

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5744752号
(P5744752)

(45) 発行日 平成27年7月8日(2015.7.8)

(24) 登録日 平成27年5月15日(2015.5.15)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	3/10	(2006.01)	A 6 1 B	3/10	Z
A 6 1 B	3/14	(2006.01)	A 6 1 B	3/10	R
			A 6 1 B	3/14	A

請求項の数 27 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2011-542712 (P2011-542712)	(73) 特許権者	502303382
(86) (22) 出願日	平成21年12月21日 (2009.12.21)		カール ツアイス メディテック アクチ エンゲゼルシャフト
(65) 公表番号	特表2012-513260 (P2012-513260A)		ドイツ国 07745 イエナ ゲシュビ ツエル ストラッセ 51-52
(43) 公表日	平成24年6月14日 (2012.6.14)	(74) 代理人	100068755
(86) 国際出願番号	PCT/EP2009/009189		弁理士 恩田 博宣
(87) 国際公開番号	W02010/072394	(74) 代理人	100105957
(87) 国際公開日	平成22年7月1日 (2010.7.1)		弁理士 恩田 誠
審査請求日	平成24年8月20日 (2012.8.20)	(74) 代理人	100142907
(31) 優先権主張番号	102008063225.2		弁理士 本田 淳
(32) 優先日	平成20年12月23日 (2008.12.23)	(72) 発明者	ハッカー、マルティン
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		ドイツ連邦共和国 07745 イエナ アンマーバッハー シュトラッセ 105

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定用の装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可動サンプルである人間の眼球に対して A スキャンを行うために、重心波数 k_0 を中心として波数を調整可能な波長可変レーザー光源とサンプルから後方散乱される光に対する少なくとも一つのレシーバとを有するとともにサンプルサイズに対応する測定範囲を有する掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定 (SSOCDR) 装置であって、

前記サンプルは 3 mm よりも小さな直径 D の測定ビームを用いて前記サンプルの表面に照射され、

前記光源は $k < 168 \text{ m}^{-1}$ のレーザー線幅を有し、

前記光源の波数の調整は重心波数 k_0 を中心として $< 44 \text{ sec} / (D \times k_0)$ の調整時間で実施される、

ことを特徴とする掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 2】

前記光源は少なくとも $k > 18000 \text{ m}^{-1}$ の、重心波数 k_0 を中心とするスペクトル調整範囲 k を有することを特徴とする請求項 1 に記載の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 3】

前記スペクトル調整範囲 k と前記レーザー線幅 k の比は 360 よりも大きいことを特徴とする請求項 2 に記載の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 4】

10

20

調整速度 $k /$ と前記レーザー線幅 k との割合は 18 kHz よりも大きいことを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 5】

前記レーザで検出される前記後方散乱光は $k / (\times k)$ よりも大きい速度でデジタル化されることを特徴とする請求項 2、3、または 4 に記載の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 6】

前記光源の前記レーザー線幅 k は $22 \text{ m}^{-1} \sim 50 \text{ m}^{-1}$ にあることを特徴とする請求項 2、3、4、または 5 に記載の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

10

【請求項 7】

前記少なくとも 1 つのレーザの帯域幅は $2 \times k / (\times k)$ よりも大きく、 80 MHz 未満であることを特徴とする請求項 2、3、4、5、または 6 に記載の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 8】

参照アームを有する干渉計が設けられ、角膜、水晶体、および網膜からの信号が十分な強度で検出されるように前記 A スキャンにおける網膜信号および角膜信号の位置と前記レーザー線幅 k とが互に対応していることを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

20

【請求項 9】

前記測定ビームは眼球に入る前に収束し、該収束のサイズは調整可能または切替可能であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 10】

前記測定ビームは眼球に入る前にコリメートされ、眼球を測定装置に合わせるか、または視軸上で眼球を固定することにより眼球を固定する手段が設けられていることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 11】

コリメートされた測定ビームと収束測定ビームとを切り替え可能であることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

30

【請求項 12】

前記測定ビームは角膜頂点以外で眼球に当たり、前記測定ビームを眼球に対して位置決めするために、前記レーザによって検出された光を評価することにより制御される装置が設けられることを特徴とする請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 13】

$3 \times 10^8 \sim 3 \times 10^{13}$ の光子束が前記光源の調整時間の期間中に眼球に導かれることを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

40

【請求項 14】

前記測定は眼球の視軸に沿って実施されることを特徴とする請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 15】

前記角膜、水晶体、および網膜によって後方散乱される光の検出は前記光源の調整中に実施されることを特徴とする請求項 1 ~ 14 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 16】

50

モノモードファイバーが、参照アームおよび/または光源アームおよび/または検出アームおよび/または参照干渉計で使用されることを特徴とする請求項 1 ~ 15 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 17】

参照信号およびサンプル信号が一定のスキャン速度でデジタル化され、前記参照信号およびサンプル信号に対して同じスキャン速度が使用されることを特徴とする請求項 1 ~ 16 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 18】

前記測定ビームは 600 nm ~ 1150 nm の波長を有することを特徴とする請求項 1 ~ 17 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

10

【請求項 19】

眼球に 400 nm ~ 900 nm の波長を有する照準マーカを投影する装置が設けられることを特徴とする請求項 1 ~ 18 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 20】

眼球に対して前記測定ビームの調整をチェックするカメラが設けられ、前記カメラは前記測定ビームの波長と前記照準マーカを検知することを特徴とする請求項 1 ~ 19 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

20

【請求項 21】

前記光源は眼球に対して移動可能であり、前記光源と参照干渉計とが接続されることを特徴とする請求項 1 ~ 20 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 22】

干渉計が眼球に対して移動可能であり、前記光源と干渉計とが接続されることを特徴とする請求項 1 ~ 21 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 23】

参照干渉計が前記光学コヒーレンスドメイン反射率測定 (OCDR) 信号の長さ較正のための波数基準を有することを特徴とする請求項 1 ~ 22 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

30

【請求項 24】

角膜により後方散乱されて検出された光が、時間に依存する角膜位置に関する前記調整から評価され、評価された光が予想プロファイルと比較され、予想プロファイルからのずれが角膜、水晶体、および/または網膜の位置データを補正するために使用されることを特徴とする、請求項 15 に記載の装置を用いる眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定方法。

