

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5283157号  
(P5283157)

(45) 発行日 平成25年9月4日(2013.9.4)

(24) 登録日 平成25年6月7日(2013.6.7)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 2 0 Z
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 0
A 6 1 B	19/00	(2006.01)	A 6 1 B	19/00	5 0 2

請求項の数 11 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2008-74003 (P2008-74003)	(73) 特許権者	304023318
(22) 出願日	平成20年3月21日(2008.3.21)		国立大学法人静岡大学
(65) 公開番号	特開2008-264520 (P2008-264520A)		静岡県静岡市駿河区大谷836
(43) 公開日	平成20年11月6日(2008.11.6)	(73) 特許権者	504300181
審査請求日	平成23年3月22日(2011.3.22)		国立大学法人浜松医科大学
(31) 優先権主張番号	特願2007-79866 (P2007-79866)		静岡県浜松市東区半田山一丁目20番1号
(32) 優先日	平成19年3月26日(2007.3.26)	(74) 代理人	100088155
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 長谷川 芳樹
(31) 優先権主張番号	特願2007-73557 (P2007-73557)	(74) 代理人	100108257
(32) 優先日	平成19年3月20日(2007.3.20)		弁理士 近藤 伊知良
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100124800
			弁理士 諏澤 勇司
		(74) 代理人	100144440
			弁理士 保坂 一之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術支援情報表示装置、手術支援情報表示方法及び手術支援情報表示プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡と、

第1の座標軸上における、前記内視鏡が挿入される前記患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第1の三次元形状とを示す第1の情報取得する患者形状取得手段と、

前記患者に前記内視鏡が差し込まれるときに、前記患者の表面を撮像する撮像手段と、

前記撮像手段により撮像された前記患者の表面の画像から、第2の座標軸上における当該患者の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報を算出する表面形状算出手段と、

前記患者形状取得手段により取得された第1の情報で示される前記第1の三次元形状、及び前記表面形状算出手段により算出された第2の情報で示される前記第2の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて前記第1の情報と前記第2の情報とをマッチングすることで、前記第1の座標軸と前記第2の座標軸とを一致させる座標軸一致手段と、

前記撮像手段により撮像された画像から、前記座標軸一致手段により前記第1の座標軸に一致された前記第2の座標軸上における前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出手段と、

前記内視鏡光軸算出手段により算出された前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と前記患者形状取得手段により取得された第1の情報に係る前記患者の内部を構成する

10

20

面との交点を算出する交点算出手段と、

前記交点算出手段により算出された交点を示す情報を、前記患者形状取得手段により取得された前記患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力手段と、  
を備える手術支援情報表示装置。

【請求項 2】

前記内視鏡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マーカを更に備え、

前記撮像手段は、前記患者に前記内視鏡が差し込まれるときに、前記患者の表面と共に前記マーカを撮像し、

前記内視鏡光軸算出手段は、前記撮像手段により撮像された前記マーカの画像から、前記座標軸一致手段により前記第 1 の座標軸に一致された前記第 2 の座標軸上における、前記マーカの三次元座標を算出して、当該マーカと前記内視鏡の撮像方向との前記位置関係から前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する、  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の手術支援情報表示装置。

【請求項 3】

第 1 の座標軸上における、患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡が挿入される患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第 1 の三次元形状とを示す第 1 の情報を取得する患者形状取得手段と、

前記患者に前記内視鏡が差し込まれるときに撮像された前記患者の表面の画像を取得する表面画像取得手段と、

前記表面画像取得手段により取得された前記患者の表面の画像から、第 2 の座標軸上における当該患者の表面の第 2 の三次元形状を示す第 2 の情報を算出する表面形状算出手段と、

前記患者形状取得手段により取得された第 1 の情報で示される前記第 1 の三次元形状、及び前記表面形状算出手段により算出された第 2 の情報で示される前記第 2 の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて前記第 1 の情報と前記第 2 の情報とをマッチングすることで、前記第 1 の座標軸と前記第 2 の座標軸とを一致させる座標軸一致手段と、

前記表面画像取得手段により取得された画像から、前記座標軸一致手段により前記第 1 の座標軸に一致された前記第 2 の座標軸上における前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出手段と、

前記内視鏡光軸算出手段により算出された前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と前記患者形状取得手段により取得された第 1 の情報に係る前記患者の内部を構成する面との交点を算出する交点算出手段と、

前記交点算出手段により算出された交点を示す情報を、前記患者形状取得手段により取得された前記患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力手段と、  
を備える手術支援情報表示装置。

【請求項 4】

前記交点算出手段は、前記患者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前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線との交点を算出することを特徴とする請求項 1 ~ 3 の何れか一項に記載の手術支援情報表示装置。

【請求項 5】

前記出力手段は、前記内視鏡により撮像された画像に前記交点に対応する箇所を示す情報を重畳させた画像を併せて出力することを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか一項に記載の手術支援情報表示装置。

【請求項 6】

前記座標軸一致手段は、第 1 の前記基準点に対応する算出済の前記対応点の位置と、当該第 1 の基準点とは異なる第 2 の前記基準点の位置とに基づいて、当該算出済の対応点を

10

20

30

40

50

中心とする範囲を算出し、当該範囲を、前記第2の基準点から最短距離にある対応点を算出するための前記限定された範囲とする、ことを特徴とする請求項1～5の何れか一項に記載の手術支援情報表示装置。

【請求項7】

前記限定された範囲は、前記算出済の対応点を中心とし、前記第2の基準点の位置と前記他方の三次元形状の所定の近傍空間を示す最短距離場とに基づいて定義される距離と、前記第2の基準点と前記算出済の対応点との距離とを加算した値を半径とする範囲である、ことを特徴とする請求項6に記載の手術支援情報表示装置。

【請求項8】

前記限定された範囲は、前記算出済の対応点を中心とし、前記第1の基準点と前記算出済の対応点との距離と、前記第2の基準点の位置と前記他方の三次元形状の所定の近傍空間を示す最短距離場とに基づいて定義される距離と、前記第1の基準点と前記第2の基準点との距離とを加算した値を半径とする範囲である、ことを特徴とする請求項6に記載の手術支援情報表示装置。

10

【請求項9】

前記座標軸一致手段は、前記表面形状算出手段により算出された第2の情報で示される前記第2の三次元形状上に存在し、且つ前記患者形状取得手段により取得された第1の情報で示される前記第1の三次元形状上の基準点から最短距離にある対応点を、当該第2の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該基準点と当該対応点との位置関係に基づいて前記第1の情報のみを変換することで、当該第1の情報と前記第2の情報とをマッチングする、ことを特徴とする請求項1～8の何れか一項に記載の手術支援情報表示装置。

20

【請求項10】

患者形状取得手段と表面画像取得手段と表面形状算出手段と座標軸一致手段と内視鏡光軸算出手段と交点算出手段と出力手段とを備える手術支援情報表示装置により実行される手術支援情報表示方法であって、

前記患者形状取得手段が、第1の座標軸上における、患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡が挿入される患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第1の三次元形状とを示す第1の情報を取得する患者形状取得ステップと、

前記表面画像取得手段が、前記患者に前記内視鏡が差し込まれるときに撮像された前記患者の表面の画像を取得する表面画像取得ステップと、

30

前記表面形状算出手段が、前記表面画像取得ステップにおいて取得された前記患者の表面の画像から、第2の座標軸上における当該患者の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報を算出する表面形状算出ステップと、

前記座標軸一致手段が、前記患者形状取得ステップにおいて取得された第1の情報で示される前記第1の三次元形状、及び前記表面形状算出ステップにおいて算出された第2の情報で示される前記第2の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて前記第1の情報と前記第2の情報とをマッチングすることで、前記第1の座標軸と前記第2の座標軸とを一致させる座標軸一致ステップと、

40

前記内視鏡光軸算出手段が、前記表面画像取得ステップにおいて取得された画像から、前記座標軸一致ステップにおいて前記第1の座標軸に一致された前記第2の座標軸上における前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出ステップと

前記交点算出手段が、前記内視鏡光軸算出ステップにおいて算出された前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と前記患者形状取得ステップにおいて取得された第1の情報に係る前記患者の内部を構成する面との交点を算出する交点算出ステップと、

前記出力手段が、前記交点算出ステップにおいて算出された交点を示す情報を、前記患者形状取得ステップにおいて取得された前記患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力ステップと、

50

を含む手術支援情報表示方法。

【請求項 1 1】

第 1 の座標軸上における、患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡が挿入される患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第 1 の三次元形状とを示す第 1 の情報を取得する患者形状取得機能と、

前記患者に前記内視鏡が差し込まれるときに撮像された前記患者の表面の画像を取得する表面画像取得機能と、

前記表面画像取得機能により取得された前記患者の表面の画像から、第 2 の座標軸上における当該患者の表面の第 2 の三次元形状を示す第 2 の情報を算出する表面形状算出機能と、

前記患者形状取得機能により取得された第 1 の情報で示される前記第 1 の三次元形状、及び前記表面形状算出機能により算出された第 2 の情報で示される前記第 2 の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて前記第 1 の情報と前記第 2 の情報とをマッチングすることで、前記第 1 の座標軸と前記第 2 の座標軸とを一致させる座標軸一致機能と、

前記表面画像取得機能により取得された画像から、前記座標軸一致機能により前記第 1 の座標軸に一致された前記第 2 の座標軸上における前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出機能と、

前記内視鏡光軸算出機能により算出された前記内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と前記患者形状取得機能により取得された第 1 の情報に係る前記患者の内部を構成する面との交点を算出する交点算出機能と、

前記交点算出機能により算出された交点を示す情報を、前記患者形状取得機能により取得された前記患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力機能と、をコンピュータに実行させる手術支援情報表示プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、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情報表示装置、手術支援情報表示方法及び手術支援情報表示プログラムに関する。

【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 C T (Computed Tomography) や M R I (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。しかしながら、これらの方法は何れも手術器具やポインタ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、C T や M R I 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 C T 等による画像のどこに相当するのかが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 C T 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。これにより手術器具には特殊なマーカを必要とせず、あらゆる器具を制限無く使用することができる。

