

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第4030288号
(P4030288)**

(45) 発行日 平成20年1月9日(2008.1.9)

(24) 登録日 平成19年10月26日(2007.10.26)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F I

A61B 8/08

請求項の数 1 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2001-321551 (P2001-321551)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成13年10月19日(2001.10.19)	(73) 特許権者	501407713 八木 晋一 東京都青梅市河辺町10-4-17-401
(65) 公開番号	特開2003-116855 (P2003-116855A)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(43) 公開日	平成15年4月22日(2003.4.22)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
審査請求日	平成15年6月27日(2003.6.27)	(72) 発明者	八木 晋一 東京都青梅市河辺町10-4-17-401
審査番号	不服2005-23599 (P2005-23599/J1)		
審査請求日	平成17年12月8日(2005.12.8)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波ビームを繰り返し走査することにより走査面を順次形成し、受信信号を出力する送受波手段と、

前記受信信号を第1の実数部信号及び第1の虚数部信号からなる第1の複素信号に変換する複素信号変換手段と、

前記第1の実数部信号を少なくとも1フレーム分格納する第1の実数部用メモリと、前記第1の虚数部信号を少なくとも1フレーム分格納する第1の虚数部用メモリと、を有し、時間的に異なる2つのフレーム間において、各サンプル点ごとに第1の実数部信号及び第1の虚数部信号を用いた第1のフレーム間相関演算を実行し、各サンプル点ごとに第1のフレーム間相関演算結果として第2の実数部信号及び第2の虚数部信号からなる第2の複素信号を出力する第1のフレーム間相関演算手段と、

前記第2の複素信号から、超音波ビーム方向における組織の微小変位速度を演算する速度演算器と、

前記第2の実数部信号を少なくとも1フレーム分格納する第2の実数部用メモリと、前記第2の虚数部信号を少なくとも1フレーム分格納する第2の虚数部用メモリと、を有し、時間的に異なる2つのフレーム間において、各サンプル点ごとに第2の実数部信号及び第2の虚数部信号を用いた第2のフレーム間相関演算を実行し、各サンプル点ごとに第2のフレーム間相関演算結果として第3の実数部信号及び第3の虚数部信号からなる第3の複素信号を出力する第2のフレーム間相関演算手段と、

10

20

前記第3の複素信号から、超音波ビーム方向における組織の微小変位加速度を演算する加速度演算器と、

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】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、特に組織の微小変位に関する情報を計測する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置においては、超音波ドプラ法に従って、生体内の血流の速度情報が計測され、その速度情報が二次元血流画像として表示される（例えば特公昭62-44494号公報参照）。一方、近年では、組織ドプラ計測機能をもった超音波診断装置も提供されている。その機能は、上記同様に超音波ドプラ法に従って、生体内の心筋などの組織（低速運動体）の速度情報を計測し、その速度情報を二次元組織画像として表示するものである（例えば特公平7-67449号公報参照）。

【0003】

上記のいずれの場合においても、一般的には、受信信号を複素信号に変換する直交検波器、複素信号の自己相関演算を実行する自己相関器、及び、自己相関演算結果から速度を演算する速度演算器、などが利用される。そして、同じビーム方位に対して複数回の送受信が実行され（複数本の超音波ビームが形成され）、先の送受信で得られた複素信号をラインメモリに一旦記憶し、そこから読み出された複素信号と後の送受信で得られた複素信号との間で（つまりビーム間で）相関演算が実行される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

ところで、例えば、臓器中における動脈（比較的太い動脈）が拍動すると、それが力発生源となって、そこで生じた力が周囲組織へ伝播する。その際、微視的にみると、各位置において組織に変位（歪み）が生じる。組織の硬さ（弾性率）、組成、構造などの物理的性状が異なると、その組織に生じる変位も異なってくる。これと同様に、例えば触診などで見られるように、体外から外力を及ぼすと、その力が組織を伝播し、上記同様に組織の物理的性状に従って組織に変位が生じる。触診は、まさにそのような組織が力を受けた時の状態変化を指先の感覚で感知し、もって腫瘍の有無や組織の状態を官能的に検査するものである。

【0005】

しかしながら、以上のような組織の変位は極めて微小なものであり、例えば、変位速度としては数mm/s以下である。従来の超音波診断装置には、そのような極低速の運動情報を二次元表示するための技術的工夫は何らなされていない。

【0006】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、組織の物理的性状を画像化できる超音波診断装置を提供することにある。

