

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4020434号  
(P4020434)

(45) 発行日 平成19年12月12日(2007.12.12)

(24) 登録日 平成19年10月5日(2007.10.5)

(51) Int. Cl.

G O 1 B 9/02 (2006.01)

F I

G O 1 B 9/02

請求項の数 23 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願平10-525812	(73) 特許権者	ザ・リサーチ・ファンデーション・オブ・ シティ・ユニバーシティ・オブ・ニューヨ ーク アメリカ合衆国ニューヨーク州10003 、ニューヨーク、フィフス・アベニュー 79
(86) (22) 出願日	平成9年12月4日(1997.12.4)	(74) 代理人	弁理士 社本 一夫
(65) 公表番号	特表2002-514301(P2002-514301A)	(74) 代理人	弁理士 今井 庄亮
(43) 公表日	平成14年5月14日(2002.5.14)	(74) 代理人	弁理士 増井 忠武
(86) 国際出願番号	PCT/US1997/022274	(74) 代理人	弁理士 栗田 忠彦
(87) 国際公開番号	W01998/025105		
(87) 国際公開日	平成10年6月11日(1998.6.11)		
審査請求日	平成16年10月29日(2004.10.29)		
(31) 優先権主張番号	60/033,220		
(32) 優先日	平成8年12月4日(1996.12.4)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		
(31) 優先権主張番号	60/042,489		
(32) 優先日	平成9年4月2日(1997.4.2)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 選択的に光学的計測を行う装置及び方法

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

サンプル光学測定を行うシステムであって、

- a . 広帯域光源と、
  - b . 前記広帯域光源からの光を信号ビームと基準ビームとに分割する手段と、
  - c . 前記基準ビームの光路に配置された基準ミラーと、
  - d . 前記信号ビームを前記サンプル上に焦点を合わせるための手段と、
  - e . 前記サンプルからの反射光と前記基準ミラーからの反射光とを受光する回折格子であって、前記サンプル及び前記基準ミラーからの反射光からの正及び負の回折次数が前記回折格子に対して直角に伝搬するように、前記サンプル及び前記基準ミラーからの反射光が前記回折格子の法線に関して前記回折格子に入射する、回折格子と、
  - f . 検出器と、
  - g . 前記回折格子に対して直角に伝搬する前記回折格子からの前記正及び負の回折次数を収集し、前記回折次数を前記検出器上に焦点を合わせる手段であって、前記検出器が受けた前記正及び負の回折次数の出力を生成する、手段と、
  - h . 前記検出器からの前記出力を処理する手段と、
- を備える光学測定システム。

## 【請求項2】

前記検出器がCCDアレイであることを特徴とする請求項1に記載のシステム。

## 【請求項3】

10

20

前記ＣＣＤアレイが１次元アレイであることを特徴とする請求項２に記載のシステム。

【請求項４】

前記基準ミラーが固定されていることを特徴とする請求項１に記載のシステム。

【請求項５】

前記回折格子が固定されていることを特徴とする請求項４に記載のシステム。

【請求項６】

前記回折格子が反射型格子であることを特徴とする請求項５に記載のシステム。

【請求項７】

前記広帯域光源がＣＰＭレーザであることを特徴とする請求項１に記載のシステム。

【請求項８】

前記処理手段がコンピュータであることを特徴とする請求項１に記載のシステム。

【請求項９】

前記焦点手段が球形レンズであることを特徴とする請求項１に記載のシステム。

【請求項１０】

前記光源がＴｉ：サファイアレーザであることを特徴とする請求項１に記載のシステム。

【請求項１１】

前記検出器が２ＤイメージングＣＣＤであることを特徴とする請求項１に記載のシステム。

【請求項１２】

前記反射ミラーが第１位置から第２位置まで可動であることを特徴とする請求項１に記載のシステム。 20

【請求項１３】

前記システムは、前記検出器と前記処理手段との間に連結された復調器を更に備え、前記検出器は、多チャンネルダイオードアレイであり、前記回折格子が可動であることを特徴とする請求項１に記載のシステム。

【請求項１４】

前記光源がレーザであることを特徴とする請求項１３に記載のシステム。

【請求項１５】

前記システムは、該回折格子を振動する手段を更に備えていることを特徴とする請求項１４に記載のシステム。 30

【請求項１６】

前記システムは、前記回折格子を回転する手段を更に備えていることを特徴とする請求項１４に記載のシステム。

【請求項１７】

前記回折格子が多面であることを特徴とする請求項１４に記載のシステム。

【請求項１８】

前記システムは、前記収集手段からの前記回折次数を前記検出器に移動するためのファイバ直線状アレイを更に備えていることを特徴とする請求項１４に記載のシステム。

【請求項１９】

前記システムは、高速移動トランスレータを更に備えており、前記回折格子と前記ファイバ直線状アレイの一端が前記高速移動トランスレータに取り付けられていることを特徴とする請求項１７に記載のシステム。 40

【請求項２０】

本発明によるサンプルの光学測定を行う方法であって、

- a．広帯域光ビームを発生することと、
- b．前記光ビームを信号ビームと基準ビームとに分割することと、
- c．前記ビームの光路に沿って基準ミラーを配置することと、
- d．前記信号ビームを前記サンプル上に焦点を合わせることと、
- e．前記サンプルからの反射光と前記基準ミラーからの反射光とを受光するように回折格子を配置し、前記反射光からの正及び負の回折次数が前記回折格子に対して直角に伝搬す 50

るように、前記サンプル及び前記基準ミラーからの反射ビームが前記回折格子に入射することと、

f．検出器を配置することと、

g．前記回折格子に対して直角に伝搬する前記回折格子からの前記正及び負の回折次数を収集し、前記回折次数を前記検出器上に焦点を合わせ、前記検出器が受けた前記正及び負の回折次数の出力を生成することと、

h．前記検出器からの前記出力を処理することと、

を備える光学測定方法。

#### 【請求項 2 1】

前記出力を処理することが、組織及び動脈壁中の組織構造変化、例えば斑、脂肪及びアテローム硬化などを検出するために、生体内及び／又は生体外で、G Y N、G I、A D I 路及び／又は膀胱の組織基礎構造のイメージマップを形成することを備えていることを特徴とする、請求項 2 0 に記載の方法。

10

#### 【請求項 2 2】

前記回折格子からの前記正及び負の回折次数は、第 1 の回折次数と第 2 の回折次数を含んでいることを特徴とする請求項 1 に記載のシステム。

#### 【請求項 2 3】

前記回折格子からの前記正及び負の回折次数は、第 1 の回折次数と第 2 の回折次数を含んでいることを特徴とする請求項 2 0 に記載の方法。

#### 【発明の詳細な説明】

20

#### 関連出願とのクロスレフェレンス

本出願は、1996 年 12 月 4 日付付願に係るアメリカ国仮特許出願第 60 / 033220 および 1997 年 4 月 2 日付付願に係るアメリカ国仮特許出願第 60 / 042489 の利益享受を請求し、これらの特許出願は参照として本出願に組み込まれている。

#### 発明の背景

本発明は、一般には、光学測定を行う方法とシステムとに関し、更に詳細には、光学コヒーレンスドメイン反射法を用いる光学測定を行う方法とシステムとに関する。

光学コヒーレンスドメイン反射法 (OCDR) は、周知の技法であって、干渉信号の検出に基づく方法であって、10  $\mu$ m の解像度ならびに深度スキャンに対して 100 dB 以上で数 mm までのダイナミック領域を提供する精密測定を行うためには魅力ある方法である。高速線形変換ステージを用いると、OCDR 測定は適度な高速で行うことができる。この方法は、表面下の内部深度イメージを決めるのに使用することができる。OCDR は、前眼と網膜のイメージ化、高拡散性媒体中での光学断層撮影法と組織学ならびに内臓器のカテーテル・内視撮影法のために開発されてきた。ミラー速度は、普通、50 kHz のドップラー周波数に対応する 30 mm / 分の範囲である。超高イメージ取得速度を達成するためには、ミラー変換スキャンニングの別の技術を開発しなければならない。

30

1995 年 10 月 17 日発行のイー・エー・スワンソン等のアメリカ国特許第 4459570 号には、光学コヒーレンスドメイン反射法 (OCDR) を用いて種々の光学測定を実施する方法と装置とが提供されている。短コヒーレンス光学放射源は、同様な光路を通過してサンプルならびに光学反射器に光学放射する。光学反射器は所定の速度プロファイルに従って可動し、サンプルのインターフェロメトリックスキャンニングを可能にし、得られる出力はドップラー変換周波数変調を有する。この出力は復調され、検出されて、所望の測定とその他の情報を得ることができる。追加の情報は、異なる波長を持つ 2 つもしくはそれ以上の光源からサンプルと反射器に対して放射をし、得られた出力を処理前に別々に復調することによって得ることができる。復屈折情報は、サンプルと標準光路中の分極を適当に修正し、出力を処理前に別々に復調される直交分極出力に分割することによって、使用する光学放射を分極することによって得ることができる。

40

関連する別の参照技術としては、1996 年 2 月 13 日発行のイー・クヌッテルのアメリカ国特許第 5491552 号がある。

本発明の目的は、高分解測定を光学的に行う新規な改良方法とシステムを提供することで

50

ある。

本発明の別の目的は、回折格子を用いた高分解測定を光学的に行う新規な改良方法とシステムを提供することである。

本発明の別の目的は、サンプルの横方向のスキャンニングをすることなしにサンプルの２Ｄイメージを得るための方法とシステムを提供することである。

本発明の更なる目的は、サンプルの３Ｄイメージを得るための方法とシステムを提供することである。

#### 発明の要旨

本発明の教示に従って構成されるサンプルの選択光学測定を行うシステムは、光の広帯域ビームを発生する広帯域光源と、該光ビームを信号ビームと標準ビームとに分割する手段と、該標準ビームを受光するために配置された標準ミラーと、該信号ビームを該サンプル上に焦点を合わせるための手段と、該サンプルからの反射光と該標準ミラーからの反射光とを受光する回折格子であって、該ミラーとサンプルとからの反射光が、該反射光からの正ならびに負の第１ならびに第２順位の回折が該回折格子に対して直角に伝搬するように該回折格子に対して直角に入射することと、検出器と、該回折格子からの該回折順位の回折を収束して、該回折順位を該検出器上に焦点を合わせる手段であって、該検出器が受光した該正ならびに負の第１ならびに第２順位の回折の出力を生成することと、該検出器からの該出力を処理する手段とから構成されている。

本発明に係るサンプルの選択光学測定を行う方法は、光ビームを発生することと、該光ビームを信号ビームと標準ビームとに分割することと、該標準ビームの光路に沿って標準ミラーを配置することと、該信号ビームを該サンプル上に焦点を合わせることと、該サンプルからの光と該標準ミラーからの光とを受光するように回折格子を配置し、該ミラーとサンプルとからの反射パルスが、該反射光からの正ならびに負の第１ならびに第２順位の回折が該回折格子に対して直角に伝搬するように該回折格子に対して直角に入射することと、検出器を配置することと、該回折格子からの該回折順位の回折を収束して、該回折順位を該検出器上に焦点を合わせて、受光した該正ならびに負の第１ならびに第２順位の回折の出力を該検出器から生成することと、該検出器からの該出力を処理することとから構成されている。

