

(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2009-77961  
(P2009-77961A)

(43) 公開日 平成21年4月16日(2009.4.16)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F I  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-249874 (P2007-249874)  
(22) 出願日 平成19年9月26日(2007.9.26)

(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  
(74) 代理人 100058479  
弁理士 鈴江 武彦  
(74) 代理人 100091351  
弁理士 河野 哲  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

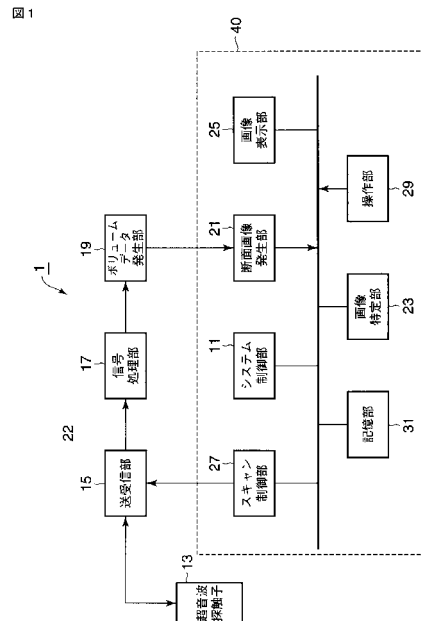
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像表示装置

(57) 【要約】

【課題】時間経過に伴ってその位置や形状が変化する特定部位に関する種々の断面画像を、その位置や形状の変化に合わせて表示することが可能な超音波診断装置及び医用画像表示装置の提供。

【解決手段】超音波診断装置1及び医用画像表示装置40は、被検体の特定部位を含む3次元の走査領域を、超音波探触子を介して超音波ビームで走査することにより得られる受信信号に基づく、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを記憶する記憶部31と、複数のボリュームデータファイルに基づいて、特定部位の所定断面に関する複数の断面画像のデータをそれぞれ発生する断面画像発生部21と、複数の断面画像上での特定部位の位置又は形状の変化に応じて複数の断面画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、複数の断面画像を表示する画像表示部25と、を具備する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の特定部位を含む 3 次元の走査領域を、超音波探触子を介して超音波ビームで繰り返し走査する走査部と、

前記走査部による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、

前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記特定部位の所定断面に関する複数の断面画像のデータをそれぞれ発生する断面画像発生部と、

前記複数の断面画像上での前記特定部位の位置又は形状の変化に応じて前記複数の断面画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の断面画像を表示する画像表示部と、

を具備する超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記特定部位は、前記被検体の心臓であり、

前記断面画像発生部は、前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生し、

前記画像表示部は、前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の位置又は形状の変化に応じて、前記複数の短軸画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の短軸画像を表示する、

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記複数の短軸画像各々に描出される前記心臓像の解剖学的に特徴のある基準点を特定する基準点特定部をさらに具備し、

前記画像表示部は、前記特定された基準点各々と画像表示領域の基準点とを略一致させて、前記複数の短軸画像各々を前記画像表示領域に表示する、

ことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記画像表示部は、前記短軸画像に描出される心臓像の大きさに基づいて前記短軸画像の拡大率を決定し、前記決定した拡大率で前記複数の短軸画像を前記表示領域に表示する、

ことを特徴とする請求項 2 又は 3 記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

前記走査部は、

前記走査範囲と前記複数の短軸画像各々に描出される心臓像の範囲とに基づいて、前記走査範囲における走査線密度を変化させる、

ことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記走査部は、

前記心臓像の輪郭内に相当する範囲における走査線密度を、前記走査範囲内であり且つ前記心臓の輪郭外に相当する範囲における走査線密度よりも密にする、

ことを特徴とする請求項 5 記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 7】**

前記走査部は、

前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の表示位置の変化に応じて、前記走査範囲を変化させる、

ことを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

**【請求項 8】**

被検体の心臓を含む 3 次元の走査範囲を超音波探触子を介して超音波ビームで繰り返し走査する走査部と、

前記走査部による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイ

50

ルを発生するボリュームデータ発生部と、

前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の表示位置又は形状の変化に合わせて、前記複数の短軸画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の短軸画像を表示する画像表示部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 9】

被検体の心臓を含む 3 次元領域に対し超音波探触子を介して超音波ビームで繰り返し走査する走査部と、

前記走査部による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、

前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の長軸断面に関する複数の長軸画像のデータをそれぞれ発生する長軸画像発生部と、

前記複数の長軸画像での時間経過に伴う心臓像の表示位置又は形状の変化に合わせて、前記複数の短軸画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の短軸画像と前記複数の長軸画像とを順次表示する画像表示部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体の心臓を含む 3 次元の走査範囲に対して超音波ビームを送受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、

前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

前記複数の短軸画像各々に描出される心臓像の範囲と前記走査範囲とに基づいて、前記走査範囲における走査線密度を変化させる走査制御部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体の心臓を含む 3 次元の走査範囲に対して超音波ビームを送受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、

前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の位置の変化に応じて前記走査範囲を変化させる走査制御部と、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 12】

