(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2011 114 943 B4** 2023.04.20

(12) # Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2011 114 943.4**
(22) Anmeldetag: **06.10.2011**
(43) Offenlegungstag: **12.04.2012**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **20.04.2023**

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

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:
12/898,957 **06.10.2010** **US**

(62) Teilung in:
10 2011 123 156.4

(73) Patentinhaber:
Siemens Medical Solutions USA, Inc., Malvern, Pa., US

(74) Vertreter:
Epping Hermann Fischer Patentanwaltsgesellschaft mbH, 80639 München, DE

(72) Erfinder:
Fan, Liexiang, Sammamish, Wash., US

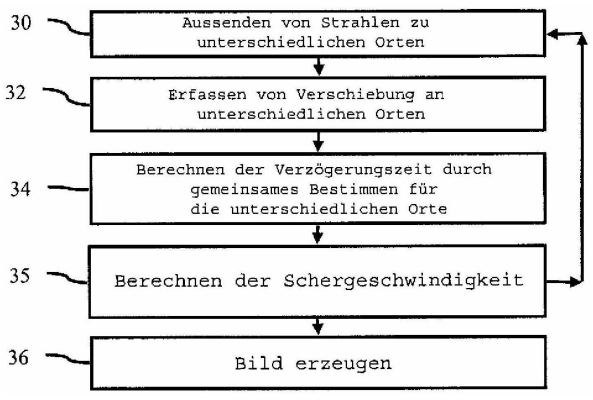
(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE **10 2009 033 286** **A1**

BOUCHARD, R.R. [et al.]: Image Quality, Tissue Heating, and Frame Rate Trade-offs in Acoustic Radiation Force Impulse Imaging. In: IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Band 56, 2009, Heft 1, Seiten 63-76.

(54) Bezeichnung: **Bestimmen von Scherwelleninformationen in der medizinischen Ultraschallbildgebung**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zum Bestimmen von Scherwelleninformationen bei medizinischer Ultraschallbildgebung, umfassend:
Bestimmen (32) einer ersten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine erste Scherwelle als Antwort auf eine erste akustische Aussendung entlang einer ersten Abtastlinie, wobei die erste Verschiebung auf einer vierten Abtastlinie liegt, die von der ersten Abtastlinie mindestens durch die zweite und die dritte Abtastlinie räumlich getrennt ist;
Bestimmen (32) einer zweiten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine zweite Scherwelle als Antwort auf eine zweite akustische Aussendung entlang der dritten Abtastlinie, wobei die zweite Verschiebung auf der vierten Abtastlinie liegt;
Bestimmen (32) einer dritten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine dritte Scherwelle als Antwort auf eine dritte akustische Aussendung entlang der ersten Abtastlinie, wobei die dritte Verschiebung auf der zweiten Abtastlinie liegt;
Berechnen (34), für jeden aus einer Vielzahl von lateralen Orten, die in einer gleichen Tiefe bezüglich der vierten und zweiten Abtastlinie lokalisiert sind, einer Verzögerungszeit, die einem Maximum von Korrelationen der ersten und der zweiten Verschiebung, der ersten und der dritten Verschiebung sowie der zweiten und der dritten Verschiebung entspricht; und
Berechnen (35) einer Scherwellengeschwindigkeit in Gewebe für jeden aus der Vielzahl von lateralen Orten als Funktion der jeweiligen Verzögerungszeit und eines Abstands zwischen den jeweiligen lateralen Orten.



Beschreibung

Hintergrund

[0001] Die vorliegenden Ausführungsformen beziehen sich auf Ultraschallbildgebung. Insbesondere werden Scherwelleninformationen für die Ultraschallbildgebung bestimmt.

[0002] Schergeschwindigkeitserfassung wird in verschiedenen diagnostischen Anwendungen verwendet, wie etwa Abschätzen von Lebererkrankung. Die Schergeschwindigkeit kann auf Gewebeeigenschaften hinweisen und das Erkennen von Tumoren oder anderen Bereichen ermöglichen. Jedoch ist die Erkennungsgenauigkeit möglicherweise bei anderen Anwendungen nicht zufriedenstellend.

[0003] Das Dokument DE 10 2009 033 286 A1 offenbart eine Scherwellenbildgebung im medizinischen diagnostischen Ultraschall, bei der ein Gebiet bildlich dargestellt, um einen Ort zu bestimmen, in dem die Schergeschwindigkeit berechnet werden soll. Die Schergeschwindigkeit wird für den Ort geschätzt. Die Bildgebung kann die Identifizierung des Orts lenken, wobei sie die Zeit zum Bestimmen Scherung unter Verwendung einer Kreuzvalidierung validiert kann, um den Vertrauensgrad des Scherungswerts anzugeben.

[0004] Weitere Informationen im Hinblick auf Bilddarstellungsqualität im Zusammenhang mit Ultraschall und Scherwellen sind in dem Dokument „Bouchard, R.R. [et al.]: Image Quality, Tissue Heating, and Frame Rate Trade-offs in Acoustic Radiation Force Impulse Imaging. In: IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, Band 56, 2009, Heft 1, Seiten 63-76“ angegeben.

[0005] Zur Scherwellenerfassung wird ein Ultraschall-Anstoßpuls entlang einer Abtastlinie abgefeuert. Der Anstoßpuls erzeugt eine Scherwelle, die eine Verschiebung von Gewebe verursacht. Die Verschiebung wird erfasst. Um die Scherwellengeschwindigkeit zu erfassen, können vielfache Anstoßpulse entlang einer selben Abtastlinie verwendet werden. Selbst wo vielfache Anstoßpulse nicht entlang einer selben Abtastlinie abgefeuert werden, werden die Anstoßpulse sequenziell entlang benachbarten Abtastlinien abgefeuert. Überlagerungen von Scherwellen und Geweberesonanz, die durch vielfache Anstöße an demselben oder an benachbarten Orten verursacht sind, können zu Artefakten oder mangelhafter Auflösung für einige Anwendungen führen.

Kurze Zusammenfassung

[0006] Zur Einführung enthalten die nachstehend beschriebenen bevorzugten Ausführungsformen Verfahren, Anweisungen und Systeme zum Bestimmen von Scherwelleninformationen bei der medizinischen Ultraschallbildgebung. Statt die Scherwelleninformationen für jeden Ort auf Grundlage der Strecke vom Ursprung der Scherwelle und der Zeit bis zur Spitzenverschiebung für den Ort zu bestimmen, werden Verschiebungsprofile korreliert, die sich aus verschiedenen Kombinationen von Ursprung und Erkennungsorten ergeben. Scherinformationen werden unter Verwendung von Verschiebungen aus einer anderen räumlichen Kombination von Aussendeorten und Erfassungsorten erfasst. Die Korrelationskombination wird in einer selben Funktion zum gleichzeitigen Bestimmen der Verzögerungszeiten für vielfache laterale Orte benutzt. Räumliche Verschiedenheit und geschichtete Korrelation können genauere Scherwellenschätzung vorsehen.

[0007] In einem ersten Aspekt gemäß dem Anspruch 1 ist ein Verfahren zum Bestimmen von Scherwelleninformationen bei medizinischer Ultraschallbildgebung bereitgestellt. Das Verfahren kann in Form von Anweisungen auf einem nichtflüchtigen computerlesbaren Speichermedium gespeichert sein, die durch einen programmierten Prozessor ausführbar zum Bestimmen von Scherwelleninformationen bei medizinischer Ultraschallbildgebung sind. Das Verfahren umfasst ein Bestimmen einer ersten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine erste Scherwelle als Antwort auf eine erste akustische Aussendung entlang einer ersten Abtastlinie, wobei die erste Verschiebung auf einer vierten Abtastlinie liegt, die von der ersten Abtastlinie mindestens durch die zweite und die dritte Abtastlinie räumlich getrennt ist; Bestimmen einer zweiten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine zweite Scherwelle als Antwort auf eine zweite akustische Aussendung entlang der dritten Abtastlinie, wobei die zweite Verschiebung auf der vierten Abtastlinie liegt; Bestimmen einer dritten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine dritte Scherwelle als Antwort auf eine dritte akustische Aussendung entlang der ersten Abtastlinie, wobei die dritte Verschiebung auf der zweiten Abtastlinie liegt; und Berechnen für jeden aus einer Vielzahl von lateralen Orten, die in einer gleichen Tiefe bezüglich der vierten und zweiten Abtastlinie lokalisiert sind, einer Verzögerungszeit, die einem Maximum von Korrelationen der ersten und der zweiten Verschiebung, der ersten und der dritten Verschiebung und der zweiten und der dritten Verschiebung entspricht; und Berechnen der Schergeschwindigkeit in Gewebe für jeden aus der Vielzahl von lateralen Orten als Funktion der jeweiligen Verzögerungszeit.

[0008] Die vorliegende Erfindung wird durch die nachfolgenden Ansprüche definiert, und nichts in

diesem Abschnitt darf als Einschränkung dieser Ansprüche aufgefasst werden. Weitere Aspekte und Vorteile der Erfindung werden unten in Verbindung mit den bevorzugten Ausführungsbeispielen erläutert und können später unabhängig oder in Kombination beansprucht werden.

Figurenliste

[0009] Die Komponenten und Figuren sind nicht unbedingt maßstabsgerecht, stattdessen wurde Gewicht auf die Erläuterung der Grundgedanken der Erfindung gelegt. Außerdem bezeichnen in den Figuren gleiche Bezugsnummern entsprechende Teile in den verschiedenen Ansichten.

Fig. 1 ist ein Flussdiagramm einer Ausführungsform eines Verfahrens zum Bestimmen von Scherwelleninformationen in der medizinischen Ultraschallbildgebung;

Fig. 2 ist eine grafische Darstellung einer beispielhaften Aussende- und Verschiebungserfassungs-Sequenz;

Die **Fig. 3A** - **Fig. C** stellen verschiedene Aussendesequenzen dar, und **Fig. 3D** ist eine beispielhafte Grafik, die Temperatureffekte der verschiedenen Aussendesequenzen der **Fig. 3A** - **Fig. C** zeigt;

Fig. 4 ist eine Grafik, die ein Beispiel axialer, lateraler und zeitlicher Verschiebungs-Abtastung zeigt;

Fig. 5 ist ein Beispiel, das Beziehungen von Bereichen und Verzögerungszeiten zeigt; und

Fig. 6 ist eine Ausführungsform eines Systems zum Bestimmen von Scherwelleninformationen in der medizinischen Ultraschallbildgebung.

