

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6030002号
(P6030002)

(45) 発行日 平成28年11月24日 (2016.11.24)

(24) 登録日 平成28年10月28日 (2016.10.28)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/00 (2006.01)**G 0 6 T** 1/00 (2006.01)**A 6 1 B** 6/03 (2006.01)**G 0 1 T** 1/161 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 G

G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

G 0 6 T 1/00 2 9 0 C

A 6 1 B 6/03 3 6 0 B

G 0 1 T 1/161 B

請求項の数 8 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2013-37855 (P2013-37855)
 (22) 出願日 平成25年2月27日 (2013.2.27)
 (65) 公開番号 特開2014-161657 (P2014-161657A)
 (43) 公開日 平成26年9月8日 (2014.9.8)
 審査請求日 平成27年7月28日 (2015.7.28)

(73) 特許権者 000149837
 富士フイルム R I ファーマ株式会社
 東京都中央区京橋二丁目 1 4 番 1 号
 (74) 代理人 110000279
 特許業務法人ウィルフォート国際特許事務所
 (72) 発明者 長尾 充展
 福岡県福岡市東区馬出 3 - 1 - 1 国立大
 学法人九州大学 大学院医学研究院内
 (72) 発明者 高橋 由武
 東京都中央区京橋二丁目 1 4 番 1 号 富士
 フイルム R I ファーマ株式会社内

審査官 増渕 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理プログラム、画像処理装置、および画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心拍内の特定フェーズで撮影された被験者の心臓の 3 次元画像データを記憶するコンピュータのための画像処理プログラムであって、

前記 3 次元画像データのフラクタル次元を算出する算出ステップと、

前記フラクタル次元が予め定められたフラクタル次元閾値より高いか否かを判定する判定ステップと

を前記コンピュータに実行させ、

前記フラクタル次元閾値は、前記判定の ROC (Receiver Operating Characteristic) 解析においてオッズ比が最大となる閾値である、
 画像処理プログラム。

【請求項 2】

前記 3 次元画像データは、安静時に撮影され、

前記特定フェーズは、拡張中期である、

請求項 1 に記載の画像処理プログラム。

【請求項 3】

前記算出ステップは、前記 3 次元画像データの全ての画素値を正規化し、前記正規化された画素値の範囲内で予め定められた複数の画素閾値の夫々を対象画素閾値として選択し、前記正規化された画素値の中から対象画素閾値より高い画素値の数を検出し、前記対象画素閾値の対数と前記検出された画素値の数の対数との関係を示す回帰直線の傾きを前記フ

10

20

ラクトル次元として算出する、
請求項 2 に記載の画像処理プログラム。

【請求項 4】

前記 3 次元画像データは、心電図同期 SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) により撮影され、前記心臓の所定の軸に垂直な複数の断面を夫々示す複数の断層画像である、
請求項 3 に記載の画像処理プログラム。

【請求項 5】

前記判定ステップは、前記被験者の心機能の評価結果を示す評価データが、予め定められた評価データ閾値より高いか否かを判定し、前記フラクタル次元の判定結果と前記評価データの判定結果とに基づいて、前記被験者の心機能を判定する、
請求項 1 乃至 4 の何れか一項に記載の画像処理プログラム。

10

【請求項 6】

前記評価データは、EF (Ejection Fraction) である、
請求項 5 に記載の画像処理プログラム。

【請求項 7】

心拍内の特定フェーズで撮影された被験者の心臓の 3 次元画像データを記憶する記憶手段と、

前記 3 次元画像データのフラクタル次元を算出する算出手段と、

前記フラクタル次元が予め定められたフラクタル次元閾値より高いか否かを判定する判定手段と

20

を備え、

前記フラクタル次元閾値は、前記判定の ROC 解析においてオッズ比が最大となる閾値である、
画像処理装置。

【請求項 8】

心拍内の特定フェーズで撮影された被験者の心臓の 3 次元画像データを記憶するコンピュータが、前記 3 次元画像データのフラクタル次元を算出する算出ステップと、

前記コンピュータが、前記フラクタル次元が予め定められたフラクタル次元閾値より高いか否かを判定する判定ステップと

30

を備え、

前記フラクタル次元閾値は、前記判定の ROC 解析においてオッズ比が最大となる閾値である、
画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心臓の 3 次元画像を処理する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