被検体の心臓を含む 3 次元領域に対し超音波ビームを送受信する超音波探触子と、

前記超音波探触子による受信信号に基づいて、ボリュームデータを発生するボリュームデータ発生部と、

前記発生されたボリュームデータから、前記心臓の長軸画像を発生する長軸画像発生部と、

前記発生された長軸画像に対して表示範囲を設定する表示範囲設定部と、

前記設定された表示範囲の始点と終点との間で複数の短軸断面を計算し、前記計算された複数の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータを発生する短軸画像発生部と、

前記発生された複数の短軸画像各々を順次表示する画像表示部と、

10

20

30

40

50

を具備する超音波診断装置。

【請求項 1 3】

前記画像表示部は、

前記表示されている短軸画像に関する前記短軸断面に関する前記長軸画像上の位置を示すマーカを表示する、

ことを特徴とする請求項 1 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 4】

前記画像表示部は、

表示される短軸画像の総数と、表示されている短軸画像が何番目に表示されたかを示す数字との少なくとも一つを示すインジケータを表示する、

ことを特徴とする請求項 1 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 5】

被検体の心臓を含む時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを記憶する記憶部と、

記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の表示位置又は形状の変化に合わせて、前記複数の短軸画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の短軸画像を表示する画像表示部と、

を具備する医用画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、時間経過に伴って被検体体内を動く臓器、特に心臓を含む領域を超音波スキャンすることにより発生したボリュームデータを処理する超音波診断装置及び医用画像表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置によって被検体をリアルタイムに 3D スキャンして心臓に関する走査時刻の異なる複数のボリュームデータファイル（時系列ボリュームデータ）を発生し、これら複数のボリュームデータファイルに関する所望の断面画像を表示する場合がある。この際、多断面変換（MPR：Multi Planar Reformat）によって、心臓の長軸断面に関する A 断面画像及び B 断面画像、短軸断面に関する C 断面画像を表示するのが一般的である。

【0003】

一方、超音波診断装置等の医用画像発生装置にて発生されたボリュームデータファイル内の種々の臓器像を、視点位置を変更しながら良好に表示する様々な方法がある（例えば、特許文献 1、特許文献 2）。

【特許文献 1】特開 2001 14495 号公報

【特許文献 2】特開 2001 175847 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、心臓は拍動することにより収縮・拡張し、被検体体内を激しく移動する。そのため、心臓に関する画像を表示する際には、以下のような問題が発生する。

【0005】

(1) 心臓の拍動によって C 断面画像、特に拡張期における C 断面画像に描出される心臓像が画像表示領域からはみ出してしまふ。

(2) (1) に関連して、心臓像が表示範囲からはみ出さないようにスキャン位置を調整すると収縮期における C 断面画像に描出される心臓像が縮小表示される。

10

20

30

40

50

(3) Depth値に合わせてC断面画像を表示するため、C断面画像全体が小さく表示される。

(4) 心臓の空間的な移動範囲全体をスキャンするためスキャン範囲が広がってしまい、フレームレートが低下してしまう。

【0006】

本発明の目的は、上記事情を鑑みてなされたもので、時間経過に伴ってその位置や形状が変化する特定部位に関する種々の断面画像を、その位置や形状の変化に合わせて表示することが可能な超音波診断装置及び医用画像表示装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために本発明に係る超音波診断装置は、第1の局面において、被検体の特定部位を含む3次元の走査領域を、超音波探触子を介して繰り返し超音波ビームで走査する走査部と、前記走査部による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記特定部位の所定断面に関する複数の断面画像のデータをそれぞれ発生する断面画像発生部と、前記複数の断面画像上での前記特定部位の位置又は形状の変化に応じて前記複数の断面画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の断面画像を表示する画像表示部と、を具備する。

【0008】

本発明に係る超音波診断装置は、第2の局面において、被検体の心臓を含む3次元の走査範囲を超音波探触子を介して繰り返し超音波ビームで走査する走査部と、前記走査部による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の表示位置又は形状の変化に合わせて、前記複数の短軸画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の短軸画像を表示する画像表示部と、を具備する。

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、第3の局面において、被検体の心臓を含む3次元領域に対し超音波探触子を介して超音波ビームで繰り返し走査する走査部と、前記走査部による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の長軸断面に関する複数の長軸画像のデータをそれぞれ発生する長軸画像発生部と、前記複数の長軸画像での時間経過に伴う心臓像の表示位置又は形状の変化に合わせて、前記複数の短軸画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の短軸画像と前記複数の長軸画像とを順次表示する画像表示部と、を具備する。

【0010】

本発明に係る超音波診断装置は、第4の局面において、被検体の心臓を含む3次元の走査範囲に対して超音波ビームを送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリュームデータ発生部と、前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数の短軸画像各々に描出される心臓像の範囲と前記走査範囲とに基づいて、前記走査範囲における走査線密度を変化させる走査制御部と、を具備する。

【0011】

本発明に係る超音波診断装置は、第5の局面において、被検体の心臓を含む3次元の走査範囲に対して超音波ビームを送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子による受信信号に基づいて、時間的に連続な複数のボリュームデータファイルを発生するボリューム

10

20

30

40

50

データ発生部と、前記複数のポリウムデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の位置の変化に応じて前記走査範囲を変化させる走査制御部と、を具備する。

