

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/100745

発行日 平成24年9月6日(2012.9.6)

(43) 国際公開日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G01J 11/00 (2006.01)	G01J 11/00	2G043
G01N 21/64 (2006.01)	G01N 21/64 E	2G065
A61B 1/00 (2006.01)	A61B 1/00 300Y	4C061
	A61B 1/00 300D	4C161

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

出願番号	特願2010-503162 (P2010-503162)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2009/054187		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成21年3月5日(2009.3.5)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW	(74) 代理人	100147485 弁理士 杉村 憲司
		(74) 代理人	100119530 弁理士 富田 和幸
		(74) 代理人	100147692 弁理士 下地 健一
		(72) 発明者	平 健二 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(72) 発明者	矢島 浩義 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光検出装置および光検出方法、並びに、顕微鏡および内視鏡

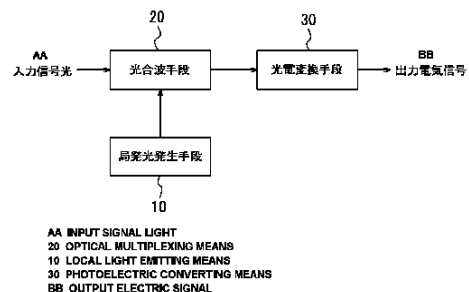
(57) 【要約】

所望の被検出光を高感度かつ高S/N比でヘテロダイン検出できる光検出装置および光検出方法、並びに、顕微鏡および内視鏡を提供する。

一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光を発生する局発光発生手段10と、局発光発生手段10から発生される局発光と被検出光とを合波する光合波手段20と、光合波手段20から出力される光を光電変換して局発光と被検出光とのビート信号を生成する光電変換手段30とを有し、光電変換手段30の出力に基づいて被検出光をヘテロダイン検出する。

[図1]

FIG. 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光を発生する局発光発生手段と、

前記局発光発生手段から発生される前記局発光と前記被検出光とを合波する光合波手段と、

前記光合波手段から出力される光を光電変換して前記局発光と前記被検出光とのビート信号を生成する光電変換手段とを有し、

前記光電変換手段の出力に基づいて前記被検出光をヘテロダイン検出することを特徴とする光検出装置。

10

【請求項 2】

前記局発光発生手段は、それぞれ異なる光周波数の連続光を発生する複数台の光発生源を有する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の光検出装置。

【請求項 3】

前記局発光発生手段は、光パルス列を発生する光パルス発生手段からなる、ことを特徴とする請求項 1 に記載の光検出装置。

【請求項 4】

前記局発光発生手段は、さらに、前記光パルス発生手段の出力光から、所定の光周波数成分を局発光として選択する光フィルタ手段を有する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の光検出装置。

20

【請求項 5】

前記局発光発生手段は、さらに、前記光パルス発生手段の出力光のスペクトルを整形する光スペクトル整形手段を有する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の光検出装置。

【請求項 6】

前記局発光発生手段は、さらに、前記光パルス発生手段の出力光のスペクトルを広帯域化する光スペクトル広帯域化手段を有する、ことを特徴とする請求項 3 に記載の光検出装置。

【請求項 7】

前記局発光発生手段は、さらに、前記光スペクトル広帯域化手段の出力光から、所定の光周波数成分を局発光として選択する光フィルタ手段を有する、ことを特徴とする請求項 6 に記載の光検出装置。

30

【請求項 8】

前記局発光発生手段は、さらに、前記光スペクトル広帯域化手段の出力光のスペクトルを整形する光スペクトル整形手段を有する、ことを特徴とする請求項 6 に記載の光検出装置。

【請求項 9】

前記光パルス発生手段は、前記光電変換手段の出力を処理する信号処理周波数帯域の二倍以上の繰り返し周波数で、前記光パルス列を発生する、ことを特徴とする請求項 3 ~ 8 のいずれか一項に記載の光検出装置。

【請求項 10】

前記光パルス発生手段は、モード同期レーザを有することを特徴とする請求項 3 ~ 9 のいずれか一項に記載の光検出装置。

40

【請求項 11】

前記光パルス発生手段は、利得スイッチレーザもしくは Q スwitch レーザを有することを特徴とする請求項 3 ~ 9 のいずれか一項に記載の光検出装置。

【請求項 12】

前記光電変換手段の出力の包絡線を検出する包絡線検波手段を、さらに有する、ことを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の光検出装置。

【請求項 13】

一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光を発生す

50

る局発光発生ステップと、

前記被検出光と前記局発光とを合波する合波ステップと、

前記合波された光を光電変換して前記局発光と前記被検出光とのビート信号を生成する光電変換ステップとを含み、

前記ビート信号に基づいて前記被検出光をヘテロダイン検出することを特徴とする光検出方法。

【請求項 1 4】

観察試料からの被検出光を検出する顕微鏡であって、

請求項 1 乃至 1 2 のいずれか一項に記載の光検出装置を有し、

前記観察試料からの前記被検出光を前記光検出装置によりヘテロダイン検出するように構成したことを特徴とする顕微鏡。

10

【請求項 1 5】

体腔内からの被検出光を検出して、前記体腔内を観察する内視鏡であって、

請求項 1 乃至 1 2 のいずれか一項に記載の光検出装置を有し、

前記体腔内からの前記被検出光を前記光検出装置によりヘテロダイン検出するように構成したことを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光検出装置および光検出方法、並びに、顕微鏡および内視鏡に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

生体観察、センサ、セキュリティ、レーザレーダ等の光を利用する様々なシステムにおいて、所望の信号光（被検出光）を検出する技術はその性能を大きく左右する基本的かつ重要な要素になっている。特に、高速かつ高感度な検出技術に対するニーズは高い。

【0003】

例えば、生体観察をみると、生体の状態や形状は時々刻々と変化するため、正確な観察を行うためには、高速に光検出を行う必要がある。また、光照射によって生体は損傷を受け易いため、生体試料に照射できる照明光や励起光の光量には上限がある。そのため、生体から得られる光信号は通常微弱になってしまう。これらの理由により、光を用いた生体観察においては、高速かつ高感度な光検出技術が強く求められている。

30

【0004】

現在用いられている代表的な光検出素子には、PMT (Photo Multiplier Tube)、APD (Avalanche Photo Diode)、PD (Photo Diode) がある。PMT および APD は、検出素子内にて電子増倍を行うので、高感度な光検出を実現できる。一方、PD は、非常に高速な応答速度を実現できるものの、検出素子内に電子増倍機能を持たないため、通常は、電気増幅器を用いて信号の増幅を行っている。つまり、PMT、APD、PD は、いずれの素子も電氣的に信号増幅を行い、感度の向上を図っている。

【0005】

40

また、代表的な二次元光検出器として、CCD (Charge Coupled Device)、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor)、EM-CCD (Electron Multiplying-CCD)、EB-CCD (Electron Bombardment-CCD)、I-CCD (Intensified-CCD) がある。CCD もしくは CMOS を用いて微弱光を検出する場合は、感度向上のために、PD の場合と同様に、後段に電気増幅器を配置する必要がある。EM-CCD および EB-CCD は、APD の場合と同様に、検出素子内に電子増倍機能を持ち、高感度化を実現している。I-CCD は、CCD の前に I.I. (Image Intensifier) を配置した構成をとる。I.I. は、入射光信号を一旦電気信号に変換し、I.I. に内蔵されている MCP (Micro Channel Plate) 内にて電子増倍を行った後、増倍された電子を蛍光板に衝突させることで、増倍電子信号を再度光に変換するものである。I.I. からの出力光は、CCD

50

にて電気信号に変換される。つまり、I - C C D も、電気段にて信号増幅を行うことで高感度な光検出を実現している。

【 0 0 0 6 】

上述の電気段での信号増幅を用いる従来の光検出技術は、速度と感度とのトレードオフがあるため、高速性と高感度性とを両立させることは大変難しい状況にある。したがって、現状では、速度か感度かのどちらかを犠牲にして、光検出を行わざるをえない状況にある。

【 0 0 0 7 】

高速高感度な光検出を可能にする技術の一つとして、光ヘテロダイン検出技術も広く用いられている。光ヘテロダイン検出技術は、被検出光と、被検出光の光周波数よりも若干光周波数が異なる局発光との干渉効果を利用する光検出方法で、局発光強度を十分高くして被検出光を高感度に検出するというものである。局発光強度が十分である場合、高速な電子回路を用いてもショット雑音限界の理想的な光検出が可能であるため、光検出の高速性と高感度性との両立が実現される。ただし、この際、信号光と局発光には、時間的にも空間的にもお互いの干渉状態が安定するような光が通常用いられる。

10

【 0 0 0 8 】

時間的な干渉性を高める方法として、次に述べる二つの方法が主に用いられる。一つ目の方法は、同一光源からの出力を分波してそれぞれを信号光および局発光として用いる方法である。この際、光源出力を分波しているため、信号光および局発光を合波するまでの相対遅延時間が、光源のコヒーレンス時間より短くなるように用いられる。こうすることで、信号光と局発光との干渉状態が時間的に安定する。なお、信号光と局発光との光周波数は、光周波数シフタやドップラシフトなどを利用して若干異なるように設定される。この方法は、比較的簡便に安定な干渉状態を実現できるので、古くから用いられている（例えば、特許文献1, 2参照）。

20

【 0 0 0 9 】

二つ目の方法は、光スペクトル線幅が非常に狭く（光スペクトル純度が非常に高く）、かつ、発振光周波数が高精度に安定化された、互いに独立した二つの光源を用いる方法である。この二つの独立した光源をそれぞれ信号光もしくは局発光として用いる。この際、信号光と局発光との発振光周波数は若干異なるように設定される。この方法は、技術的制約により従来は実現が非常に困難だった。しかしながら、近年の技術進展により、光スペクトル線幅がk H z 程度と非常に光スペクトル純度が高く、かつ、発振光周波数が高精度に安定化されたレーザが入手可能になったため、最近では二つ目の方法を用いても比較的安定した干渉状態が得られるようになってきている。

30

【 0 0 1 0 】

一方、空間的な干渉性を高めるためには、信号光側に共焦点光学系などの空間モードフィルタが用いられる。こうすることで、局発光との干渉性の高い信号光成分のみが空間的に取り出され、光ヘテロダイン検出に用いられる。

