

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4405920号
(P4405920)

(45) 発行日 平成22年1月27日(2010.1.27)

(24) 登録日 平成21年11月13日(2009.11.13)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
G 0 1 N 19/00 (2006.01) G 0 1 N 19/00 B
 G 0 1 N 19/00 E

請求項の数 27 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-533562 (P2004-533562)	(73) 特許権者	505080507 エコセンス ECHOSENS フランス、パリ エフ-75005、リュ デ ジェヌール、32 32, rue des Jeuneurs , F-75005 Paris, Fran c e
(86) (22) 出願日	平成15年9月2日(2003.9.2)	(74) 代理人	100092897 弁理士 大西 正悟
(65) 公表番号	特表2005-537835 (P2005-537835A)	(74) 代理人	100115200 弁理士 山口 修之
(43) 公表日	平成17年12月15日(2005.12.15)	(72) 発明者	ローラン サンドリン フランス、レイレローゼ エフ-9224 0、ピリュ デ ラ フュタイ、2 最終頁に続く
(86) 国際出願番号	PCT/FR2003/002630		
(87) 国際公開番号	W02004/021888		
(87) 国際公開日	平成16年3月18日(2004.3.18)		
審査請求日	平成18年5月12日(2006.5.12)		
(31) 優先権主張番号	02/11074		
(32) 優先日	平成14年9月6日(2002.9.6)		
(33) 優先権主張国	フランス (FR)		

(54) 【発明の名称】 人間または動物組織の弾性測定装置および方法と、この弾性の二次元または三次元表示の設定

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波照射後に超音波信号を発生する人間もしくは動物の組織または粘弾性媒質の弾性を測定し、この弾性の二次元または三次元表示を設定する装置であって、

複数のトランスデューサ(12)を含む少なくとも一つの超音波アレイ(1)または同等物と、

直接または間接の低周波作用を発生して送ることができる励起手段と、

前記超音波信号を収集する超音波信号収集手段と、

前記収集手段で得られた超音波信号を超音波画像として処理するデータ制御処理手段とを備えており、

前記超音波画像の画像平面内の第1の点と、前記画像平面と垂直なそれぞれ側面に位置する第2の点と第3の点において超音波信号を三次元で収集できるように、垂直な二方向に沿って一次元(1D)または二次元(2D)の前記超音波アレイ(1)の走査を行うことにより二次元(2D)または三次元(3D)の弾性測定表示をそれぞれ得られる走査手段を含み、

前記データ制御処理手段は、前記超音波画像の画像平面内の第1の点と、前記画像平面と垂直なそれぞれ側面に位置する第2の点と第3の点において収集された超音波信号から前記第1、第2および第3の点における組織速度を求めて前記第1の点における前記画像平面と垂直な移動方向の第2次導関数を求めることにより、前記粘弾性媒質の弾性を測定して表示することを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記励起手段が機械的振動からなり、この振動は、横方向、縦方向、または、双方の混合とすることができることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記励起手段が、放射圧を用いた遠隔探触手段からなり、一つまたは複数のトランスデューサ(12)を超音波信号の収集に用いるか、または一つまたは複数のトランスデューサを粘弾性媒質の周囲に配置することを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記励起手段が、人間または動物の身体の内部運動からなることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 5】

前記励起手段が、超音波信号の収集用に用いられる一つまたは複数のトランスデューサか、または粘弾性媒質の周囲に配置される一つまたは複数のトランスデューサを備えた、一つまたは複数の高温トランスデューサからなることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記超音波アレイが、複数の異なる上昇点に収束可能な 1.5Dアレイ(9)または星型トランスデューサ(12)であり、走査が超音波を収束させることにより実施されることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記超音波アレイ(1)と前記粘弾性媒質との間に存在する空間が、水その他の超音波を自由に通過可能にするあらゆる要素から少なくとも部分的に構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

20

【請求項 8】

前記機械的振動が、一つまたは複数の、振動板(20)、ピストンおよび/またはパーによって得られ、または実現されることを特徴とする請求項 2 に記載の装置。

【請求項 9】

前記収集手段が、超音波送信機および受信機と、DA変換器およびAD変換器と、メモリと、デジタルおよびアナログの伝送線とを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

30

【請求項 10】

前記の超音波送信機および受信機が、前記超音波アレイの 50センチ未満の距離のところに配置されることを特徴とする請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記のDA変換器およびAD変換器が、前記超音波アレイの 50センチ未満の距離のところに配置されることを特徴とする請求項 9 に記載の装置。

【請求項 12】

前記超音波トランスデューサとそれらに搭載される電子部品とからなるアセンブリが、L V D Sタイプを含む超高速デジタルリンクにより前記制御処理手段に接続されることを特徴とする請求項 11 に記載の装置。

40

【請求項 13】

2個の超音波アレイ(5)、(6)を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 14】

方向 y、x、z に沿って組織速度をそれぞれ測定可能な 3個のアレイ(16、17、18)を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 15】

前記の 2個のアレイ(23、24)が、液体を充填した密封容器(26)に沈められることを特徴とする請求項 13 に記載の装置。

【請求項 16】

前記密封容器(26)が、前記密封容器(26)を回転させうる回転手段に接続される

50

ことを特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 17】

前記密封容器 (26) は、機械振動板 (25) および / または超音波トランスデューサがそれぞれ挿入される複数の穴を含むことを特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 18】

前記密封容器 (26) 上または密封容器内にある穴が、互いに 90° (度) のところに配置されることを特徴とする請求項 15 に記載の装置。

【請求項 19】

超音波照射後に超音波信号を発生する人間もしくは動物の組織または粘弾性媒質の弾性を測定し、この弾性の二次元または三次元表示を設定する装置の作動方法であって、

前記装置は少なくとも一つの超音波アレイ (1) または同等物と、低周波作用または超音波信号を発生可能な励起手段と、前記超音波信号を収集する超音波信号収集手段と、前記収集手段で得られた超音波信号を超音波画像として処理するコンピュータ等のデータ制御処理手段と、前記超音波画像の画像平面内の第 1 の点と、前記画像平面と垂直なそれぞれ側面に位置する第 2 の点と第 3 の点において超音波信号を三次元で収集できるように、一次元または二次元の前記超音波アレイ (1) の走査を行うことにより、二次元または三次元の弾性測定表示をそれぞれ得られる走査手段とを備えており、

