

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6122875号  
(P6122875)

(45) 発行日 平成29年4月26日(2017.4.26)

(24) 登録日 平成29年4月7日(2017.4.7)

(51) Int.Cl.			F I		
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>6/03</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/03	3 6 0 G
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	6/03	3 7 7
			A 6 1 B	6/03	3 6 0 E
			A 6 1 B	1/00	3 2 0 Z

請求項の数 15 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2014-555378 (P2014-555378)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成25年2月4日(2013.2.4)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2015-505502 (P2015-505502A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成27年2月23日(2015.2.23)		オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(86) 国際出願番号	PCT/IB2013/050938		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/118047	(74) 代理人	100107766
(87) 国際公開日	平成25年8月15日(2013.8.15)		弁理士 伊東 忠重
審査請求日	平成28年2月3日(2016.2.3)	(74) 代理人	100070150
(31) 優先権主張番号	61/595,315		弁理士 伊東 忠彦
(32) 優先日	平成24年2月6日(2012.2.6)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管ツリー画像内での見えない分岐部の検出

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

画像レジストレーションシステムであって、  
解剖領域内の血管ツリーの術中内視鏡画像を生成するように動作可能な内視鏡；及び  
前記の血管ツリー術中内視鏡画像を前記解剖領域内の前記血管ツリーの術前3次元画像  
に画像レジストレーションするように動作可能な内視鏡コントローラ；  
を含み、  
前記血管ツリー術中内視鏡画像は、該術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの複数の  
枝を、前記術中内視鏡画像内では見えない前記血管ツリーの分岐部を指し示すものとし  
て含み、

前記画像レジストレーションは、前記血管ツリー術中内視鏡画像内で見える前記血管ツ  
リーの枝によって指し示される前記血管ツリーの分岐部の表現を、前記血管ツリー術前3  
次元画像内の前記血管ツリーの分岐部の表現に画像マッチングさせることを含む、画像レ  
ジストレーションシステム。

【請求項2】

前記画像マッチングは：  
前記血管ツリー術前3次元画像の表現に由来するメイングラフを生成すること；  
前記血管ツリー術中内視鏡画像の表現に由来する部分グラフを生成すること；  
及び  
前記部分グラフを前記メイングラフにノードマッチングさせること；

10

20

を含み、

前記メイングラフは前記血管ツリー術前3次元画像内の前記血管ツリーの各分岐部を表すノードのメインセットを含み、

前記部分グラフは前記ノードのメインセットのサブセットを含み、該サブセットの第1のノードは、前記血管ツリー術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの枝が示す前記血管ツリーの分岐部を表す、請求項1に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項3】

前記部分グラフを前記メイングラフに画像マッチングさせることは、前記メイングラフ内のノードを垂直方向及び水平方向のうちの少なくとも一方に規則化することを含む、請求項2に記載の画像レジストレーションシステム。

10

【請求項4】

前記画像レジストレーションは、前記術中内視鏡画像内では見えない前記血管ツリーの分岐部を取り囲む多角形領域を、前記術中内視鏡画像上に描画することをさらに含む、請求項1に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項5】

前記多角形領域の描画は：

前記術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの枝のそれぞれを枝部分としてマーキングすること；

各枝部分から線を伸ばすこと；及び

異なる枝部分から伸ばされた線の重なり合った部分を描画することを含む、請求項4に記載の画像レジストレーションシステム。

20

【請求項6】

前記画像レジストレーションは、前記術中内視鏡画像内では見えない前記血管ツリーの分岐部の検出として、前記多角形領域内で分岐部候補を定義することをさらに含む、請求項4に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項7】

前記多角形領域内で前記分岐部候補を定義することは、前記多角形領域の中心を前記分岐部候補として特定することを含む、請求項6に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項8】

前記多角形領域内で前記分岐部候補を定義することは、前記解剖領域の構造に基づいて、前記多角形領域内の点を前記分岐部候補として特定することを含む、請求項6に記載の画像レジストレーションシステム。

30

【請求項9】

前記多角形領域内で前記分岐部候補を定義することは、前記血管ツリー術前3次元画像に基づいて、前記多角形領域内の点を前記分岐部候補として特定することを含む、請求項6に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項10】

前記画像レジストレーションは、前記術中内視鏡画像内で見える分岐部の全てを選択することをさらに含む、

40

前記画像マッチングは、前記見える分岐部及び前記見えない分岐部を利用して、前記血管ツリー術中内視鏡画像の表現を生成することを含む、請求項1に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項11】

前記画像レジストレーションは、前記血管ツリーの見えない分岐部を取り囲む多角形領域を、前記術中内視鏡画像上に描画することをさらに含む、前記見える分岐部は該多角形領域の外にある、請求項10に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項12】

前記内視鏡コントローラは、前記血管ツリー術前3次元画像内の前記血管ツリーの尺度に基づいて、前記血管ツリー術中内視鏡画像の前記血管ツリー術前3次元画像への画像レ

50

ジストレーションを改善するようにさらに動作可能である、請求項 1 に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項 1 3】

前記画像レジストレーションの改善は：

前記血管ツリー術前 3 次元画像内の前記血管ツリーの尺度を利用して、前記術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの各枝の形状を拡大縮小すること；及び

前記術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの各枝の形状の尺度を利用して、前記血管ツリー術中内視鏡画像の前記血管ツリー術前 3 次元画像へのポイントベースレジストレーションを行うことを含む、請求項 1 に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項 1 4】

前記内視鏡コントローラは、前記画像レジストレーションに従って、前記血管ツリー術前 3 次元画像の表現を前記血管ツリー術中内視鏡画像に重ね合わせるようにさらに動作可能である、請求項 1 に記載の画像レジストレーションシステム。

【請求項 1 5】

前記血管ツリーは、動脈ツリー及び静脈ツリーのうちの一方である、請求項 1 に記載の画像レジストレーションシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は、「血管ツリー (Vessel Tree) 画像に基づく内視鏡のロボット制御」と題する共同所有特許出願の利益を主張する。

【0002】

本発明は一般に、術中内視鏡血管ツリー画像への術前三次元 (3D) 血管ツリー画像の術中レジストレーション (intra-operative registration) に関する。本発明は特に、臓器 (例えば、心臓) の表面を覆う脂肪組織によって、内視鏡画像内では見えない (即ち、不可視な) 血管ツリーの分岐部を検出するための方法を包含する術中レジストレーションに関する。

【背景技術】

【0003】

冠動脈バイパス移植術 (「CABG」) は、閉塞した冠動脈を再建するための外科手術である。米国では、年間約 500,000 件の当該手術が行われている。従来の冠動脈バイパス移植術では、患者の胸骨が切開され、患者の心臓が外科医に完全に露出される。心臓が露出するにも関わらず、一部の動脈は、それらの上の脂肪組織層によって見えないことがある。そのような動脈の場合、外科医は心臓表面を触診して、該動脈から脈動する血液及び該動脈の狭窄の双方を感じ取る。しかしながら、このデータは乏しく、該データは手術部位に対する手術計画を実行に移すのに十分でないことがある。

