

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5955847号
(P5955847)

(45) 発行日 平成28年7月20日 (2016. 7. 20)

(24) 登録日 平成28年6月24日 (2016. 6. 24)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 34/20 (2016. 01)

A 6 1 B 34/20

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0

請求項の数 20 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-528806 (P2013-528806)
 (86) (22) 出願日 平成23年9月13日 (2011. 9. 13)
 (65) 公表番号 特表2013-541365 (P2013-541365A)
 (43) 公表日 平成25年11月14日 (2013. 11. 14)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2011/053998
 (87) 国際公開番号 W02012/035492
 (87) 国際公開日 平成24年3月22日 (2012. 3. 22)
 審査請求日 平成26年9月5日 (2014. 9. 5)
 (31) 優先権主張番号 61/382, 980
 (32) 優先日 平成22年9月15日 (2010. 9. 15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管ツリー画像に基づく内視鏡のロボット制御

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ロボットユニットと、
 制御ユニットと、
 を有し、前記ロボットユニットが、
 解剖学的領域内の血管ツリーの術中内視鏡画像を生成する内視鏡と、
 前記解剖学的領域内で前記内視鏡を移動させるロボットと、
 を有し、前記制御ユニットが、
 前記解剖学的領域内に内視鏡パスを生成する内視鏡コントローラであって、前記内視鏡
 パスは、前記血管ツリーの術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの術前
 3次元画像のグラフィック表現とのマッチングから導出される、内視鏡コントローラと、
 前記内視鏡パスに従って前記解剖学的領域内で前記内視鏡を移動させるよう、前記ロボ
 ットに命じるロボットコントローラと、
 を有する、ロボットガイディングシステム。

【請求項 2】

前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの前記術
 前3次元画像のグラフィック表現とのマッチングが、
 前記血管ツリーの前記術前3次元画像の幾何学的表現から導出されるメイングラフを生
 成し、
 前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像の幾何学的表現から導き出されるサブグラフを生

10

20

成し、

前記サブグラフを前記メイングラフとマッチングする、
ことを含む、請求項 1 に記載のロボットガイディングシステム。

【請求項 3】

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

前記サブグラフは、前記ノードのメインセットのサブセットを含み、前記サブセットは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像内の前記血管ツリーの各々の分岐部を表す、請求項 2 に記載のロボットガイディングシステム。

【請求項 4】

前記サブグラフの前記メイングラフとのマッチングは、前記メイングラフにおけるノードの垂直方向の順序及び水平方向の順序のうち少なくとも 1 つを確立することを含む、請求項 3 に記載のロボットガイディングシステム。

【請求項 5】

前記内視鏡コントローラは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像のグラフィック表現とのマッチングに従って、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像の幾何学的表現を、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像にオーバーレイする、請求項 2 に記載のロボットガイディングシステム。

【請求項 6】

前記内視鏡コントローラは更に、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像の幾何学的表現の、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像とのオーバーレイの中に、前記内視鏡パスを生成する、請求項 5 に記載のロボットガイディングシステム。

【請求項 7】

前記サブグラフの前記メイングラフとのマッチングは、前記ノードのサブセットと前記ノードのメインセットとの複数のマッチング結果を含み、

前記複数のマッチング結果のうち 1 つが、前記サブグラフの前記メイングラフとの合致として選択される、請求項 3 に記載のロボットガイディングシステム。

【請求項 8】

前記血管ツリーは冠状動脈樹である、請求項 1 に記載のロボットガイディングシステム。

【請求項 9】

解剖学的領域内の血管ツリーの術中内視鏡画像を生成する内視鏡、及び前記解剖学的領域内で内視鏡を移動させるロボット、のための制御ユニットであって、

前記解剖学的領域内に内視鏡パスを生成する内視鏡コントローラであって、前記内視鏡パスは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの術前 3 次元画像のグラフィック表現とのマッチングから導出される、内視鏡コントローラと、

前記内視鏡パスに従って前記解剖学的領域内で前記内視鏡を移動させるよう、前記ロボットに命じるロボットコントローラと、

を有する、制御ユニット。

【請求項 10】

前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像のグラフィック表現とのマッチングが、

前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像の幾何学的表現から導出されるメイングラフを生成し、

前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像の幾何学的表現から導き出されるサブグラフを生成し、

前記サブグラフを前記メイングラフとマッチングする、
ことを含む、請求項 9 に記載の制御ユニット。

【請求項 11】

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

前記サブグラフは、前記ノードのメインセットのサブセットを含み、前記サブセットは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像内の血管ツリーの各々の分岐部を表す、請求項 10 に記載の制御ユニット。

【請求項 12】

前記サブグラフの前記メイングラフとのマッチングは、前記メイングラフのノードの垂直方向の順序及び水平方向の順序のうち少なくとも 1 つを確立することを含む、請求項 11 に記載の制御ユニット。

【請求項 13】

前記内視鏡コントローラは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像のグラフィック表現とのマッチングに従って、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像の幾何学的表現を、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像にオーバーレイする、請求項 10 に記載の制御ユニット。

