

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5851971号
(P5851971)

(45) 発行日 平成28年2月3日(2016.2.3)

(24) 登録日 平成27年12月11日(2015.12.11)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2012-239706 (P2012-239706)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年10月31日 (2012.10.31)		ジーイー・メディカル・システムズ・グロ
(65) 公開番号	特開2014-87507 (P2014-87507A)		ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
(43) 公開日	平成26年5月15日 (2014.5.15)		エルシー
審査請求日	平成26年10月17日 (2014.10.17)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53
			188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
			ュー・ブルバード・ダブリュー・710
			・3000
		(74) 代理人	100137545
			弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	船矢 晴二
			東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
			GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 計測装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の超音波画像における観察対象に第一関心領域を設定する第一関心領域設定部と、
前記超音波画像において、前記第一関心領域を含まない部分に第二関心領域を設定する第二関心領域設定部と、
一の時相の超音波画像と他の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルを算出する第一移動ベクトル算出部と、
前記一の時相の超音波画像と前記他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルを算出する第二移動ベクトル算出部と、
前記第一部分の移動ベクトルに対して、前記第二部分の移動ベクトルによる補正を行なって、補正済移動ベクトルを算出する補正済移動ベクトル算出部と、
を備えることを特徴とする計測装置。

【請求項 2】

被検体の超音波画像における観察対象に第一関心領域を設定する第一関心領域設定部と、
前記超音波画像において、前記第一関心領域を含まない部分に第二関心領域を設定する第二関心領域設定部と、
一の時相の超音波画像と他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルを算出する第二移動ベクトル算出部と、

10

20

前記第二部分の移動ベクトルの逆ベクトルによって前記他の時相の超音波画像を位置補正した位置補正済超音波画像と、前記一の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルを算出する第一移動ベクトル算出部と、
を備えることを特徴とする計測装置。

【請求項 3】

前記第二関心領域は、知りたい移動情報以外の移動を検出するための部分に設定されることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の計測装置。

【請求項 4】

前記一の時相の超音波画像と前記他の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動を追跡する第一追跡部と、

10

前記一の時相の超音波画像と前記他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動を追跡する第二追跡部と、
を備え、

前記第一移動ベクトル算出部は、前記第一追跡部による前記第一部分の移動の追跡に基づいて、前記第一部分の移動ベクトルを算出し、

前記第二移動ベクトル算出部は、前記第二追跡部による前記第二部分の移動の追跡に基づいて、前記第二部分の移動ベクトルを算出する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の計測装置。

【請求項 5】

前記位置補正済超音波画像と、前記一の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動を追跡する第一追跡部と、

20

前記一の時相の超音波画像と前記他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動を追跡する第二追跡部と、
を備え、

前記第二移動ベクトル算出部は、前記第二追跡部による前記第二部分の移動の追跡に基づいて、前記第二部分の移動ベクトルを算出し、

前記第一移動ベクトル算出部は、前記第一追跡部による前記第一部分の移動の追跡に基づいて、前記第一部分の移動ベクトルを算出する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の計測装置。

【請求項 6】

30

前記第一関心領域の移動情報として、前記補正済移動ベクトルの大きさ及び方向に応じた表示形態を有する移動情報が表示される表示部を備えることを特徴とする請求項 1 又は 4 に記載の計測装置。

【請求項 7】

前記第一関心領域の移動情報として、前記第一部分の移動ベクトルの大きさ及び方向に応じた表示形態を有する移動情報が表示される表示部を備えることを特徴とする請求項 2 又は 5 に記載の計測装置。

【請求項 8】

コンピュータに、

被検体の超音波画像における観察対象に第一関心領域を設定する第一関心領域設定機能と、

40

前記超音波画像において、前記第一関心領域を含まない部分に第二関心領域を設定する第二関心領域設定機能と、

一の時相の超音波画像と他の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルを算出する第一移動ベクトル算出機能と、

前記一の時相の超音波画像と前記他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルを算出する第二移動ベクトル算出機能と、

前記第一部分の移動ベクトルに対して、前記第二部分の移動ベクトルによる補正を行なって、補正済移動ベクトルを算出する補正済移動ベクトル算出機能と、

を実行させることを特徴とする計測装置の制御プログラム。

50

【請求項 9】

コンピュータに、

被検体の超音波画像における観察対象に第一関心領域を設定する第一関心領域設定機能と、

前記超音波画像において、前記第一関心領域を含まない部分に第二関心領域を設定する第二関心領域設定機能と、

一の時相の超音波画像と他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルを算出する第二移動ベクトル算出機能と、

前記第二部分の移動ベクトルの逆ベクトルによって前記他の時相の超音波画像を位置補正した位置補正済超音波画像と、前記一の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルを算出する第一移動ベクトル算出機能と、

を実行させることを特徴とする計測装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像に設定された関心領域が設定された部分の移動を追跡して移動量を算出する計測装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

脳梗塞や心筋梗塞などの循環器系疾患を予防するには、動脈硬化の兆候を早期に察知することが有効である。動脈硬化の検査としては、超音波診断装置を用いて血管を観察することが行われている。例えば、特許文献1、2では、動脈硬化を診断するため、超音波画像において血管壁の動きを追跡して計測を行なうことが記載されている。

【0003】

また、血管内膜の動脈硬化による部分的な肥厚であるプラークが破綻すると、心筋梗塞などを引き起こすといわれている。プラークの破綻しやすさを決める因子としては、脂質コアの大きさ、脂質コアを覆う繊維性皮膜の厚さなどがある。これら脂質コアの大きさや繊維性皮膜の厚さは、プラーク内部の移動の様子を観察することによって推定することが可能である。そこで、特許文献3には、血管のプラーク性状を知るために、拍動に伴うプラーク内部における各部分の移動を追跡することが開示されている。具体的には、この特許文献3では、関心領域を分割して分割領域を設定し、各分割領域が設定された部分の移動を追跡して分割領域の移動ベクトルを表示している。この移動ベクトルにより、観察対象であるプラーク内部の移動の様子を知ることができる。

【0004】

プラークの性状判定について具体的に説明すると、各分割領域の移動量や移動方向が一樣ではない場合、そのプラークは軟らかいものであることが推定される。一方、各分割領域の移動量や移動方向が一樣である場合、そのプラークは硬いものであることが推定される。拍動によるプラーク内部の移動（変形）を検出するため、特許文献3によれば、各分割領域が設定された部分の移動を追跡し、その移動量を計測してベクトル表示するので、各分割領域の移動量や移動方向を知ることができ、プラークの性状判定を行なうことができる。

【0005】

このように、プラークの性状判定を行なうためには、拍動によるプラーク内部の移動を知ることが有用である。しかし、血管は、粘弾性体である血液が血管内を移動することに伴う慣性力や、超音波プローブを体表面上において煽る動作などによって、並進運動する。従って、前記分割領域の追跡を行なって得られた移動距離には、拍動による移動の要素のほか、前記並進運動による移動の要素も含まれてしまう。そこで、この並進運動による移動の要素を排除するために、特許文献3では、分割領域の移動量の平均を、関心領域全体の移動量として算出し、これを差し引いた移動量で各分割領域のベクトルを表示することが記載されている（特許文献3における第9ページの段落0049）。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2002-238903号公報

【特許文献2】特開2010-110373号公報

【特許文献3】特開2012-90819号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、分割領域を追跡して算出された移動距離には、拍動による移動の要素も含まれるため、分割領域の移動量の平均には、本来知りたい情報である拍動によるプラーク内部の移動の要素も含まれている。従って、分割領域の移動量の平均を差し引くと、本来知りたい拍動による移動の要素まで差し引かれてしまい、拍動による移動情報を正確に得ることができないおそれがある。そこで、観察対象について知りたい移動情報以外の移動要素をより正確に排除し、知りたい移動情報として、より正確な情報を得ることができる計測装置が望まれている。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述の課題を解決するためなされた一の観点の発明は、被検体の超音波画像における観察対象に第一関心領域を設定する第一関心領域設定部と、前記超音波画像において、前記第一関心領域を含まない部分に第二関心領域を設定する第二関心領域設定部と、一の時相の超音波画像と他の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルを算出する第一移動ベクトル算出部と、前記一の時相の超音波画像と前記他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルを算出する第二移動ベクトル算出部と、前記第一部分の移動ベクトルに対して、前記第二部分の移動ベクトルによる補正を行なって、補正済移動ベクトルを算出する補正済移動ベクトル算出部と、を備えることを特徴とする計測装置である。

