geschätzt werden, die durch die mehreren Schiebeimpulse hervorgerufen werden, entfernt werden.

**[0021]** Die Schritte werden mit einem Ultraschallbildgebungssystem durchgeführt, wie etwa dem für Fig. 10 beschriebenen. Es werden ein Wandler und/oder Strahlformer verwendet, um Daten zu erfassen, und ein Prozessor schätzt Verschiebungen anhand der Daten. Ein Prozessor berücksichtigt die unerwünschte Bewegung und schätzt einen viskoelastischen Parameterwert anhand der resultierenden Informationen. Das Ultraschallbildgebungssystem gibt den Wert des viskoelastischen Parameters aus. Andere Vorrichtungen, wie etwa ein Computer oder Detektor, können verwendet werden, um beliebige der Schritte durchzuführen.

**[0022]** Zusätzliche andere oder weniger Schritte können bei dem Verfahren von Fig. 1 bereitgestellt werden. Zum Beispiel wird der Schritt 48 nicht bereitgestellt. Als weiteres Beispiel wird lediglich die seitliche Bewegungskorrektur (z. B. die Schritte 42 und 46) der Berücksichtigungsschritte (36–46) durchgeführt. In noch einem weiteren Beispiel wird lediglich die axiale Bewegungskorrektur (z. B. Schritte 38–44) der Berücksichtigungsschritte (36–46) durchgeführt.

**[0023]** Die Schritte werden in der beschriebenen oder gezeigten Reihenfolge durchgeführt. Es können andere Reihenfolgen bereitgestellt werden.

**[0024]** Bei dem Schritt 30 erfasst ein Ultraschallsystem Gewebeverschiebungen im Laufe der Zeit (d. h. Verschiebungsprofile). Wenn eine Welle, die durch den ARFI (z. B. Schiebeimpuls oder Schallstrahlungsimpulsanregung) hervorgerufen wird, einen Ort in dem Patienten durchquert, verschiebt sich das Gewebe. Durch Abtasten des Gewebes mit Ultraschall werden die Daten zum Berechnen der Verschiebungen im Laufe der Zeit erfasst. Durch Verwenden einer Korrelation oder einer anderen Ähnlichkeitsmaßnahme werden die Verschiebungen bestimmt, die durch die Abtastungen dargestellt sind, die zu verschiedenen Zeitpunkten erfasst werden. Die Verschiebungen vor dem Erreichen der Welle des Orts und/oder nach dem Entspannen des Gewebes werden ebenso bestimmt.

**[0025]** Es werden Verschiebungsprofile in Reaktion auf mehrere Schiebeimpulse erhalten. Es werden Wellen hervorgerufen, um sich durch den Ort in Reaktion auf die verschiedenen Schiebeimpulse auszubreiten. Die Verschiebungen, die durch die Wellen hervorgerufen werden, die durch jeden Schiebeimpuls erzeugt werden, werden gemessen, was zu mehreren Verschiebungsprofilen führt.

**[0026]** Die Schritte 32 und 34 stellen ein Beispiel für das Erfassen von Gewebeverschiebungen bereit. Zusätzliche, andere oder weniger Schritte können zum Erfassen von Gewebeverschiebungen an einem Ort anhand von verschiedenen Schiebeimpulsen bereitgestellt werden.

**[0027]** Bei dem Schritt 32 erzeugt ein Strahlformer elektrische Signale zur gebündelten Ultraschallübertragung und wandelt ein Wandler die elektrischen Signale in akustische Signale um zur Übertragung des Schiebeimpulses von dem Wandler. Es wird Schallstrahlungskraft verwendet. Eine akustische Anregung wird in einen Patienten übertragen. Die akustische Anregung wirkt als eine Impulsanregung zum Hervorrufen einer Verschiebung. Zum Beispiel wird eine 400-Zyklus-Übertragungswellenform mit Leistungs- oder Spitzenamplitudenpegeln, die ähnlich oder niedriger als B-Mode-Übertragungen zur Bildgebung von Gewebe sind, als ein akustischer Strahl übertragen. In einer Ausführungsform ist die Übertragung eine Scherwellen erzeugende Sequenz, die auf das Gesichtsfeld angewendet wird. Es kann eine beliebige ARFI- oder Scherwellenbildgebungssequenz verwendet werden.

**[0028]** Die Übertragung ist durch Leistung, Amplitude, Zeitnahme oder andere Merkmale konfiguriert, um eine Belastung an dem Gewebe hervorzurufen, die ausreichend ist, um das Gewebe an einem oder mehr Orten zu verschieben. Zum Beispiel ist ein Übertragungsfokus des Strahls relativ zu einem Gesichtsfeld oder interessierenden Bereich, um eine Verschiebung durch das Gesichtsfeld oder den interessierenden Bereich hindurch hervorzurufen.

**[0029]** Die Impulsanregung erzeugt eine Längs- oder Scherwelle an einem räumlichen Ort. Dort, wo die Anregung ausreichend stark ist, wird eine Welle erzeugt. Die Scherwelle breitet sich langsamer durch das Ge-

webe aus als sich die Longitudinalwelle entlang der Schallwellenemissionsrichtung ausbreitet, so dass die Art von Welle durch Zeitnahme und/oder die Richtung unterschieden werden kann. Der Unterschied bezüglich der Zeitnahme wird verwendet, um die Scherwelle von einer Longitudinalwelle oder umgekehrt zu isolieren. Die Welle breitet sich in diverse Richtungen aus, wie etwa in einer Richtung senkrecht zur Richtung der aufgebrachtten Belastung. Die Verschiebung der Welle ist an Orten, die näher an dem Fokusort liegen, an welchem die Welle erzeugt wird, größer. Wenn sich die Welle bewegt, wird die Größe der Welle verringert.

**[0030]** Es werden mehrere Schiebeimpulse nacheinander übertragen. Das Nachverfolgen des Schrittes **34** wird in Reaktion auf jeden der Schiebeimpulse vor der Übertragung des nächsten Schiebeimpulses durchgeführt. Es kann eine beliebige Anzahl an sequentiellen Schiebeimpulsen übertragen werden. Folglich werden mehrere Verschiebungsprofile für einen selben Ort, jedoch für verschiedene Zeiträume, erfasst. Jedes Verschiebungsprofil reagiert auf einen unterschiedlichen Schiebeimpuls, weist jedoch eine gleiche oder ähnliche zeitliche Abtastung auf.

**[0031]** In einer Ausführungsform werden die Schiebeimpulse auf verschiedene seitlich beabstandete Orte gebündelt. Zum Beispiel liegen die Fokuslagen auf gegenüberliegenden Seiten eines interessierenden Bereichs oder Orts, an welchem eine Gewebeverschiebung nachverfolgt wird. Der ARFI wird auf seitlich beabstandete Orte mit einem gleichen Abstand zu dem Ort, jedoch auf gegenüberliegenden Seiten von diesem, zur Gewebenachverfolgung übertragen. Für ein zweidimensionales Abtasten liegen die seitlich beabstandeten Orte in der Azimut-axialen Abtastungsebene (z. B. linke und rechte Seiten des Orts). Für ein dreidimensionales Abtasten liegen die seitlich beabstandeten Orte auf gegenüberliegenden Seiten in einer beliebigen Azimut-Elevationsrichtung. Dort, wo mehr als zwei Schiebeimpulse verwendet werden, sind die seitlich beabstandeten Fokusorte gleichmäßig um den Ort oder die Orte zur Gewebeverschiebungsmessung verteilt. In alternativen Ausführungsformen werden nichtgegenüberliegende Fokusorte und/oder Fokusorte mit ungleichen Abständen bezüglich des Gewebeverschiebungsorts bzw. -orten verwendet.

**[0032]** In anderen Ausführungsformen werden die Schiebeimpulse entlang einer gleichen Abtastlinie übertragen und/oder weisen eine gleiche Fokusslage auf. Es können mehrere ARFI-Anregungsimpulse auf einer selben Seite mit oder ohne einer gleichen Fokusslage eines interessierenden Bereichs oder Orts zum Messen einer Verschiebung erzeugt werden.

**[0033]** Bei dem Schritt **34** werden Gewebeverschiebungen nachverfolgt. Das Ultraschallsystem, wie etwa ein Prozessor des Systems, verfolgt die Verschiebungen in Reaktion auf die Schiebeimpulse. Die Verschiebung, die durch die sich ausbreitende Welle hervorgerufen wird, wird nachverfolgt. Die Nachverfolgung ist axial (d. h. Verschiebungen werden eindimensional entlang einer Abtastlinie nachverfolgt), kann jedoch eine zwei- oder dreidimensionale Nachverfolgung sein.

**[0034]** Die Nachverfolgung erfolgt im Laufe der Zeit. Die Gewebeverschiebungen für den Ort werden für eine beliebige Anzahl an zeitlichen Abtastungen über einen Zeitraum, während welchem erwartet wird, dass sich die Welle um den Ort ausbreitet, gefunden. Durch ein Nachverfolgen für alle Schiebeimpulse werden Gewebeverschiebungsprofile einer Verschiebung im Laufe der Zeit bereitgestellt.

**[0035]** Der Zeitraum zum Nachverfolgen kann Zeiten vor der Übertragung des Schiebeimpulses und/oder des Erreichens der Welle des Orts umfassen. Ähnlich kann der Zeitraum zum Nachverfolgen Zeiten umfassen, nachdem sich das Gewebe entspannt oder sich die gesamte Welle über den Ort hinaus ausgebreitet hat. Zum Beispiel sei angenommen, dass  $K$  die Anzahl an Bezugsnachverfolgungen ist (d. h. Zeiten, während welchen das Gewebe zum Detektieren einer Verschiebung abgetastet wird), bevor ein Anregungsimpuls übertragen wird, oder bevor die Welle ankommt,  $L$  die Anzahl an Nachverfolgungen nach dem Anregungsimpuls oder der Ankunft der Welle ist, und  $M = K + L$  die Gesamtanzahl an Nachverfolgungen ist.  $M$  ist groß genug, dass die letzten  $N$  Nachverfolgungen lediglich eine axiale Verschiebung anhand der physiologischen Bewegung und keine Verschiebung anhand einer Scherwelle aufweisen.

**[0036]** Ein Wandler und ein Strahlformer erfassen Echodaten zu verschiedenen Zeitpunkten, um die Verschiebung des Gewebes zu bestimmen. Die Verschiebung wird mit Ultraschallabtasten detektiert. Es werden Ultraschalldaten erhalten. Mindestens einige der Ultraschalldaten reagieren auf die Verschiebung, die durch die Welle oder Druck hervorgerufen wird. Ein Bereich, wie etwa ein interessierender Bereich, ein gesamtes Gesichtsfeld oder ein interessierender Teilbereich wird mit Ultraschall abgetastet. Für Scher- und Longitudinalwellen wird der Bereich überwacht, um die Welle zu detektieren. Die Echodaten stellen das Gewebe dar, wenn es zu unterschiedlichen Zeitpunkten unterschiedlichen Druckmengen unterzogen wird. Der Bereich hat eine beliebige Größe, wie etwa  $5 \times 5$  mm seitlich und 10 mm axial. Zum Beispiel werden B-Mode-Abtastungen

durchgeführt, um eine Gewebeverschiebung zu detektieren. Es kann ein Doppler-, Farbfluss- oder ein anderer Ultraschall-Modus verwendet werden, um eine Verschiebung zu detektieren.

**[0037]** Für eine gegebene Zeit wird Ultraschall zu dem Gewebe oder interessierenden Bereich übertragen. Es kann eine beliebige jetzt bekannte oder später entwickelte Verschiebungsbildgebung verwendet werden. Zum Beispiel werden Impulse mit einer Dauer von 1–5 Zyklen mit einer Stärke von weniger als 720 mW/cm<sup>2</sup> verwendet. Es können Impulse mit anderen Stärken verwendet werden. Das Abtasten wird für eine beliebige Anzahl an Abtastlinien durchgeführt. Zum Beispiel werden in Reaktion auf jede Übertragung acht oder sechzehn Empfangsstrahlen gebildet, die in zwei Dimensionen verteilt sind. Nach oder während einem Aufbringen einer Belastung werden B-Mode-Übertragungen wiederholt entlang einer einzigen Übertragungsabtastlinie und Empfänge entlang benachbarter Empfangsabtastlinien durchgeführt. In anderen Ausführungsformen werden lediglich ein einziger Empfangsstrahl oder andere Anzahlen an Empfangsstrahlen in Reaktion auf jede Übertragung gebildet. Es können zusätzliche Übertragungsabtastlinien und eine entsprechende Empfangsline oder entsprechende Empfangslinien verwendet werden. Es kann eine beliebige Anzahl an Wiederholungen verwendet werden, wie etwa ungefähr 120 Mal oder über 15 ms.

