

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2012-515597

(P2012-515597A)

(43) 公表日 平成24年7月12日(2012.7.12)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 10/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 10/00

テーマコード (参考)

E

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2011-547014 (P2011-547014)
(86) (22) 出願日 平成22年1月18日 (2010.1.18)
(85) 翻訳文提出日 平成23年7月12日 (2011.7.12)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2010/050208
(87) 国際公開番号 W02010/084445
(87) 国際公開日 平成22年7月29日 (2010.7.29)
(31) 優先権主張番号 09151274.9
(32) 優先日 平成21年1月23日 (2009.1.23)
(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)
(31) 優先権主張番号 09174834.3
(32) 優先日 平成21年11月3日 (2009.11.3)
(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エレク
トロニクス エヌ ヴィ
オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
1
(74) 代理人 100087789
弁理士 津軽 進
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙
(74) 代理人 100163809
弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 混濁媒体に少なくとも部分的に挿入されるよう構成される光学検査デバイス

(57) 【要約】

少なくとも部分的に混濁媒体に挿入されるよう構成される光学検査デバイス 10 が提供される。この光学検査デバイスは、上記混濁媒体に挿入されるよう構成されるシャフト部分 21 を有する。このシャフト部分 21 は、上記混濁媒体への挿入の間、一番先の部分であるよう構成される先端部分 22 を有する。広帯域光のビーム 11 を放出するよう構成される少なくとも 1 つの光源が、上記先端部分 22 の領域に提供される。上記広帯域光のビーム 11 は、異なる態様で変調される異なる波長帯域 2 a、2 b、... 2 n を有する。広帯域光を検出する少なくとも 1 つの光検出器 27 a、27 b、27 c は、上記シャフト部分 21 の上記混濁媒体に挿入されるよう構成される領域に提供される。

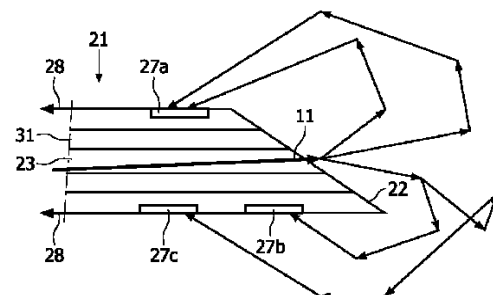


FIG. 3

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

混濁媒体に少なくとも部分的に挿入されるよう構成される光学検査デバイスであって、前記光学検査デバイスが、前記混濁媒体に挿入されるよう構成されるシャフト部分を有し、前記シャフト部分は、前記混濁媒体への挿入の間一番先の部分であるよう構成される先端部分を有しており、

広帯域光のビームを放出するよう構成される少なくとも 1 つの光源デバイスが、前記混濁媒体に挿入されるよう構成される前記シャフト部分の領域に提供され、前記広帯域光のビームは、異なる態様で変調される異なる波長帯域を有し、

広帯域光を検出する少なくとも 1 つの光検出器が、前記シャフト部分の前記混濁媒体に挿入されるよう構成される領域に提供される、光学検査デバイス。

10

【請求項 2】

前記少なくとも 1 つの光検出器が、前記混濁媒体の外側に残るよう構成される前記光学検査デバイスの部分に電氣的に接続される、請求項 1 に記載の光学検査デバイス。

【請求項 3】

前記少なくとも 1 つの光検出器が、フォトダイオードである、請求項 1 又は 2 に記載の光学検査デバイス。

【請求項 4】

前記シャフト部分に対して異なる位置に配置される複数の光検出器を前記シャフト部分が具備する、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

20

【請求項 5】

前記光学検査デバイスが、前記少なくとも 1 つの光検出器から受信される信号のスペクトル解析を実行するよう構成される復調及び解析ユニットを有する、請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【請求項 6】

前記復調及び解析ユニットが、複数の光検出器からの信号のスペクトル解析を実行し、前記複数の光検出器の個別の位置に関する情報を追加的に利用するよう構成される、請求項 1 乃至 5 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【請求項 7】

前記復調及び解析ユニットが、前記混濁媒体の関心領域の多次元画像を再構成するよう構成される、請求項 1 乃至 6 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

30

【請求項 8】

前記シャフト部分が、生検針、カテーテル、又は内視鏡の少なくとも一部を形成する、請求項 1 乃至 7 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【請求項 9】

前記少なくとも 1 つの光源デバイスが、前記広帯域光のビームを提供するよう構成される光生成ユニットに接続される光ガイド構造体の端部により形成される、請求項 1 乃至 8 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【請求項 10】

前記光ガイド構造体が、前記シャフト部分の物質において、又は前記シャフト部分の内部の中空チャンネルに配置されるよう構成されるコア要素において、構成される、請求項 9 に記載の光学検査デバイス。

40

【請求項 11】

前記少なくとも 1 つの光検出器が、前記シャフト部分の物質に埋め込まれる、請求項 1 乃至 10 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【請求項 12】

50 MHz を超える周波数範囲における高周波変調が、前記広帯域光のビームに課されるよう、前記光学検査デバイスが構成される、請求項 1 乃至 11 のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【請求項 13】

50

前記光学検査デバイスが、哺乳類の体へと少なくとも部分的に挿入されるよう構成される医療デバイスである、請求項1乃至12のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【請求項14】

前記少なくとも1つの光源デバイスが、前記先端部分の領域に提供される、請求項1乃至13のいずれか一項に記載の光学検査デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、混濁媒体に少なくとも部分的に挿入されるよう構成される光学検査デバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

