

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-28362
(P2009-28362A)

(43) 公開日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 5/00 (2006.01)	A 61 B 5/00	4 C 0 9 3
A61B 6/03 (2006.01)	A 61 B 6/03	4 C 1 1 7
A61B 8/00 (2006.01)	A 61 B 8/00	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-196534 (P2007-196534)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成19年7月27日 (2007.7.27)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100083806 弁理士 三好 秀和
		(74) 代理人	100095500 弁理士 伊藤 正和
		(74) 代理人	100101247 弁理士 高橋 俊一
		(74) 代理人	100098327 弁理士 高松 俊雄

最終頁に続く

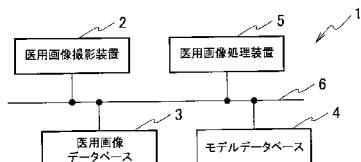
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及び医用画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】被検体の注目部位の形態情報とその機能情報との関係認識を容易にし、診断者が注目部位の状況を的確に把握することができる医用画像処理装置を提供する。

【解決手段】医用画像処理装置5において、医用画像撮影装置2により撮影された画像であって被検体の注目部位を示す医用画像と、注目部位の疾患をシミュレーションするためのモデルであって注目部位を示す部位モデルとを合成し、医用画像及び部位モデルの合成画像を生成する手段を備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

医用画像撮影装置により撮影された画像であって被検体の注目部位を示す医用画像と、前記注目部位の疾患をシミュレーションするためのモデルであって前記注目部位を示す部位モデルとを合成し、前記医用画像及び前記部位モデルの合成画像を生成する手段を備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記生成する手段は、
前記医用画像の複数の特異点及び前記部位モデルの複数の特異点を抽出する手段と、
抽出した前記医用画像の複数の特異点及び前記部位モデルの複数の特異点に基づいて前記医用画像の注目部位と前記部位モデルの注目部位との位置合わせを行う手段と、
を具備していることを特徴とする請求項 1 記載の医用画像処理装置。 10

【請求項 3】

前記位置合わせを行う手段は、
抽出した前記医用画像の複数の特異点及び前記部位モデルの複数の特異点に基づいて、前記医用画像の注目部位と前記部位モデルの注目部位との大きさを一致させる手段と、
抽出した前記医用画像の複数の特異点及び前記部位モデルの複数の特異点に基づいて、前記医用画像の注目部位と前記部位モデルの注目部位との形状を一致させる手段と、
を具備していることを特徴とする請求項 2 記載の医用画像処理装置。 20

【請求項 4】

前記大きさを一致させる手段は、抽出した前記医用画像の複数の特異点から各々の特異点間の離間距離及び抽出した前記部位モデルの複数の特異点から各々の特異点間の離間距離を求め、求めた前記医用画像の各々の前記離間距離と求めた前記部位モデルの各々の前記離間距離とがそれぞれ同じになるように前記医用画像の注目部位と前記部位モデルの注目部位との大きさを一致させることを特徴とする請求項 3 記載の医用画像処理装置。 30

【請求項 5】

前記形状を一致させる手段は、前記医用画像の注目部位の輪郭及び前記部位モデルの注目部位の輪郭を抽出し、抽出した前記医用画像の複数の特異点及び前記部位モデルの複数の特異点に基づいて、抽出した前記医用画像の注目部位の輪郭と前記部位モデルの注目部位の輪郭とが同じになるように前記医用画像の注目部位と前記部位モデルの注目部位との形状を一致させることを特徴とする請求項 3 又は 4 記載の医用画像処理装置。 30

【請求項 6】

生成した前記合成画像に前記注目部位の異常部分を示す手段を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか一に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

生成した前記合成画像を表示する表示部を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか一に記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

医用画像を撮影する医用画像撮影装置と、
請求項 1 乃至 7 のいずれか一に記載の医用画像処理装置と、
を備えることを特徴とする医用画像診断装置。 40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、医用画像を処理する医用画像処理装置及びその医用画像処理装置を備える医用画像診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医用画像診断装置は、医用画像を撮影する医用画像撮影装置やその医用画像を処理する医用画像処理装置等を備えている。医用画像撮影装置としては、例えば、X線断層撮影装 50

置（X線CT装置）、核磁気共鳴装置（MRI装置）及び超音波診断装置等が挙げられる。X線断層撮影装置は、被検体にX線を照射し、その被検体を通過したX線を検出し、被検体の内部（注目部位）をCT画像として表示する装置である。超音波診断装置は、被検体に超音波を送波し、その反射波（エコー波）を受波し、被検体の内部（注目部位）を超音波画像として表示する装置である。

【0003】

前述の医用画像を処理する画像処理技術としては、様々な画像処理技術が提案されている。例えば、X線CT装置及び超音波診断装置により得られた同一関心部位（注目部位）についてのCT画像と超音波画像を合成して表示する複合型医用画像診断装置や、磁気共鳴画像の特定的な特徴部に対して超音波画像の対応する特徴部を位置合わせし、超音波画像を重ね合わせた磁気共鳴画像を生成する画像診断支援システムが提案されている（例えば、特許文献1及び特許文献2参照）。

