

(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2015-126927

(P2015-126927A)

(43) 公開日 平成27年7月9日(2015.7.9)

(51) Int.Cl.	F 1	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

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 38 頁)

(21) 出願番号	特願2015-76342 (P2015-76342)	(71) 出願人	504139662
(22) 出願日	平成27年4月2日 (2015.4.2)		国立大学法人名古屋大学
(62) 分割の表示	特願2013-246797 (P2013-246797) の分割	(74) 代理人	100085361
原出願日	平成22年3月31日 (2010.3.31)		弁理士 池田 治幸
		(74) 代理人	100147669
			弁理士 池田 光治郎
		(72) 発明者	森 健策
			愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大 学法人名古屋大学内
		Fターム(参考)	4C093 AA22 AA26 CA23 FD09 FD11 FF18 FF21 FF35 FF43 FG01 FH03 4C096 AB37 AD14 DC36 DD07

(54) 【発明の名称】 全球型視野をもつ仮想内視鏡装置

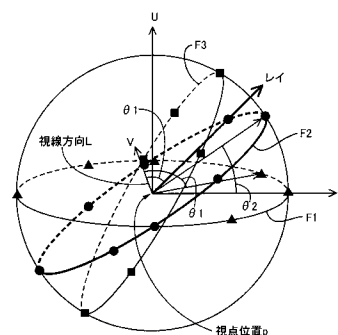
(57) 【要約】

【課題】最大視野角が90度以上である仮想内視鏡画像を生成可能な仮想内視鏡装置を提供する。

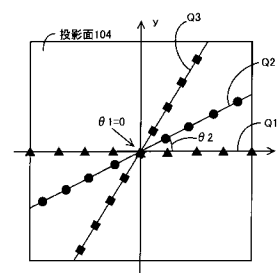
【解決手段】仮想内視鏡画像生成手段56の全球型画像生成手段58により、視点位置pを球状に取り囲む視野を有する全球型仮想内視鏡画像が生成され、表示手段64によってその全球型仮想内視鏡画像が出力装置26に表示されるので、仮想内視鏡装置10により視点位置pを球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【選択図】図4

(a)



(b)



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の 3 次元画像データに基づき、内視鏡が該被検体内に挿入された場合に得られる仮想内視鏡画像を仮想的に生成する仮想内視鏡画像生成手段と、少なくとも該仮想内視鏡画像生成手段により生成された仮想内視鏡画像を表示する表示手段とを有する仮想内視鏡装置であって、

前記仮想内視鏡画像生成手段は、視点位置を球状に取り囲む視野を有する全球型仮想内視鏡画像を生成するものであること、を特徴とする仮想内視鏡装置。

【請求項 2】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、視点位置から前記視野に対しレイを発生させることによりポリウムレンダリング法を用いて前記全球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする請求項 1 に記載の仮想内視鏡装置

10

【請求項 3】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、予め設定された最大視野角の全球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする請求項 1 または 2 に記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 4】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視野角において、特定の角度領域を伸長あるいは圧縮した前記全球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 に記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 5】

前記特定の角度領域の位置及び範囲は変更可能であること、を特徴とする請求項 4 に記載の仮想内視鏡装置。

20

【請求項 6】

前記被検体の 3 次元画像データから、予め設定された特徴を含む特徴部位を抽出する特徴部位抽出手段と、

前記全球型仮想内視鏡画像に該特徴部位検出手段によって抽出された特徴部位が含まれる場合に、該特徴部位を含むように前記特定の角度領域を設定する特定領域設定手段とをさらに有し、

前記仮想内視鏡画像生成手段は、該特定領域設定手段によって設定された前記特定の角度領域を拡大して表示すること、を特徴とする請求項 4 または 5 に記載の仮想内視鏡装置

30

【請求項 7】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視点位置を連続的に変化させることに対応して前記全球型仮想内視鏡画像を連続的に生成可能である、請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 に記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 8】

前記表示手段は、前記全球型仮想内視鏡画像と、視野角を表示する記号とを重ね合わせて表示すること、を特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 に記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 9】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記全球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、

40

前記表示手段は、前記全球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて表示すること、を特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 に記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 10】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記全球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、

前記表示手段は、前記全球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを対比可能に表示すること、を特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 に記載の仮想内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、被検体の 3 次元画像データに基づきその被検体の内視鏡画像を仮想的に生成する仮想内視鏡装置に関するものであり、特に、視点位置を球状に取り囲む視野を有する全球型仮想内視鏡画像を生成することのできる仮想内視鏡装置に関するものである。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年、医療分野において、X 線 CT (c o m p u t e d t o m o g r a p h y) 装置や磁気共鳴 (M R I ; m a g n e t i c r e s o n a n c e i m a g i n g) 装置などによって得られる被検体の画像を用いた診断や検査が広く行なわれている。前記 CT 装置においては、X 線照射器・検出器を連続的に回転させつつ被検体を体軸方向に連続送りすることにより、その被検体の 3 次元領域についてらせん状の連続スキャン (ヘリカルスキャン) が行なわれる。このようにして得られる 3 次元領域における濃淡画像データ (3 次元画像データ) は、例えば、3 次元濃淡画像の濃度値の空間的な分布状態を 3 次元画像の各サンプル点に対して与える不透明度および色情報から描画する方法であるボリュームレンダリングと呼ばれる手法により、3 次元画像として可視化される。

【 0 0 0 3 】

3 次元画像によれば、前記 X 線 CT 装置によって得られる 3 次元画像データに基づき、被検体の内視鏡画像を仮想的に生成することが可能となる。このような仮想内視鏡画像を生成することのできる仮想内視鏡装置が提案されている。例えば非特許文献 1 に記載の仮想内視鏡装置がそれである。かかる仮想内視鏡装置によれば、実際に被検体に内視鏡を挿入することなく内視鏡画像が得られるため、被検体の負担が軽減される。一方検査を行なう医師等においては、内視鏡と同様の画像が得られるため、従来内視鏡を用いて行なっていた場合と同様の感覚や技能により検査などを行なうことができる。

【 先行技術文献 】

【 非特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 非特許文献 1 】 Kensaku Mori, Akihiro Urano, Jun-ichi Hasegawa, Jun-ichiro Toriwaki, Hirofumi Anno and Kazuhiro Katada, "Virtualized endoscope system - an application of virtual reality technology to diagnostic aid,"、IEICE Transactions Information and Systems、1996 年 6 月、Vol.E79-D、No.6、p.809-819

【 非特許文献 2 】 Masahiro Oda, Takayuki Kitasaka, Yuichiro Hayashi, Kensaku Mori, Yasuhito Suenaga, and Jun-ichiro Toriwaki, "Development of a Navigation-Based CAD System for Colon,"、8th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI 2005), Palm Springs, CA, USA, October 26-30, 2005, Proceedings Part I, LNCS 3749, Gerhard Goos, Juris Hartmanis, and Jan van Leeuwen (Eds.), 2005 年 10 月、pp.696-703

【 非特許文献 3 】 森 健策, 末永 康仁, 鳥脇 純一郎, 橋爪 誠, "腹腔鏡下手術支援のための仮想腹腔鏡像作成に関する検討,"、日本コンピュータ外科学会誌,、2005 年 9 月、Vol.7, No.2, pp.95-104

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

ところで、従来の仮想内視鏡装置の多くにおいては、最大視野角が例えば 100 度乃至 130 度程度の透視法 (透視投影法) を用いたものであった。このようにすれば実際の内視鏡を用いて光学的に得られる内視鏡画像と近似した仮想内視鏡画像が得られる。一方、非特許文献 2 に記載のように、仮想内視鏡装置が大腸ポリープ診断システムに適用される場合においては、たとえば被検体の一部位である大腸などにおいて多くのひだが存在しており、視点から見た場合にひだの影に隠れた位置に存在する病変などを見落とす可能性があった。また、非特許文献 3 に記載のように、仮想内視鏡装置が仮想腹腔鏡として用いられる場合においては、鉗子等の挿入位置の決定などの施術支援においては、視野角が狭く

得られる仮想内視鏡画像が不十分であった。

【0006】

しかしながら、一度に観察できる範囲を広げるために視野角を広げようとする、仮想内視鏡画像における歪みが非常に大きくなり、その仮想内視鏡画像は検査や手術支援のために用いることができないものとなるという問題があった。また、前記透視法によれば、最大視野角を180度以上とすることは理論的に不可能であった。

【0007】

本発明は以上の事情を背景として為されたもので、その目的とするところは、最大視野角が180度以上である仮想内視鏡画像を生成可能な仮想内視鏡装置を提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

かかる目的を達成するための請求項1にかかる発明は、被検体の3次元画像データに基づき、内視鏡が該被検体内に挿入された場合に得られる仮想内視鏡画像を仮想的に生成する仮想内視鏡画像生成手段と、少なくとも該仮想内視鏡画像生成手段により生成された仮想内視鏡画像を表示する表示手段とを有する仮想内視鏡装置であって、前記仮想内視鏡画像生成手段は、視点位置を球状に取り囲む視野を有する全球型仮想内視鏡画像を生成するものであること、を特徴とする。

【0009】

請求項2にかかる発明は、請求項1の仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、視点位置から前記視野に対しレイを発生させることによりボリュームレンダリング法を用いて前記全球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする。

20

【0010】

請求項3にかかる発明は、請求項1または2の仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、予め設定された最大視野角の全球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする。

【0011】

請求項4にかかる発明は、請求項1乃至3のいずれか1の仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視野角において、特定の角度領域を伸長あるいは圧縮した前記全球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする。

30

【0012】

請求項5にかかる発明は、請求項4の仮想内視鏡装置において、前記特定の角度領域の位置及び範囲は変更可能であること、を特徴とする。

【0013】

請求項6にかかる発明は、請求項4または5の仮想内視鏡装置において、前記被検体の3次元画像データから、予め設定された特徴を含む特徴部位を抽出する特徴部位抽出手段と、前記全球型仮想内視鏡画像に該特徴部位検出手段によって抽出された特徴部位が含まれる場合に、該特徴部位を含むように前記特定の角度領域を設定する特定領域設定手段とをさらに有し、前記仮想内視鏡画像生成手段は、該特定領域設定手段によって設定された前記特定の角度領域を拡大して表示すること、を特徴とする。

40

【0014】

請求項7にかかる発明は、請求項1乃至6のいずれか1の仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視点位置を連続的に変化させることに対応して前記全球型仮想内視鏡画像を連続的に生成可能であることを特徴とする。

【0015】

請求項8にかかる発明は、請求項1乃至7のいずれか1の仮想内視鏡装置において、前記表示手段は、前記全球型仮想内視鏡画像と、視野角を表示する記号とを重ね合わせて表示すること、を特徴とする。

【0016】

請求項9にかかる発明は、請求項1乃至8のいずれか1の仮想内視鏡装置において、前

50

記仮想内視鏡画像生成手段は、前記全球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、前記表示手段は、前記全球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて表示すること、を特徴とする。

【0017】

請求項10にかかる発明は、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記全球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、前記表示手段は、前記全球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを対比可能に表示すること、を特徴とする。

【発明の効果】

10

【0018】

請求項1にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、視点位置を球状に取り囲む視野を有する全球型仮想内視鏡画像が生成され、前記表示手段によってその全球型仮想内視鏡画像が表示されるので、前記仮想内視鏡装置により視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【0019】

請求項2にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段は、視点位置から前記視野に対しレイを発生させることによりポリウムレンダリング法を用いて前記全球型仮想内視鏡画像を生成するので、3次元画像データに基づいて視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像を生成することができる。

20

【0020】

請求項3にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段は、予め設定された視野角の全球型仮想内視鏡画像を生成するので、視点位置を球状に取り囲む視界について、予め設定された広い視野角の全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【0021】

請求項4にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視野角において、特定の角度領域を伸長あるいは圧縮した前記全球型仮想内視鏡画像を生成するので、視点位置を球状に取り囲む広い視野を有するとともに、特定の視野角の角度範囲について拡大あるいは縮小した前記全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【0022】

30

請求項5にかかる発明によれば、前記特定の角度領域の位置及び範囲は変更可能であるので、例えば操作者が拡大表示させたい特定の角度領域を指定することによりその角度領域を拡大した全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【0023】

請求項6にかかる発明によれば、前記特徴部位抽出手段により前記被検体の3次元画像データから、予め設定された特徴を含む特徴部位が抽出され、前記全球型仮想内視鏡画像にその抽出された特徴部位が含まれる場合には前記特定領域設定手段によりその特徴部位を含むように前記特定の角度領域が設定されるとともに、前記仮想内視鏡画像生成手段により、特定領域設定手段によって設定された前記特定の角度領域が拡大して表示されるので、視点位置を球状に取り囲む広い視野を有するとともに、予め設定された特徴を含む特徴部位が拡大して表示される前記全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

40

【0024】

請求項7にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、前記視点位置を連続的に変化させることに対応して前記全球型仮想内視鏡画像を連続的に生成されるので、連続して変化させる視点位置に対応した、その視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する前記全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【0025】

請求項8にかかる発明によれば、前記表示手段により、前記全球型仮想内視鏡画像と、視野角を表示する記号とが重ね合わせて表示されるので、視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する前記全球型仮想内視鏡画像において視野角を把握することができる。

50

【 0 0 2 6 】

請求項 9 にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、前記全球型仮想内視鏡画像に加えて、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像が生成され、前記表示手段により、前記全球型仮想内視鏡画像と前記透視型仮想内視鏡画像とが切り換えて表示されるので、同一の視点位置において視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する前記全球型仮想内視鏡画像と、実際の内視鏡画像に近い前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて観察することができる。

【 0 0 2 7 】

請求項 10 にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、前記全球型仮想内視鏡画像に加えて、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成され、前記表示手段により、前記全球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とが対比可能に表示されるので、共通する視点位置から異なる方法により生成された仮想内視鏡画像を同時に参照することができ、仮想内視鏡画像の観察における利便性が向上する。

【 0 0 2 8 】

好適には、前記全球型仮想内視鏡の視野角は連続的に変更が可能であることを特徴とする。このようにすれば同一の視点位置において視野角が連続的に変化する仮想内視鏡画像が順次得られる。

【 0 0 2 9 】

また好適には、前記表示手段は、前記視野角に応じて視野角に応じて全球型仮想内視鏡画像と透視型仮想内視鏡画像と切り換えて表示することを特徴とする。このようにすれば、視野角に応じた仮想内視鏡画像を自動的に切り換えて表示することができる。

【 0 0 3 0 】

また好適には、前記表示手段は、特徴部位が抽出された場合に透視型仮想内視鏡画像から全球型仮想内視鏡画像に切り換えて表示することを特徴とする。このようにすれば、前記特徴部位が表示される場合に、その特徴部位が拡大表示されることが可能な前記全球型仮想内視鏡画像に切り換えて表示される。

【 0 0 3 1 】

また好適には、前記表示手段は、生成する全球型仮想内視鏡画像の視野角が予め設定された境界角度以上である場合に、視野角がその境界角度以上の領域については、視野角が境界角度未満である領域と色相を異ならせて全球型仮想内視鏡画像を表示することを特徴とする。このようにすれば、視野角が境界角度以上の領域、すなわち全球型仮想内視鏡画像において視点位置よりも後方に対応する領域の色相が、視野角が境界角度未満の領域、すなわち全球型仮想内視鏡画像において視点位置よりも前方に対応する領域の色相と異ならせて表示されるので、実際の内視鏡画像や従来広く用いられていた透視法による透視型仮想内視鏡においては見ることはできなかった視点位置よりも後方に対応する領域を全球型仮想内視鏡画像において区別することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】 本発明の一実施例である仮想内視鏡装置の構成を説明する図である。