【請求項 14】

前記内視鏡コントローラは更に、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像の幾何学的表現の、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像とのオーバーレイの中に、前記内視鏡パスを生成する、請求項 13 に記載の制御ユニット。

【請求項 15】

前記サブグラフの前記メイングラフとのマッチングは、前記ノードのサブセットと前記ノードのメインセットとの複数のマッチング結果を含み、

前記複数のマッチング結果のうち 1 つが、前記サブグラフの前記メイングラフとの合致として選択される、請求項 11 に記載の制御ユニット。

【請求項 16】

ロボットガイディングシステムの作動方法であって、

前記システムの内視鏡が、解剖学的領域内の血管ツリーの術中内視鏡画像を生成するステップと、

前記システムの内視鏡コントローラが、前記解剖学的領域内に内視鏡パスを生成するステップであって、前記内視鏡パスは、前記血管ツリーの術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの術前 3 次元画像のグラフィック表現とのマッチングから導出される、ステップと、

前記システムのロボットコントローラが、前記内視鏡パスに従って前記解剖学的領域内で前記内視鏡を移動させるよう、前記ロボットに命じるステップと、を含む方法。

【請求項 17】

前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像のグラフィック表現とのマッチングが、

前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像の幾何学的表現から導出されるメイングラフを生成し、

前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像の幾何学的表現から導出されるサブグラフを生成し、

前記サブグラフを前記メイングラフとマッチングする、ことを含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

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

前記サブグラフは、前記ノードのメインセットのサブセットを含み、

前記サブセットは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像内の血管ツリーの各々の分岐部を表す、

請求項 17 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 19】

前記内視鏡コントローラが、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像のグラフィック表現の、前記血管ツリーの前記術前3次元画像のグラフィック表現とのマッチングに従って、前記血管ツリーの前記術前3次元画像の幾何学的表現を、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像にオーバーレイする、請求項17に記載の方法。

【請求項 20】

前記内視鏡パスは、前記血管ツリーの前記術前3次元画像の幾何学的表現の、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像へのオーバーレイの中に生成される、請求項19に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、最小侵襲性の外科的プロシージャ（例えば、最小侵襲性の冠動脈バイパス外科手術）の間の、内視鏡のロボット制御に関する。本発明は、特に、内視鏡をロボット制御でガイドするための基礎として、術前3次元（「3D」）血管ツリー画像のグラフィック表現を、術中内視鏡血管ツリー画像のグラフィック表現とマッチングすることに関する。

【背景技術】

【0002】

冠動脈バイパス術（Coronary artery bypass grafting、「CABG」）は、閉塞した冠動脈の血管再生のための外科的プロシージャである。毎年約50万件の手術が、米国で実施されている。従来のCABGでは、患者の胸骨が切開され、患者の心臓が、外科医に十分に露出される。心臓の露出にもかかわらず、ある動脈は、それら動脈より上の脂肪組織層により、部分的に見えないことがある。このような動脈に関して、外科医は、心臓表面を触診し、動脈からの脈打つ血液及び動脈の狭窄を感じることができる。しかしながら、このデータは、貧弱であり、外科的な計画を外科的な現場に移すには十分でないことがある。

20

【0003】

最小侵襲性のCABGにおいて、外科医は、心臓表面を触診することができないので、従来のCABGの上述の問題が増幅される。更に、最小侵襲性のCABGにおいて使用される外科器具の長さは、ツールの近位端からの触覚フィードバックを妨げる。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来のCABGに関する問題に対処するための1つの知られている技法は、術中の部位を、術前3D冠動脈ツリーと位置合わせすることである。具体的には、光学的に追跡されるポイントが、開かれた心臓状況で動脈の位置をデジタル化するために使用され、位置情報は、当分野で知られている反復的な最近接点（「ICP」）アルゴリズムを使用して術前ツリーと位置合わせされる。しかしながら、この技法は、デジタル化された動脈及び術前データをマッチングする任意の関連するアプローチの場合のように、小さいポートアクセスによって課される空間制約のため、最小侵襲性のCABGに関して実際のでない。更に、この技法は、動脈の大部分が目に見えること又は外科医によって触診されることを必要とするが、触診は、最小侵襲性のCABGでは不可能である。

40

【0005】

最小侵襲性のCABGに関する問題に対処するための1つの知られている技法は、心臓表面が、光学的に追跡される内視鏡を使用して再構成され、同じ表面の術前コンピュータグラフィック（「CT」）データとマッチングされる、位置合わせ方法を実現することである。しかしながら、この技法は、表面を導出するために使用される内視鏡ビューがあまりに小さい場合、表面ベースのマッチングを提案する任意の関連するアプローチと同様に失敗することがある。更に、心臓表面は、特定の表面特徴なしに相対的に滑らかであるの