- 低周波作用または低周波信号を発生して超音波信号を収集するステップと、
- 前記走査手段により垂直な二方向に沿ってアレイを移動するステップと、
- 前記超音波画像の計算ステップと、
- 前記組織または粘弾性媒質の組織速度の計算ステップと、
- 前記組織速度から前記組織または粘弾性媒質を記述するパラメータを復元することからなるデータ逆転ステップとを含むことを特徴とする方法。

【請求項 20】

前記の低周波作用または超音波信号の周波数が 5 Hz ~ 1000 Hz であることを特徴とする請求項 19 に記載の装置の作動方法。

【請求項 21】

さらに、組織変形速度の計算ステップを含むことを特徴とする請求項 19 に記載の装置の作動方法。

【請求項 22】

組織速度の計算ステップ中、空間の三つの直交方向に沿って前記組織速度の長手方向の成分の第二導関数が測定されることを特徴とする請求項 19 に記載の装置の作動方法。

【請求項 23】

組織速度の計算ステップ中、空間の三方向に沿って前記組織速度の三成分の空間微分が測定されることを特徴とする請求項 19 に記載の装置の作動方法。

【請求項 24】

前記の超音波信号の収集ステップが、粘弾性媒質に含まれる粒子により反射されるパルス超音波トランスデューサ (12) で送信することにより行われることを特徴とする請求項 19 に記載の装置の作動方法。

【請求項 25】

前記の超音波信号の収集ステップは、T が 2 つの超音波送信間の周期であるとき、100 Hz ~ 10000 Hz の速度 1 / T で行われることを特徴とする請求項 19 ~ 24 のいずれか一項に記載の装置の作動方法。

【請求項 26】

前記超音波アレイの移動が、機械走査または超音波上昇走査により実施されることを特徴とする請求項 19 に記載の装置の作動方法。

【請求項 27】

超音波照射後に超音波信号を発生する人間もしくは動物の組織または粘弾性媒質の弾性を測定し、この弾性の二次元または三次元表示を設定する装置の作動方法であって、

前記装置は

10

20

30

40

50

少なくとも一つの超音波アレイ(1)または同等物と、
低周波作用または超音波信号を発生可能な励起手段と、
前記超音波信号を収集する超音波信号収集手段と、
前記収集手段で得られた超音波信号を超音波画像として処理するコンピュータ等のデータ制御処理手段と、

前記画像情報の画像平面内の第1の点と、前記画像平面と垂直なそれぞれ側面に位置する第2の点と第3の点において超音波信号を三次元で収集できるように、一次元または二次元の前記超音波アレイ(1)の走査を行うことにより、二次元または三次元の弾性測定表示をそれぞれ得られる走査手段とを備えており、

- 低周波作用または低周波信号を発生して超音波信号を収集するステップと、
- 前記走査手段により、画像平面内の第1の点と、前記画像平面のそれぞれ側面に位置する第2の点と第3の点において超音波信号を三次元で収集できるように、垂直な二方向に沿ってアレイを移動するステップと、

- 前記三次元で収集した超音波信号から前記第1から第3の点をそれぞれ含む超音波画像を計算する計算ステップと、

- 前記三次元で収集した超音波画像から第1から第3の点の組織速度を計算する計算ステップと、

- 前記第1、第2および第3の点における組織速度を求めて前記第1の点における前記画像平面と垂直な移動方向の第2次導関数を求めることにより、超音波伝搬の偏微分方程式から前記粘弾性媒質を記述するパラメータを復元するデータ逆転ステップとを含むことを特徴とする前記装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波照射後に超音波信号を発生する人間または動物の組織の弾性、より一般的にはあらゆる粘弾性媒質を測定し、この弾性の二次元または三次元表示を連続設定する装置および方法に関する。本発明は、限定的ではないが、特に、人間の乳房の弾性の測定に適用され、この技術の長所は、組織の病理特性がしばしば組織の弾性に関連することにある。

【背景技術】

【0002】

公知の従来技術である仏国特許第2733142号明細書では、二次元の測定を実施し、また三次元の測定を実施可能な測定装置が開示されている。しかしながら、この装置には、垂直な二方向に沿って一つまたは複数のアレイを走査できる走査手段がない。

【0003】

また、公知の米国特許第6176827号明細書、第5099848号明細書、第2002/010398号明細書、第6277074号明細書、第5474070号明細書は、全て、時には固定アレイを用いて二次元の測定のみを実施する解決方法を開示している(米国特許第6176827号明細書)。

【0004】

現在のところ、前記二次元または三次元の測定を表示可能にする弾性測定超音波装置は市場に存在しない。

【0005】

さらに、二次元の弾性測定に関して、弾性測定技術と、こうした測定の二次元表示とを開示するSandrin、L.、Tanter、M.、Catheline、S.、Fink、M.による論文「Shear Modulus Imaging with 2D Transient Elastography」(Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control. 第49巻(4)、426-435ページ(2002年)が知られている。問題の逆の解法、すなわち測定しようとする粘弾性媒質を記述するパラメータに遡ることからなる解法は、空間の三方向における移動が不明であ

10

20

30

40

50

るために、ここでは不完全である。実際、この論文に提示された装置で実施される測定に関する計算アルゴリズムによれば、操作者は、弾性計算を解くために様々な仮定を公式化する必要があるが、実際にこれらの仮定が証明されることはめったにない。

