

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6717319号
(P6717319)

(45) 発行日 令和2年7月1日(2020.7.1)

(24) 登録日 令和2年6月15日(2020.6.15)

(51) Int.Cl.		F I			
G 0 1 B	11/00	(2006.01)	G 0 1 B	11/00	G
G 0 1 C	3/06	(2006.01)	G 0 1 C	3/06	1 2 0 Q
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	5 5 3
A 6 1 B	1/317	(2006.01)	A 6 1 B	1/317	

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-546449 (P2017-546449)
 (86) (22) 出願日 平成28年9月5日(2016.9.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2016/076041
 (87) 国際公開番号 W02017/068878
 (87) 国際公開日 平成29年4月27日(2017.4.27)
 審査請求日 令和1年8月29日(2019.8.29)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-205445 (P2015-205445)
 (32) 優先日 平成27年10月19日(2015.10.19)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 日本国(JP)

(73) 特許権者 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 110002147
 特許業務法人酒井国際特許事務所
 (72) 発明者 木島 公一朗
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
 式会社内
 審査官 續山 浩二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 測距装置及び撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

パルス状のレーザー光を出射する光源と、
 前記パルス状のレーザー光を参照光とし、前記パルス状のレーザー光が測定物に反射して得られる反射光と前記参照光を重畳させる重畳部と、
 重畳された前記参照光と前記反射光が入射し、前記反射光と前記参照光のパルスが重畳することによって入射光が所定の光量に達すると飽和した光量の光を出力する飽和出力部と、
 前記飽和出力部から出力される光を受光する受光部と、
 を備える、測距装置。

【請求項2】

前記重畳部は、前記参照光を反射させて前記反射光と重畳させる重畳ミラーを含み、
 前記重畳ミラーの位置と前記飽和した光量の光の出力との関係から前記測定物までの距離を求める測距部を備える、請求項1に記載の測距装置。

【請求項3】

前記パルス状のレーザー光は内視鏡から前記測定物に照射され、前記測定物からの前記反射光が前記参照光と重畳され、
 前記内視鏡の先端の位置で前記パルス状のレーザー光を反射させる校正時に、前記飽和出力部の出力が飽和する第1の位置に前記重畳ミラーを配置し、
 前記パルス状のレーザー光を前記測定物で反射させる測定時に、前記飽和出力部の出力が

飽和する第 2 の位置に前記重畳ミラーを配置し、

前記測距部は、前記第 1 の位置と前記第 2 の位置とに基づいて、前記測定物までの距離を求め、請求項 2 に記載の測距装置。

【請求項 4】

前記光源は、M O P A から構成され、パルス繰り返し周波数が 2 . 8 G H z 以下である、請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載の測距装置。

【請求項 5】

前記飽和出力部は、S O A から構成される、請求項 1 乃至請求項 4 の何れか 1 項に記載の測距装置。

【請求項 6】

パルス状のレーザ光を出射する光源と、前記パルス状のレーザ光を参照光とし、前記パルス状のレーザ光が測定物に反射して得られる反射光と前記参照光を重畳させる重畳部と、重畳された前記参照光と前記反射光が入射し、前記反射光と前記参照光のパルスが重畳することによって入射光が所定の光量に達すると飽和した光量の光を出力する飽和出力部と、前記飽和出力部から出力される光を受光する受光部と、を有する、測距ユニットと、

前記パルス状のレーザ光が入射して前記測定物へ出射する内視鏡と、前記内視鏡により前記測定物を被写体として撮像する撮像素子と、前記測定物の特定の位置に前記パルス状のレーザ光が照射されるように前記パルス状のレーザ光の向きを調整する調整部と、を有する内視鏡ユニットと、

を備える、撮像システム。

【請求項 7】

前記重畳部は、前記参照光を反射させて前記反射光と重畳させる重畳ミラーを含み、前記重畳ミラーの位置と前記飽和した光量の光の出力との関係から前記測定物までの距離を求める測距部を備える、請求項 6 に記載の撮像システム。

【請求項 8】

前記パルス状のレーザ光は前記内視鏡から前記測定物に照射され、前記測定物からの前記反射光が前記参照光と重畳され、

前記内視鏡の先端の位置で前記パルス状のレーザ光を反射させる校正時に、前記飽和出力部の出力が飽和する第 1 の位置に前記重畳ミラーを配置し、

前記パルス状のレーザ光を前記測定物で反射させる測定時に、前記飽和出力部の出力が飽和する第 2 の位置に前記重畳ミラーを配置し、

前記測距部は、前記第 1 の位置と前記第 2 の位置とに基づいて、前記測定物までの距離を求める、請求項 7 に記載の撮像システム。

【請求項 9】

前記測距部が求めた前記測定物までの距離と、前記撮像素子が撮像した画像における前記特定の位置と、前記撮像素子による撮像の光学系の像面湾曲の特性とに基づいて、前記測定物までの距離を補正する補正部を備える、請求項 7 に記載の撮像システム。

【請求項 10】

前記光源は、M O P A から構成され、パルス繰り返し周波数が 2 . 8 G H z 以下である、請求項 6 乃至請求項 9 の何れか 1 項に記載の撮像システム。

【請求項 11】

前記飽和出力部は、S O A から構成される、請求項 6 乃至請求項 10 の何れか 1 項に記載の撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、測距装置及び撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡下での手術において、厚さを計測する、エリアを計測するといった要求がある。

10

20

30

40

50

例えば、整形外科領域においては、軟骨の厚さの測定ニーズなどがある。しかし軟骨はX線での撮影ができないため、MRIでの測定が通常行われるが、測定精度はあまり高くない。また、軟骨を拡大して観察する際の方法としては、関節鏡を用いて行なわれる。また、MRIは高価であるため、所有していない医療機関も多い。結果的に、関節鏡が軟骨観察の主観察医療機器である。このような整形外科領域においては、関節鏡などで観察する対象物について、対象物までの距離を測定するニーズがある。

【0003】

一方で、近時においては、測距技術が様々な分野で利用されている。一例として、自動車の衝突防止などを目的として測距技術が利用されている。この方法は、光源(LEDまたはLDなど)から光を非測定物に照射し、照射光と被測定物からの反射光との位相差から距離を求める技術である。例えば、下記の非特許文献1には、Time-of-Flight(TOF)法による測距技術が記載されている。

