

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6499664号
(P6499664)

(45) 発行日 平成31年4月10日 (2019. 4. 10)

(24) 登録日 平成31年3月22日 (2019. 3. 22)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/303 (2006. 01)
 A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
 A 6 1 B 1/04 (2006. 01)
 A 6 1 B 1/06 (2006. 01)

A 6 1 B 1/303
 A 6 1 B 1/00 6 2 1
 A 6 1 B 1/00 6 3 2
 A 6 1 B 1/00 5 1 1
 A 6 1 B 1/00 5 1 2

請求項の数 28 (全 27 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-543482 (P2016-543482)
 (86) (22) 出願日 平成26年9月18日 (2014. 9. 18)
 (65) 公表番号 特表2016-538970 (P2016-538970A)
 (43) 公表日 平成28年12月15日 (2016. 12. 15)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/064638
 (87) 国際公開番号 WO2015/040570
 (87) 国際公開日 平成27年3月26日 (2015. 3. 26)
 審査請求日 平成29年9月14日 (2017. 9. 14)
 (31) 優先権主張番号 61/879, 263
 (32) 優先日 平成25年9月18日 (2013. 9. 18)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 516077622
 イルミジン リミテッド
 ILLUMIGYN LTD.
 イスラエル国, ネフェ イラン 9085
 O, コミュニケーション センター
 Communication Center,
 90850 Neve Ilan, I
 SRAEL
 (74) 代理人 100169904
 弁理士 村井 康司
 (74) 代理人 100175617
 弁理士 三崎 正輝
 (72) 発明者 リオル グリーンスタイン
 イスラエル国, テル アビブ 62914
 , ハゾハル ストリート 42/4
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光学検鏡

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

標的組織において異常細胞を直接撮像し、診断し、除去するシステムであって、
 使い捨て光学検鏡と、

複数のデータセットを取得するように独立して操作されるセグメントに分割された明視野光源または暗視野光源のうちの少なくとも1つを使用して、前記標的組織内の細胞の単一の画像あるいは複数の画像または映像のうちの少なくとも1つを取り込むように構成された、複数の光学素子を備え、前記使い捨て光学検鏡に着脱可能に取り付けられる画像収集システムであって、前記光学素子が、トラックに、かつ前記光学素子の各々に対して独立した動きを提供する摺動機構に機械的に接続されて、摺動可能に搭載されている、画像

10

収集システムと、
 前記画像収集システムと通信する画像分析および制御ユニットであって、前記データセットを分析し、異常細胞を診断するアルゴリズムを前記データセットに適用する画像分析および制御ユニットと、
 を具備し、

前記画像収集システムは、前記光学素子の近傍に配置されるレンズ開口と、可変の作動距離と可変の倍率とを共に可能とする前記レンズ開口の径を制御するはめば歯車と、を有する、
 システム。

【請求項 2】

20

前記摺動機構が少なくとも１つのモータを備える、請求項１に記載のシステム。

【請求項３】

前記画像収集システムが、３つの別個の独立した照明、すなわち、拡散照明用でありかつ独立した動作のためにセグメントに分割された、白色又はモノクロ又はＩＲ、ＵＶ明視野（ＢＦ）照明および白色又はモノクロ暗視野（ＤＦ）照明と、ダイクロイックミラーの後方に位置する蛍光用のＵＶ－ＬＥＤと、明視野（ＢＦ）マルチスペクトル照明とを有する、請求項１に記載のシステム。

【請求項４】

前記画像収集システムが、前記標的組織の視野全体の異なる波長の画像を取り込む１つまたは複数の高解像度撮像センサを含み、前記画像が、前記画像分析および制御ユニットの別個のチャンネルに送信されかつ画面上に別個に提示される、請求項１に記載のシステム。

10

【請求項５】

前記画像収集システムが、異常細胞の正確なアブレーションを可能にする２次元傾斜ミラーシステムを備えたレーザアブレーションモジュールをさらに備え、前記レーザアブレーションモジュールが、前記データセットを使用して前記診断された異常細胞を除去し、前記画像収集システムが、前記画像において異常細胞が存在しなくなったことを検出したときにアブレーションを停止するように設計されている、請求項１に記載のシステム。

【請求項６】

前記レーザアブレーションモジュールが、赤外線レーザビーム、緑色レーザビームおよび紫外線レーザビームからなる群から選択されたパルス状レーザビームを備え、前記レーザビームが、異常細胞を除去するために十分なパルスエネルギーおよびパルスピーク出力で前記パルスビームを集束させる撮像レンズを用いて、高出力ファイバを介して前記標的組織に誘導される、請求項５に記載のシステム。

20

【請求項７】

前記使い捨て光学検鏡が、迷光が前記画像収集システムに入らないように配置された弾性材料の層が設けられた光学窓を備える、請求項１に記載のシステム。

【請求項８】

前記使い捨て光学検鏡が、前記画像収集システムを閉塞する可能性があるいかなる液体も除去するための吸引システムを備える、請求項１に記載のシステム。

30

【請求項９】

前記吸引システムが、前記画像収集システムを閉塞しないように流体を除去する空気圧を提供する、請求項８に記載のシステム。

【請求項１０】

前記使い捨て光学検鏡が、子宮頸部の壁のつぶれを防止するために間に膜が接続されている上部ブレードおよび下部ブレードを含む、請求項１に記載のシステム。

【請求項１１】

前記画像収集システムが、小型圧電モータまたは電気モータを使用することによって実施することができるズームレンズをさらに備える、請求項１に記載のシステム。

【請求項１２】

前記画像収集システムが、自動照明ＬＥＤ、半自動照明ＬＥＤおよび手動照明ＬＥＤのうちの少なくとも１つとレーザダイオード調整部とをさらに備える、請求項１に記載のシステム。

40

【請求項１３】

前記画像収集システムが、
単一センサ撮像系および二重センサ撮像系からなる群から選択されたセンサ撮像系であって、カラーＣＭＯＳ、モノクロＣＭＯＳ、カラーＣＣＤおよびモノクロＣＣＤからなる群から選択された少なくとも１つの素子を備えるセンサ撮像系と、
ＬＥＤまたはレーザダイオードのうちの１つまたは複数に基づく照明系と、
を備える、請求項１に記載のシステム。

50

【請求項 14】

前記照明系が、
明視野照明と、
暗視野外部光源照明と、

(a) UV - LED 光源およびマルチスペクトル光源からなる群から選択された蛍光測定または自家蛍光測定を行うための光源、(b) 赤外線光源および(c) 上記の任意の組合せからなる群から選択された光源と、
を備える、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記照明系が、対物レンズの第 2 部分を使用して前記組織からの反射を最適化するように、最小入射角で前記標的組織への光の送達を最適化するために、レンズ開口の近くに配置された白色又はモノクロ又は IR - LED および UV - LED の光源を備える、請求項 13 に記載のシステム。

10

【請求項 16】

前記画像収集システムが、広い被写界深度、異なる焦点面における同じ X、Y 位置の一連の異なる画像を受け取る連続ズーム機能、および外部照明系の光源を用いて異なる照明角で適用される暗視野照明のうちの少なくとも 1 つを用いることにより、収集された画像において奥行知覚を達成する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記画像収集システムが、蛍光画像を取得するカメラ装置を備え、前記カメラ装置が、
カメラと、
前記カメラに取り付けられたレンズと、
UV を透過し可視光および IR 光を反射するダイクロイックミラーと、
を備える、請求項 1 に記載のシステム。

20

【請求項 18】

前記画像収集システムが、蛍光画像を取得するカメラ装置を備え、前記カメラ装置が、
カメラと、
前記カメラに取り付けられたレンズと、
明視野 (BF) での UV 光源と、
約 400 nm の波長のロングパスフィルタと、
を備える、請求項 1 に記載のシステム。

30

【請求項 19】

前記画像収集システムが、前記カメラの露出時間を制御しかつ前記撮像系におけるいかなる飽和も防止するように、外部ストロボまたはカメラ電子シャッタのうちの 1 つを有する光源を備える、請求項 17 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記画像収集システムに対する前記使い捨て光学検鏡の不適切な組立てによって発生する迷光を検出する検出器をさらに具備する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 21】

前記画像分析および制御ユニットが、前記画像収集システム内に一体化されている、請求項 1 に記載のシステム。

40

【請求項 22】

ヒステロスコピー処置で利用される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 23】

前記使い捨て光学検鏡が光学ヘッドを覆うが、手作業による生検を行うための自由な作業チャネルを可能にする、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記使い捨て光学検鏡は単回使用で、前記画像収集システムは多回使用である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 25】

50

歪みなしに画像収集を確保するために前記使い捨て光学検鏡と前記画像収集システムとの間に係止機構をさらに具備する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 6】

前記使い捨て光学検鏡が、光学窓を備えた暗視野照明用の光コリメート素子ガイドを組み込んでいる、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 7】

前記使い捨て光学検鏡が、前記使い捨て光学検鏡を識別するための一意の R F I D タグを備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 2 8】

前記画像収集システムは、腹腔鏡に組み立てられかつ機械的に固定されている、請求項 1 に記載のシステム。

10

【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、2013年9月18日に出願された米国仮特許出願第61/879,263号明細書の利益を主張し、その開示内容は、全体として参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

20

実施形態は、概して、コルポスコピー、婦人科検診ヒステロスコーピー、ならびに異常細胞の検出および/または除去において検鏡として使用されるような、光学システムに関する。特に、実施形態は、さまざまな光学素子を互いに独立して移動させることができる、改善された画像収集システムを備えた光学検鏡に関する。

【背景技術】

【0003】

子宮頸がんは、全世界で女性の2番目に多いがんであり、毎年、略500,000人の新患があり、270,000人を超える死者が出ている。コルポスコピーは、細胞スクリーン(パパニコロウスメア(Papanicolaou smear)、すなわちパップスメア(Pap smear))とあわせて、子宮頸部上皮内腫瘍(CIN)およびがんを検出するために使用される医療診断方法である。コルポスコピーは、子宮頸部と膈および外陰部の組織とを見るための医療診断手技であり、異常なパップスメアに続く一般的な婦人科手技である。コルポスコプは、内腔を見て検査するための光源、拡大レンズおよび撮像センサを備えた低出力双眼顕微鏡であり、映像を含む場合もある。

30

【0004】

コルポスコピーは、細胞スクリーン(パパニコロウスメア、パップスメア)とあわせて、子宮頸部上皮内腫瘍(CIN)およびがんを検出するために使用される主要な診断方法である。コルポスコピー検査の目的は、必要な場合は、最高グレードの異常を表す生検材料を採取することができるように、病変の重症度を特定してランク付けすることである。緑色フィルタ、またはLED等の緑色光源を用いて、血管系を目立たせることができる。検査中、子宮頸部に3%~5%の酢酸溶液が適用され、異常な化生上皮を白色にする。子宮頸がん前駆病変および湿潤がんは、コルポスコピー検査によって特定することができるいくつかの明確に異常な形態学的特徴を示す。

40

【0005】

子宮頸がん前駆病変および湿潤がんは、コルポスコピー検査によって特定することができるいくつかの明確に異常な形態学的特徴を示す。この検査の目的は、必要な場合、最高グレードの異常を表す生検材料を採取することができるように、病変の重症度を特定しランク付けすることである。検査中、子宮頸部に3%~5%の酢酸溶液が適用され、異常な化生上皮を白色にする。緑色フィルタ、またはLED等の緑色光源を用いて、血管系を目立たせることができる。

