

(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2010-94287

(P2010-94287A)

(43) 公開日 平成22年4月30日(2010.4.30)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2008-267613 (P2008-267613)
(22) 出願日 平成20年10月16日 (2008.10.16)(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100058479
弁理士 鈴江 武彦
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、超音波信号処理装置及び超音波信号処理プログラム

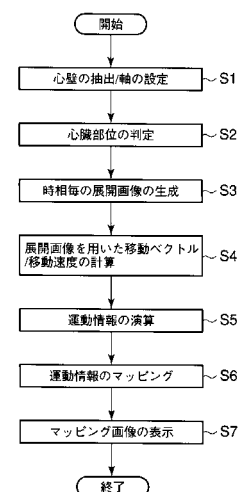
(57) 【要約】

【課題】 心臓壁筋の全体に関する運動情報を一枚の画像によって観察することができる超音波診断装置等を提供すること提供すること。

【解決手段】 心臓に関するボリュームデータにおいて、視点を心腔内の中心付近に設定される軸の各点におき、心腔の基部から中央部付近においては、軸に対して垂直な平面上で視点を中心として視線を360°回転させるようにし、心尖付近においては、軸に対して垂直な平面上で視点を中心として視線を360°回転させると共に、所定の立体角だけ回転させるようにする。各視点、各視線を用いて、心臓内膜の全体を一覧可能な展開図上の対応する位置に、心臓組織の視点から視線方向に沿った輝度情報分布を一つの値に集約させる所定のマッピング処理を実行し、展開画像を生成し、そのまま表示あるいは展開画像を用いて生成された運動情報のマッピング画像を表示する。

【選択図】 図2

図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の心臓を含む領域に超音波を送信し、前記送信した超音波に基づく反射波を受信し、前記受信した反射波に用いて前記心臓を含む領域に関するボリュームデータを生成するデータ生成手段と、

前記ボリュームデータを用いて、心臓内膜を一覧可能な展開図上に、前記心臓の組織に関する輝度情報分布をマッピングする所定のマッピング処理を実行することで、前記心臓の形態に関する三次元情報を示す第 1 の展開画像を生成する画像生成手段と、

生成された前記第 1 の展開画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記画像生成手段は、

前記ボリュームデータの心腔に対応する領域に中心軸を設定し、

前記中心軸上に複数の視点を設定し、

前記ボリュームデータの心尖に対応する領域においては、前記中心軸に対して垂直な平面上で視点を中心として視線を 360°回転させるようにし、

前記ボリュームデータの心尖に対応しない領域においては、前記中心軸に対して垂直な平面上で視点を中心として視線を 360°回転させると共に、所定の立体角だけ回転させるようにして、前記所定のマッピング処理を実行すること、

を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記第 1 の展開図は、心尖を中心とし、長軸方向を半径方向とし、短軸方向を回転角方向とする極座標系展開図であることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

時相の異なる複数の前記第 1 の展開画像を用いて、前記心臓の組織に関する運動情報を算出する算出手段をさらに具備し、

前記画像生成手段は、前記運動情報を前記展開図上の対応する位置にマッピングするマッピング処理を実行することで、前記心臓の前記運動情報に関する三次元情報を示す第 2 の展開画像を生成し、

前記表示手段は、前記第 2 の展開画像を所定の形態で表示すること、

を特徴とする請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記表示手段は、前記第 1 の展開画像と前記第 2 の展開画像とを同時に又は交互に表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像生成手段は、前記第 1 の展開画像と前記第 2 の展開画像との間の差異を示す第 3 の展開画像を生成し、

前記表示手段は、前記第 1 の展開画像、前記第 2 の展開画像、前記第 3 の画像を同時に又は交互に表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 7】

前記表示手段は、収集された時刻の異なる複数の前記第 1 の展開画像、又は収集された時刻の異なる複数の前記第 2 の展開画像を同時に又は交互に表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像生成手段は、収集された時刻の異なる複数の前記第 1 の展開画像を同時に又は交互に表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記画像生成手段は、収集された時刻の異なる二つの前記第 2 の展開画像の間の差異を示す第 4 の展開画像を生成し、

前記表示手段は、前記二つの第 2 の展開画像と前記第 4 の展開画像とを同時に又は交互

50

に表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記画像生成手段は、

前記ボリュームデータにおいて、前記心臓の組織境界に対応する領域を検出し、

前記所定のマッピング処理において用いられる投影面と前記組織境界に対応する領域との間に存在するボクセルを除去するノイズ除去処理を実行した後、前記所定のマッピング処理を実行すること、

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、

前記投影面上の各ピクセルから当該投影面に垂直な方向に探索方向を設定し、

前記探索方向上に重み付き加算区間を設定し、

前記探索方向に沿って前記加算区間を逐次移動させ、各移動位置における前記加算区間についての重み付き加算値を取得し、

前記重み付き加算値を所定の閾値とに基づいて前記組織境界に対応する領域を検出し、

前記投影面と前記組織境界に対応する領域との間に存在するボクセルの値をゼロにする、或いは前記ボクセルの値に減弱係数を乗ずることで、前記ノイズ除去処理を実行すること、

を特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記画像生成手段は、

前記投影面上の各ピクセルから当該投影面に垂直な方向に探索方向を設定し、

前記探索方向上のボクセルに対して、投影面に近い側のボクセルから前記探索方向に沿って累積加算値を計算し、

前記累積加算値と所定の閾値とに基づいて前記組織境界に対応する領域を検出し、

前記投影面と前記組織境界に対応する領域との間に存在するボクセルの値をゼロにする、或いは前記ボクセルの値に減弱係数を乗ずることで、前記ノイズ除去処理を実行すること、

を特徴とする請求項 10 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

被検体の心臓を含む領域に超音波を送信して得られる反射波を用いて生成された、前記心臓を含む領域に関するボリュームデータを記憶する記憶手段と、

前記ボリュームデータを用いて、心臓内膜を一覧可能な展開図上に、前記心臓の組織に関する輝度情報分布をマッピングする所定のマッピング処理を実行することで、前記心臓の形態に関する三次元情報を示す展開画像を生成する画像生成手段と、

