

(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2015-230471

(P2015-230471A)

(43) 公開日 平成27年12月21日(2015.12.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO2F 1/39 (2006.01)	GO2F 1/39	2G043
GO1N 21/17 (2006.01)	GO1N 21/17 630	2G059
GO1N 21/65 (2006.01)	GO1N 21/65	2K102

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-118109 (P2014-118109)	(71) 出願人	000001007 キヤノン株式会社 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(22) 出願日	平成26年6月6日(2014.6.6)	(74) 代理人	100126240 弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442 弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	井上 晋宏 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内
		(72) 発明者	岩瀬 秀夫 東京都大田区下丸子3丁目30番2号キヤノン株式会社内

最終頁に続く

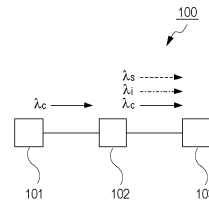
(54) 【発明の名称】 光源装置およびこれを用いた情報取得装置

(57) 【要約】

【課題】 スペクトル幅の広い光と、スペクトル幅が狭く中心波長が可変な光と、を1つの光源装置から出力することのできる光源装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 第1のパルス光を発する光源と、前記第1のパルス光の入射により前記第1のパルス光とは異なる波長の第2のパルス光を発生させる非線形光学媒質と、を備えており、前記第1のパルス光の中心波長が、前記非線形光学媒質の零分散波長を跨いで可変であることを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 のパルス光を発する光源と、前記第 1 のパルス光の入射により前記第 1 のパルス光とは異なる波長の第 2 のパルス光を発生させる非線形光学媒質と、を備えており、前記第 1 のパルス光の中心波長が、前記非線形光学媒質の零分散波長を跨いで可変であることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

中心波長が可変な第 1 のパルス光を発する光源と、前記第 1 のパルス光の入射により前記第 1 のパルス光とは異なる波長の第 2 のパルス光を発生させる非線形光学媒質と、を備える光源装置であって、

前記第 1 のパルス光の中心波長を、前記線形光学媒質における零分散波長よりも短波長もしくは長波長として、スペクトル幅が 10 nm 以下の光を出力する第 1 モードと、

前記第 1 のパルス光の中心波長を、前記線形光学媒質における零分散波長に対して前記第 1 モードと反対の関係に変えて、スペクトル幅が 100 nm 以上の光を出力する第 2 モードと、を有することを特徴とする光源装置。

【請求項 3】

前記非線形光学媒質の零分散波長を、前記第 1 のパルス光の中心波長を c とし、

中心波長 c における前記非線形光学媒質の群速度分散を β_2 、群速度分散 β_2 の 2 次導関数を β_4 とするとき、前記非線形光学媒質が、

$$\beta_2 > 0 \text{ かつ } \beta_4 < 0 \quad (c < c_0 \text{ のとき})$$

$$\beta_2 = 0 \quad (c = c_0 \text{ のとき})$$

の関係を満たすことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記非線形光学媒質を含み、前記第 2 のパルス光を発振させる共振器を有しており、前記第 1 のパルス光のパルスレートが、前記第 2 のパルス光の中心波長における前記共振器の自由スペクトル間隔の整数倍であることを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 5】

前記非線形光学媒質がフォトニック結晶ファイバまたはテーパファイバを含んでいることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 のパルス光および前記第 2 のパルス光のパルス幅は、1 ns 以下であることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 7】

前記第 1 のパルス光のスペクトル幅は、1 nm 以下であることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

【請求項 8】

光源装置と、

前記光源装置から出力される光を被検体に照射し、該被検体にて反射または散乱または透過する光、あるいは該被検体において発光する光を検出し、該被検体の情報を取得する情報取得部と、を備える第 1 測定系と、

前記光源装置から出力される光を測定光と参照光に分割し、被検体を經由した前記測定光と前記参照光との干渉光を検出する検出部と、前記検出部で検出された情報に基づいて、前記被検体の断層情報を得る情報取得部と、を備える第 2 測定系と、を備える情報取得装置であって、

前記光源装置が請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の光源装置を含むことを特徴とする情報取得装置。

【請求項 9】

前記情報取得部が、前記被検体に存在する分子の分子振動に基づく誘導ラマン散乱またはコヒーレントアンチストークスラマン散乱に基づく光を検出する顕微鏡であることを特

10

20

30

40

50

徴とする請求項 8 に記載の情報取得装置。

【請求項 10】

前記第 1 測定系が、前記被検体に存在する分子の分子振動に基づく誘導ラマン散乱またはコヒーレントアンチストークスラマン散乱に基づく光を検出する同期検出器を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の情報取得装置。

【請求項 11】

前記情報取得装置が、内視鏡装置を構成していることを特徴とする請求項 8 に記載の情報取得装置。

【請求項 12】

前記第 1 のパルス光および前記第 2 のパルス光のパルスレートが、1 MHz 以上 1 GHz 以下であることを特徴とする請求項 8 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の光源装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、スペクトル幅が可変な光源装置と、これを用いた情報取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の断層像を取得する方式として、OCT (Optical coherent tomography) と呼ばれる方式が知られている。OCT システムは非破壊、非侵襲であるため、工業製品の検査や医療診断などに用いられる。

20

【0003】

OCT システムの一方式として、広帯域なスペクトル幅を有する光を被検体に照射し、OCT 光学系で干渉した光を分光器で分光してスペクトル情報を取得する SD (Spectral Domain) - OCT が知られている。SD - OCT では、取得するスペクトル幅が広いほど断層像の分解能が向上するため、スペクトル幅の広い光を出力できる光源装置の開発が求められている。

【0004】

また、光を被検体に照射して、被検体にて散乱される光、対象物を透過する光、被検体が発光する光のうちいずれかの光を検出することにより、被検体に含まれる物質に関する情報を取得することが可能である。例えば、バイオ分野では、蛍光色素を標識した被検体に特定波長の光を当てて発光させ、被検体に含まれる生体物質の分布状態を観察する蛍光イメージングが知られている。このような蛍光イメージングでは、照射する光の波長を蛍光色素の吸収波長に一致させるのが望ましい。そのため、中心波長が蛍光色素の吸収波長に近く、かつ、スペクトル幅の狭い光を出力することが可能な光源装置が求められている。さらに、観察する生体物質に応じて、吸収波長の異なる様々な種類の蛍光色素が用いられるため、中心波長が可変な光源装置が求められている。

30

【0005】

非特許文献 1 には、スペクトル幅の広い光を照射する SD - OCT と、スペクトル幅の狭い光を照射する蛍光イメージングと、を組み合わせたマルチモダリティ装置が開示されている。

40

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】 Journal of Biomedical Optics 17 (8), 086003, August 2012

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

非特許文献 1 のマルチモダリティ装置は、スペクトル幅の広い光とスペクトル幅の狭い光を被検体に照射するために、互いに特性の異なる 2 つの光学系を備える光源装置を用意

