

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6251681号

(P6251681)

(45) 発行日 平成29年12月20日 (2017.12.20)

(24) 登録日 平成29年12月1日 (2017.12.1)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 34/00 (2016.01) A 6 1 B 34/00
A 6 1 B 34/30 (2016.01) A 6 1 B 34/30
A 6 1 B 1/045 (2006.01) A 6 1 B 1/045

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2014-537775 (P2014-537775)
(86) (22) 出願日 平成24年10月19日 (2012.10.19)
(65) 公表番号 特表2015-501183 (P2015-501183A)
(43) 公表日 平成27年1月15日 (2015.1.15)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2012/055739
(87) 国際公開番号 W02013/061225
(87) 国際公開日 平成25年5月2日 (2013.5.2)
審査請求日 平成27年10月16日 (2015.10.16)
(31) 優先権主張番号 61/551, 513
(32) 優先日 平成23年10月26日 (2011.10.26)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

前置審査

(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
ドーフエン ハイテック キャンパス 5
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhove
n
(74) 代理人 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】 血管ツリー画像の内視鏡的位置合わせ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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よう動作可能な内視鏡と、
前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像を、前記血管ツリーの術前 3 次元画像と画像位置
合わせするよう動作可能な内視鏡コントローラと、を備え、

前記画像位置合わせすることは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像内における前記
血管ツリーの各分岐部のグラフィック表現を、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像内
における前記血管ツリーの各分岐部のグラフィック表現と画像マッチングすることを含む、
画像位置合わせシステムであって、

前記画像マッチングすることは、

前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像の幾何学的表現から導出されるメイングラフを生
成することであって、前記メイングラフは、前記血管ツリーの前記術前 3 次元画像内にお
ける前記血管ツリーの各分岐部を表す接続されたノードのメインセットを含む、生成する
ことと、

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
することであって、前記サブグラフは、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像内における
前記血管ツリーの各分岐部を表す、接続されたノードの前記メインセットのサブセットを
含む、生成することと、

前記サブグラフを前記メイングラフとノードマッチングすることと、

を含み、

10

20

前記内視鏡コントローラは、前記血管ツリーのトポロジの術中の外科的变化に応じて、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像と、前記血管ツリーの前記術前3次元画像との画像位置合わせを術中に更新するようさらに動作可能であり、

前記メイングラフは、前記血管ツリーの前記トポロジの術中の外科的变化を反映するよう術中に変更される、画像位置合わせシステム。

【請求項2】

動脈ツリー及び静脈ツリーを含む、解剖学的領域の術中内視鏡画像を生成するよう動作可能な内視鏡と、

前記術中内視鏡画像内の前記動脈ツリーを、前記解剖学的領域の術前3次元画像と画像位置合わせするよう動作可能な内視鏡コントローラと、を備え、

前記画像位置合わせすることは、前記解剖学的領域の前記術中内視鏡画像内における前記静脈ツリーの各分岐部のグラフィック表現を、前記解剖学的領域の前記術前3次元画像内における前記静脈ツリーの各分岐部のグラフィック表現と静脈画像マッチングすることを含む、画像位置合わせシステムであって、

前記画像位置合わせすることは、前記解剖学的領域の前記術中内視鏡画像内における前記動脈ツリーの各分岐部のグラフィック表現を、前記解剖学的領域の前記術前3次元画像内における前記動脈ツリーの各分岐部のグラフィック表現と動脈画像マッチングすることを含み、

前記動脈画像マッチングすることは、

前記解剖学的領域の前記術前3次元画像の幾何学的表現から導出される動脈メイングラフを生成することであって、前記動脈メイングラフは、前記解剖学的領域の前記術前3次元画像内における前記動脈ツリーの各分岐部を表す動脈ノードのメインセットを含む、生成することと、

前記解剖学的領域の前記術中内視鏡画像の幾何学的表現から導出される動脈サブグラフを生成することであって、前記動脈サブグラフは、前記解剖学的領域の前記術中内視鏡画像内における前記動脈ツリーの各分岐部を表す、動脈ノードの前記メインセットのサブセットを含む、生成することと、

を含み、

前記内視鏡コントローラは、血管ツリーのトポロジの術中の外科的变化に応じて、前記血管ツリーの前記術中内視鏡画像と、前記血管ツリーの前記術前3次元画像との画像位置合わせを術中に更新するようさらに動作可能であり、

前記動脈メイングラフは、前記血管ツリーの前記トポロジの術中の外科的变化を反映するよう術中に変更される、画像位置合わせシステム。

【請求項3】

前記画像位置合わせすることは、前記解剖学的領域の前記術前3次元画像内における前記動脈ツリーの、前記解剖学的領域の前記術前3次元画像内における前記静脈ツリーに対する相対位置を決定することをさらに含む、請求項2記載の画像位置合わせシステム。

【請求項4】

前記静脈画像マッチングすることは、

前記解剖学的領域の前記術前3次元画像の幾何学的表現から導出される静脈メイングラフを生成することであって、前記静脈メイングラフは、前記解剖学的領域の前記術前3次元画像内における前記静脈ツリーの各分岐部を表す静脈ノードのメインセットを含む、生成することと、

前記解剖学的領域の前記術中内視鏡画像の幾何学的表現から導出される静脈サブグラフを生成することであって、前記静脈サブグラフは、前記解剖学的領域の前記術中内視鏡画像内における前記静脈ツリーの各分岐部を表す、静脈ノードの前記メインセットのサブセットを含む、生成することと、

