

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5980526号
(P5980526)

(45) 発行日 平成28年8月31日(2016.8.31)

(24) 登録日 平成28年8月5日(2016.8.5)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 Z DM
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 20 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-42929 (P2012-42929) (22) 出願日 平成24年2月29日 (2012.2.29) (65) 公開番号 特開2013-176499 (P2013-176499A) (43) 公開日 平成25年9月9日 (2013.9.9) 審査請求日 平成27年1月6日 (2015.1.6)</p>	<p>(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人Y K I 国際特許事務所 (72) 発明者 馬場 博隆 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 審査官 富永 昌彦 (56) 参考文献 特開2009-078169 (JP, A)) 特開2006-325704 (JP, A)) 最終頁に続く</p>
--	---

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置とその探触子変位算出方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の測定部位の体表に当接され、超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波を受信する探触子と、

超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信し、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う送受信部と、

信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成部と、

前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御部と、

所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、探触子の変位を算出する変位算出部と、を備え、

前記画像形成部は、前記変位算出部によって複数回の被検体内の注目する組織の変位を演算した結果、演算した変位が最小となる値を演算する最小体動像算出部を備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項2】

被検体の測定部位の体表に当接され、超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波を受信する探触子と、

10

20

超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信し、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う送受信部と、

信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成部と、

前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御部と、

所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、探触子の変位を算出する変位算出部と、を備え、

前記変位算出部は、直線方向及び回転方向の変位を算出し、

前記画像形成部は、前記変位算出部によって算出された変位に基づき複数の注目部位の一致領域を探索し、探索した一致領域の部分を含めて超音波断層像を複数張り合わせて、前記探触子の視野よりも大きな超音波断層像である画角拡大像を形成する画角拡大像形成部を備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 3】

被検体の測定部位の体表に当接され、超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波を受信する探触子と、

超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信し、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う送受信部と、

信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成部と、

前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御部と、

所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、探触子の変位を算出する変位算出部と、を備え、

前記変位算出部は、直線方向及び歪の変位を算出し、

前記画像形成部は、前記変位算出部によって算出された変位に基づきひし形でモデルの長径、短径を用いて組織歪像を形成する組織歪像形成部を備えたことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記超音波断層像を表示する画像表示部と、

前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれに与える制御量、それぞれの処理の実行の開始、停止の命令を入力する操作卓と、

を備え、

前記制御部は、前記操作卓への操作者の入力を受けて前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御することを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 5】

探触子によって超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波受信ビームを受信する送受信工程と、

送受信部によって超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信され、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う信号処理工程と、

画像形成部によって信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成工程と、

前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御工程と、

10

20

30

40

50

所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、前記探触子の変位を算出する変位算出工程と、を有し、

前記画像形成工程は、前記変位算出工程によって複数回の被検体内の注目する組織の変位を演算した結果、演算した変位が最小となる値を演算する最小体動像算出工程を含むことを特徴とする探触子変位算出方法。

【請求項 6】

探触子によって超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波受信ビームを受信する送受信工程と、

送受信部によって超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信され、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う信号処理工程と、

画像形成部によって信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成工程と、

前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御工程と、

所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、前記探触子の変位を算出する変位算出工程と、を有し、

前記変位算出工程は、直線方向及び回転方向の変位を算出する工程を含み、

前記画像形成工程は、前記変位算出工程によって算出された変位に基づき複数の注目部位の一致領域を探索し、探索した一致領域の部分を合せて超音波断層像を複数張り合わせて、前記探触子の視野よりも大きな超音波断層像である画角拡大像を形成する画角拡大像形成工程を含むことを特徴とする探触子変位算出方法。

【請求項 7】

探触子によって超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波受信ビームを受信する送受信工程と、

送受信部によって超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信され、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う信号処理工程と、

画像形成部によって信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成工程と、

前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御工程と、

所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、前記探触子の変位を算出する変位算出工程と、を有し、

前記変位算出工程は、直線方向及び歪の変位を算出する工程を含み、

前記画像形成工程は、前記変位算出工程によって算出された変位に基づきひし形でモデルの長径、短径を用いて組織歪像を形成する組織歪像形成工程を含むことを特徴とする探触子変位算出方法。

【請求項 8】

請求項 5 から請求項 7 のいずれか 1 項に記載の探触子変位算出方法において、

画像表示部に形成された超音波断層像を表示する工程と、

操作卓に前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれに与える制御量、それぞれの処理の実行の開始、停止の命令を入力する工程と、

を含み、

10

20

30

40

50

前記制御工程は、制御部によって前記入力する工程での操作者の入力を受けて前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する工程を含むことを特徴とする探触子変位算出方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、探触子によって超音波断層像を撮像する超音波画像診断装置とその探触子変位算出方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波画像診断装置は、超音波探触子(以下、「探触子」という)から取得した被検体の超音波データを断層像に変換し、変換された断層像を動画表示し、探触子の操作によって生成された断層像間の変位を検出する機能をもつコンピュータと、動画表示と並行して、診断中の断層画像列をコンピュータにより検出した変位に応じて平面的に接続した画角拡大像(パノラマ像)を表示する表示手段を設けていた(例えば特許文献1)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2000-217815号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、特許文献1では、動画データ、すなわち複数の時系列の超音波像を取得した後、超音波像の全領域を画像処理して探触子の変位を算出していたため、探触子の変位の演算が多いことが問題となっていた。

【0005】

そこで、本発明の目的は、探触子の変位の演算量を従来よりも少なくすることが可能な超音波画像診断装置とその探触子変位算出方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明は、被検体の測定部位の体表に当接され、超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波を受信する探触子と、超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信し、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う送受信部と、信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成部と、前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御部と、所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、探触子の変位を算出する変位算出部と、を備え、前記画像形成部は、前記変位算出部によって複数回の被検体内の注目する組織の変位を演算した結果、演算した変位が最小となる値を演算する最小体動像算出部を備えたことを特徴とする。また、本発明は、被検体の測定部位の体表に当接され、超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波を受信する探触子と、超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信し、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う送受信部と、信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成部と、前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御部と、所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組

10

20

30

40

50

織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、探触子の変位を算出する変位算出部と、を備え、前記変位算出部は、直線方向及び回転方向の変位を算出し、前記画像形成部は、前記変位算出部によって算出された変位に基づき複数の注目部位の一致領域を探索し、探索した一致領域の部分を含めて超音波断層像を複数張り合わせて、前記探触子の視野よりも大きな超音波断層像である画角拡大像を形成する画角拡大像形成部を備えたことを特徴とする。また、本発明は、被検体の測定部位の体表に当接され、超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される超音波を受信する探触子と、超音波送信時に被検体へ超音波を探触子に送信させるとともに、超音波受信時に被検体から反射される超音波を探触子によって受信し、探触子により変換された超音波受信ビームに信号処理を行う送受信部と、信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換する画像形成部と、前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する制御部と、所定の時間での互いに交差する方向に形成し被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームと、前記所定の時間と異なる時間での互いに交差する方向に形成し前記被検体内の注目する組織を含むように得る超音波受信ビームとを用いて、探触子の変位を算出する変位算出部と、を備え、前記変位算出部は、直線方向及び歪の変位を算出し、前記画像形成部は、前記変位算出部によって算出された変位に基づきひし形でモデルの長径、短径を用いて組織歪像を形成する組織歪像形成部を備えたことを特徴とする。望ましくは、前記超音波断層像を表示する画像表示部と、前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれに与える制御量、それぞれの処理の実行の開始、停止の命令を入力する操作卓と、を備え、前記制御部は、前記操作卓への操作者の入力を受けて前記送受信部、前記画像形成部のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する。

