

(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2005-515472

(P2005-515472A)

(43) 公表日 平成17年5月26日(2005.5.26)

(51) Int.Cl.⁷

GO 1 N 15/14

GO 1 N 21/64

// GO 1 N 33/48

F I

GO 1 N 15/14

GO 1 N 15/14

GO 1 N 21/64

GO 1 N 33/48

P

C

Z

M

テーマコード (参考)

2 GO 4 3

2 GO 4 5

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 47 頁)

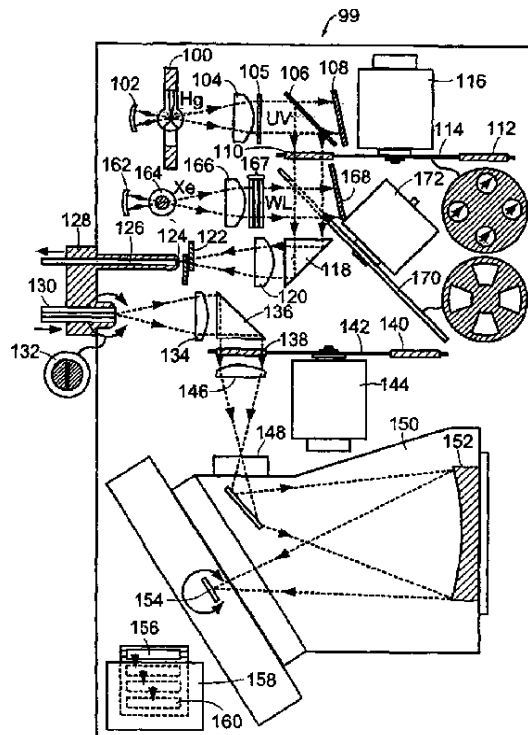
(21) 出願番号 特願2003-562613 (P2003-562613)
 (86) (22) 出願日 平成15年1月17日 (2003.1.17)
 (85) 翻訳文提出日 平成16年9月15日 (2004.9.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/001611
 (87) 国際公開番号 W02003/062798
 (87) 国際公開日 平成15年7月31日 (2003.7.31)
 (31) 優先権主張番号 60/349, 951
 (32) 優先日 平成14年1月18日 (2002.1.18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 504275993
 ニュートン・ラボラトリーズ・インコーポ
 レーテッド
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州0180
 1-2122 ウォバーン・カミングズパー
 ク23
 (74) 代理人 100060782
 弁理士 小田島 平吉
 (72) 発明者 フアルガム, スチーブン・エフ
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州0194
 5-1250 マーブルヘッド・ドリフトウ
 ヲドロード9
 (72) 発明者 フルサワ, コイチ
 アメリカ合衆国マサチューセッツ州0248
 2 ウエルズリー・アボットストリート14
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分光診断方法とシステム

(57) 【要約】

本発明は光散乱分光法を用いて材料の構造化された表面層の物理的特性の決定用のシステムと方法を提供する。該光散乱分光システムは現在の内視鏡自身への変型無しに該内視鏡と共に使用され得る光学プローブを含む。該システムは器官の上皮層内の細胞核の寸法分布の様な物理的特性を検出するため光学的及び計算的方法の組み合わせを用いる。該光散乱分光システムは単独でも、或いは、蛍光分光法及び反射光分光法の様な、他の技術と連携しても使用出来る。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

粒子特性を決定するために好適な光散乱分光システムに於いて、該分光システムが少なくとも 1 つの照明光ファイバーと、複数の収集光ファイバーと、を備える光学プローブを具備しており、該複数の収集光ファイバーの少なくとも 2 つは異なる平面内に配向されており、該分光システムは又、

光源と、

偏光及び非偏波光の少なくとも 1 つのスペクトルを検出する電荷結合デバイスと、を具備しており、該電荷結合デバイスは検出されたスペクトルの電荷ドメインシフティングを備えており、そして該分光システムは更に、

該検出器システムと通信しそして該スペクトルを処理するインストラクションを記憶し、かつ、該粒子特性を決定するデータプロセサーを具備することを特徴とする該分光システム。

10

【請求項 2】

該光源が水銀ランプを備えることを特徴とする請求項 1 の該分光システム。

【請求項 3】

該光源がキセノンランプを備えることを特徴とする請求項 2 の該分光システム。

【請求項 4】

該データプロセサーが更に、該照明光の偏波面に直角に偏波された光を収集するよう配向された収集光ファイバーから取得されたスペクトルから、該照明光の偏波面に平行に偏波された光を収集するよう配向された収集光ファイバーから取得されたスペクトル、を引き算するインストラクションを備えることを特徴とする請求項 1 の該分光システム。

20

【請求項 5】

最適化されたブロードバンド照明と、ユービー励起光と、が 1 つの光路内で組み合わされることを特徴とする請求項 1 の該分光システム。

【請求項 6】

最適化されたブロードバンド照明と、ユービー励起光と、が 1 つの照明光ファイバーを通して送られることを特徴とする請求項 5 の該分光システム。

【請求項 7】

更に、シーシーデー制御器であるが、該シーシーデーの画素の領域を横切って、検出されたスペクトルをシフトする該シーシーデー制御器を具備することを特徴とする請求項 1 の該分光システム。

30

【請求項 8】

光学プローブに於いて、該光学プローブが

近位の端部と遠位の端部とを備えるプローブハウジングと、

前記ハウジング内に位置付けられた少なくとも 1 つの内部光ファイバーの周りに位置付けられた複数の光ファイバーと、を具備しており、該光ファイバーはポリッシュされた遠位の表面を有するリテーナーモジュールを形成するために前記光ファイバーの該遠位の端部と一緒にバインドされており、前記リテーナーモジュールは内部ファイバーサポートと外部ファイバーサポートとを有しており、該光学プローブは又、

40

少なくとも 1 つの偏光子と、

前記プローブハウジングの該遠位の端部を囲む光学的遮蔽と、を具備しており、該光学的遮蔽は、該光学プローブ用の光透過囲いを提供するために該光ファイバーリテーナーモジュールの遠位に位置付けられており、そして

該プローブハウジングの該近位の端部は光源に接続可能であることを特徴とする該光学プローブ。

【請求項 9】

前記光ファイバーの該遠位の端部が配列内で接合され、ユニットとして光学的にポリッシュされておりそして該内部ファイバーサポートは該外部ファイバーサポートのテーパ付き内面に平行なテーパ付き外面を有することを特徴とする請求項 8 の該光学プローブ。

50

【請求項 10】

該リテーナーモジュールが該光ファイバーを配列内に接合する接着剤を有することを特徴とする請求項 8 の該光学プローブ。

【請求項 11】

該複数の光ファイバーが内部光ファイバーの長手軸線の周りで円形配列内に一緒にバインドされることを特徴とする請求項 8 の該光学プローブ。

【請求項 12】

該複数の光ファイバーの該長手軸線が中央の光ファイバーの該長手軸線に対して約 2 度から約 6 度までの角度で固定されることを特徴とする請求項 8 の該光学プローブ。

【請求項 13】

該角度付けられたファイバーが該内部光ファイバーの長手軸線の方へ向けられていることを特徴とする請求項 12 の該光学プローブ。

【請求項 14】

粒子特性を決定するための光散乱分光法用の方法に於いて、該方法が
少なくとも 1 つの照明光ファイバーと、複数の収集光ファイバーと、有する光学プローブを提供する過程を具備しており、該複数の収集光ファイバーの少なくとも 2 つは異なる平面内に配向されており、該方法は又

光源を提供する過程と、

偏光及び非偏波光の少なくとも 1 つのスペクトルを検出する電荷結合デバイスを提供する過程と、を具備しており、該電荷結合デバイスは検出されたスペクトルの電荷ドメインシフティングを有しており、該方法は更に

該検出器システムと通信し該スペクトルを処理するインストラクションを記憶するデータプロセサでスペクトルデータを処理する過程と、そして該粒子特性を決定する過程と、を具備することを特徴とする該方法。

【請求項 15】

該光源が水銀ランプを備えることを特徴とする請求項 14 の該方法。

【請求項 16】

該光源がキセノンランプを備えることを特徴とする請求項 15 の該方法。

【請求項 17】

該データプロセサが更に、該照明光の偏波面に直角に偏波された光を収集するよう配向された収集光ファイバーから取得されたスペクトルから、該照明光の偏波面に平行に偏波された光を収集するよう配向された収集光ファイバーから取得されたスペクトル、を引き算するインストラクションを備えることを特徴とする請求項 14 の該方法。

【請求項 18】

最適化されたブロードバンド照明及びユービー励起光が 1 つの光路内で組み合わせられることを特徴とする請求項 14 の該方法。

【請求項 19】

最適化されたブロードバンド照明及びユービー励起光が 1 つの照明光ファイバーを通して送られることを特徴とする請求項 18 の該方法。

【請求項 20】

光学プローブを形成する方法に於いて、該方法が、

近位の端部及び遠位の端部を有するプローブハウジングを提供する過程と、

前記ハウジング内に位置付けられた少なくとも 1 つの内部光ファイバーの周りに複数の光ファイバーを位置付ける過程とを具備しており、該光ファイバーはポリッシュされた遠位の表面を有するリテーナーモジュールを形成するために前記光ファイバーの該遠位の端部と一緒にバインドされており、前記リテーナーモジュールは内部ファイバーサポート及び外部ファイバーサポートを有しており、該方法は又

少なくとも 1 つの偏光子を該遠位の表面に接続する過程と、

前記プローブハウジングの該遠位の端部を光学的遮蔽で囲む過程と、を具備しており、該光学プローブ用の光透過囲いを提供する該光学的遮蔽は該光ファイバーリテーナーモジ

10

20

30

40

50

ュールの遠位に位置付けられており、該プローブハウジングの該近位の端部は光源に接続可能であることを特徴とする該方法。

【請求項 2 1】

前記光ファイバーの該遠位の端部が配列内で接合され、ユニットとして光学的にポリッシュされておりそして該内部ファイバーサポートは該外部ファイバーサポートのテーパ付き内面に平行なテーパ付き外面を有することを特徴とする請求項 2 0 の該方法。

【請求項 2 2】

該リテーナーモジュールが該光ファイバーを配列内に接合する接着剤を有することを特徴とする請求項 2 0 の該方法。

【請求項 2 3】

該複数の光ファイバーが内部光ファイバーの長手軸線の周りで円形配列内に一緒にバインドされることを特徴とする請求項 2 0 の該方法。

【請求項 2 4】

該複数の光ファイバーの該長手軸線が中央の光ファイバーの該長手軸線に対して約 2 度から約 6 度までの角度で固定されることを特徴とする請求項 2 0 の該方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は 2002 年 1 月 18 日に提出された米国特許仮出願第 60 / 349,951 号の特典と優先権を請求する。上記出願の全内容はその全体で引用によりここに組み入れられる。

【0002】

顕微鏡的対象の表面層の特性を下にある構造体の影響から比較的自由に特徴付ける定量的情報を得ることが屢々必要になる。光散乱分光法 (Light - scattering spectroscopy) {エルエスエス (LSS)} は望まれる情報を提供する 1 つの技術である。1 つのこのような応用は表面又は身体器官をカバーする上皮層 (epithelial layer) 内の細胞の前癌状態 (precancerous condition) をモニターすることである。細胞間構造体 (intercellular structures) 内の定量的変化を元の位置で測定する能力は癌又は前癌患部の早期診断用の機会を提供する。全ての癌の 90 % より多くは元は上皮性である。大抵の上皮の癌は核異型性 (nuclear atypia) 及び形成異常 (dysplasia) により特徴付けられる。この段階で検出された患部は早期診断で根治 (eradicated) させられ得る可能性がある。しかしながら、多くの形式の異型性及び形成異常は平らで視覚的に観察されない。かくして、不可視の形成異常用のサーベイランス (surveillance) はランダムな生検 (biopsy) を使い、該生検材料の病理学者 (pathologist) による顕微鏡検査により引き継がれる。しかしながら、通常形成異常についてのリスクに際しての上皮面の小部分のみがこの仕方ですンプルされて、高いサンプリングエラーに帰着する可能性がある。

【0003】

身体表面は上皮組織の薄い層で覆われる。種々の器官の上皮の厚さは簡単な鱗状上皮 (squamous epithelia) (上皮細胞の 1 枚の層を有する) での 10 μ m より少ないものから上皮細胞の多数層を有する層状上皮 (stratified epithelia) での数百 μ m までに及ぶ。全ての上皮の下には、比較的ハイポセラー (hypocellular) な結合組織 (connective tissue)、炎症性細胞 (inflammatory cells)、そして神経血管構造体 (neurovascular) を含む支持要素の可変層がある。

【0004】

例えば、胃腸管 (gastrointestinal tract) の様な中空の器官内で、上皮細胞層は該管の部分により、20 μ m から 300 μ m の厚さである。該上皮の下

10

20

30

40

50

に比較的無細胞 (acellular) で高く脈管性の緩く結合性の組織、粘膜固有層 (lamina propria) があり、それは厚さで $500\mu\text{m}$ までであり、コラーゲンと弾性繊維のネットワーク、そして種々の白血球型を含んでいる。該粘膜固有層の下に ($400\mu\text{m}$ 厚さまでの) 筋肉層、粘膜筋板 (muscularis mucosae)、そしてその下に、多くの小血液器官と豊富なコラーゲン及び弾性繊維を含む中程度に密度のある結合組織の、約 $400 - 600\mu\text{m}$ 厚さの、粘膜下組織 (submucosa) と呼ばれる、もう1つの層がある。それらの層の全体の厚さは約 1mm である。光学的放射の生物学的組織内への特性的貫入深さは通常 1mm を越えないので、好ましい実施例用には、組織の測定をそれらの層により限定することは充分である。

【0005】

10

該上皮を横断する光は、周囲の細胞質 (cytoplasm) のそれより大きい屈折率を有する、ミトコンドリア (mitochondria) 及び核 (nuclei) の様な、種々の寸法の細胞小器官 (cell organelles) により散乱され得る。光の細胞による弾性的散乱は、ミトコンドリア、種々のエンドソーム (endosomes) 及び他の細胞質的な小胞 (vesicles)、核小体 (nucleoli)、そして核、を含む、種々の細胞間小器官による。より小さい小器官は大きな角度の散乱に責任があるが、核は小さな角度での散乱に寄与する。

【0006】

細胞核は光学的波長より可成り大きい (典型的には $0.5\mu\text{m}$ に比較して $5 - 10\mu\text{m}$)。それらは光を進行方向に散乱し、後方方向にも、同様に可成りの散乱がある。該後方散乱光は波長依存の振動的な成分を有する。この成分の周期性は核の寸法と共に増大し、その振幅は該上皮核の細胞充実性すなわち母集団密度 (population density) に関係する。この振動成分の周波数と振幅を解析することにより、上皮核の寸法分布と密度が抽出され得る。

20

【0007】

形成異常に付随する上皮細胞核の変化を検出するために、上皮層から反射される光は下にある組織から反射される光から区別されねばならない。上記で注意した様に、組織内の貫入深さは上皮厚さを実質的に越えるので、上皮核から後方散乱される光は普通振幅が非常に小さく、それは下にある組織から反射される光の拡散背景 (diffuse background) により容易にマスクされる。この拡散背景反射光 (diffuse background reflected light) は、該後方散乱される成分を解析するために除去されねばならない。

30

【0008】

以前の取り組みは該背景の一般的なスペクトルの特徴をモデル化することにより該拡散背景反射光を除去することを求めて来た。しかしながら、この取り組みは各々の異なる種類の研究される組織に特定の適合されねばならず、その精度は理論に左右される。エルエスエスの使用を種々の医学的応用へ拡張するためには、散乱光の拡散成分を除去するか又は可成り減じるより強固な方法が必要である。

【0009】

種々の形式の上皮形成異常は顕微鏡的検査で或る共通の形態学的変化 (morphological change) を示し、その最も顕著なものは核形態 (nuclear morphology) と関係する。該核は拡大され、多形態性 (pleomorphic) (輪郭及び寸法分布が不規則) で、"込みあって (crowded)" (それらは組織容積のより多くを占める)、そして高色素性 (hyperchromatic) (それらは核ステインでより強く染みが付く) になる。非形成異常細胞核の直径は典型的に $5 - 10\mu\text{m}$ であるが、形成異常核は差し渡しで $20\mu\text{m}$ 程に大きくなり得る。

40

【0010】

上皮細胞核は、可視光の波長 ($0.4 - 0.8\mu\text{m}$) に比較して大きく、その屈折率がそれらの染色質 (chromatin) 含有量のために周囲細胞質のそれより高い、透明球体としてモデル化され得る。これらの粒子により後方散乱される光のスペクトラムは波

50

長で特性的に変化する成分を含み、この変化は粒子寸法と屈折率に左右される。

【0011】

上皮細胞核から散乱する光は偏光を使用して分離され得る。偏光は生物学的組織の様な混濁した媒体 (turbid medium) を横断する時その偏波 (polarization) を失うことが知られている。対照的に、1つの散乱イベントの後後方散乱された偏光はその偏波を失わない。偏光のこの性質は表面及び表面に近い生物学的組織を画像形成するため前に使用されて来た。かくして、散乱光の非偏波スペクトル成分を差し引く (subtracting) ことにより、上皮細胞核からの後方散乱により散乱する光の部分は容易に区別され得る。差のスペクトラムは更に、核の寸法分布、それらの母集団密度、そしてそれらの周囲媒体に対する屈折率を抽出するために解析され得る。

10

【0012】

多くの上皮癌は、それらが組織侵入前の状態 (per-invasive state) で診断されるならば治療可能であるが、早期の患部は殆ど検出不可能なことが多い。それらが侵襲性になる前に、元の位置で形成異常及びカルシノマ (carcinoma) として知られる段階で、早期の癌細胞は上皮細胞アーキテクチャーを変える。特に、該核は拡大され、込みあいそして高色素性、すなわち造影染料 (contrast dye) で異常に暗く染まる。これらの組織侵入前の兆候は生検標本の組織検査により検出可能であったが、形成異常を生体内で診断する信頼性のある光学的技術は入手可能でない。光散乱分光法 (Light-scattering spectroscopy) {エルエスエス (LSS)} は上皮細胞核の寸法分布とクロマチン含有量 (chromatin content) を組織侵入前の新形成 (neoplasia) のインディケータとして測定する生検不要の手段を提供出来る。

20

【0013】

種々の寸法の核の収集 (collection) 用では、光散乱信号はこれらの変化 (variations) の重畳であり、該核寸法分布と屈折率を該核から後方散乱された光のスペクトラムから決定することを可能にする。一旦該核寸法分布と屈折率とが既知となると、核の拡大、込み合いそして過染色性 (hyperchromasia) の定量的測定が得られ得る。

【0014】

バレット食道 (Barrett's esophagus) は胃内容物の食道内への慢性的の環流を有する患者の約10 - 20%で起こる前癌の状態である。バレット食道を示す人々は胸焼け、消化不良、固形食えん下困難、又は彼等を眠りから目覚めさせる夜行性吐き戻しの兆候を有する。バレット食道を有する患者は食道腺癌にかかる増大したリスクを有し、米国では最も急激に癌を増大させている。