50

で、この技法のアルゴリズムは、多くの場合、アルゴリズムの準最適の極大で機能する。

【0006】

最小侵襲性のC A B Gに関する問題に対処するための別の知られている技法は、以前に標識化されたケース及びグラフベースのマッチングのデータベースを使用して、新しい患者から抽出される冠動脈ツリーを標識化することである。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のみ機能し、その目標は、ジオメトリをマッチングすることではなく、ツリーを標識化することである。

【0007】

術前3D画像に対するグローバルな位置付けが達成されると、最小侵襲性のC A B Gの他の問題は、内視鏡の向き及びガイダンスである。位置合わせの目標は、吻合部位及び狭窄の位置特定を容易にすることである。標準の装置において、内視鏡は、アシスタントによって保持され、外科医は、2つの器具を保持する。外科医は、アシスタントに命令を出し、アシスタントは、それに応じて内視鏡を移動させる。この種の装置は、アシスタントが、一般に外科医の基準フレームで発行される外科医の命令を、アシスタントの基準フレーム及び内視鏡の基準フレームに直観的に変換する必要があるため、外科医の手・目の協調を妨げる。複数の座標系は、さまざまなハンドリング誤差を引き起こし、又は外科手術を長引かせ、又は冠動脈の誤った識別を引き起こしうる。

10

【0008】

外科医が、外科医の頭部の検知される動きを通じて内視鏡を直接制御することを可能にするように設計される外科内視鏡アシスタントは、制御ループからアシスタントを除去することによって、それらの問題のいくらかを解決することができるが、外科医の基準フレームと内視鏡の基準フレームの間の変換の問題は依然として残る。

20

【課題を解決するための手段】

【0009】

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、3DX線画像又はMRI画像)及び術中内視鏡画像、に示される血管ツリー(例えば、動脈、毛細血管又は静脈の分岐部)のグラフィック表現をマッチングし、術前3D画像からの血管ツリーを術中内視鏡画像にオーバーレイし、オーバーレイを使用して、術前3D画像に規定されるロケーションへ、内視鏡を保持するロボットをガイドする方法を提供する。

30

【0010】

本発明の1つの形態は、ロボットユニット及び制御ユニットを用いるロボットガイディングシステムである。

【0011】

ロボットガイディングシステムは、ロボットユニット及び制御ユニットを用いる。ロボットユニットは、解剖学的領域内の血管ツリーの術中内視鏡画像を生成する内視鏡と、解剖学的領域内で内視鏡を移動させるロボットと、を有する。制御ユニットは、解剖学的領域内に内視鏡パスを生成する内視鏡コントローラを有し、内視鏡パスは、血管ツリーの術中内視鏡画像のグラフィック表現を、血管ツリーの術前3次元画像のグラフィック表現とマッチングすることから導出される。制御ユニットは更に、内視鏡パスに従って解剖学的領域内で内視鏡を移動させるよう、ロボットに命令するロボットコントローラを有する。

40

【0012】

本発明の第2の形態は、解剖学的領域内の血管ツリーの術中内視鏡画像を生成し、解剖学的領域内に内視鏡パスを生成することを含むロボットガイディング方法であって、内視鏡パスが、血管ツリーの術中内視鏡画像のグラフィック表現を、血管ツリーの術前3次元画像のグラフィック表現とマッチングすることから導出される。ロボットガイディング方法は更に、内視鏡パスに従って解剖学的領域内で内視鏡を移動させるようロボットに命令することを含む。

【0013】

「術前(pre-operative)」という本明細書で用いられる語は、解剖学的領域の3次元

50

画像を取得するために、解剖学的領域の内視鏡イメージングの前、最中、又は後に実行される任意のアクティビティを記述するものとして広義に規定される。「術中 (intra-operative)」という本明細書で用いられる語は、解剖学的領域の内視鏡イメージングの間、ロボットユニット及び制御ユニットによって実行される任意のアクティビティを記述するものとして広義に規定される。解剖学的領域の内視鏡イメージングの例は、C A B G、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を含むが、これらに限定されるものではない。

【 0 0 1 4 】

本発明の上述の形態及び他の形態並びに本発明のさまざまな特徴及び利点が、添付の図面を参照して理解される本発明のさまざまな実施形態の以下の詳細な説明から、更に明らかになる。詳細な説明及び図面は、単に本発明を説明するものであって制限するものではなく、本発明の範囲は、添付の請求項及びそれと等価なものによって規定される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】本発明による、ロボットガイディングシステムの例示の実施形態を示す図。

【図 2】本発明による、ロボットガイダンス方法の例示の実施形態を表すフローチャート。

【図 3】図 2 に示されるフローチャートの例示の外科的実現例を示す図。

【図 4】本発明によるグラフマッチング方法の例示の実施形態を表すフローチャート。

【図 5】本発明による血管ツリーのメイングラフの例示的な順序付けを示す図。

【図 6】本発明による血管ツリーのメイングラフの例示的な順序付けを示す図。

【図 7】本発明による、幾何学的表現と内視鏡画像との例示的なオーバーレイ (重ね合わせ) を示す図。

【図 8】本発明による、図 7 に示されるオーバーレイの中の例示的なロボットパスを示す図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

