

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4334839号  
(P4334839)

(45) 発行日 平成21年9月30日 (2009. 9. 30)

(24) 登録日 平成21年7月3日 (2009. 7. 3)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 B

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

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 6/12 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 6/12

請求項の数 3 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2002-267193 (P2002-267193)  
 (22) 出願日 平成14年9月12日 (2002. 9. 12)  
 (65) 公開番号 特開2004-97696 (P2004-97696A)  
 (43) 公開日 平成16年4月2日 (2004. 4. 2)  
 審査請求日 平成17年5月12日 (2005. 5. 12)

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 秋本 俊也  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内  
 (72) 発明者 大西 順一  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内  
 (72) 発明者 小林 英一  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡観測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

病変近傍まで達してこの病変近傍を観察する内視鏡を有し、この内視鏡で得た病変近傍の観察画像を得る内視鏡観測装置において、

前記内視鏡を用いて前記病変近傍に指標を配置する指標配置手段と、

前記指標配置手段により前記指標を配置した状態で、前記病変近傍と前記内視鏡と前記指標とを含む領域の断層画像データを取得する断層画像データ取得手段と、

前記断層画像データ取得手段で得た断層画像データから得た、前記病変の重心位置情報および前記指標の重心位置情報と、前記内視鏡の視線方向情報とに基づき、前記病変近傍に達した前記内視鏡の先端部の視点からみた場合の病変位置を特定する相対位置特定手段と、

を具備したことを特徴とする内視鏡観測装置。

【請求項 2】

病変近傍まで達してこの病変近傍を観察する内視鏡を有し、この内視鏡で得た病変近傍の観察画像を得る内視鏡観測装置において、

前記内視鏡を用いて前記病変近傍に指標を配置する指標配置手段と、

前記指標配置手段により前記指標を配置した状態で、前記病変近傍と前記内視鏡と前記指標とを含む領域の断層画像データを取得する断層画像データ取得手段と、

前記断層画像データ取得手段で得た断層画像データに基づき、前記病変近傍に達した前記内視鏡の先端部からみた場合の病変位置を特定する相対位置特定手段と、

10

20

を具備し、

前記相対位置特定手段は、前記断層画像データから得た前記病変の重心と、前記内視鏡の先端部の重心と、前記指標の重心とに基づき、前記病変位置を特定する

ことを特徴とする内視鏡観測装置。

【請求項 3】

前記観察画像と、前記病変位置とを合成して合成画像を生成する合成手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡観測装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、内視鏡観測装置に関し、特に例えば気管支等のような体内の管路で生検（生体検査）等を行う際に用いられる内視鏡観測装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、内視鏡は、広く用いられている。内視鏡は、体腔内に細長な挿入部を挿入することで、体腔内の臓器を観察したり、必要に応じて処置具挿入用チャンネル内に挿入した処置具を用いて、生検（生体検査）等、各種治療処置ができる。

【0003】

また、近年、内視鏡検査は、例えば C T（Computed Tomography）装置等により被検体の断層像を撮像して得た 3 次元画像データを用いて患部の診断が行われるようになってきた。

【0004】

このような内視鏡検査に用いられる内視鏡観測装置は、例えば、上記 3 次元画像データに基づいて作成されたナビゲーション画像により、被検体内管路の目的部位まで内視鏡（の挿入部）が導かれるものがある。

そして、上記内視鏡観測装置は、処置具挿通用チャンネルを挿通させた生検鉗子等を用いて生体組織のサンプル（sample）を採取することが行われる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上記従来の内視鏡観測装置は、例えば、気管支での生検（生体検査）時、内視鏡の挿入部が肺の末梢部まで挿入し難い。この場合、上記従来の内視鏡観測装置は、肺の末梢部にある目的部位近傍まで到達可能であるが、目的部位まで到達することが困難である。

このため、上記従来の内視鏡観測装置は、内視鏡観察画像上において、目的部位近傍で盲の状態の上記生検鉗子等を用いて生検（生体検査）を行うこととなる。

【0006】

本発明は、上述した問題点に鑑みてなされたものであり、体腔内管路の末梢部における生診率（生体検査診断率）の向上化が可能な内視鏡観測装置を提供する。

【0007】

【課題を解決するための手段】

本発明の第 1 の内視鏡観測装置は、病変近傍まで達してこの病変近傍を観察する内視鏡を有し、この内視鏡で得た病変近傍の観察画像を得る内視鏡観測装置において、前記内視鏡を用いて前記病変近傍に指標を配置する指標配置手段と、前記指標配置手段により前記指標を配置した状態で、前記病変近傍と前記内視鏡と前記指標とを含む領域の断層画像データを取得する断層画像データ取得手段と、前記断層画像データ取得手段で得た断層画像データから得た、前記病変の重心位置情報および前記指標の重心位置情報と、前記内視鏡の視線方向情報とに基づき、前記病変近傍に達した前記内視鏡の先端部の視点からみた場合の病変位置を特定する相対位置特定手段と、を具備したことを特徴とする。

本発明の第 2 の内視鏡観測装置は、病変近傍まで達してこの病変近傍を観察する内視鏡を有し、この内視鏡で得た病変近傍の観察画像を得る内視鏡観測装置において、前記内視

10

20

30

40

50

鏡を用いて前記病変近傍に指標を配置する指標配置手段と、前記指標配置手段により前記指標を配置した状態で、前記病変近傍と前記内視鏡と前記指標とを含む領域の断層画像データを取得する断層画像データ取得手段と、前記断層画像データ取得手段で得た断層画像データに基づき、前記病変近傍に達した前記内視鏡の先端部からみた場合の病変位置を特定する相対位置特定手段と、を具備し、前記相対位置特定手段は、前記断層画像データから得た前記病変の重心と、前記内視鏡の先端部の重心と、前記指標の重心とに基づき、前記病変位置を特定することを特徴とする。

【 0 0 0 8 】

【 発明の実施の形態 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

10

( 第 1 の実施の形態 )

図 1 ないし図 1 1 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡観測装置を示す全体構成図、図 2 は図 1 の内視鏡観測装置で実行される生検メインのフローチャート、図 3 はランドマークを気管支のターゲット近傍の粘膜に貼り付けた際のモニタ表示例、図 4 は図 3 の生検位置確認のフローチャート、図 5 は観察画像（内視鏡画像）にターゲットが合成された合成画像のモニタ表示例、図 6 は図 3 の対象の位置関係算出のフローチャート、図 7 は目盛りが形成されている生検鉗子を示す概略図であり、図 7 ( a ) は生検カップが閉じている際の生検鉗子を示す概略図、図 7 ( b ) は生検カップが開いている際の生検鉗子を示す概略図、図 8 は長さに応じて着色されている生検鉗子を示す概略図であり、図 8 ( a ) は生検カップが閉じている際の生検鉗子を示す概略図、図 8 ( b ) は生検カップが開いている際の生検鉗子を示す概略図、図 9 は図 3 の生検のフローチャート、図 1 0 は形状の異なるランドマークを最低 2 つターゲット近傍に貼り付けた際のモニタ表示例、図 1 1 は変形例の生検位置確認のフローチャートである。

20

【 0 0 0 9 】

尚、本実施の形態では、気管支内視鏡に本発明を適用した場合を説明する。

【 0 0 1 0 】

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施の形態を備えた内視鏡観測装置 1 は、気管支に挿入可能な気管支内視鏡（以下、単に内視鏡）2 及び、この内視鏡 2 の図示しない撮像手段で撮像して得た内視鏡像を信号処理して標準的な映像信号を生成するカメラコントロールユニット（以下、CCU）3 で構成される内視鏡装置 4 と、被検体の断層像を撮像して 3 次元画像（以下、CT 画像）データを得る CT 装置 5 と、この CT 装置 5 で得た CT 画像データから抽出されるターゲット（目的部位）の位置とこのターゲット（目的部位）近傍に挿入された内視鏡 2 との位置関係を求め、前記 CCU 3 で信号処理された内視鏡画像（以下、観察画像と記す）にターゲット（目的部位）を合成する処理を行う観測装置本体 6 と、この観測装置本体 6 からの合成画像を表示するモニタ 7 とから主に構成されている。

30

【 0 0 1 1 】

前記内視鏡 2 は、細長で可撓性の図示しない挿入部を有して構成される。また、前記内視鏡 2 は、生検鉗子 8 等の処置具を図示しない処置具挿入口から挿入し、図示しない処置具挿通チャンネルを介して前記挿入部先端部に形成されているチャンネル開口から処置具の先端側を突出させて生検などを行うことができるようになっている。

40

【 0 0 1 2 】

また、前記内視鏡 2 は、照明光を伝達する図示しないライトガイドが挿通配設されている。このライトガイドは、図示しない光源からの照明光を伝達するようになっている。前記ライトガイドから伝達された照明光は、前記挿入部先端部に固定された図示しない照明窓の先端面から患部などの被写体を照明するようになっている。

【 0 0 1 3 】

照明された被写体は、前記照明窓に隣接して設けた図示しない観察窓から被写体像が内視鏡 2 へ取り込まれる。この取り込まれた被写体像は、図示しない撮像装置により撮像されて光電変換され、撮像信号に変換されるようになっている。そして、この撮像信号は、図示しない信号ケーブルを伝達し、前記 CCU 3 へ出力される。

50

## 【 0 0 1 4 】

前記ＣＣＵ３は、前記内視鏡２の前記撮像装置からの撮像信号を信号処理して、標準的な映像信号を生成し、この映像信号を前記モニター７に出力して、このモニター７の表示面に観察画像を表示させるようになっている。