30

【0015】

このような慢性胃腸環流 (chronic gastrointestinal reflux) の余病として、該食道の化性円柱上皮細胞 (metaplastic columnar epithelial cells) 内に食道の腺癌 (Adenocarcinoma) が生じる。この状態では、遠位の鱗状上皮は腸内で見出されるそれに似た単細胞層から成る円柱上皮により置き換えられる。バレット食道は屢々形成異常に付随し、それは後に癌に進み得る。バレット食道を有する患者の内視鏡サーベイランスの試みは食道癌死亡率の減少に帰着しなかった。最もありそうな説明は、該食道内で起こる形成異常が標準的内視鏡画像形成で見られず、散発的な生検サンプリングが必要と言うことである。この手順は危険な組織の約0.3%をサンプルすることしか出来ない。かくしてサンプリングエラーの大きな可能性がある。

40

【0016】

バレット食道の形成異常を診断するための光学的技術の応用は該組織内の第1の変化が1つの細胞の厚さ (~20 - 30 μm) である上皮で起こる一方、蛍光又は反射スペクトルは大抵より深い組織層で形成される事実により制限される。形成異常の上皮の最も傑出した特徴の1つは拡大し、高色素性で、そして込み合った核の存在である。事実、核の寸

50

法及び空間分布のこれらの変化は組織標本を形成異常であると診断するために病理学者により使用される主なマーカー (m a r k e r s) である。他の組織層内には重要な変化は観察されない。生憎、上皮は強い吸収体 (a b s o r b e r s) 又はフルオロフォア (f l u o r o p h o r e s) を含まず、該上皮の厚さは比較的薄く、かくして無視出来る。これらがバレット食道の上皮診断を難しい問題にする。このような場合、エルエスエスは組織侵入前の新形成のインディケータとして上皮細胞核の寸法分布とクロマチン含有量を測定するための生検不要の手段を提供出来る。

【特許文献 1】国際公開第 W O 0 2 / 0 5 7 7 5 7 号パンフレット、2002 年 1 月 18 日出願

【特許文献 2】米国特許出願公開第 10 / 0 5 2、583 号明細書、2002 年 1 月 18 日出願 10

【特許文献 3】米国特許出願公開第 09 / 766, 879 号明細書、2001 年 1 月 19 日出願

【特許文献 4】米国特許第 6, 404, 497 号明細書、2002 年 6 月 11 日発行

【特許文献 5】国際公開第 W O 0 0 / 4 3 7 5 0 号パンフレット、2000 年 1 月 25 日出願

【特許文献 6】米国特許第 5, 192, 278 号明細書

【特許文献 7】米国特許第 6、091、984 号明細書

【特許文献 8】国際公開第 W O 0 0 / 4 2 9 1 0 号パンフレット

【特許文献 9】米国特許出願公開第 09 / 362, 806 号明細書、1999 年 7 月 28 日出願 20

【特許文献 10】国際公開第 W O 0 0 / 4 3 7 5 0 号パンフレット

【特許文献 11】米国特許出願公開第 09 / 491, 025 号明細書、2000 年 1 月 25 日出願

【非特許文献 1】B a c k m a n、V . e t a l . D e t e c t i o n o f p r e i n v a s i v e c a n c e r c e l l s . E a r l y - w a r n i n g c h a n g e s i n p r e c a n c e r o u s e p i t h e l i a l c e l l s c a n n o w b e s p o t t e d i n s i t u、N a t u r e、406:35-36 (2000)

【非特許文献 2】W a l l a c e、M . B .、e t a l . E n d o s c o p i c d e t e c t i o n o f d y s p l a s i a i n p a t i e n t s w i t h B a r r e t t ' s e s o p h a g u s u s i n g l i g h t s c a t t e r i n g s p e c t r o s c o p y、G a s t r o e n t e r o g y 119:677-682 (2000) 30

【非特許文献 3】G e o r g a k o u d i、I .、e t a l . F l u o r e s c e n c e、r e f l e c t a n c e a n d l i g h t - s c a t t e r i n g s p e c t r o s c o p y f o r e v a l u a t i n g d y s p l a s i a i n p a t i e n t s w i t h B a r r e t t e ' s e s o p h a g u s、G a s t r o e n t e r o g y 120:1620-1629 (2000)

【発明の開示】 40

【0017】

本発明は光散乱分光法 (l i g h t s c a t t e r i n g s p e c t r o s c o p y) を使用して材料の構造化層の物理的特性を決定するためのシステムと方法を提供する。好ましい実施例では、該光散乱分光システムは内視鏡自身を変型することなく現在の内視鏡と共に使用出来る光ファイバースコープ (f i b e r o p t i c p r o b e s) を含む。該システムは、器官の上皮層内の細胞核の寸法分布の様な物理的特性を検出するために光学的及び計算的方法の組み合わせを使用する。該光散乱分光システムは単独で、又は蛍光分光法 (f l u o r e s c e n c e s p e c t r o s c o p y) 及び反射光分光法 (r e f l e c t e d l i g h t s p e c t r o s c o p y) の様な他の技術と連係して使用され得る。

【0018】

一般に、本発明の該光散乱分光システムは粒子寸法分布を決定するために好適であり、そして少なくとも1つの照明光ファイバー (illumination optical fiber) と、複数の収集光ファイバー (collection optical fiber) とを含む光学的プローブ (optical probe) を具備しており、該複数の収集光ファイバーの少なくとも2つは異なる角度で又は異なる平面内に配向されており、該分光システムは又、光源と、偏光 (polarized light) と非偏波光 (unpolarized light) とのスペクトルを取得する検出器システム (detector system) と、該取得されたスペクトルを受けそして実行可能なインストラクションを含むことが出来る解析プログラムと、そして該解析プログラムインストラクションを実行し、粒子寸法分布を決定出来るデータプロセサーと、を具備している。一般に、該検出器システムは電荷結合デバイス (charge coupled device) {シーシーデー (CCD)}、シーモス (CMOS) 画像形成デバイス又は他の画像センサーを備える。

10

【0019】

1実施例では、該光散乱分光システムは光散乱スペクトルのみならず蛍光スペクトルも取得する。もう1つの実施例では、該光散乱分光システムは光散乱スペクトルのみならず反射スペクトル (reflectance spectra)、蛍光スペクトルも取得する。

【0020】

1つの好ましい実施例では、少なくとも1つの照明光ファイバーが、該光学システムのネット波長依存感度 (net wavelength-dependent sensitivity) を部分的に補償するためにフィルターされた修正ブロードバンド照明 (corrected broadband illumination) を供給する。一般に、シーシーデー検出器を使用する時、単位波長当たり最適照明電力はシーシーデー感度が一般に低いスペクトルの青の端部でより大きく、シーシーデー感度が一般に高いスペクトルの赤の端部でより小さい。

20

【0021】

本発明の好ましい実施例に依れば、分光診断システムは、後方散乱光スペクトル内の何等かの下にある変動が差動的分光測定の結果として直接現れるように後方散乱スペクトルを提供する光プローブを含む。特定の実施例では、該プローブは偏光を検出するため使用される。或る実施例では該プローブは交差偏光子 (crossed polarizer) を有し、一方他の実施例では該プローブは単一偏光子 (single polarizer) を有する。偏光を使うことにより、後方散乱光のスペクトルは自動的に引き算され、現在のオフライン解析法に代わり、実時間解析を可能にする。

30

【0022】

本発明の物品、システムそして方法の前記及び他の特徴と利点は付属する図面で図解された好ましい実施例の下記のより特定の説明から明らかとなるが、該図面では種々の図を通して同様な参照文字は同じ部品を参照する。該図面は必ずしも尺度合わせされておらず、代わりに本発明の原理を図解することに力点が置かれている。

40

【実施例1】

【0023】

一般に、本発明の光散乱分光システムは、粒子寸法分布を決定するために好適であり、そして少なくとも1つの照明光ファイバーと、複数の収集光ファイバーとを備える光学プローブを具備しており、該複数の収集光ファイバーの少なくとも2つは異なる平面内に配向されており、該システムは又、光源と、偏光及び非偏波光のスペクトルを取得する検出器システムと、該取得したスペクトルを受け、実行可能なインストラクションを備えることが出来る解析プログラムと、そして該解析プログラムのインストラクションを実行し、そして該粒子寸法分布を決定出来るデータプロセサーと、を具備する。一般に、該検出器システムは電荷結合デバイス {シーシーデー (CCD)}、シーモス (CMOS) 画像形

50

成デバイス又は他のピクセレートされた画像形成センサー (pixel l a t e d i m a g i n g s e n s o r) を備える。

【 0 0 2 4 】

本発明の該光散乱分光システムは更に、中央処理ユニット、メモリー記憶システムそしてサンプリングと解析ソフトウェアを実行出来るディスプレイデバイスを具備する。1実施例では、ソフトウェアは、拡散的に散乱する背景がない場合に散乱する粒子の与えられた直径についてエルエスエスプローブの特定の設計が返すスペクトルを計算する。該ソフトウェアは、或る範囲の波長についてそして0度から180度に及ぶ散乱角度のセットについて、与えられた屈折率の媒体中で与えられた直径と屈折率を有する球形粒子により散乱される動力 (power) を計算する。完全なミー計算 (full Mie calc
u l a t i o n) は中程度に複雑なので、このデータはプローブシミュレーションの残り
用に大きなルックアップテーブル内に記憶されるのが好ましい。特定のプローブが組織か
らリカバーする全ての起こり得る散乱角度に亘るモンテカルロ積分 (Monte Car
l o i n t e g r a t i o n) が次いで行われ、それが計算される各散乱角度について
スペクトルを加算した。起こり得る角度の範囲は、照明光ファイバーの直径 (典型的には
200 μ m)、収集光ファイバーの直径 (典型的には50 μ m から200 μ m)、該光フ
アイバーの間隔 (典型的には240 μ m から400 μ m)、該プローブ先端での窓の長さ
(典型的には1 mm から5 mm)、該光ファイバーの開口数 (numerical ap
e r t u r e s) (典型的には0.22 から0.4)、該プローブの軸線に対する該収集
光ファイバーの相対角度 { 該ファイバーが組織の " 視認される " 面積の重なり (over
l a p) を増加させるために内方ヘカント (c a n t e d) されている好ましい実施例用
} としても含まれるなら偏光子配向の角度、により決定される。このソフトウェアは、
本発明の改良された、単一偏光子光学プローブにより作られ得るスペクトルのみならず非
偏波光光学プローブ用エルエスエススペクトルをも形成するため使用された。

10

20

【 0 0 2 5 】

拡大した (そしてより屈折性の) 細胞核から後方散乱される光の波長依存性はエルエス
エスを組織形成異常の検出に適用するための物理的基礎である。該組織表面での細胞核の
寸法及び密度の増大は形成異常を示す。後方散乱光電力対波長のプロットは、より大きい
、形成異常の核について、より小さい、正常細胞核からよりも高い周波数の波長振動 (h
i g h e r f r e q u e n c y o s c i l l a t i o n s i n w a v e l e n g
t h) を示す。これらの振動は典型的に、該組織からの全反射光信号の2, 3パーセント
に過ぎない。かくして大きな背景信号の引き算が該解析方法の重要部分である。

30

【 0 0 2 6 】

該光散乱分光システム用の好適な光源と検出器システムの1実施例99が図1の平面図
で略図で示される。光は水銀 { エイチジー (H g) } ランプ100とキセノンランプ { エ
ックスイー (X e) } 164により提供され、各々はそれぞれ反射器 (r e f l e c t o
r s) 102と162を備える。この図で、図解の目的で、該水銀ランプ100は該キセ
ノンランプ164に対し90度回転されているが、大抵の実施例ではこれらのランプは同
じ配向 (o r i e n t a t i o n) に出来る。水銀ランプ100からの光はレンズ104
でコリメートされ、フィルター105を通過し、該フィルターされた光はダイクロイック
反射器 (d i c h r o i c r e f l e c t o r) 106により向け直される。フィルタ
ー105は短い波長のユーブイ (U V) を減じ、一方長い波長のユーブイと可視光を通す
よう選択される。適当なフィルターはショットダブリュージー (S c h o t t W G)
シリーズフィルターの1つである。水銀ランプ100により作られる可視及び赤外放射は
該ダイクロイック反射器106を通過し、フィルター108により吸収される。向け直さ
れたユーブイ光は、モータ116により動かされるフィルターホイール (f i l t e r
w h e e l) 114により担われる励起フィルター (e x c i t a t i o n f i l t e
r s) 110と112を交互に通過する。

40

【 0 0 2 7 】

同様に、該キセノンランプ164からの白色光はレンズ166によりコリメートされ、

50

フィルターグループ 167 を通過し、反射性のコートされたホイール 170 により向け直されるか、又はフィルター 168 により吸収されるべくホイール 170 内のセクターを通過するか何れかである。フィルターグループ 167 は該シーシーデー検出器の各画素内に発生される光電子の数が該スペクトルに亘って比較的均一になるように該キセノンアークランプ 164 から収集された光のスペクトルを修正する。該スペクトル内の如何なる点での光電子 (photoelectrons) の最大数も、近隣画素内へのスピルオーバー影響 (spill-over effects) を避けるよう、使用される特定のシーシーデーのウエル深さ (well depth) を越えてはならない。又、検出されたスペクトル内のどの画素での信号対雑音比もその画素により収集される光電子の数の平方根に比例する。最適照明は、かくして、該スペクトルに亘り単位波長当たり均一な電力として規定された、白色光 (white light) でなく、修正ブロードバンド照明 (modified, broadband illumination) である (以下引用符で囲んだ "白色光")。一般に、最適な単位波長当たり照明電力は、シーシーデー感度が概ねより低い、該スペクトルの青の端部でより大きく、シーシーデー感度が概ねより高い、該ペクトルの赤の端部でより低い。考慮されるべき他の要因は、該スペクトロメーターの分散、該光学要素の損失、組織の一般的反射スペクトルそして該照明を発生するランプのスペクトルプロファイルである。ショット (Schott) により作られるそれらの様な固体のガラス吸収フィルターのスタック (stacked) されたセットは最適照明電力を得るのに好適である。特に、ショットのダブリュージー (WG)、ユージー (UG) 及びジー (GG) フィルターは該スペクトルの青の端部で該スペクトルを高めるため使用出来て、該ショットのケーブイ (KV) シリーズの様な、赤外線吸収フィルターは該スペクトルの赤の端部を減衰させるために使用出来る。

10

20

30

40

50

【0028】

可視及び赤外線放射は該ダイクロイック反射器 106 を通過し、フィルター 108 により吸収される。フィルターホイール 114 と反射ホイール 170 は、白色光及びユーブイ光がプリズム 118 によりレンズ 120 及び 124 を通り光ファイバー 126 の端部上に交互に向けられるように、それぞれモーター 116 及び 172 により制御され、動かされる。光ファイバー 126 の端部の照明のタイミングはシャッター 122 により制御される。好ましい実施例では、ランプ 100 とランプ 164 の何れか又は両者への電力供給はパルス化され得る。

【0029】

1 つ以上の光ファイバー 130 により集められる光はレンズ 134 と 146 によりホログラフィックグレーティングスペクトロメーター (holographic grating spectrometer) 150 の入り口スリット 148 を通過する。好ましい実施例では、多数光ファイバー端部 132 (ここでは図解の目的で 90 度回転されて示されている) の線形配列がレンズ 134 と 146 により該入り口スリット 148 を通っている。プリズム 136 は、モーター 144 により回されるホイール 142 上に担われたユーブイ阻止フィルター (UV blocking filters) 138 及び 140 を通る光路を導く。グレーティング 152 により作られたスペクトルはシーシーデー検出器 154 上に画像形成される。1 実施例では、マスク 158 の下で該検出器を動かすことにより多数のスペクトル 156, 160 が該シーシーデー検出器 154 上に連続して画像形成される。もう 1 つの実施例で、幾つかのスペクトルが別々に該シーシーデー検出器上に画像形成され得るのは、図 2, 図 3 そして図 4 参照されたい。両実施例では、幾つかのスペクトルがシーケンシャルに記憶され、該シーシーデーは 1 度に読まれる。

【0030】

非偏波 (Unpolarized) のトリモーダル分光法 (Tri-modal Spectroscopy) { テーエムエス (TMS) } システムは一般に 2 つ以上の蛍光スペクトルと白色光の反射スペクトルとの取得を要する。テーエムエスの種々の方法が、それら全体の引用によりここに組み入れられる特許文献 1, 2, 及び 3 で説明されている。該光学プローブは溶融石英光ファイバー (fused silica optical

fibers) から成り (より深いユービー蛍光励起波長の最適透過用に)、該光ファイバーは最小直径用に六角の閉じてパックされた束 (hexagonal close-packed bundle) 内に配置され得る。少なくとも1本の光ファイバーが組織まで光を配送するため使用され ("照明光ファイバー (illumination optical fiber) ")、照明用に使用されない光ファイバーがスペクトル解析用に最終蛍光又は反射光を収集するため使用される ("収集光ファイバー (collection optical fiber) ")。

【0031】

組織まで光を配送するための光ファイバーの1本より多くの使用は、収集される蛍光の量を減じる犠牲を払っても該システムの機械的及び電気的設計を簡単化する利点を有する。図2Aの略線図200はこの種の光源と収集設計を使用する非偏波テーエムエスシステムの実施例を図解する。典型的全溶融石英光ファイバー (all-fused-silica optical fibers) 206, 280の受け入れ角度 (acceptance angle) を0.22の開口数 (numerical aperture) {エヌエイ (NA)} とマッチするために2分のエフ光学システム (f/2 optical systems) 204を使用して水銀アークランプ202から2つの蛍光波長が同時に収集される (例えば、340nmと405nmで)。照明は、2つの励起照明のパルスがシーケンシャルに組織へ配送されるように、各通路に別個の高速ブレードシャッター (fast blade shutters) を有する2つの別々の光ファイバーにより配送される。同様に、反射スペクトル用に必要な修正ブロードバンド照明212 ("白色光") がそれ自身の光学機器214により収集され、それ自身のシャッター218を有する別々の照明光ファイバー216内に配送される。かくしてこの実施例は光配送用に7つのファイバーの3つを使用するが、照明電力の1つの照明ファイバー内への光学的又は機械的混合を要しない。蛍光照明と白色光の照明の間でこの実施例がスイッチ出来るより高い速度はこのシステムのもう1つの利点である。

10

20

【0032】

組織から放射される蛍光は該励起より約1000倍弱いので、該蛍光収集路は、散乱され、反射される励起波長を、蛍光検出システムを飽和させることを防止するに充分なだけ減じるために、励起阻止フィルター (excitation blocking filter) を要する。図2Aに示す実施例では、必要なフィルターが常に存在するように特定の収集ファイバー218, 220, 222は特定の蛍光及び反射波長に割り当てられる。又、これは全体的スペクトル収集時間を速めるが、何故ならばフィルターが場所的に動かされる必要はなく、与えられたスペクトル用に収集される光量を減じるからである。調時されたシャッター (timed shutter) が同様に個別収集路内にも存在する必要があるので、唯1つの路が与えられた時刻に組織への光源から該スペクトロメーターまで開いている。これは図2Aの下部に示す様にタイミングサイクル226を有する連続的に回転するホイールシャッター224で達成される。

