

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4805669号
(P4805669)

(45) 発行日 平成23年11月2日 (2011.11.2)

(24) 登録日 平成23年8月19日 (2011.8.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)**G 0 6 T** 1/00 (2006.01)**G 0 6 T** 7/20 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

G 0 6 T 7/20 A

請求項の数 21 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2005-376261 (P2005-376261)
 (22) 出願日 平成17年12月27日 (2005.12.27)
 (65) 公開番号 特開2007-175235 (P2007-175235A)
 (43) 公開日 平成19年7月12日 (2007.7.12)
 審査請求日 平成20年12月15日 (2008.12.15)

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 100109900
 弁理士 堀口 浩
 (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 本社内
 (72) 発明者 川岸 哲也
 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 本社内

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波を被検体に対して送信し、前記被検体から反射される超音波に基づく受信データに基づいて前記被検体における複数の位置での組織の運動情報を検出する運動情報演算手段と、

所定心拍の所定の時間範囲内における前記運動情報の経時変化を検出し、前記所定の時間範囲内にある最初の極点を抽出し、前記最初の極点到達するまでの時間を運動タイミングとして検出する時間演算手段と、

前記所定心拍より前の心拍における前記運動情報に基づいて、前記所定の心拍における時相を推定する時相推定手段と、

前記推定した時相を基準として、前記運動タイミングと色彩との対応を設定するカラーマップ設定手段と、

前記設定した色彩に基づいて、前記運動タイミングの2次元分布又は3次元分布を表す画像データを生成するカラー像生成手段と
 を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】

前記カラーマップ設定手段は、前記推定した時相を基準とした時間範囲をカラーマップ設定範囲として設定し、

前記カラーマップ設定範囲内にある前記運動タイミングに対して前記色彩との対応を設定する

10

20

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

前記カラー像生成手段は、

前記時間演算手段が前記運動タイミングを検出する度に、前記画像データ中の対応する位置に前記設定した色彩の画素を表示すると共に、

前記時間演算手段が前記検出を行う時相が前記所定心拍と異なる心拍へ移ったことに応じて前記表示した色彩の画素の表示を消去する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 4】

前記被検体から反射される超音波に基づく受信データに基づいて前記被検体における複数の位置での組織の速度を検出する速度演算手段を更に含み、

前記時間演算手段は、

前記速度演算手段の検出した速度の時間積分を含む処理によって、前記被検体の運動タイミングを求めることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか1項に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 5】

前記運動情報は、前記被検体における組織の歪み、または変位を表す情報であることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか1項に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 6】

前記カラー像生成手段は、

前記運動タイミングに応じた色彩が B モード画像上の対応する位置に重畳された画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 7】

前記時間演算手段は、

閾値を設定するための閾値設定手段を更に含み、

閾値よりも大きな値をもつ前記運動情報に対して、運動タイミングの検出を行わせることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか1項に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 8】

前記時間演算手段は、

前記最初の極点候補が抽出された時点における運動情報の値に、1 未満の数値を乗算した値を減衰閾値として設定する減衰閾値設定手段を更に備え、

前記第 1 ピーク抽出手段は、

前記所定の時間範囲における古い時点から新しい時点へと、順次運動情報の極点を探索することにより最初の極点候補を抽出し、

前記所定の時間範囲内であって前記最初の極点候補よりも新しい時間範囲内において、運動情報の値が減衰閾値を下回った場合に前記最初の極点候補を前記最初の極点として抽出する処理を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか1項に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 9】

前記表示制御手段は、

複数の位置での組織の運動情報のうちの少なくとも一つの運動情報の経時変化を示すための経時グラフ画像を生成し、この経時グラフ画像に前記閾値の範囲を示すための画像を生成する経時グラフ生成手段を含むことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 10】

前記閾値設定手段は、

操作者からの入力に応じて、前記閾値を変更することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 11】

前記表示制御手段は、

複数の位置での組織の運動情報のうちの少なくとも一つの運動情報の経時変化を示すための経時グラフ画像を生成し、この経時グラフ画像に前記所定の時間範囲を示すための画像を生成する経時グラフ生成手段を含むことを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか1項 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 2】

前記時間演算手段は、

操作者からの入力に応じて、前記所定の時間範囲を設定するための演算範囲設定手段を含むことを特徴とする請求項 1 1 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 3】

前記カラーマップ設定手段は、

異常に早い運動タイミングと、異常に遅い運動タイミングが分別可能に表示されるように前記運動タイミングと色彩の対応を設定することを特徴とする請求項 1 乃至 1 2 のいずれか1項 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記カラーマップ設定手段は、

異常に早い運動タイミングと、正常の運動タイミング、及び異常に遅い運動タイミングが分別可能に表示されるように前記運動タイミングと色彩の対応を設定することを特徴とする請求項 1 乃至 1 2 のいずれか1項 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記時相推定手段は、

前記所定心拍より前の心拍における前記運動情報に基づいて、前記被検体内の心臓の現在の心拍における収縮末期時相又は収縮末期以降の遅れた時相を推定することを特徴とする請求項 1 乃至 1 4 のいずれか1項 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記運動情報演算手段は、

前記被検体内の組織の動きを追跡し、前記追跡に従った前記被検体の速度の時間的变化に基づいて前記運動情報を求めることを特徴とする請求項 1 乃至 1 5 のいずれか1項 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記運動情報演算手段は、

前記被検体の位置又は形状に応じて、前記運動情報の角度補正を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 1 6 のいずれか1項 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 8】

前記表示制御手段は、

複数の前記特徴点に関する解析値又は統計値を表す画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 1 7 のいずれか1項 に記載の超音波画像処理装置。

【請求項 1 9】

超音波を被検体に対して送信し、前記被検体から反射される超音波に基づく受信データを取得するスキャン手段と、前記受信データに基づいて前記被検体における複数の位置での組織の運動情報を検出する運動情報演算手段を有する超音波画像処理装置に、

所定心拍の所定の時間範囲内における前記運動情報の経時変化を検出し、前記所定の時間範囲内にある最初の極点を抽出し、前記最初の極点到達するまでの時間を運動タイミングとして検出する機能と、

前記所定心拍より前の心拍における前記運動情報に基づいて、前記所定の心拍における時相を推定する機能と、

前記推定した時相を基準として、前記運動タイミングと色彩との対応を設定する機能と、

前記設定した色彩に基づいて、前記運動タイミングの2次元分布又は3次元分布を表す画像データを生成する機能と

を実行させること特徴とする超音波画像処理装置の制御プログラム。

10

20

30

40

50

【請求項 20】

前記色彩との対応の設定は、前記推定した時相を基準とした時間範囲をカラーマップ設定範囲として設定し、

前記カラーマップ設定範囲内にある前記運動タイミングに対して行われることを特徴とする請求項 19 に記載の超音波画像処理装置の制御プログラム。

【請求項 21】

前記画像データの生成は、

前記運動タイミングの検出の度に前記画像データの生成を行うと共に、

前記運動タイミングの検出を行う時相が前記所定心拍と異なる心拍へ移ったことに応じて前記画像データの画素の表示を消去する

ことを特徴とする請求項 19 に記載の超音波画像処理装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体に対して超音波を送受信することによって得られたエコー情報に基づいて被検体の運動情報を示す画像を生成する超音波画像処理装置及び超音波画像処理装置の制御プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体内を超音波で走査し、被検体内からの反射波から生成した受信信号を基に、当該被検体の内部を画像化する超音波診断装置が知られている。この超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内に超音波を送信し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合により生じる反射波を超音波探触子で受信して受信信号を生成する。このような超音波診断装置は、心臓の診断にも有用であることが知られている。なかでも、心筋等の生体組織に関して、その機能を客観的かつ定量的に評価することは、非常に有用である。

【0003】

ここで、最近注目を集めている治療法として、重度心不全患者に対する心臓再同期療法（CRT）が挙げられる。この心臓再同期療法の適用可否の判定や治療の効果判定のための定量的評価に対しても超音波診断装置を用いることが試みられている。