10

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献1】Ari Kilpela, Riku Pennala, and Juha Kostamovaara著、「Precise pulsed time-of-flight laser range finder for industrial distance measurements」REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS、VOLUME 72, NUMBER 4、2001年4月

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、自動車の衝突防止などを目的として測距技術では、例えば光源から1MHzの周波数のパルス光を照射し、反射光との位相差(位相時間)を測定する。光は、1[μ s]あたり空気中で約300[m]進むため、帯域(時間分解能)が4[GHz]の素子を用いて光の受光を行うと、0.075[m]の分解能で0[m]~150[m]の範囲で距離を測定することができる。また、現状においては、約10[GHz]程度の時間分解能での測定が可能であるので、この方法においては、約0.03[m](3[cm])の精度での測定ができることになる。しかしながら、3[cm]の分解能は、整形外科領域における関節鏡を用いた軟骨の測定ニーズなど、医療分野に適用するためには分解能が不足する。従って、画像のゆがみが多い関節鏡などの細径内視鏡下において、1[mm]以下などの精度で測定を行う方法は現状存在しない。

30

【0006】

一方、関節鏡などにおいては、一般的に照明系とイメージ伝送系の2種類の光路が設けられている。照明系にストラクチャドイルミネーションを導入して、照明したパターンから距離の測定を行うことも考えられる。しかし、関節鏡は、関節内に挿入される必要があるため、一般的に細径であることから、関節鏡により観察される画像はゆがんだ状態で観察される。関節鏡により平面のテストチャートを撮影した画像からも観察画像がゆがんだ状態であることがわかる。このような画像のゆがみから、通常の光学カメラなどを用いた距離計測手段(三角法)を用いても正確な距離計測を行うことはできない。

40

【0007】

また、照明系には結像レンズが設けられておらず、ランダムな光が発散するように構成されるため、試料上でパターンを形成することができず、距離を測定することは困難である。また、イメージ伝送系では、撮像素子がスキャンした直線は、関節鏡の像面湾曲などにより試料上で曲がったラインになっても撮像素子上では直線となって認識されるため、やはり距離を測定することは困難である。

【0008】

そこで、関節鏡などの内視鏡を使用する医療分野において、測定物までの距離を精度良く求めることが望まれていた。

【課題を解決するための手段】

50

【0009】

本開示によれば、パルス状のレーザ光を出射する光源と、前記パルス状のレーザ光を参照光とし、前記パルス状のレーザ光が測定物に反射して得られる反射光と前記参照光を重畳させる重畳部と、重畳された前記参照光と前記反射光が入射し、前記反射光と前記参照光のパルスが重畳することによって入射光が所定の光量に達すると飽和した光量の光を出力する飽和出力部と、前記飽和出力部から出力される光を受光する受光部と、を備える、測距装置が提供される。

【0010】

また、本開示によれば、パルス状のレーザ光を出射する光源と、前記パルス状のレーザ光を参照光とし、前記パルス状のレーザ光が測定物に反射して得られる反射光と前記参照光を重畳させる重畳部と、重畳された前記参照光と前記反射光が入射し、前記反射光と前記参照光のパルスが重畳することによって入射光が所定の光量に達すると飽和した光量の光を出力する飽和出力部と、前記飽和出力部から出力される光を受光する受光部と、を有する、測距ユニットと、前記パルス状のレーザ光が入射して前記測定物へ出射する内視鏡と、前記内視鏡により前記測定物を被写体として撮像する撮像素子と、前記測定物の特定の位置に前記パルス状のレーザ光が照射されるように前記パルス状のレーザ光の向きを調整する調整部と、を有する内視鏡ユニットと、を備える、撮像システムが提供される。

【発明の効果】

【0011】

以上説明したように本開示によれば、関節鏡などの内視鏡を使用する医療分野において、測定物までの距離を精度良く求めることが可能となる。

なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、または本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】パルスレーザを用いて、参照光と測定物からの戻り光（反射光）とで干渉計を構成した測距ユニットの例を示す模式図である。

【図2】光源から出射するパルスレーザを示す模式図である。

【図3】SOAの入出力特性を示す模式図である。

【図4A】参照光と反射光の時間的なずれに応じて、受光素子の出力特性が変化する様子を示す模式図である。

【図4B】参照光と反射光の時間的なずれに応じて、受光素子の出力特性が変化する様子を示す模式図である。

【図4C】参照光と反射光の時間的なずれに応じて、受光素子の出力特性が変化する様子を示す模式図である。

【図5】ミラーの位置 x と受光素子の出力との関係を示す特性図である。

【図6】内視鏡にて観察される画像からの測距に応用したシステムの例を示す模式図である。

【図7】信号処理ブロックの構成を示す模式図である。

【図8】測距ユニットを光ファイバー光学系にて構築した例を示す模式図である。

【図9】図8に示す構成において、SOAを用いずに、PMT、HPD、又はAPDを用いて受光を行う例を示す模式図である。

【図10】受光素子における受光信号が劣化した場合の例を示す模式図である。

【図11】内視鏡により観察される画像の例を示す模式図である。

【図12】スキャンユニットの前段で参照用レーザ光を導入した例を示す模式図である。

【図13】XYZ位置の算出を説明するための模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。

なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略する。

【0014】

なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 本実施形態に係る測距ユニット
2. 測距システムの構成例
3. 信号処理ブロックの構成
4. 測距ユニットの具体的構成例
5. 測距を行う際の処理

【0015】

1. 本実施形態に係る測距ユニット

図1は、パルスレーザを用いて、参照光と測定物からの戻り光（反射光）とで干渉計を構成した測距ユニット500の例を示す模式図である。ここで、光源100から照射してミラー150で反射させた参照光と、測定物からの反射光を干渉させた光をSOA（Semiconductor Optical Amplifier）200を通過させ、受光素子（フォトディテクター：PD）300にて受光する。ここで、SOA200は、光通信業界でも用いられており、数十GHz以上の通信波長信号帯域であっても充分対応可能な周波数特性を有している。