## 【 0 0 1 5 】

尚、内視鏡観測装置１は、図示しないが予め前記ＣＴ装置５で得たＣＴ画像データにより生成した仮想の内視鏡画像（以下、ＶＢＳ画像と記す）を構築するナビゲーションユニット（以下、ナビユニット）に接続されるようになっている。そして、このナビユニットは、生成したＶＢＳ画像を内視鏡２（の挿入部先端部）の位置にリンクして前記モニター７に表示させ、ターゲット近傍までの内視鏡２（の挿入部先端部）のナビゲーションを行うように構成されている。

10

## 【 0 0 1 6 】

前記内視鏡２は、前記ナビユニットにより前記モニター７に表示されるＶＢＳ画像で導かれながら例えば、気管支内のターゲット近傍に内視鏡２（の挿入部先端部）が到達されるようになっている。そして、内視鏡観測装置１は、ターゲット近傍で内視鏡観察・処置（生検や治療）等を行うようになっている。

## 【 0 0 1 7 】

ここで、内視鏡観測装置１は、ターゲットを生検（生体検査）によって確認するために、生検鉗子８等で生体組織のサンプル（sample）を採取することが行われるようになっている。

20

## 【 0 0 1 8 】

このとき、後述するように内視鏡観測装置１は、金や白金等の生体安全性を有する金属箔で形成されたランドマーク１０を、指標配置手段である生検鉗子８でターゲット近傍に貼り付けて（図３参照）、このターゲット近傍を前記ＣＴ装置５でＣＴ撮影する。尚、ランドマーク１０は、ＣＴ撮影可能な金属箔で形成されているので、体腔内臓器と容易に区別でき、識別可能である。

そして、内視鏡観測装置１は、ＣＴ画像データからランドマーク１０、ターゲット、内視鏡２の挿入部先端部の位置関係を求め、観察画像上にターゲットを合成して生検位置を確認するようになっている。

## 【 0 0 1 9 】

30

次に、前記観測装置本体６の詳細構成を説明する。

前記観測装置本体６は、前記内視鏡装置４と接続し、観察画像を取得する内視鏡画像入力部１１と、使用している内視鏡２に記憶保持されたＩＤを検出する内視鏡機種検出部１２と、この内視鏡機種検出部１２で検出したＩＤに基づき、予め記録した内視鏡２の光学特性を出力する内視鏡情報記録部１３と、この内視鏡情報記録部１３からの光学特性に基づき、前記内視鏡画像入力部１１で入力された観察画像の画角や歪等のディストーションを補正する画像補正部１４と、この画像補正部１４で補正された観察画像から前記ランドマーク１０を識別する内視鏡側対象識別部１５と、この内視鏡側対象識別部１５で識別されたターゲットの位置関係を算出する内視鏡側位置算出部１６と、断層画像データ取得手段として前記ＣＴ装置５と接続し、このＣＴ装置５のＷＳ（ワークステーション）からＣＴ画像データを取得するＣＴ画像入力部１７と、このＣＴ画像入力部１７で入力されたＣＴ画像データからターゲット、ランドマーク１０、内視鏡２の挿入部先端部を識別するＣＴ側対象識別部１８と、相対位置特定手段として前記ＣＴ側対象識別部１８で識別されたターゲット、ランドマーク１０、内視鏡２の挿入部先端部の位置関係を算出するＣＴ側位置算出部１９と、このＣＴ側位置算出部１９で算出されたＣＴ画像データのターゲット、ランドマーク１０、内視鏡２の位置関係と前記内視鏡側位置算出部１６で算出された観察画像のランドマーク１０の位置関係とから、内視鏡２の挿入部先端部の視点でのターゲットの位置を算出し、観察画像上に合成してこの合成画像を前記モニター７に出力する画像合成部２０とを有して構成される。

40

## 【 0 0 2 0 】

50

また、前記観測装置本体 6 は、図示しないフロントパネルに設けた切換釦の押下操作によりオンし、前記モニタ 7 に表示する画像を観察画像から V B S 画像に切り換える切換部 2 1 と、予め前記 C T 装置 5 で得た C T 画像データによりターゲットまでの V B S 画像を生成し、記録している V B S 画像記録部 2 2 と、切換部 2 1 を介して前記内視鏡画像入力部 1 1 から入力された観察画像上で生検鉗子 8 の種類を識別する鉗子識別部 2 3 と、この鉗子識別部 2 3 で識別された生検鉗子 8 の種類に基づき、入力された観察画像上で生検鉗子 8 の色、又は目盛り（図 8 , 図 9 参照）を識別して生検鉗子 8 の挿入長を判定する鉗子挿入長判定部 2 4 と、この鉗子挿入長判定部 2 4 で判定した生検鉗子 8 の挿入長に応じて、前記 V B S 画像記録部 2 2 で生成記録した V B S 画像を読み込み、前記モニタ 7 に出力する画像参照部 2 5 とを有して構成される。

10

#### 【 0 0 2 1 】

尚、前記切換部 2 1 は、挿入部先端部から生検鉗子 8 を突出させたときを、前記内視鏡画像入力部 1 1 で入力された観察画像から検出して自動的にオンするように構成していても良い。

また、前記観測装置本体 6 は、生検鉗子 8 に接続した光ファイバ先端の明暗（明るさ）を検出するフォトダイオード等の光検出部 2 6 と、この光検出部 2 6 で検出した明暗（明るさ）により、生検鉗子 8 の先端がターゲットに到達して接触した否かを判断し、その結果を V B S 画像に重畳する生検判定部 2 7 とを有して構成される。

#### 【 0 0 2 2 】

このように構成される内視鏡観測装置 1 は、気管支疾患等の内視鏡観察・処置（生検や治療）に用いられる。

20

先ず、術者は、患者の体腔内に経口的或いは経鼻的に内視鏡 2 の挿入部を挿入し、術者が判る所定位置、例えば気管の上端（喉頭部）まで内視鏡 2 の挿入部先端部を進める。このとき、術者は、モニタ 7 に表示される内視鏡 2 で得た観察画像を見ながら、挿入部の挿入を行っている。

#### 【 0 0 2 3 】

そして、術者は、内視鏡 2 の挿入部先端部を所定位置まで進めると、ここからナビユニットを起動し、モニタ 7 に表示される V B S 画像を参照しながら、ターゲットに至る経路に従い、ターゲット近傍まで内視鏡 2 の挿入部の挿入を行う。

#### 【 0 0 2 4 】

30

そして、ターゲット近傍まで内視鏡 2 の挿入部先端部が到達したら、術者は、図 2 に示す生検メインのフローチャートに従って生検（生体検査）を行う。

先ず、術者は、観察画像を見ながら内視鏡 2 の処置具挿通用チャンネルに挿通させた生検鉗子 8 等を用いてランドマーク 1 0 を例えば、図 3 に示すように気管支のターゲット近傍の粘膜に貼り付ける（ステップ S 1 ）。尚、このとき、図示しないが、モニタ 7 は、この表示面に観察画像（内視鏡画像）のみが表示されている。

#### 【 0 0 2 5 】

次に、術者は、このままの状態（内視鏡 2 を挿入した状態）で C T 装置 5 でターゲット近傍を C T 撮影する（ステップ S 2 ）。

そして、術者は、観測装置本体 6 による後述の図 4 に示す生検位置確認のフローチャートに従って、生検位置の確認を行う（ステップ S 3 ）。そして、生検位置の確認が終了したら、術者は、観測装置本体 6 による後述の図 9 に示す生検のフローチャートに従って、生検を行い（ステップ S 4 ）、生検が終了する。

40

#### 【 0 0 2 6 】

次に、図 4 に示す生検位置確認のフローチャートを説明する。

観測装置本体 6 は、図 2 の生検メインのステップ S 2 で得た C T 画像データから抽出されるターゲットの位置と、このターゲット（目的部位）近傍に挿入された内視鏡 2 の挿入部先端部との位置関係を求め、観察画像にターゲットを合成する生検位置確認処理を行う。

#### 【 0 0 2 7 】

先ず、観測装置本体 6 は、C T 装置 5 の W S から C T 画像データを C T 画像入力部 1 7 で

50

入力される（ステップS 1 1）。

次に、観測装置本体 6 は、C T 画像入力部 1 7 から入力された C T 画像データから対象であるターゲット、ランドマーク 1 0、内視鏡 2 の挿入部先端部を C T 側対象識別部 1 8 で識別する（ステップ S 1 2）。

【 0 0 2 8 】

次に、観測装置本体 6 は、C T 側対象識別部 1 8 で識別されたターゲット、ランドマーク 1 0、内視鏡 2 の挿入部先端部の位置関係を C T 側位置算出部 1 9 で算出する（ステップ S 1 3）。ここで、C T 側位置算出部 1 9 は、後述の図 6 に示す対象の位置関係のフローチャートに従って、算出する。

【 0 0 2 9 】

次に、観測装置本体 6 は、使用している内視鏡 2 に記憶保持された I D を内視鏡機種検出部 1 2 で検出し（ステップ S 1 4）、内視鏡機種検出部 1 2 で検出した I D に基づき、内視鏡情報記録部 1 3 が予め記録した内視鏡 2 の光学特性を画像補正部 1 4 に出力する。

【 0 0 3 0 】

次に、観測装置本体 6 は、内視鏡装置 4（C C U 3）から観察画像（内視鏡画像）を内視鏡画像入力部 1 1 で入力される（ステップ S 1 5）。

そして、観測装置本体 6 は、内視鏡情報記録部 1 3 からの光学特性に基づき、内視鏡画像入力部 1 1 で入力された観察画像（内視鏡画像）に対して画像補正部 1 4 が画角や歪等の光学特性（ディストーション）を補正する（ステップ S 1 6）。