40

被験者に RI (Radio Isotope: 放射性同位体) を投与して、心筋の血流の状態を示す心臓の断層画像を撮影する心筋 SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) が知られている。さらに、心筋 SPECT の一つとして、心電図に同期させて撮影する心電図同期 SPECT (Gated SPECT) が知られている (例えば特許文献 1)。

【0003】

また、被験者を撮像した画像からフラクタル次元を算出して、診断支援を行う技術が知られている (例えば特許文献 2)。

【0004】

また、心疾患を評価する指標として EF (Ejection Fraction: 駆出

50

率)が知られている。例えば、被験者のEFが所定の閾値より小さい場合、被験者の心臓のポンプ機能(左室収縮機能)の障害があると判定することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-153867号公報

【特許文献2】特開2010-19572号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

被験者のEFが所定の閾値より大きい場合であっても、心筋の障害等により突然死のリスクが高い場合がある。このようなリスクを検出するために、別途、ホルター心電図等を用いて心不全の診断が行われる。

【0007】

そこで、本発明の目的は、心不全の診断に有効な情報を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の一つの実施態様に従う画像処理プログラムは、心拍内の特定フェーズで撮影された被験者の心臓の3次元画像データを記憶するコンピュータのための画像処理プログラムであって、前記3次元画像データのフラクタル次元を算出する算出ステップと、前記フラクタル次元が予め定められたフラクタル次元閾値より高いか否かを判定する判定ステップとを前記コンピュータに実行させる。前記フラクタル次元閾値は、前記判定のROC(Receiver Operating Characteristic)解析においてオッズ比が最大となる閾値である。

20

【0009】

好適な実施形態では、前記3次元画像データは、安静時に撮影され、前記特定フェーズは、拡張中期であってもよい。

【0010】

好適な実施形態では、前記算出ステップは、前記3次元画像データの全ての画素値を正規化し、前記正規化された画素値の範囲で予め定められた複数の画素閾値の夫々を対象画素閾値として選択し、前記正規化された画素値の中から対象画素閾値より高い画素値の数を検出し、前記対象画素閾値の対数と前記検出された画素値の数の対数との関係を示す回帰直線の傾きを前記フラクタル次元として算出してもよい。

30

【0011】

好適な実施形態では、前記3次元画像データは、心電図同期SPECTにより撮影され、前記心臓の所定の軸に垂直な複数の断面を夫々示す複数の断層画像であってもよい。

【0012】

好適な実施形態では、前記記憶ステップは、前記被験者の心機能の評価結果を示す評価データを記憶し、前記判定ステップは、前記評価データが予め定められた評価データ閾値より高いか否かを判定し、前記フラクタル次元の判定結果と前記評価データの判定結果とに基づいて、前記被験者の心機能を判定してもよい。

40

【0013】

好適な実施形態では、前記評価データは、EFであってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施例1に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図2】撮影データの構成を示す模式図である。

【図3】画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

【図4】フラクタル次元の算出方法の一例を示す図である。

【図5】ROC曲線を示す図である。

50

【図6】実施例2に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図7】実施例2の判定方法を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の一実施形態に係る画像処理装置について、図面を参照して説明する。

【0016】

本実施形態では、心筋の血流及び機能の解析を行うための心電図同期SPECT法に基づいて撮影した画像の解析を行う心電図同期SPECTの画像解析を例に説明するが、本発明は、これ以外にも、心電図に同期させたPET (Positron Emission Computed Tomography)、MRI (Magnetic Resonance Imaging)、CT (Computed Tomography)、超音波による心臓の断層画像を用いることができる。