【 0 0 1 1 】

【特許文献1】特公平6-21868号公報

【特許文献2】特公平7-21452号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 2 】

ところが、生体観察、センサ、セキュリティ、レーザレーダ等で検出される信号光は、レーザ光のような時間的コヒーレンスの高いものではなく、ランプ光や蛍光などの時間的コヒーレンスが低い、つまり光スペクトル線幅が広いものである場合が非常に多い。また、分光計測などでレーザ光が用いられる場合でも、特に散乱媒質を計測する場合は、スペックルの影響を避けるために、意図的に光スペクトル線幅を広げる工夫がなされる。つまり、分光計測などでは、光周波数の確度がある程度確保すると同時に、スペックルの影響を避けることができる光スペクトル線幅のレーザ光が用いられる。

50

【 0 0 1 3 】

このため、上述のような従来の方法にのっとると、このような時間的コヒーレンスの低い信号光をヘテロダイン検出するためには、信号光と局発光との発生源を同一とし、かつ信号光と局発光の相対遅延時間が、それらのコヒーレンス時間よりも短い状況で検出を行う必要がある。

【 0 0 1 4 】

例えば、中心光周波数が 600 THz (波長 500 nm) で、光スペクトル線幅が 120 THz (波長幅約 100 nm) の光の場合、コヒーレンス時間は、約 1.0×10^{-14} 秒 (真空中の空間距離で約 $3.0 \times 10^{-6}\text{ m}$ に対応) となり、信号光と局発光との間の許容される遅延時間は非常に短い。

10

【 0 0 1 5 】

また、例えば、中心光周波数 600 THz 、光スペクトル線幅 120 GHz (波長幅約 100 pm) の意図的に線幅が広げられたレーザ光の場合を考えても、コヒーレンス時間は約 1.0×10^{-11} 秒 (真空中の空間距離で約 $3.0 \times 10^{-3}\text{ m}$ に対応) となり、やはり許容される相対遅延時間は短い。

【 0 0 1 6 】

このように、許容される相対遅延時間が短い状況では、時間的および距離的尤度が小さいため、ヘテロダイン検出の用途が非常に厳しく限定されてしまう。

【 0 0 1 7 】

また、信号光 (被検出光) が蛍光などのように試料中で新たに発生した時間的に低コヒーレンス光である場合は、高感度光ヘテロダイン検出に適した局発光を準備することができない。

20

【 0 0 1 8 】

上述の理由から、従来は、時間的に低コヒーレンスな光信号をヘテロダイン検出した場合、安定的な干渉状態を保つことができず、高速かつ高感度な光検出の実現が困難な状況にある。

【 0 0 1 9 】

したがって、かかる点に鑑みてなされた本発明の目的は、所望の被検出光を高感度かつ高 SN (Signal to Noise) 比でヘテロダイン検出できる光検出装置および光検出方法、並びに、顕微鏡および内視鏡を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 0 】

上記目的を達成する第1の観点に係る光検出装置の発明は、一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光を発生する局発光発生手段と、

前記局発光発生手段から発生される前記局発光と前記被検出光とを合波する光合波手段と、

前記光合波手段から出力される光を光電変換して前記局発光と前記被検出光とのビート信号を生成する光電変換手段とを有し、

前記光電変換手段の出力に基づいて前記被検出光をヘテロダイン検出することを特徴とするものである。

40

【 0 0 2 1 】

第2の観点に係る発明は、第1の観点に係る光検出装置において、

前記局発光発生手段は、それぞれ異なる光周波数の連続光を発生する複数台の光発生源を有する、ことを特徴とするものである。

【 0 0 2 2 】

第3の観点に係る発明は、第1の観点に係る光検出装置において、

前記局発光発生手段は、光パルス列を発生する光パルス発生手段からなる、ことを特徴とするものである。

【 0 0 2 3 】

50

第４の観点に係る発明は、第３の観点に係る光検出装置において、
前記局発光発生手段は、さらに、前記光パルス発生手段の出力光から、所定の光周波数成分を局発光として選択する光フィルタ手段を有する、ことを特徴とするものである。

【００２４】

第５の観点に係る発明は、第３の観点に係る光検出装置において、
前記局発光発生手段は、さらに、前記光パルス発生手段の出力光のスペクトルを整形する光スペクトル整形手段を有する、ことを特徴とするものである。

【００２５】

第６の観点に係る発明は、第３の観点に係る光検出装置において、
前記局発光発生手段は、さらに、前記光パルス発生手段の出力光のスペクトルを広帯域化する光スペクトル広帯域化手段を有する、ことを特徴とするものである。

10

【００２６】

第７の観点に係る発明は、第６の観点に係る光検出装置において、
前記局発光発生手段は、さらに、前記光スペクトル広帯域化手段の出力光から、所定の光周波数成分を局発光として選択する光フィルタ手段を有する、ことを特徴とするものである。

【００２７】

第８の観点に係る発明は、第６の観点に係る光検出装置において、
前記局発光発生手段は、さらに、前記光スペクトル広帯域化手段の出力光のスペクトルを整形する光スペクトル整形手段を有する、ことを特徴とするものである。

20

【００２８】

第９の観点に係る発明は、第３～８の観点のいずれか一つの観点に係る光検出装置において、

前記光パルス発生手段は、前記光電変換手段の出力を処理する信号処理周波数帯域の二倍以上の繰り返し周波数で、前記光パルス列を発生する、ことを特徴とするものである。

【００２９】

第１０の観点に係る発明は、第３～９の観点のいずれか一つの観点に係る光検出装置において、

前記光パルス発生手段は、モード同期レーザを有することを特徴とするものである。

【００３０】

30

第１１の観点に係る発明は、第３～９の観点のいずれか一つの観点に係る光検出装置において、

前記光パルス発生手段は、利得スイッチレーザもしくはＱスイッチレーザを有することを特徴とするものである。

【００３１】

第１２の観点に係る発明は、第１～１１の観点のいずれか一つの観点に係る光検出装置において、

前記光電変換手段の出力の包絡線を検出する包絡線検波手段を、さらに有する、ことを特徴とするものである。

【００３２】

40

さらに、上記目的を達成する第１３の観点に係る光検出方法の発明は、

一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光を発生する局発光発生ステップと、

前記被検出光と前記局発光とを合波する合波ステップと、

前記合波された光を光電変換して前記局発光と前記被検出光とのビート信号を生成する光電変換ステップとを含み、

前記ビート信号に基づいて前記被検出光をヘテロダイン検出することを特徴とするものである。

【００３３】

さらに、上記目的を達成する第１４の観点に係る顕微鏡の発明は、

50

観察試料からの被検出光を検出する顕微鏡であって、
第 1 ～ 12 の観点のいずれか一つの観点到に係る光検出装置を有し、
前記観察試料からの前記被検出光を前記光検出装置によりヘテロサイン検出するように構成したことを特徴とするものである。

【 0 0 3 4 】

さらに、上記目的を達成する第 15 の観点到に係る内視鏡の発明は、
体腔内からの被検出光を検出して、前記体腔内を観察する内視鏡であって、
第 1 ～ 12 の観点のいずれか一つの観点到に係る光検出装置を有し、
前記体腔内からの前記被検出光を前記光検出装置によりヘテロサイン検出するように構成したことを特徴とするものである。

10

【発明の効果】

【 0 0 3 5 】

本発明に係る光検出装置や光検出方法によれば、被検出光と、一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光とから複数のビート信号を生成し、それらを加算して、被検出光をヘテロサイン検出するので、例えば、生体等の散乱体で散乱することにより被検出光が減少するような被検体であっても、所望の被検出光を高感度かつ高 S N 比で検出することが可能となる。また、散乱体に限らず、検出対象の深部ないし遠方に存在する被検物質や、他の光吸収物質が介在するような環境下に存在する被検物質からの被検出光に対しても、高感度かつ高 S N 比で検出することが可能となる。

【 0 0 3 6 】

20

また、本発明に係る顕微鏡によれば、観察試料からの被検出光を、上記の光検出装置により、一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光と合波してヘテロサイン検出するので、観察試料を高感度かつ高 S N 比で観察することが可能となる。

【 0 0 3 7 】

また、本発明に係る内視鏡によれば、体腔内からの被検出光を、上記の光検出装置により、一定時間内に被検出光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光と合波してヘテロサイン検出するので、体腔内を高感度かつ高 S N 比で観察することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

30

【 0 0 3 8 】

【図 1】本発明の第 1 実施の形態に係る光検出装置の基本的構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示した光検出装置の動作を説明する模式図である。

【図 3】本発明の第 2 実施の形態に係るレーザ走査型蛍光顕微鏡の要部の構成を示すブロック図である。

【図 4】本発明の第 3 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。

【図 5】本発明の第 4 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。

40

【図 6】本発明の第 5 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。

【図 7】本発明の第 6 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。

【図 8】本発明の第 7 実施の形態に係る内視鏡の要部の構成を示すブロック図である。

【図 9】本発明の第 8 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。

【図 10】本発明の第 9 実施の形態に係る走査型内視鏡の要部の構成を示すブロック図である。

【図 11】本発明の第 10 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図で

50

ある。

【図 1 2】本発明の第 1 1 実施の形態に係る多光子蛍光顕微鏡装置の要部の構成を示すブロック図である。

【図 1 3】光以外の電磁波を検出する場合の電磁波検出装置の基本的構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 9 】

1 0	局発光発生手段	
2 0	光合波手段	
3 0	光電変換手段	10
4 1	A r レーザ	
4 2	強度変調器	
4 3	X - Y ガルバノミラー	
4 6	ダイクロイックミラー	
4 7	対物レンズ	
4 8	生細胞試料	
4 9	ハーフミラー	
5 1	D P S S レーザ	
5 2	E r 添加フッ化物ファイバレーザ	
5 3	ダイクロイックミラー	20
6 1	D B D (差動検出器)	
6 2	包絡線検波回路	
6 3	電気増幅器	
6 4	A D 変換器	
6 5	コンピュータ	
6 6	モニタ	
7 0	パルス光発生手段	
8 0	光周波数選択手段	
9 0	光スペクトル整形手段	
1 0 0	光スペクトル広帯域化手段	30
1 1 1	X e ランプ	
1 1 2	コンピュータ	
1 1 5	照明用レンズ	
1 1 6	生体試料	
1 1 7	集光用レンズ	
1 1 8	合波ミラー	
1 2 1	利得スイッチ半導体レーザ	
1 2 5	P C F (フォトニック結晶ファイバ)	
1 2 6	コリメートレンズ	
1 2 8	集光用レンズ	40
1 3 0	二次元 C C D	
1 3 1	A D 変換器	
1 3 2	D S P (デジタルシグナルプロセッサ)	
1 3 3	モニタ	
1 3 4	ハウジング	
1 5 1	X e ランプ	
1 5 2	コンピュータ	
1 5 5	コリメータ	
1 5 6	生体試料	
1 5 7	集光用レンズ	50