10

【0004】

一方、被検体の注目部位の疾患をシミュレーションする技術も提案されている。例えば、心臓の形状をモデル化し、そのモデルに心筋の機械的パラメータを組み込むことによって、心臓の動き（壁運動）や心腔内の血液の動態をシミュレーションする技術や、同様に、心臓の形状をモデル化し、そのモデルに心筋の電気パラメータを組み込むことによって、興奮伝播過程や電位変化をシミュレーションする技術が提案されている。このようなシミュレーションにより得られた部位モデル（例えば心臓モデル）からは、注目部位のある種の機能情報が得られる。また、医用画像撮影装置により得られた医用画像（例えば心臓画像）からは、注目部位の形態情報や別の機能情報が得られる。

20

【特許文献1】特開平10-127623号公報

【特許文献2】特開2003-153877号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、医用画像撮影装置により得られた医用画像と、シミュレーションにより得られた部位モデルとは別画像となるため、注目部位の形態情報とその機能情報との関係認識が難しく、医師等の診断者が被検体の注目部位の状況を的確に把握することは困難である。

30

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであり、被検体の注目部位の形態情報とその機能情報との関係認識を容易にし、診断者が注目部位の状況を的確に把握することができる医用画像処理装置及び医用画像診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の実施の形態に係る第1の特徴は、医用画像処理装置において、医用画像撮影装置により撮影された画像であって被検体の注目部位を示す医用画像と、注目部位の疾患をシミュレーションするためのモデルであって注目部位を示す部位モデルとを合成し、医用画像及び部位モデルの合成画像を生成する手段を備えることである。

40

【0008】

本発明の実施の形態に係る第2の特徴は、医用画像診断装置において、医用画像を撮影する医用画像撮影装置と、前述の第1の特徴に係る医用画像処理装置とを備えることである。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、被検体の注目部位の形態情報とその機能情報との関係認識を容易にし、診断者が注目部位の状況を的確に把握することができる医用画像処理装置及び医用画像診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【0010】

本発明の実施の一形態について図面を参照して説明する。

【0011】

図1に示すように、本発明の実施の形態に係る医用画像診断装置1は、被検体の注目部位（例えば、心臓）を示す医用画像を撮影する医用画像撮影装置2と、その撮影した医用画像を保管する医用データベース3と、注目部位の疾患をシミュレーションするための部位モデル（例えば、心臓モデル）を保管するモデルデータベース4と、医用画像及び部位モデルの合成画像を生成する合成処理を行う医用画像処理装置5とを備えている。これらの各部はLAN（Local Area Network）等のネットワーク6により接続されている。

10

【0012】

医用画像撮影装置2は、被検体の注目部位（関心部位）を示す医用画像を撮影する撮影装置である。この医用画像撮影装置2としては、例えば、X線断層撮影装置（X線CT装置）や超音波診断装置等を用いる。X線断層撮影装置を用いた場合には、医用画像はCT画像であり、超音波診断装置を用いた場合には、医用画像は超音波画像（超音波エコー画像）である。

【0013】

医用データベース3は、医用画像撮影装置2により得られた医用画像（例えば、被検体の各部位に関するCT画像であるボリュームデータや超音波画像等）を記憶する記憶装置である。ここで、被検体の各部位としては、例えば、心臓、肺及び胃等が挙げられる。なお、CT画像（ボリュームデータ）や超音波画像は、医用画像撮影装置2により得られ、ネットワーク6を介して医用データベース3に格納される。

20

【0014】

モデルデータベース4は、注目部位の疾患をシミュレーションするためのモデルであって、その注目部位を示すシミュレーションモデルを部位モデルとして記憶する記憶装置である。注目部位が心臓である場合には、心臓の形状がモデル化され、心臓モデルが作成される。その心臓モデルの情報がモデルデータベース4に記憶されている。この心臓モデルの情報としては、例えば、形態、機械バネ定数、静止膜電位及びイオン濃度等の設定値情報が含まれる。

【0015】

ここで、心臓の形状モデルとしては、セルモデル（数万個のセルを心臓の形状に配置したモデル）や四面体分割モデル（色々な形状の四面体の組み合わせにより心臓を表現したモデル）等が用いられる。例えば、X線断層撮影装置により撮影された心臓の解剖画像から心臓領域を抽出し、自動的にセル分割又は四面体分割を行うことにより、個人の心臓形状が表現され、個人の心臓形状を有する心臓モデルが用いられる。また、個人の心臓形状ではなく、標準の心臓形状を有する心臓モデルが用いられる場合もある。

30

【0016】

医用画像処理装置5は、図2に示すように、各部を集中的に制御するCPU（Central Processing Unit）等の制御部11と、ROM（Read Only Memory）やRAM（Random Access Memory）等のメモリ12と、医用画像や部位モデル等の各種画像を表示する表示部13と、操作者からの入力操作を受け付ける操作部14と、各種プログラムや各種データ等を記憶する記憶部15と、外部装置との通信を行う通信部16と、医用画像や部位モデル等の各種画像を処理する画像処理部17とを備えている。これらの各部は、バスライン18により電気的に接続されている。

40

【0017】

制御部11は、記憶部15に記憶された各種プログラムや各種データ等に基づいて、各部を制御する。特に、制御部11は、各種のプログラムやデータに基づいて、データの計算又は加工等を行う一連のデータ処理、医用画像及び部位モデルの合成画像を生成する合成処理及び画像を表示する表示処理等を実行する。

【0018】

メモリ12は、制御部11が実行する起動プログラム等を記憶するメモリであって、制

50

御部11のワークエリアとしても機能するメモリである。なお、起動プログラムは、医用画像処理装置5の起動時に制御部11により読み出されて実行される。

【0019】

表示部13は、二次元画像や三次元画像等の各種画像をカラー表示する表示装置である。この表示部13としては、例えば、液晶ディスプレイやCRT(Cathode Ray Tube)ディスプレイ等を用いる。

