

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の位置及び向きを検出する検出手段と、
前記内視鏡とは異なる医用画像撮影装置によって生成された管状組織を表す医用画像データを記憶する記憶手段と、
前記内視鏡の位置から所定距離離れた位置を視点として、前記医用画像データに基づいて前記管状組織の内部を表す仮想内視鏡画像データを生成する画像生成手段と、
前記内視鏡によって生成された前記管状組織の内部を表す内視鏡画像データを受け、前記内視鏡画像データに基づく内視鏡画像と、前記仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、
を有することを特徴とする医用画像処理装置。

10

【請求項 2】

前記画像生成手段は、前記内視鏡が前記管状組織内で進行している進行方向を示す情報を受けて、前記内視鏡の位置から前記進行方向に前記所定距離離れた位置を前記視点として、前記仮想内視鏡画像データを生成することを特徴とする請求項 1 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記画像生成手段は、前記内視鏡の向きを視線方向として前記仮想内視鏡画像データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記医用画像データに基づいて腫瘍の候補を特定する特定手段と、
前記腫瘍の候補について観察の順番を受けて、前記順番に基づいて前記内視鏡の前記進行方向を判定する判定手段と、を更に有することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の医用画像処理装置。

20

【請求項 5】

前記内視鏡の位置から前記腫瘍の候補までの距離を求める測定手段を更に有し、
前記表示制御手段は、前記距離を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 4 に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、前記腫瘍の候補を示すマーカを生成し、前記仮想内視鏡画像に表された前記腫瘍の候補の位置に前記マーカを重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 4 又は請求項 5 のいずれかに記載の医用画像処理装置。

30

【請求項 7】

コンピュータに、
内視鏡の位置を示す位置情報を受け、前記内視鏡とは異なる医用画像撮影装置によって生成された管状組織を表す医用画像データを受けて、前記内視鏡の位置から所定距離離れた位置を視点として、前記医用画像データに基づいて前記管状組織の内部を表す仮想内視鏡画像データを生成する画像生成機能と、
前記内視鏡によって生成された前記管状組織の内部を表す内視鏡画像データを受け、前記内視鏡画像データに基づく内視鏡画像と、前記仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像とを表示装置に表示させる表示制御機能と、
を実行させることを特徴とする医用画像処理プログラム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、内視鏡装置によって取得された画像（以下、「内視鏡画像」と称する場合がある）と、X線CT装置などの医用画像診断装置によって取得された医用画像とを表示する医用画像処理装置、及び医用画像処理プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

50

内視鏡装置は、撮像装置を備えた内視鏡を被検体の体腔内に挿入して、体腔内を観察したり治療したりするための装置である。内視鏡装置は、例えば気管支、食道、又は大腸などの部位の観察や治療に用いられる。

【0003】

また、X線CT装置やMRI装置などの医用画像診断装置によって取得された医用画像データを用いて、仮想的な内視鏡画像（以下、「仮想内視鏡画像」と称する場合がある）を生成することが可能である。この仮想内視鏡画像は、内視鏡装置を用いた検査又は治療の際に内視鏡操作の支援のために用いられ、内視鏡画像の相補的な機能を有している。例えば、内視鏡装置を用いた検査又は治療の際に、リアルタイムに取得されている内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを並べて表示することが行われている（例えば特許文献1）。この場合、視点の位置と視線方向とを両画像で一致させて、内視鏡画像と仮想内視鏡画と並べて表示する。また、CAD（Computer Aided Diagnosis：コンピュータ支援診断）による結果を仮想内視鏡画像に重畳して表示することで、内視鏡画像による観察を効率的に行うことができる。

10

【0004】

内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを並べて表示することで、被検体の体腔内で内視鏡を押し進めながら、内視鏡画像による観察を効率的に行うことができる。一方で、内視鏡装置を用いた観察では、内視鏡を押し進めながら行う観察の他、内視鏡を引き戻しながら観察する場合もある。内視鏡を押し進めながら観察する場合では穿孔のおそれがあり、引き戻しながらの観察の方が安全だからである。

20

【0005】

内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを表示する場合、それぞれの画像の視線方向も一致させている。内視鏡を引き戻しながら内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを表示する場合、仮想内視鏡画像の視線方向は、内視鏡の進行方向とは反対の方向を向いている。この視線方向に従って生成された仮想内視鏡画像には、内視鏡の進行方向に向いた画像が表されない。そのため、仮想内視鏡画像によって内視鏡の進行方向を確認しながら、内視鏡操作を行うことができない問題がある。

【0006】

これに対して、内視鏡画像の視線方向とは反対の方向を視線方向として、仮想内視鏡画像を生成して表示する方法が提案されている（例えば特許文献2）。この場合、あたかもバックミラーのような視界が得られる。しかしながら、内視鏡画像と仮想内視鏡画像とで視線方向が逆方向であるため、仮想内視鏡画像において内視鏡画像との対応関係を直感的に把握することは容易ではない。

30

【0007】

また、被検体の体腔内で内視鏡を押し進める場合であっても、仮想内視鏡画像の視点は内視鏡の先端の位置に設定される。そのため、その視点に従って生成された仮想内視鏡画像においては、内視鏡の進行方向の視界を十分に確保することはできず、穿孔のおそれがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0008】

【特許文献1】特開2005-21355号公報

【特許文献2】特開平9-81787号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

この発明は上記の問題を解決するものであり、内視鏡によって取得された内視鏡画像に対応して、内視鏡の視野を分かりやすく表す仮想内視鏡画像を生成することが可能な医用画像処理装置、及び医用画像処理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】

50

【 0 0 1 0 】

請求項 1 に記載の発明は、内視鏡の位置及び向きを検出する検出手段と、前記内視鏡とは異なる医用画像撮影装置によって生成された管状組織を表す医用画像データを記憶する記憶手段と、前記内視鏡の位置から所定距離離れた位置を視点として、前記医用画像データに基づいて前記管状組織の内部を表す仮想内視鏡画像データを生成する画像生成手段と、前記内視鏡によって生成された前記管状組織の内部を表す内視鏡画像データを受け、前記内視鏡画像データに基づく内視鏡画像と、前記仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像とを表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする医用画像処理装置である。

請求項 7 に記載の発明は、コンピュータに、内視鏡の位置を示す位置情報を受け、前記内視鏡とは異なる医用画像撮影装置によって生成された管状組織を表す医用画像データを受けて、前記内視鏡の位置から所定距離離れた位置を視点として、前記医用画像データに基づいて前記管状組織の内部を表す仮想内視鏡画像データを生成する画像生成機能と、前記内視鏡によって生成された前記管状組織の内部を表す内視鏡画像データを受け、前記内視鏡画像データに基づく内視鏡画像と、前記仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像とを表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させることを特徴とする医用画像処理プログラムである。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 1 】

この発明によると、内視鏡の位置から所定距離離れた位置を視点とすることで、内視鏡の視野を分かりやすく表す仮想内視鏡画像を生成して表示することが可能となる。このようにして生成された仮想内視鏡画像によると、内視鏡の視野を事前に確認することが可能となるため、検査の効率を向上させることが可能となり、また、内視鏡の操作における安全性を向上させることが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 2 】

【 図 1 】 この発明の第 1 実施形態に係る医用画像処理装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 内視鏡プローブを前進させる場合における視点の位置を示す図である。

【 図 3 】 内視鏡プローブを前進させる場合に生成される内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを示す図である。

【 図 4 】 内視鏡プローブを後退させる場合における視点の位置を示す図である。

【 図 5 】 内視鏡プローブを後退させる場合に生成される内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを示す図である。

【 図 6 】 この発明の第 2 実施形態に係る医用画像処理装置を示すブロック図である。

【 図 7 】 C A D (コンピュータ支援診断) によって特定された腫瘍の候補を模式的に示す図である。

【 図 8 】 腫瘍の候補を示すマーカを、仮想内視鏡画像に重ねて表示した状態を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 3 】

[第 1 の実施の形態]

図 1 を参照して、この発明の第 1 実施形態に係る医用画像処理装置について説明する。この発明の第 1 実施形態に係る医用画像処理装置 1 は、内視鏡装置 1 0 0 と医用画像撮影装置 2 0 0 とに接続されている。医用画像撮影装置 2 0 0 には、例えば X 線 C T 装置や M R I 装置などの撮影装置が用いられる。医用画像処理装置 1 は、内視鏡装置 1 0 0 から内視鏡画像データを受け、医用画像撮影装置 2 0 0 から内視鏡画像データとは異なる医用画像データを受ける。