【 図 2 】 図 1 の仮想内視鏡装置の有する機能の概要を説明するブロック図である。

【 図 3 】 全球型仮想内視鏡画像の概念を説明する図である。

【 図 4 】 最大視野角 ϕ が 360 度の全球型仮想内視鏡画像の生成を説明する図である。

【 図 5 】 透視型仮想内視鏡画像の概念を説明する図である。

【 図 6 】 実施例における仮想内視鏡装置による全球型仮想内視鏡画像の制御作動の概要を説明するフローチャートである。

【 図 7 】 投影面と各座標の定義を説明する図である。

【 図 8 】 レイ方向計算サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである。

【 図 9 】 θ 1 算出サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである

10

20

30

40

50

。

【図 1 0】 $\theta 2$ 算出サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである。

【図 1 1】陰影値計算サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである。

【図 1 2】規格化座標系の例を説明する図である。

【図 1 3】規格化座標系における座標位置と原点との距離 l に対する回転角度 $\theta 1$ の関係を表わす関数 $f(l)$ の一例を説明する図である。

【図 1 4】レイと 3 次元画像との重なりを説明する図である。

【図 1 5】サンプル点とそれを囲む 8 点の座標の関係を説明する図であって、不透明度の算出、あるいは陰影値の算出を説明する図である。

10

【図 1 6】全球型仮想内視鏡画像と視野角を表わす表示とが重ねて表示される例を説明する図である。

【図 1 7】本発明の仮想内視鏡装置によって得られる仮想内視鏡画像の一例である仮想腹腔鏡画像を複数の視野角について示した図である。

【図 1 8】本発明の仮想内視鏡装置によって得られる仮想内視鏡画像の一例である大腸内視鏡画像を複数の視野角について示した図である。

【図 1 9】対比表示手段により透視型仮想内視鏡画像と全球型仮想内視鏡画像とが対比可能に表示された場合を説明する図である。

【図 2 0】視野角表示手段による視野角を表わす記号の表示における制御作動の一例を説明するフローチャートである。

20

【図 2 1】表示切換手段における制御作動の一例を説明するフローチャートである。

【図 2 2】本発明の別の実施例における規格化座標系の例を説明する図であって、図 1 2 に対応する図である。

【図 2 3】本発明の別の実施例における関数 $f(l)$ の例を説明する図であって、図 1 3 に対応する図である。

【図 2 4】本発明の別の実施例における関数 $f(l)$ を任意に設定する例を説明する図である。

【図 2 5】視野角表示手段によって、前記境界角度の大きさを上回る領域の色相と、その境界角度を下回る領域の色相とが異ならされた仮想内視鏡画像の一例を示す図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0033】

以下、本発明の一実施例について、図面を参照しつつ詳細に説明する。

【実施例 1】

【0034】

図 1 に示すように、本実施例の仮想内視鏡装置 10 は、予め記憶させられた情報を読み出し可能に格納する ROM 14、必要に応じて情報を読み書き可能に記憶する RAM 16、これらの情報を演算する CPU (中央演算装置) 18 などによって構成され、予め記憶されたプログラムに従って演算制御可能ないわゆるコンピュータ 12 などによって構成される。このコンピュータ 12 においては、入力インタフェース 20 を介してキーボードやマウスなどの入力装置 24 が接続され、そのコンピュータ 12 に対する入力操作を行なうことができる。また、出力インタフェース 22 を介して接続されたディスプレイ装置などの出力装置 26 が接続され、コンピュータ 12 の出力を視覚により出力することができる。例えばその内部に、情報を記憶可能なハードディスクドライブなどの記憶装置 28 が備えられている。記憶装置 28 には、たとえば CT 装置により得られた被検体の 3 次元濃淡画像 f 、言い換えれば、被検体の単位体積であるボクセルごとの画素値 (濃度値) が記憶されている。

40

【0035】

図 2 は、前記仮想内視鏡装置 10 における制御機能の概要、すなわち、CPU 18 を含むコンピュータ 12 において所定のプログラムを実行することにより得られる制御機能の

50

概要を説明するブロック図である。このうち、視点位置設定手段 50 は、仮想内視鏡装置 10 によって得られる仮想内視鏡画像の視点位置 p および視線方向 L を操作者の入力装置 24 を用いた操作に基づいて設定する。この視線方向 L は、たとえば視野の中心として定義される。また、視点位置設定手段 50 は、入力装置 24 を介して行われる操作に基づいて、動的に変化するように視点位置 p および視線方向 L を変化させることができる。

【0036】

視野設定手段 52 は、仮想内視鏡装置 10 によって得られる仮想内視鏡画像の最大視野角 ϕ を、操作者の入力装置 24 を用いた操作に基づいて設定する。最大視野角 ϕ は、後述する図 3 あるいは図 5 の ϕ に対応するもので、仮想内視鏡画像において、前記視点位置設定手段 50 によって定められる視線方向 L に対して最も離れた一対の方向がなす角である。したがって、仮想内視鏡画像における視野角は前記視線方向 L と仮想内視鏡画像内のその視線方向から最も離れた方向とのなす角の 2 倍の角度に対応する。なお、視野角設定手段 52 は、入力装置 24 を介して行われる操作に基づいて、動的に変化するように最大視野角 ϕ を設定することができる。なお、後述する仮想内視鏡画像生成手段 56 の全球型画像生成手段 58 によって生成される全球型仮想内視鏡画像においては、最大視野角 ϕ の大きさは特に限定されない。一方、透視型画像生成手段 62 によって生成される透視型可塑内視鏡画像においては、一般に最大視野角 ϕ が 90 度を超えると画像の歪みが大きくなり、最大視野角 ϕ が 180 度に近づくにつれて画像が発散する。また、最大視野角 ϕ が 180 度以上となることは理論的に不可能である。

【0037】

特定領域設定手段 54 は、仮想内視鏡画像における視野角のうち、特定の角度範囲を特定領域 SR として設定する。具体的にはたとえば視野角が 179 度である場合において、特定領域 SR を表す特定の角度範囲を、180 度 θ 220 度度のように設定する。 θ は前記視線方向からの角度である。特定領域設定手段 54 による特定領域 SR の設定は、操作者の入力装置 24 を用いた操作に基づいて行われる。あるいは後述する特徴部位抽出手段 72 を含むように自動的に設定することもできる。具体的には、たとえば後述する特徴部位抽出手段 72 によって抽出された特徴部位とあらかじめ定められた所定のマージンが含まれるように、特定領域 SR を設定する。より具体的には、特徴部位が仮想内視鏡画像において θ が 188 度ないし 192 度の範囲に抽出された場合において、前記所定のマージンが 4 度と定められている場合、特徴部位抽出手段 72 は特定領域 SR を、前記 θ を用いて 184 度 θ 196 度の角度範囲のように設定する。なお前記所定のマージンは、前記特徴部位が仮想内視鏡画像において良好に認識しうるように表示されるように決定される値であって、上述のように予め定められる一方、その定められた値に固定されてもよいし、その後の仮想内視鏡画像の生成が行われるにつれて可変とされてもよい。この特定領域設定手段 54 によって設定される特定領域 SR が本発明の特定の角度範囲に対応する。

【0038】

仮想内視鏡画像生成手段 56 は、前記記憶手段 28 に記憶された被検体の三次元画像データ、前記視点位置設定手段 72 によって設定された視点位置および視線方向、前記視野設定手段 52 によって設定された最大視野角 ϕ に基づいて、その被検体の仮想内視鏡画像を生成する。すなわち、仮想内視鏡画像生成手段 56 は、前記被検体の前記視点位置に前記視線方向となるように内視鏡が挿入された場合に得られる内視鏡画像を前記三次元画像データに基づいて仮想的に生成する。本実施例においては、仮想内視鏡画像生成手段 56 は、全球型仮想内視鏡画像を生成する全球型画像生成手段 58 と、透視法を用いた透視型仮想内視鏡画像を生成する透視型画像生成手段 62 とを機能的に有している。

【0039】

このうち全球形画像生成手段 58 は、全球投影法により全球型仮想内視鏡画像を生成する。全球型仮想内視鏡画像は、視点位置設定手段 72 によって設定される視点位置を、球状に取り囲む視野を有する仮想内視鏡画像である。この全球型仮想内視鏡画像における最大視野角 ϕ は、前記視野設定手段 52 によって設定される。

【 0 0 4 0 】

図 3 は全球型仮想内視鏡画像の生成の概要を説明した図であって、視点位置 p を含む一平面における視野と投影面上の画素との関係を示す図である。図 3 に示すように視点位置 p および視線方向 L が設定される場合において、視点位置 p を中心としてその視点位置 p を球状に取り囲む仮想投影面 102 を仮想的に設定する。このとき、視線方向 L は投影面 102 の中央を向くように設定されている。そして、視点位置 p から仮想投影面 102 上に配置された所定の個数の画素のそれぞれの方角に対しレイ (Ray) を向けて、そのレイ上の各サンプル点の陰影値に不透明度を乗じながら積算することにより、前記画素のそれぞれにおける画素値を計算するいわゆるレイキャスティング法を実行する。このレイキャスティング法は、いわゆるボリュームレンダリング法の一手法である。

10

【 0 0 4 1 】

全球形画像生成手段 58 は、図 3 に示すような視点位置 p を含む一平面について前記レイキャスティング法の実行が完了すると、前記視点位置 p を含む平面を視線方向 L を中心として所定の角度だけ回転させる。そして、その回転された平面について同様にレイキャスティング法を実行する。これを前記平面が視線方向 L を中心に π だけ回転するまで繰り返すことにより、全球型仮想内視鏡画像が得られる。なお、前記所定の角度は、例えば投影面における画素数に応じて適宜決定される。

【 0 0 4 2 】

図 4 は、最大視野角 ϕ が 360 度である場合の全球型仮想内視鏡画像の生成を説明する別の図である。図 4 (a) は、前記平面の視線方向 L を中心とした回転を説明する図であり、図 4 (b) は、その回転される平面と全球型仮想内視鏡画像上の画素との関係を説明する図である。図 4 (a) においては 3 つの直交する方向 V 、 U および R が設定されている。なお、この方向 V 、 U および R は、例えば、後述する視軸方向ベクトル d_v 、上向き方向ベクトル d_u 、および右向き方向ベクトル d_r の向き (図 7 参照) と同じに設定される。

20

【 0 0 4 3 】

図 4 においては、前記図 3 に対応する視点位置 p を含む平面の例として、3 つの F_1 乃至 F_3 が記載されている。平面 F_n ($n = 1, 2, \dots$) 内におけるレイの向きを表わす角度 θ_1 は、レイと、視線方向 L である V 方向とがなす角として定義される。すなわち、レイと視線方向 L とが一致する場合を $\theta_1 = 0$ 度として、 U 方向と逆向きに見た場合、すなわち図 4 (a) において上方からみた場合に時計回りに回転する方向を正として定義されている。また、各平面 F_n の視線方向回り、すなわち V 方向回りの回転角度 θ_2 は、図 4 に示すように、平面 F_n と、 V 方向と R 方向とを含む平面 (以下、「 VR 平面」。) とがなす角として定義される。すなわち、平面 F_n が VR 平面内にある場合を $\theta_2 = 0$ 度として、 V 方向を中心として反時計回りに回転する方向を正として定義されている。

30

【 0 0 4 4 】

図 4 (a) において太線で示されたように、レイの向きは前述のように定義される θ_1 および θ_2 を用いて表わすことができる。図 4 (a) において、視点位置 p を含む平面 F_n が θ_2 の正方向に所定の角度だけ回転させられて決定されると、その平面内において θ_1 が例えば $-\pi$ から π までの間で所定の間隔でレイの方向が順次決定され、その方向について画素値の算出が前記レイキャスティング法により実行される。そして、平面が再び θ_2 の正方向に所定の角度だけ回転させられて、同様にその平面内におけるレイの方向のそれぞれについて画素値の算出が実行される。これを θ_2 が 0 度から 360 度まで繰り返すことにより、視点位置 p を球状に取り囲む視野、すなわち最大視野角 ϕ が 360 度に対応する画素値が得られる。すなわち、平面が F_1 とされる場合 ($\theta_2 = 0$ 度の場合)、視点位置 p から平面 F_1 上の三角形で表わされた各点へ向かう方向のそれぞれにレイの方向が設定される。また、平面が F_2 とされる場合は視点位置 p から平面 F_2 上の丸で表わされた各点へ向かう方向のそれぞれに、平面が F_3 とされる場合は視点位置 p から平面 F_3 上の四角形で表わされた各点へ向かう方向のそれぞれに、同様にレイの方向が設定される。

40

【 0 0 4 5 】

50

なお、この手順は $-\pi$ から π までの間で所定の間隔で設定されるレイの方向 θ_1 の 1 つについて、 θ_2 が 0 度から 360 度まで変化させられるようにレイキャスティング法が実行された後、 θ_1 が更新されて再度 θ_2 が 0 度から 360 度まで変化させられるようにしてもよい。すなわち、視点位置 p から設定された最大視野角 ϕ の視野において所定の間隔でレイの方向を向けた場合の画素値の算出が行なうことができれば順序を問わない。

【0046】

図 4 (a) に示すように、平面 F_n 内に、視点位置 p を中心とし適当な半径の円が設定される。この円が図 3 の仮想投影面 102 に対応する。また、平面 F_n が V 方向に順次回転させられると、前記円が回転することにより球が形成される。この球が本発明における視点位置を球状に取り囲む視野に対応する。この視点位置を球状に取り囲む視野のうち、視線方向 L を中心とした最大視野角 ϕ 内の領域が全球型仮想内視鏡画像として投影面 104 に変換される。

【0047】

仮想投影面 102 上の各画素について画素値の算出が完了すると、全球型仮想内視鏡画像生成手段 58 は、所定の方法によって仮想投影面 102 を平面状に設けられた投影面 104 に変換し、全球型仮想内視鏡画像を得る。このとき、仮想投影面上の各画素は、それぞれ予め定められた関係などによって平面状の投影面 104 上の各画素に変換されるが、この変換においては、投影面 104 における歪みが少なくなるような変換が行なわれる。

【0048】

図 4 (b) は、全球型仮想内視鏡画像の投影面 104 を示しており、図 4 (a) におけるレイの方向と、全球型仮想内視鏡画像上における画素の位置との関係の一例を説明する図である。図 4 (a) において丸、三角形、および四角形で表わされたレイの方向と、図 4 (b) において丸、三角形、および四角形で表わされた画素の位置とは、それぞれ相互に対応している。具体的には、全球型仮想内視鏡画像の投影面 104 における原点を通る直線 Q_n ($n = 1, 2, \dots$) 上の画素のそれぞれが、図 4 (a) における各平面 F_n 上にあるレイのそれぞれに対応している。このとき、図 4 (b) の投影面 104 における原点を通る直線 Q_n の軸方向から原点回りの回転角度 θ_2 が図 4 (a) における視線方向回り、すなわち V 方向回りの回転角度 θ_2 と対応している。また、図 4 (b) の投影面 104 における原点を通る直線 Q_n 上の各画素は、それら各画素と投影面の原点との距離が、図 4 (a) における平面 F_n 上の各レイの方向 θ_1 と所定の関係を満たすようにされている。この所定の関係とは、後述する図 13、図 23、あるいは図 24 などに示す関係である。具体的には θ_1 が 90 度の場合に投影面 104 における座標原点に対応する。そして θ_1 が負の場合には x 軸方向において負の領域に、また、 θ_1 が正の場合には x 軸方向において正の領域にそれぞれ対応して前記所定の関係により対応づけられている。