【0020】

操作部14は、操作者により入力操作される入力部であって、画像表示の開始や画像の切り替え、設定の変更等の各種の入力操作を受け付ける入力部である。この操作部14としては、例えば、マウスやキーボード等の入力デバイスを用いる。

10

【0021】

記憶部15は、各種のプログラムやデータ等を記憶する記憶装置であって、特に、医用画像と部位モデルとの合成(位置合わせ)に関する合成用データD1を記憶する記憶装置である。この記憶部15としては、例えば、磁気ディスク装置や半導体ディスク装置(フラッシュメモリ)等を用いる。なお、合成用データD1は、医用画像と部位モデルとの合成に必要な情報、例えば伸縮量や変形量等の情報である。この合成用データD1は、画像処理部17により得られ、バスライン18を介して記憶部15に格納される。

【0022】

通信部16は、LANやインターネット等のネットワーク6を介して外部装置との通信を行う装置である。この通信部16としては、LANカードやモデム等を用いる。外部装置としては、医用画像撮影装置2、医用画像データベース3及びモデルデータベース4等が挙げられる。

20

【0023】

画像処理部17は、図3に示すように、時相確認手段17aと、医用画像情報取得手段17bと、モデル情報取得手段17cと、特異点抽出手段17d、17eと、内壁及び外壁の輪郭抽出手段17f、17gと、画像及びモデル間の特異点フィッティング手段17hと、画像及びモデル間の輪郭フィッティング手段17iと、画像及びモデルの位置合わせ手段17jとを具備している。なお、画像処理部17は、ソフトウェア又はハードウェア(回路)あるいはそれらの両方により構成されている。ここから、注目部位が心臓である場合について説明する。すなわち、医用画像が心臓画像(心臓形態画像)G1となり、部位モデルが心臓モデルM1となる(図4参照)。

30

【0024】

時相確認手段17aは、心臓画像G1と心臓モデルM1との心電図における時相を確認し、それらの時相が同じ時相となるように時相を調整する手段である。同じ時相に調整することにより、心臓画像G1と心臓モデルM1の形状を精度良く合わせこむことが可能になる。時相としては、例えば、拡張期の特定の時相、特に拡張末期を用いる。心臓の形状モデルを拡張末期の時相で構築した場合、拡張末期では、心臓画像G1と心臓モデルM1とが同じ状態(略静止状態)になるため、この拡張末期の心臓画像G1及び心臓モデルM1を用いた場合、それらの形状をより精度良く合わせこむことが可能である。

40

【0025】

医用画像情報取得手段17bは、特定の時相(例えば、拡張末期)における心臓画像G1を医用画像データベース3から取得する手段である。同様に、モデル情報取得手段17cは、特定の時相(例えば、拡張末期)における心臓モデルM1をモデルデータベース4から取得する手段である。なお、心臓モデルM1の情報としては、例えば、形態、機械バネ定数、静止膜電位及びイオン濃度等の設定値情報が取得される。

【0026】

この医用画像情報取得手段17bにより、例えば、図4及び図5に示すような心臓画像G1が医用画像データベース3から取得される。ここで、図5では、図4の心臓画像G1を2次元的に示している。また、モデル情報取得手段17cにより、例えば、図4及び図6に示すような心臓モデルM1がモデルデータベース4から取得される。ここで、図6で

50

は、図4の心臓モデルM1を2次元的に示している。

【0027】

特異点抽出手段17dは、心臓画像G1から特異点を選択して抽出する手段である。同様に、特異点抽出手段17eは、心臓モデルM1から特異点を選択して抽出する手段である。この特異点としては、例えば、心尖部、弁の位置、大動脈、大静脈、冠動脈、心室中隔及び心房中隔等が挙げられる。なお、心臓画像G1上においては、特異点は自動抽出され、心臓モデルM1上においては、特異点は予め設定されおり、前述の設定値情報から得られる。

【0028】

この特異点抽出手段17dにより、図5に示すように、心臓画像G1では、例えば、複数の特異点A1～A4が抽出される。また、この特異点抽出手段17eにより、図6に示すように、心臓モデルM1では、例えば、複数の特異点B1～B4が得られる。ここで、各特異点A1～A4、B1～B4は、三次元の座標(x、y、z)で示される。なお、特異点A2及び特異点B2がそれぞれ原点とされている。

10

【0029】

内壁及び外壁の輪郭抽出手段17fは、心臓画像G1から心臓の内壁及び外壁の輪郭を抽出する手段である。同様に、内壁及び外壁の輪郭抽出手段17gは、心臓モデルM1から心臓の内壁及び外壁の輪郭を抽出する手段である。なお、心臓画像G1上においては、それらの輪郭は自動抽出され、心臓モデルM1上においては、それらの輪郭は予め設定されおり、前述の設定値情報から得られる。

20

【0030】

画像及びモデル間の特異点フィッティング手段17hは、心臓画像G1及び心臓モデルM1において、各特異点A1～A4、B1～B4をフィッティングする手段である。このとき、心臓画像G1の各特異点A1～A4が動かされても良いし、心臓モデルM1の各特異点B1～B4が動かされても良い。これは、操作部14に対する操作者の入力操作に応じて予め設定されている。このフィッティング手段により、特異点A1～A4、B1～B4の移動情報(例えば、回転量や伸縮量等を示す変換係数)が求められる。この特異点A1～A4、B1～B4の移動情報は、合成用データD1として記憶部15に格納される。