#### 【0012】

本発明に係る超音波診断装置は、第6の局面において、被検体の心臓を含む3次元領域に対し超音波ビームを送受信する超音波探触子と、前記超音波探触子による受信信号に基づいて、ポリウムデータを発生するポリウムデータ発生部と、前記発生されたポリウムデータから、前記心臓の長軸画像を発生する長軸画像発生部と、前記発生された長軸画像に対して表示範囲を設定する表示範囲設定部と、前記設定された表示範囲の始点と終点との間で複数の短軸断面を計算し、前記計算された複数の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータを発生する短軸画像発生部と、前記発生された複数の短軸画像各々を順次表示する画像表示部と、を具備する。

10

#### 【0013】

本発明に係る医用画像表示装置は、ある局面において、被検体の心臓を含む時間的に連続な複数のポリウムデータファイルを記憶する記憶部と、記複数のポリウムデータファイルに基づいて、前記心臓の所定の短軸断面に関する複数の短軸画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数の短軸画像上での時間経過に伴う心臓像の表示位置又は形状の変化に合わせて、前記複数の短軸画像各々の表示画面内における表示位置又は大きさを変更して、前記複数の短軸画像を表示する画像表示部と、を具備する。

20

#### 【発明の効果】

#### 【0014】

本発明によれば、時間経過に伴ってその位置や形状が変化する特定部位に関する種々の断面画像を、その位置や形状の変化に合わせて表示することが可能となる。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0015】

##### (第1実施形態)

以下、本発明の実施形態を図面を参照しながら説明する。なお、本実施形態に係る超音波診断装置は、時間経過に伴って被検体体内を移動する臓器、特に心臓をスキャン対象とする。しかし、本実施形態に係る超音波診断装置のスキャン対象は心臓のみに限定されず、被検体のあらゆる部位をスキャン対象とすることが可能である。

30

#### 【0016】

図1は、第1実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示す図である。図1に示すように超音波診断装置1は、システム制御部11を中枢として、超音波探触子13、送受信部15、信号処理部17、ポリウムデータ発生部19、断面画像発生部21、画像特定部23、画像表示部25、スキャン制御部27、操作部29、記憶部31を有する。

#### 【0017】

超音波探触子13は、2次元状に配列された複数の圧電振動子を有する。個々の圧電振動子は、送受信部15からの駆動パルスの印加を受けて超音波を発生する。被検体等によって反射された超音波は、エコー信号として個々の圧電振動子で受信され、送受信部15に送信される。

40

#### 【0018】

送受信部15は、スキャン制御部27の制御のもとに、被検体の心臓を含む3次元のスキャン範囲を、超音波探触子13を介して超音波ビームで繰り返しスキャンする。

#### 【0019】

具体的には、送受信部15は、図示しないレートパルス発生回路、送信遅延回路、駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 $f_r$  Hz (周期;  $1/f_r$ 秒)で、レートパルスをチャンネル毎に繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束させ且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。駆動パルス発生回路は、各遅延されたレートパルスに基

50

づくタイミングで、超音波探触子 1 3 に超音波駆動パルスを印加する。

【 0 0 2 0 】

また、送受信部 1 5 は、図示しないアンプ回路、A / D 変換器、受信遅延回路、加算器等を有している。アンプ回路は、超音波探触子 1 3 から受信した被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A / D 変換器は、増幅されたエコー信号をチャンネル毎にアナログ信号からデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号を、ビーム状に集束させ且つ受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各エコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。この加算処理により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波ビームが形成される。1 の超音波ビームは、1 の走査線に対応する。

10

【 0 0 2 1 】

信号処理部 1 7 は、送受信部 1 5 から走査線毎に受信したエコー信号に対して対数増幅処理、包絡線検波処理等を行ない、信号強度が輝度情報で表現される B モードデータを発生する。

【 0 0 2 2 】

ボリュームデータ発生部 1 9 は、走査線毎の B モードデータを走査線の位置情報に基づいてメモリ上に 3 次元的に配列し、必要に応じて補間処理をすることで、ボリュームデータを発生する。このボリュームデータ発生処理はスキャン中リアルタイムに行なわれ、ボリュームデータ発生部 1 9 は、時系列のボリュームデータを発生する。

20

【 0 0 2 3 】

断面画像発生部 2 1 は、ボリュームデータ各々を多断面変換 (Multi Planar Reformat : MPR) 処理することにより、ユーザにより操作部 2 9 等を介して指定された任意断面の断面画像データを発生する。具体的には、断面画像発生部 2 1 は、ボリュームデータの A 断面に関する A 断面画像データ、B 断面に関する B 断面画像データ、C 断面に関する C 断面画像データを発生する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、ボリュームデータ V D と A 断面、B 断面、C 断面との位置関係を示す図である。図 2 に示すように、ボリュームデータ V D の深さ方向を Z 軸に規定し、Z 軸に直交する 2 軸を X 軸、Y 軸に規定する。ボリュームデータの電子走査面に平行な断面を A 断面、電子走査面の深さ方向に平行且つ A 断面に直交する断面を B 断面、A 断面及び B 断面に直交する断面を C 断面とする。A 断面画像と B 断面画像とは心臓の長軸断面に関する画像であり、C 断面画像は心臓の短軸断面に関する画像である。超音波探触子 1 3 の超音波送受信面からの距離を Depth 値と呼ぶことにする。

