

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4583658号
(P4583658)

(45) 発行日 平成22年11月17日 (2010.11.17)

(24) 登録日 平成22年9月10日 (2010.9.10)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 B

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2001-152838 (P2001-152838)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年5月22日 (2001.5.22)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2002-345725 (P2002-345725A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成14年12月3日 (2002.12.3)	(74) 代理人	100084618
審査請求日	平成19年5月28日 (2007.5.28)		弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100100952
			弁理士 風間 鉄也
		(72) 発明者	梶 国英
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	森實 祐一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパス光学工業株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する3次元臓器モデル画像生成手段と、

前記被検体臓器の変動に応じた前記被検体臓器の形状を表わすパラメータと、前記被検体臓器の変動状態において取得された3次元臓器モデル画像とを対応付けて記憶する画像データ記憶手段と、

前記画像データ記憶手段に記憶されたパラメータと、観察時における前記被検体臓器の変動に応じた当該被検体臓器の形状を表わすパラメータとを比較して、前記被検体臓器の形状を認識する形状認識手段と、

前記形状認識手段により認識された前記被検体臓器の形状に基づいて前記被検体臓器の変動量を検出し、当該検出された変動量に基づいて前記3次元臓器モデル画像を補正した3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段と、

先端部に磁界発生素子を配設し、前記被検体臓器に挿入される内視鏡と、

前記磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、前記内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置情報検出手段と、

前記3次元臓器モデル補正画像と、前記位置情報検出手段によって検出された前記内視鏡先端部の位置情報に基づき、前記3次元臓器モデル補正画像における前記内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記パラメータは、患者の体表面に貼付されたマーカーの位置であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記パラメータは、患者の呼吸量であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記 3 次元座標抽出手段は、前記被検体臓器を囲う骨格を基準として、前記 3 次元臓器モデル画像及び前記 3 次元臓器モデル補正画像の夫々の 3 次元座標系を定義することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記磁界発生素子は、ソースコイルであることを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、内視鏡システムに関するものである。

【0002】**【従来の技術】**

例えば、気管支を医療用の内視鏡で観察する場合、気管支腔は複雑に分岐しており、通常の内視鏡では挿入が容易ではなく、目的部位に到達するのに時間がかかっていた。一般に、気管支鏡医は解剖を熟知した上で患者の身体に対して正面・側面から撮影した X 線写真（二次元）を参考に観察対象部位としての病変部の位置する気管支へ気管支鏡を誘導する方法をとっている。

20

【0003】

また、病変部と気管支鏡の位置関係をリアルタイムで把握するために X 線透視下で検査が行われる事もあり、正面・側面の透視平面を観察しつつ気管支鏡を挿入する事も少なくない。これらはいずれも術者の技量によるところが大きく、検査に時間がかかり、患者への負担が増してしまうという問題がある。

【0004】

このような問題を解決するために、医療用挿入具における挿入部の位置及び形状を検出する検出装置が提案されている。このような検出装置の例としては、特開平 6 - 285043 号公報や特開 2000 - 175862 号公報に示されるものがある。

30

【0005】

また、二次元断層画像データから三次元臓器モデルを作成し、仮想的な内視鏡画像を作成し、内視鏡の挿入ルートナビゲーションする手段としては、特開 2000 - 135215 号公報に示されるものがある。

【0006】**【発明が解決しようとする課題】**

しかしながら、気管支鏡の場合、呼吸とともに気管支や病変部を含めた肺全体が呼吸によって変動してしまうため、検査前に撮ったデータを基に構築された三次元像では内視鏡と病変部との位置関係を正確に、且つリアルタイムで表示する事が出来なかった。一方、術中 X 線透視の場合は、リアルタイムで観察が可能であるが、X 線が患者及び術者の人体に悪影響を与えないような処置を講じる必要がある。

40

【0007】

本発明はこのような課題に着目してなされたものであり、その目的とするところは、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示できる内視鏡システムを提供することにある。