【0004】

以下、この心臓再同期療法について、簡単に説明する。重度心不全患者は心壁運動の収縮同期不全を併発することが多い。心臓は電気信号の伝導によって動いているが、重度心疾患の患者には心室内伝導障害がおこることがある。心室内伝導障害とは、心筋を運動させる電気信号の伝わる順序にずれが起きてしまうことがあり、このずれにより、本来はほぼ同時に全体に電気信号が伝わる心室において、早く伝わる部分と遅く伝わる部分ができってしまうことがある。この結果、心壁の収縮が同期せず、血液を十分に送り出せなくなり、心不全の状態となる。このような障害に対し、人工的に電気信号を出して心臓に伝わる電気信号の順序を整え、心臓のポンプ機能を助ける治療が心臓再同期療法であり、具体的には、ペースメーカーを胸の皮膚の下にうめこむことによりなされる。

【0005】

このような心臓再同期療法は、すでに多数の患者に施されており、劇的な症状の改善が確認されている。しかしながらその一方で、心不全症例であって、この心臓再同期療法を適応しても症状の改善が見られない患者も全体の約3割確認されている。これは、心不全症例の原因が収縮同期不全であるか否かを正確に判断できないためである。現状、心臓再同期療法の適応基準は心電波形のQRS幅が130msec未満、左室駆出率（EF）が35%であることとされているが、この基準では心不全だが収縮同期不全ではない患者も含まれてしまうのである。

【0006】

そこで、超音波診断装置を用いた定量的評価法により収縮同期不全のみを抽出しようという技術が開発されている。このような技術としては、心筋（心臓壁）の運動速度をドブ

10

20

30

40

50

ラ法を用いて検出し、その運動速度を演算・解析する技術（特許文献１）が知られている。この技術によれば、心筋の複数部位における運動速度や変位などの経時変化のピークを自動的に検出することができる。そして、所定心時相からこれらのピークに到達するまでの時間を算出し、その時間に応じて心筋の超音波画像に色づけする。このようにして、心筋全体の運動状態の違いをカラー画像として出力することにより、心筋の各部位における運動タイミングの違いを画像化することができる。

【特許文献１】特開平１０－２６２９７０号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

10

しかしながら、上述の従来技術には下記のような課題がある。特許文献１の技術によれば心筋の運動速度を演算・解析しているが、速度は瞬時的な物理量であるから、心筋速度の経時変化は必ずしも心室の収縮状態に応じてのみピークを有するわけではない。とくに心不全症例では、心筋は異常な動作を行うので、心筋速度は多数のピークを有することが知られている。つまり、運動速度からでは、どのピークが有意な心室収縮を示すピークであるかを安定して評価するのが困難なのである。

【０００８】

以下に、図１２、１３を参照してこの関係を具体的に示す。左心室近辺の超音波画像上に指定されたＲＯＩ１の部位の速度の経時変化を実線、ＲＯＩ２で示される部位の速度の経時変化を点線でグラフに表す。グラフは１心周期の速度変化を示しており、Ｒ波近傍で区切った収縮初期から拡張末期までの速度変化を表している。ここで、図１２では、収縮初期区間までを含めた（ａ）の領域でピーク検出を行った場合を示している。このとき、ＲＯＩ１の運動速度のピークはｔｐ１で示される位置で検出され、ＲＯＩ２の運動速度のピークはｔｐ２で示される位置で検出される。しかしながら、図１３に示されるような、収縮初期区間を除いた（ｂ）の領域でピーク検出を行うとピーク検出の結果は全く異なる。ＲＯＩ２の運動速度のピークは、変わらずｔｐ２の位置で検出されるが、ＲＯＩ１の運動速度のピークはｔｐ３の位置で検出されてしまう。図１２、１３上の超音波画像上には、ピークの到達時間に応じて濃淡が示されているが、図１２の場合には中隔側が早く収縮し、側壁側の方が遅く収縮しているように観察されるが、図１３の場合には全く逆に観察されることがわかる。

20

30

【０００９】

したがって、特許文献１に示される技術では、心不全症例の場合の有意な収縮を示すピークの検出を誤る可能性を多く含むため、収縮同期不全を確実に検出することが困難であるという課題があった。

【００１０】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、被検体内の組織の運動状態を正しく把握できる医用画像処理装置及び医用画像処理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】

【００１１】

40

上記課題を解決するため、実施形態に係る超音波画像処理装置は、超音波を被検体に対して送信し、前記被検体から反射される超音波に基づく受信データに基づいて前記被検体における複数の位置での組織の運動情報を検出する運動情報演算手段と、所定心拍の所定の時間範囲内における前記運動情報の経時変化を検出し、前記所定の時間範囲内にある最初の極点を抽出し、前記最初の極点に到達するまでの時間を運動タイミングとして検出する時間演算手段と、前記所定心拍より前の心拍における前記運動情報に基づいて、前記所定の心拍における時相を推定する時相推定手段と、

前記推定した時相を基準として、前記運動タイミングと色彩との対応を設定するカラーマップ設定手段と、前記設定した色彩に基づいて、前記運動タイミングの２次元分布又は３次元分布を表す画像データを生成するカラー像生成手段とを含むことを特徴とする。

50

【 0 0 1 2 】

また、実施形態に係る超音波画像処理装置の制御プログラムは、超音波を被検体に対して送信し、前記被検体から反射される超音波に基づく受信データを取得するスキャン手段と、前記受信データに基づいて前記被検体における複数の位置での組織の運動情報を検出する運動情報演算手段を有する超音波画像処理装置に、所定心拍の所定の時間範囲内における前記運動情報の経時変化を検出し、前記所定の時間範囲内にある最初の極点を抽出し、前記最初の極点到達するまでの時間を運動タイミングとして検出する機能と、前記所定心拍より前の心拍における前記運動情報に基づいて、前記所定の心拍における時相を推定する機能と、前記推定した時相を基準として、前記運動タイミングと色彩との対応を設定する機能と、前記設定した色彩に基づいて、前記運動タイミングの２次元分布又は３次元分布を表す画像データを生成する機能とを実行させること特徴とする。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明によれば、被検体内の組織の運動状態を正しく把握できる医用画像処理装置及び医用画像処理装置の制御プログラムを提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 4 】

以下、本発明の一実施形態について説明する。本実施形態では、心臓を対象とし、心筋の組織の局所的な運動について２次元画像を用いて評価する場合について述べる。

【 0 0 1 5 】

20

(構成)

図１は、本発明の一実施形態に係る超音波画像処理装置の構成図である。超音波プローブ１は、電気信号を超音波に変換する複数の超音波振動子を配列した超音波振動子アレイを備え、この超音波振動子アレイにより被検体に対して超音波の送受波を行う。第１の実施形態において、超音波プローブ１は心臓を対象としたセクタプローブであるものとする。

【 0 0 1 6 】

送信ユニット２は、超音波振動子アレイから超音波を送波するための駆動信号を発生するものであり、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるよう振動子毎に所定の遅延特性を持たせた駆動信号を発生する。

30

【 0 0 1 7 】

受信ユニット３は、超音波振動子アレイの各超音波振動子で受波された超音波エコー信号に対して遅延加算処理を行って所定のスキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【 0 0 1 8 】

Bモード処理ユニット４は、遅延加算処理された超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応したBモード信号を生成する。又、Bモード処理ユニット４は、このBモード信号の所定断面に係る２次元分布を表したBモード超音波像を生成する。

【 0 0 1 9 】

40

組織ドブラ処理ユニット５は、直交検波処理、自己相関処理等を行い、遅延加算処理された超音波エコー信号のドブラ偏移成分に基づいて、被検体内で移動している組織の速度、分散、パワーに対応した組織ドブラ信号を求める。組織ドブラ処理ユニット５は、この速度、分散、パワー値の所定断面に係る２次元分布情報を生成する。

