

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5918548号
(P5918548)

(45) 発行日 平成28年5月18日(2016.5.18)

(24) 登録日 平成28年4月15日(2016.4.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 21 (全 17 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-11865 (P2012-11865) (22) 出願日 平成24年1月24日(2012.1.24) (65) 公開番号 特開2013-150650 (P2013-150650A) (43) 公開日 平成25年8月8日(2013.8.8) 審査請求日 平成26年5月1日(2014.5.1)</p>	<p>(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 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 安田 明央</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡画像診断支援装置およびその作動方法並びに内視鏡画像診断支援プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の3次元画像データを取得する3次元画像データ取得手段と、
 該3次元画像データ取得手段によって取得された3次元画像データから前記被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得する管状組織形状データ取得手段と、

前記被検体内に挿入された内視鏡の経路を表す内視鏡経路データを取得する内視鏡経路データ取得手段と、

前記管状組織形状データと前記内視鏡経路データとの位置合わせ処理を行うマッチング手段とを備えたことを特徴とする内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 2】

前記3次元画像データと前記内視鏡経路データと前記マッチング手段における位置合わせ処理結果とに基づいて、前記被検体内における内視鏡の経路を前記管状組織の3次元立体画像内に表示する表示制御手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 3】

前記3次元画像データと前記内視鏡経路データと前記マッチング手段における位置合わせ処理結果とに基づいて、前記被検体内における内視鏡の経路を前記管状組織の断面画像内に表示する表示制御手段を備えたことを特徴とする請求項1記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 4】

前記マッチング手段が、前記被検体内における内視鏡の経路が変化した場合に、前記位置合わせ処理をリアルタイムに行うものであることを特徴とする請求項 1 から 3 いずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 5】

前記マッチング手段が、前記被検体内における内視鏡の経路が変化した場合に、該形状の変化量を取得し、該変化量を用いて前記位置合わせ処理を行うものであることを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 6】

前記管状組織形状データ取得部が、前記管状組織形状データとして木構造データを取得するものであり、

前記マッチング手段が、前記木構造データを用いて前記位置合わせ処理を行うものであることを特徴とする請求項 1 から 5 いずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 7】

前記内視鏡経路データ取得手段が、前記内視鏡経路データとして線分構造データを取得するものであり、

前記マッチング手段が、前記線分構造データと前記木構造データとの曲率極大点同士的位置合わせを行うものであることを特徴とする請求項 6 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 8】

前記マッチング手段が、前記被検体における前記内視鏡の挿入口から前記被検体内に挿入された内視鏡の先端までの距離情報を取得し、該距離情報を用いて前記位置合わせ処理を行うものであることを特徴とする請求項 1 から 7 いずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 9】

前記表示制御手段が、前記管状組織をサーフェスモデルとして表示するものであることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 10】

前記表示制御手段が、前記管状組織をボクセルモデルとして表示するものであることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 11】

前記マッチング手段における位置合わせ処理結果に基づいて、前記 3 次元画像データの座標上での前記内視鏡の先端位置情報を取得する先端位置情報取得手段と、

該先端位置情報取得手段によって取得された先端位置情報と前記 3 次元画像データとに基づいて、前記内視鏡の先端位置において撮影を行ったものとして仮想的に生成された仮想内視鏡画像データを取得する仮想内視鏡画像データ取得手段と、

前記仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像と、前記内視鏡によって実際に撮影された実内視鏡画像とを表示する表示制御手段とを備えたものであることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 12】

前記マッチング手段における位置合わせ処理結果に基づいて、前記 3 次元画像データの座標上での前記内視鏡の先端位置情報を取得する先端位置情報取得手段と、

該先端位置情報取得手段によって取得された先端位置情報と前記 3 次元画像データとに基づいて、前記内視鏡の先端位置において撮影を行ったものとして仮想的に生成された仮想内視鏡画像データを取得する仮想内視鏡画像データ取得手段とを備え、

前記表示制御手段が、前記仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像と、前記内視鏡によって実際に撮影された実内視鏡画像とを表示するものであることを特徴とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 13】

前記表示制御手段が、前記仮想内視鏡画像と前記実内視鏡画像とを並べて表示するもの

10

20

30

40

50

であることを特徴とする請求項 11 または 12 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 14】

前記表示制御手段が、前記実内視鏡画像の表示画面内に前記仮想内視鏡画像を表示するものであることを特徴とする請求項 11 または 12 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 15】

前記表示制御手段が、前記実内視鏡画像と前記仮想内視鏡画像をブレンド表示するものであることを特徴とする請求項 11 または 12 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 16】

前記内視鏡が、気管支鏡、大腸内視鏡、小腸内視鏡またはカプセル内視鏡であることを特徴とする請求項 1 から 15 いずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

10

【請求項 17】

前記管状組織が、気管支、大腸または小腸であることを特徴とする請求項 1 から 16 記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 18】

前記 3 次元画像データが、CT 画像データであることを特徴とする請求項 1 から 17 いずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 19】

前記 3 次元画像データは、MR 画像データであることを特徴とする請求項 1 から 17 いずれか 1 項記載の内視鏡画像診断支援装置。

【請求項 20】

20

3 次元画像データ取得手段と、管状組織形状データ取得手段と、内視鏡経路データ取得手段と、マッチング手段とを備えた内視鏡画像診断支援装置の作動方法であって、

前記 3 次元画像データ取得手段が、被検体の 3 次元画像データを取得し、

前記管状組織形状データ取得手段が、前記 3 次元画像データから前記被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得し、

前記内視鏡経路データ取得手段が、前記被検体内への内視鏡の挿入によって検出された前記内視鏡の経路を表す内視鏡経路データを取得し、

前記マッチング手段が、前記管状組織形状データと前記内視鏡経路データとの位置合わせ処理を行うことを特徴とする内視鏡画像診断支援装置の作動方法。

【請求項 21】

30

コンピュータを、

被検体の 3 次元画像データを取得する 3 次元画像データ取得手段と、

該 3 次元画像データ取得手段によって取得された 3 次元画像データから前記被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得する管状組織形状データ取得手段と、