いくつかの実施態様においては、回折格子は固定されていて、検出器は１次元線形ＣＣＤアレーである。これに対して、他の実施態様においては、回折格子は可動であり、検出器は多チャンネルダイオードアレーであって、その出力が復調器に供給されるようになっている。

種々の特長ならびに利点は下記記載から明らかになる。下記記載において、本明細書の１部を形成する添付図面を参照するが、それには本発明を実施するための具体的な実施態様が例示として示されている。これらの実施態様は、当業者であれば本発明を実施できる程度に詳細に記載されていて、その他の実施態様も利用することができかつ構造変換は本発明の範囲を逸脱することなしに行うことができるものと理解される。従って、以下の詳細な説明は、限定的な意味で解釈されるべきではなく、本発明の範囲は添付する請求の範囲によって最もよく定義される。

#### 【図面の簡単な説明】

図面中、同様の参照符号は同様の部品を表す。

図１は、本発明によって構成され、試料の選択された光学的計測を行う装置の一実施例の概略的ブロック線図を示す。

図２は、図１に示された本発明の実施例に時間遅延型の格子生成式試料深さ走査を行う場合を示す図である。

図３は、図１の装置を使用して試験された試料の断面図である。

図４は、図１の装置を使用して計測された図３の試料を横切るレフレクタンス・プロファイルのグラフである。

図４（ａ）は、シングル・ショット・インターフェレンス・パターンのＣＣＤイメージである。

図 5 は、図 1 の装置を使用して得られたデジタル化されたクロス・コレーション・トレースである。

図 6 は、本発明によって構成され、試料の選択された光学的計測を行うための装置の他の実施例の概略的ブロック線図を示す。

図 7 は、図 6 の装置を使用して得られた 2 D インターフェレンス・イメージである。

図 8 は、図 6 の装置の変更態様の概略的ブロック線図である。

図 9 は、図 6 の装置の変更態様の概略的ブロック線図である。

図 10 は、本発明の他の実施例を理解する上で有用な概略的線図である。

図 11 は、本発明によって構成され、試料の選択された光学的計測を行うための装置の更に他の実施例の概略的ブロック線図を示す。

10

図 12 は、オイル・ペインティングとその上のインシデント・パルス・インプリンティングとの断面構造図である。

図 13 は、図 11 の装置の一部を変更した概略的ブロック線図である。

図 14 は、図 11 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 15 は、図 11 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 16 は、図 11 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 17 は、図 16 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 18 は、図 17 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 19 は、図 11 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 20 は、図 11 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

20

図 21 は、本発明によって構成され、試料の選択された光学的計測を行うための装置の更に他の実施例の概略的ブロック線図を示す。

図 22 は、図 21 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 23 は、図 22 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 24 は、図 22 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 25 は、図 16 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 26 は、図 16 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 27 は、図 16 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 28 は、図 16 の装置の他の変更例の概略的ブロック線図である。

図 29 は、本発明の装置の変更例の概略的ブロック線図である。

30

図 30 は、本発明の装置の変更例の概略的ブロック線図である。

#### 好ましい実施例の詳細な説明

本発明は、生物医学的用途及び非医学的用途用の多機能高速相関 - ドメイン干渉法及びシステムに関する。本発明は、顕微鏡的規模の物体を撮像するための単ショット超高速相関干渉 (UCI) 法を含む。本方法は、物体から反射したパターンの伝播時間を変換し、対応するコヒーレンス - ドメイン干渉パターンにする。このことによって、一実施例では、定置の回折格子及び直線状 CCD アレイを使用することによって、他の実施例では、可動回折格子及び多チャンネルダイオードアレイ及びデモジュレータによって、反射を同時に整合させることができる。

次に添付図面を参照すると、第 1 図には、本発明に従って形成されたシステムの一実施例が示してあり、この実施例には、参照番号 11 が附してある。

40

システム 11 では、衝突 - パルスモード - ロックトレーザ 13 を増幅器装置 15 で増幅し、第 1 ミラー M1 で反射させ、第 1 ビームスプリッター BS1 に当て、基準ビームとして役立つ透過部分及び信号ビームとして役立つ反射部分に分割する。増幅器装置は、一對の可動ミラー MM1 及び MM2、及び一對の固定ミラー M3 及び M4、及び増幅器システム 21 を含む。

基準ビームは、中密度フィルタ ND を通過し、基準ミラー M5 に当たる。基準ミラー M5 からの光パルスは、中密度フィルタ ND 及び第 1 ビームスプリッター BS1 を通過して戻り、反射回折格子 G に入射する。格子 G は、垂直方向に配置された溝を持つように配向されている。

50

第1ビームスプリッターBS1を透過した信号ビームは、第2ビームスプリッターBS2を通過し、試料Sに設けられた球形レンズO1によって焦点される。試料Sから反射された光パルスは、第2ビームスプリッターBS2から反射され、格子Gに入射する。

試料S及びミラーM5からの反射は格子の法線に関して格子に入射し、そのため、正及び負の1次及び2次（又はこれよりも高次）の回折オーダー（各信号パルス及びその対応する基準パルスから）が法線に沿って伝播する（ $p \sin \theta = \lambda$ 、ここで、 $p$ は溝間の間隔であり、 $1/1200 \text{ mm}$ である）。レンズL1が回折光を集め、格子Gの共役画像平面に配置された直線状CCD検出器23に光を焦点する。CCDアレイ23は、単一の信号及び基準パルスから回折オーダーを通過させることができる入力シャッター（図示せず）を含む。深さ走査即ちZ軸方向走査と一致するCCD検出器23の出力をコンピューター25に供給し、ここでCCD23からの出力を処理する。

10

本発明による時間遅延格子発生式試料深さ走査（time delay grating-generated sample depth scan）の一例は、第2図を参照することによって更によく理解されるであろう。第2図でわかるように、回折格子は、基準パルスと試料によって格子分散方向（X軸方向）に反射されたパルスとの間に連続的な光学的遅延を導入する。この場合、試料の前面及び後面が反射したパルスは、回折格子によってX軸方向に分割され、その結果、深さ走査反射（depth scan reflection）を示す干渉最大値（interference maxima）もまたX軸方向に分割される。この行路差は、以下の式で表される。

$$\Delta L = 2x \sin \theta = 2x/p \cdots (1)$$

20

ここで、 $\lambda$ は波長であり、 $x$ は直線座標であり、 $\Delta L$ は基準パルスと信号パルスとの間の時間的遅延である。時間ディスプレイウィンドウ（time-display window）は、以下の式で表される。

$$\Delta t = 2D/cp \cos \theta \cdots (2)$$

ここで、 $D$ はビームの直径である。 $D = 3 \text{ mm}$ 、 $\lambda = 620 \text{ nm}$ 、 $p = 1/1200 \text{ mm}$ 、 $\cos \theta = 0.73$ の構成については、 $T_d = 20 \text{ ps}$ の時間ディスプレイウィンドウが得られ、これは、一回の計測で最大3mmの試料深さに相当する。

CPMレーザーの代わりに、光源は、任意の広帯域光源であるのがよい。

本発明の相関アプローチを単モードファイバのクラッドの厚さの計測に関して第3図に概略に示すように試験した。ファイバに亘って計測した反射率分布（reflectance profile）を第4図に示す。コアの屈折率（ $n_c = 1.492$ ）及びクラッドの屈折率（ $n_{cl} = 1.417$ ）を使用し、コアとクラッドとの境界での反射能が $-33 \text{ dB}$ であり、クラッドと空気との境界での反射能が $-15 \text{ dB}$ であると決定する。クラッドの厚さ $d$ は $19 \mu\text{m}$ （ $d = \lambda / 2 n_{cl}$ が試料内への距離であり、 $\Delta L$ は工学的遅延である）であると決定された。

30

このシステムは、1996年10月15日付けの光学書簡集第21巻第20号の第1682頁乃至第1684頁のI.ゼイリコピッチ及びR. Rアルファノの文献にも記載されている。同文献に触れたことにより、その文献に開示されている内容は本明細書中に組入れたものとする。

本発明の超高速法は、組織学的写真を撮影するため、反射能を持つ生物学的及び医学的構造の非接触診断にも利用できる。これは機械的不安定性に影響を及ぼさないためである。深さ $z_i$ のところにある反射能を持つ層の各々をその位置を示す信号として得る。

40

以下に示すように、本発明による干渉システムは、光記憶システム、例えば穴あけホログラフィー（hole-burning holography）から取り出されたパルスコード信号のレシーバーとして光通信にも使用できる。蓄積された光子エコー読み出し速度は、オクタエチルポリフィンでドーピングしたポリスチレン試料に分光穴あけによって記憶された $10^{-15}$ 秒の4パルスパケットについて単ショット相関探知法を使用することによって、毎秒27テラビットであることが示された。

第4a図は、単ショットをベースとしたエコー4パルスパケットの相関探知を示す。単ショット干渉パターン（CCD画像）（呼び出されたエコー4パルスパケットと相互参照パル

50

スとの間)を第4図に示し、対応するデジタル化した相関探知トレースを第5図に示す。エコーパルスは、1.7 psec.で分離した。干渉パルス及びエコー信号の相互探知は、初期パルスパケットの一時的分布の良好な単ショット再現を示し、 $150 \times 10^{-15}$ 秒毎に4ビットの情報を提供する。これは、毎秒27テラビットの読み出し速度と一致する。20 ms程度の短い捕捉時間で生物学的組織の干渉二次元(深さ×横軸)画像をつくりだすのに使用できる。GIMと呼ばれるこの格子発生式干渉顕微鏡法は、皮膚組織の高解像度画像の発生に適用される。

二次元画像を得るため、本発明を例示するために使用された実験試料の概略図を第6図に示す。これには参照番号31が附してある。システム31は、増幅器装置15が省略されており、光源がCPMレーザーでなくTi:サファイヤレーザー33であり、L2が円筒形レンズであり、O2が円筒形レンズであり、CCD34が二次元画像アレイである点でシステム11と異なっている。鶏の皮膚組織試料(厚さが約3 μm)をガラスプレート(P)の表面に取り付ける。レンズO(f = 5 cm)によって信号ビームをガラスプレートPの表面上に焦点を合わせる。その結果、鶏の皮膚上でのビームのスポットの大きさは約0.3 mmであり、これが横方向座標画像を決定する。格子平面をレンズL2によって1024 × 1024ピクセルのCCDアレイと光学的に共役させ、二次元干渉画像を記録する。

回折格子は、格子分散方向(X軸方向)に連続的光学的遅延(生物学的深さ走査を行う)を導入する。上述の実験装置については、D = 2.5 mm、λ = 800 nm、p = 1/1600 mm、cos θ = 0.877であり、Δt = 13.5 psの時間ディスプレイウィンドウが得られ、これは、最大2 mmの試料深さ走査に相当する。

