

(21)申請案號：100131486

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 09 月 01 日

(51)Int. Cl. : *H01S3/23 (2006.01)*
*A61B5/1455 (2006.01)**H01S3/067 (2006.01)*

(30)優先權：2010/09/03 日本

2010-198044

(71)申請人：富士電機股份有限公司 (日本) FUJI ELECTRIC CO., LTD. (JP)
日本

(72)發明人：大登正敬 OOTO, MASANORI (JP)

(74)代理人：林志剛

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：6 項 圖式數：9 共 30 頁

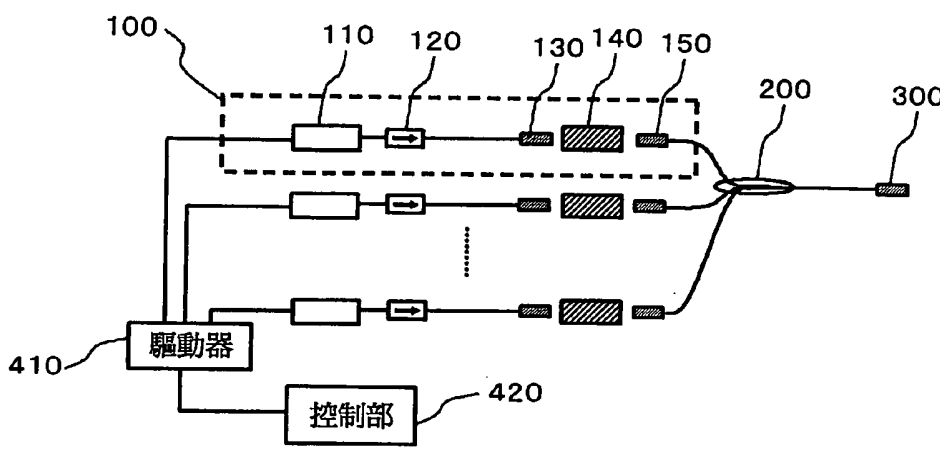
(54)名稱

光源裝置

LIGHT SOURCE APPARATUS

(57)摘要

本發明係一種光源裝置，其課題為提供可從同一的光軸射出複數之波長的射出光，且可高速將射出光進行變調之光源裝置。解決手段為此光源裝置係具備射出光線之一個之光射出部(300)，複數之光源單元(100)，光耦合器(200)，及控制部(420)。複數之光源單元(100)係輸出相互不同波長之射出光。光耦合器(200)係連接光射出部(300)與複數之光源單元(100)。控制部(420)係藉由驅動器(410)而控制複數之光源單元(100)。並且，複數之光源單元(100)係各具備發光元件(110)及波長變換部(140)。波長變換部(140)係將從發光元件所輸出的光線進行波長變換而生成射出光。



100：光源單元

110：發光元件

120：隔離器

130：光學系統

140：波長變換部

150：光學系統

200：光耦合器

300：光射出部

410：驅動器

420：控制部

(21)申請案號：100131486

(22)申請日：中華民國 100 (2011) 年 09 月 01 日

(51)Int. Cl. : *H01S3/23 (2006.01)*
*A61B5/1455 (2006.01)**H01S3/067 (2006.01)*

(30)優先權：2010/09/03 日本

2010-198044

(71)申請人：富士電機股份有限公司 (日本) FUJI ELECTRIC CO., LTD. (JP)
日本

(72)發明人：大登正敬 OOTO, MASANORI (JP)

(74)代理人：林志剛

申請實體審查：無 申請專利範圍項數：6 項 圖式數：9 共 30 頁

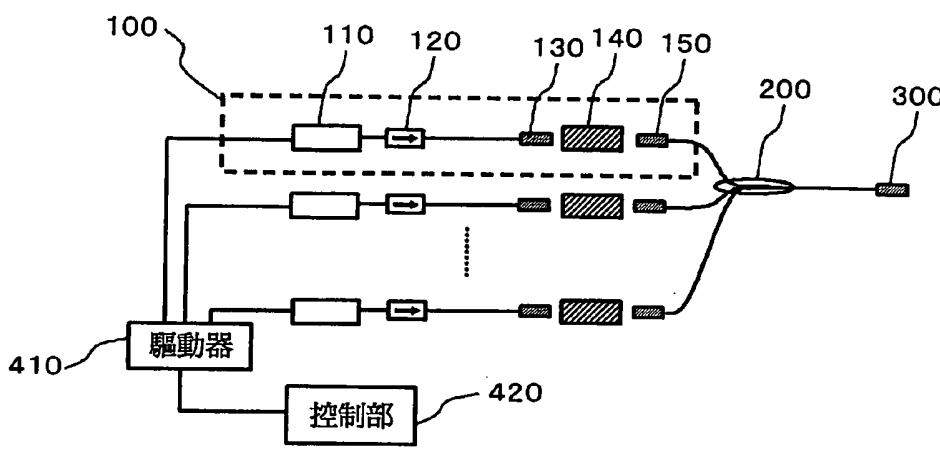
(54)名稱

光源裝置

LIGHT SOURCE APPARATUS

(57)摘要

本發明係一種光源裝置，其課題為提供可從同一的光軸射出複數之波長的射出光，且可高速將射出光進行變調之光源裝置。解決手段為此光源裝置係具備射出光線之一個之光射出部(300)，複數之光源單元(100)，光耦合器(200)，及控制部(420)。複數之光源單元(100)係輸出相互不同波長之射出光。光耦合器(200)係連接光射出部(300)與複數之光源單元(100)。控制部(420)係藉由驅動器(410)而控制複數之光源單元(100)。並且，複數之光源單元(100)係各具備發光元件(110)及波長變換部(140)。波長變換部(140)係將從發光元件所輸出的光線進行波長變換而生成射出光。



