

(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2007-117611

(P2007-117611A)

(43) 公開日 平成19年5月17日(2007.5.17)

| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
|-------------------------|----------------------|-------------|
| A 6 1 B 8/08 (2006.01) | A 6 1 B 8/08 | 4 C 0 9 3 |
| A 6 1 B 5/00 (2006.01) | A 6 1 B 5/00 G | 4 C 0 9 6 |
| A 6 1 B 6/03 (2006.01) | A 6 1 B 6/03 3 6 0 Z | 4 C 1 1 7 |
| A 6 1 B 5/055 (2006.01) | A 6 1 B 5/05 3 8 0 | 4 C 6 0 1 |

審査請求 未請求 請求項の数 30 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-316853 (P2005-316853)
 (22) 出願日 平成17年10月31日 (2005.10.31)

(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 100059225
 弁理士 蔦田 璋子
 (74) 代理人 100076314
 弁理士 蔦田 正人
 (74) 代理人 100112612
 弁理士 中村 哲士
 (74) 代理人 100112623
 弁理士 富田 克幸

最終頁に続く

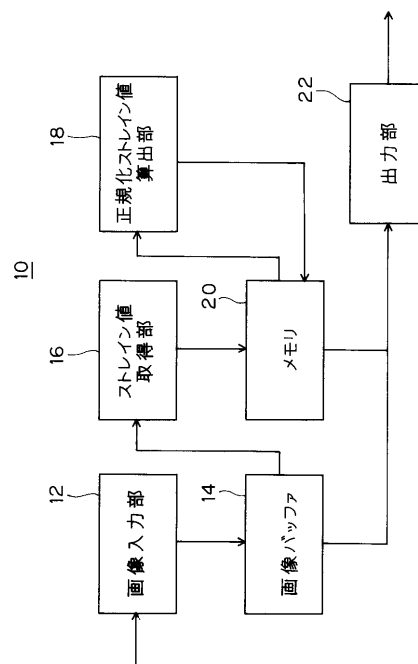
(54) 【発明の名称】 心機能解析装置及びその方法

(57) 【要約】

【課題】 心機能の異常を明確に反映する評価値を取得する心機能解析装置 10 を提供する。

【解決手段】 心臓を被写体とした時系列の画像データからの運動を解析する心機能解析装置 10 であって、時系列の画像データから心筋の厚みにおける時系列のストレイン値を得るストレイン値取得部 16 と、時系列ストレイン値を正規化する正規化ストレイン値算出部 18 と、正規化ストレイン値の時系列データを出力する出力部 22 とを有する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心臓を被写体とした時系列の画像データを用いて前記心臓の運動を解析する心機能解析装置であって、

前記時系列の画像データに基づいて前記心臓上の部位における時系列のストレイン値を取得するストレイン値取得部と、

前記時系列のストレイン値を正規化して時系列の正規化ストレイン値を算出する正規化部と、

前記時系列の正規化ストレイン値を出力する出力部と、

を備える

ことを特徴とする心機能解析装置。

10

【請求項 2】

前記ストレイン値取得部は、前記ストレイン値を前記心臓の心筋の厚み方向、または、心筋の長さ方向の距離から求める

ことを特徴とする請求項 1 記載の心機能解析装置。

【請求項 3】

前記時系列の画像データのうちの基準となる画像データにおいて、前記心臓上の部位に 2 つの追跡点を設定する追跡点設定部と、

前記時系列の画像データの各々における、前記部位の 2 つの追跡点の位置を求める追跡部と、

をさらに備え、

前記ストレイン値取得部は、前記心臓上の部位における時系列のストレイン値を前記時系列の画像データにおける前記 2 つの追跡点間の距離に基づいて求める、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の心機能解析装置。

20

【請求項 4】

前記追跡点設定部は、前記心臓の心筋の内側の輪郭上と外側の輪郭上とに 1 点ずつ前記追跡点を設定する、

ことを特徴とする請求項 3 に記載の心機能解析装置。

【請求項 5】

前記追跡点設定部は、前記心臓の心筋に沿って 2 つの前記追跡点を設定する

ことを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の心機能解析装置。

30

【請求項 6】

前記正規化部は、ストレイン値を複数の部位間で共通な尺度の正規化ストレイン値に正規化する

ことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の心機能解析装置。

【請求項 7】

前記正規化部は、前記正規化ストレイン値を、前記部位における解析時間区間内のストレイン値の最大変動幅と、現在のストレイン値と最小ストレイン値の差との比で定義する

ことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の心機能解析装置。

40

【請求項 8】

前記正規化部は、前記正規化ストレイン値を、前記部位における解析時間区間の開始時ストレイン値と終了ストレイン値の差と、現在のストレイン値と前記開始時ストレイン値の差との比で定義する

