

(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、従来のスコアリングは、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。

【 0 0 1 8 】

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 (M R I) 装置及び X 線 C T 装置等の診断装置が適用可能である。

【 0 0 1 9 】

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

【 0 0 2 0 】

自動追跡部 4 は、画像診断装置全体を制御する制御手段 1 0 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 1 1 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 1 2 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 1 3 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 1 4 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 1 5 とを備えて構成されている。この移動追跡手段 1 5 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よい。

20

【 0 0 2 1 】

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

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

表示制御手段 1 1 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。

【 0 0 2 4 】

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 (S 1)。表示制御手段 1 1 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 (S 2)。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 2 1 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 2 2 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 2 3 を表示させる。そして、その追跡点 2 3 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 2 3 を挟んで対向する一对の追跡点 2 3 を入力設定する。なお、図 3 において、符号 2 4 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り幅の画素数 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

部に表示させる。この表示画像の具体的な例は、後述する。このように、本実施形態によれば、追跡点 2 3 の移動先の座標を順次求めることができるから、追跡部位の動きを定量的に、かつ精度よく簡単に計測することができ、診断の情報を的確に提供することができる。

【 0 0 3 0 】

次に、本発明の特徴部である心臓の運動表示方法の具体例について図 6 ~ 図 1 0 を用いて説明する。まず、操作卓 3 から指令を入力して表示部 2 に心臓の断層像を表示させるとともに、図 6 (a) に示すように、所望の断層像の静止画を表示させる。この静止画上で心筋 2 2 に沿って、心壁を挟んで複数対 (1 ~ n) の追跡点 2 3 を設定し、動画像に切り替えて追跡処理を実行させる。これにより、自動追跡部 4 が動作して、各追跡点 2 3 の移動を追跡する。運動算出部 6 は、各追跡点 2 3 の移動量の計測結果に基づいて、各対 (1 ~ n) の追跡点 2 3 間の距離 (壁厚) を計測するとともに、同図 (b)、(c) に示すように、任意の一对の追跡点 2 3 における壁厚の変化と変化率を計測し、画像生成記憶部 5 において壁厚の変化と変化率のグラフを作成して、表示部 2 に表示させるようにすることができる。これにより、心臓の伸縮及び拡張に伴う心筋の動きを定量的に把握することができる。

10

【 0 0 3 1 】

ところが、複数対 (1 ~ n) の追跡点 2 3 の相互間における壁厚の変化や変化率を対比するには、n 対の追跡点 2 3 ごとに計測される多数のグラフを並べて表示しなければならないから、煩雑になり実用的でない。つまり、心臓の運動機能を 6 分割した領域についてスコアリングを実施する場合、心筋 2 2 の各分割領域における壁厚の変化の平均値をグラフで表示するとしても、6 つのグラフを並べて表示することになるから、対比観察が煩雑になる。

20

【 0 0 3 2 】

そこで、図 7 (a) に示すように、壁厚の変化を 3 次元的にグラフ表示をすることが考えられる。なお、同図において、横軸は時間を表し、縦軸は壁厚を表し、奥行軸は心筋 2 2 に沿った計測部位を表しており、心臓が最も拡張したときに計測を開始して収縮期から再び拡張するまでの一周期について計測した結果である。このように、3 次元画像で表示できれば、ある程度見やすくなるが、さらに見やすくして診断を支援するため、本実施の形態では、心筋の壁厚の変化 (運動量) を時間軸に沿って輝度変化ないしカラー化した運動表示画像を生成して表示することを特徴とする。

30

【 0 0 3 3 】

運動表示画像の一例としては、図 7 (b) に示すように、表示部 2 の表示画面に矩形の表示領域 3 0 を設定し、その横軸を時間軸とし、縦軸を計測部位として、その表示領域に各計測部位の心筋の壁厚の変化 (運動量) 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ようにする。同図は模式的に示したものであり、図において、補助線 d 1 ~ d 3 は壁厚の等厚線に相当し、d 1 (薄い壁厚) < d 2 (中程度の厚みの壁厚) < d 3 (最も厚い壁厚) の関係を表している。同図から明らかなように、図中破線で囲んだ計測部位の真中付近の心筋の心収縮と拡張時相が他の部位に比べて遅れていることが一目でわかる。例えば、壁厚が薄いときは輝度を最小値 (例えば、黒) とし、壁厚が厚くなるにつれて輝度を増加するようにする。この運動表示画像は、運動算出部 6 の計測結果に基づいて、画像生成記憶部 5 によって作成されて記憶される。

