

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5857367号
(P5857367)

(45) 発行日 平成28年2月10日 (2016. 2. 10)

(24) 登録日 平成27年12月25日 (2015. 12. 25)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006. 01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 5/055 (2006. 01)

A 6 1 B 5/05 3 8 0

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2013-270465 (P2013-270465)	(73) 特許権者	503313373
(22) 出願日	平成25年12月26日 (2013. 12. 26)		株式会社 A Z E
(65) 公開番号	特開2015-123250 (P2015-123250A)		東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー
(43) 公開日	平成27年7月6日 (2015. 7. 6)	(73) 特許権者	390002761
審査請求日	平成26年4月24日 (2014. 4. 24)		キヤノンマーケティングジャパン株式会社
			東京都港区港南2丁目16番6号
		(74) 代理人	100188938
			弁理士 榛葉 加奈子
		(72) 発明者	阪本 剛
			東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内
		(72) 発明者	浦山 博昭
			東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像表示制御装置、方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体における、ヒダを有する管腔状組織を膨張させた状態で前記被検体を撮像して得られた医用画像データを基にして、観察対象である前記管腔状組織の画像を、当該管腔状組織の芯線に沿って表示基準点の位置を移動させながら表示させる医用画像表示制御装置であって、

前記医用画像データから前記管腔状組織に対応する管腔状組織の芯線を構成する点のそれぞれにおいて、前記芯線に直交する前記管腔状組織の径を特定する管腔径特定手段と、前記芯線に沿って前記表示基準点が移動するように当該表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるときの前記表示基準点の移動速度を、前記表示基準点の位置に対応した管腔状組織の径が大きくなるにつれて速くなるように、前記管腔径特定手段で特定された径を基にして設定する移動速度設定手段と、を備えたことを特徴とする医用画像表示制御装置。

【請求項 2】

前記移動速度設定手段は、前記管腔状組織のヒダの間隔に拘わらず一定速度で視点が移動しているように観察者が感じるように、前記表示基準点の位置における、前記特定された管腔状組織の径に比例するように前記移動速度を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像表示制御装置。

【請求項 3】

前記移動速度設定手段で設定された移動速度で前記表示基準点が移動するように、当該

10

20

表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるように制御する表示画像制御手段を更に有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の医用画像表示制御装置。

【請求項 4】

前記表示画像制御手段は、前記表示基準点を視点として観察される前記管腔状組織を表す観察用画像を、視点を移動させながら表示させるとともに、当該観察用画像の視点と同一の視点位置に対応する他の観察用画像を、視点を移動させながら同期させて並べて表示させるように制御することを特徴とする請求項 3 に記載の医用画像表示制御装置。

【請求項 5】

前記表示画像制御手段は、前記表示基準点を視点として観察される前記管腔状組織を表す観察用画像と、当該観察用画像の視点と同一の視点位置に対応する他の観察用画像とを交互に切り替えて表示させるように制御することを特徴とする請求項 3 に記載の医用画像表示制御装置。

【請求項 6】

前記他の観察用画像は、前記医用画像データの原画像、前記医用画像データを基にした多断面再構成画像、前記医用画像データを基にした C P R 表示による画像、実際の内視鏡画像、超音波検査によって得られた画像、異なる体位で撮像された医用画像データの前記表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像、異なる時期に撮像された医用画像データの前記表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像の少なくとも 1 つの画像であることを特徴とする請求項 4 または 5 に記載の医用画像表示制御装置。

【請求項 7】

前記管腔状組織が大腸であることを特徴とする請求項 1 ～ 6 のいずれか一項に記載の医用画像表示制御装置。

【請求項 8】

被検体における、ヒダを有する管腔状組織を膨張させた状態で前記被検体を撮像して得られた医用画像データを基にして、観察対象である前記管腔状組織の画像を、当該管腔状組織の芯線に沿って表示基準点の位置を移動させながら表示させる医用画像表示制御方法であって、

前記医用画像データから前記管腔状組織に対応する管腔状組織の芯線を構成する点のそれぞれにおいて、前記芯線に直交する前記管腔状組織の径を特定する管腔径特定ステップと、

前記芯線に沿って前記表示基準点が移動するように当該表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるときの前記表示基準点の移動速度を、前記表示基準点の位置に対応した管腔状組織の径が大きくなるにつれて速くなるように、前記管腔径特定ステップで特定された径を基にして設定する移動速度設定ステップと、をこの順に行うことを特徴とする医用画像表示制御方法。

【請求項 9】

被検体における、ヒダを有する管腔状組織を膨張させた状態で前記被検体を撮像して得られた医用画像データを基にして、観察対象である前記管腔状組織の画像を、当該管腔状組織の芯線に沿って表示基準点の位置を移動させながら表示させる処理を、コンピュータにおいて実行せしめる医用画像表示制御プログラムであって、

前記医用画像データから前記管腔状組織に対応する管腔状組織の芯線を構成する点のそれぞれにおいて、前記芯線に直交する前記管腔状組織の径を特定する管腔径特定ステップと、

前記芯線に沿って前記表示基準点が移動するように当該表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるときの前記表示基準点の移動速度を、前記表示基準点の位置に対応した管腔状組織の径が大きくなるにつれて速くなるように、前記管腔径特定ステップで特定された径を基にして設定する移動速度設定ステップと、を前記コンピュータにおいて実行せしめることを特徴とする医用画像表示制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象である管腔状組織を表す観察用画像の表示制御に関するものであり、更に詳細には、芯線に沿って移動する視点に対応した一連の観察用画像を適切に表示させる医用画像表示制御装置、方法およびプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、癌における死亡原因のうち大腸癌による死亡率が上昇しており、これを受けて大腸癌の早期発見および治療のため、内視鏡検査等を利用した検診プログラムが開発されている。そのうち、CT (computed tomography) を利用して大腸を撮影して得られた医用画像データを基にして、仮想内視鏡機能を用いて腸管内を診断する手法は、CT - Colonography (CTC) と呼ばれ、様々な施設で用いられている (例えば、特許文献1を参照)。

