

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3655286号
(P3655286)

(45) 発行日 平成17年6月2日(2005.6.2)

(24) 登録日 平成17年3月11日(2005.3.11)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 B 10/00

A 6 1 B 10/00

K

A 6 1 B 6/00

A 6 1 B 6/00

3 5 0 C

請求項の数 1 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2003-18074 (P2003-18074)
 (22) 出願日 平成15年1月27日(2003.1.27)
 (62) 分割の表示 特願平5-221359の分割
 原出願日 平成5年9月6日(1993.9.6)
 (65) 公開番号 特開2003-260060 (P2003-260060A)
 (43) 公開日 平成15年9月16日(2003.9.16)
 審査請求日 平成15年1月27日(2003.1.27)

(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
 (74) 代理人 100078765
 弁理士 波多野 久
 (74) 代理人 100078802
 弁理士 関口 俊三
 (72) 発明者 中山 博士
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株
 式会社東芝 那須工場内

審査官 小田倉 直人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心機能解析用画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の心臓の心室画像から作成された拡張末期心輪郭及び収縮末期心輪郭を同一画面上で重ね合わせる手段と、前記拡張末期心輪郭上の等分点の夫々から当該拡張末期心輪郭に直交し且つ前記収縮末期心輪郭まで直角線を引く手段と、前記直角線の夫々の中点を通るセンターラインを求める手段と、前記センターライン上の等分点の夫々にて当該等分点を通して前記両心輪郭間に当該センターラインと直交する複数の収縮線を引く手段と、前記複数の収縮線の各々の線長に基づいて心臓の局所的運動状況を求める手段とを有するセンターライン法に拠る心機能解析用画像診断装置において、前記収縮線を引く手段は、前記センターライン上の等分点から前記拡張末期心輪郭まで引いた収縮線が一つ前の等分点から引いた収縮線と交差するか否かを判断し、交差すると判断したとき、その一つ前の等分点から引いた収縮線の前記拡張末期心輪郭との交点と当該センターライン上の現在の等分点とを線分で結び且つその線分を前記収縮末期心輪郭まで延ばした代用収縮線を引くように構成したことを特徴とする心機能解析用画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】

この発明は、心輪郭像の解析を行う心機能解析用画像診断装置に係り、とくに心室壁の局所的運動状態を定量的に解析可能な手法の一つであるセンターライン法を採用した心機能解析用画像診断装置に関する。

【 0 0 0 2 】

【従来の技術】

従来、心室壁の局所的運動状況を調べて心機能を診断するには、各種の機能状態で撮影された心臓画像を比較観察するという定性的手法により行われていた。しかし、この比較観察の手法には主観的要素が多く介在するので、この主観的要素を排除する目的で各種の定量的解析法が提案されている。この定量的解析法の一つとして、特許文献 1 に示されているように、センターライン法がある。このセンターライン法は、臨床的に有効な結果が得られるとの評価を受けており、多用されている。

【 0 0 0 3 】

ここで、センターライン法に拠る具体的な解析プロセスを下記のステップ (1) ~ (6) に基づいて詳述する。 10

【 0 0 0 4 】

(1) : 心臓の画像から拡張末期 (以下、E D : End-diastoleという) 及び収縮末期 (以下、E S : End-systoleという) の心輪郭像を得て、両像を同一平面上で重ね合わせる (図 1 参照 : 同図において符号 E D は E D 心輪郭を、符号 E S は E S 心輪郭を夫々示す。以下の図でも同様とする)。この重ね合わせは、例えば連続的に重ね撮りされた心臓画像から E D 及び E S の心輪郭を得たり、或いは個別に撮影された E D 像と E S 像から E D 及び E S の心輪郭を得た後、両像の大動脈弁部の中点と心尖部の頂点とを結ぶ長軸 L A を一致させた状態で両輪郭を同一平面上におく方法等により行われる。

【 0 0 0 5 】

(2) : E D 心輪郭の大動脈弁部を除いた輪郭を例えば 1 0 0 等分する等分点 E Q . . . E Q を決定し、E D 心輪郭に直交する直線 P E (以下、これを「直角線」という) を、各等分点 E Q から E S 心輪郭まで引いていく (図 2 参照)。 20

【 0 0 0 6 】

このステップで、E D 心輪郭に直角な方向を決める方法も数通りある。例えば、各等分点 E Q とその両隣の等分点を通る円の当該等分点における接線に直角な方向を上記方向に決める方法や、各等分点 E Q から隣接する例えば 2 0 等分点への方向を平均した方向を上記方向に決める方法がある。

【 0 0 0 7 】

直角線 P E は、E D 心輪郭の大動脈弁部の一端から多端へ例えば時計回り方向に E D 像を一周しながら、順次引かれる。 30

【 0 0 0 8 】

このセンターライン法では、直角線 P E . . . P E の夫々を心臓各部が収縮する軌跡と見做すため、直角線 P E は必ず E S 心輪郭に終着しなければならない、また直角線 P E 同士が交差することはその物理的意味合い上、許されない。さらに心室壁が大動脈弁に収縮することも有り得ない。これらの条件や禁止事項を守るため、次の処理 (2 a) ~ (2 c) を施す。

【 0 0 0 9 】

(2 a) : ある等分点 E Q での直角線 P E が E S 心輪郭の大動脈弁に達する場合 (図 3 の点線参照)、その直角線 P E を引かずに次の等分点の処理に進む。 40

【 0 0 1 0 】

(2 b) : $n + 1$ 番目の等分点 $E Q_{n+1}$ で引かれた直角線 $P E_{n+1}$ が E S 心輪郭に達しない場合 (図 4 の点線参照) 及び $n + 1$ 番目の等分点 $E Q_{n+1}$ で引かれた直角線 $P E_{n+1}$ が 1 つ前の等分点 $E Q_n$ で引かれた直角線 $P E_n$ に交差する場合 (図 5 参照)、共に、当該等分点 $E Q_{n+1}$ の 1 つ前の等分点 $E Q_n$ で引かれた直角線 $P E_n$ と E S 心輪郭の交点 f まで線 $P E_{n+1} *$ を引いて直角線 $P E_{n+1}$ の代用とする。

【 0 0 1 1 】

(2 c) : 直角線 $P E_n$ が E D 心輪郭の長軸 L A と交差する場合 (図 6 の点線参照)、この長軸 L A と E S 心輪郭との交点 g へ向けて線 $P E_n *$ を引いて直角線 $P E_n$ の代用をさせる (既出の特許文献 1 (特公平 5 - 1 0 1 5 号公報) 参照)。 50

(3) : ステップ(2)で引かれた直角線PE . . . PEの夫々の中点MD . . . MDを決定し、それら中点MD . . . MDを結ぶセンターラインCLを引く(図7参照)。

【0012】

(4) : センターラインCLの大動脈弁部を除いた部分を100等分する等分点EP . . . EPを決定し、センターラインCLの各等分点EPの位置でセンターラインCLに直交する直線CT(以下、これを「収縮線」という)を、ED心輪郭からES心輪郭まで引いていく(図8参照)。

【0013】

このステップ(4)は、前記ステップ(2)と同様に行われる。即ち、ステップ(2)と同様の方法により、センターラインCL上の直角方向を決め、センターラインCLの一端から他端へセンターラインCLを一周しながら収縮線CTを引いていく。このとき、(2a)~(2c)と同様の処理も施される。しかし、センターラインCL上の等分点 $EP_n + 1$ からED心輪郭に向かって収縮線 CT_{n+1} を引くときは、その収縮線 CT_{n+1} が1つ前の等分点nから引かれた収縮線 CT_n と交差するかどうかのチェックは行わない。その理由は、通常、収縮線の間隔は、センターラインCLからED心輪郭へ向かって広がるからである。

【0014】

(5) : ステップ(4)で引かれた収縮線CT . . . CTの各々に時計回り方向の番号(「CHORD NO.」という)を順番に付与するとともに(図9参照)、各収縮線CTの線長を測定する。さらに、測定した各線長をED心輪郭の収縮線が引かれた部分の長さ L_{out} で正規化する。このときED心輪郭がES心輪郭の外側である部分に対応する場合は正、それ以外の場合は負の符号を与える。このようにして正規化したものが収縮率である(図10参照)。

【0015】

(6) : ステップ(5)で与えられた番号(「CHORD NO.」という)及び測定された収縮率をそれぞれ横軸、縦軸として、心室壁の局所的運動状況を示すグラフAを作成する(図11参照)。また最近では、このグラフAに正常な心臓の収縮(正常例)に対する平均値B、この正常例の平均値に対する標準偏差C1、C2を重ねて表示し、これらの曲線に基づいて収縮の良い部分又は悪い部分を判断するようになっている。さらに、図11の例では、解析すべき心機能グラフAが前記平均値B及び標準偏差C1、C2よりも下方に位置する部分、すなわちCHORD NO. 15~55の部分は運動が小さく、これに対し前記平均値B及び標準偏差C1、C2よりも上方に位置する部分、すなわちCHORD NO. 65~85の部分は運動が大きく、これらの部分は異常部位と診断される。

【0016】

また、図12は前記心機能グラフAと正常例平均Bとの差分を標準偏差で正規化した値SDのグラフを示す図である。即ち、i本目の上記値を、 SD_i とすると、

【数1】

$$SD_i = \frac{(L_i - M_i)}{NSD_i}$$

となる。ここで、 L_i はi本目の収縮線CTの収縮率、 M_i は正常例平均Bにおけるi本目の収縮線CTの収縮率、 NSD_i は正常例平均Bにおけるi本目の収縮線CTの標準偏差を示す。図12の曲線において絶対値の大きい部分は、図11における異常部位に対応している。