Genaue Beschreibung der Zeichnungen und aktuell bevorzugter Ausführungsformen

[0010] Scherinformationen werden unter Verwendung von Verschiebungen aus einer verschiedenen räumlichen Kombination von Aussendeorten und Erfassungsorten erfasst. Um Mehrdeutigkeit von Scherwellenformen zu vermeiden, die durch wiederholte Erregung (Anstoßpuls) an demselben räumlichen Ort eingeführt wird, wird eine verschachtelte Sequenz benutzt. Aufgrund des Verschachtelns kann die Sequenz auch Strahl-Überlappung und damit ein Ausmaß an Temperaturerhöhung reduzieren. Die Sequenz kann höhere Scherwellen-Signalstärke aufweisen, verglichen mit mehrfachen Aussendungen entlang derselben Abtastlinie. Die Stärke kann eine Erfassung ermöglichen, die zuverlässiger und robuster ist.

[0011] Statt die Anstiegszeit der Scherwelle zu erfassen, wird die Laufzeit bestimmt, indem Korrelation der Scherwellenantwort von Orten benutzt wird, die zu der Sequenzierungsstrategie gehören. Das Laufzeit-Schätzproblem wird als Optimierungsproblem im Koeffizientenkorrelationsraum behandelt, was zu einer optimalen Lösung führt, verglichen mit dem Suchen der Anstiegszeit oder Lösen der Helmholtz-Gleichung.

[0012] In einer Ausführungsform wird mindestens ein Streckenwert für einen gegebenen Gewebetyp und eine gegebene Bildgebungssystemvorrichtung bestimmt. Räumliches Verschachteln der Erregungspulse wird benutzt, um thermische Effekte im Gewebe zu minimieren. Die Orte räumlicher Verteilung von Scherwellenerfassungspulsen werden variiert. Daten werden unter Verwendung der unterschiedlichen Orte mit verschachtelten Aussendungen erfasst, was eine Korrelationsbestimmung der Verzögerungszeit oder Laufzeit für die Scherwelle ermöglicht.

[0013] In einer weiteren Ausführungsform werden Korrelationskoeffizienten für mindestens ein Paar von zeitlichen Profilen von Scherwellenverschiebung berechnet. Die Laufzeit der Scherwelle zwischen jeder gegebenen Strecke wird aus den Korrelationskoeffizienten geschätzt. Die Laufzeit wird invertiert, und das Ergebnis wird mit der Strecke multipliziert, um die Schergeschwindigkeit zu erhalten. Andere Ausführungsformen sind möglich.

[0014] **Fig. 1** zeigt ein Verfahren zum Bestimmen von Scherwellen in der medizinischen Ultraschallbildgebung. Das Verfahren wird durch das System von **Fig. 6** oder ein anderes System umgesetzt. Zusätzliche, andere oder weniger Vorgänge können vorgesehen sein. Zum Beispiel wird der Vorgang 35 nicht durchgeführt. Stattdessen wird eine andere Scherwelleneigenschaft bestimmt. Als weiteres Beispiel wird der Vorgang 36 nicht durchgeführt. Die durch die Pfeile von Vorgang 35 zu Vorgang 30 dargestellte Iteration oder Wiederholung kann in anderen Ausführungsformen nicht vorgesehen sein. Die Vorgänge werden in der beschriebenen oder gezeigten Reihenfolge durchgeführt, können jedoch in anderen Reihenfolgen durchgeführt werden.

[0015] In Vorgang 30 werden akustische Pulse zum Erzeugen von Scherwellen ausgesendet. Erregungen werden von einem Ultraschall-Schallkopf ausgesendet. Die Erregungen sind akustische Energie. Die akustische Energie wird fokussiert, was zu einem oder mehreren Strahlen für jede Aussendung führt. Die Erregungen werden unter Verwendung eines phasengesteuerten Arrays und/oder einer mechanischen Fokussierung fokussiert. Die Erregungen können in einer Dimension, wie etwa der Elevationsdimension, unfokussiert sein. Die Erregungen werden in Gewebe eines Patienten ausgesendet. Die Erregungen werden auf einen Ort fokussiert, um das

Erfassen der sich ergebenden Scherwelle zu ermöglichen, wie etwa eine Gewebestelle, die einen möglichen Tumor umgibt und enthält.

[0016] Die Aussendungen werden auf verschiedene Orte fokussiert. Um einen Bereich eines Patienten zum Erzeugen von Scherwellen abzutasten, werden eine oder mehrere Aussendungen auf einen selben Ort fokussiert. Andere Aussendungen werden auf andere Orte fokussiert. Die Scherwelle wird an dem fokalen Bereich erzeugt und breitet sich lateral von dem fokalen Bereich aus. Die Scherwelle wird bei jeder gegebenen Aussendung an Orten erfasst, die dem fokalen Bereich benachbart sind und/oder einen Abstand davon aufweisen. Die Scherwelle verringert ihre Amplitude, während die Welle durch das Gewebe läuft. Um Antwort des Gewebes auf Scherwellen in einem Untersuchungsbereich zu erfassen, erfolgen Aussendungen zu anderen fokalen Bereichen, und die Erfassung wird in der Umgebung der anderen fokalen Bereiche durchgeführt. Die Erfassungsbereiche von fokalen Bereichen unterschiedlicher Aussendungen überlappen einander. Zum Beispiel zeigt **Fig. 2** elf Abtastlinien, n bis n+10. Mehr oder weniger Abtastlinien können vorgesehen sein. Zwei oder mehr Aussendungen zum Erzeugen von Scherwellen erfolgen entlang jeder Abtastlinie, wie durch die Pfeile für die Anstoßpulse bei 40 und 42 dargestellt. Die Abtastlinien für Anstoßpulse sind dieselben wie die Abtastlinien zur Erfassung. In alternativen Ausführungsformen unterscheiden sich eine oder mehrere Anstoßpuls-Abtastlinien von Empfangs- oder Erfassungs-Abtastlinien.

[0017] Um eine Scherwelle zu erzeugen, sind Erregungen hoher Amplitude oder Leistung erwünscht. Zum Beispiel weist jede Erregung einen mechanischen Index nahe, jedoch nicht über 1,9 auf. Um konservativ zu sein und Variationen der Sonde zu berücksichtigen, kann ein mechanischer Index von 1,7 als Obergrenze benutzt werden. Höhere (z.B. MI über 1,9) oder geringere Leistungen können benutzt werden. Sequenzielles Aussenden entlang derselben oder benachbarter Abtastlinien kann zur Erhöhung der Temperatur des Gewebes über der Zeit führen. Zu biologischen Effekten können Hyperthermie bei Gewebetemperaturen von ungefähr 41 - 45 °C, Proteindenaturierung bei Temperaturen über 45 °C und Gewebenekrose bei Temperaturen über 50 °C gehören. Die Gewebefestigkeit kann sogar bei Temperaturen unter 45 °C betroffen sein. Bei Temperaturen über 45 °C können Erhöhungen der Viskosität und/oder der Festigkeit auftreten. Bei Temperaturen über 50 °C kann das Gewebe eine hohe Festigkeit und/oder hohe Dämpfung aufweisen. Die Aussendung kann biologische Effekte verursachen. Alternativ werden biologische Effekte begrenzt, indem eine Temperaturerhöhung von mehr als 2 Grad Celsius vermieden wird.

[0018] Die **Fig. 3A** - **Fig. C** zeigen drei verschiedene Aussendungssequenzen zum Erzeugen von Scherwellen an unterschiedlichen Orten. **Fig. 3A** zeigt sequenzielles Aussenden entlang benachbarter Abtastlinien. Die Abtastlinien sind als nach unten weisende Pfeile gezeigt. Die Aussendungsreihenfolge ist von 1 - 5 nummeriert. Weniger oder zusätzliche Abtastlinien können benutzt sein.

[0019] Die **Fig. 3B** und **Fig. C** zeigen Sequenzen von Aussendungen, um weniger Temperaturanstieg über der Zeit zu verursachen. Die sequenziellen Aussendungen erfolgen in einer Reihenfolge, die unmittelbar sequenzielle Aussendungen entlang benachbarter Abtastlinien vermeidet, indem die Aussendungen über Abtastlinien räumlich verschachtelt werden. **Fig. 3B** zeigt das Abfeuern von Erregungen entlang fünf Abtastlinien, jedoch in einer Sequenz links/rechts. Das Sichtfeld ist in Hälften geteilt - in die rechte und die linke Hälfte. Die erste Aussendung erfolgt entlang einer Abtastlinie auf der linken Seite der linken Hälfte. Die zweite Aussendung erfolgt entlang einer Abtastlinie auf der linken Seite der rechten Hälfte. Dieses Muster setzt sich fort und endet mit einer vorletzten Aussendung auf der rechten Seite der linken Hälfte und einer letzten Aussendung auf der rechten Seite der rechten Hälfte. Während der gesamten Sequenz weisen die zeitlich benachbarten Aussendungen in der Sequenz einen Abstand von einer Hälfte des Sichtfelds zur Schererfassung (z.B. des Untersuchungsbereichs) auf.

[0020] Fig. 3C zeigt eine weitere mögliche Sequenz. In diesem Beispiel ist das Sichtfeld in Viertel geteilt. Jedes Viertel wird sequenziell in einem verschachtelten Zyklus abgetastet. Andere Abtastsequenzen mit anderen Aufteilungen, Randomisierung oder zeitlichen/räumlichen Mustern können benutzt werden.

[0021] Fig. 3D zeigt einen Temperaturanstieg, der zu den drei verschiedenen Sequenzen der **Fig. 3A** - **Fig. C** gehört. Der Gewebetemperaturanstieg ist im Nahfeld gezeigt, wo sich die akustischen Felder von Strahlen stark überlappen. Sequenz 1 (gestrichelte Linie) von **Fig. 3A** weist einen größeren Temperaturanstieg über der Zeit auf. Die Sequenzen 2 und 3 (strichpunktierte bzw. durchgehende Linie) der **Fig. 3B** und **Fig. C** weisen einen reduzierten Temperaturanstieg auf.

