

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6715823号
(P6715823)

(45) 発行日 令和2年7月1日(2020.7.1)

(24) 登録日 令和2年6月11日(2020.6.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 6/12 (2006.01)

A 6 1 B 6/12

A 6 1 B 6/00 (2006.01)

A 6 1 B 6/00 3 6 0 B

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 R

A 6 1 B 1/313 (2006.01)

A 6 1 B 1/313

A 6 1 B 1/267 (2006.01)

A 6 1 B 1/267

請求項の数 15 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-502117 (P2017-502117)
 (86) (22) 出願日 平成27年7月14日(2015.7.14)
 (65) 公表番号 特表2017-525427 (P2017-525427A)
 (43) 公表日 平成29年9月7日(2017.9.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2015/055305
 (87) 国際公開番号 WO2016/009339
 (87) 国際公開日 平成28年1月21日(2016.1.21)
 審査請求日 平成30年7月11日(2018.7.11)
 (31) 優先権主張番号 62/024,532
 (32) 優先日 平成26年7月15日(2014.7.15)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 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 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 X線スイートにおける画像統合及びロボット内視鏡制御

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線モダリティのX線画像空間内に遠位端を持つ内視鏡を含んだロボット器具を校正するワークステーションであって、

前記X線画像空間内の前記ロボット器具の異なる姿勢での前記遠位端の複数のX線画像の、前記X線モダリティによる生成にตอบสนองして、前記ロボット器具のRCM長さの校正を制御するように動作する校正コントローラと、

前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記RCM長さの前記校正に応じて、前記X線画像空間内での前記ロボット器具の誘導を制御するように、前記校正コントローラと通信して動作するロボット器具コントローラと、

を有するワークステーション。

【請求項 2】

前記校正コントローラは、前記X線画像が前記X線モダリティによって生成されるときに、前記ロボット器具の前記RCM長さの前記校正を制御するように動作する、請求項1に記載のワークステーション。

【請求項 3】

前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記RCM長さの前記校正の制御は、前記校正コントローラが、前記X線画像のうちの少なくとも2つに応じて、前記ロボット器具の前記RCM長さを計算するように動作することを含む、請求項1に記載のワークステーション。

10

20

【請求項 4】

前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記 R C M 長さの計算は、

前記校正コントローラが、前記 X 線画像のうちの前記少なくとも 2 つの各々の画像平面内で前記ロボット器具を輪郭描写するように動作することを含む、請求項 3 に記載のワークステーション。

【請求項 5】

前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記 R C M 長さの前記計算は更に、

前記校正コントローラが、前記少なくとも 2 つの X 線画像の前記画像平面内で輪郭描写された前記ロボット器具の交差点の関数として、前記ロボット器具の前記 R C M 長さを計算するように動作すること

10

を含む、請求項 4 に記載のワークステーション。

【請求項 6】

前記校正コントローラは更に、前記 X 線画像の前記 X 線モダリティによる前記生成に回答して、また更に、前記 X 線画像空間の少なくとも 1 つの内視鏡画像の、前記ロボット器具による生成に回答して、前記ロボット器具の焦点長さの校正を制御するように動作する、

請求項 1 に記載のワークステーション。

【請求項 7】

前記校正コントローラは、前記 X 線画像が前記 X 線モダリティによって生成され、且つ前記少なくとも 1 つの内視鏡画像が前記ロボット器具によって生成されるときに、前記ロボット器具の前記焦点長さの前記校正を制御するように動作する、請求項 6 に記載のワークステーション。

20

【請求項 8】

前記ロボット器具コントローラは更に、前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記 R C M 長さ及び前記焦点長さの前記校正に応じて、前記 X 線画像空間内での前記ロボット器具の誘導を制御するように、前記校正コントローラと通信して動作する、請求項 7 に記載のワークステーション。

【請求項 9】

前記校正コントローラは更に、前記ロボット器具の前記焦点長さの前記校正に応じて、前記 X 線画像と前記少なくとも 1 つの内視鏡画像とを統合するように動作する、請求項 6 に記載のワークステーション。

30

【請求項 10】

前記校正コントローラによる前記 X 線画像と前記少なくとも 1 つの内視鏡画像との前記統合の表示を制御するように、前記校正コントローラと通信して動作するディスプレイコントローラ、

を更に有する請求項 9 に記載のワークステーション。

【請求項 11】

前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記焦点長さの前記校正の制御は、

前記校正コントローラが、前記 X 線画像のうちの少なくとも 3 つ及び前記少なくとも 1 つの内視鏡画像に応じて、前記ロボット器具の前記焦点長さを計算するように動作すること

40

を含む、請求項 6 に記載のワークステーション。

【請求項 12】

前記校正コントローラによる前記焦点長さの計算は更に、

前記校正コントローラが、前記少なくとも 3 つの X 線画像に応じて、前記ロボット器具に対して前記 X 線モダリティをレジストレーションするように動作すること

を含む、請求項 11 に記載のワークステーション。

【請求項 13】

前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記焦点長さの前記計算は更に、

前記校正コントローラが、前記ロボット器具に対する前記 X 線モダリティのレジスト

50

レーションに基づいて、前記少なくとも3つのX線画像と前記少なくとも1つの内視鏡画像との間でポイントマッチングを実行するように動作すること

を含む、請求項12に記載のワークステーション。

【請求項14】

前記校正コントローラによる前記ロボット器具の前記焦点長さの前記計算は更に、

前記校正コントローラが、前記ロボット器具に対する前記X線モダリティの前記レジストレーションに応じて、また更に、前記少なくとも3つのX線画像と前記少なくとも1つの内視鏡画像との間での前記ポイントマッチングに応じて、前記ロボット器具の前記焦点長さを計算するように動作すること

を含む、請求項13に記載のワークステーション。

10

【請求項15】

X線モダリティのX線画像空間内に遠位端を持つ内視鏡を含んだロボット器具を校正する校正コントローラであって、

前記X線画像空間内の前記ロボット器具の異なる姿勢での前記遠位端の複数のX線画像の、前記X線モダリティによる生成にตอบสนองして、また更に、前記X線画像空間の少なくとも1つの内視鏡画像の、前記ロボット器具による生成にตอบสนองして、前記ロボット器具のRCM長さ及び焦点長さを校正するように動作するロボット器具キャリブレーションと、

前記ロボット器具キャリブレーションによる前記ロボット器具の前記RCM長さ及び前記焦点長さの校正に応じて、前記X線画像と前記少なくとも1つの内視鏡画像とを統合するように、前記ロボット器具キャリブレーションと通信して動作する画像インテグレーションと、

20

を有する校正コントローラ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、ロボット内視鏡に関する校正手順を実行するために低侵襲処置（例えば、心臓手術、腹腔鏡手術、自然開口部経管的手術、単切開腹腔鏡手術、肺疾患/気管支鏡検査法手術、及び診断的インターベンション）中に収集されたX線画像を利用することに関する。本発明は、より具体的には、低侵襲処置中にロボット内視鏡をガイドするためのX線/内視鏡画像の統合に関する。

【背景技術】

30

【0002】

小さいポートを通して患者の体内に挿入される細長い器具を用いて低侵襲手術が行われている。これらの処置における主な可視化法は内視鏡である。ロボットガイド下での低侵襲手術においては、それらの器具のうちの1つ以上が、特には内視鏡であるロボット式装置によって保持されて制御される。

【0003】

具体的には、患者の体上に配される小さいポートのみが、患者の内部にアクセスするために器具及び内視鏡が通り抜け得る切り口である。従って、器具は、これらの支点周りで回転することはできるが、ポートに対して並進力を課すことはできない。何故なら、それは、患者に負傷及び危害を生じさせることになるからである。ロボットは潜在的に大きい力を及ぼし得るので、これは特に、ロボットガイド下手術にとって重要である。

40

【0004】

従って、一部の既知のロボットは、ポート位置で回転のみが行われ、そして、ポートにおける全ての並進力が排除されることを強要することによって、支点位置に遠隔運動中心（remote center of motion; RCM）として知られるものを実現している。これは、空間内の特定の位置に遠隔運動中心を持つ機械設計を実現し、そして、空間内のその点をポートに位置合わせすることによって達成され得る。

【0005】

内視鏡が患者の体内に挿入され、RCMの適切な位置が選定されると、ロボットが内視鏡画像により制御され得る。その制御ループを閉じるために、画像座標とロボット関節空

50

間との間の数学変換を確立しなければならない（技術的に画像ヤコビアンとして参照される）。このプロセス全体が、技術的にシステム校正として参照され、例えばカメラ及びロボット校正などの様々なステップを必要とする。また、完全な校正を提供するためには、カメラと検討中の器官／物体との間の深さを測定する必要がある、そのような測定は典型的に、画像から、又は特別なセンサを用いて、の何れかである。

