

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5137033号
(P5137033)

(45) 発行日 平成25年2月6日(2013.2.6)

(24) 登録日 平成24年11月22日(2012.11.22)

(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 8 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2008-556035 (P2008-556035)	(73) 特許権者	504300181
(86) (22) 出願日	平成20年1月9日(2008.1.9)		国立大学法人浜松医科大学
(86) 国際出願番号	PCT/JP2008/050139		静岡県浜松市東区半田山一丁目20番1号
(87) 国際公開番号	W02008/093517	(74) 代理人	100088155
(87) 国際公開日	平成20年8月7日(2008.8.7)		弁理士 長谷川 芳樹
審査請求日	平成22年12月10日(2010.12.10)	(74) 代理人	100092657
(31) 優先権主張番号	特願2007-22077 (P2007-22077)		弁理士 寺崎 史朗
(32) 優先日	平成19年1月31日(2007.1.31)	(74) 代理人	100108257
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 近藤 伊知良
		(74) 代理人	100124800
			弁理士 諏澤 勇司
		(74) 代理人	100128107
			弁理士 深石 賢治

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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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、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三次元形状を示す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前記患者の表面の三次元形状を示す情報と前記表面形状算出手段により算出された前記患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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三次元形状を示す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。

10

20

【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。

10

【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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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三次元形状を示す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前記患者の表面の三次元形状を示す情報と前記表面形状算出手段により算出された前記患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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、

20

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三次元形状を示す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。

30

【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】

前記撮像手段は、前記形状算出手段により用いられる画像を撮像する場合と前記内視鏡光軸算出手段により用いられる画像を撮像する場合とで撮像条件を切り替え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。

40

【請求項 7】

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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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、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、

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三次元形状を示す情報を算出する表

50

面形状算出ステップと、

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前記患者の表面の三次元形状を示す情報と前記表面形状算出ステップにおいて算出された前記患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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、

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、

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三次元形状を示す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、

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、

を含む手術支援情報表示方法。

【請求項8】

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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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三次元形状を示す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前記患者の表面の三次元形状を示す情報と前記表面形状算出機能により算出された前記患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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三次元形状を示す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。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C

10

20

30

40

50

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。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(CT/MRI)に表示するものがある。

【特許文献1】特開2001-204738号公報

【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。

【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。

【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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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三次元形状を示す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患者の表面の三次元形状を示す情報と表面形状算出手段により算出された患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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三次元形状を示す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。

【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及び患者の表面の三次元形状を示す情報が取得される。その一方で、患者に内視鏡が差し込まれ

10

20

30

40

50

るときに、患者の表面が撮像される。撮像された画像から、患者の表面の三次元形状を示す情報が算出される。続いて、CT等による三次元形状を示す情報における（第1の）座標軸と撮像された画像における（第2の）座標軸とが、それぞれの患者の表面の三次元形状を示す情報がマッチングされることにより、一致される。

【0009】

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等による三次元形状を示す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等による三次元形状を示す情報において、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等による三次元形状を示す情報に重畳されて出力される。

10

【0010】

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。

【0011】

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。

20

【0012】

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。

30

【0013】

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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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当該患者の表面の三次元形状を示す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患者の表面の三次元形状を示す情報と表面形状算出手段により算出された患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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三次元形状を示す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

40

50

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。

【0014】

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。

【0015】

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。

10

【0016】

撮像手段は、形状算出手段により用いられる画像を撮像する場合と内視鏡光軸算出手段により用いられる画像を撮像する場合とで撮像条件を切り替えることが望ましい。この構成によれば、撮像手段により撮像された画像が用いられる内容に応じて、適切に撮像条件を切り替えることができ、より適切な手術支援を行うことが可能になる。

【0017】

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動画像符号化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。

20

【0018】

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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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三次元形状を示す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患者の表面の三次元形状を示す情報と表面形状算出ステップにおいて算出された患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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三次元形状を示す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。

30

40

【0019】

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及び当該患者の表面の三次元形状を示す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三次元形状を示す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患者の表面の三次元形状を示す情報と表面形状算出機能により算出された患者の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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

50

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三次元形状を示す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】

【0020】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

【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】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5】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6】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7】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。

【図8】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9】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。

30

【図10】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】

【0022】

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、80a...プログラム格納領域、81...手術支援情報表示プログラム、81a...メインモジュール、81b...患者形状取得モジュール、81c...撮像画像取得モジュール、81d...表面形状算出モジュール、81e...座標軸一致モジュール、81f...内視鏡光軸算出モジュール、81g...交点算出モジュール、81h...出力モジュール。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0023】

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。

【0024】

図1に、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

50

。手術支援情報表示装置 1 は、患者 6 0 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。

【 0 0 2 5 】

図 1 に示すように、手術支援情報表示装置 1 は、内視鏡 1 1 と、標識球 1 2 と、撮像装置 2 0 と、C T 装置 3 0 と、P C (Personal Computer) 4 0 と、モニタ 5 0 とを含んで構成されている。

【 0 0 2 6 】

内視鏡 1 1 は、術者により操作され、患者 6 0 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 1 1 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 6 0 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 C C D 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 1 1 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 1 1 の撮像方向 A となる。内視鏡 1 1 により撮像された画像の情報は、ケーブルにより内視鏡 1 1 と接続された P C 4 0 へ出力される。なお、上記の内視鏡 1 1 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。