【 0 0 3 1 】

次に、観測装置本体 6 は、画像補正部 1 4 で補正された観察画像（内視鏡画像）から対象であるランドマーク 1 0 を内視鏡側対象識別部 1 5 で識別し（ステップ S 1 7）、この内視鏡側対象識別部 1 5 で識別されたランドマーク 1 0 の位置関係を内視鏡側位置算出部 1 6 で算出する（ステップ S 1 8）。ここで、内視鏡側位置算出部 1 6 は、C T 側位置算出部 1 9 と同様に後述の図 6 に示す対象の位置関係のフローチャートに従って、算出する。

【 0 0 3 2 】

そして、観測装置本体 6 は、C T 側位置算出部 1 9 で算出された C T 画像データのターゲット、ランドマーク 1 0、内視鏡 2 の位置関係と内視鏡側位置算出部 1 6 で算出された観察画像のランドマーク 1 0 の位置関係とから、内視鏡 2 の挿入部先端部からの視点でのターゲットの位置を算出し、観察画像（内視鏡画像）上に合成して（ステップ S 1 9）、この合成画像をモニタ 7 に出力する。

【 0 0 3 3 】

そして、モニタ 7 は、図 5 に示すように観察画像（内視鏡画像）にターゲット 3 1 が半透明で合成された合成画像を表示される。術者は、このモニタ 7 に表示される合成画像により、生検位置を確認可能である。尚、ここで、合成画像は、手ぶれ等で内視鏡 2 の挿入部先端部の位置がずれると、ターゲット 3 1 の位置が不正確となるが、貼り付けるランドマーク 1 0 は 1 つで良い。

【 0 0 3 4 】

次に、図 6 を参照して C T 側位置算出部 1 9 又は内視鏡側位置算出部 1 6 で行われる対象の位置関係算出のフローチャートを説明する。尚、ここでは、都合上、C T 側位置算出部 1 9 を例にして説明する。

C T 側位置算出部 1 9 は、C T 画像データからターゲット 3 1、ランドマーク 1 0、内視鏡 2 の挿入部先端部の輪郭を抽出する（ステップ S 2 1）。

【 0 0 3 5 】

そして、C T 側位置算出部 1 9 は、抽出した輪郭からターゲット 3 1、ランドマーク 1 0、内視鏡 2 の挿入部先端部を識別する（ステップ S 2 2）。

そして、C T 側位置算出部 1 9 は、識別したターゲット 3 1、ランドマーク 1 0、内視鏡 2 の挿入部先端部のそれぞれの重心（位置）、方向を算出する（ステップ S 2 3）。尚、C T 側位置算出部 1 9 は、内視鏡 2 の挿入部先端部の方向を内視鏡 2 の挿入部先端部とその基端側の 2 点の重心から算出して、内視鏡 2 の挿入部先端部をベクトルとして求めるよ

10

20

30

40

50

うになっている。

【 0 0 3 6 】

これにより、ＣＴ側位置算出部１９は、ターゲット３１、ランドマーク１０、内視鏡２の挿入部先端部の位置関係を算出可能である。

尚、内視鏡側位置算出部１６は、上述のＣＴ側位置算出部１９とほぼ同様であり、対象としてランドマーク１０の位置関係を算出するのみである。

【 0 0 3 7 】

次に、生検について説明する。

先ず、本実施の形態で使用される生検鉗子８について図７及び図８を参照して説明する。本実施の形態で使用される生検鉗子８は、生検カップ８ａにターゲット３１からの反射光を検出するための光ファイバ４１の光入射端面４１ａが取り付けられている。この光ファイバ４１の基端側は、観測装置本体６に接続されており、光ファイバ４１の光出射端面からの光を光検出部２６（図１参照）で受光するようになっている。

【 0 0 3 8 】

また、生検鉗子８は、挿入長がわかるように例えば、図７に示すように目盛りが形成されているか、図８に示すように長さに応じて着色されている。

尚、図７（ａ）、図８（ａ）は、生検カップ８ａが閉じている際の生検鉗子８を示し、図７（ｂ）、図８（ｂ）は生検カップ８ａが開いている際の生検鉗子８を示している。

【 0 0 3 9 】

このような生検鉗子８を用いて、術者は、生検鉗子８を処置具挿入口から挿入し、処置具挿通用チャンネルを介して挿入部先端部のチャンネル開口から先端側を突出させる。そして、術者は、観測装置本体６による図９に示す生検のフローチャートに従って、生検を行う。

【 0 0 4 0 】

観測装置本体６は、内視鏡装置４（ＣＣＵ３）から観察画像（内視鏡画像）を内視鏡画像入力部１１で入力される（ステップＳ３１）。尚、このとき、観測装置本体６は、上述したように観察画像（内視鏡画像）に対して画像補正部１４による光学特性の補正処理が行われている。

【 0 0 4 1 】

次に、観測装置本体６は、切換部２１を介して入力された観察画像（内視鏡画像）から鉗子識別部２３で生検鉗子８を識別する（ステップＳ３２）。尚、このとき、観測装置本体６は、上述したように観察画像（内視鏡画像）から内視鏡側位置算出部１６による生検鉗子８の位置関係算出の処理が行われている。

【 0 0 4 2 】

そして、観測装置本体６は、鉗子識別部２３で識別された生検鉗子８の種類に基づき、鉗子挿入長判定部２４で、入力された観察画像（内視鏡画像）上から生検鉗子８の色又は目盛りを識別し（ステップＳ３３）、この識別した結果に基づき、生検鉗子８の挿入長を判定する（ステップＳ３４）。

【 0 0 4 3 】

ここで、生検鉗子８の生検カップ８ａがターゲット３１に近づき、内視鏡２の観察範囲から生検カップ８ａが外れて観察画像（内視鏡画像）から生検カップ８ａが見えなくなったとき、術者は、観測装置本体６のフロントパネルに設けた切換釦を押下操作する。

【 0 0 4 4 】

すると、観測装置本体６は、切換釦の切換信号を受信し、切換部２１がモニタ７に表示される画像を観察画像からＶＢＳ画像に切り換える。尚、観測装置本体６は、切換釦を再度、押下操作されると、ＶＢＳ画像から観察画像（内視鏡画像）に切り換えるようになっている。

【 0 0 4 5 】

そして、観測装置本体６は、ＶＢＳ画像記録部２２に記録されているＶＢＳ画像を、算出した生検鉗子８の挿入長に応じて画像参照部２５が読み出して更新しつつ（ステップＳ３

10

20

30

40

50

５）、モニター７に出力する。即ち、モニター７の表示面に表示されるＶＢＳ画像は、生検鉗子８の先端（生検カップ８ａ）からの視点となり、挿入長に応じて変化するようになっている。

【００４６】

そして、観測装置本体６は、生検鉗子８の先端（生検カップ８ａ）の明暗（明るさ）を検出する光検出部２６の出力が閾値以下になるか否かを生検判定部２７で判定する（ステップＳ３６）。

【００４７】

光検出部２６の出力が閾値以下になったとき、生検判定部２７は、生検鉗子８の生検カップ８ａがターゲット３１に到達したと判断し、その結果をモニター７に出力してＶＢＳ画像に重畳する。

10

一方、光検出部２６の出力が閾値を超えているとき、生検判定部２７は、生検鉗子８の生検カップ８ａがターゲット３１に到達していないと判断する。

【００４８】

すると、観測装置本体６は、光検出部２６の出力（明暗）が閾値以下になるまで上記Ｓ３１からＳ３５までのステップを繰り返す。そして、術者は、モニター７の表示面に表示されるＶＢＳ画像を参照しながら、生検鉗子８を操作して生体組織を採取し、生検が終了する。

【００４９】

このことにより、内視鏡観測装置は、内視鏡２の挿入部先端部が挿入し難く、即ち、内視鏡２の観察範囲（観察画像）から外れる体腔内管路の末梢部に存在しているターゲット３１まで生検鉗子８を到達させて生検を行うことが可能となる。

20

この結果、本実施の形態の内視鏡観測装置１は、体腔内管路の末梢部における生診率（生体検査診断率）が向上するという効果を得る。

【００５０】

尚、内視鏡観測装置１は、それぞれ個別に識別可能なランドマーク１０を複数設置することで、ＣＴ撮影時及び生検位置確認時における内視鏡２の挿入部先端部の位置ずれを補正可能なように構成しても良い。

この場合、図１０に示すように、術者は、形状の異なるランドマーク１０を最低２つターゲット近傍に貼り付ける。このランドマーク１０の形状は、ＣＴ画像データ上で互いに識別可能であるならばどのようなものでも良い。

30

【００５１】

そして、観測装置本体６は、図１１に示す生検位置確認のフローチャートに従って、生検位置の確認処理を行う。

尚、ここで、生検位置の確認処理は、観察画像（内視鏡画像）上で２つのランドマーク１０の位置関係を常に検出することで、内視鏡２の挿入部先端部のずれ量を逐次検出し、合成画像を更新するようになっている。それ以外は、上記第１の実施の形態で説明したのと同様である。

【００５２】

まず、観測装置本体６は、ＣＴ装置５のＷＳからＣＴ画像データをＣＴ画像入力部１７で入力される（ステップＳ１１'）。

40

次に、観測装置本体６は、ＣＴ画像入力部１７から入力されたＣＴ画像データから対象であるターゲット３１、２つのランドマーク１０、内視鏡２の挿入部先端部をＣＴ側対象識別部１８で識別する（ステップＳ１２'）。

