

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平6-165784

(43)公開日 平成6年(1994)6月14日

(51)Int.Cl.⁵

A 6 1 B 10/00

識別記号

E

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

審査請求 未請求 請求項の数1(全 15 頁)

(21)出願番号 特願平4-319850

(22)出願日 平成4年(1992)11月30日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 田口 晶弘

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 高山 修一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

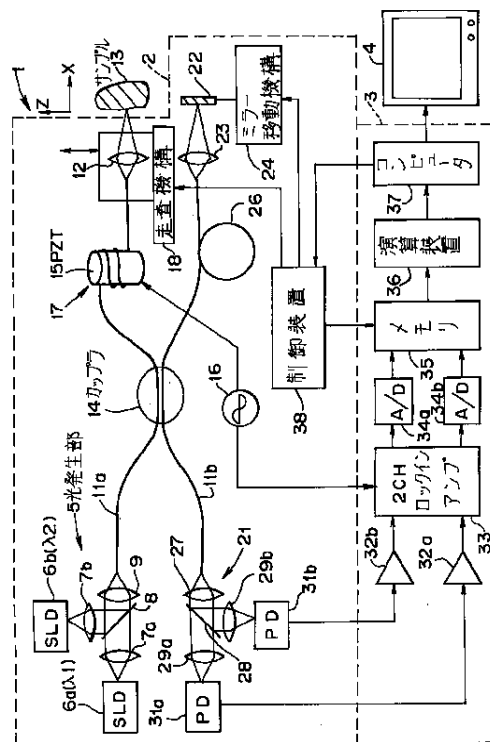
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 光断層イメージング装置

(57)【要約】

【目的】 生体組織における酸素飽和度等の機能的情報を得ることのできる光断層イメージング装置を提供すること。

【構成】 光発生部5で発生した2つの異なる波長 λ_1 、 λ_2 の光を光ファイバ11a、11bを介して生体組織としてのサンプル13に照射し、サンプル13内部で反射された光を、ミラー22で反射された光と干渉させ、且つミラーを移動させることにより、サンプル13の深さ方向に分離して干渉光検出部21で検出し、PD 31a、31bの出力信号に対し、演算装置36で反射光における異なる深さ成分間と異なる波長成分間での演算を行い、コンピュータ37で断層像を構築する画像化処理して表示装置4で表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 少なくとも2つの異なる波長の光を被検体に照射する照射手段と、

前記被検体に照射された光における被検体内部で反射された光をその深さ方向で分離して検出する反射光検出手段と、

前記反射光検出手段の出力信号における異なる深さ成分間での演算を行う第1の演算手段と、

前記反射光検出手段の出力信号における異なる波長成分間での演算を行う第2の演算手段と、

前記第1及び第2の演算手段の出力結果を用いて断層像を構築する画像化手段と、を有することを特徴とする光断層イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、複数の波長の光を用いて被検体の濃度に対する分布像を得る光断層イメージング装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、生体組織を診断する場合、その組織の表面状態の光学的情報を得るイメージング装置の他に、組織内部の光学的情報を得ることのできる光C T装置が提案されている。

【0003】光C T装置としてはピコ秒オーダーの光パルスを用いて、生体内部の情報を検出し、断層像を得る従来例がある。この従来例の概略の構成を図13に示す。

【0004】光パルス発生装置201で発生されたピコ秒オーダーの光パルスは、ミラー202で反射され、レンズ203、ハーフミラー204を介して光ファイバ205の一方の端面に入射され、この光ファイバ205により他方の端面（先端面）に伝送され、この先端面からさらにレンズ206を介して生体207側に出射される。

【0005】この先端面付近には走査手段208が設けてあり、矢印で示すように先端面は走査手段208により走査される。生体207側で反射された光はレンズ206により集光され、光ファイバ205の先端面に入射される。この光はハーフミラー204で一部が反射され、レンズ209で集光され、光ファイバ210を介してストリークカメラ211に入射される。

【0006】このストリークカメラ211によって時分割で光パルスが検出され、この検出された信号はコンピュータ212に出力される。このコンピュータ212は時分割された信号により、生体207の深さ方向での反射率強度を走査手段208により光走査された方向の各位置で求め、映像信号に変換してモニタ213に出力し、モニタ画面上に断層像を表示させる。

【0007】一方、最近になって、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る干渉型OCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）が例えばScience Vol. 254、1178（1991）に提案され

ている。

【0008】この干渉型OCTの構成を図14に示す。低干渉性の光源としての超高輝度発光ダイオード（以下、SLDと略記）221は例えば可干渉距離が17 μ m程度で830nmの波長の光を発生し、この光はシングルモード光ファイバ222aの一方の端面から入射し、他方の端面（先端面）側に伝送され、先端面からレンズ223を介してサンプル224側に出射される。

【0009】このシングルモード光ファイバ222aは途中のカップラ225で他方のシングルモード光ファイバ222bと光学的に結合されている。従って、このカップラ225部分で2つに分岐されて伝送される。シングルモード光ファイバ222aの（カップラ34より）先端側は、ジルコン酸鉛のセラミックス（PZTと略記）226等の圧電素子に巻回され、図示しない発振器から駆動信号が印加され、光ファイバ222aを振動させることにより伝送される光を変調する変調器を形成している。

【0010】従って、変調された光が光ファイバ222aの先端面からサンプル224側に出射される。光ファイバ222aの先端面はレンズ223と共に、移動される。サンプル224側で反射された光は、光ファイバ222aの先端面に入射され、さらにカップラ225で他方の光ファイバ222bに移り、検出器227で検出される。

【0011】この検出器227には光ファイバ222bの先端面からレンズ228を経てミラー229で反射されたSLD221の光、つまり参照光も入射される、つまり検出器227にはサンプル224で反射された測定光とミラー229で反射された参照光が入射される。ミラー229は矢印で示すように光路長を変化させる方向に移動され、サンプル224側で反射された光の光路長とミラーで反射された光路長と殆ど等しい光が干渉する。

【0012】検出器227の出力は復調器231に入力され、復調されて干渉した光の信号が抽出され、ADコンバータ232でデジタル信号に変換された後、コンピュータ233に入力され、断層像に対応した画像データが生成され、図示しないモニタにて表示される。

【0013】

【発明が解決しようとする課題】図13及び図14の従来例は単一波長の光で断層像を得るため、構造的な情報しか得られない。つまり、生体組織における酸素飽和度等の機能的情報を得ることができないという問題があった。

【0014】本発明は、上述した点にかんがみてなされたもので、生体組織における酸素飽和度等の機能的情報を得ることのできる光断層イメージング装置を提供することを目的としている。

【0015】

【課題を解決するための手段及び作用】少なくとも2つの異なる波長の光を被検体に照射する照射手段と、前記被検体に照射された光における被検体内部で反射された光をその深さ方向で分離して検出する反射光検出手段と、前記反射光検出手段の出力信号における異なる深さ成分間での演算を行う第1の演算手段と、前記反射光検出手段の出力信号における異なる波長成分間での演算を行う第2の演算手段と、前記第1及び第2の演算手段の出力結果を用いて断層像を構築する画像化手段と、を設けることにより、2つ以上の波長の光での反射光から屈折率の不連続とか散乱による影響をキャンセルし、生体組織における酸素飽和度等の機能的情報を得るようにしている。

【0016】

【実施例】以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。図1は本発明の第1実施例の光断層イメージング装置を示す。この第1実施例の光断層イメージング装置1は2つの波長の光を発生し、測定光と参照光とを干渉させた信号として検出する光干渉部2と、この光干渉部2から出力される信号に対して信号処理を行い、光断層像に対応した映像信号を生成する信号処理部3と、信号処理部3から出力される映像信号を表示する表示装置4とから構成される。

【0017】光干渉部2内に設けた光発生部5は、互いに異なる波長 λ_1 、 λ_2 の低干渉性の光をそれぞれ発生するSLD6a、6bを有する。SLD6a、6bの光はそれぞれレンズ7a、7b、ダイクロイックミラー又はハーフミラー8、レンズ9を介してシングルモード光ファイバ11aの一方の端面に導光され、他方の端面（先端面と記す）からレンズ12を経て、生体組織として注目される濃度測定が行われるサンプル13側に出射される。

【0018】この光ファイバ11aは途中のPANDAカップラ14で他方のシングルモード光ファイバ11bと光学的に結合されている。従って、このカップラ14部分で2つに分岐されて伝送される。この光ファイバ11aの（カップラ14より）先端側は、PZT15等の圧電素子に巻回されている。