[0022] Die Temperatur kann alternativ oder zusätzlich bei der ScherwellenSchätzung gesteuert werden, indem die Scherwellengeschwindigkeit unter Verwendung zusätzlicher Korrelation bestimmt wird. Um diese zusätzliche Korrelation vorzusehen, was gleichzeitiges Bestimmen nach Verzögerungszeit an vielfachen lateralen Orten ermöglicht, wird eine phasengesteuerte Erfassungssequenz mit einer

begrenzten Anzahl, wie etwa zwei, drei oder vier Anstoßpulsen zu demselben Ort verwendet. Bei 40 und 42 stellt **Fig. 2** zwei Phasen von Anstoßpulsen oder Aussendungen zum Erzeugen von Scherwellen dar. Statt mehrere Male (z.B. fünf, zehn oder mehr) an demselben Ort mit kurzen Pulswiederholungsintervallen (PRI) anzustoßen, werden zwei oder mehr Erfassungsphasen benutzt. Jede Phase 40, 42 tastet über die Abtastlinien in einem beliebigen Muster ab, wie für die **Fig. 3A** - **Fig. C** gezeigt. Bei Verwendung von nur zwei Phasen kann das Erregungs-PRI für denselben räumlichen Ort sehr niedrig sein (in der Größenordnung von 100 ms).

[0023] Andere Aussendungen erfolgen. Diese anderen Aussendungen erfolgen zum Erfassen der Scherwellen statt zum Verursachen der Scherwelle. Die Aussendungen zum Erfassen können niedrigere Leistung und/oder kurze Pulse aufweisen und dieselben oder verschiedene Abtastlinien als die Anstoßpulse zum Erzeugen der Scherwellen benutzen. Die Aussendungen zum Erfassen können entlang mindestens einer Dimension, wie etwa lateral, ein breiteres Strahlprofil aufweisen, um Empfangsabtastungen entlang einer Vielzahl von Abtastlinien zu bilden.

[0024] In Vorgang 32 wird Verschiebung von Gewebe bestimmt. Die Scherwelle veranlasst das Gewebe, sich zu bewegen. **Fig. 2** zeigt die Verschiebung zum Überwachen der Scherwelle als Pfeil bei 44. Die Pfeile sind in einer Richtung gezeigt, aber die Scherwelle läuft in vielfachen Richtungen. Die Scherwelle kann in einer, zwei oder mehr Richtungen überwacht werden.

[0025] Die durch die Scherwelle verursachte Verschiebung des Gewebes wird über die Zeit bestimmt. Wenn die Scherwelle erzeugt wird, bewegt sich benachbartes Gewebe nicht, bis sich die Scherspannung ausbreitet. Wenn die Scherwelle einen gegebenen Ort durchläuft, verschiebt sich das Gewebe um einen Betrag oder eine Strecke, die sich zu einem Spitzenbetrag erhöht und dann verringert, während das Gewebe zur Ruhe zurückkehrt. Der Spitzenbetrag ist mit einer Verzögerungszeit oder Laufzeit von der Erzeugung der Scherwelle am Brennpunkt bis zu dem Zeitpunkt verknüpft, da die Spitze der Scherwelle einen anderen Ort durchläuft. Dieses Verschiebungsprofil über der Zeit wird durch Verfolgen des Betrags der Gewebebewegung über der Zeit bestimmt.

[0026] Die Verschiebung wird mit Ultraschallabtastung erfasst. Um die Verschiebung zu erfassen, wird Ultraschallenergie zu dem Gewebe ausgesendet, das die Verschiebung erleidet, und Reflexionen der Energie werden empfangen. **Fig. 2** zeigt diese Erfassung bei 46. Die Aussendung und das Empfangen zum Erfassen werden mehrmals durchgeführt, um eine Veränderung aufgrund von Verschiebung zu bestimmen. Eine beliebige Aussende- und Empfangssequenz kann benutzt werden. Die Erfassung der Verschiebung kann mit anderem Abtasten verschachtelt werden, wie etwa separates Abtasten verschiedener Bereiche auf Verschiebung.

[0027] Ein Untersuchungsbereich wird überwacht, um die Scherwelle zu erfassen. Der Untersuchungsbereich weist eine beliebige Größe auf, wie etwa 6 mm lateral und 10 mm axial. Dieser Erfassungsbereich wird über Ultraschall überwacht. Zum Beispiel werden B-Mode-Abtastungen durchgeführt, um durch die Scherwelle verursachte Gewebeverschiebung zu erfassen. Doppler-, farbkodierter Doppler- oder ein anderer Ultraschallmodus kann benutzt werden, um auf die Scherwelle zu überwachen.

[0028] Das Überwachen erfolgt über eine beliebige Anzahl von Abtastlinien. Zum Beispiel werden vier Empfangsstrahlen als Antwort auf jede Aussendung gebildet. Nach dem Aussenden der Erregung zum Erzeugen der Scherwelle erfolgen wiederholt B-Mode-Aussendungen entlang einer einzelnen Abtastlinie und Empfange entlang vier benachbarten Abtastlinien. In anderen Ausführungsformen werden nur ein einziger Empfangsstrahl oder andere Anzahlen von Empfangsstrahlen als Antwort auf jede Aussendung gebildet. Eine beliebige Anzahl von Wiederholungen kann benutzt werden, wie etwa 10- bis 120-mal. Einige der Ultraschalldaten, wie etwa am Anfang oder Ende der Wiederholungen, sind möglicherweise keine Antwort auf die Scherwelle.

[0029] Wenn sich die Scherwelle durch die Abtastlinien ausbreitet, kann sich die B-Mode-Intensität verändern. Für die überwachten Abtastlinien wird eine Datensequenz vorgesehen, die ein Zeitprofil der Gewebebewegung darstellt, die von der Scherwelle herrührt. Zum Beispiel werden Daten aus einer Vielzahl von räumlichen Orten (z.B. entlang den Abtastlinien) mit einem Referenzframe von Daten oder Bild als Funktion der Zeit korreliert. Eine beliebige Elastizitätserfassung kann benutzt werden. Für jede Tiefe oder jeden räumlichen Ort wird eine Korrelation über eine Vielzahl von Tiefen oder räumlichen Orten (z.B. einen Kern von 64 Tiefen, wobei die Mittentiefe der Punkt ist, für den das Profil berechnet wird) durchgeführt. Zwei- oder dreidimensionale Verschiebung im Raum kann benutzt werden. Eindimensionale Verschiebung entlang einer anderen Richtung als derjenigen der Abtastlinien oder Strahlen kann benutzt werden.

[0030] Der räumliche Versatz mit der höchsten oder einer ausreichenden Korrelation zu einer gegebenen Zeit gibt den Betrag der Verschiebung an. Verschiebungen werden für einen gegebenen Ort zu verschiedenen Zeiten bestimmt. Das zeitliche Profil für einen gegebenen Ort gibt die Erfassung der Scherwelle an. Das Profil wird auf eine störungsfreie oder

einzelne Variationsinstanz untersucht. Eine Spitze im Profil mit oder ohne zeitliche Tiefpassfilterung zeigt den Durchlauf der Scherwellenfront an. Die größte Verschiebung wird gewählt, aber der Mittelwert oder ein anderer Statistikwert der Verschiebung kann benutzt werden. **Fig. 2** zeigt bei 48 die Zeitantwort der erfassten Verschiebung.

[0031] Um einen größeren Bereich zu überwachen, werden zusätzliche Empfangsstrahlen als Antwort auf den Anstoßpuls gebildet. Alternativ wird eine weitere Scherwelle erzeugt, und die Sendestrahlen und Empfangsstrahlen werden an einem anderen Abstand vom Scherwellen-Erzeugungspunkt vorgesehen. Durch Verwendung der hier beschriebenen Lösung werden die zu vielfachen lateralen Orten gehörigen Verschiebungen unter Verwendung von nur zwei oder mehr Anstoßpulsen pro Abtastlinie erhalten. Für jeden Empfangsstrahlort wird ein Zeitprofil von Bewegungsinformationen vorgesehen, dargestellt durch die Ultraschalldaten. Aussendungen entlang verschiedenen Abtastlinien zum Überwachen einer selben Scherwelle werden während des Bildens des zeitlichen Profils vermieden, um eine höhere zeitliche Auflösung vorzusehen, sondern verschachtelte oder sich verschiebende Abtastpositionen können vorgesehen sein.

[0032] Die obige Beschreibung gilt für eine Tiefe. Das Abtasten kann so eingerichtet sein, dass ein Tor vorgesehen ist, das die gesamte axiale Erstreckung des Untersuchungsbereichs abdeckt. In einer weiteren Ausführungsform werden Abtastungen an vielfachen Tiefen für jeden Empfangsstrahl erhalten. Ein separates Zeitprofil wird für jede axiale Tiefe sowie jeden lateralen Ort vorgesehen. Eine beliebige Anzahl von Tiefen kann benutzt werden, wie etwa 200 für 5 mm oder 400 für 10 mm.

[0033] Ultraschalldaten, die verschiedene Orte in dem Untersuchungsbereich darstellen, werden erhalten. Die Ultraschalldaten werden in Echtzeit beim Abtasten oder aus einem Speicher erhalten. Für jeden Ort stellen die Bewegungsinformationen die Antwort zu verschiedenen Zeiten dar. Anderes Abtasten, Überwachen oder Techniken können benutzt werden, um Ultraschalldaten zum Schätzen der Scherstärke zu erhalten.

[0034] Das Benutzen von Verschiebungen, die in der Zeit und im lateralen Ort angeordnet sind, ermöglicht das Schätzen der Schergeschwindigkeit mit nur zwei Anstoßpulsen, die pro Abtastlinie abgefeuert werden. Zum Beispiel werden Scherwellen in Gewebe an einem selben Ort erfasst, verursacht durch Aussendungen von verschiedenen Orten; werden Scherwellen in Gewebe an verschiedenen Orten erfasst, verursacht durch Aussendungen an einem selben Ort; und werden Scherwellen in Gewebe an verschiedenen Orten erfasst, verursacht durch Aussendungen an anderen verschiedenen Orten. Diese räumliche und zeitliche Verschiedenheit ermöglicht Bestimmen der Scherwelle mit weniger Vieldeutigkeit.