ことを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の心機能解析装置。

【請求項 9】

前記正規化ストレイン値の時間的変化パターンと、規定の標準変化パターンとの違いを示す評価値を算出する評価値算出部をさらに備える

ことを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の心機能解析装置。

【請求項 10】

前記正規化ストレイン値が所定の値に達する時間を算出する到達時間算出部をさらに備

50

える

ことを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の心機能解析装置。

【請求項 1 1】

前記出力部が、前記解析時間区間内の所定の時間における正規化ストレイン値に応じた色を、前記心臓の画像に重畳表示する

ことを特徴とする請求項 7 または 8 記載の心機能解析装置。

【請求項 1 2】

前記正規化部が、複数の領域に分割された心筋領域毎に前記正規化ストレイン値の代表値を算出する

ことを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の心機能解析装置。

10

【請求項 1 3】

心臓を被写体とした時系列の画像データを用いて前記心臓の運動を解析する心機能解析方法であって、

前記時系列の画像データに基づいて前記心臓上の部位における時系列のストレイン値を取得し、

前記時系列のストレイン値を正規化して時系列の正規化ストレイン値を算出し、

前記時系列の正規化ストレイン値を出力する

ことを特徴とする心機能解析方法。

【請求項 1 4】

前記ストレイン値を、前記心臓の心筋の厚み方向、または、心筋の長さ方向の距離から求める

20

ことを特徴とする請求項 1 3 記載の心機能解析方法。

【請求項 1 5】

ストレイン値を複数の部位間で共通な尺度の正規化ストレイン値に正規化する

ことを特徴とする請求項 1 3 または 1 4 記載の心機能解析方法。

【請求項 1 6】

前記正規化ストレイン値を、前記部位における解析時間区間内のストレイン値の最大変動幅と、現在のストレイン値と最小ストレイン値の差との比で定義する

ことを特徴とする請求項 1 3 から 1 5 のいずれか一項に記載の心機能解析方法。

【請求項 1 7】

30

前記正規化ストレイン値を、前記部位における解析時間区間の開始時ストレイン値と終了ストレイン値の差と、現在のストレイン値と前記開始時ストレイン値の差との比で定義する

ことを特徴とする請求項 1 3 から 1 5 のいずれか一項に記載の心機能解析方法。

【請求項 1 8】

前記正規化ストレイン値の時間的変化パターンと、規定の標準変化パターンとの違いを示す評価値をさらに算出する

ことを特徴とする請求項 1 3 から 1 7 のいずれか一項に記載の心機能解析方法。

【請求項 1 9】

前記正規化ストレイン値が所定の値に達する時間をさらに算出する

40

ことを特徴とする請求項 1 3 から 1 7 のいずれか一項に記載の心機能解析方法。

【請求項 2 0】

前記解析時間区間内の所定の時間における正規化ストレイン値に応じた色を、前記心臓の画像に重畳表示する

ことを特徴とする請求項 1 6 または 1 7 記載の心機能解析方法。

【請求項 2 1】

複数の領域に分割された心筋領域毎に前記正規化ストレイン値の代表値を算出する

ことを特徴とする請求項 1 3 から 1 7 のいずれか一項に記載の心機能解析方法。

【請求項 2 2】

心臓を被写体とした時系列の画像データを用いて前記心臓の運動をコンピュータによっ

50

て解析するための心機能解析プログラムであって、

前記時系列の画像データに基づいて前記心臓上の部位における時系列のストレイン値を取得するストレイン値取得機能と、

前記時系列のストレイン値を正規化して時系列の正規化ストレイン値を算出する正規化機能と、

前記時系列の正規化ストレイン値を出力する出力機能と、

を実行する

ことを特徴とする心機能解析プログラム。

【請求項 23】

前記正規化機能は、前記ストレイン値を、前記心臓の心筋の厚み方向、または、心筋の長さ方向の距離から求める

ことを特徴とする請求項 22 記載の心機能解析プログラム。

【請求項 24】

ストレイン値を複数の部位間で共通な尺度の正規化ストレイン値に正規化する

ことを特徴とする請求項 22 または 23 記載の心機能解析方法。

【請求項 25】

前記正規化機能は、前記正規化ストレイン値を、前記部位における解析時間区間内のストレイン値の最大変動幅と、現在のストレイン値と最小ストレイン値の差との比で定義する

ことを特徴とする請求項 22 から 24 のいずれか一項に記載の心機能解析プログラム。 20

【請求項 26】

前記正規化機能は、前記正規化ストレイン値を、前記部位における解析時間区間の開始時ストレイン値と終了ストレイン値の差と、現在のストレイン値と前記開始時ストレイン値の差との比で定義する

