

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5561458号
(P5561458)

(45) 発行日 平成26年7月30日 (2014. 7. 30)

(24) 登録日 平成26年6月20日 (2014. 6. 20)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 2

請求項の数 9 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2009-62143 (P2009-62143)	(73) 特許権者	504300181
(22) 出願日	平成21年3月14日 (2009. 3. 14)		国立大学法人浜松医科大学
(65) 公開番号	特開2009-254805 (P2009-254805A)		静岡県浜松市東区半田山一丁目20番1号
(43) 公開日	平成21年11月5日 (2009. 11. 5)	(73) 特許権者	000112004
審査請求日	平成24年2月19日 (2012. 2. 19)		パルステック工業株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2008-68606 (P2008-68606)		静岡県浜松市北区細江町中川7000番地の35
(32) 優先日	平成20年3月18日 (2008. 3. 18)	(74) 代理人	100139963
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 神谷 直慈
		(72) 発明者	山本 清二
			静岡県浜松市中区紺屋町300番20 サ
			ーパス紺屋町302号
		(72) 発明者	高井 利久
			静岡県浜松市北区東三方町90番地の3
			パルステック工業株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術支援システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者の3次元表面形状を測定する3次元形状測定手段と、前記患者の体内に挿入する硬性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムであって、

前記硬性内視鏡は、体内に挿入されない部分に、前記3次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有しており、

前記演算手段には、予め撮像された前記患者の3次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実際の光軸である実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との3次元相対位置関係が記憶されており、

前記演算手段は、

前記3次元断層データと前記3次元形状測定手段により測定された前記患者の3次元表面形状とを一致させた座標軸になるよう位置合わせする手段と、

前記3次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢として前記位置姿勢検出用標識体の3次元位置を算出する手段と、

前記算出された位置姿勢検出用標識体の3次元位置と記憶されている前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との3次元相対位置関係に基づいて前記一致させた座標軸における前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルを算出する手段と、

前記位置合わせされた3次元断層データから患者内の組織壁を算出する手段と、

前記組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点を算出する交点算出

手段と、
を有し、

前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記 3 次元断層データと、前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線と、前記組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点とを表示する、
手術支援システム。

【請求項 2】

前記手術支援システムは、さらに、前記 3 次元形状測定手段の計測範囲内で用いられる光軸位置測定装置を有しており、

前記光軸位置測定装置は、前記 3 次元形状測定手段により測定可能な光軸位置測定用標識体を有し、

前記演算手段は、前記 3 次元形状測定手段により測定された前記光軸位置測定用標識体と前記位置姿勢検出用標識体とに基づいて前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との 3 次元相対位置関係を算出して記憶する、
請求項 1 記載の手術支援システム。

【請求項 3】

前記光軸位置測定装置は、前記硬性内視鏡の少なくとも先端部を固定する固定手段と、前記硬性内視鏡の光軸方向にあるターゲットとを有し、

前記固定手段及び前記ターゲットに、前記光軸位置測定用標識体がそれぞれ設けられており、

前記 3 次元形状測定手段で前記光軸位置測定用標識体を測定することにより、前記硬性内視鏡の先端座標、及び、前記ターゲットの座標を測定して、

前記硬性内視鏡の先端座標と、前記ターゲットの座標とから、前記硬性内視鏡の実光軸を算出する、
請求項 2 記載の手術支援システム。

【請求項 4】

前記交点算出手段は、前記患者内の組織壁をポリゴンデータにして、前記ポリゴンデータを構成する各面と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点を算出する、
請求項 1～3 いずれか記載の手術支援システム。

【請求項 5】

前記表示手段は、前記硬性内視鏡により撮像された画像も併せて表示する、
請求項 1～4 いずれか記載の手術支援システム。

【請求項 6】

患者の 3 次元表面形状を測定する 3 次元形状測定手段と、前記患者の体内に挿入する硬性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムであって、

前記硬性内視鏡は、体内に挿入されない部分に、前記 3 次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有しており、

前記演算手段には、予め撮像された前記患者の 3 次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実際の光軸である実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との 3 次元相対位置関係が記憶されており、

前記演算手段は、

前記 3 次元断層データと前記 3 次元形状測定手段により測定された前記患者の 3 次元表面形状とを一致させた座標軸になるよう位置合わせする手段と、

前記 3 次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢として前記位置姿勢検出用標識体の 3 次元位置を算出する手段と、

、
前記算出された位置姿勢検出用標識体の 3 次元位置と記憶されている前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との 3 次元相対位置関係に基づいて前記一致させた座標軸における前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルを算出する手段と、
を有し、

前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記 3 次元断層データと、前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線と、を表示する、手術支援システム。

【請求項 7】

患者の 3 次元表面形状を測定する 3 次元形状測定手段と、前記 3 次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有している硬性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムにおいて、前記患者の組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点を算出する手術支援方法であって、

前記演算手段に、予め撮像された前記患者の 3 次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実際の光軸である実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との 3 次元相対位置関係が記憶されており、

10

前記演算手段が、前記 3 次元断層データと前記 3 次元形状測定手段により測定された前記患者の 3 次元表面形状とを一致させた座標軸になるよう位置合わせするステップと、

前記演算手段が、前記 3 次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢として前記位置姿勢検出用標識体の 3 次元位置を算出するステップと、

前記演算手段が、前記算出された位置姿勢検出用標識体の 3 次元位置と記憶されている前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との 3 次元相対位置関係に基づいて前記一致させた座標軸における前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルを算出するステップと

20

、前記演算手段が、前記 3 次元断層データから患者内の組織壁を算出するステップと、

前記演算手段が、前記組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点を算出する交点算出ステップと、

前記演算手段が、前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記 3 次元断層データと、前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線と、前記組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点とを表示するステップ、を有する手術支援方法。

【請求項 8】

前記手術支援システムは、さらに、前記 3 次元形状測定手段の計測範囲内で用いられる光軸位置測定装置を有しており、

30

前記光軸位置測定装置は、前記硬性内視鏡の少なくとも先端部を固定する固定手段と、前記硬性内視鏡の光軸方向にあるターゲットとを有し、

前記固定手段及び前記ターゲットに光軸位置測定用標識体がそれぞれ設けられており、前記固定手段と前記ターゲットとは離れた位置にあり、

前記 3 次元形状測定手段が、前記硬性内視鏡の先端部を前記ターゲット中心に当接された状態での、前記固定手段、前記ターゲット及び前記硬性内視鏡の標識体を測定し、それぞれの 3 次元座標を算出する第 1 位置測定ステップと、

前記 3 次元形状測定手段が、前記硬性内視鏡の先端部を前記ターゲットから離して前記固定手段に固定させた状態で、前記硬性内視鏡の視野中心と前記ターゲットの中心とが一致した状態での、前記ターゲット及び前記硬性内視鏡の標識体を測定し、それぞれの 3 次元座標を算出する第 2 位置測定ステップと、

40

前記演算手段が、前記第 1 位置測定ステップ及び前記第 2 位置測定ステップで測定された、それぞれの前記固定手段、前記ターゲット及び前記硬性内視鏡の標識体の 3 次元座標に基づいて、前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との 3 次元相対位置を算出し記憶するステップと、

を有する請求項 7 記載の手術支援方法。

【請求項 9】

患者の 3 次元表面形状を測定する 3 次元形状測定手段と、前記 3 次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有している硬性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムにおいて、前記患者の組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトル

50

の延長線との交点を算出する、前記演算手段で実行される手術支援プログラムであって、
前記演算手段に、予め撮像された前記患者の３次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実際の光軸である実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係が記憶されており、

前記３次元断層データと前記３次元形状測定手段により測定された前記患者の３次元表面形状とを一致させた座標軸になるよう位置合わせするステップと、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢として前記位置姿勢検出用標識体の３次元位置を算出するステップと、

前記算出された位置姿勢検出用標識体と記憶されている前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係に基づいて前記一致させた座標軸における前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルを算出するステップと、

前記３次元断層データから患者内の組織壁を算出するステップと、

前記組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点を算出する交点算出ステップと、

前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記３次元断層データと、前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線と、前記組織壁と前記硬性内視鏡の撮像方向ベクトルの延長線との交点とを表示するステップ、

を有する手術支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、硬性内視鏡により撮像された画像に関する情報を術者等に提供する手術支援システムに関する。

【背景技術】

【０００２】

従来から、内視鏡等の手術器具が患者の体内に挿入されたときに、当該手術器具の先端の正確な位置を術前に撮影されたＣＴ（Computed Tomography）やＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）による画像上に表示し、術者を支援する手術ナビゲーション（手術支援情報表示）が行われている。例えば特許文献１には、本発明者らによる手術支援システムが記載されており、３次元形状測定装置による患者の３次元表面形状と、予め撮像した３次元断層データとを位置合わせする技術が記載されている。また、患者の３次元表面形状を測定する３次元形状測定装置により、手術器具に取り付けられた位置姿勢検出用の標識部（図１の球体１２）を測定して、手術器具の位置姿勢を算出する技術も記載されている。しかしながら、これらの方法は何れも手術器具やポイントなど器具の先端の位置を表示するのみで、内視鏡で撮像している部位が、ＣＴやＭＲＩによる術前画像のどの部分に相当するかを表示するものではない。

