

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4423450号
(P4423450)

(45) 発行日 平成22年3月3日 (2010.3.3)

(24) 登録日 平成21年12月18日 (2009.12.18)

(51) Int.Cl.

F I

GO 1 B 11/24 (2006.01)

GO 1 B 11/24 D

A 6 1 B 3/11 (2006.01)

A 6 1 B 3/10 A

GO 1 B 9/02 (2006.01)

GO 1 B 9/02

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願平11-133670	(73) 特許権者	504315912
(22) 出願日	平成11年5月14日 (1999.5.14)		カール・ツァイス・メディテック・アーゲー
(65) 公開番号	特開2000-2516 (P2000-2516A)		ー
(43) 公開日	平成12年1月7日 (2000.1.7)		ドイツ連邦共和国・O 7 7 4 5・イエーナ
審査請求日	平成18年5月10日 (2006.5.10)		・ゴッシュヴィッツァー シュトラッセ・
(31) 優先権主張番号	09/079908		5 1 - 5 2
(32) 優先日	平成10年5月15日 (1998.5.15)	(74) 代理人	100064621
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 山川 政樹
		(74) 代理人	100098394
			弁理士 山川 茂樹
		(72) 発明者	デビッド・ファング
			アメリカ合衆国・O 2 1 3 9・マサチュー
			セッツ州・ケンブリッジ・メモリアル ド
			ライブ 7 イー・5 5 0
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 新規の干渉計を用いた光学コヒーレンス断層撮影

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

物体を調査する光学コヒーレンス断層撮影装置 (OCT) において、
短コヒーレンス放射の放射源と、
(a)放射の第1の部分を基準アームに結合し、(b)放射の第2の部分をサンプル・アームに結合し、(c)前記基準アームおよび前記サンプルアームから送られた放射を結合し、(d)結合された放射を解析器に結合する結合器と
を備え、
前記基準アームが、放射の第1の部分を測定範囲変動装置に送り、その測定範囲変動装置から出力された放射を結合器に戻し、
前記サンプルアームが、放射の第2の部分を物体に送り、その物体によって散乱された放射を結合器に戻し、
前記測定範囲変動装置には、
入射する放射の一部分を透過させる透過器と、
前記透過器を透過した放射を反射する反射器とが備えられ、当該反射された放射の一部が前記透過器で反射され、
さらに、前記反射器に走査をさせるように結合された走査装置が備えられている、ことを特徴とする光学コヒーレンス断層撮影装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の光学コヒーレンス断層撮影装置において、前記解析器には、

前記結合器から結合された放射を検出する光検出器と、
前記光検出器および発振器の出力に応答するミクサと、
前記ミクサの出力に結合されたフィルタと
が備えられている、ことを特徴とする光学コヒーレンス断層撮影装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の光学コヒーレンス断層撮影装置であって、物体の第 1 の散乱性部分と第 2 の散乱性部分との間の距離を測定するものであり、

前記測定範囲変動装置には、さらに、前記透過器を平行移動させるように結合された移送器が備えられ、且つ、

前記解析器には、

前記結合器から結合された放射を検出する光検出器と、

前記光検出器の出力に結合され、通過域の中心周波数が、反射器が走査をすることによって生成されるドップラー・シフト周波数に比例した周波数である第 1 のフィルタと、

前記光検出器の出力に結合された第 2 のフィルタにして、その通過域の中心周波数が、前記ドップラー・シフト周波数に比例した周波数の倍数であって前記第 1 のフィルタの前記通過域の中心周波数とは異なっている、第 2 のフィルタと
が備えられている、

ことを特徴とする光学コヒーレンス断層撮影装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の光学コヒーレンス断層撮影装置であって、

前記測定範囲変動装置には、前記透過器の位置を測定するエンコーダが備えられている、

ことを特徴とする光学コヒーレンス断層撮影装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、光学コヒーレンス断層撮影（「OCT」）に関し、詳細には、選択性測定範囲で高解像度測定が可能である干渉計を含む OCT の方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

散乱性媒体を研究するためのさまざまな光学コヒーレンス断層撮影（「OCT」）装置に低コヒーレンス光干渉計を組み込むことは従来からよく知られている。従来技術で見られる基本的な形態の OCT 装置は、50 / 50 ビームスプリッタを含む干渉計を備え、または干渉計が光ファイバを使用している場合に干渉計は 3 デシベル結合器を含む。光ファイバを用いた典型的な従来技術の OCT 装置の実施形態では、低コヒーレンス放射源と光検出器が 3 デシベル結合器の 2 つの入力端に結合される。3 デシベル結合器の 2 つの出力端から出射された放射ビームはそれぞれ、試験サンプル媒体と基準媒体に送られる。出力端から出射されたビームは、（a）サンプル媒体と基準媒体でそれぞれ反射され、（b）3 デシベル結合器によって結合され、（c）光検出器に送られる。従来からよく知られているように、サンプル媒体で反射された放射の光路長と基準媒体で反射された放射の光路長の差が、低コヒーレンス放射源の可干渉距離よりも短いとき、これらの 2 本のビーム間に測定可能な干渉が生じる。基準媒体で反射される放射の光路長が既知の場合、光検出器が干渉信号を感知すると、サンプル媒体で反射された放射の光路長を放射源の可干渉距離までの精度で測定することができる。

