

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5867362号
(P5867362)

(45) 発行日 平成28年2月24日(2016.2.24)

(24) 登録日 平成28年1月15日(2016.1.15)

(51) Int.Cl. F I
G O 1 D 5/38 (2006.01) G O 1 D 5/38 A

請求項の数 9 (全 15 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2012-227239 (P2012-227239) | (73) 特許権者 | 000006013 三菱電機株式会社 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 |
| (22) 出願日 | 平成24年10月12日(2012.10.12) | (74) 代理人 | 100112210 弁理士 稲葉 忠彦 |
| (65) 公開番号 | 特開2014-81210 (P2014-81210A) | (74) 代理人 | 100108431 弁理士 村上 加奈子 |
| (43) 公開日 | 平成26年5月8日(2014.5.8) | (74) 代理人 | 100153176 弁理士 松井 重明 |
| 審査請求日 | 平成26年10月24日(2014.10.24) | (74) 代理人 | 100109612 弁理士 倉谷 泰孝 |
| | | (72) 発明者 | 吉岡 淑江 東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学式エンコーダ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

半導体レーザ素子から光を発振する第一の光源と、
切り替えて使用する一以上の半導体レーザ素子から光を発振する第二の光源と、
前記第一の光源または前記第二の光源からの光が照射されるスケール格子と、
前記第一の光源または前記第二の光源から前記スケール格子を介した光を受光する受光
エリアを有し、前記スケール格子との距離を一定に保ちつつ、前記スケール格子に対して
略平行に相対移動することによって信号を生じる受光部と
を備え、

前記第一の光源および前記第二の光源と前記スケール格子との距離を Z 1、前記スケール
格子と前記受光部との距離を Z 2、前記第一の光源および前記第二の光源の波長を λ、
前記スケール格子の格子ピッチを P、自然数を n とするとき、

$$Z 1 \times Z 2 / (Z 1 + Z 2) = n P^2 / \lambda$$

の関係を満足し、

前記第一の光源から前記第二の光源の一に切り替えても、前記第一の光源と前記スケール
格子との間の距離と前記第二の光源と前記スケール格子との間の距離が略同一であり、
かつ、前記第一の光源における前記スケール格子と前記受光部との間の距離と前記第二の
光源における前記スケール格子と前記受光部との間の距離が略同一であり、

前記第一の光源および前記第二の光源は、前記受光エリアの中心線を中心に対称に配置
され、前記受光エリアの中心位置と光ビームの中心位置とが一致すると共に前記中心線に

10

20

対し前記光ビームの中心が斜めになるように前記光ビームを照射するように配置されたことを特徴とする光学式エンコーダ。

【請求項 2】

半導体レーザ素子から光を発振する第一の光源と、
切り替えて使用する一以上の半導体レーザ素子から光を発振する第二の光源と、
前記第一の光源または前記第二の光源からの光が照射されるスケール格子と、
前記第一の光源または前記第二の光源から前記スケール格子を介した光を受光する受光
エリアを有し、前記スケール格子との距離を一定に保ちつつ、前記スケール格子に対して
略平行に相対移動することによって信号を生じる受光部と
を備え、

10

前記第一の光源および前記第二の光源と前記スケール格子との距離を Z 1、前記スケール
格子と前記受光部との距離を Z 2、前記第一の光源および前記第二の光源の波長を、
前記スケール格子の格子ピッチを P、自然数を n とするとき、
 $Z 1 \times Z 2 / (Z 1 + Z 2) = n P^2 /$

の関係を満足し、

前記第一の光源から前記第二の光源の一に切り替えても、前記第一の光源と前記スケール
格子との間の距離と前記第二の光源と前記スケール格子との間の距離が略同一であり、
かつ、前記第一の光源における前記スケール格子と前記受光部との間の距離と前記第二の
光源における前記スケール格子と前記受光部との間の距離が略同一であり、

前記第一の光源および前記第二の光源は、各々の光ビームの中心が互いに平行となると
共に各々の前記光ビームの中心が前記スケール格子の面に対して斜めに前記光ビームを照
射するように配置された

20

ことを特徴とする光学式エンコーダ。

【請求項 3】

前記第一の光源および前記第二の光源は、それぞれの前記光ビームの中心が前記スケール
格子による回折干渉縞の周期的変化方向については前記受光エリアの中心となる位置に
対して対称な位置に入射すると共に、それぞれの前記光ビームの中心が前記回折干渉縞の
周期的変化方向に直交する方向については前記受光エリアの中心となる位置に入射するよ
うに配置された

ことを特徴とする請求項 2 に記載の光学式エンコーダ。

30

【請求項 4】

前記第一の光源および前記第二の光源は、前記回折干渉縞の周期的変化方向に、隣接し
て配置された

ことを特徴とする請求項 2 または請求項 3 に記載の光学式エンコーダ。

【請求項 5】

前記第一の光源および前記第二の光源は、半導体基板面と垂直方向に前記光ビームが出
射する垂直共振器面発光レーザ素子の光源であり、前記光ビームが出射する領域を含む前
記半導体基板面のそれぞれの中心位置からずらして配置された

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の光学式エンコーダ。

【請求項 6】

前記第一の光源および前記第二の光源は、それぞれの周囲 4 面の内、互いの最も近い面
を向かい合わせるように、同一平面上に前記垂直共振器面発光レーザ素子が並べられて配
置された

40

ことを特徴とする請求項 5 に記載の光学式エンコーダ。

【請求項 7】

半導体レーザ素子から光を発振する第一の光源と、
切り替えて使用する一以上の半導体レーザ素子から光を発振する第二の光源と、
前記第一の光源または前記第二の光源からの光が照射されるスケール格子と、
前記第一の光源または前記第二の光源から前記スケール格子を介した光を受光する受光
エリアを有し、前記スケール格子との距離を一定に保ちつつ、前記スケール格子に対して