1 5 8 走査マウント
 1 6 0 ハウジング
 1 6 1 チタン・サファイヤレーザ
 1 6 2 P C F
 1 6 3 光フィルタ
 1 6 4 光ファイバカブラ
 1 6 5 D B D
 1 6 6 電気増幅器
 1 6 7 A D 変換器
 1 6 8 モニタ
 1 7 1 チタン・サファイヤレーザ
 1 7 2 部分反射ミラー
 1 7 4 P C F
 1 7 5 強度変調器
 1 7 7 光スペクトル整形フィルタ
 1 8 0 ハーフミラー
 1 8 1 X - Y ガルバノミラー
 1 8 4 ダイクロイックミラー
 1 8 5 対物レンズ
 1 8 6 生細胞試料
 1 9 1 D B D
 1 9 2 包絡線検波回路
 1 9 3 電気増幅器
 1 9 4 A D 変換器
 1 9 5 コンピュータ
 1 9 6 モニタ

10

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0040】

以下、本発明の実施の形態について、図を参照して説明する。

【0041】

30

(第1実施の形態)

図1は、本発明の第1実施の形態に係る光検出装置の基本的構成を示すブロック図である。この光検出装置は、一定時間内に入力信号光(被検出光)の周波数帯域内に複数の周波数成分を有する局発光を発生する局発光発生手段10を用い、この局発光発生手段10からの局発光を光合波手段20にて入力信号光と合波し、この合波された光を光電変換手段30にて電気信号に変換すると同時に複数のビート信号が加算された信号を得て、入力信号光をヘテロダイン検出するものである。

【0042】

局発光発生手段10は、例えば、複数の単色光源、振幅、位相や光周波数が変調された光源、光周波数コム発振器やパルス光源などを用いて、一定時間内に入力信号光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有する局発光を発生するように構成する。光合波手段20は、例えば、誘電体多層膜型ハーフミラー、ファイバ型光カブラや平面導波路型光カブラなどを用いて構成する。また、必要に応じて、光合波手段20の前段に、入力信号光や局発光の空間モードを調整する空間モードフィルタを配置しても良い。光電変換手段30は、例えば、PMT、APD、PD、CCD、CMOS、EM-CCDやEB-CCDなどを用いて構成する。また、光電変換手段30は、直流成分や信号光および局発光の強度揺らぎを除去する差動型(Dual Balanced Detection:DBD)のものを用いて構成することができる。

40

【0043】

被検出光である入力信号光は、光電変換手段30から出力される電気信号のうち、特に

50

、振幅情報や強度情報を用いて検出する。これらの情報は、包絡線検波、二乗検波や同期検波などにより取得する。光電変換手段30に差動型構成を用いない場合は、直流成分を除去するフィルタ手段を付加するのが有効である。

【0044】

図2は、図1に示した光検出装置の動作を説明する模式図である。すなわち、本実施の形態に係る光検出装置は、局発光発生手段10から一定時間内に発生する複数光周波数を持った局発光の光周波数を、入力信号光の光スペクトル線幅内に含まれるように設定して、光合波手段20にて入力信号光と局発光とを合波し、この合波された光を光電変換手段30にて光電変換すると同時に複数のビート信号の加算された出力を得、その振幅情報を用いることで入力光信号をヘテロダイン検出する。つまり、局発光として、一定時間内に複数の光周波数成分を有するものを用いて、時間的コヒーレンスの低い、すなわち光スペクトル線幅の広い入力信号光を光ヘテロダイン検出する。この場合、ビート信号は、雑音的になるので、この雑音的なビート信号の振幅情報を検出信号とする。

【0045】

ここで、局発光発生手段10から発生する局発光の複数の光周波数におけるそれぞれの間隔は、光検出システム全体の電気帯域の二倍以上とする。この場合、ある光周波数の局発光と入力信号光とのビート信号は、他の光周波数の局発光と入力信号光とのビート信号と相関を持たない。したがって、これらのビート信号は光電変換手段30にてインコヒーレントに加算される。つまり、複数の光周波数成分を有する局発光を用いることで、一種類の光周波数成分しか持たない局発光を用いる場合よりも、検出されるビート信号の振幅は大きくなる。これにより、従来に無い高感度な光ヘテロダイン検出が実現される。また、十分強度の高い局発光を用いることで、高速かつ高感度な光検出が可能になる。

【0046】

なお、光電変換手段30から出力される電気信号は、搬送波周波数が確定しない信号になっている。また、様々な周波数成分を含むため、使用周波数帯域が広がっている。このように、使用周波数帯域が広がると、多くの雑音の混入を許してしまい、光検出感度の低下を招くことになる。したがって、光電変換手段30の出力から被検出光の情報を取得するには、特に、包絡線検波を行うのが好ましい。このように、包絡線検波により被検出光の情報を取得するようにすれば、使用帯域を制限して雑音の混入を防ぐことができるとともに、周波数帯域の低減に応じて、装置を構成する部品のコストダウンを図ることが可能となる。

【0047】

(第2実施の形態)

図3は、本発明の第2実施の形態に係るレーザ走査型蛍光顕微鏡の要部の構成を示すブロック図である。このレーザ走査型蛍光顕微鏡は、励起光源として波長488nmで連続発振するArレーザ41を有する。図3において、Arレーザ41から出射されたレーザ光は、例えば音響光学変調器(Acousto Optic Modulator:AOM)等の光強度調整器42により光強度を調整して、X-Yガルバノミラー43、瞳投影レンズ44、結像レンズ45、ダイクロイックミラー46および対物レンズ47を経て、検査対象である生細胞試料48に集光して照射する。したがって、このレーザ走査型蛍光顕微鏡では、光強度調整器42、X-Yガルバノミラー43、瞳投影レンズ44、結像レンズ45、ダイクロイックミラー46および対物レンズ47は、励起光源からの励起光を試料に照射する光照射手段を構成している。また、X-Yガルバノミラー43は、光走査手段を構成する。

【0048】

なお、生細胞試料48としては、蛍光色素で染色された検査対象物や、蛍光タンパクが発現している検査対象物を用いる。ここでは、蛍光タンパクeGFP(enhanced Green Fluorescence Protein)が発現している検査対象物質を用いるものとする。したがって、Arレーザ41からのレーザ光が、生細胞試料48に照射されると、eGFPが励起されて波長約500nm~600nmの蛍光が発生する。

【0049】

生細胞試料 4 8 から発生した蛍光は、対物レンズ 4 7 を経てダイクロイックミラー 4 6 に導く。ダイクロイックミラー 4 6 は、波長 4 8 8 nm の光は透過させ、波長 5 0 0 nm より長波長の光は反射させるように構成する。これにより、生細胞試料 4 8 で発生した波長約 5 0 0 nm ~ 6 0 0 nm の蛍光を、ダイクロイックミラー 4 6 で反射させる。

【 0 0 5 0 】

ダイクロイックミラー 4 6 で反射された蛍光は、光合波手段であるハーフミラー 4 9 にて局発光と合波させる。局発光は、D P S S (Diode Pumped Solid State) レーザ 5 1 から出射されたレーザ光と、E r 添加フッ化物ファイバレーザ 5 2 から出射されたレーザ光とをダイクロイックミラー 5 3 で合波したものをを用いる。D P S S レーザ 5 1 は、例えば、波長 5 3 2 nm にて単一空間モードで連続発振し、平均光強度 1 0 m W までの出力が可能なのを用いる。また、E r 添加フッ化物ファイバレーザ 5 2 は、例えば、波長 5 4 3 nm にて単一空間モードで連続発振し、平均光強度 1 0 m W の出力が可能なのを用いる。

10

【 0 0 5 1 】

すなわち、本実施の形態においては、局発光発生手段を、D P S S レーザ 5 1 および E r 添加フッ化物ファイバレーザ 5 2 の 2 台の連続発振レーザを用いて構成している。

【 0 0 5 2 】

ハーフミラー 4 9 から得られる二つの合波出力は、それぞれ反射ミラー 5 4 , 5 5 で反射させ、レンズ 5 6 , 5 7 を用いて S i P D (Silicon Photo Diode) で構成される光電変換手段である差動検出器 (Dual Balanced Detector: DBD) 6 1 に入力して光電変換する。D B D 6 1 から出力される電気信号は、包絡線検波回路 6 2 で包絡線検波した後、電気増幅器 6 3 で増幅し、さらに、A D 変換器 6 4 にてアナログ信号からデジタル信号へ変換して、コンピュータ 6 5 に供給する。

20

【 0 0 5 3 】

コンピュータ 6 5 は、レーザ走査型蛍光顕微鏡の全体を制御する。これにより、A r レーザ 4 1 からのレーザ光を、X - Y ガルバノミラー 4 3 により偏向して、生細胞試料 4 8 を対物レンズ 4 7 の光軸と直交する平面内で 2 次元走査し、その各走査点において A D 変換器 6 4 から得られる出力を処理して、モニタ 6 6 に蛍光画像を表示する。

【 0 0 5 4 】

このように、本実施の形態に係るレーザ走査型蛍光顕微鏡は、A r レーザ 4 1 からのレーザ光の照射によって、生細胞試料 4 8 から発生する蛍光を、十分強度の高い D P S S レーザ 5 1 および E r 添加フッ化物ファイバレーザ 5 2 から得られる局発光を用いてヘテロダイン検出する。したがって、生細胞試料 4 8 から得られる信号光である蛍光が微弱でも、生細胞試料 4 8 に照射するレーザ光の強度を高めたり、受光積算時間を長くしたりすることなく、S i P D で構成される D B D 6 1 を用いて、蛍光を高速かつ高感度に光電変換することができ、生細胞試料 4 8 を高感度かつ高 S N 比で蛍光観察することができる。

30

【 0 0 5 5 】

また、局発光として単一空間モードの光源を用いているため、D B D 6 1 の受光面において、局発光をほぼ回折限界まで集光することが可能である。生細胞試料 4 8 から発せられる蛍光と局発光とが、D B D 6 1 の受光面において空間的に重なった部分のみビート信号として検出されるため、本実施の形態に係るレーザ走査型蛍光顕微鏡は、共焦点ピンホールを有していないにも拘らず、共焦点効果を実現することが可能である。

40

【 0 0 5 6 】

さらに、局発光発生手段として、ここでは D P S S レーザ 5 1 と E r 添加フッ化物ファイバレーザ 5 2 との 2 台の連続発振レーザを用いるので、特に、個々の光源の強度や発振光周波数を選択することで、被検出光の光周波数帯域や光スペクトル形状に応じた自由度の高いレーザ走査型蛍光顕微鏡を実現できる。また、本実施の形態において、被検出光は、時間的に低コヒーレンスであるため、局発光の光周波数安定性に対する要求は高くない。また、検出されるビート信号は、搬送波周波数を規定できないような雑音的な信号になるため、従来法では必要不可欠だった局発光と被検出光との間の周波数間隔の固定が必要