【０００３】

もし、内視鏡で撮像している部位（内視鏡のモニタに表示されている術野）が術前のＣＴ等による画像のどこに相当するかを確認することができれば、例えば術者は左手に持った内視鏡で操作を加える場所を直視下に確認し、それが術前のＣＴ等による画像のどの部位を観察しているかを認識しながら、右手で自由に任意の手術器具を持ち替えて手術操作を連続して行うことができる。

【０００４】

このような内視鏡で撮像している部位を画像上に表示することが示されている従来技術として、特許文献２及び３が挙げられる。また、本発明者らによる従来技術として、特願２００７－２２０７７号（未公開）がある。

特許文献２には、手術ナビゲーション装置において、使用中の硬性内視鏡の光軸方向を３次元断層像上に表示する技術が記載されている。

特許文献３には、患者の体内に挿入される内視鏡挿入部の先端から患者体内の術部まで

10

20

30

40

50

の距離を測定する距離測定手段（スポット光照射による三角測量法や超音波センサ等）を有する内視鏡を用いて、内視鏡で観察している場所を決定し、術前CT/MRIに表示する技術が記載されている。

上記特許文献2及び3では、内視鏡の位置姿勢の検出に、内視鏡に取り付けられた発光素子などのマーカーと、前記マーカーを検出する位置センサとを用いているが、これらのシステムでは3次元断層データと患者の座標系との位置合わせのために、患者に何らかのマーカーを取り付けるか、別途、患者の形状を測定する装置を設ける必要があり、患者に不便を強いたり、システムが複雑になってしまう。

これに対し本発明者らによる従来技術である特願2007-22077号（未公開）では硬性内視鏡の位置姿勢検出に患者の3次元表面形状を測定する3次元形状測定装置を用いており、患者に不便を強いたり、システムが複雑にならないようにすることができる。

ただし、特願2007-22077号においては上記特許文献2及び3と同様、内視鏡の光軸は公称値通りであることを前提としており、内視鏡の光軸の較正については考慮されていない。例えば直視鏡では、内視鏡の光軸が内視鏡鏡筒の中心を通る、すなわち内視鏡光軸と内視鏡鏡筒の中心線のなす角が0度であるという公称値通りであることを前提として内視鏡の光軸情報を表示している。

これまでは、内視鏡はレンズから比較的近い部分のものを多く見ることが多いため、レンズ位置等の較正については考慮されても内視鏡の光軸の較正については考慮されたことはなかった。例えば特許文献4には、細長いシャフトおよび遠位端レンズを有する内視鏡のレンズ位置および視野を較正する装置が記載されている。しかしながら、内視鏡の視野の調整については、既知の像を内視鏡に表示させて、表示された画像の方を調整するもので、内視鏡の光軸の較正については記載も示唆もされていない。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-209531号公報

【特許文献2】特開2001-293006号公報

【特許文献3】特開2001-204738号公報

【特許文献4】特表2003-528688号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

一般に、内視鏡は、レンズから比較的近い部分のものを多く見ることが多いので、実際の光軸の公称値からのずれが大きく影響することは少ないが、手術支援システムなどのように、内視鏡の移動のナビゲーションのために光軸を延長した直線を表示する場合は、実際の光軸（実光軸）とナビゲーション画面に表示された光軸方向との差が顕著になってしまう。本発明者らは、手術支援システムを開発する上で、この実際の光軸の公称値からのずれが無視できない程度の量であることを見出した。本発明者らは、多くの内視鏡について光軸位置を調査した結果、視野角120度の内視鏡の場合、実際の光軸の公称値からのずれは最大で約6度（視野角の5%）程度あることがわかった。手術は精密な作業であるため、数mm程度の誤差でも手術に悪影響を及ぼしてしまう可能性がある。

【0007】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたものであり、硬性内視鏡に実際の光軸の公称値からのずれがあっても、実際の光軸位置を予め測定しておき、実際の光軸位置を加味した上で手術ナビゲーションを行う、手術支援システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は以下の構成を有する。

患者の3次元表面形状を測定する3次元形状測定手段と、前記患者の体内に挿入する硬

10

20

30

40

50

性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムであって、

前記硬性内視鏡は、体内に挿入されない部分に、前記３次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有しており、

前記演算手段には、予め撮像された前記患者の３次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係が記憶されており、

前記演算手段は、

前記３次元断層データと前記３次元形状測定手段により測定された前記患者の３次元表面形状とを位置合わせする手段と、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢を算出する手段と、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体と前記記憶されている前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係に基づいて前記硬性内視鏡の光軸を算出する手段と、

前記３次元断層データから患者内の組織壁を算出する手段と、

前記組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点を算出する交点算出手段と、

を有し、

前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記３次元断層データと、前記硬性内視鏡の実光軸と、前記組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点とを表示する、

手術支援システム。

患者の３次元表面形状を測定する３次元形状測定手段と、前記患者の体内に挿入する硬性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムであって、

前記硬性内視鏡は、体内に挿入されない部分に、前記３次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有しており、

前記演算手段には、予め撮像された前記患者の３次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係が記憶されており、

前記演算手段は、

前記３次元断層データと前記３次元形状測定手段により測定された前記患者の３次元表面形状とを位置合わせする手段と、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢を算出する手段と、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体と前記記憶されている前記硬性内視鏡の光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係に基づいて前記硬性内視鏡の実光軸を算出する手段と、

を有し、

前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記３次元断層データと、前記硬性内視鏡の実光軸と、を表示する、

手術支援システム。

患者の３次元表面形状を測定する３次元形状測定手段と、前記３次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有している硬性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムにおいて、前記患者の組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点を算出する手術支援方法であって、

予め撮像された前記患者の３次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係が記憶されており、

前記３次元断層データと前記３次元形状測定手段により測定された前記患者の３次元表面形状とを位置合わせするステップと、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢を算出するステップと、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体と前記記憶されて

10

20

30

40

50

いる前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係に基づいて前記硬性内視鏡の実光軸を算出するステップと、

前記３次元断層データから患者内の組織壁を算出するステップと、

前記組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点を算出する交点算出ステップと、

前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記３次元断層データと、前記硬性内視鏡の実光軸と、前記組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点とを表示するステップ、を有する手術支援方法。

患者の３次元表面形状を測定する３次元形状測定手段と、前記３次元形状測定手段で測定可能な位置姿勢検出用標識体を有している硬性内視鏡と、演算手段と、表示手段と、を有する手術支援システムにおいて、前記患者の組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点を算出する手術支援プログラムであって、

予め撮像された前記患者の３次元断層データ、及び、予め測定された前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係が記憶されており、

前記３次元断層データと前記３次元形状測定手段により測定された前記患者の３次元表面形状とを位置合わせするステップと、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体に基づいて前記硬性内視鏡の位置及び姿勢を算出するステップと、

前記３次元形状測定手段により測定された前記位置姿勢検出用標識体と前記記憶されている前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係に基づいて前記硬性内視鏡の実光軸を算出するステップと、

前記３次元断層データから患者内の組織壁を算出するステップと、

前記組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点を算出する交点算出ステップと、

前記表示手段に、少なくとも、位置合わせされた前記３次元断層データと、前記硬性内視鏡の実光軸と、前記組織壁と前記硬性内視鏡の実光軸との交点とを表示するステップ、を有する手術支援プログラム。

【０００９】

また、以下の好ましい実施形態がある。

前記手術支援システムは、さらに、前記３次元形状測定手段の計測範囲内で用いられる光軸位置測定装置を有しており、

前記光軸位置測定装置は、前記３次元形状測定手段により測定可能な光軸位置測定用標識体を有し、

前記演算手段は、前記３次元形状測定手段により測定された前記光軸位置測定用標識体と前記位置姿勢検出用標識体とに基づいて前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置関係を算出して記憶する。

前記光軸位置測定装置は、前記硬性内視鏡の少なくとも先端部を固定する固定手段と、前記硬性内視鏡の光軸方向にあるターゲットとを有し、

前記固定手段及び前記ターゲットに、前記光軸位置測定用標識体がそれぞれ設けられており、

前記３次元形状測定手段で前記光軸位置測定用標識体を測定することにより、前記硬性内視鏡の先端座標、及び、前記ターゲットの座標を測定して、

前記硬性内視鏡の先端座標と、前記ターゲットの座標とから、前記硬性内視鏡の実光軸位置を算出する。

前記交点算出手段は、前記患者内の組織壁をポリゴンデータにして、前記ポリゴンデータを構成する各面と前記硬性内視鏡の実光軸との交点を算出する。

前記表示手段は、前記硬性内視鏡により撮像された画像も併せて表示する。

【００１０】

また、前記硬性内視鏡の実光軸を測定する方法として以下の好ましい実施形態がある。

前記手術支援システムは、さらに、前記３次元形状測定手段の計測範囲内で用いられる光軸位置測定装置を有しており、

前記光軸位置測定装置は、前記硬性内視鏡の少なくとも先端部を固定する固定手段と、

10

20

30

40

50

前記硬性内視鏡の光軸方向にあるターゲットとを有し、

前記固定手段及び前記ターゲットに前記光軸位置測定用標識体がそれぞれ設けられており、前記固定手段と前記ターゲットとは離れた位置にあり、

前記硬性内視鏡の先端部を前記ターゲット中心に当接させ、前記３次元形状測定手段により前記固定手段、前記ターゲット及び前記硬性内視鏡の標識体を測定し、それぞれの３次元座標を算出する第１位置測定ステップと、

