(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第5149535号
(P5149535)

(45)発行日　平成25年2月20日(2013.2.20)　(24)登録日　平成24年12月7日(2012.12.7)

(51)Int.Cl.		F I		
A61B 3/12	(2006.01)	A61B	3/12	E
G01N 21/17	(2006.01)	G01N	21/17	620
A61B 3/10	(2006.01)	A61B	3/10	R

請求項の数 6　(全 24 頁)

(21)出願番号　特願2007-120043 (P2007-120043)
(22)出願日　平成19年4月27日 (2007.4.27)
(65)公開番号　特開2008-272256 (P2008-272256A)
(43)公開日　平成20年11月13日 (2008.11.13)
審査請求日　平成22年3月31日 (2010.3.31)

（出願人による申告）平成１７年度及び平成１８年度、文部科学省、先端計測分析技術・機器開発事業に関する委託研究、産業再生法第３０条の適用を受ける特許出願

(73)特許権者　504171134
国立大学法人　筑波大学
茨城県つくば市天王台一丁目１番１
(74)代理人　100110179
弁理士　光田　敦
(72)発明者　安野　嘉晃
茨城県つくば市天王台一丁目１番１　国立大学法人筑波大学内
(72)発明者　伊藤　雅英
茨城県つくば市天王台一丁目１番１　国立大学法人筑波大学内
(72)発明者　山成　正宏
茨城県つくば市天王台一丁目１番１　国立大学法人筑波大学内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置、該装置の信号処理方法、及び該装置における表示方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
光源、偏光子、ＥＯ変調器、カプラー、参照アーム、試料アーム及び分光器を備えており、複屈折性を有する試料の構造を観測する偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置であって、
前記偏光子は、前記光源からのビームを直線偏光し、
前記ＥＯ変調器は、前記直線偏光されたビームの偏光状態を試料の深さ方向に直交する一方向のスキャンと同時に連続的に変調し、
前記試料アームは、前記連続的に変調したビームをガルバノ鏡で前記試料の前記一方向のスキャンを行い、
前記分光器は、回折格子と２つ光検出器を備えており、
前記回折格子は、前記参照アームからの参照光と前記試料アームからの物体光が重畳された干渉光を分光し、
前記２つの光検出器は、前記回折格子で分光されたスペクトル干渉成分のうち、垂直偏光成分と水平偏光成分をそれぞれ同時に測定し、
前記光検出器による測定信号は、該測定信号に重畳されたノイズ信号が０付近であって対称ではない分布曲線を有する微小信号領域については、測定信号の最大値を真値として利用することを特徴とする偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置。
【請求項２】
前記測定対象である複屈折性を有する試料は、網膜神経繊維層であり、該網膜神経繊維

層の損傷に起因する緑内障の診断に使用されることを特徴とする請求項１記載の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置。

【請求項３】

光源、偏光子、ＥＯ変調器、カプラー、参照アーム、試料アーム及び分光器を備えており、複屈折性を有する試料の構造を観測する偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置であって、

前記偏光子は、前記光源からのビームを直線偏光し、

前記ＥＯ変調器は、前記直線偏光されたビームの偏光状態を試料の深さ方向に直交する一方向のスキャンと同時に連続的に変調し、

前記試料アームは、前記連続的に変調したビームをガルバノ鏡で前記試料の前記一方向のスキャンを行い、

前記分光器は、回折格子と２つ光検出器を備えており、

前記回折格子は、前記参照アームからの参照光と前記試料アームからの物体光が重畳された干渉光を分光し、

前記２つの光検出器は、前記回折格子で分光されたスペクトル干渉成分のうち、垂直偏光成分と水平偏光成分をそれぞれ同時に測定し、

前記光検出器により得られた中心を持つ２次元画像は、該２次元画像に、円周又はドーナッツ状に分布する値が重ねられて、中心からの距離をパラメータとする線で表示可能であることを特徴とする偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置。

【請求項４】

前記測定対象である複屈折性を有する試料は、網膜神経繊維層であり、該網膜神経繊維層の損傷に起因する緑内障の診断に使用されることを特徴とする請求項３記載の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置。

【請求項５】

光源、偏光子、ＥＯ変調器、カプラー、参照アーム、試料アーム及び分光器を備えており、複屈折性を有する試料の構造を観測する偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置における信号処理方法であって、

前記偏光子は、前記光源からのビームを直線偏光し、

前記ＥＯ変調器は、前記直線偏光されたビームの偏光状態を試料の深さ方向に直交する一方向のスキャンと同時に連続的に変調し、

前記試料アームは、前記連続的に変調したビームをガルバノ鏡で前記試料の前記一方向のスキャンを行い、

前記分光器は、回折格子と２つ光検出器を備えており、

前記回折格子は、前記参照アームからの参照光と前記試料アームからの物体光が重畳された干渉光を分光し、

前記２つの光検出器は、前記回折格子で分光されたスペクトル干渉成分のうち、垂直偏光成分と水平偏光成分をそれぞれ同時に測定し、

前記光検出器による測定信号は、該測定信号に重畳されたノイズ信号が０付近であって対称ではない分布曲線を有する微小信号領域については、測定信号の最大値を真値として利用することを特徴とする偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置における信号処理方法。

【請求項６】

光源、偏光子、ＥＯ変調器、カプラー、参照アーム、試料アーム及び分光器を備えており、複屈折性を有する試料の構造を観測する偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置における表示方法であって、

前記偏光子は、前記光源からのビームを直線偏光し、

前記ＥＯ変調器は、前記直線偏光されたビームの偏光状態を試料の深さ方向に直交する一方向のスキャンと同時に連続的に変調し、

前記試料アームは、前記連続的に変調したビームをガルバノ鏡で前記試料の前記一方向のスキャンを行い、

前記分光器は、回折格子と２つ光検出器を備えており、
前記回折格子は、前記参照アームからの参照光と前記試料アームからの物体光が重畳された干渉光を分光し、
前記２つの光検出器は、前記回折格子で分光されたスペクトル干渉成分のうち、垂直偏光成分と水平偏光成分をそれぞれ同時に測定し、
前記光検出器により得られた中心を持つ２次元画像は、該２次元画像に、円周又はドーナッツ状に分布する値が重ねられて、中心からの距離をパラメータとする線で表示可能であることを特徴とする偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置における表示方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置に関し、特に、緑内障の診断に適した偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置、該装置における微小信号処理方法、及び該装置における３次元データの表示方法に関する。
【背景技術】
【０００２】
従来、各種被計測物体の非破壊断層計測技術の１つとして、光断層画像装置「光コヒーレンストモグラフィー」（ＯＣＴ）がある（特許文献１参照）。ＯＣＴは、光を計測プローブとして用いるため、被計測物体の屈折率分布、分光情報、偏光情報（複屈折率分布）等が計測できるという利点がある。
【０００３】
基本的なＯＣＴ４３は、マイケルソン干渉計を基本としており、その原理を図１３で説明する。光源４４から射出された光は、コリメートレンズ４５で平行化された後に、ビームスプリッター４６により参照光と物体光に分割される。物体光は、物体アーム内の対物レンズ４７によって被計測物体４８に集光され、そこで散乱・反射された後に再び対物レンズ４７、ビームスプリッター４６に戻る。
【０００４】
一方、参照光は参照アーム内の対物レンズ４９を通過した後に参照鏡５０によって反射され、再び対物レンズ４９を通してビームスプリッター４６に戻る。このようにビームスプリッター４６に戻った物体光と参照光は、物体光とともに集光レンズ５１に入射し光検出器５２（フォトダイオード等）に集光される。
【０００５】
ＯＣＴの光源４４は、時間的に低コヒーレンスな光（異なった時刻に光源から出た光同士は極めて干渉しにくい光）の光源を利用する。時間的低コヒーレンス光を光源としたマイケルソン型の干渉計では、参照アームと物体アームの距離がほぼ等しいときにのみ干渉信号が現れる。この結果、参照アームと物体アームの光路長差（τ）を変化させながら、光検出器５２で干渉信号の強度を計測すると、光路長差に対する干渉信号（インターフェログラム）が得られる。
【０００６】
そのインターフェログラムの形状が、被計測物体４８の奥行き方向の反射率分布を示しており、１次元の軸方向走査により被計測物体４８の奥行き方向の構造を得ることができる。このように、ＯＣＴ４３では、光路長走査により、被計測物体４８の奥行き方向の構造を計測できる。
【０００７】
このような軸方向の走査のほかに、横方向の機械的走査を加え、２次元の走査を行うことで被計測物体の２次元断面画像が得られる。この横方向の走査を行う走査装置としては、被計測物体を直接移動させる構成、物体は固定したままで対物レンズをシフトさせる構成、被計測物体も対物レンズも固定したままで、対物レンズの瞳面付近においたガルバノミラーの角度を回転させる構成等が用いられている。
【０００８】

