

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-509133

(P2012-509133A)

(43) 公表日 平成24年4月19日(2012.4.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	4 C 0 9 3
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 8 2	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2011-537379 (P2011-537379)	(71) 出願人	511124068
(86) (22) 出願日	平成21年11月26日 (2009.11.26)		インフィニット ヘルスケア カンパニー
(85) 翻訳文提出日	平成23年5月20日 (2011.5.20)		リミテッド
(86) 国際出願番号	PCT/KR2009/007024		I N F I N I T T H E A L T H C A R E
(87) 国際公開番号	W02011/030965		C O . , L T D
(87) 国際公開日	平成23年3月17日 (2011.3.17)		大韓民国 1 5 2 - 0 5 1 ソウル特別市
(31) 優先権主張番号	10-2009-0085570		クロ区 クロドン 1 8 2 - 4 第3ダ
(32) 優先日	平成21年9月10日 (2009.9.10)		エロンポストタワー 1 2 階
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)	(74) 代理人	100116850
(31) 優先権主張番号	10-2009-0085572		弁理士 廣瀬 隆行
(32) 優先日	平成21年9月10日 (2009.9.10)	(74) 代理人	100165847
(33) 優先権主張国	韓国 (KR)		弁理士 関 大祐

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 仮想内視鏡装置とその駆動方法及び検診装置

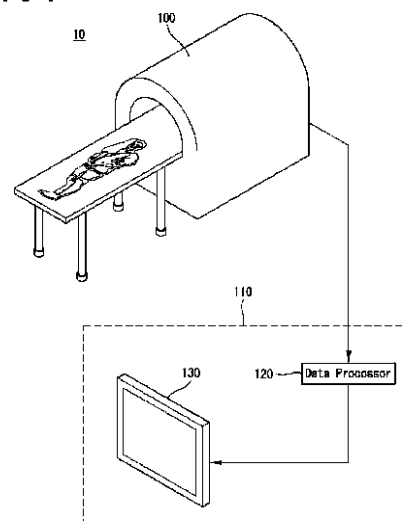
(57) 【要約】

【課題】本発明は検査対象に対する連続された断面画像データを利用し立体的な映像を具現し、実際内視鏡を通じて撮影されたことと同一である映像が具現できると共に具現された映像の歪曲を防止しながら、撮影時間を短めさせることができ、さらに精緻な映像が撮影できるようにする仮想内視鏡装置及びその駆動方法を提供する

【解決手段】本発明に係る仮想内視鏡装置は検査対象に対する連続された断面画像データで3次元位置関数で表示されるボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて前記検査対象内部の仮想内視鏡データを生成するデータ処理部及び前記仮想内視鏡データによる仮想内視鏡の映像を表示する表示部を含み、前記データ処理部は仮想カメラを前記検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら前記検査対象の内部を撮影し、これによって前記仮想内視鏡データを同一角度によって生成することを特徴とする。

【選択図】図1

[Fig. 1]



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検査対象に対する連続された断面画像データで 3 次元位置関数に表示されるボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて前記検査対象内部の仮想内視鏡データを生成するデータ処理部と、

前記仮想内視鏡データによる仮想内視鏡の映像を表示する表示部とを含み、

前記データ処理部は仮想カメラを前記検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら前記検査対象の内部を撮影し、これによって前記仮想内視鏡データを同一角度によって生成することを特徴とする仮想内視鏡装置。

【請求項 2】

前記仮想カメラは前記移動経路に垂直に回転することを特徴とする、請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 3】

前記仮想カメラは視野角が $60 \sim 120^\circ$ であるのを特徴とする、請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 4】

前記仮想カメラは前記移動経路を軸に回転しながら同時に前記移動経路に沿って進行することを特徴とする請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 5】

前記仮想カメラは進行が止めた状態で回転することを特徴とする、請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 6】

前記仮想カメラの回転角度は 360° より大きいか同じであることを特徴とする、請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 7】

前記検査対象の内部の移動経路は前記断面画像の中心点を連結した線であることを特徴とする、請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 8】

前記断面画像データはコンピュータ断層撮影機(Computed Topography: C T)及び磁気共鳴診断装置(Magnetic Resonance Imaging: M R I)の内少なくとも一つから入力されるデータであることを特徴とする請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 9】

前記表示部は前記仮想カメラが回転し撮影した前記仮想内視鏡の映像を前記仮想カメラの回転方向に広げて表示することを特徴とする請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 10】

前記表示部に表示された一つの前記仮想内視鏡の映像は両方端が互いに重畳(Overlap)されることを特徴とする請求項 9 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 11】

前記表示部に表示される連続された二つの前記仮想内視鏡の映像は互いに重畳される部分を含む請求項 9 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 12】

前記仮想カメラは前記移動経路を片道(One path)で移動することを特徴とする請求項 1 記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 13】

検査対象に対する連続された断面画像データを入力する段階と、

前記断面画像データで 3 次元位置関数に表示されるボリュームデータを生成する段階と、

前記検査対象の内部の移動経路を設定する段階と、

仮想カメラを前記移動経路を軸に回転させながら前記ボリュームデータに基づいて前記検査対象内部の仮想内視鏡の映像を撮影し、撮影した前記仮想内視鏡の同一角度によって再構成し出力する段階と、

10

20

30

40

50

前記同一角度によって再構成した仮想内視鏡の映像を表示する段階と、
を含む仮想内視鏡装置の駆動方法。

【請求項 14】

入力される検査対象に対する断面画像データで仮想内視鏡データを生成するデータ処理部と、

前記仮想内視鏡データによる映像を一つの画面に表示する表示部を含み、

前記仮想内視鏡データによる映像は少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と、少なくとも一つの参照画像を含み、

少なくとも一つの前記仮想内視鏡の映像は

仮想カメラを前記検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら前記検査対象内部を撮影し、撮影した前記検査対象のデータを同一角度によって再構成したことを特徴とする仮想内視鏡装置。 10

【請求項 15】

前記データ処理部は前記検査対象に対する連続された断面画像データで3次元位置関数で表示されるボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて前記検査対象内部の仮想内視鏡データを生成することを特徴とする、請求項14記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 16】

前記参照画像は前記検査対象のX-Y平面映像、Y-Z平面映像及びX-Z平面映像の内少なくとも一つを含む請求項14記載の仮想内視鏡装置。 20

【請求項 17】

前記参照画像は前記仮想カメラの前記移動経路に対する映像を含むことを特徴とする、請求項14記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 18】

前記移動経路に対する映像は前記検査対象の一部に対する移動経路を表示した映像であることを特徴とする、請求項17記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 19】

前記移動経路に対する映像は前記検査対象の全体に対する移動経路を表示した映像であることを特徴とする、請求項17記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 20】 30

前記表示部に一緒に表示される少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの参照画像の内いずれか一つの映像の情報が変更される場合、残り映像の内少なくとも一つの映像の情報が連動し変更されることを特徴とする、請求項14記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 21】

前記表示部に一緒に表示される少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの参照画像の内いずれか一つの映像で任意の第1部分を選択する場合、残り映像の内少なくとも一つの映像は前記第1部分に当る部分を表示することを特徴とする、請求項20記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 22】

少なくとも一つの前記仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの前記参照画像の内少なくとも一つの映像は外部から入力される命令に従って拡大または縮まることを特徴とする、請求項14記載の仮想内視鏡装置。 40

【請求項 23】

少なくとも一つの前記仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの前記参照画像の内少なくとも一つの映像はスライドショー方式で表示されることを特徴とする、請求項14記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 24】

少なくとも一つの前記仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの前記参照画像の内少なくとも一つの映像はパノラマ方式に表示されることを特徴とする、請求項14記載の仮想内視鏡装置。 50

【請求項 25】

少なくとも一つの前記仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの前記参照画像の内少なくとも一つの映像で任意の第1部分を関心部分で指定する場合、残り映像の内少なくとも一つで前記第1部分に対応される部分も関心部分に指定される請求項14記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 26】

前記関心部分に対する映像はメモリーに貯蔵されることを特徴とする、請求項25記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 27】

前記関心部分に対するローディング命令が入力される場合、前記メモリーに貯蔵された前記関心部分に対する映像を表示する請求項26記載の仮想内視鏡装置。

10

【請求項 28】

検査対象に対する連続された断面画像データを入力する段階と、
前記断面画像データで3次元位置関数に表示されるボリュームデータを生成する段階と、
前記ボリュームデータに基づいて前記検査対象の仮想内視鏡データを生成する段階と、
前記仮想内視鏡データによる少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの参照画像を一つの画面に表示する段階を含み、
少なくとも一つの前記仮想内視鏡の映像は
仮想カメラを前記検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら前記検査対象内部を撮影し、撮影した前記検査対象のデータを同一角度によって再構成したことを特徴とする仮想内視鏡装置の駆動方法。

20

【請求項 29】

一つの画面に一緒に表示された少なくとも一つの前記仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの前記参照画像の内いずれか一つの映像の情報が変更される場合、残り映像の内少なくとも一つの映像の情報を連動し変更する段階をさらに含むことを特徴とする、請求項28記載の仮想内視鏡装置の駆動方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は仮想内視鏡装置とその駆動方法及び検診装置に関する。

30

【背景技術】**【0002】**

最近患者の胃、大腸などの健康状態を察するために内視鏡が使われている。内視鏡で患者の内臓の健康状態を観察するためには内視鏡を直接人の内臓の内部に挿入してする。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0003】**

このような場合、患者は異物感、苦痛などを感じえるし、甚だしくは挿入される内視鏡によって患者の内臓が損傷を被ることがある問題点がある。

40

【0004】

このような問題点を解決するために最近には一連の断層映像を利用し立体的な映像を具現する方法で、実際内視鏡が撮影したのと同じ映像を具現する仮想内視鏡装置が開発されている。

【0005】

本発明の目的とするところは検査対象に対する連続された断面画像データを利用し立体的な映像を具現し、実際内視鏡を通じて撮影されたことと同一である映像が具現できると共に具現された映像の歪曲を防止しながら、撮影時間を縮めさせることができ、さらに精緻な映像が撮影できるようにする仮想内視鏡装置及びその駆動方法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 6 】