【0016】

本実施形態では、上述した技術と同様にパルスレーザを被測定物に照射して測距を行う。図2は、光源100から出射するパルスレーザを示す模式図である。このパルスレーザは、例えばMOPA（Master Oscillator Power Amplifier）構造を有し、850 [MHz]の繰り返し周波数で、2 [psec]のパルスレーザ光を発する光源100から発光される。850 [MHz]の繰り返し周波数のレーザ光源100では、1.17 [nsec]ごとにパルスレーザが発光するので、距離にして、空中であれば35 [cm]、水中であれば約26 [cm]の間隔でパルス光が空間を伝搬する。

【0017】

図2において、測定範囲0～40 [mm]の間にパルスが1つであることが望ましく、パルス間隔が水中で80 [mm]以上であることが望ましい。従って、パルス繰り返し周波数は2.8 [GHz]以下とすることが好適である。

【0018】

また、検出分解能0.1 [mm]を時間に換算すると、0.5 [psec]となるが、両側の形から中心を推定する方法を用いると、2 [mm]程度の範囲から中心を推定することも可能である。従って、パルス幅の条件は、2 [mm]に相当するパルス幅となり、10 [psec]以下程度とすることが好適である。

【0019】

図3は、SOA200の入出力特性を示す模式図である。図3に示すように、参照光と測定物からの反射光を干渉させた光を通過させるSOA200は、その出力信号が素子によって限られるという特性を有しており、ある程度以上のパワーの入力信号が入力された場合には、出力が飽和してしまうという特性を有している。本実施形態では、SOA200のこのような特性を利用して測定物までの距離を測定する。

【0020】

次に、図4A～図4Cに基づいて、参照光と反射光の時間的なずれに応じて、受光素子300の出力特性が変化する様子について説明する。図4Aに示すように、参照光のパルスと試料（測定物）からの反射光のパルスが時間的にずれてSOA200に入力される場合は、参照光と反射光のそれぞれが十分にSOA200により増幅されて出力される。一方、図4Bに示すように、ミラー150の位置（図1の距離x）を調整し、2つのパルスが時間的に重なってSOA200に入力される場合には、SOA200の出力が飽和してしまい、十分な増幅がされないこととなる。図4Cに示すように、参照光のパルスと試料

10

20

30

40

50

からの反射光のパルスが時間的にずれるように再度ミラー 150 の位置を調整すると、参照光と反射光のそれぞれが十分に S O A 200 により増幅される。

【 0021 】

ここで、S O A 200 からの出力信号を例えば 10 [M H z] 程度の応答周波数の受光素子を用いて受光すると、図 2 に示したような 850 [M H z] で発光する個々の光パルスは計測できないので、個々の光パルスの平均エネルギーとしての計測がなされることとなる。このため、参照光のパルスと試料からの反射光のパルスが時間的にずれている場合 (図 4 A , 4 C 参照) に対して、参照光と反射光のパルスが時間的に重なった場合 (図 4 B 参照) には、S O A 200 による増幅が十分になされないため、受光素子 300 で検出される信号の出力がより小さくなる。

10

【 0022 】

図 5 は、ミラー 150 の位置 x と受光素子 300 の出力との関係を示す特性図である。図 5 に示すように、参照光と反射光の 2 つのパルスが時間的に重なった時には、S O A 200 による増幅が十分になされないため、2 つのパルスが時間的に重ならなかった時に比較して、受光素子 300 の出力はより小さい出力となる。従って、本実施形態によれば、時間応答の帯域が不十分であっても、受光素子 300 の出力信号から 2 つのパルスが重なっているか否かの情報を得ることが可能である。

【 0023 】

2 . 測距システムの構成例

図 6 は、上述した原理を内視鏡にて観察される画像からの測距に応用したシステム 1000 の例を示す模式図である。このシステム 1000 は、図 1 に示した測距ユニット 500 と、スキャンユニット 600 と、内視鏡 (関節鏡) 700 とを有して構成される。内視鏡 700 として異なる光学系を有する複数のタイプを、スキャンユニット 600 に装着可能である。内視鏡は、撮像素子 705 と、ミラー 720 と、レンズ 730 を有して構成される。

20

【 0024 】

このシステム 1000 は、スキャンユニット 600 のガルバノミラー 610 , 620 を制御することにより、光源 100 のパルスレーザのスポットが内視鏡 700 により観察される測定物に照射され、その位置からの戻り光の時間により測定物 D までの距離 L を計測するシステムである。測距ユニット 500 とスキャンユニット 600 は光ファイバーで接続されている。内視鏡 700 と光ファイバーとを合わせた距離は、850 [M H z] の周波数のパルス光の空間間隔である 35 [c m] よりも長いことが一般的であるので、内視鏡 700 と組み合わせる際には、内視鏡 700 の試料側端面 710 の位置にミラーを配置し、その位置で一度校正を行う。校正時に参照光側のミラー 150 の位置 x を調整することにより、校正時の位置からのミラー 150 の移動距離が、内視鏡 700 の端面 710 から測定物 D までの距離 L に対応することになる。

30

【 0025 】

換言すれば、校正時においては、参照光と反射光の時間的な位相が一致するように構成が行われる。測定時に端面 710 から測定物 D までの距離が L であるとすると、反射光の光路が $2 \times L$ だけ増加することになる。このため、校正時から S O A 200 の出力が飽和する位置まで、すなわち、図 5 に示す受光素子 300 の出力が低下する位置までミラー 150 を移動させて、ミラー 150 の移動量 x を求める。このミラー 150 の移動量 x は、反射光の光路の増加分に相当するため、移動量 x に基づいて端面 710 から測定物 D までの距離を求めることができる。

40

【 0026 】

図 6 において、距離 L として、測定希望範囲を 0 ~ 40 [m m] 程度とすることが望ましい。これは、膝の半月板の大きさが 30 ~ 35 [m m] 程度であるためである。また、 d : 測定分解能は、0 . 1 ~ 1 [m m] 程度であることが望ましい。これは、現状の市販の M R I の最高分解能が約 80 μ m であり、100 μ m 以上の分解能は望まれないためである。