生成された前記展開画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする超音波信号処理装置。

【請求項 14】

コンピュータに、

被検体の心臓を含む領域に超音波を送信して得られる反射波に基づいて生成された、前記心臓を含む領域に関するボリュームデータを用いて、心臓内膜を一覧可能な展開図上に、前記心臓の組織に関する輝度情報分布をマッピングする所定のマッピング処理を実行することで、前記心臓の形態に関する三次元情報を示す展開画像を生成させる画像生成機能と、

生成された前記展開画像を表示させる表示機能と、

を実現させることを超音波信号処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、組織の運動に関する時間変化を映像化する機能を有する超音波診断装置等に

10

20

30

40

50

関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、被検体内の所定領域に超音波を送信し、当該被検体内から反射・散乱されてくる反射超音波に基づいて組織の構造や血流情報をリアルタイムに映像化する医療用映像装置である。この装置の臨床的な目的の一つに、心臓壁筋の運動（以下、壁運動と称す）の様子を観察したり、壁運動の動きの程度を定量的なパラメータに置き換えて、それを画像として映像化したり、計測したりすることがある。この目的を達成するための手法は、例えば次のように分類することができる。

【0003】

まず、壁運動形状そのものの形状を映像化し観察するための手法がある。この手法は、例えば組織ドブラ法に従う三次元スキャンにより得られた三次元データ（ボリュームデータ）を、ボリュームレンダリング（VR）法やサーフェスレンダリング（SR）法等の三次元指表示手法により映像化し、表示するものである。

【0004】

また、壁運動情報を定量的に観察するための手法がある。これは、いくつかの２次元断面に対して、壁運動情報に関する定量的な画像を得てから、三次元画像を構築するものである。なお、壁運動情報に関する定量的な画像を取得する代表的な手法としては、次の二つの手法がある。一つは、組織ドブラによる手法である。これは、組織ドブラ法により組織の移動速度を得て、上記壁運動の観察と同様にVR等により画像として表示したり、それに対して、処理を行い他のパラメータ（Strain、Strain-Rate、Displacement等）を得てから、同様に画像として表示する。もう一つは、画像のパターンマッチングによる手法である。この手法では、画像のパターンマッチングにより組織の移動量を求め、これを用いて組織の移動速度を得て、上記壁運動の観察と同様にVR法等により画像として表示するものである。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、心筋は心臓の内部の組織であり、臨床的には特に心臓内膜側の様子が重要である。しかしながら、従来手法において用いられるVR法等の画像再構成法では、十分に壁運動を観察することができない場合がある。これは、VR法等は、視点から視線に沿って見た場合の物体（心臓）を、実際に見えるようにできるだけ近づけようとする手法であり、心臓内部の三次元的映像化に必ずしも適さないからである。

【0006】

また、観察効率性の観点から、心筋の運動情報は、一枚の画像で十分に映像化されることが好ましい。しかしながら、VR法等の画像再構成法では、視線から見える部分の影になってしまう部分があり、全体の運動情報を十分に映像化することができない。

【0007】

また、従来手法により壁運動を定量化して観察する場合、記述の如く組織ドブラを用いる方法又はパターンマッチングを用いる方法を用いる。しかしながら、リアルタイム三次元像に対して、これらの処理を実行する場合、情報量が多いために多大な時間を必要とし、臨床上実用的でない（この問題は、特にパターンマッチングを用いる方法において顕著である）。

【0008】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、心臓壁筋の全体に関する運動情報を一枚の画像によって観察することができる超音波診断装置、超音波信号処理装置及び超音波信号処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【 0 0 1 0 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体内の心臓を含む領域に超音波を送信し、前記送信した超音波に基づく反射波を受信し、前記受信した反射波に用いて前記心臓を含む領域に関するボリュームデータを生成するデータ生成手段と、前記ボリュームデータを用いて、心臓内膜を一覧可能な展開図上に、前記心臓の組織に関する輝度情報分布をマッピングする所定のマッピング処理を実行することで、前記心臓の形態に関する三次元情報を示す第 1 の展開画像を生成する画像生成手段と、生成された前記第 1 の展開画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 1 】

請求項 1 3 に記載の発明は、被検体の心臓を含む領域に超音波を送信して得られる反射波を用いて生成された、前記心臓を含む領域に関するボリュームデータを記憶する記憶手段と、前記ボリュームデータを用いて、心臓内膜を一覧可能な展開図上に、前記心臓の組織に関する輝度情報分布をマッピングする所定のマッピング処理を実行することで、前記心臓の形態に関する三次元情報を示す展開画像を生成する画像生成手段と、生成された前記展開画像を表示する表示手段と、を具備することを特徴とする超音波信号処理装置である。

10

【 0 0 1 2 】

請求項 1 4 に記載の発明は、コンピュータに、被検体の心臓を含む領域に超音波を送信して得られる反射波に基づいて生成された、前記心臓を含む領域に関するボリュームデータを用いて、心臓内膜を一覧可能な展開図上に、前記心臓の組織に関する輝度情報分布をマッピングする所定のマッピング処理を実行することで、前記心臓の形態に関する三次元情報を示す展開画像を生成させる画像生成機能と、生成された前記展開画像を表示させる表示機能と、を実現させることを超音波信号処理プログラムである。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

以上本発明によれば、心臓壁筋の全体に関する運動情報を一枚の画像によって観察することができる超音波診断装置、超音波信号処理装置及び超音波信号処理プログラムを実現することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の第 1 実施形態及び第 2 実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

30

【 0 0 1 5 】

(第 1 実施形態)

