

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-130877

(P2005-130877A)

(43) 公開日 平成17年5月26日(2005.5.26)

(51) Int.Cl.⁷
A61B 8/08

F I
A61B 8/08

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-366823 (P2003-366823)
(22) 出願日 平成15年10月28日(2003.10.28)

(71) 出願人 390029791
アロカ株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 100075258
弁理士 吉田 研二
(74) 代理人 100096976
弁理士 石田 純
(72) 発明者 原田 烈光
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
(72) 発明者 岡田 孝
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD15 DD19 EE09 JB17 JB18
JB45 KK28

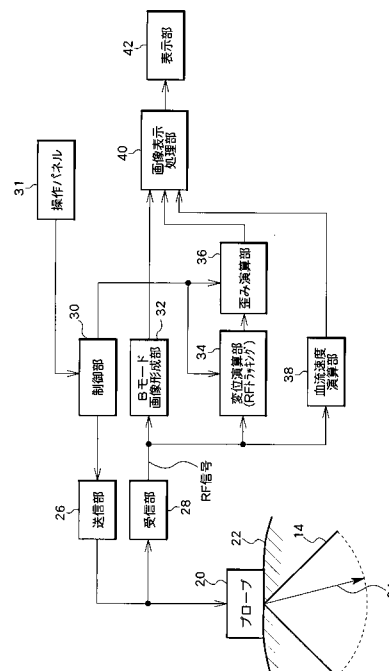
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断装置において、組織の歪み(ストレイン)などの情報を高精度に求められるようにする。

【解決手段】 走査面上における例えば同一ビーム上に2つのサンプル点が指定され、そのビームに対応するRF受信信号に対して各サンプル点ごとにエコートラックングが実施される。これによって各サンプル点ごとに変位が求められる。それらの変位の差分から相対変位が求められ、その相対変位から歪みが演算される。その歪みはビーム方向成分であるが、それに基づいて直交方向成分を求めることも可能である。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象組織に対して超音波を繰り返し送受波し、受信信号としての R F 信号を順次出力する送受波手段と、

前記対象組織に対して複数のサンプル点を設定するサンプル点設定手段と、

前記送受波手段から順次出力される R F 信号における前記複数のサンプル点に対応した複数のポイントに対してトラッキングを行い、これにより前記複数のサンプル点について組織変位を計測する変位演算手段と、

前記複数のサンプル点について計測された組織変位に基づいて、組織歪みに関する情報を演算する情報演算手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

前記組織歪みに関する情報は、ストレイン及びストレインレートの少なくとも一方であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、

前記複数の観測点は同一のビーム方位上に設定され、

前記組織歪みに関する情報は、前記ストレイン及びストレインレートの少なくとも一方についてのビーム方向成分に相当することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記情報演算手段は、

前記複数のサンプル点についての組織変位の差分を演算して相対変位を求める差分演算手段と、

前記相対変位を規格化して前記組織歪みに関する情報を演算する規格化手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の装置において、

前記規格化手段は、前記相対変位を基準距離で割る手段であることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 6】

請求項 5 記載の装置において、

前記基準距離は、前記相対変位についての一定期間内における平均値、最大値又は最小値であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

心臓に対して超音波ビームを繰り返し形成し、各超音波ビームごとに受信信号としての R F 信号を順次出力する送受波手段と、

前記超音波ビームが繰り返し形成されるビーム方位上に互いに間隔をおいて一对のサンプル点を設定するサンプル点設定手段と、

40

前記順次出力される R F 信号における前記一对のサンプル点に対応した一对のポイントに対して個別的にトラッキングを行い、これにより前記一对のサンプル点について個別的に組織変位を計測する変位演算手段と、

前記一对のサンプル点についての組織変位の差分を演算することにより、組織歪みを表す情報を演算する情報演算手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は超音波診断装置に関し、特に組織の局所歪みに関する情報の計測に関する。

50

【背景技術】

【0002】

心筋梗塞などの心臓疾患を診断するために、超音波の送受波を利用して、組織（心筋）の局所的な歪み（ストレイン）あるいは歪み速度（ストレインレート）などを診断する技術が提案されている。

【0003】

従来においては、組織の局所的な歪みに関する情報を計測するために、超音波ドブラ法に従って心筋の運動情報を得る組織ドプラインメーキング（TDI）法が利用されている。すなわち、このTDI法によれば、各位置における組織の運動速度情報が得られ、それを用いて以下の演算を行うことにより、ストレインあるいはストレインレートが求められている。

