

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5366385号
(P5366385)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月20日(2013.9.20)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2007-249874 (P2007-249874)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成19年9月26日(2007.9.26)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2009-77961 (P2009-77961A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成21年4月16日(2009.4.16)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成22年8月25日(2010.8.25)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波走査プログラム

(57) 【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、時系列の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、前記特定部位の短軸断面に関する複数の短軸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、

前記複数の短軸断面画像上での前記特定部位の位置の変化に応じて前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸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であって、

前記走査部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記特定部位の外壁輪郭を抽出し、前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭に基づいて定めた3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定し、前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走査範囲のうちの前記3次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記3次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、

前記3次元の高密度走査範囲は、前記特定部位の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する3次元の範囲に設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記特定部位は、前記被検体の心臓であり、

前記画像表示部は、前記複数の短軸断面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、前記複数の短軸断面画像を表示する、

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記複数の短軸断面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、前記複数の短軸断面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。

10

【請求項 4】

前記画像表示部は、前記短軸断面画像に描出される心臓像の大きさに基づいて前記短軸断面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断面画像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 又は 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像表示部は、前記外壁輪郭の幅と前記画像表示領域の幅とに基づいて前記拡大率を決定し、前記決定された拡大率で前記複数の短軸断面画像を動画表示する、請求項 4 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記複数のボリュームデータファイルのうちの一つのボリュームデータファイルから前記特定部位の長軸断面に関する長軸断面画像を発生する長軸画像発生部と、

前記長軸断面画像に対して表示範囲を設定する表示範囲設定部と、をさらに備え、

前記短軸画像発生部は、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断面画像のデータを発生し、

前記画像表示部は、前記複数の短軸断面画像各々を順次表示する、

ことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記画像表示部は、

前記表示されている短軸断面画像に関する短軸断面の位置を示すマーカを前記長軸断面画像上に表示する、

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】

前記画像表示部は、

表示される短軸断面画像の総数と、表示されている短軸断面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 5 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 9】

前記特定部位は、前記被検体の心臓であり、

前記心臓の拡張期における短軸断面画像と収縮期における短軸断面画像とを特定する特定部をさらに備え、

前記走査部は、前記拡張期における短軸断面画像と前記収縮期における短軸断面画像とについて、前記特定部位の外壁輪郭を抽出し、前記 3 次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む 3 次元の範囲を 3 次元の高密度走査範囲に設定し、前記心臓の動きに前記 3 次元の高密度走査範囲を追従させる、

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 10】

50

前記画像領域は、概円形領域である、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 1 1】

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ルが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断面画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

前記複数の短軸断面画像上での時間経過に伴う心臓像の表示位置の変化に合わせて、前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸断面画像を表示する画像表示部と、

10

を具備する超音波診断装置であって、

前記走査部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記 3 次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む 3 次元の範囲を 3 次元の高密度走査範囲に設定し、前記 3 次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記 3 次元の走査範囲のうちの前記 3 次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記 3 次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、

前記 3 次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する 3 次元の範囲に設定される、

20

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 2】

被検体の心臓を含む 3 次元の走査範囲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が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断面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断面画像のデータをそれぞれ発生する長軸画像発生部と、

30

前記複数の長軸断面画像での時間経過に伴う心臓像の表示位置の変化に合わせて、前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸断面画像と前記複数の長軸断面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であって、

前記走査部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記 3 次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む 3 次元の範囲を 3 次元の高密度走査範囲に設定し、前記 3 次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記 3 次元の走査範囲のうちの前記 3 次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記 3 次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、

40

前記 3 次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する 3 次元の範囲に設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 1 3】

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が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断面画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

50

前記複数の短軸断面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3次元の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であって、

前記走査制御部は、前記複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定し、前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走査範囲のうちの前記3次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記3次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、

前記3次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する3次元の範囲に設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項14】

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断面画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、

前記複数の短軸断面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3次元の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であって、