【 0 0 2 7 】

標識球 1 2 は、内視鏡 1 1 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 1 2 は、撮像装置 2 0 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 1 2 は、複数内視鏡 1 1 に対して棒状の部材 1 3 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 2 0 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。

【 0 0 2 8 】

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 2 9 】

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 0 】

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、C C D カメラが用いられる。撮像装置 2 0 は、P C 4 0 と接続されており、撮像した画像の情報を P C 4 0 に送信する。

【 0 0 3 1 】

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

10

20

30

40

50

)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20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2003-254732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20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。

【0032】

なお、特開2003-254732号公報に記載された方法によれば、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 $0.1 \sim 0.6$ 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60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。

10

【0033】

CT装置30は、内視鏡11が挿入される患者60の内部を構成する面及び患者60の表面の三次元形状を示す情報を取得する患者形状取得手段である。内視鏡11が挿入される患者60を構成する面は、例えば、患者60の副鼻腔に内視鏡11が挿入される場合、副鼻腔を構成する面である。また、患者60の表面は、上記の場合、患者60の顔面である。ここで、CT装置30により取得される三次元形状を示す情報は、例えば予めCT装置30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、CT装置30による患者60の三次元形状を示す情報は、第1の座標軸上における情報である。

20

【0034】

CT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(CT画像)を、患者60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。

30

【0035】

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。

【0036】

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。

40

【0037】

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、受信した患者60の三次元形状を示す情報を、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

50

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情報が受信さえされればよい。

【0038】

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。

【0039】

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の表面の三次元形状を示す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。表面形状算出部43により取得される三次元形状を示す情報は、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、撮像装置20により撮像された画像による患者60の三次元形状を示す情報は、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、算出した患者60の表面の三次元形状を示す情報を、座標軸一致部44に出力する。

【0040】

座標軸一致部44は、患者形状取得部41により取得された患者60の表面の三次元形状を示す情報と表面形状算出部43により算出された患者60の表面の三次元形状を示す情報とをマッチングして、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。

【0041】

具体的には、座標軸一致部44は、CT装置30による三次元形状を示す情報、及び撮像装置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における患者60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。

【0042】

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11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11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12との位置関係を示す情報が用いられる。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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。

10

【 0 0 4 5 】

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 により取得された三次元形状を示す情報に係る患者 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、CT 装置 3 0 による三次元形状を示す情報において、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 4 6 】

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 CT 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 PC 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 4 7 】

モニタ 5 0 は、PC 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。

【 0 0 4 8 】

引き続いて、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 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 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。

30

【 0 0 4 9 】

まず手術前に、CT 装置 3 0 を用いた、患者 6 0 に対する CT 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 CT 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三次元形状を示す情報が取得される。CT 装置 3 0 により CT スキャン撮影が行われ取得された、患者 6 0 の三次元形状を示す情報は、PC 4 0 に送信される。PC 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、PC 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 5 0 】

引き続いて、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る。患者 6 0 を配置した後、内視鏡 1 1 を挿入する前に、撮像装置 2 0 によって、配置された患者 6 0 が撮像される（S 0 3、表面画像取得ステップ）。撮像された画像は、撮像装置 2 0 から PC 4 0 に送信されて、PC 4 0 において撮像画像取得部 4 2 によって受信される。受信された画像は、撮像画像取得部 4 2 から表面形状算出部 4 3 に出力される。

50

【 0 0 5 1 】

表面形状算出部 4 3 では、当該画像から患者 6 0 の表面である顔面の三次元形状を示す情報が算出される (S 0 4、表面形状算出ステップ)。算出された患者 6 0 の顔面の三次元形状を示す情報は、表面形状算出部 4 3 から座標軸一致部 4 4 に出力される。これと同じタイミングで、 P C 4 0 内に格納されていた、 C T 装置 3 0 による患者 6 0 の三次元形状を示す情報が、患者形状取得部 4 1 から座標軸一致部 4 4 に出力される。

【 0 0 5 2 】

C T 装置 3 0 による患者 6 0 の三次元形状を示す情報と、撮像装置 2 0 による画像から患者 6 0 の表面である顔面の三次元形状を示す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 5 (a) に示すように、 C T 装置 3 0 による情報 8 1 と、撮像装置 2 0 の画像による情報 8 2 とが位置合わせされていない状態となる。

10

【 0 0 5 3 】

ここで、座標軸一致部 4 4 によって、図 5 (b) に示すように、これら 2 つの情報 8 1、8 2 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 (S 0 5、座標軸一致ステップ)。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。一致した座標軸に係る情報は、座標軸一致部 4 4 から、内視鏡光軸算出部 4 5、交点算出部 4 6 及び出力部 4 7 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。

20

【 0 0 5 4 】

続いて、手術が開始され、術者によって、内視鏡 1 1 が患者 6 0 に挿入される。この際、患者 6 0 の頭部は、 S 0 3 ~ S 0 5 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 1 1 が患者 6 0 に挿入される際に、撮像装置 2 0 によって、患者 6 0 及び標識球 1 2 が撮像される (S 0 6、表面画像取得ステップ)。図 6 (a) に示すように、撮像された画像には、標識球 1 2 (の画像) が含まれている。撮像された画像は、撮像装置 2 0 から P C 4 0 に送信されて、 P C 4 0 において撮像画像取得部 4 2 によって受信される。受信された画像は、撮像画像取得部 4 2 から内視鏡光軸算出部 4 5 に出力される。