前記課題を解決するために本発明に係る仮想内視鏡装置は検査対象に対する連続された断面画像データで3次元位置関数で表示されるボリュームデータを生成し、前記ボリュームデータに基づいて前記検査対象内部の仮想内視鏡データを生成するデータ処理部及び仮想内視鏡データによる仮想内視鏡映像を表示する表示部を含み、データ処理部は仮想カメラを検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら検査対象内部を撮影し、これによって仮想内視鏡データを同一角度によって生成することを特徴とする。

【 0 0 0 7 】

また、仮想カメラは移動経路に垂直に回転することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

また、仮想カメラは視野角が60°～120°であるのを特徴とする。

【 0 0 0 9 】

また、仮想カメラは移動経路を軸に回転しながら同時に移動経路に沿って進行することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、仮想カメラは進行が止めた状態で回転することを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、仮想カメラの回転角度は360°より大きいか同一であることを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

また、検査対象の内部の移動経路は断面画像の中心点を連結した線であるのを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、断面画像データはコンピュータ断層撮影機(Computed Topography: C T)及び磁気共鳴診断装置(Magnetic Resonance Imaging: M R I)の内少なくとも一つから入力されるデータであることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

また、表示部は仮想カメラが回転し撮影した仮想内視鏡映像を仮想カメラの回転方向に広げて表示することを特徴とする。

【 0 0 1 5 】

また、表示部に表示された一つの仮想内視鏡映像は両方端が互いに重畳(Overlap)されることを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

また、表示部に表示される連続された2個の仮想内視鏡映像は互いに重畳(Overlap)される部分を含むことを特徴とする。

【 0 0 1 7 】

また、仮想カメラは移動経路を片道(One path)で移動することを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

また、本発明に係る仮想内視鏡装置の駆動方法は検査対象に対する連続された断面画像データを入力する段階と、断面画像データで3次元位置関数で表示されるボリュームデータを生成する段階と、検査対象の内部の移動経路を設定する段階と、カメラを移動経路を軸に回転させながらボリュームデータに基づいて検査対象内部の仮想内視鏡映像を撮影し、撮影した仮想内視鏡の同一角度によって再構成し出力する段階及び同一角度によって再構成した仮想内視鏡映像を表示する段階を含むことができる。

【 0 0 1 9 】

また、本発明に係る検診装置は検査対象に対する連続された断面画像データを生成する断面画像生成部と、断面画像データで3次元位置関数に表示されるボリュームデータを生成し、ボリュームデータに基づいて仮想カメラを検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら検査対象内部を撮影し、仮想対象の内部の仮想内視鏡データを同一角度によって生成するデータ処理部及び仮想内視鏡データによる仮想内視鏡映像を表示する表示部を含むことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

また、断面画像生成部はコンピュータ断層撮影機(Computed Topography: C T) または磁気共鳴診断装置(Magnetic Resonance Imaging: M R I)であるのを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

本発明に係る仮想内視鏡装置及びその駆動方法によって検査対象に対する連続された断面画像データを利用し立体的な映像を具現することと同時に具現された映像の歪曲を防止しながら、撮影時間を縮めさせることができ、さらに精緻な映像の撮影が可能になる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 2 】

10

【 図 1 】 本発明に係る検診装置及び仮想内視鏡装置の構成及び動作に対して説明するための図である。

【 図 2 】 本発明に係る検診装置及び仮想内視鏡装置の構成及び動作に対して説明するための図である。

【 図 3 】 本発明に係る検診装置及び仮想内視鏡装置の構成及び動作に対して説明するための図である。

【 図 4 】 本発明に係る検診装置及び仮想内視鏡装置の構成及び動作に対して説明するための図である。

【 図 5 】 本発明に係る検診装置及び仮想内視鏡装置の構成及び動作に対して説明するための図である。

20

【 図 6 】 本発明に係る検診装置及び仮想内視鏡装置の構成及び動作に対して説明するための図である。

【 図 7 】 本発明に係る実施の形態と比較例を比べるための図である。

【 図 8 】 本発明に係る実施の形態と比較例を比べるための図である。

【 図 9 】 本発明に係る実施の形態と比較例を比べるための図である。

【 図 1 0 】 仮想内視鏡の映像の再構成方法に対して説明するための図である。

【 図 1 1 】 仮想内視鏡の映像の再構成方法に対して説明するための図である。

【 図 1 2 】 仮想内視鏡の映像の再構成方法に対して説明するための図である。

【 図 1 3 】 一つの画面に仮想内視鏡の映像と参照画像を一緒に表示する方法の一例を説明するための図である。

30

【 図 1 4 】 一つの画面に仮想内視鏡の映像と参照画像を一緒に表示する方法の一例を説明するための図である。

【 図 1 5 】 一つの画面に仮想内視鏡の映像と参照画像を一緒に表示する方法の一例を説明するための図である。

【 図 1 6 】 一つの画面に仮想内視鏡の映像と参照画像を一緒に表示する方法の一例を説明するための図である。

【 図 1 7 】 仮想カメラの移動経路を表示する参照画像に対して説明するための図である。

【 図 1 8 】 仮想カメラの移動経路を表示する参照画像に対して説明するための図である。

【 図 1 9 】 仮想カメラの移動経路を表示する参照画像に対して説明するための図である。

【 図 2 0 】 本発明に係る仮想内視鏡装置のまた他の機能の一例に対して説明するための図である。

40

【 図 2 1 】 本発明に係る仮想内視鏡装置のまた他の機能の一例に対して説明するための図である。

【 図 2 2 】 本発明に係る仮想内視鏡装置のまた他の機能の一例に対して説明するための図である。

【 図 2 3 】 本発明に係る仮想内視鏡装置のまた他の機能の一例に対して説明するための図である。

【 図 2 4 】 本発明に係る仮想内視鏡装置のまた他の機能の一例に対して説明するための図である。

【 図 2 5 】 仮想カメラの回転軸に対して説明するための図である。

50

【図 2 6】仮想カメラの回転軸に対して説明するための図である。

【図 2 7】仮想カメラの動きに対して説明するための図である。

【図 2 8】仮想カメラの視野角に対して説明するための図である。

【図 2 9】仮想カメラの視野角に対して説明するための図である。

【図 3 0】仮想カメラの視野角に対して説明するための図である。

【図 3 1】仮想カメラの回転角度に対して説明するための図である。

【図 3 2】仮想カメラの回転角度に対して説明するための図である。

【図 3 3】仮想カメラの進行距離に対して説明するための図である。

【図 3 4】仮想カメラの進行距離に対して説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

10

【0023】

以下に添付図面を参照しながら、本発明の好適な実施の形態について詳細に説明する。

【0024】

図 1 乃至図 6 は本発明に係る検診装置及び仮想内視鏡装置の構成及び動作に対して説明するための図である。

【0025】

先ず、図 1 を注意深く見れば本発明に係る検診装置 10 は断面画像生成部 100 と仮想内視鏡装置 110 を含むことができる。ここで、断面画像生成部 100 は検査対象に対する連続された断面画像データを生成することができる。

【0026】

20

共に、仮想内視鏡装置 110 は断面画像生成部 100 が生成した所定の検査対象、例えば人の胃、大腸などの断面画像データを利用し仮想内視鏡の映像を生成及び表示することができる。

【0027】

望ましくは、仮想内視鏡装置 110 は断面画像生成部 100 が生成した断面画像データで 3 次元位置関数に表示されるボリュームデータを生成し、ボリュームデータに基づいて仮想内視鏡カメラを検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら検査対象内部を撮影し仮想内視鏡データを同一角度によって生成するデータ処理部(Data Processor : 120)

及び仮想内視鏡データによる仮想内視鏡の映像及び参照画像を一つの画面に表示する表示部 130 を含むことができる。

30

【0028】

共に、断面画像生成部 100 は所定の検査対象の断面画像を撮影することができるコンピュータ断層撮影機(Computed Topography: CT)及び磁気共鳴診断装置(Magnetic Resonance Imaging: MRI)の内どのひとつであるのが望ましい。

【0029】

共に、図 2 のようにデータ処理部 120 は前処理部 121、ボリュームデータ生成部 122、撮影部 123、命令入力部 124、メモリー 125 及び制御部 126 を含むことができる。

【0030】

前処理部 121 は断面画像生成部 100 から入力される検査対象の断面画像データを補間(Interpolation)、分割(Segmentation)などの過程を通じてデータ処理することができる。

40

【0031】

補間は映像の解像度を高めるために連続される映像の間に現在シーケンス映像の以前と以後の差を求める過程で、その差分画像を補間することができる。

【0032】

分割は 3 次元ボリュームデータを生成するために関心部位の映像の強度(Intensity)に当るしきい値(Threshold)を設定し、設定したしきい値以上の値のみをフィルタリングする過程であることがある。

【0033】

50

ポリウムデータ生成部 1 2 2 はレンダリング(Rendering)技法を利用し断面画像生成部 1 0 0 が生成した断面画像データから 3 次元ポリウムデータを生成することができる。

【 0 0 3 4 】

望ましくは、ポリウムデータ生成部 1 2 2 はポリウムレンダリング技法で前処理部 1 2 1 が処理した映像データを利用し 3 次元ポリウムデータを生成することができる。

【 0 0 3 5 】

撮影部 1 2 3 はポリウムデータ生成部 1 2 2 が生成したポリウムデータに基づいて仮想内視鏡カメラを検査対象の内部の移動経路を軸に回転させながら検査対象内部を撮影することができる。

10

【 0 0 3 6 】

このような、方法で撮影部 1 2 3 が撮影した検査対象内部の映像データが同一角度による仮想内視鏡データとして出力されることができる。

【 0 0 3 7 】

命令入力部 1 2 4 は外部から、例えば使用者から入力される制御命令を制御部 1 2 6 で入力することで、制御命令にデータ処理部 1 2 0 の動作を制御することができるようにできる。

【 0 0 3 8 】

メモリー 1 2 5 はキャプチャー(Capture)された映像、関心部分に対する情報などの多様なデータを貯蔵することができる。

20

【 0 0 3 9 】

一方、撮影の時仮上カメラは検査対象の内部に設定された移動経路に付いて移動することができる。

【 0 0 4 0 】

共に、検査対象の内部に設定された移動経路は図 3 の場合のように断面画像生成部 1 0 0 が出力した検査対象 2 0 0 の断面画像 3 0 0 ~ 断面画像 3 3 0 の中心点 (P 1 ~ P 4) を接続した線で有り得る。