【0006】

処置中に内視鏡検査を補うために、術中X線撮像が使用されることがある。例えば、低侵襲冠動脈バイパス術では、動脈硬化を特定するため又は血行再建を確認するために、術中X線が使用される。この撮像モダリティは電離放射線を使用するので、患者及び手術室スタッフにとって、処置中に収集されるX線画像の枚数を少なくすることが有益である。

10

【0007】

双方の撮像モダリティの有用性を高めるために、システムは、これらのモダリティ間で標的の相互特定を可能にしなければならない。例えば、動脈狭窄が、内視鏡画像内で視認できずにX線画像内で視認できる場合、これらの画像を統合して内視鏡画像内にその狭窄を描く方法は、ワークフローを大いに改善して、手術時間を短縮するとともに合併症の可能性を低減することになる。また、X線画像による内視鏡の制御は、内視鏡の視野の外での標的のより良い可視化及び検出につながることになる。

【0008】

これら全ての統合を行うためには、内視鏡の校正及びロボットの校正を行わなければならない。手術室内でロボット及び内視鏡を校正するプロセスは、様々な問題に結びつく。

20

【0009】

1つの問題は、カメラ校正が、訓練を受けた人物によって手術前に実行される必要がある追加工程であることである。このプロセスは時間が掛かるとともに間違いが発生しやすい。

【0010】

第2の問題は、ユーザが手術中にカメラパラメータの一部（例えば、ズーム）を変更する場合に、内視鏡を患者から取り出して再校正しなければならないことであり、このようなことは、ワークフローを中断させてしまうので受け入れられないことがある。

【0011】

第3の問題は、ユーザが内視鏡をロボットに対して動かす（例えば、光学式ズームを持たない一般クラスの内視鏡で機械式ズームを行うために、より深く体内に挿入する）場合に、システムを再校正しなければならないか、ロボットが追加のセンサを使用しなければならないか、の何れかであることである。

30

【0012】

第4の問題は、校正が深さ情報を必要とすることがあり、それは、深さ測定アルゴリズムを用いてアクセス可能であり得るが（例えば、動きなどからの形状）、そのような種類の測定はノイズが多いのが通常であり、それにより不安定性を生じさせ得ることである。

【0013】

これらの問題は、システムの使い勝手を低下させ得るとともにワークフローを乱し得るものであり、それにより処置コストの上昇及びいっそう低い合格率につながる。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

本発明は、低侵襲処置（例えば、心臓手術、腹腔鏡手術、自然開口部経管的手術、単切開腹腔鏡手術、肺疾患／気管支鏡検査法手術、及び診断的インターベンション）中に収集されたX線画像によるロボット器具の一連の校正を実行するための校正コントローラを提供する。

【0015】

本発明は更に、X線／内視鏡画像を統合するための及びX線画像によるロボット内視鏡の誘導を支援するための校正コントローラを提供する。

50

【課題を解決するための手段】

【0016】

本発明の一形態は、X線モダリティのX線画像空間内に遠位端を持つロボット器具を校正するワークステーションである。当該ワークステーションは、X線画像空間内のロボット器具の異なる姿勢での遠位端の複数のX線画像の、X線モダリティによる生成にตอบสนองして、ロボット器具のRCM長さを校正する校正コントローラを使用する。当該ワークステーションは更に、校正コントローラによるロボット器具のRCM長さの校正に応じて、X線画像空間内でのロボット器具の誘導を制御するロボット器具コントローラを使用する。

【0017】

本発明の目的では、以下に限られないが、“ワークステーション”、“校正（キャリブレーション）”、“X線画像”、“X線画像空間”、“X線モダリティ”、“焦点端”、“姿勢”、及び“誘導”を含む技術用語は、本発明の分野において理解されように、また、ここで例示的に説明されるように解釈されるべきである。

【0018】

本発明の目的では、

（１）用語“ロボット器具”は、極座標ロボットによって保持される器具の全ての構造的構成を広く包含するものである。

（２）用語“器具”は、以下に限られないが、あらゆるタイプの、スコープ、グラスパ、カッター、及び超音波プローブを含め、技術的に知られるあらゆる全ての器具や道具などを広く包含するものである。

（３）用語“極座標ロボット”は、本発明の分野において理解されように、また、ここで例示的に説明されるように、遠隔運動中心（“RCM”）を実現するようにアームセグメントを同軸接続する１つ以上のジョイントのモーター化制御を有するように構造的に構成されたあらゆるロボット装置を広く包含するものである。

（４）用語“RCM長さ”は、本発明の分野において理解されように、また、ここで例示的に説明されるように、極座標ロボットのRCMと、極座標ロボットによって保持されている器具の遠位端との間の距離の長さを広く包含するものである。

【0019】

本発明の第２の形態は、専ら又は包含的に内視鏡を含むロボット器具と、X線モダリティによる上述のX線画像の生成にตอบสนองして、また更に、ロボット器具によるX線画像空間の１つ以上の内視鏡画像の生成にตอบสนองして、ロボット器具の焦点長さを校正する校正コントローラを使用するワークステーションとを含む。ロボット器具のRCM長さ及び焦点長さの校正により、校正コントローラは更に、表示のためのX線画像と（１つ以上の）内視鏡画像との画像統合を制御し得る。

【0020】

本発明の目的では、以下に限られないが、“内視鏡画像”、“画像統合（インテグレーション）”、“表示”を更に含む技術用語は、本発明の分野において理解されように、また、ここで例示的に説明されるように解釈されるべきである。

【0021】

本発明の目的では、用語“内視鏡”は、本発明の分野において理解されように、また、ここで例示的に説明されるように、体の内側から撮像する能力を有するように構造的に構成されたあらゆる装置を広く包含するものである。

【0022】

内視鏡の例は、以下に限られないが、フレキシブル又はリジッドな、あらゆるタイプのスコープ（例えば、内視鏡、関節鏡、気管支鏡、総胆管鏡、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、プッシュ式腸内鏡、鼻喉頭鏡、S状結腸鏡、洞鏡、胸郭鏡、腔鏡、胸腔鏡、神経内鏡など）、及び画像システムを備えたスコープと同様のあらゆる装置を含む。撮像はローカルであり、光ファイバ、レンズ、及び小型化された（例えばCCDベースの）撮像システム（例えば、腹腔鏡超音波）を用いて光学的に表面画像が取得され得る。

10

20

30

40

50

本発明の目的では、用語“焦点長さ”は、本発明の分野において理解されように、また、ここで例示的に説明されるように、遠位焦点端から延在する内視鏡の視野の長さを広く包含するものである。

用語“コントローラ”は、ここで後述する本発明の様々な発明原理の適用を制御するワークステーションに収容又は結合される特定用途向けメインボード又は特定用途向け集積回路の全ての構造的構成を広く包含するものである。コントローラの構造的構成は、以下に限られないが、（１つ以上の）プロセッサ、（１つ以上の）コンピュータ使用可能／コンピュータ読み取り可能な記憶媒体、オペレーティングシステム、（１つ以上の）アプリケーションモジュール、（１つ以上の）周辺装置コントローラ、（１つ以上の）スロット、及び（１つ以上の）ポートを含み得る。

ワークステーションの例は、以下に限られないが、1つ以上のコンピューティング装置（例えば、クライアントコンピュータ、デスクトップ、及びタブレット）と、ディスプレイ/モニタと、1つ以上の入力装置（例えば、キーボード、ジョイスティック、及びマウス）とのアセンブリを含む。

本発明の第 3 の形態は、

X線モダリティのX線画像空間内に遠位端を持つ内視鏡を含んだロボット器具を校正する校正コントローラであって、

X線画像及び(1つ以上の)内視鏡画像にตอบสนองして、ロボット器具のRCM長さ及び焦点長さを校正するロボット器具キャリブレーションと、ロボット器具キャリブレーションによるロボット器具のRCM長さ及び焦点長さの校正に応じて、X線画像と(1つ以上の)内視鏡画像とを統合する画像インテグレーションとの形態をしたアプリケーションモジュールを使用する校正コントローラである。

本発明の目的では、用語“アプリケーションモジュール”は、特定のアプリケーションを実行するための電子回路及び／又は実行可能プログラム（例えば、実行可能ソフトウェア及び／又はファームウェア）で構成されるコントローラのコンポーネントを広く包含するものである。

本発明の以上の形態及びその他の形態、並びに本発明の様々な特徴及び利点が、本発明の様々な実施形態の以下の詳細な説明が添付の図面とともに読まれることで、更に明らかになる。詳細な説明及び図面は、本発明を限定するものではなく単に例示するものであり、本発明の範囲は、添付の請求項及びその均等範囲によって定められる。

【 0 0 2 9 】

【図１】本発明の発明原理に従った低侵襲処置及びコントローラスイートの例示的な実施形態を示している。

【図 2】本発明の発明原理に従った低侵襲制御システムの例示的な一実施形態を示している。

【図 3】本発明の発明原理に従ったロボット内視鏡の例示的な一実施形態を示している。

【図 4】本発明の発明原理に従った低侵襲制御システムに基づくワークステーションの例示的な一実施形態を示している。

【図 5】本発明の発明原理に従った R C M 長さ計算法の例示的な一実施形態を表すフローチャートを示している。

【図 6 A】図 5 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 6 B】図 5 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 6 C】図 5 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 6 D】図 5 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 6 E】図 5 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 7】本発明の発明原理に従った焦点長さ計算法の例示的な一実施形態を表すフローチャートを示している。

