

(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2013-78396

(P2013-78396A)

(43) 公開日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-218688 (P2011-218688)
(22) 出願日 平成23年9月30日 (2011. 9. 30)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100149803
弁理士 藤原 康高
(72) 発明者 佐藤 吉幸
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
最終頁に続く

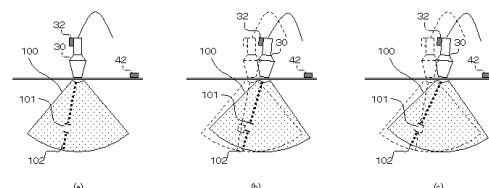
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 ドプラ波形などの超音波画像を取得する手技をより簡便に行う。

【解決手段】 実施形態によれば、スキャン領域を設定する入力手段と、前記設定されたスキャン領域へ超音波を送信し、その反射波を受信することによりエコー信号を得る超音波プローブと、前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像取得手段と、前記超音波プローブの位置に基づいて定まるプローブ位置情報を検出する位置情報検出手段と、所定の時刻における前記プローブ位置情報を、基準位置情報として記憶する記憶手段と、前記位置情報検出手段が検出したプローブ位置情報と、前記基準位置情報とに基づいて、前記スキャン領域の位置を変更するスキャン領域制御手段と、前記スキャン位置及び前記超音波画像を表示する表示手段とを有する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

スキャン領域を設定する入力手段と、
前記設定されたスキャン領域へ超音波を送信し、その反射波を受信することによりエコー信号を得る超音波プローブと、
前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像取得手段と、
前記超音波プローブの位置に基づいて定まるプローブ位置情報を検出する位置情報検出手段と、
所定の時刻における前記プローブ位置情報を、基準位置情報として記憶する記憶手段と

10

、
前記位置情報検出手段が検出したプローブ位置情報と、前記基準位置情報とに基づいて、
前記スキャン領域の位置を変更するスキャン領域制御手段と、
前記スキャン位置及び前記超音波画像を表示する表示手段と
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波画像取得手段は、前記超音波画像としてドブラ波形を生成するものであって、
前記入力手段は、前記表示手段に表示されたサンプルゲートの位置を変更することにより、前記スキャン領域の位置を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記記憶手段は、
前記入力手段が前記スキャン領域の位置を設定したときの前記プローブ位置情報、あるいは前記超音波画像取得手段が前記超音波画像の生成を開始するときの前記プローブ位置情報を前記基準位置情報として記憶することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブが超音波を送信する対象物に関する位置情報を対象物位置情報として検出する対象物位置情報検出手段を更に備え、
前記記憶手段は、前記所定の時刻における前記プローブ位置情報と、前記対象物位置情報とに基づいて基準位置情報を記憶し、
前記スキャン領域制御手段は、前記位置情報検出手段が検出したプローブ位置情報と、前記対象物位置情報検出手段が検出した前記対象物位置情報と、前記基準位置情報とに基づいて、前記スキャン領域の位置を変更することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記記憶部は、前記スキャン領域の位置を変更する範囲である変更範囲を記憶するものであって、
前記スキャン領域制御手段は、前記プローブ位置情報と前記位置情報とに基づいて変更する前記スキャン領域の位置が前記変更範囲に含まれる場合は前記スキャン領域の位置の変更を行い、前記変更範囲に含まれない場合は前記表示手段に前記超音波プローブの移動を促す表示を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

コンピュータに、
スキャン領域を設定する入力機能と、
超音波プローブを用いて前記設定されたスキャン領域へ超音波を送信し、その反射波を受信することによりエコー信号を得る送受信機能と、
前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像取得機能と、
前記超音波プローブの位置に基づいて定まるプローブ位置情報を検出する位置情報検出

50

機能と、

所定の時刻における前記プローブ位置情報を、基準位置情報として記憶する記憶機能と

、
前記位置情報検出機能が検出したプローブ位置情報と、前記基準位置情報とに基づいて
、前記スキャン領域の位置を変更するスキャン領域制御機能と、
前記スキャン位置及び前記超音波画像を表示する表示機能と
を機能させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本開示は、超音波画像を用いて診断を行う超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から超音波を被験体に対して送信し、被検体内で生じた超音波（以下、単にエコー信号と記載する）を超音波振動子で受信して、エコー信号に基づく超音波画像を生成する装置である。

【0003】

近年、被検体の任意の位置における血流速度を計測する方法として、ドプラスペクトラム法が普及している。このドプラスペクトラム法では、被検体の同一部位に対して一定間隔で複数回の超音波送受信を行い、血球などの移動反射体において反射した超音波からドブラ信号を検出する。そして、このドブラ信号にスペクトル解析を施すことにより、ドブラ波形（ドプラスペクトラムの時間変化をグラフ化した画像データ）を生成する。このドブラ波形の時間変化から、例えば任意の位置の血流速度の最大流速や平均流速といった血流に関する情報を計測することができる（例えば、特許文献1を参照）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2010-240198号公報

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

先述したような超音波診断装置を用いてドプラスペクトラム法を用いた計測を行う場合の、手技の流れについて述べる。まず操作者は被検体の計測部位へ向けて超音波を送受信する超音波プローブを当接させる。超音波診断装置はBモード送受信を行い、計測部位周辺のBモード画像を取得し表示する。操作者は超音波のスキャン範囲中に正しく計測部位が含まれていることをBモード画像により確認すると、Bモード送受信を停止してBモード画像の更新を停止させたフリーズ表示に切り替える。更に操作者はフリーズ表示したBモード画像中にサンプルゲートと呼ばれるマーカを配置し、ドプラスペクトラムを計測する部位を指定する。例えばサンプルゲートは、図2に示されるようなパルスドブラ計測の方向を示す長い直線と、計測部位を指定する短い直線の組によって示される。

