

(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 I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 1 1 7
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 J	4 C 6 0 1
	A 6 1 B 8/00	

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
(22) 出願日	平成19年7月27日 (2007.7.27)		株式会社東芝
			東京都港区芝浦一丁目1番1号
		(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

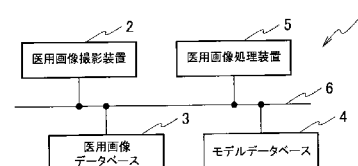
(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置及び医用画像診断装置

(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。

【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の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

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

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画像データベース 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 L A N（Local Area Network）等のネットワーク 6 により接続されている。

【 0 0 1 2 】

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 C T 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 C T 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。

【 0 0 1 3 】

医用画像データベース 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 C T 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、C T 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 を介して医用画像データベース 3 に格納される。

【 0 0 1 4 】

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、機械パネ定数、静止膜電位及びイオン濃度等の設定値情報が含まれる。

【 0 0 1 5 】

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。

【 0 0 1 6 】

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 C P U（Central Processing Unit）等の制御部 1 1 と、R O M（Read Only Memory）や R A M（Random Access Memory）等のメモリ 1 2 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 1 3 と、操作者からの入力操作を受け付ける操作部 1 4 と、各種プログラムや各種データ等を記憶する記憶部 1 5 と、外部装置との通信を行う通信部 1 6 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 1 7 とを備えている。これらの各部は、バスライン 1 8 により電氣的に接続されている。

【 0 0 1 7 】

制御部 1 1 は、記憶部 1 5 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 1 1 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。

【 0 0 1 8 】

メモリ 1 2 は、制御部 1 1 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

10

20

30

40

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。

【0025】

40

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 M 1 を 2 次元的に示している。

【 0 0 2 7 】

特異点抽出手段 1 7 d は、心臓画像 G 1 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 1 7 e は、心臓モデル M 1 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 G 1 上においては、特異点は自動抽出され、心臓モデル M 1 上においては、特異点は予め設定されており、前述の設定値情報から得られる。

【 0 0 2 8 】

この特異点抽出手段 1 7 d により、図 5 に示すように、心臓画像 G 1 では、例えば、複数の特異点 A 1 ~ A 4 が抽出される。また、この特異点抽出手段 1 7 e により、図 6 に示すように、心臓モデル M 1 では、例えば、複数の特異点 B 1 ~ B 4 が得られる。ここで、各特異点 A 1 ~ A 4、B 1 ~ B 4 は、三次元の座標 (x、y、z) で示される。なお、特異点 A 2 及び特異点 B 2 がそれぞれ原点とされている。

【 0 0 2 9 】

内壁及び外壁の輪郭抽出手段 1 7 f は、心臓画像 G 1 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 1 7 g は、心臓モデル M 1 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 G 1 上においては、それらの輪郭は自動抽出され、心臓モデル M 1 上においては、それらの輪郭は予め設定されており、前述の設定値情報から得られる。

【 0 0 3 0 】

画像及びモデル間の特異点フィッティング手段 1 7 h は、心臓画像 G 1 及び心臓モデル M 1 間において、各特異点 A 1 ~ A 4、B 1 ~ B 4 をフィッティングする手段である。このとき、心臓画像 G 1 の各特異点 A 1 ~ A 4 が動かされても良いし、心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4 が動かされても良い。これは、操作部 1 4 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 A 1 ~ A 4、B 1 ~ B 4 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 A 1 ~ A 4、B 1 ~ B 4 の移動情報は、合成用データ D 1 として記憶部 1 5 に格納される。

【 0 0 3 1 】

この画像及びモデル間の特異点フィッティング手段 1 7 h により、図 5 及び図 6 に示すように、例えば、心臓画像 G 1 の各特異点 A 1 ~ A 4 間の離間距離 (特異点間距離) m 1 ~ m 5 と、心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4 間の離間距離 (特異点間距離) n 1 ~ n 5 とが一致するように (m 1 = n 1、m 2 = n 2、m 3 = n 3、m 4 = n 4、m 5 = n 5)、心臓画像 G 1 の各特異点 A 1 ~ A 4 又は心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4 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 D 1 として記憶部 1 5 に格納される。

