(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3597887号
(P3597887)
(45)発行日　平成16年12月8日(2004.12.8)　(24)登録日　平成16年9月17日(2004.9.17)

(51)Int.Cl.[7]	F I		
G01N 21/27	G01N	21/27	A
A61B 5/00	A61B	5/00	D
	A61B	5/00	G

請求項の数 12　(全 13 頁)

(21)出願番号　特願平6-132475
(22)出願日　平成6年5月24日(1994.5.24)
(65)公開番号　特開平8-233727
(43)公開日　平成8年9月13日(1996.9.13)
審査請求日　平成13年5月24日(2001.5.24)
(31)優先権主張番号　P4318823.0
(32)優先日　平成5年6月7日(1993.6.7)
(33)優先権主張国　ドイツ(DE)

(73)特許権者　391035991
カール・ツアイス・スティフツング
ＣＡＲＬ　ＺＥＩＳＳ
ドイツ連邦共和国　８９５１８・ハイデンハイム　アン　デア　ブレンツ　(番地なし)
(74)代理人　100064621
弁理士　山川　政樹
(72)発明者　ミヒァエル・カシュケ
ドイツ連邦共和国　７３４４７　オーバーコヒェン・ハフナーヴェーク・１２
(72)発明者　ヘルゲ・イエス
ドイツ連邦共和国　７３６６０　ウルバッハ・オルトトベルシュトラーセ・４

最終頁に続く

(54)【発明の名称】走査式光学組織検査装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
個々の独立した光源（１１ａ）、（１１ｂ）、（１１ｃ）と、これら光源から放射される波長の異なるビーム群を単一の光線誘導装置（１５）に結合するマルチプレクス素子（１２）とを有する光学発光装置（１０）と、
光学発光装置（１０）から発生された放射光を高周波数で強さ変調する変調装置（２０）と、
光線誘導装置（１５）を離れた高周波変調された光束を所定位置決めすると共に、検査すべき組織（１００）を透過した放射を空間分解検出器構造によって空間分解検出する走査装置（３０）と、
前記走査装置（３０）の後段に設けられ、前記走査装置（３０）からの高周波数の信号に高周波数の信号を混合してより低い周波数の信号を得るミクサ手段（Ｍ１，Ｍ２）と、波長に特有の信号成分を分離させるとともに記録された信号の位相と振幅を検出する分離検出装置と、該検出分離装置から送信された信号を光学発光装置（１０）から発生された信号の入力信号と関連づける評価段（Ａ）とからなる検出装置（４０）と、
前記検出装置（４０）の評価段（Ａ）から発生された信号を画像形成処理する評価装置（６０）
とを具備する走査式光学組織検査装置。
【請求項２】
個々の独立した光源（１１ａ）、（１１ｂ）、（１１ｃ）と、これら光源から放射される

波長の異なるビーム群を単一の光線誘導装置（１５）に結合するマルチプレクス素子（１２）とを有する光学発光装置（１０）と、
光学発光装置（１０）から発生された放射光を高周波数で強さ変調する変調装置（２０）と、
光線誘導装置（１５）を離れた高周波変調された光束を所定位置決めすると共に、検査すべき組織（１００）を透過した放射を空間分解検出器構造によって空間分解検出する走査装置（３０）と、
前記走査装置（３０）によって得られた高周波信号の位相及び強さ（振幅）を検出する検出器（４０）と、
該検出装置（４０）からの信号を画像形成処理する評価装置（６０）と
を具備する走査式光学組織検査装置であって、
前記検出装置（４０）は、
前記走査装置（３０）からの高周波数信号に高周波数の信号を混合してより低い周波数の信号を得る光学混合手段（Ｍ２）と、その光学混合手段（Ｍ２）からの低周波数の信号を波長成分毎に分離する光ファイバデマルチプレクス手段（Ｄ２）と、各分離された波長成分を持つ信号の位相と振幅を検出する検出器（ＤＥＴ１，ＤＥＴ２，ＤＥＴ３）と、該検出器によりそれぞれ分離された信号を光学発光装置（１０）から発生された信号の入力信号と関連づける評価段（Ａ）とを有し、この評価段（Ａ）の出力が前記評価装置（６０）に入力されることを特徴とする走査式光学組織検査装置。

【請求項３】
個々の独立した光源（１１ａ）、（１１ｂ）、（１１ｃ）と、これら光源から放射される波長の異なるビーム群を単一の光線誘導装置（１５）に結合するマルチプレクス素子（１２）とを有する光学発光装置（１０）と、
光学発光装置（１０）から発生された放射光を高周波数で強さ変調する変調装置（２０）と、
光線誘導装置（１５）を離れた高周波変調された光束を所定位置決めすると共に、検査すべき組織（１００）を透過した放射を空間分解検出器構造によって空間分解検出する走査装置（３０）と、
前記走査装置（３０）によって得られた高周波信号の位相及び強さ（振幅）を検出する検出器（４０）と、
該検出装置（４０）からの信号を画像形成処理する評価装置（６０）と
を具備する走査式光学組織検査装置であって、
前記検出装置（４０）は、
前記走査装置（３０）からの高周波数信号に高周波数の信号を混合してより低い周波数の信号を得る光学混合手段（Ｍ２）と、その低周波数の信号の位相及び振幅をとらえる検出器（ＤＥＴ）と、この検出器からの信号を波長成分毎に分離する電子周波数フィルタリング手段（Ｄ３）と、該電子周波数フィルタリング手段（Ｄ３）から送信された信号を前記光学発光装置（１０）から発生された信号の入力信号と関連づける評価段（Ａ）とを有し、この評価段（Ａ）の出力が前記評価装置（６０）に入力されることを特徴とする走査式光学組織検査装置。

