

(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2013-255735

(P2013-255735A)

(43) 公開日 平成25年12月26日(2013.12.26)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2012-134685 (P2012-134685)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成24年6月14日 (2012.6.14)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
		(74) 代理人	100118913
			弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	福田 宏
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C161 AA21 BB02 CC06 HH55 JJ09
			JJ17 NN05 NN07 SS21 WW04
			WW08 WW10 WW12 WW13 WW15
			YY12 YY15

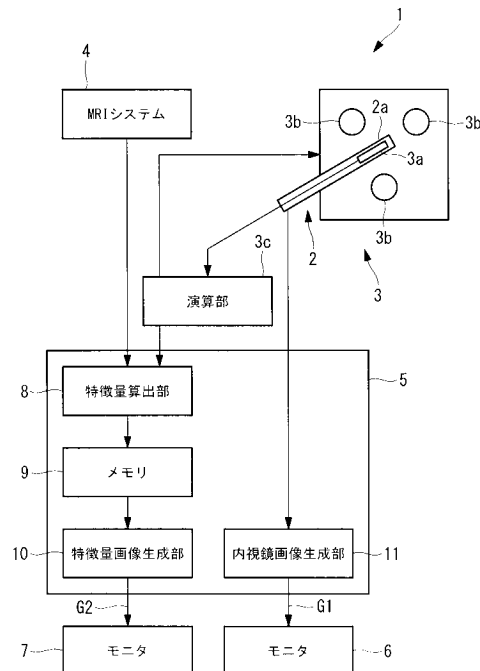
(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび内視鏡画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】CTやMRI等で取得された3D画像に含まれる立体情報を有効利用して手技を容易にする。

【解決手段】被検体内部に挿入され観察部位の画像を取得する内視鏡2と、該内視鏡2の位置および観察方向を検出する内視鏡検出部3と、観察部位近傍の3次元画像と該3次元画像上の複数の代表点における立体的特徴量とを対応づけて記憶する記憶部9と、内視鏡検出部3により検出された内視鏡2の位置および観察方向に基づいて、記憶部9に記憶されている3次元画像上の代表点を内視鏡2の観察方向に直交する平面に投影し、平面上に投影された各代表点の位置に立体的特徴量を表示した特徴量画像G2を生成する画像処理部5とを備える内視鏡システム1を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内部に挿入され観察部位の画像を取得する内視鏡と、
該内視鏡の位置および観察方向を検出する内視鏡検出部と、
前記観察部位近傍の 3 次元画像と該 3 次元画像上の複数の代表点における立体的特徴量とを対応づけて記憶する記憶部と、
前記内視鏡検出部により検出された内視鏡の位置および観察方向に基づいて、前記記憶部に記憶されている前記 3 次元画像上の前記代表点を前記内視鏡の観察方向に直交する平面に投影し、平面上に投影された各代表点の位置に前記立体的特徴量を表示した特徴量画像を生成する画像処理部とを備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記画像処理部が、前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを合成した合成画像を生成する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像処理部が、前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを並列させた状態に合成する請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記 3 次元画像を取得する 3 次元測定装置を備え、
前記画像処理部が、前記 3 次元測定装置から送られてきた 3 次元画像に基づいて、前記立体的特徴量を算出する請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記内視鏡による観察部位が臓器の表面であり、
前記 3 次元測定装置が、前記内視鏡により取得される前記観察部位より広い範囲の前記臓器の 3 次元画像を取得し、
前記画像処理部が、前記 3 次元測定装置により取得された 3 次元画像に前記内視鏡検出部により検出された内視鏡の位置および方向を重畳した画像を生成する請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記内視鏡による観察部位が心臓の表面であり、
前記立体的特徴量が前記心臓の心室収縮期に取得されている請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記立体的特徴量が、組織の厚さ寸法である請求項 1 から請求項 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

観察部位近傍の 3 次元画像と該 3 次元画像上の複数の代表点における立体的特徴量とを対応づけて記憶しておき、
内視鏡の位置および観察方向を検出し、
記憶されている前記 3 次元画像上の前記代表点を前記内視鏡の観察方向に直交する平面に投影し、平面上に投影された各代表点の位置に前記立体的特徴量を表示した特徴量画像を生成する内視鏡画像生成方法。

