

(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2010-51390

(P2010-51390A)

(43) 公開日 平成22年3月11日(2010.3.11)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2008-217166 (P2008-217166)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成20年8月26日(2008.8.26)	(71) 出願人	000005430 フジノン株式会社 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324番地
		(74) 代理人	100083116 弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	小澤 聡 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 BB08 CC04 GG11 HH51 JJ20 NN05 WW10 WW13

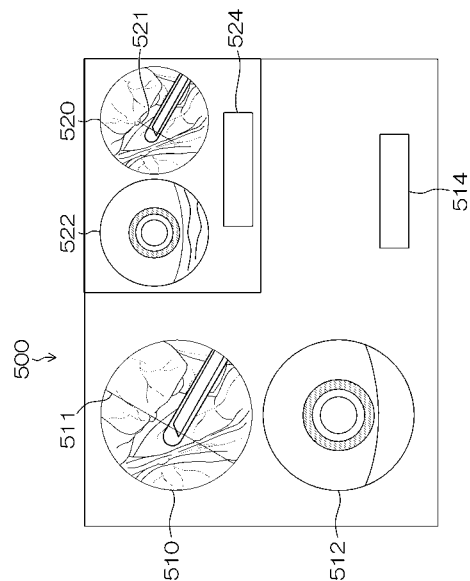
(54) 【発明の名称】 光断層画像取得装置及び光断層画像取得方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡装置の鉗子口に挿入されたOCTプローブを用いて光断層画像を取得する場合に、OCTプローブの位置合わせを容易に行う。

【解決手段】モニタ装置500に、撮影中の内視鏡画像510、撮影中の断層画像512、過去に撮影された断層画像522、断層画像522の取得位置を含んで撮影された内視鏡画像520が同一画面内に並べて表示される。過去に撮影された内視鏡画像520には、断層画像522の取得位置を示す指標521が重ねて表示される。術者は、撮影中の内視鏡画像510に写り込んだエイミング光Leの軌跡511を過去に撮影された内視鏡画像520に表示された指標521の端部と同じ位置に合わせ、本撮影を行う。

【選択図】 図8



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

内視鏡に備えられた撮像素子を用いて体腔内の内視鏡画像を取得する内視鏡画像取得手段と、

前記内視鏡の鉗子口に挿通された光プローブから測定位置可視光であるエイミング光とともに測定光を照射して測定対象から反射した反射光と参照光を合波した干渉光から測定対象の光断層画像を取得する光断層画像取得手段と、

体腔内の所定の位置で取得された過去の光断層画像と、前記過去の光断層画像の取得時に前記内視鏡画像取得手段により取得された過去の内視鏡画像であって、前記過去の光断層画像の取得時のエイミング光の照射位置を含む過去の内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶手段と、

前記記憶手段から過去の内視鏡画像を読み出す読み出し手段と、

前記内視鏡画像取得手段により取得される現在の内視鏡画像と、前記読み出し手段により読み出した過去の内視鏡画像とを表示手段に比較可能に表示させる表示制御手段と、  
を備えたことを特徴とする光断層画像取得装置。

**【請求項 2】**

前記表示制御手段は、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像とを並べて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の光断層画像取得装置。

**【請求項 3】**

前記表示制御手段は、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像とを第 1 の比率で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 1 に記載の光断層画像取得装置

**【請求項 4】**

前記第 1 の比率を変更する手段を備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の光断層画像取得装置。

**【請求項 5】**

前記表示制御手段が、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像とを並べて表示させるか、又は第 1 の比率で重ねて表示させるかを選択する手段を備えたことを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の光断層画像取得装置。

**【請求項 6】**

前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像の特徴部分を抽出する手段と、  
前記抽出された特徴部分が強調されて表示、又は前記抽出された特徴部分だけが表示されるように前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像を画像処理する手段と、  
を備えたことを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

**【請求項 7】**

前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像の特徴部分を抽出する手段は、物体が存在する物体領域を抽出する物体抽出手段、物体の輪郭を抽出する輪郭抽出手段、特徴パラメータに基づいて特徴部位を抽出する特徴部位抽出手段、物体の色を抽出する色抽出手段のうち少なくともいずれか 1 つを含むことを特徴とする請求項 6 に記載の光断層画像取得装置。

**【請求項 8】**

前記読み出し手段は、前記記憶手段から前記過去の光断層画像を読み出し、  
前記表示制御手段は、前記光断層画像取得手段により取得される現在の光断層画像と、前記過去の光断層画像とを表示手段に比較可能に表示させることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

**【請求項 9】**

前記表示制御手段は、前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像とを並べて前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 8 に記載の光断層画像取得装置。

**【請求項 10】**

前記表示制御手段は、前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像とを第 2 の比率で

10

20

30

40

50

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 8 に記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 1】

前記第 2 の比率を変更する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 0 に記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 2】

前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像の特徴部分を抽出する手段と、  
前記抽出された特徴部分が強調されて表示、又は前記抽出された特徴部分だけが表示されるように前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像を画像処理する手段と、  
を備えたことを特徴とする請求項 8 から 1 1 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

10

【請求項 1 3】

前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像の特徴部分を抽出する手段は、物体が存在する物体領域を抽出する物体抽出手段、物体の輪郭を抽出する輪郭抽出手段、特徴パラメータに基づいて特徴部位を抽出する特徴部位抽出手段、物体の色を抽出する色抽出手段のうち少なくともいずれか 1 つを含むことを特徴とする請求項 1 2 に記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 4】

前記記憶手段は、前記過去の内視鏡画像取得時の前記内視鏡の位置を示す過去の位置情報と該過去の内視鏡画像とを関連付けて記憶し、

前記読み出し手段は、前記記憶手段から前記過去の位置情報を読み出し、

20

前記表示制御手段は、前記過去の位置情報を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から 1 3 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 5】

前記現在の内視鏡の位置を示す現在の位置情報を取得する手段を備え、

前記表示制御手段は、前記現在の位置情報を前記表示手段に表示させることを特徴とする請求項 1 から 1 4 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 6】

被観察者を指定する手段を備え、

前記読み出し手段は、前記記憶手段から該当する被観察者の全ての内視鏡画像を読み出し、

30

前記表示制御手段は、前記読み出した全ての内視鏡画像を前記表示手段に一覧表示させ

、  
前記一覧表示された内視鏡画像の中から前記過去の内視鏡画像を選択する手段を備えたことを特徴とする請求項 1 から 1 5 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 7】

体腔内の所定の位置で取得された光断層画像と、前記光断層画像取得時に取得された内視鏡画像であって、前記光断層画像の取得時のエイミング光の照射位置を含む内視鏡画像とを関連付けて記憶手段に記憶させる制御手段を備えたことを特徴とする請求項 1 から 1 6 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 8】

40

前記内視鏡画像から、前記光断層画像の取得位置を抽出する手段と、

前記抽出された取得位置を示す指標を前記内視鏡画像に合成する手段と、

を備えたことを特徴とする請求項 1 7 に記載の光断層画像取得装置。

【請求項 1 9】

前記記録制御手段は、前記内視鏡画像の取得時の前記内視鏡の位置を示す位置情報を前記光断層画像と前記内視鏡画像とに関連付けて前記記憶手段に記録することを特徴とする請求項 1 から 1 8 のいずれかに記載の光断層画像取得装置。

【請求項 2 0】

内視鏡に備えられた撮像素子を用いて体腔内の内視鏡画像を取得する内視鏡画像取得工程と、

50

前記内視鏡の鉗子口に挿通された光プローブから測定位置可視光であるエイミング光とともに測定光を照射して測定対象から反射した反射光と参照光を合波した干渉光から測定対象の光断層画像を取得する光断層画像取得工程と、

体腔内の所定の位置で取得された過去の光断層画像と、前記過去の光断層画像の取得時に前記内視鏡画像取得手段により取得された過去の内視鏡画像であって、前記過去の光断層画像の取得時のエイミング光の照射位置を含む過去の内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶手段から過去の内視鏡画像を読み出す読み出し工程と、

前記内視鏡画像取得工程により取得される現在の内視鏡画像と、前記読み出し工程により読み出した過去の内視鏡画像とを表示手段に比較可能に表示させる表示制御工程と、  
を備えたことを特徴とする光断層画像取得方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は光断層画像取得装置及び光断層画像取得方法に係り、特に、内視鏡装置の鉗子口に挿入されたOCTプローブの位置合わせを容易に行える光断層画像取得装置及び光断層画像取得方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体の体腔内を観察する内視鏡装置として、生体の体腔内で照明光を照射し、反射された反射光による像を撮像し、モニタ等に表示する電子内視鏡装置が広く普及され、様々な分野で利用されている。また多くの内視鏡装置は、鉗子口を備え、この鉗子口を介して体腔内に導入されたプローブにより、体腔内の組織の生検や治療を行なうことが可能となっている。

20

【0003】

一方、近年、生体組織等の測定対象を切断せずに生体などの断層画像を取得する断層画像取得装置の開発が進められており、例えば低コヒーレンス光による干渉を用いた光干渉断層(OCT:Optical Coherence Tomography)計測法を利用した光断層画像化装置が知られている。

【0004】

このOCT計測は、測定光および反射光と参照光との光路長が一致したときに干渉光が検出されることを利用した計測方法である。すなわちこの方法において、光源から射出された低コヒーレント光は測定光と参照光とに分割され、測定光は測定対象に照射され、測定対象からの反射光が合波手段に導かれる。一方、参照光は、測定対象内の測定深さを変更するために、光路長の変更が施された後に合波手段に導かれる。そして、合波手段により反射光と参照光とが合波され、合波されたことによる干渉光がヘテロダイン検波等により測定される。上記OCT装置においては、参照光の光路長を変更することにより、測定対象に対する測定位置(測定深さ)を変更し断層画像を取得するようになっており、この手法は一般にTD-OCT(Time domain OCT)計測と称されている。より具体的に、特許文献1の参照光の光路長調整機構は、光ファイバから射出した参照光をミラーに集光する光学系を有し、ミラーのみを参照光のビーム軸方向に移動させて光路長の調整を行っている。また特許文献2に示された参照光の光路長調整機構は、光ファイバから射出した参照光をレンズによって平行光化し、平行光になった参照光を再び光路長調整レンズにより集光して光ファイバに入射させ、そして、光路長調整レンズを参照光のビーム軸方向に進退させて光路長の調整を行っている。

