

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5642619号  
(P5642619)

(45) 発行日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(24) 登録日 平成26年11月7日(2014.11.7)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 1/00 (2006.01)  
A61B 1/04 (2006.01)A61B 1/00 300 D  
A61B 1/04 370

請求項の数 7 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-107466 (P2011-107466)  
 (22) 出願日 平成23年5月12日 (2011.5.12)  
 (65) 公開番号 特開2012-235926 (P2012-235926A)  
 (43) 公開日 平成24年12月6日 (2012.12.6)  
 審査請求日 平成25年1月16日 (2013.1.16)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フィルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100075281  
 弁理士 小林 和憲  
 (72) 発明者 山口 博司  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フィルム株式会社内

審査官 樋熊 政一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療装置システム及び医療装置システムの作動方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

460 ~ 480 nm の波長範囲を有する狭帯域光と波長が広帯域に及ぶ広帯域光を交互に照射し、それぞれの光を照射する毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、前記狭帯域光の照射時に得られる特殊光画像と前記広帯域光の照射時に得られる通常光画像とを含む被検体画像を一定時間毎に取得する画像取得手段と、

前記被検体画像上にロックオンエリアを設定するロックオン設定手段と、

前記画像取得手段で取得した第1の被検体画像から第1ランドマークを抽出するとともに、前記第1の被検体画像の取得後に前記画像取得手段で取得する第2の被検体画像から第2ランドマークを抽出するランドマーク抽出処理と、前記第2の被検体画像において、前記第1ランドマークと特徴量が一致する前記第2ランドマークを特定するランドマーク特定処理と、特徴量が一致する第1及び第2ランドマーク間の移動量を求める移動量算出処理と、前記移動量に基づいて、前記ロックオンエリアの位置を更新する位置変更処理とを行う位置更新部と、

前記ロックオンエリアの位置を更新する毎に、前記ロックオンエリア内の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、

算出した酸素飽和度を時系列的に表すグラフを含むモニタリング画像を生成するモニタリング画像生成部と、

前記モニタリング画像を表示する表示手段とを備え、

前記酸素飽和度算出部は、

10

20

前記特殊光画像の青色信号と前記通常光画像の緑色信号との第1信号比を求めるとともに、前記通常光画像の緑色信号と前記通常光画像の赤色信号との第2信号比を求める信号比算出部と、

前記第1及び第2信号比と酸素飽和度との相関関係を記憶する相関関係記憶部と、

前記相関関係記憶部の相関関係から前記信号比算出部で求めた第1及び第2信号比に対応する酸素飽和度を、前記ロックオンエリア内の酸素飽和度として求める演算部とを有することを特徴とする医療装置システム。

**【請求項2】**

前記第1及び第2ランドマークは、血管走行または血管が交差する部分を少なくとも1つ含む生体の構造であり、エッジ検出処理により抽出されることを特徴とする請求項1記載の医療装置システム。 10

**【請求項3】**

前記表示手段は、前記モニタリング画像内において、前記グラフと同時に、最新の被検体画像を表示することを特徴とする請求項1または2記載の医療装置システム。

**【請求項4】**

前記ロックオンエリアにおける酸素飽和度が一定値以下となったときに、アラームを発するアラーム手段を備えることを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項記載の医療装置システム。

**【請求項5】**

前記画像取得手段は、腹腔内を腹腔鏡装置で撮像することで得られる腹腔鏡画像を取得することを特徴とする請求項1ないし4いずれか1項記載の医療装置システム。 20

**【請求項6】**

前記画像取得手段は、消化管を含む管内を内視鏡装置で撮像することにより得られる管内画像を取得することを特徴とする請求項1ないし5いずれか1項記載の医療装置システム。

**【請求項7】**

画像取得手段が、460～480nmの波長範囲を有する狭帯域光と波長が広帯域に及ぶ広帯域光とで交互に照明された被検体をそれぞれの光で照明される毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、前記狭帯域光の照明時に得られる特殊光画像と前記広帯域光の照明時に得られる通常光画像とを含む被検体画像を一定時間毎に取得するステップと、 30

ロックオン設定手段が、前記被検体画像上にロックオンエリアを設定する処理を行うステップと、

位置更新部が、前記画像取得手段で取得した第1の被検体画像から第1ランドマークを抽出するとともに、前記第1の被検体画像の取得後に前記画像取得手段で取得する第2の被検体画像から第2ランドマークを抽出するランドマーク抽出処理と、前記第2の被検体画像において、前記第1ランドマークと特徴量が一致する前記第2ランドマークを特定するランドマーク特定処理と、特徴量が一致する第1及び第2ランドマーク間の移動量を求める移動量算出処理と、前記移動量に基づいて、前記ロックオンエリアの位置を更新する位置変更処理とを行うステップと、

信号比算出部が、前記ロックオンエリアの位置を更新する毎に、前記特殊光画像の青色信号と前記通常光画像の緑色信号との第1信号比を求めるとともに、前記通常光画像の緑色信号と前記通常光画像の赤色信号との第2信号比を求めるステップと、 40

演算部が、前記第1及び第2信号比と酸素飽和度との相関関係を記憶する相関関係記憶部から、前記信号比算出部で求めた第1及び第2信号比に対応する酸素飽和度を、前記ロックオンエリア内の酸素飽和度として求めるステップと、

モニタリング画像生成手段が、算出した酸素飽和度を時系列的に表すグラフを含むモニタリング画像を生成するステップと、

表示手段が、前記モニタリング画像を表示するステップとを有することを特徴とする医療装置システムの作動方法。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔内や消化管などの被検体の関心領域における酸素飽和度の時間的变化をモニタリングする医療装置システム及び医療装置システムの作動方法に関する。

**【背景技術】****【0002】**

近年、腹腔鏡を用いて手術を行う腹腔鏡手術が注目されている（特許文献1参照）。腹腔鏡手術では、患者の腹に開けられた2、3個の小さな穴を開け、それら穴に腹腔鏡及び手術用器具を腹腔内に刺し込む。そして、二酸化炭素からなる気腹ガスで腹腔内を膨らませた状態で、術者は、腹腔鏡によってモニタに写し出される腹腔内の画像を観察しながら、手術用器具を使って各種手術を行う。このように、腹腔鏡手術は、腹腔鏡の限られた視野だけで手術を行う必要があるため、術者には高い技量が求められるものの、一般的な外科手術と異なり開腹の必要が無いため、患者の負担はかなり軽減される。10

**【0003】**

腹腔鏡手術では、腹壁を気腹するために二酸化炭素を用いているため、腹腔内における血管は低酸素状態に陥りやすい。仮に、低酸素状態となった場合には、腹腔鏡手術を中断し、外科手術に切り替えられる。したがって、腹腔鏡手術時においては、血中の酸素飽和度をモニタリングしておく必要がある。

**【0004】**

酸素飽和度のモニタリング方法としては、手の指などに経皮的測定プローブを挟み込んで経皮的に酸素飽和度を測定する方法の他、腹腔鏡の鉗子チャンネルを介して挿入された非接触式測定プローブによって、血管の酸素飽和度を非接触で測定する方法などがある（非特許文献1参照）。この非特許文献1の非接触式測定プローブは、所定波長の測定光を血管に向けて照射し、その血管からの反射光をCCDなどの撮像素子で受光する。そして、撮像素子から出力される受光信号に基づいて、血管の酸素飽和度を求めている。20

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0005】**

【特許文献1】特開2000-139947号公報

**【非特許文献】****【0006】**

【非特許文献1】米国Spectros社製品「T-Stat」、[online]、[平成22年11月12日検索]、インターネット<URL : <http://www.spectros.com/products/t-stat-ischemia-detection/about-t-stat/system-overview.html>>30