信号として定義された第1干渉パターンをCCDを整合した後、基準として定義された第2CCDの露出を適用し、これについて基準と信号パターンとの間の干渉を破壊する。GIMのダイナミックレンジ(DR)は、計測可能な最大CCD干渉信号のノイズに対する比によって定義され、

$$DR = 10 \log(SNR) \quad (3)$$

である。

読み出しCCDシステムノイズ(暗中(in the dark))等の幾つかのノイズ源があり、ノイズの光学的計測値は、

$$SNR = W_{max}^2 / W_{min}^2 = (s_j)_{max}^2 / (s_j)_{min}^2 \quad (4)$$

である。ここで、WはCCDカメラが検出した信号であり、この信号はCCDアレイに当たる光と比例する。GIMのダイナミックレンジは、CCDアレイのDRで決まる。CCDカメラのSNRは、比(W<sub>max</sub>/W<sub>min</sub>)と等しく、この場合、(DR)<sub>max</sub> = (DR)<sub>min</sub><sup>2</sup>である。「DRが14ビット」のCCDカメラのDRは、約10 log(1.6 × 10<sup>4</sup>/1)であり、これにより、80 dBの潜在的ダイナミックレンジ(DR)<sub>max</sub>が得られる。

GIMの感度(S)は、以下の式によって定義される。

$$S = 10 \log[(s_j)_{min}^2] \quad (5)$$

等式3乃至5を使用することにより、GIMは、以下の式で表される。

$$S = 10 \log[(s_j)_{max}^2] - DR \quad (6)$$

基準パルス及び信号パルスの振幅が等しい場合にCCD出力信号が最大になる。W<sub>max</sub>を変化させることができるということを考えると、中密度フィルタを基準ビームに入れた場合、フィルタを2回通過する光学的密度(OD)<sub>ref</sub>は、以下の等式の通りである。

$$(OD)_{ref} = -10 \log[(s_j)_{max}^2] \quad (7)$$

等式6乃至7を使用することにより、感度は、以下の式で表される。

$$S = -10(OD)_{ref} - DR \quad (8)$$

等式(8)は、GIMの重要な特徴を示す。SをGIMのDRとは別に増大できるのである。セットアップ時には、(s<sub>j</sub>)<sub>min</sub><sup>2</sup> = 10<sup>-10</sup>であり、DR = 70 dBであり、等式(8)において(OD)<sub>ref</sub>は3であると計算される。

鶏の皮膚組織の二次元干渉画像(信号及び基準画像を取り除いた後)を第7図に示す。

30 mWの出力のレーザーについて二次元画像を捕捉するため、迅速な20 msの捕捉時間を

10

20

30

40

50

必要とする。この時間は、他の方法の10倍速い。皮膚、膜、及び筋肉の横方向高解像度 ( $< 1 \mu\text{m}$ ) 構造を最大1.5mmの付加あに亘って視覚化できる。

システムの感度及び干渉システムのダイナミックレンジを高めるための別の方法を第8図のシステム33に示す。システム33では、基準ミラーM5をPZTトランスジューサ35によって二つの位置まで移動する。行路差は  $\lambda/2$  に等しい。ここで、 $\lambda$  は、光源の中央波長である。基準ミラーM5の位置は、光検出器PZTフィードバックループ37によって二つの画像を獲得するように管理される。これらの画像のうちの一方はバックグラウンド+信号であり、他方の信号は、バックグラウンド-信号である。これらの信号は、PZTの二つの位置と対応する。フィードバックループ37は、駆動装置39及び光検出器41を含む。これらの二つの画像を差し引くことによって、感度が2倍の二次元(深さ-横方向座標)暗野干渉画像を発生する。このようにして、バックグラウンドを除去し、信号を2倍にする。(バックグラウンド+信号)-(バックグラウンド-信号)=二つの信号の2倍である。

データ獲得速度を増大させ、背景のノイズを取り除くために、干渉計システムは図9に示すように構成することができる。参照番号43により同定される図9のシステムでは、焦点合わせ用レンズL3、音響光学的モデュレータ(AOM)、90度反射プリズム45、2つの中性濃度フィルターND及び2つの反射ミラーM5が存在する。ミラーM5は、ビームがモデュレータAOMにより偏向させられ、そしてプリズム45の側面により反射されるように配置され、ミラーM5の一方が、回折角度  $\theta$  で回折格子Gに戻るように向けられている。モデュレータAOMにより偏向させられたビームの周波数は、干渉が壊されるように変えられる。干渉を持つCCDフレーム及び干渉を持たないCCDフレームは、一方が他方から連続的に減じられ、一連の2D(深さ-横方向の座標)暗部領域の干渉画像を生成する。システム43の残りの構成要素は、図6のシステム31と実質的に同一である。

シングルスポットのパルスで格子状に生成されるコヒーレントな走査に対して、CCD直線状アレイとコンピュータメモリとの時間応答は1msである。反復率は、 $10^3 \text{ 1/p} \cdot \text{s}$  より良好にすることができない。理解することができるように、基準パターンが背景ノイズを減じるために各々の軸方向走査に対して必要とされる。全軸方向走査は、反復率  $500 \text{ 1/p} \cdot \text{s}$  で少なくとも2msを必要とする。反復率  $500 \text{ 1/p} \cdot \text{s}$  及び動脈走査時間20msを使用した場合、横方向のほんの10ピクセルだけが生成される。このシステムは、非常に速い軸方向の偏向で物体をイメージングするためには有用であり得るが、横方向には小さいサイズのサンプルしかイメージングできない。従って、データ獲得速度、サンプル走査サイズ、光学相関領域のイメージングの信号対ノイズ比率を増大させるために追加の方法が必要とされる。

本発明の他のバージョンは、光ビームが、移動する回折格子(DG)によって回折されるとき、回折された光の周波数がドップラーシフトを有するという原理を用いている。一定速度vで格子分散方向(x軸)に動く回折格子DGを考えてみよう。図10に示される通り、基準(信号)ビーム方向上への速度ベクトルVの射影成分は、 $V_{r,s} = \pm v \sin \theta$  である。ここで、 $\theta$  は基準(信号)ビームと格子DGに垂直な方向との間の角度である。回折された基準ビームと信号ビームとの間のドップラー周波数シフト量(DFS)は、次のようになる。

$$f_D = 2 v f_0 \sin \theta / c = 2 v \sin \theta / \lambda_0 = 2 v / p \quad (9)$$

ここで、pはDGの溝の間の空間間隔であり、 $f_0$ 及び $\lambda_0$ は、各々、光の周波数及び波長である。

例えば、 $v = 30 \text{ mm/s}$ 、 $p = 0.001 \text{ mm}$ の場合、 $f_D = 230 / 0.001 = 60 \text{ kHz}$ である。出力干渉信号は、 $f_D$ に等しい周波数で一時的に変調される。

移動格子配列を示し参照数字51により識別されるシステムが図11に示される。システム51は、レーザー光源53、第1ビームスプリッタBS1、第1ビームスプリッタBS2、格子DG、基準ミラーM5、格子DGを移動させる並進器55、焦点レンズ01、集光レンズL1、マルチチャンネルダイオード列57、デモジュレータ59、及びコンピ

10

20

30

40

50



ュータ61を含む。システム51は、システム31とは、主に、格子が可動であること、検出器がマルチチャンネルダイオード列及びデモジュレータである点において異なる。図示のように、格子DGからの光学信号（即ち、分散光）は、マルチチャンネル線形列（L・A）検出器57へ向けられる。光学信号は、マルチチャンネルダイオード列57の出力を、ドップラー転換周波数（DSF）で復調することにより検出される。出力信号  $Wf(T)$  は、次式で与えられる。

$$Wf(T) \sim \sum_j |Y(T - T_j)| \quad (10)$$

ここで、 $s_j$  は、サンプルの内側の  $j$  -  $th$  境界の反射量（反射強度の平方根）、 $|Y(T - T_j)|$  は、コヒーレンスの程度である。式4の和は、各反射信号が、反射力  $s_j$  に比例する干渉パターンへの寄与を生じる。異なる時間遅れで対象物の内側に広がる反射層から来る信号が、反射力  $s_j$  に比例する干渉パターンへの寄与を生じる。各反射ピークの半極大における全幅（FWHM）が、増大相関時間、この方法の解を決定するコヒーレンスの程度  $|Y(T - T_j)|$  のFWHMに等しい。反射側の位置を決定できる精度は、ダイオード列の分解能にのみ依存する。もし各ダイオード列ピッチの処理時間である  $f_D = 60 \text{ KHz}$  ならば、AC信号は、概略、 $10 / 60 \times 10^3 = 0.1$  ミリ秒である。AC信号の処理は、全てのピッチで平行に行われる。各軸方向走査に対する0.1ミリ秒の応答時間と  $10^4 \sim 10^5$  /sの走査反復速度が、達成可能である。周波数変調干渉計について、100 dBの信号ノイズ比（SNR）が達成可能である。この方法は、低いコヒーレントな光で組織を表示することによる高解像度横断画像、及び格子発生時間遅れの関数としての後部散乱光又は異なる横断位置の範囲の測定を遂行する。

図11のシステムにおいて、サンプルSは、立体像を提供するように、図示しないステージ上に「X」方向において図示しない手段により可動に装着される。もしサンプルがX方向において可動でないならば、（サンプルに対して）単に2次元の像が得られる。

図11のシステムは、光学的像の非接触、高感度、高解像度の技術を提供する。高速走査速度は、特に医療及び生物学的診断の用途に相当である。眼及び組織の組織学的構造が特に関連するのは、頭部に近い眼の特質及び組織の診断の非侵襲性の測定である。生物学的システムにおける診断に加えて、高速度格子発生深度走査は、精密機械的及び光学的装置の非接触診断への多数の用途、並びにプロセス制御及び製造の監視への用途を有する。組織の見本を採取する必要なく、血管の内部構造又は粘膜の内部構造のような、組織の構造形態の光学的組織学的マップ（高解像度微小寸法横断面光学像）を達成するこの技術は、診断、及び組織変化の医療処置に対し力強い影響を有するであろう。

血管内の超音波は、人間の血管の横断像を得る現存するカテーテルに基づく技術である。しかしながら、本発明の技術は、血管障害をより高い解像度で描く能力を有し、動脈、皮膚、又はGYN、GI系又は囊のようなその他の器官の高解像度の像を得るために臨床的に有用である得る。

