

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5508801号  
(P5508801)

(45) 発行日 平成26年6月4日(2014.6.4)

(24) 登録日 平成26年3月28日(2014.3.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-228577 (P2009-228577)  
 (22) 出願日 平成21年9月30日 (2009.9.30)  
 (65) 公開番号 特開2011-72656 (P2011-72656A)  
 (43) 公開日 平成23年4月14日 (2011.4.14)  
 審査請求日 平成24年9月3日 (2012.9.3)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (73) 特許権者 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  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100088683  
 弁理士 中村 誠  
 (74) 代理人 100109830  
 弁理士 福原 淑弘  
 (74) 代理人 100075672  
 弁理士 峰 隆司

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制御プログラム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体の二次元又は三次元領域について超音波走査を実行する超音波診断装置において、

前記被検体の三次元領域について超音波走査を実行することで取得された少なくとも一つのボリュームデータを用いて、少なくとも一つの所定の基準断面に対応するM P R位置を検出する断面検出手段と、

前記M P R位置に対応するM P R画像を生成する画像生成手段と、

前記M P R画像を表示する表示手段と、

前記表示手段により前記M P R画像が表示された状態で切り替え指示を受け付けると、前記三次元領域についての超音波走査から、前記M P R位置を基準とする前記被検体の二次元領域について超音波走査を実行するよう切り換え、前記二次元領域に関して少なくとも一つ以上の二次元画像を取得するよう制御する画像取得手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

前記データ取得手段は、前記二次元画像が前記M P R位置に対応するM P R画像と実質的に同一となるよう、前記M P R位置を基準として前記二次元領域について前記超音波走査を実行することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記画像取得手段は、前記三次元領域についての前記超音波走査と、前記二次元領域に

についての前記超音波走査とを、一連の走査シーケンスにおいて同一の超音波プローブを用いて実行することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記少なくとも一つ以上の二次元画像を用いて、心臓に関する計測処理を実行する計測手段をさらに具備することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記断面検出手段は、前記心臓の少なくとも一つの所定の基準断面として、左室の四腔断層、二腔断層、三腔断層、短軸断層のうちのいずれかを検出することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記表示手段は、前記少なくとも一つ以上の二次元画像と前記 M P R 画像とを同時に表示することを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示手段は、前記切り替え指示を受けた時相に対応する前記 M P R 画像を前記少なくとも一つ以上の二次元画像と同時に表示することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示手段は、前記複数の前記基準断面に対応する複数の前記 M P R 画像を前記少なくとも一つ以上の二次元画像と同時に表示することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 9】

被検体内的二次元又は三次元領域について超音波走査を実行する超音波診断装置に内蔵されるコンピュータに、

前記被検体の三次元領域について超音波走査を実行することで取得された少なくとも一つのボリュームデータを用いて、少なくとも一つの所定の基準断面に対応する M P R 位置を検出させる断面検出手段と、

前記 M P R 位置に対応する M P R 画像を生成させる画像生成機能と、

前記 M P R 画像を表示させる表示機能と、

前記表示手段により前記 M P R 画像が表示された状態で切り替え指示を受け付けると、前記三次元領域についての超音波走査から、前記 M P R 位置を基準とする前記被検体内的二次元領域について超音波走査を実行するよう切り換え、前記三次元領域に関して少なくとも一つ以上の二次元画像を取得するよう制御させる画像取得機能と、

30

を実現することを特徴とする超音波診断装置制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば超音波による心臓の四次元走査（リアルタイム三次元走査）中に、自動的に基準となる四腔像等の M P R 画像を検出して表示し、その後二次元走査に移行することで、熟練者でなくても正確な基準断面の描出等を容易にする超音波診断装置、及び超音波診断装置制御プログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

心筋等の生体組織に関して、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その組織の診断にとって非常に重要である。超音波診断装置ならびに超音波画像処理装置による心臓のルーティン検査では、二次元走査で心尖長軸像（A 4 C（長軸四腔像）や A 2 C（長軸二腔像）等）を描出して得られた二次元画像を用いた modified-simpson 法による容積計測や、短軸像（S A X）を抽出して得られた二次元画像を用いた内径短縮率（% F S）や壁厚の計測が行われている。