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

今日、婦人科検診に対する標準的な処置では、標準的な検鏡の使用が必要であり、医師は、それを用いて、最適な照明または適切な光学倍率のいかなる制御も行わず、内部腔の視覚的検査を行い、したがって、異常細胞を検出し損なう可能性がもたらされる。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一実施形態では、標的組織において異常細胞を直接撮像し、診断し、（任意選択的に）除去するシステムであって、複数のデータセットを取得するように独立して操作されるセグメントに分割された明視野光源または暗視野光源のうちの少なくとも1つを使用して、標的組織内の細胞の単一の画像あるいは複数の画像または映像のうちの少なくとも1つを取り込むように構成された、複数の光学素子を備える画像収集システムであって、前記光学素子が、トラックに、かつ前記光学素子の各々に対して独立した動きを提供する摺動機構に機械的に接続されて、摺動可能に搭載されている、画像収集システムと、画像収集システムと通信する画像分析および制御ユニットであって、データセットを分析し、異常細胞を診断するアルゴリズムをデータセットに適用する画像分析および制御ユニットを含むシステムが提供される。いくつかの実施形態では、摺動機構は少なくとも1つのモータを備えている。

【0008】

画像収集システムは、明視野照明、暗視野照明、UV光、IR光、RGB光、白色光およびそれらの任意の組合せを組み込むことができる。

【0009】

画像収集システムは、3つの別個の独立した照明、すなわち、拡散照明用でありかつ独立した動作のためにセグメントに分割された、白色/モノクロ/IR、UV明視野(BF)照明および白色/モノクロ暗視野(DF)照明と、ダイクロイックミラーの後方に位置する蛍光用のUV LEDと、明視野(BF)マルチスペクトル照明とを含むことができる。

【0010】

画像分析は、前記画像収集システム内に組み込んで実行することができ、前記画像収集システムの外部に配置することができ、それらの任意の組合せが可能である。

【0011】

システムは、腹腔鏡およびヒステロスコープに組み立てて機械的に固定することができる。いくつかの実施形態では、システムは、歪みなしに画像収集を確保するために腹腔鏡と画像収集システムとの間に係止機構をさらに備える。いくつかの実施形態では、前記腹腔鏡は、光学窓を備えた暗視野照明用の光コリメート素子ガイドを組み込む。

【0012】

画像収集システムは、1つまたは複数の高解像度撮像センサを含むことができ、それらのうちの1つは、最終的なスペクトルで1つまたは複数の画像を取り込むように適合され、第2撮像センサは、医師のライブビューに対して視覚化するために1つまたは複数の画像を取り込むように適合される。

【0013】

画像は、前記画像分析および制御ユニットの別個のチャンネルに送信し、画面上に別個に提示することができる。

【0014】

画像収集システムは、異常細胞の正確なアブレーションを可能にする2次元傾斜ミラーシステムを備えたレーザーアブレーションモジュールをさらに備えることができ、前記レーザーアブレーションモジュールは、前記データセットを使用して診断された異常細胞を除去し、画像収集システムは、画像において異常細胞が存在しなくなったことを検出したとき

にアブレーションを停止するように設計されている。いくつかの実施形態では、レーザアブレーションモジュールは、赤外線レーザビーム、緑色レーザビームおよび紫外線レーザビームからなる群から選択されたパルス状レーザビームを備え、前記レーザビームは、異常細胞を除去するために十分なパルスエネルギーおよびパルスピーク出力で前記パルスビームを集束させる撮像レンズを用いて、高出力ファイバを介して前記標的組織に誘導される。

【0015】

実施形態では、システムは光学使い捨て検鏡を備える。

【0016】

典型的な使い捨て検鏡は、迷光が前記画像収集システムに入らないように配置された弾性材料の層が設けられた光学窓を備えることができる。

10

【0017】

光学使い捨て検鏡は単回使用検鏡であり得る。

【0018】

光学使い捨て検鏡は、流体を抽出する吸引手段を備えることができる。

【0019】

光学使い捨て検鏡は、子宮頸部のつぶれを防止する手段を備えることができる。

【0020】

光学使い捨て検鏡は、処置中に画像収集システムを閉塞する可能性がある蒸気および/または空気ならびに液体を阻止する連続空気圧またはパルス状空気圧を提供する手段を備えることができる。

20

【0021】

一実施形態では、画像収集システムは、小型圧電モータまたは電気モータを使用することによって実施することができるズームレンズをさらに備えることができる。

【0022】

画像収集システムは、自動照明LED、半自動照明LEDおよび手動照明LEDのうちの少なくとも1つとレーザダイオード(LED)調整部とをさらに備えることができる。

【0023】

画像収集システムは、単一センサ撮像系および二重センサ撮像系からなる群から選択されたセンサ撮像系であって、カラーCMOS、モノクロCMOS、カラーCCDおよびモノクロCCDからなる群から選択された少なくとも1つの素子を備えるセンサ撮像系と、LEDまたはレーザダイオード(LED)のうちの1つに基づく照明系とを備えることができる。いくつかの実施形態では、前記照明系は、(a) UV LED光源およびマルチスペクトル光源からなる群から選択された蛍光測定または自家蛍光測定を行うための光源、(b) 赤外線光源および(c) 上記の任意の組合せからなる群から選択された光源を備える。

30

【0024】

いくつかの実施形態では、照明系は、対物レンズの第2部分を使用して組織からの反射を最適化するように、最小入射角で標的組織への光の送達を最適化するために、レンズ開口の近くに配置された白色/モノクロLEDの光源を備えている。いくつかの実施形態では、前記照明系は、カメラ露出時間を制御し撮像系におけるいかなる飽和も防止するように外部ストロボまたはカメラ電子シャッタのうちの1つを有する光源を備える。

40

【0025】

画像収集システムは、広い被写界深度、異なる焦点面における同じX、Y位置の一連の異なる画像を受け取る連続ズーム機能、および外部照明系の光源を用いて異なる照明角で適用される暗視野照明のうちの少なくとも1つを用いることにより、収集された画像において奥行知覚を達成することができる。

【0026】

一実施形態では、画像収集システムは、蛍光画像を取得するカメラ装置を備え、前記カメラ装置は、カメラと、前記カメラに取り付けられたレンズと、UVを透過し可視光およ

50

びIR光を反射するダイクロイックミラーとを備える。

【0027】

別の実施形態では、画像収集システムは、蛍光画像を取得するカメラ装置を備え、前記カメラ装置は、カメラと、前記カメラに取り付けられたレンズと、明視野(BF)でのUV光源と、約400nmの波長のロングパスフィルタとを備える。

【0028】

本システムは、画像収集システムに対する光学使い捨て検鏡の不適切な組立てによって発生する迷光を検出する検出器をさらに備えることができる。

【0029】

検出器は、別個のユニットまたは前記センサのうちの1つであり得る。

10

【0030】

本システムは、ヒステロスコピー処置で利用することができる。

【0031】

一実施形態では、標的組織において異常細胞を直接撮像し、診断し、(任意選択的に)除去するシステムであって、使い捨て検鏡と、複数のデータセットを取得するように独立して操作されるセグメントに分割された明視野光源または暗視野光源のうちの少なくとも1つを使用して、標的組織内の細胞の単一の画像あるいは複数の画像または映像のうちの少なくとも1つを取り込むように構成された、複数の光学素子を備える画像収集システムであって、前記光学素子が、トラックに、かつ前記光学素子の各々に対して独立した動きを提供する摺動機構に機械的に接続されて、摺動可能に搭載されており、前記使い捨て検鏡の内面に組み立てられかつ機械的に固定された画像収集システムと、画像収集システムと通信する画像分析および制御ユニットであって、データセットを分析し、異常細胞を診断するアルゴリズムをデータセットに適用する画像分析および制御ユニットとを備えるシステムが提供される。

20

【0032】

いくつかの実施形態では、検鏡は、子宮頸部の壁のつぶれを防止する手段、流体を抽出する吸引手段、画像収集システムを閉塞する可能性があるいかなる液体も除去するための気体の連続流またはパルス流を提供する手段、およびそれらの任意の組合せからなる群から選択された少なくとも1つを備える。

【0033】

いくつかの実施形態では、画像収集システムは、3つの別個の独立した照明、すなわち、拡散照明用でありかつ独立した動作のためにセグメントに分割された、白色/モノクロ/IR、UV明視野(BF)照明および白色/モノクロ暗視野(DF)照明と、ダイクロイックミラーの後方に位置する蛍光用のUVLEDと、明視野(BF)マルチスペクトル照明とを有する。

30

【0034】

いくつかの実施形態では、画像収集システムは、標的組織の視野全体の異なる波長の画像を取り込む1つまたは複数の高解像度撮像センサを含み、画像は、前記画像分析および制御ユニットの別個のチャンネルに送信されかつ画面上に別個に提示される。

【0035】

いくつかの実施形態では、画像収集システムは、異常細胞の正確なアブレーションを可能にする2次元傾斜ミラーシステムを備えたレーザアブレーションモジュールをさらに備え、前記レーザアブレーションモジュールは、前記データセットを使用して診断された異常細胞を除去し、画像収集システムは、画像において異常細胞が存在しなくなったことを検出したときにアブレーションを停止するように設計されている。

40

【0036】

いくつかの実施形態では、レーザアブレーションモジュールは、赤外線レーザビーム、緑色レーザビームおよび紫外線レーザビームからなる群から選択されたパルス状レーザビームを備え、前記レーザビームは、異常細胞を除去するために十分なパルスエネルギーおよびパルスピーク出力で前記パルスビームを集束させる撮像レンズを用いて、高出力ファ

50

イバを介して前記標的組織に誘導される。

【0037】

いくつかの実施形態では、画像収集システムは、小型圧電モータまたは電気モータを使用することによって実施することができるズームレンズをさらに備えている。

【0038】

いくつかの実施形態では、画像収集システムは、自動照明LED、半自動照明LEDおよび手動照明LEDのうちの少なくとも1つとレーザダイオード調整部とをさらに備えている。

【0039】

いくつかの実施形態では、画像分析および制御ユニットは、前記画像収集システム内に一体化されている。

10

【0040】

いくつかの実施形態では、本システムは、ヒステロスコピー処置で利用される。

【0041】

いくつかの実施形態では、前記摺動機構は、少なくとも1つのモータを備えている。いくつかの実施形態では、使い捨て光学検鏡は、光学ヘッドを覆うが、手作業による生検を行うための自由な作業チャネルを可能にする。いくつかの実施形態では、システムは、単回使用使い捨て検鏡および多回使用画像収集システムを備える。いくつかの実施形態では、システムは、歪みなしに画像収集を確保するために光学使い捨て検鏡と画像収集システムとの間に係止機構をさらに備える。いくつかの実施形態では、光学使い捨て検鏡は、光学窓を備えた暗視野照明用の光コリメート素子ガイドを組み込んでいる。いくつかの実施形態では、光学使い捨て検鏡は、前記光学使い捨て検鏡を識別するための一意のRFIDタグを備えている。