[0035] **Fig. 2** zeigt die Verwendung dieser Orts-Verschiedenheit. Bei dieser Puls-Strategie wird die Erregungskraft zweimal an jedem Index-Ort (z.B. jeder Abtastlinie) angelegt, um Scherwellen zu erzeugen, und die Erfassungspulssequenz wird ebenfalls zweimal angelegt, um die Scherwelle an anderen Orten zu erfassen. Jedoch entspricht jede Erfassungspulssequenz verschiedenen Orten, was zu einem System mit drei möglichen Sätzen von Scherwellen-Erfassungsbestimmungen führt. Ein Satz entspricht der Sequenzierung, die an demselben Ort erfasst, jedoch an zwei verschiedenen Orten erregt ist, der zweite Satz entspricht der Sequenzierung, die an verschiedenen Orten erfasst, jedoch von demselben Ort erregt ist, und der dritte Satz entspricht der Erfassung und Erregung jeweils an verschiedenen Orten. Diese Idee ist in **Fig. 2** als die Index-Versatz-Parameter p und q und die Verbindung zwischen zwei Rohrgebilden bei 46 gezeigt. Mehr oder weniger zeitliche und räumliche Verschiedenheit können verwendet werden, wie etwa Vorsehen zusätzlicher Orte und/oder Zeiten und zugehöriger Kombinationen.

[0036] Ein heterogener Bereich ist in **Fig. 2** als das Oval in den erfassten Verschiebungsantworten bei 48 dargestellt. Die zeitlichen Antworten der Verschiebung sind verschieden an Orten innerhalb und außerhalb des heterogenen Bereichs. Die Heterogenität des Mediums macht keinen der jeweils einzelnen Sätze nach der obigen Lösung vollkommen.

[0037] **Fig. 4** zeigt ein Beispiel räumlicher und zeitlicher Orte von zeitlichen Antworten der Verschiebung und ihren entsprechenden Erregungen. A, B und C sind Scherwellen, die an entsprechenden Erregungsorten erzeugt sind (gestrichelte Linien). A', B' und C' sind Scherwellen, wie sie an Erfassungsorten erfasst sind. Die Erfassungsorte liegen auf Abtastlinien mit gleichen Abständen, können jedoch andere Verteilungen aufweisen. Dieses Beispiel umfasst drei Anstoßpulse für Scherwellen A, B und C und zugehörige erfasste Verschiebungen (A', B' und C') von Gewebe als Funktion der Zeit. **Fig. 4** stellt das Verfahren bei einer Tiefe dar. Die horizontale Achse zeigt den lateralen Abstand, wo Anstoßpulse für Scherwellen A und C entlang einer ersten Abtastlinie ausgesendet werden und der Anstoßpuls für die Scherwelle B entlang einer dritten Abtastlinie ausgesendet wird. Eine weitere horizontale Achse stellt die Zeit dar und zeigt Anstoßpulse für Scherwellen A und C, die entlang der ersten Abtastlinie ausgesendet werden und zu unterschiedlichen Zeiten auftreten. Zum Beispiel entsprechen Anstoßpulse für Scherwellen A und C Anstoßpulsen 40, 42 entlang einer selben Abtastlinie n+3 in **Fig. 2**. Der

Anstoßpuls für die Scherwelle B ist zu einer selben Zeit ausgesendet gezeigt, aber dies ist relativ. Die tatsächliche Aussendung erfolgt in Sequenz entlang der dritten Abtastlinie (z.B. der Abtastlinie n+6 in **Fig. 2**). Der Zeitablauf der Verschiebungserfassung als Antwort auf die Anstoßpulse A und B ist als zur selben Zeit auftretend gezeigt, um die Beziehung der erfassten Verschiebungen A' und B' auf derselben, vierten Abtastlinie besser anzuzeigen.

[0038] In dem Beispiel der **Fig. 2** und **Fig. 4** wird die durch die Scherwelle A als Antwort auf die akustische Aussendung entlang der Abtastlinie n+3 verursachte Verschiebung A' erfasst. Diese Verschiebung A' liegt auf der Abtastlinie n+6, gezeigt durch den Pfeil vom zweiten Anstoßpuls in **Fig. 2**. Die Erfassung erfolgt mit zwei zwischengeschalteten Abtastlinien. Keine anderen zwischengeschalteten Abtastlinien sind vorgesehen. In alternativen Ausführungsformen werden nur eine oder mehr als zwei zwischengeschaltete Abtastlinien benutzt. Die durch die Scherwelle B als Antwort auf die akustische Aussendung entlang der Abtastlinie n+5 verursachte Verschiebung B' wird erfasst. Diese Verschiebung B' liegt auf der Abtastlinie n+6, unmittelbar benachbart zur Abtastlinie n+5, die für den Anstoßpuls zum Erzeugen der Scherwelle B benutzt wird. Zusätzliche zwischengeschaltete Abtastlinien können vorgesehen sein. Die durch die Scherwelle C als Antwort auf die akustische Aussendung entlang derselben Abtastlinie n+3 als Anstoßpuls für die Scherwelle A verursachte Verschiebung C' wird erfasst. Diese Verschiebung C' wird entlang der unmittelbar benachbarten Abtastlinie n+4 erfasst, aber eine oder mehr zwischengeschaltete Abtastlinien können vorgesehen sein. **Fig. 2** zeigt einen Pfeil vom Anstoßpuls 40 auf der Abtastlinie n+3 zum Erfassungspuls 46 auf der Abtastlinie n+4, um C und C' darzustellen.

[0039] Andere räumliche und zeitliche Beziehungen können vorgesehen sein. Die **Fig. 2** und **Fig. 4** sind Beispiele. Ein weiterer Anstoßpuls entlang der Abtastlinien n+3 und/oder n+5 kann benutzt werden. Erfassung zusätzlicher Verschiebungen entlang derselben oder anderer Abtastlinien mit oder ohne zusätzliche Anstoßpulsaussendungen können benutzt werden (z.B. Erfassen von C" auf n+5 zusätzlich zu C' auf n+4 als Antwort auf denselben Anstoßpuls C). Die **Fig. 2** und **Fig. 4** zeigen, wie die Erfassung auf Abtastlinien erfolgt, die zur Rechten der Aussendungen verteilt sind, aber eine beliebige Verteilung (z.B. zur Linken in zwei Dimensionen oder vom/hinten in drei Dimensionen) kann benutzt werden.

[0040] In **Fig. 4** bilden AA' und BB' ein Paar zum Erfassen des Laufzeitparameters im Bereich_1. AA' und CC' bilden jeweils ein weiteres Paar zum Erfassen des Laufzeitparameters im Bereich_2. BB' und CC' bilden ein weiteres Paar zum Begrenzen der Bestimmung. Die Bereichsparameter stellen einen bekannten Abstand zwischen Abtastlinien dar. Die Laufzeit über Bereich_1 und Bereich_2 kann als die Verzögerungszeiten 1 und 2 aus den räumlichen/-zeitlichen Paaren bestimmt werden. Die Verzögerungsinformation kann zum Bestimmen der Geschwindigkeit oder Laufzeit der Scherwelle benutzt werden.

[0041] In Vorgang 34 wird die räumliche Verschiedenheit zum Berechnen der Verzögerungszeiten benutzt. Die Verschiebungen werden zum Berechnen der Verzögerungszeit korreliert. Durch Betrachten eines Bereichs verschiedener möglicher Verzögerungszeiten werden die Verschiebungsprofile benutzt, um die zu verschiedenen Orten gehörigen Verzögerungszeiten in einer selben Berechnung zu bestimmen. Für einen gegebenen Ort wird die einer maximalen Korrelation räumlich verschiedener Verschiebungen entsprechende Verzögerungszeit berechnet. Statt eine Korrelation durchzuführen, ist das Maximum eine Funktion vielfacher Korrelationen, wie etwa zu verschiedenen Paaren von Verschiebungen gehörig. Die Schergeschwindigkeit oder eine andere Scherinformation wird als Funktion der erfassten Scherwellen unter Verwendung von Korrelation berechnet. Wo die Verschiebungen unter Verwendung von Korrelation bestimmt werden, wie etwa bei Speckle-Tracking, wird eine zusätzliche oder geschichtete Korrelation benutzt, um Scherinformationen aus den Verschiebungen zu bestimmen.

[0042] Herkömmliche Wellenausbreitungszeit wird gemäß der folgenden Funktion bestimmt:

$$\tau_s = \max_{\arg\{\tau\}} c(\tau) = \sum_{t=0}^{T} d(m,n,t)\,d(u,v,t+\tau) \qquad (1)$$

wobei τ die Verzögerungszeit ist, c eine Korrelation ist, d die Verschiebung ist und m, n, u und v räumliche Koordinaten in zwei Dimensionen sind. Zum Beispiel sind die beiden Verschiebungsfunktionen die Verschiebungskurven oder -profile A' und B'. Diese maximale Korrelation kann in angemessen hohem Signal-Rausch-Verhältnis und bei weniger verformten Signalwellenformen ausreichend arbeiten, ist jedoch möglicherweise in anderen Situationen nicht ausreichend.

[0043] Um die im Übergangsbereich, wie er in **Fig. 2** als der heterogene Gewebebereich gezeigt ist, verursachten Probleme zu kompensieren, wird räumliche Verschiedenheit benutzt. Vielfache Paare von Korrelationen werden zum Bestimmen der Verzögerungszeit benutzt. Die räumliche und zeitliche Verschiedenheit kann benutzt werden, um die räumliche Verteilung der Scherwellen und die Zeitdauer der Scherwellen für jeden aus einer Vielzahl von lateralen Orten zu bestimmen. Gruppenverhalten von

Kreuzkorrelation wird beim Suchen der maximalen Korrelation benutzt. Für jeden lateralen Ort y wird ein Bereich möglicher Verzögerungszeiten benutzt, um die zur maximalen Korrelation gehörige Verzögerungszeit zu bestimmen. Die Korrelationsfunktion der vollen lateralen Spanne bei derselben Tiefe kann als zweidimensionale Matrix c (y, τ) erhalten werden. Die Verzögerungszeit für jeden aus einer Vielzahl von lateralen Orten wird gleichzeitig ermittelt. Die Verzögerungszeit für die Schergeschwindigkeit kann für eine Vielzahl der Abtastlinien zu einer selben Zeit als Teil einer selben Funktion bestimmt werden. Korrelation der Verschiebungen von den verschiedenen Orten wird für mindestens ein Paar von zeitlichen Profilen von Scherwellenverschiebung berechnet. Eine Funktion wird benutzt, um eine Matrix von Verzögerungszeiten für zugehörige Orte auszugeben.