以上の基本的なＯＣＴが発展したものとして、分光器を用いてスペクトル信号を得るスペクトルドメインＯＣＴ（ＳＤ－ＯＣＴ）と、光源の波長を走査してスペクトル干渉信号を得る波長走査型ＯＣＴ（Swept Source OCT、略して「ＳＳ－ＯＣＴ」という。）がある。ＳＤ－ＯＣＴには、フーリエドメインＯＣＴ（Fourier Domain OCT、略して「ＦＤ－ＯＣＴ」という。特許文献２参照）、及び偏光感受型ＯＣＴ（Polarization-Sensitive OCT、略して「ＰＳ－ＯＣＴ」という。特許文献３参照）がある。

【０００９】

フーリエドメインＯＣＴは、被計測物体からの反射光の波長スペクトルを、スペクトロメーター（スペクトル分光器）で取得し、このスペクトル強度分布に対してフーリエ変換することで、実空間（ＯＣＴ信号空間）上での信号を取り出すことを特徴とするものであり、このフーリエドメインＯＣＴは、奥行き方向の走査を行う必要がなく、ｘ軸方向の走査を行うことで被計測物体の断面構造を計測可能である。

【００１０】

波長走査型ＯＣＴは、高速波長スキャニングレーザーにより光源の波長を変え、スペクトル信号と同期取得された光源走査信号を用いて干渉信号を最配列し、信号処理を加えることで３次元光断層画像を得るものである。なお、光源の波長を変える手段として、モノクロメーターを利用したものでも、波長走査型ＯＣＴとして利用可能である。

【００１１】

【特許文献１】特開２００２－３１０８９７号公報

【特許文献２】特開平１１－３２５８４９号公報

【特許文献３】特開２００４－０２８９７０号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１２】

従来、眼科診断のためにＯＣＴ装置が利用されていた。しかしながら、特に、緑内障診断、すなわち、眼底視神経繊維厚計測においては、浮腫の存在や、部位の違いにより正確な視神経繊維厚が計測できる診断装置がなかった。また、従来、眼科診断のためにＯＣＴ装置では、視神経繊維のひ薄化に伴い、厚さの計測誤差が増大してしまうという問題があった。

【００１３】

本発明は、上記従来の眼科診断のためにＯＣＴ装置の問題を解決することを目的とし、眼底視神経繊維厚計測において、浮腫の存在や、部位の違いにより生じる視神経繊維厚が計測上のばらつきを解決し、視神経繊維のひ薄化に伴い増大する厚さの計測誤差を小さくする眼科診断用偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置、該装置の信号処理方法、及び該装置における表示方法を実現することを課題とする。

【００１４】

さらに、本発明は、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィーによって得た視神経繊維厚を眼科診断上有用に可視化し、しかも、位相ノイズを低減して明瞭なOCT画像を得ることの可能な眼科診断用偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置、該装置の信号処理方法、及び該装置における表示方法を実現することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【００１５】

本発明は上記課題を解決するために、光源、偏光子、ＥＯ変調器、カプラー、参照アーム、試料アーム及び分光器を備えており、複屈折性を有する試料の構造を観測する偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置であって、前記偏光子は、前記光源からのビームを直線偏光し、前記ＥＯ変調器は、前記直線偏光されたビームの偏光状態を試料の深さ方向に直交する一方向のスキャンと同時に連続的に変調し、前記試料アームは、前記連続的に変調したビームをガルバノ鏡で前記試料の前記一方向のスキャンを行い、前記分光器は、回折格子と２つ光検出器を備えており、前記回折格子は、前記参照アームからの参照光と前記試料アームからの物体光が重畳された干渉光を分光し、前記２つの光検出器は、前

記回折格子で分光されたスペクトル干渉成分のうち、垂直偏光成分と水平偏光成分をそれぞれ同時に測定することを特徴とする偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置を提供する。

【００１６】

本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置は、前記測定対象である複屈折性を有する試料として、網膜神経繊維層を対象とし、該網膜神経繊維層の損傷に起因する緑内障の診断に使用される構成とすることが好ましい。

【００１７】

前記光検出器による測定信号は、該測定信号に重畳されたノイズ信号が０付近であって対称ではない分布曲線を有する微小信号領域については、測定信号の最大値を真値として利用する構成とすることが好ましい。

【００１８】

前記光検出器により得られた中心を持つ２次元画像は、該２次元画像に、円周又はドーナッツ状に分布する値が重ねられて、中心からの距離をパラメータとする線で表示可能である構成とすることが好ましい。

【００１９】

本発明は上記課題を解決するために、上記偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置の光検出器による測定信号は、該測定信号に重畳されたノイズ信号が０付近であって対称ではない分布曲線を有する微小信号領域については、測定信号の最大値を真値として利用することを特徴とする偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置における信号処理方法を提供する。

【００２０】

本発明は上記課題を解決するために、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置の光検出器により得られた中心を持つ２次元画像は、該２次元画像に、円周又はドーナッツ状に分布する値が重ねられて、中心からの距離をパラメータとする線で表示可能であることを特徴とする偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置における表示方法を提供する。

【発明の効果】

【００２１】

以上のような構成から成る本発明に係る光コヒーレンストモグラフィーの画像処理方法及び画像処理装置によれば、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィーによって得た視神経繊維厚を眼科診断上有用に可視化し、しかも、位相ノイズを低減して明瞭なＯＣＴ画像を得ることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２２】

本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置、該装置の信号処理方法、及び該装置における表示方法を実施するための最良の形態を実施例に基づいて図面を参照して、以下に説明する。

【００２３】

（全体構成）

「背景技術」の項で説明したとおり、光コヒーレンストモグラフィー装置（ＯＣＴ）では、光源からのビームを参照アームと試料アームに分離して送り、試料アームでは試料（被検体）の深さ方向（Ａ方向）に垂直な方向に走査（Ｂスキャン）して試料を照射し、この反射光と参照アームから反射される参照光との干渉スペクトルからＡ－Ｂ画像を得る（ＯＣＴ計測を行う）ものであり、本発明は、ＦＤ－ＯＣＴ（フーリエドメインＯＣＴ）等に適用される。

【００２４】

なお補足すると、試料の深さ（光軸）方向の走査（この走査を「Ａ－スキャン」と言い、この方向を「Ａ－方向」、「Ａスキャン方向」とも言う。）は、一回の光照射により深さ方向の後方散乱データを取得することで可能であり、ガルバノ鏡によって横方向（Ａ方

向に垂直な方向）の走査（この走査を「Ｂ－スキャン」と言い、この方向を「Ｂ－方向」、「Ｂスキャン方向」とも言う。）を行うことで、２次元断層画像（偏光感受型のＯＣＴ画像）を得ることができる。

【００２５】

本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置は、Ｂスキャンと同時に（同期して）光源からの偏光ビーム（偏光子により直線的に偏光されたビーム）をＥＯ変調器（偏光変調器、電気光学変調器）によって連続的に変調し、この連続的に偏光を変調した偏光ビームを分けて、一方を入射ビームとして走査して試料に照射し、その反射光（物体光）を得ると共に、他方を参照光として、両者のスペクトル干渉によりＯＣＴ計測を行うものである。

【００２６】

そして、このスペクトル干渉成分のうち、垂直偏光成分（Ｈ）と水平偏光成分（Ｖ）を同時に２つの光検出器で測定することにより、試料の偏光特性を表すジョーンズベクトルを得る（Ｈ画像とＶ画像）構成を特徴とするものである。

【００２７】

図１は、本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置の光学系の全体構成を示す図である。図１に示す偏光感受光画像計測装置１は、光源２、偏光子３、ＥＯ変調器４、ファイバーカプラー（光カプラー）５、参照アーム６、試料アーム７、分光器８等の光学要素を備えている。この偏光感受光画像計測装置１の光学系は、光学要素が互いにファイバー９で結合されているが、ファイバーで結合されていないタイプの構造（フリースペース型）であってもよい。

【００２８】

光源２は、広帯域スペクトルを有するスーパールミネッセントダイオード（ＳＬＤ：Super Luminescent Diode）を使用する。なお、光源２は、パルスレーザでもよい。光源２には、コリメートレンズ１１、光源２からの光を直線偏光にする偏光子３、進相軸を４５°の方向にセットされたＥＯ変調器４、集光レンズ１３（眼科診断の場合にはさらに眼用レンズ１３’が使用される。）及びファイバーカプラー５が、順次、接続されている。

【００２９】

ＥＯ変調器４は、進相軸を４５°の方向に固定して、該ＥＯ変調器４にかける電圧を正弦的に変調することで、進相軸とそれに直交する遅相軸との間の位相差（リタデーション）を連続的に変えるもので、これにより、光源２から出て偏光子３で（縦）直線偏光となった光がＥＯ変調器４に入射すると、上記変調の周期で、直線偏光→楕円偏光→直線偏光……などのように変調される。ＥＯ変調器４は、市販されているＥＯ変調器を使用すればよい。