【0004】

低侵襲冠動脈バイパス移植術では、外科医が心臓表面を触診することができないため、先述した従来の冠動脈バイパス移植術の問題が増幅される。それに加えて、低侵襲冠動脈バイパス移植術で用いられる手術器具では、その長さ故に器具の近位端から何らかの感触フィードバックを得ることができない。

【0005】

従来の冠動脈バイパス移植術の問題に対処する周知の技法の 1 つは、術前 3D 冠動脈ツリーに術中部位を位置合わせするというものである。具体的には、開心状態 (open heart setting) で、光学追跡 (optically tracked) ポインタを用いて動脈の位置をデジタル化し、該位置のデータを当該技術分野で周知の反復最近点 (「ICP」) アルゴリズムを用いて術前の血管ツリーに位置合わせする。しかしながら、低侵襲冠動脈バイパス移植術ではポートアクセスが小さいために空間的な制約が課されることから、上記の技法は、該技法に関連するデジタル化した動脈と術前データとをマッチングさせるアプローチと同様に実現が困難である。また、この技法では動脈の殆どが見えているか又は外科医により

10

20

30

40

50

触診される必要があるが、低侵襲冠動脈バイパス移植術ではそのようなことは不可能である。

【0006】

上記の低侵襲冠動脈バイパス移植術の問題に対処する周知の技法の1つは、光学的に追跡される内視鏡を用いて心臓表面を再現し、それを同じ心臓表面の術前コンピュータ断層撮影（CT）データにマッチさせるレジストレーション方法を実行するというものである。しかしながら、上記の表面の導出に用いられる内視鏡の視野が小さすぎると、この技法は、該技法に関連する表面ベースのマッチングを提案するアプローチと同様に機能しないことがある。さらに、心臓表面には明確な表面特徴がなく比較的滑らかなため、この技法のアルゴリズムは、その極大値が不十分な（suboptimal local maximum）状態で動作する  
10

【0007】

低侵襲冠動脈バイパス移植術の問題に対処する他の周知の技法は、以前に分類した（labeled）冠動脈ツリーのデータベースを用いて新しい患者から抽出した冠動脈ツリーを分類し、マッチングに基づいてグラフ化するというものである。しかしながら、この技法は完全なツリーが利用可能な場合にのみ機能し、形状をマッチさせることよりもむしろツリーを分類することを目標としている。

【0008】

低侵襲冠動脈バイパス移植術のさらなる問題は、術前3D画像に対するグローバルポジショニング（global positioning）が得られてからの内視鏡の向き及び誘導に関してで  
20  
ある。レジストレーションの目的は吻合部と狭窄の局在確認（localization）を容易にすることである。標準的な状況では、内視鏡が助手によって保持される一方、外科医は2つの器具を保持している。外科医は助手に指示を与え、助手はその指示に従って内視鏡を動かす。このような状況では、助手の基準枠（frame of reference）及び内視鏡の基準枠に対して、外科医の基準枠で外科医の指示が出されるのが一般的であり、助手はその指示を直感的に理解する必要がある。そのため、外科医の手と目の協調が妨げられる。複数の座標系によって、取り扱い上の様々な誤りが起きたり、手術が長引いたり又は冠動脈の誤認が生じたりする場合がある。

【0009】

外科医が、自身の頭で感じた動きにより内視鏡を直接制御できるようにするために設計された手術用の内視鏡アシスタント（endoscope assistant）は、制御ループから助手の存在を取り除くことでこれらの問題の一部を解消するかもしれないが、外科医の基準枠と内視鏡の基準枠との変換の問題が残る。  
30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、術前3次元（「3D」）画像（例えば、CT画像、コーンビームCT画像、3次元X線画像又はMRI画像）及び術中内視鏡画像内に示される血管ツリーの各分岐部（例えば、動脈、毛細血管、静脈及び他の多分岐解剖構造の各点）の図的表現（graphical representation）をマッチングさせるための画像レジストレーション方法を提供する  
40  
。本発明の画像レジストレーション方法は、臓器（例えば、心臓）の表面を覆う脂肪組織によって内視鏡画像内では見えない（即ち、不可視な）血管ツリーの分岐部に対処するものである。

【0011】

本発明の目的のために、本明細書では、「分岐部」という用語は、血管ツリーに沿った2つ以上に枝分かれする任意の点として広く定義される。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第1の形態は、内視鏡及び内視鏡コントローラを用いるレジストレーションシステムである。動作時、内視鏡は、解剖領域内の血管ツリー（例えば、動脈ツリー、静脈  
50

ツリー又は人間の身体の他の任意の筒状構造)の術中内視鏡画像を生成し、内視鏡コントローラは、前記の血管ツリー術中内視鏡画像を前記血管ツリーの術前3次元画像に画像レジストレーションする。前記血管ツリー術中内視鏡画像は、該術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの複数の枝を含み、該枝は前記術中内視鏡画像内では見えない前記血管ツリーの分岐部を示す。前記画像レジストレーションは、前記血管ツリー術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの枝が示す前記血管ツリーの分岐部の図的表現を前記の血管ツリー術前3次元画像内の前記血管ツリーの分岐部の図的表現に画像マッチングさせることを含む。

【0013】

本発明の第2の形態は画像レジストレーション方法である。該画像レジストレーション方法は、解剖領域内の血管ツリーの術前3次元画像を生成する工程；前記解剖領域内の前記血管ツリーの術中内視鏡画像を生成する工程；及び前記の血管ツリー術中内視鏡画像を前記の血管ツリー術前3次元画像に画像レジストレーションする工程；を含む。前記血管ツリー術中内視鏡画像は、該術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの複数の枝を含み、該枝は前記術中内視鏡画像内では見えない前記血管ツリーの分岐部を示す。前記画像レジストレーション工程は、前記血管ツリー術中内視鏡画像内で見える前記血管ツリーの枝が示す前記血管ツリーの分岐部の図的表現を、前記血管ツリー術前3次元画像内の前記血管ツリーの分岐部の図的表現に画像マッチングさせることを含む。

【0014】

本明細書で用いる「術前」という用語は、解剖領域の3次元画像を取得するために、該解剖領域の内視鏡撮像の前、最中又は後で行われる任意の行為を説明するためのものと広く定義され、本明細書で用いる「術中」という用語は、解剖領域の内視鏡撮像の間に行われるか又は関連する任意の行為を説明するためのものと広く定義される。解剖領域の内視鏡撮像の例としては、限定されないが、冠動脈バイパス移植術、気管支鏡検査、大腸内視鏡検査、腹腔鏡検査及び脳内視鏡検査が挙げられる。

