

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) **公開特許公報(A)**

(11) 特許出願公開番号

特開2007-244746

(P2007-244746A)

(43) 公開日 平成19年9月27日(2007.9.27)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A61B 1/00 (2006.01)

A61B 1/00 300D

4 C O 6 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

5 C O 5 4

HO4N 7/18 (2006.01)

HO4N 7/18 M

A 6 1 B 1/00 A

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-74892 (P2006-74892)

(22) 出願日 平成18年3月17日 (2006. 3. 17)

(71) 出願人 304050923

オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 浅田 大輔

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

(72) 発明者 半田 啓二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

[最終頁に続く](#)

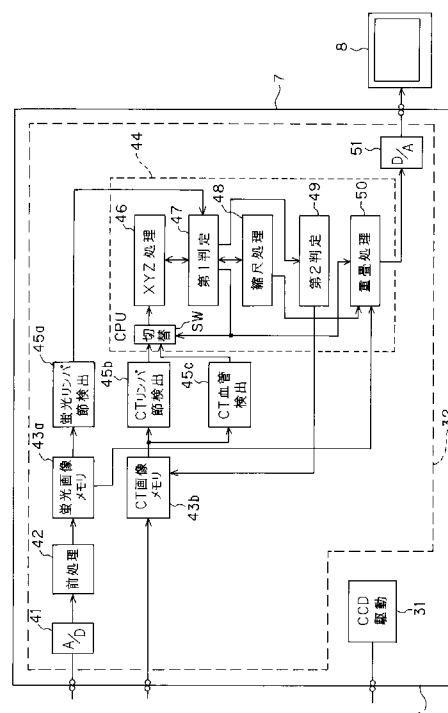
(54) 【発明の名称】 観察システム

(57) 【要約】

【課題】流量が小さいリンパ管或いはリンパ節に対する内視鏡画像中に、流量が大きい血管走行の推定ができる画像を合成できる観察システムを提供する。

【解決手段】蛍光画像メモリ43aから検出された蛍光リンパ節等の画像データを参照画像として、CT画像メモリ43bから検出されたCTリンパ節等の3次元の画像データはCPU44による調整処理機能で構成されるXYZ処理部46で断面方向のパラメータに対応する2次元画像データに変換され、第1判定部47で両画像データのサイズ等の一致が判定され、一致しない場合には縮尺処理部48で拡大若しくは縮小の処理を行う等して両画像が一致するように調整処理した後、蛍光画像にCT血管画像を重畳した合成画像を生成し、この合成画像をモニタ8に表示する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

蛍光物質が投与された生体における血液の流量が小さいリンパ節及びリンパ管の少なくとも一方と血液の流量が大きい血管とを含む対象部位に対して励起光が照射された状態における前記蛍光物質が発生する蛍光を内視鏡の蛍光撮像手段により受光し、前記蛍光撮像手段から光電変換されて出力される撮像信号が入力され、前記撮像信号に対する信号処理を行い、前記リンパ節及びリンパ管の少なくとも一方の基準画像を含む蛍光画像を第 1 の画像として生成する映像信号を生成する映像処理手段と、

3 次元画像生成手段により、前記対象部位における前記リンパ節及びリンパ管の少なくとも一方と前記血管とを含む 3 次元の画像が入力され、前記 3 次元の画像から 2 次元の第 2 の画像を生成すると共に、前記第 2 の画像における前記基準画像に対応する対応画像を、前記基準画像の位置及びサイズに合わせる調整処理を行う調整処理手段と、

前記調整処理手段により調整処理された後の調整状態で、前記 2 次元の画像における少なくとも前記血管部分の画像を前記蛍光画像に合成する合成手段と、

を具備したことを特徴とする観察システム。

【請求項 2】

さらに、前記蛍光物質が投与された生体における前記対象部位に対して、前記蛍光物質を選択的に励起させる所定の波長帯の励起光を照射する励起光照射手段と、

前記蛍光物質が発生する蛍光を受光して、前記蛍光の強度がピークとなる波長帯を透過し、かつ前記励起光の波長帯の透過を抑制するフィルタ手段を備えた前記蛍光撮像手段と

を有することを特徴とする請求項 1 に記載の観察システム。

【請求項 3】

前記調整処理手段は、前記対応画像を、前記基準画像の位置及びサイズに合わせる調整処理を行う際、対応画像の方向を調整する方向調整処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の観察システム。

【請求項 4】

血管、リンパ節、リンパ管を含む対象部位に照射する光を発生する光発生手段と、

前記光発生手段と対象部位との間に配置され、蛍光物質を励起する励起光を透過する第 1 フィルタと、

前記蛍光物質の蛍光ピーク付近を含み、前記励起光をカットする特定の波長領域のみを透過する第 2 のフィルタと、

前記第 2 のフィルタを透過した光を受光し、リンパ管及びリンパ節が撮像された第 1 画像を取得する撮像手段と、

予め前記対象部位の血管、リンパ管、リンパ節の位置を記憶した第 2 画像を、前記第 1 画像のサイズ及び位置合わせして重畳する調整処理手段と、

を有することを特徴とする観察システム。

【請求項 5】

さらに前記第 1 画像内の所定のリンパ節又はリンパ管をマーキングするマーキング手段と、前記マーキング手段によりマーキングされたリンパ節又はリンパ管が、時間的に異なるフレームの第 1 画像内においてどの位置になるかの位置補正を行う位置補正手段とを有することを特徴とする請求項 4 に記載の観察システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体における対象部位の脂肪の下層側に存在するリンパ管、リンパ節、血管などを同定するのに適した観察システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、内視鏡装置は、医療分野において広く用いられるようになった。また、従来より

10

20

30

40

50

、血管走行を反射観察によって同定する技術として、近赤外域でのヘモグロビンの吸光ピークを用いて観察する方法がある。しかしながら、この技術では臓器表層面の血管同定は可能であるが、脂肪下層に存在するリンパ管、リンパ節、血管などを同定することは困難となる。

また、特開 2001-299676 号公報には、インドシアニンググリーン（ICG と略記）を、観察の対象部位に注入し、この ICG が発する蛍光画像を撮像することにより、リンパ節を可視画像として表示する装置が開示されている。

【特許文献 1】特開 2001-299676 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0003】

しかし、上記公報の従来例の装置は、脂肪下のリンパ管、リンパ節を同定することはできても、流量の大きい血管に対しては有効に機能しない。つまり、ICG が注入されても流量が大きい血管部分では、注入の時間から急速に ICG が観察対象部位から散逸してしまうため、血管の位置道程もしくは走行位置の推定が困難になる欠点があった。

このため、内視鏡により得られる流量が小さいリンパ管、リンパ節に対する蛍光画像のみでは、内視鏡下の手術等を円滑に行い難い問題があった。

【0004】

（発明の目的）

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、流量が小さいリンパ管或いはリンパ節に対する内視鏡画像中に、流量が大きい血管走行の推定ができる画像を合成できる観察システムを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の観察システムは、蛍光物質が投与された生体における血液の流量が小さいリンパ節及びリンパ管の少なくとも一方と血液の流量が大きい血管とを含む対象部位に対して励起光が照射された状態における前記蛍光物質が発生する蛍光を内視鏡の蛍光撮像手段により受光し、前記蛍光撮像手段から光電変換されて出力される撮像信号が入力され、前記撮像信号に対する信号処理を行い、前記リンパ節及びリンパ管の少なくとも一方の基準画像を含む蛍光画像を第 1 の画像として生成する映像信号を生成する映像処理手段と、

