



(10) **DE 10 2016 106 998 A1 2016.10.20**

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2016 106 998.1**

(22) Anmeldetag: **15.04.2016**

(43) Offenlegungstag: **20.10.2016**

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

A61B 8/00 (2006.01)

G03B 42/06 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
14/688,965

16.04.2015 US

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

(71) Anmelder:

**Siemens Medical Solutions USA, Inc., Malvern,
Pa., US**

(72) Erfinder:

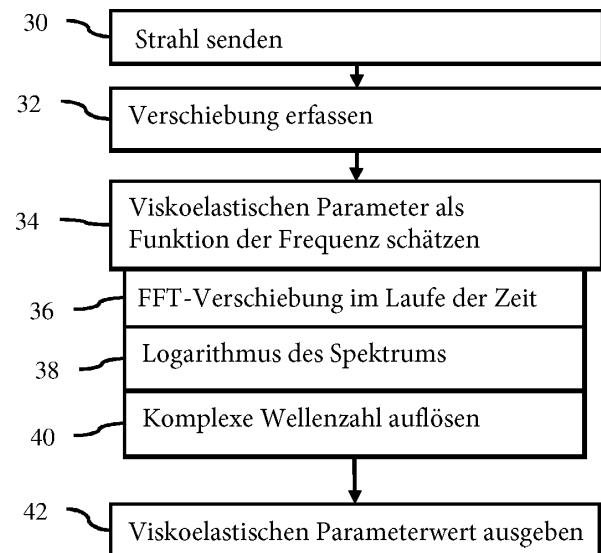
**Yassin, Labyed, Maple Valley, Wa., US; Liexiang,
Fan, Sammamish, Wash., US**

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Quantitative viskoelastische Ultraschallbildgebung**

(57) Zusammenfassung: Viskosität ist in der Quantifizierung durch ein Ultraschallbildungssystem enthalten. Der Logarithmus eines Spektrums der Verschiebung als eine Funktion der Zeit wird für jeden von mehreren Orten bestimmt, die einer Scherwelle oder einer sonstigen Welle unterliegen. Das Lösen unter Verwendung des Logarithmus als eine Funktion des Orts stellt die komplexe Wellenzahl bereit. Diverse viskoelastische Parameter, wie ein Verlustmodul und ein Speichermodul, werden anhand der komplexen Wellenzahl bestimmt.



Beschreibung**HINTERGRUND**

[0001] Die vorliegenden Ausführungsformen beziehen sich auf Ultraschallbildgebung. Insbesondere wird die viskoelastische Ultraschallbildgebung verbessert.

[0002] Mehrere kommerzielle Ultraschallsysteme stellen quantitative Werte oder Bilder der Gewebe steifigkeit, wie die Steifigkeit, die unter Verwendung von Scherwellenbildgebung gemessen wird, zur Verfügung. Die Steifigkeit wird durch die Annahme, dass das Gewebe rein elastisch ist (d. h. unter der Annahme, dass die Viskosität vernachlässigbar ist), geschätzt. Es werden unterschiedliche Ansätze verwendet, um die Steifigkeit zu messen. Diese unterschiedlichen Ansätze können unterschiedliche Bänder des Scherwellenfrequenzspektrums hervorheben, selbst wenn angenommen wird, dass das Gewebe rein elastisch ist. Zum Beispiel finden manche Ansätze eine Spitzenverschiebung, die durch die Scherwelle hervorgerufen wird, während andere eine Spitze in einer Ableitung der Verschiebungen finden. Die Ableitungsfunktion verändert das Frequenzband, das gemessen wird. Dadurch stellen unterschiedliche Ultraschallsysteme unterschiedliche Werte für die Steifigkeit oder den Scherwellenparameter selbst für dasselbe Gewebe zur Verfügung. Ferner ist menschliches Gewebe viskoelastisch, so dass eine Scherwellendispersion vorliegt. Unterschiedliche Scherwellenfrequenzen bewegen sich mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten fort. Die Dispersion wird durch das frequenzabhängige Speichermodul μ_1 und das Verlustmodul μ_2 geregelt.

KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG

[0003] Als Einleitung beinhalten die nachstehend beschriebenen bevorzugten Ausführungsformen Verfahren, Anweisungen und Systeme zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung. Die Viskosität ist in der Quantifizierung durch ein Ultraschallbildgebungssystem enthalten. Der Logarithmus eines Spektrums der Verschiebung als Funktion der Zeit wird für jeden von mehreren Orten bestimmt, die einer Scherwelle oder einer sonstigen Welle unterliegen. Das Auflösen unter Verwendung des Logarithmus als Funktion des Orts stellt die komplexe Wellenzahl zur Verfügung. Diverse viskoelastische Parameter, wie das Verlustmodul und das Speichermodul, werden anhand der komplexen Wellenzahl bestimmt.

[0004] In einem ersten Aspekt wird ein Verfahren zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung bereitgestellt. Ein Ultraschallsystem misst die Verschiebung im Laufe der Zeit an ersten und zweiten Stellen des Gewebes innerhalb eines Patienten als Reaktion auf eine Impulsanregung. Ein Prozessor wendet eine Fourier-Transformierte der Zeit der Verschiebung im Laufe der Zeit für jeden der ersten und zweiten Orte an. Der Prozessor berechnet einen Logarithmus von Ergebnissen der Umwandlung und löst eine komplexe Wellenzahl anhand des Logarithmus der Ergebnisse auf. Ein Wert für einen frequenzabhängigen viskoelastischen Parameter wird mit der komplexen Wellenzahl bestimmt. Der Wert für das Gewebe wird an ein Display ausgegeben.

[0005] In einem zweiten Aspekt werden in einem nichtflüchtigen computerlesbaren Speichermedium Daten gespeichert, die Anweisungen darstellen, die von einem programmierten Prozessor zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung ausgeführt werden können. Das Speichermedium beinhaltet Anweisungen zum Bestimmen von Gewebeverschiebungen als Funktion der Zeit bei einem Patienten, zum Schätzen des Verlustmoduls, des Speichermoduls oder von beidem als Funktion der Frequenz von den Gewebeverschiebungen, und zum Ausgeben des Verlustmoduls, des Speichermoduls oder von beidem.

[0006] In einem dritten Aspekt wird ein System zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung zur Verfügung gestellt. Ein Schallkopf ist ausgebildet, um eine akustische Impulsanregung in einen Patienten zu übertragen, und ist ausgebildet, um einen Bereich des Patienten mit Ultraschall abzutasten. Ein Empfangsstrahlförmer ist ausgebildet, um Daten zu erzeugen, die den Bereich zu unterschiedlichen Zeiten nach der akustischen Impulsanregung darstellen. Die Daten werden anhand der Abtastung mit Ultraschall erzeugt. Ein Prozessor ist ausgebildet, um die Gewebeverschiebung zu schätzen, die durch die akustische Impulsanregung herbeigeführt wird, und um eine viskoelastische Eigenschaft der Bereichsamplitude und -phase der Gewebeverschiebungen anhand von unterschiedlichen Orten in dem Bereich zu berechnen. Ein Display ist ausgebildet, um ein Bild anzuzeigen, das die viskoelastische Eigenschaft darstellt.

[0007] Die vorliegende Erfindung ist durch die folgenden Ansprüche definiert, und nichts in diesem Abschnitt sollte als Einschränkung dieser Ansprüche verstanden werden. Weitere Aspekte und Vorteile der Erfindung

werden im Folgenden zusammen mit den bevorzugten Ausführungsformen analysiert und können später unabhängig oder in Kombination beansprucht werden.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0008] Die Bestandteile und die Figuren sind nicht notwendigerweise maßstabsgetreu, wohingegen die Veranschaulichung der Grundsätze der Erfindung hervorgehoben wird. Ferner bezeichnen gleiche Bezugszeichen in den Figuren in den gesamten unterschiedlichen Ansichten entsprechende Teile.

[0009] **Fig. 1** ist ein Flussdiagramm einer Ausführungsform eines Verfahrens zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung;

[0010] **Fig. 2** zeigt beispielhafte Grafiken von viskoelastischen Parametern in einer elastischen Darstellung, **Fig. 3** zeigt beispielhafte Grafiken von viskoelastischen Parametern in einer viskoelastischen Darstellung, und **Fig. 4** zeigt beispielhafte Grafiken von viskoelastischen Parametern in einer Leber eines Patienten;

[0011] **Fig. 5** ist ein Beispiel einer Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung mit Mengen, die als Funktion einer Frequenz bestimmt werden; und

[0012] **Fig. 6** ist ein Blockdiagramm einer Ausführungsform eines Systems zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Bildgebung.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN UND GEGENWÄRTIG BEVORZUGTE AUSFÜHRUNGSFORMEN

[0013] Bei der quantitativen viskoelastischen Bildgebung wird die Scherwellengleichung in der Frequenzdomäne gelöst. Die viskoelastische Wellengleichung ergibt sich durch:

$$\frac{\delta^2 s(t, x, y, z)}{\delta t^2} - \frac{1}{\rho} \left(\mu_1 + \mu_2 \frac{\delta}{\delta t} \right) \nabla^2 s(t, x, y, z) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\delta^2 s(t, x, y, z)}{\delta t^2} - \frac{\mu_1}{\rho} \nabla^2 s(t, x, y, z) = 0 \quad (2)$$

$$vs = \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{3\rho}} \quad (3)$$

wobei $s(t, x, y, z)$ die Teilchenverschiebung (m) ist, μ_1 das Schermodul (kPa) ist, μ_2 die Scherviskosität ($Pa \cdot s$) ist, E das Young-Modul (kPa) ist, vs die Scherwellenviskosität ist, und ρ die Dichte (Kg/m^3) ist. Das Schermodul hat ein bekanntes Verhältnis zu dem Speichermodul, und die Scherviskosität hat ein bekanntes Verhältnis zu dem Verlustmodul. Die Gleichung 1 nimmt an, dass die Bestandteile der Belastung lineare Funktionen der Bestandteile der Deformation und derer erstmaligen Ableitungen sind. Der zweite Term der Gleichung 1 ist ein Viskositätssterm, der häufig bei der Messung der Steifigkeit mit Ultraschall ignoriert wird.