30

40

【0005】

他方、上述した参照光の光路長の変更を行うことなく高速に断層画像を取得する装置として、SD-OCT(Spectral Domain OCT)計測による光断層画像化装置が提案されている。このSD-OCT装置は、広帯域の低コヒーレント光をマイケルソン型干渉計を用いて測定光と参照光とに分割した上で、測定光を測定対象に照射させ、そのとき戻って来た反射光と参照光との干渉光を各周波数成分に分解したチャンネルドスペクトルをフーリ

50

工解析することにより、深さ方向の走査を行わずに断層画像を構成するようにしたものである。

【0006】

さらに、参照光の光路長の変更を行うことなく高速に断層画像を取得する装置として、SS-OCT (Swept source OCT) 計測による光断層画像化装置も提案されている。このSS-OCT装置は、光源から射出されるレーザ光の周波数を掃引させて反射光と参照光とを干渉させ、そして光周波数領域のインターフェログラムから測定対象の深さ位置における反射光強度を検出し、これを用いて断層画像を構成するようにしたものである。

【0007】

上述した断層画像において照射位置を僅かにずらしながら、測定を繰り返すことにより、所定の走査領域の2次元的な光断層画像を取得することができる。

10

【0008】

このようなOCT装置(光断層画像化装置)は、測定部位を精細(約10 $\mu$ mの分解能)に観察することが可能であり、内視鏡装置の鉗子口にOCTプローブ(光プローブ)を挿入して信号光および信号光の反射光を導光し、体腔内の光断層画像を取得することにより、例えば初期癌の深達度診断なども可能となる。

【特許文献1】特開平6-165784号公報

【特許文献2】特開2003-139688号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0009】

しかしながら、内視鏡の鉗子口に挿入したOCTプローブを用いて同じ測定箇所について複数回観察する場合、高分解能が故に測定箇所の特定が難しく、OCTプローブの位置を正確に合わせて同じ測定箇所の光断層画像を取得することが困難であるという問題点があった。

【0010】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、内視鏡装置の鉗子口に挿入されたOCTプローブを用いて光断層画像を取得する場合に、OCTプローブの位置合わせを容易に行える光断層画像取得装置及び光断層画像取得方法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】

30

【0011】

前記目的を達成するために請求項1に記載の光断層画像取得装置は、内視鏡に備えられた撮像素子を用いて体腔内の内視鏡画像を取得する内視鏡画像取得手段と、前記内視鏡の鉗子口に挿通された光プローブから測定位置可視光であるエイミング光とともに測定光を照射して測定対象から反射した反射光と参照光を合波した干渉光から測定対象の光断層画像を取得する光断層画像取得手段と、体腔内の所定の位置で取得された過去の光断層画像と、前記過去の光断層画像の取得時に前記内視鏡画像取得手段により取得された過去の内視鏡画像であって、前記過去の光断層画像の取得時のエイミング光の照射位置を含む過去の内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶手段と、前記記憶手段から過去の内視鏡画像を読み出す読み出し手段と、前記内視鏡画像取得手段により取得される現在の内視鏡画像と、前記読み出し手段により読み出した過去の内視鏡画像とを表示手段に比較可能に表示させる表示制御手段とを備えたことを特徴とする。

40

【0012】

本発明によれば、内視鏡画像取得手段により取得される現在の内視鏡画像と、読み出し手段により読み出した過去の内視鏡画像とを表示手段に比較可能に表示させるようにしたので、OCTプローブの位置合わせを容易に行うことが可能となる。

【0013】

請求項2に示すように請求項1に記載の光断層画像取得装置において、前記表示制御手段は、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像とを並べて前記表示手段に表示させることを特徴とする。

50

## 【 0 0 1 4 】

これにより、現在の内視鏡画像と過去の内視鏡画像とを容易に比較することができる。

## 【 0 0 1 5 】

請求項 3 に示すように請求項 1 に記載の光断層画像取得装置において、前記表示制御手段は、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像とを第 1 の比率で重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする。

## 【 0 0 1 6 】

これにより、現在の内視鏡画像と過去の内視鏡画像とを容易に比較することができる。

## 【 0 0 1 7 】

請求項 4 に示すように請求項 3 に記載の光断層画像取得装置において、前記第 1 の比率を変更する手段を備えたことを特徴とする。

10

## 【 0 0 1 8 】

これにより、現在の内視鏡画像と過去の内視鏡画像とを容易に比較することができる。

## 【 0 0 1 9 】

請求項 5 に示すように請求項 3 又は 4 に記載の光断層画像取得装置において、前記表示制御手段が、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像とを並べて表示させるか、又は第 1 の比率で重ねて表示させるかを選択する手段を備えたことを特徴とする。

## 【 0 0 2 0 】

これにより、現在の内視鏡画像と過去の内視鏡画像とを容易に比較することができる。

## 【 0 0 2 1 】

請求項 6 に示すように請求項 1 から 5 のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像の特徴部分を抽出する手段と、前記抽出された特徴部分が強調されて表示、又は前記抽出された特徴部分だけが表示されるように前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像を画像処理する手段とを備えたことを特徴とする。

20

## 【 0 0 2 2 】

これにより、現在の内視鏡画像と過去の内視鏡画像とを容易に比較することができる。

## 【 0 0 2 3 】

請求項 7 に示すように請求項 6 に記載の光断層画像取得装置において、前記現在の内視鏡画像と前記過去の内視鏡画像の特徴部分を抽出する手段は、物体が存在する物体領域を抽出する物体抽出手段、物体の輪郭を抽出する輪郭抽出手段、特徴パラメータに基づいて特徴部位を抽出する特徴部位抽出手段、物体の色を抽出する色抽出手段のうち少なくともいずれか 1 つを含むことを特徴とする。

30

## 【 0 0 2 4 】

これにより、適切に特徴部分を抽出することができる。

## 【 0 0 2 5 】

請求項 8 に示すように請求項 1 から 7 のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、前記読み出し手段は、前記記憶手段から前記過去の光断層画像を読み出し、前記表示制御手段は、前記光断層画像取得手段により取得される現在の光断層画像と、前記過去の光断層画像とを表示手段に比較可能に表示させることを特徴とする。

40

## 【 0 0 2 6 】

これにより、OCTプローブの位置合わせを容易に行うことが可能となる。

## 【 0 0 2 7 】

請求項 9 に示すように請求項 8 に記載の光断層画像取得装置において、前記表示制御手段は、前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像とを並べて前記表示手段に表示させることを特徴とする。

## 【 0 0 2 8 】

これにより、現在の光断層画像と過去の光断層画像の比較が容易になる。

## 【 0 0 2 9 】

請求項 10 に示すように請求項 8 に記載の光断層画像取得装置において、前記表示制御

50

手段は、前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像とを第2の比率で重ねて前記表示手段に表示させることを特徴とする。

【0030】

これにより、現在の光断層画像と過去の光断層画像の比較が容易になる。

【0031】

請求項11に示すように請求項10に記載の光断層画像取得装置において、前記第2の比率を変更する手段を備えたことを特徴とする。

【0032】

これにより、現在の光断層画像と過去の光断層画像の比較が容易になる。

【0033】

請求項12に示すように請求項8から11のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像の特徴部分を抽出する手段と、前記抽出された特徴部分が強調されて表示、又は前記抽出された特徴部分だけが表示されるように前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像を画像処理する手段とを備えたことを特徴とする。

【0034】

これにより、現在の光断層画像と過去の光断層画像の比較が容易になる。

【0035】

請求項13に示すように請求項12に記載の光断層画像取得装置において、前記現在の光断層画像と前記過去の光断層画像の特徴部分を抽出する手段は、物体が存在する物体領域を抽出する物体抽出手段、物体の輪郭を抽出する輪郭抽出手段、特徴パラメータに基づいて特徴部位を抽出する特徴部位抽出手段、物体の色を抽出する色抽出手段のうち少なくともいずれか1つを含むことを特徴とする。

【0036】

これにより、適切に特徴部分を抽出することができる。

【0037】

請求項14に示すように請求項1から13のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、前記記憶手段は、前記過去の内視鏡画像取得時の前記内視鏡の位置を示す過去の位置情報と該過去の内視鏡画像とを関連付けて記憶し、前記読み出し手段は、前記記憶手段から前記過去の位置情報を読み出し、前記表示制御手段は、前記過去の位置情報を前記表示手段に表示させることを特徴とする。

【0038】

これにより、OCTプローブの位置合わせを容易に行うことが可能となる。

【0039】

請求項15に示すように請求項1から14のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、前記現在の内視鏡の位置を示す現在の位置情報を取得する手段を備え、前記表示制御手段は、前記現在の位置情報を前記表示手段に表示させることを特徴とする。

【0040】

これにより、現在の位置情報と過去の位置情報の比較が容易になる。

【0041】

請求項16に示すように請求項1から15のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、被観察者を指定する手段を備え、前記読み出し手段は、前記記憶手段から該当する被観察者の全ての内視鏡画像を読み出し、前記表示制御手段は、前記読み出した全ての内視鏡画像を前記表示手段に一覧表示させ、前記一覧表示された内視鏡画像の中から前記過去の内視鏡画像を選択する手段を備えたことを特徴とする。

【0042】

これにより、指定した被観察者の必要な内視鏡画像を選択することができる。

【0043】

請求項17に示すように請求項1から16のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、体腔内の所定の位置で取得された光断層画像と、前記光断層画像取得時に取得され

10

20

30

40

50

た内視鏡画像であって、前記光断層画像の取得時のエイミング光の照射位置を含む内視鏡画像とを関連付けて記憶手段に記憶させる制御手段を備えたことを特徴とする。

【0044】

これにより、次回同じ箇所について光断層画像を取得する場合に、OCTプローブの位置合わせを容易に行うことが可能となる。

【0045】

請求項18に示すように請求項17に記載の光断層画像取得装置において、前記内視鏡画像から、前記光断層画像の取得位置を抽出する手段と、前記抽出された取得位置を示す指標を前記内視鏡画像に合成する手段とを備えたことを特徴とする。