50

略平行に相対移動することによって信号を生じる受光部とを備え、

前記第一の光源および前記第二の光源と前記スケール格子との距離を Z_1 、前記スケール格子と前記受光部との距離を Z_2 、前記第一の光源および前記第二の光源の波長を、前記スケール格子の格子ピッチを P 、自然数を n とするとき、

$$Z_1 \times Z_2 / (Z_1 + Z_2) = n P^2 /$$

の関係を満たし、

前記第一の光源から前記第二の光源の一に切り替えても、前記第一の光源と前記スケール格子との間の距離と前記第二の光源と前記スケール格子との間の距離が略同一であり、かつ、前記第一の光源における前記スケール格子と前記受光部との間の距離と前記第二の光源における前記スケール格子と前記受光部との間の距離が略同一であり、

10

前記第一の光源および前記第二の光源は、半導体基板面と垂直方向に光ビームが出射する垂直共振器面発光レーザー素子の光源であり、前記光ビームが出射する領域を含む前記半導体基板面のそれぞれの中心位置からずらして配置されると共に、それぞれの周囲4面の内、互いの最も近い面を向かい合わせるように、同一平面上に前記垂直共振器面発光レーザー素子が並べられて配置された

ことを特徴とする光学式エンコーダ。

【請求項8】

前記受光部によって検出された信号に応じて、前記第一の光源または前記第二の光源のON/OFF信号を演算処理する演算処理部と、

20

前記演算処理部からの演算処理された信号によって、前記第一の光源または前記第二の光源をON/OFFさせる光源駆動部とを更に備えた

ことを特徴とする請求項1から請求項7のいずれか一項に記載の光学式エンコーダ。

【請求項9】

前記第一の光源から検出された信号が所定の値を下回ると、前記演算処理部は前記第一の光源をOFFし、前記第二の光源をONにする信号を前記光源駆動部に出力する

ことを特徴とする請求項8に記載の光学式エンコーダ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

この発明は、半導体レーザー素子を用いた光学式エンコーダに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、産業用機器・装置の高精度化が進み、産業用機器・装置で使われる光学式エンコーダには更なる高分解能化が求められている。

【0003】

従来、光学式エンコーダは、光源として発光ダイオード(LED: Light Emitting Diode)が用いられていたが、高分解能化のために、近年は、より可干渉性の高い半導体レーザー(レーザーダイオードLD: Laser Diode)が用いら

40

【0004】

半導体レーザー素子を用いた光学式エンコーダとしては、例えば、特許文献1に、発光素子として1個のレーザーダイオード、スケール格子、受光用格子および受光素子を備えた光学式エンコーダにおいて、レーザーダイオードの光源とスケール格子との距離を Z_1 、スケール格子と受光用格子との距離を Z_2 、レーザーの波長を、スケール格子の格子ピッチを P 、受光用格子の格子ピッチを T 、 n を自然数とするとき、

$$Z_1 \times Z_2 / (Z_1 + Z_2) = n P^2 /$$

および

$$T = (Z_1 + Z_2) P / Z_1$$

50

の関係を満たしている光学式エンコーダが開示されている。

【0005】

半導体レーザー素子の寿命は、発光ダイオードに比べて短い。半導体レーザー素子は、素子個々によって寿命にばらつきがあり、10年以上に亘り継続運転可能なものから1年未満で故障してしまうものまでである。このため、例えば、特許文献2では、半導体レーザー素子をスクリーニングと呼ばれる方法により良品の選定を行うことが開示されている。

【0006】

しかし、半導体レーザー素子の故障メカニズムは解明されておらず、突然故障したり早期劣化したりするもの等を除ききれない。そこで、例えば、特許文献3では、複数のレーザーダイオード素子を有して、これら各素子へ与える負荷を個々の劣化度合い又は残存寿命に
10 応じて逐次最適に分配することによって装置全体を長寿命化させる半導体レーザー装置が開示されている。

【0007】

半導体レーザー素子を用いた光学式エンコーダの長寿命化としては、例えば、特許文献4に、予め複数の光学式エンコーダを設けておき、使用中の光学式エンコーダが故障しても、予備の光学式エンコーダに切り替えられる冗長構成が示されている。

【0008】

また、例えば、特許文献5では、アレイ状の半導体レーザー素子1チップを使用し、使用中の半導体レーザー素子の出力レベルが基準値を下回ると、予備に自動的に切り替えられる冗長構成が示されている。
20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特公平4-044214号公報(第2頁~第4頁、第2図)

【特許文献2】特開平7-115250号公報(第3頁~第4頁、図1)

【特許文献3】特開2005-317841号公報(第6頁~第9頁、図1)

【特許文献4】実開昭58-066495号公報(第2頁~第9頁、第3図)

【特許文献5】特開平5-343809号公報(第3頁~第4頁、図1)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】
30

【0010】

特許文献4のように、光学式エンコーダ自体を予備の光学式エンコーダに切り替えられる構成では、半導体レーザー素子が故障するたびに、光学式エンコーダを切り替えなければならず、半導体レーザー素子の光源の位置合わせに多大な時間を費やし、予備の光学式エンコーダを設けるための設置場所が必要になり全体の構造が大型化し、予備の光学式エンコーダ一式のためのコストも高価になるという欠点があった。

【0011】

また、光学式エンコーダの場合において、半導体レーザー素子の光源の位置によっては、受光エリアの中心位置から離れて光ビームが受光されることがある。光源の光ビームが、受光エリアの中心位置から離れるほどに光学式エンコーダの分解能が低下し、分解能の低下によって光学式エンコーダの精度が低下するため、使用できなくなってしまうという問題があった。
40