【図 8 A】図 7 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 8 B】図 7 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 8 C】図 7 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 8 D】図 7 に示したフローチャートの例示的な実行を示している。

【図 9 A】本発明の発明原理に従った X 線画像及び内視鏡画像の例示的な画像統合を示している。

10

【図 9 B】本発明の発明原理に従った X 線画像及び内視鏡画像の例示的な画像統合を示している。

【図 9 C】本発明の発明原理に従った X 線画像及び内視鏡画像の例示的な画像統合を示している。

【図 9 D】本発明の発明原理に従った X 線画像及び内視鏡画像の例示的な画像統合を示している。

【発明を実施するための形態】

【0030】

本発明の理解を容易にするため、以下の図 1 及び 2 の説明は、コントローラネットワーク 20 によって遂行される低侵襲処置に関する画像ベースロボット内視鏡制御スキーム 10 の基本的な発明原理を教示する。本発明の目的では、用語“ロボット内視鏡”は、極座標ロボットによって保持される内視鏡の全ての構造的構成を広く包含するものである。この説明から、当業者は、内視鏡を含まない又は含むロボット器具を組み入れる様々な低侵襲処置への本発明の発明原理の適用の仕方を理解することになる。

20

【0031】

図 1 を参照するに、制御スキーム 10 は、ロボット内視鏡校正段階 11、画像統合段階 12、及びロボット内視鏡誘導段階 13 を含んでいる。

【0032】

概して、ロボット内視鏡校正段階 11 は、図 2 に関連してここで更に説明されることになるように、ロボット内視鏡の RCM 長さ及び焦点長さを校正する目的で、X 線画像空間内で、ロボット内視鏡の遠位焦点端の X 線画像を収集することを含む。

30

【0033】

これらの校正から、画像統合段階 12 は、図 2 に関連してここで更に説明されることになるように、低侵襲処置中に（1 つ以上の）解剖学的標的の X 線位置特定を支援する目的で、X 線画像及び内視鏡画像を統合することを含む。

【0034】

この画像統合から、ロボット内視鏡誘導段階 13 は、図 2 に関連してここで更に説明されることになるように、ロボット内視鏡を解剖学的標的に X 線誘導することを含み、それにより、内視鏡画像内で標的が中心にされ得る。

40

【0035】

制御スキーム 10 を実装するため、コントローラネットワーク 20 が、X 線コントローラ 30、ロボット内視鏡コントローラ 40、校正コントローラ 50、及びディスプレイコントローラ 60 を使用する。

【0036】

X 線コントローラ 30 は構造的に、X 線モダリティの撮像動作を制御するために技術的に知られているように構成され、ロボット内視鏡コントローラ 40 は構造的に、ロボット内視鏡の撮像動作を制御するために技術的に知られているように構成され、ディスプレイコントローラ 60 は構造的に、ディスプレイ / モニタの動作を制御するために技術的に知られているように構成される。

【0037】

50

校正コントローラ 50 は構造的に、図 2 に関連してここで更に説明されることになるように、ロボット内視鏡の RCM 長さ及び焦点長さの校正を制御するために、本発明の発明原理に従って構成される。

【0038】

実際には、コントローラネットワーク 20 は、単一のワークステーションの中に組み込まれてもよいし、何らかのやり方で複数のワークステーション間に分散されてもよい。

【0039】

図 2 は、コントローラネットワーク 20 による制御スキーム 10 の例示的な実装を示している。

【0040】

図 1 及び 2 を参照するに、X 線コントローラ 30 は、X 線源 33 とイメージインテンシファイア 34 との間に延在する X 線画像空間 35 の X 線画像 36 を収集するために、技術的に理解されるように、X 線源 33 及びイメージインテンシファイア 34 を使用する X 線モダリティ 32 の動作を制御するための X 線作動コマンド 31 を生成する。

【0041】

ロボット内視鏡コントローラ 40 は、技術的に理解されるように、内視鏡 45 の遠位焦点端 46 を介して内視鏡ビデオ信号を収集するために、極座標ロボット 43 によって保持されている内視鏡 45 によって構造的に画成されるロボット内視鏡 42 の動作を制御するためのロボット作動コマンド 41 を生成する。より具体的には、極座標ロボット 43 は構造的に、内視鏡 45 の長尺軸に沿って遠位焦点端 46 に位置を揃えられた遠隔運動中心 44 を確立する。技術的に理解されるように、内視鏡 45 からの内視鏡ビデオ信号をコンピュータ読み取り可能な内視鏡画像の時間フレームシーケンス (“EIF”) へと変換する能力を、ビデオキャプチャ装置 47 が備える。実際には、ビデオキャプチャ装置 47 は、内視鏡ビデオ信号から個々のデジタルスチルフレームをキャプチャするための何らかのタイプのフレームグラバ (捕捉部) を使用し得る。

【0042】

技術的に理解されるように、RCM 長さとは、極座標ロボット 43 の RCM 44 と内視鏡 45 の遠位焦点端 46 との間の距離であり、焦点長さとは、遠位焦点端 46 から延在する内視鏡 45 の視野の長さであり、これらの長さは、ロボット内視鏡校正段階 11 の実行前には未知である。

【0043】

段階 11 にてこれらの長さを校正するため、校正コントローラ 50 は、RCM 長さを校正するための RCM 長さ校正部 51a と、ロボット内視鏡 42 の焦点長さを校正するための焦点長さ校正部 51b とを含むロボット内視鏡キャリブレーション 51 を使用する。実際には、ロボット内視鏡キャリブレーション 51 は、技術的に理解されるように X 線座標空間内での X 線画像空間 35 の具体的な位置決めを命令するための、X 線コントローラ 30 への X 線校正コマンド 53 を生成し、且つ / 或いは、技術的に理解されるように極座標ロボット 43 のロボット座標空間内でのロボット内視鏡 42 の具体的な位置決めを命令するための、ロボット内視鏡コントローラ 40 へのロボット校正コマンド 54 を生成し得る。

【0044】

ディスプレイコントローラ 60 は、技術的に理解されるように X 線画像 36 及び内視鏡画像 48 を個別に又は統合して示すためにディスプレイ / モニタ 62 の動作を制御する。統合画像について、校正コントローラ 50 は更に、校正された長さに基づいて X 線画像 36 と内視鏡画像 48 とを統合する画像インテグレータ 52 を使用する。画像統合から、画像インテグレータ 52 は、画像統合データ 56 をディスプレイコントローラ 60 に提供し、それにより、ディスプレイコントローラ 60 が、ディスプレイ / モニタ 62 による表示のための統合 X 線 / 内視鏡画像 61 を生成する。

【0045】

図 1 及び 2 をなおも参照して、以下にて、コントローラネットワーク 20 による制御スキーム 10 の実行を説明する。

【 0 0 4 6 】

ロボット内視鏡校正段階 1 1

X線画像空間 3 5 内の内視鏡 4 5 の遠位焦点端 4 6 の複数の異なる姿勢の X 線画像 3 6 から、ロボット内視鏡キャリブレーション 5 1 によって長さ校正が実行される。

【 0 0 4 7 】

実際には、内視鏡 4 5 は、X 線画像空間内の唯一の物体であってもよいし、他の物体（例えば、解剖学的ファントム物体）及び / 又は患者を伴っていてもよい。患者ありの場合、好ましくは、患者に追加の電離放射線を導入する必要なく、診断手順中に X 線画像 3 6 が収集される。

【 0 0 4 8 】

実際には、X 線コントローラ 3 0 が、ユーザ指令されて、あるいはロボット内視鏡キャリブレーション 5 1 からの X 線校正コマンド 5 3 に応答して、X 線画像空間 3 5 内の内視鏡 4 5 の遠位焦点端 4 6 の異なる姿勢の X 線画像 3 6 を収集するのに必要のように、X 線源 3 3 及びイメージインテンシファイア 3 4 を位置付け得る。X 線画像 3 6 の収集の最中に（すなわち、オンザフライで）、又はそれに続いて、長さ校正が実行され得る。さらに、ロボット内視鏡コントローラ 4 0 が、ユーザ指令されて、あるいはロボット内視鏡キャリブレーション 5 1 からのロボット校正コマンド 5 4 に応答して、長さ校正を容易にするのに必要のように、X 線画像空間 3 5 内で遠位焦点端 4 6 を異なる姿勢にて位置付け得る。

