

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7041446号
(P7041446)

(45)発行日 令和4年3月24日(2022.3.24)

(24)登録日 令和4年3月15日(2022.3.15)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B	6/03 (2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 7 0 Z
G 0 6 T	7/00 (2017.01)	A 6 1 B	6/03	3 7 7
G 0 6 T	7/10 (2017.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 0 J
		G 0 6 T	7/00	6 1 2
		G 0 6 T	7/10	

請求項の数 10 (全14頁)

(21)出願番号	特願2020-136232(P2020-136232)	(73)特許権者	594164542 キャノン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
(22)出願日	令和2年8月12日(2020.8.12)	(74)代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(62)分割の表示	特願2019-91292(P2019-91292)の 分割	(74)代理人	100103034 弁理士 野河 信久
原出願日	平成26年3月10日(2014.3.10)	(74)代理人	100179062 弁理士 井上 正
(65)公開番号	特開2020-195787(P2020-195787 A)	(74)代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
(43)公開日	令和2年12月10日(2020.12.10)	(74)代理人	100153051 弁理士 河野 直樹
審査請求日	令和2年9月11日(2020.9.11)	(74)代理人	100162570 弁理士 金子 早苗

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 医用画像処理方法、医用画像処理装置および医用画像処理システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の3Dボリュームに含まれる冠動脈に基づいて求められた、前記冠動脈におけるFFRに対応する血流指標の分布を取得する過程と、
前記被検体の3Dボリュームに含まれる冠動脈に基づいて求められた、前記冠動脈上の任意の位置における血管内径及び血管壁の状態を示す指標値の少なくとも何れかを取得する過程と、
前記冠動脈の血管内径、血管壁の状態を示す指標値の少なくとも何れか一方と、前記血流指標の分布とに基づいて、前記冠動脈のバイパス箇所におけるリスクに応じた得点の分布を求め表示する過程と、
を医用画像処理システムに実施させる、医用画像処理方法。

【請求項2】

前記得点の分布を色と対応付けたカラーマップとして前記冠動脈に表示する過程、を更に実施させる、請求項1記載の医用画像処理方法。

【請求項3】

前記冠動脈の血管内径と閾値との比較に基づいて、前記冠動脈のバイパス箇所として適合しない領域を検出する過程を更に実施させ、
前記得点の分布を表示する際に、前記領域と対応付けて、前記血管内径により前記冠動脈のバイパス箇所として適合しない旨を更に表示する
請求項1又は2記載の医用画像処理方法。

【請求項 4】

血管壁の状態を示す指標値と閾値との比較に基づいて、前記冠動脈のバイパス箇所として適合しない領域を検出する過程を更に実施させ、
前記得点の分布を表示する際に、前記領域と対応付けて、前記血管壁の状態により前記冠動脈のバイパス箇所として適合しない旨を更に表示する
請求項 1 乃至 3 のいずれか記載の医用画像処理方法。

【請求項 5】

前記冠動脈に関する距離方向を第 1 軸とし、前記冠動脈に関する前記 F F R の値を第 2 軸とした第 1 グラフと、前記冠動脈に関する距離方向を第 1 軸とし、前記冠動脈に関する血管内径を第 2 軸とした第 2 グラフとを重ねて表示する過程、を更に実施させる請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の医用画像処理方法。

10

【請求項 6】

バイパス箇所に対応する S P R (Stretched curved planar reconstruction) 画像を前記第 1 グラフ及び前記第 2 グラフと共に表示する過程、を更に実施させる請求項 5 記載の医用画像処理方法。

【請求項 7】

前記第 1 グラフに追加して、血管壁に関する情報を前記第 1 グラフにおける前記第 1 軸の距離方向と対応付けて表示する過程、を更に実施させ、
前記血管壁に関する情報は、前記血管壁の厚み、硬化度及びプラーク厚みの少なくとも一つを示すグラフである、請求項 5 又は 6 記載の医用画像処理方法。

20

【請求項 8】

責任血管、責任狭窄、あるいはバイパス箇所を選択する入力を受け付けると、前記選択された箇所を観察しやすい角度に 3 D 画像を自動で回転させるように表示する過程、を更に実施させる請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の医用画像処理方法。

【請求項 9】

被検体の 3 D ボリュームに含まれる冠動脈に基づいて求められた、前記冠動脈における F F R に対応する血流指標の分布を取得する第 1 取得部と、
前記被検体の 3 D ボリュームに含まれる冠動脈に基づいて求められた、前記冠動脈上の任意の位置における血管内径及び血管壁の状態を示す指標値の少なくとも何れかを取得する第 2 取得部と、
前記冠動脈の血管内径、血管壁の状態を示す指標値の少なくとも何れか一方と、前記血流指標の分布とに基づいて、前記冠動脈のバイパス箇所におけるリスクに応じた得点の分布を求める特定部と、
前記得点の分布を表示部に表示させる表示制御部と、
を具備する、医用画像処理装置。