[0044] Die zeitliche Antwort der Verschiebung wird als d(i, j, t) bezeichnet, wobei die Indizes i und j den Erregungsortindex (z.B. die Abtastlinie) bzw. den Trackingortindex (z.B. die Abtastlinie) darstellen. Korrelation wird zum Erfassen der Pulsverzögerungszeit zwischen zwei Paaren der Verschiebungskurven d(i, j, t) benutzt. Das heißt, {d(i,i+p,t), d(i,i+q), t)}, {d(i,i+p, t), d(i+p-q,i+p, t)}. Ein weiteres Paar {d(i,i +q), t), d(i+p-q,i+p, t)} trägt zum Bestimmen des heterogenen Bereichs bei. In dem Beispiel von **Fig. 4** ist ein Paar AB', ein weiteres Paar ist A'C', und das Paar, das zum Bestimmen des heterogenen Bereichs beiträgt, ist B'C'.

[0045] Andere Paare können benutzt werden, wie etwa wo zusätzliche Anstoßpuls-Aussendungen und/oder Erfassungen durchgeführt werden. Beliebige räumlich, zeitlich oder räumlich und zeitlich verschiedene Paare von Verschiebungen können benutzt werden. Das Berechnen ist eine Funktion eines Abstands zwischen Abtastlinien, wie etwa durch Erfassen der Verschiebung bei Anstoßpulsen entlang einer selben Abtastlinie bei verschiedenen Abtastlinien. Der Bereich zwischen Abtastlinien wird zum Bestimmen des Bereichs benutzt. Der Bereich wird mit der Verzögerungszeit benutzt, um die Geschwindigkeit der Scherwelle zu bestimmen.

[0046] Eine beispielhafte Funktion berechnet eine Summe der Korrelationen von drei verschiedenen Paaren von Verschiebungen. Erfasste Scherwellen von verschiedenen Aussendungen entlang einer selben Abtastlinie und/oder verschiedenen Erfassungs-Abtastlinien werden miteinander korreliert. Unter der Annahme, dass τ eine durchgehende Veränderung in derselben Tiefe beibehält, wird der Wert τ für dieselbe Tiefe und entlang der vollen lateralen Spanne, bezeichnet als Begrenzungslinie oder -kurve Γ_τ durch Lösen der Kostenfunktion erhalten, die definiert ist als:

$$\Gamma_\tau = \max \sum_{y=0}^{\gamma_{max}} \left\{ \alpha c_1(y,\tau) + \beta c_2(y,\tau) \right\} - \gamma c_3(y,\tau) \left\| \dot{\tau}(y) \right\| \tag{2}$$

wobei:

$$c_1(y,\tau) = \sum_{t=0}^{T} d(i,i+p,t)\, d(i+p-q,i+p,t+\tau)$$

$$c_2(y,\tau) = \sum_{t=0}^{T} d(i,u+p,t)\, d(i,i+q,t+\tau)$$

$$c_3(y,\tau) = \sum_{t=0}^{T} d(i,i+p,t)\, d(i+p-q,i+q,t+\tau) \tag{3}$$

[0047] Die Kurve ist dargestellt als Matrix von Verzögerungszeiten τ und seitlichem Ort y, wobei τ(y) eine erste, zweite, dritte oder andere Ableitung von τ nach y ist. α,β,γ sind Gewichtungsparameter. Diese Gewichtungsparameter können auf die reelle Zahl 1,0 gesetzt werden, auf andere Zahlen gesetzt werden oder eine Funktion des τ sein. Jeder beliebige Bereich und eine beliebige Anzahl von Werten für die Verzögerungszeit können benutzt werden, wie etwa 32 mögliche Werte von τ über einen Einheitsbereich von 0 bis 100, der betrachtet wird. Die Kurve des maximalen Korrelationskoeffizienten wird für jede Tiefe bestimmt, indem alle Informationen von der verfügbaren Scherwellenausbreitung kombiniert werden. In alternativen Ausführungsformen können zusätzliche Paarausdrücke oder Korrelationen benutzt werden. Verschiedene Verschiedenheitskombinationen können benutzt werden.

[0048] Das Verwenden der Gleichung (2) oder einer anderen Korrelationsfunktion mit vielfachen verschiedenen Paarausdrücken kann die Varianz aufgrund der Erregung an zwei Orten mit verschiedenem Modul reduzieren; kann adaptiv mit mittlerer Heterogenität zurechtkommen, indem der Korrelationsausdruck c_3 eingeführt wird (z.B. Korrelation von B'C'); und kann den Fehler durch Anwenden der Nachbarschaftsbedingungen reduzieren.

[0049] Wie in **Fig. 4** gezeigt, unterscheidet sich die Schätzung der Verzögerungszeit τ für das beim Berechnen der Korrelationsfunktion benutzte Datenpaar. Das Datenpaar {d(i,i+p,t), d(i,i+q), t)} (Korrelation A'B') schätzt die mittlere Verzögerungszeit im Bereich_1, und das Paar {d(i,i+p, t), d(i+p-q,i+p, t)} (Korrelation A'C') schätzt die mittlere Verzögerungszeit im Bereich_2. Bei diesen beiden Schätzungen gibt es einen gemeinsamen Bereich. Die feine Schätzung (τ) zwischen jeder Gruppe benachbarter Linien wird erhalten durch Entwickeln von Γ_τ in der vollen lateralen Spanne bei gegebenen bekannten Werten an beiden Enden. Die volle laterale Spanne kann

über den gesamten Untersuchungsbereich (z.B. Dutzende von Abtastlinien) gehen, kann jedoch über eine Untermenge des Bereichs gehen. Die bekannten Werte werden durch die leicht abweichende Sequenzierung der Erregungs- und Erfassungspulse erhalten, die spezifisch für die Enden ist. An beiden Enden des Bildgebungs-Sichtfelds erfolgt die Erfassung C' am selben Ort von C, und die Erregung erfolgt am selben Ort des Tracking-Pulses B'; daher ist die geschätzte Laufzeit der Durchschnittswert von A nach A'. Die folgenden Gleichungen werden benutzt, um den Wert τ des Intervalls zwischen jeder Gruppe von Strahlen zu bestimmen:

$$\tau = \begin{cases} \tau_0, \textit{ Ende} \\ \frac{1}{2}\tau_{i-1} + \tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1}, \textit{ Mitte} \\ \tau_{N-1}, \textit{ Ende} \end{cases} \qquad (4)$$

[0050] Die Sequenzierung an beiden Enden sieht die Schätzung von τ_0 und τ_{N-1} vor.

[0051] Fig. 5 stellt die Mitte von Gleichung (4) dar. Das Verfahren zum Entwickeln der Werte der Verzögerungszeit τ bei gegebenen Werten an den Endpunkten τ_0 und τ_{N-1} kann als Gleichungen mit rekursiver Lösung beschrieben werden. Aus der Ordnung niedrig nach hoch bei gegebenem τ_0 gelten die folgenden Gleichungen:

$$a(n)\tau_i + \frac{1}{2}\tau_{i+1} = b(n) \qquad (5)$$

$$\begin{cases} a(0) = 1,\ a(1) = 1,\ a(2) = 1 - \frac{1}{4},\ a(n) = 1 - \frac{1}{4a(n-1)} \\ b(n) = \hat{\tau}_n - \frac{b(n-1)}{2a(n-1)},\ b(0) = \tau_0 \end{cases} \qquad (6)$$

[0052] Alle a(n) und b(n) können berechnet werden, sodass sich die Gleichung (4) auf zwei unbekannte Variablen reduziert. Mit diesem Gleichungssystem und der Tatsache, dass τ_{N-1} bekannt ist, können die Gleichungen (5) von der hohen zur niedrigen Ordnung des Index gelöst werden, wobei τ für jede Gruppe benachbarter Strahlen vorgesehen wird. Dasselbe Verfahren wird benutzt, um das einzelne τ für die Erfassung paralleler Strahlen zu ermitteln. Wenn zum Beispiel vier parallele Strahlen, indiziert von 0 bis 4, bei Tracking-Pulsen benutzt werden, kann jeder der indizierten Strahlen über die Gleichungen (4) bis (6) ermittelt werden. Der gewichtete Koeffizient ½ in Gleichung (4) verändert sich bei Berücksichtigung des unterschiedlichen Abstands zwischen jedem indizierten Strahl.

[0053] In Vorgang 34 wird die Schergeschwindigkeit als Funktion der Verzögerungszeit und des lateralen Orts berechnet. Die Schergeschwindigkeit wird für die verschiedenen räumlichen Orte des Gewebes erfasst. Die Schergeschwindigkeit in Gewebe für jeden aus der Vielzahl von lateralen Orten wird als Funktion der jeweiligen Verzögerungszeit berechnet.

[0054] Die Schergeschwindigkeit wird aus der Laufzeit oder Verzögerungszeit (τ) und dem bekannten Abstand (z.B. dem Bereich) zwischen den Abtastlinien erhalten. Die Zeit und der Abstand zu dem Ort bestimmen die Geschwindigkeit. Der Abstand ist aus dem Intervall der Abtastlinien bekannt (d.h. der Sendestrahlposition zum Erzeugen der Scherwelle und der Empfangsstrahlposition zum Erfassen der Scherwelle).

[0055] Ein beliebiger Modul oder Scherwert kann als Alternative oder zusätzlich zu der Schergeschwindigkeit geschätzt werden. Gewebemodulwerte stellen die Härte oder Steifigkeit an den Orten dar. Zum Beispiel wird der Schermodul von Gewebe geschätzt. In alternativen Ausführungsformen wird der Elastizitätsmodul geschätzt. In anderen Ausführungsformen werden andere Scherwerte geschätzt, ob quantitative oder qualitative.

[0056] Der Schermodul ist gegeben durch $g = \rho v_s^2$, wobei ρ die Dichte und v_s die geschätzte Schergeschwindigkeit ist. In einer Ausführungsform werden die Gewebemoduln oder die Scherinformation, wie etwa der Schermodul, als Funktion der Dehnung oder Verschiebung und der Moduln oder der Scherinformation bestimmt. Zum Beispiel wird der Schermodul für jeden Abtastort durch iteratives Lösen einer Diffusionsgleichung bestimmt. Unter Annahme einer Poisson'schen Zahl von 0,5 oder unter Verwendung einer bekannten Poisson'schen Zahl wird der Schermodul an verschiedenen Orten iterativ als Funktion des Dehnungsfeldes zu verschiedenen Zeiten oder unter verschiedener Beanspruchung für die verschiedenen Orte und den Schermodul berechnet.

