

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2021年9月2日(02.09.2021)

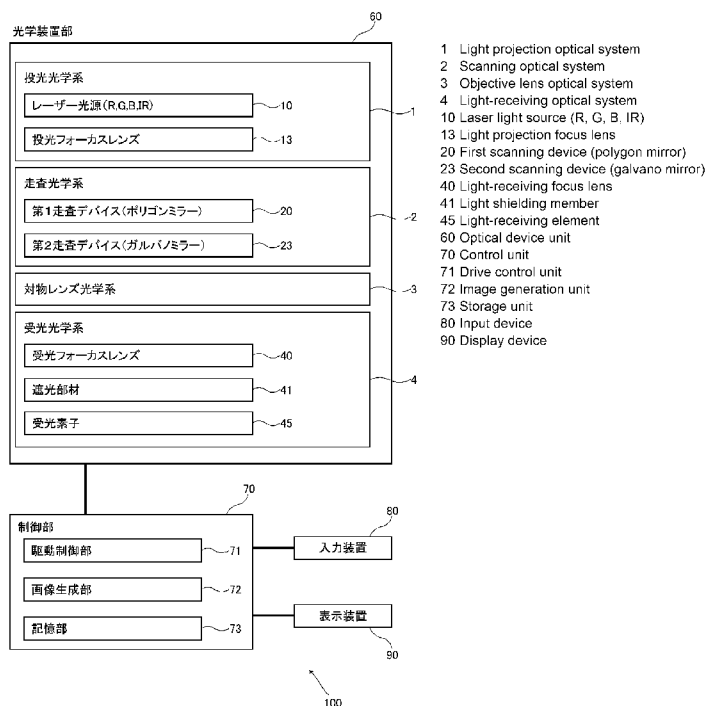


(10) 国際公開番号
WO 2021/172505 A1

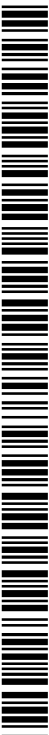
- (51) 国際特許分類:
A61B 3/10 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2021/007299
- (22) 国際出願日: 2021年2月26日(26.02.2021)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2020-031298 2020年2月27日(27.02.2020) JP
- (71) 出願人: 興和株式会社 (KOWA COMPANY, LTD.) [JP/JP]; 〒4608625 愛知県名古屋市中区錦三丁目6番29号 Aichi (JP).
- (72) 発明者: 角谷 佳洋 (KAKUTANI Yoshihiro); 〒1820021 東京都調布市調布ヶ丘三丁目3番地1 興和株式会社 調布事業所内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 須藤 浩, 外 (SUDO Yutaka et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木1丁目38番2号ミヤタビル801 Tokyo (JP).
- (81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,

(54) Title: OPHTHALMOLOGIC IMAGING APPARATUS

(54) 発明の名称: 眼科撮影装置



(57) Abstract: Provided is an ophthalmologic imaging apparatus that captures an image of an ocular fundus on the basis of return light reflected by the ocular fundus, the apparatus comprising: an optical device unit that, in order to make it possible to reduce the burden on an eye to be inspected, scans measurement light from a light source, causes the measurement light to enter the ocular fundus of the eye to be inspected, and receives the return light reflected by the ocular fundus; and a control unit that controls the optical device unit so that the measurement light is scanned with a predetermined



WO 2021/172505 A1

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

position of the eye to be inspected as a scanning turning point and the measurement light intermittently passes through the scanning turning point.

(57) 要約: 被検眼の負担を低減させることを可能にするために、光源からの測定光を走査して被検眼の眼底に入射させ、眼底で反射された戻り光を受光するための光学装置部を備え、眼底で反射された戻り光に基づいて眼底の画像を撮影する眼科撮影装置であって、被検眼の所定位置を走査旋回点として測定光を走査させると共に、測定光が断続的に走査旋回点を通過するよう、光学装置部を制御する制御部を備える眼科撮影装置を提供する。

明 細 書

発明の名称：眼科撮影装置

技術分野

[0001] 本発明は、光源からの測定光を走査しつつ被検眼の眼底に投光し、眼底からの反射光を受光して眼底を撮影するための眼科撮影装置に関するものである。

背景技術

[0002] 従来、光源からの測定光を走査しつつ被検眼の眼底に投光し、眼底からの反射光を受光して眼底を撮影するための眼科撮影装置が知られている。このような眼科撮影装置として、例えば、特許文献1が提案されている。

[0003] 特許文献1には、レーザー光を2次元走査して眼底に投光し、眼底からの反射光を受光して眼底を撮影する走査型眼底撮影装置であって、複数のレンズから構成される対物レンズのレンズ面反射に由来する有害反射光線を遮光して眼底を高画質で撮影することを可能にした走査型眼底撮影装置が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：国際公開2019/045094号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ただし、レーザー光は人体に影響するものであり、その利用方法によっては被検眼の過度な負担につながる点が問題となる。

[0006] 本発明は、上記問題点に鑑みなされたものであり、被検眼の負担の低減を可能にする眼科撮影装置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

[0007] 本発明に係る眼科撮影装置は、光源からの測定光を走査して被検眼の眼底に入射させ、眼底で反射された戻り光を受光するための光学装置部を備え、

前記眼底で反射された戻り光に基づいて前記眼底の画像を撮影する眼科撮影装置であって、前記被検眼の所定位置を走査旋回点として前記測定光を走査させると共に、前記測定光が断続的に前記走査旋回点を通過するよう、前記光学装置部を制御する制御部を備えることを特徴とする。