10

20

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、探触子の変位の演算量を従来よりも少なくすることが可能な超音波画像診断装置とその探触子変位算出方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施例1の超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図

【図2】変位算出部6の時間 t_1 及び時間 t_2 の交差ビームを得る工程を示す図

【図3】変位算出部6の交差ビームを形成する第1の超音波受信ビーム、第2の超音波受信ビームの各変位ベクトルを求める工程を示す図

30

【図4】変位算出部6の各変位ベクトルを合成する工程を示す図

【図5】最小体動像算出の工程を示す図

【図6】図1の超音波画像診断装置の処理手順を示すフローチャート

【図7】本発明の実施例2の超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図

【図8】変位算出部6の回転変位、直線変位を求める工程を示す図

【図9】画角拡大像形成部10のコンベックス視野の超音波断層像1001、1002、1003で画角拡大像を画像記憶部4上で生成し、表示部5に表示する例を示す図

【図10】図7の超音波画像診断装置の処理手順を示すフローチャート

【図11】本発明の実施例3の超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図

40

【図12】組織歪像形成に際して被検体の組織を複数のひし形に近似して、組織が図面の上下方向に引っ張られて組織に歪が生じている工程を示す図

【図13】図12の複数の組織のうちの1つを抽出し、ひし形の長径、短径の比の大きさで色相を決定し、決定した色相を元の組織画像に半透明にして重畳表示する工程を示す図

【図14】図10の超音波画像診断装置の処理手順を示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下に、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。本書では各図において、同一の構成部には同じ番号を付し、重複する説明は省略する。

【実施例1】

50

【0010】

実施例1の超音波画像診断装置は、基準の超音波断層像と時系列で得ている超音波断層像との間で探触子の変位を算出することで体動が最小である時間の超音波断層像を算出して表示するものである。

【0011】

まず、実施例1の超音波画像診断装置の構成の一例について図1を用いて以下に詳述する。

図1は本発明の実施例1の超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図である。

【0012】

実施例1の超音波画像診断装置は、図1に示すように、探触子1、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、表示部5、変位算出部6、操作卓7、制御部8及び最小体動像算出部9を有している。

10

【0013】

探触子1は、被検体の測定部位の体表に当接し、超音波送信時に被検体に超音波を送信すると共に、超音波受信時に被検体から反射される反射エコー信号(超音波受信ビーム)を受信する。探触子1は、複数の振動子が1次元あるいは2次元配列されて形成される。探触子1に用いられる振動子は圧電素子の他、CMUTと呼ばれる半導体技術を応用した容量性超音波トランスデューサで構成される。

【0014】

送受信部2は、探触子1とケーブル等で接続され、超音波送信時に被検体へ超音波を探触子1に送信させる。また、送受信部2は、超音波受信時に送受信部2は被検体から反射される超音波を探触子1によって受信され、探触子1により変換された超音波受信ビームに整相等の信号処理を行い、次段の画像形成部3に信号処理された超音波受信ビームを出力する。

20

【0015】

画像形成部3は、送受信部2と接続され、信号処理された超音波受信ビームを超音波断層像に変換し、次段の画像記憶部4に出力する。

【0016】

画像記憶部4は、画像形成部3と接続され、変換された超音波断層像を記憶し、次段の表示部5に出力する。

30

【0017】

表示部5は、画像記憶部4と接続され、記憶された超音波断層像を画面表示するもので、CRTディスプレイ、液晶ディスプレイ、プラズマディスプレイ、有機ELディスプレイなどの何れかの画像表示モニタである。表示部5は、画像記憶部4を介さずに直接画像形成部3と接続されていて、形成された超音波断層像を画面表示してもよい。

【0018】

変位算出部6は、送受信部2によって所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体内の注目する組織の直線移動方向の相対的移動量(相対的に探触子の変位となる)を算出する。変位算出部6の詳細は、相互相関演算法を用いた例を以下に図2乃至4を使用して説明する。

40

【0019】

図2は変位算出部6の時間 t_1 及び時間 t_2 の交差ビームを得る工程を示す図である。

制御部8は、探触子1の所定の開口から送受信される一本の超音波ビームであって一端に被検体内の注目する組織301を含んだ第1の超音波受信ビーム311を得る。一端とは、例えば図2(a)の図面に向かって第1の超音波受信ビーム311の右端である。

【0020】

さらに、操作者は、第1の超音波受信ビーム311に交差する超音波受信ビームであって、一端に被検体内の注目する組織301を含んだ第2の超音波受信ビーム321を得る。

【0021】

50

組織301が一端に含まれた第1の超音波受信ビーム311と第2の超音波受信ビーム321は、時間 t_1 の交差した超音波受信ビームと定義する。

【0022】

次に、操作者は、超音波断層像を得る操作を行う。さらに操作者は、画面表示された超音波断層像を参照しながら超音波断層像を得ている断層面の前記被検体の体表面側の一辺に沿って探触子1を移動させて、他端に被検体内の注目する組織301に含まれた第1の超音波受信ビーム311を得る。他端とは、例えば図2(b)の図面に向って第1の超音波受信ビーム311の左端である。

【0023】

さらに、操作者は、第1の超音波受信ビーム311に交差する超音波受信ビームであって、他端に被検体内の注目する組織301を含んだ第2の超音波受信ビーム321を得る。

10

【0024】

組織301が他端に含まれた第1の超音波受信ビーム311と第2の超音波受信ビーム321は、時間 t_2 の交差した超音波受信ビームと定義する。

【0025】

次に、操作者は、超音波断層像を得る操作を行う。以降、交差した超音波受信ビームと超音波断層像を得る操作を繰り返す。

【0026】

次に、時間 t_1 及び時間 t_2 の交差した超音波受信ビームを再び第1の超音波受信ビーム311と第2の超音波受信ビーム321のそれぞれに、時間 t_1 から時間 t_2 までに移動した変位を求める考え方について図3を用いて説明する。

20

【0027】

図3は変位算出部6の交差ビームを形成する第1の超音波受信ビーム、第2の超音波受信ビームの各変位ベクトルを求める工程を示す図である。

【0028】

図3(a)には、第1の超音波受信ビーム311が示される。図3(a)では組織301を一端(実線)、他端(点線)にそれぞれ含んでいることを表す。このとき、第1の超音波受信ビーム311の中心軸 C_1 方向に沿って得られる組織301の投影データはそれぞれ411、412で表される。投影データ411と投影データ412にはピーク値が存在する。そこで、第1の超音波受信ビーム311での変位は、ピーク値を示す位置を結んで形成されるベクトル P_1 で表すことができる。

30

【0029】

次に、図3(b)には、第2の超音波受信ビーム321が示される。図3(b)では第1の超音波受信ビーム311と同様に、組織301を一端(実線)、他端(点線)にそれぞれ含んでいることを表すとき、第2の超音波受信ビーム321の中心軸 C_2 方向に沿って得られる組織301の投影データはそれぞれ421、422で表される。投影データ411と投影データ422にはピーク値が存在する。そこで、第2の超音波受信ビーム321での変位は、ピーク値を示す位置を結んで形成されるベクトル P_2 で表すことができる。