【0049】

図 2 に戻って、特定領域処理手段 60 は、特定領域 SR 、すなわち特定の角度範囲が特定領域設定手段 54 によって設定された場合において、その特定領域 SR が全球型仮想画像において拡大（伸長）あるいは縮小（圧縮）されて表示させるように全球型画像生成手段 58 を制御する。具体的には例えば、特定領域 SR を全球型仮想画像において拡大（伸長）させる場合には、前述のように全球型可画像生成手段 58 が仮想投影面 102 上の各画素を平面状の投影面 104 の各画素に変換する際において、前記特定領域 SR に対応する特定の角度範囲内にある画素の間隔が、その特定の角度範囲外にある画素の間隔に比べて広くなるように変換を行なう。より具体的には、仮想投影面 102 上の各画素の平面状の投影面 104 の各画素への変換の際に、前記特定の角度範囲内にある画素の間隔をその特定の角度範囲外にある画素の間隔に比べて広げる、前記特定の角度範囲外にある画素の間隔をその特定の角度範囲内にある画素の間隔に比べて狭める、あるいはそれらの両方を行なう。また、特定領域 SR を全球型仮想画像において縮小（圧縮）させる場合には、前述のように全球型可画像生成手段 58 が仮想投影面 102 上の各画素を平面状の投影面 104 の各画素に変換する際において、前記特定領域に対応する特定の角度範囲内にある画素の間隔が、その特定の角度範囲外にある画素の間隔に比べて狭くなるように変換を行な

10

20

30

40

50

う。より具体的には、仮想投影面 102 上の各画素の平面状の投影面 104 の各画素への変換の際に、前記特定の角度範囲内にある画素の間隔をその特定の角度範囲外にある画素の間隔に比べて狭める、前記特定の角度範囲外にある画素の間隔をその特定の角度範囲内にある画素の間隔に比べて広げる、あるいはそれらの両方を行なう。

【0050】

透視型画像生成手段 62 は、透視型仮想内視鏡画像を生成する。透視型仮想内視鏡画像は、視点位置設定手段 72 によって設定される視点位置 p から、視野設定手段 52 によって設定される最大視野角 ϕ とした場合に透視投影法によって得られる仮想内視鏡画像に対応する。図 5 は透視型仮想内視鏡画像の概要を説明した図である。図 5 に示すように視点位置 p および視線方向 L が設定される場合において、視点位置 p から視線方向 L に所定の距離だけ離れた位置に、その視線方向 L と直交する平面上に投影面 106 を設ける。この投影面 106 の大きさは前記最大視野角 ϕ によって決定される。そして、視点位置 p から投影面 106 上に配置された所定の個数の画素のそれぞれの方角に対しレイ (Ray) を向けて、そのレイ上の各サンプル点の陰影値を不透明度として積算することにより、前記画素のそれぞれにおける画素値を計算するいわゆるレイキャスティング法を実行する。このようにして投影面 106 上の各画素について画素値の算出が完了すると、投影面 106 上における透視型仮想内視鏡画像が得られる。具体的には前記全球型画像生成手段 58 による全球型仮想内視鏡画像の生成に比べ、レイ方向が常に視点位置 p と投影面 106 上の着目する画素とを結ぶ直線とされる (すなわち、図 6 のフローチャートにおいてステップ S4 が存在しない) 点において異なる。なお、この透視型仮想内視鏡画像においては、視野の一定角度に対する投影面 106 上の画素の間隔は、最大視野角 ϕ が広がるほど画像の端部において広がることから、画像の歪みが顕著なものとなる。

【0051】

表示手段 64 は、前記仮想内視鏡画像生成手段 56 によって生成された仮想内視鏡画像を出力装置 26 に表示することなどによって出力する。表示手段 64 は視野角表示手段 66、表示切換手段 68 および対比表示手段 70 を機能的に有しており、前記仮想内視鏡画像生成手段 56 の全球型画像生成手段 58 によって生成される全球型仮想内視鏡画像、あるいは前記仮想内視鏡画像生成主案 56 の透視型画像生成手段 62 によって生成される透視型仮想内視鏡画像をそのまま表示するのみならず、これら各手段によって表示の態様を切り換えることができる。

【0052】

視野角表示手段 66 は、前記仮想内視鏡画像生成手段 56 によって生成された仮想内視鏡画像を出力装置 26 に表示する際に、その画像中に視野角を表示する記号を前記仮想内視鏡画像に重ね合わせて表示する。

【0053】

図 16 は、前記仮想内視鏡画像生成手段 56 の全球型画像生成手段 58 によって生成された全球型仮想内視鏡画像の例を示したものであり、さらにその全球型仮想内視鏡画像と、前記視野角表示手段 66 により表示される視野角を表示する記号とを重ね合わられた場合の例でもある。この画像は、出力装置 26 に表示される。図 16 の全球型仮想内視鏡画像は最大視野角 ϕ が 360 度とされているので、図 16 において長形状に表わされた全球型仮想内視鏡画像において、4 つの各頂点は、視野角が 360 度に対応する。図 16 の例においては、全球型内視鏡画像上に、視野角が 180 度である点を結んだ円と、視野角が 320 度である点を結んだ円の 2 つがそれぞれ視野角を表示する記号として表示されている。また、それら二つの円を識別するために、それらの円に対応する方向と視軸方向とのなす角の大きさ、すなわち視野角の $1/2$ の大きさが数字によりそれらの円の近傍に表示されている。

【0054】

表示切換手段 68 は、仮想内視鏡画像生成手段 56 の全球型画像生成手段 58 によって生成される全球型仮想内視鏡画像と、透視型画像生成手段 62 によって生成される透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて表示する。この切換表示は、例えば入力装置 24 によるユ

ーザの指示に基づいて切換を行なうものであっても良いし、後述するように、仮想内視鏡画像の最大視野角 ϕ に基づくなど自動的に行なわれてもよい。

【0055】

図17は起腹した（腹部に空気等を入れて膨らませた）腹部に挿入した腹腔鏡の画像を本発明の仮想内視鏡装置によって生成させた場合に得られる仮想内視鏡画像を示した図であって、図17（a）は最大視野角 ϕ を130度とした場合の透視型仮想内視鏡画像、図17（b）は最大視野角 ϕ を179度とした場合の透視型仮想内視鏡画像、図17（c）は最大視野角 ϕ を360度とした場合の全球型仮想内視鏡画像をそれぞれ示している。また、図18は被検体の大腸に挿入した内視鏡の画像を本発明の仮想内視鏡装置によって生成させた場合に得られる仮想内視鏡画像を示した図であって、図18（a）は最大視野角 ϕ を112度とした場合の透視型仮想内視鏡画像、図18（b）は最大視野角 ϕ を179度とした場合の透視型仮想内視鏡画像、図17（c）は最大視野角 ϕ を360度とした場合の全球型仮想内視鏡画像をそれぞれ示している。

【0056】

これら図17（a）および図18（a）の各図に示すように、最大視野角 ϕ が180度未満の場合には理論的に透視型仮想内視鏡画像を生成することができるが、画面の端に近づく程、画像のゆがみが大きくなっている。また、図17（b）および図18（b）の各図に最大視野角 ϕ が179度の例で示したように、最大視野角 ϕ が180度近づく、画面が発散してしまい、透視型仮想内視鏡画像においては写っているものを判別することが用意ではない。一方図17（c）および図18（c）の各図に示すように、全球型仮想内視鏡画像においては、最大視野角 ϕ が180度を超える場合においても、画像が歪みなく表示され、例えば図17（c）において球状のポリープが視認できるなど、画像上に写っているものを好適に識別できる。そのため、前記表示手段68は、例えば仮想内視鏡画像の最大視野角 ϕ が連続的に変化させられる場合において、最大視野角 ϕ が予め設定された閾値を超える場合には透視型仮想内視鏡画像から全球型仮想内視鏡画像に表示を変更する。この閾値は、透視型仮想内視鏡画像において歪みが大きく画面上の表示が識別できなくなる程度を表わす値であり、予め実験的に設定されることができる。

【0057】

また、図17および図18に示したように、表示手段64が出力装置26に仮想内視鏡画像を表示する際に、予め記憶装置28に記憶されている三次元画像データfから生成される被検体の断層画像とともに関連づけられて表示されている。この関連付けは、例えば断層画像における断面に仮想内視鏡画像の視線方向Lが含まれるように表示されるなどすることができる。このようにすれば、被検体の共通する部位を複数の方法によって表示される異なる画像により同時に視認することができる。

【0058】

図2に戻って、対比表示手段70は、前記仮想内視鏡画像生成手段56の全球型画像生成手段58によって生成される全球型仮想内視鏡画像と、透視型画像生成手段62によって生成される透視型仮想内視鏡画像とを対比可能に表示する。このとき、全球型仮想内視鏡画像と透視型仮想内視鏡画像とは、ともに共通する視点位置pからの仮想内視鏡画像とすることができる。このようにすれば、共通する視点位置から異なる方法により生成された仮想内視鏡画像を同時に参照することができる。すなわち、実際の内視鏡画像に近い透視型仮想内視鏡画像と、その透視型仮想内視鏡画像と同じ視点位置pにおいて最大視野角を広げたり、あるいは特定の角度範囲SRを拡大表示した全球型仮想内視鏡画像とを対比可能に同時に参照することができる。

【0059】

図19は、出力装置26に表示される仮想内視鏡画像の一例を説明する図であって、表示手段64の対比表示手段70により透視型仮想内視鏡画像と全球型仮想内視鏡画像とが対比可能に表示された場合を説明する図である。図19の画像において、第1仮想内視鏡画像表示領域114と第2仮想内視鏡画像表示領域116が設けられており、第1仮想内視鏡画像表示領域114には透視型仮想内視鏡画像が表示され、第2仮想内視鏡画像表示

領域 1 1 6 には全球型仮想内視鏡画像が表示されている。図 1 9 の例においては、これらの透視型仮想内視鏡画像と全球型仮想内視鏡画像とは共通する視点位置 p における画像であり、最大視野角 ϕ は相互に異なったものとされているが、このような条件に限られない。

【 0 0 6 0 】

なお図 1 9 の例においては、第 1 仮想内視鏡画像表示領域 1 1 4 と第 2 仮想内視鏡画像表示領域 1 1 6 に加え、第 3 の表示領域 1 1 8 が設けられており、第 1 仮想内視鏡画像表示領域 1 1 4 および第 2 仮想内視鏡画像表示領域 1 1 6 に表示される仮想内視鏡画像の視点位置 p に対応する複数種類の断層画像が表示されている。このようにすれば、仮想内視鏡画像の視点位置 p や視線方向 L と 3 次元画像データ f に基づいて生成される断層画像とを対応づけて表示することができる。しかしながら、この第 3 の表示領域 1 1 8 は必須ではない。

10

【 0 0 6 1 】

図 6 は、仮想内視鏡画像生成手段 5 6 の全球型画像生成手段 5 8 における制御作動の要部について説明するフローチャートである。図 6 のフローチャートは所定の間隔により繰り返し実行される。まず記憶手段 2 8 に対応するステップ（以下「ステップ」を省略する。）S 1 においては、被検体の三次元画像データ f が読み出される。

【 0 0 6 2 】

続いて視点位置設定手段 5 0、視野設定手段 5 2 などに対応する S 2 においては、視点位置 p 、視線方向 L 、最大視野角 ϕ の値が設定されるとともに、以降の処理において方向の基準となる視軸方向ベクトル d_v 、右向き方向ベクトル d_r 、および上向き方向ベクトル d_u が設定される。仮想内視鏡画像の生成の際に、ポリウムレンダリング法において、ボクセルの不透明度を表わすための不透明度テーブルの設定が行なわれる。この不透明度テーブルは、S 1 で取り込まれた例えば CT 値である 3 次元画像データ f について、ポリウムレンダリングにおける不透明度との関連付けを行なうものである。なお、この不透明度テーブルは予め設定されて記憶されたものが用いられても良いし、ユーザによりコントラストや透明度を変更することが可能となるように、その都度設定されるようにしてもよい。

20

【 0 0 6 3 】

図 7 を用いて、前記視軸方向ベクトル d_v 、右向き方向ベクトル d_r 、および上向き方向ベクトル d_u について説明する。図 7 に示すように、視軸方向ベクトル d_v は、投影面 1 0 4 の中央をその投影面 1 0 4 に垂直に交差する方向ベクトルであり、前記視点位置設定手段 5 0 において設定される視線方向 L に対応する。また、右向き方向ベクトル d_r 、および上向き方向ベクトル d_u は、投影面 1 0 4 における右向きおよび上向きの方向を定義づけるものであって、それぞれ投影面 1 0 4 内において直交するベクトルである。具体的には本実施例においては、右向き方向ベクトル d_r は投影面 1 0 4 の長辺方向に、また、上向き方向ベクトル d_u は投影面 1 0 4 の短辺方向にそれぞれ平行なベクトルとして定義されている。なお、投影面 1 0 4 は、図 7 において視軸方向ベクトル d_v と交差する周辺においては、仮想投影面 1 0 2 の接面となっている。

30

【 0 0 6 4 】

図 6 に戻って、S 3 においては、投影面 1 0 4 における画像上の位置を表わす座標 (x, y) が初期化され、 $(x, y) = (0, 0)$ とされる。本実施例においては、投影面 1 0 4 における座標 (x, y) は、投影面 1 0 4 の中心、すなわち視軸方向ベクトル d_v （視線方向 L ）と座標 (x, y) 面 1 0 4 との交点が座標原点とされる。また、投影面 1 0 4 の長辺の正方向の長さおよび負方向の長さ、また、短辺の正方向の長さおよび負方向の長さをそれぞれ 1 に規格化した規格化座標系が用いられる。従って、座標 (x, y) は、 $-1 \leq x, y \leq 1$ である。この規格化座標系の例を図 1 2 に示す。この座標 (x, y) は、投影面 1 0 4 における各画素を表わす。

40

【 0 0 6 5 】

S 4 においては、投影面 1 0 4 における画素の 1 つについて、その画素に対応するレイ

50

の方向を計算するためのレイ方向計算サブルーチンが実行される。図 8 はこのレイ方向計算サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである。まず S A 1 においては、投影面 1 0 4 における座標 (x , y)、および S 2 で設定された視軸方向ベクトル d __ v、右向き方向ベクトル d __ r、および上向き方向ベクトル d __ u が読み込まれる。

【 0 0 6 6 】

続く S A 2 においては、座標 (x , y) における画素に対応するレイの上向き方向ベクトル d __ u 周りの回転角度 θ_1 を算出するための θ_1 算出サブルーチンが実行される。図 9 はこの θ_1 算出サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである。まず S B 1 においては、投影面 1 0 4 における座標 (x , y) が設定される。続いて、S B 2 において、S B 1 で設定された座標 (x , y) と原点との距離 l が算出される。この距離 l は幾何学的な距離であり、 $l^2 = x^2 + y^2$ に基づいて算出される。

10

【 0 0 6 7 】

続いて S B 3 においては、S B 2 で算出された距離 l と座標 (x , y) における上向き方向ベクトル d __ u 周りの回転角度 θ_1 とを関連づけるための関係 f (l) が設定される。本実施例においては、f (l) は図 1 3 に示すように距離 l と回転角度 θ_1 とは線形の関係性を有するように設定されている。このように f (l) が設定される場合において、規格化座標系で表わされた投影面 1 0 4 において、各回転角度 θ_1 に対応する座標 (x , y) を示したのが図 1 2 の点線である。図 1 2 の点線は、それぞれ、回転角度 θ_1 が $\pi / 4$ 、 $\pi / 2$ 、 $3 \pi / 4$ 、 π となる座標 (x , y) を結んだ線である。

20

【 0 0 6 8 】

S B 4 においては、S B 2 で算出された距離 l、および S B 3 で設定された距離 l と回転角度 θ_1 との関係 f (l) に基づいて上向き方向ベクトル d __ u 周りの回転角度 θ_1 が算出される。