10

【0004】

歪みは単位長さあたりの変位として次式で定義される。ここで、 r は距離（超音波の伝播方向における観測点の深さ）であり、 ξ はその距離方向の変位である。

【数1】

$$\varepsilon = \frac{\partial \xi}{\partial r} \quad (1)$$

20

【0005】

上記の歪みの時間的変化、すなわち、歪み速度であるストレインレートは、次のように距離方向の変位速度 u の空間勾配に等しい。下記特許文献1（特公平5-43381号公報）にはそれを演算する構成が示されている。

【数2】

$$\frac{\partial \varepsilon}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial t} \left(\frac{\partial \xi}{\partial r} \right) = \frac{\partial u}{\partial r} \quad (2)$$

30

【0006】

上記の関係から、上記のTDI法で求めた組織速度について、その空間勾配を求めれば、結果として歪み速度を得ることができる。そして、その歪み速度を時間的に積分すれば、歪み（ストレイン）を求めることができる。このようなストレインやストレインレートは、ある点についての時間的変化として波形表示され、あるいは走査面上における各点について表現されて二次元イメージとして表示される（ストレインイメージング（SI）法、ストレインレートイメージング（SRI）法）。

【0007】

なお、上記のような演算方法では、ストレインやストレインレートを求めるのに当たり、局所速度の差分演算が行われるので、心臓全体の並進運動や周辺の心筋運動による影響の一部又は全部がキャンセルされる。

40

【0008】

下記の特許文献2（特開平9-313486号公報）には、微小距離離れた2点について、変位運動波形と速度波形とを計測し、その2点間で、変位運動波形の差と速度波形の差とを求めることにより、厚み及び厚み変化の速度を求める技術が開示されている。そのために、各点のトラッキングがなされている。当該文献にはRF信号のトラッキングやストレインに関しては何ら開示されていない。下記の特許文献3（特開2003-79627号公報）には超音波画像上で心筋を探索し、それをトラッキングする技術が開示されている。これは画像信号のトラッキングであり、RF信号のトラッキングとは別の技術である。また、ストレインに関しては記載されていない。下記の特許文献4（特開2002-

50

17724号公報)には、エコー-tracking技術が開示されているが、その技術は、関心領域(ROI)を心筋の動きに連動させて移動させるためのものであり、ストレインについては開示されていない。下記の特許文献5には、互いに微小角度をもって交差する2つのビーム上で血流の速度成分を求め、それらの速度からビームに直交する方向の速度成分を演算する技術が開示されている。しかし、ストレインについては開示されていない。下記の特許文献1には、上記TDIについて記載され、下記の特許文献2にはストレイン速度のイメージング法が記載されているが、それらの文献にはRF信号のtracking、ストレインの直交成分の演算については記載されていない。

【0009】

【特許文献1】特公平5-43381号公報

10

【特許文献2】特開平9-313486号公報

【特許文献3】特開2003-79627号公報

【特許文献4】特開2002-17724号公報

【特許文献5】特開昭62-152436号公報

【非特許文献1】W.N.McDicken et al., Color Doppler velocity imaging of the myocardium, Ultrasound Med Biol, vol.18, pp.561-654, 1992.

【非特許文献2】A.Heimdahl et al., Real-time strain velocity Imaging(SVI), Proceeding of IEEE ultrasonics symposium, 1423-1426, 1997.

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0010】

上記のTDI法を基礎としてストレイン等を計測する従来方法において、速度の空間勾配を求めるためには、空間差分演算あるいは空間微分演算が必要となる。このため、ノイズや速度変動の影響を受けやすいという問題、つまり精度上の問題を指摘できる。それを防止するために、距離方向(深さ方向)や方位方向(ビーム走査方向)に平滑化処理を適用して、誤差をできる限り除外している。しかし、その場合には、平滑化用としてかなり大きなROIが必要となり、空間分解能の問題が生じる。また、従来方法において、観測点と組織との関係に注目すると、組織が運動しても観測点はそのままの絶対位置に維持されるために、同じ組織上の点を常に計測しているわけではないという点を指摘できる。

【0011】

30

本発明の目的は、組織の局所歪みに関する情報を得るための新しい計測法を実現することにある。

【0012】

本発明の他の目的は、組織の局所歪みに関する情報を精度よく計測できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

