

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3692131号**  
(P3692131)

(45) 発行日 平成17年9月7日(2005.9.7)

(24) 登録日 平成17年6月24日(2005.6.24)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>

F I

<b>A 6 1 B</b>	<b>3/10</b>	A 6 1 B	3/10	Z
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
<b>A 6 1 B</b>	<b>3/12</b>	G 0 1 B	9/02	
<b>G 0 1 B</b>	<b>9/02</b>	G 0 1 N	21/17	6 3 0
<b>G 0 1 B</b>	<b>11/24</b>	A 6 1 B	3/12	E

請求項の数 56 (全 35 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2003-196762 (P2003-196762)  
 (22) 出願日 平成15年7月14日(2003.7.14)  
 (62) 分割の表示 特願平4-510939の分割  
 原出願日 平成4年4月29日(1992.4.29)  
 (65) 公開番号 特開2004-105708 (P2004-105708A)  
 (43) 公開日 平成16年4月8日(2004.4.8)  
 審査請求日 平成15年8月13日(2003.8.13)  
 (31) 優先権主張番号 692, 877  
 (32) 優先日 平成3年4月29日(1991.4.29)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 503253390  
 マサチューセッツ・インステテュート・オブ・テクノロジー  
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州02139, ケンブリッジ, カールトン・ストリート 28  
 (74) 代理人 100061815  
 弁理士 矢野 敏雄  
 (74) 代理人 100094798  
 弁理士 山崎 利臣  
 (74) 代理人 100099483  
 弁理士 久野 琢也  
 (74) 代理人 100114890  
 弁理士 アインゼル・フェリックス=ラインハルト

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学的イメージを形成するシステム、方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生する光源と、前記光源に結合され、光路長変更装置を含み、第1の光ファイバを含む基準経路と、光源に結合され、ビームの焦点を眼の中に合わせるための光学素子を含み、さらに眼の中でビームを走査するための光学走査手段を含むプローブ・モジュールを含み且つ第2の光ファイバを含むサンプル経路と、

前記光路長変更装置により変更される光と、眼の中からの反射光を組合わせ、組合わせ光出力を生じさせるためのビーム組合わせ手段と、

前記組合わせ光出力に光学的に結合され、干渉レスポンスに対応する出力信号を生じさせる検出器と、

出力信号を処理し、前記眼の内部構造のイメージを得るために前記光路長変更装置及び前記検出器と接続されたプロセッサであって、前記光路長変更装置が、イメージ形成情報が得られることになる前記眼の中の縦方向範囲を変更するプロセッサと、

を備えてなる眼の中で光イメージ形成を行うシステム。

【請求項2】

眼の中の特性によって分散された光の変動に相当するイメージの変動を伴った、眼のイメージを表示するためのディスプレイをさらに含む、請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

前記イメージが、眼の中の密度の変動に相当する変動を含む、請求項2に記載のシステム

10

20

。

## 【請求項 4】

イメージの変動が階調の変動で表される、請求項 3 に記載のシステム。

## 【請求項 5】

イメージの変動が色の変動で表される、請求項 3 に記載のシステム。

## 【請求項 6】

光源からの光が第 3 の光ファイバに結合され、ビームが光ファイバ結合器によりサンプル経路と基準経路に分割される、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 7】

光ファイバ結合器がビーム組合わせ手段としても機能する、請求項 6 に記載のシステム。

10

## 【請求項 8】

前記光学走査手段が少なくとも 1 つの可動ミラーを含む、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 9】

光学走査手段が、眼の後部面でビームを走査するよう構成される、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 10】

光学走査手段が、眼の結節点の回りで回転させられる横方向の走査機構を含む、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 11】

光学走査手段が、ミラーの位置に応じた角度で光を指向させるための少なくとも 1 つの可動ミラーを含む、請求項 1 に記載のシステム。

20

## 【請求項 12】

走査手段が円形走査を達成するために回転式ミラーを含む、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 13】

プローブ・モジュールがさらにコリメーティングレンズを含む、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 14】

眼の中の焦点面が、コリメーティングレンズを移動することによりイメージ形成情報が得られる前記眼の中の縦方向範囲と同期される、請求項 13 に記載のシステム。

## 【請求項 15】

前記組合わせ光出力を、サンプルから戻る光の偏光状態に反応しない縦方向に分解能を有するイメージを生じさせるよう、前記プロセッサが各検出器出力を干渉計的に処理する少なくとも 1 つの検出器にそれぞれが結合される少なくとも 2 つのはっきりと偏光した組合わせ光出力に分割する偏光素子をさらに含む、請求項 1 に記載のシステム。

30

## 【請求項 16】

前記組合わされた光出力を、サンプルの複屈折に関する情報を含む縦方向に分解能を有するイメージを生じさせるよう、前記プロセッサが各検出器出力を干渉計的に処理する少なくとも 1 つの検出器にそれぞれが結合される少なくとも 2 つのはっきりと偏光した組合わせ光出力に分割する偏光素子をさらに含む、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 17】

基準経路またはサンプル経路のどちらかに周波数シフトを与えるための手段をさらに含み、干渉情報がサンプル経路と基準経路間の差周波数で監視される、請求項 1 に記載のシステム。

40

## 【請求項 18】

光学走査手段及び光路長変更装置が、眼の二次元イメージを発生するために協調して動作する、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 19】

光学走査手段及び光路長装置が、眼の三次元イメージを発生するために協調して動作する、請求項 1 に記載のシステム。

## 【請求項 20】

50

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生するステップと、  
 基準経路に沿って前記ビームの第 1 の部分を向け、前記経路が光路長変更装置を含むステップと、  
 サンプル経路に沿ってビームの第 2 の部分を向けるステップと、  
 サンプル経路から眼の中に光の焦点を合わせるステップと、  
 前記光路長変更装置によって変更される光と、眼の中からの反射により変更される光を組み合わせ、組み合わせ光出力を生じさせるステップと、  
 前記組み合わせ光出力を監視し、干渉レスポンスに相当する出力信号を発生するステップと、

基準経路の光路長の変化に応じて眼の中で縦方向の深さの関数として眼のミクロ構造の変動を決定するステップと、  
 眼の中のミクロ構造の変化に相当する画像の変動とともに眼のイメージを表示するステップと、  
 を備えてなる眼の中のミクロ構造のイメージを発生する方法。

【請求項 2 1】

前記イメージが組織中の密度の変動に相当する変動を含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 2】

イメージ変動が階調の変動で表される、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 3】

イメージ変動が色の変動で表される、請求項 2 1 に記載の方法。

【請求項 2 4】

基準経路が光ファイバを含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 5】

サンプル経路が光ファイバを含む、請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 6】

ビームが眼に関して横方向に走査され、二次元イメージが表示される請求項 2 0 に記載の方法。

【請求項 2 7】

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生する光源と、  
 前記光源に結合され、光路長変更装置を含む基準経路と、  
 光源に結合され、組織に対して光学的に結合されたプローブモジュールを含み、前記プローブモジュールは光ファイバを含んでおり、前記光ファイバは、体腔を測定するように構成されたアンギオスコープまたはエンドスコープ等の装置のチャンネル内において支持されているサンプル経路と、  
 前記光路長変更装置により変更される光と、組織からの反射光とを組み合わせ、組み合わせ光出力を生じさせるためのビーム組み合わせ手段と、  
 前記組み合わせ光出力に光学的に結合され、干渉レスポンスに対応する出力信号を生じさせる検出器と、

出力信号を処理することによって、前記組織のイメージを得るために前記光路長変更装置及び前記検出器と接続されたプロセッサであって、前記光路長変更装置が、イメージ形成情報が得られることになる前記組織の縦方向範囲を変更するプロセッサと、  
 を備えてなる体腔の中で組織光イメージ形成を行うシステム。

【請求項 2 8】

体腔は管腔であり、プローブ・モジュールは、前記管腔に対する円周方向の走査を行うための回転走査素子を含んでいる、請求項 2 7 に記載のシステム。

【請求項 2 9】

プローブ・モジュールは、組織を軸方向に走査するための横方向走査素子を含んでいる、請求項 2 7 に記載のシステム。

【請求項 3 0】

プローブ・モジュールは、組織を前方向に走査するための横方向走査素子を含んでいる、

請求項 27 に記載のシステム。

【請求項 31】

前記組合わせ光出力を、少なくとも 2 つのはっきりと偏光した組合わせ光出力に分割する偏光素子を含んでおり、それぞれの分割された組合わせ光出力は、少なくとも 1 つの検出器に結合されており、前記プロセッサはそれぞれの検出器出力を処理し、組織から戻る光の偏光状態に感応しない、縦方向に分解能を有するイメージを生じさせる、請求項 27 に記載のシステム。

【請求項 32】

前記組合わせ光出力を、少なくとも 2 つのはっきりと偏光した組合わせ光出力に分割する偏光素子を含んでおり、それぞれの分割された組合わせ光出力は、少なくとも 1 つの検出器に結合されており、前記プロセッサはそれぞれの検出器出力を処理し、組織の複屈折に関する情報を含む、縦方向に分解能を有するイメージを生じさせる、請求項 27 に記載のシステム。

10

【請求項 33】

基準経路またはサンプル経路のどちらか一方の光に周波数シフトを与える手段を含んでおり、干渉情報は、サンプル経路と基準経路との間の差周波数で監視されている、請求項 27 に記載のシステム。

【請求項 34】

組織の中の特性によって分散された光の変動に相当するイメージの変動を伴った、組織のイメージを表示するためのディスプレイを含んでいる、請求項 27 に記載のシステム。

20

【請求項 35】

前記イメージが、組織の中の密度の変動に相当する変動を含んでいる、請求項 34 に記載のシステム。

【請求項 36】

イメージの変動が階調で表される、請求項 34 に記載のシステム。

【請求項 37】

イメージの変動が色の変動で表される、請求項 35 に記載のシステム。

【請求項 38】

サンプル経路及び基準経路の往復群速度分散は、実質的に合致している、請求項 35 に記載のシステム。

30

【請求項 39】

光源は、少なくとも 2 つの異なる波長  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$  を有するビームを発生させ、組合わせ光出力は、2 つの周波数  $f_1$  及び  $f_2$  で変調され、2 つの周波数で出力を別個に復調するための手段が設けられている、請求項 27 に記載のシステム。

【請求項 40】

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生するステップと、  
基準経路に沿って前記ビームの第 1 の部分に向け、前記経路が光路長変更装置を含むステップと、

サンプル経路に沿ってビームの第 2 の部分に向けるステップと、

前記サンプル経路は検査モジュールを含み、前記検査モジュールは、体腔内を移動するように構成された血管鏡または内視鏡のような装置の通路内に支持されている光ファイバを含むステップと、

40

イメージを表示されることになる組織に向かって体腔内に前記装置及び検査モジュールを前進させるステップと、

前記光路長変更装置によって変更される光と、組織の中からの反射により変更される光を組合わせ、組合わせ光出力を生じさせるステップと、

前記組合わせ光出力を監視し、干渉レスポンスに相当する出力信号を発生するステップと、

、

基準経路の光路長の変化に応じて組織の中で縦方向の深さの関数として組織の構造の変動を決定するステップと、

50

組織の中の構造の変化に相当する画像の変動とともに組織のイメージを表示するステップと、

を備えてなる体腔内の組織の光学的イメージを発生する方法。

【請求項 4 1】

前記体腔は、内腔であり、さらに内腔内の光線を円周方向に走査するステップを含む、請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 4 2】

体腔内の特性により散乱した光の変化に相当するイメージの変動による組織のイメージを表示するステップを含む、請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 4 3】

前記イメージが組織の中の密度の変動に相当する変動を含む、請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 4 4】

サンプル経路と基準経路の往復群速度分散がほぼ一致している請求項 4 0 に記載の方法。

【請求項 4 5】

試料における光イメージ形成および測定を実施するシステムにおいて、

短コヒーレンス長さの光源と、

基準光反射器と、

前記反射器に至る第 1 の光経路と、

試料に至る第 2 の光経路と、

前記光源からの光線を前記第 1 の光経路を経て前記反射器へ、かつ前記第 2 の光経路を経て前記試料へ送る手段と、

前記第 2 の光経路の長さを変化させて予め定めた速度プロファイルに従って前記光経路の相対長さを変化させる、該プロファイルにおける各点における瞬時速度  $V$  を有する手段と

、

前記第 1 の経路を経て受取った前記反射器からの反射と、前記第 2 の光経路を経て受取った前記試料からの反射とを組み合わせる手段とを設け、結果として得る組合せた光出力は 2 つの経路における長さが一致する点において干渉縞を有し、前記光経路の長さ変更手段が、

前記第 2 の光経路の長さが一致した点に対する試料における縦方向範囲位置における周期的な変化を生じ、

前記第 2 の光経路を成端するプローブ・モジュールを設け、該プローブ・モジュールは、前記点が周期的に変化させられる時、縦方向範囲焦点が実質的に前記長さ一致点に維持されるように、試料におけるモジュールに対する縦方向範囲の焦点を制御する手段を含み、

前記出力を検出する手段と、

該検出された出力を処理して試料の選択されたイメージを得る手段とを設けてなるシステム。

【請求項 4 6】

選択された波長において短コヒーレンス長さ光信号を発生する手段と、

生物学的組織に終端する基準光経路および試料光経路と、前記光信号は各前記経路を経て前記生物学的組織へと通り、前記各経路は双方向であり反射された放射を通し、

前記光経路からの反射光信号を相互干渉的に合成する手段と、

相互干渉的に合成されたビームの前記関連する経路長さにおいて被制御変量を与える手段と、

前記相互干渉的に合成する手段からの出力を検出する手段と、

前記検出手段からの出力を処理して前記微細構造の特徴に関する情報を得る手段と、を備え、

前記生物学的組織は網膜組織であり、前記試料光経路は患者の眼の内部に終端し、前記相互干渉的に合成される反射放射は前記網膜組織を含む、

選択された生物学的組織の微細構造の特徴を光学的に測定する装置。

【請求項 4 7】

前記選択された生物学的組織は患者の眼の網膜下組織、網膜組織そして視神経組織であり

10

20

30

40

50

、前記試料光経路は患者の眼の内部に終端し、そして前記相互干渉的に合成された反射放射は患者の眼の前記組織からの放射を含む、請求項 4 6 に記載の装置。

【請求項 4 8】

網膜神経繊維層の厚さを測定し、そして前記相互干渉的に合成された反射放射は前記網膜神経繊維層からの反射放射を含む、請求項 4 6 に記載の装置。

【請求項 4 9】

前記生物学的組織は複屈折の組織層であり、前記発生する手段は第 1 の状態に偏光されている光信号を発生し、前記経路において発生する手段からの信号が異なる偏光を有し、前記複屈折の組織層からの反射放射が複屈折の層の機能として変化する状態に偏光を有する、  
10 ような方法で前記経路の少なくとも 1 つを経て通る放射の偏光状態を変更する手段と、  
前記検出する手段は干渉的に合成された出力に直交偏光状態を有する 2 つの出力に分割する手段を含み、