【 0 0 6 9 】

図 8 に戻って、S A 3 においては、座標 (x , y) における画素に対応するレイの右向き方向ベクトル d __ r 周りの回転角度 θ_2 を算出するための θ_2 算出サブルーチンが実行される。図 1 0 はこの θ_2 算出サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである。まず S C 1 においては、投影面 1 0 4 における座標 (x , y) が設定される。続いて、S C 2 においては、x 座標の値が 0 であるか否かが判断される。x 座標の値が 0 である場合には本ステップの判断が肯定されて、S C 3 が実行される。また、x 座標の値が 0 でない場合には本ステップの判断が否定されて、S C 7 が実行される。

30

【 0 0 7 0 】

x 座標の値が 0 である場合に実行される S C 3 においては、回転角度 θ_2 がいったん 0 とされる。続いて S C 4 においては y 座標が 0 より大きい値であるか否かが判断される。y 座標が 0 より大きい場合には本ステップの判断が肯定され、S C 5 が実行される。また、y 座標の値が 0 以下である場合にはステップ S C 4 の判断は否定され、S C 6 が実行される。S C 5 においては S C 3 で 0 とされた回転角度 θ_2 の値が $\pi / 2$ とされる。また、S C 6 においては S C 3 で 0 とされた回転角度 θ_2 の値は $-\pi / 2$ とされる。

【 0 0 7 1 】

40

x 座標の値が 0 でない場合に実行される S C 7 においては、回転角度 θ_2 の値は y 座標の値に対する x 座標の値の逆正接、すなわち $\theta_2 = \text{atan}(y / x)$ のように設定される。

【 0 0 7 2 】

S C 8 においては、x 座標の値が 0 未満であって、かつ y 座標の値が 0 より大きいかが判断される。この判断が肯定される場合には、S C 9 が実行される。S C 9 においては、S C 7 で算出された回転角度 θ_2 の値に π が加算される。

【 0 0 7 3 】

また、S C 1 0 においては、x 座標の値が 0 以下であって、かつ y 座標の値が 0 以下であるか否かが判断される。この判断が肯定される場合には、S C 1 0 が実行される。S C

50

10においては、SC7で算出された回転角度 θ_2 の値に π が加算される。

【0074】

SC12においては、SC1乃至SC11の実行において得られた θ_2 の値が、右向き方向ベクトル d_r 周りの回転角度 θ_2 とされる。なお、このように設定される θ_2 は、図12に示されたように、座標 (x, y) と原点とを結ぶ直線と x 軸とのなす角に対応している。

【0075】

図8に戻ってSA4においては、視軸方向ベクトル d_v が、上向き方向ベクトル d_u 周りに θ_1 だけ回転されて d'_ray とさせられる。また、SA5においては、SA4で算出されたベクトル d'_ray が右向き方向ベクトル d_r 周りに θ_2 だけ回転されて d''_ray とさせられる。SA6において、SA5で算出されたベクトル d''_ray が、座標 (x, y) における画素に対応するレイの方向を示すベクトル d_ray として決定される。

【0076】

図6に戻って、S5においては、座標 (x, y) に対応する画素の陰影値を計算するための陰影値計算サブルーチンが実行される。図11は、この陰影値計算サブルーチンにおける制御作動の概要を説明するフローチャートである。

【0077】

まず、SD1においては、3次元画像データ f 、視点位置 p 、レイ方向ベクトル d_ray 、および不透明度テーブルが設定される。このうち、3次元画像データ f は前記図6のS1において取り込まれたものであり、視点位置 p 、不透明度テーブルはS2において設定されたものである。また、レイ方向ベクトル d_ray はS4において算出されたものである。

【0078】

SD2においては、レイと3次元画像とが交わる位置について、そのレイが3次元画像との交わりを開始する交わり開始位置指標 k_begin およびレイが3次元画像との交わりを終了する交わり終了位置指標 k_end がそれぞれ算出される。このレイと3次元画像との交わりとは、レイがその進行方向であるレイ方向ベクトル d_ray に向かって進んだ場合に、3次元画像において被検体の体積領域に入り込むことを示している。具体的には、レイ上の点が、視点位置 p 、単位長さのレイ方向ベクトル d_ray 、および任意の実数である位置指標 k を用いて、 $p + k * d_ray$ で表わされる場合に、そのレイが3次元画像との交わりを開始する際の前記位置指標 k の値が交わり開始位置指標 k_begin であり、交わりを終了する際の前記位置指標 k の値が交わり終了位置指標 k_end である。

【0079】

図14は、これら交わり開始位置および交わり終了位置を説明する図である。図14において視点位置 p から投影面上のある画素に対応するレイに着目している。このレイは、点Aにおいて立方体状に表わされた被検体に対応する3次元画像の内部に入り、点Bにおいて3次元画像の外に出る。この点Aが前記交わり開始位置に対応し、点Bが交わり終了位置に対応する。

【0080】

SD3においては、レイ上の位置を表わすための位置指標 k の値が、前記交わり開始位置 k_begin とされる。

【0081】

SD4においては、被検体を含む3次元画像において注目する位置を表わす注目3次元画素位置 v が算出される。この注目3次元画素位置 v はSD3で設定された位置指標 k を用いて、 $v = p + k * d_ray$ で表わされる。

【0082】

SD5においては、SD4で算出された注目3次元画素位置 v における不透明度が算出される。本実施例においては、この不透明度は具体的には3次元画像データ f として記憶

10

20

30

40

50

手段 28 に記憶された画素値から前記不透明度テーブルを用いて変換される。具体的には例えば、被検体内において、予め相互に直交する 3 軸方向にそれぞれ所定の間隔を有する各点の画素値が 3 次元画像データ f として予め記憶されている。この場合には、前記注目 3 次元画素位置 v を囲む近傍 8 点の画素値を抽出し、それら近傍 8 点のそれぞれの画素値から得られる不透明度を、それら 8 点のそれぞれと前記注目 3 次元画素位置 v との距離に応じた線形補間を行ない、前記注目 3 次元画素位置 v における不透明度として算出する。なお、前述の図 14 の例においては、交わり開始位置である点 A から交わり終了位置である点 B の間における三角形で表わされた点のそれぞれが注目 3 次元画素位置 v に対応する。

【0083】

不透明度の算出について、図 15 を用いて詳しく説明する。なお、図 15 における $X Y Z$ 座標系は説明のために便宜的に表わしたものであり、前述の実施例における座標系とは異なってもよい。図 15 においてサンプル点 $S(p, q, r)$ は不透明度を算出しようとする注目 3 次元画素位置 v に対応する。また格子点 P_i は、3 次元画像中 f において予め不透明度が得られている点を表わしている。図 15 におけるサンプル点 $S(p, q, r)$ での不透明度 α_s は S の近傍格子点 8 点 P_i での不透明度 α_{p_i} ($i = 1, 2, \dots, 8$) からそれぞれ次の線形補完によって算出される。

$$\alpha_s = \omega_1 * \alpha_{p_1} + \omega_2 * \alpha_{p_2} + \dots \omega_8 * \alpha_{p_8}$$

ここで ω_i は係数を表わし、次式で定義される。

$$\omega_1 = \{1 - (p - x)\} \{1 - (q - y)\} \{1 - (r - z)\}$$

$$\omega_2 = (p - x) \{1 - (q - y)\} \{1 - (r - z)\}$$

$$\omega_3 = \{1 - (p - x)\} (q - y) \{1 - (r - z)\}$$

$$\omega_4 = (p - x) (q - y) \{1 - (r - z)\}$$

$$\omega_5 = \{1 - (p - x)\} \{1 - (q - y)\} (r - z)$$

$$\omega_6 = (p - x) \{1 - (q - y)\} (r - z)$$

$$\omega_7 = \{1 - (p - x)\} (q - y) (r - z)$$

$$\omega_8 = (p - x) (q - y) (r - z)$$

【0084】

SD6 においては、注目 3 次元画素位置 v を囲む近傍 8 点におけるグラディエントベクトル (勾配ベクトル) $grad(v)$ が算出される。この勾配ベクトル $grad(v)$ は、注目 3 次元画素位置 v を囲む近傍 8 点のそれぞれについて、視線方向ベクトル d_v 、上向き方向ベクトル d_u 、右向き方向ベクトル d_r 方向にそれぞれ隣接する画素に対する画素値 $f_{u,v,r}$ の変化を表わすものであって、視線方向ベクトル d_v 、上向き方向ベクトル d_u 、右向き方向ベクトル d_r の各方向の変化量を成分とするベクトルとして表わされる。具体的には例えば、

$$grad(v) = (f_{v,u,r} - f_{v-1,u,r}, f_{v,u,r} - f_{v,u-1,r}, f_{v,u,r} - f_{v,u,r-1})$$

のように表わされる。ここで $f_{v,u,r}$ は注目 3 次元画素位置 v における画素値を表わしており、 $f_{v-1,u,r}$ はその注目 3 次元画素位置 v よりも d_v 方向において手前に位置する画素位置の画素値を表わしている。上向き方向、右向き方向についても同様である。

【0085】

SD7 においては、注目 3 次元画素位置 v における陰影値の算出が行なわれる。陰影値の算出においても、前述の SD5 における不透明度の算出と同様に、注目 3 次元画素位置 v を囲む近傍 8 点の陰影値を算出し、それら近傍 8 点のそれぞれの陰影値を、それら 8 点のそれぞれと前記注目 3 次元画素位置 v との距離に応じた線形補間を行なうことにより、前記注目 3 次元画素位置 v における陰影値として算出する。

【0086】

陰影値の算出についても、図 15 を用いて説明する。図 15 においてサンプル点 $S(p, q, r)$ は陰影値を算出しようとする注目 3 次元画素位置 v に対応する。また格子点 P

10

20

30

40

50

i は、3次元画像中 f において予め不透明度が得られている点を表わしている。図15におけるサンプル点 $S(p, q, r)$ での陰影値 c_s^k ($k = R, G, B$ のそれぞれ) は S の近傍格子点8点 P_i での陰影値 $c_{P_i}^k$ ($i = 1, 2, \dots, 8$) からそれぞれ次の線形保管によって算出される。

$$c_s^k = \omega_1 * c_{P_1}^k + \omega_2 * c_{P_2}^k + \dots + \omega_8 * c_{P_8}^k$$

なお、 ω_i は前述の係数と同様である。ここで、 P_i における $c_{P_i}^k$ は次式のように視軸方向ベクトル d_v と法線方向ベクトル N_{P_i} との内積値に P_i での色情報 $I_{P_i}^k$ を乗算することにより求められる。すなわち、

$$c_{P_i}^k = (I \cdot N_{P_i}) \cdot I_{P_i}^k$$

である。ここで、 N_{P_i} はSD6において算出された、注目3次元画素位置 v を囲む近傍8点 P_i における勾配ベクトル $grad(P_i)$ を正規化したものであり、次式によって得られる。

$$N_{P_i} = grad(P_i) / ||grad(P_i)||$$

【0087】

続いてSD8においては陰影値の積算が行なわれる。すなわち、交わり開始位置指標に対応する $k = k_begin$ から、レイと重なる3次元画像の陰影値が積算される。 C_k をサンプル点 k までの陰影値の積算値とすると、 C_k は次式で表わされる。

$$C_k = C_{k-1} + \beta_k * \alpha_k * c_k$$

ここで、 c_k はサンプル点 k における陰影値、 α_k はサンプル点 k における不透明度である。また β_k はサンプル点 k までの透明度の積算値であり、次式で定義される。

$$\beta_k = \beta_{k-1} * (1 - \alpha_k)$$

なお、 β の初期値である β_0 は、 $\beta_0 = 1$ としている。

【0088】

SD9においては、注目3次元画素位置 v をレイ上のレイ方向ベクトル d_ray 方向に所定方向だけ先のものするため、位置指標 k の値が所定値 $step$ だけ大きくされる。

【0089】

SD10においては、本サブルーチンが終了するための所定の打ち切り条件が成立したか、あるいは位置指標の値が交わり終了点 k_end 以上となったか否かが判断される。このうち、所定の打ち切り条件は、例えば、SD8において算出される陰影値の積算値が不透明に対応する所定値を上回ることである。このようにすれば、レイキャスティングを投影面上の画素について順次実行する際に、投影面に近いサンプル点が不透明の場合、そのサンプル点から奥にあるサンプル点の陰影値は投影面に影響しないため、計算を省略することができるという利点がある。また、位置指標の値が交わり終了点 k_end 以上となった場合には、レイはすでに3次元画像と重なっていないため、陰影値の積算を必要としないためである。このように、所定の打ち切り条件が成立したか、あるいは位置指標の値が交わり終了点 k_end 以上となった場合には、本ステップの判断が肯定されて、直前のSD8において算出された陰影値の積算値が出力されて、本フローチャートが終了させられる。このように算出された陰影値の積算値が、投影面104の各画素に対応する陰影値とされる。一方、SD10の判断が否定された場合には、SD9で新たに設定された注目3次元画素位置 v について、SD4乃至SD10の処理が繰り返し実行される。

【0090】

図6に戻ってS6においては、投影面104の別の画素について陰影値の算出を行なうため、投影面104における画素に対応する座標 (x, y) が更新される。具体的には例えば、一つ右に位置する画素について着目し、それ以上右に画素が存在しない場合には、1つ下で最も左に位置する画素について着目するように座標 (x, y) が更新される。

【0091】

S7においては、投影面104における全ての画素について陰影値の算出が終了したか否かが判断される。投影面104における全ての画素について陰影値の算出が終了した場合には本ステップの判断が肯定され、S8が実行される。また、投影面104において陰影値の算出が終了していない画素が存在する場合には本ステップの判断が否定され、S6

10

20

30

40

50

で更新された座標 (x , y) に対応する画素について陰影値の算出が行なわれる。

【 0 0 9 2 】

S 7 の判断が肯定された場合に実行される S 8 においては、全球型仮想内視鏡画像が生成される。具体的には、投影面 1 0 4 上の各画素の色調が、S 4 乃至 S 7 が繰り返し実行されて得られた陰影値とされることにより、全球型仮想内視鏡画像が生成される。また、S 8 に続いて実行される S 9 は、表示手段 6 4 に対応するものであって、生成された仮想内視鏡画像の出力装置 2 6 への出力、すなわち表示が行なわれる。

【 0 0 9 3 】

図 2 0 は、S 8 において仮想内視鏡画像が出力装置 2 6 に表示される際に、その画像中に視野角を表示する記号が前記仮想内視鏡画像に重ね合わせて表示する視野角表示制御の制御作動を説明するフローチャートである。このフローチャートにおける制御作動は表示制御手段 6 8 に対応する。

10

【 0 0 9 4 】

まず S E 1 においては、ユーザにより視野角を表示する記号の重ね合わせ表示を行なう旨が設定されたか否かが判断される。ユーザにより表示を行なう旨の入力が行なわれた場合には本ステップの判断が肯定され、S E 2 以降が実行される。また、ユーザにより表示を行なう旨の入力が行なわれなかった場合には、本ステップの判断は否定され、フローチャートが終了させられる。

【 0 0 9 5 】

S E 2 においては、仮想内視鏡画像の投影面 1 0 4 、 1 0 6 において、表示を行なおうとする視野角に対応する画素を結ぶ線が算出される。前述の図 1 6 の例においては、例えば視野角が 1 8 0 度に対応する画素を結ぶ円と視野角が 3 2 0 度に対応する画素を結ぶ円が算出される。

20

【 0 0 9 6 】

S E 3 においては、S E 2 で算出された線が仮想内視鏡画像と重ね合わせて表示が行なわれる。具体的には、S E 2 で算出された線が仮想内視鏡画像において識別可能な色で表示される。図 1 6 の例では白い線により表示されている。

【 0 0 9 7 】

図 2 1 は、S 8 において仮想内視鏡画像生成手段 5 6 の全球型画像生成手段 5 8 によって生成される全球型仮想内視鏡画像と、透視型画像生成手段 6 2 によって生成される透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて表示するための表示切換制御における制御作動を説明するフローチャートである。このフローチャートにおける制御作動は表示切換手段 6 8 に対応する。