図 1 に示されるように、ロボットガイディングシステムは、1 又は複数の分岐部 (すなわちブランチ) をもつ血管ツリーの内視鏡イメージングを伴う任意の内視鏡プロシージャのために、ロボットユニット 10 及び制御ユニット 20 を用いる。このような内視鏡プロシージャの例は、最小侵襲性の心臓手術 (例えば、冠動脈バイパス術又は僧帽弁置換術) を含むが、これに限定されるものではない。

【 0 0 1 7 】

ロボットユニット 10 は、ロボット 11、ロボット 11 に堅固に取り付けられる内視鏡 12、及び内視鏡 12 に取り付けられるビデオキャプチャ装置 13 を有する。

【 0 0 1 8 】

ロボット 11 は、特定の内視鏡プロシージャの必要に応じてエンドエフェクタを操るための 1 又は複数の関節のモータ制御を具えて構成される任意のロボット装置として、ここに広義に規定される。実際、ロボット 11 は、4 自由度を有することができ、例えば、剛体セグメントと連続的に接続される関節を有するシリアルロボット、並列に搭載される関節及び剛体セグメントを有するパラレルロボット (例えば、当分野で知られている Stewart プラットホーム)、又はシリアル及びパラレル運動力学の混成コンビネーション、でありうる。

【 0 0 1 9 】

内視鏡 12 は、身体の内側からイメージングを行う能力を具えて構成される任意の装置として、ここに広義に規定される。本発明の目的を達成するための内視鏡 12 の例は、可撓性又は剛性の任意のタイプのスコープ (例えば、内視鏡、関節鏡、気管支鏡、コレドコスコープ、結腸内視鏡、膀胱鏡、十二指腸内視鏡、胃鏡、子宮鏡、腹腔鏡、喉頭鏡、神経内視鏡、耳鏡、プッシュ腸鏡、鼻咽頭内視鏡、S 状結腸鏡、副鼻腔内視鏡、胸鏡、その他)、及び画像システムを備えるスコープと同様の装置 (例えばイメージング能力をもつ入

10

20

30

40

50

れ子式カニューレ)を含むが、これに限定されるものではない。イメージングは、局所的であり、表面画像は、ファイバ光学素子、レンズ及び小型化された(例えばCCDベースの)イメージングシステムによって、光学的に取得されることができる。

【0020】

実際、内視鏡12は、ロボット11のエンドエフェクタに搭載される。ロボット11のエンドエフェクタの姿勢(pose)は、ロボット11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。内視鏡12が、ロボット11のエンドエフェクタに搭載される場合、解剖学的領域内の内視鏡12の視野の所与の姿勢は、ロボット座標系におけるロボット11のエンドエフェクタの明確な姿勢に対応する。従って、内視鏡12によって生成される血管ツリーの各個別の内視鏡画像は、解剖学的領域内の内視鏡12の対応する姿勢に関係付けられることができる。

10

【0021】

ビデオキャプチャ装置13は、内視鏡12からの術中内視鏡ビデオ信号を、術中内視鏡画像(「IOEI」)14のコンピュータ可読の時間シーケンスに変換する能力を具えて構成される任意の装置として、ここに広義に規定される。実際、ビデオキャプチャ装置13は、術中内視鏡ビデオ信号から個別のデジタル静止画フレームを取得するために、任意のタイプのフレーム取り込み器を用いることができる。

【0022】

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を有する。

20

【0023】

ロボットコントローラ21は、内視鏡プロシージャの必要に応じてロボット11のエンドエフェクタの姿勢を制御するために、1又は複数のロボットアクチュエータコマンド(「RAC」)26をロボット11に提供するように構成される任意のコントローラとして、ここに広義に規定される。より詳しくは、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タコマンド26に変換する。例えば、内視鏡位置コマンド25は、解剖学的領域内の内視鏡12の視野の所望の3D位置に至る内視鏡パスを示すことができ、それによって、ロボットコントローラ21は、コマンド25を、内視鏡12を所望の3D位置へ移動させるのに必要なロボット11の各モータ用駆動電流を含むコマンド26に変換する。

30

【0024】

内視鏡コントローラ22は、図2に例示として示される本発明によるロボットガイダンス方法を実現するように構成される任意のコントローラとして、ここに広義に規定される。このために、内視鏡コントローラ22は、画像処理モジュール(「IPM」)23を組み込むことができ、画像処理モジュール23は、本発明の解剖学的対象の画像位置合わせを実行するように構成される任意のモジュールとして、ここに広義に規定される。具体的には、解剖学的対象の画像位置合わせは、図2に示されるフローチャート30のステージS32及びS33によって例示的に実現されるような血管ツリー画像の位置合わせである。内視鏡コントローラ22は、視覚サーボモジュール(「VSM」)24を更に組み込むことができ、視覚サーボモジュール(「VSM」)24は、解剖学的領域内の内視鏡12の視野の所望の3D位置に至る内視鏡パスを示す内視鏡位置コマンド25を生成するように構成される任意のモジュールとして、ここに広義に規定される。具体的には、内視鏡位置コマンド25は、図2に示されるフローチャート30のステージS34によって例示的に実現されるように、血管ツリー画像の位置合わせから導出される。