30

【0033】

図2の検出システムは最終スペクトルを検出するためシーシーデーカメラ228を使用する。特定の蛍光又は反射波長に個別光ファイバーが割り当てられるので該スペクトル取得は簡単化される。示される4つの光ファイバーの出口面は該シーシーデー検出器の異なる行位置 (different row positions) 230, 232, 234上に画像形成され、該スペクトルは該スペクトロメーター分散体236により該シーシーデー列 (CCD columns) に亘り撒き散らされる。該シーシーデーは、該照明及び収集路が開くようスイッチされると、各シーケンシャルなスペクトルを記憶する。該取得されたスペクトルは、標準的シーシーデー読み出し電子機器 (standard CCD read-out electronics) を使って、スペクトル "画像" として1度に読み出される。

40

【0034】

図2Bは実施例237を略図式に図解するが、そこでは2つの励起波長、E1及びE2

50

が波長で充分に分離されているのでダイクロミックミラー 238 が該 2 つの波長を分離するため使用され得て、次いで追加的フィルタリングの後それらを 1 つの照明光ファイバー 240 内へ再組み合わせる。又該 2 つの別々の光路は E1 及び E2 での照明の独立のタイミングを提供するためにシャッター 242 を有する。

【0035】

もう 1 つの代わりの実施例が図 3A に示される。この実施例 300 では、全ての照明カラーは 1 つの照明ファイバー 302 内に多重化されるので残りのファイバー 304 の全ては各最終蛍光又は反射スペクトルの収集用に使用出来る。この取り組みは、該システム用の全収集時間を遅くする、適当な時刻に適当なフィルターを該光路内にシフトせねばならない犠牲を払うが、収集される電力を 6 倍にする利点を有する。該フィルターを光路内に位置的にシフトするために回転ホイール 306, 308 が使われる。該ホイールは、もし該フィルターが必要な露光期間を賄うに充分な程大きいなら、連続的に回転し続けられる。代わりに、より小さいフィルターを適当な時刻に位置内へ回転させるためにステッパー (stepper) 又はサーボモーターが使用出来る。又、励起パスフィルター (excitation pass filter) 306 と励起阻止フィルター (excitation blocking filter) 308 は同期化されねばならない。

10

【0036】

図 1 の実施例に於ける様に、図 3A の実施例で、それが取得された後各連続するスペクトルを該シーシーデー 314, 316, 318, 320 上の記憶範囲へ動かすために該シーシーデー検出器 312 内の行シフティング電子機器 (row shifting electronics) が使われる。該シーシーデー上のこの記憶範囲は、該スペクトルを劣化させることから迷光 (stray light) を防止するために外部マスク 322 によりカバーされるのが好ましい。該スペクトルの全てが露光された後、該スペクトルの全てを読み出すために該行シフティング (row shifting) が普通の仕方で続けられる。

20

【0037】

図 3B に示す略線図は実施例 329 を図解するが、そこでは幾つかの蛍光励起波長、E1, E2 そして E3 のみならず、修正ブロードバンド照明 (上記説明の様に "白色光") 用源としても、1 つの水銀ランプ 330 が使用される。フィルターホイール 332 を使用して、既に上記で論じた様な適当なフィルターを、該光路内に動かすことにより種々の波長が選択される。

30

【0038】

図 4 は、偏光が照明光ファイバーから放射され、該光が少なくとも 2 つの収集光ファイバー、好ましくは 4 つの光ファイバーにより、収集される実施例を図解する。該偏光子に対する該照明及び収集光ファイバーの関係の詳細は、単一偏光子光学プローブ (図 5A) 及び交差偏光子光学プローブ (図 5B) の両者用で図 5A - 5B で略図式に図解される。

【0039】

エルエスエス用光ファイバープローブは典型的に白色光を少なくとも 1 つの照明光ファイバーを通して組織へ送り、該組織からの反射光を 1 つ以上の収集光ファイバーで収集する。該収集された光は該組織表面での細胞核からの後方散乱光 (関心の信号) と該組織内深部から散乱された拡散光 (遙かにより多くの背景信号) との両者を含む。該収集された光は近紫外線 {ユーブイ (UV)} から近赤外線 {アイアール (IR)} までの波長範囲に亘るスペクトルを発生するようスペクトロメーターで解析される。臨床研究用に最近使用されるエルエスエス光学プローブは非偏波白色光で組織を照明し、解析用に単一、非偏波、反射光スペクトルを収集する。背景信号は拡散散乱光の期待スペクトルをモデル化することによりこの非偏波スペクトルから除去されねばならない。該モデルは、例えば、組織内の血液量を見越したパラメーターを含む。この種のモデリングは遅く、誤差をこうむる。非偏波エルエスエス光学プローブは、起こり得る最も広い波長範囲に亘るスペクトルを返し、作るのが比較的簡単な利点を有するが、しかしながら、背景引き算 (background subtraction) 用モデリングを使う必要性は重要な欠点である。

40

50

【0040】

それら全体の引用により両者がここに組み入れられる特許文献4, 5で説明される様に、該背景信号の引き算を改良する手段として、エルエスエスプローブでの交差偏光子(crossed polarizers)の使用が種々のグループにより提案されて来た。交差偏波エルエスエスプローブ(cross-polarized LSS probe)では、該照明ファイバーは(その遠位の先端で)偏光子でカバーされるので、組織に到着する光は偏波されている。この場合、組織表面の細胞核から後方散乱される光は又入射光と同じ平面内で偏波される。該組織のより深くから拡散散乱される光は、該核からの後方散乱される光に比較して、前術の様に、大きな背景信号に帰着する。この背景光は、該光が該組織表面に戻る前に多数の、面外の、散乱イベント(multiple, out-of-plane, scattering events)により、大幅に(しかし必ずしも完全にでは無く)、非偏波される(depolarized)。交差偏光エルエスエス光学プローブでは、少なくとも2つの収集光ファイバーも又偏波層でカバーされ、その1つは該入射光の偏波と平行に偏波された光を通し、そしてその1つは該入射光の偏波と直角に偏波された光を通す。該入射光の偏波と平行に偏波された収集光の光散乱スペクトルは細胞核からの後方散乱信号のスペクトルにプラスされた該拡散(非偏波の)背景光のスペクトルを含む。入力光の偏波と直角に偏波された収集光の光散乱スペクトルは該拡散背景光のスペクトルのみを含む。これら2つの光散乱スペクトルの差を取る(Differencing)ことは上皮細胞の核からの後方散乱光の望まれるスペクトルのみを残す。

10

20

【0041】

交差偏光エルエスエス光学プローブ設計は難しい背景引き算モデリングを要しない利点を有するが、それらは作るのが非偏波設計より高価である。現在入手可能な薄膜偏光子(thin-film polarizers)も又動作の限られた利用スペクトル範囲を有するので、取得スペクトルは解析がより難しい。又入力信号の偏波を保持する、組織内のより深くから反射される可成りの量の電力があり、かくして組織表面の細胞核のスペクトルから引き算されない。かくして該背景引き算は完全でない。

【0042】

エルエスエス用の単一偏光子光学プローブの設計は、該光学プローブが1つよりむしろ2つの光散乱スペクトルを発生するため使われ得る点で交差偏光子光学プローブ設計と同じ利点を有する。これら2つの光散乱スペクトルの差を取ることは背景の拡散的に散乱される光のスペクトルを除去する。

30

【0043】

しかしながら、単一偏光子光学プローブにより作られる該2つの光散乱スペクトルは該交差偏光子プローブ設計により与えられるそれを越えた重要な追加の有用な特徴を有する。照明光ファイバーの位置及び該単一偏光子の整合に対し2つの異なる角度又は平面に、適当に該収集光ファイバーを位置付けることにより、該2つの散乱スペクトルは波長の振動を示し、該振動は非偏波光学プローブで得られる光散乱スペクトルでの振動に比較して遙かに高い周波数(約6倍)である。2つの異なる平面("s"及び"p"と称する)内に置かれた収集光ファイバーからの光のスペクトルでのこれらの角度又は振動は又相互に180度位相外れしているので、背景を除去する差を取る過程もこのより高い周波数振動の相対振幅を有効に2倍にする。該より高い振動周波数は全エルエスエスプローブデータに存在する低い周波数のスペクトルノイズからのこの振動スペクトル成分の分離を可成り簡単化する。

40

【0044】

幾つかの光学プローブ実施例により発生される信号のコンピュータ予測が、細胞核をシミュレートするために屈折率整合した流体内でのポリスチレンビーズを使った測定と共に、下記で説明される。ファイバー寸法と位置そしてプローブ窓の好ましい長さ、の様な該プローブ用の好ましいパラメーターを示す技術的設計研究も説明される。

【0045】

50

一般に、構造位置付けの、そして本発明の光学プローブの様な構造体内の光ファイバーの束 (b u n d l e s) の整合用の、技術は入手可能である。例えば、その開示がそれら全体の引用によりここに組み入れられる特許文献 6 を参照されたい。

【 0 0 4 6 】

2 つの例示的な適当なプローブ設計 5 0 0 , 5 0 1 が図 5 A - B に示される。これらの設計では、図 4 の光源と検出器システム 4 0 0 を使用してブロードバンド照明 (" 白色光 ") を組織まで配送するために単一照明光ファイバー 4 0 2 が使われる。照明光ファイバー 4 0 2 は、蛍光分光法用の適当な波長の励起照明 4 0 4 用光ファイバーのリングにより囲まれ、図 4 及び 5 A - B に示す様に、散乱光 4 0 6 , 4 0 7 を収集し、放射光 4 0 8 を収集する。中央照明光ファイバー 4 0 2 は典型的に直径 1 0 0 μ m であり、該収集光ファイバー 4 0 6 - 4 0 8 は典型的に直径 5 0 μ m (より大きいクラディング直径を有して) である。該プローブの 2 . 4 mm の全体直径は胃カメラの様な内視鏡の普通の生検チャンネル寸法 (c o m m o n b i o p s y c h a n n e l d i m e n s i o n s) を有するプローブの使用を許容する。単一の、薄膜偏光子 5 0 2 が図 5 A に示す様に該ファイバーの先端 5 0 4 と該プローブ窓 5 0 6 の間に置かれ得る。もう 1 つの実施例では、交差偏波フィルム 5 0 8 , 5 1 0 が図 5 B に示す様に使用され得る。両実施例では、該偏波フィルムは、蛍光分光法用の励起及び放射波長を通すために使用される光ファイバー上でアプレート (a b l a t e d) されるのが好ましい。この様なプローブでは、光ファイバー先端から該中央ファイバーまでの半径方向距離は典型的に 0 . 3 5 mm である。該偏光子と光学的遮蔽の窓との組み合わせ厚さにより設定される、該光ファイバーの先端から組織までの距離は典型的に 5 mm であり、収集された後方散乱光用の 4 度の現在好ましい中央角度に帰着する。この角度は種々の実施例では適切に約 2 度から約 6 度の範囲内にあり得る。

10

20

【 0 0 4 7 】

該ファイバーの " 照明された " 範囲の重なり合い (o v e r l a p) は図 5 A 及び 5 B で示す様に、光ファイバーのリングを 4 度に角度付け (a n g l i n g) することにより得られ得る。図 5 A 及び 5 B に示す 1 実施例では、光ファイバーの該リングは黒いエポキシ内にポット (p o t t e d) される。もう 1 つの実施例では、該中央光ファイバーが、該プローブ先端の主ボディ (m a i n b o d y) 内のテーパ付き表面又は孔に対し該ファイバーのリングを加圧する比較的柔らかいプラスチックプラグにより囲まれることが出来る。この組立体は次いでこの主ボディの下面から僅かに延びるファイバーと共にエポキシされる (e p o x i e d) 。一旦該エポキシが硬化すると、該プローブの主ボディとそのファイバーはポリッシュ用ジグ (p o l i s h i n g j i g) 内に置かれ、該ファイバーの全て (及び該主ボディ自身の先端) は 1 つの平面へ戻るようポリッシュされる。 1 実施例では、プラスチック薄膜偏光子が別にカットされ、溶融石英ロッド (光学的遮蔽と窓を形成する) と一緒に該主ボディに嵌合された薄い金属スリーブ内へエポキシされた。該ファイバー先端は該プローブの中央軸線に近いのでこの偏光子の外縁上の仕上げ (f i n i s h) は重要でない。尺度合わせされたプロトタイプのプローブで使用される商業的プラスチック偏光子のエッジを、困難無しにそしてその距離を越える偏波の有効性に影響せず、約 5 0 マイクロメートルの水準 (f i g u r e) までポリッシュすることが可能なことを見出した。該窓先端とスリーブは次いで 1 0 と 2 0 度の間の角度、好ましくは約 1 5 度まで戻るよう研磨され、そして一緒にポリッシュされる。非シーケンシャルレイトラサー (n o n - s e q u e n t i a l r a y t r a c e r) 、ゼマックス (Z e m a x) 、を用いた設計研究は、 1 5 度が該窓先端でのガラス / 水非連続性からのフレネル反射 (F r e s n e l r e f l e c t i o n s) (例え非常に多数の内部反射後でも) を、光線を該収集ファイバーの受け入れ角度内に戻るよう向けることから防止するのに十分な角度であることを示した。該プローブが生検チャンネルを通るよう押してそれを該組織に対し位置付けるのに要する構造的堅さを提供するため、医療級のプラスチックの熱収縮チューブ (h e a t s h r i n k t u b e o f m e d i c a l g r a d e) が該ファイバーを保護し、該主プローブボディの外側上の環状の峰のシリーズを把持する。同

30

40

50

様な熱収縮配管は蛍光プローブで使用された。

【0048】

図6は本発明のエルエスエスシステム用に好適な単一偏光子光学プローブ602の1実施例のより詳細な略図的図解である。1つの"白色光"照明光ファイバー604が軸方向孔608を有するテーパ付きプラグ又はリテーナー606により該プローブ軸線上に保持される。該リテーナーはエポキシ、プラスチック、又はポリマー材料とすることが出来る。このファイバーからの光は薄膜偏光子610を通過するが、該偏光子は別の光学部品とするか又は該プローブ窓612の端部上に直接積層され得る。該窓612は、該照明用光ファイバーの開口数により決定される光の広がり(light spread)が該プローブ窓の先端の大部分をカバーするに十分な長さである。該プローブの遠位のセクター602はステンレス鋼円筒640により囲まれ、該円筒は又周囲光から該窓を遮蔽するよう作用する。より大きいプローブ窓は望ましくなく、それはそれが必要なより多くの背景光を該プローブ先端内に収集し、背景光が収集光ファイバー614内に散乱される尤度(likelihood)を増すからである。該収集光ファイバー614はプローブ先端ボディ内のテーパ付きボア(tapered bore)616により、照明ファイバー604を担う内部リテーナー606のテーパとマッチする適当な収集角度で保持される。かくして該光ファイバーリテーナーモジュール618は内部ファイバーサポート又はリテーナー606と外部ファイバーサポート616又は該プローブ先端ボディのテーパ付きボアとを含む。

10

【0049】

この実施例で示される光ファイバー614は照明光ファイバー604より直径が小さく、それは後方散乱光スペクトルのより深い変調に帰着する。これはより細い光ファイバーが後方散乱光が収集される角度を制限し、後方散乱角度と共に変化する該スペクトル振動の平均化(averaging of the spectral oscillations)を減じるからである。該プローブが組み立てられた後、入力偏波の面内の後方散乱光を収集する光ファイバーは偏波の入力面外の光を収集する光ファイバーから分離され得る。

20

【0050】

図7は本発明によりスペクトルデータを解析する過程の好ましい実施例のフローチャート700である。一般に、該解析過程は測定された反射スペクトル、 $R(\lambda)$ に最も良く適合する粒子寸法コンセンレーション、 c_k のセットを決める。該最良適合は、各波長での偏差をその波長での測定での見積もり誤差で割ったものの平方の和を最小化する適合と規定される{カイ二乗}。もし必要なら該適合は異なる屈折率比(refractive index ratios)、 m 、について繰り返され得る。望まれる係数用の解は、特異点とコンピュータ丸め誤差とに伴う問題を有効に避けるために公知の特異値分解法(singular value decomposition method)で達成される。又、典型的に、この種の解析は2, 3ミリ秒で行うことが出来る。

30

【0051】

図7のフローチャートは、1実施例で上皮細胞核の寸法の分布により示される、組織状態の分類に含まれる過程を示す。該過程はフットスイッチ又は他のトリガーで臨床医により始動される。該システムは初期には蛍光スペクトルを取得するために用意済み状態に保持され、適当なフィルターが置かれるか又はシャッターがトリガリング用に選択されている702。一旦始動されると704、該システムは第1蛍光スペクトルを取る706。次いで該フィルターとシャッターは"白色光"励起用に選択され708、偏光反射スペクトルが取得される710。該フィルターは次の蛍光取得用の位置内に動かされ711(詳細な設計に依り)、一方反射スペクトルが取得される710。次いで最後の蛍光スペクトルが取得される712。エルエスエス解析用に後方散乱スペクトルを得る714ために該2つの反射スペクトルの差が取られ713、そして固有蛍光スペクトル(intrinsic fluorescence spectra){アイエフエス(IFS)}解析用に非偏波拡散スペクトルを得る716ため加算される。該エルエスエス解析は、使用される

40

50

特定プローブ設計用に予測されたスペクトルの予備計算された表内の最も近い整合への最小2乗適合として進む718。該表のパラメーターはピークの核寸法、核寸法分布幅及び核屈折率を含む。該アイエフエス解析は固有蛍光分布（本質的にはエフ/アールすなわち蛍光をリフレクタンスで割った値）720と前に得られた臨床スペクトルと比較用のその特性パラメーターを計算する。各場合のそれらの予測信頼性を含む該2つの方法721, 722の荷重結果723は臨床医へのディスプレイ724, 726, 728用の最後の結果を提供する。

【0052】

ここに説明したプログラム、過程、方法そしてシステムは、他に指示されない場合は、コンピュータ又はネットワークシステム（ハードウェア又はソフトウェア）の何等かの特定の種類に関係せず、それに限定もされないことは理解されるべきである。種々の種類の汎用又は特殊コンピュータシステムがここに説明された開示と共に使用されてもよく、該開示の動作を実行してもよい。

10

【0053】

透明球からの光散乱の精確な理論は1906年にグスタフミー（Gustav Mie）により開発され、従って該過程はミー散乱（Mie scattering）として知られて来た。該理論の近代の説明はバンデフルスト（van de Hulst）による刊行物で見出し得る。正常な細胞核は、水のそれ（1.33）に近い屈折率を有する媒体内の5から7 μ mの直径と約1.42の屈折率とを有する球としてモデル化出来る。形成異常の核は10 μ m以上の直径を有する球としてモデル化出来る。