30

【 0 0 5 5 】

続いて、内視鏡光軸算出部 4 5 によって、図 6 (b) に示すように、画像から標識球 1 2 の三次元座標が算出される (S 0 7、内視鏡光軸算出ステップ)。続いて、内視鏡光軸算出部 4 5 によって、算出された標識球 1 2 の三次元座標から、予め保持していた標識球 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に基づいて、一致された座標軸上での内視鏡 1 1 の撮像方向 A である光軸を示す半直線が算出される (S 0 8、内視鏡光軸算出ステップ)。

【 0 0 5 6 】

算出された半直線の情報は、内視鏡光軸算出部 4 5 から交点算出部 4 6 に出力される。これと同じタイミングで、 P C 4 0 内に格納されていた、 C T 装置 3 0 による患者 6 0 の三次元形状を示す情報が、患者形状取得部 4 1 から交点算出部 4 6 に出力される。続いて、交点算出部 4 6 によって、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 6 0 の内部を構成する面との交点が算出される (S 0 9、交点算出ステップ)。

40

【 0 0 5 7 】

交点の算出は、以下のように行われる。まず、交点算出部 4 6 によって、 C T 装置 3 0 による患者 6 0 の三次元形状を示す情報が、ポリゴンデータに変換される。この変換により、患者 6 0 (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 1 1 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。

【 0 0 5 8 】

50

この交点の算出について、図7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。

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

【0059】

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。

条件1： $0 < s, 0 < t$

条件2： $0 < s + t < 1$

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。

【0060】

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8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。

【0061】

また、内視鏡11により撮像された画像も、PC40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。例えば、図9に示す画面例91のように、内視鏡11により撮像された画像92と、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示されたCT画像93a~93c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11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）94を重畳させることが望ましい。内視鏡11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11の撮像方向に応じて予め出力部47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、CT画像93a~93c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9では、CT画像93aは横断面のもの、CT画像93bは冠状断面のもの、CT画像93cは、矢状断面のものである。更に、CT画像93a~93cには、交点の情報（画像とは色違いの四角95で示す）に加えて、内視鏡11が挿入されている方向（内視鏡11の撮像方向である光軸）96を示すことが望ましい。

【0062】

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、PC40におけるS03~S05の処理と、S06~S10の処理とは異なっているが、例えば、S05の座標軸の一致の処理が行われたら、自動的にS06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。

【0063】

10

20

30

40

50

また、S03～S05の処理による初回の位置合わせ後に患者60の頭部を動かした場合でも、再度S03～S05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。

【0064】

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、CT装置30による患者60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、撮像装置20により外部から患者60を撮像した画像とのみを用いて、内視鏡11で撮像している部分が、患者60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。

10

【0065】

また、CTスキャン撮影(S01)の際に、患者60にマーク等をつける必要がなく、通常通りのCT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60をピンなどで固定する必要がない。患者60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。

20

【0066】

また、本実施形態のように内視鏡11にマーカである標識球12を設けておき、マーカを用いて内視鏡11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11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20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11の形状を算出して、当該形状から内視鏡11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。

30

【0067】

なお、本発明は、画像や情報のPC40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11、撮像装置20及びCT装置30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、PC40の備える各構成要素41～47のみを備えていれば実施可能である。

【0068】

また、本実施形態のように、CT装置30による患者60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。

【0069】

また、内視鏡11で撮像している部分が、患者60のどの部位に相当するかの情報に併せて、内視鏡11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11で撮像された内容と、内視鏡11で撮像されている部分が患者60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。

40

【0070】

また、撮像装置20は、撮像条件を切り替えて撮像を行うことができることが望ましい。ここで、撮像条件には、例えば、撮像対象範囲や撮像の精度、撮像速度が含まれる。撮像条件の切り替えは、具体的には、CT装置30による患者60の三次元形状を示す情報と撮像装置20による画像から算出される患者60の三次元形状を示す情報との位置合わせを行なう場合(S03～S05、S03における撮像)と、内視鏡11の撮像方向Aを

50

算出する場合（S06～S08、S06における撮像）とで下記のように切り替えることが望ましい。

【0071】

位置合わせを行なう場合の撮像では、撮像対象範囲を広くし高い精度が要求されるが、撮像に要する時間について高速性は要求されない。一方で、内視鏡11の撮像方向Aを算出する場合の撮像では、高い精度と高速性が要求されるが、標識球12が認識されればよいので撮像対象範囲は狭くてもよい。これは、一般的に手術前は、患者等の対象物を正確に位置計測することが必要になるが、手術中は、内視鏡11の撮像方向Aに基づき施術するために、当該撮像方向Aを正確かつ迅速に計測することが重要になるためである。なお、撮像された画像が、位置合わせと内視鏡11の撮像方向Aの算出との両方に用いられる場合は、上記の中間的な設定にしてもよい。

10

【0072】

上記のように、撮像装置20により撮像された画像が用いられる内容に応じて、撮像条件を切り替えることすれば、位置合わせをより正確にできる、あるいは、内視鏡11の撮像方向Aの表示をより速く行うことができる等、より適切な手術支援を行うことが可能になる。

【0073】

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9に示すように、手術支援情報表示プログラム82は、コンピュータが備える記録媒体80に形成されたプログラム格納領域80a内に格納されている。