を含む、請求項2記載の画像位置合わせシステム。

【請求項5】

前記静脈画像マッチングすることは、前記静脈サブグラフを前記静脈メイングラフと静

10

20

30

40

50

脈ノードマッチングすることをさらに含み、

前記動脈画像マッチングすることは、前記動脈サブグラフを前記動脈メイングラフと動脈ノードマッチングすることをさらに含み、

前記画像位置合わせすることは、前記静脈ノードマッチングすることと、前記動脈ノードマッチングすることとの組合せをさらに含む、請求項4記載の画像位置合わせシステム。

【請求項6】

前記画像位置合わせすることは、前記静脈メイングラフ及び前記動脈メイングラフを統合することをさらに含み、

前記静脈画像マッチングすることは、前記静脈サブグラフを、前記静脈メイングラフ及び前記動脈メイングラフを統合したものと静脈ノードマッチングすることをさらに含み、

前記動脈画像マッチングすることは、前記動脈サブグラフを、前記静脈メイングラフ及び前記動脈メイングラフを統合したものと動脈ノードマッチングすることをさらに含む、請求項4記載の画像位置合わせシステム。

【請求項7】

前記動脈メイングラフの変更は、新たなノードを前記メイングラフに接続することを含み、前記新たなノードは、前記血管ツリーの追加の分岐部の外科的創出を表す、請求項2記載の画像位置合わせシステム。

【請求項8】

前記動脈メイングラフの変更は、前記メイングラフの前記ノードのうち1つのノードを分離することを含み、前記分離されたノードは、前記血管ツリーの前記分岐部のうち1つの分岐部の外科的除去を表す、請求項2記載の画像位置合わせシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2011年9月13日に出願された、PCT/I B 2011/053998「血管ツリー画像に基づく内視鏡のロボット制御」という名称の共同所有された特許出願の優先権を主張する。

【0002】

本発明は、一般に、術前3次元（「3D」）血管ツリー画像を、術中内視鏡血管ツリー画像と術中位置合わせすることに関する。本発明は、詳細には、心臓の外科的手術の間における血管ツリーのトポロジの任意の変化に対処する方法を組み込んだ術中位置合わせに関する。

【背景技術】

【0003】

冠動脈バイパス術（「CABG」：Coronary Artery Bypass Grafting）は、閉塞した冠動脈の血管再生のための外科的手術である。約50万件の手術が、毎年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。心臓が露出しているにもかかわらず、いくつかの動脈は、それら動脈より上の脂肪組織層に起因して、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。

【0004】

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。さらに、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。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

20

30

40

50

従来のC A B Gに関する問題に対処するための1つの知られている技術は、術中の部位を、術前3 D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、位置データが、当分野で知られている反復的な最近接点（「I C P」：Iterative Closest Point）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、この技術は、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的制約のため、最小侵襲性のC A B Gに関して实际的でない。さらに、この技術は、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、これは、最小侵襲性のC A B Gでは不可能である。

10

【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1つの知られている技術は、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モグラフィ（「C T」：Computer Tomography）データとマッチングされる、位置合わせ方法を実施することである。しかしながら、この技術は、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。さらに、心臓表面は、特定の表面特徴がなく相対的に滑らかであるので、この技術のアルゴリズムは、多くの場合、アルゴリズムの準最適の極大で機能する。

【0007】

20

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術は、以前にラベル付け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ラベル付けすることである。しかしながら、この技術は、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、ツリーをラベル付けすることである。

【0008】

術前3 D画像に対する大局的な位置合わせが達成されると、最小侵襲性のC A B Gのさらなる問題は、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。標準の手順において、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。この種の手順は、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、様々なハンドリングエラーを引き起こし、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得る。

30

【0009】

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つ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との間の変換の問題は依然として残る。

40

【課題を解決するための手段】**【0010】**

本発明は、術前3次元（「3 D」）画像（例えば、C T画像、コーンビームC T画像、3 D X線画像、又はM R I画像）及び術中内視鏡画像に示される血管ツリーの各分岐部（例えば、動脈の各点、毛細血管の各点、静脈の各点、及び複数分岐される解剖学的構造）におけるグラフィック表現をマッチングする画像位置合わせ方法を提供する。この画像位置合わせ方法は、さらに、特にC A B Gといった外科的手術の間における血管ツリーのトポロジーの任意の変化に対処することができる。

【0011】

本発明の目的上、「分岐部」という語は、2以上のブランチに分岐する血管ツリーに沿

50

う任意の点として、本明細書において広義に定義される。

【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位置合わせシステムである。動作中において、内視鏡は、解剖学的領域内の血管ツリー（例えば、動脈ツリー、静脈ツリー、又は人体における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、血管ツリーの術中内視鏡画像を、血管ツリーの術前3次元画像と画像位置合わせする。画像位置合わせすることは、血管ツリーの術中内視鏡画像内における血管ツリーの各分岐部のグラフィック表現を、血管ツリーの術前3次元画像内における血管ツリーの各分岐部のグラフィック表現と画像マッチングすることを含む。

【0013】

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前3次元画像を生成するステップと、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、血管ツリーの術中内視鏡画像を、血管ツリーの術前3次元画像と画像位置合わせするステップと、を含む、画像位置合わせ方法である。画像位置合わせするステップは、血管ツリーの術中内視鏡画像内における血管ツリーの各分岐部のグラフィック表現を、血管ツリーの術前3次元画像内における血管ツリーの各分岐部のグラフィック表現と画像マッチングするステップを含む。

【0014】

本明細書で用いられる「術前（pre-operative）」という語は、解剖学的領域の3次元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定義される。本明細書で用いられる「術中（intra-operative）」という語は、解剖学的領域の内視鏡イメージングの間の、又は解剖学的領域の内視鏡イメージングに関連する任意のアクティビティを記述するものとして広義に定義される。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。

【0015】

本発明の上述の形態及び他の形態並びに本発明の様々な特徴及び利点が、添付の図面を参照して理解される本発明の様々な実施形態の以下の詳細な説明から、さらに明らかになる。詳細な説明及び図面は、単に本発明を例示するものであって、本発明を限定するものではなく、本発明の範囲は、添付の特許請求の範囲及びそれと均等なものによって定められる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明に従った、ロボットガイディングシステムの例示的な実施形態を示す図。