【0006】

また、同様に公知の国際公開第0070362号パンフレットは、(人間の胸部のような)粘弾性のエリアが機械的な波動により励起される磁気共鳴弾性記録(ERM)を用いたシステムを開示している。この発明の対象物は、ERMによる測定結果が、粘弾性物質内の機械波動反応(縦波および反射環境を含める)を正確に記述する偏微分方程式の、時間とは無関係の解であるという仮定に基づいている。そのため、これらの方程式に含まれるヤング係数を計算することができる。さらに、ここでは、(主に)縦波を使用することが提案されている。縦波は、横波と違って人間の胸部に入ることができる。

10

【0007】

この特許出願の装置では、弾性図を得るのに非常に時間がかかる。しかも、この装置の製造費は非常に高い。

【0008】

さらに、より高度な次元での弾性測定が著しい長所となることはいうまでもなく、本発明による装置では、このように従来技術が著しく改善される。

【0009】

同様に従来技術を構成する仏国特許出願第9903157号明細書は、分散する粘弾性媒質の多数の箇所と同時に低周波のせん断パルス波の伝播を観察する映像装置を開示している。このため、この装置では、媒質の連続画像を得られる圧縮超音波を超高速で送り、次いで、このように得られた画像を相互相関によりバッチ処理し、各画像の各点でせん断波の伝播時の媒質の動きを判断する。

20

【0010】

この発明は、次のような二つの仮定を検討しなければならないので、満足のいくものではない。

- 移動の第二次導関数が、面の直交方向にゼロであるとみなす仮定。
- 媒質が完全に非圧縮性であるとする仮定。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0011】

従って、本発明は、特に、従来技術のシステムの不都合を解消することを目的とする。このため、本発明は、超音波照射後に超音波信号を**発する**人間または動物の組織、特に乳房、あるいはより一般的にはあらゆる粘弾性媒質の弾性を測定し、この弾性の二次元または三次元表示を連続設定する装置を提供し、複数のトランスデューサ(12)を含む少なくとも一つの超音波アレイ(1)または同等物と、直接または間接の低周波作用を発生して送ることができる励起手段と、超音波信号の収集手段と、コンピュータ等のデータ制御処理手段とを備えており、垂直な二方向に沿って一次元(1D)または二次元(2D)で前記アレイ(1)の走査を行うことにより、二次元(2D)または三次元(3D)の弾性測定表示をそれぞれ得られる走査手段を含むことを特徴とする。

40

【0012】

これらの特徴により、本発明は、既存の解決方法に比べて比較的簡単で安価なシステムによって、二次元または三次元で測定媒質の弾性図を得られる装置を提案することができる。

【0013】

有利には、超音波アレイが、超音波信号を収集するための複数のトランスデューサを含む。

【0014】

本発明により提供される一つの可能性によれば、励起手段が機械振動からなり、この振動は、横方向、縦方向、または双方の混合とすることができる。

50

【 0 0 1 5 】

温度上昇によって超音波画像に様々な移動が生じるので、有利には、一つまたは複数の高温トランスデューサから励起手段を構成できる。この場合、一つまたは複数のトランスデューサを超音波信号の収集に用いるか、または粘弾性媒質の周囲に一つまたは複数のトランスデューサを配置する。同様に、たとえば心臓の鼓動等の人間または動物の身体の内部運動から励起手段を構成することもできる。

【 0 0 1 6 】

発明により提供された別の可能性によれば、励起手段が、放射圧を用いた遠隔探触手段からなり、一つまたは複数のトランスデューサを超音波信号の収集に用いるか、または一つまたは複数のトランスデューサを粘弾性媒質の周囲に配置する。

10

【 0 0 1 7 】

有利には、本発明による装置が、たとえばコンピュータ、マイクロコンピュータ、または中央処理装置等の少なくとも一つの制御手段により制御される。

【 0 0 1 8 】

有利には、超音波アレイが、一つまたは複数の様々な上昇点に収束可能な 1 . 5 D アレイまたは星型トランスデューサであり、この場合、走査が超音波収束により実施される。

【 0 0 1 9 】

ここで改めて言及しておくが、本発明の技術分野で 1 . 5 D アレイと称されるアレイは、一つの平面に沿った収束が可能であるばかりでなく、実施例では、この面に平行でわずかにオフセットされた水平面に沿ってこの面から上昇可能なアレイである。

20

【 0 0 2 0 】

また、本発明をわかりやすくするために同様に説明するが、0 D の超音波検査アレイは、線形寸法 x に沿って送信し、1 D のアレイは、二次元 x 、 y の平面に沿って送信し、さらに、2 D のアレイは、2 D のマトリクスに沿って配分された正方形の多数の超音波トランスデューサから一般に構成されて、 x 、 y 、 z の三次元に沿って一定の容積に超音波を送ることができる。

【 0 0 2 1 】

本発明の実施形態によれば、超音波アレイと前記粘弾性媒質との間に存在する空間は、水その他の超音波を自由に通過可能にするあらゆるエレメントから少なくとも部分的に構成される。

30

【 0 0 2 2 】

有利には、超音波トランスデューサと、それらに搭載される電子部品とからなるアセンブリが、たとえば L V D S タイプの超高速デジタルリンクにより制御処理手段に接続される。

【 0 0 2 3 】

本発明の実施形態によれば、本発明による装置は、2 個の超音波アレイを含む。

【 0 0 2 4 】

本発明の装置の実施形態によれば、2 個のアレイが、たとえば水などの液体を充填した密封容器に沈められる。

【 0 0 2 5 】

有利には、密閉容器が、前記容器を回転させうる回転手段に接続される。

40

【 0 0 2 6 】

本発明により提供される可能性によれば、密閉容器は、機械振動板および/または超音波トランスデューサがそれぞれ挿入される複数の穴を含むことができる。

【 0 0 2 7 】

有利には、密閉容器上または密閉容器内の穴が、互いに 90° (度) のところに配置される。

【 0 0 2 8 】

本発明の別の実施形態によれば、本発明による装置が、方向 y 、 x 、 z に沿って組織速度をそれぞれ測定可能な 3 個のアレイを含む。

50

【0029】

本発明は、また、超音波照射後に超音波信号を発する人間または動物の組織、特に乳房、あるいはより一般的にはあらゆる粘弾性媒質の弾性を測定し、この弾性の二次元または三次元表示を連続設定する方法に関し、この方法は、少なくとも一つの超音波アレイ(1)または同等物と、低周波移動を発生可能な励起手段と、超音波信号の収集手段と、コンピュータ等のデータ制御処理手段と、一次元(1D)または二次元(2D)で前記アレイ(1)の走査を行うことにより、二次元(2D)または三次元(3D)の弾性測定表示をそれぞれ得られる走査手段とを備えており、