【 0 0 3 2 】

画像及びモデル間の輪郭フィッティング手段 1 7 i は、心臓画像 G 1 及び心臓モデル M 1 間において、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 G 1 の輪郭が動かされても良いし、心臓モデル M 1 の輪郭が動かされても良い。これは、操作部 1 4 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 D 1 として記憶部 1 5 に格納される。

【 0 0 3 3 】

この画像及びモデル間の輪郭フィッティング手段 1 7 i 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 m 1 ~ m 5、n 1 ~ n 5 を固定しながら (各特異点 A 1 ~ A 4、B 1 ~ B 4 を固定しながら)、心臓画像 G 1 の内壁における複数の中点 (図 5 中の x 印) から 1 つの中点 a 1 が選択され、選択した中点 a 1 に相関のある中点 b 1 が心臓モ

10

20

30

40

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。

【0034】

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。

【0035】

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。

【0036】

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、...を求めることもできる。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、...を求めることもできる。

【0037】

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技術)等が用いられる。

【0038】

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

10

20

30

40

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 G 2 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 G 1 を心臓モデル M 1 に合致させる合成処理を行う。

【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 G 1 及び心臓モデル M 1 を選択し（ステップ S 1）、選択した心臓画像 G 1 の各特異点 A 1 ~ A 4（図 5 参照）を抽出し（ステップ S 2）、選択した心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4（図 6 参照）を抽出する（ステップ S 3）。

【0040】

次いで、制御部 11 は、画像処理部 17 により、心臓画像 G 1 の各特異点 A 1 ~ A 4 間の離間距離（特異点間距離） $m_1 \sim m_5$ を算出し（ステップ S 4）、心臓モデル M 1 の各特異点 B 1 ~ B 4 間の離間距離（特異点間距離） $n_1 \sim n_5$ を算出する（ステップ S 5）。

10

【0041】

次に、制御部 11 は、画像処理部 17 により、心臓画像 G 1 及び心臓モデル M 1 の各特異点間距離 $m_1 \sim m_5$ 、 $n_1 \sim n_5$ が同じになるように、心臓画像 G 1 において原点となる特異点 A 2 以外の特異点 A 1、A 3、A 4 の 1 つを移動させ（ステップ S 6）、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 S 7）。その後、制御部 11 は、各セルの移動量及び変形量（特異点 A 1 ~ A 4、B 1 ~ B 4 の移動情報）を合成用データ D 1 として記憶部 15 に保存する（ステップ S 8）。

20

【0042】

さらに、制御部 11 は、特異点 A 1 ~ A 4、B 1 ~ B 4 の位置が完全に一致しているかを判断し（ステップ S 9）、それらの位置が完全に一致するまでステップ S 6 ~ S 8 を繰り返す（ステップ S 9 の NO）。それらの位置が、設定された精度（例えば、1 mm）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 S 9 の YES）、図 8 に示すように、心臓画像 G 1 の内壁を選択し（ステップ S 10）、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 S 11）、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 S 12）。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。

30

【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 a 1 を選択し（ステップ S 13）、各特異点 A 1 ~ A 4 を固定させた状態で、その中点 a 1 を移動させる（ステップ S 14）。このとき、例えば、制御部 11 は、心臓画像 G 1 での異なる 2 つの特異点と中点とからなる形状（特異点 A 1 - 中点 a 1 - 特異点 A 4 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 M 1 での異なる 2 つの特異点と中点とからなる形状（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中点 a 1 を動かす。このとき、中点 a 1 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。

40

【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 D 1 として記憶部 15 に保存する（ステップ S 15）。各特異点 A 1 ~ A 4 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 S 16）、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 S 13 ~ S 15 を繰り返す（ステップ S 16 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 S 16 の YES）、心臓画像 G 1 の外壁を選択し（ステップ S 17）、選択した外壁の輪郭を抽出、す

50

なわち外壁をトレースし（ステップ S 1 8）、トレースした線分中に複数の中点を設定する（ステップ S 1 9）。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。

【 0 0 4 6 】

次に、制御部 1 1 は、画像処理部 1 7 により、複数の中点から 1 つの中点を選択し（ステップ S 2 0）、特異点 A 1 ~ A 4 を固定させた状態で、その中点を移動させる（ステップ S 2 1）。このときも、前述同様、例えば、制御部 1 1 は、心臓画像 G 1 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 M 1 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。