10

【0003】

診断対象である大腸の内部には、大腸ヒダが長手方向 (芯線方向) に所定間隔で並んで存在し、この大腸ヒダが密集した状態をそのまま仮想内視鏡表示させたのでは精度良く観察を行うことが難しい。そこで、大腸内部に医療用ガスを注入して大腸を膨張させ、径方向および芯線方向に大腸ヒダを拡げた状態で撮影を行い、大腸内部を見やすくした仮想内視鏡表示を行うことが一般に行われている。ここで、肛門側から医療用ガスを注入する場合、医療用ガスは手前側の肛門に近い部分よりも奥側の小腸に近い部分に溜まりやすいため、肛門に近い部分に比べて小腸に近い部分が大きく膨張される。

20

【0004】

ところで、仮想内視鏡表示は、芯線上に設定された視点位置に対応した仮想内視鏡画像を表示させるようにして行われるが、この視点の移動形態として、手動操作により視点を芯線に沿って移動させる形態と、自動で視点を芯線に沿って一定の移動速度で移動させる形態とが考えられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-088891号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

観察者の操作負担軽減という観点から、視点を自動で移動させる形態が選択される場合が多いが、この形態においては、十分に膨張されていない部分 (肛門に近い部分) も、十分に膨張された部分 (小腸に近い部分) も、同一の移動速度で視点が移動されることとなる。このため、十分に膨張されていない部分における視点の移動速度が速すぎて、特に大腸ヒダ同士の間を十分に観察することが難しかったり、もしくは十分に拡張された部分における視点の移動速度が遅すぎて、大腸全体の観察に時間がかかることがあるという課題があった。

40

【0007】

本発明は上記のような課題に鑑みてなされたものであり、ヒダを有する管腔状組織を精度良く且つ効率良く観察できる画像を表示させ得る医用画像表示制御装置、方法およびプログラムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するため、本発明に係る医用画像表示制御装置、方法およびプログラムは、以下のように構成されている。

【0009】

すなわち、本発明に係る医用画像表示制御装置は、

50

被検体における、ヒダを有する管腔状組織を膨張させた状態で前記被検体を撮像して得られた医用画像データを基にして、観察対象である前記管腔状組織の画像を、当該管腔状組織の芯線に沿って表示基準点の位置を移動させながら表示させる医用画像表示制御装置であって、

前記医用画像データから前記管腔状組織に対応する管腔状組織の芯線を構成する点のそれぞれにおいて、前記芯線に直交する前記管腔状組織の径を特定する管腔径特定手段と、
前記芯線に沿って前記表示基準点が移動するように当該表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるときの前記表示基準点の移動速度を、前記表示基準点の位置に対応した管腔状組織の径が大きくなるにつれて速くなるように、前記管腔径特定手段で特定された径を基にして設定する移動速度設定手段と、を備えたことを特徴とする。

10

【0010】

上述の医用画像表示装置において、前記移動速度設定手段は、前記管腔状組織のヒダの間隔に拘わらず一定速度で視点が移動しているように観察者が感じるように、前記表示基準点の位置における、前記特定された管腔状組織の径に比例するように前記移動速度を設定する構成が好ましい。

また、前記移動速度設定手段で設定された移動速度で前記表示基準点が移動するように、当該表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるように制御する表示制御手段を更に有することが好ましい。

【0011】

20

上述の医用画像表示制御装置において、

前記表示画像制御手段は、前記表示基準点を視点として観察される前記管腔状組織を表す観察用画像を、視点を移動させながら表示させるとともに、当該観察用画像の視点と同一の視点位置に対応する他の観察用画像を、視点を移動させながら同期させて並べて表示させるように制御する構成が好ましい。

一方、前記表示画像制御手段は、前記表示基準点を視点として観察される前記管腔状組織を表す観察用画像と、当該観察用画像の視点と同一の視点位置に対応する他の観察用画像とを交互に切り替えて表示させるように制御する構成としてもよい。

前記他の観察用画像は、前記医用画像データの原画像、前記医用画像データを基にした多断面再構成画像、前記医用画像データを基にしたCPR表示による画像、実際の内視鏡画像、超音波検査によって得られた画像、異なる体位で撮像された医用画像データの前記表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像、異なる時期に撮像された医用画像データの前記表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像の少なくとも1つの画像であることが好ましい。

30

【0012】

また、観察対象である前記管腔状組織が大腸であることが好ましい。

【0013】

本発明に係る医用画像表示制御方法は、

被検体における、ヒダを有する管腔状組織を膨張させた状態で前記被検体を撮像して得られた医用画像データを基にして、観察対象である前記管腔状組織の画像を、当該管腔状組織の芯線に沿って表示基準点の位置を移動させながら表示させる医用画像表示制御方法であって、

40

前記医用画像データから前記管腔状組織に対応する管腔状組織の芯線を構成する点のそれぞれにおいて、前記芯線に直交する前記管腔状組織の径を特定する管腔径特定ステップと、

前記芯線に沿って前記表示基準点が移動するように当該表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるときの前記表示基準点の移動速度を、前記表示基準点の位置に対応した管腔状組織の径が大きくなるにつれて速くなるように、前記管腔径特定ステップで特定された径を基にして設定する移動速度設定ステップと、をこの順に行うことを特徴とする。

50

【 0 0 1 4 】

本発明に係る医用画像表示制御プログラムは、

被検体における、ヒダを有する管腔状組織を膨張させた状態で前記被検体を撮像して得られた医用画像データを基にして、観察対象である前記管腔状組織の画像を、当該管腔状組織の芯線に沿って表示基準点の位置を移動させながら表示させる処理を、コンピュータにおいて実行せしめる医用画像表示制御プログラムであって、

前記医用画像データから前記管腔状組織に対応する管腔状組織の芯線を構成する点のそれぞれにおいて、前記芯線に直交する前記管腔状組織の径を特定する管腔径特定ステップと、

前記芯線に沿って前記表示基準点が移動するように当該表示基準点の位置に対応した前記管腔状組織を表す観察用画像を表示させるときの前記表示基準点の移動速度を、前記表示基準点の位置に対応した管腔状組織の径が大きくなるにつれて速くなるように、前記管腔径特定ステップで特定された径を基にして設定する移動速度設定ステップと、を前記コンピュータにおいて実行せしめることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 5 】

