

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5859950号  
(P5859950)

(45) 発行日 平成28年2月16日 (2016. 2. 16)

(24) 登録日 平成27年12月25日 (2015. 12. 25)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-260774 (P2012-260774)  
 (22) 出願日 平成24年11月29日 (2012. 11. 29)  
 (65) 公開番号 特開2014-104246 (P2014-104246A)  
 (43) 公開日 平成26年6月9日 (2014. 6. 9)  
 審査請求日 平成26年10月17日 (2014. 10. 17)

(73) 特許権者 300019238  
 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  
 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  
 ユー・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 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

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計測基準部分を設定する計測基準部分設定部と、  
 一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において複数の領域の追跡を行なう追跡部と

、  
 該追跡部の追跡に基づいて前記複数の領域の各々の第一移動情報を算出する第一移動情  
 報算出部と、

該第一移動情報算出部によって得られた前記複数の領域の各々の第一移動情報に基づい  
 て、前記計測基準部分の第二移動情報を算出する第二移動情報算出部と、  
 を備え、

前記複数の領域は、前記計測基準部分とともに移動する部分であって、前記追跡部によ  
 る追跡において、一の超音波画像と該一の超音波画像とは時間的に異なる他の超音波画像  
 との間における前記計測基準部分の追跡では捉えることができない移動の要素を捉えるこ  
 とができる部分を含む領域であり、

前記追跡部は、前記計測基準部分以外の複数の領域及び前記計測基準部分を含む領域の  
追跡を行ない、

前記第一移動情報算出部は、前記追跡部の追跡結果に基づいて、前記計測基準部分以外  
の複数の領域及び前記計測基準部分を含む領域の前記第一移動情報を算出し、

前記第二移動情報算出部は、前記計測基準部分以外の複数の領域及び前記計測基準部分  
を含む領域についての前記第一移動情報に基づいて前記第二移動情報を算出する

10

20

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計測基準部分を設定する計測基準部分設定部と、

一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において複数の領域の追跡を行なう追跡部と

、

該追跡部の追跡に基づいて前記複数の領域の各々の第一移動情報を算出する第一移動情報算出部と、

該第一移動情報算出部によって得られた前記複数の領域の各々の第一移動情報に基づいて、前記計測基準部分の第二移動情報を算出する第二移動情報算出部と、

前記計測基準部分以外の部分に前記複数の領域を設定する領域設定部であって、前記超音波画像において血管壁を識別して、前記複数の領域を血管壁に沿って設定する領域設定部と、

を備え、

前記複数の領域は、前記計測基準部分とともに移動する部分であって、前記追跡部による追跡において、一の超音波画像と該一の超音波画像とは時間的に異なる他の超音波画像との間における前記計測基準部分の追跡では捉えることができない移動の要素を捉えることができる部分を含む領域である

ことを特徴とする計測装置。

【請求項 3】

前記第二移動情報による前記計測基準部分の移動情報を表示する表示部を備える請求項 1 又は 2 に記載の計測装置。

【請求項 4】

被検体の超音波画像において周期的な運動を繰り返す部分に計測基準部分を設定する計測基準部分設定部と、

一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において前記計測基準部分を追跡する追跡部と、

前記一の時刻の超音波画像における前記計測基準部分の位置と、前記一の時刻と時間的に異なり、なおかつ該一の時刻と同一時相の超音波画像における前記計測基準部分の位置とに基づいて、前記追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の移動情報を補正する移動情報補正部と、

を備え、

前記移動情報補正部は、前記一の時刻と時間的に異なり、なおかつ該一の時刻と同一時相の超音波画像における前記計測基準部分の位置を、前記一の時刻の超音波画像における前記計測基準部分の位置と一致させた点と、前記追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の軌跡上の点とに基づいて補間を行なうことにより、前記移動情報の補正を行なう

ことを特徴とする計測装置。

【請求項 5】

被検体の超音波画像において周期的な運動を繰り返す部分に計測基準部分を設定する計測基準部分設定部と、

一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において前記計測基準部分を追跡する追跡部と、

該追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の軌跡の長さと同一の長さを有する閉曲線であって、少なくとも前記一の時刻の前記超音波画像における前記計測基準部分を通る閉曲線を、前記計測基準部分の軌跡の補正の結果とする移動情報補正部と、

を備えることを特徴とする計測装置。

【請求項 6】

コンピュータに、

被検体の超音波画像に計測基準部分を設定する計測基準部分設定機能と、

一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において複数の領域の追跡を行なう追跡機能

10

20

30

40

50

と、

該追跡機能による追跡に基づいて前記複数の領域の各々の第一移動情報を算出する第一移動情報算出機能と、

該第一移動情報算出機能によって得られた前記複数の領域の各々の第一移動情報に基づいて、前記計測基準部分の第二移動情報を算出する第二移動情報算出機能と、

を実行させる計測装置の制御プログラムであって、

前記複数の領域は、前記計測基準部分とともに移動する部分であって、前記追跡機能による追跡において、一の超音波画像と該一の超音波画像とは時間的に異なる他の超音波画像との間における前記計測基準部分の追跡では捉えることができない移動の要素を捉えることができる部分を含む領域であり、

10

前記追跡機能は、前記計測基準部分以外の複数の領域及び前記計測基準部分を含む領域の追跡を行ない、

前記第一移動情報算出機能は、前記追跡機能の追跡結果に基づいて、前記計測基準部分以外の複数の領域及び前記計測基準部分を含む領域の前記第一移動情報を算出し、

前記第二移動情報算出機能は、前記計測基準部分以外の複数の領域及び前記計測基準部分を含む領域についての前記第一移動情報に基づいて前記第二移動情報を算出する

ことを特徴とする計測装置の制御プログラム。

【請求項 7】

コンピュータに、

被検体の超音波画像に計測基準部分を設定する計測基準部分設定機能と、

20

一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において複数の領域の追跡を行なう追跡機能と、

該追跡機能の追跡に基づいて前記複数の領域の各々の第一移動情報を算出する第一移動情報算出機能と、

該第一移動情報算出機能によって得られた前記複数の領域の各々の第一移動情報に基づいて、前記計測基準部分の第二移動情報を算出する第二移動情報算出機能と、

前記計測基準部分以外の部分に前記複数の領域を設定する領域設定機能であって、前記超音波画像において血管壁を識別して、前記複数の領域を血管壁に沿って設定する領域設定機能と、