50

【 0 0 2 7 】

3 . 信号処理ブロックの構成

図7は、信号処理ブロックの構成を示す模式図である。図7に示すように、信号処理ブロックは、測距エンジン500、CCU800、スキャンミラーコントロールユニット900、PC950から構成される。

【 0 0 2 8 】

CCU800は、主に内視鏡700を制御するユニットであり、撮像素子705の撮像により得られた画像データを取得する。CCU800が取得した画像データは、PC950、測距ユニット500に送られる。

【 0 0 2 9 】

スキャンミラーコントロールユニット900は、測距ユニット500から測距データを取得する対象エリアの情報を受け取り、この情報に基づいて、スキャンユニット600に対し、ガルバノミラー610、620を制御するための制御信号を送り、ガルバノミラー610、620を制御する。これにより、光源100から出射されたレーザー光が対象エリアに照射される。

【 0 0 3 0 】

PC950は、測距データを取得する対象エリアの情報を測距ユニット500へ送る。測距ユニット500は、対象エリアで測距を行い、受光素子300の出力信号から求めた測距データをPC950へ送る。ここで、PC950は、キーボード、ディスプレイなどを有している必要はなく、必要な演算ができる機能を有するものであればよい。

【 0 0 3 1 】

測距ユニット500は、ミラー150の位置xとSOA200から出力された飽和した光量による受光素子300の受光特性との関係から測定物Dまでの距離を求める測距部510を備える。なお、測距部510はPC950に備えられていても良い。

【 0 0 3 2 】

4 . 測距ユニットの具体的構成例

図8は、測距ユニット500を光ファイバー光学系にて構築した例を示す模式図である。この光学系は、図示するように光ファイバー部品(1×2カプラー400、410、420)により構築することができる。光学定盤などを必要とせずに構築できる光学系であるので、耐振動特性に優れたロバストな光学系とすることができる。なお、VOA430は、光強度調整のために設けられている。

【 0 0 3 3 】

また、図8に示すように、反射光の偏光方向が、途中の光学系あるいは被観察物の構造などにより変化する場合において、検出信号の品質が変化しないように、反射光の偏光方向をランダムにするデポライザー440などを挿入することも可能である。

【 0 0 3 4 】

なお、SOA200により増幅して受光素子300で受光する信号受光部分は、例えばガイガーカウンターのように、瞬時の大きな信号に対して出力が飽和する特性を有するデバイスであっても良い。1つめの瞬時の大きな信号に対して出力が飽和するデバイスの例としては、PMTなどが挙げられる。但し、PMTの場合には、複数の増幅手段があるので、初期の増幅段から幾つかの増幅段になるにつれ、時間情報がボケていく。本実施形態においては、参照光と反射光の2つのパルスが少しずれている場合にも、後段の増幅段において2つのパルスの時間が重なってしまうので、信号の検出精度が十分な周波数特性を備えるSOA200を用いた場合に比べて、検出精度は劣ることが想定される。

【 0 0 3 5 】

なお、この信号の劣化は、PMTの増幅段段数が多いことに起因しているので、PMTの増幅段を少なくしたHPD(Hybrid photo detector)などを用いることにより、信号の劣化を少なくすることが可能となる。更には、戻り光の光量が比較的十分であれば、APD(avalanche photo diode)の使用も可能である。図9は、図8に示す構成において、SOA200を用いずに、PMT、HPD

10

20

30

40

50

、又はA P Dを用いて受光を行う例を示す模式図である。

【 0 0 3 6 】

なお、上述した信号受光系においては、参照光と試料からの反射光の強度がほぼ等しい場合にもっとも信号感度が高くなるので、図 8、図 9 に示すように、参照光の光路に出力を調整する V O A (Variable Optical Attenuator) 4 3 0 を配置することも可能である。これにより、試料からの反射光と参照光の光量をほぼ一定の光量にすることができ、信号品質を高めることが可能となる。

【 0 0 3 7 】

また、受光素子 3 0 0 における受光信号が劣化して図 5 のような信号が得られず、図 1 0 のような信号となってしまった場合においては、所定のしきい値 h と受光信号との交点 $P 1$, $P 2$ を求め、 $P 1$ と $P 2$ の中間位置 $P 3$ から位置 x を算出するような方法を用いる。

10

【 0 0 3 8 】

本実施形態で用いる参照光の波長に特に制限はないが、測定環境が水中の場合には、水中の伝搬において損失が少ない波長 (例えば 4 0 5 [n m]) の光を用いることにより、試料からの反射光の損失を低減することが可能である。

【 0 0 3 9 】

5 . 測距を行う際の処理

次に、図 6 のシステムにより、実際に観察画像からの測距を行う場合の処理について説明する。図 1 1 は、内視鏡 7 0 0 により観察される画像の例を示す模式図であって、体内の内部組織を示している。図 1 1 に示す画像は、内視鏡 7 0 0 の撮像素子 7 0 5 によって撮像される。

20

【 0 0 4 0 】

図 1 1 に示すように、照射位置 Q に光源 1 0 0 から出射されたレーザー光が照射される。光源 1 0 0 から出射されるレーザー光は可視光でないため、図 1 2 に示すように、スキャンユニット 6 0 0 の前段で参照用レーザー光を導入する。

【 0 0 4 1 】

参照用レーザー光は、光源 1 0 0 とは別の光源からスキャンユニット 6 0 0 に導入される可視光のレーザービームである。参照レーザービームは、光源 1 0 0 からのレーザー光と重畳されて、スキャンユニット 6 0 0、内視鏡 7 0 0 を経て測定物 D に照射される。これにより、図 1 1 に示す照射位置 Q に参照用レーザー光によるマークが表示される。

30

【 0 0 4 2 】

ガルバノミラー 6 1 0 , 6 2 0 を制御することで、測定者が測定を行いたい場所に参照レーザー光を位置させることができる。測定者は、参照レーザービームが示す照射位置 Q が測定希望の位置になったことを画像により確認した後、距離測定を開始する。距離測定時には、参照レーザービームをオフにすることが望ましいが、波長フィルターなどにより、参照レーザービームが S O A 2 0 0 に入射しない構造としても良い。