【0003】

50

また、最近の三次元超音波診断装置では、三次元的に超音波ビームを走査することで三次元の超音波画像をリアルタイム収集、表示することを可能にしている（例えば特許文献1参照）。さらに、収集した三次元画像データから任意の断面（M P R）画像を作成して表示することも実現されている（例えば特許文献2参照）。そしてこのM P R画像を用いて上述した従来と同様の各種計測が可能となっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献1】特許第3878343号公報

【特許文献2】特開2009-72593号公報

10

【非特許文献】

【0 0 0 5】

【非特許文献1】Lu et al.; IEEE ISBI 2008, 1279-1282

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 6】

しかしながら、従来の超音波診断装置及び超音波画像処理装置を用いて心臓の各種計測処理を行う場合には、例えば次のような問題がある。

【0 0 0 7】

すなわち、二次元走査を用いて心尖近傍の断面を心尖長軸像で描出すると、実際の心尖位置が走査断面内に含まれていなくても、あたかも心尖部を描出できているように見える。このため、走査断面の正確な位置を把握することが困難となり、心尖部を正しく捉えられないことが多い。また、正確な中心軸を通る同じ長軸像を誰でもが再現性良く得ることも困難となる。その結果、長軸長を過小に評価することで計測される容積が過小評価されるケースが増える。また、描出画像に対する心尖部の位置について検者間で認識が異なると、容積やE F等の計測値がばらつくことになる。

20

【0 0 0 8】

一方、三次元走査を用いて心尖近傍の断面を心尖長軸像で描出する場合には、比較的容易に心尖部を含む心尖長軸のM P R画像を得ることができるようにになる。しかしながら、今度は空間分解能や時間分解能が二次元走査よりも劣る。その結果、空間分解能の制約により相対的に内膜位置がにじみ、内腔の位置を実際よりも内側へ認識することで容積が過小評価される。また、時間分解能の制約は相対的に計測時相のばらつき増加を生じ、計測結果の再現性を低下させてしまう。

30

【0 0 0 9】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、心臓の検査に必要となる正確な二次元走査による基準断面の描出を熟練者でなくとも容易とし、基準断面を用いた診断の精度や再現性を高めることが可能な、超音波診断装置、及び超音波診断装置制御プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0 0 1 0】

40

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0 0 1 1】

請求項1に記載の発明は、被検体内の二次元又は三次元領域について超音波走査を実行する超音波診断装置において、前記被検体の三次元領域について超音波走査を実行することで取得された少なくとも一つのボリュームデータを用いて、少なくとも一つの所定の基準断面に対応するM P R位置を検出する断面検出手段と、前記M P R位置に対応するM P R画像を生成する画像生成手段と、前記M P R画像を表示する表示手段と、前記表示手段により前記M P R画像が表示された状態で切り替え指示を受け付けると、前記三次元領域についての超音波走査から、前記M P R位置を基準とする前記被検体内の二次元領域について超音波走査を実行するよう切り換え、前記三次元領域に関する少なくとも一つ以上の

50

二次元画像を取得するよう制御する画像取得手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

被検体内の二次元又は三次元領域について超音波走査を実行する超音波診断装置に内蔵されるコンピュータに、前記被検体の三次元領域について超音波走査を実行することで取得された少なくとも一つのボリュームデータを用いて、少なくとも一つの所定の基準断面に対応するMPR位置を検出させる断面検出機能と、前記MPR位置に対応するMPR画像を生成させる画像生成機能と、前記MPR画像を表示させる表示機能と、前記表示手段により前記MPR画像が表示された状態で切り替え指示を受け付けると、前記三次元領域についての超音波走査から、前記MPR位置を基準とする前記被検体内の二次元領域について超音波走査を実行するよう切り換え、前記二次元領域に関して少なくとも一つ以上の二次元画像を取得するよう制御させる画像取得機能と、を実現することを特徴とする超音波診断装置制御プログラムである。

【発明の効果】

【0015】

以上本発明によれば、心臓の検査に必要となる正確な二次元走査による基準断面の描出を熟練者でなくても容易とし、基準断面を用いた診断の精度や再現性を高めることができ、超音波診断装置、超音波画像処理装置、超音波診断装置制御プログラム及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置1の構成図である。

【図2】図2は、一連の走査シーケンスに従う、第1の実施形態に係る心臓検査支援処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、自動検出された基準断面に対応する各MPR画像の表示形態の一例を示した図である。

【図4】図4は、基準断面に対応する二次元画像(カレント画像)と基準断面に対応するMPR画像(リファレンス画像)とを同時に表示する場合の一例を示した図である。

【図5】図5は、一連の走査シーケンスに従う、第2の実施形態に係る心臓検査支援処理の流れを示したフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0018】

