

(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2007-503938

(P2007-503938A)

(43) 公表日 平成19年3月1日(2007.3.1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 6/42 (2006.01)	G 0 2 B 6/42	2 H 1 3 7
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2006-525541 (P2006-525541)
 (86) (22) 出願日 平成16年9月3日(2004.9.3)
 (85) 翻訳文提出日 平成18年3月6日(2006.3.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2004/029295
 (87) 国際公開番号 W02005/024496
 (87) 国際公開日 平成17年3月17日(2005.3.17)
 (31) 優先権主張番号 10/655,482
 (32) 優先日 平成15年9月4日(2003.9.4)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

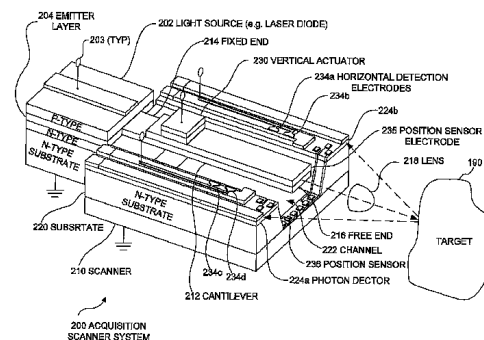
(71) 出願人 502457803
 ユニヴァーシティ オブ ワシントン
 アメリカ合衆国ワシントン州98105,
 シアトル, イレヴンス・アヴェニュー・ノ
 ースイースト4311番スイート500
 4311 11th Avenue N.
 E., Suite 500, Seattl
 e, WA 98105, U. S. A
 (74) 代理人 100077481
 弁理士 谷 義一
 (74) 代理人 100088915
 弁理士 阿部 和夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 統合光走査画像取得および表示

(57) 【要約】

限定された関心領域 (ROI) での画像取得および / または画像表示を提供するための装置および方法。この装置はマイクロエレクトロメカニカルシステム (MEMS) を含み、好ましくは光源、カンチレバー、レンズ、アクチュエータ、光検出器および位置センサを統合した MEMS を含む。光源は、ROI を照明し、画像を表示し、治療を提供し、かつ / または他の機能を実行するための光を提供する。カンチレバーは、他の多くのまたは全ての構成要素を支持する基板に取り付けられた固定端を有する樹脂導波路を含む。カンチレバーの自由端は作製中に基板から解放され、レンズを含む。アクチュエータは、ROI を照明しまたは画像を表示するために自由端を直交方向に走査する。位置センサは、制御のために自由端の位置を検出する。光検出器は、ROI から後方散乱された光を、カンチレバーの固定端から離れてまたはカンチレバーの固定端で受光する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

(a) 光を射出する光源と、
(b) 支持体の役目を果たす基板と、
(c) 固定端および自由端とを含むカンチレバーであって、前記固定端は前記基板に固定されたままであり、前記自由端は前記基板に対して自由に延び、画像平面上に光を走査して画像を作成するために前記自由端が前記限定された関心領域内を移動することを可能にするカンチレバーと、
(d) 前記カンチレバーに隣接して配置され、前記自由端が所望の運動で動くように前記カンチレバーを偏向させる目的で使用されるアクチュエータと、
(e) 前記カンチレバーが前記所望の運動で動くように前記アクチュエータを制御する際に使用される信号を生成するために、前記カンチレバーの前記自由端の位置を検出する目的で使用される位置センサと
を備えたことを特徴とする限定された関心領域に関する画像の表示のための装置。

10

【請求項 2】

前記装置は、3ミリメートルよりも短い、少なくとも2つの寸法を有することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記光源は、ダイオード、レーザおよび光ファイバのうちの少なくとも1つを使用して前記光を射出することを特徴とする請求項1に記載の装置。

20

【請求項 4】

前記光源は、

- (a) 前記カンチレバーの前記固定端に突合せ結合された光源、および
 - (b) 前記カンチレバーの前記自由端に隣接して取り付けられた光源
- のうちの一方であることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項 5】

前記カンチレバーは、酸化シリコン、窒化シリコン、ガラス、ポリマー、フォトレジストおよびエポキシ樹脂のうちの少なくとも1つを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項 6】

少なくとも1つの寸法において前記固定端が前記自由端よりも大きくなるように、前記カンチレバーは、前記少なくとも1つの寸法においてテーパ状にされていることを特徴とする請求項1に記載の装置。

30

【請求項 7】

前記カンチレバーの寸法は前記固定端から前記自由端に向かって変化して、前記カンチレバーの振動特性を決定することを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項 8】

前記カンチレバーは、前記カンチレバーの形状を画定するためにマスクを使用した、前記基板の深い反応性イオンエッチング、フォトリソグラフィ、eビームリソグラフィおよび湿式異方性エッチングのうちの少なくとも1つによって形成されたものであることを特徴とする請求項1に記載の装置。

40

【請求項 9】

前記カンチレバーは、

- (a) 前記固定端で前記光を受光し、受光した前記光を、前記光が表示照明のために射出される前記自由端に導く射出導波路、および
 - (b) 前記自由端で前記光源を支持する可撓性部材
- のうちの一方を含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項 10】

前記カンチレバーは、

- (a) 偏向されて、2つの方向のうちの少なくとも一方の方向に共振運動するカンチレ

50

バー、

(b) 偏向されて、前記2つの方向のうちの少なくとも一方の方向に非共振運動するカンチレバー、

(c) 単一のアクチュエータを使用して偏向されて、2次元円運動するカンチレバー、

(d) 単一のアクチュエータを使用して偏向されて、2次元揺動直線運動するカンチレバー、および

(e) 偏向されて、前記自由端を所望の位置へ選択的に移動させるカンチレバー
のうちの1つであることを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項11】

前記アクチュエータは、静電力アクチュエータ、圧電アクチュエータおよび電磁アクチュエータのうちの1つを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。 10

【請求項12】

前記アクチュエータは、

(a) 前記カンチレバーを前記基板の主平面に対して垂直方向に偏向させるためのアクチュエータ、および

(b) 前記カンチレバーを前記基板の前記主平面に対して水平方向に偏向させるためのアクチュエータ

のうちの少なくとも一方を含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。

【請求項13】

前記アクチュエータは、

(a) 前記カンチレバー、および

(b) 前記基板

のうちの少なくとも一方に取り付けられていることを特徴とする請求項1に記載の装置

。

【請求項14】

前記位置センサは、

(a) 前記アクチュエータ、

(b) 圧電変換器、

(c) 容量性変位変換器、

(d) ピエゾ抵抗センサ、

(e) 光源および検出器対、

(f) 光検出器アレイ、

(g) 磁気センサ、

(h) ファイバ束変位センサ、

(i) 干渉計、ならびに

(j) 誘導性変位変換器

のうちの1つを含むことを特徴とする請求項1に記載の装置。 30

【請求項15】

前記カンチレバーの前記自由端に配置され、前記カンチレバーの中を伝達された前記光が通過するレンズをさらに備えたことを特徴とする請求項1に記載の装置。 40

【請求項16】

前記レンズは、集束レンズ、屈折レンズおよび回折レンズのうちの1つを含むことを特徴とする請求項15に記載の装置。

【請求項17】

前記カンチレバーの前記自由端は屈折率分布型レンズを備えたことを特徴とする請求項15に記載の装置。

【請求項18】

前記光源は、

(a) 白色光源と、

(b) 光の正確な色スペクトルを提供する調整可能なカラーフィルタと 50

を備え、前記調整可能カラーフィルタは、

- (i) 光共振空洞、
- (ii) 格子、および
- (iii) プリズム

のうちの 1 つを含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 19】

前記光源は、それぞれが異なる色の光を生み出す複数のカラーエレメント (c o l o r e l e m e n t) を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 20】

限定された関心領域に関する遠距離場画像取得または画像の表示のために使用される装置であって、

- (a) 光を射出する光源と、
 - (b) 支持体の役目を果たす基板と、
 - (c) 固定端と自由端とを含むカンチレバーであって、前記固定端は、前記カンチレバーが最初に形成された前記基板に固定されたままであり、前記自由端は、前記基板が前記カンチレバーを支持しない位置から先では自由に延びており、前記自由端が前記限定された関心領域内を前記基板に対して移動することを可能にするカンチレバーと、
 - (d) 前記カンチレバーに隣接して配置され、前記自由端を所望の運動で動くように前記カンチレバーを偏向させる目的で使用されるアクチュエータと、
 - (e) 前記カンチレバーが前記所望の運動で動くように前記アクチュエータを制御する際に使用される信号を生み出すために、前記カンチレバーの前記自由端の位置を検出する目的で使用される位置センサと
- を備えたことを特徴とする装置。

【請求項 21】

前記装置は、3 ミリメートルよりも短い少なくとも 2 つの寸法を有することを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 22】

前記光源は、ダイオード、レーザおよび光ファイバのうちの少なくとも 1 つを使用して前記光を射出することを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 23】

前記光源は、

- (a) 前記カンチレバーの前記固定端に突合せ結合された光源、および
 - (b) 前記カンチレバーの前記自由端に隣接して取り付けられた光源
- のうちの一方であることを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 24】

前記カンチレバーは、酸化シリコン、窒化シリコン、ガラス、ポリマー、フォトレジストおよびエポキシ樹脂のうちの少なくとも 1 つを含むことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 25】

少なくとも 1 つの寸法において前記固定端が前記自由端よりも大きくなるように、前記カンチレバーは、前記少なくとも 1 つの寸法においてテーパ状にされていることを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 26】

前記カンチレバーの寸法は前記固定端から前記自由端に向かって変化して、前記カンチレバーの振動特性を決定することを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 27】

前記カンチレバーは、前記カンチレバーの形状を画定するためにマスクを使用した、前記基板の深い反応性イオンエッチング、フォトリソグラフィ、電子ビームリソグラフィおよび湿式異方性エッチングのうちの少なくとも 1 つによって形成されたものであることを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 28】

前記カンチレバーは、

(a) 前記固定端で前記光を受光し、受光した前記光を、前記光が前記標的を照明するために射出される前記自由端に導く射出導波路、

(b) 前記標的から反射された光を前記自由端を介して受光し、前記受光した光を、光子検出器による検出のために前記固定端へ導く受取り導波路、および

(c) 前記光源を支持する可撓性部材

のうちの1つを備えたことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 29】

前記カンチレバーは、

(a) 偏向されて、2つの方向のうちの少なくとも一方の方向に共振運動するカンチレバー、

(b) 偏向されて、前記2つの方向のうちの少なくとも一方の方向に非共振運動するカンチレバー、

(c) 単一のアクチュエータを使用して偏向されて、2次元円運動するカンチレバー、

(d) 単一のアクチュエータを使用して偏向されて、2次元揺動直線運動するカンチレバー、および

(e) 偏向されて、前記自由端を所望の位置へ選択的に移動させるカンチレバー

のうちの1つであることを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 30】

前記アクチュエータは、静電力アクチュエータ、圧電アクチュエータおよび磁気アクチュエータのうちの1つを含むことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 31】