【0004】

これを解決する技術として、特許文献 1 において開示されているような、内視鏡で観察している部位を術前画像(C T / M R I)に表示するものがある。

【特許文献 1】特開 2001-204738 号公報

10

20

30

40

50

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

しかしながら、特許文献1に記載された方法は、患者の体内に挿入される挿入部の先端から患者体内の術部まで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いる。従って、この方法は、新たに特殊な内視鏡を必要とするという問題点がある。また、距離測定手段を有することにより、内視鏡の構造が複雑になると、消毒等の日常業務で内視鏡あるいはこれらの付加的な構成要素が損傷するおそれがある。また、内視鏡手術では、吸引管等の手術器具が内視鏡先端と患者体内の術部の間に入ることが多く、この場合には内視鏡の先端から患者体内の術部までの距離を正確に測定することが困難になる。更に、超音波センサを用いる場合は、例えば脳脊髄液や副鼻腔内の浸出液等の中では、超音波の速度が空気中とは異なるため、その速度を正確に知る必要がある。しかしながら、脳脊髄液や浸出液に代表される体液は、個人差が大きい上に腫瘍や炎症等の病状に影響されてその組成が変わるので、超音波の速度を正確に算出することが不可能である。そのため、内視鏡先端から患者体内の術部までの距離の算出が正確にできないという問題点がある。

10

## 【0006】

本発明は、以上の問題点を解決するためになされたものであり、新たに特殊な内視鏡を用いることなく従来から用いられる内視鏡を用いて、内視鏡で撮像している部分が患者のどの部位に相当するかを正確に表示することができる手術支援情報表示装置、手術支援情報表示方法及び手術支援情報表示プログラムを提供することを目的とする。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

本発明に係る手術支援情報表示装置は、患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡と、第1の座標軸上における、内視鏡が挿入される患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第1の三次元形状とを示す第1の情報を取得する患者形状取得手段と、患者に内視鏡が差し込まれるときに、患者の表面を撮像する撮像手段と、撮像手段により撮像された患者の表面の画像から、第2の座標軸上における当該患者の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報を算出する表面形状算出手段と、患者形状取得手段により取得された第1の情報で示される第1の三次元形状、及び表面形状算出手段により算出された第2の情報で示される第2の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて第1の情報と第2の情報とをマッチングすることで、第1の座標軸と第2の座標軸とを一致させる座標軸一致手段と、撮像手段により撮像された画像から、座標軸一致手段により第1の座標軸に一致された第2の座標軸上における内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出手段と、内視鏡光軸算出手段により算出された内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と患者形状取得手段により取得された第1の情報に係る患者の内部を構成する面との交点を算出する交点算出手段と、交点算出手段により算出された交点を示す情報を、患者形状取得手段により取得された患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力手段と、を備えることを特徴とする。

30

40

## 【0008】

本発明に係る手術支援情報表示装置では、CT等により患者の内部を構成する面と患者の表面の第1の三次元形状とを示す第1の情報が取得される。その一方で、患者に内視鏡が差し込まれるときに、患者の表面が撮像され、その画像から、患者の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報が算出される。続いて、第1の三次元形状及び第2の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点が設けられ、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点が他方の三次元形状上の限定された範囲から算出される。次に、複数の基準点と複数の対応点との位置関係に基づいて、第1の情報と第2の情報とがマッチングされる。そして、このマッチングにより、CT等により取得さ

50

れた第1の情報に係る第1の座標軸と、撮像された画像から算出された第2の情報に係る第2の座標軸とが一致される。

【0009】

なお、第1の情報と第2の情報とをマッチングする際は、第1の三次元形状と第2の三次元形状とが共通の座標軸上に存在することを前提とする。すなわち、最短距離とは、これら二つの三次元形状が共通の座標軸上に存在するとした場合の、基準点と対応点との距離である。また、基準点と対応点との位置関係も、それら二つの三次元形状が共通の座標軸上に存在することを前提に定義される。

【0010】

続いて、撮像された画像から内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線が算出される。この撮像方向である光軸を示す半直線とCT等により取得された第1の情報に係る患者の内部を構成する面との交点が算出される。この交点は、CT等により取得された第1の情報において、内視鏡が撮像を行っている点(中心点)を示すものである。この交点を示す情報がCT等により取得された第1の情報に重畳されて出力される。

10

【0011】

即ち、上記のように、本発明に係る手術支援情報表示装置では、CT等による患者の内部を構成する面及び患者の表面の第1の三次元形状を示す第1の情報と、外部から患者を撮像した画像とのみを用いて、内視鏡で撮像している部分が、患者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、本発明に係る手術支援情報表示装置によれば、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、本発明に係る手術支援情報表示装置によれば、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。

20

【0012】

また、本発明に係る手術支援情報表示装置では、第1の三次元形状上の基準点に対応する、第2の三次元形状上の対応点を算出する際に、当該算出の範囲が限定される。そのため、対応点をより早く算出ができ、その結果、第1の座標軸と第2の座標軸とをより短時間に一致させることが可能になる。

【0013】

本発明に係る手術支援情報表示装置は、内視鏡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マーカを更に備え、撮像手段は、患者に内視鏡が差し込まれるときに、患者の表面と共にマーカを撮像し、内視鏡光軸算出手段は、撮像手段により撮像されたマーカの画像から、座標軸一致手段により第1の座標軸に一致された第2の座標軸上における、マーカの三次元座標を算出して、当該マーカと内視鏡の撮像方向との位置関係から内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する、ことが望ましい。

30

【0014】

この構成によれば、患者に内視鏡が差し込まれるときに、患者の表面及び内視鏡の撮像方向に対して相対的な位置関係に固定されたマーカの座標が撮像される。続いて、撮像された画像から、マーカの三次元座標が算出され、算出されたマーカの画像から内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線が算出される。このようにマーカを用いて内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出することとすれば、正確な半直線がより確実に算出できるので、より確実に正確な上記の表示を行うことができる。

40

【0015】

また、本発明に係る手術支援情報表示装置は、患者に内視鏡が差し込まれるときに患者の表面の画像が取得されればよいので、構成要素として必ずしも内視鏡を備えている必要はない。即ち、本発明に係る手術支援情報表示装置は、第1の座標軸上における、患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡が挿入される患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第1の三次元形状とを示す第1の情報を取得する患者形状取得手段と、患者に内視鏡が差し込まれるときに撮像された患者の表面の画像を取得する表面画像取得手段と、表面画像取得手段により取得された患者の表面の画像から、第2の座標軸上における

50

当該患者の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報を算出する表面形状算出手段と、患者形状取得手段により取得された第1の情報で示される第1の三次元形状、及び表面形状算出手段により算出された第2の情報で示される第2の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて第1の情報と第2の情報とをマッチングすることで、第1の座標軸と第2の座標軸とを一致させる座標軸一致手段と、表面画像取得手段により取得された画像から、座標軸一致手段により第1の座標軸に一致された第2の座標軸上における内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出手段と、内視鏡光軸算出手段により算出された内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と患者形状取得手段により取得された第1の情報に係る患者の内部を構成する面との交点を算出する交点算出手段と、交点算出手段により算出された交点を示す情報を、患者形状取得手段により取得された患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力手段と、を備えることを特徴とする。

10

## 【0016】

交点算出手段は、患者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内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線との交点を算出することが望ましい。この構成によれば、容易かつ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。

## 【0017】

出力手段は、内視鏡により撮像された画像に交点に対応する箇所を示す情報を重畳させた画像を併せて出力することが望ましい。この構成によれば、術者等が、内視鏡で撮像された内容と、内視鏡で撮像されている部分が患者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。

20

## 【0018】

座標軸一致手段は、第1の基準点に対応する算出済の対応点の位置と、当該第1の基準点とは異なる第2の基準点の位置とに基づいて、当該算出済の対応点を中心とする範囲を算出し、当該範囲を、第2の基準点から最短距離にある対応点を算出するための限定された範囲とすることが望ましい。この構成によれば、既知の情報（既知の基準点の位置、及び既知の対応点の位置）に基づいて、未知の対応点（第2の基準点から最短距離にある対応点）を算出するための限定された範囲が設定されるので、より早く未知の対応点を算出することができる。

30

## 【0019】

限定された範囲は、算出済の対応点を中心とし、第2の基準点の位置と他方の三次元形状の所定の近傍空間を示す最短距離場とに基づいて定義される距離と、第2の基準点と算出済の対応点との距離とを加算した値を半径とする範囲であることが好ましい。この構成によれば、算出済の対応点の位置と、第2の基準点の位置と他方の三次元形状の所定の近傍空間を示す最短距離場とに基づいて定義される距離と、第2の基準点と算出済の対応点との距離とに基づいて、未知の対応点を算出するための限定された範囲が設定されるので、より早く未知の対応点を算出することができる。

40

## 【0020】

限定された範囲は、算出済の対応点を中心とし、第1の基準点と算出済の対応点との距離と、第2の基準点の位置と他方の三次元形状の所定の近傍空間を示す最短距離場とに基づいて定義される距離と、第1の基準点と第2の基準点との距離とを加算した値を半径とする範囲であることが好ましい。この構成によれば、算出済の対応点の位置と、第1の基準点と算出済の対応点との距離と、第2の基準点の位置と他方の三次元形状の所定の近傍空間を示す最短距離場とに基づいて定義される距離と、第1の基準点と第2の基準点との距離とに基づいて、未知の対応点を算出するための限定された範囲が設定されるので、より早く未知の対応点を算出することができる。

## 【0021】

50

座標軸一致手段は、表面形状算出手段により算出された第2の情報で示される第2の三次元形状上に存在し、且つ患者形状取得手段により取得された第1の情報で示される第1の三次元形状上の基準点から最短距離にある対応点を、当該第2の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該基準点と当該対応点との位置関係に基づいて第1の情報を変換することで、当該第1の情報と第2の情報とをマッチングすることが望ましい。この構成によれば、第1の情報のみを変換することでマッチングが行われる。すなわち、第2の情報を処理する必要がない。そのため、より簡易に第1の座標軸と第2の座標軸とを一致させることができる。

【0022】

ところで、本発明は、上記のように手術支援情報表示装置の発明として記述できる他に、以下のように手術支援情報表示方法及び手術支援情報表示プログラムの発明としても記述することができる。これはカテゴリが異なるだけで、実質的に同一の発明であり、同様の作用及び効果を奏する。

