

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-6144

(P2009-6144A)

(43) 公開日 平成21年1月15日(2009.1.15)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 O
<b>A 6 1 B</b> 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 E	4 C 0 6 1
<b>G 0 2 B</b> 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 G	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2008-164609 (P2008-164609)	(71) 出願人	390039413
(22) 出願日	平成20年6月24日 (2008. 6. 24)		シーメンス アクチエンゲゼルシャフト
(31) 優先権主張番号	102007029884.8		Siemens Aktiengesellschaft
(32) 優先日	平成19年6月28日 (2007. 6. 28)		ドイツ連邦共和国 D-80333 ミュンヘン
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		ヴィッテルスバッハープラッツ 2
			Wittelsbacherplatz 2, D-80333 Muenchen, Germany
		(74) 代理人	100075166
			弁理士 山口 巖
		(72) 発明者	イエンス フェーレ
			ドイツ連邦共和国 91353 ハウゼンツム フィルスト 1

最終頁に続く

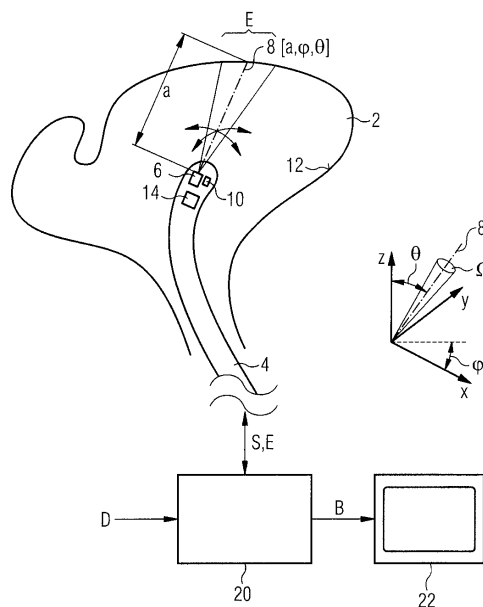
(54) 【発明の名称】 画像の作成方法および装置

## (57) 【要約】

【課題】内面の少なくとも1つの部分範囲が全体画像において完全に、すなわち空白なしに網羅されているようにする。

【解決手段】患者の体腔(2)の内面(12)の内視鏡による複数の個別画像( $E$ ,  $E_i$ )から合成される全体画像( $B$ )を作成するために、体腔(2)内に挿入された内視鏡(4)の光軸(8)の向きが、異なる方向から得られた個別画像( $E$ ,  $E_i$ )の評価および比較によって制御される。

【選択図】図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者の体腔 (2) の内面 (12) の内視鏡による複数の個別画像 ( $E$ ,  $E_i$ ) から合成される全体画像 ( $B$ ) を作成する画像の作成方法であって、体腔 (2) 内に挿入された内視鏡 (4) の光軸 (8) の向きが、異なる方向から得られた個別画像 ( $E$ ,  $E_i$ ) の評価および比較によって制御される画像の作成方法。

## 【請求項 2】

第 1 のステップにおいて、予め定められた異なる方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) から複数の個別画像 ( $E_i$ ) が撮影されて記憶され、個別画像 ( $E_i$ ) の評価および比較によって、隣接する個別画像 ( $E_i$ ) の間に発生する空白ならびにこれらの空白に付随する方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) が識別され、第 2 のステップにおいて、識別された方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) から内視鏡 (4) の光軸 (8) の向きの制御によって新たに個別画像 ( $E_i$ ) が作成され、合成された全体画像 ( $B$ ) が空白をもはや持たなくなるまで第 2 のステップが繰り返される請求項 1 記載の方法。

10

## 【請求項 3】

光軸 (8) の向きの調整が自動的に行なわれる請求項 1 又は 2 記載の方法。

## 【請求項 4】

光軸 (8) の向きの調整が内視鏡 (4) の先端の向きの調整によって行なわれる請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 5】

内視鏡先端に揺動可能に支持されたビデオカメラ (6) を有する内視鏡 (4) が使用され、ビデオカメラ (6) が光軸 (8) の向きの調整のために内視鏡先端において揺動せられる請求項 1 乃至 3 の 1 つに記載の方法。