30

【0031】

この画像及びモデル間の特異点フィッティング手段17hにより、図5及び図6に示すように、例えば、心臓画像G1の各特異点A1～A4間の離間距離(特異点間距離)m1～m5と、心臓モデルM1の各特異点B1～B4間の離間距離(特異点間距離)n1～n5とが一致するように(m1=n1、m2=n2、m3=n3、m4=n4、m5=n5)、心臓画像G1の各特異点A1～A4又は心臓モデルM1の各特異点B1～B4が動かされる。このときの各伸縮量が各セルに線形に分配され(線形分配)、すなわち各セルの伸縮量が線形に調整され、各セルの移動量(特異点の移動情報)が求められる。これらのセルの移動量は、合成用データD1として記憶部15に格納される。

30

【0032】

画像及びモデル間の輪郭フィッティング手段17iは、心臓画像G1及び心臓モデルM1において、内壁や外壁等の輪郭をフィッティングする手段である。このとき、心臓画像G1の輪郭が動かされても良いし、心臓モデルM1の輪郭が動かされても良い。これは、操作部14に対する操作者の入力操作に応じて予め設定されている。このフィッティング手段により、輪郭の移動情報(例えば、回転量や伸縮量等を示す変換係数)が求められる。この輪郭の移動情報は、合成用データD1として記憶部15に格納される。

40

【0033】

この画像及びモデル間の輪郭フィッティング手段17iにより、図5及び図6に示すように、例えば、各特異点間距離m1～m5、n1～n5を固定しながら(各特異点A1～A4、B1～B4を固定しながら)、心臓画像G1の内壁における複数の中点(図5中の×印)から1つの中点a1が選択され、選択した中点a1に相関のある中点b1が心臓モ

50

デル M 1 から選択される。次いで、特異点 A 1 - 中点 a 1 - 特異点 A 4 の形状と特異点 B 1 - 中点 b 1 - 特異点 B 4 の形状とが一致するように心臓画像 G 1 の中点 a 1 又は心臓モデル M 1 の中点 b 1 が動かされる。その動かされた中点 a 1 又は中点 b 1 に相当するセルも一緒に動かされる。このときの各伸縮量（セルが動いた分だけ）が各セルに線形に分配され（線形分配）、すなわち各セルの伸縮量が線形に調整され、各セルの移動量（輪郭の移動情報）が求められる。これらのセルの移動量は、合成用データ D 1 として記憶部 1 5 に格納される。このような処理が全ての中点について行われ、また、心臓画像 G 1 の外壁でも同様に行われる。

【 0 0 3 4 】

画像及びモデルの位置合わせ手段 1 7 j は、記憶部 1 5 に格納された合成用データ D 1 に基づいて、心臓画像 G 1 と心臓モデル M 1 との位置合わせを行ってそれらを合成し、心臓画像 G 1 及び心臓モデル M 1 の合成画像 G 2 を生成する手段である。これにより、それらの合成画像 G 2 が得られる。この合成画像 G 2 は表示部 1 3 に表示され、加えて、必要に応じて記憶部 1 5 に保存される。10

【 0 0 3 5 】

この画像及びモデルの位置合わせ手段 1 7 j により、合成用データ D 1、すなわち各セルの移動量を用いて、図 4 に示すように、心臓画像 G 1 及び心臓モデル M 1 の位置合わせ（大きさ及び形状等）が合わせられ、心臓画像 G 1 及び心臓モデル M 1 が合成される。これにより、心臓画像 G 1 及び心臓モデル M 1 の合成画像 G 2 が得られ、その合成画像 G 2 は表示部 1 3 に表示される。このとき、合成画像 G 2 上には、壁運動異常部分 R 1 や壁厚異常部分 R 2 もそれぞれ色を変えて表示される。20

【 0 0 3 6 】

画像及びモデル間の輪郭フィッティング手段 1 7 i と、画像及びモデルの位置合わせ手段 1 7 j とは、一般的に次のように構成することができる。フィッティング前において、心臓画像 G 1 の各特異点 A 1 ~ A 4 は心臓画像上の座標系で表されており、心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4 は心臓モデルの座標系で表されている。まず、これら心臓画像 G 1 の特異点 A 1 ~ A 4 と心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4 のそれぞれの座標系での座標値を用いて、両座標系の間の関係を求める。一般に、それらの関係は $a = f(b)$ の様に表される。a は心臓画像の座標値であり、b は心臓モデルの座標値である。f は両者の座標の写像を表す関数であり、代表的な例としては線形関数による線形写像が挙げられる。他の例としては多項式関数や spline 関数等が挙げられる。これらの後者の場合、変形を含むフィッティングを行うことができる。いずれの場合も関数 f の具体的な形状は有限個のパラメータで表される。フィッティング処理では、心臓画像 G 1 の各特異点 A 1 ~ A 4 と心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4 との各々の座標値を $a = f(b)$ に代入して得られる連立方程式を解くことにより、関数 f のパラメータを決定する。得られたパラメータセットは心臓画像 G 1 の座標系と心臓モデル M 1 の座標系との点の対応関係を具体的に表すものであり、これが決定された段階で、全ての点の対応関係が得られたことになる。心臓画像 G 1 にて抽出された輪郭点 a 1、a 2、…を $a = f(b)$ に代入し、これらの心臓モデル M 1 内での対応する位置の b 1、b 2、…を求めるこどもできる。その逆に、心臓モデル M 1 の輪郭点 b 1、b 2、…を $a = f(b)$ に代入し、これらの心臓モデル M 1 内での対応する位置の a 1、a 2、…を求めるこどもできる。3040