50

無い。しかも、局発光間の周波数間隔は、光検出システム全体の電気帯域よりも広く設定されている限り、局発光間のビート信号は検出されない。したがって、局発光発生手段に対する光周波数の安定性に対する制約は緩い。そのため、非常に低価格な連続発振レーザを局発光源として用いることができる。なお、局発光発生手段を構成する連続発振光源は、2台に限らず、検出する入力信号光の帯域に応じて、3台以上とすることもできる。

【0057】

(第3実施の形態)

図4は、本発明の第3実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。この光検出装置は、図1に示した構成において、局発光発生手段10をパルス光発生手段70で構成したものである。パルス光発生手段70は、例えば、モード同期レーザ、利得スイッチレーザ、Qスイッチレーザなどのパルス光源と、光遅延発生器、チャープ発生器、光増幅器や光周波数変換器などを組み合わせて構成する。ここで、光遅延発生器は、例えば、光ファイバ遅延線やミラーなどで構成される空間遅延回路などである。チャープ発生器は、例えば、回折格子対、プリズム対、チャープドファイバブラッググレーティング、空間液晶変調器を利用したものや光ファイバなどである。光増幅器は、例えば、希土類添加型光ファイバ型光増幅器、誘導ラマン散乱効果を利用した光ファイバ型光増幅器、光パラメトリック光増幅器や半導体光増幅器などである。光周波数変換器は、例えば、第二次高調波発生(second harmonic generation:SHG)、第三次高調波発生(third harmonic generation:THG)、四光波混合効果(four wave mixing:FWM)や誘導ラマン散乱効果を用いた光周波数変換器などである。なお、パルス光発生手段70から出力するパルス列の繰返し周波数は、信号処理周波数帯域の二倍以上、好ましくは、二倍に設定する。その他の構成は、図1と同様であるので、同一構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

10

20

30

40

50

【0058】

このように、局発光発生手段をパルス光発生手段70で構成すれば、パルス光発生手段70から発生する光パルス列の光スペクトルは、光スペクトル帯域内に光パルス列の繰返し周波数と一致する周波数間隔で光周波数が並んだ構造を持っているので、光周波数の異なる多数の局発光を容易に得ることができる。また、時間幅の狭い光パルス列は、広い光スペクトル帯域を持っているため、被検出光が広帯域であっても非常に高感度に検出することが可能になる。また、パルス光発生手段70を用いることで、簡単な構成で多数の光周波数の局発光が得られるので、光源の管理が非常に容易になるとともに、局発光発生手段をコンパクトに構成することが可能となる。また、局発光としての光パルスと時間的に重なった信号光のビート信号が検出されるため、光パルスのタイミングを調整することで、光パルス時間幅程度の時間分解能を持った時間分解計測も可能になる。

【0059】

また、パルス光発生手段70を、モード同期レーザを用いて構成した場合は、局発光の各周波数成分間の相対強度揺らぎを非常に小さくできるので、非常に低雑音な光検出が可能となる。すなわち、多くの光周波数成分を含む局発光を用いる場合、各光周波数成分間に相対強度揺らぎがあると、ビート信号強度も揺らぐため、検出時の雑音となる。この点、モード同期レーザは、非常に低雑音な光パルス列を発生させることができるので、光スペクトルに含まれる各光周波数成分の光スペクトル純度を非常に高くでき、各周波数成分間の相対強度揺らぎを非常に小さくできる。

【0060】

また、パルス光発生手段70を、利得スイッチレーザもしくはQスイッチレーザを用いて構成した場合は、所望の光周波数成分の周波数間隔を実現することができるので、計測速度を変化させても、それに応じて常に所望の感度に調整が可能になる。すなわち、光パルス列の光スペクトルに含まれる光周波数成分の周波数間隔は、前述のとおり、光パルス列の繰返し周波数と等しい。この光周波数成分の周波数間隔は、光検出システム全体の電気帯域に入らない程度に密であることが、検出感度の観点から望ましい。この点、利得スイッチレーザやQスイッチレーザを用いれば、光パルス列の繰返し周波数を容易に変

更可能であるので、局発光に含まれる光周波数成分の周波数間隔を容易に変化させることができる。そのため、計測速度を変化させても、それに応じて常に所望の感度に調整が可能になる。

【 0 0 6 1 】

さらに、パルス光発生手段 7 0 から出力するパルス列の繰返し周波数を、信号処理周波数帯域の二倍に設定することで、局発光の隣接する光周波数成分の位相関係によって検出信号出力が影響を受けることなく、高感度の検出が可能となる。すなわち、局発光として用いられる光パルス列の光スペクトル中には、その繰返し周波数間隔で光周波数成分が並ぶ。この各光周波数成分同士の位相関係には強い相関があるため、局発光の隣接する光周波数成分のちょうど中間に位置する信号光の光周波数成分は、電気段にてコヒーレントに足し合わされる。つまり、隣接する光周波数成分の位相関係によって、検出信号出力が変化する。これを防止するには、局発光として用いる光パルス列の各光周波数成分の位相関係を管理する必要がある。この点、パルス光発生手段 7 0 から出力する光パルス列の繰返し周波数を信号処理周波数の二倍以上に設定すれば、この出力変化の問題を解消することができる。そして、好ましくは、光パルス列の繰返し周波数を信号処理周波数の二倍に設定することで、局発光の各光周波数成分の間隔が密となり、高感度な光検出が可能となる。

10

【 0 0 6 2 】

(第 4 実施の形態)

図 5 は、本発明の第 4 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。この光検出装置は、図 4 に示した構成の光検出装置において、パルス光発生手段 7 0 と光合波手段 2 0 との間に、パルス光発生手段 7 0 の出力光から、一部の光周波数を選択して局発光として光合波手段 2 0 に出力する光周波数選択手段 8 0 を設けたものである。

20

【 0 0 6 3 】

光周波数選択手段 8 0 は、例えば、誘電体多層膜型フィルタ、光吸収型フィルタ、回折格子型フィルタ、プリズム型フィルタ、グリズム型フィルタ、V I P A (Virtually Image d Phased Array) 型フィルタ、A W G (Arrayed Wave Guide) 型フィルタ、ファイバブラッググレーティング(Fiber Bragg Grating:FBG)型フィルタなどを用いて構成する。その他の構成は、図 1 と同様であるので、同一構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

30

【 0 0 6 4 】

このように、パルス光発生手段 7 0 の後段に光周波数選択手段 8 0 を設ければ、パルス光発生手段 7 0 から出力される光パルス列の光スペクトルが被検出光の光スペクトル帯域よりも広い場合に、光検出に寄与しない局発光を光周波数選択手段 8 0 により除去することができるので、第 3 実施の形態の効果に加えて、過剰雑音の混入を低減し、所望の被検出信号を高感度かつ高 S N 比で検出することができる。

【 0 0 6 5 】

光ヘテロダイン検出における支配的雑音要因はショット雑音であり、この雑音は光電変換手段 3 0 で光電変換される局発光強度に比例する。このため、被検出光が存在しない光周波数領域の局発光が光電変換手段 3 0 に入力されると、ビート信号は増えない上、ショット雑音が増大してしまう。本実施の形態に係る光検出装置では、このような光検出に寄与しない局発光を、光周波数選択手段 8 0 で除去するので、局発光と近接する信号光成分のみがビート信号として検出され、光周波数軸上で近接する局発光の無い信号光成分は検出されない。つまり、光周波数選択手段 8 0 で選択された局発光の光スペクトルとほぼオーバーラップしている被検出光のみがビート信号として検出されるので、被検出光のある特定の光周波数を高感度かつ高 S N 比で検出することができる。

40

【 0 0 6 6 】

(第 5 実施の形態)

図 6 は、本発明の第 5 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。この光検出装置は、図 4 に示した構成の光検出装置において、パルス光発生手段 7 0

50

と光合波手段 20 との間に、パルス光発生手段 70 の出力光の光スペクトルを所望の形状に整形して光合波手段 20 に局発光として出力する光スペクトル整形手段 90 を設けたものである。

【0067】

光スペクトル整形手段 90 は、例えば、誘電体多層膜型フィルタ、長周期 F B G、回折格子と液晶空間位相変調器との組み合わせや、V I P A 型波形整形器などを用いて構成する。その他の構成は、図 1 と同様であるので、同一構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

【0068】

このように、パルス光発生手段 70 の後段に光スペクトル整形手段 90 を設けて、光合波手段 20 に出力する光パルス列の光スペクトルの強度等を所望の形状に整形すれば、第 3 実施の形態の効果に加えて、光検出感度の光周波数依存性を調整することが可能になる。すなわち、局発光として光パルス列を用いる場合、光パルス列の光スペクトル形状に応じて、検出感度の光周波数依存性が生じる。また、光電変換手段 30 も、通常は検出感度の光周波数依存性を有している。したがって、本実施の形態におけるように、パルス光発生手段 70 の後段に光スペクトル整形手段 90 を配置して、光パルス列の光スペクトルを所望の形状に整形して、被検出光に合波すれば、光検出感度の光周波数依存性を調整することが可能になる。

【0069】

なお、このような光スペクトル整形手段 90 は、図 5 に示した構成において、光周波数選択手段 80 の前段または後段に配置して光検出装置を構成することもでき、これにより同様の効果を得ることができる。

【0070】

(第 6 実施の形態)

図 7 は、本発明の第 6 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。この光検出装置は、図 4 に示した構成の光検出装置において、パルス光発生手段 70 と光合波手段 20 との間に、パルス光発生手段 70 の出力光の光スペクトルを広帯域化して光合波手段 20 に局発光として出力する光スペクトル広帯域化手段 100 を設けたものである。

【0071】

光スペクトル広帯域化手段 100 は、例えば、光ファイバ中の非線形効果（光カー効果、誘導ラマン散乱、誘導パラメトリック散乱）や半導体光増幅器中の非線形効果を利用して構成することができる。その他の構成は、図 1 と同様であるので、同一構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