前記被検体内に挿入された内視鏡の経路を表す内視鏡経路データを取得する内視鏡経路データ取得手段と、

前記管状組織形状データと前記内視鏡経路データとの位置合わせ処理を行うマッチング手段として機能させることを特徴とする内視鏡画像診断支援プログラム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、予め取得された被検体の 3 次元画像上における実際の内視鏡の先端位置を特定することができる内視鏡画像診断支援装置および方法並びにプログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、患者の大腸、小腸および気管支等の管状組織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。

【0003】

50

しかし、内視鏡画像は、CCD (Charge Coupled Device) 等の撮像素子により管状組織内部の色や質感が鮮明に表現された画像が得られる一方で、管状組織の内部を2次元の画像に表すものであるため、管状組織内のどの位置を表している画像かを把握することが困難である。

【0004】

そこで、CT (Computed Tomography) 装置等のモダリティによる断層撮影で予め得られた3次元画像データを用いて管状組織内の目標とする地点までの経路を予め取得するとともに、上記3次元画像データを用いて実際に内視鏡によって撮影した画像と類似した仮想内視鏡画像を生成し、この仮想内視鏡画像を用いて目標とする地点までの経路をナビゲーションする技術が提案されている (特許文献1、特許文献2参照)。

10

【0005】

そして、上記のような仮想内視鏡画像を表示する際には、実際に管状組織内に挿入された内視鏡の先端位置に対応する3次元画像データ上の位置を特定する必要がある。そこで、たとえば非特許文献1においては、管状組織内における実際の内視鏡の先端位置を特定するために、光学センサや磁気センサを用いることが提案されている。

【0006】

また、非特許文献1のように光学センサや磁気センサで内視鏡の位置を特定するために、内視鏡にセンサで検知可能なマーカを設け、このマーカを検出することによってカメラ位置を特定する方法も多く提案されている。

【0007】

20

また、特許文献1から特許文献5においては、体内に挿入された軟性内視鏡がどのような形状になっているかをセンシングする方法が提案されている。

【0008】

そして、従来は、たとえば内視鏡の先端位置を磁気センサなどでトラッキングし、術前画像と術中画像との相対位置関係を考慮にいれながら、術中の内視鏡の先端位置と同じと考えられる術前画像の位置を特定し、その特定した位置の仮想内視鏡画像を表示するようにしていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

30

【特許文献1】特開2006-198031号公報

【特許文献2】特開2000-135215号公報

【特許文献3】特開2006-149972号公報

【特許文献4】特開2007-007180号公報

【特許文献5】特開2003-245242号公報

【特許文献6】特開2004-000551号公報

【特許文献7】特開2002-369790号公報

【非特許文献】

【0010】

【非特許文献1】“斜視内視鏡ナビゲーションのための仮想および実内視鏡像の連動表示システム”、電子情報通信学会技術研究報告・MI、医用画像103(213)、43-46、2003-07-11

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、大腸などの管状組織が術前と術中とで動かないことが前提であれば、上記の方法によって実際の内視鏡の先端位置に対応する位置の仮想内視鏡画像を表示することができるが、大腸のような軟組織は変形を伴うため、しばしば実際の内視鏡の先端位置と仮想内視鏡画像の位置とがずれるという問題が発生していた。

【0012】

50

また、大腸などの管状組織の場合、被検体の前後左右方向に複雑に曲がった形状であり、また被検体の前後方向について2重、3重に折り重なった形状であるため、上記のようなセンシングの技術を用いても内視鏡の先端位置しか特定できないので、術前画像の折り重なった部分などにおいては、実際の内視鏡の先端位置を正確に特定することが非常に困難であった。

【0013】

本発明は、上記事情に鑑み、予め取得された被検体の3次元画像上における内視鏡の先端位置をより正確に特定することができる内視鏡画像診断支援装置および方法並びにプログラム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】

【0014】

本発明の内視鏡画像診断支援装置は、被検体の3次元画像データを取得する3次元画像データ取得手段と、3次元画像データ取得手段によって取得された3次元画像データから被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得する管状組織形状データ取得手段と、被検体内に挿入された内視鏡の経路を表す内視鏡経路データを取得する内視鏡経路データ取得手段と、管状組織形状データと内視鏡経路データとのマッチングを行うマッチング手段とを備えたことを特徴とする。

【0015】

また、上記本発明の内視鏡画像診断支援装置においては、3次元画像データと内視鏡経路データとマッチング手段におけるマッチング結果とに基づいて、被検体内における内視鏡の経路を管状組織の3次元立体画像内に表示する表示制御手段を設けることができる。

【0016】

また、3次元画像データと内視鏡経路データとマッチング手段におけるマッチング結果とに基づいて、被検体内における内視鏡の経路を管状組織の断面画像内に表示する表示制御手段を設けることができる。

【0017】

また、マッチング手段を、被検体内における内視鏡の経路が変化した場合に、マッチングをリアルタイムに行うものとできる。

【0018】

また、マッチング手段を、被検体内における内視鏡の経路が変化した場合に、その形状の変化量を取得し、その変化量を用いてマッチングを行うものとできる。

【0019】

また、管状組織形状データ取得部を、管状組織形状データとして木構造データを取得するものとし、マッチング手段を、木構造データを用いてマッチングを行うものとできる。

【0020】

また、内視鏡経路データ取得手段を、内視鏡経路データとして線分構造データを取得するものとし、マッチング手段を、線分構造データと木構造データとの曲率極大点同士のマッチングを行うものとできる。

【0021】

また、マッチング手段を、被検体内における内視鏡の挿入口から被検体内に挿入された内視鏡の先端までの距離情報を取得し、その距離情報を用いてマッチングを行うものとできる。

【0022】

また、表示制御手段を、管状組織をサーフェスモデルとして表示するものとできる。

【0023】

また、表示制御手段を、管状組織をボクセルモデルとして表示するものとできる。

【0024】

また、マッチング手段におけるマッチング結果に基づいて、3次元画像データの座標上での内視鏡の先端位置情報を取得する先端位置情報取得手段と、先端位置情報取得手段によって取得された先端位置情報と3次元画像データとに基づいて、内視鏡の先端位置にお

10

20

30

40

50

いて撮影を行ったものとして仮想的に生成された仮想内視鏡画像データを取得する仮想内視鏡画像データ取得手段と、仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像と、内視鏡によって実際に撮影された実内視鏡画像とを表示する表示制御手段とを設けることができる。

