

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6411073号
(P6411073)

(45) 発行日 平成30年10月24日 (2018.10.24)

(24) 登録日 平成30年10月5日 (2018.10.5)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 7 7
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 〇 E
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/055 3 8 〇
	A 6 1 B 8/00

請求項の数 18 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2014-114057 (P2014-114057)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成26年6月2日 (2014.6.2)		キヤノンメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2015-226693 (P2015-226693A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成27年12月17日 (2015.12.17)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成29年5月26日 (2017.5.26)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176
			弁理士 砂川 克

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置および医用画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の解剖学的部位に関する3次元画像データを解析して生体弁画像を抽出する弁抽出部と、

前記生体弁画像の生体弁に対応する領域であって、当該生体弁の先端側の第1領域と、当該生体弁の根元側の第2領域との各々について、前記抽出された生体弁画像における石灰量の分布を、前記生体弁画像の画素ごとのCT値から計算する石灰量分布計算部と、

前記第1領域に割り当てられる第1の上限値及び下限値と、計算された前記第1領域における石灰量との比較と、前記第2領域に割り当てられ前記第1の上限値及び下限値よりも高い値の第2の上限値及び下限値と、計算された前記第2領域における石灰量との比較とに基づいて、前記生体弁画像における人工弁の固定難易度の分布を計算する固定難易度計算部と、を具備する、医用画像処理装置。

【請求項 2】

さらに、前記3次元画像データを解析して前記生体弁に係わる血管断面を抽出する断面抽出部を具備し、

前記石灰量分布計算部は、前記抽出された血管断面の血管壁における石灰量の分布を、前記血管断面の画素ごとのCT値から計算し、

前記固定難易度計算部は、前記血管壁における人工弁の固定難易度の分布を計算する、請求項1に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

10

20

さらに、前記抽出された生体弁画像および前記血管壁を複数の領域に分割する領域分割部を具備し、

前記石灰量分布計算部は、前記分割された複数の領域ごとに前記石灰量を計算する、請求項 2 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記領域分割部は、前記生体弁画像を、前記血管壁に近い領域から血管心線に至るまで等高線状に領域分割する、請求項 3 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記領域分割部は、前記生体弁画像を、血管心線を中心に放射状に領域分割する、請求項 3 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記領域分割部は、前記領域分割された生体弁画像を、前記生体弁を構成する複数の弁ごとにさらに分割する、請求項 4 および 5 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

前記断面抽出部は、前記抽出された血管断面および生体弁画像から、血管芯線方向に複数の血管断面を抽出し、

前記領域分割部は、前記抽出された各血管断面に対して前記血管芯線を中心に前記血管壁を領域分割する、請求項 3 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 8】

前記解剖学的部位は心臓であり、前記血管は大動脈であり、前記生体弁は大動脈弁である、請求項 2 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 9】

さらに、前記計算された固定難易度に対応する色を前記抽出された生体弁画像の画素ごとに割り付けたマップ画像を生成する生成部と、

前記マップ画像を前記生体弁画像に重畳表示する表示部とを具備する、請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 10】

コンピュータが、被検体の解剖学的部位に関する 3 次元画像データを解析して生体弁画像を抽出し、

前記コンピュータが、前記生体弁画像の生体弁に対応する領域であって、当該生体弁の先端側の第 1 領域と、当該生体弁の根元側の第 2 領域との各々について、前記抽出された生体弁画像における石灰量の分布を、前記生体弁画像の画素ごとの CT 値から計算し、

前記コンピュータが、前記第 1 領域に割り当てられる第 1 の上限値及び下限値と、計算された前記第 1 領域における石灰量との比較と、前記第 2 領域に割り当てられ前記第 1 の上限値及び下限値よりも高い値の第 2 の上限値及び下限値と、計算された前記第 2 領域における石灰量との比較とに基づいて、前記生体弁画像における人工弁の固定難易度の分布を計算する、医用画像処理方法。

【請求項 11】

さらに、前記コンピュータが、前記 3 次元画像データを解析して前記生体弁に係わる血管断面を抽出し、

前記石灰量の分布を計算することは、前記抽出された血管断面の血管壁における石灰量の分布を、前記血管断面の画素ごとの CT 値から計算し、

前記固定難易度を計算することは、前記血管壁における人工弁の固定難易度の分布を計算する、請求項 10 に記載の医用画像処理方法。

【請求項 12】

さらに、前記コンピュータが、前記抽出された生体弁画像および前記血管壁を複数の領域に分割し、

前記石灰量の分布を計算することは、前記分割された複数の領域ごとに前記石灰量を計算する、請求項 11 に記載の医用画像処理方法。

【請求項 13】

10

20

30

40

50

前記分割することは、前記生体弁画像を、前記血管壁に近い領域から血管心線に至るまで等高線状に領域分割する、請求項 1 2 に記載の医用画像処理方法。

【請求項 1 4】

前記分割することは、前記生体弁画像を、血管心線を中心に放射状に領域分割する、請求項 1 2 に記載の医用画像処理方法。

【請求項 1 5】

前記分割することは、前記領域分割された生体弁画像を、前記生体弁を構成する複数の弁ごとにさらに分割する、請求項 1 3 および 1 4 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理方法。

【請求項 1 6】

前記血管断面を抽出することは、前記抽出された血管断面および生体弁画像から、血管心線方向に複数の血管断面を抽出し、

前記分割することは、前記抽出された各血管断面に対して前記血管心線を中心に前記血管壁を領域分割する、請求項 1 2 に記載の医用画像処理方法。

【請求項 1 7】

前記解剖学的部位は心臓であり、前記血管は大動脈であり、前記生体弁は大動脈弁である、請求項 1 1 乃至 1 6 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理方法。

【請求項 1 8】

さらに、前記コンピュータが、前記計算された固定難易度に対応する色を前記抽出された生体弁画像の画素ごとに割り付けたマップ画像を生成し、

前記コンピュータが、前記マップ画像を前記生体弁画像に重畳表示する、請求項 1 0 乃至 1 7 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、特に心臓領域に関する 3 次元画像データ（ボリュームデータ）を画像処理する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