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

腹腔鏡手術の中でも、例えば、血管バイパス手術などでは、非特許文献1のような非接触式測定プローブで、手術上重要な血管（例えば、大動脈や冠動脈など）の酸素飽和度の時間的变化をモニタリングすることによって、安全に手術を進めることができる。しかしながら、非特許文献1では、非接触式測定プローブを腹腔鏡の先端部から突出させた状態で測定するため、何らかの拍子又は手術の進行上、腹腔鏡の先端部に動きがあった場合には、それに伴って非接触式測定プローブの位置もずれてしまう。このように非接触式測定プローブの位置がずれてしまうと、その非接触式測定プローブから照射される測定光が、モニタリングしようとする血管に十分に当たらなくなる。このような場合には、血管の酸素飽和度の算出を確実にできなくなるおそれがある。40

**【0008】**

本発明は、腹腔鏡の先端部における動きなどによって被検体の撮像エリアが変化したとしても、被検体における酸素飽和度の時間的变化を確実にモニタリングすることができる医療装置システム及び医療装置システムの作動方法を提供することを目的とする。50

**【課題を解決するための手段】****【0009】**

上記目的を達成するために、本発明の医療装置システムは、460～480 nmの波長範囲を有する狭帯域光と波長が広帯域に及ぶ広帯域光を交互に照射し、それぞれの光を照射する毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、前記狭帯域光の照射時に得られる特殊光画像と前記広帯域光の照射時に得られる通常光画像とを含む被検体画像を一定時間毎に取得する画像取得手段と、前記被検体画像上にロックオンエリアを設定するロックオン設定手段と、前記画像取得手段で取得した第1の被検体画像から第1ランドマークを抽出するとともに、前記第1の被検体画像の取得後に前記画像取得手段で取得する第2の被検体画像から第2ランドマークを抽出するランドマーク抽出処理と、前記第2の被検体画像において、前記第1ランドマークと特徴量が一致する前記第2ランドマークを特定するランドマーク特定処理と、特徴量が一致する第1及び第2ランドマーク間の移動量を求める移動量算出処理と、前記移動量に基づいて、前記ロックオンエリアの位置を更新する位置変更処理とを行う位置更新部と、前記ロックオンエリアの位置を更新する毎に、前記ロックオンエリア内の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部と、算出した酸素飽和度を時系列的に表すグラフを含むモニタリング画像を生成するモニタリング画像生成部と、前記モニタリング画像を表示する表示手段とを備え、前記酸素飽和度算出部は、前記特殊光画像の青色信号と前記通常光画像の緑色信号との第1信号比を求めるとともに、前記通常光画像の緑色信号と前記通常光画像の赤色信号との第2信号比を求める信号比算出部と、前記第1及び第2信号比と酸素飽和度との相関関係を記憶する相関関係記憶部と、前記相関関係記憶部の相関関係から前記信号比算出部で求めた第1及び第2信号比に対応する酸素飽和度を、前記ロックオンエリア内の酸素飽和度として求める演算部とを有することを特徴とする。

**【0012】**

前記第1及び第2ランドマークは、血管走行または血管が交差する部分を少なくとも1つ含む生体の構造であり、エッジ検出処理により抽出されることが好ましい。

**【0013】**

前記表示手段は、前記モニタリング画像内において、前記グラフと同時に、最新の被検体画像を表示することが好ましい。前記ロックオンエリアにおける酸素飽和度が一定値以下となったときに、アラームを発するアラーム手段を備えることが好ましい。

**【0014】**

前記画像取得手段は、腹腔内を腹腔鏡装置で撮像することで得られる腹腔鏡画像を取得することが好ましい。前記画像取得手段は、消化管を含む管内を内視鏡装置で撮像することにより得られる管内画像を取得することが好ましい。

**【0015】**

本発明の医療装置システムの作動方法は、画像取得手段が、460～480 nmの波長範囲を有する狭帯域光と波長が広帯域に及ぶ広帯域光とで交互に照明された被検体をそれぞれの光で照明される毎にカラーの撮像素子で撮像することにより、前記狭帯域光の照明時に得られる特殊光画像と前記広帯域光の照明時に得られる通常光画像とを含む被検体画像を一定時間毎に取得するステップと、ロックオン設定手段が、前記被検体画像上にロックオンエリアを設定する処理を行うステップと、位置更新部が、前記画像取得手段で取得した第1の被検体画像から第1ランドマークを抽出するとともに、前記第1の被検体画像の取得後に前記画像取得手段で取得する第2の被検体画像から第2ランドマークを抽出するランドマーク抽出処理と、前記第2の被検体画像において、前記第1ランドマークと特徴量が一致する前記第2ランドマークを特定するランドマーク特定処理と、特徴量が一致する第1及び第2ランドマーク間の移動量を求める移動量算出処理と、前記移動量に基づいて、前記ロックオンエリアの位置を更新する位置変更処理とを行うステップと、信号比算出部が、前記ロックオンエリアの位置を更新する毎に、前記特殊光画像の青色信号と前記通常光画像の緑色信号との第1信号比を求めるとともに、前記通常光画像の緑色信号と前記通常光画像の赤色信号との第2信号比を求めるステップと、演算部が、前記第1及び

10

20

30

40

50

第2信号比と酸素飽和度との相関関係を記憶する相関関係記憶部から、前記信号比算出部で求めた第1及び第2信号比に対応する酸素飽和度を、前記ロックオンエリア内の酸素飽和度として求めるステップと、モニタリング画像生成手段が、算出した酸素飽和度を時系列的に表すグラフを含むモニタリング画像を生成するステップと、表示手段が、前記モニタリング画像を表示するステップとを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、被検体の関心領域の動きをロックオンエリアで追従するとともに、そのロックオンエリアでロックオンされた関心領域の酸素飽和度の時間的变化を、表示手段上のモニタリング画像に表示することから、仮に、腹腔鏡の先端部における動きなどによって関心領域が動いたとしても、その関心領域における酸素飽和度の時間的变化を確実にモニタリングすることができる

10

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】第1実施形態の腹腔鏡システムを示す図である。

【図2】腹腔鏡システムの内部構成を表す図である。

【図3】腹腔鏡スコープの先端部を表す図である。

【図4】酸素飽和度測定光及び白色光の発光スペクトルを表す図ある。

【図5】RGBのカラーフィルタの分光透過率を示す図である。

【図6A】通常観察モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である。

20

【図6B】酸素飽和度監視モードにおける撮像素子の撮像制御を説明するための図である

。

【図7】酸素飽和度監視部の構成を示す図である。

【図8】モニタリング画像を表す図である。

【図9】ロックオンエリアを設定する手順を説明するための図である。

【図10】ロックオンエリアの位置特定に用いられるランドマークを説明するための図である。

【図11】酸素飽和度と信号比B1/G2、R2/G2との相関関係を示す図である。

【図12】ヘモグロビンの吸光係数を示す図である。

【図13】図11のグラフにおいて信号比から酸素飽和度を求める方法を説明するための説明図である。

30

【図14】ロックオンエリアの位置更新を説明するための図である。

【図15】本発明の作用を説明するための図である。

【図16】第2実施形態における腹腔鏡システムの内部構成を表す図である。

【図17】白色光の発光スペクトルを表す図である。

【図18】回転フィルタを示す図である。

【図19】図18の回転フィルタとは別の透過特性を有する回転フィルタを示す図である

。

【図20】内視鏡システムを示す図である。

【発明を実施するための形態】

40

【0018】

図1に示すように、第1実施形態の腹腔鏡システム2では、手術台3に寝かされた被検者Pの体腔内を腹腔鏡装置12で観察して手術部位を特定するとともに、その特定した手術部位に対して、電気メスなどの処置具5を使って手術を施す。体腔内の観察には、所定の波長範囲の光を発する光源装置11と、光源装置11から発せられる光を導光して被検体の被観察領域に照明光を照射し、その反射光等を撮像する腹腔鏡装置12と、腹腔鏡装置12で得られた画像信号を画像処理するプロセッサ装置13と、画像処理によって得られた画像を表示する表示装置14が用いられる。また、体腔内の視野・術野を確保するために、体腔を気腹させるCO<sub>2</sub>ガスを体腔に供給する気腹装置16が用いられる。

