

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5299961号
(P5299961)

(45) 発行日 平成25年9月25日 (2013.9.25)

(24) 登録日 平成25年6月28日 (2013.6.28)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 13 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-5993 (P2009-5993)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成21年1月14日 (2009.1.14)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2010-162125 (P2010-162125A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成22年7月29日 (2010.7.29)	(73) 特許権者	000156938
審査請求日	平成24年1月10日 (2012.1.10)		関西電力株式会社
			大阪府大阪市北区中之島三丁目6番16号
		(74) 代理人	110001380
			特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	大内 啓之
			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内
		(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

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

運動する被検体を超音波で走査して得られるエコー信号を受信して、前記エコー信号に基づく超音波画像のデータを生成する画像生成手段と、
前記超音波画像を時相信号と対応付けて記憶する手段と、
所定期間内の前記時相信号に対応する前記超音波画像を基に、時相毎に前記被検体の変位を算出する変位算出手段と、
前記変位を用いて前記被検体の歪みを算出する歪み算出手段と、
前記所定期間内の時相毎の前記歪みと、前記所定期間内の初期時相の歪みとを基に、歪みの低下率を算出する低下率算出手段と、
前記初期時相から前記所定期間内の所定時相までの前記歪みの低下率を積分した積分値を算出する積分値算出手段と、
前記積分値に基づく表示情報を生成する表示情報生成手段と、
前記表示情報を表示させる表示制御手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記変位算出手段は、前記被検体としての心臓の心筋の内膜輪郭及び外側輪郭の座標情報を算出することで、前記心筋の変位を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記積分値算出手段は、前記心臓の収縮末期から 1 心周期、又は、前記心臓の拡張末期から 1 心周期を前記所定期間として設定することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示情報生成手段は、前記被検体を複数のセグメントに分割し、各セグメントに含まれる複数の前記積分値に基づく代表値の大きさに応じて表示形態を変える前記表示情報を生成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に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示情報生成手段は、前記表示情報を、前記積分値又は前記代表値の大きさに応じたカラー画像を前記超音波画像上に重ねた画像と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に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記表示情報生成手段は、前記表示情報を、前記初期時相から前記所定時相までの前記積分値又は前記代表値と、前記初期時相から前記所定期間内の終了時相までの前記積分値又は前記代表値との比率とすることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記表示情報生成手段は、前記表示情報を、前記初期時相から前記所定時相までの前記積分値又は前記代表値と、前記初期時相から前記所定期間内の終了時相までの低下率を 100%とした場合における前記初期時相から前記終了時相までの積分値との比率とすることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 8】

前記表示情報生成手段は、前記表示情報として、前記積分値、前記代表値、又は前記比率が閾値以下である場合、前記積分値、前記代表値、又は前記比率が表示されるべき位置を異なる表示形態で表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像生成手段は、前記超音波画像として、断層像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

30

前記画像生成手段は、前記超音波画像として、ボリュームデータに基づく三次元画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像生成手段は、前記超音波画像として、ボリュームデータに基づく MPR (multi planar reconstruction) 画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

運動する被検体を超音波で走査して得られるエコー信号に基づく超音波画像のデータを、時相信号と対応付けて記憶する手段と、
所定期間内の前記時相信号に対応する前記超音波画像を基に、時相毎に前記被検体の変位を算出する手段と、

40

前記変位を用いて前記被検体の歪みを算出する手段と、

前記所定期間内の時相毎の前記歪みと、前記所定期間内の初期時相の歪みとを基に、歪みの低下率を算出する手段と、

前記初期時相から前記所定期間内の所定時相までの前記歪みの低下率を積分した積分値を算出する手段と、

前記積分値に基づく表示情報を生成する手段と、

前記表示情報を表示させる手段と、

を有することを特徴とする画像処理装置。

【請求項 13】

50

コンピュータに、
運動する被検体を超音波で走査して得られるエコー信号を受信して、前記エコー信号に基づく超音波画像のデータを生成する機能と、
前記超音波画像を時相信号と対応付けて記憶させる機能と、
所定期間内の前記時相信号に対応する前記超音波画像を基に、時相毎に前記被検体の変位を算出する機能と、
前記変位を用いて前記被検体の歪みを算出する機能と、
前記所定期間内の時相毎の前記歪みと、前記所定期間内の初期時相の歪みとを基に、歪みの低下率を算出する機能と、
前記初期時相から前記所定期間内の所定時相までの前記歪みの低下率を積分した積分値を算出する機能と、
前記積分値に基づく表示情報を生成する機能と、
前記表示情報を表示させる機能と、
を実現させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波によって被検体の超音波画像を取得し、その超音波画像を利用して被検体の運動状態を求める技術に係り、特に、拡張期における局所の運動の違いを認識する超音波診断装置、画像処理装置及び超音波診断装置の制御プログラムに関する。

20

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の超音波画像を取得し表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。係る特性から、超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓等の腹部、抹消血管、産婦人科、及び脳血管等の診断に利用されている。

【0003】

心臓の心筋等の生体組織について、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、その生体組織の診断にとって非常に重要である。例えば、超音波診断装置によって心臓の画像データを取得し、その画像データに基づく定量的な評価方法が提案されている。

30

【0004】

例えば、組織ドプラ又はパターンマッチングを用いて取得された組織の速度情報から算出した組織の歪み又は変位の運動情報を用いる方法が考案されている。特に、拡張期における収縮末期からの歪みの低下率は、拡張能を評価するときの指標の1つとして用いられている。歪みの低下率が高いほど拡張能が高い、つまり健康である一方、歪みの低下率が低いほど拡張能が低い、つまりその部位に虚血等何らかの異常があることを示している。以上のように、変位及び歪み等の壁運動情報を求めることで、心臓の評価を行なっている。

【0005】

40

なお、本発明に関連する従来技術として、特許文献1が挙げられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2003-175041号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、従来技術によると、健康な心臓であっても、各心時相における歪みにばらつきが生じてしまう。そのため、従来技術によると、膜厚変位の低下率にもばらつきが

50

生じ、心筋各部の拡張能を適切に評価することは困難であった。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上述のような事情を考慮してなされたもので、特定組織の歪みの低下率のばらつきの影響を低減し、特定組織の運動状態の評価に用いられる情報を提供する超音波診断装置、画像処理装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、運動する被検体を超音波で走査して得られるエコー信号を受信して、前記エコー信号に基づく超音波画像のデータを生成する画像生成手段と、前記超音波画像を時相信号と対応付けて記憶する手段と、所定期間内の前記時相信号に対応する前記超音波画像を基に、時相毎に前記被検体の変位を算出する変位算出手段と、前記変位を用いて前記被検体の歪みを算出する歪み算出手段と、前記所定期間内の時相毎の前記歪みと、前記所定期間内の初期時相の歪みとを基に、歪みの低下率を算出する低下率算出手段と、前記初期時相から前記所定期間内の所定時相までの前記歪みの低下率を積分した積分値を算出する積分値算出手段と、前記積分値に基づく表示情報を生成する表示情報生成手段と、前記表示情報を表示させる表示制御手段と、を有する。

【 0 0 1 0 】

本発明に係る画像処理装置は、上述の目的を達成するために、運動する被検体を超音波で走査して得られるエコー信号に基づく超音波画像のデータを、時相信号と対応付けて記憶する手段と、所定期間内の前記時相信号に対応する前記超音波画像を基に、時相毎に前記被検体の変位を算出する手段と、前記変位を用いて前記被検体の歪みを算出する手段と、前記所定期間内の時相毎の前記歪みと、前記所定期間内の初期時相の歪みとを基に、歪みの低下率を算出する手段と、前記初期時相から前記所定期間内の所定時相までの前記歪みの低下率を積分した積分値を算出する手段と、前記積分値に基づく表示情報を生成する手段と、前記表示情報を表示させる手段と、を有する。

【 0 0 1 1 】

本発明に係る超音波診断装置の制御プログラムは、上述の目的を達成するために、コンピュータに、運動する被検体を超音波で走査して得られるエコー信号を受信して、前記エコー信号に基づく超音波画像のデータを生成する機能と、前記超音波画像を時相信号と対応付けて記憶させる機能と、所定期間内の前記時相信号に対応する前記超音波画像を基に、時相毎に前記被検体の変位を算出する機能と、前記変位を用いて前記被検体の歪みを算出する機能と、前記所定期間内の時相毎の前記歪みと、前記所定期間内の初期時相の歪みとを基に、歪みの低下率を算出する機能と、前記初期時相から前記所定期間内の所定時相までの前記歪みの低下率を積分した積分値を算出する機能と、前記積分値に基づく表示情報を生成する機能と、前記表示情報を表示させる機能と、を実現させる。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明に係る超音波診断装置、画像処理装置及び超音波診断装置の制御プログラムによると、特定組織の歪みの低下率を積分した値に基づいて算出された出力値を用いることで、組織の歪みの低下率のばらつきの影響を低減することが可能となる。そのことにより、特定組織の拡張能をより適切に表示することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】本実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図 2】本実施形態の超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図 3】心時相 T_n における心筋の内膜輪郭を表すマーカと、外膜輪郭を表すマーカとが重ねられた断層像の概念図。