【図2】本発明に従った、ロボットガイダンス方法の例示的な実施形態を示すフローチャート。

【図3】図2に示されるフローチャートの例示的な外科的实施例を示す図。

【図4】本発明に従った、グラフマッチング方法の例示的な実施形態を示すフローチャート。

【図5】本発明に従った、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】本発明に従った、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】本発明に従った、幾何学的表現の内視鏡画像に対する例示的なオーバーレイを示す図。

【図8】本発明に従った、図7に示されるオーバーレイ内の例示的なロボットパスを示す図。

【図9】本発明に従った、静脈位置合わせ方法を示すフローチャート。

【図10】本発明に従った、静脈／動脈統合位置合わせ方法の第1の実施形態を示すフローチャート。

【図11】本発明に従った、静脈／動脈統合位置合わせ方法の第2の実施形態を示すフロ

10

20

30

40

50

ーチャート。

【図 1 2】本発明に従った、位置合わせ修正方法の第 2 の実施形態を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0017】

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 以上の分岐部（すなわちブランチ）を有する血管ツリーの内視鏡イメージングを伴う任意の内視鏡手術のために、ロボットユニット 10 及び制御ユニット 20 を用いる。このような内視鏡手術の例は、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。

10

【0018】

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た内視鏡 12、及び内視鏡 12 に取り付けられたビデオキャプチャ装置 13 を含む。

【0019】

ロボット 11 は、特定の内視鏡手術用に必要に応じてエンドエフェクタを操作するための 1 以上の関節のモータ制御を備えるよう構造的に構成される任意のロボット装置として、本明細書において広義に定義される。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た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 プラットフォーム）、又はシリアル運動力学及びパラレル運動力学の混合組合せであってよい。

20

【0020】

内視鏡 12 は、身体の内側からイメージングを行う能力を備えるよう構造的に構成される任意の装置として、本明細書において広義に定義される。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、胆道鏡、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、胸鏡など）、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有する入れ子式カニューレ）を含むが、これら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、光学的に取得することができる。

30

【0021】

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は、ロボット 11 の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、解剖学的領域内における内視鏡 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個別の姿勢に対応する。したがって、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連付けることができる。

【0022】

40

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」：Intra-Operative Endoscopic Image）14 のコンピュータ読み取り可能な時間シーケンスに変換する能力を備えるよう構造的に構成される任意の装置として、本明細書において広義に定義される。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装置（frame grabber）を用いることができる。

【0023】

図 1 を参照すると、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】

50

ロボットコントローラ 21 は、内視鏡手術用に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 以上のロボットアクチュエータコマンド（「RAC」：Robot Actuator Command）26 をロボット 11 に提供するように構造的に構成される任意のコントローラとして、本明細書において広義に定義される。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」：Endoscope Position Command）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、解剖学的領域内における内視鏡 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る。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。

10

【0025】

内視鏡コントローラ 22 は、図 2 に例示的に示される本発明に従ったロボットガイダンス方法を実施するよう構造的に構成される任意のコントローラとして、本明細書において広義に定義される。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」：Image Processing Module）23 を組み込むことができる。画像処理モジュール（「IPM」）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構造的に構成される任意のモジュールとして、本明細書において広義に定義される。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 の段階 S32 及び段階 S33 によって例示的に実施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」：Visual Servo Module）24 をさらに組み込むことができる。視覚サーボモジュール（「VSM」）24 は、解剖学的領域内における内視鏡 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 を生成するよう構造的に構成される任意のモジュールとして、本明細書において広義に定義される。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 の段階 S34 によって例示的に実施されるように、血管ツリー画像の位置合わせから導出される。

20

【0026】

次に、フローチャート 30 の説明が、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、本明細書において提供される。

【0027】

図 2 を参照すると、フローチャート 30 の段階 S31 は、身体の任意の解剖学的領域内における術前 3D 画像から、血管ツリー（例えば、動脈の分岐部、毛細血管の分岐部、又は静脈の分岐部）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 の左冠動脈 51 及び右冠動脈 52 を示す、患者 50 の胸部領域の術前 3D 画像 42 を生成するよう動作する。その後、血管ツリー抽出器 43 が、画像 42 から冠動脈ツリーの幾何学的表現 44 を抽出するよう動作する。冠動脈ツリーの幾何学的表現 44 は、データベース 45 に記憶することができる。実際、Philips により販売されている Brilliance i CT スキャナを使用して、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ことができる。

30

40

【0028】

図 2 を再び参照すると、フローチャート 30 の段階 S32 は、画像処理モジュール 23 が、血管ツリーの 1 以上の術中内視鏡画像 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 によってキャプチャ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 は、冠動脈ツリーの 1 以上の術中内視鏡画像 14 のグラフィック表現を、冠動脈ツリーの術前 3D 画像 44 のグラフィック表現とマッチングする。1 つの例示的な実施形態において、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

50

血管ツリー画像マッチング方法を実行する。これは、冠動脈ツリーである血管ツリーのコンテキストにおいて、本明細書で説明される。

【0029】

図4を参照すると、フローチャート60の段階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、冠動脈ツリーの幾何学的表現から、冠動脈ツリーメイングラフを生成することを含む。例えば、段階S61に示されるように、冠動脈ツリーの幾何学的表現70は、冠動脈ツリーの幾何学的表現70の各分岐部（例えば、二分岐又は三分岐）を表すノードと、さらに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。段階S61は、術前（例えば、内視鏡外科手術の数日前又は患者50内に内視鏡12が導入される前の任意の時間）に実施されてもよいし、又は、Cアーム血管造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てもよい。

