

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6161073号
(P6161073)

(45) 発行日 平成29年7月12日 (2017.7.12)

(24) 登録日 平成29年6月23日 (2017.6.23)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 V

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 6/03 3 7 7

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2014-169301 (P2014-169301)
 (22) 出願日 平成26年8月22日 (2014.8.22)
 (65) 公開番号 特開2016-43033 (P2016-43033A)
 (43) 公開日 平成28年4月4日 (2016.4.4)
 審査請求日 平成28年8月25日 (2016.8.25)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001519
 特許業務法人太陽国際特許事務所
 (74) 代理人 100073184
 弁理士 柳田 征史
 (74) 代理人 100090468
 弁理士 佐久間 剛
 (72) 発明者 榎本 潤
 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内

審査官 森川 能匡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 展開画像生成装置、方法、及びプログラム、並びに画像情報記憶装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、該設定された円環状の領域の画像部分を合成して前記管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する展開画像生成装置であって、

前記複数の内視鏡画像の各々において、当該内視鏡画像の撮影位置が該撮影位置に対応する前記管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、当該内視鏡画像における前記円環状の領域を設定するための基準位置を決定する基準位置決定部と、

前記複数の内視鏡画像の各々において、前記決定された基準位置を基準に決定される位置に前記円環状の領域を設定する円環領域設定部と、

前記複数の内視鏡画像の各々において前記設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって前記展開画像を生成する展開画像生成部と
 を備えたことを特徴とする展開画像生成装置。

【請求項 2】

前記円環領域設定部が、前記複数の内視鏡画像の各々について前記決定された基準位置を中心とする前記円環状の領域を設定するものである請求項 1 記載の展開画像生成装置。

【請求項 3】

前記展開画像生成部が、前記複数の内視鏡画像の各々について、前記撮影位置における

10

20

前記管腔臓器の径、および当該内視鏡画像に設定された前記円環状の領域の撮影画角を用いて、当該円環状の領域の画像に写った前記管腔臓器の内表面の、前記管腔臓器の延在方向に沿った前記撮影位置からの距離を算出し、当該内視鏡画像における前記帯状に変換された変換画像を、前記展開画像において、前記管腔臓器の延在方向に前記撮影位置から前記算出された距離だけ離れた位置に配置するものである請求項 1 または 2 記載の展開画像生成装置。

【請求項 4】

前記展開画像生成部が、前記複数の内視鏡画像の各々について、前記内視鏡画像の撮影方向の前記管腔臓器内腔の中心線方向に対して傾斜した角度 θ 、当該傾斜した方向の前記管腔臓器の横断面における基準方向からの回転角度 φ 、および前記撮影位置における前記管腔臓器の径 Q を用いて、下記式 (1) で表される曲線に沿って前記帯状に変換された変換画像を変形して配置することによって前記展開画像を生成するものである請求項 3 記載の展開画像生成装置。

$$x = \tan \theta \cos\left(\frac{y}{Q} - \varphi\right) \dots\dots(1)$$

【請求項 5】

前記展開画像生成部が、前記円環状の領域の画像に写った前記管腔臓器の内表面の、前記管腔臓器の延在方向における前記撮影位置からの距離 d を、前記撮影位置における前記管腔臓器の径 Q 、および当該円環状の領域の撮影画角 α を用いて、下記式 (2) により求めるものである請求項 3 または 4 記載の展開画像生成装置。

$$d = \frac{Q}{(2 \times \tan \frac{\alpha}{2})} \dots\dots(2)$$

【請求項 6】

前記展開画像生成部が、前記展開画像において、前記帯状に変換されてなる変換画像が配置された領域以外の空白領域を、前記帯状に変換されてなる変換画像を用いて補間するものである請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の展開画像生成装置。

【請求項 7】

前記展開画像生成部が、前記展開画像において、前記帯状に変換されてなる変換画像が配置された領域以外の空白領域を、空白のままとするものである請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の展開画像生成装置。

【請求項 8】

前記展開画像生成部が、前記展開画像において、前記帯状に変換されてなる変換画像が配置された領域以外の空白領域を、前記複数の内視鏡画像中の、当該空白領域に対応する位置範囲の画像で埋めるものである請求項 1 から 5 のいずれか 1 項記載の展開画像生成装置。

【請求項 9】

前記展開画像生成部が、前記展開画像において、前記管腔臓器の前記延在方向に沿った各位置における該延在方向に直交する方向の長さを、当該位置における前記管腔臓器の径が大きいほど大きくするものである請求項 1 から 8 のいずれか 1 項記載の展開画像生成装置。

【請求項 10】

管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し

10

20

30

40

50

、該設定された円環状の領域の画像部分を合成して前記管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する展開画像生成方法であって、

前記複数の内視鏡画像の各々において、当該内視鏡画像の撮影位置が該撮影位置に対応する前記管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、当該内視鏡画像における前記円環状の領域を設定するための基準位置を決定するステップと、

前記複数の内視鏡画像の各々において、前記決定された基準位置を基準に決定される位置に前記円環状の領域を設定するステップと、

前記複数の内視鏡画像の各々において前記設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって前記展開画像を生成するステップと

を含む展開画像生成方法。

【請求項 1 1】

管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、該設定された円環状の領域の画像部分を合成して前記管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成するための展開画像生成プログラムであって、

コンピュータを、

前記複数の内視鏡画像の各々において、当該内視鏡画像の撮影位置が該撮影位置に対応する前記管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、当該内視鏡画像における前記円環状の領域を設定するための基準位置を決定する基準位置決定部と、

前記複数の内視鏡画像の各々において、前記決定された基準位置を基準に決定される位置に前記円環状の領域を設定する円環領域設定部と、

前記複数の内視鏡画像の各々において前記設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって前記展開画像を生成する展開画像生成部として機能させるための展開画像生成プログラム。

【請求項 1 2】

管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、該設定された円環状の領域の画像部分に関する情報を記憶する画像情報記憶装置であって、

前記複数の内視鏡画像の各々において、当該内視鏡画像の撮影位置が該撮影位置に対応する前記管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、当該内視鏡画像における前記円環状の領域を設定するための基準位置を決定する基準位置決定部と、

前記複数の内視鏡画像の各々において、前記決定された基準位置を基準に決定される位置に前記円環状の領域を設定する円環領域設定部と、

前記複数の内視鏡画像の各々において前記設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を、それぞれ対応する内視鏡画像の撮影位置、撮影日時、および前記複数の内視鏡画像の撮影時に当該内視鏡画像が取得された順番のうち少なくとも 1 つを表す情報に対応づけて記憶する画像記憶部と