【 0 0 4 1 】

本発明で検査対象の内部に設定された移動経路は断面画像 3 0 0 ~ 断面画像 3 3 0 の中心点 (P 1 ~ P 4) を連結した線であるのに限定されるのではない。場合によって、移動経路は断面画像 3 0 0 ~ 断面画像 3 3 0 の内少なくとも一つの中心点 (P 1 ~ P 4) を経たなくても関係ない。

30

【 0 0 4 2 】

制御部 1 2 6 は仮想内視鏡データの生成過程を制御することができる。

【 0 0 4 3 】

制御部 1 2 6 の制御によって撮影部 1 2 3 が出力した仮想内視鏡データが表示部 1 3 0 に伝送でき、これによって表示部 1 3 0 は仮想内視鏡の映像を表示することができるのである。

【 0 0 4 4 】

前記で説明した仮想内視鏡装置 1 1 0 の動作を図 4 を参照しさらに詳しく説明すれば次のようである。以下では検査対象を人の大腸と仮定して説明することにする。本発明が検査することができる検査対象は人の大腸のみならず、胃、気管支など多様することができる。

40

【 0 0 4 5 】

図 4 を注意深く見れば、仮想カメラ 2 2 0 は大腸 2 0 0 の内部に設定された移動経路 2 1 0 を軸に回転しながら所定の視野角 ($\theta 1$) で大腸 2 0 0 の内部を撮影することができる。ここで、仮想カメラ 2 2 0 は同一である角度で回転することができる。例えば、仮想カメラ 2 2 0 は 1 回に 60° (度) ずつ総 6 回回転しながら大腸 2 0 0 の内部を撮影することができる。

【 0 0 4 6 】

これによって、仮想カメラ 2 2 0 を基準で大腸 2 0 0 内部の上部部分 4 1 0 と下部部分 4

50

20が共に撮影されることができる。

【0047】

例えば、図5の場合のように仮想カメラ220が円筒形象の大腸200の内部に設定された移動経路210を軸に1回回転しながら映像を撮影できる。

【0048】

共に、図5のような方式で撮影した仮想内視鏡データによる仮想内視鏡の映像を図6の場合のように仮想カメラ220の回転方向、すなわち中心軸210と交差する方向に広げて表示することができる。

【0049】

前記図6のように、仮想カメラ220で撮影した仮想内視鏡の映像を仮想カメラ220の回転方向に広げて表示するようになれば、大腸200内壁の検査がより容易することができる。

10

【0050】

例えば、大腸の検査では内臓内壁に今6mm以上の茸腫が形成されているかどうかを観察するのが重要することがある。このような茸腫は普通丸い突起形象を有している。そして大腸に形成される茸腫は大腸のしわの間に位置することができるのに、このように大腸のしわの間に位置する茸腫は発見が易しくないこともある。

【0051】

反面に、図5乃至図6の場合のように仮想カメラ220を移動経路210を基準で回転させながら大腸200の内壁を撮影し、共に撮影した仮想内視鏡の映像を仮想カメラ220の回転方向に広げて表示する場合には、大腸200のしわ間をより確実に確認することができるので仮想内視鏡の映像の歪曲を減らすことができるし、これによって茸腫の検出がより容易することができる。

20

【0052】

これによって、診断の正確性及び速度が向上することができる。

【0053】

共に、前記のように仮想カメラ220を移動経路210を基準で回転させながら撮影するので仮想カメラ220は移動経路210を片道(One path)で移動するのが可能である。

【0054】

これによって、撮影に所要する時間を減らすことができる。

30

【0055】

図7乃至図9は本発明に係る実施の形態と比較例を比べるための図である。

【0056】

先ず、図7を注意深く見れば第1比較例による方法が示されている。

第1比較例では仮想カメラ220は大腸200の内部に設定された移動経路210に付いて矢印方向に直進しながら所定の視野角($\theta 2$)で内臓200の内部を撮影することができる。

【0057】

このような第1比較例で仮想カメラ220が撮影可能な領域700はよほど制限的になるしかない。その理由は仮想カメラ220が直進しながら撮影するによって仮想カメラ220の視野に入って来ない領域(710、720)が発生するからである。

40

【0058】

したがって第1比較例による方法で撮影した仮想内視鏡の映像を表示する場合には表示された映像で茸腫を捜し出しにくく、共に表示された映像には歪曲が複数発生することで診断の正確性が低下されることができる。

【0059】

一方、第1比較例では茸腫の検出効率を高め診断の正確性を高めるために仮想カメラ220を往復移動(Two Path)するように設定することができる。すなわち、仮想カメラ220が移動経路210に付いて矢印方向に移動しながら大腸200を撮影してから、また矢印

50

と反対方向に移動しながら大腸 200 を撮影するのが可能であることである。

【0060】

しかしこのような場合にも仮想カメラ 220 が直進しながら大腸 200 を撮影するから仮想カメラ 220 の視野から脱する領域が存在し、これによって画面の歪曲は相変らず複数残っていて、また仮想カメラ 220 の往復移動によって撮影時間が長くなることができる。

【0061】

次、図 8 には第 2 比較例による方法の場合が示されている。

【0062】

図 8 のように第 2 比較例では仮想カメラ 220 は移動経路 210 に付いて移動しながら複数 10
数の方向で同時に撮影することができる。

【0063】

例えば、仮想カメラ 220 は上、下、左、右、前、後の総 6 個の方向で同時に大腸 200
を撮影することができる。

【0064】

共に、図 8 のような方法で撮影した映像を図 9 の場合と一緒にいっぺんに広げて表示する
ことができる。

【0065】

例えば、大腸 200 の上部方向を撮影した第 1 映像 900 を画面の上部に配置し、大腸 2
00 の下部方向を撮影した第 2 映像 910 を画面の下部に配置し、大腸 200 の左側方向 20
を撮影した第 3 映像 920 を画面の左側に配置し、大腸 200 が右側方向を撮影した第 4
映像 930 を画面の右側に配置し、大腸 200 の前方方向を撮影した第 5 映像 940 を画
面の中央に配置し、大腸 200 の後方方向を撮影した第 6 映像 950 を第 4 映像 930 の
右側に配置することができる。

【0066】

このような場合には、互いに異なる方向に撮影した映像を一つの画面に表示するからそれ
ぞれの映像 (900 ~ 950) の境界部分で歪曲が発生することができる。これによって
診断の正確性が低下されることができる。

【0067】

反面に、前の図 6 のようにに本発明の実施の形態のように仮想カメラ 220 を移動経路 2
10 を軸に回転させながら大腸 200 の内部を撮影し、撮影した映像を仮想カメラ 220
の回転方向に広げて表示したら仮想内視鏡の映像の歪曲を減らすことができて診断の正確
性が向上することがある。 30

【0068】

したがって本発明に係る実施の形態は比較例 1 及び比較例 2 に比べて診断の正確性が高い
ことがある。

【0069】

図 10 乃至図 12 は仮想内視鏡の映像の再構成方法に対して説明するための図である。

【0070】

まず、図 10 を注意深く見れば本発明では仮想カメラ 220 が回転しながら大腸 200 の 40
仮想内視鏡の映像を撮影し、撮影した仮想内視鏡の映像によるデータを同一角度によって
再構成することができる。例えば、仮想カメラ 220 は時計方向 (Clockwise) で 6θ 位ず
つ回転しながら撮影することができる。同時に、仮想カメラ 220 が 6θ の角度で回転し
ながら撮影した映像によるデータを θ の角度によって再構成することができる。すな
わち、仮想カメラ 220 が撮影した家事内視鏡映像を同一である角度 (θ) によってそれぞ
れ再構成するのである。

【0071】

このように、仮想カメラ 220 を回転させながら撮影し、撮影した仮想内視鏡の映像によ
るデータを同一角度によって再構成する場合には表示する映像たちの境界部分に歪曲が発
生することを抑制することができる。これによって、診断の正確性をさらに高めることが 50

できる。

【 0 0 7 2 】

一方、本発明とは異なりに仮想カメラ 2 2 0 を等間隔によって再構成する方法の一例が図 1 1 に示されている。

【 0 0 7 3 】

このような図 1 1 のような方法では仮想内視鏡の映像によるデータをイメージパネル (image panel) で同一である間隔によって再構成し映像を得るのである。

【 0 0 7 4 】

すなわち、仮想カメラ 2 2 0 で第 1 領域 1 1 0 0 を撮影する時第 1 領域 1 1 0 0 を所定の
間隔 d によって複数のサブ領域で区切り、区切ったサブ領域それぞれで映像を獲得するこ
とができる。共に、仮想カメラ 2 2 0 が第 2 領域 1 1 1 0 を撮影する時にも第 2 領域 1 1
1 0 を所定の間隔 d によって複数のサブ領域で区切り、
区切ったサブ領域それぞれで映像を獲得することができるのである。

【 0 0 7 5 】

このような図 1 1 のような方法で同一である間隔によって仮想内視鏡データを再構成して
大腸 2 0 0 内部の仮想内視鏡の映像を得ることができる。

【 0 0 7 6 】

しかし図 1 1 のような方法を使えば、映像の境界部分で画面の歪曲が増加することができる。

【 0 0 7 7 】

これに対して図 1 2 を参照しさらに注意深く見れば次のようである。

【 0 0 7 8 】

図 1 2 の (a) のようにに仮想カメラ 2 2 0 が撮影した仮想内視鏡の映像によるデータを
同一である間隔 d によって再構成するようになれば、第 1 領域 1 2 0 0 の映像と第 2 領域
1 2 1 0 の映像の境界部分がさらに広がったように見えるようになり、これによって映像
の歪曲が発生することができる。

【 0 0 7 9 】

その理由は、仮想内視鏡データを同一である間隔 d によって再構成するようになれば、第
1 領域 1 2 0 0 と第 2 領域 1 2 1 0 の境界部分 (A) では仮想カメラ 2 2 0 の視覚でさら
にぎっしりと見えるようになり、これによってそれぞれの映像を画面上に広げれば該当の
領域 (A) がさらに広がったように見えるからである。

【 0 0 8 0 】

反面に、図 1 2 の (b) の場合のように仮想内視鏡データを同一である角度によって再構
成するようになる場合には下のようなことがある。

【 0 0 8 1 】

図 1 2 の (b) の場合には仮想カメラ 2 2 0 の視覚で第 1 領域 1 2 2 0 と第 2 領域 1 2 3
0 の境界部分 (A) と中央部分 (B) が実質的に同等水準と見られる。