【請求項 25】

前記測定ビームが個々の調整の期間、または各調整間において横方向に偏向されることを特徴とする、請求項 15 に記載の装置を用いる眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定方法。

40

【請求項 26】

測定条件または再構成条件を変更する手段が設けられ、前記測定条件または再構成条件の変更はミラーアーチファクト信号を識別または抑制可能に実施されることを特徴とする請求項 1 ~ 23 のいずれか一項に記載の眼球用の掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【請求項 27】

前記測定条件または再構成条件を変更する手段は、干渉計のサンプルアームと参照アームとの経路長差を変更するユニットであることを特徴とする請求項 26 に記載の掃引信号

50

源光学コヒーレンスドメイン反射率測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、たとえば、眼球の光学的生体認証で適用されるような掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定 (swept source optical coherence domain reflectometry) 用の装置に関する。

【背景技術】

【0002】

人口眼内レンズの光学的整合には患者の眼内の光学的状態、特に、角膜、水晶体、および網膜の間の距離についての知識を必要とする。

10

位置についてのこうした測定が最初に超音波によって実施された後、光学的に非接触で動作する装置が、カールツァイス社のIOLマスターとして実現されている。機能の原理は、この場合、たとえば、特許文献1に記載されるような、いわゆるタイムドメイン光学コヒーレンスドメイン反射率測定、ショートコヒーレンス干渉法に基づいており、同文献の内容は参照によって使用される。主要部品は、角膜、水晶体、および網膜によって後方散乱される光の干渉の検出を可能にするマイケルソン干渉計である。ショートコヒーレンス光源を使用することは、一連の短波のみが必ず互いに干渉することを意味し、これによって測定精度が決定される。患者の軸方向移動によって測定結果が改ざんされなければ、いわゆるデュアルビーム法が適用されて、角膜によって後方散乱される光が基準としての機能を果たす。

20

【0003】

眼球に対して43mmよりも大きくなければならない測定範囲(典型的な眼軸長はおおよそ20mmと32mmとの間で変動し、極端な眼軸長は14mmと40mmの間にあり、平均屈折率はおおよそ1.36である)はマイケルソン干渉計の場合に参照ミラーによって機械的に横断されなければならないので通常は測定が数秒続き、その間にまぶたが動くと測定が不可能になるので患者は、たとえば、瞬きすることは許されない。

【0004】

たとえば、特許文献2などの回転プリズムによって参照経路の調整速度を加速しようとする努力は、所要の測定精度を実現するための感度が十分でないために功を奏していない。

30

【0005】

特許文献3には、広帯域光源からの光がサンプルの中に投射される場合にショートコヒーレンスに基づく別の測定方法が記載されており、様々な深さから後方散乱される光がスペクトル分析される。深さ情報は検出された信号のフーリエ変換から得られる。この方法はスペクトルドメインOC DR (SDOC DR)、あるいは、フーリエ変換が使用されることからフーリエドメインOC DR (FDOC DR)とも呼ばれる。また、このカテゴリは、掃引信号源OC DR (SSOC DR)を含み、これは非特許文献1に記載されており、ここでは、光源のスペクトルが調整され、検出器から受け取られる信号は同様にフーリエ変換後の深さ情報を含む。タイムドメインOC T (TDOC T)に関して特許文献4に

40

【0006】

超音波測定装置に用いられる用語として、光軸に沿ったOC DRの場合の一次元(軸方向)測定は、一般にAスキャンと呼ばれる。また、超音波を用いたOC Tの場合において横方向成分を用いた二次元測定はBスキャンと呼ばれる。

【0007】

光学的生体認証においてSSOC DRを適用する第1の試みは、非特許文献2に記載されている。この解決策は、眼内の距離を測定することが原理的に可能であることを示した

50

が、0.82 mmにおける測定精度が余りにも低い。

【0008】

この解決策の改良は非特許文献3に開示されている。ここでは、0.15 mmの分解能が達成されたが、それでも要求には対応していない。しかしながら、決定されたIOL屈折の残留誤差を1/10ジオプターに制限するために眼軸長の測定精度は30 μmよりも小さくしなければならない。

【0009】

特に、たとえば、人間の眼球などの動くサンプルに関するOCDRおよびOCT法は、サンプルが測定中に動くという問題を有し、これは、非特許文献4に記載されているように、信号を著しく弱めて改ざんする。この問題を排除する通常のアプローチは、サンプルの動きを検出するとともに測定ビーム位置を追跡するというきわめて複雑な追跡方法である。

10

【0010】

毎秒数百μmの典型的な動きの補償のこのようなアプローチは、たとえば、非特許文献5および特許文献5に記載されている。技術的経費が大きいものの、このようなシステムの有限の待ち時間は、特に、衝動性運動などのきわめて速い眼球の動きに対して常に一定の追跡誤差をもたらすということがこのようなアプローチの欠点である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】国際公開第00/33729号パンフレット

【特許文献2】欧州特許第1391781号明細書

【特許文献3】独国特許第4309056号明細書

【特許文献4】米国特許第5321501号明細書

【特許文献5】米国特許出願公開第2006/105903号明細書

【非特許文献】

【0012】

【非特許文献1】S. H. Yun et al., 「High-speed optical frequency-domain imaging」、Optics Express 2003、page 2953

30

【非特許文献2】F. Lexer, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher and M. Kulhavy, 「Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances」、Appl. Optics 36(1997) pages 6548-6553

【非特許文献3】C. K. Hitzenberger, M. Kulhavy, F. Lexer, A. Baumgartner, 「In-vivo intraocular ranging by wavelength tuning interferometry」、SPIE [3251-6] 1898

【非特許文献4】S. H. Yun et al., (2004), OPTICS EXPRESS 2977

40

【非特許文献5】Hammer et al., (2005), Journal of Biomedical Optics 10(2), 024038

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

本発明の目的は、従来技術に対して、特に、典型的な眼球の動きを考慮し、サンプルの動きに追従するアクティブな測定ビームの例えば待ち時間誤差などの欠点を生じることなく、眼内距離を迅速かつ正確に測定する上で好適な装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