20

## 【請求項 6】

内視鏡先端の位置および光軸 (8) の方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) が、位置固定の座標系 ( $x$ ,  $y$ ,  $z$ ) において検出され、この位置でこの方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) にて求められた画像と一緒に記憶される請求項 1 乃至 5 の 1 つに記載の方法。

## 【請求項 7】

各個別画像 ( $E$ ,  $E_i$ ) に対して光軸 (8) の方向において体腔 (2) の内面 (12) と内視鏡先端との距離 ( $a$ ) が測定されて記憶され、個別画像 ( $E$ ,  $E_i$ ) とそれぞれの付属の距離 ( $a$ )、位置および方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) とから 3D 全体画像 ( $B$ ) が作成される請求項 6 記載の方法。

30

## 【請求項 8】

患者の体腔 (2) の内面 (12) の内視鏡による複数の個別画像 ( $E$ ,  $E_i$ ) から合成される全体画像 ( $B$ ) を作成する画像の作成装置であって、異なる方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) から個別画像 ( $E$ ,  $E_i$ ) を撮影するために体腔 (2) 内に挿入される内視鏡 (4) と、異なる方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) から得られた個別画像 ( $E$ ,  $E_i$ ) の評価および比較によって内視鏡 (4) の光軸 (8) の向き ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) を制御する制御および評価装置 (20) とを有する画像の作成装置。

## 【請求項 9】

制御および評価装置 (20) において実行可能にされ請求項 2 による方法を実施するためのアルゴリズムを有する請求項 8 記載の装置。

40

## 【請求項 10】

光軸 (8) の向きの調整が自動的に行なわれる請求項 8 又は 9 記載の装置。

## 【請求項 11】

内視鏡先端が異なる方向 ( $\theta_i$ ,  $\phi_i$ ) に揺動可能である請求項 7 乃至 9 の 1 つに記載の装置。

## 【請求項 12】

内視鏡先端においてビデオカメラ (6) が揺動可能に支持されている請求項 7 乃至 9 の 1 つに記載の装置。

50

## 【請求項 13】

位置固定の座標系 ( $x, y, z$ ) において内視鏡先端の位置および光軸 ( $8$ ) の方向 ( $i, j, k$ ) を検出する位置検出装置 ( $14$ ) と、位置および方向 ( $i, j, k$ ) をこの位置でこの方向 ( $i, j, k$ ) にて求められた個別画像 ( $E, E_i$ ) と一緒に記憶する記憶装置とを有する請求項 8 乃至 12 の 1 つに記載の装置。

## 【請求項 14】

光軸 ( $8$ ) の方向において体腔 ( $2$ ) の内面 ( $12$ ) と内視鏡先端との距離を測定する距離測定装置 ( $10$ ) と、個別画像 ( $E, E_i$ ) から 3D 全体画像 ( $B$ ) を作成するために制御および評価装置 ( $20$ ) において実行可能にされたアルゴリズムとを有する請求項 13 記載の装置。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、患者の体腔内に挿入された内視鏡による複数の個別画像を合成して体腔内面の 1 つの全体画像を作成する画像の作成方法および装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

患者体内の空所の内視鏡検査の際に検査医師は、検出されない壁範囲によって間違った陰性の診断 (全く所見をもたらさない誤った診断) を避けるために、体腔の内面をできるだけ完全に検出するように努める。しかしながら、体腔の内面のこのような完全な検出は、内視鏡の限られた画像領域およびモニタ上の内視鏡画像表示における不足した空間的深さゆえに、検査医師にとって非常に問題であるので、病変領域が発見されないままになる危険が存在する。画像撮影のために  $180^\circ$  までの大きな開き角度を有するいわゆる魚眼レンズが使用可能であるが、しかしその画質は満足できず、このような魚眼レンズにより得られる画像は観察者にとって分かりにくい。

20

## 【0003】

体腔の内面のできるだけ有効な画像情報を可能にするために、内視鏡の種々の位置および方位から撮影し記憶した複数の内視鏡個別画像から 1 つの全体画像を合成し、同様に内視鏡に組み込まれた距離測定システムにより体腔の内面の仮想 3D モデルを発生させることは公知である (例えば、特許文献 1 参照)。

30

## 【0004】

ビデオカメラを装備したワイヤなし内視鏡検査装置 (内視鏡検査カプセル) のためのコンピュータ支援 3D 撮像方法は公知である (例えば、特許文献 2 参照)。このコンピュータ支援 3D 撮像方法においては、重なり合う構造を認識するために、受信および評価装置に伝達される内視鏡個別画像がパターン認識アルゴリズムで処理される。この公知の方法の場合にも、個別画像が 1 つの全体画像および 1 つの 3D モデルに合成される。