10

【0030】

フローチャート60の段階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動脈ツリーの一部から、冠動脈ツリー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に導入されることによって、画像処理モジュール23は、術中内視鏡画像14内の冠動脈の構造の検出を実施する。実際、いくつかの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。したがって、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、目に見える冠動脈の構造の自動検出（例えば、目に見える冠動脈の構造のはっきりした赤色による閾値検出）を実施することができ、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。動脈の構造が検出されると、画像処理モジュール23は、冠動脈ツリーメイングラフの生成と同様に、冠動脈ツリーグラフを生成する。例えば、段階S62に示されるように、冠動脈の構造の幾何学的表現72は、冠動脈ツリーの幾何学的表現72の各分岐部（例えば、二分岐又は三分岐）を表すノードと、さらに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よう。

20

【0031】

フローチャート60の段階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、段階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。

30

【0032】

実際、サブグラフ73は、術中内視鏡画像14内で部分的に検出されることもあるし、又は、サブグラフ73のいくつかのノード／接続は、術中内視鏡画像14から欠けていることもある。段階S62のマッチング精度を向上させるために、メイングラフ71及びサブグラフ73の付加的な順序付けが、実施されてもよい。

【0033】

一実施形態において、メイングラフ71の垂直方向のノード順序付けが、段階S61の画像スキニングの間に、患者50の知られている向きに基づいて実施される。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に例示的に示されるように、上から下への順序を維持するように、方向的に関連付けることができる。サブグラフ73に関して、内視鏡12に対する患者50の向きは、知られていないことがある。しかしながら、冠動脈ツリーのブランチは、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のが分かるので、術中内視鏡画像14における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。

40

【0034】

別の実施形態において、メイングラフ70の水平方向のノード順序付けは、段階S61

50

の画像スキニングの間に、患者50の知られている向きに基づいて実施することができる。具体的には、メイングラフのノードは、破線矢印によって図6に例示的に示されるように、左から右へのノード順序を維持するように、方向的に関連付けることができる。サブグラフ73に関して、内視鏡12に対する患者50の向きは知られていない可能性が高いので、サブグラフ73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介して、手術外科医又はアシスタントによって設定することができる。

【0035】

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、理論的には、グラフ間の複数の合致は、マッチングアルゴリズムによって、さらに得ることができる。複数の合致のこのようなケースは、

10

【0036】

図2を再び参照すると、フローチャートの段階S33は、グラフのマッチングに基づいて、血管ツリーの術前3D画像44（図1）の幾何学的表現を、血管ツリーの術中内視鏡画像14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。したがって、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14に直接変換することができる。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14及び術前3D画像44におけるノードから検出することができる。

20

【0037】

例えば、図7は、術中内視鏡画像90のノード91～ノード95と合致したノードを有する冠動脈ツリーの幾何学的表現80を示している。ノード91～ノード95の間における各ノードペア間の距離を使用して、幾何学的表現80に関するスケーリングファクタを決定することができる。それにより、幾何学的表現80が、図示されるように術中内視鏡画像90にオーバーレイすることを可能にする。

【0038】

実際、段階S32（図2）のグラフマッチングが、複数の結果をもたらす場合、可能性のある全てのオーバーレイを、外科医に対し表示することができる。それにより、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介して選択することができる。外科医が、術中内視鏡画像14の少なくともいくつかの構造に対する内視鏡12の位置を知っている場合、選択は、相対的に単純であり得る。

30

【0039】

図2を再び参照すると、フローチャート30の段階S34は、視覚サーボモジュール24が、血管ツリーの術前3D画像44（図1）の幾何学的表現の、血管ツリーの術中内視鏡画像14（図1）に対するオーバーレイ内に、内視鏡パスを生成することを含む。視覚サーボモジュール24は、内視鏡パスに基づいて、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を生成し、それにより、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12（図1）をガイドする。具体的には、正確なオーバーレイがみつけれ

ると、外科医が術前3D画像44上の選択する位置へ、内視鏡12をガイドするよう、ロボット11に命じることができる。外科医又はアシスタントは、血管ツリーの或る点を選択することができる。ロボット11は、任意の適切なパスに沿って、その所望の位置へ内視鏡12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11は、最短パス101に沿って所望の位置100へ、又は冠動脈パス102に沿って所望の位置100へ、内視鏡12を移動させることができる。冠動脈パス102は、ロボット11が内視鏡12を移動させる場合において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、冠動脈パス102は、好適な実施形態である。さらに、外科医が、マッチングが成功したかどうかを判定することを助けることができる。冠動脈パス102は、当分野で知られている方法（例えば、Dijkstra最短パスアルゴリズム）を使用して規定する

40

50

ことができる。

【0040】

実際、ロボット11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じることができ、内視鏡12の視野は、マッチング段階S32の間に、より大きいサブグラフを可能にするよう拡大することができる（例えば、当分野で知られているように、術中内視鏡画像14をステッチする）。

【0041】

本明細書において前述したように、図2に示されるフローチャート30の段階S32及び段階S33は、単一の血管ツリーを含む、本発明の血管ツリー画像位置合わせを表す。さらに、段階S32及び段階S33の前述の説明は、段階S32及び段階S33の理解を容易にするために、冠動脈ツリーのコンテキストにおいて提供された。実際には、本発明の血管ツリー画像位置合わせは、身体の任意の解剖学的領域内における任意のタイプの2以上の血管ツリーを伴うこともある。

10

【0042】

図9～図11は、身体の任意の解剖学的領域内、特に心臓領域内での動脈ツリー及び静脈ツリーのコンテキストにおいて、段階S32及び／又は段階S33（図1）の追加の実施形態を示している。これらの実施形態は、本明細書において前に教示したフローチャート60（図4）の原理に従って、グラフの生成及びノードのマッチングを実施する。

【0043】

図9を参照すると、フローチャート110は、静脈ツリーの術中内視鏡画像のメイングラフを静脈ツリーの術前画像とマッチングすることを含む、静脈ツリー画像位置合わせ方法を表している。このマッチングは、解剖学的領域の術中内視鏡画像を、解剖学的領域の術前3D画像と位置合わせする基礎となる。