20

【0074】

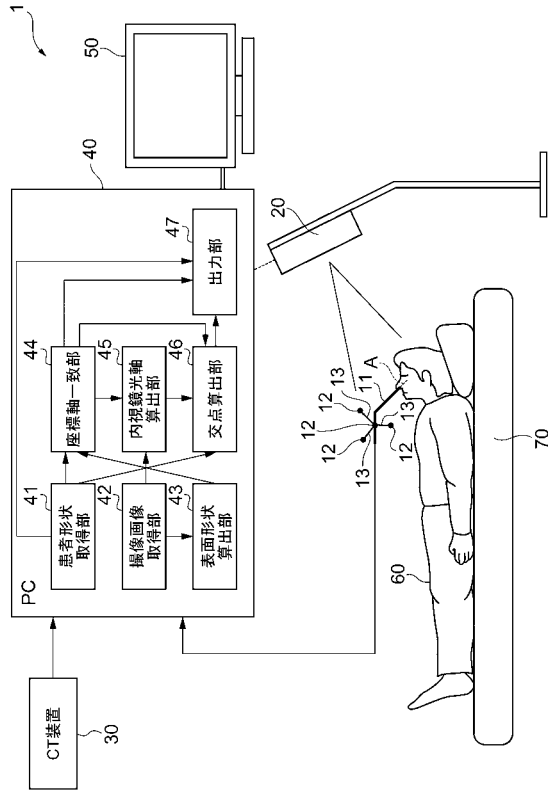
手術支援情報表示プログラム81は、手術支援情報の表示処理を統括的に制御するメインモジュール81aと、患者形状取得モジュール81bと、撮像画像取得モジュール81cと、表面形状算出モジュール81dと、座標軸一致モジュール81eと、内視鏡光軸算出モジュール81fと、交点算出モジュール81gと、出力モジュール81hとを備えて構成される。患者形状取得モジュール81b、撮像画像取得モジュール81c、表面形状算出モジュール81d、座標軸一致モジュール81e、内視鏡光軸算出モジュール81f、交点算出モジュール81g及び出力モジュール81hを実行させることにより実現される機能は、上述したPC40の患者形状取得部41、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。

