

(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2018-15150
(P2018-15150A)

(43) 公開日 平成30年2月1日(2018.2.1)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 19 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2016-146713 (P2016-146713)	(71) 出願人	594164542
(22) 出願日	平成28年7月26日 (2016.7.26)		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	110001771
			特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(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内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 DD03 DD15 DE01 FF08 JC32 KK21 KK32

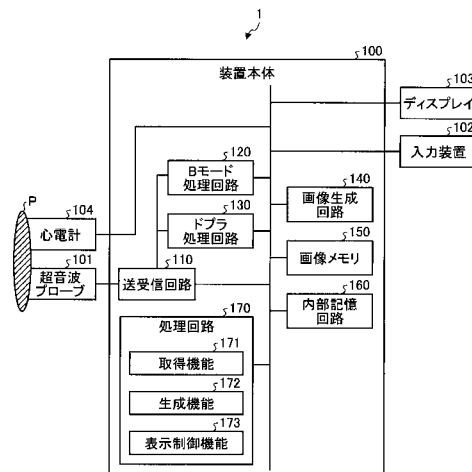
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】 右心室の位置関係を容易に把握可能なポーラーマップを生成することができる超音波診断装置、画像処理装置及びプログラムを提供すること。

【解決手段】 実施形態の超音波診断装置は、取得部と、生成部と、表示制御部とを備える。取得部は、心臓の右心室に関する局所的な機能指標値を取得する。生成部は、前記右心室を平面に展開した模式図であって、前記右心室への血液の流入部と前記右心室からの血液の流出部とが前記模式図の外周側に分離して配置された右心室用医用模式図を用いて、前記局所的な機能指標値の分布を示す右心室用機能画像を生成する。表示制御部は、前記右心室用機能画像を表示部に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心臓の右心室に関する局所的な機能指標値を取得する取得部と、
前記右心室を平面に展開した模式図であって、前記右心室への血液の流入部と前記右心室からの血液の流出部とが前記模式図の外周側に分離して配置された右心室用医用模式図を用いて、前記局所的な機能指標値の分布を示す右心室用機能画像を生成する生成部と、
前記右心室用機能画像を表示部に表示させる表示制御部と、
を備える、超音波診断装置。

【請求項 2】

前記生成部は、前記右心室用医用模式図において、前記流入部と前記流出部とを隔てる領域に対応する位置に、当該隔てる領域の機能指標値を対応付けた前記右心室用機能画像を生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記生成部は、前記流入部と前記流出部とを隔てる領域を切開して、前記流入部と前記流出部とが分離して配置された前記右心室用医用模式図を用い、切開前に同一の位置であった対応する位置同士に同じ機能指標値を対応付けた前記右心室用機能画像を生成する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記生成部は、前記流入部と前記流出部とを隔てる領域の切開前に同一の位置であった対応する位置同士を識別する情報を付与した前記右心室用機能画像を生成する、請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記取得部は、前記局所的な機能指標値として、心臓の右心室の領域を含む少なくとも 1 周期以上にわたるボリュームデータから右心室の領域についての局所的な壁運動指標値を算出する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記取得部は、前記局所的な機能指標値として、心臓の右心室の領域を含む少なくとも 1 周期以上にわたる複数の断面データから右心室の各断面についての局所的な壁運動指標値を算出し、前記各断面についての局所的な壁運動指標値を合成して、右心室の領域についての局所的な壁運動指標値を算出する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

前記生成部は、前記右心室の領域を複数の関心領域に分割し、前記複数の関心領域に関する前記壁運動指標値の時間変化曲線を生成し、

前記表示制御部は、各領域の前記時間変化曲線を前記表示部に更に表示させ、前記右心室用機能画像においていずれかの関心領域に対応する部位の選択を受け付けた際、又は、いずれかの関心領域に対応する前記時間変化曲線の選択を受け付けた際に、選択された関心領域に対する前記右心室用機能画像の部位及び時間変化曲線を、選択されていない関心領域に対する前記右心室用機能画像の部位及び時間変化曲線の表示形態と異なる表示形態で表示させる、請求項 5 又は 6 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記右心室用機能画像は、第 1 の境界線により複数の関心領域に分割され、
前記生成部は、前記局所的な機能指標値に基づく 3 次元画像であって、前記右心室用機能画像における各位置と、前記 3 次元画像における各位置とが所定の座標変換により対応付けられた 3 次元画像を更に生成し、

前記 3 次元画像は第 2 の境界線により複数の関心領域に分割され、

前記右心室用機能画像は、前記第 2 の境界線の位置の変更に応じて変更されない第 1 の境界線により前記複数の関心領域に分割され、

前記表示制御部は、前記第 2 の境界線の位置の変更に関して、前記変更の前後で前記右心室用機能画像内部に不連続な境界を生じないように制御する、請求項 5 又は 6 に記載の

50

超音波診断装置。

【請求項 9】

前記取得部は、局所的な追跡処理を含む処理により前記局所的な壁運動指標値を算出する、請求項 5 ~ 8 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記取得部は、前記壁運動指標値として、ストレイン、面積、変位、ストレインの時間変化率、面積の時間変化率及び変位の時間変化率のいずれかを算出する、請求項 5 ~ 9 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示制御部は、前記右心室用機能画像において、前記右心室用機能画像を複数の関心領域に分割する境界位置を表示し、各関心領域の選択と非選択の状態に応じて前記境界位置の表示状態を変化させる、請求項 7 又は 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 12】

前記表示制御部は、前記右心室用機能画像において選択された関心領域に関わる機能指標値を更に前記表示部に表示させる、請求項 7 又は 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記取得部は、心臓の左心室に関する局所的な機能指標値を更に取得し、

前記生成部は、前記左心室を平面に展開した左心室用医用模式図を用いて、前記心臓の左心室に関する局所的な機能指標値の分布を示す左心室用機能画像を更に生成し、

前記表示制御部は、前記右心室用機能画像と前記左心室用機能画像とを前記表示部に同時に表示する場合、前記左心室用医用模式図のセグメントモデルの種別に応じて、前記右心室用機能画像及び前記左心室用機能画像の少なくともいずれか一方を所定の角度で回転させて表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 14】

心臓の右心室に関する局所的な機能指標値を取得する取得部と、

前記右心室を平面に展開した模式図であって、前記右心室への血液の流入部と前記右心室からの血液の流出部とが前記模式図の外周側に分離して配置された右心室用医用模式図を用いて、前記局所的な機能指標値の分布を示す右心室用機能画像を生成する生成部と、

前記右心室用機能画像を表示部に表示させる表示制御部と、

を備えた、医用画像処理装置。

30

【請求項 15】

前記取得部は、前記局所的な機能指標値として、右心室の領域についての局所的な壁運動指標値を取得する、請求項 14 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 16】

前記取得部は、前記局所的な機能指標値として、核医学診断装置によって得られる心筋の代謝情報を取得する、請求項 14 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 17】

前記取得部は、前記局所的な機能指標値として、MRI 診断装置によって得られる心筋部位の組成情報もしくは血流情報を取得する、請求項 14 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 18】

前記取得部は、前記局所的な機能指標値として、CT 診断装置によって得られる心筋部位の機能情報を取得する、請求項 14 に記載の医用画像処理装置。

40

【請求項 19】

心臓の右心室に関する局所的な機能指標値を取得する処理と、

前記右心室を平面に展開した模式図であって、前記右心室への血液の流入部と前記右心室からの血液の流出部とが前記模式図の外周側に分離して配置された右心室用医用模式図を用いて、前記局所的な機能指標値の分布を示す右心室用機能画像を生成する処理と、

前記右心室用機能画像を表示部に表示させる処理と、

をコンピュータに実行させるための、医用画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、心臓の壁運動指標を3次元的に解析する3次元トラッキング(3DT:3D Tracking)では、例えば、サーフェスレンダリング(SR:Surface Rendering)処理により得られる3次元画像(以下SR画像と称する)の表示やポーラマップ(Polar-map)による表示を用いるのが一般的である。

10

【0003】

ここで、SR画像は、例えば、左心室のボリュームデータを用いて生成された3次元画像が複数の関心領域に分割され、各関心領域に壁運動指標が割り当てられた画像である。このSR画像は、形状情報を有している反面、利用者の視点から反対側は陰となつて同時には見えないために一覧性が低い。

【0004】

一方でポーラマップは、左心室(LV:Left Ventricle)における組織の変位や歪み等の壁運動指標を、心尖部を極として2次元の平面上に展開した画像である。このため、ポーラマップ表示では、利用者は、左心室全体の様子を一望でき、利用者が局所の機能指標の分布や全体像を一目で把握できる。また、核医学診断装置でも用いられているASE(American Society of Echocardiography)/AHA(American Heart Association)推奨の左心室用セグメントモデルに基づいて各セグメントに対応する壁運動指標の時間変化曲線を出力する技術が知られている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2016-101482号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】Liang Zhong, Like Gobeawan, Yi Su, Ju-Le Tan, Dhanjoo Ghista, Terrance Chua, Ru-San Tan, and Ghassan Kassab, 「Right ventricular regional wall curvedness and area strain in patients with repaired tetralogy of Fallot」, Am J Physiol Heart Circ Physiol, 2012年, 302巻, 第6号, H1306 - H1316

30

【非特許文献2】Haddad F, Hunt SA, Rosenthal DN, Murphy DJ, 「Right ventricular function in cardiovascular disease, part I: Anatomy, physiology, aging, and functional assessment of the right ventricle.」, Circulation, 2008年, 117巻, 第11号, p. 1436 - 1448

【非特許文献3】Manuel D. Cerqueira, Neil J. Weissman, Vasken Dilsizian, Alice K. Jacobs, Sanjiv Kaul, Warren K. Laskey, Dudley J. Pennell, John A. Rumberger, Thomas Ryan and Mario S. Verani, 「Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart」, Circulation, 2002年, 105巻, 第4号, p. 539 - 542

40

【非特許文献4】Roberto M. Lang, Michelle Bierig, Richard B. Devereux, Frank A. Flachskampf, Elyse Foster, Patricia A. Pellikka, Michael H. Picard, Mary J. Roman, James Seward, Jack S. Shanewise, Scott D. Solomon, Kirk T. Spencer, Martin St John Sutton, William J. Stewart, 「Recommendations for Chamber Quantification: A Report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, Developed in Conjunction with the

50

European Association of Echocardiography, a Branch of the European Society of Cardiology」, J Am Soc Echocardiogr 2015年, 18巻, 第12号, p. 1440-1463

【非特許文献5】Ryo K, Goda A, Onishi T, Delgado-Montero A, Tayal B, Champion HC, Simon MA, Mathier MA, Gladwin MT, Gorcsan J 3rd. 「Characterization of right ventricular remodeling in pulmonary hypertension associated with patient outcomes by 3-dimensional wall motion tracking echocardiography.」, Circ Cardiovasc Imaging. 2015年, 8巻, 第6号, pii: e003176.