ことを特徴とする請求項 22 から 24 のいずれか一項に記載の心機能解析プログラム。

【請求項 27】

前記正規化ストレイン値の時間的変化パターンと、規定の標準変化パターンとの違いを示す評価値を算出する評価値算出機能をさらに実行する

ことを特徴とする請求項 22 から 26 のいずれか一項に記載の心機能解析プログラム。

【請求項 28】

前記正規化ストレイン値が所定の値に達する時間を算出する到達時間算出機能をさらに実行する

ことを特徴とする請求項 22 から 26 のいずれか一項に記載の心機能解析プログラム。 30

【請求項 29】

前記出力機能が、前記解析時間区間内の所定の時間における正規化ストレイン値に応じた色を、前記心臓の画像に重畳表示する

ことを特徴とする請求項 25 または 26 記載の心機能解析プログラム。

【請求項 30】

前記正規化機能が、複数の領域に分割された心筋領域毎に前記正規化ストレイン値の代表値を算出する

ことを特徴とする請求項 22 から 26 のいずれか一項に記載の心機能解析プログラム。 40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心機能解析装置及び心機能解析方法に係わり、特に診断に適した形でストレイン値の時系列データを出力できるようにした心機能解析装置及び心機能解析方法に関する。

【背景技術】

【0002】

心筋梗塞や狭心症といった心臓病の詳細な診断を目的として、心臓を被写体とする時系 50

列の画像データから心臓の動きを測定し、解析する心機能解析装置について開発がなされている。

【0003】

特許文献1には、心臓の左心室内腔の大きさの時間的な変化に基づき心機能の評価値を算出するシステムについての記載がある。左心室内腔の大きさは断面像においては内腔断面積であり、内腔断面積は心内膜境界（心筋壁の内側境界）を求め、その心内膜境界の形状に基づき算出されることになる。つまり、左心室内腔の大きさの時間的な変化とは、心内膜境界位置の時間的な変化から算出されるものである。

【0004】

しかし内膜境界の変化に基づく方法では、心筋の異常を明確に反映しない場合があった。例えば、心筋の拡張/収縮の機能が局部的に低下した場合等において、周辺の正常な心筋の動きに引っ張られることによって異常部分についても内膜境界の動きは明確には低下せず、その結果、内膜境界位置の変化から算出される評価値に明確な違いが現れないといった場合があった。

10

【0005】

また、心筋を局所毎に分割して評価する場合には、分割された内腔断面積を算出するための中心点が必要となる。中心点を固定したままであると、心臓全体が平行移動するような場合に、分割内腔断面積は心臓全体の移動の影響を受けてしまうため、影響を受けないように心臓全体の移動に応じて中心点を定める必要性が生じていた。

【特許文献1】特開2003-325521公報

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述したように、従来技術には、心機能の評価値が心筋の異常を明確に反映しない場合があるという問題点があった。

【0007】

また、心筋を局所毎に分割して評価する場合には、心臓全体の移動等の動きの影響を受けないように中心点を定める必要があるという問題点があった。

【0008】

そこで、本発明は、上記問題点を解決するためになされたものであって、心機能の異常を明確に反映する評価値を得ることを可能とし、かつ心筋を局所毎に分割して評価する際の中心点の設定を必要としない心機能解析装置及びその方法を提供する。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、心臓を被写体とした時系列の画像データを用いて前記心臓の運動を解析する心機能解析装置であって、前記時系列の画像データに基づいて前記心臓上の部位における時系列のストレイン値を取得するストレイン値取得部と、前記時系列のストレイン値を正規化して時系列の正規化ストレイン値を算出する正規化部と、前記時系列の正規化ストレイン値を出力する出力部と、を備えることを特徴とする心機能解析装置である。

【発明の効果】

40

【0010】

本発明によれば、正規化ストレイン値の時間的な変化を算出することにより心機能の異常を明確に反映することが可能であり、また、心筋を局所毎に分割して評価する際の中心点の設定を必要としない。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、本発明の一実施形態の心機能解析装置10について図面に基づいて説明する。

【0012】

(1) 心機能解析装置10の構成

図1は、本実施形態に係わる心機能解析装置10を示すブロック図である。

50

【0013】

心機能解析装置10は、時系列の画像データを入力する画像入力部12と、画像データを記憶する画像バッファ14と、画像データから心臓上のストレイン値の時系列データを得るストレイン値取得部16と、時系列ストレイン値データを正規化する正規化ストレイン値算出部18と、ストレイン値や正規化ストレイン値のデータを記憶するメモリ20と、正規化ストレイン値の時系列データを出力する出力部22とを備えている。

【0014】

心機能解析装置10は、例えば、汎用のコンピュータ装置10を基本ハードウェアとして用いることでも実現することが可能である。すなわち、画像入力部12、ストレイン値取得部16、正規化ストレイン値算出部18及び出力部22は、上記のコンピュータに搭載されたプロセッサにプログラムを実行させることにより実現することができる。このとき、心機能解析装置10は、上記のプログラムをコンピュータ装置10に予めインストールすることで実現してもよいし、CD-ROMなどの記憶媒体に記憶して、あるいはネットワークを介して上記のプログラムを配布して、このプログラムをコンピュータに適宜インストールすることで実現してもよい。また、画像バッファ14及びメモリ20は、上記のコンピュータに内蔵あるいは外付けされたメモリ20、ハードディスクもしくはCD-R、CD-RW、DVD-RAM、DVD-Rなどの記憶媒体などを適宜利用して実現することができる。