前記アクチュエータは、

(a) 前記カンチレバーを前記基板の主平面に対して垂直方向に偏向させるためのアクチュエータ、および

(b) 前記カンチレバーを前記基板の前記主平面に対して水平方向に偏向させるためのアクチュエータ

のうちの少なくとも一方を含むことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 32】

前記アクチュエータは、

(a) 前記カンチレバー、および

(b) 前記基板

のうちの少なくとも一方に取り付けられていることを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 33】

前記位置センサは、

(a) 前記アクチュエータ、

(b) 圧電変換器、

(c) 容量性変位変換器、

(d) ピエゾ抵抗センサ、

(e) 光源および検出器対、

(f) 光検出器アレイ、

(g) 磁気センサ、

(h) ファイバ束変位センサ、

(i) 干渉計、ならびに

(j) 誘導性変位変換器

のうちの1つを含むことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 34】

前記カンチレバーの前記自由端に配置され、前記カンチレバーの中を伝達された前記光

10

20

30

40

50

が通過するレンズをさらに備えたことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 35】

前記レンズは、集束レンズ、屈折レンズおよび回折レンズのうちの 1 つを含むことを特徴とする請求項 34 に記載の装置。

【請求項 36】

前記カンチレバーの前記自由端は、屈折率分布型レンズを含むことを特徴とする請求項 34 に記載の装置。

【請求項 37】

前記標的から反射された前記射出光を検出する光子検出器をさらに備えたことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 38】

前記標的から反射された前記射出光を検出する前記光子検出器は、前記基板および前記カンチレバーのうちの一方によって支持されていることを特徴とする請求項 37 に記載の装置。

【請求項 39】

前記光子検出器は、

(a) 前記カンチレバーの前記自由端から射出され前記標的から反射された光を検出するために前記カンチレバーの前記自由端に隣接して配置された光子検出器、

(b) 前記カンチレバーの前記自由端で受光され、前記カンチレバーの前記固定端に伝達された前記標的からの光を検出するために前記カンチレバーの前記固定端に隣接して配置された光子検出器、および

(c) 前記カンチレバーの前記自由端から射出され前記標的から反射された光を検出するために前記カンチレバーの前記自由端上に配置された光子検出器

のうちの 1 つであることを特徴とする請求項 37 に記載の装置。

【請求項 40】

(a) 前記標的上に画像を表示すること、および

(b) 前記標的の画像を取得すること

のうちの一方を実行するために、前記標的に対して前記カンチレバーの前記自由端を前記アクチュエータがあるパターンに駆動するように制御するコントローラをさらに備えたことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 41】

(a) 前記光源を前記カンチレバーに光学的に結合するテーパ状にされている導波路結合器、および

(b) 前記光源を前記カンチレバーに光学的に結合する屈折率整合材料

のうちの少なくとも一方をさらに備えることを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 42】

前記装置を内視鏡として使用できるように、前記光源、基板、カンチレバー、アクチュエータおよび位置センサを封入する可撓性シース (sheath) をさらに備えたことを特徴とする請求項 20 に記載の装置。

【請求項 43】

限定された関心領域に関する遠距離場画像取得または画像の表示を可能にする方法であって、

(a) 基板上にカンチレバーを形成するステップと、

(b) 前記カンチレバー下での前記基板の部分を除去するステップと、

(c) 前記カンチレバーの固定端で前記カンチレバーを支持するステップであって、前記固定端は前記基板に固定されたままであり、前記カンチレバーの自由端は、前記基板の前記部分が前記カンチレバーを支持しない位置から先で自由に延びており、前記自由端が前記限定された関心領域内を標的に対して移動することを可能にするステップと、

(d) 前記自由端を所望の運動で動くように前記カンチレバーを偏向させるステップと

、

10

20

30

40

50

(e) 前記カンチレバーの前記自由端の位置を検出するステップであって、所望の運動で動くように前記カンチレバーを制御する際に使用される前記位置を指示する信号を生成するステップと

を有することを特徴とする方法。

【請求項 4 4】

前記カンチレバーは、1 ミリメートルよりも短い少なくとも 2 つの寸法を有することを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 4 5】

(a) 前記カンチレバーの前記固定端に光源を突合せ結合させるステップ、および

(b) 前記カンチレバーの前記自由端に隣接して光源を取り付けるステップ

のうちの一方をさらに含むことを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

10

【請求項 4 6】

少なくとも 1 つの寸法において前記固定端が前記自由端よりも大きくなるように、前記少なくとも 1 つの寸法において前記カンチレバーをテーパ状にするステップをさらに有することを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 4 7】

前記カンチレバーの形状を画定するためにマスクを使用した前記基板の深い反応性イオンエッチングおよび湿式異方性エッチングのうちの少なくとも一方によって前記カンチレバーを形成するステップをさらに有することを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

【請求項 4 8】

(a) 前記固定端で光を受光し、受光した前記光を前記自由端に導くステップであって、前記カンチレバーは導波路の働きをし、前記自由端は前記標的を照明するために光を射出するステップ、

(b) 前記標的から反射された光を前記自由端を介して受光し、受光した前記光を、光子検出器による検出のために前記固定端へ導くステップ、および

(c) 前記標的を照明する光を射出する光源を前記自由端で支持するステップ

のうちの少なくとも 1 つをさらに含むことを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

20

【請求項 4 9】

前記偏向ステップは、

(a) 前記カンチレバーを偏向させて、2 つの直交方向のうちの少なくとも一方に共振運動するようにするステップ、および

(b) 前記カンチレバーを偏向させて、前記自由端を所望の位置へ選択的に移動させるステップ

のうちの一方を含むことを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

30

【請求項 5 0】

前記偏向ステップは、

(a) 前記カンチレバーを前記基板の主平面に対して垂直方向に偏向させるステップ、および

(b) 前記カンチレバーを前記基板の前記主平面に対して水平方向に偏向させるステップ

のうちの少なくとも一方を含むことを特徴とする請求項 4 3 に記載の方法。

40

【請求項 5 1】

前記カンチレバーの前記位置を感知する前記ステップは、

(a) 前記所望の運動で運動するように前記カンチレバーを駆動する目的に使用されていないときのアクチュエータ、

(b) 圧電変換器、

(c) 容量性変位変換器、

(d) ピエゾ抵抗センサ、

(e) 光源および検出器対、

(e) 光検出器アレイ、

50

- (f) 磁気センサ、
- (g) ファイバ束変位センサ、
- (h) 干渉計、ならびに
- (j) 誘導性変位変換器

のうちの1つを用いて実行されることを特徴とする請求項43に記載の方法。

【請求項52】

前記カンチレバーの前記自由端を透過した光を集束させるステップをさらに有することを特徴とする請求項43に記載の方法。

【請求項53】

光を集束させる前記ステップは、

- (a) 屈折レンズ、
- (b) 回折レンズ、および
- (c) 前記カンチレバーの前記自由端に形成された屈折率分布型レンズ

のうちの1つを用いて実行されることを特徴とする請求項52に記載の方法。

【請求項54】

前記標的から反射された光を検出するステップをさらに有することを特徴とする請求項43に記載の方法。

【請求項55】

前記光を検出する前記ステップは、

(a) 前記カンチレバーの前記自由端から射出され、前記標的から反射された光を検出するために前記カンチレバーの前記自由端に隣接して配置された光センサ、および

(b) 前記カンチレバーの前記自由端で受光され、前記カンチレバーの前記固定端に伝達された前記標的からの光を検出するために前記カンチレバーの前記固定端に隣接して配置された光センサ

のうちの一方を用いて実行されることを特徴とする請求項54に記載の方法。

【請求項56】

前記カンチレバーを偏向させる前記ステップは、

- (a) 前記標的上に画像を表示するステップ、および
- (b) 前記標的の画像を取得するステップ

のうちの一方を実行するために、前記標的に対して前記カンチレバーの前記自由端をあるパターンに駆動するステップを含むことを特徴とする請求項43に記載の方法。

【請求項57】

(a) テーバ状にされた導波路結合器を介して前記カンチレバーの前記固定端に光源を結合するステップ、および

(b) 屈折率整合材料を用いて前記カンチレバーの前記固定端に光源を結合するステップ

のうちの少なくとも一方をさらに含むことを特徴とする請求項43に記載の方法。

【請求項58】

内視鏡として機能するように、少なくとも前記基板および前記カンチレバーを可撓性シースの中に封入するステップをさらに有することを特徴とする請求項43に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に、関心領域 (region of interest : ROI) へ / から光を伝達するマイクロエレクトロメカニカルシステム (micro electromechanical system : MEMS) に関し、詳細には、ROIを画像化し、ROIの画像を表示するために選択的に使用されるシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡、ボロスコープ (boroscope) などの従来の小規模画像取得システムは

10

20

30

40

50

一般に、電荷結合デバイス(CCD)などのカメラ検出器上の画素に対応する光ファイバの束を使用して画像面をサンプリングする。この方法を使用してシステムのサイズを最小化しようとする試みは、ファイバ束の全径、カメラ検出器上の画素検出器の数および光ビームの回折特性を含むいくつかの因子によって制限される。従来の画像取得装置の直径を小さくすることは可能な画素数を減らすことにつながり、したがって装置の解像度および/または視界(field of view: FOV)を小さくすることにつながる。しかし、直径およびサイズの低減は、現在の設計の内視鏡によっては届かない領域をユーザが調べることを可能にし、組織の副次的な損傷を低減させ、治療装置などの他の機能装置と画像化の統合を可能にするであろう。

【0003】

同様に、ヘッドマウントディスプレイ(head mounted display: HMD)などの多くの小規模画像表示システムは、光ファイバからデフレクタブルミラー(deflectable mirror)または回転多面鏡上に光を射出して、画像平面上に画像を作り出す。この方法も多くのサイズの限界を有する。例えば、ミラー走査器(mirror scanner)および格子デフレクタ(grating deflector)は、ビームのクリッピングまたは回折の発生を防ぐために光ビームの直径よりもかなり大きくなければならないので、3ミリメートル(mm)未満の光ビームはミラーを使用した表示に対しは実際的でない。従来の表示装置の直径を小さくすることは可能な画素数を減らすことにつながり、したがってデバイスの解像度および/または視界(FOV)を小さくすることにつながる。しかし、直径およびサイズの低減は、着け心地のよいHMDの構築を可能にし、他の機能装置とディスプレイの統合を可能にするであろう。

【0004】

【特許文献1】米国特許第4882245号明細書

【非特許文献1】"Development of a Microfabricated Scanning Endoscope Using SU-8 Based Optical Waveguide", Wei-Chih Wang, Reynolds Panergo, and Per Reinhall, Proceedings of Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, September 2003