【0015】

本発明の上記の及び他の形態並びに本発明の様々な特徴及び利点は、添付の図面と併せて、下記の本発明の様々な実施形態の詳細な説明を読むことでさらに明らかとなる。下記の詳細な説明及び図面は、本発明を説明するためのものに過ぎず、本発明を限定しない。本発明の範囲は、添付の請求項及びその同等物によって規定される。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本発明に係るロボット誘導システムの例示の実施形態を示す。

【図2】図2は、本発明に係るロボット誘導方法の例示の実施形態を表すフローチャートを示す。

【図3】図3は、図2に示すフローチャートの例示の手術実施を示す。

【図4】図4は、本発明に係るグラフマッチング法の例示の実施形態を表すフローチャートを示す。

【図5】図5は、本発明に係る血管ツリーのメイングラフの例示の規則化を示す。

【図6】図6は、本発明に係る血管ツリーのメイングラフの例示の規則化を示す。

【図7】図7は、本発明に係る内視鏡画像への幾何学的表現の例示の重ね合わせを示す。

【図8】図8は、本発明に係る、図7に示すオーバーレイ内の例示のロボット経路を示す。

【図9】図9は、本発明に係る不可視分岐部検出方法を表すフローチャートを示す。

【図10】図10は、図9に示すフローチャートに係る多分岐血管ツリーの例示の分岐部検出を示す。

【図11】図11は、本発明に係る可視/不可視分岐部レジストレーション方法を表すフローチャートを示す。

【図12】図12は、本発明に係る分岐部レジストレーション改良方法を表すフローチャートを示す。

10

20

30

40

50

## 【発明を実施するための形態】

## 【0017】

図1に示すように、ロボット誘導システムは、1つ以上の分岐部（即ち、枝）を有する血管ツリーの内視鏡撮像を伴う内視鏡処置のために、ロボットユニット10及び制御ユニット20を用いる。そのような内視鏡処置の例としては、限定されないが低侵襲心臓手術（例えば、冠動脈バイパス移植術又は僧帽弁置換術）が挙げられる。

## 【0018】

ロボットユニット10は、ロボット11と、ロボット11に強固に取り付けられた内視鏡12と、内視鏡12に取り付けられた映像取込装置13とを含む。

## 【0019】

本明細書では、ロボット11は、1つ以上の関節をモーター制御することで特定の内視鏡処置のためにエンドエフェクタを望み通りに操作するように構造上構成された任意のロボット装置として広く定義される。実際には、ロボット11は、例えば、不動部分（rigid segments）に連続的に接続された関節を有するシリアルロボット、並行な順番（parallel order）で取り付けられた関節及び不動部分を有するパラレルロボット（例えば、当該技術分野で周知のシュワートプラットホーム）又はシリアル及びパラレル運動学の任意のハイブリッドな組み合わせ等の4自由度を有し得る。

## 【0020】

本明細書では、内視鏡12は、身体の内側から撮像する能力を有するように構造上構成された任意の装置として広く定義される。本発明の目的のために、内視鏡12の例としては、限定されないが、柔軟性又は剛性のあらゆる内視鏡（例えば、内視鏡、関節鏡、気管支鏡、胆管鏡、結腸鏡、膀胱鏡、十二指腸鏡、胃カメラ、子宮鏡、腹腔鏡、喉頭鏡、神経鏡、耳鏡、プッシュ腸鏡（push enteroscope）、咽喉鏡、S状結腸鏡、副鼻腔鏡（sinuscope）、胸腔鏡、等）及び内視鏡に類似の、撮像システムを備えた任意の装置（例えば、撮像能力を有する入れ子（nested）カニューレ）が挙げられる。撮像は局所的であり、表面画像は光ファイバー、レンズ及び小型化（例えば、CCDベースの）撮像システムを用いて光学的に得られる。

## 【0021】

実際には、内視鏡12はロボット11のエンドエフェクタに取り付けられる。ロボット11のエンドエフェクタの姿勢（pose）は、ロボットアクチュエータの座標系の範囲におけるエンドエフェクタの位置及び向きである。ロボット11のエンドエフェクタに取り付けられた内視鏡12により、解剖領域内の内視鏡12の視野の所定の姿勢は、ロボット座標系内のロボット11のエンドエフェクタの特有の姿勢に対応する。そのため、内視鏡12によって生成される血管ツリーの個々の内視鏡画像のそれぞれは、解剖領域内の内視鏡12の対応姿勢に関連し得る。

## 【0022】

本明細書では、映像取込装置13は、内視鏡12からの術中内視鏡映像信号を、コンピュータに読み込み可能な時系列の術中内視鏡画像（「IOEI」）14に変換する能力を有するように構造上構成された任意の装置として広く定義される。実際には、映像取込装置13は、術中内視鏡映像信号から個々のデジタルスチールフレームを取り込む種類のフレーム取り込み器を用い得る。

## 【0023】

引き続き図1を参照して、制御ユニット20はロボットコントローラ21及び内視鏡コントローラ22を含む。

## 【0024】

本明細書では、ロボットコントローラ21は、内視鏡処置のためにロボット11のエンドエフェクタの姿勢を望み通りに制御するため、1つ以上のロボットアクチュエーターコマンド（「RAC」）26をロボット11に提供するように構造上構成された任意のコントローラとして広く定義される。より具体的には、ロボットコントローラ21は、内視鏡コントローラ22からの内視鏡位置コマンド（「EPC」）25をロボットアクチュエー

10

20

30

40

50

ターコマンド 26 に変換する。例えば、内視鏡位置コマンド 25 は、解剖領域内の内視鏡 12 の視野の所望の 3D 位置に至る内視鏡経路を示し得る。それにより、ロボットコントローラ 21 はコマンド 25 を、ロボット 11 の各モーターに内視鏡 12 を該所望の 3D 位置に移動させるための作動電流を必要に応じて含むコマンド 26 に変換する。

【0025】

本明細書では、内視鏡コントローラ 22 は、図 2 に例示の本発明に係るロボット誘導方法を実施するように構造上構成された任意のコントローラとして広く定義される。この目的を達成するために、内視鏡コントローラ 22 は画像処理モジュール(「IPM」) 23 を包含し得る。本明細書では、画像処理モジュール 23 は、本発明の解剖学的オブジェクトの画像レジストレーションを実行するように構造上構成された任意のモジュールとして 10 広く定義される。特に、図 2 に示すフローチャート 30 のステージ S32 及び S33 によって血管ツリー画像レジストレーションが例示的に実行される。内視鏡コントローラ 22 はビジュアルサーボモジュール(「VSM」) 24 をさらに包含し得る。本明細書では、ビジュアルサーボモジュール 24 は、解剖領域内の内視鏡 12 の視野の所望の 3D 位置に至る内視鏡経路を示す内視鏡位置コマンド 25 を生成するように構造上構成された任意のモジュールとして広く定義される。特に、内視鏡位置コマンド 25 は、図 2 に示すフローチャート 30 のステージ S34 によって例示的に実行される血管ツリー画像レジストレーションから得られる。