20

【0044】

具体的には、フローチャート110の段階S111は、画像処理モジュール23が、静脈ツリーの術中内視鏡画像と静脈ツリーの術前3D画像との間で、静脈ツリーグラフのマッチングを実行することを含む。例えば、図9の段階S111に示されるように、静脈ツリーの術前3D画像120のメイングラフ121と、静脈ツリーの術中内視鏡画像122のサブグラフ123とが生成され、サブグラフ123のノードが、メイングラフ121のノードの特定のサブセットとマッチングされる。この結果が、解剖学的領域の術中内視鏡画像と、解剖学的領域の術前3D画像との位置合わせである。

30

【0045】

フローチャート110の段階S112は、画像処理モジュール23が、当分野で知られているように、解剖学的領域の術前画像内における、動脈ツリーの静脈ツリーに対する相対位置から導出される、動脈ツリーの術前画像のオーバーレイの生成を実行する。例えば、図9の段階S112に示されるように、動脈ツリーの術前画像130の、動脈ツリーの術中内視鏡画像132に対するオーバーレイは、（破線によって示されている）動脈ツリーの術前画像130の、静脈ツリーの術前画像120に対する相対位置から導出される。

【0046】

図10を参照すると、フローチャート140は、（1）動脈ツリーの術中内視鏡画像のサブグラフと動脈ツリーの術前画像のメイングラフとの動脈ツリーのマッチングと、（2）静脈ツリーの術中内視鏡画像のサブグラフと静脈ツリーの術前画像のメイングラフとの静脈ツリーのマッチングと、の組合せを含む、血管ツリー画像位置合わせ方法を表している。

40

【0047】

具体的には、フローチャート140の段階S141は、画像処理モジュール23が、動脈ツリーの術中内視鏡画像と動脈ツリーの術前3D画像との間で、動脈ツリーグラフのマッチングを実行することを含む。例えば、図10の段階S141に示されるように、動脈ツリーの術前3D画像130のメイングラフ131と、動脈ツリーの術中内視鏡画像132のサブグラフ133とが生成され、サブグラフ133のノードが、メイングラフ131

50

のノードの特定のサブセットとマッチングされる。

【0048】

フローチャート140の段階S142は、画像処理モジュール23が、静脈ツリーの術中内視鏡画像と静脈ツリーの術前3D画像との間で、静脈ツリーグラフのマッチングを実行することを含む。例えば、図10の段階S142に示されるように、静脈ツリーの術前3D画像120のメイングラフ121と、静脈ツリーの術中内視鏡画像122のサブグラフ123とが生成され、サブグラフ123のノードが、メイングラフ121のノードの特定のサブセットとマッチングされる。

【0049】

フローチャート140の段階S143は、画像処理モジュール23が、当分野で知られているように、段階S141の動脈ツリーのマッチングと、段階S142の静脈ツリーのマッチングとを幾何学的に組み合わせることを含む。

10

【0050】

実際、段階S141及び段階S142は、任意の順番で連続的に実行されてもよいし、又は、並行して実行されてもよい。

【0051】

図11を参照すると、フローチャート150は、(1)動脈ツリーの術中内視鏡画像のサブグラフと動脈ツリーの術前画像のメイングラフとの動脈ツリーのマッチングと、(2)静脈ツリーの術中内視鏡画像のサブグラフと静脈ツリーの術前画像のメイングラフとの静脈ツリーのマッチングと、の統合を含む、血管ツリー画像位置合わせ方法を表している。

20

【0052】

具体的には、フローチャート150の段階S151は、画像処理モジュール23が、動脈ツリーの術前画像及び静脈ツリーの術前画像のそれぞれから、動脈ツリーのメイングラフ及び静脈ツリーのメイングラフを生成することを含む。フローチャート150の段階S152は、動脈ツリーのメイングラフと静脈ツリーのメイングラフとを統合することを含む。実際、心臓領域に関しては、動脈ツリー及び静脈ツリーが現実的に接続される血管点は1つも存在しない。したがって、動脈ツリーのメイングラフと静脈ツリーのメイングラフとは、基本的に分離している。それでも、心臓領域の構造内において、動脈ノード及び静脈ノードがわずかな距離しか離れていない複数の点が存在し得る。これらのノードは、段階S152の目的上、何らかの関係性があるとみなすことができる。したがって、これらのノードにおいて結合された単一のツリーを構成することができる。

30

【0053】

例えば、図11の段階S152に示されるように、静脈ツリーのメイングラフ121のノード124と、動脈ツリーのメイングラフ131のノード134とは、心臓領域の術前体積画像内において、わずかな距離しか離れていない。したがって、静脈ツリーのメイングラフ121のノード124と、動脈ツリーのメイングラフ131のノード134とは、心臓領域の術前体積画像内において、点161にて結合され、統合血管ツリーグラフ160が形成される。

【0054】

40

フローチャート150の段階S153は、画像処理モジュール23が、動脈ツリーの術中内視鏡画像及び静脈ツリーの術中内視鏡画像のそれぞれから、動脈ツリーのサブグラフ及び静脈ツリーのサブグラフを生成することを含む。フローチャート150の段階S154は、動脈ツリーのサブグラフ及び静脈ツリーのサブグラフを、統合血管グラフとノードに関してマッチングすることを含む。例えば、図11の段階S154に示されるように、動脈ツリーの生成されたサブグラフ132と、静脈ツリーの生成されたサブグラフ122とが、統合血管グラフ160とマッチングされる。

【0055】

実際、代替として、静脈ツリーのメイングラフの統合は、静脈ツリーのサブグラフと対応するメイングラフとの個別のマッチング時に生じてよい。

50

【0056】

図2を再び参照すると、段階S32～段階S34は、一度に実行されてもよいし、又は、ロボット11が解剖学的領域内の所望の位置へ内視鏡12を移動させる時間まで周期的に実行されてもよいし、又は、外科医によって指示される回数実行されてもよい。