本発明に係る医用画像表示制御装置、方法およびプログラムは、芯線に沿って表示基準点が移動するように表示基準点の位置に対応した管腔状組織を表す観察用画像を表示させるときの表示基準点の移動速度を、表示基準点の位置に対応した管腔状組織の径が大きくなるにつれて速くなるように、管腔径特定手段で特定された径を基にして設定するように構成されている。このため、管腔状組織の径に応じた移動速度の設定、例えば管腔状組織の径が相対的に小さな部分は、表示基準点の移動速度を相対的に低く、管腔状組織の径が相対的に大きな部分は、表示基準点の移動速度を相対的に高くする設定が可能である。

20

【 0 0 1 6 】

これにより、管腔状組織の大径部分（大腸ヒダが径方向および芯線方向に広がった部分であって観察しやすい部分）においては、観察精度を確保しつつ表示基準点の移動速度が高く設定されるので、観察用画像群の表示に要する時間を短縮して、診断効率を向上させることができる。一方、管腔状組織の小径部分（大腸ヒダが径方向および芯線方向に密集した部分であって観察し難い部分）においては、表示基準点の移動速度が低く設定されるので、密集した大腸ヒダをじっくりと観察することができる。よって、管腔状組織における小径部分の観察精度を確保することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図 1】本発明に係る医用画像表示制御装置の一実施形態である医用画像生成装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す医用画像生成装置において実行される処理の流れを示すフローチャートである。

【図 3】医用画像データを基にして特定された大腸全体を示す図である。

【図 4】（ a ）は大腸内部を示す展開図であって、（ b ）は芯線上の位置と腸管径との関係を示すグラフである。

40

【図 5】視点移動速度を設定するための基となるグラフの例であって、（ a ）は腸管径に比例した移動速度を設定する場合のグラフで、（ b ）は腸管径の冪乗に比例した移動速度を設定する場合のグラフである。

【図 6】膨張部分の視点移動速度を説明するための模式図であって、（ a ）は膨張前の腸管を示す模式図で、（ b ）は膨張後の腸管を示す模式図である。

【図 7】（ a ）は膨張された部分の仮想内視鏡画像であって、（ b ）は十分に膨張されていない部分の仮想内視鏡画像である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

以下、本発明の実施形態について、上述の図面を参照しつつ詳細に説明する。まず、図

50

1を参照しながら、本発明に係る医用画像表示制御装置の一実施形態である医用画像生成装置1の装置構成について説明する。

【0019】

図1に示す医用画像生成装置1は、医用画像撮像装置4（例えばCT）により得られた被検体の医用画像データに基づいて、マウスやキーボード等からなる操作装置3により選択された部位を観察するための観察用画像を、表示装置2に表示させるものである。この医用画像生成装置1は、特に大腸等の管腔状組織の観察に好適な表示を行わせることができる点に特徴を有する。

【0020】

医用画像生成装置1は、コンピュータ等から構成されており、図1に示すように、制御部11、データ記憶部12、表示データ出力インタフェース14、操作入力インタフェース15および画像データ入力インタフェース16を備えて構成される。

【0021】

制御部11は、各種の演算処理を行うCPUおよび所定のプログラムが格納されたメモリにより構成され、データ特定手段20、芯線設定手段21、管腔径算出手段22、画像群生成手段23、移動速度設定手段24および画像表示手段25を備える（詳細は後述）。データ記憶部12は、ハードディスク、RAMまたはROM等の記憶装置により構成され、制御部11との間で各種データの送受信が可能に構成される。

【0022】

表示データ出力インタフェース14は、制御部11から出力される表示データを表示装置2に伝達するインタフェースである。操作入力インタフェース15は、操作装置3から入力される各種操作信号を制御部11に伝達するインタフェースである。画像データ入力インタフェース16は、医用画像撮像装置4からの医用画像データを制御部11に伝達するインタフェースである。

【0023】

次に、医用画像生成装置1の作動、すなわち、表示装置2に出力される表示データの生成手順について、図3～図7を参照しつつ、図2に示すフローチャートに沿って説明する。

【0024】

以下においては、被検体を医用画像撮像装置4により断層撮影し、断層撮影して得られた断層画像群からなる医用画像データ（例えばCT値）に基づいて、診断対象である大腸を観察するための画像（観察用画像）を表示装置2に表示させる場合について説明する。本発明に係る医用画像生成装置1は、大腸等の管腔状組織を精度良く且つ効率良く診断できる表示を行わせることができる点に特徴を有する。なお、次述する表示データの生成および表示装置2への出力手順は、本発明の一実施形態に係る医用画像生成プログラムに従って実行されるものである。

【0025】

1 まず、医用画像撮像装置4から医用画像生成装置1に、被検体を断層撮影して得られた医用画像データが入力される（医用画像データ入力ステップ；図2のステップS10参照）。医用画像生成装置1に入力された医用画像データは、データ記憶部12に記憶される。なお、本実施形態では、被検体の医用画像データを医用画像撮像装置4から取得する構成を想定しているが、この構成に代えて、CDやDVD等の情報記憶媒体に記憶された医用画像データを必要に応じて読み出して取得するようにしても良い。

【0026】

ところで、大腸内部には、大腸ヒダが芯線方向に所定間隔（一定の間隔である必要はない）をおいて配列され、この大腸ヒダの間隔が狭い状態を撮像して観察用画像（仮想内視鏡画像）として表示させると、特に大腸ヒダ間の観察がし難くなる。そこで、肛門側から医療用ガスを注入して、大腸（大腸ヒダ）を径方向および芯線方向に拡張させ、この状態で医用画像撮像装置4により断層撮影される。なお、本実施形態においては、医療用ガス

10

20

30

40

50

を注入して大腸を膨張させることにより、径方向へ膨張すると同時に芯線方向へも膨張し、大腸ヒダの芯線方向における間隔は腸管径に応じて広がるものとして説明を行う。

【 0 0 2 7 】

2 制御部 11 のデータ特定手段 20 は、操作装置 3 から入力される観察対象を選択する操作信号（この場合は大腸を選択する操作信号）に基づいて、データ記憶部 12 に記憶された医用画像データを読み出す。そして、この読み出した医用画像データ（CT 値）に基づいて、大腸に対応する医用画像データを特定する（データ特定ステップ；図 2 のステップ S 20 参照）。ここで、医用画像データ（CT 値）に基づいて、大腸に対応する医用画像データを特定する方法としては、例えば CT 値の閾値を設定しておき、CT 値をその閾値と比較し、その比較の結果に基づいて特定することが可能である。