30

【 0 0 2 5 】

なお、説明の簡単のため、ボリュームデータ各々から発生される C 断面の断面位置は、全て同じ座標の断面であるとする。

【 0 0 2 6 】

画像特定部 2 3 は、図示しない心電計と接続されている。画像特定部 2 3 は、心電計の心電波形から心臓の拡張期や収縮期を特定し、特定した拡張期や収縮期に基づいて、拡張期における画像や収縮期における画像を特定する。

40

【 0 0 2 7 】

画像表示部 2 5 は、スキャン中に実時間 (リアルタイム) で発生される A 断面画像、B 断面画像、C 断面画像をモニタ上の画像表示領域に動画表示する。図 3 は、表示画面を示す図である。図 3 に示すように、表示画面は、A 断面画像が表示される A 断面画像表示領域 R A、B 断面画像が表示される B 断面画像表示領域 R B、C 断面が表示される C 断面画像表示領域 R C、シェーマが表示されるシェーマ表示領域 R S に分割される。C 断面画像を表示する際、画像表示部 2 5 は、位置調整処理や大きさ調整処理を行なう。位置調整処理において画像表示部 2 5 は、心臓の拍動等に伴う C 断面画像上での心臓像の位置の変化に合わせて、心臓像の基準点と C 断面画像表示領域 R C との基準点とを一致させて C 断面

50

画像を表示する。大きさ調整処理において画像表示部 25 は、心臓の拍動等に伴う C 断面画像上の心臓像の形状の変化に合わせて、心臓像の大きさを変更して C 断面画像を表示する。

【0028】

スキャン制御部 27 は、送受信部 15 を制御することにより、送受信部 15 に 3 次元のスキャン範囲をスキャンさせる。

【0029】

記憶部 31 は、ボリュームデータ発生部 19 によって発生されたボリュームデータや断面画像発生部 21 によって発生された種々の断面画像データを記憶する。また、記憶部 31 は、ネットワークを介して取得したボリュームデータや種々の断面画像データを記憶する。また、記憶部 31 は、種々の処理を行うためのプログラム等を記憶する。

10

【0030】

システム制御部 11 は、超音波診断装置 1 としての動作を実現するように各構成要素を制御する。システム制御部 11 は、CPU 及び RAM を含み、記憶部 31 からプログラム読み出して上記 RAM 上に展開し、このプログラムに従った処理を上記 CPU が実行することによって制御機能を実現する。

【0031】

以下、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作を説明する。

【0032】

まず、心臓の C 断面画像を表示するうえでの問題点について図面を参照しながら説明する。スキャン中、心臓は拍動することによって、時間経過とともに空間的な位置及び形状を変化させる。図 4 (a) は、収縮期における A 断面画像上の心臓像を例示する図であり、図 4 (b) は、拡張期における A 断面画像上の心臓像を例示する図である。また、図 5 (a) は、収縮期における C 断面画像上の心臓像を例示する図であり、図 5 (b) は、拡張期における C 断面画像上の心臓像を例示する図である。図 4 及び図 5 に示すように、心臓像は、収縮期から拡張期にかけて心臓像の表示位置や形状を変化させる。そのため、例えば収縮期における C 断面画像の心臓像の中心点 CP が C 断面画像表示領域 RC の中心と一致している場合でも、拡張期における C 断面画像の心臓像の中心点 CP は、表示領域の中心からずれてしまったり、心臓像が表示領域 RC からはみでてしまったりする場合がある。

20

30

【0033】

上記の問題点を解決するために、画像表示部 25 は、位置調整処理と大きさ調整処理とを行う。まず、位置調整処理を説明する。図 6 は、位置調整処理前と処理後における C 断面画像とを示す図である。表示する C 断面画像のデータを断面画像発生部 21 から受信すると画像表示部 25 は、既存の技術を用いて、C 断面画像に描出される心臓像の中心点 CP を特定する。そして、画像表示部 25 は、心臓像の中心点 CP と C 断面表示領域の中心 RP とを一致させて C 断面画像を表示する。

【0034】

位置調整処理により、時間経過に伴う心臓像の位置の変化に関係なく、常に C 断面画像表示領域 RC の中心と心臓像の中心点 CP とを一致させて C 断面画像を動画表示することが可能となる。なお、C 断面画像を例にして位置調整処理を説明したが、位置調整処理は、A 断面画像や B 断面画像等の任意の断面画像に適用可能である。また上記の位置調整処理では、心臓像の中心点と C 断面画像表示領域の中心とを一致させるとした。しかしながらこれに限定する必要はなく、例えば、心臓像の解剖学的に特徴のある点と、C 断面画像表示領域の中心とを一致させるとしてもよい。

40

【0035】

次に、画像表示部 25 による大きさ調整処理を説明する。ボリュームデータは、図 2 に示すように 4 角錐形状をしている。そのため、C 断面画像の X 軸及び Y 軸方向の幅は、ボリュームデータの最下端における C 断面画像の幅を最大として、深さ方向 (Z 軸方向) の位置に応じて変化する。そのため、例えば図 7 (a) に示すように、幅が約 70 mm の心

50

臓像が100mm幅のC断面画像表示領域に表示される。そのため、心臓像がC断面画像表示領域の大きさに比して小さく、ユーザは心臓像を観察しにくい。そこで、画像表示部25は、C断面画像に大きさ調整処理を行なうことにより、図7(b)に示すように、心臓像の幅をC断面画像表示領域の幅に合わせて表示する。