【非特許文献6】Atsumi A, Seo Y, Ishizu T, Nakamura A, Enomoto Y, Harimura Y, Okazaki T, Abe Y, Aonuma K, 「Right Ventricular Deformation Analyses Using a Three-Dimensional Speckle-Tracking Echocardiographic System Specialized for the Right Ventricle.」, J Am Soc Echocardiogr. 2016年, 29巻, 第5号, p. 402-411

【非特許文献7】Ishizu T et al, " Right Ventricular Area Strain as the New Indicator for Right Ventricular Systolic Function", JCS2016;PE-255 (The 80th Annual Scientific Meeting of the Japanese Circulation Society)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明が解決しようとする課題は、右心室の位置関係を容易に把握可能なポーラーマップを生成することができる超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態の超音波診断装置は、取得部と、生成部と、表示制御部とを備える。取得部は、心臓の右心室に関する局所的な機能指標値を取得する。生成部は、前記右心室を平面に展開した模式図であって、前記右心室への血液の流入部と前記右心室からの血液の流出部とが前記模式図の外周側に分離して配置された右心室用医用模式図を用いて、前記局所的な機能指標値の分布を示す右心室用機能画像を生成する。表示制御部は、前記右心室用機能画像を表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。

【図2A】図2Aは、左心室用ポーラーマップ生成処理を説明するための図である。

【図2B】図2Bは、左心室用ポーラーマップ生成処理を説明するための図である。

【図3】図3は、右心室の解剖学的領域の一例を示す図である。

【図4】図4は、従来例を説明するための図である。

【図5A】図5Aは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図5B】図5Bは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図5C】図5Cは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図6A】図6Aは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図6B】図6Bは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図6C】図6Cは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図6D】図6Dは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図7A】図7Aは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図7B】図7Bは、第1の実施形態を説明するための図である。

【図8】図8は、第1の実施形態を説明するための図である。

10

20

30

40

50

【図 9】図 9 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。

【図 11】図 11 は、第 1 の実施形態を説明するための図である。

【図 12】図 12 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置による処理手順を示すフローチャートである。

【図 13 A】図 13 A は、第 1 の実施形態の変形例を説明するための図である。

【図 13 B】図 13 B は、第 1 の実施形態の変形例を説明するための図である。

【図 14 A】図 14 A は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【図 14 B】図 14 B は、第 2 の実施形態を説明するための図である。

【図 15】図 15 は、その他の実施形態を説明するための図である。

10

【図 16】図 16 は、その他の実施形態に係る画像処理システムの構成例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置、医用画像処理装置及び医用画像処理プログラムを説明する。なお、実施形態は、以下の実施形態に限られるものではない。また、一つの実施形態に記載した内容は、原則として他の実施形態にも同様に適用される。

【0011】

(第 1 の実施形態)

20

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成について説明する。図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成例を示すブロック図である。図 1 に示すように、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、装置本体 100 と、超音波プローブ 101 と、入力装置 102 と、ディスプレイ 103 と、心電計 104 とを有する。超音波プローブ 101、入力装置 102、ディスプレイ 103、及び心電計 104 は、装置本体 100 と通信可能に接続される。

【0012】

超音波プローブ 101 は、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、装置本体 100 が有する送受信回路 110 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ 101 は、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 101 は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電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する。なお、超音波プローブ 101 は、装置本体 100 と着脱自在に接続される。

30

【0013】

超音波プローブ 101 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ 101 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

40

【0014】

第 1 の実施形態では、超音波により被検体 P を 2 次元で走査する超音波プローブ 101 が用いられる。例えば、超音波プローブ 101 は、複数の圧電振動子が一列に配列された 1D アレイプローブである。1D アレイプローブは、例えば、セクタ型超音波プローブ、リニア型超音波プローブ、コンベックス型超音波プローブ等である。ただし、第 1 の実施形態において、超音波プローブ 101 は、例えば、超音波により被検体 P を 2 次元で走査するとともに、被検体 P を 3 次元で走査することが可能なメカニカル 4D プローブや 2D アレイプローブであっても良い。メカニカル 4D プローブは、一列に配列された複数の圧電振動子により 2 次元走査が可能であるとともに、一列に配列された複数の圧電振動子を

50

所定の角度（揺動角度）で揺動させることで3次元走査が可能である。また、2Dアレイプローブは、マトリクス状に配置された複数の圧電振動子により3次元走査が可能であるとともに、超音波を集束して送受信することで2次元走査が可能である。なお、2Dアレイプローブは、複数断面の2次元走査を同時に行なうことも可能である。

【0015】

入力装置102は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等を有し、超音波診断装置1の操作者からの各種設定要求を受け付け、装置本体100に対して受け付けた各種設定要求を転送する。

【0016】

ディスプレイ103は、超音波診断装置1の操作者が入力装置102を用いて各種設定要求を入力するためのGUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体100において生成された超音波画像データ等を表示したりする。また、ディスプレイ103は、装置本体100の処理状況を操作者に通知するために、各種のメッセージを表示する。また、ディスプレイ103は、スピーカーを有し、音声を出力することもできる。例えば、ディスプレイ103のスピーカーは、装置本体100の処理状況を操作者に通知するために、ピープ音などの所定の音声を出力する。

【0017】

心電計104は、2次元走査或いは3次元走査される被検体Pの生体信号として、被検体Pの心電波形（Electrocardiogram：ECG）を取得する。心電計104は、取得した心電波形を装置本体100に送信する。なお、本実施形態では、被検体Pの心臓の心時相に関する情報を取得する手段の一つとして、心電計104を用いる場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置1は、後述する3次元スペckルトラッキング（3D Speckle Tracking：3DT）により算出される心筋内腔容積が最小となる時間を収縮末期時間（ESt）として取得することで、被検体Pの心臓の心時相に関する情報を取得してもよい。また、超音波診断装置1は、心音図の第II音（第二音）の時間若しくはスペクトラムドブラによる心臓の駆出血流の計測により求まる大動脈弁閉鎖（Aortic Valve Close：AVC）時間を取得することで、被検体Pの心臓の心時相に関する情報を取得してもよい。なお、心電計104は、超音波診断装置1に含まれなくてもよい。

【0018】

装置本体100は、超音波プローブ101が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置である。図1に示す装置本体100は、超音波プローブ101が受信した2次元の反射波データに基づいて2次元の超音波画像データを生成可能な装置である。

【0019】

装置本体100は、図1に示すように、送受信回路110と、Bモード処理回路120と、ドブラ処理回路130と、画像生成回路140と、画像メモリ150と、内部記憶回路160と、処理回路170とを有する。

【0020】

送受信回路110は、パルス発生器、送信遅延部、パルサ等を有し、超音波プローブ101に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延部は、超音波プローブ101から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ101に駆動信号（駆動パルス）を印加する。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

【0021】

なお、送受信回路110は、後述する処理回路170の指示に基づいて、所定のスキャ

10

20

30

40

50

ンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

【0022】

また、送受信回路110は、プリアンプ、A/D(Analog/Digital)変換器、受信遅延部、加算器等を有し、超音波プローブ101が受信した反射波信号に対して各種処理を行って反射波データを生成する。プリアンプは、反射波信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅された反射波信号をA/D変換する。受信遅延部は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器は、受信遅延部によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波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送受信の総合的なビームが形成される。

10

【0023】

送受信回路110は、被検体Pを2次元走査する場合、超音波プローブ101から2次元の超音波ビームを送信させる。そして、送受信回路110は、超音波プローブ101が受信した2次元の反射波信号から2次元の反射波データを生成する。

【0024】

ここで、送受信回路110からの出力信号の形態は、RF(Radio Frequency)信号と呼ばれる位相情報が含まれる信号である場合や、包絡線検波処理後の振幅情報である場合等、種々の形態が選択可能である。

20

【0025】

Bモード処理回路120は、送受信回路110から反射波データを受信し、対数増幅、包絡線検波処理等を行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(Bモードデータ)を生成する。

【0026】

ドブラ処理回路130は、送受信回路110から受信した反射波データから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、速度、分散、パワー等の移動体情報を多点について抽出したデータ(ドブラデータ)を生成する。

30

【0027】

なお、図1に例示するBモード処理回路120及びドブラ処理回路130は、2次元の反射波データ及び3次元の反射波データの両方について処理可能である。すなわち、Bモード処理回路120は、2次元の反射波データから2次元のBモードデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のBモードデータを生成する。また、ドブラ処理回路130は、2次元の反射波データから2次元のドブラデータを生成し、3次元の反射波データから3次元のドブラデータを生成する。

【0028】

画像生成回路140は、Bモード処理回路120及びドブラ処理回路130が生成したデータから超音波画像データを生成する。すなわち、画像生成回路140は、Bモード処理回路120が生成した2次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した2次元Bモード画像データを生成する。同様に、画像生成回路140は、Bモード処理回路120が生成した3次元のBモードデータから反射波の強度を輝度で表した3次元Bモード画像データを生成する。また、画像生成回路140は、ドブラ処理回路130が生成した2次元のドブラデータから移動体情報を表す2次元ドブラ画像データを生成する。同様に、画像生成回路140は、ドブラ処理回路130が生成した3次元のドブラデータから移動体情報を表す3次元ドブラ画像データを生成する。2次元ドブラ画像データは、速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらを組み合わせた画像である。また、画像生成回路140は、Bモード処理回路120が生成した1走査線上のBモードデータの時系列データから、Mモード画像データを生成することも可能である。また、画像生成回路140は、ドブラ処理回路130が生成したドブラデータから、血流や組織の速度情報を時系列に

40

50

沿ってプロットしたドブラ波形を生成することも可能である。

【0029】

ここで、画像生成回路140は、一般的には、超音波走査の走査線信号列を、テレビ等に代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示用の超音波画像データを生成する。具体的には、画像生成回路140は、超音波プローブ101による超音波の走査形態に応じて座標変換を行なうことで、表示用の超音波画像データを生成する。また、画像生成回路140は、スキャンコンバート以外に種々の画像処理として、例えば、スキャンコンバート後の複数の画像フレームを用いて、輝度の平均値画像を再生成する画像処理（平滑化処理）や、画像内で微分フィルタを用いる画像処理（エッジ強調処理）等を行なう。また、画像生成回路140は、超音波画像データに、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマーク等を合成する。

10

【0030】

すなわち、Bモードデータ及びドブラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像データであり、画像生成回路140が生成するデータは、スキャンコンバート処理後の表示用の超音波画像データである。なお、Bモードデータ及びドブラデータは、生データ（Raw Data）とも呼ばれる。画像生成回路140は、スキャンコンバート処理前の2次元超音波画像データである「2次元Bモードデータや2次元ドブラデータ」から、表示用の2次元超音波画像データである「2次元のBモード画像データや2次元ドブラ画像データ」を生成する。また、画像生成回路140は、スキャンコンバート処理前の3次元超音波画像データである「3次元Bモードデータや3次元ドブラデータ」から、表示用の3次元超音波画像データである「3次元のBモード画像データや3次元ドブラ画像データ」を生成する。なお、「3次元のBモード画像データや3次元ドブラ画像データ」のことを、「3次元の超音波画像データであるボリュームデータ」とも言う。