【0046】

これにより、次回同じ箇所について光断層画像を取得する場合に、OCTプローブの位置合わせを容易に行うことが可能となる。

【0047】

請求項19に示すように請求項1から18のいずれかに記載の光断層画像取得装置において、前記記録制御手段は、前記内視鏡画像の取得時の前記内視鏡の位置を示す位置情報を前記光断層画像と前記内視鏡画像とに関連付けて前記記憶手段に記録することを特徴とする。

【0048】

これにより、次回同じ箇所について光断層画像を取得する場合に、OCTプローブの位置合わせを容易に行うことが可能となる。

【0049】

前記目的を達成するために請求項20に記載の光断層画像取得方法は、内視鏡に備えられた撮像素子を用いて体腔内の内視鏡画像を取得する内視鏡画像取得工程と、前記内視鏡の鉗子口に挿通された光プローブから測定位置可視光であるエイミング光とともに測定光を照射して測定対象から反射した反射光と参照光を合波した干渉光から測定対象の光断層画像を取得する光断層画像取得工程と、体腔内の所定の位置で取得された過去の光断層画像と、前記過去の光断層画像の取得時に前記内視鏡画像取得手段により取得された過去の内視鏡画像であって、前記過去の光断層画像の取得時のエイミング光の照射位置を含む過去の内視鏡画像とを関連付けて記憶する記憶手段から過去の内視鏡画像を読み出す読み出し工程と、前記内視鏡画像取得工程により取得される現在の内視鏡画像と、前記読み出し工程により読み出した過去の内視鏡画像とを表示手段に比較可能に表示させる表示制御工程とを備えたことを特徴とする。

【0050】

本発明によれば、内視鏡画像取得手段により取得される現在の内視鏡画像と、読み出し手段により読み出した過去の内視鏡画像とを表示手段に比較可能に表示させるようにしたので、OCTプローブの位置合わせを容易に行うことが可能となる。

【発明の効果】

【0051】

本発明によれば、内視鏡画像取得手段により取得される現在の内視鏡画像と、読み出し手段により読み出した過去の内視鏡画像とを表示手段に比較可能に表示させるようにしたので、OCTプローブの位置合わせを容易に、かつ確実に行うことができ、位置合わせの時間を短縮し、医師や患者の負担を減らすことが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0052】

以下に、本発明を実施するための最良の形態について説明する。

【0053】

<画像診断システム>

図1は、本発明に係る画像診断システム1のブロック図の一例である。同図に示すように、画像診断システム1は、画像診断装置10及び画像サーバ700から構成される。画像診断装置10及び画像サーバ700は、LAN2を介して接続されており、所定のプロ

10

20

30

40

50

トコルを用いて患者データや画像データの送受信を行うことが可能となっている。なお、LAN 2 に接続する方法は有線、無線を問わない。

【0054】

< 画像診断装置の外観 >

図 2 は本発明に係る画像診断装置 10 を示す外観図の一例である。

【0055】

図 2 に示すように、この画像診断装置 10 は、主として内視鏡 100、内視鏡プロセッサ 200、光源装置 300、OCT プロセッサ 400、及びモニタ装置 500 とから構成されている。尚、内視鏡プロセッサ 200 は、光源装置 300 を内蔵するように構成されていてもよい。

10

【0056】

内視鏡 100 は、手元操作部 112 と、この手元操作部 112 に連設される挿入部 114 とを備える。術者は手元操作部 112 を把持して操作し、挿入部 114 を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

【0057】

手元操作部 112 には、ユニバーサルケーブル 116 が接続され、ユニバーサルケーブル 116 の先端に LG コネクタ 120 が設けられる。この LG コネクタ 120 を光源装置 300 に着脱自在に連結することによって、挿入部 114 の先端部に配設された照明光学系 152 に照明光が送られる。また、LG コネクタ 120 には、ユニバーサルケーブル 116 を介して電気コネクタ 110 が接続され、電気コネクタ 110 が内視鏡プロセッサ 200 に着脱自在に連結される。これにより、内視鏡 100 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 200 に出力され、内視鏡プロセッサ 200 に接続されたモニタ装置 500 に画像が表示される。

20

【0058】

また、手元操作部 112 には、送気・送水ボタン 126、吸引ボタン 128、シャッターボタン 130、機能切替ボタン 132、一对のアングルノブ 134、一对のロックレバー 136 が設けられているが、これらの部材についての説明は省略する。

【0059】

さらに、手元操作部 112 には、鉗子挿入部 138 が設けられており、この鉗子挿入部 138 が先端部 144 の鉗子口 156 に連通されている。本発明に係る画像診断装置 10 では、OCT プロブ 600 を鉗子挿入部 138 から挿入することによって、OCT プロブ 600 を鉗子口 156 から導出する。OCT プロブ 600 は、鉗子挿入部 138 から挿入され、鉗子口 156 から導出される挿入部 602 と、術者が OCT プロブ 600 を操作するための操作部 604、及びコネクタ 410 を介して OCT プロセッサ 400 と接続されるケーブル 606 から構成されている。

30

【0060】

一方、内視鏡 100 の挿入部 114 は、手元操作部 112 側から順に、軟性部 140、湾曲部 142、先端部 144 で構成されている。先端部 144 には、観察光学系 150、照明光学系 152、送気・送水ノズル 154、鉗子口 156 等が設けられる。

【0061】

観察光学系 150 は、先端部 144 の先端面に配設されており、この観察光学系 150 の奥に CCD 180 が配設される。CCD 180 の基板には、信号ケーブル（不図示）が接続され、この信号ケーブルが挿入部 114、手元操作部 112、ユニバーサルケーブル 116 等に挿通されて電気コネクタ 110 まで延設され、内視鏡プロセッサ 200 に接続される。したがって、観察光学系 150 で取り込まれた観察像は CCD 180 の受光面に結像されて電気信号に変換され、この電気信号が内視鏡プロセッサ 200 に出力され、映像信号に変換される。これにより、内視鏡プロセッサ 200 に接続されたモニタ装置 500 に観察画像が表示される。

40

【0062】

照明光学系 152 は、観察光学系 150 に隣接して設けられており、必要に応じて観察

50

光学系 150 の両側に配置される。照明光学系 152 の奥には、後述するライトガイド 170 の出射端が配設され、このライトガイド 170 が挿入部 114、手元操作部 112、ユニバーサルケーブル 116 に挿通され、ライトガイド 170 の入射端が LG コネクタ 120 内に配置される。したがって、LG コネクタ 120 を光源装置 300 に連結することによって、光源装置 300 から照射された照明光がライトガイド 170 を介して照明光学系 152 に伝送され、照明光学系 152 から前方の観察範囲に照射される。

【0063】

送気・送水ノズル 154 についての説明は省略する。

【0064】

鉗子口 156 には、チューブ状の鉗子チャンネル（不図示）が接続される。鉗子チャンネルは挿入部 114 の内部に挿通された後、分岐され、一方が手元操作部 112 の鉗子挿入部 138 に連通され、他方が手元操作部 112 内の吸引バルブ（不図示）に接続される。吸引バルブは、吸引ボタン 128 によって操作され、これによって鉗子口 156 から病変部等を吸引することができる。

10

【0065】

上記の如く構成された先端部 144 の基端側には湾曲部 142 が設けられる。湾曲部 142 は、手元操作部 112 のアングルノブ 134、134 を回動することによって遠隔的に湾曲するように構成される。

【0066】

湾曲部 142 の基端側には軟性部 144 が設けられる。軟性部 144 は、可撓性を有しており、たとえば金属製の網管から成る心材に、樹脂などの被覆を被せることによって構成される。

20

【0067】

<内視鏡、内視鏡プロセッサ、光源装置の内部構成>

図 3 は内視鏡 100、内視鏡プロセッサ 200、及び光源装置 300 の内部構成を示すブロック図の一例である。

【0068】

[内視鏡]

内視鏡 100 の先端部 144 には、観察光学系 150、照明光学系 152、及び CCD 180 が配設されている。

30

【0069】

観察光学系 150 は、被検体を CCD 180 の受光面に結像させ、CCD 180 は、受光面上に結像された被検体像を各受光素子によって電気信号に変換する。この実施の形態の CCD 180 は、3 原色の赤 (R)、緑 (G)、青 (B) のカラーフィルタが所定の配列 (ベイヤー配列、ハニカム配列) で各画素ごとに配設されたカラー CCD である。

【0070】

また、内視鏡 100 の内部には、CCD 180 を駆動し、また CCD 出力を取り出すための配線 160 が設けられるとともに、ライトガイド 170 が設けられている。

【0071】

ライトガイド 170 の一端 170A は、LG コネクタ 120 を介して光源装置 300 に接続され、ライトガイド 170 他端 170B は、照明光学系 152 に対面している。光源装置 300 から発せられた光は、ライトガイド 170 を経由して照明光学系 152 から出射され、観察光学系 150 の視野範囲を照明する。

40

【0072】

[内視鏡プロセッサ]

内視鏡プロセッサ 200 は、主として中央処理装置 (CPU) 210、アナログ・フロント・エンド (AFE) 220、画像入力コントローラ 222、画像処理部 224、画像入力インターフェース部 226、位置検出部 228、画像合成部 230、CCD ドライバ 240、タイミングジェネレータ (TG) 242、キャラクタジェネレータ (CG) 244、メモリ 246、ビデオ出力部 248、音声処理部 250、スピーカ 252、操作部 2

50

54、及び通信インターフェース部258から構成されている。

【0073】

CPU210は、プログラムROMを内蔵しており、このプログラムROMにはCPU210が実行する制御プログラムのほか、制御に必要な各種データ等が記録されている。CPU210は、操作部254からの撮影の指示等の指示入力に基づきプログラムROMに記録された制御プログラムをメモリ246に読み出し、逐次実行することにより各部を制御する。尚、メモリ246は、プログラムの実行処理領域として利用されるほか、画像データ等の一時記憶領域、各種作業領域として利用される。

【0074】

内視鏡100内のCCD180は、TG242からCCDドライバ240を介して供給される垂直転送クロック及び水平転送クロックに同期して、各画素に蓄積された電荷を1ラインずつシリアルな画像信号として出力する。CPU210は、TG242を制御して、CCD180の駆動を制御する。