【 0 0 8 2 】

これによって、図 1 2 の (b) のような方法に再構成した仮想内視鏡データによる映像を
表示した場合に映像の歪曲が減少することができる。

【 0 0 8 3 】

図 1 3 乃至図 1 6 は一つの画面に仮想内視鏡の映像と参照画像を一緒に表示する方法の一
例を説明するための図である。

【 0 0 8 4 】

まず、図 1 3 を注意深く見れば一つの画面に表示される映像の内少なくとも一つは仮想内
視鏡の映像 (1 3 1 0 、 1 3 0 0) を含むことができる。

【 0 0 8 5 】

共に、少なくとも一つの仮想内視鏡の映像 (1 3 1 0 、 1 3 0 0) の内少なくとも一つは
仮想カメラを移動経路を軸に回転させながら検査対象を撮影し、撮影した仮想内視鏡デー
タを同一である角度によって再構成したのである。

【 0 0 8 6 】

以下では、仮想カメラを移動経路を軸に回転させながら検査対象を撮影し、撮影した仮想内視鏡データを同一である角度によって再構成した仮想内視鏡の映像 1 3 0 0 をバンドビュー (Band View) 1 3 0 0 とする。このようなバンド ビュー映像 1 3 0 0 に対しては先で詳しく説明したので重複される説明を省略する。

【 0 0 8 7 】

図 1 3 でまた一つの仮想内視鏡の映像 1 3 1 0 は前の図 7 で説明したところのような方法で検査対象を撮影した映像で有り得る。

【 0 0 8 8 】

このようにバンド ビュー映像 1 3 0 0 以外にバンド ビュー映像 1 3 0 0 と異なるタイプのまた他の仮想内視鏡の映像 1 3 1 0 を一緒に表示する場合には検査対象を多角度で観察することができるから検診の正確性を向上させることができ、検診に所要する時間をさらに減らすことができる。

【 0 0 8 9 】

共に、バンド ビュー映像 1 3 0 0 と一緒に参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) を一つの画面に表示することができる。

【 0 0 9 0 】

このような参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) は観察者にさらに詳細な情報を提供することで検診の効率を高めることができる。

【 0 0 9 1 】

このような参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) 中少なくとも一つは仮想カメラの移動経路が表示された映像 1 3 2 0 であることがある。このような識別番号 1 3 2 0 の参照画像を第 1 参照画像とする。

【 0 0 9 2 】

第 1 参照画像 1 3 2 0 を注意深く見れば、検査対象の大腸が表示されているし、大腸の中央部分に仮想カメラの移動経路が線に表示されている。

【 0 0 9 3 】

共に、参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) の内少なくとも一つは検査対象の X - Y 平面映像であることがある。

【 0 0 9 4 】

例えば、図 1 4 の場合のように検査対象 1 4 0 0 で Z 軸の座標が同一である A x i a l 映像 1 4 1 0 が参照画像で有り得る。

【 0 0 9 5 】

共に、参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) の内少なくとも一つは検査対象の Y - Z 平面映像で有り得る。例えば、図 1 5 の場合のように検査対象 1 4 0 0 で X 軸の座標が同一であるサジタル (Sagittal) 画像 1 4 2 0 が参照画像で有り得る。

【 0 0 9 6 】

また、参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) の内少なくとも一つは検査対象の X - Z 平面映像で有り得る。例えば、図 1 6 の場合のように検査対象 1 4 0 0 で Y 軸の座標が同一である Coronal 画像 1 4 3 0 が参照画像で有り得る。

【 0 0 9 7 】

図 1 3 でまた他の仮想内視鏡の映像 1 3 1 0 の横方向を X 軸とし、縦方向を Y 軸と仮定すれば、参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) の中第 2 参照画像 1 3 3 0 は図 1 6 のように Y 軸座標が同一である Coronal 画像 1 4 3 0 であり、参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) の中第 3 参照画像 1 3 4 0 は図 1 5 のように X 軸座標が同一である

サジタル画像 1 4 2 0 で有り得る。

【 0 0 9 8 】

共に、表示部に一緒に表示される少なくとも一つの仮想内視鏡の映像 (1 3 1 0 、 1 3 0 0) と少なくとも一つの参照画像 (1 3 2 0 、 1 3 3 0 、 1 3 4 0) の中いずれか一つの

10

20

30

40

50

映像の情報が変更される場合、残り映像の内少なくとも一つの映像の情報が連動して変更されることが望ましい。

【0099】

例えば、図13で使用者が第1参照画像1320で第1地点(S1)をマウス(Mouse)などの命令入力手段を使って選択する場合には、第1地点(S1)に対応するように仮想内視鏡の映像(1300、1310)が表示され、共に、第1地点(S1)に対応するように参照画像(1320、1330、1340)が表示されることができる。

【0100】

以後、使用者は第1参照画像1320に第2地点(S2)を選択する場合には仮想内視鏡の映像(1300、1310)及び参照画像(1320、1330、1340)が第1地点(S1)に対応する映像から第2地点(S2)に対応する映像に変更されることができる。

10

【0101】

詳しくは、先の図2で命令入力部124を通じて第1参照画像1320で第1地点(S1)から第2地点(S2)に選択する位置を変更するという命令が入力される場合に制御部126はこれを確認し、確認結果によって仮想内視鏡の映像(1300、1310)及び第2、3参照画像(1330、1340)が第2地点(S2)に対応される映像を表示するように制御することができる。

【0102】

このように、画面に表示された多様な映像は互いに連関されていて、使用者は短い時間にマウスなどの簡単な操作だけで所望する部分を易しく観察することができる。これによって検診効率が向上することができる。

20

【0103】

共に、本発明では使用者が検査対象の任意の部分に関心部分で指定することができる。

【0104】

例えば、使用者は第1参照画像1320に第1地点(S1)に関心部分で指定することができる。それでは、第1参照画像1320に第1地点(S1)に関心部分で表示するための所定のマークを表示することができる。

【0105】

共に、第2参照画像1330、第3参照画像1340及び仮想内視鏡の映像(1300、1310)でも第1地点(S1)に対する映像に関心部分に対するデータでメモリーに貯蔵することができる。

30

【0106】

すなわち、少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの参照画像の内少なくとも一つの映像で任意の第1部分に関心部分で指定する場合、残り映像の内少なくとも一つで第1部分に対応される部分も関心部分に指定されることができるのである。

【0107】

共に、関心部分に対する映像はメモリーに貯蔵されるのである。

【0108】

以後、使用者があらかじめ指定した関心部分に対するデータを確認するためにローディング>Loading)命令を命令入力部を通じて入力することができる。

40

【0109】

このような場合には、メモリーに貯蔵された前記関心部分に対する映像を表示部に表示することができる。

【0110】

例えば、図13の第1参照画像1320で第1地点(S1)に関心部分で指定した場合、使用者が関心部分として第1地点(S1)にデータをローディングする場合、第2参照画像1330、第3参照画像1340及び仮想内視鏡の映像(1300、1310)の第1地点(S1)に対するデータを一緒にローディングし一つの画面に表示することができる。

50

【 0 1 1 1 】

図 1 7 乃至図 1 9 は仮想カメラの移動経路を表示する参照画像に対して説明するための図である。

【 0 1 1 2 】

先ず、図 1 7 を注意深く見れば移動経路に対する参照画像は検査対象 1 7 0 0 の全体に対する移動経路 2 1 0 を表示した映像で有り得る。例えば、人の大腸のはじめから最後まで仮想カメラの移動経路を表示できるものである。

【 0 1 1 3 】

このような場合、観察者は図 1 7 の参照画像で観察を所望する部分を手軽に選択することができるから検診の効率を向上させることができる。

10

【 0 1 1 4 】

または、図 1 8 の場合のように移動経路に対する参照画像は検査対象 1 7 0 0 の一部に対する移動経路 2 1 0 を表示した映像で有り得る。

【 0 1 1 5 】

例えば、検査対象 1 7 0 0 の内第 1 部分 1 7 1 0、第 3 部分 1 7 2 0、第 5 部分 1 7 3 0 は移動経路 2 1 0 を表示し、残り第 2 部分 1 7 4 0、第 4 部分 1 7 5 0 は省略されることができる。

【 0 1 1 6 】

すなわち、観察者は検査対象 1 7 0 0 の内観察を所望する部分のみを選択し移動経路 2 1 0 を表示し、共に選択した部分でばかり仮想内視鏡の映像を撮影するのが可能であるのだ

20

【 0 1 1 7 】

または、図 1 9 の場合のように移動経路 2 1 0 の表示が省略された部分で追加的に移動経路 2 1 0 を復旧することができる。

【 0 1 1 8 】

例えば、検査対象 1 7 0 0 の内第 1 部分 1 7 1 0 と第 3 部分 1 7 2 0 の間に配置される第 2 部分 1 7 4 0 が省略された状態で第 2 部分 1 7 4 0 を復旧しようとする場合、観察者は第 1 部分 1 7 1 0 の終了地点 (X 1) と第 3 部分 1 7 2 0 の開始地点を選択することができる。

【 0 1 1 9 】

以後、観察者は第 1 部分 1 7 1 0 の終了地点 (X 1) と第 3 部分 1 7 2 0 の開始地点の間部分を復旧する命令を入力することができるし、このような場合に第 2 部分 1 7 4 0 が復旧され、共に第 2 部分 1 7 4 0 に移動経路 2 1 0 が表示されることができる。

30

【 0 1 2 0 】

図 2 0 ないし図 2 4 は本発明に係る仮想内視鏡装置のまた他の機能の一例に対して説明するための図である。

【 0 1 2 1 】

先ず、図 2 0 を注意深く見れば少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの参照画像の内少なくとも一つの映像は外部から入力される命令に従って拡大または縮まることができる。すなわち、本発明に係る仮想内視鏡装置は所定の映像で所望する部分を拡大あるいは縮める機能を有することである。

40

【 0 1 2 2 】

例えば、図 2 0 の (a) のようにバンド ビュー映像が表示された状態で、観察者が (a) で表示された部分を拡大することを所望する場合に、観察者は表示された部分を拡大しろという拡大命令を入力することができる。