【００３０】

ファイバーカプラー５には分岐するファイバー９を介して、参照アーム６と試料アーム７が接続されている。参照アーム６には、偏波コントローラ（polarization controller）１０、コリメートレンズ１１、偏光子１２、集光レンズ１３及び参照鏡（固定鏡）１４が、順次、設けられている。参照アーム６の偏光子１２は、上記のとおり偏光状態を変調しても参照アーム６から戻ってくる光の強度が変化しないような方向を選択するために用いている。この偏光子１２の方向（直線偏光の偏光方向）の調整は偏波コントローラ１０とセットで行う。

【００３１】

試料アーム７では、偏波コントローラ１５、コリメートレンズ１１、固定鏡２４、ガルバノ鏡１６、集光レンズ１３が、順次、設けられ、ファイバーカプラー５からの入射ビームが２軸のガルバノ鏡１６により走査されて試料１７に照射される。試料１７からの反射光（後方散乱光）は物体光として再びファイバーカプラー５に戻り、参照光と重畳されて干渉ビームとして分光器８に送られる。

【００３２】

分光器８は、順次接続される偏波コントローラ１８、コリメートレンズ１１、（偏光感

受型体積位相ホログラフィック）回折格子１９、フーリエ変換レンズ２０、偏光ビームスプリッター２１及び２つの光検出器２２、２３を備えている。この実施例では、光検出器２２、２３として、ラインＣＣＤカメラ（１次元ＣＣＤカメラ）を利用する。ファイバーカプラー５から送られてくる干渉ビームは、コリメートレンズ１１でコリメートされ、回折格子１９によって干渉スペクトルに分光される。

【００３３】

回折格子１９で分光された干渉スペクトルビームは、フーリエ変換レンズ２０でフーリエ変換され偏光ビームスプリッター２１で水平及び垂直成分に分けられ、それぞれ２つラインＣＣＤカメラ（光検出器）２２、２３で検出される。この２つラインＣＣＤカメラ２２、２３は、水平および垂直偏光信号両方の位相情報を検知するために使われるので、２つのラインＣＣＤカメラ２２、２３は同一の分光器の形成に寄与するものでなくてはならない。

【００３４】

なお、光源２、参照アーム６、試料アーム７及び分光器８には、それぞれ偏波コントローラ１０、１５、１８が設けられているが、これらは、光源２から参照アーム６、試料アーム７、分光器８に送られるそれぞれのビームの初期偏光状態を調整して、ＥＯ変調器４で連続的に変調された偏光状態が、参照光と物体光においても互いに一定の振幅と一定の相対偏光状態の関係が維持され、さらにファイバーカプラー５に接続された分光器８において一定の振幅と一定の相対偏光状態を保たれるようにコントロールする。

【００３５】

また、２つラインＣＣＤカメラ２２、２３を含む分光器８を校正するときはＥＯ変調器４を止める。参照光をブロックし、スライドガラスと反射鏡を試料アーム７におく。この配置は水平および垂直偏光成分のピークの位置が同じであることを保証する。そして、スライドガラスの後ろの面と反射鏡からのＯＣＴ信号は２つの分光器８で検知される。ＯＣＴ信号のピークの位相差はモニターされる。

【００３６】

この位相差はすべての光軸方向の深さでゼロであるべきである。次に、信号は２つラインＣＣＤカメラ２２、２３を含む分光器８で複素スペクトルを得るために、ウィンドウされ逆フーリエ変換される。この位相差はすべての周波数でゼロであるべきなので、これらの値をモニターすることによって２つラインＣＣＤカメラ２２、２３の物理的な位置は位相差が最小になるようにアライメントされる。

【００３７】

上記偏光感受光画像計測装置の動作は次のとおりである。光源２からの光を直線偏光し、この直線偏光されたビームをＥＯ変調器４により連続的に偏光状態の変調を行う。即ち、ＥＯ変調器４は、進相軸を４５°の方向に固定して、ＥＯ変調器４にかける電圧を正弦的に変調することで、進相軸とそれに直交する遅相軸との間の位相差（偏光角：リタデーション）を連続的に変えるもので、これにより、光源２から出て直線偏光子で（縦）直線偏光となった光がＥＯ変調器４に入射すると、上記変調の周期で、直線偏光→楕円偏光→直線偏光……などのように変調される。

【００３８】

そして、直線偏光された偏光ビームをＥＯ変調器４により連続的に偏光状態の変調を行うと同時に、Ｂスキャンを同期して行う。即ち、１回のＢスキャンの間に、ＥＯ変調器４による偏光の連続的な変調を複数周期行う。ここで、１周期とは、偏光角（リターデーション）φが０～２πと変化する期間である。要するに、この１周期の間に、偏光子からの光の偏光が、直線偏光（垂直偏光）→楕円偏光→直線偏光（水平偏光）……などのように連続的に変調する。

【００３９】

このように偏光ビームの偏光を連続的に変調しながら、試料アーム７では、入射ビームをガルバノ鏡１６により試料１７に走査してＢスキャンを行い、分光器８において、その反射光である物体光と参照光の干渉スペクトルについて、その水平偏光成分および垂直偏

光成分を２つのラインＣＣＤカメラ２２、２３で検出する。これにより、１回のＢスキャンによって、それぞれ水平偏光成分及び垂直偏光成分に対応する２枚のＡ－Ｂスキャン画像が得られる。

【００４０】

上記のとおり、１回のＢスキャンの間に、偏光ビームの偏光の連続的な変調を複数周期行うが、各周期（１周期）の連続的な変調の間に２つのラインＣＣＤカメラ２２、２３で検出した水平偏光成分および垂直偏光成分それぞれの偏光情報が１画素分の偏光情報となる。１周期の連続的な変調の間に２つのラインＣＣＤカメラ２２、２３で偏光情報を検出タイミング信号に同期して行い、１周期に検出回数（取込回数）を、４回、８回等、適宜決めればよい。

【００４１】

このようにして１回のＢスキャンの間に得た２枚のＡ－Ｂスキャン画像のデータを、Ｂスキャン方向に１次元フーリエ変換を行う。すると、０次、１次、－１次のピークが出る。ここで、０次のピークをそれぞれ抽出し、そのデータのみを用いて逆フーリエ変換すると、Ｈ０、Ｖ０画像が得られる。同様に、１次のピークをそれぞれ抽出し、そのデータのみを用いて逆フーリエ変換すると、Ｈ１、Ｖ１画像が得られる。

【００４２】

Ｈ０、Ｈ１画像から、試料１７の偏光特性であるジョーンズマトリックスの成分のうち、Ｊ（１，１）およびＪ（１，２）を求める事ができる。そして、Ｖ０、Ｖ１画像から、試料１７の偏光特性であるジョーンズマトリックスの成分のうち、Ｊ（２，１）およびＪ（２，２）を求める事ができる。

【００４３】

このようにして、１回のＢスキャンにおついて４つの偏光特性を含む情報が得られる。そして、この４つの情報をそれぞれ、通常のＦＤ－ＯＣＴと同様にＡスキャン方向にフーリエ変換すると、１次のピークが試料１７の深さ方向の情報を有し、しかもそれぞれ偏光特性に応じた４枚のＡ－Ｂ画像が得られる。

【実施例】

【００４４】

本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置１を緑内障等の眼科診断に使用する場合の実施例を説明する。偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置１の光源２は、実施例では、中心波長８４０ナノメートル、波長幅５０ナノメートルのスーパールミネッセントダイオードであり、光源からの光の空気中での距離分解能は８．３ミクロンである。

【００４５】

光源２からの入射光は、偏光子３（直線偏光子：ＬＰ）によって直線偏光とされてから、４５度方向に進相軸がセットされたＥＯ変調器４で偏光態を調整される。このように調整された入射光は、分割比率（試料アームへの入射光／参照アームへの入射光）が７０/３０であるファイバーカップラー５（光ファイバー分波器）の中に入り、分波され、それぞれ光ファイバーによって、参照アーム６と試料アーム７に送られる。

【００４６】

参照アーム６では、入射光は参照鏡１４で反射された参照光はファイバーカップラー５に戻される。なお、参照アーム６の偏光子１２（直線偏光子：ＬＰ）は、分光器８の位置で２つの直交する偏光について、入射光の偏光状態に依存しない、一定の振幅と位相を与えるために挿入されている。

【００４７】

試料アームで７は、入射光は２軸のガルバノ鏡１６によって走査される。走査光は、対物レンズ（ｆ＝５０ミリ）１３によって集光され、本実施例のように眼科診断に使用される場合は、さらに眼用レンズ１３’により中継され、結像面が網膜（図１の試料）に形成される。プローブ光強度（網膜に集光される入射光の強度）は、７００マイクロワットであり、網膜からの後方散乱光（反射光）は物体光として、再度、光ファイバーによってフ