【0025】

また、表示制御手段を、仮想内視鏡画像と実内視鏡画像とを並べて表示するものとする。

【0026】

また、表示制御手段を、実内視鏡画像の表示画面内に仮想内視鏡画像を表示するものとする。

10

【0027】

また、表示制御手段を、実内視鏡画像と仮想内視鏡画像をブレンディング表示するものとする。

【0028】

また、内視鏡として、気管支鏡、大腸内視鏡、小腸内視鏡またはカプセル内視鏡を用いることができる。

【0029】

また、管状組織を気管支、大腸または小腸とすることができる。

【0030】

また、3次元画像データとしてCT画像データを用いることができる。

20

【0031】

また、3次元画像データとしてMR画像データを用いることができる。

【0032】

本発明の内視鏡画像診断支援方法は、被検体の3次元画像データを取得し、3次元画像データから被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得し、被検体内に挿入された内視鏡の経路を表す内視鏡経路データを取得し、管状組織形状データと内視鏡経路データとのマッチングを行うことを特徴とする。

【0033】

本発明の内視鏡画像診断支援プログラムは、コンピュータを、被検体の3次元画像データを取得する3次元画像データ取得手段と、3次元画像データ取得手段によって取得された3次元画像データから被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得する管状組織形状データ取得手段と、被検体内に挿入された内視鏡の経路を表す内視鏡経路データを取得する内視鏡経路データ取得手段と、管状組織形状データと内視鏡経路データとのマッチングを行うマッチング手段として機能させることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0034】

本発明の内視鏡画像診断支援装置および方法並びにプログラムによれば、被検体の3次元画像データを取得し、その3次元画像データから被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得し、かつ被検体内に挿入された内視鏡の経路を表す内視鏡経路データを取得し、その取得した管状組織形状データと内視鏡経路データとのマッチングを行うようにしたので、従来は内視鏡の先端位置しか分からなかったものが、内視鏡が通過してきた管状組織内の経路も特定することができ、この経路を表す内視鏡経路データと管状組織形状データとのマッチングを行うことによって、術中における大腸などの軟組織の変形の影響を少なくして、実際の内視鏡の先端位置に対応する3次元画像上の位置をより正確に特定することができる。

40

【0035】

また、上記本発明の内視鏡画像診断支援装置において、3次元画像データと内視鏡経路データとマッチング結果とに基づいて、被検体内における内視鏡の経路を管状組織の3次元立体画像内または断層画像内に表示するようにした場合には、視覚的に内視鏡の正確な先端位置を把握することができる。

50

【 0 0 3 6 】

また、被検体内における内視鏡の経路が変化した場合に、その形状の変化量を取得し、その変化量を用いてマッチングを行うようにした場合には、その変化量の範囲でのみマッチングを行うようにできるので、内視鏡経路データ全体についてマッチングを行う場合と比較するとマッチングを高速化することができる。

【 0 0 3 7 】

また、被検体における内視鏡の挿入口から被検体内に挿入された内視鏡の先端までの距離情報を取得し、その距離情報を用いてマッチングを行うようにした場合には、たとえばその距離情報から所定の範囲についてマッチングを行うようにすれば、明らかに誤ったマッチングを行うことを回避することができる。

10

【 0 0 3 8 】

また、マッチング結果に基づいて、3次元画像データの座標上での内視鏡の先端位置情報を取得し、その先端位置情報と3次元画像データとに基づいて、内視鏡の先端位置において撮影を行ったものとして仮想的に生成された仮想内視鏡画像データを取得し、その仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像と、内視鏡によって実際に撮影された実内視鏡画像とを表示するようにした場合には、実際の内視鏡の先端位置に対応する位置の仮想内視鏡画像を表示することができるので、より正確なナビゲーションを行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 9 】

20

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図

【 図 2 】 大腸形状データと内視鏡経路データとのマッチング方法の一例を説明するための図

【 図 3 】 大腸形状データと内視鏡経路データとのマッチング方法の一例を説明するための図

【 図 4 】 本発明の第 1 の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの作用を説明するためのフローチャート

【 図 5 】 大腸全体の 3 次元立体画像の正面図の一例を示す図

【 図 6 】 大腸全体の 3 次元立体画像の側面図の一例を示す図

30

【 図 7 】 大腸全体の 3 次元立体画像の正面図に木構造画像を重ねた画像を示す図

【 図 8 】 大腸全体の 3 次元立体画像の側面図に木構造画像を重ねた画像を示す図

【 図 9 】 内視鏡経路画像データによって表される内視鏡経路画像の正面図の一例を示す図

【 図 1 0 】 内視鏡経路画像データによって表される内視鏡経路画像の側面図の一例を示す図

【 図 1 1 】 大腸全体の 3 次元立体画像内に内視鏡経路画像を重ねた正面図の一例を示す図

【 図 1 2 】 大腸全体の 3 次元立体画像内に内視鏡経路画像を重ねた側面図の一例を示す図

【 図 1 3 】 本発明の第 2 の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図

【 図 1 4 】 実際に撮影された実内視鏡画像 R I と、仮想内視鏡画像 V I とを並べて表示する形態の一例を示す図

40

【 図 1 5 】 実際に撮影された実内視鏡画像 R I の表示画面内に仮想内視鏡画像 V I を表示する形態の一例を示す図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 4 0 】

以下、本発明の内視鏡画像診断支援装置、内視鏡画像診断支援プログラムおよび内視鏡画像診断支援方法の第 1 の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムについて、図面を参照しながら詳細に説明する。図 1 は、第 1 の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 1 】

50

本内視鏡画像診断支援システム1は、図1に示すように、内視鏡画像診断支援装置10と、内視鏡装置20と、内視鏡経路検出装置30と、モニタ40と、入力部50と、3次元画像データ保管サーバ60とを備えている。