本願の文脈において、光という用語は、非イオン化電磁放射線を意味するものとして理解されたい。特に400nm~1400nmの間の範囲における波長を持つ放射線である。光検出器という用語は、入力光を受信し、これに応じて、受信した光に対応する電気信号を出力することができるデバイスを意味する。混濁媒体という用語は、例えば例えば脂質内溶液又は生物組織といった高い光散乱係数を持つ物質からなる物質を意味するものとして理解されたい。

【0003】

多くの医療的な文脈において、生検は、医療診断を確定するための唯一の方法である。針生検は、穿刺吸引細胞診(FNAC)、微細針吸引生検(FNAB)又は細針吸引(FNA)としても知られる。斯かる針生検は、抽出された組織の体外での更なる解析のため、哺乳類の体、即ち人体又は動物の体により形成される混濁媒体から小さな量の組織を抽出するために使用される。体外での更なる解析とは、例えば顕微鏡下での病理学者による検査である。針吸引生検は、中でも、女性の胸部、前立腺、肺、甲状腺及び骨を検査するのにしばしば使用される。外科的生検と比較すると、針吸引生検は、より侵襲的でなく、より安価であり、より時間がかからず、及び、生検が行われる患者の回復時間がより短い。例えば、乳癌の診断に関して、約100万件の針生検が、毎年アメリカ合衆国で実行されている。

【0004】

今日では、哺乳類の体内から組織サンプルを取るための組織生検は、生検針からのフィードバックなしに実行される。結果として、医師は、針の先端のすぐ前にある組織のミクロ構造及び分子組成に関する情報が欠如している。結果として、サンプリングが要求される組織領域に対する針の先端の位置に関する不確かさがしばしば存在する。

【0005】

この問題を解決するため、生検針からの直接的なフィードバックがない場合、針の配置を支援するため様々な異なる撮像モダリティを使用することが知られている。斯かる撮像モダリティは、X線撮像、MRI(磁気共鳴撮像)及び超音波撮像を含む。これらのモダリティは生検針の絶対的な位置に関する有益な情報を提供することができるが、組織(これは、特に興味がある)に対する生検針の相対的な位置に関する必要な情報は、しばしば取得されることができない。実現された空間分解能はしばしば、小さな病理学的質量を特定するには不十分である。更に、適用される撮像モダリティはしばしば、良性及び悪性組織の間の識別に関して不十分な軟組織コントラストを示す。更に共通の問題は、適用される撮像モダリティがしばしば、生検針の経路にある小さな血管又は神経を特定するのに不十分なコントラストを提供するということである。

【0006】

これらの欠点が原因で、針生検の間血管又は神経が不注意に穿刺されてしまう多くのケースが存在する。生検針での血管の穿刺は、患者にとって有害である可能性がある。なぜなら、内部出血が起こりうるからである。更に、神経を穿刺することは、患者にとって特に有害な可能性もある。このことから、先端の傾斜部分の前に(即ち組織が生検針で抽出

10

20

30

40

50

されることが出来る領域に)位置する組織に関する情報を取得するだけでなく、針の最先端の部分の前に位置する組織(即ち生検針がこれ以上前に移動される場合、穿刺されることになる組織)に関する情報を得ることも重要である。

【0007】

光学ファイバーを介して生検針からの直接的なフィードバックを提供する可能性が存在する。例えば、光学ファイバーは、針の先端を囲む組織に関する情報を提供するために用いられることができる。組織が、それらの個別の光学吸収スペクトルにより区別されることができている(例えばZoniosらによる「Diffuse reflectance spectroscopy of human adenomatous colon polyps in vivo」、Appl. Opt. 38(31)、1999、6628-6637参照)。特に、血液中に存在するヘモグロビンは、顕著な光学サインを提供する。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記に鑑み、生検針の側面で光を検出することが有利である。例えば、これは、針先端の傾斜側面から始まり、針シャフトに到達する生検針の鋭い先端の周りを進行した光の検出を可能にする。光学ファイバーを介して生検針の先端に光をガイドし、生検針の鋭い先端の前で組織に対して光を放出することが、原理的には可能である。更に、1つ又は複数の他の光学ファイバーを用いて、生検針の先端の前の組織の領域において散乱された光を集めることが可能である。この光学ファイバーの端部は、生検針のシャフトの領域に配置される。光学ファイバーは例えば、生検針のシャフトに一体化されることが出来る。しかしながら、斯かるシステムは、以下の欠点を有する。散乱された光を集めるため必要とされるマルチモードファイバは通常、0.2の範囲の開口数を有する。これは、光学ファイバーの端で表面に入射する光のわずかな量だけが集められることが出来るということを生じさせる。更に、複数の光学ファイバーを有する生検針の構造及び製造は高価である。斯かるシステムを用いて分光学を実行するため、即ち、個別の光学ファイバーの端部により形成される各検出位置に対する散乱光における多数の異なる波長又は波長帯の分布を取得するため、収集される光は、小さな強度に関して特異的に適合される分光計により解析されなければならない。この場合、複数の検出位置に対するスペクトルの取得は、相当な時間を必要とする。

20

【0009】

本発明の目的は、先端部の前に位置する混濁媒体の領域のスペクトル解析をより確実により低コストでそしてより短いデータ取得時間で可能にする、混濁媒体に少なくとも部分的に挿入されるよう構成される光学検査デバイスを提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