[0014] Die Gleichung 1 kann verwendet werden, um einen beliebigen der viskoelastischen Parameter zu schätzen. Indem das Spektrum der Verschiebungen verwendet wird, wird der Viskositätssterm nicht ignoriert, um eine stabile Lösung zu erhalten. Das Scherspeichermodul, das Scherverlustmodul, die Scherdämpfung und/oder die Phasengeschwindigkeit werden über eine Bandbreite der sich ausbreitenden Scherwelle geschätzt. Schätzungen der viskoelastischen Parameter können die Diagnosefähigkeit von Ultraschall verbessern.

[0015] **Fig. 1** zeigt ein Verfahren zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung. Das Verfahren verwendet das Spektrum der Verschiebungen im Laufe der Zeit. Indem der Logarithmus der Spektren von unterschiedlichen Orten verwendet wird, können viskoelastische Parameter als Funktion der Frequenz gelöst werden, ohne eine zweite Ableitung zu verwenden, was zu geräuschvollen Messungen führen kann.

[0016] Das Verfahren wird durch das System aus **Fig. 6** oder ein unterschiedliches System implementiert. Ein Ultraschallsystem, wie ein System mit einem Schallkopf und Strahlformer, führt die Sende- und Erfassungsvorgänge **30** und **32** durch. Ein Prozessor des Ultraschallsystems oder ein anderer Computer führt die Schätzung

im Vorgang **34** und die Ausgabe von Vorgang **42** zu einem Display, Lautsprecher oder sonstiger Vorrichtung durch. Unterschiedliche Bestandteile können einen beliebigen oder mehrere der Vorgänge durchführen.

[0017] Zusätzlich können unterschiedliche oder weniger Vorgänge vorgesehen werden. Beispielsweise stellen die Vorgänge **36**, **38** und **40** ein Beispiel zur Schätzung dar, wenngleich andere Vorgänge verwendet werden können. In einem anderen Beispiel wird der Vorgang **30** nicht durchgeführt, und die Quelle der Belastung wird durch den Körper, manuell, unter Verwendung eines Stoßspannungsgenerators oder durch einen anderen Mechanismus bereitgestellt. Der Vorgang **42** ist optional. Die Vorgänge werden in der beschriebenen bzw. gezeigten Reihenfolge durchgeführt, können jedoch in anderen Reihenfolgen durchgeführt werden.

[0018] Beim Vorgang **30** aus **Fig. 1** wird eine akustische Anregung in einen Patienten übertragen. Die akustische Anregung wirkt als eine Impulsanregung. Beispielsweise wird eine 400-Zyklen-Sendewellenform mit Höhen der Leistungs- oder Peakamplitude ähnlich wie oder höher als bei B-Mode-Übertragungen zur Bildgebung von Gewebe gesendet. In einer Ausführungsform ist die Übertragung eine Strahlungskraftsequenz, die auf das Sichtfeld angewendet wird. Es kann eine beliebige akustische Schallstrahlungskraft-Bildgebungs(ARFI)-Sequenz verwendet werden.

[0019] Die Übertragung wird hinsichtlich Leistung, Amplitude, Zeitablauf oder ein anderes Merkmal so gestaltet, dass sie eine Belastung an dem Gewebe verursacht, die ausreichend ist, um das Gewebe an einem oder mehreren Orten zu verschieben. Beispielsweise wird ein Sendebrennpunkt in der Nähe eines unteren Mittelpunkts des Sichtfelds positioniert, um eine Verschiebung über das Sichtfeld hervorzurufen. Die Übertragung kann für unterschiedliche Teilbereiche wiederholt werden.

[0020] Die Anregung wird von einem Ultraschall-Schallkopf übertragen. Die Anregung ist Schallenergie. Die Schallenergie wird gebündelt, was zu einem dreidimensionalen Strahlprofil führt. Die Anregung wird unter Verwendung einer phasengesteuerten Anordnung und/oder eines mechanischen Brennpunkts gebündelt. Die Anregung kann in einer Dimension, wie etwa der Höhendifdimension, ungebündelt sein. Die Anregung wird in das Gewebe eines Patienten übertragen.

[0021] Beim Vorgang **32** wird ein Reaktions-Verschiebungsprofil in dem Patienten bestimmt. Beispielsweise werden die Verschiebungsprofile der Verschiebung als Funktion der Zeit für jeden von mehreren Orten bestimmt, die von dem Scherwellenursprung x_0 (z. B. dem Scherwellenursprung an dem Brennpunkt) abstandet sind. Die Anregung ruft eine Verschiebung des Gewebes hervor. Eine Scherwelle wird erzeugt und breitet sich von dem Brennpunktbereich aus. Wenn sich die Scherwelle durch das Gewebe fortbewegt, wird das Gewebe verschoben. Es können Longitudinalwellen oder andere Ursachen einer Verschiebung verwendet werden. Das Gewebe wird gezwungen, sich in dem Patienten zu bewegen.

[0022] Die durch die Kraft oder Beanspruchung verursachte Verschiebung wird gemessen. Die Verschiebung wird im Laufe der Zeit an unterschiedlichen Orten gemessen. Die Verschiebungsmessung kann beginnen, bevor die Beanspruchung oder der Impuls endet, etwa unter Verwendung einer anderen Frequenz oder Codierung. Alternativ dazu beginnt die Verschiebungsmessung nachdem der Impuls endet. Da die Scherwelle, die das Verschieben in dem Gewebe, ausgehend von der Stelle bzw. dem Bereich der Beanspruchung Zeit zur Fortbewegung benötigt, kann die Verschiebung aus einem entspannten oder teilweise angespannten Zustand zu einer maximalen Verschiebung und dann zu einem entspannten Zustand gemessen werden. Nach dem Nachlassen des Impulses bewegt sich die erzeugte Scherwelle von dem Brennpunktbereich aus fort. Die Verschiebung nimmt zu, erreicht ihren Höhepunkt und fällt dann ab, wenn die Scherwelle jeden Ort passiert. Alternativ dazu wird die Verschiebung nur gemessen, während sich das Gewebe entspannt.

[0023] Die Messung weist den Betrag bzw. die Größe der Verschiebung auf. Das Gewebe wird in eine beliebige Richtung bewegt. Die Messung kann entlang der Richtung der größten Bewegung erfolgen. Es wird die Größe des Bewegungsvektors bestimmt. Alternativ dazu erfolgt die Messung entlang einer gegebenen Richtung, wie etwa senkrecht zu der Abtastlinie (Scanlinie), unabhängig davon, ob das Gewebe in anderen Richtungen mehr oder weniger bewegt wird.

[0024] Die Verschiebung wird mittels Ultraschallabtastung erfasst. Ein Bereich, wie etwa ein interessierender Bereich, das gesamte Sichtfeld, oder ein interessierender Teilbereich, wird mit Ultraschall abgetastet. Für eine gegebene Zeit wird Ultraschall in das interessierende Gewebe bzw. den interessierenden Bereich übertragen. Es kann eine beliebige bekannte oder später entwickelte Verschiebungsbildgebung verwendet werden. Beispielsweise werden Impulse mit Längen von 1–5 Zyklen mit einer Stärke von weniger als 720 mW/cm^2 verwendet. Es können Impulse mit anderen Stärken verwendet werden.

[0025] Es werden Echos oder Reflexionen von der Übertragung empfangen. Die Echos werden strahlgeformt, und die strahlgeformten Daten stellen einen oder mehrere Orte dar. Es kann ein Empfang von mehreren Strahlen (z. B. ein Empfang entlang von 4, 8, 16, 32 oder einer sonstigen Anzahl an Linien als Reaktion auf jede Messübertragung) verwendet werden. Um die Verschiebung zu erfassen wird Ultraschallenergie an das einer Verschiebung unterliegende Gewebe übertragen, und es werden Reflexionen der Energie empfangen. Es kann eine beliebige Sende- und Empfangssequenz verwendet werden.