前記走査制御部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定し、前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走査範囲のうちの前記3次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記3次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、

前記3次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する3次元の範囲に設定される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項15】

コンピュータに、

被検体の特定部位を含む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機能と、

前記超音波探触子からの出力に基づいて、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機能と、

前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記特定部位の短軸断面に関する複数の短軸断面画像のデータをそれぞれ発生する機能と、

前記複数の短軸断面画像上での前記特定部位の位置の変化に応じて前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸断面画像を表示する機能と、

前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記特定部位の外壁輪郭を抽出する機能と、

前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定する機能であって、前記3次元の高密度走査範囲は、前記特定部位の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する3次元の範囲に設定される機能と、

前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走査範囲のうちの前記3次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定する機能と、

前記設定された走査線密度に従って前記3次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介し

10

20

30

40

50

て超音波ビームで走査する機能と、
を実現させる超音波走査プログラム。

【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超音波走査プログラムに関する。

【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。

(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ふ。

【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超音波走査プログラム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、時系列の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、前記特定部位の短軸断面に関する複数の短軸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、前記複数の短軸断面画像上での前記特定部位の位置の変化に応じて前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸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であって、前記走査

10

20

30

40

50

部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記特定部位の外壁輪郭を抽出し、前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭に基づいて定めた3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定し、前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走査範囲のうちの前記3次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記3次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、前記3次元の高密度走査範囲は、前記特定部位の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する3次元の範囲に設定される、ことを特徴とする。

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断面画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数の短軸断面画像上での時間経過に伴う心臓像の表示位置の変化に合わせて、前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸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であって、前記走査部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定し、前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走査範囲のうちの前記3次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記3次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、前記3次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する3次元の範囲に設定される、ことを特徴とする。

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次元の走査範囲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断面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断面画像のデータをそれぞれ発生する長軸画像発生部と、前記複数の長軸断面画像での時間経過に伴う心臓像の表示位置の変化に合わせて、前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸断面画像と前記複数の長軸断面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であって、前記走査部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定し、前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走査範囲のうちの前記3次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記3次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、前記3次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する3次元の範囲に設定される、ことを特徴とする。

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断面画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数の短軸断面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3次元の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であって、前記走査制御部は、前記複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記3次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む3次元の範囲を3次元の高密度走査範囲に設定し、前記3次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記3次元の走

10

20

30

40

50

査範囲のうちの前記３次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記３次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、前記３次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する３次元の範囲に設定される、ことを特徴とする。

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断面画像のデータをそれぞれ発生する短軸画像発生部と、前記複数の短軸断面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３次元の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であって、前記走査制御部は、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記心臓像の外壁輪郭を抽出し、前記３次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む３次元の範囲を３次元の高密度走査範囲に設定し、前記３次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記３次元の走査範囲のうちの前記３次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定して、前記設定された走査線密度に従って前記３次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査し、前記３次元の高密度走査範囲は、前記心臓像の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する３次元の範囲に設定される、ことを特徴とする。

本発明に係る超音波走査プログラムは、ある局面において、コンピュータに、被検体の特定部位を含む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機能と、前記超音波探触子からの出力に基づいて、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機能と、前記複数のボリュームデータファイルに基づいて、前記特定部位の短軸断面に関する複数の短軸断面画像のデータをそれぞれ発生する機能と、前記複数の短軸断面画像上での前記特定部位の位置の変化に応じて前記複数の短軸断面画像各々の表示画面内における表示位置を変更して、前記複数の短軸断面画像を表示する機能と、前記表示された複数の短軸断面画像各々において前記特定部位の外壁輪郭を抽出する機能と、前記３次元の走査範囲のうちの前記外壁輪郭を含む３次元の範囲を３次元の高密度走査範囲に設定する機能であって、前記３次元の高密度走査範囲は、前記特定部位の中心点を中心とし、前記外壁輪郭を含む画像領域に相当する３次元の範囲に設定される機能と、前記３次元の高密度走査範囲の走査線密度を、前記３次元の走査範囲のうちの前記３次元の高密度走査範囲外の走査線密度よりも密になるように走査線密度を設定する機能と、前記設定された走査線密度に従って前記３次元の走査範囲を、前記超音波探触子を介して超音波ビームで走査する機能と、を実現させる。

