

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2015-505502

(P2015-505502A)

(43) 公表日 平成27年2月23日(2015.2.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 9 3
<b>A 6 1 B</b> 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	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	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2014-555378 (P2014-555378)  
 (86) (22) 出願日 平成25年2月4日(2013.2.4)  
 (85) 翻訳文提出日 平成26年8月1日(2014.8.1)  
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2013/050938  
 (87) 国際公開番号 W02013/118047  
 (87) 国際公開日 平成25年8月15日(2013.8.15)  
 (31) 優先権主張番号 61/595,315  
 (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)

(71) 出願人 590000248  
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ  
 ヴェ  
 オランダ国 5656 アーエー アイ  
 ドーフエン ハイテック キャンパス 5  
 (74) 代理人 100107766  
 弁理士 伊東 忠重  
 (74) 代理人 100070150  
 弁理士 伊東 忠彦  
 (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, 5656 アーエー アイ  
 ドーフエン, ハイ・テク・キャンパス 4  
 4

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) 【要約】

画像レジストレーションシステム、内視鏡（12）及び内視鏡コントローラ（22）である。動作時、内視鏡（12）は、解剖領域内の血管ツリーの術中内視鏡画像（14）を生成し、該画像は該術中内視鏡画像（14）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（14）内では見えない前記血管ツリーの分岐部を示す。内視鏡コントローラ（22）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（14）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（44）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。

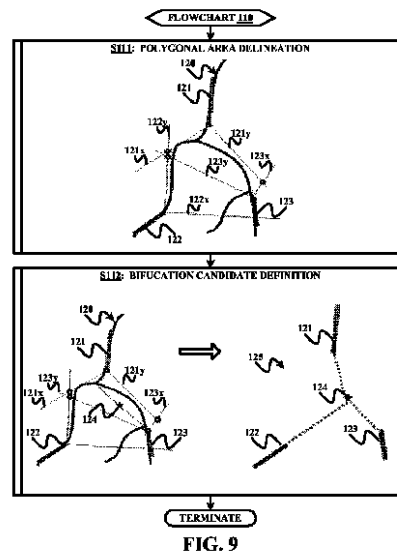


FIG. 9

**【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し、

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、画像レジスト  
レーションシステム。

10

**【請求項 2】**

前記画像マッチングは：

前記血管ツリー術前 3 次元画像の幾何学的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幾何学的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；

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。

30

**【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

異なる枝部分の重なり合った線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。

40

**【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】**

50

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。

【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み、

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幾何学的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み、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 13】

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 14】

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 次元画像の幾何学的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 15】

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。

【請求項 16】

画像レジストレーション方法であって、

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し、

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、画像レジストレーション方法。

【請求項 17】

前記画像マッチング工程は：

前記血管ツリー術前3次元画像の幾何学的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幾何学的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；

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の前記血管ツリーの見える枝が示す前記血管ツリーの分岐部を表す、請求項16に記載の画像レジストレーション方法。

10

【請求項18】

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17に記載の画像レジストレーション方法。

【請求項19】

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工程に従って、前記血管ツリー術前3次元画像の幾何学的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16に記載の画像レジストレーション方法。

20

【請求項20】

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16に記載の画像レジストレーション方法。

【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。

30

【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。

40

【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

50

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）状態で動作する場合が多い。

#### 【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。

#### 【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。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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 1 】

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】

## 【 0 0 1 2 】

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。

10

## 【 0 0 1 3 】

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。

20

## 【 0 0 1 4 】

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。

30

## 【 0 0 1 5 】

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】

## 【 0 0 1 6 】

【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。

40

【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。

50

【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。

【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。

10

【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フォーム）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。

20

【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。

30

【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。

40

【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任意の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