【0030】

次に、図3で第1の超音波受信ビーム、第2の超音波受信ビームを分けて説明したものを再び交差させ、第1の超音波受信ビーム、第2の超音波受信ビームでそれぞれ求めた固有の超音波受信ビームの変位を合成して、超音波断層像上での変位を求める考え方について図4を用いて説明する。

40

【0031】

図4は変位算出部6の各変位ベクトルを合成する工程を示す図である。

そして、制御部8は、式(1)に示すベクトル P_1 とベクトル P_2 の合成ベクトル P を変位として求める。

【0032】

【数1】

$$\vec{P} = \vec{P}_1 + \vec{P}_2 \dots (1)$$

以上説明した、変位算出部6では、一本ずつ交差した超音波受信ビームでの組織の変位の計算を、通常数千～数万本の超音波自身ビームで形成される超音波画像と比べると、数千～数万/2倍の高速処理が可能になる。

【0033】

操作卓7は、制御部8に接続され、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、及び変位算出部6へのそれぞれの制御量、それぞれの処理の実行の開始、停止の命令を入力する。操作卓8はキーボード、マウス・トラックボール・タッチパネルなどのポインティングデバイスである。

10

【0034】

制御部8は、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、及び変位算出部6に接続され、操作卓7への操作者の入力を受けて接続される送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、及び変位算出部6のそれぞれの処理の実行の開始、停止を制御する。制御部8は、コンピュータの中央演算処理部(CPU)である。

【0035】

最小体動像算出部9は、画像形成部3の一部として機能する。最小体動像算出部9は変位算出部6によって複数回の被検体内の注目する組織の変位を演算した結果、演算した変位が最小となる値を演算し、画像記憶部4に出力する。最小体動像算出部9の詳細は図5を用いて以下に説明する。

20

【0036】

図5は最小体動像算出の工程を示す図である。

画像形成部3は、交差した超音波受信ビームと超音波断層像を得る操作を繰り返す。

【0037】

具体的には、図中に白色の矩形で示す時間 t_1 の交差した超音波受信ビーム、図中に灰色の矩形で示す時間 T_1 の超音波断層像、図中に白色の矩形で示す時間 t_2 の交差した超音波受信ビーム、図中に灰色の矩形で示す時間 T_2 の超音波断層像、図中に白色の矩形で示す時間 t_3 の交差した超音波受信ビーム、図中に灰色の矩形で示す時間 T_3 の超音波断層像のように交互に超音波受信ビームと超音波断層像を得る。

30

【0038】

次に、画像記憶部4には、時間 T_1 の超音波断層像の体動値61と対応付けられる時間 T_1 の超音波断層像64、時間 T_2 の体動値62と対応付けられる時間 T_2 の超音波断層像65、時間 T_3 の体動値63と対応付けられる時間 T_3 の超音波断層像66がそれぞれ記憶されている。ここでは画像記憶部4に記憶される超音波断層像の数を3で説明するが、画像数は複数であれば最小体動像を演算できるため、画像数は複数であればよい。

【0039】

制御部8は体動値61、体動値62、体動値63を比較して、最も小さい体動値である体動値62を算出する。さらに、制御部8は算出された体動値62に対応する時間 T_2 の超音波断層像65を画像記憶部4から読み出し、読み出された時間 T_2 の超音波断層像65を表示部5の画面に表示する。

40

【0040】

次に、図1の超音波画像診断装置の動作手順の一例について図6を用いて詳述する。

図6は図1の超音波画像診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

操作者は、被検体内の注目する組織301を撮像するために被検体の測定部位の体表に探触子1を当接すると共に、操作卓7に送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4へのBモード像(超音波断層画像)を得るための制御量、それぞれの処理の実行の開始、停止の命令を入力する。

【0041】

50

制御部8は、送受信部2に被検体へ超音波を探触子1に送信させ、探触子1によって得られた超音波受信ビームと操作卓8に入力された制御量、処理の実行の開始を受けて、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4を制御する。具体的に、制御部8は、送受信部2に超音波受信ビームを信号処理させ、画像形成部3に超音波断層画像を形成させ、画像記憶部4に超音波断層画像を記憶させる。表示部5は、画像記憶部4に記憶された超音波断層像を画面表示する。

【0042】

操作者は、表示部5に画面表示された超音波断層像を参照しながら超音波断層像を得ている断層面の前記被検体の体表面側の一辺に沿って探触子1を移動させて、被検体内の注目する組織301を一端に含む第1の超音波受信ビーム311を得る。組織301を一端に含む第1の超音波受信ビーム311は図2(a)に示される。

10

【0043】

制御部8は一端に組織301を含んだ第1の超音波受信ビーム311を画像記憶部4に記憶させる。

さらに、操作者は、第1の超音波受信ビーム311に交差し、第1の超音波受信ビーム311と同様に、組織301を一端に含む第2の超音波受信ビーム321を得る。

【0044】

制御部8は一端に組織301を含んだ第2の超音波受信ビーム321を画像記憶部4に記憶させる。

これによって、時間 t_1 で得た交差した超音波受信ビームを得たこととなる(ステップ101)。

20

【0045】

制御部8は、時間 t_1 で得た交差した超音波受信ビームを超音波断層像として表示部5に画面表示する(ステップ102)。

【0046】

操作者は、画面表示された超音波断層像を参照しながら超音波断層像を得ている断層面の前記被検体の体表面側の一辺に沿って探触子1を移動させて、被検体内の注目する組織301を第1の超音波受信ビーム311の他端に含むように第1の超音波受信ビーム311を得る。

制御部8は他端に組織301を含んだ第1の超音波受信ビーム311を画像記憶部4に記憶させる。

30

【0047】

さらに、操作者は、第1の超音波受信ビーム311に交差し、第1の超音波受信ビーム311と同様に、被検体内の注目する組織301を超音波受信ビームの他端に含むような第2の超音波受信ビーム321を得る。制御部8は他端に組織301を含んだ第2の超音波受信ビーム321を画像記憶部4に記憶させる。

【0048】

これによって、時間 t_2 で得た交差した超音波受信ビームを得たこととなる(ステップ103)。

制御部8は、送受信部2によって時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、組織の変位をベクトルとして変位算出部6に演算させる。

40

【0049】

制御部8は、上記ベクトルを第1の超音波受信ビーム311のベクトル P_1 、第1の超音波受信ビーム321のベクトル P_2 を求める。そして、制御部8は、式(1)に示すベクトル P_1 とベクトル P_2 の合成ベクトル P を直線移動方向の変位として求める(ステップ104)。

【0050】

制御部8は、変位算出部6によって組織301の直線移動方向の変位を演算した結果、演算した変位が最小となる値を最小体動像算出部9に演算させ、画像記憶部4に出力させて、変位(すなわち被検体の体動)が最小となった値と対応する第2の超音波受信ビーム321を画像記憶部4に記憶させる。直線移動方向の変位の算出が初回であれば初回の変位が最小の値

50

となる(ステップ105)。

【0051】

制御部8は、操作者が操作卓7に探触子1の走査停止キーを押下したか否かを判定する。

【0052】

操作者が探触子1の走査停止キーを押下していなければ、制御部8は、ステップS102に戻り、再度ステップ102からステップS105までの処理を実行する。操作者が探触子1の走査停止キーを押下していれば、制御部8は、変位が最小の超音波断層像を画像記憶部4から読み出して、表示部5に表示する。