[0026] Indem die Übertragung und der Empfang mehrere Male durchgeführt werden, werden Daten empfangen, welche einen ein-, zwei- oder dreidimensionalen Bereich zu verschiedenen Zeitpunkten darstellen. Die Übertragung und der Empfang werden mehrere Male durchgeführt, um eine Änderung in Folge einer Verschiebung zu bestimmen. Durch wiederholtes Abtasten mit Ultraschall wird die Position von Gewebe zu unterschiedlichen Zeiten bestimmt.

[0027] Die Echos werden unter Verwendung von B-Mode- oder Doppler-Detektion erfasst. Die Verschiebung wird aus den Differenzen für jeden räumlichen Ort erfasst. Zum Beispiel werden die Geschwindigkeit, die Streuung, die Verschiebung im Intensitätsmuster (z. B. Speckle Tracking (Musterverfolgung)) oder andere Informationen aus den empfangenen Daten als die Verschiebung erfasst.

[0028] In einer Ausführungsform, in der B-Mode-Daten verwendet werden, sind die Daten von verschiedenen Abtastungen korreliert. Beispielsweise wird eine aktuelle Menge von Daten mit einer Referenzmenge von Daten korreliert. Es werden verschiedene relative Übersetzungen und/oder Rotationen zwischen den beiden Datenmengen durchgeführt. Der Ort einer Teilmenge von Daten, die an einem gegebenen Ort in der Referenzmenge zentriert sind, ist in der aktuellen Menge gekennzeichnet.

[0029] Die Referenz ist eine erste Menge von Daten, oder es sind Daten von einer anderen Abtastung. Es wird dieselbe Referenz für die gesamte Verschiebungsdetektion verwendet, oder die Referenzdaten ändern sich in einem laufenden oder sich bewegenden Fenster.

[0030] Die Korrelation ist ein-, zwei- oder dreidimensional. Beispielsweise wird die Korrelation entlang einer Abtastlinie vom Schallkopf weg und zu ihm verwendet. Für eine zweidimensionale Abtastung erfolgt die Translation entlang zweier Achsen mit oder ohne Rotation. Für eine dreidimensionale Abtastung erfolgt die Translation entlang dreier Achsen mit oder ohne Rotation um drei oder weniger Achsen. Es wird der Grad der Ähnlichkeit bzw. Korrelation der Daten an jeder der unterschiedlichen versetzten Positionen berechnet. Die Übersetzung und/oder Rotation mit einer größten Korrelation stellt den Bewegungsvektor bzw. den Versatz für den Zeitpunkt dar, der mit den aktuellen Daten verbunden ist, die mit dem Bezugspunkt verglichen werden.

[0031] Es kann eine beliebige bekannte oder später entwickelte Korrelation verwendet werden, wie etwa eine Kreuzkorrelation, Pattern Matching (Musterabgleich), oder die minimale Summe der absoluten Differenzen. 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 aus mehreren Echos abgeleitet. Die Geschwindigkeit wird verwendet, um die Verschiebung zu dem Schallkopf hin oder von ihm weg abzuleiten. Alternativ dazu kann die relative Geschwindigkeit oder Differenz zwischen Geschwindigkeiten an verschiedenen Orten eine Deformation (Strain) oder Verschiebung anzeigen.

[0032] Es ist die Größe des Bewegungsvektors als Abstand von den Referenzdaten über der Zeit dargestellt. Der Analysezeitraum erstreckt sich über etwa 10 Millisekunden, kann jedoch länger oder kürzer sein.

[0033] Beim Vorgang 34 werden ein oder mehrere viskoelastische Parameter geschätzt. Beispielsweise werden das Verlustmodul, das Speichermodul oder beide geschätzt. Das Verlustmodul und das Speichermodul entsprechen jeweils der Viskosität und dem Schermodul. Bei alternativen Ausführungsformen werden die bekannten Verhältnisse zwischen dem Speichermodul und dem Schermodul und/oder zwischen dem Verlustmodul und der Viskosität verwendet, um eines von den anderen abzuleiten. In weiteren Ausführungsformen werden das Schermodul und/oder die Viskosität anstelle des Speichermoduls und des Verlustmoduls geschätzt.

[0034] Ein Wert für den viskoelastischen Parameter wird für einen Ort geschätzt. Beispielsweise wählt ein Nutzer einen Ort auf einem Ultraschallbild aus. Als Reaktion wird der Wert für den viskoelastischen Parameter ausgegeben. Es können Werte für unterschiedliche Orte geschätzt werden, wie etwa ein Schätzen für Orte in einem interessierenden Bereich und ein Anzeigen eines Bilds, wo Pixelwerte als Funktion der Werte moduliert werden.

[0035] Der viskoelastische Parameter wird als Funktion der Frequenz von den Gewebeverschiebungen als Funktion der Zeit geschätzt. Statt einer Verwendung von räumlichen Ableitungen erfolgt die Schätzung von Logarithmus-Spektren der Gewebeverschiebungen als Funktion der Zeit für jeden der Orte. Der Wert für den viskoelastischen Parameter wird anhand der Logarithmus-Spektren über verschiedene Orte bestimmt. Die Schätzung verwendet sowohl die Phase als auch die Amplitude der Gewebeverschiebungen für die Orte. Durch Analysieren der Amplituden- und Phaseninformation des Verschiebungsspektrums wird die komplexe Wellenzahl geschätzt. Die mehreren frequenzabhängigen viskoelastischen Parameter können anhand der komplexen Wellenzahl erhalten werden. Diese Schätzung verwendet das vollständige verfügbare Spektrum von Verschiebungsdaten statt lediglich die Amplitude.

[0036] Die Vorgänge **36**, **38** und **40** stellen eine beispielhafte Ausführungsform zum Durchführen der Schätzung von Vorgang **34** dar. Bei anderen Ausführungsformen sind zusätzliche, unterschiedliche oder weniger Vorgänge vorgesehen. Beispielsweise wird der Vorgang **36** durchgeführt, jedoch werden die Vorgänge **38** und/oder **40** nicht durchgeführt.

[0037] Beim Vorgang **36** wendet ein Prozessor eine Fourier-Transformierte in der Zeit an. Es kann eine beliebige Transformierte bezüglich der Frequenzdomäne verwendet werden, wie etwa eine Schnelle Fourier-Transformierte (FFT, Fast Fourier Transform). Die Verschiebungen als Funktion der Zeit für einen gegebenen Ort werden transformiert. Das Verschiebungsprofil wird in ein Profil als eine Funktion der Frequenz transformiert. Der Prozessor berechnet ein Spektrum der Verschiebungen über der Zeit.

[0038] Es werden separate Spektren für separate räumliche Orte berechnet. Für jeden räumlichen Ort werden die Verschiebungen als Funktion der Zeit Fourier-transformiert. Die Fourier-Transformierte wird auf jeden Ort unabhängig von Verschiebungen bezüglich anderer Orte angewendet. Die Transformierte stellt eine Spektrumsmenge für eine jeweilige Menge an Orten bereit. Es kann eine beliebige Anzahl an Orten verwendet werden, wie etwa zwei oder mehrere. Bei alternativen Ausführungsformen wird ein gegebenes Spektrum anhand von Verschiebungen an mehr als einem Ort berechnet.

[0039] Die komplexe Wellenzahl und die resultierenden viskoelastischen Parameter können anhand der Verschiebungen in der Frequenzdomäne berechnet werden. Zum Schätzen der frequenzabhängigen viskoelastischen Parameter ergibt sich die viskoelastische Wellengleichung in der Frequenzdomäne durch:

$$\frac{\partial^2 S(\omega, x)}{\partial x^2} + h^2 S(\omega, x) = 0 \quad (4)$$

wobei $S(\omega, x)$ das Spektrum der Verschiebung $s(t, x)$ an der seitlichen Position x ist, ω die Winkelfrequenz ist und h die komplexe Wellenzahl ist. Die komplexe Wellenzahl ergibt sich durch:

$$h = \left(\frac{\rho \omega^2}{\mu_1(\omega) + i \mu_2(\omega)} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

wobei ρ die Dichte des Gewebes ist, i der imaginäre Bestandteil ist, und $\mu_1(\omega)$ und $\mu_2(\omega)$ jeweils das Speichermodul und das Verlustmodul sind. Die Dichte kann als eine Konstante angenommen bzw. behandelt werden. Es kann eine Dichte, wie etwa 1000 kg/m^3 , verwendet werden. Die Gleichung (4) ist eine Verallgemeinerung der Gleichung (1) in der Frequenzdomäne (d. h. die Bestandteile der Belastung sind lineare Funktionen der Bestandteile der Deformation und ihre ersten Zeitableitungen und/oder Zeitableitungen höherer Ordnung). Diese Verallgemeinerung führt zu Speicher- und Verlustmodulen, die frequenzabhängig sind.