50

ントローラ 2 2 を含む。

【 0 0 2 4 】

本明細書では、ロボットコントローラ 2 1 は、内視鏡処置のためにロボット 1 1 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 ( 「 R A C 」 ) 2 6 をロボット 1 1 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 2 1 は、内視鏡コントローラ 2 2 からの内視鏡位置コマンド ( 「 E P C 」 ) 2 5 をロボットアクチュエーターコマンド 2 6 に変換する。例えば、内視鏡位置コマンド 2 5 は、解剖領域内の内視鏡 1 2 の視野の所望の 3 D 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 2 1 はコマンド 2 5 を、ロボット 1 1 の各モーターに内視鏡 1 2 を該所望の 3 D 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 2 6 に変換する。

10

【 0 0 2 5 】

本明細書では、内視鏡コントローラ 2 2 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 2 2 は画像処理モジュール ( 「 I P M 」 ) 2 3 を包含し得る。本明細書では、画像処理モジュール 2 3 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広く定義される。特に、図 2 に示すフローチャート 3 0 のステージ S 3 2 及び S 3 3 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 2 2 はビジュアルサーボモジュール ( 「 V S M 」 ) 2 4 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 2 4 は、解剖領域内の内視鏡 1 2 の視野の所望の 3 D 位置に至る内視鏡経路を示す内視鏡位置コマンド 2 5 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 2 5 は、図 2 に示すフローチャート 3 0 のステージ S 3 4 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。

20

【 0 0 2 6 】

内視鏡コントローラ 2 2 のさらなる理解を容易にするために、フローチャート 3 0 を以下で説明する。

【 0 0 2 7 】

図 2 を参照して、フローチャート 3 0 のステージ S 3 1 は、身体の任意の解剖領域の術前 3 D 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、3 D 撮像装置 ( 例えば、C T 装置、X 線装置又は M R I 装置 ) を操作して、患者 5 0 の左冠動脈 5 1 及び右冠動脈 5 2 を示す、患者 5 0 の胸部の術前 3 D 画像を生成する。その後、血管ツリー抽出器 4 3 を操作して、画像 4 2 から冠動脈ツリーの幾何学的表現 4 4 を抽出する。幾何学的表現 4 4 はデータベース 4 5 に保存され得る。実際には、画像 4 2 を生成し、画像 4 2 から冠動脈ツリーの 3 D データセットを抽出するのに、フィリップス社が販売する Brilliance i C T スキャナが用いられ得る。

30

【 0 0 2 8 】

図 2 に戻って、フローチャート 3 0 のステージ S 3 2 は、画像処理モジュール 2 3 が血管ツリーの 1 つ以上の術中内視鏡画像 1 4 ( 図 1 ) の図的表現を、血管ツリーの術前 3 D 画像 4 4 ( 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 1 2 は、映像取込装置 1 3 によって取り込まれた患者 5 0 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 1 4 に変換する。それにより、内視鏡コントローラ 2 2 の画像処理モジュール 2 3 が、冠動脈ツリーの術中内視鏡画像 1 4 の図的表現を冠動脈ツリーの術前 3 D 画像 4 4 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 2 3 は、図 4 に示すフローチャート 6 0 が例示的に表す本発明の血管ツリー画像マッ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。

40

【 0 0 2 9 】

50

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。

#### 【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。

#### 【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。

#### 【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【0036】

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S33は、動脈ツリーの術中内視鏡画像14に動脈ツリーの術前3D画像44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14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、ホモグラフィマッチング)を用いて術前3D画像44のノード及び術中内視鏡画像14から検出され得る。

10

【0037】

例えば、図7は、術中内視鏡画像90のノード91~95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80を示す。ノード91~95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80の倍率を決定して、図示する術中内視鏡図90に幾何学的表現80を重ねることができるようにもよい。

20

【0038】

実際には、ステージS32のグラフマッチング(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ー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14内の少なくとも一部の構造に対する内視鏡12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。

【0039】

再び図2を参照して、フローチャート30のステージS34は、ビジュアルサーボモジュール24が、血管ツリーの術中内視鏡画像14(図1)に重ねられた血管ツリーの術前3D画像44(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24はロボットコントローラ21に対する内視鏡位置コマンド25を生成する。それにより、内視鏡12(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11は、外科医が術前3D画像44上で選択する位置に内視鏡12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11がその所望の位置に向けて内視鏡12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11は所望の位置100への最短経路101に沿って又は所望の位置100への冠動脈経路102に沿って内視鏡12を移動させ得る。冠動脈経路102であれば、ロボット11が内視鏡12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102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102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)。