【請求項４】
個々の独立した光源（１１ａ）、（１１ｂ）、（１１ｃ）と、これら光源から放射される波長の異なるビーム群を単一の光線誘導装置（１５）に結合するマルチプレクス素子（１２）とを有する光学発光装置（１０）と、
光学発光装置（１０）から発生された放射光を高周波数で強さ変調する変調装置（２０）と、
光線誘導装置（１５）を離れた高周波変調された光束を所定位置決めをすると共に、検査すべき組織（１００）を透過した放射を空間分解検出器構造によって空間分解検出する走査装置（３０）と、
前記走査装置（３０）によって得られた高周波信号の位相及び強さ（振幅）を検出する検

出器（４０）と、
該検出装置（４０）からの信号を画像形成処理する評価装置（６０）と
を具備する走査式光学組織検査装置であって、
前記検出装置（４０）は、
前記走査装置（３０）からの高周波数信号を波長に従って分離する光ファイバデマルチプレクス手段（Ｄ２）と、この光ファイバデマルチプレクス手段（Ｄ２）により分離された波長毎の信号を受け波長を感知すると同時に高周波数信号をより低い周波数に混合する電子混合手段（Ｍ１）として機能する検出器（ＤＥＴ１，ＤＥＴ２，ＤＥＴ３）と、該検出器から送信された信号を光学発光装置（１０）から発生された信号の入力信号と関連づける評価段（Ａ）とを有し、この評価段（Ａ）の出力が前記評価装置（６０）に入力されることを特徴とする走査式光学組織検査装置。

【請求項５】
光源（１１ａ，１１ｂ，１１ｃ）を安定した温度で動作させるために、光学発光装置（１０）は光源（１１ａ，１１ｂ，１１ｃ）の温度調整部を含む請求項１～４のいずれか１項に記載の装置。

【請求項６】
光学発光装置（１０）は、異なる波長の１つの光線誘導装置（１５）への並行結合を可能にする光ファイバマルチプレクス素子を含む請求項１～４のいずれか１項に記載の装置。

【請求項７】
変調装置（２０）は高周波数の変調基本周波数と、低周波数の変調オフセット周波数とを供給し、その低周波数の変調オフセット周波数は使用される全ての波長に対して選択的に相違しているか又は同一であり、総変調周波数は高周波数の変調基本周波数と、低周波数の変調オフセット周波数とから加法構成される請求項１～４のいずれか１項に記載の装置。

【請求項８】
変調装置（２０）は、異なる波長に対して別個に制御可能である複数のＨＦ発振器を含む請求項７記載の装置。

【請求項９】
走査装置（３０）は検出器側に側方へ延出する検出器構造を有し、発光側には位置決め可能な点状光源を有する請求項１～４のいずれか１項記載の装置。

【請求項１０】
走査装置（３０）は各々の空間分解検出器構造の検出器側の前方に、組織の１点から射出する放射のみを検出器構造に到達させる立体角選択素子を含む請求項１～４のいずれか１項に記載の装置。

【請求項１１】
検出装置（４０）は入力側に電子混合手段（Ｍ１）を含み、その混合手段は高周波数信号をより低い周波数に混合し、この電子混合手段（Ｍ１）の後には、信号を波長に従って分離させるデマルチプレクス手段としてのデジタル周波数フィルタリング手段（Ｄ３）が配置されている請求項１記載の装置。

【請求項１２】
評価装置（６０）は検出装置（４０）の評価段（Ａ）から発生された信号の画像形成処理を実行し、その目的のために表示装置を含む請求項１から１１のいずれか１項に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【０００１】
【産業上の利用分野】
本発明は、走査式光学組織検査装置に関する。

【０００２】
【従来の技術】
人体組織を万一の場合に起こりうる組織異常に関して検査するために、一連の装置又は方

法が知られている。そのような検査を実行するために、久しく以前からＸ線が使用されている。この方法では、人体の骨格構造の高コントラスト画像が実現されるのであるが、腫瘍の検出時に達成しうる画質は確実な診断を下すには不十分である場合が多い。特に、検査すべき種類の異なる組織の間にコントラストの不足があると、このような方法は所定の目的についてごく限定された状況で適切であるにすぎない。Ｘ線を使用するときのもう１つの重大な欠点はイオン化作用と、その結果発生する人体組織との交換作用である。このため、以前より、非イオン化電磁放射によって実現可能であり且つ評価に十分な画質を提供する検査方法又は適切な装置が求められている。

【０００３】

Ｘ線によって動作せず、散乱媒体における吸収係数の変化を検出するのに適する装置は、たとえば、米国特許第４，９７２，３３１に記載されている。そこで提案されている位相変調分光方法においては、近赤外線範囲の２つの波長をもつ放射を検査すべき人体組織に交互に入射させ、そこで、放射信号を高周波数で変調する。検出器側で、特に組織中で発生する位相ずれのような特徴的な放射量の変化を記録し、そこから、透過する放射を吸収した組織要素、たとえば、腫瘍の濃度を推論する。

【０００４】

説明されている装置には、いくつかの欠点がある。第１に、波長範囲の異なる電磁放射を交互に入射させていると共に、選択された検出器構造を使用しているために、いくつかの波長の順次検出も実行されるので、その結果、測定時間は長くなる。さらに、高周波数範囲におけるきわめて弱い光学信号を高感度の検出器によって電気信号に変換しなければならないということが問題である。そのような検出器は、ＨＦ信号の信号雑音が強いために、広い帯域幅を有していなければならず、そのために高価である。検出器から供給される電気信号も同様にそれぞれの周囲環境からの高周波数妨害電界の影響をとりわけ受けやすい。加えて、図示されている構造を利用しても、たとえば、腫瘍が存在していることしか確定できない。検査した組織ボリューム内部における精密な腫瘍の位置と大きさに関する表示は不可能である。