既存の又は共焦入射光の顕微鏡による着色サンプルの断面分析は、絵画を保存するための最初の試験の間に、材料の構造を研究しそれらの成分を同定するため日常的に行われる。本発明の技術は、得られる解像度の増加だけでなく、通常の顕微鏡検査に多数の重要な利得を有し、立体像にされる100 dBの高い信号ノイズ比を有する小さいZ方向深さの高速度連続光学断面を作る能力を有する。本発明の主要な利点は、本発明が、絵画の層の境界及びそれらの厚さを正確に決定する高速の比較的安価な方法を提供することである。この技術は、重ねた着色が、前の保存のため、なされたかどうかを決定するため使用可能であり、高い倍率及び感度で、色素粒子の識別のため使用され得る。油絵の典型的な断面構造を描く線図を図12に示す。図12において、（A）は、ごみ沈積粒子であり、（B）は、ワニス層であり、（C）は、ペイント層（乾燥油媒体中の色素粒子）であり、（D）は、背景層（乾燥油媒体中の鉛白）、にじみ止め（通常は、動物性ののり）が浸漬されたキャンバス支持体（通常は、リネン）である。入射パルスは、これらの層で反射される。反射パルスとパルス強度との間の時間遅れは、層の深さと反射性についての情報と一致する。この情報は、本発明の干渉システムを使用して抽出され得る。

格子状に生成されたコヒーレントな深さの走査、ドップラー周波数に変調された干渉及び

10

20

30

40

50

多重チャンネルの検出器の同時登録の特性を結合させることによって、データ獲得速度及び空間分解能の増大が達成される。

回折された基準ビームと信号ビームとの間の D F S は、矢印 B により示されたように、D G がその平面に沿って圧電トランスデューサ ( P Z T ) により振動させられ、これにより格子変位が格子溝空間より大きくなる場合にも得ることができる。この技術は干渉計の機構部分を簡単に行うことができる。

本発明の他の態様によれば、データ獲得速度は、一定の角速度 で回転される回折格子を用いることによって増大される。格子接線方向速度  $v_t$  の増加が図 14 に示されたシステム 71 で達成される。システム 71 では、格子 D G がモータ ( 図示せず ) のドライブシャフト 75 にアーム 73 ( 図示せず ) により取り付けられる。角速度  $\omega = 8 \times 10^3$  で円半径が 5 cm の場合、 $v_t = r \omega = 8 \times 10^3 \times 50 / 60 = 6 \times 10^3$  mm / s 及び D F S  $f_D = 2 v_t / p = 2 \times 6 \times 10^3 / 10^{-3} = 12$  MHz となる。各々のダイオード列ピッチの A C 信号処理時間は、約  $10 / 12 \times 10^6 = 1 \mu s$  である。各々の軸走査に対する  $1 \mu s$  の反応時間及び  $100 \text{ l.p.s}$  の走査反復率 ( S R R ) を得ることができる。

データ獲得速度を増大させるいくつかの方法がある。

データ獲得速度を増大させる 1 つの方法は、多角形筒装置の各辺に配置されたいくつかの回折格子を使用して S R R を増加させることである。これらの格子は、装置の長さ方向軸の回りに回転され、信号ビームは x ( 又は y ) 方向に離散的に走査しており、これによって各々の回折格子の位置は、走査システムにおけるある一定の x ( 又は y ) 位置に同期的に反復される。長さ 1 cm 当たり約 30 個の格子を、円半径 5 cm に対して使用することができる。S R R は  $3 \times 10^3 \text{ l.p.s}$  である。回折格子が一定の角速度で回転する円筒表面 C S 上に載せられている場合、S R R 及び横分解能の最大値を得ることができる ( 図 16 を見よ ) 。S R R は、 $1 \mu s$  の軸方向走査時間反応に対して 1 MHz である。軸方向走査分解能を増加させるため、干渉画像出力は、ファイバー直線状アレイ F L A ( 図 17 を見よ ) により集められる。各々のファイバー出力は、ある一定のダイオードアレイのピッチで接続される。各々の L . A . ダイオードピッチのサイズは、1 mm である。シングルモードのファイバーの直径は約  $100 \mu m$  であり、このとき軸方向分解能の 10 倍の増加を達成することができる。

多重チャンネルの光検出器 L A 及び電子検出システムを簡単化するため、回折格子及び多重チャンネル光検出器で接続されたファイバー直線状アレイが、速く動くトランスレータに取り付けられている ( 図 18 を見よ ) 。

レーザ源の中心波長 (  $\lambda$  ) が離散的に調整されるとき、溝空間 p が関係  $p = \lambda / \sin \theta$  を満足しなければならない。ここで、 $\theta$  は基準 ( 又は信号の ) ビームと回折格子に直角方向との間のなす角度である。いくつかの同一平面内の回折格子の構成を使用して様々な異なる溝間隔を実行することができる ( 図 12 を見よ ) 。構成格子の垂直位置が、関係式 ( 3 ) を満足させるように Y トランスレータにより離散的に変えられる。

本発明の他の実施例 ( 図 20 のシステム 71 を見よ ) では、光源はダイオードレーザ L A のアレイであり、その各々は関係式 ( 2 ) に従って様々な異なる波長 で光を照射する。L A レーザ源は、ホルダーの上、y ( 又は x ) 移動ステージの真ん中当たりに取り付けられる。一つのレーザダイオードの位置は、1 つの回折格子の位置と同期されている。その波長は、最大深さの照射に対して、典型的には  $600 \text{ nm}$  乃至  $1600 \text{ nm}$  までの範囲で選択される。

電子検出システムを簡単化し、ダイオード L A の代わりに一つの検出器を使用するため、図 21 のシステム 73 に示されるように、反射ミラー M E の形態で垂直方向伸長機能を備えた回転する回折格子 D G が用いられる。回折されたビームは、静止した球形ミラー S M から反射される。このミラー S M はこれらのビームを垂直方向に変位させ、それらを回転する反射ミラー M E に戻すように反射させる。回転するミラー M E から反射されたビームは、垂直スリット V S の中に向けられる。このスリット平面は、反射球形ミラー S M により格子平面と光学的に共役である。このスリットを通過する光学信号は、信号ビームと回

10

20

30

40

50

転する格子 R G により生成された基準ビームとの間のドップラーシフト周波数で単一の検出器出力を復調することによって検出される。

格子 D G を振動させる P Z T を用いる機械システムを簡単にするため、回折信号と基準ビームとは図 2 2 のシステム 7 5 に示されるように小さい角度で振動する反射ミラー S R M から反射される。

回折格子を追加することなく S R R を増加させるため、反射するミラーにより垂直方向の伸長機能を備えた球形（或いは円筒形）反射表面上に載せられた回折格子を振動させる小角度振動機構 S A S M を使用することができる。この小角度の振動軸は、格子球形（或いは円筒形）反射表面（図 2 3 を見よ）の中心を通過する。

データ獲得速度を増加させるため、干渉計システムが実行され、これによって振動する（又は回転する）格子から反射されたビームが、格子の振動（又は回転）軸上に配置された振動する（又は回転する）反射ミラー S R M に向けられ、このミラー反射の後に、多重チャンネルの光検出器に連結された静止したファイバーアレイに向けられる。（図 2 4 のシステム 7 7 を見よ）

例えば動脈断面、組織断面又は粘液などの人体内部組織の表面構造の画像を得るため、信号及び基準の干渉計アームが、図 2 5 のシステム 7 9 に示すように、ファイバー連結される。格子状に生成された深さの走査及び復調された干渉エンベロープの大きさをデジタル表示することにより組織反射率が軸方向に得られる。信号ビームのファイバー入力のカテーテルに接続され、ファイバー出力は、回折角度 で信号ビームを格子に向けるレンズ L E 1 に接続される。基準ビームのファイバー出力は、回折角度 - で基準ビームを格子に向けるレンズ L E 2 に接続される。ファイバーの光学的諸特性は、干渉計設定のフレキシビリティを改善することを可能にする。カテーテルは、その中に該カテーテルが挿入されるところの脈管（或いは他の生物学的構造）を通して断面状に画像を得るため、円周パターンでビームを走査するように設計される。画像獲得の間、カテーテルは、その画像が得られる組織構造（動脈又は他の内部組織チャンネル）の中に挿入され、駆動モータ（図示せず）がオンになったとき、カテーテルのシャフト及び末端の光学構成部分がカテーテルの軸に垂直にフォーカスされたビームを円周状に走査する。ビーム回転角度がある範囲（通常、360度）に亘って変化するとき、画像が得られる。画像獲得速度は、回転速度及び提案された干渉計のデータ獲得速度に依存する。

この干渉計システムは、例えばホールバーニングホログラフィ（hole-burning holography; 図 2 6 のシステム 8 1 を見よ）などの光学的記憶システムから引き出されるパルスコード信号のレシーバとしての光学的相互伝達手段のために使用することができる。時間領域の光学データの格納の場合には、比較的強い読み出しビームの存在にも係わらず、時間的及び空間的にきわめて接近した状態で信号ビームを検出しなければならない。強い読み出しビームの存在は、提案された技術を使用することによって、有利な点に転換することができる。我々のアプローチは、きっちりとフォーカスされたビームと角度をなして励起されたビームとの間のオーバーラップの必要性、及び、強い励起ビームによる検出器の飽和を防止するための光学シャッターの必要性を無くしてしまう。他の有利な点は、隣接する空間格納セルの間のクロストークを最小化する能力、及び、フォトダイオードをベースとした検出システムのノイズレベルを克服するため十分に信号を増幅させる能力を備えることである。パルスコード信号は回折角度 で格子向上に向けられ、コヒーレントな基準パルスは回折角度 - で格子向上に向けられる。20 p s の時間遅延窓及び 100 f s のパルス振幅相関時間に対して、パルスコードは約  $2 \times 10^3$  ビットを持つ。情報読み取り速度は、軸走査時間反応 1  $\mu$  s に対する 1 M H z の反復率で、 $2 \times 10^9$  ビット / 秒である。S N R は約 100 d B である。

経済的な効果、成熟する技術及び高い情報能力の故に、シングルモードの光ファイバー相互伝達メディアが将来の遠距離通信ネットワークに埋め込まれるであろう。これら将来の光学ネットワークの望ましい特徴は、多重送信、フィルター処理、増幅、及び相互関係という目的のため、光学領域において、直接、情報を処理する能力となるであろう。光学信号処理は、電気信号処理より遙かに速くすることができ、また、光子 - 電子 - 光子間の転

10

20

30

40

50

換の必要性を無くすることができるので、大きな効果を奏することになる。

弱く非常に短い強度という特徴は、時間領域のコミュニケーションのための単一事象の検出にとって本質的に重要である。非常に速い時間領域のデータパケットは、モード固定されたレーザパルスのフィルター処理により生成することができる。非常に短い時間領域信号の効率的な検出は、新しい受信システムを必要とする。提案された干渉計は、光学的相互伝達システム（OCS）（図27のシステム83を見よ）から受信された、パルスコード信号のレシーバーとして実行することができる。このパルスコード信号は、回折角度で格子状に向けられ、OCSから引き出されたコヒーレントな基準パルスは回折角度で格子状に向けられる。