[0040] Die Gleichung (5) ist eine Differentialgleichung zweiter Ordnung und ihre Lösung ergibt sich durch:

$$S(\omega, x) = S_0(\omega, x_0) e^{ih(\omega)x} = S_0(\omega, x_0) e^{-ik(\omega)x} e^{-\alpha(\omega)x} \quad (6)$$

wobei $S_0(\omega, x_0)$ das Spektrum der Verschiebung an der seitlichen Position x_0 (d. h. der Ursprung der Scherwelle) ist, $k(\omega)$ die Wellenzahl ist, und $\alpha(\omega)$ der Dämpfungskoeffizient ist. Die Parameter $k(\omega)$ und $\alpha(\omega)$ ergeben sich durch:

$$k(\omega) = -\Re(h(\omega)) \quad (7)$$

$$\alpha(\omega) = \Im(h(\omega)) \quad (8)$$

wobei \Re der Realteil und \Im der Imaginärteil der komplexen Wellenzahl ist.

[0041] Beim Vorgang **38** berechnet der Prozessor einen Logarithmus von Ergebnissen der Transformierung. Der Logarithmus wird für jedes Spektrum bestimmt. Für jeden Ort wird der Logarithmus des Frequenzgangs der Verschiebungen als Funktion der Zeit berechnet.

[0042] Es kann ein beliebiger Logarithmus verwendet werden. In einer Ausführungsform wird der natürliche Logarithmus verwendet. Um die komplexe Wellenzahl zu bestimmen, wird der natürliche Logarithmus der Gleichung 6 folgendermaßen dargestellt:

$$\ln(S(\omega, x)) = \ln S_0(\omega, x_0) + i h x \quad (9)$$

[0043] Die Gleichung 9 definiert eine Linie für jede Frequenz als Funktion des Orts x .

[0044] Beim Vorgang **40** löst der Prozessor die komplexe Wellenzahl auf. Der Logarithmus des Spektrums als Funktion des Orts definiert eine Steigung. Das Auflösen der Gleichung 9 für die komplexe Wellenzahl h liefert:

$$h = -i \frac{\partial \ln(S(\omega, x))}{\partial x}. \quad (10)$$

[0045] Es kann eine beliebige Lösung verwendet werden, die die Steigung für eine gegebene Frequenz findet. Die Steigung zwischen den ersten und zweiten Orten des Logarithmus von Spektren gibt die komplexe Wellenzahl an. Die Steigung ist von einem imaginären Bestandteil.

[0046] In einer Ausführungsform wendet der Prozessor eine lineare Anpassung der kleinsten Quadrate bei den Logarithmen an. Die lineare Anpassung der kleinsten Quadrate des Logarithmus der Spektren als Funktion des Orts gibt die Steigung oder die komplexe Wellenzahl an. In anderen Ausführungsformen wird eine räumliche Ableitung verwendet, um die komplexe Wellenzahl zu berechnen. Es können andere Steigungsbestimmungen verwendet werden.

[0047] Zurückkehrend zu Vorgang **34** wird der Wert für einen oder mehrere frequenzabhängige viskoelastische Parameter anhand der komplexen Wellenzahl geschätzt. Da die Parameter frequenzabhängig sind, werden Werte für den Parameter bei unterschiedlichen Frequenzen bestimmt, oder es wird ein Wert für eine gewünschte oder repräsentative Frequenz bestimmt.

[0048] Es kann ein beliebiger viskoelastischer Parameter anhand der komplexen Wellenzahl bestimmt werden, wie etwa ein Speichermodul, ein Verlustmodul, ein Schermodul, eine Viskosität, eine Phasengeschwindigkeit (d. h. die Geschwindigkeit bei einer Frequenz), die Dämpfung oder Kombinationen davon. Unter Verwendung der Gleichung 5 schätzt der Prozessor das frequenzabhängige Speichermodul und Verlustmodul folgendermaßen:

$$\mu_1(\omega) = \rho \omega^2 \Re \left(\frac{1}{h^2} \right) \quad (11)$$

$$\mu_2(\omega) = \rho \omega^2 \Im \left(\frac{1}{h^2} \right) \quad (12)$$

[0049] Unter Verwendung der Gleichungen 7 und 8 schätzt der Prozessor die frequenzabhängige Phasengeschwindigkeit und Scherwellendämpfung folgendermaßen:

$$c(\omega) = \frac{\omega}{k(\omega)} = \frac{-\omega}{\Re(h)} \quad (13)$$

$$\alpha(\omega) = \Im(h) \quad (14)$$

[0050] Es können andere Berechnungen zum Ableiten von Werten als Funktion der Frequenz für einen beliebigen der Parameter verwendet werden. Die Gleichungen 11–14 zeigen, dass die frequenzabhängigen viskoelastischen Parameter einfach anhand der komplexen Wellenzahl h folgen, die in der Gleichung 10 berechnet wird.

[0051] Die **Fig. 2–Fig. 4** zeigen Beispiele der Schätzung von viskoelastischen Parametern. Die **Fig. 2** zeigt die Parameter, die anhand einer viskoelastischen Darstellung berechnet werden. **Fig. 4** zeigt die Parameter, die anhand einer Leber eines Patienten berechnet werden.

[0052] Die **Fig. 2–Fig. 4** zeigen jeweils ein Beispiel des Schermoduls (z. B. das Speichermodul) (Gleichung 11), der Scherviskosität (z. B. das Speichermodul) (Gleichung 12), der Phasengeschwindigkeit (Gleichung 13) und der Scherwellendämpfung (Gleichung 14). Die Grafiken der Phasengeschwindigkeit zeigen eine Phasengeschwindigkeit mit einer viskoelastischen Behandlung. Die Werte der Parameter sind als Funktion der Frequenz gezeigt, welche wiederum die Diagnose unterstützen kann.

[0053] Es können Gruppenwerte bestimmt werden. Ein Gruppenwert ist für den Parameter über einen Bereich von Frequenzen. Beispielsweise wird ein Durchschnitt über einen Bereich von Frequenzen berechnet. Als weiteres Beispiel wird eine Ableitung über einen Bereich von Frequenzen berechnet. Es können andere Funktionen, wie etwa ein Integral, eine Differenz, eine Varianz oder sonstige Statistik anhand der Werte für unterschiedliche Frequenzen berechnet werden. Es kann der viskoelastische Parameter bei spezifischen Frequenzen und/oder einem Bereich von Frequenzen bestimmt werden.

[0054] Der viskoelastische Parameter wird sowohl mit der Amplitude als auch der Phase der Verschiebungen im Laufe der Zeit bestimmt. Die Annahme, dass das Schermodul und die Scherviskosität unabhängig von der Frequenz sind, wird nicht verwendet. Eine Modellanpassung wird nicht verwendet. Der viskoelastische Parameter wird als Funktion der Frequenz gelöst. Eine einzige Impulsanregung ist alles, was benötigt wird, so dass die Werte ohne Informationen geschätzt werden, die auf zusätzliche Impulsanregungen reagieren. Ein einziger ARFI-Druckimpuls ist ausreichend, um die viskoelastischen Parameter als Funktion der Frequenz zu schätzen. In alternativen Ausführungsformen werden Informationen verwendet, die auf mehr als eine Impulsanregung reagieren, um einen Wert von einem oder mehreren viskoelastischen Parametern zu schätzen.

[0055] Die Berechnung des Werts wird ohne eine räumliche Ableitung (z. B. ohne eine räumliche Ableitung zweiter Ordnung) anhand der Messung der Verschiebungen bezüglich der Ausgabe des Werts durchgeführt. Sämtliche viskoelastische Parameter können ohne eine räumliche Ableitung zweiter Ordnung berechnet werden, was zu einer stabileren Lösung in einer Umgebung mit geringem Signal-Rausch-Verhältnis der Scherwellenbildung führt. In alternativen Ausführungsformen wird eine räumliche Ableitung verwendet.

[0056] Beim Vorgang **42** werden der Wert bzw. die Werte an das Display ausgegeben. Es werden der Wert für das Verlustmodul, das Speichermodul, das Schermodul, die Viskosität, die Phasengeschwindigkeit, die Dämpfung oder Kombinationen davon ausgegeben. Der Wert bzw. die Werte sind für eine gegebene Frequenz. Mehrere Werte können für einen gegebenen Parameter bei unterschiedlichen Frequenzen ausgegeben werden. Es kann ein Gruppenwert, wie etwa eine Kombination der Werte für einen Parameter aus unterschiedlichen Frequenzen, ausgegeben werden.

[0057] Die Ausgabe kann Text sein, wie etwa Text auf oder neben einem Ultraschallbild. Der Text kann alphanumerisch sein. **Fig. 5** zeigt ein beispielhaftes Ultraschallbild. Als Reaktion darauf, dass der Nutzer ein Tor an einem Ort platziert, wird eine Grafik der Phasengeschwindigkeit, des Verlustmoduls, des Speichermoduls und der Dämpfung als Funktion der Frequenz für jenen Torort bereitgestellt. Die Grafik ist ein Schaubild oder eine Tabelle der viskoelastischen Parameterwerte bei unterschiedlichen Frequenzen. Es können zusätzliche, unterschiedliche oder weniger Informationen bereitgestellt werden.

[0058] In einer anderen Ausführungsform werden eine Grafik bzw. Grafiken ausgegeben. Beispielsweise werden eine oder mehrere der Grafiken, die in **Fig. 4** gezeigt sind, ausgegeben. Die Grafiken können einen beliebigen Bereich von Frequenzen abdecken, wie etwa Frequenzen innerhalb der Bandbreite des Schallkopfs.