30

3 次元画像生成手段により、前記対象部位における前記リンパ節及びリンパ管の少なくとも一方と前記血管とを含む 3 次元の画像が入力され、前記 3 次元の画像から 2 次元の第 2 の画像を生成すると共に、前記第 2 の画像における前記基準画像に対応する対応画像を、前記基準画像の位置及びサイズに合わせる調整処理を行う調整処理手段と、

前記調整処理手段により調整処理された後の調整状態で、前記 2 次元の画像における少なくとも前記血管部分の画像を前記蛍光画像に合成する合成手段と、

を具備したことを特徴とする。

上記構成により、内視鏡を用いて得られる蛍光画像と、3 次元画像生成手段により生成され、前記蛍光画像における基準画像に対応する 2 次元の対応画像の位置及びサイズをその基準画像に合わせる調整処理後における前記 3 次元画像生成手段により生成される血管部分の画像を前記蛍光画像に重畳等で合成するようにしているので、流量が小さいリンパ節或いはリンパ管の蛍光画像と共に、蛍光撮像では得にくい流量が大きい血管部分の画像を合成して、内視鏡画像上で血管部分を推定できるようにしている。

40

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、流量が小さいリンパ管或いはリンパ節の蛍光画像に、流量が大きく蛍光画像として得にくい血管走行を推定できる画像を合成できる。従って、本発明によれば、内視鏡下での手術等を円滑に行い易くなる効果もある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

50

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例１】

【０００８】

図１ないし図５は本発明の実施例１に係り、図１は本発明の実施例１の観察システムの全体構成を示し、図２はカメラコントロールユニットによる画像処理回路の構成を示し、図３は励起フィルタ及び励起光カットフィルタの透過率特性等を示し、図４はＣＴ装置及び内視鏡等により得られる画像を示し、図５は実施例１による処理内容を示す。

図１に示すように本発明の実施例１の観察システム１は、腹部等の患者２内部に先端側が挿入される例えば光学式内視鏡３に、撮像手段を内蔵したカメラヘッド４を装着したカメラ装着内視鏡（以下では、単に内視鏡と略記）５と、光学式内視鏡３に照明光を供給する光源装置６と、カメラヘッド４に内蔵された撮像手段に対する信号処理を行うカメラコントロールユニット（ＣＣＵと略記）７と、このＣＣＵ７から出力される標準的な映像信号が入力されることにより、撮像手段で撮像された内視鏡画像を表示するモニタ８と、患者２の３次元ＣＴ像を得るＣＴ（コンピュータトモグラフィ）装置９とを有する。

【０００９】

光学式内視鏡３は、例えば硬性の挿入部１１と、この挿入部１１の後端に設けられた把持部１２と、この把持部１２の後端に設けられた接眼部１３とを有し、把持部１２の口金にはライトガイドケーブル１４が接続される。

挿入部１１内には照明光を伝送するライトガイド１５が挿通され、このライトガイド１５は把持部１２の側部の口金に接続されるライトガイドケーブル１４を介してその端部に設けたライトガイドコネクタ１６が光源装置６に着脱自在に接続される。

光源装置６内にはランプ点灯制御回路１７から供給されるランプ点灯電源により点灯するキセノンランプ等のランプ１８が設けてあり、このランプ１８は、可視領域の波長帯から近赤外の波長帯をカバーする光を発生する。

【００１０】

このランプ１８の光は、照明光路上に配置された励起フィルタ１９により励起光のみが透過し、さらに集光レンズ２０で集光されてライトガイドケーブル１４のライトガイドを経て、光学式内視鏡３のライトガイド１５に照明光が入射される。そして、このライトガイド１５に入射された照明光は、その先端側に導光（伝送）される。そして、上記ライトガイド１５の先端面から、この励起光がライトガイド１５の先端面から患者２の内部の観察する対象部位２１側に照射される。

本実施例においては、インドシアニンググリーン（ＩＣＧと略記）を観察の対象部位に注入するため、この励起フィルタ１９は、図３に示すように例えば６８０ｎｍ～７８０ｎｍ付近の波長帯域を透過するように設定されている。なお、図３における点線で示す符号２２で示す特性はリンパ液と混合したＩＣＧの吸光特性を示す。また、１点鎖線で示す符号２３の特性がＩＣＧが発生する蛍光の強度分布を示している。

【００１１】

このように励起フィルタ１９による略７３０ｎｍ付近を中心波長した上記６８０ｎｍ～７８０ｎｍ付近の波長帯域の透過特性は、蛍光物質としてのＩＣＧを選択的に励起させるように、ＩＣＧの吸光特性と蛍光を発生する特性を考慮して設定されている。なお、６８０ｎｍ～７８０ｎｍ付近の波長帯域は、後で説明する図３に示すような励起光カットフィルタ２９と重なり合わないよう、かつできるだけＩＣＧの吸収ピーク波長帯を含むように、ＩＣＧの最大の吸収ピークとなる波長から少し離れた波長帯でかなり吸収が大きい波長帯となっている。

また、挿入部１１の先端部は、例えばリング状にライトガイド１５が配置されており、そのリング内の中央に対物レンズ２４が配置されている。この対物レンズ２４の結像位置側には、光学像を伝送するリレーレンズ系２５が配置されている。

そして、この対物レンズ２４は、対象部位２１側から入射される光を集光して、その結像位置に光学像を結び、その光学像は、挿入部１１内に配置されたリレーレンズ系２５により、挿入部１１の後方の接眼部１３側に伝送される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 2 】

伝送された光学像は、図 1 に示すように接眼部 1 3 に設けた接眼レンズ 2 6 を経て拡大観察可能となる。この接眼部 1 3 にカメラヘッド 4 が装着された場合には、カメラヘッド 4 内の撮像レンズ 2 7 を介して伝送された光学像が、近赤外まで受光感度のある撮像素子としての例えば、電荷結合素子（ＣＣＤと略記） 2 8 に結像される。また、このＣＣＤ 2 8 の直前となる撮像光路中には、励起光をカットし、ＩＣＧによる蛍光波長を透過する励起光カットフィルタ 2 9 が配置されている。

この励起光カットフィルタ 2 9 は、図 3 に示すように対象部位 2 1 に注入されたＩＣＧが発生する蛍光の強度ピークを透過し、かつ励起光を透過しない特性に設定されている。

10

このため、図 3 の例では、励起光カットフィルタ 2 9 は、ＩＣＧの蛍光の強度ピークとなる波長の 8 3 0 n m を含むようにこの波長より少し短波長の値から 8 3 0 n m よりも長波長側、例えば 1 0 0 0 n m までを透過する特性に設定されている。図 3 においては、1 0 0 0 n m より長波長側も透過する例で示している。