大動脈弁は全身に血液を送り出す左心室の出口付近にある 3 枚の弁で構成される。これらの弁が開閉することで血液の逆流が防止される。しかし加齢、動脈硬化、リウマチあるいは先天性などの種々の要因により弁が硬化して動きにくくなると血液の通過できる面積が狭くなり、左心室から大動脈への血流が悪くなる。これが大動脈弁狭窄症である。

【0003】

大動脈弁狭窄症が重度になると弁に石灰化や癒着が生じる。治療方法は薬物療法や手術などである。機械弁や生体弁を用いた弁置換術が主な術式であるが、年齢などにより開胸手術ができない患者には人工弁を用いた弁置換術（TAVR）が行われる。

【0004】

経カテーテル的大動脈弁置換術（TAVR：Transcatheter Aortic Valve Replacement）は、大動脈弁狭窄症の治療法として期待されている。TAVRは、大腿動脈や左心室心尖部からカテーテルを挿入し、カテーテルを介して大動脈弁付近に人工弁を設置する術式である。治療計画時には主に CT 画像を用いて血管径や大動脈弁面積、石灰化状態が確認され、その結果に基づきカテーテルの長さや経路、人工弁の大きさが決められる。

【0005】

例えば特許文献 1 の技術は、収縮期、拡張期それぞれの心臓弁に対応する輝度値を血管心線方向において探索して心臓弁の開閉領域を計算し、その結果から心臓弁の開閉度合いを画素ごとに色で表現する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

10

20

30

40

50

【特許文献１】特開２０１１－２３９８８９号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

人工弁を大動脈弁付近に確実に固定するためには大動脈弁の根元の周辺に或る程度の石灰が有り、かつ大動脈弁の先端には石灰の無いことが望ましい。しかし既存の技術ではこのような状態を確認するすべがなく、カテーテルの通過経路となる大腿動脈や大動脈などの血管径や石灰化状態、大動脈弁の面積を頼りに、カテーテルの長さや太さ、通過する経路の広さや人工弁の大きさを検討していたに過ぎなかった。まして大動脈弁周辺の石灰の分布を客観的に把握したうえで人工弁の固定のし易さ、あるいはし難さを評価することはできなかつた。

10

【０００８】

また、人工弁の多種多様な形状は患部への固定のし易さ（あるいはし難さ）に大きく影響する。つまり人工弁が血管に接触する部位における石灰の沈着の度合いが人工弁の固定のし易さ（あるいはし難さ）を左右するので、石灰量が期待よりも多いか少ない場合、設置位置や弁のサイズ、形状を再考する必要がある。このように大動脈弁そのものだけでなく、血管壁における石灰化の評価も重要な要素である。これらを総合的に、かつ客観的に評価できるようにした技術は知られていない。

【０００９】

目的は、人工弁の固定し易さを評価できるようにし、治療計画の検討に資する医用画像処理装置および医用画像処理方法を提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【００１０】

実施形態によれば医用画像処理装置は、弁抽出部と、石灰量分布計算部と、固定難易度計算部とを具備することを特徴とする。弁抽出部は、被検体の解剖学的部位に関する３次元画像データを解析して生体弁画像を抽出する。石灰量分布計算部は、抽出された生体弁画像における石灰量の分布を、生体弁画像の画素ごとのＣＴ値から計算する。固定難易度計算部は、計算された石灰量と所定の設定値との比較に基づいて、生体弁画像における人工弁の固定難易度の分布を計算する。

【図面の簡単な説明】

30

【００１１】

【図１】図１は、実施形態に係る画像処理装置の一例を示す機能ブロック図である。

【図２】図２は、実施形態における画像診断対象である心臓弁（大動脈弁）の解剖学的構造を模式的に示す図である。

【図３】図３は、図２に示される大動脈弁が完全に開放している状態を示す図である。

【図４】図４は、図２に示される大動脈弁が完全に閉鎖している状態を示す図である。

【図５】図５は、弁置換術の概要を説明するための模式図である。

【図６】図６は、人工弁の固定難易度について説明するための模式図である。

【図７】図７は、第１の実施形態に係る画像処理装置の処理手順の一例を示すフローチャートである。

40

【図８】図８は、抽出された上行大動脈領域の一例を示す図である。

【図９】図９は、抽出された大動脈弁が計算の過程において３つの領域に分割されたことを示す図である。

【図１０】図１０は、領域分割された大動脈弁が計算の過程においてさらに細分割されたことを示す図である。

【図１１】図１１は、生体弁画像を複数の分割領域に分割する処理を説明するための図である。

【図１２】図１２は、領域内石灰分布計算について詳しく説明するための図である。

【図１３】図１３は、領域内石灰分布計算について詳しく説明するための図である。

【図１４】図１４は、分割された領域ごとに設定される石灰量の上限值／下限値の一例を

50

示す図である。

【図 1 5】図 1 5 は、石灰量の上限值 / 下限値と固定難易度との関係の一例を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、固定難易度を示すマップ画像を重畳された大動脈弁画像の一例を示す図である。

【図 1 7】図 1 7 は、生体弁画像を複数の分割領域に分割する処理の第 2 の実施形態を説明するための図である。

【図 1 8】図 1 8 は、領域内石灰分布計算の他の例について詳しく説明するための図である。

【図 1 9】図 1 9 は、生体弁画像を複数の分割領域に分割する処理の第 3 の実施形態を説明するための図である。

10

【図 2 0】図 2 0 は、領域内石灰分布計算の他の例について詳しく説明するための図である。

【図 2 1】図 2 1 は、第 2 の実施形態に係る画像処理装置の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図 2 2】図 2 2 は、第 4 の実施形態において複数の大動脈断面が抽出される処理について説明するための図である。