[0059] In anderen Ausführungsformen wird ein Bild anhand des Werts bzw. der Werte erzeugt. Beispielsweise wird ein Wert für jeden von mehreren Orten berechnet. Die Lösung für den Wert eines gegebenen Orts basiert auf Spektren in einem Kern, der an dem Ort zentriert ist. Der Kern definiert ein räumliches (z. B. eindimensionales) Fenster um den interessierenden Ort herum. Durch Einstellen des Kerns bezüglich anderer Orte werden Werte für den Parameter für unterschiedliche Orte berechnet. Es kann ein beliebiger Parameter oder eine Kombination von Parametern verwendet werden. Es kann eine beliebige gegebene Frequenz oder ein beliebiger gegebener Gruppenwert verwendet werden. Die räumliche Aufteilung des Werts wird Pixelwerten zugeordnet. Die Pixel werden mindestens teilweise durch die viskoelastischen Parameterwerte moduliert.

[0060] Es können andere Ausgaben verwendet werden. Durch das Ausgeben des Werts für das Gewebe eines Patienten können diagnostisch nützliche Informationen ausgegeben werden. Durch Messen von Verschiebungen mit Ultraschall können viskoelastische Informationen bezüglich des interessierenden Gewebes eines Patienten gemessen und ausgegeben werden. Die viskoelastische Bildgebung liefert mehr Informationen bezüglich mechanischen Eigenschaften von Gewebe als die Scherwellenbildgebung unter der Annahme einer Operation von elastischem Gewebe.

[0061] Der Wert für den viskoelastischen Parameter wird allein oder mit anderen Informationen ausgegeben. Beispielsweise wird ebenso ein B-Mode-Bild ausgegeben. Es können eine Schergeschwindigkeit und/oder eine sonstige Elektrographie-Bildgebung der Gewebestiefigkeit mit den viskoelastischen Parameterwerten ausgegeben werden.

[0062] **Fig. 6** zeigt eine Ausführungsform eines Systems **10** zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung. Das System **10** implementiert das Verfahren von **Fig. 1** oder sonstige Verfahren. Das System **10** beinhaltet einen Sendestrahlformer **12**, einen Schallkopf **14**, einen Empfangsstrahlformer **16**, einen Bildprozessor **18**, ein Display **20** und einen Speicher **22**. Es können zusätzliche, unterschiedliche oder weniger Bestandteile vorgesehen werden. Beispielsweise wird eine Nutzereingabe zur Nutzerinteraktion mit dem System vorgesehen. Als weiteres Beispiel ist ein separater Prozessor, wie etwa ein allgemeiner Prozessor oder Steuerprozessor, vorgesehen, um Verschiebungen abzuleiten und viskoelastische Parameter zu berechnen.

[0063] Das System **10** ist ein medizinisches Diagnose-Ultraschallbildgebungssystem. In alternativen Ausführungsformen sind der Bildprozessor **18**, das Display **20** und/oder der Speicher **22** Teil eines Personal Computers, einer Arbeitsstation, einer PACS-Station oder einer sonstigen an demselben Ort befindlichen oder über ein Netzwerk verteilten Anordnung für Echtzeit- oder Nachbetrachtungs-Bildgebung mit einem Ultraschall-Abtaster.

[0064] Der Sendestrahlformer **12** ist ein Ultraschallsender, ein Speicher, ein Impulsgeber, eine analoge Schaltung, eine digitale Schaltung oder Kombinationen davon. Der Sendestrahlformer **12** ist ausgebildet, um Wellenformen für mehrere Kanäle mit unterschiedlichen oder relativen Amplituden, Verzögerungen und/oder Phasenverschiebung zu erzeugen. Nach der Übertragung von Schallwellen von dem Schallkopf **14** als Reaktion auf die erzeugten Wellenformen werden ein oder mehrere Strahlen gebildet. Es wird eine Sequenz von Sendestrahlen erzeugt, um einen zwei- oder dreidimensionalen Bereich abzutasten. Es können, Sektor-, Vector®, lineare oder andere Abtastformate verwendet werden. Derselbe Bereich wird mehrere Male abgetastet. Es wird für Fließ- oder Doppler-Bildgebung und für die Scherbildgebung eine Sequenz von Abtastungen verwendet. Bei der Doppler-Bildgebung kann die Sequenz mehrere Strahlen entlang derselben Abtastlinie vor dem Abtasten einer benachbarten Abtastlinie beinhalten. Für die Scherbildgebung kann eine Abtastungs- oder Rahmenverschachtelung verwendet werden (d. h., der gesamte Bereich wird abgetastet, bevor erneut abgetastet wird). In alternativen Ausführungsformen erzeugt der Sendestrahlformer **12** eine ebene Welle oder eine divergierende Welle für ein schnelleres Abtasten.

[0065] Derselbe Sendestrahlformer **12** erzeugt Impulsanregungen oder elektrische Wellenformen zum Erzeugen von Schallenergie, um eine Verschiebung hervorzurufen. In alternativen Ausführungsformen wird ein unterschiedlicher Sendestrahlformer zum Erzeugen der Impulsanregung bereitgestellt. Der Sendestrahlformer **12** veranlasst den Schallkopf **14** zur Erzeugung von hochintensiven gebündelten Ultraschallwellenformen.

[0066] Der Schallkopf **14** ist eine Anordnung zum Erzeugen von Schallenergie aus elektrischen Wellenformen. Für eine Anordnung bündeln relative Verzögerungen die Schallenergie. Ein gegebenes Übertragungsergebnis entspricht der Übertragung von Schallenergie durch unterschiedliche Elemente zu einer im Wesentlichen gleichen Zeit in Anbetracht der Verzögerungen. Das Übertragungsergebnis stellt einen Impuls aus Ultraschallenergie zum Verschieben des Gewebes bereit. Der Impuls ist eine Impulsanregung. Die Impulsanregung beinhaltet Wellenformen mit vielen Zyklen (z. B. 500 Zyklen), die aber in einem relativ kurzen Zeitraum auftreten, um die Gewebeverschiebung über einen längeren Zeitraum zu bewirken.

[0067] Der Schallkopf **14** ist eine 1-, 1,25-, 1,5-, 1,75- oder 2-dimensionale Anordnung aus piezoelektrischen oder kapazitiven Membranelementen. Der Schallkopf **14** umfasst eine Vielzahl an Elementen für das Umformen zwischen akustischen und elektrischen Energien. Die Empfangssignale werden als Reaktion auf die Ultraschallenergie (Echos) erzeugt, die auf die Elemente des Schallkopfs **14** auftrifft. Die Elemente stehen in Verbindung mit Kanälen der Sende- und Empfangsstrahlformer **12, 16**. Alternativ dazu wird ein einzelnes Element mit einem mechanischen Brennpunkt verwendet.

[0068] Der Empfangsstrahlformer **16** umfasst mehrere Kanäle mit Verstärkern, Verzögerungen und/oder Phasendrehern und einen oder mehrere Summierer. Jeder Kanal steht in Verbindung mit einem oder mehreren Schallkopflementen. Der Empfangsstrahlformer **16** ist durch Hardware oder Software ausgebildet, um relative Verzögerungen, Phasen und/oder Apodisierung anzuwenden, um einen oder mehrere Empfangsstrahlen als Reaktion auf jede Bildgebungsübertragung zu bilden. Für Echos aus der Impulsanregung, die zum Verschieben von Gewebe verwendet wird, erfolgt unter Umständen kein Empfangsbetrieb. Der Empfangsstrahlformer **16** gibt unter Verwendung der Empfangssignale Daten aus, die räumliche Orte darstellen. Die Strahlformung wird durch relative Verzögerungen und/oder Phasenverschiebung und Summierung von Signalen aus verschiedenen Elementen bereitgestellt. In alternativen Ausführungsformen ist der Empfangsstrahlformer **16** ein Prozessor zum Erzeugen von Abtastwerten unter Verwendung der Fourier- oder anderer Transformationen.

[0069] Der Empfangsstrahlformer **16** kann einen Filter umfassen, wie etwa einen Filter zum Isolieren von Informationen auf einer zweiten Harmonischen oder einem anderen Frequenzband relativ zum Sendefrequenzband. Derartige Informationen umfassen eher gewünschte Informationen über das Gewebe, Kontrastmittel und/oder die Strömung. In einer anderen Ausführungsform umfasst der Empfangsstrahlformer **16** einen Speicher oder Puffer und einen Filter oder Addierer. Zwei oder mehr Empfangsstrahlen werden kombiniert, um Informationen auf einem gewünschten Frequenzband zu isolieren, wie etwa einem zweiten harmonischen, kubischen Grundfrequenz- oder anderen Band.

[0070] In Koordination mit dem Sendestrahlformer **12** erzeugt der Empfangsstrahlformer **16** Daten, die den Bereich zu unterschiedlichen Zeiten darstellen. Nach der akustischen Impulsanregung erzeugt der Empfangsstrahlformer **16** Strahlen, die unterschiedliche Linien oder Orte im Laufe der Zeit darstellen. Durch das Abtasten des interessierenden Bereichs mit Ultraschall werden Daten (z. B. strahlgeformte Abtastwerte) erzeugt.