10

【 0 0 2 8 】

ここで図 3 に、データ特定手段 20 により特定された医用画像データを基にして表した大腸を示している。大腸 30 は、小腸側から順に、結腸 32 と、S 状結腸 36 と、直腸 37 とに大別される。さらに結腸 32 は、上方に延びる上行結腸 33 と、上行結腸 33 に繋がって左右に延びる横行結腸 34 と、横行結腸 34 に繋がって下方に延びる下行結腸 35 とに分けられる。上行結腸 33 の小腸側には、内部に回腸弁（図示せず）を備える盲腸 31 が存在し、この回腸弁の作用によって、小腸から上行結腸 33 に進んだ食物が小腸に還流しないようになっている。

【 0 0 2 9 】

また、肛門側から大腸 30 に医療用ガスを注入するときには回腸弁が閉じているため、小腸に近い上行結腸 33 に医療用ガスが溜まり易く、また組織的にも伸び易いものとされているので、この部分は比較的膨張され易い。一方、肛門に近い下行結腸 35、S 状結腸 36 および直腸 37 は、ガスが奥に向かって流れていき易く、また組織的にも伸び難いものとされているので、これらの部分は比較的膨張され難い。このため、医療用ガスを注入した状態では、図 3 に示すように、大腸 30 の太さが部分的に異なっている。

20

【 0 0 3 0 】

3 制御部 11 の芯線設定手段 21 は、データ特定手段 20 によって特定された医用画像データを基にして、大腸 30 の芯線を設定する（芯線設定ステップ；図 2 のステップ S 30 参照）。本実施形態では、非特許文献である「Stephen R. Aylward, Member, IEEE and Elizabeth Bullitt, " Initialization, Noise, Singularities, and Scale in Height Ridge Traversal for Tubular Object Centerline Extraction " IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, VOL. 21, NO.2, FEBRUARY 2002」に開示された手法により、芯線を設定する。

30

【 0 0 3 1 】

具体的には、まず、医用画像データの各データ値（CT 値）に基づき、画像データ空間内の局所領域において大腸 30 の芯線上に位置すると推定される点（以下「経由点」と称する）を設定する。次に、経由点を含む局所領域におけるヘッセ（Hesse）行列の固有値を算出し、算出された固有値に基づき大腸 30 の芯線の主軸方向（芯線の延びる方向）を求め、その主軸方向に新たな経由点を設定する。この手順を繰り返すことにより多数の経由点を順次設定し、設定された経由点同士を滑らかに連結することにより、大腸 30 の全体的な芯線を設定する。

40

【 0 0 3 2 】

4 制御部 11 の管腔径算出手段 22 は、データ特定手段 20 によって特定された医用画像データを基にして、ステップ S 30 で設定された芯線に直交する面内における腸管径を算出する（腸管径算出ステップ；図 2 のステップ S 40 参照）。ここで、腸管径算出の具体例について、図 4 を参照しながら説明する。

【 0 0 3 3 】

図 4（a）には、屈曲した大腸 30 を真っ直ぐにして展開し、紙面右側を小腸側、紙面左側を肛門側とした展開図を示している。ステップ S 40 において管腔径算出手段 22 は、この図 4（a）に示す大腸 30 の芯線上の各位置における腸管径を算出し、算出した腸

50

管径を、芯線上の位置に対応付けてデータ記憶部 12 に記憶させる。このようにして記憶された、芯線上の位置と腸管径との関係をグラフに表したものが、図 4 (b) である。これら図 4 (a) および図 4 (b) から分かるように、大腸 30 のうちで、上行結腸 33 は膨張されて太くなっているが、特に下行結腸 35 および S 状結腸 36 は膨張されておらず、膨張された上行結腸 33 と比較して腸管径が細い。腸管径に対応するように、上行結腸 33 では芯線方向における大腸ヒダの間隔が広がっているが、下行結腸 35 および S 状結腸 36 では、膨張された上行結腸 33 と比較して芯線方向における大腸ヒダの間隔が狭くなっている。

【0034】

5 制御部 11 の画像群生成手段 23 は、データ特定手段 20 によって特定された医用画像データを基にして、大腸内部を表す仮想内視鏡画像を生成する（画像群生成ステップ；図 2 のステップ S50 参照）。ここでは、芯線上を移動する視点を想定し、この視点から見えると想定される大腸内部を表す仮想内視鏡画像を視点位置毎に生成することにより、一連の（複数の）仮想内視鏡画像からなる仮想内視鏡画像群（観察用画像群）を生成する。

【0035】

なお、本発明に係る医用画像生成装置 1 は、ステップ S50 で生成された一連の仮想内視鏡画像を、視点の移動位置に対応させて表示装置 2 に表示させるものである。そのときの視点の移動形態として、操作手段 3 を操作して手で移動させる形態と、制御部（移動速度設定手段 24）により設定された速度により自動で移動させる形態とを選択可能に構成されている。以下の説明では、上記 2 つの視点の移動形態のうち、自動で移動させる形態を中心に説明を行う。

【0036】

従来構成のように、視点を自動で一定速度で移動させて仮想内視鏡画像を表示させる場合、腸管径の細い部分（大腸ヒダが芯線方向に密集する部分）を精度良く観察できるように視点の移動速度を低く設定すると、腸管径の太い部分（大腸ヒダが芯線方向に広がった部分）の視点の移動速度が遅くなりすぎることがある。よって、大腸 30 全体に亘る仮想内視鏡画像の表示に時間がかかり、効率良く診断を行うことが困難になる。これとは反対に、腸管径の太い部分に合わせて視点の移動速度を高く設定すると、迅速に診断を行うことができるものの、腸管径の細い部分において視点の移動速度が速くなりすぎて、精度良く観察を行うことが困難になる。

【0037】

6 このようなことから、観察精度を確保しつつ診断効率を高めるためには、腸管径の太い部分では視点の移動速度を上げ、反対に腸管径の細い部分では視点の移動速度を下げて、仮想内視鏡画像を表示させる構成が望まれる。そこで、本発明に係る医用画像生成装置 1 では、プログラム S40 で算出した腸管径を基にして、芯線上の各位置における視点の移動速度を設定する（視点の移動速度設定ステップ；図 2 のステップ S60 参照）。