20

【0031】

画像メモリ150は、画像生成回路140が生成した表示用の画像データを記憶するメモリである。また、画像メモリ150は、Bモード処理回路120やドブラ処理回路130が生成したデータを記憶することも可能である。画像メモリ150が記憶するBモードデータやドブラデータは、例えば、診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、画像生成回路140を経由して表示用の超音波画像データとなる。

【0032】

なお、画像生成回路140は、超音波画像データと、当該超音波画像データを生成するために行なわれた超音波走査の時間とを、心電計104から送信された心電波形に対応付けて画像メモリ150に格納する。後述する処理回路170は、画像メモリ150に格納されたデータを参照することで、超音波画像データを生成するために行なわれた超音波走査時の心時相を取得することができる。

30

【0033】

内部記憶回路160は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見等）や、診断プロトコルや各種ボディーマーク等の各種データを記憶する。また、内部記憶回路160は、必要に応じて、画像メモリ150が記憶する画像データの保管等にも使用される。また、内部記憶回路160が記憶するデータは、図示しないインターフェースを経由して、外部装置へ転送することができる。なお、外部装置は、例えば、画像診断を行なう医師が使用するPC（Personal Computer）や、CDやDVD等の記憶媒体、プリンター等である。

40

【0034】

処理回路170は、超音波診断装置1の処理全体を制御する。具体的には、処理回路170は、入力装置102を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶回路160から読込んだ各種制御プログラム及び各種データに基づき、送受信回路110、Bモード処理回路120、ドブラ処理回路130、及び画像生成回路140の処理を制御する。また、処理回路170は、画像メモリ150や内部記憶回路160が記憶する表示用の超音波画像データをディスプレイ103にて表示するように制御する。

50

【 0 0 3 5 】

また、処理回路 170 は、取得機能 171 と、生成機能 172 と、表示制御機能 173 とを実行する。なお、処理回路 170 が実行する取得機能 171、生成機能 172、及び表示制御機能 173 の処理内容については、後述する。

【 0 0 3 6 】

ここで、例えば、図 1 に示す処理回路 170 の構成要素である取得機能 171、生成機能 172、及び表示制御機能 173 が実行する各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態で内部記憶回路 160 に記録されている。処理回路 170 は、各プログラムを内部記憶回路 160 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 170 は、図 1 の処理回路 170 内に示された各機能を有することとなる。

10

【 0 0 3 7 】

なお、本実施形態においては、単一の処理回路 170 にて、以下に説明する各処理機能が実現されるものとして説明するが、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現するものとしても構わない。

【 0 0 3 8 】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphics Processing Unit)、或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサは内部記憶回路 160 に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、内部記憶回路 160 にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。なお、本実施形態の各プロセッサは、プロセッサごとに単一の回路として構成される場合に限らず、複数の独立した回路を組み合わせることで 1 つのプロセッサとして構成し、その機能を実現するようにしてもよい。更に、各図における複数の構成要素を 1 つのプロセッサへ統合してその機能を実現するようにしてもよい。

20

30

【 0 0 3 9 】

以上、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の全体構成について説明した。かかる構成のもと、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、心臓に関する局所的な機能指標値の分布を示すポーラマップ (Polar-map) を表示する。通常の診断に用いられているポーラマップは、左心室の表面に設定された関心領域の情報を、心尖部を極として 2 次元の平面上に展開表示した表示形態である。例えば、超音波診断装置 1 は、局所的な機能指標値として、心臓の左心室の領域についての局所的な壁運動指標値を算出し、左室用セグメントモデルを用いて、局所的な機能指標値の分布を示す左心室用ポーラマップを生成する。

40

【 0 0 4 0 】

例えば、図 2 A 及び図 2 B は、左心室用ポーラマップ生成処理を説明するための図である。図 2 A では、左心室用セグメントモデルの一例を示す。左心室用セグメントモデルは、左心室を平面に展開した模式図であり、例えば図 2 A に示すように、左心室を 16 個の局所領域 (セグメント) に分割した模式図である。図 2 B では、ポーラマップの一例を示す。超音波診断装置 1 は、図 2 B に示すように、算出した心臓の壁運動指標をカラーコード化して、左心室用セグメントモデル上にマッピングしてポーラマップを生成する。

【 0 0 4 1 】

50

ここで、左心室では僧坊弁（流入部）と大動脈弁（流出部）の位置は近接しており、双方の血流方向の軸はほぼ平行であるために、これらの部位を一つの解放端部として扱っても実用上の問題は少ない。慣例的に、この一つの解放端部を弁輪位置として閉じることで左心室の容積計測が行われている。また、心尖部を極位置に、この一つの解放端部を赤道位置に見立てて左心室用ポーラマップが得られている。

【0042】

ところで、近年、右心室(RV:Right Ventricle)への3次元トラッキング(3DT:3D Tracking)の適用研究が進んでおり、左心室同様の機能性を有する右心室用の3DTアプリの提供が期待されている。しかし、右心室の解剖学的領域は、図3に示すように、連結部となる室上稜部位を介して、互いに血流方向の軸が異なる三尖弁(TV:Tricuspid Valve)側の流入部(Inletとも言う)と肺動脈弁(PV:Pulmonary Valve)側の流出部(RVOT:Right Ventricle Outflow Tractとも言う)の2つの領域に位置関係が分かれている。すなわち右心室は室上稜部位を介して2つの解放端部を有する。従って、右心室に対して心尖部を極位置とした場合に、左心室のようなシンプルなポーラマップを得られない。なお、図3は、右心室の解剖学的領域の一例を示す図である。また、右心室のことを右室とも言う。

10

【0043】

ここで、右心室用ポーラマップとして、以下のような従来例が知られている。図4は、従来例を説明するための図である。図4に示す例では、円形状の左心室用ポーラマップと並べて円でない画像上へ右心室領域をマッピングしている。図4に示す例では、右心室の番号14で示す局所領域が流出部を示し、右心室の番号15で示す局所領域が流入部を示す。すなわち、図4に示す例では、分離している2つの開口部同士を2カ所で連結しており、位置関係が解りにくい。

20

【0044】

あるいは、弁輪部位ではなくMidレベル位置を一つの解放端部として打ち切って、従来の心尖部から見下ろした円形状の第1のポーラマップと、弁輪部から見上げた2つの開口部を極側に有する(円形状の)第2のポーラマップとを新たに作成し、これら2つのポーラマップを同時に表示すれば、室上稜部位と2つの開口部との位置関係は第2のポーラマップ上で単純に表現できる。しかし、この方法ではユーザーが常に視点の異なる2つのポーラマップを把握しなければならないために、理解が複雑となる。

30

【0045】

上述したように、左心室については冠動脈の支配領域に対応させたセグメントモデルが学会標準として提供されているのに対し、右心室では標準のセグメントモデルはまだ確立されていない。このため、右心室では、左心室用ポーラマップのような直感的な位置関係の理解は得られていない。このようなことから、第1の実施形態では、右心室の位置関係を直感的に把握可能な1つの右心室用ポーラマップを提供するポーラマップ生成処理を実行する。このポーラマップ生成処理は、処理回路170が、取得機能171、生成機能172及び表示制御機能173を実行することによって実現される。以下では、取得機能171、生成機能172及び表示制御機能173について説明する。図5から図11は、第1の実施形態を説明するための図である。

40

【0046】

取得機能171は、心臓の右心室に関する局所的な機能指標値を取得する。例えば、取得機能171は、局所的な機能指標値として、心臓の右心室の領域を含む少なくとも1周期以上にわたるボリュームデータから右心室の領域についての局所的な壁運動指標値を算出する。より具体的には、取得機能171は、取得した少なくとも1心周期のボリュームデータ群に含まれるボリュームデータ同士のパターンマッチングを含む処理により、壁運動指標を算出する。

【0047】

まず、取得機能171は、3次元医用画像データにおいて、右心室の概形を示す複数の位置に対して各位置を識別する識別情報を設定する。例えば、取得機能171は、超音波

50

画像データ群に含まれる少なくとも1つの超音波画像データにおける右心室の輪郭（表面）に対応する位置に、アドレスが付与された追跡点を複数設定する。ここで、追跡点は、局所領域の壁運動指標を算出するために経時的に追跡される点であり、局所領域の輪郭を構成する構成点である。また、アドレスは、各追跡点を識別するために付与される番号であり、例えば、心臓の内膜における各追跡点の位置に基づいて定義される。なお、アドレスは、番号に限らず、例えば、文字、記号等、各追跡点の位置を識別可能な識別情報であればよい。

【0048】

なお、ここでは、一例として、右心室の内膜に対して以下の処理が実行される場合を説明するが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、内膜に限らず、外膜若しくは内膜と外膜の中間層に対して以下の処理が実行されてもよい。また、例えば、右心室に限らず、左心室や左心房、右心房、若しくは心臓全体等、任意の領域に対して以下の処理が実行されてもよい。なお、本実施形態では、取得機能171は、操作者が手動的に設定した情報により、心臓の初期輪郭に対応する位置に、輪郭を構成する構成点を複数設定する。また、取得機能171は、心臓の内膜の各構成点の位置を $P_e n d o (t, h, d)$ と定義する。

10

【0049】

そして、取得機能171は、複数の構成点が設定された超音波画像データと、他の超音波画像データとを用いてパターンマッチングを含む処理を行うことで、超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の構成点の位置を追跡する。

20

【0050】

例えば、取得機能171は、ボリュームデータ群に含まれるフレーム $t = 0$ のボリュームデータに対して、初期輪郭に対応する位置に複数の構成点が設定されると、パターンマッチングを含む処理によって、他のフレーム t における各構成点の位置を追跡する。具体的には、取得機能171は、複数の構成点が設定済みのフレームのボリュームデータと、そのフレームと隣り合うフレームのボリュームデータとの間で、繰り返しパターンマッチングを行う。すなわち、取得機能171は、 $t = 0$ のボリュームデータにおける心臓の内膜の各構成点 $P_e n d o (0, h, d)$ を起点として、 $t = 1, 2, 3 \dots$ の各フレームのボリュームデータにおける各構成点 $P_e n d o (t, h, d)$ の位置を追跡する。この結果、取得機能171は、1心拍分の区間に含まれる各フレームについて、心臓の内膜を構成する各構成点の座標情報を求める。

30

【0051】

そして、取得機能171は、各超音波画像データ群に含まれる複数の超音波画像データにおける複数の構成点の位置を用いて、複数の超音波画像データごとに組織の運動を表す壁運動指標を算出する。