10

【実施例1】

【0017】

以下、実施例1に係る画像処理装置の構成について説明する。

【0018】

図1は、本発明の実施例1に係る画像処理装置1の構成を示すブロック図である。

【0019】

この図に示すように、画像処理装置1は、画像処理装置本体10と、入力装置4と、表示装置5とを有する。入力装置4は、キーボード、タッチパネル、ポインティングデバイスなどである。表示装置5は、液晶ディスプレイなどである。

20

【0020】

画像処理装置本体10は、例えばプロセッサ及びメモリを備える汎用的なコンピュータシステムにより構成され、以下に説明する画像処理装置本体10内の個々の構成要素または機能は、例えば、コンピュータプログラムを実行することにより実現される。そのコンピュータプログラムは、コンピュータ読みとり可能な記録媒体に格納可能である。

【0021】

画像処理装置本体10は、記憶部20と、正規化部30と、フラクタル次元算出部40と、判定部50と、表示制御部60とを有する。記憶部20は、撮影データ記憶部22と、正規化データ記憶部23と、フラクタル次元データ記憶部24と、判定データ記憶部25とを有する。

30

【0022】

撮影データ記憶部22は、心電図同期SPECTにより撮影された撮影データを格納する。正規化部30は、撮影データを正規化して正規化データを算出し、正規化データを正規化データ記憶部23へ格納する。フラクタル次元算出部40は、正規化データのフラクタル次元を示すフラクタル次元データを算出し、フラクタル次元データをフラクタル次元データ記憶部24へ格納する。判定部50は、フラクタル次元データに基づいて、心不全による突然死のリスクを判定し、判定結果を判定データとして判定データ記憶部25へ格納する。表示制御部60は、ユーザによる入力装置4への入力に基づいて、記憶部20に格納されたデータを、表示装置5に表示させる。

40

【0023】

以下、撮影データについて説明する。

【0024】

図2は、撮影データの構成を示す模式図である。

【0025】

心電図同期SPECTシステムは、心電図同期SPECTの撮影及び断層画像の再構成を行う。この心電図同期SPECTシステムは、心電図310と同期させて、各フェーズ（位相）における心臓のSPECT画像を生成する。まず、心電図同期SPECTシステムは、心電図のR波同士の時間間隔（R-R間隔：心臓の運動の1周期）をN（Nは2以上の整数）等分し、R-R間隔の $1/N$ のサンプリング周期で各フェーズのSPECT画

50

像を撮影する。この撮影は、少なくとも心拍の1周期以上の間継続して行われる。なお、この図では $N=16$ の例を示したが、 N は任意であって、例えば、8、20、32などでもよい。この図は更に、左室のボリウムの時間変化330を示す。このように N 個のフェーズは、収縮期と拡張期に分かれる。

【0026】

更に、心電図同期SPECTシステムは、各フェーズのSPECT画像から、所定軸に垂直な M 個のスライスの断層画像320を生成する。本実施例では、断層画像として、左心室の短軸(Short Axis)断層画像を用いる。即ち、 M 個の断層画像は、心基部と心尖部を結ぶ短軸に対して垂直な M 個の断面を夫々示す。なお、短軸(Short Axis)断層画像以外にも、長軸垂直断層(Vertical Long Axis)画像、長軸水平断層(Horizontal Long Axis)画像などを用いることができる。

10

【0027】

M 個のスライスは、予め定められたスライス間隔を有する。本実施例においてスライス数 M は可変であるが、固定値であっても良い。各断層画像のサイズは例えば、128ピクセル×128ピクセルである。各断層画像内の画素値は例えば、RIの放射能の強度(カウント値)に応じた256階調の濃度を表す。

【0028】

これにより、心電図同期SPECTシステムは、1回の検査により、 $N \times M$ 枚の断層画像を生成し、撮影データとして撮影データ記憶部22へ格納する。各断層画像には、フェーズ番号(1、2、… N)とスライス番号(1、2、… M)が付される。