【 0 0 1 3 】

従って、カメラヘッド 4 側には、対象部位 2 1 側から励起光で反射された反射光と共にＩＣＧが発生する蛍光が入力されてくるが、この励起光カットフィルタ 2 9 により、反射光は遮光され、ＣＣＤ 2 8 に実際に結像される光学像は、蛍光による画像、つまり蛍光画像となる。このように、ＣＣＤ 2 8 は蛍光撮像手段を構成している。

また、カメラヘッド 4 から延出されたカメラケーブル 3 0 は、ＣＣＵ 7 に接続される。ＣＣＵ 7 は、ＣＣＤ駆動回路 3 1 と、画像処理回路 3 2 とを備え、ＣＣＤ駆動回路 3 1 は、ＣＣＤ 2 8 に対してＣＣＤ駆動信号を印加する。

20

そして、このＣＣＤ駆動信号の印加によりＣＣＤ 2 8 により光電変換され、蛍光撮像に相当する撮像信号（蛍光撮像信号）は、画像処理回路 3 2 に入力される。この画像処理回路 3 2 は、入力される蛍光撮像信号に対して映像信号を生成する映像処理手段を構成している。

【 0 0 1 4 】

そして、画像処理回路 3 2 により生成された映像信号は、モニタ 8 に出力され、モニタ 8 の表示面には、ＣＣＤ 2 8 により撮像された蛍光画像が表示される。

また、このＣＣＵ 7 の画像処理回路 3 2 には、ＣＴ装置 9 により撮像された患者 2 の術前の 3 次元のＣＴ画像が格納される。そして、後述するように、画像処理回路 3 2 により調整処理が行われ、ＣＴ画像における血管の 2 次元画像が、ＣＣＤ 2 8 により撮像された内視鏡画像としての蛍光画像に、例えば重畳により合成されてモニタ 8 に表示される。

30

なお、図 1 に模式的に示すように患者 2 内の対象部位 2 1 を実質的に構成する脂肪組織 3 4 の内部に血管 3 5 とリンパ管 3 6 及びリンパ節 3 7 とが混在して走行している場合、後述するように内視鏡 5 は、血液の流量の小さいリンパ管 3 6 及びリンパ節 3 7 の蛍光画像を撮像する。一方、血液の流量の大きい血管 3 5 部分に対しては、蛍光画像として得にくい。

【 0 0 1 5 】

このため、画像処理回路 3 2 は、この蛍光画像に、3 次元画像生成手段としてのＣＴ装置 9 により得られる血管 3 5 に対する 3 次元画像情報を、蛍光画像に位置及びサイズを合わせる調整処理を行った 2 次元画像にして、蛍光画像に重畳してモニタ 8 に表示する画像処理を行う。

40

このように画像の例えば重畳を行うことにより、内視鏡 5 により得られる蛍光画像上に、流量の大きい血管 3 5 の 2 次元画像を合成して表示することにより、術者は内視鏡画像中において、血管の走行状態を把握若しくは推定できるようにする。

図 2 は、このように蛍光画像に、ＣＴ装置 9 による血管 3 5 の画像を合成する機能を備えた画像処理回路 3 2 の構成を示す。ＣＣＤ 2 8 からの蛍光撮像信号は、第 1 の入力端から A / D 変換器 4 1 によりアナログ信号からデジタルの信号（画像）に変換された後、前処理回路 4 2 に入力される。

50

【 0 0 1 6 】

この前処理回路 4 2 は、入力される画像における例えばハレーション部分を除去する等の前処理を行う。この前処理回路 4 2 から出力される蛍光画像は、蛍光画像メモリ 4 3 a に入力され、蛍光画像メモリ 4 3 a に格納される。

この蛍光画像メモリ 4 3 a に格納された蛍光画像は、蛍光リンパ節検出回路 4 5 a により、蛍光画像中における蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管部分が抽出（検出）され、抽出された蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管部分の画像データは、例えば C P U 4 4 による調整処理機能により構成される X Y Z 処理部 4 6 に参照される基準画像として入力される。

蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管部分の抽出（検出）は、特徴量の抽出機能を備えた画像処理手段により自動で行っても良いが、術者等のユーザがキーボードなどから、抽出する部分、範囲等をマーキング（指定）して、そのマーキングされた部分、範囲等を抽出するようにしても良い。

10

【 0 0 1 7 】

なお、以下の説明では、蛍光リンパ節検出回路 4 5 a により、蛍光画像中における蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管部分を抽出するとして説明するが、これらにおける一方のみでも良いし、さらにその一方における代表的な位置或いは部分でも良い。例えば蛍光リンパ節検出回路 4 5 a により、蛍光画像中における蛍光リンパ節のみ或いはこの蛍光リンパ節の一部でも良い。同様に蛍光リンパ節検出回路 4 5 a により、蛍光画像中における蛍光リンパ管部分やその一部のみを抽出するようにしても良い。また、本実施例は、蛍光画像として、蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管の一方のみを観察するような場合にも適用できる。

20

また、C T 装置 9 から出力される 3 次元の画像データは、第 2 の入力端から C T 画像メモリ 4 3 b に格納される。なお、C T 装置 9 は、C T 撮影により、血管 3 5、リンパ管 3 6、リンパ節 3 7 の 3 次元の C T 画像データを生成することができる。

【 0 0 1 8 】

C T 画像メモリ 4 3 b に格納された 3 次元の C T 画像データは、C T リンパ節検出回路 4 5 b により、C T 画像中における C T リンパ節及び C T リンパ管部分の 3 次元画像データが抽出（検出）され、切替スイッチ S W を介して、例えば C P U 4 4 の調整処理機能により構成される X Y Z 処理部 4 6 に入力される。

上記 C T リンパ節検出回路 4 5 b により、C T 画像中における C T リンパ節及び C T リンパ管部分の 3 次元画像データを抽出（検出）する場合、特徴量の抽出機能を備えた画像処理手段により自動で行っても良いが、術者等のユーザがキーボードなどから、抽出する部分、範囲等をマーキング（指定）して、そのマーキングされた部分、範囲等を抽出するようにしても良い。特にこの場合には、蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管部分側の基準画像と対応する対応部分を対応画像として抽出することが望ましい。

30

【 0 0 1 9 】

C T 画像メモリ 4 3 b から C T リンパ節検出回路 4 5 b により、C T リンパ節等の 3 次元画像データを最初に抽出する場合、例えば患者 2 の体位等の方向に関連する処理回数を示すパラメータ i を初期値 $i = 1$ に設定して、そのパラメータの状態では抽出された C T リンパ節及び C T リンパ管部分の 3 次元画像データが X Y Z 処理部 4 6 に入力される。

また、C T 画像メモリ 4 3 b に格納された C T 画像は、C T 血管検出回路 4 5 c により、C T 画像中における C T 血管部分の 3 次元画像データが抽出（検出）され、切替スイッチ S W を介して X Y Z 処理部 4 6 に入力される。