【0015】

(2) 心機能解析装置10の動作

次に、図2のフローチャートを用いて、心機能解析装置10の動作について説明する。

【0016】

(2-1) 画像入力部12

まず、ステップ1において、画像入力部12では時系列画像データを入力する。時系列画像データは超音波診断装置、X線CT装置、MRI装置等の医用画像診断装置から入力してもよいし、画像サーバー等に保存された画像データを入力としてもよい。入力された画像データは画像バッファ14に格納される。

【0017】

(2-2) ストレイン値取得部16

ステップ2において、ストレイン値取得部16が、時系列画像データから心臓の時系列のストレイン値を例えば下記の方法で取得する。

【0018】

(2-2-1) 第1の取得方法

時系列のストレイン値の取得の第1の方法について図3～図6に基づいて説明する。

【0019】

第1の方法は、次のような画像解析の手順によって行う。

【0020】

ストレイン値取得のための画像解析手順は、最初に画像中に追跡点を配置する。追跡点は、輝度値のピーク位置やコーナー位置等の画像パターンが特徴的な位置を選択すると良い。

【0021】

次に、追跡点の位置を基準にしてその周辺の画像パターンをテンプレート画像とし、次フレーム画像との間でテンプレートマッチングを行う。テンプレートマッチングではテンプレート画像と最も類似した位置を探す。したがって、現フレームにおける各追跡点が次フレームにおいてどこに移動したかが検出される(図3参照)。

【0022】

これらの追跡点の配置とテンプレートマッチングの処理を、フレーム1とフレーム2、フレーム2とフレーム3というように隣接フレーム間で行うことにより、時系列画像における各追跡点上の動きが検出されることになる。

【0023】

10

20

30

40

50

次に、ストレイン値 S を式 (1) で計算する。まずストレイン値の定義について説明する。「ストレイン値」は計測対象の長さの変化を基準時間における長さで割った値として定義される。

【0024】

$$S = (L - L_{ref}) / L_{ref} \quad (1)$$

心臓の壁厚を計測対象とした場合には、基準時間における壁厚を L_{ref} 、時間 t における壁厚を L_t と表すと、ストレイン値 WT は式 (2) のように書くことができる。

【0025】

$$WT = (L_t - L_{ref}) / L_{ref} \quad (2)$$

この場合には、このストレイン値 WT は壁厚増加率、または、壁厚変化率と呼ばれることもある。

【0026】

また、これらのストレイン値を 100 倍し、百分率で表現することもある。

【0027】

このストレイン値を計測するために、本実施形態ではまず基準となるフレームを指定し、そのフレームで計測対象を決める。計測対象の決定は、計測対象の両端点の位置を指定することで行うと良い (図4参照)。両端点の位置の指定はマウス等のポインティングデバイスを用いて行うと良い。あるいは、後述するような方法で自動的に両端点を設定するようにしても良い。

【0028】

両端点の位置が指定されたら、その位置が次フレームでどの位置に移動するかを推定する。移動先の推定は、テンプレートマッチングで得られた動きの情報を用いて行う。例えば端点位置に最も近い追跡点の動きによって端点の動きを近似する方法をとることができる (図5参照)。あるいは、端点に近い複数追跡点の動きを補間して端点の動きを推定しても良い。補間方法としては、線形補間や2次元的なスプライン補間等の方法を用いると良い。

【0029】

このようにして計測対象の両端点の位置を時系列な各フレームにわたって追跡することができ、その結果、両端点間の距離を各フレームについて算出することができる。算出された両端点間の距離から、式 (1) または式 (2) によってストレイン値を算出する。

【0030】

計測対象が複数箇所ある場合には複数の両端点を設定し、上述のストレイン値の算出手順によってそれぞれの計測対象について処理を行う。心臓を対象にする場合には、心筋上に複数の計測対象を設定すると心筋上のストレイン値の分布を把握するのに好都合である。例えば、図6のように心筋の内側と外側に両端点を複数配置することで、心筋全体にわたってストレイン値を算出することができる。図6のような両端点の配置を簡便に行うためには、例えば心筋の内側と外側の輪郭を抽出または指定し、その輪郭上に端点を配置すると良い。

【0031】

(2-2-2) 第2の取得方法

第2のストレイン値取得の方法としては、超音波のドップラモードで得られる組織の速度情報を用いて、計測対象の両端点の次フレームでの移動先を算出しストレイン値を計算しても良い。

【0032】

この方法では、超音波パルスを複数回発射し、反射パルスの遅延時間の差から対象物の移動速度を検出する。対象物が移動している場合には、複数の反射パルスに時間的ずれが

10

20

30

40

50

生じるため速度を検出できる。検出される速度情報は超音波ビーム方向の速度成分であるので、別途移動方向を仮定または手動で教示することで実際の速度を推定することができる。このようにして得られた速度情報を用いて、心筋の境界位置を追跡してストレイン値を計算することができる。

