

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4503238号
(P4503238)

(45) 発行日 平成22年7月14日 (2010.7.14)

(24) 登録日 平成22年4月30日 (2010.4.30)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 D
 A 6 1 B 5/00 G

請求項の数 1 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2003-113309 (P2003-113309)	(73) 特許権者	000153498
(22) 出願日	平成15年4月17日 (2003.4.17)		株式会社日立メディコ
(65) 公開番号	特開2004-313545 (P2004-313545A)		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(43) 公開日	平成16年11月11日 (2004.11.11)	(72) 発明者	馬場 博隆
審査請求日	平成18年4月13日 (2006.4.13)		東京都千代田区内神田一丁目1番14号
前置審査			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	森 修
			東京都千代田区内神田一丁目1番14号
			株式会社日立メディコ内
		(72) 発明者	吉田 清
			岡山県岡山市平野1020-153
		(72) 発明者	渡邊 望
			宮崎県宮崎市原町8-10

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体組織の運動表示方法及び画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

動きを有する組織の断層を撮像して得られる動画像データが記憶される画像記憶手段と、
 前記組織の断層像を表示する表示部と、
 前記画像記憶手段に記憶された前記動画像データを読み出して動画像又は静止画像を前記表示部に表示させる表示制御手段と、
 前記表示部に表示された前記静止画像上の所定部位を挟んで対向する少なくとも一対のマークを設定する操作部と、
 前記表示部に表示された静止画像に前記各マークを含む切出し画像をそれぞれ設定し、
 前記表示部に表示される前記動画像に基づいて前記切出し画像の移動先を追跡する切り出し画像追跡手段と、
 該切出し画像の移動先に基づいて前記各マークの移動量を求める移動量演算手段と、
 該手段により求めた各マークの移動量に基づいて前記一対のマーク間の距離の変化率と該距離の変化速度の少なくとも一つを前記所定部位の運動量として求める運動算出手段と、
 該手段により求めた前記運動量に応じて輝度と色の少なくとも一方の画素値を変えて前記表示部の表示領域に表示する運動表示画像を生成する画像生成手段とを備えてなる画像診断装置であって、
 前記運動表示画像は、矩形領域の一方の軸を前記所定部位に沿って配置された複数対の

10

20

マークの設定位置に対応させ、他方の軸を時間軸に対応させてなり、

前記操作部を介して前記運動表示画像の時間軸と設定位置軸の少なくとも一方を指定する線が入力設定されたとき、前記画像生成手段は、前記指定線に沿った前記運動量の変化を表すグラフを前記表示部に表示することを特徴とする画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波診断画像、磁気共鳴画像又はX線CT画像に適用される動きを有する心筋などの生体組織の運動表示方法、その方法を用いた画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

超音波診断装置、磁気共鳴イメージング(MRI)装置、及びX線CT装置等の画像診断装置は、いずれも被検体の検査部位に係る断層像などをモニタに表示して診断に供するものである。例えば、心臓や血管等の循環器系及びその他の動きのある臓器の場合、それらを構成する生体組織(以下、組織と総称する)の動きを断層像により観察して、それら臓器等の機能を診断することが行なわれている。

【0003】

特に、心臓などの運動機能を定量的に評価できれば、診断の精度が一層向上することが期待されている。例えば、従来、超音波診断装置により得られた画像から心壁の輪郭を抽出し、その心壁輪郭に基づいて心室等の面積、容積、それらの変化率等から心機能(心臓ポンプ機能)を評価したり、局所の壁運動を観察して診断することが試みられている(特許文献1)。また、ドプラ信号等の計測信号に基づいて組織の変位を計測して、例えば局所的な収縮又は弛緩の分布を撮像し、これに基づいて心室の運動が活性化している場所を正確に決定したり、あるいは収縮期の心室壁の厚さ(壁厚)を計測する等、組織の運動を定量的に計測する方法が提案されている(特許文献2)。さらに、時々刻々変化する心房や心室の輪郭を抽出して、その輪郭を画像に重ねて表示するとともに、これに基づいて心室等の容量を求める技術が提案されている(特許文献3)。

【0004】

【特許文献1】

特開平9-13145号公報

【特許文献2】

特表2001-518342号公報

【特許文献3】

米国特許第5322067号公報(USP5,322,067)