40

【請求項 9】

前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを合成した合成画像を生成する請求項 8 に記載の内視鏡画像生成方法。

【請求項 10】

前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを並列させる請求項 9 に記載の内視鏡画像生成方法。

【請求項 11】

前記 3 次元画像を取得する 3 次元測定装置から送られてきた 3 次元画像に基づいて、前記立体的特徴量を算出する請求項 8 から請求項 10 のいずれかに記載の内視鏡画像生成方

50

法。

【請求項 1 2】

前記内視鏡による観察部位が臓器の表面であり、

前記 3 次元測定装置により取得された、前記内視鏡により取得される前記観察部位より広い範囲の前記臓器の 3 次元画像に、検出された内視鏡の位置および方向を重畳した画像を生成する請求項 1 1 に記載の内視鏡画像生成方法。

【請求項 1 3】

前記内視鏡による観察部位が心臓の表面であり、

前記立体的特徴量が前記心臓の心室収縮期に取得されている請求項 8 から請求項 1 2 のいずれかに記載の内視鏡画像生成方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムおよび内視鏡画像生成方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、内視鏡画像上に C T や M R I 等で取得した 3 D 画像を合成表示する装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

この装置は、内視鏡の位置を逐次検出し、その位置に基づいて決定される内視鏡の観察面に、C T や M R I 等で取得した 3 D 画像を投影して 2 D 画像を作成し、該 2 D 画像と内視鏡画像とを重畳している。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 4 1 5 2 4 0 2 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献 1 の装置では、3 D 画像は、任意の位置に配される内視鏡によって取得された内視鏡画像に対しても重畳可能な 2 D 画像を生成するために用いられ、立体情報を利用することができないという不都合がある。例えば、心外膜側からの高周波通電による心室頻拍アブレーションの際に、心筋上の脂肪層が厚い（5 mm 以上）と、心外膜を介して十分にアブレーションが行えない。このような場合に、特許文献 1 の装置により得られる 2 D 重畳画像では脂肪層の厚さを確認できず、手技が困難になるという不都合がある。

30

【0005】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、C T や M R I 等で取得された 3 D 画像に含まれる立体情報を有効利用して手技を容易にすることができる内視鏡システムおよび内視鏡画像生成方法を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

40

【0006】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明の一態様は、被検体内部に挿入され観察部位の画像を取得する内視鏡と、該内視鏡の位置および観察方向を検出する内視鏡検出部と、前記観察部位近傍の 3 次元画像と該 3 次元画像上の複数の代表点における立体的特徴量とを対応づけて記憶する記憶部と、前記内視鏡検出部により検出された内視鏡の位置および観察方向に基づいて、前記記憶部に記憶されている前記 3 次元画像上の前記代表点を前記内視鏡の観察方向に直交する平面に投影し、平面上に投影された各代表点の位置に前記立体的特徴量を表示した特徴量画像を生成する画像処理部とを備える内視鏡システムを提供する。

【0007】

50

また、本発明の他の態様は、観察部位近傍の3次元画像と該3次元画像上の複数の代表点における立体的特徴量とを対応づけて記憶しておき、内視鏡の位置および観察方向を検出し、記憶されている前記3次元画像上の前記代表点を前記内視鏡の観察方向に直交する平面に投影し、平面上に投影された各代表点の位置に前記立体的特徴量を表示した特徴量画像を生成する内視鏡画像生成方法を提供する。

【0008】

本態様によれば、被検体の内部に挿入されて被検体の内部に配されている観察部位の画像を取得している内視鏡の位置および観察方向が、内視鏡検出部により検出される。画像処理部においては、検出された内視鏡の位置および観察方向と、記憶部に記憶されている観察部位近傍の3次元画像位置情報および立体的特徴量とを用いて、内視鏡の位置から観察方向にみた3次元画像上の代表点の立体的特徴量が特徴量画像として生成される。

10

【0009】

すなわち、本態様によれば、内視鏡と同一方向から見た観察部位の立体的特徴量の分布を特徴量画像として観察することができる。立体的特徴量としては、観察部位が臓器等の場合には、組織の厚さ等を挙げることができる。すなわち、内視鏡を用いた臓器の組織観察を行う際に、その観察部位近傍の脂肪組織や筋肉組織の厚さ等の立体的特徴量を確認することができる、処置を容易にすることができる。