[0008] また、本発明に係る眼科撮影装置において、さらに、前記光学装置部は、前記測定光を第1方向に走査する第1走査デバイスと、前記測定光を第2方向に走査する第2走査デバイスとを備え、前記制御部は、前記第2方向に予め定められた所定範囲だけ1回走査する間に前記第1方向の走査を複数回繰り返すラスタスキャンを実行するよう、前記第1走査デバイス及び第2走査デバイスを制御することを特徴とする。

[0009] また、本発明に係る眼科撮影装置において、さらに、前記制御部は、前記測定光が通過して被検眼に到達できる範囲を定めた通過可能範囲の外側も走査範囲となるよう前記光学装置部を制御し、前記走査旋回点を通過する前記測定光を断続的な光にすることを特徴とする。

[0010] また、本発明に係る眼科撮影装置において、さらに、前記制御部は、前記光源から出力させる前記測定光を変調するよう前記光学装置部を制御し、前記走査旋回点を通過する前記測定光を断続的な光にすることを特徴とする。

[0011] また、本発明に係る眼科撮影装置において、さらに、前記変調は、直接変調、電気光学変調、音響光学変調、又は光チョッパによって前記測定光を変調するものであることを特徴とする。

発明の効果

[0012] 本願の実施の形態により1又は2以上の不足が解決される。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。

[図2]本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における光学装置部の構成の一例を示す光学図である。

[図3]眼底撮影装置における撮影の際の被検眼を側面から観察した場合の測定光の経路を説明するための説明図である。

[図4]本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における走査方法の一例を表した説明図である。

[図5]本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における走査方法の一例を表した説明図である。

[図6]本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における走査方法の対比を行った表図である。

[図7]比較例の眼科撮影装置における走査方法を表した説明図である。

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本発明の実施形態の例について図面を参照して説明する。なお、以下で説明する各実施形態の例における各種構成要素は、矛盾等が生じない範囲で適宜組み合わせ可能である。また、ある実施形態の例として説明した内容については、他の実施形態においてその説明を省略している場合がある。また、各実施形態の特徴部分に関係しない動作や処理については、その内容を省略している場合がある。

[0015] [第1の実施の形態]

以下、図面を参照しながら、本発明の第1の実施の形態に係る眼科撮影装置の例について説明する。図1は、本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置の構成の一例を示すブロック図である。図1に示すように、眼科撮影装置100は、光学装置部60と、制御部70と、入力装置80と、表示装置90とを備えている。

[0016] 図2は、本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における光学装置部の構成の一例を示す光学図である。図1及び図2に示すように、光学装置部60は、大まかに分けて、投光光学系1、走査光学系2、対物レンズ光学系3、及び、受光光学系4によって構成されている。なお、図2に示す光学装置部60の構成は一例であり、投光光学系1、走査光学系2、対物レンズ光学系3、及び、受光光学系4のそれぞれと同様の機能を実

現することが可能であれば、図2と異なる構成であってもよい。また、図1の光学装置部60の投光光学系1、走査光学系2、対物レンズ光学系3、及び、受光光学系4のそれぞれに含まれる構成として例示したものは、制御部70による制御対象と成り得る構成の一例として挙げたものであり、あくまで一例であるので、これ以外の構成が制御対象となる可能性も当然存在する。

[0017] 投光光学系1は、例えば、レーザー光源10、投光レンズ11、投光ピンホール12、投光フォーカスレンズ13によって構成される。レーザー光源10は、一例としては、カラー撮影のためのR、G、Bの3色それぞれのレーザー光源と、アライメント用のNIRレーザー（near-infrared laser：近赤外レーザー）が用いられる。簡略化のために図示は省略しているが、これら複数の光源の光軸を1つに重ねる光学部材が必要となる。レーザー光源10からのレーザー光は、投光レンズ11を通過して眼底共役面と共役な位置に配置された投光ピンホール12に入射し、投光ピンホール12で径が絞られたレーザー光は、投光フォーカスレンズ13に入射される。投光フォーカスレンズ13は、光源部10の光軸方向に沿って移動可能となっており、レーザー光のピントを被検眼50の眼底50bに対して調整する。投光フォーカスレンズ13を透過したレーザー光は、光路分割ミラー（瞳分割ミラー）14に入射される。

[0018] 走査光学系2は、例えば、第1走査デバイス20、走査リレーレンズ21、22、及び、第2走査デバイス23によって構成される。光路分割ミラー14に入射したレーザー光はそこで反射されて、第1走査デバイス20に入射される。第1走査デバイス20は、レーザー光を第1方向に走査するためのデバイスである。第1走査デバイス20によって走査されたレーザー光は、走査リレーレンズ21、22を介して、第2走査デバイス23に入射される。第2走査デバイス23は、レーザー光を第1方向と直交する第2方向に走査するためのデバイスである。ここで、本実施の形態では、後述する眼底へのラスタスキャンを実現するため、第1走査デバイス20による走査を第

2走査デバイス23による走査よりも高速に行う。その点において、例えば、第1走査デバイス20としてポリゴンミラー（回転多面鏡）を採用しても良く、第2走査デバイス23としてガルバノミラー（振動鏡）を採用しても良い。そして、第2走査デバイス23によって反射されたレーザー光は、対物レンズ光学系3に入射される。