【非特許文献2】"Deep Reactive Ion Etching of Silicon Using an Aluminum Etching Mask", Wei-Chih Wang, Joe Nhut Ho, and Per Reinhall, Proceedings of Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, Vol. 4876, 2003

【非特許文献3】W.C. Tang et al., IEEE Sensors and Actuator Workshop, A21, 23 (1990)

【非特許文献4】G.S. Kino, Acoustic Wave Device, Imaging & Analog Signal Processing (1987)

【非特許文献5】S.B. Kaupanidhi et al., J. Appl. Phys., 56, 3308 (1984)

【非特許文献6】B.T. Khuri-Yakub et al., J. Appl. Phys. 52, 4772 (1981)

【非特許文献7】A. Okada, J. Appl. Phys., 48, 2905 (1977)

【非特許文献8】T. Tunkasiri et al., J. Mat. Set. Lett., 19, 1913 (2000)

【非特許文献9】G. Yi et al., J. App. Phys., 64, (1989)

【非特許文献10】M.L. Wen et al., Proceedings-of-the-SPIE, 3892, (1999)

【非特許文献11】R.J. Pitcher et al., Sensors and Actuators. A21, 387 (1990)

【非特許文献12】L.M. Zhang et al., Sensors and Actuators. A21, 391 (1990)

【非特許文献13】M.J. Zdeblick, Design News. (1993)

【非特許文献14】C.A. Ray et al., San Francisco MRS Conf, (1992)

【非特許文献15】Bao et al., Proc. Annu. Conf: Eng. Med. Biol. 22, 119 (1980)

【非特許文献16】M.R. Nueman et al., IEEE Frontier Eng. Comp. Health Care Conf. 436 (1984)

【非特許文献17】W. Kuhnel et al., Sensors and Actuators A32, 560 (1992)

【非特許文献18】D. Polla, Ph.D. Dissertation, Univ. of Cal., Berkeley, (1985)

【非特許文献19】J.J. Wortman et al., IEEE Elect. Dev. 16, 855 (1969)

【非特許文献20】B. Puers et al., IEEE Elect. Dev. 35, 764 (1988)

10

20

30

40

50

【非特許文献 2 1】S.R. Manalis, Appl. Phys. Lett. 69, 3944 (1996)

【非特許文献 2 2】R.D. Grober, T.D. Harris, J.R. Tautman, and E. Betzig (1994), Design and implementation of a low temperature near-field scanning optical microscope, Rev. Sci. Instrum. 65(3): 626-631

【非特許文献 2 3】A. Shchemelinin, M. Rudman, K. Lieberman, and A. Lewis, (1993), A simple lateral force sensing technique for near-field micropattern generation, Rev Sci Instrum., 64(12): 3538-3541

【非特許文献 2 4】H. Muramatsu, N. Chiba, K. Homma, K. Nakajima, T. Ataka, S. Ohta, A. Kusumi and M. Fujihira (1995), Near-field optical microscopy in liquids, Appl. Phys. Lett. 66(24): 3245-3247

10

【非特許文献 2 5】D. Ostrowsky et al., App. Phys Lett. 22 (1973)

【非特許文献 2 6】P.P. Webb, IEEE solid state sensors symposium. 96 (1970)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

旧型の走査画像表示システムは電気機械式変調器を含む。この変調器は、電圧が印加されたときに偏向する狭い間隔で配置されたファイバに似た反射器の完全な幅のアレイを含む。この電圧は、画像信号に従って反射器に選択的に印加される。この技法は、反射器の全体的な偏向を制御するために非常に複雑な回路を必要とし、その全体サイズは非常に大きい。

20

【0006】

1つの実用的な応用として、低侵襲医療手技 (minimally invasive medical procedure: MIMP) は、少ない組織損傷および外傷、早い回復、ならびに患者に対する低いリスクをもたらす小径システムに対する需要を増大させた。MIMPを実践する医師によって使用される機器は一般に、光学画像化、監視、操作、サイズ設定、診断、生検、治療、手術および非視覚的な監視/センシングのための異なるいくつかの個別のシステムを含む。これらの機器によって提供される機能を結合して単一のコンパクトな装置とし、これによって複数の単機能ツールのために現時点で必要な手術孔 (surgical port) の数を減らすことは好ましいであろう。統合多機能ツールを使用して、小さな1つの手術孔だけが使用されるようにすることによって、手術ツールの取出しおよび挿入を繰り返すことに関連したリスクを劇的に低下させることができる。ほとんどのMIMPは、手技を視覚的に絶えず監視することを医師に要求するため、光学画像化は、MIMPのための完全に統合された任意のシステムの要件と考えられる。したがって、適当な多機能機器は、殆どの場合、光学画像化システムを含み、その画像化システムは、1つまたは複数の診断および/または治療ツールと統合できるようにコンパクトでなければならない。

30

【0007】

サイズを過度に増大させることなく、MIMPに対して使用される現在のツールと、光学画像化システムとを統合する機器を得るのは容易ではない。操作可能な可撓性シャフトを含む現在市販されている全ての光学画像化システムは、画像品質を維持するためにある一定のサイズ(直径)を保持しなければならない。先に示したとおり、画像視界(FOV)または解像度を犠牲にしない限り、現在入手可能な可撓性スコープをこの限界よりも小さくすることはできない。さらに、現在入手可能な画像化システムは一般に、外部光源を使用して光を発生させ、光導波路を使用して患者の体内のROIに光を導く。蛍光と組み合わせた癌の早期発見のための標準組織画像化などの画像化機能およびある診断機能を既存のスコープに統合することはできるが、現在の可撓性スコープの光学システムは、統合された診断および治療を、医師によって将来要求される性能、サイズおよび価格で提供するには小型化が不十分である。

40

【0008】

現在使用可能な可撓性スコープ設計は、光ファイバ(光導波路)の束を使用し、かつ/

50

あるいは検出器のアレイを有する1つまたは複数のカメラを使用して、画像を捕捉する。したがって、遠隔画像化のために使用されるこれらの可撓性スコープの直径を画像サイズよりも小さくすることはできない。したがって、ROIの照明のために使用される追加の光ファイバを無視するとしても、スコープの直径は、画像を取得するために使用されるカメラの個々の画素サイズまたは光ファイバの直径によって制限される。現在、最小画素は光ファイバの末端のサイズによって決定され、それは約4 μm の最小コア径を有する。光ファイバを通して光を伝播するためには周囲にクラッド層が必要となり、それは最小画素サイズを直径5 μm 超まで増大させる。(例えば640×480画素の解像度を有する)標準ビデオグラフィックアダプタ(sVGA)画像が望ましい場合、画像化光ファイバのためだけに必要な最小直径は3mm超である。したがって、現在の技術を使用して全径が3mm未満のスコープを達成するためには、画素数を少なくすることによって解像度および/またはFOVを犠牲にしなければならない。全ての市販スコープは、高い画像品質と小さなサイズの間のこの基本的なトレードオフに苦しむ。 10

【0009】

現在使用可能なスコープは不十分な制御機構にも苦しむ。いくつかの光学システムは、可撓性スコープの先端の光ファイバおよびカメラを使用して、ROIを照明し画像を取得する。このファイバおよびカメラは、可撓性スコープの先端の位置を医師が調整することによって手で制御される。他の光学システムは、作動されると1つまたは複数の節で共振する共振ファイバを使用して、所望の照明スポットを生み出す。これらのシステムはファイバを作動させるが、このようなシステムは、ファイバ走査システムに材料を追加したり、直径および/または堅い先端の長さを増大させたりすることなしに、ファイバ先端の位置を正確に制御することができない。他の光学システムは、導波路を移動させるのではなくミラーを偏向または移動させて、光ビームの位置を調整する。しかし先に論じたとおり、ビームのクリッピングまたは回折の発生を防ぐために、ミラーは、光ビームの直径よりも大きくなければならない。したがってミラーは導波路よりも大きくなければならず、それによって機器の全体サイズは増大する。 20

【0010】

いくつかの顕微鏡は、近距離場画像化のためにカンチレバー導波路(cantilever waveguide)を作動させる。しかし、近距離場システムは、非常に限定されたFOVを有し(例えば一般に500ナノメートル未満)、光を発する先端を標的の数ナノメートル以内に配置しなければならない。近距離場システムは、可視光の波長より小さい寸法を有する微小な開口を通して光を射出することに基づく。射出された光は、近くに配置された標的で反射し、この光が回折し、消える前に検出される。近距離場システムは個々の細胞または分子を画像化するのに有効であることがあるが、少なくとも1ミクロンのFOVを必要とし、標的から数ナノメートル以内に先端を正確に配置することができない大部分の医療手技および他の動的応用には適さない。より大きな波長を使用して適当なFOVに近距離場システムを提供するには、多機能機器に統合することができないかなり大きな画像化システムが必要となろう。代替として、いくつかの顕微鏡は、共焦点顕微鏡画像化のためにカンチレバー導波路を作動させる。しかし、単純な共焦点システムは、カラー画像化またはカラー表示ができない単波長操作に限定される。 30 40

【0011】

したがって、MIMPおよび他の応用に使用される機器の全体サイズを低減させる目的で画像化システムを小型化することは望ましい。現在、診断または治療のためのMIMPを実行するためには、標準内視鏡画像化装置のFOVの範囲内で1つまたは複数の別個の機器が使用され、追加の別個の機器はしばしば、第2の医師によって保持され操作されなければならない。第2の機器は一般に、光学治療用の高強度点光源、熱治療用のホットチッププローブ(hot-tipped probe)、または機械的切断のために使用されるトロカール(trocar)を提供する。第2の機器は、組織の表面に移動され、通常は組織の表面の中にまたは組織の表面を横切って移動され、そのツールが手で走査され、操作されるときに関心領域を隠す。これらの第2の機器は、多くの場合別個の孔を通し 50

て患者の体内に挿入され、したがってこれらの機器は使用中、視覚画像中の異なる視点から見られる。さらにこの治療機器は多くの場合、画像化ツールによる医師のROIの直接視を遮り、非常に正確な治療を医師が達成するのを非常に難しくする。これらの困難を克服するためには、かなりの量の訓練および実践、ならびに摩擦を有する機器のシャフトを通して伝わる弱い触覚および侵入点の非直観的なピボットで作業する能力が必要となる。したがって、現在の画像化技術および治療技術で効果的に作業するためには、MIMPの実施者が高度の訓練を受けた熟練者でなければならない。

【0012】

明らかに、訓練または技能をほとんど必要としない十分に直観的に使用できる機器を生み出すために、診断および/または治療機能と統合するに足る、十分に小さい画像化システムが求められている。同様に、小型の統合表示システムは、ヘッドマウントディスプレイの移動性を大幅に向上させ、画像の非常に限局された表示を可能にするだろう。理想的には、画像取得または表示システムは、光源、作動システム、位置センシングシステム、光検出器および局所制御システムを統合するものでなければならず、なおかつ現在使用可能なシステムよりも小さくなければならない。その小さなサイズにもかかわらず、統合システムは、十分なFOV、良好な画像サイズおよび高い解像度を提供する能力を有していなければならない。統合システムはさらに、患者の体内の画像化されたROIに治療が施されることを医師が保証できるものでなければならない。現在、これらの機能を提供する十分に小さな統合システムはなく、このような機能が提供されるように統合システムを変更することも容易ではない。