【０００５】

【発明が解決しようとする課題】

従って、本発明の課題は、人体組織における散乱特性及び／又は吸収特性の限定された変化をできる限り高いコントラストと、高い空間分解能とをもって場所規定するように保証する走査式光学組織検査装置を提供することである。さらに、測定データからの二次元又は三次元の画像再構成を可能にすべきである。加えて、器機コストが低減されると同時に測定時間は短縮され、また、外部妨害影響をできる限り受けにくくしようと努めている。

【０００６】

【課題を解決するための手段】

この課題は、特許請求の範囲第１項の特徴を備えた走査式光学組織検査装置により解決される。

本発明による走査式光学組織検査装置は、二次元又は三次元の画像再構成を含めて、人体組織における異常、たとえば、腫瘍の空間分解検出を可能にする。可能な適用用途は乳癌の早期発見である。

これにより、特に、公知の装置と比較して器機コストは著しく安くなるという成果が得られ、それは本発明に従った検出装置の構成によるものである。検出装置のいくつかの実施例においては、たとえば、帯域幅が狭く、適切な価格で高感度の検出器を適用することが可能である。

【０００７】

さらに、２つ以上の異なる波長をマルチプレクス素子を介して唯一の光線誘導システムに同時に結合すると共に、検出装置を適切に構成する。すなわち、特に、本発明に従ってデマルチプレクス手段を対応する混合手段と組合せることによって、測定時間を前述の従来の技術と比較して少なくとも二分の一に短縮することが可能である。

また、コンボリューション原理に従った画像再構成によって、空間分解能とコントラスト

は向上する。この目的のために、放射源の位置を固定して、走査装置を利用して射出側の広い平面素子における散乱光分布を測定する。これに適する走査装置は種々ある。

【０００８】

画像再構成時に、妨害となる「外部光の影響」を抑制するために、走査装置の中で立体角選択素子を使用すると有利であることがわかっている。

さらに、所望の設計に応じて、たとえば、いくつかの異なる混合装置と検出装置の使用など、個々の構成要素の交換がいつでも問題なくできるように、本発明による装置はモジュラー構造である。

本発明による走査式光学組織検査装置のその他の利点並びに詳細は、添付の図面に基づく以下の実施例の説明から明白になるであろう。

【０００９】

【実施例】

図１には、本発明による走査式光学組織検査装置のブロック接続図を示す。この装置は、所望の設計に応じて個々の構成要素を問題なく相互に入れ替えることが可能であるようなモジュラー構造を有する。本発明による装置は、本質的には、光学発光装置１０と、変調装置２０と、走査装置３０と、検出装置４０と、制御装置５０と、評価装置６０とを含む。

この場合、光学発光装置１０には、波長λ_i　の異なる放射を発射する２つ以上の光源LQ_i　１１ａ，１１ｂ，１１ｃが配設されている。さらに、たとえば、Ｆａ．Ｓｐｅｃｔｒａ　Ｄｉｏｄｅ　Ｌａｂｓの型名ＳＤＬ７４２２，ＳＤＬ２４３１等をもつレーザーダイオードを使用することができるが、それらのレーザーダオイオードは６７０ｎｍから９５０ｎｍの波長λ_i　を発生する。すなわち、（可視）赤色スペクトルから（不可視）近赤外線スペクトルの範囲で動作する。図１のブロック接続図の中には３つの異なる光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃが示されているが、時に応じて４つ以上の異なる光源、すなわち、それに相応する４つ以上の波長を適用することができる。ここで、使用する波長λ_iを選択するときに決定的であるのは、検査すべき人体組織１００の中にできる限り異なる吸収特性を発生させるという点のみである。

【００１０】

光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃは変調装置２０を介して高周波数で強さ変調される。これを目的として、変調装置２０は、たとえば、様々な光源に対する市販のＨＦ発振器を含み、それらはＦａ．Ｒｏｈｄｅ　＆　Ｓｃｈｗａｒｚから型名ＳＭＧ又はＳＭＸで販売されているようなものであるが、図面を見やすくするために、図１にはそれらのＨＦ発振器を示していない。あるいは、直接デジタルシンセサイザ（ＤＤＳ）に基づき、１００～５００ＭＨｚの範囲のＨＦ出力端子を少なくとも２つ有し且つ定義されたオフセットΔｆだけずれてはいるが、位相に関しては固定して結合している特殊な発振器を使用することも可能である。

【００１１】

個々の光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃに対する変調周波数は１００ＭＨｚから５００ＭＨｚにあるのが有利であり、高周波数の変調基本周波数ｆに定義された低周波数の変調オフセット周波数Δf_i　を加えたものから成る。すなわち、結果としては、波長λ_i　ごとに、総変調周波数$f_{Gi} = f + \Delta f_i$　が発生することになる。個々の光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃの変調オフセット周波数Δf_i、　従って、総変調周波数f_{Gi}は、採用する検出装置４０によって同一である場合もあり、あるいは、異なる場合もある。これに対応する検出装置４０のいくつかの実施例については、図２～図５を参照してさらに詳細に説明する。

【００１２】

光学発光装置１０は、使用する光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃを安定した温度で動作させるために、光源温度調整装置（図示せず）をさらに含む。発射される放射の位相差と振幅値をできる限り安定するように保証するためには、この温度調整装置は不可欠である。

光学発光装置１０は概略的に示されているマルチプレクス素子１２をさらに含み、個々の

光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃから発射された光束は、このマルチプレクス素子によって唯一つの光線誘導システム１５に結合されてゆく。順次結合に適するマルチプレクス素子１２としては、たとえば、規定された回転数をもって作動されて、個々の光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃの放射を光線誘導システム１５に前述のように順次結合してゆくチョッパホイールを有する「チョッパ構造」を使用することができる。順次多重化に際して、チョッパホイールは制御装置５０を介して規定された周波数でクロック動作される。すなわち、光線誘導システム１５への個々の光源１１ａ，１１ｂ，１１ｃの結合の周波数は外部制御装置５０によって制御される。そのような制御の他にも以下に説明するような別の機能をも果たす制御装置５０は、コンピュータを介してソフトウェア方式で実現されるのが有利である。