前記処理する手段は個々の相互干渉信号を得るために前記 2 つの出力を分離して処理する手段、そして前記組織層の構造に関する情報を配給するために相互干渉信号を合成する手段とを含む、

請求項 4 6 に記載の装置。

【請求項 5 0】

前記生物学的組織は複屈折の網膜組織であり、前記試料光経路は患者の眼に終端し、そして相互干渉的に合成された反射放射は前記網膜組織からの放射を含む、請求項 4 9 に記載の装置。  
20

【請求項 5 1】

前記装置は視神経繊維層の厚さを測定し、前記視神経繊維層は複屈折層であり、前記相互干渉的に合成された反射放射は前記視神経層からの放射を含む、請求項 5 0 に記載の装置。

【請求項 5 2】

前記装置は視神経軸索密度を測定し、視神経繊維層は複屈折層であり、前記処理する手段は神経繊維層の厚さによる複屈折の遅れの変化率を決定する手段を含む、請求項 4 9 に記載の装置。

【請求項 5 3】

前記発生する手段は、少なくとも 2 つの異なる波長  $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  における短コーヒーレンス長さ光放射を発生する手段を含み、前記生物学的組織の少なくとも 1 つのスペクトル特性は波長  $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  の間で異なり、  
30

前記相互干渉的に合成する手段は、周波数  $f_1$  で変調された第 1 の合成光出力と周波数  $f_2$  で変調された第 2 の合成光出力を与える手段を含み、

前記検出する手段は前記第 1 と第 2 の合成光出力を個々に復調する手段を含み、前記処理する手段は、2 つの出力を処理し前記微細構造の特徴を得る手段を含む、

請求項 4 6 に記載の装置。

【請求項 5 4】

前記復調する手段は適切な変調周波数に中心のある選択された帯域にフィルタする手段を含む、請求項 5 3 に記載の装置。  
40

【請求項 5 5】

前記処理する手段は、異なる波長で試料のスペクトル特性における検出差を利用して試料の物質の少なくとも 1 つと試料物質の性質とを決定する手段を含む、請求項 5 3 に記載の装置。

【請求項 5 6】

前記試料は、波長  $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  の少なくとも 1 つにおいて異なるスペクトル特性を有する物質で構成される少なくとも 2 層で形成され、そして前記処理する手段は、異なる波長における試料のスペクトル特性における検出された差を利用して前記層の境界を決定する手段を含む、請求項 5 3 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 1 】

## 【 発明の属する技術分野 】

本発明は、生物学的試料および他の試料において高精度測定を行うためイメージを用いることを含む光学的イメージを形成するシステム、方法および装置に関する。

## 【 0 0 0 2 】

## 【 従来技術 】

生物学的試料または他の試料の距離、厚さおよび光学的特性の高解像度（一般に、10  $\mu$  m以下）のイメージおよびその測定が要求される多くの産業、医療および他の用途が存在する。

## 【 0 0 0 3 】

このような測定を実施するための現在ある手法は、コヒーレンス領域反射計（OCDR）、光学的時間領域反射計（OTDR）、超音波走査レーザ顕微鏡、走査共焦点顕微鏡、走査レーザ検眼鏡、および光学的三角測量法を含む。現在あるOCDRシステムは、通常は、動的運動エネルギーを有する生物学的試料または他の試料の測定のため要求される迅速なデータ取得速度を備えていないが、OTDRシステムは非常に高価であり、制限された分解能およびダイナミック・レンジを持つに過ぎない。

10

## 【 0 0 0 4 】

おそらくは最も一般的に用いられる技法である超音波は、人間の眼における測定を行う如き用途に対しては、要求される音響インピーダンス整合を達成するために、かつこれによりビーム損および歪みを避けるために、超音波ヘッドまたはプローブと物体即ち走査される患者との間に対比が一般に要求される点において不利である。このような対比は、例えば患者の胸部について走査が行われる時は問題にならないが、このようなプローブは、水晶体移植の強さを計算するため眼内距離の測定のために使用される如き眼球測定を行うため使用される時患者にひどい苦痛を生じ得る。

20

## 【 0 0 0 5 】

超音波において用いられる比較的長い波長もまた、空間的分解能を制限する。更に、超音波は、組織または他の問題となる境界の記録または表示を弁別して許容するために種々の超音波反射および吸収特性に依存する。従って、測定されるべき隣接層の音響的特性が著しく異ならない時、超音波このような境界の認識が難しい。

## 【 0 0 0 6 】

走査レーザまたは共焦点の顕微鏡および走査レーザ検眼鏡（SLO）は、例えば数  $\mu$  mの横方向分解能で眼の実時間ビデオ・イメージを生じることができる高度に空間的に分解されたイメージを提供する。しかし、SLOの深さの分解能は、開口数が減少するに伴い急速に低下する。例えば、瞳孔開口を介する網膜のSLO測定は、深さの分解能をおおよそ200  $\mu$  mに制限する。SLOはまた高価であり、数千万円（数十万ドル）にも達する。

30

## 【 0 0 0 7 】

光学的三角測量はやや高い分解能を供するが、平行境界を要求する。このような装置もまた比較的低い信号対雑音比を持ち、比較的大きな深さでの分解能を低下させ、この場合開口数が制限される。

## 【 0 0 0 8 】

従って、高い分解能測定の実施のため、特にかかる光学的な測定の実施のための改善された方法および装置に対する需要が存在しており、この改善された技法は測定される対象物との対比を必要とせず、得られる開口サイズの如何に拘わらず問題となる走査深さにわたり実質的に一定した高い分解能を維持し、かつ比較的コンパクトで製造が安価である。このようなシステムはまた、試料層間に弁別を行うことができ、層材料もしくはその選択された特性の同定が可能であり、走査される対象物の1次元、2次元および3次元イメージを提供でき、かつ測定される試料が比較的短い時間間隔にわたり変化する生物学的および他の用途における使用で十分に迅速でなければならない。最後に、この技法が試料の複屈折特性および空間特性に関する情報を提供できることが望ましい。

40

## 【 0 0 0 9 】

50

更に、縦方向における走査能力と共に、少なくとも1つの横方向における試料の走査を実施する手段に対する需要が存在する。更に、特に医療用途において、血管、肺の気管支、消化管、性器管あるいは泌尿器管の如き管状あるいは他の構造の内部に血管内視鏡または内視鏡を用いてこのような走査を行うことがしばしば望ましい。このような走査を実施するためには、内部走査の実施のための内視鏡または血管内視鏡に装着が可能なプローブが提供されなければならない。

【0010】

典型的には、走査は次の位置へ偏移する前に所与の横方向および（または）縦方向位置において全深さ範囲にわたり走査が完了されるが、これは存在する装置の能力以上の速度で縦方向範囲即ち深さの走査を行うために使用されるミラーまたは他の要素の走査を必要とする。このことは、縦方向の走査が干渉信号周波数に、従ってシステムの感度に影響を及ぼすドップラー・シフト周波数を生じる場合に特に受当する。従って、このような走査が一定の速度で行われることが要求される。しかし、2次元または3次元の走査が行われる、一定の速度における非常に高速な縦方向走査の達成が難しいため、他の走査パターンが要求される。更に、ある用途においては、選択された縦方向位置即ち深さにおける1次元または2次元の横方向走査を行うことが望ましい。

10

【0011】

縦方向走査が行われる時に特に深刻になる別の問題は、システムの固有のドップラー周波数シフトを越えて受信した信号の帯域幅が増加することである。このような場合、アライジング (aliasing、即ち、イメージ強さにおける変動) が生じ得る。従って、このような強さの変動を排除するか平均化することにより分解能を強化する技法が提供されることが望ましい。

20

【0012】

従来システムにおける別の問題は、走査が拡張された深さ範囲にわたり行われるならば、焦点深さを広げるためにより小さな開口数が用いられねばならないことである。しかし、このことは、横方向の分解能および範囲全体にわたる受信光信号エネルギーを低下する。従って、試料内の拡張された深さ範囲にわたり大きな開口数の使用を許容する技法に対する需要が存在する。

【0013】

更に、ミラーまたは他の要素を機械的に移動することにより縦方向走査を行う結果から生じる本文に述べた問題のあるものは、この走査を電子的に、例えば光源からの入射光の光周波数即ち振幅を変化させることにより行うことにより克服することができる。しかし、例えば眼の如き動的な生物的試料をイメージ化するためのある用途に対しては、3次元走査を行うために要求される走査速度は、平行操作法が望ましいあるいは要求される如きものである。

30

【0014】

以上の如く、改善された光学的コヒーレンス領域反射計 (OCDR) の光イメージ形成および測定システム、あるいは他のイメージ形成および測定システム、特に内部または外部の試料に対して選択され、または拡張された縦方向即ち深さ範囲にわたり鮮鋭かつ高い分解能および感度で1次元、2次元および3次元走査および測定の実施が可能である、電子的に走査されるシステムに対する需要が存在する。

40

【0015】

【課題を解決するための手段】

請求項1の発明は、

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生する光源と、

光源に結合され、光路長変更装置を含み、第1の光ファイバを含む基準経路と、

光源に結合され、ビームの焦点を眼の中に合わせるための光学素子を含み、さらに眼の中でビームを走査するための光学走査手段を含むプローブ・モジュールを含み且つ第2の光ファイバを含むサンプル経路と、

光路長変更装置により変更される光と、眼の中からの反射光を組合わせ、組合わせ光出力

50

を生じさせるためのビーム組合わせ手段と、  
組合わせ光出力に光学的に結合され、干渉レスポンスに対応する出力信号を生じさせる検出器と、  
出力信号を処理し、眼の内部構造のイメージを得るために光路長変更装置及び検出器と接続されたプロセッサであって、光路長変更装置が、イメージ形成情報が得られることとなる眼の中の縦方向範囲を変更するプロセッサと、  
を備えてなる眼の中で光イメージ形成を行うシステムを提供する。

【0016】

請求項2の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、眼の中の特性によって分散された光の変動に相当するイメージの変動を伴った、眼のイメージを表示するためのディスプレイをさらに含むようにしたことを特徴とする。

10

【0017】

請求項3の発明は、請求項2記載のシステムにおいて、イメージが、眼の中の密度の変動に相当する変動を含むようにしたことを特徴とする。

【0018】

請求項4の発明は、請求項3記載のシステムにおいて、イメージの変動が階調の変動で表されるようにしたことを特徴とする。

【0019】

請求項5の発明は、請求項3記載のシステムにおいて、イメージの変動が色の変動で表されるようにしたことを特徴とする。

20

【0020】

請求項6の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、光源からの光が第3の光ファイバに結合され、ビームが光ファイバ結合器によりサンプル経路と基準経路に分割されるようにしたことを特徴とする。

【0021】

請求項7の発明は、請求項6記載のシステムにおいて、光ファイバ結合器がビーム組合わせ手段としても機能するようにしたことを特徴とする。

【0022】

請求項8の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、光学走査手段が少なくとも1つの可動ミラーを含むようにしたことを特徴とする。

30

【0023】

請求項9の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、光学走査手段が、眼の後部面でビームを走査するよう構成されるようにしたことを特徴とする。

【0024】

請求項10の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、光学走査手段が、眼の結節点の回りで回転させられる横方向の走査機構を含むようにしたことを特徴とする。

【0025】

請求項11の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、光学走査手段が、ミラーの位置に応じた角度で光を指向させるための少なくとも1つの可動ミラーを含むようにしたことを特徴とする。

40

【0026】

請求項12の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、走査手段が円形走査を達成するために回転式ミラーを含むようにしたことを特徴とする。

【0027】

請求項13の発明は、請求項1記載のシステムにおいて、プローブ・モジュールがさらにコリメーティングレンズを含むようにしたことを特徴とする。

【0028】

請求項14の発明は、請求項13記載のシステムにおいて、眼の中の焦点面が、コリメーティングレンズを移動することによりイメージ形成情報が得られる眼の中の縦方向範囲と同期されるようにしたことを特徴とする。

50

## 【 0 0 2 9 】

請求項 15 の発明は、請求項 1 記載のシステムにおいて、組合わせ光出力を、サンプルから戻る光の偏光状態に反応しない縦方向に分解能を有するイメージを生じさせるよう、プロセッサが各検出器出力を干渉計的に処理する少なくとも 1 つの検出器にそれぞれが結合される少なくとも 2 つのはっきりと偏光した組合わせ光出力に分割する偏光素子をさらに含むようにしたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 0 】

請求項 16 の発明は、請求項 1 記載のシステムにおいて、組合わされた光出力を、サンプルの複屈折に関する情報を含む縦方向に分解能を有するイメージを生じさせるよう、プロセッサが各検出器出力を干渉計的に処理する少なくとも 1 つの検出器にそれぞれが結合される少なくとも 2 つのはっきりと偏光した組合わせ光出力に分割する偏光素子をさらに含むようにしたことを特徴とする。

10

## 【 0 0 3 1 】

請求項 17 の発明は、請求項 1 記載のシステムにおいて、基準経路またはサンプル経路のどちらかに周波数シフトを与えるための手段をさらに含み、干渉情報がサンプル経路と基準経路間の差周波数で監視されるようにしたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 2 】

請求項 18 の発明は、請求項 1 記載のシステムにおいて、光学走査手段及び光路長変更装置が、眼の二次元イメージを発生するために協調して動作するようにしたことを特徴とする。

20

## 【 0 0 3 3 】

請求項 19 の発明は、請求項 1 記載のシステムにおいて、光学走査手段及び光路長装置が、眼の三次元イメージを発生するために協調して動作するようにしたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 4 】

請求項 20 の発明は、

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生するステップと、  
基準経路に沿ってビームの第 1 の部分を向け、経路が光路長変更装置を含むステップと、  
サンプル経路に沿ってビームの第 2 の部分を向けるステップと、  
サンプル経路から眼の中に光の焦点を合わせるステップと、  
光路長変更装置によって変更される光と、眼の中からの反射により変更される光を組合わせ、組合わせ光出力を生じさせるステップと、  
組合わせ光出力を監視し、干渉レスポンスに相当する出力信号を発生するステップと、  
基準経路の光路長の変化に応じて眼の中で縦方向の深さの関数として眼のミクロ構造の変動を決定するステップと、  
眼の中のミクロ構造の変化に相当する画像の変動とともに眼のイメージを表示するステップと、  
を備えてなる眼の中のミクロ構造のイメージを発生する方法を提供する。

30

## 【 0 0 3 5 】

請求項 21 の発明は、請求項 20 記載の方法において、イメージが組織の中の密度の変動に相当する変動を含むようにしたことを特徴とする。

40

## 【 0 0 3 6 】

請求項 22 の発明は、請求項 21 記載の方法において、イメージ変動が階調の変動で表されるようにしたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 7 】