【図 4】初期心時相 T_0 における心筋の内膜輪郭及び外膜輪郭を模式的に示す図。

【図 5】心時相 T_nにおける心筋の内膜輪郭及び外膜輪郭を模式的に示す図。

【図 6】関心領域の設定方法を説明するための図。

【図 7】内腔を 6 個に分割する場合のセグメントを示す図。

【図 8】被検体の心臓を評価するための二次元の壁運動情報の表示例を示す図。

【図 9】被検体の心臓を評価するための三次元の壁運動情報の表示例を示す図。

【図 10】本実施形態の超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本発明に係る超音波診断装置、及び超音波診断装置の制御プログラムの実施形態について添付図面を参照して説明する。

10

【0015】

図 1 は、第 1 実施形態の超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0016】

図 1 は、第 1 実施形態の超音波診断装置 10 を示す。超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 11、ECG (electrocardiogram) 計測装置 12、装置本体 13、ディスプレイ 14 及び操作パネル 15 によって構成される。

【0017】

超音波プローブ 11 は、圧電セラミック等の音響 / 電気可逆的変換素子としての複数の超音波振動子を有する。複数の超音波振動子は並列され、超音波プローブ 11 の先端に装備される。各超音波振動子は、供給される駆動信号 (電圧パルス) に従ってそれぞれ所定のタイミングで超音波を発生する。各超音波振動子からの超音波はビームを形成し、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。各超音波振動子は、この反射波を受信し受信エコーを発生し、チャンネル毎に装置本体 13 に取り込まれる。

20

【0018】

なお、超音波プローブ 11 は、複数の超音波振動子が一方向に沿って配列された一次元アレイプローブ、複数の超音波振動子が二次元マトリックス状に配列された二次元アレイプローブのいずれであってもよい。また、超音波振動子が所定方向 (走査方向) に配列され、超音波振動子を走査方向に直交する方向 (揺動方向) に機械的に揺動可能な一次元アレイプローブを用いてもよい。

【0019】

30

ECG 計測装置 12 は、主に被検体 P の心臓付近の体表に接触させて使用され、ECG (心電波形) を計測し、その ECG をデジタル信号に変換する。

【0020】

装置本体 13 は、超音波送信部 21、超音波受信部 22、ECG メモリ 23、信号処理部 24、画像生成部 25、画像メモリ 26、表示制御部 27、CPU (central processing unit) 28、内部記憶装置 29、IF (interface) 30、及び外部記憶装置 31 を設ける。

【0021】

超音波送信部 21 は、図示しないクロック発生部、送信遅延部及びパルサを備える。クロック発生部は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延部は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する。パルサは、超音波プローブ 11 の各超音波振動子に対応した個別経路 (チャンネル) 数分のパルサを内蔵する。そして、パルサは、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ 11 の各超音波振動子に供給する。

40

【0022】

超音波受信部 22 は、図示しないプリアンプ、A/D (analog to digital) 変換部、及び受信遅延・加算部を備える。プリアンプは、超音波プローブ 11 の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネル毎に増幅する。A/D 変換部は、プリアンプによって増幅されたエコー信号を A/D 変換する。受信遅延・加算回路は、A/D 変換後のエコー信号に対して受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され

50

る。なお、超音波受信部 22 によって加算処理された信号を「RF データ（生データ）」と称する場合がある。超音波受信部 22 は、RF データを信号処理部 24 に出力する。

【0023】

ECG メモリ 23 は、不揮発性の半導体メモリ等によって構成される。ECG メモリ 23 は、ECG 計測装置 12 によって計測された ECG 信号を一時的に記憶する。

【0024】

信号処理部 24 は、ライブ画像の RAW データのヘッダーとして、ECG メモリ 23 から出力される ECG 信号に基づく心時相 T を付与する。信号処理部 24 は、ライブ画像の RAW データに心時相 T を付与する際、超音波の送信条件 / 受信条件に応じて、RAW データへの心時相 T の付与のタイミングをコントロールする。

10

【0025】

信号処理部 24 は、B モード処理部 24a 及びドブラ処理部 24b を備える。B モード処理部 24a は、超音波受信部 22 から出力される受信エコーや後述する演算エコーを包絡線検波し、検波データとして出力する。

【0026】

ドブラ処理部 24b は、周波数解析によりその解析結果や、フィルタを用いて血流成分を抽出し平均速度、分散、及びパワー等の血流情報がある。血流情報は二値化情報として得られる。

【0027】

画像生成部 25 は、走査線信号列で表される信号処理後のデータを、空間座標に基づく座標系のデータに変換する（デジタルスキャンコンバージョン）。例えば、画像生成部 25 は、B モード処理部 24a から出力された信号処理後のデータに対してスキャンコンバージョン処理を施すことで、被検体の組織形状を表す断層像（B モード画像）のデータを生成する。そして、画像生成部 25 は、断層像等の超音波画像をデータとして画像メモリ 26 に出力する。

20

【0028】

超音波診断装置 10 が被検体 P の心臓を超音波で走査することで、画像生成部 25 は、心臓を表す断層像を生成する。すなわち、画像生成部 25 は、心臓の動画像データを生成する。例えば、超音波診断装置 10 が 1 心周期以上に亘って被検体 P の心臓を超音波で走査することで、画像生成部 25 は、1 心周期以上に亘って複数の心時相 T における心臓の断層像（動画像）を生成する。

30

【0029】

画像メモリ 26 は、画像生成部 25 から出力される断層像（静止画像、動画像）をデータとして記憶する。画像メモリ 26 に記憶される、複数タイミングの断層像には、各断層像が生成されたタイミングで受け付けた心時相 T が対応付けられている。

【0030】

表示制御部 27 は、画像メモリ 26 から断層像を取得し、その断層像をディスプレイ 14 に表示させる。例えば、操作者（診断者）が操作パネル 15 を用いて任意の心時相 T を入力すると、表示制御部 27 は、入力された心時相 T が対応付けられた断層像を画像メモリ 26 から取得し、入力された心時相 T に対応する断層像をディスプレイ 14 に表示させる。

40

【0031】

CPU 28 は、半導体で構成された電子回路が複数の端子を持つパッケージに封入されている集積回路（LSI）の構成をもつ制御装置である。CPU 28 は、内部記憶装置 29 に記憶しているプログラムを実行して装置本体 13 を包括的に制御する機能を有する。又は、CPU 28 は、外部記憶装置 31 に記憶しているプログラム、ネットワーク N から転送され IF 30 で受信されて外部記憶装置 31 にインストールされたプログラムを、内部記憶装置 29 にロードして実行する機能を有する。

【0032】

内部記憶装置 29 は、ROM（read only memory）及び RAM（ra

50

ndom access memory)等の要素を兼ね備える構成をもつ記憶装置である。内部記憶装置29は、IPL(initial program loading)、BIOS(basic input/output system)を記憶する機能を有する。また、内部記憶装置29は、超音波診断装置10の制御プログラム等のプログラムを記憶したり、CPU28のワークメモリやデータの一時的な記憶に用いたりする機能を有する。

【0033】

IF30は、パラレル接続仕様やシリアル接続仕様に合わせたコネクタによって構成される。IF30は、操作パネル15、病院基幹のLAN(local area network)等のネットワークN、外部記憶装置31及び操作パネル15等に関するインターフェースである。装置本体13によって取得された超音波画像等のデータや解析結果等は、IF30によって、ネットワークNを介して他の装置に転送可能である。

10

【0034】

外部記憶装置31は、磁性体を塗布又は蒸着した金属のディスクが読み取り装置(図示しない)に着脱不能で内蔵されている構成をもつ記憶装置である。外部記憶装置31は、装置本体13にインストールされたプログラム(アプリケーションプログラムの他、OS(operating system)等も含まれる)を記憶する機能を有する。また、OSに、操作者に対する情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル15によって行なうことができるGUI(graphical user interface)を提供させることもできる。

20

【0035】

内部記憶装置29又は外部記憶装置31は、本発明に係る超音波診断プログラム等の制御プログラムや、診断情報(患者ID(identification)及び医師の所見等)、診断プロトコル、送受信条件及びその他のデータ群を格納している。また、内部記憶装置29又は外部記憶装置31は、必要に応じて、画像メモリ26に一時的に記憶される三次元画像の保管等にも使用される。さらに、内部記憶装置29又は外部記憶装置31に記憶されたデータは、IF30を介してネットワークN網へ転送することも可能となっている。