【0008】

50

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成するために、第1の発明に係る内視鏡システムは、被検体臓器の2次元断層画像データから3次元臓器モデル画像を生成する3次元臓器モデル画像生成手段と、前記被検体臓器の変動に応じた前記被検体臓器の形状を表わすパラメータと、前記被検体臓器の変動状態において取得された3次元臓器モデル画像とを対応付けて記憶する画像データ記憶手段と、前記画像データ記憶手段に記憶されたパラメータと、観察時における前記被検体臓器の変動に応じた当該被検体臓器の形状を表わすパラメータとを比較して、前記被検体臓器の形状を認識する形状認識手段と、前記形状認識手段により認識された前記被検体臓器の形状に基づいて前記被検体臓器の変動量を検出し、当該検出された変動量に基づいて前記3次元臓器モデル画像を補正した3次元臓器モデル補正画像を生成する臓器モデル画像補正手段と、先端部に磁界発生素子を配設し、前記被検体臓器に挿入される内視鏡と、前記磁界発生素子から発生する磁界を受信することにより、前記内視鏡の先端部の位置情報を検出する位置情報検出手段と、前記3次元臓器モデル補正画像と、前記位置情報検出手段によって検出された前記内視鏡先端部の位置情報に基づき、前記3次元臓器モデル補正画像における前記内視鏡の先端部の3次元座標を抽出する3次元座標抽出手段と、を有する。

10

【0009】

また、第2の発明は、第1の発明に係る内視鏡システムにおいて、前記パラメータは、患者の体表面に貼付されたマーカの位置である。

20

【0010】

また、第3の発明は、第1の発明に係る内視鏡システムにおいて、前記パラメータは、患者の呼吸量である。

また、第4の発明は、第1から第3のいずれか1つに記載の発明において、前記3次元座標抽出手段は、前記被検体臓器を囲う骨格を基準として、前記3次元臓器モデル画像及び前記3次元臓器モデル補正画像の夫々の3次元座標系を定義する。

また、第5の発明は、第1から第4のいずれか1つに記載の発明において、前記磁界発生素子は、ソースコイルである。

【0011】**【発明の実施の形態】**

まず、本発明の実施形態の概略を説明する。本実施形態では、被検体臓器としての肺の全体の変動が呼吸による規則的な変動である点に着目し、予め準備した少なくとも2種類以上の呼吸状態のCTまたはMRI像のデータを基に胸郭の骨格を基準として胸郭内の座標系を定義して変動する臓器内の構造物の変化の時間変動分を補間し、逐一正確な肺や気管支の形状を表示させる。同時に気管支鏡先端の位置をこの座標系の中で検知し、目的とする病変部と気管支鏡の位置関係をモニター表示する。

30

【0012】

このような方法によれば、患者の呼吸状態毎にCTまたはMRI断層像データを撮影する事なく、実際の使用において問題のないレベルの誤差で病変部と気管支鏡の位置関係を把握する事が可能である。尚、呼吸状態毎にデータをとる場合、僅かな呼吸量（または胸郭の大きさ）毎にデータをとる必要があるため、そのデータ量は膨大になるという欠点がある。更に、気管支を抽出するためには細かなスライス幅で撮影しなければならない事情もあり、実用的ではない。逆にスライス幅を大きくすると、気管支の抽出が困難になる。

40

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を詳細に説明する。図1、図2は、通常の呼吸状態を示したものである。

【0014】

図1は、胸郭の動きを模式的に示したもので、吸気時（図1（A））は胸郭が拡張するとともに横隔膜が収縮する。呼気時（図1（B））は胸郭が縮小するとともに横隔膜が弛緩する。この時、病変1の位置は胸郭の動きに対し規則的に変動を繰り返している。

【0015】

50

図 2 は、平均的な男子の呼吸状態を示したものである。一般に、安静時の呼吸は A に示す 1 回呼吸量といわれ、約 0.5 リットル程度の量を示す。B に示す最大呼気位 - 最大吸気位の差は肺活量といわれ、この時に胸郭は最も大きな変動を示す。気管支鏡検査は患者の意識下で行われるため、呼吸により病変部の位置も絶えず変動している。

【0016】

本実施形態ではこの変動分を補正するために胸郭の骨格を基準として座標系を定義し、この中で気管支を始めとする肺内の構造物の位置を定義し、予め気管支鏡検査前に撮影した CT または MRI のデータをその時の胸郭の形状を示すパラメータと合わせて三次元画像を合成しておく。気管支鏡検査中の動きを同じパラメータを使って検出する事により呼吸間の状態を補間してリアルタイムで表示する。