ァイバーカップラーに送られる。
【００４８】
参照アーム６からの参照光と試料アーム７からの物体光はファイバーカップラー５で重畳されて、分光器８に送られる。
【００４９】
分光器８は、水平と垂直の偏光状態を同時に検出するために偏光ビームスプリッターと２つの１次元ＣＣＤカメラ２２、２３を有する。両方のカメラ（２７．７ｋＨｚ）のためのライントリガは、ＥＯ変調器と同期されている。
【００５０】
以上の構成の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置１において、参照アーム６からの参照光と試料アーム７からの物体光（後方散乱光）は、分光器８の回折格子によって同時に分光され、スペクトル領域で干渉し、結果、スペクトル干渉縞が２つのＣＣＤカメラ２２、２３によってそれぞれ計測される。
【００５１】
ところで、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置では、入射光の偏光状態は 横方向のＢスキャン中に偏光情報を埋め込むために直線偏光（垂直偏光）→楕円偏光→直線偏光（水平偏光）などのように連続的に、あるいは、３ステップ変調される。
【００５２】
２つのＣＣＤカメラ２２、２３によって検出されたそれぞれの光強度信号をフーリエ変換することにより、位相情報を含んだＯＣＴ信号を得る。このＯＣＴ信号の０次と１次の周波数成分を取り出し、それぞれそれを逆のフーリエ変換する。これらの値を使って、試料の偏光特性を表すジョーンズ行列のすべての要素が得られる。最終的に、試料の物理的な偏光依存性を表す値であるところの、位相遅延量（複屈折量）、複屈折の相対的な方位分布（方向）と二色性が計算される。
【００５３】
ところで、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィーは試料の位相遅延量を測定することができる。位相遅延量（位相情報）は一般に位相角度で表されその値（信号）は、たとえば、０～１８０度のような正の値で計算される。このように分布する信号の場合、０度付近の微小信号領域では、それに重畳されるノイズの分布は対称（たとえばガウス分布）とならない。これは、たとえば偏光感受型光コヒーレンストモグラフィーで得られる位相情報のような観測信号が正の値（０度より大の値）しか取り得ないからである。
【００５４】
図８及び図９は、位相に対する信号強度の一般的な測定における、真の値（同図（ａ）参照）、ノイズ分布（同図（ｂ）参照）、観測値の関係（同図（ｃ）参照）を説明する図（グラフ）である。図８に示すように真の値が０度近傍の微小信号ではない値の場合、未知のランダムノイズ（同図（ｂ）参照）が真の信号の値に対して加わる場合、観測される信号は真の信号に対して対称に広がる（同図（ｃ）参照）。従って、単純な移動平均でランダムノイズは平均化されキャンセルされるため、信号の真の値を推定することができる。
【００５５】
しかしながら、図９に示すように、真の値が０度近傍の微小信号の場合（同図（ａ）参照）は、ランダムノイズ（同図（ｂ）参照）が重畳された観測信号の分布（同図（ｃ）参照）は、真の信号に対して対称でなくなるため、このような移動平均では真の値を推定することができない。
【００５６】
即ち、通常の測定では、データを繰り返し計測し、その分布を求め平均を持って真の値とする。しかし、ゼロ付近ではデータの値そのものが小さいので、元々ある測定ノイズなどに埋もれてしまい、ゼロ点では計測データの検出はできないので、分布がゼロになる。また、データの分布は経験的に実際はなめらかになるので、真の値の周りに非対称に広がり、単に移動平均では真の値を推定することができない。

【００５７】
本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置では、こうした未知のランダムノイズが重畳され対称でない観測信号の真の値を推定するために、図９（ｃ）に示すように、観測信号の最大値（モード値）をとる構成とした。これにより、微小な（観測）信号領域での画像の解像度を上げることができる。
【００５８】
（作用）
本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置の作用を緑内障（網膜の神経節細胞の喪失を起こす視神経症と網膜神経線維層（ＲＮＦＬ）の傷害）の診断に使用した場合で説明する。
【００５９】
本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置を使用すると、網膜の光軸方向の３次元の位相遅延像と強度像を得ることができる。その際、網膜の前の表面（角膜に近い方）からの反射光（表面反射信号）から求められた位相遅延量（複屈折量）を基準値（ゼロ）とすることにより、角膜などの複屈折量の補償が可能である。
【００６０】
したがって、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置では、非測定物体の前の境界からの反射光を表面反射信号として使用することにより、被測定物体より前にある光学系や組織の影響を除去し、被測定物体の偏光特性を測定することができる。
【００６１】
この点を図１４の模式図において説明する。網膜内部の複屈折を測定使用とした場合、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置では、図１４（ａ）に示すように、反射光（後方散乱光）の光波を計測するため、反射光には、網膜の影響ばかりではなく、角膜等の複屈折の影響が重畳される。
【００６２】
それを回避するために、図１４（ｂ）に示すように、網膜の前の境界（角膜に近い側）からの反射光を基準にとる。この基準となる値は、網膜に光が到達するまでの、角膜などの複屈折の情報を持っている。従って、網膜内部からの反射光による測定値から、基準となる値を引くことにより、網膜の前の境界に到達するまでの、複屈折量をキャンセルし、正味の網膜内部（網膜神経繊維層）の複屈折を得ることができる。
【００６３】
また、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィーでは前述のように被測定体のジョーンズマトリックスが測定可能であるため、その成分を用いると、被測定体の３次元的な反射光強度像（強土像）と位相遅延像（複屈折分布）を同時に求めることができる。したがって、網膜神経線維層の厚さと複屈折を同時に測ることが可能である。
【００６４】
網膜の周辺域での網膜神経線維層は、視神乳頭部から広がっている神経繊維を含んでいるが、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置は、緑内障の診断において、この周辺域での神経繊維の３次元的な強度像と位相遅延量（複屈折量）分布を計測することができる。
【００６５】
緑内障は、眼の房水の循環不全のために眼圧が上昇し、網膜神経線維層を圧迫して損傷することに起因するので、上記のように、神経繊維の３次元的な強度像と位相遅延量分布を計測することで、その損傷状態を確認して診断に供するものである。
【００６６】
具体的には、測定レンジは網膜の上で３．７６ミリ×３．７６ミリで、それぞれのＢスキャンについて、Ａスキャン方向に１０２３点のデータをとり、鼻側から側頭の方向にスキャンする。横方向のＡラインの密度（Ｂスキャンの間隔）は３．７ミクロン間隔で、これはプローブ光のスポットサイズである２７ミクロンより十分小さい間隔である。
【００６７】

このように、計測は、多数の入射偏光を用いる偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置に必要とされる高い走査密度で行われる。１画面分の測定であるラスタ走査（Ｃスキャン）は下部から上部に５．５秒で、Ｃスキャンは１４０回のＢスキャンで行なわれる。

【００６８】

ＯＣＴ画の３次元像において、光軸に垂直な面（Ａスキャン方向に垂直な面、ＢスキャンとＣスキャン方向を含む面）をエンフェース（en face）と言う。したがってen face位相遅延マップとは、光軸方向から観測される位相遅延の２次元画像である。

【００６９】

神経繊維が視神経乳頭部から広がっており、このような周辺部分の 網膜神経線維層の累積的な位相遅延を調べることで、神経繊維の損傷状態を計測できる。このために、視神経乳頭部の周りの位相遅延をen face位相遅延マップから抽出する。このen face位相遅延マップは、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置により、次のようにして得ることができる。

【００７０】

偏光感受型光コヒーレンストモグラフィーで観測される位相遅延は生体内の複屈折性の組織に対応しているので、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置で得られた位相遅延は、網膜神経線維層のダブルパス（往復の）位相遅延に対応する。なお、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィーでは、被測定物体からの反射光（後方散乱光）を計測しているため、光は同一の試料を往復することになる。従って位相遅延量は２倍になる。これをダブルパス位相遅延と呼ぶ。

【００７１】

網膜色素上皮における位相遅延を抽出するために、まず網膜色素上皮層の位置を強度像から抽出する。この位置は網膜の前の境界線より後ろで、Ａスキャン方向で強度像の強度変化が最大となる点として求められる。血管があると光が吸収されるため境界が求まらないことがあるため、それぞれの Ｂスキャンにおいて、求まらない点を補間するために周囲のＢスキャンで求まった点を平均化して補間する。同じ手続きは、すべての Ｂスキャンに、適用され、網膜色素上皮の場所におけるen face位相遅延マップを得る。

【００７２】

以上のようにして本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置によって測定された、網膜周辺部の３次元の強度像と位相遅延量を求めることができる。光コヒーレンストモグラフィーでは３次元各点について、強度（反射率）および位相遅延量のデータを得ることができるため、それを３次元画像として再構成することが可能である。

【００７３】

その３次元立体像を前（角膜側、目のレンズ側）から見たものと後（裏側、脳側）から見たもののそれぞれについて、図２に示すようにカラーマップ化（本図ではカラー視できない）する。図２は、網膜周辺部の３次元の強度像と位相遅延像を重ねたものである。この場合、カラーマップの色相は０度から１８０度の位相遅延に対応し、濃度は強度に対応させている。