40

【0006】

操作者がBモード画像中にサンプルゲートを指定すると、超音波診断装置はサンプルゲートによって指定された計測部位に向けてドブラ送受信を行い、計測部位から反射されたドブラ信号を収集する。超音波診断装置は収集されたドブラ信号にスペクトル解析を施してドブラ波形を生成し、Bモード画像と並べてドブラ波形を表示する。操作者は表示されたドブラ波形が所望の値になっていることを確認すると、ドブラ送受信を停止させてドブラ波形の更新を停止されたフリーズ表示に切り替える。更に操作者はフリーズ表示したドブラ波形に対し、計測値取得用のマーカを配置する。超音波診断装置は配置されたマーカの位置に基づいて、例えば流速の最大値と最小値の比率などの指標値を計測し表示する。

50

操作者は表示した指標値に基づいて、計測部位に関連する疾患の有無などを判断することができる。

【 0 0 0 7 】

以上の一連の手技において、操作者は超音波プローブを被検体に対して固定した状態でBモード画像をフリーズ表示した以降の操作を行わなければならない。超音波プローブあるいは被検体が移動してしまった場合にはサンプルゲートによって設定した計測部位と計測を行う部位との位置関係がずれてしまい、所望の部位からのドブラ信号が得られないためである。しかし、操作者が超音波診断装置を操作する際に生じる体の動きや、被検体自身の呼吸などが原因で生じる体動により、超音波プローブと被検体との位置関係を固定し続けるのは難しく、また位置関係がずれてしまった場合であっても、画面上に表示されるフリーズ表示したBモード画像とサンプルゲートからでは操作者がずれを検知できないという課題があった。

10

【 0 0 0 8 】

そこで本願においては、ドブラ波形などの超音波画像を取得する手技をより簡便に行うことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するため実施形態の超音波診断装置においては、スキャン領域を設定する入力手段と、前記設定されたスキャン領域へ超音波を送信し、その反射波を受信することによりエコー信号を得る超音波プローブと、前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像取得手段と、前記超音波プローブの位置に基づいて定まるプローブ位置情報を検出する位置情報検出手段と、所定の時刻における前記プローブ位置情報を、基準位置情報として記憶する記憶手段と、前記位置情報検出手段が検出したプローブ位置情報と、前記基準位置情報とに基づいて、前記スキャン領域の位置を変更するスキャン領域制御手段と、前記スキャン位置及び前記超音波画像を表示する表示手段とを有する。

20

【 0 0 1 0 】

また、上記課題を解決するための実施形態の超音波診断装置の制御プログラムにおいては、コンピュータに、スキャン領域を設定する入力機能と、超音波プローブを用いて前記設定されたスキャン領域へ超音波を送信し、その反射波を受信することによりエコー信号を得る送受信機能と、前記エコー信号に基づいて超音波画像を生成する超音波画像取得機能と、前記超音波プローブの位置に基づいて定まるプローブ位置情報を検出する位置情報検出機能と、所定の時刻における前記プローブ位置情報を、基準位置情報として記憶する記憶機能と、前記位置情報検出機能が検出したプローブ位置情報と、前記基準位置情報とに基づいて、前記スキャン領域の位置を変更するスキャン領域制御機能と、前記スキャン位置及び前記超音波画像を表示する表示機能とを機能させる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 1 】

【図 1】実施形態に係る超音波診断装置の内部構成を示すブロック図。

【図 2】実施形態に係る、サンプルゲートにより指定した計測位置のドブラ波形を示す図。

40

【図 3】実施形態に係る、Mモード画像の取得位置をマーカ指定を示す図。

【図 4】実施形態に係る、超音波プローブの移動あるいは被検体の体動によりスキャン面がずれる様子を示す図。

【図 5】実施形態に係る、超音波プローブの移動によってずれたサンプルゲート位置を補正する動作を示す図。

【図 6】実施形態に係る、被検体の体動によってずれたサンプルゲート位置を補正する動作を示す図。

【図 7】実施形態に係る、サンプルゲート位置を補正する際の画面表示を示す図。

【図 8】実施形態に係る、再撮影指示の画面表示を示す図。

【図 9】実施形態に係る、サンプルゲート位置の補正処理を示すフローチャート。

50

【図 10】実施形態に係る、サンプルゲート位置と撮像範囲とを補正する動作を示す図。

【図 11】実施形態に係る、2Dアレイ型の超音波プローブにおいてサンプルゲートによりドブラ計測位置を指定する動作を示す図。

【図 12】実施形態に係る、2Dアレイ型の超音波プローブにおいてサンプルゲート位置と撮像範囲とを補正する動作を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本開示の実施形態について図面を参照して説明する。図 1 は、各実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示したブロック図である。超音波診断装置 1 は、システム制御部 10、入力部 21、表示部 23、ECG検出部 24、超音波プローブ 30、及び基準磁場発生器 41、被検体位置センサ 42 をそれぞれ組み合わせることにより構成される。なお、本発明における超音波診断装置 1 の構成はこれに限られるものではなく、適宜構成要素を追加しても構わないし、超音波診断装置 1 の構成要素の幾つかを省略して、超音波診断装置 1 の外部に接続した装置が省略された構成要素の役割を果たすものであっても構わない。また例えば超音波プローブ 30 や超音波画像生成部 15、ドブラ波形処理部 16、送受信部 17、Bモード処理部 18、及びドブラ処理部 19 といった超音波画像の生成に用いる構成要素を超音波診断装置 1 の外部に接続した超音波画像取得装置に行わせる構成としても構わない。あるいは本実施形態に述べる位置情報の対応付け機能を実行するためのプログラムを任意のコンピュータにインストールして実行することで、コンピュータを実質的に超音波診断装置 1 として動作させるものであっても構わない。なお、本実施形態においては後述するドブラ波形、Bモード画像、カラードブラ画像、投影画像、断層画像、及び Mモード画像などの、超音波診断装置 1 に表示される臨床画像を総称して超音波画像と記載する。

【0013】

超音波プローブ 30 はシステム制御部 10 に接続される。超音波プローブ 30 は超音波振動子 31 を内蔵し、送受信部 17 から出力された駆動信号に基づいて超音波振動子 31 を駆動する。また、超音波プローブ 30 はプローブ位置センサ 32 を内蔵し、プローブ位置センサ 32 は後述する基準磁場発生器 41 から出力される基準磁場に基づいて超音波プローブ 30 の位置情報を検出し、位置情報検出部 13 へと出力する。