[0019] 対物レンズ光学系3は、第1レンズ群30と第2レンズ群31で構成される。第1走査デバイス20及び第2走査デバイス23で走査されたレーザー光は、測定光として第1レンズ群30及び第2レンズ群31を経て被検眼50の瞳50aに入射し眼底50bに投影される。その結果、眼底50bはレーザー光でラスタスキャンされる。眼底50bに投影されたレーザー光は眼底50bで反射され、その反射光は、同じ光路を逆方向に進み、対物レンズ光学系3を通過する。ここで、対物レンズ光学系3は、その第1レンズ群30と第2レンズ群31間に眼底共役面32が存在するように構成されており、当該眼底共役面32に眼底像が形成される。なお、符号50aで示した位置が後述する走査旋回点の位置となる。

[0020] 対物レンズ光学系3を通過したレーザー光は、走査光学系2で第2方向、第1方向に逆走査され、走査光学系2に入射する前の光線より太い光束を持つ光線となって光路分割ミラー14に入射する。光路分割ミラー14は、中心が光軸に一致して配置され、ミラー外部からの反射光を受光光学系4に通すので、光路を投光光路と受光光路に分割する。一方、光路分割ミラー14より被検眼側の光路は投光光学系1並びに受光光学系4に対して共通な光路となっている。

[0021] 受光光学系4は、例えば、受光フォーカスレンズ40、遮光部材41、受光ピンホール42、受光レンズ43、集光レンズ44、受光素子45によって構成される。光路分割ミラー14を通過した眼底50bからの反射光は、受光フォーカスレンズ40、受光ピンホール42を通過して、受光レンズ43と集光レンズ44を経た後に受光素子45で受光される。受光素子45は、一例としては、カラー撮影のためのR、G、Bの3色それぞれのレーザー

光源を受光する受光素子と、アライメント用のIRレーザーを受光する受光素子を備える。簡略化のために図示は省略しているが、これら複数の素子へ各色のレーザー光を分離させる光学部材が必要となる。受光ピンホール42は、眼底50bと共役な位置近傍に配置され、遮光部材41は、対物レンズ光学系3のレンズ面と共役な位置近傍に配置され、対物レンズ光学系3のレンズ面からの有害反射光を遮光して中心スポット像（偽像）の発生を回避する。

[0022] 受光素子45は、例えばフォトダイオードで構成され、ラスタスキャンされた眼底50bの各点の輝度情報を制御部70に送る。制御部70は、眼底50bの走査位置とその輝度情報から眼底像を構築する。

[0023] また、被検眼50の視度調節のための視度調節機構を投光光学系1と受光光学系4にそれぞれ設けることが好ましい。本実施の形態においては、投光光学系1の投光フォーカスレンズ13と受光光学系4の受光フォーカスレンズ40を視度調節のためのレンズとし、投光フォーカスレンズ13と受光フォーカスレンズ40を光軸に沿って連動して移動させることで視度調節を実行可能とする。また、遮光部材41も同様に、投光フォーカスレンズ13と受光フォーカスレンズ40に連動して光軸に沿って移動する。

[0024] 制御部70は、例えば、駆動制御部71と、画像生成部72と、記憶部73を備えている。駆動制御部71は、光学装置部60の制御対象の各部の制御を実行する機能を有する。光学装置部60の制御対象としては、例えば、レーザー光源10、投光フォーカスレンズ13、第1走査デバイス20、第2走査デバイス23、受光フォーカスレンズ40、遮光部材41、及び、受光素子45が挙げられる。画像生成部72は、受光素子45で受信した眼底50bの各走査位置に対応した受信データの情報から眼底画像を構築する機能を有する。記憶部73は、駆動制御のための各種プログラムを記憶するとともに、画像生成部72において生成された眼底画像のデータを記憶する機能を有する。

[0025] 入力装置80は、眼科撮影装置100の操作者からの入力操作を受付ける

機能を備えている。入力装置80としては、例えば、マウス、キーボード、タッチパネルなどの入力デバイスのほか、専用装置として構成した場合の操作ボタンなどが該当する。表示装置90は、画像生成部72において生成された眼底画像などを表示する機能を有する。

[0026] 次に、本実施の形態の走査方法を説明する前提となる比較例の走査方法を説明する。図7は、比較例の眼科撮影装置における走査方法を表した説明図である。なお、以下において、光源からの光線（測定光）が通過して被検眼に到達できる範囲を「通過可能範囲」、走査デバイスによって測定光が走査される範囲を「走査範囲」、撮影したい範囲を「撮影範囲」と称することもある。ここで、通過可能範囲は、光学装置部60を構成する鏡筒や絞り、レンズ径などによって設定可能である。比較例では、撮影範囲と走査範囲が一致しており、撮影範囲と走査範囲が通過可能範囲に含まれている。前述の通り、ラスタスキャンでは、走査範囲において、第2方向（上下方向）に対する低速走査を1回行う間に第1走査（左右方向）に対する高速走査を繰り返し実行する。ラスタスキャンによる効率的な眼底撮影を考えた場合、走査範囲を撮影範囲と一致させる比較例のような設定は有効であるが、その一方、次のような問題が懸念される。

[0027] 図3は、眼底撮影装置における撮影の際の被検眼を側面から観察した場合の測定光の経路を説明するための説明図である。被検眼の眼底の所定範囲を撮影するためには被検眼に対する測定光の入射角度を変化させて走査する必要があるが、この図3に示すように、測定光の入射角度を変化させてもほぼ必ず測定光が通過する箇所である走査回転点が生じる。そのため、比較例のように常に通過可能範囲内を走査する方法では、この走査回転点に測定光が照射され続けることになる。その結果、走査回転点が位置する瞳孔や、その周辺にある角膜、虹彩、水晶体の負担が大きくなり易い。