20

【0029】

なお、撮影データは、或る被験者を安静時に撮影したものであっても良いし、その被験者を負荷(薬剤負荷又は運動負荷)時に撮影したものであっても良い。

【0030】

なお、画像処理装置1は、心電図同期SPECTシステムの一部であっても良い。

【0031】

以下、画像処理装置1の動作について説明する。

【0032】

図3は、画像処理装置1の動作を示すフローチャートである。

30

【0033】

正規化部30は、撮影データ記憶部22に格納された撮影データから、特定フェーズの M 個の断層画像を対象画像群として取得し、対象画像群内の全ての画素値を正規化して正規化画像群に変換し、正規化画像群を含む正規化データを正規化データ記憶部23へ保存する(S110)。この正規化において、例えば、正規化部30は、対象画像群内の画素値を基準画素値で除し、その結果に100を乗じることにより正規化画像群内の画素値を算出する。基準画素値は例えば、撮影データ内の対象画像群の全ての画素値の最大値である。これにより、正規画像群内の画素値の最大値は100になる。なお、基準画素値は、対象画像群内の全ての画素値の最大値であっても良い。なお、撮影データは、対象画像群

40

【0034】

その後、フラクタル次元算出部40は、正規化データ記憶部23から正規化データを取得し、正規化画像群のフラクタル次元(FD: fractal dimension)を示すフラクタル次元データを算出し、フラクタル次元データ記憶部24へ格納する(S120)。

【0035】

このFDの算出において、例えば、フラクタル次元算出部40は、0から100までの範囲内で予め定められた複数の画素閾値の一つを対象画素閾値として選択する。複数の画素閾値は例えば、70、80、90等である。その後、フラクタル次元算出部40は、正規化画像群内の全ての画素のうち、対象画素閾値より高い画素値を有する画素の数を、適

50

合画素数としてカウントする。その後、フラクタル次元算出部40は、複数の画素閾値の全てについて、適合画素数をカウントする。その後、フラクタル次元算出部40は、 $\ln$ （適合画素数）を $\ln$ （画素閾値）の一次関数として近似し、その一次関数により表される回帰直線の傾きの絶対値をFDとして算出する。ここで $\ln(z)$ は、自然対数を表す。フラクタル次元算出部40は例えば、最小二乗法により回帰直線を求める。

【0036】

図4は、フラクタル次元の算出方法の一例を示す図である。この図において、横軸xは $\ln$ （画素閾値）を示し、縦軸yは $\ln$ （適合画素数）を示す。即ち、この図は、画素閾値と適合画素数の関係を示す両対数グラフである。図中の直線は、図中の各点110から得られる回帰直線120である。回帰直線120は、 $y = -ax + b$ で表される。フラクタル次元算出部40は、この回帰直線120の傾きの絶対値aをFDとして算出する。

10

【0037】

判定部50は、フラクタル次元データ記憶部24からフラクタル次元データを取得し、FDが予め定められたFD閾値（フラクタル次元閾値）より高いか否かを判定し、その結果を示す判定データを判定データ記憶部25へ格納する（S130）。本実施例において、心電図同期SPECTによる正規化画像群のFDは、心臓におけるRIの集積の不均一性を表す。例えば、心筋梗塞により血流の分布の異常がある場合、断層画像の一部が欠損するため、正規化画像群の不均一性が増加する。また、虚血の場合、断層画像は薄い濃度になる。また、FDは、心筋が受けたダメージの大きさを示すということもできる。これにより、判定部50は、FDがFD閾値より高い場合、心不全による突然死のリスクが高いと判定する。

20

【0038】

表示制御部60は、判定データ記憶部25から判定データを取得し、判定データに基づく画面を表示装置5に表示させる（S140）。例えば、表示制御部60は、判定データに基づいて、心不全により突然死のリスクが高いか否かを示す情報を表示装置5に表示させる。なお、表示制御部60は、記憶部20内の撮影データ、正規化データ、フラクタル次元データの何れかを取得し、取得されたデータに基づく画面を表示装置5に表示させても良い。