20

【0009】

また、他の観点の発明は、被検体の超音波画像における観察対象に第一関心領域を設定する第一関心領域設定部と、前記超音波画像において、前記第一関心領域を含まない部分に第二関心領域を設定する第二関心領域設定部と、一の時相の超音波画像と他の時相の超音波画像との間で、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルを算出する第二移動ベクトル算出部と、前記第二部分の移動ベクトルの逆ベクトルによって前記他の時相の超音波画像を位置補正した位置補正済超音波画像と、前記一の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルを算出する第一移動ベクトル算出部と、を備えることを特徴とする計測装置である。

30

【発明の効果】

【0010】

上記一の観点の発明によれば、前記第二関心領域は、観察対象に設定される前記第一関心領域を含んでおらず、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルによって、第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルが補正されるので、観察対象について知りたい移動情報以外の移動要素をより正確に排除し、知りたい移動情報として、より正確な情報を得ることができる。

40

【0011】

上記他の観点の発明によれば、前記第二関心領域は、観察対象に設定される前記第一関心領域を含んでおらず、前記他の時相の超音波画像が、前記第二関心領域が設定された第二部分の移動ベクトルによって位置補正された前記位置補正済超音波画像は、観察対象について知りたい移動情報以外の移動要素が正確に排除された画像である。この位置補正済超音波画像と前記一の時相の超音波画像との間で、前記第一関心領域が設定された第一部分の移動ベクトルが算出されるので、観察対象について知りたい移動情報以外の移動要素

50

をより正確に排除し、知りたい移動情報として、より正確な情報を得ることができる

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】第一実施形態の制御部で実行される機能のブロック図である。

【図3】第一実施形態の超音波診断装置の作用の一例を示すフローチャートである。

【図4】第一関心領域及び第二関心領域が設定されたBモード画像を示す図である。

【図5】時相T1及び時相T2におけるBモード画像を示す概念図である。

【図6】表示部に表示された時相T1のBモード画像と時相T2のBモード画像とを示す図である。 10

【図7】観察対象指定領域の移動を説明する図である。

【図8】補正済移動ベクトルの算出を説明する図である。

【図9】補正済移動ベクトルを示すベクトル表示を示す図である。

【図10】第一実施形態の変形例における第二関心領域の設定を説明する図である。

【図11】第二実施形態の制御部で実行される機能のブロック図である。

【図12】第二実施形態の超音波診断装置の作用の一例を示すフローチャートである。

【図13】位置補正済Bモード画像の作成を説明する図である。

【図14】二つの第二関心領域が設定されたBモード画像を示す図である。 20

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態について詳細に説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図1～図8に基づいて説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8及び記憶部9を備える。前記超音波診断装置1は、本発明における計測装置の実施の形態の一例である。

【0014】

前記超音波プローブ2は、アレイ状に配置された複数の超音波振動子(図示省略)を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。 30

【0015】

前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部8からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2に供給する。また、前記送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2で受信したエコー信号について、A/D変換、整相加算処理等の信号処理を行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部4へ出力する。

【0016】

前記エコーデータ処理部4は、前記送受信ビームフォーマ3から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための信号処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部4は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含むBモード処理を行ない、Bモードデータを作成する。 40

【0017】

前記表示制御部5は、前記Bモードデータに対し、スキャンコンバータ(Scan Converter)による走査変換を行なってBモード画像データを作成し、このBモード画像データに基づくBモード画像を前記表示部6に表示させる。また、前記表示制御部5は、後述のベクトル表示vi等その他の表示を前記表示部6に表示させる。

【0018】

前記表示部6は、LCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部7は、操作者が指 50

示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス（図示省略）などを含んで構成されている。

【 0 0 1 9 】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) であり、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。例えば、前記送受信ビームフォーマ 3、前記エコーデータ処理部 4、前記表示制御部 5 の機能は、前記制御プログラムによって実行されてもよい。

【 0 0 2 0 】

さらに、前記制御部 8 は、図 2 に示された第一関心領域設定部 8 1、第二関心領域設定部 8 2、第一追跡部 8 3、第二追跡部 8 4、第一移動ベクトル算出部 8 5、第二移動ベクトル算出部 8 6、補正済移動ベクトル算出部 8 7 の機能を実行させる。詳細は後述する。前記第一関心領域設定部 8 1 は、本発明における第一関心領域設定部の実施の形態の一例であり、その機能は本発明における第一関心領域設定機能の実施の形態の一例である。前記第二関心領域設定部 8 2 は、本発明における第二関心領域設定部の実施の形態の一例であり、その機能は本発明における第二関心領域設定機能の実施の形態の一例である。前記第一追跡部 8 3 は、本発明における第一追跡部の実施の形態の一例である。前記第二追跡部 8 4 は、本発明における第二追跡部の実施の形態の一例である。前記第一移動ベクトル算出部 8 5 は、本発明における第一移動ベクトル算出部の実施の形態の一例であり、その機能は本発明における第一移動ベクトル算出機能の実施の形態の一例である。前記第二移動ベクトル算出部 8 6 は、本発明における第二移動ベクトル算出部の実施の形態の一例であり、その機能は本発明における第二移動ベクトル算出機能の実施の形態の一例である。前記補正済移動ベクトル算出部 8 7 は、本発明における補正済移動ベクトル算出部の実施の形態の一例であり、その機能は本発明における補正済移動ベクトル算出機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 1 】

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) や半導体メモリ (memory) などである。

【 0 0 2 2 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について図 3 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 1 では、被検体に対する超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて前記表示部 6 に表示された B モード画像 B I に、操作者は、図 4 に示すように第一関心領域 R O I 1 と第二関心領域 R O I 2 とを設定する。前記第一関心領域 R O I 1 及び前記第二関心領域 R O I 2 は、フリーズ (freeze) させた B モード画像 B I において設定される。ちなみに、この B モード画像 B I は、血管 B L の長軸断面の画像である。

【 0 0 2 3 】

前記第一関心領域 R O I 1 の設定について説明する。前記第一関心領域 R O I 1 は、観察対象指定領域 R を分割した分割領域である。まず、操作者が、前記操作部 7 を用いて B モード画像 B I 上で観察対象であるプラーク X を含む領域を指示する入力を行なうと、前記第一関心領域設定部 8 1 は、指示された領域に観察対象指定領域 R を設定する。次に、操作者が前記操作部 7 を用いて前記観察対象指定領域 R を分割する入力を行なうと、前記第一関心領域設定部 8 1 は前記観察対象指定領域 R を分割して、前記第一関心領域 R O I を設定する。前記観察対象指定領域 R の分割数は、操作者によって指定することができてもよい。この場合、操作者は縦及び横の分割数を入力することにより、分割数を指定することができてもよい。

【 0 0 2 4 】

前記第二関心領域 R O I 2 は、操作者が、前記操作部 7 を用いて B モード画像 B I 上で所定の領域を指示する入力を行なうと、前記第二関心領域設定部 8 2 により、前記所定の領域に設定される。例えば、前記第二関心領域 R O I 2 は、血管 B L の下方に設定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

前記第一関心領域 R O I 1 は、ブランク X の内部の変位を観察するために設定される領域である。また、前記第二関心領域 R O I 2 は、拍動による移動の要素（ブランク X の内部について操作者が知りたい移動情報）以外の排除したい移動要素を検出するための領域に設定される。ここでは、血管 B L の下方に設定された前記第二関心領域 R O I 2 により、粘弾性体である血液が前記血管 B L 内を移動することに伴う慣性力などによる血管 B L の並進運動を検出することができる。