【 0 0 1 4 】

(内視鏡装置 1 0 0)

内視鏡装置 1 0 0 は、内視鏡プローブ 1 1 0 を備えている。内視鏡プローブ 1 1 0 には

、ＣＣＤカメラや光ファイバを画像撮像部とした公知の内視鏡プローブが用いられる。例えば、内視鏡プローブ１１０はケーブル状の形状を有し、先端に画像撮像部が設けられている。内視鏡プローブ１１０は、先端部（画像撮像部）が被検体内に挿入された状態で撮影することで、被検体内を表す内視鏡画像データを生成する。例えば、大腸、気管支、又は食道などの管状組織を撮影対象とする。以下では、１例として大腸を撮影対象とした場合について説明するが、大腸以外の管状組織を撮影対象としても同じ作用及び効果を奏することができる。

【００１５】

内視鏡プローブ１１０は、先端部（画像撮像部）が大腸内に挿入された状態で撮影することで、大腸の内部を表す内視鏡画像データを生成する。例えば、操作者が内視鏡プローブ１１０の先端部（画像撮像部）を大腸内に挿入して、先端部を大腸に沿って押し進めながら撮影を行う。または、操作者が、内視鏡プローブ１１０を大腸に沿って引き戻しながら撮影を行う。内視鏡装置１００は、管状組織内の各位置における内視鏡画像データを生成して、各位置における内視鏡画像データを医用画像処理装置１に出力する。なお、内視鏡プローブ１１０が、この発明の「内視鏡」の１例に相当する。

10

【００１６】

また、内視鏡装置１００は１例としてロータリーエンコーダ１２０を備えている。ロータリーエンコーダ１２０は、内視鏡プローブ１１０の進行方向を判定するための手段の１例である。ロータリーエンコーダ１２０には公知のロータリーエンコーダを用いることができる。ロータリーエンコーダ１２０には、例えばインクリメンタル方式又はアブソリュート方式のロータリーエンコーダを用いることができる。

20

【００１７】

ロータリーエンコーダ１２０は、内視鏡プローブ１１０が一定の距離押し進められるたびにパルスが発生する。同様に、ロータリーエンコーダ１２０は、内視鏡プローブ１１０が一定の距離引き戻されるたびにパルスが発生する。ロータリーエンコーダ１２０によって発生させられたパルスの数をカウントすることで、内視鏡プローブ１１０の移動量を検出することができる。例えば、ロータリーエンコーダ１２０は、エンコーダの軸の回転に合わせてＡ相のパルスとＢ相のパルスとを出力する。ロータリーエンコーダ１２０は、タイミング（位相）をずらして２つのパルス（Ａ相のパルスとＢ相のパルス）を出力するように構成されている。また、ロータリーエンコーダ１２０の軸の回転方向で、その出力タイミングを逆の関係にしておく。例えば内視鏡プローブ１１０を押し進めている場合、先にＡ相のパルスがロータリーエンコーダ１２０から出力され、その途中でＢ相のパルスがロータリーエンコーダ１２０から出力される。一方、内視鏡プローブ１１０を引き戻す場合、先にＢ相のパルスがロータリーエンコーダ１２０から出力され、その途中でＡ相のパルスがロータリーエンコーダ１２０から出力される。つまり、２つのパルスの関係を用いて、ロータリーエンコーダ１２０の軸の回転方向と回転量とを特定することが可能となる。これにより、内視鏡プローブ１１０の進行方向（前進又は後退）を判定することができる。ロータリーエンコーダ１２０によって発生させられた信号は、画像処理部２の進行方向判定部２４に出力される。

30

【００１８】

40

（医用画像撮影装置２００）

医用画像撮影装置２００には、Ｘ線ＣＴ装置やＭＲＩ装置などの撮影装置が用いられる。この実施形態では、医用画像撮影装置２００は３次元の撮影領域を撮影することで、３次元の撮影領域を表すボリュームデータを医用画像データとして生成する。医用画像撮影装置２００としてＸ線ＣＴ装置を用いた場合、３次元の撮影領域を撮影することで、断面位置がそれぞれ異なる複数の断面におけるＣＴ画像データを生成し、３次元の撮影領域を表すボリュームデータを生成する。大腸を撮影対象とした場合、Ｘ線ＣＴ装置は大腸が含まれる３次元の撮影領域を撮影することで、大腸を表すボリュームデータを生成する。医用画像撮影装置２００は、ボリュームデータを医用画像処理装置１に出力する。

【００１９】

50

例えば内視鏡装置 100 を用いて大腸の検査又は治療を行う前に、医用画像撮影装置 200 によって大腸の撮影を行う。医用画像撮影装置 200 による撮影の後、内視鏡装置 100 によって大腸内を撮影することで大腸内を表す内視鏡画像データを生成する。

【0020】

(医用画像処理装置 1)

医用画像処理装置 1 は、画像処理部 2 と、記憶部 3 と、表示制御部 4 と、ユーザインタフェース (UI) 5 とを備えている。記憶部 3 は、医用画像撮影装置 200 によって生成された医用画像データを記憶する。1 例として、記憶部 3 は大腸を表すボリュームデータを記憶する。なお、記憶部 3 が、この発明の「記憶手段」の 1 例に相当する。

【0021】

(画像処理部 2)

画像処理部 2 は、位置検出部 21 と、抽出部 22 と、位置合わせ部 23 と、進行方向判定部 24 と、決定部 25 と、画像生成部 26 とを備えている。

【0022】

(位置検出部 21)

位置検出部 21 は、内視鏡プローブ 110 の位置と向き (方向) とを検出する。1 例として、位置検出部 21 は磁気を用いて内視鏡プローブ 110 の位置と向きとを検出する。例えば図示しない磁気発生部と磁気検出部とを用いる。磁気発生部は任意の位置に設置されて磁気を発生する。磁気検出部は、内視鏡プローブ 110 の先端付近に装着されて固定されている。磁気検出器は磁気発生部からの磁気を検出し、検出された磁気の強さに応じた電流を発生する。位置検出部 21 は磁気検出部からの電流を検知し、3 次元空間内での磁気発生部に対する磁気検出部の位置情報及び方向情報を位置合わせ部 23 に出力する。これにより、磁気発生部の位置を原点として、内視鏡プローブ 110 の先端の位置と先端の向きとが検出される。なお、位置検出部 21 が、この発明の「検出手段」の 1 例に相当する。

【0023】

(抽出部 22)

抽出部 22 は記憶部 3 からボリュームデータを読み込んで、ボリュームデータから撮影対象の部位を表すボリュームデータを抽出する。抽出部 22 は、例えば画素値に基づいてボリュームデータから撮影対象の部位を表すボリュームデータを抽出する。1 例として大腸を撮影対象とする場合、抽出部 22 は、画素値に基づいてボリュームデータから大腸を表すボリュームデータを抽出する。抽出部 22 は、撮影対象の部位を表すボリュームデータを位置合わせ部 23 に出力する。

【0024】

(位置合わせ部 23)

位置合わせ部 23 は、内視鏡プローブ 110 の先端の位置を示す位置情報と先端の向きを示す方向情報とを位置検出部 21 から受ける。また、位置合わせ部 23 は、撮影対象の部位 (例えば大腸) を表すボリュームデータを抽出部 22 から受ける。位置合わせ部 23 は、大腸を表すボリュームデータにおいて、内視鏡プローブ 110 の先端の位置と方向とを特定する。

【0025】

例えば、位置合わせ部 23 は、3 次元空間における内視鏡プローブ 110 の先端位置の軌跡と、抽出部 22 によって得られた大腸を表すボリュームデータとをパターンマッチングによって位置合わせを行うことで、ボリュームデータにおける内視鏡プローブ 110 の先端の位置と先端の向きとを特定する。具体的には、位置合わせ部 23 は、位置検出部 21 から出力された磁気検出部の位置の軌跡と、大腸を表すボリュームデータとをパターンマッチングによって位置合わせを行うことで、ボリュームデータにおける内視鏡プローブ 110 の先端の位置と先端の向きとを特定する。