100：光源單元

110：發光元件

120：隔離器

130：光學系統

140：波長變換部

150：光學系統

200：光耦合器

300：光射出部

410：驅動器

420：控制部

六、發明說明：

【發明所屬之技術領域】

本發明係有關可切換射出光的波長，且可從同一光軸射出各波長的射出光之光源裝置。

【先前技術】

近年，使用2波長以上的雷射光之分光分析則日益加以實用化。例如，在檢出某成分之濃度時，有著檢出由其成分所吸收之波長與未加以吸收之波長的透過光之強度差的方法。如此之2波長以上之雷射分光測量係不只經由被檢出成分之吸收，而亦可利用散亂，反射等之光學特性而實施。

在使用上述雷射光之分光分析中，對於在紅外線範圍之測量，一般多使用雷射二極體。在紅外線範圍中，經由DFB構造等，可比較容易製作任意波長之雷射二極體。

另一方面，例如，在活體內之成分的分光分析等，有要求經由可視光的波長而進行分光分析。但因對於可視光係未存在有適當的光源之故，在此等範圍（特別是490nm-630nm）中，實施上述的分光分析則為困難。

得到490nm-630nm之可視光的光源之方法係一般經由波長變換而加以進行。例如在專利文獻1中，有經由雷射二極體而激發固體雷射媒介物，使不同之2種基本波產生，之後以非線形結晶進行波長變換，得到2波長之可視光的方法在其文獻中，為了將光軸作為同一，而使用經由半

反射鏡之空間光結合。

另外，在專利文獻2中，將複數之光纖放大器使用於雷射媒介物，使複數之基本波產生，經由將此等基本波，以非線形結晶進行波長變換之時，可得到具有相互不同波長之複數的可視光。在此文獻中，爲了將光軸作爲同一，而使用由光纖構成之光開關。

〔先前技術文獻〕

〔專利文獻〕

〔專利文獻1〕日本特開2004-172314號公報

〔專利文獻2〕日本特開2007-97629號公報

【發明內容】

〔發明欲解決之課題〕

在專利文獻1及2記載的技術中，係爲激發雷射媒介物而使複數之基本波產生，將此等基本波進行波長變換之構成。如此使用雷射媒介物之情況，因對於來自雷射媒介物之誘導放出需時間之故，變調速度產生下降。

本發明係有鑑於上述情事所作爲之構成，其目的爲提供可從同一的光軸射出複數之波長的射出光，且可高速將射出光進行變調之光源裝置。

〔爲解決課題之手段〕

有關本發明之光源裝置係具備：射出光線之一個之光射出部，和輸出相互不同之波長的射出光之複數的光源單

元，和連接光射出部與複數的光源單元之光耦合器，和控制複數的光源單元之控制部。並且，複數的光源單元係各具備發光元件，和將從發光元件所輸出的光線進行波長變換，生成射出光的波長變換部。

在此光源裝置中，複數的光源單元所輸出之前述射出光的波長係例如為490nm以上630nm以下。另外，控制部係至少使2個之光源單元同時地進行動作，從光射出部，至少使2種類的射出光同時地進行射出亦可。

從光射出部所射出的光，係例如作為血液的飽和氧濃度測定用之光源所使用。此情況，光源裝置係更具備檢出部亦可。此檢出部係檢出經由在被測定部反射從光射出部所射出的光線而生成之反射光的強度。並且，控制部係使發光元件的輸出徐徐增加，於以檢出部所檢出到之反射光的強度成為臨限值以上時，停止發光元件之輸出的增加。

另外，波長變換部係例如具有準位相匹配元件。

〔發明之效果〕

如根據本發明，可提供可從同一的光軸射出複數之波長的射出光，且可高速將射出光進行變調之光源裝置。

【實施方式】

以下，對於本發明之實施形態，參照圖面加以說明。然而，在所有的圖面，對於同樣的構成要素附上同樣的符號，適宜省略說明。

(第 1 實施形態)

圖 1 係顯示關於第 1 實施形態之光源裝置之構成的圖。此光源裝置係具備射出光線之一個之光射出部 300，複數之光源單元 100，光耦合器 200，及控制部 420。複數之光源單元 100 係輸出相互不同波長之射出光。光耦合器 200 係連接光射出部 300 與複數之光源單元 100。控制部 420 係藉由驅動器 410 而控制複數之光源單元 100。並且，複數之光源單元 100 係各具備發光元件 110 及波長變換部 140。波長變換部 140 係將從發光元件所輸出的光線進行波長變換而生成射出光。以下，加以詳細說明。