【0039】

以上が画像処理装置1の動作である。この動作によれば、心電図同期SPECTから得られた撮影データに基づいて、心不全のリスクを判定することができる。

30

【0040】

以下、前述の特定フェーズの決定方法について説明する。

【0041】

心電図同期SPECTシステムは、複数の症例（被検者）について、安静時の心電図同期SPECTの撮影と負荷時の心電図同期SPECTの撮影とを行う。画像処理装置1が、安静時及び負荷時の複数のフェーズの夫々を特定フェーズとした場合の判定データについて、ROC（Receiver Operating Characteristic）解析を行う。ここで、ROC解析における正しい判定結果は、同一の被験者について別の基準の判定方法により心不全か否かを判定した判定結果である。本実施例において、基準の判定方法は、EFがEF閾値以下である被験者を心不全であると判定する。EF閾値は例えば61である。このようなROC解析により複数の判定データを比較し、最適なフェーズを決定する。

40

【0042】

ROC解析において、複数の症例のうち、EFにより心不全と判定された症例を異常症例とし、EFにより心不全でない判定された症例を正常症例とする。FDの値の範囲に複数の基準点を設定し、画像処理装置1は、各基準点をFD閾値に設定して判定を行う。即ち、画像処理装置1は、FDが基準点以上である場合に高リスクと判定する。或る基準点において、異常症例のうち画像処理装置1により高リスクと判定された症例を真陽性とし、正常症例のうち画像処理装置1により高リスクと判定された症例を偽陽性とし、異常

50

症例のうち画像処理装置 1 により低リスクと判定された症例を偽陰性とし、正常症例のうち画像処理装置 1 により低リスクと判定された症例を真陰性とする。

【0043】

これらの症例の数を用いて、真陰性率 (TNF: true negative fraction、特異度とも呼ばれる) は、真陰性数/正常症例数で表され、偽陰性率 (FNF: false negative fraction) は、偽陰性数/正常症例数で表され、偽陽性率 (FPF: false positive fraction) は、偽陽性数/異常症例数で表され、真陽性率 (TPF: true positive fraction、感度とも呼ばれる) は、真陽性数/異常症例数で表される。

【0044】

図 5 は、ROC 曲線を示す図である。

【0045】

ここで安静時 (R: Rest) に撮影された 16 個のフェーズと、負荷時 (St: Stress) に撮影された 16 個のフェーズの中から、6 個の対象フェーズについて ROC 解析を行った。この図は、安静時の収縮末期 (R-systole: フェーズ番号=8) の ROC 曲線 211 と、安静時の拡張中期 (R-mid-diastole: フェーズ番号=14) の ROC 曲線 212 と、安静時の拡張末期 (R-diastole: フェーズ番号=16) の ROC 曲線 213 と、負荷時の収縮末期 (St-systole: フェーズ番号=8) の ROC 曲線 221 と、負荷時の拡張中期 (St-mid-diastole: フェーズ番号=14) の ROC 曲線 222 と、負荷時の拡張末期 (St-diastole: フェーズ番号=16) の ROC 曲線 223 とを示す。

【0046】

この図において、横軸は偽陽性率 (FPF) であり、縦軸は真陽性率 (TPF) である。6 個の対象フェーズの ROC 曲線 211、212、213、221、222、223 の夫々の下側の面積 AUC (Area under the curve) を比較すると、安静時の拡張中期の ROC 曲線 212 の AUC が最も大きい。ROC 解析において、AUC が大きいほど、判定の精度が高いことが知られている。これにより、画像処理装置 1 は、特定フェーズとして、安静時の拡張中期を用いることが望ましい。このような決定方法によれば、画像処理装置 1 に最適なフェーズを決定することができる。