【0075】

操作部254は、撮影の開始及び終了を指示するスイッチのほか、後述するように画像サーバ700との通信の指示入力を行うためのキーボードやマウス等を有している。

【0076】

CCD180から出力される画像信号は、アナログ信号であり、このアナログの画像信号は、AFE220に取り込まれる。AFE220は、相関二重サンプリング回路(CDS)、及び自動ゲインコントロール回路(AGC)、及びAD変換器(ADC)を含んで構成されている。CDSは、画像信号に含まれるノイズの除去を行い、AGCは、ノイズ除去された画像信号を所定のゲインで増幅し、ADCは、アナログの画像信号を所定ビットの階調幅を持ったデジタルの画像信号に変換する。

【0077】

画像入力コントローラ222は、所定容量のラインバッファを内蔵しており、AFE220から出力された1フレーム分の画像信号を蓄積する。この画像入力コントローラ222に蓄積された1フレーム分の画像信号は、バス256を介してメモリ246に格納される。

【0078】

バス256には、上記CPU210、メモリ246、画像入力コントローラ222のほか、画像処理部224、画像入力インターフェース部226、画像合成部230、CG244、ビデオ出力部248、通信インターフェース部258等が接続されており、これらはバス256を介して互いに情報を送受信できるようになっている。

【0079】

メモリ246に格納された1フレーム分の画像信号は、画像処理部224に取り込まれ、必要な画像処理が施される。

【0080】

通信インターフェース部258は、所定のプロトコルを用いて、LAN2を介して画像サーバ700と通信を行う。操作部254において患者IDを指定することにより、画像サーバ700から通信インターフェース部258を介して、その患者の病歴や過去に撮影した内視鏡画像や断層画像を取得することができる。

【0081】

また、内視鏡プロセッサ200には、画像入力インターフェース部226を介してOCTプロセッサ400から出力された断層画像の画像信号が入力される。この画像信号は、ビデオ出力部248によってモニタ装置500用の映像信号に変換され、モニタ装置500に出力される。

【0082】

また、CG244は、CPU210からの指令により警告文字等を発生し、画像合成部230に出力し、音声処理部250は、CPU210からの指令によりピープ音などの警告音や警告音声をスピーカ252から発生させる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 3 】

画像合成部 2 3 0 は、C G 2 4 4 が発生した警告文字等を断層画像や内視鏡画像に重畳するための処理を行い、これによりモニタ装置 5 0 0 の画面に警告文字等を表示させる。

## 【 0 0 8 4 】

位置検出部 2 2 8 は、内視鏡 1 0 0 に備えられた位置センサ 2 2 9 の出力信号から、内視鏡の位置（挿入深さ）を検出する。内視鏡の位置情報は、画像合成部 2 3 0 において重畳処理され、内視鏡画像等とともにモニタ装置 5 0 0 に表示される。また、撮影された内視鏡画像等とともに画像サーバ 7 0 0 に記録される。

## 【 0 0 8 5 】

## [ 光源装置 ]

光源装置 3 0 0 は、主として白色の光源 3 1 0、絞り 3 3 0、集光レンズ 3 4 0、及び自動光量調整回路（A L C）3 7 0 から構成されており、可視光をライトガイド 1 7 0 に入射させる。

## 【 0 0 8 6 】

光源 3 1 0 としては、例えばハロゲンランプを使用することができる。ハロゲンランプから発せられる白色光は、4 0 0 n m ~ 1 8 0 0 n m の波長域を有している。

## 【 0 0 8 7 】

A L C 3 7 0 は、C P U 2 1 0 から加えられる撮影画像の明るさ情報に基づいて絞り 3 3 0 を制御し、撮影画像が一定の明るさに維持されるようにライトガイド 1 7 0 に入射させる光量を調整する。これにより、ハレーション等が生じないようにしている。

## 【 0 0 8 8 】

## &lt; O C T プロセッサ、O C T プロブの内部構成 &gt;

図 4 は O C T プロセッサ 4 0 0、O C T プロブ 6 0 0 の内部構成を示すブロック図の一例である。

## 【 0 0 8 9 】

## [ O C T プロセッサ ]

図 4 に示す O C T プロセッサ 4 0 0 は、光を射出する第 1 の光源ユニット 1 2 と、測定の日印を示すためのエイミング光（第 2 の光束）L e を射出する第 2 の光源ユニット 1 3 と、第 1 の光源ユニット 1 2 から射出された光を測定光と参照光に分岐し、かつ、反射光と参照光を合波して干渉光を生成する分岐合波部 1 4 と、参照光の光路長を調整する光路長調整部 1 8 と、分岐合波部 1 4 で生成された干渉光を干渉信号として検出する干渉光検出部 2 0 と、干渉光検出部 2 0 で検出された干渉信号を処理する処理部 2 2 とを有する。さらに、O C T プロセッサ 4 0 0 は、第 1 の光源ユニット 1 2 から射出された光を分光する光ファイバカプラ 2 8 と、参照光を検出する検出部 3 0 a と反射光を検出する検出部 3 0 b と、処理部 2 2 への各種条件の入力、設定の変更等を行う操作制御部 3 2 とを有する。また、光の経路として光ファイバを用い、各部に測定光、参照光、反射光等を導光している。

## 【 0 0 9 0 】

第 1 の光源ユニット 1 2 は半導体光増幅器 4 0 と、光分岐器 4 2 と、コリメータレンズ 4 4 と、回折格子素子 4 6 と、光学系 4 8 と、回転多面鏡 5 0 とを有し、周波数を一定の周期で掃引させたレーザ光 L a を射出する。

## 【 0 0 9 1 】

半導体光増幅器（半導体利得媒質）4 0 は、駆動電流が印加されることで、微弱な放光を射出し、また、入射された光を増幅する。この半導体光増幅器 4 0 には、光ファイバ F B 1 0 が接続されている。具体的には、光ファイバ F B 1 0 の一端は、半導体光増幅器 4 0 から光が射出される部分に接続され、光ファイバ F B 1 0 の他端は、半導体光増幅器 4 0 に光を入射する部分に接続されており、半導体光増幅器 4 0 から射出された光は、光ファイバ F B 1 0 に射出され、再び半導体光増幅器 4 0 に入射する。

## 【 0 0 9 2 】

このように、半導体光増幅器 4 0 および光ファイバ F B 1 0 で光路のループを形成する

10

20

30

40

50

ことで、半導体光増幅器 40 および光ファイバ FB10 が光共振器となり、半導体光増幅器 40 に駆動電流が印加されることで、パルス状のレーザ光が生成される。

【0093】

光分岐器 42 は、光ファイバ FB10 の光路上に設けられ、光ファイバ FB11 とも接続している。光分岐器 42 は、光ファイバ FB10 内を導波する光の一部を光ファイバ FB11 に分岐させる。

【0094】

コリメータレンズ 44 は、光ファイバ FB11 の他端、つまり光ファイバ FB10 と接続していない端部に配置され、光ファイバ FB11 から射出された光を平行光にする。

【0095】

回折格子素子 46 は、コリメータレンズ 44 で生成された平行光の光路上に所定角度傾斜して配置されている。回折格子素子 46 は、コリメータレンズ 44 から射出される平行光を分光する。

【0096】

光学系 48 は、回折格子素子 46 で分光された光の光路上に配置されている。光学系 48 は、複数のレンズで構成されており、回折格子素子 46 で分光された光を屈折させ、屈折させた光を平行光にする。

【0097】

回転多面鏡 50 は、光学系 48 で生成された平行光の光路上に配置され、平行光を反射する。回転多面鏡 50 は、図 4 の R1 方向に等速で回転する回転体であり、回転軸に垂直な面が正八角形であり、平行光が照射される側面（八角形の各辺を構成する面）が照射された光を反射する反射面で構成されている。回転多面鏡 50 は、回転することで、各反射面の角度を光学系 48 の光軸に対して変化させる。

【0098】

光ファイバ FB11 から射出された光は、コリメータレンズ 44、回折格子素子 46、光学系 48 を通り、回転多面鏡 50 で反射される。反射された光は、光学系 48、回折格子素子 46、コリメータレンズ 44 を通り、光ファイバ FB11 に入射する。

【0099】

ここで、上述したように、回転多面鏡 50 の反射面の角度が光学系 48 の光軸に対して変化するため、回転多面鏡 50 が光を反射する角度は時間により変化する。このため、回折格子素子 46 により分光された光のうち、特定の周波数域の光だけが再び光ファイバ FB11 に入射する。ここで、光ファイバ FB11 に入射する特定の周波数域の光は、光学系 48 の光軸と回転多面鏡 50 の反射面との角度により決まるため、光ファイバ FB11 に入射する光の周波数域は、光学系 48 の光軸と回転多面鏡 50 の反射面との角度により変化する。

【0100】

光ファイバ FB11 に入射した特定の周波数域の光は、光分岐器 42 から光ファイバ FB10 に入射され、光ファイバ FB10 の光と合波される。これにより、光ファイバ FB10 に導光されるパルス状のレーザ光は、特定の周波数域のレーザ光となり、この特定周波数域のレーザ光 La が光ファイバ FB1 に射出される。

【0101】

ここで、回転多面鏡 50 が矢印 R1 方向に等速で回転しているため、再び光ファイバ FB11 に入射される光の波長は、時間の経過に伴って一定の周期で変化する。これにより、光ファイバ FB1 に射出されるレーザ光 La の周波数も、時間の経過に伴った一定の周期で変化する。

【0102】

第 1 の光源ユニット 12 は、このような構成であり、波長掃引されたレーザ光 La を光ファイバ FB1 側に射出する。

【0103】

次に、分岐合波部 14 は、例えば 2 × 2 の光ファイバカプラで構成されており、光ファ

10

20

30

40

50

イバF B 1、光ファイバF B 2、光ファイバF B 3、光ファイバF B 4とそれぞれ光学的に接続されている。

【0104】

分岐合波部14は、第1の光源ユニット12から光ファイバF B 1を介して入射した光L aを測定光L 1と参照光L 2とに分割し、測定光L 1を光ファイバF B 2に入射させ、参照光L 2を光ファイバF B 3に入射させる。