40

この場合、X Y Z 処理部 4 6 には、（位置及びサイズ合わせの）調整処理時には、C T リンパ節検出回路 4 5 b 側からの 3 次元画像データが入力され、第 1 判定部 4 7 から一致の判定信号が出力されると、この判定信号により切替スイッチ S W が切り替えられて C T 血管検出回路 4 5 c の 3 次元画像データが入力される。

【 0 0 2 0 】

上記のように、X Y Z 処理部 4 6 には、調整処理時には C T リンパ節及び C T リンパ管部分の 3 次元画像データが入力され、この X Y Z 処理部 4 6 は、C T リンパ節及び C T リンパの断面方向のパラメータ j により 2 次元画像データに変換する。

50

つまり、蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管の2次元画像データと比較できるようにするため、XYZ処理部46は、断面方向のパラメータj(初期値j=1)で設定された断面で蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管の3次元画像データを2次元画像データに変換し、その変換した2次元画像データを第1判定部47に出力する。

この第1判定部47は、XYZ処理部46から出力されるCTリンパ節及びCTリンパ管の画像データと、蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管の画像データとの比較判定を行う。そして、閾値Vt以内で一致していると、第1判定部47は、一致の判定信号を重畳処理部50に出力すると共に、切替スイッチSWを切り替える。

【0021】

なお、第1判定部47は、両画像データの比較判定を行う場合、各画像データにおける代表的な複数の点間の距離が両画像データで一致するか否かの比較、つまりサイズが一致しているか否かの比較を行い、この比較判定が閾値Vt以内で一致すると、その後両画像データでの代表点の位置が平行移動のみで例えば閾値Vt以内で一致するか否かの位置の比較判定を行う。そして、サイズ及び位置が一致していると、第1判定部47は、一致の判定信号を出力する。

この場合には、CT血管検出回路45cにより検出されたCT血管部分の3次元の画像データがXYZ処理部46での断面方向の2次元画像データに変換され、この2次元画像データが第1判定部47を介して重畳処理部50に出力される。なお、この場合、第1判定部47は、平行移動により位置合わせするオフセット調整を行う。

【0022】

一方、閾値Vt以内で一致しないと判定された場合には、XYZ処理部46から出力されるCTリンパ節及びCTリンパ管の画像データは、第1判定部47を経て縮尺処理部48に送られ、この縮尺処理部48は判定結果(比較結果)に応じて、CTリンパ節及びCTリンパ管の画像データに対して拡大或いは縮小する処理を行う。なお、位置のみが一致していない場合には、第1判定部47から第2判定部49にその情報が送られる。

つまり、縮尺処理部48は、CTリンパ節側が蛍光リンパ節側より大きいと判定された場合には所定の縮小率で縮小処理を行い、逆にCTリンパ節側が蛍光リンパ節側より小さいと判定された場合には所定の拡大率で拡大処理を行う。

この縮尺処理部48で縮尺処理された画像データは、再び第1判定部47に入力され、比較判定され、拡大或いは縮小の処理及び判定処理が繰り返される。

【0023】

そして、第1判定部47が閾値Vt以内で一致する判定した場合には、第1判定部47は、上記のように一致の判定信号を重畳処理部50に出力する。この場合には、この状態での断面方向及び縮尺で、CT血管の画像データが縮尺処理部48を経て重畳処理部50に入力され、重畳処理部50は、CT血管の画像データと蛍光リンパ節検出回路45aの蛍光画像データとを重畳した重畳画像を出力する。

一方、第1判定部47は縮尺処理部48による縮尺処理を繰り返し行っても、閾値Vt以内で一致しないと判定した場合には、XYZ処理部46の断面方向のパラメータjを変更する。そして、異なる方向で同様の処理を行う。このようにしてXYZ処理部46の断面方向のパラメータjを変更して処理する回数が所定回数nを超えた場合、及びサイズは一致するが位置が一致しない場合には、第1判定部47はその判定結果の情報を第2判定部49に出力する。

【0024】

第2判定部49は、体位方向等に関連する処理パラメータiがm以内である場合には、このパラメータiを変更する信号をCT画像メモリ43bに送り、CTリンパ節検出回路45bにより抽出されるCTリンパ節等の方向を変更してXYZ処理部46に出力させる。このようにして、処理パラメータiを変更してCPU44は同様の処理を行う。

重畳処理部50は、第1判定部47から一致の判定信号が出力されると、上記重畳画像をD/A変換器51に送り、このD/A変換器51は、重畳画像データをアナログの画像信号(映像信号)に変換してモニタ8に出力し、モニタ8の表示面には蛍光画像とCT画

10

20

30

40

50

像とが重畳された重畳画像が表示される。

なお重畳処理部 50 は、第 1 判定部 47 から一致の判定信号が入力されていない場合には、蛍光画像メモリ 43 a に格納された蛍光画像を重畳処理することなくスルーして D/A 変換器 51 に出力する。或いは、蛍光画像メモリ 43 a に格納されている蛍光画像は、重畳処理部 50 から出力する重畳画像とずらした状態でモニタ 8 に常時出力されるようにし、この蛍光画像がモニタ 8 に常時表示される構成にしても良い。

【0025】

このような構成による本実施例の動作を図 5 のフローチャートを参照して以下に説明する。

図 5 の最初のステップ S1 において、内視鏡 5 による外科手術を行おうとする患者 2 に対して、手術を行おうとする対象部位周辺部を含むようにして、CT 装置 9 によって CT 撮影が行われ、CT 装置 9 は 3 次元 CT 画像を生成する。この 3 次元 CT 画像は、CT 装置 9 と接続された CCU 7 の CT 画像メモリ 43 b に格納される。 10

図 4 (A) は、CT 装置 9 により得られる CT 画像例を示す。なお、図 4 (A) は所定方向から見た場合の CT 画像例を模式的に示している。例えば、図 1 に示す対象部位 21 内に血管 35、リンパ管 36 及びリンパ節 37 が含まれている場合には、これに対応して血管 35 a、リンパ管 36 a、リンパ節 37 a の CT 画像が得られる。

【0026】

次のステップ S2 において、外科手術を行う術者は、患者 2 の対象部位 21 周辺部に蛍光物質としての ICG を注射等で投与若しくは注入する処置を行う。次のステップ S3 において術者は、患者 2 の体内に内視鏡 5 の挿入部 11 を挿入し、対象部位 21 に対する蛍光観察を開始する。 20

この蛍光観察を開始すると、CCU 7 により、内視鏡 5 で得られる蛍光画像がモニタ 8 に内視鏡画像として表示される。この場合には、図 4 (B) に示すように ICG の投与による蛍光を撮像することにより、血液の流量が小さい部分、つまり ICG も滞留し易いリンパ管 36 b 及びリンパ節 37 b の蛍光画像が表示される。なお、参考の画像表示例として図 4 (D) は、蛍光観察でなく、反射光による通常観察の場合の画像表示例を示す。この場合には、励起フィルタ 19 を透過した励起光を、励起光カットフィルタ 29 で全てカットして撮像を行っているので、画像は殆ど得られない撮像条件となっており、観察したい画像を 2 点鎖線で示している。 30