【0003】

従来技術では、眼の検査に OCT の方法および装置を利用することも知られている。その際、基準媒体で反射された放射の光路長の測定を容易にするためにいくつかの種類の装置が使用されている。例えば、David Huang 他「Optical Coherence Tomography」, Science, Vol. 254, pp. 1178 - 1181, 1991 年 11 月 22 日に開示されている OCT 装置は、基準ビームを光検

10

20

30

40

50

出器に向けて反射するのにミラーを利用する。このOCT装置では、ステッパ・モータでミラーを動かすことによってサンプル媒体によって反射された放射の深度情報を段階的に得ている。このOCT装置を修正した装置もある。その例として、米国特許第5321501号を参照されたい。米国特許第5321501号には、(a)光学的アライメントの安定度を向上させるためにミラーの代わりにリトロレフレクターを使用すること、および(b)走査速度を高めるためにステッパ・モータの代わりにガルバノメータを使用することが開示されている。走査速度を高めることが重要なのは、それによって生体組織の断層撮影画像を得ることが可能となるからである。この点に関し、生体の人間の眼の網膜の断層撮影が、Eric Swanson他の「In vivo retinal imaging by optical coherence tomography」, Optics Letters, Vol. 18, No. 21, pp. 1864 - 1866, 1993年11月1日に示されている。このようなOCT装置の欠点は、生体の人間の眼の測定では、深度測定が約3mm~5mmに限定されることである。

【0004】

V. M. Gelikonov他の「Coherent optical tomography of microscopic inhomogeneities in biological tissues」, JETP Lett., Vol. 61, No. 2, pp. 158 - 162, 1995年1月25日には、干渉計の基準アームに固定ミラーを有する圧電ラジアル・アクチュエータを使用してOCT装置を製作することが開示されている。このOCT装置では、圧電アクチュエータに信号を与え、これによって光ファイバを縦方向に伸長することによって基準アームの光路長を調整する。この構成では、走査速度を高めることはできるが、走査深度は改善されない。さらに、光ファイバを伸長して走査深度を高めると、複屈折やヒステリシスなどのその他の問題が生じる。

【0005】

以上のことから、OCT装置で、簡単かつ経済的に効率的な走査を実施するための方法および装置が求められている。

【0006】

以上に加えて、この効率的な走査装置を眼の長さの測定に利用することが求められている。現在、眼の長さの測定は、網膜からの超音波のエコー・バックの遅れを測定することによって実施されている。眼内で超音波エネルギーが減衰するために、使用できるのは、低周波の超音波エネルギーに限られる。その結果、精度は一般に約200μmでしかない。この精度は、約1/2ジオプターの屈折の測定誤差に相当し、白内障手術などの臨床応用では十分に大きいと言える。さらに、この方法では眼に接触させる必要があるため、この測定手法には難点がある(接触は、患者にとって快適なものではない)。

【0007】

以上のことから、当技術分野では、正確に眼の長さを測定する方法および装置が求められている。この場合、測定が非接触で実施されることが好ましい。

【0008】

C. K. Hitzengerの「Optical Measurement of the Axial Eye Length by Laser Doppler Interferometry」, Investigative Ophthalmology & Visual Science, Vol. 32, No. 3, March 3, 1991, pp. 616 - 624には、二連ビーム・マイケルソン(Michelson)干渉測定法を用い、低コヒーレンス光源を使用して眼の長さを測定することが開示されている。この構成の欠点は、角膜および網膜上に別々にビームを収束させるために2焦点レンズが必要なことである。これを用いない場合には、信号強度が弱くなりすぎて網膜を映すことができない。本発明の実施形態は、基準ビームの走査長を物理的に長くすることなく、眼の長さを測定する代替の干渉計構成を提供する。さらにこのような実施形態は、良好な信号対雑音比で網膜画像を走査することができる。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