【0017】

これらの解析結果から診断に有用なデータを得ることができる。特に診断に必要な情報としては、正常な心臓の収縮に比べて収縮が小さい部分(即ち、図12でいうならばグラフが負方向に大きく偏っている部分)が存在するかどうかということである。その部分は梗塞の可能性があり、冠状動脈の疾患の可能性を示すからである。特に冠状動脈の疾患の有

10

20

30

40

50

無を判断する基準として、図 1 2 における値が - 2 以下の領域の有無を挙げることができる。そこで、例えば、図 1 2 における値が - 1 以下の収縮線の本数とその平均値、 - 2 以下の収縮線の本数とその平均値、 - 3 以下の収縮線の本数とその平均値を診断材料として提供することができる。

【 0 0 1 8 】

以上のように、センターライン法により得られる解析結果は、心臓各部の運動状況を比較観察したり、正常例のグラフと比較したりすることにより、心機能診断に有用な情報を提供することができる。

【 0 0 1 9 】

次に、上述したセンターライン法を単独で実施する画像診断装置の構成例を説明する。

10

【 0 0 2 0 】

かかる画像診断装置の全体のシステムブロック図を図 1 3 に示す。この画像診断装置は同図に示すように、心輪郭データ格納ユニット 1、正常例データ格納ユニット 2、センターライン法解析ユニット 3、及びグラフィックメモリ 4 を有する。これらが制御バス 7 を経由してメインの CPU (中央演算装置) 8 に接続され、CPU 8 により制御されるようになっている。

【 0 0 2 1 】

心輪郭データ格納ユニット 1 から ED 心輪郭データ及び ES 心輪郭データが供給される。また、正常例データ格納ユニット 2 から正常な心臓の収縮 (正常例) に関するデータ、即ち、正常例における各収縮線 CT の平均収縮率 L_i ($i = 1 \sim 100$)、及び各収縮線 CT の標準偏差 NSD_i ($i = 1 \sim 100$) が供給される。心輪郭データ及び正常例データは、CPU 8 の制御の下、センターライン法解析ユニット 3 に送られ、センターライン法に基づいた解析が行われる。この解析結果はグラフィックメモリ 4 に描画された後、D / A 変換器 5 にて D / A 変換され、モニタ 6 で表示される。

20

【 0 0 2 2 】

センターライン法解析ユニット 3 のシステムブロック図を図 1 4 に示す。この解析ユニット 3 には同図に示すように、イメージメモリ 9 のほか、ED / ES 心輪郭重ね合わせ部 10、ED 心輪郭直角線作成部 11、センターライン作成部 12、収縮線作成部 13、収縮率解析部 14、及び解析結果グラフ作成部 15 を有する。これらの各部 10 ~ 15 は、例えば CPU によるソフトウェア処理で構成されるもので、上述したステップ (1) ~ (6) の処理がイメージメモリ 9 を用いて順に処理される。即ち、ED / ES 心輪郭重ね合わせ部 10 ではステップ (1) の処理が、ED 心輪郭直角線作成部 11 ではステップ (2) の処理が、センターライン作成部 12 ではステップ (3) の処理が、収縮線作成部 13 ではステップ (4) の処理が、収縮率解析部 14 ではステップ (5) の処理が、そして解析結果グラフ作成部 15 ではステップ (6) の処理が実施される。

30

【 0 0 2 3 】

ここでさらに、上記各ユニット及び各部の構成、動作を詳述する。

【 0 0 2 4 】

まず、心輪郭データ格納ユニット 1 は、ED 及び ES 心輪郭データを CPU 8 の指令に基づいて入力可能である。この心輪郭データは、デジタル画像として得られた心臓画像から心輪郭自動抽出処理またはマニュアルトレースにより ROI データとして得られる。ROI データのフォーマットは例えば、図 1 5 に示すように画像上で心輪郭上の点座標 (X , Y) の連続したものに、図 1 6 に示すように心臓の大動脈弁両端の位置座標及び長軸両端の位置座標がつけ加えられた形になっている。この ROI データは、元の画像の画像サイズにより画面上での位置関係が異なってくる。例えば 1024^2 画像、 512^2 画像上で同じ大きさ・形の ROI であっても、 1024^2 画像での座標データは 512^2 画像での座標データの 2 倍となる。そこで、必ず同一画像サイズにて ED 及び ES の心輪郭を得るようにする。

40

【 0 0 2 5 】

心輪郭重ね合わせ部 10 は、ステップ (1) に基づく処理を行う。具体的には、ED / E

50

S 両心輪郭像の大動脈弁部の中点と心尖部の頂点とを結ぶ長軸 L A を一致させるように E S 心輪郭データをアフィン変換する処理を行う。

【 0 0 2 6 】

また、E D 心輪郭直角線作成部 1 1 は、ステップ (2) の処理を例えば以下の要領で行う。

【 0 0 2 7 】

まず、E D / E S 両心輪郭データに対してスムージング処理を行い、そのデータを基にイメージメモリ 9 に両心輪郭を書き込む。このときのスムージング手法としては、例えば上記 R O I データ内の注目点とその前後の点、合計 3 点の X , Y 座標毎の単純平滑化が有用である。また、例えば特許文献 2 に示すようなハードウェア構成及び処理手法によりスムージングを行うこともできる。

10

【 0 0 2 8 】

次いで、E D 心輪郭のフラグをサーチしながら E D 心輪郭を方向データ列として認識し、方向データ列から輪郭の長さを求め、その長さを等分することで、前述した等分点 E Q . . . E Q を決定し、さらに等分点 E Q . . . E Q における輪郭の垂直方向を求める。これを図 1 7 ~ 図 2 0 を使って例示する。

【 0 0 2 9 】

例えば、注目点を中心とする 8 方向を図 1 7 に示す数値データとして定義すると、図 1 8 のような輪郭に対して、方向データ列は、(1、0、0、1、0、0、1、1、2、2) となる。更に各方向に輪郭が接続する場合の輪郭の単位長さを図 1 9 のように定義し (x , y 方向のピクセル比は 1 : α とする)、図 1 8 に示す輪郭の長さを L とすると、

20

【数 2】

$$L = 1 \times 4 + \alpha \times 2 + (1 + \alpha^2)^{1/2} \times 4$$

となる。この輪郭を 2 等分するとするならば、L / 2 の長さに当たる位置が等分点となる。ここで、α = 1 とすると、

【数 3】

$$L / 2 = 3 + 2 \times 2^{1/2}$$

となり、始点から数えて 6 番目の輪郭点 A が等分点 E Q に対応する。

【 0 0 3 0 】

垂直方向の求め方としては、上記等分点 E Q = A から例えば 2 輪郭点ずれた 2 点の位置を求め、その 2 点を結ぶベクトルの垂直ベクトルを求めることで求められる。つまり、上記等分点 A における垂直方向の単位ベクトルは、

30

【数 4】

$$(- 3 / 5 , 4 / 5)$$

となる。これにより、イメージメモリ 9 上にて、E D 心輪郭の等分点から上記手法で求められる垂直ベクトルの方向に E S 心輪郭のフラグが見つかるまでサーチを行うことになる。その際、前述したステップ (2 a) ~ (2 c) の処理が行われる。

【 0 0 3 1 】

このようにして、心輪郭を示す方向データ列から輪郭長さ、等分点、直角方向を求めることができるが、この場合、心輪郭が滑らかな形状である必要がある。すなわち、図 2 0 に示すような鋭い突起等 (以下、これを「枝」という) が存在してはならない。このため、上述したように予め心輪郭データにスムージングを施すことにより、図 2 0 のような枝を無くするようにしている。

40

【 0 0 3 2 】

一方、センターライン作成部 1 2 はステップ (3) の処理を行う。つまり、E D 心輪郭直角線作成部 1 1 にて求められた各直角線 P E の中点を求める。センターライン C L は、中点の座標 (X , Y) の連続した R O I データとして得られる (図 2 1 参照)。この R O I データを用いてイメージメモリ 9 上にセンターライン C L を描画する。

【 0 0 3 3 】

また収縮線作成部 1 3 はステップ (4) の処理を行い、E D 心輪郭直角線作成部 1 0 での

50

処理と同様な方法で作成する。

【 0 0 3 4 】

収縮率解析部 1 4 はステップ (5) に基づき、収縮率を求める。

【 0 0 3 5 】

解析結果グラフ作成部 1 5 はステップ (6) に基づき、収縮率解析部 1 4 で求められた収縮率及び正常例データ格納ユニット 2 から供給された正常例データから解析結果グラフ情報を作成し、グラフィックメモリ 4 にそのグラフ情報を描画する。

【 0 0 3 6 】

【特許文献 1】

特公平 5 - 1 0 1 5 号

10

【 0 0 3 7 】

【特許文献 2】

特公昭 6 3 - 1 6 3 6 8 0 号

【 0 0 3 8 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述した従来技術にあっては、以下に示すような種々の解決すべき問題があった。

【 0 0 3 9 】

[1] : 本解析に用いる E D 及び E S の心輪郭像は、通常 1 カットの動画像から選択された 2 枚の画像、或いは 1 回の検査の中で得られた 2 枚の静止画像より作成される。この E D 像及び E S 像の心輪郭像は、同一患者の同一検査で得られた画像でなければならない。また、画像拡大・回転等の画像処理が行われた画像から作成される可能性もあるが、その場合でも同一の画像処理が行われた画像でなければならない。ところが、心輪郭像そのものから上記の判別をすることは不可能であり、現状の装置では上記条件を満たす、満たさないに関わらず解析が行えるようにしていることが多い。このため、例えば心輪郭データ格納ユニットからデータを読み出す際、操作ミスなどがあって、E D 及び E S の心輪郭像が別患者同士ののものであっても、これを認知できずに解析される。したがって、解析結果の信頼性に疑義を持たれることもあった。