(1)本発明は、対象組織に対して超音波を繰り返し送受波し、受信信号としてのRF信号を順次出力する送受波手段と、前記対象組織に対して複数のサンプル点を設定するサンプル点設定手段と、前記送受波手段から順次出力されるRF信号における前記複数のサンプル点に対応した複数のポイントに対してtrackingを行い、これにより前記複数のサンプル点について組織変位を計測する変位演算手段と、前記複数のサンプル点について計測された組織変位に基づいて、組織歪みに関する情報を演算する情報演算手段と、を含むことを特徴とする。

40

【0014】

上記構成によれば、RF信号に対するtracking(つまり、受信信号の位相レベルでのtracking)を用いて、組織の微小変位を高精度に計測した上で、その計測結果から組織歪みに関する情報を演算することができる。特に、サンプル点についてtrackingが行われるので、サンプル点が設定された組織が移動してもそれに伴ってサンプル点も移動することになるので、組織歪みに関する情報を正確に求めることができ、信頼性の高い

50

結果を得られる。

【0015】

望ましくは、前記組織歪みに関する情報は、ストレイン及びストレインレートの少なくとも一方である。望ましくは、前記複数の観測点は同一のビーム方位上に設定され、前記組織歪みに関する情報は、前記ストレイン及びストレインレートの少なくとも一方についてのビーム方向成分に相当する。もちろん、後述するようにストレイン及びストレインレートについての直交成分を求めるようにしてもよい。

【0016】

望ましくは、前記情報演算手段は、前記複数のサンプル点についての組織変位の差分を演算して相対変位を求める差分演算手段と、前記相対変位を規格化して前記組織歪みに関する情報を演算する規格化手段と、を含む。望ましくは、前記規格化手段は、前記相対変位を基準距離で割る手段である。望ましくは、前記基準距離は、前記相対変位についての一定期間内における平均値、最大値又は最小値である。もちろん、基準距離を固定値とすることも可能である。

10

【0017】

(2)また、本発明は、心臓に対して超音波ビームを繰り返し形成し、各超音波ビームごとに受信信号としてのRF信号を順次出力する送受波手段と、前記超音波ビームが繰り返し形成されるビーム方位上に互いに間隔をおいて一对のサンプル点を設定するサンプル点設定手段と、前記順次出力されるRF信号における前記一对のサンプル点に対応した一对のポイントに対して個別的にトラッキングを行い、これにより前記一对のサンプル点について個別的に組織変位を計測する変位演算手段と、前記一对のサンプル点についての組織変位の差分を演算することにより、組織歪みを表す情報を演算する情報演算手段と、を含むことを特徴とする。

20

【0018】

上記構成によれば、従来法では発見できないような心壁運動の僅かな異常まで観測することが可能となる。

【発明の効果】

【0019】

以上説明したように、本発明によれば、組織歪みに関する情報を精度良く求めることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0021】

まず、本実施形態の原理について説明する。本実施形態においては、それ自体公知のエコトラッキング技術を用いて心筋組織の微小変位が計測される。この手法を用いれば、RF信号(検波前の受信信号)をトラッキング対象として、例えば10 μ m程度の分解能で組織変位を計測することができるので、TDI法を基礎とする手法に比べて、1桁あるいは2桁程度もストレイン及びストレインレートの計測精度を上げることができる。なお、既に説明したように、エコトラッキングによれば、サンプル点の移動(組織移動)に追従して変位を計測できるので、従来のように絶対的にサンプル点を設定して計測を行う場合に比べて理論に忠実である。

40

【0022】

具体的に説明すると、例えば、図1に示すように心臓の心尖部についての二次元断層画像(Bモード画像)10上で、例えば心筋12におけるあるビーム方位上の任意の2点にトラッキング用サンプル点S1、S2が設定される。これにより、そのビーム方位に対して一定の繰り返しシーケンスに従って超音波ビームが繰り返し形成され、それに伴って、2つのサンプル点S1、S2に対して個別的に受信信号(RF信号)のトラッキングが遂行され(通常、信号波形上におけるゼロクロス点がトラッキングポイントとなる)、これにより各サンプル点ごとに変位の時間変化がリアルタイムで求められる。2つのサンプル

50

点 S 1 , S 2 についての変位の差分を基準距離で規格化すると、2 点間の組織歪みを時間軸上に表した波形を得ることができる。なお、図 2 には心臓の短軸断面が模式的に示されているが、同図に示すように、複数の超音波ビーム上にそれぞれ複数のサンプル点 S 1 ~ S 8 を設定してそれらについてストレイン等を同時に計測するようにしてもよい。