【 0 1 2 3 】

それでは、図 2 0 の (b) のように選択された部分が拡がって表示されることができるのである。

【 0 1 2 4 】

このように、所望する部分を拡大させる場合にはもうちょっと精緻な検診が可能になるこ

50

とができるし、これによって検診の正確性を向上させるのが可能である。

【 0 1 2 5 】

または、図 2 1 の場合のように少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの参照画像の内少なくとも一つの映像はパノラマ方式(Panoramic)に表示されることができる。

【 0 1 2 6 】

例えば、バンド ビュー映像の一部にスクロール(Scroll)できる機能窓(2 1 0 0、2 1 1 0)を配置することができる。そして観察者は機能窓(2 1 0 0、2 1 1 0)に表示されたスクロールバー(2 1 2 0、2 1 3 0)をマウスなどの命令入力手段を利用し移動させることができる。それでは、バンド ビュー映像は観察者が入力した命令に従ってパノラマ方式で連続的に表示されることができる。

10

【 0 1 2 7 】

または、図 2 2 の場合のように少なくとも一つの仮想内視鏡の映像と少なくとも一つの参照画像の内少なくとも一つの映像はスライドショー(Slideshow)方式に表示されることができる。

【 0 1 2 8 】

例えば、スライドショー命令が入力されれば連続される映像(a ~ f)が所定の時間間隔を置いて順に表示されることができる。

【 0 1 2 9 】

または、図 2 3 の場合のように観察者が指定した任意の部分の映像がキャプチャー(Capture)にされてメモリーに貯蔵されることができる。

20

【 0 1 3 0 】

例えば、観察者が前の図 1 3 で第 1 参照画像 1 3 2 0 の第 1 地点(S 1)を関心部分で指定した場合に、このような第 1 地点(S 1)に対応される仮想内視鏡の映像(a、b)及び参照画像(c、d)がキャプチャーすることがある。

【 0 1 3 1 】

このように、キャプチャーされた映像(a ~ d)はメモリーに貯蔵されることができるし、共に使用者のローディング命令に従ってローディングされて画面に一緒に表示されることができる。

【 0 1 3 2 】

または、図 2 4 の場合のように観察者が指定した関心部分を画面上に表示することができる。

30

【 0 1 3 3 】

例えば、図 2 4 のように検査対象 1 7 0 0 の仮想内視鏡の映像を察している途中疑心される部分を尋ねた場合、それぞれの部分を関心部分で指定し画面上にマークとして表示することができる。図 2 4 は観察者が指定した関心部分が総 8 個であり、これに対して(1)(2)(3)(4)(5)(6)(7)(8)のマークで表示した場合である。

【 0 1 3 4 】

以後、観察者は画面に表示されたマークの内で観察することを所望する少なくとも一つを選択する場合に、その部分に当る仮想内視鏡の映像または参照画像を画面上に表示するのが可能である。

40

【 0 1 3 5 】

図 2 5 乃至図 2 6 は仮想カメラの回転軸に対し説明するための図である。

【 0 1 3 6 】

まず、図 2 5 を注意深く見れば仮想カメラ 2 2 0 は移動経路 2 1 0 と垂直し回転することができる。

【 0 1 3 7 】

または、図 2 6 の場合のように仮想カメラ 2 2 0 は移動経路 2 1 0 と鋭角あるいは鈍角で交差して回転することも可能である。

【 0 1 3 8 】

50

このように、仮想カメラ 220 が移動経路 210 と鋭角あるいは鈍角で交差して回転する場合には一回の動作でより広い領域を撮影することができる。

【0139】

図 27 は仮想カメラの動きに対して説明するための図である。

【0140】

図 27 を注意深く見れば、(a) のように仮想カメラ 220 は移動経路 210 を軸に回転しながら共に移動経路 210 に付いて進行するのが可能である。このような場合には仮想カメラ 220 の速度を向上させるのが可能である。

【0141】

または、(b) のように仮想カメラ 220 は進行が止めた状態で回転するのが可能である。例えば、仮想カメラ 220 は第 1 領域 1500 で回転し検診対象を撮影し、以後第 2 領域 1510、第 3 領域 1520 に順次に移動して回転することで検診対象を撮影することができる。

【0142】

このような (b) のような場合には歪曲が最小化された仮想内視鏡の映像の獲得が容易になることがある。

【0143】

図 28 乃至図 30 は仮想カメラの視野角に対して説明するための図である。

【0144】

図 28 のデータは仮想カメラの視野角 ($\theta 1$) が 20° (度) ~ 160° の場合に仮想内視鏡の映像の分析の容易性と仮想内視鏡の映像の歪曲を判断した結果である。

【0145】

詳しくは、複数の観察者が仮想カメラの視野角による仮想内視鏡の映像を分析し、各仮想内視鏡の映像の分析の容易性及び歪曲に対する判断をしたし、このような複数の観察者の判断結果を総合して評価した。

【0146】

X 表示は仮想内視鏡の映像の分析が容易くないかあるいは仮想内視鏡の映像の歪曲が発生し非常に不良であるということを示し、○表示は相対的に良好であるということを示し、●表示は仮想内視鏡の映像の分析が容易であるかあるいは仮想内視鏡の歪曲が発生しなくて非常に良好であることを示す。

【0147】

図 28 を注意深く見れば、仮想内視鏡の映像の歪曲側面では仮想カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) が 160° (度) の場合に非常に不良さを分かる。

【0148】

このような場合には、図 30 の場合のように仮想内視鏡カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) が過度に広いから仮想カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) 内で観察されない領域が発生することができ、これによって仮想内視鏡の映像の歪曲が発生することができることである。

【0149】

反面に、仮想内視鏡の映像の歪曲側面で仮想カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) が 20° ~ 120° の場合には非常に良好することが分かる。

【0150】

このような場合には、仮想カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) が最適化されることで仮想カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) 内で観察されない領域が実質的に発生しないことによって仮想内視鏡の映像の歪曲を防止することができる。

【0151】

共に、仮想内視鏡の映像の歪曲側面で仮想カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) が 140° の場合には相対的に良好することが分かる。

【0152】

このような場合には、仮想カメラ 220 の視野角 ($\theta 1$) 内で観察されない領域が発生する

10

20

30

40

50

ことができるが、その程度が微々することがある。

【 0 1 5 3 】

反面に、仮想内視鏡の映像の分析の容易性側面では仮想カメラ 2 2 0 の視野角 ($\theta 1$) が 20° の場合に非常に不良することが分かる。

【 0 1 5 4 】

このような場合には、図 2 9 の場合のように仮想内視鏡カメラ 2 2 0 の視野角 ($\theta 1$) が過度に狭いから診断のために必要な映像の個数が過度に多くなることがある。これによって、仮想内視鏡の映像の分析に過度に長い時間が必要であることがある。

【 0 1 5 5 】

反面に、仮想内視鏡の映像の分析の容易性側面で仮想カメラ 2 2 0 の視野角 ($\theta 1$) が $60^\circ \sim 120^\circ$ の場合に非常に良好することが分かる。

10

【 0 1 5 6 】

このような場合には、仮想カメラ 2 2 0 の視野角 ($\theta 1$) が最適化されることで仮想内視鏡の映像の分析に所要する時間が低減されることがある。

【 0 1 5 7 】

共に、仮想内視鏡の映像の分析の容易性側面で仮想カメラ 2 2 0 の視野角 ($\theta 1$) が 140° の場合には相対的に良好することが分かる。

【 0 1 5 8 】

このような場合には、一枚の映像に表示される大腸 2 0 0 の部分が広くて二つの映像の境界部分で分析が容易しないことがあるが、それ程度が微々することがある。。

20

【 0 1 5 9 】

反面に、仮想内視鏡の映像の分析の容易性側面で仮想カメラ 2 2 0 の視野角 ($\theta 1$) が 160° の場合に非常に不良することが分かる。

【 0 1 6 0 】

このような場合には、仮想カメラ 2 2 0 の視野角 ($\theta 1$) が過度に広くて視野角 ($\theta 1$) 内で観察されない領域が発生することができるし、これによって二つの映像の境界部分で歪曲が発生し分析が難しい。

【 0 1 6 1 】

前記したデータを考慮する時、仮想カメラ 2 2 0 は視野角が $60 \sim 120^\circ$ であるのが望ましいことである。

30

【 0 1 6 2 】

図 3 1 乃至図 3 2 は仮想カメラの回転角度に対して説明するための図である。

【 0 1 6 3 】

先ず、図 3 を注意深く見れば、(b) のように仮想カメラ 2 2 0 の回転角度は 360° より大きいことがある。または、(a) のように仮想カメラ 2 2 0 の回転角度は実質的に 360° であることがある。

【 0 1 6 4 】

(a) のように、仮想カメラ 2 2 0 の回転角度が実質的に 360° の場合には仮想カメラ 2 2 0 の回転方向に広げて表示される一枚の仮想内視鏡の映像は両方端が一致することがある。すなわち、一枚の仮想内視鏡の映像は両方端の映像が連続されるのである。

40

【 0 1 6 5 】

また、(b) のように仮想カメラ 2 2 0 の回転角度が実質的に 360° より大きい場合には仮想カメラ 2 2 0 の回転方向に広げて表示される一枚の仮想内視鏡の映像は両方端が互いに重畳(Overlap)されることがある。すなわち、一枚の仮想内視鏡の映像は両方端の映像は実質的に同一である部分を含むのである。

【 0 1 6 6 】

例えば、図 3 2 の場合のように仮想カメラ 2 2 0 の回転方向に広げて表示される一枚の仮想内視鏡の映像は中央映像 2 0 0 0 と、中央映像 2 0 0 0 の左側端に配置される第 1 側面映像 2 0 1 0 と中央映像 2 0 0 0 の右側端に配置される第 2 側面映像 2 0 2 0 を含むことができる。

50

【 0 1 6 7 】

ここで、第 1 側面映像 2 0 1 0 と第 2 側面映像 2 0 2 0 は第 1 地点 (P 1) から第 2 地点 (P 2) の間の映像に互いに同一であることがある。

【 0 1 6 8 】

このように一枚の仮想内視鏡の映像の両方端が互いに重畳されれば、両方端の境界部分で映像の歪曲の発生を防止することで診断の正確性をさらに高めることができる。

【 0 1 6 9 】

図 3 3 乃至図 3 4 は仮想カメラの進行距離に対して説明するための図である。

【 0 1 7 0 】

まず、図 3 3 で仮想カメラ 2 2 0 は任意の第 1 0 地点 (P 1 0) で撮影した以後に第 2 0 地点 (P 2 0) に移動し撮影することを仮定して見よう。