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記の従来技術は、いずれも心臓の全体的な機能を評価するための手法にとどまり、心筋などの各組織の動きを定量的に評価することについては配慮されていない。特に、心壁の輪郭を画像処理により抽出し、その輪郭に基づいて心室壁の厚み(壁厚)を計測したり、壁厚の変化を計測する従来技術は、必ずしも十分な精度を得るまでには至っていない。

【0006】

一般に、例えば、血栓等によって心筋に血が通わなくなると、心筋の動きが低下するといわれている。したがって、心室を構成する心筋の動きや壁厚の変化など、心臓の各組織の運動を定量的に計測できれば、治療法などを決定する際の有効な診断情報を提供できる。例えば、虚血の程度がわかれば、冠動脈再生術などの心臓の治療法選択及び治療部位を特定する指標として有効である。

【0007】

特に、心臓は収縮と拡張を繰返して血液を循環させることから、心筋壁厚の変化の度合いに点数をつけて診断するスコアリング法が提案されている。このスコアリング法は、心壁

10

20

30

40

50

の延在方向に心壁を例えば6分割し、動画像を観察しながら各分割領域ごとの壁厚の動きの程度を5段階に分けて評価する方法である。また、このスコアリングを、通常の状態と、患者に運動させて心臓に負荷をかけた負荷I状態と、さらに大きな負荷をかけた負荷II状態と、負荷を取り除いて回復した状態の4つの態様について実施して、心臓の診断を行なうことも行われている。

【0008】

しかし、従来スコアリングは、断層像の動画像により心臓の動きを観察した観者の主観的な判断で評価せざるを得ないから、スコアリング結果が必ずしも客観的でなく、かつ的確な診断を行なうには相当の経験が要求されるという問題がある。

【0009】

そこで、本発明の発明者らは、心臓の断層像が表示されたモニタ上で、心筋壁の内外に一对の追跡点(マーク)を設定し、動画像上で追跡点を含む切り出し画像の移動先を相関法などの画像処理によって検出し、心筋壁の動きに合わせて追跡点を移動させて重畳表示する一方、その追跡結果に基づいて一对の追跡点間の距離(壁厚)等を定量的に計測することを提案している(特願2002-266864号)。

【0010】

しかし、定量的に計測した心室壁厚のデータを表示する具体的な方法についての配慮が十分でないことから、観者が的確な診断を行なう上で改善する点があった。

【0011】

本発明の課題は、定量的に計測した心室壁厚等の、動きを有する生体組織の所定部位の動きの表示法を改善して、的確な診断を行えるようにすることにある。

【0012】

上記課題を解決するため、本発明の画像診断装置は、動きを有する組織の断層を撮像して得られる動画像データが記憶される画像記憶手段と、前記組織の断層像を表示する表示部と、前記画像記憶手段に記憶された前記動画像データを読み出して動画像又は静止画像を前記表示部に表示させる表示制御手段と、前記表示部に表示された前記静止画像上の所定部位を挟んで対向する少なくとも一对のマークを設定する操作部と、前記表示部に表示された静止画像に前記各マークを含む切り出し画像をそれぞれ設定し、前記表示部に表示される前記動画像に基づいて前記切り出し画像の移動先を追跡する切り出し画像追跡手段と、該切り出し画像の移動先に基づいて前記各マークの移動量を求める移動量演算手段と、該手段により求めた各マークの移動量に基づいて前記一对のマーク間の距離の変化率と該距離の変化速度の少なくとも一つを前記所定部位の運動量として求める運動算出手段と、該手段により求めた前記運動量に応じて輝度と色の少なくとも一方の画素値を変えて前記表示部の表示領域に表示する運動表示画像を生成する画像生成手段とを備えてなる画像診断装置であって、前記運動表示画像は、矩形領域の一方の軸を前記所定部位に沿って配置された複数対のマークの設定位置に対応させ、他方の軸を時間軸に対応させてなり、前記操作部を介して前記運動表示画像の時間軸と設定位置軸の少なくとも一方を指定する線が入力設定されたとき、前記画像生成手段は、前記指定線に沿った前記運動量の変化を表すグラフを前記表示部に表示することを特徴とする。

【0017】

【発明の実施の形態】

(実施の形態1)