【0010】

上記態様においては、前記画像処理部が、前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを合成した合成画像を生成してもよい。

20

このようにすることで、観察者は合成画像を確認するだけで、内視鏡により取得された画像および特徴量画像の両方を切り替えることなく対照して確認することができる。

【0011】

また、上記態様においては、前記画像処理部が、前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを並列させた状態で表示させてもよい。

このようにすることで、観察者は並列表示された画像を確認するだけで、内視鏡により取得された画像および特徴量画像の両方を対比して確認することができる。

【0012】

また、上記態様においては、前記3次元画像を取得する3次元測定装置を備え、前記画像処理部が、前記3次元測定装置から送られてきた3次元画像に基づいて、前記立体的特徴量を算出してもよい。

30

【0013】

また、上記態様においては、前記内視鏡による観察部位が臓器の表面であり、前記3次元測定装置が、前記内視鏡により取得される前記観察部位より広い範囲の前記臓器の3次元画像を取得し、前記画像処理部が、前記3次元測定装置により取得された3次元画像に前記内視鏡検出部により検出された内視鏡の位置および方向を重畳した画像を生成してもよい。

【0014】

また、上記態様においては、前記内視鏡による観察部位が心臓の表面であり、前記立体的特徴量が前記心臓の心室収縮期に取得されていてもよい。

40

このようにすることで、心嚢内における視野が最も広くなる心室収縮期に、内視鏡の画像と立体的特徴量の分布とを対比観察することができる。

【0015】

また、上記態様においては、前記立体的特徴量が、組織の厚さ寸法や厚さ寸法比あるいは組織損傷領域寸法であってもよい。

このようにすることで、内視鏡を用いた手技に際して、観察部位における脂肪組織や筋肉組織の厚さの分布を確認でき、手技を容易に行うことができる。

【0016】

また、本発明の他の態様は、観察部位近傍の3次元画像と該3次元画像上の複数の代表点における立体的特徴量とを対応づけて記憶しておき、内視鏡の位置および観察方向を検

50

出し、記憶されている前記 3 次元画像上の前記代表点を前記内視鏡の観察方向に直交する平面に投影し、平面上に投影された各代表点の位置に前記立体的特徴量を表示した特徴量画像を生成する内視鏡画像生成方法を提供する。

【0017】

上記態様においては、前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを合成した合成画像を生成してもよい。

また、上記態様においては、前記内視鏡により取得された画像と前記特徴量画像とを並列させてもよい。

【0018】

また、上記態様においては、前記 3 次元画像を取得する 3 次元測定装置から送られてきた 3 次元画像に基づいて、前記立体的特徴量を算出してもよい。

また、上記態様においては、前記内視鏡による観察部位が臓器の表面であり、前記 3 次元測定装置により取得された、前記内視鏡により取得される前記観察部位より広い範囲の前記臓器の 3 次元画像に、検出された内視鏡の位置および方向を重畳した画像を生成してもよい。

また、上記態様においては、前記内視鏡による観察部位が心臓の表面であり、前記立体的特徴量が前記心臓の心室収縮期に取得されていてもよい。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、CT や MRI 等で取得された 3D 画像に含まれる立体情報を有効利用して手技を容易にすることができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図 1】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムを示す全体構成図である。

【図 2】図 1 の内視鏡システムによる特徴量および特徴量画像を説明する図である。

【図 3】図 1 の内視鏡システムにより取得された内視鏡画像の一例を示す図である。

【図 4】図 1 の内視鏡システムにより取得された特徴量画像の一例を示す図である。

【図 5】図 1 の内視鏡システムの第 1 の変形例を示す全体構成図である。

【図 6】図 1 の内視鏡システムの第 2 の変形例により取得される画像例を示す図である。

【図 7】図 6 の画像を取得するための内視鏡システムを示す全体構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