(第1の実施形態)

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1の構成図である。本超音波診断装置1は、超音波プローブ11、送信ユニット13及び受信ユニット15を有する送受信ユニット12、Bモード処理ユニット17、画像処理ユニット19、記憶装置22を有する画像制御ユニット21、表示ユニット23、計測処理ユニット25、送受信制御ユニット31、操作ユニット33を具備している。なお、本発明を超音波画像処理装置に適用する場合には、例えば図1の点線内がその構成要素となる。

【0019】

超音波プローブ11は、送信ユニット13からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の超音波振動子、当該超音波振動子に設けられる整合層、当該超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止するバッキング材等を有している。当該超音波プローブ11から被検体に送信された超音波は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波(エコー)として超音波プローブ11に受信される。

【0020】

10

20

30

40

50

なお、本実施形態における超音波プローブ 11 は、超音波振動子が二次元マトリックス状に配列され、二次元領域及び三次元領域を超音波走査可能な二次元アレイプローブであるとする。

【0021】

送信ユニット 13 は、図示しない遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数  $f_r$  Hz (周期 ;  $1/f_r$  秒) で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。送信ユニット 13 は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキヤンラインに向けて超音波ビームが形成されるように振動子毎に駆動パルスを印加する。

10

【0022】

受信ユニット 15 は、図示していないアンプ回路、A/D 変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ 11 を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D 変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、所定のスキヤンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【0023】

B モード処理ユニット 17 は、受信ユニット 15 から受け取った超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応した B モード信号を生成する。

20

【0024】

画像処理ユニット 19 は、B モード信号の所定断層に係る二次元分布或いは所定領域に関する三次元分布を用いて、B モードによる二次元超音波画像或いは三次元超音波画像を生成する。また、画像生成ユニット 19 は、ボリュームデータを用いて、所望の基準断面に対応する MPR 位置の設定、当該 MPR 位置に対応する MPR 画像の生成等を実行する。

【0025】

画像制御ユニット 21 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持つ。特に、画像制御ユニット 21 は、記憶装置 21 に記憶された専用プログラムを展開することで、後述する心臓検査支援機能に従う処理（心臓検査支援処理）に関する制御等を実行する。

30

【0026】

表示部 23 は、画像生成ユニット 21 からのビデオ信号に基づいて超音波画像や所定の操作画面等を表示する。

【0027】

計測処理ユニット 25 は、取得された超音波画像やボリュームデータを用いて、容積や内径短縮率等の計測、評価を実行する。

【0028】

操作ユニット 33 は、装置本体に接続され、オペレータからの各種指示、関心領域（ROI）の設定指示、画面（画像）フリーズ指示、種々の画質条件設定指示、任意の組織運動情報の選択等を行うためのマウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等を有している。

40

【0029】

（心臓検査支援機能）

次に、本超音波診断装置 1 が具備する心臓検査支援機能について説明する。この機能は、超音波診断装置を用いた心臓検査において、三次元超音波走査によって得られるボリュームデータに対して、心臓の基準断面位置に対応する自動的な MPR 位置を設定すると共に、当該 MPR 位置に対応する理想的な MPR 画像を表示し、その後、超音波走査領域を、設定された理想的な MPR 位置に対応する被検体内断面（MPR 位置に最寄りの被検体内断面、或いは MPR 位置と実質的に同一の被検体内断面）に自動的に切り替えるものである。この機能により、三次元超音波走査によって理想的な MPR 画像が得られている状

50

態（ユーザが二次元アレイプローブの位置を保持したままの状態）で、超音波走査領域は三次元領域から二次元領域に自動的に切り換わることになる。従って、心臓の検査に必要となる正確な二次元走査による基準断面の抽出を熟練者でなくても容易とし、基準断面を用いた診断の精度や再現性を高めることができる。

【0030】

なお、本実施形態では、説明を具体的にするため、診断対象が心臓である場合の運動情報生成機能を例とする。しかしながら、本運動情報生成機能の適用対象は、心臓に限定されず、超音波診断の際に基準断面が存在する組織であれば、どの様な部位であってもよい。この様な診断対象の例としては、例えば頸動脈や胎児を挙げることができる。

【0031】

図2は、一連の走査シーケンスに従う、第1の実施形態に係る心臓検査支援処理の流れを示したフローチャートである。以下、図2のフローチャートの各処理の内容について説明する。