【 0 0 2 6 】

次に、ステップ S 2 では、図 5 に示すように、時相 T 1 の B モード画像 B I 1 と、時相 T 1 よりも後の時相 T 2 の B モード画像 B I 2 との間で、前記第一追跡部 8 3 は、前記第一関心領域 R O I 1 が設定された第一部分 P 1 の追跡を行なう。また、前記第二追跡部 8 4 は、同様に前記 B モード画像 B I 1 と前記 B モード画像 B I 2 との間で、前記第二関心領域 R O I 2 が設定された第二部分 P 2 の追跡を行なう。前記各第一部分 P 1 及び前記第二部分 P 2 の追跡は、例えばオブティカルフロー法などの公知の手法を用いて行われる。前記 B モード画像 B I 1 は、本発明における一の時相の超音波画像の実施の形態の一例である。また、前記 B モード画像 B I 2 は、本発明における他の時相の超音波画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 7 】

また、ステップ S 2 では、前記各第一部分 P 1 の追跡結果に基づいて、前記第一移動ベクトル算出部 8 5 は、前記 B モード画像 B I 1 及び前記 B モード画像 B I 2 の間における前記各第一部分 P 1 の第一移動ベクトル p 1 を算出する。また、前記第二部分 P 2 の追跡結果に基づいて、前記第二移動ベクトル算出部 8 6 は、前記 B モード画像 B I 1 及び前記 B モード画像 B I 2 の間における前記第二部分 P 2 の第二移動ベクトル p 2 を算出する。

【 0 0 2 8 】

例えば、前記時相 T 1 における超音波画像 B 1 が、図 6 の上方に示された状態の画像であり、前記時相 T 2 における超音波画像 B 2 が、図 6 の下方に示された状態の画像であったとする。前記超音波画像 B 1 における血管 B L に対し、前記超音波画像 B 2 における血管 B L は拍動によって縮径し、なおかつ図において左方向へ並進運動した状態になっている。従って、観察対象指定領域 R は、図 7 に示すように斜め左上方向へ移動している。

【 0 0 2 9 】

次に、ステップ S 3 では、前記補正済移動ベクトル算出部 8 7 が、前記各第一移動ベクトル p 1 に対し、前記第二移動ベクトル p 2 による補正を行なって、前記各第一関心領域 R O I 1 について、補正済移動ベクトル p c を算出する。具体的には、図 8 に示すように、下記（式 1）のベクトル演算（減算）を行ない、補正済移動ベクトル p c を算出する。（補正済移動ベクトル p c ）

$$= (\text{前記第一移動ベクトル } p_1) - (\text{前記第二移動ベクトル } p_2) \\ \cdots (\text{式 1})$$

【 0 0 3 0 】

図 8 では、前記第二移動ベクトル p 2 は、水平方向のベクトルで図示されているが、前記第二部分 P 2 が、拍動によって血管の短軸方向（縦方向）にも移動する場合、前記第二移動ベクトル p 2 は、特に図示しないがこの短軸方向の要素が加わったベクトルになる。従って、拍動による短軸方向の移動の要素も削除された補正済移動ベクトル p c を得ることができる。

【 0 0 3 1 】

ステップ S 3 において補正済移動ベクトル p c が算出されると、ステップ S 4 では、前記表示制御部 5 は前記表示部 6 に、前記第一関心領域 R O I 1 の移動情報 i を表示させる。この移動情報 i として、図 9 に示すように、前記各第一関心領域 R O I 1 に、補正済移動ベクトル p c を示すベクトル表示 v i が表示されてもよい。このベクトル表示 v i は、前記補正済移動ベクトル p c の大きさ及び方向に応じた表示形態を有する。前記ベクトル表示 v i は、前記 B モード画像 B I に設定された第一関心領域 R O I とは別に表示されて

10

20

30

40

50

もよい。前記ベクトル表示 v_i は、本発明における移動情報の実施の形態の一例である。

【0032】

また、移動情報 i として、特に図示しないが、前記各第一関心領域 ROI_1 に、前記補正済移動ベクトル p_c に応じた色（ベクトルの方向と大きさに応じた色）を表示してもよい。

【0033】

以上説明した本例によれば、第一移動ベクトル p_1 から第二移動ベクトル p_2 が引かれて補正済移動ベクトル p_c が算出され、この補正済移動ベクトル p_c に基づく移動情報 i が表示されるので、並進運動の要素が除かれた第一関心領域 ROI の移動情報を表示することができる。しかも、前記第二移動ベクトル p_2 は、前記第一関心領域 ROI_1 を含まない部分（前記第二関心領域 ROI_2 が設定された第二部分 P_2 ）の移動ベクトルであるので、観察対象であるブランク内部について知りたい移動情報以外の移動要素が正確に排除された移動情報を得ることができる。

10

【0034】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。前記第二関心領域設定部 82 は、第二関心領域 ROI_2' を所定の位置に自動的に設定してもよい。例えば、図 10 に示すように、前記第二関心領域 ROI_2' は被検体の体表面の近傍に設定されてもよい。このように被検体の体表面の近傍に設定された前記第二関心領域 ROI_2' により、前記超音波プローブ 2 を体表面上において煽る動作などによる生体組織の移動を検出することができる。

20

【0035】

前記ステップ S_2 では、前記時相 T_1 の B モード画像 BI_1 及び前記時相 T_2 の B モード画像 BI_2 との間で前記第二関心領域 ROI_2' が設定された第二部分 P_2' の追跡が行われ第二移動ベクトル p_2 が算出される。

【0036】

なお、上記実施形態において、操作者が前記操作部 7 を用いて前記第二関心領域 ROI_2 を設定する場合においても、第一変形例と同じ位置、すなわち被検体の体表面の近傍に設定されてもよい。

【0037】

（第二実施形態）

30

次に、第二実施形態について説明する。第二実施形態において、前記制御部 8 は、図 11 に示された第一関心領域設定部 81、第二関心領域設定部 82、第一追跡部 83、第二追跡部 84、第一移動ベクトル算出部 85、第二移動ベクトル算出部 86、画像移動部 88 の機能を実行させる。本例の制御部 8 は、第一実施形態とは異なり、画像移動部 88 を有する一方で、補正済移動ベクトル算出部 87 を有さない。

【0038】

次に、第二実施形態の超音波診断装置 1 の作用について図 12 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S_{11} では、第一実施形態のステップ S_1 と同様に、前記第一関心領域 ROI_1 及び前記第二関心領域 ROI_2 を設定する。

【0039】

40

次に、ステップ S_{12} では、時相 T_1 の B モード画像 BI_1 と、時相 T_1 よりも後の時相 T_2 の B モード画像 BI_2 との間で、前記第二追跡部 84 は、前記第二関心領域が設定された第二部分 P_2 の追跡を行なう。また、前記第二移動ベクトル算出部 86 が、前記第二部分 P_2 の追跡結果に基づいて、前記 B モード画像 BI_1 及び前記 B モード画像 BI_2 の間における前記第二部分 P_2 の第二移動ベクトル p_2 を算出する。

【0040】

次に、ステップ S_{13} では、前記画像移動部 88 は、図 13 に示すように、前記第二移動ベクトル p_2 の逆ベクトル（ $-p_2$ ）によって前記 B モード画像 BI_2 を位置補正した位置補正済 B モード画像 BI_2' のデータを作成する。これにより、前記 B モード画像 BI_2 に対し、前記第二移動ベクトル p_2 と同じ大きさで逆方向に移動した位置補正済 B モ

50

ード画像 B I 2 ' のデータが得られる。これにより、並進運動前の位置に戻った位置補正済 B モード画像 B I 2 ' のデータを得ることができる。この位置補正済 B モード画像 B I 2 ' は、拍動によるブラーク内部の移動以外の移動要素が排除された画像である。

【 0 0 4 1 】

次に、ステップ S 1 4 では、前記第一追跡部 8 3 は、時相 T 1 の B モード画像 B I 1 と前記位置補正済 B モード画像 B I 2 ' との間で、前記第一関心領域 R O I 1 が設定された第一部分 P 1 の追跡を行なう。また、前記第一部分 P 1 の追跡結果に基づいて、前記 B モード画像 B I 1 及び前記位置補正済 B モード画像 B I 2 ' の間における前記第一部分 P 1 の第一移動ベクトル p 1 を算出する。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 1 4 において前記第一移動ベクトル p 1 が算出されると、ステップ S 1 5 では、前記表示制御部 5 は前記表示部 6 に、前記第一関心領域 R O I 1 の移動情報 i を表示させる。本例においても、第一実施形態と同様に、前記移動情報 i としてベクトル表示 v i (図 8 参照) が表示されるが、このベクトル表示 v i は、前記ステップ S 1 4 において算出された前記第一移動ベクトル p 1 の大きさ及び方向を示す表示である。