【0052】

ここで、取得機能171によって算出される壁運動指標の代表例としては、例えば、各構成点の1フレームごとの局所心筋変位 [mm]、所定の方角に関する2点間の距離の変化率である局所心筋ストレイン [%]、或いはこれらの時間変化である局所心筋速度 [cm / s] 及び局所心筋ストレインレート [1 / s] 等が挙げられる。所定の方角の実例としては、長軸方向のLongitudinalストレインや、円周方向のCircumferentialストレイン等がある。更に、これらの壁運動指標を入力として、指標値のピークタイミング（時間）を出力とするDI（Dyssynchrony Imaging）と呼ばれる情報も算出可能である。また、3次元スペックルトラッキング法においては、面積変化率（Area Change ratio : AC）も算出可能である。

40

【0053】

なお、取得機能171によって算出された壁運動指標は、算出に用いた各構成点（追跡点）に与えられる。具体的には、例えば、心臓の内膜の各構成点から算出される壁運動指標は、 $V_e n d o (t, h, d)$ と定義される。そして、取得機能171は、算出した壁運動指標をボリュームデータ群ごとに画像メモリ150に格納する。このようにして、

50

取得機能 171 は、局所的な追跡処理を含む処理により局所的な壁運動指標値を算出する。

【0054】

生成機能 172 は、局所的な機能指標値に基づく 3 次元画像を生成する。例えば、生成機能 172 は、サーフェスレンダリング (SR: Surface Rendering) 処理により得られる右心室の 3 次元画像 (以下 SR 画像と称する) を生成する。ここで、SR 画像は、例えば、右心室のボリュームデータを用いて生成された 3 次元画像が複数の関心領域に分割され、各関心領域に壁運動指標が割り当てられた画像である。

【0055】

また、生成機能 172 は、右心室を平面に展開した模式図であって、右心室への血液の流入部と右心室からの血液の流出部とが模式図の外周側に分離して配置された右心室用セグメントモデルを用いて、局所的な機能指標値の分布を示す右心室用ポーラマップを生成する。この右心室用ポーラマップにおける各位置と、SR 画像における各位置とが所定の座標変換により対応付けられる。

10

【0056】

ここで、生成機能 172 は、例えば、以下に示す 4 つの要素を有した右心室用ポーラマップを生成する。すなわち、要素 (1) は、ポーラマップ円周の縁側で、流入部 (三尖弁) 側と流出部 (肺動脈弁) 側 2 つの開口部を分断することである。要素 (2) は、心尖を極とし、心尖側からは見えない陰となる領域 (流入部円周、流出部円周及び室上稜の 3 カ所) を展開して分断部に表示することである。要素 (3) は、連結している各々の辺縁同士 (流入部円周、流出部円周及び室上稜の 3 カ所) が、入力として同じ位置を共有することである。要素 (4) は、連結している各々の辺縁同士 (流入部円周、流出部円周及び室上稜の 3 カ所) が、連結していることを示す表示を行うことである。

20

【0057】

また、要素 (1) ~ 要素 (4) のうち、要素 (1) は必須の要素であり、要素 (2) ~ 要素 (4) は、適宜選択可能な要素である。このため、生成機能 172 は、少なくとも要素 (1) を有する右心室用ポーラマップを生成する。例えば、生成機能 172 は、要素 (1) のみを有する右心室用ポーラマップを生成してもよいし、要素 (1) ~ 要素 (4) を有する右心室用ポーラマップを生成してもよい。すなわち、生成機能 172 は、要素 (1) に加えて、要素 (2) ~ 要素 (4) のうち任意の要素を組み合わせる有する右心室用ポーラマップを生成する。

30

【0058】

以下ではまず、右心室用セグメントモデルについて説明し、次いでポーラマップ生成処理について説明する。なお、右心室用セグメントモデルのことを右心室用医用模式図とも言い、右心室用ポーラマップのことを右心室用機能画像とも言う。

【0059】

図 5 A から図 5 C では、右心室用セグメントモデルを示す。図 5 A から図 5 C に示す右心室用セグメントモデルは、右心室を平面に展開した模式図であり、流入部と流出部とを隔てる領域を切開して、流入部と流出部とが分離して配置された右心室用医用模式図である。図 5 A 及び図 5 B に示す右心室用セグメントモデルは、右心室の 2 つの開口部と、この 2 つの開口部の間にある室上稜部位との位置関係を直感的に把握可能に表現される。

40

【0060】

より具体的には、図 5 A に示す右心室用セグメントモデルでは、右心室を 6 個の局所領域 (セグメント) に分割した模式図であり、流入部 (TV) が番号 1 で示される局所領域に配置され、流出部 (PV) が番号 2 で示される局所領域に配置される。また、図 5 A に示す右心室用セグメントモデルでは、室上稜部位が番号 3 で示される局所領域として中隔 (IVS: Inter Ventricular Septum) 側に寄せて配置される。なお、図 5 A に示す右心室用セグメントモデルにおいて、番号 4 から番号 6 で示される局所領域は心尖部が配置される。ここで、番号 4 で示される局所領域は中隔側心尖部が配置され、番号 5 で示される局所領域は自由壁 (FW: Free Wall) 側心尖部が配置され、番号 6 で示される局所

50

領域は心尖が配置される。

【 0 0 6 1 】

図 5 B に示す右心室用セグメントモデルは、右心室を 6 個の局所領域（セグメント）に分割した模式図であり、流入部（T V）が番号 1 で示される局所領域に配置され、流出部（P V）が番号 2 で示される局所領域に配置される。また、図 5 B に示す右心室用セグメントモデルでは、中隔側と自由壁側とに分割した番号 3 で示される局所領域に室上稜部位が配置される。なお、図 5 B に示す右心室用セグメントモデルにおいて、番号 4 から番号 6 で示される局所領域は心尖部が配置される。ここで、番号 4 で示される局所領域は中隔側心尖部が配置され、番号 5 で示される局所領域は自由壁側心尖部が配置され、番号 6 で示される局所領域は心尖が配置される。

10

【 0 0 6 2 】

図 5 C に示す右心室用セグメントモデルは、右心室の 2 つの開口部の位置関係を直感的に把握可能に表現される。図 5 C に示す右心室用セグメントモデルは、右心室を 7 個の局所領域（セグメント）に分割した模式図である。図 5 C に示す右心室用セグメントモデルには、右室壁が左室壁へ接続する箇所である P V 側のヒンジ 2 1 と、T V 側のヒンジ 2 2 とが明示される。ここで、P V 側のヒンジ 2 1 で明示的に R V O T の中隔側（番号 4 の領域）と自由壁側（番号 5 の領域）とを分け、T V 側のヒンジ 2 2 で明示的に I n l e t の自由壁側（番号 2 の領域）と中隔側（番号 3 の領域）とを分ける。なお、図 5 C に示す右心室用セグメントモデルにおいて、番号 1 で示される局所領域には自由壁側において側壁側の I n l e t が配置され、番号 2 で示される局所領域には自由壁側において下壁側の I n l e t が配置され、番号 6 及び番号 7 で示される局所領域は心尖部が配置される。ここで、番号 6 で示される局所領域には自由壁側心尖部が配置され、番号 7 で示される局所領域には中隔側心尖部が配置される。

20

【 0 0 6 3 】

また、図 5 A から図 5 C に示す右心室用セグメントモデルでは、流入部と流出部とを隔てる領域の切開前に同一の位置であった対応する位置同士を識別可能である。例えば、マーカー同士が切開前に同一の位置であった対応する位置同士であり、マーカー同士が切開前に同一の位置であった対応する位置同士であり、そしてマーカー同士が切開前に同一の位置であった対応する位置同士であることを示す。

【 0 0 6 4 】

続いて、右心室用ポーラマップ生成処理について説明する。図 6 A では、右心室の S R 画像を示す。図 6 A に示す S R 画像は、局所的な機能指標値に基づく 3 次元画像である。また、図 6 A に示す S R 画像は、右心室を流入部及び流出部側から見上げた図である。この S R 画像の流入部と流出部をズボンに見立てると、マーカーを付けた股の部分が室上稜部位に相当する。そして、マーカーを付けた左側のズボンの股下が流入部の内側に対応し、マーカーを付けた右側のズボンの股下が流出部の内側に対応する。これらの部位は、S R 画像を心尖部側から見下ろした場合に陰となる領域である。すなわち、利用者は、S R 画像を心尖部側から見下ろした場合に、流入部、流出部及び室上稜部位を直接は観察することができない。

30

【 0 0 6 5 】

そこで第 1 の実施形態にかかる生成機能 1 7 2 は、「 」、「 」、「 」のマーカーを結ぶライン位置で S R 画像を切開し、右心室用セグメントモデルに展開して、例えば、図 6 B に示すような右心室用ポーラマップを生成する。ここで、右心室用ポーラマップにおける各位置と、S R 画像における各位置とが所定の座標変換により対応付けられる。すなわち、生成機能 1 7 2 は、右心室用セグメントモデルにおいて、流入部と流出部とを隔てる領域に対応する位置に、当該隔てる領域の機能指標値を対応付けた右心室用ポーラマップを生成する。

40

【 0 0 6 6 】

図 6 A において、「 2 」、「 2 」、「 2 」のマーカーが中隔（I V S）側を示し、「 1 」、「 1 」、「 1 」のマーカーが自由壁（F W）側を示している。そして、

50

「 2 」、 「 2 」、 「 2 」のマーカ―と「 」、 「 」、 「 」のマーカ―群で囲まれた領域が図 6 B に示すポーラマップ上で時計の 3 時半の位置の分断部位 3 1 に対応し、 「 1 」、 「 1 」、 「 1 」のマーカ―と「 」、 「 」、 「 」のマーカ―群で囲まれた領域が図 6 B に示すポーラマップ上で時計の 1 0 時半の位置の分断部位 3 2 に対応する。

【 0 0 6 7 】

S R 画像を心尖部側から見下ろした場合に陰となる領域は、ポーラマップ上の各々の分断部位において、幅のある V 字状の領域としてマッピングされている。このマッピングの際に、「 」、 「 」、 「 」のマーカ―を結ぶラインの部位は双方の分断部位で同じ位置に対応するので、壁運動指標値の入力として同じ位置を共有するようにする。すなわち、生成機能 1 7 2 は、流入部と流出部とを隔てる領域を切開して、流入部と流出部とが分離して配置された右心室用医用模式図を用い、切開前に同一の位置であった対応する位置同士に同じ機能指標値を対応付けた右心室用機能画像を生成する。

10

【 0 0 6 8 】

また、図 6 C は、分断部位 3 2 の拡大図を示し、図 6 D は、分断部位 3 1 の拡大図を示す。図 6 C 及び図 6 D では、図 6 A に示す S R 画像において付したマーカ―を重畳させている。ここで、図 6 C に示す「 」、 「 」、 「 」のマーカ―と、図 6 D に示す「 」、 「 」、 「 」のマーカ―とが、図 6 A に示す「 」、 「 」、 「 」のマーカ―に対応している。すなわち、図 6 C に示す「 」、 「 」、 「 」のマーカ―と図 6 D に示す「 」、 「 」、 「 」のマーカ―とは、それぞれが同一の位置であることを示す。このように、生成機能 1 7 2 は、流入部と流出部とを隔てる領域の切開前に同一の位置であった対応する位置同士を識別する情報を付与した右心室用機能画像を生成する。このようなマーカ―をポーラマップに重畳表示することにより、利用者は、展開された分断部位が対応づけられ、流入部と流出部の双方が円周方向へ分断されていて、なおかつこれらの部位が円周方向で接続している様子を直感的に把握することが可能となる。