【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。

【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、ボリュームデータ発生部１９、断面画像発生部２１、画像特定部

10

20

30

40

50

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。

【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_{rHz} （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づくタイミングで、超音波探触子13に超音波駆動パルスを印加する。

【0020】

また、送受信部15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13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と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。

【0021】

信号処理部17は、送受信部15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。

【0022】

ボリュームデータ発生部19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19は、時系列のボリュームデータを発生する。

【0023】

断面画像発生部21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29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21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。

【0024】

図2は、ボリュームデータVD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VD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13の超音波送受信面からの距離をDepth値と呼ぶことにする。

【0025】

10

20

30

40

50

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。

【0026】

画像特定部23は、図示しない心電計と接続されている。画像特定部23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。

【0027】

画像表示部25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RA、B断面画像が表示されるB断面画像表示領域RB、C断面が表示されるC断面画像表示領域RC、シェーマが表示されるシェーマ表示領域RSに分割される。C断面画像を表示する際、画像表示部25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25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RCとの基準点とを一致させてC断面画像を表示する。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。

10

【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

20

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。

【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。

30

【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。

40

【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C

50

P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。

10

【0035】

次に、画像表示部25による大きさ調整処理を説明する。ポリウムデータは、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、ポリウ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70mmの心臓像が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。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【 0 0 4 2 】

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。

10

【 0 0 4 3 】

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。

20

【 0 0 4 4 】

(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。

【 0 0 4 5 】

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。

30

【 0 0 4 6 】

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期におけるスキャン範囲に設定する。

40

【 0 0 4 7 】

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。

50

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

(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。

10

【 0 0 5 0 】

第 4 実施形態における操作部 2 9 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 2 1 は、設定された再生開始位置及び再生終了位置に基づいて 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 2 1 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 2 1 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 2 5 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 2 5 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。

20

【 0 0 5 1 】

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 2 9 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 1 0 は、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 1 0 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 S L と再生終了直線 E L 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 S L と再生終了直線 E L とが設定されると、画像表示部 2 5 は、それぞれの直線 S L、E L の位置に対応する B 断面画像上の位置に再生開始直線 S L' と再生終了直線 E L' とを表示する。なお、再生終了直線 E L' に広がりがあるのは、再生終了直線 E L が A 断面画像上で斜めに入力されたことに起因する。

30

【 0 0 5 2 】

再生開始直線 S L と再生終了直線 E L とが入力されると断面画像発生部 2 1 は、再生開始直線 S L と再生終了直線 E L 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 1 1 に示すように、決定された自動再生範囲 R R は画像表示部 2 5 により表示される。自動再生範囲 R R が決定されると、断面画像発生部 2 1 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 R R 内の異なる断面位置における複数（例えば、1 2 0）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 R R 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。

40

【 0 0 5 3 】

発生された複数の断面画像のデータは、画像表示部 2 5 により、再生開始直線 S L における断面画像から再生終了直線 E L 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 2 5 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 1 2 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 1 2 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 R R 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、

50

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か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。

【 0 0 5 4 】

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。

【 0 0 5 5 】

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 】

【 0 0 5 6 】

【 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 1 0 】 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 1 1 】 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 1 2 】 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 】

【 0 0 5 7 】

1 ... 超音波診断装置、1 1 ... システム制御部、1 3 ... 超音波探触子、1 5 ... 送受信部、1 7 ... 信号処理部、1 9 ... ボリュームデータ発生部、2 1 ... 断面画像発生部、2 3 ... 画像特定部、2 5 ... 画像表示部、2 7 ... スキャン制御部、2 9 ... 操作部、3 1 ... 記憶部、4 0 ... 医用画像表示装置