本発明の心臓の運動表示方法を適用してなる一実施の形態の画像診断装置について、図1~図4を用いて説明する。図1は本実施形態の心臓の運動表示方法の手順を示し、図2は図1の心臓の運動表示方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。図2に示すように、画像診断装置は、被検体である生体の断層を撮影してなる動画像が格納される画像記憶部1と、画像を表示する表示部2と、各種の指令を入力する操作部3と、表示部2に表示される動画像の心臓の動きを追跡する自動追跡部4と、自動追跡部4により生成される運動表示画像を記憶する画像生成記憶部5と、自動追跡部4の追跡結果に基づいて各種の計測情報を算出する運動算出部6と、これらを接続してなる信号伝送路7を含

10

20

30

40

50

んで構成されている。

【0018】

画像記憶部1には、破線で示した診断画像撮像装置8から被検体の断層像を撮影してなる動画像がオンライン又はオフラインで格納されるようになっている。診断画像撮像装置8としては、超音波診断装置、磁気共鳴イメージング(MRI)装置及びX線CT装置等の診断装置が適用可能である。

【0019】

操作卓3は、表示部2に動画像の一フレーム画像(静止画像)を表示させる指令、表示部2に表示された静止画像上で動きを追跡したい生体組織の部位にマーク(目印)を重畳表示させる指令、表示部2に表示する画像の種類を選択する指令、等の各種指令を入力可能に形成されている。

10

【0020】

自動追跡部4は、画像診断装置全体を制御する制御手段10と、表示部2に表示する画像を切り替え制御する表示制御手段11と、表示部2に表示された一フレーム画像のマークの位置に対応する追跡部位を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段12と、画像記憶部1から動画像の他のフレーム画像を読み出して、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段13と、一致度が最も高い局所画像と切出し画像の座標差を求める移動量演算手段14と、その座標差に基づいて追跡部位の移動先座標を求める移動追跡手段15とを備えて構成されている。この移動追跡手段15により求められた追跡部位(マーク)の移動先は、動画像に合わせて順次記憶して動画像の追跡画像を生成するようにしてもよい。

20

【0021】

一方、運動算出部5は、自動追跡部4で求められた追跡部位の移動先座標に基づいて、追跡部位の移動量、移動速度、移動方向等の動きに関する物理量である計測情報を定量的に求めるとともに、これらの計測情報の変化を線図で表示部2に表示させる機能を有して構成されている。特に、本実施の形態の運動算出部5は、追跡部位の移動量に基づいて心筋の内外壁に対向させて設定された一对のマーク間の距離を心筋の壁厚として求めるとともに、心筋の壁厚の変化と、壁厚の変化率と、壁厚の変化速度等の運動量を求める機能を有して構成されている。

30

【0022】

また、画像生成記憶部9は、運動算出部5により求められた心筋の運動量を、その運動量に応じて輝度と色の少なくとも一方を変えた運動表示画像を生成するとともに記憶する機能を有して構成されている。

【0023】

表示制御手段11は、操作卓3から入力される指令に応じて、画像記憶部1に記憶された動画像データを読み出して動画像又は静止画像と、画像生成記憶部5に記憶されている運動表示画像を切り替えて、又は重ねて表示する機能を有している。

【0024】

次に、本実施形態の画像診断装置の詳細な機能構成について、図1に示した処理手順に従って動作とともに説明する。まず、心臓の心筋の動きの追跡動作は、操作卓3から組織の動き追跡モードを選択する指令が入力されることによって開始する(S1)。表示制御手段11は、画像記憶部1から動画像の最初のフレーム画像 $f_t(t=0)$ を読み出して表示部2に表示させる(S2)。例えば、最初のフレーム画像 f_0 として図3に示す心臓の心室21の断層像が表示されたものとする。図3において、操作者が動きを追跡したい生体組織の追跡部位として、心筋22の特定の部位を選択したい場合、操作者は操作部3のマウスなどを操作してフレーム画像 f_0 に重ねて追跡部位を設定するためのマークである追跡点23を表示させる。そして、その追跡点23を移動操作して所望の追跡部位に重畳表示させて追跡部位を入力設定する。本発明の特徴である心筋の壁厚を計測する場合は、図6(a)に示すように、心筋23を挟んで対向する一对の追跡点23を入力設定する。なお、図3において、符号24は僧帽弁である。