を実行させる計測装置の制御プログラムであって、

30

前記複数の領域は、前記計測基準部分とともに移動する部分であって、前記追跡部による追跡において、一の超音波画像と該一の超音波画像とは時間的に異なる他の超音波画像との間における前記計測基準部分の追跡では捉えることができない移動の要素を捉えることができる部分を含む領域である

ことを特徴とする計測装置の制御プログラム。

【請求項 8】

コンピュータに、

被検体の超音波画像において周期的な運動を繰り返す部分に計測基準部分を設定する計測基準部分設定機能と、

一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において前記計測基準部分を追跡する追跡機能と、

40

前記一の時刻の超音波画像における前記計測基準部分の位置と、前記一の時刻と時間的に異なり、なおかつ該一の時刻と同一時相の超音波画像における前記計測基準部分の位置とに基づいて、前記追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の移動情報を補正する移動情報補正機能と、

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であって、

前記移動情報補正機能は、前記一の時刻と時間的に異なり、なおかつ該一の時刻と同一時相の超音波画像における前記計測基準部分の位置を、前記一の時刻の超音波画像における前記計測基準部分の位置と一致させた点と、前記追跡機能による追跡によって得られた前記計測基準部分の軌跡上の点とに基づいて補間を行なうことにより、前記移動情報の補

50

## 正を行なう

ことを特徴とする計測装置の制御プログラム。

### 【請求項 9】

コンピュータに、

被検体の超音波画像において周期的な運動を繰り返す部分に計測基準部分を設定する計測基準部分設定機能と、

一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において前記計測基準部分を追跡する追跡機能と、

該追跡機能による追跡によって得られた前記計測基準部分の軌跡の長さと同じの長さの円周を有する円であって、少なくとも前記一の時刻の前記超音波画像における前記計測基準部分を通る円を、前記計測基準部分の軌跡の補正の結果とする移動情報補正機能と、

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、超音波画像の血管壁に領域を設定し、この領域が設定された部分の動きを追跡することが記載されている。

### 【先行技術文献】

### 【特許文献】

### 【0003】

【特許文献1】特開2002-238903号公報

【特許文献2】特開2012-90820号公報

### 【発明の概要】

### 【発明が解決しようとする課題】

### 【0004】

ところで、領域が設定された部分の動きの追跡は、超音波画像における輝度分布に基づいて行なう。従って、移動方向において同じような輝度分布になっていると、正確な追跡が困難である。具体的に説明すると、血管壁の動きの要素には、被検体の体表面に当接している超音波プローブを煽る動作による動き、被検体の動作による動き、呼吸による動き、拍動によって血管が収縮する動き、血管内を血液が移動することに伴う慣性力による血管長軸方向の動きなど、様々な要素が含まれている。

### 【0005】

このうち、例えば水平方向に延びる血管の長軸方向の断面画像において、血液が移動することに伴う慣性力によって血管が長軸方向（水平方向）に動いても、この水平方向においては、血管壁は同じような輝度分布になっており、なおかつ追跡対象の領域はあまり大きくないので、正確な追跡が困難である。このようなことから、計測を行なう基準となる計測基準部分について正確な移動情報を得ることができる計測装置が望まれている。

### 【課題を解決するための手段】

### 【0006】

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計測基準部分を設定する計測基準部分設定部と、一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において複数の領域の追跡を行なう追跡部と、この追跡部の追跡に基づいて前記各領域の第一移動情報を算出する第一移動情報算出部と、この第一移動情報算出部によって得られた前記

10

20

30

40

50

各領域の第一移動情報に基づいて、前記計測基準部分の第二移動情報を算出する第二移動情報算出部と、を備え、前記複数の領域は、前記計測基準部分とともに移動する部分であって、前記追跡部による追跡において、前記一の超音波画像と前記他の超音波画像との間における前記計測基準部分の追跡では捉えることができない移動の要素を捉えることができる部分を含む領域であることを特徴とする計測装置である。

【 0 0 0 7 】

また、他の観点の発明は、被検体の超音波画像において周期的な運動を繰り返す部分に計測基準部分を設定する計測基準部分設定部と、一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において前記計測基準部分を追跡する追跡部と、前記一の時刻の超音波画像における前記計測基準部分の位置と、前記一の時刻と時間的に異なり、なおかつ該一の時刻と同一時相の超音波画像における前記計測基準部分の位置とに基づいて、前記追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の移動情報を補正する移動情報補正部と、を備えることを特徴とする計測装置である。

10

【 0 0 0 8 】

また、他の観点の発明は、被検体の超音波画像において周期的な運動を繰り返す部分に計測基準部分を設定する計測基準部分設定部と、一の時刻から後に順次続く前記超音波画像において前記計測基準部分を追跡する追跡部と、この追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の軌跡の長さと同じの長さを有する閉曲線であって、少なくとも前記一の時刻の前記超音波画像における前記計測基準部分を通る閉曲線を、前記計測基準部分の軌跡の補正の結果とする移動情報補正部と、を備えることを特徴とする計測装置である。

20

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

上記一の観点の発明によれば、前記計測部分とともに移動する部分であって、前記一の超音波画像と前記他の超音波画像との間における計測基準部分の追跡では、追跡しきれない移動の要素を捉えることができる部分を含む複数の領域の移動情報に基づく第一移動情報が算出されるので、前記計測基準部分について従来よりも正確な移動情報を得ることができる。

【 0 0 1 0 】

また、他の観点の発明によれば、前記一の時刻の超音波画像における前記計測基準部分の位置と、前記一の時刻と時間的に異なり、なおかつこの一の時刻と同一時相の超音波画像における前記計測基準部分の位置とに基づいて、前記追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の移動情報が補正されるので、前記計測基準部分について従来よりも正確な移動情報を得ることができる。