20

【0042】

実施形態では、標的組織において異常細胞を直接撮像し、診断するシステムであって、腹腔鏡と、複数のデータセットを取得するように独立して操作されるセグメントに分割された明視野光源または暗視野光源のうちの少なくとも1つを使用して、前記標的組織内の細胞の単一の画像あるいは複数の画像または映像のうちの少なくとも1つを取り込むように構成された、複数の光学素子を備える画像収集システムであって、前記光学素子が、トラックに、かつ前記光学素子の各々に対して独立した動きを提供する摺動機構に機械的に接続されて、摺動可能に搭載されており、前記腹腔鏡に組み立てられかつ機械的に固定された画像収集システムと、画像収集システムと通信する画像分析および制御ユニットであって、データセットを分析し、異常細胞を診断するアルゴリズムをデータセットに適用する画像分析および制御ユニットとシステムが提供される。

30

【0043】

いくつかの実施形態では、前記摺動機構は少なくとも1つのモータを備える。いくつかの実施形態では、腹腔鏡は、歪みなしに画像収集を確保するために腹腔鏡と画像収集システムとの間に係止機構を備える。いくつかの実施形態では、前記腹腔鏡は、光学窓を備えた暗視野照明用の光コリメート素子ガイドを組み込んでいる。

【0044】

40

実施形態では、標的組織において異常細胞を直接撮像し、診断し、除去する方法であって、(a)(i)複数のデータセットを取得するように独立して操作されるセグメントに分割された明視野光源または暗視野光源のうちの少なくとも1つを使用して、前記標的組織内の細胞の単一の画像あるいは複数の画像または映像のうちの少なくとも1つを取り込むように構成された、複数の光学素子を備える画像収集システムであって、前記光学素子が、トラックに、かつ前記光学素子の各々に対して独立した動きを提供する摺動機構に機械的に接続して、摺動可能に搭載される、画像収集システム、(ii)画像分析および制御ユニットを提供するステップと、(b)前記画像分析および制御ユニットを前記画像収集システムと通信させるステップと、(c)前記データセットを分析し、前記データセットに異常細胞を診断するアルゴリズムを適用するステップとを含む方法が提供される。

50

【 0 0 4 5 】

上に定義した方法は、ヒステロスコピー処置で利用することができる。

【 0 0 4 6 】

上に定義した方法では、前記摺動機構は少なくとも1つのモータを備えることができる。

【 0 0 4 7 】

上に定義した方法では、画像収集システムは、3つの別個の独立した照明、すなわち、拡散照明用でありかつ独立した動作のためにセグメントに分割された、白色/モノクロ/IR、UV明視野(BF)照明および白色/モノクロ暗視野(DF)照明と、ダイクロイックミラーの後方に位置する蛍光用のUV LEDと、明視野(BF)マルチスペクトル照明とを有することができる。

10

【 0 0 4 8 】

上に定義した方法では、画像収集システムは、標的組織の視野全体の異なる波長の画像を取り込む1つまたは複数の高解像度撮像センサを含むことができ、画像は、前記画像分析および制御ユニットの別個のチャンネルに送信されかつ画面上に別個に提示される。

【 0 0 4 9 】

上に定義した方法では、画像収集システムは、異常細胞の正確なアブレーションを可能にする2次元傾斜ミラーシステムを備えたレーザアブレーションモジュールをさらに備えることができ、前記レーザアブレーションモジュールは、前記データセットを使用して診断された異常細胞を除去し、画像収集システムは、画像において異常細胞が存在しなくなったことを検出したときにアブレーションを停止するように設計される。

20

【 0 0 5 0 】

上に定義した方法では、レーザアブレーションモジュールは、赤外線レーザビーム、緑色レーザビームおよび紫外線レーザビームからなる群から選択されたパルス状レーザビームを備え、前記レーザビームは、異常細胞を除去するために十分なパルスエネルギーおよびパルスピーク出力で前記パルスビームを集束させる撮像レンズを用いて、高出力ファイバを介して前記標的組織に誘導される。

【 0 0 5 1 】

上に定義した方法では、前記システムは、光学使い捨て検鏡を備えることができ、前記光学使い捨て検鏡は、迷光が前記画像収集システムに入らないように配置された弾性材料の層が設けられた光学窓を備える。

30

【 0 0 5 2 】

上に定義した方法では、前記検鏡は、子宮頸部の壁のつぶれを防止する手段、流体を抽出する吸引手段、画像収集システムを閉塞する可能性があるいかなる液体も除去するための気体の連続流またはパルス流を提供する手段、およびそれらの任意の組合せからなる群から選択された少なくとも1つを備えることができる。

【 0 0 5 3 】

上に定義した方法では、画像収集システムは、小型圧電モータまたは電気モータを使用することによって実施することができるズームレンズをさらに備えることができる。

【 0 0 5 4 】

上に定義した方法では、画像収集システムは、自動照明LED、半自動照明LEDおよび手動照明LEDのうちの少なくとも1つとレーザダイオード調整部とをさらに備えることができる。

40

【 0 0 5 5 】

上に定義した方法では、画像収集システムは、単一センサ撮像系および二重センサ撮像系からなる群から選択されたセンサ撮像系であって、カラーCMOS、モノクロCMOS、カラーCCDおよびモノクロCCDからなる群から選択された少なくとも1つの素子を備えるセンサ撮像系と、LEDまたはレーザダイオードのうちの1つまたは複数に基づく照明系とを備えることができる。

【 0 0 5 6 】

50

上に定義した方法では、前記照明系は、明視野照明と、暗視野外部光源照明と、(a) UV LED光源およびマルチスペクトル光源からなる群から選択された蛍光測定または自家蛍光測定を行うための光源、(b)赤外線光源および(c)上記の任意の組合せからなる群から選択された光源とを備えることができる。

【0057】

上に定義した方法では、照明系は、対物レンズの第2部分を使用して組織からの反射を最適化するように、最小入射角で前記標的組織への光の送達を最適化するために、レンズ開口の近くに配置された白色/モノクロ/IR LEDおよびUV蛍光LEDの光源を備えることができる。

【0058】

10

上に定義した方法では、画像収集システムは、広い被写界深度、異なる焦点面における同じX、Y位置の一連の異なる画像を受け取る連続ズーム機能、および外部照明系の光源を用いて異なる照明角で適用される暗視野照明のうちの少なくとも1つを用いることにより、収集された画像において奥行知覚を達成することができる。

【0059】

上に定義した方法では、画像収集システムは、蛍光画像を取得するカメラ装置を備えることができ、前記カメラ装置は、カメラと、前記カメラに取り付けられたレンズと、UVを透過し可視光およびIR光を反射するダイクロイックミラーとを備える。

【0060】

上に定義した方法では、前記画像収集システムは、蛍光画像を取得するカメラ装置を備えることができ、前記カメラ装置は、カメラと、前記カメラに取り付けられたレンズと、明視野(BF)でのUV光源と、約400nmの波長のロングパスフィルタとを備える。

20

【0061】

上に定義した方法では、画像収集システムは、カメラ露出時間を制御しかつ撮像系におけるいかなる飽和も防止するように、外部ストロボまたはカメラ電子シャッタのうちの1つを有する光源を備えることができる。

【0062】

上に定義した方法では、画像収集システムに対する前記光学使い捨て検鏡の不適切な組立てによって発生する迷光を検出する検出器を設けることができる。

【0063】

30

上に定義した方法では、前記画像分析および制御ユニットを、前記画像収集システム内に一体化することができる。

【0064】

ここで、図面を参照して本発明について説明する。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図1A-B】システムによって検査される例示的な部位を含む、本明細書に開示するシステムの組立図(図1A)および組立分解図(図1B)を提示する。

【図2A-B】使い捨て光学検鏡の下方部分におけるカバー窓の一実施形態の設計の図を提示し、図2Aは、使い捨て光学検鏡の下方部分のカバー窓の一実施形態の設計の断面図を示し、図2Bは、図2Aに示す正面窓レンズの拡大図を提供する。

40

【図3】画像収集システムの一実施形態の概略図を提示する。

【図4】図3の画像収集システムの断面図を提示する。

【図5】システムの一実施形態によって提供される明視野照明および暗視野照明を示す部分的レイトレーシング図を提示する。

【図6A-B】少なくとも1つの撮像センサを備える光学レイアウトの2つの実施形態に対する光学設計および主光線を示し、図6Aは、単一撮像センサを備えるシステムの一実施形態に対する光学設計および主光線の図を提示し、図6Bは、二重撮像センサを備えるシステムを備えるシステムの一実施形態に対する光学設計および主光線の図を提示する。

【図7A-D】カメラハウジングの一実施形態の外観図(図7Aおよび図7B)と、カメ

50

ラハウジングが使い捨て検鏡にいかに関与されるか（図 7 C および図 7 D）とを示す。

【図 8 A - E】高い動的撮像機能に対して 1 つおよび / または 2 つの撮像センサを備える光学部品に独立した移動を可能にするように設計された摺動機構の一実施形態を示し、図 8 A は、摺動機構および 2 つの撮像センサ設計を備える光学列の一実施形態の等角図を示し、図 8 B は、図 8 A に示す実施形態の断面図を示し、図 8 C は、摺動機構および 1 つの撮像センサ設計を備える光学列の一実施形態の等角図を示し、図 8 D は、図 8 C に示す実施形態の断面図を示し、図 8 E は、明視野測定および蛍光測定に使用される実施形態における光学システムの端部の遠位端（先端）の正面図であり、図 8 F は、図 8 E に示す実施形態の光学システムの端部の遠位端の正面図と視野における暗視野照明（1601）とを提示する。

10

【図 9】本明細書に開示するシステムの概略構造を提示する。

【図 10】本明細書に開示するシステムのソフトウェア初期化を示す。

【図 11】画像取込みアルゴリズムのプロセスフローを示す。

【図 12】画像分析、輪郭による疑わしい部位の表示および検知アルゴリズムのプロセスを示す。

【図 13】画像分析および制御ユニットの一実施形態を示す。

【図 14】流体および気体（蒸気）排出機能を備えた検鏡実施形態を示す。

【図 15】子宮頸部壁のつぶれを防止する膜を含む検鏡実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

【0066】

20

以下の説明において、本発明のさまざまな態様について記載する。説明の目的で、本発明が完全に理解されるために具体的な詳細を示す。当業者には、本発明の本質的な特質に影響を与えることなく詳細が異なる本発明の他の実施形態があることが明らかとなる。したがって、本発明は、図に示し本明細書に記載するものによって限定されず、添付の特許請求の範囲によって示されるように、前記特許請求の範囲の最も広範な解釈によってのみ確定される適切な範囲のみによって限定される。

【0067】

「SpecuView」システムという用語は、以下、使い捨て光学検鏡と、治療モジュールならびに画像分析および制御ユニットを備える画像収集システムとを備える装置を指す。したがって、一実施形態によれば、「SpecuView」という用語は、