10

【0017】

尚、使用する CT または MRI のデータはより構造物を正確に把握するためにもスライス幅は 1 ~ 2 ミリ程度が望ましい。少なくとも病変部の位置する近傍だけでもスライス幅を細かくしておく必要がある。

【0018】

(第 1 実施形態)

図 3 は、本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

システム制御部 108 には位置検知装置 (位置情報検出手段) 109 と、モニタ 107 が接続されている。システム制御部 108 は、画像データ記憶部 108-1 と、胸郭形状認識部 108-2 と、胸郭変動補正部 (臓器モデル画像補正手段) 108-3 と、制御部 (臓器モデル画像生成手段、3 次元座標抽出手段) 108-4 とから構成される。また、位置検知装置 109 は、マーカー位置検知部 109-1 と、ソースコイル位置検知部 109-2 とから構成される。

20

【0019】

本実施形態では、胸郭の形状を示すパラメータとして患者の体表面に貼付されたマーカーを利用する。マーカー位置は胸郭の形状を正しく反映し、且つ体外から確認可能な部位に貼付する事が望ましい。また、マーカーは三次元形状を認識するためにも同一平面内に存在しない 3 点以上の部位に設けるべきである。貼付する部位としては、例えば剣状突起 (マーカー A) や胸骨柄 (マーカー C) や第 10 肋骨の両側肋軟骨接合部 (マーカー B) など解剖的に特徴のある部位が適当である。

30

【0020】

術前 CT または MRI 画像を撮る場合は予め上述の部位にマーカーを貼付しておき、患者が呼吸を止めた状態で撮影する。この時、図 2 に示す 1 回呼吸量の最大位置 V1 や最小位置 V2 あるいは最大吸気位 Vmax や最大呼気位 Vmin にて撮影すると良い。これらの画像をもとに三次元画像を作成し、マーカーの位置とともにシステム制御部 108 の画像データ記憶部 108-1 に記憶しておく。

【0021】

一方、気管支鏡検査は、同じ部位にマーカーを貼付した状態で行う。マーカーは赤外 LED や磁場発生コイルを用い、マーカー位置を検知する位置検知装置 109 をベットサイドに置き、患者の胸郭形状を常に観察する。

40

【0022】

観察においては、まず、マーカー A ~ C に内視鏡としての気管支鏡 106 の先端を押し当てて定義した座標系の中で気管支鏡 106 の先端位置の設定を行っておく (イニシャライズ)。

【0023】

胸郭形状認識部 108-2 は、画像データ記憶部 108-1 に予め記憶しておいたマーカー位置と、マーカー位置検知部 109-1 により検知された、観察中のマーカー位置とを比較し、胸郭の形状を判断する。胸郭変動補正部 108-3 は胸郭変動分を補正して三次元画像を作り直してモニタ 107 に表示する。つまり、呼吸状態における三次元画像は、2 つ以上の原画像により作成された擬似的な像である。

50

【 0 0 2 4 】

一方、気管支鏡 1 0 6 の先端部には磁界を発生する磁界発生素子としてのソースコイル 1 0 2 が配置されており、前述の位置検知装置 1 0 9 により気管支鏡 1 0 6 の先端位置を検出する事が可能である。更に、最先端にはジャイロ 1 0 0 が配設されており、重力方向が検出可能になっている。

【 0 0 2 5 】

図 4 は、胸郭の変動分を模式的に示したものである。図 4 において実線が呼気時の胸郭の大きさを示し、破線が吸気時の胸郭の大きさを示すものである。この時、病変部の位置の変動 (P から P') は、座標位置 ((X , Y , Z) から (X' , Y' , Z')) の移動で示される。同時に気管支鏡 1 0 6 の先端の位置も座標 (x , y , z) で表示される。

10

【 0 0 2 6 】

図 5 (A) , 図 5 (B) は、気管支鏡画像上に変動に対応した病変部の位置あるいは気管支形状をリアルタイムで重畳表示させたものである。特に、目的とするところは、病変部へのアプローチの容易化、であるために、気管支鏡画像を極力妨げない形で表示するのが好ましく、矢印 1 5 0 による表示 (図 5 (A)) あるいはワイヤースケッチによる重畳表示 (図 5 (B)) を採用している。