20

【 0 0 6 9 】

一例を挙げると、生成機能 1 7 2 は、図 7 A や図 7 B に示す右心室用ポーラマップを生成する。ここで、図 7 A 及び図 7 B に示す例では、図 5 C に示すセグメントモデルを用いて右心室用ポーラマップを生成する場合について説明する。また、右心室用ポーラマップは、境界線により複数の関心領域に分割される。なお、右心室用ポーラマップを分割する境界線のことを第 1 の境界線とも言う。図 7 A 及び図 7 B に示す例では、右心室用ポーラマップにおいて、右心室用ポーラマップを複数の関心領域に分割する境界位置を図示している。

30

【 0 0 7 0 】

例えば、図 7 A に示す右心室用ポーラマップは、要素 (1) ~ 要素 (4) を全て有する例である。すなわち、図 7 A に示す右心室用ポーラマップは、ポーラマップ円周の縁側で、流入部 (三尖弁) 側と流出部 (肺動脈弁) 側 2 つの開口部を分断している。また、図 7 A に示す右心室用ポーラマップは、心尖を極とし、心尖側からは見えない陰となる領域 (流入部円周、流出部円周及び室上稜の 3 カ所) を展開して分断部に表示する。更に、図 7 A に示す右心室用ポーラマップは、連結している各々の辺縁同士 (流入部円周、流出部円周及び室上稜の 3 カ所) が、入力として同じ位置を共有する。

40

【 0 0 7 1 】

生成機能 1 7 2 は、 マーカ―、 マーカ―及び マーカ―を、右心室用ポーラマップ上の流入部、流出部及び室上稜部に該当する箇所にそれぞれ重畳する。図 7 A の表示例においては、 マーカ―同士が流入部を、 マーカ―同士が流出部を、そして マーカ―同士が室上稜部を接続しており、これらの位置上のマッピングは同じ入力を共有していることを意味する。

【 0 0 7 2 】

また、図 7 B に示す右心室用ポーラマップは、要素 (1) のみを有する例である。例えば、陰に隠れる領域のマッピングを行っておらず、心尖から見た場合に陰とならない領

50

域のみについてマッピングした場合を示している。この場合、接続関係に有る部位が無い
ため、接続マーカの表示も不要となる。図7Bのような場合であっても、流入部と流出
部はV字状の切れ目の位置で分断されていることが容易に把握可能である。

【0073】

また、生成機能172は、右心室の領域を複数の関心領域に分割し、複数の関心領域に
関する壁運動指標値の時間変化曲線を生成する。図8では、横軸は時間を示し、縦軸は壁
運動指標値の値を示す。例えば、生成機能172は、図8に示すように、各局所領域にお
ける壁運動情報の代表値の時間変化曲線を生成する。ここで、例えば、壁運動情報の代表
値は、壁運動情報の値を平均した平均値であってもよいし、壁運動情報の値の最大値もし
くは最小値であってもよい。ここで、図7Bのように陰に隠れる領域のマッピングを行わ
ない場合には、該当する局所領域（図5Cの右心室用セグメントモデルでは領域番号1、
3、4、5）の代表値取得の際に、マッピングしなかった箇所を除外して演算するのが好
適である。

10

【0074】

表示制御機能173は、右心室用機能画像をディスプレイ103に表示させる。例えば
、表示制御機能173は、図7Aや図7Bに示す右心室用ポーラマップをディスプレイ
103に表示させる。

【0075】

また、表示制御機能173は、右心室用機能画像において、右心室用機能画像を複数の
関心領域に分割する境界位置を表示し、各関心領域の選択と非選択の状態に応じて境界位
置の表示状態を変化させる。図9では、図5Cに示す番号3で示される局所領域（中隔側
のInletの領域）が選択された場合を示す。例えば、表示制御機能173は、図9に
示すように、選択された中隔側のInletの領域を示す境界線をハイライトしてディス
プレイ103に表示させる。なお、表示制御機能173は、選択された関心領域以外の関
心領域の境界線を消去するようにしてもよい。

20

【0076】

また、表示制御機能173は、右心室用機能画像において選択された関心領域に関わる
機能指標値を更にディスプレイ103に表示させる。図10では、図5Cに示す番号3で
示される局所領域（中隔側のInletの領域）と、図5Cに示す番号2で示される局所
領域（自由壁側において下壁側のInletの領域）とが選択された場合を示す。例えば
、表示制御機能173は、図10に示すように、選択された関心領域の機能指標値の代表
値を算出してディスプレイ103に表示させる。図10の例では、中隔側のInletの
領域と、自由壁側において下壁側のInletの領域とにおける機能指標値の平均値が「
27%」である場合を示す。なお、表示制御機能173は、選択された各関心領域につ
いて機能指標値をそれぞれディスプレイ103に表示させてもよいし、選択された各関心
領域の機能指標値の総計を算出してディスプレイ103に表示させてもよい。

30

【0077】

また、表示制御機能173は、各領域の時間変化曲線をディスプレイ103に更に表示
させる。この際に、選択された関心領域に対応する時間変化曲線のラインを他の関心領域
のラインと識別できるようにするのが好適である。かかる場合、表示制御機能173は、
右心室用機能画像においていずれかの関心領域に対応する部位の選択を受け付けた際、又
は、いずれかの関心領域に対応する時間変化曲線の選択を受け付けた際に、選択された関
心領域に対する右心室用機能画像の部位及び時間変化曲線を、選択されていない関心領域
に対する右心室用機能画像の部位及び時間変化曲線の表示形態と異なる表示形態で表示さ
せる。

40

【0078】

図11を用いて一例を説明する。図11では、ディスプレイ103の左側に右心室用ポ
ーラマップが表示され、ディスプレイ103の右側に時間変化曲線が表示されている場
合を示す。ここで、カーソル41を操作することで利用者から時間変化曲線の選択を受け
付けた場合、表示制御機能173は、選択された時間変化曲線と、選択された関心領域に

50

対応する右心室用ポーラマップの領域を示す境界線とをハイライトしてディスプレイ 103 に表示させる。図 11 に示す例では、図 5 C に示す番号 3 で示される局所領域（中隔側の Inlet の領域）の時間変化曲線が選択された場合を示す。なお、表示制御機能 173 は、選択された関心領域以外の時間変化曲線と、選択された関心領域以外に対応する右心室用ポーラマップの領域とを、表示しないようにしてもよい。

【0079】

続いて、図 12 を用いて、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による処理手順を説明する。図 12 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 による処理手順を示すフローチャートである。図 12 では、超音波診断装置 1 全体の動作を説明するフローチャートを示し、各構成要素がフローチャートのどのステップに対応するかを説明する。

10

【0080】

ステップ S1 ~ ステップ S2 は、取得機能 171 に対応するステップである。処理回路 170 が内部記憶回路 160 から取得機能 171 に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、取得機能 171 が実現されるステップである。ステップ S1 では、取得機能 171 は、心臓の右心室が撮像された、少なくとも 1 周期以上のボリュームデータを取得する。例えば、取得機能 171 は、画像生成回路 140 により生成されたボリュームデータを画像メモリ 150 から取得する。

【0081】

ステップ S2 では、取得機能 171 は、壁運動指標を算出する。例えば、取得機能 171 は、スペックルトラッキングにより局所的な壁運動指標値を算出する。ここで、取得機能 171 は、壁運動指標値として、ストレイン、面積変化率、変位、ストレインの時間変化率、面積変化率の時間変化率及び変位の時間変化率のいずれかを算出する。

20

【0082】

ステップ S3 ~ ステップ S5 は、生成機能 172 に対応するステップである。処理回路 170 が内部記憶回路 160 から生成機能 172 に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、生成機能 172 が実現されるステップである。ステップ S3 では、生成機能 172 は、SR 画像を生成する。例えば、生成機能 172 は、図 6 A に示すような SR 画像を生成する。

【0083】

ステップ S4 では、生成機能 172 は、右心室用ポーラマップを生成する。例えば、生成機能 172 は、図 7 A や図 7 B に示すような右心室用ポーラマップを生成する。ステップ S5 では、生成機能 172 は、時間変化曲線を生成する。例えば、生成機能 172 は、図 8 に示すような時間変化曲線を生成する。

30

【0084】

ステップ S6 は、表示制御機能 173 に対応するステップである。処理回路 170 が内部記憶回路 160 から表示制御機能 173 に対応する所定のプログラムを呼び出し実行することにより、表示制御機能 173 が実現されるステップである。ステップ S6 では、表示制御機能 173 は、SR 画像、右心室用ポーラマップ、及び時間変化曲線をディスプレイ 103 に表示させる。

【0085】

上述したように、第 1 の実施形態では、様々な右心室用セグメントモデルに対して、新規の書式上の要素（1）～要素（4）を適用する。これにより、第 1 の実施形態によれば、右心室の位置関係を容易に把握可能なポーラマップを生成することができる。また、ASE や AHA のような学会機関により、右心室用セグメントモデルが今後確立された場合であっても、この確立された右心室用セグメントモデルに対して、上述した実施形態が適用可能である。

40

【0086】

また、第 1 の実施形態では、右心室用セグメントモデルにおいて図示した番号で示した複数の局所関心領域に対して、従来例の左心室用 3DT で公知となっている種々の機能（ハイライト表示や選択/非選択状態の切り換え等）が適用可能となる。これにより、第 1

50

の実施形態では、RV-3DTアプリにおける各セグメントに対応する心筋ストレイン等の時間変化曲線を、右心室用ポーラマップを用いて制御することが可能となる。この結果、第1の実施形態によれば、既にLV用ポーラマップを用いてユーザーが慣れ親しんでいるLV-3DTアプリと同様の操作性と機能が、RV-3DTアプリにおいても提供することが可能になる。

【0087】

(第1の実施形態の変形例)

上述した実施形態では、右心室のSR画像を、流入部と流出部とを隔てる領域を切開し、右心室用セグメントモデルに展開して、右心室用ポーラマップを生成する場合について説明した。ところで、SR画像において、複数の局所領域に関する境界位置が変更される場合がある。そこで、第1の実施形態の変形例では、SR画像における境界位置の変更に伴い、右心室用ポーラマップを変化させる場合について説明する。なお、SR画像を分割する境界線のことを第2の境界線とも言う。

10

【0088】

表示制御機能173は、SR画像を複数の関心領域に分割する第2の境界線の位置の変更を受け付ける。例えば、マウスカーソルにより境界線が指定されると、表示制御機能173は、変更の対象として境界線が指定されたものとして受け付ける。

