

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-267761
(P2007-267761A)

(43) 公開日 平成19年10月18日(2007.10.18)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	2 F 0 6 5
G 0 1 N 21/17 (2006.01)	G 0 1 N 21/17 6 2 5	2 G 0 5 9
A 6 1 B 5/026 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 4 0 D	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/1455 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 2 2	4 C 0 3 8
A 6 1 B 3/12 (2006.01)	A 6 1 B 3/12 E	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 29 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2006-93497 (P2006-93497)	(71) 出願人	501222910 株式会社スペクトラテック 東京都世田谷区上野毛四丁目2番3号
(22) 出願日	平成18年3月30日 (2006.3.30)	(74) 代理人	110000213 特許業務法人プロスペック特許事務所
		(72) 発明者	大橋 三男 神奈川県横浜市都筑区高山19番 タンタ タウン8番街709号室
		(72) 発明者	伊藤 嘉敏 東京都青梅市新町7丁目17番地21
		Fターム(参考)	2F065 AA52 BB05 CC16 DD04 DD05 FF04 FF51 GG06 GG07 GG23 JJ01 JJ18 LL00 LL02 LL13 LL20 LL33 LL46 LL57 NN08 QQ03 QQ25 QQ27

最終頁に続く

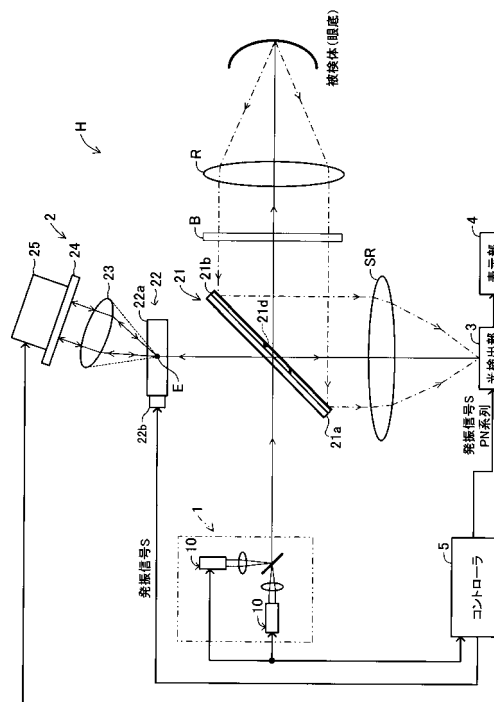
(54) 【発明の名称】 光干渉断層計

(57) 【要約】

【課題】 生体の代謝に伴う生体情報を用いて生体内部の状態を詳細に観察できる光干渉断層計を提供すること。

【解決手段】 光出射部1は光源14から異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を光干渉部2に出射する。光干渉部2のビームスプリッタ21は入射した光を眼底に透過するとともに一部を光波長シフター22に向けて反射する。シフター22は発振信号Sに従い光の周波数を変調し、可動ミラー24によって反射された光の周波数を再度変調する。そして、ビームスプリッタ21は眼底で反射した計測光とミラー22で反射した参照光とを干渉させて干渉光を光検出部3に出射する。光検出部3は干渉光を受光すると、同干渉光の光強度を表す検出信号を、発振信号Sを用いて復調するとともに高周波成分をフィルタ処理する。そして、光検出部3はこの検出信号を用いて眼底の断面形状と酸素飽和度SO₂を算出する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

各種信号を出力するコントローラと、

前記コントローラから供給される所定の駆動信号に基づいて発光する複数の光源を有して、異なる特定波長の近赤外線可干渉光を同一光軸上に出射する光出射部と、

前記光出射部から出射された各特定波長の近赤外線可干渉光を被検体に向けて透過させるとともに一部を反射して分離する分離手段と、前記コントローラから供給された所定の発振信号に基づいて発振し、前記反射により分離された各特定波長の近赤外線可干渉光の周波数を増加または減少して変調する光周波数変調手段と、同変調された各特定波長の近赤外線可干渉光を前記光周波数変調手段に向けて反射する反射手段と、前記光周波数変調手段と前記反射手段との間に配置されて、前記光周波数変調手段から出射された各特定波長の近赤外線可干渉光の光束を平行に整えるとともに前記反射手段によって反射された各特定波長の近赤外線可干渉光を前記光周波数変調手段上に集光するレンズと、前記反射手段を前記レンズにより平行な光束に整えられた各特定波長の近赤外線可干渉光の光軸方向に移動させる移動手段と、前記分離手段に一体的に設けられて、前記反射手段によって反射されて前記光周波数変調手段により変調された各特定波長の近赤外線可干渉光と前記被検体により反射された各特定波長の近赤外線可干渉光とを光学的に干渉させる干渉手段とを有する光干渉部と、

10

前記光干渉部によって光学的に干渉させた干渉光を受光するとともに同受光した干渉光の光強度を表す電気的な検出信号を出力する受光手段と、同受光手段から出力された電気的な検出信号を、前記コントローラから取得した前記発振信号を用いて復調する復調手段と、同復調手段によって復調された電気的な検出信号の高周波成分を除去するフィルタ手段と、同フィルタ手段によって高周波成分が除去された電気的な検出信号に基づく干渉光の光量を用いて前記被検体の断面形状を表す断面形状情報を算出する断面形状情報算出手段と、前記光出射部から出射された近赤外線可干渉光の光量と前記フィルタ手段によって高周波成分が除去された電気的な検出信号に基づく干渉光の光量とを用いて生体の代謝に伴う前記被検体の生体情報を算出する生体情報算出手段とを有する光検出部と、

20

前記光検出部の断面形状情報算出手段によって算出された断面形状情報および前記生体情報算出手段によって算出された生体情報に基づいて視認可能な画像データを生成する画像データ生成手段と、同画像データ生成手段によって生成された画像データに基づき、前記被検体の断面形状画像、前記被検体の生体情報画像または同断面形状画像と生体情報画像とを合成した合成画像を表示する表示手段とを有する表示部とを備えたことを特徴とする光干渉断層計。

30

【請求項 2】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記光出射部は、さらに、

前記コントローラから供給される所定の駆動信号をスペクトラム拡散変調して変調駆動信号を生成するスペクトラム拡散変調手段と、

前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて一斉に発光することにより、一斉に出射された異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を光学的に合成する光合成手段とを有し、

40

前記光検出部は、さらに、

前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電気的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に逆拡散して復調するスペクトラム拡散復調手段を有することを特徴とする光干渉断層計。

【請求項 3】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記光出射部は、さらに、

前記コントローラから供給される所定の駆動信号を周波数分割多重変調して変調駆動信号を生成する周波数分割多重変調手段と、

前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて一斉に発光することにより、一斉に出射され

50

た異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を光学的に合成する光合成手段とを有し、
前記光検出部は、さらに、

前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電気的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に復調する周波数分割多重復調手段を有することを特徴とする光干渉断層計。

【請求項 4】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記光出射部は、

前記コントローラから所定の時間間隔を有して供給される所定の駆動信号を取得し、前記各光源が前記取得した所定の駆動信号に基づいて順次発光して、異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を前記所定の時間間隔を有して順次出射することを特徴とする光干渉断層計。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載した光干渉断層計において、

前記光出射部は、さらに、

前記コントローラから所定の時間間隔を有して供給される所定の駆動信号をスペクトラム拡散変調して変調駆動信号を生成するスペクトラム拡散変調手段を有し、

前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて順次発光して、異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を前記所定の時間間隔を有して順次出射し、

前記光検出部は、さらに、

前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電気的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に逆拡散して復調するスペクトラム拡散復調手段を有することを特徴とする光干渉断層計。

20

【請求項 6】

請求項 4 に記載した光干渉断層計において、

前記光出射部は、さらに、

前記コントローラから所定の時間間隔を有して供給される所定の駆動信号を周波数分割多重変調して変調駆動信号を生成する変調手段を有し、

前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて順次発光して、異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を前記所定の時間間隔を有して順次出射し、

前記光検出部は、さらに、

前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電気的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に復調する周波数分割多重復調手段を有することを特徴とする光干渉断層計。

30

【請求項 7】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記光干渉部の分離手段に対して、前記出射された近赤外線可干渉光の大部分を被検体に向けて透過させるための低反射領域を形成したことを特徴とする光干渉断層計。

【請求項 8】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記光干渉部の光周波数変調手段を、音波によって近赤外線可干渉光の周波数を変化させる音響光学変調素子から形成したことを特徴とする光干渉断層計。

40

【請求項 9】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記光検出部のフィルタ手段は、前記光出射部から出射された近赤外線可干渉光の周波数と、前記光周波数変調手段によって変調された近赤外線可干渉光の周波数との差分を表す周波数を用いて、前記復調された電気的な検出信号の高周波成分を除去することを特徴とする光干渉断層計。

【請求項 10】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

50

前記光干渉部と前記光検出部との間にて、前記光干渉部によって光学的に干渉させた干渉光を光学的に分離する光分離部を設けるとともに、同光分離部によって分離された干渉光を受光するための前記光検出部の受光手段を複数設けたことを特徴とする光干渉断層計。

【請求項 1 1】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記表示部の表示手段は、

前記被検体の断面形状画像によって特定される位置と前記被検体の生体情報画像によって特定される位置とを一致させて、前記断面形状画像と前記生体情報画像とを合成した合成画像を表示することを特徴とする光干渉断層計。

10

【請求項 1 2】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記光検出部の生体情報算出手段によって算出される生体情報は、

前記被検体の血管中における、血液量、血流量、血流変化および酸素飽和度のうちのひとつであることを特徴とする光干渉断層計。

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載した光干渉断層計において、

前記被検体は、眼球の眼底であることを特徴とする光干渉断層計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、無侵襲によって生体内部の状態を計測して表示する光干渉断層計に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療現場においては、生体内部を簡便に無侵襲で計測できる装置および方法として、光コヒーレンストモグラフィ(Optical Coherence Tomography)技術を利用することが注目されている。この光コヒーレンストモグラフィ技術によれば、近赤外線可干渉光を利用することにより、近接領域におけるミクロンオーダーの画像化が可能となる。そして、この光コヒーレンストモグラフィ技術は、特に、血管内カテーテルや内視鏡の分野で実用化されつつあり、例えば、下記特許文献 1 には、マイケルソン型干渉法を用いた内視鏡が開示されている。この内視鏡を利用すれば、医師は、可視光や励起光を利用して患者の体腔壁の表面を観察することができるとともに、近赤外線可干渉光を利用した光コヒーレンストモグラフィによって得られる断層像に基づいて患部の内部を観察することができ、詳細に診察できるようになっている。このため、例えば、癌や腫瘍などを早期に発見することができて正確かつ迅速な診断が可能となるとともに患者の負担を軽減することもできる。一方で、光コヒーレンストモグラフィ技術を利用することによって、正確かつ迅速な診断と患者の負担の軽減を良好に達成できることから、この技術を眼病診断に利用することも盛んに研究されている。

30

【特許文献 1】特開 2001 - 125009 号公報

【0003】

40

ところで、上記した特許文献 1 に記載された内視鏡のように、被検体によって反射された光を用いて、患部の内部を観察する場合には、同光を良好に検出する必要がある。しかし、一般的に、被検体によって反射された光は、生体組織により散乱や吸光されて、大幅に減衰する。このように、減衰した光を用いて観察する場合には、医師に対して、正確な情報を提供できない可能性がある。

【発明の開示】

【0004】

本発明は、上記した課題を解決するためになされたものであり、その目的は、無侵襲によって生体の代謝に伴う生体情報を正確に計測して、生体内部の状態を詳細に観察できる光干渉断層計を提供することにある。

50

【0005】

本発明の特徴は、光干渉断層計を、各種信号を出力するコントローラと、前記コントローラから供給される所定の駆動信号に基づいて発光する複数の光源を有して、異なる特定波長の近赤外線可干渉光を同一光軸上に出射する光出射部と、前記光出射部から出射された各特定波長の近赤外線可干渉光を被検体に向けて透過させるとともに一部を反射して分離する分離手段と、前記コントローラから供給された所定の発振信号に基づいて発振し、前記反射により分離された各特定波長の近赤外線可干渉光の周波数を増加または減少して変調する光周波数変調手段と、同変調された各特定波長の近赤外線可干渉光を前記光周波数変調手段に向けて反射する反射手段と、前記光周波数変調手段と前記反射手段との間に配置されて、前記光周波数変調手段から出射された各特定波長の近赤外線可干渉光の光束を平行に整るとともに前記反射手段によって反射された各特定波長の近赤外線可干渉光を前記光周波数変調手段上に集光するレンズと、前記反射手段を前記レンズにより平行な光束に整えられた各特定波長の近赤外線可干渉光の光軸方向に移動させる移動手段と、前記分離手段に一体的に設けられて、前記反射手段によって反射されて前記光周波数変調手段により変調された各特定波長の近赤外線可干渉光と前記被検体により反射された各特定波長の近赤外線可干渉光とを光学的に干渉させる干渉手段とを有する光干渉部と、前記光干渉部によって光学的に干渉させた干渉光を受光するとともに同受光した干渉光の光強度を表す電気的な検出信号を出力する受光手段と、同受光手段から出力された電気的な検出信号を、前記コントローラから取得した前記発振信号を用いて復調する復調手段と、同復調手段によって復調された電気的な検出信号の高周波成分を除去するフィルタ手段と、同フィルタ手段によって高周波成分が除去された電気的な検出信号に基づく干渉光の光量を用いて前記被検体の断面形状を表す断面形状情報を算出する断面形状情報算出手段と、前記光出射部から出射された近赤外線可干渉光の光量と前記フィルタ手段によって高周波成分が除去された電気的な検出信号に基づく干渉光の光量とを用いて生体の代謝に伴う前記被検体の生体情報を算出する生体情報算出手段とを有する光検出部と、前記光検出部の断面形状情報算出手段によって算出された断面形状情報および前記生体情報算出手段によって算出された生体情報に基づいて視認可能な画像データを生成する画像データ生成手段と、同画像データ生成手段によって生成された画像データに基づき、前記被検体の断面形状画像、前記被検体の生体情報画像または同断面形状画像と生体情報画像とを合成した合成画像を表示する表示手段とを有する表示部とを備えて構成したことにある。