この目的は、請求項1による、混濁媒体に少なくとも部分的に挿入されるよう構成される光学検査デバイスにより解決される。上記光学検査デバイスが、上記混濁媒体に挿入されるよう構成されるシャフト部分を有する。上記シャフト部分は、上記混濁媒体への挿入の間一番先の部分であるよう構成される先端部分を有する。広帯域光のビームを放出するよう構成される少なくとも1つの光源デバイスが、上記シャフト部分の上記混濁媒体に挿入されるよう構成される領域に提供される。上記広帯域光のビームは、異なる態様で変調される異なる波長帯域を有する。広帯域光を検出する少なくとも1つの光検出器が、上記シャフト部分の上記混濁媒体に挿入されるよう構成される領域に提供される。光学検査デバイスが混濁媒体に挿入されるよう構成されるシャンク部の領域に少なくとも1つの光源を具備するので、広帯域光のビームは、例えば医療用途の場合における特定の位置に配置される組織といった混濁媒体の関心領域の方へ確実に放出され、この領域において散乱されることが出来る。広帯域光のビームが異なる態様で変調される異なる波長帯域を有するので、分光情報は、復調ユニットと組み合わせて簡単な光検出器で取得されることが出来る。復調ユニットは、コンパクトな電子回路として実現されることが出来るか、又は適切なプロセッサ上でソフトウェアにおいて実現されることが出来る。従って、洗練された及

40

50

び高価な分光計が省かれることができる。この文脈において、異なる波長帯域を有する広帯域光は、少なくとも1つの波長帯域において連続的な波長スペクトルを持つ多数の波長を有する光を意味する。広帯域は、広い範囲の波長がカバーされることを意味する。複数の波長帯域は、異なる周波数及び／又はタイミングシーケンスで変調されることができる。少なくとも1つの光検出器が、混濁媒体に挿入されるよう構成される領域において提供されるので、散乱光は、少なくとも1つの光検出器を用いて混濁媒体内部で直接検出されることができる。従って、散乱光は、小さな開口数だけが利用可能であるという問題をもたらす光学ファイバーに結合される必要がない。更に、複数の検出位置が提供される場合、（例えば哺乳類の体といった混濁媒体の外側に配置される分光計へと散乱光がガイドされなければならない場合に必要とされることになる）各検出位置に対する追加的な光学ファイバーの代わりに、光検出器から混濁媒体の外側へ（例えば哺乳類の体の外側へ）の電気接続だけが必要とされる。これは、相当なコスト削減をもたらし、より複雑でないシステムを生じさせる。特に、少なくとも1つの光検出器（又は、複数の光検出器）は、シャフト部分の側面領域において構成されることができる。

10

【0011】

少なくとも1つの光検出器が、混濁媒体の外側に残るよう構成される光学検査デバイスの部分に電氣的に接続される場合、少なくとも1つの光検出器からの信号に含まれる分光情報は、混濁媒体の外側で都合よく解析されることができる。複数の光検出器がシャフト部分の異なる位置に提供される好ましい場合において、これら全ての光検出器は好ましくは、混濁媒体の外側に電氣的に接続されることができる。

20

【0012】

1つの側面によれば、上記少なくとも1つの光検出器は、フォトダイオードである。フォトダイオードは、高い検出効率を備え、低コストで都合よく製作されることができる。更に、これらは、非常にコンパクトな態様において実現されることができる。その結果、シャフト部分への一体化、シャフト部分の内側又は外側表面上でのコンパクトな構成、又はシャフト部分内部の中空チャンネルに配置されるコア要素（例えば生検針の場合におけるマンドリン）上でのコンパクトな構成が、可能である。

【0013】

ある側面によれば、上記シャフト部分に対する異なる位置に配置される複数の光検出器を上記シャフト部分が具備する。この場合、散乱光に含まれる分光情報は、異なる空間位置で取得されることができる。結果として、先端部分の前に配置される混濁媒体（例えば組織）の領域の特性の空間分解が可能になる。

30

【0014】

ある側面によれば、上記光学検査デバイスが、上記少なくとも1つの光検出器から受信される信号のスペクトル解析を実行するよう構成される復調及び解析ユニットを有する。この場合、先端部分の前の混濁媒体の領域に関する情報は、異なる波長帯域の分布に関して解析される。結果として、散乱特性に関する情報及び／又は混濁媒体のこの領域における発色団濃度が、確実に取得されることができる。

【0015】

ある側面によれば、上記復調及び解析ユニットが、複数の光検出器からの信号のスペクトル解析を実行し、上記複数の光検出器の個別の位置に関する情報を追加的に利用するよう構成される。この場合、空間的に分解される分光情報が利用可能になり、これは、特に先端部分の前の混濁媒体の関心領域の2又はより高次の画像を再構成することを可能にする。

40

【0016】

ある側面によれば、上記復調及び解析ユニットが、上記混濁媒体の関心領域、例えば先端部分の前に配置される領域の多次元画像を再構成するよう構成される。この場合、混濁媒体の領域に関する取得された情報が、都合よく視覚化される。この画像は、例えば2次元又は3次元画像とすることができる。しかしながら、例えば4次元を表すためにカラースケールを用いることにより、4次元又はより高次の画像が実現されることもできる。こ

50

の像は例えば、1つ又は複数の発色団の空間的に分解された態様又は空間的に分解された分布において、吸収及び／又は散乱係数を表すことができる。

【0017】

ある側面によれば、シャフト部分は、生検針の少なくとも一部を形成する。この場合、神経又は血管といった穿刺されるべきでない組織を不注意に穿刺することが防止されることができる。変形例において、シャフト部分は、少なくともカテーテル又は内視鏡の一部を形成する。

【0018】

ある側面によれば、上記少なくとも1つの光源デバイスが、上記広帯域光のビームを提供するよう構成される光生成ユニットに接続される光ガイド構造体の端部により形成される。この場合、スペクトル符号化された広帯域光のビームが、混濁媒体の外側（例えば哺乳類の体の外側）で生成されることができ、光ガイド構造体を介して先端部分へと都合よくガイドされることができる。従って、スペクトル符号化された広帯域光のビームの生成は、高い精度で実現されることができる。光ガイド構造体は、例えばシャフト部分の物質において構成されることができ、又はシャフト部分内部の中空チャンネルに配置されるよう構成されるコア要素（例えば生検針の場合マンドリン）において提供されることができる。例えば、光ガイド構造体は、光ガイドファイバー（光ファイバ）により形成されることができる。