【0019】このPZT15は発振器16から駆動信号が印加され、光ファイバ11aを振動させることにより伝送される光を変調する変調器17を形成する。この駆動信号の周波数は例えば5~20KHzである。変調された光は光ファイバ11aの先端面からサンプル13側に出射される。この光ファイバ11aの先端面及びこの先端面に対向配置されたレンズ12は、走査機構18に取り付けられ、この走査機構18を駆動することにより光は出射方向（図1ではX方向）と直交する方向（例えばZ方向）に走査される。

【0020】サンプル13側で反射された光はレンズ12を経て光ファイバ11aの先端面に入射される。この

光はカップラ14でほぼ半分が光ファイバ11bに移り、干渉光検出部21に導かれる。また、この光ファイバ11bは先端面に対向配置したミラー22で反射された光（SLD6a、6b側からの光がカップラ14で光ファイバ11b側に分岐された参照光）も伝送し、マイケルソン干渉計タイプの干渉光検出部21に導く。

【0021】つまり、干渉光検出部21側に導かれる光はサンプル13側で反射した測定光と、ミラー22で反射された参照光とが混ざったものとなる。なお、光ファイバ11bの先端面とミラー22の間にはレンズ23が配置されている。また、ミラー22はミラー移動機構24により、参照光の光路長を変化できるようになっており、ミラー移動機構24により設定された測定光の光路長に等しい光路長の参照光が干渉する。

【0022】また、光ファイバ11bの先端部とカップラ14の間には補償リング26が設けてあり、例えば測定光を導光する光ファイバ11aの光路長と、参照光を導光する光ファイバ11bの光路長とをほぼ等しい光路長に補償するようにしている。

【0023】光ファイバ11bの後端面から干渉光検出部21側に出射された光はレンズ27で平行光束にされ、波長に応じてダイクロイックミラー28で透過光と反射光に分岐され、それぞれレンズ29a、29bを経て光検出器としてのフォトダイオード（PDと略記）31a、31bでそれぞれ受光される。

【0024】上記ダイクロイックミラー28は図2（a）に示すように光ファイバ11bの後端面から波長が λ_1 、 λ_2 の光が入射されると、その分光特性は図2（b）に示すように設定されているので、波長が λ_1 の光は透過し、波長が λ_2 の光を反射する。

【0025】つまり、ダイクロイックミラー28は図2（b）に示すように2つの波長 λ_1 、 λ_2 の間の波長で透過率強度がほぼ100%変化するものが用いてあり、この実施例では短波長側から波長 λ_1 、 λ_2 の間のほぼ波長 λ_s までの光はほぼ100%透過し、この波長 λ_s より長波長側の光はほぼ100%反射する。このダイクロイックミラー28により、光ファイバ11bの端面から干渉光検出部21側に出射された光は効率良く分離される。

【0026】PD31a、31bで光電変換された信号は、信号処理部3内のそれぞれプリアンプ32a、32bで増幅された後、2チャンネルのロックインアンプ33の信号入力端から入力される。

【0027】このロックインアンプ33の参照信号入力端には発振器16の駆動信号又はこれと同一位相の信号が参照信号として入力され、プリアンプ32a、32bを経た信号における参照信号と同一位相の信号成分が抽出され、復調されると共に、増幅される。

【0028】このロックインアンプ33の出力はそれぞれA/Dコンバータ34a、34bでそれぞれデジタ

ル信号に変換され、メモリ35に一時格納される。このメモリ35に格納された信号は演算装置36に転送され、2つの波長 λ_1 、 λ_2 及び深さ方向にスキャンにより得られた反射強度データから、例えば後述する(10)式の演算処理により、Hb (Hbとも記す。他も同様である)、Mb、チトクローム等の濃度データを演算により求める。

【0029】演算装置36で異なる波長間及び異なる深さ間で得られたデータの演算により算出された濃度データは、反射率データと共に、コンピュータ37に入力され、反射率の断層像と、濃度の分布像等に対応した映像信号を生成する処理等が行われ、表示装置4に出力され、反射率の断層像と、(生体組織の注目する)濃度の(例えば深さ方向の)分布像(換言すると濃度断層像)が表示される。

【0030】上記コンピュータ37は制御装置38に制御

$$\log I_0/I(x_1) = Co_1 \cdot x_1 \cdot \epsilon + Is$$
 で表される。ここで、 Co_1 は深さ x_1 までの平均濃度、 Is は散乱による減光度、 ϵ は分子吸光係数を表す。さらに

$$\log \{R(x_1) \cdot I_0/I(x_1)\} = Co_1 \cdot x_1 \cdot \epsilon + Is'$$
 である。

【0033】ここで Is' は散乱による減少を表す。同様

$$\log \{R(x_2) \cdot I_0/I(x_2)\} = 2(Co_1 \cdot x_1 + 2\Delta C \cdot \Delta D) \epsilon + Is' + \Delta Is$$
 である。ここで ΔC は深さ x_1 と x_2 の間での濃度、 ΔD は x_2
 $-x_1$ であり、 ΔIs は $2\Delta D$ における散乱を表す。そして、

$$\log \{R(x_2) \cdot I_0/I(x_2)\} - \log \{R(x_1) \cdot I_0/I(x_1)\} = 2\Delta C \cdot \Delta D \epsilon + \Delta Is \quad (4)$$

となる。整理すると、

$$\log \{R(x_2)I(x_1)/R(x_1)I(x_2)\} = 2\Delta C \cdot \Delta D \epsilon + \Delta Is \quad (5)$$

となる。

【0034】次に(5)式を λ_1 、 λ_2 の2波長に展開す

$$\log \{R(x_2) \cdot I_{\lambda_1}(x_1)/R(x_1) \cdot I_{\lambda_1}(x_2)\} = 2\Delta C \Delta D \epsilon_{\lambda_1} + \Delta Is \quad (6)$$

$$\log \{R(x_2) \cdot I_{\lambda_2}(x_1)/R(x_1) \cdot I_{\lambda_2}(x_2)\} = 2\Delta C \Delta D \epsilon_{\lambda_2} + \Delta Is \quad (7)$$

となる。

【0035】ここで、 ϵ_{λ_1} 、 ϵ_{λ_2} はそれぞれ波長 λ_1
 1 、 λ_2 の分子吸収係数である。ここで、 $R(x)$ 、 ΔIs は波

$$\log \{I_{\lambda_1}(x_1)/I_{\lambda_1}(x_2) - \log I_{\lambda_2}(x_1)/I_{\lambda_2}(x_2)\} = 2\Delta C \Delta D \Delta \epsilon_{\lambda_1 - \lambda_2} \quad (8)$$

となる。尚、 $\Delta \epsilon_{\lambda_1 - \lambda_2}$ は $\epsilon_{\lambda_1} - \epsilon_{\lambda_2}$ を表す。

【0036】ここで、 $\log I_{\lambda_1}(x_1)/I_{\lambda_1}(x_2)$ を減光度

$$OD_{\lambda_1}(x_1-x_2) - OD_{\lambda_2}(x_1-x_2) = \Delta \epsilon_{\lambda_1 - \lambda_2} \cdot 2\Delta C \cdot \Delta D \quad (9)$$

となる。変形すると、

$$\Delta C = \{OD_{\lambda_1}(x_1-x_2) - OD_{\lambda_2}(x_1-x_2)\} / \{2\Delta \epsilon_{\lambda_1 - \lambda_2} \cdot \Delta D\} \quad (10)$$

となる。

【0037】従って、 x_1 と x_2 との間の濃度 ΔC は(10)式より求めることができる。1波長の場合では反射及び散乱の影響を消去できないので、物質濃度 C を求めることができない。生体組織の場合、近赤外光を用いることにより、Hb、Mb、チトクロームの濃度を求めることができるが、2波長による方法ではこれらの内1つの物質の濃度しか分からない。

【0038】そこで、波長を3~4波長に増すことで、

御信号を送り、走査機構18、ミラー移動機構24の駆動を制御させる。制御装置38による走査機構18、ミラー移動機構24の駆動に応じて、制御装置38はメモリ35に信号を送り、データを格納するアドレスの変更を指示する。次に生体等の散乱物質中に含まれるある物質の(ある深さにおける)濃度が2波長の反射率データから得られることを説明する。