【 0 0 2 0 】

運動情報処理ユニット６は、組織ドブラ処理ユニット５の出力する２次元分布情報に基づいて、運動情報を取得するための各処理を実行する。具体的には、２次元分布情報から得られる局所的な組織速度を用いて時間積分処理を行うことによって局所的な変位や歪みなどの運動情報を演算し、その２次元分布情報を提供する。ここでいう変位 (displacement) とは、被検体内のある組織が任意の時間内にどれだけ移動したかを示す

50

ための値であり、歪み (strain) とは、被検体内の組織上の２点間の距離が任意の時間内にどれだけ変化したかを示すための値である。

【 0 0 2 1 】

ここで、変位や歪みを得るための時間積分処理は心時相に同期させて行うものとする。具体的には、図示しない心電図ユニットより被検体の心電図を取得し、この心電図から所定の心時相 (QRS 波) を特定し、この心時相にさしかかる度に上記の時間積分処理をリセットさせるものとする。このような運動情報の取得の具体的手法に関しては、特開平 2 0 0 2 - 2 7 2 8 4 5 号公報に示される技術が適応可能である。

【 0 0 2 2 】

なお、このような変位又は歪みの情報を得るにあたっては、組織の位置を追跡した上で 10
の情報を取得するものとする。本実施形態においては、組織の位置を組織ドプラ情報をもとに追跡するものとするが、これに限られない。B モード情報を用いて組織の位置を追跡するものであってもよい。

【 0 0 2 3 】

さらに、このような運動情報の取得にあたっては角度補正を行ってもよい。通常、ドプラ情報は走査線方向に沿った運動に関する情報である。したがって、例えば左室短軸像が得られている場合には、収縮中心に向かう成分をもとに角度補正を行い、心筋の厚みの変化に関する歪みや変位を抽出してもよい。また、例えば心尖像が得られている場合には心内膜面に沿った方向成分に角度補正を行って心筋の長手方向の伸縮に関する歪みや変位を抽出してもよい。 20

【 0 0 2 4 】

時間演算ユニット 7 は、第 1 ピーク抽出機能 7 1、閾値設定機能 7 2、演算範囲設定機能 7 3、及び減衰閾値設定機能 7 4 を有する。第 1 ピーク抽出機能 7 1 は、運動情報処理ユニット 6 から取得した運動情報をもとに、歪みや変位の経時変化が、最初にピークをむかえる時点を検出する。さらに、第 1 ピーク抽出機能 7 1 は所定の時点からこのピークに達する時点までに要した時間を算出する。このピーク到達時間を指定された範囲内の各点ごとに求めることにより、ピーク到達時間の空間分布情報が得られる。これらの演算は、閾値設定機能 7 2 や演算範囲設定機能 7 3 によって設定された範囲内において行われ、減衰閾値設定機能 7 4 によって設定された条件に基づいて、所定量の減衰をピーク検出の条件としている。これらの機能についての詳しい説明はさらに後述する。 30

【 0 0 2 5 】

表示制御ユニット 8 は、カラーマップ設定機能 8 1、カラー像生成機能 8 2、経時グラフ生成機能 8 3、心電図生成機能 8 4 を有する。カラー像生成機能 8 2 は、時間演算ユニット 7 によって得られたピーク到達時間の空間分布情報に基づいて表示画像を生成する。各点におけるピーク到達時間の情報はカラーマップ設定機能 8 1 の設定に基づいてカラー変換され、B モード像に重畳した画像データを生成する。また、経時グラフ生成機能 8 3 は、画像上に指定された ROI における歪みや変位の運動情報の経時変化をグラフ形式として表示する。心電図生成機能 8 4 は、図示しない心電図ユニットを介し、被検体の心電図の画像データを生成する。それぞれの機能が生成する画像データの詳細については後述する。表示装置 9 は、表示制御ユニットで生成された画像データを表示する。 40

【 0 0 2 6 】

収縮時相推定ユニット 1 1 は、収縮末期時相や収縮遅延時相を推定する。これをもとに収縮同期不全がもっとも顕著に表示されるよう、ピーク到達時間に対するカラー情報の割り当てが決定される。表示制御ユニット 8 は、この割り当てに基づいてカラー画像の生成を行う。収縮時相推定ユニットの行う具体的な推定の方法については後述する。

【 0 0 2 7 】

なお、本実施形態における各構成は回路基板等のハードウェアとしてそれぞれが実装されるものであってもよいが、ソフトウェアとして組み込まれてもよい。ソフトウェアとして組み込まれる場合はメモリやハードディスクなどの記憶手段に、それぞれの構成の機能を実現させるためのプログラムが記憶される。そして、内蔵される CPU にそれらのプロ 50

グラムが展開されることにより、図 1 に示されるような概念に基づく動作が行われる。

【 0 0 2 8 】

(動作)

図 2 は本実施形態に係る超音波画像処理装置の動作を示すフローチャートである。以下、このフローチャートに則して説明を行う。ここではとくに、本実施形態の特徴部である時間演算ユニット 7 の動作を中心に説明する。

【 0 0 2 9 】

まず、ステップ S 1 として、運動情報処理ユニット 6 の取得する運動情報が設定される。操作者は変位、歪みのどちらに基づいて処理を行うか、及び、心臓の短軸方向、長軸方向のどちらから超音波照射を行うかを選択する。運動情報処理ユニット 6 はこの設定をうけて、どの方向成分の変位または歪みを取得するかを決定し、この方向成分に従った角度補正を行うことにより、診断に適切な変位や歪みを算出する。

【 0 0 3 0 】

図 3 に、上述の操作者の設定と、変位や歪みが取得される方向成分との関係を表にして示す。まず、短軸での変位を選択した場合を説明する。収縮始期と収縮末期とでは、心筋の厚みが異なる。短軸像はこの変化を観察するのに適しているため、厚み方向の心筋の変位が算出されるよう角度補正が行われる。具体的には、図 4 に示されるように、操作者による指定や自動輪郭抽出に基づいて設定された心臓の中心点に向かう方向の変位を、組織の各点において算出する。図 4 中の は組織を示し、矢印は算出する方向を示す。図 4 に示されるように、算出するべき変位の方向と、超音波プローブ 1 からの超音波照射方向は各点で異なるため、これを補正する。収縮にともなって心筋は中心方向に変位するので、得られる値は心臓の収縮にともなって増加する。収縮にともなって値が増加する場合を図 3 に (+) で表し、減少する場合を (-) で表す。短軸像での歪みを選択した場合も同様で、心臓中心に向かう方向の歪みが図 5 のような角度関係に基づいた補正により求められる。図中の は組織を示し、2つの の矢印方向の位置関係をもとに、歪みが求められる。心筋の厚みは収縮にともなって厚くなるので、得られる値は収縮にともなって増加する。

【 0 0 3 1 】

また、長軸での変位を選択した場合を説明する。心臓は、その収縮にともない長手方向 (長軸方向) に縮む。長軸像はこの変化を観察するのに適しているため、長手方向の変位が算出されるよう角度補正が行われる。具体的には図 6 に示されるように、操作者による指定や自動輪郭抽出に基づいて設定された心臓の長軸方向の の変位を、組織の各点において算出する。図 3 に示されるように、算出するべき変位の方向と、超音波プローブ 1 からの超音波照射方向は各点で異なるため、これを補正する。収縮にともなって心筋はプローブから向かう方向に変位するので、プローブに向かう方向を正とすると、得られる値は心臓の収縮にともなって増加する。長軸像での歪みを選択した場合も同様で、心臓の長軸方向の歪みが図 7 に示されるような角度関係に基づいた補正により求められる。