【0089】

次に、表示制御機能173は、移動方向及び移動量の指定を受け付ける。そして、表示制御機能173は、変更の指示に応じて、境界線の位置を変更する。このとき、表示制御機能173は、境界線を、アドレスが設定された位置(構成点)上で変更する。例えば、変更される境界線上の両端に位置する頂点をそれぞれ頂点A及び頂点Bとする。また、ここでは、頂点Aの位置が (h_1, d_1) であり、頂点Bの位置が (h_2, d_2) であり、移動方向が左方向であり、移動量が「a」である場合を説明する。この場合、例えば、表示制御機能173は、頂点Aと頂点Bとを、左方向に「a」だけ移動させる。つまり、表示制御機能173は、頂点Aの円周方向の位置にaを加算して、 $(h_1, d_1 + a)$ とする。また、表示制御機能173は、同様に、頂点Bの円周方向の位置にaを加算して、 $(h_2, d_2 + a)$ とする。また、表示制御機能173は、変更後の頂点Aと頂点Bとを接続する境界線を引く。この結果、境界線は左方向へ移動する。

20

【0090】

ここで、表示制御機能173は、第2の境界線の位置の変更に関して、変更の前後で右心室用ポーラマップ内部に不連続な境界を生じないように制御する。例えば、表示制御機能173は、第2の境界線の位置の変更を受け付ける際に、SR画像上での境界位置の変更の前後で、右心室用ポーラマップの対応する境界位置に関して、不連続な段差が見えないような設定を定めておく。言い換えると、表示制御機能173は、第2の境界線の位置の変更を受け付け、右心室用ポーラマップを変更する際に、複数の第1の境界線が交差する位置では、第2の境界線の位置の変更の受け付けを制限する。

30

【0091】

例えば、第2の境界線の位置を変更可能に設定される部位は、右心室用ポーラマップにおいて円周の縁の部位に対応する位置が好適である。すなわち、画像化領域外は表示されないため、円周の縁の部位に対応する境界位置を半径方向へ変化させても、不自然な段差は視認されない。図13A及び図13Bを用いて、不自然な段差が視認されない場合の具体例を説明する。

40

【0092】

図13A及び図13Bでは、三尖弁の弁輪位置に対応するTVのエッジレベルと、肺動脈弁の弁輪位置に対応するPVのエッジレベルを上下に変えた場合における右心室用ポーラマップの例を示す。図13A及び図13B中の数値は対応する部位でのエッジレベルを示している。図13AではTVとPV双方のエッジレベルを上側(心尖側)としており、図13Bでは、TVとPV双方のエッジレベルを下側(心尖の反対側)としている。ここで、図13Aと図13Bとでは、図13Aからエッジレベルを4変更している。図13

50

Aでは、右心室用ポーラマップで縁側の円周を見ると、心尖部から見てより近い浅いレベルまでの領域が半径方向に拡大されて描出されている。より具体的には、図13Bの縁側にある深い領域のマッピング情報が図13Aに表示されていない。他方、図13Bは、TVとPV双方のエッジレベルを下側（心尖の反対側）としており、右心室用ポーラマップで縁側の円周を見ると、心尖部から見てより遠い深いレベルまでの領域が半径方向に圧縮されて描出されている。

【0093】

続いて、第2の境界線の位置の変更受け付けを制限する場合について説明する。例えば、表示制御機能173は、位置変更前に十時状に交差している右心室用ポーラマップの対応する境界位置では、第2の境界線の位置の変更を受け付けないように設定する。より具体的には、右心室用ポーラマップにおいて十時状に交差している境界位置は、変更後に丁字状に変わると、関心領域同士の相対的な位置関係を維持する変形後の右心室用ポーラマップ上には、境界位置近傍のマッピングに空間的な不連続性が生じ、不自然な印象を与えてしまう。

10

【0094】

一例を挙げると、図5Cにおけるヒンジ21（時計では1時半の位置）及びヒンジ22（時計では6時の位置）の半径方向の境界線は、心尖部のレベルを示す円周方向の境界線と十時状に交差している。特に図示しないが、この状況は位置が対応しているSR画像上の第2の境界線でも同様である。ここで、SR画像上において番号2で示される局所領域と番号3で示される局所領域との間の境界位置を円周方向に変えると、番号6で示される局所領域と番号7で示される局所領域との間に、ヒンジ22の境界線が途切れて丁字状の部位が発生する。なお、図5Cの場合、番号4で示される局所領域と番号5で示される局所領域との間の境界位置も同様であり、この境界位置を円周方向に変えると、ヒンジ21の境界線が途切れて丁字状の部位が発生する。このようなことから、半径方向の境界線と円周方向の境界線とが十時状に交差する境界位置は、境界線の位置の変更受け付けを制限し、固定とする。なお、表示制御機能173は、境界線の位置の変更受け付けを制限する以外の方法で、第2の境界線の位置の変更の前後で右心室用ポーラマップ内部に不連続な境界を生じないように制御してもよい。例えば、表示制御機能173は、平滑化や補間処理などの画像処理によって段差を目立たなくすることで、第2の境界線の位置の変更の前後で右心室用ポーラマップ内部に不連続な境界を生じないように制御してもよい。

20

30

【0095】

（第2の実施形態）

上述した第1の実施形態では、右心室用ポーラマップを生成する場合について説明した。第2の実施形態では、右心室用ポーラマップと左心室用ポーラマップとを同時に表示する場合について説明する。

【0096】

なお、第2の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成は、取得機能171、生成機能172及び表示制御機能173において以下に説明する付加的な機能を有する点を除いて、図1に示した構成例と同様であるので、ここでは説明を省略する。

【0097】

第2の実施形態に係る取得機能171は、第1の実施形態に係る取得機能171が有する機能に加えて更に以下の機能を有する。すなわち、第2の実施形態に係る取得機能171は、心臓の左心室に関する局所的な機能指標値を更に取得する。

40

【0098】

第2の実施形態に係る生成機能172は、第1の実施形態に係る生成機能172が有する機能に加えて更に以下の機能を有する。すなわち、第2の実施形態に係る生成機能172は、左心室を平面に展開した左心室用医用模式図を用いて、心臓の左心室に関する局所的な機能指標値の分布を示す左心室用機能画像を更に生成する。

【0099】

第2の実施形態に係る表示制御機能173は、第1の実施形態に係る表示制御機能17

50

3が有する機能に加えて更に以下の機能を有する。すなわち、第2の実施形態に係る表示制御機能173は、右心室用機能画像と左心室用機能画像とをディスプレイ103に同時に表示する。

【0100】

ここで、左心室における慣例的なASE推奨の左心室用セグメントモデル(16モデル)とAHA推奨の左心室用セグメントモデル(17モデル)とには、ポーラマップ表示中において対応する壁の部位に回転角度のズレがある。図14A及び図14Bは、第2の実施形態を説明するための図である。図14Aの右図は、慣例的なASE推奨の左心室用セグメントモデルを示し、図14Bの右図は、慣例的なAHA推奨の左心室用セグメントモデルを示す。ここで、基準断面を心尖四腔像(Apical Four-chamber View: A4C)とした場合、図14Aの右図に示すASE推奨の左心室用セグメントモデルでは、A4Cが、番号3, 9, 14, 16, 12, 6で示される局所領域を通過する直線部位に対応する。一方、図14Bの右図に示すAHA推奨の左心室用セグメントモデルでは、A4Cが、番号3, 9, 14, 17, 16, 12, 6で示される局所領域を通過する直線部位に対応する。このように、慣例的なASE推奨の左心室用セグメントモデルと慣例的なAHA推奨の左心室用セグメントモデルとには、ポーラマップ表示中において対応する壁の部位に回転角度のズレがある。

10

【0101】

そこで、第2の実施形態に係る表示制御機能173は、選択された左心室用セグメントモデルによって、右心室用ポーラマップも回転させて左心室用ポーラマップとの位置関係を合わせるように表示する。例えば、第2の実施形態に係る表示制御機能173は、AHA推奨の左心室用セグメントモデルが選択された場合、図14Bの左図に示すように、図5Bに示す右心室用セグメントモデルを所定の角度で回転させて表示する。なお、第2の実施形態に係る表示制御機能173は、ASE推奨の左心室用セグメントモデルが選択された場合、図14Aの左図に示すように、図5Bに示す右心室用セグメントモデルを回転させない。

20

【0102】

なお、第2の実施形態に係る表示制御機能173は、右心室用セグメントモデルを回転させずに、選択された左心室用セグメントモデルを所定の角度回転させるようにしてもよい。すなわち、第2の実施形態に係る表示制御機能173は、右心室用機能画像と左心室用機能画像とをディスプレイ103に同時に表示する場合、左心室用医用模式図のセグメントモデルの種別に応じて、右心室用機能画像及び左心室用機能画像の少なくともいずれか一方を所定の角度で回転させて表示する。

30

【0103】

上述したように、第2の実施形態では、右心室の位置関係を容易に把握可能なポーラマップを生成するとともに、位置関係を保持して右心室用ポーラマップと左心室用ポーラマップとを同時に表示する。この結果、第2の実施形態によれば、右心室の位置関係と左心室の位置関係とを容易に把握することができる。

【0104】

(その他の実施形態)

実施形態は、上述した実施形態に限られるものではない。

40

【0105】

(壁運動指標値算出処理)

上述した実施形態では、取得機能171は、1周期以上にわたるポリウムデータから右心室の領域についての局所的な壁運動指標値を算出するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、取得機能171は、局所的な機能指標値として、心臓の右心室の領域を含む少なくとも1周期以上にわたる複数の断面データから右心室の各断面についての局所的な壁運動指標値を算出し、各断面についての局所的な壁運動指標値を合成して、右心室の領域についての局所的な壁運動指標値を算出するようにしてもよい。

50

【0106】

例えば、左心室では長軸3断面（A2C：心尖二腔像、A3C：心尖長軸像およびA4C：心尖四腔像）を用いて、2DT（2次元のspeckle-tracking解析）結果を合成して左心室用ポーラマップとして出力する公知の技術が知られている。右心室においては、形状が複雑であるため、取得機能171は、例えば、複数の長軸像を用いる以外にも、3を越える10断面程度の多数の短軸断面像を用いて、2DTの結果を合成するのが望ましい。

【0107】

（ポーラマップの要素の選択）

上述したポーラマップの要素（1）～要素（4）のうち、要素（2）～要素（4）の要素の組み合わせについては、例えば、利用者から選択を受け付けて任意に変更可能としてもよい。また、ポーラマップ生成処理に用いる右心室用セグメントモデルの種別についても、利用者から選択を受け付けて任意に変更可能としてもよい。