【0006】

この場合、前記光干渉部の分離手段に対して、前記出射された近赤外線可干渉光の大部分を被検体に向けて透過させるための低反射領域を形成するとよい。また、前記光干渉部の光周波数変調手段を、音波によって近赤外線可干渉光の周波数を変化させる音響光学変調素子から形成するとよい。また、前記光検出部のフィルタ手段は、前記光出射部から出射された近赤外線可干渉光の周波数と、前記光周波数変調手段によって変調された近赤外線可干渉光の周波数との差分を表す周波数を用いて、前記復調された電気的な検出信号の高周波成分を除去するとよい。また、前記表示部の表示手段は、前記被検体の断面形状画像によって特定される位置と前記被検体の生体情報画像によって特定される位置とを一致させて、前記断面形状画像と前記生体情報画像とを合成した合成画像を表示するとよい。また、この場合、例えば、前記光検出部の生体情報算出手段によって算出される生体情報は、前記被検体の血管中における、血液量、血流量、血流変化および酸素飽和度のうちのひとつであるとよい。さらに、この場合、前記被検体は、例えば、眼球の眼底であるとよい。

【0007】

これらによれば、本発明に係る光干渉断層計は、以下のように作動する。すなわち、ユーザによってコントローラが操作されると、光出射部は、各光源から異なる特定波長の近赤外線可干渉光を出射する。光干渉部においては、分離手段が、光出射部から出射された近赤外線可干渉光を光学的に分離し、被検体、例えば、眼球の眼底にて反射した近赤外線可干渉光と反射手段にて反射した近赤外線可干渉光とを光学的に干渉させる。このとき、

分離手段に低反射領域が形成されていれば、光出射部から出射された近赤外線可干渉光の大部分を被検体に向けて透過することができ、被検体によって反射された近赤外線可干渉光の光強度を大きくすることができる。一方、分離された近赤外線可干渉光は、発振信号に基づいて発振する光周波数変調手段（例えば、音響光学変調素子など）によってその周波数が増加または減少するように変調された後、レンズを通過することにより各特定波長の近赤外線可干渉光がそれぞれ平行な光束に整えられて反射手段に到達する。ここで、反射手段は移動手段によって移動可能に構成されているため、反射手段を移動させることによって、被検体の計測部分を連続的に変更することができる。そして、反射手段によって反射された近赤外線可干渉光は、レンズによって光周波数変調手段上に集光された後、再び周波数が増加または減少するように変調される。これにより、周波数の変調された近赤外線可干渉光と、被検体の断面方向にて連続的に変更した計測部分において反射した近赤外線可干渉光とを光学的に干渉させることができる。

10

20

30

40

50

【0008】

光検出部においては、受光手段が干渉光を受光するとともに同受光した干渉光の光強度を表す電気的な検出信号を出力する。そして、復調手段が、出力された電気的な信号を、発振信号を用いて復調し、フィルタ手段が復調された電気的な信号から高周波成分を除去する。このとき、フィルタ手段は、前記光出射部から出射された近赤外線可干渉光の周波数と、前記光周波数変調手段によって変調された近赤外線可干渉光の周波数との差分すなわち発振信号の周波数を用いて高周波成分を除去することができる。そして、断面形状情報算出手段が高周波成分を除去した電気的な検出信号を用いた干渉光の光量に基づいて被検体の断面形状を表す断面形状情報を算出するとともに、生体情報算出手段が光出射部から出射される近赤外線可干渉光の光量と高周波成分を除去した電気的な検出信号を用いた干渉光の光量とに基づいて、被検体の生体情報、例えば、血液量、血流量、血流変化および酸素飽和度などを算出する。

【0009】

表示部においては、画像データ生成手段が、算出された断面形状情報および生体情報に基づいて、視認可能な画像データを生成する。そして、表示手段が、算出された断面形状情報に基づく断面形状画像、算出された生体情報に基づく生体情報画像またはこれらの断面形状画像と生体情報画像とを合成した合成画像を表示する。このとき、表示手段は、断面形状画像によって特定される位置と生体情報画像によって特定される位置とを一致させて、断面形状画像と前記生体情報画像とを合成した合成画像を表示することができる。

【0010】

このため、本発明に係る光干渉断層計は、被検体の断面形状と生体情報とを算出することができるとともに、算出した断面形状と生体情報とを表示部に表示することができる。したがって、より多くの正確な情報を医師に提供できる。また、特に、例えば、医師が表示された断面形状の画像を用いて観察している部位に対して、同部位に一致する部位の生体情報の画像を合成して（重ねて）表示することができる。これにより、医師は、表示された断面形状および生体情報に基づき、病状やその進行具合を極めて容易にかつ正確に診断することができる。また、病状の診断に必要な生体情報として、例えば、血液量、血流量、血流変化および酸素飽和度などを容易に算出して表示することもできるため、これによっても、病状やその進行具合を極めて容易にかつ正確に診断することができる。また、光出射部が複数の光源を有して異なる特定波長の近赤外線可干渉光を出射することができるため、生体情報を算出するに当たり、好適な特定波長を選択して出射することもできる。これにより、より正確に生体情報を算出することができ、医師の診断をより好適に補助することもできる。

【0011】

さらに、本発明に係る光干渉断層計は、光干渉部の分離手段によって分離された近赤外線可干渉光の周波数を変化させ、干渉光の光強度を表す電気的な信号を、前記変化した周波数を用いて復調するとともにフィルタ処理することができる。これにより、ヘテロダイン効果によって、干渉光の光強度を表す電気的な検出信号を容易に増幅することができる

。したがって、被検体を観察するための電氣的な検出信号を極めて良好に検出することができ、その結果、極めて正確に生体情報を計測することができる。また、分離手段に低反射領域を形成した場合には、光出射部から出射された光を極めて効率よく計測に利用することができ、その結果、計測精度を高めることができる。また、この場合には、分離手段が光出射部から入射した光を偏光しないため、例えば、波長依存性を有する偏光板などを設ける必要もない。このため、波長依存性を無くして光学系の構成を簡略化することができ、例えば、計測に必要な光の光軸設定などを極めて容易に実施することができる。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の他の特徴は、前記光出射部は、さらに、前記コントローラから供給される所定の駆動信号をスペクトラム拡散変調して変調駆動信号を生成するスペクトラム拡散変調手段と、前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて一斉に発光することにより、一斉に出射された異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を光学的に合成する光合成手段とを有し、前記光検出部は、さらに、前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電氣的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に逆拡散して復調するスペクトラム拡散復調手段を有することにもある。また、前記光出射部は、さらに、前記コントローラから供給される所定の駆動信号を周波数分割多重変調して変調駆動信号を生成する周波数分割多重変調手段と、前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて一斉に発光することにより、一斉に出射された異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を光学的に合成する光合成手段とを有し、前記光検出部は、さらに、前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電氣的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に復調する周波数分割多重復調手段を有することにもある。

【 0 0 1 3 】

これらによれば、複数の光源は、変調された変調駆動信号に基づき一斉に（同時に）発光することができる。そして、光合成手段（例えば、ハーフミラーなど）は、一斉に（同時に）出射された異なる特定波長の近赤外線可干渉光を光学的に合成し、光干渉部に出射することができる。そして、光干渉部によって光学的に干渉された干渉光は、光検出部によって復調され、断面形状情報および生体情報が算出される。

【 0 0 1 4 】

このように、複数の特定波長を有する近赤外線可干渉光を同時に出射し、その干渉光を受光することにより、時間経過に伴う状態変化を極めて小さくして生体情報を算出することができる。したがって、より正確に生体情報を算出することができ、医師の診断をより好適に補助することができる。

【 0 0 1 5 】

また、本発明の他の特徴は、前記光出射部は、前記コントローラから所定の時間間隔を有して供給される所定の駆動信号を取得し、前記各光源が前記取得した所定の駆動信号に基づいて順次発光して、異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を前記所定の時間間隔を有して順次出射することにもある。この場合、前記光出射部は、さらに、前記コントローラから所定の時間間隔を有して供給される所定の駆動信号をスペクトラム拡散変調して変調駆動信号を生成するスペクトラム拡散変調手段を有し、前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて順次発光して、異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を前記所定の時間間隔を有して順次出射し、前記光検出部は、さらに、前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電氣的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に逆拡散して復調するスペクトラム拡散復調手段を有するとよい。また、この場合、前記光出射部は、さらに、前記コントローラから所定の時間間隔を有して供給される所定の駆動信号を周波数分割多重変調して変調駆動信号を生成する変調手段を有し、前記各光源が前記変調駆動信号に基づいて順次発光して、異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を前記所定の時間間隔を有して順次出射し、前記光検出部は、さらに、前記フィルタ手段によってフィルタ処理された電氣的な検出信号に含まれる前記変調駆動信号を前記所定の駆動信号に復調する周波数分割多重復調手段を有するとよい。

【 0 0 1 6 】

これらによれば、光出射部は、異なる特定波長の近赤外線可干渉光を所定の時間間隔を有して順次出射することができる。これにより、光検出部の受光手段（例えば、フォトディテクタなど）に要求される検出速度を小さく（ゆっくり）とすることができるため、光干渉断層計の製造コストを低減することができる。

【0017】

さらに、本発明の他の特徴は、前記光干渉部と前記光検出部との間にて、前記光干渉部によって光学的に干渉させた干渉光を光学的に分離する光分離部を設けるとともに、同光分離部によって分離された干渉光を受光するための前記光検出部の受光手段を複数設けたことにもある。これによれば、例えば、光出射部から一斉に異なる特定波長の近赤外線可干渉光が出射された場合であっても、光分離部（例えば、ダイクロックミラーやハーフミラーなど）によって干渉光を光学的に分離することができる。このため、例えば、スペクトラム拡散変調するための変調手段や逆拡散するための変調手段などを設ける必要がなく、光干渉断層計の構成を簡素化することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態を図面を用いて説明する。図1は、本発明に係り、生体内部、例えば、被検体としての眼底の診察に利用される光干渉断層計Hの構成を概略的に示している。図1に示すように、光干渉断層計Hは、光出射部1と、光干渉部2と、光検出部3と、表示部4とを備えている。また、光干渉断層計Hは、CPU、ROM、RAMなどからなるマイクロコンピュータを主要構成部品とするコントローラ5を備えている。

20

【0019】

光出射部1は、異なる特定波長を有する光をスペクトラム拡散変調して発生する複数の光発生器10から構成されている。なお、本実施形態においては、図1に示すように、光出射部1を2つの光発生器10から構成して、言い換えれば、光出射部1から2つの特定波長を有する光を発生するように構成して実施する。しかしながら、光出射部1を構成する光発生器10の数すなわち出射する光の特定波長の数については、限定されるものではなく、光出射部1を3つ以上の光発生器10から構成して実施可能であることはいうまでもない。このように、必要に応じて光発生器10を多数設けることにより、後述する生体情報としての酸素飽和度の算出において定量性が十分に確保できる。

【0020】

各光発生器10は、図2に示すように、拡散符号系列発生器11、掛け算器12、光源ドライバ13および光源14を備えている。拡散符号系列としての拡散符号系列発生器11は、例えば、128ビット長の「+1」と「-1」からなるPN(Pseudorandom Noise)系列を発生させるものである。そして、この拡散符号系列発生器11は、例えば、アダマール系列やM系列、あるいは、ゴールド符号系列をPN系列として発生する。

30

【0021】

なお、上述したアダマール系列、M系列、あるいは、ゴールド符号系列は、一般的にスペクトラム拡散変調に用いられるものと同様であるため、その発生方法に関する詳細な説明は省略するが、以下に簡単に説明しておく。アダマール系列は、「+1」と「-1」からなるアダマール行列の各行または各列を取り出して得られる系列である。M系列は、「0」または「+1」の状態を記憶する1ビットのレジスタをn段並べたシフトレジスタを用い、同シフトレジスタの中間から帰還した値と最終段における値との排他的論理和を初段に接続することにより得られる2値系列である。ただし、この2値系列をPN系列とするために、レベル変換を行い、値「0」を「-1」に変換する。ゴールド符号系列は、基本的には、2種類のM系列を用意し、これらを加算して得られる符号系列である。このため、ゴールド符号系列は、M系列に比して、格段に系列数を増やすことができる系列である。そして、これらの系列の特徴として、異なる系列は互いに直交する性質を有しており、積和演算を行うことによって「0」、すなわち、自己以外には相関が「0」となることが挙げられる。

40

【0022】

50

このように、拡散符号系列発生器 1 1 の発生した P N 系列は、コントローラ 5 に出力されるとともに、掛け算器 1 2 に出力される。掛け算器 1 2 は、コントローラ 5 から供給される駆動信号と、拡散符号系列発生器 1 1 から供給される P N 系列との積を取る。これにより、駆動信号をスペクトラム拡散変調することができる。そして、掛け算器 1 2 は、スペクトラム拡散変調した駆動信号すなわち変調駆動信号を光源ドライバ 1 3 に供給する。なお、掛け算器 1 2 は、本発明のスペクトラム拡散変調手段を構成する。