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 2 において、演算範囲設定機能 8 3 が時間演算範囲を設定する。時間演算範囲とは、上述の歪みや変位の運動情報の経時変化のピークを求める時間範囲である。収縮同期不全の診断においては、一心拍内の収縮期間内での心筋各部の収縮タイミングの差を検出することが有用であるので、収縮期間内に時間演算範囲が合わされる。具体的には、操作者が表示装置 9 に表示される心電波形あるいは指定された領域の歪みや変位の経時変化グラフ上のカーソルを移動することにより、時間演算範囲の始点と終点を定め、これを演算範囲設定機能 8 2 が認知し、所定のメモリに記憶する。なお、具体的な時間演算範囲の設定方法としては、R 波からの何秒の範囲かを数値入力したり、一心拍分の時間を 1 とした相対的な時間単位での入力でもよい。このようにして、時間演算範囲の始点 t_s 、終点 t_e が定まり、時間演算範囲 $t_s \sim t_e$ が設定される。

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 3 として、操作者が、超音波プローブ 1 を被検体に当接させ、被検体

10

20

30

40

50

の画像を撮像する。操作者は所望の画像が得られるよう、超音波プローブ 1 の位置を表示装置 9 に表示されたリアルタイムの画像を見ながら調節する。これにより撮像がスタートされる。

【 0 0 3 4 】

次に、ステップ S 4 として、画像化されている各部の変位や歪みの運動情報が入力値となり、この入力値のピークの探索が開始される。時間演算ユニット 7 の第 1 ピーク抽出機能 8 1 により、運動情報処理ユニット 6 から取得した運動情報のうち、所定の 1 心拍内での $t = t_s$ の時点における運動情報の空間分布から、ピークの探索を開始する。

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 5 として、第 1 ピーク抽出機能 8 1 は、時刻 t における入力値が閾値設定機能 8 2 の設定する閾値を超えているか否かを判断する。運動情報は比較的微小なピークを複数有することが多い。このようなピークは本質的でない様々な事情によって現れるものであり、心筋の運動タイミングを示すピークとしては適切ではない。したがって閾値を設けることにより、このようなピークを検出しないようにする。この閾値は操作者により適宜変更可能であり、これを閾値設定機能 8 2 が認知し、所定のメモリに記憶するものとしてもよいし、予め装置に記憶された値を用いてもよい。また、具体的な閾値の適正值は 1 mm 以下であることが実測により確かめられている。入力値が閾値を超えている場合はステップ S 8 へと移り、入力値が閾値を超えていない場合はステップ S 6 へと移る。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 6 では t が更新され新たな時点でのピーク探索が継続される。ここでステップ S 7 において $t < t_e$ の場合は、有効なピークが検出されないまま探索終了となるが、そうでない場合はステップ S 5 に戻る。

【 0 0 3 7 】

ステップ S 8 では、第 1 ピーク抽出機能 8 1 が、時刻 t における入力値がピークであるか否かを判断する。具体的は、入力値を時間微分し、その値が 0 である時や、微分係数の極性が変化した時点を実ピークとして検出する。ピークであった場合には、 $t_{p1} = t$ をピーク候補として記憶し、ステップ S 1 1 にうつる。ピークでなかった場合にはステップ S 9 へとうつる。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 9 では t が更新され、新たな時点でのピーク探索が継続される。ここでステップ S 1 0 において $t < t_e$ の場合は、 t_s と t_e の両時点における入力値のうち大きい方を第 1 ピークとして検出する。 $t_e = t$ の場合はステップ S 5 に戻る。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 1 1 では t が更新される。そして、ステップ 1 2 において、入力値の絶対値が所定の値を下回ったか否かを判断する。ここで所定の値とはステップ S 8 における t_{p1} の入力値 X に減衰閾値設定機能 8 4 の設定する値 を乗じたものである。 は操作者によって設定可能であり、これを減衰閾値設定機能 8 4 が認知し、所定のメモリに記憶するものとしてもよいし、予め装置に記憶された値を用いてもよい。また、具体的な の適正值は 0.5 ~ 0.8 であることが実測により確かめられている。入力値が所定値を下回っていた場合には t_{p1} の時点における入力値 X が第 1 ピークとして検知される。そうでない場合は、ステップ S 1 3 に移る。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 1 3 においては、時点 t における入力値がピークであり、かつ時点 t における入力値 X' が t_{p1} における入力値 X よりも大きいかなかを判断する。両方の条件を満たす場合にはステップ S 1 4 にうつり、ピークの候補が変更され、新たに $t_{p1} = t$ として記憶される。そしてステップ S 1 1 へ戻る。ステップ S 1 3 において上述の両方の条件を満たさなかった場合はステップ S 1 5 へとうつり、 $t < t_e$ の場合は、 t_{p1} の時点における入力値 X が第 1 ピークとして検知される。そうでない場合はステップ S 1 1 へ戻る。

【 0 0 4 1 】

このようにして、 t_s から t_e まで順次ピークの探索が行われる。なお、ピークの探索

10

20

30

40

50

は運動情報処理ユニット 6 から得られた運動情報の 2 次元分布における各点について行われるものとする。このようにして、第 1 ピーク到達時間の 2 次元分布情報が得られる。

【 0 0 4 2 】

ステップ S 1 6 においては、カラー像生成機能 8 2 が、この第 1 ピーク到達時間の 2 次元分布情報を、カラーマップ設定手段 8 1 の設定に従ったカラー情報に変換して、表示装置 9 に表示させる。このようにして、第 1 ピーク到達時間の 2 次元分布情報が一目瞭然に操作者に対して示されることとなる。

【 0 0 4 3 】

なお、上述の説明ではとくに触れていないが、このような動作はリアルタイムで受信されるデータに対して逐一行うものとしてもよいし、過去に撮像した画像を呼び出してきて処理するものとしてもよい。過去に撮像した画像を呼び出す場合はステップ S 1 の前に過去画像の呼び出しのステップが付加され、ステップ S 3 の超音波プローブによる撮像が捨象される。この場合、表示制御ユニット 8 は操作者の指定した所望の心拍に対し上述の処理を行い、静止画を生成するものとしてもよい。

【 0 0 4 4 】

また、リアルタイムで行う場合は、各心拍ごとにステップ S 4 からステップ S 1 6 の動作が繰り返される。これによって各心拍ごとに逐一画像が更新される。さらに、表示の処理は、t s から t e の全ての範囲のピークの探索が終了した後にステップ S 1 6 において表示の処理を行ってもよい。また、一つのピークが検出されるたび、対応する位置にカラー情報を表示し、新たな心拍に入ると全てのカラー情報の表示をリセットするものとしてもよい。後者の例によれば、QRS 波の立ち上がりでカラー情報がリセットされた B モード像上に、第 1 ピークを早くむかえた部分から順に彩色が施されるといった態様が繰り返し行われる形で表示される。

【 0 0 4 5 】

ここで、カラーマップ設定機能 8 1 の行う、第 1 ピーク時間のカラー情報への変換の方法について具体的に説明する。この変換は、カラーマップ設定機能 8 1 が設定するカラーマップに従って行われる。カラーマップとは、どのピーク時間に対してどの色を割り当てるかの設定であり、緑 赤といったようなグラデーションとなるようにカラー情報がそれぞれの時点に対して割り当てられるものである。これは、操作者が手動で定めるものとしてもよいし、装置によって自動設定するものとしてもよい。

【 0 0 4 6 】

また、上記では、緑 赤のグラデーションとなるカラーマップを例示したが、さらに多色を用いたカラーマップを選択できてよい。まず、2 色のカラーマップを用いる場合の色の割り振りは、緑が正常な収縮であるのに対し、赤が遅延している収縮を示すといったように割り振ると好適である。これに対し、3 色のカラーマップを用いる場合は、異常な早期収縮を青、正常な収縮を緑、遅延している収縮を赤で表現してもよい。

【 0 0 4 7 】

装置による自動設定の具体的手法としては、例えば、QRS 波から 6 0 0 m s e c の時点を境として色が変化するようにといったように、心電波形の形状を利用して一定の数値を定めておいてもよいが、本実施形態においては、収縮時相推定ユニット 1 1 が収縮末期時相を自動的に検出しこれを基準に、カラーマップ設定機能 8 1 の設定が行われるものとする。