【0031】先ず、簡単のため、1波長の場合の反射光強度を図3を参照して説明する。この図3は強度 I_0 を有するある波長の光が、ある濃度の散乱物質に照射され、この散乱物質の表面から計った深さ x での反射率を $R(x)$ 、深さ x で反射された反射光強度を $IR(x)$ で表している。

【0032】強度 I_0 の光を散乱物質に照射した場合、深さ x_1 における減光度はBeer-Lambert則により、

$$(1)$$

深さ x_1 で反射率が $R(x_1)$ である時、戻ってきた時の減光度は

$$(2)$$

に深さ x_2 における減光度は

(2)式、(3)式の差を取ると、

長に依存しないと仮定する。さらに(6)式、(7)式の差を取ると、

$OD_{\lambda_1}(x_1-x_2)$ 、また $\log I_{\lambda_2}(x_1)/I_{\lambda_2}(x_2)$ を減光度 $OD_{\lambda_2}(x_1-x_2)$ とすると、

多くの物質の同定が可能になる。この方法としてUSP 4223680に詳しい。また、透過光、反射光における例を後述する。つまり、(10)式はさらに複数の波長で計算することにより、より多くの物質の濃度の測定が可能になる。

【0039】1つの物質の濃度を求めるのに2つの異なる波長が必要で、2つの物質の濃度を求めるのに3つの異なる波長が必要であり、これらの波長を用いて物質の濃度を求めることを以下に説明する。

【0040】例えば、Hbの酸素飽和度を求めるにはHbO₂とHbの2つの濃度を求めなければならないので、3つの異なる波長が必要である。ただし、この時、3つの波長が状態変化によるHb以外の物質により影響されない(ないしは影響されることが少ない)波長を選ぶ必要がある。このような3つの異なる波長λ₁、λ₂、λ₃を例えば図5に示すような波長に対する生体のHbO₂とHbの吸収(吸光)特性を参照して例えば650~1000nmから選ぶ。

【0041】図4に示すように深さx₁~x₂でのHbO₂とHbの各濃度を[HbO₂]_{x12}と[Hb]_{x12}で表し、波長λの光に対する深さx₁~x₂での減光度をOD_λ(x₁₂)と記すと、2つの波長λ₁、λ₂に対する減光度OD_{λ1}(x₁₂)、OD_{λ2}(x₁₂)を引くことにより、
$$OD_{\lambda 1}(x_{12}) - OD_{\lambda 2}(x_{12}) = \{(\epsilon_{Hb \lambda 1} - \epsilon_{Hb \lambda 2}) \cdot 2 \cdot [Hb]_{x12} + (\epsilon_{HbO_2 \lambda 1} - \epsilon_{HbO_2 \lambda 2}) \cdot 2 \cdot [HbO_2]_{x12}\} \cdot \Delta D$$
となる。ここで、ε_{Hbλ}は波長λにおけるHbによる分子吸光係数を表す。

【0042】同様に波長λ₂、λ₃に対する減光度OD_{λ2}(x₁₂)、OD_{λ3}(x₁₂)から
$$OD_{\lambda 2}(x_{12}) - OD_{\lambda 3}(x_{12}) = \{(\epsilon_{Hb \lambda 2} - \epsilon_{Hb \lambda 3}) \cdot 2 \cdot [Hb]_{x12} + (\epsilon_{HbO_2 \lambda 2} - \epsilon_{HbO_2 \lambda 3}) \cdot 2 \cdot [HbO_2]_{x12}\} \cdot \Delta D$$
となる。これらの式を変形すると、
$$(\epsilon_{Hb \lambda 1} - \epsilon_{Hb \lambda 2}) \cdot 2 \cdot [Hb]_{x12} + (\epsilon_{HbO_2 \lambda 1} - \epsilon_{HbO_2 \lambda 2}) \cdot 2 \cdot [HbO_2]_{x12} = (OD_{\lambda 1}(x_{12}) - OD_{\lambda 2}(x_{12})) / \Delta D$$
$$(\epsilon_{Hb \lambda 2} - \epsilon_{Hb \lambda 3}) \cdot 2 \cdot [Hb]_{x12} + (\epsilon_{HbO_2 \lambda 2} - \epsilon_{HbO_2 \lambda 3}) \cdot 2 \cdot [HbO_2]_{x12} = (OD_{\lambda 2}(x_{12}) - OD_{\lambda 3}(x_{12})) / \Delta D$$
となる。

【0043】ここで、ε_{Hbλ1}-ε_{Hbλ2}=Δε_{Hbλ12}、ε_{HbO₂λ1}-ε_{HbO₂λ2}=Δε_{HbO₂λ12}、ε_{Hbλ2}-ε_{Hbλ3}=Δε_{Hbλ23}、ε_{HbO₂λ2}-ε_{HbO₂λ3}=Δε_{HbO₂λ23}と置き、これらを用いて、上記2つの式の両辺に共通の因子を乗じて書き直すと、
$$\Delta \epsilon_{Hb \lambda 12} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} \cdot 2 \cdot [Hb]_{x12} + \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} \cdot 2 \cdot [HbO_2]_{x12} = (OD_{\lambda 1}(x_{12}) - OD_{\lambda 2}(x_{12})) \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} / \Delta D$$
$$\Delta \epsilon_{Hb \lambda 23} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12} \cdot 2 \cdot [Hb]_{x12} + \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12} \cdot 2 \cdot [HbO_2]_{x12} = (OD_{\lambda 2}(x_{12}) - OD_{\lambda 3}(x_{12})) \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12} / \Delta D$$
となる。

【0044】これら2つの式の引き算をすると、
$$2(\Delta \epsilon_{Hb \lambda 12} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} - \Delta \epsilon_{Hb \lambda 23} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12}) [Hb]_{x12} = \{ (OD_{\lambda 1}(x_{12}) - OD_{\lambda 2}(x_{12})) \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} - (OD_{\lambda 2}(x_{12}) - OD_{\lambda 3}(x_{12})) \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12} \} / \Delta D$$
となる。

【0045】この式から
$$[Hb]_{x12} = \{ (OD_{\lambda 1}(x_{12}) - OD_{\lambda 2}(x_{12})) \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} - (OD_{\lambda 2}(x_{12}) - OD_{\lambda 3}(x_{12})) \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12} \} / \{ 2 \Delta D (\Delta \epsilon_{Hb \lambda 12} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} - \Delta \epsilon_{Hb \lambda 23} \cdot \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12}) \}$$
を求めることができる。

【0046】同様の手法により
$$[HbO_2]_{x12} = \{ (OD_{\lambda 1}(x_{12}) - OD_{\lambda 2}(x_{12})) \Delta \epsilon_{Hb \lambda 23} - (OD_{\lambda 2}(x_{12}) - OD_{\lambda 3}(x_{12})) \Delta \epsilon_{Hb \lambda 12} \} / \{ 2 \Delta D (\Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 12} \cdot \Delta \epsilon_{Hb \lambda 23} - \Delta \epsilon_{HbO_2 \lambda 23} \cdot \Delta \epsilon_{Hb \lambda 12}) \}$$
を求めることができる。

【0047】酸素飽和度S_aO₂は

$$S_{aO_2} = [HbO_2]_{x12} \cdot 100 / \{ [Hb]_{x12} + [HbO_2]_{x12} \}$$

となる。ここで、

Blood Volum = [Hb]_{x12} + [HbO₂]_{x12}

はx₁₂での血液中のヘモグロビンの濃度を表す。

【0048】上記第1実施例によれば、2つの波長を用いて反射光強度を求め、さらに演算装置36によって生体組織の機能的情報となる酸素飽和度等の濃度算出の演算を行い、表示装置4でその濃度の分布像を表示することを可能にしている。

例えば正常組織における酸素飽和度に対して病変部の酸素飽和度がどの程度異なっているかを簡単に識別できることになるので、病変の程度とか病変の状況とか病変の範囲を診断することが容易になるとか、経時的变化から病変の進行状況とか治癒の状況を容易に把握できる等のメリットがある。

【0049】尚、酸素飽和度等の濃度分布像を表示する場合、その濃度の値に応じて異なる色信号を生成し、擬似カラー化して表示するようにしても良い。

【0050】図6は第1実施例の変形例における光検出部21の構成を示す。この変形例は、第1実施例におけるダイクロイックミラー28の代わりにハーフミラー41とλ₁、λ₂の波長の光をそれぞれ透過するバンドパスフィルタ42a、42bを用いて光検出部21を形成している。その他は第1実施例と同じ構成である。この変形例の効果はほぼ第1実施例と同じとなる(S/Nは第1実施例の方が良い)。