を備えたことを特徴とする画像情報記憶装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像を用いて、管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する展開画像生成装置、方法、及びプログラムに関する。また、本発明は、展開画像の生成に供する情報を記憶する画像情報記憶装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、患者の腸、気管支等の管腔臓器の内表面を内視鏡を用いて観察または処置を行う技術が注目されている。

【 0 0 0 3 】

そして、特許文献 1 および特許文献 2 には、管腔臓器内で内視鏡を進めながら撮影した多数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分を合成することによって、管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する技術が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 0 - 2 5 6 9 8 8 号公報

【特許文献 2】特再公表 2 0 0 7 - 1 3 9 1 8 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかし、特許文献 1 および特許文献 2 では、管腔臓器内を進められる内視鏡の光軸が管腔臓器の内腔の中心線に常に一致しているという想定で、各内視鏡画像において画像の中央を中心とする円環状の領域を設定しているが、実際には、管腔臓器内で内視鏡を進める際に、内視鏡の光軸を管腔臓器の内腔の中心線に常に正確に一致させることは極めて困難であるため、内視鏡の光軸が管腔臓器の内腔の中心線からずれた位置にある状態で撮影が行われることもあり、上記従来の技術では、管腔臓器の内表面が正確に表された展開画像を生成することができない、という問題がある。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上記事情に鑑み、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像を用いて展開画像を生成する際に、複数の内視鏡画像に内視鏡の光軸が管腔臓器の内腔の中心線からずれた位置にある状態で撮影されたものが含まれていても、その位置ずれによる影響を低減させ、管腔臓器の内表面がより正確に表された展開画像を提供することができる展開画像生成装置、方法、及びプログラム、並びに画像情報記憶装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の展開画像生成装置は、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分を合成して管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する展開画像生成装置であって、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定する基準位置決定部と、複数の内視鏡画像の各々において、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定する円環領域設定部と、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像を生成する展開画像生成部とを備えたことを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

ここで、内視鏡画像の撮影位置に対応する内腔中心線上の対応位置は、内視鏡画像の撮影位置（または、撮影位置と推定される位置）を通る管腔臓器の横断面と内腔中心線とが交差する位置をいう。そして、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離は、仮想内視鏡画像を用いて求めることができる。具体的には、管腔臓器を撮影して得られた 3 次元画像において、管腔臓器の内腔領域内における撮影位置の大まかな位置を求め、求められた大まかな撮影位置を通る管腔臓器の横断面を設定し、設定された横断面上の複数の異なる位置の各々についてその位置を視点位置とする仮想内視鏡画像を作成し、作成された複数の仮想内視鏡画像の中から、内視鏡画像に対し

10

20

30

40

50

て最も類似度の高い仮想内視鏡画像を特定し、特定された仮想内視鏡画像の視点位置が、その視点位置を通る管腔臓器の横断面と内腔中心線とが交差する位置から離間した方向及び距離を表すベクトルを、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を表すベクトルとして求めることができる。

【 0 0 0 9 】

本発明の展開画像生成装置において、円環領域設定部は、複数の内視鏡画像の各々について決定された基準位置を中心とする円環状の領域を設定するものであってもよい。

【 0 0 1 0 】

また、本発明の展開画像生成装置において、展開画像生成部は、複数の内視鏡画像の各々について、内視鏡画像の撮影位置における管腔臓器の径、および内視鏡画像に設定された円環状の領域の撮影画角を用いて、円環状の領域の画像に写った管腔臓器の内表面の、管腔臓器の延在方向に沿った撮影位置からの距離を算出し、内視鏡画像における帯状に変換された変換画像を、展開画像において、管腔臓器の延在方向に撮影位置から、算出された距離だけ離れた位置に配置するものであってもよい。

10

【 0 0 1 1 】

また、展開画像生成部は、複数の内視鏡画像の各々について、内視鏡画像の撮影方向の管腔臓器内腔の中心線方向に対して傾斜した角度 θ 、傾斜した方向の管腔臓器の横断面における基準方向からの回転角度 φ 、および内視鏡画像の撮影位置における管腔臓器の径 Q を用いて、下記式 (1) で表される曲線に沿って帯状に変換された変換画像を変形して配置することによって展開画像を生成するものであってもよい。

20

$$x = \tan \theta \cos\left(\frac{y}{Q} - \varphi\right) \dots\dots(1)$$

【 0 0 1 2 】

また、展開画像生成部は、円環状の領域の画像に写った管腔臓器の内表面の、管腔臓器の延在方向における撮影位置からの距離 d を、内視鏡画像の撮影位置における管腔臓器の径 Q 、および円環状の領域の撮影画角 α を用いて、下記式 (2) により求めるものであってもよい。

30

$$d = \frac{Q}{\left(2 \times \tan \frac{\alpha}{2}\right)} \dots\dots(2)$$

【 0 0 1 3 】

また、展開画像生成部は、展開画像において、帯状に変換されてなる変換画像が配置された領域以外の空白領域を、帯状に変換されてなる変換画像を用いて補間するものであってもよいし、空白のままとするものであってもよいし、複数の内視鏡画像中の、空白領域に対応する位置範囲の画像で埋めるものであってもよい。

40

【 0 0 1 4 】

また、展開画像生成部は、展開画像において、管腔臓器の延在方向に沿った各位置における延在方向に直交する方向の長さを、各位置における管腔臓器の径が大きいほど大きくするものであってもよい。

【 0 0 1 5 】

本発明の展開画像生成方法は、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分を合成して管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する展開画像生成方法であって、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器

50

の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定するステップと、複数の内視鏡画像の各々において、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定するステップと、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像を生成するステップとを含むことを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

本発明の展開画像生成プログラムは、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分を合成して管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成するための展開画像生成プログラムであって、コンピュータを、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定する基準位置決定部と、複数の内視鏡画像の各々において、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定する円環領域設定部と、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像を生成する展開画像生成部として機能させるためのものである。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の展開画像生成プログラムは、通常、複数のプログラムモジュールからなり、上記各部の機能は、それぞれ、一または複数のプログラムモジュールにより実現される。これらのプログラムモジュール群は、C D - R O M , D V Dなどの記録メディアに記録され、またはサーバコンピュータに付属するストレージやネットワークストレージにダウンロード可能な状態で記録されて、ユーザに提供される。