【0036】

大きさ調整処理の具体的な処理を説明する。なお、心臓像の中心点と表示領域の中心とは、位置調整処理により、一致しているとする。まず断面画像発生部21により発生された所定の心時相におけるC断面画像のデータを受信すると画像表示部25は、C断面画像に描出される心臓像の外壁輪郭を抽出する。所定の心時相とは、典型的には、心臓像のC断面画像上の面積が最大となる時相である。この心時相は、予め設定されているとしても、ユーザが動画表示されるC断面画像を観察して設定するとしてもよい。次に画像表示部25は、抽出された外壁輪郭のC断面画像上の幅と、C断面画像表示領域の幅とが一致するような、pan値(拡大率)を決定する。そして画像表示部25は、決定されたpan値でC断面画像を表示する。

10

【0037】

大きさ調整処理により、C断面画像の深さ方向の位置(Depth値)に依らず、常に最適な大きさでC断面画像を動画表示することが可能となる。

【0038】

なお、上記第1実施形態において、動画表示される複数のC断面画像の断面位置は、全て座標が等しいとした。しかしながら第1実施形態はこれに限定されず、C断面画像の断面位置は、解剖学的に同一の断面位置であってもよい。この場合、画像表示部25は、長軸断面に関するA断面画像やB断面画像上の心臓像の動きに合わせて、短軸画像に関するC断面画像の表示位置や大きさ等を変更して表示することが可能となる。

20

【0039】

上記構成により、超音波診断装置1は、時間経過に伴ってその位置や形状が変化する心臓等の特定部位に関する種々の断面画像を、その位置や形状の変化に合わせて表示することが可能となる。

【0040】

(第2実施形態)

第2実施形態では、C断面画像に描出された心臓像の範囲に基づいて走査線密度を変化させることを特徴とする超音波診断装置1について説明する。なお以下の説明において、第1実施形態と略同一の機能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。

30

【0041】

第2実施形態に係るスキャン制御部27は、C断面画像に描出された心臓像が占める範囲とスキャン範囲とに基づいてスキャン範囲内における走査線密度を変化させる。この走査線密度変化処理は、スキャン中にリアルタイムに行なうとしても、一旦スキャンを停止させてから行なうとしてもよい。

【0042】

図8は、走査線密度変化処理を説明するための図である。図8に示すように、3次元のスキャン範囲は、スキャン制御部27の制御のもとにスキャンされる。スキャン制御部27は、C断面画像に描出されている心臓像の外壁の輪郭COを抽出する。次にスキャン制御部27は、心臓像の中心点CPを中心とし、抽出した輪郭を含む概円形領域RAを設定する。概円形領域RAの半径は、中心点CPと輪郭COとの最大長さとする。そしてスキャン制御部27は、概円形領域RA内に相当するスキャン範囲における走査線密度を“密”に、スキャン範囲内にあり且つ概円形領域RA外の範囲RBにおける走査線密度を“疎”に設定する。例えば、1フレームの受信データを256本の走査線各々に1024点のサンプル点を設けた状態を「走査線密度“密”」とした場合、「走査線密度“疎”」は走査線一本ごとのサンプル点を512点としたり、又、1フレームの走査線を一本ごとに間引いて1フレームの走査線数を128本としたりする。スキャン制御部27は、このよう

40

50

に設定された走査線密度でスキャンを行なうように送受信部 15 を制御し、送受信部 15 はスキャン範囲を超音波ビームでスキャンする。スキャンの結果収集されたデータに基づく画像に描出される心臓像は、走査線密度変化処理前の心臓像に比して画質が向上する。

【0043】

上記構成により、超音波診断装置 1 は、C 断面画像に描出された心臓像の範囲に基づいて走査線密度を変化させる。その結果、フレームレートが低減させることなく心臓像の画質が向上する。

【0044】

(第3実施形態)

第3実施形態では、時間経過に伴うC断面画像上の心臓像の動きにスキャン範囲を追従させることを特徴とする超音波診断装置 1 について説明する。なお以下の説明において、第1や第2実施形態と略同一の機能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。

10

【0045】

第3実施形態におけるスキャン制御部 27 は、スキャン範囲追従処理により、時間経過に伴うC断面画像上の心臓像の表示位置の変化に応じてスキャン範囲を変化させる。スキャン範囲追従処理は、スキャン中にリアルタイムに行なわれるとしても、一旦スキャンを停止させてから行なわれるとしてもよい。

【0046】

スキャン範囲追従処理を説明する。図9は、収縮期と拡張期とにおけるC断面画像上の心臓外壁の輪郭を示す図である。図9に示すように、心時相によってC断面画像上の心臓像の表示位置は異なる。スキャン範囲追従処理は、リアルタイムに発生される全てのC断面画像に対して行なうとしても良いが、典型的には、収縮期における1のC断面画像と拡張期における1のC断面画像に対して行なわれる。スキャン制御部 27 は、収縮期及び拡張期におけるC断面画像に描出される心臓像の外壁の輪郭部分を抽出する。次にスキャン制御部 27 は、各C断面画像に描出される心臓像の中心点を中心とし、抽出した輪郭を含む概円形領域を設定する。概円形領域の半径は、中心点と輪郭との最大長さとする。図9には、収縮期における概円形領域SRと拡張期における概円形領域DRとが例示されている。そしてスキャン制御部 27 は、収縮期における概円形領域SRに相当する範囲を収縮期におけるスキャン範囲に設定し、拡張期における概円形領域DRに相当する範囲を拡張