【 0 0 4 9 】

R C M 長さ校正では、R C M 長さ校正部 5 1 a が、図 5 及び 6 A - 6 E に関連してここで更に説明されることになるように、2 つ以上の X 線画像 3 6 を処理する。焦点長さ校正では、焦点長さ校正部 5 1 b が、図 7 及び 8 A - 8 D に関連してここで更に説明されることになるように、3 つ以上の X 線画像 3 6 を処理する。実際には、校正部 5 1 a 及び 5 1 b は、これらの長さ校正を順次又は同時に実行し得る。また、校正部 5 1 a 及び 5 1 b は、更なる X 線画像 3 6 を用いて再校正又は精緻化され得る当初の長さ校正を実行する。

【 0 0 5 0 】

画像統合段階 1 2

長さ校正の間の及び / 又はそれに続く任意の時点で、画像インテグレータ 5 2 によって画像統合が実行される。

【 0 0 5 1 】

実際には、段階 1 2 において、図 9 A - 9 D に関連してここで更に説明されるように、以下に限られないが、X 線ポイント投影技術、内視鏡ポイント投影技術、内視鏡オーバレイ・オン・X 線技術、及び X 線 / 内視鏡画像融合技術を含め、何らかの知られた画像統合技術が、画像インテグレータ 5 2 によって実行され得る。

【 0 0 5 2 】

ロボット内視鏡誘導段階 1 3

当初の長さ校正及びその再校正の完了を受けて、及び何らかの精緻化校正中に、ロボット内視鏡キャリブレーション 5 1 によって提供された、長さ校正の情報を与える長さ校正データ 5 5 の処理を介して、ロボット内視鏡コントローラ 4 0 により、ロボット内視鏡 4 2 の誘導が実行される。

【 0 0 5 3 】

実際には、段階 1 3 において、以下に限られないが、X 線画像 3 6 内の標的ポイントの選択を含め、何らかの知られたロボット誘導技術が、ロボット内視鏡コントローラ 4 0 によって実行され、それにより、ロボット内視鏡コントローラ 4 0 が、標的ポイントを内視鏡画像 4 8 内の中心に置いて X 線画像空間 3 5 内に遠位焦点端 4 6 を位置付けるためのロボット作動コマンド 4 1 を生成し得る。

【 0 0 5 4 】

低侵襲処置

実際には、段階 1 1 及び / 又は 1 2 は、段階 1 3 を組み入れる低侵襲処置の実行の前及び / 又は最中に実行され得る。従って、段階 1 1 における校正コントローラ 5 0 による長

10

20

30

40

50

さ校正は、ユーザ始動されてもよいし、X線画像36の最初の収集に応答したものであってもよい。何れの場合も、コントローラネットワーク20は、必要に応じて、当初の長さ校正の後まで低侵襲処置の実行を防止する安全対策を実行してもよい。

【0055】

本発明の更なる理解を容易にするため、以下の図3-9の説明は、図3に示すロボット内視鏡を組み入れる長さ校正法の基本的な発明原理を教示する。この説明から、当業者は、他のロボット内視鏡へのこの長さ校正法の発明原理の適用の仕方を理解することになる。

【0056】

図3を参照するに、極座標ロボット70は、回転軸RA1を持つアクチュエータ71と、回転軸RA2を持つアクチュエータ72と、支持アーク73と、回転軸EAを持つ金属製内視鏡80を保持するエンドイフェクタ75を含む器具アーク74とを使用する。支持アーク73は、アクチュエータ71及びアクチュエータ72に同軸接続され、器具アーク74は、アクチュエータ72に同軸接続されている。重要なことには、

(1) 回転軸RA1、RA2及びEAは、極座標ロボット70の遠隔運動中心76で交差し、

(2) 支持アーク73のベースアーチ長 θ_B は、回転軸RA1とRA2との間を延在し、

(3) 器具アーク74の延在アーク長 θ_{E1} は、回転軸RA1とEAとの間を延在し、

(4) アクチュエータ71は、内視鏡80の遠位焦点端82の幅広い動きを制御するために所望の角度 ϕ_1 で回転軸RA1を中心にアーク73及び74を共に回転させるように命令されることができ、

(5) アクチュエータ72は、内視鏡80の遠位焦点端82の狙いを定めた動きを制御するために所望の角度 ϕ_2 で回転軸RA2を中心に器具アーク74を回転させるように命令されることができ、

(6) エンドイフェクタ75は、手動で、又は制御されて、内視鏡80をその回転軸EAを中心に回転させる能力を持ち、

(7) RCM長さ L_{RCM} は、RCM76と遠位焦点端82との間の距離であり、且つ

(8) 焦点長さ(図示せず)は、内視鏡80のアイピース81から見える遠位焦点端82から延在する内視鏡80の視野の長さである。

【0057】

図3及び4を参照するに、X線モダリティ90は、X線画像空間94を確立するようにX線源92とイメージインテンシファイア93とを位置合わせしているCアーム91を使用する。X線テーブル95に取り付けられた受動アーム96にロボット70が取り付けられ、それにより、遠位焦点端82がX線画像空間94内に位置付けられ、また、RCM76は、X線画像空間94内に位置付けられることもあるし、そうでないこともある。

【0058】

図3及び4をなおも参照するに、校正ワークステーション100は、モニタ101と、インタフェースプラットフォーム102(例えば、キーボード、ボタン、ダイヤル、ジョイスティックなど)と、クライアントコンピュータ103と、ワークステーションコンピュータ103内に組み込まれたコントローラネットワーク104とを使用する。

【0059】

コントローラネットワーク104は、X線コントローラ105と、ロボット内視鏡コントローラ106と、校正コントローラ107と、ディスプレイコントローラ108とを含んでいる。実際には、コントローラ105-108は、クライアントコンピュータ103の中で、分割されていてもよいし、何らかの程度で統合されていてもよい。代替例では、X線コントローラ105は、X線モダリティ90のワークステーション(図示せず)に組み込まれていてもよく、また、内視鏡コントローラ106は、ロボット70のワークステーション(図示せず)に組み込まれていてもよく、それにより、クライアントコンピュータ103は、必要に応じてX線コントローラ105及び/又は内視鏡コントローラ106にアクセスするためにモニタ101及びユーザインタフェース102を介したユーザイン

タフェースを提供する。このような代替例に関し、ディスプレイコントローラ 108 は、各ワークステーションに組み込まれてもよい。

【0060】

ワークステーションコンピュータ 103 は、今から図 5 - 9D に関連してここで説明されるように、コントローラネットワーク 104 による長さ校正法の実行を支援するよう、極座標ロボット 70、内視鏡 80、及び X 線モダリティ 90 に接続 / 結合される。

【0061】

図 5 は、本発明の RCM 長さ校正法を表すフローチャート 110 を例示している。

【0062】

図 3 - 5 を参照するに、フローチャート 110 の理解を容易にするために、図 6A - 6E に示されるような、X 線画像空間 94 内の患者の心臓に対して異なる姿勢 E1 及び E2 の遠位焦点端 82 の 2 つの例示的な X 線画像 97 (X1) 及び 97 (X2) が提供される。X 線画像 97 の収集は、C アーム 91 を静止して位置付けることと、ユーザ命令されるように、又は校正コントローラ 107 によって作動命令されるように、X 線画像空間 94 内の遠位焦点端 82 の姿勢 E1 と E2 との間でロボット 70 を動的に位置付けることとを含む。

【0063】

図 3 - 5 を参照するに、フローチャートのステージ S112 は、校正コントローラ 107 が、X 線画像 97 (X1) の画像平面内で内視鏡 80 の輪郭を描くことを含む。この目的で、校正コントローラ 107 は、以下の一連のステップを実行する。

【0064】

第 1 に、校正コントローラ 107 は、黒色画素閾値を適用して、図 6A に示される X 線画像空間内の金属製内視鏡 80 の姿勢 E1 を表す X 線画像 97 (X1) の高減衰領域を選択する。

【0065】

第 2 に、校正コントローラ 107 は、輪郭フィッティング技術を実行して、フリーフォーム (自由造形) 輪郭で内視鏡の外形を描く。輪郭フィッティング技術の例は、以下に限られないが、動的輪郭法及び境界線追跡法を含む。実際には、黒色画素閾値分け及び輪郭の短寸法性からのノイズに対処するために、最小の輪郭長さが使用され得る。

【0066】

校正コントローラ 107 は、このフリーフォーム輪郭を、図 6C に示されるように内視鏡姿勢 80 (E1) の四辺で縁取られた多角形 83 (CP1) をフィッティングする最小二乗フィッティング法への入力として使用する。注目すべきことには、このステップは、遠近法による変形及び平面切断の関数として、内視鏡 80 が X 線画像 97 (X1) 内で凸四辺形として見え得ることに依拠している。

【0067】

第 3 に、校正コントローラ 107 は、X 線画像 97 (X1) の画像平面内で、輪郭多角形 83 (CP1) の遠位端から、内視鏡 80 (E1) の推定 RCM 長さを超える距離で延在する、図 6C に示されるような主軸 84 (PA1) を計算する。主軸 84 (PA1) は、以下に限られないがハフ変換を含め、何らかの知られたモデル化技術に従って計算され得る。