30

【 0 0 9 8 】

まず S F 1 において、表示している仮想内視鏡画像が透視型仮想内視鏡画像であるかが判断される。表示している仮想内視鏡画像が透視型仮想内視鏡画像である場合には本ステップの判断が肯定され、S F 2 が実行される。一方、表示している仮想内視鏡画像が全球型仮想内視鏡画像である場合には、本ステップの判断が否定され、S F 5 が実行される。

【 0 0 9 9 】

S F 2 においては、ユーザにより表示切換を行なう旨の操作が行なわれたか否かが判断される。ユーザにより表示切換を行なう旨の操作が行なわれた場合には本ステップの判断が肯定され、S F 4 が実行される。ユーザにより表示切換を行なう旨の操作が行なわれなかった場合には、本ステップの判断は否定され、S F 3 が実行される。

40

【 0 1 0 0 】

S F 3 においては、表示している透視型仮想内視鏡画像の視野角 ϕ が、予め定められた閾値を上回っているか否かが判断される。この視野角の閾値は、透視型仮想内視鏡画像を用いた場合に、画像に表示されているものが識別することができなくなる程度にゆがむ角度とされる。視野角 ϕ が、予め定められた閾値を上回っている場合には、本ステップの判断が肯定されて、S F 4 が実行される。一方、視野角 ϕ が、予め定められた閾値を上回っ

50

ていない場合には、表示の切換を行なうことなく本フローチャートが終了される。

【0101】

S F 2 の判断が肯定された場合、および S F 3 の判断が肯定された場合に実行される S F 4 においては、表示手段 6 4 により表示される仮想内視鏡画像を透視型仮想内視鏡画像から全球型仮想内視鏡画像に切り換える。

【0102】

S F 5 においては、ユーザにより表示切換を行なう旨の操作が行なわれたか否かが判断される。ユーザにより表示切換を行なう旨の操作が行なわれた場合には本ステップの判断が肯定され、S F 6 が実行される。ユーザにより表示切換を行なう旨の操作が行なわれなかった場合には、本ステップの判断は否定され、表示の切換を行なうことなく本フローチャートが終了される。

10

【0103】

S F 5 の判断が肯定された場合に実行される S F 6 においては、表示手段 6 4 により表示される仮想内視鏡画像を全球型仮想内視鏡画像から透視型仮想内視鏡画像に切り換える。

【0104】

前述の実施例によれば、仮想内視鏡画像生成手段 5 6 の全球型画像生成手段 5 8 により、視点位置 p を球状に取り囲む視野を有する全球型仮想内視鏡画像が生成され、表示手段 6 4 によってその全球型仮想内視鏡画像が出力装置 2 6 に表示されるので、仮想内視鏡装置 1 0 により視点位置 p を球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

20

【0105】

前述の実施例によれば、仮想内視鏡画像生成手段 5 6 の全球型画像生成手段 5 8 は、視点位置 p から視野に対しレイを発生させることによりボリュームレンダリング法を用いて前記全球型仮想内視鏡画像を生成するので、3 次元画像データ f に基づいて視点位置 p を球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像を生成することができる。

【0106】

前述の実施例によれば、仮想内視鏡画像生成手段 5 6 の全球型画像生成手段 5 8 は、予め設定された最大視野角 ϕ の全球型仮想内視鏡画像を生成するので、視点位置 p を球状に取り囲む視野について、操作者によって予め自由に設定された広い視野角の全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。特に実際の内視鏡装置や透視法によっては実現できない、最大視野角 ϕ が 180 度を上回る全球型仮想内視鏡画像を生成することができる。また、最大視野角 ϕ が 180 度未満であっても透視型仮想内視鏡画像においては画像が発散して判読が困難となる最大視野角 ϕ に対応した全球型仮想内視鏡画像を生成することができる。

30

【0107】

前述の実施例によれば、表示手段 6 4 により、全球型仮想内視鏡画像と、視野角を表示する記号とが重ね合わせて出力装置 2 6 に表示されるので、視点位置 p を球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像において視野角を把握することができる。

【0108】

40

前述の実施例によれば、仮想内視鏡画像生成手段 5 6 においては、全球型画像生成手段 5 8 により生成される全球型仮想内視鏡画像に加えて、透視型画像生成手段 6 2 により視点位置 p から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像が生成され、表示手段 6 4 の表示切換手段 6 8 により、前記全球型仮想内視鏡画像と前記透視型仮想内視鏡画像とが切り換えて表示されるので、同一の視点位置 p において視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する前記全球型仮想内視鏡画像と、実際の内視鏡画像に近い前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて観察することができる。

【0109】

また前述の実施例によれば、表示手段 6 4 は、最大視野角 ϕ に応じて全球型仮想内視鏡画像と透視型仮想内視鏡画像と切り換えて出力装置 2 6 に表示するので、最大視野角 ϕ に

50

応じて仮想内視鏡画像を自動的に切り換えて表示することができる。

【0110】

前述の実施例によれば、仮想内視鏡画像生成手段56においては、全球型画像生成手段58により生成される全球型仮想内視鏡画像に加えて、透視型画像生成手段62により視点位置pから透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像が生成され、表示手段64の対比表示手段70により、前記全球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とが対比可能に表示されるので、共通する視点位置から異なる方法により生成された仮想内視鏡画像を同時に参照することができ、仮想内視鏡画像の観察における利便性が向上する。

【0111】

続いて、本発明の別の実施例について説明する。以下の説明において、実施例相互に共通する部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

【実施例2】

【0112】

本実施例は、前述の実施例において、仮想内視鏡画像生成手段56の全球型画像生成手段58が全球型仮想内視鏡画像を生成する際の別の態様に関するものである。全球型画像生成手段58が全球型仮想内視鏡画像を生成する際において、レイの方向が算出されたが(図6のS4)、その際に、上向き方向ベクトル d_u 周りの回転角度 θ_1 が算出された(図8のSA2、図9)。ここで、回転角度 θ_1 の算出は、投影面104上の座標(x, y)と座標原点の距離lと予め定められた関数 $\theta_1 = f(l)$ に基づいて行なわれた。そして、前述の実施例においては、 $f(l)$ はlに関して線形の関数とされていた(図13参照)。かかる態様によれば、図12に示したように、規格化された投影面104上の各画素について、原点からの距離とその画素に対応する視野角とは線形の関係を有する。

【0113】

一方、本実施例においては、 $f(l)$ はたとえば図23に示すようなlに対して非線形の関数が用いられる。この $f(l)$ は、lが大きくなるほどlの増分に対する $f(l)$ すなわち θ_1 の増分が小さくなる関数である。従って画像の端部に近い、すなわちlが大きい状態において、lの増分に対する θ_1 の増分が小さくされる。図22は前述の実施例の図12に対応する図であって、投影面104上の各画素のうち、同じ視野角に対応する画素を結んだ線が点線により表示されている。すなわち、画像の中央部ほど伸長して表示される一方、画像の端部、すなわち視野角が大きくなるほど圧縮して表示される。

【0114】

このように、本実施例の全球型画像生成手段58によれば、投影面104上の各画素について、その画素に対応する視野角を、規格化された投影面104上の各画素と原点との距離に対して非線形の関係とすることができる。なお、このとき、関数 $f(l)$ は図23に示したものに限定されない。すなわち、このように、関数 $f(l)$ は線形のものに限られず、その選択により生成される全球型仮想内視鏡画像を変化させることができる。また、 $f(l)$ をユーザの入力装置24の操作などに基づいて切り換えることも可能である。

【実施例3】

【0115】

本実施例においては、仮想内視鏡装置10は、特定領域設定手段54を有しており、また、仮想内視鏡画像生成手段56の全球型画像生成手段58は、特定領域処理手段60を有している。

【0116】

特定領域設定手段54は、例えばユーザによる入力装置24の操作に基づいて、所定の視野角の領域を特定領域として設定するとともに、その特定領域の表示方法、すなわち特定領域を拡大表示すべきものであるか縮小表示すべきものであるかを設定する。

【0117】

また、特定領域処理手段60は、前記特定領域設定手段54により特定領域とされた視野角の領域を、設定された特定領域の表示方法により表示するための処理を行なう。具体

10

20

30

40

50

的には、前記特定領域設定手段 5 4 により特定領域とされた視野角の領域を、設定された特定領域の表示方法により表示することのできる関数 $f(l)$ の選定を行なう。前述の実施例 2 で示したように、 $f(l)$ の l に対する勾配が急であるほど全球型仮想内視鏡画像においては拡大表示され、勾配が緩やかであるほど縮小表示される。従って、特定領域設定手段 5 4 により例えば「60 度乃至 80 度の範囲」のように、特定の視野角の領域を拡大（伸長）表示する旨が設定された場合には、その視野角の領域に対応する l の範囲において、 l に対する $f(l)$ の勾配が、前記特定の視野角以外の領域に対応する l の範囲よりも急になるような $f(l)$ を設定する。また、特定領域設定手段 5 4 により特定の視野角の領域を縮小（圧縮）表示する旨が設定された場合には、その視野角の領域に対応する l の範囲において、 l に対する $f(l)$ の勾配が、前記特定の視野角以外の領域に対応する l の範囲よりも緩やかになるような $f(l)$ を設定する。この設定は、予め用意された複数種類の関数 $f(l)$ の候補から、特定領域設定手段 5 4 における設定を実現するのに最も適した関数を選択するようにしても良いし、特定領域設定手段 5 4 における設定を実現するのに適した関数 $f(l)$ を生成してもよい。

10

【0118】

また、特定領域設定手段 5 4 として拡大もしくは縮小表示される視野角の領域を指定するのに代えて、ユーザにより関数 $f(l)$ を生成することも可能である。

【0119】

図 2 4 は、ユーザによる $f(l)$ の生成に際して提供されるインタフェースの一例を示した図である。このインタフェースは例えば出力装置 2 6 に表示され、入力装置 2 4 による入力に対応してその表示が変化させられる。図 2 4 のインタフェースにおいては、前述の実施例の図 1 3 あるいは図 2 3 に対応するグラフが表示されており、そのグラフ上に四角で表わされた複数のハンドル 9 0 が設けられている。このハンドルを例えば入力装置 2 4 としてのマウスにより移動させることで、関数 $f(l)$ の形状を変化させることができるようにされている。このようにすれば、規格化投影面における座標 (x, y) と原点との距離 l に対する回転角度 $\theta_1 (= f(l))$ を直感的に、あるいは試行錯誤的に設定することができる。

20

【0120】

前述の実施例 3 によれば、仮想内視鏡画像生成手段 5 6 の全球型画像生成手段 5 8 は、前記視野角において、特定の角度領域を伸長あるいは圧縮した全球型仮想内視鏡画像を生成するので、視点位置 p を球状に取り囲む広い視野を有するとともに、特定の視野角の角度範囲について拡大あるいは縮小した全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

30

【0121】

前述の実施例 3 によれば、特定領域設定手段 5 4 により、特定の角度領域の位置及び範囲は変更可能であるので、例えば操作者が拡大表示させたい特定の角度領域を指定することによりその角度領域を拡大した全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【実施例 4】

【0122】

本実施例においては、仮想内視鏡装置 1 0 は、特徴部位抽出手段 7 2 を有している。この特徴部位抽出手段 7 2 は、仮想内視鏡装置 1 0 が撮像しようとする被検体において、着目すべき部位を特徴部位として抽出する。この着目すべき部位とは、例えば、仮想内視鏡装置が大腸の仮想内視鏡画像に用いられる場合の腫瘍などに対応する。具体的には特徴部位抽出手段 7 2 は、予め記憶装置 2 8 に記憶された 3 次元画像データ f に基づいて、前記着目すべき部位の位置を検出する。この検出は、例えば前記着目すべき部位に対応して 3 次元画像データに現れる特徴を予め記憶しておき、3 次元画像データ f がその特徴を含む、すなわち 3 次元画像データ f においてその特徴と一致あるいは類似する部位が存在する場合にその部位を特徴部位として検出する、いわゆるモデルマッチングなどによって行なわれ得る。

40

【0123】

一方、本実施例において特定領域設定手段 5 4 は、特徴部位抽出手段 7 2 によって抽出

50

された特徴部位が全球型画像生成手段 5 8 によって生成される全球型仮想内視鏡画像に含まれる場合において、その特徴部位を含む視野角の範囲が拡大して表示されるように特定領域を設定する。

【 0 1 2 4 】

前述の実施例によれば、特徴部位抽出手段 7 2 により前記被検体の 3 次元画像データ f から、予め設定された特徴を含む特徴部位が抽出され、全球型仮想内視鏡画像にその抽出された特徴部位が含まれる場合には特定領域設定手段によりその特徴部位を含むように前記特定の角度領域が設定されるとともに、前記仮想内視鏡画像生成手段により、特定領域設定手段 5 4 によって設定された前記特定の角度領域が、特定領域処理手段 6 0 により拡大して表示されるので、視点位置を球状に取り囲む広い視野を有するとともに、予め設定された特徴を含む特徴部位が拡大して表示される全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

10

【 0 1 2 5 】

このとき、表示手段 6 4 の表示切換手段 6 8 において、特徴部位抽出手段 7 2 によって抽出された特徴部位が仮想内視鏡画像に表示される場合に、透視型仮想内視鏡画像から全球型仮想内視鏡画像に切り換えて表示することができる。このようにすれば、前記特徴部位が表示される場合に、その特徴部位が拡大表示されることが可能な前記全球型仮想内視鏡画像に切り換えて表示される。

【 実施例 5 】

【 0 1 2 6 】

前述の実施例においては、表示手段 6 4 の視野角表示手段 6 6 は仮想内視鏡画像内において視野角を表示する記号を仮想内視鏡画像に重ね合わせることにより、仮想内視鏡画像において視野角を視認可能とした。本実施例においては、視野角表示手段 6 6 は、仮想内視鏡画像において、予め設定された視野角である境界角度の大きさを上回る領域と、その境界角度を下回る領域とで色相を異ならせることにより、仮想内視鏡画像において視野角を表示する。

20

【 0 1 2 7 】

図 2 5 は、前記視野角表示手段 6 6 によって、前記境界角度の大きさを上回る領域の色相と、その境界角度を下回る領域の色相とが異ならされた仮想内視鏡画像の一例を示す画像である。この図 2 5 は例えば出力装置 2 6 に表示される画面の一例である。この図 2 5 の例においては、前記境界角度は例えば視野角が 1 8 0 度とされている。そして、視野角が前記境界角度である 1 8 0 度を上回る領域 1 1 0 においては、視野角が前記境界角度である 1 8 0 度を下回る領域 1 1 1 よりもその色相が暗くなるように表示されている。このとき領域 1 1 0 と領域 1 1 1 との境界 1 1 2 が前記境界角度である視野角が 1 8 0 度に対応する。

30

【 0 1 2 8 】

上述の実施例によれば、視野角が前記境界角度である 1 8 0 度以上の領域 1 1 0 の色相が、視野角が前記境界角度である 1 8 0 度未満の領域の色相 1 1 1 と異なり、暗くなるように表示されるので、仮想内視鏡画像において、予め設定された境界角度よりも視野角が狭い領域と、境界角度よりも視野角が広い領域とを区別することができる。また、仮想内視鏡画像において前記領域 1 1 0 と領域 1 1 1 の境界 1 1 2 により前記境界角度を視認することができる。

40

【 0 1 2 9 】

また、上述の実施例によれば、前記境界角度は視野角が 1 8 0 度とされていたので、視野角が境界角度である 1 8 0 度以上の領域 1 1 0 は全球型仮想内視鏡画像において視点位置よりも後方に対応し、視野角が 1 8 0 度未満の領域 1 1 1 は全球型仮想内視鏡画像において視点位置よりも前方に対応する。そして、領域 1 1 0 の色相と領域 1 1 1 の色相とが異ならせて表示される。そのため、実際の内視鏡画像や従来広く用いられていた透視法による透視型仮想内視鏡においては見ることはできなかった視点位置よりも後方に対応する領域を全球型仮想内視鏡画像において区別することができる。