【0105】

さらに、分岐合波部14は、光ファイバF B 3に入射され、後述する光路長調整部18により周波数シフトおよび光路長の変更が施された後、光ファイバF B 3を戻り、分岐合波部14に入射した参照光L 2と、後述するOCTプローブ600で取得され、光ファイバF B 2から分岐合波部14に入射した測定対象Sからの反射光L 3とを合波し、光ファイバF B 4に射出する。

【0106】

また、第2の光源ユニット13は、エイミング光L eとして測定部位を確認しやすくするために視認性のある着色された光を射出するものである。例えば、波長0.66 $\mu$ mの赤半導体レーザ光、波長0.63 $\mu$ mのHe-Neレーザ光、波長0.405 $\mu$ mの青半導体レーザ光などを用いることができる。そこで、第2の光源ユニット13としては、例えば赤色あるいは青色あるいは緑色のレーザ光を射出する半導体レーザ13aと、半導体13aから射出されたエイミング光L eを集光するレンズ13bを備えている。第2の光源ユニット13から射出されたエイミング光L eは、光ファイバF B 8を介してWDM(波長分割多重方式)カプラ15に入力され、測定光L 1と合波した後に、光ファイバF B 9を介して、回転駆動部26に入力される。

【0107】

光路長調整部18は、光ファイバF B 3の参照光L 2の射出側(つまり、光ファイバF B 3の分岐合波部14とは反対側の端部)に配置されている。

【0108】

光路長調整部18は、光ファイバF B 3から射出された光を平行光にする第1光学レンズ64と、第1光学レンズ64で平行光にされた光を集光する第2光学レンズ66と、第2光学レンズ66で集光された光を反射する反射ミラー68と、第2光学レンズ66及び反射ミラー68を支持する基台70と、基台70を光軸方向に平行な方向に移動させるミラー移動機構72とを有し、第1光学レンズ64と第2光学レンズ66との距離を変化させることで参照光L 2の光路長を調整する。

【0109】

第1光学レンズ64は、光ファイバF B 3のコアから射出された参照光L 2を平行光にするとともに、反射ミラー68で反射された参照光L 2を光ファイバF B 3のコアに集光する。

【0110】

第2光学レンズ66は、第1光学レンズ64により平行光にされた参照光L 2を反射ミラー68上に集光するとともに、反射ミラー68により反射された参照光L 2を平行光にする。このように、第1光学レンズ64と第2光学レンズ66とにより共焦点光学系が形成されている。

【0111】

また、反射ミラー68は、第2光学レンズ66で集光される光の焦点に配置されており、第2光学レンズ66で集光された参照光L 2を反射する。

【0112】

これにより、光ファイバF B 3から射出した参照光L 2は、第1光学レンズ64により平行光になり、第2光学レンズ66により反射ミラー68上に集光される。その後、反射ミラー68により反射された参照光L 2は、第2光学レンズ66により平行光になり、第1光学レンズ64により光ファイバF B 3のコアに集光される。

【0113】

10

20

30

40

50

また、基台 70 は、第 2 光学レンズ 66 と反射ミラー 68 とを固定し、ミラー移動機構 72 は、基台 70 を第 1 光学レンズ 64 の光軸方向（図 1 矢印 A 方向）に移動させる。ミラー移動機構 72 で、基台 70 を矢印 A 方向に移動させることで、第 1 光学レンズ 64 と第 2 光学レンズ 66 との距離を変更することができ、参照光 L2 の光路長を調整することができる。

【0114】

干渉光検出部 20 は、光ファイバ FB4 と接続されており、分岐合波部 14 で参照光 L2 と反射光 L3 とを合波して生成された干渉光 L4 を干渉信号として検出する。

【0115】

ここで、OCT プロセッサ 400 は、光ファイバ FB1 から光ファイバ FB5 にレーザー光 La を分岐する光ファイバカプラ 28 と、光ファイバカプラ 28 から分岐させた光ファイバ FB5 に設けられ、分岐されたレーザー光 La の光強度を検出する検出器 30a と、光ファイバ FB4 の光路上に干渉光 L4 の光強度を検出する検出器 30b とを有する。干渉光検出部 20 は、検出器 30a 及び検出器 30b の検出結果に基づいて、光ファイバ FB4 から検出する干渉光 L4 の光強度のバランスを調整する。

10

【0116】

処理部 22 は、干渉光検出部 20 で検出した干渉信号から、測定位置における OCT プロブ 600 と測定対象 S との接触している領域、より正確には、OCT プロブ 600 のプロブ外筒 52 の表面と測定対象 S の表面とが接触しているとみなせる領域を検出し、さらに、干渉光検出部 20 で検出した干渉信号から、断層画像を取得する。

20

【0117】

操作制御部 32 は、キーボード、マウス等の入力手段と、入力された情報に基づいて各種条件を管理する制御手段とを有し、処理部 22 に接続されている。操作制御部 32 は、入力手段から入力されたオペレータの指示に基づいて、処理部 22 における各種処理条件等の入力、設定、変更等を行う。

【0118】

なお、操作制御部 32 は、操作画面をモニタ装置 500 に表示させてもよいし、別途表示部を設けて操作画面を表示させてもよい。また、操作制御部 32 で、第 1 の第 1 の光源ユニット 12、第 2 の光源ユニット 13、回転駆動部 26、干渉光検出部 20、光路長ならびに検出部 30a および 30b の動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

30

【0119】

[OCT プロブ]

OCT プロブ 600 は、回転駆動部 26 を介して、光ファイバ FB9 と接続されており、光ファイバ FB9 から測定光 L1 が入射され、入射された測定光 L1 を測定対象 S に照射し、測定対象 S からの反射光 L3 を取得し、取得した反射光 L3 を光ファイバ FB9 に射出する。

【0120】

図 5 に示すように、この OCT プロブ 600 の挿入部 602 の先端部は、プロブ外筒 620 と、キャップ 622 と、光ファイバ 623 と、バネ 624 と、固定部材 626 と、光学レンズ 628 とを有している。

40

【0121】

プロブ外筒（シース）620 は、可撓性を有する筒状の部材であり、測定光 L1 および反射光 L3 が透過する材料からなっている。なお、プロブ外筒 620 は、測定光 L1（エイミング光 Le）および反射光 L3 が通過する先端（光ファイバ FB9 が配置されている側とは反対側の端部、以下プロブ外筒 620 の先端と言う）側の一部が全周に渡って光を透過する材料（透明な材料）で形成されていればよい。

【0122】

キャップ 622 は、プロブ外筒 620 の先端に設けられ、プロブ外筒 620 の先端を閉塞している。

【0123】

50

光ファイバ623は、線状部材であり、プローブ外筒620内にプローブ外筒620に沿って収容されており、光ファイバFB9から射出された測定光L1を光学レンズ628まで導波するとともに、測定光L1を測定対象Sに照射して光学レンズ628で取得した測定対象Sからの反射光L3を光ファイバFB9まで導波する。

【0124】

ここで、光ファイバ623と光ファイバFB9とは、ロータリージョイント等で接続されており、光ファイバ623の回転が光ファイバFB9に伝達しない状態で、光学的に接続されている。また、光ファイバFB1は、プローブ外筒620に対して回転自在な状態で配置されている。

【0125】

バネ624は、光ファイバ623の外周に固定されている。また、光ファイバ623及びバネ624は、回転駆動部26に接続されている。

【0126】

光学レンズ628は、光ファイバ623の先端（光ファイバFB9との接続している側とは反対側の端部）に配置されており、先端部が、光ファイバ623から射出された測定光L1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し集光するために略球状の形状で形成されている。

【0127】

光学レンズ628は、光ファイバ623から射出した測定光L1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し照射し、測定対象Sからの反射光L3を集光し光ファイバ623に入射する。

【0128】

固定部材626は、光ファイバ623と光学レンズ628との接続部の外周に配置されており、光学レンズ628を光ファイバFB1の端部に固定する。ここで、固定部材626による光ファイバ623と光学レンズ628の固定方法は特に限定されず、接着剤により、固定部材626と光ファイバ623及び光学レンズ628を接着させて固定させても、ボルト等を用い機械的構造で固定してもよい。なお、固定部材626は、ジルコニアフェルールやメタルフェルールなど光ファイバの固定や保持あるいは保護のために用いられるものであれば、如何なるものを用いてもよい。

【0129】

また、回転駆動部26は、光ファイバ623及びバネ624と接続されており、光ファイバ623及びバネ624を回転させることで、光学レンズ628をプローブ外筒11に対し、矢印R2方向に回転させる。また、回転駆動部26は、回転エンコーダを備え（図示せず）、回転エンコーダからの信号に基づいて光学レンズ628の位置情報（角度情報）から測定光L1の照射位置を検出する。つまり、回転している光学レンズ628の回転方向における基準位置に対する角度を検出して、測定位置を検出する。

【0130】

さらに、光ファイバ623、バネ624、固定部材626、及び光学レンズ628は、回転駆動部26の図示しない機構により、プローブ外筒620内部を矢印S1方向（鉗子口方向）、及びS2方向（プローブ外筒620の先端方向）に移動可能に構成されている。

【0131】

OCTプローブ600は、以上のような構成であり、回転駆動部26により光ファイバFB1およびバネ624が、図5中矢印R2方向に回転されることで、光学レンズ628から射出される測定光L1（エイミング光Le）を測定対象Sに対し、矢印R2方向（プローブ外筒620の円周方向）に対し走査しながら照射し、戻り光L3を取得する。エイミング光Leは、測定対象Sに、例えば青色、赤色あるいは緑色のスポット光として照射され、このエイミング光Leの反射光は、モニタ装置500に表示された観察画像に輝点としても表示される。

【0132】

10

20

30

40

50

これにより、プローブ外筒 620 の円周方向の全周において、測定対象 S の所望の部位を正確にとらえることができ、測定対象 S を反射した戻り光 L3 を取得することができる。

【0133】

図 13 は、内視鏡 100 の鉗子口 156 から導出された OCT プローブ 600 を用いて断層画像を得る様子を示す図の一例である。同図に示すように、OCT プローブの挿入部 602 の先端部を、測定対象 S の所望の部位に近づけて、断層画像を得る。