【００１３】

チョッパ構造を利用する順次多重化に代わるものとして、変調放射から光線誘導システム１５への同時結合、すなわち、並行結合と伝達を可能にする周知の光ファイバマルチプレクス素子を使用することも可能であり、これは特に有利である。そのような光ファイバマルチプレクス素子は、たとえば、出願人によって販売されており、また、欧州特許第０１９４６１２号などにも記載されている。

【００１４】

光線誘導システム１５としては光ファイバ光導波管を使用するのが好ましい。この光導波管は、解放側に、射出光束をコリメートする解放光学系３１を有する。解放光学系３１及び／又は光線誘導システム１５は、好ましくはコリメート光束の平面で検査すべき組織１００に対して規定通りの位置決めを実行する走査装置３０と結合している。

【００１５】

ここで、走査装置３０、ひいては本発明による装置全体の機能について不可欠であるのは、組織１００中の点状の入射場所と検出側の射出場所との定義された関係を走査装置３０の空間分解検出器構造を発生させるということである。この目的のために、走査装置３０の様々な構成が可能である。

【００１６】

図１に概略的に示す通り、組織１００を透過した放射を検出・光線誘導システム３５、たとえば、光ファイバ光導波管に集束、すなわち、結合する検出側結合光学系を設けることができる。同様に制御装置５０を介して制御される走査装置３０は、この走査構造においては、検査すべき組織１００の同期走査を可能にする。すなわち、発光側解放光学系３１は検出側結合系３２に対して常に同期されて、それと同じ軸に位置決めされる。従って、この実施例においては、走査装置３０の空間分解検出器構造として使用されているのは、検出・光線誘導システム３５を含めて、コリメート発光光束に対して同期して位置決めされる結合光学系３２である。

【００１７】

図１からわかる走査装置３０の、先の実施例に代わる第２の実施形態では、同期走査の代わりに、送信側の光線誘導システム１５又は解放光学系３１を規定された位置にそのまま配置し、受光側でのみ、検出・光線誘導システム３５又はその結合光学系３２の位置を規定に従って変更し、且つ透過した光線を側方のより広い平面領域の上の複数の異なる点に記録する。それに続いて、そのような走査プロセスのために、コリメート光束に複数の（たとえば、５～１０個の）発光側で固定保持された入射位置を設けることができる。

【００１８】

最後に、上に説明した走査装置の実施形態の中で、検出側に、移動される点状の空間分解検出器構造の代わりに、光増幅器が前方に接続されているＣＣＤカメラ又はＣＣＤアレイを含む三次元の、すなわち、側方へ延出する空間分解検出器構造を使用することが可能である。この場合、前に接続される光増幅器はＨＦ信号をより低い信号周波数に下げて混合するという役割を果たす。対応する走査装置の一実施例が図７に表されている。「点光源」が固定保持されている場合、走査装置の空間分解検出器構造の中で同様にＣＣＤアレイも使用できることは自明である。

【００１９】
検出器側で、組織から定義された角度で射出して来る光線のみをできる限り記録するために、走査装置、すなわち、空間分解検出器構造は、空間分解検出器構造と検査すべき組織との間に立体角選択素子を各々有し、それにより、別の空間方向からの、信号評価を妨害する外部光の影響を抑制するのが好都合である。この目的に適する装置については図８を参照して説明する。このような立体角選択素子は、先に説明した走査装置の実施例の全てについて有利であることがわかる。
さらに、様々な方向からの妨害散乱光線を抑制するために、走査装置３０を共焦点構成で動作させることが可能である。
【００２０】
規定の空間分解能をもって走査装置３０を介して記録され、組織１００を透過した弱い放射信号は、検出光誘導システム３５を経て、最終的には検出装置４０に達する。そこで、ＨＦ振幅変調された弱い光信号を位相情報を維持しつつさらに低い周波数に混合し、さらに、場合によっては、必要、適切な増幅を実行すると共に、照射した組織１００で起こった位相ずれを波長に従って記録し且つ透過した放射の強さ又は振幅を同様に波長に従って記録する。記録された光学信号を検出装置４０の中で適切な電気信号に変換し、それらの電気信号を評価装置６０によってさらに処理することができる。
透過した放射信号の検出情報に対する基準として働くのは、それぞれ、変調装置並びに光学発光装置の信号、すなわち、特に、一旦与えられて、組織を透過するときに変化する位相情報及び振幅情報である。
【００２１】
検出装置４０について可能ないくつかの変形例を図２～図５に明示して説明する。
照射後の組織１００で起こり、検出装置４０によって検出された個々の波長成分の位相と振幅の変化は、最終的に、評価装置６０によりさらに処理される。この目的のために、評価装置６０は、走査装置３０を介して信号を測定した場所に関する制御装置５０の情報をも利用する。さらに、評価装置６０は画像発生信号処理と、その後に起こりうる表示装置への表示、たとえば、検査した組織の断面像の表示とを実行する。
【００２２】
コリメート光線の透過放射又は散乱放射の位相、振幅及び直流成分の測定を本発明による装置を使用して改善することにより、位相画像及び変調画像を評価できるようになる。射出側で現れ、測定された信号を組織構造で回折した拡散波として解釈する。この場合、測定値の位相は各々の測定箇所における到来拡散波の平均走行時間にほぼ対応し、振幅は拡散波が受けた減衰にほぼ対応する。走査装置３０によって平面状に記録した回折画像を組織モデルを使用しながら画像再構成のために再び処理する。たとえば、分布時点、非対称定数又は位相零交差などの散乱光分布を表わす値を記憶するのであるが、それらの値は組織における反復再構成プロセスを経て、吸収及び散乱分布の不均一性を確定する上での開始データを表わしている。次の測定ステップでは、開始データを利用しながらそれらのステップを繰返し、場合によっては以前の測定ポイントのデータを修正する。この反復方法は位相及び変調レベルに関しても適用され、これはある限度内で散乱変化と吸収変化とを分離させるものである。出力側で、組織中で起こる位相変化及び振幅変化に関する同じ情報が評価装置６０に渡される。この方法に関しては、評価装置６０で、再構成及び画像処理を短時間のうちに可能にする特定のＩＣ（ＡＳＩＣ）を使用するのが有利である。
【００２３】
以下、図２～図５を参照しながら、本発明による装置の中における検出装置４０について使用しうる様々な実施形態を説明する。
それらの実施例は、ＨＦ信号をより低い周波数の信号に混合するために使用される混合手段Ｍ１，Ｍ２と、様々な光源$ＬＱ_{i}$　の信号成分の波長に従った分離という役割を果たす使用可能なデマルチプレクス手段Ｄ１，Ｄ２，Ｄ３との組合せかたに関してのみ相違している。
【００２４】