【0036】

ディスプレイ14は、液晶ディスプレイやCRT(cathode ray tube)等によって構成される。ディスプレイ14は、表示制御部27から出力されるビデオ信号を基に、生体内の形態学的情報や、血流情報を静止画像又は動画像として表示する。

30

【0037】

操作パネル15は、キーボード15a、マウス15b、トラックボール15c及びTCS(touch command screen)15d等によって構成される。操作パネル15は、装置本体13に接続され、操作者からの各種指示、例えば、ROIの設定指示、画質条件設定指示等を装置本体13に入力する機能を有する。操作者は、操作パネル15を介して、超音波プローブ11から送信される超音波パルスの送信周波数、送信駆動電圧(音圧)、送信パルスレート及びスキャン領域や、受信条件等を装置本体13に入力することができる。

40

【0038】

図2は、第1実施形態の超音波診断装置10の機能を示すブロック図である。

【0039】

図1に示すCPU28がプログラムを実行することによって、超音波診断装置10は、スキャン制御部39及び画像処理装置40として機能する。画像処理装置40は、インターフェース部41、初期輪郭座標設定部42、輪郭座標設定部43、マーカー生成部44、膜厚算出部45、変位算出部46、歪み算出部47、歪み低下率算出部48、積分値算出部49、規格化部50及び色設定部51を有する。なお、第1実施形態では、超音波診断装置10を構成するスキャン制御部39及び画像処理装置40を、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムの実行によって機能されるものとして説明するが

50

、スキャン制御部 39 及び画像処理装置 40 の全部又は一部はハードウェアで構成されるものであってもよい。

【0040】

スキャン制御部 39 は、外部記憶装置 31 等の記憶装置に記憶されているスキャンシーケンスに従って超音波送信部 21 を制御して、超音波プローブ 11 (図 1 に示す) から送信される超音波パルスの中心周波数、周波数分布、振幅、周波数帯域、位相、及び送信焦点等の周波数スペクトルを含む特性を設定し、設定された特性を有する超音波パルスを超音波プローブ 11 から被検体 P の特定組織に向かって送信させる機能を有する。これにより、画像メモリ 26 は、複数の断層像のそれぞれに、断層像が生成された時点の心時相 T を対応付けて記憶する。なお、以下、特定組織として心臓を撮像する場合について説明する。

10

【0041】

インターフェース部 41 は、GUI 等のインターフェースである。GUI は、操作者に対するディスプレイ 14 への表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を操作パネル 15 によって行なうことができる。

【0042】

初期輪郭座標設定部 42 は、画像メモリ 26 に記憶される複数の心時相 Tの中から任意に設定される初期心時相 T0 における心臓の断層像を基に、初期心時相 T0 における心臓の輪郭の 2 次元的な座標情報を設定する機能を有する。

【0043】

20

初期輪郭座標設定部 42 は、操作者が操作パネル 15 を用いてインターフェース部 41 に収縮末期 (ES: R 波の検出から所定時間経過後の心時相) を入力すると、収縮末期に対応する断層像を初期心時相 T0 の断層像として画像メモリ 26 から取得する。また、初期輪郭座標設定部 42 は、表示制御部 27 を制御して、初期心時相 T0 の断層像をディスプレイ 14 に表示させる。画像メモリ 26 に記憶される複数の断層像には心時相 T がそれぞれ対応付けられているため、初期輪郭座標設定部 42 は、収縮末期に対応する断層像を初期心時相 T0 の断層像として画像メモリ 26 から取得することができる。なお、初期心時相 T0 としては、収縮末期に限定されるものではなく、例えば、拡張末期 (ED: R 波が検出された時の心時相) 等であってもよい。

【0044】

30

具体的には、初期輪郭座標設定部 42 は、画像メモリ 26 から取得された初期心時相 T0 の断層像を基に、初期心時相 T0 における心筋の内膜輪郭の座標情報と、初期心時相 T0 における心筋の外膜輪郭の座標情報とを設定する。心臓の断層像には、心筋の内膜や外膜の他、乳頭筋や腱索等が現れている。ディスプレイ 14 に表示された初期心時相 T0 の断層像を観察しながら操作者は、操作パネル 15 を用いてインターフェース部 41 に、初期心時相 T0 の断層像に表されている乳頭筋や腱索が含まれないように心筋の内膜の輪郭ラインを入力する。心筋の評価においては、乳頭筋や腱索がノイズとなるため、乳頭筋や腱索を避けて内膜の輪郭ラインを入力する。例えば、操作者がディスプレイ 14 に表示された初期心時相 T0 の断層像に表れる内膜の 2 次元的な輪郭をなぞることで、初期輪郭座標設定部 42 は、初期心時相 T0 における心筋の内膜輪郭の座標情報を設定する。

40

【0045】

一方、操作者がディスプレイ 14 に表示された初期心時相の断層像に表れる外膜の 2 次元的な輪郭をなぞることで、初期輪郭座標設定部 42 は、初期輪郭における心筋の外膜輪郭の座標情報を設定する。

【0046】

なお、初期輪郭座標設定部 42 は、初期心時相 T0 の内膜輪郭を構成する各点の法線ベクトルを求め、内膜輪郭からその法線ベクトル方向へ一定距離外側の位置を、初期心時相 T0 における心筋の外膜輪郭と定義してもよい。例えば、初期輪郭座標設定部 42 は、内膜輪郭の位置から 8 [mm] 外側の位置を外膜輪郭と定義する。この一定距離は、操作者によって任意の値に変えることが可能である。

50

【 0 0 4 7 】

輪郭座標設定部 4 3 は、初期輪郭座標設定部 4 2 によって設定された初期心時相 T_0 の内膜輪郭及び外膜輪郭と、画像メモリ 2 6 から取得される初期心時相 T_0 以降の心時相 T_n ($n = 1, 2, \dots$) における心臓の各断層像とを基に、心時相 T_n における心臓の 2 次元的な輪郭の座標情報を設定する機能を有する。

【 0 0 4 8 】

例えば、輪郭座標設定部 4 3 は、初期輪郭座標設定部 4 2 によって取得された初期心時相 T_0 における断層像 I_{T_0} の次の心時相 T_1 で生成された断層像 I_{T_1} を画像メモリ 2 6 から取得する。そして、輪郭座標設定部 4 3 は、スペックルパターンを用いた時間的に連続する 2 つの断層像間 (断層像 I_{T_0} , I_{T_1}) のパターンマッチングを行なうことにより、初期心時相 T_0 の内膜輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。この移動ベクトルは、初期心時相 T_0 の内膜輪郭を構成する各点の変位と、各点の変位した移動方向を表している。つまり、輪郭座標設定部 4 3 は、2 つの断層像間のパターンマッチングを行なってスペックルの移動量を算出することで、初期心時相 T_0 の内膜輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。このように、初期心時相 T_0 の内膜輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求めることで、断層像 I_{T_1} が生成された心時相 T_1 の内膜輪郭を構成する各点の位置が求められる。

10

【 0 0 4 9 】

さらに、輪郭座標設定部 4 3 は、心時相 T_1 の次の心時相 T_2 で生成された断層像 I_{T_2} を画像メモリ 2 6 から取得し、スペックルパターンを用いた時間的に連続する 2 つの断層像間 (断層像 I_{T_1} , I_{T_2}) のパターンマッチングを行なうことによって、心時相 T_1 の内膜輪郭を構成する各点の移動ベクトルを求める。これにより、断層像 I_{T_2} が生成された心時相 T_2 の内膜輪郭を構成する各点の座標情報が求められる。

20

【 0 0 5 0 】

マーカ生成部 4 4 は、輪郭座標設定部 4 3 によって設定された心時相 T_n における内膜輪郭の座標情報を基に心筋の内膜輪郭 B_{T_n} を表すマーカ MB_{T_n} を生成し、心時相 T_n における外膜輪郭の座標情報を基に心筋の外膜輪郭 C_{T_n} を表すマーカ MC_{T_n} を生成する機能と、表示制御部 2 7 を介してディスプレイ 1 4 に、輪郭座標設定部 4 3 によって取得された断層像 I_{T_n} にマーカ MB_{T_n} , MC_{T_n} を重ねて表示させる機能とを有する。内膜輪郭 B_{T_n} を表すマーカ MB_{T_n} と、外膜輪郭 C_{T_n} を表すマーカ MC_{T_n} とが重ねられた断層像 I_{T_n} の概念を図 3 に示す。

30

【 0 0 5 1 】

図 2 に示す膜厚算出部 4 5 は、初期心時相 T_0 における内膜輪郭を構成する各点の座標情報と外膜輪郭を構成する各点の座標情報とを基に、初期心時相 T_0 の内膜輪郭と外膜輪郭との距離を初期心時相 T_0 の膜厚として算出する機能と、心時相 T_n における内膜輪郭を構成する各点の座標情報と外膜輪郭を構成する各点の座標情報とを基に、心時相 T_n の内膜輪郭と外膜輪郭との距離を心時相 T_n の膜厚として算出する機能と、を有する。