本発明の目的は、光学コヒーレンス断層撮影（「OCT」）装置で、簡単かつ経済的に効率的な走査を実施するための有利な方法および装置を提供することにある。

他の目的は、非接触で測定することができる、正確に眼の長さを測定する方法および装置を提供することである。

【0010】**【課題を解決するための手段】**

具体的には本発明は、物体を調査するOCT装置であって、（a）短コヒーレンス放射の放射源と、（b）（i）放射の第1の部分を基準アームに結合し、（ii）放射の第2の部分をサンプル・アームに結合し、（iii）基準経路およびサンプル経路から送られた放射を結合し、（iv）結合された放射を解析器に結合する結合器とを備え、（c）基準アームが、放射の第1の部分を測定範囲変動装置に送り、測定範囲変動装置から出力された放射を結合器に戻し、（d）サンプル経路が、放射の第2の部分を物体に送り、物体によって散乱された放射を結合器に戻し、（e）測定範囲変動装置が、（i）入射する放射の一部分を透過させる透過器と、（ii）透過器によって透過された放射を反射する反射器と、（iii）反射器を走査するように結合された走査装置とを備えるOCT装置である。

10

【0011】

さらに、本発明の実施態様は、眼の長さを正確に、好ましくは非接触的な方法で測定するための方法および装置である。詳細には、この実施形態は、物体の第1の散乱性部分と第2の散乱性部分との間の距離を測定する前記OCT装置であって、（a）測定範囲変動装置がさらに、透過器を平行移動させるように結合されたトランスレータを備え、（b）解析器が、（i）結合器から結合された放射を検出する光検出器と、（ii）光検出器の出力に結合され、通過域の中心周波数が実質的に、反射器を走査することによって生成されるドップラー・シフト周波数に比例した周波数である第1のフィルタと、（iii）光検出器の出力に結合され、通過域の中心周波数が、前記周波数の倍数である第2のフィルタとを備えるOCT装置である。

20

【0012】**【発明の実施の形態】**

図1に、サンプル体の調査に使用する本発明の実施形態2000を示す。図1に示すように、本発明の実施形態2000は低コヒーレンス放射源1000を含む。低コヒーレンス放射源1000は、当業者に周知のいくつかの方法で実施することができる。本発明の好ましい実施形態では、短コヒーレンス放射源1000が、スーパーluminescent diode (SLD) である。低コヒーレンス放射源1000から出力された放射は、光ファイバ1010を通して、3デシベル放射結合器1030に入力される。3デシベル放射結合器1030は、低コヒーレンス放射源1000から結合器に入力された放射の50%をそれぞれ光ファイバ1040と1050に結合する。3デシベル放射結合器1030は、当業者に周知のいくつかの方法で実施することができる。本発明の好ましい実施形態では、3デシベル放射結合器1030が光ファイバ放射結合器である。光ファイバ1040および1050から出力された放射は、それぞれのコリメート・レンズ系1065および1067によってコリメートされ、実施形態2000の基準アーム経路1070およびサンプルアーム経路1140にそれぞれ送られる。

30

40

【0013】

図1にさらに示すように、基準アーム経路1070の放射は測定範囲変動装置1111に入射する。具体的には、基準アーム経路1070の放射は50%透過器（例えば50%ミラー）1080に入射し、これを通過する。図1に示すように、50%透過器1080は、直線ステージ移送器1090に装着され、エンコーダ1100が、直線ステージ移送器1090の位置を正確に測定する。直線ステージ移送器1090およびエンコーダ1100は、当業者に周知のいくつかの方法で実施することができる。図1に示すとおり、エンコーダ1100は直線ステージ移送器1090に取り付けられる。本発明によれば、直線ステージ移送器1090はモータ1120によって駆動され、50%透過器1080と反

50

射器であるリトロフレクター 1 1 3 0 の間の距離を調整することができる。さらに、リトロフレクター 1 1 3 0 は、距離 d の範囲内で一定の速度 V で前後に平行移動する。距離 d を以後、走査範囲 d と呼ぶ。リトロフレクター 1 1 3 0 の平行移動は、当業者に周知のいくつかの方法で実施することができる。本発明の好ましい実施形態では、所望の平行移動を得るために高速ガルバノメータ 1 1 3 5 がリトロフレクター 1 1 3 0 に取り付けられる。

【 0 0 1 4 】

サンプル・アーム経路 1 1 4 0 の放射は横走査装置 1 1 6 0 に入射し、通過する。横走査装置 1 1 6 0 から出力された放射は、集束レンズ系 1 1 5 0 によってサンプル 1 1 0 5 上に集束される。当業者には周知のように、横走査装置 1 1 6 0 は、サンプル・アーム経路 1 1 4 0 の放射でサンプル 1 1 0 5 を 2 次元横走査する。さらに横走査装置 1 1 6 0 は、当業者に周知のいくつかの方法で実施することができる。