20

【0054】

該エルエスエススペクトルは、内視鏡の生検チャンネルを通過し測定されるべき組織に対し加圧される光ファイバースプローブで収集される。典型的プローブ800の先端は図8で簡単化された形で略図式に示される。中央の、照明光ファイバー802は該組織805へ“白色光”を配送し、別の収集光ファイバー806は後方散乱光810を比較的狭い角度範囲内に返す。特定の波長でこれらの光ファイバーにより収集された光の量はその波長についてのミー散乱パターンに依る。散乱させる粒子の寸法は該返された光のスペクトルを解析することにより決定され得る。実際には、該プローブ先端上の光学的遮蔽内の窓が該組織から固定された距離に該光ファイバーを保持するので該散乱させる形状は一定に保たれる。該窓の平面は該プローブの長い軸線に直角にすることも出来るが、或いは該収集ファイバー内への鏡面反射性の反射を減じるために、4度の様なもう1つの角度にチルト（tilted）されることも可能である。例えば、図2A、3, 5A及び5B参照。

30

【0055】

上記で論じた様に、特定の光学プローブ用の受け入れ角度の範囲は、照明光ファイバーの直径、収集光ファイバーの直径、該ファイバー間の間隔、それらの開口数 $\{ \text{エヌエイ} (NA) = \sin(\text{受け入れ角}/2) \}$ そして該光ファイバーの遠位の端部から該光学的遮蔽内の窓までの該プローブ先端の長さに依る。エルエスエスプローブにより検出された後方散乱された光のスペクトルはかくして極めて複雑な条件のプロダクト（product）であり得る。

【0056】

図9は、入射光の波長より遙かに小さく（図9A）そして入射光の波長より遙かに大きい（1 μ m直径粒子については図9B、10 μ m直径粒子については図9C）、細胞核の様な、粒子901から如何に光が散乱するかを図解するために、散乱された強度分布900の精確なミー計算の典型的な結果を略図式に示す。直接後方散乱方向（170度から180度）に近い強いピークは該エルエスエス光学プローブにより収集され、該散乱させる粒子の直径を決めるために解析される。これらのピークは波長の変化と共に角度が急速にシフトする。

40

【0057】

図10A-Dは非偏波エルエスエスプローブを用いたエムアイターバイオメディカル研究センター（MIT Biomedical Research Center）に於け

50

る研究グループにより取られた測定結果を抄録する。非特許文献 1 , 2 及び 3 参照。

【 0 0 5 8 】

体外で培養された細胞と体内のバレット食道 { ビーイー (B E) } 組織とについてデータが図 1 0 A - E に示される。図 1 0 A と 1 0 B はそれぞれ正常 1 0 0 1 と T 8 4 腫瘍細胞サンプル 1 0 0 2 からの正規化された反射率

【 0 0 5 9 】

【 数 1 】

$$R(\lambda) / \overline{R}(\lambda)$$

10

【 0 0 6 0 】

を示す。差異のあるスペクトルの特徴が明らかである。培養された細胞のスペクトルでは、400 - 450 nm の近くの正常細胞スペクトル (図 1 0 A) で見られるブロードなピークが、図 1 0 C の解析グラフ 1 0 0 3 で示される様に、正常細胞の 6 - 7 μ m 直径核について非偏波光学プローブからの波長振動のスケールサイズ (s c a l e s i z e) を示している。

【 0 0 6 1 】

核寸法分布についての情報を得るために、例えば、その全体が引用によりここに組み入れられる特許文献 7 に説明される様に、該反射データが変換された。図 1 0 C の実線の曲線は図 1 0 A 及び 1 0 B のスペクトルから抽出された正常な 1 0 3 0 と T 8 4 細胞単一層 (c e l l m o n o l a y e r) 1 0 3 2 サンプルの最終の適合された核寸法分布を示す。n = 1 . 0 6 の核 - 細胞質相対屈折率と n c = 1 . 3 6 の細胞質屈折率が使用された。図 1 0 C の破線の曲線は正常な 1 0 3 3 と T 8 4 細胞単一層 1 0 6 2 サンプルの、光学顕微鏡法を介して外形計測的に (m o r p h o m e t r i c a l l y) 測定された、対応する寸法分布を示す。該抽出された及び測定された分布は正常及び T 8 4 細胞サンプルについてよく一致している。図 1 0 D は、(1) 正常 (非形成異常の) 1 0 4 2 と (2) 前癌性 (すなわち、低程度の形成異常の) 1 0 4 4 と、を示すために、標準の病理学的解析により独立的に共に診断された、2つのバレット食道組織サイトからの、

20

【 0 0 6 2 】

【 数 2 】

$$R(\lambda) / \overline{R}(\lambda)$$

30

【 0 0 6 3 】

を計算することにより拡散背景構造を除去した後の、反射スペクトル 1 0 0 4 を示す。

【 0 0 6 4 】

【 数 3 】

$$R(\lambda) / \overline{R}(\lambda)$$

40

【 0 0 6 5 】

を計算することによりこの拡散背景構造を除いた後、周期的な精細な構造が図 1 0 D で見られる。形成異常組織サイトからの精細な構造は正常なサイトからのそれより高い周波数含有量 (h i g h e r f r e q u e n c y c o n t e n t) を示す。抽出されたそれぞれの核寸法分布が図 1 0 E に示されている。該正常な 1 0 5 0 と形成異常組織 1 0 5 5 の両サイトについての分布間の差は明らかである。形成異常サイト 1 0 5 5 からの核の分布は正常なサイト 1 0 5 0 からの分布のそれより遙かにブロードで、ピーク直径は ~ 7 μ m から約 ~ 1 0 μ m へシフトされている。加えて、大きい核 (> 1 0 μ m) の相対数と核の合計数が可成り増加している。

【 0 0 6 6 】

50

スペクトルから導出された粒子寸法分布はビーイー (B E) 組織内の形成異常細胞の核がそれらの核寸法と密度で測定可能な差を示すことを示している。これらの寸法分布を同じサイトから取られた生検サンプルについての病理学からの結果と比較することにより、該核寸法分布解析から該生検の結果を予測する過程のシーケンスが開発された。

【0067】

図11を参照すると、細胞の数対10 μm より大きい核のパーセンテージのプロット1100が示される。核の30%より多くが拡大される(“拡大される”で10ミクロン以上の測定された核直径を有するとして規定される)なら形成異常の割り当てが行われ、図11で破線の分割線1102により表された。スペクトル式診断が、ブラインド方式 (i n a b l i n d f a s h i o n) で4人のエキスパート病理学者により独立に決定された組織構造を使って平均診断と比較された。49人の患者からの874の食道サイトが組織構造により検査された。4サイトは高程度の形成異常を有し (H G D) 1104 (充実3角形で示す)、8サイトは低程度の形成異常を有し (L G D) 1106 (充実4角形で示す)、12サイトは形成異常については非決定的 (i n d e f i n i t e) であり (I N D) 1108 (空の4角形で示す)、そして残りのサイトは形成異常でないバレット食道 (B a r r e t t ' s) であった (N D B) 1110 (空の円で示す)。該HGD、LGDそしてINDの全てと52のNDBのランダムな選択から成る部分集合が分光法の組織構造法との比較用に使われた。エルエスエスはそれぞれカテゴリーNDB、IND、LGD及びHGDの上皮について核の進んで増加する数を検出した。全76のサンプルの診断が図11で示される。低及び高程度形成異常を検出するためのエルエスエスの感度と特定性 (s p e c i f i c i t y) はそれぞれ92%と91%であった。全ての高程度形成異常サイトと8つの低程度形成異常サイトの7つが正しく診断された。核の数及び密度と大きい核のパーセンテージとの両者を組み入れる多変量モデル (m u l t i v a r i a t e m o d e l) の使用は感度と特定性をそれぞれ92%と97%まで更に改善した。更に、エルエスエスと該4人の病理学者の間の観察者間の一致は76%で、何れか1人の病理学者の診断を他の3人と比較した場合 (平均65%) に得られたそれより良かった。病理学者間のこの大きな変動は参考文献と一貫しておりこの病気の診断の難しさを説明している。

【0068】

このようなスペクトルデータを解析することの実用的難しさは上皮層の下組織を通しての拡散的散乱による背景光を除くニーズである。典型的にこの光は全信号の約95%を賄っている。該背景光は、大きな角度に於いてより効率的に光を散乱させる、細胞内小器官 (i n t r a c e l l u l a r o r g a n e l l e) の様な、特により小さい構造体からの、多数光子散乱イベント (m u l t i p l e p h o t o n s c a t t e r i n g e v e n t s) に依る。有効な散乱長さは、波長により0.1から1 μm に及ぶので、散乱された光の可成りの部分は該プローブの受け入れ角度内に再度入る。この拡散散乱も又、下にある組織内の吸収過程により、特にヘモグロビンにより、スペクトルの特徴を取り上げる。図10A-Eに示すデータについて、組織輸送 (t i s s u e t r a n s p o r t) 及び吸収の表現への時間の掛かる該データの適合により背景引き算がオフラインで行われた。このデータ用に要した適合時間は1点当たり多数分であって、それを実時間測定として非実用的にした。

【0069】

光がその入り口点から組織を通して拡散し去る時、それはその通路に沿い組織成分の寸法分布に関する情報を取り上げる。エルエスエスプローブ1200は図12Aで略図式に示す様に背景スペクトルの中でこの情報の幾らかを取り上げる。システムは、組織の散乱特性用のプローブとして、該配送ファイバーからの種々の距離で混濁媒体を出る光の偏光及びスペクトル特性を利用した。この技術用の基本的プローブは図12Bで略図式に示す様な形状1202を有する。図12Bに図解されるプローブがエルエスエスプローブ用に要した様に細胞核からの直接後方散乱を測定出来ないことを注意する必要がある。同様に、非常に薄い窓を有する図12Bで図解されたプローブは効率よく直接後方散乱を測定す

ることは出来ない。

【0070】

好ましい実施例では、本発明は後方散乱された光の角度分布と偏波を測定するための光散乱分光システムを提供する。この様なシステムの特性は仮想組織 (tissue phantoms) を用いて研究された。この器具では、図1で略図式に図解されたそれと実質的に同様な光源と検出器システムとを用いて、キセノンアークランプからの白色光がフィルターされ (10 nm バンドパス)、偏波され、空間的にフィルターされ (< 0.25 度発散)、そして既知の入射光源を提供するようコリメートされる。非偏波ビームスプリッターが入射光を該仮想組織の方へ導き、散乱された光用の戻り通路を提供する。レンズシステムが該後方散乱された光を、名目上光軸線上に中心合わせされたシーシーデー検出器上に焦点合わせする。この様なレンズシステムはそれら全体がここに引用により組み入れられた、刊行された、特許文献9に対応する特許文献8と、特許文献11に対応する特許文献10と、に詳細に説明される。

【0071】

後方散乱された光の角度は画像の光軸線から或るオフセットに変換される。後方散乱された光の通路内の偏光子は入射照明の偏波に直角の偏波を有する光か、それに平行な偏波を有する光か、何れかを観察するために回転され得る。かくして単一偏光子プローブは、背景拡散散乱信号を自動的に除去する利点にプラスして細胞核の直径が決定され得る振動の周波数を増加させる利点を有する。

【0072】

これらの実験で、図13で略図式に線図化されたシーシーデー検出器配列1300を横切るファイバー先端 (受光ファイバーの出力端部) の配列の画像を分散させるプリズムスペクトロメーターを用いて個別スペクトルが同時に得られる。該スペクトロメーターの絶対的校正は特に重要でないが、スペクトル間の相対誤差は良好な差信号を得るために最小化されねばならない。相対的波長校正誤差と組み合わせられたコモンモードスペクトル (該ヘモグロビン吸収の様な) 内の急峻な傾斜は該差スペクトル内のオフセットに帰着する。この種の誤差は普通該スペクトロメーターの画像形成光学機器内の場の歪みから生じる。この様な誤差が、該スペクトロメーター内に深く変調された光スペクトルを導入し、該スペクトル誤差用の2次元多項式写像関数 (2-D polynomial mapping function for the spectral error) を用いて該差スペクトル (difference spectra) の最終2乗 (resulting squares) を最小化することにより、減じられることが見出された。使用された該変調された光スペクトルは該照明光路内に置かれた多くの、等しく隔てられた (evenly-spaced)、狭帯域フィルター (narrowband filters) の組み合わせスペクトルであった。ファイバーの垂直配列を該プリズムを通して、該シーシーデーアレイ上に、画像形成することにより、スペクトルの全部が同時に得られ得る。該シーシーデーチップ上に該スペクトルのチャンネルをピンすること (Binning) により該7つのスペクトルを含む 7×255 画像が返される。

【0073】

図14に示す様に、仮想組織は、 $4.562 + / - 0.209 \mu\text{m}$ 、 $9.14 + / - 0.709 \mu\text{m}$ 、 $14.9 + / - 2.21 \mu\text{m}$ そして $21.4 + / - 3.21 \mu\text{m}$ 、として指定された直径を有するポリサイエンス社 (Polysciences, Inc.) からのポリスチレンビーズ1400で作られる。これらは下記本文ではそれぞれ名目直径5, 10, 15 及び $20 \mu\text{m}$ として参照される。ポリスチレンビーズは1.60の屈折率、 n を有する。これは細胞核より幾分高いが、散乱は、一般に散乱変数 (scattering variable)、 m と称される n_{sphere} 対 n_{medium} の比に主として左右される。生物学的組織の m の値は1.03から1.10の範囲内にある。画像形成実験の幾つかは該媒体として水 ($n_{\text{water}} = 1.33$) で行われ、 $m = 1.203$ を生じた。組織のより良いシミュレーション用に、カーギルタイプエフエフ (Cargille Type FF) { ニュージャージー州、シダーグローブ、カーギルラボラトリー (Cargill 50

e Laboratories, Cedar Grove NJ) } の、1.48 の屈折率を有する低 - 蛍光液浸オイル (low - fluorescence immersion oil) ($m = 1.081$) 又は $m = 1.06$ を生じるよう 1.507 の屈折率を有するエポテックタイプ 310 (Epotex Type 310) 光学的エポキシ (optical epoxy)、を使用した研究も行われた。

【0074】

角度分布測定 の例が図 15 に示される。上部パネル 1502, 1504, 1506 は波長 594 - 604 nm の偏光と 5, 10 及び 15 μm の名目直径のビーズとについて得られた結果を示す。交差した 1508、及び整合した 1510、アナライザー (analyzer) を用いて得られた画像の位相関係が注目される。下部パネル 1520, 1522 は 15 μm ビーズと、波長 444 - 454 nm、1522, 594 - 604 nm、1520 の非偏波光を用いて得られた後方散乱パターンを示す。対応するミー (Mie) 後方散乱計算の結果のプロット 1524 が比較用に重ねて置かれている。

10

【0075】

非偏波プローブ用に計算されたスペクトルの例が、屈折率 1.33 の水媒体中で 1.42 の屈折率を有する、5 μm 直径、1604、及び 10 μm 直径、1602、細胞核の両者について図 16 に示される。非偏波光プローブは 100 μm 直径の送信光ファイバーと 5 mm の厚さの光学窓の後ろに 350 μm 離し隔てられた 50 μm の受光光ファイバーを有する。該解析方法はフーリエ解析を用いて大スケール発振構造の周波数を決定し、これらの周波数とそれらの振幅から該散乱させる粒子 (該核) の寸法と密度を恢復させる。これらの予測された後方散乱スペクトルは、10 nm より小さい幅を有する精細構造、約 50 nm の幅を有する中間構造そして完全な可視波長範囲のスケールの大スケール構造を有する。

20

【0076】

図 17 は 5 μm 直径、1702, 及び 10 μm 直径、1704, 細胞核の両者について単一偏光子光学プローブ設計からの予測差スペクトルを示す。低周波情報が除去されたこと、スペクトル振動内の中間周波及び高周波が非偏波プローブの場合に比較して高められたことが注目される。ポリスチレンビーズとプロトタイプの偏波プローブを用いて取られた実験データはこれらの予測されたスペクトルが実験的に得られ、良く一致することを確認した。後方散乱スペクトルの中間周波は散乱させる粒子直径を増加させると共に明らかに増加する。真の組織での細胞核は或る範囲の直径を示すので、それらの反射スペクトルは簡単な振動によっては表されず、むしろこの様なスペクトルの線形組み合わせは粒子寸法分布に左右される。

30

【0077】

測定で使用された偏光プローブは、内視鏡で使用されるプローブ用に実用的な名目 2.4 mm 直径から 4 倍スケールアップされた (scaled up by a factor of 4)。プローブの光学特性はそれが返す後方散乱スペクトルの意味ではスケールで不変である。このプローブは、比較的小さい範囲の後方散乱光収集角度で得られたスペクトルを測定するため使用された。この特定の 4 倍スケールされたプローブで使用された照明光ファイバーは直径 400 μm であり、直径 200 μm の収集光ファイバーを伴う。その結果は 100 μm 直径照明光ファイバーと 50 μm 直径収集光ファイバーを有するこのプローブで得られるべきそれらを表す。しかしながら、組織内の深くからの拡散散乱された光の収集はその組織内での特性的散乱距離に左右され、かくしてスケールで不変ではない。直接後方散乱と拡散散乱の間の比較は 1 倍プローブでのみ適切に行われる。

40

【0078】

4 倍スケールの単一偏光子光学プローブを用いて得られた 7 つのスペクトルが詳細に解析された。該スペクトルの 3 つは 4 度の後方散乱角度用であり、4 つは 8 度の角度用である。単一偏光子が、該照明ファイバー、4 度の収集ファイバーの 3 つ及び 8 度の収集ファイバーの 3 つをカバーした。該第 1 偏光子に対し 90 度に配向された、第 2 偏光子が該 8 度の後方散乱角度で該第 4 ファイバーをカバーした。該単一偏光子の下 4 及び 8 度の収

50

集ファイバーは、それらの表されるスペクトルが該偏光子軸線 (s) に直角に、その軸線 (p) に平行にそしてその軸線に対し 45 度に、散乱された光を返すよう、位置付けられた。

【 0079 】

8 度の角度内に返されたスペクトルは 4 度のスペクトルより弱く、異なる振動を示し、全て該プローブについて予測された様であった。

【 0080 】

期待される様に、交差偏光子光学プローブは該照明された表面により非偏波された光用のスペクトルを返した。白色スペクトラロン (white Spectralon) 及び手の組織の様な、或る表面は光を可成り良く非偏波化する。これらの表面は半透明で、該表面内に透過された光はその表面から出現する前に多くの面外反射 (out - of - plane reflections) を受ける。部分的に吸収するスペクトラロン及びビーズの水中の懸濁液の様な、他の材料はその光を完全には非偏波化しない。これらの表面から反射される光はより少ない内部散乱イベントを受けて、該照明光の平面内で支配的に偏波される。背景引き算用に交差偏波された光信号の使用は下にある組織がその光を良く非偏波しないならば適当に働かないことは注意すべきである。背景差し引き用の単一偏光子の設計はこの制限をこうむらない。