【0014】

超音波振動子 31 は、送受信部 17 を介して入力された駆動信号に基づいて超音波を発生し、また被検体から反射された超音波を受信して電気信号へ変換する。超音波振動子 31 は超音波を受信することにより生じた電気信号（以下、単にエコー信号と記載する）を送受信部 17 へと出力する。また、本実施形態における超音波振動子 31 は、リニア形、コンベックス形、セクタ形などの2次元平面をスキャンする種々の形状によって構成されていても構わないし、あるいはメカ4Dプローブ（機械式3次元プローブ）あるいは2Dアレイプローブ（マトリクスアレイプローブ）などの3次元空間をスキャンする種々の形状により構成されるものであっても構わない。

【0015】

プローブ位置センサ 32 は超音波プローブ 30 に取り付けられ、超音波プローブ 30 の位置情報を検出するセンサである。プローブ位置センサ 32 は例えば複数のコイルを3つのそれぞれ直交する平面上に配置し、各コイルに電流を検出する電流計を接続することにより構成される。コイルは後述する基準磁場発生器 41 から発生する基準磁場が入力されると電磁誘導により電流を発生し、電流計がこの電流値を検出する。プローブ位置センサ 32 は3つの平面に対応するコイルから出力された電流値の大きさを位置情報検出部 13 へと出力する。後述する位置情報検出部 13 はこの電流値の大きさや、電流値の変異を比較することにより、基準磁場発生器 41 から発生した基準磁場中心に対するプローブ位置センサ 32 の相対的な位置を算出する。また、プローブ位置センサ 32 は異なる位置にあるコイルから出力された電流値の大きさを比較し、それぞれの基準磁場中心からの相対的な位置を算出する。更に位置情報検出部 13 は異なる位置にあるコイルの位置を比較するこ

とにより、超音波プローブ 30 が基準磁場中心に対してどれだけ傾いているかを算出する。以降の実施形態では、プローブ位置センサ 32 が検出した基準磁場中心に対する相対的な位置に関する情報と、超音波プローブ 30 の傾きに関する情報とを総称して、単に超音波プローブ 30 の位置情報と記載する。なお、本実施形態においてはプローブ位置センサ 32 の構成例としてコイルを用いて磁場を検出するものを挙げたが、プローブ位置センサ 32 の構成はこれに限られるものではない。例えばコイル以外にホール素子などの他の磁気検出素子を用いてプローブ位置センサ 32 を構成しても構わない。あるいはプローブ位置センサ 32 をジャイロセンサを用いて構成しても構わない。ジャイロセンサは、例えば微小な金属板や金属棒からなる検出子を回転させ、回転によって検出子に加えられる力（コリオリ力）を電気信号に変換して検出するセンサである。ジャイロセンサが傾くことによって、検出子に加えられるコリオリ力が変化するため、ジャイロセンサは該変化に基づいてプローブの傾き情報を検出する。

10

【0016】

被検体位置センサ 42 は被検体に取り付けられ、被検体の位置情報を検出するセンサである。被検体位置センサ 42 は例えば被検体の肩など、被検体の体動を反映しやすい部位に取り付けられ、被検体の基準磁場中心からの相対的な位置と、傾きに関する情報を位置情報として位置情報検出部 13 へと出力する。被検体位置センサ 42 はプローブ位置センサ 32 と同様に例えば複数のコイルを組み合わせてることによって構成されるが、ホール素子、ジャイロセンサ、あるいは加速度センサなど任意の素子を用いて被検体位置センサ 42 を構成するものであっても構わない。また、検査中の被検体は例えば寝台に寝ていたり、椅子に座っているなど、傾き方向に関しては安定した状態で検査を受けることがある。このような場合には被検体位置センサ 42 のうち傾きを検出する構成を省略し、被検体の位置情報のみを出力する構成としても構わない。またあるいは、被検体の動きが十分小さい場合には、被検体位置センサ 42 の構成自体を省略し、プローブ位置センサ 32 が検出する超音波プローブ 30 の位置情報に基づいて後述する補正処理を行っても構わない。

20

【0017】

基準磁場発生器 41 は基準磁場を発生する装置である。基準磁場発生器 41 は例えばコイルをそれぞれ直交する平面上に配置し、各コイルに電気信号を供給する電流源を接続することにより構成される。コイルは接続された電流源から電気信号が入力されると、その中心から基準磁場を発生させる。基準磁場発生器 41 は例えば 10 ms ごとなどの等間隔で、電気信号を供給するコイルを切り替えながら基準磁場を発生させる。これにより、基準磁場発生器 41 が発生する基準磁場の方向が等間隔で切り替わることとなる。基準磁場発生器 41 は基準磁場を発生させるとともに、現在どの方向に向いた基準磁場を発生させているかを示す情報を位置情報検出部 13 へと出力する。なお、基準磁場発生器 41 の構成はこれに限られるものではなく、基準磁場の方向を切り替える時間間隔は任意の時間間隔であっても構わないし、あるいは任意の時間間隔で基準磁場の発生と遮断とを切り替える構成としても構わない。

30

【0018】

システム制御部 10 は、記憶部 12、位置情報検出部 13、位置情報比較部 14、ドブラ波形処理部 16、送受信部 17、Bモード処理部 18、及びドブラ処理部 19 から構成される。システム制御部 10 は各構成要素に制御命令を出力し、超音波診断装置 1 を統括的に制御する。

40

【0019】

送受信部 17 は、超音波プローブ 30 が受信したエコー信号を処理するアンプ回路、A/D変換器、加算器などを備える。アンプ回路は、超音波プローブ 30 が受信したエコー信号を増幅し、A/D変換器へ出力する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号の受信指向性を決定するために必要な遅延時間をエコー信号に与え、加算器へと出力する。加算器は遅延時間を与えられたエコー信号を加算することで、超音波を送信するスキャンラインに対応したエコー信号を得る。送受信部 17 はスキャンラインに対応したエコー信号をBモード処理部 18 あるいはドブラ処理部 19 へと出力する。また送受信部 17 は、超音