50

し、モダリティに応じて光学系（光源装置）を切り替えて測定を行っている。したがって、装置の大型化と高価格化を招いてしまうという課題があった。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は上記課題に着目し、スペクトル幅の広い光とスペクトル幅が狭く中心波長が可変な光とを、1つの光源装置から出力させることを目的とする。

【0009】

本発明により提供される光源装置は、第1のパルス光を発する光源と、前記第1のパルス光の入射により前記第1のパルス光とは異なる波長の第2のパルス光を発生させる非線形光学媒質と、を備えており、前記第1のパルス光の中心波長が、前記非線形光学媒質の零分散波長を跨いで可変であることを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明に係る光源装置は、1つの光学系で、スペクトル幅が広い光と、スペクトル幅が狭く中心波長が可変な光とを生成して出力することができるため、小型化と低価格化を実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】本発明にかかる光源装置の構成例を示す模式図

【図2】本発明にかかる光源装置の別の構成例を示す模式図

20

【図3】本発明にかかる光源装置を用いた、SRS顕微鏡とSD-OCT装置とを備える情報取得装置の構成例を示す図

【図4】本発明にかかる光源装置を用いた、蛍光顕微鏡とSD-OCT装置とを備える情報取得装置の構成例を示す図

【図5】本発明に好適な非線形光学媒質の零分散波長と励起光波長との関係を説明する図

【図6】本発明に好適な非線形光学媒質の零分散波長と励起光波長との別の関係を説明する図

【図7】 $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 = 0$ の非線形光学媒質を用いた場合に生じる四光波混合について説明する模式図

【図8】 $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ の非線形光学媒質を用いた場合に生じる四光波混合について説明する模式図

30

【図9】 $\beta_2 = 0$ かつ $\beta_4 = 0$ の非線形光学媒質を用いた場合に生じる四光波混合について説明する模式図

【図10】 $\beta_2 = 0$ かつ $\beta_4 < 0$ の非線形光学媒質を用いた場合に生じる四光波混合について説明する模式図

【発明を実施するための形態】

【0012】

本発明に係る光源装置は、第1のパルス光である励起光を発する励起用光源と、前記第1のパルス光の入射によって第2のパルス光である信号光を発生させる非線形光学媒質と、を有している。励起光が非線形光学媒質に入射すると、非線形光学媒質で生じる四光波混合により、励起光とは異なる中心波長を有する信号光が発生する。このような非線形光学媒質としては光ファイバが広く用いられている。本発明において、中心波長とは、最もピーク強度の大きい波長を指す。

40

【0013】

まず、本発明において重要な現象である、四光波混合の発生原理について説明する。四光波混合とはパラメトリック効果の一つであり、互いに中心波長が異なる2つの励起光をファイバなどの非線形光学媒質内に入射させた際に、それらのどの波長とも一致しない中心波長の信号光が新たに発生する現象である。この時、非線形光学媒質に入射した励起光のエネルギーの一部が、四光波混合により新たに発生する信号光のエネルギーへと変換される。例えば、周波数（中心波長の逆数）がそれぞれ ω_1 と ω_2 である2つの励起光を非

50

線形光学媒質に入射させると、周波数がそれぞれ ω_3 と ω_4 である 2 つの信号光が新たに発生し、 $\omega_1 + \omega_2 = \omega_3 + \omega_4$ の関係満たす。

【0014】

励起光の周波数が 1 つの場合、即ち $\omega_1 = \omega_2 = \omega_c$ である場合は、縮退四光波混合と呼ばれ、周波数がそれぞれ $\omega_c + \omega_s$ 、 $\omega_c - \omega_s$ である 2 つの信号光が、周波数 ω_c を挟んで対称に発生する。一般的に高周波数（中心波長が短い）側はシグナル光、低周波数（中心波長が長い）側はアイドラー光と呼ばれるが、両者を区別しない場合に信号光と呼ぶ。以下、シグナル光の周波数を ω_s ($= \omega_c + \omega_s$)、アイドラー光の周波数を ω_i ($= \omega_c - \omega_s$) と表す。

【0015】

縮退四光波混合は、互いに周波数の異なる 2 つの光を入射する場合に比べて波長の制御やシステム構成が簡単であるため、情報取得装置の光源装置に広く利用されている。従って、本願では縮退四光波混合を用いる光源装置について説明する。

【0016】

縮退四光波混合を効率良く発生させるためには、非線形光学媒質における励起光の伝搬定数を β_c 、シグナル光の伝搬定数を β_s 、アイドラー光の伝搬定数を β_i として、以下の式で表される位相整合条件を満たす必要がある。

【0017】

【数1】

$$-4\gamma P_c < \Delta\beta = \beta_s + \beta_i - 2\beta_c < 0 \quad \gamma = \frac{\omega_c n_2}{c A_{\text{eff}}} \quad \text{数式(1)}$$

【0018】

γ は非線形光学媒質における光の伝搬定数の位相不整合を表しており、 n_2 は非線形光学媒質の非線形係数、 P_c は励起光のピーク強度、即ち、中心波長のピーク強度である。また、 n_2 は非線形光学媒質の非線形屈折率、 A_{eff} は非線形光学媒質である光ファイバのコアの有効断面積、 c は真空中の光の速さである。

【0019】

非線形光学媒質における光の伝搬定数の位相不整合 $\Delta\beta$ は、周波数差 ω_s を用いて以下の式で表すことができる。

$$\Delta\beta = \beta_2(\omega_s) - 2\beta_c + \beta_4(\omega_s) \quad \text{数式(2)}$$

β_2 は非線形光学媒質の励起光の周波数における群速度分散、 β_4 は群速度分散 β_2 の 2 次導関数である。なお、群速度分散 β_2 は、励起光の伝搬定数 β_c の 2 次導関数である。

【0020】

このときの四光波混合による光パラメトリック利得 G は、以下の式で表される。 L は非線形光学媒質の長さである。

【0021】

【数2】

$$G = \left| \frac{\sinh\left(\sqrt{1-(1+\Delta\beta/2\gamma P_c)^2}\gamma P_c L\right)}{\sqrt{1-(1+\Delta\beta/2\gamma P_c)^2}} \right|^2 \quad \text{数式(3)}$$

【0022】

次に、 β_2 を正あるいは負（0を含む）、 β_4 を正（0を含む）あるいは負とする 4 通りの非線形光学媒質について、数式(2)、数式(3)それぞれをグラフにしたものを図 7～10 に示す。

【0023】

図 7 は $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 = 0$ の非線形光学媒質の場合について示している。図 7 (a)

10

20

30

40

50

は数式(2)をグラフ化したもので、縦軸を、横軸をとしている。図7(b)は数式(3)をグラフ化したもので、縦軸をG、横軸をとしている。図8~10の(a)(b)のグラフも同様である。