【 0 0 2 3 】

上記を更に数式を用いて説明する。サンプル点 S 1 の変位を $\xi_1(t)$ とし、サンプル点 2 の変位を $\xi_2(t)$ とする。2 つのサンプル点は上記のように B モード画像を参照しながらマニュアルで設定してもよいし、あるいは、1 点のみをマニュアルで指定して、もう 1 点を既に設定された 1 点の位置から自動的に求めるようにしてもよい。例えば、先に設定されたサンプル点から所定間隔隔てられた位置として、もう 1 点のサンプル点を自動的に設定してもよい。その場合、所定間隔は、例えば 0 . 1 mm、0 . 2 mm、0 . 4 mm、・・・といった所定値であってもよい。

10

【 0 0 2 4 】

次に、2 つのサンプル点 S 1 , S 2 についての変位 ξ_1, ξ_2 の差分をとれば、2 点間の相対変位 $\Delta\xi(t)$ が得られる。

【 数 3 】

$$\Delta\xi(t) = \xi_2(t) - \xi_1(t) \quad (3)$$

20

【 0 0 2 5 】

上記 (3) 式からわかるように、2 点間の変位の差分によって組織全体の並進運動成分は除去され、2 点間の相対変位 $\Delta\xi(t)$ のみが演算される。

【 0 0 2 6 】

この相対変位 $\Delta\xi(t)$ をある基準距離 r_0 で割って、つまり正規化すると、組織の歪み (ストレイン) $\varepsilon_r(t)$ が得られる。

【 数 4 】

$$\varepsilon_r(t) = \frac{\Delta\xi(t)}{r_0} \quad (4)$$

30

【 0 0 2 7 】

ここで、基準距離 r_0 としては、一心拍間の相対変位の平均値、最大値、最小値、などであってもよく、それらを一心拍ごとに更新してもよい。あるいは、呼吸などによる影響を除くために、複数心拍分の平均値等を用いるようにしてもよい。歪み速度 (ストレインレート) は、上記の歪みを時間微分することによって得られる。なお、上記の 2 つのサンプル点を例えば心臓壁の両面上に設定すれば、心臓壁の厚さの時間変化を得ることもできる。もちろん、上記の基準距離は、ある一定値であってもよいし、また例えば心臓の断層画像その他を用いてユーザー計測されたあるいは自動計測された距離であってもよい。

40

【 0 0 2 8 】

ところで、上記によって求められるストレインはビーム方向成分に相当する。実際のストレインは二次元ベクトル (あるいは三次元ベクトル) として評価される。そこで、以下のような演算を用いてストレインの直交成分を求めるのが望ましい。

【 0 0 2 9 】

図 3 には走査面 1 4 が示されている。あるサンプル点についての二次元の組織変位ベクトル D は、距離方向 (ビーム方向) 成分 D_x と、これに垂直な方向の成分 (直交成分) D_y とに分けられる。ここで、 e_x と e_y はそれぞれの方向の単位ベクトルを表す。

【数 5】

$$\vec{D} = \xi \vec{e}_r + \eta \vec{e}_t \quad (5)$$

【0030】

k 番目のビームと k + 1 番目のビームとのなす角度を θ_k とし、各ビームが組織変位ベクトル D と交差する角度をそれぞれ ξ_k 及び ξ_{k+1} とすると、両者には以下のような関係がある。

10

【数 6】

$$\theta_{k+1} = \theta_k + \Delta\theta \quad (6)$$

【0031】

角度が微小に異なる k 番目のビームと k + 1 番目のビームの間では変位ベクトル D が変化しないものと仮定できるので、変位のビーム方向成分 ξ_k 、 ξ_{k+1} は次式で表される。但し、D は変位ベクトルの大きさ（絶対値）である。

20

【数 7】

$$\xi_k = D \cos \theta_k \quad (7)$$

$$\xi_{k+1} = D \cos \theta_{k+1} \quad (8)$$

【0032】

両者の差分を $\Delta\xi_k$ とすると、 $\Delta\xi_k$ が 1 に比較して十分に小さいことから、以下が成り立つ。

【数 8】

$$\begin{aligned} \Delta\xi_k &= \xi_{k+1} - \xi_k \\ &= D \cos \theta_{k+1} - D \cos \theta_k \\ &\cong -D \sin \theta_k \cdot \Delta\theta \\ &= -\eta_k \cdot \Delta\theta \end{aligned} \quad (9)$$