【 0 0 4 3 】

また、移動情報 i として、特に図示しないが前記各第一関心領域 R O I 1 に、前記ステップ S 1 4 において算出された前記第一移動ベクトル p 1 に応じた色 (ベクトルの方向と大きさに応じた色) を表示してもよい。

【 0 0 4 4 】

ちなみに、時相 T 2 とこの時相 T 2 の後の時相 T 3 との間における第一移動ベクトル p 1 を算出する場合には、前記ステップ S 1 2 では、前記第二移動ベクトル算出部 8 6 は、前記位置補正済 B モード画像 B I 2 ' と前記時相 T 3 の B モード画像 B I 3 との間で、前記第二部分 P 2 の追跡を行なって第二移動ベクトル p 2 を算出する。そして、この第二移動ベクトル p 2 によって前記 B モード画像 B I 3 を位置補正した位置補正済 B モード画像 B I 3 ' を得て、この位置補正済 B モード画像 B I 3 ' と前記位置補正済 B モード画像 B I 2 ' との間で、前記第一部分 P 1 の追跡を行ない、第一移動ベクトル p 1 を算出する。

【 0 0 4 5 】

以上説明した本例によれば、並進運動がキャンセルされた位置補正済 B モード画像 B I 2 ' と第一時相の B モード画像 B I 2 との間で、前記第一関心領域 R O I 1 が設定された第一部分 P 1 の第一移動ベクトル p 1 が算出される。そして、この第一移動ベクトル p 1 に基づく移動情報 i が表示されるので、並進運動の要素が除かれた第一関心領域 R O I の移動情報を表示することができる。しかも、第一実施形態と同様に、前記第二移動ベクトル p 2 は、前記第一関心領域 R O I 1 を含まない部分 (前記第二関心領域 R O I 2 が設定された第二部分 P 2) の移動ベクトルであるので、観察対象であるブラーク内部について知りたい移動情報以外の移動要素が正確に排除された移動情報を得ることができる。

【 0 0 4 6 】

なお、第二実施形態においても、第一実施形態の変形例と同様に、前記第二関心領域 R O I 2 ' が所定の位置に自動的に設定されてもよい。

【 0 0 4 7 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、上記第二実施形態において、前記第二関心領域 R O I 2 が複数設定されてもよい。この場合、複数の第二部分 P 2 の移動ベクトルの逆ベクトルによって、時相 T 2 の B モード画像を位置補正した位置補正済超音波画像が作成される。

【 0 0 4 8 】

具体的には、図 1 4 に示すように、B モード画像 B I において、血管 B L の下方及び被検体の体表面の近傍に、二つの前記第二関心領域 R O I 2 - 1 , R O I 2 - 2 が設定されてもよい。この場合、前記第二移動ベクトル算出部 8 6 は、時相 T 1 の B モード画像 B I 1 と時相 T 2 の B モード画像 B I 2 との間で、各第二関心領域 R O I 2 - 1 , R O I 2 -

10

20

30

40

50

2 が設定された第二部分 P 2 - 1 , P 2 - 2 の第二移動ベクトル p 2 - 1 , p 2 - 2 をそれぞれ算出する。そして、前記第二移動ベクトル p 2 - 1 の逆ベクトルによって前記 B モード画像 B I 2 が位置補正された位置補正済 B モード画像 B I 2 ' を作成し、さらにこの位置補正済 B モード画像 B I 2 ' が前記第二移動ベクトル p 2 - 2 の逆ベクトルによって位置補正された位置補正済 B モード画像 B I 2 ' ' を作成する。

【 0 0 4 9 】

また、前記第二関心領域 R O I 2 - 1 , R O I 2 - 2 が設定された場合に、時相 T 1 の B モード画像 B I 1 と時相 T 2 の B モード画像 B I 2 との間で、先ず、前記第二移動ベクトル算出部 8 6 は、前記第二関心領域 R O I 2 - 2 が設定された第二部分 P 2 - 2 の第二移動ベクトル p 2 - 2 を算出し、この第二移動ベクトル p 2 - 2 の逆ベクトルによって前記 B モード画像 B I 2 が位置補正された位置補正済 B モード画像 B I 2 ' を作成してもよい。この場合、次に、前記第二移動ベクトル算出部 8 6 は、前記位置補正済 B モード画像 B I 2 ' と前記 B モード画像 B I 1 との間で、前記第二関心領域 R O I 2 - 1 が設定された第二部分 P 2 - 1 の第二移動ベクトル p 2 - 1 を算出し、この第二移動ベクトル p 2 - 1 の逆ベクトルによって前記位置補正済 B モード画像 B I 2 ' が位置補正された位置補正済 B モード画像 B I 2 ' ' を作成する。この場合、位置補正済 B モード画像 B I 2 ' は、他の時相の超音波画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 5 0 】

位置補正済 B モード画像 B I 2 ' ' が作成されると、この位置補正済 B モード画像 B I 2 ' ' と前記時相 T 1 の B モード画像 B I 1 との間で前記第一部分 P 1 の追跡を行ない、前記第一移動ベクトル p 1 を算出する。

【 0 0 5 1 】

また、本発明に係る計測装置は、超音波診断装置以外の機器において実施されてもよい。例えば、本発明に係る計測装置は、パーソナルコンピュータ (personal computer) などの汎用のコンピュータにおいて実施されてもよい。この場合、超音波診断装置から、B モードデータなどのローデータ又は B モード画像データなどの画像データを、例えば汎用のコンピュータに取り込んで、この汎用のコンピュータにおいて、上記実施形態で説明した処理を行なう。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 2 】

- 1 超音波診断装置 (計測装置)
- 6 表示部
- 8 1 第一関心領域設定部
- 8 2 第二関心領域設定部
- 8 3 第一追跡部
- 8 4 第二追跡部
- 8 5 第一移動ベクトル算出部
- 8 6 第二移動ベクトル算出部
- 8 7 補正済移動ベクトル算出部