30

【0068】

「ジャイノスコーピー（Gynoscopy）」システムという用語は、以下、子宮頸部撮像手技を指す。

【0069】

「ヒステロスコピー（子宮鏡検査）」という用語は、以下、子宮頸部を通してアクセスする内視鏡による子宮腔の検査を指す。これにより、子宮内病理の診断が可能になり、かつこれは、外科的介入（子宮鏡手術）の方法としての役割を果たす。低コストかつ高解像度のコルポスコピーは、女性の健康管理の改善、検査コストの削減および機能障害の回避に対して直接影響を与えることができる。低コストの手持ち式画像収集デバイスはまた、日々の処置において婦人科医に役立ちかつ / または専門のコルポスコピスト（colposcopist）に役立ち、開発途上国におけるスクリーニングの費用効率を向上させる。したがって、高解像度コルポスコピーに対して適切な検鏡および光学系を備える低コストのシステムは、長年にわたって切実であるが未だ満たされていない必要であり続けている。

40

【0070】

本明細書に記載するシステムは、婦人科の日常的な処置検査、外科処置、コルポスコピー腹腔鏡検査またはヒステロスコピーにおいて撮像に使用することができる。いくつかの実施形態では、システムは、被検査部位（たとえば、子宮頸部）の異常細胞（たとえば、がん細胞）のアブレーションのための治療モジュールを備えている。

50

【0071】

SpecuViewシステムの目的の1つは、術者が、比較的広い部位（たとえば、子宮頸部腔）内に位置する物体の詳細な高解像度観察と、異常細胞（たとえば、子宮頸部のがん細胞）の正確なアブレーションとを行うのを可能にする装置を提供することである。

【0072】

SpecuViewシステムの利点のうちの1つは、開口の近くの直接BF（明視野）または単純なBS（ビームスプリッタ）の代りに、照明源の近くの1つの（任意選択的な可変）偏光子およびセンサの近くの1つの偏光子とともにPBS（偏光ビームスプリッタ）またはBS（ビームスプリッタ）による任意選択的なBFにより、エッジ強調技法に対する交差偏光オプションが可能になるということである。

10

【0073】

本システムおよび方法はまた、ヒステロスコピー処置において利用することも可能であることが強調されるべきである。こうした処置では、画像収集システムを利用して、子宮内の直接撮像、診断および治療を行うことができる。

【0074】

SpecuViewシステムでは、検査毎に画像収集システムに使い捨て光学検鏡が組み立てられる。使い捨て検鏡は、画像収集システムに対して清浄な環境をもたらし、システムが汚染されないようにし、患者、医師（たとえば、婦人科医）、助手の看護師または任意の組合せの二次汚染を防止する。ここで図1Aを参照すると、図1Aは、検査部位を含み、あり得る被検査部位の一例、すなわち子宮頸部を含む、SpecuViewシステムの一実施形態の組立断面図を示す。図には、使い捨て光学検鏡の上方部分の断面図1100と、使い捨て光学検鏡の下方部分の断面図1200と、画像収集システムの断面図1300と、システムによって検査される部位の限定しない例としての子宮頸部の断面図1500とが示されている。ここで図1Bを参照すると、図1Bは、使い捨て光学検鏡の一実施形態の組立分解図を示し、上方部分1100および下方部分1200を示している。本明細書に開示するシステムの設計により、本技術において既知である設計と比較して検査間の時間を短縮することができる。

20

【0075】

ここで図2Aを参照すると、図2Aは、使い捨て光学検鏡の下方部分におけるカバー窓の一実施形態の設計の断面図1210を示す。この図は、正面窓レンズ領域1211と、画像収集システム用の破断可能なスナップ取付具1212と、操作ボタン用の切込レリーズ1213とを示す。図2Bに示すシステムの実施形態では、画像収集システムは、光学撮像システムが検鏡から取り外された後に破断する破断可能なスナップ1212を介して検鏡に取り付けられている。これらの破断可能なスナップを備えた実施形態を使用することにより、システムの使用の度に新たな使い捨て検鏡が使用されることが確実になり、それは、すでに一度使用された検鏡に画像収集システムを挿入することが可能でなくなるためである。

30

【0076】

ここで図2Bを参照すると、図2Bは、図2Aに示す正面窓レンズの拡大図1211を提供する。図2Bに示す図は、画像収集システムにおける暗視野LED光源のための線形円筒状コリメートレンズ1222と、（たとえば、暗視野照明または明視野照明から）画像収集システムに入る迷光を阻止する弾性層1221と、暗視野照明LED光源1311とを含む。いくつかの実施形態では、迷光が（詳細に後述する）画像収集システムに入らないようにするために、光学検鏡の窓に、光学検鏡と画像収集システムとの間に微調整された結合をもたらし弾性材料の層1221が設けられている。弾性材料の層は、他の光学部品の間のわずかな製造または組立不整合を補償する。

40

【0077】

画像収集システムは、明視野照明および暗視野照明を備え、LED光源を使用する。ハイパースペクトルイメージングのために、狭帯域スペクトルをもたらしことができる任意

50

のLEDまたはレーザダイオードを使用することができる。限定しない例として、（たとえば、蛍光測定および/または自家蛍光測定のために）UV LED光源を使用することができる。第2の限定しない例としては、レーザダイオードを使用することができる。

【0078】

出力が可視（単一波長あるいは白色）またはIRであるLEDも同様に使用することができる。奥行検出が望まれる実施形態では、IR光源が使用される。ここで図3および図4を参照すると、図3および図4は、画像収集システムの一実施形態の概略図を提示する。図3は、画像収集システムの本体1302と、カメラヘッド操作ボタン1303と、暗視野照明LED光源1311とを示す、外観図を提示する。図4にはこの実施形態の内部図が示され、それは、暗視野照明LED光源1311と、LED1312と、明視野照明LED光源1313と、撮像センサ領域1315と、ダイクロイックミラー1708と、合わせて画像収集システムの対物レンズ系を構成する光学部品の2つの群、すなわち正面レンズ群1340および背面レンズ群1320とを示す。

10

【0079】

いくつかの実施形態では、群1320（図4を参照）は、撮像センサとビームスプリッタおよび/またはダイクロイックミラーとに接続され、明視野照明部品が略位置する場所に開口絞りを含む。いくつかの実施形態では、群1340（図4を参照）は、使い捨て光学窓1211（図2Aを参照）とともに光学素子群を含む。

【0080】

いくつかの実施形態、特に蛍光測定または自家蛍光測定が行われる実施形態では、ダイクロイックミラー1708（図4を参照）は、群1320と群1340との間に配置されている。明視野光源は、ダイクロイックミラーの近くに配置されている。いくつかの実施形態では、群1340の対物レンズの軸に沿ったダイクロイックミラーの反対側に、マルチスペクトル光源、白色光源またはUV光源が配置されている。

20

【0081】

一実施形態では、照明系は、明視野白色光源および暗視野白色光源に加えて、蛍光画像分析用のUV LED光源を備えている。この種の照明によってがん細胞が非常に強調されるということは、本技術分野において周知である。これらの実施形態において、光学設計は、 $\lambda < 400 \text{ nm}$ のUV LEDの光を透過し、 $\lambda > 440 \text{ nm}$ の他の光源の光を反射するダイクロイックミラーを備えている。

30

【0082】

ここで図5を参照すると、図5は、一実施形態画像収集システムによって提供される照明のレイトラッシング図を提示する。システム（画像収集システムの周囲で組み立てられた光学検鏡）の断面図の上に、暗視野照明光線（1601）および明視野照明光線（1602）を示す線が重ねられている。

【0083】

システムの実施形態は、2つの画像収集設計のうちの1つ、すなわち、カラーCMOSあるいはCCDとLEDあるいはレーザダイオード（LD）に基づく照明系とを備える単一撮像センサシステム、または2つの異なるCMOSあるいはCCD（いくつかの実施形態では、1つの色および1つのモノクロ）とLEDあるいはLDに基づく照明系とを備える二重撮像センサシステムを備えることができる。

40

【0084】

ここで図6Aおよび図6Bを参照すると、図6Aおよび図6Bは、内腔（たとえば、子宮頸部）を見るために画像収集システムの光学ヘッドで使用するための光学設計の2つの実施形態を概略的に示す。画像収集システムの使用の限定しない例としては、ビデオ腹腔鏡検査が挙げられ、それは、画像収集システムに組み立てられ専用の光学アダプタの使用と、腹腔鏡検査手技における異常細胞の検出とによって可能になる。

【0085】

ここで図6Aを参照すると、図6Aは、単一撮像センサを備えるシステムの一実施形態に対する光学設計および主光線の図を提示する。図には、検査されている部位（1701

50

）と、窓 1704、第 1 メニスカス素子 1705、両凹素子 1706、第 1 両凸素子 1707、ダイクロイックミラー 1708、開口 1709、平凸素子 1710、第 2 メニスカス素子 1711、第 2 両凸素子 1712、ビームスプリッタ 1713、（両凸）集光素子 1714 および撮像センサ 1315 を備える光学素子と、主戻り光線（1702）および周辺戻り光線（1703）とが示されている。

【0086】

ここで図 6B を参照すると、図 6B は、二重撮像センサを備えたシステムを備えるシステムの一実施形態に対する光学設計および主光線の図を提示する。図には、検査されている部位（1701）と、窓 1704、第 1 メニスカス素子 1705、両凹素子 1706、第 1 両凸素子 1707、ダイクロイックミラー 1708、開口 1709、平凸素子 1710、第 2 メニスカス素子 1711、第 2 両凸素子 1712、ビームスプリッタ 1713、（両凸）第 1 集光素子 1714a、第 1 撮像センサ 1315a、（両凸）第 2 集光素子 1714b および第 2 撮像センサ 1315b を備える光学素子と、主戻り光線（1702）および周辺戻り光線（1703）とが示されている。

10

【0087】

ここで図 7A ~ 図 7D を参照すると、図 7A ~ 図 7D は、カメラハウジングの一実施形態と使い捨て検鏡へのその組込みとの概略図を提示する。図 7A は、カメラハウジングの背面図を示し、カメラ操作ボタン 1303 の位置を示しており、図 7B は、カメラハウジングの正面図を示し、正面レンズ 1340 を示している。図 7C および図 7D は、カメラハウジングが組み込まれた検鏡の一実施形態のそれぞれ背面図および正面図である。

20

【0088】

いくつかの実施形態では、光学設計は、少なくとも 1 つの光学部品を 2 段階以上移動させる、光学系軸に対して垂直な少なくとも 1 つのモータを備えている。

【0089】

摺動機構を備える、本明細書に開示するシステムのいくつかの実施形態を図 8 に示す（図 8A ~ 図 8F を参照）。作動距離および倍率が固定である図 6A および図 6B に示すもののような実施形態とは対照的に、図 8 に示す実施形態（図 8A ~ 図 8F を参照）は、可変の作動距離および可変の倍率をとともに可能にする。

【0090】

ここで図 8A を参照すると、図 8A は、摺動機構を備える光学列の一実施形態の等角図を示す。図に示す実施形態では、光学列は使い捨て検鏡の内部に収容されている。図示する実施形態では、3 つの移動可能なレンズ群（そのうちのいくつかは単一レンズを備える）が、マウント 3020、3030、3040 および 3050 に搭載されている。マウントは、検鏡に取り付けられているトラック 3000 に摺動可能に搭載されている。トラックは、光学素子を位置合せして維持しながら光学素子の直線移動を可能にする。開口の径を制御するためにはめば歯車 3031 が使用される。図示する実施形態では、レンズマウント 3020 および 3030 の各々は、トラック 3000 に摺動可能に搭載されている。システムのいくつかの実施形態では、各レンズ群は、他のレンズ群の各々とは独立して移動することができる。システムのいくつかの実施形態では、レンズ群の移動は、レンズマウントからハウジングの外部の箇所（検鏡、腹腔鏡等）まで伸びる機械的接続部を介して手動で駆動される。システムの他の実施形態では、レンズ群の移動は、上述した 1 つまたは複数のモータによって駆動され、それらの各々は、制御する 1 つまたは複数のレンズマウントと機械的に接続されている。