【図 2 3】図 2 3 は、第 4 の実施形態において複数の大動脈断面が抽出される処理について説明するための弁断面図である。

【図 2 4】図 2 4 は、第 4 の実施形態において、大動脈壁を放射状に領域分割する処理を説明するための模式図である。

20

【図 2 5】図 2 5 は、大動脈弁近傍の複数の断面のマップ画像を血管芯線に平行な視点から見た状態を示す模式図である。

【図 2 6】図 2 6 は、血管断面に対する石灰量の分布および固定難易度のマップ画像の一例を示す図である。

【図 2 7】図 2 7 は、人工弁の固定難易度を示すマップ画像を、血管芯線に平行な断面と垂直な断面との双方に対して示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して実施形態を説明する。以下では人工弁をカテーテル術により患部に固定する際の固定のし易さ、あるいはし難さを評価するための技術を開示する。評価の対象となる固定のし易さ、し難さを以下では固定難易度と総称する。固定難易度は、固定度、あるいは設置難易度とほぼ同義語であるとして説明する。

30

実施形態では、被検体の体内の解剖学的部位として心臓を例にとり、処理対象とする血管を心臓の大動脈とし、処理対象とする生体弁を大動脈弁として説明する。

【0013】

図 1 は、実施形態に係る画像処理装置の一例を示す機能ブロック図である。上記したように実施形態に係る画像処理装置 1 は、心臓弁を画像診断の対象とする。よく知られているように、心臓弁には、大動脈弁、僧帽弁、肺動脈弁、三尖弁がある。本実施形態は、これらあらゆる部位の心臓弁に適用可能であるが、以下の実施形態を具体的に説明するため、心臓弁は大動脈弁であるとする。

40

【0014】

図 2 に示されるように、大動脈弁 3 1 は、左心室 3 3 と大動脈弁 3 5 との間にあり、左心室 3 3 から駆出された血液の逆流を防止する役目を担う。大動脈弁 3 5 は、図 2 には 2 つしか示されていないが、3 つの弁尖から成る。3 つの弁尖 3 1 に囲まれる空間は、弁口 3 7 と呼ばれる。3 つの弁尖 3 1 を通る断面における弁口 3 7 の面積は、弁口面積と呼ばれている。換言すれば、断面上における弁口輪郭内の面積が弁口面積である。各弁尖 3 1 と大動脈弁 3 5 の内壁との間の空間は、大動脈洞（いわゆるバルサルバ洞：sinus of valsalva）3 9 と呼ばれている。

【0015】

50

図 3 に示されるように、左心室が収縮する時相（例えば、収縮末期）では、正常な大動脈弁 31 は開く。反対に左心室が弛緩する時相（例えば、拡張末期）では、図 4 に示されるように、正常な大動脈弁 31 は閉じる。

【0016】

弁膜症に罹患した患者の大動脈弁は、完全に閉じなかったり、完全に開かなかったりする。例えば弁狭窄であれば、収縮末期であっても大動脈弁が完全には開かない。閉塞不全であれば、拡張末期であっても大動脈弁が完全には閉じない。そこで、図 5 に示されるような弁置換術が施される。弁置換術は、例えば患者の鼠蹊部（図中符号 1）の動脈から挿入されたカテーテル先端に取り付けられた人工弁を心臓の大動脈弁まで送り届け、動脈壁（図中符号 2）に固定することで生体弁を人工弁に置き換えるという術式である。

10

【0017】

ところで、図 1 に示されるように、画像処理装置 1 は、記憶部 11、断面設定部 13、抽出部 15、領域分割部 17、CT 値計算部 19、マップ画像生成部 21、画像処理部 23、操作部 25、表示部 27、及び制御部 29 を備える。

【0018】

記憶部 11 は、被検体の心臓領域に関する 3 次元画像のデータ（ボリュームデータ）を記憶する。3 次元画像のデータは、X 線コンピュータ断層撮影装置や磁気共鳴イメージング装置、X 線診断装置、超音波診断装置等の診断モダリティにより収集される。以下の説明を具体的に行うため、3 次元画像のデータを収集する診断モダリティは、X 線コンピュータ断層撮影装置であるとする。X 線コンピュータ断層撮影装置は、例えば、造影剤により造影された心臓を X 線でダイナミックスキャンし、少なくとも 1 心拍分の複数の心位相に関する複数の 3 次元画像のデータを収集する。記憶部 11 は、3 次元画像のデータと心位相とを関連付けて記憶する。

20

【0019】

断面設定部 13 は、画像処理やユーザによる操作部 25 を介した指示に従って、大動脈部分の血管領域に交差する断面を 3 次元画像内に設定する。この血管断面は弁口や大動脈洞の近傍に設定される。

【0020】

抽出部 15 は、上記ボリュームデータを既存の画像処理により解析して大動脈芯線および大動脈弁画像を抽出する。また抽出部 15 は、抽出された大動脈芯線および大動脈弁画像から、芯線方向に複数の大動脈断面を既存の画像処理により抽出する。

30

【0021】

領域分割部 17 は、抽出部 15 により抽出された大動脈弁画像を複数の領域に分割する。また、領域分割部 17 は、抽出部 15 により抽出された各大動脈断面に対して、大動脈芯線を中心に大動脈壁を領域分割する。

【0022】

CT 値計算部 19 は、領域分割部 17 により分割された領域ごとに、上記ボリュームデータから平均 CT 値を計算する。

【0023】

マップ画像生成部 21 は、抽出部 15 により抽出された大動脈弁画像の画素ごとに、人工弁の固定難易度に対応する色を割り付けた画像（以下、マップ画像と称する）を生成する。具体的には、マップ画像生成部 21 は、石灰領域特定部 211、固定難易度計算部 212、および色情報割付部 213 を備える。

40

【0024】

石灰領域特定部 211 は、CT 値計算部 19 により計算された領域ごとの平均 CT 値に基づいて、大動脈弁画像に含まれる石灰領域を特定する。固定難易度計算部 212 は、石灰領域特定部 211 により特定された石灰領域に対する人工弁の固定難易度を計算する。

【0025】

図 6 に示されるように、人工弁と血管とが接触する部位（図中楕円で囲まれた箇所）における石灰の量が、人工弁の固定のし易さを評価するうえで重要である。固定難易度計算

50

部 2 1 2 は、少なくともこれらの部位に対する人工弁の固定難易度を上記 C T 値に基づいて客観的に評価する。例えば固定難易度計算部 2 1 2 は、C T 値に基づいて計算される石灰量と、既定の石灰量の許容範囲、または許容値との差に基づいて人工弁の固定難易度を計算する。