【 0 0 2 7 】

また、病変部との距離関係を把握するためにワイヤースケッチや矢印の色を距離により変化させたりする事も有効である。

【 0 0 2 8 】

20

図 6 は、二次元画像から作成された三次元画像 2 0 1 と気管支鏡画像 2 0 3 とをモニタ 1 0 7 に並列に表示した図である。2 0 1 - 1 は三次元画像 2 0 1 の主軸であり、2 0 3 - 1 は気管支鏡画像 2 0 3 の主軸である。この主軸 2 0 3 - 1 が重力方向と並行になるように表示される。加えて、病変部までの三次元位置データ 2 0 2 が表示される。

【 0 0 2 9 】

図 7 は画像の補正について説明するための図である。気管支鏡画像 2 0 3 の主軸 2 0 3 - 1 が重力方向とずれて表示された場合は、主軸 2 0 3 - 1 が重力方向と並行になるように気管支鏡画像 2 0 3 を補正する。

【 0 0 3 0 】

また、図 8 は、三次元画像を重畳表示する代わりに、気管支鏡画像 2 0 3 に加えて、病変部や気管支鏡 1 0 6 先端までの直線距離や、気管支鏡 1 0 6 先端を曲げる角度形状や病変部までの距離などを表示させるものである。勿論、これらの表示形式は各々組み合わせる事も可能である。

30

【 0 0 3 1 】

(第 2 実施形態)

以下に図 9 , 図 1 0 , 図 1 1 を参照して本発明の第 2 実施形態を説明する。前述したように、胸郭の形状は呼吸と相関があるために第 1 実施形態で使用したマーカー A ~ C を使用する事なく胸郭の形状を把握する事が可能である。つまり、図 9 に示す患者の呼吸状態のある特定位置を設定し、これに対応させて C T または M R I データをとる事によりその時の胸郭の形状と対応付ける事が可能である。

40

【 0 0 3 2 】

具体的には、撮影を行う際に患者の呼吸状態をモニタリングしつつ最大呼気位や最大吸気位などの設定しやすい呼吸状態で撮影する。そして、各々の三次元画像を記憶しておき、これらのデータをもとに呼吸量をパラメータとして胸郭変動分を補正し、三次元画像を作り直してモニターに表示すれば良い。

【 0 0 3 3 】

なお、図 1 1 に示すように、呼吸量はガイドシース 1 0 1 などの案内管の口元に呼気流量計等の検知手段 1 0 3 を取り付ける事で検出することができる。また、呼吸気量表示手段 1 1 0 により検出結果を表示することが可能である。

【 0 0 3 4 】

50

マーカを使わない場合は第 1 実施形態のような気管支鏡位置の初期設定（イニシャライズ）は解剖学的に特徴のある位置で行う事が望ましい。気管支鏡 107 の場合は図 10 に示すように、気管 300 から主気管支 303 に分岐する気管分岐部 301 などで行うと良い。

【0035】

この他、喉頭部（声門位置）や体外では剣状突起などが分かりやすい。

【0036】

尚、呼吸量による補間（補正）計算に時間がかかる場合は、気管支鏡検査の前に予め三次元画像を記憶している画像データ記憶部 108 - 1 で呼吸量または胸郭変動量をパラメータとした三次元画像を作成しておき、検査時はこれを呼び出す形をとっても良い。

10

【0037】

上記した実施形態によれば、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示可能になる。これによって、気管支鏡を観察対象部位に容易に誘導できるので、検査時間の短縮が図れる。

【0038】

また、あらゆる呼吸状態すべてにわたって画像（データ）をとる事なく、呼吸時の肺や気管支の変動に対応させる事が可能であるため、CTまたはMRIのデータ量が少なく済み、同時に患者への撮影時の負担が少なくて済む。これによって病院は費用面で大きなメリットを得ることができる。

20

【0039】

（付記）

上記した具体的実施形態から以下のような発明が抽出される。

【0040】

1．予め準備した少なくとも2種類以上の呼吸状態におけるCTまたはMRIデータをもとに三次元像を作成する三次元画像データ合成手段と、
患者の呼吸状態における胸郭の形状を判断する胸郭形状判断手段と、
先端にソースコイルを配置した気管支鏡と、
気管支鏡の先端位置を検知する位置検知手段と、
三次元画像と気管支鏡画像を表示する画像表示手段とを具備し、
前記2種類以上の三次元画像を使って胸郭の骨格を基準として肺、気管支、病変部などの三次元座標系を定義し、胸郭の大きさでこれらの三次元座標を補間した補間座標系を作成し、この座標系の中で前記気管支鏡の位置および病変部の位置を検知し、病変部と気管支鏡の位置関係をモニター上に表示する内視鏡システム。