40

50

【 0 0 2 5 】

追跡点 2 3 が入力設定されると、制御手段 1 0 はフレーム画像 f 0 上の追跡点 2 3 の座標を取込み、切出し画像設定手段 1 2 に送る (S 3)。切出し画像設定手段 1 2 は、図 4 (a) に示す様に、各追跡点 2 3 の画像を中心として、縦横 2 (A + 1) 画素 (但し A は自然数) のサイズの矩形領域を切出し画像 2 5 として設定する (S 4)。ここで、切出し画像 2 5 のサイズは、追跡点 2 3 の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域に設定することが好ましい。

【 0 0 2 6 】

切出し画像追跡手段 1 3 は、画像記憶部 1 から動画像の次のフレーム画像 f 1 を読み出し、切出し画像 2 5 と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する (S 5)。この抽出処理は、いわゆるブロックマッチング法又は相関法と称される画像処理である。この抽出処理をフレーム画像 f 1 の全領域について行なうと、処理時間がかかり過ぎる。そこで、抽出処理時間を短縮するため、本実施形態では、フレーム画像 f 1 よりも十分に小さい、図 4 (b) に示す検索領域 2 6 について行なうようにしている。つまり、検索領域 2 6 は、切出し画像 2 5 に対して上下左右に一定の振幅の画素数 B を付加した矩形領域とする。この画素数 B は、追跡部位に係る組織の移動量よりも大きく、例えば 3 ~ 1 0 画素に設定する。これは、心臓などの循環器系の動く範囲は、通常の視野において、狭い領域に限られるからである。このようにして、検索領域 2 6 内の同一サイズの局所画像 2 7 を順次ずらして切出し画像 2 5 との画像の一致度を求める。図 5 に、相関法による画像追跡処理の具体例を示す。同例は、説明を簡単にするために、切出し画像 2 5 のサイズを矩形の 9 画素領域とし、検索領域 2 6 についても矩形の 2 5 画素領域として説明する。つまり、同図 (a) に示す切出し画像 2 5 は、追跡点 2 3 の画素を中心として A = 1 画素に設定した例であり、同図 (b) に示す検索領域 2 6 は B = 1 画素に設定した例である。これによれば、同図 (b) に示す様に、9 個の局所領域 2 7 について画像の一致度を求めることになる。画像の一致度を求める方法については、公知の種々の方法を適用できる。

【 0 0 2 7 】

次に、検索した複数の局所画像 2 7 の内で画像の一致度が最も高い局所画像 2 7 max を抽出し、局所画像 2 7 max を切出し画像 2 5 の移動先とし、局所画像 2 7 max の座標を求める (S 6)。これらの画像の座標は、中心画素の座標、あるいは矩形領域の何れかの角の座標で代表する。そして、局所画像 2 7 max と切出し画像 2 5 の座標差を求め、これに基づいて追跡点 2 3 の移動先座標を求めて記憶する。必要に応じて、表示制御手段 1 1 は、追跡点 2 3 の移動先座標に基づいて表示部 2 のフレーム画像 f 1 に追跡点 2 3 のマークを重ねて表示する (S 7)。なお、局所画像 2 7 max と切出し画像 2 5 における追跡点 2 3 の相対位置は変化しないものとして扱っている。

【 0 0 2 8 】

運動算出部 6 は、S 7 で求められた追跡点 2 3 の移動先座標に基づいて、追跡点 2 3 の動き、つまり追跡部位の組織の動きに関する各種の計測情報を算出して記憶する (S 8)。すなわち、移動前後の追跡点 2 3 の座標に基づいて、移動方向及び移動量を定量的に計測することができる。本実施の形態では一対の追跡点 2 3 間の距離から心筋 2 3 の壁厚を算出し、壁厚の変化、変化率、変化速度を指令に応じて算出し、記憶する (S 9)。これに代えて、又は加えて、追跡部位の移動量、移動速度、移動方向等の動きに関する物理量である計測情報を定量的に求めることができる。そして、求められた追跡点 2 3 の移動に関する各種の計測情報、及びその変化をグラフで表示部に表示させることができる。これにより、観者は、追跡部位の動きを容易に観察することができる。

【 0 0 2 9 】

次に、ステップ S 1 0 に進み、動画像の全てのフレーム画像について追跡点 2 3 の追跡が終了したか否か判断し、未処理のフレーム画像があれば、ステップ S 5 に戻って S 5 ~ S 1 0 の処理を繰り返す。全てのフレーム画像について追跡点 2 3 の追跡が終了した場合は、追跡処理動作を終了し、追跡点 2 3 の移動履歴のデータを記憶する。次いで、画像生成記憶部 5 は、指定された壁厚の変化、変化率、変化速度の運動表示画像を生成して、表示