在本實施形態中，光源單元 100 之發光元件 110 係例如為幫浦雷射二極體等之半導體雷射。發光元件 110 輸出之光的波長係例如為 980nm 以上 1260nm 以下。並且，從發光元件 110 所輸出的光線係使用光纖而引導至光學系統 130。對於此光纖的途中係設置有隔離器 120。隔離器 120 係控制由光學系統 130 或光纖的端部反射的光線返回至發光元件 110 之情況。由此，發光元件 110 之動作係安定。從光學系統 130 所輸出的光線係入射至波長變換部 140。

波長變換部 140 係例如具有準位相匹配元件、複折射位相匹配元件、非線形結晶、光子結晶、非線形光纖、光子結晶光纖等之波長變換元件，將發光元件 110 輸出的光線，經由變換為縮短波長之方向之時，生成光源單元 100 之射出光。其射出光係各光源單元 100，波長為不同。在

本實施形態中，各光源單元100之射出光係均成為490nm以上630nm以下。從波長變換部140所輸出的光線係藉由光學系統150而導入至光纖。導入至光纖的光線係導入至光耦合器200。

光耦合器200係將來自各光源單元100的射出光彙整於一個之光軸，導入至一個之光纖。導入至此光纖的光線係從光射出部300射出至外部。光耦合器200係亦可經由多模態光纖所構成，而經由單模態光纖所構成亦可。後者的情況，可切斷短波長的光之高度模態。

上述之各光源單元100之發光元件110係經由從驅動器410輸入電力之時而產生發光。驅動器410在哪個時間使哪個發光元件110發光，係經由控制部420所控制。驅動器410係例如經由控制輸入至發光元件110之電流之時，控制發光元件110之基本波的輸出（包含開啓、關閉）。另外經由對於輸入至發光元件110的電流加上變調之時，可對於從發光元件110所輸出的光線強度進行變調。由此，可對於從光射出部300所射出的光線加上強度變調。

接著，對於有關本實施形態之發光元件的動作加以說明。欲從光射出部300射出單一的光線之情況，控制部420係選擇輸出所期望之波長於驅動器410之光源單元100，供給電力至所選擇之光源單元100之發光元件110。由此，供給電力之發光元件110係產生發光。並且，發光元件110所發光的光線係經由波長變換部140而變換波長，藉由光耦合器200而從光射出部300射出。

並且，在欲改變來自光射出部300的射出光之波長時，控制部420係對於驅動器410，變更選擇之光源單元100，供給電力於變更後之光源單元100之發光元件110。由此，高速地切換來自光射出部300的射出光之波長。

另外，欲從光射出部300同時射出複數的射出光時，控制部420係對於驅動器410，選擇複數之光源單元100，供給電力至所選擇之光源單元100之各發光元件110。

圖2係顯示作為波長變換部140而使用整體型之準位相匹配元件情況之波長變換部140周圍構成的圖。經由隔離器120的光線係從光纖132之端部所放射。所放射的光係經由光學系統130加以對焦，入射至作為波長變換部140之準位相匹配元件。並且，從準位相匹配元件所放射的光線係經由光學系統150加以對焦，入射至光纖152。

然而，如圖3所示，作為波長變換部140而使用波導型之準位相匹配元件之情況，光纖132，152係未藉由光學系統而直接連接於準位相匹配元件之波導亦可。

接著，對於本實施形態之作用及效果加以說明。

例如，作為分光分析之光源特性而為重要之情況，係可舉出相互不同波長之雷射光則從同一之光軸射出之情況，變調的速度快的情況，波長之切換速度快之情況等。另外，構成為簡單，小型且廉價之情況，從產業上的觀點亦為重要。

來自同一光軸的射出則成為必要之理由，係因有必要提升計測之位置精確度。根據計測位置而對於檢出成分有

不勻之情況，當於光束光路有位置偏移時，無法進行正確的測定。

高速的變調則成為必要的理由係從此等雷射分光計測，因成為微弱光之高感度計測之故，必須使用利用光源之高速變調之高感度檢出方法。

高速的波長切換則成為必要之理由係有必要以無損非計測物之時間的安定性程度之短間隔，實施在複數波長之計測。

對於此等之要求而言，如根據本實施形態，可從同一的光軸射出複數之波長的射出光。另外，因作為發光源而使用發光元件110之故，可高速進行射出光的變調。更且，驅動器410則經由切換供給電力之發光元件110之時，可切換從光射出部300所射出之射出光的波長之故，波長的切換速度為快。另外，發光元件110及波長變換部140則佔光學系統之主要部之故，可將光源裝置之構成作為簡單，小型且廉價。

（第2實施形態）

圖4係顯示關於第2實施形態之光源裝置之構成的圖。此光源裝置係作為以非侵襲測定血液之飽和氧濃度之裝置所使用，除具備檢出部430的點以外，與有關第1實施形態之光學裝置同樣的構成。從光源裝置之光射出部300所射出的射出光係照射至被測定部500（例如，人體的眼底等）。所照射的射出光係在被測定部500加以擴散反射，之

後，從被測定部500加以放射。此時，射出光係一定距離進入被測定部500內之故，經由被測定部500內之血液而吸收光的一部分。並且，檢出部430係測定從被測定部500所放射之擴散反射光的強度，輸出至控制部420。