50

この目的は、以下の装置で実現される。この装置は、可動サンプル、特に人間の眼球に対するAスキャンを行うために、重心波数 k_0 を中心として波長が可変なレーザー光源とサンプルから後方散乱される光に対する少なくとも1つのレシーバとを有するとともに、サンプル長に対応する測定範囲を有する掃引信号源光学コヒーレンスドメイン反射率測定(SSOCDR)装置である。サンプル表面には結合装置を介して直径Dの測定ビームが照射され、光源は $k < 168 \text{ m}^{-1}$ のスペクトル線幅を有し、光源の調整は $< 44 \text{ s} / (D \times k_0)$ で実施される。

【0015】

したがって、距離は、最大 $1000 \mu\text{m} / \text{s}$ の典型的な眼球の動きにもかかわらず光源の調整速度に対する適度な要求のみを想定してサンプル変位から生じる干渉信号損失を決定するので、全眼軸長にわたって少ない費用で効率良く測定され、水晶体、角膜、および網膜の表面の間の距離を測定する場合には回避される。

10

【0016】

したがって、本発明による解決策の結果、レーザーの調整時間中に起こりうる横方向のサンプル変位がほとんどサンプルの最小限の測定ビーム直径の何分の一かにしか達しないように、レーザーの調整時間はサンプルの妥当な測定ビームプロファイルに適合される。したがって、測定ビームの調整中に様々な要請によって照射されるサンプル量が十分な重なりを有しているため、干渉信号損失は、さらに、種々の横方向干渉変調を平均することによって回避される。

【0017】

20

ここで、妥当な測定ビームプロファイルとは、比較的短い眼球の水晶体の後ろ側から長い眼球の網膜までもの間の領域(8~40mm)に測定ビームウエスト位置を有するという事実に基づいて、離隔に対して十分な強度の角膜、水晶体、および網膜の信号を供給するビームプロファイルであるということである。

【0018】

同時に、また、本発明による解決策は、調整中の軸方向のサンプル変位、たとえば、眼構造の間隔が開くことによって容認しがたい誤差をもたらすAスキャンの拡張または圧縮によって信号振幅の減少および信号の破損を回避する。

【0019】

それゆえ、サンプルの動きに伴う測定ビームの積極的な追跡を必要とせずに、ほとんど乱れのない信号が得られる。

30

光源が少なくとも $k > 18000 \text{ m}^{-1}$ の重心波数 k_0 を中心としてスペクトル調整範囲 k を有する場合、好都合である。この場合、調整範囲 k と線幅 k の比は、好ましくは360よりも大きく、さらに好ましくは2000よりも大きく、さらに好ましくは4000よりも大きく、さらに一層好ましくは9000よりも大きい。この比によって、測定深度と測定分解能の適切な比が実現するようになる。

【0020】

調整速度($k /$)とレーザー線幅 k の割合が 18 kHz よりも大きいときにさらなる優位性が得られ、好ましくは 4 MHz よりも大きく、さらに 40 MHz よりも大きいことが好ましい。

40

【0021】

角膜、水晶体、および網膜によって後方散乱される光の検出が光源の1回の調整の間に実施される場合、特に好都合である。この場合、レシーバで検出された後方散乱光が $k / (\times k)$ よりも大きい速度でデジタル化されると好都合である。これによってスペクトル情報が適切にスキャンされるようになる。

【0022】

本発明による装置は、光源の線幅 k が $22 \text{ m}^{-1} \sim 50 \text{ m}^{-1}$ にあるときに特に適している。このような線幅は、たとえば、波長可変ファイバー・リング・レーザーで実施されうるとともに、測定深度の感度に許容範囲の低下をもたらさう。

【0023】

50

たとえば、信号振幅が3 dB減少する遮断周波数によって表わされる少なくとも1つのレシーバの帯域幅が $2 \times k / (\Delta \times k)$ よりも大きく、好ましくは80 MHzよりも小さいときは好都合である。

【0024】

本発明によると、眼球用のSS-OCDR装置は、波長可変レーザー光源と、サンプルから隔絶された参照アームおよびサンプルアームを有する干渉計と、干渉計出力の検出器と、検出信号の信号処理ユニットとである。

【0025】

本発明によると、Aスキャンにおける網膜信号および角膜信号の位置とレーザー線幅 k とは、眼球用のSS-OCDR装置において互いに一致する。

また、信号源の波数基準に対して、つまり、OCDR信号の長さ較正に対して参照干渉計を使用することは特に好ましい。

【0026】

測定ビーム直径 D がサンプル入口の領域において3 mmよりも小さいときは眼球のSS-OCDR用の装置が特に好都合である。

また、測定ビームは眼球に入る前に収束していることが好ましく、収束のサイズの設定または切替えが可能であることが好ましい。特に、収束を切り替えることによって、様々な眼球の領域（網膜、水晶体、角膜）から検出された信号の相対強度を互いに適合させ、あるいは最適化して信号の測定距離および目視評価の統合処理を容易にすることが可能である。

【0027】

あるいは、また、測定ビームは眼球に入る前にコリメートされ、かつ反射角膜信号および水晶体信号を検出できるように眼球を固定し直す手段が設けられると好都合でありうる。固定し直すことによって、視軸から最大 14° それる可能性のある眼球の光軸上での測定が可能である。

【0028】

また、コリメートされた測定ビームと収束測定ビームを切り替えることが可能であると好都合である。

測定ビームが角膜頂点以外の部位で眼球に当たるとき本発明のさらに好都合な実施例が得られ、眼球に対して測定ビームを位置決めするために、特に、レシーバによって検出される光を評価することによって駆動されうる装置を提供することが好ましい。こうすることで、角膜頂点による強い反射によって検出装置が飽和するのを防止し、あるいは、たとえば、強力な角膜反射によって生じるショット雑音成分の増加による信号体雑音比の低下を防止する。

【0029】

測定ビームを位置決めするこのような装置は、特にレーザーの調整と同期しているとき、Bスキャンを得ることができ、したがって、眼球全体にわたるOCOTの実施が可能になる。測定ビームのこのような位置決めは、たとえば、同様に周知である検流計スキャナー（特許文献4）による偏角との組合せでそれ自体が周知である光学的配置によって実施される。