【 0 0 5 2 】

膜厚算出部 4 5 は、心時相 T_n の内膜輪郭 B_{T_n} を構成する各点の座標情報と、心時相 T_n の外膜輪郭 C_{T_n} を構成する各点の座標情報とを基に、心時相 T_n における壁厚方向の膜厚を算出する。

40

【 0 0 5 3 】

図 4 は、初期心時相 T_0 における心筋の内膜輪郭 B_T 及び外膜輪郭 C_T を模式的に示す図である。

【 0 0 5 4 】

膜厚算出部 4 5 は、内膜輪郭 B_{T_0} 上の点 $B_{T_0}[u]$ ($u = 1, 2, \dots, U$) から内膜輪郭 B_{T_0} に直交する直交線 $L_{T_0}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。そして、膜厚算出部 4 5 は、直交線 $L_{T_0}[u]$ が外膜輪郭 C_{T_0} と交わる点 $C_{T_0}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。さらに、膜厚算出部 4 5 は、内膜輪郭 B_{T_0} 上の点 $B_{T_0}[u]$ と、外膜輪郭 C_{T_0} 上の点 $C_{T_0}[u]$ との間の距離 $D_{T_0}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。

50

【 0 0 5 5 】

又は、図 2 に示す膜厚算出部 4 5 は、心臓の横断面画像（短軸像）の重心位置を中心とした 1 ° 間隔毎に、初期心時相 T_0 における計 3 6 0（ $U = 3 6 0$ ）個分の点 $B_{T_0}[u]$ 、点 $C_{T_0}[u]$ 、及び直交線 $L_{T_0}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。

【 0 0 5 6 】

そして、膜厚算出部 4 5 は、次の式（ 1 ）を用いて、心時相 T_0 における心筋の膜厚 $D_{T_0}[u]$ を u 毎にそれぞれ算出する。

【 数 1 】

$$D_{T_0}[u] = C_{T_0}[u] - B_{T_0}[u] \quad \cdots (1)$$

10

【 0 0 5 7 】

図 5 は、心時相 T_n における心筋の内膜輪郭 B_{T_n} 及び外膜輪郭 C_{T_n} を模式的に示す図である。

【 0 0 5 8 】

膜厚算出部 4 5 は、内膜輪郭 B_{T_n} 上の点 $B_{T_n}[u]$ から内膜輪郭 B_{T_n} に直交する直交線 $L_{T_n}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。そして、膜厚算出部 4 5 は、直交線 $L_{T_n}[u]$ が外膜輪郭 C_{T_n} と交わる点 $C_{T_n}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。さらに、膜厚算出部 4 5 は、内膜輪郭 B_{T_n} 上の点 $B_{T_n}[u]$ と、外膜輪郭 C_{T_n} 上の点 $C_{T_n}[u]$ との間の距離 $D_{T_n}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。

【 0 0 5 9 】

20

又は、図 2 に示す膜厚算出部 4 5 は、心臓の横断面画像の重心位置を中心とした 1 ° 間隔毎に、心時相 T_n における計 3 6 0 個分の点 $B_{T_n}[u]$ 、点 $C_{T_n}[u]$ 、及び直交線 $L_{T_n}[u]$ を u 毎にそれぞれ求める。

【 0 0 6 0 】

そして、膜厚算出部 4 5 は、次の式（ 2 ）を用いて、心時相 T_n における心筋の膜厚 $D_{T_n}[u]$ を u 毎にそれぞれ算出する。

【 数 2 】

$$D_{T_n}[u] = C_{T_n}[u] - B_{T_n}[u] \quad \cdots (2)$$

【 0 0 6 1 】

30

変位算出部 4 6 は、膜厚算出部 4 5 によって算出された、初期心時相 T_0 の膜厚と心時相 T_n の膜厚とを基に、初期心時相 T_0 から心時相 T_n の間における膜厚変位を算出する機能を有する。変位算出部 4 6 は、初期心時相 T_0 の膜厚 $D_{T_0}[u]$ と、心時相 T_n の膜厚 $D_{T_n}[u]$ とを基に、次の式（ 3 ）を用いて、心時相 T_n における差分 $\Delta D_{T_n}[u]$ を膜厚変位として u 毎にそれぞれ算出する。

【 数 3 】

$$\Delta D_{T_n}[u] = D_{T_n}[u] - D_{T_0}[u] \quad \cdots (3)$$

【 0 0 6 2 】

なお、変位算出部 4 6 は、初期心時相 T_0 から心時相 T_n の間における内膜（外膜）の変位や回転角を算出するように構成されてもよい。また、膜厚算出部 4 5 は、壁厚方向に垂直な方向における初期心時相 T_0 の外膜輪郭間の距離を初期心時相 T_0 の膜厚として算出してよい。さらに、変位算出部 4 6 は、壁厚方向に垂直な方向の回転角を求めてもよい。

40

【 0 0 6 3 】

歪み算出部 4 7 は、変位算出部 4 6 によって算出された心時相 T_n の膜厚変位と、膜厚算出部 4 5 によって算出された初期心時相 T_0 の膜厚変位とを基に、心時相 T_n における壁厚方向への心筋の歪み（strain）を算出する機能を有する。歪み算出部 4 7 は、心時相 T_n の膜厚変位 $\Delta D_{T_n}[u]$ と、初期心時相 T_0 の膜厚 $D_{T_0}[u]$ とを基に、次の式（ 4 ）を用いて、心時相 T_n における歪み $S_n[u]$ を u 毎にそれぞれ算出する。

50

【数 4】

$$S_{Tn}[u] = \frac{\Delta D_{Tn}[u]}{D_{T0}[u]} \quad \dots (4)$$

【0064】

歪み算出部 47 は、1° 間隔毎に歪み $S_n[u]$ を求めることで、心時相 T_n における計 360 個分の歪み $S_n[u]$ をそれぞれ算出する。

【0065】

歪み低下率算出部 48 は、歪み算出部 47 によって算出された歪み $S_n[u]$ を基に、心時相 T_n における壁厚方向への心筋の歪み低下率を算出する機能を有する。歪み低下率算出部 48 は、ECG 信号に基づく収縮末期 ES の歪み $S_{ES}[u]$ （初期心時相 T_0 の歪み $S_{T0}[u]$ ）と、拡張末期 ED の歪み $S_{ED}[u]$ とを基に、次の式（5）を用いて、収縮末期 ES から拡張末期 ED からまでの拡張期としての心時相 T_n の歪み低下率 $S_{Tn}^{-}[u]$ を u 毎にそれぞれ算出する。

10

【数 5】

$$S_{Tn}^{-}[u] = \frac{(S_{ES}[u] - S_{ED}[u]) - (S_{Tn}[u] - S_{ED}[u])}{S_{ES}[u] - S_{ED}[u]} \times 100 \quad \dots (5)$$

【0066】

積分値算出部 49 は、歪み低下率算出部 48 によって算出された心時相 T_n の歪み低下率を、初期心時相 T_0 から心時相 T_n まで時間軸で積分した心時相 T_n の歪み低下率積分値を算出する機能を有する。積分値算出部 49 は、心時相 T_n の歪み低下率 $S_{Tn}^{-}[u]$ を、初期心時相 T_0 から心時相 T_n まで時間軸で積分した心時相 T_n の歪み低下率積分値 $\Sigma S_{Tn}^{-}[u]$ を u 毎にそれぞれ算出する。

20

【0067】

規格化部 50 は、積分値算出部 49 によって算出された心時相 T_n の歪み低下率積分値の、拡張末期 ED の歪み低下率積分値に対する ED 比率を算出する機能を有する。規格化部 50 は、心時相 T_n の歪み低下率積分値 $\Sigma S_{Tn}^{-}[u]$ と拡張末期 ED の歪み低下率積分値 $\Sigma S_{ED}^{-}[u]$ とを基に、次の式（6）を用いて、ED 比率 $R_{Tn}[u]$ を u 毎にそれぞれ算出する。

30

【数 6】

$$R_{Tn}[u] = \frac{\Sigma S_{Tn}^{-}[u]}{\Sigma S_{ED}^{-}[u]} \times 100 \quad \dots (6)$$

【0068】

ここで、ED 比率 $R_n[u]$ は、絶対値をとらないため、拡張早期における歪み低下率の負の値を特に強調することになる。歪み低下率が負であるということは、拡張早期においてもまだ収縮が完了していないことを意味する。収縮が完了する心時相の遅れは、心臓の拡張能異常を示す一つの指標であるため、拡張早期の歪み低下率の負の値を感度良く検出できることは拡張能評価に大きなメリットがある。