【0134】

< 画像サーバの内部構成 >

図 6 は画像サーバ 700 の内部構成を示すブロック図の一例である。同図に示すように、画像サーバ 700 は、入出力部 710、制御部 712、データベース管理部 714、及びデータベース 716 から構成される。

【0135】

画像サーバ 700 は、制御部 712 により統括制御される。入出力部 710 は、LAN 2 とのインターフェースであり、所定のプロトコルを用いて、LAN 2 を介して画像診断装置 10 の内視鏡プロセッサ 200 と通信を行う。

【0136】

患者（被検者）にはそれぞれ固有の患者 ID が付与されており、データベース 716 には、患者 ID、患者氏名の他、過去の病歴、過去に撮影された内視鏡画像や断層画像等の観察画像、観察画像取得時の内視鏡の位置情報等を含む患者データが関連付けられて記録されている。データベース管理部 714 は、入力された患者 ID に基づいて、データベース 716 からその患者の病歴や観察画像等を検索することが可能となっている。

【0137】

< 第 1 の実施の形態 >

第 1 の実施の形態の画像診断システム 1 は、撮影中の内視鏡画像と断層画像とをモニタ装置 500 の画面に表示する際に、過去に撮影した内視鏡画像と断層画像とを同じ画面内に並べて表示する。

【0138】

図 7 は、画像診断システム 1 の第 1 の実施の形態の動作を示すフローチャートである。

【0139】

まず術者は、内視鏡プロセッサ 200 の操作部 254 を用いて、これから経過観察する患者の患者 ID を入力する（ステップ S1）。

【0140】

入力された患者 ID は、通信インターフェース部 258 を介して画像サーバ 700 に送信される。この患者 ID を受信した画像サーバ 700 は、データベース管理部 714 により、患者 ID に該当する患者の病歴や、過去に撮影された内視鏡画像及び断層画像等の観察画像、観察画像取得時の内視鏡の位置情報等を含む患者データをデータベース 716 から取得し、取得した患者データを内視鏡プロセッサ 200 に送信する。

【0141】

内視鏡プロセッサ 200 は、受信した患者データから、過去の観察画像の一覧をモニタ装置 500 に表示する（ステップ S2）。観察画像とともに撮影日時や内視鏡の位置情報を同時に表示してもよい。

【0142】

術者は、一覧表示された過去の観察画像から、操作部 254 を用いて今回経過観察を行う部分の画像を選択する（ステップ S3）。その後、術者が内視鏡を患者の体腔内に挿入し、内視鏡画像及び光断層画像の撮影を開始すると、画像処理部 224 は、選択された画像と撮影中の画像とを並べて表示するための画像処理を行い、選択された画像と撮影中の画像がモニタ装置 500 に並べて表示される（ステップ S4）。

【0143】

図 8 は、本実施の形態におけるモニタ装置 500 の画面表示を示す図の一例である。本

10

20

30

40

50

実施の形態におけるモニタ装置 500 には、撮影中の内視鏡画像 510、撮影中の断層画像 512、位置センサ 229 の出力信号から得られた現在の内視鏡の位置情報 514、過去に撮影された断層画像 522、断層画像 522 の取得位置を含んで撮影された内視鏡画像 520、内視鏡画像 520 及び断層画像 522 が撮影されたときの内視鏡の位置情報 524 が同一画面内に並べて表示されている。また、過去に撮影された内視鏡画像 520 には、断層画像 522 の取得位置を示す指標 521 が重ねて表示されている。断層画像 522 の取得位置を示す指標 521 は、内視鏡画像 520 に写りこんだ OCT プロブ 600 の挿入部 602 の先端部の向きや、内視鏡画像 520 に写りこんだエイミング光 Le に基づいて指標画像を生成し、生成した指標画像を画像合成部 230 が内視鏡画像 520 に重畳する。なお、撮影中の内視鏡画像 510 は動画であるので、エイミング光 Le がエイ

10

**【0144】**

このように表示することで、術者は、過去に撮影された内視鏡画像 520、断層画像 522、及び位置情報と、撮影中の内視鏡画像 510、断層画像 512、及び位置情報と比較することができるので、経過観察を行う部分を容易に確認でき、過去に撮影された断層画像と同じ位置の断層画像を得ようとする場合に、正確に内視鏡の先端部 144 及び OCT プロブ 600 の挿入部 602 の位置合わせを行うことが可能となる。具体的には、術者は、内視鏡の手元操作部 112 を用いて内視鏡画像 510 の視野を内視鏡画像 520 と同じになるように内視鏡の先端部 144 を操作し、さらに OCT プロブ 600 の操作部 604 を用いて撮影中の内視鏡画像 510 に写り込んだエイミング光 Le の軌跡 511 を

20

**【0145】**

なお、断層画像 522 の取得位置を示す指標 521 を合成することは必須なものではなく、過去に撮影された内視鏡画像 520 をそのまま表示してもよい。この場合は、術者は、内視鏡画像 520 に写り込んだエイミング光 Le や OCT プロブ 600 の挿入部 602 の先端部に基づいて、位置合わせを行えばよい。

**【0146】**

術者は、位置合わせ後、断層画像と内視鏡画像の本撮影を行う（ステップ S5）。本撮影の際の内視鏡画像は、エイミング光の照射点が写り込んでいることが好ましい。本撮影した内視鏡画像、断層画像、及び本撮影の位置情報は、患者 ID や撮影年月日と関連付けられて、画像サーバ 700 のデータベース 716 に記録される（ステップ S6）。したがって、これらの画像は、次の経過観察時に使用することが可能となる。予め断層画像の取得位置を示す指標 521 を合成した内視鏡画像を記録しておいてもよい。この場合は、指標 521 は、断層画像 522 の取得時におけるエイミング光 Le の軌跡に基づいて生成してもよい。

30

**【0147】**

なお、本実施の形態では、内視鏡の位置情報は、位置センサ 229 の出力信号から検出しているが、位置センサ 229 は無くてもよい。例えば、内視鏡 100 に備えられた目盛りから術者が判断してもよい。この場合は、撮影中の内視鏡画像の位置情報をモニタ装置 500 に表示することはできないが、内視鏡画像の撮影時に読み取った内視鏡の目盛りの値を内視鏡プロセッサ 200 の操作部 254 から入力することにより、画像サーバ 700 のデータベース 716 に、撮影位置情報を撮影した画像に関連付けて記録することが可能となる。

40

**【0148】**

また、内視鏡の位置情報は、画像サーバ 700 のデータベース 716 に記録されている患者の CT 情報、MRI 情報、US 情報等から得てもよい。これらの断層画像から、3次元データを生成することにより、病変部の位置を3次元的に可視化することができ、病変部が複数ある場合や、気管支のように分岐が多くある場合の初期誘導用を使用することが可能となる。

**【0149】**

50

< 第 2 の実施の形態 >

第 2 の実施の形態では、撮影中の内視鏡画像と断層画像を表示する際に、過去に撮影した内視鏡画像や断層画像を重ねて表示する。

【 0 1 5 0 】

図 9 は、画像診断システム 1 の第 2 の実施の形態の動作を示すフローチャートである。なお、図 7 に示すフローチャートと共通する部分には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 1 5 1 】

第 1 の実施の形態と同様に、術者が患者の患者 ID を入力する（ステップ S 1 ）と、内視鏡プロセッサ 2 0 0 は、患者 ID に該当する患者の患者データを取得し、過去の観察画像の一覧を表示する（ステップ S 2 ）。

10

【 0 1 5 2 】

一覧表示された過去の観察画像から、今回経過観察を行う部分の画像が選択されると（ステップ S 3 ）、内視鏡プロセッサ 2 0 0 の画像合成部 2 3 0 は、撮影中の内視鏡画像と選択された内視鏡画像を所定の比率で重畳するとともに、撮影中の断層画像と選択された断層画像を所定の比率で重畳する。内視鏡画像を重畳する比率と断層画像を重畳する比率は、異なってもよい。また、画像を重畳する際の比率を、術者が変更する手段を備えてもよい。

【 0 1 5 3 】

画像処理部 2 2 4 は、重畳された内視鏡画像と重畳された断層画像を並べて表示するように画像処理を行う。この画像信号はビデオ出力部 2 4 8 を介してモニタ装置 5 0 0 に出力され、選択された画像と撮影中の画像がモニタ装置 5 0 0 に重ねて表示される（ステップ S 1 1 ）。

20

【 0 1 5 4 】

図 1 0 は、本実施の形態におけるモニタ装置 5 0 0 の表示を示す図の一例である。本実施の形態におけるモニタ装置 5 0 0 には、撮影中の断層画像と過去の断層画像が重畳された画像 5 3 0 、撮影中の内視鏡画像と過去の内視鏡画像が重畳された画像 5 3 2 、及び現在と過去の内視鏡の位置情報 5 3 4 が並べて表示されている。過去に撮影された内視鏡画像には、写りこんだ OCT プロブ 6 0 0 の挿入部 6 0 2 の先端部の向きや写り込んだエイミング光 L e に基づいて生成した断層画像の取得位置を示す指標 5 2 1 を表示してもよい。

30

【 0 1 5 5 】

術者は、撮影中の内視鏡画像と過去に撮影された内視鏡画像が一致するように内視鏡 1 0 0 を操作することにより、確実に位置合わせを行うことが可能となる。

【 0 1 5 6 】

術者は、位置合わせ後、断層画像と内視鏡画像の本撮影を行う（ステップ S 5 ）。本撮影した内視鏡画像、断層画像、及び本撮影の位置情報は、患者 ID や撮影年月日と関連付けられて、画像サーバ 7 0 0 のデータベース 7 1 6 に記録される（ステップ S 6 ）。

【 0 1 5 7 】

このように、撮影中の内視鏡画像と過去に撮影された内視鏡画像を重ねて表示させることで、OCT プロブの位置合わせが容易になる。

40

【 0 1 5 8 】

第 1 の実施の形態の読み出した画像を並べて表示する場合と、第 2 の実施の形態の読み出した画像を重ねて表示する場合とを、術者が選択可能な手段を備えてもよい。この場合は、内視鏡画像及び断層画像の取得中であっても、切替え可能とすることが望ましい。