【 0081 】

図 18 のスペクトル 1800 は光学的エポキシ内の $9.14 \pm 0.709 \mu\text{m}$ ポリスチレンビーズの懸濁液から取得した後方散乱スペクトルを示す。ビーズの屈折率のエポキシ屈折率に対する比は 1.06 なので該散乱スペクトルは上皮組織内の $9 \mu\text{m}$ 細胞核のそれと同様である。注意すべき特徴は入力偏波面に直角に散乱された光 (s)、1802, のスペクトル内の中間周波数振動 (mid - frequency oscillations) が偏波面に平行に散乱された光 (p)、1804、のスペクトル内の該振動と位相外れしていることである。最も低いスペクトル周波数は該 s 及び p 信号の両者に共通のスペクトル内の傾斜を形成する。45 度で散乱された光、1806, は中間周波数振動を有さず、かくして非偏波スペクトル 1808 と同様である。又後方散乱された光は、期待された様に、そして該交差偏光子スペクトルでの低い信号により示される様に、強く偏波される。該 s スペクトルから該 p スペクトルを引き算することはゆっくり変化する背景と何等かの非偏波戻り光を除去する。該交差偏光子を通る信号は非常に低い、それは拡散後方散乱をシミュレートする追加層が該ビーズの下に無いからである。

【 0082 】

該 s 及び p の偏波されたスペクトル内の中間周波数リップルが位相外れしていることが気付かれる。又モデル化されたデータ内にある、高周波リップルが該スペクトロメーターの低解像度のために消されることも注目される。s 信号から p 信号を引くことにより、1900、図 19 に示す様に、低周波数及び拡散後方散乱成分が除去出来る。2つのファイバーの収集効率の小さな差は該スペクトルの 1 つにスケール係数 (scaling factor) を適用することにより取り除ける小さな直流成分に帰着する。

【 0083 】

図 20 の上部グラフは、少量のヘモグロビンが付加された水中に懸濁された非常に精細な硫酸バリウム (barium sulfate) 粒子の部分層の上のポリスチレンビーズ層からのスペクトル 2010 を示し、s 偏波スペクトル 2012 と p 偏波スペクトル 2014 の両者を含む。図 20 の下部グラフは s - p 引き算後の最終スペクトル 2020 を示す。ヘモグロビン { ヘモグロビン - A0、鉄含有、シグマ (SIGMA) } は臨床組織スペクトル 2016 で観察される、415, 540 及び 570 nm での該スペクトルの落ち込み (dips) を作る。この背景光は該照明と同じ平面内で概ね偏波されるが、s - p 差し引き法はなおそれを除去する。

【 0084 】

図 21 は、 $4.562 \mu\text{m}$ の単一ビーズ直径 { 単一分散分布 (monodisperse distribution) } を仮定した期待されるミ-後方散乱の理論モデル 21

10

20

30

40

50

0.4と比較した、エポテック310エポキシ中の4.5 μm ポリスチレンビーズの懸濁液、そこでは $m = 1.06$ であるが、についての、差スペクトル2100を示す。予測された中間及び高周波振動の位相及び振幅の両者がが実験と整合する点で適合は良好である。特定のプローブ設計について、或る範囲の直径上に分布したスペクトルの基本セットを適合させるために、線形の、シーエイチアイ2乗最小化プログラム(linear, chi-square minimization program)が書かれた。該プログラムは繰り返し式でなく、かくして非常に速いが、それはそれがスペクトルを記憶した直径又は直径分布のみを適合させることが出来る。しかしながら、臨床的エルエスエス器具用の実用的解析法は直径の分布を返すことが出来る必要がある。

【0085】

10

臨床的器具用のより良い解析法はフーリエ変換技術を用いて該スペクトルから振動の周波数を抽出することである。例えば、10 μm 粒子用の予測スペクトルのパワースペクトル2202が図22に示されている。中間及び高周波のピークが容易に定量化される。図23は図19に示す実験のポリスチレンビーズデータの高速フーリエ変換{エフエフター(FFT)}を示す。この場合高周波振動は該スペクトロメーターの解像度の上にあるので、それらは該パワースペクトル内に現れない。

【0086】

図22に示す計算されたスペクトルは便宜上1/ μm の単位を有する逆波長空間(inverse wavelength space)内にプロットされている。回折(そしてかくしてミー散乱)は一般に、回折されつつある光の波長で割った多数の特性長さ(characteristic length)を含む項で説明される。スペクトル振動ピークは1/ に対しプロットされた時等間隔になる。1/ 空間内で等間隔に隔てられたピークを有する振動のフーリエ変換は、 μm の単位を有する1/(1/)空間で、特性長さ、 L 、でのデルタ関数(delta function)である。該フーリエ変換での該ピークは特定のプローブについて該ミー後方散乱を予測するため使用されたプログラムから決定出来るスケーリング係数でスケールされた粒子寸法(μm)に対応する。該エフエフターピークは図23の2300に示す様に関心のある範囲上で粒子直径の線形関数である位置で狭い。該エフエフターはかくして直接に寸法分布を返し得る。

20

【0087】

図24は線形スケーリング定数への予測されるスペクトル適合用のフーリエ変換ピーク位置を示すグラフ2400である。図24の水平破線2402, 2404は $9.14 + / - 0.71 \mu\text{m}$ 及び $4.56 + / - 0.21 \mu\text{m}$ ビーズで取られた実験データについて該エフエフターピークのそれぞれの位置である。該エフエフター解析からの予測直径、水平破線2412, 2414、は製造者により指定されたこれらのビーズ用の寸法分布内に良く入っている。

30

【0088】

図10Cの正常結腸細胞1033とT84腫瘍結腸細胞1036の核直径分布1030の比較で見られる様に、形成異常又は腫瘍細胞の核は平均直径のみならず分布幅(distribution breadth)(これらの研究ではシグマと表される)でも異なることが予測される。単一偏波光学プローブが、核直径のよりブロードな分布用に有用な非偏波光学プローブのそれら以上の改善となる特性を有することが見出された。図25A-Bは、9.1 μm 直径の中心と、シグマ=0.2とを有する狭分布用の、単一偏波光学プローブ2502, 2512と非偏波光学プローブ2504, 2514について表現を比較しており、該システムは100 μm 直径の中央照明ファイバーと、4°でチルトされ、5mmの直径の窓を有し、350 μm で隔てられた、500 μm 直径の収集ファイバーを備え、プローブ用の1.4シグマのクリップを備えている。該スペクトルは逆波長空間(図25A)で2502, 2504として、又エフエフター(図25B)で2512, 2514としてプロットされる。該単一偏波光学プローブの高周波振動と改良された信号対雑音特性が上記で説明された様に見られた。

40

【0089】

50

図 26 はシグマ = 0.2 を有する同じ狭分布用単一偏波光学プローブ用の表現、2602, 2612、と、逆波長空間内にプロットされたシグマ = 1.0 を有する 5 倍のよりブロードな分布 2602, 2604 (図 26A) と、エフエフテ 2612, 2614 (図 26B) を比較する。よりブロードな分布について高周波振動は減じられるが、該単一偏波光学プローブの改良された信号対雑音特性は平均核直径を識別する能力が寸法分布の幅の 5 倍の増加によっても危うくされない結論に導く。

【0090】

図 27 を参照すると、本発明の光散乱分光システムと光学プローブの両者用の光源及び検出器システムのもう 1 つの実施例が略図式に示される 2701。該画像形成システム (光源及び光収集ファイバー) は大きい面積の展望 (survey) を提供し、該スペクトロメーターシステムは或る点での詳細なスペクトル測定を提供する。該スペクトロメーターは組織上の小面積からのより詳細なスペクトルとかくして形成異常の確率のより精密な見積もりを得ることを実現する。

10

【0091】

1 実施例では、光は 2 つのレーザー源 2706, 2709、そして例えば、キセノン (Xe) ランプ、又はブロードバンド照明用に最適化された水銀 (Hg) ランプの様な照明ランプ 2712 により提供される。好ましくは、該第 1 レーザー源 2706 は、例えば、380 nm から 420 nm の範囲の、より好ましくは約 405 nm の、波長で動作する窒化ガリウム (gallium nitride) レーザーダイオードの様な、ユービー/バイオレット光 (UV/violet light) を提供する固体レーザーを含むのがよい。好ましくは、第 2 レーザー源は、例えば、アルミニウムガリウムインジウムリン (AlGaInP) レーザーダイオードの様な、630 nm から 670 nm の範囲の、より好ましくは約 650 nm の、波長で動作するダイオードレーザーの様な、赤で動作するソリッドステイト (solid state) を含むのがよい。

20

【0092】

もう 1 つの実施例では、該光源は該赤 (例えば、約 630 - 670 nm から) で動作するレーザーダイオード、該緑 (例えば、約 500 - 550 nm から) で動作するレーザーダイオードそして該バイオレットで動作するレーザーダイオード (例えば、約 380 - 460 nm から) を含む。1 つのバージョン (version) では、該赤、緑そしてバイオレットレーザーダイオードは照明光源として役立つ "白色光" と励起光と両者を提供するように操作される。例えば、各該 3 つのレーザーダイオードから組織に到着する光の強度とバンド幅を制御することにより修正ブロードバンド照明 ("白色光") が提供され得る。励起光は、1 つ以上の励起波長を提供するように、例えば、該バイオレットレーザーダイオードにより、該赤のレーザーダイオード [例えば、リン酸カリウム-酸化チタン (KTiOPO₄) {ケーテーピー (KTP)} 結晶を用いて] からの光を周波数 2 倍化することにより、又は両者により提供され得る。

30

【0093】

画像形成し、アイエフエス (IFS) を得るために、2 つのレーザー 2706, 2709 からのビーム 2724, 2739 がダイクロイックミラーで 1 つのビーム 2713 内に組み合わせられ、レンズ (又はレンズのシステム) 2730 によりコリメートされる。シャッターホイール 2733 (該回転位置を示す) 上のシャッターミラー 2733 とレンズ 2730 が該組み合わせられたビーム 2713 を内視鏡 2716 の照明束 2715 の端部上に焦点合わせする。該照明束 2713 は該内視鏡 2716 の遠位の先端で 2 つの束 2736、2742 に分岐し組織 2738 を照明する。該照明の結果として該組織 2769 からの光は内視鏡 2716 の遠位の先端のカラーシーシーデーチップ (color CCD chip) 2775 で検出される。該カラーシーシーデーチップ 2775 は励起光を阻止するために阻止用フィルター 2772 でカバーされている (例えば、第 1 レーザーからの光を阻止する 405 nm ロングパスフィルターは 405 nm で動作するレーザーダイオードを有する)。該シーシーデーチップの青に敏感な素子は組織蛍光 (tissue fluorescence) を記録し、該シーシーデーチップの赤の素子は赤の基準スペクトル

40

50

を記録する。代わりに、各カラーでのシーケンシャルな照明を使用して種々の画像がシーケンスで取得され得る。次いで蛍光及び赤の基準スペクトルが、形成異常の領域の決定を容易にするために、例えば、疑似カラー画像 (false-color image) として提示され得るアイエフエス (IFS) スペクトルを作るために組み合わせられる。

【0094】

1つの好ましい実施例では、第1レーザーは405nmで動作するレーザーダイオードを有し、第2レーザーは650nmで動作するレーザーダイオードを有し、そして該照明ランプはキセノンランプを有する。該光源と検出器システム2700はテーエムエス用に下記の様に動作する。テーエムエス用には、該シャッターホイール2733は、(1) レンズ(又はレンズシステム)2751によりコリメートされた該ランプ2712からのブロードバンドの照明("白色光")2745を反射器2754上へ、配送ファイバー2718内へそして組織2738上へ反射させることと、そして(2) 該405nmダイオードレーザー光を反射器2754上へ、配送ファイバー2718内へそして組織2738上へ透過させる、ことを交互に行うよう位置付けられる。該405nm光の透過中、該650nmレーザー光は、例えば、該650nmレーザーをオフに換える及び/又はその光を阻止することにより、停止される。

10

【0095】

該プローブ2716中の収集光ファイバー2760は該組織2738から光2757を該システム2700内のスペクトロメーター2703へ戻すよう運ぶ。蛍光スペクトルを記録するために、該405nmレーザー光が該組織上にある時、ロータリーフィルターホイール2763は励起波長阻止フィルター(ここでは405nmロングパスフィルター)を該収集された光2757の通路内に置き、該光はレンズ(又はレンズのシステム)2766により該スペクトロメーター2703内へコリメートされる。蛍光測定中、ランプ2712からの"白色光"は停止される(例えば、該ランプをオフに切り替えることにより、或いはより好ましくは、該ランプをオフに切り替えることなくその光が阻止されさせる該ランプ2712の前の高速シャッター2748により)。反射スペクトルを記録するために、該"白色光"が該組織上にある時、該ロータリーフィルターホイール2763は収集された光2757の通路(該ロータリー位置が示されている)内に孔(フィルター無し)を置き、該光はレンズ(又はレンズのシステム)2766により該スペクトロメーター2703内へコリメートされる。

20

30

【0096】

図1で図解されたシステムへも適用出来る、もう1つの実施例では、該ブロードバンド照明は、該フィルターホイールが回ると、該画像形成センサー(例えば、シーシーデー)の暗い読み出し期間の間のみ該シャッターが開くように、フィルターホイールに位相ロックされた、該スペクトロメーターへの入り口スリットの前に置かれた、シャッターによりスペクトロメーターへ達することを停止されてもよい。

【0097】

本発明の光散乱分光システム及び光学プローブの両者用の光源及び検出器システムのなもう1つの実施例が、該システムを動作させる1実施例の異なる図を提示する図28A-Dに略図式に示されている。図28A-Dに図解される様に、光源としてランプが使用されるが、しかしながら、レーザー源を含む、どんな適当な光源も使用出来る。

40

【0098】

図28A-Dは図29で図解されるスペクトルのシリーズを作るためのデータの取得の1実施例を示す4つの図のシーケンスである。図28Aの2800は第1励起波長位置のシステムを示す。該蛍光励起光源2847は典型的に水銀ランプであるが、例えば、レーザーの様な、何等かの適当な励起光源であってもよい。更に、該励起光源は2つのレーザー(例えば、レーザーダイオード)を含むことが出来て、そこでは例えば、第1は実質的に該図解された源2847の位置に置かれ、第2は反射器2805(それはダイクロイック反射器であってもよい)の背後に置かれる。

【0099】

50

もう1つの実施例では、該光源は赤（例えば、約630 - 670 nmの）で動作しているレーザーダイオード、緑（例えば、約500 - 550 nmの）で動作しているダイオード、そしてバイオレット（例えば、約380 - 460 nmの）で動作しているレーザーダイオードを有する。

【0100】

1バージョンでは、該赤、緑そしてバイオレットのレーザーダイオードは、照明光源及び励起光として役立つために両“白色光”を提供するよう操作される。例えば、各3つのレーザーダイオードから組織に到着する光の強度及びバンド幅を制御することにより修正ブロードバンド照明（“白色光”）が提供され得る。その時励起光は1つ以上の励起波長を提供するよう、例えば、該バイオレットレーザーダイオードにより、該赤レーザーダイ

10

【0101】

第1励起波長位置の該システムを用いると、該蛍光励起光源からの光はレンズ2848によりコリメートされ、該照明ファイバーへの入力用の特定のバンドの波長を選択するために好ましくは源ホイール2810のバンドパスフィルター2850を通過するのがよい。レンズ2848及び2806の精密な軸方向位置は、白色光及び励起光の両者がレンズ2822により照明ファイバー2824上に最適に焦点合わせされるよう、設定される。簡単な色消し又は溶融石英レンズを用いて、これら2つの条件は焦点合わせする自由度の

20

【0102】

図28Bは“白色光”位置2870の該システムを示す。該“白色光”源2802は典型的にはキセノンアークランプであるが、上記説明の様にどんな適当なブロードバンド照明源であってもよい。ミラー2804の傾斜（tip）とチルト（tilt）が、該アーク自身を動かす必要無しに色消し収集レンズ2806の光軸線へ該アーク位置を調整するため使用される。レンズ2806を出る該コリメートされた“白色光”ビームはホイール2810に取り付けられた回転反射器（例えば、ミラー又はプリズム）2808に到着し、該ホイールシステム2810 - 2816の回転軸線に平行に進む。反射器（例えば、ミラー又はプリズム）2818はそれが回転ミラー2808と平行になるようホイール2810に固定される。この条件は反射器2818を反射されたビームが又該ホイールシステムの回転軸線に平行にも進むことを保証する。該反射器2818から反射したビームの伝播方向は、該ホイールシステムとその取り付けられたミラーが1つの剛体として動く限り該ホイールシステムの位置（回転位置を含む）に対し不変（invariant）である。

30

40

【0103】

次いで“白色光”ビームの方向は焦点合わせレンズ2822の光軸上へ反射プリズム2820により90度曲げられる。該システム2824用照明ファイバーの端部はレンズ2822の焦点にセットされる。該レンズ2822に入る“白色光”はその光軸に平行なので、該光は該照明ファイバーの焦点と端部に到着する。この配置の目的は、該ホイールシステムの位置付けが該システムの実用性能に対し重要にならないように、源2802からの“白色光”が該ホイールシステムの拡張された回転角度上で該照明ファイバーの端部2824に入ることである。

【0104】

該ホイールシステム2810 - 2816が図28Bの位置から図28Cの位置まで90

50

度時計方向に回されると、第2励起波長位置に到着する。図28Cは該第2励起波長位置2880の該システムを示す。レンズ2852は該照明ファイバー2824上にそれが最適にも焦点合わせされるように第2励起波長の焦点を調整する。このレンズは、第1励起波長より比較的長い又は短い第2励起バンド波長用には、凸であっても凹であってもよい。好ましくは、バンドパスフィルター2854は該第2励起バンドの波長を設定するのがよい。

【0105】

該励起波長を提供する水銀アークランプ源2847を用いて、該システムは300nmから420nmの波長で蛍光励起電力を提供出来る。該ランプ電流がパルス化されないなら、340nm, 365nm及び405nmでの突出水銀線 (prominent mercury line) に近い波長が最も有用である。パルス化電流運転では、より高い黒体連続体 (higher black body continuum) は該300から420nm領域の全波長を使用可能にする。種々の中心波長での固体蛍光励起源を用いると、該源は源2847の位置での1つの明るい源を提供するためにダイクロイックミラーと有効に組み合わせられ得る。この場合バンドパスフィルター2850と2854は必要ない。

10

【0106】

該ホイールシステム2810 - 2816が図28Cの位置から図28Dの位置へ90度時計方向に回されると、"光無し (no light)" 位置に到着する。図28Dは該"光無し"位置の該システムを示し、光は照明ファイバー2824の端部に入らない。この場合、該蛍光励起光源2847からの光は反射器2808と2818で反射し、反対側上で該ホイールシステムを出てそこでそれは放出 (dump) される。該"白色光"源2802からの該光は反射器2808から、それが放出される側へ反射される。

20

【0107】

もう1つの実施例では、該ブロードバンド照明は、該フィルターホイールが回ると、該画像形成センサー (例えば、シーシーデー) の暗い読み出し期間の間のみ該シャッターが開くように、フィルターホイールに位相ロックされた、該スペクトロメーターへの入り口スリットの前に置かれた、シャッターによりスペクトロメーターへの到着を停止されてもよい。

【0108】

図28A - Dを参照すると、該光学プローブからの光は収集光ファイバー2826により該システムへ戻される。該光ファイバーのプローブから該収集ファイバー2826の近位の端部はスペクトロメーター2840 - 2844の垂直スリット2838と整合する1本の線内に垂直に配置されるのが好ましい。該収集ファイバー2826の間隔は明確化のために図28A - Dでは誇張されている。該プローブから受けた光はレンズ2828によりコリメートされ、プリズム2830によりフィルターホイール2816を通り、光をレンズ2836上へ向ける反射器2834上へ曲げられるが、該レンズはそれを該スペクトロメーターの入り口スリット2838上へ焦点合わせする。