【 0 0 4 7 】

次いで、制御部 1 1 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 D 1 として記憶部 1 5 に保存する（ステップ S 2 2）。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 S 2 3）、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 S 2 0 ~ S 2 2 を繰り返す（ステップ S 2 3 の NO）。

【 0 0 4 8 】

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 S 2 3 の YES）、記憶部 1 5 に保存されている合成用データ D 1、すなわち各セルの移動量を用いて、心臓画像 G 1 を変形し、心臓モデル M 1 に一致させる（ステップ S 2 4）。これにより、心臓画像 G 1 と心臓モデル M 1 との合成画像 G 2 が得られる（図 4 参照）。制御部 1 1 は、その合成画像 G 2 を表示部 1 3 に表示し、さらに、必要に応じて、その合成画像 G 2 を記憶部 1 5 に保存する。このとき、制御部 1 1 は、合成画像 G 2 上に壁運動異常部分 R 1 や壁厚異常部分 R 2 をそれぞれの色を変えて表示する。

【 0 0 4 9 】

このような合成表示処理により、合成画像 G 2 が表示部 1 3 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 G 1 と心臓モデル M 1 とが 1 つの合成画像 G 2 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 M 1 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 G 1 上に重畳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可能になるので、正確な診断を行うことができる。

【 0 0 5 0 】

さらに、合成画像 G 2 に壁運動異常部分 R 1 や壁厚異常部分 R 2 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 G 2 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 M 1 を作成し、その心臓モデル M 1 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 G 2 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 G 1 と、心臓モデル M 1 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。

【 0 0 5 1 】

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 G 1）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 M 1）とを合成し、医用画像及び部位モデルの合成画像 G 2 を生成することに

10

20

30

40

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)上に重畳し、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、すなわち重畳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。

10

【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。

20

【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。

30

【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可能になるので、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。

40

【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可能になるので、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】

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。

【 0 0 5 8 】

（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

【 0 0 5 9 】

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 1 3 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。

【 0 0 6 0 】

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】

【 0 0 6 1 】

【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】

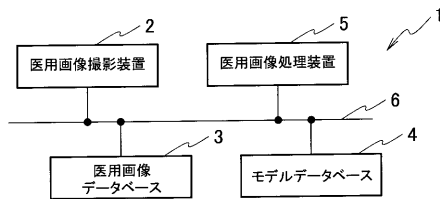
【 0 0 6 2 】

- | | |
|-----------|------------|
| 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 |

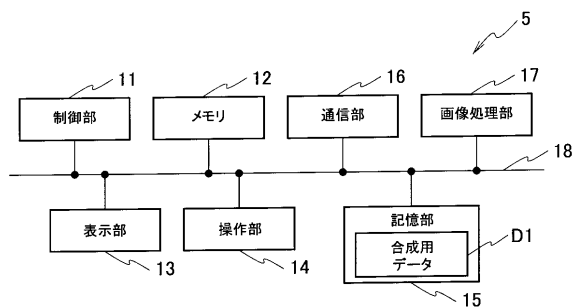
50

- 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)