50

波振動子 31 を駆動し超音波を送信するための駆動信号を超音波プローブ 30 へと出力する。

【0020】

Bモード処理部 18 は、送受信部 17 が出力したエコー信号の振幅強度に応じて、Bモード画像における輝度値を定めたBモード信号を生成する。Bモード信号は、例えばBモード画像における画素の座標と、その画素の輝度値とを組み合わせた信号として生成される。Bモード処理部 18 は生成したBモード信号を超音波画像生成部 15 へ出力する。

【0021】

ドブラ処理部 19 は、送受信部 17 が出力したエコー信号の周波数遷移を検出して、組織や血流などスキャン領域中の移動体の移動速度を抽出したドブラ信号を生成する。ドブラ処理部 19 は、送受信部 17 が行うドブラ計測の手法に応じて出力するドブラ信号の抽出方法及び信号の出力先を切り替える。具体的には送受信部 17 は、カラードブラによるドブラ計測と、パルスドブラによるドブラ計測の2種類のドブラ計測を行う。カラードブラによるドブラ計測を行う場合は、ドブラ処理部 19 はスキャン面全体に対してドブラ送受信を行い、周波数遷移によって抽出された移動速度を色相に割り当てたカラードブラ信号を生成する。カラードブラ信号は、例えばカラードブラ画像における画素の座標と、その画素の色相とを組み合わせた信号として生成される。ドブラ処理部 19 はカラードブラ信号を生成すると、これを超音波画像生成部 15 へと出力する。一方パルスドブラによるドブラ計測を行う場合は、ドブラ処理部 19 は後述するサンプルゲートが設定された位置に対してドブラ送受信を行い、周波数遷移によって抽出された移動速度に基づいてパルスドブラ信号を生成する。パルスドブラ信号とは、サンプルゲートが設定された位置における、移動速度の変化を時系列に沿って並べた信号である。ドブラ処理部 19 はパルスドブラ信号を生成すると、これをドブラ波形処理部 16 へと出力する。

【0022】

超音波画像生成部 15 は、Bモード処理部 18 あるいはドブラ処理部 19 から出力されたBモード信号やカラードブラ信号に基づいて、超音波画像を生成する。例えば超音波画像生成部 15 がBモードの超音波画像を生成する場合には、超音波画像生成部 15 はBモード信号により定まる画素値を超音波の送受信方向に対応した2次元平面にマッピングしてBモード画像を生成する。また例えば超音波画像生成部 15 がカラードブラモードの超音波画像を生成する場合には、超音波画像生成部 15 はカラードブラ信号により定まる色相を2次元平面にマッピングしてカラードブラ画像を生成する。あるいは、超音波プローブ 30 が3次元空間のスキャンを行った場合には、超音波画像生成部 15 はBモード信号やカラードブラ信号から定まる画素値を3次元空間にマッピングしたボリュームデータを生成する。そして、超音波画像生成部 15 はボリュームデータを任意の視点から投影した投影画像や、あるいはボリュームデータの任意の断面における画素値を2次元平面にマッピングした断層画像を生成する。超音波画像生成部 15 はBモード画像、カラードブラ画像、投影画像、断層画像などを生成すると、これを表示部 23 へと出力する。

【0023】

ドブラ波形処理部 16 は、ドブラ処理部 19 から出力されたパルスドブラ信号に基づいてドブラ波形を生成する。ドブラ波形とはサンプルゲートが設定された被検体の特定の位置における、周波数偏移（もしくは物体の移動速度）の時間的な変化をプロットした波形である。ドブラ波形処理部 16 は、例えば移動速度が正の方向（プローブに対して近づく方向）に速い場合には波形の高さが高く、移動速度が負の方向（プローブに対して離れる方向）に早い場合には波形の高さが低くなるようにドブラ波形を生成する。ドブラ波形処理部 16 はドブラ波形を生成すると、これを表示部 23 へと出力する。

【0024】

位置情報検出部 13 は、プローブ位置センサ 32 が出力した位置情報、サンプルゲートの位置情報、及び被検体位置センサ 42 が出力した位置情報とに基づいて、サンプルゲートと、被検体との相対的な位置関係（以下、単に相対的位置情報と記載する）を算出する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

位置情報比較部 1 4 は、位置情報検出部 1 3 が出力した相対的位置情報に基づいて、ドブラ計測を開始した時点の相対的位置（以下、単に初期位置と記載する）と現在の相対的位置（以下、単に現在位置と記載する）とを比較する。また位置情報比較部 1 4 は、初期位置と現在位置との差の大きさを評価して、初期位置と現在位置の差によって生じるドブラ計測の誤差がサンプルゲート位置の変更によって補正し得る範囲にあるか否かを判断する。位置情報比較部 1 4 は、初期位置と現在位置との差が後述する記憶部 1 2 に記録された閾値を超えるか否かを判定することにより、この差が補正し得る範囲にあるか否かを判断する。

【 0 0 2 6 】

入力部 2 1 は、例えば機械的なボタン、ダイヤル、トラックボール、ジョイスティック、スライダやホイールなどの種々の操作デバイスを用いて構成され、オペレータの入力操作を受け付けて、入力操作を電気信号に変換してシステム制御部 1 0 へ出力する部材である。入力部 2 1 は受け付けた入力操作に応じて、例えば送受信部 1 7 にスキンの開始・停止を指示する指示信号を出力する。あるいはスキンを行うモードを B モード、カラードブラモード、あるいはパルスドブラモードのうちいずれかから選択する指示信号を出力する。あるいは B モード画像上に表示されたサンプルゲートの位置を移動させて、パルスドブラモードにおけるドブラ波形の計測位置を変更する指示信号を出力する。

【 0 0 2 7 】

表示部 2 3 は、例えば LCD (L u c i d C r y s t a l D i s p l a y) ディスプレイや有機 EL (E l e c t r o l u m i n e s c e n c e) ディスプレイ、あるいはブラウン管ディスプレイなどの任意のディスプレイにより構成される。表示部 2 3 は、超音波画像生成部 1 5 が生成した B モード画像、パルスドブラ画像を表示する。あるいはドブラ波形処理部 1 6 が生成したドブラ波形を表示する。