50

【0130】

以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0131】

例えば、前述の実施例に加え、入力装置24によるユーザの操作等に基づいて、視点位置 p を連続的に変化させることができる。具体的には、仮想内視鏡画像生成手段56において、図6のフローチャートを繰り返し実行することにより視点位置 p を連続的に変化させる際に、S2において設定される視点位置 p が変化させられて全球型仮想内視鏡画像を連続的に生成されるので、連続して変化させる視点位置に対応した、その視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。すなわち、仮想内視鏡を被検体内に進入あるいは退出させることに対応した仮想内視鏡画像が得られる。

10

【0132】

また、前述の実施例に加え、入力装置24によるユーザの操作などに基づいて、全球型仮想内視鏡の最大視野角 ϕ を連続的に変化させることができる。具体的には、仮想内視鏡画像生成手段56において、最大視野角 ϕ が連続的に変化させられるのに伴って、仮想投影面102の形状が変化させられて全球型仮想内視鏡画像を連続的に生成されるので、連続して変化させる視点位置に対応した、その視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する全球型仮想内視鏡画像を得ることができる。このようにすれば同一の視点位置において最大視野角が連続的に変化する仮想内視鏡画像が順次得られる。

【0133】

20

また前述の実施例5において、表示手段64の視野角表示手段66は、生成する全球型仮想内視鏡画像の最大視野角 ϕ が180度以上である場合に、視野角が境界角度である180度以上の領域については、視野角が境界角度未満である領域と色相を異ならせた、具体的には明度を暗くした全球型仮想内視鏡画像を生成したが、このような態様に限られない。例えば視野角が境界角度内の領域をカラー（色付き）で表示する一方、視野角が境界角度よりも大きい領域を白黒で表示することができる。また、境界角度は180度に限定されるものではなく、全球型仮想内視鏡画像において任意の角度に設定することができる。

【0134】

また、仮想内視鏡画像生成手段56の全球型画像生成手段58による全球型仮想内視鏡画像の生成において、レイキャスティング法の実行の際におけるレイの方向の設定は、前述の実施例に記載の方法に限られない。例えば、投影面104上の画素のそれぞれに対応するレイを、そのレイを定義づけるレイと視線方向 L とのなす角 θ_1 およびレイの視線方向 L 回りの回転角 θ_2 によりそれぞれ予め算出しておき、算出されたレイのそれぞれについてレイキャスティングを実行するようにしてもよい。

30

【0135】

また、前述の実施例においては、仮想内視鏡画像生成手段56の全球型画像生成手段58によって生成される全球型仮想内視鏡画像の最大視野角 ϕ は360度以下であったが、最大視野角 ϕ は360度を超えてもよい。最大視野角 ϕ を360度と設定した場合においても、仮想内視鏡画像が出力装置26において長方形等の四角形状に表示される場合においては、視点位置を球状に取り囲む仮想内視鏡画像の一部が欠けて表示されない場合がある。かかる場合において、最大視野角 ϕ を360度を上回る値に設定することにより、視点位置を球状に取り囲む仮想内視鏡画像の全てを出力装置26に表示することができる。なお、最大視野角 ϕ を360度を上回る値とした場合、仮想内視鏡画像の中心（視線方向 L ）について対称である仮想内視鏡画像の一对の端部において、共通する領域が表示されることとなる。

40

【0136】

また前述の実施例においては、全球型仮想内視鏡画像として最大視野角 ϕ が180度以上である場合の例が示されたが、これに限定されない。すなわち本発明の仮想内視鏡装置は、最大視野角 ϕ が0度より大きい場合には全球型仮想内視鏡画像を生成可能であり、か

50

かる場合であっても前述の実施例における全球型仮想内視鏡画像の効果は同様に得られる。

【 0 1 3 7 】

その他、一々例示はしないが、本発明はその趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更が加えられて実施されるものである。

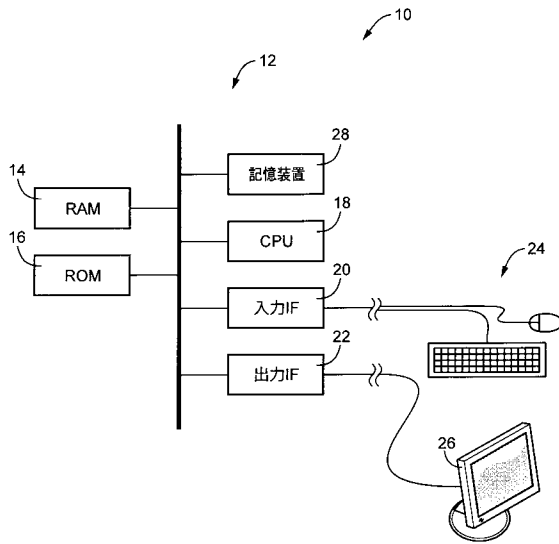
【 符号の説明 】

【 0 1 3 8 】

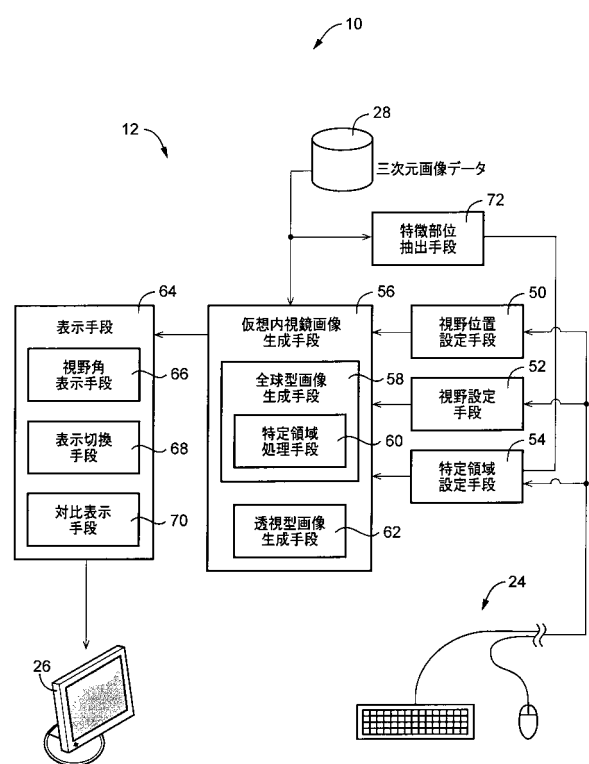
- 10 : 仮想内視鏡装置
- 54 : 特定領域設定手段
- 56 : 仮想内視鏡画像生成手段
- 58 : 全球型画像生成手段
- 62 : 透視型画像生成手段
- 64 : 表示手段
- 72 : 特徴部位抽出手段
- f : 3次元画像データ
- p : 視点位置

10

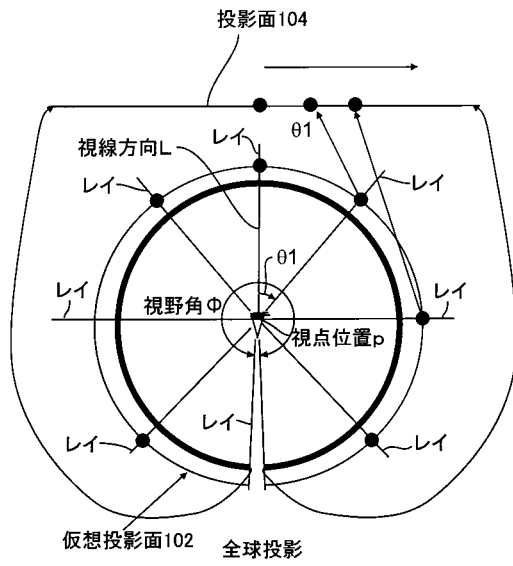
【 図 1 】



【 図 2 】

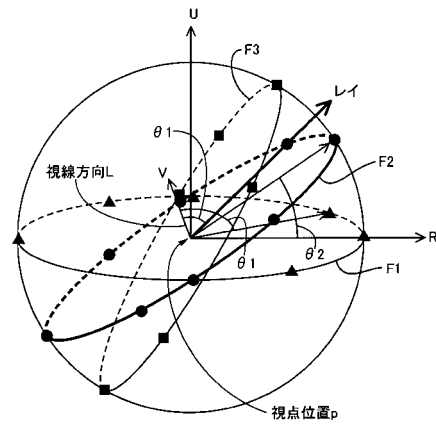


【図 3】

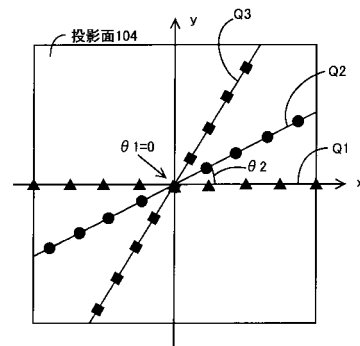


【図 4】

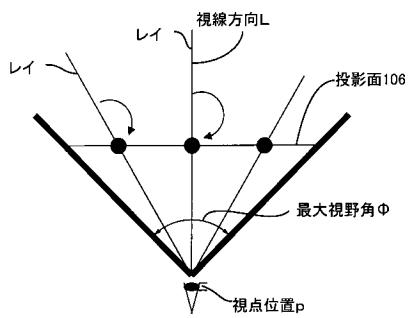
(a)



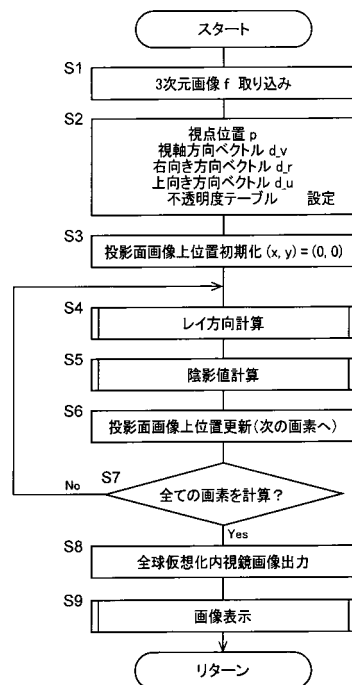
(b)