【0042】

内視鏡画像診断支援装置10は、コンピュータに内視鏡画像診断支援プログラムをインストールすることによって構成されたものである。

そして、内視鏡画像診断支援装置10は、中央処理装置(CPU)および半導体メモリや上述した内視鏡画像診断支援プログラムがインストールされたハードディスクやSSD(Solid State Drive)等のストレージデバイスなどを備えており、これらのハードウェアによって、図1に示すような3次元画像データ取得部11(3次元画像データ取得手段)、管状組織形状データ取得部12(管状組織形状データ取得手段)、内視鏡経路データ取得部13(内視鏡経路データ取得手段)、マッチング部14(マッチング手段)および表示制御部15(表示制御手段)が構成されている。そして、ハードディスクにインストールされた内視鏡画像診断支援プログラムが中央処理装置によって実行されることによって上記各部がそれぞれ動作する。

【0043】

3次元画像データ取得部11は、内視鏡装置20を用いた手術前または検査前などに予め撮影された被検体の3次元画像データを取得するものである。3次元画像データとしては、たとえばCT装置やMRI(Magnetic Resonance Imaging)装置などから出力されたスライスデータから再構成されたボリュームデータや、MS(Multi Slice)CT装置やコーンビームCT装置から出力されたボリュームデータなどがある。3次元画像データは、3次元画像データ保管サーバ60に被検体の識別情報とともに予め保管されており、3次元画像データ取得部11は、入力部50において入力された被検体の識別情報に対応する3次元画像データを3次元画像データ保管サーバ60から読み出すものである。

【0044】

管状組織形状データ取得部12は、3次元画像データ取得部11によって取得された3次元画像データが入力され、その入力された3次元画像データから被検体内の管状組織の形状を表す管状組織形状データを抽出して取得するものである。上記管状組織としては、たとえば大腸、小腸または気管支などがあるが、これに限らずその他の管状組織でもよい。本実施形態においては、大腸の形状データを抽出して取得するものとする。

【0045】

大腸形状データを抽出する方法としては、具体的には、まず、3次元画像データに基づいて体軸に垂直な断面(軸位断; axial)の軸位断画像データを複数生成し、その各軸位断画像データに対して、公知の手法により、体表を基準に体外と体内領域を分離する処理を行う。たとえば、入力された軸位断画像データに対して二値化処理を施し、輪郭抽出処理により輪郭を抽出し、その抽出した輪郭内部を体内(人体)領域として抽出する。次に、体内領域の軸位断画像データに対して閾値による二値化処理を行い、各軸位断画像データにおける大腸の領域の候補を抽出する。具体的には、大腸の管内には空気が入っているため、空気のCT値に対応する閾値(たとえば、-600以下)を設定して二値化処理を行い、各軸位断画像データの体内の空気領域を大腸領域候補として抽出する。最後に、各軸位断画像データ間で、抽出された体内の大腸領域候補がつながる部分のみを大腸領域として抽出することによって、大腸領域の3次元画像データを取得する。なお、大腸領域の3次元画像データを取得する方法としては、上記の方法に限らず、その他にもRegion Growing法やLevel Set法など公知な方法を用いるようにしてもよい。

【0046】

そして、管状組織形状データ取得部12は、上記のようにして取得された大腸領域の3次元画像データを細線化させて大腸の中心線を推定することによって大腸の木構造データを大腸形状データとして取得する。なお、細線化処理については、公知な方法を採用することができ、たとえば“安江正宏, 森 健策, 齋藤豊文, 他:3次元濃淡画像の細線化法と医用画像への応用における能力の比較評価. 電子情報通信学会論文誌J79 D H(10):1664-1674

10

20

30

40

50

,1996”や、“齋藤豊文,番正聡志,鳥脇純一郎:ユークリッド距離に基づくスケルトンを用いた3次元細線化手法の改善 - ひげの発生を制御できる - 手法.電子情報通信学会論文誌(E日刷中),2001”などに記載の方法を用いることができる。

【0047】

内視鏡経路データ取得部13は、内視鏡経路検出装置30によって検出された被検体内における内視鏡装置20の検出情報を取得し、この検出情報に基づいて内視鏡経路データを取得するものである。具体的には、本実施形態においては、後で詳述するように内視鏡経路検出装置30によって内視鏡装置20に設けられた磁気マーカの検出情報が取得されるが、内視鏡経路データ取得部13は、その磁気マーカの検出情報をスプライン曲線で近似した線分構造データを内視鏡経路データとして取得するものである。

10

【0048】

なお、本実施形態においては、内視鏡装置20として大腸を観察するための軟性内視鏡装置を用いるので、上述した内視鏡経路データは内視鏡装置20の形状を表す内視鏡形状データでもある。なお、内視鏡装置20としていわゆるカプセル内視鏡装置を用いる場合には、そのカプセル内視鏡装置が大腸内を通過した経路を表すデータが、上述した内視鏡経路データとして取得されるものとする。

【0049】

マッチング部14は、管状組織形状データ取得部12から出力された大腸形状データと内視鏡経路データ取得部13から出力された内視鏡経路データを取得し、その取得した大腸形状データと内視鏡経路データとのマッチングを行うものである。ここでいうマッチングとは、手術前または検査前などに予め取得された大腸領域の3次元画像データによって表される大腸と、手術中または検査中において被検体に挿入された内視鏡装置20の大腸内における実際の位置との位置合わせを行う処理である。

20

【0050】

具体的には、図2に示すように、内視鏡経路(線分構造)上に5mm~1cm程度の十分細かい範囲間隔でマッチング候補点 P_1, P_2, P_3, \dots を設定するとともに、大腸形状(木構造)上に同様の範囲間隔でマッチング候補点 P_1', P_2', P_3', \dots を設定する。

【0051】

そして、内視鏡経路上の各マッチング候補点について、そのマッチング候補点の前後数点のマッチング候補点の座標値を利用して曲率を算出する。すなわち、たとえば内視鏡経路上のマッチング候補点 P_4 の前後のマッチング候補点 $P_1, P_2, P_3, P_5, P_6, P_7$ の座標値を用いてマッチング候補点 P_4 の曲率を算出するといったように、各マッチング候補点について曲率を算出する。

30

【0052】

次に、このようにして算出した各マッチング候補点の曲率を用いて、図3に示すようなマッチング候補点の極大点 $P_{max1}, P_{max2}, P_{max3}, \dots$ を算出する。そして、この極大点 $P_{max1}, P_{max2}, P_{max3}, \dots$ のうち、予め設定された閾値以上のものをマッチング対象点として取得する。すなわち、図3の場合、極大点 $P_{max1}, P_{max2}, P_{max3}$ のうち、極大点 P_{max1}, P_{max2} だけがマッチング対象点として取得される。