【0030】

$3 \times 10^8 \sim 1 \times 10^{13}$ の光子束が光源の調整時間でサンプルに導かれると特に好都合である。光毒性作用は、波長の適切な選択（たとえば、 1016 nm ）によって回避されうる。したがって、眼組織に損傷をもたらすことなくショット雑音によって生じる信号対雑音比を最適化することによって弱散乱眼構造に対して高い感度を実現することが可能である。

【0031】

特に、眼球の視軸に関する距離情報が眼内レンズの整合にとって非常に重要であるので、測定がこの軸に沿って実施されるとさらに好都合でありうる。そのために、測定ビームおよびフィクサー光は同一直線状に眼球に当たるべきであるが、これらは、たとえば、眼

10

20

30

40

50

球の屈折誤差を補償するために種々の発散を有する場合もある。

【0032】

ファイバー内を伝播する種々のモード間の妨害寄生干渉とこれらに由来するアーチファクトとを回避するために、モノモードファイバーが、参照アームおよび/または光源アームおよび/または検出アームおよび/または参照干渉計で使用されると、本発明の好都合な改良版が得られる。同様に、ファイバーの開放端は、再帰反射の干渉を回避するために斜めに研磨された表面として設計される。

【0033】

参照信号およびサンプル信号が一定のスキャン速度でデジタル化されると好都合であり、参照信号およびサンプル信号に同じスキャン速度を採用することが好ましい。しかしながら、発生するデータ量を抑制するために、参照干渉計の適切な選択を前提として、参照信号をサンプル信号のスキャンよりも低いスキャン速度でスキャンすることも可能である。

10

【0034】

本発明によると、測定ビームは、600～1150 nmの波長を有し、700 nmの波長、800 nmの波長、1060 nmの波長が特に好ましい。

眼球用のSS-OCDR装置の好ましい改良により、眼球、特に角膜に投影する装置が提供され、400～1500 nmの波長を有する照準マーカと観測ユニットとがこれらの照準マーカの反射を検出するために提供されるという事実がもたらされる。また、これらは、角膜および水晶体の位置および形状の決定に関して評価されうる。

20

【0035】

観測ユニット、たとえば、カメラが眼球に対する測定ビームの調整をチェックするために提供される場合はさらに好都合であり、観測ユニットは測定ビームの波長および照準マーカに対して敏感であることが好ましい。シリコンセンサーを有するカメラは、近赤外線における残留感度が十分であるのでここでは特に適しているものと思われる。

【0036】

光源が眼球に対して移動可能であり、かつ光源および参照干渉計が好ましくはしっかりと接続されていると本発明は特に適切な改良がなされたことになる。

本発明を実施するための別の好都合な条件は、干渉計が眼球に対して移動可能であり、かつ光源および干渉計が好ましくはしっかりと接続されていることにある。

30

【0037】

電氣的接続部と光学的接続部とが分離可能に設計される場合は好都合である。

本発明による装置は、より良好な100 μmの精度、特に30 μmよりも良好な精度で眼内レンズに適合する測定値を得るためにOCDR法を用いてAスキャンで眼球全体を測定することが初めて可能になる。ここでは、測定は、角膜、水晶体、および網膜の間の2つまたはそれ以上の同時距離測定値を備えることができ、典型的に1 mm/sの領域にある通常の軸方向および横方向の患者の動きに対して堅実である。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明による装置の基本設計を示す。

40

【図2】本発明の好ましい実施形態を示す。

【図3】測定の基準面を配置する様々な解決策を示す。

【発明を実施するための形態】

【0039】

本発明を、図面を参照して以下でさらに詳しく説明する。

図1の本発明を実施するための基本設計は、変数として、調整時間、波長、スペクトル調整範囲 k 、重心波数 k_0 、およびレーザー線幅 k で特徴付けられる適当な波長可変レーザー1からなる。

【0040】

ビーム整形および結合ユニット2は、レーザー1のビームをサンプル3（ここでは、眼

50

球として図式的に示される)に導くとともにサンプル3によって後方散乱された光を検出器4に供給する働きをし、同図において、Dはサンプル(ここでは、眼球の角膜)に衝突する測定ビームの直径である。レーザー1に割り当てられるのは参照干渉計5であり、好ましくは参照干渉計5の2つの検出器6,7が差動アンプ8を介してデータ収集装置9に接続される。これらの検出器は、チップ直径が0.1mmよりも大きく、帯域幅が80MHzよりも小さいInGaAsフォトダイオードからなる。

【0041】

ここで、参照干渉計5は、検出器6,7に接続される2つの出力を有する光ファイバー・マッハ・ツェンダー干渉計である。参照干渉計のアーム間の光路長差は、LRFである。参照干渉計5の両アームは、検出器6,7において最大変調コントラストを実現するべく、波長差にかかわらず同じ分散が両アームで実施されるように様々な色分散を有するファイバーからなる。原理的には、1つのみの検出器6を用いて差動アンプ8なしで信号を検出することも可能であるが、信号品質が低下する。

10

【0042】

データ収集装置9は、同様にサンプル3によって後方散乱される光の検出器4と、制御および評価ユニット10とに接続される。この接続によって、制御および評価ユニット10は、データ収集装置9を用いて検出器4から受け取られ記録された信号を取得して処理し、さらに、データ収集装置9と制御および評価ユニット10との間の測定サイクルを同期させる。さらに、データ収集装置9とレーザー1との間に同期化接続11が提供され、それを用いてレーザー1の調整がデータ収集と同期化される。従って、データ収集装置9は、レーザー1が周期調整を単独で実施する場合に、制御信号をレーザー1に伝送することも、あるいは制御信号をレーザー1から受け取ることもできる。

20

【0043】

図1aに示すように、本例では、ビーム整形および結合ユニット2は、ファイバーカップラ12を用いて設計することが可能であるが、図1bに示すようにビームスプリッタ13を用いた実施も可能である。