20

【 0 0 4 0 】

[2] : 現在の X 線診断装置では、E D 及び E S の心輪郭を得るための画像として 1 カットの動画像から選んだ 2 枚の画像の内、いずれかを予め静止画像として選択保存しておき、その静止画像と動画像の中から直接選択した画像を用いて心輪郭を得ることが可能である。ところが、静止画像として保存する際、画像サイズが変換されてしまう場合があり、E D、E S 心輪郭作成に用いようとする画像サイズが異なる場合が生じる。したがって、図 1 5 及び図 1 6 で示すようなデータフォーマットの心輪郭データの座標対応がずれてしまうので、解析ができず、同じ画像サイズの心輪郭データを選び直さなければならないという問題点がある。

30

【 0 0 4 1 】

[3] : さらに、前述した従来のセンターライン法では、E D 心輪郭直角線作成部 1 1 により実施されるステップ (2) の段階で、心輪郭を予め滑らかにする処理が行われるが、これに関して以下の問題がある。

40

【 0 0 4 2 】

[3 a] : 心輪郭データにスムージングをかける際、フィルタサイズが適当でないと、スムージングの程度が弱すぎて図 2 0 に示すような枝を取り去ることができなかつたり、反対にスムージングの程度が強すぎて輪郭の元の形状を壊してしまうことがあるが、そのフィルタサイズの決定について従来では何等提案されたものが無い。必然的に、予めフィルタサイズを適宜に決めておくことになるが、その場合、患者の個人差などに因って、必ずしも適宜なフィルタリングがなされるという保証は無い。

【 0 0 4 3 】

[3 b] : 前述した特許文献 2 に記載の発明に示すようなハードウェア構成及び手法でス

50

ムージングを行うには、専用ハードウェアが必要になり、システムが複雑になり、高価にもなる。

【 0 0 4 4 】

[4] : 従来のセンターライン法では、収縮線作成部 1 3 により実施されるステップ (4) の段階で、センターラインのスムージングに関して上記 [3] と同様の問題がある。

【 0 0 4 5 】

[5] : 従来のセンターライン法におけるステップ (4) の段階で、センターライン C L 上の等分点 E P $n + 1$ から収縮線 C T $n + 1$ を E D 心輪郭へ向かって引く際、図 2 2 に示す如く、E D 心輪郭が局所的に内側にへこんでいたり、或いは、図 2 3 に示す如く、E D 心輪郭と E S 心輪郭の重ね合わせた時に局所的に E D 心輪郭が E S 心輪郭内部に入り込んでいたりした場合、収縮線 C T $n + 1$ が一つ前の等分点 E P n から引かれた収縮線 C T n と交差する可能性がある。交差した場合、当然にセンターライン法の原則に反する部分を有したまま解析され、精度の高い解析結果は期待できない。

10

【 0 0 4 6 】

[6] : センターライン法の解析結果を使う心機能診断では、近年、正常な心臓の収縮に比べて収縮が小さく、冠動脈の疾患による梗塞の可能性がある (即ち異常である) 部分が、心臓のどの領域に、どの程度の広さで、またどの程度の異常さで存在するかということを目で知りたいという要請が強いが、従来技術に示す解析結果は、異常領域の位置、広さ、その異常さを明確に示しているとは言えない。

【 0 0 4 7 】

20

この発明は、上述した従来技術の問題に鑑みてなされたもので、とくに、センターライン上の等分点から収縮線を E D 心輪郭へ向かって引く際、E D 心輪郭が局所的に内側にへこんでいたり、E D 心輪郭と E S 心輪郭の重ね合わせた時に局所的に E D 心輪郭が E S 心輪郭内部に入り込んでいた場合でも、その収縮線が一つ前の等分点から引かれた収縮線と交差することを排除し、センターライン法の原則に沿った精度の高い収縮線を引き、より高精度な解析結果を得るようにすることを、その目的とする。

【 0 0 4 8 】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成させるため、この発明に係る心機能解析用画像診断装置は、被検者の心臓の心室画像から作成された拡張末期心輪郭及び収縮末期心輪郭を同一画面上で重ね合わせる手段と、前記拡張末期心輪郭上の等分点の夫々から当該拡張末期心輪郭に直交し且つ前記収縮末期心輪郭まで直角線を引く手段と、前記直角線の夫々の中点を通るセンターラインを求める手段と、前記センターライン上の等分点の夫々にて当該等分点を通して前記両心輪郭間に当該センターラインと直交する複数の収縮線を引く手段と、前記複数の収縮線の各々の線長に基づいて心臓の局所的運動状況を求める手段とを有するセンターライン法に拠る心機能解析用画像診断装置であり、前記収縮線を引く手段は、前記センターライン上の等分点から前記拡張末期心輪郭まで引いた収縮線が一つ前の等分点から引いた収縮線と交差するか否かを判断し、交差すると判断したとき、その一つ前の等分点から引いた収縮線の前記拡張末期心輪郭との交点と当該センターライン上の現在の等分点とを線分で結び且つその線分を前記収縮末期心輪郭まで延ばした代用収縮線を引くように構成したことを特徴とする。

30

40

【 0 0 5 0 】

【作用】

本発明に係る心機能解析用画像診断装置によれば、センターライン法に拠る心機能解析において、センターライン上の等分点の夫々にて当該等分点を通して両心輪郭間に当該センターラインと直交する複数の収縮線を引く際、センターライン上の等分点から拡張末期心輪郭まで引いた収縮線が一つ前の等分点から引いた収縮線と交差するか否かが判断される。そして、交差すると判断されたとき、その一つ前の等分点から引いた収縮線の拡張末期心輪郭との交点と当該センターライン上での現在の等分点とを線分で結ばれ且つその線分を収縮末期心輪郭まで延ばした代用収縮線が引かれる。

50

【 0 0 5 1 】

【実施例】

以下、この発明の実施例を図面を参照しながら説明する。以下の実施例は、センターライン法を適用して心機能解析を行うことができる、独立した画像診断装置について実施したものであるが、種々の医用モダリティに一体に組み込んで実施することもできる。なお、前述した従来の画像診断装置（図 1 3 及び図 1 4 記載のもの）の構成要素と同じものには同一符号を用いて、その説明を省略又は簡略化する。

【 0 0 5 2 】

（第 1 実施例）

第 1 実施例を図 2 4 に基づき説明する。

10

【 0 0 5 3 】

この第 1 実施例に係る画像診断装置は図 2 4 に示すように、心輪郭データ格納ユニット 1、正常例データ格納ユニット 2、患者・検査・画像処理情報格納ユニット 1 6、情報チェックユニット 1 7、センターライン法解析ユニット 3、及びグラフィックメモリ 4 を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス 7 を経由してメインの CPU（中央演算装置）8 に接続され、CPU 8 の制御下に置かれている。グラフィックメモリ 4 の読出し側は D/A 変換器 5 を介してモニタ 6 に接続されている。

【 0 0 5 4 】

心輪郭データ格納ユニット 1 は ED 心輪郭データ及び ES 心輪郭データを格納しており、これらのデータが CPU 8 の指示によりセンターライン法解析ユニット 3 に入力される。心輪郭データは例えば従来技術に示したものと同じく、心輪郭上の点座標（X，Y）の連続したもの（図 1 5 参照）に、心臓の大動脈弁両端の位置座標及び長軸両端の位置座標（図 1 6 参照）がつけ加えられたものである。また正常例データ格納ユニット 2 は正常な心臓の収縮（正常例）に関するデータを格納しており、このデータが CPU 8 の指示によりセンターライン法解析ユニット 3 に入力される。

20

【 0 0 5 5 】

患者・検査・画像処理情報格納ユニット 1 6 は、CPU 8 の制御の元、各心輪郭作成に用いた心室画像の患者情報、検査情報及び画像処理情報（付随情報という）を情報チェックユニット 1 7 に供給するようになっている。患者情報、検査情報及び画像処理情報の項目としては例えば図 2 5 に示すものである。但し、チェックされる情報は、これら項目のい

30

【 0 0 5 6 】

情報チェックユニット 1 7 では、入力された各心輪郭に関する患者情報、検査情報、画像処理情報の各項目が突き合わされてチェックされる。そして、突き合わせた各項目が全て一致した場合、両心輪郭が同一の患者、同一の検査、同一の画像処理で得られたものであると判断し、両心輪郭データ及び正常例データをセンターライン法解析ユニット 3 に送る。

【 0 0 5 7 】

センターライン法解析ユニット 3 では、前述したと同様のセンターライン法解析が行われる。その解析結果はグラフィックメモリ 4 に描画された後、D/A 変換器 5 にて D/A 変換され、モニタ 6 に表示される。

40

【 0 0 5 8 】

これに対し、情報チェックユニット 1 7 で付随情報の一部に一致しない事項があると判断された場合、その旨、モニタ 6 に表示し、オペレータの指示を仰ぐことになる。

【 0 0 5 9 】

このように、心輪郭作成に用いた心室画像の患者情報、検査情報及び画像処理情報などの付随情報を心輪郭データに付加した状態で取り込み、定量解析に入る前に拡張末期心輪郭及び収縮末期心輪郭が、同一患者及び同一検査から得られたものであるかを確認する。これにより、例えば誤操作などに因り、別患者同士の ED 心輪郭及び ES 心輪郭を取り込んだまま解析されるという事態を未然に防止できるから、信頼性の高い心機能解析・診断を

50

行うことができるとともに、オペレータの操作上の負担も軽減される。

【0060】

(第2実施例)

第2実施例を図26に基づき説明する。

【0061】

この第2実施例に係る画像診断装置は図26に示すように、心輪郭データ格納ユニット1、正常例データ格納ユニット2、画像サイズ格納ユニット18、画像サイズチェックユニット19、心輪郭データ変換ユニット20、センターライン法解析ユニット3、及びグラフィックメモリ4を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス7を経由してメインのCPU8に接続され、CPU8の制御下に置かれている。グラフィックメモリ4の読出し側はD/A変換器5を介してモニタ6に接続されている。