40

【0025】

フローチャート30の説明が、内視鏡コントローラ22の更なる理解を容易にするために、ここに与えられる。

【0026】

図2を参照して、フローチャート30のステージS31は、術前3D画像から、血管ツリーの幾何学的表現を抽出することを含む。例えば、図3に示されるように、3Dイメー

50

ジング装置（例えば、CT装置、X線装置、又はMRI装置）は、患者50の左及び右冠動脈51及び52を示す患者50の胸部領域の術前3D画像42を生成するように動作される。その後、血管ツリー抽出器43が、画像42から冠状動脈樹の幾何学的表現44を得るように動作され、得られた冠状動脈樹の幾何学的表現44は、データベース45に記憶されることができる。実際、Philipsで販売されているBrilliance iCTスキャナが、画像42を生成し、画像42から冠状動脈樹の3Dデータセットを取得するために使用されることができる。

【0027】

図2を再び参照して、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又は複数の術中内視鏡画像14（図1）のグラフィック表現を、血管ツリーの術前3D画像44（図1）のグラフィック表現とマッチングすることを含む。例えば、図3に示されるように、内視鏡12は、ビデオキャプチャ装置13によって取得され術中内視鏡画像14に変換される患者50の胸部領域の術中内視鏡検査ビデオを生成し、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は、冠状動脈樹の術中内視鏡画像14のグラフィック表現を、冠状動脈樹の術前3D画像44のグラフィック表現とマッチングする。1つの例示の実施形態において、画像処理モジュール23は、図4に示されるフローチャート60によって例示的に表される本発明の血管ツリー画像マッチングを実行し、これは、冠状動脈樹である血管ツリーのコンテキストにおいて、ここに記述される。

【0028】

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、当分野で知られている任意の表現方法に従って、冠状動脈樹の幾何学的表現から、冠状動脈樹メイングラフを生成することを含む。例えば、ステージS61に示されるように、冠状動脈樹の幾何学的表現70は、冠状動脈樹の幾何学的表現70の各々の分岐部（例えば二分岐又は三分岐）で表現されるノードと、ノード間のブランチ接続とを有するメイングラフ71に変換される。ステージS61は、術前（例えば内視鏡外科手術の数日前又は患者50内への内視鏡12の導入より前の任意の時間）に実施されることができ、又はCアーム血管撮影法若しくは他の適切なシステムによって術中に実施されることができる。

【0029】

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、当分野で知られている任意のグラフィック表現方法に従って、術中内視鏡画像14において目に見える冠状動脈樹の一部から、冠状動脈樹サブグラフ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、画像処理モジュール23は、術中内視鏡画像14内の冠状動脈の構造の検出を実施する。実際、ある動脈の構造は目に見えるが、他の動脈の構造は、脂肪組織の層によって隠されることがある。従って、画像処理モジュール23は、知られている画像処理動作によって、目に見える冠状動脈の構造の自動検出（例えば、目に見える冠状動脈の構造のはっきりした赤色による閾値検出）を実現することができ、又は外科医は、入力装置を使用して、コンピュータディスプレイ上で目に見える冠状動脈の構造の輪郭を手作業で描くことができる。動脈の構造の検出に応じて、画像処理モジュール23は、冠状動脈樹メイングラフの生成と同様に、冠状動脈樹グラフを生成する。例えば、ステージS62に示されるように、冠状動脈構造の幾何学的表現72は、冠状動脈樹の幾何学的表現72の各々の分岐部（例えば二分岐又は三分岐）で表現されるノードとノード間のブランチ接続とを有するグラフ73に変換される。どちらのツリーも同じ人からのものであるため、内視鏡検査画像から導出されるグラフは、3D画像から導出されるグラフのサブグラフであることが理解される。

【0030】

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、任意の知られているグラフマッチング方法（例えば、最大共通サブグラフ又はMcGregor共通サブグラフ）に従って、サブグラフをメイングラフとマッチングすることを含む。例えば、ステージS63に示されるように、サブグラフ73のノードは、メイングラフ71のノードのサブセ

ットとマッチングされる。

【 0 0 3 1 】

実際、サブグラフ 7 3 は、術中内視鏡画像 1 4 内で部分的に検出されることができ、又はサブグラフ 7 3 のあるノードノ接続は、術中内視鏡画像 1 4 から欠けていることがある。ステージ S 6 2 のマッチング精度を改善するために、メイングラフ 7 1 及びサブグラフ 7 3 の付加の順序付けが、実現されることができる。