【0044】

制御および評価ユニット10は、データ収集装置9を介してレーザー1の調整を(調整時間のスペクトル調整範囲kで)制御し、サンプル3によって後方散乱され検出器4によって測定される光はデジタル化され、Aスキャンを再構成するために、周知のようにフーリエ変換、たとえば、離散フーリエ変換(DFT)される。

30

【0045】

本例では、Aスキャンの再構成はAスキャンにおける補間点間隔が $4 \times \ln 2 / k$ よりも小さいように、特に $4 / 3 \times \ln 2 / k$ よりも小さいように実施される。結合要素2が参照光成分を生成するさらなる装置を含まない場合、非特許文献2に記載されるものと同様に自己相関信号がAスキャンとして得られる。最も強力な信号成分(ほとんどは角膜表面信号)を中心とする光伝播軸に沿って対称であるこのAスキャンは、重複情報が除外されるように調整される(図1c)。

【0046】

参照干渉計5は、本例では、調整プロセスのタイミングを正確に決定する働きをする。この目的のために、データ収集装置9を用いた参照干渉計信号および測定信号の同時記録は、レーザーの瞬時相対波数を測定信号にきわめて正確に割り当てることができる。

40

【0047】

それによって、特に、フーリエ変換後に測定深度範囲全体にわたって一定の分解能でAスキャンを得るために、たとえば、特定組織への等距離波数を参照して、順番にスペクトルドメイン内の補間点領域に対する測定信号を補間する(再写像する)ことが可能である。さらに、それによって、分解能を低下させる色分散の数値補償も可能である。このような再写像およびこれらの分散補償は、SD-OCTに関する米国特許第7330270号明細書に記載されており、本明細書においてその内容全体を参照する。

【0048】

50

V. J. SrinivasanらによるOptics Letters 32, 361に記載されるように、本例では、等間隔波数は等距離位相離間のその後の決定ともななってヒルベルト変換を用いて参照干渉計5からの信号の位相再構成によって得られる。

【0049】

この目的のために、参照干渉計5からの信号の位相が一意的に再構成される程にレーザー光源1の波数の調整における統計誤差が小さくなるようにすることはさらに必要である。特に、波数誤差 δk の標準偏差が長さLREFによって定められる限界 $\delta k < \lambda / (LREF \times v)$ 以下に留まることは確かであり、したがって、位相誤差 $\delta \phi$ は、たとえば、 $400 (v = 4.05) \cdots 10000 (v = 3.23)$ スキャンごとに発生するだけである。

10

【0050】

また、OCDR信号は、サンプルなしで得られる、あるいは測定ビームがマスクされた状態で得られるバックグラウンド信号を平均化して差し引くことによって改善される。

図1cは、サンプル3としての眼球の例に対して得られたAスキャン、すなわち、光軸に沿った縦断面を示す。ピークは、この場合は左から右に、角膜、水晶体の前側、後側水晶体、および網膜の反射を示す。

【0051】

図2は、眼球の生体認証に関する本発明の好ましい実施形態を示す。波長可変レーザー光源1、ビーム整形および結合ユニット2、検出器6,7を有する参照干渉計5、割り当てられた差動アンプ8、ならびにデータ収集ユニット9からなる基本設計は、図1の設計に対応する。さらに、サンプル3(眼球)の中に投射されその後に検出器15,16を用いて検出される参照光成分によって後方散乱される光の干渉を実現するさらなる干渉計14がレーザー1の下流に配置されている。干渉計14の2つの検出器15,16に割り当てられるのは、具体的な実施形態においては、差動増幅と総合利得とを切り替え可能なアンプ17である。アンプ17の出力は、さらにデータ収集ユニット9に接続される。

20

【0052】

基本的な信号処理、例として、参照干渉計5からの信号の検出、再写像、バックグラウンド除去、およびフーリエ変換は、ここでは自己相関信号を得るために前述と同様に実施される。

【0053】

この場合、参照光成分は、光ファイバー部品からなる干渉計14における透過性参照アームによって生成される。あるいは、たとえば、ファイバー端における反射によって得られる参照光成分を使用することも可能である。図2aおよび2bはこのようなファイバー干渉計の2つの改良型を示す。検出器15,16の好ましい応答に合わせて参照光成分を設定しうる調整可能なアッテネータ26が、上記の干渉計の参照アームでさらに使用される。適正な干渉のために参照光およびサンプル光の偏光状態を部分的または完全に補償しうるサンプルアームまたは参照アームの考えられる偏光補償器については図示されていない。

30

【0054】

第1のファイバーカップラ27は、サンプルアームと参照アームとに分割する目的を果たす。

40

ファイバーカップラ27の分割比は、本例では、サンプルから戻る光の主要部分が検出器15,16に供給されるように図2aにおいて設定される。

【0055】

ファイバーカップラ28は、参照アームからの参照光を戻りのサンプル光に干渉法によって重畳するとともに、平衡検出のために検出器15,16に逆位相の信号成分を供給する目的を果たす。原理的には、FD-OCDRにおいて想定されるミラーアーチファクトに対してさらに直角成分を決定するために国際公開第2004/111611号パンフレットに記載されたオプションを採用することも可能である。

【0056】

50

図 2 b では、ファイバーケーブル 27 は参照アーム減衰の一部をもたらす、ファイバーケーブル 29 はサンプルから戻る光が主に検出器 15, 16 に供給されるように選択される。これは、調整可能なアッテネータ 26 が限られた減衰範囲しか有していないときに好都合である。さらに、可視光がファイバーケーブル 27 を介して固定光源 19 から供給される。

【0057】

参照光も完全に阻止されるように調整可能なアッテネータ 26 が設計される場合、それによって前述の自己相関信号を得ることも結果的に可能である。この場合、アンプ 17 は、加算に切り替えられるが、平衡検出のための参照光成分の使用を仮定すると減算に切り替える必要がある。阻止されていない参照アームを仮定すると、加算信号もレーザーモニタリングに使用される。

10

【0058】

赤外領域、すなわち、たとえば、600 ~ 1150 nm の測定波長を選択することは眼球の測定に有効であることが証明されており、700 nm、800 nm、1060 nm などの値が特に好ましい。