10

【 0 1 7 1 】

このような場合、図 3 3 の場合のように仮想カメラ 2 2 0 が任意の第 1 0 地点 (P 1 0) で撮影する時の視野範囲は第 1 0 地点 (P 1 0) と連続された第 2 0 地点 (P 2 0) で撮影する時の視野範囲と一部分 (W 1) が重畳されることがある。

【 0 1 7 2 】

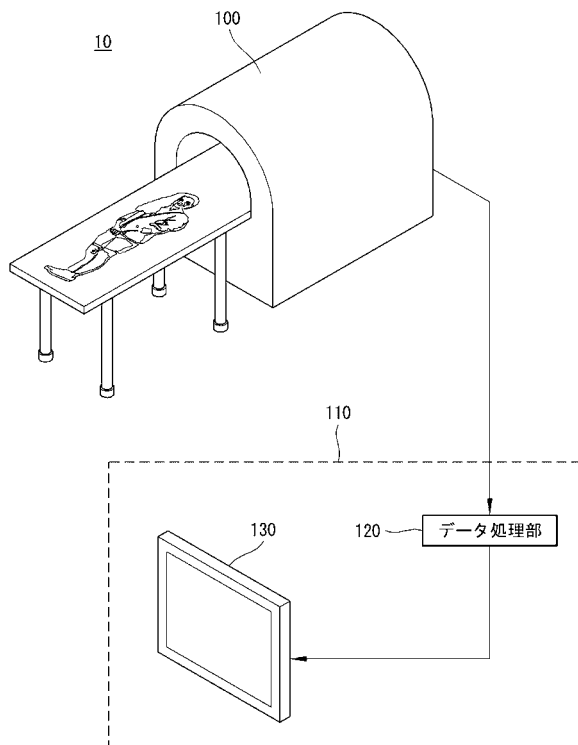
それでは、図 3 4 のように連続される二つの映像は互いに重畳される部分 (W 1) を含むことができる。ここで、連続される二つの映像は仮想カメラ 2 2 0 の回転方向で広げた映像で有り得る。

【 0 1 7 3 】

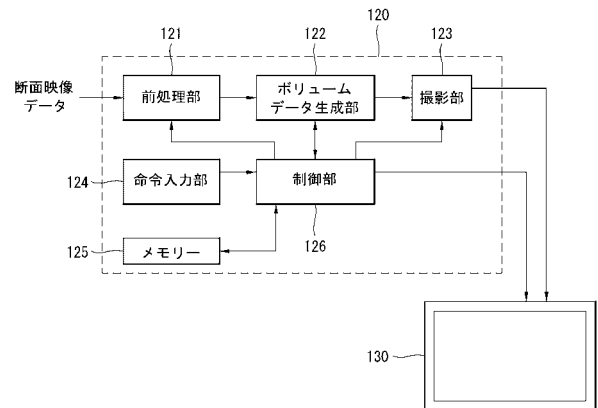
このように、連続される二つの映像が互いに重畳される部分 (W 1) を含むようになれば、連続される二つの映像の境界部分で映像の歪曲の発生を防止することができる。