**[0038]** Die B-Mode-Stärke kann aufgrund der Verschiebung des Gewebes im Laufe der Zeit variieren. Für die überwachten Abtastlinien wird eine Datensequenz bereitgestellt, die ein Zeitprofil der Gewebewegung, die aus der Belastung resultiert, darstellt. Durch das mehrmalige Durchführen der Übertragung und des Empfangs werden Daten erhalten, die den Bereich zu unterschiedlichen Zeitpunkten darstellen. Die Übertragung und der Empfang werden mehrere Male durchgeführt, um eine Veränderung aufgrund von der Verschiebung, die durch die Veränderung der Belastung hervorgerufen wird, zu bestimmen. Durch wiederholtes Abtasten mit Ultraschall wird die Position des Gewebes zu unterschiedlichen Zeitpunkten bestimmt.

**[0039]** In einer Ausführungsform wird die Verschiebung für jeden von mehreren räumlichen Orten oder für einen einzigen Ort detektiert. Zum Beispiel werden die Geschwindigkeit, Varianz, Verschiebung im Stärkemuster (z. B. Speckle Tracking) oder andere Informationen anhand der erhaltenen Daten als die Verschiebung zwischen zwei Zeitpunkten detektiert. Ein Fortlaufen oder eine Sequenz von Verschiebungen kann für den Ort oder die Orte detektiert werden.

**[0040]** In einer Ausführungsform, die B-Mode-Daten verwendet, werden die Daten von unterschiedlichen Abtastungen axial als eine Funktion der Zeit korreliert. Für jede Tiefe oder jeden räumlichen Ort wird eine Korrelation über mehrere Tiefen oder räumliche Orte (z. B. Kern von 64 Tiefen, wobei die mittlere Tiefe die Stelle ist, für welche das Profil berechnet wird) durchgeführt. Zum Beispiel wird ein aktueller Datensatz mehrere Male mit einem Referenzdatensatz korreliert. Der Ort eines Unterdatensatzes, der an einem gegebenen Ort in dem Referenzsatz zentriert ist, wird in dem aktuellen Satz gekennzeichnet. Es werden unterschiedliche relative Übersetzungen zwischen den beiden Datensätzen durchgeführt.

**[0041]** Die Referenz ist ein erster oder anderer Datensatz oder Daten von einer anderen Abtastung. Der Referenzsatz stammt von vor der Belastung, kann aber von nach der Behandlung stammen. Dieselbe Referenz wird für die gesamte Verschiebungsdetektion verwendet, oder die Referenzdaten ändern sich in einem fortlaufenden oder sich bewegenden Fenster.

**[0042]** Es wird das Ähnlichkeits- oder Korrelationsniveau der Daten an jeder von verschiedenen versetzten Positionen berechnet. Die Übersetzung mit einer größten Korrelation stellt den Bewegungsvektor oder Versatz für die Zeit im Zusammenhang mit den aktuellen Daten im Vergleich mit der Referenz dar.

**[0043]** Es kann eine beliebige jetzt bekannte oder später entwickelte Korrelation verwendet werden, wie etwa Kreuzkorrelation, Pattern Matching (Musterabgleich) oder die minimale Summe der absoluten Differenzen. Die Gewebestruktur und/oder Speckle werden korreliert. Bei Verwendung von Doppler-Detektion lässt ein Clutter-Filter Informationen passieren, die mit sich bewegendem Gewebe verknüpft sind. Die Geschwindigkeit des Gewebes wird von mehreren Echos abgeleitet. Die Geschwindigkeit wird verwendet, um die Verschiebung zu dem Wandler hin oder von ihm weg zu bestimmen. Alternativ dazu kann die relative Geschwindigkeit oder Differenz zwischen Geschwindigkeiten an verschiedenen Orten eine Beanspruchung (Strain) oder Verschiebung anzeigen.

**[0044]** Fig. 2 zeigt zwei beispielhafte Verschiebungsprofile von Verschiebungen im Laufe der Zeit für einen Ort. Es ist die Größe bezüglich der Distanz des Bewegungsvektors im Laufe der Zeit von den Referenzdaten gezeigt. Der Analysezeitraum erstreckt sich über ungefähr 25 Millisekunden, kann jedoch länger oder kürzer sein (z. B. 12 Millisekunden bei einer Abtastrate von 4,8 kHz). Es sind andere Verschiebungsprofile möglich.

Eine beliebige Anzahl an Orten kann zur Verschiebung gemessen werden, wie etwa mit einem Messen jedes Millimeters in dem interessierenden Bereich von  $10 \times 5$  mm oder einem Messen für nur einen Ort. Es wird eine Verschiebung für jeden Ort und für jede Abtastzeit gemessen. Wie in **Fig. 2** gezeigt ist, werden mehrere Schiebeimpulse und eine entsprechende Nachverfolgung verwendet, um mehrere Verschiebungsprofile für jeden Ort zu erfassen. Es werden ähnliche Profile für beliebige sonstige Orte berechnet.

**[0045]** Die Verschiebungen im Laufe der Zeit und/oder Raum werden zur Berechnung verwendet. In einer Ausführungsform werden die Verschiebungen für unterschiedliche Tiefen kombiniert, wobei Verschiebungen im Azimut und/oder in der Elevation beabstandet gelassen werden. Zum Beispiel werden die Verschiebungen für eine gegebene Abtastlinie oder einen seitlichen Ort über die Tiefe gemittelt. Als eine Alternative zum Mitteln wird ein Maximum oder ein anderes Auswahlkriterium verwendet, um die Verschiebung für einen gegebenen seitlichen Ort zu bestimmen. Es können Verschiebungen für lediglich eine Tiefe verwendet werden. Verschiebungen für unterschiedliche Tiefen können unabhängig verwendet werden.

**[0046]** Wieder unter Bezugnahme auf **Fig. 1** berücksichtigt das Ultraschallsystem oder der Prozessor eine physiologische Bewegung, Wandlerbewegung oder eine physiologische Bewegung und eine Wandlerbewegung unter Verwendung der Verschiebungen in Reaktion auf die mehreren Schiebeimpulse. Diese unerwünschte Bewegung weist axiale und seitliche Komponenten auf. Das Berücksichtigen erfolgt für eine beliebige dieser Komponenten oder für beide. Die Verschiebungen anhand der unterschiedlichen Schiebeimpulse werden verwendet, um eine seitliche Bewegung und/oder axiale Bewegung zu berücksichtigen, die durch andere Kräfte als Wellen, die durch die Schiebeimpulse erzeugt werden, hervorgerufen werden.

**[0047]** Die Schritte **38–46** werden die unerwünschte Bewegung berücksichtigend gezeigt. Einer oder mehrere der Schritte können einem zusätzlichen Zweck dienen. Zum Beispiel wird der Schritt **42** unabhängig davon, ob die Bewegung korrigiert wird, durchgeführt. Es können zusätzliche, andere oder weniger Schritte bereitgestellt werden, um die unerwünschte Bewegung oder Nichtwellenbewegung zu berücksichtigen.

**[0048]** Das Berücksichtigen der axialen Bewegung ist unabhängig von dem Berücksichtigen der seitlichen Bewegung. Die axiale Bewegung kann von den Verschiebungen der Verschiebungsprofile (z. B. die Schritte **38**, **40** und **44**) entfernt werden. Die seitliche Bewegung kann durch Mitteln der viskoelastischen Parameter, die von unterschiedlichen Verschiebungsprofilen entfernt werden (z. B. Handlung **46**). In anderen Ausführungsformen kann eine Berücksichtigung lediglich der axialen Bewegung oder lediglich der seitlichen Bewegung erfolgen. In der Ausführungsform von **Fig. 1** wird sowohl eine unerwünschte axiale als auch seitliche Bewegung entfernt.

**[0049]** Bei dem Schritt **38** werden Verschiebungen im Laufe der Zeit in Reaktion auf unterschiedliche Schiebeimpulse kombiniert. Die Profile werden zeitlich ausgerichtet, wie etwa durch Verschieben eines Profils in Bezug auf ein anderes in der Zeit, um die beste Übereinstimmung zu erhalten. Bei anderen Ansätzen werden die Spitzen zu einem gleichen Zeitpunkt gekennzeichnet und positioniert.

**[0050]** Nachdem sie ausgerichtet sind, werden die Verschiebungsgrößen für jede Zeit kombiniert. Es kann eine beliebige Kombination verwendet werden, wie etwa Summieren, Mitteln oder ein Verhältnis. In einer Ausführungsform werden die Verschiebungen im Laufe der Zeit für ein Profil unterschieden oder von den Verschiebungen im Laufe der Zeit für ein anderes Profil subtrahiert. Die Kombination entfernt oder verringert das Beitragen zur Verschiebung der ARFI-induzierten Wellen.

**[0051]** Die axiale Komponente der Verschiebung anhand einer physiologischen Bewegung und/oder Wandlerbewegung kann als ein Polynom n-ter Ordnung modelliert werden. Zum Beispiel werden die Verschiebungen anhand der unerwünschten Bewegung als ein Polynom dritter Ordnung modelliert. Die axiale Verschiebung, die an einer gegebenen Position nachverfolgt wird, ergibt sich durch:

$$\begin{aligned} y_l(t_i) &= x(t_i) + a_l t_i^3 + b_l t_i^2 + c_l t_i + d_l \quad i = K + 1:M - N \\ y_l(t_i) &= a_l t_i^3 + b_l t_i^2 + c_l t_i + d_l \quad i = 1:K \quad i = M - N + 1:M \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} y_r(t_i) &= x(t_i) + a_r t_i^3 + b_r t_i^2 + c_r t_i + d_r \quad i = K + 1:M - N \\ y_r(t_i) &= a_r t_i^3 + b_r t_i^2 + c_r t_i + d_r \quad i = 1:K \quad i = M - N + 1:M \end{aligned} \quad (2)$$

wobei  $y_l(t)$  und  $y_r(t)$  jeweils die gemessenen axialen Verschiebungen zum Zeitpunkt  $t$  nach linken (l) und rechten (r) Anregungen (d. h. Schiebeimpulse auf gegenüberliegenden Seiten des interessierenden Bereichs) sind. Die tiefgestellten Zeichen l und r bezeichnen jeweils links und rechts. Die axiale Verschiebung, die durch den ARFI-Anregungsimpuls induziert wird, ist  $x(t)$ , welche allgemein dieselbe sowohl für linke als auch rechte An-

regungen ist. Die physiologischen Verschiebungen und axialen Wandlerverschiebungen werden durch Polynome modelliert, deren Koeffizienten durch  $a_l, b_l, c_l, d_l$  und  $a_r, b_r, c_r, d_r$  gegeben sind.

**[0052]** Die Gleichung 1 weist zwei Teile auf, einen für die Zeitpunkte  $i = K + 1:M - N$ , während welchen die Verschiebungen eine Reaktion auf die ARFI-erzeugte Welle (d. h. ein Teil mit  $x(t)$ ) umfassen, und einen für die Zeitpunkte  $i = M - N + 1:M$ , während welchen die Verschiebungen die ARFI-erzeugte Welle nicht umfassen (d. h. ein Teil ohne  $x(t)$ ). Die Gleichung 2 weist dieselbe Aufteilung auf. Die zeitliche Trennung oder Werte von  $K$  und  $N$  können vorbestimmt werden.

**[0053]** Das Verwenden eines Verhältnisses, einer Differenz oder sonstigen Kombination der Verschiebungsprofile entfernt  $x(t)$  selbst für Zeitpunkte, während welchen die Verschiebungen eine Reaktion auf die ARFI-erzeugte Welle umfassen. Zum Beispiel wird durch Subtrahieren der Gleichung 2 von der Gleichung 1 ein Differenzwert im Laufe der Zeit,  $y_{\text{Diff}}(t)$ , wie folgt bereitgestellt:

$$y_{\text{diff}}(t_i) = (a_l - a_r)t_i^3 + (b_l - b_r)t_i^2 + (c_l - c_r)t_i + (d_l - d_r)1:M \quad (3)$$

was auch ein Polynom dritter Ordnung ist. Dieser Differenzwert stellt eine Bewegung dar, die während dem Ausbreiten der ARFI-induzierten Welle auftritt, enthält aber nicht die Verschiebungen anhand der ARFI-induzierten Wellen. Folglich stellt die Differenz Informationen über eine physiologische Bewegung und/oder eine Wandlerbewegung während der Wellenausbreitungszeit und anderen Zeiten bereit.