サブピコ秒レーザー源の開発は、かようなレーザーからのパルスの正確で完全な特性用の多くの予防技術を有する。今日、最も一般的に用いられる測定は、非線形自己相関法である。この技術は、一般に高強度パルスを必要とする。フェムト秒パルスのスペクトルフェーズ（位相）は、周波数ドメイン相関計を用いて測定することができる。この技術は、オリジナルパルスの相互相関する異なるスペクトルスライスを含む。相互のスペクトル要素の相対的な遅れは、存在するかもしれないチャープについての情報を提供する。干渉計は、信号ビームがゼロ分散ストレッチャーを含み、スペクトルストレッチャー面に置かれたスリットを移動させることで、スリット位置における出力信号位置の依存関係を測定するように

機能し得る（図28のシステム85を参照せよ）。これらの測定により、測定感度及び取得速度を増加する入力パルスのスペクトルフェーズを得ることが可能となる。

図29におけるシステム91において、信号ビーム及び対照ビームは、円柱レンズの組み合わせにより、格子表面及び2D-CCDアレイ上の狭い線上に収束する。この狭い線的位置は、たとえば、信号ビームの側面位置がCCDアレイ上の垂直にシフトした狭い線を生じるように、回転する鏡により垂直方向において、CCDアレイ上で変化する。いくつかの深度-側面デジタルイメージは、異なるフェーズシフトと共に記録される。これらのイメージは、デジタル処理されて、3Dイメージを作り出す。

図30に示すシステム99において、信号：ノイズ比の増加は、信号ビーム及び対照ビームが回折格子に収束する干渉計システムを用いることで増加する。光学出力信号は、ドップラシフト周波数における信号検出器出力を復調することにより検出される。

本発明の別の実施形態（図示せず）において、干渉計システムは、サンプルの表面上のソースの線形イメージがたとえば90度回転できるように構築される。PZT延伸ファイバーが挿入されて、フェーズ変調をなす。いくつかの深度-側面イメージは、異なるフェーズシフトで2DイメージングCCDアレイによって記録される。これらのイメージは、デジタル処理されて、サンプルの内部構造の3Dイメージを作り出す。

本発明の別の実施形態（図示せず）において、2個の垂直線形ソースは、サンプルを同時に照射する。溝の垂直方向を有する2本の回折格子は、2本のCCDアレイ上に2個のイメージを同時に作り出すために用いられて、サンプルの内部構造の3Dイメージ処理用の信号を作り出す。

本発明の別の実施形態（図示せず）において、同じ位置又は異なる位置に置かれた2本の直交格子、1本又は2本のCCDアレイは、格子分散に沿ってサンプルの深度のZ軸走査と組み合わせたX方向又はY方向におけるイメージを作り出すために用いられる。CCDアレイによって作り出されたイメージは、サンプルの3Dイメージを作り出すために用いられる。

本発明の重要な特徴は以下の通りである。

1. 一次（又はより高次の）回折次数における対照パルスの干渉により、材料から反射した信号を時間分析するために回折格子を用いること。
2. 層からの反射した信号及び散乱媒体における欠陥に対する深度マップ情報を得るために時間分析干渉方法を用いること。
3. 領域内での反射から3mmまでの表面下の散乱媒体の深度マップを得るために時間分析干渉方法を用いること。

10

20

30

40

50

4．数mm深度以内の組織、半導体構造物、生物学的対象上のアートの深度分析用に時間分析干渉方法を用いること。組織分析としては、組織における組織学的変化及びプラーク、脂肪、脂質沈着物（アテローム性物質）などの動脈壁における組織学的変化を検出するために用いることもできる。

5．格子発生コヒーレント深度走査干渉計及び広帯域レーザー源を用いるシングルショット相関ドメイン干渉計システム。正及び負の一次回折信号ビーム及び対象ビームは、格子に対する垂線に沿って伝搬する。回折格子は、対象パルスと格子散乱方向（X軸）においてサンプルによって反射されたパルスとの間に連続的な光学的遅れを導入する。この場合に、サンプルの内側に配置された表面によって反射されたパルスは、X方向の回折格子によって分割され、深度走査反射を示す干渉の最大値はさらにX方向に分割されて、CCD  
10 アレイを用いる反射の同時記録を可能とする。深度 $Z_i$ における各反射層は、その位置を位置づける信号として得られるであろう。

6．解像度の高く、ダイナミックレンジの広い2D（深さ-横軸）干渉像を得るために、干渉システムの基準干渉アームは反射鏡を備える。反射鏡は、二つの異なる位置へ移動可能で、その通路差は格子時間-表示窓（ $T_d$ 、20ps）及び可変ニュートラル-密度フィルターより大きい。PZTストレッチ型ファイバーを挿入すれば遅れ時間を $T_d$ より長くすることができる。信号アームは、円筒形（球形）の凸レンズ又はそのコンビネーションを備え、例えば、サンプルの表面および整合システムにリニアソース像を画成する。これにより二つの像が得られる。2D像CCD列は、基準鏡の二つの異なる位置に対応した干渉付き（信号）及び干渉無し（基準）の二つの像を連続的に得る。信号像と基準像は  
20 コンピュータで減算され、2D暗視野干渉像が画成される。

7．システムの感度を高め且つ干渉システムのダイナミックレンジを広げるために、基準鏡を備える。基準鏡はPZTトランスデューサによって二つの位置に移動可能である。その通路差は $\lambda/2$ に等しい。 $\lambda$ は中央波長源である。基準鏡の位置は光センサー-PZTフィードバックループによって管理され、二つの像を得る。その一つはバックグランド+信号で、他の像はバックグランド-信号で、PZTの二つの位置に対応する。これら二つの像が減算されると、二重感度の2D（深さ-横軸）暗視野干渉像が画成される。而してバックグランドは除去され、信号は二倍、即ち二つの信号、（バックグランド+信号）および（バックグランド-信号）が得られる。

8．データの取得速度を速めると共にバックグランドを取り除くために、干渉システムは基準アームを使用する。基準アームは、集束レンズと、音響光学変調器（AOM）と、90度反射プリズムと、二枚の反射鏡とを備える。二枚の反射鏡はプリズムの反射面に対向して設けられ、AOMによって偏向され且つプリズム面の一つ及び反射鏡の一つから反射したビームはの回折角度でもって回折格子に戻される。干渉付き及び干渉無しのCCDフレームは連続的に減算され、一連の2D（深さ-横軸）暗視野干渉像が画成される。

9．光学的断層撮影及び組織学的であるカテーテル-内視鏡による断層撮影を実施するために、一発式干渉システムが使用される。このシステムでは、信号ビームが例えば回転鏡によって走査され、サンプルを異なる横位置から照光する。これらの信号は、各横位置において、狭いZ-深さの光学セクションを形成する。一連の光学セクションは次いで3D像として表すことができる。

10．データ取得速度、空間的解像度及びSN比を高めるために、干渉システムは回折格子を備える。回折格子はその面に沿って一定の速度で移動し、信号ビームと基準ビームとの間のドブラー偏移周波数を発生する。光学信号はドブラー偏移周波数で多重チャンネルリニア列（LA）センサーの出力を復調することによって検出される。回折格子の別実施例においてはその面に沿って例えば圧電変換器（PZT）を使用して、格子の変位を格子の溝空間より大きくする。

11．接線方向の速度、DFS及び取得速度（acquisition speed）を増加するように一定の角速度で回折格子を回転すること。別の態様では、幾つかの回折格子が多数の側部を有する円筒形ユニットの側部に配置されている。これらの格子は中央部を貫通する軸線の周りに回転され、そして、各々の回転する格子の位置が操作装置の一定  
50

のX（又はY）方向の位置に同期されるように信号ビームがX（又はY）方向に別々に走査する。

12．一定の角速度で回転する円筒形の表面に担持された回折格子を使用して、X（又はY）方向走査装置の取得速度及び横方向解像度を増加する。

13．干渉計の軸線方向解像度を増加するため、干渉イメージ出力がファイバーの線形配列で収集される。各ファイバーからの出力は一定のダイオードアレイピッチに接続される。

14．多チャンネル光検出器LA及び電子検出装置を簡単化するため、多チャンネル光検出器に連結された回折格子とファイバー線形配列とが高速トランスレータに相互に配置されている。

15．回折格子は複数の溝の間に異なった間隔で設けられた幾つかの共通平面にある回折格子の組成体を備えている。レーザー源の中央部の波長（ $\lambda$ ）が組成体の位置で別個に整調されるとき、格子が別個に変化して、溝間隔Pが次の方程式  $P = \lambda / \sin \theta$ （1）を満足する。ここで、 $\theta$  は基準（若しくは信号）ビームの間の角度であり回折格子に垂直である。

また、レーザー源は別の波長（400ないし600nm）のレーザー源の線形配列である。レーザー源配列はホルダに装着されていて、適応するX（又はY）方向の中継ステージがレーザー源の適当な波長を選択することを可能にする。

16．最大組織吸収波長における短波長放射を使用して組織画像の感度を増大するため、干渉計装置は第2高調波で放射するようにされたレーザー源を使用している。

17．請求項7ないし11の干渉計装置において、回折格子の垂直方向伸長部が反射鏡を有している。回折されたビームは静止した球形鏡で反射される。この球形鏡はこれらのビームを垂直方向に向け、かつそれらビームを回転する反射鏡へ戻す方向に配向する。回転する反射鏡から反射されたビームは垂直方向のスリットに向けられる。スリットの面は球形の反射鏡により格子面で光学的に結合される。スリットを通る光信号は回転格子により生成された信号と基準ビームの間のドップラー遷移周波数での単一の検出器出力を復調することにより検出される。この技術は単一の検出装置を使用することを可能にする。

18．データ習得速度を増加させるために、干渉システム、シェイキング（即ち回転）回折格子から反射されたビームが、回折格子のシェイキング軸（回転軸）に配置されたシェイキング（回転）ミラーに向けられ、ミラーで反射した後、マルチチャンネルフォトディテクタに接続された固定ファイバアレイに向けられる。

19．電子検出を容易にするために、PZTシェイキングDG信号での干渉システムと参照ビームが、小角度シェイキング反射ミラーから反射される。シェイキングミラーで反射されたビームは垂直スリットに向けられる。スリットを通過した光学信号は、ドップラーシフト周波数でシングルディテクタ出力を下方変調することにより検出される。

20．追加の面折格子なしにSRRを増加するために、回折格子が球形（円筒形）反射面に形成され、小角度で振られる垂直伸長反射ミラーを備える。小角度シェイキングの軸線は回折球形（円筒形）反射面の中心を通る。

21．人の内部器官、粘液または組織、例えば動脈のサブ構造の像を得るために、信号参照干渉アームをファイバ結合する。信号ビームファイバの入力は例えばカテーテルに接続され、ファイバの出力はレンズに接続され、該レンズは回折角度  $\theta$  で信号ビームを回折格子に向ける。参照ビームのファイバ出力はレンズに接続し、該レンズは参照ビームを回折角度  $\theta$  で回折格子に向ける。

22．光学記憶システム、例えばホールバーニングホログラフィから検索されたパルスコード信号のレシーバとして干渉システムを使用する。パルスコード信号を回折角度  $\theta$  で回折格子に向け、コヒーレントな参照パルスを出射角度  $\theta$  で回折格子に向ける。