【 0 0 2 8 】

E C G (E l e c t r o C a r d i o G r a p h : 心電波形) 検出部 2 4 は、被検体に取り付けられ、被検体から発せられる電気信号を検出して制御部 1 0 へ出力する部材である。E C G 検出部 2 4 は被検体に取り付けた電極から心拍に同期して発せられる電気信号を検出して、E C G 波形として制御部 1 0 へ出力する。ドブラ処理部 1 9 は、E C G 検出部 2 4 から出力される電気信号に基づいて被検体の心時相を検出して、ドブラ波形の生成や計測処理を行う。なお、本実施形態においては生体信号を検出する構成の例として E C G 検出部 2 4 を用いるが、超音波診断装置 1 の構成はこれに限られるものではない。例えば生体信号検出ユニット 4 0 は心音計によって構成され、被検体に取り付けた小型のスピーカから心拍に同期して発せられる心音信号を検出して、P C G (心音波形) として制御部 1 0 へ出力するものであっても構わない。なお、ドブラ処理部 1 9 がドブラ信号の変化に基づいて心時相を検出する場合には、E C G 検出部 2 4 を省略して超音波診断装置 1 を構成しても構わない。

【 0 0 2 9 】

記憶部 1 2 は、例えば ROM (R e a d O n l y M e m o r y) 、 RAM (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) やフラッシュメモリ、及び HDD (H a r d D i s k D r i v e) などから構成される記憶媒体である。記憶部 1 2 は超音波画像生成部 1 5 が生成する B モード画像、カラードブラ画像や、ドブラ波形処理部 1 6 が生成したドブラ波形が記憶される。また記憶部 1 2 には、ドブラ計測を開始した時点における相対的位置情報と、現在の相対的位置情報が補正可能な範囲にあるか否かの判定に用いる補正可能範囲の情報が記憶される。また記憶部 1 2 には、後述する相対的位置情報に基づいてサンプルゲートの位置を補正する動作を行うためのプログラムを記憶する。

【 0 0 3 0 】

(サンプルゲート位置の補正)

先に述べた各構成要素に基づいて、超音波診断装置 1 はドブラ波形を用いた診断を行う。図 2 はドブラ計測を行って取得したドブラ波形を表示する際の、表示部 2 3 における画

10

20

30

40

50

面表示の例である。図 2 に示すようにドブラ波形 2 0 0 は、例えば B モード画像 1 0 0 と並べて表示される。B モード画像 1 0 0 には、ドブラ波形 2 0 0 を計測する計測部位を指定するためのサンプルゲート 1 0 1 が重畳されて表示される。例えばサンプルゲート 1 0 1 は、計測部位がどの走査線上に位置しているかを示す点線 1 0 2 と、点線 1 0 2 上のどの深さに計測部位があるかを示す短い直線の組によって表示される。操作者は入力部 2 1 を用いてサンプルゲート 1 0 1 を B モード画像 1 0 0 中で移動させ、計測部位の位置を調節する。

【 0 0 3 1 】

ドブラ波形 2 0 0 は先述したように、ドブラ周波数偏移から算出した物体の移動速度を縦軸にとり、時間経過を横軸にとったグラフとして表示される。ドブラ波形 2 0 0 中には現在の時相を示す直線 2 0 1 が重畳表示される。また E C G 検出部 2 4 が E C G 波形 2 0 2 を計測している場合には、ドブラ波形 2 0 0 と時間軸を合わせた E C G 波形 2 0 2 が並べて表示される。操作者はドブラ波形 2 0 0 と E C G 波形 2 0 2 とを比較することにより、心時相とドブラ波形 2 0 0 の相関に基づいた診断を行うことができる。

10

【 0 0 3 2 】

ところで、操作者はドブラ波形 2 0 0 の計測を行っている間、サンプルゲート 1 0 1 により設定した計測部位と被検体内の組織との位置関係が変化しないように留意する必要がある。計測部位と被検体内の組織とがずれた場合には、ドブラ波形 2 0 0 が本来想定しない位置にある被検体組織から取得されていることとなり、臨床的に有用なデータとならないためである。また計測部位が同一組織内に収まっていたとしても、本来測定を行うべき位置から計測部位がずれてしまったことにより、取得されるドブラ波形 2 0 0 に誤差を生じる可能性がある。例えば被検体の血管の中心部を計測部位として設定してドブラ波形 2 0 0 を取得していたとしても、血管の端部へ計測部位がずれてしまうと、血管の中心部に比べ端部の血流速度は遅いために本来よりも遅い速度でドブラ波形 2 0 0 が取得されてしまうこととなる。

20

【 0 0 3 3 】

図 3 は、計測部位と被検体 P の組織との位置関係が変化した場合を示す模式図である。図 3 (a) はサンプルゲート 1 0 1 を設定し被検体 P のある組織を計測部位として定めた初期状態を示す。計測部位と被検体内の組織とがずれる事態の例として、例えば次の 2 通りが考えられる。1 つは操作者により超音波プローブ 3 0 が移動してしまった場合、そしてもう 1 つは被検体 P の体動により被検体の組織が移動してしまった場合である。図 3 (b) は超音波プローブ 3 0 が移動した場合を示す。超音波プローブ 3 0 が被検体 P の頭側に移動したことにより、計測部位は図 3 (a) に示す初期状態に比べて被検体 P の頭側に移動してしまうこととなる。一方図 3 (c) は被検体 P が移動した場合を示す。被検体 P が超音波プローブ 3 0 に対して足側に移動したことにより、計測部位は図 3 (a) に示す初期状態に比べて被検体 P の足側に移動してしまうこととなる。

30

【 0 0 3 4 】

実施形態の超音波診断装置 1 においてはこうした計測部位と被検体内の組織との位置のずれに伴う計測誤差を防ぐため、位置情報比較部 1 4 はプローブ位置センサ 3 2 と被検体位置センサ 4 2 を用いて計測部位と被検体内の組織との位置ずれを検出する。そして検出された位置ずれに基づいて、位置情報比較部 1 4 はサンプルゲート 1 0 1 の位置を補正し、ドブラ計測を開始した際の被検体 P の組織と対応する位置へサンプルゲート 1 0 1 を移動させる。この動作により、計測部位は被検体内の組織の位置に追従するため、位置のずれに伴う計測誤差を防ぐことができる。