【0072】

このように、パルス光発生手段 70 の後段に光スペクトル広帯域化手段 100 を設けて、光合波手段 20 に出力する光パルス列の光スペクトルを広帯域化すれば、第 3 実施の形態の効果に加えて、非常に広帯域な被検出光でも検出することが可能となる。すなわち、光電変換手段 30 の検出光帯域が十分広い場合、検出可能な光スペクトル帯域は、パルス光発生手段 70 からの局発光の光スペクトル帯域（より厳密には局発光の光スペクトル包絡線の帯域）でほぼ決定される。つまり、局発光の光スペクトルとオーバーラップしない信号光成分は検出することができない。この点、本実施の形態におけるように、パルス光発生手段 70 の後段に光スペクトル広帯域化手段 100 を配置すれば、局発光の光スペクトル帯域を広げることができるため、検出可能な光スペクトル帯域を広げることが可能になり、非常に広帯域な信号光でも検出できるようになる。

【0073】

(第 7 実施の形態)

図 8 は、本発明の第 7 実施の形態に係る内視鏡の要部の構成を示すブロック図である。この内視鏡は、体腔内を観察するもので、照明光源として X e ランプ 111 を有し、被検出光の検出系として図 7 に示した光検出装置の構成を有するものである。図 8 において、

X eランプ 1 1 1 は、コンピュータ 1 1 2 に制御されたドライバ 1 1 3 によって駆動する。X eランプ 1 1 1 から発せられた光は、ライトガイドファイバ (Light Guide Fiber: LGF) 1 1 4 を経由して照明用レンズ 1 1 5 から体腔内の生体試料 1 1 6 に向けて照明光として照射する。

【 0 0 7 4 】

照明光の照射により生体試料 1 1 6 で反射および散乱された光は、被検出光として集光用レンズ 1 1 7 にて集光して、合波ミラー 1 1 8 で局発光と合波させる。

【 0 0 7 5 】

局発光は、利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 からの光パルスを用いる。この利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 からの光パルスは、分散補償光ファイバ (Dispersion Compensation Fiber: DCF) 1 2 2、E r 添加ファイバ型光増幅器 (Er-doped Fiber Amplifier: EDFA) 1 2 3、P P L N (Periodically Poled Lithium Niobate) 1 2 4、光スペクトル広帯域化手段であるフォトリソニック結晶ファイバ (photonic crystal fibers: PCF) 1 2 5、およびコリメートレンズ 1 2 6 を経て、合波ミラー 1 1 8 に局発光として入射させる。

【 0 0 7 6 】

利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 は、例えば、波長 1 5 5 0 n m の分布帰還型半導体レーザ (Distributed Feedback Laser Diode: DFB LD) を用いる。この利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 からは、パルス幅 2 0 p s のパルス列を得る。パルス列の繰り返し周波数は、1 M H z ~ 1 0 G H z の間でコンピュータ 1 1 2 によって制御する。利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 から出力された光パルスは、D C F 1 2 2 を伝搬させて、パルス幅を約 2 p s まで時間圧縮し、さらに、E D F A 1 2 3 により増幅する。E D F A 1 2 3 の出力光は、P P L N 1 2 4 で波長 7 7 5 n m に波長変換し、さらに P C F 1 2 5 に入力して、光カー効果により光スペクトルを広帯域化する。この P C F 1 2 5 の出力光は、コリメートレンズ 1 2 6 により平行光の局発光として合波ミラー 1 1 8 に入射させて、被検出光と合波する。P C F 1 2 5 は、例えば、零分散波長が 7 7 0 n m、非線形定数が $1 0 0 W^{-1} k m^{-1}$ 、ファイバ長が 2 0 m のものを用いる。これにより、可視帯を覆う程度に光スペクトルを広帯域化する。

【 0 0 7 7 】

ここで、コンピュータ 1 1 2 は、生体試料 1 1 6 からの光検出系全体の信号処理帯域の約二倍になるように利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 の繰り返し周波数を制御する。さらにコンピュータ 1 1 2 は、利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 の繰り返し周波数を変化させると同時に、E D F A 1 2 3 から出力される光パルス一つ当たりのエネルギーが変動しないように、E D F A 1 2 3 の平均出力光強度を調整する。これにより、P C F 1 2 5 から射出される光スペクトルの形状を安定化する。

【 0 0 7 8 】

合波ミラー 1 1 8 で合波された光は、フィルタ 1 2 7 で可視光以外の光を除去し、集光用レンズ 1 2 8 により光電変換手段である二次元 C C D 1 3 0 に集光して光電変換する。二次元 C C D 1 3 0 からの出力電気信号は、A D 変換器 1 3 1 でデジタル信号に変換した後、デジタルシグナルプロセッサ (Digital Signal Processor: DSP) 1 3 2 に供給し、該 D S P 1 3 2 で包絡線検波処理してコンピュータ 1 1 2 に供給する。そして、コンピュータ 1 1 2 により、D S P 1 3 2 からの信号に基づいて二次元画像を構築して、モニタ 1 3 3 に画像を表示する。なお、照明用レンズ 1 1 5、集光用レンズ 1 1 7、合波ミラー 1 1 8、コリメートレンズ 1 2 6、フィルタ 1 2 7、集光用レンズ 1 2 8 および二次元 C C D 1 3 0 は、内視鏡ハウジング 1 3 4 内に収められている。

【 0 0 7 9 】

本実施の形態に係る内視鏡によれば、利得スイッチ半導体レーザ 1 2 1 から出力される光パルスを、D C F 1 2 2 で時間圧縮した後、E D F A 1 2 3 で増幅し、さらに、P P L N 1 2 4 で波長変換してから P C F 1 2 5 で光スペクトルを広帯域化して局発光を得るようにしている。したがって、生体試料 1 1 6 からの広帯域な被検出光を高感度かつ高 S N 比で検出して、二次元画像としてモニタ 1 3 3 に表示することができ、正確な診断に供す

10

20

30

40

50

ることができる。

【0080】

(第8実施の形態)

図9は、本発明の第8実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。この光検出装置は、図4に示した構成の光検出装置に、図5に示した光周波数選択手段80と、図7に示した光スペクトル広帯域化手段100とを付加し、パルス光発生手段70の出力光の光スペクトルを、光スペクトル広帯域化手段100により広帯域化した後、その広帯域化された光スペクトルから光周波数選択手段80により所要の光周波数を局発光として選択して光合波手段20に出力するようにしたものである。その他の構成は、図1と同様であるので、同一構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

10

【0081】

したがって、本実施の形態に係る光検出装置によると、第3実施の形態、第4実施の形態および第6実施の形態で説明したと同様の効果を得ることができる。

【0082】

(第9実施の形態)

図10は、本発明の第9実施の形態に係る走査型内視鏡の要部の構成を示すブロック図である。この走査型内視鏡は、体腔内を走査して観察するもので、照明光源としてXeランプ151を有し、被検出光の検出系として図9に示した光検出装置の構成を有するものである。図10において、Xeランプ151は、コンピュータ152に制御されたドライバ153によって駆動する。Xeランプ151から発せられた光は、ライトガイドファイバ154を経てコリメータ155から体腔内の生体試料156に照明光として照射する。

20

【0083】

照明光の照射により生体試料156で反射および散乱された光は、被検出光として集光用レンズ157にて集光する。ここで、コリメータ155および集光用レンズ157は、走査マウント158に保持されており、走査マウント158はドライバ159を介してコンピュータ152によって制御される。コリメータ155、集光用レンズ157および走査マウント158は、内視鏡ハウジング160に収められている。

【0084】

局発光は、チタン・サファイヤレーザ161からの光パルスを用いる。このチタン・サファイヤレーザ161からの光パルスは、光スペクトル広帯域化手段であるPCF162および光周波数選択手段である光フィルタ163を経て、合波手段である光ファイバカプラ164に、局発光として入射させる。

30

【0085】

チタン・サファイヤレーザ161からは、例えば、繰り返し周波数80MHz、パルス幅120fs、発振波長850nm、平均光強度2.5Wの超短光パルスを発生させる。この超短光パルスは、PCF162に入力して、光スペクトルを広帯域化する。PCF162は、例えば、零分散波長が845nm、非線形定数が $70\text{W}^{-1}\text{km}^{-1}$ 、ファイバ長が1mのものを用いる。そして、光フィルタ163は、PCF162で広帯域化された光パルスから、波長450nm~700nmの光を局発光として取り出して光ファイバカプラ164に供給する。

40

【0086】

集光用レンズ157からの出力光および光フィルタ163からの局発光は、光ファイバカプラ164にて合波して、該光ファイバカプラ164の二つの出力を、光電変換手段であるDBD165へ入力して光電変換する。DBD165から出力される電気信号は、電気増幅器166にて増幅し、さらに、AD変換器167にてアナログ信号からデジタル信号へ変換して、コンピュータ152に供給する。

【0087】

コンピュータ152は、走査マウント158の位置およびXeランプ151の光強度を制御しながら、AD変換器167から得られる情報に基づいて二次元画像を構築して、その構築した二次元画像をモニタ168に表示する。

50

【 0 0 8 8 】

本実施の形態に係る走査型内視鏡によれば、チタン・サファイヤレーザ 1 6 1 から出力される光パルスの光スペクトルを、 P C F 1 6 2 で広帯域化した後、光フィルタ 1 6 3 に入射させるので、所望の光スペクトルを有する局発光を容易に得ることができる。したがって、生体試料 1 5 6 からの広帯域な被検出光を高感度かつ高 S N 比で検出して、二次元画像としてモニタ 1 6 8 に表示することができ、正確な診断に供することができる。

【 0 0 8 9 】

(第 1 0 実施の形態)

図 1 1 は、本発明の第 1 0 実施の形態に係る光検出装置の要部の構成を示すブロック図である。この光検出装置は、図 4 に示した構成の光検出装置に、図 6 に示した光スペクトル整形手段 9 0 と、図 7 に示した光スペクトル広帯域化手段 1 0 0 とを付加し、パルス光発生手段 7 0 の出力光の光スペクトルを、光スペクトル広帯域化手段 1 0 0 により広帯域化した後、その広帯域化された光スペクトルを光スペクトル整形手段 9 0 により所望の形状に整形して光合波手段 2 0 に局発光として出力するようにしたものである。その他の構成は、図 1 と同様であるので、同一構成要素には同一参照符号を付して説明を省略する。

10

【 0 0 9 0 】

したがって、本実施の形態に係る光検出装置によると、第 3 実施の形態、第 5 実施の形態および第 6 実施の形態で説明したと同様の効果を得ることができる。

【 0 0 9 1 】

なお、図 1 1 に示した光検出装置において、光スペクトル整形手段 9 0 の前段または後段に、図 5 に示した光周波数選択手段 8 0 を配置することもでき、これにより図 5 において説明したと同様の効果を得ることができる。

20

【 0 0 9 2 】

(第 1 1 実施の形態)