【0053】

最後に制御部8は、図6に示されるフローチャートの全ての処理を終了する(ステップS107)。

【0054】

また、移動量と移動方向を求める方法として相互相関演算で説明したが、相互相関演算でなくても変位を求められる公知の技術を使用できる。例えば信号間の差の絶対値合計最小の位置を変位とするSAD(Sum of Absolute Difference)や、差の二乗合計最小の位置を変位とするSSD(Sum of Square Difference)や、勾配法であってもよい。

【0055】

以上、説明した実施例1の超音波画像診断装置によれば、所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体内の注目する組織の変位を演算するため、複数の超音波ビームの中心線方向に沿ったベクトルを求めて、求めたベクトルを合成する演算を行うから、従来要していた探触子によって得られた超音波断層像のパターン認識等の画像処理よりも大幅に演算量を低減できるので、探触子の変位の演算量を少なくすることができる。

【0056】

また、実施例1の特有の効果は、体動値を求める場合、変位算出部6によって算出された変位がそのまま体動値となるので、体動値の高速算出アルゴリズムとして寄与できる。

【実施例2】

【0057】

実施例2の超音波画像診断装置は、超音波断層像とその超音波断層像の断層面を延長した位置に探触子を置いて得た超音波断層像と画角拡大像を算出して表示するものである。

【0058】

まず、実施例2の超音波画像診断装置の構成の一例について図7を用いて以下に詳述する。

図7は本発明の実施例2の超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図である。

図7に示される実施例2の超音波画像診断装置は、探触子1、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、表示部5、変位算出部6、操作卓7、制御部8及び画角拡大像形成部10を有している。

【0059】

探触子1、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、表示部5、操作卓7、制御部8は実施例1と同じ構成であるので説明を省略し、相違部分である変位算出部6と画角拡大像形成部10についてのみ説明する。

【0060】

変位算出部6は、送受信部2によって所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体内の注目する組織の直線移動方向の相対的移動量(変位)を演算する。直線移動方向の変位の演算は、実施例1と同じであるが実施例2では、直線移動方向に回転移動方向を加えて考慮する必要がある。なぜなら、被検体は楕円で近似されることと、探触子1の視野がコンベックス型であるから、被検体の曲面の存在する方向に探触子を走査すれば、複数の超音波断層像を繋いで画角拡大像を形成する際に、単に直線

方向の変位だけでは規定できないからである。

【 0 0 6 1 】

つまり、実施例2の変位算出部6は、所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体内の注目する組織の回転移動方向の変位を演算する。

【 0 0 6 2 】

回転移動方向の変位は、図8を用いて説明する。

図8は変位算出部6の回転変位、直線変位を求める工程を示す図である。

図8(a)は第1の注目部位811と第2の注目部位812が存在するコンベックス視野の超音波断層像801である。超音波断層像801の中心軸は、図面の上下方向の軸に対して角度 θ を成している。次に、図8(c)は図面の上下方向の軸と平行な中心軸のコンベックス視野の超音波断層像として第1の注目部位831と第2の注目部位832が存在するコンベックス視野の超音波断層像803が得られたとする。

【 0 0 6 3 】

また、図8(a)のコンベックス視野の超音波断層像801を回転のみで図面の上下方向の軸と平行な中心軸のコンベックス視野の超音波断層像を得ると、図8(b)の第1の注目部位821と第2の注目部位822が存在するコンベックス視野の超音波断層像802になる。この回転移動の求め方は、公知の回転演算、プログラム演算の関数 $\text{rot}(x, y)$ (x, y は座標を示す)などがある。

【 0 0 6 4 】

図8(b)のコンベックス視野の超音波断層像802の第1の注目部位821と第2の注目部位822と図8(c)のコンベックス視野の超音波断層像803の第1の注目部位831と第2の注目部位832は一致しない。図8(b)のコンベックス視野の超音波断層像802の第1の注目部位821と第2の注目部位822と図8(c)のコンベックス視野の超音波断層像803の第1の注目部位831と第2の注目部位832を一致させるためには、さらに直線移動をする必要がある。

【 0 0 6 5 】

つまり、図8(a)の第1の注目部位811と第2の注目部位812が存在するコンベックス視野の超音波断層像801は、図8(c)の第1の注目部位831と第2の注目部位832が存在するコンベックス視野の超音波断層像803の一致領域を探索するには回転変位と直線変位の両方を求める。

【 0 0 6 6 】

画角拡大像形成部10は、画像形成部3の一部として機能し、前記変位算出部によって算出された変位に基づき複数の注目部位の一致領域を探索し、探索した一致領域の部分を合せてコンベックス視野の超音波断層像を複数張り合わせて、探触子1の視野あるいは画角よりも大きな超音波断層像である画角拡大像を形成し表示部5に出力する。

【 0 0 6 7 】

図9は画角拡大像形成部10のコンベックス視野の超音波断層像1001、1002及び1003で画角拡大像を画像記憶部4上で生成し、表示部5に表示する例を示す図である。

【 0 0 6 8 】

図9では3枚のコンベックス視野の超音波断層像1001、1002及び1003で接合した例を示すが、超音波断層像はコンベックス型等の視野の形状を問わずに複数の超音波断層像であればよい。

【 0 0 6 9 】

図中では、組織1011、組織1012及び組織1016がコンベックス視野の超音波断層像1001とコンベックス視野の超音波断層像1002に跨って存在している。また、組織1014がコンベックス視野の超音波断層像1001、コンベックス視野の超音波断層像1002及びコンベックス視野の超音波断層像1003に跨って存在している。さらに、組織1013、組織1015及び組織1017がコンベックス視野の超音波断層像1001とコンベックス視野の超音波断層像1002に跨って存在している。

【 0 0 7 0 】

10

20

30

40

50

制御部8は、次の手順でコンベックス視野の超音波断層像1001、1002及び1003を用いて変位算出部6にコンベックス視野の超音波断層像の張り合わせる一致領域を探索させ、探索された一致領域を貼り合わせて画角拡大像を形成する。

【0071】

まず、コンベックス視野の超音波断層像1001とコンベックス視野の超音波断層像1002の画角拡大像は、組織1011、組織1012及び組織1016を複数の注目部位の一致領域として探索し、探索した一致領域の部分を合せてコンベックス視野の超音波断層像1001と1002を貼り合わせて形成する。次に、コンベックス視野の超音波断層像1002とコンベックス視野の超音波断層像1003の画角拡大像は、組織1013、組織1015及び組織1016を複数の注目部位の一致領域として探索し、探索した一致領域の部分を合せてコンベックス視野の超音波断層像1002と1003を貼り合わせて形成する。最後に、コンベックス視野の超音波断層像1001、コンベックス視野の超音波断層像1002及びコンベックス視野の超音波断層像1003の画角拡大像は、組織1014を注目部位の一致領域として探索し、探索した一致領域の部分を合せてコンベックス視野の超音波断層像1001、1002及び1003を貼り合わせて形成する。

10

【0072】

そして、制御部8は、前記形成されたコンベックス視野の超音波断層像1001、コンベックス視野の超音波断層像1002及びコンベックス視野の超音波断層像1003の画角拡大像1021を、表示部5に表示させる。

【0073】

次に、図7の超音波画像診断装置の動作手順の一例について図10を用いて詳述する。

20

図10は図7の超音波画像診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

ステップS101乃至S103は、実施例1と同じ処理であるため、説明を省略する。

【0074】

制御部8は、送受信部2によって時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、組織の回転・直線変位をとって変位算出部6に演算させる(ステップS1004)。