【 0 0 3 7 】

このような画像処理部 1 7 では、シミュレーションとリアルタイム心エコーとの心電同期技術や呼吸動除去技術、加えて、心疾患シミュレーションと CT 画像とをレジストレーションする技術、心疾患シミュレーションモデルとリアルタイム超音波画像の取得断面及び領域との位置合わせ技術、そのモデルから対応断面及び対応領域を切り出す MPR (Multi Planer Reformation) や VR (Volume Reformation) 技術（バーチャルソノグラフィー技術）等が用いられる。

【 0 0 3 8 】

次に、このような医用画像診断装置 1、特に、医用画像処理装置 5 の合成表示処理につ50

いて図7及び図8を参照して説明する。医用画像処理装置5の制御部11が、画像処理部17により合成処理を行い、合成処理後の合成画像G2を表示する表示処理を実行する。ここでは、一例として、心臓画像G1を心臓モデルM1に合わす合成処理を行う。

【0039】

図7に示すように、制御部11は、画像処理部17により、同じ位相時間の心臓画像G1及び心臓モデルM1を選択し(ステップS1)、選択した心臓画像G1の各特異点A1～A4(図5参照)を抽出し(ステップS2)、選択した心臓モデルM1の各特異点B1～B4(図6参照)を抽出する(ステップS3)。

【0040】

次いで、制御部11は、画像処理部17により、心臓画像G1の各特異点A1～A4間の離間距離(特異点間距離)m1～m5を算出し(ステップS4)、心臓モデルM1の各特異点B1～B4間の離間距離(特異点間距離)n1～n5を算出する(ステップS5)。

【0041】

次に、制御部11は、画像処理部17により、心臓画像G1及び心臓モデルM1の各特異点間距離m1～m5、n1～n5が同じになるように、心臓画像G1において原点となる特異点A2以外の特異点A1、A3、A4の1つを移動させ(ステップS6)、このときの伸縮方向と伸縮量に合わせて、その伸縮量を各セルに線形に分配し、すなわち各セルの伸縮量を線形に調整する(ステップS7)。その後、制御部11は、各セルの移動量及び変形量(特異点A1～A4、B1～B4の移動情報)を合成用データD1として記憶部15に保存する(ステップS8)。

【0042】

さらに、制御部11は、特異点A1～A4、B1～B4の位置が完全に一致しているか否かを判断し(ステップS9)、それらの位置が完全に一致するまでステップS6～S8を繰り返す(ステップS9のNO)。それらの位置が、設定された精度(例えば、1mm)の範囲内で完全に一致していると判断した場合には(ステップS9のYES)、図8に示すように、心臓画像G1の内壁を選択し(ステップS10)、選択した内壁の輪郭を抽出、すなわち内壁をトレースし(ステップS11)、トレースした線分中に複数の中点(図5及び図6参照)を設定する(ステップS12)。このときの中点の設定は、等間隔でもよく、偏っていてもよい。なお、前述の精度の設定は、操作部14に対する操作者の入力操作に応じて予め設定されている。

【0043】

次に、制御部11は、画像処理部17により、複数の中点から1つの中点a1を選択し(ステップS13)、各特異点A1～A4を固定させた状態で、その中点a1を移動させる(ステップS14)。このとき、例えば、制御部11は、心臓画像G1での異なる2つの特異点と中点とからなる形状(特異点A1～中点a1～特異点A4の形状)と、それらの特異点及び中点に対応する心臓モデルM1での異なる2つの特異点と中点とからなる形状(特異点B1～中点b1～特異点B4の形状)とが一致するように中点a1を動かす。このとき、中点a1に相当するセルもしくは要素(モデルを構成する要素)も一緒に動かされる。

【0044】

次いで、制御部11は、このときの伸縮量を各セルに線形に分配し、すなわち各セルの伸縮量を線形に調整し、各セルの移動量(内壁の輪郭の移動情報)を合成用データD1として記憶部15に保存する(ステップS15)。各特異点A1～A4と中点との距離及び方向が必要な精度内に達したか否かを判断し(ステップS16)、全ての中点においてその距離及び方向が必要な精度内に達するまで、ステップS13～S15を繰り返す(ステップS16のNO)。

【0045】

その距離及び方向が必要な精度内に達したと判断した場合には(ステップS16のYES)、心臓画像G1の外壁を選択し(ステップS17)、選択した外壁の輪郭を抽出、す

10

20

30

40

50

なわち外壁をトレースし(ステップS18)、トレースした線分中に複数の中点を設定する(ステップS19)。このときの中点の設定は、等間隔でもよく、偏っていてもよい。

【0046】

次に、制御部11は、画像処理部17により、複数の中点から1つの中点を選択し(ステップS20)、特異点A1～A4を固定させた状態で、その中点を移動させる(ステップS21)。このときも、前述同様、例えば、制御部11は、心臓画像G1での異なる2つの特異点と中点とからなる形状と、それらの特異点及び中点に対応する心臓モデルM1での異なる2つの特異点と中点とからなる形状とが一致するように中点を動かす。

【0047】

次いで、制御部11は、このときの伸縮量を各セルに線形に分配し、すなわち各セルの伸縮量を線形に調整し、各セルの移動量(外壁の輪郭の移動情報)を合成用データD1として記憶部15に保存する(ステップS22)。各特異点と中点との距離及び方向が必要な精度内に達したか否かを判断し(ステップS23)、全ての中点においてその距離及び方向が必要な精度内に達するまで、ステップS20～S22を繰り返す(ステップS23のNO)。