【0012】

特許文献5のように、半導体レーザー素子のチップ内に複数の独立駆動構造のレーザー共振器が組み込まれた構成では、光源であるそれぞれのレーザー共振器間の距離がわからず、光学式エンコーダが使用できる分解能の値を保持できているかが不明であった。このため、光学式エンコーダにおいては、半導体レーザー素子のチップからなる光源の配置を決定するのが困難であった。

【0013】

この発明は、上記のような課題を解決するためになされたものであり、光学式エンコー
50

ダの分解能を高分解能化し、長寿命の光学式エンコーダを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

この発明に係る光学式エンコーダは、半導体レーザ素子から光を発振する第一の光源と、切り替えて使用する一以上の半導体レーザ素子から光を発振する第二の光源と、第一の光源または第二の光源からの光が照射されるスケール格子と、第一の光源または第二の光源からスケール格子を介した光を受光する受光エリアを有し、スケール格子との距離を一定に保ちつつ、スケール格子に対して略平行に相対移動することによって信号を生じる受光部とを備え、第一の光源および第二の光源とスケール格子との距離を Z_1 、スケール格子と受光部との距離を Z_2 、第一の光源および第二の光源の波長を λ 、スケール格子の格子ピッチを P 、自然数を n とすると、 $Z_1 \times Z_2 / (Z_1 + Z_2) = n P^2 / \lambda$ の関係を満足し、第一の光源から第二の光源の一に切り替えても、第一の光源とスケール格子との間の距離と第二の光源とスケール格子との間の距離が略同一であり、かつ、第一の光源におけるスケール格子と受光部との間の距離と第二の光源におけるスケール格子と受光部との間の距離が略同一であり、第一の光源および第二の光源は、受光エリアの中心線を中心に対称に配置され、受光エリアの中心位置と光ビームの中心位置とが一致すると共に中心線に対し光ビームの中心が斜めになるように光ビームを照射するように配置されたことを特徴とするものである。

10

【発明の効果】

【0015】

この発明では、複数の半導体レーザ素子を用いて、半導体レーザ素子の光源と格子、格子と受光部とのそれぞれの距離を、光源の切り替え前と切り替え後で略同一にすることで、半導体レーザ素子を用いた光学式エンコーダの長寿命化を図ることができる。

20

【0016】

また、上記のように半導体レーザ素子の光源を切り替えても、受光部上に生じる回折干渉縞の周期が変わらず、回折干渉縞のコントラストも低下しない。よって、光学式エンコーダの分解能（S/N比）も低下しないという効果が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】この発明の実施の形態1に係る光学式エンコーダの要部を前面から見た概略図である。

30

【図2】この発明の実施の形態1に係る光学式エンコーダを上面から見た受光部の概略図である。

【図3】この発明の実施の形態1に係る図1の要部を備えた光学式エンコーダ全体の構成を前面から見た概略図である。

【図4】この発明の実施の形態2に係る光学式エンコーダの光源として使用するVCSELを示す概略図である。

【図5】この発明の実施の形態3に係る光学式エンコーダの要部を前面から見た概略図である。

【図6】この発明の実施の形態3に係る光学式エンコーダの要部を側面から見た概略図である。

40

【図7】この発明の実施の形態4に係る光学式エンコーダの要部を前面から見た概略図である。

【図8】この発明の実施の形態4に係る光学式エンコーダの要部を側面から見た概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

実施の形態1.

図1～図3は、この発明を実施するための実施の形態1を示すものであって、図1は光学式エンコーダの要部を前面から見た概略図、図2は光学式エンコーダにおける受光部を

50

上面から見た概略図、図3は図1の要部を備えた光学式エンコーダ全体の構成を前面から見た概略図である。

【0019】

図1において、この発明の実施の形態1における光学式エンコーダは、通常使用する半導体レーザ素子の第一の光源としての光源10A、切り替えて使用する予備の半導体レーザ素子の第二の光源としての光源10B、スケール格子12、光源10Aまたは光源10Bからスケール格子12を介した光を受光し、スケール格子12とY軸方向に平行なC方向での位置の変化により周期時間信号を生じさせる受光エリア15を有する受光部11で構成される。

【0020】

半導体レーザ素子の光源10A、10B及び受光部11とスケール格子12とは、距離を一定に保ちつつ、スケール格子12とY軸方向に略平行なC方向に相対移動可能に保持される。

【0021】

半導体レーザ素子の光源10Aと半導体レーザ素子の光源10Bは、C方向に隣接して、受光部11の受光エリア15の中心線16を中心に対称となるように配置する。また、半導体レーザ素子の光源10Aと半導体レーザ素子の光源10Bは、各光源からの光ビーム14が、それぞれ受光部11の受光エリア15に対して垂直に照射するように配置する。

【0022】

光学式エンコーダは、光源10A、10B及び受光部11とスケール格子12とをY軸方向に平行なC方向に相対移動させることによって、光源10Aから射出された光ビーム14が変化し、変化した光ビーム14を受光部11で受光して、測定物の変位量を検知する。

【0023】

この実施の形態1の光学式エンコーダは、スケール格子12の相対移動を、スケール格子12の相対変位量として検出する。ここでの周期時間信号とは、周期Tの正弦波信号および余弦波信号である。

【0024】

ここで、受光エリア15の大きさは、光ビーム14の大きさによって設定する。光ビーム14のシグナル値をより高く得るために、回折干渉縞の周期変化方向(移動方向)における受光エリア15の長さは、光ビーム14の受光位置での直径と略同一にする。