30

【請求項 10】

被検体の 3 D ボリュームを送信する外部装置と、
前記送信された前記 3 D ボリュームに含まれる冠動脈に基づいて求められた、前記冠動脈における F F R に対応する血流指標の分布を取得する第 1 取得部と、
前記送信された前記 3 D ボリュームに含まれる冠動脈に基づいて求められた、前記冠動脈上の任意の位置における血管内径及び血管壁の状態を示す指標値の少なくとも何れかを取得する第 2 取得部と、
前記冠動脈の血管内径、血管壁の状態を示す指標値の少なくとも何れか一方と、前記血流指標の分布とに基づいて、前記冠動脈のバイパス箇所におけるリスクに応じた得点の分布を求める特定部と、
前記得点の分布を表示部に表示させる表示制御部と、
を具備する、医用画像処理システム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

50

本発明の実施形態は、医用画像処理方法、医用画像処理装置および医用画像処理システムに関する。

【背景技術】

【0002】

虚血性心疾患では、冠動脈の閉塞や狭窄等により、心筋への血流が阻害され、血液の供給が不足もしくは途絶えることにより、心臓に障害が生じる。患者は主に前胸部、時に、左腕や背中に痛みや圧迫感を感じるといった症状を訴える。虚血性心疾患の患者には大別して薬物療法、P C I（カテーテル手術）、あるいはバイパス手術のいずれかの治療法が施される。

【0003】

薬物療法は、患者に薬物を投与して心臓の虚血を改善したり、血栓ができるのを予防したりする治療法である。P C Iは、閉塞や狭窄を起こしている血管に細い管状構造の治療器具を直接挿入して強制的に血管を広げる治療法である。しかし冠動脈に高度な三枝病変や慢性完全閉塞などがあるとP C Iを施行することは難しい。

【0004】

バイパス手術は、P C Iによる治療が不可能な重度の患者に考慮される。バイパス手術はC A B G（Coronary Artery Bypass Grafting）とも称される術式である。C A B Gは、図14、15に示されるように、狭くなっていたり閉塞していたりする血管に他の血管（グラフト血管）を繋げ、グラフト血管を介して虚血部位に血液が流れるようにする治療法である。グラフト血管は内胸動脈や大伏在静脈から取られる。内胸動脈を用いると再狭窄の率が低く、予後の良いことが知られている。

【0005】

F F R（Fractional Flow Reserve）は、P C Iか薬物療法のどちらを適用するかを選択する指標の一つである。血管の狭窄の進行度は、例えばプレッシャーワイヤを直接血管に挿入して検査される。プレッシャーワイヤは血管内に図16に示されるように挿入され、狭窄部の前後の圧力 P_{in} 、 P_{out} を計測する。

【0006】

F F Rは P_{out} / P_{in} で定義される。F F Rが0.8より低ければ、治療法としてP C Iが選択され、高ければ薬物療法が選択される。しかしながらプレッシャーワイヤを血管に挿入することは侵襲的なので、非侵襲的な計測法及びF F Rの推定法が望まれている。

【0007】

そこで、シミュレーションによりF F Rの推定値を計算する方法が考案されている。この種の技術では、モダリティから取得される血管の形状と、血液等のもつ粘性値等の物理パラメータとがシミュレータにインプットされる。そして、C F D（Computational Fluid Dynamics）で用いられるナビエ・ストークスの式を用いて、流体解析によりF F Rが推定（計算）される。

【0008】

既存のシミュレーションでは3D画像が用いられる。しかし3Dシミュレーションは多大な計算時間を要するので、3D画像を用いてのシミュレーションを2D近似することで、シミュレーションに要する時間を大幅に削減する手法がある。このような工夫によりF F Rをシミュレーションベースで素早く計算することができる。近似シミュレーションに基づくF F Rは、医師にとっては有効な指標として認知されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【文献】特開2012-24582号公報
特開2007-289588号公報

【非特許文献】

【0010】

【文献】Journal of Cardiovascular Computed Tomography-Min et al.-2011

10

20

30

40

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

治療法としてC A B Gが選択されると、術前計画においてグラフト血管の継ぎ目を決定する必要がある。通常、医師はC T A (CT Angiography)などで得た画像を読影して血管の状態を確認し、血管の接合部を判断する。しかしながら血管の状態を細部まで詳しく読み取るとは難しいので読影医に大きな負担がかかる。また見落としなどの可能性もある。血管の継ぎ目よりも下流の狭窄が見落とされるとバイパスを形成しても心筋の機能が回復しないので、手術は失敗する。

目的は、適切なバイパス箇所を正確に示し得る医用画像処理方法、医用画像処理装置および医用画像処理システムを提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0012】

実施形態によれば、医用画像処理装置は、計算部と、第1特定部と、第2特定部と、表示制御部とを具備する。計算部は、画像に描出された血管の血流指標を計算する。第1特定部は、血管における血流指標の分布に基づいて血管内の責任狭窄を特定する。第2特定部は、責任狭窄を迂回するバイパス血管を接続するための血管上のバイパス箇所を特定する。表示制御部は、特定されたバイパス箇所を表示部に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】図1は、実施形態に係る医用画像処理装置を含む医用画像処理システムの一例を示す機能ブロック図である。