【0026】

または、操作者が操作部 52 を用いて内視鏡プローブ 110 の先端の位置と向きとを指

10

20

30

40

50

定しても良い。この場合、画像生成部 26 が、大腸を表すポリウムデータに基づいて大腸を表す 3 次元画像データを生成する。表示制御部 4 は、大腸を表す 3 次元画像を表示部 51 に表示させる。操作者は操作部 52 を用いて、大腸を表す 3 次元画像に対して、内視鏡プローブ 110 の先端の位置と先端の向きとを指定する。操作部 52 によって指定された位置を示す位置情報と向きを示す方向情報とが、位置合わせ部 23 に出力される。位置合わせ部 23 は、操作部 52 によって指定された位置と向きとを、ポリウムデータにおける内視鏡プローブ 110 の先端の位置と向きとして定義する。

【0027】

または、位置合わせ部 23 は、観察対象の部位（例えば大腸）の特徴点を用いて位置合わせを行うことで、ポリウムデータにおける内視鏡プローブ 110 の先端の位置と先端の向きとを特定しても良い。例えば、位置合わせ部 23 は、観察対象の部位（例えば大腸）を表すポリウムデータから大腸の特徴点を抽出する。また、位置合わせ部 23 は、3 次元空間における内視鏡プローブ 110 の先端位置の軌跡から大腸の特徴点を抽出する。そして、位置合わせ部 23 は、特徴点の位置を合わせることで、ポリウムデータにおける内視鏡プローブ 110 の先端の位置と先端の向きとを特定する。

【0028】

位置合わせ部 23 は、大腸を表すポリウムデータにおける内視鏡プローブ 110 の先端の位置を示す位置情報と、先端の向きを示す方向情報とを決定部 25 に出力する。

【0029】

（進行方向判定部 24）

進行方向判定部 24 は、内視鏡装置 100 のロータリーエンコーダ 120 から上述した信号（1 例として 2 つのパルス信号）を受けて、内視鏡プローブ 110 の進行方向を判定する。すなわち、進行方向判定部 24 は、内視鏡プローブ 110 が前進しているか後退しているかの判定を行う。つまり、進行方向判定部 24 は、内視鏡プローブ 110 が前方に進行しているか後方に進行しているかの判定を行う。進行方向判定部 24 は、内視鏡プローブ 110 の進行方向を示す情報を決定部 25 に出力する。具体的には、進行方向判定部 24 は、内視鏡プローブ 110 が前方に進行していることを示す前進情報、又は、内視鏡プローブ 110 が後方に進行していることを示す後退情報を決定部 25 に出力する。なお、進行方向判定部 24 による判定処理は、ロータリーエンコーダ 120 によって行われても良い。

【0030】

（決定部 25）

決定部 25 は、画像生成部 26 での画像生成処理に用いられる視点の位置と視線方向とを決定する。具体的には、決定部 25 は、大腸を表すポリウムデータにおける内視鏡プローブ 110 の先端の位置を示す位置情報と、先端の向きを示す方向情報とを位置合わせ部 23 から受ける。また、決定部 25 は、内視鏡プローブ 110 の進行方向（前進又は後退）を示す情報を進行方向判定部 24 から受ける。そして、決定部 25 は、内視鏡プローブ 110 の先端の位置、先端の向き、及び進行方向に基づいて、画像生成処理に用いられる視点の位置と視線方向とを決定する。

【0031】

決定部 25 は、内視鏡プローブ 110 の先端の位置から進行方向に所定距離離れた位置を、画像生成処理に用いられる視点の位置とする。また、決定部 25 は、内視鏡プローブ 110 の先端の向きを、画像生成処理に用いられる視線方向とする。すなわち、決定部 25 は、画像生成処理に用いられる視線方向を、内視鏡プローブ 110 の先端の向きと同一にする。決定部 25 は、画像生成処理に用いられる視点の位置を示す視点位置情報（座標情報）と、視線方向を示す視線方向情報とを画像生成部 26 に出力する。上記の所定距離は、予め決定されていても良いし、操作者が任意に決定するようにしても良い。例えば、操作者が操作部 52 を用いて所定距離の値を入力することで、所定距離を示す情報がユーザインターフェース（UI）5 から決定部 25 に出力される。所定距離は、観察対象の部位によって異なる値を用いても良く、同じ値を用いても良い。例えば内視鏡画像と比べた

10

20

30

40

50

ときに、仮想内視鏡画像を用いて観察しやすい位置が視点の位置となるように、所定距離を決めることが好ましい。１例として、所定距離は５ｍｍ程度であることが好ましいが、観察対象の部位や視点の位置によって所定距離を変えても良い。例えば、管状組織が直線状となる箇所では所定距離を比較的長く設定し、管状組織が曲線状となる箇所では所定距離を比較的短く設定しても良い。

【００３２】

（画像生成部２６）

画像生成部２６は記憶部３からボリュームデータを読み込む。また、画像生成部２６は、決定部２５から視点位置情報と視線方向情報とを受ける。画像生成部２６は、視点位置情報が示す視点の位置から、視線方向情報が示す視線方向に向けてボリュームレンダリングを施すことで、大腸などの管状組織の内部を表す仮想内視鏡（Virtual Endoscopy）画像データを生成する。画像生成部２６は仮想内視鏡画像データを表示制御部４に出力する。なお、画像生成部２６が、この発明の「画像生成手段」の１例に相当する。

10

【００３３】

（表示制御部４）

表示制御部４は画像生成部２６から仮想内視鏡画像データを受けて、仮想内視鏡画像データに基づく仮想内視鏡画像を表示部５１に表示させる。また、表示制御部４は内視鏡装置１００から内視鏡画像データを受けて、内視鏡画像データに基づく内視鏡画像を表示部５１に表示させる。例えば、表示制御部４は内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを並べて表示部５１に表示させる。または、表示制御部４は内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを重ねて表示部５１に表示させても良い。なお、表示制御部４が、この発明の「表示制御手段」の１例に相当する。

20

【００３４】

（ユーザインターフェース（ＵＩ）５）

ユーザインターフェース（ＵＩ）５は、表示部５１と操作部５２とを備えている。表示部５１は、ＣＲＴや液晶ディスプレイなどのモニタで構成されている。操作部５２は、キーボードやマウスなどの入力装置で構成されている。

【００３５】

なお、画像処理部２と表示制御部４とはそれぞれ、ＣＰＵ、ＧＰＵ、又はＡＳＩＣなどの図示しない処理装置と、ＲＯＭ、ＲＡＭ、又はＨＤＤなどの図示しない記憶装置とによって構成されていても良い。記憶装置には、画像処理部２の機能を実行するための画像処理プログラムと、表示制御部４の機能を実行するための表示制御プログラムとが記憶されている。また、画像処理プログラムには、位置検出部２１の機能を実行するための位置検出プログラム、抽出部２２の機能を実行するための抽出プログラム、位置合わせ部２３の機能を実行するための位置合わせプログラム、進行方向判定部２４の機能を実行するための進行方向判定プログラム、決定部２５の機能を実行するための決定プログラム、及び、画像生成部２６の機能を実行するための画像生成プログラムが含まれている。そして、ＣＰＵなどの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することで各部の機能を実行する。

30

40

【００３６】

なお、画像処理プログラムと表示制御プログラムとによって、この発明の「医用画像処理プログラム」の１例を構成する。

【００３７】

（動作）

次に、第１実施形態に係る医用画像処理装置１による動作について、内視鏡プローブ１１０が前進している場合と後退している場合とに分けて説明する。

【００３８】

（内視鏡プローブ１１０が前進している場合）

図２を参照して、内視鏡プローブ１１０が前進している場合における視点位置の設定例

50

について説明する。また、図 3 に、表示部 5 1 に表示される画像の 1 例を示す。

【 0 0 3 9 】

1 例として図 2 (a) に示すように、内視鏡プローブ 1 1 0 が大腸内を矢印 X 1 方向に前進している場合について説明する。内視鏡プローブ 1 1 0 は視野 F 1 内を撮影することで、視野 F 1 における内視鏡画像データをリアルタイムに生成する。表示制御部 4 は内視鏡装置 1 0 0 から視野 F 1 における内視鏡画像データを受けて、視野 F 1 における内視鏡画像を表示部 5 1 にリアルタイムに表示させる。

【 0 0 4 0 】

図 3 (a) に、内視鏡画像の表示例を示す。図 3 (a) に示すように、表示部 5 1 には、視野 F 1 における内視鏡画像 3 0 0 が表示される。内視鏡画像 3 0 0 には腫瘍候補 A が表されている。内視鏡プローブ 1 1 0 を前進させながら撮影することで、各位置における内視鏡画像 3 0 0 がリアルタイムに表示部 5 1 に表示される。