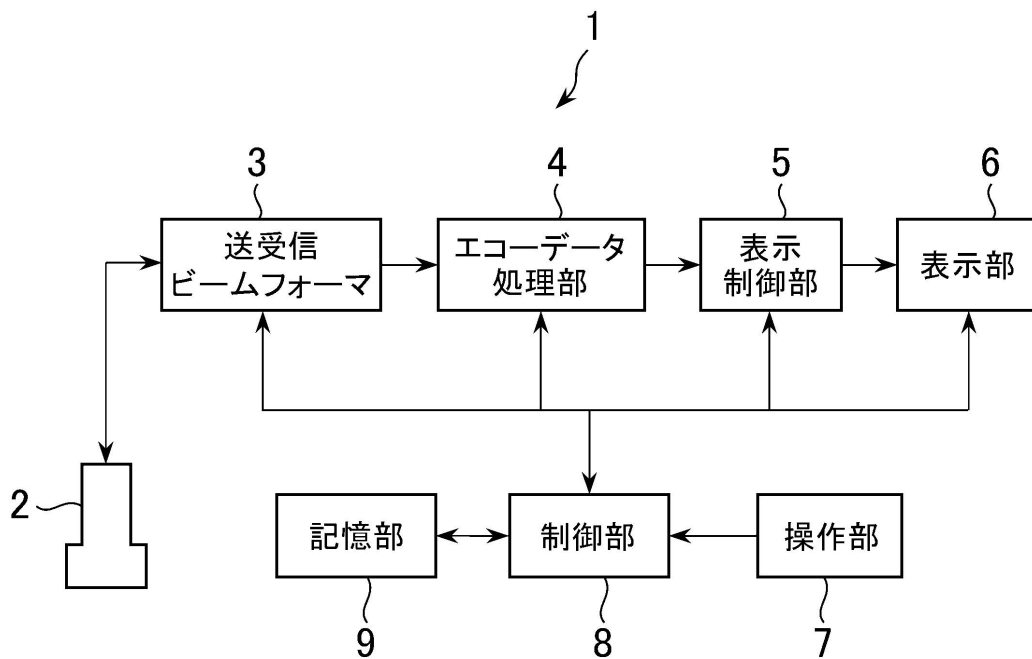
10

20

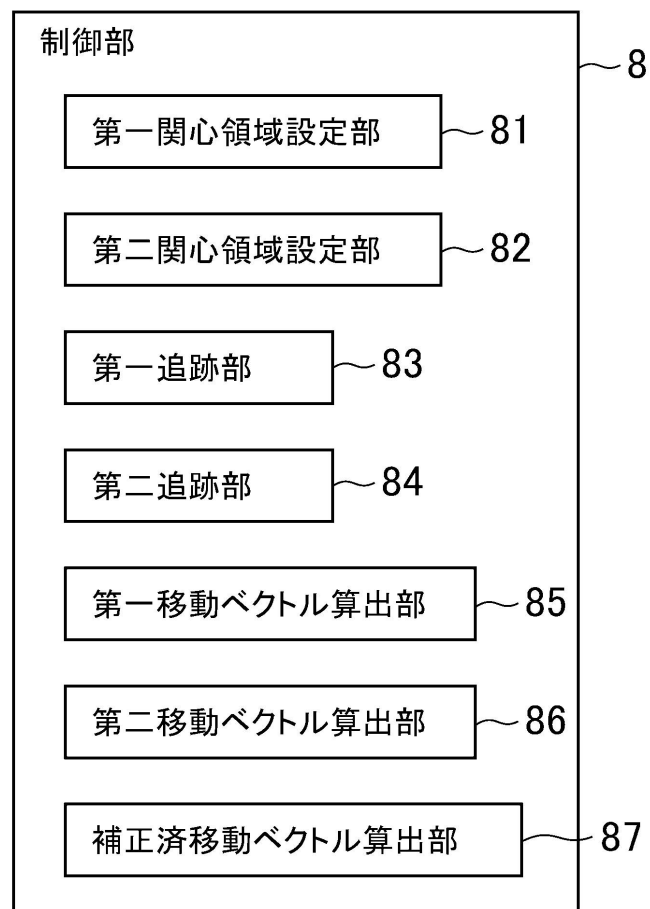
30

40

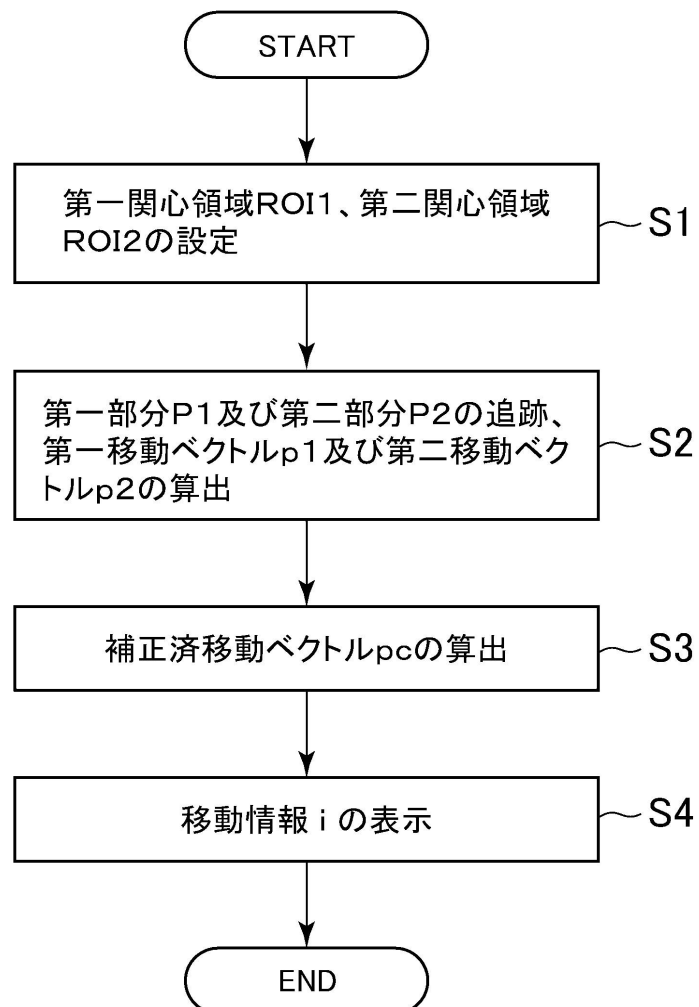
【図 1】



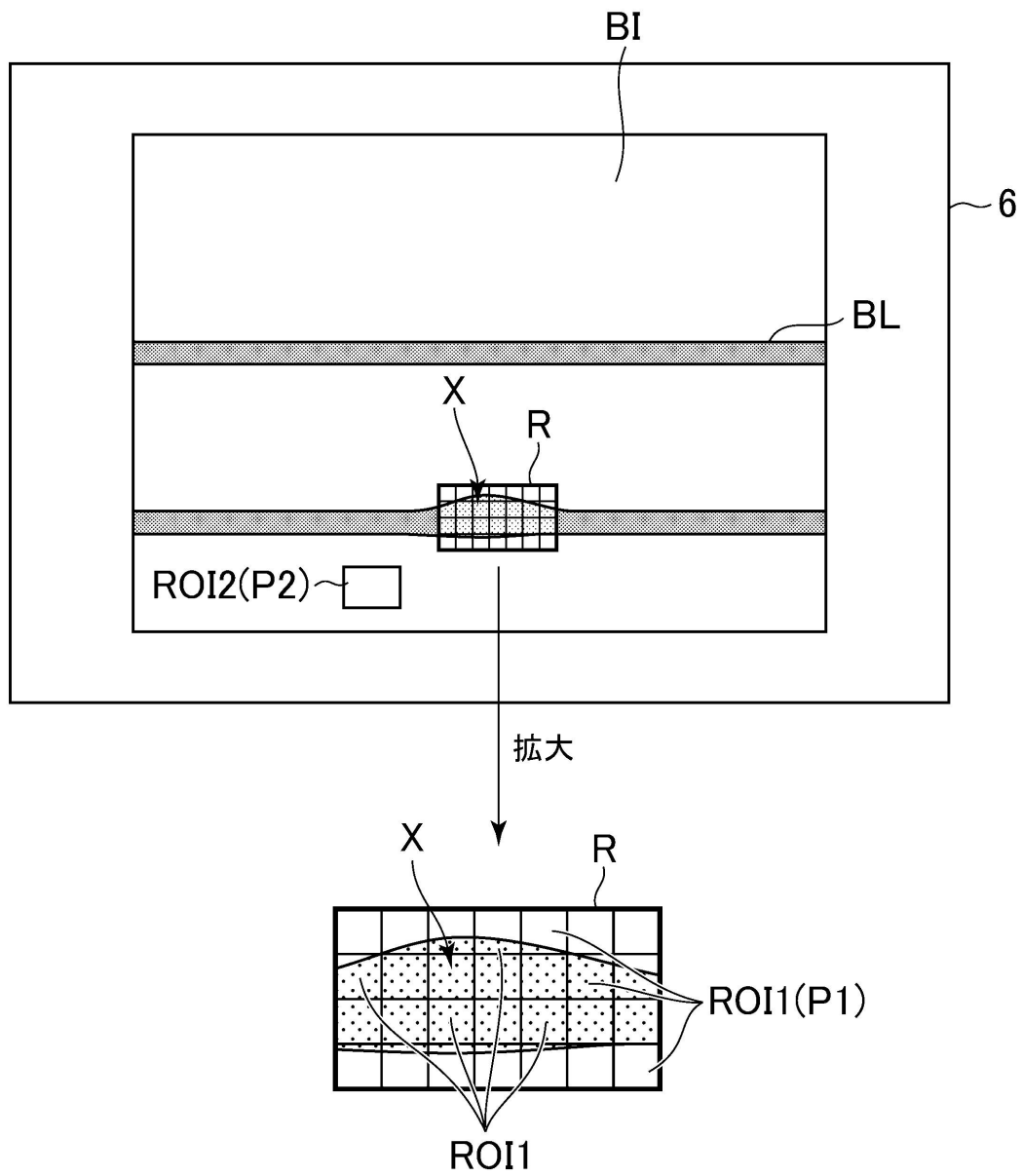