【0023】

光源ドライバ 1 3 は、掛け算器 1 2 から供給された変調駆動信号に基づいて、光源 1 4 を駆動（発光）させるものである。光源 1 4 は、例えば、レーザダイオード(Laser Diode : LD)やスーパーluminescenceダイオード(Super Luminescence Diode : SLD)などの近赤外発光素子から構成されている。これにより、光源 1 4 は、特定波長を有する近赤外線可干渉光を発光する。ここで、光源 1 4 の発光する近赤外線可干渉光の特定波長としては、例えば、600 nm ~ 900 nm 程度の特定波長から選択されるとよく、以下の説明においては、2つの光源 1 4 のうち、一方の光源 1 4 は、例えば、780 nm の特定波長を有する近赤外線可干渉光を発光し、他方の光源 1 4 は、例えば、830 nm の特定波長を有する近赤外線可干渉光を発光するものとして説明する。そして、各光源 1 4 によって発光された近赤外線可干渉光は、図 1 に示すように、集光レンズによって集光された後、ハーフミラーにより同一光軸上に出射される。

10

【0024】

光干渉部 2 は、近赤外線可干渉光を光学的に 2 方向に分離するとともに、同分離した近赤外線可干渉光の反射光を互いに干渉させるものである。このため、光干渉部 2 は、図 1 に示すように、ビームスプリッタ 2 1 と、光波長シフター 2 2 と、コリメートレンズ 2 3 と、可動ミラー 2 4 と、ミラー移動機構 2 5 とから構成されている。

20

【0025】

ビームスプリッタ 2 1 は、図 3 に示すように、例えば、珪酸ガラス（商品名：BK7）や熔融石英ガラス（商品名：コルツ）など透明かつ低屈折率の材料から形成される基板 2 1 a を備えている。なお、基板 2 1 a の板厚としては、例えば、0.3 mm 程度が好ましい。そして、この基板 2 1 a の一面側、より詳しくは、眼底に対向する側には、反射層として、所定の層厚（例えば、0.1 μm 程度）を有するアルミ蒸着層 2 1 b が形成されている。このアルミ蒸着層 2 1 b 上には、同層 2 1 b の酸化を防止するための保護層 2 1 c が層状に形成されている。なお、保護層 2 1 c としては、例えば、SiO₂、SiO や AlO₃ などを採用するとよい。

30

【0026】

そして、ビームスプリッタ 2 1 を形成するアルミ蒸着層 2 1 b と保護層 2 1 c とには、これら各層 2 1 b , 2 1 c の形成面方向の略中央部分に層の形成されていない部分、すなわち、孔部 2 1 d（以下、この孔部を透過孔 2 1 d という）が設けられている。なお、透過孔 2 1 d は、例えば、アルミ蒸着層 2 1 b と保護層 2 1 c を形成する際に対応部分をマスクで覆って蒸着する方法、または、アルミ蒸着層 2 1 b および保護層 2 1 c を形成した後エッチングする方法によって形成されるとよい。

【0027】

この透過孔 2 1 d は、光干渉断層計 H におけるビームスプリッタ 2 1 の配置状態、詳しくは、光出射部 1 から出射される近赤外線可干渉光の光軸に対して 45° 傾斜して配置された状態において、所定の孔径を有する円形となるように形成されている。ここで、所定の孔径としては、特に限定されるものではないが、好ましくは、光出射部 1 から出射される近赤外線可干渉光の光束と同程度以上に設定されるとよい。また、透過孔 2 1 d の形状についても、特に限定されるものではなく、真円以外に、例えば、長穴や角孔などを採用することが可能である。なお、この透過孔 2 1 d の形成された部分に対応する基板 2 1 a の領域が本発明の低反射領域を形成する。

40

【0028】

また、基板 2 1 a の他面側、詳しくは、光源 1 4 に対向する側には、反射抑制層 2 1 e

50

が形成されている。この反射抑制層 2 1 e は、ビームスプリッタ 2 1 に入射した近赤外線可干渉光が、基板 2 1 a における光源 1 4 側の表面で反射されて波長シフター 2 2 方向へ伝播することを防止する一方で、基板 2 1 a における眼底側の内表面（すなわち、基板 2 1 a と空気との境界面）で反射されて波長シフター 2 2 方向へ伝搬することを許容するものである。ここで、反射抑制層 2 1 e は、例えば、フッ化マグネシウムなどを採用して形成するとよい。なお、本実施形態においては、ビームスプリッタ 2 1 の形状を図 3 に示したように、円形として実施するが、その他の形状、例えば、角型を採用して実施可能であることはいうまでもない。

【0029】

光波長シフター 2 2 は、音響光学変調器 (Acousto-Optic Modulator : AOM)などを主要構成部品とし、ビームスプリッタ 2 1 によって反射されて入射した近赤外線可干渉光の周波数を僅かに変化させるものである。なお、光波長シフター 2 2 は、近赤外線可干渉光の周波数を変化させることから、光周波数シフターと称する場合もある。この光波長シフター 2 2 は、偏向媒体 2 2 a と圧電変換素子 2 2 b とから構成されている。偏向媒体 2 2 a は、例えば、二酸化テルル (TeO_2) など無色透明の単結晶から形成されるものである。圧電変換素子 2 2 b は、コントローラ 5 から図示省略の 1 / 2 回路を介して供給される所定の発振信号 S に基づいて駆動制御されて、例えば、10 ~ 100 (MHz) 程度の周波数を有する超音波を偏向媒体 2 2 a に対して入射するものである。なお、圧電変換素子 2 2 b としては、例えば、ピエゾ素子などを採用することができる。

【0030】

このように構成される光波長シフター 2 2 においては、圧電変換素子 2 2 b の発振によって入射された超音波の疎密波に起因して、偏向媒体 2 2 a 中に屈折率の周期的な変化が生じる。これにより、偏向媒体 2 2 a を通過する近赤外線可干渉光の周波数は、超音波の周波数分だけ増加（または減少）するとともに、近赤外線可干渉光の波長（より詳しくは波数）に応じて所定方向に屈折される。そして、光波長シフター 2 2 によって周波数が変化した近赤外線可干渉光は、コリメートレンズ 2 3 によって平行な光束に整えられた後、可動ミラー 2 4 に到達する。

【0031】

可動ミラー 2 4 は、図 1 に示すように、その反射面がコリメートレンズ 2 3 によって整えられた近赤外線可干渉光の光軸に対して直交するように配置されている。この配置により、可動ミラー 2 4 は、到達した近赤外線可干渉光を、再びコリメートレンズ 2 3 を介して光波長シフター 2 2 に向けて反射する。ここで、コリメートレンズ 2 3 は、図 1 にて破線で示すように、ビームスプリッタ 2 1 によって反射された近赤外線可干渉光の光軸上であり、かつ、光波長シフター 2 2 上に、仮想的な焦点 E を有するように配置されている。これにより、可動ミラー 2 4 によって反射された近赤外線可干渉光は、コリメートレンズ 2 3 により、ビームスプリッタ 2 1 によって反射された近赤外線可干渉光の光軸上に集光されるようになっている。ミラー移動機構 2 5 は、例えば、ピエゾ素子を主要構成部品とするアクチュエータである。そして、ミラー移動機構 2 5 は、コントローラ 5 によって作動制御されて、可動ミラー 2 4 をコリメートレンズ 2 3 によって整えられた近赤外線可干渉光の光軸方向に移動させるようになっている。

【0032】

次に、このように構成された光干渉部 2 の動作について説明する。光出射部 1 から出射された近赤外線可干渉光は、ビームスプリッタ 2 1 に到達する。そして、ビームスプリッタ 2 1 は、到達した近赤外線可干渉光の大部分を眼底に向けて透過するとともに同光の一部を光波長シフター 2 2 に向けて反射して、入射した近赤外線可干渉光を 2 方向に分離する。具体的に説明すると、光源 1 4 から出射された近赤外線可干渉光は、反射抑制層 2 1 e を透過して基板 2 1 a まで到達する。そして、近赤外線可干渉光が基板 2 1 a 内に入射すると、上述したように形成された透過孔 2 1 d により、近赤外線可干渉光の大部分（約 96 % 程度）が反射されることなく、眼底方向へ通過する。

【0033】

ところで、近赤外線可干渉光が基板 2 1 a 内に入射すると、眼底側の内表面（すなわち、基板 2 1 a と空気の境界面）で反射が生じる。このため、近赤外線可干渉光が基板 2 1 a 内を通過する際には、その一部（約 4 % 程度）が反射され、この反射した近赤外線可干渉光が光波長シフター 2 2 に向けて伝搬する。なお、ビームスプリッタ 2 1 を通過した近赤外線可干渉光は、例えば、光ファイバーなどを介して、眼底方向に伝搬する。また、ビームスプリッタ 2 1 によって反射された近赤外線可干渉光も、例えば、光ファイバーなどを介して、光波長シフター 2 2 方向に伝搬する。

【 0 0 3 4 】

ビームスプリッタ 2 1 を通過した近赤外線可干渉光は、光ファイバーを介して、偏光板 B に出射される。ここで、偏光板 B は、光源 1 4 から出射される近赤外線可干渉光の偏光面と一致するように、その直線偏光方向が調整されている。これにより、ビームスプリッタ 2 1 を通過した近赤外線可干渉光は、そのまま偏光板 B を通過する。このように、偏光板 B を通過した近赤外線可干渉光は、対物レンズ R により集光されて眼底に到達する。なお、この場合、偏光板 B を通過した近赤外線可干渉光の光軸を、例えば、図示しない 2 軸のカルバノミラーなどを用いて適宜変更し、対物レンズ R によって集光された焦点が眼底の表面上を走査できるようにするとよい。

【 0 0 3 5 】

そして、対物レンズ R によって集光された近赤外線可干渉光は、一点鎖線で示すように、眼底の表面近傍で反射される。なお、以下の説明においては、眼底の表面近傍で反射された反射光を計測光という。計測光は、眼底の表面近傍で反射されることによって、大きく散乱された状態となっている。言い換えれば、計測光の光束は、十分大きく拡げられた状態となっている。このように光束が大きく拡げられた計測光は、再び、対物レンズ R を通過することにより、平行な光束に整えられ、偏光板 B を通過する。このとき、偏光板 B の直線偏光方向は、光源 1 4 から出射される近赤外線可干渉光の偏光面と同一であるため、偏光板 B を通過した計測光の偏光面は、ビームスプリッタ 2 1 を通過した近赤外線可干渉光の偏光面と同一となる。そして、偏光板 B を通過した計測光がビームスプリッタ 2 1 に到達すると、アルミ蒸着層 2 1 b によって反射される。このとき、計測光の光束が大きく拡げられているため、ビームスプリッタ 2 1 に到達した計測光の大部分は、その伝搬方向が 90 ° だけすなわち図 1 に示す光検出部 3 方向に変更される。

【 0 0 3 6 】

なお、透過孔 2 1 d および基板 2 1 a を通過する計測光は、透過孔 2 1 d の開口面積がアルミ蒸着層 2 1 b による反射面積に比して小さいため、透過孔 2 1 d および基板 2 1 a を通過する計測光の光量は僅かである。したがって、計測光が透過孔 2 1 d および基板 2 1 a を通過することによる計測精度に与える影響は、極めて小さい。

【 0 0 3 7 】

一方、ビームスプリッタ 2 1 によって分離されて光波長シフター 2 2 方向に伝搬する近赤外線可干渉光は、図示省略の光ファイバーを介して、光波長シフター 2 2 に到達する。光波長シフター 2 2 においては、圧電変換素子 2 2 b がコントローラ 5 から供給された発振信号 S に基づいて周波数 RF で発振しており、この発振に伴い偏向媒体 2 2 a 中の屈折率が周波数 RF で周期的に変化している。ここで、近赤外線可干渉光が周波数 f を有して光波長シフター 2 2 の偏向媒体 2 2 a に入射すると、周期的に変化する屈折率に基づくドップラー効果を受けて、近赤外線可干渉光の周波数が $f + RF$ （または、 $f - RF$ ）に変化する。さらに、偏向媒体 2 2 a 中においては、屈折率が周期的に変化しているために屈折率の勾配が存在する。このように屈折率の勾配が存在することによって、偏向媒体 2 2 a に入射した近赤外線可干渉光は、同光の波長に依存して決まる方向に屈折する。そして、周波数が $f + RF$ （または、 $f - RF$ ）に変化するとともに屈折した近赤外線可干渉光は、コリメートレンズ 2 3 方向に出射される。コリメートレンズ 2 3 においては、光波長シフター 2 2 から出射された近赤外線可干渉光を平行な光束となるように整え、可動ミラー 2 4 の反射面に対して垂直に出射する。

【 0 0 3 8 】

可動ミラー 2 4 に到達した近赤外線可干渉光は、同一光軸上にて反射されて、再び、コリメートレンズ 2 3 に入射する。このとき、コリメートレンズ 2 3 は、入射した近赤外線可干渉光を光波長シフター 2 2 上に形成する仮想的な焦点 E に集光する。そして、コリメートレンズ 2 3 によって集光されて光波長シフター 2 2 の偏向媒体 2 2 a 内に入射した近赤外線可干渉光は、再び、ドップラー効果を受けて、その周波数が $f + 2 \cdot RF$ (または、 $f - 2 \cdot RF$) に変化する。また、仮想的な焦点 E はビームスプリッタ 2 1 によって反射された近赤外線可干渉光の光軸上に形成されるため、周波数が $f + 2 \cdot RF$ (または、 $f - 2 \cdot RF$) に変化した近赤外線可干渉光は、上述した屈折率の勾配によって偏向した後、同一の光軸上を進み、再び、光ファイバーを介して、ビームスプリッタ 2 1 に到達する。