在血液的可視域之吸收光譜係知道經由氧飽和度而有所不同情況。例如如圖5所示，在波長500nm~600nm之範圍，氧飽和度為0%之情況係對於吸收的峰值為1個之情況而言，氧飽和度為100%之情況係吸收的峰值為2個。因此，預先調查氧飽和度之另外的特定波長之吸收度，經由調查在其特徵波長之檢查對象的血液吸收度之時，可測定檢查對象的血液之氧飽和度。此演算處理係以控制部420加以進行。

在此，上述之特定波長係將提升檢出精確度作為目的，加以複數使用之情況為多。例如，作為特定波長，係有使用540nm與560nm之2個，而亦有使用560nm與580nm之2個。另外，作為特定波長亦可使用540nm，560nm，及580nm之3個。然而，作為特定波長所選擇的波長係不限於上述的例。

另外，進行氧飽和度的檢出情況，在毛細血管多的部位進行測定則成為重要。此理由係對於人體招致重度障礙的血管破損係因多產生在毛細血管多的部位，及近年來指出有血管破損與血中氧飽和度之關連。另一方面，在毛細血管多的部分中，亦有必要提升場所分解能與時間分解能之雙方。在相互不同的部位進行測定之情況，測定結果的

精確度係下降。另外，因活體係時常產生微動，血液的流動無法停止之故，使用複數之特定波長的情況，以同一時間進行使用各特定波長之測定則成為必要。

對此而言，在有關本實施形態之光源裝置中，經由同時驅動複數之光源單元100之時，從一個之光射出部300，以同一之光軸射出複數之特定波長。另外，檢出部430係可同時測定複數之波長的光強度。由此，在同一時間且同一被測定部500，可測定複數之特定波長之吸收光譜。

然而，經由氧飽和度而吸光度係產生大的變化之故，經由氧飽和度而調整適合測定之射出光的強度為佳。一般，如增加對於非測定物之入射光量，測定之精確度係提升，但活體測定之情況，從非侵入的觀點，測定光之入射光量係更低為佳。

對此，在本實施形態中，如圖6所示，控制部420係藉由驅動器410而如以下地控制光源單元之發光元件110。對於控制部420係預先將可確保測定精確度之擴散反射光的強度作為臨限值而加以輸入。並且，控制部420係將發光元件110之輸出，從某程度低的值徐徐提升同時，監控由檢出部430所檢出之擴散反射光的強度。並且，控制部420係在擴散反射光的強度超過臨限值之時點，停止發光元件110之輸出的增加，以保持一定時間，特定之頻率數實施測定。經由進行如此之控制之時，可以更高感度檢出血液中之飽和氧濃度。在此，以檢出部430進行將變調頻率數作為參照之鎖定檢出等時，可進行更高感度之測定。

然而，上述之方法係在同時驅動複數之光源單元100而從光射出部300，以同一之光軸射出複數之特定波長的光線之情況，亦可適用。另外，變調光之變調波形係為矩形波，但亦可為正弦波，三角波形，鋸齒狀波形等。

(實施例1)

在有關第1實施形態之光源裝置，同時驅動2個之光源單元100。第1之光源單元100所具有之發光元件110之輸出光的波長 λ_1 係1240nm，第2之光源單元100所具有之發光元件110之輸出光的波長 λ_2 係1064nm。並且作為波長變換部140，係使用周期性施以分極反轉之鋁酸鋰之準位相匹配元件，將各光源單元100之射出光做成第2側高次諧波。然而，準位相匹配元件的端面係對於基本波及第3次以上之高次諧波而言，施以有效之反射防止膜。另外，對於成為光射出部300之光纖係使用單模態光纖。

圖7係顯示同時使2個之光源單元100驅動情況之經由分光計測定來自光射出部300的射出光之光譜。從此光譜，了解到射出波長為620nm及532nm的光線。

圖8係顯示各測定含於來自光射出部300的射出光之2個光線的曲線之結果。了解到2個光線的峰值位置則空間性作為良好一致。

另外，將波長及光強度之控制，經由發光元件110之驅動電流控制而實施。首先，控制部420係將射出光之波長的切換（即，使哪個光源單元100動作），依照由外部

所輸入之切換信號進行。其結果，確認到可以高速進行射出光之波長的切換。另外，確認到經由改變發光元件110之驅動電流的大小，可改變各發光元件110之基本波的強度，由此而可高速地控制射出光的強度。

另外，經由對於發光元件110之基本波的驅動電流加上變調之時，對於光射出部300之射出光賦予強度變調，實施計測。由將基本波之驅動電流作為參照信號，將受光側的檢出器之信號作為鎖定檢波者，確認到可微小信號之計測。更且，在同時輸出 $\lambda 1$ ， $\lambda 2$ 之2波長的情況，由可改變各波長之變調頻率數者，亦確認到可在受光側分離檢出頻率數之情況，即對於 $\lambda 1$ ， $\lambda 2$ ，可獨立地測定信號強度之情況。在此構成中，光源的變調係可在1.8GHz進行。

（實施例2）

使用有關第2之實施形態之光源裝置，提高來自光射出部300之射出光的強度同時，進行複數次測定。將測定結果示於圖9。圖9（a）係顯示使用採用圖6而說明之方法情況之結果，圖9（b）係顯示未使用此方法情況之結果。從圖9，顯示使用採用圖6而說明之方法情況，測定之再現性為佳。