20

【図2】図2は、図1に示されるテリトリーマップ記憶部102に記憶されるテリトリーマップの一例を示す模式図である。

【図3】図3は、図1に示される医用画像処理装置10の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図4】図4は、図1に示される医用画像処理装置10による冠動脈解析の結果の一例を示す模式図である。

【図5】図5は、図1に示される医用画像処理装置10による心筋解析の結果の一例を示す模式図である。

30

【図6】図6は、図1に示される表示部112に表示される責任血管の3次元画像の一例を示す模式図である。

【図7】図7は、図1に示される表示部112に表示される責任血管の2次元画像の一例を示す模式図である。

【図8】図8は、マーカ表示されるバイパス箇所を含む3次元画像の一例を示す図である。

【図9】図9は、マーカ表示されるバイパス箇所を含むC P R画像の一例を示す図である。

【図10】図10は、マーカ表示されるバイパス箇所を含むS P R画像の一例を示す図である。

【図11】図11は、弾性力が基準を満たさない領域がバイパス箇所から除外されることを示す3次元画像の一例を示す図である。

40

【図12】図12は、リスク分布を含むバイパス箇所を示す3次元画像の一例を示す図である。

【図13】図13は、F F Rの値と血管内径とをバイパス箇所に組み合わせて表示するS P R画像の一例を示す図である。

【図14】図14は、C A B Gの原理を説明するための模式図である。

【図15】図15は、C A B Gの原理を説明するための模式図である。

【図16】図16は、F F Rについて説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

図1は、実施形態に係る医用画像処理装置を含む医用画像処理システムの一例を示す機能

50

ブロック図である。図 1 に示される医用画像処理システム 1 は、医用画像処理装置 1 0、C T (Computed Tomography) 装置 2 0 および P A C S (Picture Archiving and Communication System) 5 0 を備える。医用画像処理装置 1 0、C T 装置 2 0 および P A C S 5 0 は、ネットワーク 4 0 を介して通信可能に接続される。ネットワーク 4 0 は例えば L A N (Local Area Network) や公衆電子通信回線などである。

【 0 0 1 5 】

実施形態において医用画像処理装置 1 0 は、解剖学的部位としての心臓の画像データに基づいて、C A B G の術前計画を作成するために用いられることが可能である。C A B G は、以下の条件を満たす虚血性心疾患患者に適用される。

(1) 左冠動脈主幹病変 (5 0 % 以上の狭窄例)

(2) P C I の施行が困難 (高度な三枝病変、慢性完全閉塞など)

(3) 冠動脈末梢枝の血液の流れが良好 (血管内径 > 1 . 5 m m) であるもの (狭窄・不整なし)

(4) 左心肺機能が次の状態であるもの (駆出率 (E F) 2 0 % 以上、左室拡張終期圧 (L V E D P) 2 0 m m H G 以下)

画像記憶部 1 0 1 は、C T 装置 2 0 または P A C S 5 0 から制御部 1 0 4 の制御に基づいて送信されたボリュームデータを記憶する。処理画像としてのボリュームデータは、例えば、被検体の心臓を含む胸部領域に関する複数時相にわたる時系列の 3 次元造影 C T 画像データである。

【 0 0 1 6 】

テリトリーマップ記憶部 1 0 2 は、図 2 に示されるようなテリトリーマップを記憶する。テリトリーマップ (以下、支配マップと表記する) は、各冠動脈により栄養を供給される支配領域と冠動脈との関係を定義する、マッピングデータである。

通信インタフェース 1 0 3 はネットワーク 4 0 に接続されて、C T 装置 2 0 あるいは P A C S 5 0 と医用画像処理装置 1 0 との通信を可能にする。

心臓領域抽出部 1 0 5 は、心輪郭抽出処理などによりボリュームデータから心臓領域を抽出する。

【 0 0 1 7 】

心筋解析部 1 0 6 は、心臓領域抽出部 1 0 5 により抽出された心臓領域から、造影剤濃度に対応する C T 値による閾値処理などにより心筋領域を抽出する。また、心筋解析部 1 0 6 は、心筋パフュージョン解析を実施する。つまり心筋解析部 1 0 6 は、抽出された心筋領域内の画素毎 (または局所毎) に造影剤に関する時間濃度曲線を生成する。そして心筋解析部 1 0 6 は造影剤が流入してから流出するまでの期間に移動する血流の量を、その時間濃度曲線に基づいて、画素毎 (または局所毎) に算出する。

【 0 0 1 8 】

例えば、C T 装置を用いた撮影では非イオン性造影剤を患者へ注入し、C T 値の変化から臓器の灌流情報を描出することができる。よって C T パフュージョン解析では、例えば 5 1 2 × 5 1 2 ピクセルで構成される C T 画像 (ボリュームデータ) の経時変化を、各画素における C T 値の変化から測定し、血流量等を数値化することができる。このようにして臓器の灌流情報 (例えば、血流量) を表す 1 枚のカラーマップが、複数時相の C T 画像から生成される。