40

【 0 0 3 5 】

図 4 は超音波プローブ 3 0 が移動した際の、サンプルゲート 1 0 1 の位置補正の流れを示す図である。図 4 (a) はサンプルゲート 1 0 1 を設定し被検体 P のある組織を計測部位として定めた初期状態を示す。超音波プローブ 3 0 が図上で右方向に移動したとすると、図 4 (b) に示すようにサンプルゲート 1 0 1 の位置も同様に、初期状態に比べて右方向に移動する。位置情報比較部 1 4 は、プローブ位置センサ 3 2 が定期的に出力する超音

50

波プローブ 30 の位置情報と、被検体位置センサ 42 が定期的に出力する被検体 P の位置情報とを比較した相対的位置情報を監視し、初期状態における相対的位置情報に比べて超音波プローブ 30 あるいは被検体 P がどの方向にどれだけの距離移動したかを検出する。位置情報比較部 14 は相対的位置情報が変化したことを検出すると、サンプルゲート 101 の位置を変化させるための制御信号を送受信部 17 へと出力する。例えば図 4 (b) においてはサンプルゲート 101 が図上で右方向にずれているため、位置情報比較部 14 はサンプルゲート 101 を図上で左方向に移動させる制御信号を送受信部 17 へと出力する。送受信部 17 は図 4 (c) に示されるようにサンプルゲート 101 を図上で左方向に移動させることにより、初期状態における被検体 P の組織と対応する組織上にサンプルゲート 101 を追従させる。この動作により、超音波プローブ 30 の位置が移動した場合であってもドブラ波形 200 は被検体 P の対応する組織上で計測し続けることができる。

10

【0036】

図 5 は被検体 P が移動した際の、サンプルゲート 101 の位置補正の流れを示す図である。図 5 (a) はサンプルゲート 101 を設定し被検体 P のある組織 Q を計測部位として定めた初期状態を示す。被検体 P が図上で右斜め方向に傾いたとすると、図 5 (b) に示すように、組織 Q は超音波プローブ 30 に対して相対的に図上では左上方向に移動する。位置情報比較部 14 は、初期状態に置ける相対的位置情報と、図 5 (b) の時点における相対的位置情報とを比較し、サンプルゲート 101 の位置を変化させるための制御信号を送受信部 17 へと出力する。図 5 (b) においては組織 Q が図上で左上方向に移動しているため、位置情報比較部 14 はサンプルゲート 101 を図上で左上方向に移動させる制御信号を送受信部 17 へと出力する。送受信部 17 は図 5 (c) に表示されるようにサンプルゲート 101 を図上で左上方向に移動させることにより、初期状態における被検体 P の組織と対応する組織上にサンプルゲート 101 を追従させる。この動作により、被検体 P が移動した場合であってもドブラ波形 200 は組織 Q に対する計測を続けることができる。

20

【0037】

(サンプルゲート位置の補正処理の流れ)

図 6 は、超音波診断装置 1 がドブラ波形 200 を取得する際に、サンプルゲート 101 位置を補正する処理を行う際の、一連の処理の流れを示したフローチャートである。以下、図 6 に沿って処理の流れについて述べる。

30

【0038】

まず、操作者が処理を開始する(ステップ 1000)と、操作者は超音波プローブ 30 を被検体 P に当接させ、送受信部 17 を用いて B モード信号の取得を行う。超音波画像生成部 15 は B モード信号を用いて B モード画像 100 を生成し、これを表示部 23 へ出力する(ステップ 1001)。操作者は超音波プローブ 30 を被検体 P 上で動かしながら B モード画像 100 を確認し、ドブラ波形 200 の計測を行うべき組織 Q を B モード画像 100 上で確認すると、超音波プローブ 30 の移動を停止させる。操作者は送受信部 17 による超音波の送受信及び表示部 23 に表示される B モード画像 100 の更新を停止させ、B モード画像 100 をフリーズ表示する(ステップ 1002)。B モード画像 100 をフリーズ表示すると、操作者は入力部 21 を用いて B モード画像 100 中にサンプルゲート 101 を表示させ、組織 Q 上に計測部位が来るようにサンプルゲート 101 を設定する(ステップ 1003)。サンプルゲート 101 の位置が設定されると、位置情報比較部 14 はサンプルゲート 101 が設定された時点を初期状態として、超音波プローブ 30 の位置と被検体 P の位置とに基づく相対的位置情報を記憶部 12 に記録する(ステップ 1004)。位置情報比較部 14 が初期状態に置ける相対的位置情報を記憶部 12 に記録すると、送受信部 17 は設定されたサンプルゲート 101 の位置におけるパルスドブラ計測を行う。ドブラ波形処理部 16 はパルスドブラ信号に基づいてドブラ波形を生成し、これを表示部 23 に表示する(ステップ 1005)。送受信部 17 がパルスドブラ計測を行い一定時間が経過すると、位置情報比較部 14 は現時点における超音波プローブ 30 の位置と被検体 P の位置とに基づく相対的位置情報を算出する(ステップ 1006)。位置情報比較部

40

50

14は現時点の相対的位置情報を算出すると、これが記憶部12に記録された初期状態における相対的位置情報に比べて変化しているか否かを判断する(ステップ1007)。位置情報比較部14は相対的位置情報が変化したと判断すると(ステップ1007のYes)、相対的位置情報の変化が記憶部12に記録された補正可能範囲を超えているか否かを判断して、位置ずれがサンプルゲート101位置の移動により補正可能か否かを判断する(ステップ1008)。