【 0 0 2 6 】

図 1 に戻り、色情報割付部 2 1 3 は、マップ画像を生成するために、計算された固定難易度に対応する色情報を大動脈弁画像の画素ごとに割り付ける。これによりマップ画像が生成される。

【 0 0 2 7 】

画像処理部 2 3 は、3 次元画像のデータを 3 次元画像処理し、2 次元の C T 画像のデータを発生する。3 次元画像処理としては、例えば、M P R (multi planar reconstruction) やボリュームレンダリング (volume rendering) が採用される。例えば、画像処理部 2 3 は、3 次元画像のデータに基づいて評価断面に関する M P R 画像のデータを発生する。

10

【 0 0 2 8 】

操作部 2 5 は、ユーザからの各種指令や情報入力を受け付ける。操作部 2 5 としては、マウスやトラックボールなどのポインティングデバイス、モード切替スイッチ等の選択デバイス、あるいはキーボード等の入力デバイスが適宜利用可能である。

【 0 0 2 9 】

表示部 2 7 は、マップ画像の重畳された M P R 画像、ボリュームレンダリング画像等を表示機器に表示する。表示機器としては、例えば C R T ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 E L ディスプレイ、プラズマディスプレイ等を適宜利用可能である。

20

【 0 0 3 0 】

制御部 2 9 は、画像処理装置 1 の中枢として機能する。制御部 2 9 は、操作部 2 5 からの人工弁の固定難易度を評価する処理の開始要求を受けると、画像処理装置 1 内の各部を制御して、人工弁の固定難易度を評価する処理を実行する。

【 0 0 3 1 】

なお、画像処理装置 1 は、汎用のコンピュータ装置を基本ハードウェアとして利用することができる。画像処理装置 1 は、コンピュータ装置に搭載されたプロセッサ (C P U : central processor unit) が画像処理プログラムを実行することにより、大動脈弁の定量的評価処理を実現することができる。画像処理プログラムは、コンピュータ装置に予めインストールされている。あるいは画像処理プログラムは、磁気ディスクや光磁気ディスク、光ディスク、半導体メモリ等のようなリムーバブルな記録媒体に記録されてコンピュータ装置に配布されたり、あるいはネットワークを介してコンピュータ装置に配布されたりしてもよい。配布された画像処理プログラムは、コンピュータ装置に適宜インストールされて実現される。なお、上記の各部は、その一部または全てをロジック回路等のハードウェアにより実現することも可能である。また、上記の各部は、ハードウェアとソフトウェア制御とを組み合わせることも可能である。次に、上記構成を基礎として複数の実施形態を説明する。

30

【 0 0 3 2 】

図 7 は、第 1 の実施形態に係る画像処理装置の処理手順の一例を示すフローチャートである。図 7 において、画像処理装置 1 は撮像された C T 画像データ (ボリュームデータ) を取得し、記憶部 1 1 に記憶する (ステップ S 1)。次に抽出部 1 5 は、C T 画像データから大動脈芯線を抽出し (ステップ S 2)、大動脈領域を抽出する (ステップ S 3)。

40

【 0 0 3 3 】

次に、断面設定部 1 3 は C T 画像データから大動脈弁断面を計算し (ステップ S 4)、その結果を抽出部 1 5 に渡す。抽出部 1 5 は、例えば図 8 に示されるような上行大動脈の領域を抽出する (ステップ S 5)。さらに、C T 値計算部 1 9 により計算された C T 値に基づいて、石灰領域特定部 2 1 1 は、石灰化領域を抽出する (ステップ S 7)。

【 0 0 3 4 】

50

また、抽出部 15 は C T 画像データから大動脈弁を抽出する（ステップ S 6）。領域分割部 17 は、抽出された大動脈弁領域を既存の技術により図 9 に示されるように 3 つの領域（小弁）に分割する（ステップ S 8）さらに領域分割部 17 は、図 10 に示されるように、分割された大動脈弁領域をさらに細かい領域に細分割する（ステップ S 9）。

【0035】

ここまでの手順が完了すると、マップ画像生成部 21 は領域内石灰分布計算処理を実行する（ステップ S 10）。このステップにより、各領域ごとの石灰量が求められ、この石灰量の分布に基づいて人工弁の固定難易度が評価され、さらに、固定難易度に画素ごとの色をマップ画像が生成される。表示部 27 は、このマップ画像を生体弁画像に重畳して表示する。

10

【0036】

図 11 を参照して、ステップ S 9 における大動脈弁領域細分割処理について詳しく説明する。

（1）領域分割部 17 は、大動脈弁と事前に抽出した血管芯線（芯線）から、図 11（a）に示されるように大動脈弁上の芯線を求める。次に領域分割部 17 は、芯線を中心とする円を描き、血管壁（弁壁）輪郭とぶつかる 3 点を求める。この 3 つの点を、説明上、「弁接点」と称する。弁接点は 3 弁の接続点と見做すことが可能である。

【0037】

（2）次に領域分割部 17 は、3 つの弁接点の互いの中点に相当する点（3 か所）を、血管壁の輪郭に沿って求める。図 11（b）に示されるように、弁円周の 3 つの中間点が求められる。

20

【0038】

（3）次に領域分割部 17 は、弁接点と中間点との間の血管輪郭線上に、さらに幾つかの制御点（図 11（b）の白丸）を置き、これらの点を輪郭線に垂直な方向に、全体として数ミリまたは数ピクセル分移動させる。移動方向は輪郭線に垂直に限らず、芯線方向に向かってでもよい。

【0039】

（4）次に領域分割部 17 は、移動した点同士を接続して線とする。これにより血管輪郭線が内側に収縮したような線が新たに定義される。

【0040】

30

（5）（1）～（4）の処理を繰り返すことで、生体弁画像は、図 11（c）に示されるような等高線状の小領域に分割される。それぞれの線に A、B、C、D、E なる記号を付して区別する。