【0047】

以下、FD 閾値の決定方法について説明する。

【0048】

前述の ROC 解析により得られる真陽性率、偽陰性率、偽陽性率、及び真陰性率を用いて、オッズは、真陽性率/偽陰性率と、偽陽性率/真陰性率とで表され、オッズ比は、(真陽性率/偽陰性率)/(偽陽性率/真陰性率) で表される。各基準点のオッズ比を算出し、オッズ比が最大になる基準点の値を、FD 閾値とする。前述の ROC 解析に用いられたデータによれば、FD 閾値は、4.43 である。このような決定方法によれば、画像処理装置 1 に最適な FD 閾値を決定することができる。

【0049】

なお、FD 閾値は、性別や疾患毎に得られる複数の被験者の FD に基づいて決定されても良い。これにより、判定の精度を向上させることができる。

【実施例 2】

【0050】

本実施例では、実施例 1 と同一部分については説明を省略し、実施例 1 と異なる部分を中心に説明する。

【0051】

図 6 は、実施例 2 に係る画像処理装置 1 の構成を示すブロック図である。実施例 1 と比較すると、画像処理装置 1 は、判定部 50 の代わりに判定部 50b を有する。記憶部 20 は、新たに評価データ記憶部 26 を有し、判定データ記憶部 25 の代わりに判定データ記憶部 25b を有する。

10

20

30

40

50

【0052】

評価データ記憶部26は、撮影データの被験者の心機能の評価結果であり、FDと異なる心不全の指標である評価データを格納する。本実施例において、評価データは、EFである。判定部50bは、フラクタル次元データと評価データとに基づいて、当該被験者の心不全に関する判定を行い、判定結果を判定データとして判定データ記憶部25bへ格納する。

【0053】

以下、判定部50bの動作について説明する。

【0054】

図7は、実施例2の判定方法を示す模式図である。この図において、横軸はEFを示し、縦軸はFDを示す。この図は更に、EF閾値及びFD閾値を示す。判定部50bは、評価データに示されているEFと、フラクタル次元データに示されているFDとの組み合わせを、4つの領域A、B、C、Dの何れであるかを判定し、判定データとして判定データ格納部15へ格納する。領域Aは、EFがEF閾値より高く、且つFDがFD閾値以下で領域であり、心機能が正常に近いことを示す。領域Bは、EFがEF閾値以下で、且つFDがFD閾値以下である領域であり、心筋ダメージが小さいので積極的にポンプ機能改善を目指した治療が必要であることを示す。領域Cは、EFがEF閾値以下で、且つFDがFD閾値より高い領域であり、心不全による突然死のリスクが領域A及びBに比べて高いことを示す。領域Dは、EFがEF閾値より高く、且つFDがFD閾値より高い領域であり、心不全による突然死のリスクが領域A～Dの中で最も高いことを示す。

【0055】

表示制御部60は、判定データ記憶部25bに格納されている判定データを読み出し、判定データに基づく表示情報を表示装置5に表示させる。表示情報は例えば、判定された領域が示す状態であっても良いし、前述のEF及びFDの座標系に被験者のEF及びFDの座標を示しても良い。

【0056】

本実施例によれば、FDと別の評価データとを組み合わせることにより、心疾患の状態の判定の精度を向上させることができる。例えば、EFとFDを組み合わせることで判定を行うことにより、ポンプ機能の障害と突然死のリスクとの両方を評価することができる。

【0057】

なお、ROC解析における基準の判定方法や、評価データとして、EFの代わりに、ANP (atrial natriuretic peptide)、BNP (brain natriuretic peptide)、NYHA (New York Heart Association) 分類等が用いられても良い。

【0058】

用語について説明する。算出ステップは、S110及びS120等に対応する。判定ステップは、S130等に対応する。記憶手段は、記憶部20等に対応する。算出手段は、正規化部30及びフラクタル次元算出部40等に対応する。判定手段は、判定部50等に対応する。3次元画像データは、対象画像群等に対応する。評価データ閾値は、EF閾値等に対応する。

【0059】

上述した本発明の実施形態は、本発明の説明のための例示であり、本発明の範囲をそれらの実施形態にのみ限定する趣旨ではない。当業者は、本発明の要旨を逸脱することなしに、他の様々な態様で本発明を実施することができる。