10

【0048】

その距離及び方向が必要な精度内に達したと判断した場合には(ステップS23のYES)、記憶部15に保存されている合成用データD1、すなわち各セルの移動量を用いて、心臓画像G1を変形し、心臓モデルM1に一致させる(ステップS24)。これにより、心臓画像G1と心臓モデルM1との合成画像G2が得られる(図4参照)。制御部11は、その合成画像G2を表示部13に表示し、さらに、必要に応じて、その合成画像G2を記憶部15に保存する。このとき、制御部11は、合成画像G2上に壁運動異常部分R1や壁厚異常部分R2をそれぞれの色を変えて表示する。

20

【0049】

このような合成表示処理により、合成画像G2が表示部13に表示され、医師等の診断者により視認される。このとき、心臓画像G1と心臓モデルM1とが1つの合成画像G2として表示され、被検体の心臓の形態情報とその機能情報との関係認識が容易になるので、診断者は被検体の心臓の状況(状態)を的確に把握することができる。さらに、心臓モデルM1上でシミュレーションするための疾患部位の情報が心臓画像G1上に重畠して表示されるので、注目部位である心臓の疾患に対する新たな質的診断情報を診断者に与えることができる。特に、診断者の経験や熟練度等に依存することなく、患者の心臓の状況(形態及び機能等)を的確に把握することができるので、正確な診断を行うことができる。

30

【0050】

さらに、合成画像G2に壁運動異常部分R1や壁厚異常部分R2等の異常部分を表示することによって、その異常部分が合成画像G2に表示され、心臓の状況に加え、その異常部分を即座にかつ正確に把握することができる。すなわち、壁運動異常がない状態のCT画像でA氏(個人)の心臓モデルM1を作成し、その心臓モデルM1を用いた心疾患シミュレーションによって、壁運動異常等の異常を合成画像G2上に再現することが可能になるので、心臓の疾患に対する新たな質的診断情報が医師等に与えられ、医師等の診断者は、被検体の心臓の形態情報とその機能情報との関係認識を容易に行うことができる。さらに、CT画像や超音波画像等の心臓画像G1と、心臓モデルM1の心疾患シミュレーションとの様々な比較検討及び比較診断を容易に行うことが可能になるので、患者の心臓の状況(形態及び機能等)を的確に把握することができ、その結果、正確な診断を行うことができる。

40

【0051】

以上説明したように、本発明の実施の形態によれば、医用画像撮影装置2により撮影された画像であって被検体の注目部位を示す医用画像(例えば心臓画像G1)と、注目部位の疾患をシミュレーションするためのモデルであって注目部位を示す部位モデル(例えば心臓モデルM1)とを合成し、医用画像及び部位モデルの合成画像G2を生成することに

50

よって、医用画像と部位モデルとが1つの合成画像G2として表示され、被検体の注目部位の形態情報とその機能情報との関係認識が容易になるので、医師等の診断者は被検体の心臓の状況（状態）を的確に把握することができる。また、部位モデル上でシミュレーションするための疾患部位の情報を医用画像（診断画像）上に重畠し、合成画像G2として表示することが可能になるので、注目部位の疾患に対する新たな質的診断情報を与えることができる。その結果、医師等の診断者は被検体の注目部位の状況を的確に把握することができる。

【0052】

特に、注目部位が心臓である場合には、CT画像や超音波画像等の心臓画像G1と心疾患シミュレーションの心臓モデルM1との複合的な診断情報（画像情報）を比較表示、すなわち重畠表示することが可能になるので、心疾患の総合診断環境を提供することができる。すなわち、虚血性心疾患や狭心症等に関する質的診断情報、例えば、心筋細胞のイオン電流の活性度や心筋細胞の機械的な伸縮度（動き）等を提示することができる。これにより、診断者は、心筋の梗塞状態や虚血状態を推測するための新たな質的診断情報を得ることができる。加えて、超音波画像だけではカバーすることができない広い視野領域で心機能を観察することができる。

【0053】

また、医用画像（例えば心臓画像G1）と部位モデル（例えば心臓モデルM1）との合成を行う場合には、医用画像の複数の特異点A1～A4及び部位モデルの複数の特異点B1～B4を抽出し、抽出した医用画像の複数の特異点A1～A4及び部位モデルの複数の特異点B1～B4に基づいて医用画像の注目部位と部位モデルの注目部位との位置合わせを行うことによって、精度良く医用画像及び部位モデルの合成画像G2を生成することができる。

【0054】

さらに、位置合わせを行う場合には、抽出した医用画像（例えば心臓画像G1）の複数の特異点A1～A4及び部位モデル（例えば心臓モデルM1）の複数の特異点B1～B4に基づいて、医用画像の注目部位と部位モデルの注目部位との大きさを一致させ、抽出した医用画像の複数の特異点A1～A4及び部位モデルの複数の特異点B1～B4に基づいて、医用画像の注目部位と部位モデルの注目部位との形状を一致させることによって、より精度良く医用画像及び部位モデルの合成画像G2を生成することができる。