- 低周波作用または低周波信号を発生して超音波信号を収集するステップと、
- 走査手段により垂直な二方向に沿ってアレイを移動するステップと、
- 超音波画像の計算ステップと、
- 組織速度の計算ステップと、
- 前記粘弾性媒質を記述するパラメータを復元することからなるデータ逆転ステップとを含むことを特徴とする。

10

【0030】

有利には、アレイの移動ステップは、超音波画像の計算ステップへの移行前に、超音波データ全体の収集に必要な回数だけ繰り返される。

【0031】

超音波データの収集ステップは、また、従来の超音波画像の取得に必要なデータを収集でき、すなわち従来の「ビームフォーミング」を用いる。実際、このように得られる一つまたは複数の画像は、調査される組織の外形について2Dまたは3Dの関連情報を構成する。この情報は、弾性パラメータを完全に補足する。

20

【0032】

有利には、組織速度の計算ステップ中、空間の直交する三方向に沿って前記速度の長手方向の成分の第二次導関数を測定可能である。

【0033】

同様に、組織速度の計算ステップ中、空間の三方向に沿って前記速度の三成分の空間微分を測定可能である。

【0034】

以下、限定的ではなく例として、添付図面を参照しながら本発明の実施形態について説明する。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0035】

添付図は、装置全体を示しているわけではない。この装置は、人間または動物の組織の弾性測定を実施する通常のエレメントを含んでおり、すなわち、特に、複数のトランスデューサを含む少なくとも一つの超音波アレイまたは超音波センサと、超音波信号を収集可能にする電子装置と、コンピュータまたは同等物等のデータ制御処理手段と、低周波移動を発生可能な励起手段とを含む。

【0036】

本発明は、前記超音波アレイの走査を可能にする機械走査手段の使用に関する。本発明の方法によって、従来技術の装置、特に仏国特許出願第9903157号明細書に記載された装置では得られないパラメータを測定可能になる。このようにして得られるパラメータは、上昇移動、すなわち画像面に対する垂直方向移動の第二次導関数と、移動ベクトルの欠けている2個の成分とである。

40

【0037】

以下、人間または動物の組織として乳房を選んで本発明を説明するが、本発明による装置および方法では、当然のことながら超音波信号を用いた照射後に超音波信号を発するという条件で、理想的には静的な他のあらゆる組織が測定の対象となる。しかしながら、身体の内部運動がこの方法で使用可能な低周波作用を構成不能である場合、測定を妨害しないように組織を固定することが望ましい。

50

【0038】

本発明による方法は、時間の経過に従って、以下のステップを実施する。

1. 低周波作用または低周波信号を発生するステップ
2. 超音波データの収集ステップ
3. 走査手段によるアレイの移動ステップ
4. 超音波画像の計算ステップ
5. 連続画像間の移動とも称される組織速度の計算ステップ
6. 場合によっては組織の変形速度の計算ステップ
7. 測定媒質のパラメータを回収可能にするデータ逆転ステップ

10

【0039】

計算ステップ、すなわちステップ4～6は、超音波アレイが粘弾性媒質を走査する時点で開始可能であり、すなわち、これらのステップは、理想的には前記アレイの移動中に実施される。

【0040】

低周波作用または低周波信号を発生するステップの間、低周波信号は、好適には超音波収集の開始直後に励起手段に伝達される。この信号の周波数 f は、 $5\text{ Hz} \sim 1000\text{ Hz}$ である。低周波振動により低周波の弾性波が粘弾性媒質の組織に広がり、弾性波の伝播は、媒質の弾性に依存する。

【0041】

20

低周波移動を発生するために使用可能な各種の手段は、振動装置によって実施される機械振動から構成可能であり、この振動装置は、特に、一つまたは複数の振動板20、ピストン、および/またはバーとすることができる。同様に、せん断波を発生可能な励起手段は、放射圧を用いた遠隔探触手段から構成可能であり、一つまたは複数のトランスデューサを超音波信号の収集に使用するか、または画像を得る物体の周囲に一つまたは複数のトランスデューサを配置する。

【0042】

超音波データの収集ステップ中、一般には $100\text{ Hz} \sim 100000\text{ Hz}$ の速度 $1/T$ で N 個の超音波収集が実施される。超音波データの収集は、媒質に含まれる粒子によって反射される短い超音波パルス超音波トランスデューサで送ることによって行われる。「スペックル」と称される超音波信号は、同じ超音波トランスデューサにより $1\text{ }\mu\text{ s} \sim 10\text{ ms}$ の可変時間で記録される。この操作は、速度 $1/T$ で N 回繰り返される。

30

【0043】

次に、超音波検査アレイまたは超音波アレイの移動ステップが行われる。この段階で、前記アレイを移動することからなる走査は、使用される超音波アレイの数と型式とに応じて異なる三つの方法で実施される。

【0044】

このようにして、本発明による装置は、特に、

- 一方向の単独の超音波アレイ1
- 2個の超音波アレイ5、6または二方向に沿って移動する1個のアレイ
- 1.5Dタイプの超音波アレイ9

40

と共に装備されうる。

【0045】

図1に示した一方向の単独の超音波アレイ1の場合、超音波検査アレイ1は、 $10\text{ }\mu\text{ m} \sim 10\text{ mm}$ の距離だけ移動される。走査は、最低でも一方向に沿って一回行われる。たとえば、平面2から z だけ移動しながら方向 z に沿って走査し、図では二個の平面3、4を構成する。