【 0 0 3 9 】

ここで、光波長シフター 2 2 による近赤外線可干渉光の周波数の変化すなわち「 $\pm 2 \cdot RF$ 」は、上述したように、圧電変換素子 2 2 b が発振する MHz オーダーの変化である。この変化は、近赤外線可干渉光の有する周波数 f (THz) に比して極めて小さいものである。このため、光波長シフター 2 2 によって周波数すなわち波長が変化した近赤外線可干渉光であっても、偏向媒体 2 2 a 中においては、屈折率の勾配によってほぼ同一方向に屈折して偏向する。したがって、光波長シフター 2 2 からビームスプリッタ 2 1 に向けて伝搬する近赤外線可干渉光の光軸とビームスプリッタ 2 1 によって反射された近赤外線可干渉光の光軸とは、同一の光軸であるとみなしても問題ない。

【 0 0 4 0 】

このように、光波長シフター 2 2 からビームスプリッタ 2 1 に伝搬した近赤外線可干渉光 (以下の説明においては、この近赤外線可干渉光を参照光という) は、上述した眼底への近赤外線可干渉光の通過と同様に、その大部分 (約 96%) が基板 2 1 a および透過孔 2 1 d を通過して光検出部 3 の方向に伝搬する。なお、参照光の一部 (約 4%) は、基板 2 1 a を透過することによって光出射部 1 の方向に反射されるが、その光量は僅かであるため、計測精度に対する影響は極めて小さい。

【 0 0 4 1 】

ここで、参照光の偏光面は、光出射部 1 から出射された状態を維持している。このため、ビームスプリッタ 2 1 によって反射されて光検出部 3 の方向に伝搬する計測光の偏光面と、ビームスプリッタ 2 1 を透過して光検出部 3 方向に伝搬する参照光の偏光面とは同一である。これにより、これら計測光と参照光は互いに干渉することができる。なお、以下の説明においては、計測光と参照光とが干渉した近赤外線可干渉光を干渉光という。そして、この干渉光は、図示省略の光ファイバーなどを介して伝搬し、集光レンズ SR により集光された後、光検出部 3 によって検出される。

【 0 0 4 2 】

光検出部 3 は、光干渉部 2 からの干渉光を検出し、同検出した干渉光に対応する検出信号を用いて眼底の断面形状を表す情報や生体情報としての血中の酸素飽和度を表す情報を出力するものである。このため、光検出部 3 は、図 4 に示すように、受光器 3 1 と、復調器 3 2 と、ローパスフィルタ 3 3 (以下、LPF 3 3 という) と、ADコンバータ 3 4 とを備えている。

【 0 0 4 3 】

受光器 3 1 は、例えば、フォトディテクタ (photo detector) やフォトダイオード (photo diode) などの光電変換素子を主要構成部品とするものであり、光干渉部 2 からの干渉光を受光すると、同干渉光の強度を表す電気的な検出信号を時系列的に復調器 3 2 に出力する。復調器 3 2 は、受光器 3 1 から出力された電気的な検出信号を、コントローラ 5 から供給される発振信号 S を用いて復調するものである。LPF 3 3 は、復調器 3 2 によって復調された電気的な検出信号のうちの高周波成分を除去するものである。ADコンバータ 3 4 は、LPF 3 3 によってフィルタリングされた電気的な検出信号 (アナログ信号) をデジタル信号に変換するものである。

【 0 0 4 4 】

ここで、受光器 3 1、復調器 3 2 および LPF 3 3 によって処理されて出力される検出

10

20

30

40

50

信号について説明しておく。今、参照光と計測光の電界成分をそれぞれ E_r 、 E_s とすると、電界成分 E_r 、 E_s は下記式 1、2 で示すことができる。

$$E_r = a_r \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot f_r + \phi_r) \quad \dots \text{式 1}$$

$$E_s = a_s \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot f_s + \phi_s) \quad \dots \text{式 2}$$

ただし、前記式 1 中の a_r は参照光の振幅を表し、 f_r は参照光の周波数すなわち上述した周波数 $(f + 2 \cdot RF)$ を表し、 ϕ_r は参照光の位相を表すものである。また、前記式 2 中の a_s は計測光の振幅を表し、 f_s は計測光の周波数すなわち上述した周波数 f を表し、 ϕ_s は計測光の位相を表すものである。

【0045】

したがって、受光器 3 1 によって受光される干渉光の光強度を表す検出信号 I は、下記式 3 で示すことができる。

$$I = |E_r + E_s|^2 \quad \dots \text{式 3}$$

前記式 3 に対して、前記式 1、2 を代入して整理すると、下記式 4 が成立する。

$$I = (a_r^2 + a_s^2) / 2 + a_r \cdot a_s \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot (f_r - f_s) + (\phi_r - \phi_s)) \quad \dots \text{式 4}$$

ここで、以下の説明においては、計測光と参照光とが互いに干渉する場合すなわち計測光に眼底の状態を表す情報が付加された場合について説明する。なお、計測光と参照光とが互いに干渉していなければ、前記式 4 に従って検出信号 I は下記式 5 によって示すことができる。

$$I = (a_r^2 + a_s^2) / 2 \quad \dots \text{式 5}$$

【0046】

受光器 3 1 から前記式 4 によって示される電気的な検出信号 I が出力されると、復調器 3 2 は供給された電気的な検出信号 I を復調する。このことを以下に具体的に説明する。まず、復調器 3 2 は、コントローラ 5 から下記式 6 に示す発振信号 S を取得する。

$$S = a_{rf} \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot (2 \cdot RF) + \phi_{rf}) \quad \dots \text{式 6}$$

ただし、前記式 6 中の a_{rf} は上述した圧電変換素子 2 2 b の発振振幅を表し、 RF は発振周波数を表し、 ϕ_{rf} は発振の位相を表すものである。

【0047】

そして、復調器 3 2 は、受光器 3 1 から出力された電気的な検出信号 I を復調するために、下記式 7 に示すように、検出信号 I に対して発振信号 S を乗算し、復調した電気的な検出信号 I_m を計算する。

$$I_m = I \cdot S = ((a_r^2 + a_s^2) / 2 + a_r \cdot a_s \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot (f_r - f_s) + (\phi_r - \phi_s))) \cdot a_{rf} \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot (2 \cdot RF) + \phi_{rf}) \quad \dots \text{式 7}$$

前記式 7 を整理すると、下記式 8 が成立する。

$$I_m = ((a_r^2 + a_s^2) / 2) \cdot a_{rf} \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot (2 \cdot RF) + \phi_{rf}) + a_r \cdot a_s \cdot a_{rf} \cdot (1 / 2) \cdot (\cos(2 \cdot \pi \cdot (f_r - f_s) + \phi_r - \phi_s - 2 \cdot \pi \cdot (2 \cdot RF) - \phi_{rf}) + \cos(2 \cdot \pi \cdot (f_r - f_s) + \phi_r - \phi_s + 2 \cdot \pi \cdot (2 \cdot RF) + \phi_{rf})) \quad \dots \text{式 8}$$

ここで、下記式 9 が成立することを考慮すると、電気的な検出信号 I_m は下記式 10 のように示すことができる。

$$f_r - f_s = 2 \cdot RF \quad \dots \text{式 9}$$

$$I_m = ((a_r^2 + a_s^2) / 2) \cdot a_{rf} \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot (2 \cdot RF) + \phi_{rf}) + a_r \cdot a_s \cdot a_{rf} \cdot (1 / 2) \cdot \cos(\phi_r - \phi_s - \phi_{rf}) + a_r \cdot a_s \cdot a_{rf} \cdot (1 / 2) \cdot \cos(2 \cdot \pi \cdot (2 \cdot RF) + \phi_r - \phi_s + \phi_{rf}) \quad \dots \text{式 10}$$

【0048】

前記式 10 に示した電気的な検出信号 I_m は、LPF 3 3 に出力される。LPF 3 3 は、例えば、 $(f_r - f_s)$ で表される周波数すなわち $2 \cdot RF$ 以上の高周波成分を除去する。以下、このフィルタ処理を説明する。前記式 9 に示したように、参照光の周波数 f_r と計測光の周波数 f_s との差すなわち $2 \cdot RF$ は、所謂、光ビート周波数を表している。そして、この光ビート周波数を含む前記式 6 で示した発振信号 S を乗算し、前記式 4 で示した検出信号 I を復調することによって、前記式 10 に示した電気的な検出信号 I_m を得ることができる。

【0049】

10

20

30

40

50

ところで、前記式 10 に示した電氣的な検出信号 I_m は、光ビート周波数を含む交流成分項と光ビート周波数を含まない直流成分項とから形成されている。この場合、高周波成分としての交流成分項は、眼底の計測において、所謂、ノイズとして影響するため、正確に眼底を計測するためにはこの交流成分項を除去する必要がある。このため、LPF33 は、電氣的な検出信号 I_m を、光ビート周波数 $2 \cdot RF$ を用いてローパスフィルタ処理し、高周波成分としての交流成分項を除去する。このように、LPF33 がフィルタ処理することによって、下記式 11 に示すように、眼底の計測に必要な検出信号 I_m の直流成分項としての検出信号 I_j を得ることができる。

$$I_j = a_r \cdot a_s \cdot a_{rf} \cdot (1/2) \cdot \cos(\theta_r - \theta_s - \theta_{rf}) \quad \dots \text{式 11}$$

【0050】

そして、前記式 11 に従って検出信号 I_j が得られることにより、所謂、光ヘテロダイン効果によって、眼底における散乱に起因して微弱となった計測光の振幅 a_s を増幅することができる。すなわち、前記式 11 に従って計算される検出信号 I_j は、眼底の状態を表す計測光の振幅 a_s が小さくても、容易に調整可能な参照光の振幅 a_r と圧電変換素子 22b の発振振幅 a_{rf} によって大幅に増幅できることを表している。したがって、眼底の計測によって得られる電氣的な検出信号 I_j の S/N 比を大幅に改善することができて、計測の精度を大幅に高めることが可能となる。具体的に説明すると、例えば、光波長シフター 22 を設けない場合、言い換えれば、光ビート周波数を有する発振信号 S で電氣的な検出信号 I を復調しない場合には、計測光の周波数 f_s と参照光の周波数 f_r とが同一であるため、前記式 4 に従って、電氣的な検出信号 I は下記式 12 のようになる。

$$I = (a_r^2 + a_s^2) / 2 + a_r \cdot a_s \cdot \cos(\theta_r - \theta_s) \quad \dots \text{式 12}$$

【0051】

この式 12 と前記式 11 とを比較すると、前記式 12 においては、右辺第 1 項に $(a_r^2 + a_s^2) / 2$ が存在する。したがって、例えば、右辺第 2 項における微弱な計測光の振幅 a_s を増幅するために参照光の振幅 a_r を大きくした場合には、右辺第 2 項の値の変化に比して右辺第 1 項の値が極めて大きく変化する。すなわち、この場合には、参照光の振幅 a_r を大きくすることによって、眼底の計測に不必要な右辺第 1 項がノイズとして大きく影響するようになる。このため、参照光の振幅 a_r を大きくして計測光の振幅 a_s を増幅しても、右辺第 2 項によって示される干渉光の光強度が相対的に小さくなり、電氣的な検出信号 I の S/N 比を改善することができない。これに対して、前記式 11 によれば、参照光の振幅 a_r (または、発振振幅 a_{rf}) を大きくすることによって計測光の振幅 a_s を増幅して、計測に必要な干渉光の光強度を大きくすることができる。したがって、電氣的な検出信号 I_j の S/N 比を大幅に改善することができ、この結果、後述するように、眼底の状態を極めて正確に観察することができる。

【0052】

また、光検出部 3 は、拡散符号系列取得器 35 と、掛け算器 36 と、累算器 37 と、演算器 38 とを備えている。拡散符号系列取得器 35 は、コントローラ 5 から、受光すべき特定の光発生器 10 から近赤外線可干渉光が有する拡散符号系列すなわち PN 系列を取得する。そして、拡散符号系列取得器 35 は、取得した PN 系列をそれぞれの掛け算器 36 に供給する。

【0053】

掛け算器 36 は、AD コンバータ 34 によってデジタル信号とされた検出信号 I_j と、拡散符号系列取得器 35 から供給された PN 系列との積を取る。そして、掛け算器 36 は、計算した検出信号 I_j と PN 系列との積の値を累算器 37 に出力する。累算器 37 は、供給された積の値を、前記供給された PN 系列の 1 周期以上に渡り加算する。そして、累算器 37 は、特定の光発生器 10 から出射されて眼底にて反射した計測光を含む干渉光に対応する検出信号 I_j を演算器 38 に供給する。

【0054】

演算器 38 は、累算器 37 によって出力された検出信号 I_j に基づいて、干渉光の光強度すなわち光量分布を用いて眼底部分における断面形状を表す断面形状信号を算出する。な

10

20

30

40

50

お、断面形状信号の算出については、具体的に後述する。また、演算器 38 は、特定の光発生器 10 から出射される光量と受光した干渉光の光量とを用いて、眼底部分における毛細血管中を流れる血液の酸素飽和度 SO_2 を算出する。ここで、演算器 38 による血液の酸素飽和度 SO_2 の算出について説明しておく。血液中のヘモグロビン、より詳しくは、酸素と結合した酸素化ヘモグロビンと酸素と結合していない還元ヘモグロビンにおける近赤外光の吸光特性は、文献（例えば、株式会社日立メディコ、MEDIX, vol. 29 など）に示されて一般的に知られるように、ランバート・ベール(Lambert-Beer)の法則に従って、下記式 13 のように示すことができる。

$$-\ln(R(\lambda)/R_0(\lambda)) = \text{oxy}(\lambda) \cdot C_{\text{oxy}} \cdot d + \text{deoxy}(\lambda) \cdot C_{\text{deoxy}} \cdot d + S(\lambda) \quad \dots \text{式 13}$$