**[0054]** Bei dem Schritt 40 ist eine Kurve an die kombinierten Verschiebungen (z. B.  $y_{\text{Diff}}(t)$  für  $1:M$ ) angepasst. Es werden die Koeffizienten des Polynoms des Modells bestimmt, wie etwa durch Bestimmen von  $a_l, b_l, c_l, d_l$  und  $a_r, b_r, c_r$  und  $d_r$ .

**[0055]** Die Kurve kann zusätzlich an andere Verschiebungen, wie etwa die Verschiebungen anhand der verschiedenen Profile, für Zeitpunkte, die keiner Bewegung von der ARFI-induzierten Welle unterzogen werden, angepasst werden (z. B. Teil 2 jeder der Gleichungen 1 und 2 – Zeitpunkte  $1:K$  und  $M - N:N$ ). Die Koeffizienten  $a_l, b_l, c_l, d_l$  und  $a_r, b_r, c_r$  und  $d_r$  werden anhand der Unterschiede von den Gewebeverschiebungen zwischen den Schiebeimpulsen für Zeitpunkte in Reaktion auf die Schiebeimpulse und anhand der Unterschiede und der Gewebeverschiebungen der Profile für Zeitpunkte nicht in Reaktion auf die Schiebeimpulse bestimmt.

**[0056]** Es kann eine beliebige Kurvenanpassung verwendet werden. In einer Ausführungsform werden die Polynomkoeffizienten durch Lösen unter Verwendung der kleinsten Quadrate geschätzt. Das Polynommodell ist das der kleinsten Quadrate, das an die kombinierten Gewebeverschiebungen für Zeitpunkte, die auf die verschiedenen ARFI-induzierten Wellen reagieren, und an die Gewebeverschiebungen anhand der Profile für Zeitpunkte, die nicht auf die ARFI-induzierten Wellen reagieren, angepasst ist. Zum Beispiel wird die folgende Anpassung der kleinsten Quadrate verwendet, um die Koeffizienten für die Kurve, die die Verschiebung aufgrund einer Wandlerbewegung, einer physiologischen Bewegung oder einer axialen physiologischen Bewegung und Wandlerbewegung darstellt, zu finden.



$$\begin{bmatrix}
 t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 & -t_1^3 & -t_1^2 & -t_1 & -1 \\
 t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 & -t_2^3 & -t_2^2 & -t_2 & -1 \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 & -t_M^3 & -t_M^2 & -t_M & -1 \\
 t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 t_K^3 & t_K^2 & t_K & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 t_{M-N+1}^3 & t_{M-N+1}^2 & t_{M-N+1} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 t_{M-N+2}^3 & t_{M-N+2}^2 & t_{M-N+2} & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & t_1^3 & t_1^2 & t_1 & 1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & t_2^3 & t_2^2 & t_2 & 1 \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 0 & 0 & 0 & 0 & t_K^3 & t_K^2 & t_K & 1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & t_{M-N+1}^3 & t_{M-N+1}^2 & t_{M-N+1} & 1 \\
 0 & 0 & 0 & 0 & t_{M-N+2}^3 & t_{M-N+2}^2 & t_{M-N+2} & 1 \\
 \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\
 0 & 0 & 0 & 0 & t_M^3 & t_M^2 & t_M & 1
 \end{bmatrix}
 \begin{bmatrix}
 a_l \\
 b_l \\
 c_l \\
 d_l \\
 a_r \\
 b_r \\
 c_r \\
 d_r
 \end{bmatrix}
 =
 \begin{bmatrix}
 y_{diff}(t_1) \\
 y_{diff}(t_2) \\
 \vdots \\
 y_{diff}(t_M) \\
 y_l(t_1) \\
 y_l(t_2) \\
 \vdots \\
 y_l(t_K) \\
 y_l(t_{M-N+1}) \\
 y_l(t_{M-N+2}) \\
 \vdots \\
 y_l(t_M) \\
 y_r(t_1) \\
 y_r(t_2) \\
 \vdots \\
 y_r(t_K) \\
 y_r(t_{M-N+1}) \\
 y_r(t_{M-N+2}) \\
 \vdots \\
 y_r(t_M)
 \end{bmatrix}
 \quad (4)$$

**[0057]** In dieser Matrix basieren die oberen Reihen auf den Kombinationsverschiebungen, und basieren die unteren Reihen auf den Verschiebungen von den getrennten Profilen, jedoch lediglich für Zeitpunkte, während welchen die Bewegung nicht den ARFI-induzierten Wellen unterzogen wird oder durch diese hervorgerufen wird. Durch Verwenden der kombinierten Verschiebungen (z. B.  $y_{Diff}(t)$ ) wird die Anzahl an Messungen zum Anpassen effektiv auf M Abtastungen erhöht. Die Schätzungen der Polynomkoeffizienten können genauer sein, was zu einer besseren Schätzung der axialen Verschiebung führt, die durch eine physiologische Bewegung und Wandlerbewegung hervorgerufen wird, als wenn lediglich mit den zeitlich beschränkten Verschiebungen der einzelnen Verschiebungsprofile (d. h. unter Verwendung lediglich der  $y_l$ - und  $y_r$ -Werte, die in der vorherigen Matrix genannt sind) geschätzt wird.

**[0058]** Die Kurve, die durch die geschätzten Koeffizienten definiert wird, stellt die Verschiebungen aufgrund der physiologischen Bewegung und/oder Wandlerbewegung ohne die ARFI-induzierte Bewegung dar. Folglich wird die unerwünschte axiale Bewegung im Laufe der Zeit bereitgestellt.

**[0059]** Für die seitliche Bewegung ist das Berücksichtigen Teil des Berechnens des viskoelastischen Parameters. Das Berechnen des Schritts 42 umfasst die Korrektur der geschätzten axialen Bewegung und das Entfernen der Auswirkungen der seitlichen Bewegung.

**[0060]** Bei dem Schritt 42 berechnet der Prozessor einen Wert oder Werte eines viskoelastischen Parameters. Es kann ein beliebiger viskoelastischer Parameter berechnet werden, wie etwa die Beanspruchung, Beanspruchungsrate, den Young-Modul, die Elastizität oder eine sonstige Eigenschaft. In einer Ausführungsform wird die Schergeschwindigkeit als der viskoelastische Parameter berechnet.

**[0061]** Der Wert wird für jeden von einem oder mehr Orten in dem interessierenden Bereich berechnet. Zum Beispiel wird der Wert für eine einzige von einem Benutzer ausgewählte Stelle berechnet. Als weiteres Beispiel werden Werte für diverse seitlich beabstandete Orte in dem interessierenden Bereich berechnet.

**[0062]** Der Wert wird anhand des Verschiebungsprofils oder der Verschiebungsprofile geschätzt. Während zwei oder mehr Verschiebungsprofile für jeden Ort erhältlich sind, kann lediglich eines zum Schätzen des viskoelastischen Parameterwerts verwendet werden. Alternativ werden getrennte Schätzungen anhand der getrennten Verschiebungsprofile geschätzt und verwendet, um den Wert für den Ort zu bestimmen.

**[0063]** Um den Wert in einer Ausführungsform zu schätzen, wird die Spitze oder maximale Amplitude in dem Profil bestimmt. Auf Grundlage einer Distanz des Orts von der Quelle der Belastung (z. B. ARFI-Fokusslage) zeigt eine zeitliche Differenz zwischen dem Aufbringen der Belastung und der Spitzenamplitude eine Ge-

schwindigkeit an. Bei einem alternativen Ansatz werden die Verschiebungsprofile anhand von unterschiedlichen Orten korreliert, um eine Verzögerung zwischen den Orten zu finden. Diese Phasenverschiebung kann verwendet werden, um die Geschwindigkeit zwischen den Orten im Zusammenhang mit den korrelierten Profilen zu berechnen. In anderen Ausführungsformen werden analytische Daten anhand des Verschiebungsprofils berechnet, und wird die Phasenverschiebung verwendet, um die Elastizität zu bestimmen. Eine Differenz der Phase im Laufe der Zeit der Verschiebungen von unterschiedlichen Voxeln oder ein Nulldurchgang der Phase für ein gegebenes Voxel gibt eine Geschwindigkeit an. Die Geschwindigkeit kann verwendet werden, um andere viskoelastische Parameter zu bestimmen, wie etwa unter Verwenden der Schergeschwindigkeit und einer bekannten oder gemessenen Menge an Belastung zum Bestimmen des Young-Moduls.

**[0064]** Das Berechnen des viskoelastischen Parameterwerts ist eine Funktion der Bewegungskorrektur. Die Schritte **44** und **46** sehen jeweils die axiale und seitliche Bewegungskorrektur vor.

**[0065]** Bei dem Schritt **44** wird die axiale Bewegung durch Verändern des Verschiebungsprofils oder der Verschiebungsprofile korrigiert, welche dann verwendet werden, um den viskoelastischen Parameterwert zu berechnen. Die unerwünschte axiale Bewegung wird von dem Verschiebungsprofil oder den Verschiebungsprofilen entfernt. Die Kurve, die die modellierte physiologische Bewegung und/oder Wandlerbewegung für ein gegebenes Profil darstellt, wird von dem gemessenen Verschiebungsprofil subtrahiert. Dort, wo das Modellieren Koeffizienten für jedes Verschiebungsprofil schätzt, wird die entsprechende Kurve von dem jeweiligen Verschiebungsprofil subtrahiert.

**[0066]** **Fig. 2** zeigt zwei geschätzte physiologische Bewegungen für die jeweiligen beiden Verschiebungsprofile. Für jeden Zeitpunkt stellt die Kurve einen Grad an axialer Bewegung aufgrund der physiologischen Bewegung bereit. Das gemessene Verschiebungsprofil umfasst eine physiologische axiale Bewegung und eine ARFI-induzierte Wellenbewegung. Durch Subtrahieren der physiologischen axialen Bewegung ist das resultierende Verschiebungsprofil von der ARFI-induzierten Wellenbewegung ohne die unerwünschte Bewegung. Unter Verwendung der Gleichungen 1 und 2 wird die axiale Verschiebung  $x(t)$ , die durch den ARFI-Anregungsimpuls hervorgerufen wird, durch Subtrahieren des Polynoms von der gemessenen Verschiebung  $y(t)$  geschätzt. Für jeden Zeitpunkt wird die axiale Verschiebung anhand der physiologischen Bewegung und/oder Wandlerbewegung von der gemessenen Verschiebung subtrahiert. **Fig. 3** zeigt die resultierenden Verschiebungsprofile für die ARFI-induzierte Wellenbewegung nach der Bewegungskorrektur (d. h. nach dem Filtern (Subtraktion für jeden Zeitpunkt) zum Entfernen einer unerwünschten axialen Bewegung).

**[0067]** Nach dem Entfernen der unerwünschten axialen Bewegung wird der Wert des viskoelastischen Parameters berechnet. Für die Schergeschwindigkeit wird die Spitze oder Phasenlage verwendet, um den Wert zu bestimmen. Der Wert wird anhand von Ergebnissen der Subtraktion oder anhand des Verschiebungsprofils mit einer Korrektur geschätzt, um die axiale Verschiebung aufgrund der physiologischen Bewegung und/oder Wandlerbewegung zu entfernen.

**[0068]** Dort, wo der Wert anhand von jedem der verschiedenen Profile für den Ort berechnet wird, können die resultierenden Werte gemittelt werden. Alternativ wird eine Auswahl verwendet (z. B. Höchstwert, Mindestwert oder Mittelwert). In noch anderen Ausführungsformen wird die axiale Bewegungskorrektur für eines der Profile durchgeführt, und wird ein einziger Wert anhand des resultierenden Verschiebungsprofils berechnet.

**[0069]** Bei dem Schritt **46** aus **Fig. 1** wird der Einfluss der unerwünschten seitlichen Bewegung bei dem Berechnen des Werts verringert. Die Verringerung der seitlichen Komponente der physiologischen Bewegung und/oder Wandlerbewegung verwendet auch mehrere ARFI-Anregungsimpulse auf jeder Seite des interessierenden Bereichs. Es werden gemessene Verschiebungen in Reaktion auf ARFI-Anregungen auf gegenüberliegenden Seiten des Orts verwendet. Es werden ARFI-Anregungen verwendet, die gleichmäßig oder anderweitig um den interessierenden Bereich oder einen einzigen Ort verteilt sind.