【0019】

ある側面によれば、好ましくは、シャフト部分から突出しないよう、少なくとも1つの光検出器がシャフト部分の物質に埋め込まれる。この場合、少なくとも1つの光検出器の提供は、混濁媒体へのシャフト部分の挿入に悪影響を及ぼさない。これは、生きている哺乳類の体により混濁媒体が形成される場合特に重要である。

【0020】

ある側面によれば、50MHzを超える周波数範囲における高周波変調が、上記広帯域光のビームに課されるよう、上記光学検査デバイスが構成される。この高周波変調は、異なる波長帯域に対する特定の変調に加えてビームに課される。高周波変調は、先端の前の組織から例えば光学散乱係数又は蛍光寿命係数（造影剤の天然蛍光又は蛍光が利用される場合）といった追加的な光学特性を抽出するのに利用されることができる。

【0021】

1つの側面によれば、光学検査デバイスは、哺乳類の体に少なくとも部分的に挿入されるよう構成される医療デバイスである。この場合、シャフト部分は、哺乳類の体に挿入されるよう構成され、少なくとも1つの光検出器は、シャフト部分の哺乳類の体に挿入されるよう構成される領域において構成される。

【0022】

少なくとも1つの光源デバイスが先端部分の領域に提供される場合、広帯域光のビームは、一番先の先端の前に配置される混濁媒体の領域の方へ確実に放出されることができ、この領域において散乱されることができる。この混濁媒体は、例えば医療用途の場合の組織である。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】第1の実施形態による光学検査デバイスを概略的に示す図である。

【図2】光学検査デバイスのシャフト部分の一番先の部分を概略的に示す図である。

【図3】挿入されたコア要素を伴う図2のシャフト部分を概略的に示す図である。

【図4】光生成ユニットを概略的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明の更なる特徴及び効果は、以下の図面を参照して実施形態の詳細な説明から生じることになる。

【0025】

本発明の実施形態が、図 1～図 4 を参照して以下に説明されることになる。光学検査デバイス 10 は、混濁媒体に挿入されるよう構成される部分 20 を有する。例示的な実施形態として図面を参照して説明される光学検査デバイス 10 は、医療デバイスにより形成され、この場合、部分 20 は、哺乳類の体（即ち、人間又は動物の体）に挿入されるよう構成される。この場合、混濁媒体は、哺乳類の体により形成される。図面を参照して説明される例示的な実施形態において、部分 20 は、生検針により形成される。部分 20 は、先端部分 22 を有するシャフト部分 21 を持つ。混濁媒体への挿入の間、先端部分 22 は、シャフト部分 21 の一番先の部分を形成する。シャフト部分 21 は、実質的に円形断面を持つ管状形状を持ち、先端部分 22 の領域における傾斜形状を有する。シャフト部分 21 は、図示された生検針の例において哺乳類の体から組織サンプルを抽出するものとして機能する中空チャンネル 30 を具備する。中空チャンネル 30 が、この中空チャンネル 30 において構成されることができ、コア要素 31 により充填されることができるよう、シャフト部分 21 は適合される。一旦組織サンプルが取られることになっている位置に先端部分 22 が配置されると、コア要素 31 は、中空チャンネル 30 から後退されることができ、上述された生検針の場合、コア要素 31 は、マンドリンにより形成される。

【0026】

図 2 は、中空チャンネル 30 に配置されるコア要素 31 のないシャフト部分 21 を示す。図 3 は、挿入されたコア要素 31 を持つシャフト部分 21 を示す。部分 20 は、以下に更に詳細に説明される光生成ユニット 80 に接続される。光生成ユニット 80 は、異なる態様で変調される異なる波長帯域を有する広帯域光のビーム 11 を提供する。例示的な実施形態において、ビーム 11 は、この例では光学ファイバーにより形成される光ガイド構造体 23 を介して、先端部分 22 へとガイドされる。ここに与えられる例において、光ガイド構造体 23 は、コア要素 31 において中央に構成される。広帯域光のビーム 11 が（例えば哺乳類の体といった混濁媒体にシャフト部分が挿入される方向において）先端部分 22 の前に配置される組織へと放出されることができるよう、先端部分 22 の領域に配置される光ガイド構造体 23 の一端が構成される。従って、広帯域光のビーム 11 が先端部分 22 の前で混濁媒体（例えば組織）の領域へと放出されることができるよう、光学検査デバイス 10 は構成される。その結果、光がこの領域において散乱される。

【0027】

更に、広帯域光を検出する少なくとも 1 つの光検出器が、先端部分 22 に近いシャフト部分 21 の領域に、特にシャフト部分 21 の側面に提供される。図示される例示的な実施形態において、3 つの光検出器 27 a、27 b 及び 27 c が、シャフト部分 21 上に提供される。特にシャフト部分 21 の物質に埋め込まれる。その結果、これらの検出器は、シャフト部分 21 から突出しない。光検出器の数はこの例に限定されず、他の数（より多くの数でさえ）の光検出器が提供されることができ、点に留意されたい。更に、以下の記載から明らかなように、唯一の光検出器の提供も可能である。光検出器 27 a、27 b、27 c は例えば、フォトダイオードにより形成されることができ、光検出器 27 a、27 b、27 c は、個別の電気接続 28 を介して復調及び解析ユニット 32 に接続される。復調及び解析ユニット 32 は例えば、適宜に構成されるコンピュータにより形成されることができ、シャフト部分 21 の領域において、電気接続 28 は例えば、シャフト部分 21 の外側表面に構成されることができ、この場合、これらの接続は好ましくは、保護コーティングにより損傷から保護される。斯かる保護コーティングは、電気接続を絶縁するために用いられることもできる。代替的に、電気接続 28 は、シャフト部分 21 の物質に埋め込まれることもでき、又は中空チャンネル 30 に構成されることができ、