30

【0041】

2．胸郭の形状は予め患者の体表面に貼付した少なくとも2つ以上のマーカの位置を検知する事により判断される1．に記載の内視鏡システム。

【0042】

3．上記マーカは剣状突起や胸骨柄や第10肋骨肋軟骨接合部などに設けられる2．に記載の内視鏡システム。

40

【0043】

4．最大呼気位 - 最大吸気位あるいは安静呼 / 吸気時において前記三次元座標系を定義し、気管支鏡検査中の変動に対しある時間 t 毎に前記三次元座標系を作成して病変部の時間変動を予測し、同時に気管支鏡の位置を検知してこれらの位置関係を表示する1．に記載の内視鏡システム。

【0044】

5．三次元座標を定義する時と検査時に呼気流量計により胸郭の大きさを予測して当該三次元座標を作り直す4．に記載の内視鏡システム。

【0045】

【発明の効果】

50

本発明によれば、人体に悪影響を与えることなしに、且つ呼吸による肺全体の変動に影響されず、気管支鏡の先端と観察対象部位との位置関係を正確にリアルタイムで表示可能になる。これによって、気管支鏡を観察対象部位に容易に誘導できるので、検査時間の短縮が図れる。

【 0 0 4 6 】

また、あらゆる呼吸状態すべてにわたって画像（データ）をとる事なく、呼吸時の肺や気管支の変動に対応させる事が可能であるため、ＣＴまたはＭＲＩのデータ量が少なく済み、同時に患者への撮影時の負担が少なく済み。これによって病院は費用面で大きなメリットを得ることができる。

【図面の簡単な説明】

10

【図 1】胸郭の動きを模式的に示す図である。

【図 2】平均的な男子の呼吸状態を示す図である。

【図 3】本発明の第 1 実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

【図 4】胸郭の変動分を模式的に示す図である。

【図 5】気管支鏡画像上に変動に対応した病変部の位置あるいは気管支形状をリアルタイムで重畳して表示させた図である。

【図 6】二次元画像から作成された三次元画像 2 0 1 と気管支鏡画像 2 0 3 とをモニタ 1 0 7 に並列に表示した図である。

【図 7】画像の補正について説明するための図である。

【図 8】画像表示の変形例を示す図である。

20

【図 9】本発明の第 2 実施形態において、患者の呼吸状態を示す図である。

【図 1 0】気管 3 0 0 から主気管支 3 0 3 に分岐する気管分岐部 3 0 1 を示す図である。

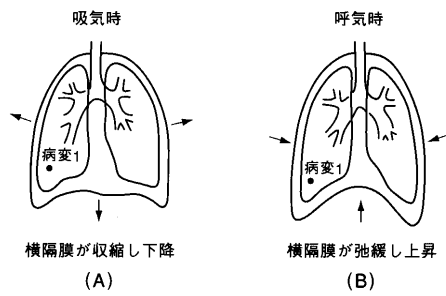
【図 1 1】本発明の第 2 実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す図である。

【符号の説明】

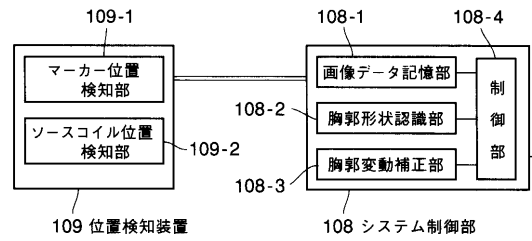
- 1 0 0 ジャイロ
- 1 0 2 ソースコイル
- 1 0 4 吸気時胸壁
- 1 0 5 呼気時胸壁
- 1 0 6 気管支鏡
- 1 0 7 モニタ
- 1 0 8 システム制御部
- 1 0 8 - 1 画像データ記憶部
- 1 0 8 - 2 胸郭形状認識部
- 1 0 8 - 3 胸郭変更補正部
- 1 0 8 - 4 制御部
- 1 0 9 位置検知装置
- 1 0 9 - 1 マーカー位置検知部
- 1 0 9 - 2 ソースコイル位置検知部