## 【0005】

しかし、公知の方法の場合には、内視鏡により作成されかつ更なる画像処理のために記憶された個別画像が空白なしの全体画像に合成され得ることが保証されていない。

40

【特許文献 1】独国特許第 1 0 2 0 0 4 0 0 8 1 6 4 号明細書

【特許文献 2】独国特許出願公開第 1 0 3 1 8 2 0 5 号明細書

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

本発明の課題は、患者の体腔の内面の内視鏡による複数の個別画像を合成して 1 つの全体画像を作成する画像の作成方法であって、全体画像によって内面の少なくとも 1 つの部分範囲が完全にすなわち全体画像に空白なしに網羅されていることが保証されている画像の作成方法を提供することにある。更に、本発明の課題はこの方法に基づいて動作する画像の作成装置を提供することにある。

## 【課題を解決するための手段】

50

## 【 0 0 0 7 】

画像の作成方法に関する課題は、本発明によれば請求項 1 の特徴を有する方法により解決される。本方法の有利な構成は従属請求項の対象であり、あるいは以下の説明並びに実施例から引き出すことができる。本発明によれば、患者の体腔の内面の内視鏡による複数の個別画像から合成される全体画像を作成する画像の作成方法において、内視鏡の光軸が異なる方向から得られた個別画像の評価および比較によって制御される。

## 【 0 0 0 8 】

本発明によれば、記憶されかつ全体画像の合成に使用可能である個別画像が、1つの個別画像により検出された領域よりも大きい少なくとも1つの診断上重要な内面領域を空白なしに、すなわち完全に網羅（カバー）することが保証される。

10

## 【 0 0 0 9 】

用語「内視鏡の光軸」は、以下において対象空間において内視鏡による画像作成に使用される撮像システムの光軸として理解すべきである。この撮像システムは例えば内視鏡先端に組み込まれたビデオカメラである。

## 【 0 0 1 0 】

方法の有利な実施態様においては、第 1 のステップにおいて、予め定められた異なる方向から複数の個別画像が撮影されて記憶される。個別画像の評価および比較によって、隣接する個別画像の間の場合によっては発生する空白ならびにこれらの空白にそれぞれ付随する方向が識別され、第 2 のステップにおいて、識別された方向から内視鏡の光軸の向きの制御によって新たに個別画像が作成され、合成された全体画像が空白をもちや持たなくなるまで必要ならば第 2 のステップが何回も繰り返される。

20

## 【 0 0 1 1 】

これらの複数の個別画像は 2 つの相前後する個別画像または 2 つよりも多数の相前後する個別画像であってよい。

## 【 0 0 1 2 】

内視鏡の光軸の向きの調整は、好ましくは自動的に、すなわちこのために検査医師の介入を必要とせずに行なわれる。これに対する代替または追加として、医師が手動での制御および手動での画像作成操作の際に空白なしに合成される全体画像の作成のために十分な部分的重なりを有する相前後する個別画像を作成するかどうかという光学的、音響的または触覚的な指示を医師に提供することを可能にする。

30

## 【 0 0 1 3 】

内視鏡の光軸の向きの調整は内視鏡の内視鏡先端の向きの調整によって行なわれる。

## 【 0 0 1 4 】

本発明の特別に有利な実施態様では、内視鏡先端に揺動可能支持されたビデオカメラを有する内視鏡が使用され、ビデオカメラが光軸の向きの調整のために揺動させられる。

## 【 0 0 1 5 】

付加的に内視鏡の位置および光軸の方向が位置固定の座標系において検出され、この位置でこの方向にて求められた画像と一緒に記憶されるならば、内視鏡による個別画像または内視鏡による全体画像を、内視鏡検査中または検査直前または直後に実行される他の撮像方法からの画像に結びつけることができる。

40

## 【 0 0 1 6 】

更に、各個別画像に対して光軸の方向において体腔の内面と内視鏡先端との距離が測定されて記憶され、個別画像およびそれぞれの付随する距離、位置および方向から 3 D 全体画像が作成されるならば、検査医師は特に直観的な体腔表示を利用できる。