【0023】

即ち、本発明に係る手術支援情報表示方法は、患者形状取得手段と表面画像取得手段と表面形状算出手段と座標軸一致手段と内視鏡光軸算出手段と交点算出手段と出力手段とを備える手術支援情報表示装置により実行される手術支援情報表示方法であって、患者形状取得手段が、第1の座標軸上における、患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡が挿入される患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第1の三次元形状とを示す第1の情報を取得する患者形状取得ステップと、表面画像取得手段が、患者に内視鏡が差し込まれるときに撮像された患者の表面の画像を取得する表面画像取得ステップと、表面形状算出手段が、表面画像取得ステップにおいて取得された患者の表面の画像から、第2の座標軸上における当該患者の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報を算出する表面形状算出ステップと、座標軸一致手段が、患者形状取得ステップにおいて取得された第1の情報で示される第1の三次元形状、及び表面形状算出ステップにおいて算出された第2の情報で示される第2の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて第1の情報と第2の情報とをマッチングすることで、第1の座標軸と第2の座標軸とを一致させる座標軸一致ステップと、内視鏡光軸算出手段が、表面画像取得ステップにおいて取得された画像から、座標軸一致ステップにおいて第1の座標軸に一致された第2の座標軸上における内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出ステップと、交点算出手段が、内視鏡光軸算出ステップにおいて算出された内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と患者形状取得ステップにおいて取得された第1の情報に係る患者の内部を構成する面との交点を算出する交点算出ステップと、出力手段が、交点算出ステップにおいて算出された交点を示す情報を、患者形状取得ステップにおいて取得された患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力ステップと、を含むことを特徴とする。

【0024】

本発明に係る手術支援情報表示プログラムは、第1の座標軸上における、患者の内部に挿入されて当該内部を撮像する内視鏡が挿入される患者の内部を構成する面と当該患者の表面の第1の三次元形状とを示す第1の情報を取得する患者形状取得機能と、患者に内視鏡が差し込まれるときに撮像された患者の表面の画像を取得する表面画像取得機能と、表面画像取得機能により取得された患者の表面の画像から、第2の座標軸上における当該患者の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報を算出する表面形状算出機能と、患者形状取得機能により取得された第1の情報で示される第1の三次元形状、及び表面形状算出機能により算出された第2の情報で示される第2の三次元形状のうち一方の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を他方の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて第1の情報と第2の情報とをマッチングすることで、

10

20

30

40

50

第1の座標軸と第2の座標軸とを一致させる座標軸一致機能と、表面画像取得機能により取得された画像から、座標軸一致機能により第1の座標軸に一致された第2の座標軸上における内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出機能と、内視鏡光軸算出機能により算出された内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線と患者形状取得機能により取得された第1の情報に係る患者の内部を構成する面との交点を算出する交点算出機能と、交点算出機能により算出された交点を示す情報を、患者形状取得機能により取得された患者の内部を構成する面を示す情報に重畳して出力する出力機能と、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0025】

本発明では、CT等による患者の内部を構成する面及び患者の表面の三次元形状を示す情報と、外部から患者を撮像した画像とのみを用いて、内視鏡で撮像している部分が、患者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、本発明によれば、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、本発明によれば、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。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、図面とともに本発明に係る手術支援情報表示装置、手術支援情報表示方法及び手術支援情報表示プログラ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する。また、図面の寸法比率は、説明のものとは必ずしも一致していない。

【0027】

図1は、本発明に係る手術支援情報表示装置1の実施形態を概略的に示す構成図である。手術支援情報表示装置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情報表示装置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、内視鏡による撮像が行われるものを対象とする。

【0028】

図1に示すように、手術支援情報表示装置1は、内視鏡11と、標識球12と、撮像装置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。

【0029】

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。内視鏡11は、患者の生体内の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。その機構としては、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、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、内視鏡11の撮像方向Aとなる。内視鏡11により撮像された画像の情報は、ケーブルにより内視鏡11と接続されたPC40に出力される。なお、上記の内視鏡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内視鏡を用いることができる。

【0030】

標識球12は、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マーカである。標識球12は、撮像装置20により撮像されて、撮像された画像から三次元座標を求められる。具体的には、標識球12は、複数内視鏡11に対して棒状の部材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。大きさが異なることとしているのは、撮像装置20により撮像された画像から、それぞれを区別して検出するためである。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

標識球 1 2 が内視鏡 1 1 に設けられる位置は、患者 6 0 に挿入される部分から更に後方の、患者 6 0 に挿入されない位置である。また、標識球 1 2 と内視鏡 1 1 の撮像方向 A との位置関係が一定となるように、内視鏡 1 1 における、患者 6 0 の内部に挿入される部分から標識球 1 2 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。但し、内視鏡 1 1 の撮像方向と標識球 1 2 との位置関係が把握できればよいので、例えば、内視鏡 1 1 の先端部のみが決められた方向のみに動くような構成となってもよい。

## 【 0 0 3 2 】

なお、内視鏡 1 1 に設けられるマーカは、内視鏡 1 1 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、撮像装置 2 0 により撮像された画像から三次元座標を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 1 2 のような球状のものでなくてもよい。また、内視鏡 1 1 自体の形状が、容易に三次元座標を求められるものであれば、内視鏡 1 1 自体の形状がマーカとなるので、必ずしも標識球 1 2 を設ける必要はない。

## 【 0 0 3 3 】

撮像装置 2 0 は、患者 6 0 に内視鏡 1 1 が差し込まれるときに、患者 6 0 の表面及び標識球 1 2 を撮像する撮像手段である。図 1 に示すように、患者 6 0 の鼻の穴から内視鏡 1 1 を挿入して、内視鏡 1 1 により患者 6 0 の頭部を撮像する場合には、患者 6 0 の顔面と標識球 1 2 とが撮像できるような位置に撮像装置 2 0 が設けられる。撮像装置 2 0 としては具体的には、例えば、CCDカメラが用いられる。撮像装置 2 0 は、PC 4 0 と接続されており、撮像した画像の情報を PC 4 0 に送信する。

## 【 0 0 3 4 】

撮像装置 2 0 により撮像された画像は、撮像されたものの三次元座標（三次元位置情報）を算出するために用いられる。そのために必要な構成も併せて撮像装置 2 0 に備えておく必要がある。画像から撮像されたものの三次元座標を算出する方法としては光学的な方法を用いるものがあり、例えば、特開 2 0 0 3 - 2 5 4 7 3 2 号公報に記載された方法を用いることができる。この方法を用いる場合は、そのために必要な、撮像装置 2 0 により撮像される範囲に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する装置を更に設けておく。

## 【 0 0 3 5 】

なお、特開 2 0 0 3 - 2 5 4 7 3 2 号公報に記載された方法によれば、1 秒の計測時間で、 $90 \pm 10$  cm の距離から撮像が可能となる。また、分解能は  $0.1 \sim 0.6$  mm である。即ち、1 秒で三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なく安全に三次元位置情報を取得できる。本方法により、患者 6 0 の顔面を撮像して、情報処理されて三次元位置情報を持った解像度の高いカラー画像とした例を図 2 に示す。

## 【 0 0 3 6 】

CT 装置 3 0 は、内視鏡 1 1 が挿入される患者 6 0 の内部を構成する面と患者 6 0 の表面の第 1 の三次元形状とを示す第 1 の情報を取得する患者形状取得手段である。内視鏡 1 1 が挿入される患者 6 0 を構成する面は、例えば、患者 6 0 の副鼻腔に内視鏡 1 1 が挿入される場合、副鼻腔を構成する面である。また、患者 6 0 の表面は、上記の場合、患者 6 0 の顔面である。ここで、CT 装置 3 0 により取得される三次元形状を示す第 1 の情報は、例えば予め CT 装置 3 0 に設定されている所定の座標軸に対する座標毎に三次元形状を示す情報を保持することによって構成されている。この座標軸は、第 1 の座標軸である。即ち、第 1 の情報は、第 1 の座標軸上における情報である。

## 【 0 0 3 7 】

CT 装置 3 0 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（CT 画像）を、患者 6 0 の三次元形状を示す情報として構成するものであり、既存の CT 装置を用いることが

10

20

30

40

50

できる。CT画像の例を図3に示す。CT装置30はPC40と接続されており、取得した患者60の三次元形状を示す情報を、PC40に送信する。なお、CT装置30は、撮像装置20と同じ場所に設置されている必要はなく、通常、撮像装置20による撮像と、CT装置30による三次元形状を示す情報の取得とは別々に行われる。なお、CT画像から三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。

#### 【0038】

なお、手術支援情報表示装置1では、患者60の内部を含む三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CT装置30を用いる必要はない。例えば、MRI装置を用いることとしてもよい。

10

#### 【0039】

PC40は、撮像装置20により撮像された画像の情報及びCT装置30により取得された患者60の三次元形状を示す第1の情報を受信して、これらの情報に対して情報処理を行う装置である。PC40は、具体的には、CPU(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PC40の機能が実現される。図1に示すように、PC40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、内視鏡光軸算出部45と、交点算出部46と、出力部47とを備えている。

#### 【0040】

患者形状取得部41は、CT装置30から送信される、患者60の三次元形状を示す第1の情報を受信する手段である。患者形状取得部41は、受信した第1の情報を、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、手術支援情報表示装置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CT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(手術支援情報表示装置1に含まれないCT装置で撮像等された)患者60の三次元形状を示す第1の情報が受信さえされればよい。

20

#### 【0041】

撮像画像取得部42は、撮像装置20により撮像され送信された画像の情報を受信する手段である。即ち、撮像画像取得部42は、患者60に内視鏡11が差し込まれるときに撮像装置20により撮像された患者の表面の画像を取得する表面画像取得手段である。撮像画像取得部42は、受信した画像を表面形状算出部43及び内視鏡光軸算出部45等に出力する。

30

#### 【0042】

表面形状算出部43は、撮像装置20により撮像された患者60の表面の画像から、患者60の表面の第2の三次元形状を示す第2の情報を算出する表面形状算出手段である。患者60の表面は、本実施形態の場合、患者60の顔面である。画像から三次元形状を算出する方法は、例えば、上述した特開2003-254732号公報に記載された方法を用いることができる。第2の情報は、例えば予め表面形状算出部43に設定されている所定の座標軸に対する座標毎に三次元形状を示す情報を構成することにより算出される。この座標軸は、上述した第1の座標軸とは異なるものであり第2の座標軸である。即ち、第2の情報は、第2の座標軸上における情報である。表面形状算出部43は、算出した第2の情報を、座標軸一致部44に出力する。

40

#### 【0043】

座標軸一致部44は、患者形状取得部41により取得された第1の情報で示される第1の三次元形状上に複数の基準点を設け、当該複数の基準点のそれぞれについて、当該基準点から最短距離にある対応点を、表面形状算出部43により算出された第2の情報で示される第2の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該複数の基準点と当該複数の対応点との位置関係に基づいて第1の情報と第2の情報とをマッチングすることで、第1の座標軸と第2の座標軸とを一致させる座標軸一致手段である。即ち、座標軸一致部44は、CT装置30により取得された第1の情報と、撮像装置20により撮像された画像から算