【0046】

図2に示された2個の超音波アレイ5、6の場合、2個のアレイ5、6が使用され、または二軸7、8に沿って1個のアレイが移動する場合、1個のアレイが連続使用される。

50

この走査により、組織速度ベクトルの全ての成分を得られる。

【0047】

図3に示した1.5Dタイプの超音波アレイ9の場合、機械的な走査は回避され、結果は、星形トランスデューサを用いた場合と同じである。この2つのエレメントは、異なる三つの上昇地点での収束を可能にする。1.5Dアレイ9の場合、方向zに沿った移動は、収束法則を修正して画像平面の上昇を変えることによって得られる。

【0048】

超音波画像の計算ステップ中、超音波画像は、前述の仏国特許出願第9903157号明細書に記載された遅延総和アルゴリズムを用いて、あるいは、たとえば空間周波数の空間技術等の他のタイプの高速「ビームフォーミング」(LU、J.による論文「2D and 3D High Frame Rate Imaging with Limited Diffraction Beams」(IEEE Trans. Ultrason, Ferroelectr. Freq. contr. 第44巻第4号1997年))を用いて構成される。

【0049】

連続画像間の移動とも称される組織速度の計算ステップ中、組織速度すなわち、必ずしも連続していないが次々に行われる2個の超音波照射間の移動は、仏国特許出願第9903157号明細書に記載されたドップラー効果による相互相関により、または、特にKasai C.、Namekawa K.、Koyano A. Omoto R.の論文「Real-time two-dimensional blood flow imaging using an autocorrelation technique」(IEEE Trans. Sonics Ultrason, .第35巻458-464ページ(1985年))に記載された自己相関により、より一般的には、他のあらゆる移動測定技術により測定される。

【0050】

図1に示された簡単な機械走査手段を用いることにより、映像エリアに配置される媒質の各地点で組織速度 V_x の方向xに沿った成分を少なくとも得られる。Konofagou、E.E.、Ophir、J.の論文「A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues」(Ultrasound in Med. & Biol, 24巻8号1183-1199ページ(1988)年と、Tanter、M.、Bercoff、J.、Sandrin、L.、Fink、Mによる「Ultrafast compound imaging for 2D motion vector estimation: application to transient elastography」(Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control.)とに記載されたタイプのアルゴリズムを用いることにより、組織速度 V_y の側面成分を同様に得られる。図2に示したような二個の機械走査手段を用いることにより、組織速度の三成分を得られる。すなわち、アレイ6は、 V_x 、 V_y の測定を可能にし、アレイ5は、 V_y 、 V_z を測定可能にする。 V_y の推定に関する精度は、2個のアレイ5、6による推定の和の半分を計算することにより高められる。

【0051】

任意の組織変形速度の計算ステップ中、組織変形速度は、ここでは深さに関して、考慮された成分の方向に沿って $v(z, t)$ とも記される V_z の微分により得られる。

【0052】

【数 1】

$$\varepsilon_i(z,t) = \frac{\partial v_i(z,t)}{\partial i}$$

【0053】

ここで、 $i = x$ 、 y または z である。

【0054】

データ逆転ステップは、粘弾性媒質を記述するパラメータを遡るか、または回収することからなる。線形で等方性の媒質を考慮すると、これらのパラメータは全部で2個である。せん断弾性係数 μ と、体積弾性率 λ とを選択できる。実際には、柔軟な組織では λ が GPa オーダーであって、殆ど変化しない。 μ は KPa オーダーである。弾性すなわちヤング係数は、最初の近似で 3μ である。このようにして、測定される粘弾性媒質を最もよく示すパラメータとなるせん断弾性係数 μ を決定することが望ましい。

10

【0055】

単一の機械走査、すなわち一方向のアレイ1を含む走査の場合、組織速度ベクトルの全ての成分が分かるわけではない。以下の等式を用いることにより、データを逆転できる。

【0056】

【数 2】

$$\rho \frac{\partial^2 v_i}{\partial t^2} = \mu(x,y,z) \left[\frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_i}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_i}{\partial z^2} \right]$$

20

【0057】

ここで、 $i = x$ 、 y または z である。

【0058】

上記の等式を導くには、媒質を通る弾性波が純粋にせん断波であると仮定することが必要とされている。実際には、この仮定は誤りである。何故なら、組織は完全に非圧縮性というわけではないので、全てのせん断波は、必然的に圧縮波を伴う結果になるからである。

30

【0059】

求められるパラメータである $\mu(x, y, z)$ は、上記の等式を離散化することによって得られる。弾性図では、一般に三つの座標 v_x 、 v_y 、または v_u の一つを使用する。これが v_x であると仮定する。この等式を離散化するには、時間に関して三方向に二次導関数を計算可能でなければならない。

【0060】

40

【数3】

$$\left\{ \begin{array}{l} \frac{\partial^2 v}{\partial x^2} \approx \frac{V(j, k+1, l, m) + V(j, k-1, l, m) - 2V(j, k, l, m)}{\Delta x^2} \\ \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \approx \frac{V(j, k, l+1, m) + V(j, k, l-1, m) - 2V(j, k, l, m)}{\Delta y^2} \\ \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \approx \frac{V(j, k, l, m+1) + V(j, k, l, m-1) - 2V(j, k, l, m)}{\Delta z^2} \\ \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} \approx \frac{V(j+1, k, l, m) + V(j-1, k-1, l, m) - 2V(j, k, l, m)}{T^2} \end{array} \right. \quad 10$$