【0038】

ステップ S60 における視点移動速度の設定について、詳しく説明する。視点移動速度の設定に際しては、大腸 30 の腸管径 R と、観察精度および観察効率の点から大腸 30 内部の観察に適した視点移動速度 V との関係を予め求めておき、例えば図 5 (a) に示すような一次関数として、制御部 11 のメモリに記憶させておく。ステップ S60 に進むと、制御部 11 の移動速度設定手段 24 がこの一次関数を読み出し、この一次関数とステップ S40 で算出された腸管径 R とから、芯線上の視点位置毎の視点移動速度 V を、大腸 30 全体に亘って算出する。このようにして視点位置毎の視点移動速度 V を設定することにより、相対的に腸管径 R の大きな位置ほど相対的に高い視点移動速度 V 、すなわち、図 4 (b) の腸管径と視点位置との関係を示すグラフに沿うような視点移動速度 V が設定される。

【0039】

ここで、医療用ガス注入により膨張する部分の視点移動速度の設定について、図 6 を参

照しながら詳細に説明する。なお、ここでは、視点の移動位置に応じた仮想内視鏡画像を表示させるときのフレームレート（単位時間あたりの画像書換回数）を一定（例えば30回/秒）として説明する。すなわち、1秒間に30枚の画像を切り換えて表示させることにより、動画として表示させる場合について説明する。

【0040】

図6(a)は、膨張前の腸管径R1の大腸30を示しており、仮にこの腸管径R1の部分に図5(a)の一次関数を適用すれば、この部分の視点移動速度はV1に設定される。そして、例えば断面30a～断面30bまでの範囲の視点位置に対応した仮想内視鏡画像G（合計30枚）が、動画として1秒間に表示されることとなる。一方で、大腸30に医療用ガスを注入することにより、この腸管径R1の部分（断面30a～断面30b）が腸管径R2（ $R2 > R1$ ）に膨張した場合を想定する。この腸管径R2を図5(a)の一次関数に代入することにより、この部分の視点移動速度がV2（ $V2 > V1$ ）に設定される。このように、腸管径Rに応じて視点移動速度Vを設定することにより、膨張後も膨張前と同様に、断面30a～断面30bまでの範囲の視点位置に対応した仮想内視鏡画像G（合計30枚）が、動画として1秒間に表示されることになる。このため、腸管が膨張される部分においても、観察者に視点移動速度の低下を感じさせることがなく、違和感の少ない表示を行うことができる。

【0041】

7 制御部11の画像表示手段25は、ステップS50で生成された仮想内視鏡画像群を、ステップS60で設定された視点移動速度で表示させるように、生成された画像データを表示装置2に出力する。図7には、この画像データに基づいて表示装置2に表示される、仮想内視鏡画像の一例を示している。図7(a)は、膨張されて大腸ヒダH同士が芯線方向に離れて位置する上行結腸33部分の仮想内視鏡画像であり、図7(b)は、十分に膨張されず大腸ヒダH同士が芯線方向に密集して位置する下行結腸35もしくはS状結腸36部分の仮想内視鏡画像である。

【0042】

大腸30のうちで相対的に腸管径の小さな下行結腸35およびS状結腸36は、相対的に低い視点移動速度で表示されるので、大腸ヒダH同士が密集していても仮想内視鏡画像をじっくりと観察できて、観察精度を確保できる。一方、大腸30のうちで相対的に腸管径の大きな上行結腸33は、相対的に高い視点移動速度で表示されるので、芯線方向に離れて位置する大腸ヒダHを効率良く観察することができる。また、このように腸管径に応じて視点移動速度を設定することにより、大腸ヒダH同士の間隔に拘わらず一定速度で視点を移動させているように観察者に感じさせることができ、観察者が感じる違和感を低減することができる。

【0043】

上述の実施形態においては、仮想内視鏡画像を単独で表示装置2に表示させる構成を例示して説明したが、この構成に代えて、仮想内視鏡画像とともにCT関連画像を表示させる構成も可能である。ここで、CT関連画像とは、例えば医用画像データ（CT値）によるCT原画像、医用画像データを基にした多断面再構成画像（MPR：Multi Planer Reformation Image）、および医用画像データを基にしたCPR（curved planar reconstruction）表示による画像等である。

また、表示装置2には、同一の視点位置に対応した仮想内視鏡画像とCT関連画像とを同期して表示することが可能である。この場合には、例えば仮想内視鏡画像を観察して病変の可能性がある部分の位置を大まかに、且つ容易に特定しながら、CT関連画像でその部分を詳細に観察できるので、精度良く且つ効率良く診断を行うことができる。

【0044】

さらに、仮想内視鏡画像と実際の内視鏡画像とを並べて表示させる構成も可能である。または、仮想内視鏡画像と、超音波検査によって得られた画像とを並べて表示させる構成も可能である。このように、実際の仮想内視鏡画像もしくは超音波検査により得られた画像を並べて表示させることにより、診断情報を互いに補完し合うことができ、精度の高い

10

20

30

40

50

診断が可能になる。なお、仮想内視鏡画像と並べて表示される画像、例えば、ＣＴ原画像、多断面再構成画像、ＣＰＲ表示による画像、実際の内視鏡画像、および超音波検査によって得られた画像（画像群）等が、特許請求の範囲における「実管腔状組織画像群」に対応する。

【００４５】

また、上記のように複数の画像（例えば、仮想内視鏡画像および実際の内視鏡画像）を同時表示させる代わりに、例えばこれら２つの画像を所定の時間間隔毎に交互に切り替えて表示させるようにしても良い。

【００４６】

上述の実施形態において、異なる体位（例えば仰臥位と腹臥位）で撮影を行い、体位毎の仮想内視鏡画像を並べて表示装置２に表示させる構成としても良い。この構成によれば、体位毎の仮想内視鏡画像間において、診断情報が互いに補完され、診断精度を向上させることができる。

【００４７】

上述の実施形態において、表示装置２に、同一被検体を異なる時期に撮影して得られた仮想内視鏡画像を並べて表示させる構成としても良い。この構成によれば、例えば前回の撮影から今回の撮影までの間に管腔状組織に生じた変化を、精度良く診断することができる。