前記硬性内視鏡の先端部を前記ターゲットから離して前記固定手段に固定し、前記硬性内視鏡の視野中心と前記ターゲットの中心とが一致するように前記ターゲットを移動するステップと、

前記３次元形状測定手段により前記ターゲット及び前記硬性内視鏡の標識体を測定し、それぞれの３次元座標を算出する第２位置測定ステップと、

前記第１位置測定ステップ及び前記第２位置測定ステップで測定された、それぞれの前記固定手段、前記ターゲット及び前記硬性内視鏡の標識体の３次元座標に基づいて、前記硬性内視鏡の実光軸と前記位置姿勢検出用標識体との３次元相対位置を算出し記憶するステップと、を有する。

【発明の効果】

【００１１】

本発明は上記構成を採用したことにより、硬性内視鏡に実際の光軸の公称値からのずれ（以下、光軸ずれという）があっても、実際の光軸位置を予め測定しておき、実際の光軸位置を加味した上で手術ナビゲーションを行うことができる。すなわち従来技術のように光軸ずれの調整に内視鏡の表示画像を移動調整する方法とは異なり、実際の光軸位置そのものを測定したデータを用いているため、手術ナビゲーション画面に硬性内視鏡の光軸および光軸と体内腔の交点を正確に表示することができる。また実際の光軸位置の測定に、患者の３次元表面形状を測定する３次元形状測定装置をそのまま用いることでシステムが簡単になる。また、手術直前に実際の光軸位置の測定をすることができるので、繰り返し消毒し手術に使用しているうちに手術毎に光軸ずれ量が変化しても、手術直前の実際の光軸位置のデータを用いれば、より高い精度の手術ナビゲーションを行うことができる。

また、実際の光軸（実光軸）の正確な位置を測定することにより、内視鏡画面に光軸があたっている点（真の観察画面の中心）を表示し、合わせてナビゲーション装置の画像（術前ＣＴ等による画像）のどの部位に真の観察画面の中心が位置するのかを正確に表示して手術を支援することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】本発明の実施形態に係る手術支援システムの構成を示す図である。

【図２】硬性内視鏡（直視鏡）の光軸ずれを説明する図である。

【図３】硬性内視鏡（直視鏡）の光軸ずれを説明する図である。

【図４】本発明の実施形態に係る手術支援システムでの処理を示すフローチャートである。

【図５】患者の面（組織壁）を構成する三角形と内視鏡の撮像方向のベクトルとの交点を示した図である。

【図６】硬性内視鏡の光軸及び交点の表示例を表す図である。

【図７】光軸位置測定装置の全体構成を表すイメージ図である。

【図８】硬性内視鏡（直視鏡）の光軸位置測定装置の模式図である。

【図９】硬性内視鏡（３０度斜視鏡）の光軸位置測定装置の模式図である。

【図１０】硬性内視鏡（７０度斜視鏡）の光軸位置測定装置の模式図である。

【図１１】内視鏡先端部をターゲット中心に当接させた様子を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

以下、図面とともに本発明に係る手術支援システムの好適な実施形態について詳細に説明する。なお、図面の説明においては同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略

10

20

30

40

50

する。また、図面の寸法比率は、説明のものと必ずしも一致していない。

【0014】

図1は、本発明に係る手術支援システム1の実施形態を概略的に示す構成図である。手術支援システム1は、患者60に対する手術の際に、内視鏡により撮像された画像に関する情報を術者等に提供する装置である。本実施形態に係る手術支援システム1が用いられる手術は、例えば、耳鼻咽喉科における副鼻腔の内視鏡手術等のように、硬性内視鏡による撮像が行われるものを対象とする。

【0015】

図1に示すように、手術支援システム1は、硬性内視鏡11と、標識球12と、3次元形状測定装置20と、CT装置30と、PC(Personal Computer)40と、モニタ50とを含んで構成されている。また、3次元形状測定装置20の測定範囲内に光軸位置測定装置80を配置することで、硬性内視鏡11の標識球12と実光軸との3次元相対位置関係を測定できる。光軸位置測定の詳細についてはあとで説明する。

【0016】

硬性内視鏡11は、術者により操作され、患者60の内部に挿入されて当該内部を撮像する装置である。硬性内視鏡11は、患者の生体内に挿入できるように細長い形状をしており、その先端部には患者60の内部を撮像するための機構が設けられている。その機構は、例えば、被撮像部に向くように位置決めして設けられたレンズ及び、レンズの決像位置に設けられたCCDイメージセンサ(Charge Coupled Device Image Sensor)等の撮像素子である。上記の機構の位置決めのためによって、硬性内視鏡11の撮像方向Aが決まる。通常は、レンズの光軸方向が、硬性内視鏡11の撮像方向Aとなる。硬性内視鏡11により撮像された画像の情報は、ケーブルにより硬性内視鏡11と接続されたPC40に出力される。なお、上記の硬性内視鏡11としては、特殊な構成を有している必要はなく、従来から用いられている硬性内視鏡を用いることができる。

【0017】

標識球12は、硬性内視鏡11の撮像方向に対して予め定められた相対的な位置関係の位置に固定されて設けられる3つ以上の定点を定義可能な物体である。標識球12は、3次元形状測定装置20によりスキャンされて、スキャンされたデータから表面の複数点の3次元座標を求められ、これらの複数の3次元座標から球体中心座標が求められる。具体的には、標識球12は、硬性内視鏡11に対して棒状部材13を介して固定される、それぞれ大きさが異なる球状の部材である。大きさが異なるようにしているのは、3次元形状測定装置20によりスキャンされたデータから球体の径を求め、それぞれを区別して検出するためである。

【0018】

標識球12が硬性内視鏡11に設けられる位置は、患者60に挿入される部分から更に後方の、患者60に挿入されない位置である。また、標識球12と硬性内視鏡11の先端部からの撮像方向Aとの位置関係が一定となるように、硬性内視鏡11における、患者60の内部に挿入される部分から標識球12が設けられる部分までは、硬質の材質で形成されており屈曲できないようになっている。

【0019】

なお、硬性内視鏡11に設けられる3つ以上の定点を定義可能な物体は、硬性内視鏡11の先端部からの撮像方向に対して定められた相対的な位置関係の位置にあり、3次元形状測定装置20によりスキャンされたデータから3つ以上の定点座標を区別して求められるものであればよいので、必ずしも、本実施形態の標識球12のような球状のものでなくともよい。

【0020】

3次元形状測定装置20は、患者60に硬性内視鏡11が差し込まれるときに、患者60の表面及び標識球12を3次元スキャンする装置である。図1に示すように、患者60の鼻の穴から硬性内視鏡11を挿入して、硬性内視鏡11により患者60の頭部を撮像する場合には、患者60の顔面と標識球12とが撮像できるような位置に3次元形状測定装

置 20 が設けられる。3 次元形状測定装置 20 は、P C 4 0 と接続されており、スキャンした情報を P C 4 0 に送信する。

【0021】

3 次元形状測定装置 20 によりスキャンされたデータは、スキャンされたものの表面の複数点の 3 次元座標（3 次元位置情報）を算出するために用いられる。3 次元形状測定装置 20 としては、例えば、特開 2003-254732 号公報に記載された位相シフト法による装置を用いることができる。これは、キセノンライトから発せられる自然太陽光に似た白色光に似た格子模様を投影して 3 次元スキャンするものである。

【0022】

なお、位相シフト法による 3 次元形状測定装置であるパルステック工業（株）製の F s c a n を用いれば、1 秒の計測時間で、 90 ± 10 cm の距離から撮像が可能となる。また、分解能は 0.1 ~ 0.6 mm である。即ち、1 秒で 3 次元位置情報を持った解像度の高いカラー画像が取得できる。また、曇りの日中（屋外）の約 28 % の照度の白色光であり、レーザ等を使うことがないため安全に人体の 3 次元位置情報を取得できる。

【0023】

C T 装置 30 は、硬性内視鏡 11 が挿入される患者 60 の 3 次元断層データを取得するものである。C T 装置 30 による患者 60 の 3 次元断層データを第 1 座標系によるデータとする。

【0024】

C T 装置 30 は、放射線等を利用して物体を走査し、コンピュータを用いて処理された内部構造を等間隔（例えば、1 mm）毎に輪切りにしたような画像（C T 画像）を、患者 60 の 3 次元形状を示す情報として構成するものであり、既存の C T 装置を用いることができる。C T 装置 30 は P C 4 0 と接続されており、取得した患者 60 の 3 次元断層データを、P C 4 0 に送信する。なお、C T 装置 30 は、3 次元形状測定装置 20 と同じ場所に設置されている必要はなく、通常、3 次元形状測定装置 20 によるスキャンと、C T 装置 30 による 3 次元断層データの取得とは別々に行われる。なお、C T 画像から 3 次元形状を示す情報の構成には、例えば特開 2005-278992 号公報に記載の方法を用いることができる。

【0025】

なお、手術支援システム 1 では、患者 60 の内部を含む 3 次元形状を示す情報が取得できればよいので、患者形状取得手段として必ずしも C T 装置 30 に限られず、例えば、M R I 装置や超音波診断装置を用いてもよい。