【0068】

第 4 に、校正コントローラ 107 は、主軸 84 (PA1) の垂線に沿って内視鏡 80 (E1) の平均厚さ $t_{h \times E1}$ を計算する。内視鏡 80 (E1) の平均厚さ $t_{h \times E1}$ は、以下に限られないがハフ変換を含め、何らかの知られたモデル化技術に従って計算され得る。

【0069】

第 5 に、校正コントローラ 107 は、 $t_{E1} = [x_{t_{E1}}, y_{t_{E1}}]$ として記録する X 線座標空間内の位置にて、X 線画像 97 (X1) 内の内視鏡 80 (E1) の遠位焦点端を検出する。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

これら5つのステップが、図6Bに示されるX線画像97(X2)に関して繰り返されることで、X線画像97(X2)の画像平面内で輪郭多角形83(CP2)の遠位端から延在する図6Dに示されるような主軸84(PA2)の計算と、主軸84(PA2)の垂線に沿った内視鏡80(E2)の平均厚さ $t_{h \times E_2}$ の計算と、 $t_{E_2} = [x t_{E_2}, y t_{E_2}]$ として記録されるX線座標空間内の位置での内視鏡80(E2)の遠位焦点端の検出とがもたらされる。

【 0 0 7 1 】

フローチャート110のステージS114は、校正コントローラ107が、図3に示されるような内視鏡RCM長さ L_{RCM} を計算することを含む。この目的のため、校正コントローラ107は、以下の一連のステップを実行する。

10

【 0 0 7 2 】

第1に、校正コントローラ107は、図6Eに示されるようなRCM交差85を、X線画像97(X1)及び97(X2)の等しい画像平面内での主軸84(PA1)と主軸84(PA2)との交差上の点として検出する。

【 0 0 7 3 】

第2に、校正コントローラ107は、RCM交差85と先に検出された内視鏡80(E1)の遠位焦点端との間の主軸84(PA1)のRCM長さ L_{RCM1} と、RCM交差85と先に検出された内視鏡80(E2)の遠位焦点端との間の主軸84(PA2)のRCM長さ L_{RCM2} とを計算する。実際には、RCM長さ L_{RCM1} 及びRCM長さ L_{RCM2} は、画素数によって規定されるユークリッド距離として計算され得る。

20

【 0 0 7 4 】

第3に、校正コントローラ107は、次式[1]：

$$D_E = f * (t_{h_E} / t_{h_x}) \quad [1]$$

に従って、イメージインテンシファイア93からの内視鏡80の深さ D_E を計算する。ただし、

f は、X線画像空間94の焦点長さであり(DICOMにおけるSIDタグから分かる)、

t_{h_E} は、既知の又は推定される内視鏡80の厚さであり、そして

t_{h_x} は、画像化された内視鏡80(E1)及び内視鏡80(E2)の平均厚さ($t_{h \times E_1} + t_{h \times E_2} / 2$)である。

30

【 0 0 7 5 】

実際には、内視鏡厚さ t_{h_E} の推定に関し、大抵の商業的に知られた内視鏡は、5mm又は10mmの厚さを有している。従って、校正コントローラ107は、全ての取り得るサイズについて深さを計算し、更なる経験則を用いて内視鏡厚さ t_{h_E} を決定し得る。例えば、Cアーム91の回転中心の付近±200mmに内視鏡80が配置されることが見込まれ得る。この情報を用いて、推定の目的で、適切な内視鏡厚さ t_{h_E} が校正コントローラによって選択され得る。さらに、術中X線コントローラ105が患者平面を計算してもよく、これがX線モダリティ90のDICOM情報に追加され、それにより、校正コントローラは、患者平面に最も近い深さに合致する内視鏡厚さ t_{h_E} を選択し得る。

40

【 0 0 7 6 】

X線撮像が数学的にピンホールカメラに等価であるとの概算を用いて、校正コントローラ107は、次式[2]：

$$L_{RCM} = (f * D_E) / L_{RCMx} \quad [2]$$

に従って、内視鏡RCM長さ L_{RCM} を計算する。ただし、

f は、X線画像空間94の焦点長さであり(DICOMにおけるSIDタグから分かる)、

D_E は、式[1]に従った、イメージインテンシファイア93からの内視鏡80の深さであり、そして

L_{RCMx} は、画像化された内視鏡80(E1)及び内視鏡80(E2)の平均RCM

50

長さ $(L_{RCM1} + L_{RCM2}) / 2$ である。

【0077】

フローチャート110の終了を受けて、校正コントローラ107は、画像統合及びロボット内視鏡誘導の目的のため、ロボット内視鏡のRCM長さを校正されたことになる。

【0078】

図7は、本発明のRCM長さ校正法を表すフローチャート120を例示している。

【0079】

図3、4及び7を参照するに、フローチャート120の理解を容易にするために、図8A - 8Dに示されるような、X線画像空間94内の患者の心臓に対して異なる姿勢E1、E2及びE3の遠位焦点端82の3つの例示的なX線画像97(X1)、97(X2)及び97(X3)が提供される。X線画像97の収集は、Cアーム91を静止して位置付けることと、ユーザ命令されるように、又は校正コントローラ107によって作動命令されるように、X線画像空間94内の遠位焦点端82の姿勢E1 - E3の間でロボット70を動的に位置付けることとを含む。

10

【0080】

フローチャート120は、Cアーム座標空間98(図8B)とX線画像空間94(図4)とが、ステージS114(図5)に関連してここで先述したようにして計算されるか、又は次式[3]及び[4]：

$$x = f_x * (X / Z) \quad [3]$$

$$y = f_y * (Y / Z) \quad [4]$$

20

に従ってDICOMから推定されるかである既知の焦点長さ f_x 及び既知の深さ(Z)を介して関係付けられることを前提とする。ただし、

x 及び y は、X線画像空間94(図3)でのインデックスであり、そして

X 、 Y 、 Z は、Cアーム座標空間98(図8B)の点(ポイント)である。

【0081】

ロボット座標空間及び内視鏡座標空間は、内視鏡80の焦点長さ f_c が分かっていないので校正されていない。ピンホールモデルが、次式[5]：

【0082】

【数1】

$$\begin{bmatrix} x_e \\ y_e \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_c & 0 & 0 \\ 0 & f_c & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} {}^eT_c \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad [5]$$

30

に従うと仮定すると、Cアーム座標空間98内の3Dの点 $[X, Y, Z]$ に対し、 $[x_e, y_e]$ が内視鏡画像空間88(図8B)内の点となる。ただし、 eT_c は、Cアーム座標と内視鏡座標との間での座標変換である。

【0083】

カメラは内視鏡80の遠位焦点端にあり、ロボットイフェクタ端のロボットRCM76(図3)への変換 eT_r は、ロボット運動学及びRCM長さ L_{RCM} (図3)から、以下の式[6] - [26]：

40

【0084】

【数 2】

$$T = \begin{bmatrix} x1 & x2 & x3 & x4 \\ x5 & x6 & x7 & x8 \\ x9 & x10 & x11 & x12 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [6]$$

$$x1 = k2 * m1 * s1 + m2 * c1 * s2 + k1 * m2 * c2 * s1 \quad [7]$$

$$x2 = c1 * c2 - k1 * s1 * s2 \quad [8]$$

$$x3 = k2 * c1 * s1 - m1 * m2 * s1 + k1 * k2 * c2 * s1) \quad [9]$$

$$x4 = L * (k2 * m1 * s1 + m2 * c1 * s2 + k1 * m2 * c2 * s1) \quad [10]$$

$$x5 = k2 * m1 * c1 - m2 * s1 * s2 + k1 * m2 * c1 * c2 \quad [11]$$

$$x6 = -c1 * s1 - k1 * c1 * s2 \quad [12]$$

$$x7 = k1 * k2 * c1 * c2 - k2 * s1 * s2 - m1 * m2 * c1 \quad [13]$$

$$x8 = L * (k2 * m1 * c1 - m2 * s1 * s2 + k1 * m2 * c1 * c2) \quad [14]$$

$$x9 = k1 * k2 - m1 * m2 * c2 \quad [15]$$

$$x10 = m1 * s2 \quad [16]$$

$$x11 = -k1 * m2 - k2 * m1 * c2 \quad [17]$$

$$x12 = L * (k1 * k2 - m1 * m2 * c2) \quad [18]$$

$$k1 = \cos(\theta_1) \quad [19]$$

$$m1 = \sin(\theta_1) \quad [20]$$

$$k2 = \cos(\theta_2) \quad [21]$$

$$m2 = \sin(\theta_2) \quad [22]$$

$$s1 = \sin(\varphi_1) \quad [23]$$

$$c1 = \cos(\varphi_1) \quad [24]$$

$$s2 = \sin(\varphi_2) \quad [25]$$

$$c2 = \cos(\varphi_2) \quad [26]$$

に従って分かる。

【0085】

従って、変換^eT_cは、次式[27]：

$${}^eT_c = {}^tT_c = {}^tT_r {}^rT_c \quad [27]$$

によって表され得る。ただし、

^tT_cは、Cアーム90からロボットイフェクタ先端75への変換であり、

^tT_rは、ロボット70からロボットイフェクタ先端75への変換であり、そして、

10

20

30

40

50

「 T_c 」は、Cアーム90からロボット70への変換である。

【0086】

焦点長さ f_c を計算するため、フローチャート120は、X線画像と内視鏡画像との間のポイントマッチング $[x \ y] \leftrightarrow [x_e \ y_e]$ と、「 T_c 」と、Cアーム撮像モデルから取り出され得る3Dポイント X, Y, Z とを使用する。