【0059】

さらに、装置は観察カメラ 18 および固定光源 19 を有する。観察カメラ 18 は、特許文献 1 における CCD カメラに対応しており、その内容全体が本明細書によって参照され、患者の眼球 3 に対して測定装置の配置をその場で制御する働きをし、この目的のために、さらに眼球に照準マーカを投影することも可能である。つまり、照準マーカは測定波長に対して少なくとも残留感度を有するはずであり、これは一般にシリコンセンサー (CMOS 型の場合を含む) を有するカメラに有効であり、特に、角膜における測定ビームの比較的強い反射が効果的に特定される。固定光源 19 は、眼球を測定装置に対して合わせる働きをし、たとえば、独国特許第 10323920 号明細書における提案と同様の設計が可能であり、その内容全体が本明細書によって参照される。オプションとして、測定が眼球の軸上、すなわち視軸上で (眼球を固定して) 実施されるように適切な制御が患者に施されてもよい。

20

【0060】

測定では、患者は自分の頭部 20 をほぼ静止状態に保たれるようにするため被検者台 21 に置く。レーザー 1 および干渉計 14 は、安定した位置で相互に接続され、患者の眼球 3 を基準にして調整するための手段 (ここでは図示せず) を用いて一緒に移動される。また、この安定した位置の接続は、光がファイバー、特にモノモードファイバーによって案内されるとき好都合であることが判明している。したがって、可変光ファイバー偏光補償器 (パドル) を使用する手間を省くことがまさに可能である。

30

【0061】

データ収集ユニット 9 は、種々のビット深度を有するアンプ 8 からの信号 (参照干渉計 5 からの信号) とアンプ 17 からの信号 (干渉計 14 からの信号) とをデジタル化することができる。

【0062】

伝送されるデータ量を抑制するために、参照干渉計信号をデジタル化する最小ビット深度 MBT は、この場合、参照干渉計 5 における光波長差 L_{REF} と、 $MBT = \log_2 (2 / (1 - |\cos(\pi \times L_{REF} / Z_{MAX})|))$ のような光学 OCDR 測定範囲 Z_{MAX} とに適合される。 $L_{REF} = 100 \text{ mm}$ および $Z_{MAX} = 60 \text{ mm}$ を仮定すると、 $MBT = 4$ ビットになる。

40

【0063】

14 未満のビット深度は、干渉計 14 からの OCDR 信号をデジタル化するために使用され、具体的には、10 ビットのビット深度があれば十分である。

制御ユニット 10 は、測定信号のビット深度を切り替えることができるように、ライン 22 を介してデータ収集ユニット 9 に接続される。このようなビット深度の切替えは、たとえば、自己相関測定と参照アームを用いた測定との切替えに対する最適応答にとって好

50

都合である。

【 0 0 6 4 】

さらに、制御ユニット 10 は焦点の切替（独の特許第 1 0 3 2 3 9 2 0 号明細書の場合のように）を実施しうるようにビーム整形および結合ユニット 2（ライン 23）に接続されるが、アンプ 17 はさらなるライン 24 を介して制御されるとともに、特に、加算関数と減算関数との間で切り替えられうる。さらに、アンプの増幅比の切替えは、特に、OCDR 信号のオーバードライビングが所与として、あるいは、自己相関測定と参照アームからの参照光成分を参照する測定とを切り替える場合に実施される。

【 0 0 6 5 】

収束のために、結合ユニット 2 は、前眼部分の後方（好ましくは角膜の後方 8 ~ 25 mm、せいぜい角膜の後方 40 mm）にある眼球内に測定ビーム収束を生成する集束レンズ 30 を含む。あるいは、回折または反射収束素子を使用することも可能である。また、眼球の屈折に対する適合は、この場合、適当な適合光学系によって実施されうる。固定測定ビームの収束によって影響を受けないように、かつ、網膜上に固定光の最良の結像が、すなわち、好ましくは、収束レンズ 30 の下流で得られるように固定光源 19 が結合ユニット 2 に供給されるとこの場合に好都合である。さらに、結合光学系は、たとえば、横方向測定ビーム変位による強力な干渉角膜反射を回避することによって、特に OCDR 信号を改善するために、測定ビームを変位または偏向させる装置を含みうる。

【 0 0 6 6 】

干渉計 14 における参照アームの減衰または阻止の切替えは、制御ユニット 10 と干渉計 14 との間の接続 25 によって実施される。図 2 c は図 2 による装置（参照アーム）を用いて測定された A スキャンを示すが、図 2 d は阻止された参照アームによる、すなわち、鏡面对称信号成分を表示せずに後方散乱されたサンプル光の自己相関関数を決定することによるアナログ測定を示す。

【 0 0 6 7 】

調整範囲の好ましい値、 $k = 112000 \text{ m}^{-1}$ 、 $D = 2 \text{ mm}$ 、波長 $\lambda = 1060 \text{ nm}$ 、および調整時間 $\tau = 500 \mu\text{s}$ を用いると、 $30 \mu\text{m}$ よりも小さな OCDR 分解能 / 測定精度による 1 回の測定操作で水晶体の全眼軸長および位置を初めて決定することが可能である。ここでは、測定結果が眼球の不随意的動きによって破損しないことが保証される。

【 0 0 6 8 】

最大レーザー線幅 k は測定領域に依存することが明らかになっている。レーザー線幅は、自己相関関数を測定する場合に 162 m^{-1} よりも小さくしなければならず、すなわち、参照アームが阻止される。

【 0 0 6 9 】

参照アームを有する装置を使用すると、サンプル内の参照面を適当に定義することによって、1. 角膜、水晶体、および網膜からの信号が十分な強度で検出され、しかも、2. ミラーアーチファクトが計算によって抑圧されまたは識別および排除されうることを保証することが可能である。図 3 はこれを参照面の様々な位置に対して図式的に示しており、参照面は参照光路とサンプル光路の波長差によって設定される。

【 0 0 7 0 】

図 3 a では、参照面は、網膜（R）の後方で設定されており、結果は 93 m^{-1} の最大レーザー線幅である（曲線として図式的に表わされる 54 mm の全測定範囲にわたって 80 dB の信号レベル低下）。R'、C' は、ここでも以下でもミラーアーチファクトを示す。