[0071] Der Empfangsstrahlformer **16** gibt summierte Strahlendaten aus, die räumliche Orte darstellen. Es werden Daten für einen einzelnen Ort, Orte entlang einer Linie, Orte für einen Bereich oder Orte für ein Volumen ausgegeben. Es kann eine dynamische Bündelung bereitgestellt werden. Die Daten können unterschiedlichen Zwecken dienen. Beispielsweise werden für B-Mode- oder Gewebedaten andere Abtastungen durchgeführt als für die Verschiebung. Alternativ dazu werden die B-Mode-Daten auch zum Bestimmen der Verschiebung verwendet. Als weiteres Beispiel werden Daten zur Berechnung von viskoelastischen Parametern und Scherbildung mit einer Reihe an geteilten Abtastungen durchgeführt, und eine B-Mode- oder Doppler-Abtastung wird separat oder unter Verwendung einiger derselben Daten durchgeführt.

[0072] Der Bildprozessor **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, ein digitaler Signalprozessor, eine analoge Schaltung, eine digitale Schaltung, Kombinationen davon oder eine andere jetzt bekannte oder später entwickelte Vorrichtung zur Erkennung und Verarbeitung von Informationen zur Anzeige strahlgeformter Ultraschallabtastwerte. In einer Ausführungsform umfasst 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, ein Datenpfad, Kombinationen davon oder eine andere jetzt bekannte oder später entwickelte Vorrichtung zur Bestimmung von Verschiebungen und Berechnung von viskoelastischen Eigenschaften. Beispielsweise ist der separate Prozessor durch Hardware und/oder Software ausgebildet, um eine beliebige Kombination von einem oder mehreren der in **Fig. 1** gezeigten Vorgänge **34–42** durchzuführen.

[0073] Der Prozessor **18** ist zum Schätzen der Gewebeverschiebung ausgebildet, die durch die akustische Impulsanregung induziert wird. Unter Verwendung von Korrelation, Nachverfolgung, Bewegungsdetektion oder anderen Messungen der Verschiebung wird der Grad der Positionsverschiebung des Gewebes geschätzt. Die Schätzung wird im Verlauf eines Zeitraums mehrere Male durchgeführt, wie etwa von vor der durch den Impuls ausgelösten Gewebebewegung bis nach dem Zeitpunkt, an dem das Gewebe zum größten Teil oder vollständig wieder zu einem entspannten Zustand zurückgekehrt ist (z. B. bis das Gewebe sich von der Belastung erholt hat, die durch die Impulsanregung verursacht wurde). Der Prozessor **18** schätzt die Gewebeverschiebung als eine Funktion der Zeit für jede einer Vielzahl an Orten.

[0074] Der Prozessor **18** ist ausgebildet, um eine viskoelastische Eigenschaft zu berechnen. Es werden die Amplitude und Phase der Gewebeverschiebungen aus unterschiedlichen Orten in dem Bereich verwendet. Durch Berechnen von Logarithmus-Spektren der Gewebeverschiebungen im Laufe der Zeit für die Orte bestimmt der Prozessor **18** die komplexe Wellenzahl. Der Wert bzw. die Werte für einen oder mehrere viskoelas-

tische Parameter werden anhand der komplexen Wellenzahl berechnet. Die komplexe Wellenzahl stellt die Scherwelle als eine Funktion der Frequenz dar, was eine Bestimmung der viskoelastischen Parameter als eine Funktion der Frequenz erlaubt.

[0075] Der Prozessor **18** arbeitet nach Anweisungen, die in dem Speicher **22** oder einem anderen Speicher zur Quantifizierung bei der viskoelastischen 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 dem computerlesbaren Speichermedium oder in Speichern, wie etwa einem Cache, Puffer, RAM, Wechselmedium, einer Festplatte oder anderen computerlesbaren Speichermedien, bereitgestellt. Die computerlesbaren Speichermedien umfassen verschiedene Arten von flüchtigen und nichtflüchtigen Speichermedien. Die Funktionen, Vorgänge oder Aufgaben, die in den Figuren veranschaulicht oder im vorliegenden Dokument beschrieben sind, werden als Reaktion auf einen oder mehrere Anweisungssätze ausgeführt, die in oder auf computerlesbaren Speichermedien gespeichert sind. Die Funktionen, Vorgänge oder Aufgaben sind unabhängig von dem speziellen Typ des Anweisungssatzes, der Speichermedien, des Prozessors oder der Verarbeitungsstrategie und können durch Software, Hardware, integrierte Schaltungen, Firmware, Mikrocode und dergleichen ausgeführt werden, die allein oder in Kombination arbeiten. Ebenso können Verarbeitungsstrategien Multiprocessing, Multitasking, Parallelverarbeitung und dergleichen umfassen. In einer Ausführungsform werden die Anweisungen auf einer Wechsel-Speichermedienvorrichtung gespeichert, um von lokalen oder fernen Systemen gelesen zu werden. In anderen Ausführungsformen werden die Anweisungen an einem fernen Ort gespeichert, um sie über ein Computernetzwerk oder über Telefonleitungen zu übertragen. In wiederum anderen Ausführungsformen werden die Anweisungen in einem bestimmten Computer, einer CPU, GPU oder einem System gespeichert.

[0076] Das Display **20** ist ein CRT, LCD, Projektor, Plasmabildschirm oder eine andere Anzeigevorrichtung zum Anzeigen von zweidimensionalen Bildern oder dreidimensionalen Darstellungen. Das Display **20** wird vom Prozessor **18** oder einer anderen Vorrichtung durch Eingabe der als Bild anzuseigenden Signale konfiguriert. Das Display **20** zeigt ein Bild an, das die viskoelastische Eigenschaft für einen oder mehrere Orte darstellt. Das Bild stellt die viskoelastische Eigenschaft auf eine beliebige Art dar, wie ein Test, eine Grafik oder eine Modulierung von Pixeln in einem interessierenden Bereich oder einem gesamten Bild.

[0077] Während die Erfindung zuvor unter Bezugnahme auf diverse Ausführungsformen beschrieben worden ist, ist darauf hinzuweisen, dass viele Änderungen und Modifikationen vorgenommen werden können, ohne sich vom Schutzzumfang der Erfindung zu entfernen. Es ist daher beabsichtigt, dass die vorherige ausführliche Beschreibung als veranschaulichend und nicht als einschränkend betrachtet wird, und es ist darauf hinzuweisen, dass die folgenden Ansprüche einschließlich aller Äquivalente den Grundgedanken und den Schutzzumfang der vorliegenden Erfindung definieren sollen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung, wobei das Verfahren Folgendes umfasst:

Messen mit einem Ultraschallsystem der Verschiebung im Laufe der Zeit an einem ersten Ort des Gewebes in einem Patienten als Reaktion auf eine Impulsanregung;

Messen mit dem Ultraschallsystem der Verschiebung im Laufe der Zeit an einem zweiten Ort des Gewebes in einem Patienten als Reaktion auf die Impulsanregung;

Fourier-Transformieren durch einen Prozessor in der Zeit der Verschiebung im Laufe der Zeit für jeden der ersten und zweiten Orte;

Berechnen durch den Prozessor eines Logarithmus von Ergebnissen der Transformierung;

Lösen durch den Prozessor einer komplexen Wellenzahl anhand des Logarithmus der Ergebnisse;

Bestimmen eines Wertes für einen frequenzabhängigen viskoelastischen Parameter mit der komplexen Wellenzahl; und

Ausgeben an ein Display des Werts für das Gewebe.

2. Verfahren nach Anspruch 1, ferner umfassend:

das Übertragen einer akustischen Anregung in einen Patienten, wobei die Impulsanregung die akustische Anregung umfasst;