50

出された第2の情報とを同じ座標軸上で処理できるようにするための手段である。なお、限定された範囲を算出するために必要な式、ルール、データ等は、座標軸一致部44に記憶されており、限定された範囲を算出する際に読み出される。

【0044】

座標軸一致部44は、第1の座標軸と第2の座標軸とを一致させるために、反復最近傍点アルゴリズム (Iterative Closest Point Algorithm、ICPアルゴリズム) を利用する。このアルゴリズムは、点で構成された二つの図形をマッチングさせるための手法である。

【0045】

座標軸一致部44の処理を、図4を参照して説明する。なお、図4では、説明の簡単のため、マッチングする図形を二次元の曲線p及びmとする。また、図4に示す例では、曲線mを固定し、曲線pを曲線mにマッチングさせるものとする。図4に示す二次元空間におけるマッチングは、本実施形態のような三次元空間におけるマッチングに簡単に拡張することができる。例えば、曲線pを第1の情報で示される第1の三次元形状と読み替えるとともに、曲線mを第2の情報で示される第2の三次元形状と読み替えることで、座標軸一致部44による第1の情報と第2の情報とのマッチングを説明できる。

【0046】

座標軸一致部44は、まず、曲線m周辺の最短距離場を算出する。ここで、最短距離場とは、ある図形から最短距離 (最短パスの長さ) に存在する点で構成される近傍空間である。次に、座標軸一致部44は、曲線p上にある任意の基準点 (第1の基準点) Paを選択し、その基準点Paから最短距離にある、曲線m上の対応点Maを探索 (算出) する。この対応点Maの探索は、曲線m上のすべての点について基準点Paとの距離を算出し、算出された距離を比較することで行われる。なお、座標軸一致部44は、基準点Paとの距離を算出する曲線m上の点の位置を、所定の関係式や、曲線mを構成する点の配列などにより予め算出できる。例えば、座標軸一致部44は、第1の情報又は第2の情報により、第1の三次元形状又は第2の三次元形状上に存在する点の位置を取得できる。

【0047】

なお、基準点と対応点との位置関係は、それら二つの三次元形状が共通の座標軸上に存在することを前提に定義される。例えば、基準点Paと曲線m上の点との距離の算出は、曲線pと曲線mとが共通の座標軸上に存在することを前提とする。すなわち、最短距離とは、これら二つの曲線が共通の座標軸上に存在するとした場合の、基準点と対応点との距離である。

【0048】

次に、座標軸一致部44は、曲線p上にある別の基準点 (第2の基準点) Pbを選択し、その基準点Pbから最短距離にある、曲線m上の対応点Mbを探索 (算出) する。この際、座標軸一致部44は、曲線m上の限定された範囲に存在する複数の点と基準点Paとの距離を算出する。

【0049】

このために、座標軸一致部44は、基準点Pa及びPbの座標値と、対応点Maの座標値と、基準点Paと対応点Maとの距離lと、基準点Pbと対応点Maとの距離dと、基準点Pbの座標値、及び曲線m周辺の最短距離場によって定まる距離l'とを取得する。これらの値は、既知のもの、又は既知の値から算出可能なものである。そして、座標軸一致部44は、取得したこれらの値に基づいて、対応点Mbを探索する範囲を決定する。

【0050】

この場合において、基準点Pbと、既知の対応点Maと、未知の対応点Mbとの位置関係から、下記の三角不等式が成り立つ。なお、 $d_m$  は、既知の対応点Maと未知の対応点Mbとの距離である。

$$d_m \leq l' + d$$

【0051】

したがって、未知の対応点Mbを探索すべき曲線mの範囲は、既知の対応点Maを中心

10

20

30

40

50

とし、且つ半径が下記式で表される円 C 内に限定される。

$$r = l' + d \quad \dots (1)$$

この半径  $r$  は、下記式を用いて算出してもよい。ただし、 $d_p$  は、既知の基準点  $P_a$  及び  $P_b$  の間の距離である。

$$r = l + l' + d_p \quad \dots (2)$$

【0052】

なお、第1及び第2の情報で示される図形は三次元形状であるから、本実施形態において、座標軸一致部44は、上記理論に準じて算出された所定の半径を有する球内で対応点を探索する。

【0053】

すなわち、座標軸一致部44は、曲線  $m$  のうち、対応点  $M_a$  から上記式(1)又は(2)で定義される半径  $r$  の範囲にある点についてのみ、当該点と基準点  $P_b$  との距離を算出する。そして、座標軸一致部44は、基準点  $P_b$  との距離が最短である点を対応点  $M_b$  と決定する。なお、座標軸一致部44は、曲線  $m$  上の点の位置を予め算出し取得することができる。したがって、座標軸一致部44は、予め取得した曲線  $m$  上の点の位置と、対応点  $M_a$  の位置と、上記式(1)又は(2)で定義される半径  $r$  とに基づいて、基準点  $P_b$  との距離を算出すべき曲線  $m$  上の点を取得できる。

【0054】

その後、座標軸一致部44は、曲線  $p$  上にある一以上の別の基準点に対する対応点を探索(算出)する。この対応点の算出方法は、対応点  $M_b$  の算出方法と同様である。すなわち、二番目以降の対応点を算出する場合、座標軸一致部44は、当該対応点を曲線  $m$  上の限定された範囲から算出する。

【0055】

続いて、座標軸一致部44は、基準点と、その基準点に対応する対応点との距離の平均値を算出する。続いて、座標軸一致部44は、複数算出された基準点と対応点との位置関係に基づいて回転行列  $R$  及び平行移動行列  $T$  を算出し、これら二つの行列を用いて剛体変換を行う。なお、剛体変換は、剛体変換前の曲線  $p$  の位置を  $p_{i-1}$ 、剛体変換後の曲線  $p$  の位置を  $p_i$  として、下記式で表される。

$$p_i = R * p_{i-1} + T$$

【0056】

この剛体変換により、曲線  $p$  が回転移動又は平行移動する。座標軸一致部44は、今回算出した平均値と前回算出した平均値との差が所定の閾値未満になるまで、対応点の算出から剛体変換までの処理を繰り返し実行する。

【0057】

このような座標軸一致部44の処理により、第1の座標軸及び第2の座標軸の何れか一方の座標軸をもう一方の座標軸に変換する関数が算出される。座標軸一致部44は、座標軸を一致させた結果として算出された座標軸を変換する関数等を、必要に応じて内視鏡光軸算出部45、交点算出部46及び出力部47等に出力する。上記の座標軸を一致させる処理以降は、内視鏡光軸算出部45、交点算出部46及び出力部47等において上記の関数等が、三次元形状を示す情報に適用されることによって、CT装置30による三次元形状を示す情報と、撮像装置20により撮像された画像から算出された三次元形状を示す情報とは同じ座標軸上で処理される。

【0058】

内視鏡光軸算出部45は、撮像装置20により撮像された標識球12の画像から、座標軸一致部44により一致された座標軸上における、標識球12の三次元座標を算出して、標識球12と内視鏡11の撮像方向Aとの位置関係から内視鏡11の撮像方向Aである光軸を示す半直線を算出する内視鏡光軸算出手段である。なお、ここで言う撮像方向Aである光軸を示す半直線には、半直線の起点となる位置も含まれる。即ち、内視鏡11の撮像方向Aである光軸を示す半直線は、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。内視鏡光軸算出部45は、予め、標識球12と内視鏡11の撮像方向Aとの位置

10

20

30

40

50

関係を示す情報を保持している。当該位置関係を示す情報としては、具体的には例えば、内視鏡 1 1 の光軸（撮像方向 A である光軸を示す半直線）を通るように内視鏡 1 1 の基部の所定の位置と先端の位置とを特定して、その 2 点と標識球 1 2 との位置関係を示す情報が用いられる。

【 0 0 5 9 】

内視鏡 1 1 の撮像方向 A である光軸を示す半直線の算出は、具体的には、以下のように行われる。まず、内視鏡光軸算出部 4 5 は、表面形状算出部 4 3 における三次元形状を算出する方法と同様の方法で、撮像装置 2 0 により撮像された標識球 1 2 から三次元形状及び三次元座標を算出する。標識球 1 2 が複数設けられている場合、内視鏡光軸算出部 4 5 は、例えば標識球 1 2 の大きさ等からそれぞれの標識球 1 2 を識別する。

10

【 0 0 6 0 】

続いて、内視鏡光軸算出部 4 5 は、算出された上記の座標軸上における標識球 1 2 の三次元座標と、標識球 1 2 と内視鏡 1 1 の撮像方向 A との位置関係を示す情報とから、上記の座標軸上における撮像方向 A である光軸を示す半直線を算出する。内視鏡光軸算出部 4 5 は、算出した撮像方向である光軸を示す半直線の情報を、交点算出部 4 6 に出力する。

【 0 0 6 1 】

交点算出部 4 6 は、内視鏡光軸算出部 4 5 により算出された内視鏡 1 1 の撮像方向 A である光軸を示す半直線と患者形状取得部 4 1 により取得された第 1 の情報に係る患者 6 0 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、C T 装置 3 0 による三次元形状を示す第 1 の情報において、内視鏡 1 1 が撮像を行っている点（中心点）を示すものである。具体的には、交点算出部 4 6 は、患者 6 0 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内視鏡 1 1 の撮像方向 A である光軸を示す半直線との交点を算出する。交点の算出については、より詳細には後述する。交点算出部 4 6 は、算出した交点の情報を出力部 4 7 に出力する。

20

【 0 0 6 2 】

出力部 4 7 は、交点算出部 4 6 により算出された交点を示す情報を、患者形状取得部 4 1 により取得された患者 6 0 の内部を構成する面を示す情報である C T 画像に重畳して、モニタ 5 0 に出力する出力手段である。また、出力部 4 7 は、内視鏡 1 1 により撮像されて P C 4 0 に入力された内視鏡画像を併せて、モニタ 5 0 に出力することとしてもよい

【 0 0 6 3 】

モニタ 5 0 は、P C 4 0 から入力された情報を表示する。術者はモニタ 5 0 を参照することにより、内視鏡 1 1 が患者 6 0 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、手術支援情報表示装置 1 の構成の構成である。

30

【 0 0 6 4 】

引き続き、手術支援情報表示装置 1 の動作（手術支援情報表示方法）について、図 5 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 6 0 に対する手術の際に内視鏡 1 1 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。