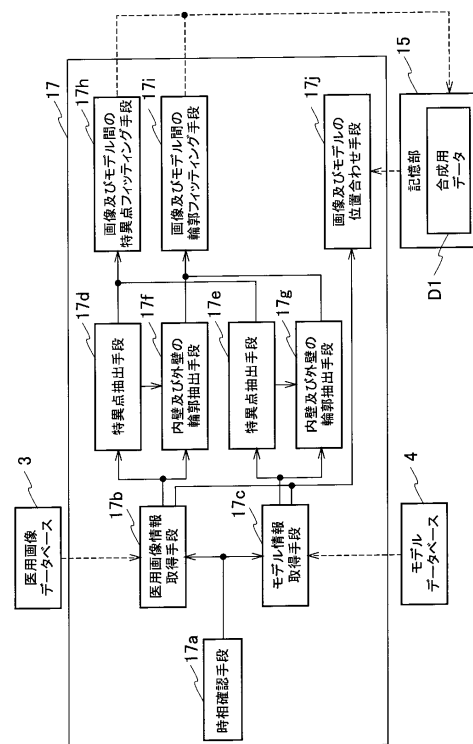
【 図 1 】



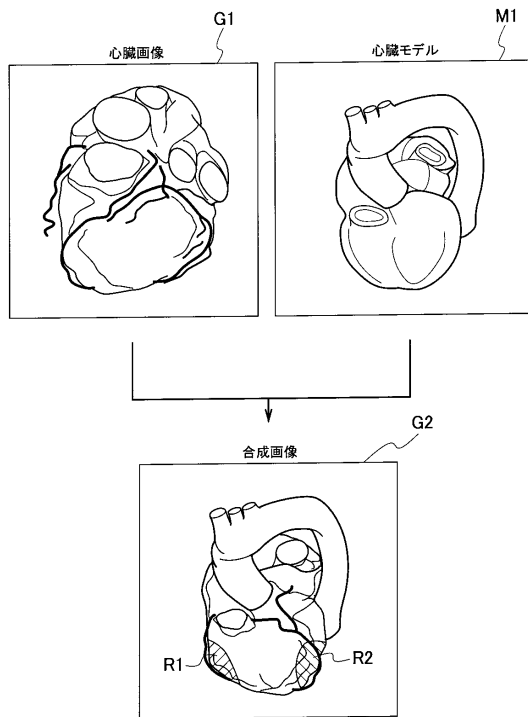
【 図 2 】



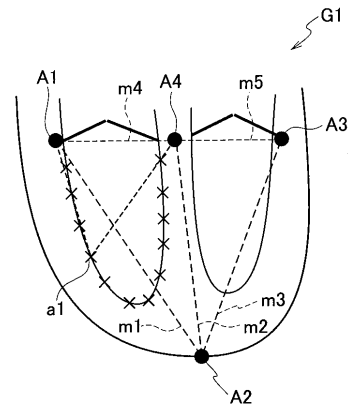
【 図 3 】



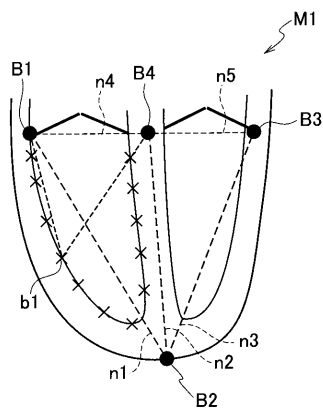
【図 4】



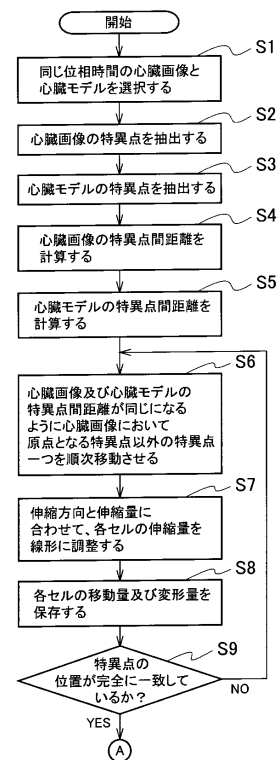
【図 5】



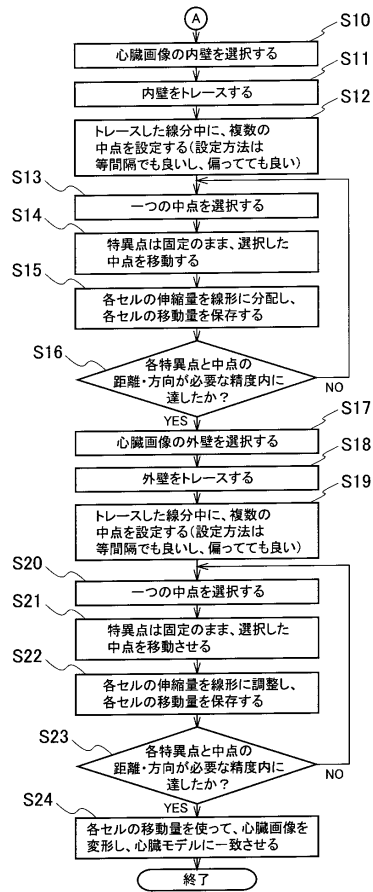
【図 6】



【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 1 3 8 5 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 1 3 8 5 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 1 3 8 5 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 1 3 8 5 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