【0027】

上記蛍光画像の表示と共に、CCU 7 内の画像処理回路 32 は、ステップ S4 以下の処理を開始し、CT 装置 9 により得られる CT 画像（より具体的には CT 血管画像）を内視鏡 5 により得られる蛍光画像のサイズ及び位置合わせした重畳画像を生成する処理を行う。

つまり、ステップ S4 に示すように CT リンパ節検出回路 45 b は、CT 画像メモリ 43 b から CT リンパ節及び CT リンパ管の 3 次元の画像データを抽出して、CPU 44 の XYZ 処理部 46 に出力する。この場合、CT リンパ節検出回路 45 b により抽出される 3 次元の画像データは、患者 2 の体位等の方向に関連した処理パラメータ i が初期値 1 に設定されたものとなる。このパラメータ i の値を変更することにより、異なる方向（方位）の 3 次元の画像データが CT リンパ節検出回路 45 b により抽出される。 40

【0028】

ステップ S5 に示すように XYZ 処理部 46 は、3 次元から 2 次元の CT リンパ節及び CT リンパ管の画像データに変換し、その画像データを第 1 判定部 47 に出力する。

この場合、XYZ 処理部 46 は、断面方向のパラメータ j を初期値 1 に設定している。第 1 判定部 47 はステップ S6 a に示すように、CT リンパ節側の画像データと蛍光リンパ節側の画像データとがサイズ及び（平行移動のみの調整で）位置が閾値 Vt 以内で一致しているか否かの比較判定を行う。

そして、一致していると判定した場合には、ステップ S7 に示すように第 1 判定部 47 は、一致しているとの判定信号により切替スイッチ SW を切替える。そして、CT 画像メ 50

モリ 4 3 b から C T 血管検出回路 4 5 c で抽出された C T 血管画像の 3 次元画像データが X Y Z 処理部 4 6 で 2 次元画像データに変換され、第 1 判定部 4 7 , 縮尺処理部 4 8 を経て重畳処理部 5 0 に入力されるようにする。

【 0 0 2 9 】

つまり、ステップ S 6 a の判定結果により、C P U 4 4 によるサイズ及び位置合わせの調整処理状態 (パラメータ i, j, k の設定状態) は、蛍光画像と、これに対応する対応画像としての C T 画像 (2 次元画像) とが一致した状態となっているので、この調整処理状態のままで C T 画像における血管の 2 次元画像を C P U 4 4 部分で生成し、この 2 次元画像を重畳処理部 5 0 に送る。なお、両画像がサイズが一致し、平行移動のみによる位置ずれ分は、その平行移動量のオフセット補正で解消される。

10

次のステップ S 8 に示すように重畳処理部 5 0 により C T 血管画像と、蛍光リンパ節検出回路 4 5 a を経て抽出された蛍光リンパ節側の蛍光画像とが重畳され、モニタ 8 には図 4 (C) に示すような合成画像が表示されるようになる。なお、図 5 においてステップ S 8 の処理の後、再びステップ S 3 に戻り、異なるフレームでの内視鏡画像 (蛍光画像) に対して同様の処理を行うようにしても良い。

【 0 0 3 0 】

一方、第 1 判定部 4 7 は、ステップ S 6 a における判定処理において、一致していないと判定した場合には、ステップ S 6 b に示すようにサイズが一致しているか否かの判定を行う。サイズが一致しており、平行移動においても位置が一致しない場合には、(C T 画像の方位の変更が必要になるため)、第 1 判定部 4 7 、パラメータ i を 1 つ増大する処理 (ステップ S 1 5) を経てステップ S 4 の処理に戻す。

20

一方、サイズが一致していない場合には、ステップ S 9 に示すように第 1 判定部 4 7 は、比較結果の情報と共に、C T リンパ節側の画像データを縮尺処理部 4 8 に送る。

縮尺処理部 4 8 は、比較結果に応じて、C T リンパ節側の画像データを一定比率で拡大或いは縮小する処理を行い、第 1 判定部 4 7 に戻す。

【 0 0 3 1 】

第 1 判定部 4 7 は、縮尺処理部 4 8 から拡大或いは縮小処理された C T リンパ節側の画像データが入力される縮尺処理回数のパラメータ k の初期値を 1 から順次計数し、そのパラメータ k の値が例えば所定回数 p 以上か否かの判定を行う (ステップ S 1 0)。そして、 $k < p$ を満たさない場合には、第 1 判定部 4 7 は、 $k = k + 1$ (ステップ S 1 1) にして、ステップ S 6 a の比較処理を繰り返す。

30

一方、 $k > p$ の条件を満たす場合には、ステップ S 1 2 に示すように第 1 判定部 4 7 は、パラメータ j が所定回数 n 以上か否か、つまり $j < n$ か否かの判定を行う。そして、この $j < n$ を満たさない場合には、第 1 判定部 4 7 は、 $j = j + 1$ (ステップ S 1 3) にして、ステップ S 5 の処理に戻るようにする。この場合には断面方向のパラメータを変更して同様の処理を繰り返すことになる。

【 0 0 3 2 】

また、ステップ S 1 2 の条件を満たす場合には、ステップ S 1 4 に示すように第 1 判定部 4 7 は、パラメータ i が所定回数 m 以上か否か、つまり $i < m$ か否かの判定を行う。そして、この $i < m$ を満たさない場合には、第 1 判定部 4 7 は、 $i = i + 1$ (ステップ S 1 5) にして、ステップ S 4 の処理に戻るようにする。この場合には処理パラメータ i を変更して同様の処理を繰り返すことになる。

40

また、ステップ S 1 4 の判定処理において、 $i < m$ の条件を満たす場合には、サイズを調整して重畳するための処理を終了する。この場合は、例えば設定されたパラメータの範囲、条件下では、C T 画像と蛍光画像とを重畳する条件に適した条件に設定することができなかつたような場合に相当する。従って、この場合には、術者は、パラメータの範囲等を変更することにより、解消することができる。

【 0 0 3 3 】

このように動作する本実施例は、C T 装置 9 により得られた C T 画像中の C T リンパ節及びリンパ管のサイズ及び位置を、内視鏡 5 により得られる蛍光画像中の蛍光リンパ節及

50

びリンパ管のサイズ及び位置に合わせる調整処理を行う。そして、本実施例は、この調整処理された状態でＣＴ血管の画像を内視鏡５により得られる蛍光画像に重畳してモニタ８で表示する構成にしている。

従って本実施例によれば、内視鏡５により蛍光観察の状態においても血管の画像が蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管と共に同時に表示できるようになる。つまり蛍光画像中に血管の走行状態を推定若しくは把握できる画像が合成されて表示されるので、術者は外科手術等を適切に行い易くなる。

【００３４】

なお、上述の説明においては、蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管に、ＣＴリンパ節及びＣＴリンパ管のサイズ及び位置を合わせる調整処理を行うようにしているが、これらの一方のサイズ及び位置を合わせる調整処理を行うようにしても良い。例えば、蛍光リンパ節に対し、対応画像となるＣＴリンパ節のサイズ及び位置を合わせる調整処理を行うようにしても良い。