【0025】

また、回折干渉縞の周期変化しない(移動しない)方向についても、同様に光ビーム14の受光位置での直径と略同一にする。

【0026】

なお、この実施の形態1では、スケール格子12がリニア型の場合を示しているが、スケール格子12の形状がロータリ型の場合には、スケール格子ピッチが受光エリア中心では設計値通りであるが、受光エリア中心から離れるほどスケール格子ピッチが設計値から小さく、もしくは大きくなるので、光ビーム14の受光位置で回折干渉縞がぼやけることになる。

【0027】

従って、スケール格子12の形状がロータリ型の場合には、回折干渉縞の周期変化しない(移動しない)方向における受光エリア15の長さは、光ビーム14の受光位置での直径と略同一にすると、光ビーム14の端部分の回折干渉縞がぼやけて、分解能(S/N比)が低下するため、光ビーム14の受光位置での直径/2と同程度にする。

【0028】

図1で、光ビーム14は光源10Aから射出され、スケール格子12を透過して、受光エリア15へと入射する。回折干渉縞13は、スケール格子12を透過した光ビーム14が受光エリア15上に生じるものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

何れの半導体レーザ素子の光源 1 0 A、1 0 B も、半導体レーザ素子の光源 1 0 A、1 0 B とスケール格子 1 2 との間の距離を Z 1、スケール格子 1 2 と受光部 1 1 との間の距離を Z 2、光源 1 0 A、1 0 B の波長を λ 、スケール格子 1 2 の格子ピッチを P、n を自然数とすると、(1) 式の関係式を満足するように構成する。

【 0 0 3 0 】

$$Z 1 \times Z 2 / (Z 1 + Z 2) = n P^2 / \lambda \quad \cdots (1)$$

【 0 0 3 1 】

上記構成により、半導体レーザ素子の光源 1 0 A から光源 1 0 B へと切り替えた場合にも、光源 1 0 A からスケール格子 1 2 までの間の距離と光源 1 0 B からスケール格子 1 2 までの間の距離とで略同一となり、かつ、光源 1 0 A の光ビームにおけるスケール格子 1 2 と受光部 1 1 との間の距離と光源 1 0 B の光ビームにおけるスケール格子 1 2 と受光部 1 1 との間の距離で略同一となる。

10

【 0 0 3 2 】

また、半導体レーザ素子の光源の数は、常時使用の光源 1 つと予備の光源 1 つの、計 2 つの光源だけでなくとも良く、予備の光源が 2 つ以上の、合計で 3 つ以上の光源を用いて構成しても良い。

【 0 0 3 3 】

光源が 3 つ以上の複数ある場合でも、各光源とスケール格子との間の距離 Z 1 は、各光源において略等しくなり、かつ、スケール格子と受光部との間の距離 Z 2 は、各光源において略等しくなるように配置する。

20

【 0 0 3 4 】

これにより、複数の半導体レーザ素子の光源を切り替えても、各光源とスケール格子との間の距離 Z 1 同士およびそれぞれのスケール格子と受光部との間の距離 Z 2 同士が略同じ値になる。

【 0 0 3 5 】

このように、半導体レーザ素子の光源が 3 つ以上の複数ある場合、光源が 2 つのみのときの関係と同じように、すべての光源が (1) 式を満足するように構成する。

【 0 0 3 6 】

受光部 1 1 の受光エリア 1 5 上で生じる検出信号 A は、受光部 1 1 がスケール格子 1 2 との相対移動により変動する正弦波信号および余弦波信号である。この正弦波信号および余弦波信号には、ノイズが発生する。

30

【 0 0 3 7 】

光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) は、正弦波信号または余弦波信号の信号振幅値 (シグナル) に対するノイズの比で表され、(2) 式に示すように、A C 値 / (A C 値 + D C 値) に比例する。

【 0 0 3 8 】

$$\text{光学式エンコーダの分解能 (S / N 比)} = \text{正弦波信号および余弦波信号の信号振幅値 (S)} / \text{ノイズ (N)} = \text{A C 値} / (\text{A C 値} + \text{D C 値}) \quad \cdots (2)$$

【 0 0 3 9 】

ここで、A C 値 = 正弦波信号もしくは余弦波信号の振幅値 / 2 = (A m a x - A m i n) / 2、D C 値 = 正弦波信号もしくは余弦波信号のグラウンドレベルからのオフセット値 = (A m a x + A m i n) / 2 である。

40

【 0 0 4 0 】

光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) は、A C 値が大きい程、また D C 値が小さい程、大きくなる。つまり、A C / D C 比が大きいほど、光学式エンコーダの分解能は高くなる。

【 0 0 4 1 】

$$\text{A C / D C 比} = (\text{A m a x} - \text{A m i n}) / (\text{A m a x} + \text{A m i n}) \quad \cdots (3)$$

【 0 0 4 2 】

50

式(3)のAC/DC比は、回折干渉縞のコントラストに比例する。回折干渉縞のコントラストが低下すると、AC/DC比は小さくなり、光学式エンコーダの分解能(S/N比)は低くなる。

【0043】

また、光学式エンコーダの分解能(S/N比)は、AC/DC比が変化しない(特性が変わらない)としたとき、受光部11の受光エリア15に入ってくる光量が大いほど(AC値およびDC値の絶対値が大いほど)高くなる。

【0044】

半導体レーザ素子の光源10Aから半導体レーザ素子の光源10Bに切り替えても、式(1)のそれぞれの光源とスケール格子との間の距離Z1同士およびそれぞれの光源におけるスケール格子と受光部との間の距離Z2同士が略同じ値であるように配置すれば、式(4)で表される受光部11の受光エリア15上に生じる回折干渉縞13の周期Tが変わらず、回折干渉縞13のコントラストも変わらない。よって、検出信号AのAC/DC比が低下せず、光学式エンコーダの分解能(S/N比)も低下しないことになる。