【図 2】



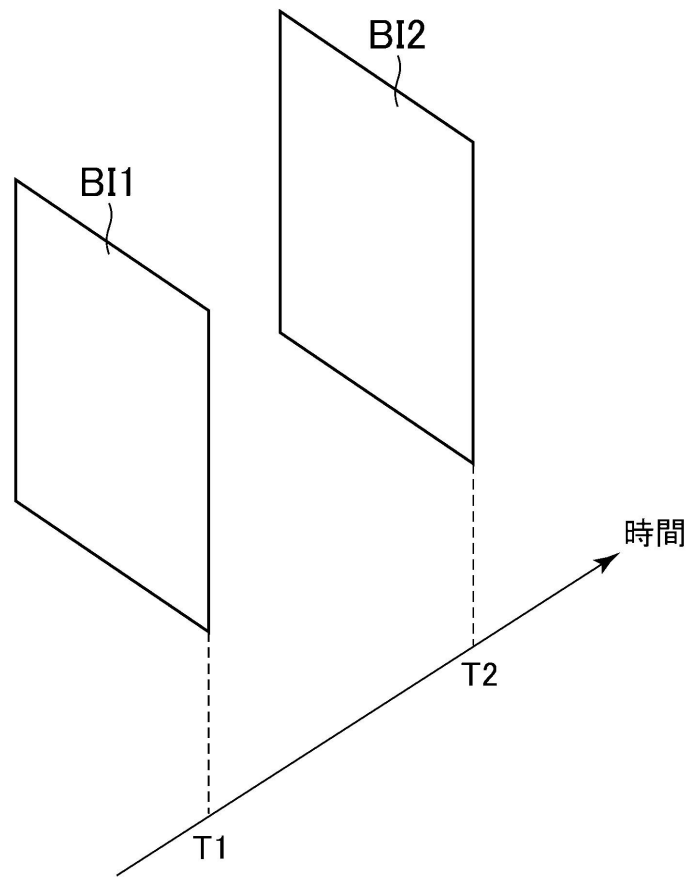
【図 3】



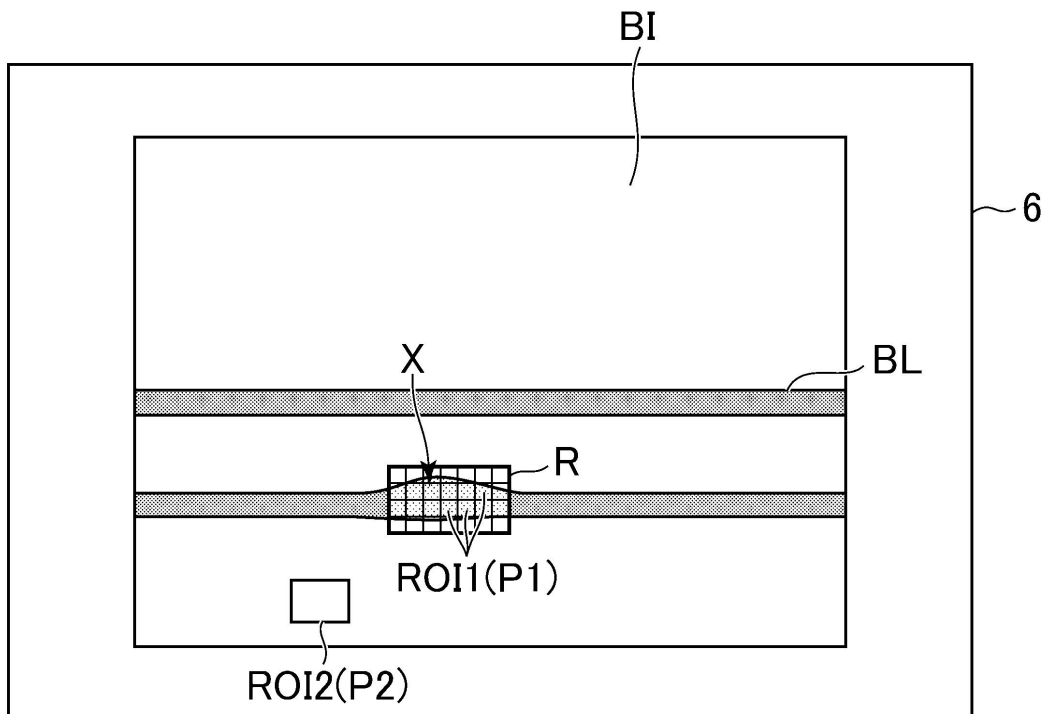
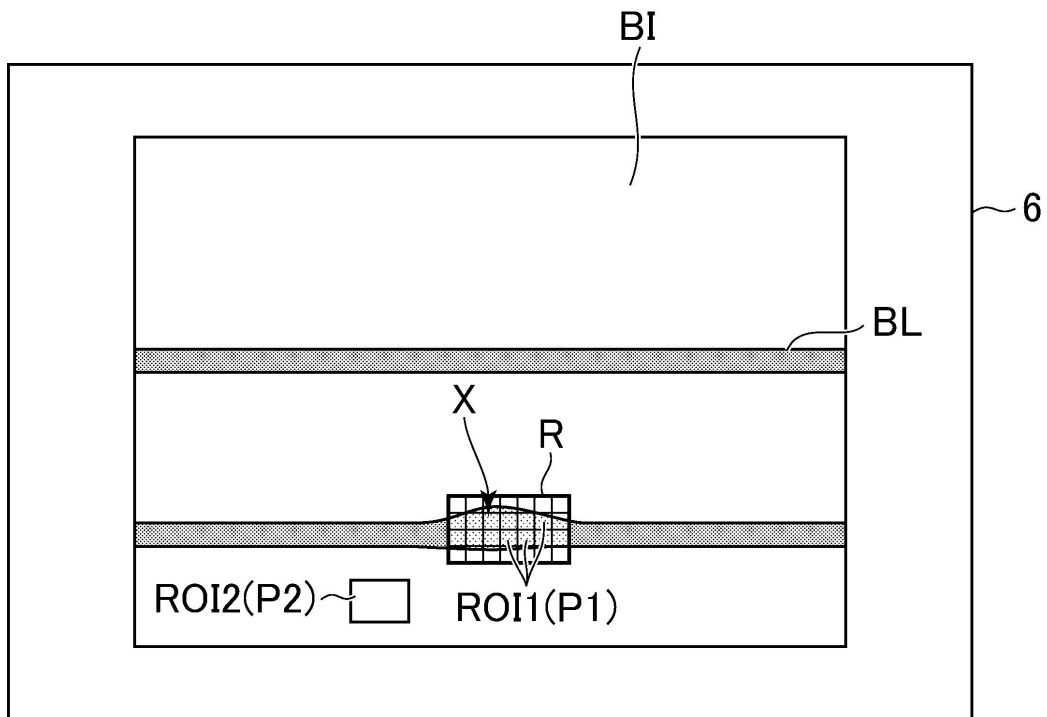
【図 4】