【 0 0 1 5 】

5 0 % 透過器 1 0 8 0 を通って基準アーム経路 1 0 7 0 に戻された放射、および横走査装置 1 1 6 0 を通ってサンプル・アーム経路 1 1 4 0 に戻された放射は、それぞれのコリメート・レンズ系 1 0 6 5 および 1 0 6 7 によって、それぞれの光ファイバ 1 0 4 0 および 1 0 5 0 に入力される。光ファイバ 1 0 4 0 および 1 0 5 0 から出力された放射は、3 デシベル放射結合器 1 0 3 0 に入力される。3 デシベル放射結合器 1 0 3 0 は、基準アーム経路 1 0 7 0 から結合器に結合された放射とサンプル・アーム経路 1 1 4 0 から結合された放射を結合し、この結合された放射を光ファイバ 1 0 2 0 に結合する。本発明を、光ファイバを利用する実施形態の文脈で記述したが、本発明がこれに限定されるものでないこと、および当業者が、個別の光学部品および統合された光学製品を使用することによって、その他の実施形態を容易に製作することができることを理解されたい。

【 0 0 1 6 】

光ファイバ 1 0 2 0 から出力された放射は解析器へ導かれ、まず光検出器 1 1 7 0 に入力される。当業者には周知のとおり、3 デシベル放射結合器 1 0 3 0 で結合された、基準アーム経路 1 0 7 0 からの放射とサンプル・アーム経路 1 1 4 0 からの放射の間の光路長の差が、放射源 1 0 0 0 の可干渉距離よりも短いと、有用で測定可能な干渉信号が光検出器 1 1 7 0 から出力される。本発明の実施形態 2 0 0 0 によれば、光検出器 1 1 7 0 から出力された干渉信号は、トランスインピーダンス増幅器 1 1 8 0 に入力される。トランスインピーダンス増幅器 1 1 8 0 の出力は、同調可能な局部発振器 1 1 9 0 によって生成された信号とともにミクサ 1 2 0 0 に入力される。光検出器 1 1 7 0、トランスインピーダンス増幅器 1 1 8 0、同調可能局部発振器 1 1 9 0 およびミクサ 1 2 0 0 は、当業者に周知のいくつかの方法で実施することができる。

【 0 0 1 7 】

当業者には周知のとおり、リトロフレクター 1 1 3 0 は一定の速度 V で前後に走査されるので、光検出器から出力された干渉信号、したがってトランスインピーダンス増幅器 1 1 8 0 からミクサ 1 2 0 0 に入力された信号は、ドップラー・シフト周波数 f_D で変調される。

$$f_D = 2 V / \quad (1)$$

$$V = d / t \quad (2)$$

上式で、(i) = 低コヒーレンス放射源 1 0 0 0 から出力される放射の波長、(ii) V は有効走査速度、(iii) d は、リトロフレクター 1 1 3 0 の走査範囲、(iv) t は走査時間である。

【 0 0 1 8 】

当業者には周知のとおり、ミクサ 1 2 0 0 および局部発振器 1 1 9 0 は、AM / FM 受信機で広く使われている周波数変換器のような機能を有し、中間周波数 f_i を有する信号を生成する。ただし、 $f_i = f_o - f_D$ (f_o は、局部発振器 1 1 9 0 の周波数) である。周知のとおり、ミクサ 1 2 0 0 はさらに、いくつかの周波数、例えば $f_o + f_D$ を生成する。周波数が高いほど信号対雑音比はよくなるが、増幅器の帯域幅はより制限される。

【 0 0 1 9 】

本発明の実施形態 2 0 0 0 によれば、ミクサ 1 2 0 0 から出力された信号は、通過域の中心周波数が f_i の帯域フィルタ 1 2 1 5 に入力される。帯域フィルタ 1 2 1 5 から出力された信号は、対数増幅器 1 2 2 0 に入力される。この増幅器は、整流器としての働き、および入力信号の信号包絡線に対数スケールの信号に変換する対数増幅器としての働きをする。中間周波数 f_i の信号の帯域幅は、低コヒーレンス放射源 1 0 0 0 から出力された信号のスペクトル帯域幅に比例する ($f_i = 2 \cdot c / \lambda$ 。c は光速)。帯域フィルタ 1 2 1 5 の帯域幅は、実質的に全ての信号構成要素を通過させることができ、かつ、ほとんどの雑音を排除することができるような幅とする。

【 0 0 2 0 】

対数増幅器 1 2 2 0 から出力された信号は低域フィルタ 1 2 3 0 に入力され、低域フィルタ 1 2 3 0 から出力された信号は A / D 変換器 1 2 4 0 に入力される。A / D 変換器 1 2 4 0 は入力信号をディジタル信号に変換し、A / D 変換器 1 2 4 0 から出力されたディジタル信号はコンピュータ 1 2 5 0 に入力される。コンピュータ 1 2 5 0 はこの未処理の信号を処理して、例えば眼の長さを測定し、その処理結果を、例えばカラー・マップを使用してディスプレイ・モニタ 1 2 6 0 上に表示する。帯域フィルタ 1 2 1 5、対数増幅器 1 2 2 0、低域フィルタ 1 2 3 0、A / D 変換器 1 2 4 0、コンピュータ 1 2 5 0 およびディスプレイ・モニタ 1 2 6 0 は、当業者に周知のいくつかの方法で実施することができる。