30

40

【0040】

実際には、ロボット11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S32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14の縫い合わせ)内視鏡12の視野が広げられ得る。

【0041】

本明細書で前述したように、図2に示すフローチャート30のステージ32及び33は

50

、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。

【0042】

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、内視鏡の視界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4 4の血管ツリーを内視鏡映像1 4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1 2は通例校正されておらず、内視鏡1 2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1 4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。

10

【0043】

図9~図12は、内視鏡映像1 4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1 4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S 3 2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6 0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。

20

【0044】

図9を参照して、フローチャート1 1 0は、解剖領域の術前3 D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1 1 0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。

【0045】

フローチャート1 1 0のステージS 1 1 1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。

30

【0046】

具体的には、ステージS 1 1 1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でマーキングすることを含む。例えば、ステージS 1 1 1は動脈ツリーのサブツリー1 2 0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1 2 1~1 2 3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1 2 0の分岐部の双方は脂肪に覆われている。

【0047】

ステージS 1 1 1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)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S 1 1 1は、サブツリー1 2 0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1 2 1から伸びた線 $1 2 1 x - 1 2 1 y$ 、部分1 2 2から伸びた線 $1 2 2 x - 1 2 2 y$ 及び部分1 2 3から伸びた線 $1 2 3 x - 1 2 3 y$ 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3 D走査から最大可能角度が抽出され得る。

40

【0048】

ステージS 1 1 1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1 2 0の分

50

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 1 2 1 ~ 1 2 3 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 1 2 1 ~ 1 2 3 は全く異なる枝に属する可能性が高い。

【 0 0 4 9 】

フローチャート 1 1 0 のステージ S 1 1 2 は、ステージ S 1 1 1 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 S 1 1 2 に示すように、多角形領域の中心 1 2 4 が分岐部として定義され得る。代替の実施形態では、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。

10

【 0 0 5 0 】

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 S 1 1 2 は、見える枝部分 1 2 1 ~ 1 2 3 によって定義される分岐部 1 2 4 に基づく図的表現 1 2 5 を示す。この図的表現 1 2 5 は、フローチャート 6 0 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)。

【 0 0 5 1 】

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 1 2 4 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 1 2 2 に求める場合は、その誤った分岐点 1 2 4 に鑑みて図的表現 1 2 5 は理にかなわないと見做され得る。この場合、図的表現 1 2 5 が廃棄され、フローチャート 1 1 0 が再度実行され得る。

20

【 0 0 5 2 】

フローチャート 1 1 0 のさらなる理解を容易にするために、図 1 0 は、動脈ツリーのサブツリー 1 3 0 の見える 4 つの枝部分 1 3 1 ~ 1 3 4 のマーキングを示す。計 4 つの多角形領域候補が、部分 1 3 1 ~ 1 3 4 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 1 3 1 - 1 3 2 - 1 3 3 の線  $x - y$  が第 1 の多角形領域を形成し、部分 1 3 2 - 1 3 3 - 1 3 4 からの線  $x - y$  が第 2 の多角形領域を形成し、部分 1 3 2 - 1 3 4 からの線  $x - y$  が第 3 の多角形領域を形成し、部分 1 3 3 - 1 3 4 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 1 3 5 は多角形領域 1 3 1 - 1 3 2 - 1 3 3 の中心であり、分岐部候補 1 3 6 は多角形領域 1 3 2 - 1 3 3 - 1 3 4 の中心である。多角形領域 1 3 1 - 1 3 2 - 1 3 3 は多角形領域 1 3 2 - 1 3 3 - 1 3 4 の内にあるため、2 つの分岐部候補 1 3 5 及び 1 3 6 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。

30

【 0 0 5 3 】

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 1 1 は、フローチャート 6 0 (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 1 4 0 を示す。