この場合、適切な混合手段として問題となるのは電気混合手段Ｍ１又は光学混合手段Ｍ２である。それと共に、たとえば、光学（光ファイバ）デマルチプレクサＤ２又はデジタル周波数フィルタリング手段Ｄ３のように、並列して動作するデマルチプレクス手段を組合せて使用することができる。さらに、たとえば、公知のチョッパ構造Ｄ１を介する順次デマルチプレクスも可能である。

【００２５】

図２～図５の概略ブロック接続図を参照して、混合手段とデマルチプレクス手段の次の４つの組合せかた（D_i ＋M_i ／M_i ＋D_i ）を説明する：

図２：Ｍ２＋Ｄ２

図３：Ｍ２＋Ｄ３

図４：Ｄ２＋Ｍ１

図５：Ｍ１＋Ｄ３

【００２６】

光学混合手段Ｍ２を光学デマルチプレクス手段Ｄ２と組合せて使用する検出装置の第１の実施形態を図２に示す。この場合、検出装置のこの構成では、変調装置から送り出される変調オフセット周波数Δf_i　は、使用されるあらゆる波長λ_i　に対して同一である。すなわち、Δｆ：＝Δf_i　である。

【００２７】

走査装置を介して検出装置４０に到達するＭＨｚ範囲のＨＦ信号は、f_G　＝ｆ＋Δｆをもって各々変調されて、光学混合手段Ｍ２でより低い周波数に混合されてゆく。それらの周波数は周波数オフセットΔｆのＫＨｚ範囲にある。この目的に適する光学混合手段Ｍ２として、周知の音響光学混合手段又は電気光学混合手段、たとえば、Ｎｅｗ　Ｆｏｃｕｓ社又はＡ＆Ａ社から販売されている音響光学復調器又は電気光学復調器を適用できる。適切な音響光学変調器の一実施例は図６に表わされている。それぞれ使用される光学混合手段Ｍ２を基準信号としての変調装置の高周波数信号ｆ又はｆ／２をもって動作させる。光学混合手段Ｍ２の出力信号として発生されるのは、差周波数Δｆをもつ信号、すなわち、ＫＨｚ範囲の周波数である。それらの信号は、その後に配置された、周知の光ファイバデマルチプレクサとして構成されている光学デマルチプレクス手段Ｄ２に達する。そのようなデマルチプレクサは、たとえば、出願人の欧州特許第０１９４６１２号の中に記載されている。デマルチプレクス手段Ｄ２は波長特有の信号成分λ_1，λ_2 及びλ_3 に分解し、それらの信号成分は、続いて、それらの波長ごとに構成されている検出器ＤＥＴ１，ＤＥＴ２，ＤＥＴ３に印加される。そこで、検出器ＤＥＴ１，ＤＥＴ２，ＤＥＴ３として使用できるのは、たとえば、フォトダイオードなどの帯域が狭く、手ごろな価格のＮＦ検出器である。伝送された信号成分の記録されている振幅測定値及び位相測定値は、最終的には、検出装置４０の評価段Ａにおいて、入力信号の振幅及び位相と関連づけられるのであるが、そのために、基準信号として周波数オフセットΔｆを利用する。評価段Ａで位相と振幅の評価を実行した後、検出した評価信号を評価装置へとさらに送り出し、評価装置はそれらの信号を走査装置の場所従属情報と共にさらに処理する。

【００２８】

検出装置４０の第２の実施例を図３に示す。この場合には、光学混合手段Ｍ２と、デマルチプレクス手段として機能する電子－デジタル又はアナログ－周波数フィルタリング手段Ｄ３との組合せが設けられている。図３に示されていない変調装置を介して、いくつかの波長λ_i　に異なる総変調周波数$f_{G\,i}$＝ｆ＋Δf_i　を与える。すなわち、個々の波長の変調オフセット周波数Δf_i　は互いに相違している。先に説明した図２の実施例と同様に、まず、同じように基準信号としての変調周波数ｆ又はｆ／２をもって動作される光学混合手段Ｍ２を介して、ＨＦ信号のより低い差周波数Δf_i　への混合を実行する。異なる変調周波数Δf_i　をもついくつかの波長λ_i　の低周波数信号成分は、続いて、たとえば、アバランシェフォトダイオード又は増倍型光電管として構成されている唯一つの帯域幅の狭いＮＦ検出器ＤＥＴに達する。その後に配置されている電子周波数フィルタリング手段Ｄ３を介して、透過放射のいくつかの異なる波長を分離させる。すなわち、この

場合、電子周波数フィルタリング手段Ｄ３はデマルチプレクス手段として利用される。電子周波数フィルタリング手段Ｄ３は、周知のように、アナログ方式、デジタル方式又はソフトウェア方式で実現されれば良い。先の実施例の場合と同様に、伝送された様々な信号成分Δf_iは最終的には評価段Ａで入力信号の振幅値及び位相値と関連づけられ、続いて、評価装置へと送り出される。評価装置はそれらの情報を走査装置の場所情報と共にさらに処理する。検出装置４０のこの実施形態の利点は、測定時間が短いこと、高感度であること、並びに必要な検出器が唯一つであるために器機コストが安いことである。さらに、光学混合手段Ｍ２はＨＦ散乱信号の最適な抑制を保証する。