【 0 0 2 1 】

図 2 に、図 1 に示した本発明の実施形態 2 0 0 0 の基準アームの経路 1 0 7 0 を通る多くの可能な放射経路のうちの 2 つを示す。図 2 の経路 1 において、5 0 % 透過器 1 0 8 0 とリトロレフレクター 1 1 3 0 の間の光路長の最大と最小はそれぞれ、 $2(L \pm d/2)$ である (この式で、L は、リトロレフレクター 1 1 3 0 の平行移動範囲の中間点から 5 0 % 透過器 1 0 8 0 までの距離、d は、リトロレフレクター 1 1 3 0 が平行移動する全体の距離、すなわちリトロレフレクター 1 1 3 0 の走査範囲である)。経路 1 で、光検出器 1 1 7 0 から出力される干渉信号のドップラー周波数を f_{D1} とすると、 $f_{D1} = f_D$ である (f_D は前記式 (1) によって与えられる値である)。図 2 の経路 2 では、放射が、5 0 % 透過器 1 0 8 0 とリトロレフレクター 1 1 3 0 の間で前後に 2 度反射してから、5 0 % 透過器 1 0 8 0 を通過してコリメート・レンズ系 1 0 6 5 に戻る。したがって経路 2 では、5 0 % 透過器 1 0 8 0 とリトロレフレクター 1 1 3 0 の間の光路長の最大と最小はそれぞれ、 $4(L \pm d/2)$ となる。前記式 (2) を用いると、リトロレフレクター 1 1 3 0 の有効走査速度は $2V$ となる。その結果、経路 2 では、光検出器 1 1 7 0 から出力される干渉信号のドップラー周波数 f_{D2} は、 $f_{D2} = 2f_D$ となる。

【 0 0 2 2 】

経路 1 によって生成された信号を通過させる帯域フィルタ 1 2 1 5 の通過域の中心周波数が $f_i = f_o - f_D$ である場合、ミクサ 1 2 0 0 から出力される経路 2 に対する信号の中間周波数 $f_{i2} (= f_o - 2f_D)$ は、帯域フィルタ 1 2 1 5 を通過することができないことは容易に分かる。この場合、サンプル 1 1 0 5 への縦方向の深度 d の走査を観察することができることは、当業者なら容易に分かる。しかし、同調可能局部発振器 1 1 9 0 の周波数が $f_{o2} (= f_o + f_D)$ に同調されている場合、中間周波数 $f_{i2} (= f_o + f_D - 2f_D = f_o - f_D = f_i)$ は、帯域フィルタ 1 2 1 5 を通過し、サンプル 1 1 0 5 への縦方向の深度 2 d の走査で観察することができる。

【 0 0 2 3 】

以上を一般化すると、本発明によれば、図 1 に示した本発明の実施形態について、同調可能局部発振器 1 1 9 0 の周波数が $f_{ON} (= f_o + (N - 1)f_D)$ に同調されている場合、中間周波数 $f_{iN} (= f_o + (N - 1)f_D - Nf_D = f_o - f_D = f_i)$ は、帯域フィルタ 1 2 1 5 を通過し、サンプル 1 1 0 5 への縦方向の深度 N d の走査で観察することができる。

【 0 0 2 4 】

しかし、基準アーム経路 1 0 7 0 から 3 デシベル放射結合器に結合される放射の強度が 0

10

20

30

40

50

、 $5(0.5R)^N$ 倍に低減されるので、潜在的な走査深度は、50%透過器1080とリトロレフレクター1130の間の反射回数によって限定されうる。上式で、 R はリトロレフレクター1130の反射率である。全内部反射に基づき、表側が反射防止コーティングされている固体ガラスのリトロレフレクターでは、反射率の値 R を、0.9より高くすることができる。さらに留意すべきことは、ショット雑音が限定された系では、基準アーム経路1070から出力された放射がサンプル・アーム経路1140から出力された放射よりも大きく維持されることが好ましいことである。具体的には、本発明の実施形態の眼科的適用業務では、眼の反射率が、入射放射強度の 10^{-4} 未満であるので、 N は、4~5にもなる。