なお、内視鏡５により得られる蛍光画像と、この蛍光画像にＣＴ装置９による蛍光画像のサイズ及び位置合わせした２次元の少なくとも血管を含むＣＴ画像を重畳した合成画像とを隣接して表示するようにしても良い。

また、この場合、合成画像における２次元ＣＴ画像側としては、血管以外のリンパ節、リンパ管も同時に重畳等して合成しても良い。

【実施例２】

【００３５】

次に図６から図８を参照して、本発明の実施例２を説明する。

図６は本発明の実施例２の観察システム１Ｂの全体構成を示す。この観察システム１Ｂは、光学式内視鏡３及びカメラヘッド４Ｂからなる内視鏡５Ｂと、光源装置６Ｂと、ＣＣＵ７Ｂと、モニタ８と、ＣＴ装置９とから構成される。なお、実施例１と同じ構成要素には、同じ符号を付け、その説明を省略する。

本実施例は、実施例１の観察システム１において、さらに通常観察も行えるようにしたものである。このため、図６に示す観察システム１Ｂにおいては、図１のカメラヘッド４に設けた励起光カットフィルタ２９の代わりに、例えばモータ６１により光路中に配置されるフィルタが切り替えられる切替フィルタ６２が設けたカメラヘッド４Ｂが採用されている。

【００３６】

この切替フィルタ６２は、図７に示すように励起光カットフィルタ２９と通常フィルタ６３とがモータ６１（図６参照）の回転軸の周方向に設けてある。そして、カメラヘッド４Ｂに設けた観察モード切替スイッチ６４の切替操作により、光路中に配置されるフィルタを、これらのフィルタ２９、６３の一方となるように切り替えることができる。なお、通常フィルタ６３は、可視領域の光を透過するフィルタで構成されている。

また、本実施例における光源装置６Ｂは、図１の光源装置６において、励起フィルタ１９の代わりに、モータ６５により照明光路中に配置されるフィルタが切り替えられる切替フィルタ６６が設けてある。

この切替フィルタ６６は、図８に示すように通常フィルタ６３と励起フィルタ１９とが設けたものである。つまり、この切替フィルタ６６は、図７に示した切替フィルタ６２において、励起光カットフィルタ２９の代わりに励起フィルタ１９が設けられたもので構成されている。

【００３７】

図６に示すように観察モード切替スイッチ６４により切替操作が行われると、その切替指示信号は、モータ６１を駆動すると共に、ＣＣＵ７Ｂを経て光源装置６Ｂ内のモータ６５も連動して駆動する。

つまり、術者等のユーザは、観察モード切替スイッチ６４を切替操作して、通常観察モードを選択すると、光源装置６Ｂ内及びカメラヘッド４Ｂ内の切替フィルタ６６及び６２は、それぞれ通常フィルタ６３が光路中に配置される状態になる。

一方、ユーザが蛍光観察モードを選択すると、光源装置 6 B 内の切替フィルタ 6 6 は光路中に励起フィルタ 1 9 が、カメラヘッド 4 B 内の切替フィルタ 6 2 は光路中に励起光カットフィルタ 2 9 が配置される状態となる。この場合には、実質的に実施例 1 と同様の構成となる。

【 0 0 3 8 】

また、本実施例における C C U 7 B は、図 1 の C C U 7 において、さらに通常画像に対する通常画像処理機能を備えた構成となっている。具体的には、図 2 に示す画像処理回路 3 2 において、前処理回路 4 2 の出力端に設けられた蛍光画像メモリ 4 3 a と並列に通常観察モードで C C D 2 8 で撮像した場合の画像（通常画像）を一時記憶する通常画像メモリを設けた画像処理回路 3 2 B が設けてある。

10

そして、通常観察モードが選択された場合には、C C D 2 8 で撮像した通常画像を通常画像メモリに格納し、この通常画像メモリに格納された通常画像を所定周期で読み出し、D / A 変換器 5 1 を経てモニタ 8 に出力する。

【 0 0 3 9 】

また、本実施例においては、画像処理回路 3 2 B には、キーボード 6 8 が接続されており、術者等のユーザは、このキーボード 6 6 から図 5 に示した処理を行う場合における各種のパラメータの値、範囲の指定などを行うことができるようにしている。

また、実施例 1 においても述べたように、図 5 の処理を行う場合、蛍光画像からサイズ及び位置合わせに際に比較される部分の基準画像として使用される蛍光リンパ節及び蛍光リンパ管の画像部分を抽出する場合、ユーザはキーボード 6 8 からマーキングを行い、このマーキングされた部分を抽出することができるようにしている。また、C T 画像側に対しても基準画像にサイズ及び位置合わせする際の対応画像となる C T リンパ節及び C T リンパ管部分を抽出する場合にも、上記基準画像に対応する部分をマーキングして、その部分を抽出できるようにしている。

20

【 0 0 4 0 】

なお、キーボード 6 8 の他に、マウスやジョイスティック等のポインティングデバイスなどを設けて、ユーザはマウスなどを操作してパラメータ等の設定を行うようにしても良い。

ユーザは、各種のパラメータを手動入力することにより、C T 画像を蛍光画像のサイズ及び位置合わせする調整処理を行う場合、無駄なパラメータの設定条件で処理することを少なくし、サイズ及び位置合わせの処理を短時間で行うことができるようになる。

30

また、上記のようにユーザがサイズ及び位置合わせする際における基準画像及び対応画像を指定（マーキング）することにより、時間的に異なるフレームにおける蛍光画像に対してもサイズ及び位置合わせする処理を円滑に行うことができる。

また、この場合、最初にサイズ及び位置合わせした際のパラメータ等の条件を、時間的に後のフレーム（1 / 3 0 s e c の後のフレームに限らず、適宜の周期のフレーム）で同様にサイズ及び位置合わせする際の初期値に設定（例えば C P U 4 4 はその情報を不揮発性のメモリとしての例えば E E P R O M に記憶しておき、前記後のフレームにおいてその情報を読み出して使用）して、サイズ及び位置合わせの調整処理を行うことにより、短時間にサイズ及び位置合わせすることができる。

40

【 0 0 4 1 】

また、このように時間的に異なるフレームにおいて、サイズ及び位置合わせを行う場合、例えば時間的に位置が移動する可能性がある基準画像側における最初にマーキングされた部分を、時間的に異なるフレームにおける対応する部分に位置補正させる処理を例えば C P U 4 4 で行うようにしても良い。

このようにして、基準画像側で最初にマーキングされた部分が、時間的に後になる蛍光画像において位置が移動しても基本的に同じマーキングされた部分が基準画像として保持できると、C T 画像側でこれにサイズ及び位置を一致させる調整処理が、簡単になる。

【 0 0 4 2 】

つまり、C T 画像側でサイズ及び位置合わせする際、最初に蛍光画像における基準画像

50

部分とＣＴ画像側での対応画像とのマーキングを行っておけば、その後は蛍光画像が移動して基準画像も移動しても、その基準画像が位置補正して保持される。このため、ＣＴ画像側における対応画像部分として（基準画像に対応するものの判別を行うことを不用として）同じものを使用でき、サイズ及び位置を一致させる調整処理が、簡単になる。