## 【 0 0 1 7 】

装置に関する課題は、本発明によれば、請求項 8 の特徴を有する装置により解決され、その利点は、この請求項の下位に置かれた従属請求項の利点と同様に、本質的にはそれぞれ付随の方法請求項に対して述べた利点に対応する。

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 1 8 】

50

本発明の更なる説明のために図面の実施例を参照する。

図 1 は本発明による装置を概略的な原理図にて示し、

図 2 はビデオカメラの光軸の模範的な実現可能な制御の経過を概略的なフローチャートにて示す。

【 0 0 1 9 】

図 1 によれば、患者の体腔 2 内に例ではフレキシブル内視鏡 4 が挿入され、内視鏡 4 内には先端側の自由端にビデオカメラ 6 が配置されている。内視鏡先端に組み込まれたビデオカメラ 6 を使用する場合にビデオカメラ 6 の光軸と一致する内視鏡 4 の光軸 8 を、内視鏡先端の揺動によって、図において 2 つの両方向矢印によって具体的に示されているように、種々異なる方向に向けることができる。

10

【 0 0 2 0 】

内視鏡 4 は、図の表示とは違って、ビデオカメラ 6 が揺動可能に支持されている堅い内視鏡であってもよい。他の簡単化された変形例では同様に堅い内視鏡が配置され、この内視鏡においてビデオカメラ 6 は位置固定して、ビデオカメラ 6 の光軸 8 (したがって内視鏡の光軸) が斜めに、つまり内視鏡の長手軸線に対して  $0^\circ$  とは異なる角度で斜めに延在するように配置されている。内視鏡の回転によって注視方向、すなわち内視鏡の光軸の方向が変化する。

【 0 0 2 1 】

内視鏡の光軸と内視鏡先端部の長手軸線との間の角度が  $0^\circ$  と異なる場合、図示のようにフレキシブル内視鏡 4 を使用すると、複数のボーデンワイヤと内視鏡 4 の長手軸線の周りにおける内視鏡 4 全体の回転とにより、光軸の方向を互いに垂直な 3 つの軸線の周りに揺動させることができる。

20

【 0 0 2 2 】

これに対する代替として、フレキシブル内視鏡 4 の場合にも、ビデオカメラ 6 を内視鏡 4 の内部において、例えば外部の磁場により制御するようにしてもよい。

【 0 0 2 3 】

更に、内視鏡先端 4 には距離測定装置 10 が組み込まれ、この距離測定装置 10 により光軸 8 の方向において体腔 2 の内面 12 と内視鏡先端 4 またはビデオカメラ 6 の入口窓との距離  $a$  を測定することができる。ビデオカメラ 6 が内視鏡 4 の内部に揺動可能に配置されている場合、ビデオカメラ 6 に距離測定装置 10 が機械的に強制連結されている。更に、内視鏡 4 内には位置センサ 14 が組み込まれ、この位置センサ 14 により位置固定の座標系  $x, y, z$  における位置および向きを検出することができる。この位置固定の座標系  $x, y, z$  においてビデオカメラ 6 の光軸 8 の方向  $\theta$  も既知である。更に、図には、 $\theta$  にてビデオカメラ 6 によって検出される空間角度が記入されている。

30

【 0 0 2 4 】

ビデオカメラ 6 により、光軸 8 の異なる方向について内面 12 のそれぞれ 1 つの部分領域を再生して部分的に重なっている個別画像 E が作成され、制御および評価装置 20 に導かれ、制御および評価装置 20 がデジタル形式で存在する個別画像 E を解析し、1 つのつながった全体画像 B に合成し、全体画像 B がモニタ 22 において再生される。作成された画像データセット B が体腔の内面 12 の少なくとも一部の空白なしの全体画像 B を供給することを保証するために、制御および評価装置 20 において、隣接の個別画像が、一致する画像特徴を有しかつ部分的に重なるか否かを評価される。このような部分的な重なりを保証するために、制御および評価装置 20 において求められたこの評価結果に基づいて制御信号 S が発生され、制御信号 S により内視鏡 4 の光軸 8 の向きが自動的に制御される。このようにして体腔 2 の内面 12 の少なくとも 1 つの領域を再生する完全な全体画像 B が作成される。全体画像 B は、個別画像 E の撮像視野すなわち画像領域よりも著しく大きい面領域を再生し、理想的な場合には体腔 2 の完全に全周のまたはほぼ全周の画像である。