30

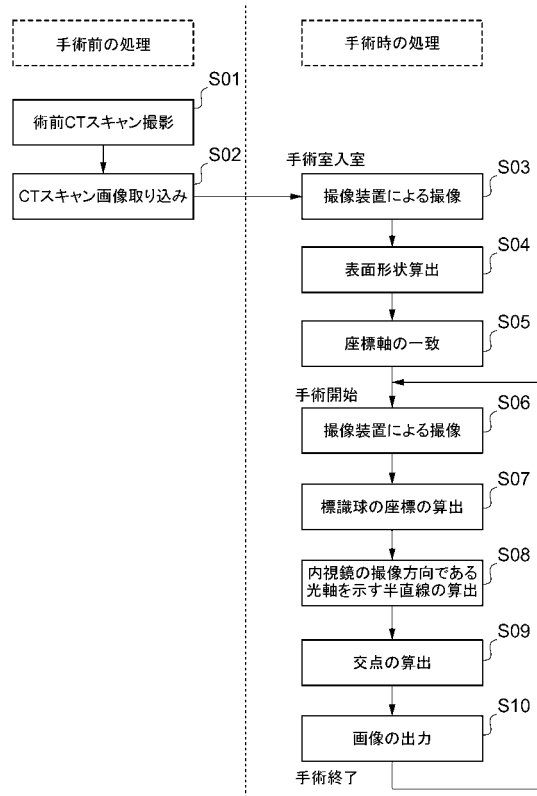
【0075】

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。

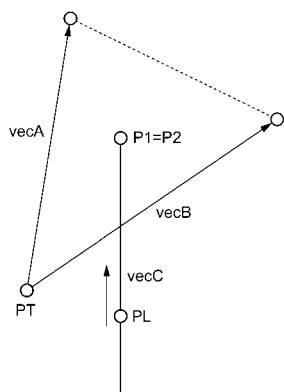
【図1】



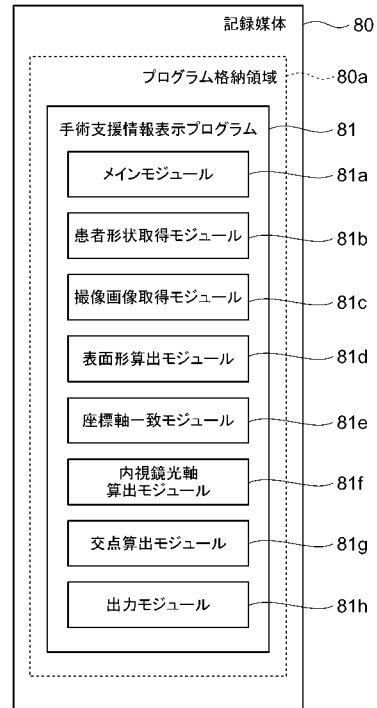
【図4】



【図7】