20

30

【0047】

スキャン範囲設定後、スキャン制御部 27 は設定したスキャン範囲に基づいて送受信部 15 を制御することにより、送受信部 15 は心臓の動きにスキャン範囲を追従させてスキャンを行なうことが可能となる。

【0048】

上記構成により、超音波診断装置 1 は、時間経過に伴うC断面画像上の心臓像の動きにスキャン範囲を追従させる。その結果、無駄な範囲を走査しなくてよいため、フレームレートが向上する。

【0049】

40

(第4実施形態)

第4実施形態では、A断面画像又はB断面画像上に指定された範囲のC断面画像を自動的に再生することを特徴とする超音波診断装置 1 について説明する。C断面画像自動再生処理は、1のボリュームデータに対して行なわれる処理である。C断面は、A断面及びB断面に交差する断面とする。なお以下の説明において、第1や第2実施形態と略同一の機能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。

【0050】

第4実施形態における操作部 29 は、A断面画像又はB断面画像上に対して、C断面画像の再生開始位置及び再生終了位置を設定する。再生開始位置及び再生終了位置は、典型的には、直線で設定される。断面画像発生部 21 は、設定された再生開始位置及び再生終

50

了位置に基づいてC断面画像を自動再生する範囲(以下、自動再生範囲と呼ぶ)を決定する。断面画像発生部21は、決定された再生範囲内における複数の断面画像の断面位置を算出する。そして断面画像発生部21は、再生開始位置から再生終了位置におけるC断面画像のデータを順に発生する。発生されたC断面画像は、画像表示部25により自動再生(表示)される。C断面画像の自動再生中、画像表示部25は、C断面画像の再生状況を示す種々のインジケータを表示する。

#### 【0051】

次に、C断面画像自動再生処理を具体的に説明する。まずユーザは、操作部29を介してA断面画像又はB断面画像にC断面画像の表示開始位置を表す再生開始直線とC断面画像の表示終了位置を表す再生終了直線とを設定する。図10は、A断面画像に表示された再生開始直線SLと再生終了直線ELとを示す図である。図10に示すように、ユーザは、A断面画像の任意の位置に、再生開始直線SLと再生終了直線ELとを設定することが可能である。例えばA断面画像に再生開始直線SLと再生終了直線ELとが設定されると、画像表示部25は、それぞれの直線SL、ELの位置に対応するB断面画像上の位置に再生開始直線SL'と再生終了直線EL'とを表示する。なお、再生終了直線EL'に広がりがあるのは、再生終了直線ELがA断面画像上で斜めに入力されたことに起因する。

10

#### 【0052】

再生開始直線SLと再生終了直線ELとが入力されると断面画像発生部21は、再生開始直線SLと再生終了直線ELとに基づいて、自動再生範囲を決定する。自動再生範囲は、A断面画像に描出される心臓像の形状に合わせて決定される。図11に示すように、決定された自動再生範囲RRは画像表示部25により表示される。自動再生範囲RRが決定されると、断面画像発生部21は、特許文献1や特許文献2に記載の技術を用いて、自動再生範囲RR内の異なる断面位置における複数の(例えば、120)のC断面画像のデータを、順に発生する。具体的には、自動再生範囲RR内の心臓像の長軸を抽出し、抽出した長軸に所定間隔を開けて複数の視点を設定する。そして、視点間の方向ベクトルを法線ベクトルとする断面を、各視点に対して算出し、算出された各断面における断面画像のデータを発生する。

20

#### 【0053】

発生された複数の断面画像のデータは、画像表示部25により、再生開始直線SLにおける断面画像から再生終了直線ELにおける断面画像まで順次C断面画像表示領域に表示される。この際、画像表示部25は、断面画像を自動再生している間、種々のインジケータをA断面画像表示領域等に表示する。図12は、A断面画像表示領域に表示されるインジケータを示す図である。図12に示すように、表示している断面画像の断面位置を示すマーカMがA断面画像上に重ねて表示される。また、自動再生範囲RRに近似した形状のインジケータIが表示される。このインジケータIは、表示されるC断面画像の総数と、現在表示されている断面画像が開始から何番目の画像であることを示す数字とを示す。インジケータI上の位置は断面画像の断面位置に対応しており、インジケータIの領域中、既に表示された断面画像の位置に対応する領域は黒、表示されていない断面画像の位置に対応する領域は白で表示される。

30

#### 【0054】

上記構成により、超音波診断装置1は、A断面画像又はB断面画像上に指定された自動再生範囲内の複数のC断面画像を自動的に再生する。その結果、読影効率が向上する。

40

#### 【0055】

なお、本発明は上記実施形態そのままに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。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。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0056】