本発明の一実施形態に係る内視鏡システムおよび内視鏡画像生成方法について図面を参照して以下に説明する。

本実施形態においては、観察する対象として心臓を想定している。

【0022】

本実施形態に係る内視鏡システム 1 は、図 1 に示されるように、患者の心臓内に挿入されて心臓 A を外表面 B 側から観察するための挿入部 2 a を有する内視鏡 2 と、該内視鏡 2 の先端の位置および方向を検出する内視鏡検出部 3 と、MRI システム 4 と、該 MRI システム 4 および内視鏡 2 および内視鏡検出部 3 に接続された画像処理部 5 と、該画像処理部 5 により処理された画像を表示するモニター 6, 7 とを備えている。

【0023】

内視鏡 2 は、その挿入部 2 a の先端面に図示しない対物光学系および照明光学系を備え、長手方向に沿う光軸に沿って前方に観察方向を有している。照明光学系からは、例えば、励起光が射出され、心臓 A の各組織において発生した蛍光を対物光学系により集光し、蛍光画像として取得するようになっている。

【0024】

内視鏡検出部 3 は、内視鏡 2 の先端に配置された磁気センサ 3 a と、体外に配置された 3 つの磁場発生部材 3 b と、磁気センサ 3 a により検出された磁場の強度に基づいて、内視鏡 2 先端の位置および観察方向を算出する演算部 3 c とを備えている。内視鏡検出部 3

10

20

30

40

50

は、独自の座標系を有しており、その座標系において内視鏡 2 の先端の位置および方向を算出するようになっている。

【 0 0 2 5 】

M R I システム 4 は、内視鏡 2 を体内に挿入して行われる内視鏡手術に先だって、患者の心臓 A の 3 次元画像データ (3 次元ボリュームレンダリングデータ) を取得するようになっている。M R I システム 4 により取得される 3 次元画像データとしては、心臓 A の外表面に位置する心外膜 B の 3 次元画像データおよび心臓 A の表面に存在する脂肪組織 C とその裏側に存在する心筋 D との境界面 E の 3 次元画像データである。

【 0 0 2 6 】

M R I システム 4 による 3 次元画像データの取得は、例えば、心室収縮期に同期して行われることが好ましい。心室収縮期には、心臓内に配置される内視鏡の視野が最も広くなるので、見やすい内視鏡画像が得られる。したがって、この時期における 3 次元画像データを取得しておくことにより、見やすい内視鏡画像と対照しやすい特徴量画像を生成することができる。

10

【 0 0 2 7 】

M R I システム 4 も独自の座標系を有しており、その座標系に従って定義される 3 次元画像データを取得するようになっている。

M R I システム 4 において取得された 3 次元画像データは画像処理部 5 に向けて送信されるようになっている。

【 0 0 2 8 】

画像処理部 5 は、M R I システム 4 からの 3 次元画像データを受けるとともに、内視鏡検出部 3 により検出された内視鏡 2 の位置および観察方向を受け取って、立体的特徴量を算出する特徴量算出部 8 と、該特徴量算出部 8 により算出された立体的特徴量を記憶するメモリ 9 と、該メモリ 9 に記憶された立体的特徴量の分布を示す特徴量画像を生成する特徴量画像生成部 1 0 とを備えている。また、画像処理部 5 は、内視鏡 2 により撮影された心臓 A の画像信号を受け取って、図 3 に示されるような内視鏡画像 G 1 を生成する内視鏡画像生成部 1 1 を備えている。

20

【 0 0 2 9 】

さらに具体的には、画像処理部 5 の特徴量算出部 8 は、内視鏡検出部 3 の座標系と M R I システム 4 の座標系との対応関係が公知の方法でキャリブレーションされた状態で、内視鏡検出部 3 の演算部 3 c から送られてきた内視鏡 2 の位置および観察方向と、予め記憶されている内視鏡 2 の画角情報とに基づいて、M R I システム 4 から送られてきた 3 次元画像データから、内視鏡画像 G 1 として取得される撮影範囲に存在する 3 次元画像データの範囲を特定し、その範囲内に配置される複数の代表点について、3 次元画像データから特徴量を算出するようになっている。

30

【 0 0 3 0 】

特徴量の算出は、例えば、図 2 に示されるように、3 次元画像データとして、M R I システム 4 から送られてきた心臓 A の最外表面に位置する心外膜 B の 3 次元形状データと、心臓 A の脂肪組織 C と心筋 D との境界面 E の 3 次元形状データとを受け取る。そして、心外膜 B 上に複数の代表点 p_1 , p_2 , p_3 ... を設定し、各代表点 p_1 , p_2 , p_3 ... において、心臓 A の心外膜 B に直交する方向の心外膜 B と境界面 E との距離を算出する。