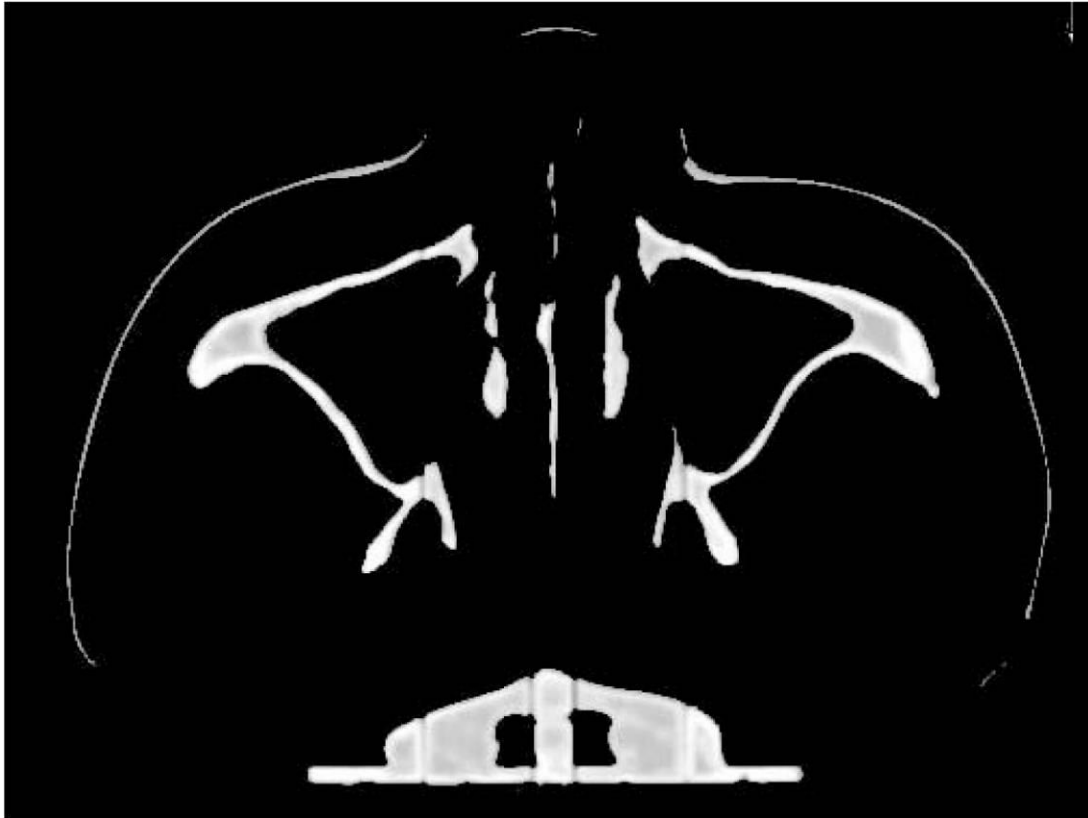
【図10】



【図2】

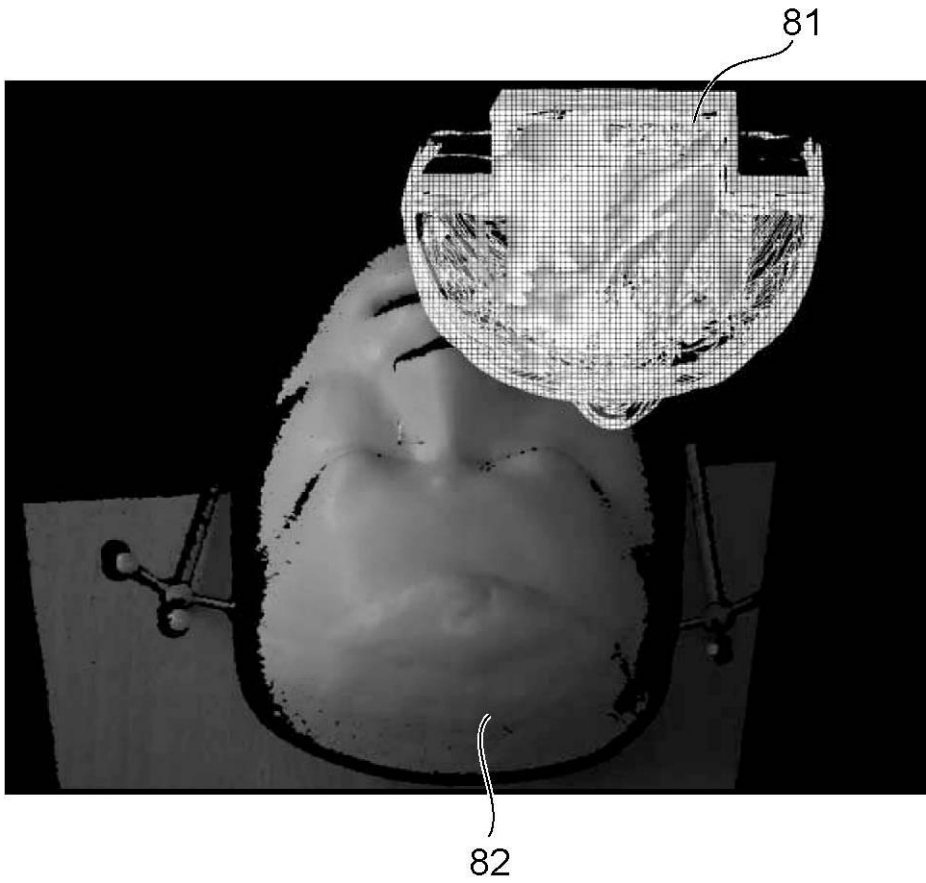


【 図 3 】

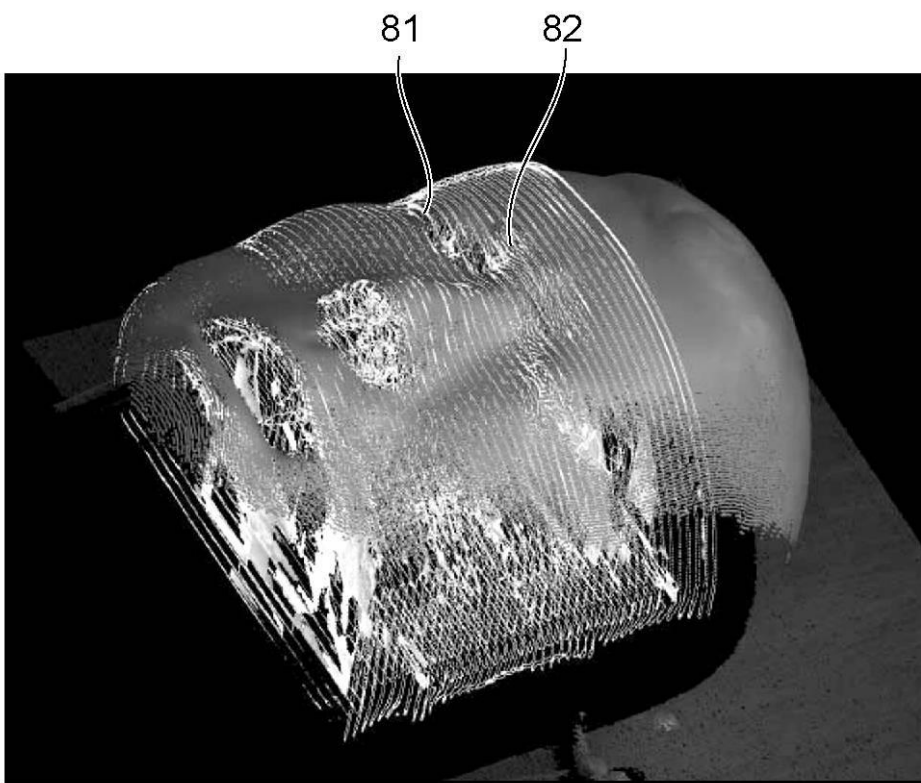


【図5】

(a)

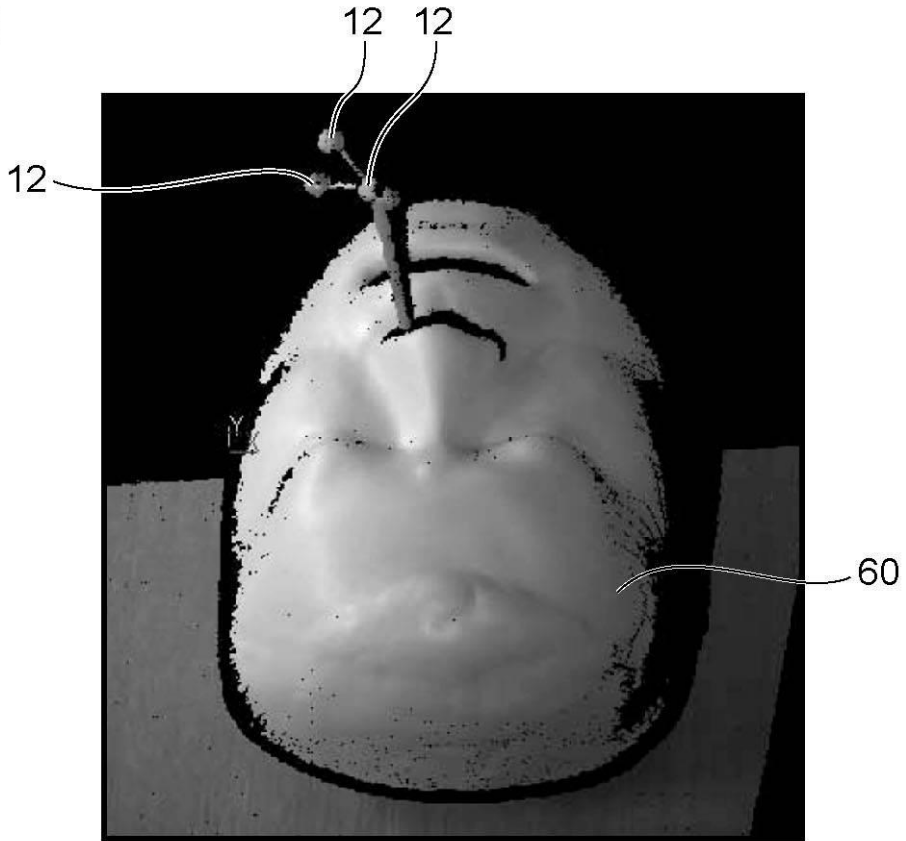


(b)