【0024】

非線形光学媒質の非線形係数と励起光のピーク強度 P_c は共に正の値であるから、数式(1)を満たすためには、は負の値でなければならない。ところが、 $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ とすると、図7(a)に示したように、は0以上の値をとるため、縮退四光波混合を効率良く発生させるための条件である数式(1)を満たす領域が存在しない。つまり、図7(b)の通り、光パラメトリック利得Gを得ることのできるが存在しない。従って、 $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ である非線形光学媒質に励起光を入射しても、シグナル光もアイドラー光も生成しない。

10

【0025】

図8は $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ の非線形光学媒質について示している。図8(a)グラフにおいて、数式(1)で表されるの位相整合条件が成立する範囲が、ハッチングで示してある。グラフから、数式(1)で表される位相整合条件を満たすの範囲が、励起光の周波数から離れた箇所に、比較的狭い範囲で存在することがわかる。従って、図8(b)に示すように、ある周波数の励起光を非線形光学媒質に入射すると、比較的狭い周波数帯域に光パラメトリック利得Gが存在するため、周波数帯域の狭いシグナル光とアイドラー光が生成される。

【0026】

20

図9は $\beta_2 < 0$ かつ $\beta_4 < 0$ 、図10は $\beta_2 < 0$ かつ $\beta_4 > 0$ の非線形光学媒質のそれぞれについて示している。図9(a)、図10(a)に示すように、 $\beta_2 < 0$ の領域(異常分散領域)においては、数式(1)で表される位相整合条件を満たすの範囲(ハッチングされた範囲)が連続的に広がることがわかる。すなわち、広い周波数帯域に光パラメトリック利得Gが存在するため、周波数帯域の広い、シグナル光とアイドラー光が生成し、図9(b)、図10(b)に示した広い周波数帯域の光が得られることになる。

【0027】

以上の事から、縮退四光波混合を利用してスペクトル幅の狭い光(ナローバンド光)を生成するためには、 $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ を満たす非線形光学媒質を用いるとよい。また、縮退四光波混合を利用してスペクトル幅の広いパルス光(ブロードバンド光)を生成するためには、非線形光学媒質に $\beta_2 < 0$ を満たすものを用いるとよい。なお本発明において、スペクトル幅の狭い光(ナローバンド光)はスペクトル幅が10nm以下のパルス光を指し、スペクトル幅の広い光(ブロードバンド光)はスペクトル幅が100nm以上のパルス光を指す。

30

【0028】

非線形光学媒質の β_2 および β_4 は、光ファイバのコアとクラッドとの屈折率差が適切な値になるように、組み合わせるコア材料とクラッド材料を選択して構成した光ファイバによって所望の値を実現することができる。

【0029】

ここで、 $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ の場合、縮退四光波混合により発生する信号光の励起光に対する周波数シフト量(波長シフト量)、信号光の周波数幅(スペクトル半値幅)は、それぞれ以下の式で表される。

40

【0030】

【数3】

$$\Delta\omega = \sqrt{\frac{12\beta_2}{|\beta_4|}} = \sqrt{\frac{12\beta_3(\omega_c - \omega_0)}{|\beta_4|}} \quad \text{数式(4)}$$

【0031】

50

【数4】

$$\Delta\lambda = \frac{1}{A} \sqrt{\frac{12\beta_2}{|\beta_4|}} = \frac{1}{A} \sqrt{\frac{12\beta_3 A(\lambda_0 - \lambda_c)}{|\beta_4|}} \quad A = \frac{2\pi c}{\lambda_0^2} \quad \text{数式(5)}$$

【0032】

【数5】

$$\delta\omega = \frac{24\gamma P_c}{|\beta_4| \Delta\omega^3} \quad \text{数式(6)}$$

10

【0033】

【数6】

$$\delta\lambda = \frac{24\gamma P_c}{A^4 |\beta_4| \Delta\lambda^3} \quad \text{数式(7)}$$

【0034】

ω_0 は非線形光学媒質の零分散周波数、 λ_c は励起光の中心波長、 λ_0 は非線形光学媒質の零分散波長、 β_3 は零分散波長における群速度分散 β_2 の1次導関数である。

20

【0035】

式(5)から、励起光の中心波長 λ_c の変化分よりも波長シフト量は係数分だけ大きくなるのが分かる。つまり、励起光の中心波長 λ_c の変化がわずかであっても、シグナル光(またはアイドラー光)の中心波長のシフト量が大きくなる。また、数式(7)より、非線形係数 γ が小さく、 β_4 の大きな非線形光学媒質を用いれば、スペクトル幅の狭いシグナル光(またはアイドラー光)を生成することが可能であることがわかる。

【0036】

以上が四光波混合(特に縮退四光波混合)の発生原理である。

【0037】

本発明では、前述した縮退四光波混合の特性を利用して、1つの光源装置、即ち、1つの光学系で、スペクトル幅の狭くかつ中心波長が可変な光の出力と、スペクトル幅の広い光の出力とを可能にしている。言い換えると、本発明に係る光源装置は、スペクトル幅の狭くかつ中心波長が可変な光を出力する第1モードと、スペクトル幅の広い光を出力する第2モードと、を備えている。

30

【0038】

具体的には、中心波長が非線形光学媒質の零分散波長を跨いで可変である励起光を用いると同時に、図5(a)に示した(i)または(ii)の群速度分散特性を持つ非線形光学媒質を用いる。なお、非線形光学媒質の零分散波長とは、群速度分散 β_2 が0となる波長のことである。

【0039】

図5(a)に示した(i)または(ii)の群速度分布特性を有する非線形光学媒質は、零分散波長 ω_0 より短波長側で $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ 、零分散波長 ω_0 より長波長側で $\beta_2 < 0$ を満たしている。このような群速度分布特性を有する非線形光学媒質に、非線形光学媒質の零分散波長 ω_0 より小さい中心波長 ω_c の励起光を入射させると、図5(b)のように、中心波長 ω_i 、 ω_s のアイドラー光とシグナル光が生成される第1モードとなる。励起光の中心波長 ω_c を変化させると、 ω_c に応じて信号光の中心波長 ω_i 、 ω_s も変化する。非線形光学媒質の零分散波長 ω_0 より大きい中心波長 ω_c の励起光を入射させると、励起光のスペクトルにアイドラー光とシグナル光の波長域が加算され、図5(c)のような励起光より広いスペクトル幅を有するブロードバンド光が生成される第2モードとなる。

40

50

【0040】

図5(a)に変えて、図6(a)に示した(i)または(ii)の群速度分散特性を持つ非線形光学媒質を用いることもできる。図6(a)に示した群速度分布特性を有する非線形光学媒質は、零分散波長 λ_0 より長波長側で $\beta_2 > 0$ かつ $\beta_4 < 0$ 、零分散波長 λ_0 より短波長側で $\beta_2 < 0$ を満たしている。このような群速度分布特性を有する非線形光学媒質に、非線形光学媒質の零分散波長 λ_0 よりも大きい中心波長 λ_c を有する励起光を入射させると、図6(b)のように、中心波長 λ_i 、 λ_s の2つのナローバンド光が生成される第1モードとなる。そして、励起光の中心波長 λ_c の変化させると、 λ_c に応じてパルス光の中心波長 λ_i 、 λ_s も変化する。非線形光学媒質の零分散波長 λ_0 より小さい中心波長 λ_c の励起光を入射させると、励起光のスペクトルにアイドラー光とシグナル光の波長域が加算され、図6(c)のような励起光より広いスペクトル幅を有するブロードバンド光が発生される第2モードとなる。