40

【0053】

一方、大腸形状上の各マッチング候補点についても、上記と同様にして曲率を算出した後、マッチング候補点の極大点を算出し、その極大点のうちの閾値以上のものをマッチング対象点として取得する。

【0054】

そして、内視鏡経路のマッチング対象点群と、大腸形状のマッチング対象点群とを内視鏡挿入位置 S, S' から順番に対応づけることによってマッチングを行う。上述した曲率の極大点は、内視鏡装置20や大腸が曲がった点や、その他の管状組織が分岐している点を示している可能性が高く、このような大腸の曲がった点などは被検体内においてほとん

50

ど移動しない部分であるため、これを内視鏡装置 20 と大腸の形状の特徴量として用いることができる。

【0055】

なお、このマッチングにおいて、明らかに誤ったマッチングが行われるのを回避するため、内視鏡装置 20 が被検体内に実際に挿入された長さ、大腸形状データにおける内視鏡装置 20 の挿入口からの距離との関係も考慮して確からしいマッチングを行うようにしてもよい。具体的には、大腸の伸び縮みを考慮して、内視鏡装置 20 が実際に挿入された長さの位置から 10 cm 前後に存在するマッチング対象点同士のマッチングを行うようにしてもよい。内視鏡装置 20 が実際に挿入された長さについては、内視鏡装置 20 の体内挿入部にセンサなどを設けることによって自動的に取得するようにしてもよいし、体内挿入部に目盛などの指標を設け、その目盛を使用者が読み取った値を入力部 50 を用いて入力するようにしてもよい。

10

【0056】

また、マッチング部 14 におけるマッチングは、被検体内における内視鏡装置 20 の体内挿入部の経路が変化した場合にリアルタイムに行われる。具体的には、内視鏡経路が予め設定された所定の長さだけ増加する毎にリアルタイムに行われる。

【0057】

また、マッチング部 14 におけるマッチングは、必ずしも大腸形状データと内視鏡経路データとの全体についてリアルタイムに行う必要はなく、被検体内における内視鏡装置 20 の体内挿入部の経路が変化した場合、具体的には内視鏡経路の長さが増加した場合に、その増加量を取得し、その増加した範囲内でのみマッチングを行い、その他の範囲ではマッチングを行わないようにしてもよい。たとえば内視鏡経路の挿入口からの距離が 20 cm から 30 cm に変化した場合、内視鏡経路のうちの 20 cm ~ 30 cm の範囲のみについてマッチングを行い、0 ~ 20 cm までの範囲については新たにマッチングを行うことなく前回までのマッチング結果を利用するようにしてもよい。このようにすることによってマッチングを高速化することができる。

20

【0058】

また、内視鏡経路データと大腸形状データとの間のマッチングの方法としては上述した方法に限らず、その他の公知な方法も用いることができる。

【0059】

表示制御部 15 は、管状組織形状データ取得部 12 において取得された大腸領域の 3 次元画像データが入力され、その 3 次元画像データに対してボリュームレンダリングやサーフェスレンダリングを施して、大腸全体の 3 次元立体画像をボクセルモデルまたはサーフェスモデルによってモニター 40 に表示するものである。そして、さらに内視鏡経路データ取得部 13 によって取得された内視鏡経路データが入力され、この内視鏡経路データとマッチング部 14 におけるマッチング結果とに基づいて、大腸全体の 3 次元立体画像内に内視鏡装置 20 の経路（形状）画像を表示するものである。

30

【0060】

具体的には、表示制御部 15 は、マッチング部 14 におけるマッチング結果に基づいて、内視鏡経路データの座標を 3 次元立体画像上の座標に変換し、その変換した座標を用いて内視鏡装置 20 の経路画像をモニター 40 に表示する。

40

【0061】

なお、本実施形態においては、大腸全体の 3 次元立体画像内に内視鏡装置 20 の経路を表示するようにしたが、これに限らず、大腸の断面画像内に内視鏡装置 20 の経路画像を表示するようにしてもよい。大腸の断面画像としては、任意の断面の画像を採用することができ、すなわちアキシャル断面、サジタル断面、コロナル断面などの直交断面はもちろんのこと、任意のオブリーク断面も採用することができる。また、内視鏡装置 20 の経路（形状）画像の表示方法としては、断面に全ての経路画像を射影するようにしてもよいし、経路画像のうちの断面に近い部分のみを断面に射影することによって見易く表示するようにしてもよい。

50

【 0 0 6 2 】

また、表示制御部 1 5 は、内視鏡装置 2 0 によって撮影された大腸内の実内視鏡画像をモニタ 4 0 に表示させるものである。

【 0 0 6 3 】

内視鏡装置 2 0 としては、気管支鏡、大腸内視鏡、小腸内視鏡などの軟性内視鏡装置や、カプセル内視鏡装置を用いることができる。また、小腸内視鏡としては、ダブルバルーンやシングルバルーンを備えたものを用いることができる。なお、本実施形態においては、上述したとおり大腸内視鏡装置を用いるものとする。

【 0 0 6 4 】

そして、内視鏡装置 2 0 には、内視鏡経路検出装置 3 0 の構成に対応した構成が設けられている。たとえば内視鏡経路検出装置 3 0 が磁気センサを用いて内視鏡装置 2 0 の経路情報を検出するものである場合には、内視鏡装置 2 0 の体内挿入部に一定間隔で磁気マーカが設けられる。なお、この例に限らず、内視鏡装置 2 0 には、内視鏡経路検出装置 3 0 によって内視鏡装置 2 0 の経路情報を検出するためにその他の構成が設けられるものとする。