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示したブロック図である。同図に示すように、本超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 1、送信回路 1 3、受信回路 1 5、ビームフォーマ 1 7、B / M 処理部 1 9、CFM 処理部 2 1、画像生成部 2 3、ビデオ I / F 2 7、表示部 2 9、制御部 3 0、記憶部 3 1、入力ユニット 3 3 を具備している。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブ 1 1 は、送信回路 1 3 からの駆動信号（駆動パルス）に基づき超音波を発生し且つ被検体からの反射波を電気信号（エコー信号）に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックিং材等を有している。当該超音波プローブ 1 1 から被検体に超音波が送信されると、送信超音波は体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波として超音波プローブ 1 1 に受信される。

40

【 0 0 1 7 】

送信回路 1 3 は、送信超音波を形成するため、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1 / f_r$ 秒）でレートパルスを繰り返し発生し、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。また、送

50

信回路 13 は、必要な遅延時間が与えられたレートパルスに従って、プローブ 11 に対してチャンネル毎に駆動電圧パルス印加する。

【0018】

受信回路 15 は、超音波プローブ 11 が受信したエコー信号をチャンネル毎に増幅し、ビームフォーマ 17 に増幅後のエコー信号を出力する。

【0019】

ビームフォーマ 17 は、増幅されたエコー信号を A/D 変換し、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、整相加算によるフォーカシングを行う。このフォーカシングにより、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的な指向性（走査線）が決定される。

10

【0020】

B/M 処理部 19 は、所定の周波数帯域の反射波成分を減衰させ、所望の周波数帯域の反射波成分を抽出するバンドパスフィルタ処理を行った後、包絡線検波を行うことでその包絡線成分を検出する。その後、B/M 処理部 19 は、エコー信号に対して対数圧縮処理及び必要に応じてエッジ強調処理等を実行する。

【0021】

CFM 処理部 21 は、エコー信号を組織信号と血流信号とに分離するためのハイパスフィルタ処理（「MTI フィルタ処理」、又は「Wall フィルタ処理」とも呼ばれる。）組織や血流の移動速度を検出するための自己相関処理を実行する。また、CFM 処理部 21 は、必要に応じてエコー信号中の組織信号を低減・削除するための非線形処理を実行する。

20

【0022】

画像生成部 23 は、B/M 処理部 19、CFM 処理部 21 から入力した信号列を、超音波ビームの送受信に対応した位置にマッピングし、画像化する。また、画像生成部 23 は、制御部 30 の制御のもと、後述する展開画像生成機能を用いた処理（展開画像生成処理）を実行する。

【0023】

ビデオ I/F 27 は、B モード / M モード用の画像信号、CFM からの画像信号、これらの三次元画像、その他の超音波画像に関する種々の情報を各画像と組み合わせ、モニタ表示用にレイアウトされた表示画像を構成し、表示部 29 に当該表示画像を表示する。

30

【0024】

表示部 29 は、画像生成部 23 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的譲歩や、血流情報を画像として表示する。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、つまり血流或いは血液の存在している領域を求めた定量的な情報量に基づいて、輝度画像やカラー画像を表示する。

【0025】

制御部 30 は、CPU 301、メモリ 303 を有しており、システム全体の制御中枢として、本超音波診断装置 1 を静的又は動的に制御する。当該制御部 30 の制御のもと、データ（超音波信号）は、各ユニットで種々の処理を受け次段のユニットに送り出されるとともに、メモリ 303 を介して又は直接記憶部 31 等に保存される。なお、すべての段階での超音波信号を記憶部 31 に記憶する必要はなく、必要に応じて選択的に記憶してもよい。また、各ユニット内部で処理中の信号が保存可能な構成であってもよい。

40

【0026】

また、制御部 30 は、後述する展開画像生成処理に関する制御を実行する。より具体的には、記憶部 31 に記憶されているプログラムを読み出し、これに基づいてメモリ 303 にシステムを展開することで、本移動ベクトル生成処理を実行する。なお、これに限定されず、ハードウェア構成によって本移動ベクトル生成処理を実行してもよい。

【0027】

記憶部 31 は、過去に撮影した B モード画像、組織ドブラ画像等をフレーム毎に記憶している。また、記憶部 31 は、リアルタイムで撮影される B モード画像、組織ドブラ画像

50

、後述する運動情報に関する画像等は、メモリ 303 に一次記憶されると共に、所定の操作に応答して、記憶部 31 に記憶される。

【0028】

入力部 33 は、装置 1 の本体に接続され、オペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体にとりこむための入力装置（マウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等）が設けられる。

【0029】

（展開画像生成機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する、展開画像生成機能について説明する。この機能は、ボリュームスキャンによって得られたボリュームデータを用いて、所定の投影処理によるマッピングを行うことにより、心筋内膜に関する展開画像を生成するものである。

10

【0030】

図 2 は、本展開画像生成処理の流れを示したフローチャートである。同図に従って、展開画像生成処理において実行される各処理について説明する。

【0031】

〔心臓組織の抽出／軸の設定：ステップ S1〕

まず、制御部 30 は、記憶部 31 に記憶された所定期間内の各時相のボリュームデータを読み出す。画像生成部 27 は、各ボリュームデータにおいて所定の手法（例えば、閾値処理を用いたセグメンテーション等）により、心臓組織領域を抽出する。また、画像生成部 27 は、抽出した心臓組織領域の心腔に中心軸を設定する。この中心軸の設定は、例えば心腔を楕円等で近似しその軸を採用することで、設定することができる。

20

【0032】

なお、読み出した（或いはスキャンによって得られた）ボリュームデータが直交系ボリュームデータでない場合には、本ステップにおいて所定の座標変換し直交系ボリュームデータを作成すればよい。

【0033】

〔心臓部位の判定：ステップ S2〕

次に、画像生成部 27 は、心臓部位を心尖領域及び非心尖領域（すなわち、心腔基部から心腔中部付近にかけての領域）とを判定する。この判定は、例えば設定した中心軸の長さ、或いは心腔容積と中心軸の長さとの比率等に基づいて、判定することができる。

30

【0034】

〔時相毎の展開画像の生成：ステップ S3〕

次に、画像生成部 27 は、各ボリュームデータに対して、設定した中心軸上に複数の視点をおき、各視点から（心臓の）外側に向かう視線方向により、心臓内膜の全体を一覧可能な展開図上の対応する位置に、視点から視線方向に沿った心臓組織の輝度情報分布を一つの値に集約させる所定のマッピング処理（例えば、ボリュームレンダリング処理）を実行し、形態に関する展開画像を時相毎に生成する。