【0032】

[患者情報、送受信条件等の入力受：ステップS1]

操作ユニット33を介して患者情報、送受信条件（画角、焦点位置、送信電圧等）等が入力される。入力された各種情報・条件は、自動的に記憶装置22に記憶される（ステップS1）。

【0033】

[心臓を含む領域を三次元走査：ステップS2]

次に、送受信制御ユニット31は、被検者の心臓を含む三次元領域を被走査領域として、リアルタイム三次元超音波走査を実行する（ステップS2）。具体的には、例えば被検体に関する心臓の所望の観察部位を、ある時刻 $t_i$ を基準（初期時相）として、心尖アプローチから二次元アレイプローブを用いて、時系列（少なくとも1心拍分）のボリュームデータを収集する。

【0034】

[心臓の基準断面に対応するMPR位置の自動検出：ステップS3]

画像処理ユニット19は、得られた心臓のボリュームデータの少なくとも一つに対して、少なくとも一つの心臓の基準断面に関する（対応する）MPR位置を自動的に検出する（ステップS3）。この断面の自動検出技術としては、例えば特開2009-72593号公報、非特許文献3に開示されている手法（「Auto-MPR」と称する）を採用することができる。また、心臓の基準断面としては、所望の規格（基準）に従う、中心軸に対する回転角の異なる長軸像（A4C、A2C、A3C）や、レベルの異なる短軸像（SAXA、SAXM、SAXB）を挙げることができる。本ステップにおいては、これらの基準断面に対応するボリュームデータ上のMPR位置を、Auto-MPRにより同時に検出する。

【0035】

なお、本ステップにおいては、基準断面として、心尖部アプローチによるA4C断面やA2C断面を選択するのが好適である。適切な心尖部アプローチによる三次元走査で得られたボリュームデータの中には心尖位置が含まれている。このため、ユーザは超音波プローブ11の保持位置や向きを微調しつつAuto-MPRにて検出された基準断面に対応するMPR位置を確認することで、心尖位置を通ったMPRによるA4C像やA2C像を「確かに心尖位置を含んでいる」との認識の下に再現性良く抽出することが可能となるからである。

【0036】

[検出されたMPR位置に関するMPR画像の生成・表示・記憶：ステップS4、S5]

画像処理ユニット19は、各ボリュームデータ上で自動検出されたMPR位置に関するMPR画像を生成する（ステップS4）。ここでは、長軸像としてA4C像及びA2C像の2画像が、レベルの異なる短軸像としてSAXA像、SAXM像、SAXB像の3画像

10

20

30

40

50

が、それぞれ生成されるものとする。生成された各 M P R 画像は、リファレンス画像として、例えば図 3 に示す形態にて表示ユニット 2 3 に自動的に逐次表示される。また、表示された各 M P R 画像は、記憶装置 2 2 に自動的に逐次記憶される（ステップ S 5）。

【 0 0 3 7 】

[ 二次元走査への切替・二次元画像の取得：ステップ S 6、ステップ S 7 ]

送受信制御ユニット 3 1 は、例えば操作ユニット 3 3 からの所定操作（例えば走査次元切換操作）に応答して、被走査領域を心臓を含む三次元領域から自動検出された M P R 位置のいずれかに対応する被検体内断面（M P R 位置に最寄りの被検体内断面、或いは M P R 位置と実質的に同一の被検体内断面）に自動的に切り替える（ステップ S 6）。切替後、M P R 位置に対応する被検体内断面に関する二次元画像（カレント画像）が逐次取得され、表示ユニット 2 3 にリアルタイムで表示される（ステップ S 7）。

10

【 0 0 3 8 】

なお、カレント画像は、当該カレント画像に対応する被検体内断面を決定する際に参照されたリファレンス画像（すなわち、A 4 C 像、A 2 C 像等の M P R 画像）と同時に表示される。この際、カレント画像とリファレンス画像とは、例えば図 4 に示すように並べて表示するのが好ましい。

【 0 0 3 9 】

また、上記リファレンス画像として表示される各 M P R 画像は、超音波走査を三次元から二次元に切り換えた時点に対応するものが、理想的であると考えられる。従って、三次元走査時の M P R 画像をレトロスペクティブ（retrospective）に記憶しておき、超音波走査を三次元から二次元に切り換えた時点での M P R 画像を読み出して表示するのが好適である。このリファレンス画像としての M P R 画像は、拡張末期や収縮末期といった所定の心時相における静止画であっても良いし、少なくとも 1 心拍以上の動画像を表示しても良い。