【0045】

$$T = (Z1 + Z2) P / Z1 \quad \dots (4)$$

【0046】

スケール格子12を測定物に接続した場合、測定物が移動すると、測定物に接続されたスケール格子12も同時に移動し、スケール格子12が移動することによって、光源10Aからスケール格子12を透過する光が変化し、その変化量を受光エリア15で計測する。この計測された信号値によって、スケール格子12に接続された測定物の変位量を算出する。

【0047】

図2に示されるように、半導体レーザ素子の光源を2個並べて同一平面上に配置する場合、受光部11の受光エリア15の中心位置と光ビーム14の中心位置が距離Wだけ離れてしまう。

【0048】

半導体レーザ素子の光源10Aから射出される光ビーム14の中心から離れた部分では、光源とスケール格子との間の距離Z1およびスケール格子と受光部との間の距離Z2に誤差が生じやすく、また、光ビーム14が受光部11の受光エリア15の範囲から逸脱しやすくなってしまうため、回折干渉縞のコントラストが低下し、AC/DC比が低下してしまう。

【0049】

即ち、受光部11の受光エリア15に入射する光ビーム14の中心から離れた部分の割合が高くなると、AC/DC比が低下し、光学式エンコーダの分解能(S/N比)が低下する。

【0050】

図3は、図1の光学式エンコーダの構成に更に、演算処理部21、光源駆動部22A、22Bを備えた光学式エンコーダの図である。

【0051】

図3において、演算処理部21は、受光部11の受光エリア15によって検出された信号に応じて、半導体レーザ素子の光源10A、10BのON/OFF信号を演算処理して、光源駆動部22へと演算処理された信号を送信する。

【0052】

光源駆動部22は、演算処理部21から送信された演算処理された信号によって、半導体レーザ素子の光源10A、10BをON/OFFさせる。

【0053】

次に、以下に上記の構成での動作を述べる。半導体レーザ素子の劣化により光出力が減少すると、受光部11の受光エリア15上で検出される検出信号AのAC値も半導体レーザ素子の出力に比例して減少する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

光源 1 0 A の光ビームから得られる検出信号 A の A C 値の減少率を判断基準とし、この減少率が所定の判断基準を下回ったときに予備の半導体レーザ素子の光源 1 0 B に切り替えを行う演算処理部 2 1 を備えることで、光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) を、要求下限値以上に維持できる。

【 0 0 5 5 】

光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) の仕様を満たすために、光出力下限値 (光源の明るさの下限値) が決定される。ここで、光出力とは A C 値であるので、A C 値の低下率を指標として光源の切り替えを判断する。

【 0 0 5 6 】

光出力が低いほど光源の寿命が長いので、光源の寿命を長くしたい場合には、できるだけ光出力は低くして使用する。光出力下限値と光出力低下率を考慮して光源の初期値を、例えば、光源の最大出力の 5 0 % 値として設定する。

【 0 0 5 7 】

半導体レーザ素子の光源 1 0 A の使用中に、検出信号 A の A C 値が、例えば、初期 A C 値から 2 0 % 程度減少した場合、半導体レーザ素子の光源 1 0 A の寿命と判断して、演算処理部 2 1 は、半導体レーザ素子の光源 1 0 A に O F F の信号を、半導体レーザ素子の光源 1 0 B に O N の信号を送り、予備の光源 1 0 B に切り替えを行う。

【 0 0 5 8 】

次に、具体的な解析結果を示す。フレネル回折論に基づく波面伝搬式を用いて数値解析を行った結果、半導体レーザ素子の波長 $\lambda = 0.85 [\mu\text{m}]$ 、スケール格子 1 2 の格子ピッチ P が $20 [\mu\text{m}]$ 以下、光源 1 0 とスケール格子 1 2 との間の距離 Z 1 およびスケール格子 1 2 と受光部 1 1 との間の距離 Z 2 のそれぞれが $3000 [\mu\text{m}]$ の場合において説明する。

【 0 0 5 9 】

上記の実施例の場合、受光部 1 1 の受光エリア 1 5 の中心位置と半導体レーザ素子の光源 (光ビーム 1 4 の中心位置) の距離 W は、 $200 [\mu\text{m}]$ 以下にすることが好ましい。この場合、光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) の低下は、光ビーム 1 4 が受光部 1 1 の受光エリア 1 5 の中心に入射したときの光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) の 1 0 % 以下となる。

【 0 0 6 0 】

また、受光部 1 1 の受光エリア 1 5 の中心位置と半導体レーザ素子の光源 (光ビーム 1 4 の中心位置) の距離 W を $150 [\mu\text{m}]$ 以下にすれば、更に好ましい。この場合、光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) の低下は、光ビーム 1 4 が受光部 1 1 の受光エリア 1 5 の中心に入射したときの光学式エンコーダの分解能 (S / N 比) の 5 % 以下となる。

【 0 0 6 1 】

上記と同条件において、光源とスケール格子との間の距離 Z 1 およびスケール格子と受光部との間の距離 Z 2 のそれぞれの設計値との誤差は、 $150 [\mu\text{m}]$ 以下にすることが好ましい。この場合、A C / D C 比の低下がピーク時 (光源とスケール格子との間の距離 Z 1 およびスケール格子と受光部との間の距離 Z 2 の設計値との誤差が 0 のとき) の 2 0 % 以下となる。