【0035】

図 3 は、本ステップにおける視点、視線方向の設定、マッピング処理を説明するための図である。同図に示すように、画像生成部 27 は、中心軸 A の各点に視線方向を設定し、非心尖領域では、視点を含み中心軸に垂直な平面 P 上において視線を 360 度回転するようにして、マッピング処理を行う。また、画像生成部 27 は、心尖領域では、視点を含み中心軸に垂直な平面 P 上において視線を 360 度回転するのに加えて、軸方向への角度（立体角 θ ）を振っていくようにして、マッピング処理を行う。なお、当然ながら、立体角 θ は、全ての心臓組織が展開図上にマッピングされるように、各視点毎に所定の値が予め設定される。本ステップにおいて生成される形態に関する展開画像は、表示部 29 において所定の形態で表示することができる。

40

【0036】

本ステップにおけるマッピング処理は、視点から視線方向に沿った心臓組織の輝度情報分布を一つの値に集約させるものであれば、特に限定はない。典型例としては、ボリュー

50

ムレンダリング処理（或いは、これと同様のアルゴリズムをもつ処理）、サーフェスレンダリング処理、MIP処理、最初に心壁と見なすことができるボクセルの値を閾値により抽出し代表させる処理等を挙げることができる。

【0037】

また、本ステップにおいて用いられる展開図は、心臓内膜の全体を一覧可能なものであれば、特に限定はない。図4は、心尖部をその中心とし、当該心尖部から心腔基部に向かう深さ方向（すなわち、長軸方向）を半径方向とし、円周方向は水平面上の角度とした極座標系に対応する展開図の例を示している。この例は、いわゆるブルズアイ（Bull's Eye）表示と言われるものであり、Bモードと類似の階調表現をもつ動画像として、基部から心尖部に向かう心筋の運動を一覧可能に表現することができる。また、図4の例の他、

10

【0038】

〔展開画像を用いた移動ベクトル／移動速度の計算：ステップS4〕

次に、画像生成部27は、隣り合う時相の展開画像を用いて相互相関処理を実行し、各位置の各時相における移動ベクトルを計算する。また、画像生成部27は、計算された各位置の各時相における移動ベクトルと隣り合う時相の時間間隔とに基づいて、各位置の各時相における移動速度を計算する。

【0039】

〔運動情報の演算：ステップS5〕

20

次に、画像生成部27は、必要に応じて、計算された移動ベクトル、移動速度を用いて運動情報を計算する。計算する運動情報には、特に拘泥されない。典型例としては、例えば壁厚方向への変化に関する運動情報（Radial-strainやRadial-strain rate）、長軸方向への変化に関する運動情報（Longitudinal-strainやLongitudinal-strain rate）、円周方向への変化に関する運動情報（Circumferential-strainやCircumferential-strain rate）、短軸面内での面積重心に関する運動情報（RotationやRotation rate）、異なる短軸面間の回転の差分である運動情報（TwistやTwist rate）、短軸面間の距離でTwist情報を規格化した運動情報（TorsionやTorsion rate）、移動距離に関する運動情報（DisplacementやVelocity）等を挙げることができる。

30

【0040】

なお、本実施形態においては、説明を具体的にするため、例えば運動情報としてLongitudinal-strainが計算されてたものとする。

【0041】

〔運動情報のマッピング：ステップS6〕

次に、画像生成部27は、心臓内膜の全体を一覧可能な展開図上の対応する位置に、計算した運動情報をカラーコード化しマッピングするマッピング処理を実行し、運動情報に関する展開画像を時相毎に生成する。

【0042】

〔マッピング画像の表示：ステップS7〕

次に、表示部29は、運動情報に関する展開画像を所定の形態にて表示する。

40

【0043】

図6は、図4と同様の展開図を用いてマッピングされた運動情報に関する展開画像の一例を示した図である。また、図7は、図5と同様の展開図を用いてマッピングされた運動情報に関する展開画像の一例を示した図である。この運動情報に関する展開画像においては、壁運動異常のある部位は、歪みの小さな部位として表現される。なお、必要に応じて、歪み像のPeakタイミングを画像化しても良い。また、いずれの例においても、運動情報の強弱と色彩との対応を示すカラーバーを同時に表示することが好ましい。

【0044】

運動情報に関する展開画像の表示形態は、図6、図7の例に拘泥されない。表示形態の変形例としては、次のようなものを挙げることができる。

50

【 0 0 4 5 】

図 8 に示すように、形態に関する展開画像（造影剤使用の有無に拘泥されない）及び運動情報に関する展開画像を同時に（又は交互に）表示してもよい。また、係る場合には、形態に関する展開画像と運動情報（例えばStrain）に関する展開画像との間で異なる部分を抽出し、図 9 に示すように当該部分のみがカラー表示された展開画像を生成し同時に（又は交互に）表示するようにしてもよい。

【 0 0 4 6 】

また、図 1 0 に示すように、時間的に隔たりのある（収集された時刻の異なる）複数の運動情報に関する展開画像を同時に（又は交互に）表示するようにしてもよい。この場合の典型例としては、治療前と治療後の各展開画像、ストレスエコーにおけるストレス前とストレス後の各展開画像を同時に表示する場合等を挙げることができる。さらに、時間的に隔たりのある複数の（例えば二枚）運動情報に関する展開画像を同時に表示する場合には、図 1 1 に示すように、双方の差分画像を生成し同時に（又は交互に）表示するようにしてもよい。