【0007】

本発明の他の目的は、組織の微小変位の情報を二次元的に表示できる超音波診断装置を提供することにある。

【0008】

本発明の他の目的は、生体内部における組織運動によって引き起こされる組織の微視的变化を可視化できる超音波診断装置を提供することにある。

【0009】

本発明の他の目的は、外力による組織の微視的变化を可視化できる超音波診断装置を提供することにある。

【0010】

10

20

30

40

50

【課題を解決するための手段】

望ましくは、超音波診断装置が、超音波ビームを繰り返し走査することにより走査面を順次形成し、受信信号を出力する送受波手段と、前記受信信号を実数部信号及び虚数部信号からなる複素信号に変換する複素信号変換手段と、前記実数部信号を少なくとも1フレーム分格納する実数部用メモリと、前記虚数部信号を少なくとも1フレーム分格納する虚数部用メモリと、を有し、時間的に異なる2つのフレーム間において、各サンプル点ごとに実数部信号及び虚数部信号を用いたフレーム間相関演算を実行し、各サンプル点ごとにフレーム間相関演算結果を出力するフレーム間相関演算手段と、前記フレーム間相関演算結果から、超音波ビーム方向における組織の微小変位に関わる情報を演算する情報演算手段と、を含む。

10

【0011】

上記構成によれば、フレーム間において複素信号の相関演算が実行され、その演算結果から組織の微小変位に関わる情報が求められる。フレーム間で相関演算を行うので、相関演算の間隔はフレームレートに従ったものとなり、従来装置では検出できないような極めて低速の変位も検出することが可能である。

【0012】

ここで、組織は人体あるいは人体以外の動物の組織であり、また通常、軟組織に対して計測がなされるが、硬組織（骨など）を計測対象としてもよい。複素信号変換手段は、望ましくは、直交検波あるいはそれに相当する信号処理を行う手段であり、フレーム間相関演算手段としては、例えば、公知の自己相関演算回路の構成において、記憶単位をラインからフレームへ変更することによって実現することができる。組織の微小変位に関する情報は、その変位の速度や加速度などであり、これ以外にも、組織の歪速度や歪加速度さらには応力などであってもよい。

20

【0013】

本発明によれば、従来装置においては、感知できないような体内拍動による微小変位や外力に起因する微小変位を計測でき、診断上、有益な情報を提供できる。

【0014】

望ましくは、前記情報演算手段は、前記組織の微小変位に関わる情報として、前記フレーム間相関演算結果から組織の微小変位速度を演算する速度演算器を有する。例えば、複素信号として得られるフレーム間自己相関演算結果における実数部と虚数部との間で逆正接を演算することによって速度情報が求められる。

30

【0015】

望ましくは、前記情報演算手段は、前記組織の微小変位に関わる情報として、前記フレーム間相関演算結果から組織の微小変位加速度を演算する加速度演算器を有する。例えば、微小変位速度に対して、更にフレーム間において相関演算を行うことによって、加速度の情報が得られる。速度演算と加速度演算において、演算のフレーム間隔は、同じであっても異なってもよい。

【0016】

望ましくは、前記情報演算手段は、前記組織の微小変位に関わる情報として、前記フレーム間相関演算結果から組織の微小歪速度を演算する歪速度演算器を有する。微小歪速度は、例えば、フレーム間自己相関結果について空間的な勾配を演算することなどによって求められる。

40

【0017】

望ましくは、前記情報演算手段は、前記組織の微小変位に関わる情報として、前記フレーム間相関演算結果から組織の微小歪加速度を演算する歪加速度演算器を有する。微小歪加速度は、例えば、フレーム間自己相関結果について空間的な勾配を演算することなどによって求められる。

【0018】

望ましくは、前記フレーム間相関演算手段は、時間的に隣接する2つのフレーム間でフレーム間相関演算を実行する。フレーム内に関心領域を手動あるいは自動的に設定し、その

50

関心領域内においてフレーム間相関演算を行うようにしてもよい。

【0019】

望ましくは、前記実数部用メモリは、前記実数部信号を複数フレーム分格納し、前記虚数部用メモリは、前記虚数部信号を複数フレーム分格納し、前記フレーム間相関演算手段は、 n （但し、 n は1以上の整数）フレームを間においた2つのフレーム間でフレーム相関演算を実行する。

【0020】

望ましくは、前記フレーム間相関演算を行う2つのフレームの時間間隔を可変設定する手段を含む。時間間隔の可変設定によれば、微少変位の計測レンジを自在に調整することが可能である。

10

【0021】

望ましくは、前記送受波手段は、断層画像の形成に用いられる広帯域の超音波を送信し、前記広帯域の超音波の送信によって得られる受信信号を利用して前記組織の微少変位に関わる情報が演算される。従来のドブラ計測においては、狭帯域の超音波が送信されていたが、本発明においては、必ずしもそれを利用することなく、通常のBモード計測などで用いられる広帯域の超音波を利用できる。