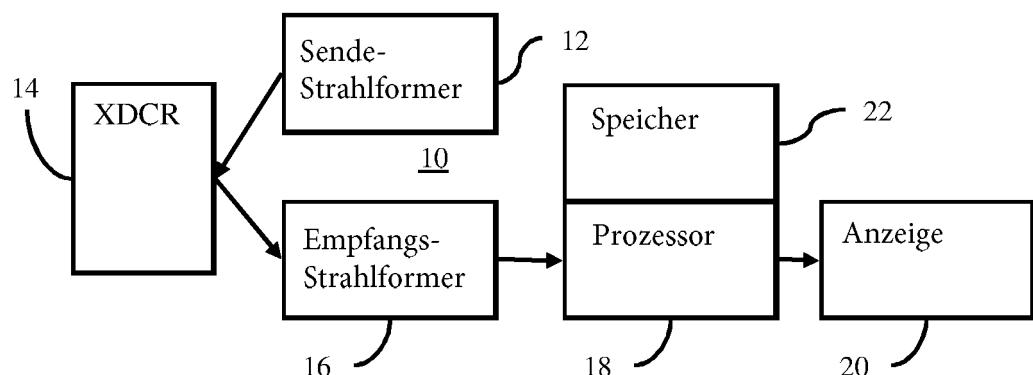
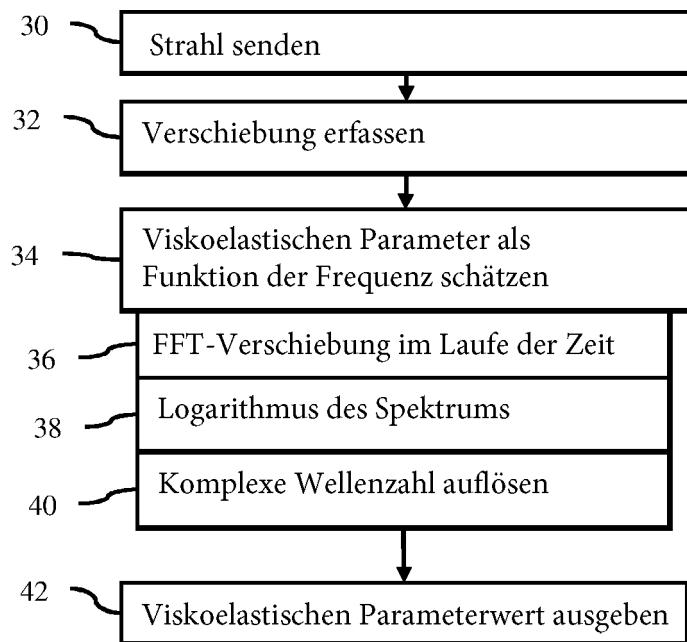
wobei das Messen der Verschiebungen das wiederholte Abtasten der ersten und zweiten Orte mit Ultraschall umfasst.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Messen der Verschiebungen an den ersten und zweiten Orten das Übertragen von Ultraschall an das Gewebe und das Empfangen von Reflexionen von der Übertragung, wobei das Übertragen des Ultraschalls und das Empfangen mehrere Male durchgeführt wird, und das Erkennen der Verschiebung anhand der Reflexionen von dem mehrmaligen Empfangen umfasst.
4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Messen der Verschiebungen an den ersten und zweiten Orten umfasst, die durch eine Scherwelle hervorgerufen werden, die aus der Impulsanregung resultiert.
5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Messen der Verschiebungen im Laufe der Zeit an den ersten und zweiten Orten das Messen der Verschiebungen nach der Impulsanregung umfasst.
6. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Fourier-Transformieren das Erzeugen von Spektren der Verschiebungen im Laufe der Zeit für jeden der ersten und zweiten Orte umfasst.
7. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Berechnen des Logarithmus das Berechnen eines natürlichen Logarithmus von Spektren als Ergebnisse umfasst.
8. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Lösen das Anwenden einer linearen Anpassung der kleinsten Quadrate an den Logarithmus umfasst.
9. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Lösen das Bestimmen einer Steigung zwischen den ersten und zweiten Orten des Logarithmus von Spektren als Ergebnisse umfasst, wobei die komplexe Wellenzahl die Steigung eines imaginären Bestandteils umfasst.
10. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Bestimmen des Werts das Bestimmen eines Speichermoduls, eines Verlustmoduls, eines Schermoduls, einer Viskosität oder von Kombinationen davon umfasst.
11. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Bestimmen des Werts für den frequenzabhängigen viskoelastischen Parameter das Bestimmen als eine Funktion eines Bereichs von unterschiedlichen Frequenzen umfasst.
12. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Bestimmen das Bestimmen sowohl mit der Amplitude als auch mit der Phase der Verschiebungen im Laufe der Zeit umfasst.
13. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Bestimmen das Bestimmen ohne eine räumliche Ableitung anhand des Messens der Verschiebungen bezüglich des Bestimmens des Werts umfasst.
14. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Bestimmen das Bestimmen als Reaktion auf die einzelne Impulsanregung ohne Informationen einer anderen Impulsanregung umfasst.
15. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Ausgeben das Zuordnen des Werts zu einem Pixel oder das Ausgeben des Werts als Text umfasst.
16. Nichtflüchtiges computerlesbares Speichermedium, in dem Daten gespeichert sind, die Anweisungen darstellen, die von einem programmierten Prozessor zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildung ausgeführt werden können, wobei das Speichermedium Anweisungen für Folgendes umfasst:
Bestimmen von Gewebeverschiebungen als Funktion der Zeit in einem Patienten;
Schätzen des Verlustmoduls, Speichermoduls oder beidem als Funktion der Frequenz anhand der Gewebeverschiebungen; und
Ausgeben des Verlustmoduls, Speichermoduls oder beidem.
17. Nichtflüchtiges computerlesbares Speichermedium nach Anspruch 16, wobei das Bestimmen das Bestimmen der Gewebeverschiebungen als Funktion der Zeit für jede von mehreren Orten umfasst, und wobei das Schätzen das Schätzen anhand von Logarithmus-Spektren der Gewebeverschiebungen als eine Funktion der Zeit für die Orte umfasst.
18. Nichtflüchtiges computerlesbares Speichermedium nach Anspruch 16, wobei das Bestimmen das Bestimmen der Gewebeverschiebungen als eine Funktion der Zeit für jede von mehreren Orten umfasst, und wobei das Schätzen das Schätzen als eine Funktion der Phase und der Amplitude der Gewebeverschiebungen für die Orte umfasst.

19. System zur Quantifizierung bei der viskoelastischen Ultraschallbildgebung, wobei das System Folgendes umfasst:
einen Schallkopf, der ausgebildet ist, um eine akustische Impulsanregung in einen Patienten zu übertragen, und ausgebildet ist, um einen Bereich des Patienten mit Ultraschall abzutasten;
einen Empfangsstrahlformer, der ausgebildet ist, um Daten zu erzeugen, die den Bereich zu unterschiedlichen Zeiten nach der akustischen Impulsanregung darstellen, wobei die Daten anhand der Abtastung mit Ultraschall erzeugt werden;
einen Prozessor, der ausgebildet ist, um die Gewebeverschiebung zu schätzen, die durch die akustische Impulsanregung herbeigeführt wird, und eine viskoelastische Eigenschaft anhand der Amplitude und Phase der Gewebeverschiebungen anhand unterschiedlicher Orte in dem Bereich zu berechnen; und
ein Display, das ausgebildet ist, um ein Bild anzuzeigen, das die viskoelastische Eigenschaft darstellt.

20. System nach Anspruch 19, wobei der Prozessor ausgebildet ist, um Logarithmus-Spektren der Gewebeverschiebungen im Laufe der Zeit für die Orte zu berechnen.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen**FIG. 1****FIG. 6**