[0028] そこで、この第1の実施の形態は、通過可能範囲の外側も走査範囲とすることによって、走査回転点を通過する測定光を断続的な光とすることを特徴とする。

[0029] 図4は、本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における走査方法の一例を表した説明図である。この図4に示す走査方法は、測定光を通過可能範囲の外側も走査するオーバースキャンの様子を表している。右から左へ向かう方向を第1走査デバイス20の走査方向である第1の方向とし、上から下へ向かう方向を第2走査デバイス23の走査方向である第2の方向とすると、2つの走査方向は直交し、走査範囲は長方形となる。更に、本実施の形態では、図4に示すように、通過可能範囲の外側にも走査範囲を設定する。通過可能範囲内を走査する測定光（実線で表示）は比較例と同様に被検眼に入射されることになるが、通過可能範囲の外側を走査する測定光（一点鎖線で表示）は被検眼に入射されないことになるため、通過可能範囲の外側を走査している時間は、走査回転点においては非照射時間となる。

[0030] ここで、通過可能範囲の外側も走査範囲にするには、種々の構成が考えられる。例えば、第1走査デバイス20による走査範囲を走査リレーレンズ21、又は第1レンズ群30に光が入射しない外側の所定範囲まで対象となるように光学装置を設計し、及び／又は、第2走査デバイス23による走査範囲を第1レンズ群30に光が入射しない外側の所定範囲まで対象となるように光学装置を設計、又は調整することが考えられる。なお、第2走査デバイス23の例としてガルバノミラーを採用する場合、第2走査方向についてオーバースキャンとなるように光学装置を設計して制御部70での制御は一律に実行する手法と、制御部70においてガルバノミラーの振り角を可変的に制御してオーバースキャンのオン／オフを切り替える制御を行う手法とが考えられる。また、第1走査デバイス20による全ての走査範囲の測定光が走査リレーレンズ21を通過するが、走査リレーレンズ21、22の間において測定光の一部を遮光して通過可能範囲を制限することで、通過可能範囲の外側を走査する時間を走査回転点における非照射時間に設定する構成が考えられる。また、第1レンズ群30の前段における走査光学系2までは全ての走査範囲の測定光を通過させるが、第1レンズ群30以降の対物レンズ光学

系3において射出される測定光の一部を遮光して通過可能範囲を制限することで、結果として通過可能範囲の外側を走査する時間を走査旋回点における非照射時間に設定する構成が考えられる。当然、これらは構成の一例に過ぎず、本実施の形態はこれらに限定されるものではない。

[0031] 以上のように、第1の実施の形態の一側面として、光源からの測定光を走査して被検眼の眼底に入射させ、眼底で反射された戻り光を受光するための光学装置部を備え、眼底で反射された戻り光に基づいて眼底の画像を撮影する眼科撮影装置であって、被検眼の所定位置を走査旋回点として測定光を走査させると共に、測定光が断続的に走査旋回点を通過するよう、光学装置部を制御する制御部を備え、制御部は、測定光が通過して被検眼に到達できる範囲を定めた通過可能範囲の外側も走査範囲となるように光学装置部を制御し、走査旋回点を通過する測定光を断続的な光にするようにしたので、比較例よりも撮影時の被検眼の負担を低減することが可能となる。

[0032] すなわち、仮に、通過可能範囲内を走査する時間（面積）と通過可能範囲の外側を走査する時間（面積）の比率を2対1とした場合、通過可能範囲内を走査する時間が比較例の撮影と同じ走査時間を割り当てると、撮影に要する時間は比較例の1.5倍となる。この手法によれば、走査旋回点近傍に照射される測定光の総パワーは同じであっても、測定時間に対する単位時間当たりの照射パワーを低減することが可能となるので、撮影時の被検眼の負担を低減することができる。比較例の場合の測定光は連続波の扱いとなり、眼光学機器の光ハザードの規格である「ISO 15004-2」における連続波機器に関する限界値を基準として評価する必要がある。これに対して、この第1の実施の形態のようにオーバースキャンする構成において連続照射する時間が0.25秒以下であればパルス機器としての扱いになり、眼光学機器の規格である「ISO 15004-2」におけるパルス機器に関する限界値を基準として評価することになる。「ISO 15004-2」においては、連続波機器に関する限界値よりもパルス機器に関する限界値の方が基準が緩和されているため、第1の実施の形態の手法は、被検眼に対する負担を軽減可能なだけでなく、眼底を撮

影するための眼光学機器の基準を満たし易いというメリットがある。

[0033] [第2の実施の形態]

以下、図面を参照しながら、本発明の第2の実施の形態に係る眼科撮影装置の例について説明する。なお、この第2の実施の形態における眼科撮影装置の構成は、図1及び図2を用いて説明を行った第1の実施の形態と同様であるため、説明を省略する。

[0034] ここで、この第2の実施の形態は、比較例と同様に撮影範囲と走査範囲が一致している一方、光源から出力させる測定光を変調することによって、走査旋回点を通過する測定光を断続的な光とすることを特徴とする。