23．光学伝達システム（OCS）から受けたパルスコード信号のレシーバとして干渉システムを使用する。パルスコード信号を回折角度  $\theta$  で回折格子に向け、OCSから抽出されたコヒーレントな参照パルスを出射角度  $\theta$  で回折格子に向ける。

24．干渉システムがゼロ分散ストレッチャを有する信号ビームを有し、ストレッチャス

10

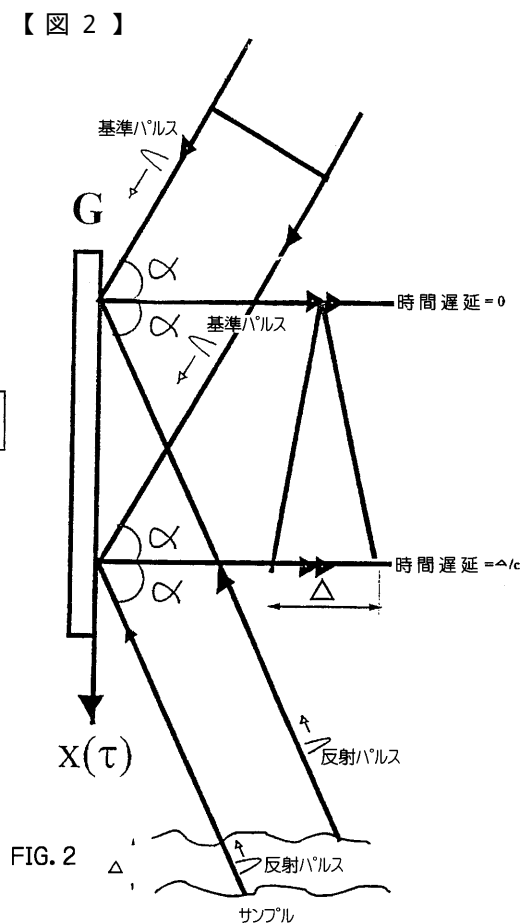
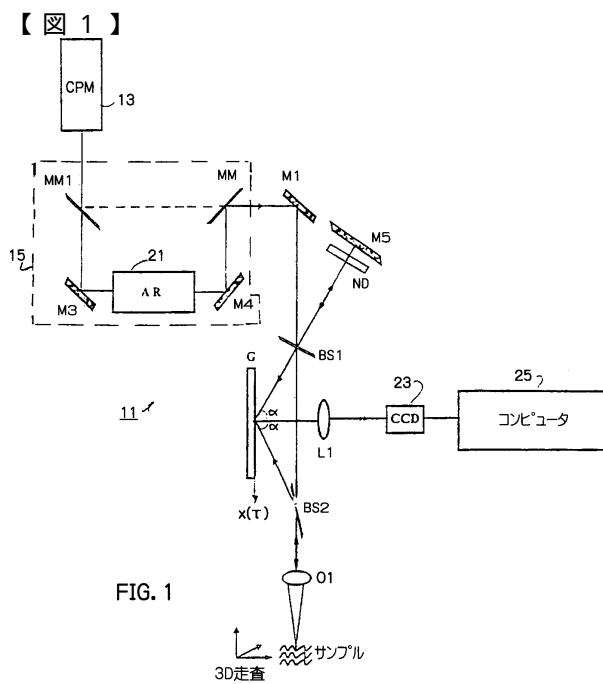
20

30

40

50

ペクトル面内に配置されたスリットを移動して、スリット位置での出力信号位置の依存を測定する。これらの測定により、入力パルスのスペクトル位相を得ることができる。



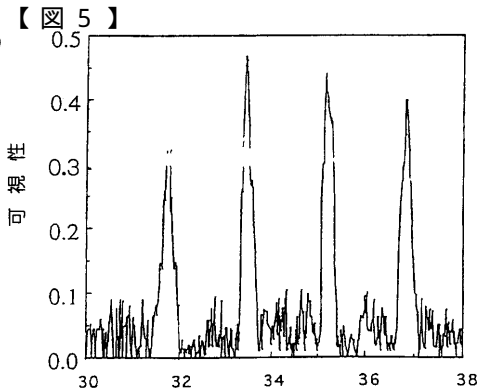
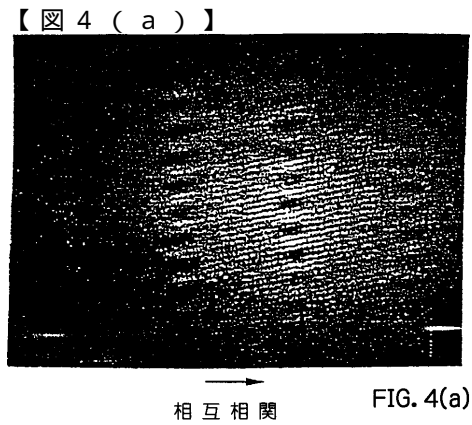
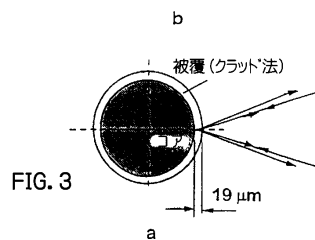
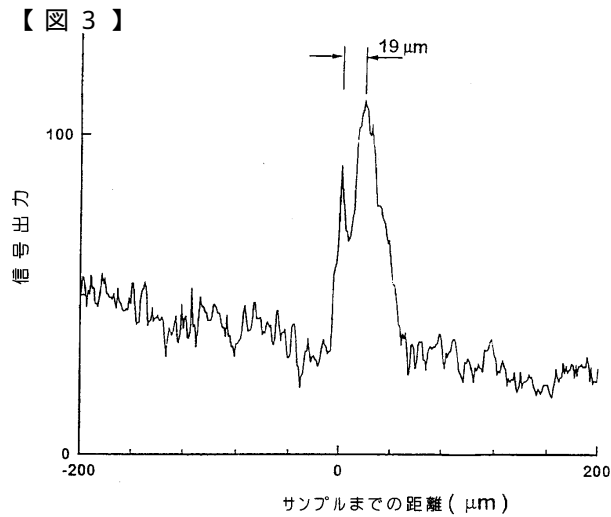


FIG. 5

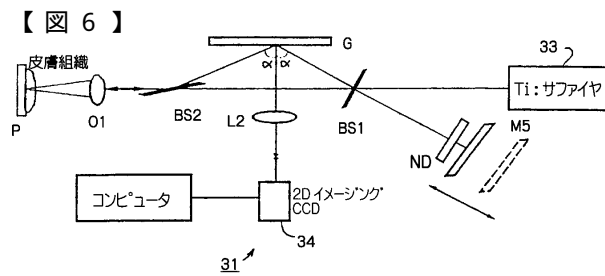


FIG. 6

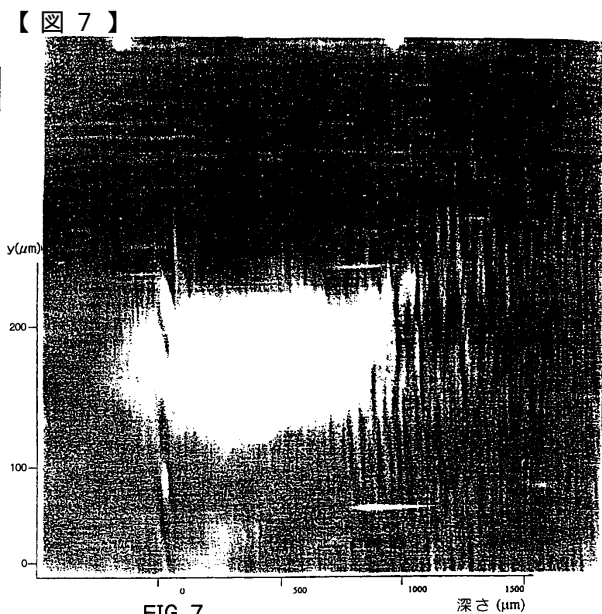


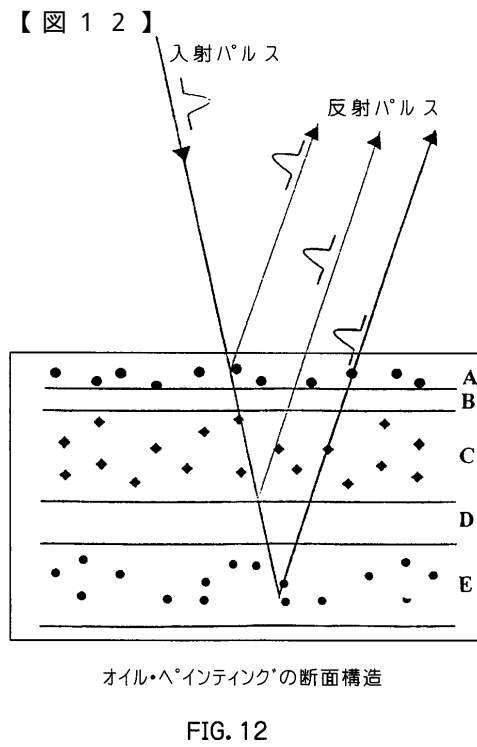
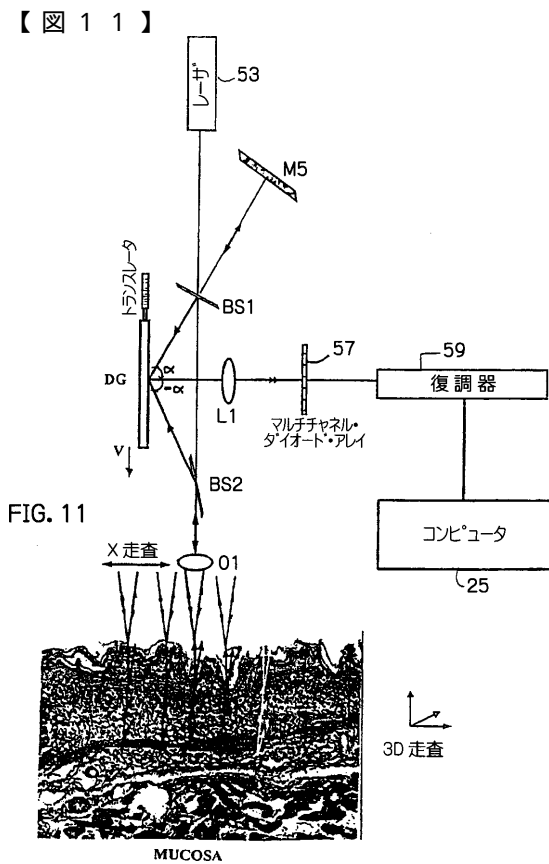
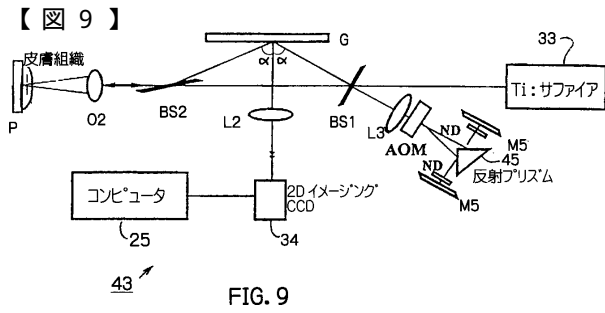
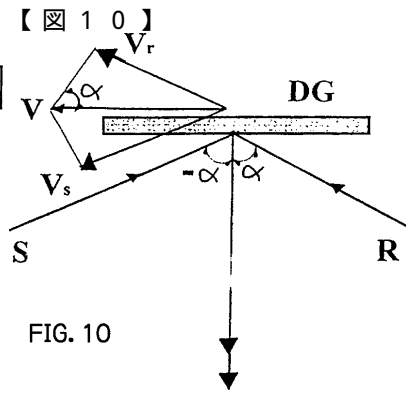
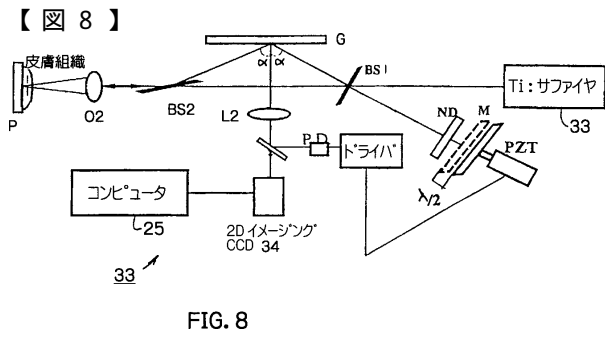
FIG. 7