【００７４】

前から見た図（図２（ａ））では、位相遅延は、網膜に位相遅延誤差をもたらす角膜の複屈折が、網膜の表面からの参照信号を用いて補償されるため、位相遅延像はほとんど０である（現れない）。これは、網膜の前の表面（角膜側、レンズ側）からの反射光（表面反射信号）をから求められた位相遅延量（複屈折量）を基準値（ゼロ）とすることにより、角膜などの複屈折量の補償が可能であるからである。

【００７５】

後（裏側、脳側）から見た図（図２（ｂ））自体ではカラー視できないので赤は見えないが、実際のカラーマップの色相では赤く表示され位相遅延が大きくなっていることを示し、位相遅延の大きい部位は、視神経乳頭部の上部(Ｓ部分。図２（ａ）中のＳに対応する図２（ｂ）の部分)の、そして下部(Ｉ部分。図２（ａ）中のＩに対応する図２（ｂ）の

部分)の位置で観察され、二山の背こぶのパターンをとる。位相遅延は、視神経乳頭部の側頭周縁部（強膜管周縁）と視神経乳頭部の強膜篩板の縁において同じく変化する。

【００７６】

図３は、図２の最上部のＢスキャンにおいて健康な人間の網膜の強度像（図３（ａ））、位相遅延像（図３（ｂ））を示す。網膜の層は強度像ではっきりと見える。厚い網膜神経線維層部で、位相遅延は明らかに変化する。信号は、外核層や網膜血管の下の影といった低強度領域でノイズの多い様相を示す。

【００７７】

図３（ｃ）は、強度と位相遅延の合成像である。図３（ｃ）（右上の図）は、図３（ｂ）（左下の図）を着色して図３（ａ）（左上の図）に重ねたものである。この合成像では、色相（本図ではカラー視できない）は位相遅延に対応し、明度は強度に対応する。この合成像で、高い信号強度を持っている位相遅延は明るい色で表される。 それ故、強度と位相遅延の両方が１枚の画像で見ることができる。

【００７８】

図４は、以上のようにして本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置によって測定された健康な人間についての位相遅延量分布の光軸方向から見たen face像（位相遅延マップ）である。定量分析のための輪状エリアは、図４中に２つの白の円によって示す。

【００７９】

図５は、緑内障患者の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置による位相遅延マップを示す。この図によると、下部視野（Ｉ）と上部視野（Ｓ）でひどく損傷しており、緑内障眼であることが分かる。図４、図５の下部視野（Ｉ）と上部視野（Ｓ）で位相遅延が大きくなっていて二山の背こぶパターンとなっている（図４、５中、引き出し線で指示する部分）。図５に示された緑内障目の二山の背こぶのパターンは図４に示された健全な目のそれと比較して低くなっている。

【００８０】

図６（ａ）、（ｂ）は、図４の健全な目のＯＣＴ像の環状の領域（円周）を横軸の円周（ドーナッツ）上の位置（Ｔは時計の針で３時の位置、Ｓは１２時の位置、Ｎは９時の位置、Ｉは６時の位置）を横軸に示す。図６（ａ）は図４で示された２つの円の間の中間部分の強度像であり網膜構造を表している。

【００８１】

図６（ｂ）は、位相遅延量（単位は角度）を示し、横軸上の各位置は、上記のとおり図４の円周（ドーナッツ）上の反時計回りの位置に対応し、図６（ａ）の横軸の位置に対応している。点線Ｄは、単純移動平均によって計算された輪状エリアでの偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置によって測定された位相遅延量を示している。この位相遅延量は、実際の値（臨床データ）より高く出ている。位相遅延が０からπまで及んでいて、そして非対称分布を持っているからである。そのために、単純移動平均はこの場合、適切ではない。図６（ｂ）の実線Ｊは本発明によるヒストグラム法で求めた位相遅延量を示している。

【００８２】

（信号処理）

本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置の特徴の一つとし、図示はしないが、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置で得られた画像信号から信号を位相遅延量を取得する信号処理装置（具体的には、コンピュータ）において、次に説明するような位相遅延量の処理を行うことで、前記「位相遅延量は実際の値（臨床データ）より高く出ている。」という不適切さを回避することができる構成にある。

【００８３】

位相遅延は角度として計算されるため、０～πなどの正の値をとる。一方、未知のノイズは一般的に対象な分布を持っている（図８（ｂ）参照）。観測値は真の値にノイズが重畳したものである（図８（ｃ）参照）。

【００８４】
真の値が０またはπから離れている時（図８（ａ）参照）は、観測値はノイズ（図８（ｂ）参照）のため真の値の周りに対照的に広がって測定される（図８（ｃ）参照）。そのため、観測値の単純移動平均をとることにより真の値を得ることができる（図８（ａ）参照）。
【００８５】
真の値が小さく、０付近（またはπ付近）の場合（図９（ａ）参照）は、ノイズ（図９（ｂ）参照）により観測値は非対称に広がる（図９（ｃ）参照）。この場合、単純移動平均では真の値より高くなる。この場合、観測値のピーク（最頻値、モード値）の位置をもって真の値とするのがよい（図９（ｃ）参照）。
【００８６】
具体的には、適当な離散化を行い、観測値をヒストグラム化する。もっとも高いヒストグラムの中心値などを真の値とする（ヒストグラム法）（図１０参照）。図６（ｂ）の実線はヒストグラム法で得られたものであり臨床データとよく合っている。
【００８７】
なお、上記信号処理手段、方法は、ＯＣＴ信号の処理に限るものではなく、一般に正の値しか取り柄ないデータについて、そのデータの値が小さい場合の処理手段、方法として適用されるものである。
【００８８】
図７は、図５の緑内障眼のＯＣＴ像の環状の領域（円周）を横軸の円周（ドーナッツ）上の位置（Ｔ，Ｓ，Ｎ，Ｉ，Ｔ：３時に方向から反時計回り）を横軸に示す。図７（ａ）は図５で示された２つの円の間の中間部分の強度像であり網膜構造を表している。
【００８９】
図７（ｂ）は、位相遅延量を示す。点線Ｄは、単純移動平均によって計算された輪状エリアでの偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置によって測定された位相遅延量を示している。図７（ｂ）の実線Ｊは本発明によるヒストグラム法で求めた位相遅延量を示している。
【００９０】
このように、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置では、網膜神経線維層の構造の直接観察を可能にする位相遅延像とともに、従来の３次元ＯＣＴの強度像も同時に計測できる。
【００９１】
（表示手段）
本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置の特徴の一つとし、図示はしないが、偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置で得られた画像信号から信号を位相遅延量を取得する信号処理装置（具体的には、コンピュータ）において、次に説明するような表示データを形成し、臨床的に有用なデータを表示することができる構成にある。
【００９２】
位相遅延量は、図４、図５に示すように、en face位相遅延マップとして２次元画像で表示される。図４、図５の２つの円の中央の位相遅延量を表したものが図６（ｂ）、図７（ｂ）であるが、この横軸は円周（ドーナッツ）上の座標（角度）である。それぞれの横軸の値に対応した縦軸の値を図４、図５の中心からの距離にとり、１周分線で結ぶ（極座標プロット位相遅延量）。極座標プロットを位相遅延マップに重ねて表示することにより、より直感的にデータを把握することができる。
【００９３】
図１１は、健全な目について、en face 位相遅延マップに極座標プロット位相遅延量を重ねて表示したものを示し、直感的に累積的な位相遅延分布を表示することができる。この極座標プロットはen face 位相遅延分布を示していて、輪状エリアの位相遅延の代表的なカーブを表している。健全な目では、大きな位相遅延のエリアは上部と下部の両領域で

広くなる。このことは正常眼と緑内障眼の比較をする場合に有用である。

【００９４】

なお、上記表示手段、方法は、ＯＣＴ信号の表示に限るものではなく、一般に中心（軸）を持つ２次元のデータについて、その円周方向（座標）の値（パラメータ）を、２次元平面内に中心からの距離を値（パラメータ）とした線で重ねて表示することにより、より直感的に、パラメータを変えながら実時間で対話的に理解することが可能であるということのため、他の一般的なデータ表示手段、方法として適用されるものである。

【００９５】

図１２は、緑内障眼の位相遅延量の極座標プロットを示す。図１１に示された健全な目と対比して、緑内障眼の位相遅延の分配は両方向に小さくなっている。緑内障眼は下部側頭エリアにおいて比較的高い位相遅延を持っている。

【００９６】

以上、本発明を実施するための最良の形態を実施例に基づいて説明したが、本発明はこのような実施例に限定されることなく、特許請求の範囲記載の技術的事項の範囲内で、いろいろな実施例があることは言うまでもない。なお、本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置に適用した技術は、偏光感受スペクトルドメイン型ＯＣＴ装置（ＰＳ－ＳＤ－ＯＣＴ）、或いは偏光感受波長走査型ＯＣＴ装置（ＰＳ－ＳＳ－ＯＣＴ）にも適用可能である。