20

【 0 0 4 0 】

また、リファレンス画像とカレント画像との組合せとしては、例えば共に同じ断面に対応する画像（A 4 C 像等）を 1 断面のみ表示するのが一例である。しかしながら、リファレンス画像とカレント画像との組合せ当該例に拘泥されない。例えば、二次元アレイプローブでは複数断面を概同時に走査可能であるため、2 種類の断面に対応する画像（例えば A 4 C 像、A 2 C 像等）、又は三種類の断面に対応する画像（例えば A 4 C 像、A 2 C 像、A 3 C 像等）を同時に表示する例もある。さらに、リファレンス画像を、カレント画像と同じ断面を含む複数種類の断面に対応する複数の画像とする構成、或いは、カレント画像を、一つのリファレンス画像と同じ断面を含む複数種類の断面に対応する複数の画像とする構成としてもよい。

30

【 0 0 4 1 】

[ プローブ保持位置の微調整、所望断面に関する二次元画像取得：ステップ S 8、S 9 ]

ユーザは、表示ユニット 2 3 に表示されたカレント画像及びリファレンス画像を観察しながら、超音波プローブ 1 1 の保持位置を微調し（ステップ S 8）、所望の断面に関する二次元画像が取得された時点で所定の操作（例えばフリーズ操作）をすることで、当該二次元画像を表示ユニット 2 3 にフリーズ表示すると共に記憶装置 2 2 に記憶する（ステップ S 9）。

40

【 0 0 4 2 】

なお、例えば計測に必要な二次元画像の収集後には、必要に応じて、設定或いはマニュアル操作によりリファレンス画像を非表示にしても勿論かまわない。

【 0 0 4 3 】

[ 計測処理：ステップ S 1 0 ]

計測処理ユニット 2 5 は、ステップ S 9 において取得された、正確な基準断面に関わる二次元画像を用いて、所定の計測処理（例えばmodified-simpson法による容積計測処理）を実行する（ステップ S 1 0）。なお、本実施例での最後の計測は、診断装置上で実施す

50

るのが好適である。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えば、診断装置で収集された二次元画像データを画像処理用のワークステーション等の解析ビューワ（Viewer）へネットワーク等を介して転送し、この解析ビューワにおいて計測処理を実行するようにしてもよい。

【0044】

〔変形例〕

上述では、三次元走査に基づく複数の基準断面のMPR画像表示から、当該基準断面のいずれかに対応する二次元領域を超音波走査し二次元画像（カレント画像）表示に切り換える際、リファレンス画像として基準断面のMPR画像をカレント画像と同時に表示する場合を説明した。しかしながら、当該例に拘泥されず、例えばリファレンス像を表示せずに、超音波走査領域を三次元領域から二次元領域に切り替えた後は、二次元画像（カレント画像）のみを表示するようにしてもよい。この様な構成であっても、理想的な基準断面のMPR画像が得られている状態（表示されている状態）で、ユーザが二次元アレイプローブの位置を保持したまま、超音波走査領域を三次元領域から二次元領域に切り替えることで、基準断面のいずれかに対応する二次元画像を取得することができ、本心臓検査支援機能の基本的な作用は維持されるからである。

10

【0045】

〔効果〕

以上述べた本超音波診断装置によれば、心臓検査において、三次元超音波走査によって得られるボリュームデータに対して、心臓の基準断面位置に対応する理想的なMPR位置を設定し、当該設定されたMPR位置に対応する理想的なMPR画像を容易且つ迅速に取得することができる。また、この三次元超音波走査によって理想的なMPR画像が得られている状態（ユーザが二次元アレイプローブの位置を保持したままの状態）で、超音波走査領域を三次元領域から二次元領域に自動的に切り換えて、理想的なMPR位置に対応する被検体内断面（MPR位置に最寄りの被検体内断面、或いはMPR位置と実質的に同一の被検体内断面）を正確に二次元走査することができる。

20

【0046】

従って、ボリュームデータ由来のMPR画像を視認することができるので、例えば心尖部を含む心長軸のMPR画像等を、熟練者でなくとも容易かつ安定的に描出させることができる。また、理想的なMPR位置に対応する被検体内の二次元領域について、高い空間分解能及び時間分解能で超音波画像撮像を行うことができるため、診断に必要な計測の精度が向上させることができる。その結果、心臓の検査に必要となる正確な二次元走査による基準断面の描出を熟練者でなくとも容易とし、基準断面を用いた診断の精度や再現性を高めることができる。