【 0 0 1 8 】

本発明の画像情報記憶装置は、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分に関する情報を記憶する画像情報記憶装置であって、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定する基準位置決定部と、複数の内視鏡画像の各々において、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定する円環領域設定部と、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を、それぞれ対応する内視鏡画像の撮影位置、撮影日時、および複数の内視鏡画像の撮影時に当該内視鏡画像が取得された順番のうち少なくとも1つを表す情報に対応づけて記憶する画像記憶部とを備えたことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 9 】

本発明の展開画像生成装置、方法、及びプログラムによれば、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分を合成して管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する際に、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定し、かつ、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定し、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像を生成するようにしているので、複数の内視鏡画像に内視鏡の光軸が管腔臓器の内腔の中心線からずれた位置にある状態で撮影されたものが含まれていても、その位置ずれによる影響を低減でき、管腔臓器の内表面がより正確に表された展開画像を生成することができる。

【 0 0 2 0 】

本発明の画像情報記憶装置によれば、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分に関する情報を記憶する際に、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置の管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定し、かつ、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定し、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を、それぞれ対応する内視鏡画像の撮影位置、撮影日時、および複数の内視鏡画像の撮影時に内視鏡画像が取得された順番のうち少なくとも1つを表す情報に対応づけて記憶するようにしているので、たとえば管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する際に、記憶された複数の変換画像を対応する情報とともに提供することができる。

10

【 0 0 2 1 】

これにより、ユーザは、各対応する情報に基づいて複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像を生成することができる。このとき、特に本発明の画像情報記憶装置では、上述のように、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置の管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定しているので、複数の内視鏡画像に内視鏡の光軸が管腔臓器の内腔の中心線からずれた位置にある状態で撮影されたものが含まれていても、その位置ずれによる影響を低減でき、管腔臓器の内表面がより正確に表された展開画像を生成することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 2 】

【図1】本発明の実施形態に係る展開画像生成装置の概略構成を示す図

【図2】図1の展開画像生成装置に実装された機能を示すブロック図

【図3】仮想内視鏡画像を用いた撮影位置の取得を説明するための図

【図4】離間ベクトルを用いて決定した基準位置の一例を示す図（その1）

【図5】離間ベクトルを用いて決定した基準位置の一例を示す図（その2）

【図6】内視鏡画像に設定された円環状の領域の一例を示す図（その1）

【図7】内視鏡画像に設定された円環状の領域の一例を示す図（その2）

30

【図8】内視鏡の撮影位置と被写体の位置関係を示す図

【図9】展開画像における変換画像の配置例を示す図（その1）

【図10】展開画像における変換画像の配置例を示す図（その2）

【図11】内視鏡の撮影方向を説明するための図

【図12】内視鏡の撮影方向と被写体の位置関係を示す図

【図13】展開画像における変形後の変換画像の配置例を示す図（その1）

【図14】展開画像における変形後の変換画像の配置例を示す図（その1）

【図15】展開画像の一例を示す図

【図16】管腔臓器の径に応じて上下方向の長さが調整された展開画像の一例を示す図

【図17】展開画像における空白領域の処理を説明するための図

40

【図18】図1の展開画像生成装置により行われる処理の流れを示すフローチャート

【図19】本発明の実施形態に係る画像情報記憶装置の概略構成を示す図

【図20】図19の画像情報記憶装置に実装された機能を示すブロック図

【図21】図19の画像情報記憶装置により行われる処理の流れを示すフローチャート

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 3 】

以下、本発明の展開画像生成装置、方法、及びプログラムの実施形態について説明する。本発明の実施形態に係る展開画像生成装置1は、腸、気管支等の管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像を用いて、管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する装置であって、本発明の展開画像生成プログラムが

50

コンピュータにロードされて実行されることにより実現する。図 1 に示すように、展開画像生成装置 1 は、CPU 2 (Central Processing Unit) およびメモリ 3 を備え、さらに、HDD (Hard Disk Drive) 等のストレージ 4 を備えている。また、展開画像生成装置 1 には、ディスプレイ等の表示装置 5 と、マウス、キーボード等の入力装置 6 が接続されている。

【0024】

展開画像生成プログラムとそのプログラムが参照するデータは、ストレージ 4 に記憶され、起動時にメモリにロードされる。展開画像生成プログラムは、CPU に実行させる処理として、基準位置決定処理と、円環領域設定処理と、展開画像生成処理と、表示制御処理とを規定している。そして、プログラムの規定にしたがって、CPU が上記各処理を実行することにより、コンピュータは、図 2 に示すように、基準位置決定部 41 と、円環領域設定部 42 と、展開画像生成部 43 と、表示制御部 44 として機能する。ここで、図 2 は、展開画像生成装置 1 に実装された機能をブロック化して模式的に表したものである。また、ストレージ 4 には、内視鏡により管腔臓器の内表面を撮影して得られた複数の内視鏡画像 $P_1, P_2, \dots, P_m$ (m は内視鏡画像の数) と、CT 装置 (Computed Tomography)、MRI 装置 (Magnetic Resonance Imaging) 等のモダリティにより管腔臓器を撮影して得られた 3 次元画像 (ボリュームデータ) とが予め取得され、記憶されているものとする。

【0025】

基準位置決定部 41 は、ストレージ 4 に記憶されている複数の内視鏡画像 $P_1, P_2, \dots, P_m$ を読み出し、各内視鏡画像 P_i ($1 \leq i \leq m$) について、当該内視鏡画像の撮影位置がその撮影位置に対応する管腔臓器の内腔中心線上の対応位置 (撮影位置または撮影位置と推定される位置を通る管腔臓器の横断面と内腔中心線とが交差する位置) から離間した方向及び距離を表す離間ベクトル V_0 を求め、求められた離間ベクトル V_0 を用いて、内視鏡画像 P_i 上に円環状の領域を設定するための基準位置 PR_i を決定するものである。

【0026】

基準位置決定部 41 は、たとえば、ストレージ 4 に記憶されている管腔臓器の 3 次元画像において、画像解析により管腔臓器の内腔領域 L を特定し、内視鏡画像 P_i の撮影時に取得された内視鏡の挿入長、内視鏡の先端に装着された 3 次元位置センサにより内視鏡画像 P_i の撮影時に取得された内視鏡の先端の位置情報等に基づいて、内腔領域 L における撮影位置の大まかな位置を求め、求められた大まかな撮影位置を通る管腔臓器の横断面 S を設定し、図 3 に示すように、設定された横断面 S と内腔領域の中心線 CL とが交差する位置 C と、横断面 S において位置 C から上下、左右及び斜めの 8 方向に所定距離だけ離れた 8 か所の各位置 $e_1 \sim e_8$ の各々についてその位置を視点位置とする仮想内視鏡画像を作成し、作成された 9 つの仮想内視鏡画像の中から、内視鏡画像 P_i に対して最も類似度の高い仮想内視鏡画像を特定し、特定された仮想内視鏡画像の視点位置が位置 C (内腔領域の中心線上の対応位置) から離間した方向及び距離を表すベクトルを、離間ベクトル V_0 として求めることができる。