10

【0062】

この内、心輪郭データ格納ユニット1は上述した第1実施例と同一に構成されているが、ユニット1から読み出されたデータは、心輪郭データ変換ユニット20に送られる。心輪郭データのフォーマットも第1実施例と同一である。

【0063】

画像サイズ格納ユニット18は、各心輪郭作成に用いた心室画像の画像サイズの情報事前に格納しており、CPU8からの指令に回答して、その画像サイズ情報を次段の画像サイズチェックユニット19に送るようになっている。

【0064】

20

画像サイズチェックユニット19は、入力した各心輪郭に関する画像サイズを判別し、その判別結果を次段の心輪郭データ変換ユニット20に送る。この心輪郭データ変換ユニット20では、判別された画像サイズに応じて、心輪郭ROIデータが固定された画像サイズ用にデータ変換される。

【0065】

変換された心輪郭データは、センターライン法解析ユニット3に送られ、センターライン法解析が行われる。解析結果はグラフィックメモリ4に描画された後、D/A変換され、モニタ6に表示される。

【0066】

このため、画像サイズチェックユニット19では、例えば、ED心輪郭ROIの元の画像サイズは 512^2 、ES心輪郭ROIの元の画像サイズは 1024^2 であると判別される。これにより、心輪郭データ変換ユニット20では、例えば両心輪郭ROIデータの元の画像サイズが共に 1024^2 となるように変換される。即ち、ED像心輪郭データのみ、内部のX、Y座標データが全て2倍される。

30

【0067】

このように、心輪郭作成に用いた心室画像の画像サイズを付随情報として付加した心輪郭データを取り込み、解析を行う前に、付随情報から画像サイズを認識し、両心輪郭データを同一画像サイズの心輪郭になるようデータ変換している。この結果、両心輪郭を得るときの元の画像の画像サイズが異なっているとしても、自動的に画像サイズが一致し、解析を正しく行うことができる。

40

【0068】

(第3実施例)

第3実施例を図27及び図28に基づき説明する。

【0069】

この第3実施例に係る画像診断装置は図27に示すように、心輪郭データ格納ユニット1、正常例データ格納ユニット2、センターライン法解析ユニット21、及びグラフィックメモリ4を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス7を経由してメインのCPU8に接続され、CPU8の制御下に置かれている。グラフィックメモリ4の読出し側はD/A変換器5を介してモニタ6に接続されている。この内、センターライン法解析ユニット21を除く構成要素は、前記各実施例及び従来例(図13)と同等である。

50

【 0 0 7 0 】

センターライン法解析ユニット 2 1 は図 2 8 に示すように、イメージメモリ 9、E D / E S 心輪郭重ね合わせ部 1 0、E D 心輪郭直角線作成部 2 2、センターライン作成部 1 2、収縮線作成部 1 3、収縮率解析部 1 4、及び解析結果グラフ作成部 1 5 を備えている。この内、E D 心輪郭直角線作成部 2 2 を除く各部は、前記各実施例及び従来例（図 1 4）と同等である。

【 0 0 7 1 】

この実施例における E D 心輪郭直角線作成部 2 2 は前述したものに比べて、E D / E S 両心輪郭データのスムージングの手法を異にしている。具体的には、心輪郭データに含まれる長軸 L A の両端の位置座標を A (a₁ , a₂)、B (b₁ , b₂) とすると（図 1 6 参

10

【 数 5 】

$$L_{AB} = \{ (a_1 - b_1)^2 + (a_2 - b_2)^2 \}^{1/2}$$

となる。これを用いて、スムージングのフィルタサイズ β を、

【 数 6 】

$$\beta = \gamma \times (L_{AB} / \delta)$$

に決める。この式により、長軸長さ $L_{AB} = \delta$ のとき、フィルタサイズ = γ になるように設定される。ここで $\gamma = 5$ 、 $\delta = 256$ とすると、 $L_{AB} = 512$ の時、 $\beta = 10$ となる

20

【 0 0 7 2 】

そして、心輪郭 R O I データ内の各点において、各点を中央とする β 個の点の X , Y 座標毎の単純平滑化を行うようにする。

【 0 0 7 3 】

E D 心輪郭上の等分点 E Q（図 2 参照）から、E D 心輪郭に直交し E S 心輪郭まで直線を引き段階で、心輪郭を滑らかにする処理を行う。この際、上述したように、心輪郭の長軸 L A の長さに比例したフィルタサイズを適用したスムージングを行うことで、輪郭の大きさを考慮した最適なスムージングを実施できる。その結果、スムージングが弱すぎて輪郭の枝が取りきれず、滑らかな E D 心輪郭が得られなかったり、スムージングが強すぎて元の形状が崩れてしまうという事態を回避でき、より精度の高い心機能解析が可能になる。

30

【 0 0 7 4 】

（第 4 実施例）

第 4 実施例を図 2 9 ~ 図 3 6 に基づき説明する。

【 0 0 7 5 】

この第 4 実施例に係る画像診断装置は図 2 9 に示すように、心輪郭データ格納ユニット 1、正常例データ格納ユニット 2、センターライン法解析ユニット 2 3、及びグラフィックメモリ 4 を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス 7 を経由してメインの C P U 8 に接続され、C P U 8 の制御下に置かれている。グラフィックメモリ 4 の読出し側は D / A 変換器 5 を介してモニタ 6 に接続されている。この内、センターライン法解析ユニット 2 3 を除く構成要素は、前記各実施例及び従来例（図 1 3）と同等である。

40

【 0 0 7 6 】

センターライン法解析ユニット 2 3 は図 3 0 に示すように、イメージメモリ 9、E D / E S 心輪郭重ね合わせ部 1 0、E D 心輪郭直角線作成部 2 4、センターライン作成部 1 2、収縮線作成部 1 3、収縮率解析部 1 4、及び解析結果グラフ作成部 1 5 を備えている。この内、E D 心輪郭直角線作成部 2 4 を除く各部は、前記各実施例及び従来例（図 1 4）と同等である。

【 0 0 7 7 】

E D 心輪郭直角線作成部 2 4 の処理について説明する。

【 0 0 7 8 】

50

まず、E D 心輪郭データを用いて、E D 心輪郭に対応するフラグデータ、或いはE D 心輪郭及びその内部を塗りつぶしたフラグデータをイメージメモリ 9 に描画する。

【 0 0 7 9 】

次いで、E D 心輪郭のフラグを以下のステップ (a) ~ (f) でサーチすると共に、方向データ列を作成する。

【 0 0 8 0 】

(a) : 最初に、注目点を中心とする 8 方向を図 1 7 に示す数値データとして定義する。

【 0 0 8 1 】

(b) : 大動脈弁部一端の位置を方向データ作成開始位置、他端の位置を方向データ作成終了位置とする。

【 0 0 8 2 】

(c) : 1 つ前の注目点のある方向を除く 7 方向をサーチする。

【 0 0 8 3 】

(d) : 7 方向をサーチする順序は右回りとする。また、注目点における最初のサーチ方向は、1 つ前の注目点のある方向から、右回りに 1 方向ずれた方向とする。図 3 1、図 3 2 にその例を示す。図 3 1、図 3 2 上の丸数字 1 ~ 7 は、サーチする方向の順序を示している。

【 0 0 8 4 】

(e) : 前述した図 2 0 に示すような枝に出会った場合、上記ステップ (d) の処理時に 7 方向をサーチしてもフラグが見つからなくなる。その場合は、その時点の注目点に対応するフラグをイメージメモリ 9 から消去し、更に注目点を 1 つ前に戻し、サーチをやり直す。これにより、枝のない滑らかな輪郭として認識できる。図 2 0 のような輪郭は結局、図 3 3 のような滑らかな輪郭として認識される。

【 0 0 8 5 】

(f) : 方向データ作成開始位置における最初のサーチ方向は、以下の (f 1) 及び (f 2) の 2 種類の手法のいずれかにより求める。

【 0 0 8 6 】

(f 1) : このサーチ方向の決定手法は請求項 5 記載の発明に対応する。

【 0 0 8 7 】

大動脈弁両端の位置座標を用いて以下の方法で求める。例えば大動脈弁両端位置座標を A (a₁ , a₂)、B (b₁ , b₂)、サーチ開始位置を A とすると (図 3 4 参照)、図 3 4 にて示される角度 θ は、

【 数 7 】

$$\theta' = \cos^{-1} \left(\frac{b_1 - a_1}{\{ (b_1 - a_1)^2 + (b_2 - a_2)^2 \}^{1/2}} \right)$$

とすると、

【 数 8 】

$$\theta = \theta' \quad (\text{但し、} a_2 > b_2)$$

$$2\pi - \theta' \quad (\text{但し、} a_2 \leq b_2)$$

となる。ここで、θ の値によって、最初のサーチ方向を例えば以下のように定義させる。尚、方向は、図 1 7 に示す数値データで示す。

【 0 0 8 8 】

【 数 9 】

10

20

30

40

最初のサーチ方向 = 0 ($\pi/2 \leq \theta < 3\pi/4$)

1 ($\pi/4 \leq \theta < \pi/2$)

2 ($0 \leq \theta < \pi/4$)

3 ($7\pi/4 \leq \theta < 2\pi$)

4 ($3\pi/2 \leq \theta < 7\pi/4$)

5 ($5\pi/4 \leq \theta < 3\pi/2$)

6 ($\pi \leq \theta < 5\pi/4$)

7 ($3\pi/4 \leq \theta < \pi$)