【0033】

(2-2-3) 第3の取得方法

第3の方法としては、ストレイン値の算出は別途算出しておき、算出されたストレイン値のデータのみを入力する構成としても良い。

【0034】

例えば、心筋の内側と外側の境界位置を手動で指示することで追跡し、心筋の厚さの変化からストレイン値を計算することもできる。

10

【0035】

以上のような手順によって、1つまたは複数箇所のストレイン値がフレーム毎に算出される。

【0036】

算出されたストレイン値はメモリ20に格納される。

【0037】

(2-3) 正規化ストレイン値算出部18

次に、ステップ3において、正規化ストレイン値算出部18ではフレーム毎に算出された時系列ストレイン値をそれぞれ正規化する。

20

【0038】

まず、心筋の厚さ方向のストレイン値の通常の変化の仕方について述べる。心室が最も拡張した時点から心室が収縮するにつれ心筋の厚さは増大するためストレイン値は増加する。収縮の後、拡張期に入ると心筋の厚さは減少するのでストレイン値は減少し、最初のストレイン値におおよそ戻る。

【0039】

以下、その正規化方法について説明する。

【0040】

(2-3-1) 第1の正規化方法

第1の正規化方法としては、評価対象とする時間区間を別途定め、式(3)に示すようにその計測対象におけるストレイン値の最大変動幅と、現在のストレイン値と最小ストレイン値の差との比で正規化ストレイン値 NS_1 を定義する方法がある。

30

【0041】

$$NS_1 = (S_t - S_{min}) / (S_{max} - S_{min}) \quad (3)$$

ここで、 S_t は時間 t におけるストレイン値、 S_{max} 、 S_{min} はそれぞれその計測対象におけるストレイン値の最大値、最小値である。最もストレイン値が小さい時相を基準にした場合等、ストレイン値の最小値が0となる場合には、ストレイン値 NS_2 は式(4)のようになる。

40

【0042】

$$NS_2 = S_t / S_{max} \quad (4)$$

このような正規化ストレイン値の定義によれば、ストレイン値の値そのものではなく最大変動幅に対する割合として表現されることになる。

【0043】

正常の動きをする心臓においても、心筋の部位毎に最大ストレイン値は異なることが想定されるため、複数の異なる心筋部分を同時に評価する場合に値の大きさに影響されずに同様の尺度で評価できることになる。とりわけストレイン値の時間的変化の急緩を比較評

50

価したい場合に効果を発揮する。

【0044】

図7はこのことを模式的に示している。図7(a)は、ストレイン値そのものの時間変化をグラフ表示した例であり、急峻に変化しているのかゆっくり変化しているのかを比較することは容易ではない。これに対して図7(b)は正規化ストレイン値の時間変化をグラフ表示した例であり、ストレイン値の最大値の大きさによらないため、時間変化が緩やかなデータを容易に判別できる。

【0045】

(2-3-2) 第2の正規化方法

第2の正規化方法としては、評価対象とする時間区間を別途定め、式(5)のストレイン値 NS_3 のように時間区間の開始時と終了時におけるストレイン値の差によって正規化する方法としても良い。

【0046】

$$NS_3 = (S_t - S_{start}) / (S_{end} - S_{start}) \quad (5)$$

ここで、 S_{start} 、 S_{end} 、 S_t はそれぞれ時間区間の開始時、終了時、時間 t におけるストレイン値を表している。

【0047】

このようにすることで指定した時間区間全体でのストレイン値の変化幅を100%とし、その途中時間までにおいて何%変化したかという情報を得ることができる。その結果、心臓の収縮期または拡張期あるいは任意の時間区間におけるストレイン値の時間的変化の急緩等を理解することに対して効果的である。

【0048】

このようにして算出された正規化ストレイン値 NS はメモリ20に格納される。

【0049】

(2-4) 出力部22

最後に、ステップ4において出力部22では、正規化ストレイン値を出力する。

【0050】

例えば、正規化ストレイン値の変化のグラフ表示、設定された時間区間中の指定経過時間後の正規化ストレイン値の表示、正規化ストレイン値に応じた色の画像上計測対象位置への重畳表示の少なくとも1つを表示する構成とすると良い。

【0051】

グラフ表示は、例えば図8のように横軸を時間に縦軸を正規化ストレイン値にとり、正規化ストレイン値の時間変化を示す。さらに、設定された時間区間中の指定経過時間後(図8の例では「40%」の時間経過後が示されている)の正規化ストレイン値(図8の例では「80%」)を表示すると、決められた時間での値を比較する場合などに効率が良い。

【0052】

また、図9のように設定された正規化ストレイン値に到達する時間に応じて、その部位をカラー表示すると、正規化ストレイン値の変化と心臓部位の位置関係が判別しやすい。このカラー表示は上述の指定経過時間後の正規化ストレイン値の値に応じて行うようにしても良い。なお、図9ではカラー表示を異なる模様で表示している。

