

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

WO2009/148041

発行日 平成23年10月27日(2011.10.27)

(43) 国際公開日 平成21年12月10日(2009.12.10)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 25 頁)

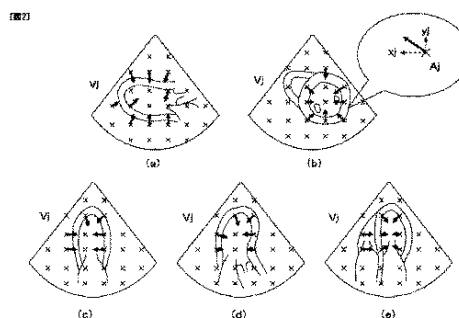
出願番号	特願2010-515868 (P2010-515868)	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(21) 国際出願番号	PCT/JP2009/060043	(72) 発明者	長野 智章 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 株式会社日立メディコ内
(22) 国際出願日	平成21年6月2日(2009.6.2)	Fターム(参考)	4C601 DD15 EE11 FF08 JC05 JC07 JC13 JC16 KK12 KK13 KK21 LL14
(31) 優先権主張番号	特願2008-145456 (P2008-145456)		
(32) 優先日	平成20年6月3日(2008.6.3)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及び医用画像処理方法

(57) 【要約】

本発明の超音波診断装置は、被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得る画像情報取得部と、前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する画像認識演算部と、を備える。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得る画像情報取得部と、  
前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する画像認識演算部と、  
を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

**【請求項 2】**

前記画像情報取得部から複数得られた医用画像の時相が異なる同士の局所領域の画素値から前記生体組織の運動情報を得る運動情報取得部を備え、  
前記画像認識演算部は、前記運動情報取得部より得られた運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

10

**【請求項 3】**

心電計測装置、心磁計測装置、血管拍動計測装置、呼吸動計測装置を含む電磁気により前記生体組織の運動計測値を得る外部運動計測装置をさらに備え、  
前記運動情報取得部は、前記外部運動計測装置によって計測される前記生体組織の運動計測値から前記生体組織の運動情報を得る請求項1に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 4】**

前記医用画像のうちの病変部を含む医用画像について診断情報が予め画像診断により付加され、その診断情報と該病変部を含む医用画像を対応付けて記憶する病変種類推定部をさらに備え、

20

前記画像認識演算部は、前記病変部を含む医用画像と前記生体組織の運動情報とに基づき前記医用画像を前記病変部と推定される種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 5】**

前記生体組織の運動の抽出期間を可変設定する抽出期間可変設定部をさらに備え、  
前記画像認識演算部は、前記可変設定された生体組織の運動の抽出期間にて前記医用画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 6】**

前記超音波診断装置において前記生体組織の運動の抽出領域を対象画像の全体/局所の何れかに設定する抽出領域設定部をさらに備え、

30

前記画像認識演算部は、前記設定された生体組織の運動の抽出領域にて前記医用画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 7】**

前記画像認識演算部は、前記生体組織の形態情報と前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 8】**

前記画像認識演算部は、前記医用画像を所定の種類毎に分類するパターンを求める学習演算部と、求めたパターンを記憶する学習データ記憶部と、その後の事象のうちの前記パターンを更新すべき事象があったときに前記学習演算部に再度パターンを求めさせ、その再度求められたパターンを前記学習データ記憶部に更新記憶させる識別演算部と、をさらに備えた請求項1に記載の医用画像処理装置。

40

**【請求項 9】**

前記画像認識演算部によって前記所定の種類毎に分類された医用画像を表示する画像表示部をさらに備えた請求項1に記載の医用画像処理装置。

**【請求項 10】**

前記画像情報取得部は、被検体に超音波信号を送信し、前記被検体からの反射エコー信号を受信する探触子と、前記超音波信号を送信するために前記探触子を駆動する探触子駆動部と、前記反射エコー信号から超音波画像データへ変換する画像変換部と、を具備した超音波診断装置であって、

前記画像認識演算部は、前記超音波信号の振幅値を前記生体組織の形態情報とし、前記

50

生体組織の動き情報と前記形態情報に基づき超音波画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項11】

前記画像認識演算部は、設定された検索項目により検索された画像を表示することを特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項12】

画像情報取得部により被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得るステップと、画像認識演算部により前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類するステップと、を含むことを特徴とする医用画像処理方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医用画像の断面情報や組織動態の種類を画像認識で分類する医用画像処理装置とその方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

医用画像診断装置における画像診断では、検者(操作者)が画像診断により疾病を発見することなどを効率的に行うため、医用画像の断面情報や組織動態の種類により医用画像を分類している。

20

【0003】

この分類の手法は、断面情報や組織動態がその画像の形状に特徴があることから、画像認識技術を用いて医用画像を分類する。検者が分類した結果の画像を読影すれば逐一分類する場合と比較して効率的である。

【0004】

例えば、超音波診断装置では、心臓計測において、静止画像の輝度値の特徴量を利用した画像認識技術により心臓の断面の種類や組織の位置情報を取得して分類している。さらに、この心臓計測では、生体組織の動き解析を行い、その解析結果を画面表示し、誤って分類された医用画像を検者によって訂正できるようにしている(例えば、特許文献1)。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2002-140689号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献1の開示は、前記生体組織の動き解析を行い、その解析結果を画面表示し、誤って分類された医用画像を検者によって訂正することに止まっている。

【0007】

よって、特許文献1では、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上については一切考慮されていない。

40

【0008】

本発明の目的は、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上が可能な医用画像処理装置及び医用画像処理方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、本発明の医用画像処理装置は、被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得る画像情報取得部と、前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する画像認識演算部と、を備えたことを特徴とするものである。

50

## 【0010】

前記画像情報取得部が被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得、前記画像認識演算部が前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類することにより、医用画像の画像認識の精度向上が可能となる。

## 【0011】

また、本発明の医用画像処理方法は、画像情報取得部により被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得るステップと、画像認識演算部により前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類するステップと、を含むことを特徴とするものである。

10

## 【0012】

前記医用画像取得ステップが画像情報取得部により被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得、次いで医用画像分類ステップが画像認識演算部により前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類することにより、医用画像の画像認識の精度向上が可能となる。

## 【発明の効果】

## 【0013】

本発明によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上が可能な医用画像処理装置及び医用画像処理方法を提供することができる。

20

## 【図面の簡単な説明】

## 【0014】

【図1】本発明の実施例1における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図2】心エコー図検査で取得する基本断面と、画像の輝度値と組織の動きベクトルを抽出する例を示す図。

【図3】本発明の実施例2における医用画像処理装置の動作の概略を示すフローチャート。

【図4】心筋領域の分割の原理を示す図。

【図5】本発明の実施例3における医用画像処理装置の動作の概略を示すフローチャート。

30

【図6】本発明の実施例4における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図7】本発明の実施例5における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図8】本発明の実施例5における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図9】本発明の実施例5における医用画像処理装置の動作の概略を示すフローチャート。