10

この例は、大動脈弁断面の方向から $-\pi/2$ ずらした方向になる。

【0089】

(f2) : このサーチ方向の決定手法は請求項6記載の発明に対応する。

【0090】

方向データ作成開始位置の回り8点のフラグデータ分布から最初のサーチ方向を求める。

【0091】

即ち、方向0～7に関して、フラグの存在しない方向を探し、その方向が隣合う複数の方向の場合は、右回りにみてフラグが存在する方向から存在しない方向へ変化した直後の方向を最初のサーチ方向とする。フラグの存在しない方向が1方向のみの場合はその方向を最初のサーチ方向とする。

20

【0092】

図35、図36に例を示す。注目点を中心とする8方向を図17に示す数値データとして定義すると、最初のサーチ方向は図35の場合「7」の方向、図36の場合「0」の方向となる。尚、この方法はED心輪郭及びその内部を塗りつぶしたフラグデータを使用する場合に限って有効である。

【0093】

以上により、枝のとれた方向データ列が作成される。

【0094】

この方向データ列を用いて、ED心輪郭の長さ、等分点、等分点における直角ベクトルを求める。この求め方は従来技術と同じでよい。

30

【0095】

次に、ES心輪郭に対応するフラグデータをイメージメモリ9に描画し、上記ED心輪郭の等分点から上記垂直ベクトルの方向にES心輪郭のフラグが見つかるまでサーチを行う。その際、従来技術で示した(2a)～(2c)の措置を行う。

【0096】

以上がED心輪郭直角線作成部24の処理である。

【0097】

このように、ED心輪郭上の等分点から、ED心輪郭に直交しES心輪郭まで直線を引く段階で、ED心輪郭或いはED心輪郭及びその内部を塗りつぶしたフラグデータをメモリ上に作成し、輪郭の枝部分を取り除きながら心輪郭の方向データ列を作成することにより、滑らかな心輪郭形状を認識できる。つまり、心輪郭にスムージングをかける際、スムージングが強すぎてED心輪郭の元の形状を壊してしまうといった不具合がなくなるし、スムージングが弱すぎて枝部分を除去できないという不具合も解消される。スムージングを行うための専用ハードウェアがなくとも滑らかなED心輪郭を得ることができ、システム全体が簡素化される。

40

【0098】

(第5実施例)

第5実施例を図37～図39に基づき説明する。

50

【 0 0 9 9 】

この第 5 実施例に係る画像診断装置は図 3 7 に示すように、心輪郭データ格納ユニット 1、正常例データ格納ユニット 2、センターライン法解析ユニット 2 5、及びグラフィックメモリ 4 を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス 7 を経由してメインの C P U 8 に接続され、C P U 8 の制御下に置かれている。グラフィックメモリ 4 の読出し側は D / A 変換器 5 を介してモニタ 6 に接続されている。この内、センターライン法解析ユニット 2 5 を除く構成要素は、前記各実施例及び従来例（図 1 3 ）と同等である。

【 0 1 0 0 】

センターライン法解析ユニット 2 5 は図 3 8 に示すように、イメージメモリ 9、E D / E S 心輪郭重ね合わせ部 1 0、E D 心輪郭直角線作成部 1 1、センターライン作成部 1 2、
収縮線作成部 2 6、収縮率解析部 1 4、及び解析結果グラフ作成部 1 5 を備えている。この内、収縮線作成部 2 6 を除く各部は、前記各実施例及び従来例（図 1 4 ）と同等である。

10

【 0 1 0 1 】

収縮線作成部 2 6 は以下のようにセンターライン C L をスムージングする。

【 0 1 0 2 】

図 3 9 に示すように、センターライン C L の両端点を A、B、線分 A B と心輪郭長軸 L A との交点を C (c ₁ , c ₂)、センターライン C L と心輪郭長軸 L A との交点を D (d ₁ , d ₂) とする。

【 0 1 0 3 】

線分 C D の長さ L _{C D} は、

20

【 数 1 0 】

$$L_{CD} = \{ (c_1 - d_1)^2 + (c_2 - d_2)^2 \}^{1/2}$$

となる。これを用いて、フィルタサイズ β ' を、

【 数 1 1 】

$$\beta' = \gamma' \times (L_{CD} / \delta')$$

とする。この式から、線分 C D の長さ L _{C D} が δ ' のときフィルタサイズが γ ' になるように設定される。ここで γ ' = 5、δ ' = 2 5 6 とすると、L _{C D} = 5 1 2 の時、β ' =

30

【 0 1 0 4 】

そして、センターライン R O I データ内の各点において、各点を中央とする β ' 個の点の X , Y 座標毎の単純平滑化を行う。

【 0 1 0 5 】

センターライン C L 上の等分点 E P から両心輪郭間にセンターラインと直交するように収縮線 C T を引く段階で、センターラインを滑らかにする処理が行われる。この際、センターライン C L の端点 A , B を結ぶ線分と心輪郭長軸 L A との交点 C と、センターライン C L と心輪郭長軸 L A との交点 D とを結ぶ線分の長さに比例したフィルタサイズのスムージングがなされる。これにより、センターライン C L の大きさを考慮した最適なスムージングができるため、スムージングが強すぎてセンターライン C L の元の形状を壊してしまったり、スムージングが弱すぎて枝などを除去できないといった不具合が解消される。

40

【 0 1 0 6 】

（第 6 実施例）

第 6 実施例を図 4 0 , 図 4 1 に基づき説明する。

【 0 1 0 7 】

この第 6 実施例に係る画像診断装置は図 4 0 に示すように、心輪郭データ格納ユニット 1、正常例データ格納ユニット 2、センターライン法解析ユニット 2 7、及びグラフィックメモリ 4 を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス 7 を経由してメインの C P U 8 に接続され、C P U 8 の制御下に置かれている。グラフィックメモリ 4 の読出し側は D

50

/ A変換器5を介してモニタ6に接続されている。この内、センターライン法解析ユニット27を除く構成要素は、前記各実施例及び従来例(図13)と同等である。

【0108】

センターライン法解析ユニット27は図41に示すように、イメージメモリ9、ED/ES心輪郭重ね合わせ部10、ED心輪郭直角線作成部11、センターライン作成部12、収縮線作成部28、収縮率解析部14、及び解析結果グラフ作成部15を備えている。この内、収縮線作成部28を除く各部は、前記各実施例及び従来例(図14)と同等である。

【0109】

収縮線作成部28は、第4実施例におけるED心輪郭直角線作成部24における処理内容をそのまま用いて、収縮線CTを作成する。 10

【0110】

つまり、センターラインCL上の等分点から両心輪郭間にセンターラインと直交するように収縮線CTを引く段階で、センターラインCLに対応するフラグデータをメモリ上に作成し、センターラインCLの枝部分を取り除きながらセンターラインの方向データ列を作成する。これにより、滑らかなセンターライン形状を認識でき、スムージングを行うための専用ハードウェアがなくとも滑らかなセンターラインを得ることができる。

【0111】

(第7実施例)

第7実施例を図42～図45に基づき説明する。この実施例は、請求項1及び2に記載の発明に対応する。 20

【0112】

この第7実施例に係る画像診断装置は図42に示すように、心輪郭データ格納ユニット1、正常例データ格納ユニット2、センターライン法解析ユニット29、及びグラフィックメモリ4を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス7を経由してメインのCPU8に接続され、CPU8の制御下に置かれている。グラフィックメモリ4の読出し側はD/A変換器5を介してモニタ6に接続されている。この内、センターライン法解析ユニット29を除く構成要素は、前記各実施例及び従来例(図13)と同等である。

【0113】

センターライン法解析ユニット29は図43に示すように、イメージメモリ9、ED/ES心輪郭重ね合わせ部10、ED心輪郭直角線作成部11、センターライン作成部12、収縮線作成部30、収縮率解析部14、及び解析結果グラフ作成部15を備えている。この内、収縮線作成部30を除く各部は、前記各実施例及び従来例(図14)と同等である。 30

【0114】

収縮線作成部30は、前述した図14記載の収縮線作成部13で実施される処理に、以下の処理をつけ加えた状態で作動する。

【0115】

具体的にはまず、収縮線作成部30は、センターラインCLの等分点 $E P_{n+1}$ からED心輪郭方向に引いた収縮線 $C T_{n+1}$ が1つ前の等分点 $E P_n$ で引かれた収縮線 $C T_n$ と交差するかどうか判断する。いま、図44や図45に示す収縮線 $C T_{n+1}$ 、 $C T_n$ の状態となり、両線が交差すると判断した場合、1つ前に引かれた収縮線 $C T_n$ のED心輪郭との交点hとセンターラインCL上で現在収縮線を引こうとしている点 $E P_{n+1}$ とを線分で結び、更にその線分をES心輪郭に交わるまで引き延ばし、その線分 $C T_{n+1}^*$ を収縮線と見做す。 40

【0116】

この処理を付加することにより、前述した図22及び図23の場合のように、ED心輪郭が局所的に内側にへこんでいる場合やED心輪郭が局所的にES心輪郭内部に入り込んでいる場合でも、収縮線同士が交差することもなく、収縮線の物理的意味に合致した、より精度の高い収縮線を引くことができる。したがって、収縮率も高精度に演算され、心機能 50

解析の信頼性も向上する。当然に、収縮線作成部 30 では、直角線 P E 同士の交差なども判断され、処置される。

【0117】

(第8実施例)

第8実施例を図46～図50に基づき説明する。

【0118】

この第8実施例に係る画像診断装置は図46に示すように、心輪郭データ格納ユニット1、正常例データ格納ユニット2、センターライン法解析ユニット31、及びグラフィックメモリ4を有する。これらのユニット及びメモリは制御バス7を経由してメインのCPU8に接続され、CPU8の制御下に置かれている。グラフィックメモリ4の読出し側はD/A変換器5を介してモニタ6に接続されている。この内、センターライン法解析ユニット31を除く構成要素は、前記各実施例及び従来例(図13)と同等である。