【符号の説明】

【0060】

- 1 : 画像処理装置
- 10 : 画像処理装置本体
- 20 : 記憶部
- 22 : 撮影データ記憶部

10

20

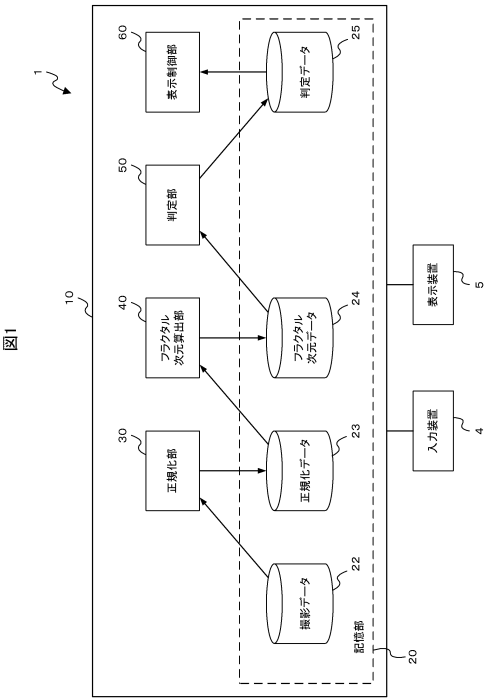
30

40

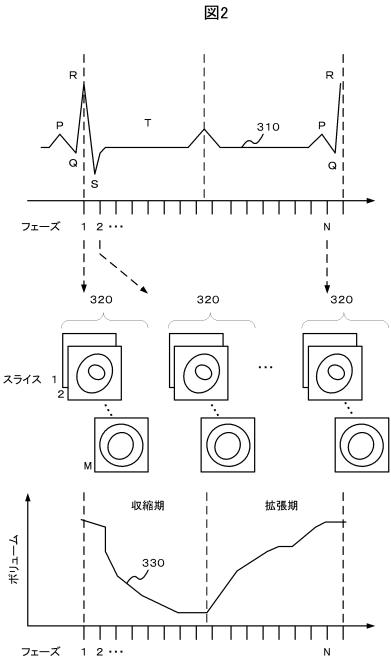
50

- 2 3 : 正規化データ記憶部
- 2 4 : フラクタル次元データ記憶部
- 2 5 : 判定データ記憶部
- 2 6 : 評価データ記憶部
- 3 0 : 正規化部
- 4 0 : フラクタル次元算出部
- 5 0 : 判定部
- 6 0 : 表示制御部