【0053】

以上のように出力部22で表示することで、心筋の正規化ストレイン値の部分毎の違い、時間的変化の仕方の違いを理解することが容易となる。

【0054】

(3) 変更例

本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている

10

20

30

40

50

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。

【0055】

(3-1) 変更例 1

複数の領域毎に分けて正規化ストレイン値の代表値を算出することもできる。例えば、部分領域内で計測された複数の正規化ストレイン値の平均や中央値を代表値とすることで、領域毎のスコアリング等の用途に対して効率の良い表示法が可能となる。図9はその表示法の一例でもある。

【0056】

(3-2) 変更例 2

正規化ストレイン値の標準的な変化パターンとの違いを数値的に算出して表示しても良い。

【0057】

例えば、図10に示すように標準的な変化パターンと計測された変化パターンとのグラフ上での間の面積や、差の総和等によって違いを数値化し表示することができる。このようにすることで、正規化ストレイン値が急峻に変化した場合と、緩やかに変化した場合の違いを定量的に得ることができる。

【0058】

(3-3) 変更例 3

時間区間の設定の仕方は任意であるが、心臓の収縮期のみを設定区間にしたり、拡張期のみを設定区間にしたり、あるいは1心拍を設定区間にしたりすることができる。

【0059】

収縮期を設定時間区間とした場合には、収縮過程におけるストレイン値の変化割合、変化タイミングを判断するのに好適である。

【0060】

また、拡張期を設定時間区間とした場合には、拡張過程における変化割合、変化タイミングを判断するのに好適である。心臓病の診断において、収縮時のストレイン値の増加の遅れや、拡張時の拡張タイミングの遅れが診断の指標となりうると言われており、正規化ストレイン値を用いることで、心臓の収縮や拡張の変化の様子の判別が容易となり、診断上に役立つ情報が可能となる。

【0061】

(3-4) 変更例 4

上記実施形態では、心臓の壁厚(心筋の厚み方向の距離)をストレイン値の計測対象としたが、これに限らず心筋の長さ方向の距離をストレイン値の計測対象としてもよい。

【0062】

(4) 本実施形態の効果

正規化ストレイン値を心機能の評価に用いることで、従来心筋内側輪郭から求められる心室内の面積による評価の際に生じていた問題が解決できる。例えば、心筋の拡張/収縮の機能が局部的に低下した場合等において、周辺の正常な心筋の動きに引っ張られることによって異常部分についても内膜境界の動きは明確には低下せずに、その結果、内膜境界位置の変化から算出される評価値に明確な違いが現れないといった問題を回避でき、心機能の異常をより明確に反映する評価値を得ることが可能となる。

【0063】

また、心筋を局所毎に分割して評価する場合には、従来の心室内の面積による評価では分割された内腔断面積を算出するための中心点が必要となり、中心点を固定したままであると心臓全体が平行移動するような状況において分割内腔断面積は心臓全体の移動の影響を受けてしまうため、影響を受けないように心臓全体の移動に応じて中心点を定める必要があるという問題も解決できる。すなわち、正規化ストレイン値を用いる場合には、例えば心筋に沿った長さによって分割することで局所毎に分けることができるため、そのような中心点を定める必要は無くなる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 4 】

以上のように本実施形態によれば、正規化ストレイン値の時間的变化を算出することにより心機能の異常を明確に反映する評価値を得ることが可能となり、かつ心筋を局所毎に分割して評価する際の中心点の設定を必要としない心機能解析装置 10 を提供することが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 5 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係わる心機能解析装置 10 の構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 本実施形態の動作を示すフローチャートである。

10

【 図 3 】 追跡点位置におけるフレーム間の移動検出を説明する図である。

【 図 4 】 計測対象の指定方法を説明する図である。

【 図 5 】 計測対象の端点の追跡を説明する図である。

【 図 6 】 心筋全体のストレイン値を取得する場合の計測対象の配置を説明する模式図である。

【 図 7 】 図 7 (a) は、ストレイン値そのものの時間変化をグラフ表示した例であり、図 7 (b) は正規化ストレイン値の時間変化をグラフ表示した例である。