【００４８】

上述の実施形態において、図５（ａ）に示すような一次関数を予め求めて記憶させておき、この一次関数に腸管径Ｒを代入して、腸管径Ｒに比例した視点移動速度Ｖを設定する方法を例示して説明した。この方法に代えて、図５（ｂ）に示すようなべき乗関数を予め求めて制御部１１のメモリに記憶させておき、このべき乗関数に腸管径Ｒを代入して、腸管径Ｒのべき乗に比例した視点移動速度Ｖを設定することも可能である。この方法によれば、例えば図６（ｂ）に示すように、視点移動速度 $V_3 (> V_2)$ に基づいて、断面３０ａ～断面３０ｂ'に対応する例えば合計３０枚／秒の仮想内視鏡画像Ｇを動画として表示させることができ、この手法によっても効率の良い診断が可能になる。

また、視点移動速度Ｖの設定について、図５（ａ）に示す一次関数以外の他の線形関数を用いて設定することが可能である。

【００４９】

上述の実施形態では、ＣＴにより得られた医用画像データを用いる構成を例示して説明したが、ＣＴ以外に、例えばＭＲＩ（Magnetic Resonance Imaging）、ＣＴスPECT、ポジトロン断層法（ＰＥＴ：positron emission tomography）、カプセル内視鏡等の他の医療用撮像手法に得られた医用画像データを用いることも可能である。

【００５０】

上述の実施形態においては、大腸を観察対象とした場合を例示して説明したが、本発明に係る医用画像生成装置１を用いて、例えば造影血管、小腸、気管支、脊椎等の管腔状組織を表す観察用画像を生成して表示させることも可能である。

【００５１】

上述の実施形態においては、腸管径に応じて視点移動速度を設定する構成を例示して説明したが、この構成に代えて、芯線方向における大腸ヒダ間隔を算出し、この大腸ヒダ間隔に応じて視点移動速度を設定する構成でも良い。

【符号の説明】

【００５２】

- １ 医用画像生成装置
- ２ 表示装置
- ３ 操作装置
- ４ 画像撮像装置
- １１ 制御部
- １２ データ記憶部

10

20

30

40

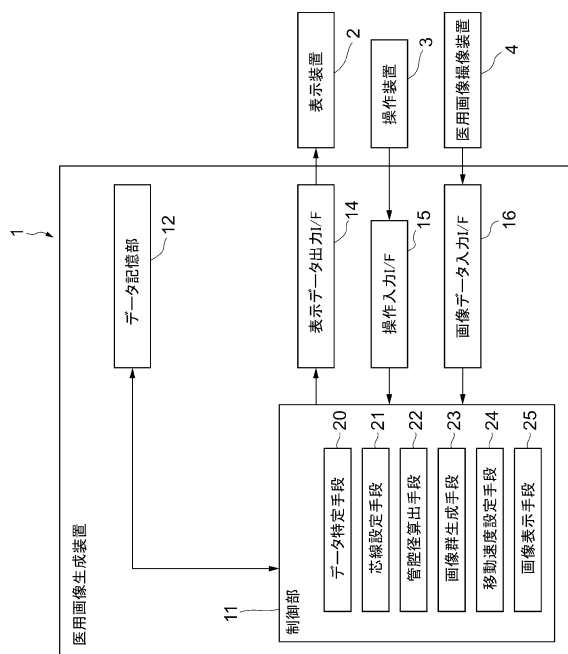
50

1 4	表示データ出力インタフェース
1 5	操作入力インタフェース
1 6	画像データ入力インタフェース
2 0	データ特定手段
2 1	芯線設定手段
2 2	管腔径算出手段
2 3	画像群生成手段
2 4	移動速度設定手段
2 5	画像表示手段
3 0	大腸
3 0 a	断面
3 0 b	断面
3 1	盲腸
3 2	結腸
3 3	上行結腸
3 4	横行結腸
3 5	下行結腸
3 6	S状結腸
3 7	直腸
G	仮想内視鏡画像
H	大腸ヒダ
R	腸管径
V	視点移動速度