【0075】

制御部8は、変位算出部6によって算出された組織の回転・直線変位によって複数のコンベックス視野の超音波断層像同士の一一致領域を求め、求めた一致領域を重ねて複数のコンベックス視野の超音波断層像同士を貼り付けて画角拡大像形成部10に画角拡大像を形成させ、形成された画角拡大像を画像記憶部4に記憶する(ステップS1005)。

30

【0076】

制御部8は、画像記憶部4に記憶された画角拡大像1021を表示部5に表示する(ステップS1006)。

【0077】

制御部8は、操作者が操作卓8に設けられているフリーズボタンが押下されているか否かを判定する。判定の結果、フリーズボタンが押下されていないならば、再びステップS102に戻り、S102、S103、S1004、S1005及びS1006の順に処理を実行する。また、判定の結果、フリーズボタンが押下されているならば、制御部8は、図10に示されるフローチャートの全ての処理を終了する(ステップS1007)。

40

【0078】

以上、説明した実施例2の超音波画像診断装置によれば、所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体内の注目する組織の変位を演算するため、複数の超音波ビームの中心線方向に沿ったベクトルを求めて、求めたベクトルを合成する演算を行うから、従来要していた探触子によって得られた超音波断層像のパターン認識等の画像処理よりも大幅に演算量を低減できるので、探触子の直線方向の変位の演算量を少なくすることができる。

【0079】

また、実施例2の特有の効果は、画角拡大像を作成する場合、直線方向の変位の算量を

50

小さくできるので、変位算出部の高速化に寄与できる。

【0080】

なぜなら、複数の超音波断層像を繋ぐものであるから複数の超音波断層像の相互の成す角度の差の小さい。換言すれば似たような角度の複数の超音波断層像を用いて画角拡大像を形成するので回転変位の演算量は余り大きくならない。しかし、直線方向の変位は大きくなる可能性がある。従って、実施例2に開示する発明は、直線方向の変位の算量を小さくできるので、変位算出部の高速化に寄与できる。

【実施例3】

【0081】

実施例3の超音波画像診断装置は、超音波断層像の組織歪を算出して表示するものである。

10

まず、実施例3の超音波画像診断装置の構成の一例について図11を用いて以下に詳述する。

図11は本発明の実施例3の超音波画像診断装置の構成例を示すブロック図である。

【0082】

図11に示される実施例3の超音波画像診断装置は、探触子1、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、表示部5、変位算出部6、操作卓7、制御部8及び組織歪像形成部11を有している。

【0083】

探触子1、送受信部2、画像形成部3、画像記憶部4、表示部5、操作卓7、制御部8は実施例1と同じ構成であるので説明を省略し、相違部分である変位算出部6と組織歪像形成部11についてのみ説明する。

20

【0084】

変位算出部6は、送受信部2によって所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体内の注目する組織の直線移動方向の相対的移動量(変位)を演算する。直線移動方向の変位の演算は、実施例1及び実施例2と同じであるが実施例3では、直線移動方向に歪による移動方向を加えて考慮する必要がある。なぜなら、被検体は粘性体で近似されるから、被検体の粘弾性特性を観察するために押圧したり引っ張ったりすることを考慮すれば、単に直線方向の変位だけでは規定できないからである。

30

【0085】

つまり、実施例2の変位算出部6は、所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体の一部の組織を引っ張ったときの被検体内の注目する組織の粘弾性特性で生じる変位を歪として演算する。

【0086】

歪は、図12を用いて説明する。

図12は組織歪像形成に際して被検体の組織を複数のひし形に近似して、組織が図面の上下方向に引っ張られて組織に歪が生じている工程を示す図である。

【0087】

図12(a)は被検体の組織を複数のひし形でモデル化して、モデル化した組織を引っ張る前の態様を示している。図12(b)は図12(a)の被検体の組織の複数のひし形モデルをひし形の長径方向に引っ張った態様を示している。ここでは、被検体は組織の粘弾性特性があるので、直線方向に変位が生じる例を示すが、直線方向で変位を算出できない場合は実施例2で説明した回転方向の変位を加えてもよい。

40

【0088】

粘弾性特性で生じる変位は、複数のひし形モデルのうちの1つのひし形モデルを検討することとする。図12(a)には組織を引っ張る前の1つのひし形モデル121が示されている。図12(b)には組織を引っ張った1つのひし形モデル122が示されている。

【0089】

50

次に、ひし形モデル121、ひし形モデル122を拡大して図13を用いて説明する。

図13は図12の複数の組織のうちの1つを抽出し、ひし形の長径、短径の比の大きさを色相を決定し、決定した色相を元の組織画像に半透明にして重畳表示する工程を示す図である。

【0090】

図13(a)ではひし形でモデルの長径Lv1、短径Lh1と寸法を決めている。図13(b)ではひし形でモデルの長径Lv2、短径Lh2と寸法を決めている。

【0091】

組織歪像形成部11は、画像形成部3の一部として機能し、変位算出部6によって算出された変位に基づきひし形でモデルの長径Lv1、短径Lh1、ひし形でモデルの長径Lv2、短径Lh2を用いて組織歪像を形成し表示部5に出力する。

10

【0092】

ここでは、長径同士、短径同士の比を考え、それぞれを長径比、短径比といい、長径比と短径比を比較すれば、式(2)、式(3)が表せる。

すなわち、

【0093】

【数2】

長径比 ≤ 短径比 …(2)

【0094】

【数3】

長径比 > 短径比 …(3)

20

ここで、式(2)のとおり、長径比が短径比に等しいか長径比が短径比よりも小さいときは色相が赤になるとする。また、式(3)のとおり、長径比が短径比より大きいときは色相が青になるとする。

図13(a)と図13(b)では式(3)を満たすこととなるので、色相は青を呈することとなる。

【0095】

また、図13(b)では図13(a)をひし形の長径方向に引っ張っているときに、被検体の組織の粘性により、図13(b)で示す距離Pだけ直線方向の変位を有することとなることも説明している。

30

【0096】

そして、図13(c)では、再び複数のひし形モデルに戻して、代表的な1つのひし形モデル121(引っ張る前)に、ひし形モデル122(引っ張った後)を重畳表示することを検討する。ただし、ひし形モデル121にひし形モデル122をそのまま重畳したのではひし形モデル121の情報がひし形モデル122の情報に上書きされてしまう。そこで、ひし形モデル121にひし形モデル122を重畳する際には、ひし形モデル121の情報を得たのち、ひし形モデル122に式(3)のとおりの色相を付け、かつ半透明としてからひし形モデル122を重畳する。図13(c)では、色相を変えたひし形モデル122の符号を変えて132と表記する。

【0097】

40

また、ひし形モデル121とひし形モデル122には直線方向の変位を生じているので、実施例1で説明とおり変位の演算を行う。また、ひし形モデル121とひし形モデル122を重畳すれば、図13(c)に示すとおり、ひし形モデル121とひし形モデル122(図の符号は132)は演算された変位だけずれて表示される。また、図13(c)では符号132を点線表記としているのは半透明表示を示す。

【0098】

次に、図11の超音波画像診断装置の動作手順の一例について図14を用いて詳述する。

図14は図11の超音波画像診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

ステップS101乃至S103は、実施例1及び実施例2と同じ処理であるため、説明を省略する。

50

【0099】

制御部8は、送受信部2によって時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、組織の歪・直線変位をとって変位算出部6に演算させる(ステップS1404)。