請求項 23 の発明は、請求項 21 記載の方法において、イメージ変動が色の変動で表されるようにしたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 8 】

請求項 24 の発明は、請求項 20 記載の方法において、基準経路が光ファイバを含むようにしたことを特徴とする。

## 【 0 0 3 9 】

50

請求項 25 の発明は、請求項 20 記載の方法において、サンプル経路が光ファイバを含むようにしたことを特徴とする。

【0040】

請求項 26 の発明は、請求項 20 記載の方法において、ビームが眼に関して横方向に走査され、二次元イメージが表示されるようにしたことを特徴とする。

【0041】

請求項 27 の発明は、

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生する光源と、

光源に結合され、光路長変更装置を含む基準経路と、

光源に結合され、組織に対して光学的に結合されたプローブモジュールを含み、プローブモジュールは光ファイバを含んでおり、光ファイバは、体腔を測定するように構成された

10

血管鏡またはエンドスコープ等の装置のチャンネル内において支持されているサンプル経路と、

光路長変更装置により変更される光と、組織からの反射光とを組み合わせ、組み合わせ光出力を生じさせるためのビーム組み合わせ手段と、

組み合わせ光出力に光学的に結合され、干渉レスポンスに対応する出力信号を生じさせる検出器と、

出力信号を処理することによって、組織のイメージを得るために光路長変更装置及び検出器と接続されたプロセッサであって、光路長変更装置が、イメージ形成情報が得られること

20

になる組織の縦方向範囲を変更するプロセッサと、

を備えてなる体腔の中で組織光イメージ形成を行うシステムを提供する。

【0042】

請求項 28 の発明は、請求項 27 記載のシステムにおいて、体腔は管腔であり、プローブ・モジュールは、管腔に対する円周方向の走査を行うための回転走査素子を含んでいるようにしたことを特徴とする。

【0043】

請求項 29 の発明は、請求項 27 記載のシステムにおいて、プローブ・モジュールは、組織を軸方向に走査するための横方向走査素子を含んでいるようにしたことを特徴とする。

【0044】

請求項 30 の発明は、請求項 27 記載のシステムにおいて、プローブ・モジュールは、組織を前方向に走査するための横方向走査素子を含んでいるようにしたことを特徴とする。

30

【0045】

請求項 31 の発明は、請求項 27 記載のシステムにおいて、組み合わせ光出力を、少なくとも2つのはっきりと偏光した組み合わせ光出力に分割する偏光素子を含んでおり、それぞれの分割された組み合わせ光出力は、少なくとも1つの検出器に結合されており、プロセッサはそれぞれの検出器出力を処理し、組織から戻る光の偏光状態に感応しない、縦方向に分解能を有するイメージを生じさせるようにしたことを特徴とする。

【0046】

請求項 32 の発明は、請求項 27 記載のシステムにおいて、組み合わせ光出力を、少なくとも2つのはっきりと偏光した組み合わせ光出力に分割する偏光素子を含んでおり、それぞれの分割された組み合わせ光出力は、少なくとも1つの検出器に結合されており、プロセッサはそれぞれの検出器出力を処理し、組織の複屈折に関する情報を含む、縦方向に分解能を有するイメージを生じさせるようにしたことを特徴とする。

40

【0047】

請求項 33 の発明は、請求項 27 記載のシステムにおいて、基準経路またはサンプル経路のどちらか一方の光に周波数シフトを与える手段を含んでおり、干渉情報は、サンプル経路と基準経路との間の差周波数で監視されているようにしたことを特徴とする。

【0048】

請求項 34 の発明は、請求項 27 記載のシステムにおいて、組織の中の特性によって分散された光の変動に相当するイメージの変動を伴った、組織のイメージを表示するためのデ

50

ディスプレイを含んでいるようにしたことを特徴とする。

【0049】

請求項35の発明は、請求項34記載のシステムにおいて、イメージが、組織の中の密度の変動に相当する変動を含んでいるようにしたことを特徴とする。

【0050】

請求項36の発明は、請求項34記載のシステムにおいて、イメージの変動が階調で表されるようにしたことを特徴とする。

【0051】

請求項37の発明は、請求項35記載のシステムにおいて、イメージの変動が色の変動で表されるようにしたことを特徴とする。

10

【0052】

請求項38の発明は、請求項35記載のシステムにおいて、サンプル経路及び基準経路の往復群速度分散は、実質的に合致しているようにしたことを特徴とする。

【0053】

請求項39の発明は、請求項27記載のシステムにおいて、光源は、少なくとも2つの異なる波長 $\lambda_1$ ,  $\lambda_2$ を有するビームを発生させ、組合わせ光出力は、2つの周波数 $f_1$ 及び $f_2$ で変調され、2つの周波数で出力を別個に復調するための手段が設けられているようにしたことを特徴とする。

【0054】

請求項40の発明は、

20

短コヒーレンス長さを有する光のビームを発生するステップと、

基準経路に沿ってビームの第1の部分に向け、経路が光路長変更装置を含むステップと、

サンプル経路に沿ってビームの第2の部分に向けたステップと、

サンプル経路は検査モジュールを含み、検査モジュールは、体腔内を移動するように構成された血管鏡または内視鏡のような装置の通路内に支持されている光ファイバを含むステップと、

イメージを表示されることになる組織に向かって体腔内に装置及び検査モジュールを前進させるステップと、

光路長変更装置によって変更される光と、組織の中からの反射により変更される光を組合わせ、組合わせ光出力を生じさせるステップと、

30

組合わせ光出力を監視し、干渉レスポンスに相当する出力信号を発生するステップと、

基準経路の光路長の変化に応じて組織の中で縦方向の深さの関数として組織の構造の変動を決定するステップと、

組織の中の構造の変化に相当する画像の変動とともに組織のイメージを表示するステップと、

を備えてなる体腔内の組織の光学的イメージを発生する方法を提供する。

【0055】

請求項41の発明は、請求項40記載の方法において、体腔が内腔であり、さらに内腔内の光線を円周方向に走査するステップを含むようにしたことを特徴とする。

【0056】

40

請求項42の発明は、請求項40記載の方法において、体腔内の特性により散乱した光の変化に相当するイメージの変動による組織のイメージを表示するステップを含むようにしたことを特徴とする。

【0057】

請求項43の発明は、請求項40記載の方法において、イメージが組織の中の密度の変動に相当する変動を含むようにしたことを特徴とする。

【0058】

請求項44の発明は、請求項40記載の方法において、サンプル経路と基準経路の往復群速度分散がほぼ一致しているようにしたことを特徴とする。

【0059】

50

請求項 4 5 の発明は、試料における光イメージ形成および測定を実施するシステムにおいて、

短コヒーレンス長さの光源と、

基準光反射器と、

反射器に至る第 1 の光経路と、

試料に至る第 2 の光経路と、

光源からの光線を第 1 の光経路を経て反射器へ、かつ第 2 の光経路を経て試料へ送る手段と、

第 2 の光経路の長さを変化させて予め定めた速度プロファイルに従って光経路の相対長さを変化させる、該プロファイルにおける各点における瞬時速度  $V$  を有する手段と、

第 1 の経路を経て受取った反射器からの反射と、第 2 の光経路を経て受取った試料からの反射とを組み合わせる手段とを設け、結果として得る組合せた光出力は 2 つの経路における長さが一致する点において干渉縞を有し、光経路の長さ変更手段が、第 2 の光経路の長さが一致した点に対する試料における縦方向範囲位置における周期的な変化を生じ、

第 2 の光経路を成端するプローブ・モジュールを設け、該プローブ・モジュールは、点が周期的に変化させられる時、縦方向範囲焦点が実質的に長さ一致点に維持されるように、試料におけるモジュールに対する縦方向範囲の焦点を制御する手段を含み、

出力を検出する手段と、

該検出された出力を処理して試料の選択されたイメージを得る手段とを設けてなるシステムを提供する。

【 0 0 6 0 】

請求項 4 6 の発明は、

選択された波長において短コヒーレンス長さ光信号を発生する手段と、

生物学的組織に終端する基準光経路および試料光経路と、光信号は各経路を経て生物学的組織へと通り、各経路は双方向であり反射された放射を通し、

光経路からの反射光信号を相互干渉的に合成する手段と、

相互干渉的に合成されたビームの関連する経路長さにおいて被制御変量を与える手段と、

相互干渉的に合成する手段からの出力を検出する手段と、

検出手段からの出力を処理して微細構造の特徴に関する情報を得る手段と、を備え、

生物学的組織は網膜組織であり、試料光経路は患者の眼の内部に終端し、相互干渉的に合成される反射放射は網膜組織を含む、

選択された生物学的組織の微細構造の特徴を光学的に測定する装置を提供する。

【 0 0 6 1 】

請求項 4 7 の発明は、請求項 4 6 記載の装置において、選択された生物学的組織が患者の眼の網膜下組織、網膜組織そして視神経組織であり、試料光経路は患者の眼の内部に終端し、そして相互干渉的に合成された反射放射は患者の眼の組織からの放射を含むようにしたことを特徴とする。

【 0 0 6 2 】

請求項 4 8 の発明は、請求項 4 6 記載の装置において、網膜神経繊維層の厚さを測定し、そして相互干渉的に合成された反射放射は網膜神経繊維層からの反射放射を含むようにしたことを特徴とする。

【 0 0 6 3 】

請求項 4 9 の発明は、請求項 4 6 記載の装置において、

生物学的組織が複屈折の組織層であり、発生する手段は第 1 の状態に偏光されている光信号を発生し、経路において発生する手段からの信号が異なる偏光を有し、複屈折の組織層からの反射放射が複屈折の層の機能として変化する状態に偏光を有する、ような方法で経路の少なくとも 1 つを経て通る放射の偏光状態を変更する手段と、

検出する手段は干渉的に合成された出力に直交偏光状態を有する 2 つの出力に分割する手段を含み、

処理する手段は個々の相互干渉信号を得るために 2 つの出力を分離して処理する手段、そ

10

20

30

40

50

して組織層の構造に関する情報を配給するために相互干渉信号を合成する手段とを含むようにしたことを特徴とする。

【0064】

請求項50の発明は、請求項49記載の装置において、生物学的組織が複屈折の網膜組織であり、試料光経路は患者の眼に終端し、そして相互干渉的の合成された反射放射は網膜組織からの放射を含むようにしたことを特徴とする。

【0065】

請求項51の発明は、請求項50記載の装置において、当該装置が視神経繊維層の厚さを測定し、視神経繊維層は複屈折層であり、相互干渉的に合成された反射放射は視神経層からの放射を含むようにしたことを特徴とする。

10

【0066】

請求項52の発明は、請求項49記載の装置において、当該装置が視神経軸索密度を測定し、視神経繊維層は複屈折層であり、処理する手段は神経繊維層の厚さによる複屈折の遅れの変化率を決定する手段を含むようにしたことを特徴とする。

【0067】

請求項53の発明は、請求項46記載の装置において、発生する手段は、少なくとも2つの異なる波長  $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  における短コヒーレンス長さ光放射を発生する手段を含み、生物学的組織の少なくとも1つのスペクトル特性は波長  $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  の間で異なり、相互干渉的に合成する手段は、周波数  $f_1$  で変調された第1の合成光出力と周波数  $f_2$  で変調された第2の合成光出力を与える手段を含み、検出する手段は第1と第2の合成光出力を個々に復調する手段を含み、処理する手段は、2つの出力を処理し微細構造の特徴を得る手段を含むようにしたことを特徴とする。

20

【0068】

請求項54の発明は、請求項53記載の装置において、復調する手段は適切な変調周波数に中心のある選択された帯域にフィルタする手段を含むようにしたことを特徴とする。

【0069】

請求項55の発明は、請求項53記載の装置において、処理する手段は、異なる波長で試料のスペクトル特性における検出差を利用して試料の物質の少なくとも1つと試料物質の性質とを決定する手段を含むようにしたことを特徴とする。

30

【0070】

請求項56の発明は、請求項53記載の装置において、試料は、波長  $\lambda_1$  と  $\lambda_2$  の少なくとも1つにおいて異なるスペクトル特性を有する物質で構成される少なくとも2層で形成され、そして処理する手段は、異なる波長における試料のスペクトル特性における検出された差を利用して層の境界を決定する手段を含むようにしたことを特徴とする。

【0071】

本発明の上記および他の目的、特徴および利点については、添付図面に示される如き本発明の望ましい実施態様の以降の更に詳細な記述から明らかになるであろう。

【0072】

【発明の実施の形態】

40

次に本発明を実施の形態に基づき図を用いて詳細に説明する。

【0073】

まず図1Aにおいて、本発明の教示を盛込んだ光学的コヒーレンス領域反射計(OCDR)10が示される。短いコヒーレンス長さ(広スペクトル帯域幅)光源12からの出力が、光結合器14に対して1つの入力として接続されている。このような結合は、望ましい実施例では光ファイバ経路16である適当な光経路を介して行われる。光源12は、例えば、発光ダイオード、超発光ダイオードまたは適当な波長の他の白光源でよく、あるいは短パルス・レーザでもよい。このような光源は、望ましい実施例では10 $\mu$ m以下のコヒーレンス $l_c$ を持つことが望ましい。後で述べるように、光源12のコヒーレンス長さはシステムの分解能を強化するため最小化されることが望ましい。

50

## 【0074】

結合器14に対する他の入力は、光ファイバ経路20を介して結合器に与えられる可視出力を生じるレーザ18からのものである。後で更に詳細に述べるように、レーザ18はシステムの正常な動作には寄与せず、ダイオード12からの光が赤外線領域にあり従って眼に見えない時、試料と適正に整合するように可視光の光源を提供するため用いられるに過ぎない。

## 【0075】

結合器14からの出力は、光ファイバ経路24を介して結合器22に対して入力として与えられる。結合器22において受取られる光即ち光エネルギーは、走査/試料組立体28に至る第1の光ファイバ経路26と、基準組立体32に至る第2の光ファイバ経路30との間で分けられる。組立体28は、走査される試料における光経路26から受取る光を集束する1つ以上のレンズと、試料に対する光の横方向、横断方向または縦方向の運動を生じるための種々の機構とから形成されるレンズ組立体を含む。特に、望ましい実施例では、縦方向走査が基準組立体における運動により行われるが、試料またはプローブが縦方向、あるいは組立体28での他の方法で行われる縦方向走査のため移動されることもまた可能である。この組立体はまた、縦方向の走査位置と関連して焦点の縦方向即ち深さの位置を制御する機構も含む。組立体28のプローブ・モジュール部分は、患者の眼における走査およびイメージ形成あるいは測定の実行のため試料の外面に隣接して、例えば患者の眼に隣接して位置決めを行うように設計することもでき、あるいは例えば体内または他の経路を走査する血管内視鏡または内視鏡の一部として、試料の内部に定置するようにすることができる。図1Aの目的のため、走査および(または)イメージ形成される試料は組立体28内部に含まれる。本発明の色々な実施例により組立体28として機能する種々の機構が図3乃至図7に示される。