[0035] 図5は、本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における走査方法の一例を表した説明図である。この図5に示す走査方法は、レーザー光源10から出力させる測定光を照射期間と非照射期間が周期的に変化するいわゆるパルス状といえる断続的な光に変調した状態を表している。右から左へ走査する方向を第1走査デバイス20の走査方向である第1の方向とし、上から下へ走査する方向を第2走査デバイス23の走査方向である第2の方向としたとき、2つの走査方向を直行するように設定する場合、走査範囲は長方形となる。この図5に示すように、第2の実施の形態の走査範囲は、第1の実施の形態と異なり測定光の通過可能範囲内に収めているが、パルス状に変調した測定光を用いることで、走査旋回点を通過する測定光を断続的な光としている。

[0036] 測定光をパルス状に変調することができればどのような手段であってもよい。変調方法としては、例えば、レーザー光源10に流れる電流を直接制御する直接変調のほか、電気光学変調器（EOM）、音響光学変調器（AOM）、光チョッパなどの外部変調の手法が採用し得る。変調周波数については、眼光学機器の光ハザードの規格である「ISO 15004-2」で採用されている条件として、パルスの持続時間が0.25秒未満、すなわち4Hz以上であることが求められる。また、サンプリング数と撮影時間との兼ね合いで決定することが好ましい。一回の撮影でサンプリングを行うためには、サンプリン

グしたい各点において少なくとも1回はオン期間（照射期間）が登場する必要があり、隣接するサンプリング点の間でオフ期間（非照射期間）も登場させる必要がある。すなわち、1つのサンプリング点において1周期以上経過する必要がある。例えば、撮影条件として、走査本数3000本とし、1走査あたり3000点をサンプリングする場合、合計9百万点についてサンプリングする必要があり、仮に0.4秒の撮影時間であるとする、1回の撮影で漏れなくサンプリングするためには22.5MHz以上の周波数となるように変調することが好ましい。さらに、サンプリングボードのサンプリングレートに合わせる（例えば、240MHz）という設定の仕方もあり得る。

[0037] 以上のように、第2の実施の形態の一側面として、光源からの測定光を走査して被検眼の眼底に入射させ、眼底で反射された戻り光を受光するための光学装置部を備え、眼底で反射された戻り光に基づいて眼底の画像を撮影する眼科撮影装置であって、被検眼の所定位置を走査旋回点として測定光を走査させると共に、測定光が断続的に走査旋回点を通過するよう、光学装置部を制御する制御部を備え、制御部は、光源から出力させる測定光を変調するように光学装置部を制御し、走査旋回点を通過する測定光を断続的な光にするようにしたので、比較例よりも撮影時の被検眼の負担を低減することが可能となる。

[0038] すなわち、仮に、デューティー比（一周期における照射期間の比率）が0.5となるように変調を行ったとすると、同じ条件において変調しない場合と比較して、測定光の照射時間を半分にすることができるので、走査旋回点に対する照射エネルギーを低減させて撮影時の被検眼の負担を低減することができる。

[0039] 図6は、本発明の実施の形態の少なくとも1つに対応する眼科撮影装置における走査方法の対比を行った表図である。この図6では、図7に示した比較例を実施した場合と、第1の実施の形態で説明したオーバースキャンを実施した場合と、第2の実施の形態で説明したレーザー変調を実施した場合と

を比較している。

[0040] この図6に示すように、比較例と第1の実施の形態で採用したオーバースキャンとを比較すると、照射パワーは同じであるが、測定時間が1.5倍であるため、単位時間当たりの照射パワーを低減することが可能となる。この図6の比較例として例示した条件では、照射パワーが127.3 (mW/cm²) となり連続波機器の照射パワーの限界値である100 (mW/cm²) を超えてしまうため不適合となってしまふ。これに対して、同じ条件のレーザー光源を用いてオーバースキャンした第1の実施の形態の場合には、1撮影あたりの照射エネルギーが6.4 × 10⁻² (J/cm²) となり、これは、パルス機器の場合の1撮影あたりの照射エネルギーの限界値である1.5 (J/cm²) 以下であり、パルス機器の場合の規格の基準に適合していることが分かる。

[0041] また、図6に示すように、比較例と第2の実施の形態で採用したレーザー変調とを比較すると、デューティー比が0.5の場合には、比較例と比較してレーザー変調は、照射エネルギーを半減させることが可能となる。第2の実施の形態の場合には、1撮影あたりの照射エネルギーが3.2 × 10⁻² (J/cm²) となり、これは、パルス機器の場合の1撮影あたりの照射エネルギーの限界値である1.3 (J/cm²) 以下であり、パルス機器の場合の規格の基準に適合していることが分かる。