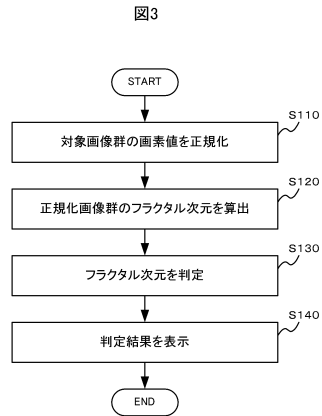
【図 1】



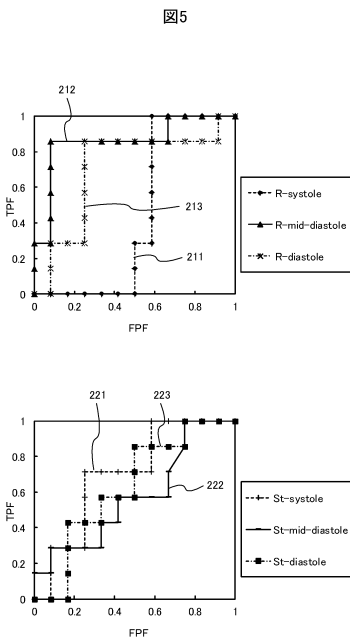
【図 2】



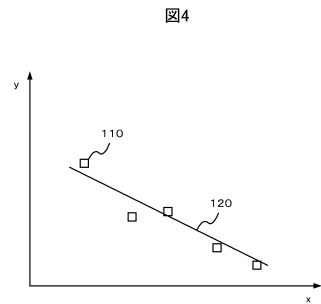
【図 3】



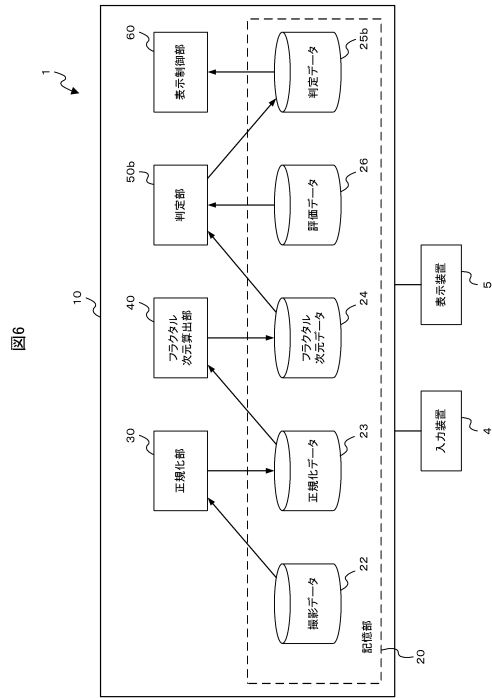
【図 5】



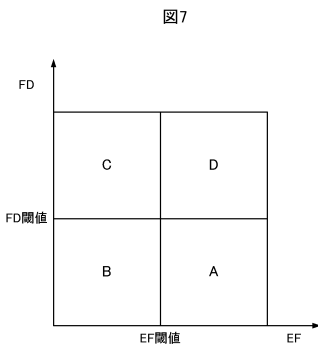
【図 4】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2011-025005 (JP, A)
特表2007-524438 (JP, A)
特開2008-176434 (JP, A)
特開2008-067892 (JP, A)
特開2010-019572 (JP, A)
特開2008-154761 (JP, A)
特開2010-252904 (JP, A)
特表2011-516988 (JP, A)
特開2006-153867 (JP, A)
特表2007-518062 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00-5/01
A61B 6/00-6/14
G01T 1/161-1/166
G06T 1/00

专利名称(译)	图像处理程序，图像处理设备和图像处理方法		
公开(公告)号	JP6030002B2	公开(公告)日	2016-11-24
申请号	JP2013037855	申请日	2013-02-27
申请(专利权)人(译)	富士RI制药社		
当前申请(专利权)人(译)	富士RI制药社		
[标]发明人	長尾充展 高橋由武		
发明人	長尾 充展 高橋 由武		
IPC分类号	A61B5/00 G06T1/00 A61B6/03 G01T1/161		
FI分类号	A61B5/00.G G06T1/00.290.B G06T1/00.290.C A61B6/03.360.B G01T1/161.B G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/CA18 4C093/DA02 4C093/FF18 4C117/XD24 4C117/XE17 4C117/XE44 4C117/XE45 4C117/XE46 4C117/XJ13 4C117/XK09 4C117/XR07 4C117/XR08 4C117/XR09 4C117/XR10 4C188/EE01 4C188/JJ05 4C188/KK32 5B057/AA09 5B057/BA07 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CH08 5B057/CH11 5B057/DA03 5B057/DA07 5B057/DA08 5B057/DA17 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC22 5L096/AA09 5L096/BA13 5L096/CA18 5L096/DA02 5L096/EA12 5L096/FA39 5L096/FA52 5L096/GA51		
其他公开文献	JP2014161657A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

问题得到解决提供有效诊断心力衰竭的信息。 种类代码：A1用于计算机的图像处理程序，其存储在心跳内的特定相位中拍摄的对象的心脏的三维图像数据，并计算三维图像数据的分形维数计算步骤和确定分形维数是否高于预定分形维数阈值的确定步骤。分形维数阈值是在确定ROC分析中比值比变为最大值的阈值。 点域1