[0057] Die Vorgänge werden für andere Abtastlinien und/oder andere Tiefen wiederholt. Zum Beispiel werden die Vorgänge 30, 32, 34 und 35 für jede aus einer oder mehreren Tiefen wieder durchgeführt. Die Vorgänge können für andere Orte mit lateralem Abstand wieder durchgeführt werden. Zum Beispiel zeigt **Fig. 4** einen Teil der Gesamtsequenz. Die verschiedenen Korrelationen für verschiedene laterale Orte y werden beim Lösen von Gleichung (3) vorgesehen. Alternativ werden andere laterale Teilbereiche separat behandelt, wie etwa in einzelnen Gruppen von vier Abtastlinien. Alternativ können die Paare oder Informationen von Anstoßpuls und erfasster Verschiebung für andere Bestimmungen oder Teile des Untersuchungsbereichs benutzt werden. Zum Beispiel können B und B' als das Paar C und C' für eine Bestimmung benutzt werden.

[0058] In Vorgang 36 wird ein Bild erzeugt. Das Bild stellt das Gewebe als Funktion der Schergeschwindigkeit oder einer anderen Scherinformation dar. Der Bereich für die Scherinformation kann eine Untermenge oder ein Untersuchungsbereich in einem Bild sein, das eine größere Fläche oder ein größeres Volumen des Patienten darstellt. Zum Beispiel moduliert die Schergeschwindigkeit die Farbe für Pixel in einem Bereich in einem grauskalenmodulierten B-Mode-Bild. Das Bild kann Verschiebungsinformationen darstellen, wie etwa Scherung oder Moduln (z.B. die Schermoduln) für die verschiedenen Orte. Das Anzeigeraster kann sich von dem Abtastraster und/oder dem Raster unterscheiden, für das die Verschiebungen berechnet sind. Farbe, Helligkeit, Luminanz, Farbton oder eine andere Eigenschaft wird als Funktion der Scherinformation moduliert.

[0059] **Fig. 6** zeigt eine Ausführungsform eines Systems 10 zum Bestimmen von Scherwelleninformationen in der medizinischen Ultraschallbildgebung. Das System 10 setzt das Verfahren von **Fig. 1**, **Fig. 2**, **Fig. 4** oder andere Verfahren um. Das System 10 enthält einen Sendestrahlformer 12, einen Schallkopf 14, einen Empfangsstrahlformer 16, einen Bildprozessor 18, eine Anzeige 20 und einen Speicher 22. Zusätzliche, andere oder weniger Bestandteile können vorgesehen sein. Zum Beispiel ist eine Anwendereingabe zur manuellen oder unterstützten Bezeichnung eines Untersuchungsbereichs vorgesehen, für den Scherinformationen erhalten werden sollen. Als weiteres Beispiel ist ein zusätzlicher HIFU-Schallkopf 24 zum Behandeln des Gewebes vorgesehen. Das System 10 ist ein medizinisches diagnostisches Ultraschall-Bildgebungssystem. In alternativen Ausführungsformen ist das System 10 ein Personal Computer, eine Workstation, eine PACS-Station oder eine andere Anordnung an einem selben Ort oder über ein Netzwerk verteilt zur Bildgebung in Echtzeit oder nach der Erfassung.

[0060] Der Sendestrahlformer 12 ist ein Ultraschallsender, ein Speicher, ein Impulsgeber, ein Analogschaltkreis, ein Digitalschaltkreis oder Kombinationen davon. Der Sendestrahlformer 12 ist so betreibbar, dass er Wellenformen für eine Vielzahl von Kanälen mit verschiedenen oder relativen Amplituden, Verzögerungen und/oder Phasenlagen erzeugt. Nach Aussenden akustischer Wellen von dem Schallkopf 14 werden als Antwort auf die erzeugten Wellen ein oder mehrere Strahlen geformt. Eine Sequenz von Sendestrahlen wird erzeugt, um einen zwei- oder dreidimensionalen Bereich abzutasten. Sektor-, Vector®-, Linear- oder andere Abtastformate können benutzt werden. Derselbe Bereich wird mehrmals abgetastet. Für Strömungs- oder Doppler-Bildgebung und für Dehnungsbildgebung wird eine Sequenz von Abtastungen benutzt. Bei der Doppler-Bildgebung kann die Sequenz mehrere Strahlen entlang einer selben Abtastlinie enthalten, bevor eine benachbarte Abtastlinie abgetastet wird. Für die Scherwellen-Bildgebung kann eine beliebige Sequenz benutzt werden, etwa wie in den **Fig. 3A** - **Fig. C** gezeigt. Ein, zwei oder mehr Sendestrahlen zum Erzeugen von Scherwellen können entlang jeder Abtastlinie vor dem Abtasten einer weiteren Abtastlinie gebildet werden oder können verschachtelt werden. Zum Beispiel ist die Erfassungssequenz von der Korrelationsberechnung getrennt. Ein Speicher speichert Daten, um die Verschiebungsinformationen für die Korrelation vorzusehen. In alternativen Ausführungsformen erzeugt der Sendestrahlformer 12 eine ebene Welle oder divergierende Welle zum schnelleren Abtasten.

[0061] Der Schallkopf 14 ist ein 1-, 1,25-, 1,5-, 1,75- oder 2-dimensionales Array piezoelektrischer oder kapazitiver Membranelemente. Der Schallkopf 14 enthält eine Vielzahl von Elementen zum Umwandeln zwischen akustischer und elektrischer Energie. Zum Beispiel ist der Schallkopf 14 ein zweidimensionales PZT-Array (z.B. ungefähr 3000 Elemente). Empfangssignale werden als Antwort auf Ultraschallenergie (Echos) erzeugt, die auf die Elemente des Schallkopfes 14 auftrifft. Die Elemente sind mit Kanälen des Sende- und des Empfangsstrahlformers 12, 16 verbunden.

[0062] Der Empfangsstrahlformer 16 enthält eine Vielzahl von Kanälen mit Verstärkern, Verzögerungen und/oder Phasendrehern und einen oder mehrere Summierer. Jeder Kanal ist mit einem oder mehreren Schallkopfelementen verbunden. Der Empfangsstrahlformer 16 wendet relative Verzögerungen, Phasen und/oder Apodisation an, um zum Erfassen einen oder mehrere Empfangsstrahlen als Antwort auf jede Aussendung zu formen. Der Empfangsstrahlformer 16 gibt unter Verwendung der empfangenen akustischer Signale Daten aus, die räumliche Orte darstellen. Relative Verzögerungen und/oder Einphasung und Summierung von Signalen von verschiedenen Elementen sehen Strahlformen vor. In alternativen Ausführungsformen ist der Empfangsstrahlformer 16 ein Prozessor zum Erzeugen von Abtastpunkten unter Verwendung von Fourier- oder anderen Transformationen.

[0063] Der Empfangsstrahlformer 16 kann ein Filter, wie etwa ein Filter zum Isolieren von Informationen bei einer zweiten Harmonischen oder einem anderen Frequenzband relativ zum Sende-Frequenzband, enthalten. Solche Informationen können eher solche zu gewünschtem Gewebe, Kontrastmittel und/oder Strömung enthalten. In einer weiteren Ausführungsform enthält der Empfangsstrahlformer 16 einen Speicher oder Puffer und ein Filter oder einen Addierer. Zwei oder mehrere Empfangsstrahlen werden kombiniert, um Informationen bei einem gewünschten Frequenzband zu isolieren, wie etwa einer zwei-

ten Harmonischen, einer kubischen Grundwelle oder einem anderen Band.

[0064] Der Empfangsstrahlformer 16 gibt strahlsummierte Daten aus, die räumliche Orte darstellen. Daten für einen einzigen Ort, Orte entlang einer Linie, Orte für eine Fläche oder Orte für ein Volumen werden ausgegeben. Dynamische Fokussierung kann vorgesehen sein. Die Daten können verschiedenen Zwecken dienen. Zum Beispiel werden unterschiedliche Abtastungen für B-Mode- oder Gewebedaten als für Scherwellenerfassung durchgeführt. Alternativ werden die B-Mode-Daten auch benutzt, um die durch eine Scherwelle verursachte Verschiebung zu bestimmen.

[0065] Der Prozessor 18 ist ein B-Mode-Detektor, Doppler-Detektor, Doppler-Detektor für gepulste Wellen, Korrelationsprozessor, Fouriertransformationsprozessor, eine anwendungsspezifische integrierte Schaltung, ein allgemeiner Prozessor, Steuerprozessor, 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 zum Erfassen und Verarbeiten von Informationen zum Anzeigen aus strahlgeformten Ultraschall-Abtastpunkten.

[0066] In einer Ausführungsform enthält der Prozessor 18 einen oder mehrere Detektoren und einen separaten Prozessor. Der separate Prozessor ist ein Steuerprozessor, allgemeiner Prozessor, 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 zum Bestimmen der Verschiebung und Berechnen von Gewebeeigenschaften. Zum Beispiel führt der separate Prozessor eine beliebige Kombination eines oder mehrerer der in **Fig. 1** gezeigten Vorgänge durch. Der Prozessor 18 ist über Software und/oder Hardware eingerichtet, die Vorgänge durchzuführen.

[0067] In einer Ausführungsform schätzt der Prozessor 18 Gewebeverschiebungen als Funktion der von dem Empfangsstrahlformer 16 ausgegebenen Daten. Die Verschiebungen werden als Profil oder Daten geschätzt, die eine Kurve der Stärke der Verschiebung als Funktion der Zeit darstellen. Das Verschiebungsprofil kann durch Korrelieren oder anderweitiges Bestimmen des Ähnlichkeitsausmaßes zwischen Referenzdaten und während des Durchlaufs der Scherwelle erhaltenen Daten erhalten werden. Der Prozessor 18 benutzt die Verschiebungsinformationen von vielfachen Orten. Korrelationskoeffizienten für mindestens ein Paar der Gewebeverschiebungen aus verschiedenen der räumlichen Orte werden bestimmt. Die Korrelationskoeffizienten von verschiedenen Paaren werden benutzt, um eine Laufzeit zu bestimmen. Die Laufzeit für verschiedene räumliche Orte wird zu einer selben Zeit bestimmt, wie etwa durch Ausgeben aus einer Gleichung mit denselben Eingaben. Die Laufzeiten für verschiedene räumliche Orte sind in einer Ausgabemenge vorgesehen, die aus einer Funktion bestimmt ist, die Daten von den unterschiedlichen der räumlichen Orte benutzt. Jeder Wert der Ausgabemenge ist eine Funktion der Gewebeverschiebungen für eine Vielzahl von räumlichen Orten, einschließlich räumlicher Orte, die nicht die Strecke definieren, für welche die Laufzeit berechnet wird. Verschiebung für andere der räumlichen Orte tragen zu einer gegebenen Laufzeit bei. Zum Beispiel werden Korrelationskoeffizienten für mindestens drei Paare von Gewebeverschiebungen berechnet: ein erstes Paar, das aus Verschiebungen in Gewebe an einem selben Ort besteht, verursacht durch Aussendungen an verschiedenen Orten, ein zweites Paar, das aus Verschiebungen in Gewebe an unterschiedlichen Orten besteht, verursacht durch Aussendungen an einem selben Ort, und ein drittes Paar, das aus Verschiebungen in Gewebe an unterschiedlichen Orten besteht, verursacht durch Aussendungen an anderen unterschiedlichen Orten.