【 0 0 4 1 】

位置検出部 2 1 は内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の位置と、先端部 1 1 1 が向いている方向（向き）とを検出する。図 2 (a) に示す例では、矢印 Y 方向が先端部 1 1 1 の向きに該当する。また、進行方向判定部 2 4 は、ロータリーエンコーダ 1 2 0 からの信号に基づいて、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向を判定する。図 2 (a) に示す例では、内視鏡プローブ 1 1 0 は矢印 X 1 方向に前進しているため、進行方向判定部 2 4 は、内視鏡プローブ 1 1 0 が前方方向（矢印 X 1 方向）に進行していると判定する。

【 0 0 4 2 】

決定部 2 5 は、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の位置、先端部 1 1 1 の向き（矢印 Y 方向）、及び内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向（前方方向）に基づいて、画像生成処理に用いられる視点の位置と視線方向とを決定する。例えば図 2 (b) に示すように、決定部 2 5 は、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の位置から前方方向（矢印 X 1 方向）に所定距離（例えば距離 L 1）離れた位置を、画像生成処理に用いられる視点 V P の位置とする。距離 L 1 は、決定部 2 5 に予め設定されている値であり、操作者が操作部 5 2 を用いて任意に変更することができる。例えば、距離 L 1 を 5 c m 程度とする。また、決定部 2 5 は、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の向き（矢印 Y 方向）を、画像生成処理に用いられる視線方向 V D とする。すなわち、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 が向いている方向（矢印 Y 方向）と同じ方向を、視線方向 V D とする。位置検出部 2 1、進行方向判定部 2 4、及び決定部 2 5 はそれぞれリアルタイムに処理を行うことで、画像生成処理に用いられる視点の位置と視線方向とをリアルタイムに決定する。

【 0 0 4 3 】

そして、画像生成部 2 6 は、視点 V P の位置から視線方向 V D に向けてボリュームレンダリングを施すことで、大腸の内部を表す仮想内視鏡画像データを生成する。図 2 (b) に示す例では、視点 V P から視線方向 V D を向いた領域が視野 F 2 となり、画像生成部 2 6 は、視野 F 2 における仮想内視鏡画像データを生成する。表示制御部 4 は画像生成部 2 6 から視野 F 2 における仮想内視鏡画像データを受けて、視野 F 2 における仮想内視鏡画像を表示部 5 1 に表示させる。

【 0 0 4 4 】

図 3 (b) に、仮想内視鏡画像の表示例を示す。図 3 (b) に示すように、表示部 5 1 には、視野 F 2 における仮想内視鏡画像 4 0 0 が表示される。仮想内視鏡画像 4 0 0 には腫瘍候補 A と腫瘍候補 B とが表されている。

【 0 0 4 5 】

なお、図 2 (c) に示すように、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の位置を視点 V P の位置とした場合、視点 V P から視線方向 V D を向いた領域が視野 F 3 となり、視野 F 3 における仮想内視鏡画像データが生成される。図 3 (c) に、この仮想内視鏡画像の表示例を示す。図 3 (c) に示すように、表示部 5 1 には、視野 F 3 における仮想内視鏡画像 5 0 0 が表示される。仮想内視鏡画像 5 0 0 には腫瘍候補 A が表されている。内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の位置に視点 V P が設定されているため、視野 F 3 と視野 F

10

20

30

40

50

１とは同じ領域である。従って、内視鏡画像３００と仮想内視鏡画像５００とには、同じ領域が表されている。

【００４６】

１例として、表示制御部４は、内視鏡画像３００と仮想内視鏡画像４００とを並べて表示部５１に表示させる。表示制御部４は、内視鏡画像３００と仮想内視鏡画像４００とをリアルタイムに更新して表示部５１に表示させる。

【００４７】

以上のように、内視鏡プローブ１１０を前方に進める場合に、内視鏡プローブ１１０の先端部１１１から前方方向に距離Ｌ１離れた位置を視点ＶＰの位置とし、先端部１１１の向きを視線方向ＶＤとすることで、内視鏡プローブ１１０の視野Ｆ１よりも前方の視野Ｆ２を確保することが可能となる。そのことにより、視野Ｆ１よりも前方の視野Ｆ２に含まれる腫瘍候補Ｂが表された仮想内視鏡画像４００を生成して表示することが可能となる。すなわち、内視鏡プローブ１１０を前方に進める場合に、内視鏡プローブ１１０の先端部１１１よりも前方の視野Ｆ２における仮想内視鏡画像４００を生成して表示することで、操作者は、内視鏡画像３００よりも前方の領域を事前に確認しながら内視鏡プローブ１１０を操作することが可能となる。その結果、内視鏡装置１００を用いた検査の効率を向上させることが可能となり、また、内視鏡プローブ１１０の操作における安全性を向上させることが可能となる。

【００４８】

（内視鏡プローブ１１０が後退している場合）

図４を参照して、内視鏡プローブ１１０が後退している場合における視点位置の設定例について説明する。また、図５に、表示部５１に表示される画像の１例を示す。

【００４９】

１例として図４（ａ）に示すように、内視鏡プローブ１１０が大腸内を矢印Ｘ２方向に後退している場合について説明する。内視鏡プローブ１１０は視野Ｆ４内を撮影することで、視野Ｆ４における内視鏡画像データをリアルタイムに生成する。表示制御部４は内視鏡装置１００から視野Ｆ４における内視鏡画像データを受けて、視野Ｆ４における内視鏡画像を表示部５１にリアルタイムに表示させる。

【００５０】

図５（ａ）に、内視鏡画像の表示例を示す。図５（ａ）に示すように、表示部５１には、視野Ｆ４における内視鏡画像６００が表示される。内視鏡画像６００には腫瘍候補Ａが表示されている。内視鏡プローブ１１０を後退させながら撮影することで、各位置における内視鏡画像６００がリアルタイムに表示部５１に表示させる。

【００５１】

位置検出部２１は内視鏡プローブ１１０の先端部１１１の位置と、先端部１１１が向いている方向（向き）とを検出する。図４（ａ）に示す例では、矢印Ｙ方向が先端部１１１の向きに該当する。また、進行方向判定部２４は、ロータリーエンコーダ１２０からの信号に基づいて、内視鏡プローブ１１０の進行方向を判定する。図４（ａ）に示す例では、内視鏡プローブ１１０は矢印Ｘ２方向に後退しているため、進行方向判定部２４は、内視鏡プローブ１１０が後方方向（矢印Ｘ２方向）に進行していると判定する。

【００５２】

決定部２５は、内視鏡プローブ１１０の先端部１１１の位置、先端部１１１の向き（矢印Ｙ方向）、及び内視鏡プローブ１１０の進行方向（後方方向）に基づいて、画像生成処理に用いられる視点の位置と視線方向とを決定する。例えば図４（ｂ）に示すように、決定部２５は、内視鏡プローブ１１０の先端部１１１の位置から後方方向（矢印Ｘ２方向）に所定距離（例えば距離Ｌ２）離れた位置を、画像生成処理に用いられる視点ＶＰの位置とする。距離Ｌ２は、決定部２５に予め設定されている値であり、操作者が操作部５２を用いて任意に変更することができる。例えば、距離Ｌ２を５ｃｍ程度とする。また、決定部２５は、内視鏡プローブ１１０の先端部１１１の向き（矢印Ｙ方向）を、画像生成処理に用いられる視線方向ＶＤとする。すなわち、内視鏡プローブ１１０の先端部１１１が向

10

20

30

40

50

いている方向（矢印 Y 方向）と同じ方向を、視線方向 V D とする。位置検出部 2 1、進行方向判定部 2 4、及び決定部 2 5 はそれぞれリアルタイムに処理を行うことで、画像生成処理に用いられる視点の位置と視線方向とをリアルタイムに決定する。

【0053】

そして、画像生成部 2 6 は、視点 V P の位置から視線方向 V D に向けてボリュームレンダリングを施すことで、大腸の内部を表す仮想内視鏡画像データを生成する。図 4（b）に示す例では、視点 V P から視線方向 V D を向いた領域が視野 F 5 となり、画像生成部 2 6 は、視野 F 5 における仮想内視鏡画像データを生成する。表示制御部 4 は画像生成部 2 6 から視野 F 5 における仮想内視鏡画像データを受けて、視野 F 5 における仮想内視鏡画像を表示部 5 1 に表示させる。