30

【 0 0 1 1 】

また、他の観点の発明によれば、前記追跡部による追跡によって得られた前記計測基準部分の軌跡の長さと同じの長さを有する閉曲線であって、少なくとも前記一の時刻の前記超音波画像における前記計測基準部分を通る閉曲線を、前記計測基準部分の軌跡の補正の結果とするので、前記計測基準部分について従来よりも正確な移動情報を得ることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【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】計測基準点が設定された B モード画像が表示された表示部を示す図である。

【図 5】関心領域が設定された血管の B モード画像を示す図である。

【図 6】時刻  $t_1$ 、 $t_2$ 、 $t_3$ 、 $t_4$  における B モード画像を示す概念図である。

【図 7】計測基準点  $P_1$  についての第一関心領域  $R_a$  の垂直方向の移動結果のグラフを示

50

す図である。

【図 8】計測基準点 P 1 についての第一関心領域 R a の水平方向の移動結果のグラフを示す図である。

【図 9】計測基準点 P 1 についての第一関心領域 R a の垂直方向の移動結果のグラフと計測基準点 P 2 についての第一関心領域 R a の垂直方向の移動結果のグラフとを示す図である。

【図 10】第一関心領域の移動結果として、ステップ S 6 において算出されるベクトルを用いる理由を説明する図である。

【図 11】図 10 に示されたベクトルを分解した図である。

【図 12】血管壁の移動と第一関心領域の追跡とを説明する図である。

10

【図 13】第一実施形態の第二変形例における第二関心領域の設定例を示す図である。

【図 14】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 15】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 16】第二実施形態において関心領域が設定された血管の B モード画像を示す図である。

【図 17】関心領域の移動の軌跡の一例を示す図である。

【図 18】関心領域の移動の軌跡の補正を説明する図である。

【図 19】第二実施形態の変形例における関心領域の移動の軌跡の補正を説明する図である。

【図 20】第二実施形態の変形例における関心領域の移動の軌跡の補正の他例を説明する図である。

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 12 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】

30

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。

【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】

40

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。

【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、後述の関心領域 R 等その他の表示を前記表示部 6 に表示させる。

【0018】

50

前記表示部 6 は、LCD ( Liquid Crystal Display ) や CRT ( Cathode Ray Tube ) など構成される。前記操作部 7 は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード ( keyboard ) 及びポインティングデバイス ( pointing device ) 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 に示された計測基準点設定部 8 1、関心領域設定部 8 2、追跡部 8 3、第一移動情報算出部 8 4、第二移動情報算出部 8 5、計測部 8 6 の機能を実行させる。詳細は後述する。前記計測基準点設定部 8 1 は、本発明における計測基準部分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計測基準部分設定機能の実施の形態の一例である。関心領域設定部 8 2 は、本発明における領域設定部の実施の形態の一例である。前記追跡部 8 3 は、本発明における追跡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追跡機能の実施の形態の一例である。前記第一移動情報算出部 8 4 は、本発明における第一移動情報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情報算出機能の実施の形態の一例である。前記第二移動情報算出部 8 5 は、本発明における第二移動情報算出部の実施の形態の一例であり、その機能は本発明

【 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、被検体から取得された超音波のエコー信号に基づいて前記表示部 6 に表示された B モード画像を、操作者がフリーズ ( freeze ) させる操作を行なう。

【 0 0 2 3 】

次に、ステップ S 2 では、操作者は、前記表示部 6 に表示された B モード画像 B I において、図 4 に示すように計測基準点 P を設定する。図 4 では、血管 B L の血管壁 W における内壁面に二点の計測基準点 P 1 , P 2 が設定されている。

【 0 0 2 4 】

前記計測基準点 P は、前記 B モード画像 B I における計測の基準となる点である。例えば、前記計測基準点 P は、後述するようにフリーズが解除された B モード画像 B I において、追跡を行なって移動量を計測する対象である。この計測基準点 P に基づいて血管径の計測を行なうことも可能である。前記計測基準点 P は、本発明における計測基準部分の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 5 】

前記計測基準点 P は、例えば操作者が前記操作部 7 のポインティングデバイスなどを用いて、図示しないカーソル ( cursor ) を移動させて所望の位置に設定する。前記計測基準点設定部 8 1 は、前記操作部 7 における操作者の入力があると、前記 B モード画像 B I に前記計測基準点 P を設定する。

【 0 0 2 6 】

前記特許文献 2 に記載されているように、一方の計測基準点 P 1 を操作者がポインティングデバイスなどを用いて設定した後、この計測基準点 P 1 と他方の計測基準点 P 2 とを結ぶ線分が血管の長軸方向と直交するように、前記計測基準点 P 2 の設定支援がなされてもよい。

【 0 0 2 7 】

次に、ステップ S 3 では、図 5 に示すように、前記関心領域設定部 8 2 が前記 B モード画像 B I に関心領域 R を設定する。関心領域 R は、実線で示された第一関心領域 R a と一点鎖線で示された第二関心領域 R b である。前記関心領域 R は、本発明における領域の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 8 】

具体的に前記関心領域 R の設定について説明する。前記関心領域設定部 8 2 は、前記計測基準点 P 1 , P 2 の周囲に、この計測基準点 P 1 , P 2 を含む第一関心領域 R a を設定する。また、前記関心領域設定部 8 2 は、前記第一関心領域 R a の両側に、血管 B L の長軸方向に沿って複数の第二関心領域 R b を設定する。前記関心領域設定部 8 2 は、B モード画像 B I の輝度分布（エコー信号の強度分布）に基づいて、血管壁 W の輪郭を特定し、この血管壁 W の輪郭を含むように前記第二関心領域 R b の設定を行なう。これにより、血管壁 W に沿って前記第二関心領域 R b が設定される。本例では、前記第二関心領域 R b は、前記第一関心領域 R a の両側に三つずつ設定されている。