40

【 0 0 2 5 】

方向  $\phi$  ,  $\theta$  において撮影された各個別画像に属する距離  $a$  の評価と、それから分かる光

50

軸 8 と体腔 2 の内面 1 2 との交点の位置の評価とによって、体腔 2 の内面 1 2 の 3 D 全体画像 B を作成することができる。この 3 D 全体画像 B は、他の撮像方法により作成された 3 D データセットに挿入することができるので、内視鏡による診断を他の診断方法と組み合わせ、診断の信頼性を高めることができる。

#### 【 0 0 2 6 】

図 2 によるフローチャートには、模範的に内視鏡の光軸の向きを制御するためのアルゴリズムの有り得る経過が具体的に示されている。光軸の出発方向  $\theta_0$ 、 $\phi_0$  を有する出発位置において個別画像  $E_0$  が作成される。ランタイムパラメータ  $i$  が 1 にセットされる。続いて、ビデオカメラの制御によって角度増分  $\Delta\theta$ 、 $\Delta\phi$  だけカメラの揺動が行なわれることにより、新たな向き  $\theta_i = \theta_0 + \Delta\theta$ 、 $\phi_i = \phi_0 + \Delta\phi$  となる。この向きで新たに個別画像  $E_i$  が作成される。次のステップにおいて先行の個別画像  $E_{i-1}$  およびこれに続く隣接の個別画像  $E_i$  が部分的重なりを有するかどうかを検査される。これはフローチャートにおいて切断集合  $E_i \cap E_{i-1}$  を用いて記号にて具体例で示されている。切断集合  $E_i \cap E_{i-1}$  が空である場合、すなわち部分的な重なりが存在しない場合、増分値  $\Delta\theta$ 、 $\Delta\phi$  がそれぞれ換算係数  $\alpha$ 、 $\beta$  ( $< 1$ ) により低減される。このようにして求められた新たな  $\theta_i$ 、 $\phi_i$  により新たに個別画像  $E_i$  が作成される。換言するならば、部分的重なりが欠けている場合、すなわち空白が確認された場合、これらの空白に属する方向が識別され、この方向において新たに個別画像  $E_i$  が作成される。この方向は空白の中心にある方向である必要はなく、確認された空白に基づいて新たな個別画像  $E_i$  が撮影される方向である。部分的重なりが確認されるまで、この過程が繰り返される。部分的重なりが確認された際に、ランタイムパラメータ  $i$  が 1 だけ高められ、増分ステップ  $\Delta\theta$  および  $\Delta\phi$  が初期値にリセットされる。このようにして予め与えられたステップ数  $N$  が続行されるか、または角度方向  $\theta_N$ 、 $\phi_N$  が出発値  $\theta_0$ 、 $\phi_0$  に一致するまで可変のステップ数  $N$  が続行される。このようにして得られた個別画像  $E_i$  から、総和  $\sum E_i$  なる記号により具体的に示されているように全体画像 B が合成される。

#### 【 0 0 2 7 】

図示された例は実現可能なアルゴリズムを具体的に説明するためにだけ用いられ、アルゴリズムは基本的には次のように進行する。例えば最初のステップにおいて 3 つ以上の個別画像  $E_i$  が予め定められた異なる方向から撮影され、すなわち、より大きな角度範囲が網羅 (カバー) され、後から個別画像を評価および比較することによって、合成された暫定的な全体画像 B において個別画像  $E_i$  間に場合によっては存在する空白ならびにこれらに付属する方向が識別され、第 2 のステップにおいて内視鏡の光軸の向きの制御によってこれらの方向から個別画像が作成される。合成された全体画像 B が空白を持たなくなるまでは必要ならばいつも第 2 のステップが繰り返される。

#### 【 0 0 2 8 】

このような自動的な制御に対する代替として、操作者が光軸の向きを手動にて行なうことも可能であり、これは次のように行なうことができる。すなわち、操作者が手動にて個別画像を記憶装置に記憶させ、先行記憶された個別画像の後に続く個別画像の記憶後に、次の個別画像のために操作者によって行なわれた揺動運動が個別画像の部分的重なりを可能にするためには過大であったことが適切な指示信号を介して操作者に指示される。操作者は、音響的、光学的または触覚的な信号を介して相応の部分的重なりが確認されるまでビデオカメラを揺動させる要求を受ける。