上記位置補正を行う処理の方法は、例えばＭＰＥＧ２或いは４等における領域の動きベクトルを検出する方法で実現できる。つまり、基準画像部分におけるマーキングされた部分を含む所定領域のブロック部分が異なるフレームにおいてどのブロックに移動しているかを、例えばブロックマッチング法で検出することにより、位置補正ができる。この場合、サイズが変化する場合には、さらにサイズを若干変更する処理も行うようにすると、さらに高精度の位置補正ができる。

10

【００４３】

従って、本実施例によれば、通常画像での観察ができると共に、蛍光観察モードに設定した場合には実施例１のように蛍光画像にＣＴ装置９で得られる血管画像を合成表示することができる。従って、血管の走行状態を推定若しくは把握でき、内視鏡観察下での手術を円滑に行うことができる。

また、本実施例の場合、ユーザ側において、調整処理する際のパラメータ、つまり調整処理を行う際の条件、範囲を適切にでき、無駄な調整処理を省くことができる。

なお、３次元画像生成手段としてＣＴ装置９の場合で説明したが、本発明はこれに限定されるものでなく、例えばＭＲＩ装置による３次元画像を採用しても良い。

また、上述した実施例においては、光源装置６側において励起光を発生する構成にしているが、例えば内視鏡５の先端部に励起光用発光ダイオード（ＬＥＤ）を設け、この励起光用ＬＥＤから励起光を対象部位２１側に照射する構成にしても良い。この場合、可視光で観察するモードがある場合には、可視光で発光する可視光用ＬＥＤを設け、モード切替スイッチで発光させるＬＥＤを切り替えるようにしても良い。

20

【産業上の利用可能性】

【００４４】

内視鏡により得られる蛍光画像中に、その蛍光画像と同じサイズ及び位置で血管の画像を重ねて表示できるようにしているので、内視鏡観察下で外科手術等を行う場合、血管の走行状態を把握でき、円滑な手術ができるようになる。

【図面の簡単な説明】

30

【００４５】

【図１】図１は本発明の実施例１の観察システムの全体構成図。

【図２】図２はカメラコントロールユニットによる画像処理回路の構成を示すブロック図。

【図３】図３は励起フィルタ及び励起光カットフィルタの透過率特性等を示す特性図。

【図４】図４はＣＴ装置及び内視鏡等により得られる画像を示す図。

【図５】図５は実施例１による処理内容を示すフローチャート図。

【図６】図６は本発明の実施例２の観察システムの全体構成図。

【図７】図７はカメラヘッド内の切替フィルタの構成を示す図。

【図８】図８は光源装置内の切替フィルタの構成を示す図。

40

【符号の説明】

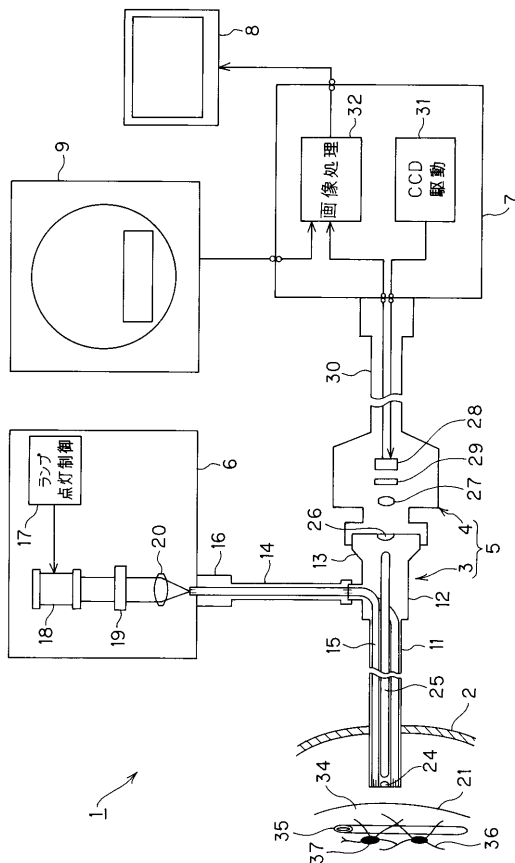
【００４６】

- １ ... 観察システム
- ２ ... 患者
- ３ ... 光学式内視鏡
- ４ ... カメラヘッド
- ５ ... 内視鏡
- ６ ... 光源装置
- ７ ... ＣＣＵ
- ８ ... モニタ

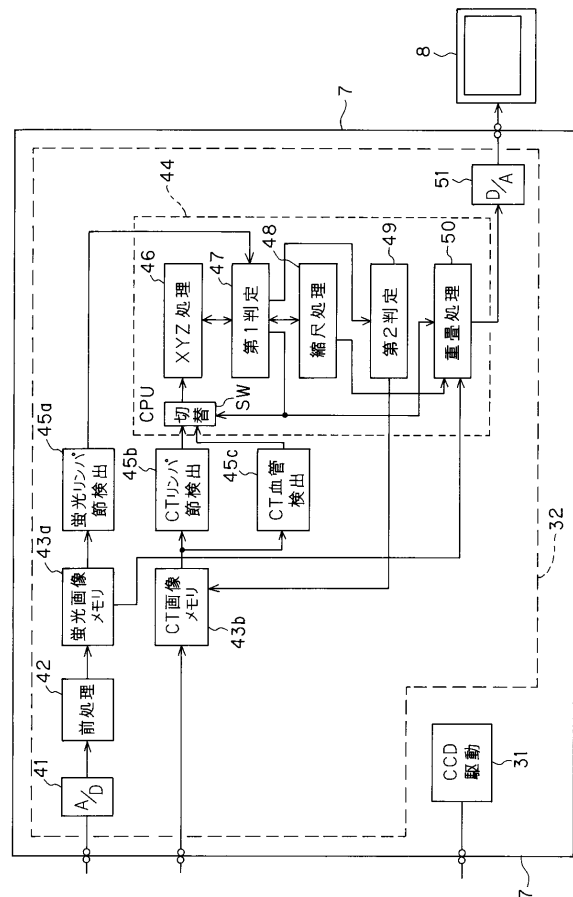
50

- 9 ... C T 装置
- 19 ... 励起フィルタ
- 28 ... C C D
- 29 ... 励起光カットフィルタ
- 32 ... 画像処理回路
- 43 a ... 蛍光画像メモリ
- 43 b ... C T 画像メモリ
- 44 ... C P U
- 45 a ... 蛍光リンパ節検出回路
- 45 b ... C T リンパ節検出回路
- 45 c ... C T 血管検出回路
- 46 ... X Y Z 処理部
- 47 ... 第 1 判定部
- 48 ... 縮尺処理部
- 49 ... 第 2 判定部
- 50 ... 重畳処理部