10

【0041】

以上をまとめると、励起光の中心波長を、前記線形光学媒質における零分散波長に対して第1モードと反対の関係に変えると、第2モードとなる。そして、本発明の光源装置には、数式(8)または(9)の関係を満たす特性の非線形光学媒質を用いれば良いことが分かる。そして、励起光の中心波長を非線形光学媒質の零分散波長を跨いで変化させると、1つの光源装置から、中心波長が可変なパルス光(ナローバンド光)とブロードバンド光とを出力させることを可能となる。

20

$$\lambda_c < \lambda_0 \text{ のとき } \beta_2 > 0 \text{ かつ } \beta_4 < 0$$

$$\lambda_c = \lambda_0 \text{ のとき } \beta_2 = 0 \quad \text{数式(8)}$$

$$\lambda_c > \lambda_0 \text{ のとき } \beta_2 < 0$$

$$\lambda_c > \lambda_0 \text{ のとき } \beta_2 > 0 \text{ かつ } \beta_4 < 0 \quad \text{数式(9)}$$

以下、本発明にかかる光源装置および情報取得装置の実施形態について図面を用いて説明するが、本発明は実施形態の構成等に何ら限定されるものではない。各図面において、同じ符号を付した部材は、同じ部材もしくは対応する部材を意味している。また、各実施例において共通する内容については、記載を省略する場合がある。

【0042】

(第1の実施形態)

図1は本実施形態に係る光源装置を示す模式図である。光源装置100は、励起光であるパルス光を発生する励起用光源101と、数式(8)または(9)の条件を満たす非線形光学媒質102と、光出力部103とを備えている。励起用光源101で発生される励起光を非線形光学媒質102へ入射させて励起光とは異なる波長の光を発生させ、光出力部103を介して発生した光を取り出す構成となっている。

30

【0043】

励起用光源101には、非線形光学媒質102の零分散波長を跨いで、中心波長が可変なパルス光を射出することの可能な光源を用いる。励起用光源は、射出するパルス光の中心波長が可変なものであればよく、エタロンフィルタや分光グレーティングなどを備える公知の光源を用いることができる。

【0044】

非線形光学媒質102には、非線形係数の高い光ファイバ、具体的には、フォトニック結晶ファイバやテーパファイバなどの、非線形係数の高い光ファイバを好適に用いることができる。

40

【0045】

フォトニック結晶ファイバとは、光ファイバのクラッド部に多数の空孔(エアホール)を設けたファイバであり、空孔によりクラッドの屈折率をコアに比べ極端に低くすることができる。したがって、実効的なコア径(モードフィールド径)を小さくすることができるため、ファイバ長が数m程度の長さでも大きな非線形効果を得られるという特徴がある。また、空孔のサイズやピッチを調整することで、任意の波長分散特性を得ることができるという特徴がある。

50

【0046】

テーパファイバとは、光ファイバのクラッド径を細くしたファイバであり、通常の光ファイバを加熱、延伸して作製することができる。テーパファイバのクラッド径を数 μm 程度に極端に細くすると、ファイバ長が数 mm 程度の長さでも大きな非線形効果を得られるという特徴がある。また、テーパファイバのクラッド径、長さを調整することで、任意の波長分散特性を得ることができるという特徴がある。

【0047】

以下、数式(8)を満たす非線形媒質102を備える光源装置100について説明する。

【0048】

中心波長が可変なパルス光(ナローバンド光)を出力する第1モードで動作させる場合は、励起光源101から、非線形光学媒質の零分散波長 λ_0 よりも短波長の中心波長 λ_c を有する励起光を射出させる。励起パルス光を受けて、非線形光学媒質102ではスペクトル幅の狭いパルス光(ナローバンド光)を発生させることができる。励起光の中心波長を変化させると、発生する光の波長を、数式(5)の係数分だけ大きく変化させることができる。

【0049】

光出力部103は、出力する光以外の帯域をカットするバンドパスフィルタを含んでも良い。必要に応じてバンドパスフィルタにて不要な波長域の光がカットされ、励起用光源101から射出された励起光、光源装置100で発生したアイドラー光およびシグナル光のうち1つまたは2つのパルス光が、出力される。光出力部103がバンドパスフィルタを備えていない場合は、光出力部103から出力した後、必要に応じて不要な波長域の光がカットすればよい。

【0050】

光源装置100を、ブロードバンド光を出力する第2モードで動作させる場合、励起用光源101から非線形光学媒質の零分散波長 λ_0 よりも長い中心波長 λ_c を有する光を射出させると、非線形光学媒質102ではブロードバンド光を発生させることができる。

【0051】

励起用光源101から射出させる励起光は、スペクトル幅が 1nm 以下のパルス光が好ましく、 0.1nm 以下のパルス光がより好ましい。これは、励起光のスペクトル幅が狭いほど四光波混合が非線形光学媒質102で効率良く起こり、光パラメトリック利得が十分に確保されるからである。

【0052】

このように、図5(a)に示した分散を有する非線形光学媒質と、射出する光の中心波長が非線形光学媒質の零分散波長を跨いで可変な励起用光源とを組合せて、中心波長が可変なナローバンド光とブロードバンド光を、1つの光学系で生成することができる。従って、光源装置全体の小型化、低コスト化を実現することが可能となる。

【0053】

(第2の実施形態)

図2に、本実施形態に係る光源装置の別の構成例を示す。光源装置100は、パルス光を発する励起用光源101と、光合波器104と、非線形光学媒質102と、バンドパスフィルタ105と、光取出しカップラ(光出力部)103とを有している。

【0054】

本実施形態では、非線形光学媒質102を光共振器内に配置し、非線形光学媒質102で発生した光を、非線形光学媒質102を複数回通過させてパラメトリック発振を行っている点で、実施形態1とは異なっている。非線形光学媒質102を含む光共振器106は、光パラメトリック発振器(Fiber Optical Parametric Oscillator、以下FOPPOと略す)と呼ばれる。

【0055】

本実施形態の光源装置100においても、実施形態1と同様の、数式(8)または(9)