40

【 0 0 5 4 】

フローチャート 1 4 0 のステージ S 1 4 1 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 1 4 0 のステージ S 1 4 2 は、フローチャート 1 1 0 (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 1 4 0 のステージ S 1 4 3 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 1 4 0 のステージ S 1 4 4 は、 $k$  個の見えない分岐部候補  $C$  を定義することを含む。

【 0 0 5 5 】

50

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  
。

【0056】

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12は、ステージS32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3D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  
33により術前3D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150を示す。例えば、術前3D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SI単位で読み出すことができる。

10

【0057】

具体的には、フローチャート150のステージS152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150のステージS153で利用され、今度はそ  
れがステージS32の初期画像レジストレーションの改善に使用される。

20

【0058】

再び図1を参照して、実際には、モジュール23及び24は、図示の内視鏡コントロー  
ラ22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。

【0059】

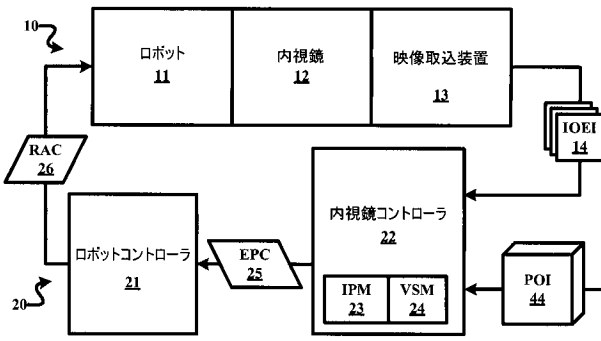
本明細書で述べた図1~図12の説明から、当業者は、限定されないが、任意の種類  
の血管に対して行われる任意の種類の内視鏡手術への本発明の適用を含む本発明の数多くの  
利点分かる。