さらに、心筋解析部 1 0 6 は、算出された血流量の空間分布から閾値処理により虚血領域を抽出する。

【 0 0 1 9 】

冠動脈解析部 1 0 7 は、心臓領域抽出部 1 0 5 により抽出された心臓領域から複数の冠動脈を抽出する。そして冠動脈解析部 1 0 7 は、当該抽出された各冠動脈から少なくとも 1 つの狭窄部位を抽出する。具体的には、冠動脈解析部 1 0 7 は、冠動脈の血管芯線や血管内壁等に沿って冠動脈の解剖学的構造やプラーク性状を分析し、冠動脈に関するボリュームデータを抽出する。この処理により、冠動脈ならびにその冠動脈の内壁に位置する狭窄部位が抽出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

プラーク性状の具体例としては、脂質量、血清コレステロール濃度、硬さ、石灰化度、繊維性被膜 (Thin-cap) の厚さ、及び FFR (但し、本実施形態では、FFR は FFR 計算部 109 により算出されるものとする)などを挙げるができる。

【 0 0 2 1 】

責任血管特定部 108 は、心筋解析部 106 により抽出された虚血領域と支配マップ (テリトリーマップ記憶部 102 に記憶される)とを照合して責任血管を特定する。責任血管は、虚血領域に栄養供給責任を有する血管である。

【 0 0 2 2 】

FFR 計算部 109 は、FFR の値を、冠動脈解析部 107 により抽出された狭窄部位毎にシミュレーションベースで計算する。具体的には、まず、FFR 計算部 109 は、狭窄部位の上流の組織血流量と下流の組織血流量とを、冠動脈解析部 107 により抽出された狭窄部位毎に、心筋解析部 106 により生成されたカラーマップに基づいて算出する。そして FFR 計算部 109 は、算出された下流の組織血流量を上流の組織血流量で除算して、狭窄部位毎の FFR を算出する。

10

【 0 0 2 3 】

責任狭窄特定部 110 は、冠動脈解析部 107 により抽出された狭窄部位のうち、責任血管特定部 108 により特定された責任血管の内壁に位置する狭窄部位 (以下、責任狭窄と表記する)を特定する。つまり責任狭窄特定部 110 は、幾つかの責任狭窄候補のうちから FFR が閾値未満である狭窄部位を、責任狭窄として特定する。

20

【 0 0 2 4 】

バイパス箇所特定部 113 は、責任血管におけるバイパス箇所を特定する。すなわちバイパス箇所特定部 113 は、責任血管上でのグラフト血管 (バイパス血管) の継ぎ目の適切な位置を、FFR の降下度、血管内径、血管弾性などの指標値に基づいて特定する。

【 0 0 2 5 】

マーカ発生部 111 は、責任血管 (責任血管特定部 108 により特定される)、責任狭窄 (責任狭窄特定部 110 により特定される)、FFR (FFR 計算部 109 により算出される)や責任狭窄候補 (動脈解析部 107 により抽出される)などに加えて、バイパス箇所 (バイパス箇所特定部 113 により特定される)を視覚的に表示するためのマーカのデータを発生する。マーカは、矢印や三角などのシンボル図形のほか、カラーマッピング表示や、グラデーションなどの視覚的効果を伴うものでもよい。

30

【 0 0 2 6 】

表示制御部 114 は、ボリュームデータからレンダリング等により生成された 3 次元画像や、断面変換 (Multi-Planar Reconstruction) により生成された 2 次元画像を表示部 112 に表示させる。また表示制御部 114 は、マーカ発生部 111 により発生されたマーカを 3 次元画像や 2 次元画像に重ねて表示部 112 に表示させる。次に、本実施形態に係る医用画像処理装置 10 における処理手順を説明する。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、図 1 に示される医用画像処理装置 10 の処理手順の一例を示すフローチャートである。図 3 において、制御部 104 は、胸部領域に関する複数時相にわたる時系列のボリュームデータを、CT 装置 20 または PACS 50 から通信インタフェース 103 を介して取得する (ステップ S1)。取得されたボリュームデータは画像記憶部 101 に書き込まれる。

40

【 0 0 2 8 】

次に、制御部 104 の制御に基づいて心臓領域抽出部 105 は、拍動の比較的少ない特定時相のボリュームデータを処理画像として画像記憶部 101 から読み出す。心臓領域抽出部 105 は、読み出されたボリュームデータから心臓領域を抽出する (ステップ S2)。

【 0 0 2 9 】

次に、冠動脈解析部 107 は、心臓領域抽出部 105 により抽出された心臓領域を対象にして冠動脈解析処理を実行する (ステップ S3, S4)。具体的には、冠動脈解析部 10

50

7は、冠動脈の血管芯線や血管内壁等に沿って、冠動脈の解剖学的構造やプラーク性状を分析する。その結果に基づいて冠動脈解析部107は、冠動脈ならびにその冠動脈の内壁に位置する狭窄部位を抽出する。