30

40

【0091】

ここで図 8B を参照すると、図 8B は、図 7a に示す実施形態の断面図を示す。図 8B には、検査されている部位（1801）と、使い捨てメニスカス窓 1804、保護窓 1805、第 1 両凹素子 1806、ダイクロイックミラー 1807、明視野ビームスプリッタ 1808、両凸素子 1809、平凸素子 1810、開口 1811、第 2 両凹素子 1812、メニスカス素子 1813、メニスカス素子 1815、両凸レンズ 1816、ビームスプリッタ 1817、第 1 撮像センサ 1315a および第 2 撮像センサ 1315b を備えた光

50

学素子とが示されている。

【 0 0 9 2 】

図 8 A および図 8 B は、二重撮像センサ、ビームスプリッタおよびレンズを備えたシステムを備えるシステムの一実施形態に対する光学設計の図を提示することが強調されるべきである。

【 0 0 9 3 】

図 8 A および図 8 B は、参照番号 3 0 1 0 および 3 0 5 0 によって表される 2 つの固定群をさらに備えている。

【 0 0 9 4 】

参照番号 3 0 5 0 は、二重撮像センサ (1 3 1 5 a および 1 3 1 5 b)、両凸レンズ 1 8 1 6、ビームスプリッタ 1 8 1 7 を表し、参照番号 3 0 1 0 は、使い捨てメニスカス窓 1 8 0 4、保護窓 1 8 0 5、両凹素子 1 8 0 6、ダイクロイックミラー 1 8 0 7、明視野ビームスプリッタ 1 8 0 8 を含む。

【 0 0 9 5 】

ここで図 8 C および図 8 D を参照すると、図 8 C および図 8 D は、単一撮像センサを備えるシステムの一実施形態に対する光学設計の図を提示する。

【 0 0 9 6 】

図 8 C および図 8 D には、検査されている部位 1 8 0 1 と、使い捨てメニスカス窓 1 8 0 4、保護窓 1 8 0 5、第 1 両凹素子 1 8 0 6、ダイクロイックミラー 1 8 0 7、明視野ビームスプリッタ 1 8 0 8、両凸素子 1 8 0 9、平凸素子 1 8 1 0、開口 1 8 1 1、第 2 両凹素子 1 8 1 2、メニスカス素子 1 8 1 3、メニスカス素子 1 8 1 5、両凸レンズ 1 8 1 6、ビームスプリッタ 1 8 1 7 および撮像センサ 1 3 1 5 を備える光学素子とが示されている。

【 0 0 9 7 】

図 8 C に示す実施形態の断面図を示す図 8 D が示唆されるべきである。

【 0 0 9 8 】

図 8 A および図 8 B に示す実施形態と同様に、図 8 C および図 8 D に示す実施形態では、3 つの移動可能なレンズ群 (そのうちのいくつかは単一レンズを備える) が、マウント 3 0 2 0、3 0 3 0 および 3 0 4 0 に搭載されている。マウントは、検鏡に取り付けられているトラック 3 0 0 0 に摺動可能に搭載されている。トラックは、光学素子を位置合せて維持しながら光学素子の直線移動を可能にする。開口の径を制御するためにはめば歯車 3 0 3 1 が使用される。図示する実施形態では、レンズマウント 3 0 2 0 および 3 0 3 0 の各々は、トラック 3 0 0 0 に摺動可能に搭載されている。システムのいくつかの実施形態では、各レンズ群は、他のレンズ群の各々とは独立して移動することができる。システムのいくつかの実施形態では、レンズ群の移動は、レンズマウントからハウジングの外部の箇所 (検鏡、腹腔鏡等) まで伸びる機械的接続部を介して手動で駆動される。システムの他の実施形態では、レンズ群の移動は、上述した 1 つまたは複数のモータによって駆動され、それらの各々は、制御する 1 つまたは複数のレンズマウントと機械的に接続されている。

【 0 0 9 9 】

ここで図 8 E を参照すると、図 8 E は、蛍光測定に使用される実施形態における光学系の端部の遠位端の正面図を提示する。LED 1 8 2 0、ダイクロイックミラー 1 8 0 7、ビームスプリッタ 1 8 0 8、および明視野放射線 (1 6 0 3) および蛍光放射線 (1 6 0 2) を示す光線が示されている。

【 0 1 0 0 】

ここで図 8 F を参照すると、図 8 F は、光学系の端部の遠位端の正面図と視野における暗視野照明とを提示する。明視野 LED 1 8 2 0、暗視野 LED 1 8 2 2、ダイクロイックミラー 1 8 0 7、ビームスプリッタ 1 8 0 8、および視野における暗視野放射線 (1 6 0 1) を示す光線が示されている。

【 0 1 0 1 】

いくつかの実施形態では、画像収集システムは、マルチスペクトルまたはビデオ画像を収集する。いくつかの実施形態では、画像収集システムは、異常細胞（たとえば、子宮頸部のがん細胞）の治療のための一体化したレーザアブレーションモジュールを備えている。

【0102】

ここで再び図8Eを参照すると、図8Eは、システムが明視野照明および蛍光測定に使用される実施形態における光学系の遠位端の正面図を提示する。蛍光用の明視野LED1820および1821、ダイクロイックミラー1807、ビームスプリッタ1808、および明視野放射線（1603）および蛍光放射線（1602）を示す光線が示されている。ここで図8Fを参照すると、図8Fは、光学系の端部の遠位端の正面図と視野における暗視野照明とを提示する。蛍光用の明視野LED1820および1821、暗視野LED1822、ダイクロイックミラー1808、ビームスプリッタ1808、および視野における暗視野放射線（1601）、明視野放射線（1603）および蛍光放射線（1602）を示す光線もまた示されている。

10

【0103】

いくつかの実施形態では、画像収集システムは、マルチスペクトルまたはビデオ画像を収集する。いくつかの実施形態では、画像収集システムは、異常細胞（たとえば、子宮頸部のがん細胞）の治療のための一体化したレーザアブレーションモジュールを備えている。

【0104】

いくつかの実施形態では、少なくとも1つの光学部品を2段階以上移動させる、光学系軸に対して垂直な少なくとも1つのモータを備えている。

20

【0105】

図8A～図8Fには、摺動機構を備える、本明細書に開示するシステムのいくつかの実施形態を示す。倍率が固定である図6Aおよび図6Bに示すもののような実施形態とは対照的に、図8A～図8Fに示す実施形態は、可変作動距離および可変倍率をともに提供する。

【0106】

ここで図8Aを参照すると、図8Aは、摺動機構を備える光学列の一実施形態の等角図を示す。図に示す実施形態では、光学列は使い捨て検鏡の内部に收容されている。図示する実施形態では、4つのレンズ群（そのうちのいくつかは単一レンズを備える）が、マウント3010、3020、3030、3040および3050に搭載されている。マウントは、検鏡に取り付けられているトラック3000に摺動可能に搭載されている。トラックは、光学素子を位置合せして維持しながら光学素子の直線移動を可能にする。開口の径を制御するためにはめば歯車3031が使用される。図示する実施形態では、レンズマウント3020、3030および3040の各々は、トラック3000に摺動可能に搭載されている。システムのいくつかの実施形態では、各レンズ群は、他のレンズ群の各々とは独立して移動することができる。システムのいくつかの実施形態では、レンズ群の移動は、レンズマウントからハウジングの外部の箇所（検鏡、腹腔鏡等）まで伸びる機械的接続部を介して手で駆動される。システムの他の実施形態では、レンズ群の移動は、上述した1つまたは複数のモータによって駆動され、それらの各々は、制御する1つまたは複数のレンズマウントと機械的に接続されている。

30

40

【0107】

焦点合せに対して2つのあり得るオプションがあり得る。

オプション1：最適位置の位置決め手続きが必要な固定レンズの機械的設計。カメラヘッドを被検査部位（たとえば、子宮頸部）の正面に設置して使い捨て光学検鏡を誘導し、微調整位置決めプロセスを起動させるのは医師である。最適位置の位置決め手続きにおいて、画像分析および制御ユニットは、画像を連続して取り込み、最終的な位置決めの手訂正を加えるように医師に推奨する焦点結果をもたらす（図1Aおよび図1Bを参照）。

【0108】

50

オプション 2：非固定レンズの機械的設計を用いる場合、自動焦点機構は、レンズの最適な位置を設定する。カメラヘッドを被検査部位（たとえば、子宮頸部）の正面に設置して使い捨て光学検鏡を誘導し、微調整位置決めプロセスを起動させるのは医師である。最適位置の位置決め手続きにおいて、画像分析および制御ユニットは、画像を連続して取り込み、最適な焦点結果をもたらす（図 8 A ~ 図 8 F を参照）。

【 0 1 0 9 】

奥行知覚に達するために、このシステムには 3 つの主な特徴がある。

【 0 1 1 0 】

1) システムには、広い被写界深度に対するオプションがある。

【 0 1 1 1 】

2) 連続ズーム機能を用いて、システムは、異なる焦点面に同じ (X, Y) 位置の一連の異なる画像を受け取ることができる。この方法では、知覚される対象の奥行の優れた知覚を得ることができる。

【 0 1 1 2 】

3) システムは、異なる角度で、または腹腔鏡アダプタを備えたシステムを使用する場合は外部照明源素子を用いることによって照明する、暗視野および明視野照明を適用する。限定しない例として、システムは、照明源を分割して制御する（たとえば、2 つのセクション）ように設計することができる。第 1 画像における照明源の 1 つのセクションと第 2 画像における照明源の第 2 セクションとを使用することにより、システムは、被検査対象の奥行知覚を可能にすることができる。

【 0 1 1 3 】

1 つの画像におけるすべてのがん細胞の検出を確実にするために、視野全体にわたる高解像度が確保される。

【 0 1 1 4 】

これらの 3 つの方法を用いて、システムは、たとえば腫瘍細胞の厚さおよび表面トポロジを特定することができる。

【 0 1 1 5 】

ここで図 9 を参照すると、図 9 は、SpecuView システム、使い捨て光学検鏡、画像収集システムモジュール、画像分析および制御ユニットモジュールの概略構造を示す。

【 0 1 1 6 】

ここで図 10 を参照すると、図 10 は、本明細書に開示するシステムの一実施形態におけるソフトウェア初期化フロー (1900) を示す。ソフトウェア初期化モジュールは、システムのダイナミックレンジ内の作動限界における照明源の起動と、使い捨て光学検鏡が適切に搭載されていないことを示す迷光の認識とを含む。

【 0 1 1 7 】

図 10 に示す実施形態では、図 10 に示す画像収集システムに対する初期化ルーチンは、自己校正手続きで開始し (1910)、分析に対して最良の画像を提供するために必要な入力信号の必要な増幅が求められ、非現実的な色またはグレイレベルの画像の収集を防止するためのホワイトバランスの修正等の画像収集の校正の他のステップが行われる。そして、不適切な組立て検出のステップ (1920) が行われる。このステップでは、画像分析および制御ユニットは、使い捨て光学検鏡が正しく組み立てられかつ固定されたことを検証する。そして、必要に応じて手動の対話式焦点合せ手続き (1930) が行われる。