【 0 0 3 2 】

一実施形態において、メイングラフ 7 1 の垂直方向のノード順序付けは、ステージ S 6 1 の画像スキャンニングの間、患者 5 0 の知られている向きに基づいて実現される。具体的には、メイングラフのノードは、実線矢印によって図 5 に示されるように、上から下への順序を維持するように、方向的に関係付けられることができる。サブグラフ 7 3 に関して、内視鏡 1 2 に対する患者 5 0 の向きは、知られていない。しかしながら、冠状動脈樹のブランチは、それらが上から下へと広がるにつれて、ブランチの直径が小さくなることが分かるので、術中内視鏡画像 1 4 の動脈ブランチの変化する動脈サイズは、向きを示すことができる。

【 0 0 3 3 】

別の実施形態において、メイングラフ 7 0 の垂直方向のノード順序付けは、ステージ S 6 1 の画像スキャンニングの間の患者 5 0 の知られている向きに基づいて、実現されることができる。具体的には、メイングラフノードは、破線矢印によって図 6 に示される左右のノード順序を維持するように、方向的に関係付けられることができる。サブグラフ 7 3 に関して、内視鏡 1 2 に対する患者 5 0 の向きは、知られていない可能性が高いので、サブグラフ 7 3 の水平方向のノード順序は、グラフィカルユーザインタフェースを通じて手術外科医又はアシスタントによって設定されることができる。

【 0 0 3 4 】

順序付けの使用は、グラフをマッチングする時間を低下させることができ、可能性がある合致の数を低減することができるが、グラフ間の理論的に複数の合致は、マッチングアルゴリズムによってなお得られることができる。複数の合致のこのようなケースは、フローチャート 3 0 のステージ S 3 3 の間、対処される。

【 0 0 3 5 】

図 2 を再び参照して、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、血管ツリーの術前 3 D 画像 4 4 (図 1) の幾何学的表現を、血管ツリーの術中内視鏡画像 1 4 にオーバーレイすることを含む。これは、メイングラフに一意的に関連付けられる幾何学的表現を使用することによって行われる。従って、全体のジオメトリは、パースペクティブ変換を使用して、術中内視鏡画像 1 4 に直接変換されることができる。パースペクティブ変換は、ホモグラフィマッピングのような当分野で知られているマッチングアルゴリズムを使用して、術中内視鏡画像 1 4 及び術前 3 D 画像 4 4 のノードから検出されることができる。

【 0 0 3 6 】

例えば、図 7 は、術中内視鏡画像 9 0 のノード 9 1 - 9 5 と合致したノードを有する冠状動脈樹の幾何学的表現 8 0 を示している。ノード 9 1 - 9 5 の間の各ノードペアの間の距離は、幾何学的表現 8 0 のスケールリングファクタを決定するために使用されることができる。それによって、幾何学的表現 8 0 が、図示されるように術中内視鏡画像 9 0 にオーバーレイすることを可能にする。

【 0 0 3 7 】

実際、ステージ S 3 2 (図 2) のグラフマッチングが、複数の結果をもたらす場合、可能性のあるすべてのオーバーレイが、外科医に対し表示されることができ、それによって、外科医は、自分が最も見込みのある合致であると思うマッチング結果を、グラフィカルユーザインタフェースを通じて選択することができる。外科医が、術中内視鏡画像 1 4 の少なくとも幾つかの構造に対する内視鏡 1 2 の位置を知っている場合、選択は、相対的に直接的でありうる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

図 2 を再び参照して、フローチャート 3 0 のステージ S 3 4 は、視覚サーボモジュール 3 2 が、血管ツリーの術前 3 D 画像 4 4 (図 1) の幾何学的表現の、血管ツリーの術中内視鏡画像 1 4 (図 1) へのオーバレイの中に、内視鏡パスを生成することを含む。内視鏡パスに基づいて、視覚サーボモジュール 3 2 は、ロボットコントローラ 2 1 に対し内視鏡位置コマンド 2 5 を生成し、それによって、解剖学的領域内の所望の位置に、内視鏡パスに沿って内視鏡 1 2 (図 1) をガイドする。具体的には、正確なオーバレイがみつけれられると、ロボット 1 1 は、外科医が術前 3 D 画像 4 4 上の選択する位置へ、内視鏡 1 2 をガイドするよう命じられることができる。外科医又はアシスタントは、血管ツリーの或るポイントを選択することができ、ロボット 1 1 は、任意の適切なパスに沿って、所望の位置へ内視鏡 1 2 をガイドすることができる。例えば、図 8 に示されるように、ロボット 1 1 は、最短パス 1 0 1 に沿って所望の位置 1 0 0 へ、又は冠状動脈パス 1 0 2 に沿って所望の位置 1 0 0 へ、内視鏡 1 2 を移動させることができる。冠状動脈パス 1 0 2 は、ロボット 1 1 が内視鏡 1 2 を移動させるとき外科医が目に見える動脈を観察することを可能にするので、冠状動脈パス 1 0 2 は、好適な実施形態である。更に、外科医が、マッチングが成功であったかどうかを判定することを助けることができる。冠状動脈パス 1 0 2 は、当分野で知られている方法 (例えば、Dijkstra 最短経路アルゴリズム) を使用して規定されることができる。