20

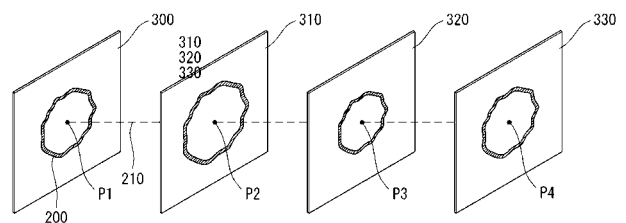
【 図 1 】



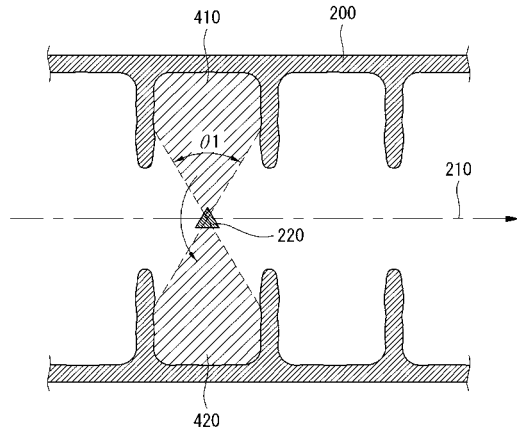
【 図 2 】



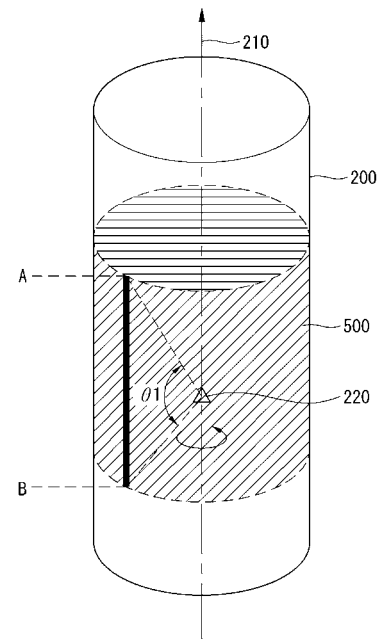
【 図 3 】



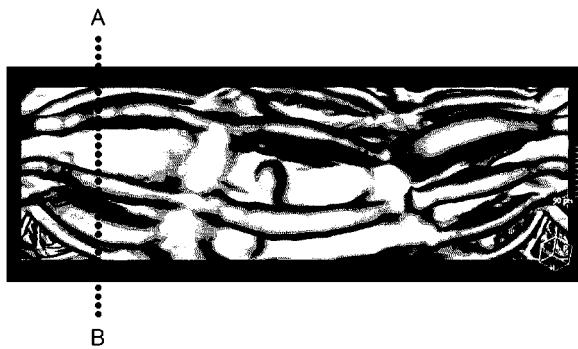
【 図 4 】



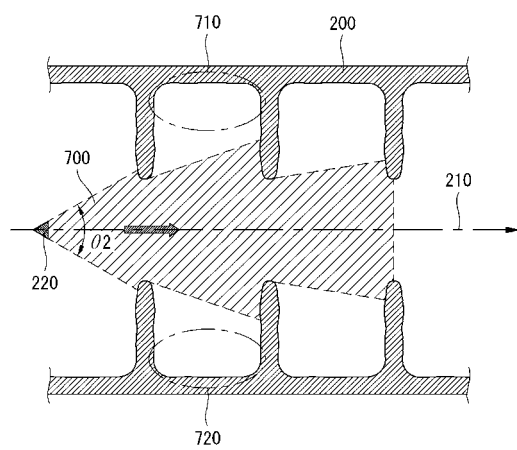
【 図 5 】



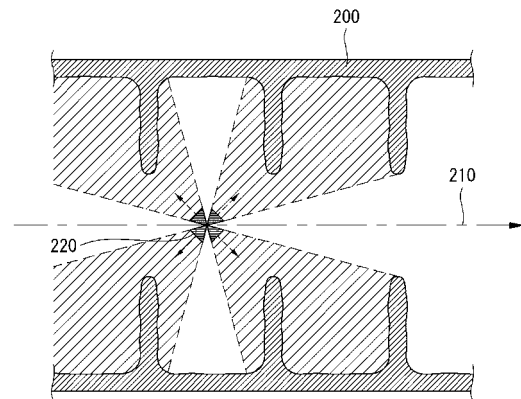
【 図 6 】



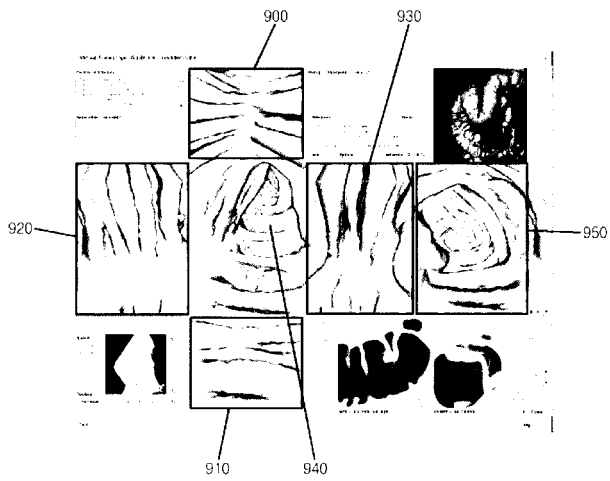
【 図 7 】



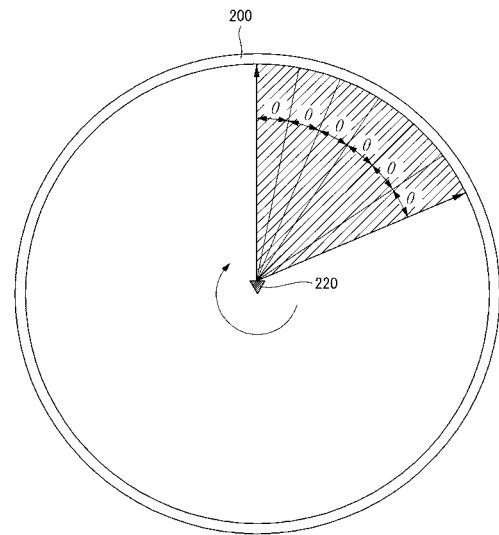
【 図 8 】



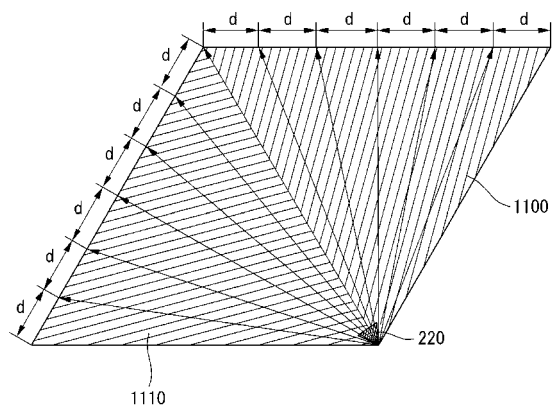
【図 9】



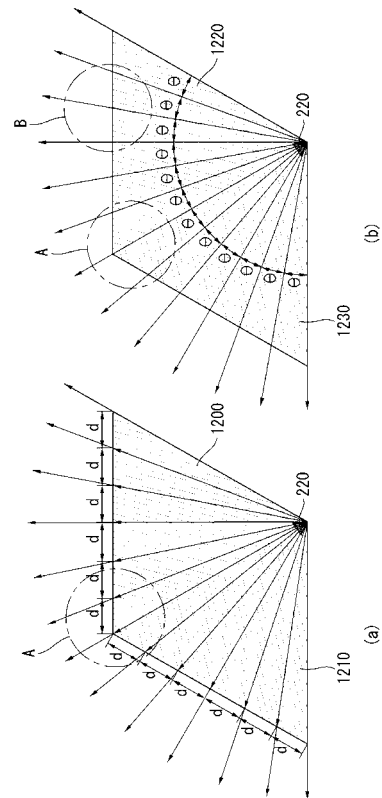
【図 10】



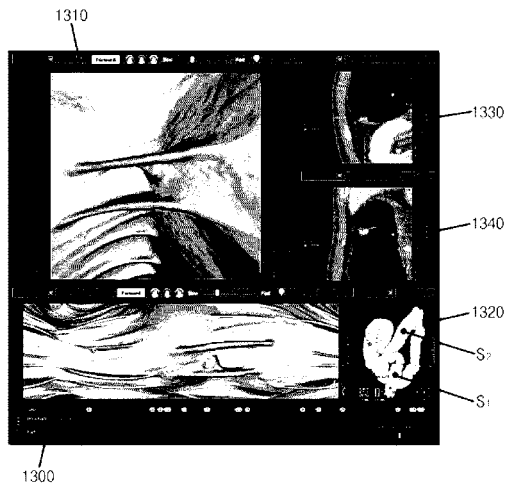
【図 11】



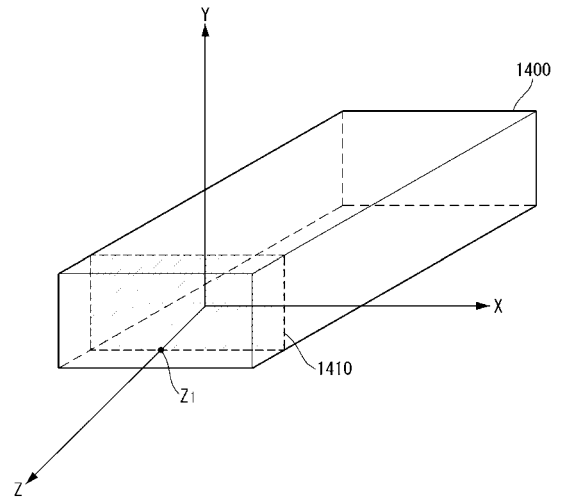
【図 12】



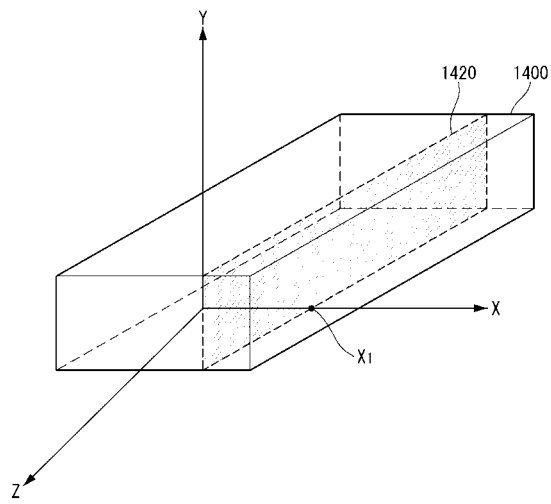
【図 13】



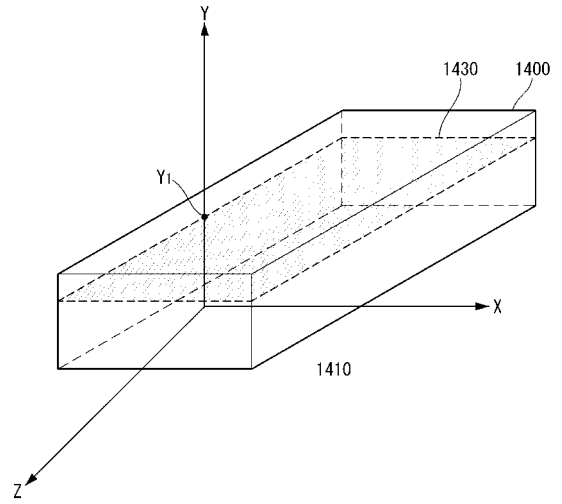
【図 14】



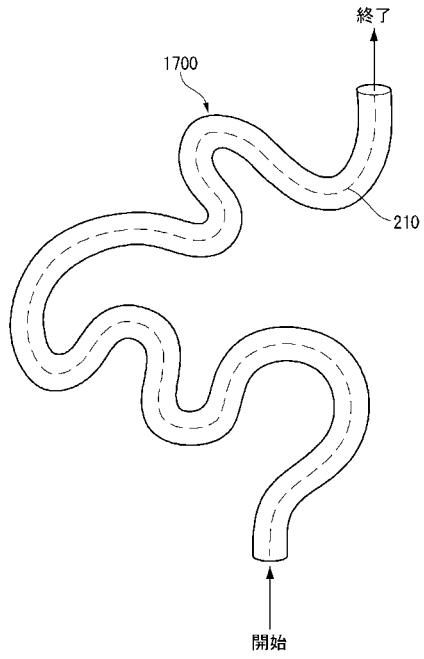
【図 15】



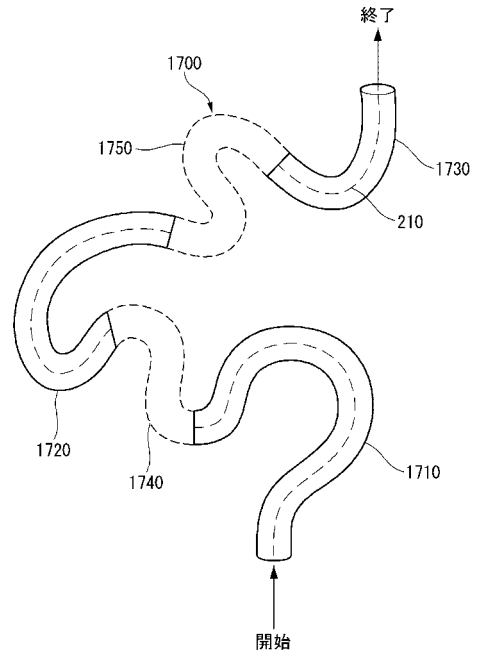
【図 16】



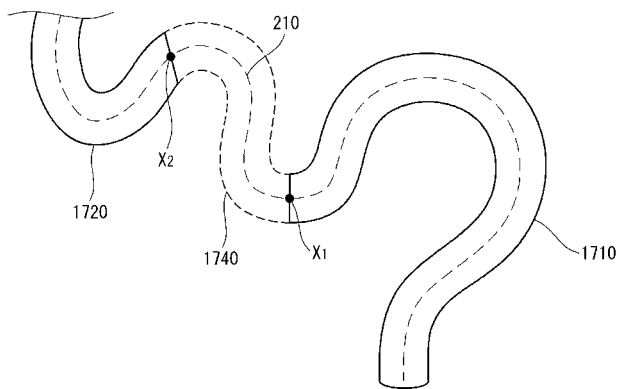
【図 17】



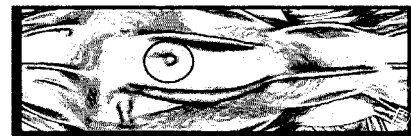
【図 18】



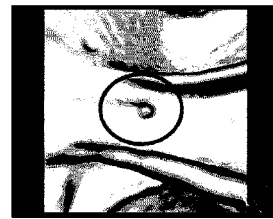
【図 19】



【図 20】

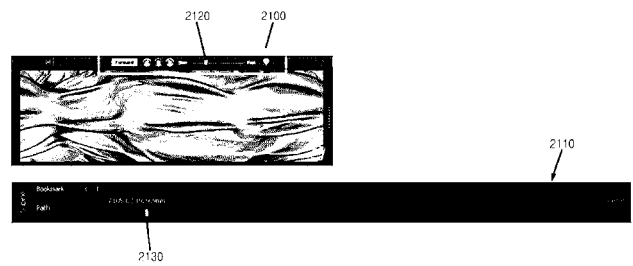


(a)

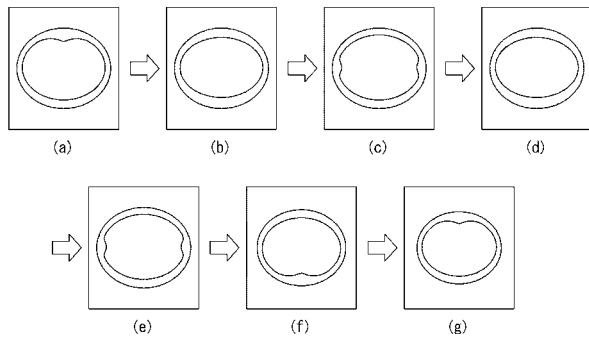


(b)