40

【 0 0 3 1 】

これにより特徴量としての脂肪組織 C の厚さが算出されるようになっている。算出された特徴量としての各代表点 p_1 , p_2 , p_3 ... の位置における脂肪組織 C の厚さは、代表点 p_1 , p_2 , p_3 , ... の座標とを対応づけてメモリ 9 に記憶されるようになっている。

【 0 0 3 2 】

特徴量画像生成部 1 0 は、特徴量算出部 8 において、特徴量を算出するために設定した心外膜 B 上の代表点 p_1 , p_2 , p_3 ... の座標を、内視鏡 2 の観察方向に直交する平面 F 上に投影した 2 次元的な座標に変換し、座標変換された各代表点 $p_1 a$, $p_2 a$, $p_3 a$... の位置に各代表点 p_1 , p_2 , p_3 ... の特徴量を付与することにより、図 4 に示される

50

ように、特徴量の分布を示す特徴量画像 G 2 を生成するようになっている。

【 0 0 3 3 】

モニタ 6 , 7 としては、内視鏡画像 G 1 を表示するための第 1 のモニタ 6 と特徴量画像 G 2 を表示するための第 2 のモニタ 7 とが別々に用意されている。

内視鏡画像生成部 1 1 において生成された内視鏡画像 G 1 は第 1 のモニタ 6 に送られて表示され、特徴量画像生成部 1 0 において生成された特徴量画像 G 2 は第 2 のモニタ 7 に送られて表示されるようになっている。

【 0 0 3 4 】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡システム 1 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム 1 を用いて内視鏡手術を行うには、まず、手術に先立って MRI システム 4 により患者の心臓 A の 3 次元画像データを取得しておく。本実施形態においては、MRI システム 4 により取得される 3 次元画像データとしては、心臓 A の最外表面の心外膜 B の形状のみならず、脂肪組織 C と心筋 D との境界面 E の 3 次元形状データが含まれる。

【 0 0 3 5 】

内視鏡 2 の挿入部 2 a を患者の体内に挿入して、内視鏡手術が開始されると、内視鏡 2 により取得された心臓 A の内視鏡画像 G 1 が内視鏡画像生成部 1 1 により生成され、第 1 のモニタ 6 に表示される。また、内視鏡検出部 3 の作動により、挿入部 2 a の先端位置および観察方向が検出され、検出された情報が画像処理部 5 に送られる。

【 0 0 3 6 】

画像処理部 5 においては、特徴量算出部 8 により、特徴量が算出される。

すなわち、内視鏡検出部 3 から挿入部 2 a の先端位置および観察方向が送られてくると、内視鏡 2 の画角情報から、内視鏡画像 G 1 として取得される撮影範囲を算出することが可能となる。したがって、MRI システム 4 から送られてきた 3 次元画像データの内、内視鏡画像 G 1 の範囲に属することとなる 3 次元画像データの範囲を特定することができる。

【 0 0 3 7 】

このようにして特定された 3 次元画像データの範囲に含まれる 3 次元形状データから心外膜 B 上に定義された複数の代表点 p_1, p_2, p_3, \dots について脂肪組織 C の厚さが算出され、算出された厚さが各代表点 p_1, p_2, p_3, \dots の座標に対応づけてメモリ 9 に記憶される。

その後、特徴量画像生成部 1 0 が、各代表点 p_1, p_2, p_3, \dots を内視鏡 2 の観察方向に直交する平面 F 上に投影するように各代表点 p_1, p_2, p_3, \dots の座標を変換し、変換された各代表点 $p_1 a, p_2 a, p_3 a, \dots$ の座標位置に特徴量を付与することにより、特徴量画像 G 2 を生成する。生成された特徴量画像 G 2 は第 2 のモニタ 7 に表示される。

【 0 0 3 8 】

このようにして生成された特徴量画像 G 2 は、第 1 のモニタ 6 に表示される内視鏡画像 G 1 と略同一視野範囲で、内視鏡 2 と略同一位置から同一観察方向に向かって心臓 A を観察した 2 次元画像上に特徴量の分布を表示した画像となっており、第 1 のモニタ 6 に表示された内視鏡画像 G 1 と対照して観察することができる。