## 【0076】

全ての実施例において、プローブにより試料に対して送られる光は、プローブ・モジュールを介して再びファイバ26へ戻るように試料により反射される。経路26の光ファイバは、印加された電気信号に 응답して振動(即ち、伸縮)して光ファイバの僅かな伸縮を生じ、これによりファイバを通る光信号を変調する圧電性の結晶トランスジューサまたはアクチュエータ34の周囲に巻付けられる。後で述べるように、この付加される変調は検出を容易にする。

## 【0077】

基準組立体32は、コリメーティング・レンズ36と、第1および第2の音響光変調器38, 40と、コーナー・キューブ逆反射体42と、端部ミラー44とを含む。望ましい実施例では、コーナー・キューブ46は、このコーナー・キューブを光経路30と端部ミラー44の双方に対してあるいはこれから離れるように特定のパターンで往復運動させて試料の縦方向走査を行う機構46に取付けられる。後で更に詳細に述べるように、コーナー・キューブは均一な比較的高い速度(例えば、1cm/秒以上)で移動されて、ヘテロダイン検出を行うため用いられるドップラー・シフト変調を生じることが望ましい。キューブ42の機構46による運動の長さ即ち程度は、少なくとも試料における所要の走査深さの半分より僅かに大きい。機構46に対する走査パターンは、少なくとも走査が生じる部分において均一な速度Vを有することが望ましく、例えばランプ・パターンまたは鋸歯状パターンである。ランプ・パターンの場合は、測定またはイメージ形成はランプにおいて行われるが、両側で速度Vの鋸歯状パターンでは、走査は一方向または両方向にいずれかで移動するコーナー・キューブにより行うことができる。更に、係属中の出願で述べたように、回路の他の要素における適当な補償により正弦波または他の走査パターンを用いることができる。

## 【0078】

あるいはまた、縦方向即ち深さ次元における走査は、コーナー・キューブ42ではなく機構46の如き適当な機構により端部ミラー44を往復運動させることにより行われる。しかし、これが行われると、有効行程は50%減少されて、端部ミラー44は所定の深さ範

10

20

30

40

50

囲を止めるに等しい経路によるのではなく前記範囲より僅かに大きい経路にわたって運動させられねばならないことになる。本例における端部ミラー 44 に要求されるより大きな移動行程は、達成し得る走査速度に悪影響を及ぼし、また変調ドップラー・シフト周波数を制限し、別の変調要素の使用を必要とする。機構 46 が完全に取除かれるならば、システムは端部ミラーが往復運動する時、ウォブルの結果生じる誤差の影響を更に受け易くなる。

#### 【0079】

また、単一パス形態のためコーナー・キューブを配置することにより端部ミラーを取外すことも可能である。このような形態においては、コーナー・キューブに対する進入光がコーナー・キューブの頂点と整合される。この結果もまた有効行程の 50% の減少を生じる結果となる。更に、先に述べたように、機構 46 は基準組立体 32 において取外すことができ、縦方向走査がプローブまたは試料のいずれか一方を縦方向に運動させることにより組立体 28 において行われる。このことについては後で述べる。これが行われるならば、コーナー・キューブ 42 は必要でなく、光経路 30 からの光は直接ミラー 44 に当たる。

#### 【0080】

最後に、ドップラー・シフト周波数を用いる望ましい実施例の場合は、機構 46 がコーナー・キューブまたは端部ミラーを、先に述べたように走査範囲において実質的一定である速度で受けさせるが、これから述べるある実施例の場合は、縦方向におけるドップラー・シフト変調は用いられず主として所要の走査深さを制御するようにミラーの運動が生じる。このような実施例および他の実施例では、機構 46 は所要の走査深さを制御するため歩進状に動作する。

#### 【0081】

結合器 22 と走査される試料の選択された深さ点との間の経路 26 の合計長さと、結合器 22 とミラー 44 間の経路 30 の合計長さとは、選択された深さ範囲の走査中試料の各深さ点に対して実質的に等しくしなければならない。更に、空間分解能を低下させるグループの速度分散を防止するため、経路 26 および 30 における光ファイバの長さもまた実質的に等しくなければならない。あるいはまた、グループ速度分散は、不均衡を補償するため既知のグループ速度分散と厚さの光学的物質を光経路に置くことにより等しくすることができる。例えば、基準経路におけるファイバが試料プローブにおけるそれよりも短いことを必要とする場合は、構成分散材料の長さを基準経路に含めることができる。このシステムにおいて使用される光ファイバの終端が反射を最小化し処理能力を最大化するため付角研磨および(または)反射防止コーティングが施されることもまた重要である。

#### 【0082】

機構 46 は、変位機能を実施するための種々の装置のどれかでよい。例えば、機構 46 はステッピング・モータでよく、その運動が均等な速度が要求される実施例に対する平均化機構を介してコーナー・キューブ 42 またはミラー 44 に与えられる。DC サーボ・モータもまた、所要の運動を得るため使用することができる種々の電磁アクチュエータ、例えばスピーカ・コイルもまたこの機能のために用いることができる。このような電磁アクチュエータにより、必要な場所において均等な運動を生じるためにミラー位置の検出およびそのサーボ制御が要求される。更に、均等運動システムにおいて、ミラー移動経路の各地点における所要のミラー位置を示す信号を、実際のミラー位置の検出器からの信号、および運動するミラーを所要の一定速度に維持するようにアクチュエータを制御するため使用される結果として生じるエラー信号と対比することができる。機構 46 に対するサーボ制御検流計が駆動する直線の変位装置を使用することもできる。

#### 【0083】

基準組立体 32 における 1 つのあり得る問題は、距離の決定精度に悪影響を及ぼすおそれがある変位されつつあるミラーの揺動である。このような揺動は、図 1 A の実施例においてコーナー・キューブ 42 により部分的に補償され、このコーナー・キューブは一般にビームが入射する角度の如何に拘わらずビームが常にビームが入射した正確に同じ方向に戻るといった特性を有する。当技術において公知の他の手法もまた揺動問題に対処するために

10

20

30

40

50

用いることができる。

【0084】

組立体28および32から受取る反射は、それぞれ光経路26, 30を介して光結合器22へ与えられる。これらの信号は結合器22において合成され、長さと一致する反射(即ち、基準経路長の差が光源のコヒーレンス長さより小さい場合の反射)に対する干渉縞を結果として生じ、この結果として得た合成出力が光ファイバ経路50に結合される。

【0085】

基準および試料光経路から戻る光間の干渉を最大化するためには、それらの偏光が実質的に同じでなければならない。この偏光の一致を確保するため、偏光コントローラが光経路26または30の1つに配置される。例示の目的のため、偏光コントローラ51が図1Aにおいて光経路30に示されている。このような偏光コントローラは、光ファイバ経路における偏光の変化を補償する。あるいはまた、所要の結果を達成するために偏光を維持するファイバおよび結合器をシステムにおいて用いることができる。更に、偏光が不規則に変化する用途においては、信号のフェージングを取除くために偏光の発散受取り装置をシステムにおいて用いることができる。このような偏光の発散受取り装置は当技術において公知である。

10

【0086】

光ファイバ経路50における光信号は、経路50からの光合成信号を対応する電流で変化する電気信号へ変換するフォトダイオード52に与えられる。フォトダイオード52からの出力線54における電流で変化する電気信号は、相互インピーダンス増幅器(TIA)55または他の適当な手段により電圧で変化する信号へ変換されることが望ましく、TIA出力は復調器56に対して入力として与えられる。

20

【0087】

本発明の教示を実施する際に種々の復調形態を用いることができる。その最も簡単な形態においては、復調器56は、合成出力信号の変調周波数付近を中心とする帯域通過フィルタ58と、エンベロープ検出器とからなる。このフィルタは、問題となる信号のみが探されて出力からノイズを除去することを保証する。このため、システムの信号対雑音比を強化し、これによりシステムの感度を強化する。フィルタされた信号は次にエンベロープ検出器へ与えられる。

【0088】

復調器56におけるエンベロープ検出器は、整流器62と以降の低域通過フィルタ64とからなる。この2番目のフィルタは、ベースバンド信号から高周波成分を除去する。復調器はまた、整流器の前後のいずれかにおける、ダイナミック・レンジ圧縮のための対数増幅器66をも含む。対数増幅器が使用されない場合は、対数圧縮はシステムのどこか他の場所、例えば処理用コンピュータで行われる。対数圧縮がなければ、境界からの強い反射がスケールオフするかあるいは弱い反射が眼に見えないかのいずれかである。

30

【0089】

先に述べた例示の復調器は、ヘテロダイン復調器の1形式である。しかし、当技術において公知である種々の他の復調器機能を実施するため使用することができる。

【0090】

回路56からの復調出力は、問題となる干渉エンベロープ信号である。種々の目的のための医者、技術者あるいは他の人員により使用されるこのようなアナログ信号の視聴覚的記録を得るため、適当なプリンタ68が使用される。望ましい実施例では、復調器56からのアナログ出力が、プリンタ68に加えあるいはその代わりに、アナログ/デジタル・コンバータ70を介して所要のアナログ表示を行うようにプログラムされる適当なコンピュータ72へ送られる。1つ以上の記憶装置74がコンピュータ72に設けられる。コンピュータ72は、例えば、陰極線管モニターの如き適当な表示装置76上の復調された信号の表示を制御し、あるいは所要の記録を生じるように適当なプリンタを制御する。

40

【0091】

プリンタまたはコンピュータの表示を用いて走査されたイメージを再生する場合、走査イ

50

メージの濃度の如き特性はグレースケール・レベル（即ち、高い密度に対しては暗く、低い密度に対しては明るく）を用いて再生されるか、あるいは「類似カラー」イメージが特性を表わすカラー・スペクトルにおける青から赤のカラーで生成される。更に、コンピュータ72は、復調されたエンベロープ信号における種々の問題点を検出し、また測定を行いあるいはこのような検出に基いて他の有効な決定を行う。コンピュータ72は、適当にプログラムされた標準的なプロセッサでよく、あるいは特殊目的のプロセッサが所要の機能の一部または全てを実施するために提供される。

#### 【0092】

ある実施例においては、図1Aに示されるOCDRが用いられ、コーナー・キューブ42が中間的であるが均一な速度で機構46により走査される。本論の目的のために、コーナー・キューブまたはミラーの運動により生じるドップラー周波数シフトが無視し得ないが、システムに対する主たる低周波ノイズに該当するに充分なだけ中間的な走査速度について考察する。ノイズ・スペクトルは、光源12、機械的構成要素および電気回路における変動の結果生じるノイズを含む。高い走査速度の時は、ドップラー周波数シフトが主な低周波ノイズより高くなる。ドップラー・シフト周波数 $f_D$ はコーナー・キューブ42の変位から結果として生じ、コーナー・キューブの場合、式： $f_D \sim 4V/\lambda$ により与えられる。ここで $V$ は、キューブが所与の時間に移動される速度、 $\lambda$ は光源Nの光波長である。コーナー・キューブが使用されない場合は、 $f_D \sim 2V/\lambda$ となる。このように、ミラーが変位される時、ウォブルを補償することに加えて、コーナー・キューブはまたドップラー・シフト周波数を倍増し、機構46の所与の速度 $V$ に対する有効走査行程を倍増する。

#### 【0093】

ドップラー・シフトがノイズの克服のため必要な帯域幅より小さい場合（ドップラー・シフト周波数が実質的にゼロであり、歩進状の縦方向走査が行われる場合及び縦方向走査が行われない場合も含む。）、変調周波数を主たるノイズ・スペクトル以上にシフトさせるためには別の変調が必要とされる。図1Aにおいて、これは、圧電トランスジューサ34の使用により正弦波位相変調を生じることにより行われる。図1Aでは別の変調が試料経路26における発振器またはトランスジューサの使用により誘起されるが、このような変調は経路30においても生じることができる。端部ミラー44の相等する圧電変調もまた使用することができる。更に、圧電トランスジューサ34に加えて、このような付加的な変調に必要な小さな運動が、電磁要素、静電要素、または小さな略々正弦波形運動を生じるための当技術において公知の他の要素を用いて達成可能である。

#### 【0094】

あるいはまた、図1Aに示されるように、このような付加的な変調は、音響光変調器（AOM）を介して光を基準アームおよび（または）試料アームに通すことにより達成可能である。このような変調器は、光ビームの周波数シフトを生じ、またこれによりビームをシフトするドップラー・シフトと略々等価である効果を生じる。このような音響光変調器は、ある場合には、ミラーまたはコーナー・キューブの運動の代わりに用いることができる。図1Aに示される如きバルク光学装置であり得、あるいは比較的小さな直線的な光ファイバAOMでもよいAOMは、キャリア周波数を有効に増加させて高速度走査を可能にする。このような目的のためには1つのAOMで充分であるが、図1Aに示されるように2個のAOMを使用することができる。2個のAOMに対する理由は、AOMが通常はこのような用途に要求されるよりもはるかに高い周波数で駆動されること、検出周波数が2個のAOMを異なる周波数で駆動することにより所要の周波数へ下げられることであり、検出器の周波数は差の周波数であるためである。

#### 【0095】

要素34から、あるいは光経路長さを変調する他の適当な手段からの付加的な変調は、周波数 $f_M$ であり、この変調器の発振振幅は、ピーク・ピーク発振運動または光遅れの変化が光源12の波長 $\lambda$ の略々半分であるように変化される。付加的な変調音響ドップラー・シフト周波数の合成結果は、出力エンベロープを変調周波数 $f_D$ 、 $f_M + f_D$ 、 $f_M - f_D$ 、および $f_M \pm f_D$ のより高い高周波にさせる。 $f_M$ は通常はノイズ・スペクトルおよ

10

20

30

40

50

びアライジング問題を克服するに十分な高さになるように選定される。

【0096】

光検出器54からの出力の復調は、通常は $(f_M \pm f_D)$ および(または) $(f_M - f_D)$ における。例示の目的ため、復調が $(f_M \pm f_D)$ におけるものと仮定する。このため、帯域通過フィルタ58に対する中心周波数は、周波数 $(f_M \pm f_D)$ に対してセットされる。フィルタ58に対する帯域幅は、信号の拡張および歪みを避けるため、受取られる信号の半値全幅(FWHM)帯域幅の略々2乃至3倍でなければならない。低域通過フィルタ64の帯域幅は、典型的には帯域通過フィルタ58のそれと略々同じである。結果として生じるドップラー・シフト周波数が主たるノイズ・スペクトルよりも高くなるようにキューブ42が移動しつつある速度が十分に高い速度を有し、かつ横方走査が信号のアライジングを生じないように十分に広い間は、変調器34, 38, 40の如き装置による付加的な変調は不要であり、このことは関わる広帯域の故に2次元または3次元の走査ではあり得ない。