【0041】

（6）最後に、領域分割部 17 は、（5）で得られた線 A、B、C、D、E と、芯線と、弁接点の各位置情報を用いて、各弁の領域を血管壁からの距離に応じた複数の領域に分割する。これにより図 11（d）、および図 10 に示されるような分割領域が定義される。

【0042】

図 12 および図 13 を参照して、ステップ S 10 における領域内石灰分布計算について詳しく説明する。図 12（a）に示されるように、大動脈弁領域細分割により得られた分割領域を血管壁に近い順に領域 A、領域 B、領域 C、領域 D、領域 E として区別する。さらに、大動脈弁を構成する 3 つの弁を弁 X、弁 Y、弁 Z として区別する。

40

【0043】

（7）石灰領域特定部 211 は、領域細分割結果と石灰化領域抽出結果とを用いて、各弁の各分割領域の石灰量（例えば Pixel 数）を計算する。図 13 に示されるように、線 A に囲まれた領域のピクセル数から線 B に囲まれた領域のピクセル数を減算することで、領域 A の石灰量を計算することができる。

【0044】

（8）弁 X、弁 Y、弁 Z のそれぞれの領域 A、領域 B、領域 C、領域 D、領域 E にお

50

る石灰量の分布が求められ、固定難易度計算部 2 1 2 は、石灰量と所定の設定値（例えばユーザにより設定される値、あるいはデフォルトで装置にメモリされている値）とを比較する。例えば図 1 4 に示されるように、領域 A, B, C, D, E ごとに、石灰量に対する上限値 / 下限値が予め設定される。

【 0 0 4 5 】

（ 9 ）図 1 5 に示されるように、石灰量が上限値と下限値との間に収まっていれば固定難易度は低く、石灰量が上限値を超えれば超えるほど、あるいは下限値を下回れば下回るほど、固定難易度は高くなる。固定難易度計算部 2 1 2 は、このような比較をすべての領域、あるいは画素ごとに実施し、画素ごとの固定難易度を求める。

【 0 0 4 6 】

（ 1 0 ）色情報割付部 2 1 3 は、計算された固定難易度の高低に応じた色を画素ごとに割り当て、図 1 2 （ b ）に示されるようなマップ画像を生成する。このマップ画像は、抽出部 1 5 により抽出された大動脈弁画像（生体弁画像）に重畳され、図 1 6 に示されるような医用画像が新たに作成される。

【 0 0 4 7 】

図 1 2 （ b ）のマップ画像を参照すると、弁 Y の根元部分（血管壁に近い部分、領域 A ）における難易度の高いことが示される。これは、同領域の石灰量が期待よりも多いか、または少ないことを示す。

【 0 0 4 8 】

以上述べたように第 1 の実施形態では、被検体の心臓領域に係わる C T 画像データ（ボリュームデータ）から大動脈芯線および大動脈領域を抽出する。また、C T 画像データから大動脈弁を抽出し、抽出した画像を、弁の先端と根元とを含む複数の小領域に分割する。さらに、C T 画像データから上行大動脈を抽出し、C T 値に基づいて血管壁を含めて石灰化領域を抽出する。そして、大動脈弁領域上と大動脈付近の石灰量と所定の設定値との比較により、人工弁の固定難易度を定量的に評価する。固定難易度は、大動脈弁の根元 / 先端の石灰化の分布と閾値から計算される許容量から求められる。さらに、固定難易度に応じた色を大動脈弁画像にマッピングして重畳表示するようにしている。

【 0 0 4 9 】

このようにしたので、人工弁の固定のし易さ、あるいはし難さを客観的に評価できるようになるので、医療従事者は治療計画時において、人工弁の設置位置や固定具合を的確に判断することができる。これらのことから、人工弁の固定し易さを評価できるようになり、治療計画の検討に資する医用画像処理装置および医用画像処理方法を提供することが可能となる。

【 0 0 5 0 】

〔 第 2 の実施形態 〕

図 1 7 は、生体弁画像を複数の分割領域に分割する処理の第 2 の実施形態を説明するための図である。

【 0 0 5 1 】

（ 1 1 ）図 1 1 （ a ）と同様に、領域分割部 1 7 は芯線を中心とする円を描き、血管壁（弁壁）輪郭とぶつかる 3 点（弁接点）を求める。

【 0 0 5 2 】

（ 1 2 ）次に領域分割部 1 7 は図 1 7 （ b ）に示されるように、芯線を中心とする同心円上の円を描く。以下では各円に記号 A、B、C、D、E を付与して区別する。そして領域分割部 1 7 は、各円と血管輪郭線、および芯線と弁接点を用いて、図 1 7 （ c ）に示されるように芯線からの距離に基づいて各弁を領域分割する。

【 0 0 5 3 】

（ 1 3 ）石灰領域特定部 2 1 1 は、領域細分割結果と石灰化領域抽出結果とを用いて、各弁の各分割領域の石灰量（例えば Pixel 数）を計算する。図 1 8 に示されるように、円 A に囲まれた領域のピクセル数から円 B に囲まれた領域のピクセル数を減算することで、領域 A の石灰量を計算することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

このように、第 1 の実施形態とは異なる方法で領域を分割することも可能である。得られる効果は第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 5 5 】

[第 3 の実施形態]

図 1 9 は、生体弁画像を複数の分割領域に分割する処理の第 3 の実施形態を説明するための図である。

【 0 0 5 6 】

(1 4) 図 1 1 (a) と同様に、領域分割部 1 7 は芯線を中心とする円を描き、3つの弁接点を求める。

10

(1 5) 次に領域分割部 1 7 は図 1 9 (b) に示されるように、芯線から弁接点と中間点に向かって 6 本の線を引き。

【 0 0 5 7 】

(1 6) 次に領域分割部 1 7 は、芯線と中間点を結ぶ線分上に等間隔に制御点を配置し、図 1 9 (c) に示されるように弁接点と制御点とを結ぶ。

【 0 0 5 8 】

(1 7) 石灰領域特定部 2 1 1 は、領域細分割結果と石灰化領域抽出結果とを用いて、各弁の各分割領域の石灰量 (例えば Pixel 数) を計算する。図 2 0 に示されるように、大領域のピクセル数からその次に大きい領域のピクセル数を減算することで、各分割領域の石灰量を計算することができる。