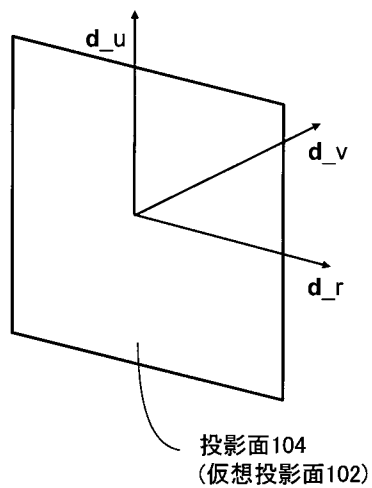
【図 5】



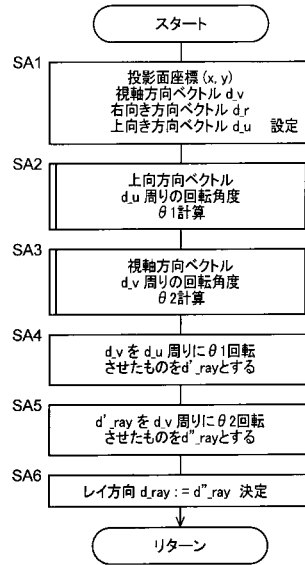
【図 6】



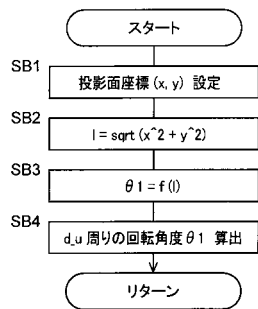
【図 7】



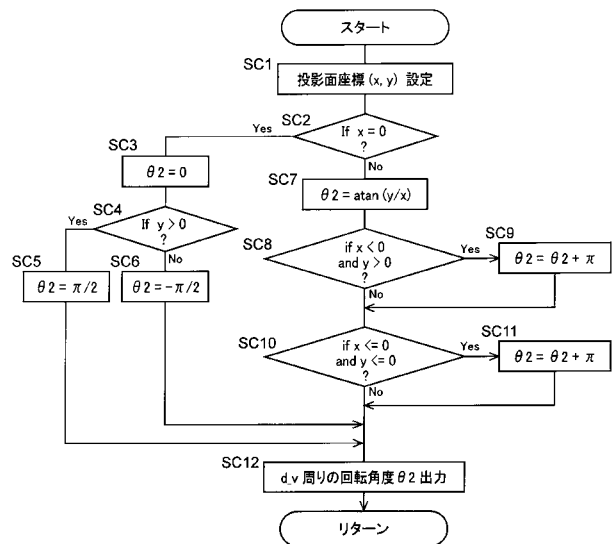
【図 8】



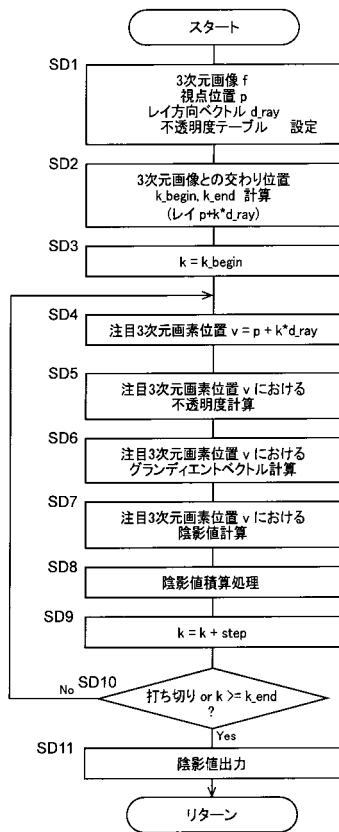
【図 9】



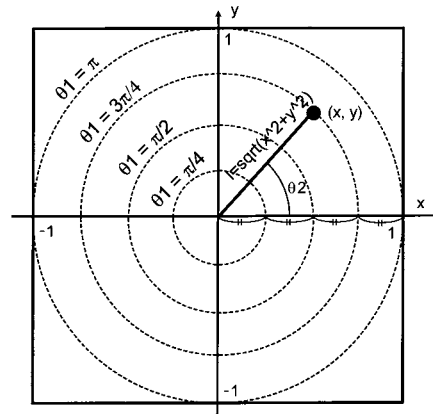
【図 10】



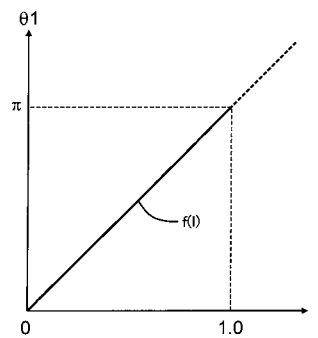
【図 1 1】



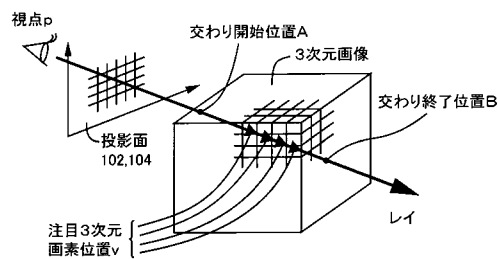
【図 1 2】



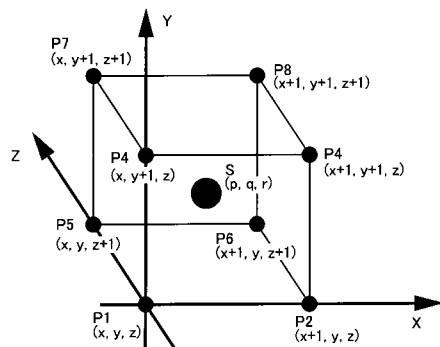
【図 1 3】



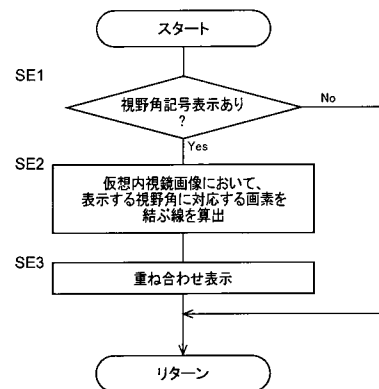
【図 1 4】



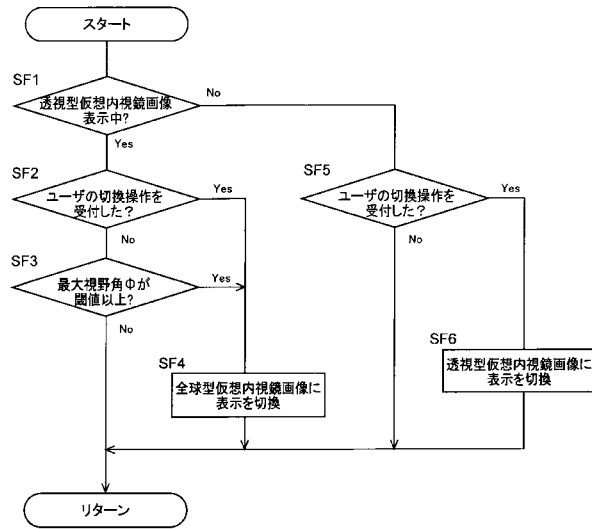
【図 1 5】



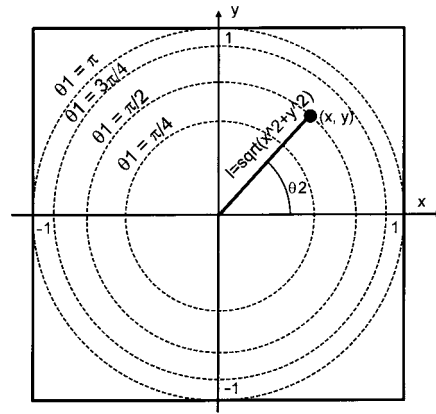
【図 2 0】



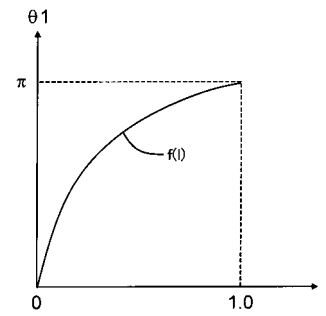
【図 2 1】



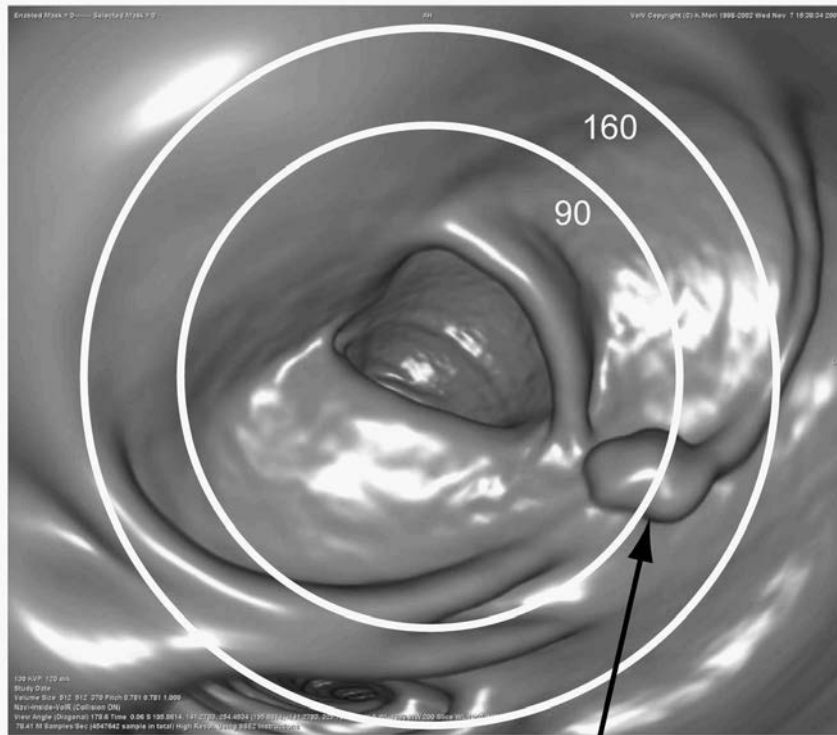
【図 2 2】



【図 2 3】

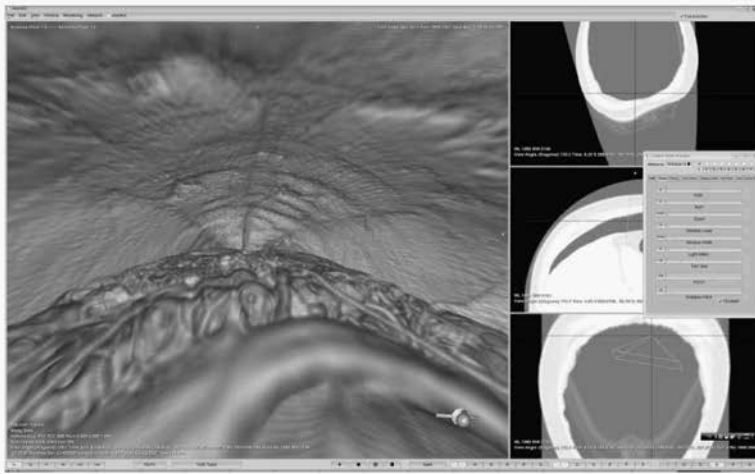
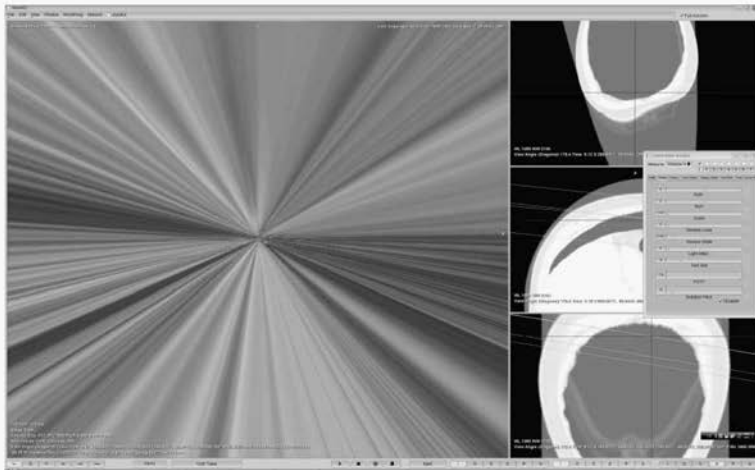
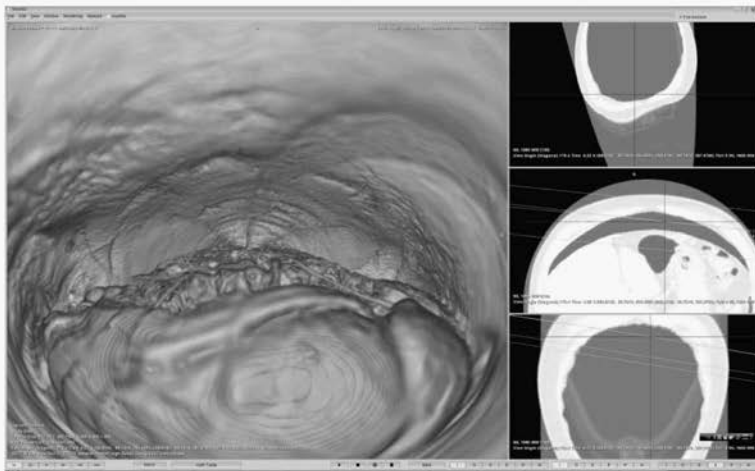


【図 1 6】

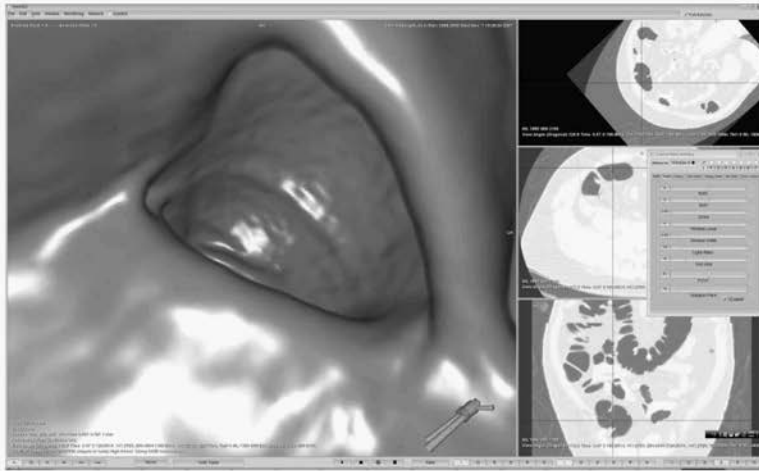
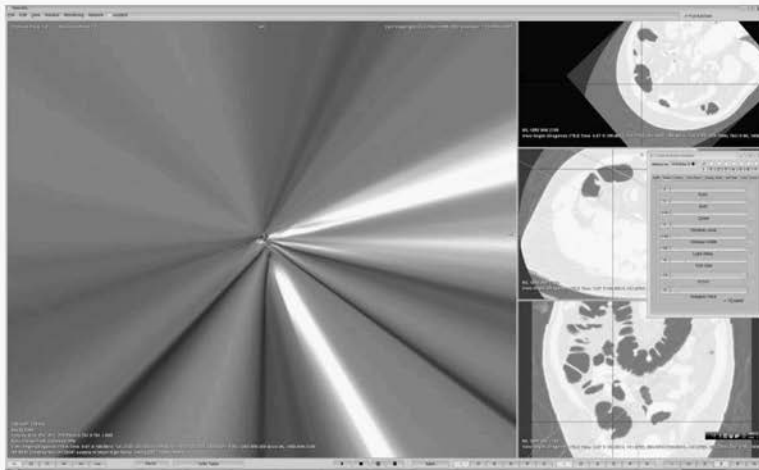
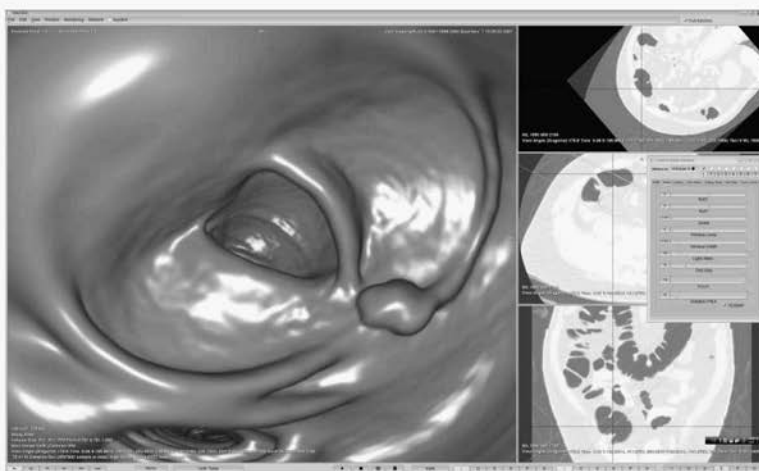


特徴部位(ポリープ)

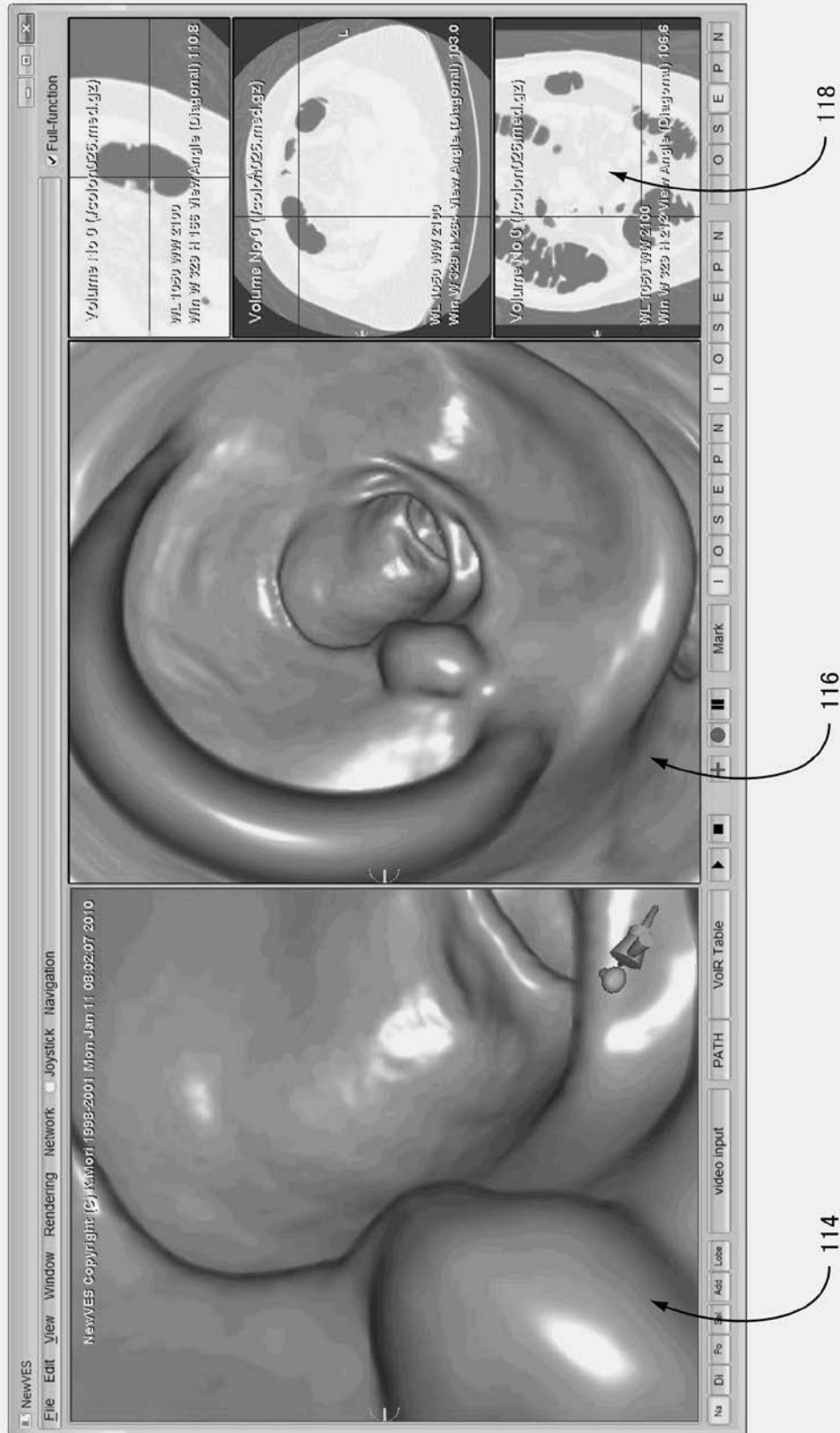
【図 17】

(a)透視型内視鏡画像 最大視野角 $\Phi=130$ 度(b)透視型内視鏡画像 最大視野角 $\Phi=179$ 度(c)全球型内視鏡画像 最大視野角 $\Phi=360$ 度