【 0 0 7 1 】

図 3 b では、参照面は、角膜（C）の前方で設定され、結果は 81 m^{-1} の最大レーザー線幅である（角膜は網膜よりもよく反射するので、 54 mm の全測定範囲にわたって 60 dB の信号レベル低下が考えられる）。

【 0 0 7 2 】

10

20

30

40

50

図3cでは、参照面は角膜(C)と網膜(R)の間で設定されており、結果は 162 m^{-1} の最大レーザー線幅である。

図3aの場合と同様に、図3dでは、 54 mm の全測定範囲にわたってわずか 20 dB の目標信号レベル低下を想定して、参照面は網膜(R)の後方で設定されており、結果は 47 m^{-1} の最大レーザー線幅である。これは好ましいレーザー線幅 k である。ここでは、参照面と眼球の最も近くにありかつ測定ビームによって横断される光学素子との間に 64 mm の最小間隔を実現する必要がある。

【0073】

図3eは、自己相関関数を測定する場合の条件を示す。実質的に比較的狭いレーザー線幅($< 20\text{ m}^{-1}$)の場合、信号アーチファクトが光学素子による反射から発生して測定結果の解釈を誤らせるおそれがある。

【0074】

目的が測定信号およびミラー信号を共用することである場合(図3c)、あるいは測定信号間に望ましくない重なりのおそれがある場合(たとえば、図3a、bのR、C)、誤差を回避するためにミラー信号(R'、C')の一意的識別が必要となる。

【0075】

これを目的として、手動および自動識別、あるいは抑圧を可能にするミラー信号の固有の変動を実現するような測定または再構成の条件で変動を実現することが好ましい。

これに対する第1の好ましいオプションは参照アームとサンプルアームの長さの差の変動であり、この差はミラー信号の場合に、測定信号とは反対の局所変動をもたらし、数値的に検出されうる。これは、たとえば、被検者と測定装置との距離を好ましくは $0.1 \sim 4\text{ mm}$ の範囲で変えることによって、また、識別される信号成分の信号分布の一次モーメントを決定することによって実施されうる。あるいは、レーザーの一連の調整の間に参照アームとサンプルアームの間の位相シフトを非常に迅速に実施することも可能であり、それによって、スペクトルデータを使用して複雑なFD-OCDR信号を再構成することが可能であり、その場合に、ミラーアーチファクトを完全または部分的に抑圧することも可能である(米国特許第7433046B2号明細書と比較して)。その結果、ミラーアーチファクトのこの完全または部分的な抑圧は、識別機能としても適している。しかしながら、この手順は、比較的大きな局所変動の決定よりもサンプルの動きに対して複雑かつ敏感である。さらなるオプションは、米国特許第7330270号明細書に従った不平衡色分散の採用であるが、しかしながら、測定およびミラー信号の不鮮明度の違いをもたらして判断するために、引き続き種々の分散補償係数を用いて数値的な再構成を何回か実施する必要がある。特に、分散補正中に符号が変化すると、スミアリングがミラー信号から測定信号に発生するという作用をもたらし、その結果、たとえば、識別される信号成分の分布の二次モーメントを決定することによって識別を実施することが同様に可能である。

【0076】

さらなる好都合な解決策は、角膜と網膜の間の領域における干渉参照面の位置決めを除外するように、測定信号とミラー信号の間の望ましくない重なりを基本的に回避することである。この目的のための1つの可能な実施形態は、参照面がヘッドサポートに保持された被検者の角膜の前方に常に確実に位置決めされるように干渉計を設計することであるが(図3b)、測定範囲は、位置決め誤差と眼軸長範囲をカバーするために、特に、少なくとも 44 mm の干渉測定範囲(片側のAスキャン長)を選択することによって十分に大きくなるように選択される。目的が患者の眼球の調整を容易にすることである場合は、少なくとも 50 mm の干渉測定範囲を選択することが推奨される。

【0077】

本発明による解決策の場合、Bスキャンによって前眼房または網膜などの1つの眼領域を検出することが可能であるのみならず、それぞれの他の領域から新たなBスキャン情報を得ることも同時に可能であることは好都合である。この新たな情報によって、Bスキャン記録の期間中に眼球が動く可能性があるにもかかわらず個々のAスキャン内の眼構造の間隔をきわめて正確に測定できるだけでなく、動きが補正された画像データの再生のため

10

20

30

40

50

にBスキャンデータを補正することも可能であるので、このことは特に好都合である。例として、この目的では網膜領域のBスキャンを記録することは好ましいであろうが、Bスキャンは、たとえば、角膜の前面または後面からの鏡面反射など、角膜の画像情報を同時に含む。Bスキャン記録中に被検者の軸方向の眼球の動きがあることが許容される場合は、これらの動きは角膜および網膜の両構造のプロファイルに影響を与えることになる。角膜の画像情報が別に測定によって決定され、あるいは記録された形状に対応するようにここで補正されると、この目的のために採用される補正は網膜構造に対応する画像情報にも適用されうるとともに、それによって動きが補正された表示も同様に達成されうる。例として、このような補正は、特に、画像の角膜構造が、たとえば、角膜曲率測定法または角膜トポグラフィーによって前もって決定されるとともに、特に、連続関数を用いて記述される形状からの最小偏差を示すように、Bスキャンを形成するAスキャンの軸方向および横方向の変位によって実施されうる。

10

【0078】

代替的補正オプションは、Bスキャンにおけるその見かけの局所表面曲率を参照して角膜プロファイルを解析することと、引き続いて画像データにおける動き成分を抑制するために妥当性の検討によって形状および動きの成分に分離されうる変調周波数を導くことである。これは、好ましくは、角膜の少なくとも1つの境界面が決定され、その軸方向位置が横方向偏向あるいは対応するAスキャン記録例に対してプロットされ、フーリエ変換によって変調周波数スペクトルに変換されるように行なわれる。続いて、形状および動きの成分が相応に構成されたフィルターによって得られうる。動き成分は、その後、フーリエ逆変換によって補正され、角膜および網膜とともに前眼房が補正された動きに見えるように画像データにおけるAスキャンの逆方向性の変位となりうる。変調周波数に関する前述のフィルターは、たとえば、米国特許第7370969号明細書からそれ自体が知られているように、トポグラフィー臨床データの解析によって得られ、その全体が本明細書によって参照される。本発明の実施は、示された例示的实施形態に拘束されるものではなく、また、特許請求の範囲を超えるものではない。