【0030】

次に、冠動脈解析部107は、冠動脈の解剖学的構造を心臓形態画像に重畳して3次元画像、または2次元画像を生成する。生成された3次元画像または2次元画像は表示部112に表示される。図4(a)は3次元画像g1の一例を示す。図4(b)はCPR(curved planar reconstruction)表示される2次元画像g2の一例を示す。なお、操作者は、図4(a),(b)に示される画像g1,g2を表示部112に表示させるタイミングを任意に設定することができる。つまり、各画像を処理途中に表示させてもよいし、処理結果と共に表示させてもよい。

10

【0031】

次に、心筋解析部106は、心臓領域抽出部105により抽出された心臓領域から心筋領域を、造影剤濃度に対応するCT値を用いた閾値処理により解析する(ステップS5)。

【0032】

次に、心筋解析部106は、CTパフュージョン解析処理を、抽出された心筋だけに対して実行する(ステップS6,S7,S8)。具体的には、心筋解析部106は、抽出された心筋領域内の画素毎(または局所毎)に、造影剤に関する時間濃度曲線を時系列のボリュームデータに基づいて生成する。そして心筋解析部106は、造影剤が流入してから流出するまでの期間に移動する血流量を、それらの時間濃度曲線に基づいて画素毎(または局所毎)に算出する。

20

【0033】

これにより、例えば図5に示される、血流量の空間分布を示すカラーマップg3が生成される。そして心筋解析部106は、生成されたカラーマップg3(つまり算出された血流量の空間分布)に基づいて、血流量が既定の閾値未満の領域を虚血領域として抽出する。

【0034】

続いて、責任血管特定部108は、特定された虚血領域と支配マップ(テリトリーマップ記憶部102に記憶される、例えば図2に示されるデータ)とを照合して責任血管を特定する(ステップS9)。

【0035】

次に、FFR計算部109は、心筋解析部106により生成されたカラーマップg3に基づいて、FFRシミュレーションにより各狭窄部位の下流の組織血流量と、各狭窄部位の上流の組織血流量とを算出する。各狭窄部位は、責任血管特定部108により特定された責任血管の内壁にいずれも位置する。そしてFFR計算部109は、算出された狭窄部位の下流の組織血流量を、算出された狭窄部位の上流の組織血流量で除算してFFRを算出する(ステップS10)。

30

【0036】

続いて、責任狭窄特定部110は、FFR計算部109により算出されたFFRが閾値未満である狭窄部位を責任狭窄として特定する(ステップS11)。さらに、バイパス箇所特定部113は、責任血管におけるFFRの降下度、血管内径、血管壁の状態などに基づいて、バイパス箇所を責任狭窄の下流側において特定する(ステップS12)。

40

【0037】

しかる後、表示部112は、例えば図6,7に示すように、マーカ発生部111により発生した責任血管、責任狭窄、ならびにFFRを示すマーカを、ボリュームデータに由来する3次元画像g4又は2次元画像g5に重畳させて表示する(ステップS13)。さらに表示部112は、例えば図8に示すように、マーカ発生部111により発生したバイパス箇所を示すマーカを、ボリュームデータに由来する3次元画像g4又は2次元画像g5に重畳させて表示する。

なお図8において、バイパス箇所よりも下流の部分は血管内径が基準を満たさない程度に細い(例えば1.5mm以下)のでバイパス不適箇所と判断され、カラーマッピング表示

50

の対象から除外される。

【0038】

このような構成により、例えば、図8に示すように、C A B Gに際してのバイパス箇所を医師に視覚的に示すことができる。よって医師は適切な箇所にグラフト血管の継ぎ目を設定することができる。また、ヒューマンエラーの可能性を低減させることもできる。

【0039】

また、本実施形態では、F F R計算部109がシミュレーションベースでF F R値を算出する。つまり、プレッシャーワイヤなど侵襲性をもつ器具を要しないので、検査時に患者にかかる負担を低減させることができる。また医師は、C A B Gの術前計画を非侵襲で実施することができる。また、非侵襲な検査手法であるので、フォローアップとして術後の経過を確認するためにも本実施形態は有効である。

10

【0040】

なお、本実施形態では、表示部112が表示する画像の一例として図6、図7あるいは図8を示したが、表示部112が表示する画像はこれらに限定されるものでない。例えば、図9に示されるC P R画像、あるいは図10に示されるS P R (stretched CPR) 画像が表示部112に表示されるときもよい。

【0041】

図9のC P R画像においては、F F Rの値が血管に沿ってカラーマッピング表示される。マーカよりも下流側においてはその上流よりもF F Rの値が低い、安定している、つまりF F Rの降下度に変化が少ないことが示される。よってこの部分はバイパス箇所の候補になる。しかし最も下流の部分においては血管内径が細すぎるので、バイパス箇所としては不適であることが示される。図10のS P R画像においても同様である。医師はこれらの画像を参照して、グラフト血管の接続位置を開胸前に認識することができる。

20

【0042】

また、本実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、血管の弾性力(血管弾性)をも考慮して、バイパス箇所をさらに絞り込むこともできる。弾性値の低すぎる血管は、つまり柔らかすぎるので、術時に破裂する可能性がある。逆に弾性値の高すぎる血管は硬すぎるので、動脈硬化の可能性が示唆され、グラフト血管の接続箇所としてはやはり適さない。