10

20

30

40

50

)を満たす非線形光学媒質102を用いることが可能であるが、ここでは、数式(8)を満たす非線形光学媒質102を用いる場合について説明する。

【0056】

励起光の中心波長 λ_c が非線形光学媒質102の零分散波長 λ_0 より短い第1モードでは、励起用光源101から射出した励起光は光合波器104を介して光共振器106内に入射する。この励起光が非線形光学媒質102を伝搬する間に、中心波長 λ_i と λ_s の2つのパルス光が発生し、これらのパルス光が光共振器内106を周回して発振する。励起光や発振した2つのパルス光は、バンドパスフィルタ105にて不要な波長域の光がカットされた後、光取出しカップラ103を介して光共振器外へ出力される。

【0057】

このとき、励起光は、非線形光学媒質102での光パラメトリック利得を十分に確保するため、スペクトル幅が1nm以下のパルス光が好ましく、0.1nm以下のパルス光がより好ましい。また、励起光のパルスレートを、アイドラー光またはシグナル光のうち出力するパルス光の波長における光共振器の自由スペクトル間隔(Free Spectral Range、以下FSRと略す場合がある)の整数倍にしておくのが好ましい。これにより、信号パルス光は光共振器内で効率良く発振し、ピーク強度の高いパルス光として出力することができる

励起用光源101から射出される励起光の中心波長 λ_c が、非線形光学媒質106の零分散波長 λ_0 より長い第2モードでは、励起光が非線形光学媒質102を伝搬する間に、中心波長 λ_i のスペクトル幅の広いブロードバンド光が発生し、出力する。

【0058】

本実施形態では、第1の実施形態と同様の効果に加え、光共振器内に非線形光学媒質部102を設けることでピーク強度の大きいパルス光を取り出すことが可能となる。

【0059】

(第3の実施形態)

本実施形態では、本発明に係る光源装置を用いた情報取得装置として、誘導ラマン散乱イメージング(SRSイメージング)を取得する第1測定系とSD-OCTである第2測定系とを組み合わせたマルチモダリティ装置を例に挙げて説明する。

【0060】

SRSイメージングとは、物質に照射されるポンプ光とストークス光の干渉によってストークス光が増幅される、誘導ラマン散乱という現象を利用し、分子振動イメージングを取得する手法である。具体的には、互いに波長が異なる2つのパルス光のうち一方の光(ストークス光)を強度変調させ、2つのパルス光を同期させて被検体に照射する。2波長間の差周波が被検体を構成する分子の分子振動数と一致した時に誘導ラマン散乱が生じ、強度変調されている方のパルス光(ストークス光)が増幅される。このとき、ストークス光の強度変調に応じて、強度変調されていない方のパルス光(ポンプ光)が減衰されるため、被検体を經由したポンプ光の誘導ラマン散乱による強度変調分を検出することにより、被検体の分子振動イメージングが可能となる。また、パルス光の中心波長を変化させ、2波長間の差周波を変化させることで、様々な分子の分子振動数に一致させることができ、被検体を構成する分子群に特有の信号を得ることができる。

【0061】

図3はSD-OCTとSRSイメージングを行う顕微鏡(SRS顕微鏡)を組み合わせたマルチモダリティ装置の模式図である。

【0062】

まず、本実施形態のマルチモダリティ装置を、SRS顕微鏡として動作させる第1測定系について説明する。SRS顕微鏡を構成する第1測定系では、励起用光源101で発せられる励起光を光分岐器107で分岐させ、一方の光を光変調器111にて変調させてSRS顕微鏡用のストークス光として用いる。そして、他方の光を非線形光学媒質102へ入射してシグナル光とアイドラー光を生成し、いずれか一方の光(本実施形態ではシグナル光)を、光分岐器109、バンドパスフィルタ105を介して取り出し、SRS顕微鏡

10

20

30

40

50

用のポンプ光として用いる。このとき、光源 101 から射出する励起光の中心波長を、非線形光学媒質部 102 の零分散波長よりも短い波長とすることで、シグナル光とアイドラー光それぞれをスペクトル幅の狭いナローバンド光として発生させることができる。

【0063】

SRS 顕微鏡用のストークス光とポンプ光を光合波器 108 で合波する。光合波器 108 としては、光カップラ、回折格子、プリズムなどを用いることができる。

【0064】

光合波器 108 で合波されたストークス光とポンプ光は、ビームエキスパンダ 112、X スキャンミラー 113、Y スキャンミラー 114、対物レンズ 115 を経由して、ステージ 116 の上に設置した被検体 117 に集光される。集光点では、ポンプ光とストークス光との干渉によって誘導ラマン散乱が発生する。誘導ラマン散乱によって強度変調されたポンプ光は、集光レンズ 118、バンドパスフィルタ 119 を介して、受光素子 120 に入射する。

10

【0065】

一般的に分子のラマン散乱断面積は小さいため、誘導ラマン散乱によるポンプ光の強度変化も微弱になる。このため、ポンプ光の強度変化から SRS 信号を検出する際、SRS 信号がノイズ成分などに埋もれる場合がある。本実施形態では、同期検出器 121 と制御手段 122 とを備える情報取得部 123 を用い、受光素子 120 にて受光され電気信号に変換されたポンプ光の強度変調を、光変調器の変調周波数に同期して検出し、被検体 117 の分子振動イメージングを得ている。同期検出した信号を増幅すれば、SRS 信号を高感度に検出することが可能となる。

20

【0066】

同期検出器 121 としては、ロックインアンプや FFT アナライザなどを用いることができるが、FFT アナライザはロックインアンプに比べ高速に SRS 信号を検出することが可能である。図では、同期検出器 121 と制御手段 122 が別体の構成を示しているが、これらが一体となった情報取得部 123 を用いても良い。同期検出器 121 と制御手段 122 とが一体となった例としては、制御手段 122 として用いられる CPU を備えるコンピュータが、同期検出機能を有するアプリケーションを内蔵している例が挙げられる。

【0067】

X スキャンミラー 113、Y スキャンミラー 114 によって集光点を被検体 117 上で走査すれば、二次元画像を取得することができる。

30

【0068】

励起光の中心波長 ω_c を、非線形光学媒質 102 の零分散波長 ω_0 より短波長側で走査させると、シグナル光 (SRS 顕微鏡用のポンプ光) の中心波長が変化する。即ち、励起光 (SRS 顕微鏡用のストークス光) とシグナル光 (SRS 顕微鏡用のポンプ光) との差周波が変化する。その結果、複数種類の分子の分子振動数に差周波を一致させることができ、被検体を構成する複数種類の分子についての分子振動イメージングを得ることができる。

【0069】

次に、本実施形態のマルチモダリティ装置を、SD-OCT として動作させる第 2 測定系について説明する。

40

【0070】

中心波長が非線形光学媒質 102 の零分散波長よりも長い励起光を励起用光源 101 から射出して非線形光学媒質 102 へ入射し、ブロードバンド光を生成させる。SD-OCT に用いるブロードバンド光は一定の波長帯域で良いため、励起光の波長を走査させる必要はない。

【0071】

生成したブロードバンド光は、光分岐器 109 にて測定光と参照光の 2 つに分割される。測定光は、バンドパスフィルタ 105、光合波器 108 を介して出力され、ビームエキスパンダ 112、X スキャンミラー 113、Y スキャンミラー 114、対物レンズ 115