40

【0069】

色設定部 51 は、心時相 T_n の直交線 $L_{Tn}[u]$ を含む関心領域を設定し、その関心領域について、規格化部 50 によって算出された ED 比率の大きさに対応する色を設定する機能を有する。色設定部 51 は、直交線 $L_{Tn}[u]$ を含む関心領域 $L'_{Tn}[u]$ を設定し、その関心領域 $L'_{Tn}[u]$ について、ED 比率 $R_{Tn}[u]$ の大きさに対応する色を u 毎にそれぞれ決定する。また、色設定部 51 は、関心領域について、積分値算出部 49 によって算出された積分値の大きさに対応する色を設定する機能を有する。

【0070】

なお、色設定部 51 は、関心領域の積分値、平均値及び ED 比率が閾値以下である場合、関心領域に異なる特異色を対応させてもよい。

50

【 0 0 7 1 】

図 6 は、関心領域 $L'_{T_n}[u]$ の設定方法を説明するための図である。

【 0 0 7 2 】

図 6 は、内膜輪郭 B_{T_n} 、外膜輪郭 C_{T_n} 、直交線 $L_{T_n}[u]$ 、及び関心領域 $L'_{T_n}[u]$ を示している。関心領域 $L'_{T_n}[u]$ は、内膜輪郭 B_{T_n} 上の点 $B_{T_n}[u]$ を中心として内膜輪郭 B_{T_n} の周方向に所定幅を有し、外膜輪郭 C_{T_n} 上の点 $C_{T_n}[u]$ を中心として外膜輪郭 C_{T_n} の周方向に所定幅を有する領域である。例えば、心時相 T_n における内膜輪郭 B_{T_n} 上の点 $B_{T_n}[1]$ に対応する関心領域 $L'_{T_n}[1]$ は、点 $B_{T_n}[1]$ を中心として内膜輪郭 B_{T_n} の周方向に所定幅を有すると共に、外膜輪郭 C_{T_n} 上の点 $C_{T_n}[1]$ を中心として外膜輪郭 C_{T_n} の周方向に所定幅を有する領域である。

10

【 0 0 7 3 】

又は、図 2 に示す色設定部 51 は、心時相 T_n の平均重心位置 O_{T_n} から壁厚方向に放射状に V 本の直線を引き、内腔を V 個に分割することで V 個のセグメント $A_{T_n}[v]$ ($v = 1, 2, \dots, V$) を設定してもよい。その場合、セグメント $A_{T_n}[v]$ について、セグメント $A_{T_n}[v]$ に含まれる全ての u に対応する ED 比率 $R_{T_n}[u]$ の代表値、例えば平均値の大きさに対応する色を設定する。以下、色設定部 51 が、セグメント $A_{T_n}[v]$ の単位で色を設定する場合について説明する。

【 0 0 7 4 】

図 7 は、内腔を 6 個に分割する場合のセグメント $A_{T_n}[v]$ を示す図である。

20

【 0 0 7 5 】

図 7 に示すように、心時相 T_n の平均重心位置 O_{T_n} から壁厚方向に放射状に 6 ($V = 6$) 本の直線を引き、内腔を 6 個に分割することで 6 個のセグメント $A_{T_n}[v]$ が設定される。なお、以下、6 個のセグメント $A_{T_n}[v]$ を、横断面のセグメント $A_{T_n}[1]$ である「i n t (下壁)」、セグメント $A_{T_n}[2]$ である「p s t (後壁)」、セグメント $A_{T_n}[3]$ である「l a t (側壁)」、セグメント $A_{T_n}[4]$ である「a n t (前壁)」、セグメント $A_{T_n}[5]$ である「a s p (前壁中隔)」、及びセグメント $A_{T_n}[6]$ である「s p (後壁中隔)」と定義する。

【 0 0 7 6 】

図 1 及び図 2 に示す表示制御部 27 は、画像メモリ 26 から出力される心時相 T_n の断層像 I_{T_n} を、 n の推移に従って順次更新してディスプレイ 14 に表示させる。また、表示制御部 27 は、心時相 T_n における断層像 I_{T_n} 上の関心領域 $L'_{T_n}[u]$ に対して色設定部 51 によって決定された色を u 毎にそれぞれ割り当て、関心領域 $L'_{T_n}[u]$ に割り当てられた色を n の推移に従って順次更新してディスプレイ 14 に表示させる。又は、表示制御部 27 は、心時相 T_n における断層像 I_{T_n} 上のセグメント $A_{T_n}[v]$ に対して色設定部 51 によって決定された色を v 毎にそれぞれ割り当て、セグメント $A_{T_n}[v]$ に割り当てられた色を n の推移に従って順次更新してディスプレイ 14 に表示させる。

30

【 0 0 7 7 】

また、表示制御部 27 は、断層像 I_{T_n} に重ねるように、マーカ生成部 44 によって生成された、心時相 T_n に対応する心筋の内膜輪郭 B_{T_n} を表すマーカ MB_{T_n} と、心時相 T_n に対応する外膜輪郭 C_{T_n} を表すマーカ MC_{T_n} とを、 n の推移に従って順次更新してディスプレイ 14 に表示させる。

40

【 0 0 7 8 】

ED 比率 $R_n[u]$ の大きさによって異なる色が u 毎にそれぞれ割り当てられてディスプレイ 14 に表示されるため、心時相 T_n における各セグメント $A_{T_n}[v]$ の色を参照することで、操作者は、各セグメント $A_{T_n}[v]$ に対応する ED 比率 $R_{T_n}[u]$ の大きさを容易に認識することができ、心臓の拡張能を評価することができる。すなわち、心時相 T_n におけるセグメント $A_{T_n}[v]$ の色が他のセグメントの色と異なる場合、操作者は、セグメント $A_{T_n}[v]$ での拡張能の異常を容易に把握することができる。例えば

50

、心時相 T_{46} ($n = 46$) におけるセグメント $A_{T_{46}}[1]$ (int) に、セグメント $A_{T_{46}}[2]$ ($ps t$) 等のセグメントとは異なる色が割り当てられている場合、セグメント $A_{T_{46}}[1]$ の拡張能が異常であることを容易に把握することが可能となる。具体的には、セグメント $A_{T_{46}}[1]$ における拡張能の低下又は増強を容易に把握することが可能となる。

【0079】

図8は、被検体Pの心臓を評価するための二次元の壁運動情報の表示例を示す図である。

【0080】

図8に示す表示例には、心時相 T_n の n の推移に伴って動画像として表示される横断面画像としての断層像のうち、例えば心時相 T_{46} の断層像 $I_{T_{46}}$ が表示されている。また、図8は、マーカ生成部44から出力された心時相 T_{46} のマーカ $MB_{T_{46}}$ と、マーカ $MC_{T_{46}}$ とが断層像 $I_{T_{46}}$ に重ねて表示されている。

【0081】

図8に示す表示例には、色設定部51から出力される心時相 T_{46} のセグメント $A_{T_{46}}[v]$ に含まれる全ての u に対応する ED 比率 $R_{T_{46}}[u]$ の平均値 $R_{T_{46}}[v]$ ($R_{T_n}[v]$) に応じた色がセグメント $A_{T_{46}}[v]$ に v 毎にそれぞれ割り当てられたカラーマッピング $CM_{T_{46}}$ が、断層像 $I_{T_{46}}$ に重ねて表示されている。例えば、心時相 T_{46} の asp に応じた色が asp に割り当てられ、断層像 $I_{T_{46}}$ に重ねられている。なお、 ED 比率 $R_{T_{46}}[u]$ の平均値に応じた色は、カラーバー K に対応している。

【0082】

図8に示す表示例には、心時相 T_n におけるセグメント $A_{T_n}[v]$ の平均値 $R_{T_{46}}[v]$ に応じた色が、初期心時相 T_0 から心時相 T_{46} までの時間変化（心時相 T_n の割合 [%]）として v 毎にそれぞれ並べたグラフ群 $G_{T_{46}}$ (G_{T_n}) が表示されている。グラフ群 $G_{T_{46}}$ において、横に並んでいる6個のグラフは v 毎のセグメント $A_{T_{46}}[v]$ にそれぞれ対応する。なお、 ED 比率 $R_{T_{46}}[u]$ の平均値 $R_{T_{46}}[v]$ に応じた色は、カラーバー K に対応している。

【0083】

図8に示す表示例には、心時相 T_{46} に含まれる全ての u に対応する ED 比率 $R_{T_{46}}[u]$ の平均値 $R_{T_{46}}(R_{T_n})$ を、初期心時相 T_0 から心時相 T_{46} までの時間変化で並べたグラフ $g_{T_{46}}$ (g_{T_n}) を示している。グラフ $g_{T_{46}}$ では、横軸は拡張期における心時相 T_n の割合 [%] を示し、縦軸は心時相 T_{46} の平均値 $R_{T_{46}}$ を示している。