30

【0047】

〔第2の実施形態〕

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置1について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、三次元超音波走査によって得られる三次元画像を参照しながら、所望する心臓の基準断面位置に対応するMPR位置をボリュームデータ上に設定した後、二次元アレイプローブから一次元アレイプローブに持ち替えて、超音波走査領域を三次元領域から二次元領域に切り替えることで、第1の実施形態と実質的に同一の心臓検査支援機能を実現するものである。

40

【0048】

図5は、一連の走査シーケンスに従う、本実施形態に係る心臓検査支援処理の流れを示したフローチャートである。以下、図5のフローチャートの各処理の内容について説明する。

【0049】

〔患者情報、送受信条件等の入力受：ステップS11〕

第1の実施形態と同様に、操作ユニット33を介して患者情報、送受信条件（画角、焦点位置、送信電圧等）等が入力される。入力された各種情報・条件は、自動的に記憶装置

50

22に記憶される(ステップS11)。

【0050】

[心臓を含む領域を三次元走査:ステップS12]

第1の実施形態と同様に、送受信制御ユニット31は、被検者の心臓を含む三次元領域を被走査領域として、リアルタイム三次元超音波走査を実行する(ステップS12)。

【0051】

[心臓の基準断面に対応するMPR位置の自動検出:ステップS13]

第1の実施形態と同様に、画像処理ユニット19は、得られた心臓のボリュームデータの少なくとも一つに対して、心臓の少なくとも一つの基準断面に関する(対応する)MPR位置を自動的に検出する(ステップS13)。

10

【0052】

[MPR位置に関するMPR画像の生成・表示・記憶:ステップS14、S15]

第1の実施形態と同様に、画像処理ユニット19は、各ボリュームデータ上で自動検出されたMPR位置に関するMPR画像を生成する(ステップS14)。生成されたMPR画像は、逐次表示ユニット23にリアルタイムで表示される。また、表示されたMPR画像は、操作ユニット33からの所定操作(例えばフリーズ操作)に応答して、表示ユニット23に静止画表示されると共に、リファレンス画像として記憶装置22に自動的に記憶される(ステップS15)。

【0053】

[二次元走査への切替・二次元画像の取得:ステップS16、ステップS17]

20

その後、ユーザは、超音波プローブを二次元アレイプローブから一次元アレイプローブに持ち替える。送受信制御ユニット31は、例えば操作ユニット33からの所定操作(例えば超音波プローブの切換ボタンに応答して、二次元領域の走査を行う(ステップS16))。切替後、MPR位置に対応する被検体内断面に関する二次元画像(カレント画像)が逐次取得される。取得された二次元画像は、ステップS15において記憶されたMPR画像(リファレンス画像)と同時に、表示ユニット23にリアルタイム表示される(図3参照)。ユーザは、表示されたリファレンス画像を参照しながらプローブの保持位置を調整し、当該リファレンス画像に充分近い(実質的に同一の)二次元画像が得られた時点で、フリーズボタンを押下する。画像制御ユニット21は、フリーズボタンが押下された時点の二次元画像を、記憶装置22に記憶する(ステップS17)。

30

【0054】

[計測処理:ステップS18]

第1の実施形態と同様に、計測処理ユニット25は、ステップS17において取得された、正確な基準断面に関する二次元画像を用いて、所定の計測処理を実行する(ステップS18)。

【0055】

以上述べた本超音波診断装置によれば、心臓検査において、三次元超音波走査によって得られるボリュームデータに対して、心臓の基準断面位置に対応するMPR位置を設定し、理想的なMPR位置に対応するMPR画像を容易且つ迅速に取得することができる。また、この三次元超音波走査によって理想的なMPR画像がリファレンス画像として表示されている状態で二次元アレイプローブから一次元アレイプローブに持ち替えて、超音波走査領域を三次元領域から二次元領域に切り替える。切替後は、一次元アレイプローブを介してリアルタイムで取得される二次元画像(カレント画像)とリファレンス画像とが同時に並べて表示される。ユーザは、リファレンス画像とカレント画像とを見比べながら、一次元アレイプローブの位置や方向を微調し、リファレンス画像と実質的に同じとなるカレント画像を取得することができる。従って、第1の実施形態と実質的に同様の効果を実現することができる。