10

20

30

40

50

た領域は正の壁厚変化速度の領域であり、「-」を付した領域は負の壁厚変化速度の領域である。

【0035】

また、図9に示すように、操作卓3を操作して、表示領域30に時間軸又は計測部位の軸に直交する任意の指定線31、32を入力することにより、その指定線31上の計測部位の違いによる壁厚又は壁厚の変化速度の違い、あるいは指定線32上の壁厚の変化又は変化速度をグラフ化して表示させることもできる。

【0036】

さらに、図10に示すように、心筋の断層像又は心筋の模擬画像であるシェーマを表示部に表示し、その画像上に上述した運動表示画像を重ねて表示することができる。この場合、計測部位は心筋の断層像に対応させ、運動量の時間変化は動画像的に表示するようにする。

10

【0037】

以上説明したように、上述の実施形態によれば、次のような効果が得られる。まず、心臓の手術後に心臓の動きが片側だけに偏る場合や、心筋壁の壁厚の変化が小さい部位の有無を観察して血の巡りが悪い部位を検査する場合、追跡点であるマークを心筋の動きに追従させて移動表示させても、心壁全体の揺れに惑わされて壁厚の変化の微妙な差異が観察しにくくなる。この点、上記の実施の形態によれば、マークの位置に対応させた心筋の各計測部位の壁厚の変化等の運動量を、輝度や色などの違いによって表示するようにしたから、一目で心臓の動きが偏る症状や、壁厚の変化が小さい部位である血の巡りが悪い部位を検知することができる。

20

【0038】

例えば、心臓の機能をスコアリングによって評価する場合、一般に心臓の心壁に沿って心壁を6分割し、各分割領域ごとに壁厚の変化の度合いを5段階に分け、普通の動きの場合は「5」、動きがない場合は「1」、その中間は動きの度合いに応じて「2」～「4」の点数をつける。さらに、通常状態と、患者に運動をさせて心臓に負荷をかけた負荷I状態と、さらに大きな負荷をかけた負荷II状態と、負荷を取り除いて回復した状態の4つの態様についてスコアリングを実施して、心臓を診断することが行なわれている。この場合、観者の主観的な判断で動きの度合いを決めて点数をつけると、スコアリング結果がバラツクという問題がある。この点、本実施の形態によれば、壁厚の変化、つまり心筋の動きを輝度の違い又は色の違いによって定量的に判別できるから、観者によるスコアリング結果のバラツキを低減して信頼性の高い評価を行うことができ、また経験が少ない観者でも同一の評価結果を得ることができる。

30

【0039】

また、心筋の運動を定量的に認識できるから、虚血性心疾患において例えば虚血部位を特定したり、虚血の程度がわかるので、冠動脈再生術などの治療法選択および治療部位を特定する際の指標にできる。

【0040】

また、上述の実施形態において、心筋の動きを木目細かく観察するために、追跡部位のマークである追跡点23を操作卓3から入力設定する数が多くなり、設定作業が煩雑である。そこで、心筋壁に沿って追跡点23を設定する場合、操作者の判断で組織形状が緩やかに変化するような部位については適宜間隔を空けて、組織形状が大きく変化するような部位については間隔を狭めて設定するようにしてもよい。この場合、制御手段10により追跡点23を密な間隔に自動的に補完設定するようにすることが好ましい。

40

【0041】

また、上述の実施形態は、オフラインで行なう例について説明したが、画像追跡処理に係る速度を向上すれば、オンラインあるいはリアルタイムの動画像にも適用できる。また、2次元の断層像を例に説明したが、3次元断層像にも適用できることはいうまでもない。

【0042】

【発明の効果】

50

以上述べたように、本発明によれば、定量的に計測した心室壁厚の表示法を改善したことから、的確な診断を行えるように支援することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】図 1 は、本発明の生体組織の動き追跡表示方法の一実施形態の処理手順を示す図である。

【図 2】図 2 は、図 1 の生体組織の動き追跡表示方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。