[0068] Der Prozessor 18 berechnet die Schergeschwindigkeit aus der Laufzeit. Andere Scherinformationen können bestimmt werden. Die zu besonderen Abtastlinien gehörigen Verzögerungszeiten werden bestimmt. Die Schergeschwindigkeit wird aus den Verzögerungszeiten und entsprechenden Strecken oder Bereichen berechnet.

[0069] Der Prozessor 18 erzeugt Bilder oder Anzeigewerte und gibt sie aus, die aus den Gewebeeigenschaften auf die Anzeige 20 gemappt werden. Zum Beispiel wird die Schergeschwindigkeit, der Schermodul oder ein anderer Wert für jeden Ort bestimmt. Der Betrag der Werte moduliert die Farbe, den Farbton, die Helligkeit und/oder eine andere Anzeigeeigenschaft. Der Prozessor 18 bestimmt einen Pixelwert (z.B. RGB) oder einen zu einem Pixelwert umgewandelten skalaren Wert. Das Bild wird als die skalaren oder die Pixelwerte erzeugt. Das Bild kann an einen Videoprozessor, eine Nachschlagetabelle, eine Farbzuordnungstabelle oder direkt an die Anzeige 20 ausgegeben werden.

[0070] Der Prozessor 18 arbeitet gemäß Anweisungen, die in dem Speicher 22 oder einem anderen Speicher abgelegt sind. Der Prozessor 18 ist programmiert zum Bestimmen von Scherwelleninformationen in der medizinischen Ultraschallbildgebung. Der Speicher 22 ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Speichermedium. Die Anweisungen zum Umsetzen der hier beschriebenen Prozesse, Verfahren und/oder Techniken sind auf den computerlesba-

ren Speichermedien oder Speichern, wie etwa einem Cache, Puffer, RAM, Wechselmedium, einer Festplatte oder einem anderen computerlesbaren Speichermedium, vorgesehen. Computerlesbare Speichermedien umfassen verschiedene Typen von flüchtigen und nichtflüchtigen Speichermedien. Die in den Figuren veranschaulichten oder hier beschriebenen Funktionen, Vorgänge oder Aufgaben werden als Reaktion auf einen oder mehrere Sätze von Anweisungen 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 Schaltkreise, Firmware, Mikrocode und dergleichen ausgeführt werden, die allein oder in Kombination arbeiten. Ebenso können Verarbeitungsstrategien Multiprocessing, Multitasking, Parallelverarbeitung und dergleichen umfassen. In einem Ausführungsbeispiel sind die Anweisungen auf einer Wechsel-Speichermedien-Einrichtung gespeichert, um von lokalen oder entfernten Systemen gelesen werden zu können. In anderen Ausführungsbeispielen sind die Anweisungen an einem entfernten Ort gespeichert, um sie über ein Computernetzwerk oder über Telefonleitungen zu übertragen. In noch anderen Ausführungsbeispielen sind die Anweisungen in einem bestimmten Computer, einer CPU, GPU oder einem System gespeichert.

[0071] Die Anzeige 20 ist eine Katodenstrahlröhre, ein LCD-Bildschirm, ein Projektor, ein Plasmabildschirm oder eine andere Anzeige zum Darstellen zweidimensionaler Bilder oder dreidimensionaler Darstellungen. Die Anzeige 20 zeigt ein oder mehrere Bilder an, die Scherinformationen, wie etwa die Schergeschwindigkeit, darstellen.

[0072] Während die Erfindung oben mit Bezug auf verschiedene Ausführungsbeispiele beschrieben wurde, ist es selbstverständlich, dass viele Änderungen und Abwandlungen vorgenommen werden können, ohne vom Umfang der Erfindung abzuweichen. Es ist daher beabsichtigt, dass die obige detaillierte Beschreibung als erläuternd und nicht als Einschränkung betrachtet wird, und dass verstanden wird, dass es die folgenden Ansprüche einschließlich aller Äquivalente sind, die bezwecken, den Erfindungsgedanken und den Umfang dieser Erfindung zu definieren.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Bestimmen von Scherwelleninformationen bei medizinischer Ultraschallbildgebung, umfassend:
Bestimmen (32) einer ersten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine erste Scherwelle als Antwort auf eine erste akustische Aussendung entlang einer ersten Abtastlinie, wobei die erste Verschiebung auf einer vierten Abtastlinie liegt, die von der ersten Abtastlinie mindestens durch die zweite und die dritte Abtastlinie räumlich getrennt ist;
Bestimmen (32) einer zweiten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine zweite Scherwelle als Antwort auf eine zweite akustische Aussendung entlang der dritten Abtastlinie, wobei die zweite Verschiebung auf der vierten Abtastlinie liegt;
Bestimmen (32) einer dritten Verschiebung von Gewebe als Funktion der Zeit, verursacht durch eine dritte Scherwelle als Antwort auf eine dritte akustische Aussendung entlang der ersten Abtastlinie, wobei die dritte Verschiebung auf der zweiten Abtastlinie liegt;
Berechnen (34), für jeden aus einer Vielzahl von lateralen Orten, die in einer gleichen Tiefe bezüglich der vierten und zweiten Abtastlinie lokalisiert sind, einer Verzögerungszeit, die einem Maximum von Korrelationen der ersten und der zweiten Verschiebung, der ersten und der dritten Verschiebung sowie der zweiten und der dritten Verschiebung entspricht; und
Berechnen (35) einer Scherwellengeschwindigkeit in Gewebe für jeden aus der Vielzahl von lateralen Orten als Funktion der jeweiligen Verzögerungszeit und eines Abstands zwischen den jeweiligen lateralen Orten.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei Bestimmen (32) der ersten, zweiten und dritten Verschiebung als Funktion der Zeit das Tracking einer Stärke von Gewebebewegung über der Zeit umfasst.

3. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei die erste, zweite, dritte und vierte Abtastlinie benachbarte Abtastlinien sind.

4. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei Berechnen (34) der einem Maximum von Korrelationen entsprechenden Verzögerungszeit Berechnen (34) als Funktion der lateralen Orte und einer Vielzahl möglicher Verzögerungszeiten umfasst.

5. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei Berechnen (34) der dem Maximum der Korrelationen entsprechenden Verzögerungszeit Berechnen (34) einer Summe der Korrelationen der ersten und der zweiten Verschiebung, der ersten und der dritten Verschiebung sowie der zweiten und der dritten Verschiebung umfasst.

6. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 5, wobei Berechnen (35) der Schergeschwindigkeit Berechnen (35) der Schergeschwindigkeit als Funktion der Verzögerungszeit und des lateralen Orts umfasst.

7. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei Berechnen (34) der Verzögerungszeit gleichzeitiges Bestimmen einer Verzögerungszeit, die einem Maximum von Korrelationen der ersten und der zweiten Verschiebung, der ersten und der dritten Verschiebung sowie der zweiten und der dritten Verschiebung entspricht, für eine Vielzahl der Abtastlinien zu einer selben Zeit umfasst.

8. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 7, weiter umfassend Wiederholen des Bestimmungs- (32) und des Berechnungsvorgangs (34) für andere Abtastlinien und andere Tiefen.

9. Verfahren gemäß einem der Ansprüche 1 bis 8, weiter umfassend Aussenden (30) der ersten, zweiten und dritten akustischen Aussendung in einer Reihenfolge, die unmittelbare sequenzielle Aussendung entlang benachbarten Abtastlinien vermeidet.