30

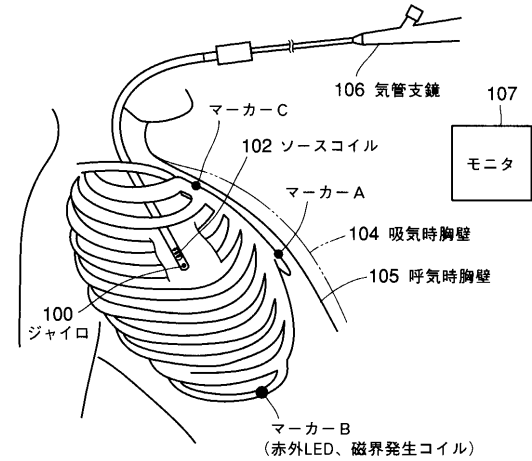
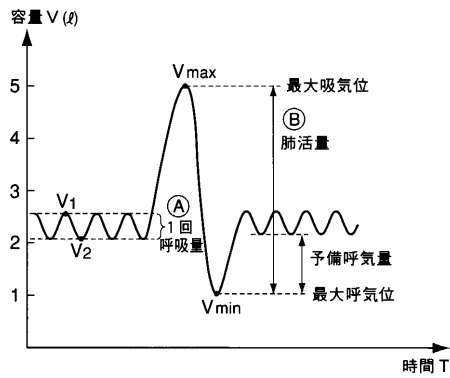
【図 1】