【図 3】図 3 は、本発明の生体組織の動き追跡を、心臓の断層像に適用して説明するための図である。

【図 4】図 4 は、本発明に係る画像追跡処理法の一実施形態を説明する図であり、(a) は切出し画像の一例を、(b) は検索領域の一例を示す図である。

【図 5】図 5 は、相関法による画像追跡処理を、具体例を用いて説明する図である。

【図 6】図 6 は、心壁を挟んで設定された複数対のマークの距離と、その距離の変化を計測してグラフにして表示する例である。

【図 7】図 7 は、心筋の内外壁に設定した一对の追跡点を心筋の動きに追従させて移動させて計測した壁厚のデータを示すグラフ、及び心筋の壁厚の変化を時間軸に沿って輝度変化ないしカラー化して表示する運動表示画像の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、心筋の壁厚の変化速度のデータを示すグラフ、及び壁厚の変化速度を時間軸に沿って輝度変化ないしカラー化して表示する運動表示画像の一例を示す図である。

【図 9】図 9 は、図 7 又は図 8 に示した運動表示画像上で任意の指定線を設定することにより、その線上の心筋の運動量のグラフを表示する例を示す図である。

【図 10】図 10 は、心筋の断層像又は心筋の模擬画像であるシェーマを表示部に表示し、その画像上に本発明の運動表示画像を重ねて表示する例を示した図である。

【符号の説明】

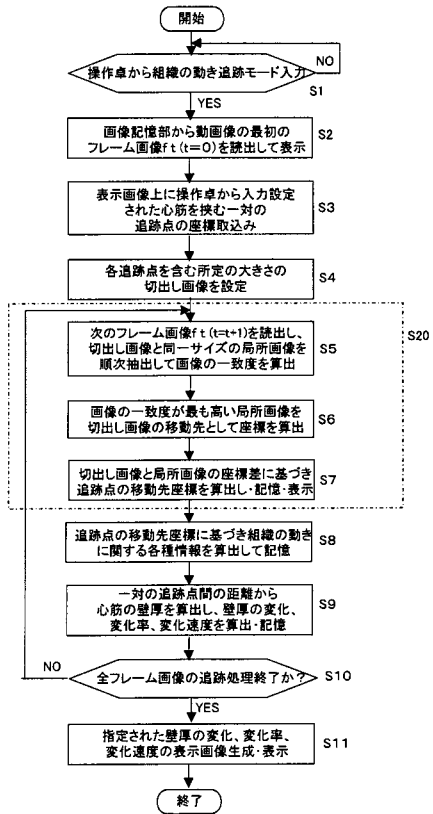
- 1 画像記憶部
- 2 表示部
- 3 操作卓
- 4 自動追跡部
- 5 画像生成記憶部
- 6 運動算出部
- 7 信号伝送路
- 8 診断画像撮像装置
- 10 制御手段
- 11 表示制御手段
- 12 切出し画像設定手段
- 13 切出し画像追跡手段
- 14 移動量演算手段
- 15 移動追跡手段