【 0 1 1 8 】

ここで図 11 を参照すると、図 11 は、画像取込みアルゴリズムプロセスフロー 2000 を示す。画像収集のための光源タイプ（たとえば、UV および / または白色光）が選択され (2010)、最適な検出のために光モード（連続またはフラッシュ）が選択され (2020)、最適な照明増幅（すなわち、最適な画像収集をもたらす照明増幅）が選択され (2030)、最適な照明時間が求められ (2040)、画像が収集され分析されて、

10

20

30

40

50

最適な画像収集に対して何らかの変更が必要であるか否かが判断される(2050)。最適な画像収集のために変更が必要であると判断された場合、画像取込みアルゴリズムは再起動される。

【0119】

ここで図12を参照すると、図12は、画像分析、輪郭による疑いのある部位の表示、およびスコアリングアルゴリズムのプロセスを示す。

【0120】

ここで図13を参照すると、図13は、いくつかの実施形態において画像分析および制御ユニットに接続される画像収集システムを示す。画像分析および制御ユニットは、専用設計ハードウェアまたはカスタムハードウェアを備えた標準PCで実装することができるソフトウェアパッケージである。制御および分析システムは、ボックス2110に提供され、光学読取 - 書込ドライブ2120を含む(好適なドライブの限定しない例としては、DVD - RWドライブおよびBlu - Ray - RWドライブが挙げられる)。制御および分析システムへの電源は、オン/オフ操作ボタン2130によって制御される。カメラヘッドは、周辺データ接続部2140を介して分析および制御ユニットに接続され、データ接続部は、USB等、本技術分野において既知である任意の好適なタイプであり得る。図には、画像収集ケーブルコネクタ2150および視覚ディスプレイ2160もまた示されており、いくつかの実施形態では、視覚ディスプレイはLCDタッチスクリーンを含む。

【0121】

ここで図14を参照すると、図14は、婦人科処置の間の流体および気体(および/または蒸気)に対する吸引システムを備えた光学使い捨て検鏡を示す。吸引システムは、下部検鏡ブレード1200の内側に配置することができ、流体吸引用の広い領域4013および/または気体(蒸気)吸引用の孔4102を含むことができる。吸引システムはまた、(光学レンズの近くの)検鏡の遠位端4104において流体を収集し、流体の残留物を除去するために光学使い捨てレンズに対する正圧をもたらす孔4105を用いて、レンズを流体がない清浄な状態に維持するための連続したまたはパルス状の空気圧を提供することができる。吸引システムは、チューブ4101の端部において可撓性チューブによって吸引ポンプに接続することができる。

【0122】

ここで図15を参照すると、図15は、検鏡の下部ブレード4202および上部ブレード4203の両側に接続される薄膜を備えた検鏡を示す。婦人科医が検鏡を開くと、膜は引き伸ばされ、子宮頸部壁がつぶれないようにする2つの壁をもたらす。

【0123】

画像分析および制御ユニットは、各照明モード(すなわち、白色(明視野照明および/または暗視野照明)、マルチスペクトル照明(たとえば、UVおよび/またはIR))の輝度を独立して自動的に調整する。

【0124】

画像収集システムによって被検査部位(たとえば、子宮頸部)から収集されるデータは、組織診断を提供する画像分析および制御ユニットによって分析される。異常細胞がある場合、画像分析および制御ユニットは、(たとえば細胞アブレーションシステムを使用することによって)治療されるべき疑いのある領域を特定する。

【0125】

使い捨て光学検鏡を一意的RFID(無線周波数識別)タグに結合することができる。各検鏡に一意的通し/ロット番号を割り当てることにより、画像分析および制御ユニットは、各患者に対するかつ各検査に対する新品の使い捨て光学検鏡の使用を確実にする。使い捨て光学検鏡に関連するタグ番号は、患者の検査ファイルにおいて指定される。

【0126】

画像分析および制御ユニットは、反射率および自己蛍光試薬(すなわち、造影剤)を用いて取得される白色画像および/またはマルチスペクトル画像を分析することができる。

【0127】

10

20

30

40

50

画像分析および制御ユニットは、オープンアーキテクチャ、モジュールアーキテクチャおよびフィチャベースのアーキテクチャに基づく。分析方法は、白色照明タイプおよび／またはマルチスペクトル照明タイプの１つまたは複数の撮像センサで使用されるように設計されている。

【 0 1 2 8 】

いくつかの実施形態では、画像分析および制御ユニットは、異常細胞の（たとえば、それらの縁を特定することによる）正確な除去のための一意のアルゴリズムに基づく方法を提供する。システムのいくつかの実施形態では、画像分析および制御ユニットは、輪郭、すなわち健康な細胞と異常細胞との間の境界のマップを生成するアルゴリズムを含む。いくつかの実施形態では、画像分析および制御ユニットは、画像の保管および管理のために画像保管制御システム（Picture Archiving and Control System）（PACS）法を使用する。

10

【 0 1 2 9 】

異常細胞から、反射率画像および／または蛍光画像が収集される。任意選択的に、検査されている組織を照明する短パルスの光を用いて、反射率画像および／または蛍光画像を収集することができる。照明の同じかまたは異なる構成の下で、さまざまな反射率画像および蛍光画像を収集することができる。

【 0 1 3 0 】

アブレーションによって異常細胞を破壊することができる。アブレーション手技は、自動的に、または異常細胞候補に焦点を合わせるように調整可能なミラーの組の手動制御により、操作される。アブレーションによる破壊が完了すると、手技の完了を検証するために、さらなる反射率画像または蛍光画像を収集することができる。

20

【 0 1 3 1 】

典型的な実施形態では、レーザアブレーションシステムは、撮像センサ、可撓性／ソリッド光ファイバ、レーザシステム、レーザヘッドの近くおよびファイバの先端の近くに位置するビームスプリッタの近くの一組のミラー、ならびに被検査部位を局所的に撮像する光学系を備えている。いくつかの実施形態では、蛍光のために画像から紫線／UV光を減ずるために、レンズとファイバとの間にロングパスフィルタが配置される。

【 0 1 3 2 】

いくつかの実施形態では、レーザアブレーションシステムは、撮像センサ 1 3 1 5 の領域に配置される。

30

【 0 1 3 3 】

レーザアブレーションシステムを組み込んだ典型的な実施形態では、レーザアブレーションは、コリメート光学部品、一組のミラー、ファイバ束、別のミラー、ビームスプリッタおよび第２集光光学部品にパルス状レーザビームを通すことによって行われる。電動式の調整可能な一組のミラーを用いるために２つの任意選択的な場所がある。直線状のソリッドファイバ束が使用される場合、レーザの近くのミラーを用いてレーザビーム位置を調整することができ、それ以外の場合、ファイバ束の縁の近くのビームスプリッタの正面に調整可能な操縦ミラーを配置することができ、その傾斜角を遠隔で制御することができる。この調整可能なミラーの組は、破壊するべき悪性組織の所望の位置に選択的に衝突するように配向レーザビームを操作するように、医師から手動で画像分析報告または一組の点から出力として一組の角度／作動量を受け取る。

40

【 0 1 3 4 】

従来技術によるコルポスコプシステムの欠陥を克服して、本システムは、
医師のための作業チャンネルを備えた使い捨て光学検鏡と、
マルチスペクトル内部照明系を備えた小型カメラと、
（レンズを介する）明視野LED照明と、
所定照明角度での暗視野LED照明と、
（「レンズ照明を介する」）蛍光または自家蛍光による異常細胞検出のための内部UV照明と、

50

(「レンズ照明を介する」)内部IR照明と、
最大に患者を保護して短距離で十分な解像度で精密な対象を検査する可能性と、
任意選択的な異常細胞(たとえば、がん細胞)のインサイチュのリアルタイムレーザア
ブレーションと、
を提供する。

【0135】

使い捨て光学検鏡は、作業チャネルと、下部検鏡ブレードおよび上部検鏡ブレード用の
調整可能な係止機構とを提供することができる。

【0136】

作業チャネルは、ポップ-スミア検体を取得し、作業器具(たとえば、生検器具)を通
過させるために使用することができる。

10

【0137】

実施形態は、全体的な光学設計の一部でありかつ画像収集システムに組み立てられる、
使い捨て光学検鏡を別個に提供し、したがって、被検査患者に対して安全な二次汚染保護
を提供する。

【0138】

実施形態は、1つまたは複数の撮像センサを備えた高解像度撮像システムを提供し、し
たがって、ダイナミックレンジの高い画像を提供する。こうした情報の重要性は、ダイナ
ミックレンジの高い画像は表示および印刷が困難であるため、コンピュータ計算に使用す
ることができる、ということである。

20

【0139】

実施形態は、異常細胞スクリーニング用の検出アルゴリズムを含むシステムおよび方法
を提供することができる。

【0140】

実施形態は、子宮頸部に対して特に設計された専用異常細胞検出アルゴリズムを提供す
ることができる。

【0141】

光学系は、光学軸に沿った光学ズームレンズ系の設計、または個別のズーム設計(たと
えば、スリダ設計)を備えることができる。

【0142】

30

画像収集システムは、マルチスペクトル撮像および治療に対する一体化システムとして
機能する電気光学素子を含むことができる。画像収集システムは、解除可能な固定された
機械的ロックにより使い捨て光学検鏡に係止される。

【0143】

実施形態は、被検査部位(たとえば、子宮頸部)の高解像度撮像のシステムおよび方法
を提供する。システムは、組織の異常に対する画像分析を提供する。

【0144】

実施形態は、子宮頸部上皮内腫瘍(CIN)または湿潤がん等の組織異常に対する画像
分析として使用することができる。

【0145】

40

システム制御および分析ユニットは、被検査部位(たとえば、子宮頸部)から収集され
るリアルタイムの画像またはライブ映像を提供する。それは、組織診断を可能にし、異常
ながん細胞を正確に焼灼するのを可能にすることができる。画像またはライブ映像ならび
に分析結果は、医師および患者の両方に表示される。

【0146】

画像収集システムは、カラー画像および/またはモノクロ画像を収集する。被検査部位
の収集されたデータは、画像分析および制御ユニットによって分析される。画像および分
析制御ユニットは、疑いのある領域および検出された組織の分類のグラフィカル表現を出
力する。

【0147】

50

撮像収集システムは、子宮頸部からカラー画像および／またはモノクロ画像を収集することができる。

【 0 1 4 8 】

2つの主な画像取込モードがある。手動モードでは、画像が収集され最終的な分析のために提供される前に、医師が照明パラメータを制御する必要がある。自動モードでは、照明構成に関して医師のいかなる介入も不要である。詳細に上述したように、最適な画像取込みパラメータを設定するアルゴリズムは、分析のために最適な画像を生成するために、照明タイプ、モード、輝度および露出時間の値を変更しながら画像を連続的に取り込む。