30

【0033】

よって、変位の直交方向成分 η_k は次式で与えられる。

40

【数 9】

$$\eta_k = -\frac{\Delta\xi_k}{\Delta\theta} \quad (10)$$

【0034】

したがって、距離 r における歪み（ストレイン）の直交成分 η_k は次のように計算される。

【数 1 0】

$$\begin{aligned} \varepsilon_i &= \frac{\eta}{r\Delta\theta} \\ &= -\frac{\Delta\xi}{r \cdot \Delta\theta^2} \end{aligned} \quad (11)$$

【0035】

必要に応じて、上記の直交成分 ε_i を更に時間微分すれば、ストレイナートの直交成分が求められる。なお、上記原理を三次元に拡張することも可能である。 10

【0036】

図4には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示すブロック図である。

【0037】

プローブ20は、図4に示す例において体表面上に当接して用いられ、超音波を送受波する送受波器として機能する。プローブ20は、例えば複数の振動素子からなる1Dアレイ振動子を有している。このアレイ振動子によって超音波ビーム24が形成され、この超音波ビームを電子的に走査することにより、走査面14を構成することができる。図4においては電子セクタ走査が示されているが、もちろん他の電子走査方式が適用されてもよい。なお、プローブ20がいわゆる2Dアレイ振動子を有し、三次元データの取込みが行われてもよい。 20

【0038】

送信部26は、送信ビームフォーマーとして構成され、複数の振動素子に対して複数の送信信号をある遅延関係をもって供給する。また、受信部28は、受信ビームフォーマーとして構成され、複数の振動素子から出力される受信信号に対して整相加算処理を実行し、その整相加算後の受信信号を出力する。本実施形態において受信信号はRF（高周波）信号として出力されており、その信号はBモード画像形成部32、変位演算部34及び血流速度演算部38へ出力されている。

【0039】

制御部30は図4に示される各構成の動作制御を行っており、CPU及びシステムプログラムなどによって構成される。制御部30には、操作パネル31が接続されている。この操作パネル31はキーボードやトラックボールなどの入力装置であり、この操作パネル31を利用してユーザーによりサンプル点の指定などが行われる。 30

【0040】

Bモード画像形成部32は、受信信号に対して検波、対数変換処理などを実行し、Bモード画像を形成するための信号処理を実行する。その信号処理後の受信信号すなわちエコーデータは画像表示処理部40へ出力されている。

【0041】

血流速度演算部38は、ドブラ情報を抽出するための直交検波器や自己相関回路などによって構成され、この血流速度演算部38により走査面14内における各点について血流速度がリアルタイム演算される。その演算結果は画像表示処理部40へ出力される。ちなみに、血流速度演算部38の動作条件を切り替えることにより、運動体としての例えば心臓についてドブラ情報を抽出し、そのような組織のイメージングを行うことも可能である。 40

【0042】

変位演算部34はRFトラッキング部として機能し、走査面14上に設定される複数のサンプル点についてエコートラッキングを実施する。すなわち、本実施形態においては、例えば図1に示されるように、あるビーム方位上において一定間隔をもってサンプル点S1、S2が設定されるが、変位演算部34は、それぞれのサンプル点S1、S2に相当す 50

る信号波形上のゼロクロスポイントをトラッキングし、このポイントの時間的な変化として変位を求めている。例えばサンプリング点が指定された組織部位が移動した場合には、トラッキングポイントもそれに追従して移動する。このようなトラッキング技術によれば、受信信号の位相レベルにおける分解能をもって変位を演算することが可能であるので、組織の微小変位を高精度に計測することが可能となる。本実施形態においては各サンプル点ごとに上記のような変位が求められており、例えば図2に示したような8つのサンプル点S1～S8が設定される場合にはそれぞれについてエコートラッキングが実施され、それぞれについて変位が求められる。

【0043】

ちなみに、Bモード画像の形成と変位演算とを並行して行う場合には、超音波ビームの走査を行いながら、サンプル点が指定された特定の1又は複数のビーム方位に対して間欠的に超音波ビームが形成されることになる。