以上，參照圖面，對於本發明之實施形態已敘述過，但此等乃本發明之例示，亦可採用上述以外之各種構成者。

【圖式簡單說明】

圖1係顯示關於第1實施形態之光源裝置之構成的圖。

圖2係顯示作為波長變換部而使用整體型之準位相匹配元件情況之波長變換部周圍構成的圖。

圖3係顯示作為波長變換部而使用波導型之準位相匹配元件情況之波長變換部周圍構成的圖。

圖4係顯示關於第2實施形態之光源裝置之構成的圖。

圖5係顯示在血液的可視範圍之吸收光譜的一例圖。

圖6係說明經由控制部之控制之一例的圖。

圖7係顯示在同時使2個之光源單元驅動情況，經由分光計測定來自光射出部的射出光之光譜的一例圖。

圖8係顯示各測定含於來自光射出部的射出光之2個光線的曲線之結果的圖。

圖9係顯示圖6所示之控制的效果圖。

【主要元件符號說明】

100：光源單元

110：發光元件

120：隔離器

130：光學系統

132：光纖

140：波長變換部

150：光學系統

152：光纖

200 : 光 耦 合 器

300 : 光 射 出 部

410 : 驅 動 器

420 : 控 制 部

430 : 檢 出 部

500 : 被 測 定 部

發明專利說明書

(本申請書格式、順序，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：

100131486

※申請日：

100.08.22

※IPC 分類：

H01S 3/23 (2006.01)

H01S 3/66 (2006.01)

A61B 5/1455 (2006.01)

一、發明名稱：(中文/英文)

光源裝置

Light source apparatus

二、中文發明摘要：

本發明係一種光源裝置，其課題為提供可從同一的光軸射出複數之波長的射出光，且可高速將射出光進行變調之光源裝置。

解決手段為此光源裝置係具備射出光線之一個之光射出部(300)，複數之光源單元(100)，光耦合器(200)，及控制部(420)。複數之光源單元(100)係輸出相互不同波長之射出光。光耦合器(200)係連接光射出部(300)與複數之光源單元(100)。控制部(420)係藉由驅動器(410)而控制複數之光源單元(100)。並且，複數之光源單元(100)係各具備發光元件(110)及波長變換部(140)。波長變換部(140)係將從發光元件所輸出的光線進行波長變換而生成射出光。