【0026】

P C 4 0 は、3 次元形状測定装置 20 によりスキャンされたデータ及び C T 装置 30 により取得された患者 60 の 3 次元断層データを受信して、これらの情報に対して情報処理を行う装置である。P C 4 0 は、具体的には、C P U（Central Processing Unit）、メモリ等のハードウェアにより構成され、これらの情報処理装置が動作することにより、下記の P C 4 0 の機能が実現される。図 1 に示すように、P C 4 0 は、機能的な構成要素として、患者形状取得部 41 と、撮像画像取得部 42 と、表面形状算出部 43 と、座標軸一致部 44 と、内視鏡ベクトル算出部 45 と、交点算出部 46 と、出力部 47 とを備えている。

【0027】

患者形状取得部 41 は、C T 装置 30 から送信される、患者 60 の 3 次元断層データを受信する手段である。患者形状取得部 41 は、受信した患者 60 の 3 次元断層データを、必要に応じて座標軸一致部 44 及び交点算出部 46 等に出力する。なお、手術支援システム 1 では、必ずしも本実施形態のように、患者形状取得手段として C T 装置 30 自体を備えている必要はなく、患者形状取得部 41 により（手術支援システム 1 に含まれない C T 装置で撮像等された）患者 60 の 3 次元断層データが受信さえされればよい。

【0028】

撮像画像取得部 42 は、3 次元形状測定装置 20 によりスキャンされ送信されたデータ

10

20

30

40

50

を受信する手段である。撮像画像取得部 4 2 は、受信したデータを表面形状算出部 4 3 及び内視鏡ベクトル算出部 4 5 等に出力する。

【0029】

表面形状算出部 4 3 は、3 次元形状測定装置 2 0 によりスキャンされたデータから、患者 6 0 の表面の 3 次元形状を表す複数の座標データを算出する表面形状算出手段である。患者 6 0 の表面は、本実施形態の場合、患者 6 0 の顔面である。表面形状算出部 4 3 により取得される 3 次元形状を表す複数の座標データは、例えば 3 次元形状測定装置 2 0 に設定されている座標系における座標データとして算出される。この座標系は、上述した第 1 座標系とは異なるものであり、この座標系を第 2 座標系とする。即ち、3 次元形状測定装置 2 0 によりスキャンされたデータによる患者 6 0 の 3 次元形状を表す複数の座標データは、第 2 座標系におけるデータである。表面形状算出部 4 3 は、算出した患者 6 0 の表面の 3 次元形状を示すデータを、座標軸一致部 4 4 に出力する。

10

【0030】

座標軸一致部 4 4 は、患者形状取得部 4 1 により取得された患者 6 0 の 3 次元断層データと表面形状算出部 4 3 により算出された患者 6 0 の表面の 3 次元形状を示すデータとのいずれかまたは両方を座標変換して、第 1 座標系によるデータと第 2 座標系によるデータとを座標軸を一致させたデータにする座標軸一致手段である。即ち、座標軸一致部 4 4 は、CT 装置 3 0 による 3 次元断層データと、3 次元形状測定装置 2 0 によりスキャンされたデータから算出された 3 次元形状を示すデータとを同じ座標系によるデータにして処理できるようにするための手段である。

20

【0031】

具体的には、座標軸一致部 4 4 は、CT 装置 3 0 による 3 次元断層データ、及び 3 次元形状測定装置 2 0 によりスキャンされたデータから算出された 3 次元形状を示すデータの双方に共通する患者 6 0 の顔面の位置を一致させることによって座標軸の一致を行う。座標軸の一致の処理は、例えばパターンマッチングの方法を用いることにより行われ、当該処理の結果として第 1 座標系及び第 2 座標系の何れか一方の座標系のデータをもう一方の座標系のデータに座標変換する座標変換関数が算出される。座標軸一致部 4 4 は、算出された座標変換関数等を、必要に応じて内視鏡ベクトル算出部 4 5、交点算出部 4 6 及び出力部 4 7 等に出力する。上記の座標軸を一致させる処理以降は、内視鏡ベクトル算出部 4 5、交点算出部 4 6 及び出力部 4 7 等において上記の座標変換関数等が、3 次元形状を示すデータに適用されることによって、CT 装置 3 0 による 3 次元断層データと、3 次元形状測定装置 2 0 によりスキャンされたデータから算出された 3 次元形状を示すデータとは同じ座標系で処理される。

30

【0032】

内視鏡ベクトル算出部 4 5 は、3 次元形状測定装置 2 0 によりスキャンされた標識球 1 2 の複数の座標データから標識球 1 2 の中心座標を算出し、座標軸一致部 4 4 で算出された一致された座標系によるデータにするための座標変換関数により座標変換して、この座標変換された標識球 1 2 の中心座標と予め記憶されている標識球 1 2 の中心と硬性内視鏡 1 1 の先端部からの撮像方向との位置関係とから座標軸一致部 4 4 で算出された一致された座標系による硬性内視鏡 1 1 の撮像方向ベクトル A を算出する内視鏡ベクトル算出手段である。なお、ここで言う撮像方向ベクトル A には、ベクトルの起点となる位置も含まれる。即ち、硬性内視鏡 1 1 の撮像方向 A のベクトルは、どの点からどの方向に撮像が行われるかを示したものである。内視鏡ベクトル算出部 4 5 は、予め、標識球 1 2 の中心と硬性内視鏡 1 1 の撮像方向ベクトル A との位置関係を示す情報を記憶している。当該位置関係を示す情報としては、具体的には例えば、同一の座標系における硬性内視鏡 1 1 の先端部の座標と硬性内視鏡 1 1 の光軸（撮像方向ベクトル A）が当たるターゲットの座標と標識球 1 2 の中心座標である。内視鏡ベクトル算出部 4 5 は、算出した撮像方向ベクトル A のデータを、交点算出部 4 6 に出力する。

40

【0033】

ここで、硬性内視鏡 1 1 の光軸（撮像方向における撮像中心を示す直線）が、メーカー

50

が公表している公称値通りであれば良いが、実際には公称値からずれている。例えば、視野角 120 度の内視鏡の場合、最大で約 6 度（視野角の 5 %）程度の光軸方向の誤差が生じ得る。したがって、公称値通りであることを前提にして撮像方向ベクトル A を決定してしまうと、実際の内視鏡の視野とナビゲーションされる情報とに齟齬を生じてしまう。したがって、予め記憶しておく標識球 12 の中心と硬性内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A との位置関係は実際の光軸位置（撮像方向ベクトル A）を標識球 12 の中心座標とともに同一の座標系で測定しておく必要がある。

【0034】

硬性内視鏡 11 が直視鏡である場合の、光軸ずれの例を、図 2 及び図 3 を用いて説明する。直視鏡であれば、光軸（撮像方向における撮像中心を示す直線）は、鏡筒中心線と一致するはずであるが、実際には様々な要因により少しずれが生じる。図 2 は対物レンズ等の要因により、鏡筒先端部で角度ずれが生じる例である。図 2 は、光軸が、鏡筒中心に対して θ 度ずれており（図 2（A））、そのずれている方向が天頂方向から ϕ 度である（図 2（B））例である。図 2 の例は、鏡筒の先端面と鏡筒中心との交点から光軸ずれが生じることを前提にしたが、光軸ずれは必ずしもこの点からずれるとは限らず、図 3（A）のようにより接眼レンズに近い側でずれ始めることもあるし、図 3（B）のように、光軸（撮像方向における撮像中心を示す直線）が鏡筒の先端面と鏡筒中心との交点を通らないこともある。光軸位置の測定はどのような方法を用いても良いが、後述する、3 次元形状測定装置 20 を用いた光軸位置測定装置を用いることが好ましい。なお、図 2 及び図 3 では、直視鏡の場合について説明したが、斜視鏡や側視鏡でも同様の光軸ずれが生じる得ることは言うまでも無い。

【0035】

交点算出部 46 は、内視鏡ベクトル算出部 45 により算出された硬性内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A と患者形状取得部 41 により取得された 3 次元形状を示す情報に係る患者 60 の内部を構成する面との交点を算出する交点算出手段である。この交点は、CT 装置 30 による 3 次元形状を示す情報における、硬性内視鏡 11 が撮像を行っている点（中心点）である。具体的には、交点算出部 46 は、患者 60 の内部を構成する面をポリゴンデータにして、当該ポリゴンデータを構成する各面と構成内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A との交点座標を算出する。交点座標の算出については、より詳細には後述する。交点算出部 46 は、算出した交点座標のデータを出力部 47 に出力する。

【0036】

出力部 47 は、交点算出部 46 により算出された交点座標のデータを、患者形状取得部 41 により取得された患者 60 の内部を構成する面を示す情報である CT 画像データに重畳して、モニタ 50 に出力する出力手段である。また、出力部 47 は、硬性内視鏡 11 により撮像されて PC 40 に入力された内視鏡画像データを併せて、モニタ 50 に出力するようにしてもよい。

【0037】

モニタ 50 は、PC 40 から入力された情報を表示する。術者はモニタ 50 を参照することにより、硬性内視鏡 11 が患者 60 内部のどの部分を撮像しているのかを知ることができる。以上が、手術支援システム 1 の構成である。

【0038】

引き続き、手術支援システム 1 の動作について、図 4 のフローチャートを参照して説明する。この動作は、例えば、患者 60 に対する手術の際に硬性内視鏡 11 を挿入して治療等を行うときの動作である。この説明においては、手術前の処理と手術時の処理とに分けて説明する。