【 0 0 3 9 】

特に、本実施形態においては、特徴量画像 G 2 として脂肪組織 C の厚さの分布画像が表示されているので、内視鏡画像 G 1 により特定された患部にアブレーション等の手技を行う場合に、患部の位置に存在する脂肪組織 C の厚さを容易に確認することができ、手技を容易にすることができるという利点がある。

【 0 0 4 0 】

また、本実施形態においては、内視鏡検出部 3 により検出された内視鏡 2 の位置および観察方向に基づいて算出された撮影範囲に存在する 3 次元画像データについて特徴量を算

10

20

30

40

50

出して記憶すればよいので、特徴量算出部 8 の演算量およびメモリ 9 の記憶容量を少なくすることができるという利点もある。

【0041】

なお、本実施形態においては、被検体として患者を想定し、観察部位として心臓 A を例示するとともに、特徴量として脂肪組織 C の厚さを例示したが、これに代えて、組織の厚さ寸法比、組織損傷領域寸法、他の任意の被検体、観察部位および特徴量を採用してもよい。

【0042】

また、内視鏡検出部 3 により検出された内視鏡 2 の位置および観察方向により特定した範囲の 3 次元画像データから特徴量を算出することとしたが、これに代えて、図 5 に示されるように、MRI システム 4 により 3 次元画像データが取得された全範囲の代表点について、特徴量算出部 8 がオフラインで特徴量を算出し、これをメモリ 9 に記憶することにしてもよい。このようにすることで、内視鏡検出部 3 により内視鏡 2 の先端部の位置および観察方向が検出されるごとに特徴量画像を生成する際には、既に計算されてメモリ 9 に記憶されている特徴量を参照すれば足りるので、計算量を減らすことができ、リアルタイム性を向上することができるという利点がある。

10

【0043】

また、図 1 においては、内視鏡画像 G 1 および特徴量画像 G 2 を別個のモニタ 6, 7 に表示することとしたが、これに代えて、画像処理部 5 内に画像合成部 1 2 を設け、両画像 G 1, G 2 を重畳した合成画像 G 3 を単一のモニタ 6 に表示してもよいし、両画像 G 1, G 2 を並列に単一のモニタ 6 に表示してもよい。この場合、等倍に表示してもよいし、一方を拡大表示し他方を縮小表示してもよい。

20

【0044】

また、特徴量画像 G 2 としては、特徴量の分布を示す等高線あるいは色分け画像を採用することができる。等高線の間隔や色分けの幅については任意に調節できることにすればよい。例えば、モニタに設けたダイヤル（図示略）等によって上限値および/または下限値を変更できるようにしてもよい。

【0045】

また、本実施形態においては、内視鏡画像 G 1 と特徴量画像 G 2 とを並列あるいは重畳表示することとしたが、これに加えて、図 6 に示されるように、心臓 A 全体の画像の中に内視鏡 2 の位置（例えば、図 6 では矢印で表示。）を表示した全体画像 G 4 を並列に表示することにしてもよい。図中、符号 1 3 は特徴量を示すゲージである。

30

【0046】

この場合には、図 7 に示されるように、メモリ 9 に記憶された 3 次元画像データと内視鏡検出部 3 により検出された内視鏡 2 の位置および観察方向とに基づいて心臓 A の画像の中における内視鏡 2 の位置を表示する全体画像 G 4 を生成する全体画像生成部 1 4 を設けることにすればよい。