10

【 0 0 2 9 】

前記第二関心領域 R b は、前記計測基準点 P とともに移動する部分であって、追跡部 8 3 による追跡において、第一関心領域 R a の追跡では捉えることができない移動の要素を捉えることができる部分を含んで設定される。これについては後述する。

【 0 0 3 0 】

前記表示制御部 5 は、前記第一関心領域 R a 及び前記計測基準点 P を前記表示部 6 に表示する。一方、前記第二関心領域 R b は前記表示部 6 に表示されなくてもよい。

20

【 0 0 3 1 】

次に、ステップ S 4 では、操作者は B モード画像 B I のフリーズを解除する。フリーズが解除されると、前記追跡部 8 3 は、一の時刻から後に順次続く前記 B モード画像 B I において、前記第一関心領域 R a 及び前記各第二関心領域 R b の追跡を開始する。前記第一関心領域 R a 及び前記第二関心領域 R b の追跡は、例えば、前記 B モード画像 B I の輝度分布に基づいて、オプティカルフロー法などの公知の手法を用いて行われる。

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 5 では、前記第一移動情報算出部 8 4 は、前記追跡部 8 3 による追跡に基づいて、前記 B モード画像 B I において第一関心領域 R a が設定された部分の移動を示す移動ベクトル V 1 と、前記第二関心領域 R b が設定された部分の移動を示す移動ベクトル V 2 を求める。前記第一移動情報算出部 8 4 は、時間的に異なる二つの B モード画像 B I の間における前記追跡部 8 3 による追跡から、前記第一関心領域 R a が設定された部分及び前記第二関心領域 R b が設定された部分の移動を求め、前記移動ベクトル V 1 及び前記移動ベクトル V 2 を算出する。例えば、図 6 に示すように、時刻 t 1、t 2、t 3、t 4、・・・における B モード画像を B モード画像 B I 1、B I 2、B I 3、B I 4、・・・とすると、前記 B モード画像 B I 1 と B モード画像 B I 2 との間、前記 B モード画像 B I 2 と B モード画像 B I 3 との間、前記 B モード画像 B I 3 と B モード画像 B I 4 との間において、前記移動ベクトル V 1 及び前記移動ベクトル V 2 の算出を行なう。前記移動ベクトル V 1 及び前記移動ベクトル V 2 は、本発明における第一移動情報の実施の形態の一例である。

30

40

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 6 では、第二移動情報算出部 8 5 は、前記移動ベクトル V 1 と複数の前記移動ベクトル V 2 を反映したベクトルを算出する。本例では、前記第二移動情報算出部 8 5 は、前記ベクトルとして、前記移動ベクトル V 1 と複数の前記移動ベクトル V 2 との平均ベクトル V a v を算出する。前記第二移動情報算出部 8 5 は、前記移動ベクトル V 1 及び前記移動ベクトル V 2 のうち、大きさや方向が極端に異なるベクトルを除いて前記平均ベクトル V a v を算出してもよい。また、前記第二移動情報算出部 8 5 は、前記移動ベクトル V 1 及び前記移動ベクトル V 2 に対し、それぞれのベクトルを得るための追跡に用いたオプティカルフロー法において得られる相関係数の大きさに応じた重み係数を乗算して、前記平均ベクトル V a v を算出してもよい。前記平均ベクトル V a v は、本発明に

50

おける第二移動情報の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 7 では、前記表示制御部 5 は、前記平均ベクトル  $V_{av}$  による前記第一関心領域  $R_a$  の移動結果（前記計測基準点 P の移動結果）を前記表示部 6 に表示させる。これにより、前記計測基準点 P の移動量の計測結果として、前記平均ベクトル  $V_{av}$  による移動情報が表示され、前記計測基準点 P についての補正された移動情報（補正後移動情報）が表示される。

【 0 0 3 5 】

例えば、前記表示制御部 5 は、図 7 に示すように、前記計測基準点 P 1 についての前記第一関心領域  $R_a$  の、前記平均ベクトル  $V_{av}$  による垂直方向における移動結果を示すグラフ G 1 を表示させてもよい。また、前記表示制御部 5 は、図 8 に示すように、前記計測基準点 P 1 についての前記第一関心領域  $R_a$  の、前記平均ベクトル  $V_{av}$  による水平方向の移動結果を示すグラフ G 2 を表示させてもよい。また、前記表示制御部 5 は、図 9 に示すように、前記計測基準点 P 1 についての前記第一関心領域  $R_a$  の、前記平均ベクトル  $V_{av}$  による垂直方向における移動結果を示すグラフ G 1 と、前記計測基準点 P 2 についての前記第一関心領域  $R_a$  の、前記平均ベクトル  $V_{av}$  による垂直方向における移動結果を示すグラフ G 3 とを同一座標軸からなる座標面上に表示させてもよい。前記グラフ G 1 ~ G 3 は、本発明において表示部に表示される計測基準部分の移動情報の実施の形態の一例である。

【 0 0 3 6 】

ちなみに、前記平均ベクトル  $V_{av}$  は、二つの B モード画像の間の補正後移動情報であり、一つの前記平均ベクトル  $V_{av}$  から前記グラフ G 1 ~ G 3 上の一点が得られる。従って、時刻  $t_1$ 、 $t_2$  の B モード画像 B I 1、B I 2 から得られる平均ベクトル  $V_{av1}$ 、時刻  $t_2$ 、 $t_3$  の B モード画像 B I 1、B I 2 から得られる平均ベクトル  $V_{av2}$ 、時刻  $t_3$ 、 $t_4$  の B モード画像 B I 3、B I 4 から得られる平均ベクトル  $V_{av3}$ 、・・・が順次算出され、前記グラフ G 1 ~ G 3 が表示される。

【 0 0 3 7 】

ここで、垂直方向とは、前記 B モード画像 B I における垂直方向（深さ方向）を意味する。また、水平方向とは、この B モード画像 B I における垂直方向と直交する方向を意味する。