【図10】本発明の実施例6を説明するためのストレスエコー検査の表示例を示す図。

【図11】本発明の実施例7における医用画像処理装置の画像検索の動作の概略を示すフローチャート。

【図12】医用画像生成部からの画像に最も類似度が高い画像が表示される場合の表示例を示す図。

40

【図13】医用画像生成部からの画像に類似する画像が複数存在する場合の表示例を示す図。

【図14】図2、図5と異なる動きベクトル演算手法の例を示す図。

## 【発明を実施するための形態】

## 【0015】

以下図面に基づいて、本発明の実施形態を詳細に説明する。

## 【0016】

医用画像は超音波診断装置から得られる超音波画像とする。また、運動する生体組織の画像の対象は心臓画像とする。

## 【0017】

50

ここでは、前記超音波診断装置において心臓の運動の抽出期間を可変設定し、前記可変設定された心臓の運動の抽出期間にて超音波画像を所定の種類毎に分類する例を説明する。

【実施例1】

【0018】

図1は、本発明の実施例1における医用画像処理装置の概略を示すブロック図である。

【0019】

医用画像処理装置は、図1に示すように、超音波画像生成部1と、超音波画像生成部1と信号伝達可能に接続される画像認識演算部3と、画像認識演算装置3と信号伝達可能に接続される画像表示部5とを備える。本願の明細書では、「信号伝達可能」とは、電磁気、光などあらゆる手段で被接続体と接続体とが信号伝達可能であると定義する。

10

【0020】

超音波画像生成部1は、超音波診断装置により超音波画像を生成する。超音波画像にはBモード像(断層像)、Mモード像、3Dモード像などがある。

【0021】

画像認識演算部3は、超音波画像の種類を識別するもので、具体的には超音波画像生成装置1から出力された画像を入力し、入力画像全体の動きの特徴量を抽出して、断面の種類を分類する処理を行っている。また、画像認識演算部3は、超音波画像生成部1と信号伝達可能に接続され生体組織の運動を抽出する運動抽出演算部31と、超音波画像生成部1と信号伝達可能に接続され生体組織の輝度を抽出する輝度抽出演算部32と、運動抽出演算部31及び輝度抽出演算部32のそれぞれと信号伝達可能に接続され前記抽出された運動の各抽出量を演算し、図示しない自身が保有するメモリに記憶する特徴抽出演算部33と、特徴抽出演算部33と信号伝達可能に接続され前記特徴量から入力された超音波画像の種類を識別する識別演算部36と、を有している。

20

【0022】

心エコー図検査で取得する断面には、5種類の基本断面がある。図2は心エコー図検査で取得する基本断面を示す図である。ここでいう基本断面とは、図2に示すように(a)傍胸骨長軸像、(b)傍胸骨短軸像、(c)心尖部2腔像、(d)心尖部長軸像、(e)心尖部4腔像である。上記各画像の分類は、検者の手動でなく画像認識技術によりできるようにすれば、画像計測の際に検者の診断の工数の負担軽減に有用である。

30

【0023】

心臓の運動は、運動抽出演算部31において、抽出領域における運動抽出演算によって各点の動きベクトルの集合としての動きが例えば加算平均値などで計算される。例えば、ブロックマッチング法や勾配法を用いた運動計算法が用いられる。

【0024】

まず、ブロックマッチング法による動き検出は、先ず、対象となる連続する二つのフレームの一つにおいて、動きを検出したい画像が含まれる小領域をブロックとして記憶する。次に、他方のフレームにおいて、先のブロックと同じ大きさの領域で画像の類似度を演算する。更に、類似度演算をフレームの全体の領域に対して行う。この中からもっとも類似度が大きい領域が、動き検出をしたい物体の画像が移動した領域であるから、この領域の座標と先に記憶したブロックの座標から移動距離と移動方向を演算して終了する。ブロックマッチング法は、フレーム全体の領域で対象ブロックとの類似度を求めるため、処理量は莫大になるが、精度良く動きを検出できる。

40

【0025】

また、勾配法は、時空間における各画素の輝度勾配の拘束を利用して対応点の探索を行うもので、画像の濃淡パターンが運動に対して不変に保たれるという仮定に基づいており、画像中の濃淡分布の空間的勾配と時間的勾配を関係つける式を基にした解析手法である。計算量が少なく、高速な処理が可能であるが、動きの大きな物体のフローを求めるにはノイズが多くなる傾向がある。

【0026】

50

心臓の運動を計算する期間は、被検者の心拍に個体差があるために、検者の操作設定が任意に設定可能でなければならない。この計算期間は、例えば心臓拡張末期から収縮末期のように最も動き量が多い期間を抽出してもよい。次の画像データが存在すれば、同様に輝度値の動きを抽出する。

【0027】

また、図2は拡張末期から収縮末期までの画像全体の動きベクトル(第1の動きベクトル)の例を示している。ここで動きベクトルとは、輝度値Ajが異なる時相間でどの程度移動するかを示すものである。動きベクトルは、それぞれ図面の水平方向(X方向)の移動成分xj、図面の垂直方向(Y方向)の移動成分yjによって表すことができる。

各断面において輝度値の特徴量と動きの特徴量は、この動きベクトルの演算によって得られる。 10

【0028】

ここでは、j番目の画像におけるベクトルをベクトルAjとし、断面の種類をVjとする。動きベクトルAjは図面のx方向、y方向に分解してxj、yjとする。直交座標系でなく極座標であれば、径rj、角度θjとしても良い。これにより画像jから得られる情報Ijをベクトルとして式1のように表される。

【0029】

$$I_j = (x_j | y_j) \dots \text{(式1)}$$

輝度を併用する場合には、輝度抽出演算部32の出力を用いて式2のように表される。例えば、輝度抽出演算部32の出力は、前記超音波信号の振幅値を前記生体組織の形態情報とする。 20

【0030】

$$I_j = (A_j | x_j | y_j) \dots \text{(式2)}$$

運動と輝度を併用すれば、心エコー図検査での何れの基本断面の識別精度の向上が期待できる。

【0031】

特徴抽出演算部33は、前記画像全体の情報Ijに対して画像として描出される各断面Vの特徴量を抽出する。例えば平均や分散等の基本統計量の計算や、超音波画像の全体の各画素における動きベクトルAjの主成分分析や独立成分分析による方法を適用して、画像として描出される各断面Vjの特徴量を抽出する。主成分分析等の対象は、動きベクトルAjがxy座標で示される場合は超音波画像の全体の各画素のxj、yjであり、動きベクトルAjが極座標で示される場合は超音波画像の全体の各画素のrj、θjである。 30

【0032】

識別演算部36は、前記各断面Vの特徴量を前記メモリから読み出し、その読み出された特徴量を用いて入力された超音波画像の種類を識別する。具体的には、識別演算部36は、図2(c)の例のように、前記特徴量から超音波画像の種類が心尖部2腔像と識別される。

【0033】

画像表示部5は、前記種類が識別された超音波画像を種類別に画面表示する。具体的には、画像表示部5は、前記種類が識別された心尖部2腔像を表示する。

【0034】

図3は、本発明の実施例1における医用画像処理装置の動作の概略を示すフローチャートである。 40

【0035】

医用画像生成部1は、所定の時相の超音波画像を1フレーム分取得する(ステップS31)。

【0036】

画像認識演算部3は、図示しない自身が保有する記憶部に前記超音波画像を記憶する(ステップS32)。

【0037】

医用画像生成部1は、前記所定の時相と異なる時相(例えば、前記所定の時相の次の時相)の超音波画像を1フレーム分取得する(ステップS33)。 50

## 【0038】

画像認識演算部3は、前記異なる時相の超音波画像と前記記憶された超音波画像とから上述した手法で動きベクトルを取得する。画像認識演算部3の運動抽出演算部31は、取得された動きベクトルの方向成分の解析処理を行う(ステップS34)。