【 0 0 4 3 】

上述したように、校正時に参照光側のミラー 1 5 0 の位置 x を調整することにより、校正時の位置からのミラー 1 5 0 の移動距離が、内視鏡 7 0 0 の端面から照射位置 Q までの距離 L に対応することになる。

40

【 0 0 4 4 】

以上のような手順により、測定を行いたい部分 (照射位置 Q) の距離情報を得ることができる。ここで、内視鏡 7 0 0 の光学系が魚眼レンズである場合の位置補正は、光学系設計データあるいは光学系の実測データにより、像面湾曲などの補正を行い、画像上の $X Y$ 位置と測定された内視鏡 7 0 0 の端面からの光学的伝搬時間から空間上の $X Y Z$ 位置 (座標) を算出する。

【 0 0 4 5 】

関節鏡の場合、光軸を中心とした同軸対象にレンズ 7 3 0 が設けられる。つまり、シリンドリカルレンズを備えることはない。また、関節鏡の鏡筒の中心 (光軸 C) は、直線で

50

ある。更に、関節鏡の鏡筒 750 とカメラ 760 を接続する際のメカニカルなバラツキは、カメラ画像から情報を得ることができる。

【0046】

図 13 は、XYZ 位置の算出を説明するための模式図である。図 13 において、本来は光軸 C と垂直な面 H は、レンズ 730 の像面湾曲により曲線状となっている。図 13 に示すように、画像上の指定位置の画素位置から、内視鏡 700 の光軸 C と観察画像の観測点（照射位置 Q）の角度 θ 、 ϕ （ θ は水平および垂直方向の角度）が定まる。また、光源 100 を用いた測距により測定場所までの距離（時間）L が得られるので、変換テーブルを用いた変換を行うことで観測点（照射位置 Q）の XYZ 座標を求めることができる。ここで、画像上の画素データ（画素番号）と、上述の光軸との角度 θ 、 ϕ とは、各内視鏡（光学系）により異なるので、各内視鏡毎に換算データをマトリックス化して備えておくことにより変換の計算が容易となる。画像上で指定する 2 点の距離を求める場合には、それぞれの 2 点において XYZ 座標を求め、差分を行うことにより 2 点間の距離を算出する。

10

【0047】

具体的には、画像内の任意の点の XYZ 座標は、以下 step 0 ~ step 4 の処理により算出することができる。

(step 0)

内視鏡 700 の光軸 C の画像上の座標を得る。ここでは、図 11 の領域 A1 ~ A4 の画像の境界（視野の輪郭）から内視鏡 700 の鏡筒の中心の原点の XY 座標（X0, Y0）を得る。これにより、メカニカルな取り付け誤差が補正される。なお、Z は光軸方向（画面奥行き方向）の距離、X は原点を中心として画面左側方向を + とする距離、Y は原点を中心として画面上方向を + とする距離、である。Z 方向の基準位置 Z0 は、内視鏡 700 の先端の端面 710 である。

20

(step 1)

距離を測定したい観測点（照射位置 Q）の座標（X1, Y1）を取得する。

(step 2)

観測点（照射位置 Q）の座標（X1, Y1）と、原点の座標（X0, Y0）との画像データ上での距離 P を以下の式から計算する。

$$P = \left((X1 - X0)^2 + (Y1 - Y0)^2 \right)^{0.5}$$

30

(step 3)

測定した端面 710 から測定物 D までの距離 L と、計算した距離 P から、観測点（照射位置 Q）の光軸 C からの角度 θ を変換テーブルから求める。以下に変換テーブルの例を示す。なお、距離 P は変換テーブルの縦軸に当てはめ、距離 L を横軸に当てはめることで角度 θ が求まる。

【0048】

【表 1】

		距離(L)					
		0	1	2	3	4	5
delta P	0	0	0	0	0	0	0
	50	5.720202	5.748803	5.777547	5.806435	5.835467	5.864644
	100	11.38325	11.44017	11.49737	11.55485	11.61263	11.67069
	150	16.93256	17.01722	17.10231	17.18782	17.27376	17.36013
	200	22.31269	22.42425	22.53637	22.64905	22.7623	22.87611
	250	27.46987	27.60722	27.74526	27.88398	28.0234	28.16352
	300	32.35258	32.51435	32.67692	32.8403	33.00451	33.16953
	350	36.91204	37.0966	37.28209	37.4685	37.65584	37.84412
400	41.10269	41.3082	41.51474	41.72232	41.93093	42.14058	

10

【 0 0 4 9 】

(s t e p 4)

L, から X Y Z 座標を求める。

$$X = L \cdot \sin \cdot \cos, Y = L \cdot \sin \cdot \sin, Z = L \cdot \cos$$

20

【 0 0 5 0 】

以上のようにして画像内の任意の点の X Y Z 座標が求まると、画像上の 2 点間の距離は、各点の X Y Z 座標から算出することができる。

【 0 0 5 1 】

上述した X Y Z 座標の算出、2 点間の距離の演算は、P C 9 5 0 の座標算出部 9 5 2、2 点間距離算出部 9 5 4 によって行われる。また、P C 9 5 0 の操作入力部 9 5 6 は、測距データを取得する対象エリアの情報（照射位置 Q の座標 (X 1, Y 1)）を、ユーザからの操作入力により取得する。また、P C 9 5 0 の測距データ取得部 9 5 8 は、測距データ L を測距ユニット 5 0 0 から取得する。座標算出部 9 5 2 は、撮像素子 7 0 5 の撮像により得られた画像データから原点の X Y 座標 (X 0, Y 0) を取得し、(s t e p 1) ~ (s t e p 4) により観測点（照射位置 Q）の X Y Z 座標を算出する。また、2 点間距離算出部 9 5 4 は、任意の 2 点の X Y Z 座標に基づいて、2 点間の距離を算出する。なお、座標算出部 9 5 2、2 点間距離算出部 9 5 4 は、測距ユニット 5 0 0 側に設けられていても良い。

30

【 0 0 5 2 】

以上説明したように本実施形態によれば、ステレオ視などの通常の距離測定方法の適用が困難な、魚眼レンズなどの像面湾曲が強い光学系環境、例えば細径の内視鏡観察環境において、精度良く距離測定を行うことが可能となる。