【 0 0 4 7 】

い。なお、図 1 0、図 1 1 に示す表示形態は、時間的に隔たりのある複数の形態に関する展開画像を同時に（又は交互に）表示する場合にも、用いることができる。

【 0 0 4 8 】

（効果）

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 4 9 】

本超音波診断装置においては、視点を心腔内の中心付近に設定される軸の各点におき、心腔の基部から中央部付近においては、軸に対して垂直な平面上で視点を中心として視線を 360° 回転させるようにし、心尖付近においては、軸に対して垂直な平面上で視点を中心として視線を 360° 回転させると共に、所定の立体角だけ回転させるようにする。この様に設定された各視点、各視線を用いて、心臓内膜の全体を一覧可能な展開図上の対応する位置に、心臓組織の視点から視線方向に沿った輝度情報分布を一つの値に集約させる所定のマッピング処理（例えば、ポリウムレンダリング処理）を実行し、展開画像を生成し、そのまま表示あるいは展開画像を用いて生成された運動情報のマッピング画像を表示する。従って、操作者は、生成された展開画像等を観察することで、心臓組織全体についての形態や運動情報等を一覧可能な新たな医療情報を把握することができる。また、心臓組織全体についての形態や運動情報等が一覧可能であるため、画像の切り換えや複数画像の同時観察を必要とせず、画像診断時における作業負担を軽減することができる。

【 0 0 5 0 】

また、本超音波診断装置によれば、形態に関する展開画像及び運動情報に関する展開画像、時間的に隔たりのある複数の運動情報に関する展開画像、及びこれらを用いて生成された差分画像等を同時に（又は交互に）表示することができる。従って、操作者は、表示された展開画像を観察することで、心臓組織全体についての形態や運動情報等を一覧可能な新たな医療情報を把握することができる。特に、差分画像によれば、時間経過に伴い変化の生じた部位等を容易に把握することができ、画像診断時における作業負担を軽減することができる。

【 0 0 5 1 】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、映像化対象以外の領域に対応するボクセルをできる限り取り除くことで、ノイズの少ない好適な診断画像を提供するものである。なお、本実施形態に係る手法の適用は、生成しようとする画像が展開画像であるか否かに拘泥されない。しかしながら、本実施形態では、説明を具体的にするため、第 1 の実施形態において説明した展開画像を生成する場合への適用を例として説明する。

【 0 0 5 2 】

一般に、ボリュームデータを用いて三次元情報を映像化する場合、ボクセルに含まれるノイズ（スペックル・ノイズやCT画像のフォトン・ノイズ等）は画像の画質を劣化させる。特に、三次元画像生成のための投影面とボクセル内の物体表面との間に存在するボクセルに含まれるノイズ成分が画質に大きく影響する。

【0053】

図12は、一般的なボリュームレンダリング処理の形態を説明するための図である。図13は、図12内の投影面に直交する1断面上での投影処理を表した模式図である。各図に示すように、投影面と映像化対象である物体と間に存在するボクセルに含まれるノイズを除去するには、Cropping（あるいはClipping）処理により投影面とボクセル内の物体表面との間に存在する不要なボクセル・データを切削したのち、レンダリング処理などを行うのが一般的である。

10

【0054】

図14、図15は、Cropping処理を説明するための概念図である。Cropping面は平面で設定されるのが一般的であり、図14に示す例では投影面に対して平行に設定されている。Cropping処理を行う場合に、図15に示すようにCropping面を三次元空間内に曲面として設定できれば三次元画像の画質には好ましい。しかしながら、一般に曲面を三次元空間内に設定することは操作性、実現性の両面で困難である。また、Cropping面が図14のように平面であったとしても、平面を三次元空間内で自由に操作することは、操作者にとって煩雑な操作となる。

【0055】

20

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置1は、物体表面を基準としたノイズ除去機能を有する。この機能は、投影面上の各ピクセルから投影面に垂直な方向に探索を行い、ボクセル内の物体（組織）の表面位置を検出し、不要なボクセル（投影面と物体表面の間のボクセル）を削除した後、マッピング処理を行うものである。なお、物体表面を基準としたノイズ除去機能に従う処理（以下、単にノイズ除去処理）は、画像生成部27において、例えば図2に示したステップS1の心壁抽出処理において実行される。

【0056】

まず、画像生成部27は、図16に示すように、投影面の各ピクセルから投影面に垂直な方向に探索方向を設定する。さらにこの探索方向上に図17に示すように、重み付き加算区間を設定し、加算区間を探索方向に沿って移動させ、それぞれの位置において、例えば次の様な重み付き加算処理を行う。

30

【0057】

$$A(z) = \sum_n \{ f(n) \times P(z+n) \}$$

ここで、 A は加算値、 $f(n)$ は重み係数、 $P(z+n)$ は画素値、 z は投影面に対する垂線方向の位置をそれぞれ表す。また、 $f(n) \geq 0$ 、 $\sum_n \{ f(n) \} = 1$ を満たす。

【0058】

また、画像生成部27は、加算区間を移動させながら重み付き加算処理結果 A を予め装置にプリセットされている閾値 T （ $T > 0$ ）と比較を行う。そして図18のように、前記加算結果 A が前記閾値 T を越えた加算区間の中間点を物体の表面位置とする。なお、物体の表面位置の決定手法は、当該中間点の例じ拘泥されない。例えば、加算区間の中間点以外に、区間の端点を表面位置とするようにしても良い。

40

【0059】

このように一定区間に渡る重み付き加算処理を行うと、図19のようなノイズに対して加算結果 A はあまり変動せず、図20のような組織の境界においてのみ加算結果 A は大きく変動する。従って、閾値 T を適切に設定した加算処理により、所望の組織境界を検出することができる。なお、閾値 T の値は、映像化対象に応じた値が初期設定されている。しかしながら、必要に応じて、入力装置33からの操作により、任意の値を設定するようにしてもよい。

【0060】

このように投影面上のピクセルから投影面に垂直な方向に探索を行い、三次元画像を生

50

成する物体表面（心臓組織境界）を抽出し、図 2 1 に示すように探索の始点と組織の表面位置の間のボクセルのボクセル値をゼロにした後、図 2 のステップ S 3 以降のレンダリング処理等を行う。あるいは、ボクセル値をゼロにする代わりに、当該のボクセルに対して減弱係数を乗じてよい。