【0039】

まず手術前に、CT 装置 30 を用いた、患者 60 に対する CT スキャン撮影が行われる（S01）。この CT スキャン撮影は、硬性内視鏡 11 が挿入される患者 60 の部位に対して行われる。これにより、患者 60 の表面である顔面と、硬性内視鏡 11 が挿入される患者 60 の内部を構成する面との 3 次元形状を示す情報が取得される。CT 装置 30 によ

りCTスキャン撮影が行われ取得された、患者60の3次元形状を示す情報は、PC40に送信される。PC40では、患者形状取得部41により当該情報が取得されて、PC40内に格納される(S02)。上記が手術前の処理であり、例えば、手術の前日等に行われる。

【0040】

引き続いて、手術時の処理を説明する。まず、患者60を手術室に入室させて、図1に示すように、硬性内視鏡11を鼻の穴から挿入できるように手術台70の上の仰向けに配置する。患者60を配置した後、硬性内視鏡11を挿入する前に、3次元形状測定装置20によって、配置された患者60がスキャンされる(S03)。スキャンされたデータは、3次元形状測定装置20からPC40に送信されて、PC40において撮像画像取得部42によって受信される。受信されたデータは、撮像画像取得部42から表面形状算出部43に出力される。

10

【0041】

表面形状算出部43では、当該データから患者60の表面である顔面の3次元形状を示すデータが算出される(S04)。算出された患者60の顔面の3次元形状を示すデータは、表面形状算出部43から座標軸一致部44に出力される。これと同じタイミングで、PC40内に格納されていた、CT装置30による患者60の3次元形状を示すデータが、患者形状取得部41から座標軸一致部44に出力される。

【0042】

この時点ではCT装置30による患者60の3次元形状を示すデータと、3次元形状測定装置20によるデータから患者60の表面である顔面の3次元形状を示すデータとに係るそれぞれの座標系の座標軸は、一致していない。CT装置30によるデータと、3次元形状測定装置20のデータとが位置合わせされていない状態である。

20

【0043】

ここで、座標軸一致部44によって、これら2つのデータにおける顔面の形状がマッチングされることにより座標変換関数が算出され、データが座標変換されて、2つのデータが一致された座標軸におけるデータになる(S05)。顔面の形状のマッチングは、上述したようにパターンマッチングの手法により行われる。なお、マッチングする部位は、顔面全体や顔面の鼻や頬等の特徴ある部位等、予め設定しておく。一致した座標軸のデータにするための座標変換関数は、座標軸一致部44から、内視鏡ベクトル算出部45、交点算出部46及び出力部47にそれぞれ出力されてデータの座標変換等が行われて、これ以降、一致した座標軸のデータを基準として3次元形状に対する情報処理が行われる。上記が手術開始までの処理である。

30

また、手術開始前までに、後述する光軸位置測定装置により、硬性内視鏡11の実際の光軸位置を測定して、記憶しておく。

【0044】

続いて、手術が開始され、術者によって、硬性内視鏡11が患者60に挿入される。この際、患者60の頭部は、S03～S05の処理を行ったときから動かさないようにする。これは座標軸がずれることを防止するためである。硬性内視鏡11が患者60に挿入されてから以降継続して、3次元形状測定装置20によって、患者60及び標識球12がスキャンされる(S06)。スキャンされたデータは、3次元形状測定装置20からPC40に送信されて、PC40において撮像画像取得部42によって受信される。受信されたデータは、撮像画像取得部42から内視鏡ベクトル算出部45に出力される。

40

【0045】

続いて、内視鏡ベクトル算出部45によって、標識球12の中心の3次元座標が算出される(S07)。続いて、内視鏡ベクトル算出部45によって、算出された標識球12の中心の3次元座標から、予め記憶していた標識球12の中心座標と硬性内視鏡11の撮像方向ベクトルAとの位置関係を示す情報に基づいて、一致された座標軸におけるデータとして硬性内視鏡11の撮像方向ベクトルAが算出される(S08)。この際、予め記憶されている、内視鏡ごとの標識球12の中心座標と実際の光軸位置(撮像方向ベクトルA)

50

との位置関係を示す情報を用いて、硬性内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A を算出する。

【0046】

算出された撮像方向ベクトル A の情報は、内視鏡ベクトル算出部 45 から交点算出部 46 に出力される。これと同じタイミングで、PC 40 内に格納されていた、CT 装置 30 による患者 60 の 3 次元形状を示す情報が、患者形状取得部 41 から交点算出部 46 に出力される。続いて、交点算出部 46 によって、内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A と、患者 60 の内部を構成する面との交点が算出される (S09)。

【0047】

交点の算出は、以下のように行われる。まず、交点算出部 46 によって、CT 装置 30 による患者 60 の 3 次元形状を示す情報が、ポリゴンデータに変換される。なお、ポリゴンデータへの変換は、手術前に行いあらかじめ PC 40 に格納しておいてもよい。この変換により、患者 60 (の内部) を構成する面が、例えば多数の三角形で構成させることとなる。次に、それらの各三角形と、硬性内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A との交点が算出される。

10

【0048】

この交点の算出について、図 5 を用いて説明する。ポリゴンを構成する三角形の基準となる点を P_T 、三角形の 2 辺のベクトルをそれぞれ $\text{vec } A$ 及び $\text{vec } B$ とし、2 つの媒介変数を α 及び β とすると、三角形は以下の式で表すことができる。

$$P_1 = P_T + \alpha \text{vec } A + \beta \text{vec } B$$

また、硬性内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A の基準となる点 (例えば、硬性内視鏡 11 の先端の点) を P_L 、ベクトルを $\text{vec } C$ とし、媒介変数を γ とすると、硬性内視鏡 11 の撮像方向 A は以下の式で表すことができる。

20

$$P_2 = P_L + \gamma \text{vec } C$$

【0049】

ここで、両者が交わるときは $P_1 = P_2$ となる。 $P_1 = P_2$ となる点が、三角形の内部に存在する条件は、媒介変数が以下の条件を満たす場合である。

条件 1 : $0 < \alpha, 0 < \beta$

条件 2 : $0 < \alpha + \beta < 1$

条件 3 : $\gamma > 0$

これらの条件を満たす点を全てのポリゴンデータを構成する三角形について導出し、それら全ての点と硬性内視鏡 11 の先端の点との距離を計算する。この距離が最も小さくなる交点を、硬性内視鏡 11 の撮像方向ベクトル A と患者 60 の内部を構成する面との交点とする。

30

【0050】

算出された交点の座標の情報は、交点算出部 46 から出力部 47 に出力される。このタイミングで、患者 60 の内部を構成する面を示す情報である CT 画像が、患者形状取得部 41 から出力部 47 に出力される。交点の情報は、出力部 47 によって、患者 60 の内部を構成する面を示す情報である CT 画像に当該交点の座標に応じた箇所に重畳されて、モニタ 50 に入力される。入力された画像は、モニタ 50 によって表示される (S10)。交点の情報は、例えば図 6 に示されているように、硬性内視鏡 11 の光軸と併せて、3 次元断層データ及び内視鏡撮像画像上に表示される。術者は表示された画像を参照することにより、硬性内視鏡 11 が患者 60 内部のどの部分を撮像しているのかを知ることができる。

40

【0051】

また、硬性内視鏡 11 により撮像された画像も、PC 40 によって受信されて出力部 47 からモニタ 50 に出力されるようにして、上記の硬性内視鏡 11 により撮像されている箇所がどの点に位置しているかの表示と併せて表示されるようにすることが望ましい。

【0052】

上記の S06 ~ S10 までの処理は、例えば、1 秒間隔等の等間隔で繰り返し行われる。なお、PC 40 における S03 ~ S05 の処理と、S06 ~ S10 の処理とは異なっ

50

ているが、例えば、S 0 5 の座標軸の一致の処理が行われたら、自動的に S 0 6 以降の処理に移るようにしてもよい。また、術者等の操作により処理の切替が行われてもよい。

【0053】

また、S 0 3 ~ S 0 5 の処理による初回の位置合わせ後に S 0 3 ~ S 1 0 までの処理を等間隔で繰り返し行うようにすれば、患者 6 0 の頭部が動いてもよい。また、患者 6 0 の頭部を動かした場合に、再度 S 0 3 ~ S 0 5 の処理を行い改めて位置合わせを行なうようにしてもよい。再度の位置合わせは、例えば、術者等の操作により行われてもよいし、位置合わせしたときの画像とその後の画像とを比較して、頭部が動いたことを検出して、それをトリガとして行われてもよい。

【0054】

上述したように本実施形態に係る手術支援システム 1 では、C T 装置 3 0 による患者 6 0 の内部を構成する面及び患者の表面の 3 次元形状を示す情報と、3 次元形状測定装置 2 0 により外部から患者 6 0 をスキャンしたデータとを用いて、硬性内視鏡 1 1 で撮像している部分が、患者 6 0 のどの部位に相当するかを表示することができる。従って、本実施形態に係る手術支援システム 1 によれば、新たに特殊な内視鏡を用いることなく、上記の表示を行うことができる。また、本実施形態に係る手術支援システム 1 によれば、上記の表示において、患者の体内の脳脊髄液等のような液体の影響を受けることが無いので、正確に上記の表示を行うことができる。従って、本実施形態に係る手術支援システム 1 を用いれば、安全かつ正確に手術を行うことができる。