【0057】

フローチャート130の代替実施形態において、外科手術が、特に心臓領域といった解剖学的領域における1以上の血管ツリーに対して実施される場合、段階S35が、画像位置合わせを更新するために、実行されてもよい。例えば、バイパスが完了した後、動脈ツリーの新たに導入されるトポロジが、心臓領域におけるバイパスの術中外科画像（例えば、内視鏡画像又はX線血管造影画像）内で目に見えるものとなり、心臓領域の術前体積画像では目に見えないものとなる。術中外科画像から提供される動脈ツリーが、本明細書において前述した本発明のグラフマッチングアルゴリズムを用いて、術前体積画像から提供される動脈ツリーとマッチングされる。位置合わせ時に、術前体積画像のメイングラフは、1つの新たなノード（遠位吻合部位）と1つの接続（バイパス）とを追加することにより、更新することができる。

10

【0058】

図12に示されるフローチャート170は、段階S35及び段階S31（図2）の一実施形態を表している。フローチャート170の段階S171は、解剖学的領域の術中外科画像から、血管ツリーを抽出することを含む。段階S172は、術中外科画像を術前体積画像と位置合わせすることを含む。例えば、図12の段階S172に示されるように、動脈ツリー133の外科画像180が、バイパス181を示す画像180を含む術中内視鏡画像14又は術中X線血管造影画像15から抽出される。画像180のメイングラフ182が、バイパスを表す新たに接続されたノード183を伴って生成される。メイングラフ182は、術前体積画像のメイングラフとノードに関してマッチングされる（例えば、図10に示される動脈ツリー画像130及びメイングラフ131）。

20

【0059】

フローチャート170の段階S173は、術前体積画像を更新することを含む。実際、更新された画像133は、完全な動脈ツリーを十分に示してもよいし、又は、完全な動脈ツリーのバイパスされた部分を取り除いてもよい。例えば、図12の段階S173に示されるように、術前体積画像133の更新された画像133aは、バイパス181を含む完全な動脈ツリーを示している。あるいは、術前体積画像133の更新された画像133bは、動脈ツリーのバイパスされた部分を除いた動脈ツリーを示している。

30

【0060】

フローチャート170は、段階S32（図2）へ戻り、段階S32～段階S34の間に、術中内視鏡画像14を術前体積画像44と再位置合わせし、ロボット11をガイドするために、更新された画像133が使用され得る。

【0061】

図1を再び参照すると、実際、モジュール23及びモジュール24は、図示されるように、内視鏡コントローラ22内に一体化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り実装されてもよい。

40

【0062】

本明細書における図1～図12の説明から、当業者は、本発明を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手術に応用することを含め、本発明の多数の利点を理解するであろう。ただし、本発明の利点は、本発明を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手術に応用すること限定されるものではない。

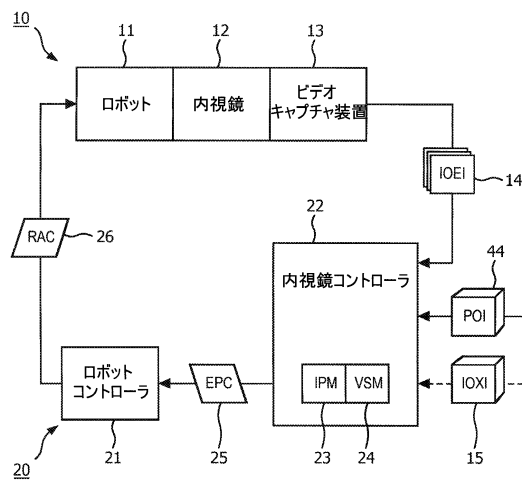
【0063】

例示的な態様、特徴、及び実施例を参照しながら、本発明について説明されたが、開示したシステム及び方法は、そのような例示的な態様、特徴、及び／又は実施例に限定されるものではない。そうではなく、本明細書で提供された説明から、開示したシステム及び方法は、本発明の趣旨又は範囲から逸脱することなく、様々な変形、変更、及び改良を受