【 0 0 3 8 】

前記グラフ G 1 ~ G 3 について説明する。グラフ G 1 ~ G 3 の横軸は、時間を示している。また、前記グラフ G 1、G 3 の縦軸は、前記計測基準点 P 1、P 2 それぞれについての前記第一関心領域  $R_a$  の前記 B モード画像 B I における垂直方向の位置を示している。また、前記グラフ G 2 の縦軸は、前記計測基準点 P 1 についての第一関心領域  $R_a$  の前記 B モード画像 B I における水平方向の位置を示している。

【 0 0 3 9 】

図 9 に示されたグラフ G 1、G 3 において、同一時間における縦方向の差は、血管 B L の内径  $\phi$  を意味する。従って、操作者は、前記操作部 7 を用いて、前記表示部 6（図 9 では図示省略）に内径指標 I を表示させ、この内径指標 I の両端部を前記グラフ G 1、G 3 に合わせる。これにより、前記計測部 8 6 は内径  $\phi$  を計測する。図 9 では、時刻 T 1 0 における内径  $\phi$  が計測される。

【 0 0 4 0 】

ここで、前記第一関心領域  $R_a$  の移動結果として、前記移動ベクトル  $V_1$  と複数の前記移動ベクトル  $V_2$  に基づくベクトル（本例では前記平均ベクトル  $V_{av}$ ）を用いる理由について説明する。図 10 の上方には、前記第一関心領域  $R_a$  付近を拡大した図が示されている。この拡大図に示されているように、B モード画像において、血管壁 W は、血管 B L の長軸方向（血管壁 W が延びている方向）に、同じような輝度の部分が層状に並んだ構造になっている。図 10 では、血管 W の内壁面 d i と血管壁 W の層が、直線状に簡略化されて示されている。ちなみに、B モード画像において、血管 B L の内腔部分 l u は、黒く抜

10

20

30

40

50

けたように見える。

【 0 0 4 1 】

前記第一関心領域  $R_a$  は、血管壁  $W$  の水平方向に延びる部分に設定されている。前記第一関心領域  $R_a$  がこのような位置に設定されている場合において、血管  $B_L$  がベクトル  $v$  で示す斜め方向に移動したとする。この移動の要素には、例えば図 1 1 に示すように、拍動による垂直方向の移動要素であるベクトル  $v_v$  と、血管  $B_L$  内を血液が移動することに伴う慣性力による水平方向の移動要素であるベクトル  $v_h$  が含まれる。

【 0 0 4 2 】

しかし、B モード画像における輝度分布は、水平方向においてほとんど変化がないため、輝度分布に基づいて前記第一関心領域  $R_a$  を追跡すると、垂直方向の移動を捉えることができるものの、水平方向の移動を捉えることが困難である。従って、図 1 2 に示すように、血管壁  $W$  が斜め方向に移動しているにも関わらず、前記追跡部 8 3 による第一関心領域  $R_a$  の追跡結果は、垂直方向のみに移動したものとなる。

10

【 0 0 4 3 】

一方、前記第二関心領域  $R_b$  が設定された部分は、血管壁  $W$  が斜め方向に延びている部分であるため、水平方向においても輝度の変化がある。従って、前記追跡部 8 3 による前記第二関心領域  $R_b$  の追跡結果は、前記第一関心領域  $R_a$  の追跡では捉えることができない水平方向の移動要素も含まれた追跡結果になる。このような第二関心領域  $R_b$  の移動ベクトル  $V_2$  も反映された前記平均ベクトル  $V_{av}$  を、前記第一関心領域  $R_a$  の移動結果とするので、計測基準点  $P$  について、従来よりも正確な移動情報を得ることができる。

20

【 0 0 4 4 】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。第一変形例では、前記ステップ  $S_6$  において、前記移動ベクトル  $V_1$  と複数の前記移動ベクトル  $V_2$  に基づいて算出されるベクトルは、前記移動ベクトル  $V_1$  及び複数の前記移動ベクトル  $V_2$  のうち、中間のベクトルであってもよい。中間のベクトルとは、例えば前記移動ベクトル  $V_1$  及び前記複数の移動ベクトル  $V_2$  のうち、最小のベクトルと最大のベクトルとを合成した合成ベクトルの半分の大きさのベクトルをいう。

【 0 0 4 5 】

次に、第二変形例について説明する。第二変形例では、図 1 3 に示すように、前記第二関心領域  $R_b$  は、血管壁  $W$  の輪郭に沿って設定されずに、前記第一関心領域  $R_a$  の両側に直線状に設定されてもよい。図 1 3 では、前記計測基準点  $P_2$  についての第一関心領域  $R_a$  の両側に設定された第二関心領域  $R_b$  が示されている。

30

【 0 0 4 6 】

( 第二実施形態 )

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 1 4 に示された計測基準点設定部 8 1、関心領域設定部 8 2、追跡部 8 3、第一移動情報算出部 8 4、移動情報補正部 8 7、計測部 8 6 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、前記移動情報補正部 8 7 を有する一方で、前記第二移動情報算出部 8 5 を有さない。

【 0 0 4 7 】

40

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 1 5 のフローチャートに基づいて説明する。図 1 5 のステップ  $S_{11}$  は、図 3 の前記ステップ  $S_1$  と同一の処理、図 1 5 のステップ  $S_{12}$  は、図 3 のステップ  $S_2$  と同一の処理であり、説明を省略する。

【 0 0 4 8 】

次に、ステップ  $S_{13}$  では、図 1 6 に示すように、前記ステップ  $S_{12}$  で設定された計測基準点  $P_1$ 、 $P_2$  の周囲に、この計測基準点  $P_1$ 、 $P_2$  を含む関心領域  $R$  を設定する。この関心領域  $R$  は、前記第一実施形態における前記第一関心領域  $R_a$  と同一である。

【 0 0 4 9 】

次に、ステップ  $S_{14}$  では、前記ステップ  $S_4$  と同様に、操作者が B モード画像のフリーズを解除する。フリーズが解除されると、前記追跡部 8 3 は、一の時刻から後に順次続