【0087】

具体的には、フローチャート120のステージS122は、校正コントローラ107が、ロボット70をCアームに対してレジストレーションすることを含む。このレジストレーションは、6つの未知変数（3つの回転及び3つの並進）を決定するために各々2つのデータポイント（ x 及び y ）を有する3つのX線画像97（図8A）を必要とする画像ベースの方法を用いて達成される。

10

【0088】

第1に、全てのX線画像97について、校正コントローラ107は、X線画像空間94における内視鏡80の遠位焦点端の位置を検出するとともに、ロボット座標空間における検出された位置を記録する。

【0089】

第2に、校正コントローラ107は、Cアーム91のモデル及び既知の深さから、Cアーム3D空間98における内視鏡80の遠位焦点端の位置を計算する。

【0090】

第3に、校正コントローラ107は、検出/計算された位置から、知られたポイントベースのレジストレーションを実行する。実際には、校正コントローラ107は、レジストレーションの現在の残余誤差をワークステーションのユーザ/オペレータに指し示し、それにより、ユーザ/オペレータが、残余誤差を最小化するために、選択的に追加のX線画像を収集し得る。

20

【0091】

フローチャート120のステージS124は、校正コントローラ107が、X線画像と内視鏡画像との間のポイントマッチング（ $[x \ y] \leftrightarrow [x_e \ y_e]$ ）を実行することを含む。実際には、双方の画像内で見える少なくとも1つのポイントが特定されなければならない。この特定は、例えば、図8Cに示されるように、X線画像97及び内視鏡画像86の双方内で動脈分岐部をマーキングすることによってなど、手動で行われ得る。他の例では、X線画像及び内視鏡画像が術前画像（例えば、MRI又はCT画像）に対してレジストレーションされる場合、校正コントローラ107は、例えば、図8Dに示されるように、X線画像97及び内視鏡画像86の中で校正コントローラ107によって特定されるレジストレーションされたMRI画像のポイントなど、双方の画像内で視認可能なポイントを特定し得る。

30

【0092】

フローチャート120のステージS126は、校正コントローラ107が、ステージS122及びS124にて計算されたデータから、上述の式[5]：

【0093】

【数3】

40

$$\begin{bmatrix} x_e \\ y_e \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_c & 0 & 0 \\ 0 & f_c & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} {}^eT_c \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \quad [5]$$

に従った式に従って、内視鏡の焦点長さ f_c を計算することを含む。

【0094】

図5及び7を参照するに、実際には、校正コントローラ107は、フローチャート110及び120を順次又は同時に実行し得る。また、校正コントローラ107は、更なるX線画像を用いて再校正又は精緻化され得る当初の長さ校正を実行する。

【0095】

50

段階 1 2 (図 1) に関して先述したように、長さ校正により、知られた画像統合技術が、図 9 A に例示的に示されるような X 線ポイント投影 1 4 0、図 9 B に例示的に示されるような内視鏡ポイント投影 1 4 1、図 9 C に例示的に示されるような内視鏡オーバーレイ・オン・X 線 1 4 2 ポイント投影、及び、図 9 D に例示的に示されるような X 線 / 内視鏡画像融合によって実行され得る。

【 0 0 9 6 】

具体的には、図 9 A を参照するに、X 線ポイント投影 1 4 0 は、校正コントローラ 1 0 7 によって C アーム座標空間に三角測量された X 線画像 9 7 (X 1) 及び 9 7 (X 2) の中でユーザ特定された標的ポイントが、双方の撮像モダリティのピンホールモデル及び内視鏡 8 0 の既知の校正を用いて、内視鏡 8 0 の画像空間へと投影される。例えば、図示の

10

【 0 0 9 7 】

図 9 B を参照するに、同じ投影法を用いて、2 つの内視鏡画像 8 6 からのポイントが X 線画像 9 7 に投影される。このタイプの投影のため、校正コントローラ 1 0 7 は、C アーム 9 1 の最適位置を計算することによって X 線画像収集をガイドし、それにより、内視鏡画像の特定の部分が、遠近法で小さくなることを最小にして収集され、あるいは最小数の X 線収集で発見される。

【 0 0 9 8 】

20

図 9 C を参照するに、内視鏡画像のオーバーレイ 8 7 が計算され、また、ロボット 7 0 の少なくとも 1 つの動きを受けてオーバーレイ 8 7 が C アーム座標空間で再計算され、そして、X 線画像 9 7 (X 1) 上に投影される。

【 0 0 9 9 】

図 9 D を参照するに、X 線画像 9 7 ' 及び内視鏡画像 8 7 が、同一の座標フレーム内で共に融合される。図示のように、校正コントローラ 1 0 7 は、内視鏡画像 8 7 の視点から X 線画像 9 7 ' が眺められるように、透視変換を用いて X 線画像 9 7 (図 9 C) を変形する。内視鏡 8 0 と同じように C アーム 9 1 を方向付けることが实际的でない (例えば、内視鏡 8 0 が、その C アーム方向からの X 線画像を妨害している) 場合、この可視化は、内視鏡 8 0 の視野を拡大するのに役立つ。

30

【 0 1 0 0 】

段階 1 3 (図 1) に関して先述したように、長さ校正及び画像統合により、今や、ロボット内視鏡 7 0 / 8 0 (図 3) は、X 線画像内での標的ポイントのユーザ選択によって、X 線画像から誘導されることができ、それにより、ロボット内視鏡が、標的ポイントの内視鏡画像の中心とするように位置付けられることになる。

【 0 1 0 1 】

図 1 - 9 を参照するに、以下に限られないが、ワークフローの最小限の停止でロボット内視鏡を校正するロバスタな手段を含め、本発明の数多くの利益が当業者によって理解されることになる。

【 0 1 0 2 】

40

また、ここに提供された教示に鑑みて当業者が理解するように、本開示 / 明細書に記載され且つ / 或いは図 1 - 9 に描かれた機構、要素、コンポーネントなどは、電子部品 / 回路、ハードウェア、実行可能なソフトウェア、及び実行可能なファームウェアの様々な組み合わせで実装されることができ、また、単一の要素又は複数の要素に組み合わせられ得る機能群を提供する。例えば、図 1 - 9 に示され / 図示され / 描かれた様々な機構、要素、コンポーネント等の機能は、専用のハードウェア、及び適切なソフトウェアに関連するソフトウェアを実行することが可能なハードウェアの使用を通じて提供され得る。プロセッサによって提供されるとき、これらの機能は、単一の専用プロセッサによって、単一の共有プロセッサによって、又は複数の個別のプロセッサによって提供されることができ、それらの一部が共有 / 多重化されてもよい。また、用語 “ プロセッサ ” の明示的な使用は、

50

ソフトウェアを実行することが可能なハードウェアを専ら指すようには解釈されるべきでなく、暗示的に、限定することなく、デジタル信号プロセッサ（“DSP”）ハードウェア、メモリ（例えば、ソフトウェアを格納する読み出し専用メモリ（“ROM”）、ランダムアクセスメモリ（“RAM”）、不揮発性ストレージなど）、並びにプロセスを実行及び／又は制御することが可能な（且つ／或いはコンフィギュラブルな）事実上あらゆる手段及び／又は機械（ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、回路、これらの組み合わせなどを含む）を含み得る。

【0103】

また、発明の原理、態様、及び実施形態、並びにこれらの具体的な例を記載するここの全ての陳述は、それらの構造的及び機能的双方の均等物を包含することが意図されている。さらに、意図されることには、そのような均等物は、現在知られている均等物と将来開発される均等物（例えば、構造にかかわらず、同じ又は実質的に同様の機能を果たすことができる開発要素）との双方を含むものである。故に、例えば、ここに提供された教示に鑑みて当業者によって理解されるように、ここに提示されたブロック図は、発明の原理を具現化する例示的なシステムコンポーネント及び／又は回路の概念図を表し得る。同様に、ここに提供された教示に鑑みて当業者が理解するはずのことには、フローチャート、フロー図、及びこれらに類するものは、コンピュータ読み取り可能記憶媒体にて実質的に表されることができ且つコンピュータ、プロセッサ、又はプロセッシング能力を持つその他のデバイスによってそのように実行されることができ様々なプロセスを表し得る（そのようなコンピュータ又はプロセッサが明示的に示されていようとなかろうと）。