20

【 0 0 5 9 】

このように、第 1、第 2 の実施形態とは異なる方法で領域を分割することも可能である。得られる効果は第 1、第 2 の実施形態と同様である。

【 0 0 6 0 】

[第 4 の実施形態]

図 2 1 は、第 4 の実施形態に係る画像処理装置の処理手順の一例を示すフローチャートである。第 1 ~ 第 3 の実施形態においては、大動脈弁の中心から血管壁までの距離を指標として、大動脈弁を複数の領域に分割する。そして、分割された各領域に対して、各領域に含まれる平均 CT 値を計算するようにした。第 4 の実施形態ではさらに、血管壁を小領域に分割することを考える。

30

【 0 0 6 1 】

図 2 1 において、図 7 のフローチャートと共通する処理には同じ符号を付し、ここでは異なる点について説明する。すなわちステップ S 1 2、S 1 3 の処理について説明する。

【 0 0 6 2 】

(1 8) ステップ S 1 2 において、抽出部 1 5 は大動脈断面群抽出処理を実行する。すなわち抽出部 1 5 は、ステップ S 4 までで抽出された大動脈芯線と大動脈弁から、大動脈弁断面位置を基準として芯線方向に芯線に垂直な断面を複数抽出する。これにより、図 2 2 および図 2 3 に示されるように、芯線方向に複数の大動脈断面が抽出される。複数の断面は弁断面から等間隔に抽出されても良い。あるいは、設置する人工弁の形状に対応付けて断面位置を不均等に調整してもよい。

40

【 0 0 6 3 】

(1 9) 続くステップ S 1 3 において、抽出部 1 5 は複数の大動脈断面ごとに、芯線を中心として図 2 4 に示されるように大動脈壁を放射状に、等角度または血管円周を等間隔になるように領域分割する。

【 0 0 6 4 】

(2 0) 石灰領域特定部 2 1 1 は、(1 8) において分割された血管壁の平均 CT 値を計算し、各領域の石灰量 (例えば Pixel 数) を、例えば図 2 5 に示されるように計算する。

【 0 0 6 5 】

図 2 6 の右下に示されるように、放射状に区切られた断面の各領域ごとに、石灰量に基

50

づく固定難易度を評価することができ、マップ画像を作成することができる。図 27 には、血管芯線に平行な断面と垂直な断面とが併せて表示される。

【0066】

以上述べたように第 4 の実施形態では、芯線に沿って複数の血管断面画像を抽出し、各断面を芯線に対して放射状に分割する。そして、分割された領域ごとに石灰量の分布を計算し、その結果に基づいて人工弁の固定難易度を評価するようにしている。このようにしたので、治療計画時において、大動脈弁や大動脈弁周辺の血管壁の石灰化領域を把握することができるようになる。第 1 ～ 第 3 の実施形態による大動脈弁自体の固定難易度の評価と、第 4 の実施形態における血管壁に対する固定難易度の評価とを併せて実施することで、治療計画時に、人工弁の設置位置や固定具合、人工弁の形状やサイズをさらに詳細に、かつ綿密に検討することが可能になる。

10

【0067】

すなわち第 1 ～ 第 4 の実施形態において、弁断面では半径方向に分割し、弁以外の血管部分では芯線から放射状に分割することで、石灰量を求めるための分割領域を定義する。分割領域と石灰量の分布を示す石灰分布は、弁ごとに生成する。弁以外の血管部分の石灰分布は、固定難易度の許容範囲は領域に対して等価な分布に差し替えるようにしてもよい。石灰分布の固定難易度の許容範囲内は例えば青の均一色を割り当て、許容範囲外はその上限値や下限値から離れるに従って色相を変化させる。また、石灰量は多すぎても少なすぎても人工弁の固定難易度が低下することを、固定難易度の許容範囲に反映させる。このようにしたので、第 1 乃至第 4 の実施形態によれば人工弁の固定し易さを客観的に評価できるようになり、治療計画の検討に資する医用画像処理装置および医用画像処理方法を提供することが可能となる。

20

【0068】

なお、本発明は上記実施の形態に限定されるものではない。上記実施形態では心臓を例にとり、処理対象とする血管を心臓の大動脈とし、処理対象とする生体弁を大動脈弁として説明した。このほか実施形態に係る技術は、静脈あるいは静脈弁を対象にすることも可能である。

【0069】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は例として提示するものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

30

【符号の説明】

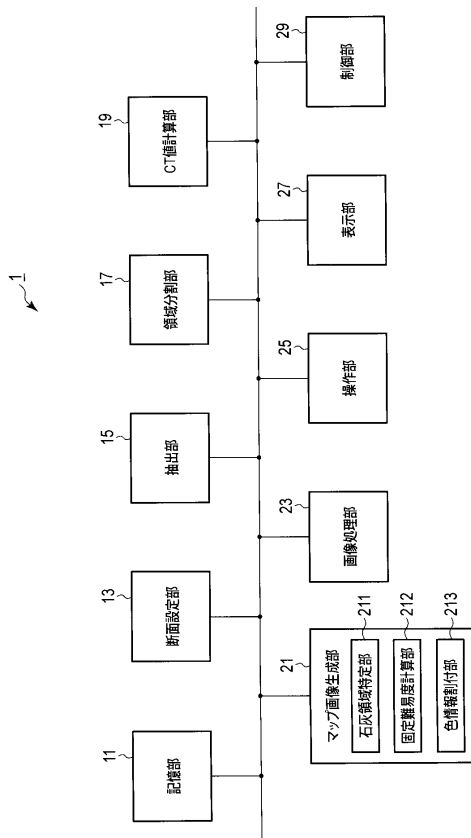
【0070】

1 ... 画像処理装置、11 ... 記憶部、13 ... 断面設定部、15 ... 抽出部、17 ... 領域分割部、19 ... CT 値計算部、21 ... マップ画像生成部、23 ... 画像処理部、25 ... 操作部、27 ... 表示部、29 ... 制御部、31 ... 大動脈弁（弁尖）、33 ... 左心室、35 ... 大動脈弁、37 ... 弁口、211 ... 石灰領域特定部、212 ... 固定難易度計算部、213 ... 色情報割付部。