10

【0054】

図 5（b）に、仮想内視鏡画像の表示例を示す。図 5（b）に示すように、表示部 5 1 には、視野 F 5 における仮想内視鏡画像 7 0 0 が表示される。仮想内視鏡画像 7 0 0 には腫瘍候補 A と腫瘍候補 B とが表されている。

【0055】

1 例として、表示制御部 4 は、内視鏡画像 6 0 0 と仮想内視鏡画像 7 0 0 とを並べて表示部 5 1 に表示させる。表示制御部 4 は、内視鏡画像 6 0 0 と仮想内視鏡画像 7 0 0 とをリアルタイムに更新して表示部 5 1 に表示させる。

【0056】

以上のように、内視鏡プローブ 1 1 0 を後方に進める場合に、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 から後方方向に距離 L 2 離れた位置を視点 V P の位置とし、先端部 1 1 1 の向きを視線方向 V D とすることで、内視鏡プローブ 1 1 0 の視野 F 4 よりも後方の視野 F 5 を確保することが可能となる。そのことにより、視野 F 4 よりも後方の視野 F 5 に含まれる腫瘍候補 B が表された仮想内視鏡画像 7 0 0 を生成して表示することが可能となる。すなわち、内視鏡プローブ 1 1 0 を後方に進める（引き戻す）場合に、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 よりも後方の視野 F 5 における仮想内視鏡画像 7 0 0 を生成して表示することで、操作者は、内視鏡画像 6 0 0 よりも後方の領域を事前に確認しながら内視鏡プローブ 1 1 0 を操作することが可能となる。その結果、内視鏡装置 1 0 0 を用いた検査の効率を向上させることが可能となり、また、内視鏡プローブ 1 1 0 の操作における安全性を向上させることが可能となる。

20

30

【0057】

この実施形態では、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の向き（矢印 Y 方向）が視線方向 V D として用いられているため、先端部 1 1 1 の向きが内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向（矢印 X 2 方向）とは反対側を向いている場合であっても、内視鏡画像 6 0 0 と仮想内視鏡画像 7 0 0 とにおいて、同じ方向を向いた画像が得られる。すなわち、内視鏡画像 6 0 0 と仮想内視鏡画像 7 0 0 とで、視線方向を同一にした画像が得られる。このように、内視鏡画像 6 0 0 と仮想内視鏡画像 7 0 0 とで同じ方向を向いた画像が得られて表示されるため、操作者は直感的に、内視鏡画像 6 0 0 と仮想内視鏡画像 7 0 0 との位置関係を把握することが可能となる。

【0058】

40

以上のように、この実施形態によると、内視鏡プローブ 1 1 0 を前方に進める場合であっても、後方に後退させる場合であっても、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端の位置から進行方向に所定距離離れた位置を視点の位置とすることで、内視鏡画像に対応して、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向の視野を操作者にとって直感的に分かりやすく表す仮想内視鏡画像を生成することが可能となる。

【0059】

なお、操作者は内視鏡画像、仮想内視鏡画像、又は 3 次元画像などを参照し、操作部 5 2 を用いて、視点の位置によって所定距離を任意に変えるようにしても良い。例えば、管状組織が直線状となる箇所では、操作者は操作部 5 2 を用いて比較的長い距離の値を入力し、管状組織が曲線状となる箇所では、操作者は操作部 5 2 を用いて比較的短い距離の値

50

を入力しても良い。操作部 5 2 によって入力された距離の値は、決定部 2 5 に出力される。決定部 2 5 は、操作部 5 2 によって入力された距離を上記の所定距離として視点の位置を決定する。管状組織が直線状となる箇所では所定距離を比較的長くすることで、内視鏡画像の視点からより離れた位置を事前に観察することが可能となる。一方、管状組織が曲線状となる箇所では所定距離を比較的長くすると、管状組織の外部に視点が設定されるおそれがある。この場合には、操作者の判断によって所定距離を比較的短くすることで、管状組織の内部に仮想内視鏡画像の視点を設定することが可能となる。

【 0 0 6 0 】

[第 2 の実施の形態]

図 6 を参照して、この発明の第 2 実施形態に係る医用画像処理装置について説明する。第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 1 A は、C A D (C o m p u t e r A i d e d D i a g n o s i s : コンピュータ支援診断) の結果に基づいて、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向を判定する。第 2 実施形態において、第 1 実施形態における構成と同じ符号が付された構成は同じ機能を有するため、説明を省略する場合がある。第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 1 A は、内視鏡装置 1 0 0 A と医用画像撮影装置 2 0 0 とに接続されている。

10

【 0 0 6 1 】

内視鏡装置 1 0 0 A は、内視鏡プローブ 1 1 0 を備えている。第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 1 A は、C A D の結果に基づいて内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向を判定するため、内視鏡装置 1 0 0 A はロータリーエンコーダ 1 2 0 を備えていない。

20

【 0 0 6 2 】

(医用画像処理装置 1 A)

医用画像処理装置 1 A は、画像処理部 2 A と、記憶部 3 と、表示制御部 4 と、ユーザインターフェース (U I) 5 とを備えている。第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 1 A は、第 1 実施形態に係る画像処理部 2 の代わりに、画像処理部 2 A を備えている

【 0 0 6 3 】

(画像処理部 2 A)

画像処理部 2 A は、位置検出部 2 1 と、抽出部 2 2 と、位置合わせ部 2 3 と、進行方向判定部 2 4 A と、決定部 2 5 と、画像生成部 2 6 と、C A D (C o m p u t e r A i d e d D i a g n o s i s : コンピュータ支援診断) 2 7 と、測定部 2 8 とを備えている。

30

【 0 0 6 4 】

位置検出部 2 1、抽出部 2 2、及び位置合わせ部 2 3 は、第 1 実施形態と同じ機能を有するため、説明を省略する。

【 0 0 6 5 】

(C A D 2 7)

C A D (C o m p u t e r A i d e d D i a g n o s i s : コンピュータ支援診断) 2 7 は記憶部 3 からポリウムデータを読み込んで、そのポリウムデータに基づいて疾患の特徴や部位を検出する。大腸を撮影対象とする場合、C A D 2 7 は、大腸を表すポリウムデータに基づいて腫瘍候補の形状と位置とを特定する。例えば、C A D 2 7 は、大腸の輪郭の曲率に基づいて突起部を特定し、その突起部を腫瘍候補と判断する。C A D 2 7 は、腫瘍候補の位置を示す位置情報を、表示制御部 4 と進行方向判定部 2 4 A と測定部 2 8 とに出力する。なお、C A D 2 7 が、この発明の「特定手段」の 1 例に相当する。

40

【 0 0 6 6 】

例えば、画像生成部 2 6 が記憶部 3 からポリウムデータを読み込み、そのポリウムデータにポリウムレンダリングを施すことで、大腸を立体的に表す 3 次元画像データを生成する。画像生成部 2 6 は、大腸を立体的に表す 3 次元画像データを表示制御部 4 に出力する。表示制御部 4 は、大腸を立体的に表す 3 次元画像に、C A D 2 7 によって特定された腫瘍候補を重ねて表示部 5 1 に表示させる。

【 0 0 6 7 】

50

操作者は表示部 5 1 に表示されている腫瘍候補を参照し、操作部 5 2 を用いて、観察対象とする腫瘍候補を指定し、さらに、観察の順番を指定する。

【 0 0 6 8 】

図 7 を参照して、腫瘍候補の指定方法について説明する。例えば表示部 5 1 には、大腸を立体的に表す 3 次元画像 8 0 0 が表示される。さらに、腫瘍候補 8 1 0、8 2 0、8 3 0、8 4 0、8 5 0 が、3 次元画像 8 0 0 に重ねて表示されている。操作者は操作部 5 2 を用いて、観察対象とする腫瘍候補を指定する。1 例として、操作者は操作部 5 2 を用いて、腫瘍候補 8 1 0、8 2 0、8 3 0、8 4 0、8 5 0 を、その順番で指定する。例えば、指定された順番が、観察の順番に相当する。このように操作部 5 2 によって腫瘍候補と順番とが指定されると、指定された腫瘍候補の位置を示す情報（座標情報）と、指定された順番を示す情報とが、ユーザインターフェース（UI）5 から進行方向判定部 2 4 A に出力される。なお、操作者は、腫瘍候補のすべてを指定しても良いし、一部の腫瘍候補を指定しても良い。例えば、操作者は操作部 5 2 を用いて、腫瘍候補 8 1 0、8 3 0、8 5 0 を、その順番で指定しても良い。