【 0 1 4 9 】

病理組織に対する自家蛍光撮像の数値解析により、所与の画像においてがん部位が検出される。自家照明撮像の数値解析は、反射された紫外線光源の特別な特徴を用いる病理組織アルゴリズムを含む。病理組織に対する自家蛍光撮像の数値解析により、所与の画像における疑いのある領域が検出されかつ描かれ、その領域に対する病理学的病変スコアリングが生成される。

【 0 1 5 0 】

上述したように、ヒステロスコーピー処置においても実施形態を利用することができる。こうした処置では、画像収集システムを利用して、子宮内で直接撮像、診断および治療を行うことができる。こうした実施形態では、システムは、ヒステロスコップに組み立てられかつそこに機械的に固定される。

【 0 1 5 1 】

例示的な実施形態について上述したが、これらの実施形態は、本発明のすべてのあり得る形態を記載するようには意図されていない。むしろ、本明細書で使用した用語は、限定ではなく説明の用語であり、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなくさまざまな変更を行うことができることが理解される。さらに、さまざまな実施する実施形態の特徴を組み合わせる本発明のさらなる実施形態を形成することができる。

【 図 1 A 】

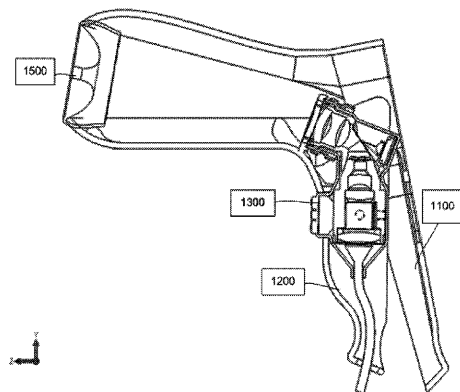


FIG. 1A

【 図 1 B 】

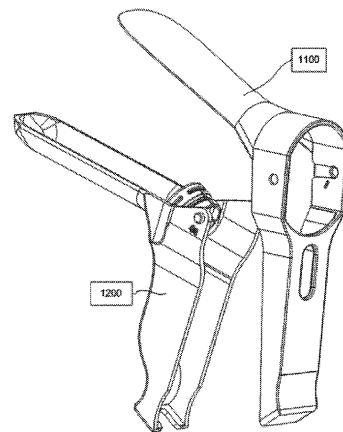


FIG. 1B

10

20

【図 2 A】

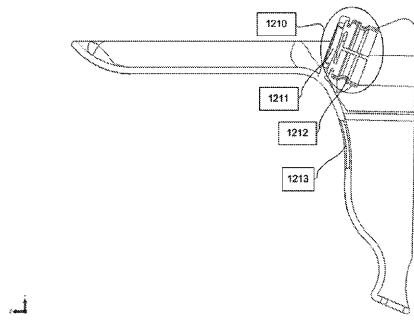


FIG. 2A

【図 2 B】

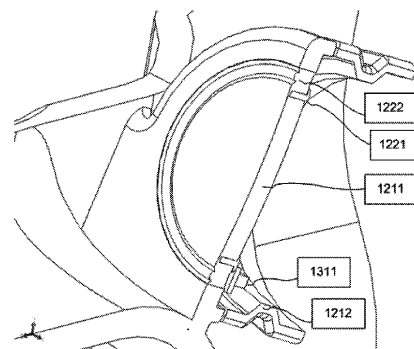


FIG. 2B

【図 3】

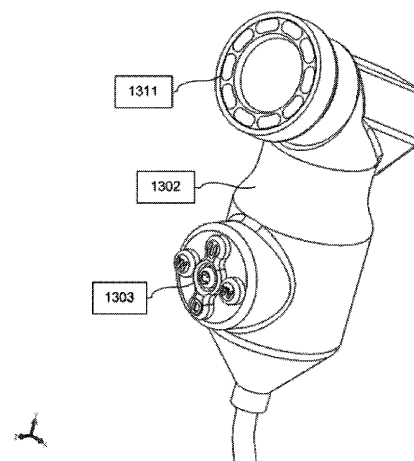


FIG. 3

【図 4】

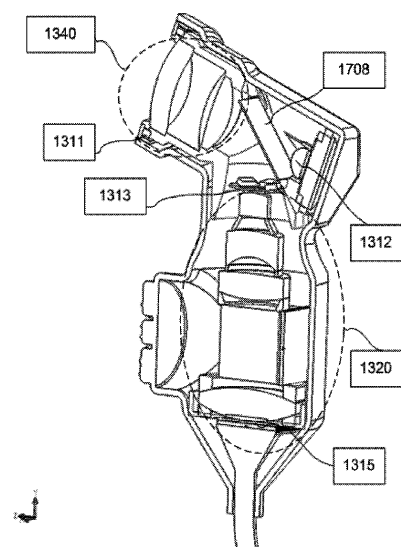


FIG. 4

【図 5】

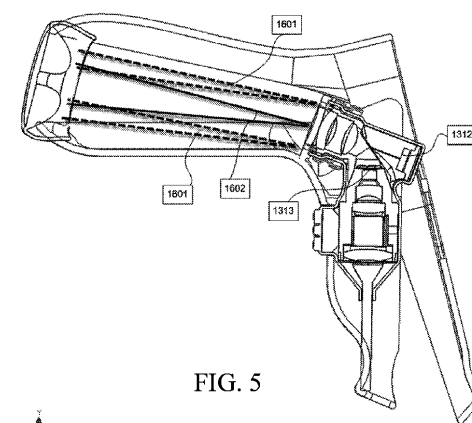


FIG. 5

【図 6 A】

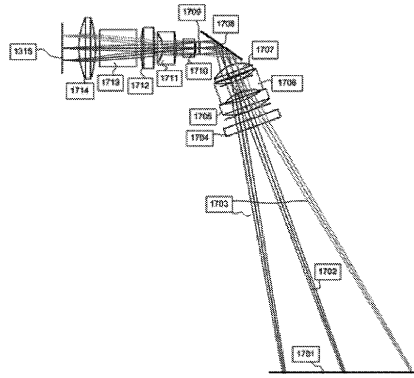


FIG. 6A

【図 6 B】

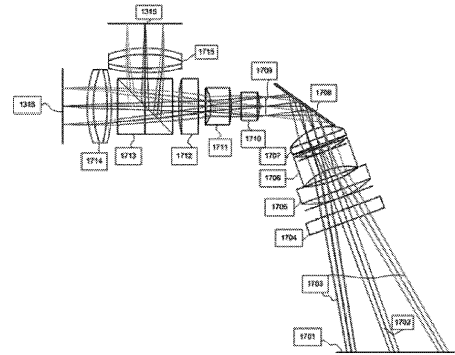


FIG. 6B

【図 7 A】

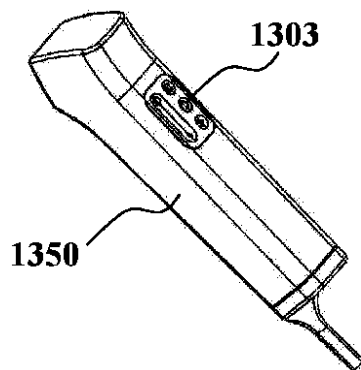


FIG. 7A

【図 7 B】

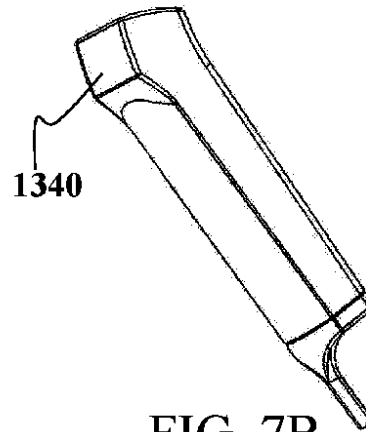


FIG. 7B

【 図 7 C 】

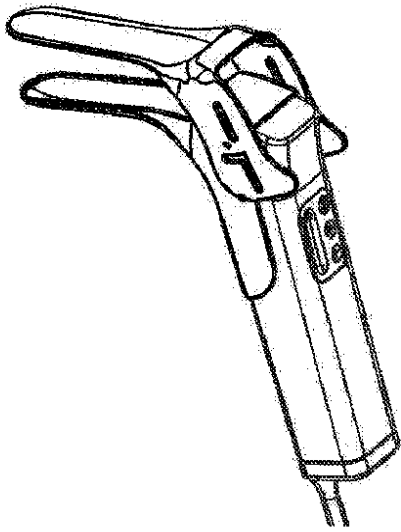


FIG. 7C

【 図 7 D 】

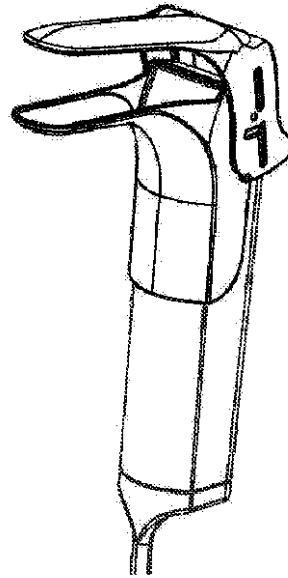


FIG. 7D

【 図 8 A 】

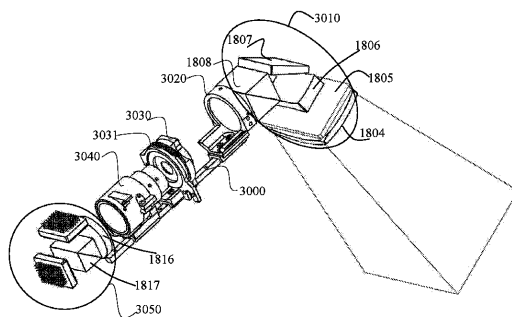


FIG. 8A

【 図 8 C 】

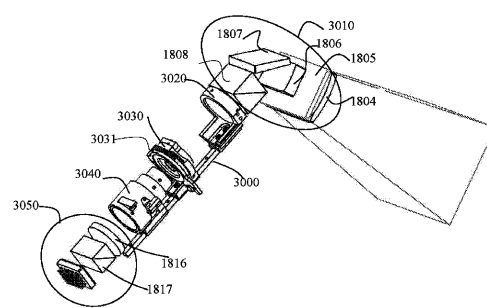


FIG. 8C

【 図 8 B 】

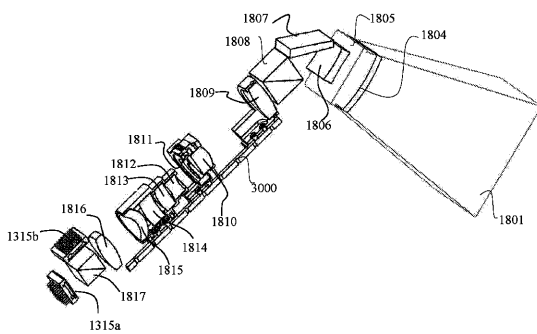


FIG. 8B

【 図 8 D 】

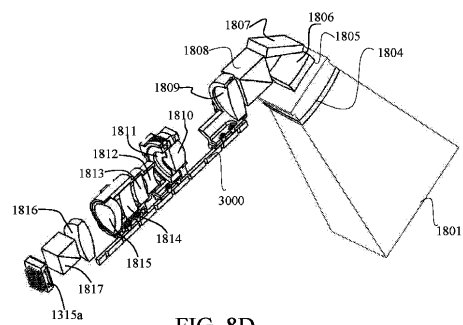


FIG. 8D

【図 8 E】

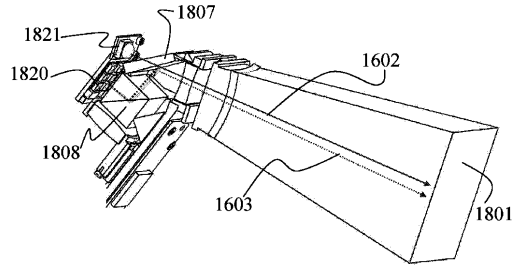


FIG. 8E

【図 8 F】

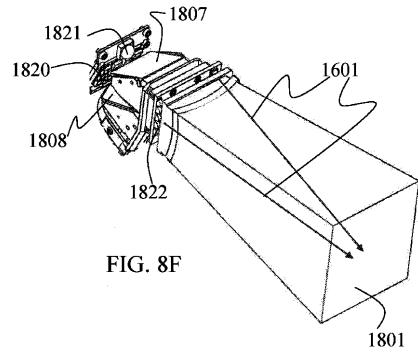
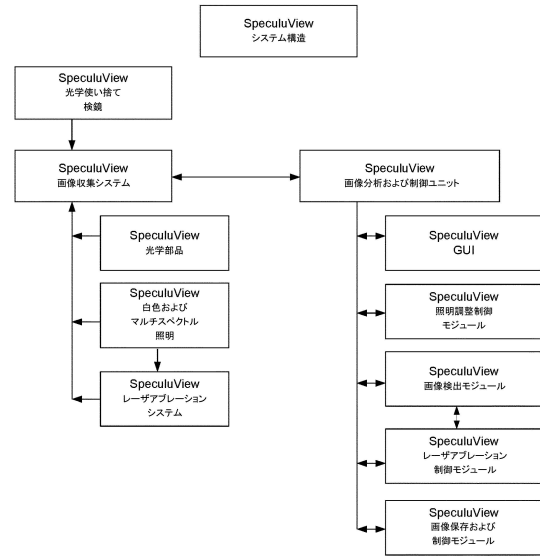
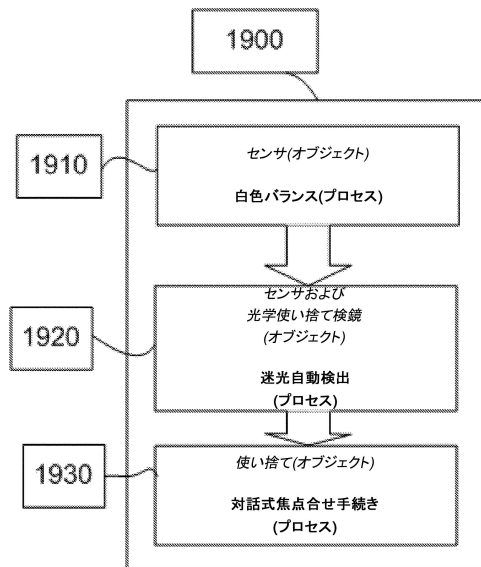


FIG. 8F

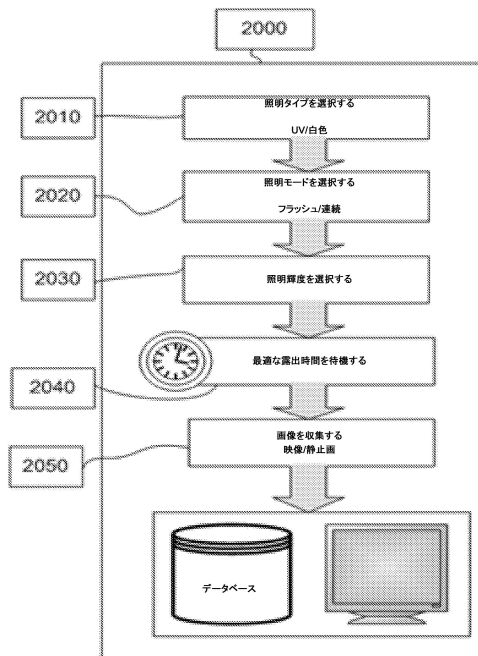
【図 9】



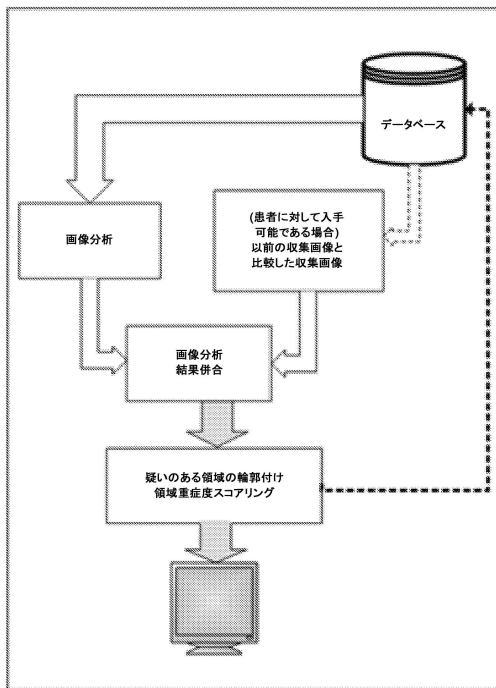
【図 10】



【図 11】



【図 12】



【図 13】

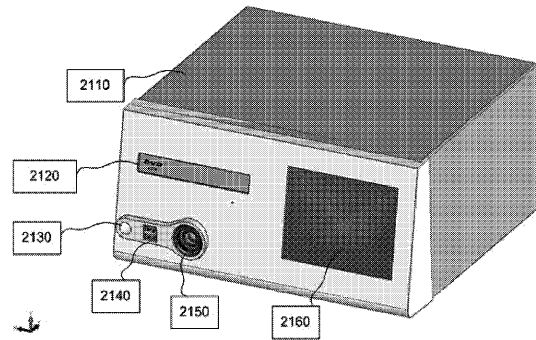


FIG. 13

【図 14】

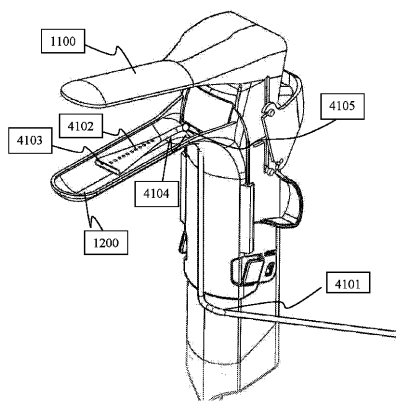


FIG. 14

【図 15】

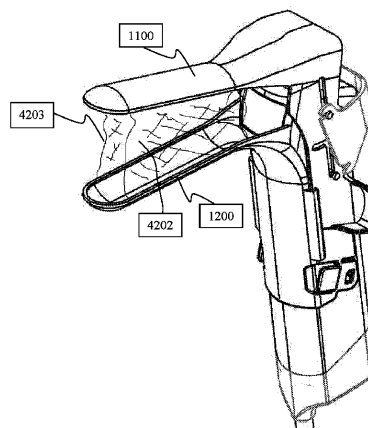


FIG. 15

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I		
	A 6 1 B	1/00	6 4 0
	A 6 1 B	1/00	6 5 1
	A 6 1 B	1/00	7 3 5
	A 6 1 B	1/04	5 3 0
	A 6 1 B	1/06	5 3 0

(72)発明者 ギラッド エイ . ダバラ
イスラエル国, レホボト 7 6 3 0 5 , ハカルメル ストリート 1 / 1

(72)発明者 ガッド ガノン
イスラエル国, ヤド ハナ 4 2 8 4 0 , ヤド ハナ

(72)発明者 デイビッド アビブ