【 0 0 6 1 】

（変形例）

次に、本実施形態の変形例について説明する。物体表面の検出方法は、上記重み付け加算処理に限定されず、例えば次の様な手法を用いても実現することができる。

【 0 0 6 2 】

図 2 2 は、本変形例に係る物体表面の検出方法を説明するための図である。同図に示すように、まず、画像生成部 2 7 は、投影面上の各ピクセルから投影面に対して垂直な方向に探索方向（探索線）を設定する。次に、画像生成部 2 7 は、探索線上に存在するボクセルに対して投影面に近い側のボクセルからボクセル値の累積加算処理を行う。

10

【 0 0 6 3 】

図 2 3 は、累積加算処理によって得られるある探索線に関する累積加算値の視点からの距離に対する変化を示した図である。画像生成部 2 7 は、累積加算値を所定の閾値 T と比較し、図 2 3 に示すような累積加算値が閾値 T を越えたボクセルを、物体表面（組織境界）と判定する。

【 0 0 6 4 】

次に、画像生成部 2 7 は、組織表面位置が検出された後は、図 2 4 に示すように第 1 の方法と同様に探索の始点と組織の表面位置の間のボクセルのボクセル値をゼロにした後、図 2 のステップ S 3 以降のレンダリング処理等を行う。あるいは、ボクセル値をゼロにする代わりに、当該のボクセルに対して減弱係数を乗じてよい。

20

【 0 0 6 5 】

（効果）

以上述べた構成によれば、第 1 の実施形態で述べた効果に加えて、次の効果を取得することができる。

【 0 0 6 6 】

すなわち、本超音波診断装置では、投影面上の各ピクセルから投影面に垂直な方向に投影を行い、ボクセル内の物体表面（組織境界）の位置を検出し、心壁の映像化に不要なボクセルを削除した後にマッピング処理を行う。従って、特別な Cropping 面の設定操作を行わずとも、映像化に不要なボクセルに含まれるノイズを簡単且つ高精度で取り除くことができ、画像の高い診断画像を提供することができる。

30

【 0 0 6 7 】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【 0 0 6 8 】

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

40

【 0 0 6 9 】

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。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 7 0 】

50

以上本発明によれば、心臓壁筋の全体に関する運動情報を一枚の画像によって観察することができる超音波診断装置、超音波信号処理装置及び超音波信号処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示したブロック図である。

【図2】図2は、本展開画像生成処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、展開画像精製処理における視点、視線方向の設定、マッピング処理を説明するための図である。

10

【図4】図4は、心臓内膜の全体を一覧可能な展開図の一例を示した図である。

【図5】図5は、心臓内膜の全体を一覧可能な展開図の他の例を示した図である。

【図6】図6は、図4と同様の展開図を用いてマッピングされた運動情報に関する展開画像の一例を示した図である。

【図7】図7は、図5と同様の展開図を用いてマッピングされた運動情報に関する展開画像の一例を示した図である。

【図8】図8は、形態に関する展開画像及び運動情報に関する展開画像を同時に表示する場合の表示形態の一例を示した図である。

【図9】図9は、形態に関する展開画像、運動情報に関する展開画像、さらに双方の間で異なる部分が抽出されカラー表示された展開画像を同時に表示する場合の表示形態の一例を示した図である。

20

【図10】図10は、時間的に隔たりのある運動情報に関する展開画像（二つ）を同時に表示する場合の表示形態の一例を示した図である。

【図11】図11は、時間的に隔たりのある運動情報に関する展開画像（二つ）と差分画像とを同時に表示する場合の表示形態の一例を示した図である。

【図12】図12は、一般的なボリュームレンダリング処理の形態を説明するための図である。

【図13】図13は、図12内の投影面に直交する1断面上での投影処理を表した模式図である。

【図14】図14は、Cropping処理を説明するための概念図である。

30

【図15】図15は、Cropping処理を説明するための概念図である。

【図16】図16は、第2の実施形態に係るノイズ除去処理を説明するための図である。

【図17】図17は、第2の実施形態に係るノイズ除去処理を説明するための図である。

【図18】図18は、第2の実施形態に係るノイズ除去処理を説明するための図である。

【図19】図19は、第2の実施形態に係るノイズ除去処理を説明するための図である。

【図20】図20は、第2の実施形態に係るノイズ除去処理を説明するための図である。

【図21】図21は、第2の実施形態に係るノイズ除去処理を説明するための図である。

【図22】図22は、第2の実施形態に係る物体表面の検出処理の他の例を説明するための図である。

【図23】図23は、第2の実施形態に係る物体表面の検出処理の他の例を説明するための図である。

40

【図24】図24は、第2の実施形態に係るレンダリング処理を説明するための図である。

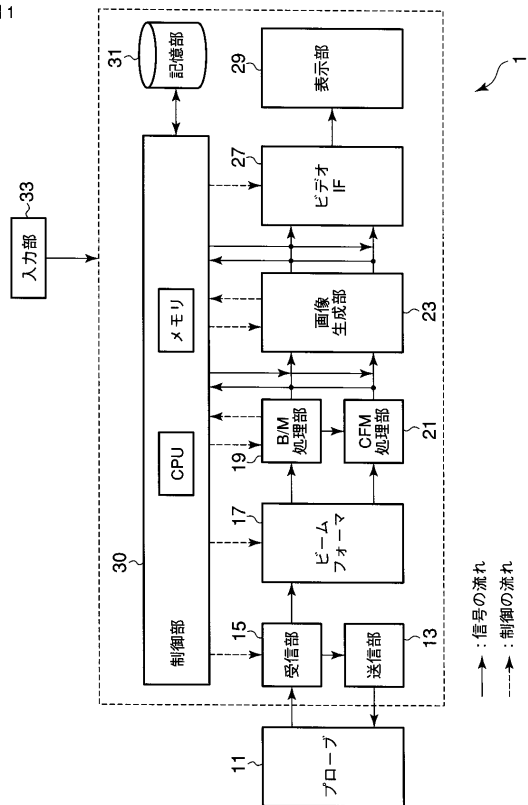
【符号の説明】

【0072】

1 ... 超音波診断装置、11 ... 超音波プローブ、13 ... 送信回路、15 ... 受信回路、17 ... ビームフォーマ、19 ... B/M処理部、21 ... CFM処理部、23 ... 画像生成部、27 ... ビデオI/F、29 ... 表示部、30 ... 制御部、31 ... 記憶部、33 ... 入力ユニット