【 0 0 6 9 】

（進行方向判定部 2 4 A）

進行方向判定部 2 4 A は、指定された腫瘍候補の位置を示す情報（座標情報）と、指定された順番を示す情報とを受ける。そして、進行方向判定部 2 4 A は、腫瘍候補の指定の順番に基づいて、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向を判定する。腫瘍候補 8 1 0、8 2 0、8 3 0、8 4 0、8 5 0 の順番で腫瘍候補が操作部 5 2 によって指定された場合、進行方向判定部 2 4 A は、大腸に沿ってその順番に従って向かう方向（矢印 Z 1 方向）を、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向として判定する。また、別の例として、腫瘍候補 8 1 0、8 3 0、8 5 0 の順番で腫瘍候補が操作部 5 2 によって指定された場合、進行方向判定部 2 4 A は、大腸に沿ってその順番に従って向かう方向（矢印 Z 1 方向）を、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向として判定する。

【 0 0 7 0 】

一方、腫瘍候補 8 5 0、8 4 0、8 3 0、8 2 0、8 1 0 の順番で腫瘍候補が操作部 5 2 によって指定された場合、進行方向判定部 2 4 A は、大腸に沿ってその順番に従って向かう方向（矢印 Z 2 方向）を、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向として判定する。なお、矢印 Z 2 方向は、矢印 Z 1 方向とは逆の方向である。

【 0 0 7 1 】

なお、図 7 に示す例において、腫瘍候補 8 1 0 側が体腔（大腸）の入口側に相当する場合、矢印 Z 1 方向が、内視鏡プローブ 1 1 0 が前進している方向に相当し、矢印 Z 2 方向が、内視鏡プローブ 1 1 0 が後退している方向に相当する。

【 0 0 7 2 】

進行方向判定部 2 4 A は、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向（前進又は後退）を示す情報を決定部 2 5 に出力する。

【 0 0 7 3 】

（決定部 2 5）

決定部 2 5 は、第 1 実施形態と同様に、大腸を表すポリウムデータにおける内視鏡プローブ 1 1 0 の先端の位置を示す位置情報と、先端の向きを示す方向情報とを位置合わせ部 2 3 から受ける。また、決定部 2 5 は、内視鏡プローブ 1 1 0 の進行方向（前進又は後退）を示す情報を進行方向判定部 2 4 A から受ける。そして、決定部 2 5 は、第 1 実施形態と同様に、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端の位置、先端の向き、及び進行方向に基づいて、画像生成処理に用いられる視点の位置と視線方向とを決定する。すなわち、決定部 2 5 は、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端の位置から進行方向に所定距離（距離 L 1 又は距離 L 2）離れた位置を、視点 V P の位置とする。また、決定部 2 5 は、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端の向きを、画像生成処理に用いられる視線方向とする。

【 0 0 7 4 】

画像生成部 2 6 は、第 1 実施形態と同様に記憶部 3 からポリウムデータを読み込み、

決定部 25 によって決定された視点と視線方向とに従って、大腸の内部を表す仮想内視鏡画像データを生成する。表示制御部 4 は、第 1 実施形態と同様に内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを並べて表示部 51 に表示させる。または、表示制御部 4 は内視鏡画像と仮想内視鏡画像とを重ねて表示部 51 に表示させても良い。

【0075】

以上のように、CAD 27 によって特定された腫瘍候補の位置に基づいて進行方向を特定した場合であっても、内視鏡画像に対応して、内視鏡プローブ 110 の進行方向の視野を操作者にとって直感的に分かりやすく表す仮想内視鏡画像を生成することが可能となる。

【0076】

(測定部 28)

測定部 28 は、腫瘍候補の位置を示す位置情報を CAD 27 から受けて、予め基準として設定された基準点から各腫瘍候補までの距離を求める。測定部 28 は、各腫瘍候補までの距離を示す情報を表示制御部 4 に出力する。例えば、測定部 28 は、内視鏡プローブ 110 の先端部を基準点として、先端部から各腫瘍候補までの距離を求める。表示制御部 4 は、仮想内視鏡画像に表されている各腫瘍候補の近傍に、対応する腫瘍候補までの距離を示す情報を表示させる。なお、測定部 28 が、この発明の「測定手段」の 1 例に相当する。

【0077】

図 8 に、腫瘍候補までの距離の表示例を示す。図 8 (a) には、内視鏡プローブ 110 によって生成された内視鏡画像 600 が示されている。内視鏡画像 600 には、腫瘍候補 A が表されている。図 8 (b) には、内視鏡プローブ 110 を後退させた場合における仮想内視鏡画像 900 が示されている。仮想内視鏡画像 900 には、腫瘍候補 A と腫瘍候補 B とが表されている。表示制御部 4 は、腫瘍候補 A の近傍に、内視鏡プローブ 110 の先端部から腫瘍候補 A までの距離を示す情報 (38 mm) を表示させる。また、表示制御部 4 は、腫瘍候補 B の近傍に、内視鏡プローブ 110 の先端部から腫瘍候補 B までの距離を示す情報 (21 mm) を表示させる。

【0078】

以上のように、各腫瘍候補までの距離を表示することで、内視鏡画像の視点と仮想内視鏡画像の視点とが異なっている場合であっても、操作者は、それぞれの視点の前後関係を容易に把握することが可能となる。

【0079】

なお、表示制御部 4 は、内視鏡画像の視点と仮想内視鏡画像の視点との間の距離を表示部 51 に表示させても良い。例えば、表示制御部 4 は、内視鏡プローブ 110 の先端部からの所定距離 (距離 L1 又は距離 L2) を示す情報を決定部 25 から受けて、距離 L1 又は距離 L2 の値を表示部 51 に表示させても良い。

【0080】

仮想内視鏡画像を生成するための視線方向は、内視鏡画像における視線方向と同一である。そのため、その視線方向とは逆の方向から観察可能な腫瘍候補が、大腸のヒダに隠れて仮想内視鏡画像に表されない可能性がある。例えば、内視鏡プローブ 110 を後退させる場合においても、仮想内視鏡画像を生成するための視線方向は、内視鏡画像における視線方向と同一である。この場合、視線方向とは逆の方向から観察可能な腫瘍候補が、大腸のヒダに隠れて仮想内視鏡画像に表されない可能性がある。そこで、仮想内視鏡画像において、ヒダを半透明にして表示することが好ましい。これにより、操作者は、ヒダに隠れている腫瘍候補を認識することが可能となる。または、腫瘍候補の位置に、識別可能なマーカを重ねて表示することが好ましい。

【0081】

大腸のヒダを半透明にして表示する場合、画像生成部 26 は、ポリウムデータの画素値 (例えば CT 値) に基づいて大腸のヒダを特定し、そのヒダを半透明にした状態で仮想内視鏡画像データを生成する。そして、表示制御部 4 は、ヒダが半透明にされた状態の仮

10

20

30

40

50

想内視鏡画像を表示部 5 1 に表示させる。これにより、操作者は、ヒダの裏側に存在する腫瘍候補を認識することが可能となる。

【 0 0 8 2 】

腫瘍候補の位置にマーカを重ねる場合、表示制御部 4 が、腫瘍候補を示すマーカを生成する。表示制御部 4 は、腫瘍候補の位置を示す位置情報を C A D 2 7 から受けると、その腫瘍候補を示すマーカを生成する。表示制御部 4 は、腫瘍候補を示すマーカを仮想内視鏡画像に重ねて表示部 5 1 に表示させる。

【 0 0 8 3 】

例えば図 8 (b) に示すように、表示制御部 4 は、腫瘍候補 A の位置にマーカ 9 1 0 を重ね、腫瘍候補 B の位置にマーカ 9 2 0 を重ねて表示部 5 1 に表示させる。これにより、腫瘍候補の手前にヒダが存在する場合であっても、操作者は、マーカによって腫瘍候補の存在を認識することが可能となる。