符号の説明

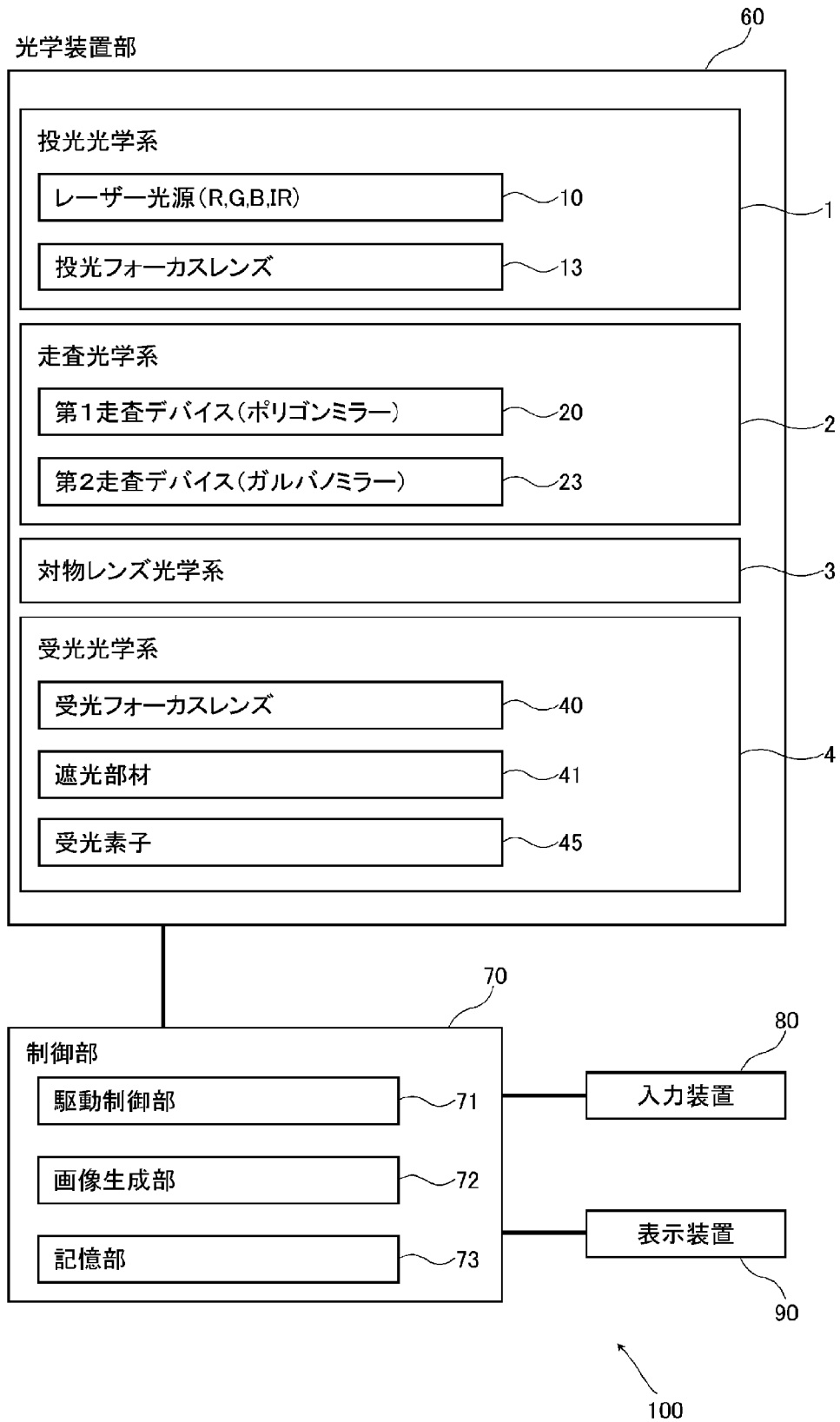
[0042]	100	眼科撮影装置
	1	投光光学系
	2	走査光学系
	3	対物レンズ光学系
	4	受光光学系
	10	レーザー光源
	11	投光レンズ
	12	投光ピンホール

1 3	投光フォーカスレンズ
1 4	光路分割ミラー
2 0	水平走査デバイス
2 1	走査リレーレンズ
2 2	走査リレーレンズ
2 3	垂直走査デバイス
3 0	第1レンズ群
3 1	第2レンズ群
3 2	眼底共役面
4 0	受光フォーカスレンズ
4 1	遮光部材
4 2	受光ピンホール
4 3	受光レンズ
4 4	集光レンズ
4 5	受光素子
5 0	被検眼
5 0 a	瞳（走査旋回点の位置）
5 0 b	眼底
6 0	光学装置部
7 0	制御部
7 1	駆動制御部
7 2	画像生成部
7 3	記憶部
8 0	入力装置
9 0	表示装置