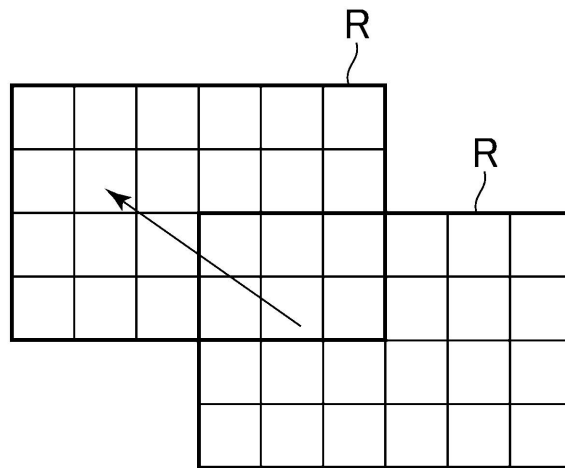
【図 5】



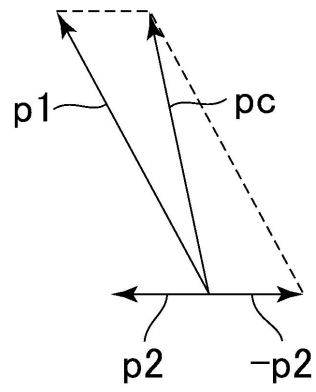
【図 6】



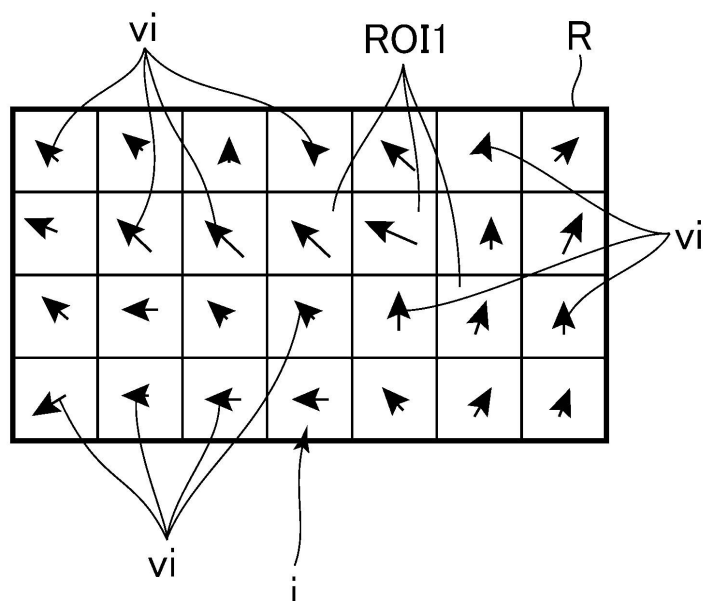
【図 7】



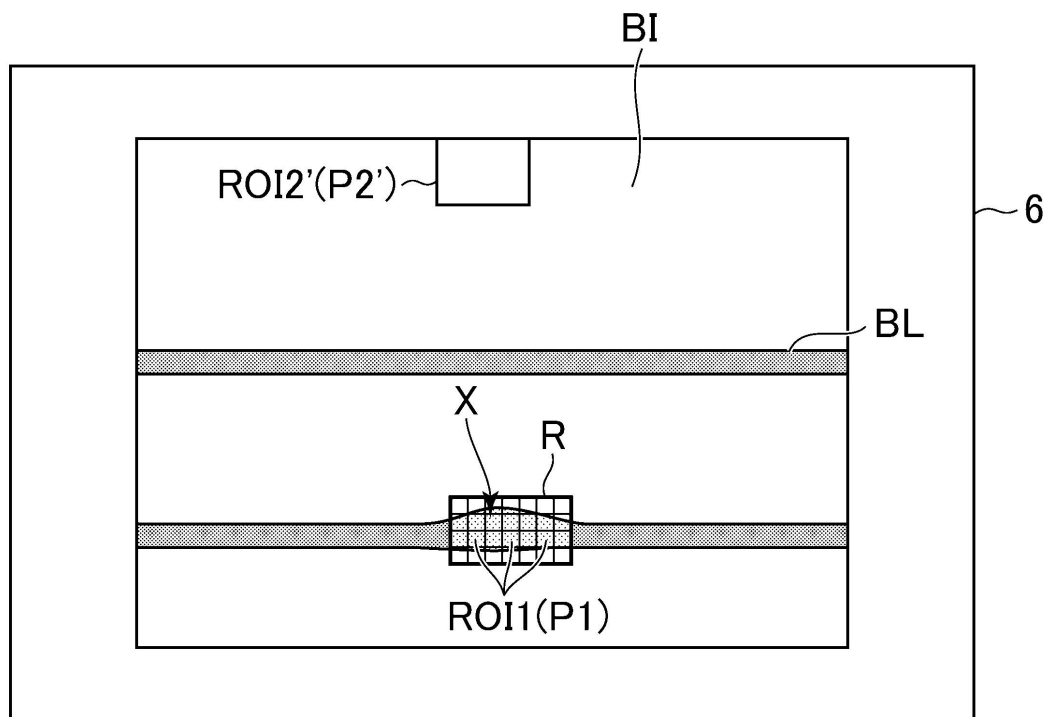
【図 8】



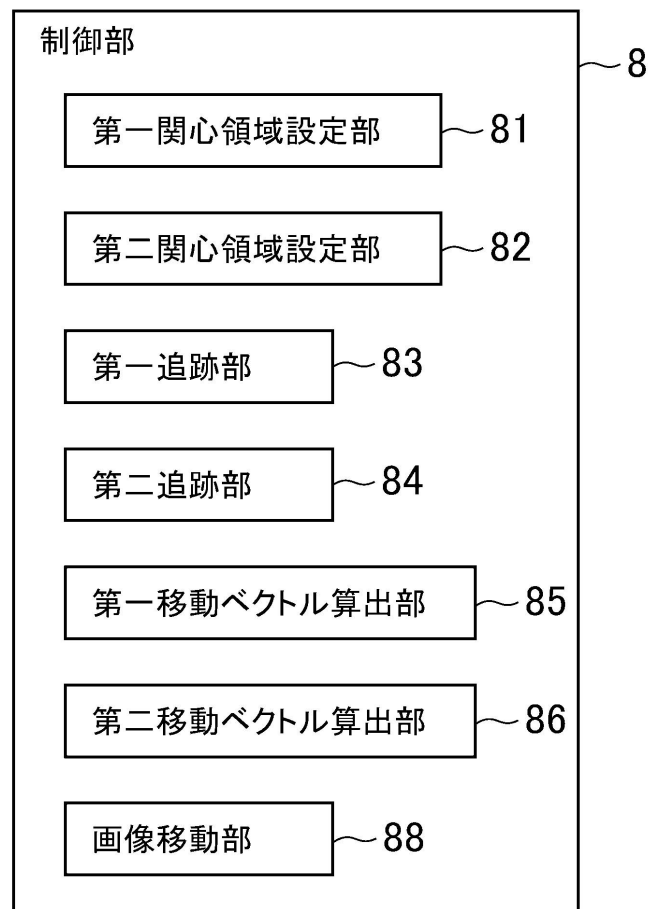
【図 9】



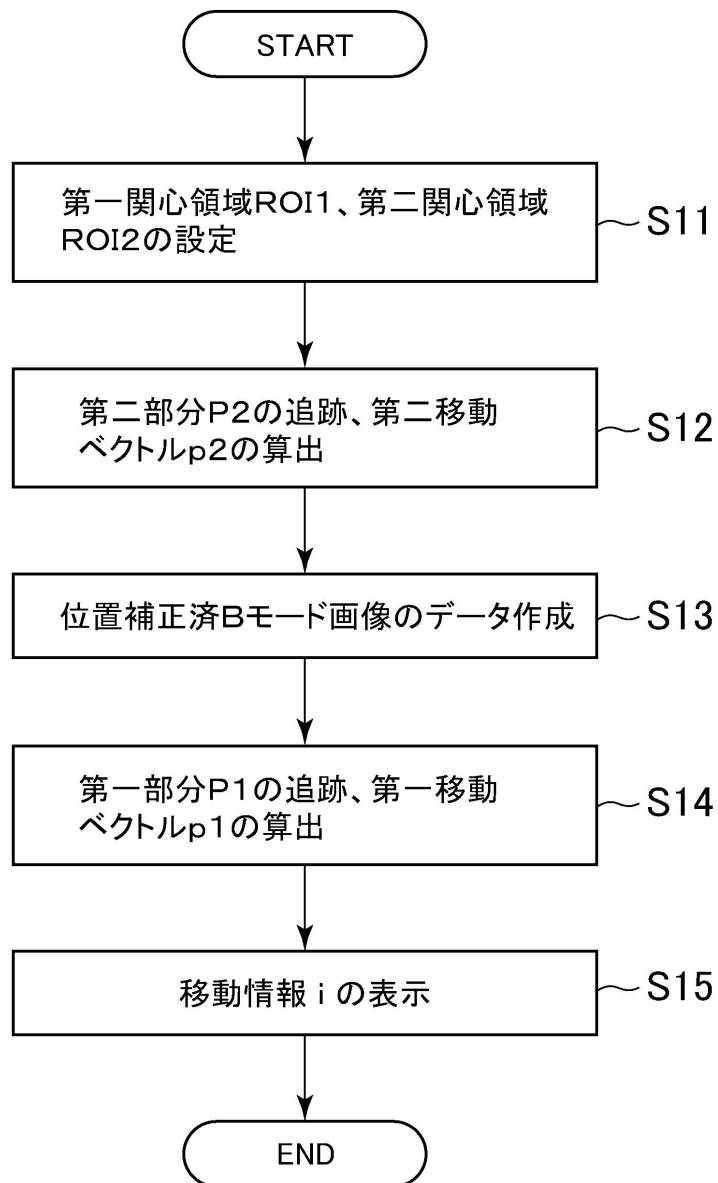
【図 10】



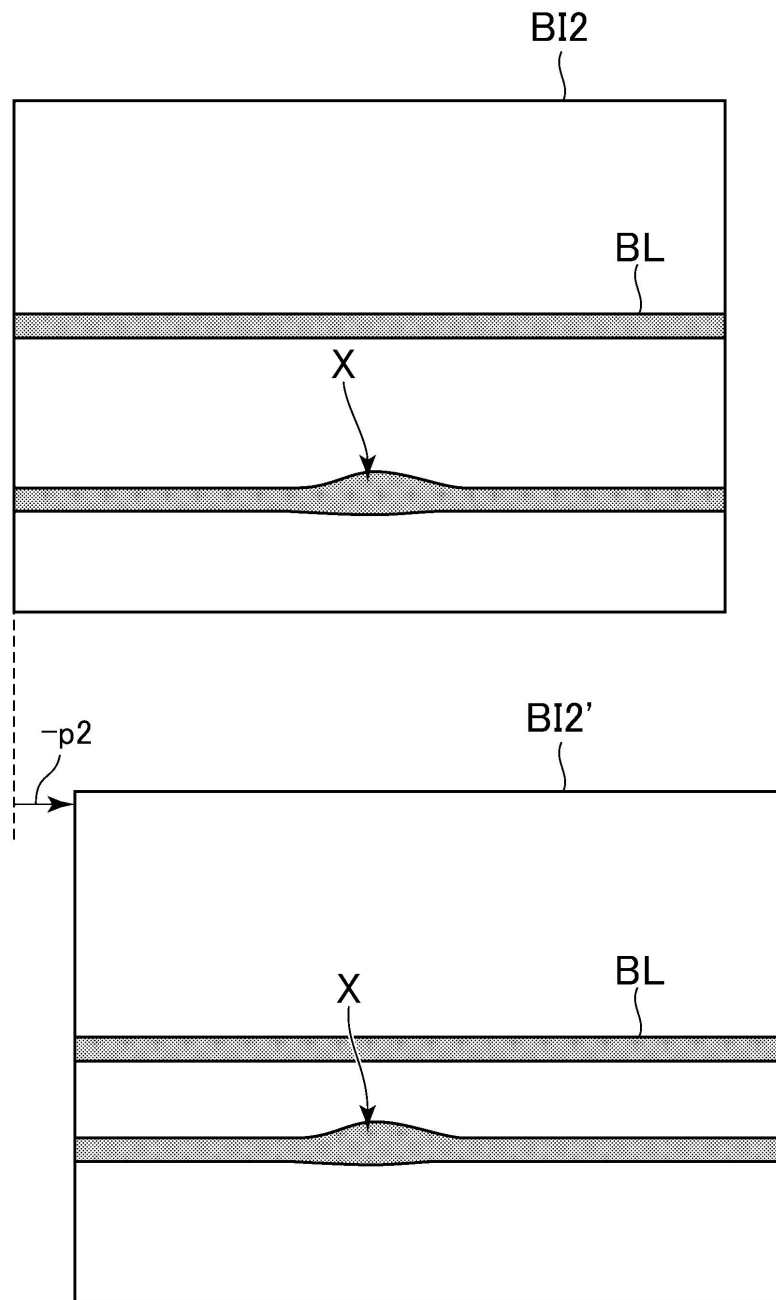
【図 11】



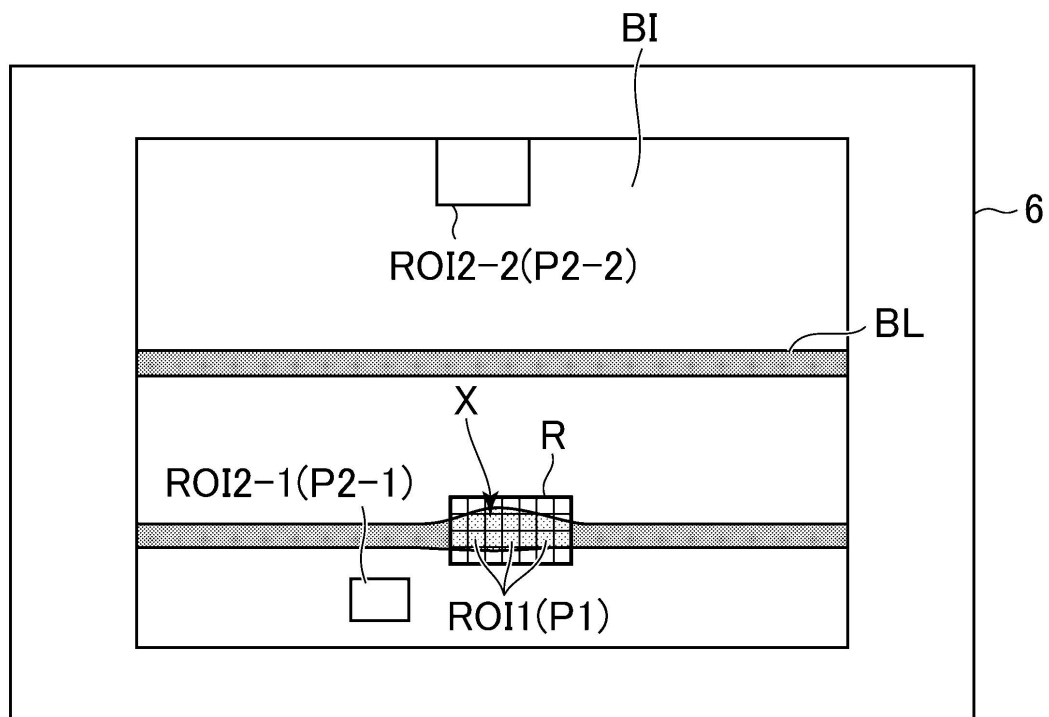
【図 12】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

- (72)発明者 見山 広二
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
- (72)発明者 齋藤 恭代
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
- (72)発明者 小笠原 正文
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2012-090819(JP,A)
国際公開第2007/080895(WO,A1)
特開2012-090820(JP,A)
特開2008-173387(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	5/00	-	5/01
A61B	5/055		
A61B	6/00	-	6/14
A61B	8/00	-	8/15
G06T	7/00	-	7/60

专利名称(译)	测量装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP5851971B2	公开(公告)日	2016-02-03
申请号	JP2012239706	申请日	2012-10-31
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	船矢晴二 見山広二 齋藤恭代 小笠原正文		