【００５３】

次に、観測装置本体６は、ＣＴ側対象識別部１８で識別されたターゲット３１、２つのランドマーク１０、内視鏡２の挿入部先端部の位置関係をＣＴ側位置算出部１９で算出する（ステップＳ１３'）。

次に、観測装置本体６は、使用している内視鏡２に記憶保持されたＩＤを内視鏡機種検出部１２で検出（ステップＳ１４'）し、内視鏡機種検出部１２で検出したＩＤに基づき、

50



内視鏡情報記録部 13 が予め記録した内視鏡 2 の光学特性を画像補正部 14 に出力する。

【0054】

次に、観測装置本体 6 は、内視鏡装置 4 (CCU3) から観察画像 (内視鏡画像) を内視鏡画像入力部 11 で入力される (ステップ S15')。

そして、観測装置本体 6 は、内視鏡情報記録部 13 からの光学特性に基づき、内視鏡画像入力部 11 で入力された観察画像 (内視鏡画像) に対して画像補正部 14 が画角や歪等の光学特性 (ディストーション) を補正する (ステップ S16')。

【0055】

次に、観測装置本体 6 は、画像補正部 14 で補正された観察画像 (内視鏡画像) から対象である 2 つのランドマーク 10 を内視鏡側対象識別部 15 で識別 (ステップ S17') し、この内視鏡側対象識別部 15 で識別された 2 つのランドマーク 10 の位置関係を内視鏡側位置算出部 16 で算出する (ステップ S18')。

【0056】

そして、観測装置本体 6 は、CT 側位置算出部 19 で算出された CT 画像データのターゲット 31、2 つのランドマーク 10、内視鏡 2 の位置関係と内視鏡側位置算出部 16 で算出された観察画像の 2 つのランドマーク 10 の位置関係とから、内視鏡 2 の挿入部先端部からの視点でのターゲット 31 の位置を算出し、観察画像 (内視鏡画像) 上に合成 (ステップ S19') してこの合成画像をモニター 7 に出力する。そして、観測装置本体 6 は、生検終了 (ステップ S40) まで上記ステップ S15' から処理を繰り返す。

【0057】

これにより、本変形例の内視鏡観測装置 1 は、観測装置本体 6 が観察画像 (内視鏡画像) 上で 2 つのランドマーク 10 の位置関係を常に検出することで、内視鏡 2 の挿入部先端部のずれ量を逐次検出し、合成画像を更新することが可能となる。

【0058】

(第 2 の実施の形態)

図 12 ないし図 21 は本発明の第 2 の実施の形態に係り、図 12 は本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡観測装置を示す全体構成図、図 13 は図 12 の内視鏡観測装置で実行される生検メインのフローチャート、図 14 は図 13 の生検位置姿勢算出のフローチャート、図 15 は CT ボリュームと超音波ボリュームとのボリュームマッチングを示す概念図、図 16 は内視鏡又は生検鉗子の位置姿勢が合成された CT 合成画像の表示例、図 17 は CT 画像としての MIP 画像を示す表示例、図 18 は図 3 の生検のフローチャート、図 19 は変形例の内視鏡観測装置を示す全体構成図、図 20 は図 19 の内視鏡観測装置で実行される生検位置姿勢算出のフローチャート、図 21 は図 19 の内視鏡観測装置で実行される生検のフローチャートである。

【0059】

本第 2 の実施の形態は、生検 (生体検査) 時に超音波断層像を撮影して得た超音波 3 次元画像データにより内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢 (位置及び傾き) を算出するように構成する。それ以外の構成は、上記第 1 の実施の形態と同様なので説明を省略し、同じ構成には同じ符号を付して説明する。

【0060】

即ち、図 12 に示すように本第 2 の実施の形態の内視鏡観測装置 1B は、体外から被検体の超音波断層像を撮像して超音波 3 次元画像 (以下、超音波画像) データを得る体外式超音波装置 50 と、この体外式超音波装置 50 で得た超音波画像データから内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢を抽出し、予め得た CT 画像データの座標系における内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢を算出して CT 画像上に合成する処理を行う観測装置本体 6B とを有して構成されている。

【0061】

尚、内視鏡観測装置 1B は、前記第 1 の実施の形態で説明したのと同様にナビユニットに接続され、ターゲット近傍までの内視鏡 2 の挿入部のナビゲーションを行うように構成されている。そして、内視鏡観測装置 1B は、ターゲット近傍で内視鏡観察・処置 (生検や

10

20

30

40

50

治療)等を行うようになっている。

【0062】

このとき、後述するように内視鏡観測装置1Bは、ターゲット近傍を前記体外式超音波装置50で超音波撮影する。そして、内視鏡観測装置1Bは、体外式超音波装置50で得た超音波画像データから内視鏡2又は生検鉗子8の位置姿勢を抽出し、予め得たCT画像データの座標系における内視鏡2又は生検鉗子8の位置姿勢を算出してCT画像上に合成して生検位置姿勢を確認可能にしている。

【0063】

次に、前記観測装置本体6Bの詳細構成を説明する。

前記観測装置本体6Bは、上記第1の実施の形態で説明したのと同様な前記内視鏡画像入力部11と、前記内視鏡機種検出部12と、前記内視鏡情報記録部13と、前記画像補正部14と、前記CT画像入力部17と、前記切換部21と、前記VBS画像記録部22と、前記鉗子識別部23と、前記画像参照部25と、前記光検出部26と、前記生検判定部27とを有して構成される。

【0064】

更に、前記観測装置本体6Bは、断層画像データ取得手段として前記体外式超音波装置50と接続し、超音波断層画像を取得する超音波画像入力部51と、この超音波画像入力部51で入力された超音波画像データから3次元的な超音波ボリュームを構築する超音波ボリューム生成部52と、この超音波ボリューム生成部52で構築された超音波ボリュームを画像処理し、超音波画像データの座標系における内視鏡2又は生検鉗子8の3次元的位置姿勢を抽出する位置姿勢抽出部53と、前記CT画像入力部17で入力された予め得たターゲット31までのCT画像データから3次元的なCTボリュームを構築するCTボリューム生成部54と、このCTボリューム生成部54からのCTボリュームと前記超音波ボリューム生成部52からの前記超音波ボリュームとの関係として超音波座標系CT座標系への変換マトリクスを算出するマトリクス演算部55と、相対位置特定手段として前記マトリクス演算部55で算出した変換マトリクスに基づき、前記位置姿勢抽出部53で抽出した内視鏡2又は生検鉗子8の3次元的位置姿勢から予め得たCT画像データの座標系における内視鏡2又は生検鉗子8の位置姿勢を算出する位置姿勢算出部56と、この位置姿勢算出部56で算出したCT画像データの座標系における内視鏡2又は生検鉗子8の位置姿勢をCT画像上に合成し、モニタ7に出力するCT画像合成部57とを有して構成される。

尚、本実施の形態では、鉗子挿入長判定部24bは、前記超音波画像入力部51で入力された超音波画像データから生検鉗子8の挿入長を判定するようになっている。

【0065】

このように構成される内視鏡観測装置1Bは、上記第1の実施の形態で説明したの同様にナビユニットによるナビゲーションでターゲット近傍まで内視鏡2の挿入部先端部を導かれる。そして、術者は、図13に示す生検メインのフローチャートに従って生検(生体検査)を行う。

【0066】

まず、術者は、内視鏡2を挿入した状態で、体外式超音波装置50を作動させて超音波撮影しながら、観測装置本体6Bによる後述の図14に示す生検位置姿勢算出のフローチャートに従って、生検位置姿勢を確認する(ステップS51)。尚、このとき、図示しないが、モニタ7は、この表示面に観察画像(内視鏡画像)と、予め得たCT画像データとの2つが例えば、並列に表示されている。術者は、この生検位置姿勢を確認しながら、観測装置本体6Bによる後述の図18に示す生検のフローチャートに従って、生検を行い(ステップS52)、生検が終了する。

【0067】

次に、図14に示す生検位置姿勢算出のフローチャートを説明する。

観測装置本体6Bは、体外式超音波装置50で得た超音波画像データから内視鏡2又は生検鉗子8を抽出し、これら内視鏡2又は生検鉗子8の位置姿勢を算出して予め得たCT画

10

20

30

40

50

像上に合成する生検位置姿勢算出処理を行う。

【 0 0 6 8 】

先ず、観測装置本体 6 B は、C T 装置 5 の W S から予め得たターゲット 3 1 までの C T 画像データを C T 画像入力部 1 7 で入力される。そして、観測装置本体 6 B は、C T 画像入力部 1 7 から入力された C T 画像データから 3 次元的な C T ボリュームを C T ボリューム生成部 5 4 で生成する (ステップ S 6 1)。

【 0 0 6 9 】

次に、観測装置本体 6 B は、体外式超音波装置 5 0 からの超音波画像データを超音波画像入力部 5 1 で入力される。そして、観測装置本体 6 B は、超音波画像入力部 5 1 から入力された超音波画像データから 3 次元的な超音波ボリュームを超音波ボリューム生成部 5 2 で生成する (ステップ S 6 2)。

10

【 0 0 7 0 】

次に、観測装置本体 6 B は、超音波ボリューム生成部 5 2 で生成された超音波ボリュームを位置姿勢抽出部 5 3 で画像処理し、超音波画像データの座標系における内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の 3 次元的な位置姿勢を抽出する (ステップ S 6 3)。