【0039】

サンプルゲート101位置の移動による補正が不可能と判断される位置としては、例えば以下の3つが挙げられる。1つ目は、超音波プローブ30のスキャン範囲外へ組織Qが移動してしまった場合である。例えば超音波プローブ30がスキャン範囲に対して煽る方向へ回転した場合などは、スキャン範囲外へ組織Qが移動してしまうこととなる。2つ目は、超音波プローブ30の中心軸と組織Qとのなす角度が大きくなるような位置へ組織Qが移動したために、ドブラ補正による補正角度が大きくなり臨的に有用な値が得られない場合である。そして3つ目は、超音波プローブ30の中心軸直下に組織Qが位置し、且つ組織Q内の血流などの物体の動きが中心軸に対して直交方向に移動するときに、パルスドブラが検出する移動方向が実際の組織Qの移動を反映しない場合である。位置情報比較部14が現時点における相対的位置情報が先のいずれの場合にも該当しないために、相対的位置情報がサンプルゲート101位置の移動により補正可能な位置範囲にあると判断する(ステップ1008)と、位置情報比較部14はサンプルゲート101を移動後の組織Qに一致させるための制御信号を送受信部17へと出力し、サンプルゲート101位置を移動させる(ステップ1009)。位置情報比較部14はサンプルゲート101位置を移動させると、移動後の位置に合わせてスキャンパラメータを補正する(ステップ1010)。補正するスキャンパラメータは具体的には、連続波ドブラ信号における速度情報を算出する際の角度補正パラメータ、超音波の送受信を行う被検体内の深さを規定するデプスパラメータ、あるいは超音波振動子31から放射される超音波の収束位置を規定するフォーカス位置などである。例えば超音波プローブ30の中心軸とサンプルゲート101とのなす角度が変化した場合は、変化した角度に連動して角度補正パラメータが変更される。また超音波プローブ30が組織Qに対して上下動した場合などでサンプルゲート101の深さが変化した場合などは、変化した深さに連動してデプスパラメータやフォーカス位置などが変更される。これらのパラメータが変化したことを表示するために、変化したパラメータを表示部23上で点滅させて表示したり、あるいは変化前のパラメータと並べて表示しても構わない。位置情報比較部14はスキャンパラメータを補正すると、サンプルゲート101の位置及びスキャンパラメータを補正したことを表示部23に表示する(ステップ1011)。図7はステップ1011における補正表示の例である。図7に示すように、表示部23にサンプルゲート101の位置を補正したことを表示すると共に、移動したものが超音波プローブ30であるか被検体Pであるかを表示しても構わない。ステップ1011の処理が終了すると、ステップ1005に戻り送受信部17は補正されたサンプルゲート101の位置におけるパルスドブラ計測を行う(ステップ1005)。なお、パルスドブラ計測を再開する際に、送受信部17及び超音波画像生成部15がBモード画像100の再撮影を行って、表示部23に表示されたBモード画像100を更新する動作を行っても構わない。Bモード画像100を更新することにより、操作者は超音波プローブ30あるいは被検体Pの移動後、被検体のどの位置でパルスドブラ計測を行っているかを視認することができる。

【0040】

一方ステップ1008において位置情報比較部14が、現時点の相対的位置情報が補正可能範囲を超えていると判断すると(ステップ1008のNo)、位置情報比較部14はサンプルゲート101位置の補正が行えないため、Bモード画像100の撮影及びサンプルゲート101の設定のやり直しを促す内容のメッセージを表示部23に表示する(ステップ1012)。図8はステップ1012における再撮影メッセージ表示の例である。図8に示すように、表示部23に再撮影を促すメッセージを表示すると共に、移動したもの

10

20

30

40

50

が超音波プローブ30であるか被検体Pであるかを表示しても構わない。ステップ1012の処理が終了すると、ステップ1001に戻り送受信部17はBモード信号の取得を行う(ステップ1001)。

【0041】

ステップ1007において位置情報比較部14が、相対的位置情報の変化がないと判断すると(ステップ1007のNo)、入力部21は計測終了の指示がなされたか否かを判断する(ステップ1013)。入力部21が計測終了の指示がなされていないと判断すると(ステップ1013のNo)、ステップ1005に戻り送受信部17は設定されたサンプルゲート101の位置におけるパルスドブラ計測を行う(ステップ1005)。一方入力部21が計測終了の指示がなされたと判断すると(ステップ1013のYes)、送受信部17はパルスドブラ計測を停止してすると共に、表示部23に表示されるドブラ波形200の更新を停止してフリーズ表示して、パルスドブラ計測を終了する(ステップ1014)。

【0042】

以上の処理により、超音波診断装置1はパルスドブラ計測及びサンプルゲート101位置の補正を行う。位置情報比較部14が検出した相対的位置情報の変化に基づいてサンプルゲート101位置を補正することにより、ドブラ波形200を取得すべき組織Qの移動にサンプルゲート101を追従させることができる。これにより、超音波プローブ30あるいは被検体Pの移動によって生じる計測誤差の発生を防ぐことができる。

【0043】

また、超音波診断装置1はサンプルゲート101位置の補正に連動してスキャンパラメータの補正を行う。これにより、移動後のサンプルゲート101の位置に最適なスキャンパラメータを用いてパルスドブラ計測を行うことができ、超音波プローブ30あるいは被検体Pの移動によって生じる計測誤差の発生を防ぐことができる。

【0044】

また、超音波診断装置1は記憶部12に記憶された補正可能範囲の情報を用いて、現時点の超音波プローブ30あるいは被検体Pの位置がサンプルゲート101位置の移動により補正可能な範囲にあるか否かの判断を行う。補正可能な範囲にない場合は表示部23を用いて再撮影の必要があることを報知することにより、操作者に素早く再撮影を促すことができる。

【0045】

なお、本実施形態における超音波診断装置1の構成はこれに限定されず、適宜構成や動作を省略し、あるいは追加しても構わない。例えば図4や図5において超音波プローブ30あるいは被検体Pが移動した場合にサンプルゲート101位置を移動させる動作を述べたが、サンプルゲート101と併せてスキャン範囲を移動させても構わない。図9はサンプルゲート101と併せてBモード画像100の撮像範囲を移動する動作を示す図である。符号110はBモード画像100が撮像可能なスキャン範囲110を示す。図9(a)はサンプルゲート101及びBモード画像100の撮像範囲を設定した初期状態を示す。超音波プローブ30が図上で右方向に移動したとすると、図9(b)に示すようにサンプルゲート101とBモード画像100の撮像範囲が右方向に移動する。位置情報比較部14は、相対的位置情報の変化を検出すると、サンプルゲート101に加えてBモード画像100の撮像範囲を変化させるための制御信号を送受信部17へと出力する。例えば図9(b)においては、位置情報比較部14はBモード画像100の撮像範囲を、スキャン範囲110の範囲内で左方向に移動させる制御信号を送受信部17へと出力する。送受信部17は図9(c)に示されるようにサンプルゲート101及びBモード画像100の撮像範囲を図上で左方向に追従させる。サンプルゲート101の移動と共にBモード画像100の再撮影を更新された撮像範囲を用いて行うことにより、操作者は超音波プローブ30あるいは被検体Pの移動後にどのような位置関係でパルスドブラ計測が行われているかを容易に視認することができる。