#### 【 図面の簡単な説明 】

#### 【 0 0 2 9 】

【 図 1 】 本発明による装置の概略を示す原理図

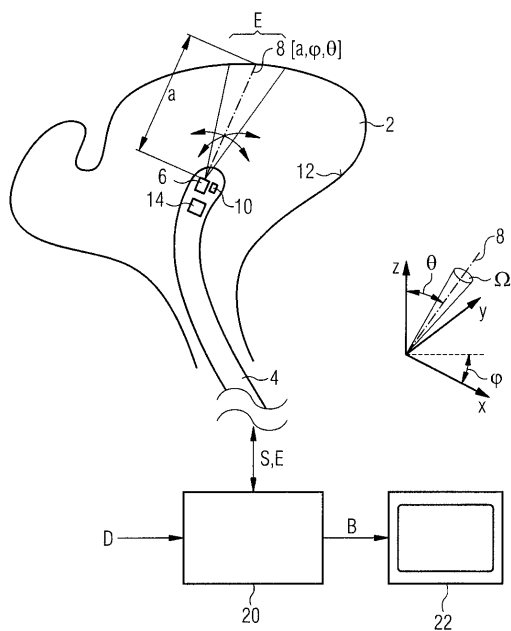
【 図 2 】 ビデオカメラの光軸の模範的な実現可能な制御の経過を概略的に示すフローチャート

#### 【 符号の説明 】

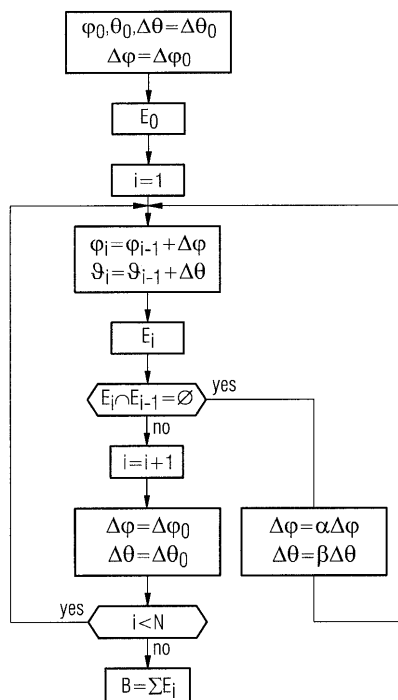
#### 【 0 0 3 0 】

4	内視鏡（または内視鏡先端）
6	ビデオカメラ
8	光軸
10	距離測定装置
12	体腔内面
14	位置センサ
20	制御および評価装置
22	モニタ

【図 1】



【図 2】



---

フロントページの続き

(72)発明者 ライナー クート

ドイツ連邦共和国 9 1 3 1 5 ヘヒシュタット ケーニヒスベルガー ヴェーク 1

Fターム(参考) 2H040 GA02 GA11

4C061 AA00 BB00 CC06 DD01 DD03 FF35 HH52 LL02 NN01 NN05

PP09 WW04



专利名称(译)	用于创建图像的方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009006144A</a>	公开(公告)日	2009-01-15
申请号	JP2008164609	申请日	2008-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子激活日元Gezerushiyafuto		
[标]发明人	イエンスフェーレ ライナーカート		
发明人	イエンス フェーレ ライナー カート		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/042 A61B5/065 A61B5/1076 A61B90/36 A61B2090/367 H04N5/23238 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.E A61B1/00.310.G G02B23/24.B A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/00.715 A61B1/008.512 A61B1/045.610 A61B1/045.640 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD01 4C061/DD03 4C061/FF35 4C061/HH52 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP09 4C061/WW04 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/HH52 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP09 4C161/WW04		
代理人(译)	山口岩		
优先权	102007029884 2007-06-28 DE		

#### 摘要(译)

要解决的问题：确保内表面的至少一个子区域完全被完整图像覆盖，即在整个图像中没有间隙。ŽSOLUTION：为了生成完整的图像（B），该图像由患者体腔（2）的内表面（12）的多个单独的内窥镜图像（E，E<sub>i</sub>）组成。通过评估和比较从不同获得的各个图像（E，E<sub>i</sub>）来控制引入体腔（2）的内窥镜（4）的光轴（8）的对准。方向。Ž