【0051】図7は本発明の第2実施例の光断層イメージング装置51を示す。チタンサファイヤレーザ52はArレーザ53で励起され、波長が700~900nmの間でパルス幅が1ps程度のパルス光を任意に発生でき、このパルス光の発生タイミングとか発生されるパルス光の波長は制御装置54で制御される。

【0052】チタンサファイヤレーザ52で発生されたパルス光はミラー55で直角方向に反射され、さらにハーフミラー56でほぼ50%が透過し、光ファイバ57の一方の端面に入射され、この光ファイバ57の他方の端面(先端面)に伝送され、この先端面からサンプル58に出射される。

【0053】この光ファイバ57の先端は走査機構59に取り付けられ、制御装置54の制御の下でパルス光の出射方向Xと直交する方向Zに走査されるようになっていいる。サンプル58で反射されたパルス光の一部は光ファイバ57の先端面に入射され、後端面側に伝送され、

後端面から出射され、ハーフミラー56で反射されたパルス光はストリークカメラ61に入射される。

【0054】このストリークカメラ61によって反射光は時分割して検出された信号となり、この信号はメモリ62に一時記憶される。走査機構59により、走査位置が移動された状態で同様にストリークカメラ61からメモリ62に入力された信号は制御装置54からの変更信号により、異なるアドレスで記憶される。尚、同一の走査位置で複数の波長の光パルスを用いて反射光の測定が行われるようになっている。この場合、例えば800nmと830nmの2波長のパルス光が交互に発生され、メモリ62には各反射光強度データが記憶される。

【0055】メモリ62に記憶された複数の波長を用いて測定された反射光強度データは演算装置63に転送され、サンプル58に対する深さ、波長間での演算が行われ、注目する濃度の算出が行われる。この演算装置63で求められた濃度データは、反射強度データと共に、モニター64に出力され、モニター画面に濃度の深さ方向の分布像と、光断層像とを表示できるようになっている。この第2実施例の効果は第1実施例とほぼ同様である。

【0056】図8は本発明の第3実施例の光断層イメージング装置71を示す。この実施例は3波長の光を用いたものである。従って、光発生部5は互いに異なる3つの波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 の低干渉性の光をそれぞれ発生するSLD6a、6b、6cを有する。3つの波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 は例えば、760nm、790nm、840nmである。

【0057】SLD6a、6b、6cの光はそれぞれレンズ7a、7b、7c、偏光子10a、10b、10c、ダイクロイックミラー8、レンズ9を介してシングルモード光ファイバ11aの一方の端面に導光される。この光ファイバ11aに導光された光はカップラ14で一部が他方のシングルモード光ファイバ11bに移り、残りは他方の端面（先端面）に取り付けたミラー72で反射される。

【0058】カップラ14で他方の光ファイバ11bに移った光はPZT15に巻回され、発振器16から発振出力（駆動信号）が供給されることにより形成された変調器17により、変調され、先端面からレンズ12を経てサンプル13側に出射される。発振器16は例えば、6kHzで発振する。

【0059】この光ファイバ11bの先端及びレンズ12は、走査機構18に取り付けられ、2軸制御部73で制御される。この走査機構18により光の出射方向（図7ではX方向）と直交する方向（Z方向）に移動される。サンプル13側で反射された光はレンズ12を経て光ファイバ11bの先端面に入射され、この光は干渉光検出部74側に導かれる。また、光ファイバ11aの先端面のミラー72で反射され、カップラ14で光ファイバ11bに移った参照光も干渉光検出部74側に導かれ

る。ミラー72とカップラ14との間の光ファイバ11aには補償リング26が設けてある。

【0060】光ファイバ11bの後端面から出射された光はレンズ75で平行光束にされ、ハーフミラー76で反射光と透過光に分岐される。反射光はミラー77で反射され、さらにハーフミラー76を透過した光はダイクロイックミラー78に入射される。

【0061】ダイクロイックミラー78に入射された光は、その波長に応じて分離され、検光子79a、79b、79c側に導かれ、各偏光子10a、10b、10cでそれぞれ偏光された光成分が抽出され、レンズ29a、29b、29cを経てPD31a、31b、31cで受光される。

【0062】一方、ハーフミラー76を透過した光は、ミラー81で反射される。このミラー81は光路長を変化するための移動ステージ82に載置され、モータ83によって光路長を変える方向X'に移動され、この移動時における各参照光の光路長は、サンプル13の内部の深さ方向で反射された光路長と一致するようになり、この一致する深さの各測定光と干渉するようになり、この干渉光が測定されることになる。このモータ83は2軸制御部73によって回転が制御される。モータ83はミラー81を例えば112 $\mu\text{m/s}$ の速度で移動する。

【0063】なお、ハーフミラー76とミラー77との距離と、ハーフミラー76とミラー81との距離とは少なくとも低干渉性の光の干渉距離以上にずれるようにして測定光自身がハーフミラー76で反射して成分と透過した成分とが干渉光となって検出されることを防止している。上記PD31a、31b、31cで検出された信号はプリアンプ32a、32b、32cでそれぞれ増幅された後、3チャンネルのロックインアンプ33の信号入力端から入力される。

【0064】このロックインアンプ33の参照信号入力端にはPZT15を振動させる発振器16の駆動信号又はこれと同一位相の信号が参照信号として入力され、プリアンプ32a、32b、32cを経た信号における参照信号と同一位相の信号成分が抽出する。この場合、参照信号と同期した局部発振出力とでヘテロダイン検波され、例えば270Hzの中間周波数成分が抽出され、検波及び増幅される。

【0065】このロックインアンプ33の出力はそれぞれA/Dコンバータ34a、34b、34cでそれぞれデジタル信号に変換され、コンピュータ37内の図示しないメモリに一時格納される。メモリに格納された信号はコンピュータ37内の図示しない演算部に転送され、3つの波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 により得られた反射強度データから酸素飽和度、チトクローム等の濃度データを演算で求める処理を行う。

【0066】演算された濃度データは、反射率データと共に、表示装置4に出力され、反射率の断層像と濃度の

分布像が表示される。上記コンピュータ37は2軸制御部73に制御信号を送り、走査機構18、ミラー81を移動するモータ83の駆動を制御する。この実施例は2波長を用いた場合よりも(種類の異なる)多くの濃度データを得られるメリットがある。

【0067】図9は本発明の第4実施例の光断層イメージング装置85を示す。この実施例は4波長の光を用いたものである。この光断層イメージング装置85は4つの波長の光を発生し、測定光と参照光とを干渉させた信号として検出する光干渉部86と、この光干渉部86から出力される信号に対して信号処理を行い、光断層像に対応した映像信号を生成する信号処理部87と、信号処理部87から出力される映像信号を表示する表示装置4とから構成される。

【0068】光干渉部86内の光発生部88は互いに異なる4つの波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 の低干渉性の光をそれぞれ発生するSLD6a、6b、6c、6dを有する。SLD6a、6bの光はそれぞれレンズ7a、7b、ダイクロイックミラー8a、89、偏光子10、レンズ9を介してシングルモード光ファイバ11aの一方の端面に導光される。

【0069】又、SLD6c、6dの光はそれぞれレンズ7c、7d、ダイクロイックミラー8b、89、偏光子10、レンズ9を介してシングルモード光ファイバ11aの一方の端面に導光される。上記ダイクロイックミラー8aは波長 λ_1 の光を反射し、波長 λ_2 の光を透過する特性を示す。また、ダイクロイックミラー89は波長 λ_1 及び λ_2 の光を反射し、波長 λ_3 及び λ_4 の光を透過する特性を示す。されにダイクロイックミラー8bは波長 λ_4 の光を反射し、波長 λ_3 の光を透過する特性を示す。

【0070】上記光ファイバ11aに導光された光は第1実施例と同様にPZT15を用いた変調器17で変調され、光ファイバ11aの先端面からサンプル13側に出射される。この光ファイバ11aの先端及びレンズ12は、走査機構18で光の出射方向)と直交する方向に走査される。

【0071】サンプル13側で反射された光はレンズ12を経て光ファイバ11aの先端面に入射される。この光はカップラ14でほぼ半分が光ファイバ11bに移り、干渉光検出部91に導かれる。また、この光ファイバ11bは先端面に対向配置したミラー22で反射された参照光も伝送し、干渉光検出部91に導く。つまり、干渉光検出部91側に導かれる光はサンプル13側で反射した測定光と、ミラー22で反射された参照光とが混ざったものとなる。