【 0 0 6 5 】

まず手術前に、C T 装置 3 0 を用いた、患者 6 0 に対する C T スキャン撮影が行われる（S 0 1、患者形状取得ステップ）。この C T スキャン撮影は、内視鏡 1 1 が挿入される患者 6 0 の部位に対して行われる。これにより、患者 6 0 の表面である顔面と、内視鏡 1 1 が挿入される患者 6 0 の内部を構成する面との第 1 の三次元形状を示す第 1 の情報が取得される。C T 装置 3 0 により C T スキャン撮影が行われ取得された第 1 の情報は、P C 4 0 に送信される。P C 4 0 では、患者形状取得部 4 1 により当該情報が取得されて、P C 4 0 内に格納される（S 0 2、患者形状取得ステップ）。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。

40

【 0 0 6 6 】

引き続き、手術時の処理を説明する。まず、患者 6 0 を手術室に入室させて、図 1 に示すように、内視鏡 1 1 を鼻の穴から挿入できるように手術台 7 0 の上の仰向けに配置す

50

る。患者60を配置した後、内視鏡11を挿入する前に、撮像装置20によって、配置された患者60が撮像される(S03、表面画像取得ステップ)。撮像された画像は、撮像装置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。受信された画像は、撮像画像取得部42から表面形状算出部43に出力される。

【0067】

表面形状算出部43では、当該画像から患者60の表面である顔面の第2の三次元形状を示す第2の情報が算出される(S04、表面形状算出ステップ)。算出された第2の情報は、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の三次元形状を示す情報が、患者形状取得部41から座標軸一致部44に出力される。

10

【0068】

CT装置30による第1の情報と、撮像装置20による画像から算出された第2の情報とに係るそれぞれの座標軸は、一致していない。これらの情報を共に表示すると、図6(a)に示すように、CT装置30による情報81と、撮像装置20の画像による情報82とが位置合わせされていない状態となる。

【0069】

ここで、座標軸一致部44によって、図6(b)に示すように、これら2つの情報81、82における顔面の形状がマッチングされて、2つの情報に係る座標軸が一致される(S05、座標軸一致ステップ)。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。

20

【0070】

座標軸を一致させる処理を、図7のフローチャートを参照して詳細に説明する。まず、患者形状取得部41により取得された第1の情報と、表面形状算出部43により算出された第2の情報とが用意される(ステップS51)。続いて、第1の情報で示される第1の三次元形状上の基準点に対応する対応点が、第2の情報で示される第2の三次元形状から抽出される(ステップS52)。この抽出は、予め定められた個数分の対応点をすべて抽出するまで繰り返し実行される(ステップS53; NO)。このとき、二番目以降の対応点の抽出において、対応点は、第2の三次元形状の限定された範囲から抽出される。

【0071】

そして、すべての対応点が抽出されると(ステップS53; YES)、基準点と対応点との距離の平均値が算出される(ステップS54)。続いて、複数算出された基準点と対応点との位置関係に基づいて、回転行列及び平行移動行列が算出される(ステップS55)。続いて、その回転行列及び平行移動行列に基づいて、第1の情報で示される第1の三次元形状が剛体変換される(ステップS56)。続いて、今回算出された平均値と前回算出された平均との差が閾値未満か否かが判定される(ステップS57)。

30

【0072】

ここで、平均値の差が閾値以上であれば(ステップS57; NO)、上記ステップS52の以降の処理が繰り返し実行され、その差が閾値未満であれば(ステップS57; YES)、処理が終了する。これにより、第1の座標軸と第2の座標軸とが一致される。

【0073】

一致した座標軸に係る情報は、座標軸一致部44から、内視鏡光軸算出部45、交点算出部46及び出力部47にそれぞれ出力されて座標軸の変換等が行われて、これ以降、一致した座標軸を基準として三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。

40

【0074】

続いて、手術が開始され、術者によって、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。座標軸がずれることを防止するためである。内視鏡11が患者60に挿入される際に、撮像装置20によって、患者60及び標識球12が撮像される(S06、表面画像取得ステップ)。図8(a)に示すように、撮像された画像には、標識球12(の画像)が含まれて

50

いる。撮像された画像は、撮像装置 20 から PC 40 に送信されて、PC 40 において撮像画像取得部 42 によって受信される。受信された画像は、撮像画像取得部 42 から内視鏡光軸算出部 45 に出力される。

【0075】

続いて、内視鏡光軸算出部 45 によって、図 8 (b) に示すように、画像から標識球 12 の三次元座標が算出される (S07、内視鏡光軸算出ステップ)。続いて、内視鏡光軸算出部 45 によって、算出された標識球 12 の三次元座標から、予め保持していた標識球 12 と内視鏡 11 の撮像方向 A との位置関係を示す情報に基づいて、一致された座標軸上での内視鏡 11 の撮像方向 A である光軸を示す半直線が算出される (S08、内視鏡光軸算出ステップ)。

10

【0076】

算出された半直線の情報は、内視鏡光軸算出部 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 による第 1 の情報が、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 A である光軸を示す半直線と、患者 60 の内部を構成する面との交点が算出される (S09、交点算出ステップ)。

【0077】

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 による第 1 の情報が、ポリゴンデータに変換される。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、内視鏡 11 の撮像方向 A である光軸を示す半直線との交点が算出される。

20

【0078】

この交点の算出について、図 9 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  $vec A$  及び  $vec B$  とし、2 つの媒介変数を  $s$  及び  $t$  とすると、三角形は以下の式で表すことができる。

$$P_1 = P_T + s \cdot vec A + t \cdot vec B$$

また、内視鏡 11 の撮像方向 A の基準となる点 (例えば、内視鏡 11 の先端の点) を  $P_L$ 、半直線の方角を示すベクトルを  $vec C$  とし、媒介変数を  $u$  とすると、内視鏡 11 の撮像方向 A は以下の式で表すことができる。

$$P_2 = P_L + u \cdot vec C$$

30

【0079】

ここで、両者が交わる時は  $P_1 = P_2$  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。

$$\text{条件 1 : } 0 < s, 0 < t$$

$$\text{条件 2 : } 0 < s + t < 1$$

$$\text{条件 3 : } u > 0$$

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、内視鏡 11 の撮像方向 A である光軸を示す半直線と患者 60 の内部を構成する面との交点とする。

40

【0080】

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、出力ステップ)。交点の表示は、具体的には例えば、図 10 に示すように、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が分かるように、十字の表示 90 として行われる。術者は表示された画像を参照することにより、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。

50

## 【 0 0 8 1 】

また、内視鏡 1 1 により撮像された画像も、P C 4 0 によって受信されて出力部 4 7 からモニタ 5 0 に出力されるようにして、上記の内視鏡 1 1 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。例えば、図 1 1 に示す画面例 9 1 のように、内視鏡 1 1 により撮像された画像 9 2 と、内視鏡 1 1 により撮像されている箇所がどの点に位置しているかが示された C T 画像 9 3 a ~ 9 3 c とを 1 つの画面に示すこととするのがよい。また、その際の内視鏡 1 1 の画像には、交点に対応する箇所を示す情報（例えば、十字形（+）のマーク）9 4 を重畳させることが望ましい。内視鏡 1 1 の画像における交点に対応する箇所を示す情報の位置は、例えば、画像の中心等、内視鏡 1 1 の撮像方向に応じて予め出力部 4 7 に記憶させておく。また、術者が対応する箇所を理解しやすいように、C T 画像 9 3 a ~ 9 3 c は、断面がそれぞれ異なるもの（断面がそれぞれ直交するものがよい）を複数、表示することとするのがよい。図 1 1 では、C T 画像 9 3 a は横断面のもの、C T 画像 9 3 b は冠状断面のもの、C T 画像 9 3 c は、矢状断面のものである。更に、C T 画像 9 3 a ~ 9 3 c には、交点の情報（画像とは色違いの四角 9 5 で示す）に加えて、内視鏡 1 1 が挿入されている方向（内視鏡 1 1 の撮像方向である光軸）9 6 を示すことが望ましい。

10

## 【 0 0 8 2 】

上記の S 0 6 ~ S 1 0 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、P C 4 0 における S 0 3 ~ S 0 5 の処理と、S 0 6 ~ S 1 0 の処理とは異なっているが、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。

20

## 【 0 0 8 3 】

また、S 0 3 ~ S 0 5 の処理による初回の位置合わせ後に患者 6 0 の頭部を動かした場合でも、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こととすればよい。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。

## 【 0 0 8 4 】

上述したように本実施形態に係る手術支援情報表示装置 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と患者の表面の第 1 の三次元形状とを示す第 1 の情報と、撮像装置 2 0 により外部から患者 6 0 を撮像した画像とのみを用いて、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情報表示装置 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情報表示装置 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情報表示装置 1 を用いれば、安全かつ正確に手術を行うことができる。

30

## 【 0 0 8 5 】

また、本実施形態に係る手術支援情報表示装置 1 では、第 1 の三次元形状上の基準点に対応する、第 2 の三次元形状上の対応点を算出する際に、当該算出の範囲が限定される。そのため、対応点をより早く算出ができ、その結果、第 1 の座標軸と第 2 の座標軸とをより短時間に一致させることが可能になる。

40

## 【 0 0 8 6 】

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。上記の手術支援情報表示装置 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。

## 【 0 0 8 7 】

また、本実施形態のように内視鏡 1 1 にマーカである標識球 1 2 を設けておき、マーカ

50

を用いて内視鏡 1 1 の撮像方向である光軸を示す半直線を算出することとすれば、正確な半直線がより確実に算出できるので、より確実に正確な上記の表示を行うことができる。但し、マーカを用いずに、内視鏡 1 1 の撮像方向である光軸を示す半直線を算出することとしてもよい。例えば、本実施形態において、撮像装置 2 0 による画像から患者の表面を算出した方法と同様に、内視鏡 1 1 の形状を算出して、当該形状から内視鏡 1 1 の撮像方向である光軸を示す半直線を算出することとしてもよい。

【 0 0 8 8 】

なお、本発明は、画像や情報の P C 4 0 への入力さえあれば実施可能であるので、手術支援情報表示装置 1 には必ずしも、内視鏡 1 1、撮像装置 2 0 及び C T 装置 3 0 等のハードウェアを備えている必要はない。即ち、本発明は、P C 4 0 の備える各構成要素 4 1 ~ 4 7 のみを備えていれば実施可能である。

10

【 0 0 8 9 】

また、本実施形態のように、C T 装置 3 0 による患者 6 0 の三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。