【0104】

さらに、本発明の例示的な実施形態は、例えばコンピュータ又は何らかの命令実行システムによって又はそれとともに使用されるプログラムコード及び／又は命令を提供するコンピュータ使用可能及び／又はコンピュータ読み取り可能な記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラムプロダクト又はアプリケーションモジュールの形態をとることができる。本開示によれば、コンピュータ使用可能又はコンピュータ読み取り可能な記憶媒体は、命令実行システム、装置又はデバイスによる使用又はそれとともにの使用のためにプログラムを例えば含む、格納する、通信する、伝播する、又は輸送することができ如何なる装置ともし得る。そのような例示的な媒体は、例えば、電子式、磁気式、光学式、電磁気式、赤外線式、又は半導体のシステム（又は装置若しくはデバイス）、又は伝搬媒体とし得る。コンピュータ読み取り可能媒体の例は、例えば、半導体メモリ若しくはソリッドステートメモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読み出し専用メモリ（ROM）、フラッシュ（ドライブ）、リジッドな磁気ディスク及び光ディスクを含む。光ディスクの現行例は、コンパクトディスク読み出し専用メモリ（CD-ROM）、書換可能コンパクトディスク（CD-R/W）、及びDVDを含み得る。また、理解されるべきことには、今後開発され得る新しいコンピュータ読み取り可能媒体も、本発明及び開示の例示的な実施形態に従って使用又は参照され得るコンピュータ読み取り可能媒体と見なされるべきである。

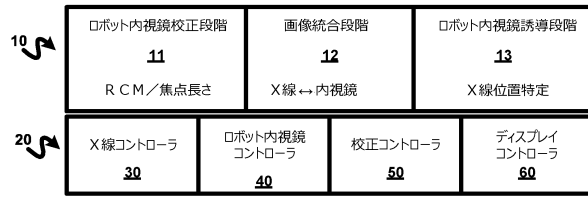
【0105】

なお、低侵襲処置のためのX線スイート内のロボット内視鏡に関する新規で独創的な校正手順の好適で例示的な実施形態を説明してきたが（これらの実施形態は例示的なものであって限定的なものではない）、図1-9を含め、ここに提供された教示を受けた当業者によって、変更及び変形が為され得る。故に、理解されるべきことには、本開示の好適で例示的な実施形態に、ここで開示された実施形態の範囲内である変更が為され得る。

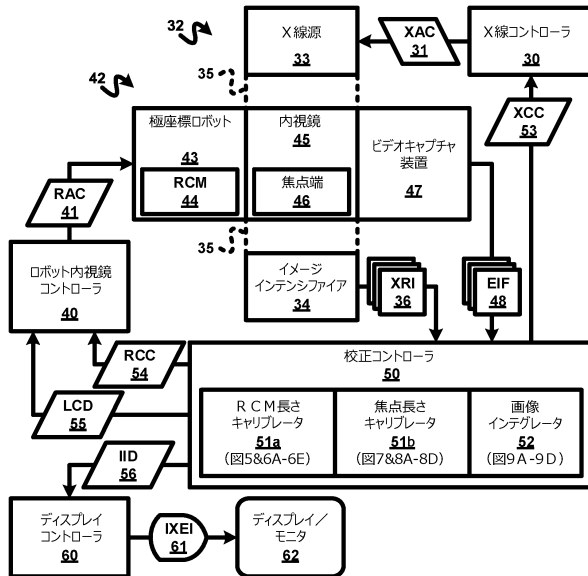
【0106】

また、企図されることには、本開示に従った装置を組み込む及び／又は実装する、又はそのような装置で使用／実装され得る、対応及び／又は関係するシステムも、本発明の範囲内であると見なされるものである。さらに、本開示に従った装置及び／又はシステムを製造及び／又は使用する対応及び／又は関係する方法も、本発明の範囲内であると見なされるものである。

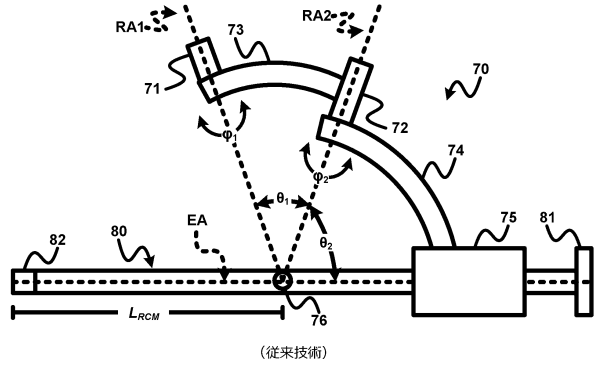
【図 1】



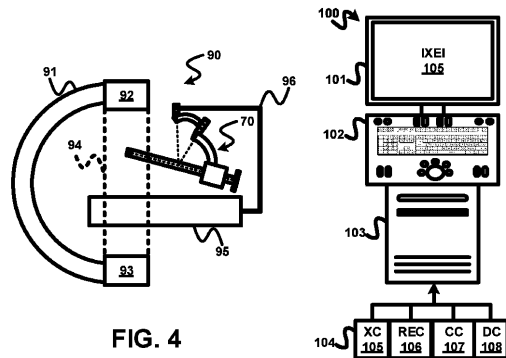
【図 2】



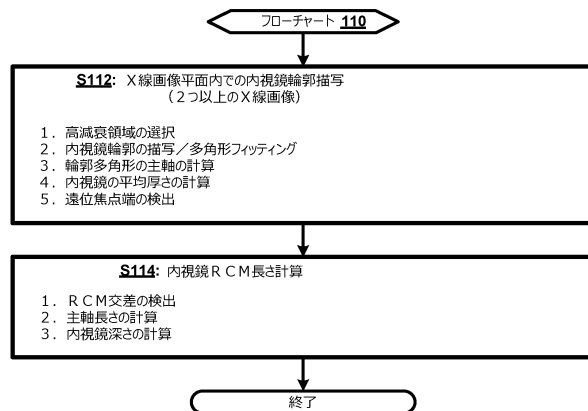
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図 6 A】

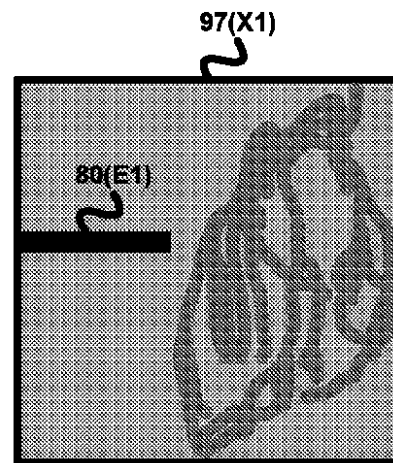
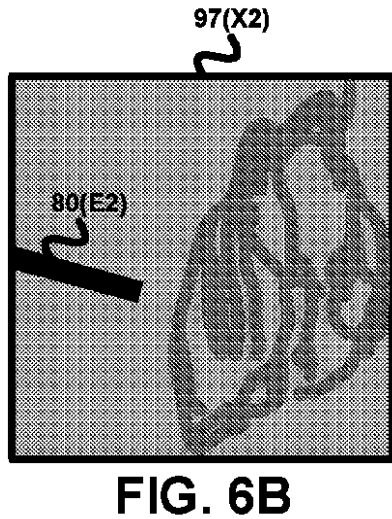
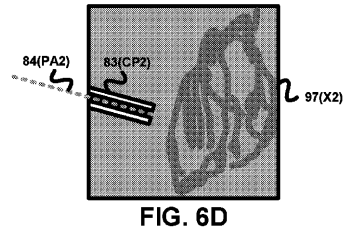