10

【0055】

ただし、前記式 13 中の $R(\lambda)$ 、 $R_0(\lambda)$ および d は、図 5 に概略的に示すように、それぞれ、波長 λ の干渉光の検出光量、波長 λ の近赤外線可干渉光の出射光量および検出領域の光路長を表すものである。また、前記式 13 中の $\text{oxy}(\lambda)$ は、波長 λ に対する酸素化ヘモグロビンの分子吸光係数を表し、 $\text{deoxy}(\lambda)$ は、波長 λ に対する還元ヘモグロビンの分子吸光係数を表すものである。また、前記式 13 中の C_{oxy} は、酸素化ヘモグロビンの濃度を表し、 C_{deoxy} は、還元ヘモグロビンの濃度を表すものである。さらに、前記式 13 中の $S(\lambda)$ は、血液中のヘモグロビン以外の色素（例えば、細胞中のミトコンドリアでの酸素の需供を反映するチトクローム aa33 など）の光吸収による減衰量を表し、 $S(\lambda)$ は、生体組織の光散乱による減衰量を表すものである。

20

【0056】

このように、前記式 13 によって表される血液中のヘモグロビンの吸光特性に基づき、例えば、血管中の血流変化に着目して血流変化前後の差分を考慮することにより、血液中の酸素飽和度 SO_2 を算出することができる。具体的に説明すると、眼底に存在する毛細血管について、血流変化前の吸光特性を前記式 13 に従って表せば、血流変化後の吸光特性は下記式 14 によって表すことができる。

$$-\ln(\text{growth}R(\lambda)/R_0(\lambda)) = \text{oxy}(\lambda) \cdot \text{growth}C_{\text{oxy}} \cdot d + \text{deoxy}(\lambda) \cdot \text{growth}C_{\text{deoxy}} \cdot d + \text{growth}S(\lambda) \quad \dots \text{式 14}$$

ただし、前記式 14 中の $\text{growth}R(\lambda)$ 、 $\text{growth}C_{\text{oxy}}$ 、 $\text{growth}C_{\text{deoxy}}$ および $\text{growth}S(\lambda)$ は、血流変化によって増加または減少変化した値を表すものであって、それぞれ、血流変化後の検出光量、血流変化後の酸素化ヘモグロビンの濃度、血流変化後の還元ヘモグロビンの濃度および血流変化後のヘモグロビン以外の色素の光吸収による減衰量を表すものである。

30

【0057】

ここで、血液中のヘモグロビンの光吸収量は、ヘモグロビン以外の色素の光吸収量に比して極めて大きいため、前記式 13 中の $S(\lambda)$ を $\text{growth}S(\lambda)$ とすることができる。これにより、前記式 14 から前記式 13 を差し引けば、下記式 15 が成立する。

$$-\ln(\text{growth}R(\lambda)/R(\lambda)) = \text{oxy}(\lambda) \cdot C_{\text{oxy}} + \text{deoxy}(\lambda) \cdot C_{\text{deoxy}} \quad \dots \text{式 15}$$

ここで、前記式 15 中の C_{oxy} および C_{deoxy} は、それぞれ、下記式 16 および式 17 によって表されるものである。

40

$$C_{\text{oxy}} = (\text{growth}C_{\text{oxy}} - C_{\text{oxy}}) \cdot d \quad \dots \text{式 16}$$

$$C_{\text{deoxy}} = (\text{growth}C_{\text{deoxy}} - C_{\text{deoxy}}) \cdot d \quad \dots \text{式 17}$$

【0058】

そして、図 6 にてヘモグロビンの光吸収スペクトルを概略的に示すように、吸光特性のコントラスト比が明確となる特定波長として、例えば、 $\lambda = 780 \text{ nm}$ や 830 nm の近赤外線可干渉光を用いて計測した結果に基づいて、前記式 15 を解くことによって、酸素化ヘモグロビン濃度変化 C_{oxy} 、還元ヘモグロビン濃度変化 C_{deoxy} および全ヘモグロビン濃度変化 $(C_{\text{oxy}} + C_{\text{deoxy}})$ を相対的に計算することができる。そして、これらの各値を計算することによって、下記式 18 によって表される相対的な酸素飽和度 SO_2 を計算することができる。

50

$$S_{O_2} = C_{oxy} / (C_{oxy} + C_{deoxy}) \quad \dots \text{式 18}$$

このように、演算器 38 は、眼底の断面形状および酸素飽和度 S_{O_2} を算出すると、同算出した断面形状を表す断面形状信号および酸素飽和度 S_{O_2} を表す酸素飽和度信号を表示部 4 に出力する。

【0059】

ここで、上述した酸素化ヘモグロビン濃度変化 C_{oxy} 、還元ヘモグロビン濃度変化 C_{deoxy} 、全ヘモグロビン濃度変化 ($C_{oxy} + C_{deoxy}$) および酸素飽和度 S_{O_2} は、眼底内部に入射した近赤外線可干渉光が毛細血管中のヘモグロビンによって反射された計測光 (干渉光) の検出光量を用いて計算されるものである。ところで、計測光 (干渉光) の検出光量は、所定の計測深度における反射強度 (屈折率変化など) を示しているが、計測光 (干渉光) の吸収の影響は、同光の通過した光路全域におけるヘモグロビン濃度の影響を受けている。すなわち、例えば、眼底表面からの計測深度を D とすると、計測光 (干渉光) の光量は、眼底表面から計測深度 D までの吸収を往復で 2 回受けたものとなる。

10

【0060】

したがって、計測光 (干渉光) の眼底内部における吸収を考慮して酸素化ヘモグロビン濃度変化 C_{oxy} 、還元ヘモグロビン濃度変化 C_{deoxy} 、全ヘモグロビン濃度変化 ($C_{oxy} + C_{deoxy}$) および酸素飽和度 S_{O_2} を計算する場合には、所定の計測深度 D における計測光 (干渉光) の光量と、所定の計測深度からの変化量 D における計測光 (干渉光) の光量との比を求めるとよい。このとき、所定の計測深度 D における反射強度と変化量 D における反射強度とが略同一で、かつ、ヘモグロビンによる吸収減衰量が異なる波長の組み合わせ (例えば、780 nm と 830 nm など) となる近赤外線可干渉光について光量の比を求めるとよい。なお、これらの異なる波長の組み合わせにおいては、反射強度を決定している屈折率は、生体構成物質内にて、両波長の差が小さいため無視することができる。これにより、幅 D 内での計測光 (干渉光) の前記 2 波長における吸収減衰比を求めることができ、この吸収減衰比を用いて各ヘモグロビン濃度を計算することもできる。したがって、所定の計測深度 D のみにおける酸素化ヘモグロビン濃度変化 C_{oxy} 、還元ヘモグロビン濃度変化 C_{deoxy} 、全ヘモグロビン濃度変化 ($C_{oxy} + C_{deoxy}$) および酸素飽和度 S_{O_2} を算出することができる。

20

【0061】

次に、表示部 4 を説明する。表示部 4 は、図 7 に示すように、画像処理器 41 と、表示用画像データ記憶回路 42 と、変換回路 43 と、モニタ 44 とを備えている。

30

【0062】

画像処理器 41 は、図 8 に示すように、フレームコントロール回路 41a と、フレームメモリ 41b と、マルチプレクサ 41c と、画像生成回路 41d とを備えた回路である。フレームコントロール回路 41a は、各フレームメモリ 41b およびマルチプレクサ 41c の作動を制御する回路である。フレームメモリ 41b は、フレームコントロール回路 41a の制御に従って、光検出部 3 の演算器 38 によって出力された断面形状信号または酸素飽和度信号を、マルチプレクサ 41c を介して画像生成回路 41d に出力するものである。画像生成回路 41d は、出力された断面形状信号または酸素飽和度信号に基づき、所定の態様でモニタ 44 に表示させる画像データを生成するものである。なお、この実施形態においては、演算器 38 から出力された信号をフレームメモリ 41b に一時的に記憶するように実施するが、必要に応じて、前記各信号をマルチプレクサ 41c に直接出力するように実施してもよい。

40

【0063】

表示用画像データ記憶回路 42 は、必要に応じて、画像データに対して付帯情報である数字や各種文字などのデータを付加して一旦保存する回路である。変換回路 43 は、表示用画像データ記憶回路 42 に保存された画像データに対して、例えば、D/A 変換および TV フォーマット変換などを行う回路である。

【0064】

次に、上記のように構成した光干渉断層計 H の作動について、患者の眼底を観察する場

50

合を例示して説明する。

【0065】

まず、医師またはオペレータは、光出射部1が照射する近赤外線可干渉光の光軸上に患者の眼球が位置するように、光干渉断層計Hを配置する。そして、医師またはオペレータは、コントローラ5の図示しない入力装置を操作して、近赤外線可干渉光の出射開始を指示する。これにより、コントローラ5は、光出射部1を構成する光発生器10のそれぞれに対して、同発生器10を駆動させるための駆動信号を供給する。これにより、2つの光発生器10は、同時にその作動を開始し、それぞれ、780nmの波長を有する近赤外線可干渉光と830nmの波長を有する近赤外線可干渉光を同時に射出する。

【0066】

すなわち、各光発生器10においては、拡散符号系列発生器11が、例えば、PN系列としてゴールド符号系列を発生する。そして、拡散符号系列発生器11は、発生したPN系列をコントローラ5に対して出力するとともに、掛け算器12に出力する。掛け算器12は、コントローラ5から供給された駆動信号とPN系列との積を取り、駆動信号をスペクトラム拡散変調する。そして、スペクトラム拡散変調された変調駆動信号が光源ドライバ13に供給されることにより、光源ドライバ13は、光源14を発光させる。これにより、780nmの波長を有する近赤外線可干渉光と830nmの波長を有する近赤外線可干渉光とが同時に射出され、同射出された各近赤外線可干渉光は、集光レンズによって集光された後、ハーフミラーによって同一光軸上にて光学的に合成されて光干渉部2に向けて進む。

【0067】

光学的に合成された近赤外線可干渉光は、光干渉部2に到達すると、ビームスプリッタ21によって光学的に2つに分離される。すなわち、近赤外線可干渉光は、その大部分が反射抑制層21e、基板21aおよび透過孔21dを透過するとともに偏光板Bおよび対物レンズRを通過して、患者の眼球に到達する。なお、以下の説明において、患者の眼球に到達する光を第1の近赤外線可干渉光という。また、ビームスプリッタ21に到達した近赤外線可干渉光の一部は、反射抑制層21eを透過後、基板21aの内表面で反射して、光波長シフター22に到達する。なお、以下の説明において、光波長シフター22に到達する近赤外線可干渉光を第2の近赤外線可干渉光という。

【0068】

眼球に入射した第1の近赤外線可干渉光は、眼底において散乱反射する。そして、反射した計測光は、光束が拡げられた状態で、対物レンズRによって平行な光束に整えられた後、偏光板Bによって直線偏光される。このとき、計測光の偏光面は、上述したように、第1の近赤外線可干渉光の偏光面と同一となる。そして、計測光は、ビームスプリッタ21に到達すると、大部分が光検出部3の方向へ反射される。一方、光波長シフター22に到達した第2の近赤外線可干渉光は、偏向媒体22aを透過することによって周波数に変化するとともに屈折し、コリメートレンズ23を介して可動ミラー24に到達する。そして、可動ミラー24に到達した第2の近赤外線可干渉光は、同ミラー24によって反射され、コリメートレンズ23を介して、再び、光波長シフター22に入射する。このように、第2の近赤外線可干渉光が光波長シフター22の偏向媒体22aに入射すると、再度、周波数に変化するとともに屈折し、参照光としてビームスプリッタ21に到達する。そして、参照光の大部分が光検出部3の方向へ透過する。このとき、参照光の偏光面は、上述したように、第2の近赤外線可干渉光の偏光面と同一の状態が維持されている。したがって、計測光と参照光との偏光面は、同一となる。

【0069】

ここで、第2の近赤外線可干渉光は、780nmの波長を有する近赤外線可干渉光と830nmの波長を有する近赤外線可干渉光とが光学的に合成されたものである。このため、光波長シフター22の偏向媒体22a中における780nmの波長を有する近赤外線可干渉光と830nmの波長を有する近赤外線可干渉光の屈折率はそれぞれの波長差に依存して異なり、光波長シフター22から可動ミラー24へ射出する方向および光波長シフタ

10

20

30

40

50

ー 2 2 からビームスプリッタ 2 1 へ出射する方向が異なる。しかしながら、光波長シフター 2 2 と可動ミラー 2 4 との間にコリメートレンズ 2 3 を配置することによって、光波長シフター 2 2 から可動ミラー 2 4 へ出射する方向が異なっても、それぞれの近赤外線可干渉光は常に平行な光束に整えられて可動ミラー 2 4 に到達し、同ミラー 2 4 への入射方向と同一の方向に反射される。また、光波長シフター 2 2 上に仮想的な焦点 E を形成するようにコリメートレンズ 2 3 を配置することにより、可動ミラー 2 4 によって反射されたそれぞれの近赤外線可干渉光は、常に、同一光軸上をビームスプリッタ 2 1 に向けて進む。したがって、コリメートレンズ 2 3 を光波長シフター 2 2 と可動ミラー 2 4 のと間に配置することによって、複数の近赤外線可干渉光から構成される参照光の進路に関する波長依存性を無くすることができる。

10

【 0 0 7 0 】

そして、ビームスプリッタ 2 1 によって反射された計測光と、ビームスプリッタ 2 1 を透過した参照光とは、互いに干渉した状態で光検出部 3 に到達する。ここで、計測光と参照光とが互いに干渉する場合を説明しておく。今、ビームスプリッタ 2 1 と眼底との間の距離を L1 とし、ビームスプリッタ 2 1 と可動ミラー 2 4 との間の距離を L2 とする。このとき、距離 L1 と距離 L2 とが等しければ、計測光および参照光とが有するコヒーレント長（例えば、 $5 \mu\text{m} \sim 20 \mu\text{m}$ 程度）だけ干渉する。これにより、光検出部 3 は、この干渉した近赤外線可干渉光すなわち干渉光を検出する。一方、距離 L1 と距離 L2 とが等しくなければ、計測光と参照光とが互いに干渉しない。これにより、光検出部 3 は干渉光を検出しない。