10

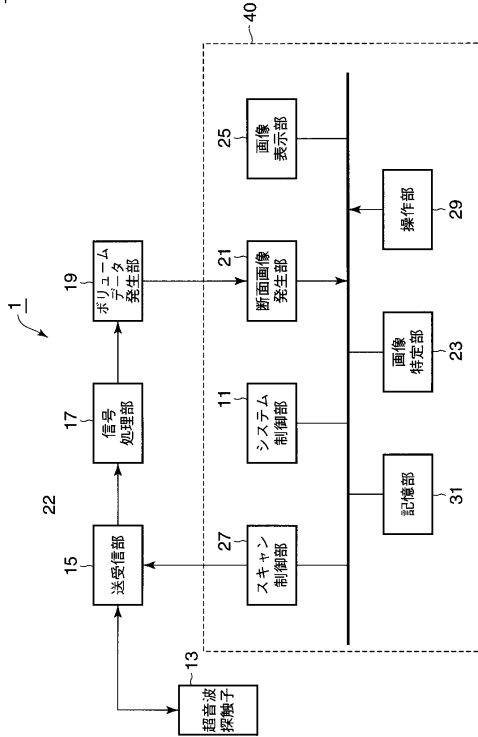
20

30

40

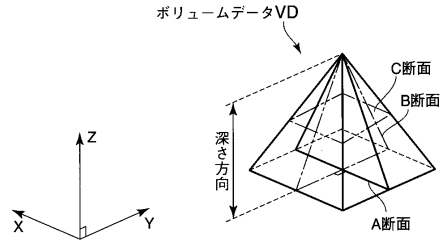
【図1】

図1



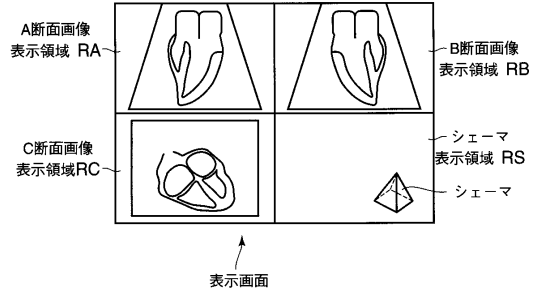
【図2】

図2



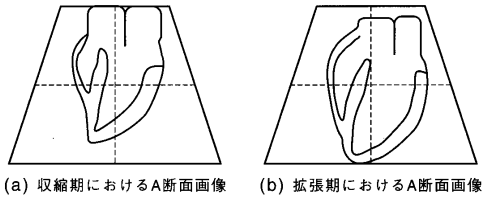
【図3】

図3



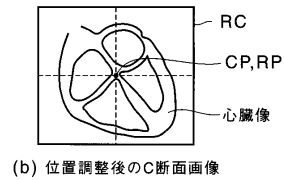
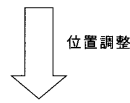
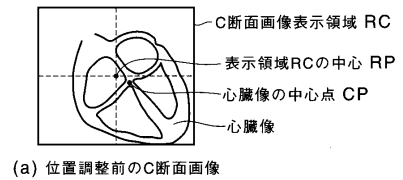
【図4】

図4



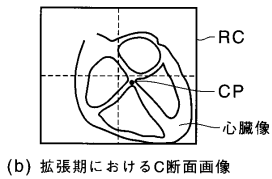
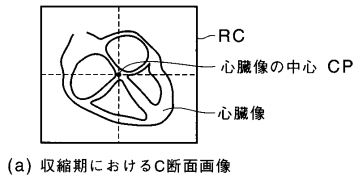
【図6】