【 0 0 9 0 】

また、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、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、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。

20

【 0 0 9 1 】

また、座標軸一致部 4 4 は、例えば図 4 に示すように、基準点 P a に対応する算出済の対応点 M a の位置と、基準点 P b の位置とに基づいて、対応点 M a を中心とする半径 r の円 C を算出し、その円 C を曲線 m の限定された範囲とする。これにより、未知の対応点 M b を算出するための限定された範囲が設定されるので、より早くその対応点 M b を算出することができる。このことは、他の対応点を算出する場合も同様である。

【 0 0 9 2 】

また、座標軸一致部 4 4 は、例えば図 4 に示すように、算出済の対応点 M a を中心とし、当該対応点 M a の位置と、基準点 P b の位置と、曲線 m の最短距離場とに基づいて算出される値  $(l' + d)$  を半径 r とする円 C を限定された範囲とする。加えて、座標軸一致部 4 4 は、例えば図 4 に示すように、算出済の対応点 M a を中心とし、当該対応点 M a の位置と、基準点 P a の位置と、基準点 P b の位置と、曲線 m の最短距離場とに基づいて算出される値  $(l + l' + d_p)$  を半径 r とする円 C を限定された範囲とすることもできる。これにより、未知の対応点 M b を算出するための限定された範囲 (円 C) が設定されるので、より早くその対応点 M b を算出することができる。このことは、他の対応点を算出する場合も同様である。

30

【 0 0 9 3 】

また、座標軸一致部 4 4 は、表面形状算出部 4 3 により算出された第 2 の情報で示される第 2 の三次元形状上に存在し、且つ患者形状取得部 4 1 により取得された第 1 の情報で示される第 1 の三次元形状上の基準点から最短距離にある対応点を、当該第 2 の三次元形状の限定された範囲から算出し、当該基準点と当該対応点との位置関係に基づいて第 1 の情報を変換することで、当該第 1 の情報と第 2 の情報とをマッチングする。これにより、C T 装置 3 0 により取得された第 1 の情報のみを変換することでマッチングが行われる。すなわち、撮像装置 2 0 の画像に基づいて算出された第 2 の情報を処理する必要がない。そのため、より簡易に第 1 の座標軸と第 2 の座標軸とを一致させることができる。

40

【 0 0 9 4 】

引き続き、上述した一連の手術支援情報の表示を行う処理をコンピュータに実行させるための手術支援情報表示プログラムを説明する。図 1 2 に示すように、手術支援情報表示プログラム 8 2 は、コンピュータが備える記録媒体 8 0 に形成されたプログラム格納領

50

域 80 a 内に格納されている。

【0095】

手術支援情報表示プログラム 81 は、手術支援情報の表示処理を統括的に制御するメインモジュール 81 a と、患者形状取得モジュール 81 b と、撮像画像取得モジュール 81 c と、表面形状算出モジュール 81 d と、座標軸一致モジュール 81 e と、内視鏡光軸算出モジュール 81 f と、交点算出モジュール 81 g と、出力モジュール 81 h とを備えて構成される。患者形状取得モジュール 81 b、撮像画像取得モジュール 81 c、表面形状算出モジュール 81 d、座標軸一致モジュール 81 e、内視鏡光軸算出モジュール 81 f、交点算出モジュール 81 g 及び出力モジュール 81 h を実行させることにより実現される機能は、上述した PC 40 の患者形状取得部 41、撮像画像取得部 42、表面形状算出部 43、座標軸一致部 44、内視鏡光軸算出部 45、交点算出部 46 及び出力部 47 の機能とそれぞれ同様である。

10

【0096】

なお、手術支援情報表示プログラム 81 は、その一部若しくは全部が、通信回線等の伝送媒体を介して伝送され、他の機器により受信されて記録（インストールを含む）される構成としてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0097】

【図 1】本発明の実施形態に係る手術支援情報表示装置の構成を示す図である。

【図 2】撮像装置により撮像され、情報処理されて三次元位置情報を持った、患者の顔面の画像を示す図である。

20

【図 3】CT 装置により取得された CT 画像を示す図である。

【図 4】図 1 に示す座標軸一致部の処理の概念を示す図である。

【図 5】本発明の実施形態に係る手術支援情報表示装置での処理を示すフローチャートである。

【図 6】CT 装置による患者の三次元形状を示す情報と、撮像装置による画像から算出された患者の三次元形状を示す情報とのマッチング処理を示す図である。

【図 7】図 5 に示す座標軸一致処理を示すフローチャートである。

【図 8】撮像装置による画像から標識球の三次元座標を算出する処理を示した図である。

【図 9】患者の面を構成する三角形と内視鏡の撮像方向である光軸を示す半直線との交点を示した図である。

30

【図 10】内視鏡により撮像されている点が示された CT 画像を示す図である。

【図 11】内視鏡により撮像されている点が示された CT 画像、及び内視鏡により撮像されている画像を示す図である。

【図 12】本発明に係る手術支援情報表示プログラムの構成を示す図である。

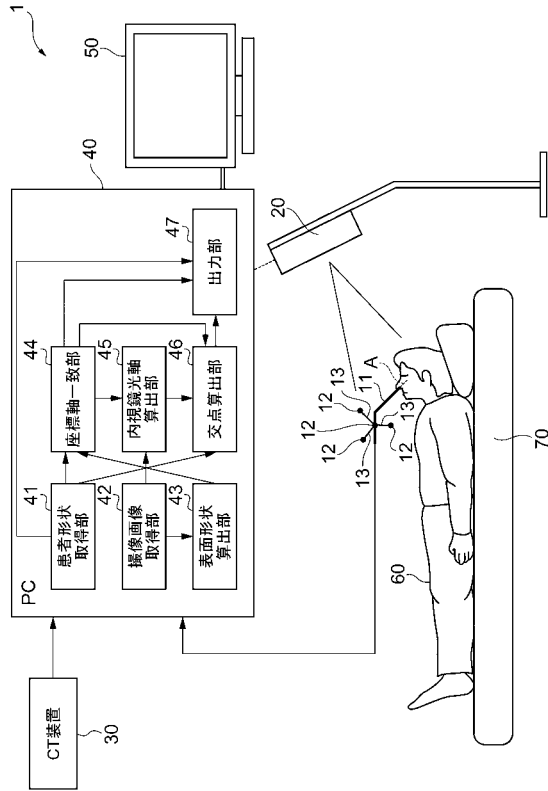
【符号の説明】

【0098】

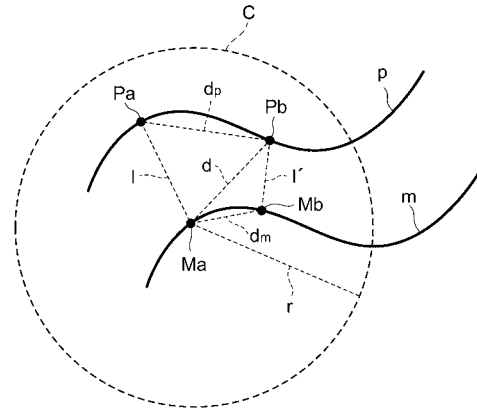
1 ... 手術支援情報表示装置、11 ... 内視鏡、12 ... 標識球、20 ... 撮像装置、30 ... CT 装置、40 ... PC、41 ... 患者形状取得部、42 ... 撮像画像取得部、43 ... 表面形状算出部、44 ... 座標軸一致部、45 ... 内視鏡光軸算出部、46 ... 交点算出部、47 ... 出力部、50 ... モニタ、60 ... 患者、70 ... 手術台、80 ... 記録媒体、80 a ... プログラム格納領域、81 ... 手術支援情報表示プログラム、81 a ... メインモジュール、81 b ... 患者形状取得モジュール、81 c ... 撮像画像取得モジュール、81 d ... 表面形状算出モジュール、81 e ... 座標軸一致モジュール、81 f ... 内視鏡光軸算出モジュール、81 g ... 交点算出モジュール、81 h ... 出力モジュール。