10

【0097】

この点に対して論述した実施例では、キューブ42の走査は少なくとも走査間隔では一定速度であった。しかし、サーボ制御される一定速度の機械的装置により達成できない高い反復率での非常に高い走査の場合は、共振的に(正弦波形)駆動される機械的アクチュエータをキューブ42またはミラー44の駆動のために使用することができる。これらのアクチュエータは、機械的アクチュエータ・システムの共振周波数で電流磁氣的または電磁氣的に駆動することができる。正弦波形駆動を許容するために要するシステムに対する調整については、図1Cに関して後で論述する。あるいはまた、より高い速度の走査が要求される場合は、走査を行うために機械的手法の代わりに光電氣的手法を用いることができる。例えば、光経路を変更するために音響光変調器または他の光電氣変調器を用いることができる。しかし、このような装置は現在では高価であり、範囲が制限されており、従ってこのような装置はほとんどの用途に対しては選好されない。

20

【0098】

図1Bは、縦方向のレンジ情報が、光コヒーレンス領域反射法ではなく光周波数領域の反射法により得られる本発明の別の実施例を示している。同図では、また残りの図においては、共通の要素を示すため同じ参照番号が用いられる。要素が僅かに変更された前の図における共通要素を示すためにはプライムを付した番号が用いられる。

30

【0099】

図1Bは、当技術において公知の多くの方法の1つにおいて周波数変調可能なスペクトル的にコヒーレントな光源79を用いる光周波数領域反射計を示す。光源79は、信号発生器78により線形FMチャープの形態で周波数変調される。光源79からの出力は、図1Aに関して述べた同じ光経路を通過して走査/試料組立体28および端部ミラー44に至る。光経路の長さの変化は縦方向走査の実施のため本発明の本実施例のために用いられないため、図1Aに示した基準組立体の残部は不要であり、変調器34, 38および40もまた同様である。レンズ36の如きレンズは必要であるかあるいは不要である。

【0100】

組立体28における試料および基準ミラー44からの反射光は、光ファイバ結合器22において合成されて光経路50を経て広帯域光検出器52へ送られ、ここでこれらの光は光学的に干渉する。広帯域光検出器52および相互インピーダンス増幅器55は、検出された信号を増幅するため使用される。検出された光干渉は、試料の反射と基準ミラー44からの反射との間で差の経路長さに比例するRF周波数を生じる。電氣的プロセッサ81においてこのような周波数情報を空間情報へ変換する当技術において公知の種々の方法が存在する。これらは、逆フーリエ変換手法による波形レコーダの使用を含む。線形性、スペクトル・コヒーレンス、変調帯域幅および周波数偏差を確保することの要件およびその手法は全て当技術において公知であり、かかる手法は図1Bの実施例において用いることができる。プロセッサ81からの出力は、A/Dコンバータ70を用いてデジタル化され、図1Aに関して述べた方法でコンピュータ72により処理される。プリンタおよ

40

50

びディスプレイは、図 1 A に示された実施例に対する如く、本発明の本実施例に対して提供される。適当な修正により、本発明の教示もまた線形的にチャープされた強さを修正した光源を用いて実施することができる。

#### 【 0 1 0 1 】

先に述べたように、アクチュエータ 4 6 が正弦波形または他の非線形速度特性を有する場合、ドップラー・シフト周波数  $f_D$  はもはや一定ではなく、復調器 5 6 をこのキャリア周波数の変動に対応させねばならない。この目的を達成するための少なくとも 2 つの方法がある。いずれの場合も、図 1 C におけるシステム 1 0 C に対して示した如く、出力線 8 7 がアクチュエータ 4 6 における位置センサから設けられる。簡単にするため、同図における基準組立体はアクチュエータ 4 6 により線方向に移動される端部ミラー 4 4 として示される。線 8 7 における電圧は、通常アクチュエータの位置、このためミラー 4 4 に対する位置の関数として変化するが、位置センサ出力もまた電流で変化する。センサがデジタル出力を生じるならば、線 8 7 は A / D コンバータ 7 0 を介することなくコンピュータ 7 2 に接続される。コンピュータ 7 2 で受取られる強さおよび他の入力が入力される試料における走査位置と関連させられるようにアクチュエータ 4 6 が非線形速度特性を有する時、線 8 7 における信号が要求される。このような相関関係は、位置が入力が受取られる時から決定できる線形走査では必要とされない。

#### 【 0 1 0 2 】

より簡単な手法では、帯域通過フィルタ 5 8 および低域通過フィルタ 6 4 に対する受入れ帯域が増やされて、ミラー 4 4 の正弦波形運動の大きな部分にわたりドップラー・シフト周波数  $f_D$  における変動を許容する。これらの変動は、V における変動と共に  $f_D$  が直接変化する故に生じる。このように増やされた復調器の受入れ帯域幅は、ノイズの受入れの増加を導き、これにより低下した検出感度を結果としてもたらす。しかし、この手法は簡単であり、検出感度の要件が厳しくない場合に用いることができる。更に、受入れ帯域幅のこのような増加は、信号帯域幅  $f_{FWHM}$  が既に  $f_D$  に対して大きい時は比較的小さく、この状態はコヒーレンス長さが非常に小さい時に生じる。

#### 【 0 1 0 3 】

図 1 C は、復調周波数がスーパーヘテロダイン・システムを用いて瞬間的なドップラー・シフト周波数に動的に同調される第 2 の手法を示している。アクチュエータ即ち駆動機構 4 6 におけるセンサは、電圧制御発振器 9 5 に与えられる前に利得回路 9 1 およびバイアス回路 9 3 により修正される線 8 9 における速度依存電圧を生じる。発振器 9 5 からの出力は、増幅器 5 5 を介して検出器 5 2 からの出力により回路 9 7 において乗じられる。VCO 9 5 に与えられる信号の利得およびバイアスは、乗算器 9 7 からの出力における変調周波数が帯域通過フィルタ 5 8 に対する中心周波数として選択される所要の中心周波数において実質的に一定であるように調整される。図 1 A の実施例におけるように、フィルタ 5 8 の帯域幅はピーク信号の帯域幅の 2 乃至 3 倍にセットされ、線 8 7 における位置センサ出力の必要を除いて、検出および処理の残部は図 1 A に関して先に述べたものと略々同じである。

#### 【 0 1 0 4 】

図 1 D は、光ファイバではなくバルク光学系が用いられること、および異なる波長である 2 つの光源 1 2 A および 1 2 B を提供することにより空間特性を観察する能力が強化されることを除いて、図 1 A と似たシステム 1 0 D を示す。多数の波長オプションがバルク光学系の実施例に関して例示の目的のため示されるが、多数の波長もまた光ファイバの実施例で使用できかつ使用できることが望ましいことを理解すべきである。光源 1 2 A および 1 2 B は、異なる波長で動作するよう設計された同じ形式の光源でよく、あるいは異なる形式の光源でもよい。光源 1 2 A および 1 2 B からの出力は結合器 6 0 において組合わされ、その光出力は結合器 5 9 に与えられる。結合器 5 9 に対する他の入力、レーザ 1 8、例えばヘリウム・ネオン・レーザからの出力であり、その利得は整合目的のためにのみ使用される。結合器 6 0 および 5 9 は、例えば、2 色ビーム・スプリッタ、偏光ビーム・スプリッタまたは通常のビーム・スプリッタでよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 5 】

結合器 5 9 からの出力は、ビーム・スプリッタ 6 1 および 6 5 へ与えられる。ビーム・スプリッタ 6 1 は、その入力の一部をレンズ 3 6 を経てミラー 4 4 へ与え、また光線をビーム・スプリッタ 6 5 へ通し、このビーム・スプリッタがこの光線をレンズ 8 2 を経て試料 8 4 へ与える。ミラー 4 4 からの反射は、レンズ 3 6、ビーム・スプリッタ 6 1 およびミラー 6 7 を介して相互干渉結合器 6 9 へ与えられる。ミラー 4 4 およびレンズ 3 6 は、図 1 C に関して述べた機構 4 6 の如き機構により運動させられる変位段の一部である。先に述べたように、このような変位が主たるノイズ・スペクトルより下方の  $f_D$  の如き速度で行われるならば、例えばミラー 4 4 を変調器 7 5 の制御下で振動させられる圧電クリスタル 6 3 へ取付けることもまた必要である。これを実施するための他の方法については先に述べた。試料 8 4 からの反射は、レンズ 8 2 およびビーム・スプリッタ 6 5 を介して相互干渉結合器 6 9 へ与えられる。

10

## 【 0 1 0 6 】

結合器 6 9 からの出力は、整合目的のため使用される CCD カメラ 7 へ与えられ、またレンズ 7 3 を介して光検出器 5 2 へ与えられる。検出器からの出力は、2 つの別個の経路を介して与えられる。各経路は、所与の光源 1 2 に対するドップラー・シフト周波数  $f_D$  と対応する中心周波数を持つ帯域通過フィルタ 5 8 を含む復調器 5 6 A、5 6 B を含んでいる。 $f_D$  が光源の波長の関数として逆方向に変化するため、各復調器は適当な光源の波長と対応する信号のみを復調して、2 つの光源波長から結果として得る出力を分けることを許容する。対応する A - D コンバータ 7 0 を介して与えられた後、この 2 つの出力はコン

20

## 【 0 1 0 7 】

あるいはまた、検出器 5 2 は各損失の波長に対応して設けられ、この場合各光検出器の前には適当な通過帯域を持つ適当な波長のみを伝送する光波長フィルタが設けられる。ビーム・スプリッタは、復調器を検出器出力側に置いて光波長フィルタの前に設けられる。

## 【 0 1 0 8 】

図 1 D および先の論議においては僅かに 2 つの個々の信号 が示されたが、このことは本発明に対する限定ではなく、より多数の光源および検出器（および（または）復調器回路）を適当な用途のため設けることができる。

## 【 0 1 0 9 】

例えばシステム 1 0 A または 1 0 D の動作を説明する目的のため、試料 8 4 が人間または動物の患者の眼であると仮定しよう。測定が行われる時、重要である 3 つの整合が存在する。第 1 に、ビームは所要の角度で試料に進入するように試料に対して整合されねばならない。この角度は、通常は眼の層の角度と直角をなす角度である。第 2 に、ビームは問題となる試料領域上に側方に配置されねばならない。これは、ビームの側方位置の対照点である。最後に、ビームは眼における問題のレベルで集束されねばならない。これらの整合機能の各々を実施するため多数の手法が用いられる。

30

## 【 0 1 1 0 】

特に、所要の入射角度を得るために多数の異なる手法を用いることができる。ビームが前記層即ち、反射される前に対して直角となる反射が一般に実質的に最大化されるため、整合を達成する 1 つの簡単な方法は、プローブ 8 0、ビーム・スプリッタ 6 5 またはレンズ 8 2 および（または）試料（即ち、患者の眼）の位置即ち角度を調整することであり、基準アームを固定して試料からの反射を検出することである。このため、検出された反射のエネルギーが最大となる整合は、所要の整合角度となる。通常は、この手法を用いて比較的迅速に所要の角度を見出すことが可能である。

40

## 【 0 1 1 1 】

角度の整合を達成するための第 2 の手法は、基準アームが固定されないことを除いて第 1 の方法と似ており、通常読みがシステムから行われると、整合は出力を最大化する整合が得られるまで手動により調整される。

## 【 0 1 1 2 】

50

第3の方法は、ビームの整合を検出するためビームが反射される方向に見ることである。これを直接行うことは、特にファイバを用いる時に難しいため、このような決定は一般に、試料からビームの位置を測定することができるCCDカメラ71(図1D)の如き装置に対して反射されるビームの一部を指向するビーム・スプリッタを提供することにより行われる。この装置は、ビームが試料に対して適正に整合される時カメラにビームが当たる地点が決定されるように、最初にシステムにより較正される。次いで、動作において、先に決定された地点におけるCCDカメラにビームが当たる整合角度が得られるまで試料およびプローブを調整することができる。

【0113】

側方位置の整合は、この時手動により最もよく行われる。この操作を行うために、レーザ18が投入される。光源12は、この操作のためにはオンの状態でもオフの状態でもよい。レーザ18は、ビームが当たる眼の側方位置の狭いビームの視覚的表示を行い、次にビームが所要の位置に当たるまでプローブ・ビームまたは患者のいずれかの位置が手動により調整される。光源12からの光が可視帯域にあるならば、レーザ18は必要がなく、光源12からの光を整合のため使用することができる。

10

【0114】

読みを行うため用いられる集束円錐角が、できるだけ大きな開口数(円錐角)を持つことの要求度を、公報散乱または反射された光が有効にファイバ(あるいは、ファイバが用いられない場合他の光経路26)へ戻るよう接続されるフィールドの所要の縦方向範囲即ち深さが得られることに対して均衡化することにより決定される。大きな開口数は、試料面上の鉛直入射を生じるための、また戻る光線が広い立体角にわたり分散される後方散乱の測定のための角度整合の厳密さを緩和し、広い円錐角はファイバに対する結合を増す。しかし、大きな円錐角は縦方向の範囲を減少する。このため、開口数即ちFナンバーは、測定が行われるべき眼または他の試料における領域の縦方向の限度に等しい視野の深度と対応するように選定されるべきである。この論議の目的のために、視野の深度はファイバに対する背面結合効率が半分に減じる焦点面からの縦方向距離として定義される。

20

【0115】

他の整合における如く、試料および(または)プローブは、システムが試料内即ち眼の内部の所要の点に集束されるまで相互に移動される。レーザによる場合でも、焦点の視覚的決定は難しいため、含焦を行う望ましい方法は、例えばディスプレイ76上に得られる出力でシステムを操作することである。後で論議するように、このような出力におけるある高い振幅点は、特定の層または眼における移動を表わし、焦点はこの移動が走査における所要の点において生じるまで調整することができる。

30

【0116】

整合が一端行われると、システムは所要の測定を行うように用いることができる。このような測定を行うため、測定レーザ18がオフにされ、光源12がオンにされる。既にオンでなければ機構43または43もまたオンにされて、キューブ、またはミラーの所要の運動を生じる。機構43, 43が十分に高い速度で運動しなければ、圧電変調器34または63をオンにすることも必要である。

【0117】

先に述べたように、光源12は、当たる低コヒーレンス長さがスペクトル的に広くなければならない。このため、略々10 $\mu$ mのコヒーレンス長さを持つ先に述べた形式の光源の場合は、10 $\mu$ mまでの空間的な分離、従って分解能が得られる。これは、他の現在入手可能な装置において得られるものよりもはるかに高い分解能である。

40

【0118】

経路の長さ26, 30は、最初は試料28における所要の初期走査深さにおいて集束されるビームと等しい。ミラー44(または、キューブ42)がレンズ36から遠去るように移動されるに伴い、経路長さが等しい試料における点が試料内の連続的に増加する深さまで走査される。走行における各点において反射が生じ、光が通過する物質に対す屈折率およびかかる屈折率の境界域の関数である光の散乱が生じる。干渉縞は、試料における地点