【0026】

内視鏡コントローラ 22 のさらなる理解を容易にするために、フローチャート 30 を以下で説明する。 20

【0027】

図 2 を参照して、フローチャート 30 のステージ S31 は、身体の任意の解剖領域の術前 3D 画像から血管ツリー(例えば、動脈、毛細血管又は静脈の分岐部)の幾何学的表現(geometrical representation)を抽出することを含む。例えば、図 3 に示すように、3D 撮像装置(例えば、CT 装置、X 線装置又は MRI 装置)を操作して、患者 50 の左冠動脈 51 及び右冠動脈 52 を示す、患者 50 の胸部の術前 3D 画像を生成する。その後、血管ツリー抽出器 43 を操作して、画像 42 から冠動脈ツリーの幾何学的表現 44 を抽出する。幾何学的表現 44 はデータベース 45 に保存され得る。実際には、画像 42 を生成し、画像 42 から冠動脈ツリーの 3D データセットを抽出するのに、フィリップス社が 30 販売する Brilliance iCT スキャナが用いられ得る。

【0028】

図 2 に戻って、フローチャート 30 のステージ S32 は、画像処理モジュール 23 が血管ツリーの 1 つ以上の術中内視鏡画像 14 (図 1) の図的表現を、血管ツリーの術前 3D 画像 44 (図 1) の図的表現にマッチさせることを含む。例えば、図 3 に示すように、内視鏡 12 は、映像取込装置 13 によって取り込まれた患者 50 の胸部の術中内視映像を生成して、それを術中内視鏡画像 14 に変換する。それにより、内視鏡コントローラ 22 の画像処理モジュール 23 が、冠動脈ツリーの術中内視鏡画像 14 の図的表現を冠動脈ツリーの術前 3D 画像 44 の図的表現にマッチさせる。例示の実施形態では、画像処理モジュール 23 は、図 4 に示すフローチャート 60 が例示的に表す本発明の血管ツリー画像マッ 40 チング方法を実行する。ここでは、血管ツリーが冠動脈ツリーであるという文脈で該方法を説明する。

【0029】

図 4 を参照して、フローチャート 60 のステージ S61 は、画像処理モジュール 23 が、当該技術分野で周知な任意の表現方法(representation method)に従って、冠動脈ツリーの幾何学的表現から冠動脈ツリーのメイングラフを生成することを含む。例えば、ステージ S61 に示すように、冠動脈ツリーの幾何学的表現 70 が、冠動脈ツリーの幾何学的表現 70 の各分岐部(例えば、2 つ又は 3 つに分かれる分岐部)を表すノードを有し、ノード間の分岐継手をさらに有するメイングラフ 71 に変換される。ステージ S61 は、C 型アームを有する血管造影(C-arm angiography)システム又は他の好適なシステムに 50

より、術前（例えば、内視鏡手術の数日前又は患者50に内視鏡12を導入する前の任意の時間）又は術中に行われ得る。

【0030】

フローチャート60のステージS62は、画像処理モジュール23が、当該技術分野で周知の任意の図的表現方法に従って、術中内視鏡画像14内で見える冠動脈ツリーの一部分から冠動脈ツリー部分グラフ(subgraph)を生成することを含む。具体的には、内視鏡12が患者50に導入されることにより、画像処理モジュール23が術中内視鏡画像14内の冠動脈構造の検出を行う。実際には、一部の動脈構造は見えるが、他の動脈構造は脂肪組織の層によって隠れている。そのため、画像処理モジュール23が、周知の画像処理動作（例えば、見える冠動脈構造に特有の赤色による閾値検出）により見える冠動脈構造の自動検出を実行し得るか又は外科医が手動で入力装置を用いて、見える冠動脈構造の輪郭をコンピュータディスプレイ上で描画し得る。動脈構造が検出されると、画像処理モジュール23は、冠動脈ツリーのメイングラフの生成と同様に冠動脈ツリーの部分グラフを生成する。例えば、ステージS62に示すように、冠動脈構造の幾何学的表現72が、冠動脈ツリーの幾何学的表現72の各分岐部（例えば、2つ又は3つに分かれる分岐部）を表すノードを有し、ノード間の分岐継手をさらに有するグラフ73に変換される。双方のツリーは同一人物に由来するため、内視鏡画像に由来するグラフは、3D画像に由来するメイングラフの部分グラフであることが分かる。

10

【0031】

フローチャート60のステージS63は、画像処理モジュール23が周知な任意のグラフマッチング法（例えば、最大共通部分グラフ又はマクレガー共通部分グラフ）に従って部分グラフをメイングラフにマッチングさせることを含む。例えば、ステージS63に示すように、部分グラフ73のノードがメイングラフ71のノードのサブセットにマッチングされる。

20

【0032】

実際には、部分グラフ73は、術中内視鏡画像14内で部分的にしか検出されなかったり、部分グラフ73の一部のノード/継手が術中内視鏡画像14にはなかったりすることがある。ステージS62のマッチング精度を改善するために、メイングラフ71及び部分グラフ73の付加的な規則化(ordering)が実施され得る。

【0033】

一実施形態では、ステージS61の画像走査の時に分かっている患者50の向きに基づいて、メイングラフ71のノードが垂直方向に規則化(vertical node ordering)される。具体的には、メイングラフのノードが、図5において実線矢印で例示するように上から下への規則を保つように方向的に結び付けられる。部分グラフ73では、内視鏡12に対する患者の向きが分からないことがある。しかしながら、冠動脈ツリーの枝が上から下に広がるにつれてそれらの径が減少するのであれば、術中内視鏡画像14内の動脈枝の様々な大きさは向きを示し得る。

30

【0034】

他の実施形態では、ステージS61の画像走査時に分かっている患者50の向きに基づいて、メイングラフ70のノードが水平方向に規則化(horizontal node ordering)され得る。具体的には、メイングラフのノードが、図6において破線矢印で例示するように左右の規則を保つように方向的に結び付けられる。部分グラフ73では、内視鏡12に対する患者50の向きが分からない可能性が高いため、部分グラフ73のノードの水平方向への規則化は、グラフィカルユーザーインターフェースを介して手術を行う外科医又は助手によって設定され得る。

40

【0035】

規則化を用いることでグラフのマッチングにかかる時間が減少し、考えられるマッチの数が少なくなるものの、理論的には、マッチングアルゴリズムによってグラフ間で複数のマッチが得られる可能性が依然としてある。フローチャート30のステージS33の間にそのような複数のマッチの問題が対処される。

50

## 【 0 0 3 6 】

再び図 2 を参照して、グラフのマッチングに基づいて、フローチャートのステージ S 3 3 は、動脈ツリーの術中内視鏡画像 1 4 に動脈ツリーの術前 3 D 画像 4 4 の幾何学的表現 ( 図 1 ) を重ねることを含む。これは、メイングラフに一意的に関連付けられた幾何学的表現を用いて行われる。そのため、透視変換 ( perspective transformation ) を用いて形状全体が術中内視鏡画像 1 4 に直接変換され得る。この透視変換は、当該技術分野で周知のマッチングアルゴリズム ( 例えば、ホモグラフィマッピング ) を用いて術前 3 D 画像 4 4 のノード及び術中内視鏡画像 1 4 から検出され得る。