【0019】

50

処置具 5 及び腹腔鏡装置 12 は、それぞれトラカール 17, 18 を介して、体腔内に挿入される。これらトラカール 17, 18 は金属製の中空管 17a, 18a と術者把持部 17b, 18b を備えており、術者が術者把持管 17b, 18b を把持した状態で、中空管 17a, 18a の先鋒状先端を腹部に刺し込むことにより、中空管 17a, 18a が体腔内に挿入される。このように中空管 17a, 18a が体腔内に挿入されたトラカール 17, 18 に対して、処置具 5 及び腹腔鏡装置 12 のそれぞれが挿入される。

#### 【0020】

腹腔鏡システム 2 は、波長範囲が青色から赤色に及ぶ可視光の被検体像からなる通常光画像を表示装置 14 に表示する通常観察モードと、血管バイパス手術などにおいて手術上重要な血管などを含む関心領域の酸素飽和度の経時的变化を監視する酸素飽和度監視モードを備えている。これらモードは、腹腔鏡装置 12 の切り替えスイッチ 17 や入力装置 15 から入力される指示に基づき、適宜切り替えられる。

10

#### 【0021】

図 2 に示すように、光源装置 11 は、2 種のレーザ光源 LD1, LD2 と、光源制御部 20 と、合波器 21 と、分波器 22 とを備えている。レーザ光源 LD1 は、酸素飽和度の測定に用いられる狭帯域光（酸素飽和度測定光）を発生させる。この酸素飽和度測定光の中心波長は 473 nm である。レーザ光源 LD2 は、腹腔鏡装置 12 の先端部に配置された蛍光体 50 から白色光（疑似白色光）を発生させるための励起光を発生させる。この励起光の中心波長は 445 nm である。

#### 【0022】

20

各レーザ光源 LD1, LD2 から発せられる光は、集光レンズ（図示省略）を介してそれぞれ対応する光ファイバ 24, 25 に入射する。なお、レーザ光源 LD1, LD2 は、プロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが使用でき、また、InGaNAs 系レーザダイオードや GaNAs 系レーザダイオード等を用いることもできる。

#### 【0023】

光源制御部 20 は、レーザ光源 LD1, LD2 を制御することによって、各レーザ光源 LD1, LD2 の発光タイミングや各レーザ光源 LD1, LD2 間の光量比を調節する。本実施形態では、通常観察モードのときには、レーザ光源 LD1 をオフにし、レーザ光源 LD2 をオンにする。一方、酸素飽和度監視モードのときには、レーザ光源 LD1 をオンにしたときはレーザ光源 LD2 をオフにし、反対にレーザ光源 LD1 をオフにしたときはレーザ光源 LD2 をオンにする。この切替は一定時間毎に繰り返し行われる。

30

#### 【0024】

合波器 21 は、各光ファイバ 24, 25 からの光を合波させる。合波した光は、分波器である分波器 22 によって 4 系統の光に分波される。分波された 4 系統の光のうち、レーザ光源 LD1 からの光はライトガイド 26, 27 で伝送され、レーザ光源 LD2 からの光はライトガイド 28, 29 で伝送される。ライトガイド 26 ~ 29 は多数の光ファイバを束ねたバンドルファイバなどから構成される。なお、合波器 21 及び分波器 22 を用いずに、各レーザ光源 LD1, LD2 からの光を直接ライトガイド 26 ~ 29 に入れる構成としてもよい。

#### 【0025】

40

腹腔鏡装置 12 は、腹腔鏡スコープ 32 と、ライトガイド 26 ~ 29 で伝送される 4 系統（4 灯）の光を照射する照明部 33 と、被観察領域を撮像する 1 系統の撮像部 34 と、腹腔鏡スコープ 32 の先端部の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 35 と、腹腔鏡スコープ 32 と光源装置 11 及びプロセッサ装置 13 とを着脱自在に接続するコネクタ部 36 を備えている。

#### 【0026】

照明部 33 は、撮像部 34 の両脇に設けられた 2 つの照明窓 43, 44 を備えており、各照明窓 43, 44 は、酸素飽和度測定光と白色光の 2 種類の光を被観察領域に向けて照射する。撮像部 34 は、腹腔鏡スコープ 32 の先端部の略中心位置に、被写体領域からの反射光等を撮像する 1 つの観察窓 42 を備えている。

50

## 【0027】

照明窓43の奥には2つの投光ユニット46, 47が収納されている。一方の投光ユニット46では、ライトガイド26からの酸素飽和度測定光を、レンズ48を介して被観察領域に向けて照射する。もう一方の投光ユニット47では、ライトガイド28からの励起光を蛍光体50に当てて白色光を発光させ、その白色光をレンズ51を介して被観察領域に向けて照射する。なお、他方の照明窓44の奥にも、上記投光ユニット46と同様の投光ユニット53と、上記投光ユニット47と同様の投光ユニット54の2つが収納されている。

## 【0028】

図3に示すように、4つの投光ユニット46, 47, 53, 54は、蛍光体50を備える投光ユニット47, 54の出射面間を結ぶ直線L1と、蛍光体50を備えていない投光ユニット46, 53の出射面間を結ぶ直線L2とが、観察窓42の中心部で交差するよう互い違いに配置されている。このような配置にすることによって、照明ムラの発生を防止することができる。

10

## 【0029】

蛍光体50は、レーザ光源LD2からの励起光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光物質（例えばYAG系蛍光物質、或いはBAM（BaMgAl<sub>10</sub>O<sub>17</sub>）等の蛍光物質）を含んで構成される。励起光が蛍光体50に照射されると、蛍光体50から発せられる緑色～黄色の励起発光光（蛍光）と、蛍光体50により吸収されず透過した励起光とが合わされて、白色光（疑似白色光）が生成される。なお、蛍光体50は、商品名としてマイクロホワイト（登録商標）（Micro White（MW））とも呼ばれている。

20

## 【0030】

したがって、蛍光体50を備える投光ユニット47, 54から発せられる白色光は、図4に示すように、中心波長445nmの励起光の波長範囲と、その励起光によって励起発光する蛍光において発光強度が増大する概ね450nm～700nmの波長範囲とを有する発光スペクトルとなる。一方、蛍光体50を備えていない投光ユニット46, 53から発せられる酸素飽和度測定光は、中心波長473nmの近傍に波長範囲を有する発光スペクトルとなる。

## 【0031】

30

なお、ここで、本発明でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限らず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、基準色であるR（赤）、G（緑）、B（青）等、特定の波長帯の光を含むものであればよい。つまり、本発明のいう白色光には、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含まれるものとする。

## 【0032】

観察窓42の奥には、被検体の被観察領域の像光を取り込むための対物レンズユニット（図示省略）等の光学系が設けられており、さらにその対物レンズユニットの奥には、被観察領域の像光を受光して被観察領域を撮像するCCD（Charge Coupled Device）やCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）などの撮像素子60が設けられている。

40

## 【0033】

撮像素子60は、対物レンズユニットからの光を受光面（撮像面）で受光し、受光した光を光電変換して撮像信号（アナログ信号）を出力する。撮像素子60はカラーCCDであり、その受光面には、R色のカラーフィルタが設けられたR画素、G色のカラーフィルタが設けられたG画素、B色のカラーフィルタが設けられたB画素を1組とする画素群が、多数マトリックス状に配列されている。

## 【0034】

B色、G色、R色のカラーフィルタは、それぞれ図5に示すような分光透過率63, 64, 65を有している。したがって、被観察領域からの反射光等のうち白色光はB色、G

50

色、R色のカラーフィルタのカラーフィルタの全てを透過するため、撮像素子60のB画素、G画素、R画素の全てから一定以上の輝度値を有する撮像信号が出力される。一方、酸素飽和度測定光は、中心波長が473nmであるため、B画素から一定以上の輝度値を有する撮像信号が出力される一方、G画素及びR画素からは輝度値が非常に小さい又はほぼ「0」の撮像信号が出力される。

#### 【0035】

撮像素子60から出力される撮像信号（アナログ信号）は、スコープケーブル67を通じてA/D変換器68に入力される。A/D変換器68は、撮像信号（アナログ信号）をその電圧レベルに対応する画像信号（デジタル信号）に変換する。変換後の画像信号は、コネクタ部36を介して、プロセッサ装置13の通常光画像生成部80又は酸素飽和度監視部82に入力される。10