【 0 0 5 3 】

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

40

【 0 0 5 4 】

また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的または例示的なものであって限定的ではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、または上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏しうる。

【 0 0 5 5 】

なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

50

- (1) パルス状のレーザ光を出射する光源と、
 前記パルス状のレーザ光を参照光とし、前記パルス状のレーザ光が測定物に反射して得られる反射光と前記参照光を重畳させる重畳部と、
 重畳された前記参照光と前記反射光が入射し、前記反射光と前記参照光のパルスが重畳することによって入射光が所定の光量に達すると飽和した光量の光を出力する飽和出力部と、
 前記飽和出力部から出力される光を受光する受光部と、
 を備える、測距装置。
- (2) 前記重畳部は、前記参照光を反射させて前記反射光と重畳させる重畳ミラーを含み、
 前記重畳ミラーの位置と前記飽和した光量の光の出力との関係から前記測定物までの距離を求める測距部を備える、前記(1)に記載の測距装置。
- (3) 前記パルス状のレーザ光は内視鏡から前記測定物に照射され、前記測定物からの前記反射光が前記参照光と重畳され、
 前記内視鏡の先端の位置で前記パルス状のレーザ光を反射させる校正時に、前記飽和出力部の出力が飽和する第 1 の位置に前記重畳ミラーを配置し、
 前記パルス状のレーザ光を前記測定物で反射させる測定時に、前記飽和出力部の出力が飽和する第 2 の位置に前記重畳ミラーを配置し、
 前記測距部は、前記第 1 の位置と前記第 2 の位置とに基づいて、前記測定物までの距離を求める、前記(2)に記載の測距装置。
- (4) 前記光源は、M O P A から構成され、パルス繰り返し周波数が 2 . 8 G H z 以下である、前記(1) ~ (3) のいずれかに記載の測距装置。
- (5) 前記飽和出力部は、S O A から構成される、前記(1) ~ (4) のいずれかに記載の測距装置。
- (6) パルス状のレーザ光を出射する光源と、前記パルス状のレーザ光を参照光とし、前記パルス状のレーザ光が測定物に反射して得られる反射光と前記参照光を重畳させる重畳部と、重畳された前記参照光と前記反射光が入射し、前記反射光と前記参照光のパルスが重畳することによって入射光が所定の光量に達すると飽和した光量の光を出力する飽和出力部と、前記飽和出力部から出力される光を受光する受光部と、を有する、測距ユニットと、
 前記パルス状のレーザ光が入射して前記測定物へ出射する内視鏡と、前記内視鏡により前記測定物を被写体として撮像する撮像素子と、前記測定物の特定の位置に前記パルス状のレーザ光が照射されるように前記パルス状のレーザ光の向きを調整する調整部と、を有する内視鏡ユニットと、
 を備える、撮像システム。
- (7) 前記重畳部は、前記参照光を反射させて前記反射光と重畳させる重畳ミラーを含み、
 前記重畳ミラーの位置と前記飽和した光量の光の出力との関係から前記測定物までの距離を求める測距部を備える、前記(6)に記載の撮像システム。
- (8) 前記パルス状のレーザ光は前記内視鏡から前記測定物に照射され、前記測定物からの前記反射光が前記参照光と重畳され、
 前記内視鏡の先端の位置で前記パルス状のレーザ光を反射させる校正時に、前記飽和出力部の出力が飽和する第 1 の位置に前記重畳ミラーを配置し、
 前記パルス状のレーザ光を前記測定物で反射させる測定時に、前記飽和出力部の出力が飽和する第 2 の位置に前記重畳ミラーを配置し、
 前記測距部は、前記第 1 の位置と前記第 2 の位置とに基づいて、前記測定物までの距離を求める、前記(7)に記載の撮像システム。
- (9) 前記測距部が求めた前記測定物までの距離と、前記撮像素子が撮像した画像における前記特定の位置と、前記撮像素子による撮像の光学系の像面湾曲の特性とに基づいて、前記測定物までの距離を補正する補正部を備える、前記(7)に記載の撮像システム。

10

20

30

40

50

(10) 前記光源は、MOPAから構成され、パルス繰り返し周波数が2.8GHz以下である、前記(6)~(9)のいずれかに記載の撮像システム。

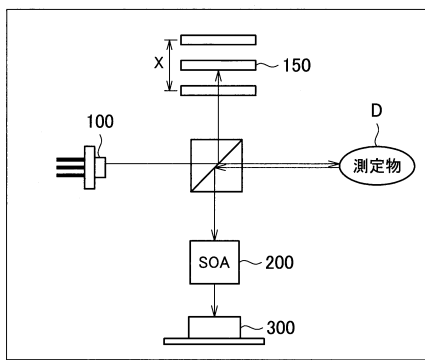
(11) 前記飽和出力部は、SOAから構成される、前記(6)~(10)のいずれかに記載の撮像システム。

【符号の説明】

【0056】

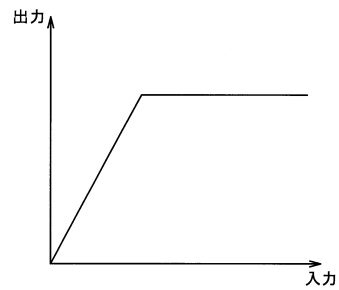
- 100 光源
- 150 ミラー
- 200 SOA
- 300 受光素子
- 500 測距ユニット
- 1000 システム