10

【 0 0 6 5 】

内視鏡経路検出装置 3 0 は、内視鏡装置 2 0 の経路情報を検出するものであり、具体的には、たとえば上述したような磁気センサを備え、被検体の体表に設定された上記磁気センサによって内視鏡装置 2 0 の体内挿入部に設けられた磁気マーカを検出することによって内視鏡装置 2 0 の経路（形状）情報を検出するものである。なお、内視鏡経路検出装置 3 0 としては、上述したような磁気センサによって内視鏡装置 2 0 を検出するものに限らず、その他にも光学的なセンサによって内視鏡装置 2 0 の経路情報を検出するものとしてもよい。また、内視鏡装置 2 0 としてカプセル内視鏡装置を用いる場合には、たとえばカプセル内視鏡装置に設けられた加速度センサの検出結果を無線通信などによって受信し、その受信結果に基づいてカプセル内視鏡装置の経路情報を検出するようにしてもよい。

20

【 0 0 6 6 】

入力部 5 0 は、使用者の所定の情報の入力を受け付けるものであり、たとえばキーボードやマウスなどのポインティングデバイスによって構成されるものである。

【 0 0 6 7 】

次に、本発明の第 1 の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの作用について、図 4 に示すフローチャートを参照しながら説明する。

30

【 0 0 6 8 】

まず、入力部 5 0 において被検体の識別情報が入力され、内視鏡画像診断支援装置 1 0 の 3 次元画像データ取得部 1 1 は、その入力された被検体の識別情報に対応する 3 次元画像データを 3 次元画像データ保管サーバ 6 0 から読み出して取得する（S 1 0）。

【 0 0 6 9 】

3 次元画像データ取得部 1 1 によって取得された 3 次元画像データは、管状組織形状データ取得部 1 2 に入力され、管状組織形状データ取得部 1 2 は、入力された 3 次元画像データに基づいて大腸形状データを抽出して取得する（S 1 2）。

【 0 0 7 0 】

一方、内視鏡装置 2 0 の体内挿入部が被検体の大腸に挿入され、内視鏡装置 2 0 による大腸内の撮影が開始される。そして、このとき内視鏡装置 2 0 の経路（形状）の情報が内視鏡経路検出装置 3 0 によって検出され、その検出情報が内視鏡経路データ取得部 1 3 によって取得される。具体的には、たとえば内視鏡経路検出装置 3 0 の磁気センサによって内視鏡装置 2 0 に設けられた磁気マーカが検出され、その検出情報が内視鏡経路データ取得部 1 3 によって取得され、内視鏡経路データ取得部 1 3 は、上記検出情報に基づいて内視鏡経路データを生成して取得する（S 1 4）。

40

【 0 0 7 1 】

そして、管状組織形状データ取得部 1 2 によって取得された大腸形状データと、内視鏡経路データ取得部 1 3 によって取得された内視鏡経路データとが、マッチング部 1 4 に入

50

力され、マッチング部 14 は、これらのデータを用いてマッチングを行う (S16)。マッチング部 14 におけるマッチングの方法については上述したとおりである。

【0072】

次に、管状組織形状データ取得部 12 において取得された大腸領域の 3 次元画像データが表示制御部 15 に入力され、表示制御部 15 は、この大腸領域の 3 次元画像データに対してポリウムレンダリングやサーフェスレンダリングを施して大腸全体の 3 次元立体画像をモニタ 40 に表示させる。図 5 は、大腸全体の 3 次元立体画像の正面図の一例を示すものであり、図 6 は、大腸全体の 3 次元立体画像の側面図の一例を示すものである。図 5 に示す正面図と図 6 に示す側面図とは、並べて表示するようにしてもよいし、入力部 50 において使用者による表示切り替え指示を受け付けることによって切り替えて表示するよう
10

【0073】

また、表示制御部 15 にはマッチング部 14 において取得された内視鏡経路データが入力され、表示制御部 15 は、入力された内視鏡経路データに基づいて内視鏡経路画像データを生成する。図 9 は、内視鏡経路画像データによって表される内視鏡経路画像の正面図の一例を示すものであり、図 10 は、内視鏡経路画像データによって表される内視鏡経路画像の側面図の一例を示すものである。

【0074】

そして、表示制御部 15 は、上記内視鏡経路画像データとマッチング部 14 におけるマッチング結果とに基づいて、大腸全体の 3 次元立体画像内に内視鏡経路画像を重ねて表示する (S18)。図 11 は、大腸全体の 3 次元立体画像内に内視鏡経路画像を重ねた正面図の一例を示すものであり、図 12 は、大腸全体の 3 次元立体画像内に内視鏡経路画像を重ねた側面図の一例を示すものである。図 11 に示す正面図および図 12 に示す側面図についても、並べて表示するようにしてもよいし、入力部 50 において使用者の表示切り替え指示を受け付けることによって切り替えて表示するよう
20

【0075】

また、表示制御部 15 は、上述した 3 次元立体画像や内視鏡経路画像とともに、内視鏡装置 20 によって撮影された大腸の内視鏡画像も表示する。3 次元立体画像および内視鏡経路画像と、大腸の内視鏡画像とについても並べて表示するよう
30

【0076】

上記本発明の第 1 の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムによれば、内視鏡経路データと管状組織形状データとのマッチングを行うようにしたので、術中における大腸などの軟組織の変形の影響を少なくして、実際の内視鏡の先端位置に対応する 3 次元画像上の位置をより正確に特定することができる。そして、図 11 および図 12 に示すような画像を表示させることによって、実際の内視鏡装置 20 の先端位置に対応する 3 次元画像上の位置を視覚的により正確に把握することができる。特に、図 11 および図 12 に示すように大腸が前後方向に 3 重に折り重なっている場合には、内視鏡の先端位置の座標だけでは 3 重部分のどの位置に実際の内視鏡装置 20 の先端が位置するのか把握しづらいが、上述したように内視鏡経路データと管状組織形状データとのマッチングを行うことによ
40

【0077】

また、3 次元立体画像内に表示される内視鏡経路画像については、入力部 50 において使用者による表示切り替え指示を受け付けることによって表示と非表示とを切り替えるよう
50

【0078】

次に、本発明の第2の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムについて説明する。図13は、本発明の第2の実施形態を用いた内視鏡画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図である。

【0079】

第2の実施形態の内視鏡画像診断支援システム2は、第1の実施形態の内視鏡画像診断支援システムとは、仮想内視鏡画像を表示する点で異なるものである。それ以外の構成については第1の実施形態の内視鏡画像診断支援システム1と同様であるのでこの異なる点を中心に説明する。