【0044】

歪み演算部36は各サンプル点ごとに求められた変位に基づいて歪みを演算する回路である。これについては後に図5を用いて具体的に説明する。歪み演算部36によって求められた歪みすなわちストレインあるいはストレインレートの情報は画像表示処理部40へ出力される。ちなみに、本実施形態において歪み演算部36はストレイン及びストレインレートについてのビーム方向成分及び直交成分のそれぞれの成分を独立して演算する機能を有しており、それらの演算結果が画像表示処理部40へ出力されている。

【0045】

画像表示処理40は、デジタルスキャンコンバータ(DSC)としての機能を有し、すなわち、座標変換機能、補間機能、画像合成機能などを有している。また、本実施形態においては演算されたストレイン(あるいはストレインレート)についてのグラフを形成する機能やそれらの値を数値表示する機能を有している。画像表示処理部40によって形成される表示画像は表示部42において表示される。ちなみに、画像表示処理部40が、上述した歪みに関する情報のビーム方向成分及び直交成分から歪みベクトルを演算するようにしてもよい。またそのような歪みベクトルをBモード画像上においてサンプル点から伸びる矢印などとして視覚的に表現するようにしてもよい。その場合において矢印の長さはストレインあるいはストレインレートの大きさに対応付けるのが望ましい。これと同様に、組織の変位についても二次元のベクトルとして表現するようにしてもよい、ちなみに、上述した原理を拡張して三次元のベクトルを求めることも可能である。すなわち、ストレインあるいはストレインレートについての三次元ベクトル、組織変位についての三次元ベクトルを求め、それらを空間的にあるいは任意断層画像上の矢印として表現するようにしてもよい。また、計測結果(ストレイン、ストレインレートなど)の表示に当たっては、計測点ごとの値をグラフ表示してもよく、その場合には、棒グラフ、折れ線グラフなどの表示形式を採用できる。あるいは、超音波画像上において、上記の計測結果の値に色を対応付けて色相変化により表現してもよい。

【0046】

次に、図5を用いて図1に示した歪み演算部36の具体例について説明する。

【0047】

符号100は、変位演算部から出力される変位を表しており、その変位の情報はメモリ44に格納される。メモリ44から出力された変位の情報が k で表され、メモリ44に入力される変位の情報が $k+1$ で表されている。すなわち、メモリ44の出力側及び入力側から一定時間間隔における2つの変位が求められる。それらの情報は差分演算器48に入力され、今回の変位 $k+1$ から前回の変位 k が減算され、これによって相対変位 k が求められる。その相対変位 k は割り算器50, 52に入力されている。

【0048】

一方、符号102は制御信号を表しており、この制御信号102は制御部30から出力されるものである。書き込み読み出し制御部46は、その制御信号102に基づいてメモリ44に対する情報の書き込み及び読み出しの制御を行っている。またその制御信号10

10

20

30

40

50

2には基準距離 r_0 、ビーム間の微小角度 $\Delta\theta$ 、サンプル点の深さ r が含まれており、割り算器 50 においては、相対変位 Q_k を基準距離 r_0 で割ることにより、歪み ϵ_r が求められている。これは歪みのビーム方向成分に相当する。

【0049】

また、割り算器 52 においては、微小角度 $\Delta\theta$ 及びサンプル点の深さ r が入力されており、上記の(11)式の演算を実行することにより、歪み ϵ_r が求められている。これは直交方向成分に相当する。

【0050】

以上のような動作が各サンプル点ごとに時分割で実行され、すなわち各サンプル点ごとにストレインのビーム方向成分及び直交方向成分が求められる。もちろん、ストレインレートを求める場合には、いずれかの段階において時間微分回路を設ければよく、そのような演算は容易である。そのようなストレインレートについてもビーム方向成分及び直交方向成分の両成分を求めることが可能である。

10

【図面の簡単な説明】

【0051】

- 【図1】超音波画像上におけるサンプル点の指定を説明するための図である。
- 【図2】超音波画像上におけるより多くのサンプル点の指定を説明するための図である。
- 【図3】ビーム方向成分と直交方向成分とを説明するための図である。
- 【図4】本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。
- 【図5】図4に示す歪み演算部の具体的な構成例を示すブロック図である。