50

【図 1】本発明の実施形態における超音波診断装置の構成を示す図。

【図 2】図 1 のボリュームデータ発生部により発生されるボリュームデータと A 断面、B 断面、C 断面との位置関係を示す図。

【図 3】図 1 の画像表示部により表示される表示画面を示す図。

【図 4】図 1 の断面画像発生部により発生される、収縮期及び拡張期における A 断面画像上の心臓像を例示する図。

【図 5】図 1 の断面画像発生部により発生させる、収縮期及び拡張期における C 断面画像上の心臓像を例示する図。

【図 6】本発明の第 1 実施形態に係る位置調整処理前と処理後における C 断面画像を示す図である。

【図 7】第 1 実施形態に係る大きさ調整処理前と処理後における C 断面画像を示す図である。

【図 8】本発明の第 2 実施形態に係る走査線密度変化処理を説明するための図。

【図 9】本発明の第 3 実施形態に係り、図 1 の断面画像発生部により発生される収縮期と拡張期とにおける C 断面画像上の心臓外壁の輪郭を示す図。

【図 10】本発明の第 4 実施形態に係り、A 断面画像に表示された再生開始直線 S L と再生終了直線 E L とを示す図である。

【図 11】第 4 実施形態に係り、断面画像発生部により決定された自動再生範囲 R R を示す図。

【図 12】第 4 実施形態に係り、A 断面画像表示領域に表示されるインジケータを示す図である。

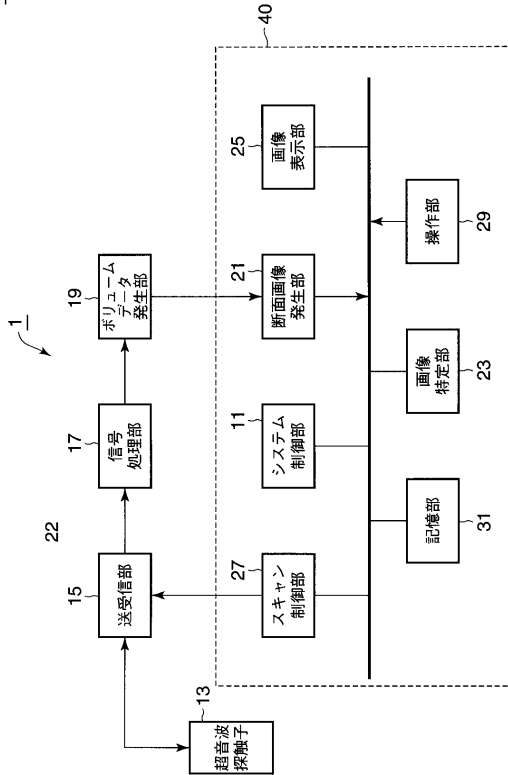
【符号の説明】

【0057】

1 ... 超音波診断装置、11 ... システム制御部、13 ... 超音波探触子、15 ... 送受信部、17 ... 信号処理部、19 ... ボリュームデータ発生部、21 ... 断面画像発生部、23 ... 画像特定部、25 ... 画像表示部、27 ... スキャン制御部、29 ... 操作部、31 ... 記憶部、40 ... 医用画像表示装置

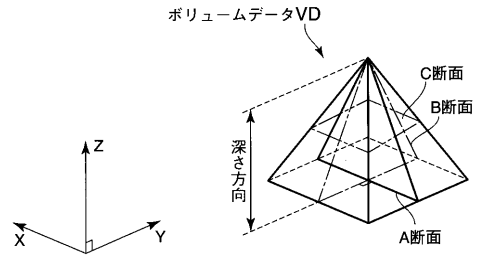
【 図 1 】

図 1



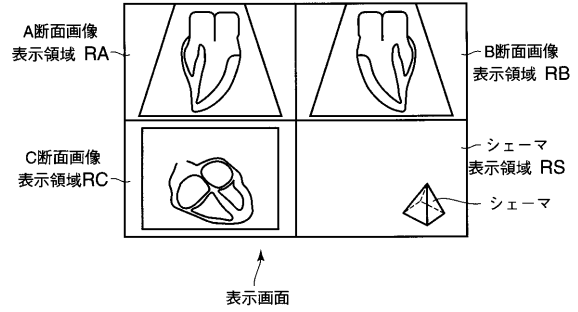
【 図 2 】

図 2



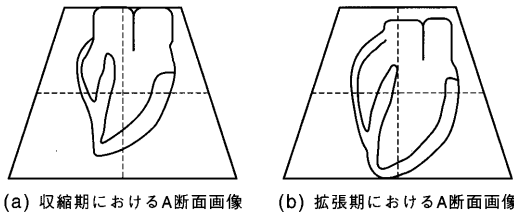
【 図 3 】

図 3



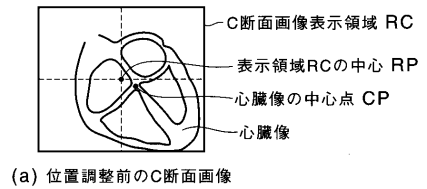
【 図 4 】

図 4

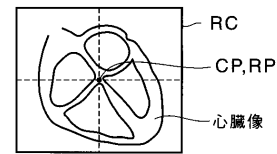
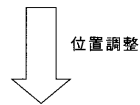