【００２９】

検出装置４０の第３の実施形態を図４を参照しながら説明する。この場合には、信号処理を目的として、光学デマルチプレクス手段Ｄ２と電気混合手段Ｍ１とを組合せている。そこで、いくつかの波長の様々な信号成分を全て同じ変調周波数$f_{G\,i}=f+\Delta f_i$をもって変調する。すなわち、全ての波長λ_iに対して$\Delta f_i := \Delta f$である。まず、使用される様々な波長の異なる信号成分を光学デマルチプレクス手段Ｄ２、たとえば、周知の光ファイバデマルチプレクサにおいて波長に従って分離する。続いて、まだ高周波数である信号は電気混合手段Ｍ１に到達する。その電気混合手段は、本質的には、基準信号としての変調周波数ｆによって動作される３つの別個の検出器ＤＥＴ１，ＤＥＴ２，ＤＥＴ３から構成されている。ＨＦ信号の混合の目的にも同時に使用できる適切な検出器ＤＥＴ１，ＤＥＴ２，ＤＥＴ３として問題となるのは、たとえば、Ｆａ．Ｈａｍａｍａｔｓｕから型名Ｒ９２８の下に販売されているような増倍型光電管である。混合後の、波長に従って分離された信号は、その後、先に説明した実施例の場合と同様に評価段Ａに到達する。評価段Ａでは、伝送されて来た信号成分の振幅情報及び位相情報を入力信号の対応する情報と関連づける。それらの情報は最終的には評価装置により先に説明した方式でさらに処理される。

【００３０】

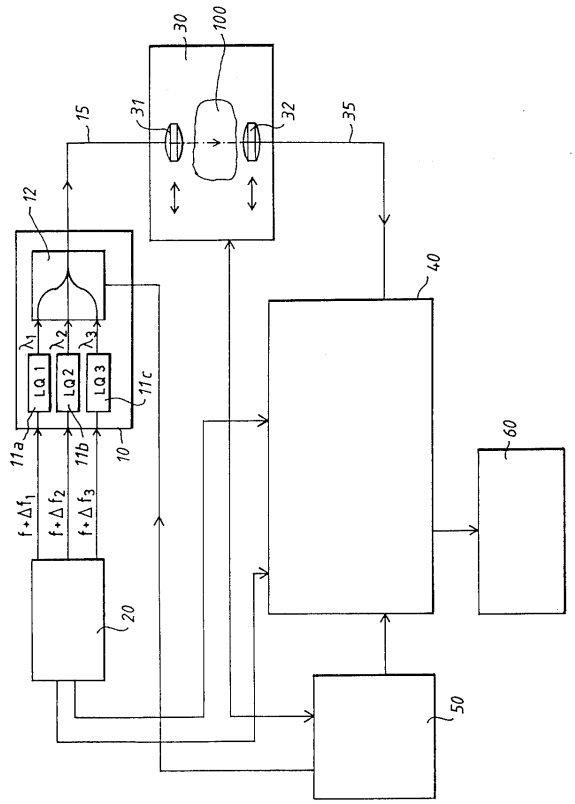
最後に、検出装置４０について可能な第４の実施形態を図５を参照しながら説明する。この場合には、電気混合手段Ｍ１をデマルチプレクス手段としての電子周波数フィルタリング手段Ｄ３と組合せてある。いくつかの波長の変調周波数$f_{G\,i}$は、この実施例においても互いに異なっている。すなわち、個々の波長λ_iは総変調周波数$f_{G\,i}=f+\Delta f_i$を有する。まず、変調周波数ｆをもって変調される電気混合手段Ｍ１では、まず、変調オフセットの周波数範囲のより低い周波数への混合を実行する。この目的のために、電気混合手段として、高電圧供給源ＨＶを含めて、ｆをもって増幅が変調されるような増倍管光電管が設けられている。続いて、低周波数の信号成分Δf_iを電気周波数フィルタリング手段Ｄ３において波長ごとに分離させる。評価段Ａを経て、再び、透過放射の位相情報及び振幅情報と、入力放射との比較を実行する。先の実施例に相応して、それらの情報を評価装置によって同様にさらに処理する。

【００３１】

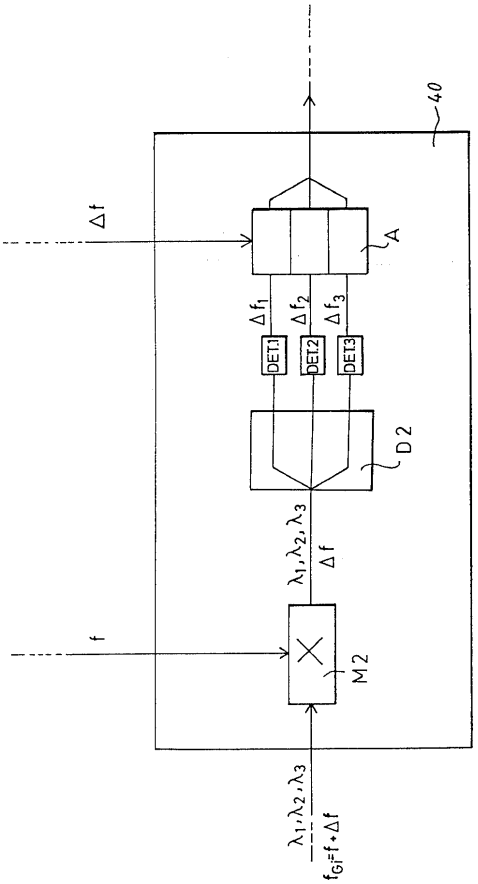
本発明による走査式光学組織検査装置に適する光学混合手段を図６に示す。この場合、音響光学変調器は、たとえば、Ａ＆Ａ社から発売されているような超音波定在波変調器の形態をとる。入力して来た高周波数の信号成分は光ファイバ光導波管２０１と、結合光学系２０２、たとえば、Ｇｒｉｎレンズを介して定在波変調器２００へと結合される。この変調器は超音波変換器２０３により高周波数で変調されるのであるが、その周波数は変調装置の周波数ｆの二分の一に対応し、光学信号のＨＦ成分に対して各々のオフセット周波数だけずれている。定在波変調器２００を通過する高周波数信号成分はオフセット周波数Δf_iへと混合され、零次回折は解放光学系２０５を介して定在波変調器２００から解放されて、別の光ファイバ光導波管２０６を介してさらに誘導されてゆく。そのような光学混合手段を使用すると、ＨＦ範囲のきわめて弱い光学信号を高感度で帯域幅の広い高価な検出器によって対応する電気信号に変換する必要がないので、ＨＦ信号の検出に要する器機コストは著しく低減される。そのような高感度検出器は、通常、ＨＦ妨害電界の影響をも必常に受けやすい。