201214908

三、英文發明摘要：

七、申請專利範圍：

1. 一種光源裝置，其特徵係具備：射出光線之一個光射出部、

輸出互為不同之波長之射出光的複數之光源單元、

連接前述光射出部與前述複數之光源單元之光耦合器

和控制前述複數之光源單元之控制部；

前述複數之光源單元係各別具備：

發光元件、

和波長變換從前述發光元件輸出之光線，生成前述射出光的波長變換部。

2. 如申請專利範圍第1項記載之光源裝置，其中，

前述控制部係同時動作至少二個之前述光源單元，同時射出來自前述光射出部之至少二種之前述射出光。

3. 如申請專利範圍第1項或第2項記載之光源裝置，其中，

從前述光射出部射出之光線係做為血液之飽和氧濃度測定用之光源加以使用。

4. 如申請專利範圍第3項記載之光源裝置，其中，

更具備檢出從前述光射出部射出之光線經由被測定部反射而生成之反射光之強度的檢出部；

前述控制部係徐徐增加前述發光元件之輸出，當前述檢出部所檢出之前述反射光之強度成為臨限值以上之時，停止前述發光元件之輸出的增加。

5. 如申請專利範圍第3項或第4項記載之光源裝置，
其中，

前述複數之光源單元所輸出之前述射出光之波長係
490nm以上630nm以下。

6. 如申請專利範圍第1項至第5項之任一項記載之光
源裝置，其中，

前述波長變換部係具有準相位匹配元件。

圖 1

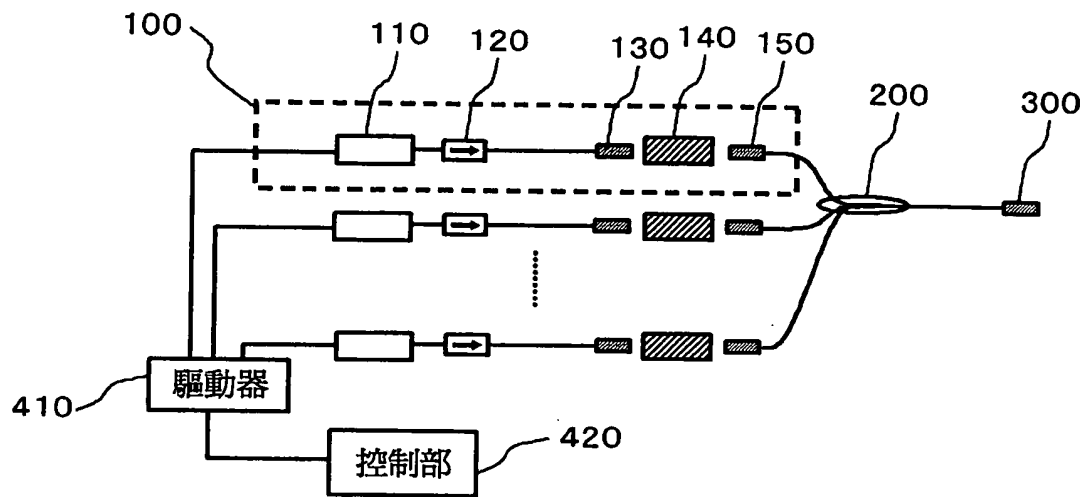


圖2

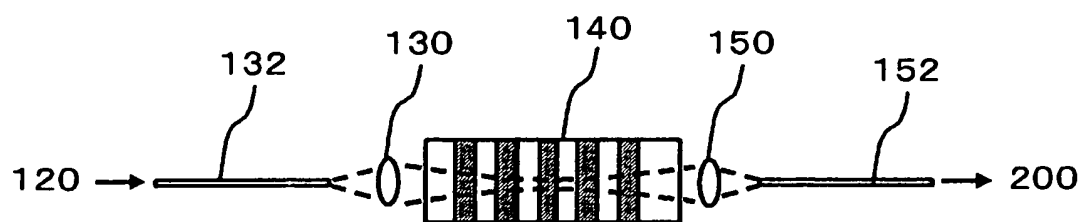


圖3

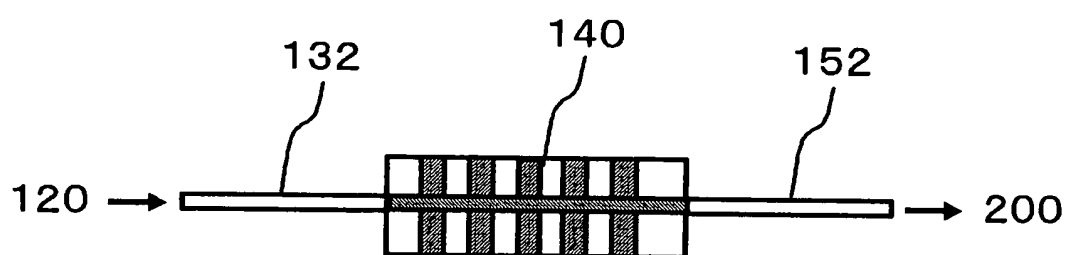


圖 4

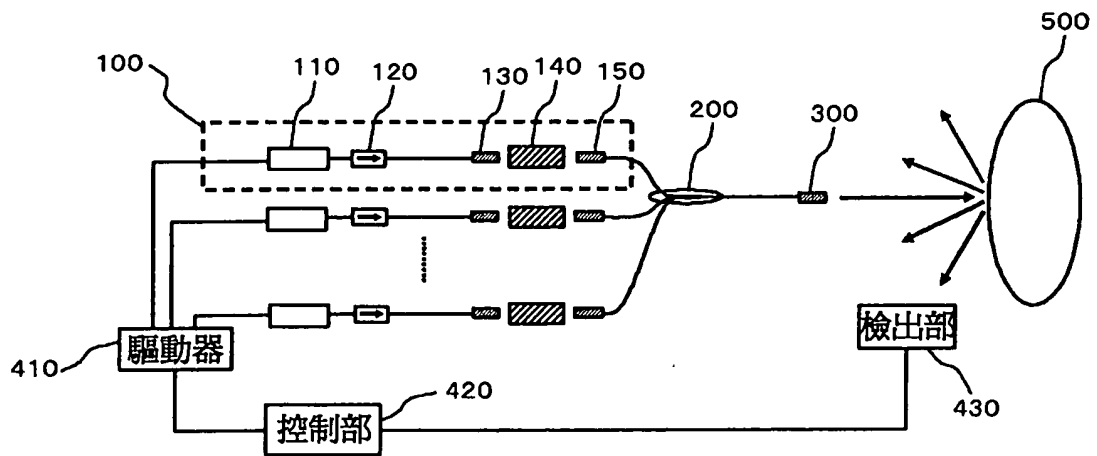


圖5

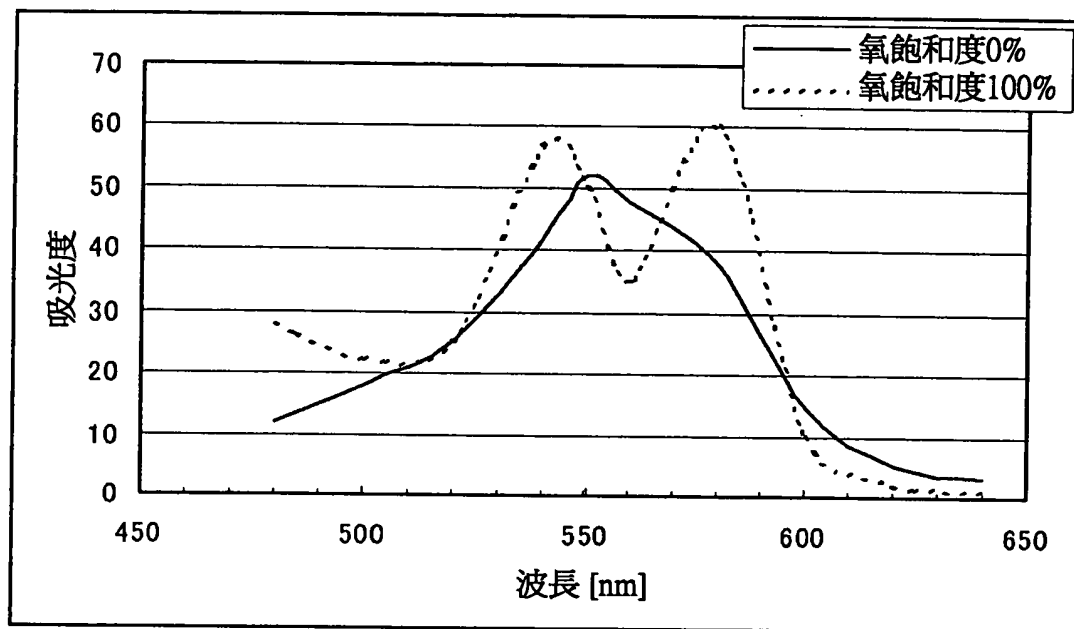