40

【0056】

本実施形態では、超音波プローブを切り換える作業に伴い、MPR画像と同一の断面を描出する容易さや、再現性の程度が第1の実施形態の場合よりも低下する。一方で、二次

50

元アレイプローブによる二次元走査画像よりも一次元アレイプローブによる二次元走査画像の方が一般的に高画質であるため、相対的に更に高画質な二次元画像が最終的に得られるという利点を有する。

#### 【0057】

なお、本発明は上記実施形態そのままで限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

#### 【0058】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。10

#### 【0059】

(2) 上記各実施形態においては、正確な基準断面に関わる二次元画像を用いて、所定の計測処理を実行した。しかしながら、当該例に拘泥されず、必要に応じて所望の時相におけるMPR画像を用いて計測処理を実行してもよい。

#### 【0060】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。20

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0061】

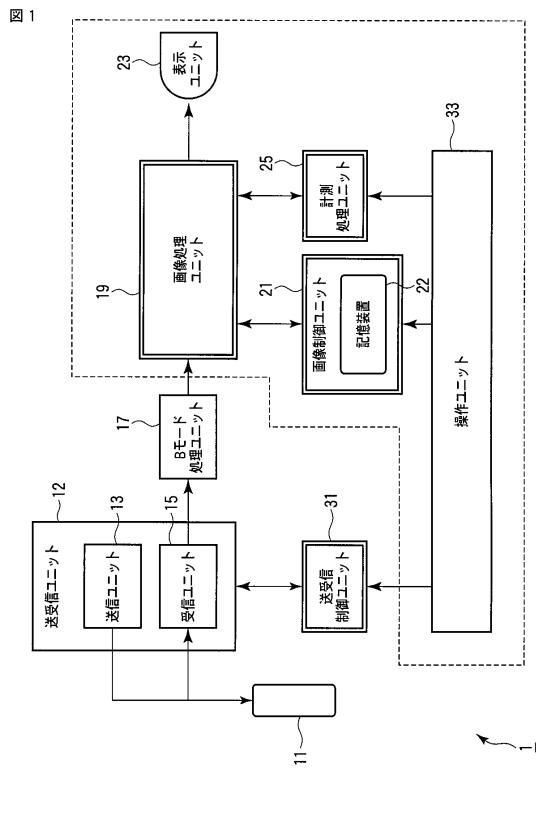
以上本発明によれば、心臓の検査に必要となる正確な二次元走査による基準断面の抽出を熟練者でなくても容易とし、基準断面を用いた診断の精度や再現性を高めることが可能な、超音波診断装置、及び超音波診断装置制御プログラムを実現することができる。

#### 【符号の説明】

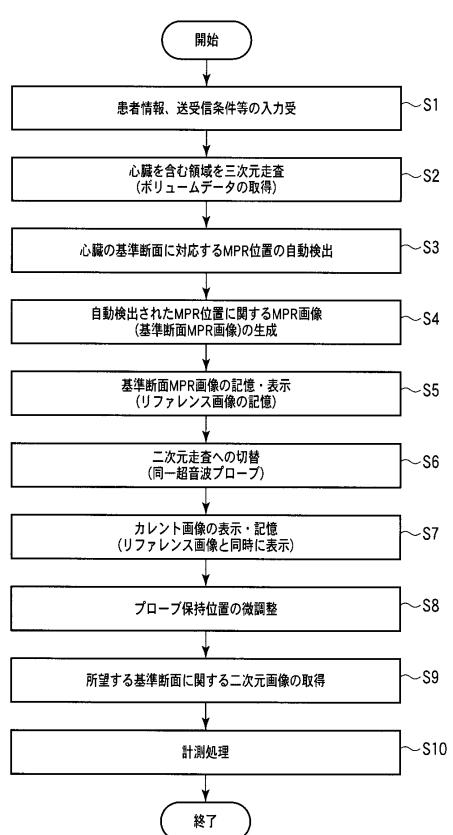
#### 【0062】

1...超音波診断装置、11...超音波プローブ、13...送信ユニット、15...受信ユニット、17...Bモード処理ユニット、19...移動ベクトル処理ユニット、21...画像生成ユニット、23...表示ユニット、31...制御ユニット(CPU)、37...運動情報演算ユニット、39...記憶ユニット、41...操作ユニット、43...送受信ユニット30