30

【0109】

該ホイールシステム2810 - 2816が第1励起波長位置にある時 (図28A)、該フィルターホイール2816内のその励起バンドを阻止するフィルター2851は、第1励起波長蛍光スペクトルが該スペクトロメーターにより得られる時励起光が該スペクトロメーターに到着するのを防止するために操向プリズム (steering prism) 2830と該反射器2834の間の光路内に入る。同様に、該ホイールシステム2810 - 2816が第2励起波長位置にある時 (図28C)、該第2励起バンド用阻止フィルター2855は該ホイールシステムの回転により該受光通路内に持ち込まれる。第2励起波長蛍光スペクトルはその時該スペクトロメーターにより得られる。

40

【0110】

励起光阻止フィルターの存在は、蛍光が励起光より典型的に千倍弱いので、重要である。もし組織からの該励起光の反射がそれを該スペクトロメーターへ入れるなら、それらは

50

該シーシーデー画素を飽和させ、それにより該蛍光スペクトルの画像内に欠陥を引き起こす。

【0111】

該ホイールシステム 2810 - 2816 が該 "白色光" 位置にある時 (図 28B)、フィルターホイール 2816 の透明孔 2832 は受光した光の全てを通過可能とし、該スペクトロメーターにより "白色光" 反射スペクトルが得られる。同様に、該ホイールシステム 2810 - 2816 が "光無し" 位置にある時 (図 28D)、フィルターホイール 2816 の透明孔 2846 は受光した光の全てを該スペクトロメーターへ通過させ、背景スペクトルを作る。両光源 2804, 2847 が該源ホイール 2810 上の反射器により阻止される時は、該フィルターホイール上には透明開口部 2846 があり、それは外部照明 (室灯、内視鏡照明、他) による該組織からの光を該スペクトロメーターへ到達させる。この位置で取られた背景スペクトルは、このノイズ源を減じるために他のスペクトルから引き算されるのが好ましい。例えば、もし光ファイバースコープを位置付けるために使われる内視鏡の照明光が測定中オンに留まるなら、該組織を通して該光ファイバースコープの先端へ透過される外部光のスペクトルは "光無し" 構成で測定され得る。

10

【0112】

該スペクトロメーター内部では反射器 2840 は光の拡大ビームをホログラフィック / フォーカシンググレーティング (holographic / focusing grating) 2842 へ導き、該グレーティングは該スリットを波長分散を有するシーシーデーカメラ上に再画像形成する。該シーシーデー画素の読みレジスター (read register) の方への連続シフトが、例えば、(1) 第 1 励起波長蛍光、(2) "白色光" 反射、(3) 第 2 励起波長蛍光そして (4) 背景光、の様な得られたスペクトル用の記憶機構として役立つように、該第 1 スペクトルは該シーシーデー 2844 の底部 (bottom) 上へ画像形成されるのが好ましい。図 29 は、図 28A - D のそれと実質的に同様なシステムを用いて人の下唇のバーミリオン境界上皮層 (human vermillion border epithelial layer of the lower lip) から測定されたこの様なスペクトルのセットを示す。

20

【0113】

図 29 は、励起光源が水銀アークランプを、そして照明源がキセノンアークランプを具備する図 28A - D と実質的に同様な光散乱分光システムで得られた、人のバーミリオン境界上皮組織 (唇の赤い部分) のスペクトルを図解している。表示 2900 はシーシーデー画素による光電子 (photoelectron) 発生を略図式に示し、増加した暗さ (例えば、黒いドット) は増加した光電子発生を示す。該表示 2900 の垂直軸線はスペクトル取得の順序を示す。例えば、第 1 スペクトル 2901 は該シーシーデーの底部上に画像形成され、該第 1 スペクトルの画素は次いで読みレジスターの方へシフトされ、第 2 スペクトル 2902 が得られる。このシフトは該表示 2900 で第 1 スペクトル 2901 の上方への垂直変位として現れる。スペクトルの該シフティング (shifting) と取得は続き、第 3 スペクトル 2903 と第 4 スペクトル 2904 を得る。このシフティングは、全ての 4 つのスペクトルが一緒に表示される時、該第 1 スペクトル 2901 を該表示の頂部に、該第 4 スペクトルを該底部に現れさせる。該表示 2900 の水平軸線は、ホログラフィック / フォーカシンググレーティングによる光の分散のために該シーシーデーカメラを叩く光の波長を表す。

30

40

【0114】

該第 1 スペクトル 2901 は、図 28A のそれと実質的に同様なシステム構成で得られる 340nm に中心のある第 1 励起波長バンド用の第 1 励起波長蛍光スペクトルである。該第 1 スペクトル 2901 は該フィルターホイール内の 340nm 阻止フィルター (ロングパスフィルター) を通して、100ms シーシーデーカメラ露光で得られた。該スペクトル 2901 - 2904 の "トラック" 2906 は収集スペクトルから戻され該スペクトロメーターへ渡された光を表す。該スペクトル 2901 - 2904 の該 "ギャップ" 2908 は壊れた (broken) 収集光ファイバーに依る。

50

【0115】

該第2スペクトル2902は図28Bのそれと実質的に同様なシステム構成で、6msシーシーデーカメラ露光で得られた“白色光”反射スペクトルである。該反射スペクトル取得時の短縮された露光時間は該シーシーデーカメラの飽和を避けることを容易化し、多数スペクトルセットを得るためのデューティサイクルを改善する。

【0116】

第3スペクトル2903は、図28Cのそれと実質的に同様なシステム構成で得られた405nmに中心のある第2励起波長バンド用の第2励起波長蛍光スペクトルである。該第3スペクトル2903は該フィルターホイールの405nm阻止フィルター（ロングパスフィルター）を通して100msシーシーデーカメラ露光で得られた。該第4スペクトル2904は図28Dのそれと実質的に同様なシステム構成で、100msシーシーデーカメラ露光で得られた背景スペクトルである。好ましい実施例では、該4つのスペクトル用の合計取得時間は約1秒である。

【0117】

内視鏡照明が蛍光スペクトル取得中組織上に留まる1実施例では、該内視鏡照明無しの修正蛍光スペクトルを得るために、該“背景”スペクトルは組み合わされた蛍光及び背景スペクトルから引き算された。この方法は、例えば背景スペクトルが完全に引き算出来ても該修正蛍光スペクトルにノイズを付加し、何故ならば該背景上のショットノイズ（shot noise）が該蛍光上のショットノイズと相関関係にない（uncorrelated）からである。

【0118】

該検出器システムの画像形成センサー、例えば、シーシーデー、CMOS画像形成デバイス又は他の画像形成センサー、は該センサー上に画像形成されたスペクトルの電子的表現を発生する。例えば、シーシーデーは、画像形成された光、従って画像形成された組織の実時間可視化を達成するために多数フレームのデータ（例えば、シーケンシャルなスペクトル）を検出し、記憶しそして表示する能力を提供出来る。1実施例では、シーシーデーは、照明及び収集路が開くようスイッチされると、各シーケンシャルなスペクトルを記憶する。該取得されたスペクトルは、標準的シーシーデー読み出し電子機器を用いて、スペクトル“画像”として1度に読み出される。或る実施例では、複数の検出器素子（画素）は、例えば、蛍光スペクトルの取得で、望まれる解像度を提供するためにグループ化又はピン（binned）され得る。他の実施例では、該シーシーデーは、ピンすることを減じる、又は除くために、読み出し速度に関して、十分なダイナミックレンジ（dynamic range）を有する。

【0119】

加えて、本発明のシステムの好ましい実施例では、該検出器システムは、例えば、内視鏡、画像センサー、又は両者により提供される研究下の組織の、画像を取得するためのフレームグラバ（frame grabber）を有する。好ましくは、例えばスペクトルが得られる組織上の位置に関する情報を提供するために、組織研究の全ての基準位置について画像が取得されるのがよい。

【0120】

好ましくは、光源のスペクトル出力が測定され、該検出器システムのスペクトル感度（spectral sensitivity）が校正されるのがよい。1実施例では、例えば、該修正ブロードバンド照明（“白色光”）及び励起光について光源のスペクトル出力が、該検出器システムへの入力として、該照明ファイバー又は複数ファイバーの出力を使うことにより測定される。例えば、図28A-Dを参照すると、4つの取得位置2800, 2870, 2880, 2890の各々で光源のスペクトル出力を測定するために、収集光ファイバー2826の代わりに、該照明光ファイバー2824の遠位の端部がレンズ2828内への入力として使用される。1実施例では、該検出器システムは基準光源を提供し、該基準光源出力とその検出器システム応答との比較に基づき、波長と共に変わる、該検出器システム用修正係数を決定することにより校正される。検出器システム校正の1

10

20

30

40

50

実施例の例が、図 28 A - D のそれと実質的に同様なシステムについて図 30 A - D で図解される。

【0121】

図 30 A - D を参照すると、1 実施例では、6 V ウシオ (6 V U s h i o) " 3 2 0 0 ケルビン (3 2 0 0 K e l v i n) " タングステンランプが基準源として使用された。該タングステンランプのスペクトルが校正されたフォトダイオード (p h o t o d i o d e) と狭帯域フィルターで測定された。400 nm に概略中心がある狭帯域フィルター 3010 の透過曲線が図 30 A に示される。該測定されたデータは、図 30 B で図解される様に、実際のタングステンランプ温度を決めるために、電力対波長曲線 3020 としてプロットされ、そこでは実線 3022 は該測定されたデータ (空の正方形) 3024 への黒体放射曲線の適合線 (f i t) である。該適合線は 3059 ケルビンのタングステンランプ黒体温度を生じる。該シーシーデーにより測定された該スペクトルにより該校正されたランプスペクトルを割ると修正係数を生じる。図 30 C はシーシーデー応答を波長 3030 の関数として示し、そこではタングステンランプスペクトルへの黒体適合線 3032 (破線) が該シーシーデーにより測定されたタングステンランプスペクトル 3034 (実線) 上に重ね合わされている。図 30 D は最終シーシーデー校正を修正曲線 3040 として示し、それは修正係数 (x 軸線) を該検出器システム用の波長 (y 軸線) の関数として提供する。

10

【0122】

本発明の原理が適用され得る広範な種類の実施例を見ると、図解された実施例は単に例示的で、本発明の範囲を限定すると取られるべきでないことは理解されるべきである。例えば、流れ図 (f l o w d i a g r a m) の過程は説明されたそれらより他のシーケンスで取られてもよく、該ブロック線図ではより多く又はより少ない要素が使用されてもよい。好ましい実施例の種々の要素がソフトウェアで実施される様に説明されたが、他の実施例では代わりにハードウェア又はファームウェアでの実施が使われてもよく、その逆も成立する。

20

【0123】

戻って図 27 を参照すると、制御器 2794 は画像形成センサー又は検出器 2775 に電氣的に接続され、又検出器がスペクトロメーター 2703 に接続される。更に、該取得されたスペクトルを処理し粒子寸法分布を決定するための解析プログラムを実行出来るデータプロセサー 2790 の様な処理ユニットが該スペクトロメーターに接続される。画像ディスプレイ 2792 は該プロセサーと接続され得る。図 27 に関し図解されたが、該制御器、プロセサーそしてディスプレイユニットは図解される実施例のどれと接続されることも出来る。

30

【0124】

或る実施例では、該データプロセサーは汎用コンピュータ上のソフトウェアとして本発明の方法の解析プログラム及び / 又は機能を実施してもよい。加えて、この様なプログラムは、解析プログラム、光源制御、検出器システムスペクトル取得、そして該測定されたスペクトルを用いた及びそれに関する操作、に影響する制御ロジックを提供するために、コンピュータのランダムアクセスメモリーの部分を取っておいてもよい。この様な実施例では、該プログラムはフォートラン (F O R T R A N) 、パスカル (P A S C A L) 、シー (C) 、シープラスプラス (C + +) 、又はベーシック (B A S I C) の様な、多くの高級言語の何れか 1 つで書かれてもよい。更に、該プログラムはスクリプト (s c r i p t) 、マクロ (m a c r o) 又はエクセル (E X C E L) 又はビジュアルベーシック (V I S U A L B A S I C) の様な、商業的に入手可能なソフトウェア内に埋め込まれた機能 (f u n c t i o n a l i t y) で書かれてもよい。加えて、該ソフトウェアはコンピュータ上にあるマイクロプロセサーに向けられたアセンブリ言語で実施されることも出来る。例えば、該ソフトウェアは、もしそれがアイビーエムピーシー (I B M P C) 又はクローンピーシー (P C c l o n e) 上でランするよう構成されるなら、インテル 80 x 86 アセンブリ言語で実施されることも出来る。該ソフトウェアは、その上に記憶

40

50

されたコンピュータ読み出し可能なプログラムコードセグメントを有する、ハードドライブデバイス (hard drive device)、シーデーロム (CD-ROM)、デブイデーロム (DVD-ROM) 又はコンピュータディスクットの様なコンピュータ使用可能な媒体を含むが、それに限定されない、製造品上に埋め込まれてもよい。

【0125】

光散乱分光法用のシステムと方法に含まれる方法がコンピュータ使用可能な媒体を含むコンピュータプログラム製品内に具体化されてもよいことは当業者には明らかである。例えば、この様なコンピュータ使用可能な媒体は、その上に記憶されたコンピュータ読み出し可能なプログラムコードセグメントを有する、ハードドライブデバイス、シーデーロム、デブイデーロム又はコンピュータディスクットの様な読み出し可能なメモリーデバイスを含むことが出来る。該コンピュータ読み出し可能な媒体は又、デジタル又はアナログデータ信号としてその上に担われたプログラムコードセグメントを有する光学的、有線又は無線のバス又は通信リンクの様な通信又は伝送媒体を含むことが出来る。

10

【0126】

請求項はその影響に対して述べられてないならば説明された順序又は要素に限定されると読まれるべきでない。従って、付属する請求項又はその均等物の範囲又は精神内に入る全ての実施例は本発明として請求される。

【図面の簡単な説明】

【0127】

本発明の好ましい実施例は下記図面を参照して説明される。

20

【図1】光散乱分光システム用の光源と検出器システムの1実施例を図解する略線図である。

【図2A】光散乱分光法のみならず蛍光及び反射スペクトルをも提供するシステムの1構成を図解する略線図である。

【図2B】2つの波長を分離し、それらをフィルタリング後1つの照明光ファイバー内へ再組み合わせするためダイクロイックミラーが使用される実施例を図解する略線図である。

【図3A】光散乱分光システムのもう1つの構成を図解する略線図である。

【図3B】白色光源として水銀アークランプも使用される光散乱分光システムのもう1つの構成を図解する略線図である。

30

【図4】偏光散乱分光法のみならず蛍光及び反射スペクトルも提供するシステムの1実施例を図解する略線図である。

【図5A】1つの偏光子を組み入れる偏光散乱分光システムの光学プローブ要素の1実施例を図解する略線図である。

【図5B】2つの交差偏光子を組み入れた偏光散乱分光システムの光学プローブ要素の1実施例を図解する略線図である。

【図6】内側ファイバーサポートと外側ファイバーサポートとを有するリターナーモジュールを組み入れた偏光散乱分光システムの光学プローブ要素の1実施例を図解する略線図である。

【図7】解析プログラムの実施例を図解する略線図である。

40

【図8】直接的ミー後方散乱及び拡散散乱からの光に関して、光散乱分光システムの光学プローブ要素の実施例を図解する略線図である。

【図9A - C】エルエスエス測定用に関心のある寸法範囲の粒子について、1つのカラーの典型的ミー散乱強度分布を図解する線図である。

【図10A - B】それぞれ正常結腸細胞、及びT84細胞について細胞単一層 (cell monolayers) からの反射スペクトルを図解する。

【図10C】図10A及び10Bのデータからの核寸法分布を図解する。

【図10D】バレット食道の正常サイト (実線) 及び形成異常サイト (破線) からの反射スペクトルである。

【図10E】図10Dのデータについて核寸法分布を図解する。

50

【図 1 1】バレット食道内の形成異常が成功裡に診断出来ることを示すエルエスエス技術の臨床試験の結果を図解する線図である。

【図 1 2】2 種類のプローブを図解する略線図であり、1 2 A に示すプローブの種類は後方散乱光と拡散的散乱光の両者を受け、一方図 1 2 B に示すプローブの種類は拡散的に散乱光のみを受ける。

【図 1 3】1 8 0 度の近くに後方散乱した強度の角度分布を測定するために好適な画像形成エルエスエス器具を図解する略線図である。

【図 1 4】ポリスチレンビーズの仮想組織内で使用される種類のマイクロ写真である。

【図 1 5】偏光照明を使用した場合及び非偏波照明を使用した場合に得られる後方散乱光の角度分布を図解する線図である。

10

【図 1 6】5 mm 厚さの光学窓の背後に 3 5 0 μm 離し隔てられた、直径 1 0 0 μm の照明光ファイバーと直径 5 0 μm の収集光ファイバーとを用いる非偏波光学プローブについて、予測非偏波ミー (Mie) 散乱を図解するグラフである。

【図 1 7】改良された光ファイバープローブを用いて取得される、1 0 μm (上部パネル) 及び 5 μm (下部パネル) 細胞核について、偏光ミー後方散乱に基づく予測スペクトルを図解するグラフである。

【図 1 8】細胞核をシミュレートするため設計された屈折率整合用媒体内のポリスチレンビーズの仮想組織から、尺度合わせされた (scaled) エルエスエスプローブを用いて測定された偏光後方散乱スペクトルを図解するグラフである。

【図 1 9】マイナス p として計算された差スペクトルが、少ない低周波ミー後方散乱又は背景光を表すことを示すグラフである。

20

【図 2 0】溶解ヘモグロビンを有する拡散散乱サブレイヤー (diffuse scattering sublayer) を含むポリスチレンビーズ仮想組織の実験的測定の結果を示すグラフである。

【図 2 1】同じ中心直径の球についての理論計算と比較したポリスチレンビーズから後方散乱した光の差スペクトルを示すグラフである。

【図 2 2】1 0 μm ビーズの懸濁液からの予測 $s - p$ 信号 (上部パネル、図 2 2 A) と振動の周波数を表すエフエフター (下部パネル、図 2 2 B) とを示すグラフである。

【図 2 3】9 . 1 4 μm ポリスチレンビーズからの実験データのエフエフターを示すグラフである。

30

【図 2 4】予測スペクトルからのフーリエ変換のピーク位置が、対応する差スペクトルのフーリエ変換からその実験データの散乱させる粒子寸法を正しく決定する直線尺度合わせ定数へ、適合されることを示すグラフである。

【図 2 5】よりブロードな寸法分布を有する粒子の母集団について予測されたスペクトルの例を図解し、非偏波光学プローブと偏光光学プローブについて予測された結果を比較し、逆波長空間内にプロットされたエルエスエススペクトル (図 2 5 A) と対応するエフエフター (図 2 5 B) を示すグラフのセットである。