【 0 0 7 1 】

そして、観測装置本体 6 B は、超音波ボリューム生成部 5 2 で生成された超音波ボリュームと、C T ボリューム生成部 5 4 で生成された C T ボリュームとをマトリクス演算部 5 5 で図 1 5 に示すようにボリュームマッチングすることで、超音波座標系 C T 座標系への変換マトリクスを算出して、C T ボリュームと超音波ボリューム生成部 5 2 からの超音波ボリュームとの関係を算出する (ステップ S 6 4)。

20

【 0 0 7 2 】

ここで、変換マトリクスは、超音波座標系 C T 座標系への座標を変換するためのマトリクスであり、回転、スケール、平行移動の成分が含まれる。

尚、回転及びスケールは、3 × 3 の行列によって表すことができるが、ここでは平行移動も含め 4 × 4 の行列で表す。

【 0 0 7 3 】

座標系を ( x 、 y 、 z ) だけ平行移動させるマトリクスは、

【 式 1 】

30

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & x \\ 0 & 1 & 0 & y \\ 0 & 0 & 1 & z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (1)$$

である。

また、座標系を X 、 Y 、 Z 方向に対して ( x 、 y 、 z ) 倍するマトリクスは、

40

【 式 2 】

$$\begin{pmatrix} x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (2)$$

である。

50

また、座標系を x 軸の周囲を a (ラジアン) だけ回転させるマトリクスは、

【式 3】

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(a) & -\sin(a) & 0 \\ 0 & \sin(a) & \cos(a) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \dots (3)$$

10

である。

【0074】

そして、超音波画像データの座標系から CT 画像データの座標系への変換マトリクスを M とすると、超音波画像データの座標系で内視鏡 2 の視線方向ベクトル V (x、y、z、) を CT 画像データの座標系における視線方向ベクトル V' (x'、y'、z') に変換するには、

$$V' = M \times V \dots (式 4)$$

で求めることができる。

このことにより、マトリクス演算部 55 は、CT ボリュームと超音波ボリューム生成部 52 からの超音波ボリュームとの関係を算出することができる。

20

【0075】

次に、観測装置本体 6B は、マトリクス演算部 55 で算出した変換マトリクスに基づき、位置姿勢抽出部 53 で抽出した内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の 3 次元的位置姿勢から位置姿勢算出部 56 で予め得た CT 画像データの座標系における内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢を算出する (ステップ S65)。

【0076】

次に、観測装置本体 6B は、位置姿勢算出部 56 で算出した CT 画像データの座標系における内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢を CT 画像合成部 57 で予め得た CT 画像に合成してこの CT 合成画像をモニタ 7 に出力する。そして、モニタ 7 は、この表示面に表示されている CT 画像の代わりに CT 合成画像が表示される (ステップ S66)。

30

【0077】

ここで、CT 合成画像は、図 16 に示すように内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢が X 記号 61 と 62 で表示される。

尚、図 16 に示す CT 合成画像は、多断面再構成 MPR (Multi Planar Reonstrution) 画像である。また、CT 合成画像は、図 17 に示すような MIP (Maximum Intensity Projection or Minimum Intensity Projection) 画像上に内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢を合成するようにしても良い。

術者は、このモニタ 7 に表示される CT 合成画像により、内視鏡 2 又は生検鉗子 8 の位置姿勢を確認可能である。

40

【0078】

次に、生検について説明する。

生検鉗子 8 は、上述したように上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様なものを使用する。そして、術者は、観測装置本体 6B による図 18 に示す生検のフローチャートに従って、生検を行う。

【0079】

観測装置本体 6B は、内視鏡装置 4 (CCU3) から観察画像 (内視鏡画像) を内視鏡画像入力部 11 で入力される (ステップ S71)。尚、このとき、観測装置本体 6B は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に観察画像 (内視鏡画像) に対して画像補正部 14 による光学特性の補正処理が行われている。

50

次に、観測装置本体 6 B は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に観察画像（内視鏡画像）から鉗子識別部 2 3 で生検鉗子 8 を識別する。

【 0 0 8 0 】

そして、観測装置本体 6 B は、鉗子識別部 2 3 で識別された生検鉗子 8 の種類に基づき、鉗子挿入長判定部 2 4 b で、入力された超音波画像データから生検鉗子 8 の挿入長を判定する（ステップ S 7 2）。尚、鉗子挿入長判定部 2 4 b は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に観察画像（内視鏡画像）から生検鉗子 8 の色、又は目盛りを識別して生検鉗子 8 の挿入長を判定するようにしても良い。

【 0 0 8 1 】

そして、観測装置本体 6 B は、鉗子挿入長判定部 2 4 で判定した生検鉗子 8 の挿入長を C T 合成画像上に表示する（ステップ S 7 3）。

10

また、生検鉗子 8 の生検カップ 8 a がターゲット 3 1 に近づき、内視鏡 2 の観察範囲から生検カップ 8 a が外れて観察画像（内視鏡画像）から生検カップ 8 a が見えなくなったとき、術者は、観測装置本体 6 B のフロントパネルに設けた切換釦を押下操作して、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に観察画像を V B S 画像に切り換え、算出した生検鉗子 8 の挿入長に応じて更新される V B S 画像を表示させる。尚、観測装置本体 6 B は、切換釦を再度、押下操作されると、V B S 画像から観察画像（内視鏡画像）に切り換えるようになっている。

【 0 0 8 2 】

そして、観測装置本体 6 B は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様に生検鉗子 8 の先端（生検カップ 8 a）の明暗（明るさ）を検出することで、生検鉗子 8 の生検カップ 8 a がターゲット 3 1 に到達したか否かを判断し、ターゲット 3 1 に到達したと判断したときその結果をモニタ 7 に出力して V B S 画像に重畳する。

20

【 0 0 8 3 】

そして、観測装置本体 6 B は、術者による生検が終了するまで上記ステップ S 7 4 までを繰り返す。そして、術者は、モニタ 7 の表示面に表示される V B S 画像及び C T 合成画像を参照しながら、生検鉗子 8 を操作して生体組織を採取し、生検が終了する。

【 0 0 8 4 】

この結果、本第 2 の実施の形態の内視鏡観測装置 1 B は、上記第 1 の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、生検（生体検査）時に C T 撮影を行うことが無いので操作性が向上する。

30

【 0 0 8 5 】

尚、内視鏡観測装置は、図 1 9 に示すように体外式超音波装置 5 0 の代わりに内視鏡 2 の処置具挿通用チャンネルに挿入可能な超音波プローブを用いて構成しても良い。

図 1 9 に示すように内視鏡観測装置 1 C は、内視鏡 2 の処置具挿通用チャンネルに挿入して、体腔内から被検体の超音波断層像を撮像して超音波 3 次元画像（以下、超音波画像）データを得る超音波プローブ 7 0 と、この超音波プローブ 7 0 で得た超音波画像データから内視鏡 2 の位置姿勢を抽出し、予め得た C T 画像データの座標系における内視鏡 2 の位置姿勢を算出して C T 画像上に合成する処理を行う観測装置本体 6 C とを有して構成されている。

40

【 0 0 8 6 】

前記超音波プローブ 7 0 は、超音波照射・検出を連続的に回転させつつ被検体内を体軸方向に連続送りすることにより、被検体の 3 次元領域について螺旋状の連続スキャン（ヘリカルスキャン：helical scan）を行い、3 次元領域の連続するスライスの断層像から、3 次元超音波画像データを生成するように構成されている。

【 0 0 8 7 】

前記観測装置本体 6 C は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様な前記内視鏡画像入力部 1 1 と、前記内視鏡機種検出部 1 2 と、前記内視鏡情報記録部 1 3 と、前記画像補正部 1 4 と、前記 C T 画像入力部 1 7 と、前記切換部 2 1 と、前記 V B S 画像記録部 2 2 と、前記鉗子識別部 2 3 と、前記鉗子挿入長判定部 2 4 と、前記画像参照部 2 5 と、前記光

50

検出部 26 と、前記生検判定部 27 とを有して構成される。

また、前記観測装置本体 6C は、上記第 1 の実施の形態で説明したのと同様な前記 CT ボリューム生成部 54 と、前記超音波ボリューム生成部 52 と、前記マトリクス演算部 55 とを有して構成される。

【0088】

更に、前記観測装置本体 6C は、前記超音波プローブ 70 と接続し、超音波断層画像を取得する超音波画像入力部 51c と、前記超音波ボリューム生成部 52 で構築された超音波ボリュームを画像処理し、超音波画像データの座標系における内視鏡 2 の 3 次元的位置姿勢を抽出する位置姿勢抽出部 53c と、前記マトリクス演算部 55 で算出した変換マトリクスに基づき、前記位置姿勢抽出部 53c で抽出した内視鏡 2 の 3 次元的位置姿勢から予め得た CT 画像データの座標系における内視鏡 2 の位置姿勢を算出する位置姿勢算出部 56c と、この位置姿勢算出部 56c で算出した CT 画像データの座標系における内視鏡 2 の位置姿勢を CT 画像上に合成し、モニタ 7 に出力する CT 画像合成部 57c とを有して構成される。

10

【0089】

このように構成される内視鏡観測装置 1C は、上記第 1 の実施の形態で説明したの同様にナビユニットによるナビゲーションでターゲット近傍まで内視鏡 2 の挿入部先端部を導かれる。そして、内視鏡観測装置 1C は、内視鏡 2 の処置具挿通用チャンネルに超音波プローブ 70 を挿入されて、図 20 に示す生検位置姿勢算出のフローチャートに従って、超音波プローブ 70 で得た超音波画像データから内視鏡 2 を抽出し、この内視鏡 2 の位置姿勢を算出して予め得た CT 画像上に合成する生検位置姿勢算出処理を行う。