【0022】

望ましくは、前記フレーム間相関演算結果に対して、フレーム内における空間平均化処理を施す平均化手段を含み、前記情報演算手段は、前記空間平均化処理を経たフレーム間相関演算結果を利用して前記組織の微少変位に関わる情報を演算する。ここで、空間平均化処理は、例えば、深さ方向、超音波ビームの走査方向のそれぞれについてあるいは両者について実施される。

20

【0023】

望ましくは、前記組織の微少変位に関わる情報を二次元マッピングして変位表示画像を形成する変位表示画像形成手段を含む。変位表示画像は、変位速度、変位加速度、歪速度、歪加速度などの情報を二次元的に表したもので、組織の微少変位を空間的に認識できるものである。

【0024】

望ましくは、前記受信信号に基づいて断層画像を形成する断層画像形成手段と、前記変位表示画像と前記断層画像とを合成して合成画像を形成する画像合成手段と、を含む。この構成によれば、断層画像との関係において、組織の微少変位の分布やその時間的変動を観察することができる。

30

【0025】

望ましくは、前記断層画像は白黒画像であり、前記変位表示画像はカラー画像である。この構成によれば、断層画像を背景として、変位表示画像を視認性よく観察できる。

【0026】

望ましくは、超音波診断装置が、生体内部で発生した力あるいは生体外から加えた力による組織の微少変位に関する情報を二次元的に表示する超音波診断装置において、前記組織に対して超音波ビームを繰り返し走査して走査面を順次形成し、受信信号を出力する手段と、前記受信信号を複素信号に変換する手段と、フレーム間において各サンプル点ごとに前記複素信号の相関演算を行って、各サンプル点ごとのフレーム間相関演算結果を出力する手段と、前記各サンプル点ごとの相関演算結果から各サンプル点について超音波ビーム方向における組織の微少変位に関する情報を演算する手段と、前記各サンプル点について超音波ビーム方向における組織の微少変位に関する情報を二次元マッピングして変位表示画像を形成する手段と、を含む。

40

【0027】

上記のフレーム間相関演算によれば信号位相の変化を検出でき、しかも通常の血流速度に比べて例えば2桁程度小さい速度を検出できる。なお、フレーム間における相関演算を組織の微少歪の計測以外の計測に利用することも可能であり、その場合においても、その計測結果あるいは演算結果を上記同様に二次元マッピングすることが可能である。

50

また、本発明は、超音波ビームを繰り返し走査することにより走査面を順次形成し、受信信号を出力する送受波手段と、前記受信信号を第１の実数部信号及び第１の虚数部信号からなる第１の複素信号に変換する複素信号変換手段と、前記第１の実数部信号を少なくとも１フレーム分格納する第１の実数部用メモリと、前記第１の虚数部信号を少なくとも１フレーム分格納する第１の虚数部用メモリと、を有し、時間的に異なる２つのフレーム間において、各サンプル点ごとに第１の実数部信号及び第１の虚数部信号を用いた第１のフレーム間相関演算を実行し、各サンプル点ごとに第１のフレーム間相関演算結果として第２の実数部信号及び第２の虚数部信号からなる第２の複素信号を出力する第１のフレーム間相関演算手段と、前記第２の複素信号から、超音波ビーム方向における組織の微小変位速度を演算する速度演算器と、前記第２の実数部信号を少なくとも１フレーム分格納する第２の実数部用メモリと、前記第２の虚数部信号を少なくとも１フレーム分格納する第２の虚数部用メモリと、を有し、時間的に異なる２つのフレーム間において、各サンプル点ごとに第２の実数部信号及び第２の虚数部信号を用いた第２のフレーム間相関演算を実行し、各サンプル点ごとに第２のフレーム間相関演算結果として第３の実数部信号及び第３の虚数部信号からなる第３の複素信号を出力する第２のフレーム間相関演算手段と、前記第３の複素信号から、超音波ビーム方向における組織の微小変位加速度を演算する加速度演算器と、を含むことを特徴とする。

10

【００２８】

【発明の実施の形態】

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。

20

【００２９】

図１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。この超音波診断装置は、生体内における組織の微小変位を映像化する機能を具備している。

【００３０】

例えば、肝臓内において動脈が拍動すると、その周囲組織に拍動により生じた歪みが伝播するが、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、そのような微小変位あるいは微小歪みを二次元画像として表示することが可能である。また、そのような動脈の拍動に限られず、例えば生体外から及ぼされた力による組織の微小変位あるいは微小歪みを二次元画像として表示することも可能である。

30

【００３１】

図１において、プローブ１０は生体表面上に当接して用いられ、あるいは体腔内に挿入して用いられる超音波探触子である。プローブ１０は複数の振動素子からなるアレイ振動子を有する。このアレイ振動子を利用して超音波ビームが走査される。これにより走査面が順次形成される。その超音波ビームの走査方式としては、電子リニア走査や電子セクタ走査などをあげることができる。