【0061】

ここで、 $v(j, k, l, m) = v(j \cdot T, k \cdot x, y = 1 \cdot y, m \cdot z)$ である。

【0062】

従って、画像平面 v^2 / z^2 に垂直な第二次導関数を推定可能にするには、画像平面における移動 v_x を知るばかりでなく、画像平面の周囲でこの移動を知ることが必要である。仏国特許出願第9903157号明細書およびパルス弾性図に関する出版物では、画像平面に垂直な第二次導関数が、実験に基づいて測定できないために等式から除去されている。実際、 v は、平面 (x, y) でしか測定されず、 $v(x, y)$ だけが分かる。 v^2 / z^2 を決めることはできない。公知の一つの仮定は、以下を仮定することからなる。

【0063】

【数4】

$$\frac{\partial^2 v}{\partial z^2} = 0$$

30

【0064】

等式は、次のように簡素化される。

【0065】

【数5】

$$\rho \frac{\partial^2 v_i}{\partial t^2} = \mu \left[\frac{\partial^2 v_i}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v_i}{\partial y^2} \right]$$

【0066】

ここで、 $i = x, y$ または z である。

【0067】

この仮定は、画像平面の両側 $z + z, z - z$ のところに配置される平面での移動が分からなければ解を求められない。

【0068】

画像平面に垂直な第二次導関数が無効であるという仮定は、特に拘束的であって、 v^2 / z^2 がゼロであることを立証できない可能性が高いので、逆転の問題を良好な条件で解決できない。本発明による装置によって、欠けている導関数が得られる。

【0069】

そのため、 $v(x, y, z)$ を測定して v^2 / z^2 を計算するために、次のような 50

二つの解決方法が検討される。

- 三つの異なる上昇地点に焦点を合わせられる 1.5 D アレイ 9 または星形トランスデューサを使用する。

- 適切に選択された $z - z$ 、 z 、および $z + z$ にアレイを連続移動することにより、収集を 3 回繰り返して、 x 、 y で得られる解に近くなるようにする (z $x + y$)。

【0070】

図 4 に示された 1.5 D または 1.75 D アレイ 9 を使用する場合、画像の三平面で画像 10 を構成し、たとえば $z - z$ 、 z 、および $z + z$ に配置されるこれらの三平面での移動を計算できる。しかし、最大速度は、ここでは係数 3 だけ減速される。また、図 5

10

に示したように、トランスデューサ 12 を空間的に配分した星形トランスデューザ 11 を使用してもよい。

【0071】

$z - z$ 、 z 、および $z + z$ にアレイを連続移動することにより、収集を 3 回繰り返すことからなる第二の解決方法では、測定される粘弾性媒質が 2 回の収集の間で動かないように、また付与される低周波作用が各上昇位置で同期されるように留意すべきである。

【0072】

二重機械走査手段の場合、すなわち 2 個のアレイ 5、6 を含むか、1 個のアレイが二軸に沿って移動する場合、組織速度ベクトルの全ての成分が分かる。より一般的なケース (圧縮性媒質) は、次のように表されるナビエ方程式を用いることからなる。

20

【0073】

【数 6】

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{v}}{\partial t^2} = (\lambda + \mu) \vec{\nabla} (\vec{\nabla} \cdot \vec{v}) + \mu \vec{\nabla}^2 \vec{v}$$

【0074】

以下の方程式により、この結果を細分化できる。

【0075】

30

【数 7】

$$\rho \frac{\partial^2 v_i}{\partial t^2} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left[\lambda \frac{\partial v_j}{\partial x_j} \right] + \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\mu \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \right]$$

【0076】

40

ここで、 $v_1 = v_x$ 、 $v_2 = v_y$ 、 $v_3 = v_z$ 、 $x_1 = x$ 、 $x_2 = y$ 、 $x_3 = z$ である。

【0077】

この場合、三つの方程式と 2 個の未知数： (x, y, z) および $\mu(x, y, z)$ がある。何故なら密度 ρ は組織内で殆ど不変であるからである。

【0078】

上記の方程式から、圧縮波に関する組織速度を無視すると何故エラーの原因になるのが理解される。確かに、圧縮波に関する組織速度は、せん断波から生じる速度と比べれば遅いが、ファクターとしての係数 μ は圧縮項の前では大きいので、圧縮波に関する組織速度の影響度を無視することはできない。組織速度ベクトルの三つの成分が分かっている場合、この方程式を離散化できる。実際、この方程式は、あらゆる方向での組織速度の変化

50

を結合させる。

【0079】

本発明は、図6に示したような組立または装置の使用を提案する。この装置は、異なる三つの軸13、14、15に沿った媒質の連続走査によって、調査組織内の組織速度ベクトルの三成分を測定可能にする。アレイ16は、方向yに沿った組織速度 u_y を測定可能にし、アレイ17は組織速度 u_x を、アレイ18は組織速度 u_z を測定可能にする。横移動の測定アルゴリズムを使用することで、たとえばアレイ18を除去して、走査エリア数を三つから二つにまとめることができる。その場合、移動 u_z は、アレイ16およびアレイ17で同時に決定されるので、平均値 $u_z = (u_{zB1} + u_{zB2}) / 2$ を出すことができる。

10

【0080】

同期システムにより、2回の収集の間にトランスデューサ12を移動できる。1回の収集は、せん断弾性波の生成と、超音波信号の収集を含む。システムの移動は、たとえばステッピングモータまたは電気力学的なアクチュエータにより実施可能である。

【0081】

こうした収集シーケンスは、画像にある平面と同じ回数だけ繰り返されなければならない、異なる128個の位置をそれぞれがとる3個のアレイ16、17、18の使用によって、システムは、別々の384個の収集シーケンスを必要とする。その場合、調査媒質を、立方体の形状の128³個のボクセル19に分割できる。超音波信号の収集速度は、毎秒100~100000回の照射である。