20

【0090】

先ず、観測装置本体 6C は、上記第 2 の実施の形態で説明したのと同様に CT 装置 5 の WS から予め得たターゲット 31 までの CT 画像データを CT 画像入力部 17 で入力され、この入力された CT 画像データから 3 次元的な CT ボリュームを CT ボリューム生成部 54 で生成する（ステップ S61'）。

【0091】

次に、観測装置本体 6C は、図示しない入力装置により予め入力されたスキャン範囲を超音波プローブ 70 に対して設定する（ステップ S67）。

そして、観測装置本体 6C は、超音波プローブ 70 からの超音波画像データを超音波画像入力部 51c で入力され、3 次元的な超音波ボリュームを超音波ボリューム生成部 52 で生成する（ステップ S62'）。

30

【0092】

次に、観測装置本体 6C は、上記第 2 の実施の形態で説明したのと同様に超音波ボリューム生成部 52 で生成された超音波ボリュームを位置姿勢抽出部 53c で画像処理し、超音波画像データの座標系における内視鏡 2 の 3 次元的位置姿勢を抽出する（ステップ S63'）。

【0093】

そして、観測装置本体 6C は、上記第 2 の実施の形態で説明したのと同様に超音波ボリューム生成部 52 で生成された超音波ボリュームと、CT ボリューム生成部 54 で生成された CT ボリュームとをマトリクス演算部 55 でボリュームマッチングすることで、超音波座標系 CT 座標系への変換マトリクスを算出する（ステップ S64'）。

40

【0094】

次に、観測装置本体 6C は、マトリクス演算部 55 で算出した変換マトリクスに基づき、位置姿勢抽出部 53c で抽出した内視鏡 2 の 3 次元的位置姿勢から位置姿勢算出部 56c で予め得た CT 画像データの座標系における内視鏡 2 の位置姿勢を算出する（ステップ S65'）。

【0095】

次に、観測装置本体 6C は、位置姿勢算出部 56c で算出した CT 画像データの座標系における内視鏡 2 の位置姿勢を CT 画像合成部 57c で予め得た CT 画像に合成してこの C

50

Ｔ合成画像をモニターに出力する。そして、モニターは、この表示面に表示されているＣＴ画像の代わりにＣＴ合成画像が表示される（ステップＳ６６'）。

術者は、このモニターに表示されるＣＴ合成画像により、内視鏡２の位置姿勢を確認可能である。

【００９６】

次に、生検について説明する。

術者は、超音波プローブ７０を内視鏡２から引き抜き、代わりに生検鉗子８を挿入する。ここで、生検鉗子８は、上述したように上記第１の実施の形態で説明したのと同様なものを使用する。そして、術者は、観測装置本体６Ｃによる図２１に示す生検のフローチャートに従って、生検を行う。

10

観測装置本体６Ｃは、内視鏡装置４（ＣＣＵ３）から観察画像（内視鏡画像）を内視鏡画像入力部１１で入力される（ステップＳ７１'）。

【００９７】

次に、観測装置本体６Ｃは、上記第１の実施の形態で説明したのと同様に観察画像（内視鏡画像）から鉗子識別部２３で生検鉗子８を識別し（ステップＳ３２'）、鉗子挿入長判定部２４で、入力された観察画像（内視鏡画像）上から生検鉗子８の色又は目盛りを識別し（ステップＳ３３'）、この識別した結果に基づき、生検鉗子８の挿入長を判定する（ステップＳ３４'）。

そして、観測装置本体６Ｃは、鉗子挿入長判定部２４で判定した生検鉗子８の挿入長をＣＴ合成画像上に表示する（ステップＳ７３'）。

20

【００９８】

また、生検鉗子８の生検カップ８ａがターゲット３１に近づき、内視鏡２の観察範囲から生検カップ８ａが外れて観察画像（内視鏡画像）から生検カップ８ａが見えなくなったとき、術者は、観測装置本体６Ｃのフロントパネルに設けた切換釦を押下操作して、上記第１の実施の形態で説明したのと同様に観察画像をＶＢＳ画像に切り換え、算出した生検鉗子８の挿入長に応じて更新されるＶＢＳ画像を表示させる。

【００９９】

そして、観測装置本体６Ｃは、上記第１の実施の形態で説明したのと同様に生検鉗子８の先端（生検カップ８ａ）の明暗（明るさ）を検出することで、生検鉗子８の生検カップ８ａがターゲット３１に到達したか否かを判断し、ターゲット３１に到達したと判断したときその結果をモニターに出力してＶＢＳ画像に重畳する。

30

【０１００】

そして、観測装置本体６Ｃは、術者による生検が終了する（ステップＳ７４'）まで上記ステップＳ７４'までを繰り返す。そして、術者は、モニターの表示面に表示されるＶＢＳ画像及びＣＴ合成画像を参照しながら、生検鉗子８を操作して生体組織を採取し、生検が終了する。

【０１０１】

この結果、本変形例の内視鏡観測装置１Ｃは、上記第２の実施の形態と同様な効果を得ることに加え、超音波プローブ７０を内視鏡２に挿入することで、体腔内からの超音波画像データを得られ、より詳細な内視鏡２の位置姿勢を得ることができる。

40

尚、本発明は、以上述べた実施の形態のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【０１０２】

[付記]

（付記項１） 病変近傍まで達してこの病変近傍を観察する内視鏡を有し、この内視鏡で得た病変近傍の観察画像を得る内視鏡観測装置において、

前記内視鏡を用いて前記病変近傍に指標を配置する指標配置手段と、

前記指標配置手段により前記指標を配置した状態で、前記病変近傍と前記内視鏡とを含む領域の断層画像データを得る断層画像データ取得手段と、

前記断層画像データ取得手段で得た断層画像データに基づき、病変部と前記内視鏡との相

50

対位置を特定する相対位置特定手段と、  
を具備したことを特徴とする内視鏡観測装置。

【0103】

(付記項2) 病変近傍まで達してこの病変近傍を観察する内視鏡を有し、この内視鏡で得た病変近傍の観察画像を得る内視鏡観測装置において、  
前記内視鏡を用いて前記病変近傍に指標を配置する指標配置手段と、  
前記指標配置手段により前記指標を配置した状態で、前記病変近傍と前記内視鏡と前記指標とを含む領域の断層画像データを取得する断層画像データ取得手段と、  
前記断層画像データ取得手段で得た断層画像データに基づき、病変部と前記内視鏡との相対位置を特定する相対位置特定手段と、  
を具備したことを特徴とする内視鏡観測装置。

10

【0104】

(付記項3) 前記相対位置特定手段は、前記断層画像データから得た前記病変部の中心点と、前記内視鏡のベクトルとで前記病変部位と前記内視鏡との相対位置を特定することを特徴とする付記項1に記載の内視鏡観測装置。

【0105】

(付記項4) 前記相対位置特定手段は、前記断層画像データから得た前記病変部の中心点と、前記内視鏡の挿入部先端部の中心点と、前記指標の中心点とで前記病変部位と前記内視鏡との相対位置を特定することを特徴とする付記項2に記載の内視鏡観測装置。

【0106】

(付記項5) 病変近傍まで達してこの病変近傍を観察する内視鏡を有し、この内視鏡で得た病変近傍の観察画像を得る内視鏡観測装置において、  
前記病変近傍の断層画像データを積層した第1の3次元データを取得する第1の3次元データ取得手段と、  
前記病変近傍の超音波断層画像データを取得する第2の3次元データ取得手段と、  
前記第1の3次元データ取得手段で得た前記第1の3次元データと前記第2の3次元データ取得手段で得た前記第2の3次元データとの相関を求める第1の相関手段と、  
前記第2の3次元データ取得手段で得た前記第2の3次元データと前記内視鏡との相関を求める第2の相関手段と、  
前記第1の相関手段及び前記第2の相関手段で得た相関関係に基づき、前記内視鏡の位置と前記第1の3次元データとを関連付ける関連付け手段と、  
を具備したことを特徴とする内視鏡観測装置。

20

30

【0107】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、体腔内管路の末梢部における生診率(生体検査診断率)の向上化が可能な内視鏡観測装置を実現できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態の内視鏡観測装置を示す全体構成図