50

く前記 B モード画像 B I において、前記関心領域 R の追跡を開始する。

【 0 0 5 0 】

次に、ステップ S 1 5 では、前記第一移動情報算出部 8 4 が、前記追跡部 8 3 による追跡に基づいて、前記関心領域 R の移動情報（前記計測基準点 P の移動情報）を求める。この移動情報は、図 1 7 に示すように、前記関心領域 R が移動した軌跡 T である。この軌跡 T は、一心拍の間における時間的に異なる B モード画像 B I における前記関心領域 R の位置を示す点  $P_t$  を必要に応じて結んで形成されたものである。ただし、図 1 7 において、点  $P_t$  は、軌跡 T の端部における二点  $P_{t_0}$ 、 $P_{t_x}$  のみ示されており（X は自然数）、その間の点  $P_{t_1}$ 、 $P_{t_2}$ 、 $\dots$ 、 $P_{t_{(x-1)}}$  は図示省略されている。軌跡 T 上の点の数は、点  $P_{t_0} \sim P_{t_x}$  まで  $(X + 1)$  個である。

10

【 0 0 5 1 】

図 1 7 に示された前記軌跡 T は、一心拍の前記関心領域 R の移動の軌跡である。点  $P_{t_0}$  は追跡開始点（軌跡 T の始点）であり、この点  $P_{t_0}$  から点  $P_{t_x}$  までが一心拍である。また、前記点  $P_{t_0}$  及び前記点  $P_{t_x}$  は、拍動する血管が最大径又は最小径になった状態における関心領域 R の位置である。

【 0 0 5 2 】

前記点  $P_{t_0}$  は、本発明において、一の時刻の超音波画像における計測基準部分の位置に該当し、前記点  $P_{t_x}$  は、本発明において、一の時刻と時間的に異なり、なおかつ該一の時刻と同一時相の超音波画像における計測基準部分の位置に該当する。

【 0 0 5 3 】

20

ここで、前記関心領域 R が設定された血管壁は、拍動によって周期的な運動を繰り返す。従って、前記関心領域 R が設定された部分は、拍動に伴って移動し、一心拍後には元の位置に戻る。従って、最大径の状態の時や最小径の状態の時のように、心拍における同一時相においては、被検体において前記関心領域 R が設定された部分は、同一の位置にある。

【 0 0 5 4 】

しかし、前記追跡部 8 3 による前記関心領域 R の追跡において、水平方向の移動の要素を捉えられていないなど、正確な追跡が行われていないと、図 1 7 に示すように、同一時相であり同じ位置になるべき前記点  $P_{t_0}$  及び前記点  $P_{t_x}$  の位置がずれてしまう。そこで、前記ステップ S 1 5 において前記関心領域 R の移動情報として前記軌跡 T が得られると、ステップ S 1 6 において、前記移動情報補正部 8 7 は、前記点  $P_{t_0}$  と前記点  $P_{t_x}$  の位置が一致するように、前記軌跡 T を補正する。

30

【 0 0 5 5 】

前記軌跡 T の補正について詳しく説明する。前記移動情報補正部 8 7 は、先ず図 1 8 に示すように前記点  $P_{t_x}$  を始点とし、前記点  $P_{t_0}$  を終点とするベクトル  $V_{x0}$  を求める。次に、下記（式 1）で示される補正用ベクトル  $c v_m$  の大きさを、前記点  $P_{t_0}$  以外の各点  $P_{t_m}$  について求める（m は、1 ～ X までの自然数）。

$$c v_m = V_{x0} \times m / \{ (X + 1) - 1 \} \quad \dots (式 1)$$

（式 1）において、「 $c v_m$ 」は補正用ベクトルの大きさ、「 $V_{x0}$ 」はベクトル  $V_{x0}$  の大きさである。

40

【 0 0 5 6 】

前記（式 1）で得られる補正用ベクトル  $c v_m$  の大きさは、点  $P_{t_1}$ （図示省略）が最も小さく、点  $P_{t_x}$  が最も大きい。

【 0 0 5 7 】

前記移動情報補正部 8 7 は、前記（式 1）で得られた大きさを有し、前記ベクトル  $V_{x0}$  と同じ方向及び向きを有する補正用ベクトル  $c v_m$  により、前記軌跡 T における前記  $P_{t_0}$  以外の各点  $P_{t_m}$ （m：1，2，3， $\dots$ ，X）を位置補正する。

【 0 0 5 8 】

図 1 8 には、補正用ベクトル  $c v_m$ （補正用ベクトル  $c v_1 \sim c v_x$ ）のうちの一部が示されている。この補正用ベクトル  $c v_m$  により前記各点  $P_{t_m}$  が位置補正された点  $P_t$

50

$m'$  が得られる。そして、この点  $P t_m'$  を必要に応じて結んで形成される補正済軌跡  $T'$  (図 18 における破線) が得られる。

【0059】

ちなみに、点  $P t_x$  の補正用ベクトル  $c v_x$  は、前記ベクトル  $V \times 0$  である。

【0060】

ステップ S 16 において補正済軌跡  $T'$  が得られると、ステップ S 17 では、前記表示制御部 5 は、前記補正済軌跡  $T'$  に基づいた前記関心領域 R の移動結果を、前記表示部 6 に表示させる。前記補正済軌跡  $T'$  に基づいた前記関心領域 R の移動結果として、前記計測基準点 P 1 についての前記関心領域 R の垂直方向における移動結果を示すグラフ G 1 (図 7 参照) や、前記計測基準点 P 1 についての前記関心領域 R の水平方向における移動結果を示すグラフ G 2 (図 8 参照) が表示されてもよい。また、前記計測基準点 P 1 についての前記関心領域 R の垂直方向における移動結果を示すグラフ G 1 と、前記計測基準点 P 2 についての前記関心領域 R の垂直方向における移動結果を示すグラフ G 3 とが、同一座標軸からなる座標面上に表示されてもよい (図 9 参照)。

10

【0061】

本例によれば、補正済軌跡  $T'$  に基づいた前記関心領域 R の移動結果が表示されるので、前記追跡部 83 の追跡によって捉えることができない移動要素があることなどによって、追跡部 83 の追跡結果が不正確になる場合であっても、より正確な移動結果を表示させることができる。