## 【0039】

画像認識演算部3の特徴抽出演算部33は、前記情報Ijに対して、例えば平均や分散等の基本統計量の計算や、主成分分析や独立成分分析による方法を適用して、各断面Vの特徴量を抽出する。識別演算部36は、前記特徴量から心エコー図検査での何れの基本断面であるかを識別し、前記基本断面情報と前記超音波画像とを関連付けた表示フォーマットを生成する(ステップS35)。

10

## 【0040】

画像表示部5は、前記表示フォーマットに従い、前記基本断面情報と前記超音波画像を並置して表示する。なお、この表示ステップは、表示を行わずに超音波画像を分類して記憶部に記憶する場合には必須のステップではない(ステップ36)。

## 【0041】

本実施例によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上ができる効果がある。また、本実施例の特有の効果は、必要最小限の構成要素であり、超音波画像が処理のために通過するパスが最短であるため、前記異なる時相の超音波画像が実時間で分類処理ができる。

## 【実施例2】

20

## 【0042】

図4は、本発明の実施例2における医用画像処理装置の概略を示すブロック図である。

## 【0043】

医用画像処理装置は、図4に示すように、図1に追加される構成として、超音波画像生成部1と信号伝達可能に接続される運動情報取得部2をさらに備える。

## 【0044】

運動情報取得部2は、コンピュータがプログラムを実行することによって超音波画像上で心臓の心筋領域を分割する。コンピュータは超音波画像生成部1からの超音波画像などのデータを記憶する記憶部(図示省略)と、前記コンピュータプログラムを実行してデータを処理し、画像認識演算部3へ出力するCPU(図示省略)を有している。

30

## 【0045】

画像認識演算部3は、運動情報取得部2から出力される分画毎に分割された局所の画像を入力し、分類された情報を出力するものである。

## 【0046】

ここで、検者は画像全体と画像の局所領域を設定(選択)することができる。具体例として、検者は臓器全体の動きを診断する場合は画像全体を選択し、心筋の一部の石灰化や虚血情報を診断する場合は画像の局所領域を選択する。

## 【0047】

図5は、心筋領域の分割の原理を示す図である。心筋領域の分割とは、図5に示すように、心筋をASE(American Society of Echocardiography)が推奨する16分画または17分画に分割するものである。その分割の方法は、検者によるマニュアル操作または画像の形状を特徴量とする画像認識処理で行われる。

40

## 【0048】

ここでは、画像局所の動きベクトル(第2の動きベクトル)の例を示している。この動きベクトルは、輝度値 $A_j$ が異なる時相間でどの程度移動するかを示すもので、それぞれ図面の水平方向(X方向)の移動成分 $x_j$ 、図面の垂直方向(Y方向)の移動成分 $y_j$ によって表すことができることは、第1の動きベクトルと同じである。第1動きベクトルとの相違点は、第1動きベクトルが画像全体からの動き分析情報であるのに対して、第2動きベクトルが(c)心尖部2腔像の第13分画像(局所)のみの動き分析情報である。

## 【0049】

50

ここで、j番目の画像のk番目の分画において、任意の抽出位置順に輝度値を並べたベクトルを $A_{jk}$ とする。

【0050】

心臓の拡張末期から収縮末期までの画像全体の動きベクトルは、各断面において異なっているといえることができる。ここで、画像のj番目の画素において、任意の抽出位置順に輝度値を並べたベクトルを $A_j$ とする。また、断面の種類を $V_j$ とする。動きベクトルを直交に分解して $x_j$ 、 $y_j$ とする。極座標であれば、径 $r_j$ 、角度 $\theta_j$ としても良い。これにより画像jから得られる情報 $I_j$ をベクトルとして前出の式2のように示される。

【0051】

輝度だけを用いる場合には

$$I_j = (A_j) \dots \text{(式3)}$$

としても良いし、動きだけを用いる場合には前出の式1としても良い。

動きベクトルは直交に分解して $x_{jk}$ 、 $y_{jk}$ とする。動きベクトルは、また極座標で示すのであれば、径 $r_{jk}$ 、角度 $\theta_{jk}$ としても良い。これにより画像jの分画kから得られる情報 $I_{jk}$ をベクトルとして式4のように示される。

【0052】

$$I_{jk} = (A_{jk} \mid x_{jk} \mid y_{jk}) \dots \text{(式4)}$$

輝度だけを用いる場合には式5としても良いし、動きだけを用いる場合には式6としても良い。

【0053】

$$I_{jk} = (A_{jk}) \dots \text{(式5)}$$

$$I_{jk} = (x_{jk} \mid y_{jk}) \dots \text{(式6)}$$

いわば、第1動きベクトルはセクタ画像全体を対象としたマクロな動き解析である。マクロな分類での精度はさらに向上したい要求がある。そこで、第2動きベクトルはセクタ画像分割画像を対象としたミクロな動き解析で補う形で第1動きベクトルと第2動きベクトルを組み合わせる。

【0054】

本実施例のS32、S34が、次のプログラムを実行することとなる以外、実施例1と同じである。

【0055】

運動情報取得部2は、自身が保有する記憶部に前記超音波画像を記憶する(ステップS32)。

【0056】

運動情報取得部2は、前記異なる時相の超音波画像と前記記憶された超音波画像とから上記説明した手法で動きベクトルを取得する。画像認識演算部3の運動抽出演算部31は、取得された動きベクトルの方向成分の解析処理を行う(ステップS34)。

【0057】

本実施例によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上ができる効果がある。また、本実施例の特有の効果は、運動情報取得部2が付加され、臓器の局所領域の運動の異常を解析することができる。

【実施例3】

【0058】

医用画像処理装置は、図6に示すように、実施例2の構成に、運動情報取得部2と信号伝達可能に接続される外部運動計測部4をさらに備える。

【0059】

外部運動計測部4は、心電計測装置、心磁計測装置、血管拍動計測装置、呼吸動計測装置を含む電磁気により前記生体組織の運動計測値を得るものである。

【0060】

本実施例のステップS34が、次のプログラムを実行することになる以外、実施例1と同じである。

10

20

30

40

50

## 【0061】

運動情報取得部2は、前記異なる時相の超音波画像と前記記憶された超音波画像と心電計測装置などの外部運動計測部4によって計測された計測値とから上記で説明した図4での動きベクトルを取得する。前記計測値は心電による心筋の収縮／拡張の信号が画像計測に同期して得られるので、動きベクトルの計算に加味することができる。つまり、心電波形は心拍が早くなったり遅くなったりすることを検出することができるので、取得すべきタイミングがR波であれば、たとえ所定の時相と前記異なる時相が周期運動でなくなっても、外部運動計測部4によって計測されたR波と同期した画像データでもって動きベクトルを計算することができる。運動抽出演算部31は、取得された動きベクトルの方向成分の解析処理を行う(ステップS34)。

10

## 【0062】

本実施例によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上ができる効果がある。また、本実施例の特有の効果は、前記所定の時相と前記異なる時相が不定周期となっても、動きベクトルが計算できる。

## 【実施例4】

## 【0063】

医用画像処理装置は、図7に示すように、実施例1の構成に、画像認識演算部3と信号伝達可能に接続される病変種類推定部6をさらに備える。

## 【0064】

病変種類推定部6は、前記医用画像のうちの病変部を含む医用画像について診断情報が予め画像診断により付加され、その診断情報と該病変部を含む医用画像を対応付けて記憶しているものである。