10

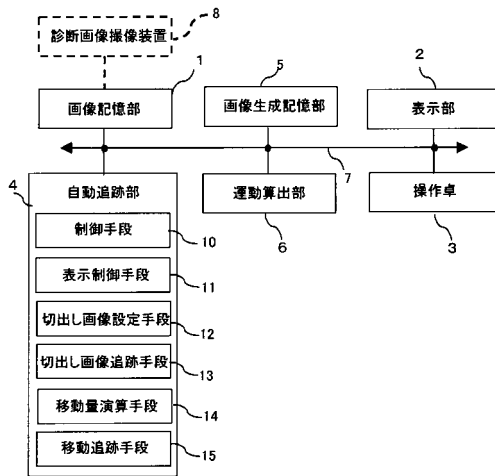
20

30

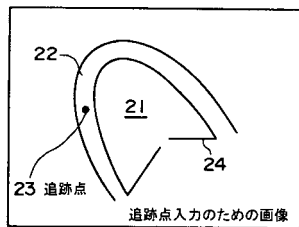
【図1】



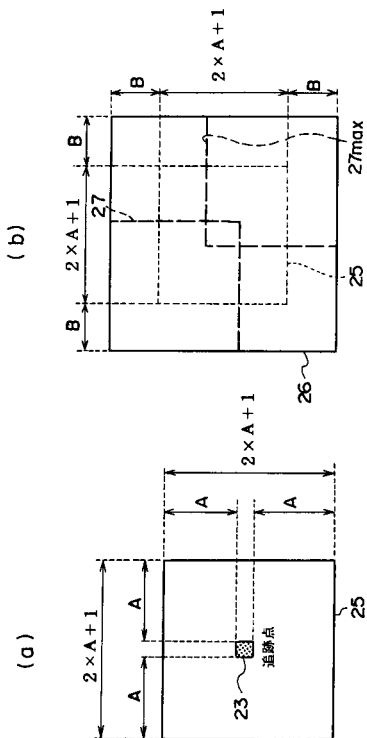
【図2】



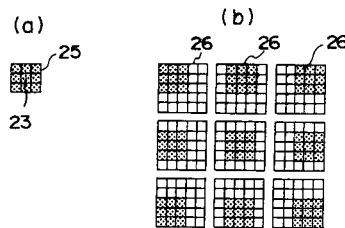
【図3】



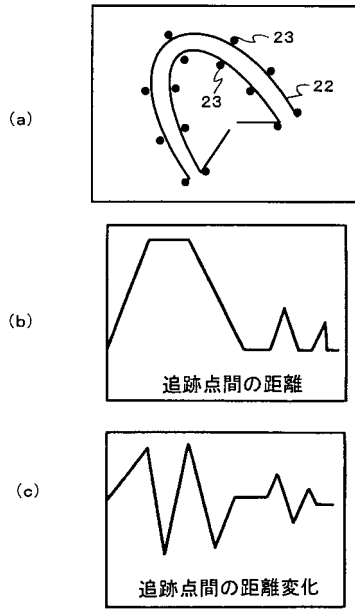
【図4】



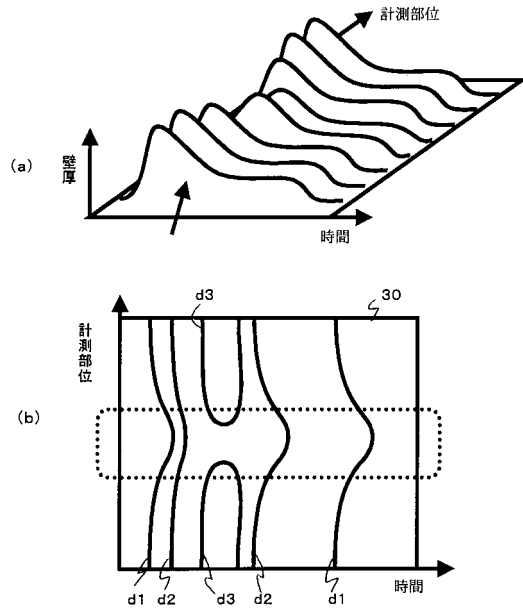
【図5】



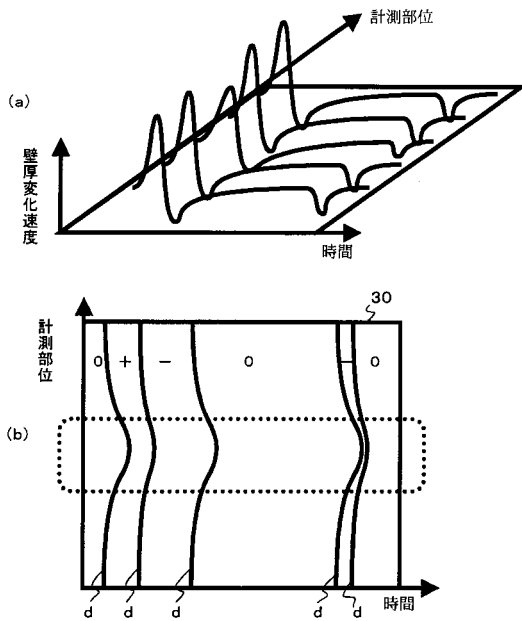
【図6】



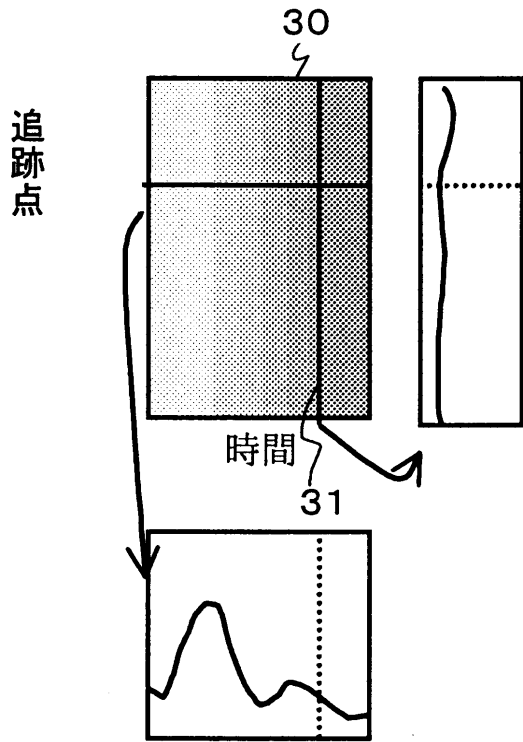
【図7】



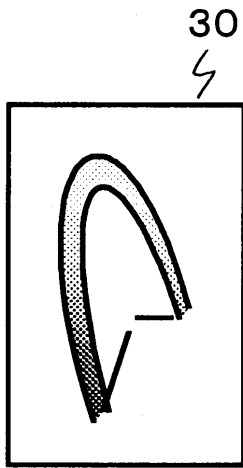
【図8】



【図9】



【 図 10 】



专利名称(译)	生物组织的运动显示方法和图像诊断装置		
公开(公告)号	JP4503238B2	公开(公告)日	2010-07-14
申请号	JP2003113309	申请日	2003-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	馬場博隆 森修 吉田清 渡邊望 豊田智彦 秋山真樹 谷口学		
发明人	馬場 博隆 森 修 吉田 清 渡邊 望 豊田 智彦 秋山 真樹 谷口 学		
IPC分类号	A61B8/08 A61B5/00 G01R33/32 A61B5/055 A61B6/03 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/08 A61B5/00.D A61B5/00.G A61B5/05.380 A61B5/055.380 A61B6/03.360.D A61B6/03.360.M G01N24/00.520.Y G01N24/02.520.Y G06T1/00.290.B G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA21 4C093/EE01 4C093/FD03 4C093/FE30 4C093/FF22 4C093/FF28 4C093/FF33 4C093/FG01 4C093/FG05 4C093/FG13 4C093/FG14 4C093/FG20 4C096/AA09 4C096/AB37 4C096/AB41 4C096/AC04 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC19 4C096/DC21 4C096/DC23 4C096/DC25 4C096/DC33 4C096/DD07 4C096/DD13 4C096/DD14 4C117/XA01 4C117/XB09 4C117/XD24 