【0080】

第2の実施形態の内視鏡画像診断支援システム2における内視鏡画像診断支援装置70は、第1の実施形態の内視鏡画像診断支援装置10に対してさらに先端位置情報取得部16（先端位置情報取得手段）と仮想内視鏡画像データ取得部17（仮想内視鏡画像データ取得手段）とを備えたものである。

10

【0081】

先端位置情報取得部16は、マッチング部14におけるマッチング結果に基づいて、大腸の3次元立体画像の座標上での内視鏡装置20の体内挿入部の先端位置の座標を先端位置情報として取得するものである。

【0082】

仮想内視鏡画像データ取得部17は、管状組織形状データ取得部12において取得された大腸領域の3次元画像データが入力されるとともに、先端位置情報取得部16によって取得された先端位置情報が入力されるものである。そして、先端位置情報取得部16によって取得された先端位置情報を視点として、その視点から放射線状に伸ばした複数の視線上の3次元画像データを所定の投影面に投影した中心投影による投影画像データを取得する。この投影画像データは、先端位置情報取得部16によって取得された内視鏡の先端位置において撮影を行ったものとして仮想的に生成された仮想内視鏡画像データとなる。なお、中心投影の具体的な方法としては、たとえば公知のポリウムレンダリング手法等を用いることができる。また、仮想内視鏡画像データの画角（視線の範囲）や視野の中心（投影方向の中心）は、使用者による入力などによって予め設定されているものとする。

20

【0083】

そして、上記のようにして取得された仮想内視鏡画像データは、表示制御部15に入力され、表示制御部15は、入力された仮想内視鏡画像データに基づいて仮想内視鏡画像をモニタ40に表示させる。

30

【0084】

なお、このとき図14に示すように、内視鏡装置20によって実際に撮影された実内視鏡画像RIと、仮想内視鏡画像VIとを並べて表示するようにしてもよいし、図15に示すように、実際に撮影された実内視鏡画像RIの表示画面内に仮想内視鏡画像VIを表示するようにしてもよい。もしくは、実内視鏡画像RIに対して半透明処理を施した仮想内視鏡画像を重ねて表示することによってブレンディング表示するようにしてもよい。

【0085】

なお、仮想内視鏡画像VIにおいては、たとえば大腸内の病変部が強調して表示されたり、内視鏡装置20の体内挿入部が進むべき方向のガイドの表示が行われたりする。

40

【0086】

また、上記第2の実施形態の内視鏡画像診断支援システムにおいて、大腸の3次元立体画像および内視鏡経路画像と、大腸の実内視鏡画像RIおよび仮想内視鏡画像VIとを並べて表示するようにしてもよいし、入力部50において使用者の表示切り替え指示を受け付けることによって4つの各画像の表示または非表示をそれぞれ切り替えるようにしてもよい。

【0087】

上記本発明の第2の実施形態の内視鏡画像診断支援システムによれば、マッチング結果に基づいて、3次元画像データの座標上での内視鏡の先端位置情報を取得し、その先端位

50

置情報と3次元画像データとに基づいて、仮想内視鏡画像データを取得し、その仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像と、内視鏡によって実際に撮影された実内視鏡画像とを表示するようにしたので、実際の内視鏡の先端位置に対応する位置の仮想内視鏡画像を表示することができ、より正確なナビゲーションを行うことができる。

【符号の説明】

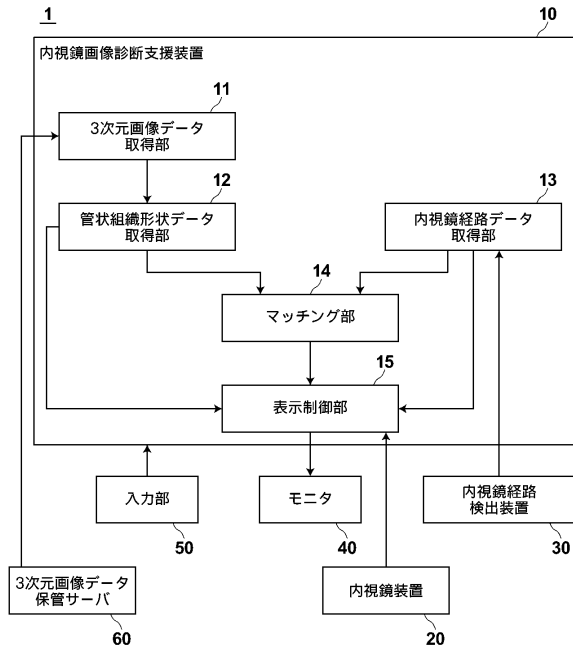
【0088】

- 1, 2 内視鏡画像診断支援システム
- 10 内視鏡画像診断支援装置
- 11 3次元画像データ取得部
- 12 管状組織形状データ取得部
- 13 内視鏡経路データ取得部
- 14 マッチング部
- 15 表示制御部
- 16 先端位置情報取得部
- 17 仮想内視鏡画像データ取得部
- 20 内視鏡装置
- 30 内視鏡経路検出装置
- 40 モニタ
- 50 入力部
- 60 3次元画像データ保管サーバ
- 70 内視鏡画像診断支援装置