10

【0119】

センターライン法解析ユニット31は図47に示すように、イメージメモリ9、ED/ES心輪郭重ね合わせ部10、ED心輪郭直角線作成部11、センターライン作成部12、収縮線作成部13、収縮率解析部14、及び解析結果グラフ作成部32を備えている。この内、解析結果グラフ部32を除く各部は、前記各実施例及び従来例(図14)と同等である。

【0120】

解析結果グラフ作成部32は、前述した図14記載の解析結果グラフ作成部15で実施される処理に、以下の処理をつけ加えた状態で作動する。

20

【0121】

その付け加える処理を、以下のステップ(8a)～(8c)に示す。

【0122】

(8a): 100本の収縮線に沿って、1～16本目の収縮線の存在する領域、17～32本目の収縮線の存在する領域、33～48本目の収縮線の存在する領域、49～64本目の収縮線の存在する領域、65～80本目の収縮線の存在する領域、81～100本目の収縮線の存在する領域というように、6つの領域に分割する(図48参照)。

【0123】

(8b): 各分割領域毎で図12における値(求めた収縮率と正常例平均の収縮率との差分を正常例平均の標準偏差で正規化した値)が-2以下となる収縮線の本数及び各分割領域毎の前記値の平均値を計算する。

30

【0124】

(8c): 上記計算値を、分割領域毎の表として、グラフィックメモリ4へ描画する。

【0125】

これにより、図12の解析結果に対応して、さらに、分割領域毎の前記値が-2以下となる収縮線の本数の表(図49参照)がモニタ6に表示されるとともに、分割領域毎の前記値の平均値の表(図50参照)がモニタ6に表示される。

【0126】

上記の分割の仕方(1～16、17～32、33～48、49～64、65～80、81～100)は、心室を医学的部位に沿って分けた場合である。それぞれ医学的部位の名称である、anterobasal region、anterolateral region、apical region、diaphragmatic region、posterobasal region、mitral valveに対応させている。尚、この分割数或いは分割する際の収縮線の対応づけ方は上記に限定されるものではなく、それ以外の方式でもよい。

40

【0127】

このように、従来 of 如く単に図11、図12の曲線で表示するのみならず、正常な心臓の収縮に比べて収縮が小さく、冠状動脈の疾患に因る梗塞の可能性のある領域が心臓のどの領域に、どの位の広さで存在し、しかもどの程度の異常さであるかを数値で定量的に且つ明確に表示することができる。したがって、術者の診断上の負担を軽減し、診断の容易化

50

を図ることができる。

【0128】

なお、上記各実施例は請求項記載の発明に個別に対応させた状態で実施するとしたが、複数の請求項に係る発明を同時に実施する（例えば第1実施例と第2実施例を組み合わせるなど、上記各実施例を必要に応じて適宜組み合わせる）としてもよい。

【0129】

【発明の効果】

以上説明したように、この発明の心機能解析用画像診断装置によれば、センターライン上の等分点から収縮線をED心輪郭へ向かって引く際、ED心輪郭が局所的に内側にへこんでいたり、ED心輪郭とES心輪郭の重ね合わせた時に局所的にED心輪郭がES心輪郭内部に入り込んでいたりした場合でも、その収縮線が一つ前の等分点から引かれた収縮線と交差する状態を排除でき、したがって、センターライン法の原則に沿った精度の高い収縮線を引くことができ、より高精度な解析結果を得ることができるとともに、その解析の信頼性を上げることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】センターライン法におけるES心輪郭及びED心輪郭の重ね合わせを説明する図

【図2】ED心輪郭上の等分点の決定及び直角線の引き方を示す図。

【図3】直角線がES心輪郭の大動脈弁部に達する場合を説明する図。

【図4】直角線がES心輪郭に達しない場合の処理を説明する図。

【図5】直角線同士が交差する場合の処理を説明する図。

【図6】直角線がED心輪郭の長軸と交差する場合の処理を説明する図。

【図7】直角線の夫々の中点の決定及びセンターラインの引き方を示す図。

【図8】センターライン上の等分点の決定及び収縮線の引き方を示す図。

【図9】収縮線の夫々に対するCHORD NO.の付与を説明する図。

【図10】収縮線の線長の測定及びその正規化を説明する図。

【図11】CHORD NO.を横軸、収縮率を縦軸にとって心室壁の運状状況を示すグラフ。

【図12】心機能曲線と正常例平均曲線との差分を標準偏差で正規化した値のグラフ。

【図13】センターライン法を実施する従来の画像診断装置のブロック図。

【図14】センターライン法解析ユニットのブロック図。

【図15】心輪郭の点座標を説明する図。

【図16】大動脈弁両端の位置座標及び長軸両端の位置座標を説明する図。

【図17】ED心輪郭のサーチにおける注目点を中心とする8方向の説明図。

【図18】ED心輪郭の一例を画素の連続として示す図。

【図19】注目点を中心とする8方向に輪郭を接続する場合の輪郭の単位長さを説明する図。

【図20】心輪郭における枝（突起など）を画素で示す図。

【図21】直角線の中点座標を連続させたROIデータとして得られるセンターラインを示す図。

【図22】従来技術の問題点の一つである、収縮線同士の交差の一例を説明する図。

【図23】従来技術の問題点の一つである、収縮線同士の交差の他の例を説明する図。

【図24】この発明の第1実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。

【図25】付随情報を項目別に分類して示す図。

【図26】この発明の第2実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。

【図27】この発明の第3実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。

【図28】第3実施例のセンターライン法解析ユニットのブロック図。

【図29】この発明の第4実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。

【図30】第4実施例のセンターライン法解析ユニットのブロック図。

【図31】サーチ方向を説明する図。

10

20

30

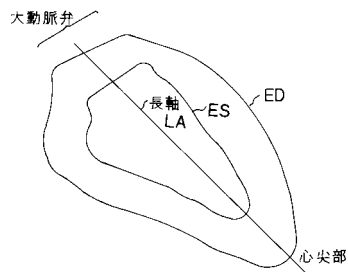
40

50

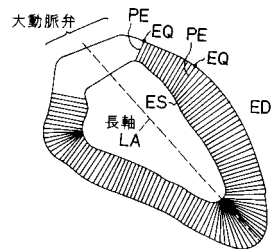
【図 3 2】	サーチ方向を説明する図。	
【図 3 3】	画素列で形成された輪郭の一部と枝の消去を説明する図。	
【図 3 4】	サーチ開始位置を説明する図。	
【図 3 5】	最初のサーチ方向の決め方を示す図。	
【図 3 6】	最初のサーチ方向の決め方を示す図。	
【図 3 7】	この発明の第 5 実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。	
【図 3 8】	第 5 実施例のセンターライン法解析ユニットのブロック図。	
【図 3 9】	フィルタサイズを決めるための長軸上の線分を説明する図。	
【図 4 0】	この発明の第 6 実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。	
【図 4 1】	第 6 実施例のセンターライン法解析ユニットのブロック図。	10
【図 4 2】	この発明の第 7 実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。	
【図 4 3】	第 7 実施例のセンターライン法解析ユニットのブロック図。	
【図 4 4】	収縮線同士の交差を排除する一例を示す図。	
【図 4 5】	収縮線同士の交差を排除する他の例を示す図。	
【図 4 6】	この発明の第 8 実施例に係る画像診断装置のシステムブロック図。	
【図 4 7】	第 8 実施例のセンターライン法解析ユニットのブロック図。	
【図 4 8】	収縮線を分けることによる心輪郭の領域分割を説明する図。	
【図 4 9】	分割領域毎の解析の一例を示す表図。	
【図 5 0】	分割領域毎の解析の他の例を示す表図。	
【符号の説明】		20
1	心輪郭データ格納ユニット	
2	正常例データ格納ユニット	
3	センターライン法解析ユニット	
4	グラフィックメモリ	
5	D / A 変換器	
6	モニタ	
7	バス	
8	C P U	
9	イメージメモリ	
1 0	E D / E S 心輪郭重ね合わせ部	30
1 1	E D 心輪郭直角線作成部	
1 2	センターライン作成部	
1 3	収縮線作成部	
1 4	収縮率解析部	
1 5	解析結果グラフ作成部	
1 6	患者・検査・画像処理情報格納ユニット	
1 7	情報チェックユニット	
1 8	画像サイズ格納ユニット	
1 9	画像サイズチェックユニット	
2 0	心輪郭データ変換ユニット	40
2 1	センターライン法解析ユニット	
2 2	E D 心輪郭直角線作成部	
2 3	センターライン法解析ユニット	
2 4	E D 心輪郭直角線作成部	
2 5	センターライン法解析ユニット	
2 6	収縮線作成部	
2 7	センターライン法解析ユニット	
2 8	収縮線作成部	
2 9	センターライン法解析ユニット	
3 0	収縮線作成部	50