10

20

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明によれば、限定されたROI内での画像取得および/または画像表示を提供するための装置が定義される。この装置は、必要な構成要素を従来のマイクロ作製(micro-fabrication)技法を用いて作製することができる小型の装置として統合したマイクロエレクトロメカニカルシステム(MEMS)を含む。この装置は、ROIを照明し、画像を表示し、治療を施し、かつ/または他の機能を実行するための1つまたは複数のレーザダイオードなどの1つまたは複数の統合された光源を含むことが好ましい。あるいはこの光源は、生成構成要素および送達構成要素を含むことができ、それによって送達構成要素だけが装置に統合される。この光源はさらに変調器またはフィルタを含むことができ、あるいは光源の入力または出力で変調およびフィルタリングを実行することができる。固定端および自由端を有するカンチレバーも含まれる。固定端は、装置の他の多くのまたは全ての構成要素を支持する基板に取り付けられる。カンチレバーが直交する2方向に運動できるように、カンチレバーの自由端は、カンチレバーの作製中に基板から解放されることが好ましい。カンチレバーはさらに、光源からの光をROIに向かって導く導波路の働きをするエポキシ樹脂などの光透過性材料を含むことが好ましい。その場合には、1つまたは複数の光源がカンチレバー導波路の固定端に光学的に結合され、カンチレバー導波路の自由端が、ROIに隣接して配置されるように適合される。1つまたは複数の走査アクチュエータがカンチレバーに隣接して配置され、基板によって支持される。ために、走査アクチュエータは、カンチレバーの自由端からの光がROIを走査して、画像取得または画像表示のためにROIを照明するようにする。この光は、カンチレバーの固定端に取り付けられ、またはカンチレバーの固定端のすぐ先にあるレンズを通過することができる。1つまたは複数の位置センサもまた、カンチレバーの自由端の位置を検出して、制御のためのフィードバックを提供する。画像取得のために使用されるとき、1つまたは複数の光検出器はROIから後方散乱された光を受け取って、この後方散乱光の強度に対応した信号を生成する。この信号を使用して、ディスプレイ上にROIの画像を生み出すことができる。走査アクチュエータ、光源、位置センサおよび光検出器には制御回路が結合されることが好ましい。この制御回路は、ROIを画像化し、ROIの画像を表示し、かつ/またはROIに他の機能を実施するために1つまたは複数の光源に選択的に通電する。他の機能には、状態を診断すること、治療を実施すること、状態を感知

30

40

50

すること、および医療手技を監視することが含まれ、これらは全てROIに関する。この制御回路はさらに、走査安定性の長期制御を提供することができる。上記の諸構成要素はそれぞれ、対応する構成要素に最も適した複数の基板上に作製することができる。次いでこれらのサブアセンブリを1つに結合し、または他の方法で統合して、完成した画像取得および/または表示装置を形成することができる。

【0014】

本発明の代替実施形態では、1つまたは複数の光源からの光が1つまたは複数の固定された導波路に沿って導かれてROIを照明する。次いで後方散乱された光がカンチレバーの自由端で受け取られる。カンチレバーは自由端に作製されたレンズを有することができる。カンチレバーはこの後方散乱光を走査し、この後方散乱光を、光検出器が光学的に結合された固定端に導く。他の実施形態はカンチレバーが導波路であることを要求しない。その代わりに光源がカンチレバーの自由端に置かれて、ROIを直接に走査する。他の実施形態は、ROIからの後方散乱光を受け取り、この光を別個の光検出構成要素に導く可撓性ファイバを使用する。複数のカンチレバー導波路を平行に使用してROIへ/から光を伝達することも企図される。

10

【0015】

他の構成では、カンチレバー導波路の自由端がテーパ状にされ、自由端が固定端よりも実質的に小さな断面サイズを有し、それによって、テーパ状でない端部から射出された光よりも実質的に小さな点像分布関数(PSF)を有する光を射出するテーパ状の端部が生み出される。テーパ状の自由端は屈折率分布型レンズを形成することもできる。またはそれに替えて、カンチレバーの自由端に微小屈折レンズを設けることもできる。他の代替として、自由端に回折レンズをマイクロ作製することもできる。さらに、またはあるいは、ROIと光検出器の間、および/または治療用光源とROIの間にレンズを設けることもできる。

20

【0016】

走査アクチュエータの1つの形態は、静電力を使用してカンチレバーの自由端を好ましくは実質的に横方向に運動させる1つまたは複数の静電アクチュエータを含む。他の実施形態では走査アクチュエータが、圧電効果を利用してカンチレバーの自由端を運動させる1つまたは複数の圧電アクチュエータを含む。他の作動方法を使用することもできるが、従来のマイクロ作製技法を用いて装置に統合することができる作動方法を使用することが好ましい。いずれにせよ、アクチュエータを使用してカンチレバーを駆動して、1つまたは複数の節で共振させることができる。次いで自由端はROIを、ラスタパターン、螺旋パターンまたは他のパターンで走査することができる。またはこれに替えて、これらのアクチュエータを使用して、自由端を正確な位置に選択的に駆動することもできる。

30

【0017】

さらに、カンチレバーの自由端のフィードバック制御のために位置センサを使用することができる。走査アクチュエータと同様、位置センサの複数の実施形態を実現することができる。走査アクチュエータを使用して、交互にカンチレバーの自由端を駆動し、カンチレバーの自由端を検出することができる。しかし、直交方向の自由端の位置を検出する別個の変換器が導波路または基板に統合されることが好ましい。この変換器は、圧電検出器、容量センサ、ピエゾ抵抗センサ(piezoresistive sensor)またはマイクロ作製された他の位置センサを含むことができる。カンチレバー導波路からの光損失または散乱光を検出することによって自由端の位置を決定することもできる。

40

【0018】

本発明の他の態様は、限定されたROI内の画像の遠距離場画像取得または表示を可能にする方法を含む。この方法は、基板上にカンチレバーを形成し、カンチレバーを偏向させることができるようにカンチレバー下の基板部分を除去することを含む。この方法はさらに、カンチレバーを固定端で支持することを含み、その結果、固定端は基板に固定されたままになり、カンチレバーの自由端は、基板の前記部分がカンチレバーを支持しなくなった位置から先で自由に延びる。これは、限定されたROI内の標的に対して自由端が運

50

動することを可能にする。自由端を所望の運動で運動させるために、カンチレバーは偏向される。カンチレバーは光を伝達し、その結果、遠距離場画像を取得するためにカンチレバーが使用される場合には、光が標的から反射され、自由端から固定端に向かって伝達される。またはそれに替えて、カンチレバーが画像を表示するために使用される場合には、この光は自由端から標的に向かって射出される。この方法はさらに、カンチレバーの自由端の位置を検出し、所望の運動で動くようにカンチレバーを制御する際に使用される前記位置を指示する信号を生成することを含む。以下に、本発明の他の態様および詳細をさらに詳細に説明する。

【0019】

本発明の上記の諸態様および付随する利点の多くは、以下の詳細な説明を添付の図面とともに参照することによって本発明がより理解されたときに容易に理解されよう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

(本発明の応用例)

先に示したとおり、本出願は、ともに参照によって本明細書に明示的に組み込まれる2000年6月19日に出願された米国特許仮出願第60/212411号明細書に基づく2001年5月7日に出願された同時係属の有用米国特許出願第09/850594号明細書の一部継続出願である。これらの出願は医用画像化/診断/治療装置を記載したものである。しかし本発明は、画像を取得し、または画像を表示し、あるいは他の方法で光を検出または送達するために使用することができる。それでもやはり、例示のため本発明は主として、内視鏡などの小型医用装置としての好ましい一実施形態に関して記述される。本発明はさらに、医用以外の画像取得装置、ウェアラブルディスプレイ(wearable display)、生物、化学または機械センサ、あるいは他の任意の小型高解像度の遠距離場装置としても実施することができることを当業者は理解されたい。例えば本発明を使用して、マイクロリソグラフィ(microlithography)、マイクロ検査(micro-inspection)およびマイクロ照明(micro-illumination)のための特定のパターンを照明することができる。本発明はさらに、バーコードリーダ、距離計、またはセンシング機能と送達機能を同時に組み合わせるための装置として具体化することができる。

【0021】

内視鏡として本発明は、画像化のための機器と、治療または他の機能を部位に対して実施するための機器とを別々に必要とする代わりに、画像化機能と、内部ROIの診断、監視、治療などの非画像化機能とを統合するために使用することができる。例えば、統合された内視鏡は、紫外線治療と監視とを提供することができる。さらに、多くの光学診断および治療手技が、光走査において固有であり拡散光照明では達成できない高強度の高品質照明に依存する。強い光エネルギーの走査ビームは、従来の診断画像化システムで使用される光子検出器の信号対雑音限界の克服においてより有効である。蛍光染料分子が特定の細胞または構造のトレーサとして使用されるときには、照明から蛍光への信号変換率が非常に低く、多くの場合雑音の中に埋没する。光ダイナミック療法(PDT)などの多くの治療応用では、癌細胞上のPDTラベルの光励起が近くの細胞を殺す遊離基を生み出す。体内の自然緩衝機構に打ち勝って遊離基の有効濃度を達成するために、強い光照明の線量が適用される。組織の光加熱、切断および焼灼によるレーザ療法は、送達することができる最も高い光強度を必要とし、拡散光照明では効果的に使用することができない。周囲の組織損傷を低減させるためには、制御された光走査システムにおいて提供される、正確な照射時間だけ組織に当てる集束光ビームが必要である。高品質照明はさらに、高度の光の単色性、干渉性、偏光、高い変調周波数、高いパルス繰返し率および短いパルス持続時間を含むことができる。

【0022】

(画像取得システムの処理の概要)