【図1】

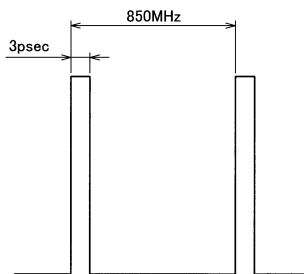


500

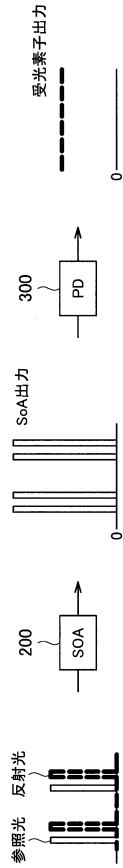
【図3】



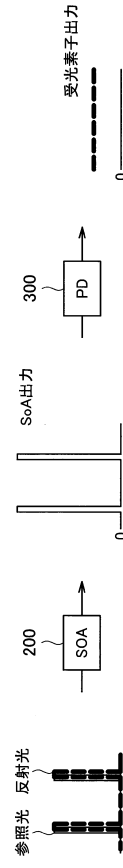
【図2】



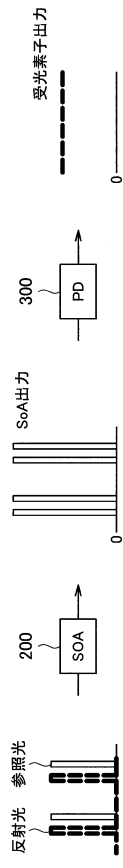
【 図 4 A 】



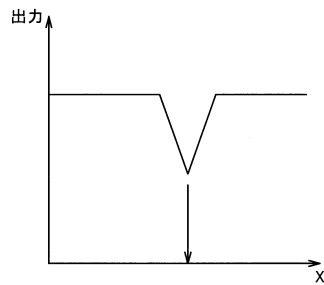
【 図 4 B 】



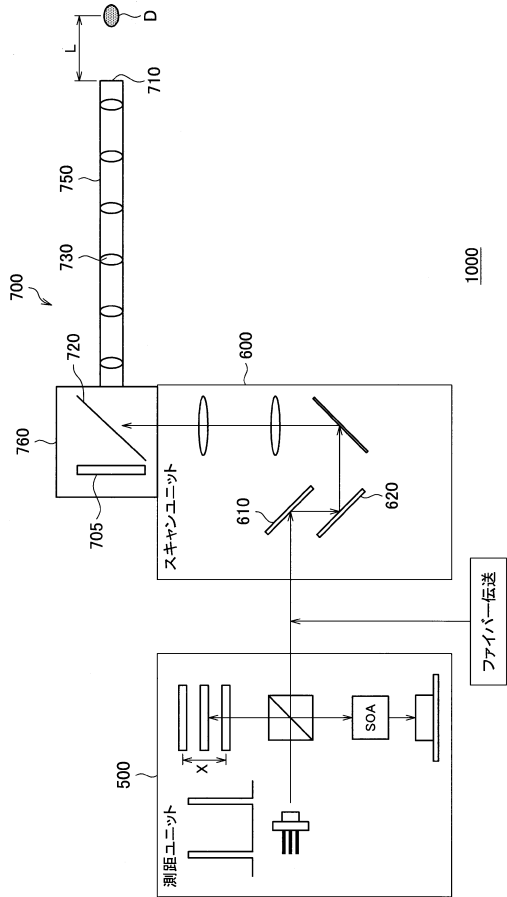
【 図 4 C 】



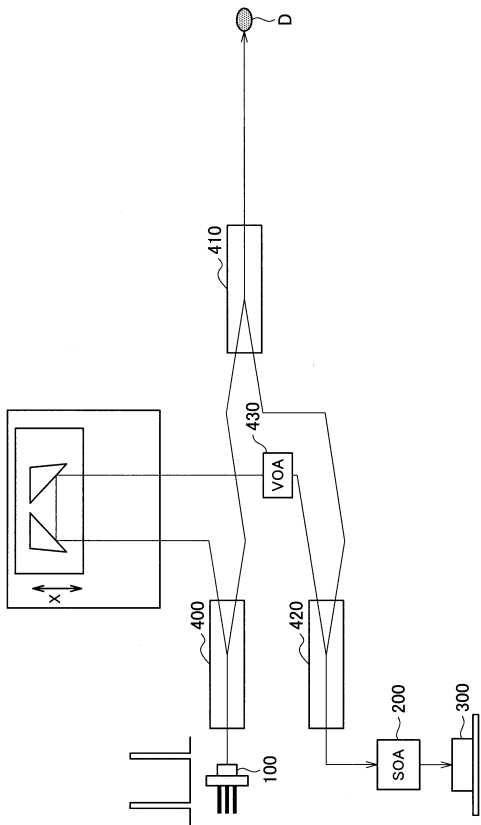
【 図 5 】



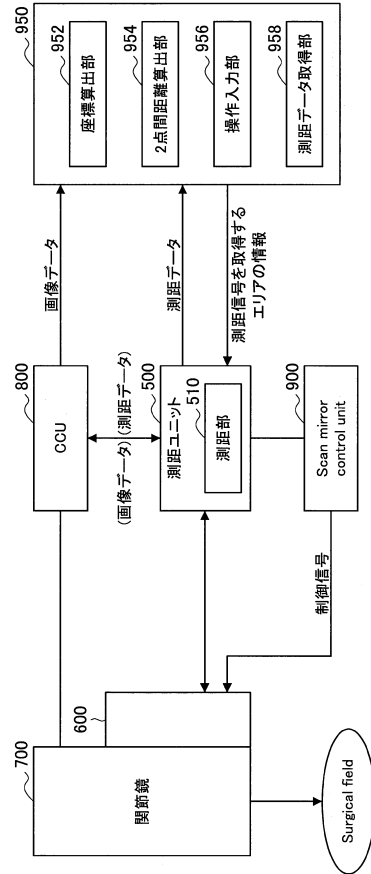
【図6】



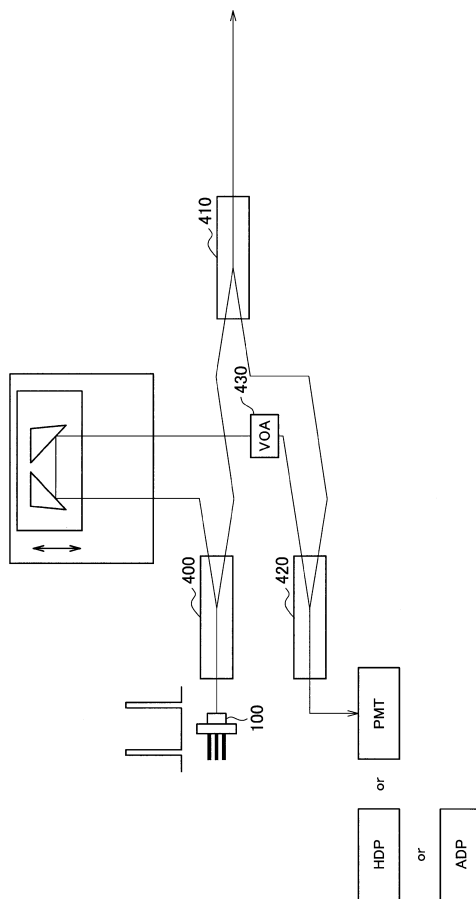
【図8】



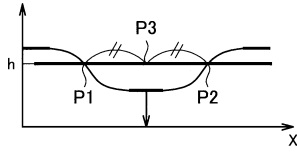
【図7】



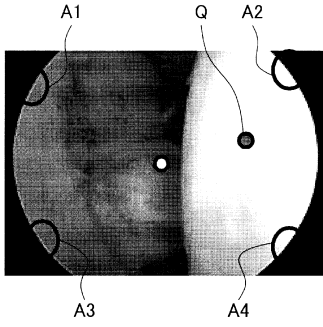
【図9】



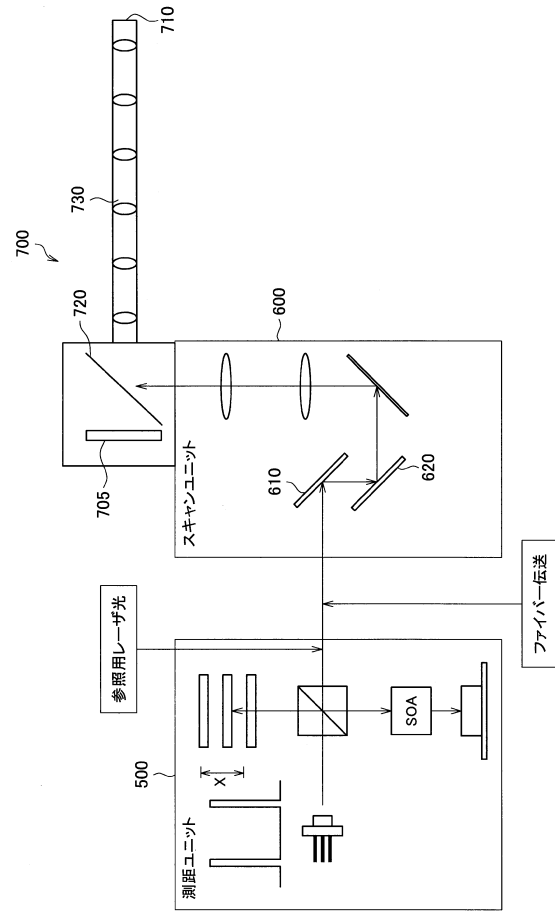
【図10】



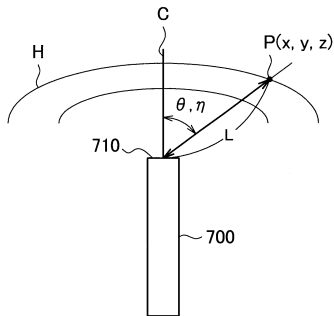
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-321696(JP,A)
特表2015-523578(JP,A)
中国特許出願公開第104199044(CN,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01B	11/00
A61B	1/00
G01C	3/06
A61B	1/317

专利名称(译)	测距仪和成像系统		
公开(公告)号	JP6717319B2	公开(公告)日	2020-07-01
申请号	JP2017546449	申请日	2016-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	木島公一朗		
发明人	木島 公一朗		
IPC分类号	G01B11/00 G01C3/06 A61B1/00 A61B1/317		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00057 A61B1/00163 A61B1/00165 A61B1/00172 A61B1/04 A61B1/063 A61B1/317 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/1076 A61B5/1079 A61B5/6886 A61B2505/05 G01B9/02014 G01B9/0203 G01B9/02041 G01B11/026 G01C3/08 G01S17/10 G01S17/86 G01S17/88 G01S17/08		