【産業上の利用可能性】

【００９７】

本発明に係る偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置、該装置の信号処理方法、及び該装置における表示方法は、以上のような構成であるから、緑内障診断のための眼科用診断装置として最適であるが、その他、複屈折性を有する試料の構造を測定し、しかも試料の奥行方向に高精度な分解能が要求される各種の技術分野、例えば、半導体製品の製造等の工業分野、動物の生体観察や植物の構造観察のような動植物の研究・観察分野、各種文化財の解析・鑑定技術の分野、ロボット技術分野（植物、昆虫、動物、人等の各部器官を観察し、その構造・機能をロボット技術に応用するための技術）、医療用検査装置等光断層画像取得用ＯＣＴに有用である。

【図面の簡単な説明】

【００９８】

【図１】本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置の全体構成を説明する図である。

【図２】本発明の実施例を説明する図であり、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置で測定された、網膜周辺部の位相遅延像であり、（ａ）は（角膜側、目のレンズ側）前から見た図であり、（ｂ）と後（裏側、脳側）から見た図である。

【図３】本発明の実施例を説明する図であり、（ａ）は図２の最上部のＢスキャンで得られた健康な人間の網膜の強度像、（ｂ）は位相遅延像を示す。（ｃ）は、強度像（ａ）と位相遅延像（ｂ）を重ねた合成像である。

【図４】本発明の実施例を説明する図であり、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置によって健康な人間の網膜を測定して得られた位相遅延量分布の光軸方向から見たen face像（位相遅延マップ）である。

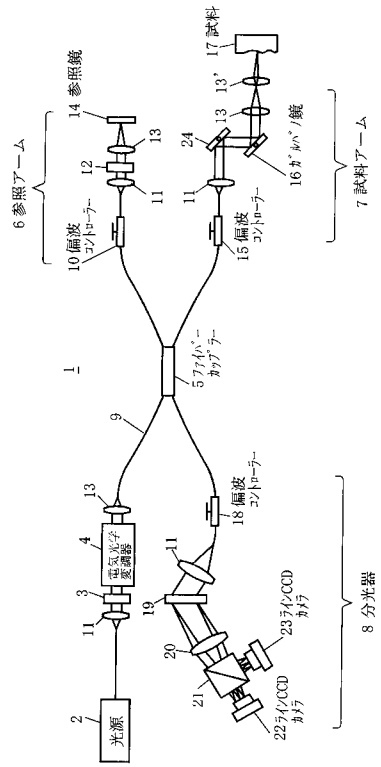
【図５】本発明の実施例を説明する図であり、本発明の偏光感受型光コヒーレンストモグラフィー装置によって緑内障眼の網膜を測定して得られた位相遅延量分布の光軸方向から見たen face像（位相遅延マップ）である。

【図６】図４の環状の領域（円周）を横軸の円周（ドーナッツ）上の位置を横軸として対応させ、（ａ）は図４で示された２つの円の間の中間部分の強度像で、網膜構造を表しており、（ｂ）は位相遅延量（単位は角度）を示している。

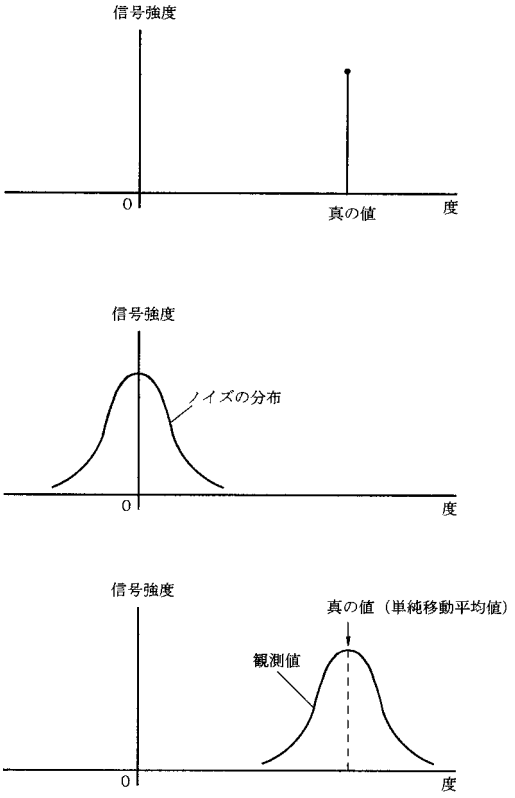
【図７】図５の環状の領域（円周）を横軸の円周（ドーナッツ）上の位置を横軸として対応させ、（ａ）は図５で示された２つの円の間の中間部分の強度像で、網膜構造を表しており、（ｂ）は位相遅延量（単位は角度）を示している。

【図８】位相に対する信号強度の一般的な測定において真の値が０°から離れた値である場合の、真の値に対するノイズの影響を説明する図（グラフ）であり、（ａ）は真の値、（ｂ）はノイズ分布、（ｃ）は観測値を示す。
【図９】位相に対する信号強度の一般的な測定において真の値が０°近辺の微小の値である場合の、真の値に対するノイズの影響を説明する図（グラフ）であり、（ａ）は真の値、（ｂ）はノイズ分布、（ｃ）は観測値を示す。
【図１０】位相に対する信号強度の一般的な測定において真の値を、観測値をヒストグラム化して、もっとも高いヒストグラムの中心値などを真の値とするヒストグラム法を説明する図である。
【図１１】本発明の実施例を説明する図であり、健全な目について、en face 位相遅延マップに極座標プロット位相遅延量を重ねて表示したものを示す。
【図１２】本発明の実施例を説明する図であり、緑内障眼について、en face 位相遅延マップに極座標プロット位相遅延量を重ねて表示したものを示す。
【図１３】従来例（ＯＣＴの原理）を説明する図である。
【図１４】本発明の実施例の作用について模式的に説明する図である。
【符号の説明】
【００９９】
１　偏光感受光画像計測装置
２　光源
３、１２　偏光子
４　ＥＯ変調器（偏光変調器、電気光学変調器）
５　ファイバーカプラー（光カプラー）
６　参照アーム
７　試料アーム
８　分光器
９　ファイバー
１０、１５、１８　偏波コントローラ
１１　コリメートレンズ
１３　集光レンズ
１４　参照鏡（固定鏡）
１６　ガルバノ鏡
１７　試料
１９　回折格子
２０　フーリエ変換レンズ
２１　偏光ビームスプリッター
２２、２３　光検出器（ラインＣＣＤカメラ）
２４　固定鏡