#### 【0036】

撮像制御部70は撮像素子60の撮像制御を行う。図6Aに示すように、通常観察モード時には、1フレーム期間内で、白色光（445nm+蛍光体（本実施形態では445nmの励起光を蛍光体50に当てる白色光を発生させるため、このように表記する））を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる。これにより、通常光画像の画像信号が得られる。この撮像制御は、通常観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

#### 【0037】

一方、酸素飽和度監視モード時には、図6Bに示すように、1フレーム期間内で、酸素飽和度測定光（473nmの狭帯域光）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる（1フレーム目）。そして、その次に、1フレーム期間内で、白色光（445nm+MW）を光電変換して得られる電荷を蓄積するステップと、蓄積した電荷を読み出すステップの合計2ステップが行われる（2フレーム目）。これにより、1フレーム目の特殊光画像と2フレーム目の通常光画像とからなる測定用画像群の画像信号が得られる。この撮像制御は、酸素飽和度監視モードに設定されている間、繰り返し行われる。20

#### 【0038】

なお、以下の説明のために、1フレーム目の特殊光画像の画像信号のうち、撮像素子60のB画素から出力される青色信号をB1と、G画素から出力される緑色信号をG1と、R画素から出力される赤色信号をR1とする。また、2フレーム目の画像信号のうち、B画素から出力される青色信号をB2と、G画素から出力される緑色信号をG2と、R画素から出力される赤色信号をR2とする。30

#### 【0039】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、制御部72と、記憶部74と、通常光画像生成部80と、酸素飽和度監視部82とを備えており、制御部72には表示装置14及び入力装置15が接続されている。制御部72は、腹腔鏡装置12の切り替えスイッチ17、ロックオンSW19、入力装置15から入力される入力情報に基づいて、通常光画像生成部80、酸素飽和度監視部82、光源装置11の光源制御部20、腹腔鏡装置12の撮像制御部70、及び表示装置14の動作を制御する。40

#### 【0040】

通常光画像生成部80は、通常観察モード時に得られる画像信号に対して所定の画像処理を施すことによって、通常光画像を生成する。生成された通常光画像は、表示装置14に表示される。

#### 【0041】

酸素飽和度監視部82は、酸素飽和度監視モード下において、体腔内の関心領域における酸素飽和度の経時変化を測定することで、関心領域の酸素状態を監視する。酸素飽和度監視部82は、図7に示すように、測定用画像群を取り込む画像取込部85と、体腔内の最新画像と酸素飽和度の経時的变化を表示装置14に表示するためのモニタリング画像94（図8参照）を生成するモニタリング画像生成部86と、関心領域の動きに追従させる50

ロックオンエリア 98（図 9 参照）を設定するロックオンエリア設定部 87 と、ロックオンエリア 98 内の画像情報を取得する画像情報取得部 88 と、画像情報取得部 88 で取得した画像情報に基づいて、ロックオンエリア 98 内の酸素飽和度を算出する酸素飽和度算出部 89 と、ロックオンエリアの設定後、測定用画像群を取り込む毎に、ロックオンエリア 98 の位置を更新するロックオンエリア更新部 90 と、ロックオンエリア 98 内の酸素飽和度が一定値を下回った時に警告音を発するアラーム部 91 とを備えている。

#### 【0042】

画像取込部 85 は、撮像素子 60 で撮像を行った順に測定用画像群を取り込み、取り込んだ測定用画像群をモニタリング画面生成部 86、ロックオンエリア設定部 87、及びロックオンエリア更新部 90 に送信する。モニタリング画像生成部 86 は、図 8 に示すように、測定用画像群のうち最新の通常光画像である観察画像 92 と、その観察画像 92 の隣に位置し、関心領域の酸素飽和度を時系列的に表すグラフ 93 とからなるモニタリング画像 94 を生成する。このモニタリング画像 94 は、画像取込部 85 から測定用画像群を取り込むごとに行われ、また酸素飽和度算出部 89 で酸素飽和度を算出するごとに生成される。生成されたモニタリング画像 94 は、表示装置 14 に表示される。なお、グラフ 93 上への酸素飽和度の値のプロットは、グラフ作成部 86a により行われる。

10

#### 【0043】

ロックオンエリア設定部 87 は、図 9 (A) に示すように、観察画像 92 の所定位置に矩形状の測定対象指定エリア 96 を表示する。術者などは、体腔内の関心部位（例えば RITA（右内胸動脈）や LITA（左内胸動脈）など（図 9 では関心部位を RITA の一部とする））を含む関心領域が測定対象指定エリア 96 に入るよう、腹腔鏡スコープ 32 の先端部や入力装置 15 を操作する。そして、関心領域が測定対象指定エリア 96 に入ったら、ロックオン SW19 を押圧操作する。これにより、図 9 (B) に示すように、その関心領域がロックオンエリア 98 として設定される。これ以降、このロックオンエリア 98（関心領域）の酸素飽和度の経時的变化が測定される。

20

#### 【0044】

ロックオンエリア 98 を設定した後は、そのロックオンエリア 98 を設定したときの第 1 測定用画像群（第 1 通常光画像、第 1 特殊光画像）に加えて、その第 1 測定用画像群の後に取り込まれる第 2 測定用画像群（第 2 通常光画像、第 2 特殊光画像）、・・・、第 n 測定用画像群（n は 2 以上の自然数）、・・・が、順次画像情報取得部 88 に送信される。なお、第 n 測定用画像群は、「n」は値が大きくなるほど後の時刻に撮像された（取り込んだ）ものであることを表している。

30

#### 【0045】

画像情報取得部 88 は、図 10 に示すように、第 1 測定用画像群のうち第 1 通常光画像から、一定の特徴量を有する複数のランドマーク 100 を抽出する。これらランドマーク 100 は第 1 測定用画像群の後に取り込まれる第 n 測定用画像群からロックオンエリア 98 の位置を特定するために用いられる。ランドマーク 100 の特徴量は、例えば、体腔内の血管走行をエッジ検出処理することで得られる。エッジ検出の対象となる部分としては、例えば、血管とその近傍の生体組織の境界部分や血管が交差する部分が挙げられる。

40

#### 【0046】

なお、図 10 では図が複雑になることを避けるために、一部のランドマークのみに符号 100 を付している。また、ランドマーク 100 の抽出は、血管走行などの生体の構造が明確に写し出されている通常光画像から行うが、特殊光画像においても生体の構造が明確に写し出されている場合には、特殊光画像からランドマーク 100 の抽出を行ってよい。

#### 【0047】

また、画像情報取得部 88 は、測定用画像群のうち特殊光画像からロックオンエリア 98 部分の信号値（青色信号 B1'、緑色信号 G1'、赤色信号 R1'）を抽出するとともに、通常光画像からロックオンエリア 98 部分の信号値（青色信号 B2'、緑色信号 G2'、赤色信号 R2'）を抽出する。抽出した信号値は、関心領域の酸素飽和度の算出に用

50

いられる。

#### 【0048】

酸素飽和度算出部89は、画像情報取得部88で求めたロックオンエリア98部分の信号値に基づき、信号比算出部89a、相関関係記憶部89b、及び演算部89c（図7参照）によって、ロックオンエリア98の酸素飽和度を算出する。信号比算出部89aは、ロックオンエリア98部分の画像信号において、特殊光画像及び通常光画像間で同じ位置にある画素間の信号比を算出する。本実施形態では、信号比算出部89aは、特殊光画像の青色信号B1' と通常光画像の緑色信号G2'との信号比B1'/G2' と、通常光画像の緑色信号G2' と赤色信号R2' との信号比R2'/G2' を求める。