20

## 【0065】

本実施例のステップS35、S36が、次のプログラムを実行することになる以外、実施例1と同じである。

## 【0066】

画像認識演算部3の特徴抽出演算部33は、前記情報Ijに対して、例えば平均や分散等の基本統計量の計算や、主成分分析や独立成分分析による方法を適用して、各断面Vの特徴量を抽出する。識別演算部36は、前記特徴量から心エコー図検査で何れの基本断面であるかを識別し、前記基本断面情報と前記超音波画像とを関連付けたデータを病変種類推定部6に出力する。病変種類推定部6は、例えば、公知の壁運動スコア指標(wall Motion score index)と呼ばれる指標を計算する。この指標は、例えば、冠動脈疾患における冠動脈支配領域にある心筋が心筋梗塞を罹患しているか否かを計るために利用される。病変種類推定部6はこのような指標を利用して得られた疾患情報を超音波画像に付加した表示フォーマットを生成する(ステップS35)。

30

## 【0067】

画像表示部5は、前記表示フォーマットに従い、前記指標と前記超音波画像を並置して表示する。なお、この表示ステップは、表示を行わずに超音波画像を分類して記憶部に記憶する場合には必須のステップではない(ステップ36)。

## 【0068】

本実施例によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上ができる効果がある。また、本実施例の特有の効果は、前記疾患の分類を検者に提示することができる。

40

## 【実施例5】

## 【0069】

医用画像処理装置は、図8に示すように、実施例1の構成に、画像認識演算部3内に特徴量抽出部33と信号伝達可能に接続される学習演算部34と、学習演算部34及び識別演算部36と信号伝達可能に接続される学習データ記憶部35と、をさらに備える。

## 【0070】

学習演算部34は、ニューラルネットワークなどの公知の学習アルゴリズムを有しており、特徴抽出演算部33から出力された特徴量が入力され、学習演算を行う。

50

## 【0071】

学習データ記憶部35は、学習演算部34で演算された学習データを格納する記憶装置であり、ハードディスクやメモリなどである。

## 【0072】

識別演算部36は、学習データ記憶部35に記憶しておいた学習データに基づいて、新たに入力された画像から抽出された特徴を識別する。

## 【0073】

図9は、本発明の実施例5における医用画像処理装置の動作の概略を示すフローチャートである。

## 【0074】

本発明は、教師信号を有する学習アルゴリズムを想定しており、複数画像を使って学習する部分と、入力画像を学習データに基づいて認識する部分に分けられる。

## 【0075】

学習処理では、まず輝度抽出演算部32が画像の生体組織部分の輝度を抽出し、運動抽出演算部31が画像の生体組織部分の運動ベクトルを抽出する(ステップS91)。

## 【0076】

例えば、セクタ画像で輝度を抽出する場合を考える。画像全体の輝度と動きを計算しても良いが、計算量が多いので、例えばサンプリングした格子状に間隔をおいて計算してもよい。また、輝度は、輝度抽出演算部32において、画像の輝度値そのままの値を抽出しても良いし、ある程度の近傍での平均値を取っても良い。画像の時相は自由に選択可能であり、一般に最も時相を検出しやすいECG(electrocardiogram)のR波時相の画像を用いることができる。また、検者が心筋などの輝度値が高い部分のみに抽出位置を設定することにより、抽出点数を減らして計算時間を短縮させることができる。心臓の運動は、運動抽出演算部31において、抽出位置における運動抽出演算によって計算される。例えば、ブロックマッチング法や勾配法を用いた動き計算法が用いられる。運動の計算期間は被検者の個体差に合わせるため任意に設定可能である。例えば、運動の計算期間は拡張末期から収縮末期のように最も動き量が大きい期間でもよい。次の画像データが存在すれば同様に輝度値と動きの抽出を行う(ステップS92)。

## 【0077】

特徴抽出演算部33は、画像jから得られる情報Ijに対して特徴抽出演算を行う(ステップS93)。

## 【0078】

特徴抽出演算部33は、例えば、平均や分散等の基本統計量の計算や、主成分分析や独立成分分析による方法を適用して、各断面Vの特徴を抽出する。学習演算部34は、抽出された特徴に対して学習演算を行う。学習されたデータは、学習データ記憶部35に保存され、学習処理終了する(ステップS94)。

## 【0079】

認識処理では、医用画像生成部1から入力された医用画像に対して、学習時と同様に、まず輝度抽出演算部32が画像の生体組織部分の輝度を、運動抽出演算部31が画像の生体組織部分の運動ベクトルを抽出する(ステップS95)。

## 【0080】

特徴抽出演算部33は、学習時と同様に、輝度と運動により、特徴抽出を行う(ステップS96)。

## 【0081】

識別演算部36は、学習データと入力画像の特徴を照合して、最も類似している断面に医用画像を分類する(ステップS97)。

## 【0082】

画像表示部5は、前記分類された断面の種類を超音波画像とともに表示し、認識処理を終了する(ステップS98)。

## 【0083】

10

20

30

40

50

さらに、断面種類を画像データに対応付けて記憶することができる。

【0084】

本実施例によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上ができる効果がある。また、本実施例の特有の効果は、輝度と動きを特徴量とした学習アルゴリズムを適用することによって、また、輝度のみの認識に比べて、認識率を向上させることができる。また、運動の良し悪しを分類することも可能であるので、心臓動態の分類にも有用である。

【実施例6】

【0085】

実施例6の医用画像処理装置は実施例5と同じハードウェアの構成で実施される。

10

【0086】

実施例6では、画像全体ではなく、心筋の局所ごとに認識処理を行う方法である。

【0087】

図10は、本発明の実施例6を説明するためのストレスエコー検査の表示例を示す図である。

【0088】

例えば、ストレスエコー検査では、図10のように、画面90に心筋を16分画に分割し、検者が心筋の動きを目視で確認し、その良し悪しを点数化して91、92で示されるエリアに表示し、記録する。点数は、評価不可(点数なし)、normal(1点)、hypokinetic(2点)、akineti 20  
c(3点)、dyskinetic(4点)とされる。これら点数の合計を可視化された分画数で除した  
値をwall Motion score indexとして壁運動の総合評価が行われる。この操作は、断面を  
切り替えながら、かつ、分画毎に目視で検査するために、操作者には非常に煩雑な操作を  
強いられることになる。実施例6ではプローブの操作は検者が行うものの、断面の  
種類の認識と点数付けを演算処理で行うことで、操作者の操作工数の低減を図っている。

【0089】

本実施例のステップS91及びS95が、次のプログラムを実行することになる以外、実施例5と同じである。

【0090】

学習処理では、まず、特徴抽出演算部33が、輝度抽出演算部32から演算される画像の輝度、運動抽出演算部31から演算される心臓の運動により断面の種類が認識される。 30

【0091】

次に、運動情報取得部2によって区間ごとに区切られた心筋を分画毎に既存の自動輪郭抽出処理または手動によって分割する。

【0092】

次に、輝度抽出演算部32及び運動抽出演算部31は各分画内に計測点を配置して輝度と運動を実施例4と同様に計算する。すなわち、輝度抽出演算部32が画像の生体組織部分の輝度を抽出し、運動抽出演算部31が画像の生体組織部分の運動ベクトルを抽出する(ステップS91)。