圖6

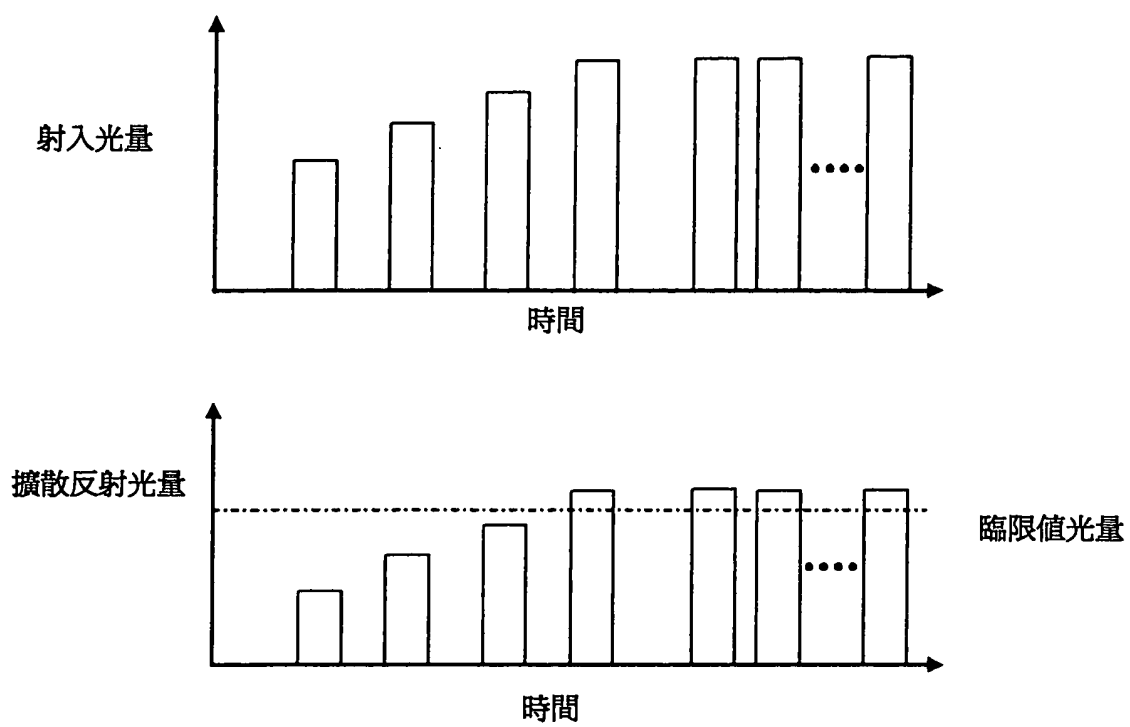


圖7

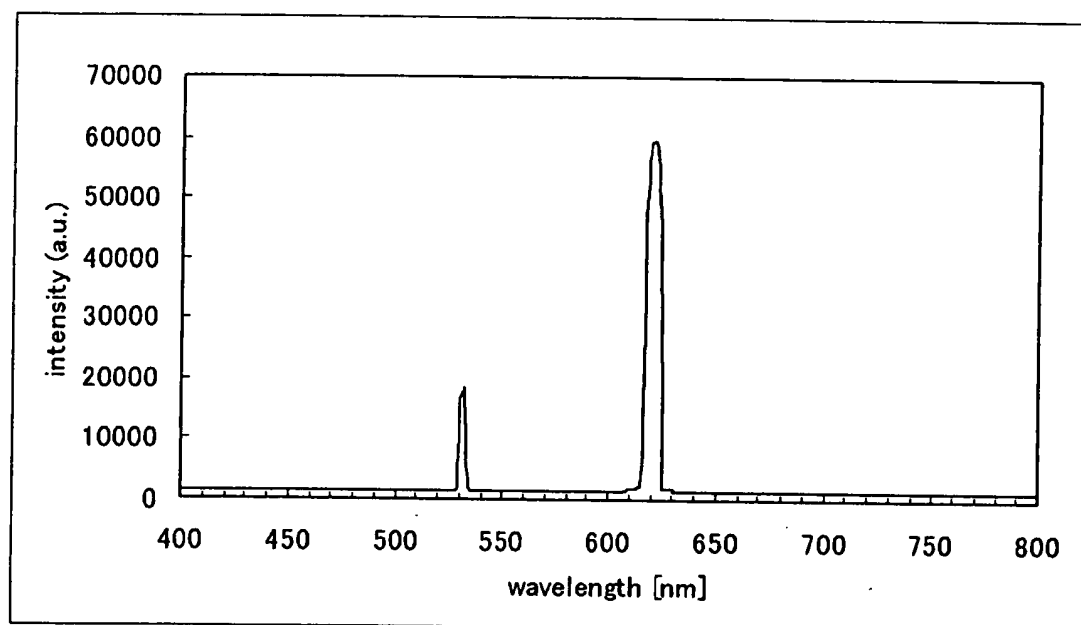


圖 8

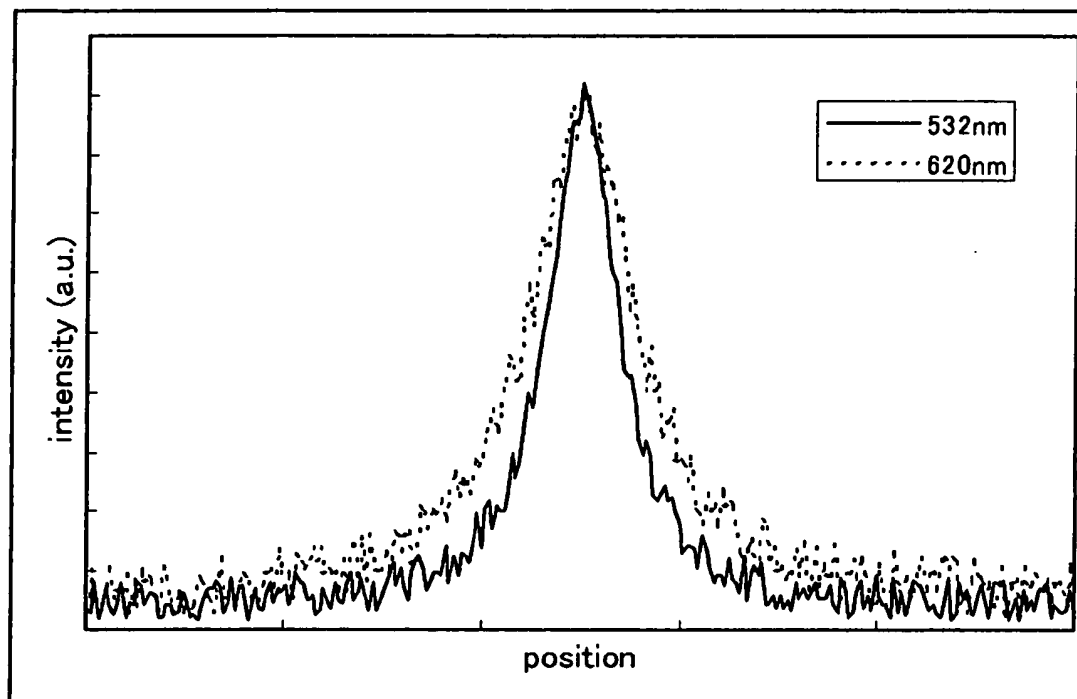
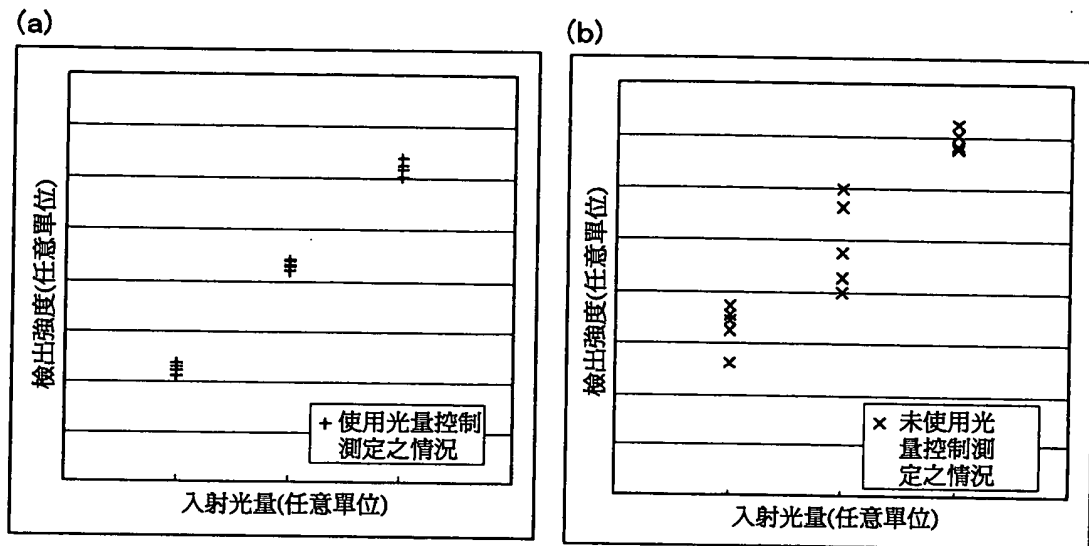


圖 9



四、指定代表圖：

(一) 本案指定代表圖為：第(1)圖。

(二) 本代表圖之元件符號簡單說明：

100：光源單元

110：發光元件

120：隔離器

130：光學系統

140：波長變換部

150：光學系統

200：光耦合器

300：光射出部

410：驅動器

420：控制部

五、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：無