内視鏡によって画像化機能および画像化以外の機能を提供するためのシステムの一例が

10

20

30

40

50

図 1 A に示されている。具体的には図 1 A はシステム 50 を示し、このシステムは、患者の体内に置かれた統合画像取得装置の構成要素によって生成された信号が外部の機器によって処理される方法、およびこのシステムを制御するために使用される信号が患者の体内にある構成要素に入力される方法を示す。統合された画像化および他の機能を提供するために、システム 50 は、患者の体外にとどまる構成要素と体内で使用される構成要素（すなわち破線 52 の内側の構成要素）とに分けられている。ブロック 54 は、内視鏡の遠位端に配置された統合画像取得装置の機能構成要素および / または他の構成要素を列記したものである。その中に示されているとおり、これらの構成要素には、1 つまたは複数の光源と、光学構成部品と、アクチュエータと、カンチレバー走査器と、導波路と、レンズと、光子検出器と、走査器の運動制御および / または内視鏡の遠位端の制御のための運動検出器と、ROI を画像化するための光子検出器とが含まれることが好ましい。任意選択で、診断目的ならびに治療および監視目的の追加の光子検出器が含まれてもよい。やはり任意選択で、制御信号および検出された信号の局所処理のために 1 つまたは複数の局所コントローラが統合されてもよい。システム 50 に関しては、特定の応用のために実際に必要な機能構成要素だけが含まれていることに留意されたい。画像化以外の追加の機能にはさらに、診断または治療機能、あるいはこれらの機能の組合せが含まれる。

10

20

30

40

50

【0023】

外部には、ブロック 56 に示されているように、追加または代替の照明源、変調器、フィルタおよび検出器を提供することができる。例えば、赤、緑、青（RGB）、紫外線（UV）、赤外線（IR）および / または高強度光を発生させるための外部光源系は、内視鏡の遠位端まで光を伝達する送達構成要素を含むことができる。図示のとおり、これらの追加または代替の照明源の全部または一部が部分的にまたは完全に患者の体内にあっててもよい。例えば追加の発光ダイオードを、内視鏡の遠位端のブロック 54 の構成要素と統合することができる。外部照明源、変調器、フィルタおよび検出器は任意選択でさらに、患者の体内の電気機械式走査アクチュエータおよび走査器制御アクチュエータに結合される。走査器運動検出器は走査を制御するために使用され、走査制御を実現するために走査器アクチュエータ、照明源および変調器にフィードバックすることができる信号を生み出す。

【0024】

ブロック 60 では、画像信号のフィルタリング、バッファリング、走査変換、増幅および他の処理機能が、画像化光子検出器によって生成された電子信号を使用して、および診断 / 治療および監視目的に使用される他の光子検出器のために実装される。図示されているように、これらの機能の一部または全部をあるいは、患者の体内の内視鏡の遠位端に近い統合された回路によって実装してもよい。ブロック 56 と 60 は双方向に相互接続されて、それぞれのブロックによって実行される機能を容易にする信号を伝達する。同様に、これらのブロックはそれぞれブロック 62 と双方向に結合されて通信し、ブロック 62 には、画像取得、処理、関連プログラムの実行および他の機能のために使用されるコンピュータワークステーションユーザインタフェースに供給される信号を処理するためのアナログ - デジタル（A/D）およびデジタル - アナログ（D/A）変換器が提供されている。コンピュータワークステーションからの制御信号はブロック 62 にフィードバックされ、必要に応じてブロック 56 および 60 に提供されたそれぞれの機能を制御し、または作動させるアナログ信号に変換される。ブロック 62 の A/D 変換器および D/A 変換器はさらに、データ記憶が設けられたブロック 64 およびブロック 66 に双方向に結合される。ブロック 66 は、患者の体内の走査光導波路の末端を操作し、位置決めし、安定させるためのユーザインタフェースを表す。

【0025】

ブロック 64 では、患者の体内の検出器によって生成された画像データを記憶し、走査光導波路によって実現される画像化および機能に関連した他のデータを記憶するためのデータ記憶が使用される。ブロック 64 はさらに、コンピュータワークステーションおよびブロック 70 の対話型表示モニタに双方向に結合される。ブロック 70 はブロック 60 か

ら入力を受け取り、ROIの画像を対話形式で表示することを可能にする。さらに、このシステムには、ブロック72に指示されているように、1つまたは複数の受動型ビデオディスプレイモニタを含めることができる。他のタイプの表示装置、例えばヘッドマウントディスプレイ(HMD)システムを提供して、医療従事者がROIを擬似立体画像として見ることを可能にすることもできる。このHMDシステムは、患者の体内から取得された画像を表示する本発明の表示実施形態を含むことができる。この表示実施形態は事実上、画像取得システムの逆の実施形態である。

【0026】

(表示システムの処理の概要)

表示機能を提供するためのシステムの一例が図1Bに示されている。システム80は、ROI内の標的表面に表示するためにさまざまな構成要素による信号の処理のされ方を示す。ブロック84は、統合表示走査器の機能構成要素を列記したものである。先に論じた画像取得システムと同様に、統合表示走査器の構成要素には、1つまたは複数の光源と、アクチュエータと、カンチレバー走査器と、導波路と、レンズと、局所コントローラと、先端変位センサとが含まれることが好ましい。さらに、統合表示走査器は、1つまたは複数の光変調器およびフィルタを含むことが好ましいが、ブロック86に示すようにこれらの構成要素は統合しないことができる。表示された画像を監視し、かつ/またはカンチレバー走査器の運動を測定する光子検出器を含めることができるが、表示装置にとって光子検出器は必須ではない。

10

【0027】

他の外部構成要素または非統合構成要素は、先に論じた画像取得システムに対して使用される構成要素と同様である。例えばブロック90では、画像信号のフィルタリング、バッファリング、走査変換、増幅および他の処理機能の実現される。ブロック86と90は双方向に相互接続されて、それぞれのブロックによって実行される機能を容易にする信号を伝達する。同様に、これらのブロックはそれぞれブロック92と双方向に結合されて通信し、ブロック92には、画像表示、処理、関連プログラムの実行および他の機能のために使用されるコンピュータワークステーションユーザインタフェースに供給され、またはこれによって供給される信号を処理するためのアナログ-ディジタル(A/D)およびディジタル/アナログ(D/A)変換器が提供されている。コンピュータワークステーションからの制御信号をブロック92にフィードバックし、必要に応じてブロック86、90および84に設けられたそれぞれの機能を制御しまたは作動させるアナログ信号に変換することができる。ブロック92のA/D変換器およびD/A変換器はさらに、データ記憶が設けられたブロック94およびブロック96に双方向に結合される。ブロック96は、表示用の走査光導波路の末端を操作し、位置決めし、安定させるためのユーザインタフェースを表す。ブロック94はさらにコンピュータワークステーションに双方向に結合され、画像データを記憶し、走査光導波路によって実現される表示および機能に関連した他のデータを記憶するためにデータ記憶を使用する。さらに、試験目的でこのシステムに、1つまたは複数の受動型ビデオディスプレイモニタ(図示せず)を含めてもよい。他の詳細は図4に関して後に論じられる。

20

30

【0028】

(原型光ファイバ-MEMS複合型の実施形態)

先に指摘したとおり、内視鏡ならびに他の画像化および表示装置をより経済的にし、それによってディスプレイ(disposable)装置として広く使用されることを促進するために、小さな断面積を有し、比較的到低コストで大量に生産できる走査装置を生み出すことが望ましい。マイクロエレクトロメカニカルシステム(MEMS)技術は、統合薄膜装置を使用することによってこれらの目標を達成可能にする。図2A、2Bおよび2Cは、この方法が有効であることが示された薄膜光学系140の初期の原型を示す。図2Dに示された代替光学系140'は、走査のための平行カンチレバー薄膜光導波路および検出器を含む。

40

【0029】

50

この実施形態では、静電アクチュエータ 156 が、一段高い平棚 148 上に支持された薄膜光導波路 150 に対して作用する。この薄膜光導波路の直径は約 0.003 mm しかない。薄膜光導波路の遠位部分 152 は、図 2 A および 2 B の曲矢印によって指示された直交する 2 方向に走査される。走査運動は 1 次元（すなわち単一の軸に沿った）運動、または図示のように 2 次元（例えばラスタパターンまたは螺旋パターンに沿った）運動であることができることに留意されたい。任意選択でこの薄膜光学装置を棒 143 に取り付けることができ、この棒 143 を手または機械で回転または振動させて、向きを変化させまたは単一軸走査を変位させる。さらに、シリコン基板 146（または他の基板材料）に取り付けられたレンズ 154 が提供されることが好ましい。またはこれに替えて、静電アクチュエータの代わりに、外部アクチュエータ（図示せず）を使用することもでき、その場合には例えば、光ファイバ 144 およびレンズ 154 がシリコン基板 146 によって支持され、シリコン基板 146 を外部アクチュエータによって振動させ、それによってカンチレバー薄膜光導波路が共振して走査する。

10

【0030】

光ファイバ 144 は、光ファイバ 144 が薄膜光導波路 150 と整列することを保証するために、シリコン基板 146 の中心にある V 字形の切込み 160 の中に固定されることが好ましい。光ファイバの直径は約 0.1 mm であるため、光ファイバの末端と薄膜光導波路の末端とが正確に整列するように注意を払わなければならない。図 2 A および 2 B は、光ファイバ 144 と薄膜光導波路 150 の間の突合せ結合（butt-end coupling）を使用した実施形態を示す。光ファイバと薄膜光導波路の間の適当な整列を保証するため、V 字切込み 160 は、薄膜光導波路に対する光ファイバの配置を正確に設置する。屈折率整合ゲル 145 または屈折率整合流体を使用して、光ファイバ 144 から薄膜光導波路 150 へ光を結合することができる。屈折率整合ゲル 145 によって満たされるすき間を低減させるため、光ファイバの先端をエッチングしてテーパを形成することができる。さらに、固定前に、先端の長さおよび表面を CO₂ レーザ加工によって調整することができる。後述する他の実施形態は整列の問題をさらに軽減する。

20

【0031】

図 2 A、2 B および 2 C に示された実施形態の図では、ROI 内の標的から反射された光がレンズ 154 を通過し、RGB 検出器 162 r、162 g および 162 b によって検出される。これらの検出器は、対応する色の光に応答して、先に論じた外部構成要素まで近くに伝達される信号を生成する。図 2 D では、別々の画像薄膜光導波路と診断/治療薄膜光導波路とが間隔をあけて配置されており、これらが平行に走査され、この実施形態は診断「DIA G」検出器 162 d を使用する。

30

【0032】

（統合画像取得射出走査器の実施形態）

次に、好ましい実施形態に関する追加の詳細を提供する。図 3 は、統合射出走査器システム 200 の等角図である。射出走査器システム 200 は、射出された光を可撓性カンチレバーを用いて導くことによって画像取得および/または表示を実行することができる。しかし、議論の目的上、射出走査器システム 200 は主として画像取得に関して説明される。画像は一般に、導波路を走査し、固定された 1 つまたは複数の光検出器を用いて画像を捕捉することによって取得される。好ましくは、導波路は駆動されて共振するが、運動は、共振での動作に限定されない。いずれにせよ、一般に光ファイバ束かまたは検出器アレイを有するカメラかを使用する従来のマイクロ画像取得装置を使用して実行されるのと同様に画像平面を生成して、これをサンプリングするのではなく、画像平面は、単一の共振導波路からの光を走査することによって生成される。比較的に小さな移動量で幅の広い光学視界（FOV）を提供することができるので、いくつかの応用に対してはこの方法が有益である。サンプル領域のサイズではなしに、照明されたスポットサイズが画像解像度を決定するので、この方法は高い画像解像度を提供する。したがって、検出器のサイズおよび数は画像解像度に影響を及ぼさない。光検出器の走査振幅および/またはサンプリングレートを変化させることによって、画像解像度を変更してズームモードを生み出すこと