【００３２】

本実施形態においては、二次元断層画像（Ｂモード画像）を形成する際に用いられる広帯域の超音波が送受波されている。超音波の中心周波数は、例えば、３．５ＭＨｚであり、その帯域は例えば２ＭＨｚである。もちろん、本発明はそれらの値には限定されない。

40

【００３３】

送信回路１２は、送信ビームフォーマーとして機能するものであり、アレイ振動子を構成する複数の振動素子に対して送信信号を供給する。受信回路１４は、受信ビームフォーマーとして機能し、アレイ振動子を構成する複数の振動素子からの受信信号に対する整相加算処理を実行し、これによって整相加算後の受信信号を出力する。

【００３４】

制御部１６は、送受信制御部として機能すると共に、本装置における各構成の動作制御を行っている。制御部１６にはキーボードやトラックボールなどによって構成される入力器１７が接続されており、この入力器１７を用いてユーザーが各種の設定を行うことができる。本実施形態においては、この入力器１７を用いて、後に説明する相関演算におけるフ

50

レーム間隔を指定することができる。

【0035】

受信回路14から出力される受信信号は、図1に示す実施形態において、A/D変換器18に入力され、そのA/D変換器18によって受信信号がアナログ信号からデジタル信号に変換される。そのデジタル信号に変換された受信信号が直交検波器20へ入力される。但し、このA/D変換器18は、直交検波器20の後段に設けるようにしてもよいし、また受信回路14の内部に設けるようにしてもよい。あるいは直交検波とデジタルサンプリングとを同時に行う回路構成を採用するようにしてもよい。

【0036】

直交検波器20は、本実施形態において2つのミキサなどを含み、各ミキサにおいては受信信号に対して所定の参照信号を混合することによって受信信号に対する直交検波が実施されている。この直交検波により複素信号が生成される。ここで、その複素信号は図1において符号 z_1 によって表されており、その複素信号 z_1 は実数部信号 x_1 及び虚数部信号 y_1 からなるものである。実数部信号 x_1 及び虚数部信号 y_1 は、それぞれフレームメモリ23A、23Bに格納されている。このフレームメモリ23A、23Bは1フレーム分の記憶容量を有しており、ここで、そのフレームは超音波ビームの1回の走査に相当し、具体的にはいわゆる走査面に相当する。ただし、このフレームメモリ23A、23Bは必要に応じて設ければよい。

【0037】

フレームメモリ23A、23Bから出力される実数部信号 x_1 及び虚数部信号 y_1 は断層画像形成部22に出力される。具体的には、それらの信号は増幅器24A、24Bによって所定の増幅処理を経た後、走査変換器26A、26Bにそれぞれ入力される。ここで、走査変換器26A、26Bは送受波座標系から表示座標系への座標変換を実行する回路であり、公知のDSC(デジタルスキャンコンバータ)などによって構成される。

【0038】

図1に示す構成例では、振幅演算器30の前段に走査変換器26A、26Bを設けたが、当然これには限られず、走査変換は他の信号処理過程において実施するようにしてもよい。例えば、振幅演算後に走査変換を行うようにしてもよい。これは、後述する走査変換器48A、48B及び走査変換器58A、58Bについても同様である。

【0039】

振幅演算器30は、走査変換器26A、26Bから出力される実数部信号及び虚数部信号について絶対値演算を実行することにより、複素信号についての振幅を演算する回路である。例えば、実数部信号の二乗及び虚数部信号の二乗を加算し、その加算結果について平方根を演算することによって振幅を演算することができる。これにより、断層画像を構成する各データが演算され、そのデータは合成部62へ出力される。ちなみに、断層画像の形成にあたって、各データに対する圧縮処理などは、上述した増幅器24A、24Bなどによって行われればよい。

【0040】

次に速度演算ユニット32及び加速度演算ユニット34について説明する。

【0041】

相関演算器36には、フレームメモリ23A、23Bから出力される複素信号 z_1 が入力されている。この相関演算器36は、従来例で説明した特公昭62-44494号公報などに記載された自己相関器と同様の回路構成を有するものであり、フレーム間において各サンプル点ごとに複素信号についての共役積演算を実行し、これによって相関結果(つまり超音波ビーム方向における組織の運動情報)を出力するものである。

【0042】

具体的には、メモリ38Aには実数部信号 x_1 が入力され、メモリ38Bには虚数部信号 y_1 が入力されている。これらのメモリ38A、38Bはそれぞれ1フレーム分以上の記憶領域をもっており、望ましくは複数フレーム分の記憶容量を有している。