【0055】

また、C T スキャン撮影 (S 0 1) の際に、患者 6 0 にマーク等をつける必要がなく、通常通りの C T スキャン撮影を行えばよいので、簡便である。また、位置合わせ等のために患者 6 0 をピンなどで固定する必要がない。患者 6 0 を手術中に動かしたとしても、容易に位置合わせを行うことができる。上記の手術支援システム 1 の各構成要素は、比較的安価であり、低コストで実現することができる。

【0056】

また、本実施形態のように、C T 装置 3 0 による患者 6 0 の 3 次元情報をポリゴンデータとし交点を求めることとすれば、確実に交点を算出することができ、確実に本発明を実施することができる。

【0057】

また、硬性内視鏡 1 1 で撮像している部分が、患者 6 0 のどの部位に相当するかの情報に併せて、硬性内視鏡 1 1 により撮像された画像自体も表示することとすれば、術者等が、硬性内視鏡 1 1 で撮像された内容と、内視鏡 1 1 で撮像されている部分が患者 6 0 のどの部位に相当するかの情報との両方を同時に確認することができるので、より利便性の高い手術支援を行うことができる。

【0058】

以下、図面を用いて光軸位置測定装置について説明する。図 7 は光軸位置測定装置の概略イメージであり、図 8 はその模式図である。なお、図 7 においては、表示の都合上、標識球 1 2 及び棒状部材 1 3 の表示は省略されている。光軸位置測定装置 8 0 は、硬性内視鏡 1 1 の先端部を固定する内視鏡先端部固定手段 8 1 と、硬性内視鏡 1 1 が観察している点を検出するためのターゲット 8 2 と、ターゲット 8 2 に取り付けられたターゲット用標識球 8 3 と、ターゲット 8 2 を所定方向に回動させる回動手段 8 4 とからなる。本実施形態においては、内視鏡先端部固定手段 8 1 は球体であり、3 次元形状測定装置 2 0 で計測するための標識球も兼ねている。回動手段 8 4 は、自動でも手動でもどちらでも構わない。

【0059】

また、ターゲット移動手段 8 5 を有している。このターゲット移動手段 8 5 を調整することにより、ターゲット 8 2 を少なくともターゲット面に平行な 2 次元方向に微小移動させることができる。後述の通り、硬性内視鏡 1 1 の先端部とターゲット中心とを当接させたり、内視鏡先端部固定手段に固定した硬性内視鏡 1 1 の視野中心とターゲット中心とを

10

20

30

40

50

一致させる際、ターゲット移動手段 8 5 を用いてターゲット 8 2 を移動させることにより位置合わせを行う。

【0060】

次に、光軸位置測定装置 8 0 を用いた硬性内視鏡 1 1 の光軸位置の測定手順の一例を説明する。

(手順 1) 光軸位置測定装置 8 0 を、3 次元形状測定装置 2 0 の計測範囲内に設置する。

(手順 2) 光軸位置測定装置 8 0 に、光軸位置を測定しようとする硬性内視鏡 1 1 をセットする。

(手順 3) 硬性内視鏡 1 1 の先端部をターゲット 8 2 に当接させ、ターゲット移動手段 8 5 により、硬性内視鏡 1 1 の先端部とターゲット 8 2 の中心とが一致するように調整する。この際、硬性内視鏡 1 1 の鏡筒部は、内視鏡先端部固定手段 8 1 を通るようにする(図 1 1 参照)。一度、ターゲット移動手段 8 5 により、硬性内視鏡 1 1 の先端部とターゲット 8 2 の中心とが一致するように調整したら、ターゲット 8 2 の位置を変えずに、硬性内視鏡 1 1 を引き抜き、硬性内視鏡 1 1 の先端部が内視鏡先端部固定手段 8 1 の端に硬性内視鏡 1 1 の先端部を位置させ硬性内視鏡 1 1 を固定する。

(手順 4) ターゲット用標識球 8 3 と内視鏡先端部固定手段 8 1 と内視鏡標識球 1 2 を 3 次元形状測定装置 2 0 により測定し、それぞれの 3 次元形状データを抽出してデータ処理することにより、ターゲット 8 2 の中心座標と内視鏡先端部固定手段 8 1 の中心座標および標識球 1 2 の中心座標を算出する。

(手順 5) 硬性内視鏡 1 1 を手順 4 の撮影時から動かすことなく硬性内視鏡 1 1 の接眼レンズ側からターゲット 8 2 を観察しながら、硬性内視鏡 1 1 の視野中心とターゲット 8 2 の中心とが一致するまでターゲット移動手段 8 5 によりターゲット 8 2 を移動させる。

(手順 6) 内視鏡先端部固定手段 8 1、ターゲット用標識球 8 3 及び標識球 1 2 を 3 次元形状測定装置 2 0 により測定し、それぞれの 3 次元形状データを抽出してデータ処理することにより、ターゲット 8 2 の中心座標と内視鏡先端部固定手段 8 1 の中心座標を標識球 1 2 の中心座標と共に算出する。

(手順 7) 手順 4 で求められたターゲット 8 2 の中心座標と内視鏡先端部固定手段 8 1 の中心座標、手順 7 で求められた標識球 1 2 の中心座標、ターゲット 8 2 の中心座標及び内視鏡先端部固定手段 8 1 の中心座標に基づいて、硬性内視鏡 1 1 の光軸位置(実光軸)と標識球 1 2 との 3 次元相対関係を算出する。

(手順 8) 算出した、硬性内視鏡 1 1 の光軸位置(硬性内視鏡 1 1 の先端部座標を含む)と標識球 1 2 との 3 次元相対位置関係を、PC 4 0 に記憶する。

【0061】

手順 4 および手順 6 におけるターゲット 8 2 の中心座標の算出は次のように行う。予め、ターゲット 8 2 の中心座標とをターゲット用標識球 8 3 の中心座標とを別の座標系で求めて PC 4 0 に記憶しておく。これは、ターゲット 8 2 の中心に球体が頭にあるピンを垂直に取り付け、ターゲット用標識球 8 3 と共に 3 次元形状測定装置 2 0 で測定して 3 次元形状データを処理することで求めることができる。すなわち、それぞれの球体の中心座標とターゲット 8 2 の面の平面式をそれぞれの 3 次元形状データを抽出してデータ処理することで求め、ピンの頭の球体の中心座標とターゲット 8 2 の面の法線ベクトルとから算出される直線の式とターゲット 8 2 の面の平面式とから交点座標をターゲット 8 2 の中心座標として求めればよい。そして、手順 4 および手順 7 における 3 次元形状測定装置 2 0 による測定と測定データの処理で求められた、ターゲット用標識球 8 3 の中心座標と予め記憶されているターゲット用標識球 8 3 の中心座標とから座標変換係数を計算し、算出された座標変換係数により記憶されているターゲット 8 2 の中心座標を座標変換する。これにより 3 次元形状測定装置 2 0 による測定により得られた 3 次元形状データと同一の座標系でターゲット 8 2 の中心座標を求めることができる。

手順 7 における硬性内視鏡 1 1 の光軸位置(実光軸)と標識球 1 2 との 3 次元相対関係算出は次のように行う。内視鏡先端部固定手段 8 1 の中心座標が硬性内視鏡 1 1 の先端部と同一になるような機構にされていれば、算出した内視鏡先端部固定手段 8 1 の中心座標

が硬性内視鏡 11 の先端部の座標であり撮像方向ベクトル A の起点の座標である。しかし、このような機構は困難であり、内視鏡先端部固定手段 81 の中心座標と硬性内視鏡 11 の先端部の座標にはずれがあるがあるため、このずれの大きさと方向から硬性内視鏡 11 の先端部の座標を算出する。ずれの大きさは、硬性内視鏡 11 を内視鏡先端部固定手段 81 に固定した際に内視鏡先端部固定手段 81 の表面から硬性内視鏡 11 の先端部までの距離を測定すればよいので簡単に求めることができる。この値は予め測定されて PC 40 に記憶されているとする。次にずれの方向は、手順 4 において算出した内視鏡先端部固定手段 81 の中心座標とターゲット 82 の中心座標とからこの 2 つの座標を結ぶベクトルを考えればよい。このベクトルの方向がずれの方向である。よって、このベクトルの方向と記憶されているずれの大きさとから、内視鏡先端部固定手段 81 の中心座標から硬性内視鏡 11 の先端部へ向かうベクトルの成分が算出され、内視鏡先端部固定手段 81 の中心座標にこのベクトル成分を加算することにより、硬性内視鏡 11 の先端部の座標が算出される。

10

算出された硬性内視鏡 11 の先端部の座標（撮像方向ベクトル A の起点の座標）と手順 7 で算出したターゲット 82 の中心座標とを結んだ位置ベクトルが硬性内視鏡 11 の光軸位置（撮像方向ベクトル A）である。このベクトル成分とベクトルの起点座標である硬性内視鏡 11 の先端部の座標とを標識球 12 の中心座標とともに取得することが、硬性内視鏡 11 の光軸位置と標識球 12 との 3 次元相対関係を取得することである。