40

50

もできる。

【0033】

射出走査器システム200は、光源202からの光を走査することによって標的190上に照明されたスポットを作り出す。従来のマイクロ作製技法を使用して光源を走査器210と一緒に作製できるように、光源202は、発光ダイオード(LED)、レーザダイオードなどの半導体デバイスを含むことが好ましい。しかし、先に示唆したとおり、光ファイバまたは他の導波路を用いて外部光源を走査器210に結合することもできる。好ましくは、電力リード線203から光源202に電圧が印加されたときに、エミッタ(emitter)204が光を発する。光源202は、カンチレバー212に突合せ結合されていることが好ましく、カンチレバー212は、射出された光を固定端214から自由端216まで導く導波路の働きをする。

【0034】

固定端214はn型シリコンなどの基板220に取り付けられる。射出走査器システム200の作製中に基板220をエッチングして、自由端216がその中へ偏向することができるチャンネル222を作製する。自由端216は、光を平行にし、または標的190上へ集束させるレンズ218を含むことができる。自由端216は1つまたは複数の直交方向に共振するように駆動されて、照明されたスポットを標的190上に作り出すことが好ましい。例えば、垂直アクチュエータ230は、基板220の主平面に対して垂直方向にカンチレバー212を偏向させることができる。同様に、偏向電極234a~234dを用いて水平アクチュエータを実現して、カンチレバー212を基板220の主平面に対して水平方向に偏向させることができる。この垂直および水平偏向を制御することによって、自由端216は、ラスタ走査パターン、螺旋パターンまたは他のパターンで標的190を照明することができる。あるいは、単一のアクチュエータを使用して自由端を偏向させて、2次元円運動または2次元ロッキング(rocking)運動させることができることを当業者は理解されたい。この照明を使用して、画像を取得し、画像を表示し、治療を実行し、または他の機能を実行することができる。画像取得に関しては、基板220上に統合された複合型光子検出器224aおよび224bによって、後方散乱光から生じた画像が捕捉される。位置センサレイ236は、自由端216の垂直および水平位置を、カンチレバー212上に統合された導電層235の関数として検出する。この位置センサ実施態様または他の位置センサ実施態様は走査安定性の長期制御を可能にする。

【0035】

(統合表示走査器の実施形態)

図4は、表示面191上に画像を生成するための統合表示走査器システム201の等角図である。表示光を生成するためにはRGB光源205を使用することが好ましい。しかし、外部光源の光送達構成要素を使用することができる。RGB光源205は、異なる色のLED209a~209cで実現されることが好ましく、LED209a~209cは、異なる光波長を生み出す異なる濃度のドーパントを含むことが好ましい。RGB光は3×1結合器207を介してカンチレバー212の固定端214に結合され、カンチレバー212は表示のために光を走査する導波路の働きをする。またはそれに替えて、調整可能な内蔵カラーフィルタを有する白色光源を使用することもできる。調整可能な内蔵カラーフィルタは、好ましい色の光を走査器に提供する干渉計、格子またはプリズム構成とすることができる。この調整可能なフィルタは、画像処理ソフトウェアから提供される情報に基づいて光変調回路(図示せず)によって制御される。したがってよりはっきりした色の光が可能である。調整可能なフィルタの使用は、3色入力の必要性もなくす。あるいは、走査カンチレバー導波路に結合されたファイバを介して光を送達することもできる。表示される画像は、画像処理ソフトウェアを使用した2進コードへの変換器である。出力されたコードは次いで、光変調回路(図示せず)に結合されたマイクロプロセッサ(図示せず)へダウンロードしている。光は、マイクロプロセッサによって提供される情報に基づく周波数で射出される。統合されたレンズまたは外部レンズ218が先端の近くに置かれて、画像表示に必要な倍率を提供する。

【 0 0 3 6 】

画像取得システムと同様に、垂直アクチュエータ 2 3 0 および水平アクチュエータ 2 3 4 a ~ 2 3 4 d による機械式走査が提供される。自由端 2 1 6 の位置は、画像取得システムに対して使用されるものと同じタイプの位置センサによって監視される。位置センサによって提供される情報は、表示画像を生み出すために自由端 2 1 6 を操作し、位置決めし、かつ / または安定させるアクチュエータ制御回路によって使用される。

【 0 0 3 7 】

(統合画像取得収集走査器の実施形態)

画像取得のための好ましい代替の実施形態が提供される。図 5 は、統合収集走査器システム 2 4 0 の等角図である。この実施形態では、カンチレバー 2 1 2 が画像の捕捉のために使用される。使用される画像検出システム (例えばレンズ、導波路および検出器) の開口数によって解像度が限定されるため、この方法は、先に説明した射出走査器システムに比べて効率が悪い。しかし、この方法は、標的および画像検出器を完全に照明する必要がある専用画像化および光学センシングに対して有用である。この実施形態では、固定導波路 2 4 2 a および 2 4 2 b などの 1 つまたは複数の固定半導体導波路に突合せ結合され、これと整列したエミッタ層 2 0 4 を有する 1 つまたは複数のレーザダイオード 2 0 8 によって光が生成される。光は、固定導波路に沿って標的 1 9 0 上に導かれる。この後方散乱光は、垂直アクチュエータ 2 3 0 および偏向電極 2 3 4 a ~ 2 3 4 d によって実現された水平アクチュエータによって駆動されて直線走査運動することが好ましいカンチレバー 2 1 2 によって検出される。この後方散乱光は、回折レンズなどのレンズ 2 4 4 を通過することができる。カンチレバー 2 1 2 によって検出されると、光はフォトダイオード 2 4 6 へ導かれる。あるいは、フォトダイオードをカンチレバーの自由端に統合することもできる。

【 0 0 3 8 】

(統合複合型の実施形態)

先に説明した収集走査器システム 2 4 0 および射出走査器システム 2 0 0 の代替として、この 2 つのシステムのいくつかの複合型を実現することができる。例えば図 6 A は、標的上で光を走査するための単純化された射出走査器 2 5 2 と、後方散乱光を検出し、検出する別個の単純化された取得システム 2 5 4 とを含む複合型射出走査器システム 2 5 0 の等角図である。単純化された射出走査器 2 5 2 は統合された光子検出器を必要としない。その代わりに、標的 1 9 0 の照明された領域の近くに可撓性光ファイバ 2 5 6 を配置して、後方散乱光を検出することができる。可撓性光ファイバ 2 5 6 は、検出した光を結合器 2 5 8 を通して任意選択の半導体導波路 2 6 0 に導き、半導体導波路 2 6 0 はこの光を 1 つまたは複数の光子検出器 2 6 2 に導く。複合法の主な利点は、それぞれの構成要素の性能を最適化するさまざまな基板材料を選択できる点である。

【 0 0 3 9 】

他の複合型の実施形態は、カンチレバーを使用して光源を直接に支持し、運動させる。例えば図 6 B は、カンチレバーレーザダイオードシステム 2 7 0 の等角図である。カンチレバーを導波路として使用する代わりに、カンチレバー 2 1 2 の自由端 2 1 6 にレーザダイオード 2 7 2 が取り付けられる。この場合、カンチレバー 2 1 2 は、カンチレバー 2 1 2 に光学的に結合されたレーザダイオードからの光を透過させるのではなく、レーザダイオード 2 7 2 に電気接続を提供する。他の代替として、カンチレバー 2 1 2 全体をレーザダイオードとして作製することもできる。さらに図 6 C は、カンチレバーファイバ導波路システム 2 8 0 の等角図である。カンチレバー 2 1 2 に光ファイバ 2 8 2 が、自由端 2 1 6 から光が射出されるように結合されており、光ファイバ 2 8 2 は、質量を低減させるためにエッチングすることができる。

【 0 0 4 0 】

統合システムを維持する他の複合法を使用することができる。例えば、カンチレバーの平行アレイを互いに隣接させて製作し、これを 1 次元で作動させ、これによって領域全体にわたる光走査を行うことができる。この装置は、単一の走査導波路の比較的に速い走査

速度および大きな振幅を必要としないと想定される。他の例として、レーザダイオード光源、導波路、フォトダイオード、結合器、位置センサ、アクチュエータなどの機能構成要素を、それぞれが積み重ねられた機能モジュールからなる別々の基板上に統合することができる。光源は、カンチレバーを支持する基板とは異なる基板を使用してもよい。例えば、その理想的な発光スペクトルおよび出力パワー効率のためにレーザダイオードの基板に対して $GaAs$ を使用することができる。収集走査器システムおよび射出走査器システムを構成する諸構成要素の実施形態に関する詳細を以下で説明する。

【0041】

(カンチレバー)

カンチレバーが光を透過させる必要性と、カンチレバーが機械的に共振する必要性とのバランスをとるために、いくつかの代替材料または材料の組合せが可能である。一実施形態では、カンチレバーが、酸化シリコン (SiO_2) とシリコンの2層複合材を含む。 SiO_2 は光がそこを通過する光学コアとして使用される。しかし、熱酸化物として SiO_2 は、決して望ましいとはいえない機械特性を有する。したがって、厚さ約 $30\mu m$ の単結晶シリコンの層上に約 $2.2\mu m$ の薄い SiO_2 層を熱成長させる。シリコン層は、増大した機械的剛性および耐久性をこの複合カンチレバーに与える。シリコンは高い屈折率を有し、可視帯では吸収性であるので、シリコン層を SiO_2 層から光学的に分離するために低屈折率の緩衝層を含めることも好ましい。しかし $2mm$ 未満などの短いカンチレバーでは、光パワーの過度の損失を生じることなくこの緩衝層を省くことができる。

【0042】

またはこれに替えて、窒化シリコン (Si_xN_y) または他の化合物のフィルムを導波路として使用することもできる。しかし、厚い (Si_xN_y) フィルム (例えば $>1\mu m$) のカンチレバー導波路は製作するのが難しい。光透過性の薄い層を、統合された光源のエミッタと整列させることはさらに難しく、この光透過性の薄い層を外部光源からのファイバと整列させることはなおさら難しい。したがって、好ましいカンチレバー実施形態は、機械的に耐久性のある材料からなり、なおかつ良好な光透過を提供するより厚いカンチレバー導波路を含む。マイクロ作製によく適したこのような1つの材料は、IBM (商標) によって最初に開発された SU-8 フォトレジストである (特許文献1を参照)。SU-8 は、垂直な側壁プロファイル、構造高さ全体にわたる寸法制御など、有益な画像化性能を提供する。さらに高い機能性から、膨張を最小化する。処理上の利点には、化学抵抗性および高い熱特性、 $200^\circ C$ 超での処理をもたらす高度な交差結合 (cross-linked) 構造が含まれる。エポキシベースの樹脂として SU-8 は、ほとんどの表面に対して改善された付着性を示し、シリコンガラス、金属および他の低表面エネルギー基板上での改善された濡れを提供する。紫外 (UV) 波長 ($350\sim400nm$) 付近で露光でき、SU-8 は、高価な X 線処理に代わる費用効果のよい材料である。