【0100】

制御部8は、変位算出部6によって算出された組織の歪・直線変位によって長径比と短径比の大小関係に基づき色相を付し半透明に加工して引っ張り前の超音波断層像と引っ張った後の超音波断層像を重畳する組織歪像形成部11に組織歪像を形成させ、形成された組織歪像を画像記憶部4に記憶する(ステップS1405)。

【0101】

制御部8は、画像記憶部4に記憶された組織歪像132を表示部5に表示する(ステップS1406)。

【0102】

制御部8は、操作者が操作卓8に設けられているフリーズボタンが押下されているか否かを判定する。判定の結果、フリーズボタンが押下されていなければ、再びステップS102に戻り、S102、S103、S1404、S1405及びS1406の順に処理を実行する。また、判定の結果、フリーズボタンが押下されているならば、制御部8は、図14に示されるフローチャートの全ての処理を終了する(ステップS1407)。

【0103】

以上、説明した実施例2の超音波画像診断装置によれば、所定の時間 t_1 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームと、所定の時間 t_1 と異なる時間 t_2 での互いに交差する方向に形成した超音波受信ビームとを用いて、被検体内の注目する組織の変位を演算するため、複数の超音波ビームの中心線方向に沿ったベクトルを求めて、求めたベクトルを合成する演算を行うから、従来要していた探触子によって得られた超音波断層像のパターン認識等の画像処理よりも大幅に演算量を低減できるので、探触子の直線方向の変位の演算量を少なくすることができる。

【0104】

また、実施例3の特有の効果は、組織歪像を作成する場合、直線方向の変位の算量を小さくできるので、変位算出部の高速化に寄与できる。

【0105】

以上、添付図面を参照しながら、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【符号の説明】

【0106】

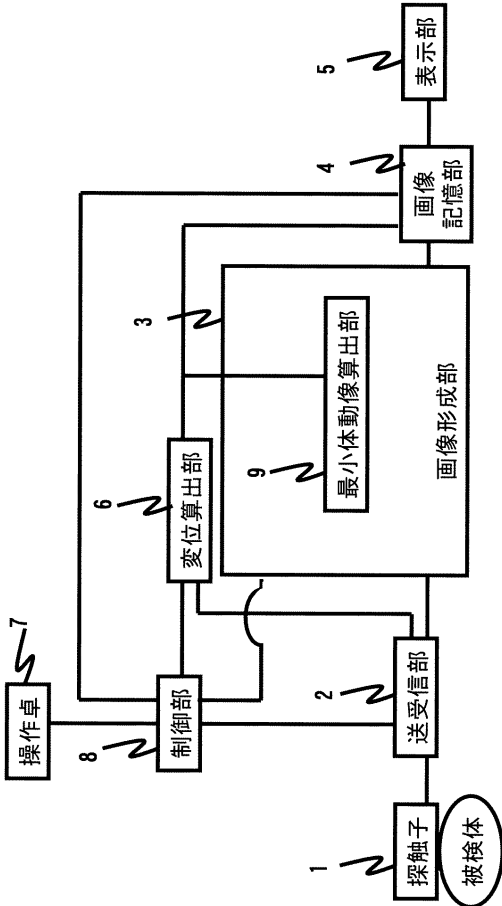
1 探触子、2 送受信部、3 画像形成部、4 画像記憶部、5 表示部、6 変位算出部、7 操作卓、8 制御部、9 最小体動像算出部、10 画角拡大像形成部、11 組織歪像形成部