【0027】

このとき、内腔領域内をより広くおよび/または細かくサンプリングしたより多くの位置の各々についてその位置を視点位置とする仮想内視鏡画像を作成し、内視鏡画像 P_i に対して最も類似度の高い仮想内視鏡画像を特定するようにすれば、内視鏡画像 P_i の撮影位置をより正確に求めることができる。たとえば、上記横断面 S の前後に横断面を追加で設定し、設定された全ての横断面の各々において、当該横断面と内腔領域の中心線 CL とが交差する位置と、その位置から上下、左右及び斜めの 8 方向に所定距離だけ離れた 8 か所の各位置の各々についてその位置を視点位置とする仮想内視鏡画像を作成することができる。また、各横断面上に仮想内視鏡画像の視点位置としてサンプリングする位置の数を増やしてもよい。

【0028】

さらに、上記横断面上の各サンプリングされた位置を視点位置とする仮想内視鏡画像を作成する際に、視点位置ごとに、視線方向が異なる複数の仮想内視鏡画像を作成するようにし、作成された全ての仮想内視鏡画像の中から、内視鏡画像 P_i に対して最も類似度の高い仮想内視鏡画像を特定するようにすれば、内視鏡画像 P_i の撮影位置に加えて、撮影方向を求めることもできる。たとえば、視点位置ごとに、内腔領域の中心線 CL の方向と、その方向に対してたとえば上下左右斜めにそれぞれ所定の角度（たとえば、 10 度）で傾斜した各方向の各々についてその方向を視線方向とする仮想内視鏡画像を作成し、内視鏡画像 P_i に対して最も類似度の高い仮想内視鏡画像を特定することができる。なお、この撮影方向の利用については後述する。

【0029】

基準位置決定部 41 は、上記のようにして各内視鏡画像 P_i について離間ベクトル V_o が求められると、次いで、その求められた離間ベクトル V_o を用いて、 $V_s = k \times (-V_o)$ の式により基準位置を決定するためのシフトベクトル V_s を求め、内視鏡画像 P_i の中央からシフトベクトル V_s だけ離れた位置を、その内視鏡画像 P_i における円環状の領域を設定するための基準位置 R_{Pi} として決定する。ここで、 k は、実内視鏡カメラの画角と、仮想内視鏡の画角に基づいて定められる正の定数であって（ $k = \text{仮想化内視鏡の画角} \div \text{実内視鏡の画角}$ ）、たとえば実内視鏡カメラの画角と仮想内視鏡の画角とが同じである場合は 1 の値をとる。

【0030】

これにより、たとえば図 4 の左図に示すように、内視鏡画像 P_i の撮影位置 E_i が横断面 S 上の位置 C に一致し、離間ベクトル $V_o = 0$ である場合、図 4 の右図に示すように、内視鏡画像 P_i の中央 CP_i が基準位置 R_{Pi} として決定され、たとえば図 5 の左図に示すように、内視鏡画像の撮影位置 E_i が横断面 S 上の位置 e_1 に一致し、離間ベクトル $V_o = e_1 - C$ である場合、図 5 の右図に示すように、内視鏡画像 P_i の中央 CP_i からシフトベクトル $V_s = k \times (-V_o)$ だけ離れた位置が基準位置 R_{Pi} として決定されることとなる。

【0031】

円環領域設定部 42 は、複数の各内視鏡画像 P_i ($1 \leq i \leq m$) において、上記基準位置決定部 41 により決定された基準位置 R_{Pi} を中心とする所定半径 r の円環状の領域 R_i （半径 r の円周から半径方向に所定の幅を有する領域）を設定するものである。これにより、図 4 に示す場合の内視鏡画像 P_i においては、図 6 に示すように、画像の中央に位置する基準位置 R_{Pi} を中心とする半径 r の円環状の領域 R_i が設定され、図 5 に示す場合の内視鏡画像 P_i においては、図 7 に示すように、画像の中央から $V_s = k \times (-V_o)$ だけ離れた基準位置 R_{Pi} を中心とする半径 r の円環状の領域 R_i が設定されることとなる。

【0032】

展開画像生成部 43 は、複数の各内視鏡画像 P_i において円環領域設定部 42 により設定された円環状の領域 R_i の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像 DI を生成するものである。具体的には、展開画像生成部 43 は、内視鏡画像 P_i ごとに、（ア）その内視鏡画像 P_i に設定された円環状の領域 R_i の画像部分を、所定の方向（たとえば、画像の 6 時方向または 12 時方向）から反時計回りの各部分が上から下へ配置された帯状の変換画像 Di に変換し、また、図 8 に示すように、（イ）内視鏡画像 P_i の撮影位置 E_i における管腔臓器の径 Q 、および内視鏡画像 P_i に設定された円環状の領域 R_i の撮影画角 α を用いて、下記式（2）により、円環状の領域 R_i の画像に写った管腔臓器の内表面の、管腔臓器の延在方向に沿った撮影位置 E_i からの距離 d を算出し、さらに、図 9、図 10 に示すように、（ウ）変換された変換画像 Di を、展開画像 DI において、展開画像の左右方向 X_d （管腔臓器の延在方向に相当）に、撮影位置に相当する位置 E_{xi} から上記求められた距離 d だけ離れた位置に配置する。展開画像生成部 43 は、全ての内視鏡画像 $P_1, P_2, \dots, P_m$ についての処理が終了するまで上記（ア）から（ウ）の処理を繰り返し行うことによって、展開画像 DI

10

20

30

40

50

を生成する。

$$d = \frac{Q}{(2 \times \tan \frac{\alpha}{2})} \dots\dots(2)$$

【 0 0 3 3 】

なお、上記式 (2) は、図 8 に示すように、三角関数により $\tan (\alpha / 2) = (R / 2) \div d$ の関係が成立することと、円環状の領域 R_i の画像に写った管腔臓器の内表面位置における管腔臓器の径 R が内視鏡画像 P_i の撮影位置 E_i における管腔臓器の径 Q とほぼ同じ大きさであることを前提に導きだされてものであり、径 Q は、3次元画像を用いた画像解析により求めることができる。