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XF01 4C117/XF03 4C117/XG02 4C117/XG14 4C117/XG15 4C117/XG19 4C117/XG22 4C117/XG33 4C117/XG34 4C117/XG38 4C117/XG39 4C117/XG40 4C117/XJ01 4C117/XJ27 4C117/XK03 4C117/XK04 4C117/XK05 4C117/XK06 4C117/XK07 4C117/XK08 4C117/XK09 4C117/XK12 4C117/XK13 4C117/XK15 4C117/XK17 4C117/XK18 4C117/XK19 4C117/XL12 4C117/XM01 4C117/XQ02 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE30 4C601/JC06 4C601/JC08 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK13 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK32 4C601/KK50 4C601/LL09 4C601/LL11 5B057/AA09 5B057/BA05 5B057/BA07 5B057/BA24 5B057/BA26 5B057/CA01 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CC01 5B057/CE09 5B057/CE11 5B057/CE16 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/CH18 5B057/DA03 5B057/DA04 5B057/DA08 5B057/DA12 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB06 5B057/DB09 5B057/DC17 5B057/DC36		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2004313545A JP2004313545A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过修改定量测量的心室壁厚度的显示方法来支持完成准确诊断。SOLUTION：心脏运动显示方法有以下第一到第六步。在第一步骤中，通过拍摄活体的各部分而获得的动态图像的一帧图像显示在显示部分上。在第二步骤中，在显示的一帧图像上设置至少一对夹着心肌的彼此面对的标记。在第三步中，心肌动态图像的运动。在第四步骤中，改变各个标记的位置以匹配心肌的运动，并且在其改变之后，根据一对标记之间的距离确定心肌的壁厚。在第五步骤中，基于壁厚，壁厚的变化率和壁厚的变化速度确定至少一个动量。在第六步骤中，通过根据动量改变亮度和颜色中的至少一个，将各对标记位置处的心肌的动量显示为运动显示图像。