【0043】

図11は、弾性力が基準を満たさない領域がバイパス箇所から除外されることを示す3次元画像の一例を示す図である。血管弾性は、F F R計算部109によるF F Rシミュレーション時や、4 D - C Tからのデータを解析することで判明する。この知見を考慮してバイパス箇所を特定することにより、F F Rの値は良好であるが血管の接続箇所としては不適な箇所を避けることが可能になり、ひいては治療成績の向上を見込むことができる。

30

【0044】

また、本実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、バイパス箇所におけるリスク分布の詳細を、例えばカラーマッピングで表示することもできる。

図12は、リスク分布を含むバイパス箇所を示す3次元画像の一例を示す図である。実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、C Tボリュームデータを解析することによりF F R、血管内径、血管壁の状態、あるいは血管と狭窄箇所の位置関係などの種々のリスク要素を求めることができる。

40

【0045】

表示制御部114は、これらのリスク要素を含むリスク分布を、バイパス箇所において項目別に複数種色分けして表示部112に表示する。このような表示手法により、ここは安全だがバイパス箇所としてはあまりお勧めしない、などの、詳細な情報を医師は一目で認識できる。また、リスクを得点にしてカラーマップにしてもよい。

また、本実施形態に係る医用画像処理装置10によれば、バイパス箇所を、他の指標と組み合わせることも可能である。

【0046】

図13は、F F Rの値と血管内径とをバイパス箇所に組み合わせて表示するS P R画像の

50

一例を示す図である。図 1 3 に示される画像は主に表示制御部 1 1 4 による制御のもとで表示部 1 1 2 に表示される。図 1 3 に示されるように、バイパス箇所の表示と合わせて、FFR および血管内径が血管に沿ってグラフの形態で表現される。実線のグラフが血管内径を示し、点線のグラフは FFR を示す。表示されるグラフはいずれか片方でも良い。

【 0 0 4 7 】

このように、SPR 画像に合わせて多様な情報を表示することで、医師に多くの情報を伝えることができる。このほか、血管壁に関する情報（厚さ、硬化度、プラークの厚みなど）を追加することも可能である。

【 0 0 4 8 】

さらに、本実施形態に係る医用画像処理装置 1 0 によれば、表示部 1 1 2 により所望の 3 次元画像を表示する際に、マウスやキーボード、タッチパネル等の図示しない入力インタフェースから責任血管、責任狭窄あるいはバイパス箇所を選択する旨の入力を受け付けると、当該選択された責任血管、責任狭窄、バイパス箇所を観察しやすい角度に 3 次元画像を自動で回転させることも可能である。

10

【 0 0 4 9 】

なお本発明は上記実施形態に限定されるものではない。例えば実施形態では心臓の冠状動脈に対する C A B G を考慮したが、脳動脈や他の動脈など、血管バイパス術を適用可能なあらゆる疾患の術前計画に本発明を適用することが可能である。

【 0 0 5 0 】

また実施形態では、FFR 計算部 1 0 9 は、上記のような計算手法により FFR を算出するものとしたが、FFR の計算手法はこれに限定されるものではない。各狭窄部位に対応した FFR を算出可能であれば、FFR 計算部 1 0 9 で用いる FFR の計算手法として適宜適用可能である。例えばシミュレーションは 2 D に限らず、3 D でも構わない。

20

【 0 0 5 1 】

また、実施形態では FFR シミュレーションにより FFR を算出するようにした。これに代えて、Gradient 法で求められる FFR を用いることが可能である。Gradient 法とは血液の流れと CT 値とが互いに相関するという可能性を利用する方法である。この方法は、本願の出願時点では文献（例えば、[Intracoronary Transluminal Attenuation Gradient in Coronary CT Angiography for Determining Coronary Artery Stenosis, JACC, 2011, Jin - Ho Choi] ）に紹介されているに留まるが、今後の研究によっては FFR などの定量的な値を求めるための有力な方法になる可能性が高い。