【0025】

図3は、本発明に基づいて製作され、眼の長さを測定するように適合されたOCT装置の信号解析セクションを示す図である。図3に示す信号解析セクションは、トランスインピーダンス増幅器1180とA/D1240の間の回路部品から成る図1に示した信号解析セクションを置き換えるものである。以下では、光検出器1170が、図2の経路1および経路2にそれぞれ対応する2つの信号を受け取ると仮定する。

【0026】

図3に示すとおり、これらの2つの信号は光検出器1170に入力される。光検出器1170の出力は、トランスインピーダンス増幅器1180に輸入され、トランスインピーダンス増幅器1180の出力は帯域フィルタ1183および1187に輸入される。帯域フィルタ1183および1187の通過域の中心周波数はそれぞれ、 $f_1 (= f_D)$ および $f_2 (= 2f_D)$ である。帯域フィルタ1183および1187は図3に示すように、トランスインピーダンス増幅器1180とマルチプレクサ1193の間に並列に接続される。

【0027】

図4に、図1と図3の実施形態を組み合わせた本発明の実施形態が、眼からの反射を利用して、基準アーム経路1070上に生成された2つの放射信号と干渉する2つの放射信号をサンプル・アーム経路1140上に生成する方法を示す。この場合、これらの2組の放射信号間の干渉を同時に観察して、眼の長さを測定することができる。これを実施するために、50%透過器とリトロレフレクター1130の間の距離 L を平均的な人間の眼の長さに等しくする。次に図4を参照する。サンプル・アーム経路1140に生成される第1の信号は、眼1500の角膜1131で反射した放射に起因し、サンプル・アーム経路1140に生成される第2の信号は、眼1500の網膜1133で反射した放射の結果生じるものである。第1の干渉信号が、図2に示した経路1に起因する基準アーム経路1070の放射と、図4に示した角膜1131での反射に起因するサンプル・アーム経路1140の放射の間の干渉によって生成されたものであることは容易に分かる。同様に第2の干渉信号は、図2に示した経路2に起因する基準アーム経路1070の放射と、図4に示した網膜1133での反射に起因するサンプル・アーム経路1140の放射の間の干渉によって生成される。

【0028】

図5に、獲得され、表示装置1260に表示される2つの干渉信号を示す。図4の信号1600および1601に示すように、 L_{eye} (患者の眼の長さ) が L (平均的な人間の眼の長さ) とは異なり、かつ L と L_{eye} の差が走査範囲 d より短い場合、両方の干渉信号が時間遅れを伴って観察される。本発明によれば、例えば、コンピュータ1250との対話によって、図5に示すように信号1600と1601が同時に生じるよう、モータ1090で50%透過器1080を移動させることによって、眼の長さを測定することができる。容易に分かるように、この移動を、ジョイスティック、マウスなど当業者に周知のいくつかの装置(図示せず)の使用に由来するオペレータの入力によって実施することができる。代わりに、当業者に周知の方法によってこれらの2つの信号が重なり合うように、コンピュータ1250をプログラムしてもよい。50%透過器1080の位置が、エンコーダ1100からコンピュータ1250に中継され、コンピュータ1250はこの位置を使用して測定を実施する。本発明によれば、測定の精度が、低コヒーレンス放射源100

10

20

30

40

50

0の可干渉距離となる利点が得られる。

【0029】

図6に、図1に示した実施形態2000に使用する基準アームの代替実施形態を示す。図6に示すように、50/50ビームスプリッタ4110が、基準アーム経路1070から入射する放射を分割し、それが2本の光路上を進む。第1の光路では放射が、(a)ビームスプリッタ4110を通過し、(b)リトロレフレクター1130で反射され、(c)再びビームスプリッタ4110を通過し、(d)放射4210としてコリメート・レンズ1060を通過する。この実施形態では、リトロレフレクター1130が速度Vで走査され、そのため、第1の光路のドップラー・シフト周波数は f_D となる。この実施形態ではまず、第1の光路の光路長が、眼の角膜で反射され、サンプル・アーム経路1140から現れる放射の光路長にセットされる。第2の光経路では放射が、(a)ビームスプリッタ4110を通過し、(b)リトロレフレクター1130で反射され、(c)ビームスプリッタ4110でミラー4120に向かって反射され、(d)ミラー4120で反射され、(e)ビームスプリッタ4110を通過し、(f)直線ステージ4140に装着されたミラー4130で反射され、(g)ビームスプリッタ4110で反射され、(h)放射4220としてコリメート・レンズ1060を通過する。ミラー4120および4130を、リトロレフレクター1130のようなリトロレフレクターとすることもできることを理解されたい。第2の光路を通る放射がリトロレフレクター1130で反射されるのは一度だけなので、第2の光経路のドップラー周波数シフトは f_D となる。本発明によれば、ミラー4120と4130の間の光学距離は、平均的な人間の眼の光路長にセットされる。その結果、放射4220がたどる光路長の合計は、網膜で反射されたサンプル・ビームがたどる光路長に等しくなる。さらに本発明によれば、モータ4150が、コンピュータ1250から送られた信号に応答して、角膜で反射された放射によって生成された干渉信号の位置と網膜で反射された放射によって生成された干渉信号の位置が先に説明したように一致するよう、直線ステージ移送器4140を移動させる。ミラー4130の位置が、エンコーダ4160によってコンピュータ1250に中継される。このようにして、ミラー4120と4130の間の光路長から眼の長さの情報が得られる。較正手順を使用することによって、長さの測定を正確に実施することができる。この代替実施形態の利点は、それぞれの基準アーム信号4210および4220に対して同じドップラー周波数が生成されるので、検出器の電子回路中に必要なのは、単一チャネル帯域フィルタだけであることである。