【 図 8 】 正規化ストレイン値の時間変化を示すグラフである。

【 図 9 】 正規化ストレイン値に到達する時間に応じて、その部位をカラー表示した例である。

20

【 図 10 】 標準的な変化パターンと計測された変化パターンとのグラフである。

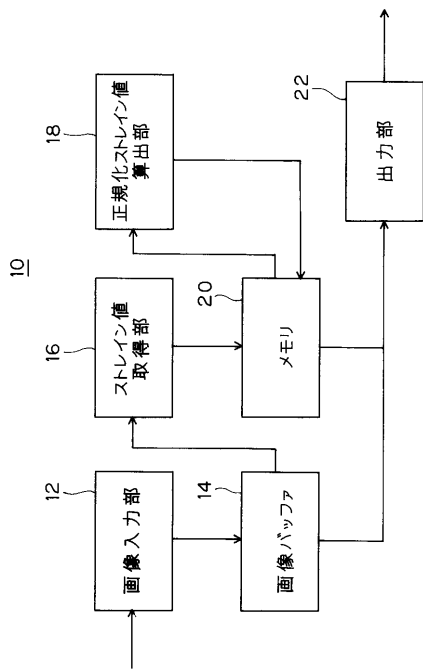
【 符号の説明 】

【 0 0 6 6 】

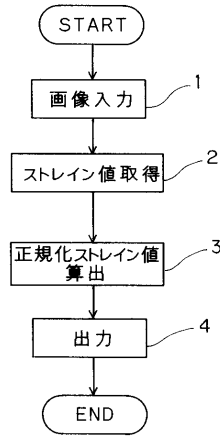
- 10 心機能解析装置
- 12 画像入力部
- 14 画像バッファ
- 16 ストレイン値取得部
- 18 正規化ストレイン値算出部
- 20 メモリ
- 22 出力部