【0028】

光生成ユニット 80 が、図 4 を参照して以下に説明されることになる。光生成ユニット 80 は、広帯域光の平行ビーム 2 を放出する光源 1、帯域セパレータ 3、空間光変調器 4 及び光再結合ユニット 6 を有する。

【0029】

高出力及び輝度を持つ白色光が放出されるよう、光源 1 は選択される。この文脈におい

10

20

30

40

50

て、白色光は、意図された測定をサポートするのに十分な幅広い光学波長帯域幅を光が持つことを意味する。即ち、ビーム 2 は、好ましくは可視、I R 及び／又は N I R における複数の波長をカバーする連続的な広帯域の波長を有する。光源 1 は、パルス化されることができる。例えば、光源 1 は、スーパーコンティニウム生成に基づかれる極めて明るい白色光源である。例えば、これは、穴のあいたファイバーを通り伝搬する強度のフェムト秒光パルスを用いることにより実現される。しかしながら、白色光を放出するかなり簡単なランプを用いることも可能である。以下において明らかであるように、幅広い帯域幅のビーム 2 が、多数のスペクトルポイントが取得されることを可能にする。この文脈において、「スペクトルポイント」という用語は、それぞれ、異なる波長又は周波数で測定された信号に関して用いられる。従って、多数のスペクトルポイントはそれぞれ、異なる波長又は周波数に対する多数のデータに対応する。

10

【0030】

広帯域光の平行ビーム 2 は、帯域セパレータ 3 へと向けられる。広帯域光のビーム 2 に含まれる複数の波長帯域 (2 a、2 b... 2 n) を空間的に分離するよう、帯域セパレータは構成される。例えば、帯域セパレータ 3 は、広帯域光のビーム 2 に含まれる波長の異なる帯域を空間的に分離するよう構成される格子により形成されることができる。しかしながら、このセパレータは、例えばプリズムといった別の種類の波長分散要素により形成されることもできる。異なる帯域の波長は、波長範囲に関して同じ幅を持つ必要もなければ、互い (の波長間隔) に対して同じ波長間隔を持つ必要もない点に留意されたい。

【0031】

波長帯域 (2 a... 2 n) の各々が特定の変調を受けるという態様で、空間的に分離された波長帯域 (2 a... 2 n) が、分離された波長帯域を空間的に変調する空間光変調器 (S L M) 4 へと向けられる。この実施形態において、空間光変調器 4 は、トランスミッションタイプである。しかしながら、空間光変調は、リフレクションタイプの構成で実現されることもできる。空間光変調器 4 は、入力レンズ 4 1、光変調ユニット 4 2、出力レンズ 4 3 及び変調源 5 を有する。入力レンズ 4 1 は、異なった波長帯域の個別のビームを平行にする。光変調ユニット 4 2 は、光変調ユニット 4 2 の動作を制御する変調源 5 に接続される。例えば専用のニブコータイプディスク又はチョッパー又は回転ポリゴン等の形式で、光変調ユニット 4 2 は、機械的に実現されることができる。好ましくは、光変調ユニット 4 2 は、マイクロミラーデバイス又は液晶デバイスにより形成される。また、光経路において直列に置かれるこれらの要素の任意の組合せが可能である。例えば、高速で反復的な (周期的な) 変調を提供する 1 つの要素及び強度のゆっくり変化する調整を提供する別の要素が提供されることができる。

20

30

【0032】

従来技術において知られる光変調の異なる態様が適用されることができる。例えば周波数分割多重化又は時分割多重化又はこの両方が適用されることができる。波長帯域 (チャンネル) の変調を実行するための変調スキームは、変調源 5 と協調する光変調ユニット 4 2 により与えられる。

【0033】

独立して変調された波長帯域 (2 a、2 b、... 2 n) は、例えば別の格子又は他の波長分散要素により形成されることができる光再結合ユニット 6 により、スペクトルエンコードされた広帯域光の平行ビーム 1 1 へと再結合される。この実施形態において、帯域セパレータ 3、光再結合ユニット 6、レンズ及び光変調ユニット 4 2 は、いわゆる 4 f 構成において構成される。しかしながら、本発明は、斯かる構成に限定されるものではない。

40

【0034】

その後、スペクトルエンコードされた広帯域光の平行ビーム 1 1 は、上述されたシャック部 2 1 の先端部分 2 2 にガイドされる。例示的な実施形態において、スペクトルエンコードされた広帯域光のビーム 1 1 は、光生成ユニット 8 0 において光ガイド構造体 2 3 へと結合される。

【0035】

50

光学検査デバイス10の動作が以下説明される。上述されるように、シャフト部分21が混濁媒体に挿入されたとき、スペクトルエンコードされた広帯域光のビーム11は、先端部分22の前に配置される混濁媒体の領域の方へ放出される。混濁媒体の混濁性質が原因で、光は、先端部分22の前に位置する混濁媒体の領域において乗算的に散乱される（図3における複数の矢印により概略的に示される）。散乱された光の一部は、光検出器27a、27b及び27cに入射することになる。入射光に基づき、光検出器27a、27b及び27cはそれぞれ、入射光に対応する電気信号を生成する。これらの電気信号は、電気接続28を介して復調及び解析ユニット32に送信される。上述されたようにスペクトルエンコードされる混濁媒体を照射するのに使用されるビーム11により、分光情報は、光検出器27a、27b及び27cからの電気信号に基づき解析されることができる。