【0062】

前述の例では、硬性内視鏡 11 が直視鏡である場合の例を示したが、斜視鏡や側視鏡でも同様に光軸位置測定装置 80 により光軸位置が測定可能である。図 9 は 30 度斜視鏡の光軸位置の測定例、図 10 は 70 度斜視鏡の光軸位置の測定例を示している。これらの図に示されるように硬性内視鏡 11 の視野方向（光軸位置）に合わせて回動手段 84 を回動させて、ターゲット 82 が硬性内視鏡 11 の視野内に入るように調整すれば良い。側視鏡の場合でも、硬性内視鏡 11 の先端部の対物レンズ部分が、内視鏡先端部固定手段 81 から突き出るように硬性内視鏡 11 を設置すれば、硬性内視鏡 11 の視野を確保することができ、内視鏡先端部固定手段 81 に視野を邪魔されることなく、硬性内視鏡 11 の光軸位置を測定できる。

20

【0063】

上記実施形態は、ターゲット 82 を独立に 2 方向に移動可能とすることにより、図 2 の θ 及び ϕ に相当する光軸ずれがあったときの光軸位置が測定できる例である。この他に、硬性内視鏡 11 の鏡筒を移動又は回転させる、内視鏡先端部固定手段 81 を移動させる、ターゲット 82 とは独立に移動可能な透明板上に設けた別のターゲットをターゲット 82 の手前に設ける、などの構成を追加して、より多くの測定点を設けたり、より多くの測定データを取得することにより、図 3 の ΔX 、 ΔY 、 ΔZ に相当する光軸ずれがあっても光軸位置が測定可能なのは言うまでも無い。これらの具体的構成については、例示するまでもなく当業者の通常の創作能力により実現可能なものであり、当然、本発明の範疇に含まれる。

30

【0064】

以上、本発明の実施形態の一例を説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇において各種の変更が可能であることは言うまでもない。

40

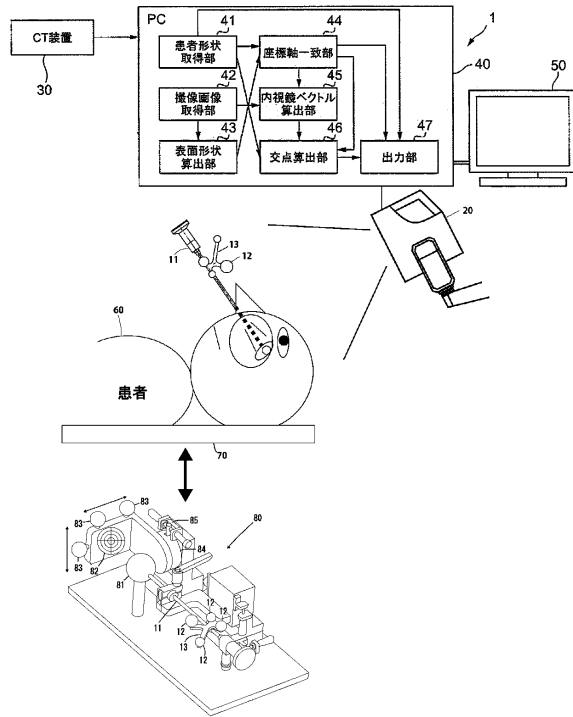
【符号の説明】

【0065】

1：手術支援システム、 11：硬性内視鏡、 12：標識球、 20：3次元形状測定装置、 30：CT装置、 40：PC、 41：患者形状取得部、 42：撮像画像取得部、 43：表面形状算出部、 44：座標軸一致部、 45：内視鏡ベクトル算出部、 46：交点算出部、 47：出力部、 50：モニタ、 60：患者、 70：手術台、 80：光軸位置測定装置、 81：内視鏡先端部固定手段、 82：ターゲット、 83：ターゲット用標識球、 84：回動手段、 85：ターゲット移動手段