【 0 1 5 9 】

< 第 3 の実施の形態 >

第 3 の実施の形態では、内視鏡画像及び断層画像から特徴部分を抽出し、抽出された特徴部分を強調表示する。

【 0 1 6 0 】

50

図 1 1 は、画像診断システム 1 の第 3 の実施の形態の動作を示すフローチャートである。なお、図 7 に示すフローチャートと共通する部分には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【 0 1 6 1 】

これまでと同様に、術者が患者の患者 ID を入力する（ステップ S 1 ）と、内視鏡プロセッサ 2 0 0 は、患者 ID に該当する患者の患者データを取得し、過去の観察画像の一覧を表示する（ステップ S 2 ）。

【 0 1 6 2 】

一覧表示された過去の観察画像から、今回経過観察を行う部分の画像が選択されると（ステップ S 3 ）、内視鏡プロセッサ 2 0 0 の画像処理部 2 2 4 は、選択された内視鏡画像から分岐部、突起部などの生体内の構造特徴部分や、OCTプロブ 6 0 0 の挿入部 6 0 2 の先端部等の特徴部分を抽出する。特徴部分の抽出は、物体が存在する物体領域を抽出する物体抽出、物体の輪郭を抽出する輪郭抽出、特徴パラメータに基づいて特徴部位を抽出する特徴部位抽出、物体の色を抽出する色抽出等によって行う。さらに、画像処理部 2 2 4 は、抽出した特徴部分を強調する内視鏡画像を生成する（ステップ S 2 1 ）。特徴部分を強調する画像は、特徴部分の輪郭が太い線で表されている。また、抽出した特徴部分だけを表示する画像を生成してもよい。

10

【 0 1 6 3 】

次に、画像処理部 2 2 4 は、選択した断層画像から軟骨、血管、層等の生体内の特徴部分を抽出する。特徴部分の抽出は、内視鏡画像の場合と同様に行う。さらに、画像処理部 2 2 4 は、抽出した特徴部分を強調する断層画像を生成する。特徴部分を強調する画像は、内視鏡画像の場合と同様に特徴部分の輪郭が太い線で表された画像でもよいし、抽出した特徴部分だけを表示する画像でもよい。

20

【 0 1 6 4 】

次に、現在撮影中の内視鏡画像及び断層画像についても、選択した内視鏡画像及び断層画像と同様に、特徴部分の抽出を行い、特徴部分を強調する画像を生成する（ステップ S 2 2 ）。

【 0 1 6 5 】

画像処理部 2 2 4 は、これらの画像を並べて表示するための画像処理を行い、これらの画像はモニタ装置 5 0 0 に並べて表示される（ステップ S 4 ）。

30

【 0 1 6 6 】

図 1 2 は、本実施の形態におけるモニタ装置 5 0 0 の表示を示す図の一例である。本実施の形態におけるモニタ装置 5 0 0 には、撮影中の内視鏡画像の特徴部分が強調された画像 5 4 0 、撮影中の断層画像の特徴部分が強調された画像 5 4 2 、位置センサ 2 2 9 の出力信号から得られた現在の内視鏡の位置情報 5 1 4 、過去に撮影された断層画像の特徴部分が強調された画像 5 5 2 、断層画像 5 2 2 と同じ位置で撮影された内視鏡画像の特徴部分が強調された画像 5 5 0 、特徴部分が強調された内視鏡画像及び断層画像が撮影されたときの内視鏡の位置情報 5 2 4 が並べて表示されている。

【 0 1 6 7 】

術者は、撮影中の内視鏡画像と過去に撮影された内視鏡画像が一致するように内視鏡 1 0 0 を操作することにより、確実に位置合わせを行うことが可能となる。

40

【 0 1 6 8 】

術者は、位置合わせを終了したら、断層画像と内視鏡画像の本撮影を行う（ステップ S 5 ）。本撮影した内視鏡画像、断層画像、及び本撮影の位置情報は、患者 ID や撮影年月日と関連付けられて、画像サーバ 7 0 0 のデータベース 7 1 6 に記録される（ステップ S 6 ）。

【 0 1 6 9 】

このように、撮影中の内視鏡画像と過去に撮影された内視鏡画像を重ねて表示させることで、OCTプロブの位置合わせが容易になる。

【 0 1 7 0 】

50

特徴部分が強調された画像の表示は、第 2 の実施の形態と同様に、重ねて表示してもよいし、並べて表示する場合と重ねて表示する場合とを、術者が選択可能な手段を備えてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0171】

【図 1】図 1 は、本発明に係る画像診断システム 1 のブロック図の一例である。

【図 2】図 2 は本発明に係る画像診断装置 10 を示す外観図の一例である。

【図 3】図 3 は内視鏡 100、内視鏡プロセッサ 200、及び光源装置 300 の内部構成を示すブロック図の一例である。

【図 4】図 4 は OCT プロセッサ 400、OCT プローブ 600 の内部構成を示すブロック図の一例である。

【図 5】図 5 は、OCT プローブ 600 の挿入部 602 の先端部を拡大して示す部分断面図である。

【図 6】図 6 は画像サーバ 700 の内部構成を示すブロック図の一例である。

【図 7】図 7 は、画像診断システム 1 の第 1 の実施の形態の動作を示すフローチャートである。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施の形態におけるモニタ装置 500 の表示を示す図の一例である。

【図 9】図 9 は、画像診断システム 1 の第 2 の実施の形態の動作を示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施の形態におけるモニタ装置 500 の表示を示す図の一例である。

【図 11】図 11 は、画像診断システム 1 の第 3 の実施の形態の動作を示すフローチャートである。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施の形態におけるモニタ装置 500 の表示を示す図の一例である。

【図 13】図 13 は、内視鏡 100 の鉗子口 156 から導出された OCT プローブ 600 を用いて断層画像を得る様子を示す図の一例である。

【符号の説明】

【0172】

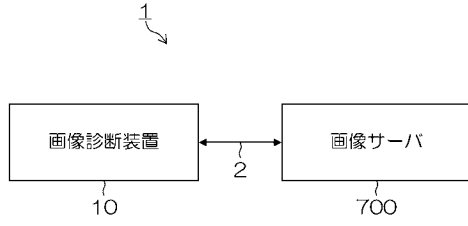
1 ... 画像診断システム、10 ... 画像診断装置、100 ... 内視鏡、138 ... 鉗子挿入部、156 ... 鉗子口、200 ... 内視鏡プロセッサ、230 ... 画像合成部、300 ... 光源装置、400 ... OCT プロセッサ、500 ... モニタ装置、510 ... 撮影中の内視鏡画像、511 ... エイミング光の軌跡、512 ... 撮影中の断層画像、514 ... 内視鏡画像 510 の位置情報、520 ... 過去に撮影した内視鏡画像、521 ... 指標、522 ... 過去に撮影した断層画像、524 ... 内視鏡画像 520 の位置情報、530 ... 撮影中の断層画像と過去の断層画像が重畳された画像、532 ... 撮影中の内視鏡画像と過去の内視鏡画像が重畳された画像、600 ... OCT プローブ、700 ... 画像サーバ