30

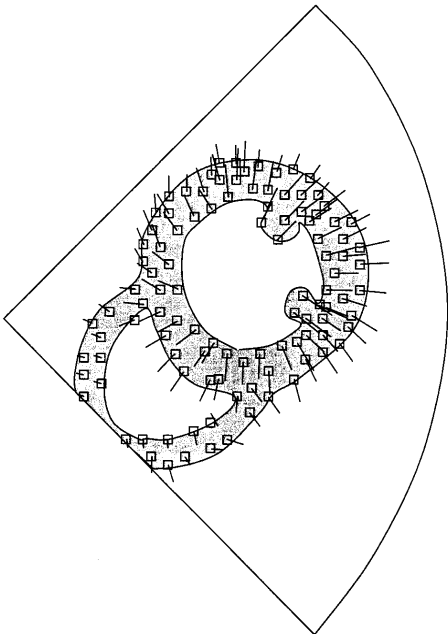
【 図 1 】



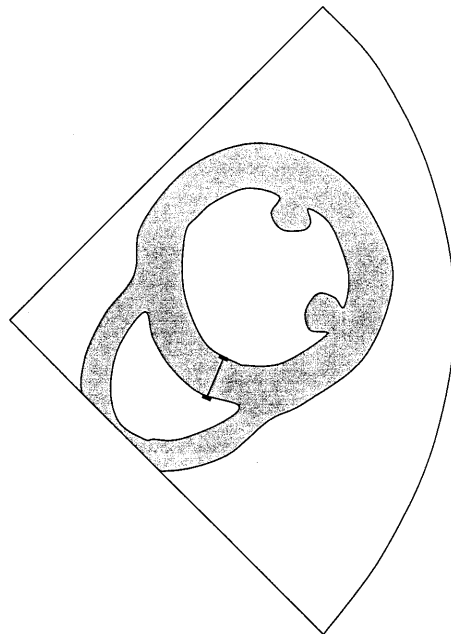
【 図 2 】



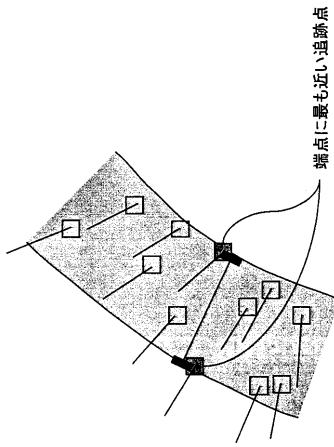
【 図 3 】



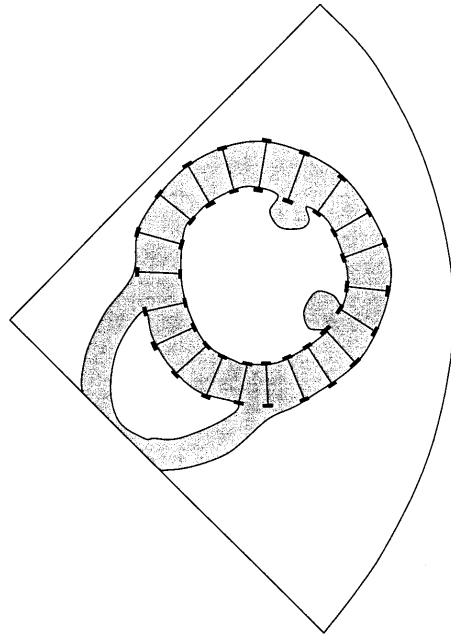
【 図 4 】



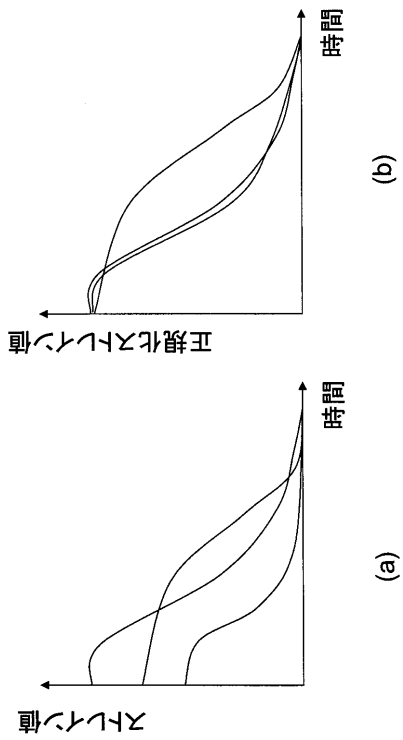
【 図 5 】



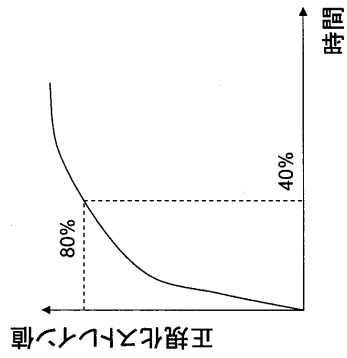
【 図 6 】



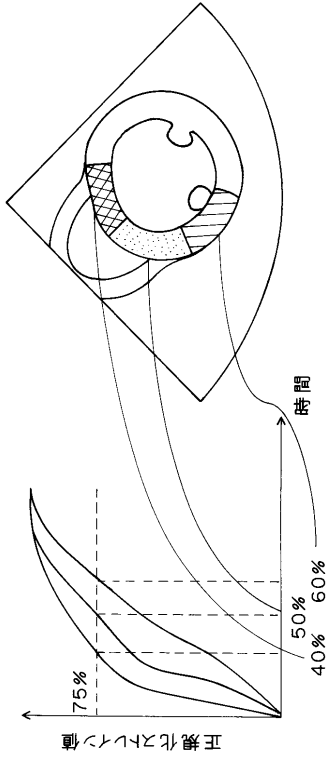
【 図 7 】



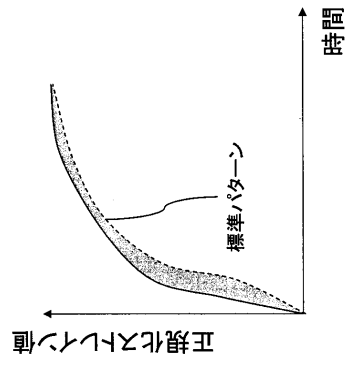
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(72)発明者 西浦 正英

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

(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

(72)発明者 神田 良一

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

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA15 CA35 CA37 DA02 FF22 FF24 FF27 FF31

4C096 AA09 AB36 AB41 AB44 AC04 AD14 DC23 DC25 DC27 DC31

4C117 XB09 XD24 XE44 XE45 XE46 XF13 XF22 XG12 XJ01 XJ25

XK09 XK18 XK33 XK52 XR07 XR08 XR09

4C601 BB02 DD15 DD19 DD27 DE04 EE09 JC08 JC09 JC16 JC37

KK02 KK12 KK20 KK24 KK30 KK31 LL07 LL14 LL38

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 心脏功能分析装置和方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP2007117611A | 公开(公告)日 | 2007-05-17 |
| 申请号 | JP2005316853 | 申请日 | 2005-10-31 |
| [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 | 西浦正英 阿部康彦 川岸哲也 神田良一 | | |
| 发明人 | 西浦 正英 阿部 康彦 川岸 哲也 神田 良一 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 A61B5/00 A61B6/03 A61B5/055 | | |
| CPC分类号 | G06T7/20 G06T7/0016 G06T2207/30048 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 A61B5/00.G A61B6/03.360.Z A61B5/05.380 A61B5/055.380 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA15 4C093/CA35 4C093/CA37 4C093/DA02 4C093/FF22 4C093/FF24 4C093/FF27 4C093/FF31 4C096/AA09 4C096/AB36 4C096/AB41 4C096/AB44 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/DC23 4C096/DC25 4C096/DC27 4C096/DC31 4C117/XB09 4C117/XD24 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XF13 4C117/XF22 4C117/XG12 4C117/XJ01 4C117/XJ25 4C117/XK09 4C117/XK18 4C117/XK33 4C117/XK52 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DD27 4C601/DE04 4C601/EE09 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/LL07 4C601/LL14 4C601/LL38 | | |
| 代理人(译) | 中村聪 富田克幸 | | |
| 其他公开文献 | JP4714000B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种心功能分析装置10，用于获取清楚反映心功能异常的评估值。一种用于从作为对象的心脏的时序图像数据中分析运动的心功能分析设备（10），其中，所述应变值获取单元从所述时序图像数据中获得心肌厚度的时序应变值。图16包括：归一化应变值计算单元18，其对时间序列应变值进行归一化；以及输出单元22，其输出归一化应变值的时间序列数据。[选型图]图1