【 0 0 8 4 】

なお、画像処理部 2 A と表示制御部 4 とはそれぞれ、C P U、G P U、又は A S I C などの図示しない処理装置と、R O M、R A M、又は H D D などの図示しない記憶装置とによって構成されていても良い。記憶装置には、画像処理部 2 A の機能を実行するための画像処理プログラムと、表示制御部 4 の機能を実行するための表示制御プログラムとが記憶されている。また、画像処理プログラムには、位置検出部 2 1 の機能を実行するための位置検出プログラム、抽出部 2 2 の機能を実行するための抽出プログラム、位置合わせ部 2 3 の機能を実行するための位置合わせプログラム、進行方向判定部 2 4 A の機能を実行するための進行方向判定プログラム、決定部 2 5 の機能を実行するための決定プログラム、画像生成部 2 6 の機能を実行するための画像生成プログラム、C A D 2 7 の機能を実行するためのプログラム、及び、測定部 2 8 の機能を実行するための測定プログラムが含まれている。そして、C P U などの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することで各部の機能を実行する。

【 0 0 8 5 】

なお、第 1 実施形態に係る医用画像処理装置 1 は、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 1 A が備える機能を有していても良い。例えば、第 1 実施形態に係る医用画像処理装置 1 が C A D 2 7 を備えて、腫瘍候補を特定し、腫瘍候補を用いた処理を行っても良い。また、第 1 実施形態に係る医用画像処理装置 1 が測定部 2 8 を備えて、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端の位置から各腫瘍候補までの距離を測定し、その距離を用いた処理を行っても良い。

【 0 0 8 6 】

なお、第 1 実施形態及び第 2 実施形態において、内視鏡プローブ 1 1 0 を前進させる場合には、内視鏡プローブ 1 1 0 の先端部 1 1 1 の位置を視点 V P の位置として仮想内視鏡画像データを生成しても良い。この場合であっても、内視鏡プローブ 1 1 0 を後退させる場合には、先端部 1 1 1 から後方方向に距離 L 2 離れた位置を視点 V P の位置として仮想内視鏡画像データを生成することで、内視鏡画像よりも後方の領域を事前に確認しながら内視鏡プローブ 1 1 0 を操作することが可能となる。例えば、進行方向判定部 2 4 又は進行方向判定部 2 4 A によって、内視鏡プローブ 1 1 0 が前進していると判定されると、決定部 2 5 は、先端部 1 1 1 の位置を視点の位置に決定する。一方、進行方向判定部 2 4 又は進行方向判定部 2 4 A によって、内視鏡プローブ 1 1 0 が後退していると判定されると、決定部 2 5 は、先端部 1 1 1 から進行方向（後退する方向）に距離 L 2 離れた位置を視点に決定する。この場合であっても、内視鏡プローブ 1 1 0 を後方に進める（引き戻す）場合に、検査効率を向上させ、また、内視鏡プローブ 1 1 0 の操作の安全性を向上させることが可能となる。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 7 】

- 1、1 A 医用画像処理装置
- 2、2 A 画像処理部

10

20

30

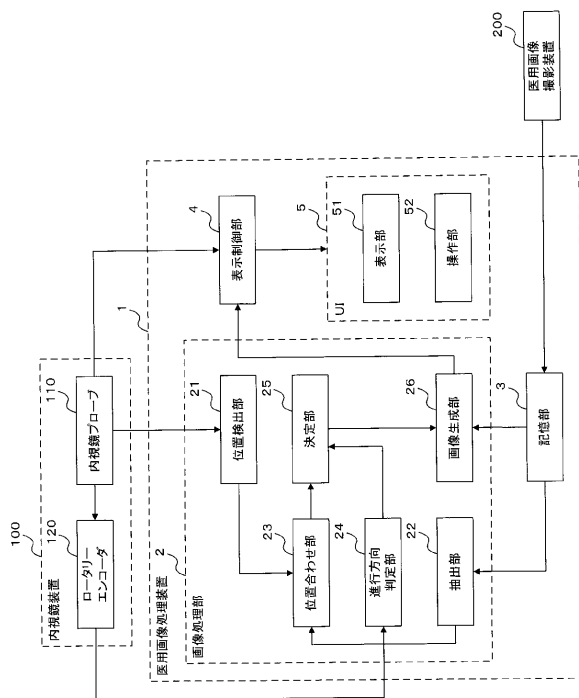
40

50

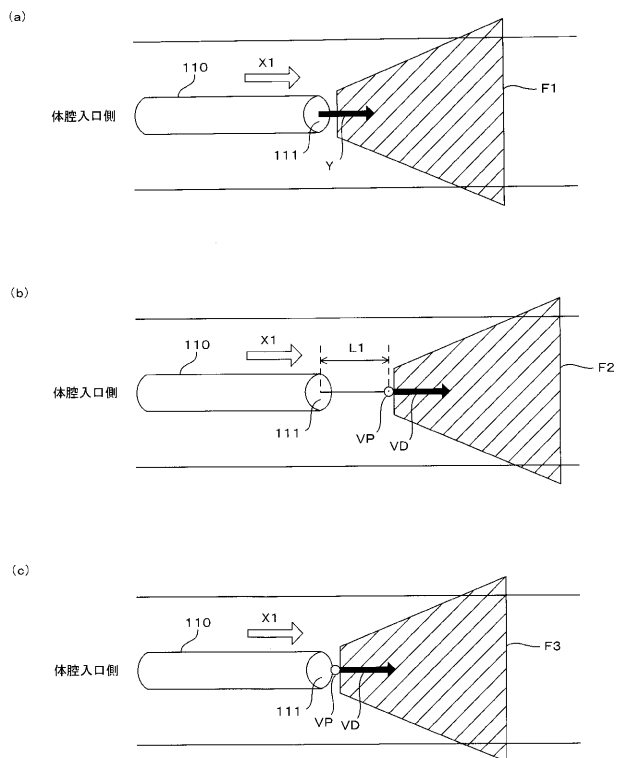
- 3 記憶部
- 4 表示制御部
- 5 ユーザインターフェース (UI)
- 21 位置検出部
- 22 抽出部
- 23 位置合わせ部
- 24、24A 進行方向判定部
- 25 決定部
- 26 画像生成部
- 27 CAD
- 28 測定部
- 100、100A 内視鏡装置
- 110 内視鏡プローブ
- 120 ロータリーエンコーダ
- 200 医用画像撮影装置