10

【0036】

復調及び解析ユニット32において、光検出器27a、27b、27cにより検出される信号は、光検出器27a、27b及び27cの個別の位置で混濁媒体から放射する拡散光に含まれる分光情報を復元するため、復調ユニットによりデコード／復調される。信頼性が高い復調を可能にするため、復調及び解析ユニット32は、光生成ユニット80において、変調源5からの変調信号25を具備する。変調信号25は、実行された変調を示す。変調信号25は、復調及び解析ユニット32が適切な復調処理を実行することを可能にする。復調及び解析ユニット32の復調ユニットは、例えば比較的成本効率の良い及びコンパクトな電子機器回路として実現されることができる。代替的に、このユニットは、復調及び解析ユニット32におけるデジタルプロセッサ上で実行されるソフトウェアにおいて実現されることができる。いずれの場合でも、個別の光検出器27a、27b及び27cに入射する光上で混濁媒体によりインプリントされる媒体特有の光学スペクトルは、異なる検出位置に対応して高い検出効率で得られることができる。異なる波長帯域の上述のスペクトルエンコードにより、分光情報が、復調処理を用いて各光検出器に関して取得されることができる点に留意されたい。復調及び解析ユニット32は、光学スペクトルを決定するため、個別の光検出器27a、27b又は27cからの信号における周波数成分を解析する。従って、個別の波長帯域の強度分布は、光検出器27a、27b及び27cからの電気信号に基づき決定されることができる。こうして、説明された光学検査デバイス10は、高価で扱いにくい分光計を必要とすることなしに分光解析を可能にする。

20

【0037】

更に、復調及び解析ユニット32は、異なる光検出器27a、27b及び27cの空間位置に関する情報を利用することができ、光検出器にわたり光の異なる強度分布を評価することができる。

30

【0038】

例示的な実施形態において、復調及び解析ユニット32は、提供された分光情報から先端部分22の領域における混濁媒体の画像を再構成するため、光学断層撮影の原理を用いて異なる光検出器27a、27b及び27cに対応する信号を処理するよう構成される。復調及び解析ユニット32は、混濁媒体の特性の少なくとも1つの画像を再構成するため、従来技術において知られる多数の異なる再構成アルゴリズムを利用することができる。こうして、分光及び空間情報の組合せが、例えば生体構造を区別するために用いられることができる。例えば、血管は、神経と区別されることができる。針の先端の数ミリメートル先に配置される場合であっても、異なる生体構造が特定されることができる。

40

【0039】

従って、この実施形態によれば、異なる幅及び／又は間隔を持つことができる、平行な白色光源からの多数の所定の波長帯域（チャンネル）が、帯域セパレータ3及び空間光変調器4（SLM）を用いて周波数領域及び時間領域においてそれぞれ符号化されることができる。波長帯域は、光再結合ユニット6により単一の平行ビーム11へと再結合される。可能であれば任意の大きさの光学帯域幅（白色光）の平行な及びエンコードされたビーム11が、先端部分の前の混濁媒体の領域を照射するために用いられる。この実施形態によれば、混濁媒体から放射する拡散光が、複数の光検出器27a、27b及び27cにより

50

検出される。異なる検出位置での光学スペクトルが高い検出効率で得られるよう、光検出器からの個別の信号が復調される。個別の受信信号は、分光情報を復元するため、及び従って、混濁媒体から放射する光上に混濁媒体によりインプリントされる媒体特有の光学スペクトルを得るため、各検出位置に対してデコード／復調される。

【0040】

異なる波長帯域が、例えば方形波を用いてといった、非正弦波状態において変調されるよう、空間光変調器4を作動させることが可能である。

【0041】

更に、隣接チャンネル（波長帯域）が、検出側で変換されたRF領域において隣接しないような複雑な変調スキームに従わされるよう、空間光変調器4を作動させることが可能である。この場合、検出位置で検出される拡散光に対応する信号を復調する復調及び解析ユニット32に関して、これらの関連するチャンネルが互いに隣接して配置されないよう、関連するチャンネルは独立して変調される。

【0042】

図示される例示的な実施形態において、復調及び解析ユニット32から光生成ユニット80における変調源5へのフィードバック信号26が提供される。このフィードバック信号26を用いると、広帯域光に関して使用されるエンコードスキームは、少なくとも1つの光検出器27a、27b、27cからの電気信号に基づき動的に修正されることができる。例えば、波長帯域のオーダー及び／又は分布は、測定間で変化されることができ、異なる測定の結合結果が、クロストークの効果を特定及び抑制するために利用されることができる。例えば、スペクトルにおいて演繹的な既知の特徴は、チャンネルオーダー及び／又は分布の1つの構成において、別のより微妙な、しかし重要ではない特徴をマスクすることができる。しかし、別の構成では、マスクしない。従って、波長帯域のオーダー及び／又は分布が変化される場合、より微妙な特徴が解決されることができる。波長帯域を再分配する代わりに、これらは、クロストークを減らすため強度において再スケールされることもできる。より小さな入力信号に対する大きな入力信号のダウンスケーリングは、電子増幅器のダイナミックレンジがより最適な状態において選択されることができるという追加的な利点を持つ。その結果、システムの総ダイナミックレンジが改良されることができる。

【0043】

この実施形態の変形例によれば、50MHzを超える範囲における周波数を有する高周波変調が、スペクトルエンコードされた広帯域光のビーム11に課される。斯かる高周波変調は、例えば光学散乱係数（光量子密度波解析の場合）及び／又は蛍光寿命係数といった追加的な光学特性を物質から抽出するために、有利に利用されることができる。