40

【 0 0 3 4 】

図 7 は、心筋の壁厚変化の運動表示画像例であるが、壁厚の変化率又は壁厚の変化速度を同様に画像化して表示することもできる。例えば、壁厚の変化率を画像化する場合は、壁厚が厚く変化する方向を「赤」とし、薄くなる方向を「青」とする壁厚の変化率の運動表示画像を生成して表示することができる。また、壁厚の変化速度は、運動算出部 6 の計測結果に基づいて図 8 (a) に示すように壁厚の変化速度のデータを求め、これに基づいて図 8 (b) に示す運動表示画像を生成して、表示領域 3 0 に表示することができる。図 8 (b) において、図中「 0 」を付した領域は壁厚変化が少ない領域であり、「 + 」を付し

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ようにすることができる。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】

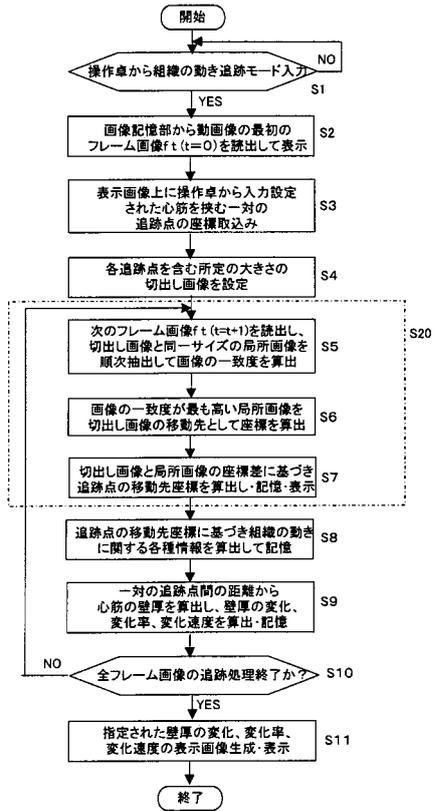
- 1 画像記憶部
- 2 表示部
- 3 操作卓
- 4 自動追跡部
- 5 画像生成記憶部
- 6 運動算出部
- 7 信号伝送路
- 8 診断画像撮像装置
- 10 制御手段
- 11 表示制御手段
- 12 切出し画像設定手段
- 13 切出し画像追跡手段
- 14 移動量演算手段
- 15 移動追跡手段