#### 【0049】

相関関係記憶部89bは、酸素飽和度監視モード下で取得した画像信号全体の信号比B1/G2 及びR2/G2 と酸素飽和度との相関関係を記憶している。信号比と酸素飽和度との相関関係は、図11に示す二次元空間上に酸素飽和度の等高線を定義した2次元テーブルで記憶されている。この等高線の位置、形は光散乱の物理的なシミュレーションで得られ、血液量に応じて変わるように定義されている。例えば、血液量の変化があると、各等高線間の間隔が広くなったり、狭くなったりする。なお、信号比B1/G2, R2/G2 はlogスケールで記憶されている。

10

#### 【0050】

なお、上記相関関係は、図12に示すような酸化ヘモグロビンや還元ヘモグロビンの吸光特性や光散乱特性と密接に関連性し合っている。図12において、曲線102は酸化ヘモグロビンの吸光係数を、曲線103は還元ヘモグロビンの吸光係数を示している。例えば、473nmのように吸光係数の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り易い。しかしながら、473nmの光に対応する信号を含む青色信号は、酸素飽和度だけでなく血液量にも依存度が高い。そこで、青色信号B1に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する赤色信号R2と、青色信号B1と赤色信号R2のリファレンス信号となる緑色信号G2から得られる信号比B1/G2 及びR2/G2 を用いることで、血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができる。

20

#### 【0051】

また、血中ヘモグロビンの吸光係数の波長依存性から、以下の3つのが言える。

- ・波長470nm近辺（例えば、中心波長470nm ± 10nmの青色の波長領域）では酸素飽和度の変化に応じて吸光係数が大きく変化する。
- ・540～580nmの緑色の波長範囲で平均すると、酸素飽和度の影響を受けにくい。
- ・590～700nmの赤色の波長範囲では、酸素飽和度によって一見吸光係数が大きく変化するように見えるが、吸光係数の値自体が非常に小さいので、結果的に酸素飽和度の影響を受けにくい。

30

#### 【0052】

演算部89cは、相関関係記憶部89bに記憶された相関関係と信号比算出部89aで求めた信号比B1'/G2'、R2'/G2' とを用いて、ロックオンエリア内の酸素飽和度を求める。酸素飽和度の算出に当たっては、まず、図13に示すように、二次元空間において信号比B1'/G2'、R2'/G2' に対応する対応点Pを特定する。

40

#### 【0053】

そして、対応点Pが酸素飽和度=0%限界の下限ライン105と酸素飽和度=100%限界の上限ライン106との間にある場合、その対応点Pが位置する等高線のパーセント値が、酸素飽和度となる。例えば、図13の場合であれば、対応点Pが位置する等高線は60%を示しているため、この60%が酸素飽和度となる。算出された酸素飽和度は、グラフ作成部86aによって、モニタリング画像94上のグラフ93にプロットされる。

#### 【0054】

なお、対応点Pが下限ライン105と上限ライン106との間から外れている場合には、対応点Pが下限ライン105よりも上方に位置するときには酸素飽和度を0%とし、対応点Pが上限ライン106よりも下方に位置するときには酸素飽和度を100%とする。

50

なお、対応点 P が下限ライン 105 と上限ライン 106 との間から外れている場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度を下げて表示しないようにしてもよい。

#### 【0055】

ロックオンエリア更新部 90 では、図 14 (A) に示すように、第 1 測定用画像群の後に取り込まれる第 n 測定用画像群のうち第 n 通常光画像から、複数のランドマーク 110 を抽出する。ランドマーク 110 の抽出は、上記のランドマーク 100 と同様に行う。そして、第 1 通常光画像上のランドマーク 100 と第 n 通常光画像上のランドマーク 110 とで特徴量が略一致するものを特定するとともに、それら特徴量が略一致するランドマーク 100, 110 間の移動量 M を求める。そして、その移動量 M から、第 1 及び第 n 通常光画像間における動き量を取得する。なお、図 14 では図が複雑になることを避けるために、一部のランドマークのみに符号 100, 110 を付している。10

#### 【0056】

そして、図 14 (B) に示すように、取得した動き量に従って、第 n 測定用画像群におけるロックオンエリア 98 の位置を変更する。これにより、ロックオンエリア 98 の位置が更新される。ロックオンエリア 98 の位置が変更されたら、上記と同様にして、ロックオンエリア 98 内の酸素飽和度を再測定する。

#### 【0057】

次に、本発明の作用について図 15 のフローチャートに沿って説明する。腹腔鏡装置の切り替えスイッチ 17 によって、酸素飽和度監視モードに切り替えられると、中心波長 473 nm の酸素飽和度測定光と中心波長 445 nm の励起光で励起発光される白色光とが交互に体腔内に照射され、それぞれの光の照射毎に、B 画素、G 画素、R 画素からなるカラー CCD である撮像素子 60 で撮像される。これにより、酸素飽和度測定光の照射・撮像により得られる特殊光画像と白色光の照射・撮像により得られる通常光画像とからなる測定用画像群が得られる。この測定用画像群の取得は、酸素飽和度監視モードに設定されている間、繰り返し行われる。20

#### 【0058】

測定用画像群の取得毎に、表示装置 14 にはモニタリング画像 94 が表示される。モニタリング画像 94 には、測定用画像群のうち通常光画像が観察画像 92 として表示され、その観察画像 92 の隣の位置に、関心領域の酸素飽和度を時系列的に表すグラフ 93 が表示される。また、モニタリング画像 94 の表示時には、ロックオンエリア 98 の設定がされるまでの間、観察画像 98 の所定位置に測定対象指定エリア 96 が表示される。30

#### 【0059】

術者は、表示装置 14 に表示された観察画像を見ながら、関心領域が測定対象指定エリア 96 に入るよう、腹腔鏡スコープ 32 の先端部や入力装置 15 を操作する。そして、関心領域が測定対象指定エリア 96 に入ったときに、ロックオン SW 19 を押圧操作する。これにより、関心領域がロックオンエリア 98 として設定される（ロックオン開始）。

#### 【0060】

ロックオンエリア 98 が設定されたら、その設定時の第 1 測定用画像のうち第 1 通常光画像から複数のランドマーク 100 を抽出する。また、第 1 測定用画像のうち第 1 特殊光画像からロックオンエリア 98 部分の信号値 (B 1', G 1', R 1') を抽出するとともに、第 1 通常光画像からロックオンエリア 98 部分の信号値 (B 2', G 2', R 2') を抽出する。40

#### 【0061】

ロックオンエリア 98 部分の信号値が抽出されたら、信号比算出部 89a によってロックオンエリア 98 部分の信号比 B 1' / G 2' と信号比 R 2' / G 2' を求める。信号比が求まるとき、演算部 89c は、相関関係記憶部 89b に記憶している相関関係から、信号比 B 1' / G 2'、R 2' / G 2' に対応する酸素飽和度を求める。これにより、ロックオンエリア 98 の酸素飽和度が得られる。得られた酸素飽和度は、グラフ作成部 86a によって、モニタリング画像 94 上のグラフ 92 にプロットされる。

#### 【0062】

50

次に、第1測定用画像の後に撮像された第2測定用画像のうち第2通常光画像から複数のランドマークを抽出する。そして、この第2通常光画像上のランドマークと第1通常光画像上のランドマークとで特徴量が略一致するものを特定するとともに、それら特徴量が略一致するランドマーク間の移動量Mを求める。この移動量Mから第1通常光画像及び第2通常光画像間の動き量を求め、この動き量に従って、ロックオンエリア98の位置を更新する。そして、上記と同様にして、位置が更新されたロックオンエリア98内の酸素飽和度を測定し、測定した酸素飽和度をグラフ92上にプロットする。

#### 【0063】

そして、第3測定用画像群～第n測定用画像群に対しても、同様に、ロックオンエリア98の更新を行い、更新ごとに酸素飽和度の測定及びグラフ92へのプロットを行う。10 このロックオンエリア98の更新ごとの酸素飽和度の測定及びグラフ92へのプロットは、ロックオンSW19が再度押圧操作されるまで、繰り返し行われる。これにより、ロックオンエリア98は、関心領域の動きに合わせて位置が移動するとともに、移動毎にロックオンエリア98内の酸素飽和度が算出される。したがって、仮に、関心領域に大きな動きが生じたとしても、その関心領域の酸素飽和度の時間的变化を確実にモニタリングすることができる。