50

までの経路長さ ( $L_s$ ) と電流ミラーの位置までの経路長さ ( $L_m$ ) との間の差が光源のコヒーレンス長さ ( $CL$ ) より小さい (即ち、 $L_s - L_m < CL$ ) 試料における深さ点に対して生じる。従って、光源のコヒーレンス長さが得られるシステムの分解能を決定する。これは、コヒーレンス長さをできるだけ小さく保持する理由である。

#### 【0119】

結合器 22 または 69 からの干渉出力は、このように試料内の特定深さで得られる反射または散乱を表わす。走査中に得られる連続的な干渉計出力は、走査深さにおける媒体の散乱特性に従って、反射が通常最大となる試料内の光学的接合点におけるピーク値を持ち、予め定めたパターンにおけるある小さいピークを持つ図 2A に示されるものの如きエンベロープ信号を形成する。

10

#### 【0120】

ミラーが速度  $V$  で走査されつつある時、周波数  $f_D \sim 2V / \lambda$  (コーナー・キューブが移動される図 1A の場合は、 $\sim 4V / 2\lambda$ ) を有するドップラー・シフト周波数は、図 2B における強さの出力の小さな部分について示される如くエンベロープ信号に重ねられる。但し、 $V$  はミラーが移動される速度、 $\lambda$  が光源 12 の波長である。図 2C は、復調後のこの同じ出力部分を示している。

#### 【0121】

先に示した式から、ドップラー・シフト周波数が光源 12 の波長に依存することが判る。このため、2つの別個の光エネルギー源 12A および 12B が提供される図 1D に示した実施例の場合は、結合部 69 からの干渉計出力は異なる波長における吸収および反射における差の関数である2つの個々のエンベロープを含み、各干渉出力が異なるドップラー・シフト周波数で変調されることになる。このため、先に示したように、各復調器 56 における帯域通過フィルタ 58 は、ドップラー・シフト周波数の別の1つに対する中心周波数および帯域幅を持つように選択され、あるいは多数の検出器による光の濾波が用いられてこれら2つの信号の検出および分離を可能にする。

20

#### 【0122】

2つ以上の異なる波長における干渉計検出を行うことができることは、特異な利点を提供する。これらの利点は、種々の試料素材の吸収、反射および他の光学的特性が波長と共に変化するという事実から起生する。このため、2つ以上の波長における測定を行うことにより、波長に依存する吸収および散乱の如き試料の光学的特性のスペクトル特性を許容する。特に、後方散乱の対数減衰率は、異なる物質に対しては異なり、ある所与の物質では、波長と共に変化し得る。物質からの異なる波長における後方散乱パターンを観察することにより、またおそらくは試料の層からの後方散乱または反射減衰の平均率を観察することにより、この層の物質に関する情報または種々の物質特性が得られる。種々のスペクトル特性の測定は、それ自体が問題となり、また2つの試料層、例えば類似する光学的特性の故に1つの波長測定では弁別することが通常は困難である2つの組織層の間を弁別するためにも使用される。特に、不整合の如き見かけ上の効果は、境界を更に容易かつ正確に識別することを可能にするように補償される。基本的には、このような境界は、絶対値ではなく比で調べることにより識別される。

30

#### 【0123】

図 3A は、図 1A ~ 図 1B の組立体 28 に対する1つの比較的な実施例を示す。この実施例では、ファイバ 26 はプローブ・モジュール 80 で終る。このプローブ・モジュールは、1つ以上のイメージ形成レンズを含み、ファイバ 26 の出力と走査される試料 84 との間に位置された1つのレンズ 82 が図に示されている。適当な線形変位段または他の機構 86 が、2次元走査を行うためプローブ・モジュール 80 を試料 84 に対して横断方向または側方に移動させるように接続される。同様な機構 (図示せず) が、試料 84 の3次元走査を行うためプローブを横断方向または側方の前記とは別の方向に移動させるため設けられている (以下本文においては、時に横断方向および側方走査はまとめて横断方向走査と呼ばれる)。機構 86 は、ステッピング・モータあるいは他の適当な位置決め機構であり、コンピュータ 72 は (図 1) によるか、あるいは試料 84 における走査の位置がコ

40

50

ンピュータにより知られるようにコンピュータ72に位置決め情報を提供する位置決めコンピュータにより制御されることが望ましい。あるいはまた、プローブ・モジュール80は静止状態のままであり、試料84は矢印88で示される如く所要の多次元走査を行うため1次元または2次元で変位することができる。更に、先に述べたように、プローブ・モジュール80または試料84は、走査のための縦方向位置を生じるように適当な変位機構により縦方向に移動することができる。これは、コーナー・キューブまたは端部ミラーの移動の代わりにあるいはこの移動と関連して行われることになる。

#### 【0124】

図3Bは、プローブ・モジュールが第1のコリメーティング・レンズ90と、時に瞳孔面と呼ばれる面内の1つ以上の軸の周囲に検流計または他の適当な機構100により回転することができる変向ミラー92と、2つの別の集束レンズ94, 96とを含む本発明の別の実施例を示している。この試料は、眼84として示される。図3Bでは、焦点は眼84の後方またはその付近にあり、ビームは、ミラー92が枢軸98および(または)これに直角をなす枢軸の周囲で機構100により回転させられる時、眼の背面に沿って異なる地点を走査するため略々接眼レンズの位置における眼のノード点の周囲に枢動させられる。この場合もまた、ミラー92の位置は適当な方法でコンピュータ72に対して通信される。

10

#### 【0125】

更に、先に述べたように、コーナー・キューブ42が機構46によって移動される時、検出が生じる眼84における縦方向または深さ地点が変化させられる。しかし、図3Bに示されるように、眼における光ビーム102に対する焦点深さは一定のままである。このため、所与の深さの走査の多くは、ビーム102が読取りが行われる地点に対して焦点が外れる。この問題を克服するため、走査機構46と同期されかつ集束レンズ90を光が通る方向と平行な方向に移動させる走査機構104が提供される。これは、試料84におけるビーム102に対する焦点深さにおける変化を生じる。ドライブ46および104が同期されると、眼84におけるビーム102の焦点は、各時点において眼で走査される地点と実質的に等しくさせることができ、測定およびイメージ形成のための最適の解決法を提供する。焦点を縦方向に変更するための技術において公知の他の手法もまた、焦点と検出を同期させるために用いることができる。

20

#### 【0126】

図3Bにおいて、1つの瞳孔面内で1つまたは2つの横断方向次元で走査が行われる。図3Cは、2つの1軸走査ミラーが用いられ、別の走査ミラー106が第2の瞳孔面内に設けられ、このミラーが検流計または他の適当な機構110により軸108の周囲でミラー92の回転方向に対して直角の方向に走査される。ミラー106から反射された光は、レンズ112, 114を通過して眼84の開口を通過して眼における選定された焦点に達し、この焦点は3次元で変化し得る。図3Bおよび図3Cにおけるこの検流計で駆動されるミラー92および106は、回転する多角形ミラーまたは他のビーム指向装置により置換することができる。先に述べた実施例における如く、位置に関する情報は、適正なイメージ形成および処理を可能にするためコンピュータ72へ通信される。

30

#### 【0127】

図3Dは、組立体25の更に別の実施例を示し、これにおいては、瞳孔面内のミラー92が適当な回転運動機構95により軸93の周囲に回転させられ、またそのピッチがピッチ変更機構97により変更される。その結果、眼84の円形走査を生じ、円の大きさ(即ち、直径)がミラー92のピッチ角に従って走査される。図3Dの構成は、例えば、患者の眼の感光神経頭の周囲を走査するため用いることができ、この走査は2次元走査を提供するように処理される。機械的な指向機構について先に述べたが、当技術において公知である光電指向機構もまた用いることができる。

40

#### 【0128】

図4Aおよび図4Bは、組立体28に対する更に別の実施例を示し、これにおいては、ファイバ26が枢着点103を介して静止ハウジング105に取付けられる鞘部101に埋

50

設される。鞘部 101 はハウジング 105 に固定された機構 107 上に静置し、この機構は例えば圧電クリスタル、ステッピング・モータ、電磁アクチュエータ、静電アクチュエータなどでよい。機構 107 が鞘部 101 を移動させるに伴い、ファイバ 26 の先端部は横方向に移動させられる。この運動は、眼 84 における固定された進入点 (図 4 A) の周囲で付角走査、従って眼の焦点面における横方向走査か、あるいは試料 84 の如き試料 (図 4 B) に沿う横方向走査のいずれかにレンズにより交換される。レンズ 109 は、縦方向走査を制御するかあるいは試料 84 における集束を図 1 A ~ 図 1 B に関して前に述べた方法の 1 つにおいて行われる縦方向走査と同期させるため、図 4 B における縦方向に運動し得る如く示される。必要に応じて、枢動部 103 は取除くことができ、その結果鞘部 101 は、ある角度方向に運動する代わりに機構 107 の動作の結果として上下に直線的に運動する。

10

#### 【0129】

図 5 は、プローブ・モジュールが、血管、食道などの如き管状構造 120 のイメージ形成を行うために使用される血管内視鏡または内視鏡の一部である別の実施例を示している。ファイバ 26 の遠端部は、外側鞘部 124 の内部に回転自在に支持される内側鞘部 122 に埋設されている。内側鞘部 122 は、ファイバ 26 の遠端部に形成されたレンズ 126 を有し、外側鞘部 124 の端部を越えて延長する付角ミラー面 128 で終わっている。プローブ・モジュール 121 は、血管壁を 1 次元で走査するため、血管壁 120 に沿って (即ち、矢印 130 の方向に) 側方に手動あるいは適当な駆動機構により移動させられ、一部をなすミラー 128 を含む内側鞘部 122 は 2 次元で血管壁を走査するため外側鞘部 124 に対して回転させることができる。機構 46 の制御下でのコーナー・キューブ 42 の連動は、血管壁の深さ次元での走査を生じて 3 次元走査を行い、あるいは深さ次元におけるかかる走査は先に述べた手法の 1 つによって達成される。図 5 に示される実施例の場合は、経路 26 に対して所要の等しい長さを維持するためには、プローブ・モジュール 121 が血管壁に沿う方向 130 で実質的な距離だけ移動するため、ファイバ 26 は最初ある量の弛みを与えることができ、あるいはこの方向の運動を許容するためカール即ちコイル状にすることもできる。

20

#### 【0130】

図 6 に示される内視鏡プローブ 140 は、ファイバ 26 の遠端部のレンズ 90 と、検流計で制御するミラー 92 と、図 3 B における対応する要素と同じ方法で機能し略々同じ機能を生じる集束レンズ 94 とを有する。レンズ 94 からの出力ビーム 142 は、光ファイバ束 144 における 1 本以上の単一モード光ファイバに与えられる。ビーム 142 が与えられるこの光ファイバ束 144 は、ミラー 92 の走査位置に依存する。ファイバ束 144 の遠端部では、束 144 からの出力がレンズ 146, 148 をへて試料 84 へ送られる。試料 84 における走査ビーム 150 の横方向位置は、ビーム 142 が与えられる束 144 におけるファイバと共に変化し、このためミラー 92 の位置と共に変化する。ビーム 150 は、このように、ミラー 92 の回転により試料 84 を横切って直線的に走査される。ミラー 92 が 2 次元で走査されるか、あるいは図 3 C の 3 次元走査機構のレンズ 112 からの出力がレンズ 94 からの出力の代わりに用いられ、光ファイバ束 144 が 1 次元ではなく 2 次元にファイバを有するならば、ビーム 150 は試料 84 の表面を横切って 2 次元パターンで走査させられて、3 次元走査を行うことを可能にする。

30

40

#### 【0131】

図 7 は、本発明の教示を用いて構成される更に別の内視鏡プローブ・モジュール 160 を示す。本例では、ファイバ 26 の遠端部はばね 162 により鞘部 124 の内壁部に接続されている。ばね 162 は圧電トランジューサ 164、あるいは鞘部 124 の壁部に沿って延びる電線 166 によりドライバ 168 に接続される当技術において公知である電磁アクチュエータ、静電アクチュエータまたは他のアクチュエータ上に装置してこれにより振動させられる。ファイバ 26 の横方向運動は、屈折率が変化するレンズ (GRIN レンズ) または他の適当なレンズ 172 に与えられる光ビーム 170 の対応する横方向運動を生じる。レンズ 172 からの出力光ビームは、試料 84 の横方向走査を生じる。

50

## 【 0 1 3 2 】

血管内視鏡 / 内視鏡プローブの3つの異なる形態が図5乃至図7に示されるが、本発明の教示を用いて他の血管内視鏡 / 内視鏡プローブ・モジュールに内側または外側の光学系を設け、ファイバ自体または外側レンズまたはミラーの運動を与え、また用途の応じて異なる走査パターンを用いることができる。

## 【 0 1 3 3 】

先に述べたように、本発明の種々の実施例に対する典型的な走査パターンは、プローブ組立体を試料に対して選択された横方向位置に配置させ、図1A～図1Bに関して述べた機構46または他の縦方向走査機構を所与の横方向位置における縦方向または深さ走査を完了するように動作させることである。この横方向位置は、例えば図3～図7に関して述べた方法で変更され、深さ走査は、新たな横方向位置で完了される。このプロセスは、全ての所要の横方向位置で走査が行われるまで繰返される。これは、図8Aに示される走査パターンである。

10

## 【 0 1 3 4 】

しかし、図8Aに示される走査パターンは高速の縦方向走査を必要とする。先に述べたように、ある実施例においては、この縦方向走査は、回路56(図1A)において復調することができる均一なドップラー・シフトを生じるためには、一定速度におけることが望ましい。しかし、非常に高速の一定速度走査は達成が難しい。従って、横方向走査のための一定速度に関する要件が比較的少ないため、また共振するように駆動される検流計またはファイバ反射器を横方向走査の非常に高い速度を生じるため、図8Bに示される如き走査パターンは、特に大量の横方向点がイメージに対して用いられる時に望ましい。図8Bにおいて、完全な横方向走査が縦方向位置毎に行われる。換言すれば、例えば図3Aによれば、機構86は機構46(図1A)の各位置毎に完全な1サイクルを実施することになる。このような走査パターンでは、機構46は連続的に回転させられるのではなく歩進運動させることができる。

20

## 【 0 1 3 5 】

図8Cは、本発明の教示の実施において用いられる更に別の走査パターンを示す。この走査パターンでは、試料における縦方向位置が、例えば端部ミラー44の位置を選択された位置へ歩進させることにより前に述べた縦方向の位置決めのための手法の1つを用いて制御され、次いで試料におけるこのような深さ即ち縦方向位置において縦方向の1次元または2次元で走査が行われる。一旦このような走査が完了すると、走査は同じ深さで反復されるか、あるいは縦方向位置の制御が以降の走査を異なる深さで行わせるように歩進状に進められる。角深さレベルにおける走査が1次元ではなく2次元で行われ、このような2次元走査が全ての選択深さではなく1つ以上の選択深さでのみ行われることを除いて、この3次元走査が図8Bのそれと似ていることに注意すべきである。