10

【 0 0 3 4 】

また、図 9 は、図 6 に示すような、円環状の領域 R_i の全体が内視鏡画像 P_i の範囲内に収まる場合に、その円環状の領域 R_i の画像部分が変換されてなる変換画像 D_i が展開画像 D_I に配置される様子を例示したものであり、図 10 は、図 7 に示すような、円環状の領域 R_i の一部が内視鏡画像 P_i の範囲を超えた場合に、その円環状の領域 R_i の画像部分が変換されてなる変換画像 D_i が展開画像 D_I に配置される様子を例示したものである。なお、特に図 10 では、内視鏡画像 P_i に設定された円環状の領域 R_i の画像部分を、画像の 6 時方向から反時計回りの各部分が上から下へ配置された帯状の変換画像 D_i に変換している場合を例示している。

20

【 0 0 3 5 】

展開画像生成部 43 は、上記変換画像 D_i の配置による展開画像 D_I の生成に際して、少なくとも一部又は全部の各変換画像 D_i を、内視鏡画像 P_i の撮影方向をさらに考慮して変形した上で配置する機能を備えたものであってもよい。具体的には、図 11 に示すように、内視鏡画像 P_i の撮影方向 E_{di} が、管腔臓器内腔の中心線方向に対して角度 θ で傾斜し、その傾斜した方向が、管腔臓器の横断面 S における所定の基準方向 R_d から回転角度 φ の方向である場合を考える。また、図 12 に、撮影方向 E_{di} と撮影画角 α の位置関係を表す縦断面図を示す。

30

【 0 0 3 6 】

そこで、展開画像生成部 43 は、図 13、図 14 に示すように、展開画像 D_I において、展開画像の左右方向 X_d (管腔臓器の延在方向に相当) に撮影位置に相当する位置 E_{xi} から上記求められた距離 d だけ離れた位置であって、かつ、展開画像の上下方向 (管腔臓器の周方向に相当) に上記基準方向 R_d に対応する位置を原点 O とし、展開画像の左右方向に沿って X 軸を設定するとともに、展開画像の上下方向に沿って Y 軸を設定し、その設定された XY の座標系において、角度 θ 、回転角度 φ 、および撮影位置 E_i における管腔臓器の径 Q を用いて、下記式 (1) で表される曲線 F を求め、その曲線 F に沿って変換画像 D_i を変形して配置することができる。ここで、図 13 は、 $\varphi = 0$ である場合に、変換画像 D_i が変形されて配置される様子を例示したものであり、図 14 は、 $\varphi \neq 0$ である場合に、変換画像 D_i が変形されて配置される様子を例示したものである。

40

$$x = \tan \theta \cos \left(\frac{y}{Q} - \varphi \right) \dots\dots(1)$$

【 0 0 3 7 】

展開画像生成部 43 は、以上の処理によって、たとえば図 15 に示すような、展開画像の上下方向の長さが、展開画像左右方向のどの位置においても一定である展開画像 D_I を生成することができる。これに対し、展開画像生成部 43 は、展開画像の左右方向 (管腔

50

臓器の延在方向に相当)に沿った各位置における展開画像の上下方向(管腔臓器の周方向に相当)の長さを、その左右方向に沿った位置(管腔臓器の延在方向における特定の位置)における管腔臓器の径に対して正の相関を有するように設定することにより、たとえば図16に示すような、展開画像の上下方向の長さが管腔臓器の径の大きさに従って調整された展開画像D I aを生成する機能をさらに備えたものであってもよい。

【0038】

展開画像生成部43は、変換画像を並べて配置することによって生成した展開画像D I(または、展開画像D I a)に、図17に示すように、変換画像が配置されない空白領域が存在する場合、その空白領域を空白のままとするものであってもよいが、配置済みの変換画像を用いて補間し、あるいは、複数の内視鏡画像P 1, P 2, ..., P m中から、空白領域に対応する位置範囲の画像を取得して埋める機能をさらに備えたものであってもよい。

10

【0039】

表示制御部44は、展開画像生成部43により生成された展開画像D I(または、展開画像D I a)を表示装置5上に表示させるものである。表示制御部44は、たとえば、展開画像生成部43により生成された展開画像D Iの全範囲、あるいは、デフォルトで指定されている所定の位置範囲の一部を初期画面に表示させ、自動または手動の表示変更指示に応じて、展開画像D Iの表示を変更する。たとえば、観察したい展開画像上の部分を指定するユーザによる入力に応じて、指定された部分を含む所定大きさの部分画像を表示させる。

20

【0040】

次に、展開画像生成装置1により行われる処理の流れを、図18に示すフローチャートを参照して説明する。まず、基準位置決定部41が、処理対象の内視鏡画像の番号として変数 $i = 1$ を付与し(S 1)、ストレージ4から内視鏡画像P iを読み出し、内視鏡画像P iの撮影位置がその撮影位置に対応する管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を表す離間ベクトル V_o を求め、求められた離間ベクトル V_o を用いて、内視鏡画像P i上に円環状の領域を設定するための基準位置P R iを決定する(S 2)。次いで、円環領域設定部42が、内視鏡画像P iにおいて、ステップS 2で決定された基準位置P R iを中心とする所定半径rの円環状の領域R iを設定する(S 3)。その後、 $i = m$ (内視鏡画像の数)であるか否か、すなわち全ての内視鏡画像についてステップS 2およびステップS 3の処理が終了しているか否かを判定し(S 4)、iがmに達していない場合(S 4: NO)、変数iをインクリメントし(S 5)し、再びステップS 2に戻り、S 2からS 4までの処理を繰り返す。

30

【0041】

一方、iがmに達した場合(S 4: YES)、ステップS 6に進み、展開画像生成部43が、複数の各内視鏡画像P i($i = 1, 2, \dots, m$)においてステップS 3で設定された円環状の領域R iの画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像D Iを生成する(S 6)。最後に、表示制御部44が、ステップ6で生成された展開画像D Iを表示装置5上に表示する(S 7)。

【0042】

なお、この図18に示すフローチャートでは、展開画像生成部43が、全ての内視鏡画像について基準位置を決定する処理と円環状の領域を設定する処理が完了した後に初めて展開画像の生成を開始するものである場合を例示して説明したが、展開画像生成部43を、内視鏡画像単位で、円環状の領域が設定されたものから随時その画像部分を帯状に変換して配置していくことによって展開画像を一部ずつ生成していくものとし、さらには、表示制御部44により、展開画像が一部ずつ生成されるたびに、生成された部分が追加された展開画像を表示装置5上に表示させるようにしてもよい。