20

【0082】

せん断波が1m/秒で調査媒質に伝播され、この媒質の主要寸法が12.8cmであり、ボクセルの寸法が1mm³であると仮定する。このような媒質におけるせん断波の伝播は、長さ12.8cmで128ms続く。毎秒1000回の一般的な照射では、せん断波の伝播に従うために128回の超音波照射を実施しなければならない。その場合、150ms後には収集が終了すると推定できる。超音波装置が500ms後に移動し、第二の連続する128回の超音波照射が実施されると仮定する。移動の三成分を得るために3個の超音波アレイを使用する場合、逆転の問題を解くのに必要なデータ全体の収集には約3分必要である(384回×500ms)。この測定時間は、超音波照射を組み合わせることにより短縮可能である。従って、1分間の収集に128回の照射が必要になる。

30

【0083】

走査する場合、一つの問題は、走査時間中ずっと、トランスデューサと調査媒質との適切な結合を確保することからなる。媒質の表面が平坦である場合、走査は、超音波結合剤、たとえば水を主成分とするジェルを用いることによって実施できる。それが不可能な場合、または媒質の表面に「凹凸がある」場合、水中に粘弾性媒質を沈めることを提案する。この典型的な例を図6に示した。ここでは、超音波透過窓を含む平行六面体の水を満たした容器22に、患者の乳房21が沈められている。

【0084】

前述のように、本発明による装置は、少なくとも一つの超音波検査アレイを必要とする。この装置は、また、超音波送信機および受信機と、DA変換器およびAD変換器と、メモリと、デジタル伝達線およびアナログ伝達線等とからなる超音波収集用の電子設備を必要とする。超音波信号のデジタル化専用のこうした電子手段には、一般に処理ユニットが加えられ、このユニットは、たとえば、ユーザインターフェースに結合されるPCタイプのコンピュータとすることができる。本段落に記載された要素は各図には示されていないが、当業者は完全にこれを知っている。

40

【0085】

超高速超音波映像技術は、一般に限られた数の超音波放射だけを用いて映像媒体全体を照射する。そのため、この技術は、媒質中に送るエネルギーが、標準的な超音波検査システムよりも少ないという欠点を有する。その結果、SN比が低下し、超音波画像のダイナミクスが減少するので、超音波データ全体が劣化し、アルゴリズムの連鎖に影響を及ぼし

50

て、感度や解像度などに関して弾性測定を劣化させる。

【0086】

この欠点を解消するために、本発明による装置は、前記電子設備の一部を超音波アレイの近傍、すなわち一般には50センチ未満の距離のところのところに搭載した。その結果、

- ・システムの感度が上昇し、
- ・伝達エネルギーが増加し、
- ・駆動センサ部分（アレイ+搭載電子設備）とデータ処理ユニット（PCまたは搭載されたPCカードまたはDSPプロセッサその他）との接続が簡素化され、
- ・これまでよりも防音性がよくなった。

【0087】

超音波検査アレイは軽量で使いやすくなければならぬので、上記の修正をすると、アレイの可動性が減少し、超音波検査での標準仕様と相容れなくなる。本件では、いずれにしてもアレイの可動性が走査行程により制限されることに留意すべきである。アレイは操作されないアレイの重量はそれほど重要ではない。アレイはモータを備える。

【0088】

本発明により提供される一つの可能性によれば、装置は、センサ部分と処理ユニットとの間で平均的なレベルのアナログ信号を伝送し続けながら、送信および受信のアナログ部分、すなわち送信増幅器および受信増幅器をアレイの近傍、すなわち一般には50センチ未満のところのところに配置することを提案する。このようにして、（増幅後の）強いアナログ送信信号の行程と、（増幅前の）弱い受信信号の行程とが短縮され、その結果、受信時の感度が高くなって、送信時のエネルギー伝達が改善される。

【0089】

本発明により提供される別の可能性によれば、装置は、また、AD変換器（CAN）およびDA変換器（CNA）（送信用と受信用）をアレイの近傍で、一般には同じく50cm（センチメートル）未満のところのところに配置し、センサ部分と処理ユニットとを超高速のデジタルリンク（たとえばLVDSタイプ）で接続することを提案している。本発明による装置の構造をこのように構成すると、次のような改善が行われる。

- ・ソース位置にアナログ部分全体を収容することによりSN比が高くなる。強いアナログ信号（送信機）と弱いアナログ信号（受信機）とがセンサ位置に集中し、処理ユニットとセンサ部分との間の距離をもはや通過しなくなる。
- ・処理ユニットとセンサ部分との接続が全くデジタル化されるので、受信ノイズおよび送信ノイズが減少する。

線の数に関して、制御/処理手段とセンサ部分との間の接続が簡素化される。

【0090】

操作者が、送信および受信のために128個の素子を含むアレイと、8ビット、50MHzの変換器（CNAおよびCAN）とを使用すると仮定する。送信および受信が時分割され、全ての経路が作動している場合、デジタルデータの伝達率は、 $128 \times 8 \times 50 = 51.2 \text{ Gbps}$ （ギガビット毎秒）に達する。現在のところ、これらのデータをリアルタイムで伝送する場合、3、125Gbpsの高速デジタル接続線17本で十分である。比較として、アナログによる解決方法を用いる場合には128本の2本線の接続線を必要となる。

【0091】

図7では、本発明による装置が新しい組立方で示されている。この変形実施形態の装置では、2個の超音波センサ23、24が用いられ、水または他の適切な液体を満たした密封容器26に沈められている。

【0092】

密封容器または密封ケースは、たとえば四分の一回転だけ回転できるので、センサ23は、方向Xに沿ってだけでなく、方向Zに沿っても同様に走査する。超音波センサ24は、方向Zに沿ってのみ走査する。従って、超音波信号の収集は、以下の3段階で行われる。

10

20

30

40

50

- 2 個のセンサ 2 3、2 4 による方向 X、Z に沿った走査
- 密封容器または密封ケース 2 6 のたとえば四分の一回転、すなわち 9 0 ° の回転
- センサ 2 3 による方向 Z に沿った走査