## 【 0 0 3 7 】

例えば、図 7 は、術中内視鏡画像 9 0 のノード 9 1 ~ 9 5 にマッチするノードを有する冠動脈ツリーの幾何学的表現 8 0 を示す。ノード 9 1 ~ 9 5 のうちの各対を成すノード間の距離を用いて幾何学的表現 8 0 の倍率を決定して、図示する術中内視鏡図 9 0 に幾何学的表現 8 0 を重ねることができるようにしてもよい。

## 【 0 0 3 8 】

実際には、ステージ S 3 2 のグラフマッピング ( 図 2 ) で複数の結果が得られた場合、可能性のあるオーバーレイの全てを外科医に表示することで、外科医はグラフィカルユーザインターフェースを介して、自身が最も可能性の高いマッチであると考えられるマッチ結果を選択し得る。術中内視鏡画像 1 4 内の少なくとも一部の構造に対する内視鏡 1 2 の位置を外科医が知っていれば、その選択は比較的容易であり得る。

## 【 0 0 3 9 】

再び図 2 を参照して、フローチャート 3 0 のステージ S 3 4 は、ビジュアルサーボモジュール 2 4 が、血管ツリーの術中内視鏡画像 1 4 ( 図 1 ) に重ねられた血管ツリーの術前 3 D 画像 4 4 ( 図 1 ) の幾何学的表現内に内視鏡経路を生成することを含む。その内視鏡経路に基づいて、ビジュアルサーボモジュール 2 4 はロボットコントローラ 2 1 に対する内視鏡位置コマンド 2 5 を生成する。それにより、内視鏡 1 2 ( 図 1 ) が該内視鏡経路に沿って解剖領域内の所望の位置に誘導される。具体的には、正確なオーバーレイが発見されると、ロボット 1 1 は、外科医が術前 3 D 画像 4 4 上で選択する位置に内視鏡 1 2 を誘導するよう命令を受け得る。外科医又は助手が血管ツリーのある点を選択し、ロボット 1 1 がその所望の位置に向けて内視鏡 1 2 を任意の好適な経路に沿って誘導し得る。例えば、図 8 に示すように、ロボット 1 1 は所望の位置 1 0 0 への最短経路 1 0 1 に沿って又は所望の位置 1 0 0 への冠動脈経路 1 0 2 に沿って内視鏡 1 2 を移動させ得る。冠動脈経路 1 0 2 であれば、ロボット 1 1 が内視鏡 1 2 を移動させるのに従って、外科医は可視動脈を観察することができるため、冠動脈経路 1 0 2 が好ましい実施形態である。それに加えて、マッチングが成功したかどうかを判断する上で外科医の助けとなり得る。冠動脈経路 1 0 2 は、当該技術分野で周知な方法を用いて定義され得る ( 例えば、ダイクストラ最短経路アルゴリズム ) 。

## 【 0 0 4 0 】

実際には、ロボット 1 1 の動作は、遠隔運動中心による未校正のビジュアルサーボを用いて命令され、マッチングステージ S 3 2 時により大きな部分グラフが得られるように ( 例えば、当該技術分野で周知の術中内視鏡画像 1 4 の縫い合わせ ) 内視鏡 1 2 の視野が広げられ得る。

## 【 0 0 4 1 】

本明細書で前述したように、図 2 に示すフローチャート 3 0 のステージ 3 2 及び 3 3 は、1 つの血管ツリーを伴う本発明の血管ツリー画像レジストレーションを表すものである。それに加えて、前述のステージ S 3 2 及び S 3 3 の説明は、ステージ S 3 2 及び S 3 3 の理解を容易にするために冠動脈ツリーに照らして述べた。実際には、本発明の血管ツリー画像レジストレーションは、身体の任意の解剖領域内にある 2 つ以上の任意の種類の血管を伴い得る。

## 【 0 0 4 2 】

再び図 2 を参照して、ステージ S 3 2 では、術前データ 4 4 ( 図 1 ) の血管ツリー ( 例

10

20

30

40

50

えば、動脈ツリー)を内視鏡映像(図1)にマッチングさせるために、内視鏡の視野内で見える分岐点を用いる。実際には、本明細書で先に述べたように、目に見える分岐部の合計数は、術前データ44の血管ツリーを内視鏡映像14に正確にマッチングさせるのに十分でない可能性がある。また、内視鏡12は通例校正されておらず、内視鏡12を何らかの形で校正するとワークフローが大幅に滞り得ることを考えれば、血管ツリーの幾何学的情報(例えば、内視鏡画像14内に見える枝の形状)を幾何学的な観点(geometric terms)で変換することができない場合もある。

#### 【0043】

図9~図12は、内視鏡映像14内では見えないかもしれない分岐部を血管ツリーの見える枝から検出するための、特に内視鏡映像14内では見えない動脈分岐部を動脈の見える部分から検出するステージS32の追加の実施形態を示す。これらの実施形態では、本明細書で先に教示したフローチャート60の原理(図4)に従って、グラフの生成及びノードのマッチングが行われる。

10

#### 【0044】

図9を参照して、フローチャート110は、解剖領域の術前3D画像に該解剖領域の術中内視鏡画像をレジストレーションする上での基準となる血管ツリーの見える枝から、内視鏡映像内では見えないかもしれない分岐部を検出する方法を表す。この方法の理解を容易にするために、ここでは、脂肪組織によって覆われているために又は心筋(心筋内動脈)によって内視鏡の視野内では見えない分岐部に照らして、フローチャート110を説明する。脂肪組織によって覆われているために又は心筋により分岐部が見えない状況は、冠動脈バイパス手術を必要とする患者にはよく見られることである。

20

#### 【0045】

フローチャート110のステージS111は、内視鏡の視野内で見える血管ツリーの枝部分を利用して、内視鏡の視野内では見えない分岐部を取り囲み得る多角形を作成することを含む。

#### 【0046】

具体的には、ステージS111では、外科医又は補助スタッフが、内視鏡映像に示される血管ツリーの見える部分に手動でマーキングすることを含む。例えば、ステージS111は動脈ツリーのサブツリー120を示す。内視鏡映像内ではマーキングされた3つの動脈部分121~123が見えているが、該動脈ツリーの残りの部分、とりわけサブツリー120の分岐部の双方は脂肪に覆われている。