【００３２】
図７には、別の走査装置３００を概略的に示している。この場合には、光線誘導システム１５０又はその解放光学系３１０のみが走査装置３００によって１つの平面で規定に従って位置決め可能である。透過又は散乱放射の空間分解記録は平坦な静止検出器素子３５０を介して実行される。この目的のために、光増幅器が前方に接続されている周知のＣＣＤカメラなどを使用することができる。図６に示す走査装置３００は、たとえば、一連の不連続の入射ポイントに対して平面検出器素子３５０を介して、その結果として得られる散乱光分布をそれぞれ記録するように、本発明による装置を動作させることができる。測定値を利用して、画像再構成を実行する。
【００３３】
既に図１の説明の中で示唆した通り、外部光をさらに十分に抑制するように保証し、それによって測定精度を向上するためには、走査装置の各検出器素子の前方に立体角選択素子を配設すると有利である。平面検出器素子と組合せるのに適する立体角選択構造を図８に概略的に示す。この場合、照射すべき組織４００と、平面検出器素子４５０との間に、２つのマイクロレンズアレイ４２０ａ，４２０ｂ及びピンホールアレイ４１０が共焦点構成で存在している。ピンホールアレイ４２０の背後には、平面検出器素子４５０、たとえば、周知のＣＣＤアレイ又はＣＣＤカメラが適切に調整されて存在している。個別の検出器位置に対してそれぞれ有効な解放角は個々のマイクロレンズの焦点距離及び直径と、個々のピンホールの直径とによって決まる。さらに、図示する実施例においては、マイクロレンズアレイ４２０と照射すべき組織４００との間で、組織の射出側にダイアフラムアレイが配設されていることから、隣接する領域の一次散乱光抑制を既に達成することができる。
【００３４】
また、空間分解検出器構造として１つ又は複数の光ファイバ光導波管を使用した場合にも、類似の立体角選択作用を実現できる。この場合、光ファイバ光導波管のコア直径は先に説明した共焦点構造の１つのピンホールの直径に対応する。その際、光ファイバ光導波管のジャケット材料並びにジャケット厚さを選択することにより、解放角を可変設定できる。そのような構造においては、ファイバ束アレイ又はファイバプレートは検査すべき組織又は境界を限定するガラス板に直接に取付けられており、また、平面検出器はファイバ束の射出開口に対して調整されている。
【図面の簡単な説明】
【図１】本発明による走査式光学組織検査装置のブロック接続図。
【図２】検出装置について可能な実施形態をそれぞれ示す図。
【図３】検出装置について可能な実施形態をそれぞれ示す図。
【図４】検出装置について可能な実施形態をそれぞれ示す図。
【図５】検出装置について可能な実施形態をそれぞれ示す図。
【図６】適切な光学混合手段の一実施例を概略的に示す図。
【図７】側方へ延出する検出器構造を有する可能な走査装置の別の実施例を示す図。
【図８】側方へ延出する検出器構造の前方に配置された立体角選択素子の一実施例を示す図。
【符号の説明】
１０…光学発光装置、１１ａ，１１ｂ，１１ｃ…光源、１２…マルチプレクス素子、１５…光線誘導システム、２０…変調装置、３０…走査装置、４０…検出装置、５０…制御装置、６０…評価装置、１００…人体組織、Ｍ１…電気混合手段、Ｍ２…光学混合手段、Ｄ１…チョッパ構造、Ｄ２…光学デマルチプレクス手段、Ｄ３…周波数フィルタリング手段、ＤＥＴ１，ＤＥＴ２，ＤＥＴ３…検出器、Ａ…評価段。

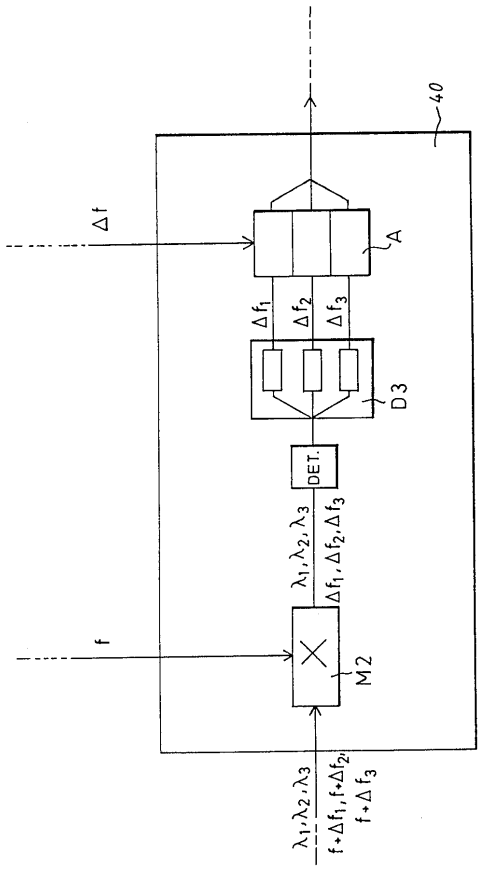
【図１】


30
100
31
32
35
15
12
40
60
50
20
10
11a
11b
11c
LQ1
LQ2
LQ3
λ1
λ2
λ3
f+Δf1
f+Δf2
f+Δf3