FI分类号	G01B11/00.G G01C3/06.120.Q A61B1/00.553 A61B1/317		
审查员(译)	续山 浩二		
优先权	2015205445 2015-10-19 JP		
其他公开文献	JPWO2017068878A5 JPWO2017068878A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本公开的测距装置包括:光源,被配置为发射脉冲激光;以及 叠加部分,被配置为将通过被测量物体对脉冲激光的反射而获得的反射光与作为脉冲激光的参考光进行叠加;饱和输出部分,在该饱和输出部分上使参考光和反射光彼此重叠地入射,该饱和输出部分被构造成为当入射光由于反射光和反射镜的脉冲的叠加而达到预定光量时,输出具有饱和光量的光。 参考光接收部,其接收从饱和输出部输出的光。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6717319号 (P6717319)
(45) 発行日 令和2年7月1日(2020.7.1)	(24) 登録日 令和2年6月15日(2020.6.15)	
(51) Int. Cl.	F I	
G O 1 B 11/00 (2006.01)	G O 1 B 11/00 G	
G O 1 C 3/06 (2006.01)	G O 1 C 3/06 1 2 O Q	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 3	
A 6 1 B 1/317 (2006.01)	A 6 1 B 1/317	
請求項の数 11 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-546449(P2017-546449)	(73) 特許権者 000002185	
(82) 出願日 平成28年9月5日(2016.9.5)	ソニー株式会社	
(8) 国際出願番号 PCT/JP2016/076041	東京都港区港南1丁目7番1号	
(7) 国際公開番号 W02017/068878	110082147	
(51) 国際公開日 平成29年4月27日(2017.4.27)	特許業務法人酒井国際特許事務所	
審査請求日 令和1年8月29日(2019.8.29)	木島 公一朗	
(31) 優先権主張番号 特願2015-205445(P2015-205445)	(72) 発明者 木島 公一朗	
(32) 優先日 平成27年10月19日(2015.10.19)	東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国(JP)	審査官 續山 浩二	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 測距装置及び撮像システム		