【0062】

20

次に、第二実施形態の変形例について説明する。前記ステップ S 16 において、図 19 に示すように、前記移動情報補正部 87 は、前記点  $P t_x$  を前記点  $P t_0$  に一致させた点、すなわち前記点  $P t_0$  と前記軌跡 T 上の任意の点  $P t_m$  とに基づいて、例えばスプライン補間などの補間を行ない、前記補正済軌跡  $T'$  を得てもよい。

【0063】

また、前記ステップ S 16 において、前記移動情報補正部 87 は、図 20 に示すように、前記軌跡 T の長さと同じの長さの円周を有し、少なくとも前記点  $P t_0$  を通る円 C を、前記補正済軌跡  $T'$  (図 20 における破線) としてもよい。この場合、前記補正済軌跡  $T'$  は必ずしも円である必要はなく、例えば楕円であってもよい。前記補正済軌跡  $T'$  は、前記軌跡 T の長さと同じの長さを有し、なおかつ前記点  $p t$  を通る閉曲線であればよい。

30

【0064】

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、前記計測基準点 P の設定位置は、上述の各実施形態で説明した位置に限られるものではない。例えば、特に図示しないが、前記計測基準点 P は、血管の外壁面に設定されてもよい。

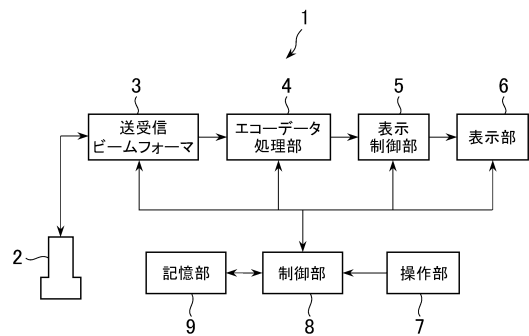
【符号の説明】

【0065】

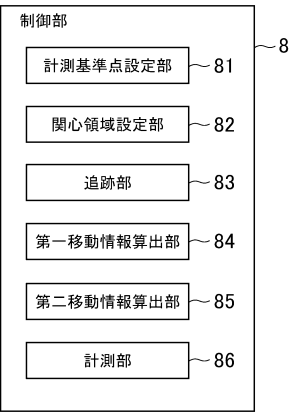
- 1 超音波診断装置 (計測装置)
- 6 表示部
- 81 計測基準点設定部
- 82 関心領域設定部 (領域設定部)
- 83 追跡部
- 84 第一移動情報算出部
- 85 第二移動情報算出部
- 87 移動情報補正部