30

## 【 0 1 3 6 】

以上の記述において、横方向次元における走査パターンは直線を用いて行われる必要がない。湾曲即ち円形走査パターンは、湾曲しない特定面に沿って深さおよび断面のイメージ情報を得ることが要求される場合に用いられる。図3Dおよび図5の走査実施例はこの点を示している。

40

## 【 0 1 3 7 】

ここまで述べてきた本発明の実施例におけるあり得る1つの難しいことは、試料の完全な2次元または3次元走査がかなりな期間を要することである。これはある機械的または半導体試料の如く時間と共に変化しない試料に対しては受入れられるが、時間と共に急速に変化する生物試料に対しては受入れられない。図9は本発明の別の実施例を示し、この実施例ではこの問題は、多数の光源12A～12Cおよび多数の検出器52A～52Cを用いるが1つの可動基準ミラー44を用いて試料を並行に走査することにより克服される。各光源12A～12Cに対しては個々の光源が提供され、あるいは1つ以上の光源からの光線が所要数の光源を提供するため分けられる。同様に、多数の基準点が設けられる。多数の検出器52A～52Cからの出力は、コンピュータ72へ与えられる前に特殊な処

50

理回路180により処理される。少数の並行走査が行われる場合は、このような光源を側方に走査することも依然必要であろう。例えば、図9における試料84に与えられる各ビームもまた3次元の走査を行うように図に対して出入りする方向に走査することもできる。あるいはまた、並行走査は3次元で行うこともできる。電子的処理回路180の容量が充分であるものとして、ビームの別の側方または横方向走査が必要でないように、2次元または3次元における充分な回数の並行走査を行うことができる。並行走査はまた、図1Bの走査技術を用いて行うこともできる。

#### 【0138】

図10は、過大な強さのノイズが存在する場合に用いられる1つの可能な均衡された受信機の実施例を示している。この実施例では、2個の光検出器52Aおよび52Bが過大な強さのノイズを除去するため当技術において公知の方法で用いられ、このノイズは減算回路182において打消される。本例では、試料およびコーナー・キューブ42の2面からの反射から入力を受取る別の光結合器184が提供される。均衡化された検出を行うための当技術において公知の他の多くの技術もまた使用される。図10に示される本発明の実施例の動作は、他の点では例えば図1Aに関して述べたものと同じものである。

10

#### 【0139】

横方向走査パターンを有する実施例においてあり得る問題は、これら実施例が必要とする高い横方向走査速度では、使用される信号帯域幅が非常に大きいため、この信号のアライアジングがイメージに生じ得ることである。信号のアライアジングは、例えばドップラー・シフト周波数( $f_D$ )で変化し得る所与のイメージに対するイメージ強さにおける変動を含む。このようなアライアジングの1つの補償方法は、1つの試料において多数の走査を行い、各走査の結果をメモリー74に格納して、コンピュータ72において種々の走査からの値を平均化してアライアジングの変動を取除くことである。アライアジングを取除く他の望ましい方法は、先に述べた手法の1つを用いて信号帯域幅より高い変調を得ることである。

20

#### 【0140】

図11は、複屈折を検出するため偏光を用いる本発明の別の実施例を示す。本発明のこの実施例では、光源12からの光が、偏光を含む(高い複屈折の)ファイバ194へ与えられる前に、1対のレンズ192間に挟持された偏光器190において偏光される。例示の目的のため、偏光器190は光源12からの光を縦方向に偏光する如く示され、縦方向の偏光はファイバ194のモードの1つである。ファイバ194は、偏光を含むファイバ198, 200に対して縦方向に偏光された光を出力する偏光を含む結合器196に結合される。ファイバ198は集束レンズ202で終り、このレンズからの光出力は4分の1波長遅延プレート204を介して試料84へ与えられる。プレート204は、円偏光された光が試料84に入射するように配置され指向されたゼロ次または低次のプレートであることが望ましい。試料の複屈折が存在しない場合は、プレート204はこれを通してファイバ198へ進む反射光を横方向偏光に変換する。偏光に従って光を異なる速度で層に伝搬させる試料の複屈折が存在する時は、複屈折を生じる試料構造を呈しあるいはこれにより深い試料層から反射された光は、一般に楕円偏波状態でファイバに戻ることになる。

30

#### 【0141】

基準アームにおいて、ファイバ200における縦方向に変更された光はレンズ202および4分の1波長遅延プレート210によりミラー44に対して集束される。これもゼロ次または低次であることが望ましいプレート210は、ミラーに与えられる光が楕円偏波され、ファイバ200へ戻されるミラーからの反射は等しい横方向および縦方向成分を持つ直線偏波状態にあるように配向される。試料および基準反射は結合器196において干渉縞と再び合成されて偏光を含むファイバ212へ与えられる。ファイバ212は、偏光ビーム・スプリッタ216に向けたレンズ214で終わり、ビームスプリッタからの横方向に偏波された光は検出器52Cへ与えられ、ビームスプリッタからの縦方向に偏波された光は検出器52Dへ与えられる。レンズ214および偏光ビーム・スプリッタ116は、ファイバ偏光ビーム・スプリッタにより置換することができる。

40

50

## 【 0 1 4 2 】

共に同じドップラー・シフト周波数にある 2 個の検出器により検出された干渉信号は、復調器 5 6 と A / D コンバータ 7 0 において個々に処理されて ( 個々の復調器および A / D コンバータは図 1 1 に単一のユニットとして簡略に示される ) 2 つの干渉信号と、1 つの横方向振幅成分 1 1 と、1 つの縦方向振幅成分 1 2 を生じる。これらの信号は、コンピュータ 7 2 へ与えられ、ここで試料光経路における周回複屈折遅延

## 【 0 1 4 3 】

## 【 数 1 】

$$\phi = \arctan \left| \frac{I_2}{I_1} \right|$$

10

## 【 0 1 4 4 】

を決定するために、また試料反射のための振幅  $| I_t |$   
 $| I_t | = | I_1 |^2 + | I_2 |^2$   
 を決定するために使用することができる。

## 【 0 1 4 5 】

このように、2 つの検出器出力の相対的振幅および位相を測定することにより、試料の主軸に沿った相対位相の遅延についての情報が試料の深さの関数として得られる。

20

## 【 0 1 4 6 】

複屈折は、網膜の神経繊維層の如き眼における構造、ならびに他の高次の生物組織、水晶体および他の構造物において観察される。10 乃至 20  $\mu\text{m}$  の眼の神経繊維層の厚さにおける変化は緑内障における著しい間隔の変化であり得、また感光神経頭の放血および他の視野の喪失の進行を予見することができる。網膜の厚さを測定するための従来技術の手法は、単に 40  $\mu\text{m}$  程度の分解能を持つに過ぎなかった。しかし、図 1 1 に示される装置は、10  $\mu\text{m}$  の分解能で複屈折を生じる網膜神経繊維層の厚さを検出することができる。網膜神経繊維層 ( R N F L ) の内部からの後方散乱は、R N F L の内部からの後方散乱の屈折の遅れが他の複屈折面に対する深さと共に増加する故に、識別することができる。複屈折の遅れが変化する深さの範囲は R N F L の厚さであり、複屈折の遅れの変化率 ( R N F L の厚さで除した全遅れ ) は R N F L 内部の神経軸系密度の測定値を提供することができる。R N F L より深い層からの後方散乱および反射は、一定量の複屈折遅れを得ることになる。

30

## 【 0 1 4 7 】

このような神経繊維層の測定を行う能力は、緑内障の早期の検出および緑内障の損傷の進行の客観的な評価に顕著な利点を提供する。このため、網膜構造からの弱い後方散乱信号を測定することができると共に、網膜の全厚さのみならず構成する下位層の厚さの直接的な検出もまた生じることが可能である。

## 【 0 1 4 8 】

後方散乱光もまた、動脈斑および正常な動脈壁の如き最初の数 mm の混濁組織試料から検出するも可能である。図 1 2 A ~ 図 1 2 C は、正常な動脈壁と色々な種類の斑が沈着したものから得た後方散乱パターンを示している。後方散乱に対する対数減衰率もまた動脈壁に対するよりも脂肪斑に対して異なり、斑を弁別する別の方法を提供する。図 5 ~ 図 7 に示した形式の光ファイバ・プローブは、レーザ血管形成術および砕石術において使用される高解像度イメージを提供するため所要の場所に内視鏡の使用により送ることができる。これは、意図的でない血管の損傷および破裂の危険を低減することにより、このような処置の可能性を高めることになる。これは、この技術が従来技術の超音波法で得られるよりも微小な分解能を提供することができる許りでなく、動脈斑および正常な動脈斑を弁別する能力を、複屈折およびスペクトル特性の測定を含む多くの方法で提供する故である。動脈の内部の弾力に富む網膜は複屈折を高度に生じるが、その斑はそうではない、斑はまた

40

50

他の異なるスペクトル特性を呈する。このような差別は、超音波法では容易に得られない。

【 0 1 4 9 】

更に、特定の光ファイバおよびバルク光学系の構成を示したが、本発明が他の光学的構成を用いて実施することもできること、および機能の実施のため示した特定の装置における他の変更が用途に応じて可能であることが明らかである。このため、本発明については本文において遷好された実施態様に関して特に記述したが、形態ならびに細部における上記および他の変更が、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく当業者により可能である。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 図 1 A 】本発明の望ましい実施例による光コヒーレンス領域反射計の概略ブロック図である。

【 図 1 B 】周波数変調された光源を用いる本発明の別の実施例の概略ブロック図である。

【 図 1 C 】本発明の別の光ファイバ実施例の概略ブロック図である。

【 図 1 D 】分解能を強化するため2つの別個の波長の使用を示す本発明のバルク光学系実施例の概略ブロック図である。

【 図 2 A 】図 1 の実施例を用いて得られる走査出力の特性を示すグラフである。

【 図 2 B 】エンベロープが重ねられた変調周波数を示す図 2 A に示した如き出力波形の一部の拡大グラフである。

【 図 2 C 】復調後の図 2 B の波形のグラフである。

20

【 図 3 A 】多次元走査を達成するプローブ・モジュールの一実施例を示すブロック図である。

【 図 3 B 】2次元または3次元走査を実施するための別のプローブ・モジュールの図である。

【 図 3 C 】3次元走査を達成するための別のプローブ・モジュールの図である。

【 図 3 D 】円形走査を行うための別のプローブ・モジュールの図である。

【 図 4 A 】多次元走査を実施するための別の2つのプローブ・モジュール実施例の図である。

【 図 4 B 】多次元走査を実施するための別の2つのプローブ・モジュール実施例の図である。

30

【 図 5 】内視鏡プローブ・モジュールの一実施例の断面側面図である。

【 図 6 】内視鏡プローブ・モジュールの第2の実施例の断面側面図である。

【 図 7 】内視鏡プローブ・モジュールの第3の実施例の断面側面図である。

【 図 8 A 】本発明の教示による試料の2次元走査のための第1の走査パターンを示す図である。

【 図 8 B 】本発明の教示による試料の2次元走査のための第2の走査パターンを示す図である。

【 図 8 C 】本発明の教示による試料の2次元走査のための第3の走査パターンを示す図である。

【 図 9 】平行走査の実施例の概略ブロック図である。

40

【 図 1 0 】平衡型レシーバの実施例の概略ブロック図である。

【 図 1 1 】偏光を用いて複屈折を検出する本発明の別の光ファイバ実施例の概略ブロック図である。

【 図 1 2 】図 1 2 A 乃至図 1 2 C は、それぞれ正常なもの、脂肪性斑点を含むもの、およびカルシウム沈積硬化した斑点を含むものである人間の大動脈を走査するため各図に示された如き実施例を用いて得られる図である。

【 符号の説明 】

1 0 光学的コヒーレンス領域反射計 ( O C D R )

1 2 光源

1 4 光結合器

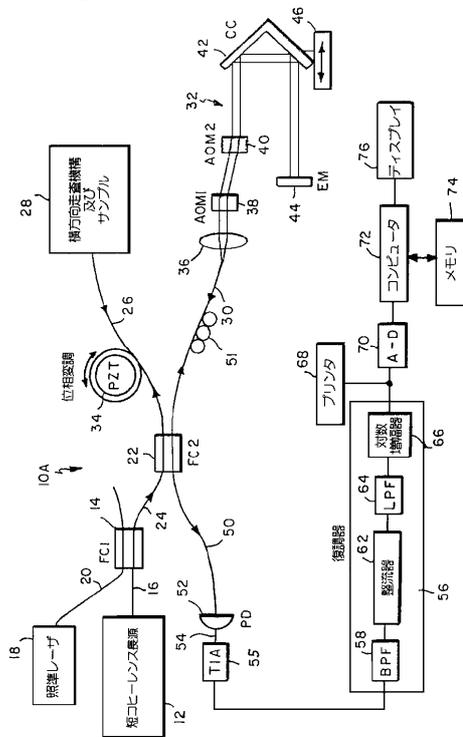
50

- 16 光ファイバ経路
- 18 レーザ
- 20, 24, 26 光ファイバ経路
- 22 結合器
- 28, 32 組立体
- 34 アクチュエータ
- 36 コリメーティング・レンズ
- 38, 40 音響光変調器
- 42 コーナー・キューブ逆反射体
- 44 端部ミラー
- 46 機構
- 50 光ファイバ経路
- 52 フォトダイオード
- 54 出力線
- 56 復調器
- 58 帯域通過フィルタ
- 62 整流器
- 64 低域通過フィルタ
- 66 対数増幅器
- 68 プリンタ
- 70 アナログ/デジタル・コンバータ
- 72 コンピュータ
- 74 記憶装置
- 76 表示装置
- 80 プロープ