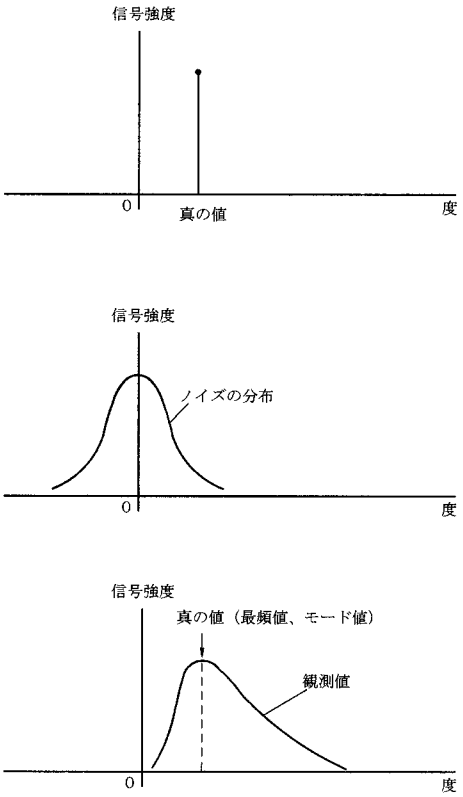
【図１】



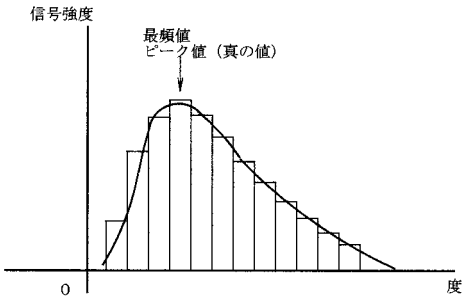
【図８】



【図９】

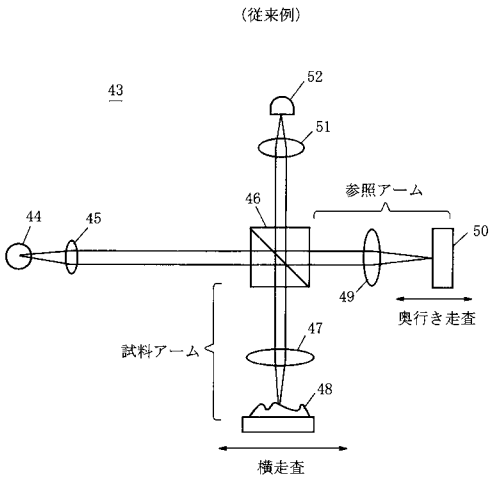


【図１０】

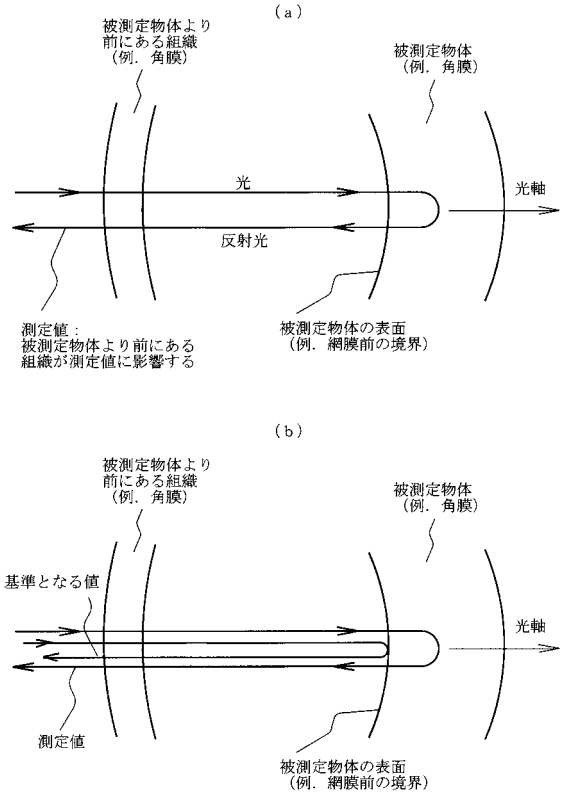


観測値のヒストグラム

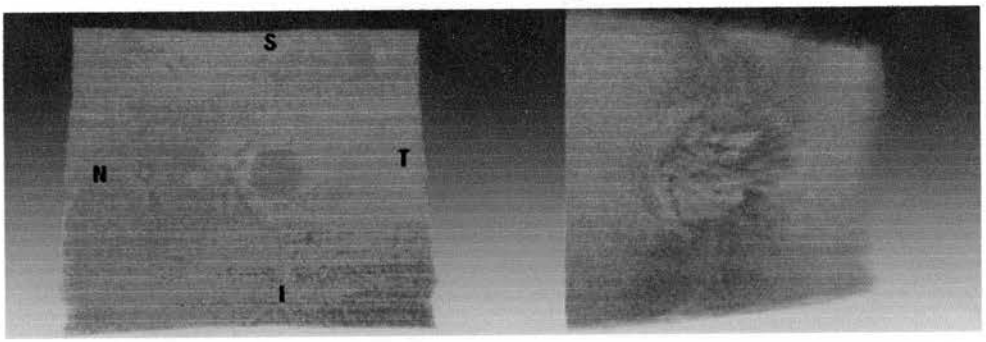
【図１３】


（従来例）
43
52
51
参照アーム
46
44
45
50
49
奥行き走査
試料アーム
47
48
横走査

【図１４】

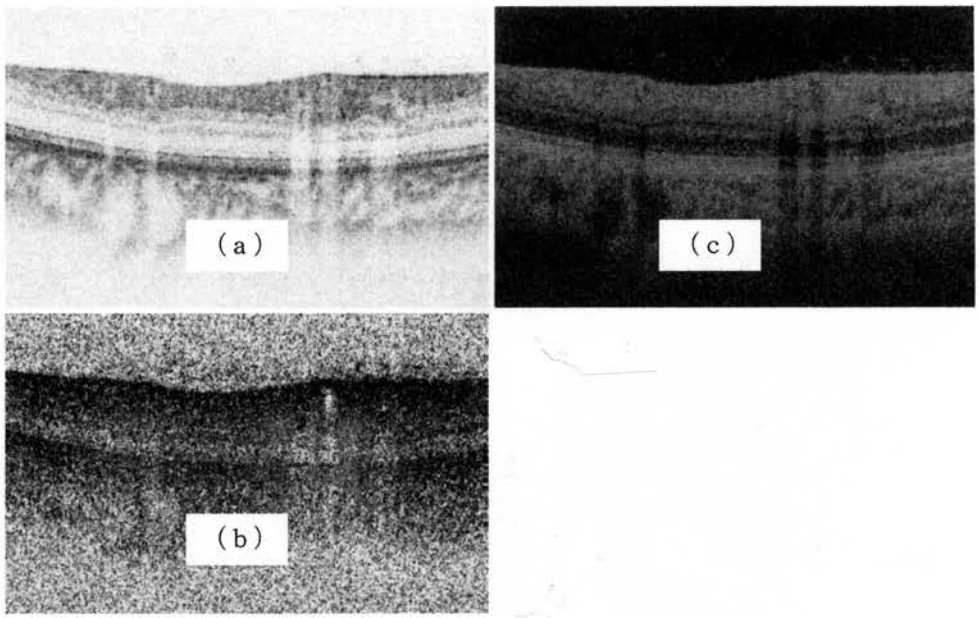

（ａ）
被測定物体より
前にある組織
（例．角膜）
被測定物体
（例．角膜）
光
光軸
反射光
測定値：
被測定物体より前にある
組織が測定値に影響する
被測定物体の表面
（例．網膜前の境界）
（ｂ）
被測定物体より
前にある組織
（例．角膜）
被測定物体
（例．角膜）
基準となる値
光軸
測定値
被測定物体の表面
（例．網膜前の境界）

【図２】

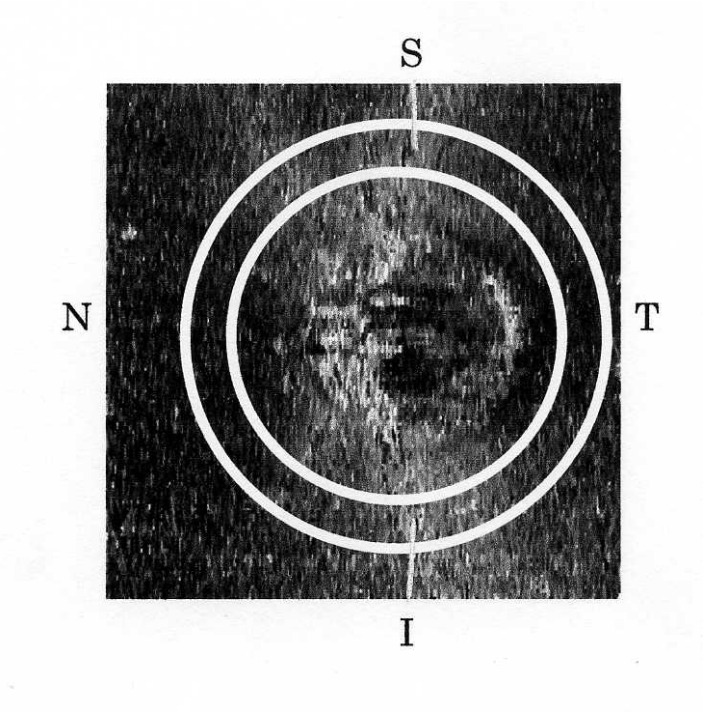


(a) (b)