20

【 0 0 7 1 】

言い換えれば、ビームスプリッタ 2 1 から眼底までの距離 L1 がビームスプリッタ 2 1 から可動ミラー 2 4 までの距離 L2 に等しい場合には、眼底にて反射した計測光による干渉光が光検出部 3 によって良好に検出され、距離 L1 が距離 L2 と異なる場合には、干渉光が光検出部 3 によって検出されない。したがって、眼底の表面で反射したり、眼底の断面方向内部で反射したりして、距離 L1 によって決定される眼底の断面方向の位置と異なる位置からの計測光が光検出部 3 に到達している状況においては、これら計測光のうち、距離 L2 に等しい眼底の位置からの計測光のみが参照光との干渉光として検出される。

【 0 0 7 2 】

ところで、可動ミラー 2 4 は、ミラー移動機構 2 5 により、コリメートレンズ 2 3 によって平行な光束に整えられた第 2 の近赤外線可干渉光の光軸方向に移動することができるため、距離 L2 を任意に変更することができる。これにより、ミラー移動機構 2 5 を作動させて距離 L2 を任意に変更させることによって、光検出部 3 が検出可能な距離 L1 を順次変更することができる。したがって、距離 L2 を順次変更することによって、眼底の特定部位すなわち計測対象部位を順次変更することができ、同計測対象部位からの計測光を含む干渉光のみを選択的に分離して検出することができる。

30

【 0 0 7 3 】

光検出部 3 においては、受光器 3 1 が干渉光を検出する。このとき、受光器 3 1 には、 780 nm と 830 nm の波長を有する近赤外線可干渉光がともに干渉光として到達する。このような状況において、コントローラ 5 は、到達した干渉光のうち、特定の光発生器 1 0 から出射された近赤外線可干渉光に基づく計測光を含む干渉光を選択して受光するように、光検出部 3 を制御する。このコントローラ 5 による制御を具体的に説明する。

40

【 0 0 7 4 】

コントローラ 5 は、上述したように、光出射部 1 に対して駆動信号を供給した後、各光発生器 1 0 から P N 系列を取得する。そして、コントローラ 5 は、各光発生器 1 0 の拡散符号系列発生器 1 1 から取得した P N 系列を、光検出部 3 に対して供給する。これにより、光検出部 3 は、供給された P N 系列を拡散符号系列取得器 3 5 によって取得する。そして、拡散符号系列取得器 3 5 は、取得した P N 系列を掛け算器 3 6 に供給する。

【 0 0 7 5 】

一方、受光器 3 1 においては、干渉光をすべて受光し、同受光した干渉光に応じた電気

50

的な検出信号Iを時系列的に復調器32に出力している。そして、復調器32は、コントローラ5から取得した発振信号Sを用いて、時系列的に出力された電気的な検出信号Iを復調し、復調した電気的な検出信号ImをLPF33に出力している。LPF33は、時系列的に出力された電気的な検出信号Imをフィルタ処理し、同フィルタ処理した電気的な検出信号IjをADコンバータ34に出力している。さらに、ADコンバータ34は、フィルタ処理された電気的な検出信号Ijをデジタル信号に変換するとともに同変換した電気的な検出信号Ijを掛け算器36に出力している。

【0076】

この状態において、掛け算器36は、ADコンバータ34から出力されたデジタル変換された検出信号Ijと、拡散符号系列取得器35から供給されたPN系列との積を取る。そして、掛け算器36は計算した積の値を累算器37に出力し、累算器37は、出力された積の値をPN系列の1周期（すなわち、128ビット長）以上に渡り加算する。このように、掛け算器36と累算器37による積和処理により、検出信号IjとPN系列との相関を取ることができ、特定の光発生器10からの近赤外線可干渉光、具体的には、780nmまたは830nmの波長を有する計測光を含む干渉光に対応した検出信号Ijのみを選択して出力することができる。

【0077】

すなわち、上述したように、PN系列に関しては、異なる系列が互いに直交する性質、言い換えれば、異なる系列同士の積の和が「0」となる性質を有している。このため、拡散符号系列取得器35が掛け算器36に対して、特定の光発生器10のPN系列を供給した場合には、ADコンバータ34から出力された検出信号Ijのうち、前記特定の光発生器10から出射された近赤外線可干渉光に対応する検出信号以外の検出信号と前記供給されたPN系列との積の和は「0」となる。これにより、累算器37によって加算される値も「0」となり、相関は「0」となる。したがって、拡散符号系列取得器35から供給されたPN系列を有しない（または一致しない）干渉光、言い換えれば、特定の光発生器10以外から出射された近赤外線可干渉光の計測光を含む干渉光は選択的に排除され、特定の光発生器10から出射された近赤外線可干渉光の計測光を含む干渉光に対応する検出信号Ijのみが演算器38に出力される。

【0078】

演算器38においては、累算器37から供給された検出信号のうち、830nmの波長を有する計測光を含む干渉光に対応する検出信号Ijに基づき、生体情報として、眼底の断面形状を計算する。具体的に説明すると、上述したように、ミラー移動機構25を作動させることによって、可動ミラー24を移動させて距離L2を適宜変更することができる。そして、この距離L2の変更に伴い、距離L1も変更されることによって、眼底の表面から断面方向内部における計測対象部位を変更することができる。

【0079】

このように、計測対象部位を変更した場合において、光検出部3の受光器31に到達する干渉光は眼底の断面方向におけるある反射面にて反射した計測光を含んでいるため、累算器37から演算器38に供給される検出信号Ijは、前記反射面における干渉光（計測光）の2次元的な光量分布を表している。このため、ビームスプリッタ21と可動ミラー24との間の距離L2を順次変化させる、すなわち、ビームスプリッタ21と眼底との間の距離L1を変化させて計測光の反射面を順次変化させることによって、演算器38は、各反射面における光量分布を得ることができる。ところで、この計測光の光量分布は、反射面の形状に応じて変化するものである。このため、これらの光量分布を断面方向にて重畳する合成計算を実行することにより、眼底の断面形状を計算することができる。そして、演算器38は、計算した眼底の断面形状を表す断面形状信号を表示部4の画像処理器41に出力する。

【0080】

また、演算器38は、選択的に取得した780nmおよび830nmの計測光を含む干渉光に対応する検出信号Ijを用い、より詳しくは、上述した眼底の断面形状の計算と同様

10

20

30

40

50

にある反射面における干渉光（計測光）の２次元的な光量分布を用い、前記式 13 ~ 18 に従って酸素飽和度 SO_2 を計算する。したがって、反射面が順次変更されることに伴って計算される酸素飽和度 SO_2 を断面方向にて重畳する合成計算を実行することにより、眼底の断面形状の位置と一致した酸素飽和度 SO_2 を計算することができる。そして、演算器 38 は、計算した酸素飽和度 SO_2 を表す酸素飽和度信号を表示部 4 の画像処理器 41 に出力する。

【0081】

表示部 4 においては、画像処理器 41 のフレームコントロール回路 41a が、光検出部 3 の演算部 38 から出力された断面形状信号および酸素飽和度信号をフレームメモリ 41b に一時的に記憶させる。そして、フレームコントロール回路 41a は、マルチプレクサ 41c に対して、フレームメモリ 41b の所定記憶位置に一時的に記憶されている断面形状信号および酸素飽和度信号を画像生成回路 41d に出力させる。画像生成回路 41d は、出力された断面形状信号に基づいて眼底の断面形状を表す断面形状画像データを生成するとともに、出力された酸素飽和度信号に基づいて断面形状の位置と一致する酸素飽和度 SO_2 を表す酸素飽和度画像データを生成する。そして、画像生成回路 41d は、生成した断面形状画像データおよび酸素飽和度画像データを表示用画像データ記憶回路 42 に出力する。

10

【0082】

表示用画像データ記憶回路 42 においては、画像生成回路 41d から供給された断面形状画像データおよび酸素飽和度画像データを一旦記憶する。そして、変換回路 43 によって、表示用画像データ記憶回路 42 に一旦記憶された画像データが変換されることにより、モニタ 44 は、眼底の断面形状や眼底の酸素飽和度をそれぞれ表示したり、合成された断面形状と酸素飽和度を表示する。

20

【0083】

以上の説明からも理解できるように、上記実施形態に係る光干渉断層計 H によれば、被検体としての眼球の眼底の断面形状を計測できるとともに、この断面形状に一致した部分の酸素飽和度 SO_2 を計測することができる。これら断面形状および酸素飽和度 SO_2 の計測においては、同時に波長の異なる近赤外線可干渉光を出射することにより、特に、酸素飽和度 SO_2 の変化をより詳細に計測することができる。すなわち、酸素飽和度 SO_2 の時間変化は比較的遅いものの、厳密には、時間変化している。これに対して、波長の異なる近赤外線可干渉光を同時に出力することにより、光検出部 3 に同一時点における眼底の状態、より詳しくは、酸素飽和度 SO_2 の状態を反映した計測光が到達する。このため、ある瞬間における酸素飽和度 SO_2 を良好に計測でき、時間経過に伴う酸素飽和度 SO_2 の変化を極めて正確に算出することができる。また、上記実施形態に係る光干渉断層計 H によれば、計測に必要な計測光の光強度、より詳しくは、計測光の振幅を容易に増幅することができる。この結果、微弱な計測光に基づいて極めて正確な断面形状および酸素飽和度 SO_2 を計測することができる。

30

【0084】

上記実施形態においては、コントローラ 5 から供給された駆動信号をスペクトラム拡散変調した変調駆動信号に基づき、光出射部 1 の 2 つの光発生器 10 の発光タイミングを同時にして、近赤外線可干渉光を発光するように実施した。これに対して、光出射部 1 の 2 つの光発生器 10 の発光タイミングを所定の短い時間間隔で異ならせて、近赤外線可干渉光をパルス発光するように実施することも可能である。以下、この第 1 変形例について説明するが、上記実施形態と同一部分に同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

40

【0085】

この第 1 変形例における光干渉断層計 H の光出射部 1 においては、上記実施形態における光出射部 1 の光発生器 10 から拡散符号系列発生器 11、掛け算器 12 が省略されて、図 9 に示すように、光源ドライバ 13 および光源 14 から構成される。この第 1 変形例における光源ドライバ 13 は、コントローラ 5 から取得した駆動信号に基づいて、光源 14 を駆動（発光）させるものである。また、光源 14 は、上記実施形態と同様に、例えば、

50

レーザダイオード(Laser Diode: LD)やスーパーluminescenceダイオード(Super Luminescence Diode: SLD)などの近赤外発光素子から構成される。このため、この第1変形例においても、各光源14から600nm~900nm程度の波長範囲にある近赤外線可干渉光、具体的には、780nmの波長を有する近赤外線可干渉光と830nmの波長を有する近赤外線可干渉光が出射される。なお、この第1変形例においても、光発生器10の数については、2つに限定されるものではなく、3つ以上の光発生器10を設けて実施可能であることはいうまでもない。

【0086】

また、この第1変形例においては、光出射部1の変更に伴って、光検出部3も変更される。すなわち、この第1変形例における光検出部3においては、上記実施形態における光検出部3の拡散符号系列取得器35、掛け算器36および累算器37が省略されて、図10に示すように、受光器31、復調器32、LPF33、ADコンバータ34および演算器38から構成される。なお、この第1変形例における光検出部3においては、拡散符号系列取得器35、掛け算器36および累算器37が省略されること以外、上記実施形態と同様に干渉光を受光して眼底の断面形状信号および酸素飽和度信号を表示部4に出力する。このため、第1変形例における光検出部3の構成に関する説明は省略する。

10

【0087】

次に、上記のように構成された第1変形例に係る光干渉断層計Hの作動について説明する。この第1変形例においても、医師またはオペレータは、光出射部1が照射する近赤外線可干渉光の光軸上に患者の眼球が位置するように、光干渉断層計Hを配置する。そして、医師またはオペレータは、コントローラ5の図示省略の入力装置を操作して、近赤外線可干渉光の出射開始を指示する。これにより、コントローラ5は、光出射部1を構成する2つの光発生器10のそれぞれに対して、所定の短い時間間隔で近赤外線可干渉光を発生させるための駆動信号を供給する。これにより、2つの光発生器10は、所定の短い時間間隔で、交互にその作動を開始する。

20

【0088】

具体的に説明すると、780nmの波長を有する近赤外線可干渉光を発光する光発生器10においては、所定の短い時間間隔でコントローラ5から供給された駆動信号を光源ドライバ13によって取得する。これにより、光源ドライバ13は、取得した駆動信号に基づいて光源14をパルス発光させ、光源14は、780nmの波長を有する近赤外線可干渉光を、集光レンズを介してハーフミラーに向けて出射する。また、830nmの波長を有する近赤外線可干渉光を発光する光発生器10においても、所定の短い時間間隔でコントローラ5から供給された駆動信号を光源ドライバ13によって取得する。これにより、光源ドライバ13は、取得した駆動信号に基づいて光源14をパルス発光させ、光源14は、830nmの波長を有する近赤外線可干渉光を、集光レンズを介してハーフミラーに向けて出射する。このように、各光源14から出射された近赤外線可干渉光は、ハーフミラーを通過することによって同一の光軸上を光干渉部2に向けて進む。