FIG. 6A

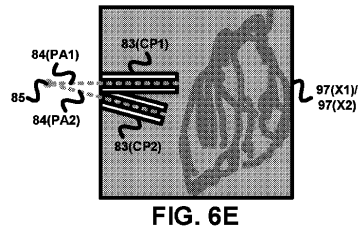
【図 6 B】



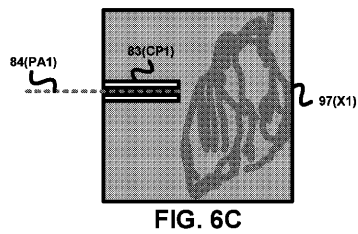
【図 6 D】



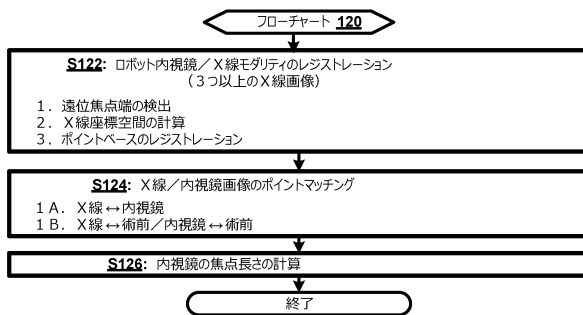
【図 6 E】



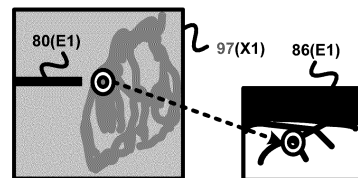
【図 6 C】



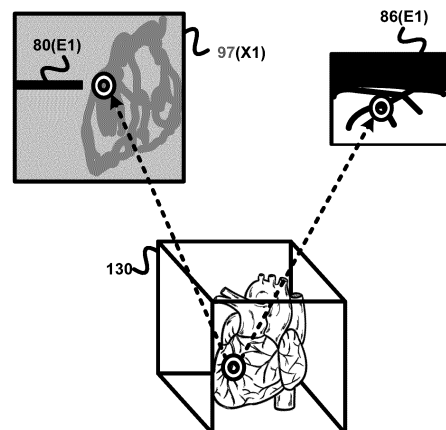
【図 7】



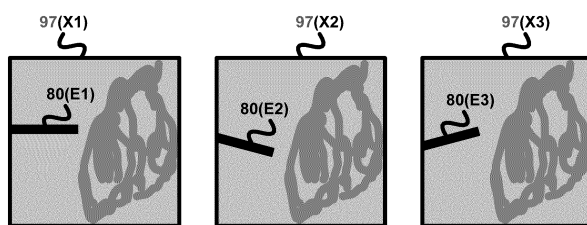
【図 8 C】



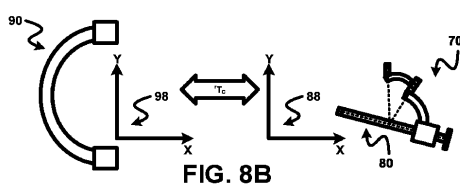
【図 8 D】



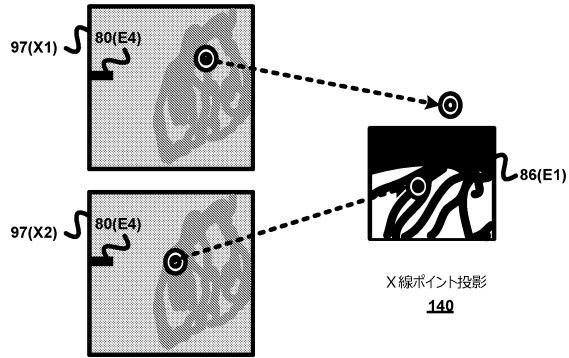
【図 8 A】



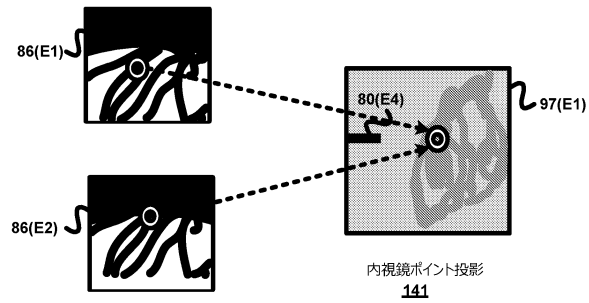
【図 8 B】



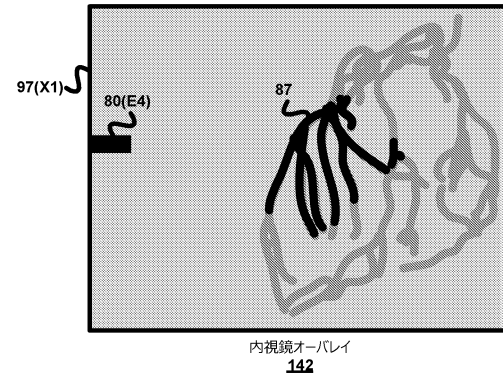
【図 9 A】



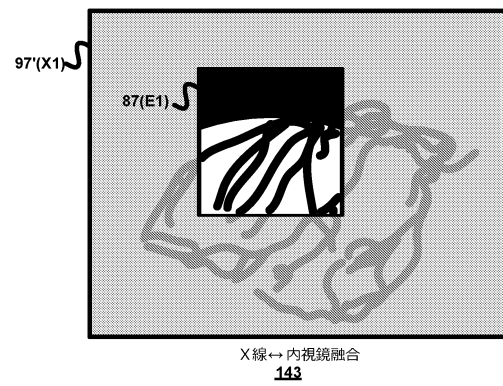
【図 9 B】



【図 9 C】



【図 9 D】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/045	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	5 5 2
A 6 1 B	34/10	(2016.01)	A 6 1 B	1/045	6 2 3
			A 6 1 B	1/00	6 5 5
			A 6 1 B	34/10	

(72)発明者 ポポヴィッチ, 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 ハイテック キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ラインスタイン, アリエ ライブ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス・ビルディング
5

(72)発明者 ヌーナン, デイヴィッド ポール
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイテック キャンパス・ビルディング
5

審査官 安田 明央

(56)参考文献 国際公開第2014/001948(WO, A2)
国際公開第2014/020571(WO, A1)
特表2011-514174(JP, A)
特開2006-320427(JP, A)
特表2007-531553(JP, A)
特表2015-526131(JP, A)
米国特許出願公開第2015/0190204(US, A1)
特表2015-524309(JP, A)
米国特許出願公開第2015/0202015(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	6 / 0 0 - 6 / 1 4
A 6 1 B	1 / 0 0 - 1 / 3 2
A 6 1 B	3 4 / 1 0

專利名称(译)	X射线套件中的图像集成和机器人内窥镜控制		
公开(公告)号	JP6715823B2	公开(公告)日	2020-07-01
申请号	JP2017502117	申请日	2015-07-14
[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 ラインスタインアリエライブ ヌーナンデイヴィッドポール		
发明人	ポポヴィッチ,アレクサンドラ ラインスタイン,アリエ ライブ ヌーナン,デイヴィッド ポール		
IPC分类号	A61B6/12 A61B6/00 A61B1/00 A61B1/313 A61B1/267 A61B1/045 A61B34/10		
CPC分类号	A61B34/30 A61B2034/301 A61B2090/062 A61B1/04 A61B6/12 A61B34/20 A61B2090/376 A61B2560/0223		
FI分类号	A61B6/12 A61B6/00.360.B A61B1/00.R A61B1/313 A61B1/267 A61B1/00.552 A61B1/045.623 A61B1/00.655 A61B34/10		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	62/024532 2014-07-15 US		
其他公开文献	JP2017525427A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6715823号 (P6715823)
用于校准机器人仪器(42)的工作站在X射线模态(32)的X射线图像空间(35)内具有远侧末端(46)。该工作站采用校准控制器(50),以响应于机器人器械远端(46)的不同姿势的X射线图像(36)来校准机器人器械(42)的远程运动中心(RCM)长度。(42)在X射线图像空间(35)内,并且进一步采用机器人仪器控制器(40),以根据RCM校准来控制在X射线图像空间(35)内机器人仪器(42)的引导。机器人仪器(42)可包括内窥镜,借此校准控制器(50)进一步用于响应于X射线图像(36)和一个或多个内窥镜图像来校准机器人仪器(42)的焦距。(X)影像空间(35)(48),用于根据RCM /焦距校准在X射线影像空间(35)中控制机器人仪器(42)的引导。	(45) 発行日 令和2年7月1日 (2020. 7. 1)	(24) 登録日 令和2年6月11日 (2020. 6. 11)	
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 6 / 1 2 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 6 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 / 0 0 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 / 3 1 3 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 / 2 6 7 (2 0 0 6 . 0 1)	F I A 6 1 B 6 / 1 2 A 6 1 B 6 / 0 0 A 6 1 B 1 / 0 0 A 6 1 B 1 / 3 1 3 A 6 1 B 1 / 2 6 7	6 / 1 2 6 / 0 0 1 / 0 0 1 / 3 1 3 1 / 2 6 7 3 6 0 B R
	(21) 出願番号 特許2017-502117 (P2017-502117) (59) (22) 出願日 平成27年7月14日 (2015. 7. 14) (65) 公表番号 特表2017-525427 (P2017-525427A) (43) 公表日 平成29年9月7日 (2017. 9. 7) (86) 国際出願番号 PCT / 182015 / 055305 (87) 国際公開番号 W02016 / 009339 (87) 国際公開日 平成28年1月21日 (2016. 1. 21) (87) 審査請求日 平成30年7月11日 (2018. 7. 11) (31) 優先権主張番号 62 / 024, 532 (32) 優先日 平成26年7月15日 (2014. 7. 15) (33) 優先権主張国・地域又は機関 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 5 6 5 6 アーヘー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 2 (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 達介	請求項の数 15 (全 21 頁) 最終頁に続く
	(54) 【発明の名称】 X線スイートにおける画像統合及びロボット内視鏡制御		最終頁に続く