10

【0108】

（接続関係標識）

上述した実施形態では、要素（4）の意図を持たず接続関係を示す標識として、例えば、マーカー、マーカー及びマーカーを右心室用ポーラマップに重畳するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。図15は、その他の実施形態を説明するための図である。例えば、図15に示すように、形状の異なる「凸」と「凹」、「」と「」、「」と「」同士が対応する接続関係にある箇所を示す標識として右心室用ポーラマップに重畳されてもよい。また、接続関係を示す標識として、例えば数字を右心室用ポーラマップに重畳するようにしてもよい。

20

【0109】

また、右心室用ポーラマップや左心室用ポーラマップは、所定の心時相に関する静止画像であってもよいし、1心周期以上の動画像であってもよい。

【0110】

（医用画像処理装置への適用）

また、上述した実施形態では、超音波診断装置1においてポーラマップ生成処理を実行するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、超音波診断装置1で収集された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装置へ転送し、この解析装置上でポーラマップ生成処理を実施してもよい。

30

【0111】

また、上述した実施形態では、超音波診断装置1で収集された画像データを用いて、右心室の機能指標値として壁運動指標を算出するものとして説明したが、実施形態はこれに限定されるものではない。例えば、他の医用診断装置で収集された画像データを用いて、右心室の領域に関わる機能指標値を算出するようにしてもよい。

【0112】

図16は、その他の実施形態に係る画像処理システムの構成例を示す図である。図16に示すように、その他の実施形態に係る画像処理システムは、画像処理装置200と、医用画像診断装置300と、画像保管装置400とを備える。なお、図16に例示する各装置は、例えば、病院内に設置された院内LAN（Local Area Network）5により、直接的、又は、間接的に相互に通信可能な状態となっている。例えば、画像処理システムにPACS（Picture Archiving and Communication System）が導入されている場合、各装置は、DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）規格に則って、医用画像データ等を相互に送受信する。

40

【0113】

図16において、例えば、医用画像診断装置300は、3次元の医用画像データを撮像し、撮像した3次元の医用画像データを画像保管装置400へ格納する。なお、医用画像診断装置300は、例えば、超音波診断装置、X線診断装置、X線CT（Computed Tomography）装置、MRI（Magnetic Resonance Imaging）装置、SPECT（Single Ph

50

oton Emission Computed Tomography) 装置、PET (Positron Emission Tomography) 装置、SPECT 装置と X 線 CT 装置とが一体化された SPECT - CT 装置、PET 装置と X 線 CT 装置とが一体化された PET - CT 装置、PET 装置と MRI 装置とが一体化された PET - MRI 装置、若しくはこれらの装置を複数含む装置群等に対応する。

【0114】

また、画像保管装置 400 は、医用画像データを保管するデータベースである。具体的には、画像保管装置 400 は、各種の医用画像診断装置 300 により生成された 3 次元医用画像データを自装置の記憶部に格納し、保管する。画像保管装置 400 に保管された 3 次元の医用画像データは、例えば、患者 ID、検査 ID、装置 ID、シリーズ ID 等の付帯情報と対応付けて保管される。

10

【0115】

画像処理装置 200 は、例えば、病院内に勤務する医師や検査技師が医用画像の閲覧に用いるワークステーションや PC (Personal Computer) 等である。画像処理装置 200 の操作者は、患者 ID、検査 ID、装置 ID、シリーズ ID 等を用いた検索を行なうことで、必要な 3 次元の医用画像データを画像保管装置 400 から取得する。或いは、画像処理装置 200 は、医用画像診断装置 300 から直接、3 次元の医用画像データを受信してもよい。

【0116】

画像処理装置 200 は、入力装置 201 と、通信インターフェース 202 と、ディスプレイ 203 と、記憶回路 210 と、処理回路 220 とを備える。入力装置 201、通信インターフェース 202、ディスプレイ 203、記憶回路 210、及び処理回路 220 は、互いに接続されている。

20

【0117】

入力装置 201 は、マウスやペンタブレット等のポインティングデバイス、キーボード、トラックボール等であり、画像処理装置 200 に対する各種操作の入力を操作者から受け付ける。マウスを用いる場合には、マウスホイールによる入力を行うことができる。ペンタブレットを用いる場合には、フリック操作やスワイプ操作による入力を行うことができる。通信インターフェース 202 は、NIC (Network Interface Card) 等であり、他の装置との間で通信を行う。ディスプレイ 203 は、モニタ、液晶パネル等であり、各種情報を表示する。

30

【0118】

記憶回路 210 は、例えば、ハードディスク、半導体メモリ素子等であり、各種情報を記憶する。例えば、記憶回路 210 は、処理回路 220 が実行する複数の処理を記憶する。

【0119】

処理回路 220 は、例えば、CPU (Central Processing Unit) や MPU (Micro Processing Unit) 等の電子回路、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) や FPGA (Field Programmable Gate Array) 等の集積回路であり、画像処理装置 200 の全体制御を行う。

40

【0120】

ここで、処理回路 220 は、取得機能 171、生成機能 172、及び表示制御機能 173 と同様の処理を実行する。例えば、処理回路 220 は、各プログラムを記憶回路 210 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。すなわち、処理回路 220 は、取得機能 171 と同様の処理として、例えば、心臓の右心室に関する局所的な機能指標値を取得する。ここで、処理回路 220 は、局所的な機能指標値として、右心室の領域についての局所的な壁運動指標値を取得する。或いは、処理回路 220 は、局所的な機能指標値として、核医学診断装置によって得られる心筋の代謝情報を取得する。或いは、処理回路 220 は、局所的な機能指標値として、MRI 診断装置によって得られる心筋部位の組成情報もしくは血流情報を取得する。或いは、処理回路

50

220は、局所的な機能指標値として、CT診断装置によって得られる心筋部位の機能情報を取得する。

【0121】

処理回路220は、生成機能172と同様の処理として、例えば、右心室を平面に展開した模式図であって、右心室への血液の流入部と右心室からの血液の流出部とが模式図の外周側に分離して配置された右心室用医用模式図を用いて、局所的な機能指標値の分布を示す右心室用機能画像を生成する。

【0122】

処理回路220は、表示制御機能173と同様の処理として、例えば、右心室用機能画像をディスプレイ203に表示させる。

【0123】

上記の実施形態の説明において、図示した各装置の各構成要素は機能概念的なものであり、必ずしも物理的に図示の如く構成されていることを要しない。すなわち、各装置の分散・統合の具体的形態は図示のものに限られず、その全部又は一部を、各種の負荷や使用状況等に応じて、任意の単位で機能的又は物理的に分散・統合して構成することができる。さらに、各装置にて行なわれる各処理機能は、その全部または任意の一部が、CPUおよび当該CPUにて解析実行されるプログラムにて実現され、或いは、ワイヤードロジックによるハードウェアとして実現され得る。

【0124】

また、上記の実施形態で説明した制御方法は、予め用意された制御プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータで実行することによって実現することができる。この制御プログラムは、インターネット等のネットワークを介して配布することができる。また、この制御プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク(FD)、CD-ROM、MO、DVD等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータによって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

【0125】

以上説明した少なくとも一つの実施形態によれば、右心室の位置関係を容易に把握可能なポラーマップを生成することができる。

【0126】

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同様に、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ものである。