【 0 0 4 8 】

以下、収縮時相推定ユニット 1 1 の動作について説明する。収縮末期時相の自動検出の具体例としては、本発明の発明者による特許出願の特願平 2 0 0 4 - 1 6 1 7 9 4 に示される手法が適応可能である。これは、健常者の例に基づいて心拍数のばらつきを考慮して収縮末期時相を推定する方法である。

【 0 0 4 9 】

しかしながら、重度心不全症例の場合は、健常者の場合と収縮末期時相が異なることが多い。したがって、本実施形態においては、現症例における運動の状態に応じて心拍ごと

10

20

30

40

50

に収縮末期時相や収縮遅延時相を推定する。具体的な収縮末期時相や収縮遅延時相の推定例としては、観察を行おうとしている直前の心拍における所定領域に対し、以下の4つの処理のいずれかを行う。

【0050】

1 各点で運動情報の重心時間を求め、これを領域内で平均して心筋全体での平均重心時間を求める。2 領域内で変位や歪みの運動情報を平均し、この平均運動情報の重心時間を求め、心筋全体での平均重心時間を求める。3 各点で運動情報のピークを求め、これを領域内で平均して心筋全体での平均ピーク時間を求める。4 領域内で変位や歪みの運動情報を平均し、この平均運動情報のピークを求め、心筋全体での平均ピーク時間を求める。

【0051】

操作者がこれらのいずれかを選択可能であるとしてもよい。

【0052】

このようにして推定された収縮末期時相や収縮遅延時相に、観察しようとしている心拍におけるカラーマップに反映させる。具体的には推定された収縮末期時相を基準とした所定範囲をカラーマップの範囲としてもよいし、領域内での運動平均時間情報の分散を求めて収縮の遅延時間量を推定し、これを基準としてカラーマップを決定してもよい。

【0053】

(表示)

次に、具体的な表示例を参照してさらに本実施形態の機能について説明する。図8は本実施形態における表示例を示す図である。表示制御ユニット8は、カラー像部110、全体の心電波形部120、指定領域の心電波形部130、運動情報の経時グラフ部140を表示装置9に表示させる。

【0054】

カラー像生成機能82は、被検体のBモード画像に上述の第1ピーク到達時間をカラー情報として重畳して表示するカラー形態像111をあらわすカラー像部110を生成する。また、カラー像部110には、演算範囲設定機能73によって設定された時間演算範囲112が示される。図8では、 t_s 及び t_e は、指定領域の心電波形部130及び運動情報の経時グラフ部140表示時間領域を1として、 $t_s = 0.05$ 、 $t_e = 0.58$ とした場合を示す。また、カラーマップ設定機能81の設定するカラーマップがカラーバー113により示される。図8の場合では、表示時間領域の始点から0.09秒から0.56秒の範囲でカラー情報を割り振っている。図8では便宜上、カラー情報を濃淡によって代替しているが、実際には緑 赤といったようなグラデーションのカラー情報が割り当てられる。この表示例では、左室の長軸像が表されており、中隔側114で異常な早期収縮がおこっている。したがって、中隔側114では、遅延を生じている側壁側115よりも濃淡が淡くなっている。

【0055】

心電図生成機能84は、図示しない心電図ユニットにより被検体からの心電信号から得られた全体の心電波形部120及び指定領域の心電波形部130を生成する。表示される範囲は、選択された画像情報の全範囲にわたって表示してもよいし、カラー像部110に表示されているBモード像に対応する時点を基準とした数心拍であってもよい。操作者はこの心電波形120を参照し、どの心拍で評価を行うか設定する。設定方法は、具体的にはカーソル122を動かすことによって、操作者が手動で定めるものとしてもよいし、一般的な心電波形から規定されるQRS波の立ち上がりを基準として自動認識するものとしてもよい。また、横波線で示される領域は時間演算範囲の外を示すものである。さらに、全体の心電波形部120には収縮末期時相123が表示される。操作者はこの収縮末期時相123の前後が十分含まれるようにカーソル122を動かすことにより、適正な表示時間領域を設定することができる。

【0056】

さらに、全体の心電波形部120上にはカラーマップの基準時点124が表示される。この基準時点124に従って、緑 赤といったようなグラデーションとなるようにカラー

10

20

30

40

50

マップがそれぞれの時点に対して割り当てられる。上述したように図 8 の場合は 0 . 0 9 秒から 0 . 5 6 秒にわたってカラー情報が割り振られている。これは、操作者が手動で定めるものとしてもよいし、装置によって自動設定するものとしてもよい。自動設定の具体的手法としては、例えば、QRS 波から 6 0 0 m s e c などといったように、心電波形の形状を利用して一定の数値を定めておいてもよいし、上述の収縮末期時相 1 2 3 を基準に定めるものとしてもよい。

【 0 0 5 7 】

指定領域の心電波形部 1 3 0 は、全体の心電波形部 1 2 0 を用いて指定された表示時間領域に対応して心電波形を拡大表示するものである。指定領域の心電波形部 1 3 0 は、運動情報の経時グラフ部 1 4 0 と対照可能に表示される。

10

【 0 0 5 8 】

経時グラフ生成機能 8 3 は、カラー像部 1 1 0 上に操作者によって指定された R O I 1 1 4 のにおける運動情報の経時変化を示すグラフである運動情報の経時グラフ部 1 4 0 を生成する。操作者は、収縮時相の異常な部位がカラー像部 1 1 0 を参照して把握できるので、カラー像部 1 1 0 をガイドとしながら任意の部位に R O I を指定し、局所的な運動情報の経時変化の解析を行うことが可能である。図 8 の場合では R O I 1 の運動情報が実線 1 4 1、R O I 2 の運動情報が破線 1 4 2 によって表される。

【 0 0 5 9 】

さらに、表示制御ユニット 8 は、このような R O I によって指定された局所的な運動情報の経時変化についての解析値を表示してもよい。図 9 にこのような解析値をテーブル形式で表示した例を示す。ここで C H 1 ~ C H 4 は操作者が指定した R O I に対応するものであり、本表示例においては 4 つの R O I (C H) が指定されている。各 C H の数値は各々における第 1 ピークの値 (m m) を示し、括弧内の数字は第 1 ピークの到達時間 (m s e c) を示す。1 行目の第 1 ピーク値の欄には、C H 1 ~ 4 の第 1 ピーク値の統計値が表示される。 μ は平均値、 σ は標準偏差、 Δ は最大値と最小値の差である。また、2 行目の第 1 ピーク時間の欄も同様で、C H 1 ~ 4 の第 1 ピーク到達時間の統計値が表示される。 μ は平均値、 σ は標準偏差、 Δ は最大値と最小値の差である。

20

【 0 0 6 0 】

さらに、経時グラフ部 1 4 0 においては、演算範囲設定機能 8 3 の設定する時間演算範囲の外が横破線の領域でマスク表示され、閾値設定機能の設定する閾値が点の領域でマスク表示される。操作者はこれらの領域を参照しながら時間演算領域や閾値を設定することができるものとする。なお、図 8 では正の極性を持つ運動情報を演算の対象としているがこれに限られない。負の極性の運動情報に対して演算を行う場合は負側の領域にマスク表示を行い、運動情報の絶対値に対して演算を行う場合は負側の領域にマスク表示を行うものとする。マスク表示は図 8 に示されるような領域表示に限られるのではなく、閾値に相当する位置に破線や実線を表示してもよいし、グラフの数値軸の閾値の位置に矢印を表示してもよい。

30

【 0 0 6 1 】

(効果)

次に本実施形態の効果について以下に列挙する。本実施形態によれば、心筋の変位や歪みなどの運動量を検出し、この運動量の経時変化を演算・解析している。変位や歪みは時間積分を経た物理量であるから、図 1 2、1 3 に示されるような速度を用いた場合と異なって経時変化は比較的安定する。したがって、本実施形態によれば運動速度を演算・解析する特許文献 1 のような技術に比べて、心臓の異常な収縮を示す運動情報のピークを確実に検出できる。