【0043】

10

20

30

40

50

これらのメモリ 38 A , 38 B は、入力される複素信号を所定数のフレームだけ遅延するための記憶部として機能する。よって、メモリ 38 A , 38 B から所定フレーム数分だけ遅れた複素信号 z 2 が出力される。

【0044】

相関演算器 36 においては、複素信号 z 1 とそれに対して所定フレーム数分だけ遅れた複素信号 z 2 との間で自己相関演算、すなわち複素共役積演算が実行され、このために 4 つの乗算器 40 A ~ 40 D 及び 2 つの加算器 42 A , 42 B が設けられている。これらの回路は、具体的には、以下の演算を実行する。

【0045】

$$x_3 = x_1 \times x_2 + y_1 y_2 \quad \dots (1)$$

$$y_3 = x_2 y_1 - x_1 y_2 \quad \dots (2)$$

以上の演算により、フレーム間における相関演算結果が得られ、それが複素信号 z 3 である。ここで、複素信号 z 3 は実数部信号 x 3 及び虚数部信号 y 3 からなるものである。これらの信号はそれぞれフレームメモリ 44 A , 44 B に格納されている。これらのフレームメモリ 44 A , 44 B は 1 フレーム分のデータを格納する記憶容量をもち、このフレームメモリ 44 A , 44 B は必要に応じて設けられるものである。

【0046】

空間平均化器 46 A , 46 B は、実数部信号 x 3 の信号及び虚数部信号 y 3 の信号のそれぞれについて空間平均化処理を実行する回路である。その空間平均化処理は例えばフレーム内における移動平均処理などに相当する。この場合においては、深さ方向に沿って移動平均処理を行ってもよいし、ビーム走査方向に沿って移動平均処理を行ってもよいし、あるいは両方向について移動平均処理を行ってもよい。いずれにしても、このような空間平均化処理を実施することによりノイズを低減して S/N 比を向上させることができる。

【0047】

走査変換器 48 A , 48 B は実数部信号及び虚数部信号のそれぞれについて座標変換を実行する回路であり、その座標変換後の実数部信号及び虚数部信号は速度演算器 50 に入力される。速度演算器 50 は、実数部信号及び虚数部信号を用いて逆正接すなわち偏角を演算することによって速度情報を求める回路である。その求められた速度情報は速度画像を構成するものとして合成部 62 へ出力されている。

【0048】

本実施形態においては、上述した速度演算ユニット 32 に加えて加速度演算ユニット 34 が設けられている。これについて以下に説明する。

【0049】

相関演算器 52 は、上記の相関演算器 36 と同一の回路構成を有している。具体的には、2 つのメモリと、4 つの乗算器と、2 つの加算器とを有し、フレームメモリ 44 A , 44 B から出力される複素信号 z 3 とそれを所定フレーム数分だけ遅延させた複素信号 z 4 との間で相関演算を実行することにより、その相関演算結果としての複素信号 z 5 を求める回路である。この複素信号 z 5 は実数部信号 x 5 及び虚数部信号 y 5 で構成されるものである。すなわち、2 つの相関演算結果に対してさらにフレーム間で相関演算を実施することにより、加速度情報を求めるものである。

【0050】

実数部信号 x 5 及び虚数部信号 y 5 はそれぞれフレームメモリ 54 A , 54 B に一旦格納された後、それぞれのメモリから読み出された信号が空間平均化器 56 A , 56 B に入力される。これらの空間平均化器 56 A , 56 B は上述した空間平均化器 46 A , 46 B と同様の回路構成を有している。また、空間平均化器 56 A , 56 B から出力される複素信号は走査変換器 58 A , 58 B に入力され、そこにおいて座標変換が実行され、その座標変換後の実数部信号及び虚数部信号が加速度演算器 60 に入力され、その加速度演算器 60 において実数部と虚数部とを用いた逆正接演算を実行することによって加速度が求められている。

【0051】

10

20

30

40

50

ここで、走査変換器 5 8 A , 5 8 B は上記の走査変換器 4 8 A , 4 8 B と同様の構成を有するものである。加速度演算器 6 0 から出力される加速度を表す情報は加速度画像を構成するものとして合成部 6 2 へ出力されている。

【 0 0 5 2 】

合成部 6 2 は、断層画像を表す情報を二次元マッピングすることによって断層画像を形成する。また、速度情報を上記同様に二次元マッピングすることによって速度画像を形成する。さらに、加速度情報を上記同様に二次元マッピングすることによって加速度画像を形成する。そして、例えばユーザー選択された複数の画像を合成し、その合成画像を表示器 6 4 に出力する。