30

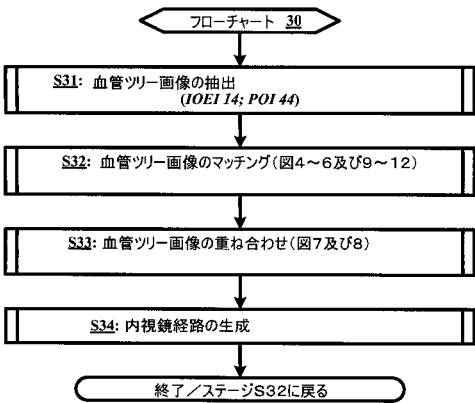
【0060】

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。

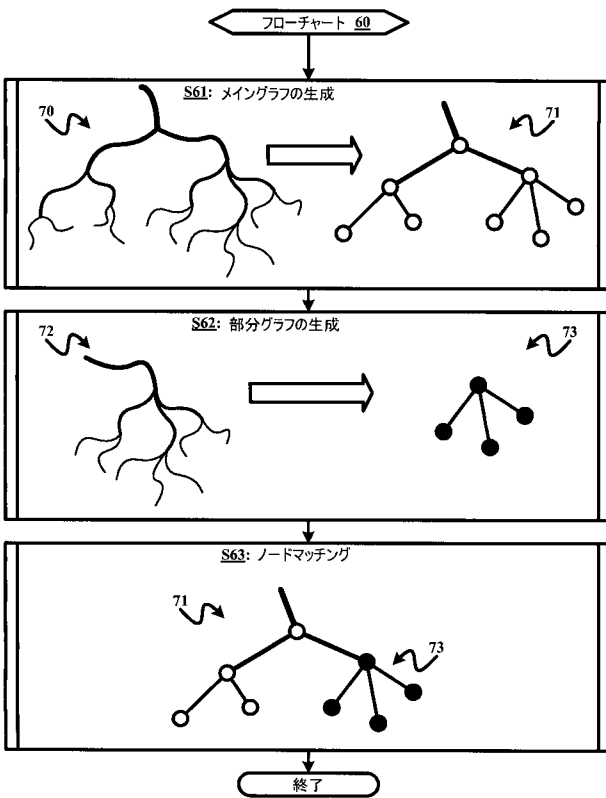
【 図 1 】



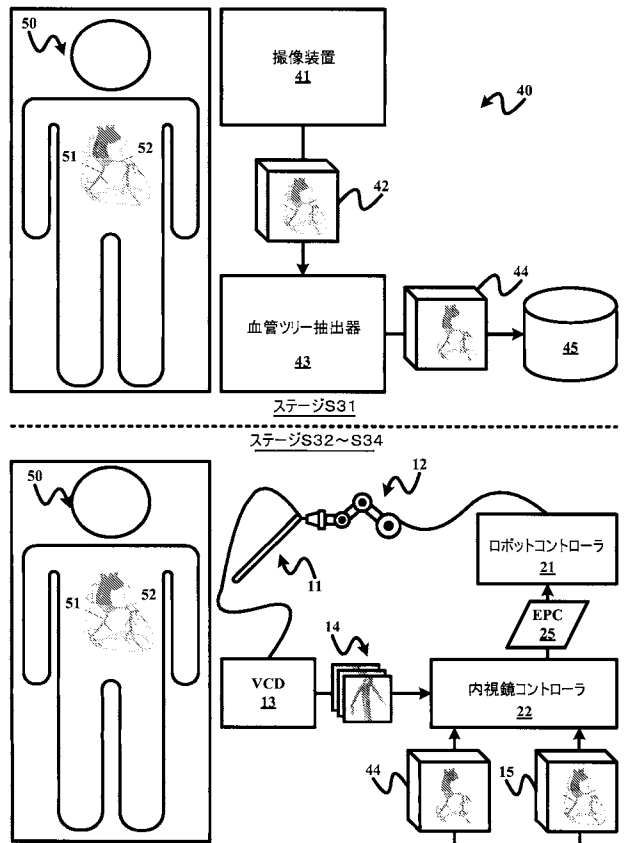
【 図 2 】



【 図 4 】



【 図 3 】



【 図 5 】

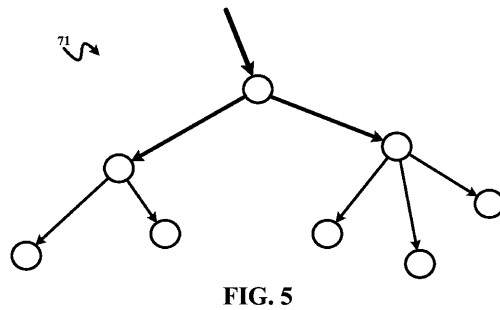


FIG. 5

【 図 6 】

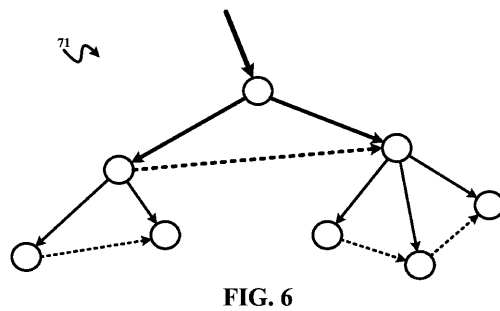


FIG. 6

【 図 7 】

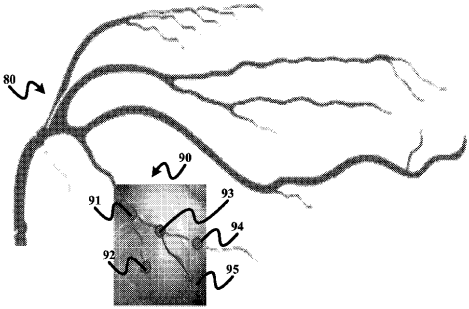


FIG. 7

【 図 8 】

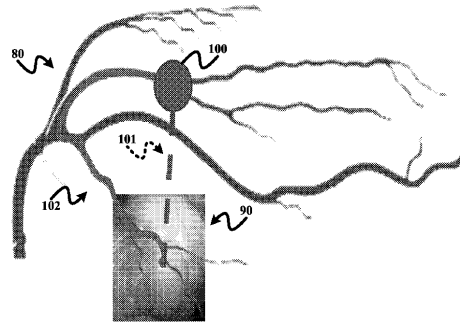
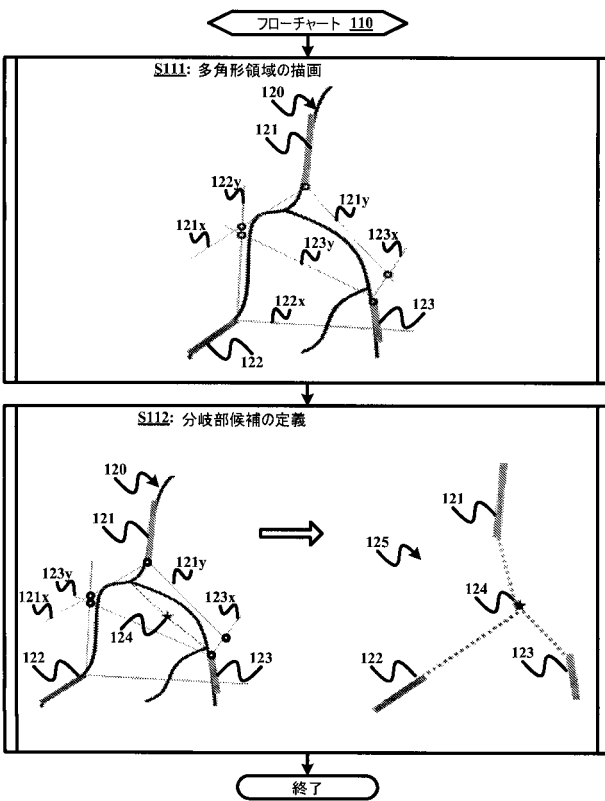


FIG. 8

【 図 9 】



【 図 10 】

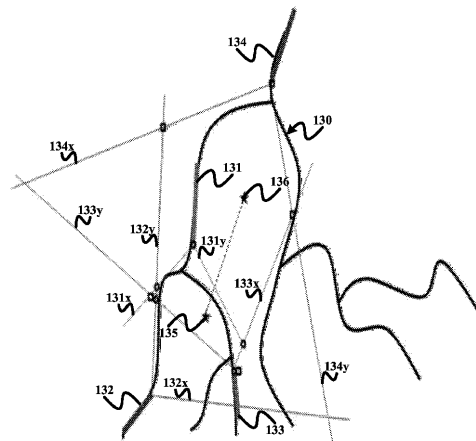
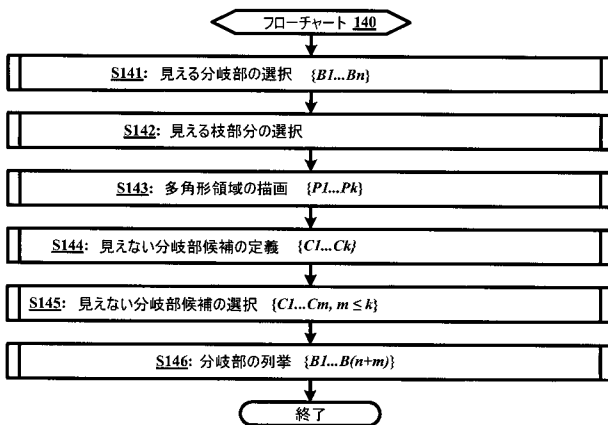
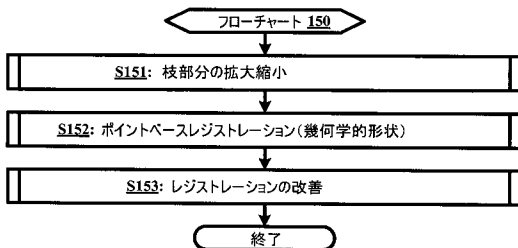


FIG. 10

【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



## 【 手続補正書 】

【 提出日 】平成26年8月7日(2014.8.7)

## 【 手続補正 1 】

【 補正対象書類名 】特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】全文

【 補正方法 】変更

【 補正の内容 】

【 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し、  
 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、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次元画像の幾何学的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幾何学的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；  
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。