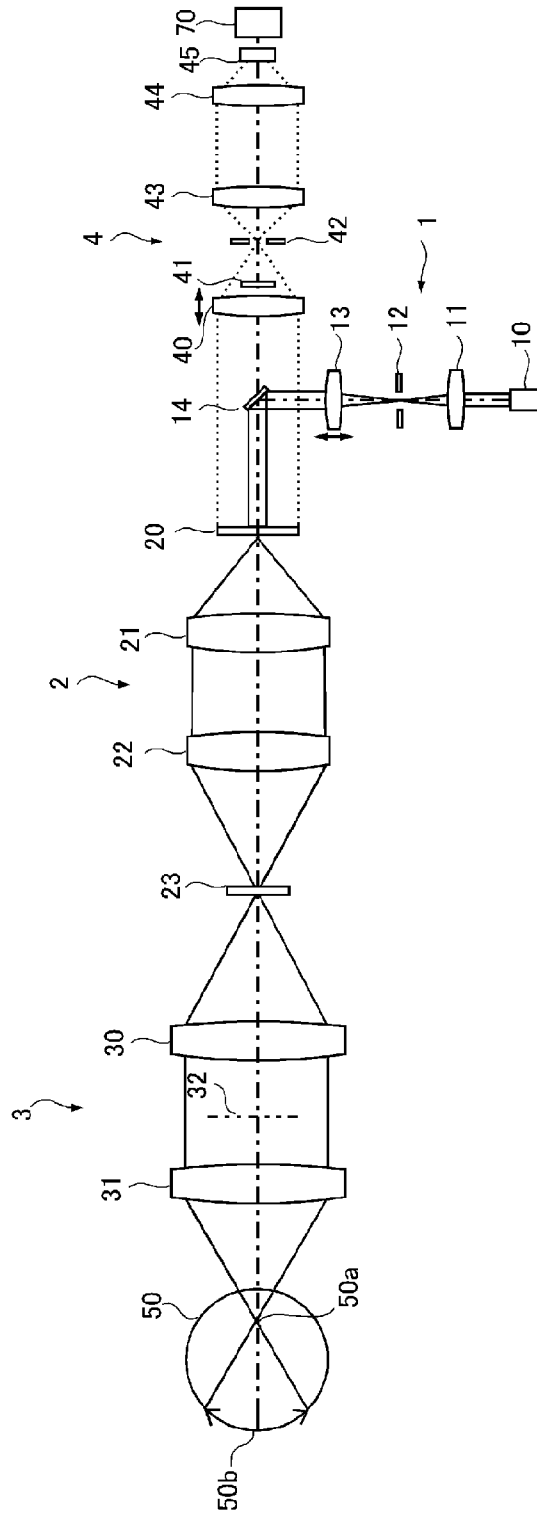
請求の範囲

- [請求項1] 光源からの測定光を走査して被検眼の眼底に入射させ、眼底で反射された戻り光を受光するための光学装置部を備え、前記眼底で反射された戻り光に基づいて前記眼底の画像を撮影する眼科撮影装置であって、
- 前記被検眼の所定位置を走査旋回点として前記測定光を走査させると共に、前記測定光が断続的に前記走査旋回点を通過するよう、前記光学装置部を制御する制御部を備える
- ことを特徴とする眼科撮影装置。
- [請求項2] 前記光学装置部は、前記測定光を第1方向に走査する第1走査デバイスと、前記測定光を第2方向に走査する第2走査デバイスとを備え、
- 前記制御部は、前記第2方向に予め定められた所定範囲だけ1回走査する間に前記第1方向の走査を複数回繰り返すラスタスキャンを実行するよう、前記第1走査デバイス及び第2走査デバイスを制御する
- 請求項1に記載の眼科撮影装置。
- [請求項3] 前記制御部は、前記測定光が通過して被検眼に到達できる範囲を定めた通過可能範囲の外側も走査範囲となるよう前記光学装置部を制御し、前記走査旋回点を通過する前記測定光を断続的な光にする
- 請求項1又は2に記載の眼科撮影装置。
- [請求項4] 前記制御部は、前記光源から出力させる前記測定光を変調するよう前記光学装置部を制御し、前記走査旋回点を通過する前記測定光を断続的な光にする
- 請求項1から請求項3の何れかに記載の眼科撮影装置。
- [請求項5] 前記変調は、直接変調、電気光学変調、音響光学変調、又は光チョップによって前記測定光を変調するものである
- 請求項4に記載の眼科撮影装置。

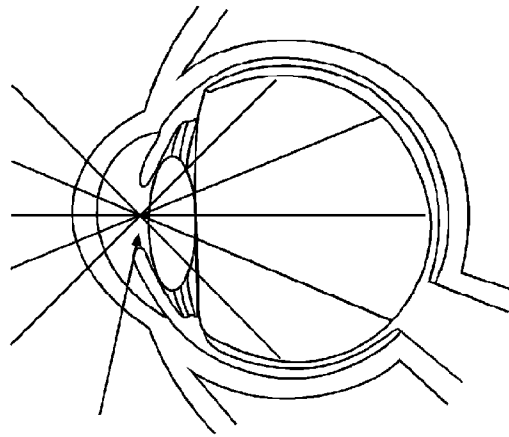
[図1]



[図2]

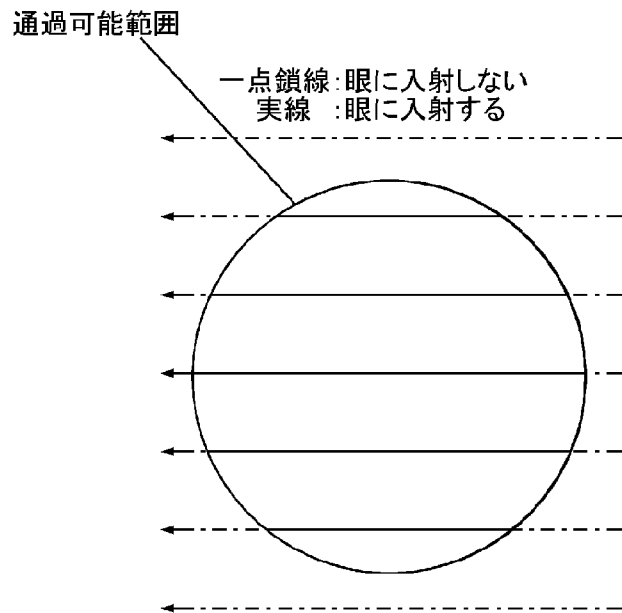


[図3]