【 0 0 5 3 】

例えば、断層画像を白黒の画像とし、速度画像をカラーの画像とし、それらの両画像を合成することによって、断層画像を背景としてカラーによって速度を表した表示画像を構成するようにしてもよいし、これは加速度画像についても同様である。例えば、速度をカラー表示する場合には、プローブ 1 0 へ近づく方向を正とし、プローブ 1 0 から遠ざかる方向を負とし、正方向についてはその速度の大きさに応じて赤の輝度を割り当て、その負方向については速度の大きさに応じて青の輝度を割り当て、二次元カラードブラ画像のように、速度画像を表示するようにしてもよい。さらに、加速度画像の表示に当たっても、上記同様の表示方式を採用することが可能であるが、速度と加速度とを同時に表示する場合には、加速度の大きさに緑の輝度を割り当てて、いわゆる混色によって速度と加速度とを同時表示することも可能である。さらに、図 1 に示す構成においてフレーム内における速度の勾配を演算することにより組織の微少歪みを演算することも可能であるが、これについては後に図 6 を用いて説明する。図 1 に示した構成において、相関演算におけるフレーム間隔を調整することにより、微少変位の計測レンジを変更することができる。

【 0 0 5 4 】

例えば、フレーム間のフレーム数を 0 から最大値まで可変できるようにしてもよい。もちろん、その場合においてはその最大値に応じてメモリ 3 8 A , 3 8 B や相関演算器 5 2 内に設けられる同様のメモリについて記憶容量を適宜設定すればよい。

【 0 0 5 5 】

図 2 には、相関演算の概念が示されている。

【 0 0 5 6 】

図 2 において符号 2 0 0 は走査面を表しており、その走査面上における各サンプル点ごとにエコーデータが取り込まれ、各エコーデータが複素信号に変換されるのは上述の通りである。図 2 において、# 1 ~ # 5 は順次形成される走査面の番号を表しており、また、X は超音波ビーム方向を表し、Y は電子走査方向を表している。図 2 においては発明説明のため電子リニア走査が行われた場合の概念が示されているが、もちろん本発明は電子セクタ走査などの他の走査方式が用いられる場合にも適用可能である。

【 0 0 5 7 】

図 2 (A) には、隣接するフレーム間において相関演算が実行される場合が示されている (符号 2 0 1 ~ 2 0 4 参照) 。例えば、フレーム # 1 及び # 2 に着目すると、同一のサンプル点の複素信号 S 1 , S 2 について相関演算が実行され、その相関演算結果として速度情報すなわち組織の微少変位を表す情報が求められる。本実施形態においては、さらに符号 2 0 5 ~ 2 0 7 に示されるように、時系列順で演算される速度情報のそれぞれの間において相関演算を実行することによって加速度の情報も演算される。

【 0 0 5 8 】

図 2 (B) には非隣接フレーム間において相関演算を実行する場合の概念が示されており、すなわち 1 又は複数のフレームを間において 2 つのフレーム間において相関演算が実行される様子が示されている (符号 2 0 8 ~ 2 1 0 参照) 。

【 0 0 5 9 】

図 3 及び図 4 には、上記の空間平均化器 4 6 A , 4 6 B , 5 6 A , 5 6 B の構成例が示されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

図 3 において、データメモリ 7 0 , 7 2 は 1 エコーデータ分の記憶容量を有し、超音波ビーム方向に沿って並ぶ 3 つのエコーデータ（正確には相関演算後の実数部信号又は虚数部信号）が重み付け加算器 7 4 に入力され、その重み付け加算器 7 4 において複数の信号に対する重み付け加算が実行されている。これにより超音波ビーム方向すなわち深さ方向に沿って空間平均化処理を行うことができる。ここで、加算数は任意である。

【 0 0 6 1 】

図 4 に示す構成例では、ラインメモリ 7 6 , 7 8 が 1 超音波ビーム分の記憶容量を有し、これによって、重み付け加算器 8 0 には隣接する 3 つの超音波ビームに相当するエコーデータ（正確には、複素信号を構成する実数部信号又は虚数部信号）が入力されている。そして、重み付け加算器 8 0 においては入力されるデータに対する重み付け加算が実行され、これによって電子走査方向について空間平均化処理が実行される。ここでも加算数は任意である。もちろん、図 3 に示す構成及び図 4 に示す構成を組み合わせる空間平均化処理を行うようにしてもよいし、他の構成を採用するようにしてもよい。図 3 及び図 4 に示す構成は空間平均化器の一例を示すものに過ぎない。ちなみに、図 1 に示した構成では、相関演算器の後段において空間平均化処理が行われていたが、この空間平均化処理については他の位置において行うこともでき、例えば速度演算及び加速度演算の後にそのような処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