30

【0089】

光干渉部2においては、上記実施形態と同様に、ビームスプリッタ21によって、到達した近赤外線可干渉光が、第1の近赤外線可干渉光と第2の近赤外線可干渉光に光学的に分離される。そして、第1の近赤外線可干渉光は、ビームスプリッタ21を透過して患者の眼球に到達して眼底表面の近傍にて反射し、計測光として再びビームスプリッタ21に到達する。一方、第2の近赤外線可干渉光は、光波長シフター22を通過することによって周波数が変化するとともに可動ミラー24によって反射され、参照光として再びビームスプリッタ21に到達する。そして、計測光と参照光とが互いに干渉して、光検出部3に到達する。

40

【0090】

光検出部3においては、上記実施形態と同様に、受光器31によって干渉光を受光し、同受光した干渉光の光強度に対応した電気的な検出信号Iが復調器32に出力される。復調器32においては、上記実施形態と同様に、発振信号Sを用いて電気的な検出信号Iを復

50

調した検出信号 I_m を LPF 33 に出力する。LPF 33 は、光ビート周波数で検出信号 I_m をフィルタ処理して検出信号 I_j を AD コンバータ 34 に出力し、AD コンバータ 34 は、検出信号 I_j をデジタル信号に変換する。そして、演算器 38 は、上記実施形態と同様に、検出信号 I_j を用いて患者の眼底の断面形状を表す断面形状信号を出力するとともに、前記式 13 ~ 式 18 に従って酸素飽和度 SO_2 を計算して酸素飽和度信号を表示部 4 に出力する。これにより、表示部 4 が、上記実施形態と同様に、眼底の断面形状や眼底の酸素飽和度をそれぞれ表示したり、合成された断面形状と酸素飽和度を表示する。

【0091】

以上の説明からも理解できるように、この第1変形例に係る光干渉断層計 H においては、波長の異なる近赤外線可干渉光を順次発光することによって、眼底の断面形状および酸素飽和度 SO_2 を計測することができる。これにより、生体内部における速い変化の計測においては、若干計測精度が劣るものの、光干渉断層計 H の構成を簡略化することができて、上記実施形態と同様の効果が期待できる。

10

【0092】

なお、上記第1変形例においては、コントローラ 5 が、光出射部 1 を構成する2つの光発生器 10 のそれぞれに対して、所定の短い時間間隔で同発生器 10 を駆動させるための駆動信号を供給するように実施した。しかしながら、コントローラ 5 は、各光発生器 10 による近赤外線可干渉光の出射間隔を長くして、駆動信号を供給するように実施することも可能である。このように、近赤外線可干渉光の出射間隔を長く設定することによって、例えば、受光器 31 (フォトディテクタなど) の光検出速度を小さくすることができるため、光干渉断層計 H の製造コストを低減することができる。

20

【0093】

また、上記実施形態においては、透過孔 21d の形成されたビームスプリッタ 21 を採用して実施した。これに対して、従来から広く知られて入射した近赤外線可干渉光を光学的に2つに分離するビームスプリッタを採用して実施することもできる。以下、この第2変形例について説明する。

【0094】

この第2変形例に係る光干渉部 2 においては、図 11 に示すように、ビームスプリッタ 21 に代えて、透過孔 21d が形成されていないビームスプリッタ 26 が採用されている。このビームスプリッタ 26 は、光出射部 1 から出射された近赤外線可干渉光を、眼底方向と光波長シフター 22 の方向に対して、例えば、1:1 に分離するものである。このため、眼底近傍で反射された計測光は、50% が光検出部 3 の方向に反射され、50% が光出射部 1 の方向に透過する。また、可動ミラー 24 によって反射された参照光は、50% が光検出部 3 の方向に透過し、50% が光出射部 1 の方向に反射される。このため、光検出部 3 の受光器 31 によって検出される光強度は、光出射部 1 から出射された近赤外線可干渉光の光強度に比して 25% 程度しか得られない。しかし、上記実施形態において説明したように、復調器 32 が発振信号 S を用いて検出信号 I を復調し、LPF 33 によってフィルタ処理することにより、微弱な計測光であっても、極めて容易に増幅して計測信号 I_j を得ることができるため、この第2変形例においても、上記実施形態と同様に、極めて正確に断面形状および酸素飽和度 SO_2 を算出することができて、医師の診断を補助することができる。

30

40

【0095】

本発明の実施にあたっては、上記実施形態およびその変形例に限定されるものではなく、本発明の目的を逸脱しない限りにおいて種々の変形が可能である。

【0096】

例えば、上記実施形態においては、前記式 13 ~ 式 18 (より詳しくは、前記式 18) に従って、酸素飽和度 SO_2 を算出するように実施した。ところで、上記実施形態において算出される酸素化ヘモグロビン濃度変化 C_{oxy} および還元ヘモグロビン濃度変化 C_{deoxy} は、前記式 16 および式 17 から明らかなように、光路長 d を含んで計算されるものである。一般的に生体内部に入射した光の光路長を厳密に測定または算出することは、極めて

50

て難しい。したがって、前記式 1 6 および式 1 7 における光路長 d は相対量として用いられており、酸素化ヘモグロビン濃度変化 C_{oxy} および還元ヘモグロビン濃度変化 C_{deoxy} を用いた前記式 1 8 に従って算出される酸素飽和度 SO_2 も相対量となる。

【 0 0 9 7 】

これに対して、下記に示す各式に従って酸素飽和度 SO_2 を計算することにより、脈動成分中の酸素飽和度 SO_2 言い換えれば動脈または細動脈中の酸素飽和度 SO_2 を算出することができる。なお、この酸素飽和度の算出方法については、例えば、特開昭 6 3 - 1 1 1 8 3 7 号公報に開示されて従来から広く知られている算出方法であるため、その詳細な説明を省略する。

【 0 0 9 8 】

生体内の赤外減光度は、下記式 1 9 に従って計算することができる。

$$-\log(I1 / I0) = K \cdot C \cdot e + A \quad \dots \text{式 1 9}$$

ただし、前記式 7 中の $I1$ は透過光の光量を表し、 $I0$ は入射光の光量を表す。また、前記式 1 9 中の K はヘモグロビンの吸光係数を表し、 C は血中ヘモグロビン血液濃度を表し、 e は血液層の厚さ（前記式 1 6 , 1 7 における光路長 d に相当）を表し、 A は組織層の減光度を表す。ここで、前記式 1 9 は、生体内を透過した赤外光の減光度を算出するものであるが、反射した赤外光であっても同様の特性を示すことが知られている。

【 0 0 9 9 】

脈動により血液層の厚さ e が e だけ変化したとすると、赤外減光度の変化は下記式 2 0 に従って計算することができる。

$$-(\log(I1 / I0) - \log(I2 / I0)) = K \cdot C \cdot e - K \cdot C \cdot (e - e) \quad \dots \text{式 2 0}$$

前記式 2 0 を整理すると、下記式 2 1 に示すようになる。

$$-\log(I2 / I1) = K \cdot C \cdot e \quad \dots \text{式 2 1}$$

ただし、前記式 2 0 および式 2 1 中の $I2$ は血液層の厚さの変化後における透過光の光量を表す。

【 0 1 0 0 】

次に、透過光の光量 $I1$ を有する赤外光の波長を λ_1 、透過光の光量 $I2$ を有する赤外光の波長を λ_2 として、時刻 $t1$ 、 $t2$ における λ_1 の各透過光の光量を $I11$ 、 $I21$ 、 λ_2 の各透過光の光量を $I12$ 、 $I22$ とすると、前記式 2 1 に従って、各時刻における赤外減光度の変化は、下記式 2 2 および式 2 3 のように示すことができる。

$$-\log(I21 / I11) = K1 \cdot C \cdot e \quad \dots \text{式 2 2}$$

$$-\log(I22 / I12) = K2 \cdot C \cdot e \quad \dots \text{式 2 3}$$

ただし、前記式 2 2 中の $K1$ は、波長 λ_1 の赤外光に対するヘモグロビンの吸光係数を表し、前記式 2 3 中の $K2$ は、波長 λ_2 の赤外光に対するヘモグロビンの吸光係数を表す。そして、前記式 2 3 を前記式 2 2 で除算すると、血液層の厚さ変化 e を消去した下記式 2 4 が成立する。

$$\log(I12 / I22) / \log(I11 / I21) = K2 / K1 \quad \dots \text{式 2 4}$$

したがって、前記式 2 4 を変形すれば、下記式 2 5 が成立する。

$$K2 = K1 \cdot \log(I12 / I22) / \log(I11 / I21) \quad \dots \text{式 2 5}$$

【 0 1 0 1 】

ここで、図 1 2 に示す酸素飽和度に応じたヘモグロビンの光吸収スペクトルを参照して、ヘモグロビンの吸光係数 $K1$ に対応する吸光波長として 8 0 5 n m を選択すると、酸素飽和度 $SO_2 = 0 \%$ と酸素飽和度 $SO_2 = 1 0 0 \%$ の曲線の交点を得る。これにより、吸光係数 $K1$ は、酸素飽和度の影響を受けない値となる。そして、ヘモグロビンの吸光係数 $K2$ に対応する吸光波長として、例えば、7 5 0 n m を選択するとともに、酸素飽和度 $SO_2 = 0 \%$ のときのヘモグロビンの吸光係数を Kp 、酸素飽和度 $SO_2 = 1 0 0 \%$ のときのヘモグロビンの吸光係数を $K0$ とすると、現在の酸素飽和度 SO_2 は下記式 2 6 に従って計算できる。

$$SO_2 = (K2 - Kp) / (K0 - Kp) \quad \dots \text{式 2 6}$$

これにより、前記式 2 6 に従って計算される酸素飽和度 SO_2 は、相対量を含むことなく計算されるため、実際の酸素飽和度を得ることができる。したがって、医師による診断にお

10

20

30

40

50

いて、より正確な酸素飽和度 SO_2 を提供することができる。なお、血液層の厚さ変化は極めて速い変化であるため、この場合には、上記実施形態において説明したように、光出射装置1の光源12を同時に駆動(発光)させて、異なる特定波長を有する近赤外線可干渉光を同時に射出することが好ましい。

【0102】

また、上記実施形態においては、光出射部1が、コントローラ5から供給される駆動信号を変調した変調駆動信号に基づき、光源14を駆動(発光)させることによって近赤外線可干渉光を射出するように実施した。そして、光検出部3は、干渉光に含まれる変調駆動信号を駆動信号に逆拡散することにより、検出信号 I_j を選択するように実施した。しかしながら、光検出部3に入射する干渉光を、例えば、ダイクロックミラーなどによって光学的に分離することにより、コントローラ5から供給される駆動信号を変調することなく、異なる特定波長を有する2つの近赤外線可干渉光を同時に射出して実施することも可能である。なお、この場合には、光検出部3は、2つの受光器31を備える構成となる。

10

【0103】

この構成によれば、光出射部1において、2つの光源14は、コントローラ5から供給された所定の駆動信号に基づいて、780nmと830nmの波長を有する近赤外線可干渉光を同時に射出する。射出された2つの近赤外線可干渉光は、ハーフミラーによって光学的に合成されて、光干渉部2に射出される。そして、光干渉部2は、上記実施形態と同様に、計測光と参照光とが干渉した干渉光を光検出部3に向けて射出する。このとき、射出された干渉光の光軸上には、ダイクロックミラーが設けられているため、同ミラーに入射した干渉光は光学的に分割される。すなわち、ダイクロックミラーは、入射した干渉光を、780nmの波長を有する干渉光と830nmの波長を有する干渉光とに光学的に分割する。そして、分割されたそれぞれの干渉光は、光検出部3に設けられた2つの受光器31に入射する。

20

【0104】

それぞれの受光器31は、780nmの波長を有する干渉光と830nmの波長を有する干渉光に対応する電気的な検出信号 I を復調器32に出力し、復調器32は、上記実施形態と同様に、それぞれの検出信号 I を復調し、検出信号 I_m を出力する。出力されたそれぞれの検出信号 I_m は、LPF33によってフィルタ処理されて、780nmの波長を有する干渉光と830nmの波長を有する干渉光に対応する検出信号 I_j が演算器38に供給される。そして、上記実施形態と同様に、演算器38は、断面形状を算出するとともに、酸素飽和度 SO_2 を算出する。したがって、上記実施形態と同様の効果が期待できる。また、スペクトラム拡散変調や逆拡散する必要がないため、光干渉断層計Hの構成を簡略化することができる。

30

【0105】

また、上記実施形態においては、コントローラ5から供給される駆動信号をスペクトラム拡散変調することによって変調駆動信号を生成し、2つの近赤外線可干渉光が互いに干渉することなく射出されるように実施した。これに対して、コントローラ5から供給される駆動信号を周波数分割多重(Frequency Division Multiple Access: FDMA)変調することによって変調駆動信号を生成し、2つの近赤外線可干渉光の干渉を防止するように実施することも可能である。

40

【0106】

この場合においては、上記実施形態における光出射部1の拡散符号系列発生器11および掛け算器12が省略されて、周波数分割多重変調器が設けられる。また、この場合においては、上記実施形態における光検出部3の拡散符号系列取得器35、掛け算器36および累算器37が省略されて、周波数分割多重復調器が設けられる。なお、周波数分割多重変調器および周波数分割多重復調器の作動については、従来から広く知られている方法を適用して変調処理および復調処理を実施可能であるため、その詳細な説明については省略する。

【0107】

50

このように、構成された光干渉断層計Hの光出射部1においては、コントローラ5から供給された駆動信号が、周波数分割多重変調器によって周波数多重変調されて変調駆動信号が生成される。そして、各光源ドライバ13は、生成された変調駆動信号に基づいて、それぞれの光源14を同時に発光させる。また、光検出部3においては、周波数分割多重復調器がADコンバータ32から出力された検出信号Ijを復調することにより、特定の光発生器10から出射された近赤外線可干渉光の計測光を含む干渉光に対応する検出信号Ijのみを演算器38に出力する。したがって、この場合においても、上記実施形態と同様の効果が期待できる。