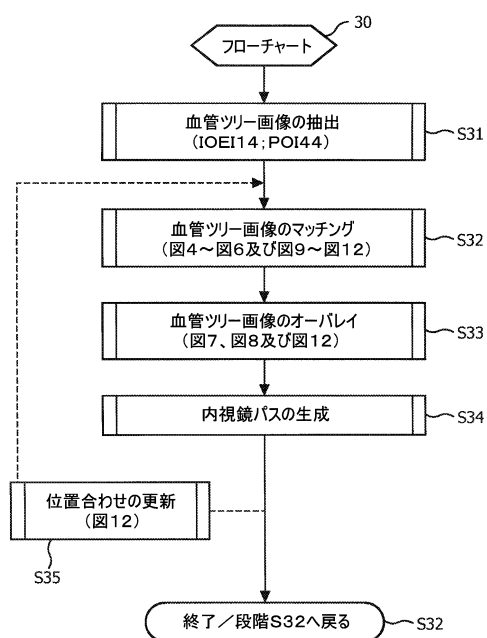
50

け入れる余地があることが当業者には容易に明らかになるであろう。したがって、本発明は、本発明の範囲内のそのような変形、変更、及び改良を明確に含むものである。

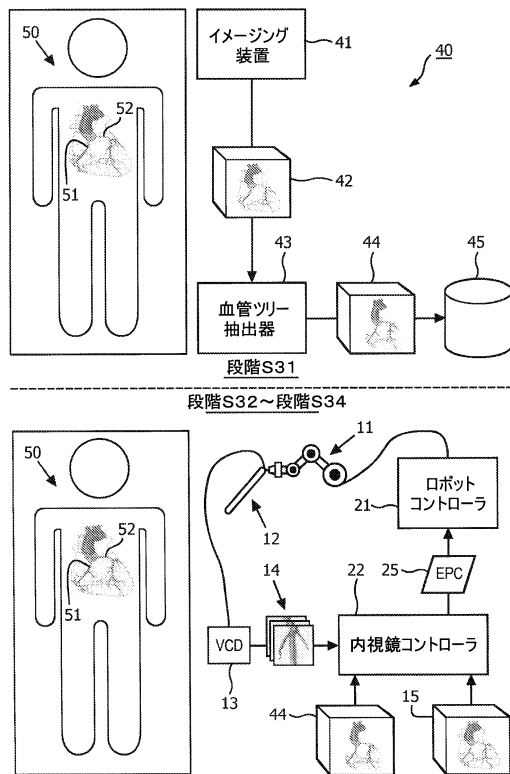
【図 1】



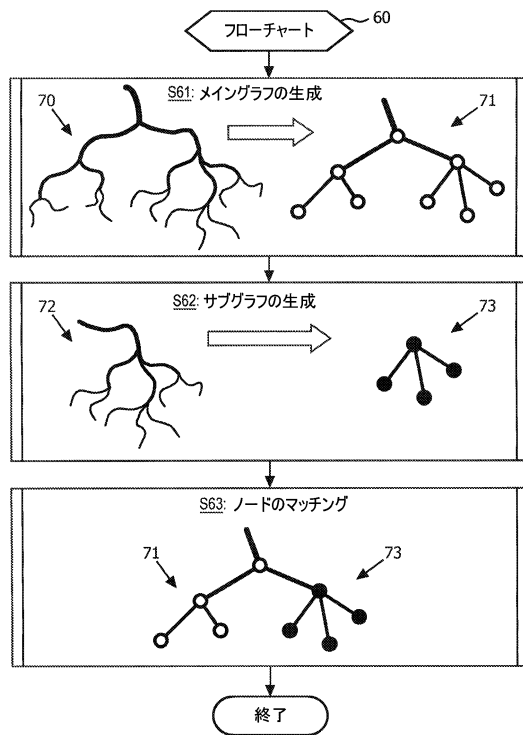
【図 2】



【図 3】



【図 4】



【図 5】

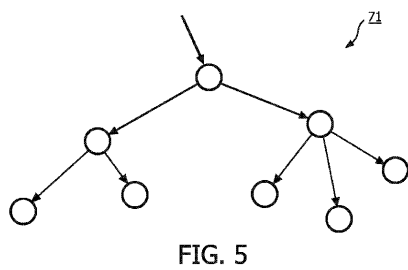


FIG. 5

【図 6】

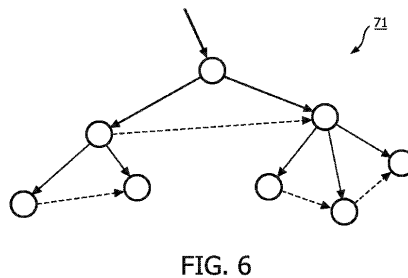


FIG. 6

【図 7】

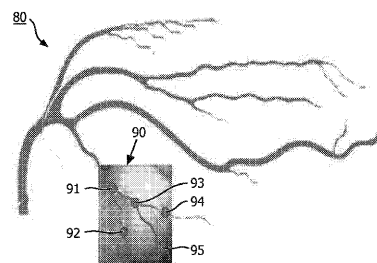


FIG. 7

【図 8】

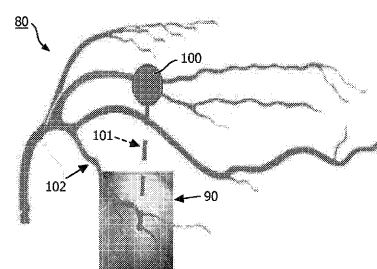
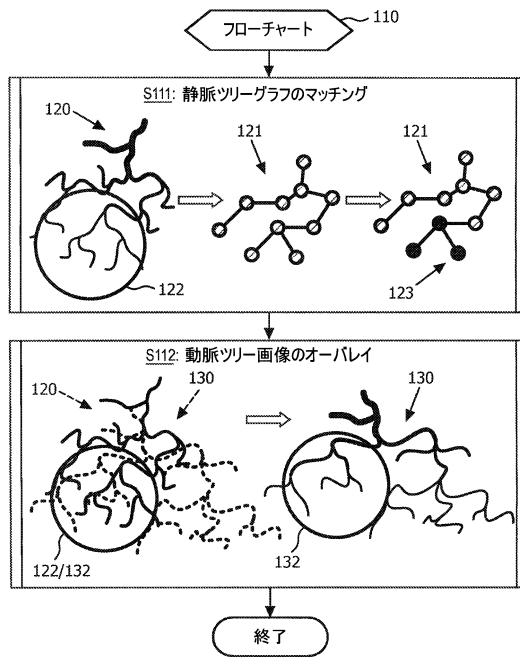
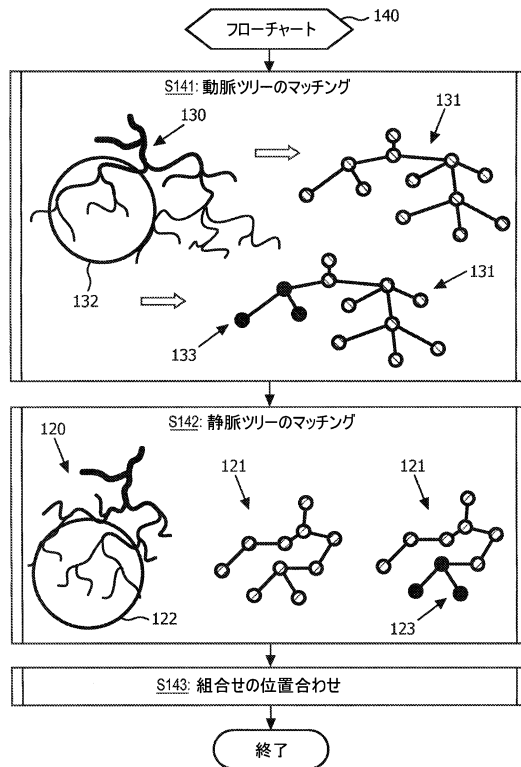