30

【 0 0 5 2 】

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。

【 符号の説明 】

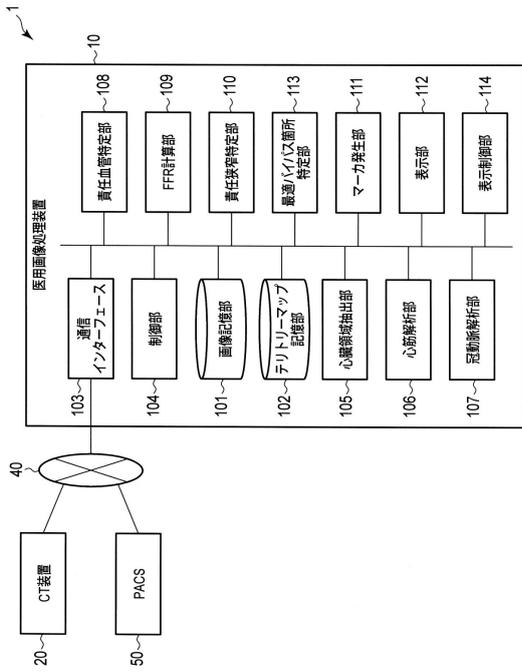
【 0 0 5 3 】

1 ... 医用画像処理システム、1 0 ... 医用画像処理装置、2 0 ... CT 装置、5 0 ... P A C S、4 0 ... ネットワーク、1 0 1 ... 画像記憶部、1 0 2 ... テリトリーマップ記憶部、1 0 3 ... 通信インタフェース、1 0 4 ... 制御部、1 0 5 ... 心臓領域抽出部、1 0 6 ... 心筋解析部、1 0 7 ... 冠動脈解析部、1 0 8 ... 責任血管特定部、1 0 9 ... FFR 計算部、1 1 0 ... 責任狭窄特定部、1 1 1 ... マーカ発生部、1 1 2 ... 表示部、1 1 3 ... バイパス箇所特定部、1 1 4 ... 表示制御部。

40

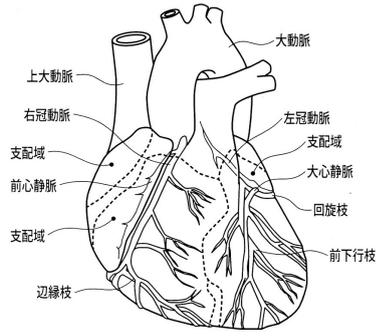
【図面】
【図 1】

図 1



【図 2】

図 2

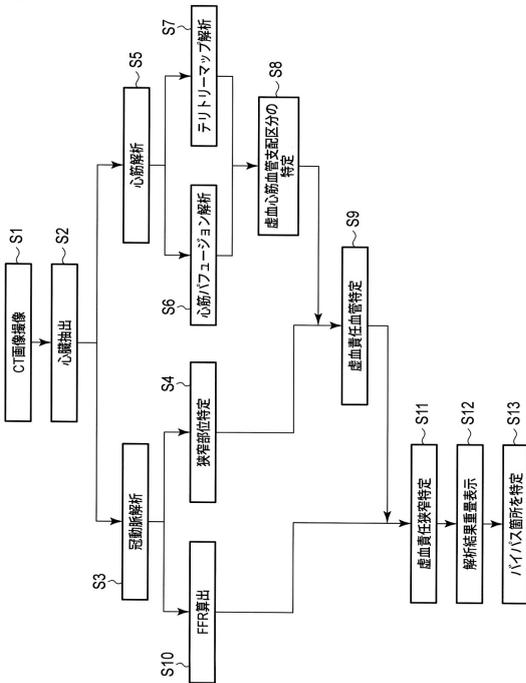


10

20

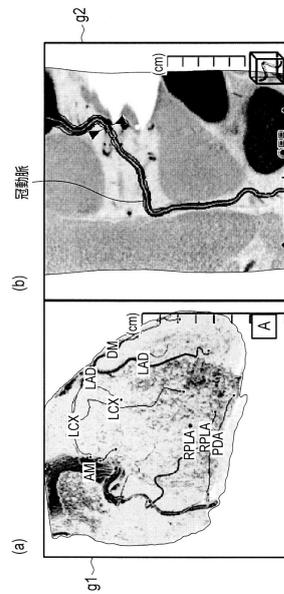
【図 3】

図 3



【図 4】

図 4



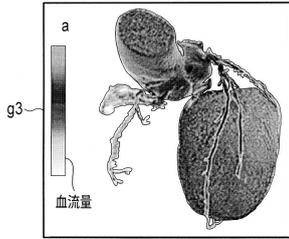
30

40

50

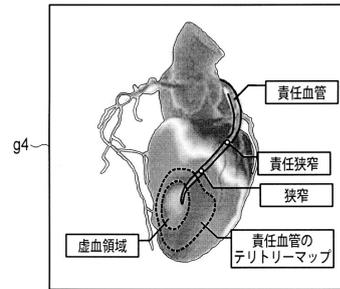
【 図 5 】

図 5



【 図 6 】

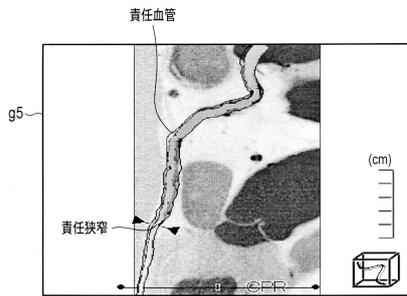
図 6



10

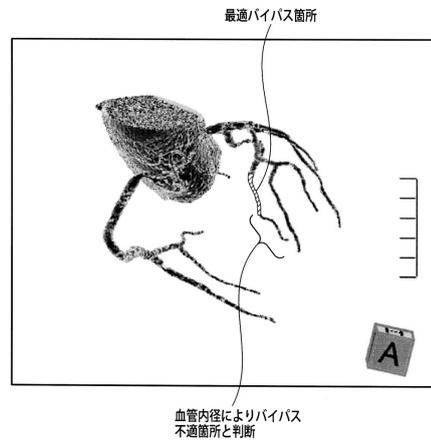
【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