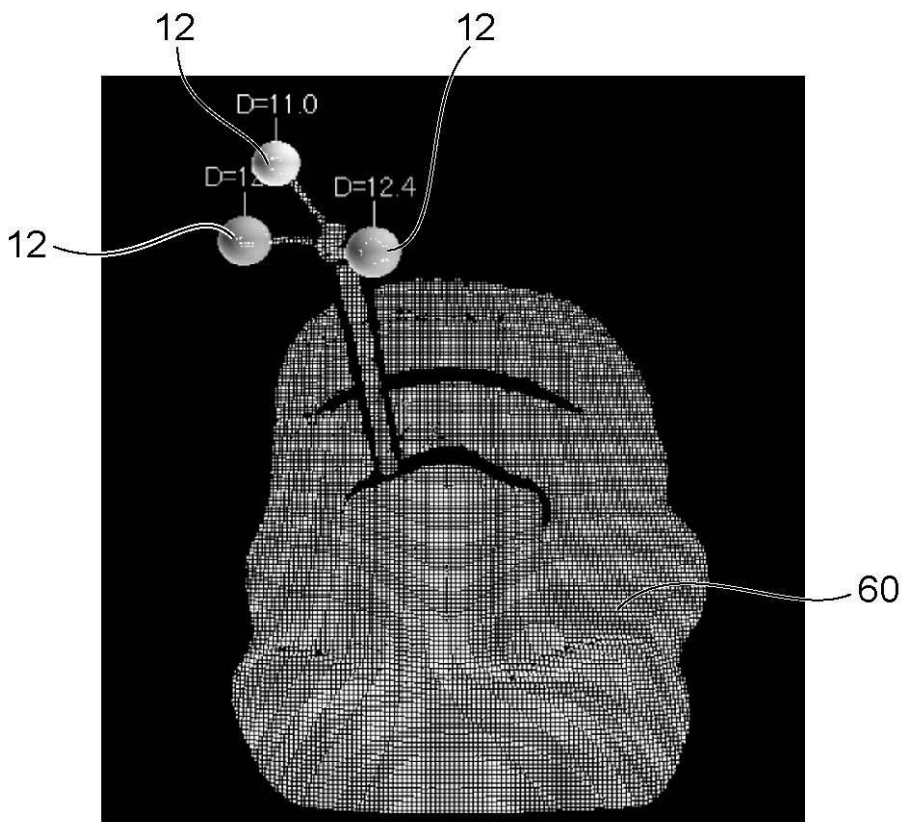


【図6】

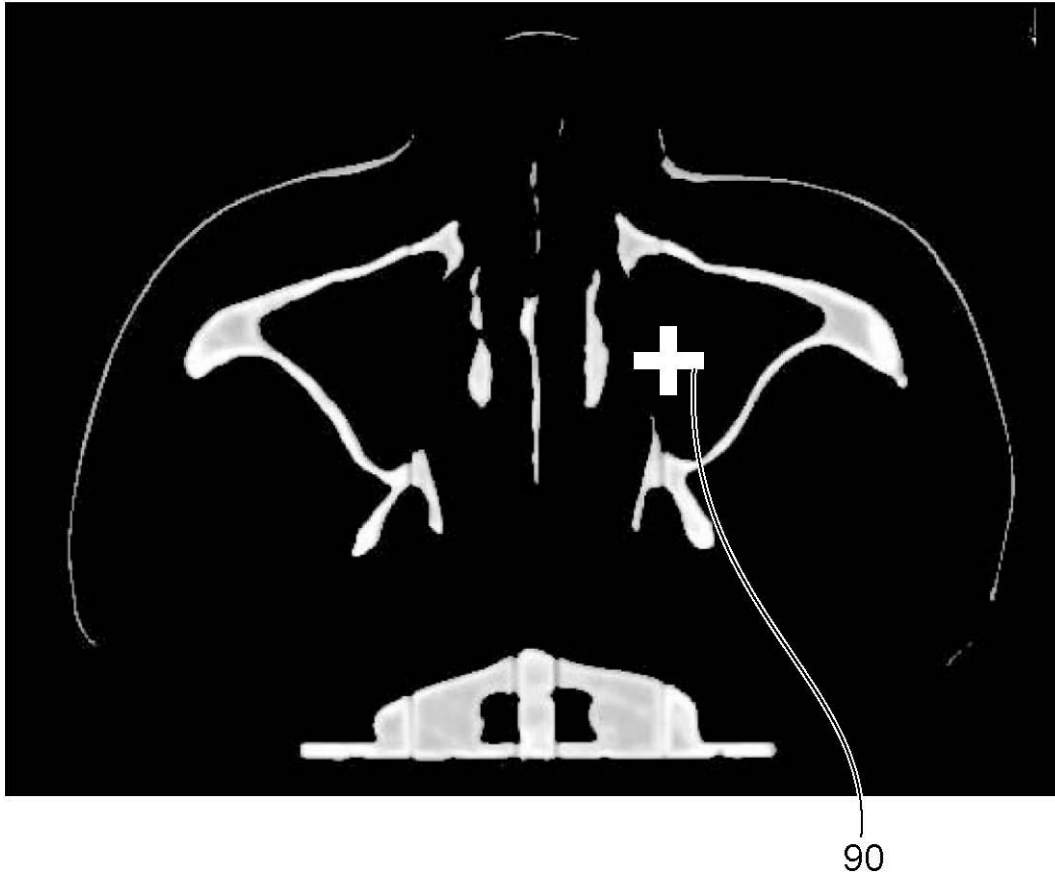
(a)