【0093】

また、認識処理の最初のステップ95にも、前記ステップ91のすなわち以前の処理が付加 40  
される。

【0094】

本実施例によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上ができる効果がある。また、本実施例の特有の効果は、心筋の分画ごとに動きの認識を行うことによって、静止画像では困難であった局所心筋の運動異常の自動定量化が可能になる。また、動きと輝度の両方の情報を使用することにより定量化の精度を向上することができる。

【実施例7】

【0095】

実施例7の医用画像処理装置は、画像認識演算部3に画像検索機能が追加されている。その追加機能以外は実施例5と同じハードウェアの構成で実施される。

50

## 【0096】

実施例7の画像検索機能は、検査時における画像検索とサムネイル検索画面を用いた画像検索を行う。画像検索の手法は公知の画像認識技術によるものである。

## 【0097】

図11は本発明の実施例7における医用画像処理装置の画像検索の動作の概略を示すフローチャート、図12は医用画像生成部からの画像に最も類似度が高い画像が表示される場合の表示例、図13は医用画像生成部からの画像に類似する画像が複数存在する場合の表示例を、それぞれ示す図である。

## 【0098】

画像認識演算部3は、画像検索を開始すると、ある特定の範囲(例えば、同一患者、同一検査日、同一断面)において、検索項目122または136で設定された画像を検索し、検索対象画像が存在するか否かを検索する。検索項目122または136は、画面上のソフトスイッチやプルダウンメニューをポインティングデバイスで操作するにより、検者が任意に設定可能となっている(ステップS111)。 10

## 【0099】

画像表示部5は、検索範囲に画像が存在すれば、設定された検索項目が画像データに付加されているか確認するため表示する(ステップS112)。

## 【0100】

前記検索項目が付加されていない場合、画像認識演算部3は、検索項目に関する認識処理を実施1~4によって行う(ステップS113)。 20

## 【0101】

画像認識演算部3は、分類された種類を画像データと一体で記憶する(ステップS104)。画像認識演算部3は、設定された検索項目122または136と分類された種類を一体で記憶した画像データを照合する(ステップS115)。

## 【0102】

画像認識演算部3は、検索項目122または136に合致したものを検索した結果として記憶する。画像表示部5は、設定された検索項目が付加されている画像データを表示する(ステップS116)。

## 【0103】

本実施例によれば、運動する生体組織を含む医用画像の分類精度の向上ができる効果がある。また、本実施例の特有の効果は、次のように表示例毎に説明する。 30

## 【0104】

図12の表示例では、Bモード像検査時のグラフィカルユーザインターフェース(GUI)120である。例えば、所定の被検者を検査している場面において、左側検索項目A122を心尖部2腔像とし、右側検索項目B122を心尖部4腔像と指定して検索することにより、過去に取得された各設定項目の画像が呼び出されて表示され2画面間の比較を行うことが可能になる。また、検索項目を動態異常の分類とすれば、類似病変の検索にも用いることが可能である。これにより、検者は多数の画像データや診断情報から目視で画像を選択する手間を減らすことが可能になる。

## 【0105】

また図13の表示例では、サムネイル画像で検索する画面133である。例えば、左上の画像134が所定の被検者の参照元画像であるとする。検索項目136において検索項目を指定すると、参照元画像134の検索項目に関して、よく類似した候補の画像群が候補画面135に表示される。例えば、検索項目をwall Motion score indexをすると、参照元画像の前記indexに近い値を持つ画像が候補画面135に表示される。これにより、病変や動態の類似した画像との比較が容易になるため、検査の質が向上するとともに、検者の負担を軽減することが可能になる。 40

## 【0106】

以上、特徴量の抽出は、超音波画像の全体の画素を対象にしたが、心壁のサンプル点とする次の方法でもよい。

## 【0107】

具体例の一つとして、セクタ画像から図14の心尖部2腔像の特徴量を算出する場合を考える。図14は、図2、図5と異なる動きベクトル演算手法の例を示す図である。まず、セクタ画像全体には格子状に間隔をおいた抽出位置(×印)が存在する(抽出位置間の距離を $d$ とする。)そして、セクタ画像中の心壁や心腔などと重なるあるいは近傍に位置する抽出位置からのA~Fの第1動きベクトルを定義する。第1動きベクトルは心拍の収縮期と拡大期についてそれぞれの移動距離と、移動方向が計算される。例えば、A~Fの第1動きベクトルの移動距離と移動方向との関係が次のとおりとなる。

## 【0108】

- 第1ベクトルA 移動距離： $d/2$ 、移動方向：3時の方向
- 第1ベクトルB 移動距離： $d/2$ 、移動方向：3時の方向
- 第1ベクトルC 移動距離： $d/2$ 、移動方向：11時の方向
- 第1ベクトルD 移動距離： $d/2$ 、移動方向：1時の方向
- 第1ベクトルE 移動距離： $d/2$ 、移動方向：9時の方向
- 第1ベクトルF 移動距離： $d/2$ 、移動方向：9時の方向

10

これらの類型に計測されたセクタ画像が6つ全て一致すれば心尖部2腔像として当該セクタ画像を分類する。セクタ画像が5つ一致でも心尖部2腔像の候補として当該セクタ画像を分類する。4つ一致以下は心尖部2腔像以外の可能性もあるので、(a)傍胸骨長軸像、(b)傍胸骨短軸像、(d)心尖部長軸像、(e)心尖部4腔像において(c)心尖部2腔像と同様に抽出位置からのベクトル解析を行い、セクタ画像がどの画像に分類されるか判定する。

20

## 【0109】

また、画像処理の対象が心臓である場合を説明したが画像処理の対象が心臓でない場合はその異なる生体組織に適する運動の抽出期間を設定することになる。

## 【0110】

また、各実施例は、超音波の断層像(Bモード像)に適用する例で説明したが、弾性イメージング画像や、X線像、X線CT像、MRI像を撮像する各種医用画像診断装置への直接の適用又はリアルタイム・バーチャル・ソノグラフィ(RVS)像の参照画像にも適用できる技術である。

## 【0111】

また、添付図面を参照して、本発明に係る医用画像処理装置等の好適ないくつかの実施例について説明したが、本発明はかかる例に限定されない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