イスラエル国, ハデラ 3 8 2 2 1 , ハアリヤ ハリショナ ストリート 2 / 5

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 1 1 2 4 0 8 (U S , A 1)
特表 2 0 0 8 - 5 1 4 9 7 8 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 3 / 0 2 2 5 3 1 3 (U S , A 1)
特開 2 0 1 0 - 0 4 6 1 8 0 (J P , A)
米国特許第 0 6 4 3 2 0 4 8 (U S , B 1)
特開平 0 3 - 2 3 1 6 2 7 (J P , A)
特表 2 0 1 0 - 5 2 4 5 1 8 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 9 / 0 0 7 6 3 6 8 (U S , A 1)
特開 2 0 1 3 - 0 2 2 2 6 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	光学窥器		
公开(公告)号	JP6499664B2	公开(公告)日	2019-04-10
申请号	JP2016543482	申请日	2014-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	伊鲁米吉有限公司		
[标]发明人	リオルグリーンスタイン ギラッドエイダバラ ガッドガノン デイビッドアビブ		
发明人	リオル グリーンスタイン ギラッド エイ.ダバラ ガッド ガノン デイビッド アビブ		
IPC分类号	A61B1/303 A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/303 A61B1/00.621 A61B1/00.632 A61B1/00.511 A61B1/00.512 A61B1/00.640 A61B1/00.651 A61B1/00.735 A61B1/04.530 A61B1/06.530		
代理人(译)	咲纪		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	61/879263 2013-09-18 US		
其他公开文献	JP2016538970A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于直接成像和诊断目标组织中的异常细胞的系统包括图像采集系统，该图像采集系统包括多个可独立移动的光学元件。图像采集系统使用暗场光源和明场光源中的至少一个来使用目标组织中的单个细胞图像，所述暗场光源和明场光源被分成独立操纵的片段以获取多个数据集。或者，它被配置为捕获多个图像或视频中的至少一个。与图像采集系统通信的图像分析和控制单元分析数据集并应用算法以将异常细胞诊断到数据集。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6499664号 (P6499664)
(45) 発行日 平成31年4月10日 (2019. 4. 10)	(24) 登録日 平成31年3月22日 (2019. 3. 22)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/303 (2006. 01)	A 6 1 B 1/303	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	6 2 1
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	6 3 2
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00	5 1 1
	A 6 1 B 1/00	5 1 2
請求項の数 28 (全 27 頁) 最終頁に続く		
(21) 出願番号 特願2016-543482 (P2016-543482)	(73) 特許権者 516077622	
(86) (22) 出願日 平成26年9月18日 (2014. 9. 18)	イルミジン リミテッド	
(65) 公表番号 特表2016-538970 (P2016-538970A)	ILLUMIGYN LTD.	
(43) 公表日 平成28年12月15日 (2016. 12. 15)	イスラエル国、ネフェ イラン 9085	
(86) 国際出願番号 PCT/182014/064638	O、コミュニケーション センター	
(87) 国際公開番号 WO2015/040570	Communication Center, 90850 Neve Ilan, I	
(87) 国際公開日 平成27年3月26日 (2015. 3. 26)	SRAEL	
審査請求日 平成29年9月14日 (2017. 9. 14)	(74) 代理人 100169904	
(31) 優先権主張番号 61/879, 263	弁理士 村井 康司	
(32) 優先日 平成25年9月18日 (2013. 9. 18)	(74) 代理人 100175617	
(33) 優先権主張国 米国 (US)	弁理士 三崎 正雄	
	(72) 発明者 リオル グリーンスタイン	
	イスラエル国、テル アビブ 62914	
	, ハゾハル ストリート 42/4	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 光学検視		