【 0 0 6 2 】

半導体レーザ素子の光源 1 0 A は常時使用し、半導体レーザ素子の光源 1 0 B は通常は稼動しておらず、半導体レーザ素子の光源 1 0 A が故障したときに切り替えて使用する。

【 0 0 6 3 】

半導体レーザ素子の光源 1 0 A、1 0 B 共に故障率が一定値 R であるとき、この冗長構成の光源の信頼度 $R (t)$ は式 (5) で表される。

【 0 0 6 4 】

$$R (t) = e^{-\lambda t} (1 + \lambda t) \cdots (5)$$

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

平均故障寿命 (MTTF: Mean Time To Failure) は式 (6) で表されるので、式 (5) を代入すると、 $2 / \lambda$ が求まる。半導体レーザ素子の光源 1 個の平均故障寿命は $1 / \lambda$ であるので、半導体レーザ素子を 2 個用いた冗長構成の光源の平均故障寿命は、半導体レーザ素子の光源 1 個の平均故障寿命の 2 倍長くなる。

【0066】

$$MTTF = \int_0^{\infty} R(t) dt = 2 / \lambda \dots (6)$$

【0067】

以上のように、この実施の形態 1 に係る光学式エンコーダは、半導体レーザ素子の光源 10A と、切り替えて使用する半導体レーザ素子の光源 10B とを備え、光源 10A とスケール格子 12 との間の距離 Z_1 と光源 10B とスケール格子 12 との間の距離 Z_1 が略 10 同一であり、かつ、光源 10A におけるスケール格子 12 と受光部 11 との間の距離 Z_2 と光源 10B におけるスケール格子 12 と受光部 11 との間の距離 Z_2 がそれぞれ略同一であるように配置し、(1) 式を満足するように構成したことにより、使用中の半導体レーザ素子の光源が故障しても、他の予備の光源に切り替えてエンコーダを高分解能で使用し続けることができ、光学式エンコーダの長寿命化が図れる。

【0068】

また、他の予備の光源に切り替えても受光部を共用できるので、半導体レーザ素子の光源と受光部をそれぞれ別個に用いた光学式エンコーダを複数使用するよりも、コストが安くなる。

【0069】

なお、半導体レーザ素子の光源は、半導体レーザ素子のチップでも、パッケージされたキャンでも、いずれの形態で設けられたものであっても構わない。また、半導体レーザ素子近傍に開口のあるマスクを置き、ビーム整形した半導体レーザ素子の光源を用いても構わない。

【0070】

また、受光部 11 は、ピッチ T の検出器用格子と受光素子を組み合わせたものでも、半導体検出器アレイでも構わない。

【0071】

実施の形態 2 .

実施の形態 2 は、実施の形態 1 における半導体レーザ素子の光源 10A、10B の代わりに垂直共振器面発光レーザ (VCSEL: Vertical Cavity Surface Emitting LASER) からなる光源を用いたものである。光源以外は、図 1 における光学式エンコーダとすべて同様である。

【0072】

図 4 に、この発明の実施の形態 2 に係る光学式エンコーダの光源として使用する垂直共振器面発光レーザ (以下 VCSEL と称する) の概略図を示す。図 4 に示すように、この発明の実施の形態 2 においては、半導体レーザ素子の光源が素子表面の中心位置にない半導体レーザ素子の一種である VCSEL 23A、23B を用いる。

【0073】

なお、この発明の実施の形態 2 において、図 4 の VCSEL 23A、23B を光源として用いた光学式エンコーダは、光源以外は図 1 と同一符号は同一部分を示すので、これらの説明は省略する。

【0074】

VCSEL 23A、23B を使用する場合、図 4 に示すように、VCSEL 23A、23B の周囲 4 面の内、VCSEL 23A、23B の光源 24A、24B が最も近い面を向かい合わせるように、同一平面上に 2 個の VCSEL 23A、23B を並べる。

【0075】

同一平面上に光源 24A、24B を実装する際、例えば、光源実装パッド 27 に、実装位置基準マークを設け、実装位置基準マークの位置を基準に光源の実装を行う。

【0076】

10

20

30

40

50

実装位置基準マーク間の中心位置（X軸に平行）と受光部11の受光エリア15の中心位置（X軸に平行）が数 μm の誤差であった場合、実装位置基準マーク間の中心位置（X軸に平行）と実装位置基準マークの距離Lを150 [μm]以下になるように実装すれば、光学式エンコーダの分解能（S/N比）の低下を、光ビーム14が受光部11の受光エリア15の中心に入射したときの光学式エンコーダの分解能（S/N比）の5%以下とすることができる。

【0077】

同一平面上にVCSEL23A、23Bの光源24A、24Bを置くことにより、受光部11の受光エリア15の中心位置から離れた位置に光ビーム14が照射される。VCSEL23A、23Bのように、VCSEL23A、23Bの光源24A、24Bと受光部11の受光エリア15の中心位置との距離Wが短い程、受光部11の受光エリア15の中心位置に近い距離に光ビーム14が照射でき、検出信号Aの分解能（S/N比）の減少量が低く抑えられる。

10

【0078】

VCSEL23A、23Bは、大きさが例えば数百 [μm]程度の小型立体形状であるので、同一平面上で、半導体レーザ素子の光源を近接させるには、VCSEL23A、23Bチップが適している。

【0079】

VCSEL23A、23Bは、半導体基板面に対して垂直方向に光を共振させ、半導体基板面と垂直方向にビームが射出するので、VCSEL23A、23B表面上には電極パッド25A、25Bがある。そのために、VCSEL23A、23Bの光源24A、24BはVCSEL23A、23Bの中心位置から離れた位置にある。