50

を經由して、ステージ 116 の上に設置した被検体 117 に照射される。被検体 117 で反射された光は、測定光と同じ経路で光分岐器 109 へと戻る。

【0072】

参照光は、参照ミラー 130 に照射され、参照ミラー 130 で反射されて光分岐器 109 へと戻る。参照ミラー 130 で反射された参照光と被検体 117 で反射された測定光とは、光分岐器 109 で互いに干渉し、その干渉光は分光器 131 で分光され、検出部（ラインセンサ）132 にて光のスペクトル情報として検出される。ラインセンサ 132 で検出された光のスペクトル情報を情報取得部 133 にてフーリエ変換などの処理を行ない、断層情報を得ることができる。X スキャンミラー 113、Y スキャンミラー 114 によって照射点を被検体 117 上で走査すれば、二次元の断層情報を取得することができる。

10

【0073】

本実施形態における励起用光源 101 から射出される励起光は、パルス幅が 1 ns 以下のパルス光であることが好ましく、100 ps 以下であることがさらに好ましい。これは、パルス光のパルス幅が狭いほどパルス光のピーク強度を大きくすることができ、被検体 117 で生じる非線形効果の有無を精度よく検出することができるからである。

【0074】

また、励起用光源 101 から射出される励起光のパルスレートは、1 MHz 以上 1 GHz 以下が好ましい。これは、マルチモダリティ装置として現実的に求められる測定速度を実現するために 1 MHz 以上が好ましく、被検体 117 に生じる熱的破壊を回避するため 1 GHz 以下が好ましいからである。

20

【0075】

励起用光源 101 から出射される励起光のスペクトル幅は 1 nm 以下が好ましく、0.1 nm 以下がより好ましい。これは、パルス光のスペクトル幅が狭いほど非線形光学媒質 102 で四光波混合が効率良く起こり、光パラメトリック利得が十分に確保されるからである。

【0076】

本実施例にかかるマルチモダリティ装置は、生体組織の観察に好適に用いられることから、励起用光源 101 から出射される励起光は、生体による反射や吸収、散乱が小さく、透過し易い波長であることが好ましい。従って、励起用光源 101 から出射される励起光の中心波長は、300 nm 以上 1500 nm 以下であることが好ましく、700 nm 以上 1300 nm 以下であることが特に好ましい。

30

【0077】

被検体 117 にパルス光を照射して、被検体 117 で生じるコヒーレントアンチストークスラマン散乱を検出する情報取得装置、あるいは被検体 117 において蛍光発光する光を検出する情報取得装置も、本実施形態と同様の構成をとることができる。

【0078】

以上のように、本発明に係る光源装置を SD-OCT と SRS 顕微鏡を組み合わせたマルチモダリティ装置に用いることで、各モダリティに対応した、スペクトル幅の広い光とスペクトル幅が狭く中心波長が可変な光を、1つの光源から出力することができる。したがって、装置全体の小型化、低コスト化を実現することができる。また、本実施例では顕微鏡装置を例に挙げて説明したが、内視鏡装置にも応用可能である。

40

【0079】

（第4の実施形態）

本発明にかかる第4の実施形態として、第1の実施形態の光源装置を用いた、二光子励起蛍光顕微鏡である第1測定系と、SD-OCTである第2測定系とを組み合わせたマルチモダリティ装置を説明する。

【0080】

図4は本実施例に係るマルチモダリティ装置の模式図である。第1測定系である二光子励起蛍光顕微鏡は、光源装置 100 は、励起用光源 101 と、非線形光学媒質部 102 と、光分岐器 109 と、バンドパスフィルタ 105 と、光変調器 111 とを備えている。さ

50

らに、ビームエキスパンダ 1 1 2、X スキャンミラー 1 1 3、Y スキャンミラー 1 1 4、対物レンズ 1 1 5、ステージ 1 1 6、集光レンズ 1 1 8、バンドパスフィルタ 1 1 9、受光素子 1 2 0、情報取得部 1 2 3 を備えている。第 2 測定系である S D - O C T は、ステージ 1 1 5 上には、観察する被検体 1 1 7 として生体細胞試料を設置した。また、参照ミラー 1 3 0、干渉部 1 0 9、分光器 1 3 2、検出部（ラインセンサ）1 3 2、情報取得部 1 3 3 を備えている。

【 0 0 8 1 】

まず、第一測定系である二光子励起蛍光顕微鏡について説明する。励起用光源 1 0 1 から発せられた励起光を非線形光学媒質部 1 0 2 に入射させるが、このとき、励起光の波長は、非線形光学媒質 1 0 2 の零分散波長よりも短波長となるように動作させる。こうすることで、スペクトル幅の狭い光を発生させることができる。

10

【 0 0 8 2 】

非線形光学媒質 1 0 2 にて発生した信号光は、バンドパスフィルタ 1 0 5 を通過して光変調器 1 1 1 へ入射される。バンドパスフィルタ 1 0 5 には、例えば、シグナル光を光源装置から出力する場合には、シグナル光の波長域を透過させ、他の波長域の光を遮断する特性を有するフィルタを用いる。

【 0 0 8 3 】

光変調器 1 1 1 を介して出力される光は、被検体の二光子吸収を起こすための励起光として使用される。光変調器 1 1 1 からの出力光は、ビームエキスパンダ 1 1 5 により径の太い光束に変換され、X スキャンミラー 1 1 3、Y スキャンミラー 1 1 4 を通過して、対物レンズ 1 1 5 によりステージ 1 1 6 上の被検体 1 1 7 内で集光させる。

20

【 0 0 8 4 】

被検体 1 1 7 としては、観察したい物質の種類に応じて蛍光色素により標識された生体細胞試料等を用いることができる。標識する生体細胞に応じて、互いに励起波長が異なる蛍光色素が用いられる。

【 0 0 8 5 】

被検体 1 1 7 において、対物レンズ 1 1 5 の集光点中央の微小領域では、蛍光色素が二光子励起され、蛍光色素の励起波長に応じた蛍光が生じるが、集光点中央の微小領域から外れると二光子励起が生じないので、蛍光は生じない。被検体 1 1 7 に照射される光のスポットのサイズは、対物レンズ 1 1 5 の N A が大きいほど小さくなり、それに伴い、蛍光が生じる微小領域のサイズも小さくなる。

30

【 0 0 8 6 】

集光点中央の微小領域で発生した二光子励起蛍光は、集光レンズ 1 1 8、バンドパスフィルタ 1 1 9 を通過後、受光素子 1 2 0 へ入射し、同期検出器 1 2 1 と制御手段 1 2 2 とを備える情報取得部 1 2 3 により画像信号として取得される。バンドパスフィルタ 1 1 9 には、測定する蛍光の波長域の光を透過させるがそれ以外の波長域の光を透過させない特性ものを用い、受光素子 1 2 0 に不要な光が入射するのを防いでいる。