図 1 2 は、本発明の第 1 1 実施の形態に係る多光子蛍光顕微鏡装置の要部の構成を示すブロック図である。この多光子蛍光顕微鏡装置は、励起光源としてチタン・サファイヤレーザ 1 7 1 を有し、被検出光の検出系として図 1 0 に示した光検出装置の構成を有し、かつ、励起光源であるチタン・サファイヤレーザ 1 7 1 を局発光源としても共用するものである。

30

【 0 0 9 3 】

チタン・サファイヤレーザ 1 7 1 からは、例えば、繰り返し周波数 8 0 M H z 、パルス幅 1 2 0 f s 、発振波長 8 5 0 n m 、平均光強度 2 . 5 W の超短光パルスを発生させる。この超短光パルスは、部分反射ミラー 1 7 2 にて 9 0 % の光を反射させて、レンズ 1 7 3 を経て光スペクトル広帯域化手段である P C F 1 7 4 に入力させる。一方、部分反射ミラー 1 7 2 を透過する 1 0 % の光は、光強度調整器 1 7 5 に入力させる。

【 0 0 9 4 】

P C F 1 7 4 は、例えば、零分散波長が 8 4 5 n m 、非線形定数が $7 0 W^{-1} k m^{-1}$ 、ファイバ長が 1 m のものを用いて、入力された超短光パルスの光スペクトルを広帯域化する。ここで、P C F 1 7 4 により広帯域化された光スペクトルには、多数のリプルが生じる。そのため、この P C F 1 7 4 から出力される光パルスを、レンズ 1 7 6 を経て光スペクトル整形手段である誘電体多層膜型の光スペクトル整形フィルタ 1 7 7 に入射させて、光スペクトルを整形する。

40

【 0 0 9 5 】

光スペクトル整形フィルタ 1 7 7 は、広帯域化された光スペクトル上の波長 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m のリプルを平坦化する透過特性を有する、例えば誘電体多層膜型のものを用いる。この光スペクトル整形フィルタ 1 7 7 により光スペクトルが整形された光パルスは、波長 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の光を透過する光バンドパスフィルタ 1 7 8 を経て、局発光として光合波手段であるハーフミラー 1 8 0 に入射させる。

【 0 0 9 6 】

一方、部分反射ミラー 1 7 2 を透過した光は、光強度調整器 1 7 5 により平均光強度を

50

100 mWに調整して、X-Yガルバノミラー181、瞳投影レンズ182、結像レンズ183、ダイクロイックミラー184および対物レンズ185を経て、検査対象である生細胞試料186に集光して照射し、これにより生細胞試料186中の例えばeGFPを多光子励起(例えば、2光子励起)して蛍光を発生させる。

【0097】

生細胞試料186から発生した蛍光は、対物レンズ185を経てダイクロイックミラー184に導く。ダイクロイックミラー184は、チタン・サファイヤレーザ171からの波長850 nmの光は透過させ、波長700 nm以下の短波長の光は反射させるように構成する。これにより、生細胞試料186で発生した波長約500 nm~600 nmの蛍光を、ダイクロイックミラー184で反射させる。

10

【0098】

ダイクロイックミラー63で反射された波長500 nm~600 nmの蛍光は、ハーフミラー180にて、光バンドパスフィルタ178から出力される局発光と合波させる。ハーフミラー180から得られる二つの合波出力は、それぞれ反射ミラー187, 188およびレンズ189, 190を経て、SiPDで構成される光電変換手段であるDBD191に入力して光電変換する。DBD191から出力される電気信号は、包絡線検波回路192で包絡線検波した後、電気増幅器193で増幅し、さらに、AD変換器194にてアナログ信号からデジタル信号へ変換して、コンピュータ195に供給する。

【0099】

コンピュータ195は、多光子蛍光顕微鏡装置の全体を制御して、AD変換器194から得られる出力を処理し、その蛍光画像をモニタ196に表示する。

20

【0100】

本実施の形態に係る多光子蛍光顕微鏡装置によれば、励起光源であるチタン・サファイヤレーザ171を局発光源としても用い、このチタン・サファイヤレーザ171から出射された励起光を局発用として光量分離し、その分離した局発用の光パルスの光スペクトルをPCF174で広帯域化して、さらに、光スペクトル整形フィルタ177で光スペクトルを整形して局発光を得るようにしたので、簡単な構成で、生細胞試料186からの蛍光を高感度かつ高SN比で検出することができる。

【0101】

なお、本発明は、上記実施の形態にのみ限定されるものではなく、幾多の変形または変更が可能である。例えば、被検出信号光は、試料からの反射光、散乱光、蛍光に限らず、透過光、燐光の場合も、本発明に係る光検出装置を有効に適用することができる。また、反射光、散乱光、透過光を検出する場合の照明光は、ランプ光に限らず、LED(Light Emitting Diode)光とすることもできる。さらに、図5、図9、図10において、光周波数選択手段の前段または後段に、図6に示した光スペクトル整形手段を設けることもできる。

30

【0102】

また、本発明は、波長が180 nm程度の紫外線から波長が50 μm程度の赤外線までの電磁波の光検出に適用でき、上記実施の形態で説明した可視光の検出に限らない。例えば、紫外線を検出する場合、局発光発生手段は、例えば、チタン・サファイヤレーザを用い、該チタン・サファイヤレーザから生成される高強度の超短光パルスをキセノンガスに照射して、キセノンガス中で高次高調波を発生させ、これにより紫外線領域で得られる超短光パルスを紫外線検出用の局発光として用いるように構成することができる。また、光合波手段は、例えば、多層膜型ミラーを用いて構成することができ、光電変換手段は、例えば、PMTを用いて構成することができる。

40

【0103】

また、赤外線を検出する場合、局発光発生手段は、例えば、モード同期Nd:YAGレーザを用い、該モード同期Nd:YAGレーザから生成される高強度のピコ秒光パルスをPPLNに入射し、これによりPPLN中での差周波混合によって得られる赤外線波長の光パルスを赤外線検出用の局発光として用いるように構成することができる。また、光合

50

波手段は、例えば、C s I 基板型ビームスプリッタを用いて構成することができ、光電変換手段は、例えば、Ge : Znを用いた光導電素子を利用して構成することができる。

【0104】

また、本発明は、光以外の電磁波、例えば、電波、X線、γ線等の検出にも有効に適用することができる。この場合は、例えば、図13に示すように、局発信号発生手段201から、一定時間内に被検出電磁波（例えば、電波など）に基づく被検出信号の周波数帯域内に複数の周波数成分を有する局発信号を発生させ、この局発信号と被検出信号とをミキサ202で混合する。そして、ミキサ202の出力からローパスフィルタ（Low Pass Filter:LPF）203によりビート信号を取り出して、このビート信号に基づいて被検電磁波に基づく被検出信号を検出するように構成する。したがって、本発明は、以下の付記項に記載のように捉えることもできる。

【0105】

[付記項]

1．一定時間内に被検出電磁波に基づく被検出信号の周波数帯域内に複数の周波数成分を有する局発信号を発生する局発信号発生手段と、

前記局発信号発生手段から発生される前記局発信号と前記被検出信号とを混合する混合手段と、

前記混合手段の出力からビート信号を取り出すローパスフィルタとを有し、

前記ビート信号に基づいて前記被検出信号をヘテロダイン検出することを特徴とする電磁波検出装置。

2．前記局発信号発生手段は、それぞれ異なる周波数の連続信号を発生する複数台の信号発生源を有する、ことを特徴とする付記項1に記載の電磁波検出装置。

3．前記局発信号発生手段は、パルス列を発生するパルス発生手段からなる、ことを特徴とする付記項1に記載の電磁波検出装置。

4．前記局発信号発生手段は、さらに、前記パルス発生手段の出力から、所定の周波数成分を局発信号として選択するフィルタ手段を有する、ことを特徴とする付記項3に記載の電磁波検出装置。

5．前記局発信号発生手段は、さらに、前記パルス発生手段の出力のスペクトルを整形するスペクトル整形手段を有する、ことを特徴とする付記項3に記載の電磁波検出装置。

6．前記局発信号発生手段は、さらに、前記パルス発生手段の出力のスペクトルを広帯域化するスペクトル広帯域化手段を有する、ことを特徴とする付記項3に記載の電磁波検出装置。

7．前記局発信号発生手段は、さらに、前記スペクトル広帯域化手段の出力から、所定の周波数成分を局発信号として選択するフィルタ手段を有する、ことを特徴とする付記項6に記載の電磁波検出装置。

8．前記局発信号発生手段は、さらに、前記スペクトル広帯域化手段の出力のスペクトルを整形するスペクトル整形手段を有する、ことを特徴とする付記項6に記載の電磁波検出装置。

9．前記パルス発生手段は、前記ローパスフィルタの出力を処理する信号処理周波数帯域の二倍以上の繰り返し周波数で、前記パルス列を発生する、ことを特徴とする付記項3～8のいずれか一項に記載の電磁波検出装置。

10．前記ビート信号の包絡線を検出する包絡線検波手段を、さらに有する、ことを特徴とする付記項1～9のいずれか一項に記載の電磁波検出装置。

11．一定時間内に被検出電磁波に基づく被検出信号の周波数帯域内に複数の周波数成分を有する局発信号を発生するステップと、

前記被検出信号光と前記局発信号とを混合するステップと、

前記混合された信号からビート信号を取り出すステップとを含み、

前記ビート信号に基づいて前記被検出信号をヘテロダイン検出することを特徴とする電磁波検出方法。

12．観察試料からの被検出電磁波を検出する顕微鏡であって、

付記項 1 ～ 1 0 のいずれか一項に記載の電磁波検出装置を有し、

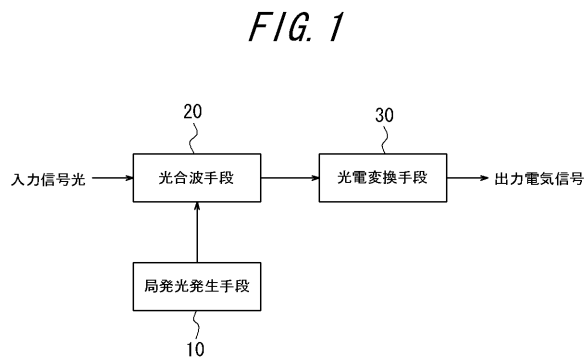
前記観察試料からの前記被検出電磁波に基づく被検出信号を前記電磁波検出装置によりヘテロダイン検出するように構成したことを特徴とする顕微鏡。