【0044】

複数の光検出器が提供される実施形態が説明されたが、先端部分の前の混濁媒体の領域における分光学は、シャフト部分の領域における1つの光検出器の提供によりすでに実現されることができる。少なくとも1つの光学ファイバーを従来技術における分光学のための分光計と組み合わせる代わりに、コスト効率の良い光検出器及び復調及び解析ユニット32への電気接続だけが必要とされる。提案された実現によれば、鋭い針の先端の前ですぐ散乱される光の光学スペクトルは、分光計を必要とすることなしに、光検出器を用いて取得される。

【0045】

提案された実現を用いると、鋭い先端部分22のすぐ前の混濁媒体（例えば上述された生検針場合における組織）のミクロ構造及び分子組成に関する情報が得られることができる。

【0046】

先端部分の領域における混濁媒体の2次又はこれ以上の次元の画像が再構成される実現に関して、以下が成立する。より多くの光検出器がシャフト部分の領域に提供されるほど、画像は、より好適に再構成されることができる。しかしながら、追加的な分光検出器を

10

20

30

40

50

加えることに関するコストは、追加的な光検出器及び対応する電気配線を加えるためのコストのみである。これは、光学ファイバー及び分光計を介して分光解析が実現されるソリューションと比較して特に有利である。

【0047】

混濁媒体（例えば哺乳類の体）に挿入されるシャフト部分21の領域に少なくとも1つの光検出器が直接提供されるので、光学ファイバーへと散乱される光の結合に固有な小さな開口数の問題（散乱光のわずかな部分だけが検出可能であることをもたらす）が解決される。

【0048】

本発明は、光検出器27a、27b、27cがシャフト部分21の物質に埋め込まれる実施形態に関して説明されてきたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、シャフト部分21の周りに巻かれ、及びこの部分に付けられる柔軟な箔に、複数の光検出器が与えられることができる。

【0049】

光ガイド構造体23が、コア要素31（例えば、マンドリンにより形成される）において構成される実施形態が説明されてきたが、シャンク部21の物質に光ガイド構造体を構成することも可能である。

【0050】

少なくとも1つの光検出器がシャフト部分21の外側の周縁の位置に構成されることが説明されてきたが、例えば、コア要素31内に少なくとも1つの光検出器を構成することも可能である。

【0051】

更に、少なくとも2つの光検出器27a、27b、27cが提供される実現において、1つの光検出器の信号が別の光検出器に対応する信号に関する基準として用いられる差分分光学を実行することも可能である。差分分光学処理は、例えばAmelink及びSternborgによる「Measurement of the local optical properties of turbid media using differential pathlength spectroscopy」、Appl. Opt. 43、2004、3048-3054において説明される。

【0052】

混濁媒体の外側に残る光学検査デバイス10の一部において光生成ユニット80が提供される実施形態が説明されたが、他の実現も可能である。例えば、光生成ユニットは、シャンク部21内部に構成されることもできる。例えば、（例えばLumileds（登録商標）又はNichia（登録商標）又はInfinitiLED（登録商標）により販売される）小型白色LEDの形での小さな広帯域光源が、シャフト部分21において提供されることができる。この光源の周波数変調は、例えば、時間において急速に変化される空腔の長さを持つ小さな、低フィネスのファブリペロー要素を用いて実行されることができる。この種の変調に関する更なる詳細は、Pengらによる「Fourier transform emission lifetime spectrometer」Opt. Lett. 32(4)、2007、421-423において開示される。

【0053】

代替案として、光生成ユニットは、異なる帯域の波長を放出するよう構成される複数の光源を有することができる。異なる光源は、異なる特性で、例えば異なる周波数で変調されることができる。これは、例えば、個別の光源に対して供給される出力を時間にわたり独立して変調することにより実現されることができる。上述される変形例に類似して、シャンク部21に複数の光源が構成されることができる。

【0054】

生検針に対する本発明の適用が実施形態を参照して説明されたが、本発明は、これに限定されるものではなく、例えばカテーテル又は内視鏡といった他の医療デバイスにも適用されることができる。光学検出及びカテーテルの組合せが多く文脈において臨床的に有益とすることができることが分かっている。本発明は、デザイン上の明らかな簡略化及び検出感度における改善を提供する。

10

20

30

40

50

【0055】

従って、複数の用途に適した特に医療用途に適した光学検査デバイスが説明されてきた。特に、例えば神経及び血管といったキー構造の損傷を回避するため、針生検誘導の分野において使用されることができる。これは、例えば血管及び／又は神経の検出のため、及び／又は、流体と血液が充填された嚢胞との間の区別のためといった、針経路に含まれる組織の針ベースの特徴化のために使用されることができる。更に、光学検査デバイスは、例えば脳における針挿入の場合には、脳組織、血管及び／又は血流を監視するのに用いられることができる。

カテーテル用途に関して、光学検査デバイスは、例えば、動脈におけるプラークを特徴付けるために用いられることができる。内視鏡用途に関して、このデバイスは、例えば、内視鏡のシャフトの外側の組織から及び／又は内視鏡画像において見える組織から分光情報を得るのに用いられることができる。

【0056】

光学検査デバイスの医療用途だけが実施形態として説明されたが、新鮮さ、品質及び成分を調べるための食品の光学検査といった非医学的な用途にも適用可能である。光学検査デバイスは、例えばバター、油及びスプレッド（例えばピーナッツバター）といった食品の水分及び／若しくは脂肪成分を検査するのに、アルコール（エタノール）成分を検査するのに、並びに／又は例えば酪農生産物の新鮮さを検査するのに、使用されることができる。