【0055】

加えて、大きさを一致させる場合には、抽出した医用画像（例えば心臓画像G1）の複数の特異点A1～A4から各々の特異点間の離間距離m1～m5及び抽出した部位モデル（例えば心臓モデルM1）の複数の特異点B1～B4から各々の特異点間の離間距離n1～n5を求め、求めた医用画像の各々の離間距離m1～m5と求めた部位モデルの各々の離間距離n1～n5とがそれぞれ同じになるように医用画像の注目部位と部位モデルの注目部位との大きさを一致させることから、容易な処理により医用画像及び部位モデルの合成画像G2を生成することが可能になり、さらに、医用画像及び部位モデルの大きさを精度良く一致させることができるので、処理時間が長くなることを防止しつつ精度が高い合成画像G2を得ることができる。

【0056】

また、形状を一致させる場合には、医用画像の注目部位（例えば心臓画像G1）の輪郭及び部位モデル（例えば心臓モデルM1）の注目部位の輪郭を抽出し、抽出した医用画像の複数の特異点及び抽出した部位モデルの複数の特異点に基づいて、抽出した医用画像の注目部位の輪郭と抽出した部位モデルの注目部位の輪郭とが同じになるように医用画像の注目部位と部位モデルの注目部位との形状を一致させることから、容易な処理により医用画像及び部位モデルの合成画像G2を生成することが可能になり、さらに、医用画像及び部位モデルの形状を精度良く一致させることができるので、処理時間が長くなることを防止しつつ精度が高い合成画像G2を得ることができる。

【0057】

10

20

30

40

50

さらに、生成した合成画像 G 2 に注目部位の異常部分（例えば、壁運動異常部分 R 1 や壁厚異常部分 R 2）を示すことによって、その異常部分が合成画像 G 2 に表示されるので、注目部位の疾患に対する新たな質的診断情報を与えることが可能になるので、診断者は心臓の状況に加え、その異常部分を即座にかつ正確に把握することができ、さらに、心臓の状況（形態及び機能等）に対する異常部分の位置関係等も容易に把握することができる。

【0058】

（他の実施の形態）

なお、本発明は、前述の実施の形態に限るものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能である。

10

【0059】

例えば、前述の実施の形態においては、医用画像情報（心臓画像 G 1）やモデル情報（心臓モデル M 1）を取得する場合、時相として、拡張期の特定の時相（拡張末期）を用いているが、これに限るものではなく、他の時相を用いてもよく、さらに、時相毎に医用画像情報やモデル情報を取得して合成画像 G 2 を生成するようにしてもよい。この場合には、生成した複数の合成画像 G 2 を時系列に並べて表示部 13 に連続表示させることによって、心臓の状況の時系列的な変化を直感的に認識することが可能になるので、心臓の状況を容易に把握することができる。

【0060】

また、前述の実施の形態においては、X 線断層撮影装置（X 線 CT 装置）や超音波診断装置等を用いて医用画像撮影装置 2 を構成しているが、これに限るものではなく、例えば、他の撮影装置を用いるようにしてもよく、さらに、X 線断層撮影装置や超音波診断装置等の医用画像撮影装置 2 に医用画像処理装置 5 を組み込み、医用画像診断装置 1 を構成するようにしてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0061】

【図 1】本発明の実施の一形態に係る医用画像診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す医用画像診断装置が備える医用画像処理装置の概略構成を示すブロック図である。

30

【図 3】図 2 に示す医用画像処理装置が備える画像処理部の概略構成を示すブロック図である。

【図 4】図 3 に示す画像処理部が行う画像合成を説明するための説明図である。

【図 5】図 3 に示す画像処理部が行う画像合成を説明するために心臓画像を示す模式図である。

【図 6】図 3 に示す画像処理部が行う画像合成を説明するために心臓モデルを示す模式図である。

【図 7】図 1 に示す医用画像診断装置、特に、図 2 に示す医用画像処理装置が行う合成処理の流れを示すフローチャートである。

【図 8】図 1 に示す医用画像診断装置、特に、図 2 に示す医用画像処理装置が行う合成処理の流れを示すフローチャートである。

40

【符号の説明】

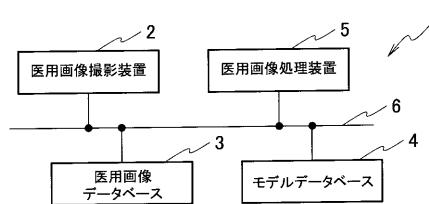
【0062】

1	医用画像診断装置
2	医用画像撮影装置
5	医用画像処理装置
A 1 ~ A 4	特異点
B 1 ~ B 4	特異点
G 1	医用画像（心臓画像）
G 2	合成画像

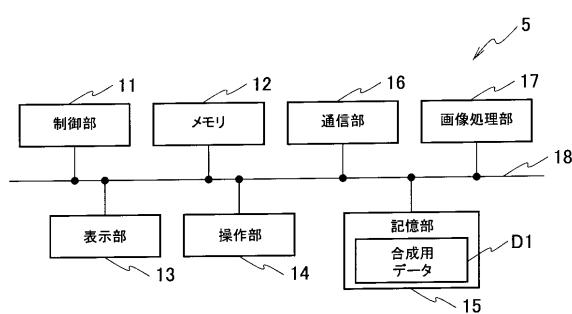
50

M 1 部位モデル(心臓モデル)
 m 1 ~ m 5 離間距離(特異点離間距離)
 n 1 ~ n 5 離間距離(特異点離間距離)