【 図 6 】

図 6



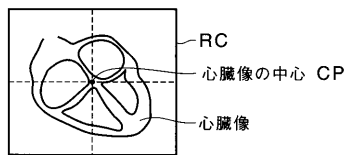
(a) 位置調整前のC断面画像



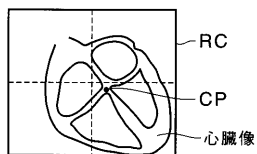
(b) 位置調整後のC断面画像

【 図 5 】

図 5



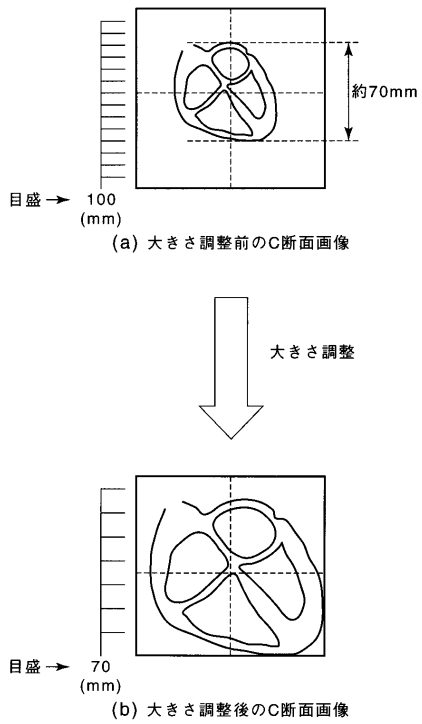
(a) 収縮期におけるC断面画像



(b) 拡張期におけるC断面画像

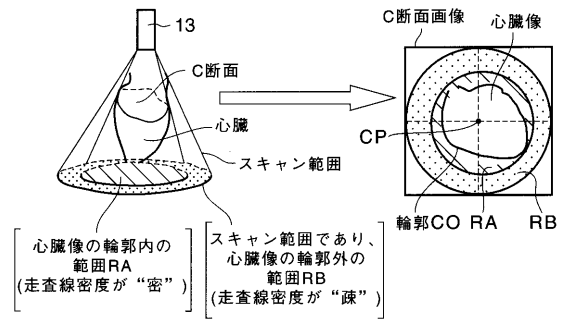
【 図 7 】

図 7



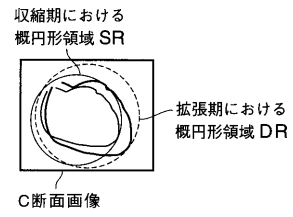
【 図 8 】

図 8



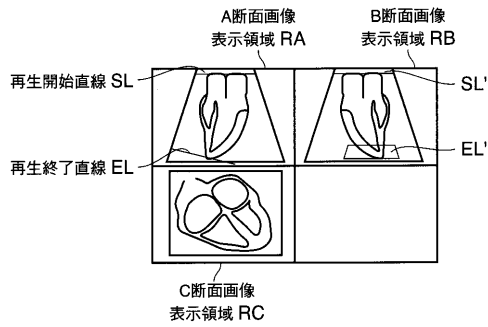
【 図 9 】

図 9



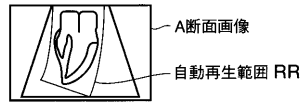
【 図 10 】

図 10



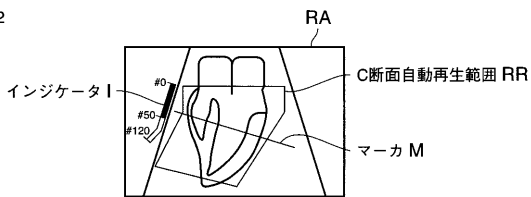
【 図 11 】

図 11



【 図 12 】

図 12



## フロントページの続き

- (74)代理人 100075672  
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830  
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618  
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196  
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 郡司 隆之  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 樋口 治郎  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 後藤 英二  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 中嶋 修  
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE08 EE09 FF08 GB06 HH15 HH17 JC31 JC33  
KK09 KK10 KK12 KK15 KK25 KK27 KK31 LL02

专利名称(译)	超声诊断设备和医学图像显示设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009077961A</a>	公开(公告)日	2009-04-16
申请号	JP2007249874	申请日	2007-09-26
[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		
[标]发明人	郡司隆之 樋口治郎 後藤英二 中嶋修		
发明人	郡司 隆之 樋口 治郎 後藤 英二 中嶋 修		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/483 G06T7/0012 G06T15/08 G06T2207/10076 G06T2207/10136 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/JC31 4C601/JC33 4C601/KK09 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK15 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/KK31 4C601/LL02		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP5366385B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备和医学图像显示设备，该超声诊断设备和医学图像显示设备能够显示与特定部分相关的各种截面图像，该特定部分的位置和形状根据位置和形状的变化随着时间的流逝而改变。  
。 解决方案：超声诊断设备1和医学图像显示设备40通过超声波探头通过超声波束接收包括对象特定部位的三维扫描区域而提供。 存储单元31基于信号存储多个时间上连续的体数据文件，以及横截面图像生成，其基于所述多个体数据文件生成与特定部位的预定横截面有关的多个横截面图像的数据。 一种图像，用于通过根据部分21和多个横截面图像上特定部分的位置或形状的变化来更改多个横截面图像中每个横截面图像的显示位置或大小来显示多个横截面图像。 和显示单元25。 [选型图]图1