- 3 1 センターライン法解析ユニット
 3 2 解析結果グラフ作成部

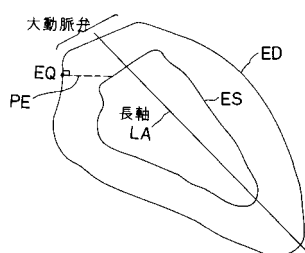
【図 1】



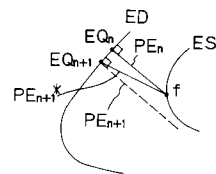
【図 2】



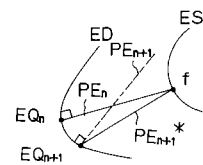
【図 3】



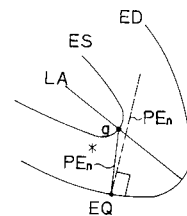
【図 4】



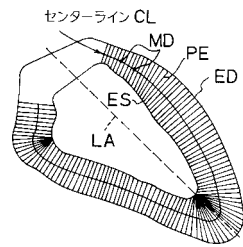
【図 5】



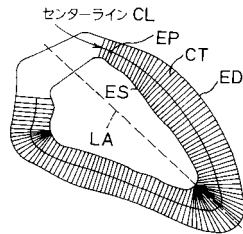
【図 6】



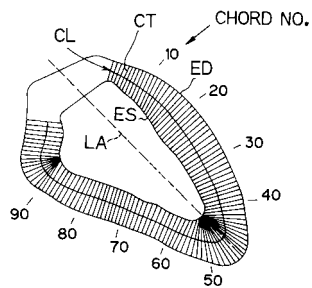
【図 7】



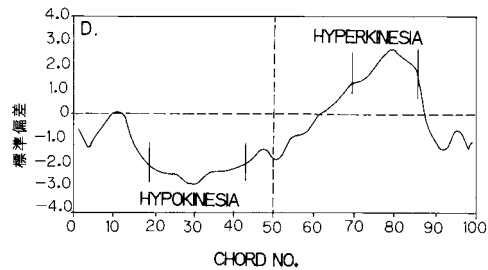
【図 8】



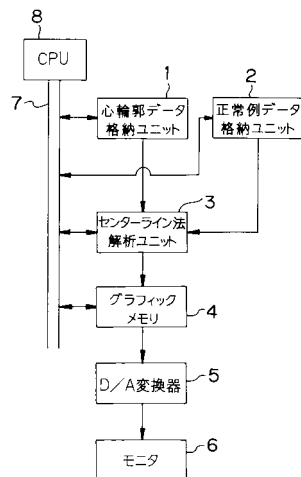
【図 9】



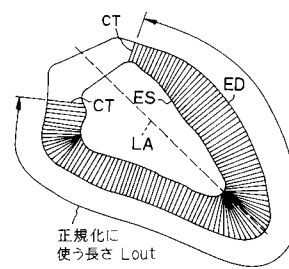
【図 12】



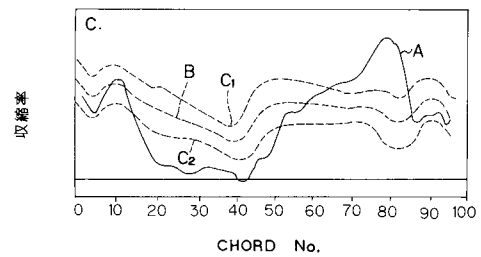
【図 13】



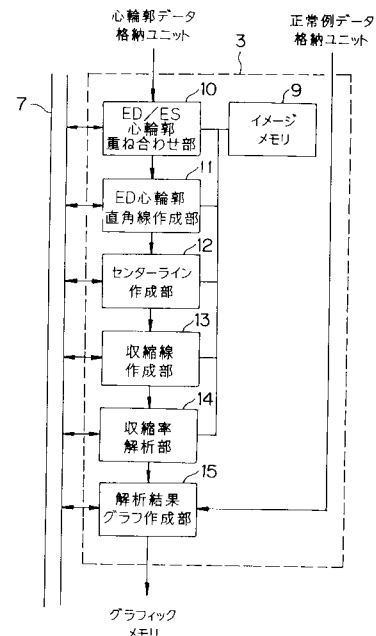
【図 10】



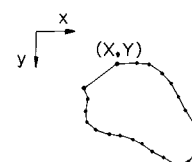
【図 11】



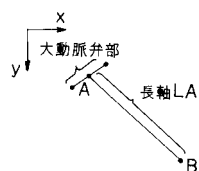
【図 14】



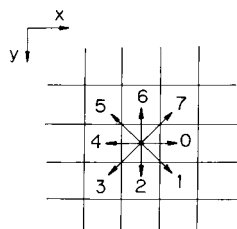
【図 15】



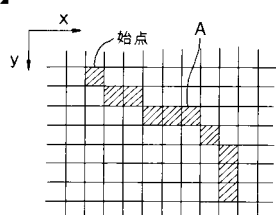
【図 16】



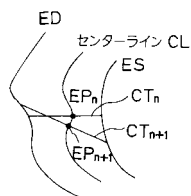
【図 17】



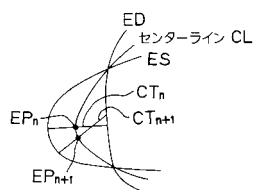
【図 18】



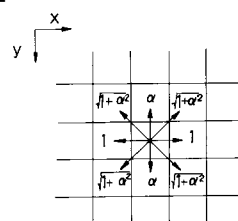
【図 22】



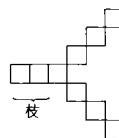
【図 23】



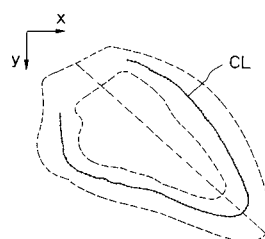
【図 19】



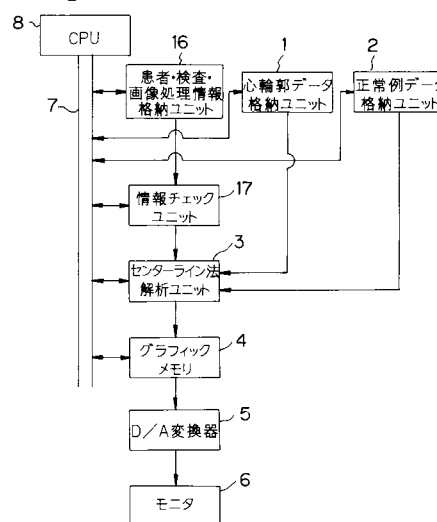
【図 20】



【図 21】



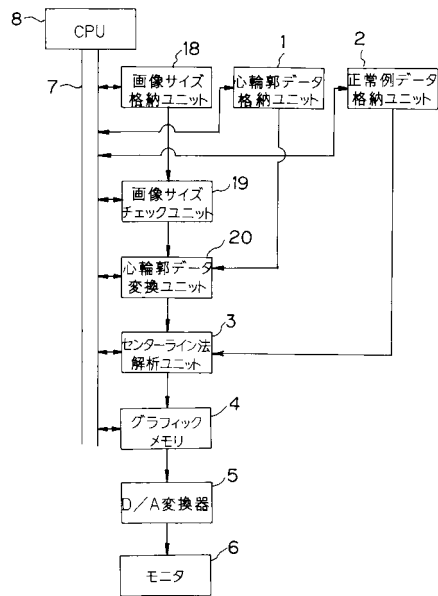
【図 24】



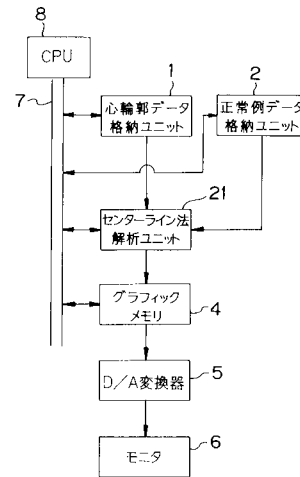
【図 25】

	項 目
患者情報	患者情報登録日付、患者情報登録時刻、患者名、患者ID
検査情報	検査日付、検査時刻、カット番号
画像処理情報	画像拡大率、画像拡大中心X座標・Y座標、画像回転角