1 3 . 体腔内からの被検出電磁波を検出して、前記体腔内を観察する内視鏡であって、

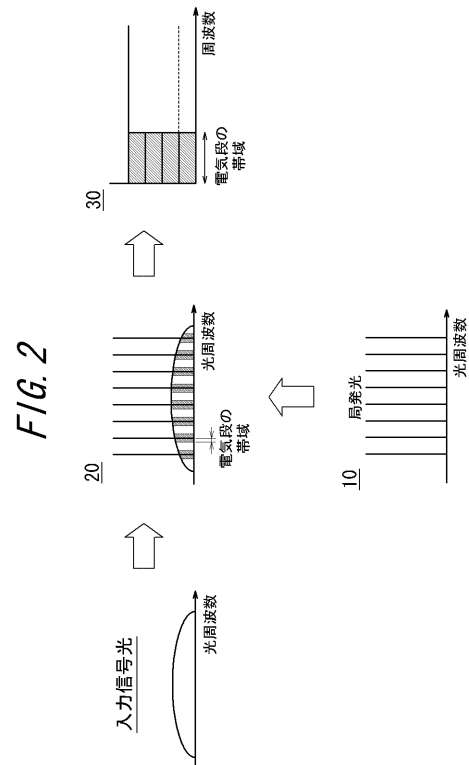
付記項 1 ～ 1 0 のいずれか一項に記載の電磁波検出装置を有し、

前記体腔内からの前記被検出電磁波に基づく被検出信号を前記電磁波検出装置によりヘテロダイン検出するように構成したことを特徴とする内視鏡。

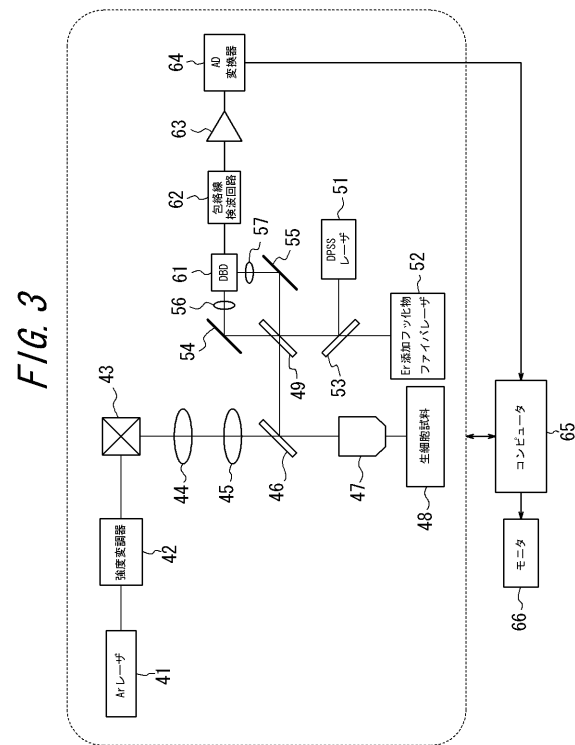
【 図 1 】



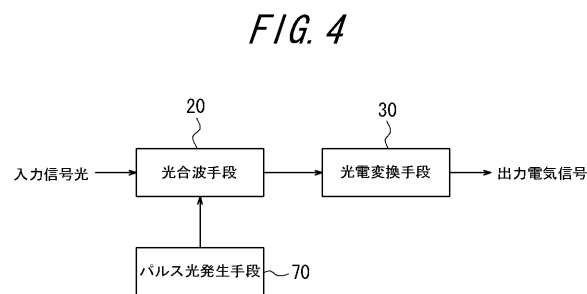
【 図 2 】



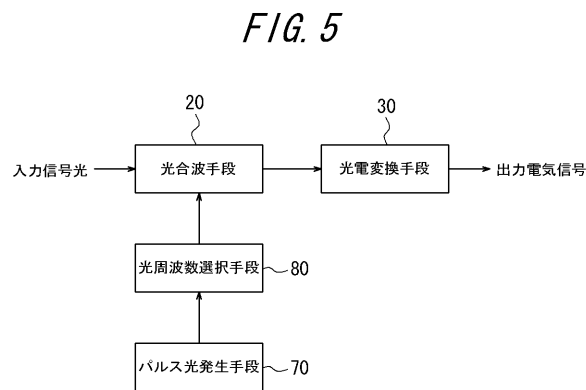
【 図 3 】



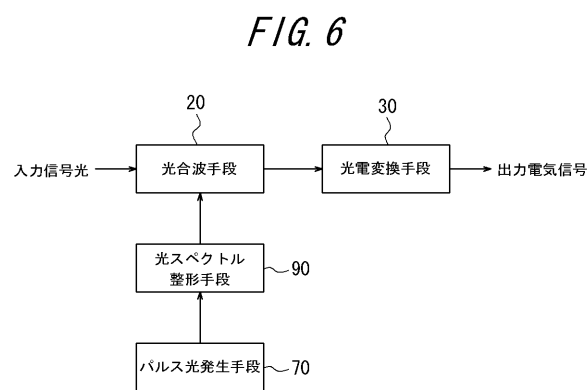
【 図 4 】



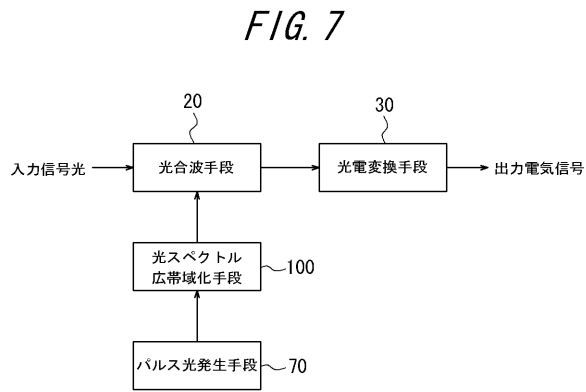
【 図 5 】



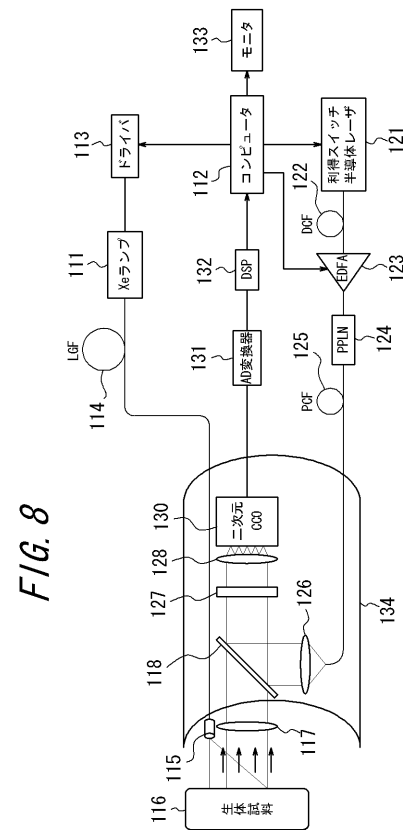
【 図 6 】



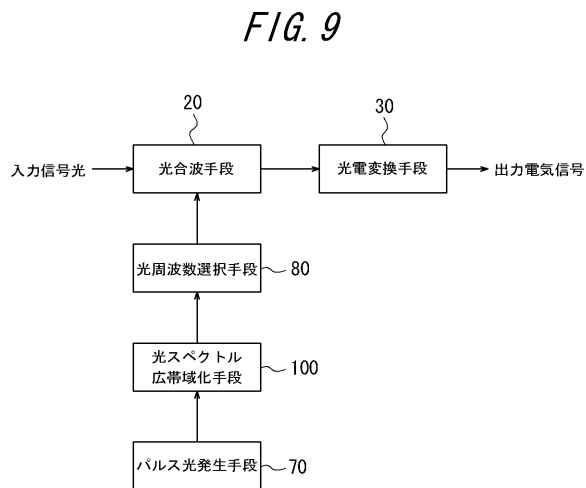
【図 7】



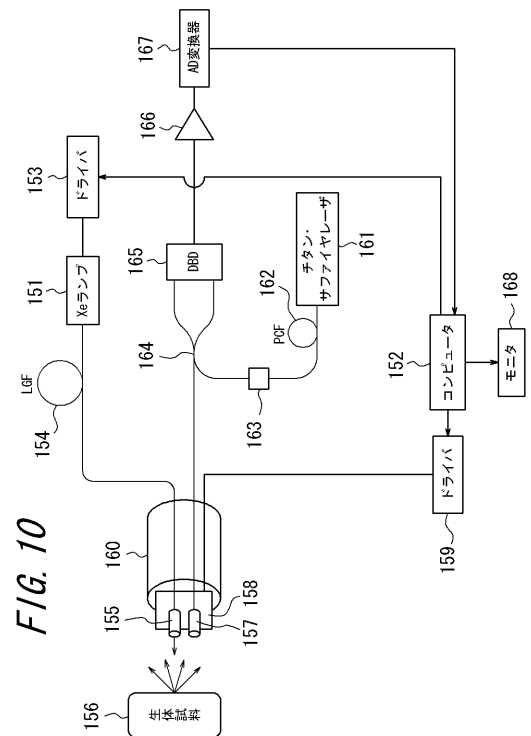
【図 8】



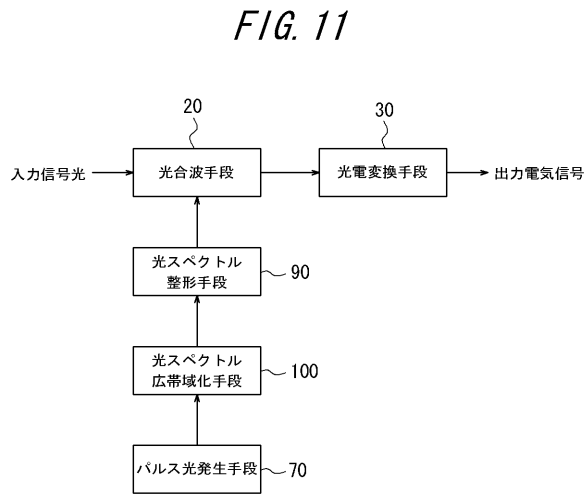
【図 9】



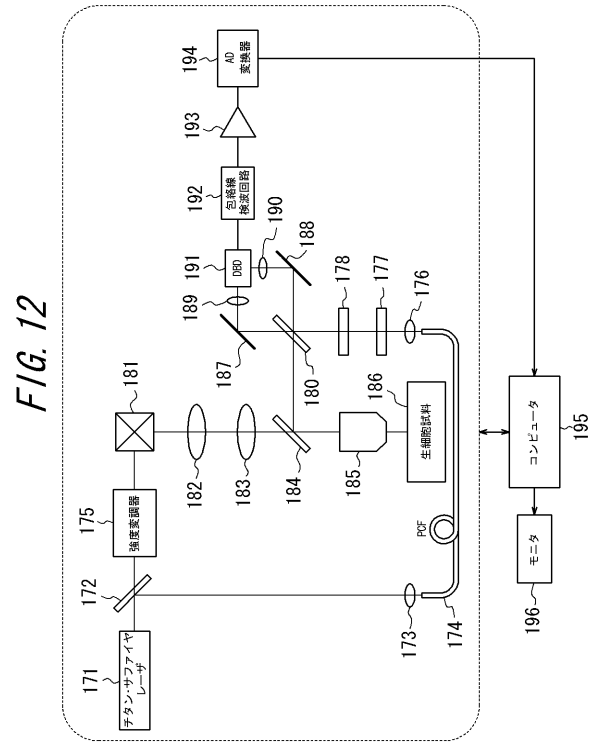
【図 10】



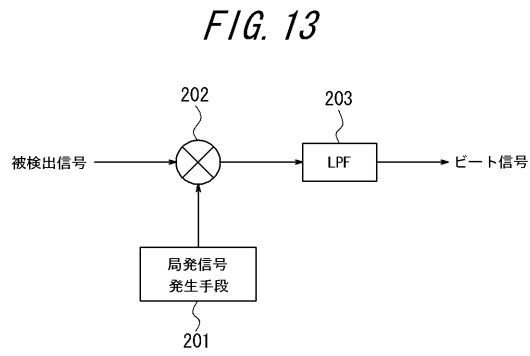
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054187