図6



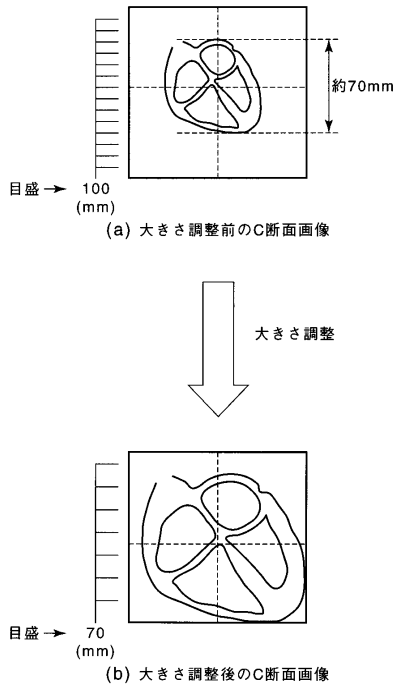
【図5】

図5



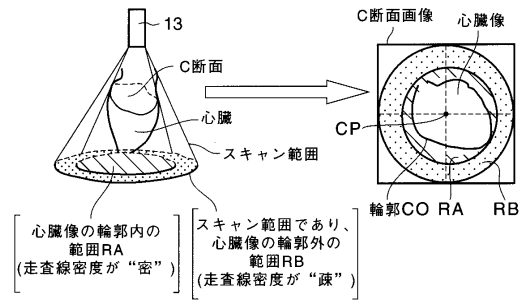
【図7】

図7



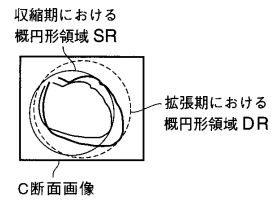
【図8】

図8



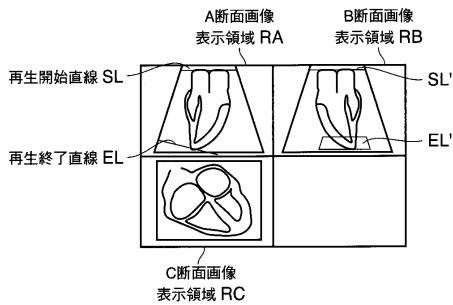
【図9】

図9



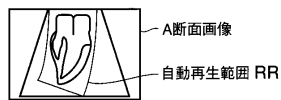
【図10】

図10



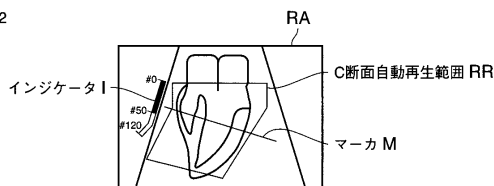
【図11】

図11



【図12】

図12



フロントページの続き

- (74)代理人 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1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 樋口 治郎
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社内
- (72)発明者 後藤 英二
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社内
- (72)発明者 中嶋 修
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社内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平07-059777(JP,A)
特開平04-174658(JP,A)
特開平09-192130(JP,A)
特開2006-006932(JP,A)
国際公開第2006/027899(WO,A1)
特開昭57-153636(JP,A)
特開2004-313535(JP,A)
特開2007-029335(JP,A)
特開2006-314790(JP,A)
特開2003-290225(JP,A)
特表2006-523510(JP,A)
特開2006-523510(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备和超声扫描程序		
公开(公告)号	JP5366385B2	公开(公告)日	2013-12-11
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		
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	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)	中村诚		
其他公开文献	JP2009077961A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断装置和医学图像显示器，其显示关于特定部分的各种横截面图像，其特定部分的位置和形状根据位置和形状的变化随时间变化。解决方案：超声诊断设备1和医学图像显示设备40设置有：存储部分31，用于基于通过扫描包括a的三维扫描区域获得的接收信号来存储多个时间上连续的体数据文件。超声波束通过超声波探头的特定部分；横截面图像生成部分21，用于基于多个体数据文件分别生成关于特定部分的规定横截面的多个横截面图像数据；图像显示部分25用于改变多个横截面图像的各个显示图像中的显示位置或尺寸，作为特定部分的位置或形状在多个横截面图像上改变。