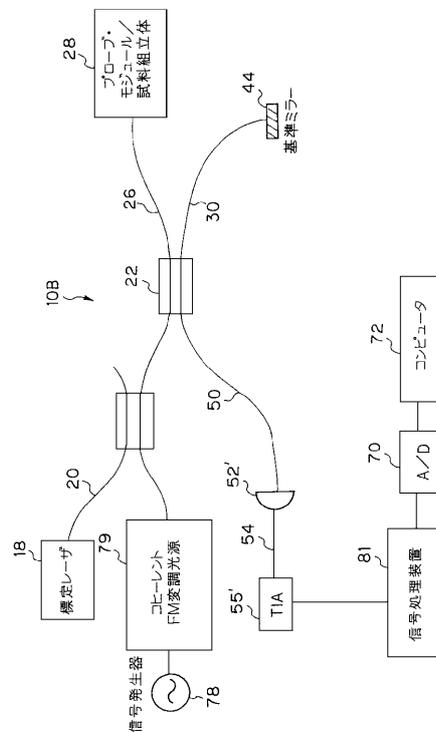
10

20

【図1A】

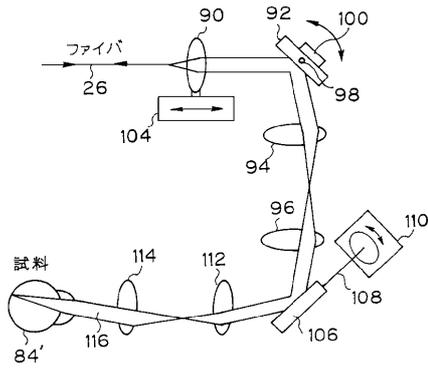


【図1B】

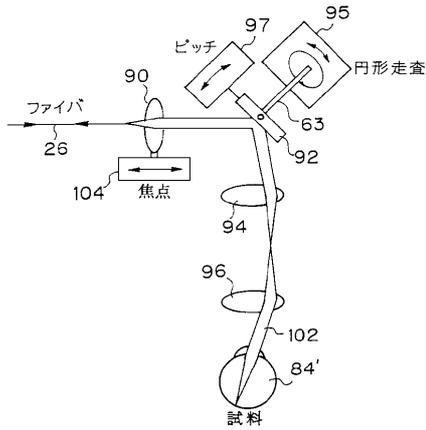




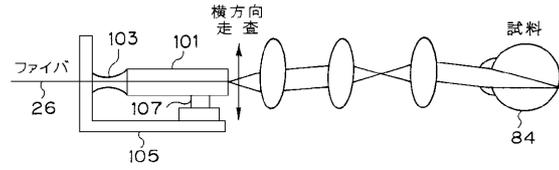
【図3C】



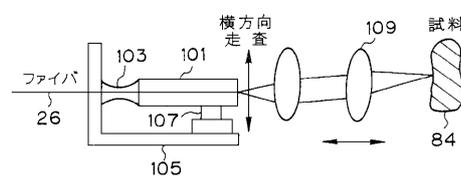
【図3D】



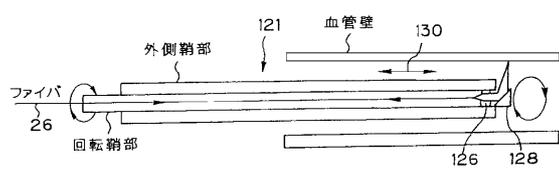
【図4A】



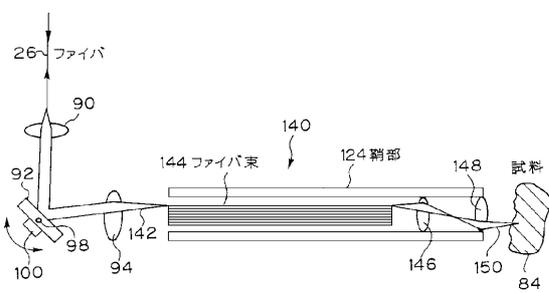
【図4B】



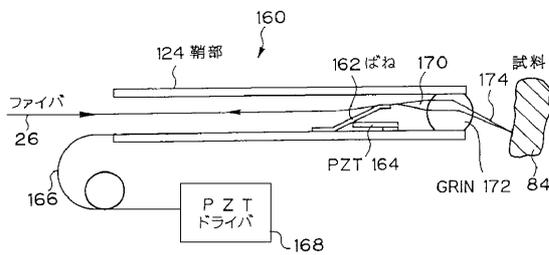
【図5】



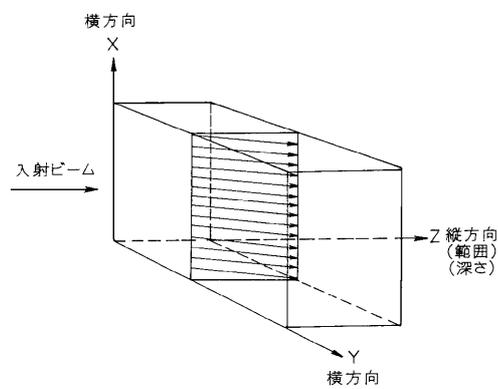
【図6】



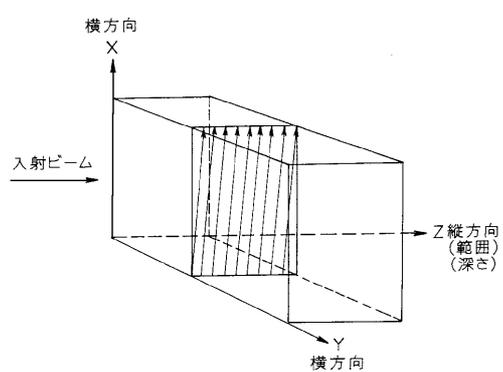
【図7】



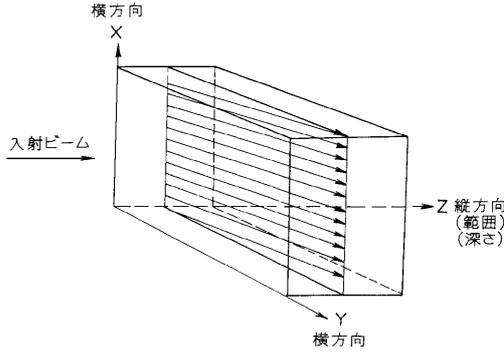
【図8A】



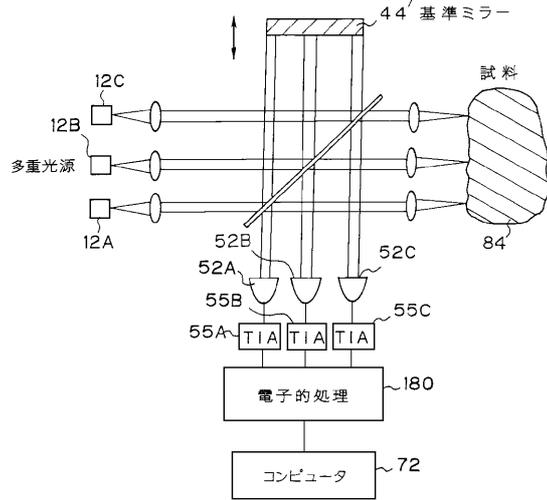
【図8B】



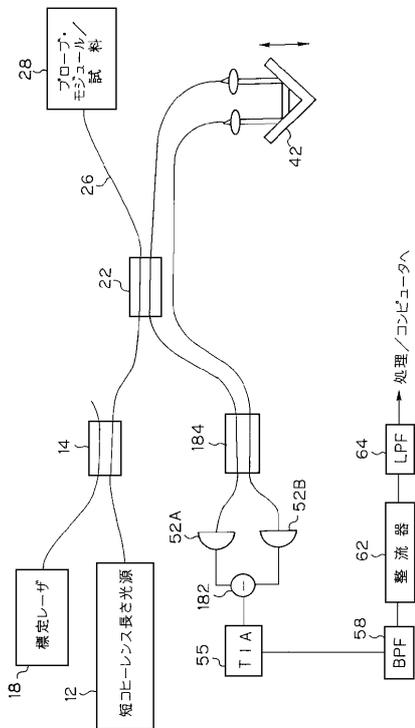
【図8C】



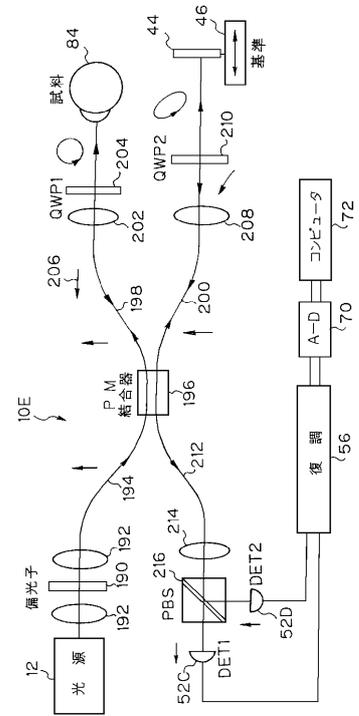
【図9】



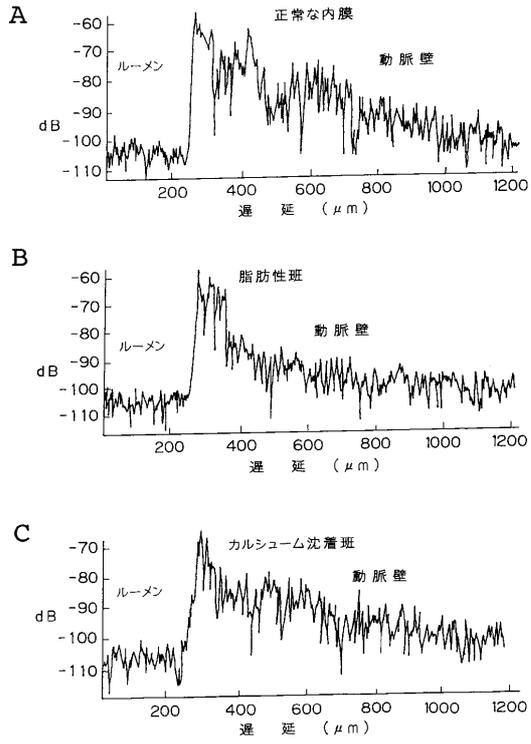
【図10】



【図11】



【 図 1 2 】



## フロントページの続き

(51)Int.Cl.<sup>7</sup> F I  
G 0 1 N 21/17 G 0 1 B 11/24 D

- (72)発明者 デヴィッド ハン  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州0 2 1 3 9 , ケンブリッジ , メモリアル・ドライブ5 5 0 ナ  
ンバー7イー
- (72)発明者 ジェームズ・ジー フジモト  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州0 2 1 3 9 , ケンブリッジ , マサチューセッツ・アベニュー  
2 5 9 2
- (72)発明者 カーメン・エイ プリアフィート  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州0 2 1 9 3 , ウェストン , グレン・ロード 2 3 6
- (72)発明者 チャールズ・ピー リン  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州0 2 1 4 4 , サマーヴィル , オーチャード・プレース 1 2 3
- (72)発明者 ジョゼフ・エス シューマン  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州0 2 1 1 4 , ボストン , ホイッティアア・ストリート 8
- (72)発明者 エリック・エイ スワンソン  
アメリカ合衆国マサチューセッツ州0 1 7 5 4 , メイナード , リンカーン・ストリート 4

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平4 - 1 7 4 3 4 5 ( J P , A )  
特開平4 - 1 8 9 3 4 9 ( J P , A )  
特開昭6 2 - 1 5 5 8 2 7 ( J P , A )  
特開昭5 8 - 1 5 1 5 0 9 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup> , D B名)  
A61B 3/00-3/16  
JICSTファイル(JOIS)

专利名称(译)	用于形成光学图像的系统，方法和设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3692131B2</a>	公开(公告)日	2005-09-07
申请号	JP2003196762	申请日	2003-07-14
[标]申请(专利权)人(译)	麻省理工学院		
申请(专利权)人(译)	马萨诸塞州技术研究所硬脂		
当前申请(专利权)人(译)	马萨诸塞州技术研究所硬脂		
[标]发明人	デヴィッドハン ジェームズジーフジモト カーメンエイプリアフィート チャールズピーリン ジョゼフエスシューマン エリックエイスワンソン		
发明人	デヴィッドハン ジェームズジーフジモト カーメンエイプリアフィート チャールズピーリン ジョゼフエスシューマン エリックエイスワンソン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B3/10 A61B3/12 A61B5/00 A61B5/103 A61B10/00 G01B9/02 G01B11/00 G01B11/06 G01B11/24 G01J1/00 G01N21/17 G01N21/47 G02B5/18 G02B27/44 G11B7/00 H01S5/14		
CPC分类号	G02B26/0875 A61B1/00096 A61B1/00172 A61B1/00183 A61B3/102 A61B5/0064 A61B5/0066 A61B5/ /0068 A61B5/0084 A61B5/441 A61B5/6852 A61B2562/0242 B82Y15/00 G01B9/02002 G01B9/0201 G01B9/02019 G01B9/02027 G01B9/02063 G01B9/02087 G01B9/0209 G01B11/00 G01B11/2441 G01B2290/45 G01B2290/65 G01B2290/70 G01J1/00 G01N21/4795 G02B5/1828 G02B26/103 G11B2007/0013 H01S5/141		
FI分类号	A61B3/10.Z A61B1/00.300.D G01B9/02 G01N21/17.630 A61B3/12.E G01B11/24.D A61B1/00.521 A61B1/00.523 A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/045.622 A61B1/06.610 A61B1/313.510 A61B3/10 A61B3/12		
F-TERM分类号	2F064/AA09 2F064/EE01 2F064/FF01 2F064/FF03 2F064/FF07 2F064/GG02 2F064/GG04 2F064 /GG12 2F064/GG16 2F064/GG22 2F064/GG23 2F064/GG24 2F064/GG32 2F064/GG38 2F064/GG44 2F064/GG52 2F064/GG70 2F064/HH01 2F064/HH06 2F064/HH08 2F064/JJ03 2F064/JJ05 2F065 /AA06 2F065/AA25 2F065/AA51 2F065/BB07 2F065/CC16 2F065/FF52 2F065/GG07 2F065/GG23 2F065/HH04 2F065/HH08 2F065/JJ01 2F065/JJ03 2F065/JJ05 2F065/JJ18 2F065/JJ26 2F065/LL04 2F065/LL12 2F065/LL17 2F065/LL32 2F065/LL36 2F065/LL46 2F065/LL57 2F065/MM02 2F065/MM07 2F065/NN08 2F065/PP11 2F065/QQ03 2F065/QQ33 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059 /EE09 2G059/EE11 2G059/FF01 2G059/FF06 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/GG08 2G059/JJ11 2G059/JJ13 2G059/JJ15 2G059/JJ17 2G059/JJ19 2G059/JJ22 2G059/JJ30 2G059/KK01 2G059/KK04 2G059/LL01 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH51 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161 /FF47 4C161/HH51 4C316/AA09 4C316/AA25 4C316/AB02 4C316/AB06 4C316/AB08 4C316/AB11 4C316/FA08 4C316/FA09 4C316/FY01 4C316/FY05 4C316/FY10		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	07/692877 1991-04-29 US		
	JP2004105708A		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题: 通过形成生物样品的图像来提供高分辨率测量。用于在眼睛中执行光学成像的系统包括用于产生光束的光源, 包括光路长度改变装置的参考路径, 以及包括包括光学扫描装置的探针模块的样本路径一种光束组合装置, 用于组合由光路长度改变装置改变的光和来自眼睛的反射光, 用于产生对应于干涉响应的输出信号的检测器52, 以及用于处理输出信号的处理器72是的。背景技术

$$\phi = \arctan \left| \frac{I_2}{I_1} \right|$$