【符号の説明】

【0127】

1	超音波診断装置
100	装置本体
170	処理回路
171	取得機能
172	生成機能
173	表示制御機能

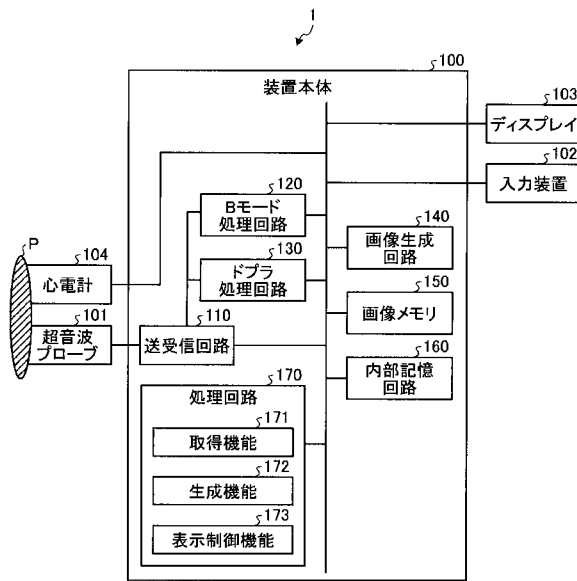
10

20

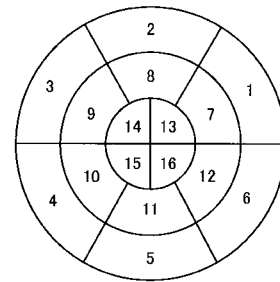
30

40

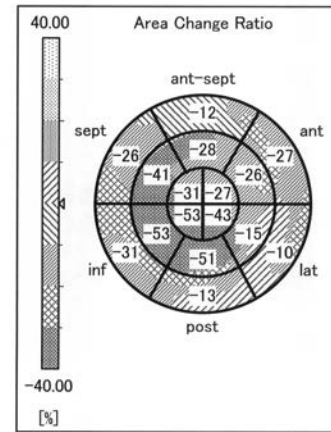
【図1】



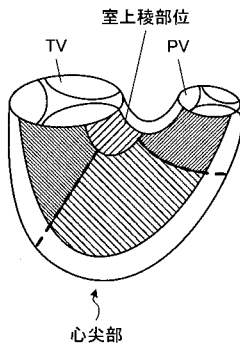
【図2A】



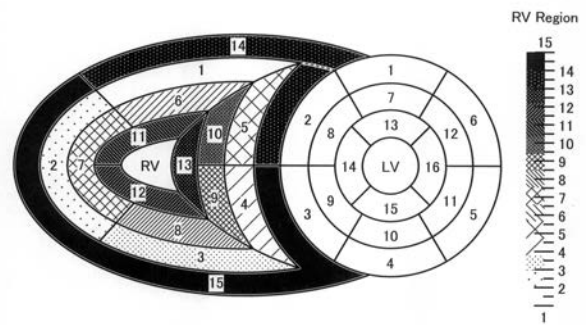
【図2B】



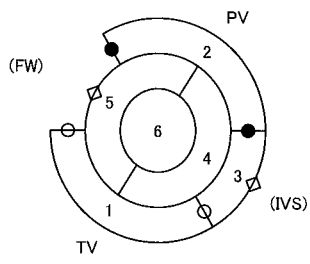
【図3】



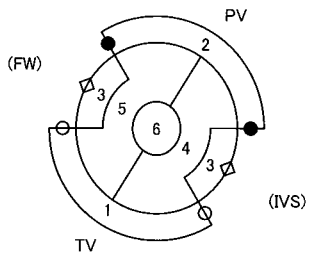
【図4】



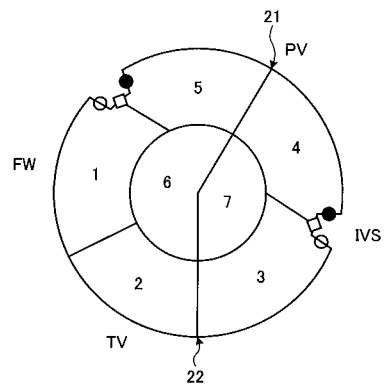
【 図 5 A 】



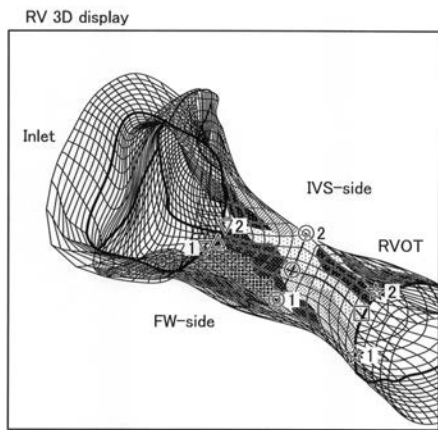
【 図 5 B 】



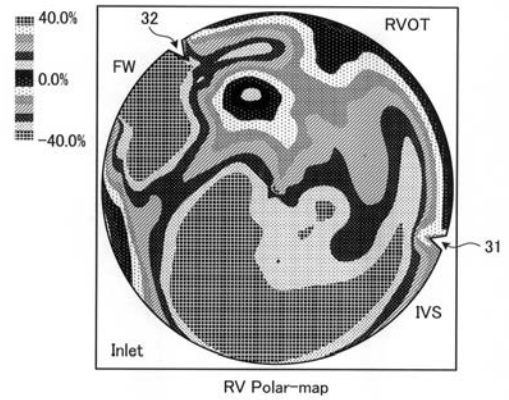
【 図 5 C 】



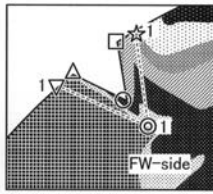
【 図 6 A 】



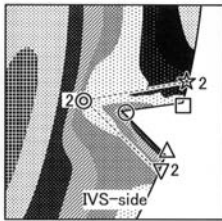
【 図 6 B 】



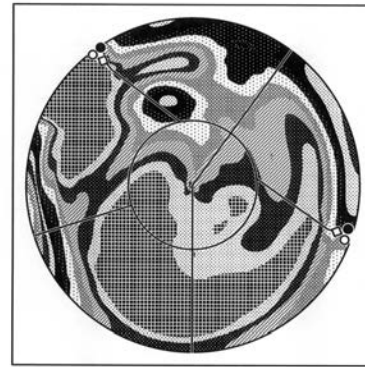
【 図 6 C 】



【 図 6 D 】

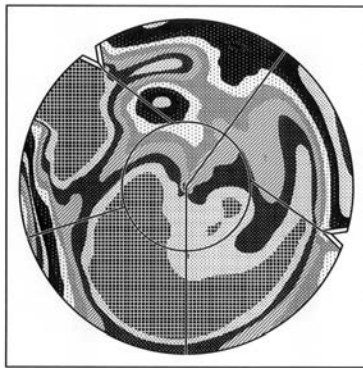


【 図 7 A 】



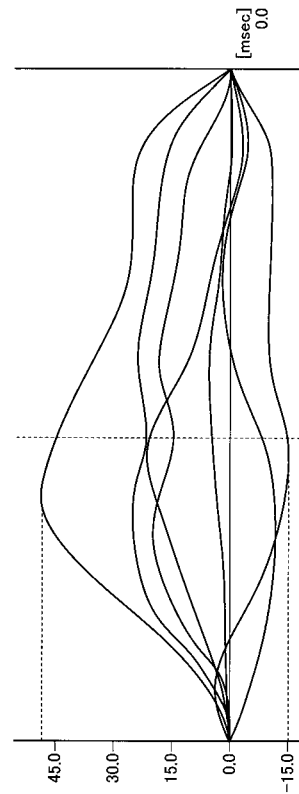
segmental RV Polar-map
with development view
& connection-marker

【 図 7 B 】

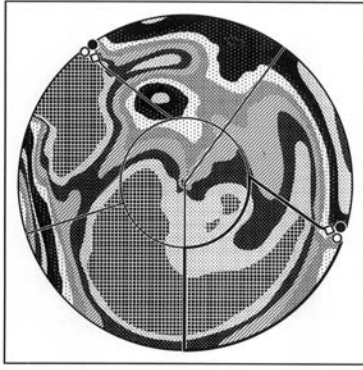


segmental RV Polar-map
without development view

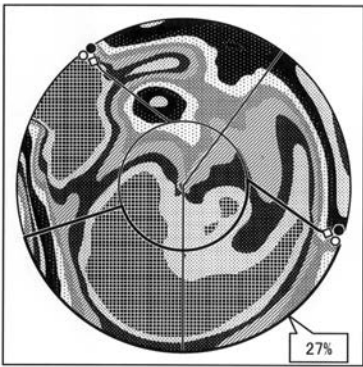
【 図 8 】



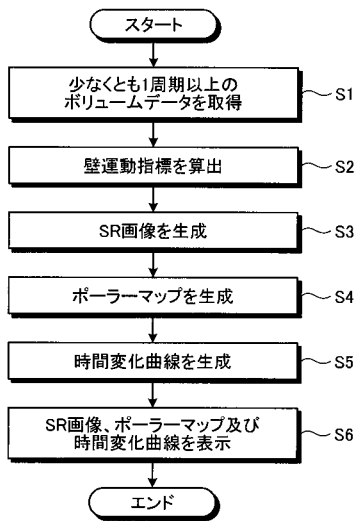
【図9】



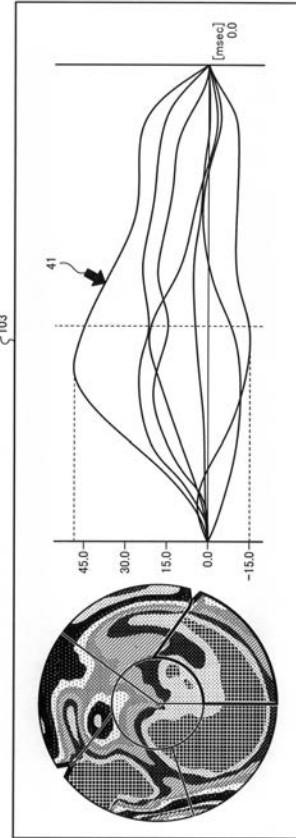
【図10】



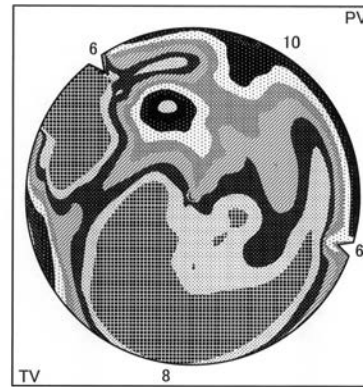
【図12】



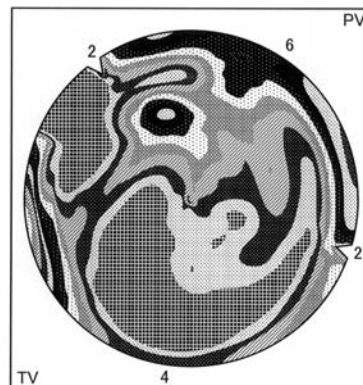
【図11】



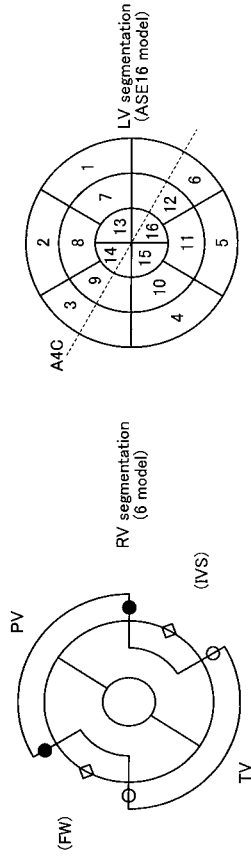
【図13A】



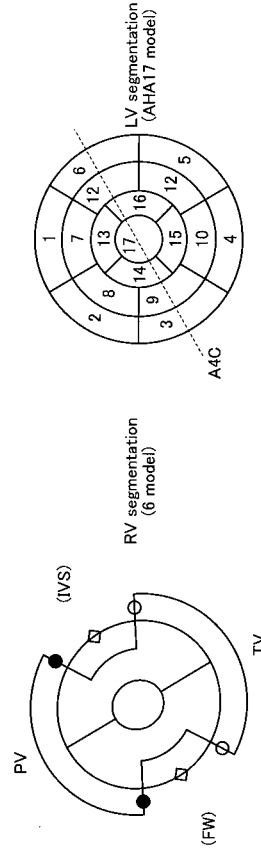
【図13B】



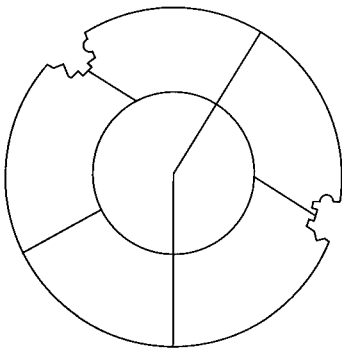
【図 14 A】



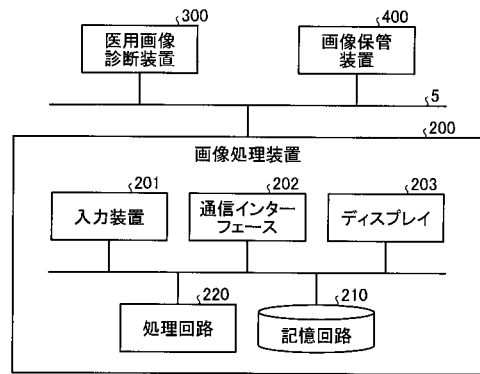
【図 14 B】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	超声波诊断装置，医学图像处理装置和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP2018015150A	公开(公告)日	2018-02-01
申请号	JP2016146713	申请日	2016-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	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	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/065 A61B8/0883 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5261 A61B8/5284 A61B8/565 G06T11/206 G16H50/30 A61B8/469 A61B8/486 G06T7/0012 G06T2207/10081 G06T2207/10088 G06T2207/10132 G06T2207/30048 G06T2207/30104		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/FF08 4C601/JC32 4C601/KK21 4C601/KK32		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

可以很容易地产生的右心室之间的位置关系来掌握极性地图超声波诊断装置，提供一种图像处理装置以及程序。 的超声波诊断装置的实施方式包括获取单元，生成单元和显示控制单元。采集单元获取与心脏的右心室局部功能指标值。发生器是开发的右心室到从右心室和血液进入右心室入口部分的平面，布置和血液流出的示意图被分离为示意图的外周侧与用于医疗示意图右心室是生成示出的局部特征指数的分布的右心室功能图像。显示控制单元在显示单元上显示右心室功能图像。背景技术