40

【0043】

以上の構成により、本実施形態の画像処理装置1によれば、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の

50

画像部分を合成して管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する際に、基準位置決定部 4 1 が、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置が管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定し、円環領域設定部 4 2 が、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定し、展開画像生成部 4 3 が、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像を生成するようにしているので、複数の内視鏡画像に内視鏡の光軸が管腔臓器の内腔の中心線からずれた位置にある状態で撮影されたものが含まれていても、その位置ずれによる影響を低減でき、管腔臓器の内表面がより正確に表された展開画像を生成することができる。

10

【 0 0 4 4 】

なお、上記実施の形態では、画像処理装置 1 が表示制御部 4 4 を備えたものである場合について説明したが、この構成は必ずしも必要ではなく、必要に応じて設けるとよい。

【 0 0 4 5 】

次に、図 1 9 ~ 図 2 1 を参照して、本発明の画像情報記憶装置の実施形態について説明する。本発明の実施形態に係る画像情報記憶装置 1 0 0 は、腸、気管支等の管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分に関する情報を記憶する装置であって、画像情報記憶プログラムがコンピュータにロードされて実行されることにより実現する。図 1 9 に示すように、画像情報記憶装置 1 0 0 は、C P U 2 (Central Processing Unit) およびメモリ 3 を備え、さらに、H D D (Hard Disk Drive) 等のストレージ 1 0 4 を備えている。また、展開画像生成装置 1 には、ディスプレイ等の表示装置 5 と、マウス、キーボード等の入力装置 6 が接続されている。

20

【 0 0 4 6 】

画像情報記憶プログラムとそのプログラムが参照するデータは、ストレージ 1 0 4 に記憶され、起動時にメモリにロードされる。画像情報記憶プログラムは、C P U に実行させる処理として、基準位置決定処理と、円環領域設定処理と、画像記憶処理、展開画像生成処理と、表示制御処理とを規定している。そして、プログラムの規定にしたがって、C P U が上記各処理を実行することにより、コンピュータは、図 2 0 に示すように、基準位置決定部 4 1 と、円環領域設定部 4 2 と、画像記憶部 4 5 と、展開画像生成部 4 3 と、表示制御部 4 6 として機能する。ここで、図 2 0 は、画像情報記憶装置 1 0 0 に実装された機能をブロック化して模式的に表したものである。また、ストレージ 1 0 4 には、内視鏡により管腔臓器の内表面を撮影して得られた複数の内視鏡画像 $P_1, P_2, \dots, P_m$ (m は内視鏡画像の数) と、C T 装置 (Computed Tomography)、M R I 装置 (Magnetic Resonance Imaging) 等のモダリティにより管腔臓器を撮影して得られた 3 次元画像 (ボリュームデータ) とが予め取得され、記憶されているものとする。

30

【 0 0 4 7 】

この実施形態は、上述した本発明の展開画像生成装置、方法、及びプログラムの実施形態とは、画像記憶部 4 5 をさらに備えることによって、複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定した後に、直ちに展開画像を生成するのではなく、設定された円環状の領域の画像部分に関する情報を一旦記憶させ、展開画像の生成の要望があったときに、記憶された情報に基づいて展開画像を生成する点でのみ相違する。そこで、以下の説明では、その相違点を中心に説明し、上記本発明の展開画像生成装置、方法、及びプログラムの実施形態と同一の構成については、同一の番号を付し、説明を省略する。

40

【 0 0 4 8 】

画像記憶部 4 5 は、基準位置決定部 4 1 によって、複数の各内視鏡画像 P_i において、円環状の領域を設定するための基準位置 $P R_i$ が決定され、円環領域設定部 4 2 によって、複数の各内視鏡画像 P_i において、決定された基準位置 $R P_i$ を中心とする所定半径 r の円環状の領域 R_i が設定された後に、複数の内視鏡画像の $P_1, P_2, \dots, P_m$ 各々に

50

において設定された円環状の領域 $R_1, R_2, \dots, R_m$ の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像 $D_1, D_2, \dots, D_m$ を生成し、生成された複数の変換画像 $D_1, D_2, \dots, D_m$ をそれぞれ対応する内視鏡画像の撮影位置、撮影日時、および複数の内視鏡画像の撮影時に当該内視鏡画像が取得された順番のうち少なくとも1つを表す情報に対応づけてストレージ104に記憶するものである。

【0049】

その後、展開画像の生成の要望があった場合に、展開画像生成部43が、ストレージ104に記憶されている複数の変換画像 $D_1, D_2, \dots, D_m$ をその各変換画像に対応する情報とともに読み出し、各対応する情報に基づいて複数の変換画像 $D_1, D_2, \dots, D_m$ を並べて配置することによって展開画像 D_I を生成する。

10

【0050】

次に、画像情報記憶装置100により行われる処理の流れを、図21に示すフローチャートを参照して説明する。まず、基準位置決定部41が、処理対象の内視鏡画像の番号として変数 $i = 1$ を付与し (S_{11})、ストレージ4から内視鏡画像 P_i を読み出し、内視鏡画像 P_i の撮影位置がその撮影位置に対応する管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を表す離間ベクトル V_0 を求め、求められた離間ベクトル V_0 を用いて、内視鏡画像 P_i 上に円環状の領域を設定するための基準位置 P_{R_i} を決定する (S_{12})。次いで、円環領域設定部42が、内視鏡画像 P_i において、ステップ S_2 で決定された基準位置 P_{R_i} を中心とする所定半径 r の円環状の領域 R_i を設定する (S_{13})。

20

次いで、画像記憶部45が、ステップ S_{13} で設定された円環状の領域 R_i の画像部分を帯状に変換してなる変換画像 D_i を生成し、生成された変換画像 D_i を、対応する内視鏡画像の撮影位置を表す情報に対応づけてストレージ104に記憶する (S_{14})。

【0051】

その後、 $i = m$ (m は内視鏡画像の数) であるか否か、すなわち全ての内視鏡画像についてステップ S_{12} からステップ S_{14} までの処理が終了しているか否かを判定し (S_{15})、 i が m に達していない場合 ($S_{16} : NO$)、変数 i をインクリメントし (S_{16}) し、再びステップ S_{12} に戻り、 S_{12} から S_{15} までの処理を繰り返す。一方、 i が m に達した場合 ($S_{16} : YES$)、ステップ S_{17} に進み、展開画像の生成の要望の有無を監視する (S_{17})。その後、展開画像の生成の要望があった場合 ($S_{17} : YES$)、ステップ S_{18} に進み、展開画像生成部43が、ステップ S_{14} で生成されてストレージ104に記憶された複数の変換画像 $D_1, D_2, \dots, D_m$ をその各変換画像に対応する情報とともに読み出し、各対応する情報に基づいて複数の変換画像 $D_1, D_2, \dots, D_m$ を並べて配置することによって展開画像 D_I を生成する (S_{18})。最後に、表示制御部44が、ステップ6で生成された展開画像 D_I を表示装置5上に表示する (S_{19})。