20

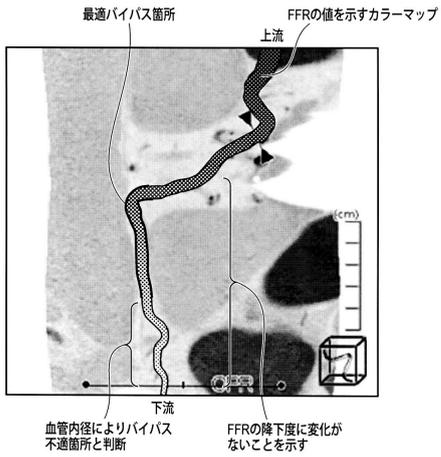
30

40

50

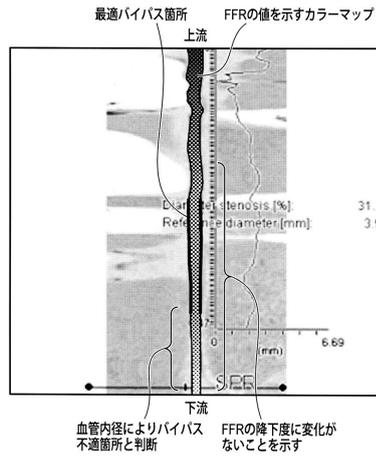
【 図 9 】

図 9



【 図 1 0 】

図 10

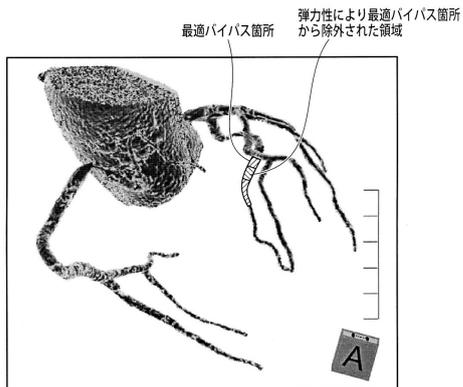


10

20

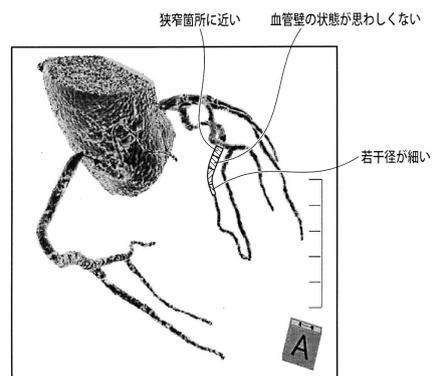
【 図 1 1 】

図 11



【 図 1 2 】

図 12



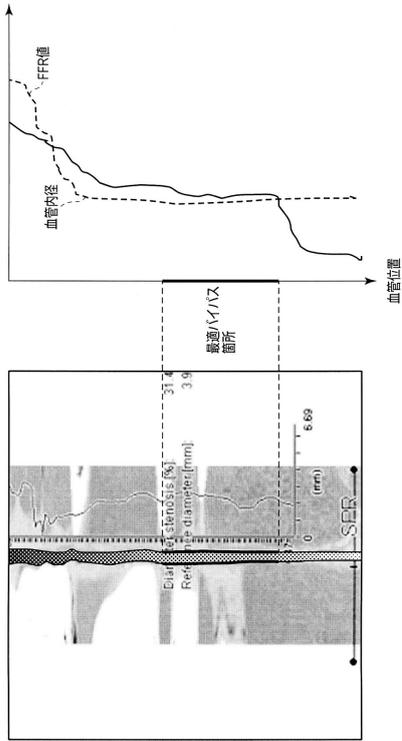
30

40

50

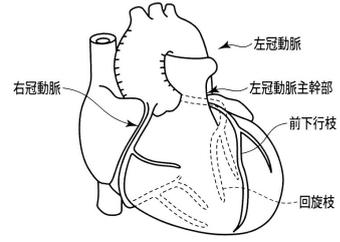
【図 13】

図 13



【図 14】

図 14

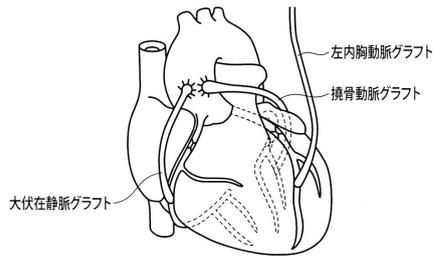


10

20

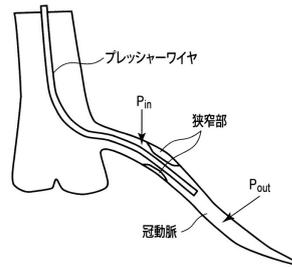
【図 15】

図 15



【図 16】

図 16



30

40

50

フロントページの続き

(72)発明者 五十嵐 匠真

栃木県大田原市下石上1385番地 キヤノンメディカルシステムズ株式会社内

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 特表2013-534154(JP, A)

米国特許出願公開第2012/0059246(US, A1)

特開2011-072500(JP, A)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 6/00 - 6/14、5/055

G06T 7/00

G06T 7/10