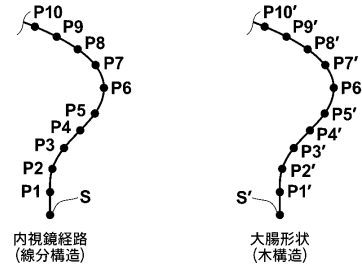
10

20

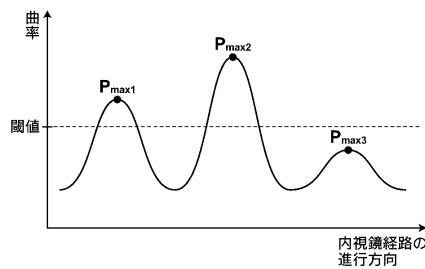
【図1】



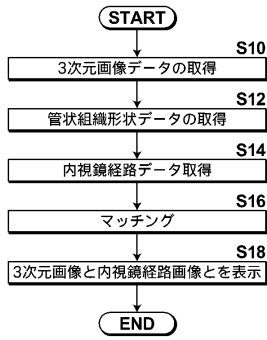
【図2】



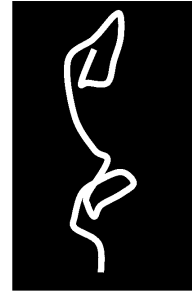
【図3】



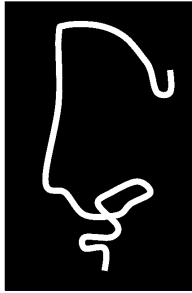
【図4】



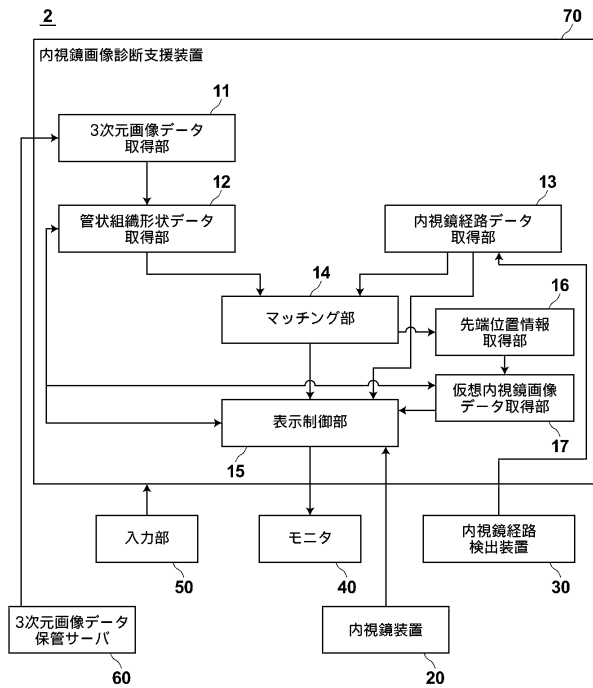
【図10】



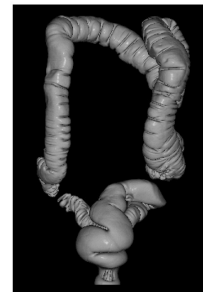
【図9】



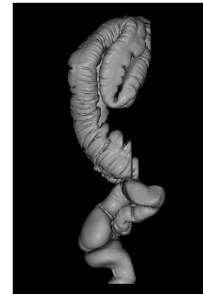
【図13】



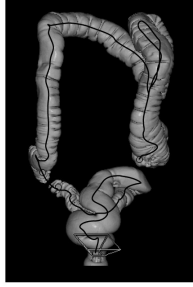
【図5】



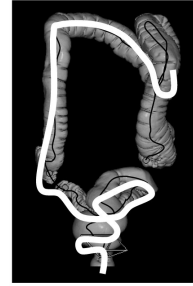
【図6】



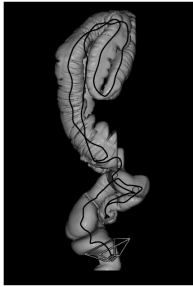
【図 7】



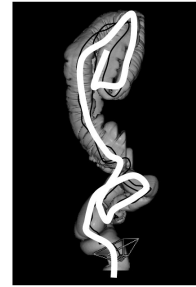
【図 11】



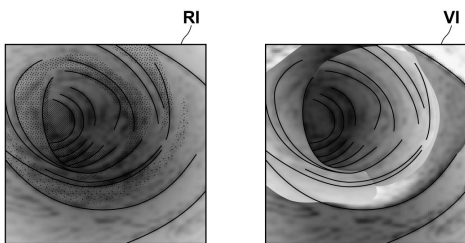
【図 8】



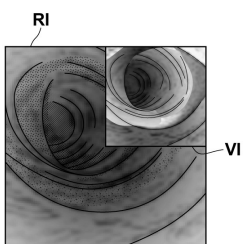
【図 12】



【図 14】



【図 15】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2010-517632(JP,A)
特表2005-503882(JP,A)
特開2005-304937(JP,A)
特開2010-172350(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜图像诊断支持设备，其操作方法和内窥镜图像诊断支持程序		
公开(公告)号	JP5918548B2	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	JP2012011865	申请日	2012-01-24
[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 A61B1/04		
CPC分类号	A61B5/066 A61B1/00006 A61B1/0005 A61B1/00055 A61B1/041 A61B1/2676 A61B1/31 A61B5/055 A61B6/032 A61B6/12 G01R33/285		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.C A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/04 A61B1/045.622 A61B1/045.623 A61B1/267 A61B1/273 A61B1/31		
F-TERM分类号	4C161/AA03 4C161/AA04 4C161/AA07 4C161/CC06 4C161/DD04 4C161/HH51 4C161/JJ09 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/XX02		
代理人(译)	佐久间刚		
其他公开文献	JP2013150650A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题]为了在使用三维图像指定内窥镜的前端位置的内窥镜图像诊断辅助装置中更准确地指定内窥镜在先前获取的对象的三维图像上的前端位置。[解决方案]内窥镜图像诊断辅助装置具有：三维图像数据获取单元(11)，其获取与被摄体有关的三维图像数据；管状组织形状数据获取单元(12)，其从由三维图像数据获取单元(11)获取的三维图像数据中提取并获取指示对象中管状组织的形状的管状组织形状数据；内窥镜路线数据获取单元(13)，其获取指示插入到对象中的内窥镜的路线的内窥镜路线数据；以及匹配单元(14)，其执行管状组织形状数据和内窥镜路线数据之间的匹配。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第5918548号 (P5918548)
(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016.5.18)	(24) 登録日 平成28年4月15日 (2016.4.15)	
(51) Int. Cl. A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/04 (2006.01)	F I A61B 1/00 300D A61B 1/04 370	請求項の数 21 (全 17 頁)
(21) 出願番号 特願2012-11865 (P2012-11865)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成24年1月24日 (2012.1.24)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特開2013-150650 (P2013-150650A)	(74) 代理人 100073184 弁理士 柳田 征史	
(43) 公開日 平成25年8月8日 (2013.8.8)	(74) 代理人 100090468 弁理士 佐久間 剛	
審査請求日 平成26年5月1日 (2014.5.1)	(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 安田 明央	
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡画像診断支援装置およびその作動方法並びに内視鏡画像診断支援プログラム