40

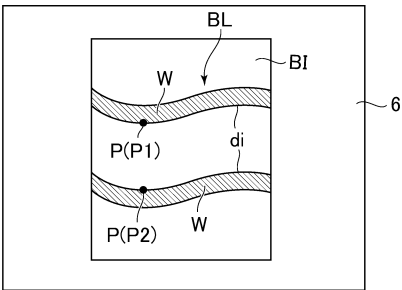
【図 1】



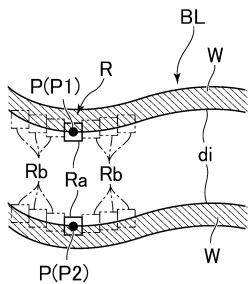
【図 2】



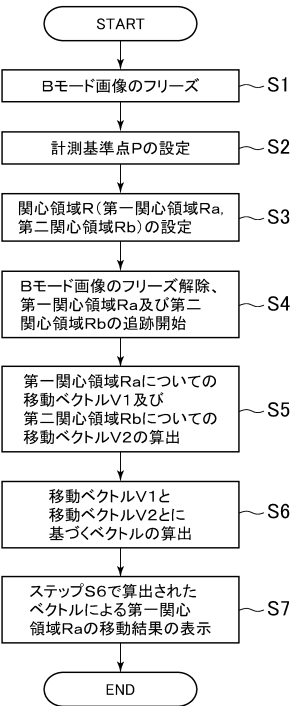
【図 4】



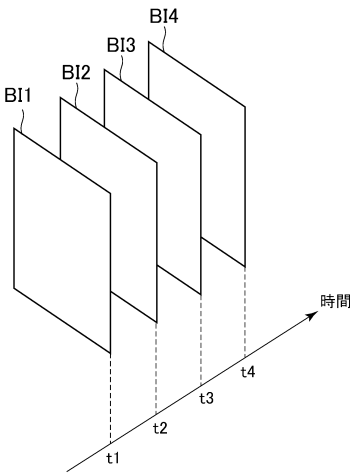
【図 5】



【図 3】



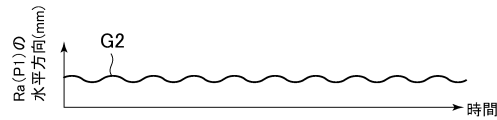
【図 6】



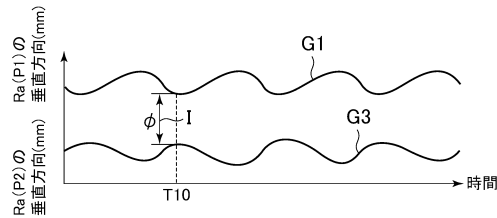
【図 7】



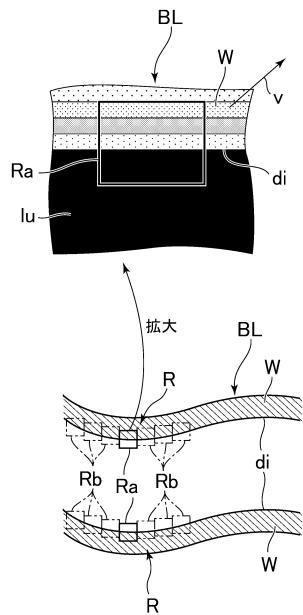
【図 8】



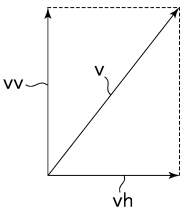
【図 9】



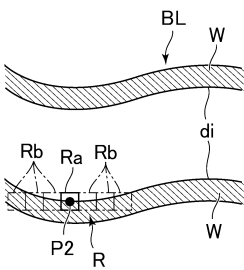
【図 10】



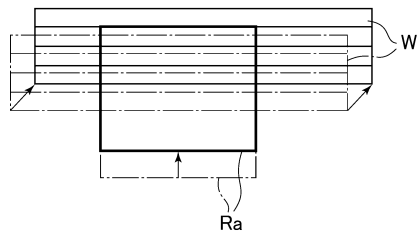
【図 11】



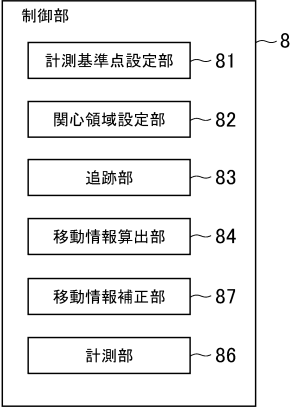
【図 13】



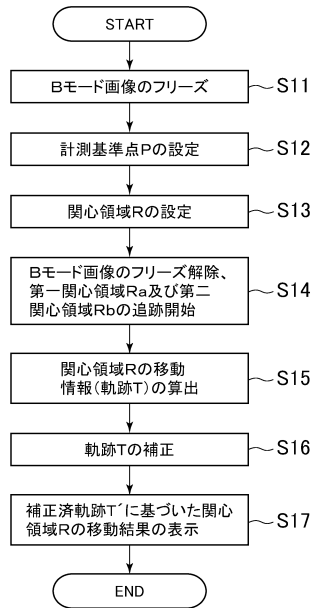
【図 12】



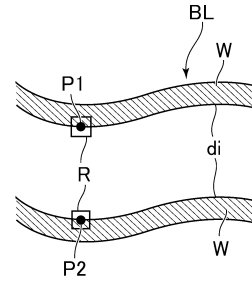
【図 14】



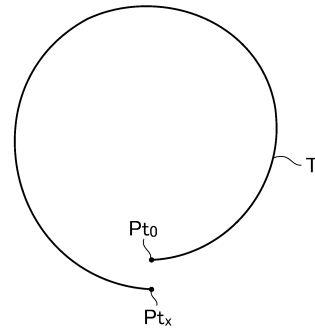
【図 15】



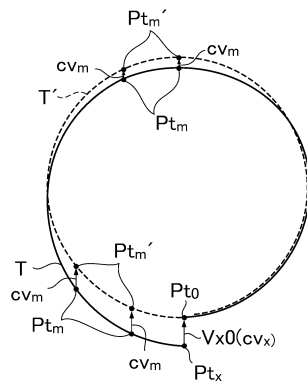
【図 16】



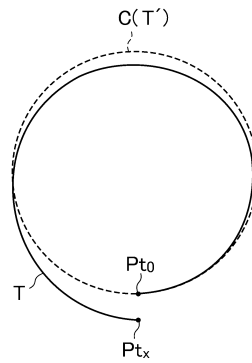
【図 17】



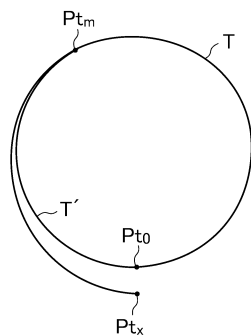
【図 18】



【図 20】



【図 19】



---

フロントページの続き

- (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
- (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)  
特開2007-275457(JP,A)  
特開2009-045251(JP,A)  
特開2006-122686(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00 - 8/15

|               |                                                                              |         |            |
|---------------|------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)       | 测量装置及其控制程序                                                                   |         |            |
| 公开(公告)号       | <a href="#">JP5859950B2</a>                                                  | 公开(公告)日 | 2016-02-16 |
| 申请号           | JP2012260774                                                                 | 申请日     | 2012-11-29 |
| 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        | 見山広二<br>船矢晴二<br>齋藤恭代<br>小笠原正文                                                |         |            |
| 发明人           | 見山 広二<br>船矢 晴二<br>齋藤 恭代<br>小笠原 正文                                            |         |            |
| IPC分类号        | A61B8/00                                                                     |         |            |
| CPC分类号        | A61B8/5215 A61B5/026 A61B8/0891 A61B8/485 G06T7/246 G06T2207/10132           |         |            |
| FI分类号         | A61B8/00                                                                     |         |            |
| F-TERM分类号     | 4C601/DD14 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK28 4C601/LL38 |         |            |
| 其他公开文献        | JP2014104246A                                                                |         |            |
| 外部链接          | <a href="#">Espacenet</a>                                                    |         |            |

# 摘要(译)

提供了一种测量装置。该测量装置包括：测量参考部分设置单元，被配置为将测量参考部分设置到对象的多个连续超声图像中的每一个；跟踪单元，被配置为执行对超声图像中的多个区域的跟踪，第一动作信息计算单元，被配置为基于由跟踪单元执行的跟踪来计算区域的第一运动信息，以及第二运动信息计算单元，被配置为基于第一运动信息计算测量参考部分的第二运动信息，其中多个区域与测量参考部分一起移动，并且包括能够通过使用跟踪单元在第一超声图像和第二超声图像之间跟踪测量参考部分来捕获不能被捕获的移动因子的部分。

|           |                               |           |                                                   |
|-----------|-------------------------------|-----------|---------------------------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-260774 (P2012-260774)  | (73) 特許権者 | 300019238                                         |
| (22) 出願日  | 平成24年11月29日 (2012.11.29)      |           |                                                   |
| (65) 公開番号 | 特開2014-104246 (P2014-104246A) |           |                                                   |
| (43) 公開日  | 平成26年6月9日 (2014.6.9)          |           |                                                   |
| 審査請求日     | 平成26年10月17日 (2014.10.17)      |           |                                                   |
|           |                               | (74) 代理人  | 100137545<br>弁理士 荒川 聡志                            |
|           |                               | (72) 発明者  | 見山 広二<br>東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127<br>GEヘルスケア・ジャパン株式会社内 |

最終頁に続く