【図 2 6】逆波長空間内にプロットされたエルエスエススペクトル (図 2 6 A) と対応するエフエフター (図 2 6 B) とを示す、偏光光学プローブについて、狭い寸法分布 (平均 = 9 . 1 μm 、シグマ = 0 . 2 μm) を有する粒子の母集団について予測されたスペクトルを、よりブロードな寸法分布 (平均 = 9 . 1 μm 、シグマ = 1 . 0 μm) を有する粒子の母集団についてのそれらと比較するグラフのセットである。

40

【図 2 7】光散乱分光システム用の光源と検出器システムのもう 1 つの実施例の略線図である。

【図 2 8 A - 2 8 D】光散乱分光システム用の光源と検出器システムの 1 構成の種々の略線図である。

【図 2 9】図 2 8 A - D のそれと実質的に同様なシステムを使って人の下唇のパーミリオン境界上皮層から測定されたスペクトルのセットである。

【図 3 0 A - D】図 2 8 A - D のそれと実質的に同様なシステムの検出器システムの校正を図解する。

50

【図 3 B】

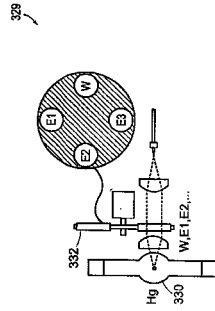


FIG. 3B

【図 4】

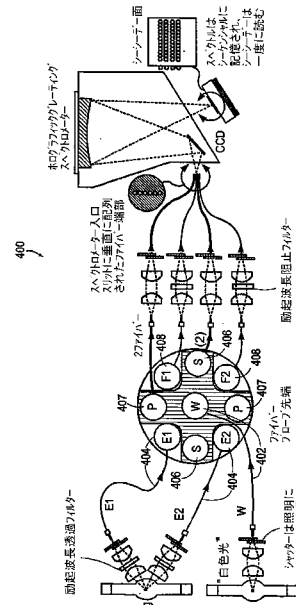


FIG. 4

【図 5 A】

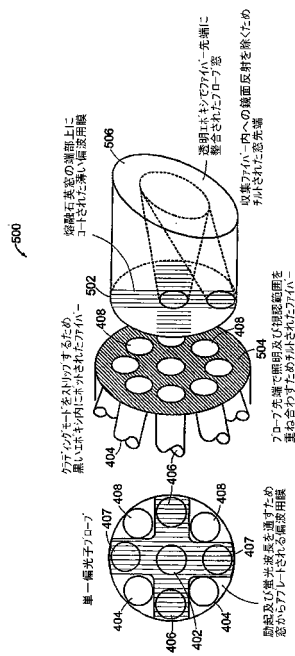


FIG. 5A

【図 5 B】

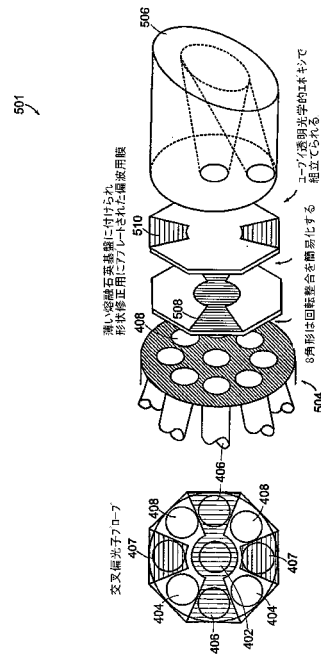


FIG. 5B

【図 6】

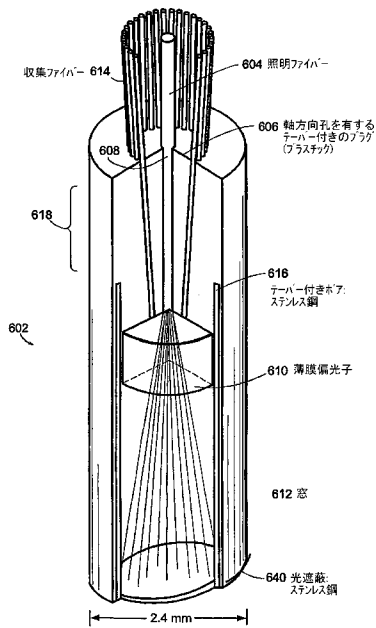


FIG. 6

【図 7】

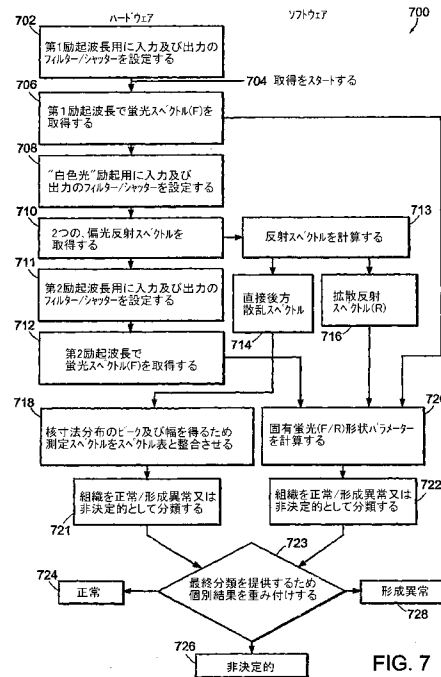


FIG. 7

【図 8】

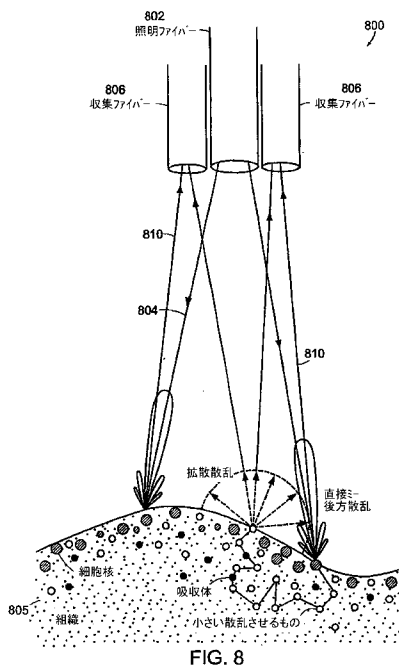


FIG. 8

【図 9 A - C】

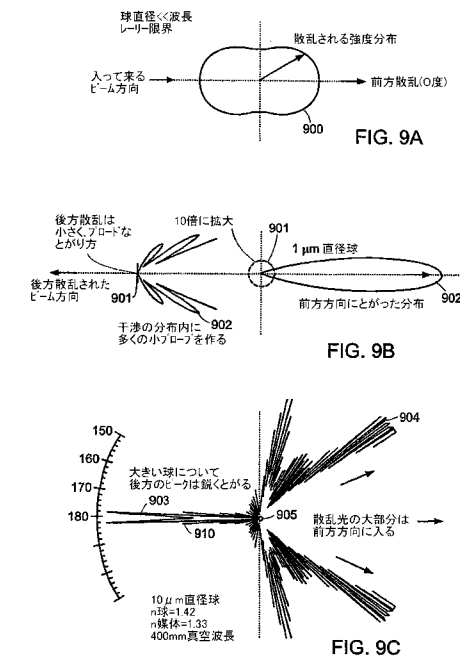
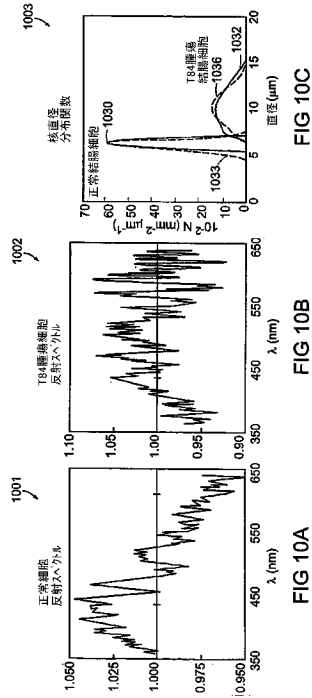


FIG. 9A

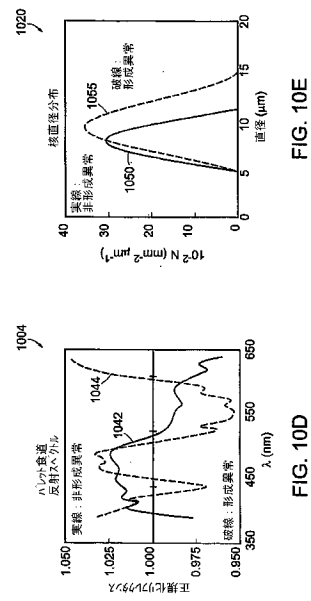
FIG. 9B

FIG. 9C

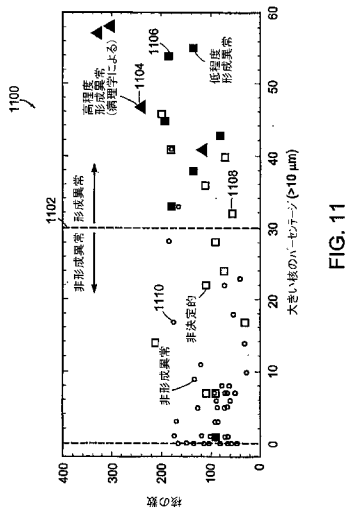
【図 10 A - C】



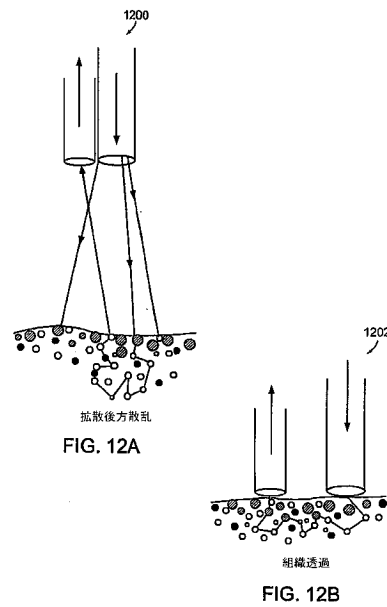
【図 10 D - E】



【図 11】



【図 12 A - B】



【図 13】

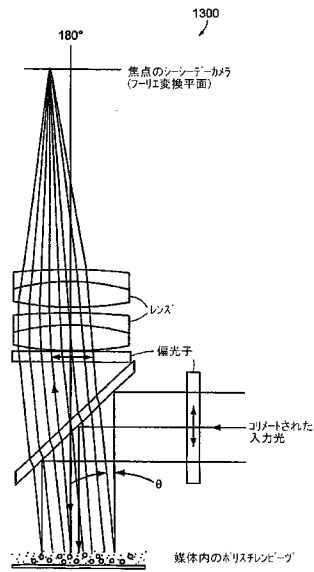


FIG. 13

【図 14】

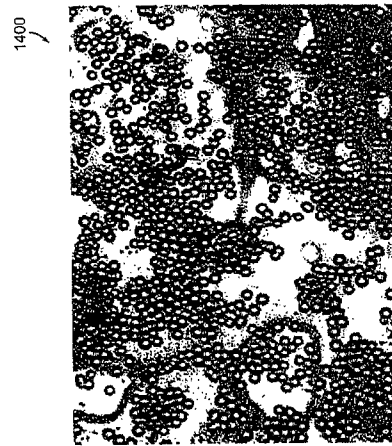


FIG. 14

【図 15 (1)】

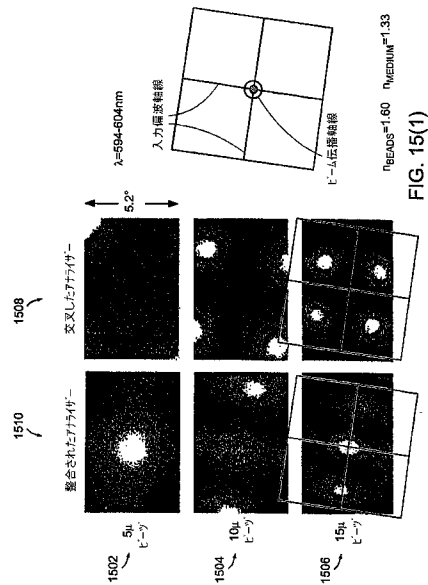


FIG. 15(1)

【図 15 (2)】

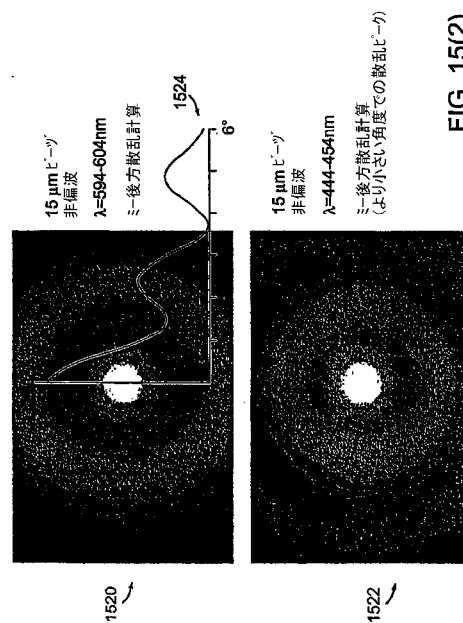
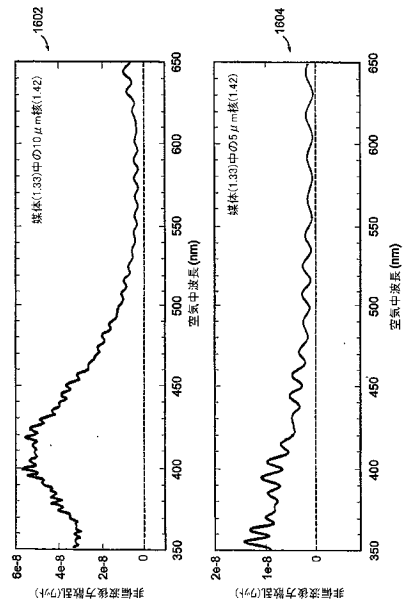
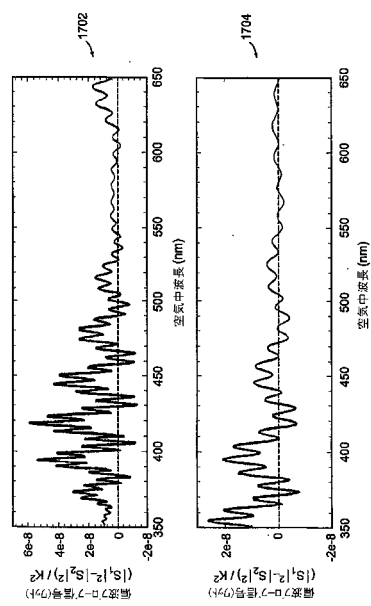


FIG. 15(2)