【 0 0 8 7 】

X スキャンミラー 1 1 3、Y スキャンミラー 1 1 4 には、例えば 1 対のガルバノミラーを用いることができる。X スキャンミラー 1 1 3 を主走査用、Y スキャンミラー 1 1 4 を副走査用として、互いの回転軸が直交するように配置し、制御手段 1 2 2 を用いて駆動することにより、集光点を被検体内で二次元に走査することができる。さらに、1 回の二次元走査が完了した後、ステージ 1 1 6 を動かして集光点を光軸方向に所定距離だけ移動させ、同様の二次元走査を繰り返すことで、被検体 1 1 7 の三次元画像を得ることが可能となる。制御手段 1 2 2 には市販のパーソナルコンピュータを用いることができる。

40

【 0 0 8 8 】

受光素子 1 2 0 にて受光され電気信号に変換された蛍光は、光変調器 1 1 1 の変調周波数に同期して検出され、被検体 1 1 7 の蛍光イメージングを得ることができる。同期検出した信号を増幅すれば、信号を高感度に検出することが可能となる。

【 0 0 8 9 】

50

同期検出器 1 2 1 としては、ロックインアンプや F F T アナライザなどを用いることができるが、F F T アナライザはロックインアンプに比べ高速に信号を検出することが可能である。図では、同期検出器 1 2 1 と制御手段 1 2 2 が別体の構成を示しているが、これらが一体となった情報取得部 1 2 3 を用いても良い。同期検出器 1 2 1 と制御手段 1 2 2 とが一体となった例としては、制御手段 1 2 2 として用いられる C P U を備えるコンピュータが、同期検出機能を有するアプリケーションを内蔵している例が挙げられる。

【 0 0 9 0 】

次に、第二測定系である S D - O C T を動作させる場合について説明する。

【 0 0 9 1 】

中心波長が非線形光学媒質 1 0 2 の零分散波長よりも長い励起光を励起用光源 1 0 1 から射出して非線形光学媒質 1 0 2 へ入射し、ブロードバンド光を生成させる。S D - O C T に用いるブロードバンド光は一定の波長帯域で良いため、励起光の波長を走査させる必要はない。

10

【 0 0 9 2 】

生成したブロードバンド光は、光分岐器 1 0 9 にて測定光と参照光の 2 つに分割される。測定光は、バンドパスフィルタ 1 0 5、ビームエキスパンダ 1 1 2、X スキャンミラー 1 1 3、Y スキャンミラー 1 1 4、対物レンズ 1 1 5 を経由して、ステージ 1 1 6 の上に設置した被検体 1 1 7 に照射される。被検体 1 1 7 で反射された光は、測定光と同じ経路で光分岐器 1 0 9 へと戻る。

【 0 0 9 3 】

測定光は、参照ミラー 1 3 0 に照射され、参照ミラー 1 3 0 で反射されて光分岐器 1 0 9 へと戻る。参照ミラー 1 3 0 で反射された参照光と、被検体 1 1 7 で反射された測定光とは、光分岐器 1 0 9 で互いに干渉し、干渉した光は分光器 1 3 1 で分光され、ラインセンサ 1 3 2 にて光のスペクトル情報として検出される。

20

【 0 0 9 4 】

ラインセンサ 1 3 2 で検出された光のスペクトル情報を情報取得部 1 3 3 にてフーリエ変換などの情報処理し、断層情報を得ることができる。二光子顕微鏡と同様に、X スキャンミラー 1 1 3、Y スキャンミラー 1 1 4 によって照射点を被検体 1 1 7 上で走査すれば、二次元の断層情報を取得することができる。

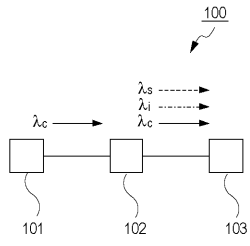
【符号の説明】

30

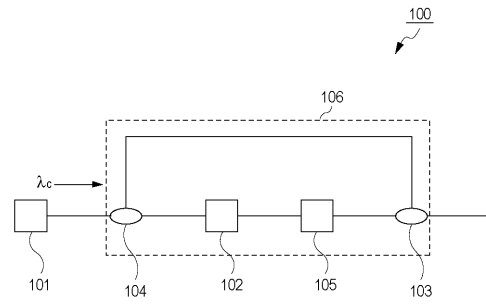
【 0 0 9 5 】

- 1 0 0 光源装置
- 1 0 1 励起用光源
- 1 0 2 非線形光学媒質
- 1 0 6 共振器
- 1 2 3、1 3 3 情報取得部
- 1 2 1 同期検出器