【0072】なお、光ファイバ11bの先端面とミラー22との間にはレンズ23が配置されている。また、ミラー22はミラー移動機構24により、参照光の光路長を変化できるようになっている。また、光ファイバ11

bの先端部とカップラ14との間には補償リング26が設けてあり、測定光を導光する光ファイバ11aの光路長と、参照光を導光する光ファイバ11bの光路長とをほぼ等しくなるように補償している。

【0073】光ファイバ11bの端面から干渉光検出部91側に出射された光はレンズ27で平行光束にされ、検光子92により偏光子10で偏光された光成分のみが透過し、ダイクロイックミラー93で波長 λ_1 及び λ_2 の光が反射され、波長 λ_3 及び λ_4 の光は透過する。

【0074】ダイクロイックミラー93で反射された光はさらにダイクロイックミラー28aにより、波長 λ_1 の光は反射され、波長 λ_2 の光は透過され、それぞれレンズ29a、29bを経てPD31a、31bで受光される。ダイクロイックミラー93を透過した光はダイクロイックミラー28bにより波長 λ_3 の光は反射され、波長 λ_4 の光は透過され、それぞれレンズ29c、29dを経てPD31c、31dで受光される。

【0075】PD31a、31b、31c、31dで光電変換された信号は、信号処理部87内のそれぞれプリアンプ32a、32b、32c、32dで増幅された後、2チャンネルのロックインアンプ33a、33bの信号入力端から入力される。このロックインアンプ33a、33bの参照信号入力端には発振器16の駆動信号又はこれと同一位相の信号が参照信号として入力され、プリアンプ32a、32b、32c、32d側からの信号とヘテロダイン検波等が行われ、増幅及び検波される。

【0076】このロックインアンプ33a、33bの出力はそれぞれA/Dコンバータ34a、34b、34c、34dでそれぞれデジタル信号に変換され、メモリ35に一時格納される。このメモリ35に格納された信号は演算装置36に転送され、4つの波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 により深さ方向に走査して得られた反射強度データからHb、チトクローム等の濃度データを演算により求める。

【0077】演算装置36で演算された濃度データは、反射率データと共に、コンピュータ37に入力され、反射率の断層像と濃度の分布像に対応した映像信号を生成する処理等が行われ、表示装置4に出力され、反射率の断層像と濃度の分布像が表示される。

【0078】上記コンピュータ37は制御装置38に制御信号を送り、走査機構18、ミラー移動機構24の駆動を制御させる。制御装置38による走査機構18、ミラー移動機構24の駆動に応じて、制御装置38はメモリ35に信号を送り、データを格納するアドレスの変更を指示する。この実施例によればさらに多くの濃度の測定データが得られる。

【0079】図10は第4実施例の第1の変形例における光発生部付近の構成を示す。この変形例ではSLD6a、6bの波長 λ_1 、 λ_2 の光はそれぞれ7a、7bで

平行光束にされ、さらにレンズ9a, 9bで集光され、それぞれ光ファイバ95a, 95bに入射される。

【0080】光ファイバ95a, 95bの光はカップラ96aにより、波長 λ_1 の光は光ファイバ95bの一部が移り、波長 λ_2 の光と混合される。同様にSLD6c, 6dの波長 λ_3 , λ_4 の光はそれぞれ7c, 7dで平行光束にされ、さらにレンズ9c, 9dで集光され、それぞれ光ファイバ11a, 95dに入射される。

【0081】光ファイバ11a, 95dの光はカップラ96bにより、波長 λ_4 の光は光ファイバ11aの一部が移り、波長 λ_3 の光と混合される。光ファイバ95bの波長 λ_1 , λ_2 の光はカップラ97で光ファイバ11aの一部が移り、波長 λ_3 及び λ_4 の光と混合される。この光はカップラ14側に導光される。

【0082】図11は第4実施例の第2の変形例における干渉光検出部付近の構成を示す。この変形例では波長分離手段として回転フィルタ98を用いている。光ファイバ11bの端面から出射される光はレンズ27で平行光束にされ、モータ99により回転される回転フィルタ98を通り、レンズ31で集光されて光検出器としてのPD31で受光される。

【0083】回転フィルタ98の周方向には波長 λ_1 , λ_2 , λ_3 , λ_4 の光をそれぞれ透過する特性の4つのフィルタ98a, 98b, 98c, 98dが一定間隔で配置されている。

【0084】図12は本発明の第5実施例の光断層イメージング装置101を示す。この実施例は内視鏡に適用したものである。この光断層イメージング装置101は体腔内の任意の部位を観察可能な内視鏡102と、この内視鏡102に照明光を供給する光源装置103と、内視鏡102内に設けられた低干渉性の光を導光する導光部材が接続され、光断層イメージングのための光の発生及び信号検出を行う光干渉装置104と、この光干渉装置104による信号から光断層像に対応した映像信号の生成等の信号処理を行う信号処理部105と、この信号処理部105から出力される映像信号を表示する表示装置としてのモニタ106とから構成される。

【0085】上記内視鏡102は細長で可撓性を有する挿入部108と、この挿入部108の後端に設けられた太幅の操作部109とを有し、この操作部109の側部から外部に信号とか照明光を伝送するケーブルが延出される。

【0086】挿入部108内にはライトガイド110が挿通され、その手元側端部のコネクタを光源装置103に着脱自在で装着できる。この装着状態では、光源装置103内部の例えばキセノンランプ111の白色照明光がコンデンサレンズ112で集光されてライトガイド110の端部に供給され、この照明光は伝送され、挿入部108の先端部113の照明窓に固定された他方の端面から挿入部108の前方に出射される。

【0087】照明窓から出射された照明光により、照明された体腔内臓器114等の観察関心部位は照明窓に隣接する観察窓のガラス板115内側に配置した対物レンズ116によってその光学像がその焦点面に結ばれる。この焦点面の位置にはイメージガイド117の先端面が配置され、結像された光学像を操作部109側の後端面まで伝送する。対物レンズ116とイメージガイド117の先端面との間の光路上にはダイクロイックミラー118が配置されている。

【0088】上記イメージガイド117の後端面に対向して結像レンズ119が配置され、後端面に伝送された光学像をCCD120に結像する。このCCD120は信号線121を介して映像信号処理手段としてのビデオプロセッサ(以下、VPと記す)122と接続され、VP内122のCCD駆動回路121からCCD駆動信号が印加されることによって、光電変換された信号が読み出され、VP内122の信号処理回路に入力される。

【0089】このVP122の出力信号はスーパインポーズ回路123を介してモニタ106に出力され、CCD120で撮像した内視鏡画像を表示する。なお、操作部109には図示しない湾曲操作機構が設けてあり、湾曲操作ノブを操作することにより、先端部113の後端に形成された湾曲部を上下、左右の任意の方向に湾曲できるようにになっている。この内視鏡102にはさらに低干渉性の光を伝送する光ファイバ125が挿通されている。

【0090】この光ファイバ125の先端は先端部113内の可動板126に固定部材で取り付けられ、この可動板126における光ファイバ125の先端面に対向してプリズム127が取り付けられている。このプリズム127は光ファイバ125の先端面から出射される光を反射してダイクロイックミラー117側に導光すると共に、ダイクロイックミラー117で反射された光を反射して光ファイバ125の先端面側に導光する。

【0091】上記可動板126の裏面にはラックが形成されており、このラックは例えば操作部109に収納したステッピングモータ128の回転軸に連結されたシャフト129の先端に取り付けたピニオンギヤ130と噛み合し、このステッピングモータ128が回転することにより、可動板126は対物レンズ116の光軸と平行な方向、つまり挿入部108の長手方向に移動される。

【0092】例えば、図12の状態から、可動板126が後方側に移動されると、プリズム127も後方に移動されるので、このプリズム127で反射された光は点線で示すように導光される。従って、プリズム127を移動することにより、臓器114側には光が縦方向に走査され、この走査方向に対応した断層像をえるようにしている。

【0093】上記光ファイバ125の後端側は光干渉装置104の光ファイバ11aの先端面と接続され、この

光ファイバ11aを介して光発生部88からの光は光ファイバ125側に導光される。この光発生部88は図9で説明したように例えば4つの波長 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 、 λ_4 の光を発生する構成となっている。SLD6i (i = a, b, c, d)の光は偏光子10、レンズ9等を経てシングルモード光ファイバ11aの一方の端面から入射し、他方の端面側に伝送される。