#### 【0064】

そして、ロックオンSW19が再び押圧操作されたら、ロックオンが解除される。これにより、ロックオンエリア98に対する酸素飽和度の測定は終了する。これに伴って、観察画像92上からロックオンエリア98の表示が消え、再度、測定対象指定エリア96が観察画像92上に表示される。20

#### 【0065】

図16に示すように、第2実施形態の腹腔鏡システム120は、光源装置11に回転フィルタ方式を採用するとともに、回転フィルタ122からの照明光を2つの投光ユニット46及び53から体腔内に照射する。なお、それ以外については、腹腔鏡システム120は腹腔鏡システム2と同様の構成を有しているので、説明を省略する。

#### 【0066】

腹腔鏡システム120には、第1実施形態におけるレーザ光源LD1, LD2、光源制御部20、及び合波器21に代えて、図17に示すような分光強度を有する白色光を発するキセノン光源等の広帯域光源121と、白色光のうち酸素飽和度測定光の波長成分のみを透過又は白色光をそのまま透過させる回転フィルタ122と、回転フィルタ122を透過した光が入射する光ファイバ123と、回転フィルタ122の回転を制御する回転制御部124が設けられている。光ファイバ123に入射した光は、分波器22で2系統の光に分波され、分波された光はそれぞれライトガイド26及び27を介して、投光ユニット46及び53から被検体内に照射される。30

#### 【0067】

図18に示すように、回転フィルタ122は、白色光のうち波長範囲が460～480nmの酸素飽和度測定光(図4参照)を透過させるバンドフィルタ125と、白色光をそのまま透過させる開口部126とからなる。したがって、回転フィルタ122が回転することで、酸素飽和度測定光と白色光とが交互に被検体内に照射される。このとき、第1実施形態と同様に、酸素飽和度測定光が照射されたときに1フレーム目の画像信号を取得し、白色光が照射されたときに2フレーム目の画像信号を取得する。これら取得した2フレーム分の画像信号からなる測定用画像は、第1実施形態と同様に、ロックオンエリア98部分の酸素飽和度の算出に用いられる。40

#### 【0068】

この第2実施形態においては、白色光が図17のような分光強度特性を有するため、通常光画像信号の青色信号B2には400nm～530nmの波長範囲の光に対応する信号が含まれ、緑色信号G2には540nm～580nmの波長範囲の光に対応する信号が含まれ、赤色信号R2には590nm～700nmの波長範囲の光に対応する信号が含まれる。50

**【0069】**

なお、第2実施形態では、図18に示す回転フィルタ122に代えて、図19に示すような回転フィルタ130を用いてもよい。この回転フィルタ130の第1透過部131は広帯域光源121からの白色光のうち460～480nmの波長範囲の第1透過光を透過させ、第2透過部132は白色光のうち540～580nmの波長範囲の第2透過光を透過させ、第3透過部133は白色光のうち590～700nmの波長範囲の第3透過光を透過させる。この回転フィルタ130が回転すると、第1～第3透過光が順次被検体に照射される。

**【0070】**

回転フィルタ130を用いる場合には、モノクロの撮像素子60によって、各透過光が照射される毎に撮像を行う。したがって、第1～第3透過光の照射により、3フレーム分の画像信号が得られる。これら画像信号のうち、第1透過光を照射したときに得られる画像信号を青色信号Bとし、第2透過光を照射したときに得られる画像信号を緑色信号Gとし、第3透過光を照射したときに得られる画像信号を赤色信号Rとする。したがって、酸素飽和度の算出に用いられる信号比はB/G、R/Gとなる。R/Gは第1実施形態の信号比R2/G2に対応し、B/Gは第1実施形態の信号比B1/G2に対応する。

10

**【0071】**

なお、上記第1及び第2実施形態では、腹腔鏡システムで本発明を実施したが、これに代えて、図20に示すように、消化管などの管内を観察する内視鏡システム200に対しても本発明の適用は可能である。

20

**【0072】**

内視鏡システム200は、上記光源装置11、プロセッサ装置13、及びモニタ14と同様の機能を有する光源装置201、プロセッサ装置203、モニタ204を備えている。また、消化管用内視鏡202には、上記腹腔鏡装置12と同様に、挿入部206の先端部206aに、酸素飽和度測定光及び白色光を管内に向けて照射する4系統(4灯)の光を照射する照明部(上記第1及び第2実施形態の照明部33に対応)と、被観察領域を撮像する1系統の撮像部(上記第1及び第2実施形態の撮像部34に対応)とが設けられている。その他についても、消化管用内視鏡202は上記腹腔鏡装置12と同様の機能を有している。

**【0073】**

30

また、挿入部206の先端部206aは、アングルノブ212を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。したがって、このように先端部206aが湾曲動作した場合には、関心領域を見失いやすいが、上記第1及び第2実施形態に示したように、関心領域をロックオンエリア98として設定しておくことで、関心領域を見失うことはない。したがって、消化管用内視鏡202を用いる場合でも、関心領域の酸素状態の測定を確実に行うことができる。

**【0074】**

なお、上記第1及び第2実施形態では、エッジ検出処理により得られるランドマークを使ってロックオンエリアの更新を行ったが、その他、血管太さ、血管深さ、血管形状など酸素飽和度以外の各種パラメータを使ってロックオンエリアの更新を行ってもよい。

40

**【符号の説明】****【0075】**

2, 120 腹腔鏡システム

12 腹腔鏡装置

13 プロセッサ装置

82 酸素飽和度監視部

86 モニタリング画像生成部

86a グラフ作成部

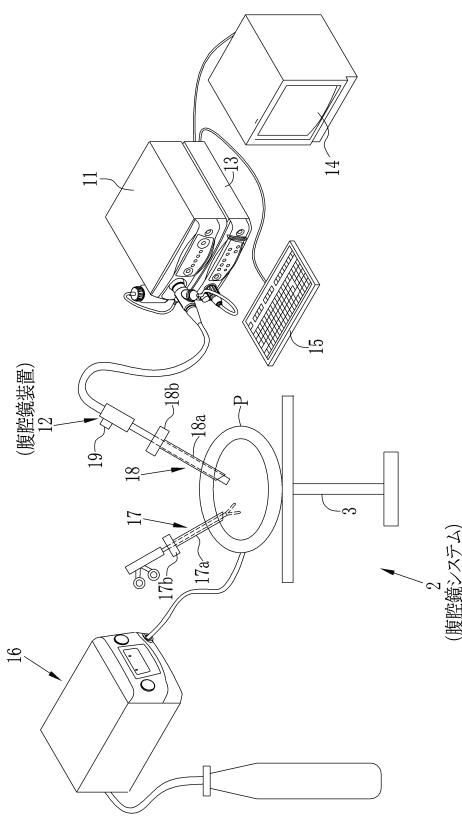
87 ロックオンエリア設定部

88 画像情報取得部

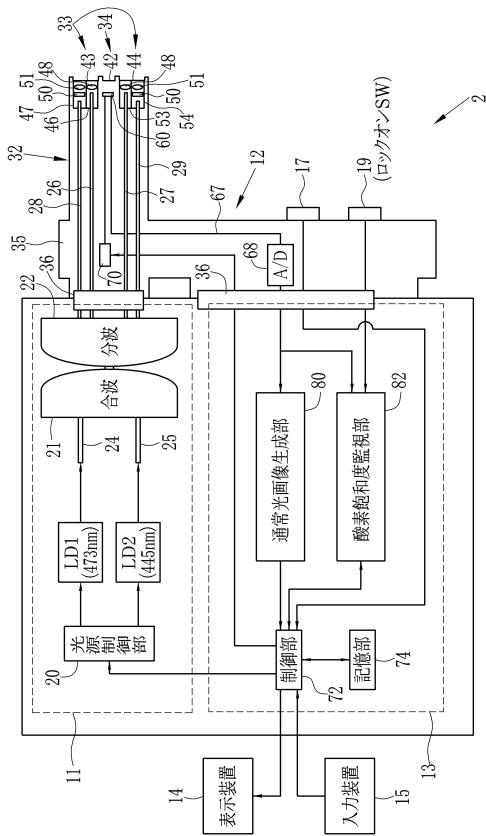
50

8 9 酸素飽和度算出部  
 9 0 ロックオンエリア更新部  
 9 1 アラーム部  
 9 3 グラフ  
 9 4 モニタリング画像  
 9 8 ロックオンエリア  
 1 0 0 , 1 1 0 ランドマーク  
 2 0 0 内視鏡システム