40

【 0 0 6 2 】

さらに、本実施形態によれば、運動情報の第 1 ピークの到達時間をカラー情報に変換して B モード像に重畳している。したがって、異常な収縮を示す運動情報のピークが、その後の収縮による全体動に引きずられて出現するピークよりも小さい場合でも、異常な収縮を示す時点をピークとして検出することができる。したがって、重度心不全症例での収縮

50

初期における異常な収縮を安定的かつ簡便に把握することができる。したがって、収縮同期不全であるか否かを的確に判断することが可能となるため、心臓再同期療法が有効な患者を的確に判定できる。つまり、患者に対して効果の少ない不要な施術を行うことを避けることができるため、患者や術者の負担を大きく軽減できる。

以下に、図10を参照してこの関係を具体的に示す。左心室近辺の超音波画像上のROI1を実線、ROI2を点線に対応させて、1心周期における各部位の変位をグラフに表す。ここで、収縮初期区間まで含めた(c)の領域でピーク検出を行った場合、ROI1の変位を示す曲線のピークはtp4で示される収縮初期の位置で異常な挙動を示すピークを有している。しかし、全体動にひきずられて収縮後期になって現れているtp5の位置でもピークを有しているため、機械的にピーク検出を行うとより高い変位を示すtp5の位置をピークとして検出する。このtp5のピークはROI2の変位のピークと同じ位置になるため、双方同じ時点でピークを有すると検知される。つまり、ROI1の部位とROI2の部位はあたかも同期して収縮しているかのような解析結果となってしまっているのである。これに対して本実施形態の図8では中隔側で生じている異常な早期収縮を確実に検出できており、遅延を生じている側壁側よりも中隔側が早く収縮し、左室壁間の収縮非同期が生じていることが一目で認識できる。

【0063】

また、本実施形態においては、所定の閾値を超えた運動情報の入力値のみに対して時間演算を行っており、運動情報の比較的微小なピークを第1のピークとして検出しない。このような微小なピークは本質的でない様々な事情によって現れるものであり、心筋の運動タイミングを示すピークとしては適切ではない。したがって、本実施形態によれば、心臓の異常な収縮を示す運動情報のピークを確実に検出できる。

【0064】

また、心腔内にも低い値の運動情報が検出されることが一般的であるので、このような閾値を設けない場合には、心腔内にもピークが検出されてカラー情報が重畳されてしまう。しかしながら、収縮同期不全の判定を行う場合にはこのような情報は不要であり、観察の邪魔になる。本実施形態によれば、演算する入力値に閾値を設けることにより、比較的大きな運動情報が検出される心壁の運動情報のピークを中心として検出することができる。したがって、ほぼ心筋のみにカラー情報が重畳された画像を表示することが可能であり、心筋の機能判定が容易となる。

【0065】

また、運動情報として歪みを用いる場合、歪みは変位よりもスペckルノイズの影響を受けやすいため、その経時変化には微小なピークが存在することが多い。しかしながら、本実施形態によれば、演算する入力値に閾値を設けることにより、比較的大きな運動情報として現れる心筋の収縮に起因する歪みを検出することができる。したがって、本実施形態によれば、心臓の異常な収縮を示す運動情報のピークを確実に検出できる。

【0066】

さらに、上述のような閾値レベルの最適化のためには図8に示されるような運動情報の経時グラフを参照して、ノイズ除去に最適な閾値設定を行うのが効果的である。本実施形態によれば図8の点の領域に示されるように、閾値によって演算対象外となる範囲がグラフに重畳されてマスク表示される。したがって、操作者は最適な閾値を直感的に把握できる。

【0067】

一方、本実施形態によれば、減衰閾値を設定することが可能である。心不全症例においては、心壁は不規則な動作をとまなうことが多いため、当該心筋部位の収縮末期にのみ必ずピークを有するとは限らない。図11に示されるように、ピークを3ヶ所持つような場合もある。しかしながら、図11の場合の収縮末期は3番目のtpの時点である。これに対して、本実施形態によればピークの検出後、減衰閾値に基づく値まで単調減少するピークのみを抽出する。これにより、不明確なピークを抽出せず、心臓の異常な収縮を示す明確なピークのみを検出できる。

【 0 0 6 8 】

また、本実施形態によれば時間演算範囲を設定することが可能である。短軸像を用いた演算の場合には等容収縮期での回転成分によってQ R S波の立ち上がり直後にピークが現れることが多い。しかしながら、本実施形態によれば、時間演算範囲を設定することにより、このような領域を演算の対象外とすることが可能である。したがって、本実施形態によれば、心臓の異常な収縮を示す運動情報のピークを確実に検出できる。

【 0 0 6 9 】

さらに、上述のような時間演算範囲の最適化のためには図8に示されるような運動情報の経時グラフ部140を参照して、最適な設定を行うのが効果的である。本実施形態によれば図8の点の領域に示されるように、演算対象外となる範囲がグラフに重畳されてマスク表示される。したがって、操作者は最適な時間演算範囲を直感的に把握できる。

10

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態によれば、収縮末期時相や収縮遅延時相を自動的に推定し、カラーマップに反映させている。したがって、操作者がカラーマップの設定を行わずとも適切なカラーマップが設定され、操作者の負担が軽減される。さらに、本実施形態においては、過去の心拍における運動情報から次の心拍における収縮末期時相や収縮遅延時相を推定し、カラーマップの設定に反映している。したがって、1心拍分の撮像の終了を待ってからカラーマップの設定を行う必要がない。つまり、リアルタイムに各心拍において適切なカラーマップが設定できる。これにより、多数の心拍における連続的な観察が容易となり、被検体の運動状態の把握が容易となる。

20

【 0 0 7 1 】

さらに、本実施形態によれば、カラーマップの設定を2色及び3色以上の色を用いて設定可能である。したがって、2色のカラーマップにより異常な早期収縮のみを浮き立たせるように表示することができると同時に、3色のカラーマップにより異常な早期収縮とともに異常な遅延収縮も一目瞭然に把握することができる。したがって、診断の目的や被検体の状態に応じて、適切な表示態様での画像を取得することができる。したがって、本実施形態によれば、操作者の診断に際しての負担が軽減される。

【 0 0 7 2 】

(変形例)

本発明は、上述のような実施形態に留まらず、その要旨を逸脱しない範囲において様々な変形例が可能であることはいうまでもない。

30

【 0 0 7 3 】

例えば、被検体に対して運動や薬物により負荷を与え、その前後においてピーク到達時間をカラー表示する技術が本発明者らによって特許出願(特願2004-210110)されている。本発明をこれに適応し、第1ピーク抽出機能、閾値設定機能、演算範囲設定機能及び減衰閾値設定機能の少なくともいずれかを、上述のような負荷前後での運動状態の比較のために用いてもよい。このようにしても上述の実施形態で説明したものと同様の効果が得られる。

【 0 0 7 4 】

また、本実施形態では、歪みや変位の運動情報の解析に対して第1ピーク抽出機能、閾値設定機能、演算範囲設定機能及び減衰閾値設定機能を用いたが、これに限られない。速度や分散、パワー値の運動情報に対してこれらの機能を適用可能である。

40

【 0 0 7 5 】

さらに、本実施形態においては、第1ピーク抽出機能、閾値設定機能、演算範囲設定機能、減衰閾値設定機能、収縮時相推定ユニットを備えているが、必ずしもその全てを備える必要はない。これらのうちの少なくとも一つを含む組み合わせによっても、上述の実施形態に示した効果のうちの対応する効果を奏することは明らかである。

【 0 0 7 6 】

また、上述の実施形態では、受信信号が2次元空間で得られている場合について述べてきたがこれに限られない。受信信号が複数の2次元断面について得られている場合や、3

50

次元空間で得られている場合、さらには polar-map のように 3 次元空間から特徴量を得て 2 次元平面に演算結果を投影表示したような場合であっても、上述の実施形態の次元の拡張や変換により本発明の適応が可能である。