【0094】このシングルモード光ファイバ11aは途中のカップラ14で他方のシングルモード光ファイバ11bと光学的に結合されている。光ファイバ11aの(カップラ14より)先端側は、PZT15等の圧電素子に巻回され、変調器17が形成されている。

【0095】変調された光は光ファイバ11aの先端面から出射され、この先端面に接触する光ファイバ125に入射され、先端部113側の端面に伝送され、この端面からプリズム127、ダイクロイックミラー118、対物レンズ116、ガラス板115を経て臓器114側に射出される。このダイクロイックミラー118は可視領域の光は透過し、SLD6iで発生された赤外域の(低干渉性の)光は反射するような特性にしてある。

【0096】上記臓器114で反射された低干渉性の光はガラス窓115、対物レンズ116を経て、ダイクロイックミラー118に入射される。SLD6iで発光された光はこのダイクロイックミラー118で反射され、さらにプリズム127で反射されて光ファイバ125の先端面に入射される。

【0097】この光ファイバ125の後端面から光ファイバ11aの先端面に入射される。この光はカップラ14ではほぼ半分が光ファイバ11bに移り、光ファイバ11bの先端面に対向配置したミラー22で反射された参照光と共に、干渉光検出部131側に導かれる。このミラー22はミラー移動機構を構成するX-ステージ24aに取り付けられ、このX-ステージ24aはステップモータ24bによって光路長を変化するように駆動される。このモータ24b及びモータ128はコンピュータ132によって回転が制御される。

【0098】上記干渉光検出部131は図11で説明した構成において、レンズ27と回転フィルタ98との間に検光子92が配置された構成となっている。PD31で検出された信号はプリアンプ32で増幅された後、ロックインアンプ33に入力され、このロックインアンプ33は発振器16の発振信号を参照して復調し、コンピュータ132に出力する。

【0099】このコンピュータ132は図9のメモリ35、演算装置36等を内蔵しており、図9と同様な処理を行い、断層像及びヘモグロビンの濃度分布に対応する映像信号をスパインボーズ回路123を介してモニタ106に出力する。従って、モニタ106には、CCD120で撮像した臓器114の表面の内視鏡画像(撮像画像)と、光断層像又は濃度分布の断層像とを同時に表

示できる。

【0100】また、コンピュータ132は内視鏡画像内に断層像の測定が行われる領域を示すカーソル135を図12に示すように表示させる。この表示により、断層像が得られる領域が観察画像上で知ることができるので、診断する場合、便利である。このカーソル135は不要な時には消すことができるようにしている。

【0101】この実施例は体腔内の任意の部位を可視光で観察可能であると共に、その観察部位の内部の断層像を得ることもできるし、さらに濃度分布像を得ることもできる。

【0102】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、少なくとも2つの異なる波長の光を被検体に照射する照射手段と、前記被検体に照射された光における被検体内部で反射された光をその深さ方向で分離して検出する反射光検出手段と、前記反射光検出手段の出力信号における異なる深さ成分間での演算を行う第1の演算手段と、前記反射光検出手段の出力信号における異なる波長成分間での演算を行う第2の演算手段と、前記第1及び第2の演算手段の出力結果を用いて断層像を構築する画像化手段とを設けているので、単一の波長を用いた場合では得られない生体組織の機能情報を得ることが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】図1は本発明の第1実施例の光断層イメージング装置の構成図。

【図2】図2はダイクロイックミラーで光を分岐する説明図。

【図3】図3はある濃度の散乱物質の内部で光が反射されて戻る様子を示す説明図。

【図4】図4はHb及びHbO₂の場合における酸素飽和度を求める説明図。

【図5】図4はHb及びHbO₂の場合における波長に対する吸収係数を示す特性図。

【図6】図6は第1実施例の変形例における光検出部の構成図。

【図7】図7は本発明の第2実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図8】図8は本発明の第3実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図9】図9は本発明の第4実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

【図10】図10は第4実施例の第1の変形例における光発生部付近の構成図。

【図11】図11は第4実施例の第2の変形例における干渉光検出部付近の構成図。

【図12】図12は本発明の第5実施例の光断層イメージング装置を示す構成図。

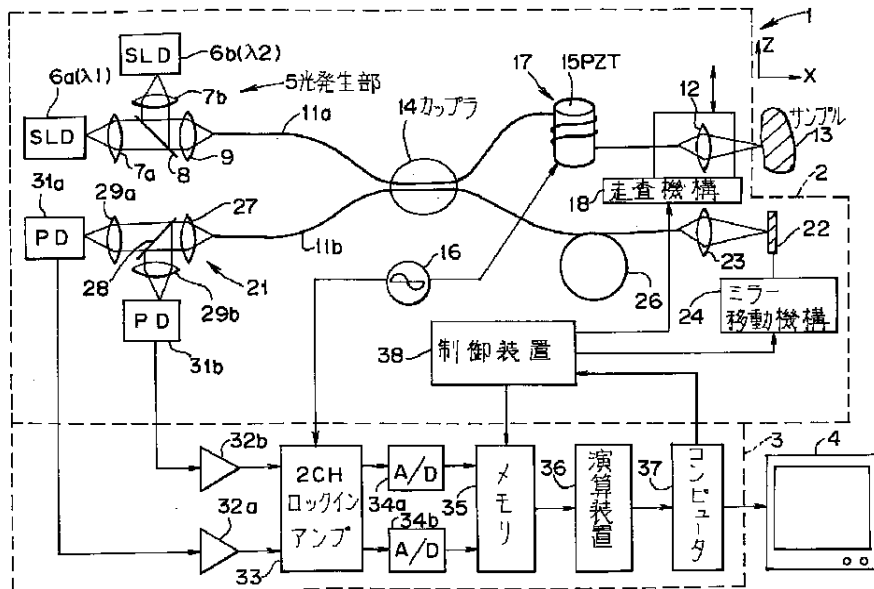
【図13】図13は従来例の構成図。

【図14】図14は他の従来例の構成図。

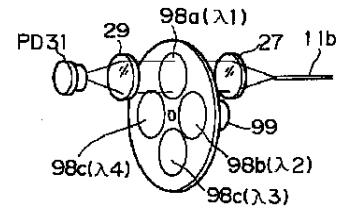
【符号の説明】

- 1…光断層イメージング装置
- 2…光干渉部
- 3…信号処理部
- 4…表示装置
- 5…光発生部
- 6 a, 6 b…SLD
- 8…ダイクロイックミラー
- 11 a, 11 b…光ファイバ
- 13…サンプル
- 14…カップラ
- 16…発振器
- 17…変調器
- 18…走査機構
- 21…干渉光検出部
- 22…ミラー
- 24…ミラー移動機構
- 26…補償リング
- 28…ダイクロイックミラー
- 31 a, 31 b…フォトダイオード (PD)
- 32 a, 32 b…プリアンプ
- 33…ロックインアンプ
- 34 a, 34 b…A/Dコンバータ
- 35…メモリ
- 36…演算装置
- 37…コンピュータ
- 38…制御装置