【0108】

また、上記実施形態においては、光出射部1の光源14が、コントローラ5から供給される駆動信号をスペクトラム拡散変調した変調駆動信号に基づいて同時に発光するように実施した。しかし、上記第1変形例と同様に、スペクトラム拡散変調された変調駆動信号に基づいて、光源ドライバ13が光源14を順次発光させるように実施可能であることはいうまでもない。

【0109】

また、上記各実施形態およびその変形例においては、光出射部1から出射された近赤外線可干渉光の光量と光検出部3によって検出された干渉光の光量を用いて、生体情報としての酸素飽和度 SO_2 を算出するように実施した。これに対して、本発明に係る光干渉断層計Hによれば、光出射部1から出射された近赤外線可干渉光の光量と光検出部3によって検出された干渉光の光量を用いて算出可能であれば、その他の生体情報、例えば、血管中の血流や血流変化などを算出して表示部4に表示することもできる。これにより、上記各実施形態およびその変形例においては、光干渉断層計Hを眼底の診察に適用して実施したが、生体のその他の部位の診察などに光干渉断層計Hを用いて実施可能であることはいうまでもない。

【0110】

さらに、上記実施形態および各変形例においては、光源14を近赤外発光素子から構成し、近赤外線可干渉光を出射するように実施した。しかし、光源14から出射する光に関しては、近赤外線可干渉光に限定されるものではなく、その他の光を出射可能であることはいうまでもない。なお、この場合には、より良好に干渉光を生じさせるために、例えば、光出射部1と光干渉部2との間に、偏光板Bと同一方向に直線偏光する偏光板を設けるとよい。

【図面の簡単な説明】

【0111】

- 【図1】本発明の実施形態に係る光干渉断層計の概略を示すブロック図である。
- 【図2】図1の光出射部の構成を概略的に示すブロック図である。
- 【図3】図1の光干渉部のビームスプリッタの構成を説明するための概略的な図である。
- 【図4】図1の光検出部の構成を概略的に示すブロック図である。
- 【図5】酸素飽和度の導出を説明するための概略的な図である。
- 【図6】酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの波長に対する分子吸光係数の変化を概略的に示したグラフである。
- 【図7】図1の表示部の構成を概略的に示すブロック図である。
- 【図8】図7の画像処理部の構成を概略的に示すブロック図である。
- 【図9】本発明の第1変形例に係る光出射部の構成を概略的に示すブロック図である。
- 【図10】本発明の第1変形例に係る光検出部の構成を概略的に示すブロック図である。
- 【図11】本発明の第2変形例に係る光干渉断層計の概略を示すブロック図である。
- 【図12】酸素飽和度の差に応じた波長に対する分子吸光係数の変化を概略的に示したグラフである。

【符号の説明】

【0112】

- 1 ... 光出射部、 10 ... 光発生部、 11 ... 拡散符号系列発生器、 12 ... 掛け算器、 13 ...

10

20

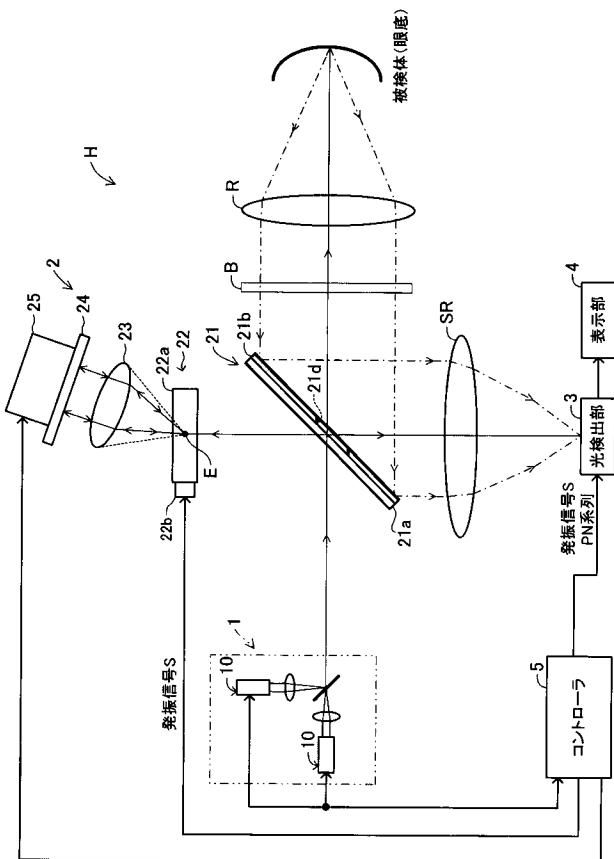
30

40

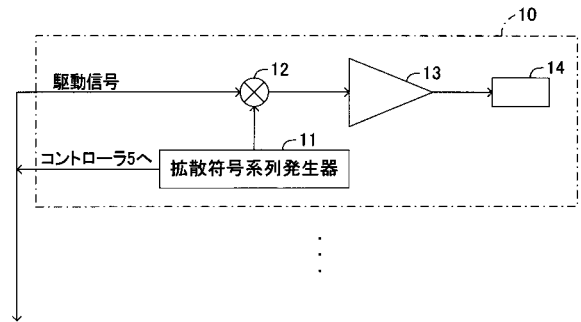
50

光源ドライバ、14...光源、2...光干渉部、21...ビームスプリッタ、22...光波長シフター、23...コリメートレンズ、24...可動ミラー、25...ミラー移動機構、3...光検出部、31...受光器、32...復調器、33...ローパスフィルタ、34...A/Dコンバータ、35...拡散符号系列取得器、36...掛け算器、37...累算器、38...演算器、4...表示部、5...コントローラ、H...光干渉断層計

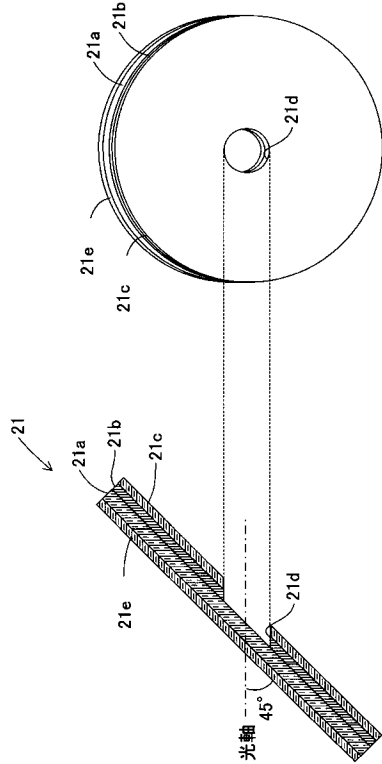
【図1】



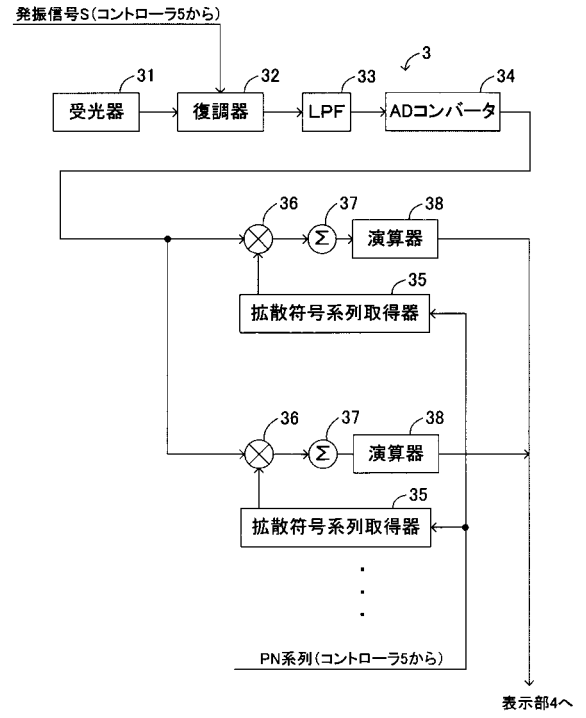
【図2】



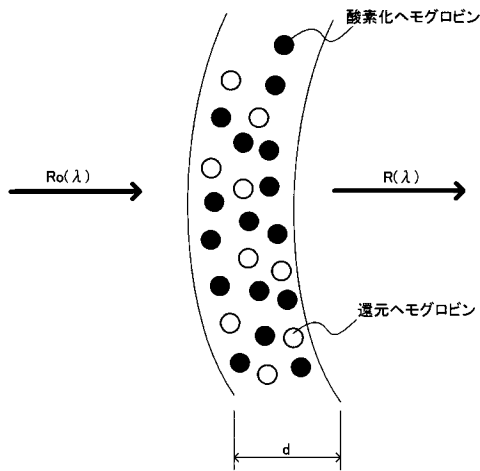
【 図 3 】



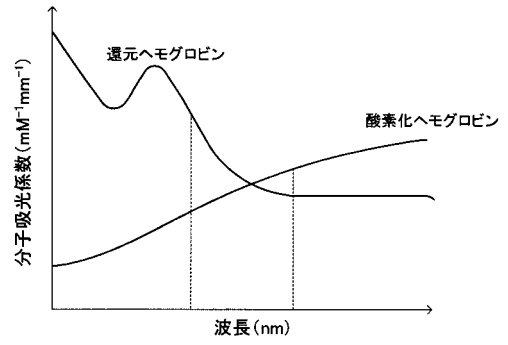
【 図 4 】



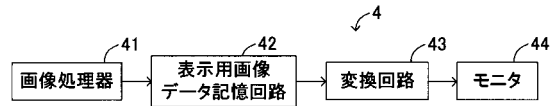
【 図 5 】



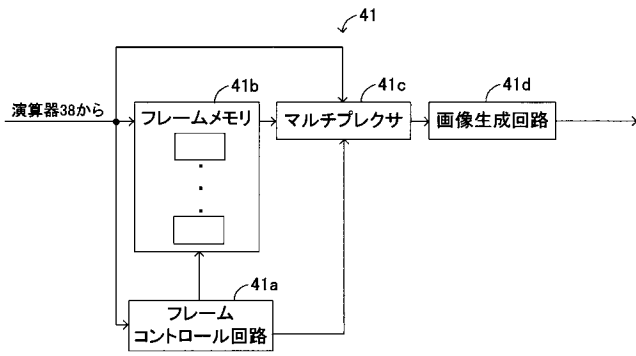
【 図 6 】



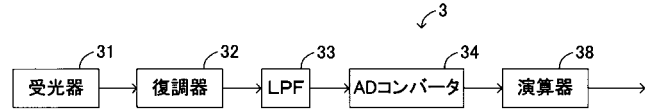
【 図 7 】



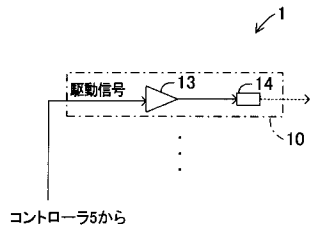
【 図 8 】



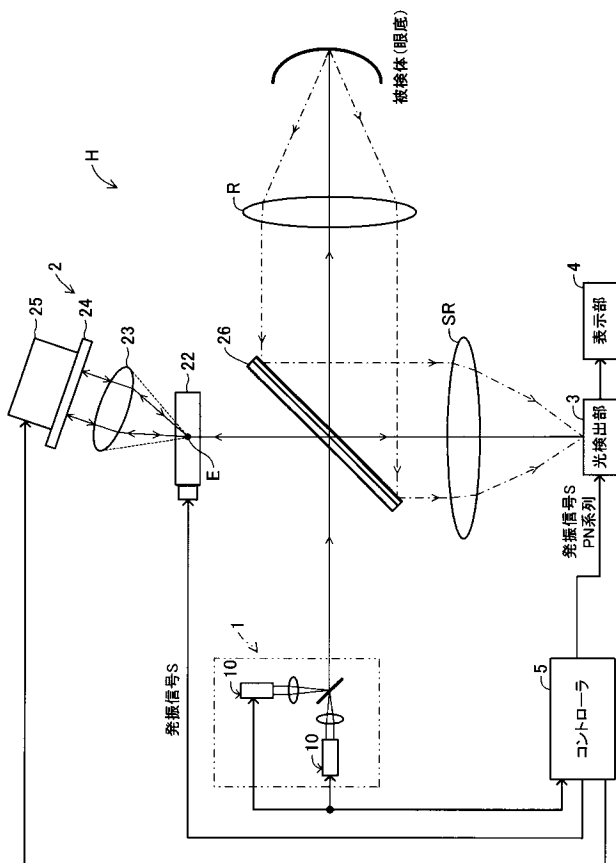
【 図 10 】



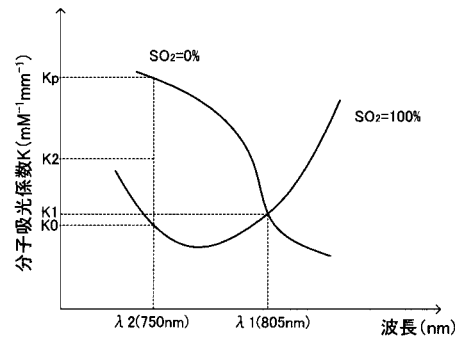
【 図 9 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 1 B 11/24

(2006.01)

G 0 1 B 11/24

D

Fターム(参考) 2G059 AA01 AA06 BB12 BB13 CC07 EE02 EE09 EE11 FF02 GG02
GG03 GG09 HH01 HH06 JJ11 JJ13 JJ18 JJ19 JJ22 KK01
MM01 MM09 MM10 PP04
4C017 AA11 AA12 AB07 AC26 BC07 BC11 CC01 FF05
4C038 KK01 KL05 KL07 KX04