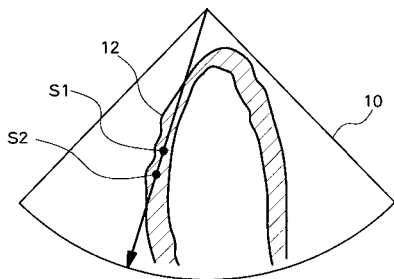
20

【符号の説明】

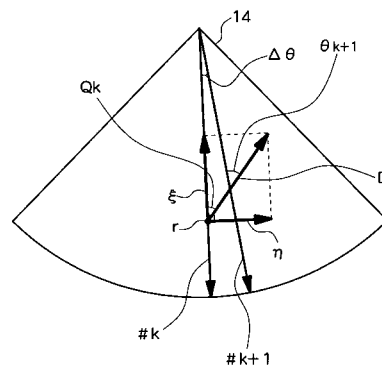
【0052】

14 走査面、20 プローブ、26 送信部、28 受信部、30 制御部、34 変位演算部、36 歪み演算部、40 画像表示処理部。

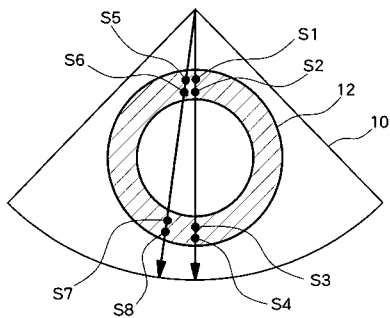
【図1】



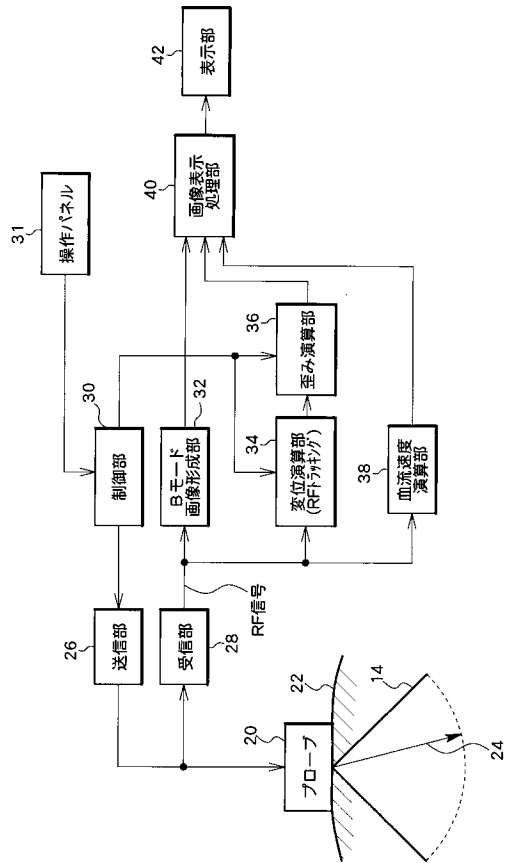
【図3】



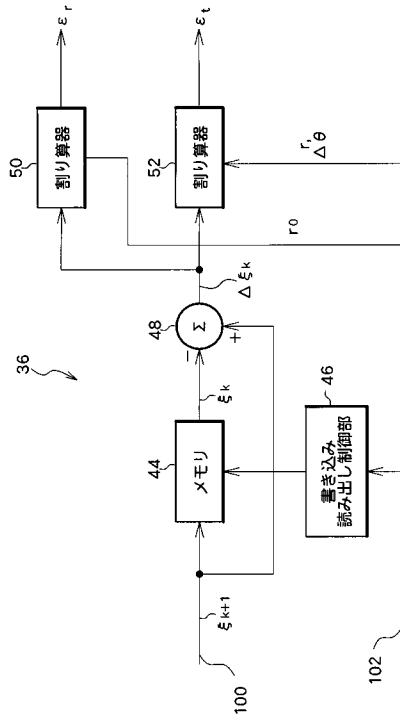
【図2】



【 図 4 】



【 図 5 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005130877A	公开(公告)日	2005-05-26
申请号	JP2003366823	申请日	2003-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	原田烈光 冈田孝		
发明人	原田 烈光 冈田 孝		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/JB17 4C601/JB18 4C601/JB45 4C601/KK28		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置能够高精度地获得组织的应变(应变)等信息。解决方案：例如，在扫描平面上的相同光束上指定两个采样点，并且对与光束对应的RF接收信号对每个采样点执行回波跟踪。这确定了每个采样点的位移。根据位移之间的差异确定相对位移，并且根据相对位移计算变形。尽管失真是光束方向分量，但是也可以基于此获得正交方向分量。

[选图]图4