【符号の説明】

【0047】

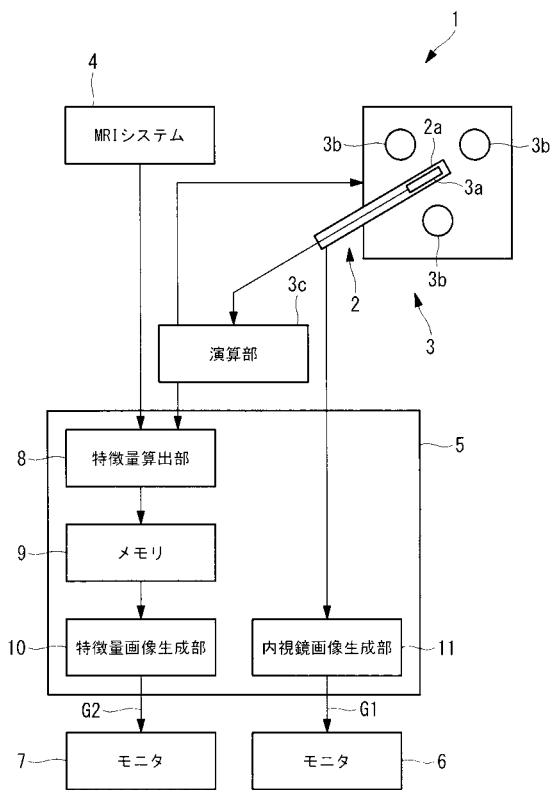
- A 心臓（観察部位）
- F 平面
- G 1 内視鏡画像（画像）
- G 2 特徴量画像
- G 3 合成画像
- p 1, p 2, p 3 代表点
- 1 内視鏡システム
- 2 内視鏡
- 3 内視鏡検出部と、
- 4 MRI システム（3次元測定装置）
- 5 画像処理部

40

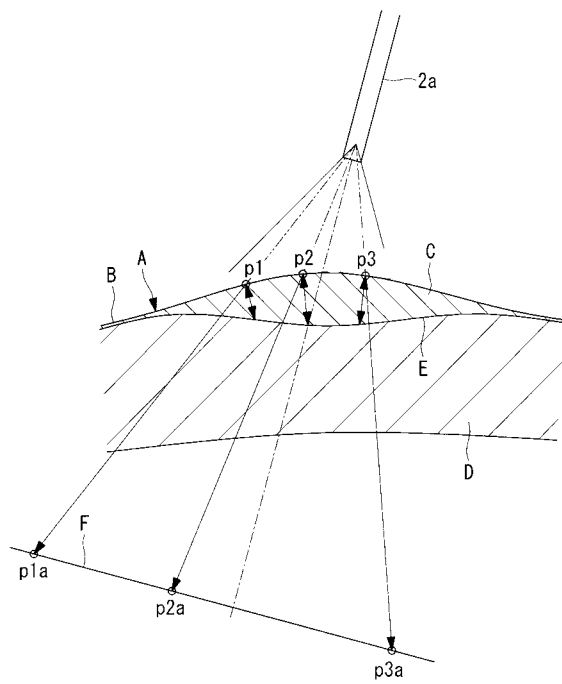
50

9 メモリ (記憶部)