40

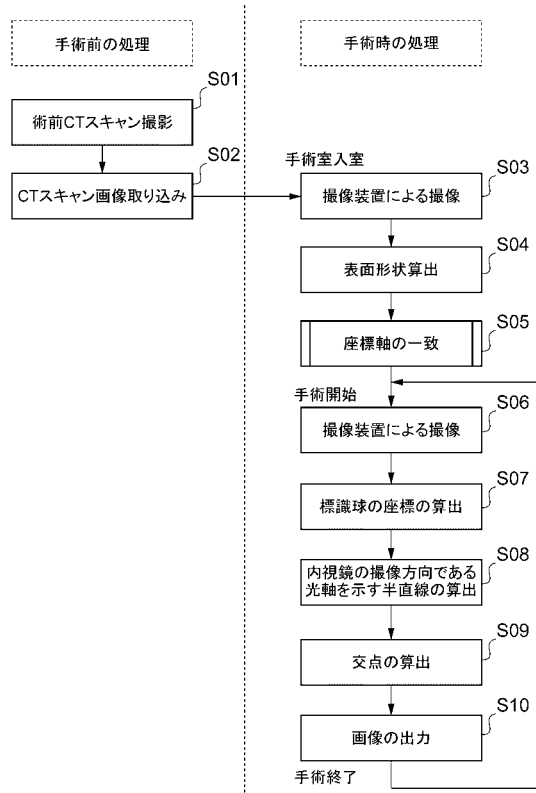
【図1】



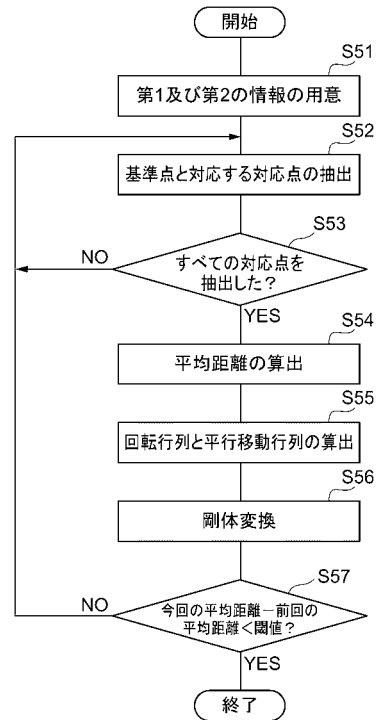
【図4】



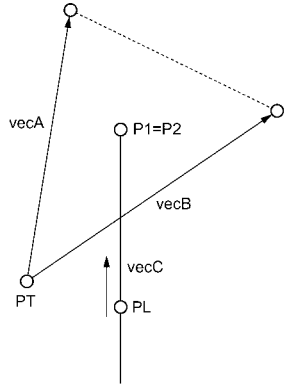
【図5】



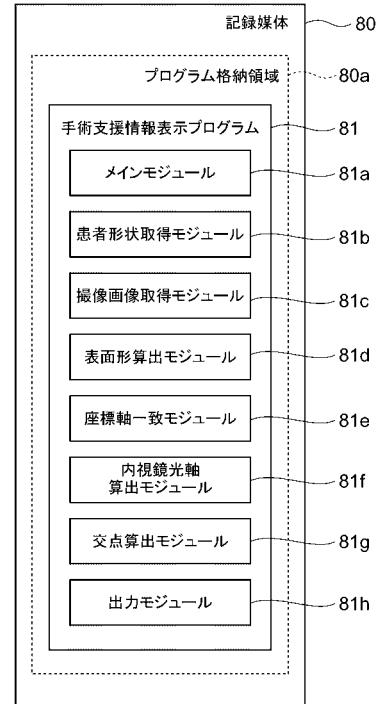
【図7】



【図9】



【図12】



【 図 2 】

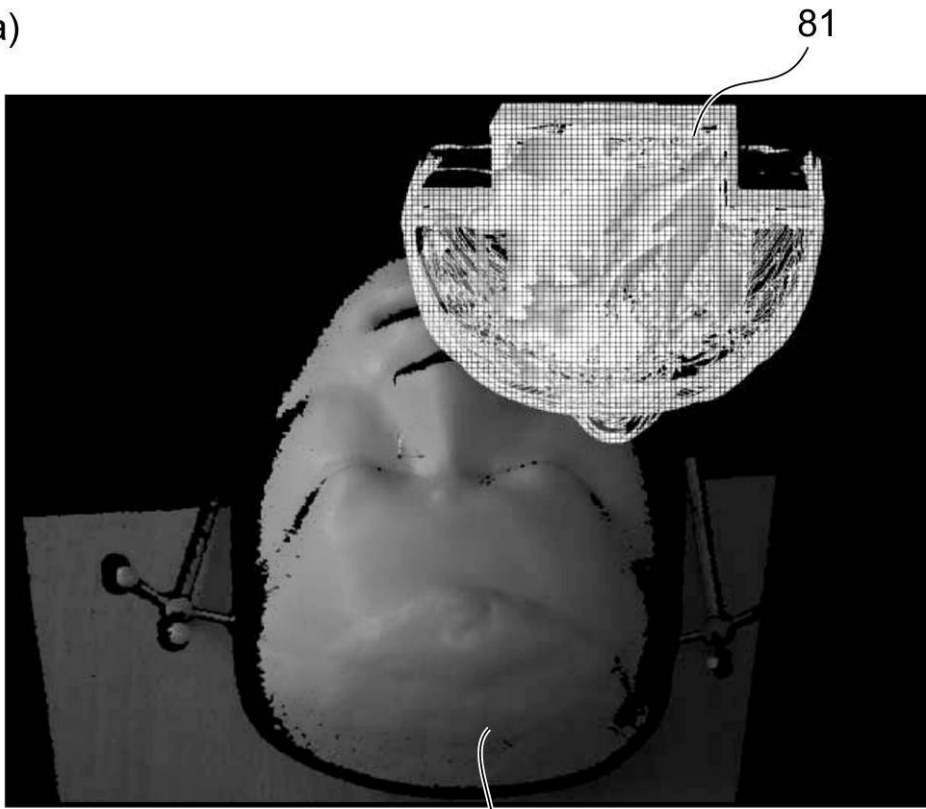


【 図 3 】

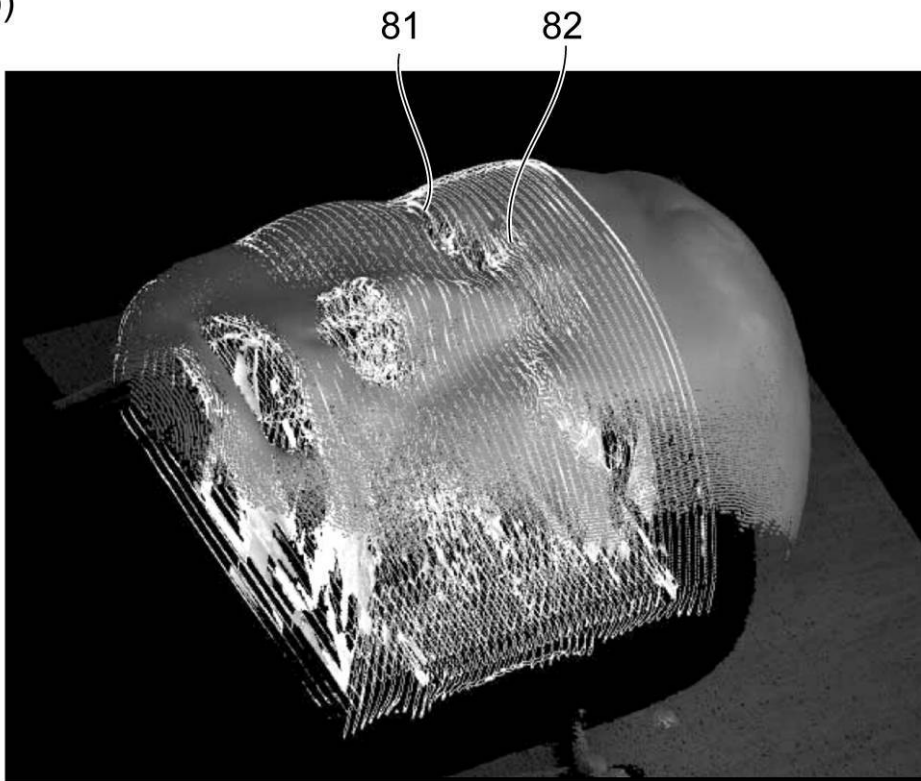


【 図 6 】

(a)

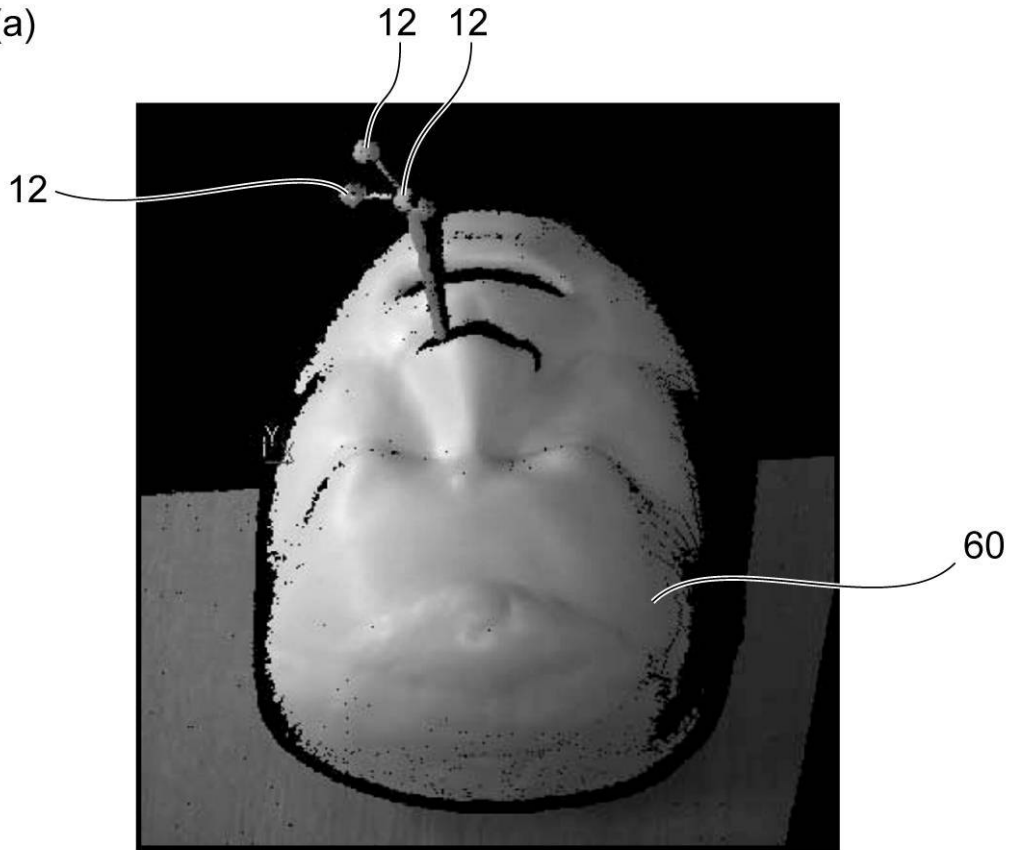


(b)