【0084】

図8に示す表示例には、画像メモリ26から出力される心時相 T_n の断層像 I_n に対応する ECG 信号を、初期心時相 T_0 から心時相 T_{46} までの時間変化で並べた波形 $E_{T_{46}}$ (E_{T_n}) を示している。そして、波形 $E_{T_{46}}$ 上のバー F を波形 $E_{T_{46}}$ の時系列方向に移動させることで、バー F の位置の心時相 T_n に対応する断層像 I_n を画像メモリ26から取得してディスプレイ14に表示させる。また、バー F の位置の心時相 T_n に対応する断層像 I_n 上に、その断層像 I_n に対応するマーカ MB_n 及びマーカ MC_n を重ねて表示することができる。

【0085】

図8に示す表示例には、カラーバー K に対応するカラーバー k と、カラーバー k の部分を指定するマーカ m を表示している。そして、操作者が操作パネル15を用いてマーカ m を移動させることで、バー F が示す心時相が初期心時相 T_0 となるように初期輪郭座標設定部42に指示される。そして、バー F が示す初期心時相 T_0 と、マーカ m が示す心時相 T_n とを基に、各セグメント $A_{T_{46}}[v]$ の平均値 $R_{T_{46}}[v]$ の大きさに応じた（カラーバー K で割り当てられた）色を、各セグメント $A_{T_{46}}[v]$ に割り当ててディスプレイ14に表示させる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 6 】

従来においては、歪みの低下率を用いているため、歪みにばらつきが発生すると、歪みの低下率はそのばらつきの影響を受けてしまう。その結果、心時相 T_n のセグメント $A_{T_n}[v]$ に割り当てられている色もばらついてしまうため、拡張能の評価を安定して行なうことが困難であった。一方、本実施形態の超音波診断装置 10 では、積分値の比の大きさに応じた色をセグメント $A_{T_n}[v]$ に割り当てて表示することで、歪みにばらつきが発生しても、そのばらつきを低減することができる。そのことにより、セグメント $A_{T_n}[v]$ に割り当てられている色のばらつきを低減して表示することができる。また、セグメント $A_{T_n}[v]$ の拡張がどの程度完了したか、という割合を知ることができる。そのため、拡張能の評価をより安定して行なうことが可能となる。

10

【 0 0 8 7 】

また、積分値の比の大きさに応じた色をセグメント $A_{T_n}[v]$ に割り当ててディスプレイ 14 に表示させることで、セグメント $A_{T_n}[v]$ の色の違いを把握することで、セグメント $A_{T_n}[v]$ における拡張能の評価を容易に行うことが可能となる。具体的には、セグメント $A_{T_n}[v]$ の色の違いによって、セグメント $A_{T_n}[v]$ の歪みの低下率の積分値の比を容易に把握することができるため、セグメント $A_{T_n}[v]$ の拡張能の低下又は増強を容易に把握することが可能となる。

【 0 0 8 8 】

なお、スキャン制御部 39 によってボリュームスキャンが行なわれている場合、画像生成部 25 は、信号処理部 24 からボリュームデータを受け、そのボリュームデータにボリュームレンダリングを行なうことで三次元画像のデータを生成する。さらに、画像生成部 25 は、ボリュームデータに MPR (multi planar reconstruction) 処理を施すことにより、MPR 画像 (任意断面の画像) のデータを生成するようにしてもよい。そして、画像生成部 25 は、三次元画像や MPR 画像等の超音波画像を画像メモリ 26 に出力する。初期輪郭座標設定部 42 は、画像メモリ 26 から取得された初期心時相 T_0 の三次元画像を基に、初期心時相 T_0 における心筋の内膜輪郭の三次元的な座標情報と、初期心時相 T_0 における心筋の外膜輪郭の三次元的な座標情報とを設定する。また、輪郭座標設定部 43 は、画像メモリ 26 から取得された心時相 T_n の三次元画像を基に、心時相 T_n における心筋の内膜輪郭の三次元的な座標情報と、心時相 T_n における心筋の外膜輪郭の三次元的な座標情報とを設定する。

20

30

【 0 0 8 9 】

図 9 は、被検体 P の心臓を評価するための三次元の壁運動情報の表示例を示す図である。

【 0 0 9 0 】

図 9 では、心時相 T_n の n の推移に伴って動画像として表示される横断面画像としての三次元画像のうち、例えば心時相 T_{46} の三次元画像が表示されている。また、図 9 は、マーカ生成部 44 から出力された心時相 T_{46} のマーカ $MB_{T_{46}}$ と、マーカ $MC_{T_{46}}$ とが三次元画断画像に重ねて表示されている。

【 0 0 9 1 】

続いて、超音波診断装置 10 の動作について、図 10 に示すフローチャートを用いて説明する。

40

【 0 0 9 2 】

まず、操作者は、ECG 計測装置 12 を被検体 P の心臓付近の体表に接触させ、心臓付近の体表に超音波診断装置 10 の超音波プローブ 11 を当てる。超音波プローブ 11 は、被検体 P に対して超音波を送信し、送信超音波に対応するエコー信号を受信する。エコー信号を基に、画像生成部 25 によって、心時相 T の断層像 I_T のデータ (心臓の動画像データ) が生成される。画像メモリ 26 は、ECG メモリ 23 から ECG 信号を受け付けて、生成された断層像にその断層像が生成された心時相 T を対応付けて記憶する (ステップ S1)。例えば、超音波診断装置 10 が 1 心周期以上に亘って超音波を送受信することで、1 心周期以上に亘って心時相 T の断層像 I_T が生成され、画像メモリ 26 に記憶される

50

。

【 0 0 9 3 】

次いで、操作者による操作パネル 1 5 を用いた入力によって、所定期間が設定される（ステップ S 2）。例えば、操作者による操作パネル 1 5 を用いた入力によって、1 心周期の所定期間が設定される。

【 0 0 9 4 】

次いで、画像メモリ 2 6 に記憶される複数の心時相 T の中から任意に設定される初期心時相 T 0 における心臓の断層像を基に、初期心時相 T 0 における心臓の輪郭の 2 次元的な座標情報が設定される（ステップ S 3）。ステップ S 3 では、操作者が操作パネル 1 5 を用いて収縮末期を入力すると、収縮末期に対応する断層像を初期心時相 T 0 の断層像として画像メモリ 2 6 から取得する。また、ステップ S 3 では、初期心時相 T 0 の断層像をディスプレイ 1 4 に表示させる。画像メモリ 2 6 に記憶される複数の断層像には心時相 T がそれぞれ対応付けられているため、ステップ S 3 では、収縮末期に対応する断層像を初期心時相 T 0 の断層像として画像メモリ 2 6 から取得することができる。

【 0 0 9 5 】

具体的には、ステップ S 3 では、画像メモリ 2 6 から取得された初期心時相 T 0 の断層像を基に、初期心時相 T 0 における心筋の内膜輪郭と、初期心時相 T 0 における心筋の外膜輪郭とを設定する。心臓の断層像には、心筋の内膜や外膜の他、乳頭筋や腱索等が現れている。ディスプレイ 1 4 に表示された初期心時相 T 0 の断層像を観察しながら操作者は、操作パネル 1 5 を用いて、初期心時相 T 0 の断層像に表されている乳頭筋や腱索が含まれないように心筋の内膜の輪郭ラインを入力する。心筋の評価においては、乳頭筋や腱索がノイズとなるため、乳頭筋や腱索を避けて内膜の輪郭ラインを入力する。例えば、操作者がディスプレイ 1 4 に表示された初期心時相 T 0 の断層像に表れる内膜の 2 次元的な輪郭をなぞることで、初期輪郭座標設定部 4 2 は、初期心時相 T 0 における心筋の内膜輪郭の座標情報を設定する。

【 0 0 9 6 】

一方、ステップ S 3 では、操作者がディスプレイ 1 4 に表示された初期心時相の断層像に表れる外膜の 2 次元的な輪郭をなぞることで、初期輪郭における心筋の外膜輪郭の座標情報を設定する。

【 0 0 9 7 】

次いで、図 4 を用いて説明したように、初期心時相 T 0 における内膜輪郭を構成する各点の座標情報と外膜輪郭を構成する各点の座標情報とを基に、上記式（1）を用いて初期心時相 T 0 の膜厚 $D_{T_0} [u]$ が算出される。（ステップ S 4）。

【 0 0 9 8 】

次いで、ステップ S 3 によって設定された初期心時相 T 0 の内膜輪郭及び外膜輪郭と、画像メモリ 2 6 から取得される初期心時相 T 0 以降の各心時相 T n（ $n = 1, 2, \dots$ ）における心臓の各断層像とを基に、心時相 T n における心臓の 2 次元的な輪郭の座標情報が設定される（ステップ S 5）。