10

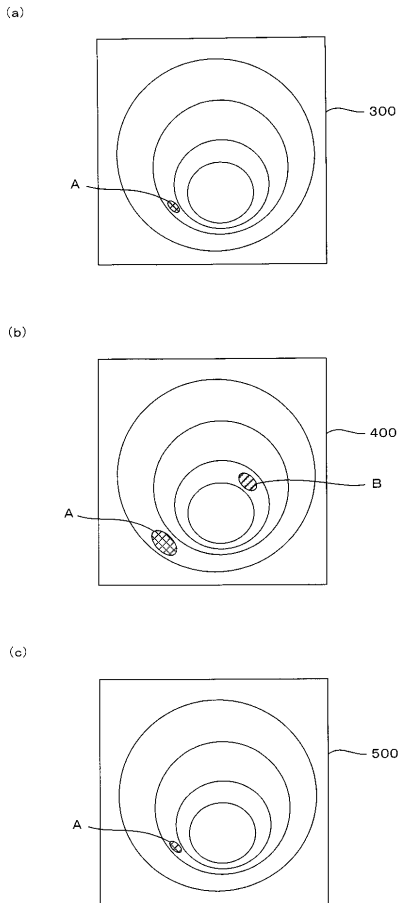
【図1】



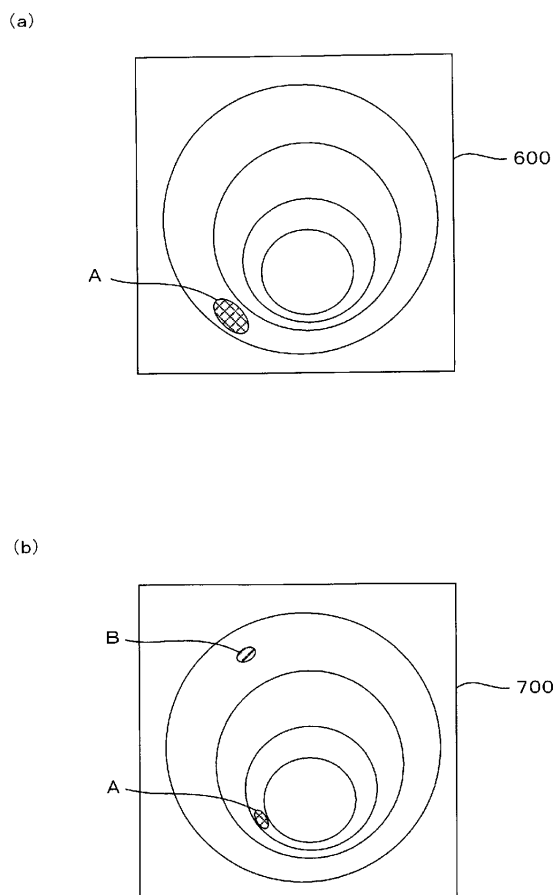
【図2】



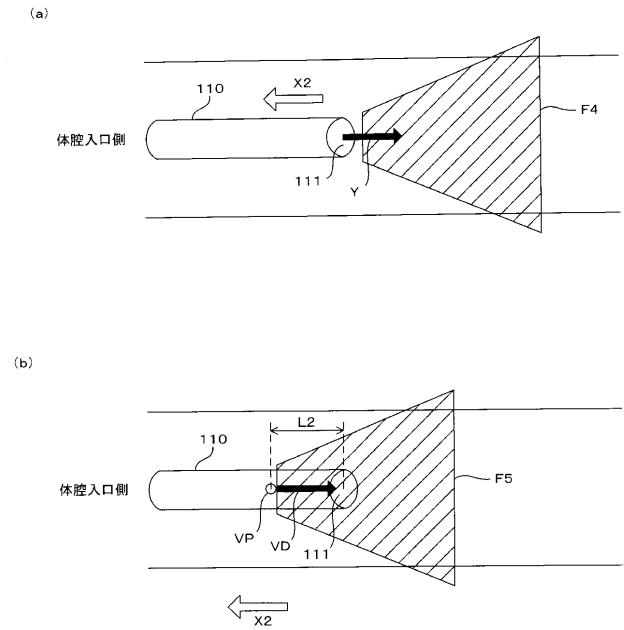
【図 3】



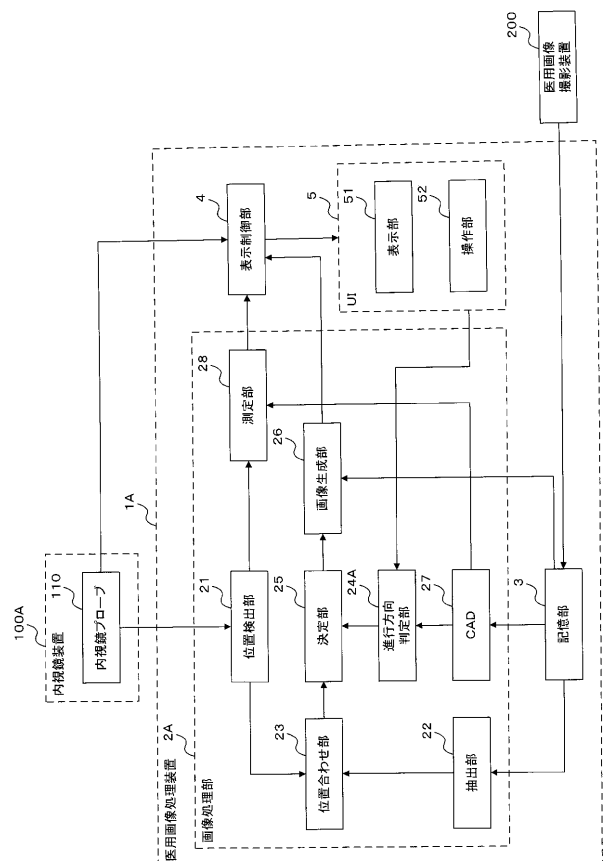
【図 5】



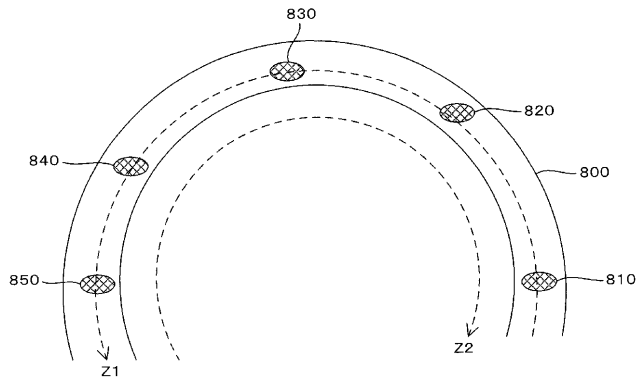
【図 4】



【図 6】

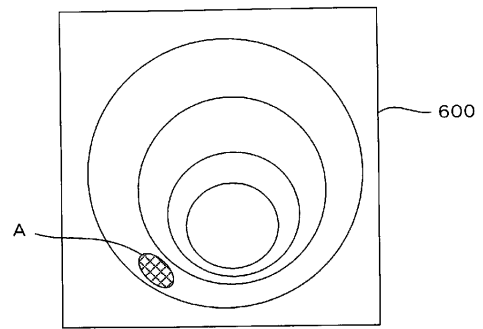


【図 7】

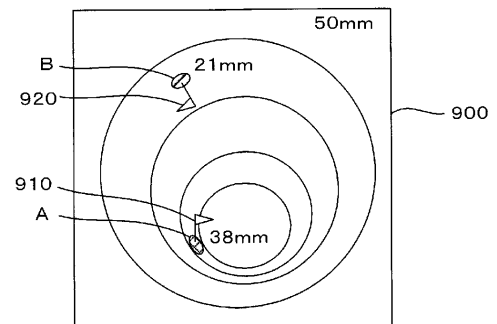


【図 8】

(a)



(b)



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

F ターム(参考) 4C061 GG22 HH51 JJ11 SS21 TT20 WW13
4C093 AA22 AA26 AA30 CA23 CA33 DA01 FF16 FF17 FF19 FF20
FF22 FF32 FF33 FF37 FF42 FG13
4C096 AA18 AB36 AB46 AC05 AD14 AD15 DC19 DC20 DC21 DC23
DC32 DC33 DC36 DD13
4C161 GG22 HH51 JJ11 SS21 TT20 WW13

专利名称(译)	医学图像处理设备和医学图像处理程序		
公开(公告)号	JP2011139797A	公开(公告)日	2011-07-21
申请号	JP2010002230	申请日	2010-01-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	青柳康太 山形仁		
发明人	青柳 康太 山形 仁		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03 A61B5/055 A61B1/04		
CPC分类号	A61B6/032 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/04 A61B5/06 A61B5/062 A61B6/50 A61B6/5247 G06T1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B6/03.377 A61B6/03.360.G A61B5/05.380 A61B5/05.390 A61B1/04.370 A61B1/00.V A61B1/00.552 A61B1/01 A61B1/04 A61B1/045.618 A61B1/045.623 A61B5/055.380 A61B5/055.390		
F-TERM分类号	4C061/GG22 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/SS21 4C061/TT20 4C061/WW13 4C093/AA22 4C093/AA26 4C093/AA30 4C093/CA23 4C093/CA33 4C093/DA01 4C093/FF16 4C093/FF17 4C093/FF19 4C093/FF20 4C093/FF22 4C093/FF32 4C093/FF33 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FG13 4C096/AA18 4C096/AB36 4C096/AB46 4C096/AC05 4C096/AD14 4C096/AD15 4C096/DC19 4C096/DC20 4C096/DC21 4C096/DC23 4C096/DC32 4C096/DC33 4C096/DC36 4C096/DD13 4C161/GG22 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/SS21 4C161/TT20 4C161/WW13 4C161/JJ10		
其他公开文献	JP5457841B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种医学图像处理设备，其能够以易于理解的方式生成表示内窥镜的视野的虚拟内窥镜图像，对应于由内窥镜获取的内窥镜图像。位置检测单元检测内窥镜探头的位置和方向。存储单元3存储表示由诸如X射线CT设备的医学成像设备产生的管状组织的医学图像数据。图像生成单元26使用与内窥镜探头110的位置隔开预定距离的位置作为视点，基于医学图像数据生成表示管状组织内部的虚拟内窥镜图像数据。显示控制单元4使显示单元51显示内窥镜图像和虚拟内窥镜图像。[选图]图1