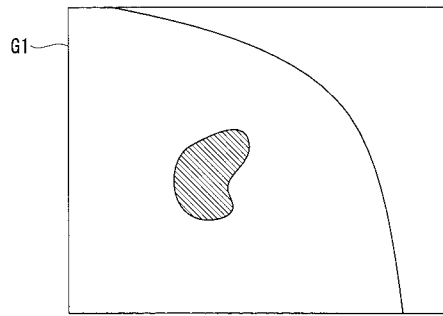
【 図 1 】



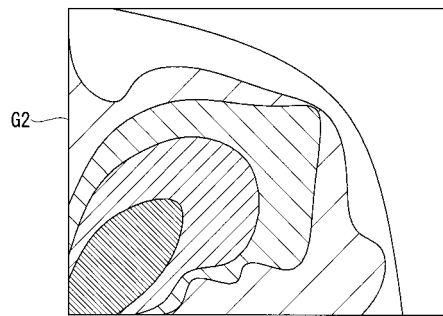
【 図 2 】



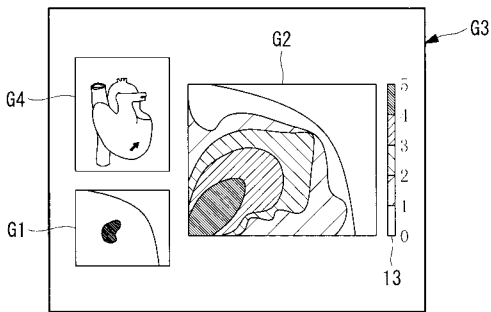
【 図 3 】



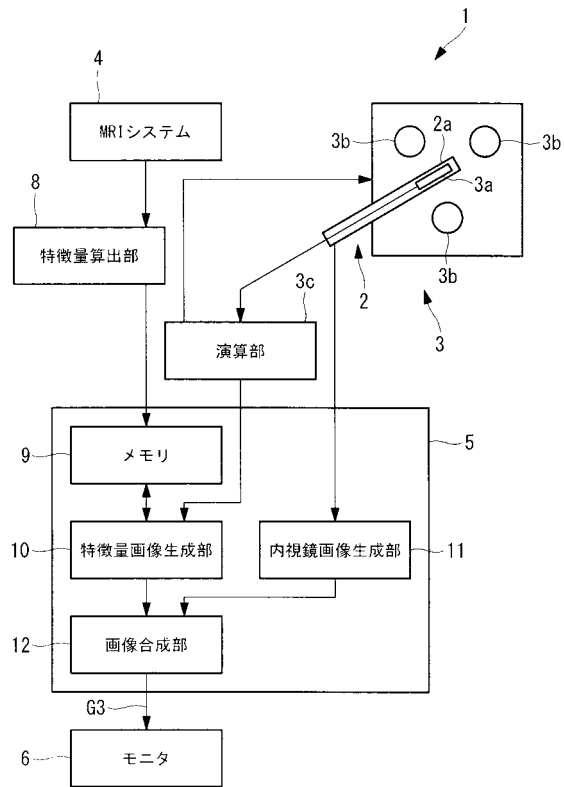
【 図 4 】



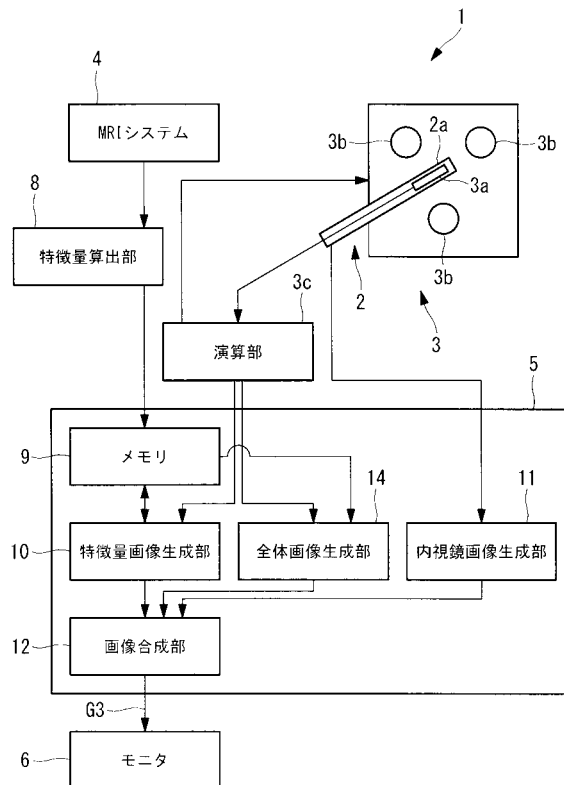
【 図 6 】



【 図 5 】



【 図 7 】



专利名称(译)	内窥镜系统和内窥镜图像生成方法		
公开(公告)号	JP2013255735A	公开(公告)日	2013-12-26
申请号	JP2012134685	申请日	2012-06-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	福田宏		
发明人	福田 宏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.370 A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.616 A61B1/045.623		
F-TERM分类号	4C161/AA21 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW12 4C161/WW13 4C161/WW15 4C161/YY12 4C161/YY15		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP5993221B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：通过有效地使用包含在通过CT，MRI等获取的三维图像中的立体信息来促进手术。解决方案：内窥镜系统1包括：插入到对象内部的内窥镜2，用于获取观察区域的图像；内窥镜检测部3，用于检测内窥镜2的位置和观察方向；存储部分9，其在观察区域附近存储三维图像，并且在三维图像上的多个代表点中彼此相对应地存储立体特征量；以及图像处理部分5，其基于检测到的内窥镜2的位置和观察方向，在垂直于内窥镜2的观察方向的平面上投影存储在存储部分9中的三维图像上的代表点通过内窥镜检测部分3产生特征量的图像G2，该特征量表示投影在平面上的每个代表点的位置中的立体特征量。