【 0 0 9 9 】

次いで、ステップ S 5 によって設定された心時相 T n における内膜輪郭の座標情報を基に心筋の内膜輪郭 B_{T_n} を表すマーカ $M B_{T_n}$ が生成され、心時相 T n における外膜輪郭の座標情報を基に心筋の外膜輪郭 C_{T_n} を表すマーカ $M C_{T_n}$ が生成される（ステップ S 6）。内膜輪郭 B_{T_n} を表すマーカ $M B_{T_n}$ と、外膜輪郭 C_{T_n} を表すマーカ $M C_{T_n}$ とが重ねられた断層像 I_{T_n} の概念を図 3 に示す。

【 0 1 0 0 】

次いで、図 5 を用いて説明したように、心時相 T n における内膜輪郭を構成する各点の座標情報と外膜輪郭を構成する各点の座標情報とを基に、上記式（2）を用いて心時相 T n の膜厚 $D_{T_n} [u]$ が算出される（ステップ S 7）。

【 0 1 0 1 】

ステップ S 4 によって算出された初期心時相 T 0 の膜厚 $D_{T_0} [u]$ と、ステップ S 7

10

20

30

40

50

によって算出された心時相 T_n の膜厚 $D_{T_n} [u]$ とを基に、上記式 (3) を用いて初期心時相 T_0 から心時相 T_n の間における差分 $\Delta D_{T_n} [u]$ が膜厚変位として算出される (ステップ S 8)。

【0102】

ステップ S 8 によって算出された心時相 T_n の膜厚変位と、ステップ S 4 によって算出された初期心時相 T_0 の膜厚とを基に、上記式 (4) を用いて心時相 T_n における壁厚方向への心筋の歪みが算出される (ステップ S 9)。

【0103】

ステップ S 9 によって算出された歪み $S_n [u]$ を基に、上記式 (5) を用いて心時相 T_n における壁厚方向への心筋の歪み低下率が算出される (ステップ S 10)。

10

【0104】

ステップ S 10 によって算出された心時相 T_n の歪み低下率を、初期心時相 T_0 から心時相 T_n まで時間軸で積分した心時相 T_n の歪み低下率積分値が算出される (ステップ S 11)。

【0105】

ステップ S 11 によって算出された心時相 T_n の歪み低下率積分値の、拡張末期 ED の歪み低下率積分値に対する ED 比率が上記式 (6) を用いて算出される (ステップ S 12)。

【0106】

次いで、心時相 T_n の直交線 $L_{T_n} [u]$ を含む関心領域を設定し、その関心領域について、ステップ S 12 によって算出された ED 比率の大きさに対応する色が設定される (ステップ S 13)。

20

【0107】

表示制御部 27 は、図 8 に示すように、画像メモリ 26 から出力される心時相 T_n の断層像 I_{T_n} をディスプレイ 14 に表示させる。また、表示制御部 27 は、図 8 に示すように、心時相 T_n における断層像 I_{T_n} 上に対してステップ S 13 によって決定された色を割り当ててディスプレイ 14 に表示させる (ステップ S 14)。

【0108】

次いで、心時相 T_n の次のタイミングの心時相 T_{n+1} が、ステップ S 2 によって設定される所定期間外であるか否かが判断される (ステップ S 15)。ステップ S 15 の判断にて YES、すなわち、心時相 T_{n+1} が、ステップ S 2 によって設定される所定期間外であると判断される場合、動作を終了する。

30

【0109】

一方、ステップ S 15 の判断にて NO、すなわち、心時相 T_{n+1} が、ステップ S 2 によって設定される所定期間外でないと判断される場合、心時相 T_n を心時相 T_{n+1} として (ステップ S 16)、ステップ S 3 に戻る。

【0110】

本実施形態の超音波診断装置 10 によると、特定組織の歪みの低下率を積分した値に基づいて算出された出力値を用いることで、組織の歪みの低下率のばらつきの影響を低減することが可能となる。そのことにより、特定組織の拡張能をより適切に表示することが可能となる。

40

【符号の説明】

【0111】

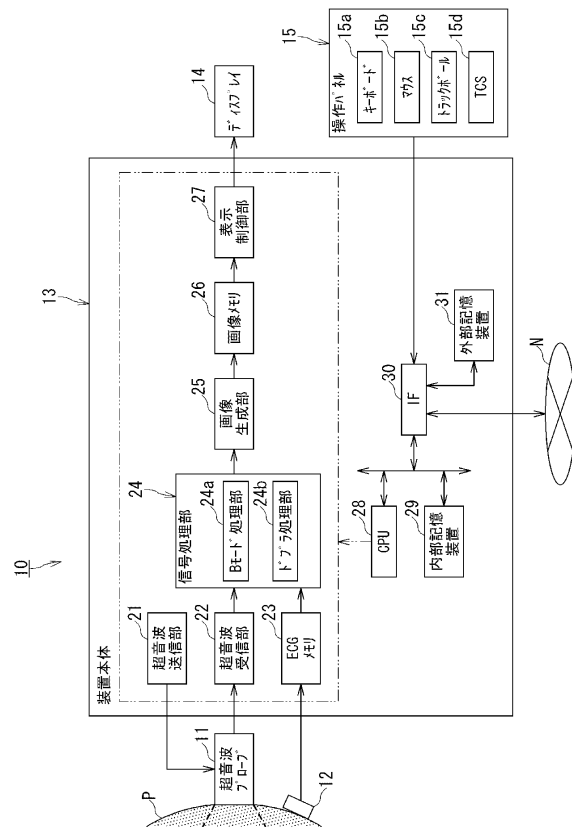
- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 ECG 計測装置
- 13 装置本体
- 14 ディスプレイ
- 15 操作パネル
- 21 超音波送信部

50

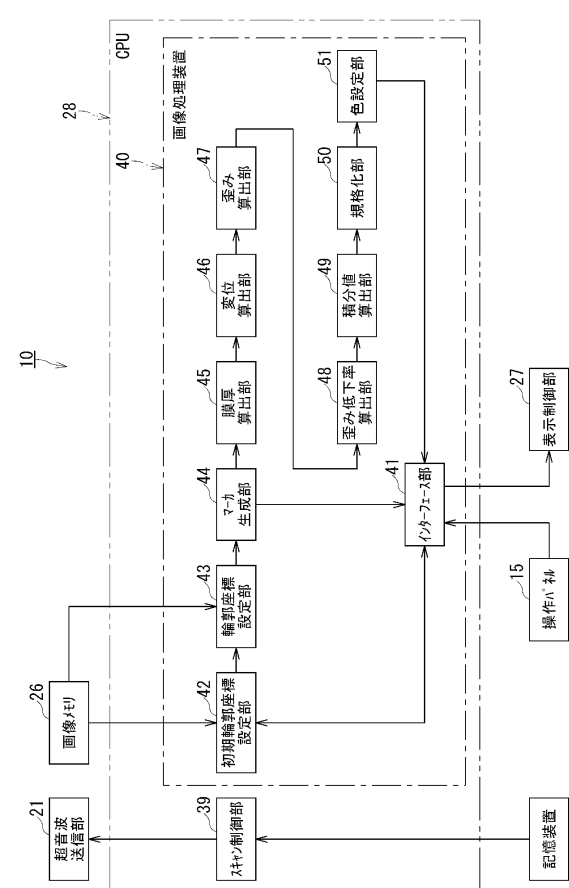
- 2 2 超音波受信部
- 2 3 ECGメモリ
- 2 4 信号処理部
- 2 5 画像生成部
- 2 6 画像メモリ
- 2 7 表示制御部
- 3 9 スキャン制御部
- 4 0 画像処理装置
- 4 1 インターフェース部
- 4 2 初期輪郭座標設定部
- 4 3 輪郭座標設定部
- 4 4 マーカ生成部
- 4 5 膜厚算出部
- 4 6 変位算出部
- 4 7 歪み算出部
- 4 8 歪み低下率算出部
- 4 9 積分値算出部
- 5 0 規格化部
- 5 1 色設定部