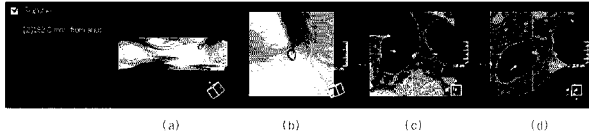
【図 21】



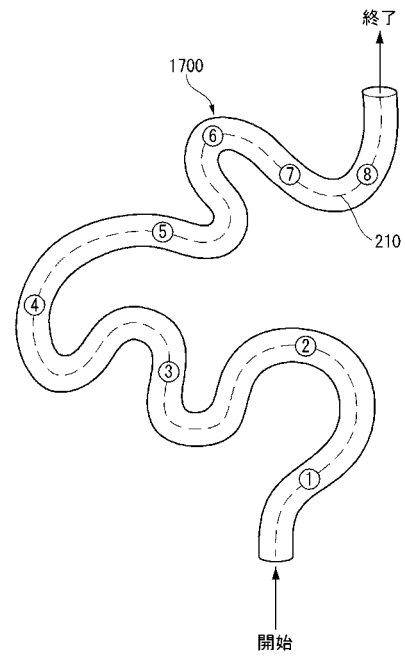
【図 2 2】



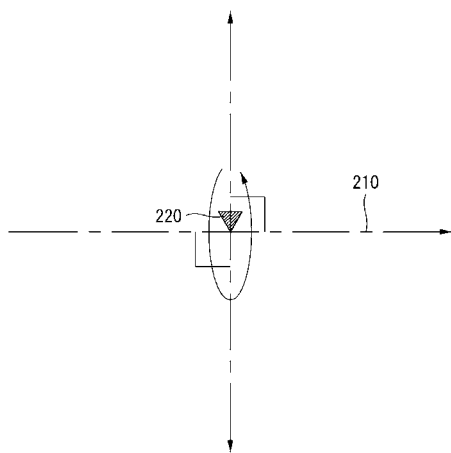
【図 2 3】



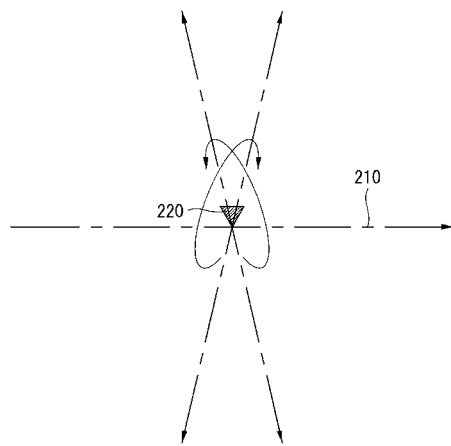
【図 2 4】



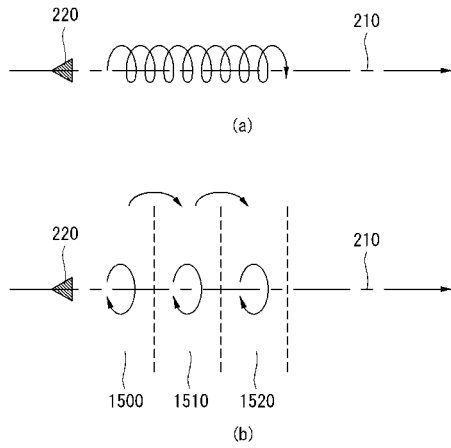
【図 2 5】



【図 2 6】



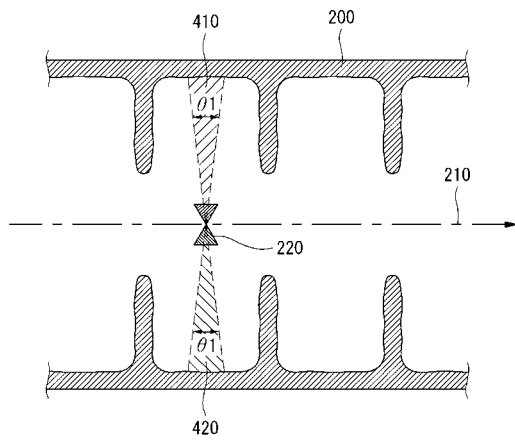
【図 27】



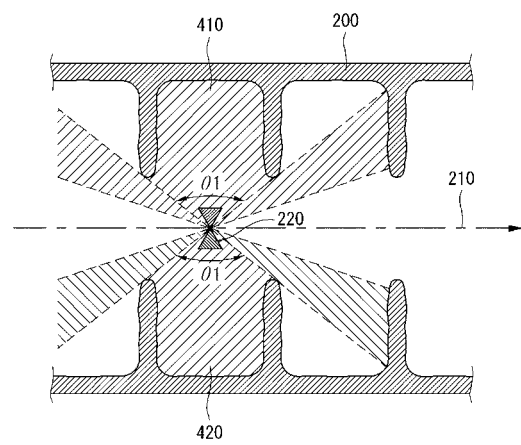
【図 28】

θ_1	分析の容易性	映像歪曲
20°	X	◎
40°	○	◎
60°	◎	◎
80°	◎	◎
100°	◎	◎
120°	◎	◎
140°	○	○
160°	X	X

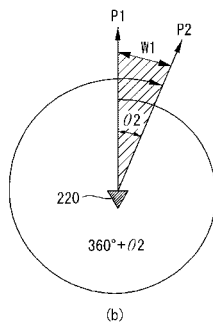
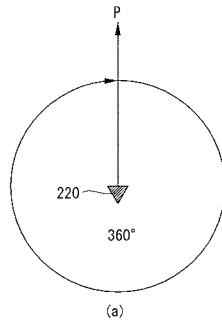
【図 29】



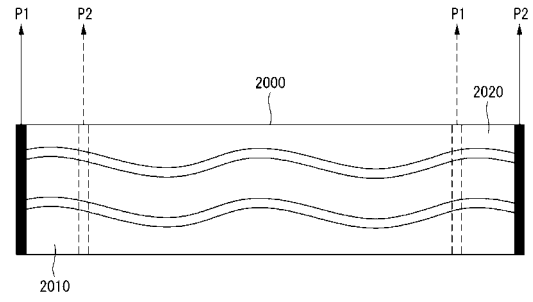
【図 30】



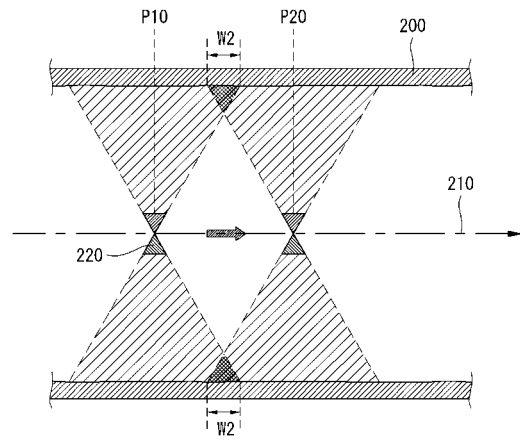
【図 3 1】



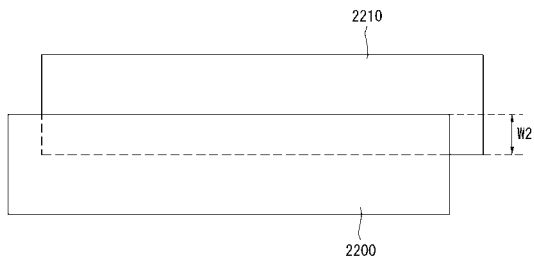
【図 3 2】



【図 3 3】



【図 3 4】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/KR2009/007024
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61B 6/00(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 6/00; A61B 1/00; A61B 1/04; G06K 9/00; H04N 13/00; H04N 7/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: virtual, endoscopy, image, camera		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005-0226483 A1 (BERNHARD GEIGER et al.) 13 October 2005 See claims 1-27, and figures 1-7	1-29
A	US 2006-0170765 A1 (SHUNYA AKIMOTO et al.) 03 August 2006 See claims 1-3, and figures 1-32	1-29
A	KR 10-2002-0031273 A (3D-MED Co.) 01 May 2002 See claims 1-9, and figures 1-12	1-29
A	KR 10-2002-0041577 A (SONG CHEULGYU et al.) See claims 1-8, and figures 1-5	1-29
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 13 SEPTEMBER 2010 (13.09.2010)		Date of mailing of the international search report 14 SEPTEMBER 2010 (14.09.2010)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer LEE Seung Hwan Telephone No. 82-42-481-8419 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2009/007024

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005-0226483 A1	13.10.2005	CA 2562348-A1 CN 101006469 A EP 1743302 A1 JP 2007-532202 A US 7609910 B2 WO 2005-101323 A1	27.10.2005 25.07.2007 17.01.2007 15.11.2007 27.10.2009 27.10.2005
US 2006-0170765 A1	03.08.2006	CN 1874715 A CN 1874715 C0 EP 1685787 A1 EP 1685787 A4 JP 03-820244 B2 JP 2005-131042 A US 7659912 B2 WO 2005-039401 A1	06.12.2006 27.08.2008 02.08.2006 10.06.2009 13.09.2006 26.05.2005 09.02.2010 06.05.2005
KR 10-2002-0031273 A	01.05.2002	AU 2002-22701 A1 WO 02-41767 A1	03.06.2002 30.05.2002
KR 10-2002-0041577 A	03.06.2002	None	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ウォン スンゲー

大韓民国 210 - 360 カンウォン道 カンヌン市 キュンポドン 8 / 2 88 - 1

(72)発明者 キム ジンクック

大韓民国 152 - 755 ソウル特別市 クロ区 ケボン2ドン ヒュンダイアパートメント
104 - 1303

(72)発明者 イ ヤーヨン

大韓民国 136 - 824 ソウル特別市 ソンブク区 ソンブクドン 133 - 71

Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA18 DA01 DA03 FF28 FF42 FF46

4C096 AA20 AC04 DC15 DC36 DC38

专利名称(译)	虚拟内窥镜设备及其驱动方法和检查设备		
公开(公告)号	JP2012509133A	公开(公告)日	2012-04-19
申请号	JP2011537379	申请日	2009-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	INFINITT HEALTHCARE		
申请(专利权)人(译)	无限保健有限公司		
[标]发明人	ウォンスンゲー キムジンクック イヤーヨン		
发明人	ウォン スンゲー キム ジンクック イ ヤーヨン		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055		
CPC分类号	G06T15/08 A61B5/055 A61B6/03 G06T15/20 G06T19/003 G06T2207/10068 G06T2207/10072 G06T2207/20108 G06T2210/41		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B5/05.380 A61B5/05.382		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA18 4C093/DA01 4C093/DA03 4C093/FF28 4C093/FF42 4C093/ /FF46 4C096/AA20 4C096/AC04 4C096/DC15 4C096/DC36 4C096/DC38		
代理人(译)	广濑孝之		
优先权	1020090085570 2009-09-10 KR 1020090085572 2009-09-10 KR		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

虚拟内窥镜检查设备 (110) 包括：数据处理器 (120)，其根据检查对象的输入截面图像数据生成虚拟内窥镜检查数据;显示单元 (130) 在单个屏幕中根据虚拟内窥镜检查数据显示图像。根据虚拟内窥镜检查数据显示的图像包括至少一个虚拟内窥镜检查图像和至少一个参考图像。数据处理器 (120) 被配置为在控制虚拟相机围绕检查对象内部的移动路径旋转的同时捕获检查对象内部的图片，并且被配置为通过重新配置其中一个子区域来生成虚拟内窥镜检查数据。图片被分成，其中每个子区域对应于预定的特定角度。

[Fig. 1]