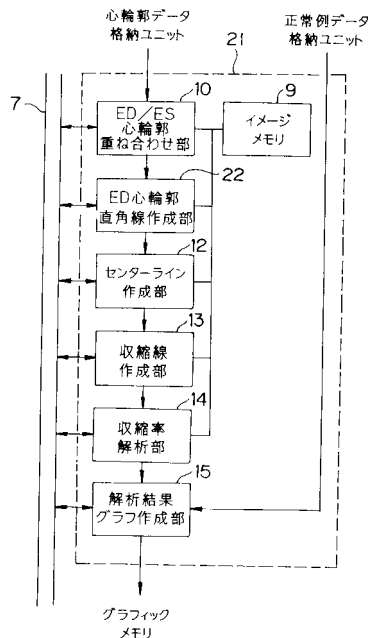
【図 26】



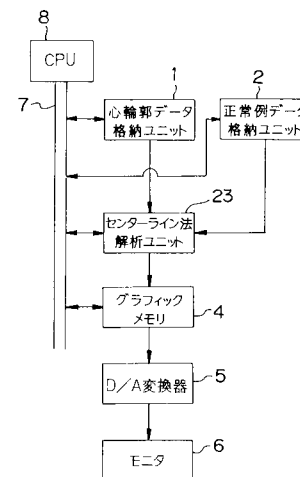
【図 27】



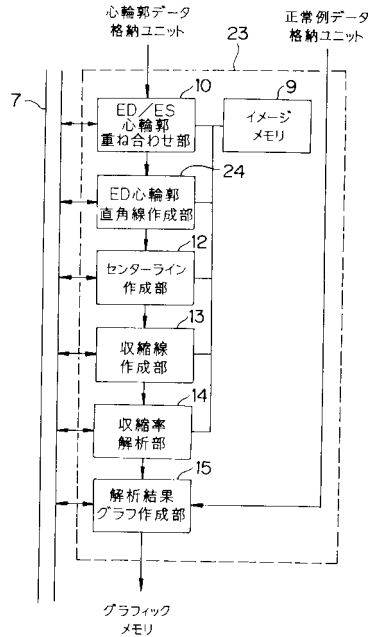
【図 28】



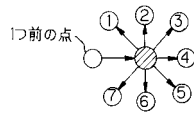
【図 29】



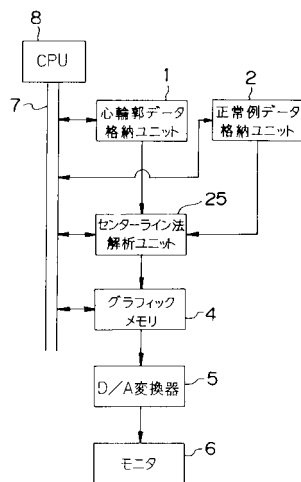
【図 30】



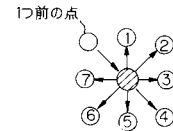
【図 31】



【図 37】



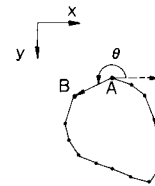
【図 32】



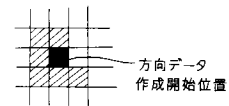
【図 33】



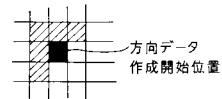
【図 34】



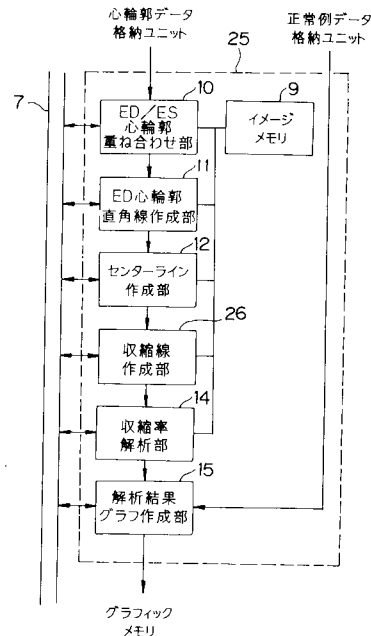
【図 35】



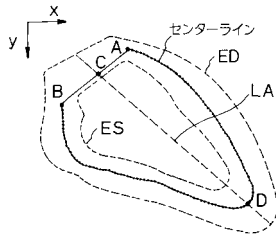
【図 36】



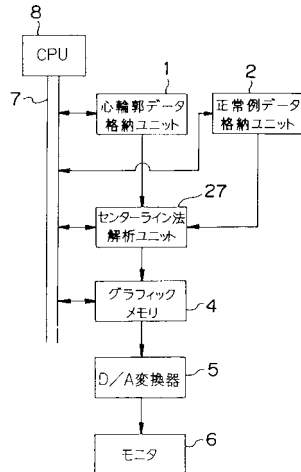
【図 38】



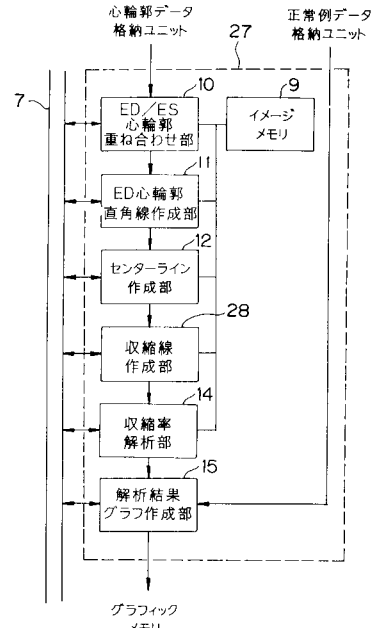
【図 39】



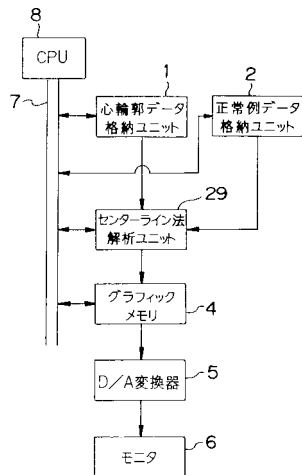
【図 40】



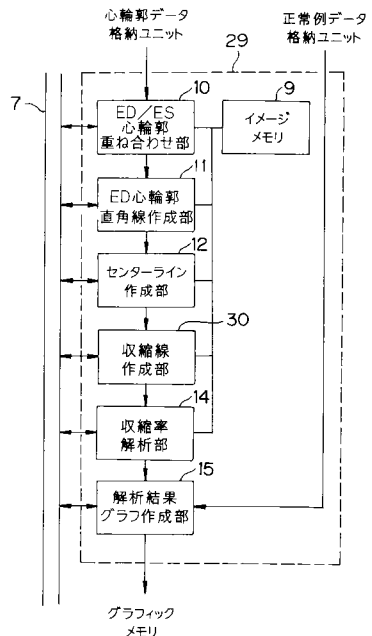
【図 41】



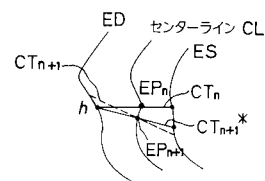
【図 42】



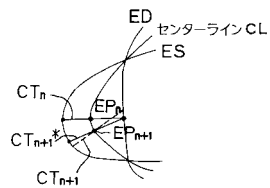
【図 43】



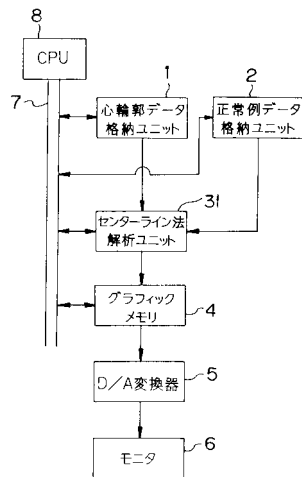
【図 44】



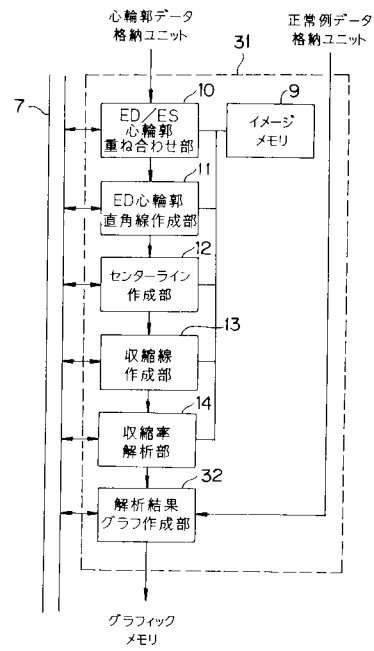
【図 45】



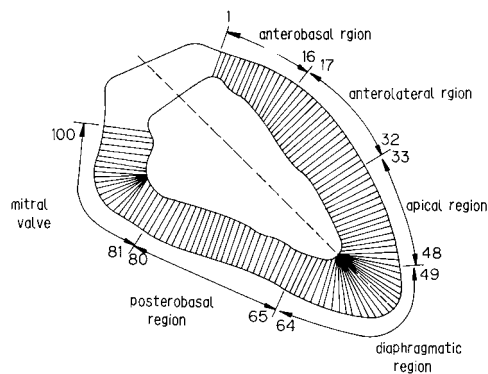
【図 46】



【図 47】



【図 48】



【図 49】

分割領域	1~16	17~32	33~48	49~64	65~80	81~100
正規化した標準偏差が-2以下である収縮線の本数	0	16	10	0	0	0

【図 50】

分割領域	1~16	17~32	33~48	49~64	65~80	81~100
正規化した標準偏差の平均値	-0.80	-2.22	-2.00	-0.50	2.00	0.50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特公平5 - 1 0 1 5 (J P , B 2)
特開平3 - 1 6 5 5 6 (J P , A)
特開平2 - 1 3 4 1 4 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, D B名)

A61B 10/00

A61B 6/00

专利名称(译)	用于心脏功能分析的图像诊断设备		
公开(公告)号	JP3655286B2	公开(公告)日	2005-06-02
申请号	JP2003018074	申请日	2003-01-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	中山博士		
发明人	中山 博士		
IPC分类号	A61B5/00 A61B6/00 A61B10/00 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/00 G06T7/20		
FI分类号	A61B10/00.K A61B6/00.350.C A61B5/00.G G06T1/00.290.B G06T3/00.300 G06T5/50 G06T7/00.U G06T7/00.612 G06T7/20 G06T7/20.B G06T7/254.A		
F-TERM分类号	4C093/AA26 4C093/CA50 4C093/DA02 4C093/FD03 4C093/FD13 4C093/FF13 4C093/FF16 4C093/FF21 4C093/FF22 4C093/FF24 4C093/FF35 4C093/FG14 4C093/FH02 4C093/FH09 4C117/XA01 4C117/XB09 4C117/XE44 4C117/XF03 4C117/XG19 4C117/XG34 4C117/XG39 4C117/XJ01 4C117/XK04 4C117/XK05 4C117/XK09 4C117/XK14 4C117/XK15 4C117/XK17 4C117/XK24 5B057/AA09 5B057/CA02 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE08 5B057/DA07 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DC07 5B057/DC16 5L096/AA03 5L096/BA06 5L096/FA06 5L096/FA10 5L096/HA04		
代理人(译)	波多野尚志		
其他公开文献	JP2003260060A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了获得准确的分析结果，通过消除一条收缩线与基于中心线方法的的心脏功能分析中从前一个等分点绘制的另一个收缩线的交叉，能够准确地绘制收缩线。ŽSOLUTION：用于心脏功能分析的成像诊断设备具有收缩线生成部分30.生成部分30判断从中心线上的等分点绘制到舒张末期心脏轮廓的任何收缩线是否穿过从一个中心线绘制的收缩线。在等分之前。生成部分30进一步将从前一个等分点与舒张末期心脏轮廓绘制的收缩线的交点连接到中心线上的当前等分点与一段，同时通过延伸该段来绘制另一个收缩线到收缩末期心脏轮廓。Ž

$$L_{10} = \{ (c_1 - d_1)^2 + (c_2 - d_2)^2 \}^{1/2}$$