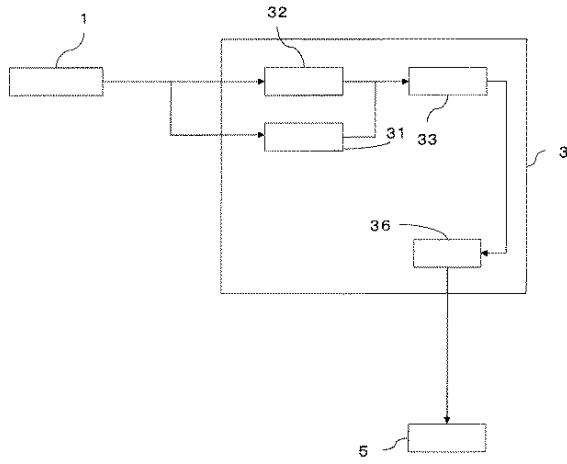
30

## 【符号の説明】

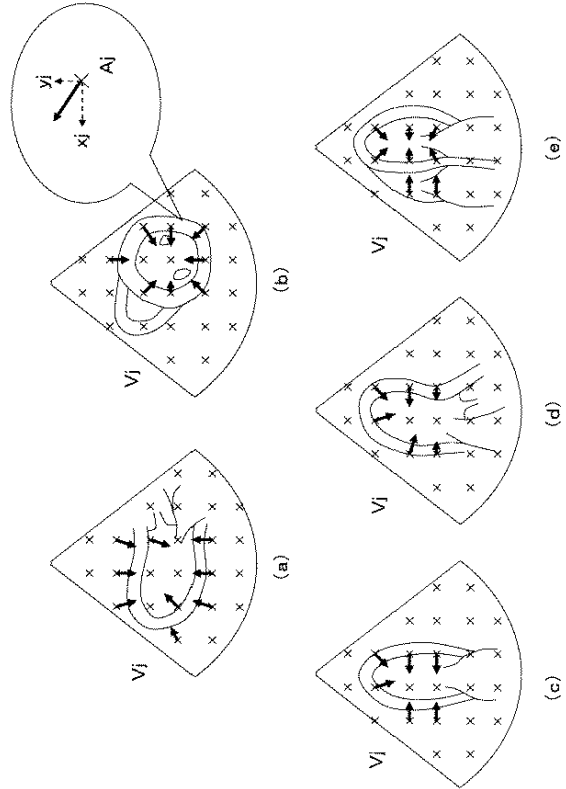
## 【0112】

- 1 画像情報取得部、3 画像認識演算部。

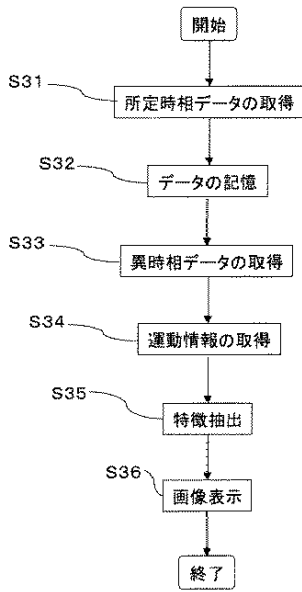
【図 1】



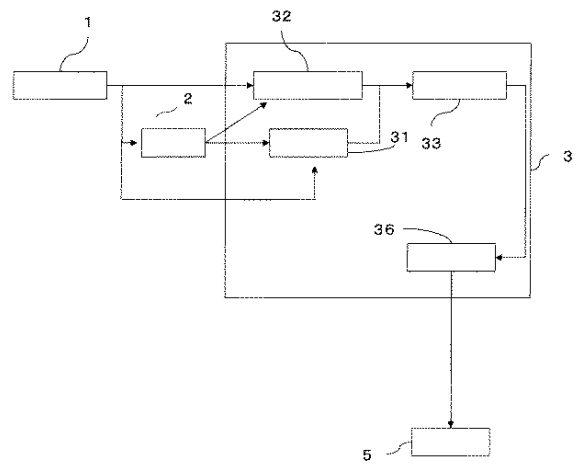
【図 2】



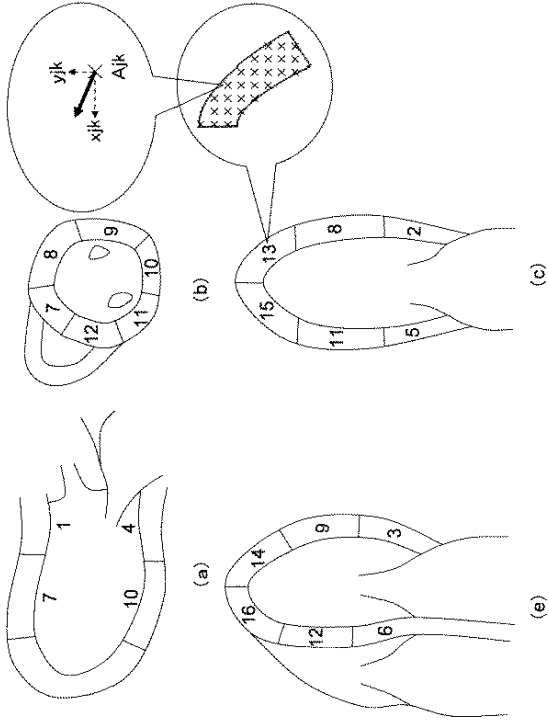
【図 3】



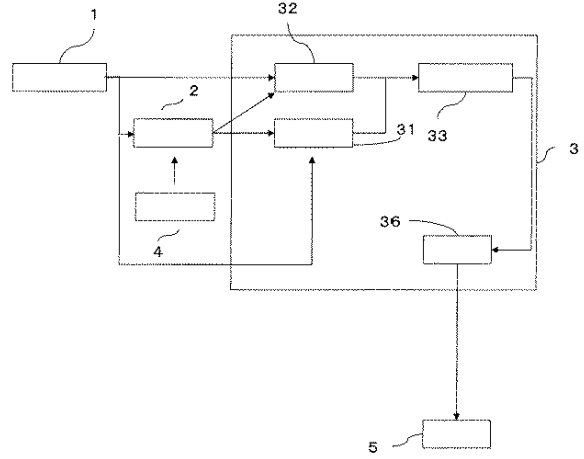
【図 4】



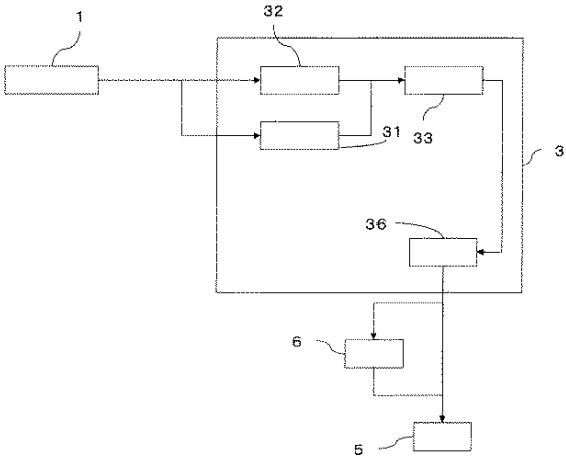
【図 5】



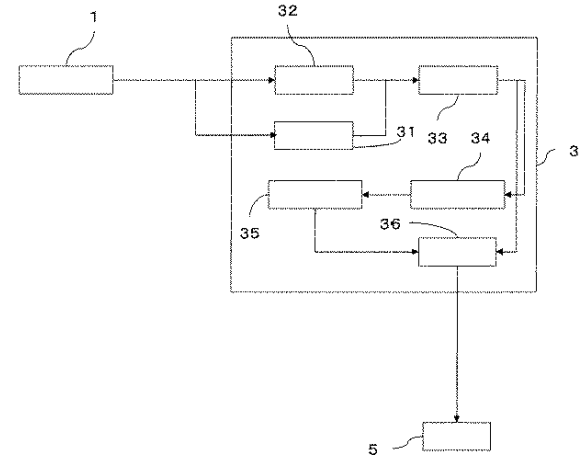
【図 6】



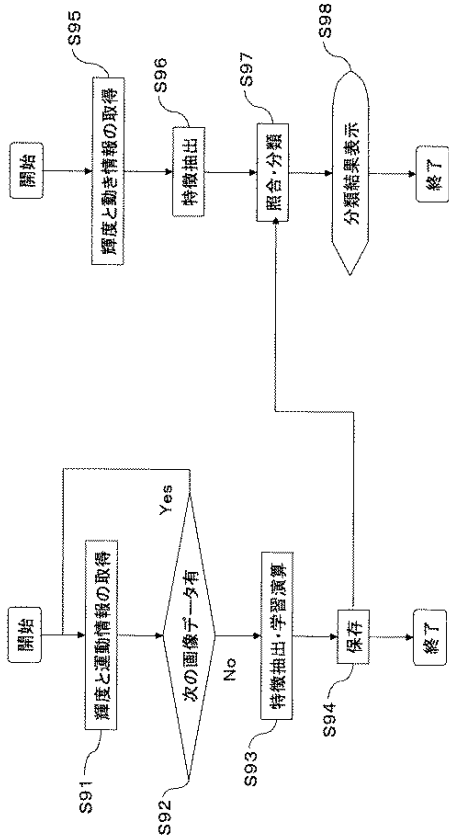
【図 7】



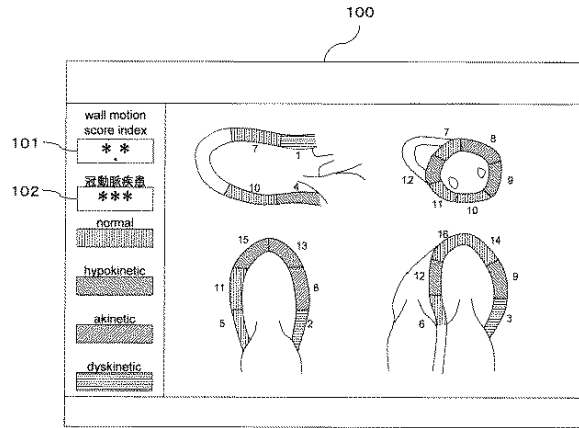
【図 8】



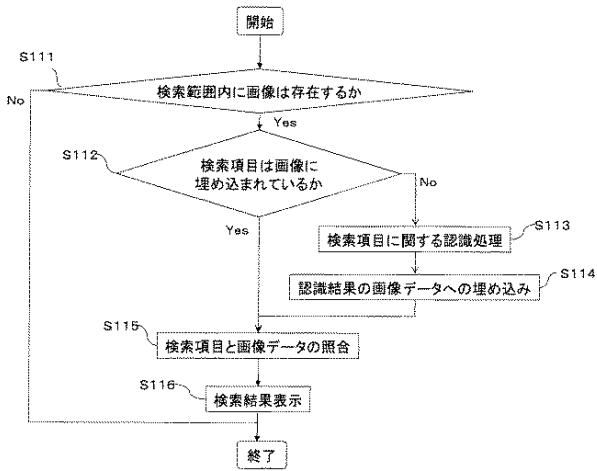
【図 9】



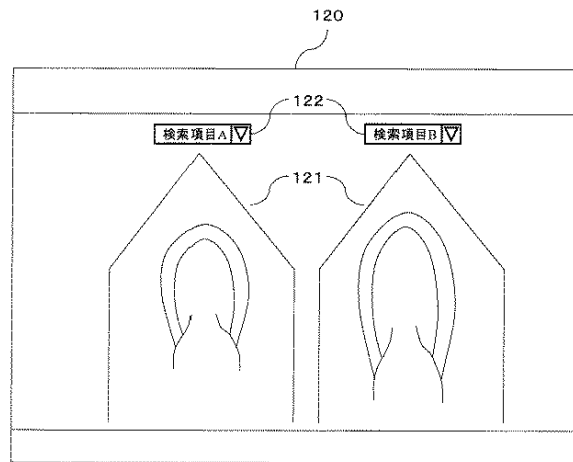
【図 10】



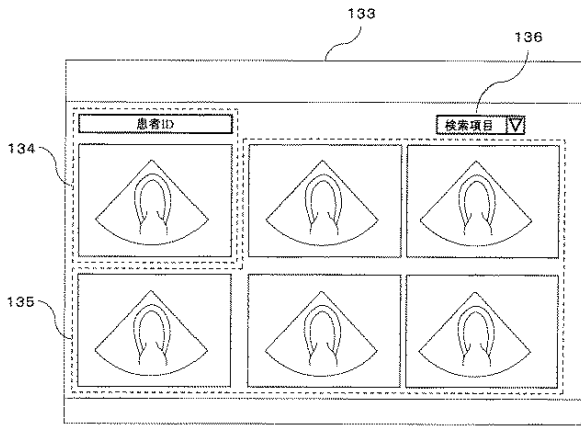
【図 11】



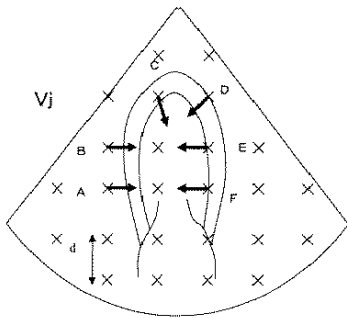
【図 12】



【図13】



【図14】



## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/060043
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/08(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)n		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B8/08, A61B6/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	JP 2007-530160 A (Siemens Medical Solutions USA, Inc.), 01 November, 2007 (01.11.07), Particularly, refer to 28, 29, 33, 36 & US 2005/0251013 A1 & WO 2005/096226 A2	1, 2, 5-11 3 4
Y	JP 58-180138 A (Hitachi Medical Corp.), 21 October, 1983 (21.10.83), Particularly, Claim 1 (Family: none)	3
A	JP 2006-110190 A (Toshiba Corp.), 27 April, 2006 (27.04.06), Full text; all drawings & US 2006/0083416 A1	1-11
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 23 June, 2009 (23.06.09)		Date of mailing of the international search report 07 July, 2009 (07.07.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/060043

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2004-313291 A (Toshiba Corp.), 11 November, 2004 (11.11.04), Full text; all drawings (Family: none)	1-11

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/060043

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 12  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