【0030】

本発明を、人間の眼の長さの測定に関して説明してきたが、本発明はこれに限定されるものではない。実際、当業者なら容易に理解できるように、物体の2つの部分の間の距離を測定するのに本発明の実施形態を使用することができる。さらに本発明の実施形態を、個別の光学構成部品、インテグレイテッド・オプティクス、光ファイバ、およびこれらの組合せを利用して製作することができる。さらに、これまでに説明した50%結合器および50%透過器とは異なる結合器および送信器を利用した他の実施形態も可能であり、以上の説明に照らせば、このような相違を考慮して、前述の実施形態をどのように変更すればよいかは、当業者にとって明白であろう。

【0031】

以上の記述は、例示および説明のために示したに過ぎないことを当業者は理解しよう。このように以上の記述は、本発明を網羅的に記載しようとしたものではなく、また、開示した正確な形態に本発明を限定しようとしたものでもない。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に基づいて製作されたOCT装置の実施形態を示す図である。

【図2】図1に示した本発明の実施形態の基準アーム経路を通る多くの可能な放射経路のうちの2つを示す図である。

【図3】本発明に基づいて製作され、眼の長さを測定するように適合されたOCT装置の信号解析セクションを示す図である。

10

20

30

40

50

【図４】図１と図３の実施形態を組み合わせた本発明の実施形態が、眼からの反射を利用して、基準アーム経路で生成された２つの放射信号と干渉する２つの放射信号をサンプル・アーム経路に生成させる方法を示す図である。

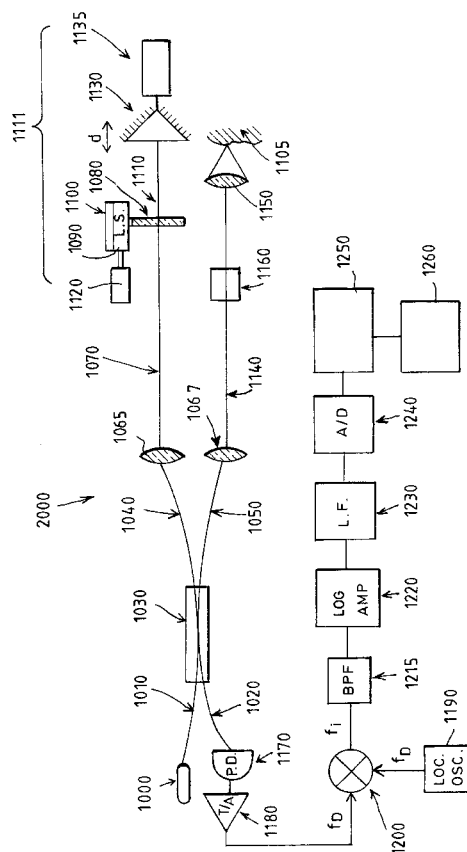
【図５】眼の長さの測定のために、本発明に基づいて生成された２つの干渉信号を示す図である。