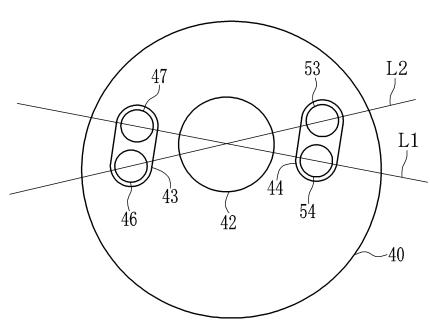
【図1】



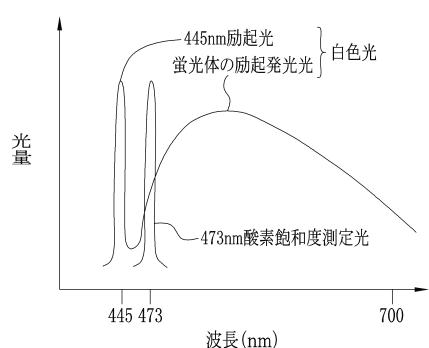
【図2】



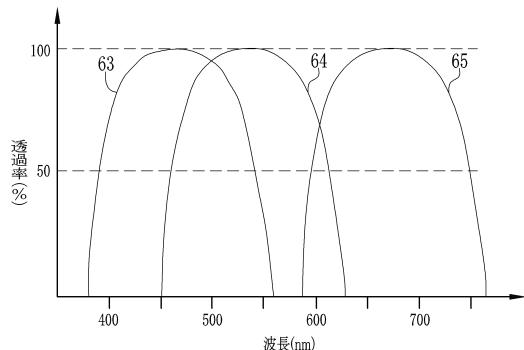
【図3】



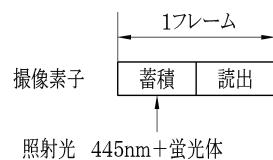
【図4】



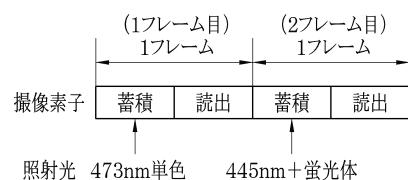
【図5】



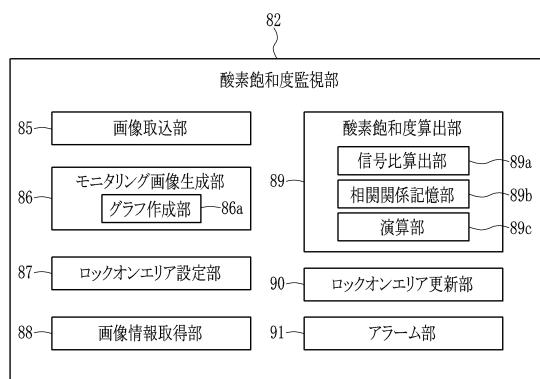
【図6A】



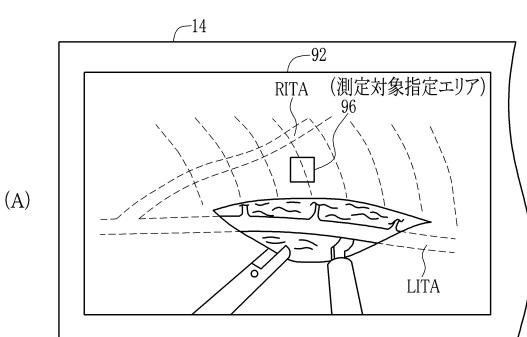
【図6B】



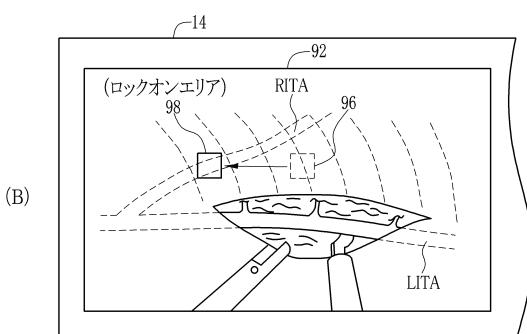
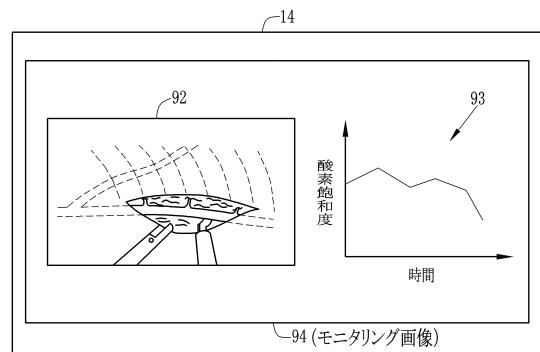
【図7】