10

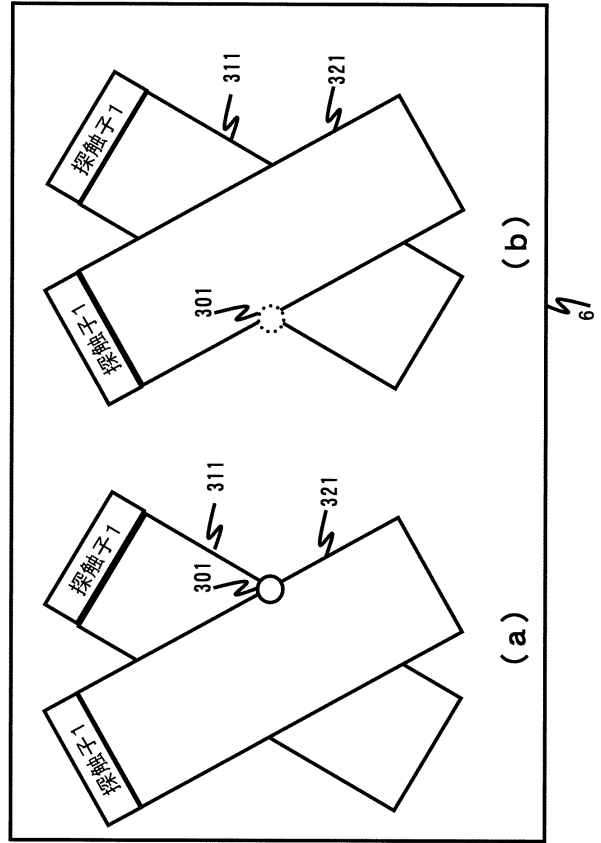
20

30

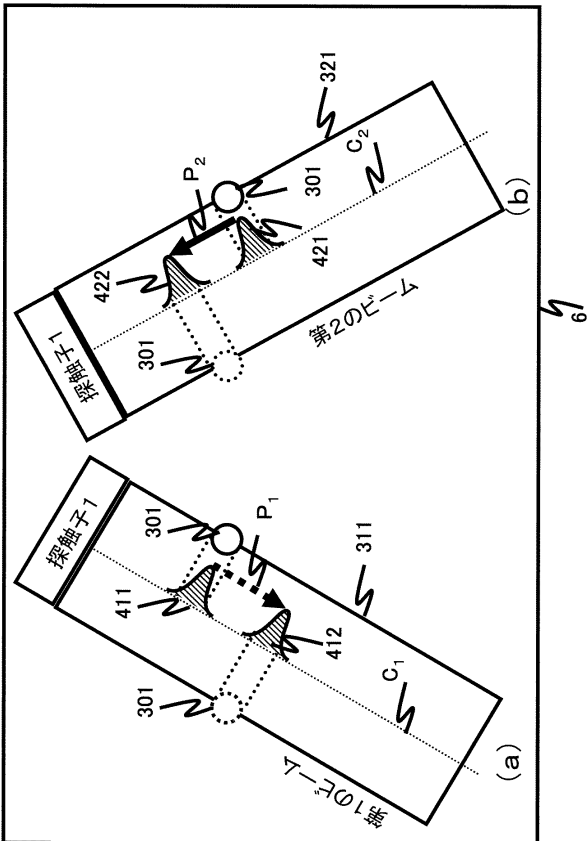
【図1】



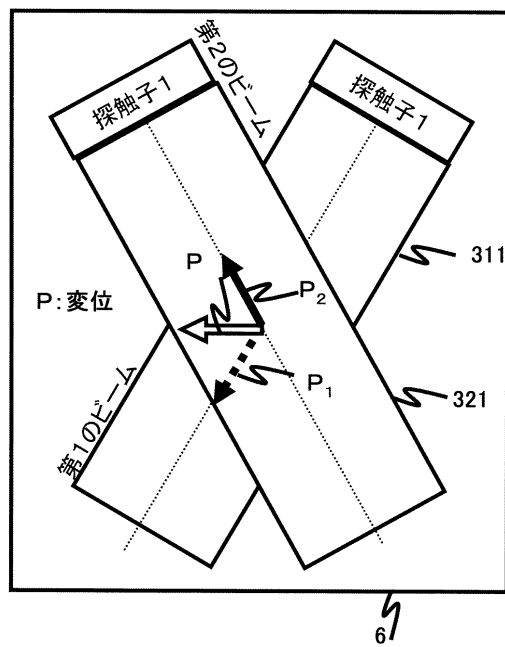
【図2】



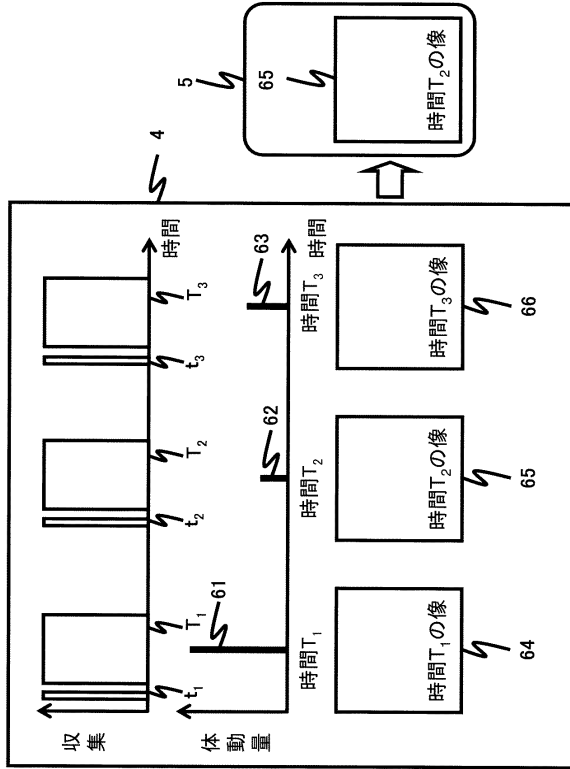
【図3】



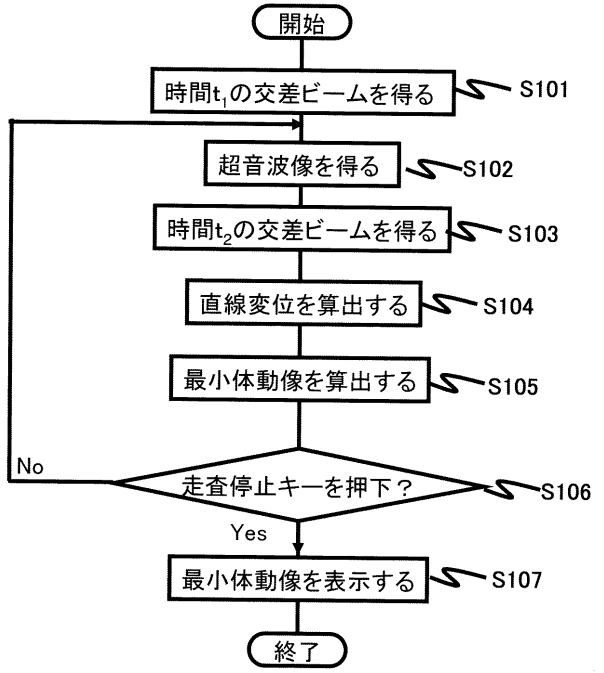
【図4】



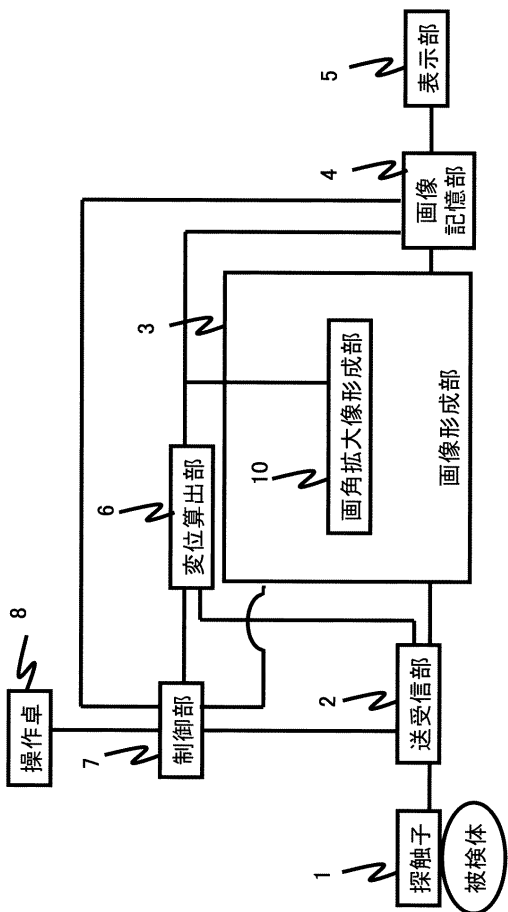
【図5】



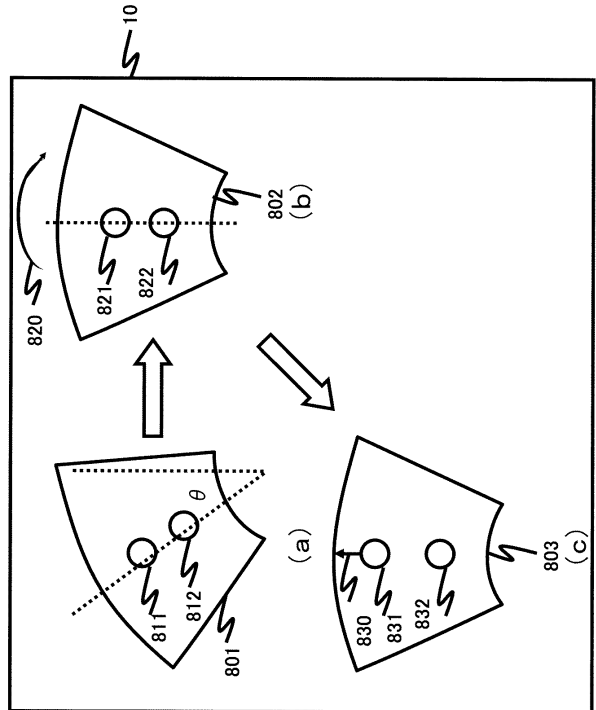
【図6】



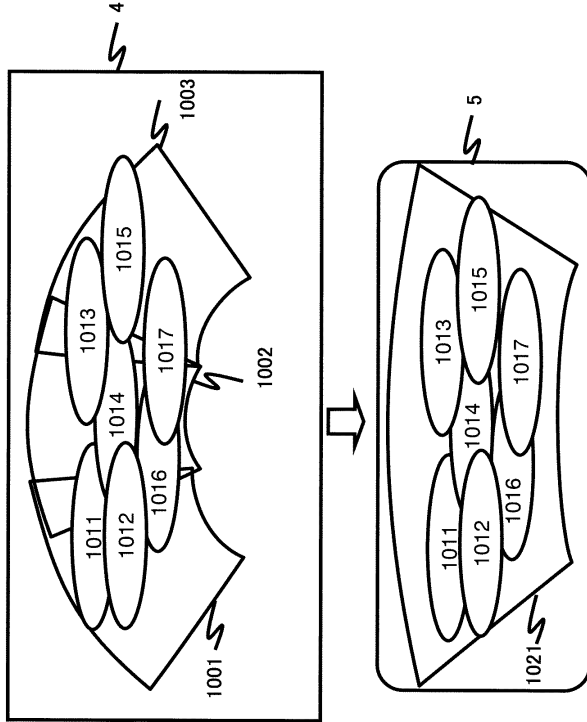
【図7】



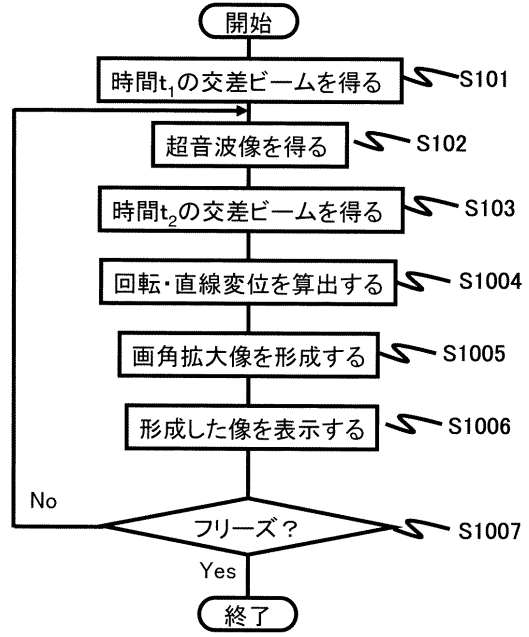
【図8】



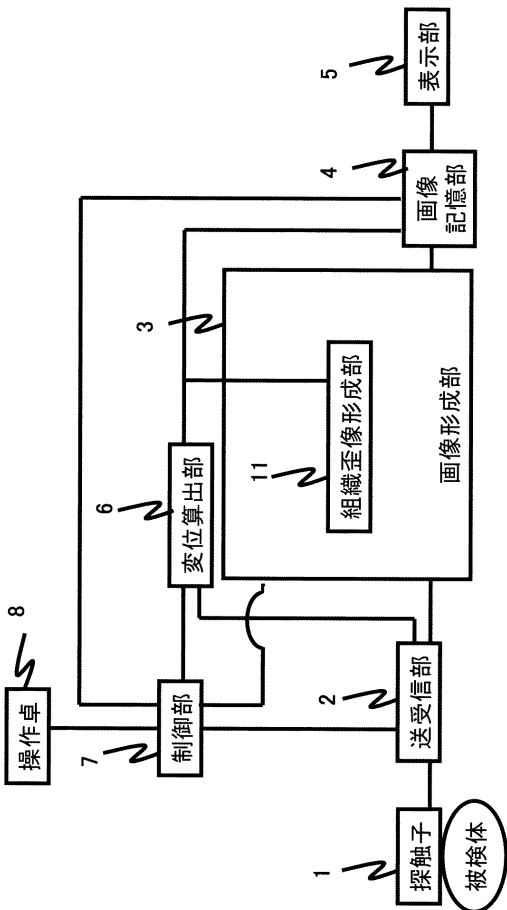
【図9】



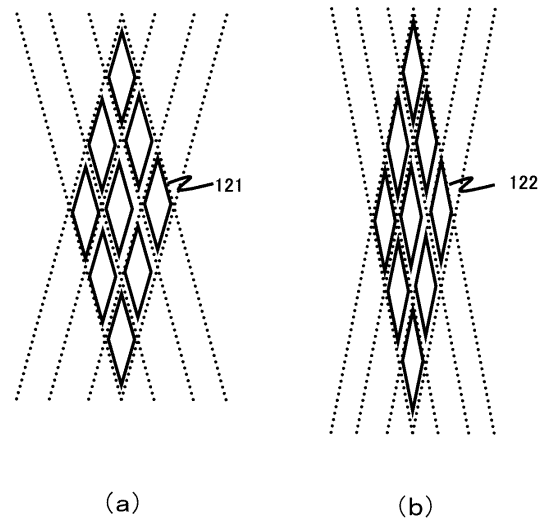
【図10】



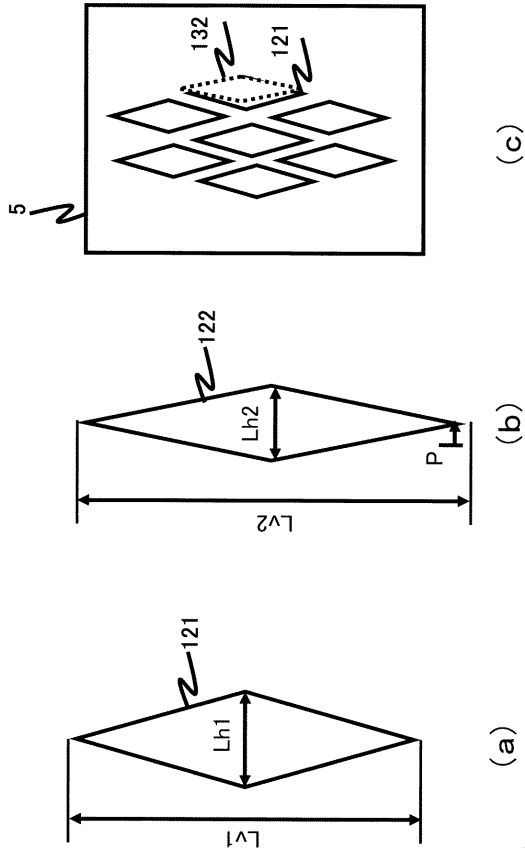
【図11】



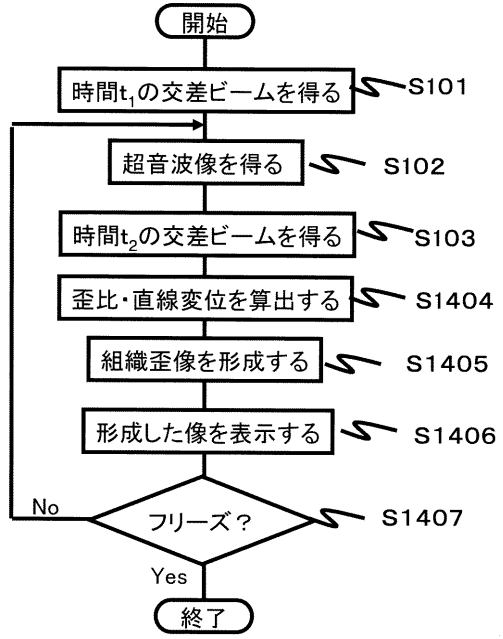
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声图像诊断装置及其探头位移计算方法		
公开(公告)号	JP5980526B2	公开(公告)日	2016-08-31
申请号	JP2012042929	申请日	2012-02-29
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	馬場博隆		
发明人	馬場 博隆		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08.ZDM A61B8/14 A61B8/00 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB17 4C601/BB27 4C601/DD19 4C601/EE07 4C601/JB42 4C601/JB50 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/KK09		
其他公开文献	JP2013176499A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：与传统探头相比，进一步减少探头位移的操作量。解决方案：诊断超声成像系统被配置为使用超声接收束，其由发送/接收部分2在预定时间段t1中在彼此交叉的方向上形成并且被获得以便在对象中包括目标组织。超声波接收束，其形成在与预定时间段t1不同的时间段t2中彼此相交的方向上并且被获得以便在对象中包括目标组织，以便计算a的位移。通过沿多个超声波束的中心线方向获得矢量并执行合成所获得的矢量的操作来探测。

【图1】