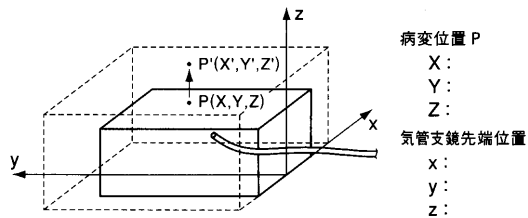
【図 3】



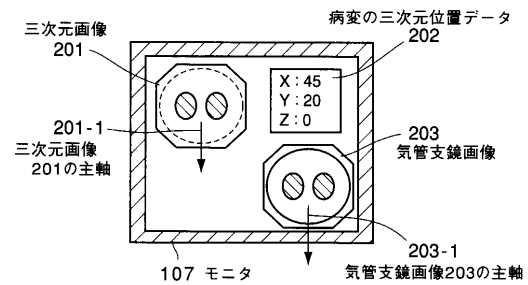
【図 2】



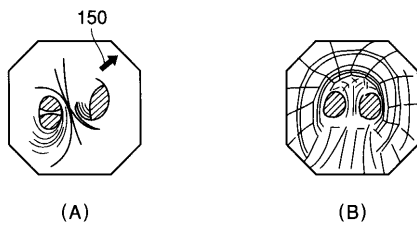
【図 4】



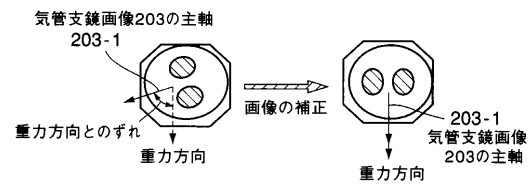
【図 6】



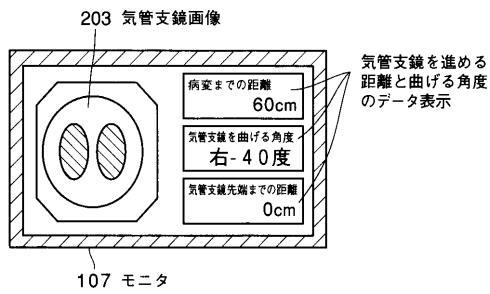
【図 5】



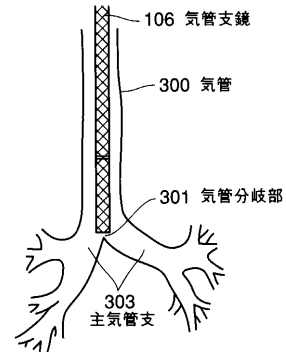
【図 7】



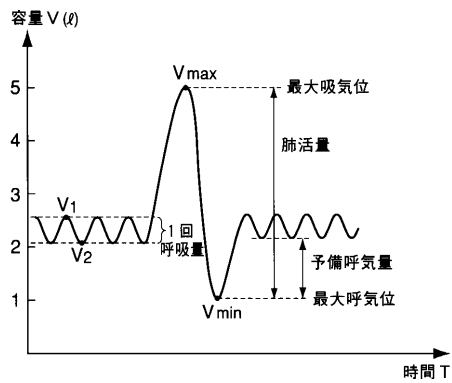
【図 8】



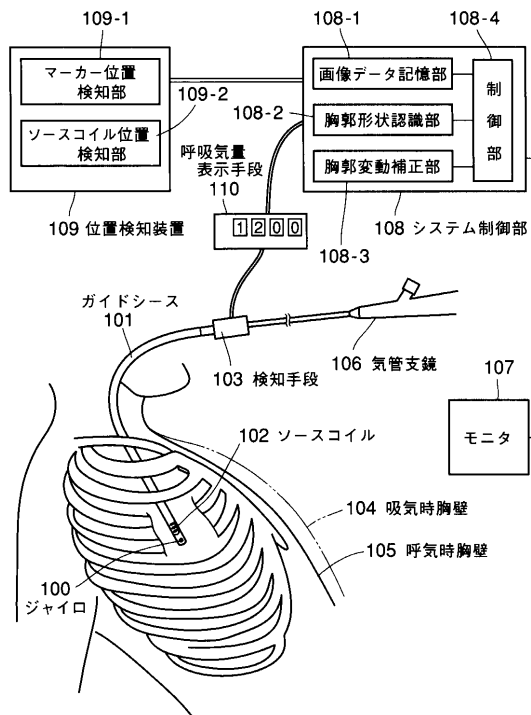
【図 10】



【図 9】



【図 11】



フロントページの続き

- (72)発明者 萩原 雅博
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 中満 竹千代
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 菊地 康彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 木村 修一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 高橋 裕史
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 加川 裕昭
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 斉藤 明人
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 中村 剛明
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2002-200058(JP, A)
国際公開第2002/064011(WO, A2)
特開平09-253038(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00
A61B 6/00
A61B 5/055
A61B 8/00
G06T 1/00

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4583658B2	公开(公告)日	2010-11-17
申请号	JP2001152838	申请日	2001-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	梶国英 森實祐一 萩原雅博 中満竹千代 菊地康彦 木村修一 高橋裕史 加川裕昭 斉藤明人 中村剛明		
发明人	梶 国英 森實 祐一 萩原 雅博 中満 竹千代 菊地 康彦 木村 修一 高橋 裕史 加川 裕昭 斉藤 明人 中村 剛明		
IPC分类号	A61B1/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.320.Z G06T1/00.290.B A61B1/00.300.D A61B1/00.522 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/00.650 A61B1/01 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/WW02 4C061/WW10 4C061/WW13 4C061/WW18 4C161/AA07 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/WW02 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/WW18 5B057/AA09 5B057/BA07 5B057/CA12 5B057/CB13 5B057/CD14 5L096/AA09 5L096/AA11 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA12 5L096/DA04 5L096/EA26 5L096/EA33 5L096/EA41 5L096/FA69		
代理人(译)	河野 哲		
其他公开文献	JP2002345725A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

甲而不对人体造成不良影响，并且不受由于呼吸整个肺的波动的影响，以提供准确显示实时与支气管镜的前端的观察对象部位之间的位置关系的内窥镜系统。 和的器官模型图像生成装置，用于从受试者器官（控制单元108-4），3，这取决于变化的每受试者器官的单位时间的量的二维断层图像数据来生成三维器官模型图像依次校正三维模型图像中，器官模型图像校正装置，用于生成三维

器官模型校正图像（胸椎变化校正单元108-3），设置在前端的磁场发生
器被插入到被检体脏器内窥镜的是（支气管镜106），通过接收从磁场产
生元件所产生的磁场;以及位置检测装置，用于检测所述内窥镜的前端部
的位置信息的装置（位置检测装置109），器官模型图像基于在由所述校
正三维器官模型图像和位置信息检测单元检测出内窥镜前端部的位置信
息是指由校正装置，提取在校正后的图像的三维器官模型的内窥镜的前
端的三维坐标三维坐标提取装置（控制部分108-4）和A.