2D深さ-側面座標の二ツリの皮膚組織イメージ

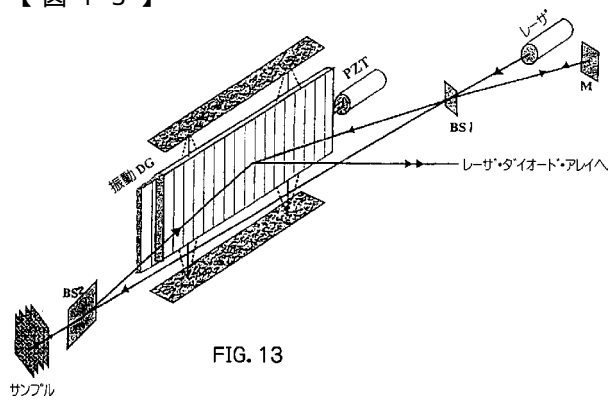
30mWのTi: サファイアレーザ・パワーに対する20ms程度の短いイメージ  
 捕捉時間が達成される。この時間は他の方法に比べて10倍も短い。  
 皮膚の側面における高解像度(<1 $\mu\text{m}$ )構造及び肉厚構造は、1.5mmまでの  
 深さに対して可視化される。

時間遅延ウィンドウは、 $\tau_d = 2\lambda D / c p \cos \alpha$  で与えられ、ここでDはビームの  
 直径である。我々の設定した、 $D = 2.5\text{mm}$ ,  $\lambda = 800\text{nm}$ ,  $p = 1/600\text{mm}$ ,  $\cos \alpha = 0.877$ に  
 対して、 $\tau_d = 13.5\text{ps}$ が達成され、これは、2mmまでのサンプル深さ走査に対応する。