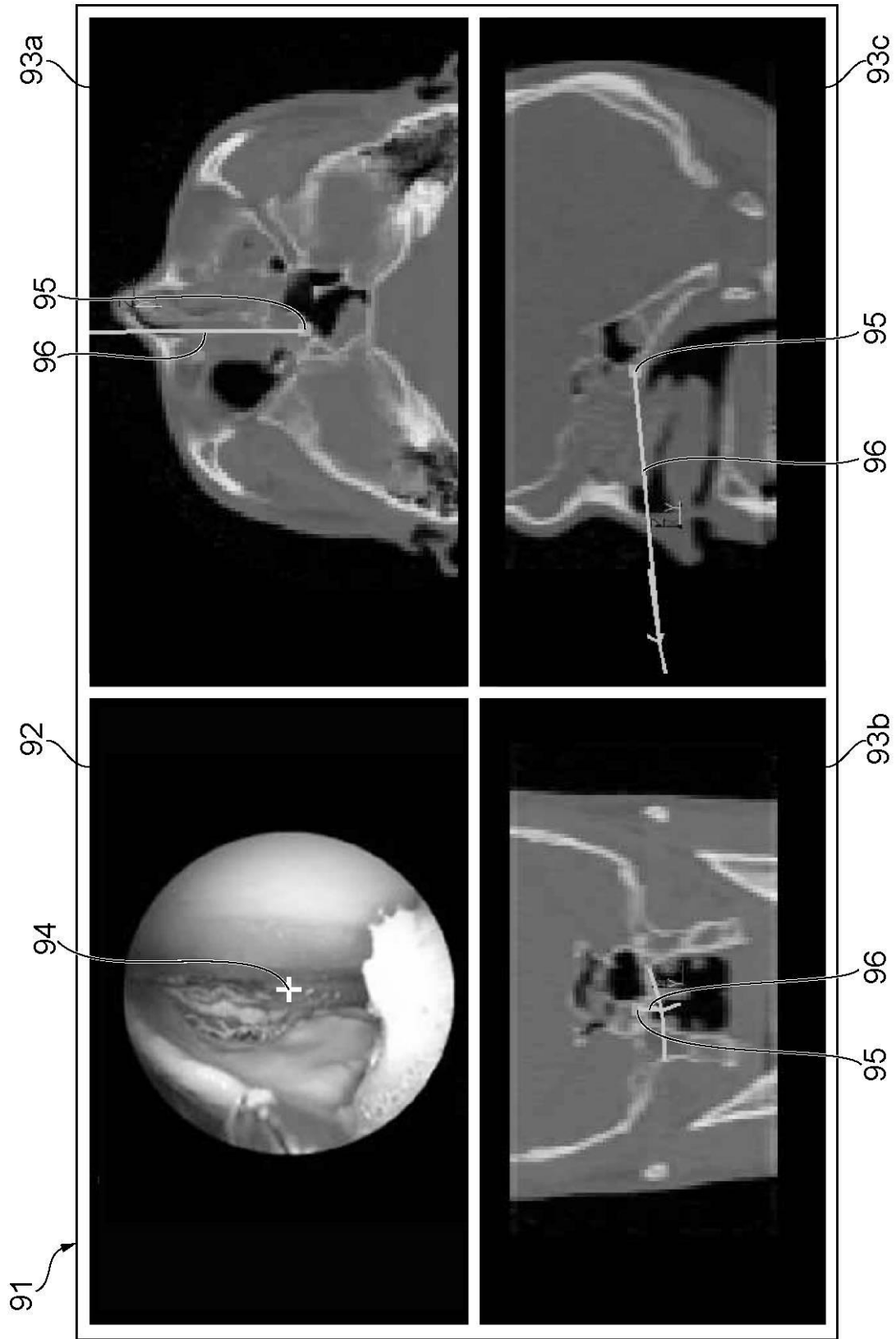
(b)



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (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 武山 敦史

- (56)参考文献 特開平09-173352(JP,A)
特開2000-350734(JP,A)
特開2002-263053(JP,A)
特開2007-209531(JP,A)
特開2001-204738(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 19/00
A61B 1/00

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	JP5137033B2	公开(公告)日	2013-02-06
申请号	JP2008556035	申请日	2008-01-09
[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		
当前申请(专利权)人(译)	国立大学法人浜松医科大学		
[标]发明人	山本清二 寺川進 高矢昌紀		
发明人	山本 清二 寺川 進 高矢 昌紀		
IPC分类号	A61B19/00		
CPC分类号	G06T19/00 A61B1/0005 A61B5/064 A61B6/03 A61B34/20 A61B90/36 A61B90/361 A61B2034/107 A61B2034/2055 A61B2090/364 A61B2090/365 A61B2090/366 A61B2090/373 A61B2090/3762 G06T7 /33 G06T2210/41		
FI分类号	A61B19/00.502		
代理人(译)	长谷川良树 近藤 伊知良 贤治Fukaishi		
优先权	2007022077 2007-01-31 JP		
其他公开文献	JPWO2008093517A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是在不使用新的特殊内窥镜的情况下精确地显示由内窥镜成像的部分对应于患者的哪个部分。手术辅助信息显示装置1包括内窥镜11，定位并固定到内窥镜11的标记球12，用于获取指示患者60的形状的信息的CT装置30，成像装置20的成像标记物球12的形状，表面形状计算部43，用于计算表示从图像中患者60的表面，CT装置30的形状信息从形状和病人表面与患者表面的图像来计算，内窥镜光轴计算单元45，其根据图像计算标记球12的坐标，并计算表示内窥镜11的成像方向上的光轴的半线，半线并且，构成患者60内部的表面与输出单元47之间的交叉点用于将表示交叉点的信息叠加并输出到表示患者60的形状的信息。