図 5 には、合成部 6 2 における合成処理の一例が示されている。断層画像 1 0 0 は白黒画像として構成され、速度画像 1 0 2 はカラー画像として構成される。そして、その断層画像 1 0 0 上に速度画像 1 0 2 を合成することにより合成画像 1 0 4 が合成される。この合成画像 1 0 4 はリアルタイム表示されるものであり、例えば肝臓の断層画像上においてその内部における動脈から生ずる歪みの伝播をカラーで表現したものに相当する。

【 0 0 6 3 】

図 6 には、歪速度演算器 8 2 を設けた場合の変形例が示されている。歪速度演算器 8 2 は、フレーム内において速度の勾配を演算する回路であり、速度演算器 5 0 からの速度情報を入力している。そして超音波ビーム方向に沿って速度の勾配を演算することにより、当該方向における歪みの大きさの分布を演算することが可能となる。合成部 6 2 はその歪みの大きさを二次元的にマッピングすることによって歪み画像を形成し、このような歪み画像はそれ単独であるいは断層画像などと合成して表示することができる。

【 0 0 6 4 】

図 6 に示す構成例では、更に歪加速度演算器 8 4 が設けられている。この歪加速度演算器 8 4 は、フレーム内において加速度の勾配を演算する回路であり、加速度演算器 6 0 からの加速度情報が入力されている。そして、超音波ビーム方向に沿って、時間的ではなく、空間的に加速度の勾配を演算することにより、当該方向における歪加速度を演算することができる。合成部 6 2 では、そのような歪加速度を二次元的にマッピングした画像が構築され、それが単独表示又は合成表示される。なお、歪速度及び歪加速度を演算する場合には、上記の空間平均化を行わないようにしてもよいし、その度合いを弱めるようにしてもよい。

【 0 0 6 5 】

以上説明したように、上記実施形態によれば、組織の微小変位を映像化することができ、疾病診断上、新しい画像を提供できるという利点がある。

【 0 0 6 6 】

【 発明の効果 】

以上説明したように、本発明によれば、組織の物理的性状を画像化することができる。また、本発明によれば組織の微小変位を二次元的に表示することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態を示すブロック図である。

【 図 2 】 フレーム間における相関演算の概念を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 3】 空間平均化器の構成例を示す図である。

【図 4】 空間平均化器の他の構成例を示す図である。

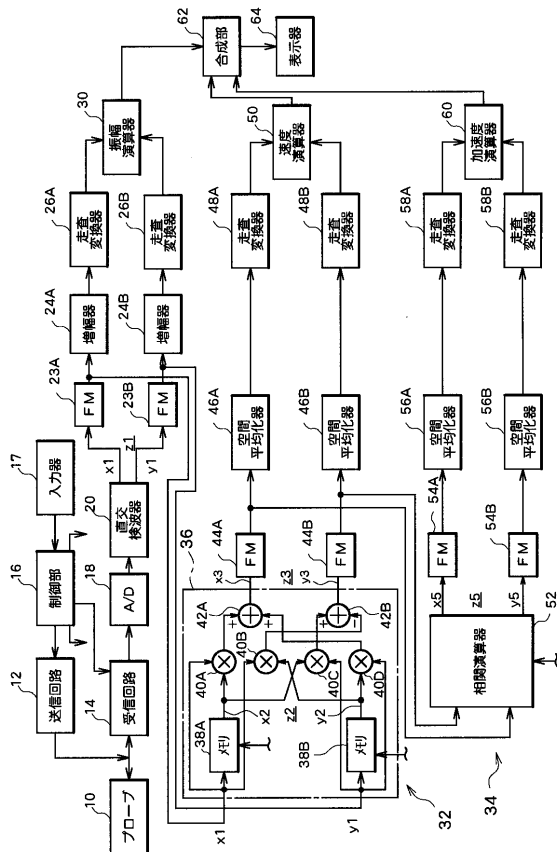
【図 5】 画像合成の概念を示す図である。

【図 6】 歪速度演算器及び歪加速度演算器を設けた構成例を示す図である。

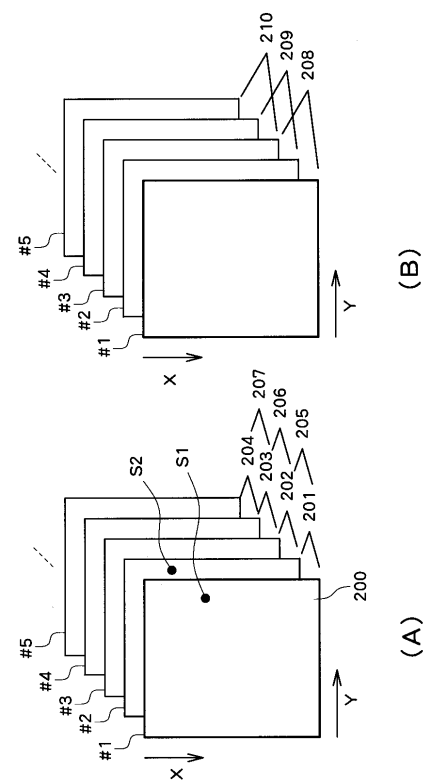
【符号の説明】

10 プローブ、12 送信回路、14 受信回路、20 直交検波器、22 断層画像形成部、32 速度演算ユニット、34 加速度演算ユニット、36 相関演算器、50 速度演算器、52 相関演算器、60 加速度演算器、62 合成部、64 表示器。