20

【 図 1 】

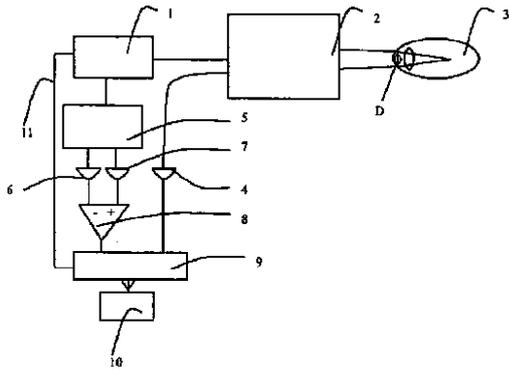
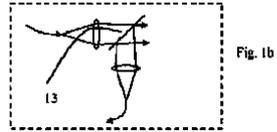


Fig. 1

【 図 1 b 】



【 図 1 c 】

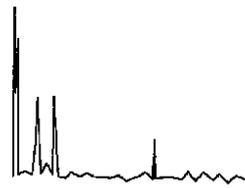
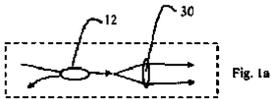


Fig. 1c

【 図 1 a 】



【 図 2 】

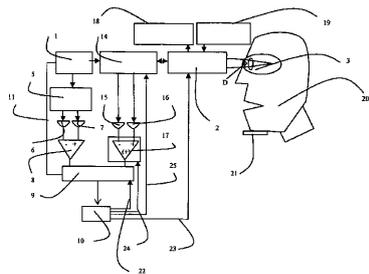
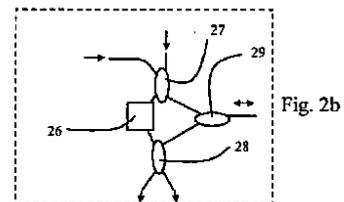


Fig. 2

【 図 2 b 】



【 図 2 c 】

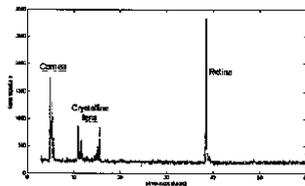
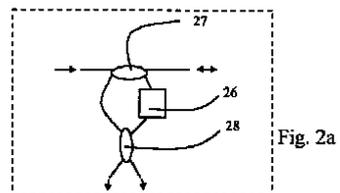


Fig. 2c

【 図 2 a 】



【 図 2 d 】

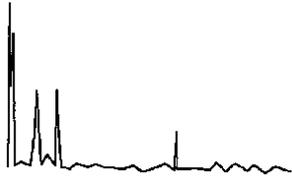
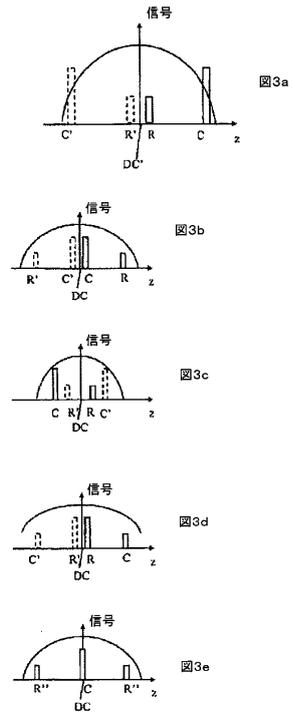


Fig. 2d

【 図 3 】



フロントページの続き

- (72)発明者 エーベルスバッハ、ラルフ
ドイツ連邦共和国 0 4 6 2 6 シュメツルン ゲスニツァー シュトラーセ 4 2
- (72)発明者 パブスト、トーマス
ドイツ連邦共和国 0 7 6 4 6 シュタッドトロダ ゲーテヴェーグ 1
- (72)発明者 ペーテルライン、ウルフ
ドイツ連邦共和国 0 7 7 4 3 イェナ フィロゾフェンヴェーグ 6 2
- (72)発明者 アントコヴィアック、ジェラルド
ドイツ連邦共和国 0 7 7 4 3 イェナ フライリグラートシュトラーセ 1 2 アー
- (72)発明者 ベルグナー、ロランド
ドイツ連邦共和国 0 7 7 4 5 イェナ アンナ - ジームゼン - シュトラーセ 9 7
- (72)発明者 コシュミエーダー、インゴ
ドイツ連邦共和国 0 7 7 4 3 イェナ シャエファースシュトラーセ 5

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開2007-313208(JP,A)
特開2006-187482(JP,A)
特表2009-530614(JP,A)
特表2007-510143(JP,A)
特表2008-509403(JP,A)
国際公開第2008/086017(WO,A1)
V.J.Srinivasan, High-speed, high-resolution optical coherence tomography retinal imaging with a frequency-swept laser at 850nm, Optical Society of America, 米国, 2007年 2月15日, Vol.32, No.4, P.361-363
Edward C.W.Lee, In vivo optical frequency domain imaging of human retina and choroid, OPTICS EXPRESS, 2006年 5月15日, Vol.14, No.10, OPTICS EXPRESS 4403-4411
F.Lexer, Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances, APPLIED OPTICS, 米国, 1997年 9月 1日, Vol.36, No.25, P.6548-6553
Christoph K.Hitzenberger, In vivo intraocular ranging by wavelength tuning interferometry, SPIE(The international Society for Optical Engineering), 米国, 1998年, Vol.3251, P.47-51
庄司信行, 波長走査型光干渉断層計(SS-OCT), 医学のあゆみ, 日本, 医歯薬出版株式会社, 2008年 2月23日, 第224巻 第8号, P.610-611
Branislav Grajciar, Improved sensitivity measurement of the human eye length in vivo with Fourier domain optical coherence tomography, Proc. of SPIE(The International Society for Optical Engineering), 2008年 2月11日, Vol. 6844, 6844DL-1 - 6844DL-8

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 3/00 - 3/16