【0043】

したがってカンチレバー 212 は、固定端の厚さが約 $85\mu m$ で、自由端に向かってより小さな直径に収まるようにテーパ状にされた SU-8 カンチレバー導波路を含むことが好ましい。カンチレバー 212 の幅は約 $125\mu m$ 、固定端 214 から自由端 216 までの長さは約 $0.5mm$ から $1.0mm$ である。固定端の全体の結合領域が大きいことは、光源をカンチレバー導波路に結合することを容易にし、カンチレバー導波路に結合される光量を増大させる。光結合をさらに助長するため、光源とカンチレバー導波路 (または固定導波路) の間に、テーパ状の導波路結合器 (図示せず) を作製することができる。SU-8 エポキシ樹脂はさらに、カンチレバー導波路をより丈夫にする。SU-8 の弾性率 ($4.02GPa$) は、 SiO_2/Si 複合梁 (シリコン $125GPa$ 、酸化シリコン $57GPa$) よりも小さいが、SU-8 カンチレバー導波路の増大した厚さは、sVGA ピデオレートで一般的な約 $20kHz$ の共振周波数を提供する。

【0044】

カンチレバー 212 は、最初に SU-8 フォトレジストをシリコン基板上にスピンコー

ティングすることによって形成することが好ましい。このSU-8を、カンチレバーの形状を画定するためのマスクを用いて露光する。露光されなかったSU-8を現像液を用いて除去する。次いで、深い反応性イオンエッチング（REI）プロセスによってシリコン基板を固定端の近くまでエッチングし、SU-8カンチレバーを解放する。これらの作製ステップおよびREIプロセスの詳細な説明は、ともに参照によって本明細書に明示的に組み込まれる非特許文献1および非特許文献2に出ている。他の材料層およびマイクロ作製ステップを使用して、1つまたは複数のカンチレバーと一緒に、他の統合構成要素を作製することができる。

【0045】

カンチレバー212をテーパ状にし、固定端214の幅が自由端216の幅よりも広くなるようにすることもできる。テーパ状にすると先端の角偏向が増大し、これによってより大きなFOVが得られる。しかし、増大した先端偏向は、所与の応用に対して望ましい全体装置サイズとバランスをとられなければならない場合がある。テーパ状にして、カンチレバーから射出された光の有効点光源サイズを低減させることもできる。

【0046】

（レンズ）

カンチレバー導波路の自由端または固定導波路にさまざまなレンズを実装することができる。図7A～7Dは可能なレンズの実施態様のいくつかを示す図である。図7Aは、屈折率分布型レンズ290として形成されたカンチレバー導波路の自由端の等角図である。図7Bは、標的に光を集束させるために自由端の近くに微小屈折レンズ292が置かれたカンチレバー導波路の等角図である。微小屈折レンズ292は、熔融シリカまたはSiO₂、あるいは他の任意の導波路材料から、標準固体プロセスを使用して作製することができる。シリコンゴムおよびポジ型フォトリソグラフィを使用したマイクロ成形（micromolding）技法を使用することもできる。図7Cは、自由端に置かれたフレネルレンズ294を有するカンチレバー導波路の等角図である。帯の数およびそれぞれの帯間の分離距離を圧電的に調整して、光ビームの中心極大（central maximum）およびその焦点距離を制御することができる。図7Dは、カンチレバー導波路の上面にマイクロ作製されたフレネルレンズ294を有するカンチレバー導波路の等角図である。

【0047】

（アクチュエータ）

カンチレバーを駆動するためにさまざまなアクチュエータを実装することができる。一実施形態では、静電力を利用する。静電アクチュエータは、以下を含むいくつかの理由から有利である。

【0048】

・静電アクチュエータは、2つの導電面からなるコンデンサを含む非常に単純な機構を含む。

・静電アクチュエータは、カンチレバーの駆動装置ならびに位置センサとして使用することができる。

・装置作製に使用される作製技法が、既存のマイクロ作製技術を使用した大量生産と両立し、低い装置コストおよび高い生産歩留りを提供する。

【0049】

図8Aは、静電力を利用した垂直アクチュエータを示す走査器の断面図である。図3～6Cに示した垂直アクチュエータ230とは違い、静電構成では、カンチレバー212の下基板220上に電極パッド302が付着される。電極パッド302は、Al、Ag、Au、Pt、Cuなどの導電性薄膜から作製されることが好ましい。電極パッド302と基板220の間に電圧が印加されると、カンチレバー212と基板220の間に静電力が生み出される。実際には電極間距離は数百マイクロメートルに限定される。カンチレバーの連続運動を引き起こすため、電極パッド302には正弦波電圧が印加される。変位したカンチレバーが位置センサ236に接触することを防ぐためにカンチレバーの下に緩衝装置304を作製することができる。カンチレバーはさらに、電極パッド302と導電層235の間

10

20

30

40

50

の分離材の動きをする。カンチレバーは導電層 2 3 5 が基板 2 2 0 に張り付くことを防ぐ。

【 0 0 5 0 】

2 次元直線ラスト走査のためにカンチレバーは 2 つの直交軸に関して同時に走査される。このような走査を生み出すため、独立した直交方向の第 2 の偏向電極群を使用して、カンチレバーの水平運動を制御する。図 8 B は、静電力を利用した水平アクチュエータを示す走査器の平面図である。水平偏向電極 2 3 4 a ~ 2 3 4 d が水平アクチュエータを構成する。カンチレバー 2 1 2 の片側の電極対（例えば水平偏向電極 2 3 4 a および 2 3 4 b）に選択的に電圧が印加される。この電圧は、この通電された電極対に向かってカンチレバー 2 1 2 を引っ張る静電力を生み出す。共振を誘導するため、一方の水平偏向電極対に正弦波電圧が印加され、反対側の水平偏向電極対に位相シフトされた正弦波電圧が印加される。この 2 つの正弦波電圧は位相が互いに 1 8 0 度ずれている。1 つまたは複数の緩衝装置 3 1 0 を使用して、自由端 2 1 6 の運動を制限することができる。さらに先に論じたとおり、位置センサ 2 3 6 のアレイを使用して自由端 2 1 6 の位置を検出し、カンチレバー 2 1 2 の制御を維持することができる。

10

【 0 0 5 1 】

静電アクチュエータは走査周波数によって帯域制限されないため、この技法は、V G A の 3 1 . 5 k H z、S V G A の 3 7 . 5 ~ 4 0 k H z などのほとんどの標準ビデオディスプレイによって要求されるものよりも高い走査速度を提供することができる。しかし、双方向走査のためにはカンチレバーの周波数が上述のこれらの値の半分でよいことに留意されたい。またはこれに替えて、マクロスケールラスト走査装置を識別 (I D) 走査器またはバーコード走査器として使用することもできる。シングルまたはデュアルアクチュエータを使用した 2 次元非直線走査のためには、大きな F O V を達成するために導波路が大きなベース励起で駆動されなければならない。励起周波数、位相および振幅を制御することによって、定常インアンドアウトスワリング (s t e a d y i n - a n d - o u t s w i r l i n g) 走査パターンを自由端 2 1 6 から達成することができる。円走査パターンは、位相が 9 0 度ずれた励起を水平および垂直方向に適用することによって引き起こすことができる。半径が変化する円パターンは、励起の振幅によって制御することができる。回転直線走査パターンは、互いに対して直角ではなく互いに対してわずかに斜めに置かれた 2 つの電極に電位を印加することによって引き起こすことができる。直線運動において回転を生み出すためには、一方向の電極（例えば傾斜した電極）に、他の方向の電極（例えば垂直電極）に印加される電圧よりも大きな電圧を印加しなければならない。その結果は、0 度と 1 8 0 度の間で揺動する (r o c k i n g) 線掃引 (l i n e s w e e p) である。

20

30

【 0 0 5 2 】

自由端 2 1 6 の偏向と印加電圧の関係は非線形でありえる。その線形性を向上させるため、非特許文献 3 に記載されているものなどの静電くし形ドライブ (c o m b d r i v e) をアクチュエータとして使用することができる。くし形ドライブでは、間隔ではなく面積を変化させることによって静電容量を変化させる。静電容量は面積と直線関係にあるため、その変位は印加電圧の自乗として変化する。さらに、カンチレバー偏向の非線形性を利用することは、単一のアクチュエータが自由端 2 1 6 の 2 次元 (2 D) 運動を生み出すことができる点で有利であろう。

40

【 0 0 5 3 】

図 3 ~ 6 C に示された垂直アクチュエータ 2 3 0 に関しては、圧電効果が使用される。圧電駆動装置を使用する利点には以下のものが含まれる。

- ・基板に近づきすぎた場合でもカンチレバーは電極に張り付かない。
- ・この作動機構は、環境効果（例えば湿度、温度）に対して非常に安定であると考えられる。
- ・薄膜付着は V L S I プロセス（例えば付着法およびエッチング）と両立する。

【 0 0 5 4 】

50

アクチュエータに対して圧電薄膜を使用することの欠点は、このアクチュエータは、ミクロン領域の変位に対しても高い電圧を要求することである。しかしこの問題は、バイモルフ (bimorph) 構成を実装することによって部分的に軽減することができる。これらの材料の 1 つに機械的圧力が加わると、結晶構造はその圧力に比例した電圧を生み出す。反対に電界が印加されると構造は形状を変化させ、材料の寸法変化を生み出す。ある範囲の電気および熱応力で、電圧変化 V は、下式に基づく対応する力の変化 F を生み出す。

【0055】

$$V = d_{ij} \times F / \epsilon_0 \epsilon_r A$$

上式で、 d_{ij} は電荷感度係数 (charge sensitivity coefficient)、 x は、面積 A の 2 枚の導電プレート間の間隔、 ϵ_0 および ϵ_r はそれぞれ空気および材料の誘電率である。(詳細については非特許文献 4 を参照されたい。) マイクロアクチュエータに対して使用されることが好ましい電気機械材料は、 ZnO 、ジルコン酸チタン酸鉛 (PZT) およびポリフッ化ビニリデン (PVDF) である。 ZnO 薄膜を付着させる好ましい方法はスパッタリング法を使用する方法である。(詳細については非特許文献 5 および非特許文献 6 を参照されたい。) PZT の付着は通常、スパッタリング法かまたは化学溶液のスピン塗布に基づく方法であるゾル-ゲル法を含む。(詳細については非特許文献 7、非特許文献 8、非特許文献 9、非特許文献 10 を参照されたい。) PVDF は、PVDF 粉末を溶解した希薄溶液からスピンキャストフィルム (spin cast film) として付着させることが好ましい。