FIG. 8

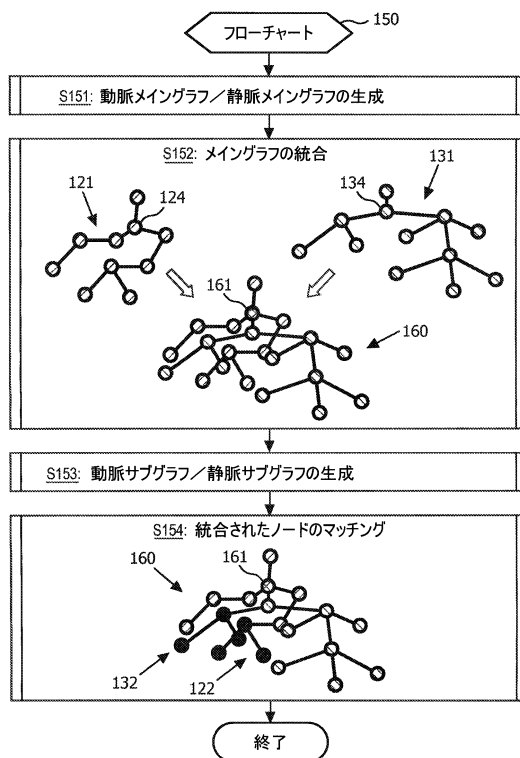
【図 9】



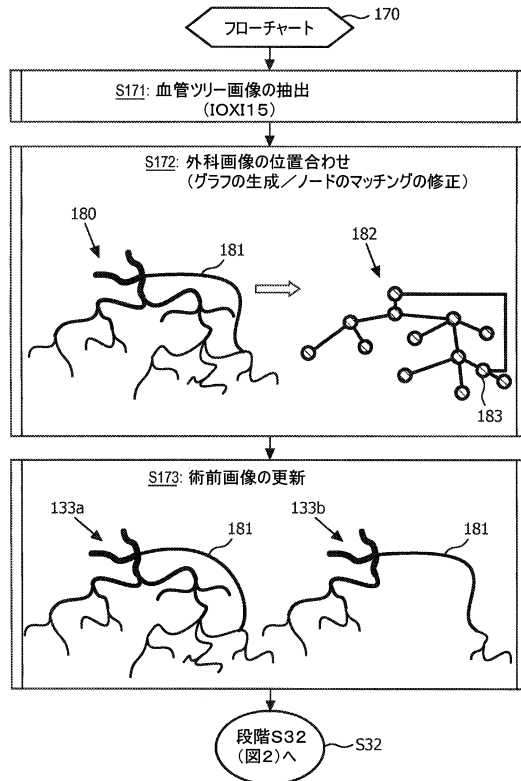
【図 10】



【図 11】



【図 12】



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 アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
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 アインドーフェン, ハイ・テク・キャンパス・ビルディング
4 4

(72)発明者 ホール, クリストファー スティーヴン

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・ビルディング
4 4

審査官 沼田 規好

(56)参考文献 特開 2 0 0 6 - 1 9 8 0 3 2 (JP, A)

特開 2 0 0 7 - 0 4 4 4 8 8 (JP, A)

国際公開第 2 0 0 5 / 0 2 5 4 0 4 (WO, A 2)

国際公開第 2 0 1 0 / 0 4 6 8 3 8 (WO, A 1)

特表 2 0 0 2 - 5 1 0 2 3 0 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 3 4 / 0 0

A 6 1 B 1 / 0 4 5

A 6 1 B 3 4 / 3 0

专利名称(译)	血管树图像的内窥镜对准		
公开(公告)号	JP6251681B2	公开(公告)日	2017-12-20
申请号	JP2014537775	申请日	2012-10-19
[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 ホールクリストファースティーヴン		
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 ホール,クリストファー スティーヴン		
IPC分类号	A61B34/00 A61B34/30 A61B1/045		
FI分类号	A61B34/00 A61B34/30 A61B1/045		
代理人(译)	伊藤忠彦		
审查员(译)	沼田TadashiYoshimi		
优先权	61/551513 2011-10-26 US		
其他公开文献	JP2015501183A		
外部链接	Espacenet		

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）生成解剖区域内的脉管树（例如，动脉树或静脉树）的手术中内窥镜图像（14），并且内窥镜控制器（22）将血管树的有效内窥镜图像（14）提供给解剖区域内的血管树的术前三维图像（44）。图像配准包括将血管树的术中内窥镜图像（14）内的血管树的每个分叉的图形表示与手术前三维图像内的血管树的每个分叉的图形表示进行图像匹配，三维图像（44）的血管树。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6251681号 (P6251681)
(45) 発行日 平成29年12月20日 (2017. 12. 20)	(24) 登録日 平成29年12月1日 (2017. 12. 1)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 34/00 (2016. 01) A 6 1 B 34/30 (2016. 01) A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	F I A 6 1 B 34/00 A 6 1 B 34/30 A 6 1 B 1/045	
請求項の数 8 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-537775 (P2014-537775) (86) (22) 出願日 平成24年10月19日 (2012. 10. 19) (65) 公表番号 特表2015-501183 (P2015-501183A) (43) 公表日 平成27年1月15日 (2015. 1. 15) (86) 国際出願番号 PCT/JP2012/055739 (87) 国際公開番号 WO2013/061225 (87) 国際公開日 平成25年5月2日 (2013. 5. 2) 審査請求日 平成27年10月16日 (2015. 10. 16) (31) 優先権主張番号 61/551, 513 (32) 優先日 平成23年10月26日 (2011. 10. 26) (33) 優先権主張国 米国 (US) 前置審査	(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 ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven (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】 血管ツリー画像の内視鏡的位置合わせ		