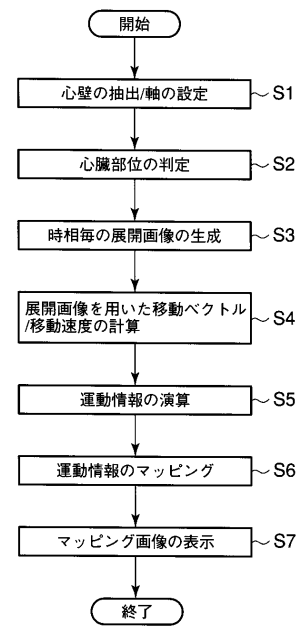
【図 1】

図 1



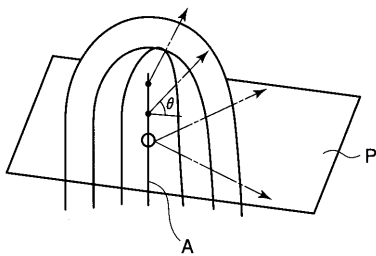
【図 2】

図 2



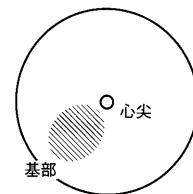
【図 3】

図 3



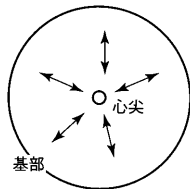
【図 6】

図 6



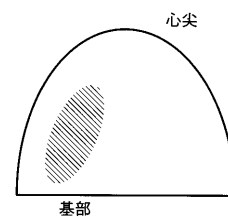
【図 4】

図 4



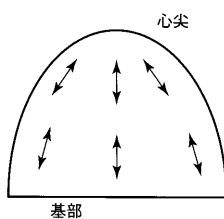
【図 7】

図 7



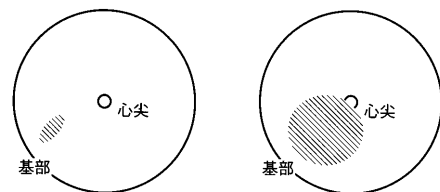
【図 5】

図 5



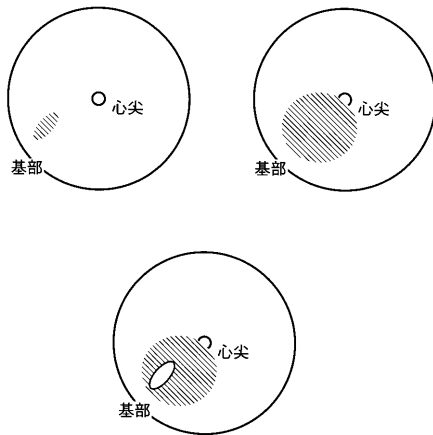
【図 8】

図 8



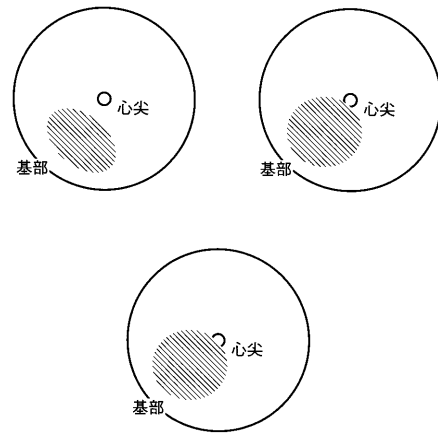
【図 9】

図 9



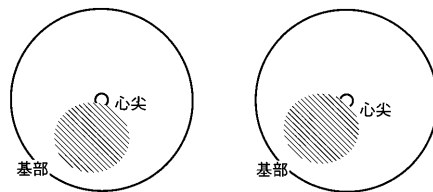
【図 11】

図 11



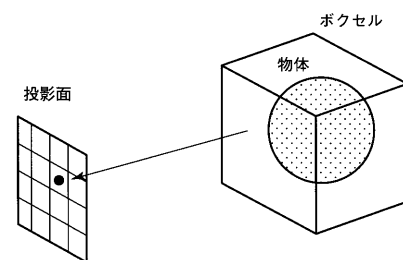
【図 10】

図 10



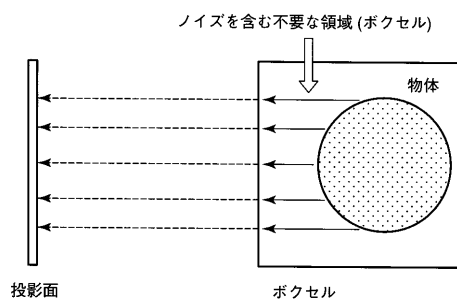
【図 12】

図 12



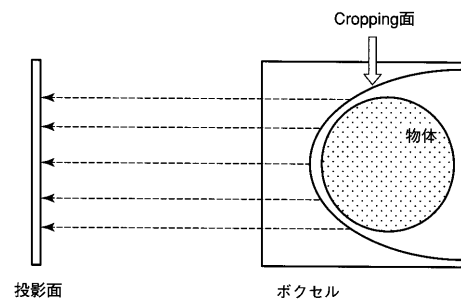
【図 13】

図 13



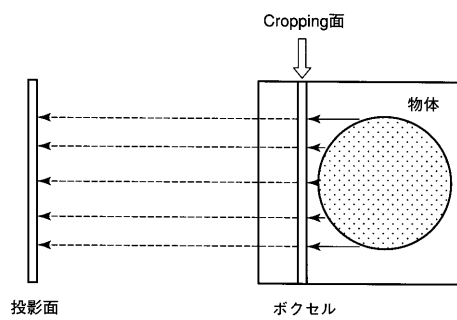
【図 15】

図 15



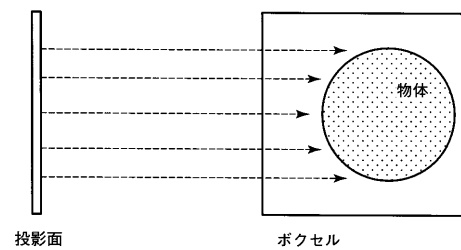
【図 14】

図 14

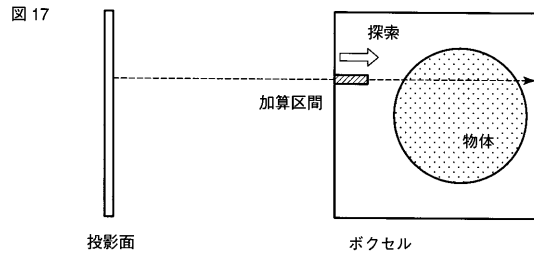


【図 16】

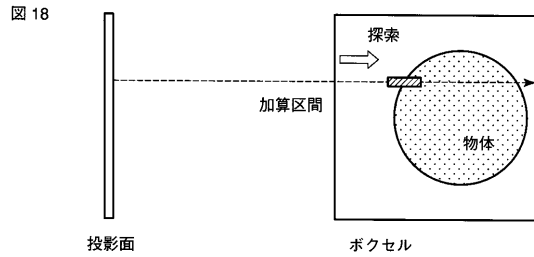
図 16



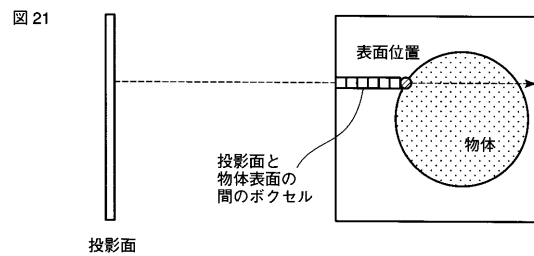
【図 17】



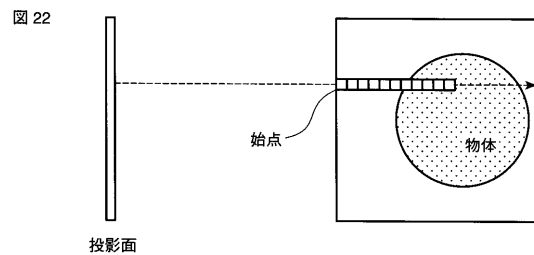
【図 18】



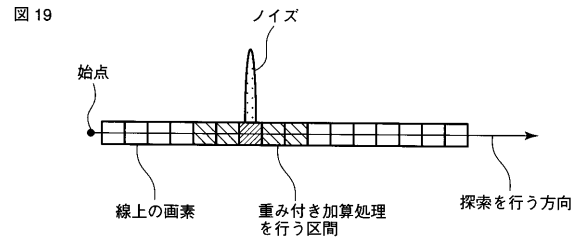
【図 21】



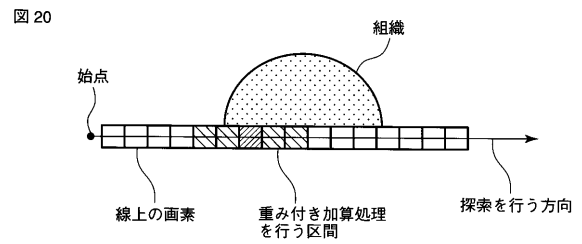
【図 22】



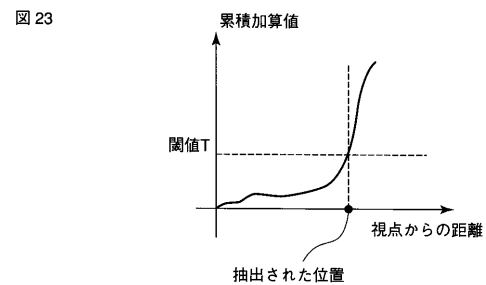