10

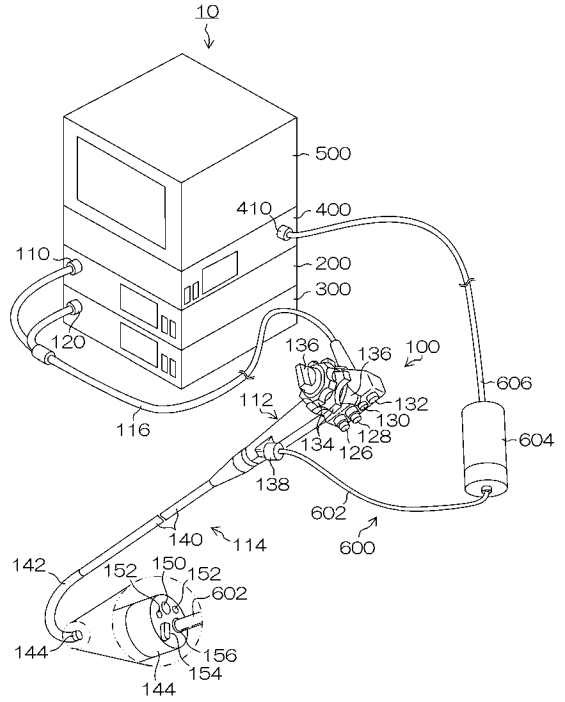
20

30

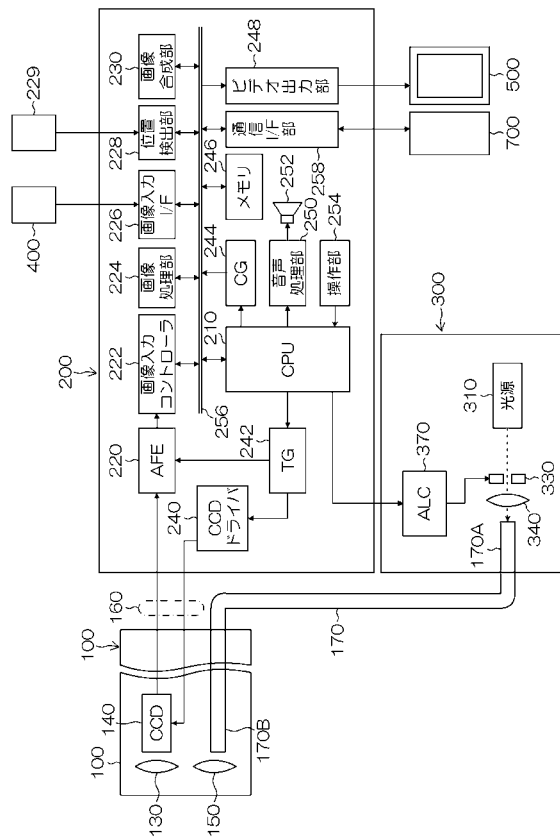
【図1】



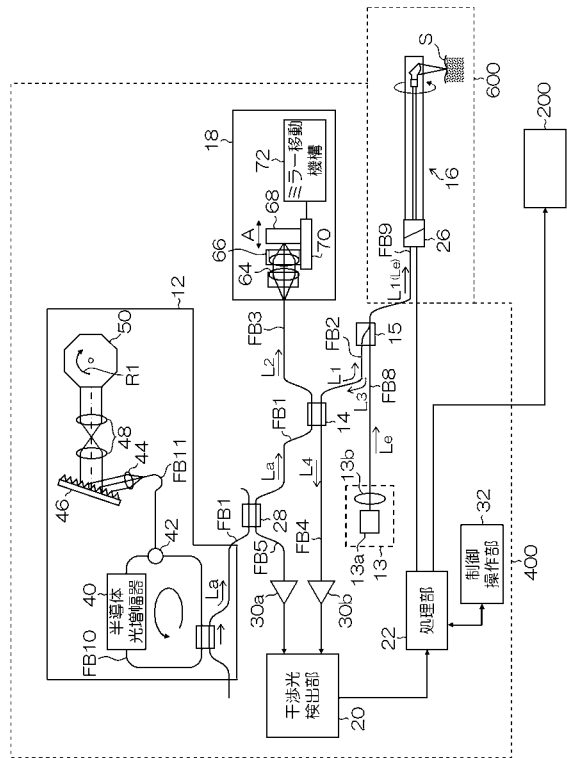
【図2】



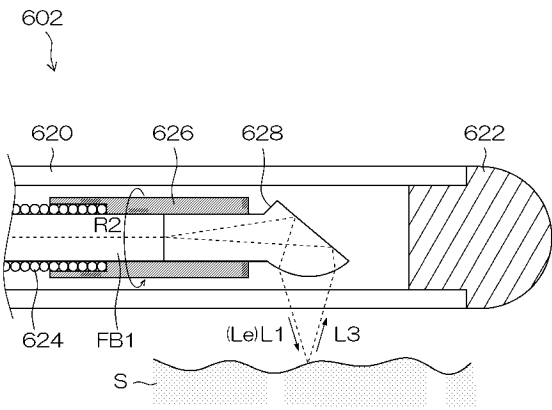
【図3】



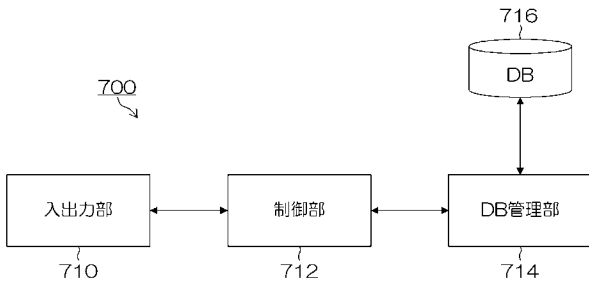
【図4】



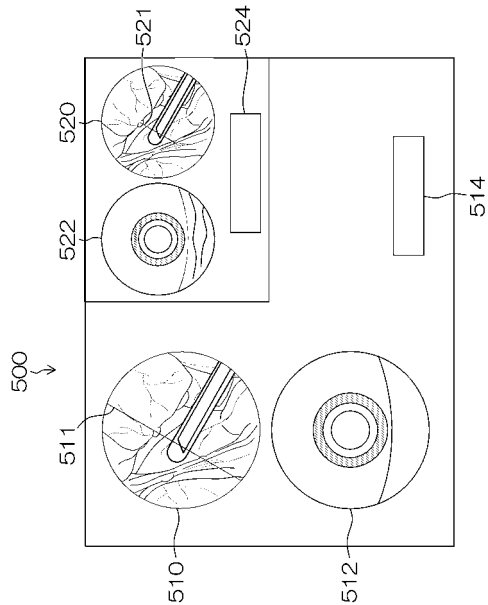
【 図 5 】



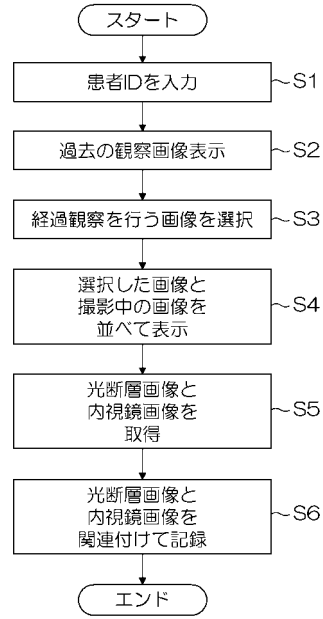
【 図 6 】



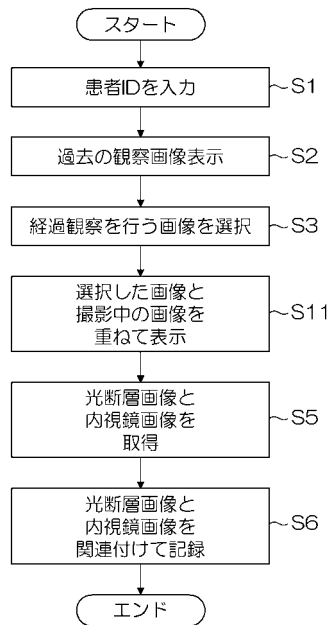
【 図 8 】



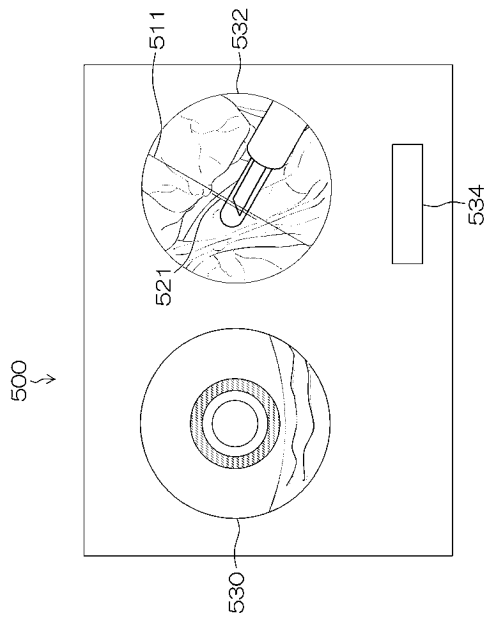
【 図 7 】



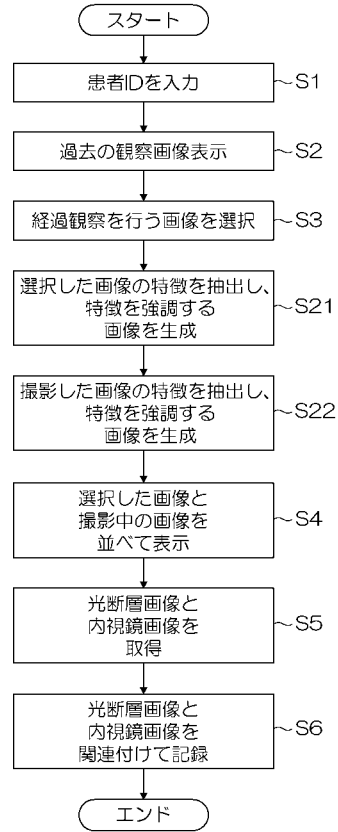
【 図 9 】



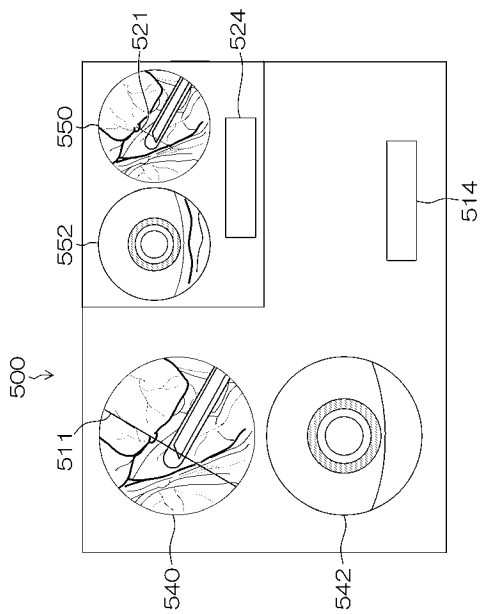
【図10】



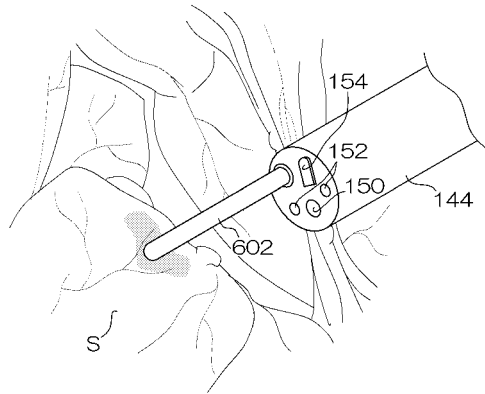
【図11】



【図12】



【図13】



专利名称(译)	光断层画像取得装置及び光断层画像取得方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010051390A</a>	公开(公告)日	2010-03-11
申请号	JP2008217166	申请日	2008-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社 富士公司		
[标]发明人	小澤 聡		
发明人	小澤 聡		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/018.515 A61B1/045.610 A61B1/045.619 A61B1/045.621 A61B1/045.623 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/GG11 4C061/HH51 4C061/JJ20 4C061/NN05 4C061/WW10 4C061/WW13 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/GG11 4C161/HH51 4C161/JJ20 4C161/NN05 4C161/WW10 4C161/WW13 4C161/YY07 4C161/YY12 4C161/YY15		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：使用插入内窥镜设备镊子开口中的OCT探头获取光学断层图像时，可以轻松地对准OCT探头。 解决方案：拍摄的内窥镜图像包括捕获的内窥镜图像510，正在拍摄的断层图像512，过去拍摄的断层图像522以及断层图像522在监视器设备500上的获取位置。 520并排显示在同一屏幕上。 指示断层图像522的获取位置的索引521被叠加并显示在过去捕获的内窥镜图像520上。 外科医生将在被拍摄的内窥镜图像510中反射的瞄准光Le的轨迹511对准在与过去拍摄的内窥镜图像520中显示的索引521的末端相同的位置，并进行主拍摄。 要做。 [选择图]图8