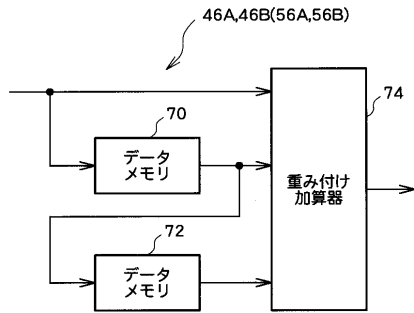
【図 1】



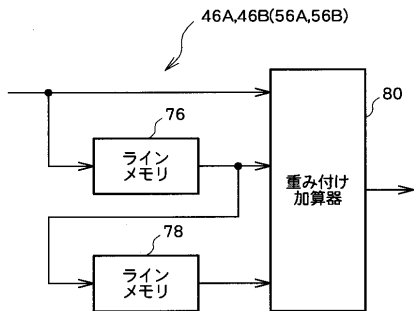
【図 2】



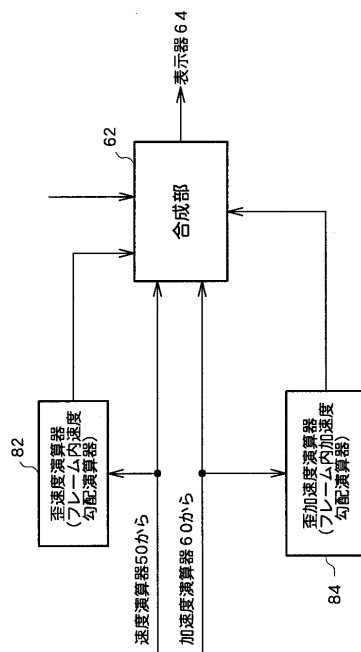
【図 3】



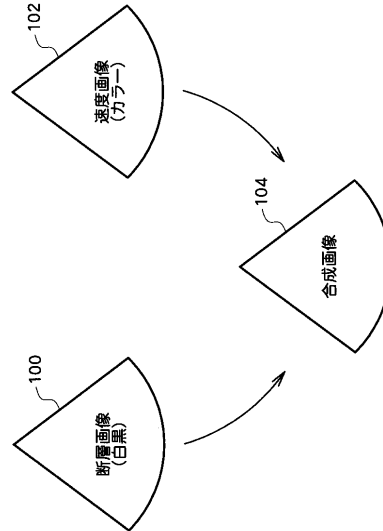
【図 4】



【図 6】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 近藤 祐司
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

合議体

審判長 後藤 時男

審判官 門田 宏

審判官 樋口 宗彦

(56)参考文献 特公昭62-44494(JP, B2)

特公平7-67449(JP, B2)

特開平5-184577(JP, A)

特開平5-168626(JP, A)

特開平6-114059(JP, A)

特開平2-161934(JP, A)

特開平7-328002(JP, A)

八木晋一 他、解析信号の空間相関関数を用いた不均一組織の微小変位計測、日本超音波医学会
第54回研究発表会講演論文集、社団法人日本超音波医学会、平成元年5月8日、第359-3
60ページ

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4030288B2	公开(公告)日	2008-01-09
申请号	JP2001321551	申请日	2001-10-19
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社 八木真一		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 八木真一		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 八木真一		
[标]发明人	八木晋一 近藤祐司		
发明人	八木 晋一 近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD04 4C301/DD06 4C301/JB28 4C301/JB30 4C301/JC13 4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE06 4C601/HH06 4C601/JB24 4C601/JB42 4C601/JC04 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK12		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
审查员(译)	东京转到		
助理审查员(译)	门田弘 樋口宗彦		
其他公开文献	JP2003116855A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：二维成像活体内组织的精细位移。解决方案：通过反复电子扫描超声波束，形成多个扫描表面（框架）。通过正交检测将通过超声波的发送和接收获得的接收信号转换为复合信号。通过在帧之间执行复信号的相关计算，计算速度。此外，通过帧之间的相关计算的结果的相关计算，计算加速度。显示器64显示合成图像，其中例如速度图像与断层图像组合。通过计算帧中的速度梯度，也可以计算出良好的组织应变。

【 图 1 】