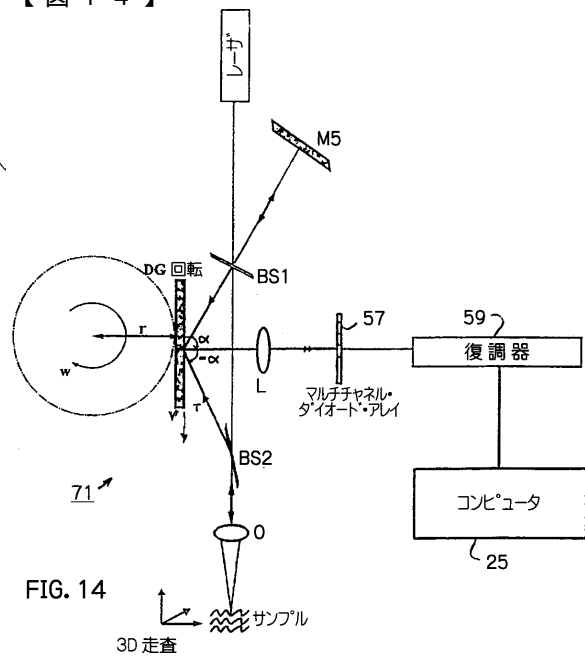




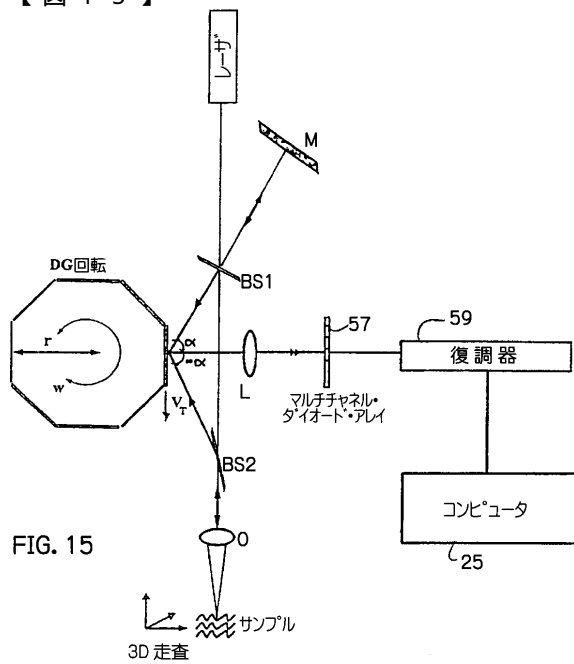
【図 13】



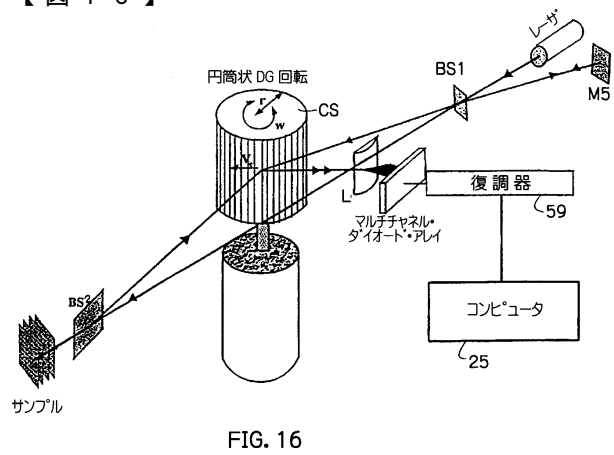
【図 14】



【図 15】



【図 16】



【図 17】

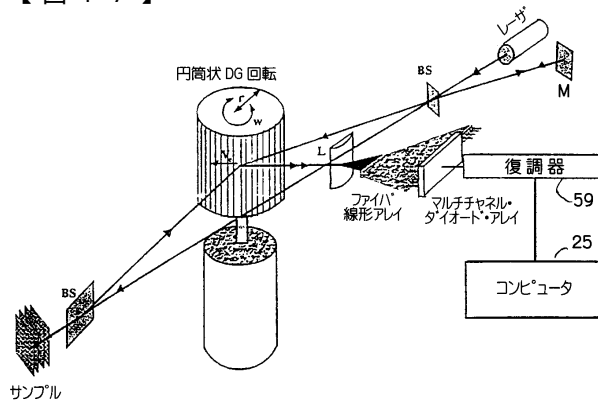


FIG. 17

【図 18】

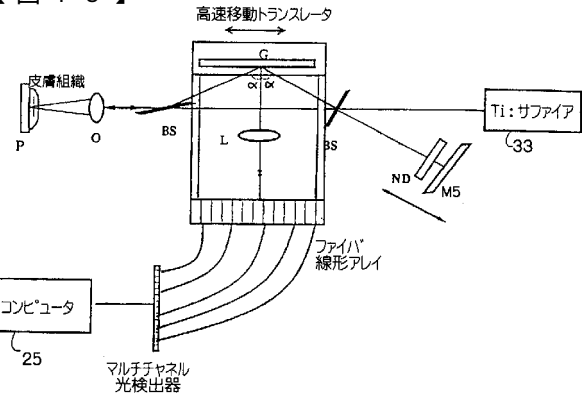


FIG. 18

【図 19】

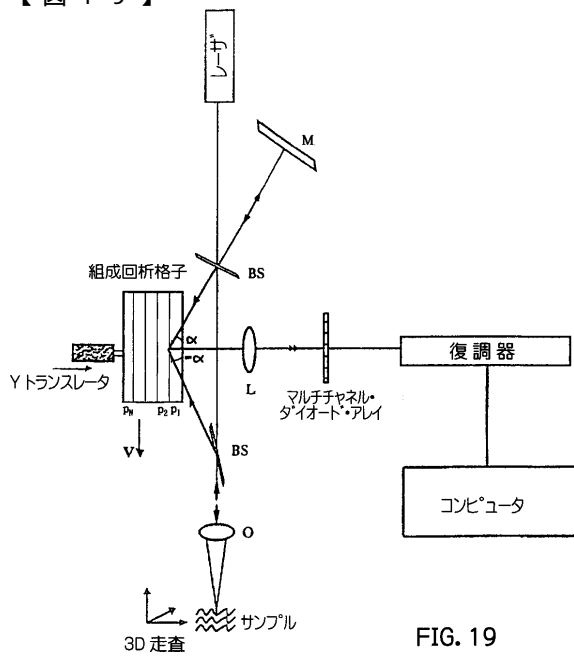


FIG. 19

【図 20】

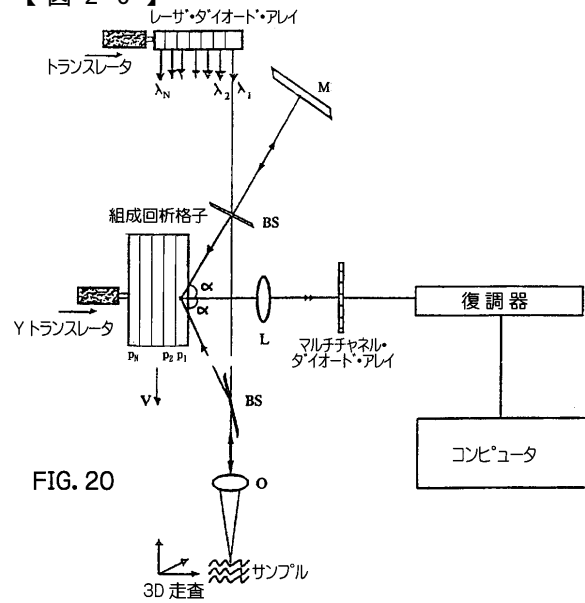


FIG. 20

【図 21】

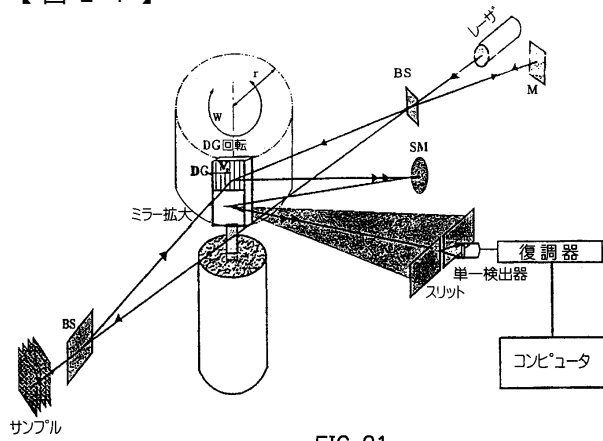


FIG. 21

【図 22】

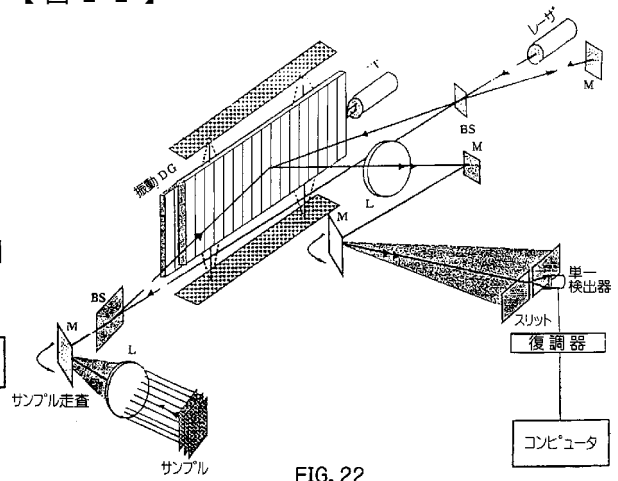


FIG. 22

【図 23】

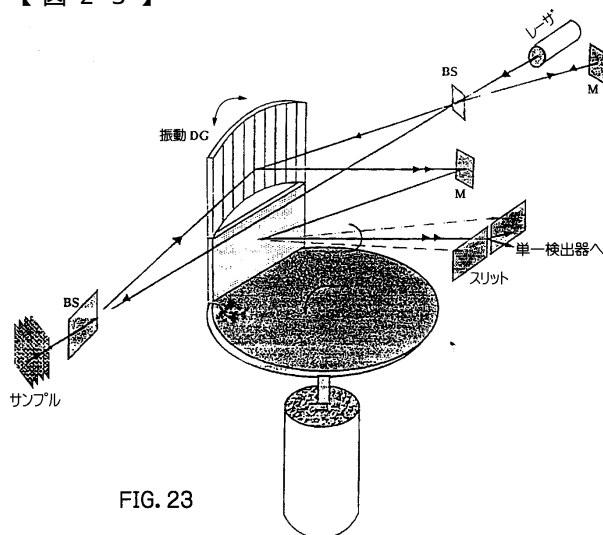


FIG. 23

【図 24】

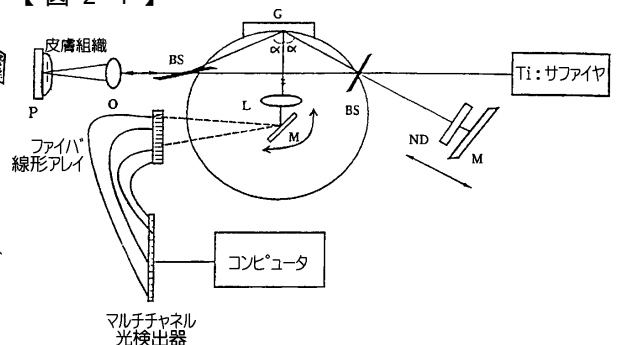


FIG. 24

【図 25】

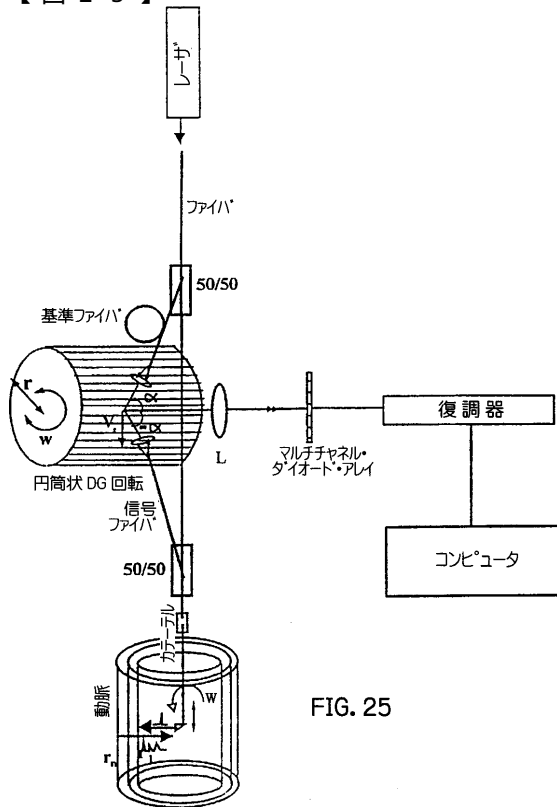


FIG. 25

【図 26】

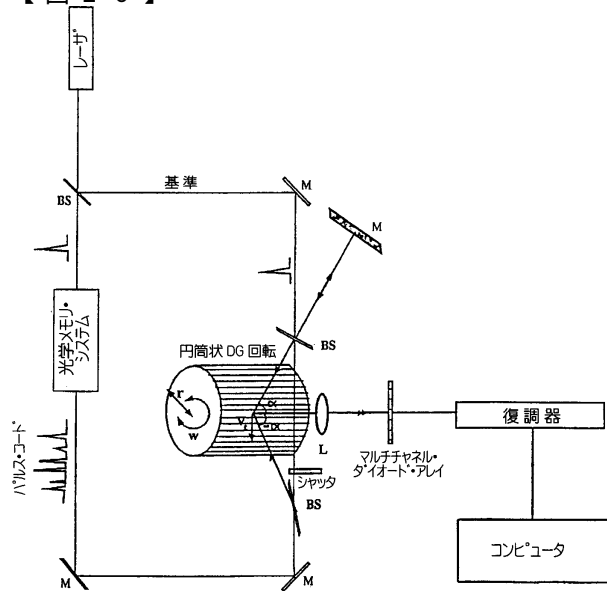


FIG. 26

【図 27】

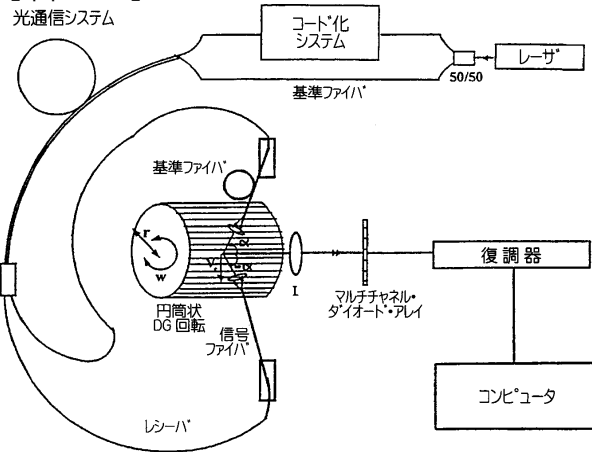


FIG. 27

【図 28】

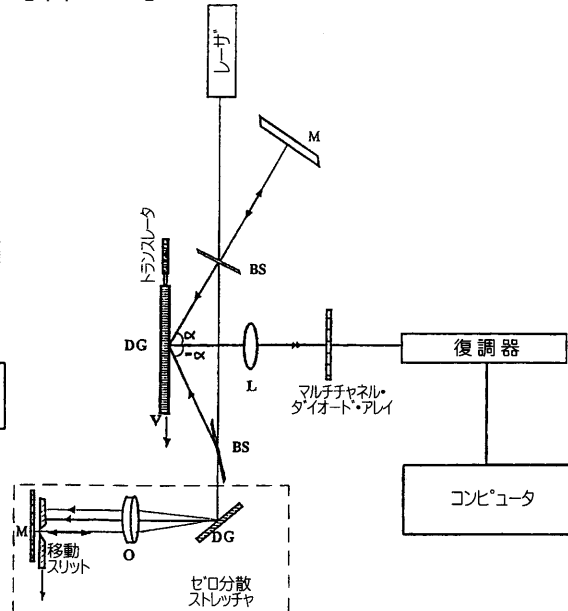


FIG. 28

【図 29】

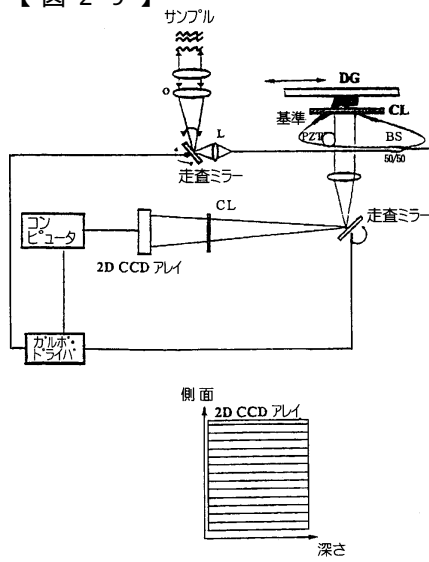


FIG. 29

【図 30】

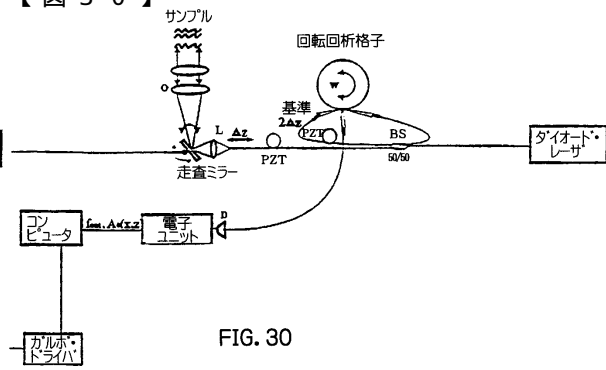


FIG. 30

---

フロントページの続き

(74)代理人

弁理士 小林 泰

(74)代理人

弁理士 佐野 邦廣

(72)発明者 ゼイリコヴィッチ, イオシフ

アメリカ合衆国ニューヨーク州10475, ブロンクス, ドライサー・ループ 100, アパート  
メント 18ジー

(72)発明者 アルファノ, ロバート・アール

アメリカ合衆国ニューヨーク州10463, ブロンクス, インディペンデンス・アベニュー 37  
77

審査官 山下 雅人

(56)参考文献 特公平03-008491(JP, B2)

特開昭53-003356(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01B 9/00 - 11/30