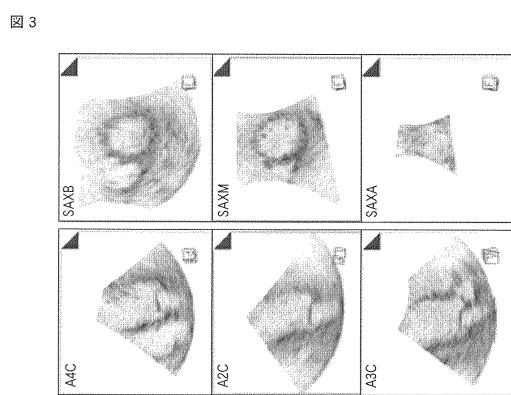
【図1】



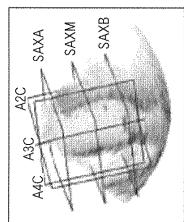
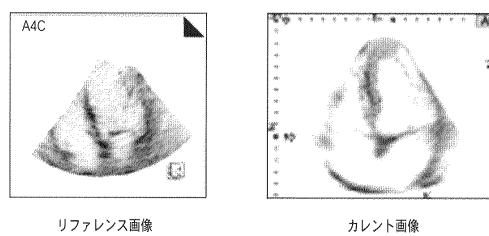
【図2】



【図3】

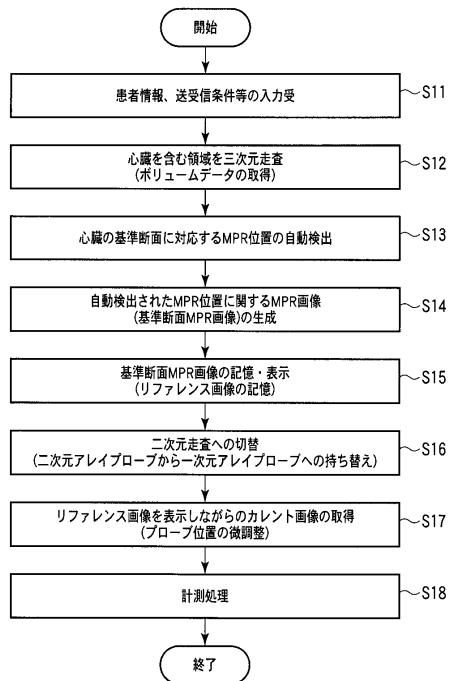


【図4】



【図5】

図5



---

フロントページの続き

(74)代理人 100103034  
弁理士 野河 信久  
(74)代理人 100153051  
弁理士 河野 直樹  
(74)代理人 100140176  
弁理士 砂川 克  
(74)代理人 100101812  
弁理士 勝村 紘  
(74)代理人 100070437  
弁理士 河井 将次  
(74)代理人 100124394  
弁理士 佐藤 立志  
(74)代理人 100112807  
弁理士 岡田 貴志  
(74)代理人 100111073  
弁理士 堀内 美保子  
(74)代理人 100127144  
弁理士 市原 卓三  
(72)発明者 阿部 康彦

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 国際公開第2009/063423 (WO, A1)  
特開2008-100094 (JP, A)  
国際公開第2004/098414 (WO, A1)  
特開2009-072593 (JP, A)  
特開2008-068133 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断设备控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP5508801B2</a>	公开(公告)日	2014-06-04
申请号	JP2009228577	申请日	2009-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	阿部康彦		
发明人	阿部 康彦		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/523 G01S7/52074 G01S7/52085 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/LL04 4C601/LL05 4C601/LL38		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	<a href="#">JP2011072656A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供超声诊断设备，使用参考横截面提高诊断准确性和再现性，即使是不熟练的人也可以通过心脏测试所需的正确二维扫描轻松绘制参考横截面，以及还提供超声波图像处理装置和超声波诊断设备控制程序。解决方案：超声波诊断设备通过设置体积数据，容易且快速地获取与理想MPR位置对应的MPR图像，MPR位置对应于所需参考心脏的横截面位置，同时指的是在心脏测试中通过三维超声扫描获得的三维图像。在通过三维超声波扫描获取理想MPR图像的状态下，超声波扫描区域从三维区域自动地转换为二维区域，从而执行二维扫描，其中超声波扫描区域被定义为对应于设定的MPR位置的对象内部的横截面（最靠近MPR位置的对象内部的横截面或对象内部的横截面与MPR位置基本相同）。