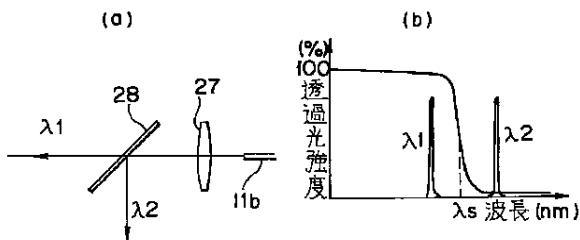
【図1】



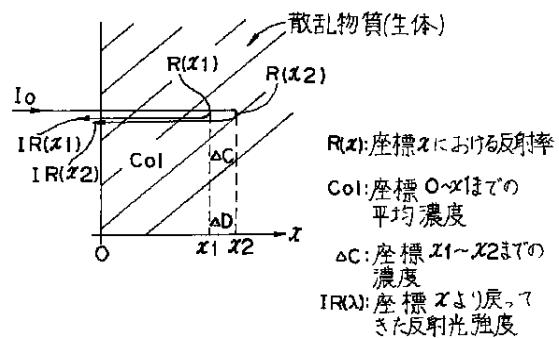
【図11】



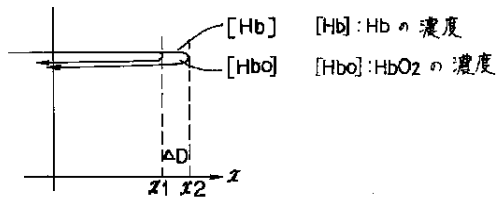
【図2】



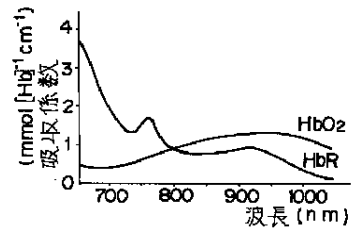
【図3】



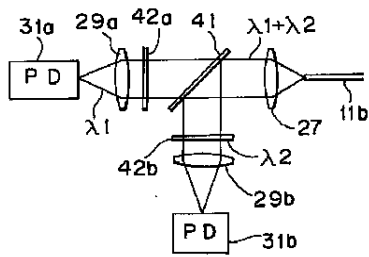
【図4】



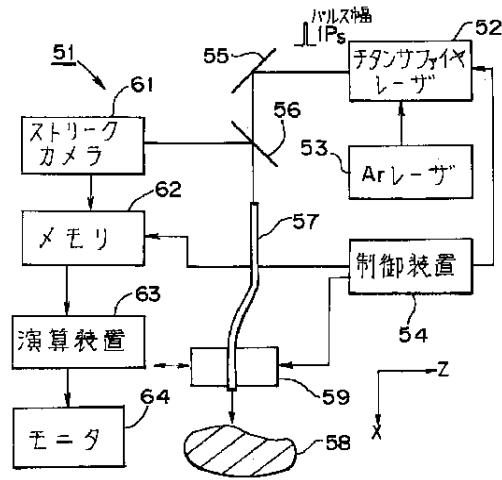
【図5】



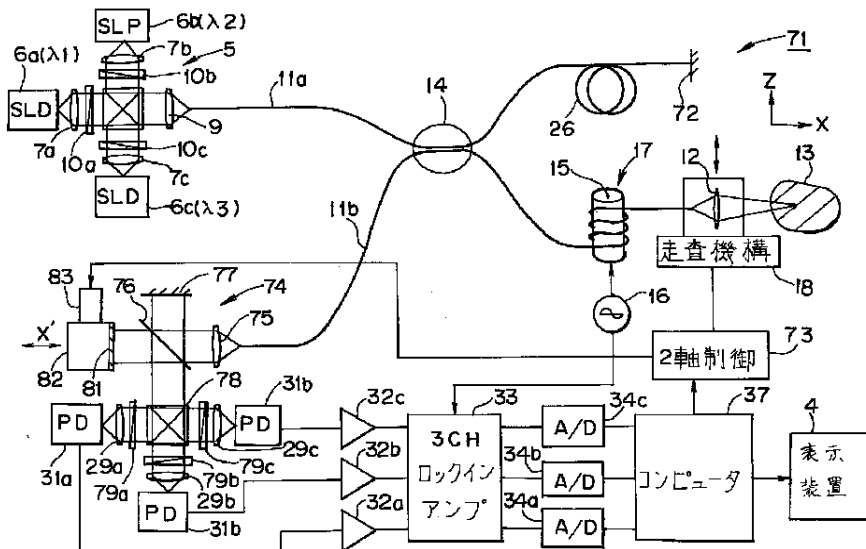
【図6】



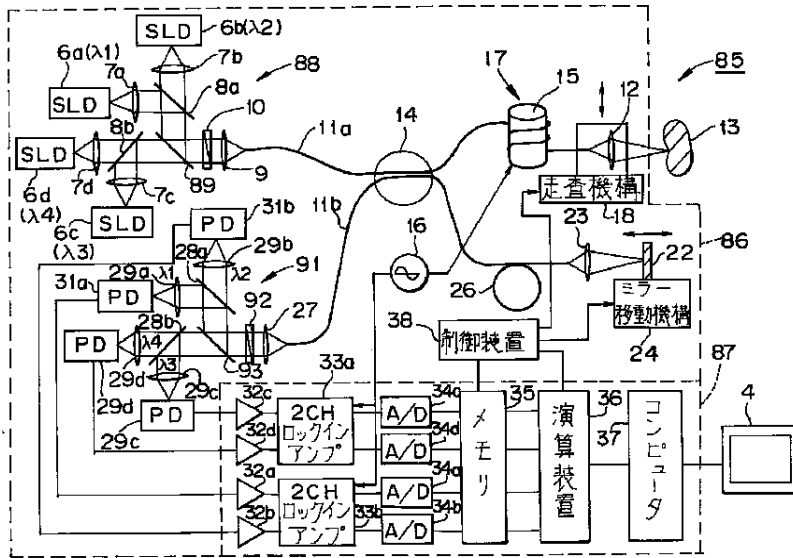
【図7】



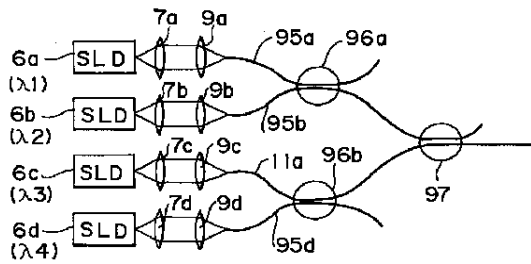
【図8】



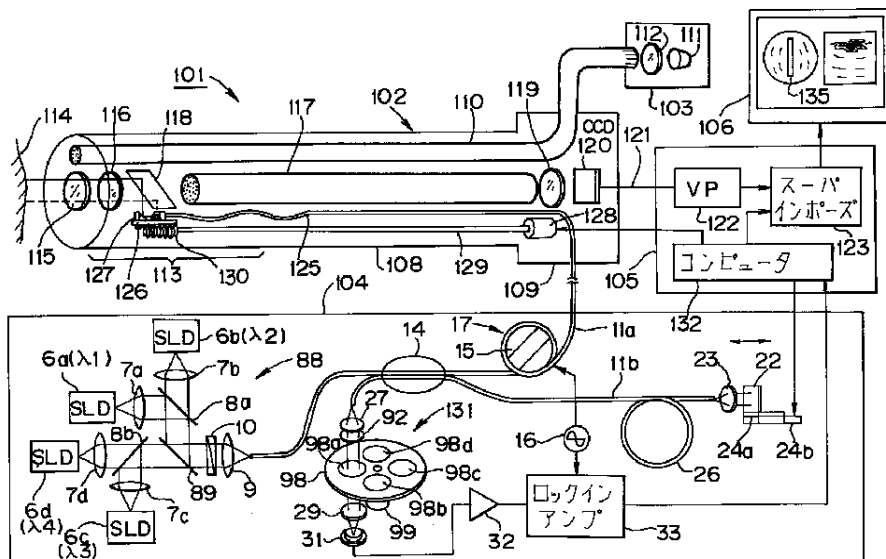
【図9】



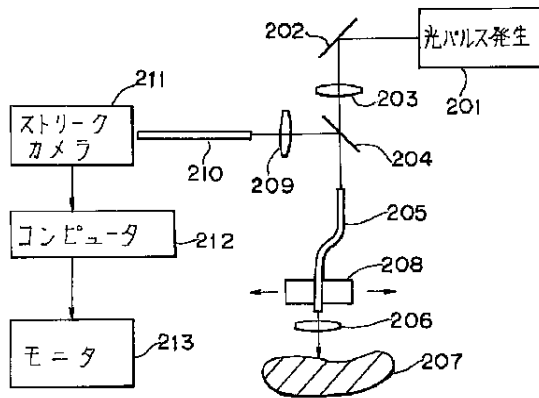
【図10】



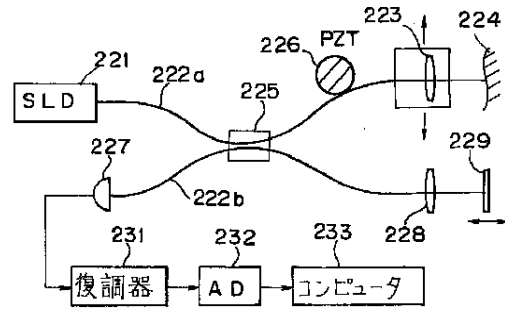
【図12】



【図13】



【図14】



【手続補正書】

【提出日】平成5年3月11日

【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正内容】

【0009】このシングルモード光ファイバ222aは途中のカップラ225で他方のシングルモード光ファイバ222bと光学的に結合されている。従って、このカップラ225部分で2つに分岐されて伝送される。シングルモード光ファイバ222aの(カップラ225より)先端側は、ジルコン酸鉛のセラミックス(PZTと略記)226等の圧電素子に巻回され、図示しない発振器から駆動信号が印加され、光ファイバ222aを振動させることにより伝送される光を変調する変調器を形成している。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0021

$$\log I_0/I(x_1) = Co_1 \cdot x_1 \cdot \epsilon + I_s$$

で表される。ここで、Co1は深さx1までの平均濃度、Isは散乱による減光度、εは分子吸光係数を表す。さらに

$$\log \{R(x_1) \cdot I_0/I(x_1)\} = \frac{2(Co_1 \cdot x_1 \cdot \epsilon) + I_s'}{(1)}$$