20

【0080】

2連のアレイ状VCSELチップ1個は、VCSEL単体チップ1個より製造歩留まりが悪いので、単価が高い。2連のアレイ状VCSELチップを1個使用するより、VCSEL単体チップを2個使用する方が、コストが安くなる。

【0081】

この発明による光学式エンコーダは、透過型光学式エンコーダでも、スケール格子に対し光源と受光部が同じ側にある反射型光学式エンコーダでも構わない。

【0082】

この発明による光学式エンコーダのスケール格子形状は、リニア型とロータリ型を問わない。

30

【0083】

この発明による光学式エンコーダの検出器アレイの形状は、リニア型とロータリ型を問わない。

【0084】

以上のように、この実施の形態2に係る光学式エンコーダは、光学式エンコーダの光源2個に垂直共振器面発光レーザ（VCSEL）を用いたことにより、使用中のVCSELを用いた光源1個が故障しても、他の予備のVCSELを用いた光源に切り替えてエンコーダを高分解能で使用し続けることができ、光学式エンコーダの長寿命化が図れる。

40

【0085】

また、他の予備のVCSELを用いた光源に切り替えても受光部を共用できるので、半導体レーザ素子の光源と受光部をそれぞれ別個に用いた光学式エンコーダを複数使用するよりも、コストが安くなる。

【0086】

さらに、VCSELを用いた光源は他の半導体レーザ素子に比べ小型なため、光学式エンコーダの光源を配置するときに、容易に配置でき、また、光学式エンコーダの光源の数を2個以上の複数個を容易に配置することができる。

【0087】

実施の形態3 .

50

実施の形態 3 は、実施の形態 1 における半導体レーザ素子の光源 10 A、10 B の代わりに、光源からの光ビームが、それぞれ受光部の受光エリアに対して斜めに照射する光源を用いたものである。光源以外は、図 1 における光学式エンコーダとすべて同様である。

【0088】

図 5 は、実施の形態 3 の光源 30 A、30 B の配置を前面から見た構成を示す概略図である。図 6 は、実施の形態 3 の光源 30 A、30 B の配置を側面から見た構成を示す概略図である。

【0089】

図 5、図 6 に、この発明の実施の形態 3 に係る光学式エンコーダの要部の概略図を示す。図 5 に示すように、半導体レーザ素子の光源 30 A、30 B は、受光部 11 の受光エリ
10
ア 15 の中心に向かって照射するように斜めに配置されている。なお、図 5、図 6 において、図 1 と同一符号は同一部分を示すので、これらの説明は省略する。

【0090】

図 5、図 6 に示すように、実施の形態 3 の半導体レーザ素子の光源 30 A、30 B は、それぞれが離間して、中心線 16 を中心に対称に配置され、受光部 11 の受光エリ
ア 15 の中心に向かってそれぞれが斜めに光ビーム 14 を照射する。このような配置においても、実施の形態 1 と同様に、式 (1) の関係を満たし、それぞれの光源とスケール格子との間の距離 Z_1 同士およびそれぞれの光源におけるスケール格子と受光部との間の距離 Z_2 同士は、30 A と 30 B のそれぞれにおいて略等しくなるように構成する。

【0091】

受光部 11 の受光エリ
ア 15 の中心位置に光ビームが照射されたとき、受光部 11 の受光エリ
ア 15 の中心位置と光ビーム 14 の中心位置が略一致するので、光学式エンコーダの分解能 (S/N 比) は低下しない。

【0092】

従って、いずれの半導体レーザ素子の光源 30 A、30 B も、受光部 11 の受光エリ
ア 15 の中心位置に向かって照射するように配置すると、光源の切り替えの際に、受光部 11 の受光エリ
ア 15 上で検出される検出信号 A の分解能 (S/N 比) は低下せず、光学式エンコーダの分解能 (S/N 比) の低下も生じない。

【0093】

以上のように、この実施の形態 3 に係る光学式エンコーダは、光学式エンコーダの半導
体レーザ素子の光源 30 A、30 B を、中心線 16 を中心に対称に配置し、受光部 11 の
受光エリ
ア 15 の中心に向かってそれぞれ斜めに光ビーム 14 を照射するように配置した
ことで、使用中の半導体レーザ素子の光源が故障しても、他の予備の光源に切り替えてエン
コーダを高分解能で使用し続けることができ、光学式エンコーダの長寿命化が図れる。

【0094】

また、他の予備の光源に切り替えても受光部を共用できるので、半導体レーザ素子の光
源と受光部をそれぞれ別個に用いた光学式エンコーダを複数使用するよりも、コストが安
くなる。

【0095】

更に、斜めに光ビームを照射することで受光部の受光エリ
ア 15 の中心部に光ビームを照射
することができ、光学式エンコーダの分解能 (S/N 比) が低下しない。また、中心線を
中心に対称に配置することで半導体レーザ素子の光源を配置する箇所の自由度が高くなる
。

【0096】

実施の形態 4 .