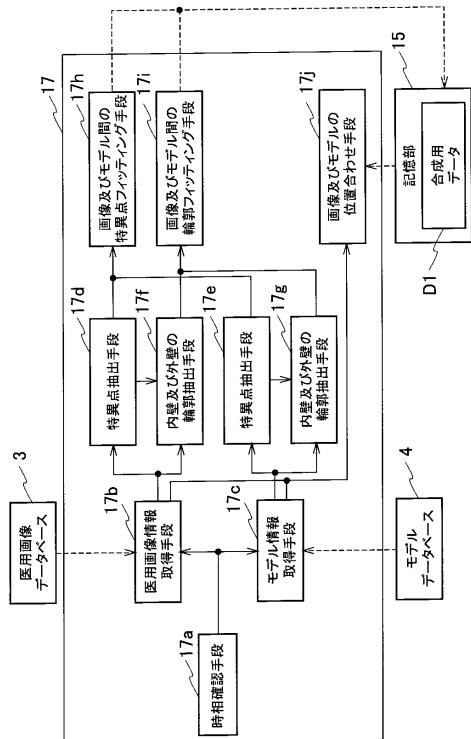
【図 1】



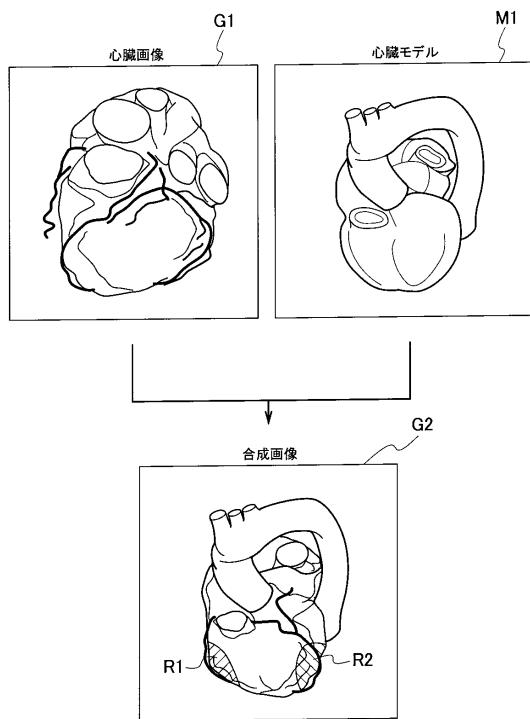
【図 2】



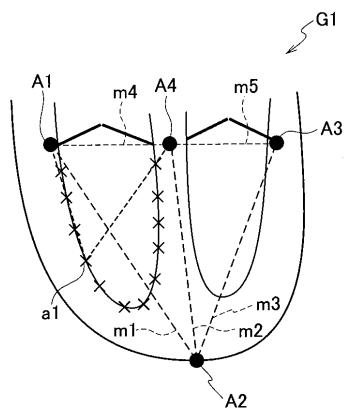
【図 3】



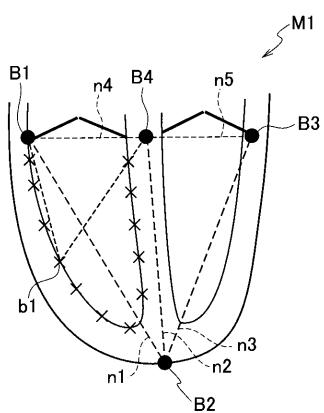
【図4】



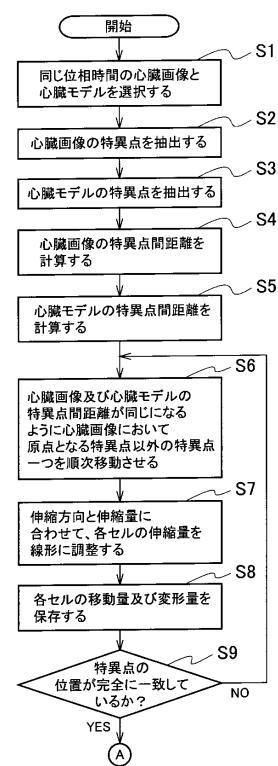
【図5】



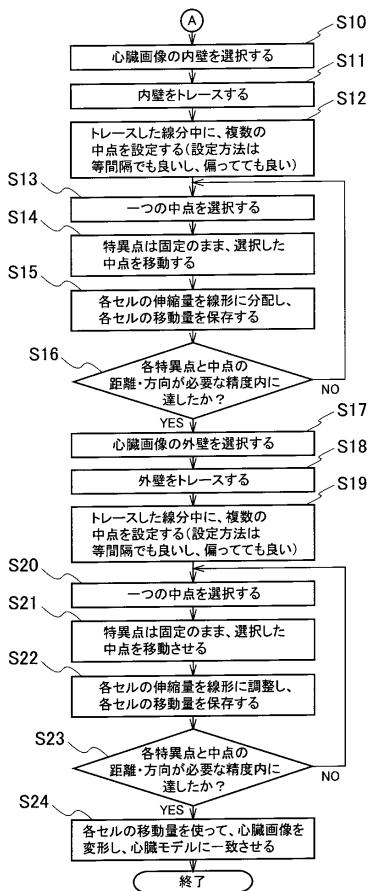
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

(72)発明者 高田 洋一
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 大湯 重治
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 藤本 克彦
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 熊倉 正泰
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C093 AA22 CA18 DA02 FF16 FF21 FF35 FF37 FF42 FH06 FH07
4C117 XB09 XD24 XJ32 XJ34 XK09 XK19 XK32
4C601 BB03 DD15 JC08 JC09 JC37 KK22 KK24 KK28 KK31 LL33
LL40