【図 19】



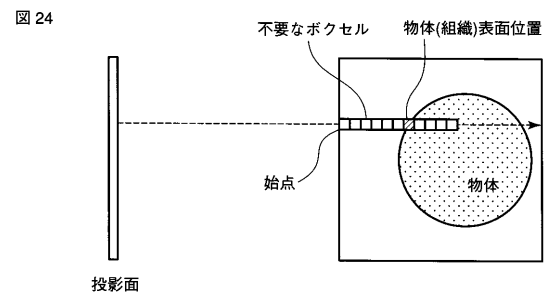
【図 20】



【図 23】



【図 24】



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 神田 良一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 小林 忠晴
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD15 EE30 JC18 JC19 JC23 JC25 JC33 JC40
KK02 KK25 KK27

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波信号处理装置和超声波信号处理程序		
公开(公告)号	JP2010094287A	公开(公告)日	2010-04-30
申请号	JP2008267613	申请日	2008-10-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神田良一 小林忠晴		
发明人	神田 良一 小林 忠晴		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/EE30 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/JC23 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/JC40 4C601/KK02 4C601/KK25 4C601/KK27		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆 山下 元		
其他公开文献	JP5525713B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备等，其能够以单个图像观察关于整个心肌壁肌肉的运动信息。在关于心脏的体数据中，将视点设置在设置在靠近心腔中心的轴线的每个点上，并且在垂直于该轴的平面上观察从心腔的底部到中心的视点。视线围绕顶点旋转360°，并在顶点附近，视点围绕垂直于轴的平面上的视点旋转360°，并旋转了预定的立体角。预定的映射将从心脏组织的视点沿视线方向的亮度信息分布聚合为展开视图上相应位置的单个值，该值可以使用每个视点和每个视线列出整个心内膜 执行该处理以生成显影图像，并且按原样显示图像，或者显示使用显影图像生成的运动信息的映射图像。 [选择图]图2