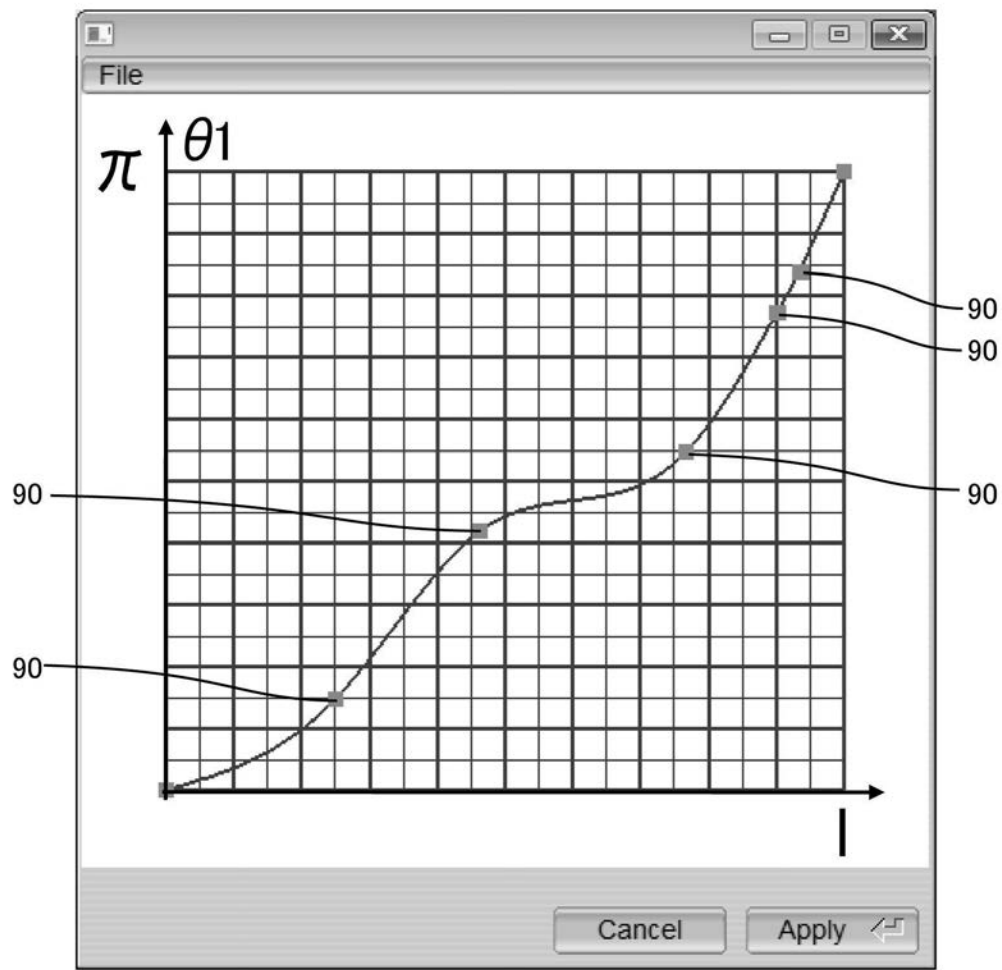
【図 18】

(a)透視型内視鏡画像 最大視野角 $\Phi=112$ 度(b)透視型内視鏡画像 最大視野角 $\Phi=179$ 度(c)全球型内視鏡画像 最大視野角 $\Phi=360$ 度

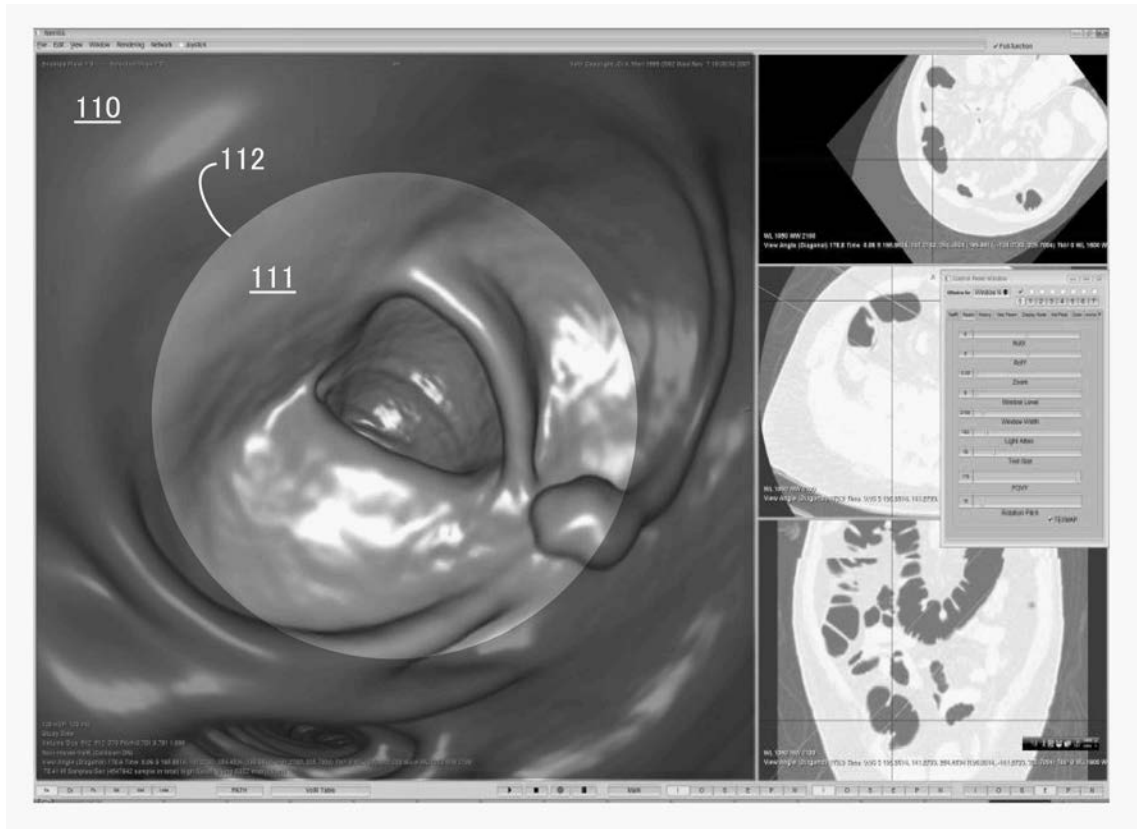
【図 19】



【図 24】



【図 25】



【手続補正書】

【提出日】平成27年5月7日(2015.5.7)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の 3 次元画像データに基づき、内視鏡が該被検体内に挿入された場合に得られる仮想内視鏡画像を仮想的に生成する仮想内視鏡画像生成手段と、少なくとも該仮想内視鏡画像生成手段により生成された仮想内視鏡画像を表示する表示手段とを有する仮想内視鏡装置であって、

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記被検体の起腹された腹部に挿入される腹腔鏡の仮想画像を、視点位置を球状に取り囲む視野を有する球型仮想内視鏡画像として生成するものであること、を特徴とする仮想内視鏡装置。

【請求項 2】

前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、

前記表示手段は、操作者によって要求される仮想内視鏡画像の最大視野角に基づいて、前記球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて表示するものであり、

前記最大視野角が予め定められた閾値を超える場合に前記透視型仮想内視鏡画像から前記球型仮想内視鏡画像に切り換えること、を特徴とする請求項 1 に記載の仮想内視鏡装置

。

【請求項 3】

前記表示手段は、前記球型仮想内視鏡画像を表示するとともに、前記 3 次元画像データ

から生成される被検体の断層画像を前記球形仮想内視鏡画像と関連づけられて表示すること、を特徴とする請求項 1 または 2 に記載の仮想内視鏡装置。

【請求項 4】

前記仮想内視鏡画像生成手段が生成する前記球型仮想内視鏡画像は、前記被検体におけるポリープが視認しうるものであること、を特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 に記載の仮想内視鏡装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

かかる目的を達成するための請求項 1 にかかる発明は、被検体の 3 次元画像データに基づき、内視鏡が該被検体内に挿入された場合に得られる仮想内視鏡画像を仮想的に生成する仮想内視鏡画像生成手段と、少なくとも該仮想内視鏡画像生成手段により生成された仮想内視鏡画像を表示する表示手段とを有する仮想内視鏡装置であって、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記被検体の起腹された腹部に挿入される腹腔鏡の仮想画像を、視点位置を球状に取り囲む視野を有する球型仮想内視鏡画像として生成するものであること、を特徴とする。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0012

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0013

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0014

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 9】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0015

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 10】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0016

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 11】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0017

【補正方法】削除

【補正の内容】

【手続補正 12】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0018

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0018】

請求項1にかかる発明によれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、視点位置を球状に取り囲む視野を有する球型仮想内視鏡画像が生成され、前記表示手段によってその球型仮想内視鏡画像が表示されるので、前記仮想内視鏡装置により視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する球型仮想内視鏡画像を前記腹腔鏡の仮想画像として得ることができる。

また好適には、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、前記表示手段は、操作者によって要求される仮想内視鏡画像の最大視野角に基づいて、前記球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて表示するものであり、前記最大視野角が予め定められた閾値を超える場合に前記透視型仮想内視鏡画像から前記球型仮想内視鏡画像に切り換えるものである。このようにすれば、操作者が要求する最大視野角に応じて、仮想内視鏡画像生成手段が生成する仮想内視鏡画像の種類を前記透視型仮想内視鏡画像と前記球型仮想内視鏡画像とで切り換えることができる。

また好適には、前記表示手段は、前記球型仮想内視鏡画像を表示するとともに、前記3次元画像データから生成される被検体の断層画像を前記球形仮想内視鏡画像と関連づけられて表示するものである。このようにすれば、球型仮想内視鏡画像とその球型仮想内視鏡画像に関連づけられた断層画像とを同時に観察することができる。

また好適には、前記仮想内視鏡画像生成手段が生成する前記球型仮想内視鏡画像は、前記被検体におけるポリープが視認しうるものである。このように、前記仮想内視鏡画像生成手段が歪みの少ない球型仮想内視鏡画像を生成することにより、球型仮想内視鏡画像における視認性が確保される。

【手続補正 13】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0019

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0019】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、視点位置から前記視野に対しレイを発生させることによりボリュームレンダリング法を用いて前記球

型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする。このようにすれば、前記仮想内視鏡画像生成手段は、視点位置から前記視野に対しレイを発生させることによりボリュームレンダリング法を用いて前記球型仮想内視鏡画像を生成するので、3次元画像データに基づいて視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する球型仮想内視鏡画像を生成することができる。

【手続補正 14】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0020

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0020】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、予め設定された最大視野角の球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする。このようにすれば、前記仮想内視鏡画像生成手段は、予め設定された視野角の球型仮想内視鏡画像を生成するので、視点位置を球状に取り囲む視界について、予め設定された広い視野角の球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【手続補正 15】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0021

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0021】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視野角において、特定の角度領域を伸長あるいは圧縮した前記球型仮想内視鏡画像を生成すること、を特徴とする。このようにすれば、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視野角において、特定の角度領域を伸長あるいは圧縮した前記球型仮想内視鏡画像を生成するので、視点位置を球状に取り囲む広い視野を有するとともに、特定の視野角の角度範囲について拡大あるいは縮小した前記球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【手続補正 16】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0022

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0022】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記特定の角度領域の位置及び範囲は変更可能であること、を特徴とする。このようにすれば、前記特定の角度領域の位置及び範囲は変更可能であるので、例えば操作者が拡大表示させたい特定の角度領域を指定することによりその角度領域を拡大した球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【手続補正 17】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0023

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0023】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記被検体の3次元画像データから、予め設定された特徴を含む特徴部位を抽出する特徴部位抽出手段と、前記球型仮想内視鏡画像に

該特徴部位検出手段によって抽出された特徴部位が含まれる場合に、該特徴部位を含むように前記特定の角度領域を設定する特定領域設定手段とをさらに有し、前記仮想内視鏡画像生成手段は、該特定領域設定手段によって設定された前記特定の角度領域を拡大して表示すること、を特徴とする。このようにすれば、前記特徴部位抽出手段により前記被検体の3次元画像データから、予め設定された特徴を含む特徴部位が抽出され、前記球型仮想内視鏡画像にその抽出された特徴部位が含まれる場合には前記特定領域設定手段によりその特徴部位を含むように前記特定の角度領域が設定されるとともに、前記仮想内視鏡画像生成手段により、特定領域設定手段によって設定された前記特定の角度領域が拡大して表示されるので、視点位置を球状に取り囲む広い視野を有するとともに、予め設定された特徴を含む特徴部位が拡大して表示される前記球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【手続補正 18】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0024

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0024】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記視点位置を連続的に変化させることに対応して前記球型仮想内視鏡画像を連続的に生成可能であることを特徴とする。このようにすれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、前記視点位置を連続的に変化させることに対応して前記球型仮想内視鏡画像を連続的に生成されるので、連続して変化させる視点位置に対応した、その視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する前記球型仮想内視鏡画像を得ることができる。

【手続補正 19】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0025

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0025】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記表示手段は、前記球型仮想内視鏡画像と、視野角を表示する記号とを重ね合わせて表示すること、を特徴とする。このようにすれば、前記表示手段により、前記球型仮想内視鏡画像と、視野角を表示する記号とが重ね合わせて表示されるので、視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する前記球型仮想内視鏡画像において視野角を把握することができる。

【手続補正 20】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0026

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0026】

好適には、前記仮想内視鏡装置において、前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、前記表示手段は、前記球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて表示すること、を特徴とする。このようにすれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、前記球型仮想内視鏡画像に加えて、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像が生成され、前記表示手段により、前記球型仮想内視鏡画像と前記透視型仮想内視鏡画像とが切り換えて表示されるので、同一の視点位置において視点位置を球状に取り囲む広い視野を有する前記球型仮想内視鏡画像と、実際の内視鏡

画像に近い前記透視型仮想内視鏡画像とを切り換えて観察することができる。

【手続補正 2 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0 0 2 7

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0 0 2 7】

好適には、前記前記仮想内視鏡画像生成手段は、前記球型仮想内視鏡画像に加え、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成可能であり、前記表示手段は、前記球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とを対比可能に表示すること、を特徴とする。このようにすれば、前記仮想内視鏡画像生成手段により、前記球型仮想内視鏡画像に加えて、前記視点位置から透視法によって生成される透視型仮想内視鏡画像を生成され、前記表示手段により、前記球型仮想内視鏡画像と、前記透視型仮想内視鏡画像とが対比可能に表示されるので、共通する視点位置から異なる方法により生成された仮想内視鏡画像を同時に参照することができ、仮想内視鏡画像の観察における利便性が向上する。

专利名称(译)	具有整个球形视觉场的虚拟内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2015126927A	公开(公告)日	2015-07-09
申请号	JP2015076342	申请日	2015-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人名古屋大学		
申请(专利权)人(译)	国立大学法人名古屋大学		
[标]发明人	森健策		
发明人	森 健策		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B5/05.380		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA23 4C093/FD09 4C093/FD11 4C093/FF18 4C093/FF21 4C093/FF35 4C093/FF43 4C093/FG01 4C093/FH03 4C096/AB37 4C096/AD14 4C096/DC36 4C096/DD07		
其他公开文献	JP5943287B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(21) 出願番号 (22) 出願日 (62) 分割の表示 原出願日	特願2015-76342 (P2015-76342) 平成27年4月2日 (2015.4.2) 特願2013-246797 (P2013-246797) の分割 平成22年3月31日 (2010.3.31)	(71) 出願人 504139662 国立大学法人名古屋大学 愛知県名古屋市千種区不老町1番 (74) 代理人 100085361 弁理士 池田 治幸 (74) 代理人 100147669 弁理士 池田 光治郎 (72) 発明者 森 健策 愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大学法人名古屋大学内 Fターム(参考) 4C093 AA22 AA26 CA23 FD09 FD11 FF18 FF21 FF35 FF43 FG01 FH03 4C096 AB37 AD14 DC36 DD07
-------	---	---	--