【図2】図1の内視鏡観測装置で実行される生検メインのフローチャート

【図3】ランドマークを気管支のターゲット近傍の粘膜に貼り付けた際のモニタ表示例

【図4】図3の生検位置確認のフローチャート

【図5】観察画像(内視鏡画像)にターゲットが合成された合成画像のモニタ表示例

【図6】図3の対象の位置関係算出のフローチャート、図7は目盛りが形成されている生検鉗子を示す概略図

【図7】目盛りが形成されている生検鉗子を示す概略図

【図8】長さに応じて着色されている生検鉗子を示す概略図

【図9】図3の生検のフローチャート

【図10】形状の異なるランドマークを最低2つターゲット近傍に貼り付けた際のモニタ表示

40

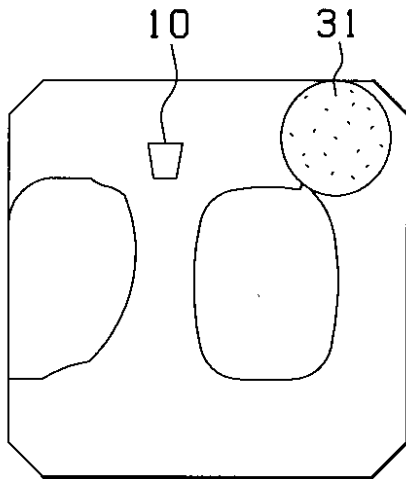
50



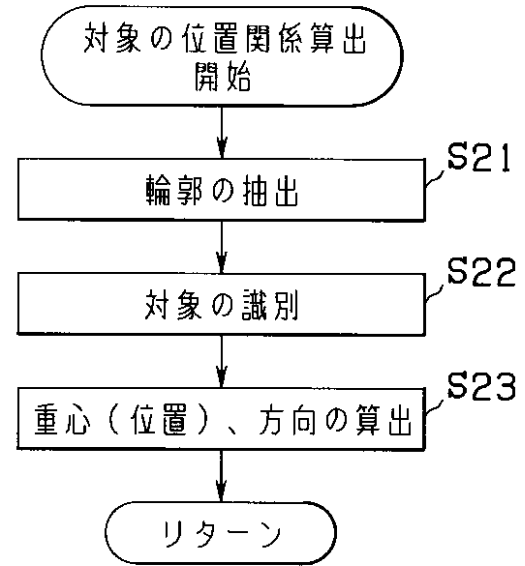
【図 1 1】変形例の生検位置確認のフローチャート	
【図 1 2】本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡観測装置を示す全体構成図	
【図 1 3】図 1 2 の内視鏡観測装置で実行される生検メインのフローチャート	
【図 1 4】図 1 3 の生検位置姿勢算出のフローチャート	
【図 1 5】C T ボリュームと超音波ボリュームとのボリュームマッチングを示す概念図	
【図 1 6】内視鏡又は生検鉗子の位置姿勢が合成された C T 合成画像の表示例	
【図 1 7】C T 画像としての M I P 画像を示す表示例	
【図 1 8】図 3 の生検のフローチャート	
【図 1 9】変形例の内視鏡観測装置を示す全体構成図	
【図 2 0】図 1 9 の内視鏡観測装置で実行される生検位置姿勢算出のフローチャート	10
【図 2 1】図 1 9 の内視鏡観測装置で実行される生検のフローチャート	
【符号の説明】	
1 ... 内視鏡観測装置	
2 ... 内視鏡	
3 ... C C U	
4 ... 内視鏡装置	
5 ... C T 装置	
6 ... 観測装置本体	
7 ... モニタ	
8 ... 生検鉗子（指標配置手段）	20
1 0 ... ランドマーク	
1 1 ... 内視鏡画像入力部	
1 2 ... 内視鏡機種検出部	
1 3 ... 内視鏡情報記録部	
1 4 ... 画像補正部	
1 5 ... 内視鏡側対象識別部	
1 6 ... 内視鏡側位置算出部	
1 7 ... C T 画像入力部（断層画像データ取得手段）	
1 8 ... C T 側対象識別部	
1 9 ... C T 側位置算出部（相対位置特定手段）	30
2 0 ... 画像合成部	
2 1 ... 切換部	
2 2 ... V B S 画像記録部	
2 3 ... 鉗子識別部	
2 4 ... 鉗子挿入長判定部	
2 5 ... 画像参照部	
2 6 ... 光検出部	
2 7 ... 生検判定部	
3 1 ... ターゲット	
4 1 ... 光ファイバ	40