10

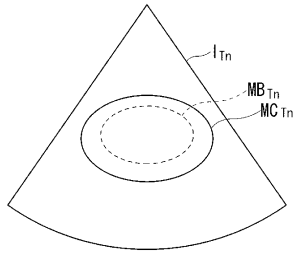
【図 1】



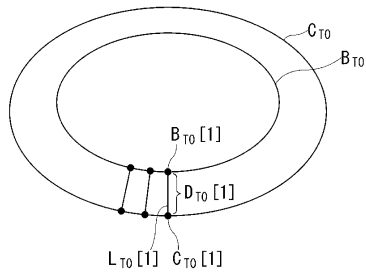
【図 2】



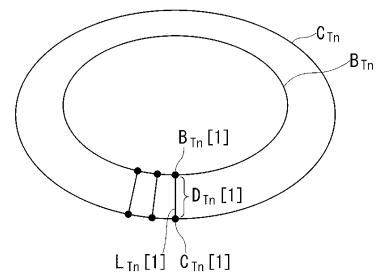
【図 3】



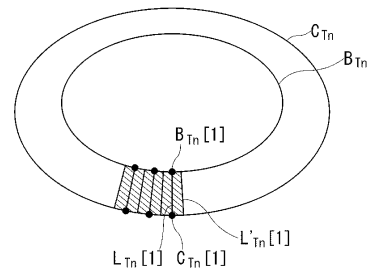
【図 4】



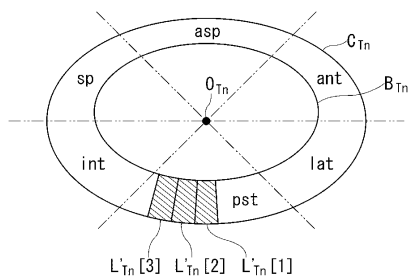
【図 5】



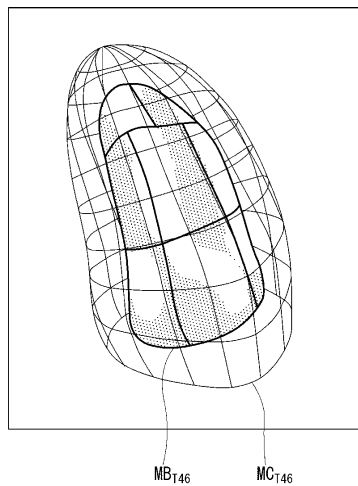
【図 6】



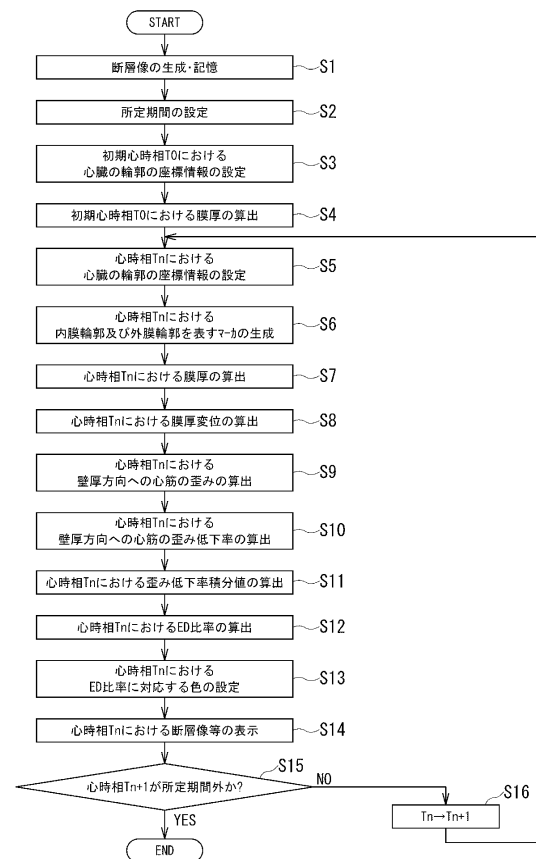
【図 7】



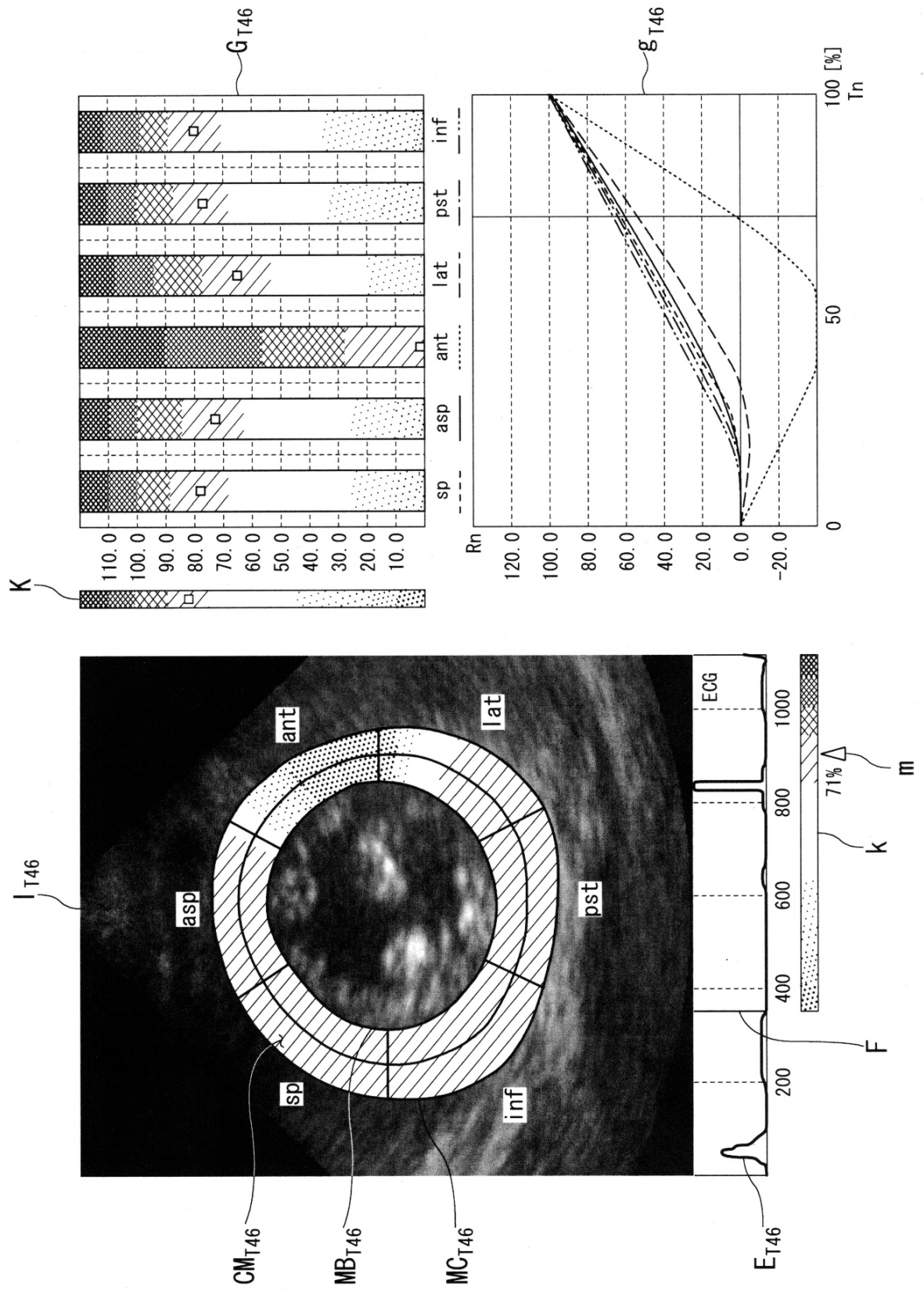
【図 9】



【図 10】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 川岸 哲也
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内
- (72)発明者 田部 正治
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内
- (72)発明者 石井 克尚
大阪府大阪市北区中之島 3 丁目 6 番 1 6 号 関西電力株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 4 4 8 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 3 0 1 9 2 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 4 2 0 0 6 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 1 7 5 2 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 8 2 9 3 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和超声波诊断装置的控制程序		
公开(公告)号	JP5299961B2	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	JP2009005993	申请日	2009-01-14
[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 关西电力株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司 关西电力株式会社		
[标]发明人	大内啓之 阿部康彦 川岸哲也 田部正治 石井克尚		
发明人	大内 啓之 阿部 康彦 川岸 哲也 田部 正治 石井 克尚		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/FF08 4C601/JB35 4C601/JB46 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK22 4C601/LL38		
其他公开文献	JP2010162125A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：更恰当地显示超声诊断设备中特定组织的可扩展性。解决方案：超声诊断设备10包括图像生成单元，其接收通过用超声波扫描对象而获得的回波信号，并基于回波信号生成断层图像数据，位移计算单元46，用于基于与预定时段内的时相信号对应的断层图像计算每个时相的对象的位移，失真计算单元47和失真减少率计算单元48，其基于每个时相的位移和预定时段内的初始时相的位移来计算位移的减少率，用于计算由在时间相位的位移积分的减少速度而得到的积分值的积分值计算单元49，归一化单元50和颜色设定部51生成基于该积分值的显示信息，用于显示所述显示信息的显示控制第27节。 .The

$$S_{Tn}[u] = \frac{(S_{ES}[u] - S_{ED}[u]) - (S_{Tn}[u] - S_{ED}[u])}{S_{ES}[u] - S_{ED}[u]} \times 100$$