The invention as set forth in the above claim is deemed to be concerned with diagnostic methods for human body and thus relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the (Continued to extra sheet)
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**  
the

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/060043

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 0 0 4 3	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i, A61B6/00(2006.01)n			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08, A61B6/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y A Y	JP 2007-530160 A (シーメンス メディカル ソリューション ユーエスエー インコーポレイテッド) 2007.11.01, 特に、第28, 29, 33, 36 参照 & US 2005/0251013 A1 & WO 2005/096226 A2  JP 58-180138 A (株式会社日立メデイコ) 1983.10.21, 特に、請求項1 参照 (ファミリーなし)	1, 2, 5-11 3 4 3	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願		の日に後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献	
国際調査を完了した日 23.06.2009		国際調査報告の発送日 07.07.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 0 0 4 3

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-110190 A (株式会社東芝) 2006.04.27, 全文、全図 & US 2006/0083416 A1	1-11
A	JP 2004-313291 A (株式会社東芝) 2004.11.11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-11

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 0 0 4 3

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a))の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 12 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。つまり、上記請求項に記載される発明は、人体の診断方法であると認められる。したがって、上記請求項に記載される発明は、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2007年4月)

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局（W I P O）により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願（日本語実用新案登録出願）の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

【公報種別】 特許法第17条の2の規定による補正の掲載  
 【部門区分】 第1部門第2区分  
 【発行日】 平成24年5月31日(2012.5.31)

【国際公開番号】 WO2009/148041  
 【年通号数】 公開・登録公報2011-043  
 【出願番号】 特願2010-515868(P2010-515868)  
 【国際特許分類】  
 A 6 1 B 8/08 (2006.01)  
 【F I】  
 A 6 1 B 8/08