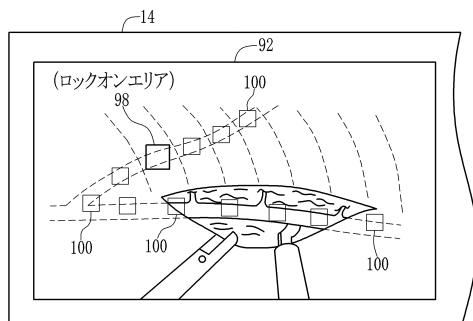
【図9】



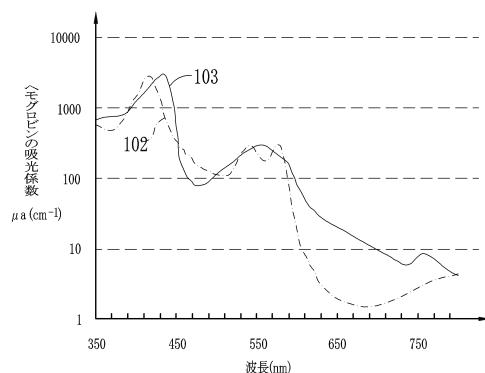
【図8】



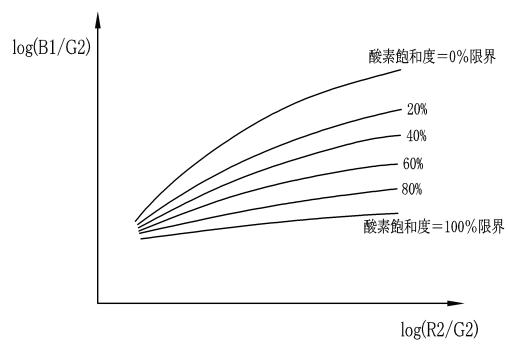
【図10】



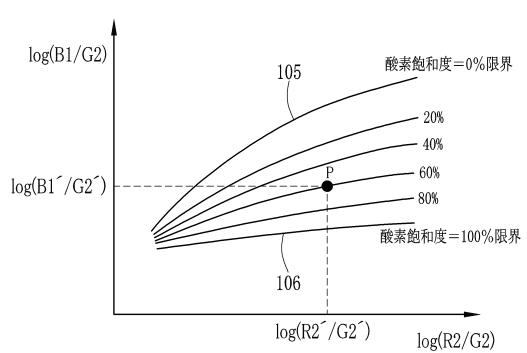
【図12】



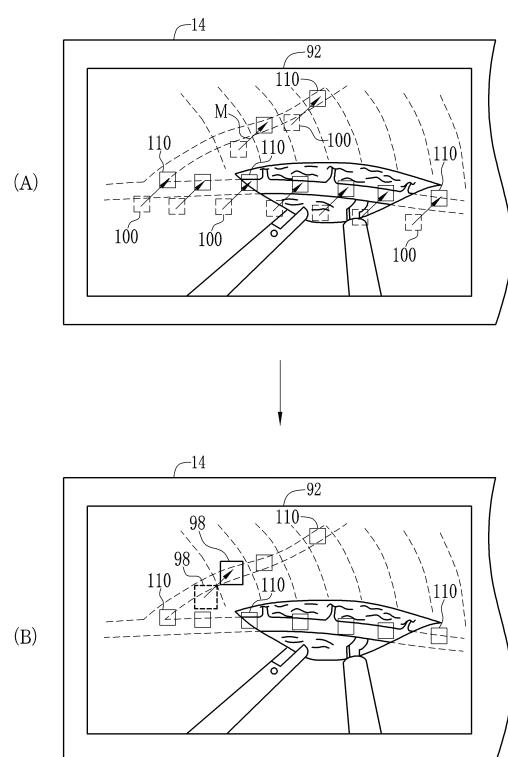
【図11】



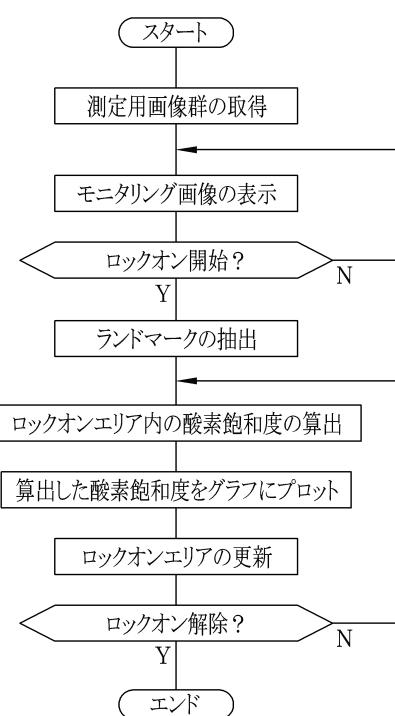
【図13】



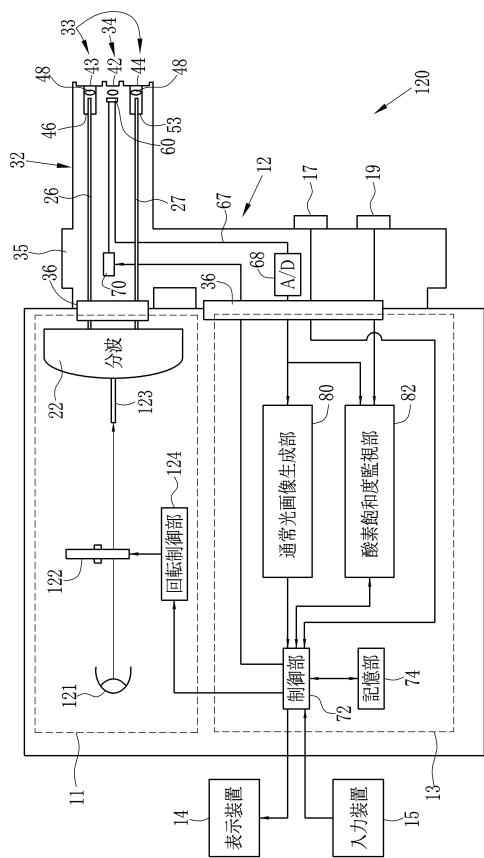
【図14】



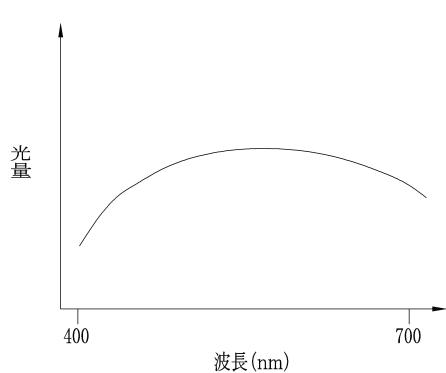
【図15】



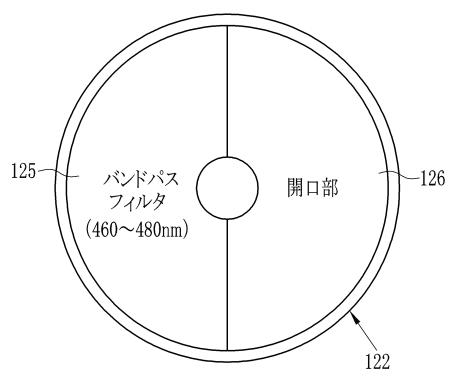
【図16】



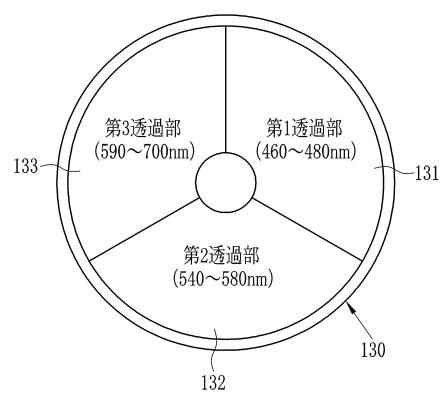
【図17】



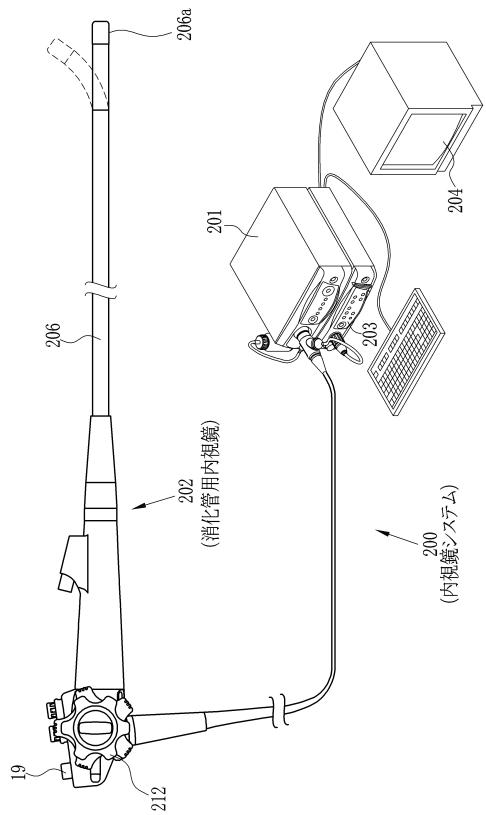
【図18】



【図19】



【図20】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-216080(JP,A)  
特開2005-095634(JP,A)  
国際公開第2010/134512(WO,A1)  
特開2003-115052(JP,A)  
特開2008-250999(JP,A)  
米国特許出願公開第2011/0077462(US,A1)  
特開平06-285050(JP,A)  
特開2010-005056(JP,A)  
特開2011-087906(JP,A)  
特開2006-191989(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 00

专利名称(译)	医疗设备系统和操作医疗设备系统的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5642619B2</a>	公开(公告)日	2014-12-17
申请号	JP2011107466	申请日	2011-05-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山口博司		
发明人	山口 博司		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/063 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0653 A61B1/3132 A61B5/0075 A61B5/14551 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/313		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA24 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/QQ07 4C161/RR05 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/WW02 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2012235926A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：可靠地监测氧饱和度的时间变化。溶解度：氧饱和度测量光具有波长范围，其中消光系数根据血流血红蛋白的氧饱和度的变化而变化，并且具有波长范围的白光宽带，交替地照射到体腔中。彩色成像元件对每次照射光执行成像，以获取特殊光图像和普通光图像。在特殊光图像和普通光图像上设置跟随对象的兴趣区域的移动的锁定区域。每次获取特殊光图像和正常光图像时，基于图像计算锁定区域中的兴趣区域的氧饱和度。锁定区域中计算的氧饱和度沿时间序列显示在监控图像94的图形93上。

図2