**[0070]** In Anbetracht jeweils der Impulswiederholungsfrequenz (PRF, Pulse Repetition Frequency) und des Impulswiederholungsintervalls (PRI, Pulse Repetition Interval) der Nachverfolgungsimpulse wird die Geschwindigkeit der physiologischen Bewegung und der Wandlerbewegung in der seitlichen Richtung über den Zeitraum  $T$  von der Berechnung entfernt. Der Zeitraum  $T$  ist gegeben durch:

$$T = 2(\text{PRI}_M + t_{\text{Anregung}}) \quad (5)$$

wobei  $t_{\text{Anregung}}$  die Dauer der ARFI-Anregung ist und  $M$  die Gesamtanzahl an Nachverfolgungen oder Nachverfolgungsabtastungen vor und nach jeder ARFI-Anregung ist. Der Faktor von 2 entsteht durch das Verwen-

den von zwei ARFI-Anregungen, was zu zwei Verschiebungsprofilen führt. Die seitliche Geschwindigkeit der physiologischen Bewegung wird als konstant über den Zeitraum T angenommen (d. h. die seitliche Verschiebung aufgrund der physiologischen Bewegung ist linear über den Zeitraum T).

**[0071]** Die seitliche Bewegung erfolgt in einer von zwei Richtungen (z. B. entweder links oder rechts) bezüglich des Orts. Da Verschiebungsprofile zum Berechnen des viskoelastischen Parameterwerts, der aus der Welle, die sich in jeder dieser Richtungen bewegt, resultiert, bereitgestellt werden, werden die resultierenden Werte entgegengesetzt durch die unerwünschte seitliche Bewegung beeinflusst. Der Prozessor berechnet verschiedene Werte für den viskoelastischen Parameter anhand der Gewebeverschiebungen der verschiedenen Schiebeimpulse. Zum Beispiel wird eine Schergeschwindigkeit anhand eines Verschiebungsprofils geschätzt und eine andere Schergeschwindigkeit für denselben Ort anhand eines anderen Verschiebungsprofils geschätzt. Es sei angenommen, dass  $v_s$  die Geschwindigkeit der Scherwelle ist,  $v_m$  die kombinierte Geschwindigkeit der physiologischen Bewegung und Wandlerbewegung in der seitlichen Richtung ist,  $v_{sl}$  die gemessene Scherwelle anhand der linken Anregung ist,  $v_{sr}$  die gemessene Scherwelle anhand der rechten Anregung ist und  $x$  die Entfernung von dem Anregungsort zum Nachverfolgungsort ist.  $x$  wird für die linken und rechten Geschwindigkeiten als gleich behandelt, kann jedoch in anderen Ausführungsformen unterschiedlich sein. Die Wellenankünfte mit einer seitlichen Entfernung  $x$  von linken und rechten Anregungspositionen sind gegeben durch:

$$t_l(x) = \frac{x}{v_s \pm v_m} = \frac{x}{v_{sl}} \quad (6)$$

$$t_r(x) = \frac{x}{v_s \mp v_m} = \frac{x}{v_{sr}} \quad (7)$$

**[0072]** Die Gleichungen 6 und 7 zeigen, dass die Scherwelle früher ankommt, wenn die Bewegung in der Richtung der Scherwellenausbreitung erfolgt, und später ankommt, wenn die Bewegung in der umgekehrten Richtung der Scherwellenausbreitung erfolgt.

**[0073]** Die linken und rechten Anregungsgeschwindigkeiten  $v_{sl}$  und  $v_{sr}$  werden anhand der jeweiligen Verschiebungsprofile berechnet. Die Geschwindigkeit der Scherwelle, die durch die ARFI-Anregung induziert wird, ist  $v_s$ , und die seitliche Geschwindigkeit der physiologischen Bewegung und Wandlerbewegung ist  $v_m$ , wie dargestellt ist durch:

$$v_s = \frac{v_{sl} + v_{sr}}{2} \quad (8)$$

$$v_m = \pm \frac{v_{sl} - v_{sr}}{2} \quad (9)$$

**[0074]** Die Gleichung 8 ist ein Durchschnitt. Die Schergeschwindigkeit für den Ort ist der Durchschnitt der Schergeschwindigkeiten für diesen Ort, wie er anhand der Verschiebungsprofile für eine induzierte Wellenausbreitung in Gegenrichtungen berechnet wird. Durch das Verwenden der Gegenrichtungen neutralisiert oder verringert der Durchschnitt den Einfluss der unerwünschten seitlichen Bewegung. Das Ergebnis der Mittelung der verschiedenen Werte ist der Endwert für den viskoelastischen Parameter, so dass eine Durchschnittsgeschwindigkeit als die Schergeschwindigkeit für den Ort verwendet wird.

**[0075]** Die Gleichung 9 stellt die unerwünschte seitliche Bewegung dar. Diese unerwünschte seitliche Bewegung wird berechnet oder nicht. Diese unerwünschte seitliche Geschwindigkeit, die durch die Wandlerbewegung und/oder die physiologische Bewegung hervorgerufen wird, wird durch Mitteln der Geschwindigkeiten für Scherwellen, die sich in Gegenrichtungen ausbreiten, entfernt. Alternativ dazu wird die unerwünschte Geschwindigkeit berechnet und von einer oder mehreren der Schätzungen der Geschwindigkeit entfernt (d. h. subtrahiert).

**[0076]** Bei dem Schritt 48 wird der viskoelastische Wert ausgegeben. In einer Ausführungsform wird ein Bild ausgegeben. Nach dem Berücksichtigen der unerwünschten seitlichen und/oder axialen Bewegung werden Werte für verschiedene Orte geschätzt. Die Werte für Orte in dem interessierenden Bereich werden durch paralleles Empfangsstrahlformen und/oder Wiederholen des gesamten Prozesses (z. B. Übertragung von ARFI und Nachverfolgung) für verschiedene Orte bestimmt. Diese Werte als eine Funktion des Raums oder Orts werden mit Bildwerten zum Anzeigen einer Elastizität oder eines Scherbilds abgebildet. Zum Beispiel wird eine Scherwelle, Longitudinalwelle, Beanspruchung oder ein sonstiges Bild erzeugt. Es wird ein Bild oder eine Sequenz von Bildern erzeugt.

**[0077]** Das Elastizitäts- oder Scherbild wird alleine angezeigt. Alternativ wird ein B-Mode-Bild oder ein anderes Bild, das denselben Bereich oder ein unterschiedliches Gesichtsfeld darstellt, benachbart zu dem Elastizitätsbild angezeigt. In einer anderen alternativen Ausführungsform wird das Elastizitäts- oder Scherbild mit dem B-Mode-Bild kombiniert oder überlagert.

**[0078]** In einer anderen Ausführungsform wird der Wert für einen Ort als Text, als eine Zahl oder in einer Grafik codiert ausgegeben. Zum Beispiel wählt der Benutzer einen Ort auf einem B-Mode-Bild aus. In Reaktion darauf berechnet das Ultraschallsystem den Wert für den interessierenden viskoelastischen Parameter für diesen ausgewählten Ort. Eine numerische Darstellung, Textdarstellung und/oder grafische Darstellung des berechneten Werts wird mit dem B-Mode-Bild überlagert, unabhängig angezeigt oder anderweitig dem Benutzer mitgeteilt. In noch anderen Ausführungsformen erfolgt die Ausgabe durch eine Übertragung über ein Netzwerk und/oder das Bereitstellen in einem Speicher zum Speichern.

**[0079]** Die **Fig. 2–Fig. 9** zeigen beispielhafte Ergebnisse von dem Entfernen einer unerwünschten axialen Bewegung. Die axiale Verschiebung anhand einer physiologischen Bewegung und Wandlerbewegung wird unter Verwendung von In-Vivo-Leberdaten entfernt, die in dem Virtual Touch Quantification(VTQ)-Modus (d. h. Schergeschwindigkeitsschätzung für eine von einem Nutzer ausgewählte Stelle) erhalten werden. **Fig. 2** zeigt ein Beispiel von Verschiebungsprofilen, die an einem gegebenen seitlichen Ort während einer In-Vivo-Abtastung gemessen werden. **Fig. 2** zeigt auch die Polynomkurven, die angepasst sind, nachdem der Algorithmus der kleinsten Quadrate nach Gleichung 4 abläuft. **Fig. 3** zeigt die Verschiebungsprofile von linken und rechten Anregungsimpulsen nach dem Filtern der axialen Verschiebung anhand der physiologischen Bewegung. In anderen Ausführungsformen stammen die Verschiebungsprofile von Schiebeimpulsen, die auf dieselbe Position, jedoch zu unterschiedlichen Zeiten gebündelt sind.

**[0080]** Die **Fig. 4** und **Fig. 5** zeigen jeweils Verschiebungsabbildungen für Schiebeimpulse auf gegenüberliegenden Seiten eines interessierenden Bereichs. Die horizontale Achse ist die Zeit, und die vertikale Achse ist der seitliche Abstand. Für jeden Übertragungsstrahl für die Nachverfolgung werden vier Empfangsstrahlen an einer gegebenen Tiefe abgebildet. Folglich treten Messungen für alle vier seitlich beabstandeten Orte zur selben Zeit auf. Die Übertragung des Schiebeimpulses und die entsprechende Nachverfolgung werden für jede Gruppe von vier Orten wiederholt, was zu dem horizontal gestreiften Aussehen der **Fig. 4** und **Fig. 5** führt. Aufgrund der axialen Verschiebung anhand der physiologischen Bewegung ist die Zeit des Auftretens der Spitzen für die diversen Orte teilweise versteckt und nicht so beständig wie gewünscht über die Orte.

**[0081]** Die **Fig. 6** und **Fig. 7** zeigen jeweils die Verschiebungsabbildungen der **Fig. 4** und **Fig. 5** (d. h. für Anregungen auf gegenüberliegenden Seiten) nach dem Entfernen der axialen Verschiebung, die durch die physiologische Bewegung hervorgerufen wird. Die axiale Komponente der physiologischen Bewegung und der Wandlerbewegung wird verringert oder entfernt, was zu einer klareren Angabe der Spitze im Verlaufe der Zeit für jeden Ort und einer höheren Beständigkeit über die Orte führt. Die Schergeschwindigkeit oder ein anderer viskoelastischer Parameterwert ist mit einer höheren Wahrscheinlichkeit genau oder wird mit mehr Vertrauen mit der unerwünschten axialen Bewegung, die von den Verschiebungen entfernt wird, berechnet.

**[0082]** **Fig. 8** zeigt ein Beispiel für zwei Verschiebungsprofile, die an einem gegebenen seitlichen Ort durch Übertragen von zwei ARFI-Anregungsimpulsen (zu unterschiedlichen Zeiten) zu derselben Fokusslage auf der linken Seite des interessierenden Bereichs (d. h. links von dem Messort) gemessen werden. Die beiden Profile sind verschieden, da sich die physiologische Bewegung mit der Zeit verändert, und die ARFI-Anregungsimpulse und die zugehörige Nachverfolgung werden nacheinander durchgeführt. **Fig. 9** zeigt die Verschiebungsprofile nach dem Filtern der axialen Verschiebung anhand der physiologischen Bewegung. Die Kurve der unerwünschten Verschiebung ist an die unterschiedenen Verschiebungen für alle Zeitpunkte und an die einzelnen Verschiebungen für Zeitpunkte vor der ARFI-Anregung und nach der Gewebeentspannung angepasst. Die angepasste Kurve wird von der gemessenen Verschiebung subtrahiert. **Fig. 9** zeigt, dass der Algorithmus die axiale Komponente der physiologischen Bewegung und Wandlerbewegung genau entfernt.