【手続補正書】  
 【提出日】 平成24年4月9日(2012.4.9)

【手続補正1】  
 【補正対象書類名】 特許請求の範囲  
 【補正対象項目名】 全文  
 【補正方法】 変更  
 【補正の内容】  
 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得る画像情報取得部と、  
 前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する画像認識演算部と、  
 を備えたことを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項2】

前記画像情報取得部によって複数得られた医用画像の時相が異なる同士の局所領域の画素値から前記生体組織の運動情報を得る運動情報取得部を備え、  
 前記画像認識演算部は、前記運動情報取得部より得られた運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項3】

心電計測装置、心磁計測装置、血管拍動計測装置、呼吸動計測装置を含む電磁気により前記生体組織の運動計測値を得る外部運動計測装置をさらに備え、  
 前記運動情報取得部は、前記外部運動計測装置によって計測される前記生体組織の運動計測値から前記生体組織の運動情報を得る請求項2に記載の医用画像処理装置。

【請求項4】

前記医用画像のうちの病変部を含む医用画像について診断情報が予め画像診断により付加され、その診断情報と該病変部を含む医用画像を対応付けて記憶する病変種類推定部をさらに備え、  
 前記画像認識演算部は、前記病変部を含む医用画像と前記生体組織の運動情報とに基づき前記医用画像を前記病変部と推定される種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項5】

前記生体組織の運動の抽出期間を可変設定する抽出期間可変設定部をさらに備え、  
 前記画像認識演算部は、前記可変設定された生体組織の運動の抽出期間にて前記医用画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項6】

前記医用画像処理装置において前記生体組織の運動の抽出領域を対象画像の全体/局所の何れかに設定する抽出領域設定部をさらに備え、  
 前記画像認識演算部は、前記設定された生体組織の運動の抽出領域にて前記医用画像を

所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項7】

前記画像認識演算部は、前記生体組織の形態情報と前記生体組織の運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項8】

前記画像認識演算部は、前記医用画像を所定の種類毎に分類するパターンを求める学習演算部と、求めたパターンを記憶する学習データ記憶部と、その後の事象のうちの前記パターンを更新すべき事象があったときに前記学習演算部に再度パターンを求めさせ、その再度求められたパターンを前記学習データ記憶部に更新記憶させる識別演算部と、をさらに備えた請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項9】

前記画像認識演算部によって前記所定の種類毎に分類された医用画像を表示する画像表示部をさらに備えた請求項8に記載の医用画像処理装置。

【請求項10】

前記画像情報取得部は、被検体に超音波信号を送信し、前記被検体からの反射エコー信号を受信する探触子と、前記超音波信号を送信するために前記探触子を駆動する探触子駆動部と、前記反射エコー信号から超音波画像データへ変換する画像変換部と、を具備した超音波診断装置であって、

前記画像認識演算部は、前記超音波信号の振幅値を前記生体組織の形態情報とし、前記生体組織の動き情報と前記形態情報に基づき超音波画像を所定の種類毎に分類する請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項11】

前記画像認識演算部は、設定された検索項目により検索された画像を表示することを特徴とする請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項12】

画像情報取得部により被検体の生体組織を撮影した医用画像を複数得るステップと、画像認識演算部により前記複数得られた医用画像の時相が異なる同士の画素値から前記生体組織の運動情報を得、前記運動情報に基づき前記医用画像を所定の種類毎に分類するステップと、を含むことを特徴とする医用画像処理方法。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0014】

【図1】本発明の実施例1における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図2】心エコー図検査で取得する基本断面と、画像の輝度値と組織の動きベクトルを抽出する例を示す図。

【図3】本発明の実施例2における医用画像処理装置の動作の概略を示すフローチャート

。

【図4】本発明の実施例2における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図5】心筋領域の分割の原理を示す図。

【図6】本発明の実施例3における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図7】本発明の実施例4における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図8】本発明の実施例5における医用画像処理装置の概略を示すブロック図。

【図9】本発明の実施例5における医用画像処理装置の動作の概略を示すフローチャート

。

【図10】本発明の実施例6を説明するためのストレスエコー検査の表示例を示す図。

【図11】本発明の実施例7における医用画像処理装置の画像検索の動作の概略を示すフローチャート。

【図12】 医用画像生成部からの画像に最も類似度が高い画像が表示される場合の表示例を示す図。

【図13】 医用画像生成部からの画像に類似する画像が複数存在する場合の表示例を示す図。

【図14】 図2、図5と異なる動きベクトル演算手法の例を示す図。

【手続補正3】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0026

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【0026】

心臓の運動を計算する期間は、被検者の心拍に個体差があるために、検者によって任意に設定可能でなければならない。この計算期間は、例えば心臓拡張末期から収縮末期のように最も動き量が多い期間を抽出してもよい。次の画像データが存在すれば、同様に輝度値と動きを抽出する。

【手続補正4】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0035

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【0035】

超音波画像生成部1は、所定の時相の超音波画像を1フレーム分取得する(ステップS31)

。

【手続補正5】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0037

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【0037】

超音波画像生成部1は、前記所定の時相と異なる時相(例えば、前記所定の時相の次の時相)の超音波画像を1フレーム分取得する(ステップS33)。

【手続補正6】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0079

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【0079】

認識処理では、超音波画像生成部1から入力された医用画像に対して、学習時と同様に、まず輝度抽出演算部32が画像の生体組織部分の輝度を、運動抽出演算部31が画像の生体組織部分の運動ベクトルを抽出する(ステップS95)。

【手続補正7】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0088

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【0088】

例えば、ストレスエコー検査では、図10のように、画面100に心筋を16分画に分割し、検者が心筋の動きを目視で確認し、その良し悪しを点数化して101、102で示されるエリアに表示し、記録する。点数は、評価不可(点数なし)、normal(1点)、hypokinetic(2点)、akinetik(3点)、dyskinetic(4点)とされる。これら点数の合計を可視化された分画数で除

した値をwall Motion score indexとして壁運動の総合評価が行われる。この操作は、断面を切り替えながら、かつ、分画毎に目視で検査するために、操作者には非常に煩雑な操作を強いられることになる。実施例6ではプローブの操作は検者が行うものの、断面の種類認識と点数付けを演算処理で行うことで、操作者の操作工数の低減を図っている。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0100

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0100】

前記検索項目が付加されていない場合、画像認識演算部3は、検索項目に関する認識処理を実施形態1~4によって行う(ステップS113)。

【手続補正9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0112

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0112】

1 超音波画像生成部、3 画像認識演算部。

专利名称(译)	医学图像处理设备和医学图像处理方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2009148041A1</a>	公开(公告)日	2011-10-27
申请号	JP2010515868	申请日	2009-06-02
[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		
[标]发明人	長野智章		
发明人	長野 智章		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T7/20 A61B6/5217 A61B6/5235 A61B8/08 A61B8/5238 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/20081 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC13 4C601/JC16 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK21 4C601/LL14		
优先权	2008145456 2008-06-03 JP		
其他公开文献	JP5438002B2 JPWO2009148041A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

本发明的超声波诊断装置的特征在于，具备：图像信息获取部，其获取拍摄了被检体的生物体组织的多个医用图像；以及图像识别计算部分，被配置为从所获得的多个医学图像的不同时间点处的医学图像的像素值获得活体组织的运动信息，并且基于运动信息将医学图像分类为预定类型。