【 0 0 7 7 】

また、本実施形態では超音波プローブから受信信号を得て表示装置に表示するまでを記しているがこれに限られない。本実施形態のうち特徴的な構成は、運動情報演算ユニット、時間演算ユニット、表示制御ユニット及び収縮時相推定ユニットである。したがって、これらの構成のうち少なくとも一つを有し、外部からの情報を処理する装置としても本発明の適応が可能である。具体的には、PC やワークステーションなどのコンピュータにより、超音波診断装置とは切り離して処理を行う超音波画像処理装置であってもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 8 】

【図 1】本発明に係る実施形態の構成を示すためのブロック図。

【図 2】図 1 の実施形態における動作を示すためのフローチャート。

【図 3】図 1 の実施形態において取得する運動情報の一覧を示す図。

【図 4】短軸像における変位を運動情報として取得する場合の角度補正を説明するための模式図。

【図 5】短軸像における歪みを運動情報として取得する場合の角度補正を説明するための模式図。

【図 6】長軸像における変位を運動情報として取得する場合の角度補正を説明するための模式図。

20

【図 7】長軸像における歪みを運動情報として取得する場合の角度補正を説明するための模式図。

【図 8】図 1 の実施形態において表示制御ユニットが生成する画像の一例を示す図。

【図 9】図 1 の実施形態において表示制御ユニットが生成する演算・解析結果を示すための画像の一例を示す図。

【図 10】図 1 の実施形態における、第 1 ピーク抽出機能による効果を説明するための図。

【図 11】図 1 の実施形態における、減衰閾値設定機能による効果を説明するための図。

【図 12】従来技術を説明するための図。

30

【図 13】従来技術を説明するための図。

【符号の説明】

【 0 0 7 9 】

- 1 超音波プローブ
- 2 送信ユニット
- 3 受信ユニット
- 4 Bモード処理ユニット
- 5 組織ドブラ処理ユニット
- 6 運動情報処理ユニット
- 7 時間演算ユニット
- 8 表示制御ユニット
- 9 表示装置
- 11 収縮時相推定ユニット
- 71 第 1 ピーク抽出機能
- 72 閾値設定機能
- 73 演算範囲設定機能
- 74 減衰閾値設定機能
- 81 カラーマップ設定機能
- 82 カラー像生成機能
- 83 経時グラフ生成機能

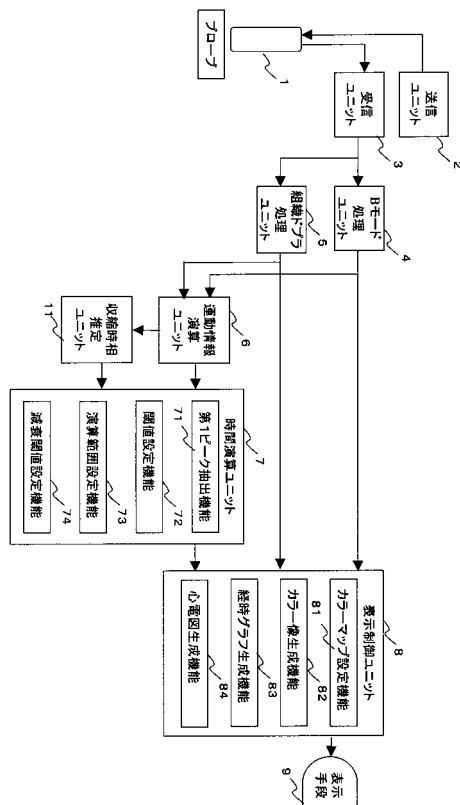
40

50

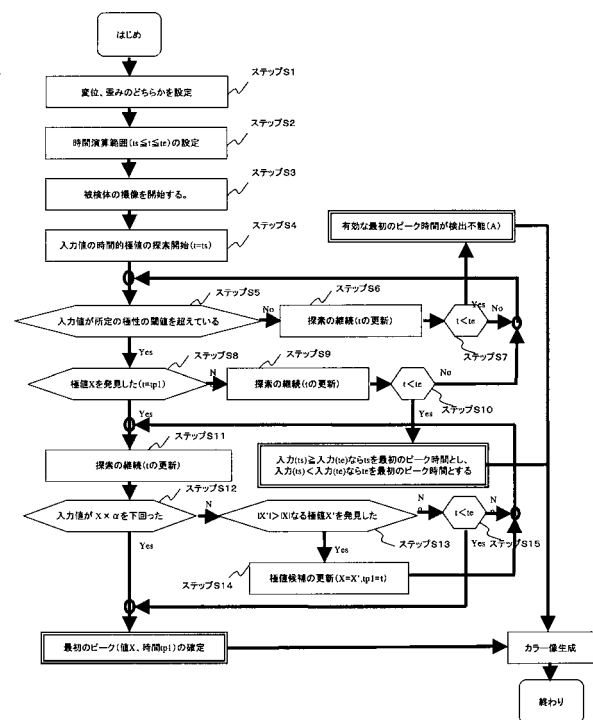
- | | |
|-------|-------------|
| 8 4 | 心電図生成機能 |
| 1 1 0 | カラー像部 |
| 1 1 1 | カラー形態像 |
| 1 1 2 | 時間演算範囲 |
| 1 1 3 | カラーバー |
| 1 2 0 | 全体の心電波形部 |
| 1 2 1 | 心電波形 |
| 1 2 2 | カーソル |
| 1 2 3 | 収縮末期時相 |
| 1 2 4 | カラーマップの基準位置 |
| 1 3 0 | 指定領域の心電波形部 |
| 1 4 0 | 運動情報の経時グラフ部 |

10

【圖 1】



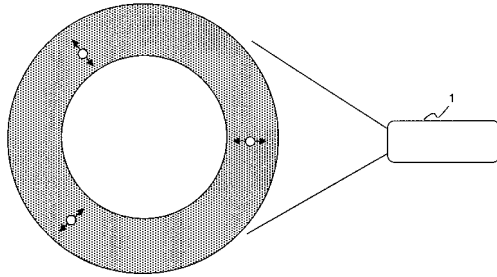
【圖 2】



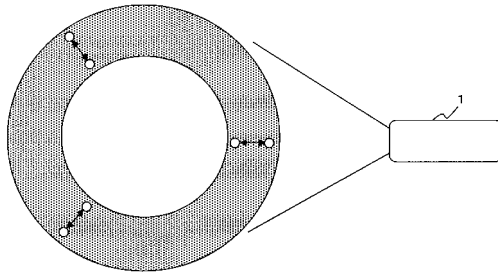
【図 3】

	変位	歪み
短軸	厚み変化(+)	厚み変化(+)
長軸	長手変化(+)	長手変化(-)