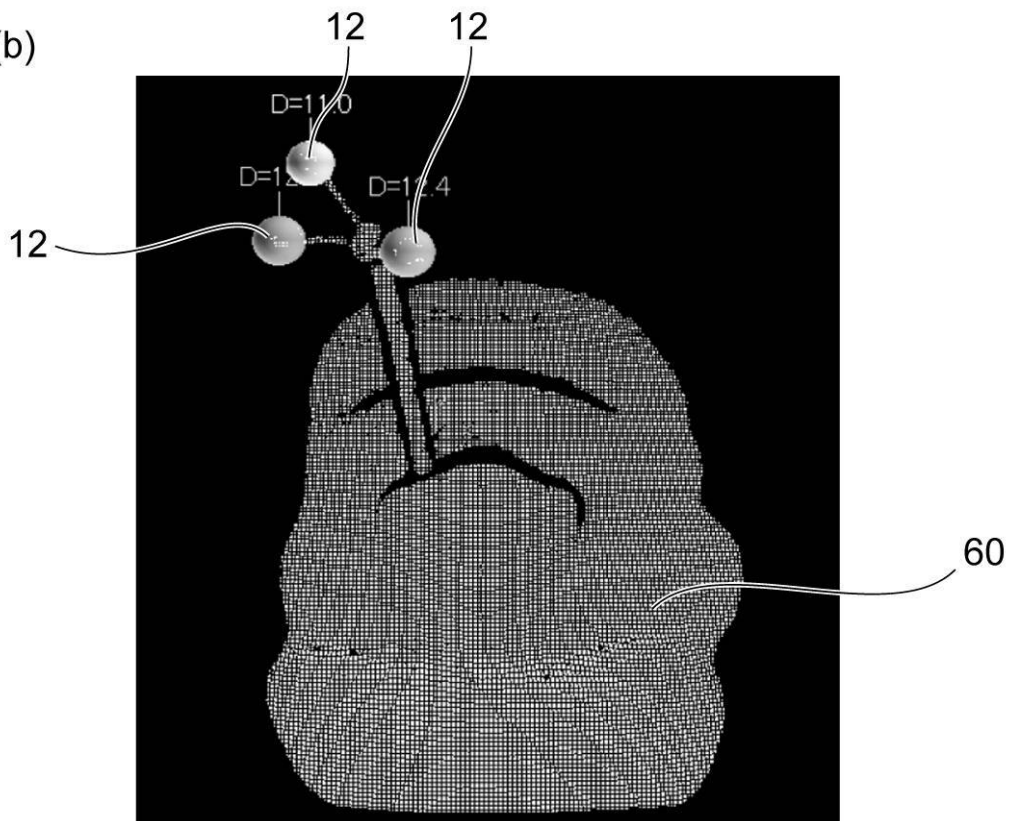


【図8】

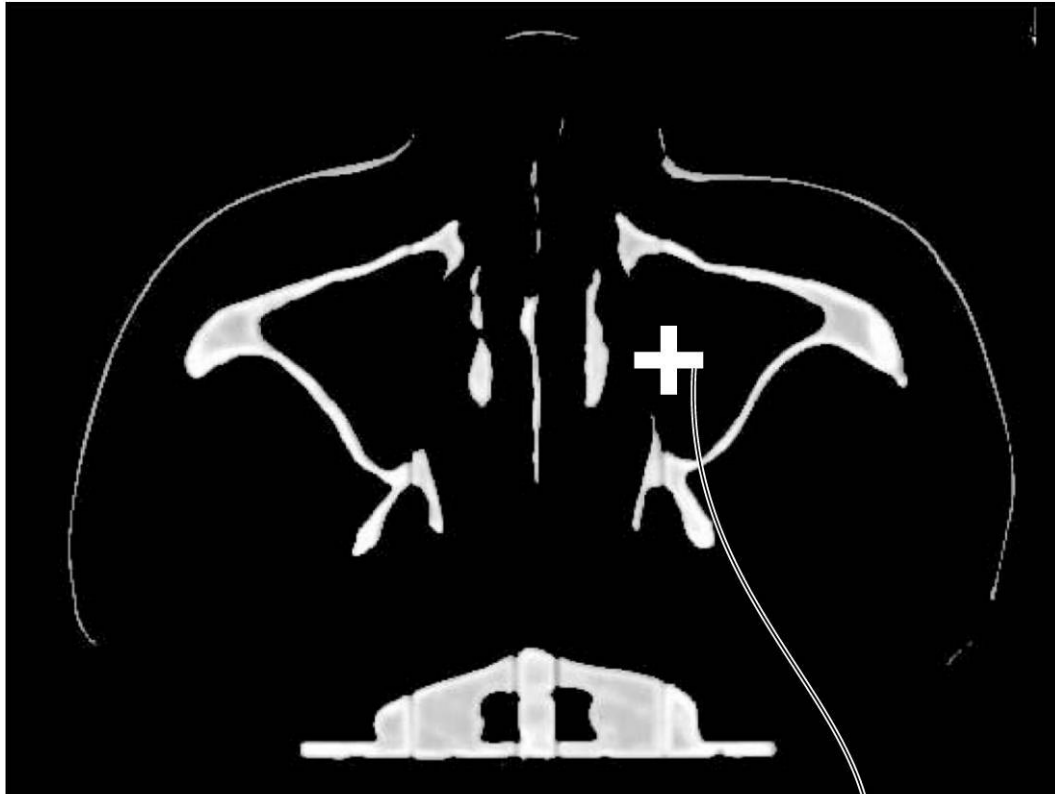
(a)



(b)

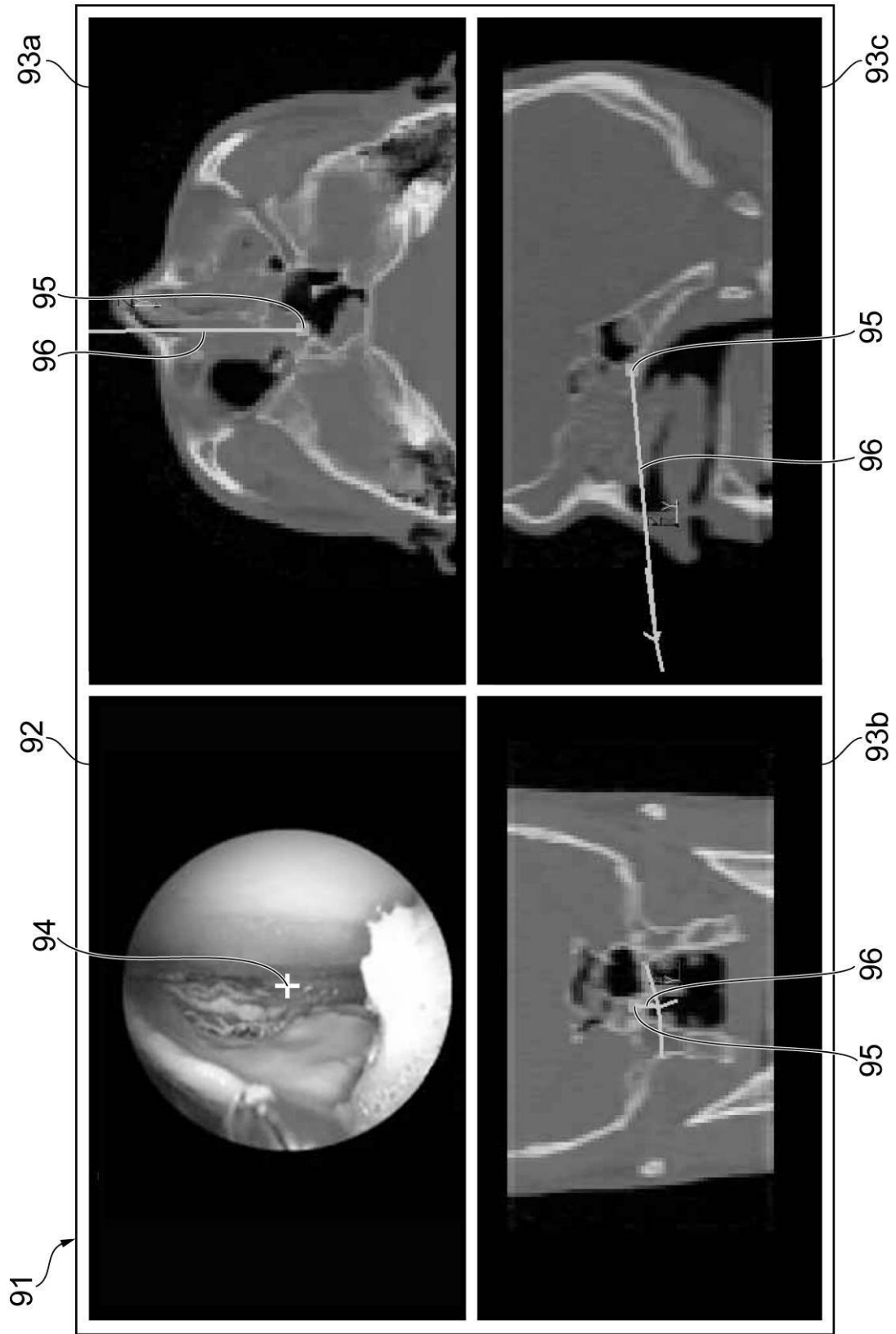


【 図 10 】



90

【 図 1 1 】



## フロントページの続き

- (72)発明者 ツァーガン バイガルマ  
静岡県浜松市中区城北3丁目5-1 国立大学法人静岡大学情報学部内
- (72)発明者 山本 清二  
静岡県浜松市東区半田山1丁目20番1号 国立大学法人浜松医科大学内
- (72)発明者 寺川 進  
静岡県浜松市東区半田山1丁目20番1号 国立大学法人浜松医科大学内
- (72)発明者 高矢 昌紀  
静岡県浜松市東区積志町1806-2

審査官 原 俊文

- (56)参考文献 特表平09-511430(JP,A)  
特開2001-204738(JP,A)  
特開2002-263053(JP,A)  
特開2005-046200(JP,A)  
特開2006-198032(JP,A)  
特許第5137033(JP,B2)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00  
A61B 1/04  
A61B 19/00

专利名称(译)	手术支援情报表示装置、手术支援情报表示方法及手术支援情报表示プログラム		
公开(公告)号	<a href="#">JP5283157B2</a>	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	JP2008074003	申请日	2008-03-21
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人静岡大学 国立大学法人浜松医科大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人静岡大学 国立大学法人浜松医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人静岡大学 国立大学法人浜松医科大学		
[标]发明人	ツアガンバイガルマ 山本清二 寺川進 高矢昌紀		
发明人	ツアガン バイガルマ 山本 清二 寺川 進 高矢 昌紀		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B19/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.370 A61B19/00.502 A61B1/00.A A61B1/00.R A61B1/00.551 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.623 A61B34/20 A61B5/10.300.S A61B5/10.320.B A61B5/107. 110 A61B90/00		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VB03 4C038/VC03 4C038/VC05 4C061/AA12 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061 /DD01 4C061/GG11 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW02 4C061/WW04 4C061 /WW13 4C161/AA12 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG11 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW13		
代理人(译)	长谷川良树 近藤 伊知良		
优先权	2007079866 2007-03-26 JP 2007073557 2007-03-20 JP		
其他公开文献	JP2008264520A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：准确地指示由内窥镜成像的部分对应于患者的哪个部分而不使用新的特殊内窥镜。解决方案：用于显示手术支持信息的装置1包括：内窥镜11;标记球12定位并固定在内窥镜11上; CT装置30，用于获取指示患者60的的形状的信息;成像装置20，用于对患者60的表面和标记球12成像;表面形状计算部分43，用于根据图像计算表示患者60的表面形状的信息;坐标轴重合部分44，用于通过CT装置30将患者表面的形状与基于图像计算的患者表面的形状相匹配;内窥镜光轴计算部45，用于基于图像计算标记球12的坐标，并计算表示内窥镜11的成像定向光轴的半线;交点计算部分46，用于计算半线与构成患者60内部的表面之间的交点;输出部分47用于将指示患者60的的形状的信息叠加到指示交叉点的信息上，并输出它们。