10

【 0 0 3 9 】

実際、ロボット 1 1 の動きは、遠隔運動中心に関して非校正の視覚サーボを使用して命令されることができ、内視鏡 1 2 の視野は、マッチングステージ S 3 2 の間、より大きいサブグラフを与えるように拡大されることができる。

20

【 0 0 4 0 】

図 2 を再び参照して、ステージ S 3 2 - S 3 4 は、一度に実行されることができ、又はロボット 1 1 が解剖学的領域内の所望の位置へ内視鏡 1 2 を移動させる時間まで周期的に実行されることができ、又は外科医によって指示される回数実行されることができる。

【 0 0 4 1 】

実際、モジュール 2 3 及び 2 4 (図 1) は、図示されるような内視鏡コントローラ 2 2 内に組み込まれるハードウェア、ソフトウェア及び / 又はファームウェアによって実現されることができる。

30

【 0 0 4 2 】

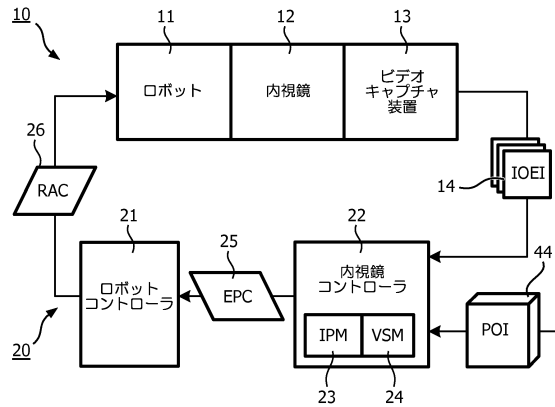
ここでの図 1 - 図 8 の記述から、当業者であれば、本発明のアプリケーションから、任意のタイプの血管に対して実施される任意のタイプの内視鏡外科手術 (これに限定されない) までを含む本発明の多くの利点を理解するであろう。

【 0 0 4 3 】

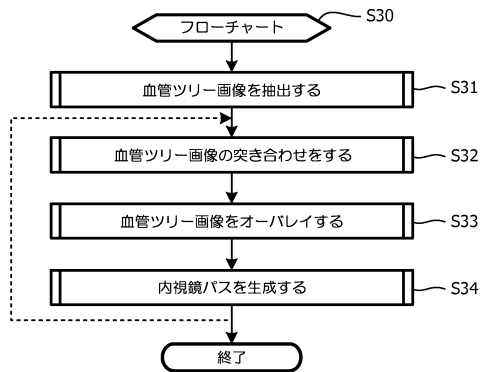
本発明は、例示的な見地、特徴及び実現に関して記述されたが、開示されるシステム及び方法は、このような例示的な見地、特徴及び / 又は実現に限定されない。むしろ、ここに示される記述から当業者には容易に明らかであるように、開示されるシステム及び方法は、本発明の精神又は範囲を逸脱することなく変形、変更及び改良の余地がある。従って、本発明は、この範囲内にある変形、変更及び改善を含む。