【図６】図１に示したＯＣＴ装置の基準アームの代替実施形態を示す図である。

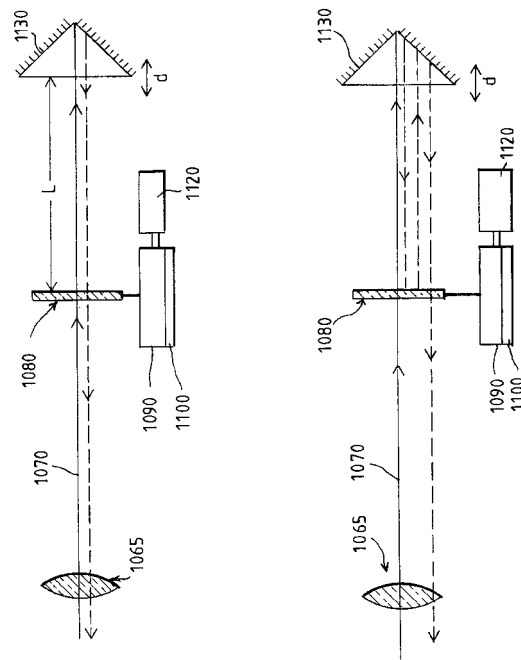
【符号の説明】

- １０００ 低コヒーレンス放射源
- １０３０ ３デシベル放射結合器
- １０７０ 基準アーム経路
- １０８０ ５０％透過器
- １０９０ 直線ステージ移送器
- １１００ エンコーダ
- １１０５ サンプル
- １１１１ 測定範囲変動装置
- １１３０ リトロレフレクター
- １１４０ サンプル・アーム経路
- １１６０ 横走査装置
- １１９３ マルチプレクサ
- １２００ ミクサ
- １２１５ 帯域フィルタ
- １２２０ 対数増幅器
- １２３０ 低域フィルタ
- １２５０ コンピュータ
- １２６０ ディスプレイ・モニタ

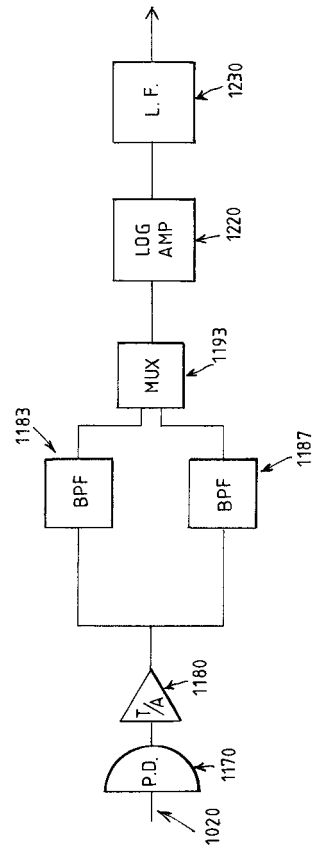
【図１】



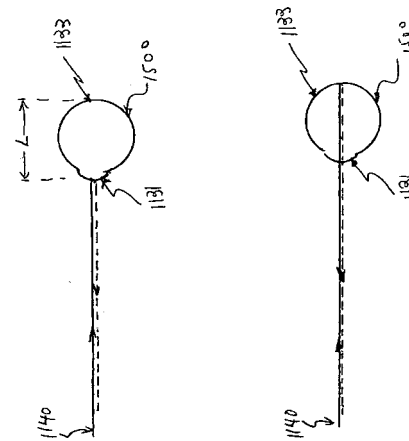
【図２】



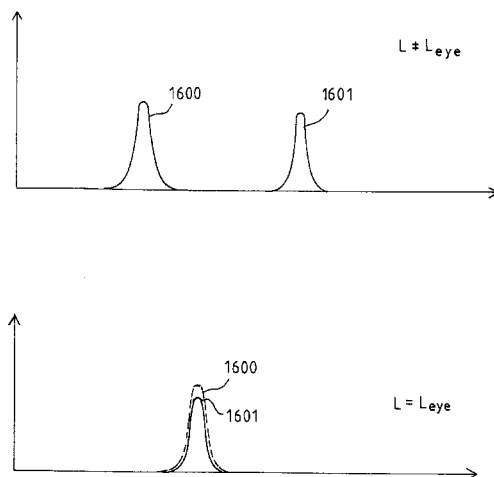
【図 3】



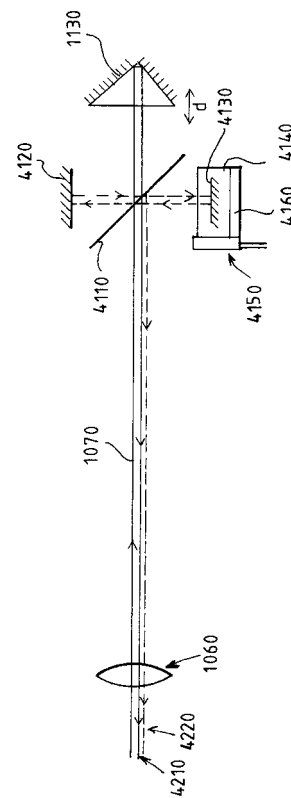
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 クリストファー・エル・ピーターセン
アメリカ合衆国・ニュージャージー州・イーウィング タウンシップ・番地なし
- (72)発明者 ジェイ・ウェイ
アメリカ合衆国・94539・カリフォルニア州・フレモント・インディアン ヒル プレイス・
397

審査官 うし 田 真悟

- (56)参考文献 特開平09-133509(JP,A)
特開平06-165784(JP,A)
特表2000-503237(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------------|
| G01B | 11/00-11/30 |
| A61B | 3/10- 3/14 |
| A61B | 10/00 |
| G01N | 21/17 |