【0046】

また、図 4 や図 5 においてパルスドブラ計測のサンプルゲート 1 0 1 の位置を補正する動作について述べたが、パルスドブラ計測に替えて連続波ドブラ計測や、M モード画像を撮影する際の R O I に対して本実施形態の位置補正を適用しても構わない。図 1 0 に M モード画像を撮影する際に設定する R O I 1 0 3 を示す。M モード画像は、被検体内のある直線上におけるエコー強度の変化を時系列に並べた画像である。M モード画像の撮像範囲を設定する R O I 1 0 3 は、図 1 0 に示すように B モード画像 1 0 0 上に直線を配置することにより設定される。位置情報比較部 1 4 が相対的位置情報に基づいて超音波プローブ 3 0 あるいは被検体 P の移動を検出し、該移動に基づいて R O I 1 0 3 の位置を補正することにより、被検体 P の移動前の組織と対応する組織上で M モード画像の撮像を続けることができる。

10

【 0 0 4 7 】

また、超音波振動子 3 1 は 2 次元平面をスキャン範囲とする場合について述べたが、先述したメカ 4 D プローブあるいは 2 D アレイプローブによって超音波振動子 3 1 を構成し、3 次元空間をスキャンする構成において本実施形態の位置補正を適用しても構わない。図 1 1 及び図 1 2 は 2 D アレイプローブによって超音波振動子 3 1 を構成した場合の、サンプルゲート 1 0 1 位置の補正について示す図である。図 1 1 及び図 1 2 において符号 1 1 1 は 3 次元のスキャン範囲を示し、符号 1 0 0 はサンプルゲート 1 0 1 を配置する際に用いる B モード画像 1 0 0 の撮像範囲を示す。例えば図 1 1 のように 3 次元のスキャン範囲 1 1 1 中にサンプルゲート 1 0 1 が配置された状態で、超音波プローブ 3 0 が図上の奥方向（図 1 1 中の + x 方向）に移動したとする。位置情報比較部 1 4 は相対的位置情報を比較することにより超音波プローブ 3 0 の該移動を検出し、サンプルゲート 1 0 1 及び B モード画像 1 0 0 の撮像範囲を移動させる。図 1 2 に移動後のサンプルゲート 1 0 1 及び B モード画像 1 0 0 の撮像範囲の位置を示す。3 次元のスキャン範囲 1 1 1 内でサンプルゲート 1 0 1 及び B モード画像 1 0 0 の撮像範囲を移動させることにより、B モード画像 1 0 0 の撮像範囲に対して手前方向や奥方向（図 1 2 中の x 方向）に超音波プローブ 3 0 あるいは被検体 P が移動した場合であっても、移動に追従してパルスドブラ計測を行うことができる。

20

【 0 0 4 8 】

以上に本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

30

【 符号の説明 】

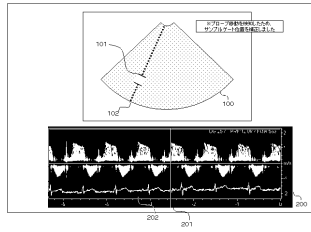
【 0 0 4 9 】

P	被検体
Q	組織
1	超音波診断装置
1 0	システム制御部
1 2	記憶部
1 3	位置情報検出部
1 4	位置情報比較部
1 5	超音波画像生成部
1 6	ドブラ波形処理部
1 7	送受信部
1 8	B モード処理部
2 1	入力部
2 3	表示部
2 4	E C G 検出部

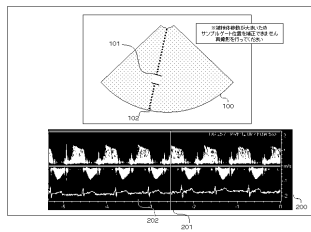
40

50

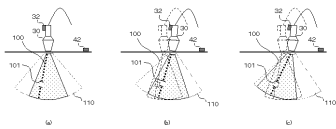
【図 7】



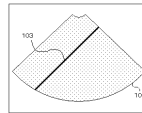
【図 8】



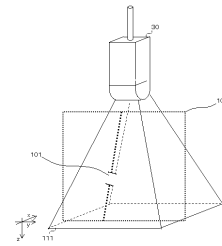
【図 9】



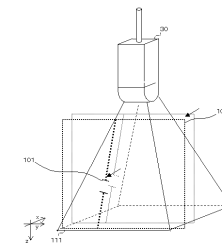
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 内堀 孝信

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

(72)発明者 寺澤 俊治

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 BB06 DE03 EE11 EE22 GA19 GA25 GB03 JB17

KK12 KK17 KK25 KK31 KK36 LL38

专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2013078396A	公开(公告)日	2013-05-02
申请号	JP2011218688	申请日	2011-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	佐藤吉幸 内堀孝信 寺泽俊治		
发明人	佐藤 吉幸 内堀 孝信 寺泽 俊治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/GA19 4C601/GA25 4C601/GB03 4C601/KB17 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL38		
代理人(译)	藤原 康高		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：容易实现用于获取多普勒波形等的超声图像的技术。解决方案：超声诊断设备包括：用于设置扫描区域的输入装置；超声波探头，用于将超声波发射到设定的扫描区域，并通过接收反射波来获取回波信号；超声图像获取装置，用于根据回波信号产生超声图像；位置信息检测装置，用于检测基于超声波探头的位置建立的探头位置信息；存储装置，用于在预定时间存储探测器位置信息作为参考位置信息；扫描区域控制装置，用于根据位置信息检测装置检测到的探测器位置信息和参考位置信息改变扫描区域的位置；显示装置，用于指示扫描位置和超声图像。