40

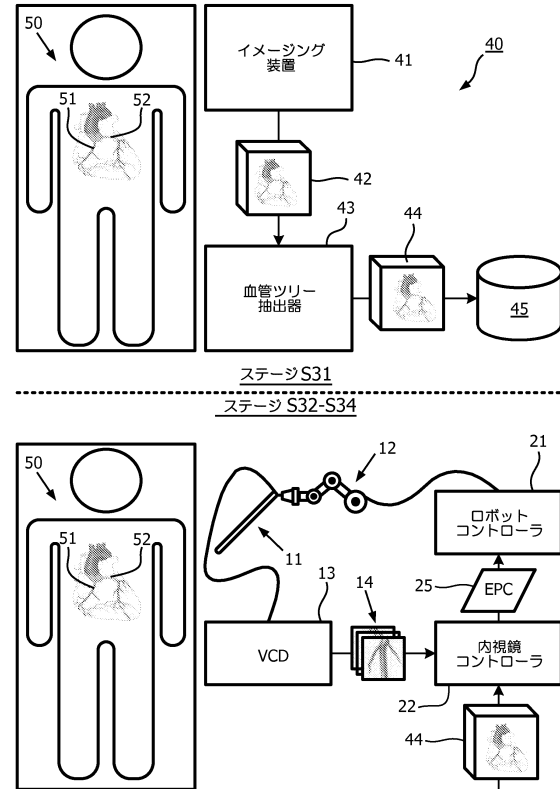
【図 1】



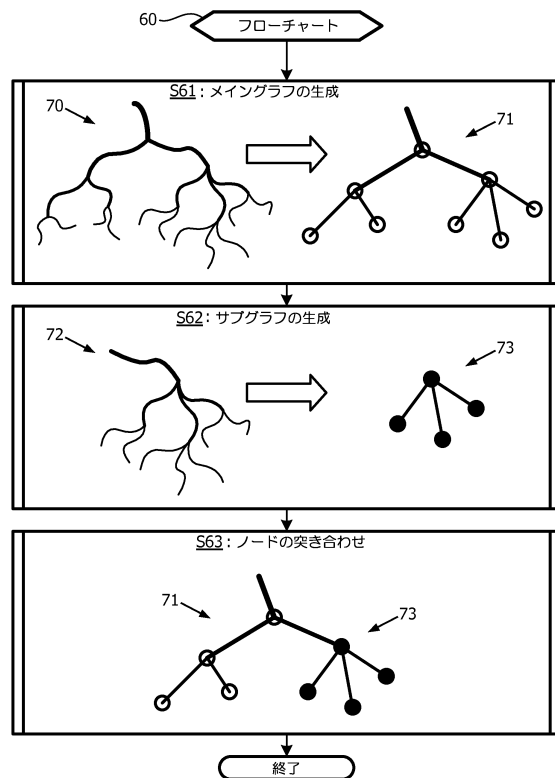
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5】

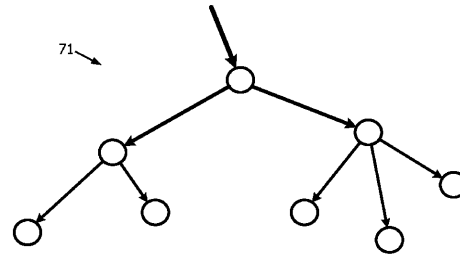


FIG. 5

【図 6】

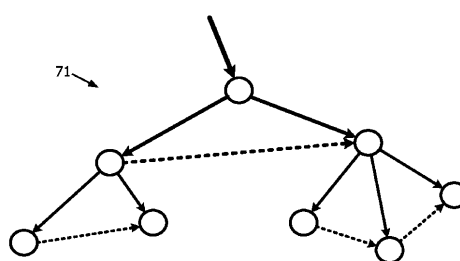


FIG. 6

【 図 7 】

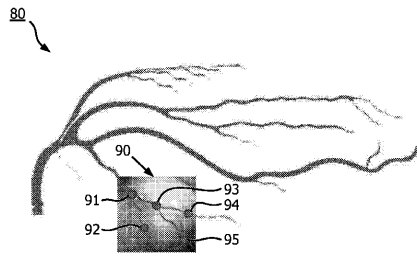


FIG. 7

【 図 8 】

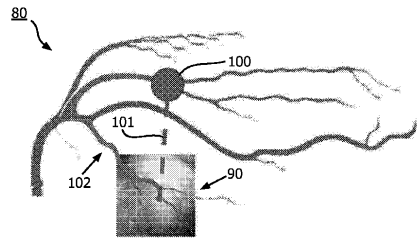


FIG. 8

フロントページの続き

(72)発明者 ポボヴィック アレクサンドラ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 佐藤 智弥

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 3 4 / 2 0

专利名称(译)	基于血管树图像的内窥镜机器人控制		
公开(公告)号	JP5955847B2	公开(公告)日	2016-07-20
申请号	JP2013528806	申请日	2011-09-13
[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	ポポヴィックアレクサンドラ		
发明人	ポポヴィック アレクサンドラ		
IPC分类号	A61B34/20 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00149 A61B1/00006 A61B1/00005 A61B1/0016 A61B1/05 A61B1/3137 A61B34/10 A61B34/30 A61B2017/00252 A61B2034/301 A61B2090/3614 A61B2090/364 G06T7/344 G06T7/75 G06T2207/10068 G06T2207/10072 G06T2207/20072 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B34/20 A61B1/00.320		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	61/382980 2010-09-15 US		
其他公开文献	JP2013541365A5 JP2013541365A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

机器人引导系统采用机器人单元(10)和控制单元(20)。机器人单元(10)包括用于产生解剖区域内的血管树的术中内窥镜图像(14)的内窥镜(12)，以及用于在解剖区域内移动内窥镜(12)的机器人(11)。控制单元(20)包括用于在解剖区域内产生内窥镜路径的内窥镜控制器(22)，其中内窥镜路径源自血管的术中内窥镜图像(14)的图形表示的匹配。树到血管树的术前三维图像(44)的图形表示。控制单元(20)还包括机器人控制器(21)，用于命令机器人(11)根据内窥镜路径在解剖区域内移动内窥镜(12)。

【图5】

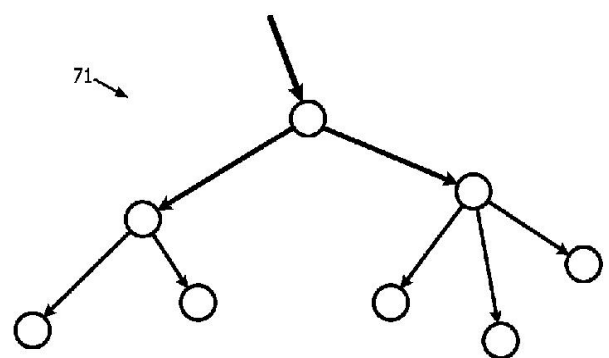


FIG. 5