【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

異なる枝部分の重なり合った線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。

【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。

【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、

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幾何学的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13】

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に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に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14】

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次元画像の幾何学的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15】

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。

## 【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2013/050938

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. A61B1/00 G06T7/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2008/111070 A2 (TOLKOWSKY DAVID [IL]) 18 September 2008 (2008-09-18) abstract page 15, line 16 - page 28, line 2 page 34, line 2 - line 29 page 35, line 3 - page 61, line 15 figures 1A, 1B, 2 claims 1-3, 62-82	1,16 2-15, 17-20
X Y	WO 2010/046802 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; TROVATO KAREN IRENE [US]; POPOVIC) 29 April 2010 (2010-04-29) the whole document	1 2-15, 17-20
	----- -/--	
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
*E* earlier application or patent but published on or after the international filing date		*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
*L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*Z* document member of the same patent family
*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
11 June 2013	19/06/2013	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer  Tommaso, Giovanni	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2013/050938
---

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2010/133982 A2 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; LIU XIN [US]; GUTIERREZ LUIS FELI) 25 November 2010 (2010-11-25)	1
Y	the whole document	2-15, 17-20
X,P	----- WO 2012/035492 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; POPOVIC ALEKSANDRA [RS]) 22 March 2012 (2012-03-22) the whole document	1-20
A	----- US 7 689 019 B2 (BOESE JAN [DE] ET AL) 30 March 2010 (2010-03-30) the whole document	1-20
A	----- US 2009/163800 A1 (XU CHENYANG [US] ET AL) 25 June 2009 (2009-06-25) the whole document	1-20
A	----- US 2005/027193 A1 (MITSCHKE MATTHIAS [DE] ET AL) 3 February 2005 (2005-02-03) the whole document -----	1-20

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2013/050938

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2008111070 A2	18-09-2008	EP 2117436 A2 US 2010041949 A1 WO 2008111070 A2	18-11-2009 18-02-2010 18-09-2008
WO 2010046802 A1	29-04-2010	CN 102186404 A EP 2348954 A1 JP 2012505695 A US 2011282151 A1 WO 2010046802 A1	14-09-2011 03-08-2011 08-03-2012 17-11-2011 29-04-2010
WO 2010133982 A2	25-11-2010	CN 102428496 A EP 2433262 A2 JP 2012527286 A TW 201108158 A US 2012069167 A1 WO 2010133982 A2	25-04-2012 28-03-2012 08-11-2012 01-03-2011 22-03-2012 25-11-2010
WO 2012035492 A1	22-03-2012	CN 103108602 A WO 2012035492 A1	15-05-2013 22-03-2012
US 7689019 B2	30-03-2010	CN 1864635 A DE 102005023167 A1 US 2006262970 A1	22-11-2006 23-11-2006 23-11-2006
US 2009163800 A1	25-06-2009	NONE	
US 2005027193 A1	03-02-2005	DE 10323008 A1 US 2005027193 A1	23-12-2004 03-02-2005

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC

(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 アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス 4 4

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA15 CA21 FF13 FF37 FF42

4C161 AA21 JJ10 WW02 WW04 WW08 YY12

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="#">JP2015505502A</a>	公开(公告)日	2015-02-23
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		
[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		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA15 4C093/CA21 4C093/FF13 4C093/FF37 4C093/FF42 4C161/AA21 4C161/JJ10 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	61/595315 2012-02-06 US		
其他公开文献	JP6122875B2		
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）在解剖区域中生成血管树的术中内窥镜图像（14），该图像是在术中内窥镜图像中可见的多个血管树。，这表示血管树的分叉，这在术中内窥镜图像中是不可见的（14）。内窥镜控制器（22）利用血管树的术前三维图像执行术中血管树内窥镜图像的图像配准。其中，图像配准是由血管树的分支指示的血管树的分支的图形表示，其在血管树术中内窥镜图像（14）中可见，具有血管树术前3D图像（44）并且图像匹配图像中血管树的分支的图形表示。