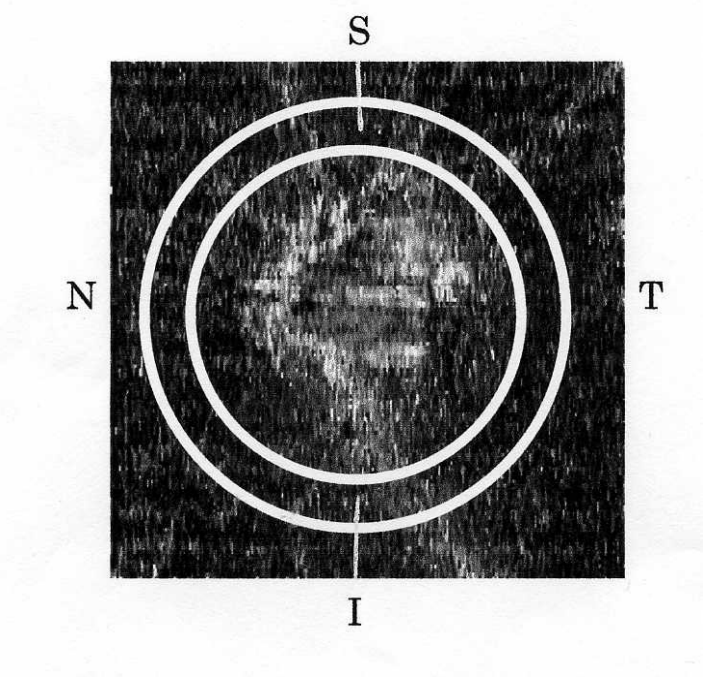
【図３】



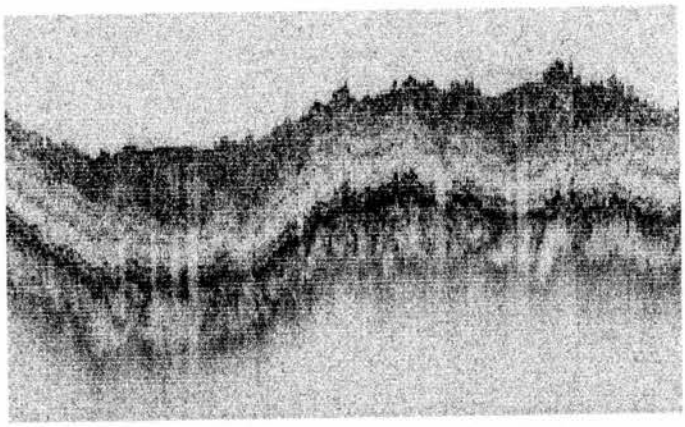
【図４】



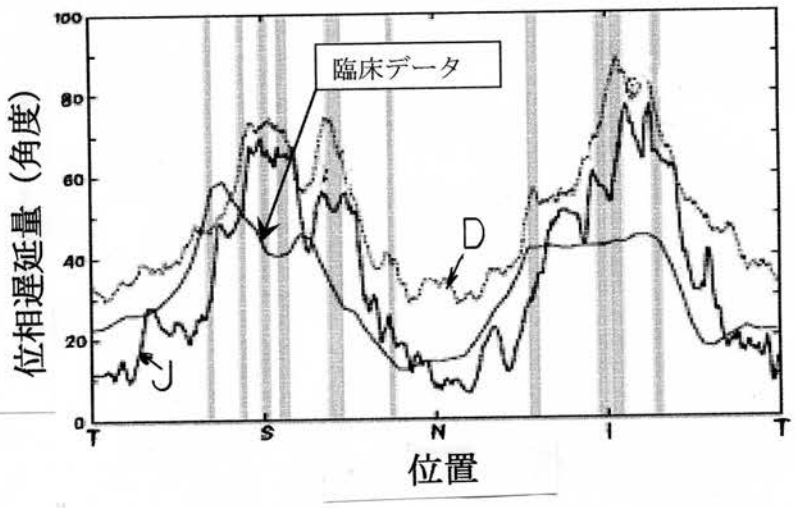
【図５】



【図６】

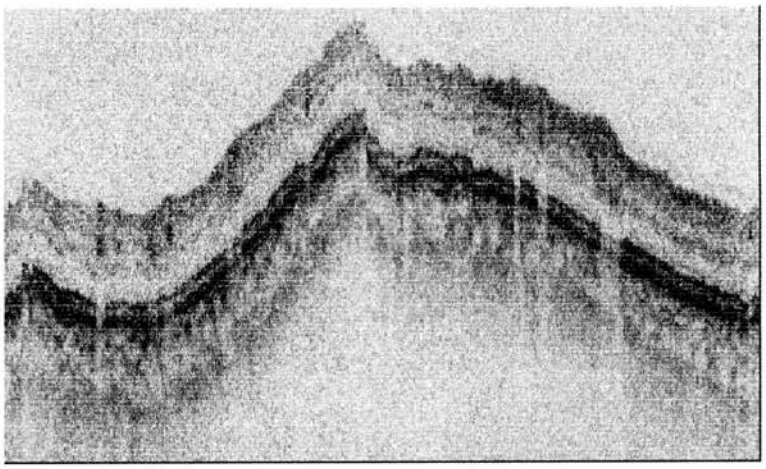


（ａ）

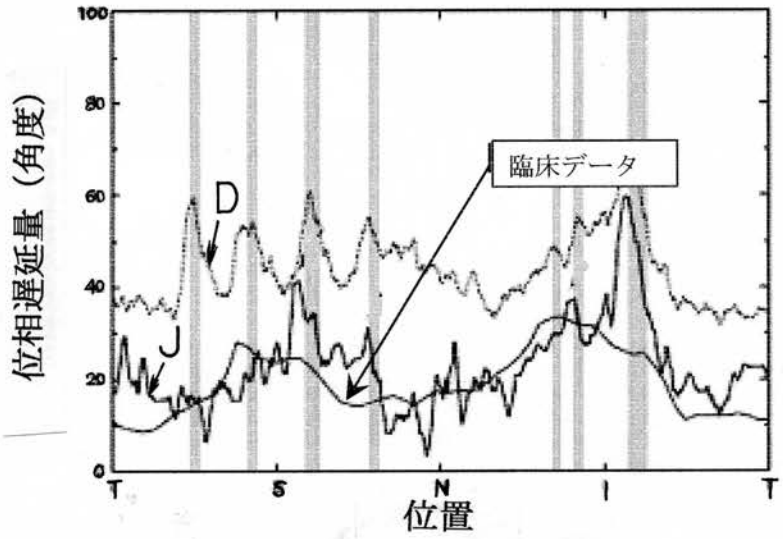


（ｂ）

【図７】

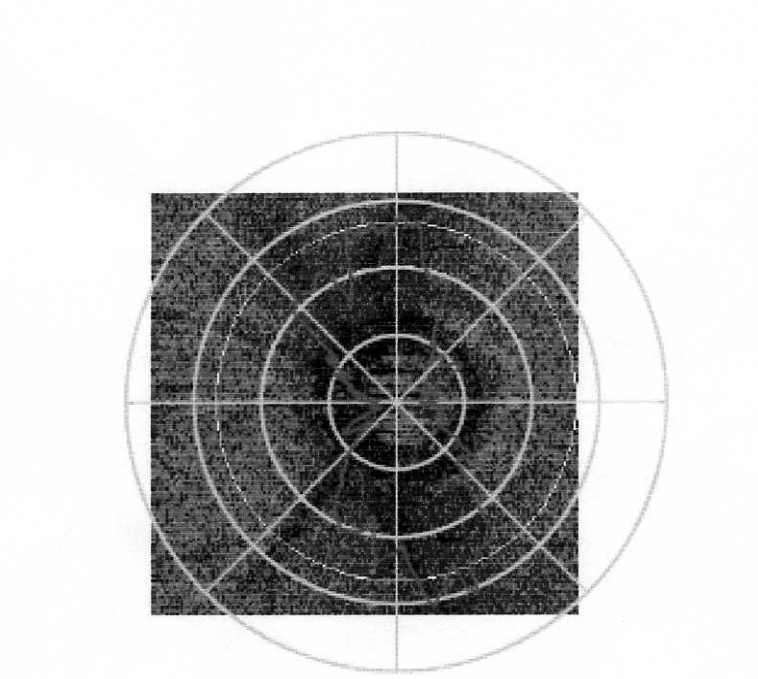


（ａ）

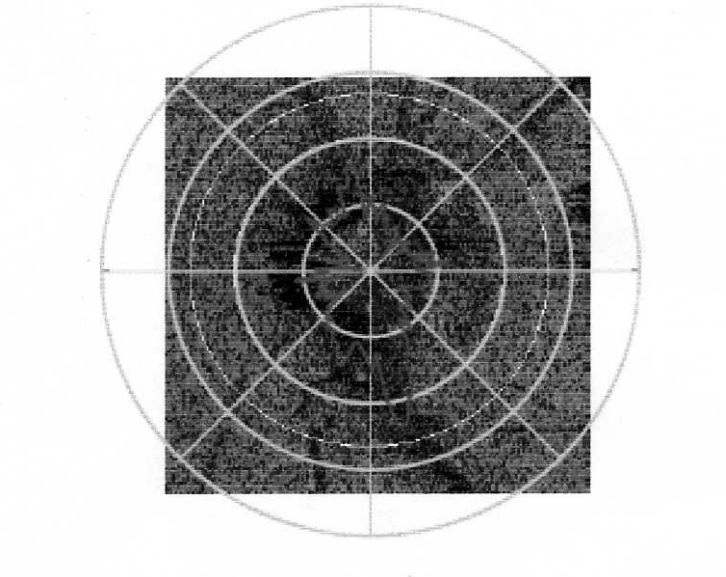


（ｂ）

【図１１】



【図１２】



フロントページの続き

(72)発明者　巻田　修一
茨城県つくば市天王台一丁目１番１　国立大学法人筑波大学内

審査官　宮川　哲伸

(56)参考文献　特許第４３４４８２９（ＪＰ，Ｂ２）
国際公開第２００６／０１７８３７（WO，Ａ１）
国際公開第２００６／１１６３１７（WO，Ａ１）
国際公開第２００６／０５０３２０（WO，Ａ１）
特表２００５－５１６１８７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　　３／００　－　　３／１８
Ａ６１Ｂ　１０／００
Ｇ０１Ｎ　２１／１７