**[0083]** Um die seitliche Verschiebung anhand einer physiologischen Bewegung und/oder Wandlerbewegung zu testen, übersetzt eine lineare Stufe eine Wandleranordnung mit einer konstanten Geschwindigkeit seitlich über die Oberfläche einer ein Gewebe nachahmenden Darstellung. Diese Anordnung ahmt die seitliche Wandlerbewegung nach. Die unerwünschte seitliche Verschiebung kann auf eine Wandlerbewegung (z. B. ein Sonograph, der den Wandler dreht und/oder übersetzt), eine Patientenbewegung (die z. B. den Wandler dazu bringt, sich bezüglich des Patienten zu bewegen) oder eine physiologische Bewegung zurückzuführen sein. Während der seitlichen Bewegung der Wandleranordnung in der Testanordnung werden die Verschiebungen an einem von einem Benutzer ausgewählten Ort unter Verwendung von Schiebeimpulsen auf gegenüberlie-

genden Seiten des Orts gemessen. Die gemessene Schergeschwindigkeit von den Verschiebungen, die von einer Seite gemessen wird, ist höher als die gemessene Schergeschwindigkeit von den Verschiebungen, die von der gegenüberliegenden Seite gemessen wird. Durch Umkehren der Richtung der Wandlerbewegung ändert sich die Seite mit der höheren Schergeschwindigkeit. Die unerwünschte seitliche Bewegung erhöht eine Geschwindigkeit und verringert die andere Geschwindigkeit aufgrund der Bewegungsrichtung, so dass ein Mitteln den Einfluss der unerwünschten seitlichen Bewegung verringert.

**[0084]** Fig. 10 zeigt eine Ausführungsform eines Systems **10** zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung. Das System **10** implementiert das Verfahren aus Fig. 1 oder sonstige Verfahren. Das System **10** umfasst einen Sendestrahlformer **12**, einen Wandler **14**, einen Empfangsstrahlformer **16**, einen Bildprozessor **18**, eine Anzeige **20** und einen Speicher **22**. Es können zusätzliche, andere oder weniger Komponenten bereitgestellt werden. Zum Beispiel wird eine Nutzereingabe zur Nutzerinteraktion mit dem System bereitgestellt, wie etwa zum Auswählen eines Orts, für welchen eine Messung erfolgen soll.

**[0085]** Das System **10** ist ein medizinisches diagnostisches Ultraschallbildgebungssystem. Das System **10** ist konfiguriert, um Echodaten für Scher- oder andere Elastizitätsbildgebung unter Verwendung mehrerer Schiebeimpulse zu erfassen. In alternativen Ausführungsformen ist das System **10** ein Personal Computer, eine Workstation, eine PACS-Station oder eine andere Anordnung an einem selben Ort oder verteilt über ein Netz für die Echtzeitbildgebung oder für die Bildgebung nach der Erfassung. Das System **10** erfasst Daten anhand von einem Speicher oder von einem anderen Ultraschallbildgebungssystem.

**[0086]** Der Sendestrahlformer **12** ist ein Ultraschallsender, ein Speicher, ein Impulsgeber, eine analoge Schaltung, eine digitale Schaltung oder Kombinationen davon. Der Sendestrahlformer **12** ist zum Erzeugen von Wellenformen für mehrere Kanäle mit verschiedenen oder relativen Amplituden, Verzögerungen und/oder Phasenlagen betreibbar. Nach dem Übertragen von Schallwellen von dem Wandler **14** in Reaktion auf die erzeugten elektrischen Wellenformen werden ein oder mehr Strahlen gebildet. Es wird eine Sequenz von Übertragungsstrahlen erzeugt, um einen Bereich abzutasten. Es können Sektor-, Vektor<sup>®</sup>-, lineare oder andere Abtastformate verwendet werden. Derselbe Bereich wird mehrere Male abgetastet. Für die Fluss- oder Dopplerbildgebung und für die Scherbildgebung wird eine Sequenz von Abtastungen entlang derselben Linie oder Linien verwendet. Bei der Dopplerbildgebung kann die Sequenz mehrere Strahlen entlang einer selben Abtastlinie enthalten, bevor eine benachbarte Abtastlinie abgetastet wird. Für die Scher- oder Longitudinalwellenbildgebung kann eine Abtastungs- oder Teilbildverschachtelung verwendet werden (d. h. Abtasten des gesamten Bereichs, bevor erneut abgetastet wird). Es kann eine Linienverschachtelung oder eine Liniengruppenverschachtelung verwendet werden. In alternativen Ausführungsformen erzeugt der Sendestrahlformer **12** für ein schnelleres Abtasten eine ebene Welle oder divergierende Welle.

**[0087]** Derselbe Sendestrahlformer **12** kann Impulsanregungen oder elektrische Wellenformen zum Erzeugen von Schallenergie erzeugen, um eine Verschiebung hervorzurufen. Es werden elektrische Wellenformen für Schallstrahlungskraftimpulse erzeugt. In alternativen Ausführungsformen wird ein anderer Sendestrahlformer bereitgestellt, um die Impulsanregung zu erzeugen. Der Sendestrahlformer **12** bringt den Wandler **14** dazu, Schiebeimpulse oder Schallstrahlungskraftimpulse zu erzeugen. Unter Verwendung des Verzögerungsprofils über die Kanäle steuert der Sendestrahlformer **12** die Schiebeimpulse zu der gewünschten Fokusslage oder den gewünschten Fokusslagen.

**[0088]** Der Wandler **14** ist eine Anordnung zum Erzeugen von Schallenergie anhand von elektrischen Wellenformen. Für eine Anordnung bündeln relative Verzögerungen die Schallenergie. Ein gegebenes Übertragungsereignis entspricht der Übertragung von Schallenergie durch verschiedene Elemente zu einer im Wesentlichen gleichen Zeit in Anbetracht der Verzögerungen. Das Übertragungsereignis kann einen Impuls von Ultraschallenergie zum Verschieben des Gewebes bereitstellen. Der Impuls ist eine Impulsanregung oder ein Nachverfolgungsimpuls. Die Impulsanregung enthält Wellenformen mit vielen Zyklen (z. B. 500 Zyklen), jedoch tritt dies in einer relativ kurzen Zeit auf, um eine Gewebeverschiebung über eine längere Zeit hervorzurufen. Ein Nachverfolgungsimpuls kann eine B-Mode-Übertragung sein, wie etwa unter Verwendung von 1–5 Zyklen. Die Nachverfolgungsimpulse werden verwendet, um einen Bereich eines Patienten abzutasten, der einer Veränderung bezüglich der Belastung unterliegt.

**[0089]** Der Wandler **14** ist eine 1-, 1,25-, 1,5-, 1,75- oder 2-dimensionale Anordnung von piezoelektrischen oder kapazitiven Membranelementen. Es kann eine Wobbler-Anordnung verwendet werden. Der Wandler **14** weist mehrere Elemente zum Wandeln zwischen Schallenergien und elektrischen Energien auf. Es werden Empfangssignale in Reaktion auf Ultraschallenergie (Echos) erzeugt, die auf die Elemente des Wandlers **14** auftreffen. Die Elemente verbinden sich mit Kanälen der Übertragungs- und Empfangsstrahlformer **12**, **16**.

**[0090]** Der Empfangsstrahlformer **16** enthält mehrere Kanäle mit Verstärkern, Verzögerungseinheiten und/oder Phasendreheinheiten und einen oder mehrere Summierer. Jeder Kanal ist mit einem oder mehreren Wandlerelementen verbunden. Der Empfangsstrahlformer **16** ist durch Hardware oder Software konfiguriert, um relative Verzögerungen, Phasen und/oder Apodisierung anzuwenden, um in Reaktion auf jede Bildgebungs- oder Nachverfolgungsaussendung einen oder mehrere Empfangsstrahlen zu bilden. Für Echos aus der Impulsanregung, die verwendet wird, um Gewebe zu verschieben, erfolgt unter Umständen kein Empfangsbetrieb. Der Empfangsstrahlformer **16** gibt unter Verwendung der Empfangssignale Daten aus, die räumliche Orte darstellen. Relative Verzögerungen und/oder Phasenverschiebung und Summierung von Signalen von verschiedenen Elementen stellen eine Strahlbildung bereit. In alternativen Ausführungsformen ist der Empfangsstrahlformer **16** ein Prozessor zum Erzeugen von Abtastwerten unter Verwendung der Fourier- oder anderer Transformationen.

**[0091]** Der Empfangsstrahlformer **16** kann einen Filter enthalten, wie etwa einen Filter zum Isolieren von Informationen auf einer zweiten Harmonischen oder einem anderen Frequenzband bezüglich des Übertragungsfrequenzbands. Solche Informationen umfassen eher gewünschtes Gewebe, Kontrastmittel und/oder Bewegungsinformationen. In einer anderen Ausführungsform enthält der Empfangsstrahlformer **16** einen Speicher oder Puffer und einen Filter oder Addierer. Es werden zwei oder mehr Empfangsstrahlen kombiniert, um Informationen auf einem gewünschten Frequenzband, wie etwa einer zweiten Harmonischen, kubischen Grundfrequenz- oder anderem Band zu isolieren.

**[0092]** In Koordination mit dem Sendestrahlförmiger **12** erzeugt der Empfangsstrahlformer **16** Daten, die einen interessierenden Bereich zu unterschiedlichen Zeitpunkten darstellen. Nach der Schallimpulsanregung erzeugt der Empfangsstrahlformer **16** Strahlen, die Orte entlang einer oder mehrerer Linien zu unterschiedlichen Zeitpunkten darstellen. Durch Abtasten des interessierenden Bereichs mit Ultraschall werden Daten (z. B. strahlgeformte Abtastwerte) erzeugt. Durch Wiederholen des Abtastens werden Ultraschalldaten erfasst, die den Bereich zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach der Impulsanregung darstellen.

**[0093]** Der Empfangsstrahlformer **16** gibt strahlsummierte Daten aus, die einen oder mehr räumliche Orte darstellen. Es kann eine dynamische Bündelung bereitgestellt werden. Die Daten können verschiedenen Zwecken dienen. Zum Beispiel werden andere Abtastungen für B-Mode- oder Gewebedaten durchgeführt als für ARFI-Ultraschallbildgebung. Alternativ dazu werden die B-Mode-Daten auch verwendet, um einen viskoelastischen Parameterwert zu bestimmen. Als weiteres Beispiel werden Daten für Scherbildgebung mit einer Reihe an geteilten Abtastungen erfasst, und eine B-Mode- oder Doppler-Abtastung wird getrennt oder unter Verwendung einiger derselben Daten durchgeführt. Die Ultraschall- oder Echodaten sind von einer beliebigen Verarbeitungsstufe, wie etwa strahlgeformte Daten vor der Detektion oder Daten nach der Detektion.

**[0094]** Der Prozessor **18** ist ein B-Mode-Detektor, ein Doppler-Detektor, ein gepulster Doppler-Detektor, ein Korrelationsprozessor, ein Fourier-Transformationsprozessor, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung, ein allgemeiner Prozessor, ein Steuerprozessor, ein Bildprozessor, ein Field Programmable Gate Array, eine Grafikerarbeitungseinheit, ein digitaler Signalprozessor, eine analoge Schaltung, eine digitale Schaltung, Kombinationen davon oder eine sonstige jetzt bekannte oder später entwickelte Vorrichtung zum Detektieren und Verarbeiten von Informationen zum Anzeigen von strahlgeformten Ultraschallabtastwerten.

**[0095]** In einer Ausführungsform enthält der Prozessor **18** einen oder mehrere Detektoren und einen separaten Prozessor. Der separate Prozessor ist ein Steuerprozessor, ein allgemeiner Prozessor, ein digitaler Signalprozessor, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung, ein Field Programmable Gate Array, ein Netzwerk, ein Server, eine Gruppe von Prozessoren, eine Grafikerarbeitungseinheit, ein Datenpfad, Kombinationen davon oder eine sonstige jetzt bekannte oder später entwickelte Vorrichtung zur Bewegungskorrektur und/oder Berechnung eines Werts für einen viskoelastischen Parameter. Es können die Dämpfung, Schermodul, die Scherviskosität, die Schergeschwindigkeit oder eine oder mehr andere Eigenschaften der Scherwellenausbreitung geschätzt werden. Zum Beispiel ist der separate Prozessor durch Hardware und/oder Software konfiguriert, um eine beliebige Kombination von einer oder mehreren der in **Fig. 1** gezeigten Schritte **36–48** durchzuführen.