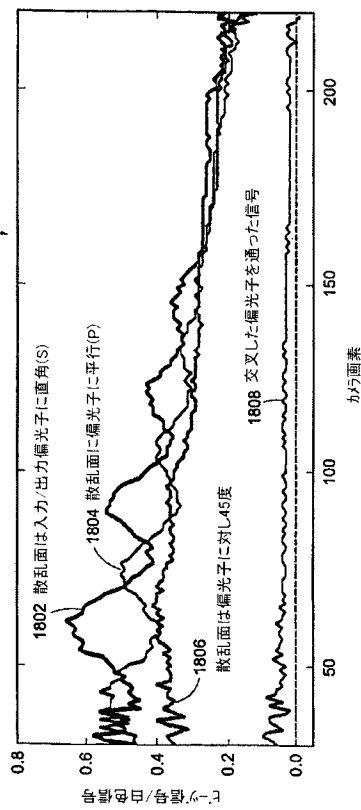
【図 16】



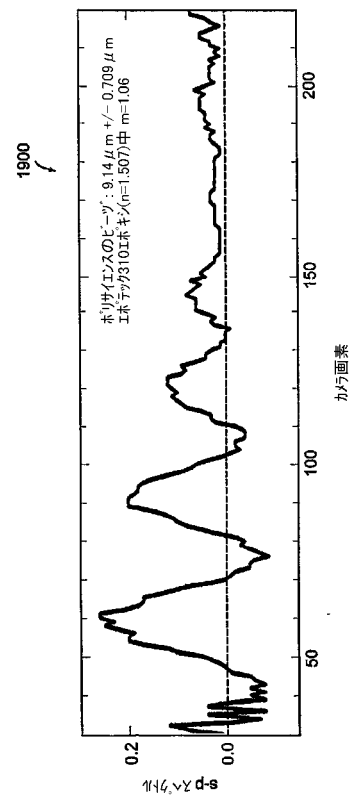
【図 17】



【図 18】



【図 19】



【図 20】

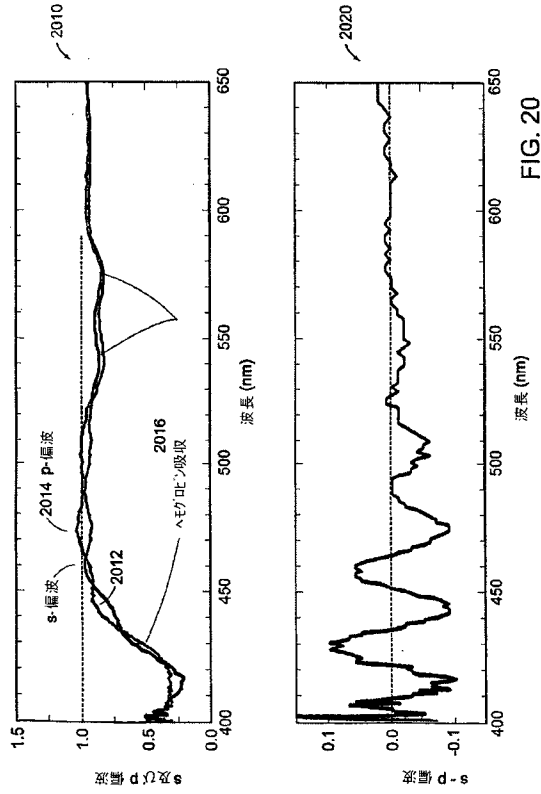


FIG. 20

【図 21】

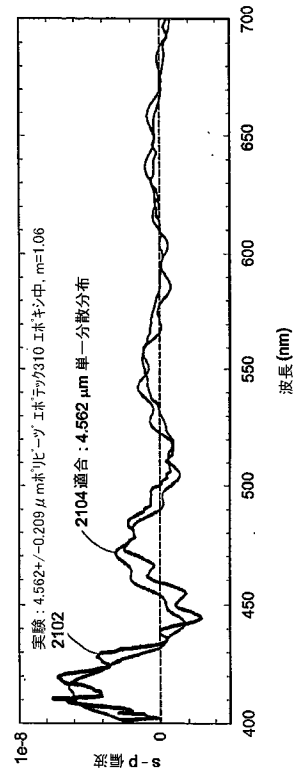


FIG. 21

【図 22】

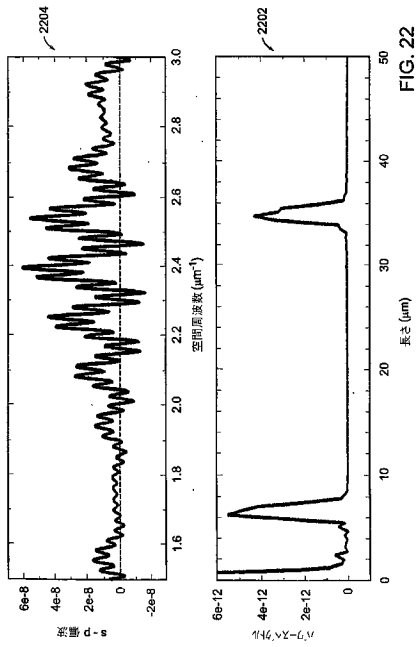


FIG. 22

【図 23】

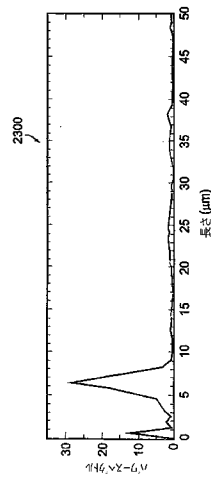


FIG. 23

【図 2 4】

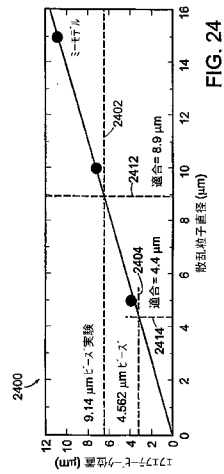


FIG. 24

【図 2 5 A】

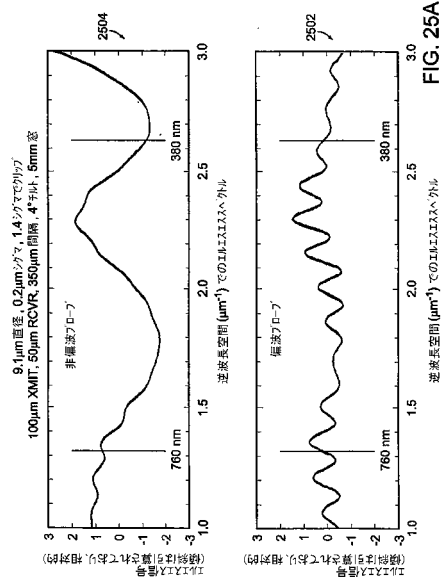


FIG. 25A

【図 2 5 B】

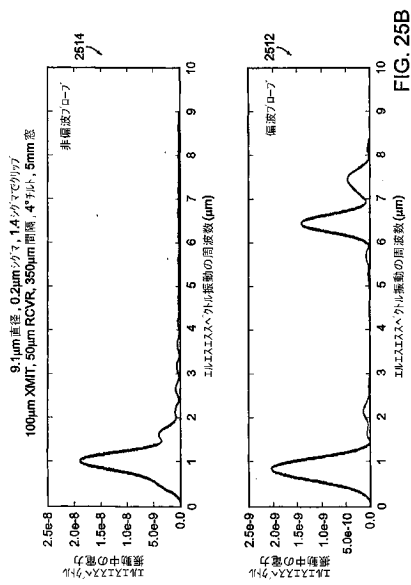


FIG. 25B

【図 2 6 A】

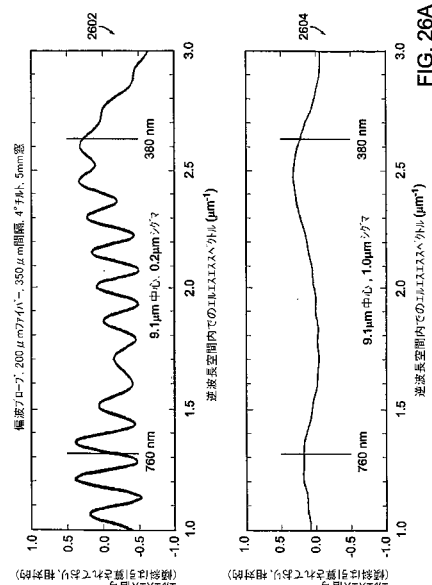


FIG. 26A

【 図 2 6 B 】

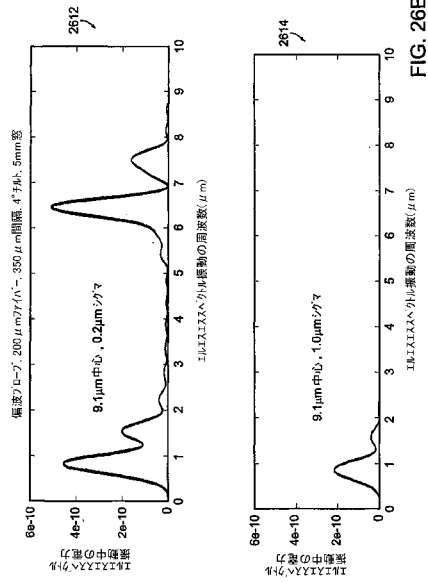


FIG. 26B

【 図 2 8 A 】

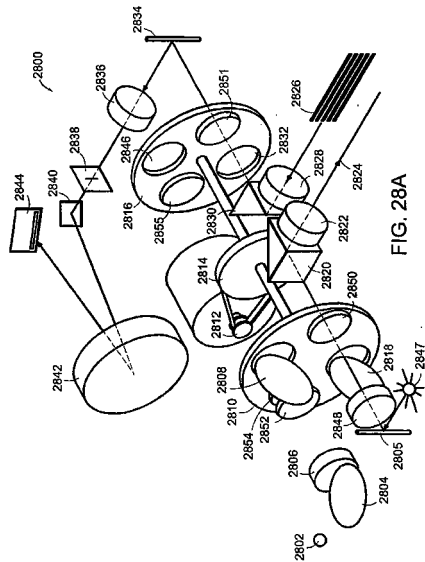


FIG. 28A

【 図 2 7 】

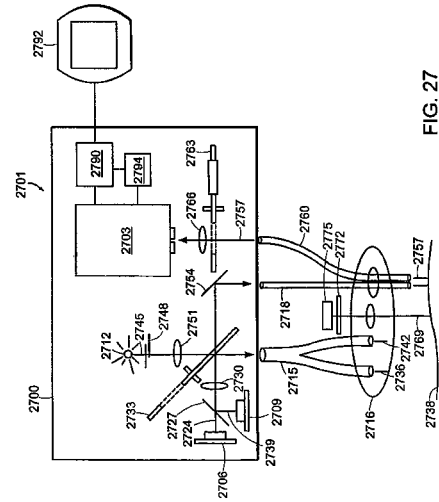


FIG. 27

【 図 2 8 B 】

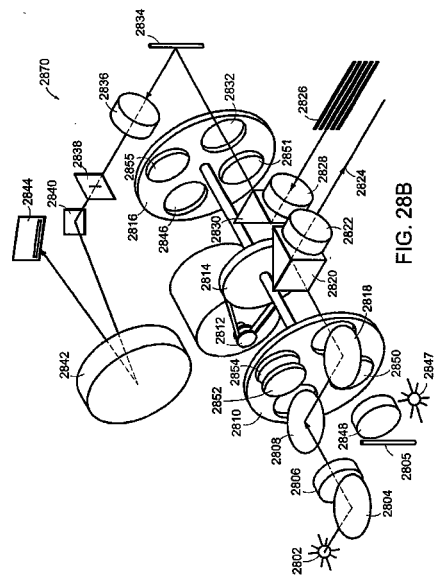


FIG. 28B

【図 28C】

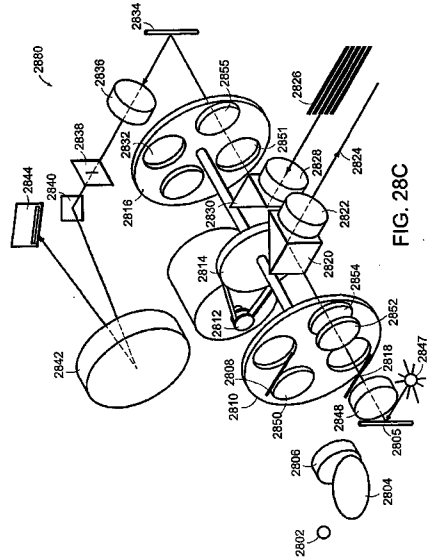


FIG. 28C

【図 28D】

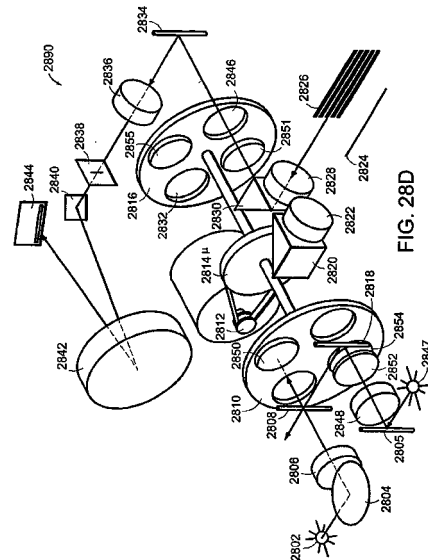


FIG. 28D

【図 29】

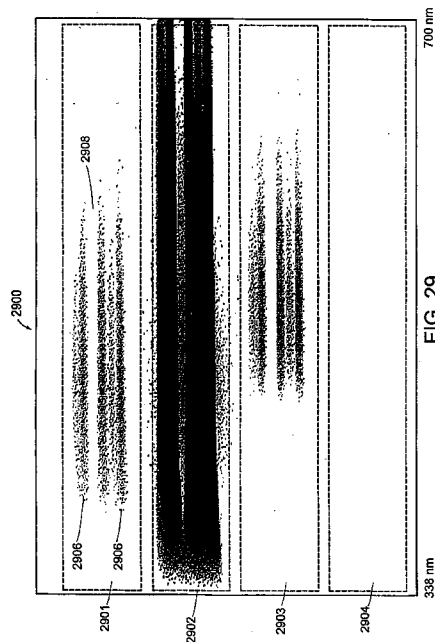


FIG. 29

【図 30A - B】

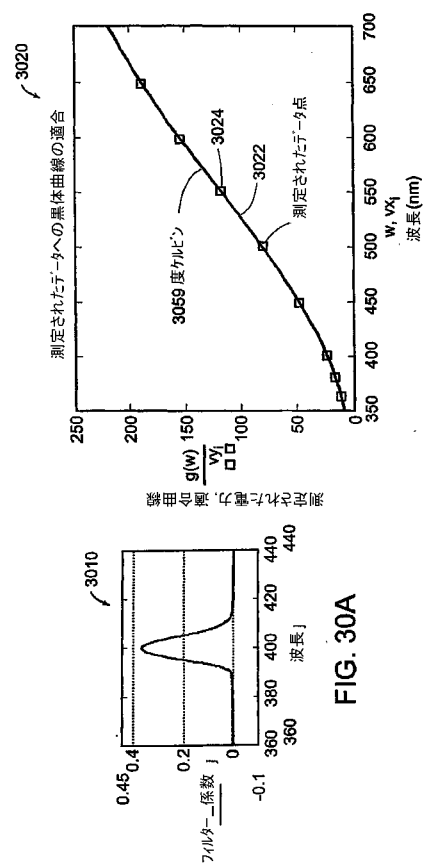


FIG. 30A

FIG. 30B

【図 30C - D】

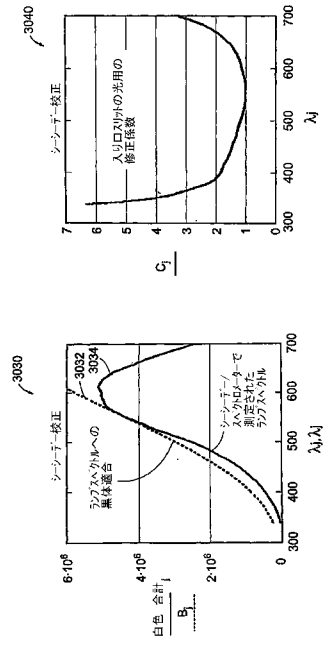


FIG. 30D

FIG. 30C

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/US 03/01611

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
IPC 7	G01N15/02	G01N21/49 G01N21/65 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)		
IPC 7	G01N	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)		
EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 0 590 268 A (MASSACHUSETTS INST TECHNOLOGY) 6 April 1994 (1994-04-06) column 10; figures 1,4,10B,11,13C,23,26 column 15 column 25 column 31	1-24
X	WO 00 43750 A (FULGHUM STEPHEN F ; NEWTON LAB INC (US)) 27 July 2000 (2000-07-27) page 19, line 20 - line 30; figures 1,8-10	1-24
X	WO 01 34031 A (SPECTRX INC) 17 May 2001 (2001-05-17) page 19; claim 3; figures 1,3,10,12	1-24
X	US 5 636 637 A (DE RIGAL JEAN ET AL) 10 June 1997 (1997-06-10) column 4-7; figures 1,4,5	1-24
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
20 May 2003		27/05/2003
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Mason, W

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No.

PCT/US 03/01611

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 96 42006 A (UNIV SOUTH FLORIDA) 27 December 1996 (1996-12-27) figures 1,2 ---	1-24
X	US 6 006 001 A (ALFANO ROBERT R ET AL) 21 December 1999 (1999-12-21) column 6-9; figures 4,5,13-18,25,26 ---	1-24
A	US 4 497 577 A (SATO TAKESHI ET AL) 5 February 1985 (1985-02-05) column 5, line 35 - line 45; figures 6,7 ---	1-24
A	US 4 768 879 A (MCLACHLAN RICHARD D ET AL) 6 September 1988 (1988-09-06) figure 1 ---	1-24
A	DD 227 044 A (AKAD WISSENSCHAFTEN DDR) 11 September 1985 (1985-09-11) figures 1,4 ---	1-24
A	US 5 303 026 A (STROBL KARLHEINZ ET AL) 12 April 1994 (1994-04-12) figures 1,2,5 ---	1-24
A	WO 00 19889 A (UNIV KENTUCKY RES FOUND) 13 April 2000 (2000-04-13) claim 1; figures 1,4,13,14 -----	1-24

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/US 03/01611

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0590268	A	06-04-1994	EP 0590268 A1	06-04-1994
			AT 111711 T	15-10-1994
			AT 167792 T	15-07-1998
			CA 1279901 A1	05-02-1991
			CA 1339056 A1	29-07-1997
			CA 1317641 A2	11-05-1993
			CA 1329655 A1	17-05-1994
			DE 3650071 D1	27-10-1994
			DE 3650071 T2	01-06-1995
			DE 3650688 D1	06-08-1998
			DE 3650688 T2	25-03-1999
			DK 130586 A	23-09-1986
			EP 0195375 A2	24-09-1986
			FI 861209 A	23-09-1986
			JP 2589674 B2	12-03-1997
			JP 61257638 A	15-11-1986
			JP 2739933 B2	15-04-1998
			JP 9117407 A	06-05-1997
			NO 861136 A	16-01-1987
			US 5304173 A	19-04-1994
			US 5106387 A	21-04-1992
			US 5199431 A	06-04-1993
			US 5104392 A	14-04-1992
			US 2002045811 A1	18-04-2002
			US 5693043 A	02-12-1997
			US 5290275 A	01-03-1994
			US 5318024 A	07-06-1994
			US 5496305 A	05-03-1996
WO 0043750	A	27-07-2000	AU 2628200 A	07-08-2000
			CA 2371782 A1	27-07-2000
			CN 1341209 T	20-03-2002
			EP 1153280 A2	14-11-2001
			JP 2002535645 T	22-10-2002
			WO 0043750 A2	27-07-2000
WO 0134031	A	17-05-2001	AU 1572401 A	06-06-2001
			BR 0015285 A	18-06-2002
			CA 2389177 A1	17-05-2001
			EP 1229836 A1	14-08-2002
			WO 0134031 A1	17-05-2001
US 5636637	A	10-06-1997	FR 2719989 A1	24-11-1995
			AU 684003 B2	27-11-1997
			AU 2005295 A	30-11-1995
			CA 2149600 A1	21-11-1995
			EP 1183995 A2	06-03-2002
			EP 1264578 A2	11-12-2002
			EP 0682912 A1	22-11-1995
			JP 3269750 B2	02-04-2002
			JP 7313468 A	05-12-1995
WO 9642006	A	27-12-1996	AU 6385496 A	09-01-1997
			JP 11507735 T	06-07-1999
			WO 9642006 A2	27-12-1996
			US 5808738 A	15-09-1998
US 6006001	A	21-12-1999	NONE	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No
PCT/US 03/01611

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 4497577	A	05-02-1985	JP 1632746 C	26-12-1991
			JP 2056623 B	30-11-1990
			JP 57199943 A	08-12-1982
			CA 1179776 A1	18-12-1984
			DE 3220785 A1	05-01-1983
			DE 3250075 C2	05-06-1996
US 4768879	A	06-09-1988	NONE	
DD 227044	A	11-09-1985	DD 227044 A1	11-09-1985
US 5303026	A	12-04-1994	NONE	
WO 0019889	A	13-04-2000	AU 6417599 A	26-04-2000
			WO 0019889 A1	13-04-2000
			US 2001047137 A1	29-11-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,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,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN, GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC, EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,M X,MZ,NO,NZ,OM,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 コヘイ, イケタニ

埼玉県川越市伊勢原町5 - 5 - 5

Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA06 HA01 HA02 HA05 HA09 HA11
JA02 JA04 KA02 KA03 KA05 KA07 KA09 LA03 NA01 NA06
2G045 AA24 AA26 BA14 BB24 CB02 FA14 FA16 FB12 GB04 GC11
GC15 JA01 JA07

专利名称(译)	用于光谱诊断的方法和系统		
公开(公告)号	JP2005515472A	公开(公告)日	2005-05-26
申请号	JP2003562613	申请日	2003-01-17
申请(专利权)人(译)	每次牛顿实验室股份有限公司的Rete		
[标]发明人	フアルガムスチーブンエフ フルサワコイチ コヘイケタニ		
发明人	フアルガム, スチーブン・エフ フルサワ, コイチ コヘイ, イケタニ		
IPC分类号	A61B5/00 G01N15/02 G01N15/14 G01N21/31 G01N21/49 G01N21/64 G01N33/48		
CPC分类号	G01N21/645 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B5/7257 G01N15/0205 G01N15/0227 G01N21/31 G01N21/49 G01N2021/6417 G01N2021/6471		
FI分类号	G01N15/14.P G01N15/14.C G01N21/64.Z G01N33/48.M		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA06 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/JA04 2G043/KA02 2G043/KA03 2G043/KA05 2G043/KA07 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA06 2G045/AA24 2G045/AA26 2G045/BA14 2G045/BB24 2G045/CB02 2G045/FA14 2G045/FA16 2G045/FB12 2G045/GB04 2G045/GC11 2G045/GC15 2G045/JA01 2G045/JA07		
优先权	60/349951 2002-01-18 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种使用光散射光谱法确定材料的结构化表面层的物理性质的系统和方法。光散射光谱系统包括光学探针，该光学探针可以与内窥镜一起使用而不需要对内窥镜本身进行当前的修改。该系统使用光学和计算方法的组合来检测物理性质，例如器官上皮层内细胞核的大小分布。光散射光谱系统可以单独使用或与其他技术结合使用，例如荧光光谱法和反射光谱法。