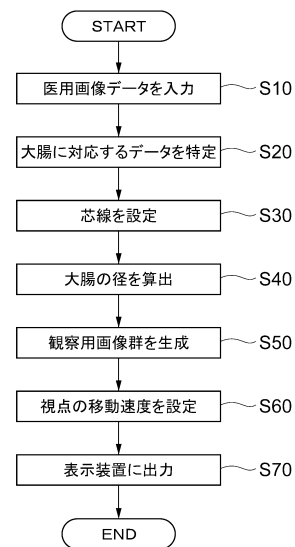
10

20

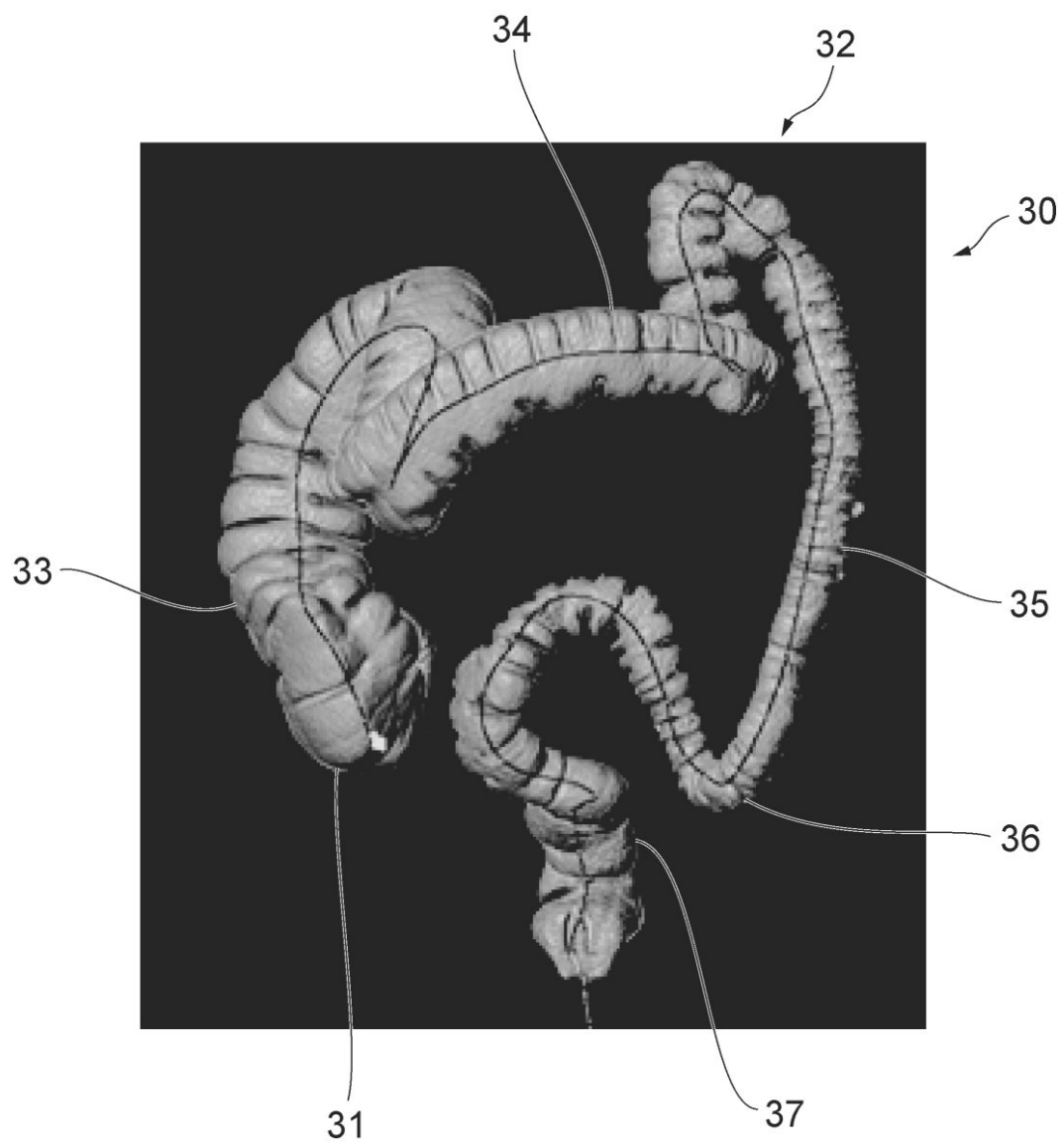
【図 1】



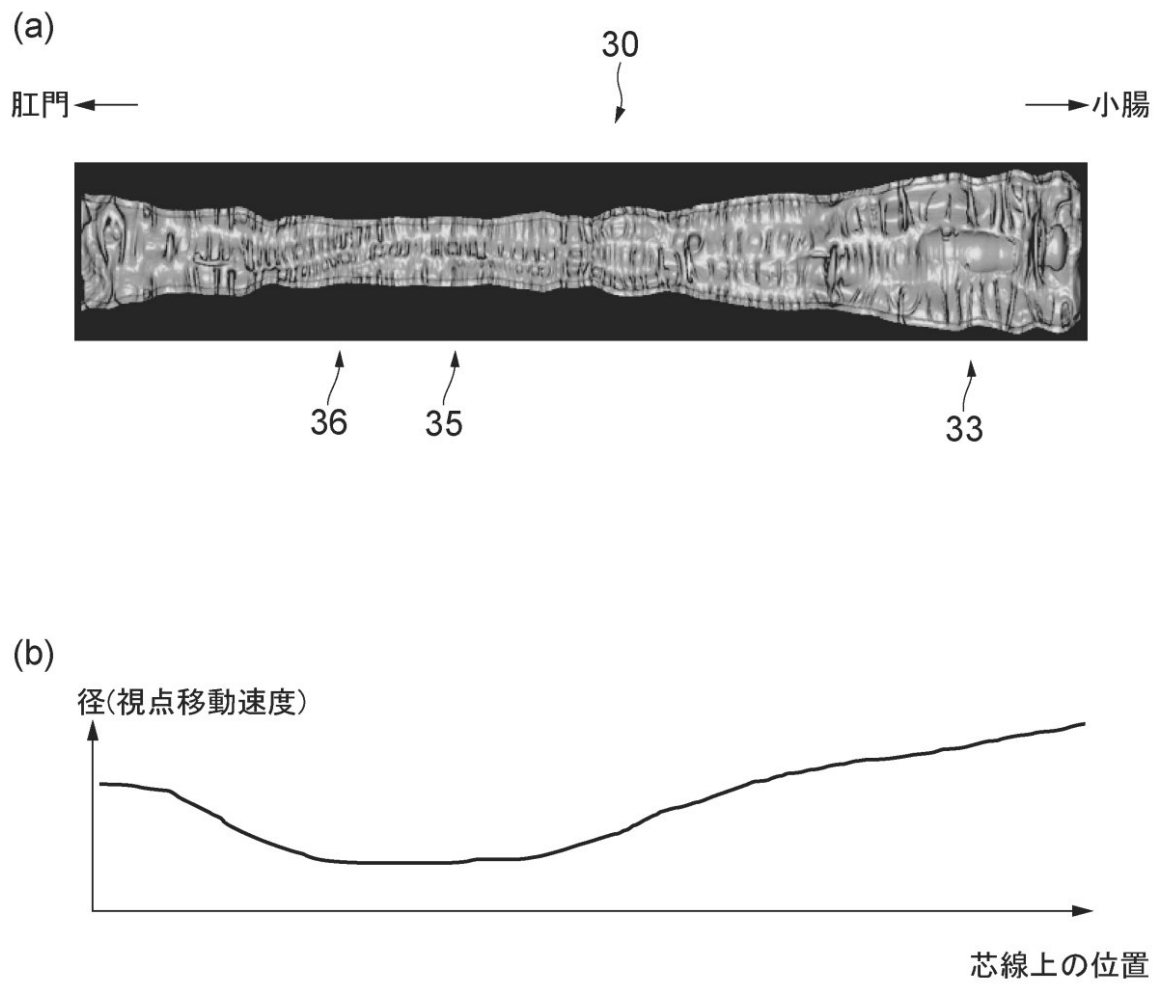
【図 2】



【図 3】

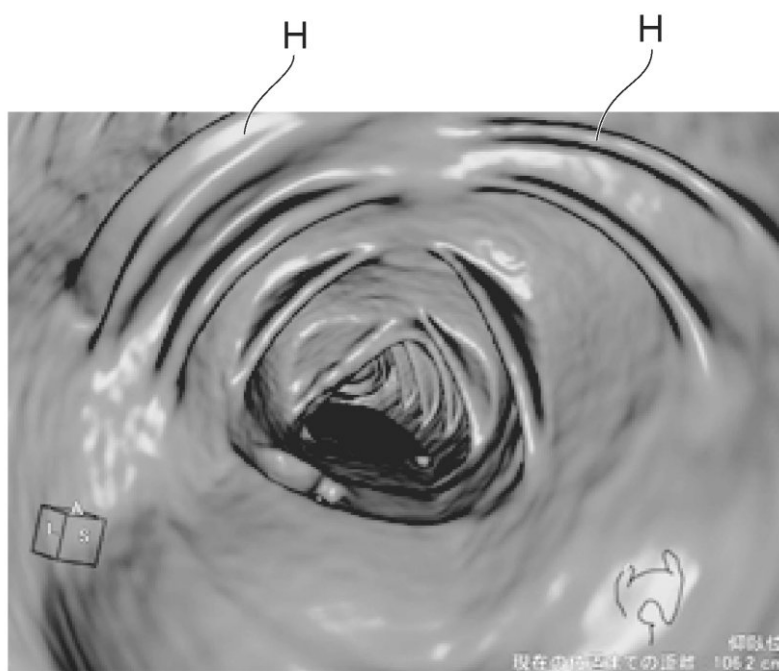


【図 4】

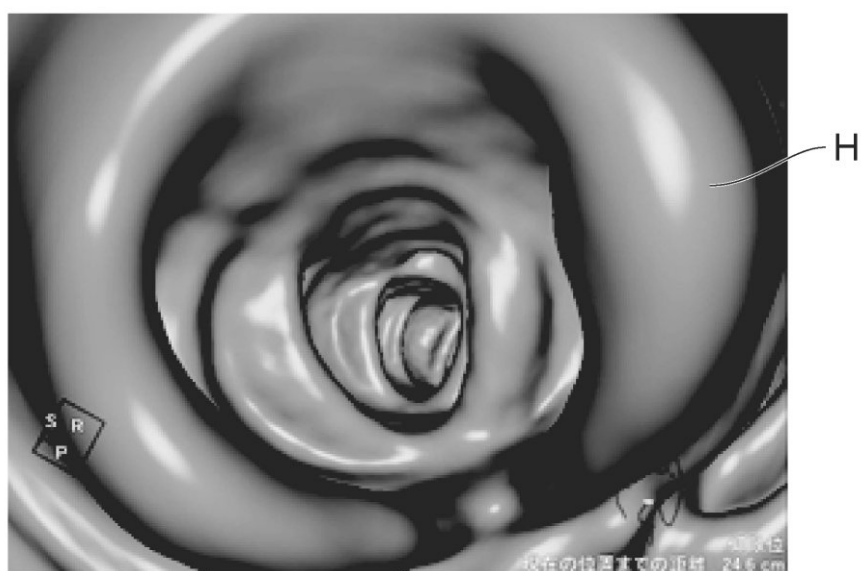


【図7】

(a)



(b)



フロントページの続き

(72)発明者 畦元 将吾

東京都千代田区丸の内 1 丁目 8 番 1 号 丸の内トラストタワー 株式会社 A Z E 内

審査官 福田 裕司

(56)参考文献 特表 2 0 0 2 - 5 0 4 3 8 5 (J P , A)

特開 2 0 0 4 - 2 8 3 3 7 3 (J P , A)

特開 2 0 1 3 - 0 1 7 8 2 4 (J P , A)

特表 2 0 0 8 - 5 2 9 5 7 8 (J P , A)

特開 2 0 0 6 - 1 4 9 6 8 4 (J P , A)

特表 2 0 0 7 - 5 3 1 5 5 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 3

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 B 5 / 0 5

专利名称(译)	医学图像显示控制设备，方法和程序		
公开(公告)号	JP5857367B2	公开(公告)日	2016-02-10
申请号	JP2013270465	申请日	2013-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社AZE		
申请(专利权)人(译)	株式会社AZE		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社AZE 佳能日本营销公司		
[标]发明人	阪本剛 浦山博昭 畦元将吾		
发明人	阪本 剛 浦山 博昭 畦元 将吾		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/055		
FI分类号	A61B6/03.360.G A61B5/05.380 A61B5/055.380		