**[0096]** Der Prozessor **18** ist konfiguriert, um eine durch die Schallimpulsanregung induzierte Gewebeverschiebung zu schätzen. Unter Verwendung von Korrelation, Nachverfolgung, Bewegungsdetektion oder einer anderen Verschiebungsmessung wird der Grad der Positionsverschiebung des Gewebes geschätzt. Die Schätzung wird mehrere Male über einen Zeitraum, wie etwa von vor der durch die Belastung ausgelösten Bewegung des Gewebes, während der Belastung und bis nach dem Zeitpunkt, zu dem das Gewebe zum größten Teil oder vollständig in einen entspannten Zustand zurückgekehrt ist (z. B. sich von der durch die Impulsanregung

hervorgerufenen Belastung erholt hat), durchgeführt. Unterschiede bezüglich der Verschiebung des Gewebes zwischen Orten zeigen eine relative Steifigkeit oder Elastizität an.

**[0097]** Der Prozessor **18** ist konfiguriert, um Verschiebungen anhand von verschiedenen Profilen zu kombinieren, wie etwa durch Subtrahieren eines Verschiebungsprofils von einem anderen. Unter Verwendung der kombinierten Verschiebungen ist der Prozessor **18** konfiguriert, um eine Kurve anzupassen, um axiale Verschiebungen aufgrund von anderen Quellen als der ARFI-induzierten Welle zu modellieren. Die Kurve wird von einem gemessenen Verschiebungsprofil von dem Prozessor **18** subtrahiert, um Verschiebungen aufgrund der ARFI-induzierten Welle zu isolieren.

**[0098]** Der Prozessor **18** ist konfiguriert, um viskoelastische Parameterwerte zu schätzen. Es können eine Phasenänderungsdetektion, eine Korrelation, eine Verschiebungsbestimmung, eine Spitzenkennzeichnung, eine Geschwindigkeitsberechnung, Belastungsmessungen, eine Belastungsverringerung und/oder sonstige Prozesse verwendet werden, um die Elastizität, die Geschwindigkeit, den Modul oder sonstige Parameter zu schätzen. Der Prozessor **18** ist konfiguriert, um die unerwünschte seitliche und/oder axiale Bewegung in der Schätzung zu berücksichtigen. Durch Subtrahieren der unerwünschten axialen Bewegung von dem Verschiebungsprofil kann der geschätzte Wert für die ARFI-induzierte Bewegung repräsentativer sein. Durch Mitteln der Schätzungen des Werts anhand von Verschiebungsprofilen, die mit Schiebeeimpulsen auf gegenüberliegenden Seiten erzeugt werden, kann der resultierende Wert eine geringere unerwünschte seitliche Bewegung aufweisen.

**[0099]** Der Prozessor **18** ist konfiguriert, um ein oder mehr Bilder zu erzeugen. Zum Beispiel wird ein Scherwellengeschwindigkeitsbild erzeugt. Es können andere Elastografiebilder erzeugt werden, wie etwa ein Schermodul, eine Beanspruchung oder ein Beanspruchungsratenbild. Das Bild wird als eine Überlappung oder ein interessierender Bereich innerhalb eines B-Mode-Bilds präsentiert. Die Elastizitätswerte modulieren die Farbe an Orten in dem interessierenden Bereich. Dort, wo der Elastizitätswert unter einem Schwellenwert liegt, können B-Mode-Informationen ohne Modulierung durch den Elastizitätswert angezeigt werden. Alternativ oder zusätzlich werden die Werte für einen oder wenige Orte als Text, numerisch und/oder in einer Grafik angezeigt.

**[0100]** Der Prozessor **18** wird entsprechend den Anweisungen betrieben, die in dem Speicher **22** oder einem anderen Speicher zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung gespeichert sind. Der Speicher **22** ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Speichermedium. Die Anweisungen zum Implementieren der hierin analysierten Prozesse, Verfahren und/oder Techniken werden in den computerlesbaren Speichermedien oder Speichern, wie etwa einem Cache, Puffer, RAM, Wechselmedien, einer Festplatte oder einem sonstigen computerlesbaren Speichermedium bereitgestellt. Computerlesbare Speichermedien umfassen diverse Arten von flüchtigen und nichtflüchtigen Speichermedien. Die Funktionen, Schritte oder Aufgaben, die in den Figuren veranschaulicht sind oder hierin beschrieben sind, werden in Reaktion auf eine oder mehrere Gruppen von Anweisungen, die in oder auf computerlesbaren Speichermedien gespeichert sind, ausgeführt. Die Funktionen, Schritte oder Aufgaben sind unabhängig von der bestimmten Art von Anweisungsgruppe, Speichermedien, Prozessor oder Verarbeitungsstrategie und können von Software, Hardware, integrierten Schaltungen, Firmware, Mikrocode und dergleichen durchgeführt werden, die alleine oder in Kombination arbeiten. Ebenso können Verarbeitungsstrategien Multiprocessing, Multitasking, Parallelverarbeitung und dergleichen umfassen. In einer Ausführungsform sind die Anweisungen in einer Wechselspeicher-Medienvorrichtung zum Lesen durch lokale oder ferne Systeme gespeichert. In anderen Ausführungsformen sind die Anweisungen an einem fernen Ort gespeichert, um sie über ein Computernetzwerk oder über Telefonleitungen zu übertragen. In wiederum anderen Ausführungsformen sind die Anweisungen innerhalb eines gegebenen Computers, CPU, GPU oder Systems gespeichert.

**[0101]** Die Anzeige **20** ist eine Kathodenstrahlröhre, ein Flüssigkristallbildschirm, ein Projektor, ein Plasma-Bildschirm oder eine andere Anzeige zum Anzeigen eines Werts, zweidimensionaler Bilder oder dreidimensionaler Darstellungen. Die zweidimensionalen Bilder stellen eine räumliche Verteilung in einem Bereich, wie etwa einer Ebene, dar. Die dreidimensionalen Darstellungen sind anhand der Daten gerendert, die eine räumliche Verteilung in einem Volumen darstellen. Die Anzeige **20** ist durch den Prozessor **18** oder eine andere Vorrichtung durch die Eingabe der als ein Bild anzuzeigenden Signale konfiguriert. Die Anzeige **20** zeigt ein Bild an, das den berechneten Wert für einen interessierenden Bereich darstellt.

**[0102]** Während die Erfindung zuvor unter Bezugnahme auf diverse Ausführungsformen beschrieben worden ist, sollte verständlich sein, dass viele Änderungen und Modifikationen vorgenommen werden können, ohne sich vom Schutzzumfang der Erfindung zu entfernen. Daher ist beabsichtigt, dass die vorherige ausführliche Beschreibung als veranschaulichend anstelle von einschränkend betrachtet wird, und es sollte verständlich

sein, dass die folgenden Ansprüche einschließlich aller Äquivalente zum Definieren des Grundgedankens und Schutzzumfangs dieser Erfindung beabsichtigt sind.

### Patentansprüche

1. Verfahren zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung, wobei das Verfahren Folgendes umfasst:  
Übertragen (32) von einem Wandler von mehreren Schiebeimpulsen nacheinander, wobei die Schiebeimpulse eine Welle in dem Gewebe eines Patienten erzeugen (48);  
Nachverfolgen (34) von Gewebeverschiebungen in Reaktion auf die Schiebeimpulse;  
Berücksichtigen (36) einer physiologischen Bewegung, einer Wandlerbewegung oder einer physiologischen Bewegung und einer Wandlerbewegung unter Verwendung der Verschiebungen in Reaktion auf die mehreren Schiebeimpulse;  
Berechnen (42) eines viskoelastischen Parameters als eine Funktion der Verschiebungen und der geschätzten Bewegung; und  
Erzeugen (48) eines Bilds als eine Funktion des viskoelastischen Parameters.
2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Übertragen (32) das Übertragen (32) mindestens eines ersten der Schiebeimpulse auf einer ersten Seite eines interessierenden Bereichs und das Übertragen (32) mindestens eines zweiten der Schiebeimpulse auf einer zweiten Seite, gegenüber der ersten Seite, des interessierenden Bereichs umfasst.
3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei das Berücksichtigen (36) das Schätzen einer axialen Bewegung umfasst, und wobei das Berechnen (42) das Subtrahieren (44) der axialen Bewegung im Laufe der Zeit anhand der nachverfolgten Verschiebungen im Laufe der Zeit und das Berechnen (42) des viskoelastischen Parameters anhand von Ergebnissen des Subtrahierens (44) umfasst.
4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei das Schätzen der axialen Bewegung das Anpassen (40) eines Polynoms an Unterschiede der Gewebeverschiebungen zwischen den Schiebeimpulsen für Zeitpunkte in Reaktion auf die Schiebeimpulse und an die Gewebeverschiebungen für Zeitpunkte nicht in Reaktion auf die Schiebeimpulse umfasst.
5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei das Berücksichtigen (36) das Berücksichtigen (36) einer seitlichen Bewegung umfasst, und wobei das Berechnen (42) das Verringern des Einflusses der seitlichen Bewegung bei dem Berechnen (42) umfasst.
6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei das Berücksichtigen (36) und das Berechnen (42) das Berechnen (42) verschiedener Werte für den viskoelastischen Parameter anhand der Gewebeverschiebungen der verschiedenen Schiebeimpulse und das Mitteln (46) der verschiedenen Werte umfasst, wobei ein Ergebnis des Mittelns (46) der berechnete viskoelastische Parameter ist.
7. Verfahren zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung, wobei das Verfahren Folgendes umfasst:  
Erfassen (30) mit einem Ultraschallsystem von ersten Gewebeverschiebungen an einem Ort und in Reaktion auf eine erste Welle, die anhand eines ersten Schallstrahlungskraftimpulses erzeugt wird, der seitlich auf einer ersten Seite des Orts beabstandet ist;  
Schätzen (42) einer ersten Geschwindigkeit der ersten Welle an dem Ort anhand der ersten Gewebeverschiebungen;  
Erfassen (30) mit dem Ultraschallsystem von zweiten Gewebeverschiebungen an dem Ort und in Reaktion auf eine zweite Welle, die anhand eines zweiten Schallstrahlungskraftimpulses erzeugt wird, der seitlich entlang einer zweiten Seite des Orts beabstandet ist, wobei sich die zweite Seite von der ersten Seite unterscheidet;  
Schätzen (42) einer zweiten Geschwindigkeit der zweiten Welle an dem Ort anhand der zweiten Gewebeverschiebungen;  
Mitteln (46) der ersten und zweiten Geschwindigkeiten; und  
Ausgeben (48) der gemittelten Geschwindigkeit.
8. Verfahren nach Anspruch 7, wobei das Mitteln (46) das Entfernen einer seitlichen Bewegung aufgrund einer Wandlerbewegung, physiologischen Bewegung oder einer Wandlerbewegung und einer physiologischen Bewegung umfasst.
9. Verfahren zur Schallstrahlungskraft-Ultraschallbildgebung, wobei das Verfahren Folgendes umfasst:



Erfassen (30) mit einem Ultraschallsystem von ersten Gewebeverschiebungen im Laufe der Zeit an einem Ort und in Reaktion auf eine erste Welle, die anhand eines ersten Schallstrahlungskraftimpulses erzeugt wird;  
Erfassen (30) mit dem Ultraschallsystem von zweiten Gewebeverschiebungen im Laufe der Zeit an dem Ort und in Reaktion auf eine zweite Welle, die anhand von einem zweiten Schallstrahlungskraftimpuls erzeugt wird;  
Erzeugen (38) von kombinierten Verschiebungen im Laufe der Zeit anhand der ersten und zweiten Gewebeverschiebungen;  
Anpassen (40) einer Kurve an die kombinierten Verschiebungen;  
Subtrahieren (44) der Kurve von den ersten Gewebeverschiebungen;  
Schätzen (42) eines viskoelastischen Werts anhand von Ergebnissen des Subtrahierens (44); und  
Ausgeben (48) des viskoelastischen Werts.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei das Erfassen (30) der ersten und zweiten Gewebeverschiebungen das Erfassen (30) jeweils von ersten und zweiten Verschiebungsprofilen für den Ort zu unterschiedlichen Zeiträumen umfasst.

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, wobei das Erzeugen (38) von kombinierten Verschiebungen das Unterscheiden der ersten Gewebeverschiebungen von den zweiten Gewebeverschiebungen umfasst.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 9 bis 11, wobei das Anpassen (40) der Kurve an die kombinierten Gewebeverschiebungen die Anpassung der kleinsten Quadrate (40) eines Polynoms an die kombinierten Gewebeverschiebungen für Zeitpunkte in Reaktion auf die ersten und zweiten Wellen und an die ersten und zweiten Gewebeverschiebungen für Zeitpunkte nicht in Reaktion auf die ersten und zweiten Wellen umfasst.