【 0 0 9 3 】

収集中、密封容器 2 6 の周囲または円周に存在する穴に挿入される機械的な振動装置 2 5 は、低周波作用を発生するために使用可能である。図 7 に示した 2 個の機械的な振動装置の一方、または機械的な振動装置の双方を、高温センサおよび / または遠隔探触法で使用される超音波トランスデューサに代えることもできる。発明を説明するために選択された実施例では、密封ケース 2 6 に存在する 2 個の穴が、互いに 9 0 ° のところに配置され、すなわち、線形の機械振動装置が互いに垂直に配置されており、容器 2 6 が四分の一回転 (9 0 °) した後でも機械振動装置が依然として同じ方向に沿って延び、すなわち最初と同じ直線であるようにされている。

10

【 0 0 9 4 】

以上、本発明について例として説明した。当業者が、人間または動物の組織の弾性を測定し、この弾性の二次元または三次元の表現を設定するために、この装置および方法の様々な変形実施形態を、特に、前記装置を構成する様々なエレメントの構成または配置、あるいは順序、ならびに前記方法の各ステップの重要度に関して、本発明の範囲を逸脱することなく実現可能であることはいうまでもない。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 9 5 】

【 図 1 】 単一の機械走査手段を備えた本発明による装置の超音波検査アレイの移動を示す図である。

20

【 図 2 】 二重機械走査手段を備えた本発明による装置の超音波検査アレイの移動を示す図である。

【 図 3 】 上昇する超音波収束走査手段を備えた本発明による装置の 1 . 5 D アレイの動作を示す図である。

【 図 4 】 上昇収束可能な 1 . 5 D または 1 . 7 5 D のアレイを備えた本発明による装置を示す図である。

【 図 5 】 トランスデューサが空間的に配分された、星型トランスデューサを備える本発明による装置を示す図である。

30

【 図 6 】 患者の乳房の弾性測定中の本発明による装置を示す図である。

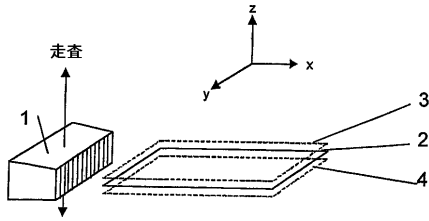
【 図 7 】 本発明による装置の実施形態を概略的に示す図である。

【 符号の説明 】

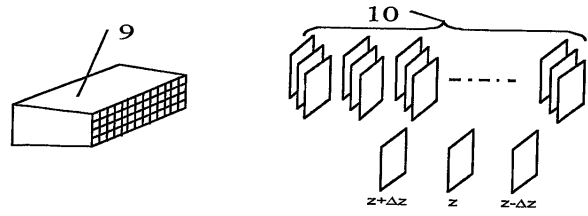
【 0 0 9 6 】

- 1、5、6、17、18、23、24 超音波アレイ
- 9 1 . 5 D アレイ
- 12 トランスデューサ
- 20 振動板
- 26 密封ケース

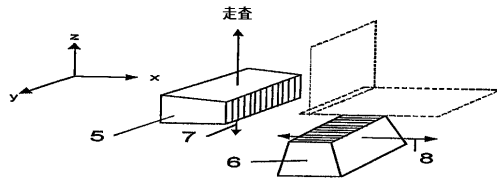
【図1】



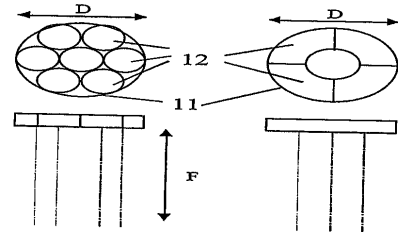
【図4】



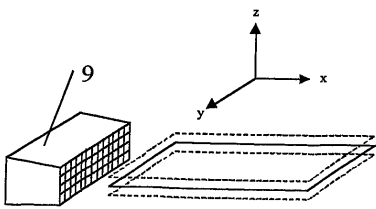
【図2】



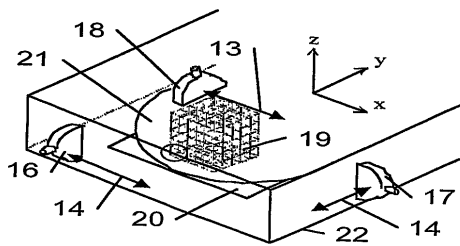
【図5】



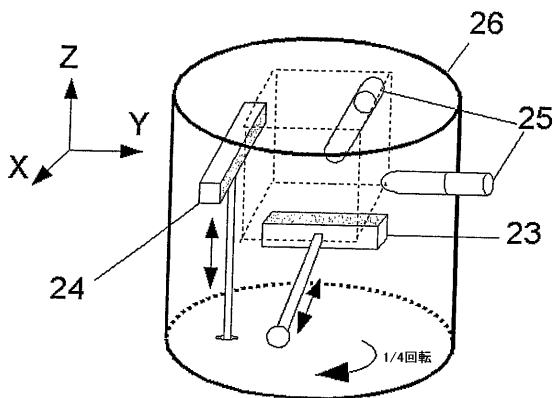
【図3】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジャン - ミッシェル アスケノフ
フランス、クーリーポントデーム エフ - 7 7 8 6 0、シェミン デ カーヴ、2 4 0
- (72)発明者 シルバイン ヨン
フランス、パリ エフ - 7 5 0 0 5、リュ ポリボー、2 7

審査官 後藤 順也

- (56)参考文献 国際公開第 0 1 / 0 8 0 7 4 2 (W O , A 1)
特開 2 0 0 0 - 0 2 3 9 7 8 (J P , A)
SKOVORODA A R et al. , Tissue Elasticity Reconstruction Based on Ultrasonic Displacement
and Strain Images. , IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control , 1 9 9 5 年 7 月 , V
ol.42, No.4 , Page.747-765
- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A61B 8/00-8/15
JSTPlus(JDreamII)