10

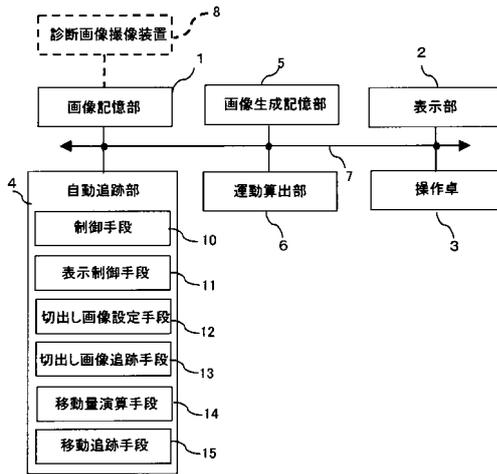
20

30

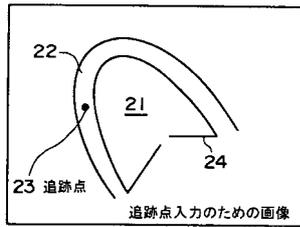
【図1】



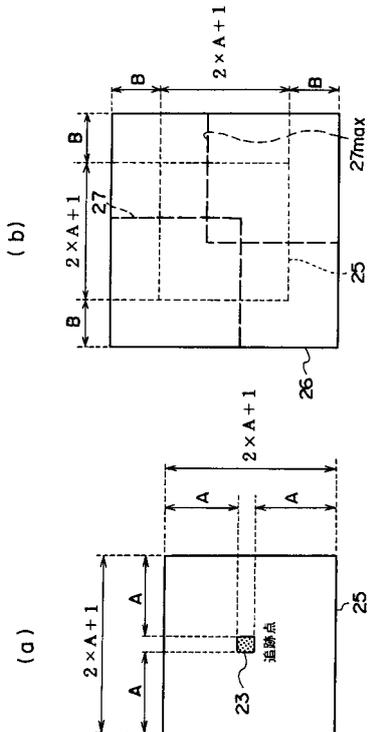
【図2】



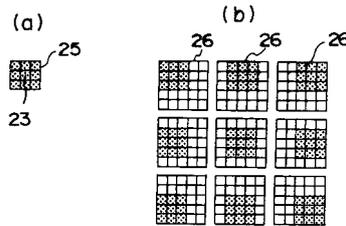
【図3】



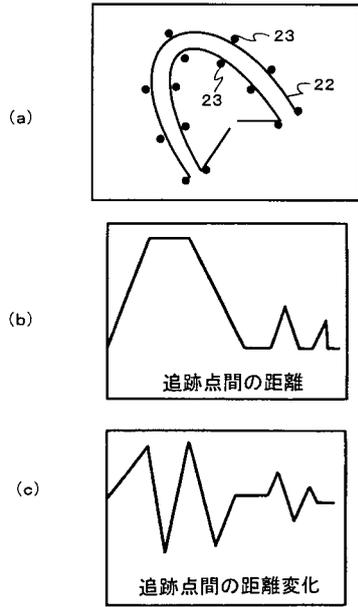
【図4】



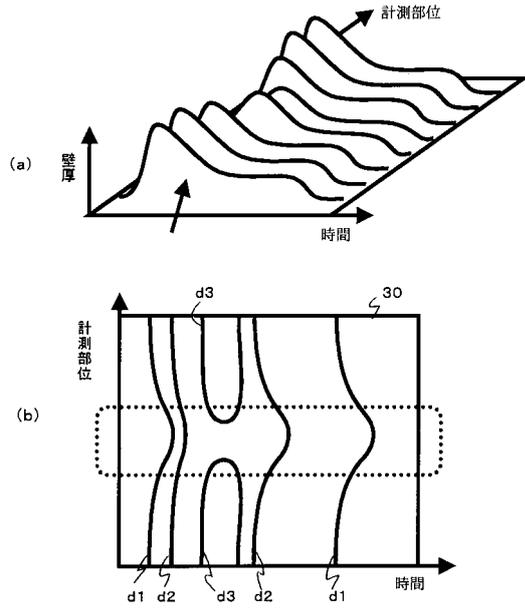
【図5】



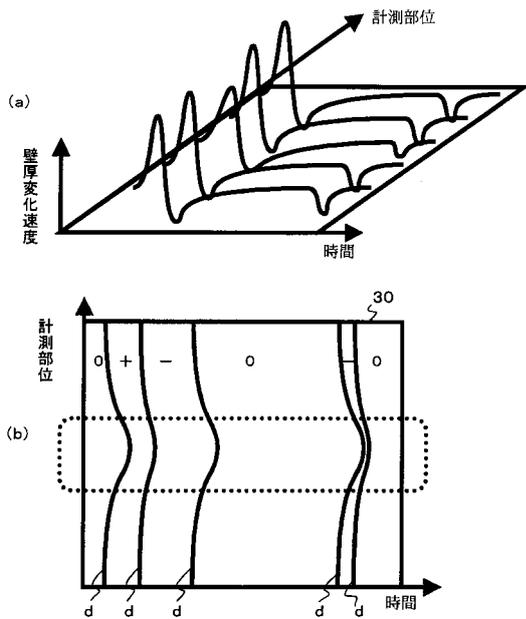
【図6】



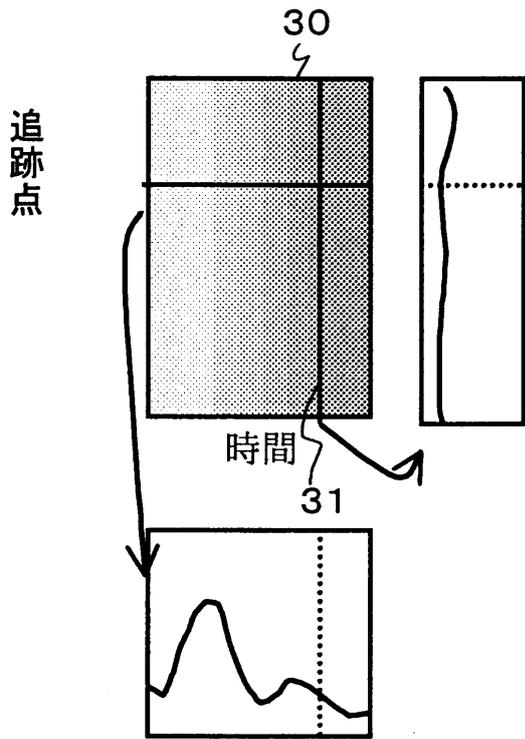
【図7】



【図8】



【図9】



【 図 10 】