40

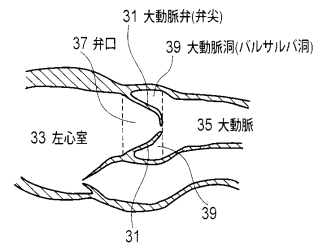
【図 1】

図 1



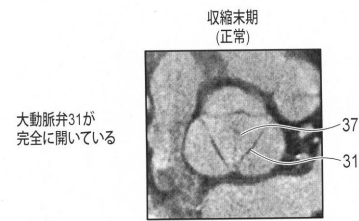
【図 2】

図 2



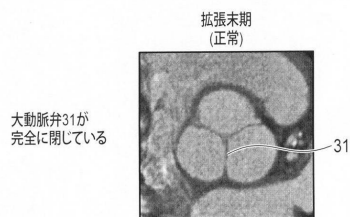
【図 3】

図 3



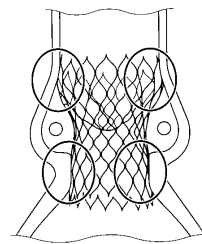
【図 4】

図 4



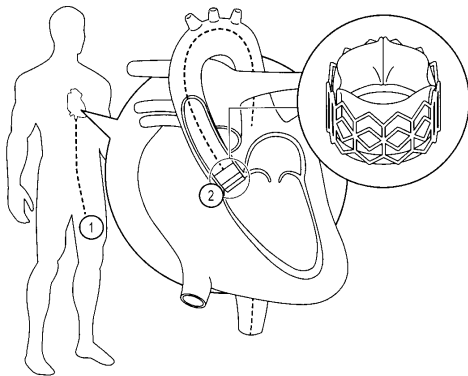
【図 6】

図 6



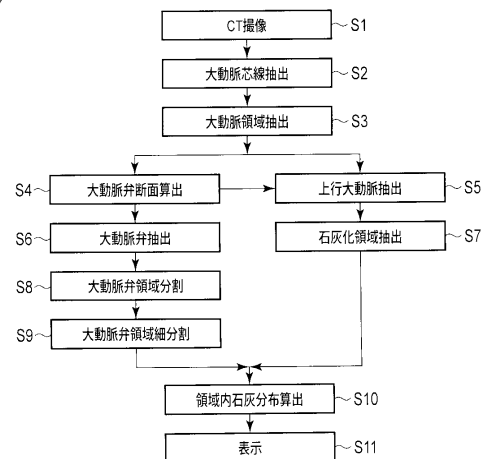
【図 5】

図 5



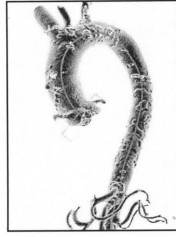
【図 7】

図 7



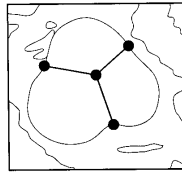
【図 8】

図 8



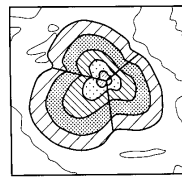
【図 9】

図 9



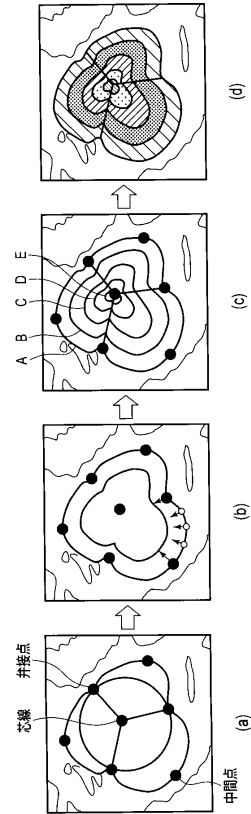
【図 10】

図 10



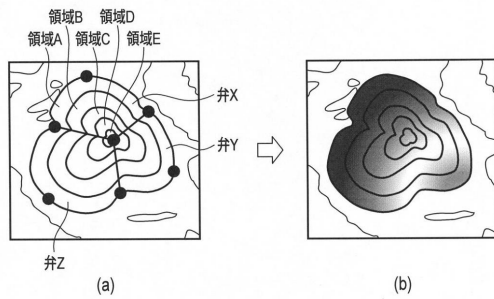
【図 11】

図 11



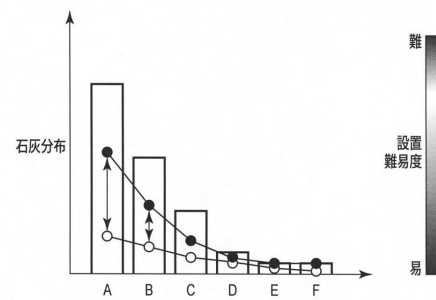
【図 12】

図 12



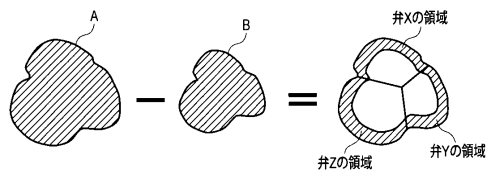
【図 14】

図 14



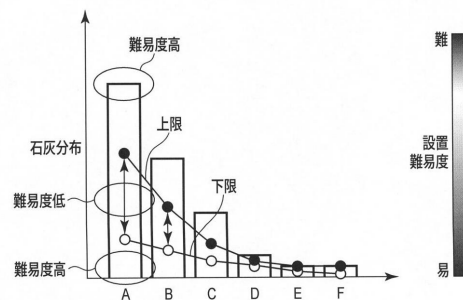
【図 13】

図 13



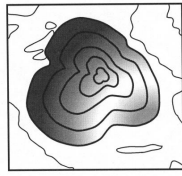
【図 15】

図 15



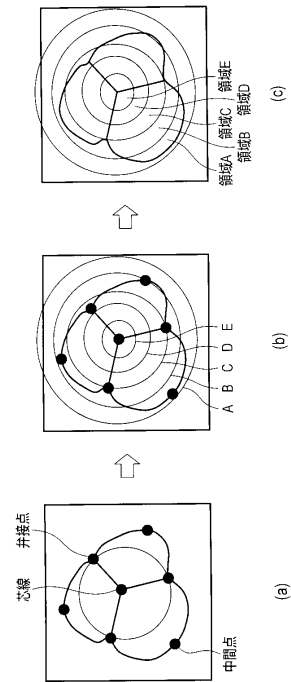
【図 16】

図 16



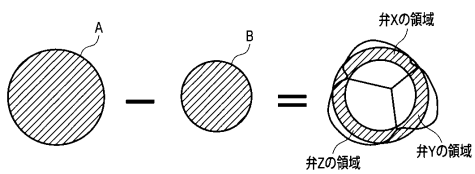
【図 17】

図 17



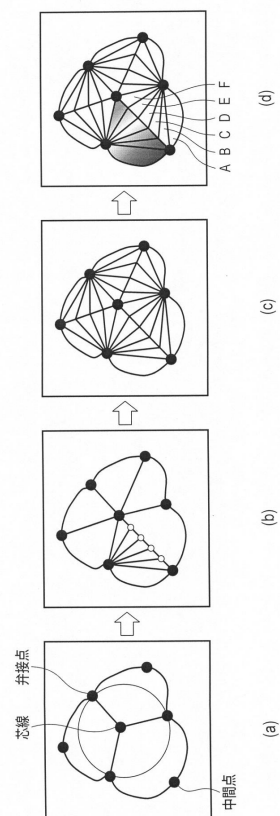
【図 18】

図 18



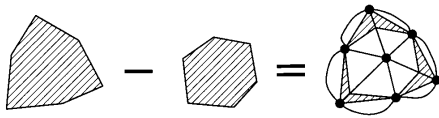
【図 19】

図 19



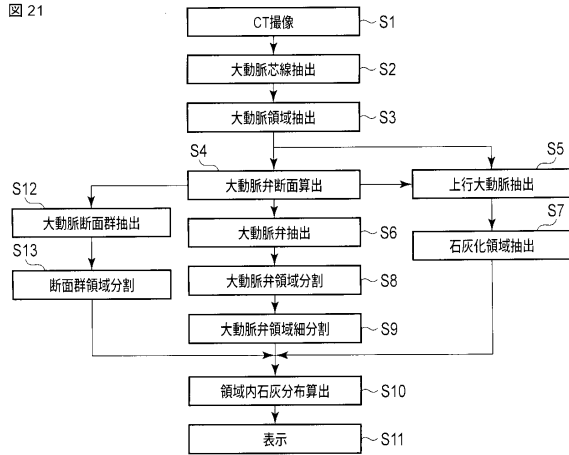
【図 20】

図 20



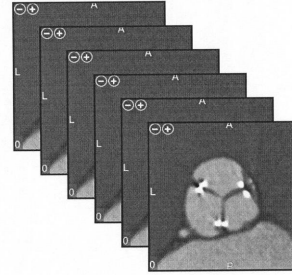