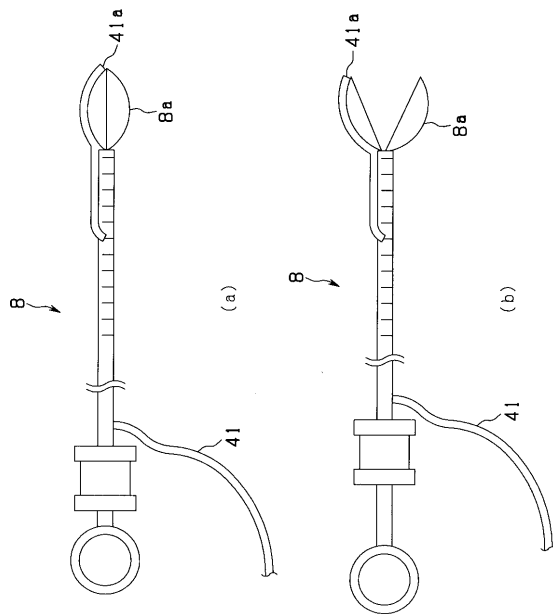
【図 5】



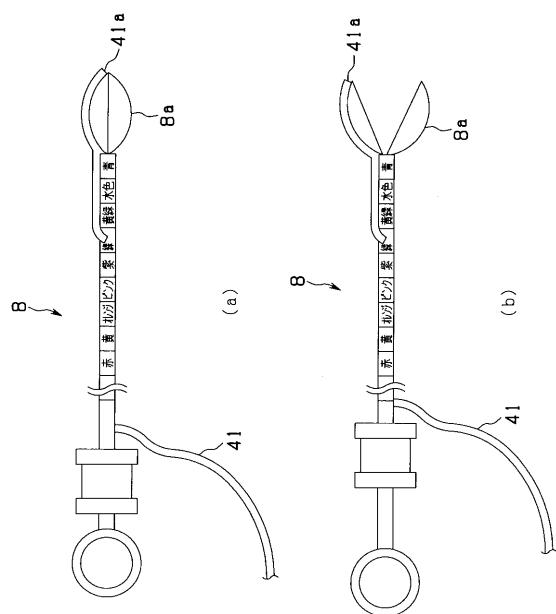
【図 6】



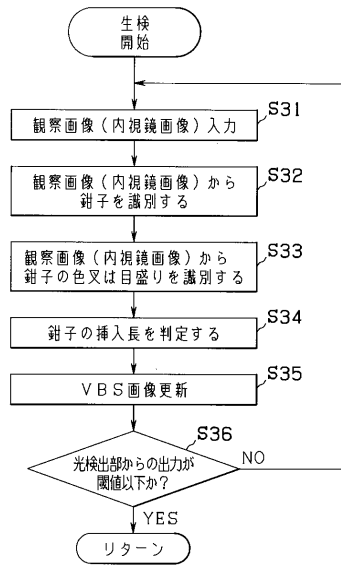
【図 7】



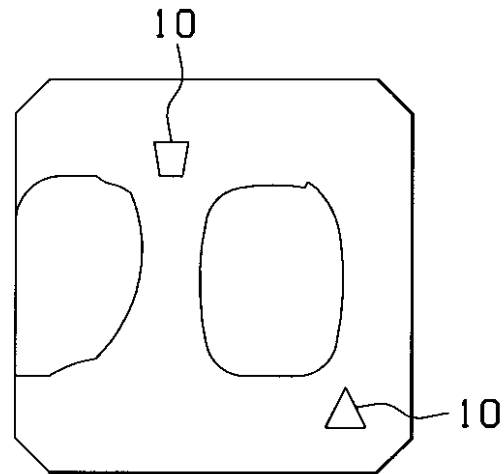
【図 8】



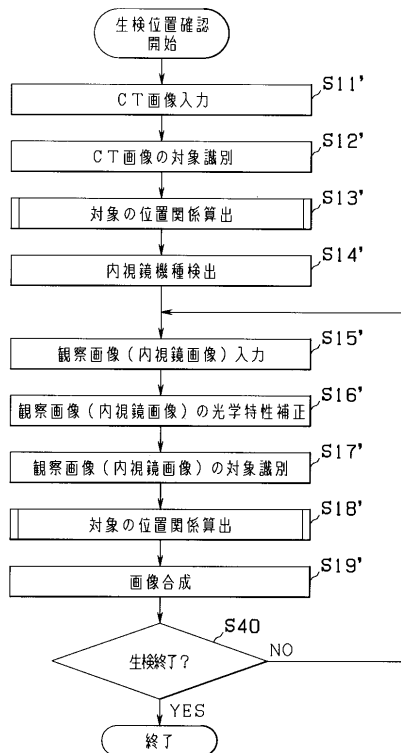
【図 9】



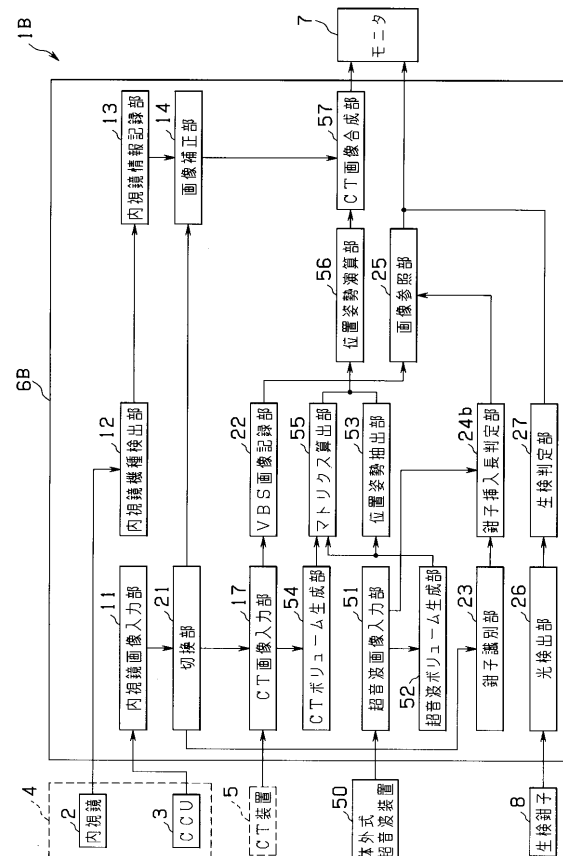
【図 10】



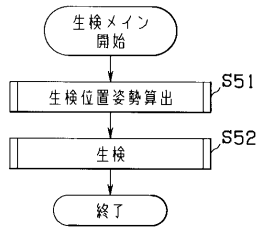
【図 11】



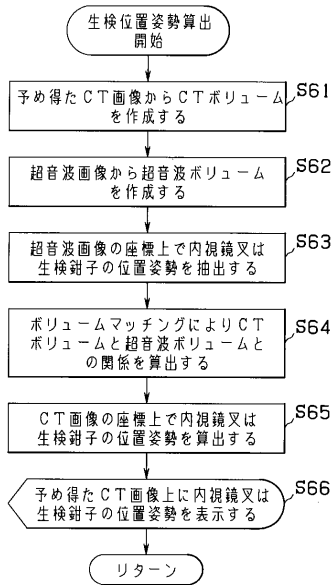
【図 12】



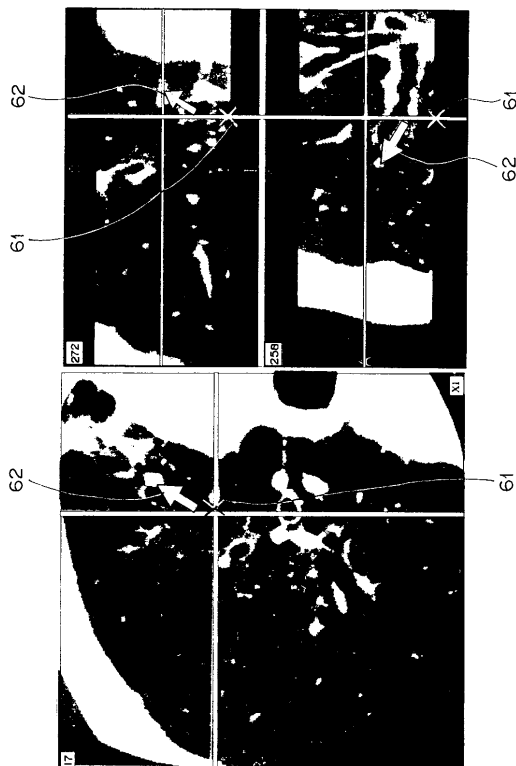
【図 13】



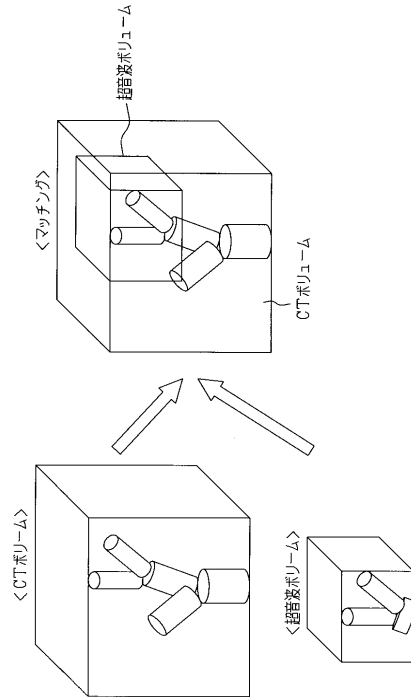
【図 14】



【図 16】



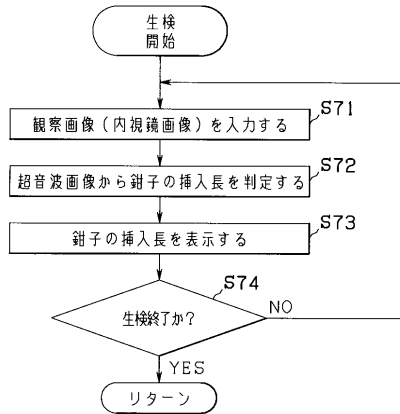
【図 15】



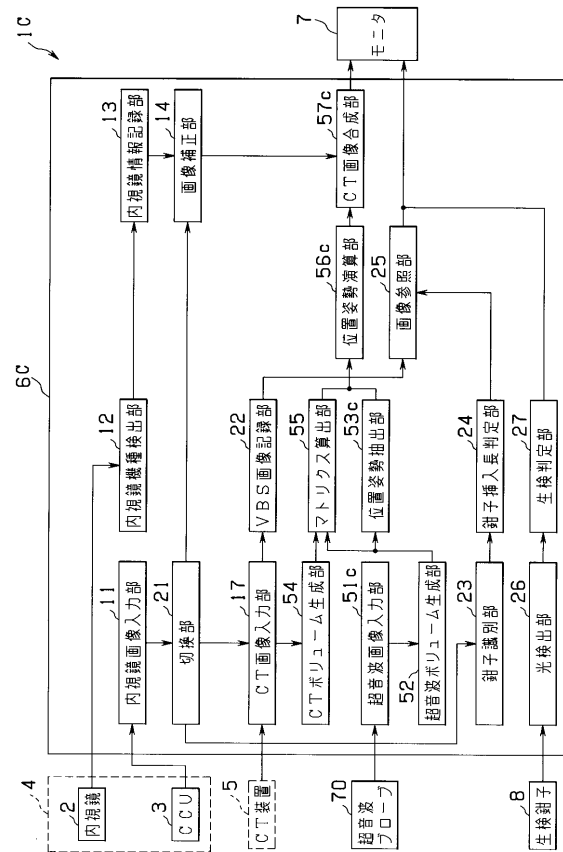
【図 17】



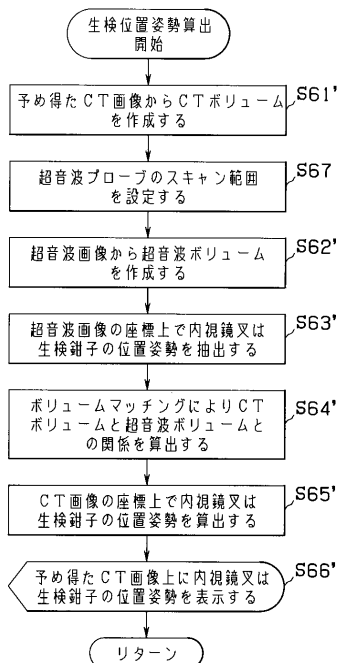
【 図 1 8 】



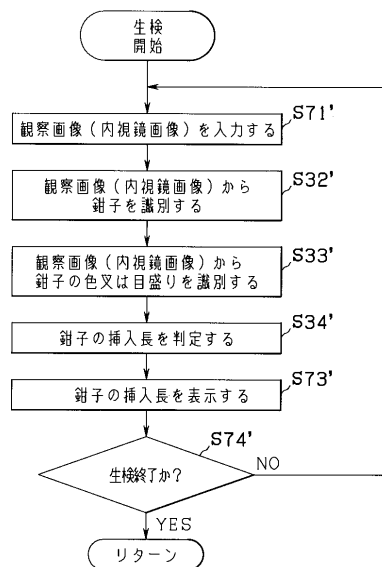
【 図 1 9 】



【 ㄨ 2 0 】



【 図 2 1 】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 梶 国英  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 斉藤 明人  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 柴崎 隆男  
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 峯 泰治  
東京都渋谷区初台1丁目5番地6号 オリパスシステムズ株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開平09-084746(JP,A)  
特開平09-140665(JP,A)  
特表2001-500749(JP,A)  
特開2000-167072(JP,A)  
特開平09-253038(JP,A)  
特開平09-122098(JP,A)  
特開2000-135215(JP,A)  
特開2002-200030(JP,A)  
特開平09-019441(JP,A)  
特開平08-262487(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00  
A61B 6/00

专利名称(译)	内窥镜观察装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4334839B2</a>	公开(公告)日	2009-09-30
申请号	JP2002267193	申请日	2002-09-12
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	秋本俊也 大西順一 小林英一 梶国英 斉藤明人 柴崎隆男 峯泰治		
发明人	秋本 俊也 大西 順一 小林 英一 梶 国英 斉藤 明人 柴崎 隆男 峯 泰治		
IPC分类号	A61B1/00 A61B6/03 A61B6/12		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61B1/00.300.D A61B1/00.320.A A61B6/03.360.G A61B6/12 A61B1/00.550 A61B1/00.650 A61B1/01 A61B1/045.620 A61B1/267		
F-TERM分类号	4C061/AA07 4C061/WW04 4C093/AA22 4C093/CA21 4C093/DA03 4C093/FF02 4C093/FF16 4C093/FF22 4C093/FF35 4C093/FF37 4C093/FF42 4C093/FG13 4C161/AA07 4C161/WW04		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2004097696A JP2004097696A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜观察装置，用于改善细胞管内周边部分的活检率（活检诊断率）。ŽSOLUTION：该内窥镜观察装置1包括具有内窥镜2和照相机控制单元（CCU）3的内窥镜装置4，计算机断层摄影（CT）装置5，观察装置的装置主体6，监视器7和活检钳观察装置的装置主体6包括用于获取观察图像的内窥镜图像输入部分11，用于识别观察图像中的界标10的内窥镜侧物体识别部分15，用于计算观察图像中的界标10的内窥镜侧位置计算部分16。目标的位置关系，用于获取CT图像数据的CT图像输入部分17，用于识别目标的CT侧对象识别部分18，内窥镜10和CT图像数据中的内窥镜2的插入端，以及图像构成部件20，用于在内窥镜2的插入端的视点中计算目标的位置，构成目标在观察图像上的位置并输出该组件osite图像到显示器7.Ž