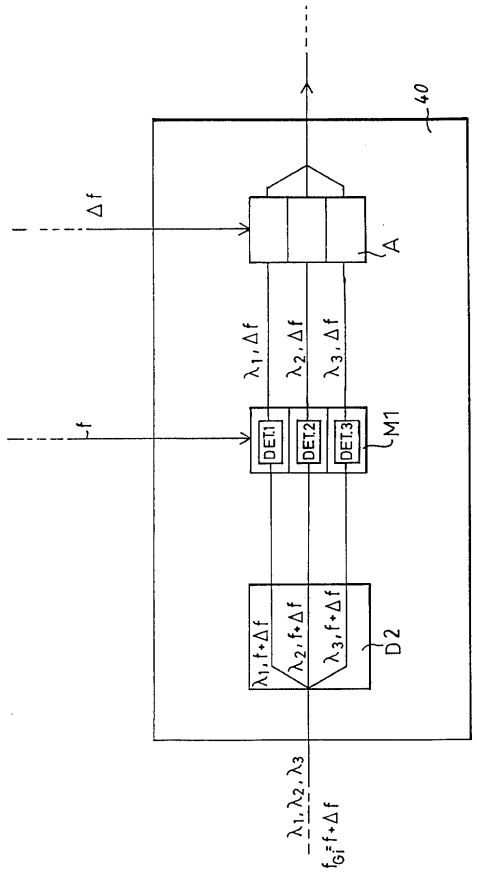
【図２】


40
Δf
A
Δf1
Δf2
Δf3
DET1
DET2
DET3
D2
λ1,λ2,λ3
Δf
f
M2
λ1,λ2,λ3
fG:f+Δf

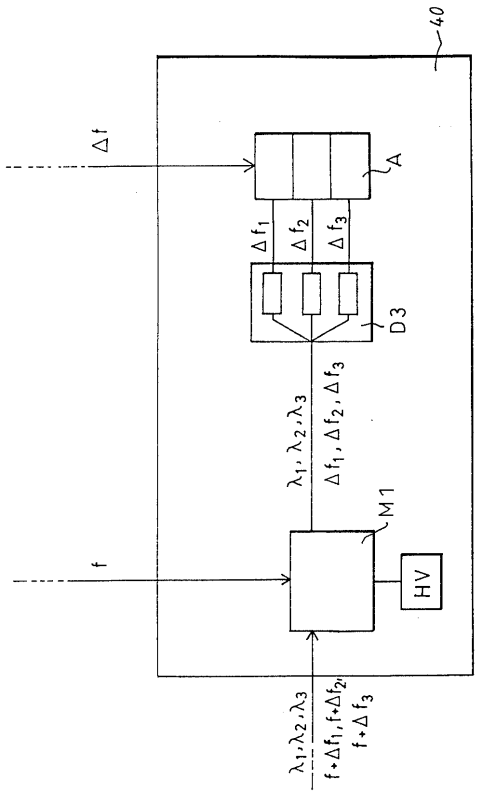
【図３】


40
Δf
A
Δf1
Δf2
Δf3
D3
DET.
λ1,λ2,λ3
Δf1,Δf2,Δf3
f
M2
λ1,λ2,λ3
f+Δf1,f+Δf2,
f+Δf3

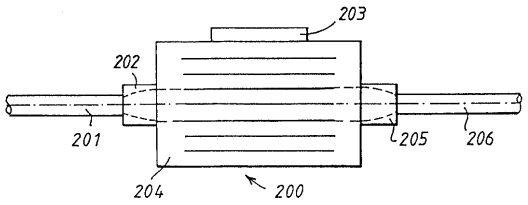
【図４】


40
Δf
A
λ1,Δf
λ2,Δf
λ3,Δf
f
DET1
DET2
DET3
M1
λ1,f+Δf
λ2,f+Δf
λ3,f+Δf
D2
λ1,λ2,λ3
fG:f+Δf

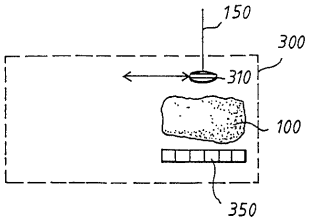
【図５】


40
Δf
A
Δf1
Δf2
Δf3
D3
λ1, λ2, λ3
Δf1, Δf2, Δf3
M1
f
HV
λ1, λ2, λ3
f+Δf1, f+Δf2, f+Δf3

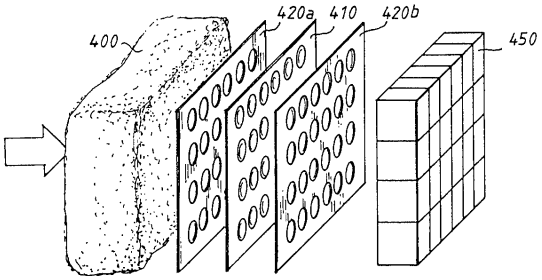
【図６】


203
202
201
205
206
204
200

【図７】


150
300
310
100
350

【図８】


400
420a
410
420b
450

フロントページの続き

審査官　樋口　宗彦

(56)参考文献　特開平０３－２１８４４３（ＪＰ，Ａ）
特開昭６４－０５６４１１（ＪＰ，Ａ）
特開平０１－３０７６３９（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－０５６９８２（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
G01N21/00-21/61
WPI/L、EPAT、PATOLIS