実施の形態 4 は、実施の形態 1 における半導体レーザ素子の光源 10 A、10 B の代わ
りに、光源からの光ビームが、それぞれ受光部の受光エリ
ア 15 に対して斜めに照射する光源
を用いたものである。光源以外は、図 1 における光学式エンコーダとすべて同様である。

【0097】

図 7、図 8 は、この発明の実施の形態 4 に係る光学式エンコーダの要部の概略図を示す

10

20

30

40

50

。この実施の形態 4 は、図 7 に示すように、光学式エンコーダの光源 40 A、40 B を受光部 11 の受光エリア 15 に対して垂直に配置せずに、光源 40 A、40 B を受光部 11 の受光エリア 15 に対して同じ方向に斜めに傾けて配置し、図 8 に示すように、光源 40 A と光源 40 B を Y 軸方向に隣接して配置した構成である。

【0098】

このとき、2つの光源 40 A、40 B は、それぞれの光ビームを平行して射出する。なお、図 7、図 8 において、図 1 と同一符号は同一部分を示すので、これらの説明は省略する。

【0099】

以上のように、この実施の形態 4 に係る光学式エンコーダは、光学式エンコーダの半導体レーザ素子の光源 40 A、40 B を、受光部 11 の受光エリア 15 の中心に向かって同じ方向に斜めに、平行して光ビーム 14 を照射するように配置したことで、使用中の半導体レーザ素子の光源が故障しても、他の予備の光源に切り替えてエンコーダを高分解能で使用し続けることができ、光学式エンコーダの長寿命化が図れる。

【0100】

また、他の予備の光源に切り替えても受光部を共用できるので、半導体レーザ素子の光源と受光部をそれぞれ別個に用いた光学式エンコーダを複数使用するよりも、コストが安くなる。

【0101】

更に、斜めに光ビームを照射することで受光部の受光エリアの中心部に光ビームを照射することができ、光学式エンコーダの分解能 (S/N 比) が低下しない。また、それぞれの光源に対して傾斜方向と反対の対称の位置にも半導体レーザ素子の光源をそれぞれ配置することができ、光源の配置箇所の自由度が高くなる。

【符号の説明】

【0102】

- 10 A 通常使用する半導体レーザ素子の光源
- 10 B 切り替えて使用する半導体レーザ素子の光源
- 11 受光部
- 12 スケール格子
- 13 回折干渉縞
- 14 光ビーム
- 15 受光エリア
- 16 中心線
- 21 演算処理部
- 22 A、22 B 光源駆動部
- 23 A、23 B 垂直共振器面発光レーザ (VCSEL: Vertical Cavity Surface Emitting LASER)
- 24 A 通常使用する VCSEL の光源
- 24 B 切り替えて使用する VCSEL の光源
- 25 A、25 B 電極パッド
- 26 A、26 B ワイヤ
- 27 光源実装パッド
- 30 A 通常使用する半導体レーザ素子の光源
- 30 B 切り替えて使用する半導体レーザ素子の光源
- 40 A 通常使用する半導体レーザ素子の光源
- 40 B 切り替えて使用する半導体レーザ素子の光源

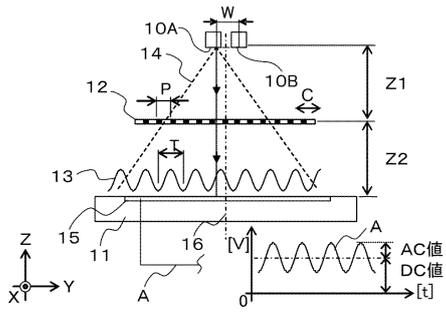
10

20

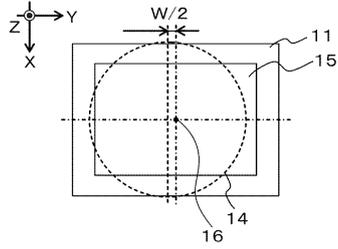
30

40

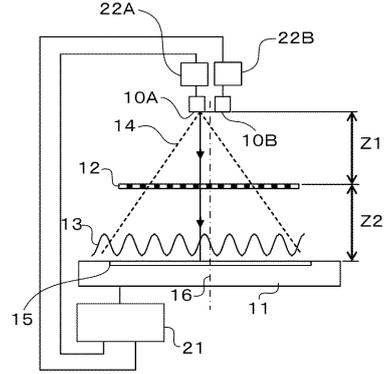
【図1】



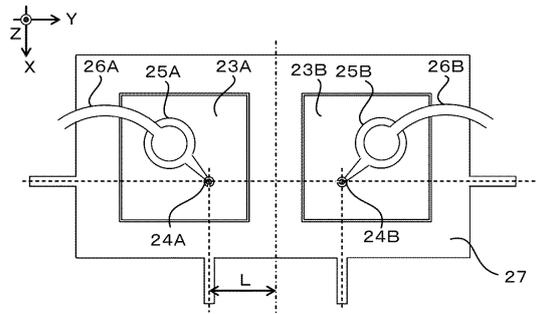
【図2】



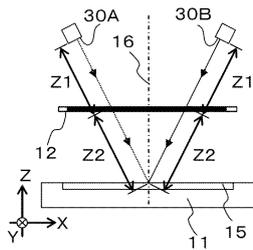
【図3】



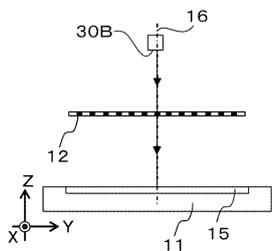
【図4】



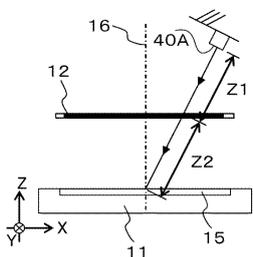
【図5】



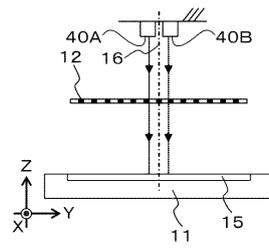
【図6】



【図7】



【図8】



フロントページの続き

- (72)発明者 船岡 幸治
東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内
- (72)発明者 高橋 尚弘
東京都千代田区丸の内二丁目7番3号 三菱電機株式会社内

審査官 深田 高義

- (56)参考文献 特開2011-247745(JP,A)
特開2004-239825(JP,A)
特開平03-017516(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01D 5/38