Es folgen 7 Seiten Zeichnungen

## Anhängende Zeichnungen

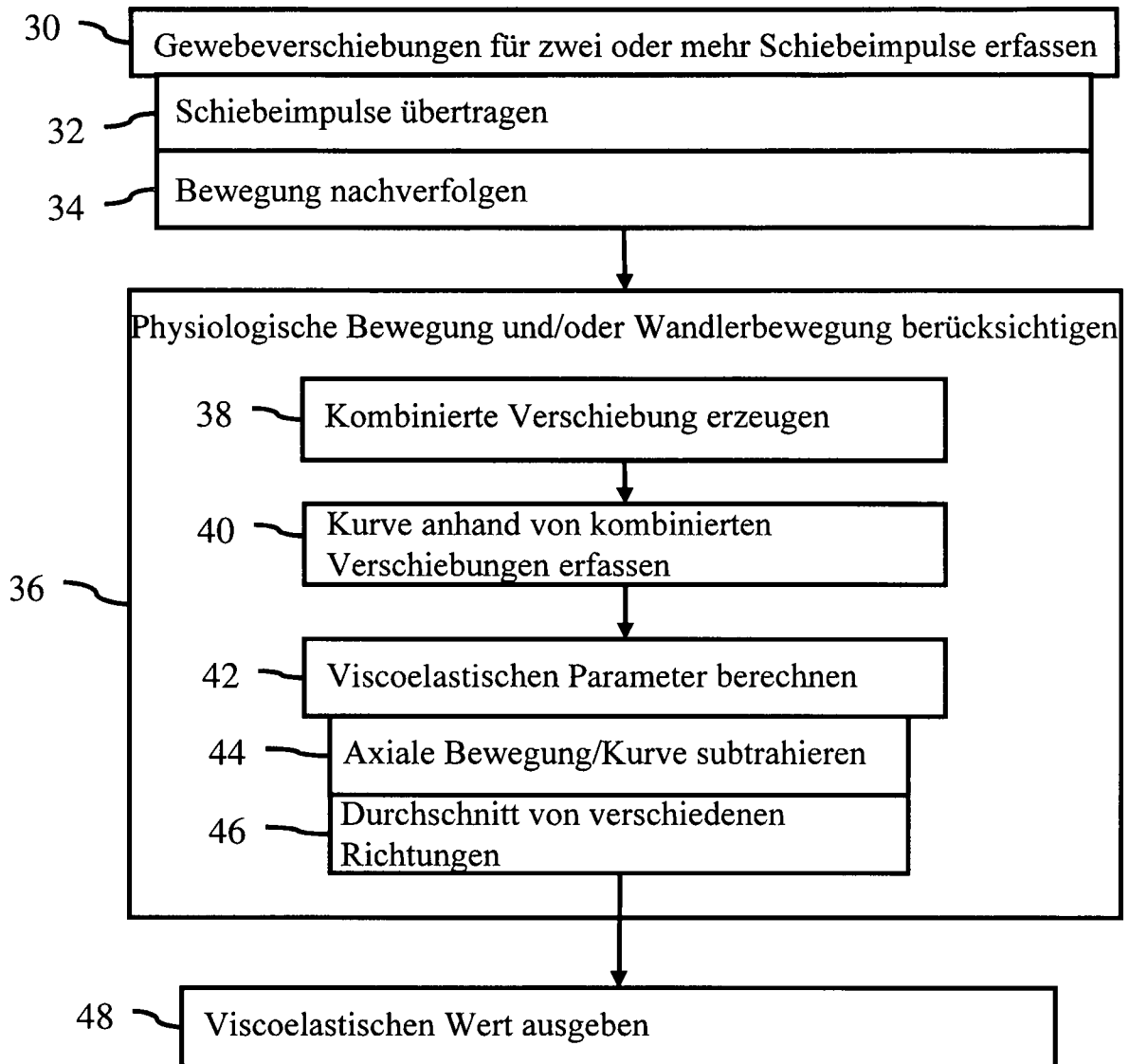


FIG. 1

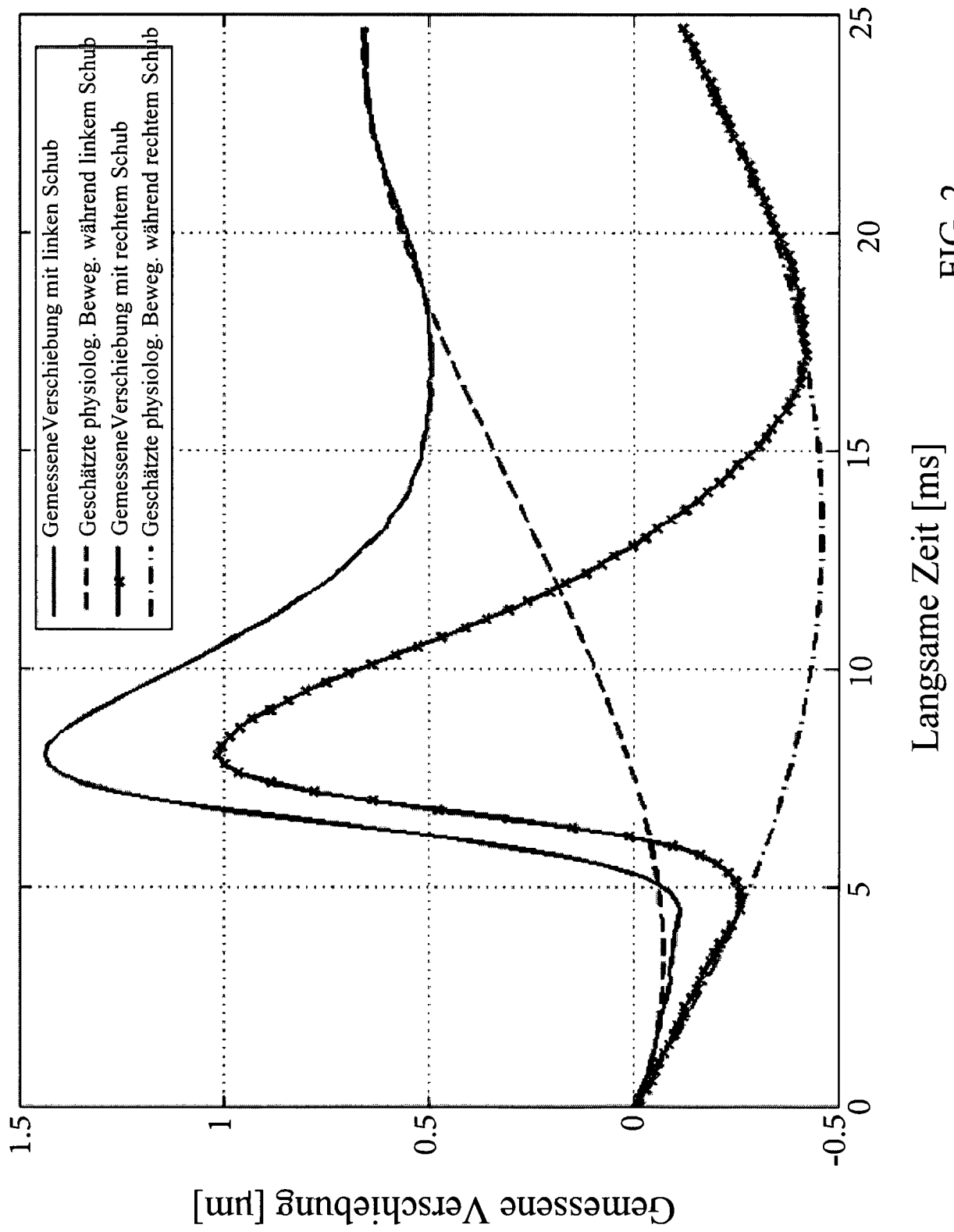
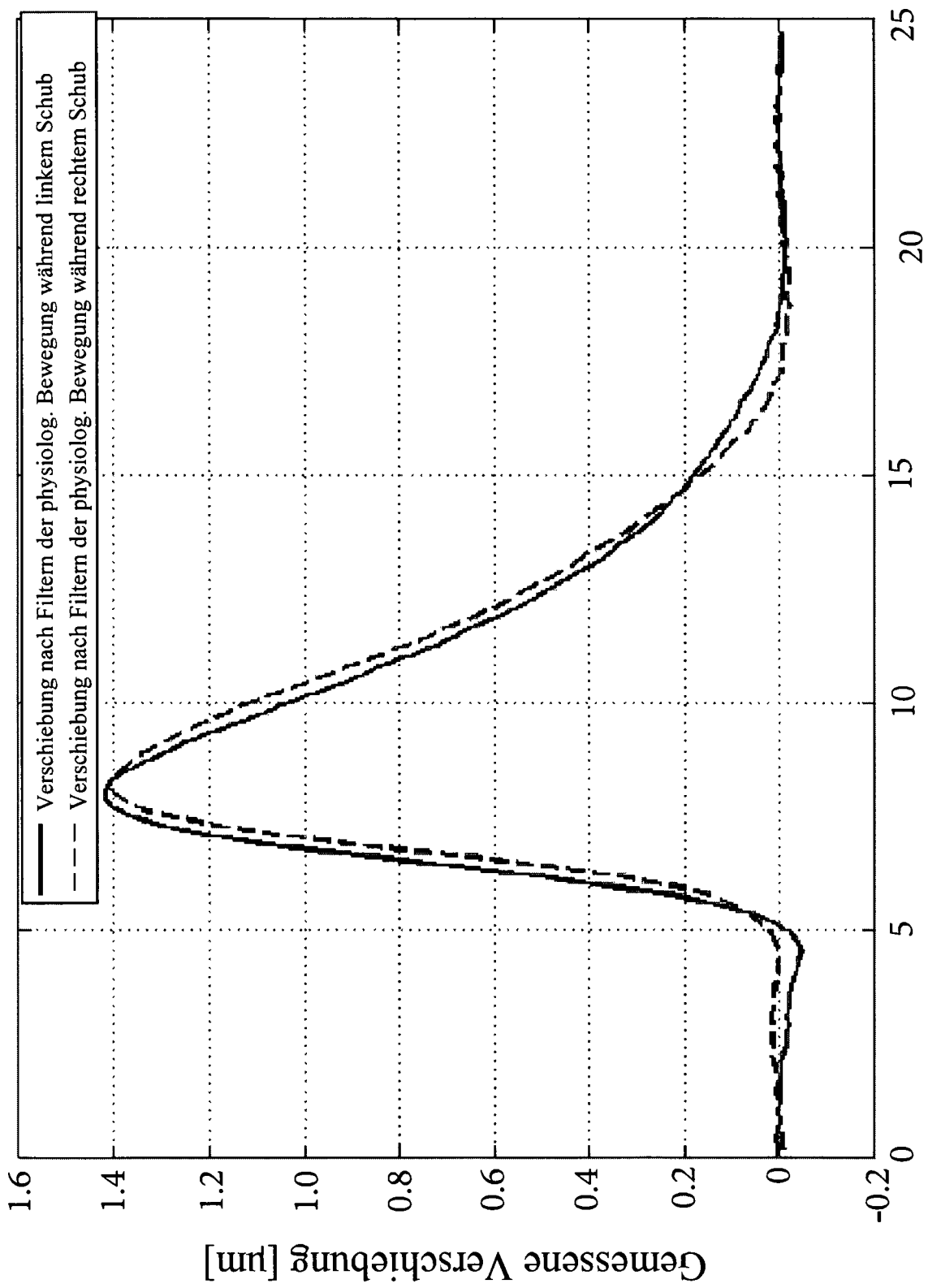


FIG. 2



Langsame Zeit [ms]