30

【0052】

以上の構成により、本実施形態の画像情報記憶装置100によれば、管腔臓器の内表面が撮影された複数の内視鏡画像の各々において円環状の領域を設定し、設定された円環状の領域の画像部分に関する情報を記憶する際に、基準位置決定部41が、複数の内視鏡画像の各々において、内視鏡画像の撮影位置の管腔臓器の内腔中心線上の対応位置から離間した方向及び距離を用いて、内視鏡画像における円環状の領域を設定するための基準位置を決定し、円環領域設定部42が、決定された基準位置を基準に決定される位置に円環状の領域を設定し、画像記憶部45が、複数の内視鏡画像の各々において設定された円環状の領域の画像部分をそれぞれ帯状に変換してなる複数の変換画像を、それぞれ対応する内視鏡画像の撮影位置、撮影日時、および複数の内視鏡画像の撮影時に当該内視鏡画像が取得された順番のうち少なくとも1つを表す情報に対応づけて記憶するようにしているので、たとえば管腔臓器を延在方向に沿って切り開いて展開した状態を仮想的に表す展開画像を生成する際に、記憶された複数の変換画像に対応する情報とともに提供することができる。これにより、展開画像の生成の要望があった場合に、各対応する情報に基づいて複数の変換画像を並べて配置することによって展開画像を生成することができる。

40

50

【 0 0 5 3 】

なお、上記実施の形態では、画像情報記憶装置 1 0 0 が展開画像生成部 4 3 や表示制御部 4 4 を備えたものである場合について説明したが、これらの構成は必ずしも必要ではなく、必要に応じて設けるとよい。

【 0 0 5 4 】

また、上記本発明の展開画像生成装置、方法、及びプログラムの実施形態と、上記本発明の画像情報記憶装置の実施形態では、円環領域設定部 4 2 が、基準位置を中心とした円環状の領域を設定するものであり、基準位置決定部 4 1 が、基準位置を中心とした円環状の領域が設定されることを前提に、それに対応した位置を基準位置として決定するものである場合を例示して説明したが、円環領域設定部 4 2 は、基準位置を基準に一意に決定される位置に円環状の領域を設定するものであればよく、基準位置決定部 4 1 も、それに対応した位置を基準位置として決定するものであれば足りる。たとえば、円環領域設定部 4 2 は、基準位置を「円環状の領域の最上点の位置」として参照して円環状の領域を設定するものであってもよいし、基準位置を「円環状の領域の輪郭を囲む最小の矩形領域の左上端の位置」として参照して円環状の領域を設定するものであってもよい。そして、基準位置決定部 4 1 は、その各場合に対応した位置を基準位置として決定するものであればよい。

10

【 符号の説明 】

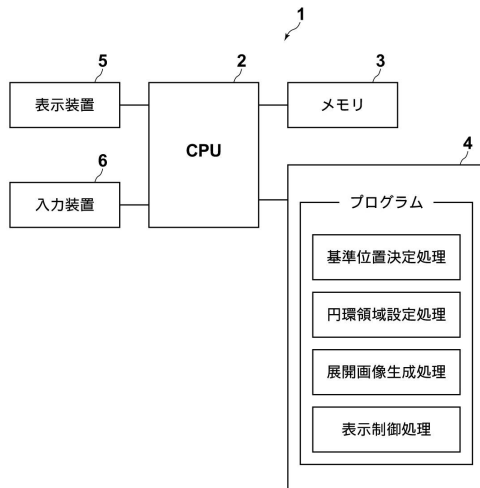
【 0 0 5 5 】

1	開画像生成装置
2	C P U
3	ストレージ
4	メモリ
5	表示装置
6	入力装置
4 1	基準位置決定部
4 2	円環領域設定部
4 3	展開画像生成部
4 4	表示制御部
4 5	画像記憶部
1 0 0	画像情報記憶装置
D i	変換画像
P i	内視鏡画像
P R i	基準位置
R i	円環状の領域
V o	離間ベクトル
V s	シフトベクトル