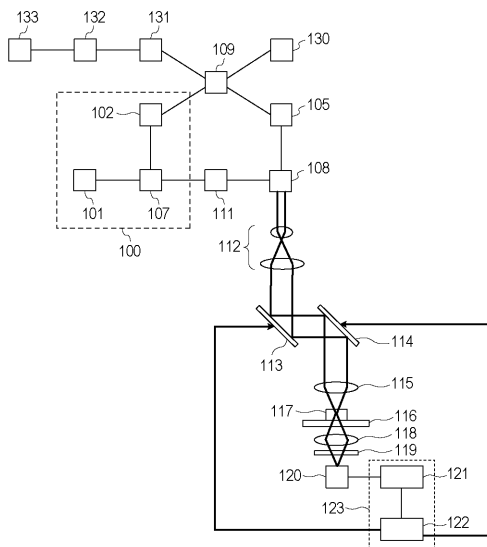
【 図 1 】



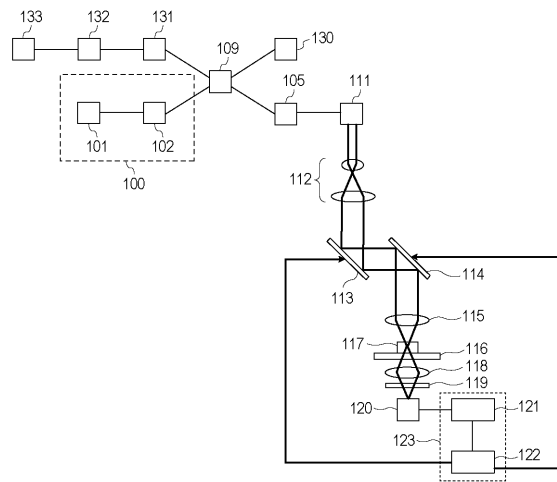
【 図 2 】



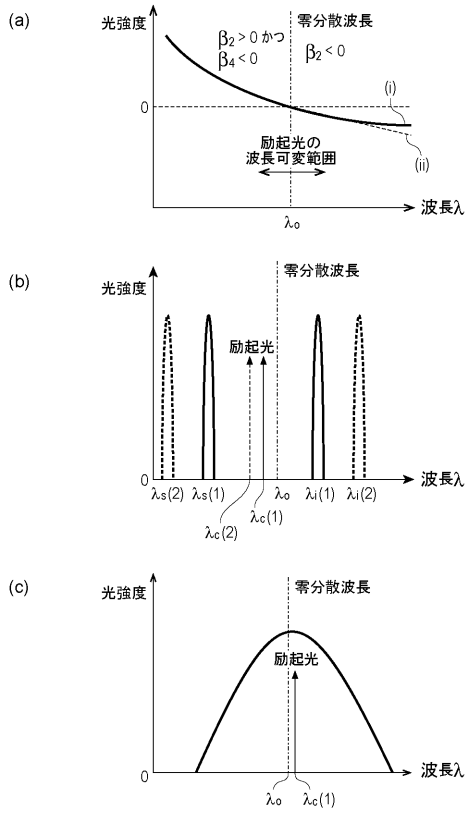
【 図 3 】



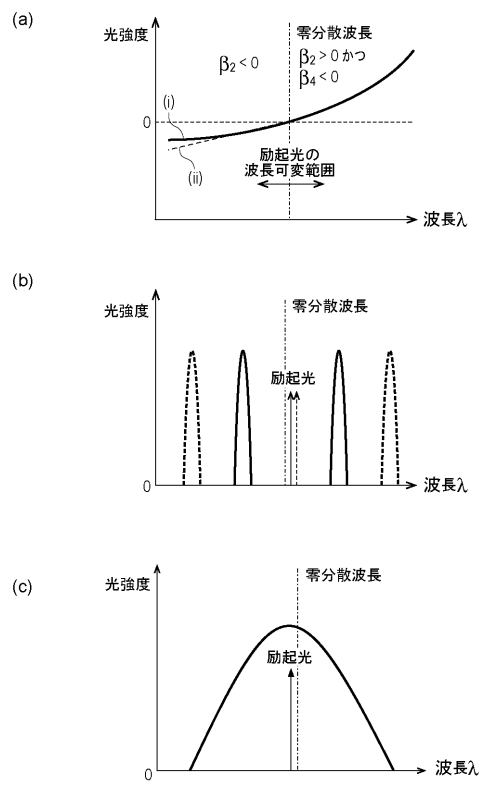
【 図 4 】



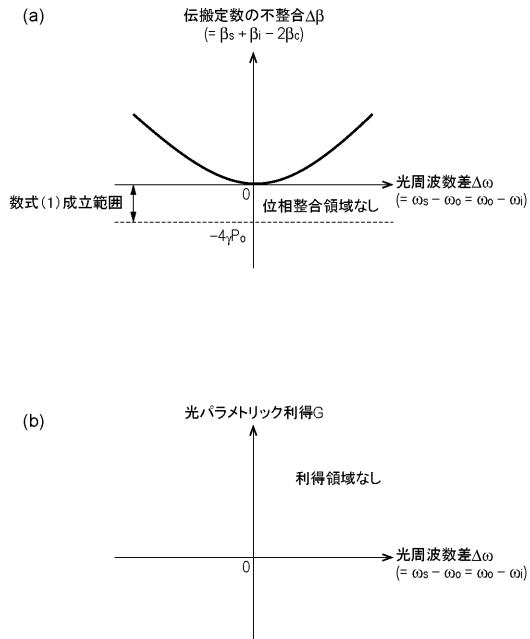
【 図 5 】



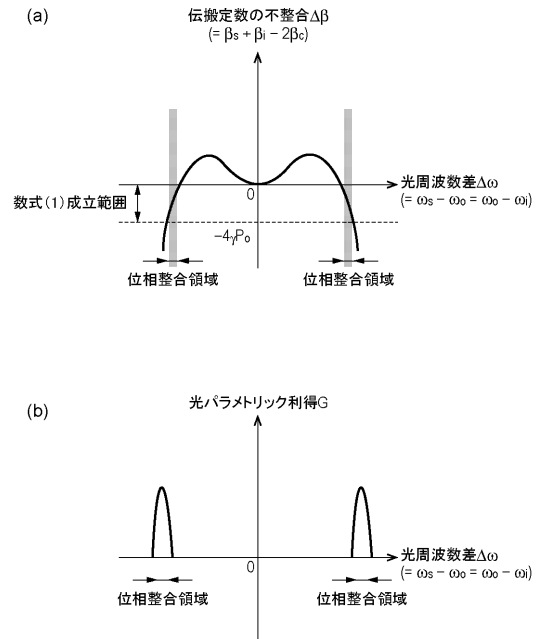
【 図 6 】



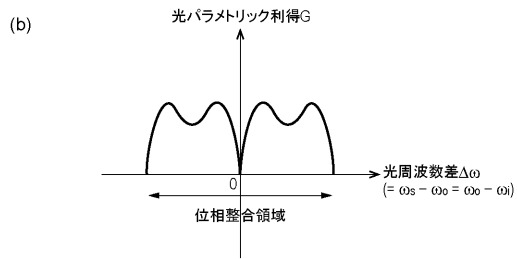
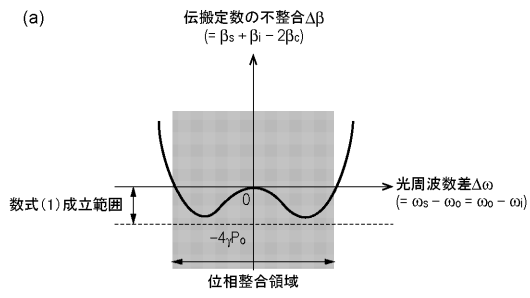
【 図 7 】



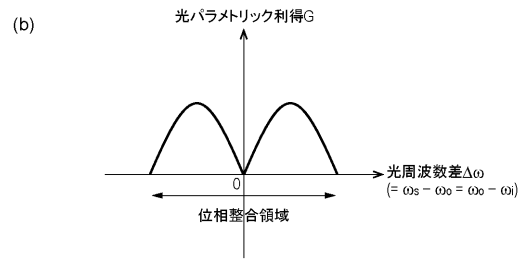
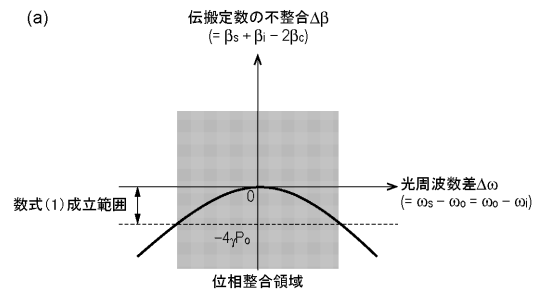
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 2G043 AA01 AA03 BA16 EA03 EA04 FA01 FA02 FA06 HA01 HA02
HA05 JA03 KA01 KA02 KA08 KA09 LA01
2G059 AA05 AA06 BB12 EE02 EE09 JJ02 KK01 MM01
2K102 AA09 BA18 BB02 BC02 BD09 CA26 DA06 DB10 EB06 EB20