である。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0040

【補正方法】変更

【補正内容】

【0040】例えば、Hbの酸素飽和度を求めるにはHbO2とHbの2つの濃度を求めなければならないので、3つの異なる波長が必要である。ただし、この時、3つの波長が状態変化によるHb以外の物質により影響

【補正方法】変更

【補正内容】

【0021】つまり、干渉光検出部21側に導かれる光はサンプル13側で反射した測定光と、ミラー22で反射された参照光とが混ざったものとなる。なお、光ファイバ11bの先端面とミラー22との間にはレンズ23が配置されている。また、ミラー22はミラー移動機構24により、参照光の光路長を変化できるようになっており、ミラー移動機構24により設定された参照光の光路長に等しい光路長の測定光が干渉する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0032

【補正方法】変更

【補正内容】

【0032】強度I0の光を散乱物質に照射した場合、深さx1における減光度はBeer-Lambert則により、

深さx1で反射率がR(x1)である時、戻ってきた時の減光度は

$$\log \{R(x_1) \cdot I_0/I(x_1)\} = \frac{2(Co_1 \cdot x_1 \cdot \epsilon) + I_s'}{(2)}$$

されない(ないしは影響されることが少ない)波長を選ぶ必要がある。このような3つの異なる波長λ1、λ2、λ3を例えば図5に示すような波長に対する生体のHbO2とHbの吸収(吸光)特性を参照して例えば650~1000nmから選ぶ。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0069

【補正方法】変更

【補正内容】

【0069】又、SLD6c、6dの光はそれぞれレンズ7c、7d、ダイクロイックミラー8b、89、偏光子10、レンズ9を介してシングルモード光ファイバ11aの一方の端面に導光される。上記ダイクロイックミラー8aは波長 λ_1 の光を反射し、波長 λ_2 の光を透過する特性を示す。また、ダイクロイックミラー89は波長 λ_1 及び λ_2 の光を反射し、波長 λ_3 及び λ_4 の光を透過する特性を示す。さらにダイクロイックミラー8bは波長 λ_4 の光を透過し、波長 λ_3 の光を反射する特性を示す。

【手続補正6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0082

【補正方法】変更

【補正内容】

【0082】図11は第4実施例の第2の変形例における干渉光検出部付近の構成を示す。この変形例では波長分離手段として回転フィルタ98を用いている。光ファイバ11bの端面から出射される光はレンズ27で平行光束にされ、モータ99により回転される回転フィルタ98を通り、レンズ29で集光されて光検出器としてのPD31で受光される。

【手続補正7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0088

【補正方法】変更

【補正内容】

【0088】上記イメージガイド117の後端面に対向して結像レンズ119が配置され、後端面に伝送された光学像をCCD120に結像する。このCCD120は信号線121を介して映像信号処理手段としてのビデオプロセッサ(以下、VPと記す)122と接続され、VP内122のCCD駆動回路からCCD駆動信号が印加されることによって、光電変換された信号が読み出さ

れ、VP内122の信号処理回路に入力される。

【手続補正8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0097

【補正方法】変更

【補正内容】

【0097】この光ファイバ125の後端面から光ファイバ11aの先端面に入射される。この光はカップラ14ではほぼ半分が光ファイバ11bに移り、光ファイバ11bの先端面に対向配置したミラー22で反射された参照光と共に、干渉光検出部131側に導かれる。このミラー22はミラー移動機構を構成するX-ステージ24aに取り付けられ、このX-ステージ24aはステッピングモータ24bによって光路長を変化するように駆動される。このモータ24bはコンピュータ132によって回転が制御される。

【手続補正9】

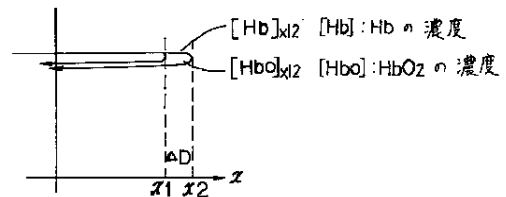
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図4

【補正方法】変更

【補正内容】

【図4】



【手続補正10】

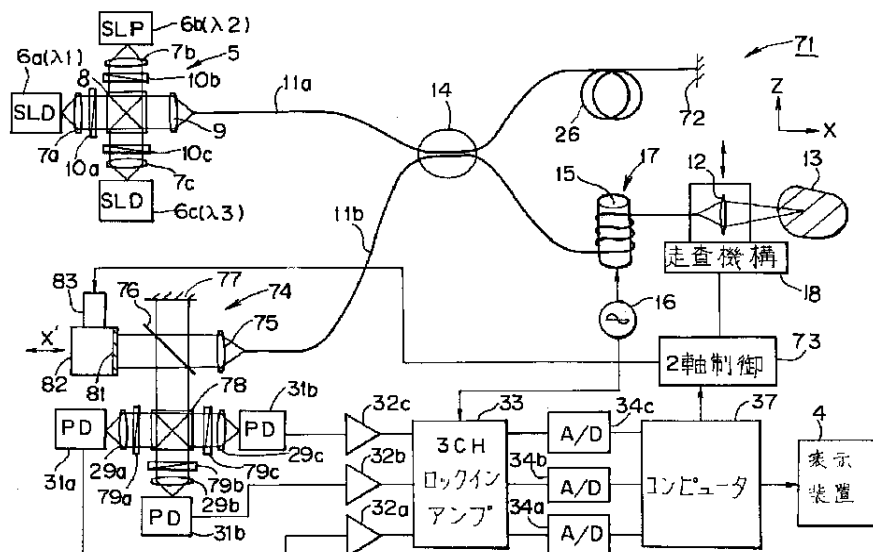
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図8

【補正方法】変更

【補正内容】

【図8】



【手続補正11】

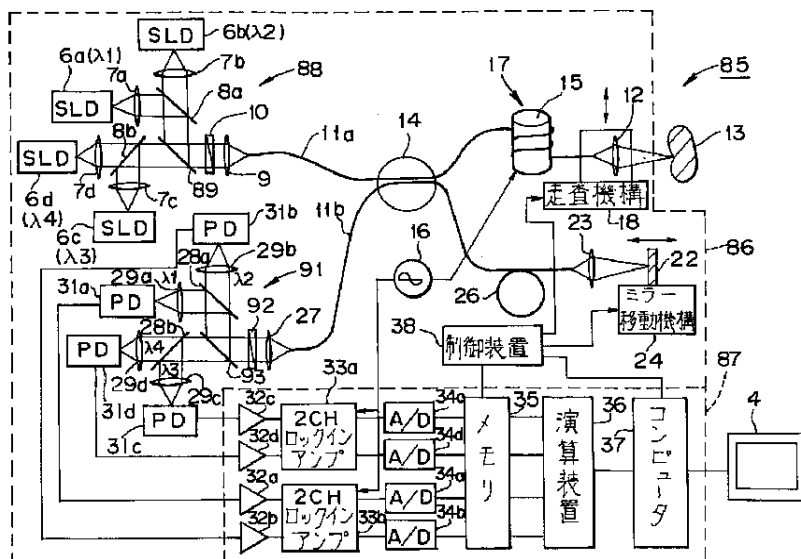
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図9

【補正方法】変更

【補正内容】

【図9】



【手続補正12】

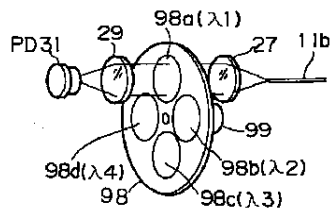
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図11

【補正方法】変更

【補正内容】

【図11】



フロントページの続き

- (72)発明者 上 邦彰
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 岡▲崎▼ 次生
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 窪田 哲丸
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

- (72)発明者 安永 浩二
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 大澤 篤
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 大橋 一司
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 大明 義直
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内