10

【図 1】

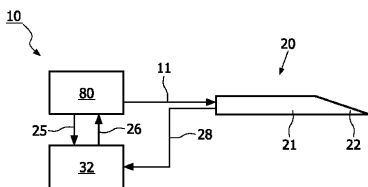


FIG. 1

【図 2】

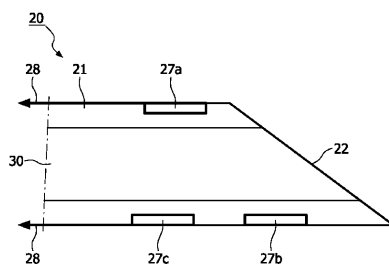


FIG. 2

【図 3】

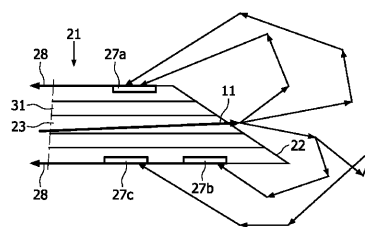


FIG. 3

【図 4】

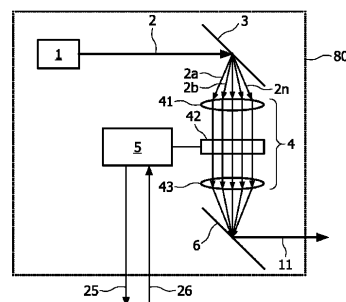


FIG. 4

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2010/050208

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EP0-Internal, INSPEC, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 01/52723 A1 (NEKS RECH & DEV INC [CA]; BERUBE LAUZIÈRE YVES [CA]; KARAZIVAN NAIM [C] 26 July 2001 (2001-07-26) page 3, line 1 - page 4, line 4 page 10, line 26 - page 11, line 29 figures 3,4,6	1-14
A	US 2004/225222 A1 (ZENG HAISHAN [CA] ET AL) 11 November 2004 (2004-11-11) paragraph [0028] paragraph [0050] - paragraph [0059] figures 5,6	1-14
A	WO 99/01749 A1 (SMITH & NEPHEW INC [US]) 14 January 1999 (1999-01-14) page 2, line 1 - page 6, line 14 figures 1-10	1-14
-/--		
☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 March 2010		Date of mailing of the international search report 22/03/2010
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Abraham, Volkhard

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2010/050208

(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2007/203404 A1 (ZYSK ADAM M [US] ET AL) 30 August 2007 (2007-08-30) paragraph [0007] - paragraph [0021] figures 1-13 -----	1-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2010/050208

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 0152723	A1	26-07-2001	AU 2823001 A	31-07-2001
			CA 2297476 A1	21-07-2001
			CN 1395477 A	05-02-2003
			EP 1248557 A1	16-10-2002
			HK 1053048 A1	13-11-2009
			JP 2003520635 T	08-07-2003
			MX PA02007098 A	06-09-2004
			NZ 520383 A	30-06-2003
			US 2003143510 A1	31-07-2003
US 2004225222	A1	11-11-2004	CA 2524000 A1	18-11-2004
			WO 2004098398 A2	18-11-2004
			CN 1802122 A	12-07-2006
			EP 1626652 A2	22-02-2006
			JP 2006525494 T	09-11-2006
WO 9901749	A1	14-01-1999	AU 8275798 A	25-01-1999
			US 5986271 A	16-11-1999
US 2007203404	A1	30-08-2007	AU 2007211061 A1	09-08-2007
			WO 2007090147 A2	09-08-2007

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 デスヤルディンス エイドリアン イー
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ファン デル マルク マルティヌス ビー
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ヘンドリクス ベルナルドゥス エイチ ダブリュ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

(72)発明者 ヘット ホーフト ヒェルト
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

专利名称(译)	一种光学检查装置，其构造成为至少部分地插入混浊介质中		
公开(公告)号	JP2012515597A	公开(公告)日	2012-07-12
申请号	JP2011547014	申请日	2010-01-18
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	デスヤルデインスエイドリアンイー ファンデルマルクマルティヌスビー ヘンドリクスベルナルドゥスエイチダブリュ ヘットホーフトヒェルト		
发明人	デスヤルデインス エイドリアン イー ファン デル マルク マルティヌス ビー ヘンドリクス ベルナルドゥス エイチ ダブリュ ヘット ホーフト ヒェルト		
IPC分类号	A61B10/00		
FI分类号	A61B10/00.E		
优先权	2009151274 2009-01-23 EP 2009174834 2009-11-03 EP		
其他公开文献	JP5674683B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种适于至少部分地插入混浊介质中的光学检查装置(10)。光学检查装置包括适于插入混浊介质的轴部分(21)，轴部分(21)包括尖端部分(22)，尖端部分(22)适于在插入混浊介质期间成为最前部分。在尖端部分(21)的区域中提供至少一个适于发射宽带光的光束(11)的光源装置。宽带光束(11)包括不同调制的不同波长带(2a, 2b, ..., 2n)。用于检测宽带光的至少一个光电检测器(27a, 27b, 27c)设置在适于插入轴部分(21)的混浊介质中的区域中。

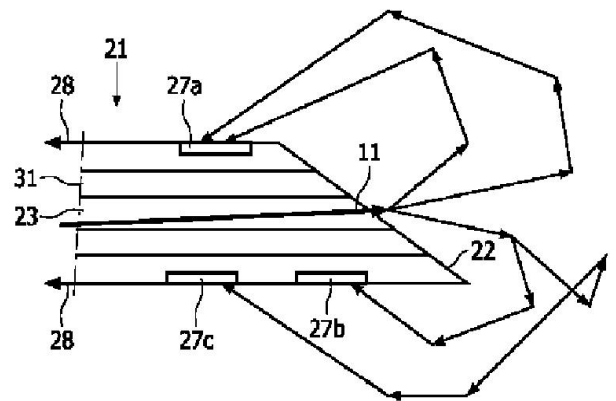


FIG. 3