发明人	船矢 晴二 見山 広二 齋藤 恭代 小笠原 正文		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/08 A61B8/469 G06T7/248 G06T2207/10132 G06T2207/30016 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DD05 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC08 4C601/JC16 4C601/JC37		
其他公开文献	JP2014087507A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种测量装置，可以根据需要的运动信息实现更精确的信息采集。解决方案：一种测量装置，包括：第一运动矢量计算单元，其相对于第一部分P1计算具有一个时间相位的B模式图像BI与具有另一时间相位的B模式图像BI之间的运动矢量。设定第一感兴趣区域ROI1;第二运动矢量计算单元，相对于设定了第二关注区域ROI2的第二部分P2，计算一个时相的B模式图像BI与另一个时相的超声波图像BI之间的运动矢量;校正运动矢量计算单元，通过使用第二部分P2的运动矢量来计算校正运动矢量，以校正第一部分P1的运动矢量。

(21) 出願番号	特願2012-239706 (P2012-239706)	(73) 特許権者	300019238
(22) 出願日	平成24年10月31日 (2012.10.31)		ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
(65) 公開番号	特開2014-87507 (P2014-87507A)		アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブルユー・710・3000
(43) 公開日	平成26年5月15日 (2014.5.15)		
審査請求日	平成26年10月17日 (2014.10.17)	(74) 代理人	100137545 弁理士 荒川 聡志
		(72) 発明者	船矢 晴二 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内

最終頁に続く