【図 21】

図 21



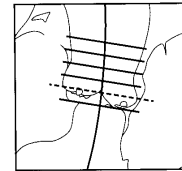
【図 22】

図 22



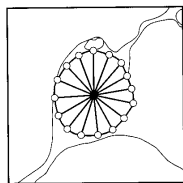
【図 23】

図 23



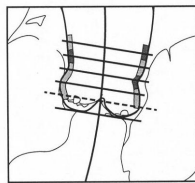
【図 24】

図 24



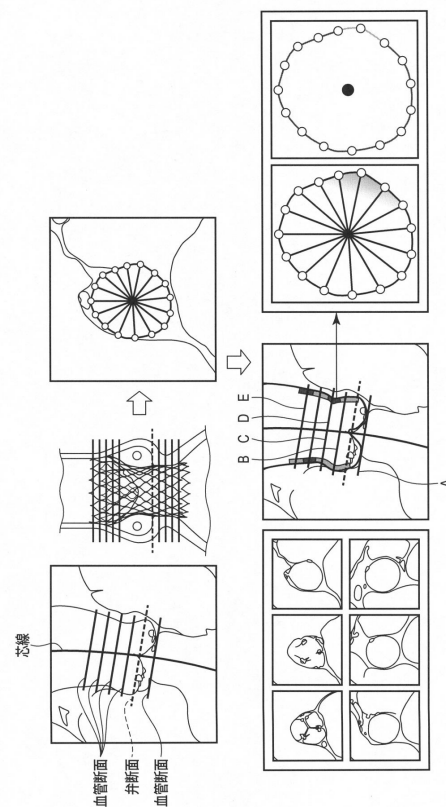
【図 25】

図 25



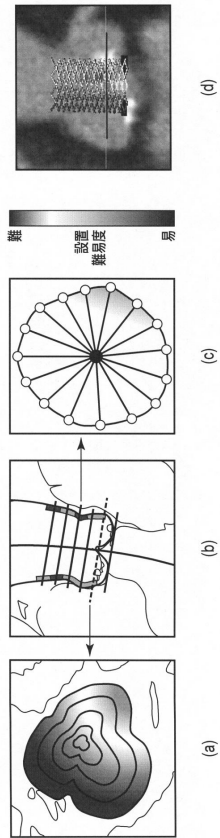
【図 26】

図 26



【図 27】

図 27



フロントページの続き

- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 山守 恭平
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本社内
- (72)発明者 若井 智司
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本社内
- (72)発明者 尾寄 真浩
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本社内

審査官 亀澤 智博

- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 1 5 5 0 6 4 (U S , A 1)
特開 2 0 1 0 - 0 8 8 7 9 5 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 0 8 5 7 2 1 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 0 8 3 3 5 7 (J P , A)
特表 2 0 1 3 - 5 2 4 9 2 3 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 1 7 6 2 8 2 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 2 3 9 8 8 9 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 2 3 7 9 0 6 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4
A 6 1 B 5 / 0 5 5
G 0 6 T 1 / 0 0