30

#### 【0047】

ステージS111は、血管ツリーの見えない分岐部を取り囲む多角形領域を描画する(delineate)のために、目に見えるマーキングされた枝部分から伸びた線を定義することをさらに含む。例えば、ステージS111は、サブツリー120の見えない分岐部を取り囲む領域を描画するために、部分121から伸びた線 $121x - 121y$ 、部分122から伸びた線 $122x - 122y$ 及び部分123から伸びた線 $123x - 123y$ を示す。実際には、動脈は心臓の上から下に走ることから動脈が突然方向を変えて上方に行くようなことは考えられないため、各線とそれに対応する部分との間の角度が予め定義され得る。また、動脈ツリーの術前3D走査から最大可能角度が抽出され得る。

40

#### 【0048】

ステージS111に例示する3つ(triplet)の部分の場合、全ての部分からの線全てが重なる多角形領域(丸で示す)が多くて1つ存在する。これは、サブツリー120の分岐部の発見が見込まれる囲まれた領域である。線が重なり合わなければ、マーキングした枝部分121~123は同じ動脈枝に属するか、分岐部がないか又はマーキングした枝部分121~123は全く異なる枝に属する可能性が高い。

#### 【0049】

フローチャート110のステージS112は、ステージS111で描画した多角形領域から、該多角形領域内の分岐部を定義することを含む。一実施形態では、ステージS112に示すように、多角形領域の中心124が分岐部として定義され得る。代替の実施形態

50

では、描画した多角形領域が内視鏡画像上で見えるようにされ得る。外科医は、組織又は近くの解剖構造についての自身の知識により及び/又は術前の走査データから、自身が分岐点の場所である可能性が最も高いと考える多角形領域内の点を手動で選択し得る。より具体的には、選択した血管の1つが解剖学的に特定できれば(例えば、左冠動脈前下行枝)、その血管構造の周りの術前画像を観察することで、可能性のある多角形領域内の分岐部を見事に推測できるようになる。

#### 【0050】

分岐点が算出又は選択されると、その新たな分岐点を用いて血管構造の図的表現が生成され得る。例えば、ステージS112は、見える枝部分121~123によって定義される分岐部124に基づく図的表現125を示す。この図的表現125は、フローチャート60のための部分グラフ又はより大きな部分グラフの一部となり得る(図4)。

10

#### 【0051】

実際には、冠動脈は、殆どの患者に亘って形状及び形態が標準的な明確に定義された解剖構造だということを考えれば、理にかなっていない図的表現は定義した分岐点が誤っていることを示し得る。例えば、分岐点124が、動脈ツリーの解剖構造に鑑みれば極めて可能性が低い過度の曲線を描くことを特定の血管部分122に求める場合は、その誤った分岐点124に鑑みて図的表現125は理にかなわないと見做され得る。この場合、図的表現125が廃棄され、フローチャート110が再度実行され得る。

#### 【0052】

フローチャート110のさらなる理解を容易にするために、図10は、動脈ツリーのサブツリー130の見える4つの枝部分131~134のマーキングを示す。計4つの多角形領域候補が、部分131~134の重なり合う線x-yの可能な組み合わせの全てから描画されている。具体的には、部分131-132-133の線x-yが第1の多角形領域を形成し、部分132-133-134からの線x-yが第2の多角形領域を形成し、部分132-134からの線x-yが第3の多角形領域を形成し、部分133-134の線x-yが第4の多角形領域を形成する。これらの4つの多角形領域のうち、第1の多角形領域及び第2の多角形領域が3つの部分の重なりを含むため、それらの多角形領域のみが有効である。分岐部候補135は多角形領域131-132-133の中心であり、分岐部候補136は多角形領域132-133-134の中心である。多角形領域131-132-133は多角形領域132-133-134の内にあるため、2つの分岐部候補135及び136は一次ツリー(破線)を介してつながっていると考えられ得る。

20

30

#### 【0053】

実際には、動脈ツリーの内視鏡画像は見える分岐部と見えない分岐部とを有し得る。図11は、フローチャート60(図4)に従って部分グラフを生成するための可視/不可視分岐部レジストレーション方法を表すフローチャート140を示す。

#### 【0054】

フローチャート140のステージS141は、内視鏡画像内で見えるn個の分岐部Bの選択を含む。フローチャート140のステージS142は、フローチャート110(図9)に従って内視鏡画像内で見える枝部分の全ての選択を含む。フローチャート140のステージS143は、選択された見える枝部分から、k個の多角形領域Pを描画することを含み、フローチャート140のステージS144は、k個の見えない分岐部候補Cを定義することを含む。

40

#### 【0055】

フローチャート140のステージS145は、n個の見える分岐部Bの全てを、k個の見えない分岐部候補Cの全てと比較することを含む。分岐部の対(B、C)のどれかが同じ多角形領域に属していれば、見えない分岐部は見える分岐部を予測している可能性が高いため、それが廃棄される。残りのm個の見えない分岐部の全てが組み合わせられて、フローチャート140のステージS146の間に最終的な分岐部のリストが作られる。そのため、最終的な分岐部のリストからフローチャート60のために部分グラフが生成され得る。

50

## 【 0 0 5 6 】

図 9 を参照して、臨床内視鏡は通例校正されておらず、何らかの形で校正を行うとワークフローが大幅に滞り得るため、見えない枝部分をマーキングするのに動脈ツリーの形状をそのまま用いることがではない。そのため、動脈ツリーの形状の尺度 (scale) が分からない。図 1 2 は、ステージ S 3 2 により最初の画像レジストレーションが行われた後で、術前 3 D 画像から内視鏡画像内のオブジェクトの尺度を読み出し (図 2)、ステージ S 3 3 により術前 3 D 画像の動脈が内視鏡画像に重ねられる (図 2) レジストレーション改善方法を表すフローチャート 1 5 0 を示す。例えば、術前 3 D 画像から、内視鏡画像内の任意の動脈部分オブジェクトの長さを S I 単位で読み出すことができる。

## 【 0 0 5 7 】

具体的には、フローチャート 1 5 0 のステージ S 1 5 2 は、重ね合わせを行った後でオブジェクトの、特に動脈の尺度を読み出すことを含む。オブジェクトの尺度及び動脈部分の形状の倍率はピクセルではなく国際単位 (例えば、ミリメートル) である。これらの形状は、ポイントベースレジストレーション (例えば、当該技術分野で周知の反復最近点 (ICP)) を行うためにフローチャート 1 5 0 のステージ S 1 5 3 で利用され、今度はそれがステージ S 3 2 の初期画像レジストレーションの改善に使用される。

## 【 0 0 5 8 】

再び図 1 を参照して、実際には、モジュール 2 3 及び 2 4 は、図示の内視鏡コントローラ 2 2 と統合されたハードウェア、ソフトウェア及び / 又はファームウェアによって実行され得る。

## 【 0 0 5 9 】

本明細書で述べた図 1 ~ 図 1 2 の説明から、当業者は、限定されないが、任意の種類の血管に対して行われる任意の種類の内視鏡手術への本発明の適用を含む本発明の数多くの利点に分かる。