走査巡回点

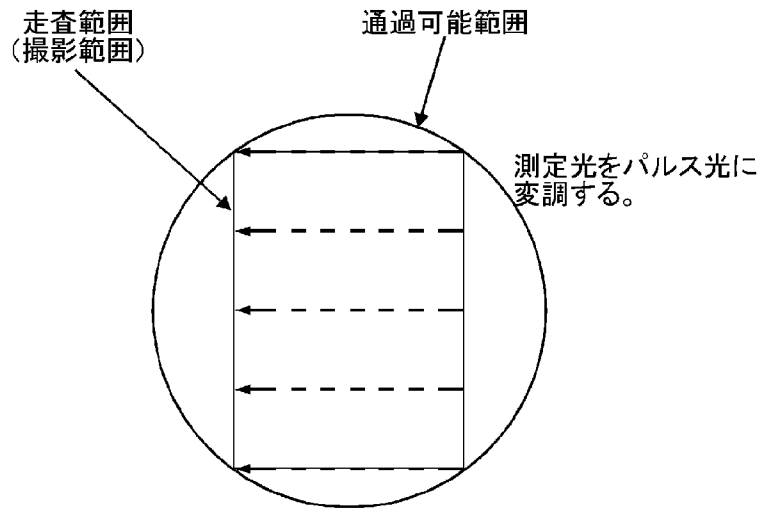
[図4]



通過可能範囲

一点鎖線: 眼に入射しない
実線: 眼に入射する

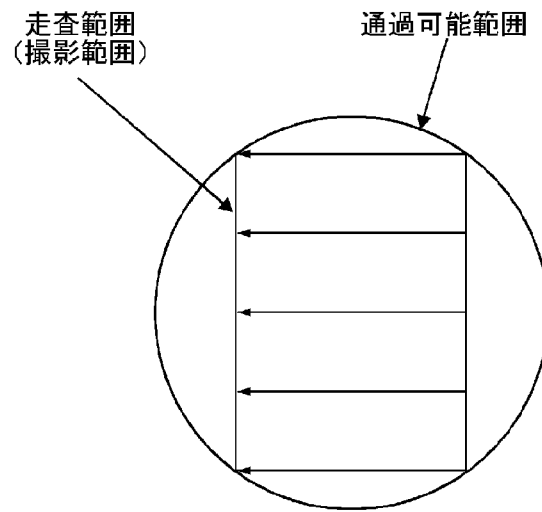
[図5]



[図6]

	比較例	第1の実施の形態	第2の実施の形態
走査本数/ サンプリング数	3,000 (本)	3,000 (本)	9,000,000 (点)
測定時間 (sec)	0.5	0.75	0.5
角膜照射時間 (sec)	0.5	0.5	0.25 (デューティ比0.5の場合)
1走査あたりの 角膜照射時間 (μsec)	166	166	83
1走査あたりの 非照射時間 (μsec)	N/A	83	83
照射パワー (mW/cm^2)	127.3	127.3	63.7
1撮影あたりの 照射エネルギー (J/cm^2)	6.4×10^{-2}	6.4×10^{-2}	3.2×10^{-2}
規格上の限界値	100 (mW/cm^2)	1.5 (J/cm^2)	1.3 (J/cm^2)

[圖7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2021/007299

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B3/10(2006.01) i
FI: A61B3/10300

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)
Int.Cl. A61B3/00-3/18

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2021
Registered utility model specifications of Japan	1996-2021
Published registered utility model applications of Japan	1994-2021

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.
Y	JP 2012-143284 A (TOPCON CORPORATION) 02 August 2012 (2012-08-02), paragraphs [0014]-[0058], fig. 4	1-5
Y	WO 2019/172206 A1 (NIDEK CO., LTD.) 12 September 2019 (2019-09-12), paragraphs [0040]-[0049], fig. 2	1-5
Y	JP 2016-133550 A (CANON INC.) 25 July 2016 (2016-07-25), paragraphs [0078]-[0080]	3
A	JP 04-244134 A (SONY CORPORATION) 01 September 1992 (1992-09-01), entire text, all drawings	1-5

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
29 March 2021

Date of mailing of the international search report
13 April 2021

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2021/007299

JP 2012-143284 A	02 August 2012	US 2013/0242261 A1	
		paragraphs [0023]-[0067], fig. 4	
		WO 2012/093427 A1	
		EP 2662017 A1	
WO 2019/172206 A1	12 September 2019	(Family: none)	
JP 2016-133550 A	25 July 2016	(Family: none)	
JP 04-244134 A	01 September 1992	(Family: none)	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 3/10(2006.01)i FI: A61B3/10 300		
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）） A61B3/00-3/18 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 1971-2021年 日本国実用新案登録公報 1996-2021年 日本国登録実用新案公報 1994-2021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
Y	JP 2012-143284 A (株式会社トプコン) 02.08.2012 (2012-08-02) 段落 [0014] - [0058]、図4	1-5
Y	WO 2019/172206 A1 (株式会社ニデック) 12.09.2019 (2019-09-12) 段落 [0040] - [0049]、図2	1-5
Y	JP 2016-133550 A (キャノン株式会社) 25.07.2016 (2016-07-25) 段落 [0078] - [0080]	3
A	JP 04-244134 A (ソニー株式会社) 01.09.1992 (1992-09-01) 全文、全図	1-5
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" 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、一般的な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の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抵触するものではなく、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 29.03.2021	国際調査報告の発送日 13.04.2021	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 相川 俊 2Q 1130 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号

PCT/JP2021/007299

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2012-143284	A	02.08.2012	US	2013/0242261	A1	
					[0023]-[0067], 図4		
				WO	2012/093427	A1	
				EP	2662017	A1	
WO	2019/172206	A1	12.09.2019	(ファミリーなし)			
JP	2016-133550	A	25.07.2016	(ファミリーなし)			
JP	04-244134	A	01.09.1992	(ファミリーなし)			