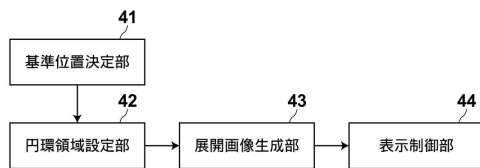
20

30

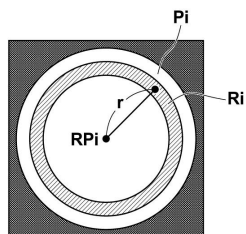
【図 1】



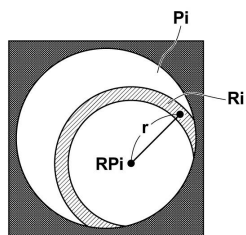
【図 2】



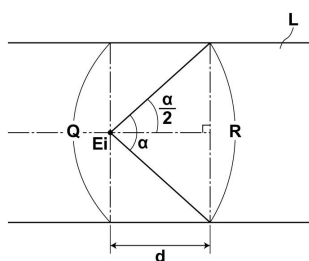
【図 6】



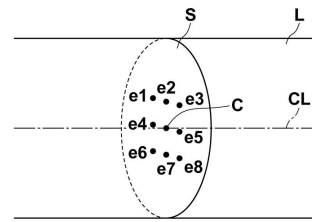
【図 7】



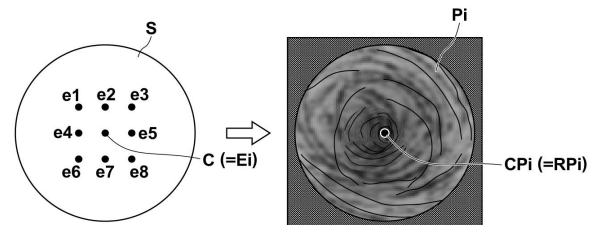
【図 8】



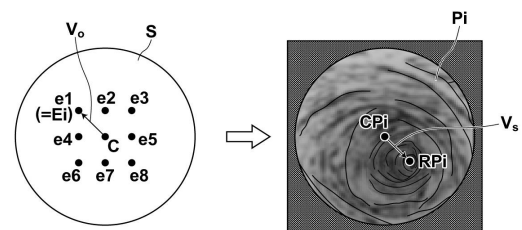
【図 3】



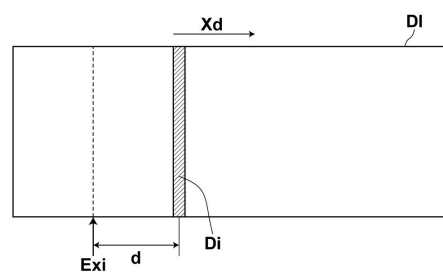
【図 4】



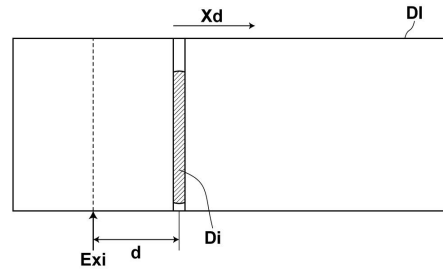
【図 5】



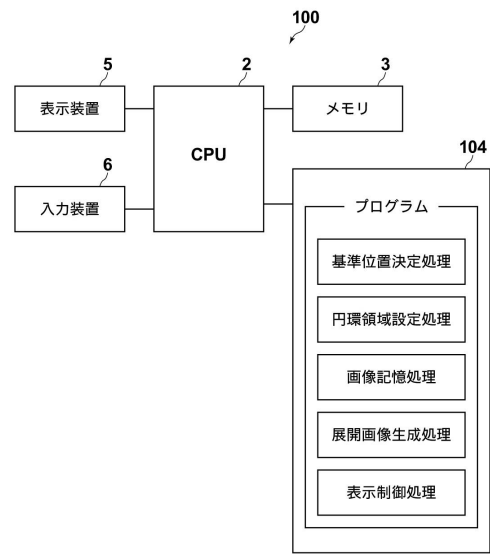
【図 9】



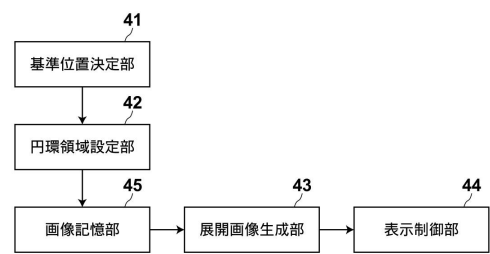
【図 10】



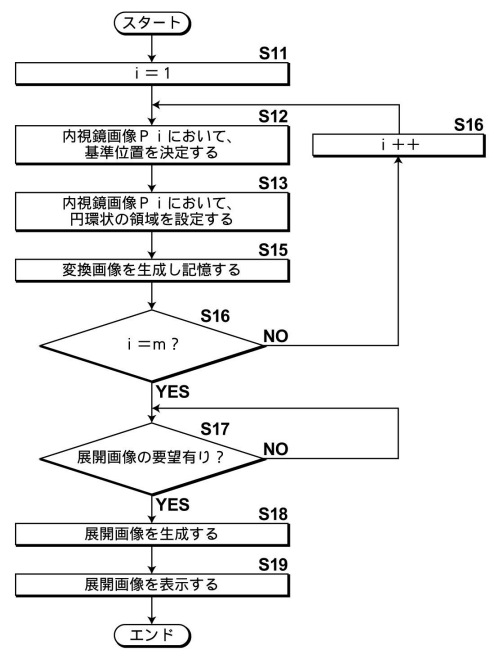
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2007/139187(WO, A1)
特開2000-331168(JP, A)
特開2013-431(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	1 / 0 0	-	1 / 3 2
A 6 1 B	5 / 0 5 5		
A 6 1 B	6 / 0 0	-	6 / 1 4
G 0 2 B	5 / 1 8		
G 0 2 B	5 / 3 0	-	5 / 3 2
G 0 2 B	2 3 / 2 4	-	2 3 / 2 6
H 0 4 N	5 / 2 2 2	-	5 / 2 5 7
H 0 4 N	7 / 1 8		

专利名称(译)	开发图像生成设备，方法和程序		
公开(公告)号	JP6161073B2	公开(公告)日	2017-07-12
申请号	JP2014169301	申请日	2014-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	榎本 潤		
发明人	榎本 潤		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.V A61B6/03.360.G A61B6/03.377 G02B23/24.B A61B1/00.320.Z A61B1/00.553 A61B1/01 A61B1/045.610 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/CA21 4C093/DA01 4C093/DA02 4C093/DA03 4C093/FF18 4C093/FF21 4C093/FF22 4C093/FF42 4C093/FH08 4C161/CC06 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW04		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2016043033A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

的显影图像生成装置，方法和程序中，并且在图像信息存储单元，通过使用多个内窥镜图像的从内窥镜的光轴管腔的中心线产生显影的图像时它也包括在移位的位置的状态下拍摄的内窥镜图像，以生成所述中空器官的内表面被准确地表示的放大图像。在每一个的多个内窥镜图像的，的A设置复曲面区域通过组合该组的环形区域的图像部分，在每多个内窥镜图像中的生成所述显影的图像时，使用间隔开的方向和距离从管状器官的管腔形心线的在内窥镜图像中的对应位置，环形内窥镜图像的拍摄位置确定用于设置区域的参考位置，并且将环形区域设置在基于所确定的参考位置确定的位置处以及在多个内窥镜图像中的每一个中设置的环形区域被转换成条带，并且排列并排布置的多个变换图像以生成显影图像。点域5

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6161073号 (P6161073)
(45) 発行日 平成29年7月12日 (2017. 7. 12)	(24) 登録日 平成29年6月23日 (2017. 6. 23)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	V
A 6 1 B 6/03 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03	3 6 0 G
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	A 6 1 B 6/03	3 7 7
	G 0 2 B 23/24	B
請求項の数 12 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-169301 (P2014-169301)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成26年8月22日 (2014. 8. 22)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特願2016-43033 (P2016-43033A)	(74) 代理人 110001519 特許業務法人太陽国際特許事務所	
(43) 公開日 平成28年4月4日 (2016. 4. 4)	(74) 代理人 100073184 弁理士 柳田 征史	
審査請求日 平成28年8月25日 (2016. 8. 25)	(74) 代理人 100090468 弁理士 佐久間 剛	
	(72) 発明者 榎本 潤 東京都港区赤坂9丁目7番3号 富士フイルム株式会社内	
	審査官 森川 龍匡	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 展開画像生成装置、方法及びプログラム、並びに画像情報記憶装置		