F-TERM分类号	4C093/AA22 4C093/DA01 4C093/FA35 4C093/FA53 4C093/FF16 4C093/FF22 4C093/FF32 4C093/FF42 4C093/FF45 4C096/AC05 4C096/AD14 4C096/DC19 4C096/DC23 4C096/DC32 4C096/DC36 4C096/DC37		
审查员(译)	福田雄二		
其他公开文献	JP2015123250A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够生成能够准确且有效地观察管腔组织的图像的医学图像生成设备，方法和程序。以及数据指定装置20，用于指定对应于从所述医学图像数据大肠数据，核心为用于计算肠直径的平面中正交于所述芯线设置大肠的芯，腔直径计算设定装置21的装置22，用于移动视点被设置在沿所述芯线的芯，视点的每个位置表示对应于该位置，通过生成对应于大肠数据的基础上，大肠的虚拟内窥镜图像时，图像组生成装置，用于产生由一系列虚拟内窥镜图像的虚拟内窥镜图像组23，显示所述一系列按照沿所述芯线移动视点的移动位置生成的虚拟内窥镜图像的时并且移动速度设定装置用于根据在视点的移动位置处计算的肠直径来设定视点沿芯线的移动速度。发明背景

(21) 出願番号	特願2013-270465 (P2013-270465)	(73) 特許権者	503313373
(22) 出願日	平成25年12月26日 (2013. 12. 26)		株式会社A Z E
(65) 公開番号	特開2015-123250 (P2015-123250A)		東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー
(43) 公開日	平成27年7月6日 (2015. 7. 6)	(73) 特許権者	390002761
審査請求日	平成26年4月24日 (2014. 4. 24)		キヤノンマーケティングジャパン株式会社 東京都港区港南2丁目16番6号
		(74) 代理人	100188938 弁理士 榎葉 加奈子
		(72) 発明者	阪本 剛 東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社A Z E内
		(72) 発明者	浦山 博昭 東京都千代田区丸の内1丁目8番1号 丸の内トラストタワー 株式会社A Z E内

最終頁に続く