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01J1/00(2006.01)i, G01J11/00(2006.01)i, G01N21/27(2006.01)i, G01N21/64(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G01J1/00-1/60;11/00, G01N21/00-21/61

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2003-090792 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 28 March, 2003 (28.03.03), Full text; all drawings & US 2003/0055342 A1	1, 3, 13 12, 14
X Y	JP 60-010612 B2 (NEC Corp.), 19 March, 1985 (19.03.85), Full text; all drawings (Family: none)	1-2, 13 12, 14
X Y	JP 06-165784 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 14 June, 1994 (14.06.94), Full text; all drawings (Family: none)	1-2, 13, 15 12, 14

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
18 May, 2009 (18.05.09)Date of mailing of the international search report
26 May, 2009 (26.05.09)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054187

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 08-184502 A (Ando Electric Co., Ltd.), 16 July, 1996 (16.07.96), Par. No. [0010] (Family: none)	12, 14
Y	JP 09-297004 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 18 November, 1997 (18.11.97), Full text; all drawings (Family: none)	14
A	JP 2003-035660 A (Japan Science and Technology Corp.), 07 February, 2003 (07.02.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-3, 12-15
A	JP 04-156735 A (NEC Corp.), 29 May, 1992 (29.05.92), Full text; all drawings (Family: none)	1-3, 12-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054187

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
See extra sheet.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
Claims 1 - 3 and 12 - 15.

Remark on Protest
the

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/054187

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

As a result of the search of the prior art, it has been clarified that the technical matter described in claims 1, 3 and 13 is not novel.

JP 2003-090792 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.) describes an optically tomographic device/method for heterodyne detections, comprising a light source unit for generating a reference light ("local emission") or a pulse light composed of a low-coherence light and shifted in frequency, a piezo-element and an optical path delay unit ("local emission generating means" and "optical pulse generating means"), wave synthesizing means ("optical wave synthesizing means") for synthesizing the reference light and the signal light ("detected light"), and an optical detector ("photoelectric converting means") for detecting a beat signal component. The reference light of the invention described in that document is the low-coherence light having the same wavelength as that of the signal light. Hence, it is apparent that the reference light of the invention described in that document has a plurality of optical frequency components in the optical frequency band of the signal light.

Thus, the invention of claims 1, 3 and 13 and the invention described in the aforementioned document are not different in constitutions.

Therefore, the individual inventions of claims 2, 4 - 12 and 14 - 15 have the special technical features, as follows, but are not so relative as to form a single general inventive concept.

The invention of claims 2, 12 and 14 - 15 has such a special technical feature in the technical matter of claim 1 that said local emission generating means has a plurality of light emitting sources for generating continuous lights of mutually different optical frequencies.

The invention of claims 4 and 9 - 11 has such a special technical feature in the technical matter of claim 3 that said local emission generating means has an optical filter means for selecting a predetermined optical frequency component as a local emission from the output lights of said optical pulse generating means.

The invention of claim 5 has such a special technical feature in the technical matter of claim 3 as to comprise an optical spectrum shaping means for shaping the spectrum of the output light of said optical pulse generating means.

The invention of claims 6 - 8 has such a special technical feature in the technical matter of claim 3 that said local emission generating means has an optical spectrum widening means for widening the spectrum of the output light of said optical pulse generating means.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/054187	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G01J1/00(2006.01)i, G01J11/00(2006.01)i, G01N21/27(2006.01)i, G01N21/64(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G01J1/00-1/60:11/00, G01N21/00-21/61			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2009年 日本国実用新案登録公報 1996-2009年 日本国登録実用新案公報 1994-2009年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	JP 2003-090792 A（富士写真フイルム株式会社）2003.03.28, 全文、 全図 & US 2003/0055342 A1	1, 3, 13 12, 14	
X Y	JP 60-010612 B2（日本電気株式会社）1985.03.19, 全文、全図（フ ァミリーなし）	1-2, 13 12, 14	
X Y	JP 06-165784 A（オリンパス光学工業株式会社）1994.06.14, 全文、 全図（ファミリーなし）	1-2, 13, 15 12, 14	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 18.05.2009		国際調査報告の発送日 26.05.2009	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 豊田 直樹	2W 3720 電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 5 4 1 8 7
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 08-184502 A (安藤電気株式会社) 1996. 07. 16, 【0010】 (ファミリーなし)	12, 14
Y	JP 09-297004 A (オリンパス光学工業株式会社) 1997. 11. 18, 全文、全図 (ファミリーなし)	14
A	JP 2003-035660 A (科学技術振興事業団) 2003. 02. 07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-3, 12-15
A	JP 04-156735 A (日本電気株式会社) 1992. 05. 29, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-3, 12-15

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 5 4 1 8 7

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
2. ☐ 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

別紙参照

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項 1-3, 12-15

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2007年4月）

別紙

先行技術調査の結果、請求項1, 3, 13に記載の技術的事項は、新規なものでないことが明らかになった。

JP 2003-090792 A (富士写真フイルム株式会社)には、低コヒーレンス光からなり、周波数シフトされたパルス光である参照光(「局発光」)を発生する光源部、ピエゾ素子及び光路遅延部(「局発光発生手段」、「光パルス発生手段」)と、参照光と信号光(「被検出光」)とを合波する合波手段(「光合波手段」)と、ビート信号成分を検出する光検出器(「光電変換手段」)とを有し、ヘテロダイン検出する光断層画像化装置・方法の発明が記載されており、当該文献に記載された発明の参照光は、信号光と同じ波長を有した低コヒーレンス光であるから、当該文献に記載された発明の参照光が、信号光の光周波数帯域内に複数の光周波数成分を有することは明らかである。

すると、請求項1, 3, 13に係る発明と、上記文献に記載された発明とは、構成上差異がない。

したがって、請求項2, 4-12, 14-15に係る各発明の特別な技術的特徴は下記のとおりとなり、それぞれの発明が単一の一般的発明概念を形成するように連関していない。

請求項2, 12, 14-15に係る発明は、請求項1に記載の技術的事項において、前記局発光発生手段が、それぞれ異なる光周波数の連続光を発生する複数台の光発生源を有することを特別な技術的特徴とするものである。

請求項4, 9-11に係る発明は、請求項3に記載の技術的事項において、前記局発光発生手段が、前記光パルス発生手段の出力光から、所定の光周波数成分を局発光として選択する光フィルタ手段を有することを特別な技術的特徴とするものである。

請求項5に係る発明は、請求項3に記載の技術的事項において、前記光パルス発生手段の出力光のスペクトルを整形する光スペクトル整形手段を有することを特別な技術的特徴とするものである。

請求項6-8に係る発明は、請求項3に記載の技術的事項において、前記局発光発生手段が、前記光パルス発生手段の出力光のスペクトルを広帯域化する光スペクトル広帯域化手段を有することを特別な技術的特徴とするものである。

フロントページの続き

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA02 GA04 GB28 HA01 HA02 HA05 HA09
JA01 KA01 KA02 KA03 KA08 KA09 LA02 LA03 MA11 NA05
2G065 AA11 AA12 AA13 AB09 AB11 AB16 BA05 BA34 BB14 BB27
BC04 BC11 BC13 BC22 BC28 BC35 CA30 DA10 DA18
4C061 BB01 FF40 GG01 NN01 PP11 QQ02
4C161 BB01 FF40 GG01 NN01 PP11 QQ02

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	光检测装置和光检测方法，显微镜和内窥镜		
公开(公告)号	JPWO2010100745A1	公开(公告)日	2012-09-06
申请号	JP2010503162	申请日	2009-03-05
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	平健二 矢島浩義		
发明人	平 健二 矢島 浩義		
IPC分类号	G01J11/00 G01N21/64 A61B1/00		
CPC分类号	G01N21/6458 G01J9/04 G02B21/0076 G02B21/16 G02B27/0944		
FI分类号	G01J11/00 G01N21/64.E A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA02 2G043/GA04 2G043/GB28 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA01 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/KA08 2G043/KA09 2G043/LA02 2G043/LA03 2G043/MA11 2G043/NA05 2G065/AA11 2G065/AA12 2G065/AA13 2G065/AB09 2G065/AB11 2G065/AB16 2G065/BA05 2G065/BA34 2G065/BB14 2G065/BB27 2G065/BC04 2G065/BC11 2G065/BC13 2G065/BC22 2G065/BC28 2G065/BC35 2G065/CA30 2G065/DA10 2G065/DA18 4C061/BB01 4C061/FF40 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ02 4C161/BB01 4C161/FF40 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02		
代理人(译)	杉村健二 下地健一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种能够以高灵敏度和高S / N比外差检测期望的待检测光的光电检测装置和光电检测方法以及显微镜和内窥镜。一种光检测装置，包括：局部光产生装置10，其产生在给定时间内要检测的光的光频带中具有多个光频率分量的局部光；以及光组合装置20将由局部光产生装置10产生的局部光与要检测的光相组合。光电转换装置30对从光合成装置20输出的光进行光电转换，并产生局部光和待检测光的拍信号，其中，基于光电的输出来进行外差检测。转换装置30。