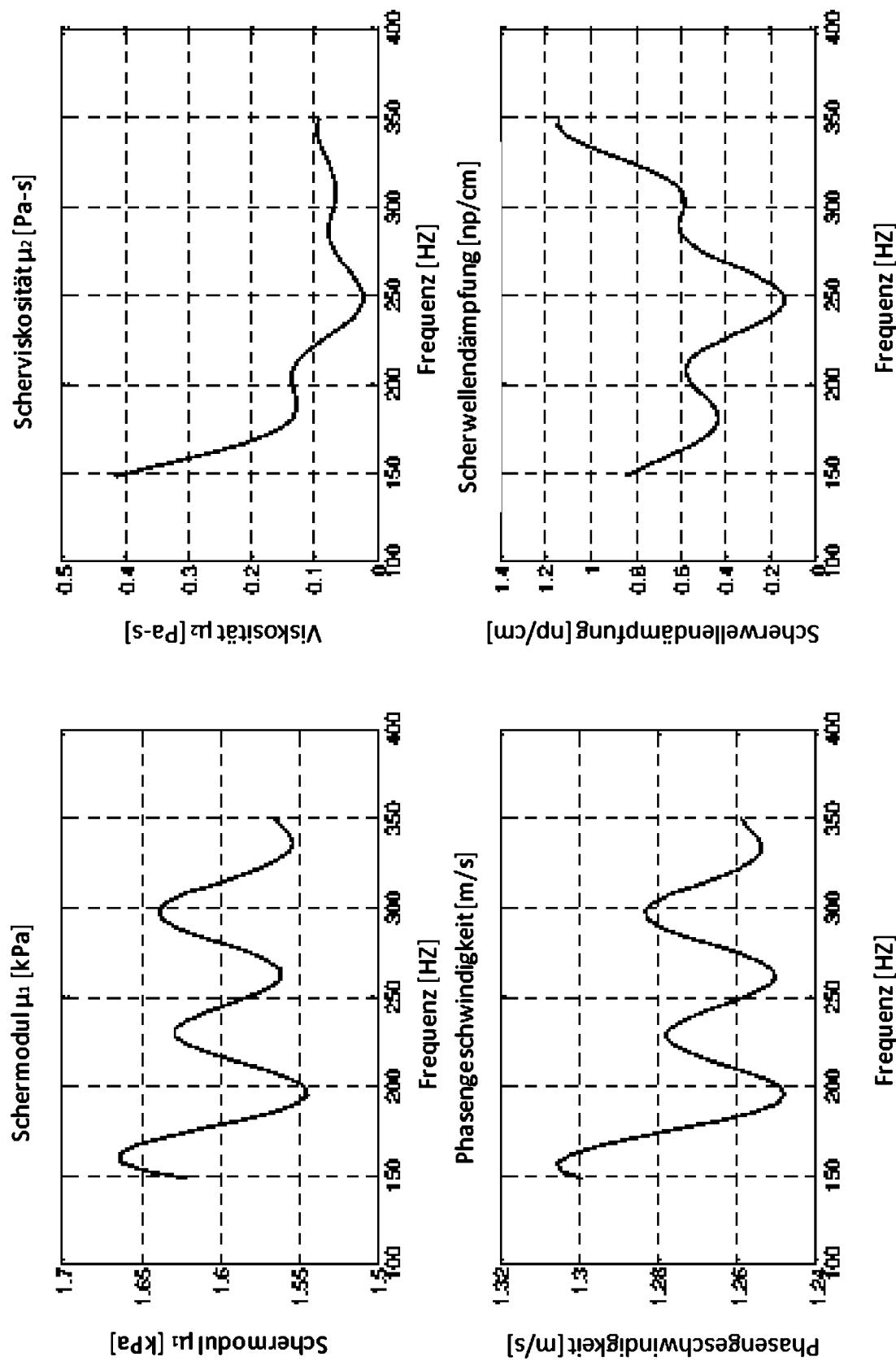


FIG. 2

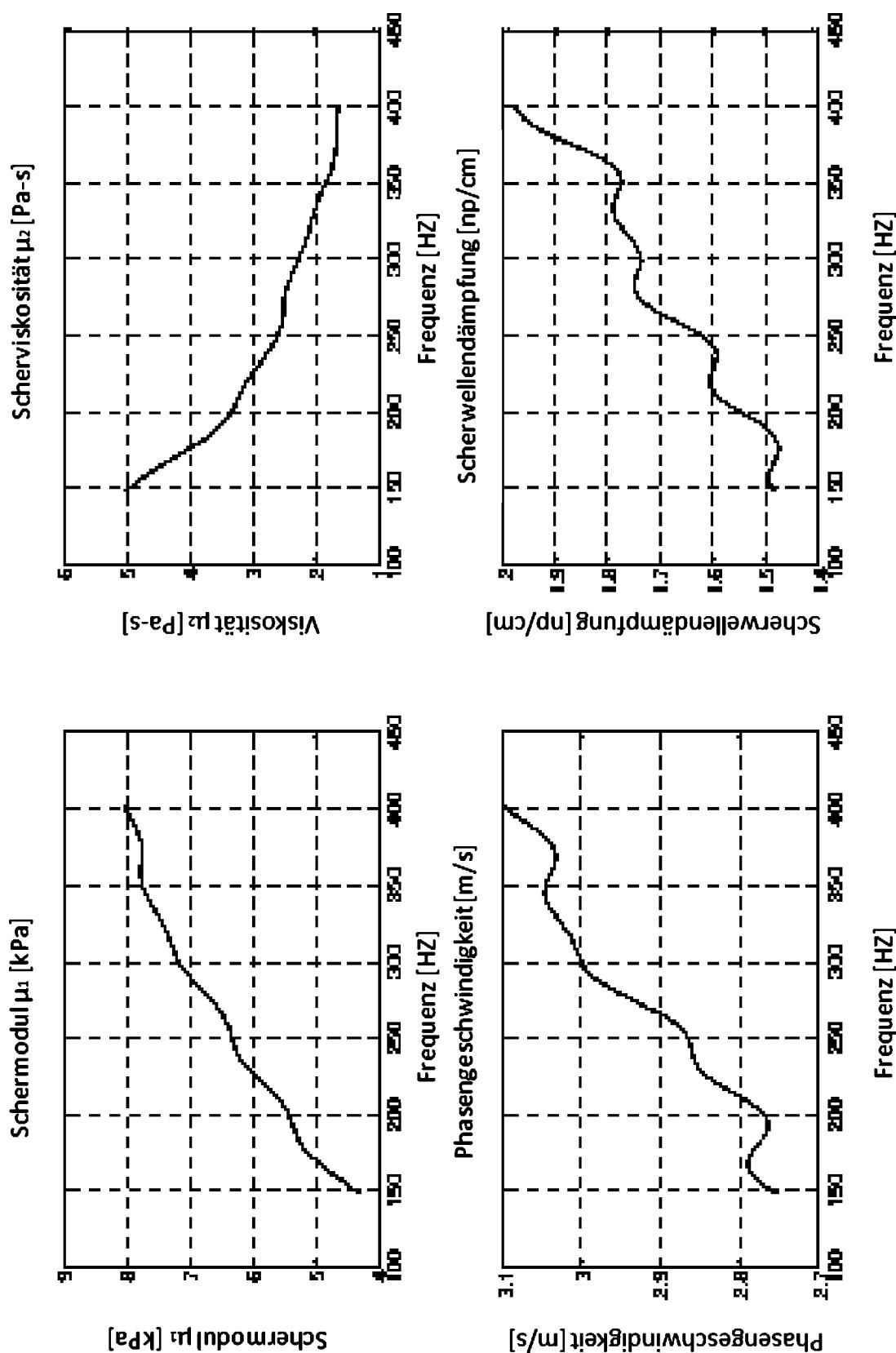


FIG. 3

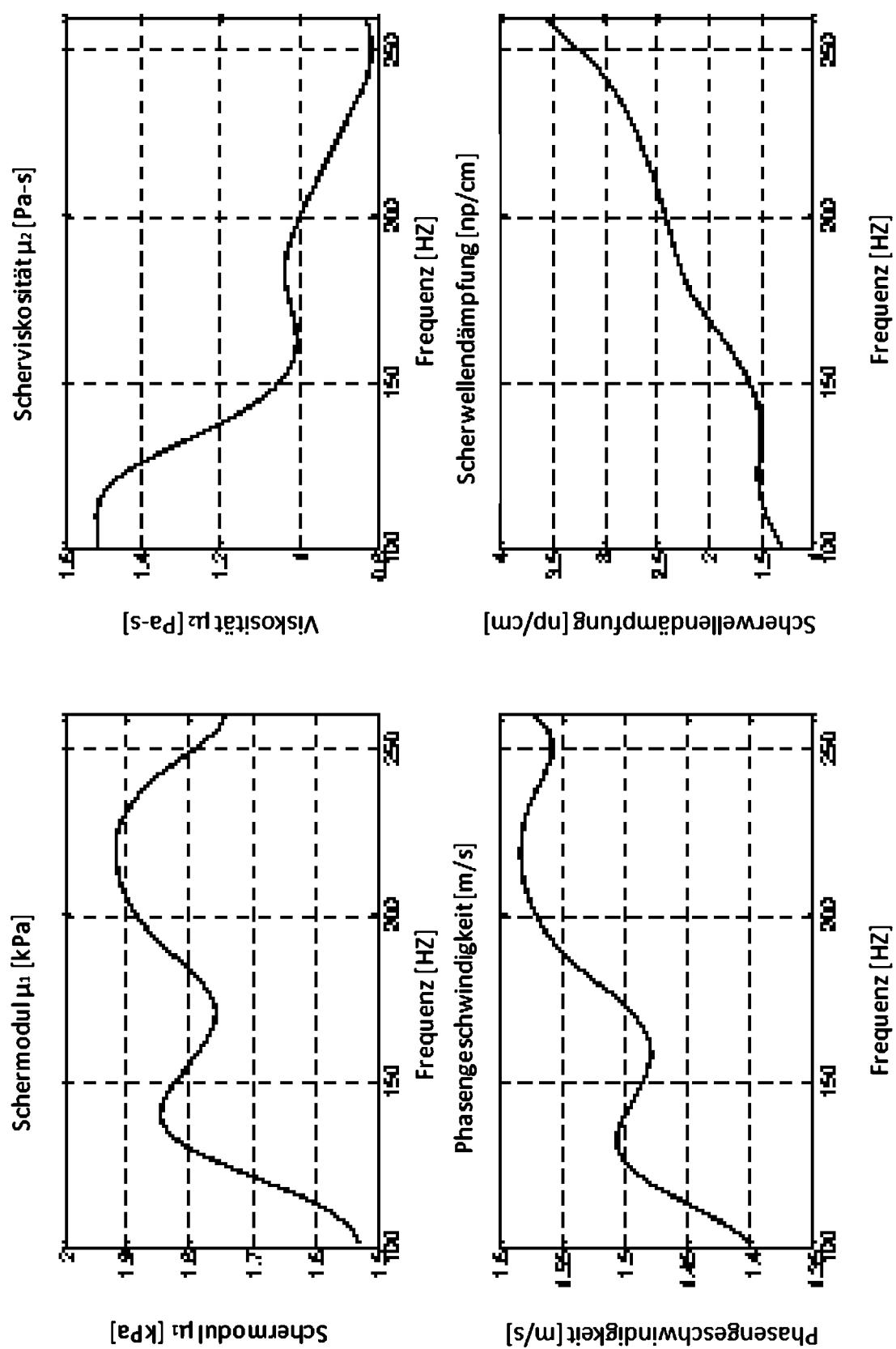


FIG. 4



FIG. 5