Es folgen 3 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

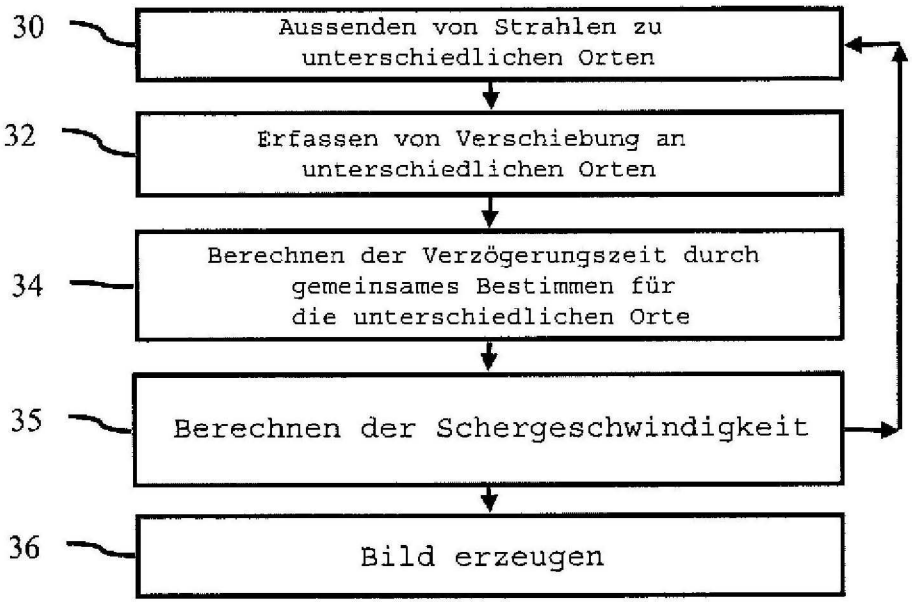


FIG. 1

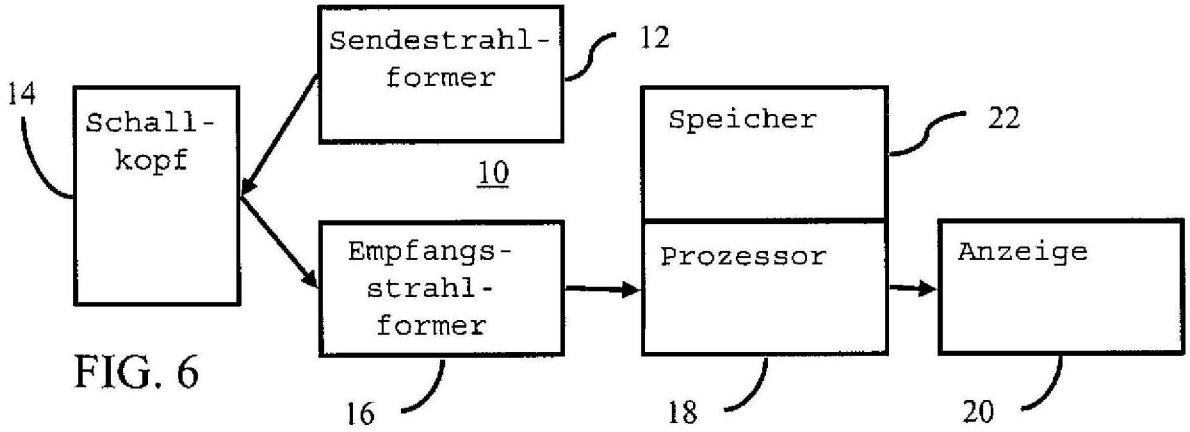


FIG. 6

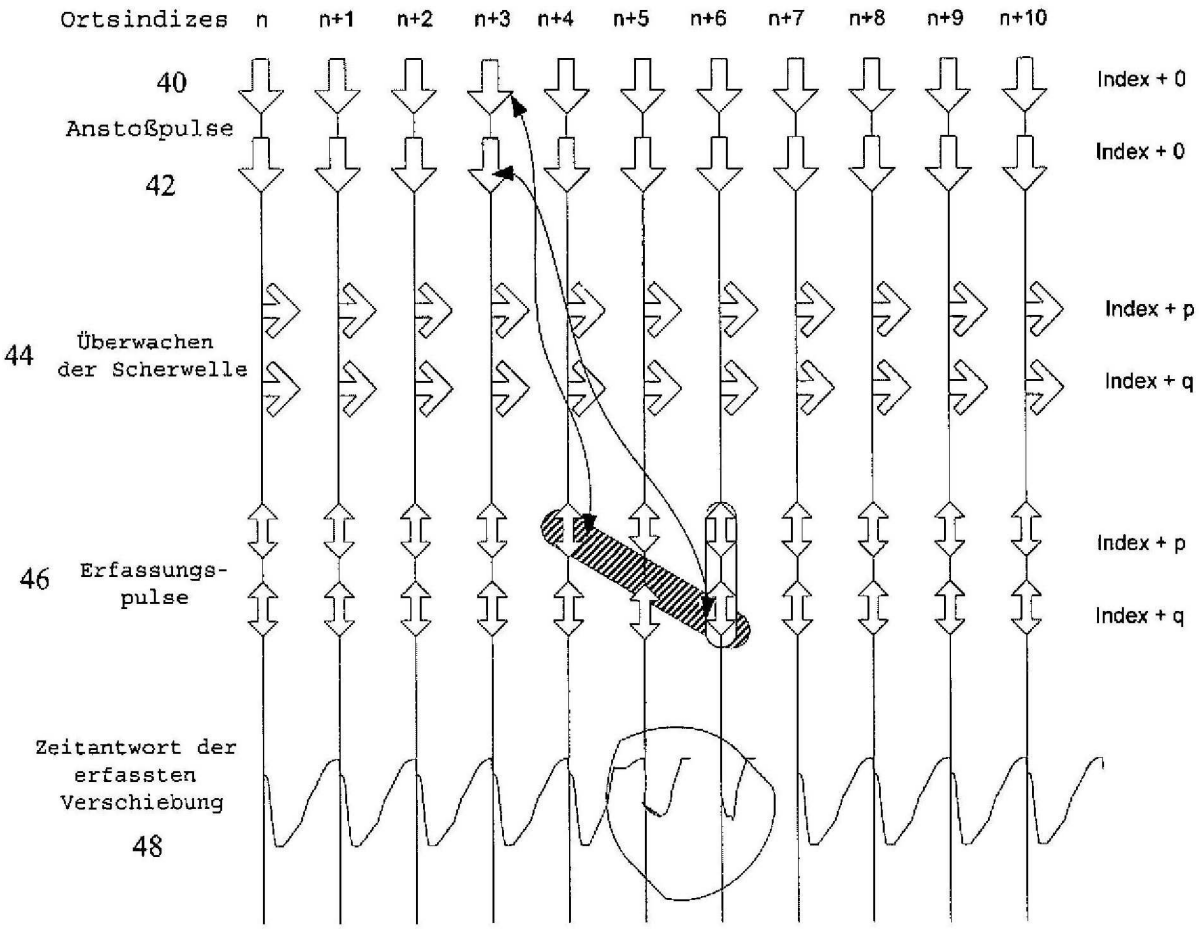

Ortsindizes
n
n+1
n+2
n+3
n+4
n+5
n+6
n+7
n+8
n+9
n+10
40
Anstoßpulse
42
44
Überwachen der Scherwelle
46
Erfassungs-pulse
Zeitantwort der erfassten Verschiebung
48
Index + 0
Index + 0
Index + p
Index + q
Index + p
Index + q

FIG. 2

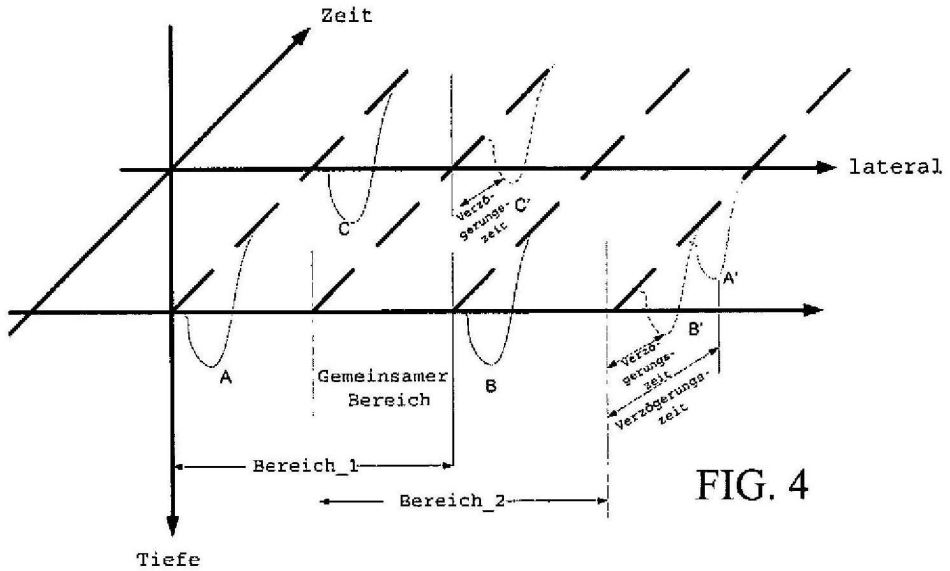

Zeit
lateral
Tiefe
A
B
C
C'
A'
B'
Gemeinsamer Bereich
Bereich_1
Bereich_2
Verzögerungszeit

FIG. 4

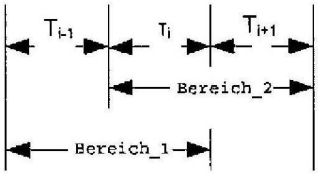


FIG. 5

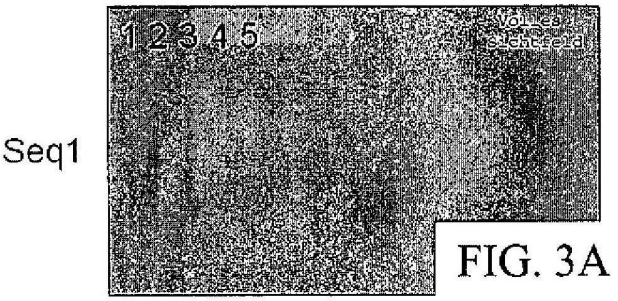


FIG. 3A

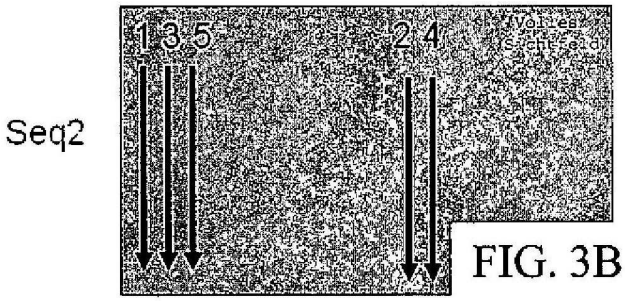


FIG. 3B

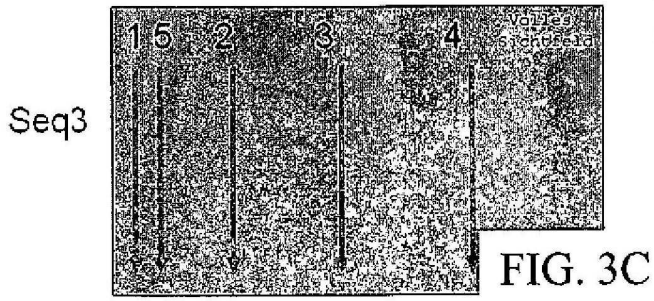


FIG. 3C

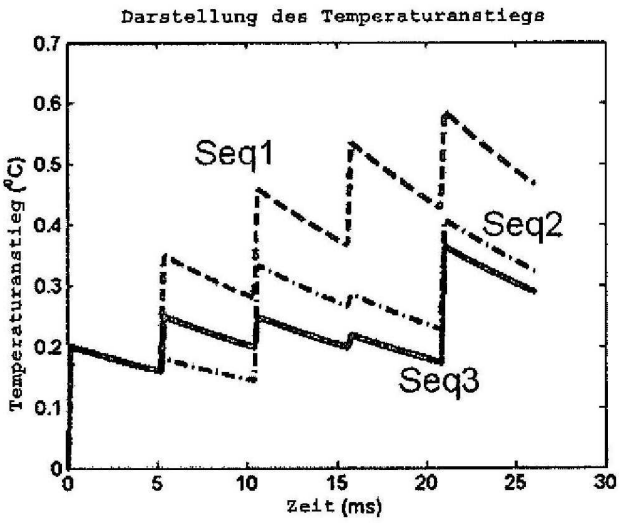


FIG. 3D

 Das Dokument wurde durch die Firma Luminess hergestellt.