## 【 0 0 6 0 】

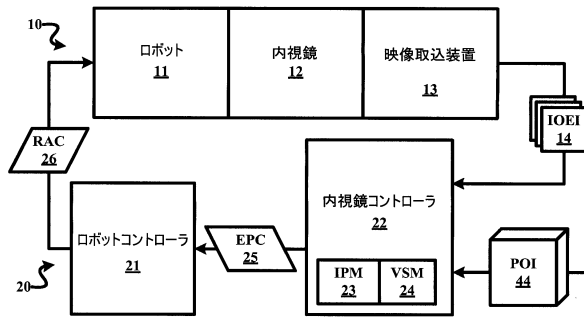
本発明を例示の態様、特徴及び実施形態を参照して説明してきたが、開示のシステム及び方法はそのような例示の態様、特徴及び / 又は実施形態に限定されない。むしろ、当業者には本明細書で述べた説明から既に明らかなように、開示のシステム及び方法は、本発明の精神又は範囲から逸脱することなく、変更、変形及び改善を許容する。従って、そのような変更、変形及び改善は明らかに本発明の範囲に含まれる。

10

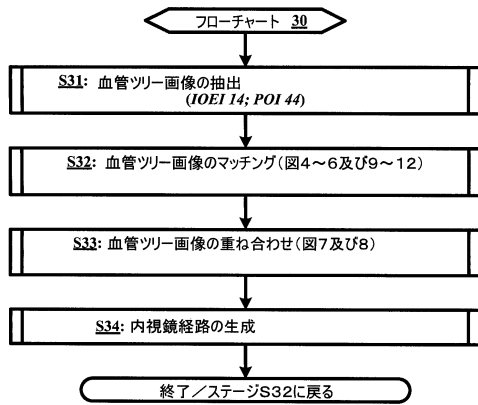
20

30

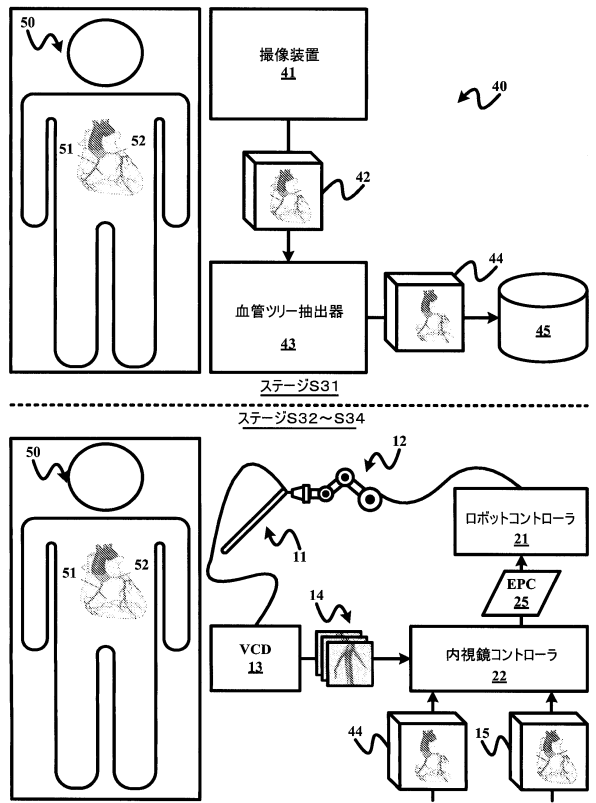
【図1】



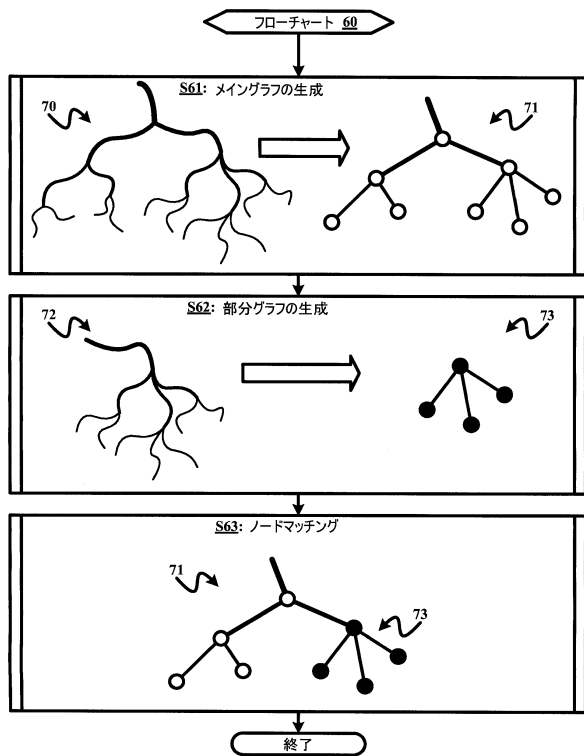
【図2】



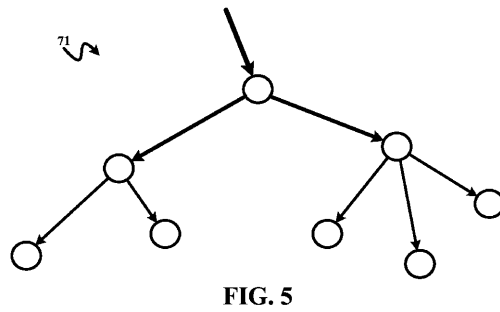
【図3】



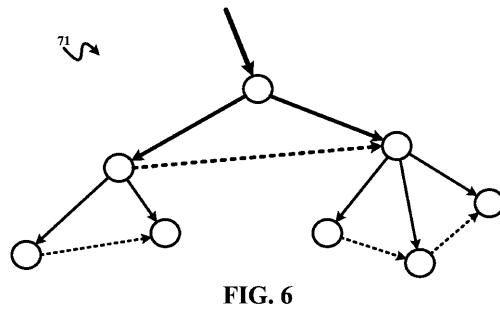
【図4】



【図5】



【図6】



【図7】

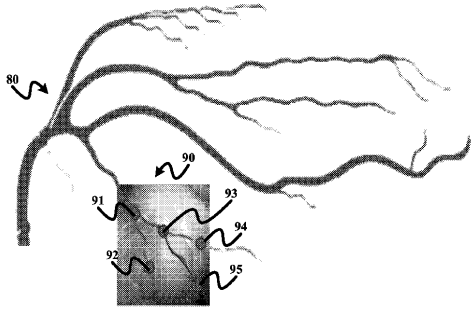


FIG. 7

【図8】

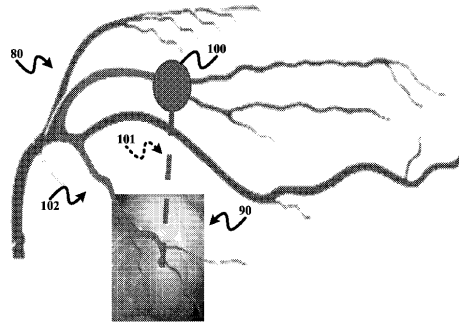
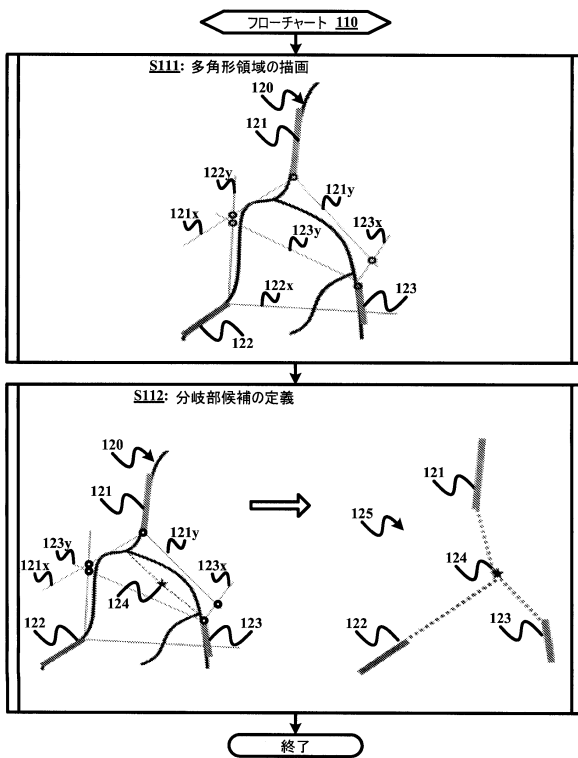


FIG. 8

【図9】



【図10】

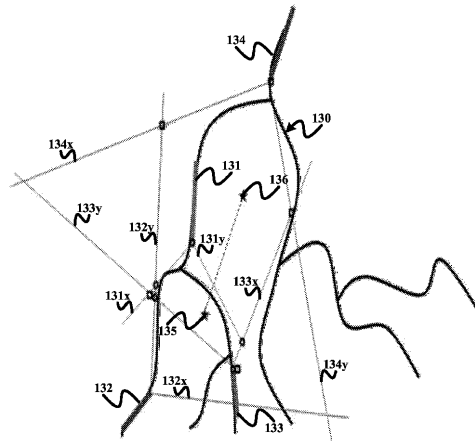
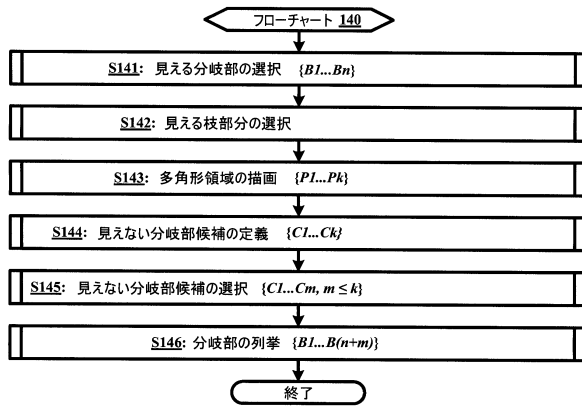
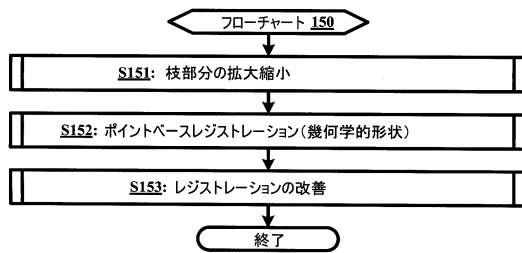


FIG. 10

【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



## フロントページの続き

(74)代理人 100091214

弁理士 大貫 進介

(72)発明者 ポボヴィッチ, アレクサンドラ

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 4 4

(72)発明者 エルハワリー, ハイサム

オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 4 4

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 特開2007-244746(JP, A)

特開2005-278888(JP, A)

特開2007-044488(JP, A)

特開2006-198032(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 B 6 / 0 0

A 6 1 B 5 / 0 5 5

A 6 1 B 3 4 / 0 0

专利名称(译)	血管树图像中隐形分叉的检测		
公开(公告)号	<a href="#">JP6122875B2</a>	公开(公告)日	2017-04-26
申请号	JP2014555378	申请日	2013-02-04
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	ポポヴィッチアレクサンドラ エルハワリーハイサム		
发明人	ポポヴィッチ,アレクサンドラ エルハワリー,ハイサム		
IPC分类号	A61B1/04 A61B6/03 A61B1/00		