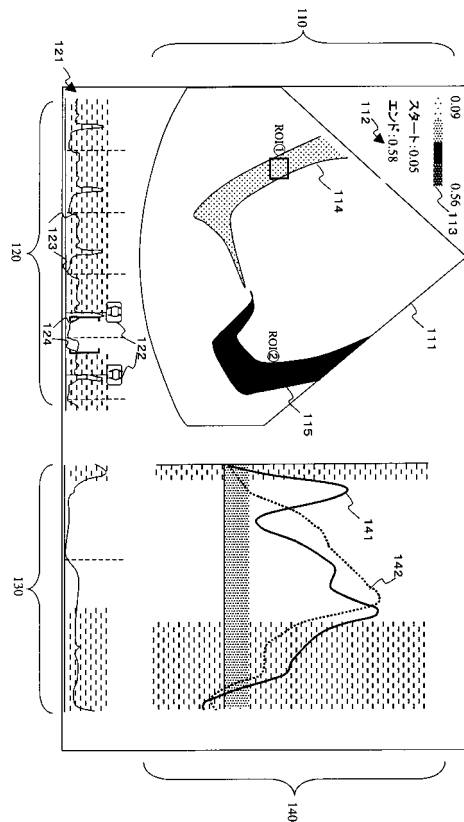
【図 4】



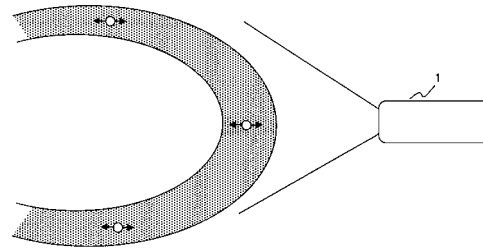
【図 5】



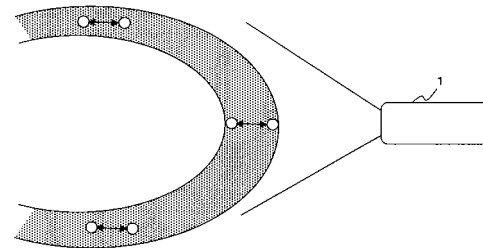
【図 8】



【図 6】



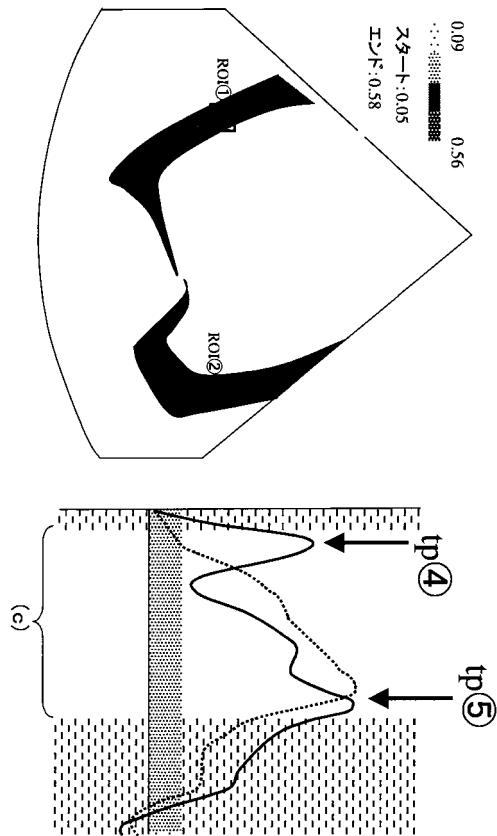
【図 7】



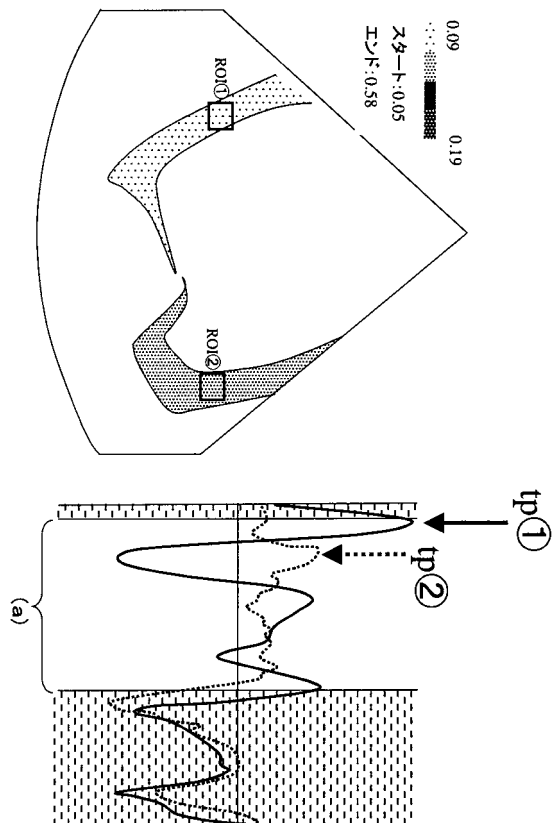
【図 9】

ROI 情報	第1ピーク	最小値	現在値
第1ピーク値[mm]	$\mu = 3.127$, $\sigma = 1.204$, $\Delta = 2.642$		
第1ピーク時間[msec]	$\mu = 324$, $\sigma = 252$, $\Delta = 437$		
CH1: 1.94 (106)		CH2: 3.62 (106)	
CH3: 4.58 (543)		CH4: 2.37 (543)	

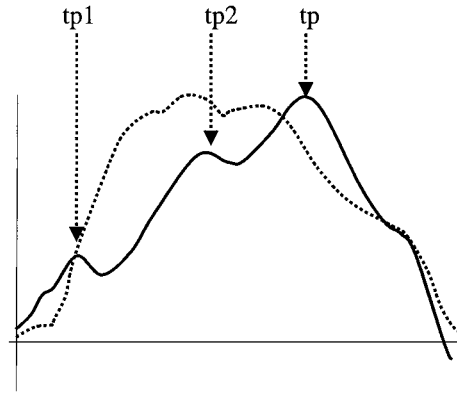
【図 10】



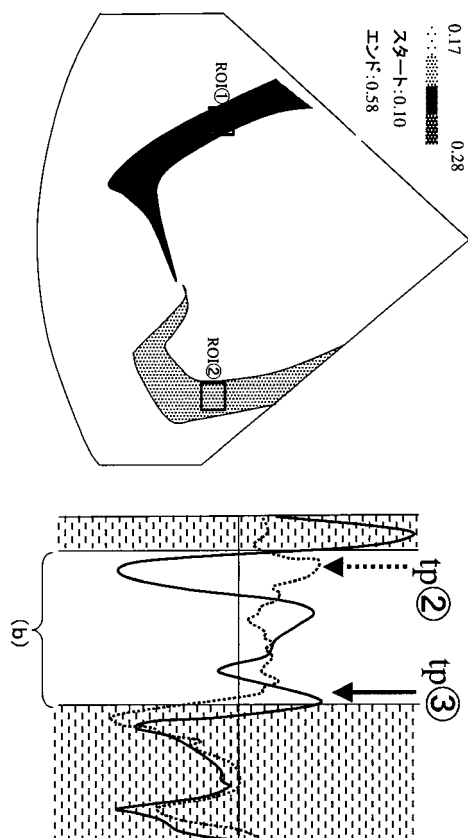
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 0 0 0 6 6 4 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 4 / 1 0 3 1 8 5 (W O , A 1)
特開 2 0 0 4 - 2 1 5 9 3 9 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 4 2 0 0 6 (J P , A)
特開平 1 1 - 1 5 5 8 6 2 (J P , A)
特表 2 0 0 6 - 5 1 0 4 5 4 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 4 / 0 5 8 0 7 2 (W O , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B	8 / 0 0	-	8 / 1 5
G 0 6 T	1 / 0 0		
G 0 6 T	7 / 2 0		

专利名称(译)	超声波图像处理装置和超声波图像处理装置的控制程序		
公开(公告)号	JP4805669B2	公开(公告)日	2011-11-02
申请号	JP2005376261	申请日	2005-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	阿部康彦 川岸哲也		
发明人	阿部 康彦 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T7/20		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/0883 A61B8/463 A61B8/488 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S7/52087 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/20.A G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/246		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE03 4C601/EE09 4C601/FF08 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE16 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DC06 5B057/DC32 5L096/AA03 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/CA04 5L096/DA01 5L096/DA04 5L096/HA03		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2007175235A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

亲切代码：本发明的目的是提供一种医学图像处理设备和医学图像处理设备的控制程序，其能够正确地掌握对象中组织的运动状态。— 一种扫描仪，其向对象发送超声波并基于从对象反射的超声波获取接收的数据；以及控制器，被配置为基于所接收的数据获取对象中的多个位置处的组织的运动信息。一种时间计算装置，用于根据由时间计算装置检测到的运动信息找到对象的运动定时，用于生成表示运动时间信息的图像的显示器还有一个控制单元。点域1

【 図 2 】