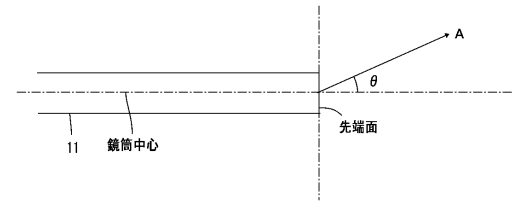
50

【図 1】

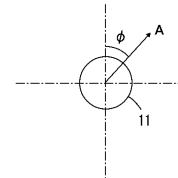


【図 2】

(A) 鏡筒を側面から見た図

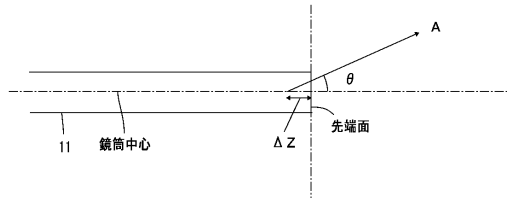


(B) 鏡筒先端面を、先端側から見た図

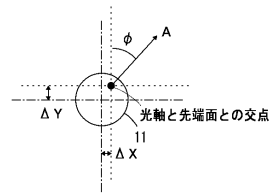


【図 3】

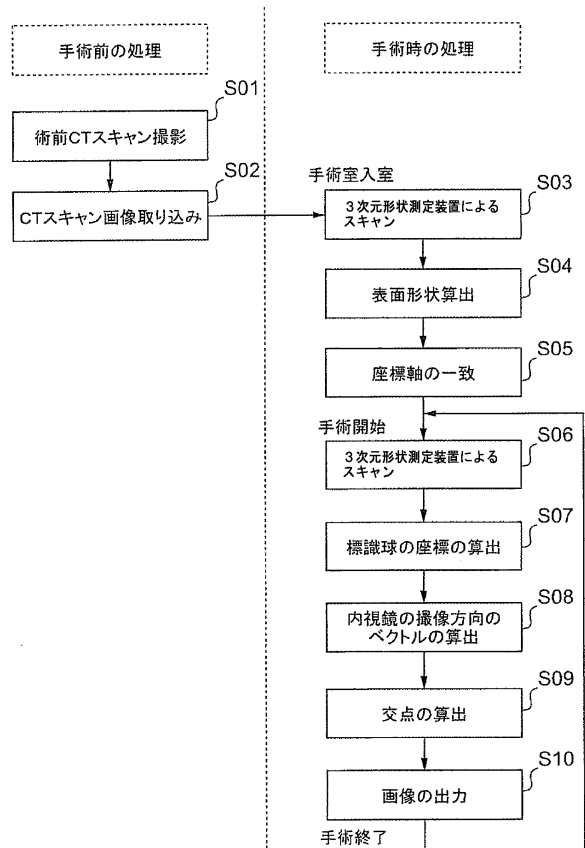
(A) 鏡筒を側面から見た図



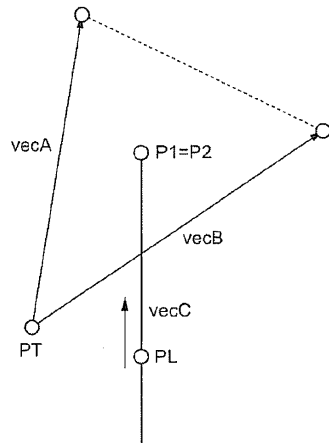
(B) 鏡筒先端面を、先端側から見た図



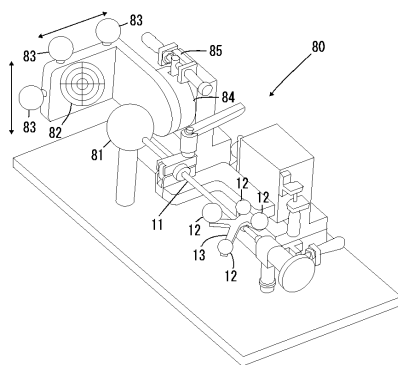
【図 4】



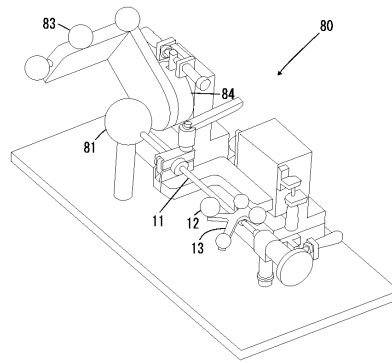
【図 5】



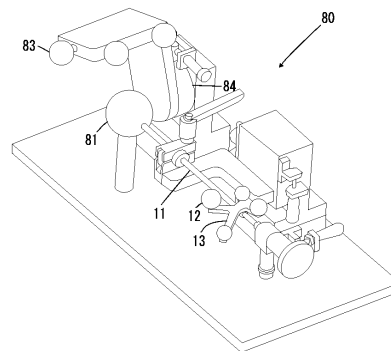
【図 8】



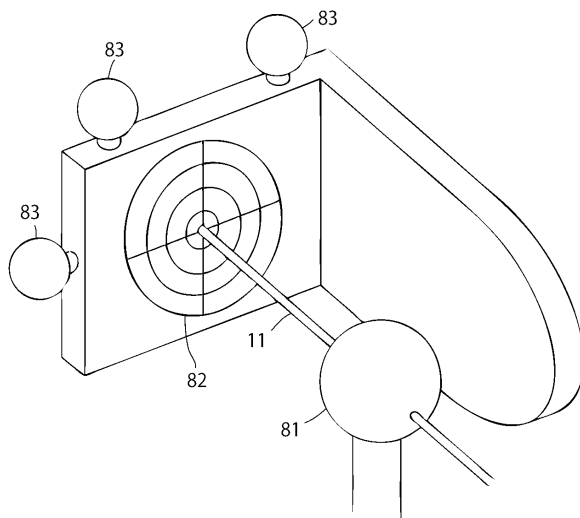
【図 9】



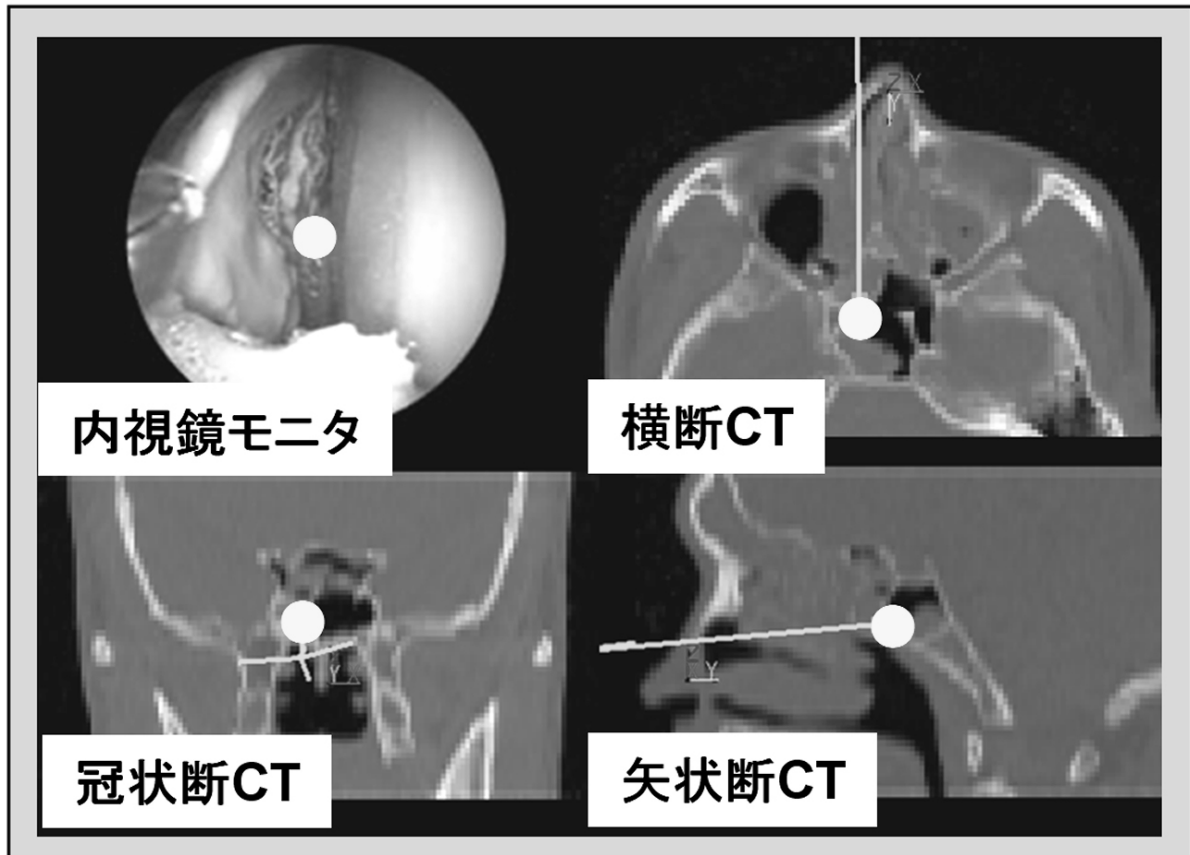
【図 10】



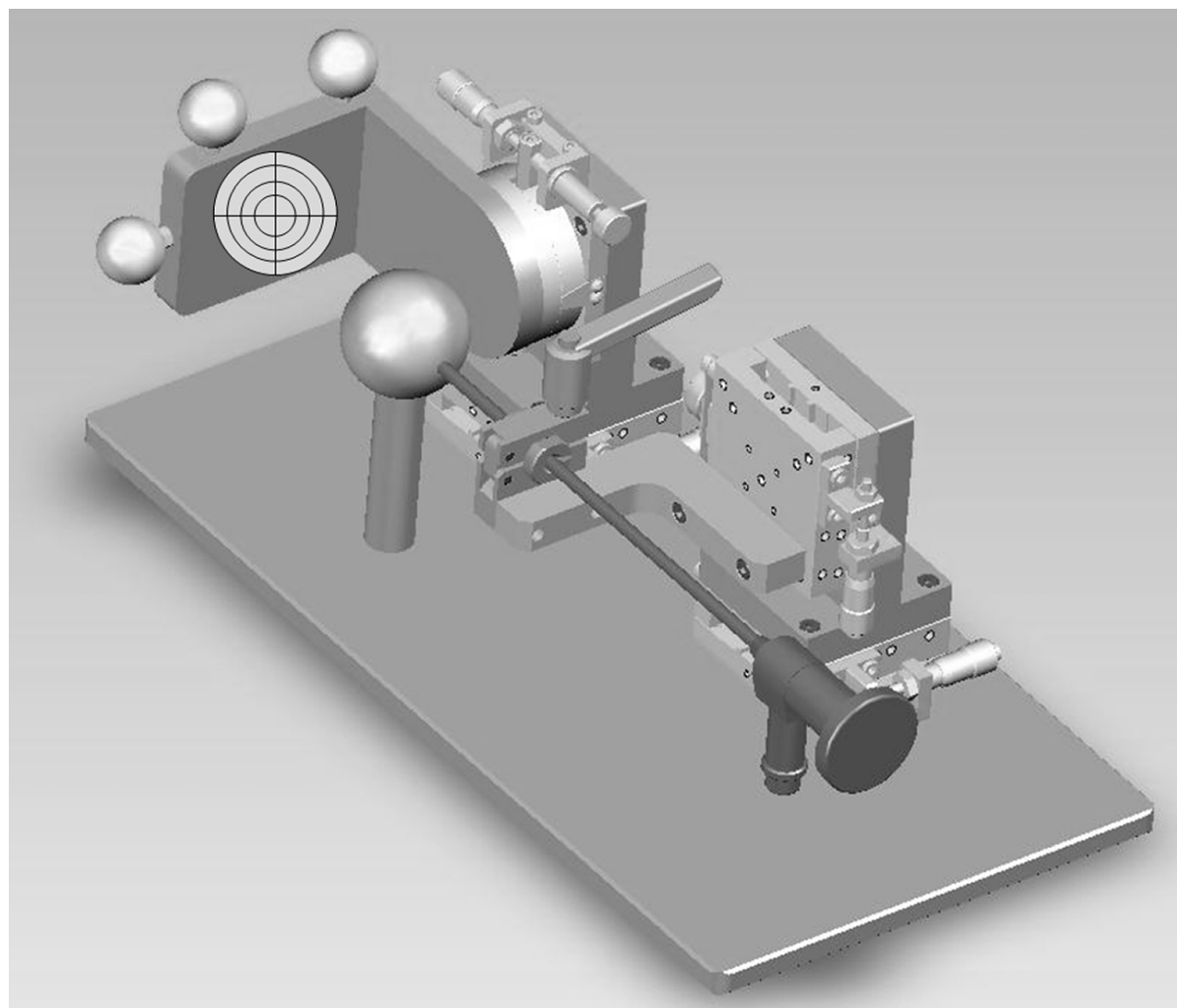
【図 11】



【図6】



【図 7】



フロントページの続き

- (72)発明者 林本 悦一
静岡県浜松市北区東三方町90番地の3 パルステック工業株式会社内
- (72)発明者 金原 昌秋
静岡県浜松市北区東三方町90番地の3 パルステック工業株式会社内
- (72)発明者 三浦 曜
静岡県浜松市東区半田山2丁目24番3号 株式会社アメリオ内

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 国際公開第2008/093517 (WO, A1)
特開2008-264520 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 19/00

专利名称(译)	外科支持系统		
公开(公告)号	JP5561458B2	公开(公告)日	2014-07-30
申请号	JP2009062143	申请日	2009-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学 脉科技实业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学 脉科技实业有限公司		
[标]发明人	山本清二 高井利久 林本悦一 金原昌秋 三浦曜		
发明人	山本 清二 高井 利久 林本 悦一 金原 昌秋 三浦 曜		
IPC分类号	A61B19/00		
CPC分类号	A61B1/0057 A61B5/06 A61B5/064 A61B5/103 A61B34/20 A61B2017/00725 A61B2034/107 A61B2034/2055		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B34/20 A61B90/00		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	2008068606 2008-03-18 JP		
其他公开文献	JP2009254805A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在手术导航中使用实际的光轴位置，通过初步测量实际光轴位置，即使光轴在硬内窥镜中偏转。解决方案：手术支持系统包括用于测量患者的三维表面形状的三维形状测量装置，以及要插入患者体内的硬内窥镜11。硬内窥镜包括用于检测可由三维形状测量装置测量的位置的标记12。在操作装置中，存储与患者的预先拍摄的三维断层图像数据相关的位置关系和硬内窥镜的预先测量的实际光轴位置。三维断层摄影数据与由三维形状测量装置测量的三维表面形状进行位置匹配。基于与用于检测由三维形状测量装置测量的位置的标记相关的位置关系和存储的硬内窥镜的实际光轴位置，计算硬内窥镜的位置和光轴。显示三维断层摄影数据，位置匹配后的硬内窥镜的光轴，以及光轴与组织壁的交叉点。

【图1】