CPC分类号	G06T7/337 A61B1/00009 A61B1/0005 G06T2200/04 G06T2207/10068 G06T2207/10072 G06T2207/20072 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B6/03.360.G A61B6/03.377 A61B6/03.360.E A61B1/00.320.Z		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/595315 2012-02-06 US		
其他公开文献	JP2015505502A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

图像配准系统，内窥镜（12）和内窥镜控制器（22）。在操作中，内窥镜（12）生成包括在手术中内窥镜图像（14）内可见的血管树的多个分支的解剖区域内的血管树的手术中内窥镜图像（14），作为在手术中内窥镜图像（14）内不可见的脉管树的分叉。内窥镜控制器（22）图像将血管树的手术中操作内窥镜图像（14）注册到血管树的手术前三维图像（44）。图像配准包括血管树的分叉的图形表示的图像匹配，所述图形表示由血管树的手术中内窥镜图像（14）内可见的血管树的分支所指示，血管树在血管树的术前三维图像（44）内可见。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6122875号 (P6122875)
(45) 発行日 平成29年4月26日 (2017. 4. 26)		(24) 登録日 平成29年4月7日 (2017. 4. 7)
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 370	
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 360G	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03 377	
	A 6 1 B 6/03 360E	
	A 6 1 B 1/00 320Z	
		請求項の数 15 (全 16 頁)
(21) 出願番号 特願2014-555378 (P2014-555378)	(73) 特許権者 590000248	
(66) (22) 出願日 平成25年2月4日 (2013. 2. 4)	コーニンクレッカ フィリップス エヌ	
(65) 公表番号 特表2015-505502 (P2015-505502A)	ヴェ	
(43) 公表日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)	KONINKLIJKE PHILIPS	
(86) 国際出願番号 PCT/IB2013/050938	N. V.	
(87) 国際公開番号 W02013/118047	オランダ国 5656 アーエー アイ	
(87) 国際公開日 平成25年8月15日 (2013. 8. 15)	ドーフエン ハイテック キャンパス 5	
審査請求日 平成28年2月3日 (2016. 2. 3)	High Tech Campus 5,	
(31) 優先権主張番号 61/595, 315	NL-5656 AE Eindhoven	
(32) 優先日 平成24年2月6日 (2012. 2. 6)	n	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	(74) 代理人 100107766	
	弁理士 伊東 忠重	
	(74) 代理人 100070150	
	弁理士 伊東 忠彦	
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管ツリー画像内での見えない分岐部の検出