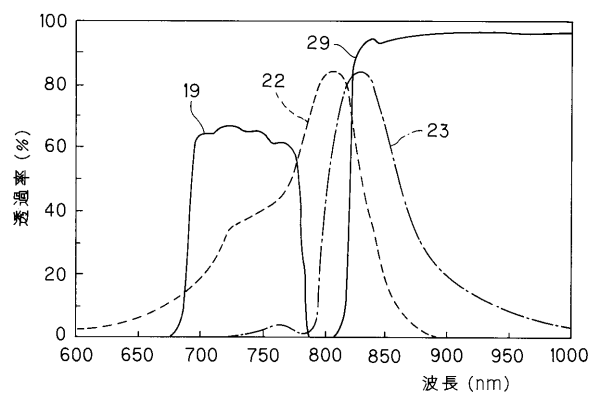
【 図 1 】



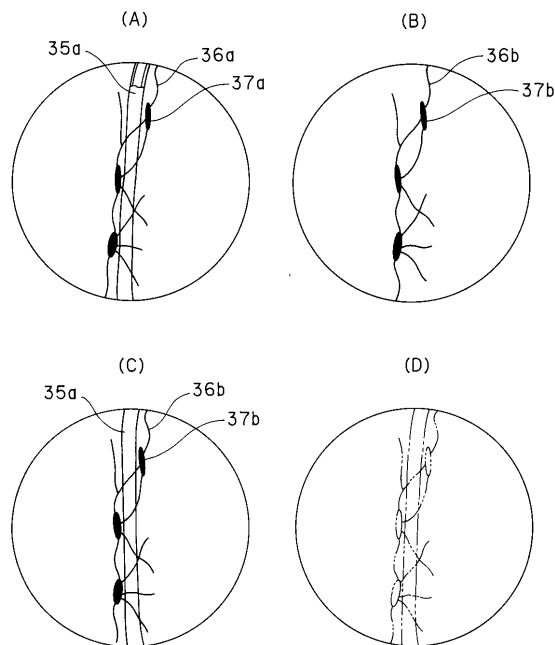
【 図 2 】



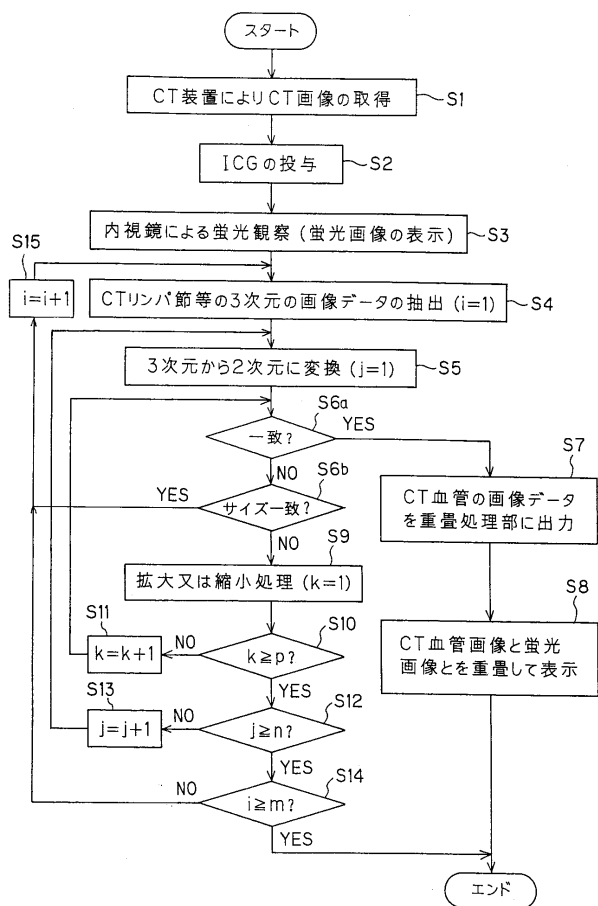
【圖 3】



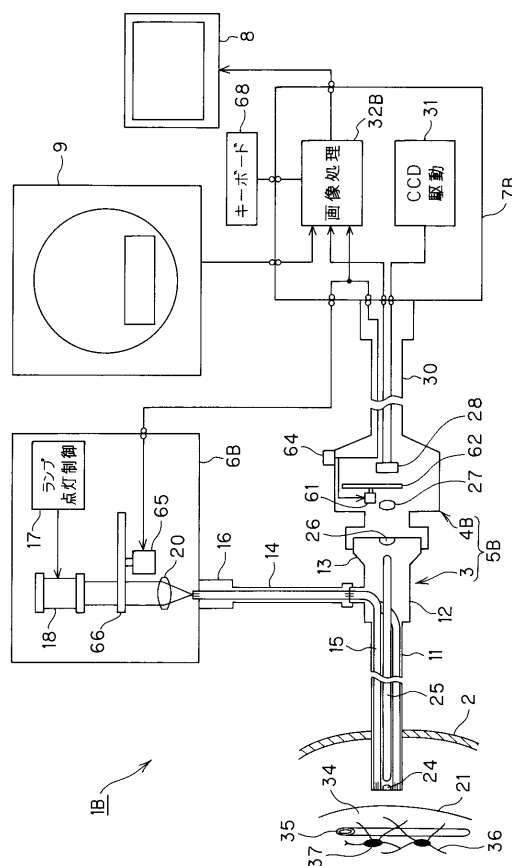
【 図 4 】



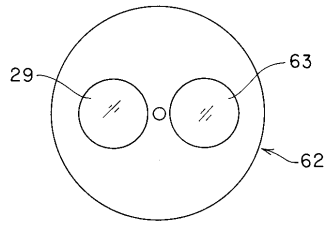
【圖 5】



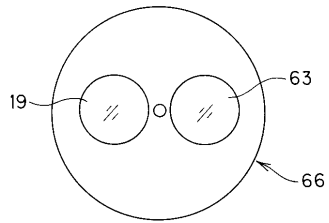
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 西田 浩幸

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 石渡 裕

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 原野 健二

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 AA22 CC06 HH54 LL01 NN01 NN05 QQ04 RR04 RR14 WW04
5C054 CC07 HA12

专利名称(译)	观察系统		
公开(公告)号	JP2007244746A	公开(公告)日	2007-09-27
申请号	JP2006074892	申请日	2006-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	浅田大輔 半田啓二 西田浩幸 石渡裕 原野健二		
发明人	浅田 大輔 半田 啓二 西田 浩幸 石渡 裕 原野 健二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 H04N7/18.M A61B1/00.A A61B1/00.R A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/AA22 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/WW04 5C054/CC07 5C054/HA12 4C161/AA22 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/WW04		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够在内窥镜图像中合成能够估计以高流速运行的血管的图像的观察系统，用于具有小流速的淋巴管或淋巴结。解决方案：从CT图像存储器43b检测的诸如CT淋巴结的三维图像数据由CPU 44的调整处理功能构成，其中从荧光图像存储器43a检测的荧光淋巴结等的图像数据作为参考图像。与要处理的XYZ处理单元46的横截面方向上的参数对应的尺寸图像数据，并且第一判断单元47判断两个图像数据的尺寸等是否匹配，并且当它们彼此不一致时，尺度处理单元48在执行调整处理以使得两个图像匹配之后执行放大或缩小处理之后，生成其中CT血管图像叠加在荧光图像上的合成图像，并且该组合图像显示在监视器8上。The