FIG. 3

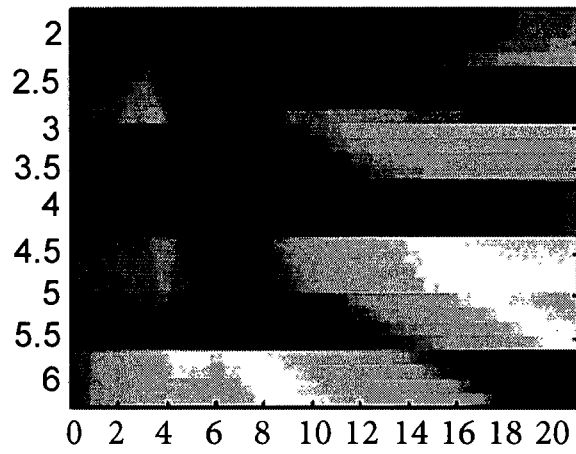


FIG. 4

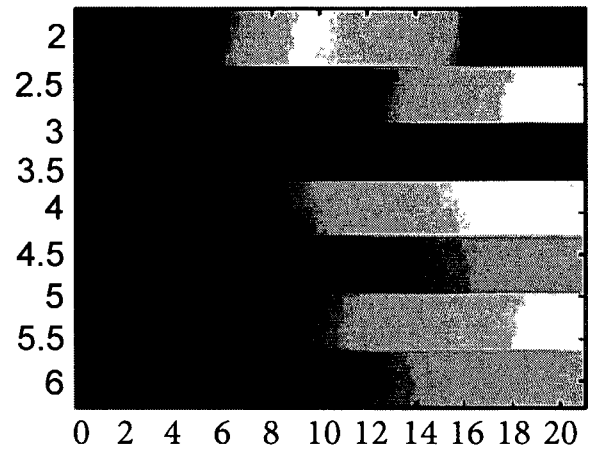


FIG. 5

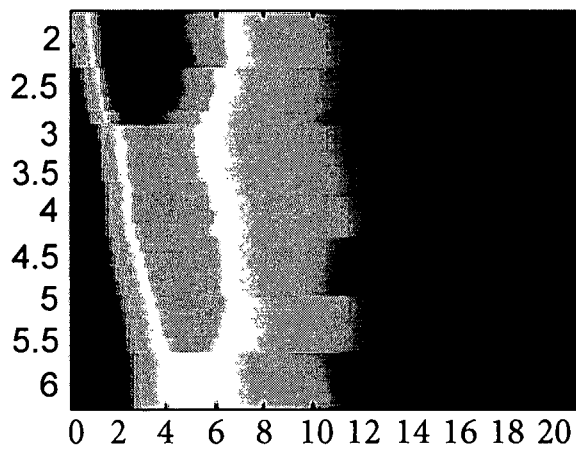


FIG. 6

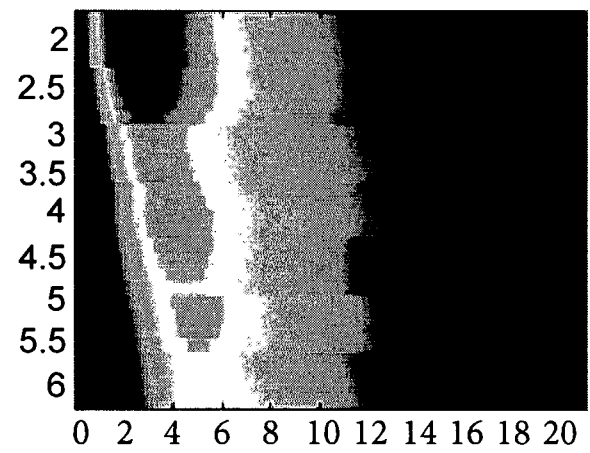


FIG. 7

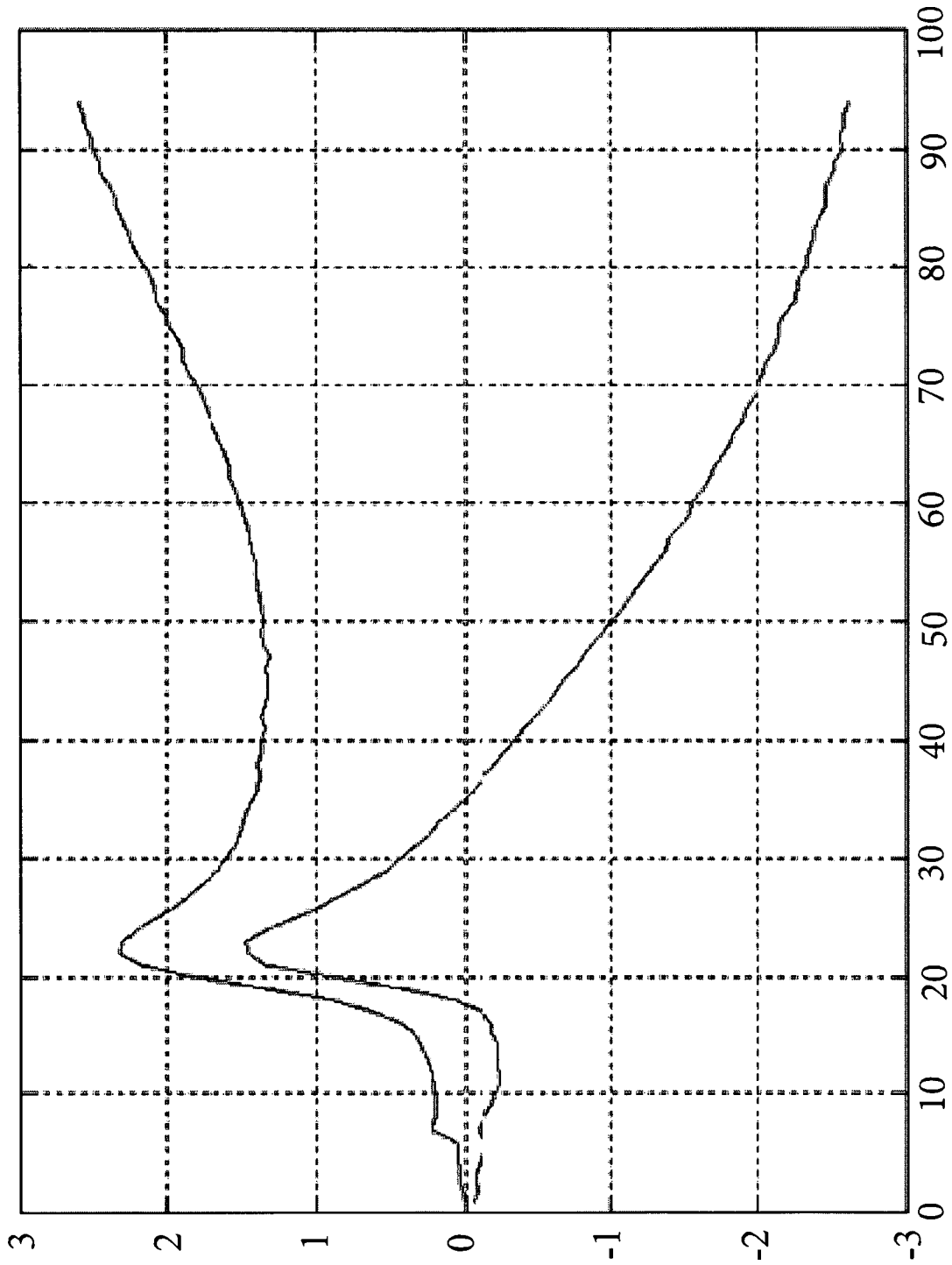


FIG. 8

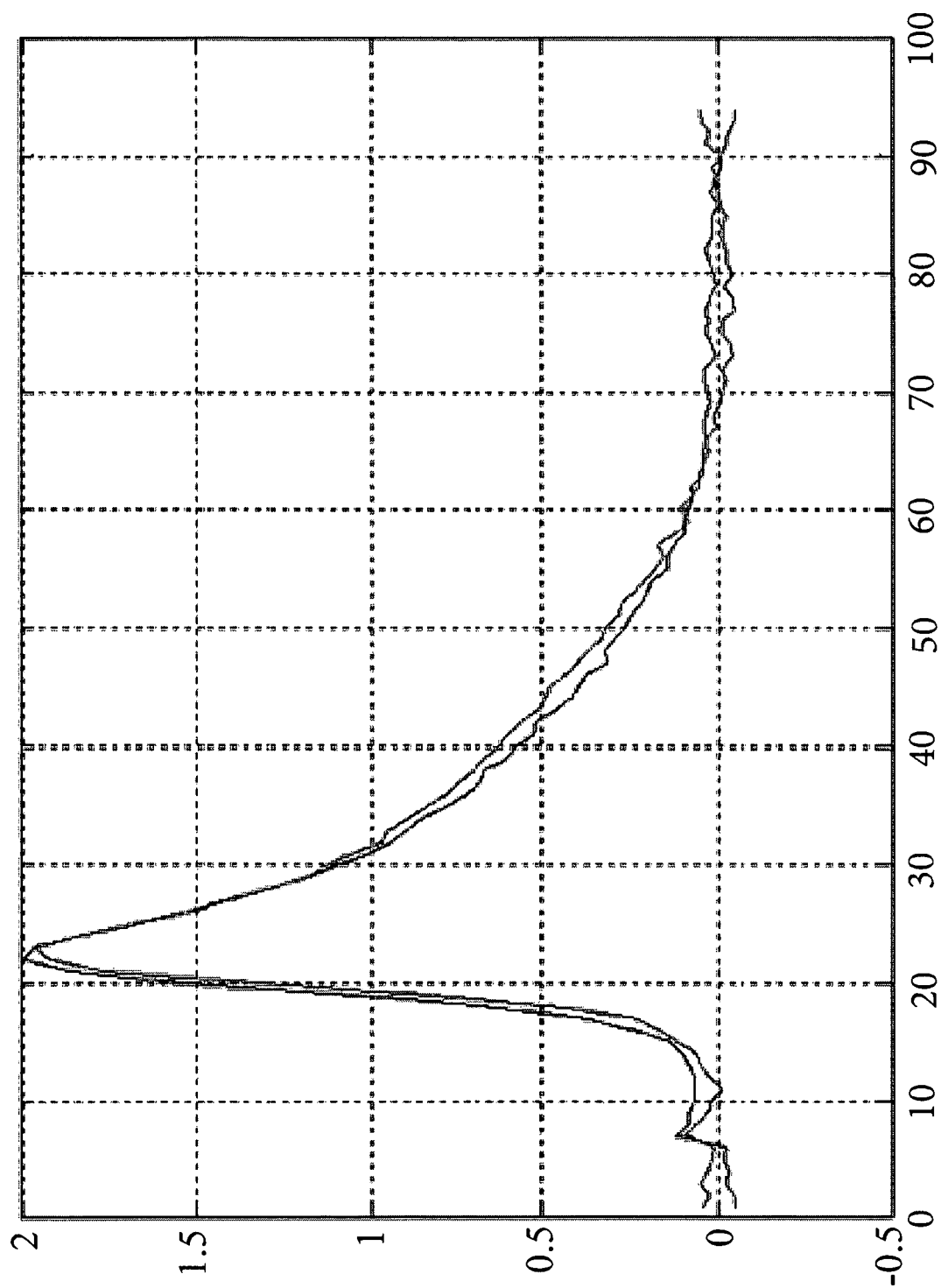


FIG. 9

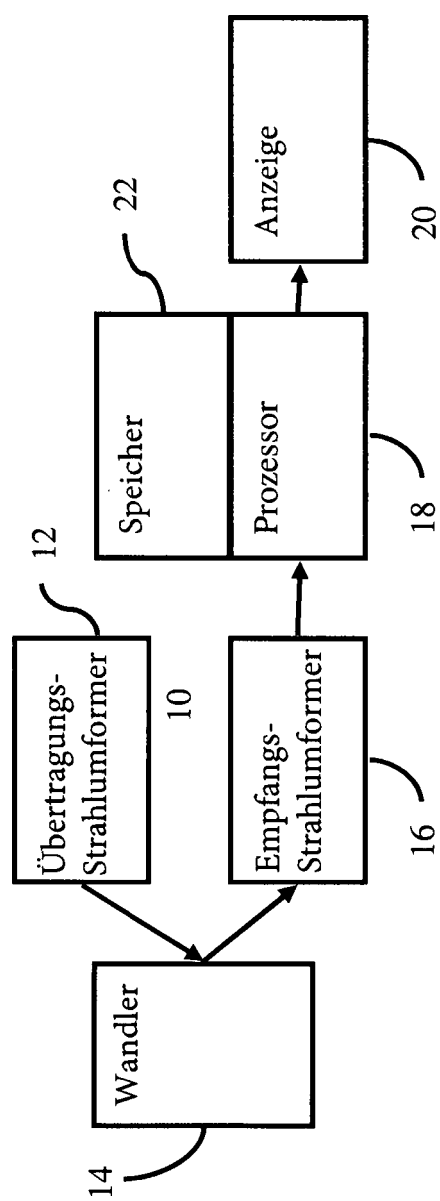


FIG. 10