【0056】

図 9 A および 9 B は、走査システム用の圧電薄膜アクチュエータの一例を示す。具体的には図 9 A は、圧電効果を利用した垂直アクチュエータの積層構成を示す走査器の側断面図である。垂直アクチュエータ 230 は、 Cr/Au 、 Al または他の適当な導電材料を含む導電層 306 を含む。カンチレバー 212 の表面に付着されたカンチレバー導電層 235 に対しても同じ材料が使用されることが好ましい。これらの導電層の間に、 ZnO 、PZT、PVDF または他の適当な材料などの圧電フィルムを含む絶縁層 308 がある。図 9 B は、導電層に通電するためのトレース (trace) の構成を示す走査器の平面図である。トレース 310 を使用して導電層 306 に正弦波電圧を印加する。別のトレース 312 を使用して導電層 235 をリターン参照として接続する。

【0057】

図 1 および 2 の機能ブロック 54 および 84 によって示されているように、他の技法を使用して、3 mm 未満などの小さな面積に統合することができるアクチュエータを提供することができる。例えば、オプトサーマル (optothermal) 励起または熱励起を使用することができる。(詳細については非特許文献 11 および非特許文献 12 を参照されたい。) 熱効果を使用した他の作動方法は形状記憶合金変換器である。(詳細については非特許文献 13 および非特許文献 14 を参照されたい。) 他の作動方法は、コイル (coil loop) に電流を流してカンチレバーを作動させる磁場を生み出す磁気アクチュエータを含む。

【0058】

(位置センサ)

さらに、カンチレバーの位置または他の運動特性を検出するさまざまな位置センサを実装することができる。図 3 から 6 C に示された位置センサ実施形態は容量効果を使用する。容量効果は、変位を測定するための最も単純な精密センシング機構の 1 つである。容量センサは、帯電した 2 枚のプレート間の距離が増大または低減したときの静電容量の変化を検出する。したがって容量センサ構造は比較的単純に作製することができる。容量変位センサは一般に、1 枚の可動プレートと 1 枚の固定プレートとを含む。図 3 に示すように、可動プレートはカンチレバー 212 の上面の導電層 235 に対応する。固定プレートは、カンチレバー 212 の自由端 216 の下のチャンネル 222 の中の基板 220 上に位置する位置センサアレイ 236 に対応する。電極のアレイが使用されるのは、基板 220 の

10

20

30

40

50

主平面に対する垂直および水平方向の位置検出を可能にするためである。水平方向の変位は、カンチレバー 212 が水平に移動する間に導電層 235 によって覆われるそれぞれの位置センサ電極の面積に基づいて検出される。垂直変位は、導電層 235 と位置センサアレイ 236 の間の垂直距離に基づいて検出される。静電容量の変化は、以下のようないくつかの周知の回路技法を使用して測定することができる。

【0059】

- ・電荷増幅器
- ・ブリッジ構成でのインピーダンス測定（非特許文献 15 を参照されたい）
- ・CMOS 555 タイマー（timer）を使用した RC 発振器。実際にはこのプロセスは、発振器の静電容量を決定し、周波数を測定することによって、未知の静電容量を時定数に変換する（非特許文献 16）
- ・可動プレートを電界効果トランジスタのゲートとして使用するなどの直接電荷結合（非特許文献 17）

【0060】

他の位置センサ実施形態は圧電効果を利用する。圧電アクチュエータと同様に、圧電位置センサは、カンチレバーの両側に付着させた圧電薄膜を含む。カンチレバーの変位は、圧電薄膜上のひずみ誘導性の電界を測定することによって決定される。圧電位置センサの構成は、図 9A および 9B に示された圧電アクチュエータと同じである。しかし、カンチレバーの全長をカバーし、それによって偏向センシング能力を増大させるためにセンサ面積を広げることができる。圧電変位センサは固有のいくつかの利点を有する。大きな圧電結合に加えて、PZT は、大きな焦電応答および大きな自発分極を有し、このことは PZT を、赤外線（IR）検出器の良好な候補材料とする（非特許文献 18 参照）。（弱光画像の取得のために）IR 走査スコープが必要な場合には、光検出に対して同じ材料を使用することができる。この方法の他の利点は、この材料をアクチュエータとして使用することもできることである。

【0061】

同様の代替位置センサ実施形態は、応力の関数として担体移動度が変化するピエゾ抵抗効果を使用する。事実上、ピエゾ抵抗位置センサは、非特許文献 19、20 および 21 によって教示されているものなどの半導体ひずみゲージを含む。この位置センサは、ホウ素ドーパントなどの不純物を高抵抗性の単結晶カンチレバーに拡散させることによって作製されたひずみに敏感な導電性領域を含む。例えば、カンチレバー上の n 型シリコン層に p 型ホウ素層を拡散させることができる。この拡散プロセスは、窒化ホウ素からのオープンチューブ（open-tube）ホウ素拡散またはホウ素イオン注入を含むことが好ましい。

【0062】

2 軸変位センサが図 10A および 10B に示されている。より具体的には図 10A は、カンチレバーに統合されたピエゾ抵抗変換器を有する走査器の側断面図である。垂直ピエゾ抵抗変換器 324 は、カンチレバー 212 の縦の主軸に沿って向きが定められた p 型拡散抵抗を含む。垂直ピエゾ抵抗変換器 324 は、基板 220 の主平面に対するカンチレバー 212 の（例えば Z 方向の）垂直偏向を検出する。水平ピエゾ抵抗変換器 326 も p 型拡散抵抗を含むが、この変換器はカンチレバー 212 の横の副軸に沿って向きが定められている。水平ピエゾ抵抗変換器 326 は、基板 220 の主平面に対するカンチレバー 212 の（例えば Y 方向の）水平偏向を検出する。それぞれの変位の大きさは、抵抗の変化率 R/R に基づいて計算される。

【0063】

$$R/R = \epsilon_l T_l + \epsilon_t T_t$$

上式で、 ϵ_l および ϵ_t は縦および横のピエゾ抵抗係数であり、 T_l および T_t は、層の電流の方向に平行な応力および垂直な応力である。

【0064】

図 10B は、カンチレバーに統合された 2 つのピエゾ抵抗変換器を有する走査器の平面

図である。p 型（例えばホウ素がドーブされた）piezo抵抗 320 がカンチレバー 212 の中に拡散されている。piezo抵抗 320 はシリコンなどの n 型基板内に拡散されることが好ましい（例えば 100 表面配向）。したがって、シリコンカンチレバーを使用し、または SU-8 層などの導波層の下にシリコン層を作製することができる。導電性コンタクト 322 を piezo抵抗 320 に接続できるように導波層の中を通して窓が提供される。

【0065】

図 1 A および 1 B の機能ブロック 54 および 84 によって示されているように、他の技法を使用して、3 mm 未満などの小さな面積に統合することができる位置センサを提供することができる。例えば、導波路の屈曲から光損失を測定することができる。全ての導波路はそれらのコアから外周へ光が漏れる。さらに、走査導波路も導波路の偏向に比例して周囲に光が漏れる。この比例した損失は曲損失（bending loss）と呼ばれている。したがって、導波路の運動に比例して導波路から失われる光量を検出する光検出器、光検出器アレイなどの装置は、導波路の自由端位置を測定することができる。近距離場走査型顕微鏡（NSOM）の分野では、作動させた導波路の経路と交差する光ビームを導入することによって、導波路の先端のナノメートル変位が測定される。導波路を透過する、または近くの検出器へ戻る光損失または光散乱に関して、1 軸に沿った変位が測定される。1 軸に対する透過でのレーザダイオードおよびフォトダイオードの使用の例が、非特許文献 22 および 23 によって記載されている。振動しているカンチレバーからの反射モードでの光源および検出器の使用の例が非特許文献 24 によって記載されている。直交する方向において単一軸測定を実施することによって導波路運動の光検出を 2 軸に拡張することができる。

10

20

【0066】

またはこれに替えて、誘導コイルを用いて自由端の位置を追跡できるように走査導波路上に強磁性材料を付着させることもできる。逆に磁気センサは磁界の変化を検出することができる。他の代替として、統合された 2 軸干渉計を使用して、導波路の自由端の垂直および水平位置を検出することができる。piezo抵抗センサをカンチレバーで使用する位置を検出することもできる。空間が使用可能な場合、カドラント（quadrant）ファイバ束を使用して、導波路の自由端から射出される光を検出することができる。さらに、アクチュエータ自体を使用して位置を検出することもできる。

【0067】

（光検出器）

図 3 に示されているように、光子検出器 224 a および 224 b は RO I 内の標的から後方散乱された光を検出する。同様に、図 5 に示したフォトダイオード 246 は、カンチレバー導波路を通して導かれた光を検出する。これらの光検出器は、同じ波長スペクトルまたは同じ赤、緑、青（RGB）スペクトルの光検出器であることが好ましい。光検出器はさらに、導波路、アクチュエータ、結合器および変位センサで 사용되는材料であることができるシリコン基板から構築されることが好ましい。シリコンフォトダイオードは、その波長スペクトルの近くでのシリコンの高い応答性のため 0.4 μm から 1 μm の波長範囲で光波を検出することが知られている。シリコンはさらに、高い量子効率、良好な応答線形性、大きな帯域幅、単純なバイアスオプション、および比較的到低いコストといった長所を有する。シリコン基板上に光学検出器を統合する方法はいくつかある。光学検出器の一般的なタイプは空乏層フォトダイオードである。空乏層フォトダイオードは本質的に、光子の吸収によって空乏層内または空乏層の近くに生み出される電子-正孔対によって逆電流が変調される逆バイアスされた半導体ダイオードである。最も単純な空乏層フォトダイオードは pn 接合ダイオードである。

30

40

【0068】

光検出器に対して従来のメサ（mesa）形幾何形状のフォトダイオード構成を使用する代替として、このダイオードを、導波路およびファイバ検出器と複合化して、強度吸収を最適化することができる。図 6 A によって示されているように、この後方散乱光は最初に、単一の光ファイバ 256 またはファイバ束検出器によって捕捉される。次いでこの光

50

は、例えばV溝および/または窒化シリコンクリップ(c l i p)などの格子または機械式結合器258を通して導波路260に挿入される。この光は導波路の他端に導かれ、ここで、シリコンフォトダイオードであることが好ましい光子検出器262によって受け取られる。このダイオードは、 piezo抵抗に関して先に説明しかつ/または非特許文献25に記載された方法と同様のn型シリコン基板へのホウ素拡散によって形成することができる。さらに、SiO₂または窒化シリコンでできた導波路材料の厚い層(数マイクロメートル)を成長させ、拡散マスクとして使用し、後に導波路として残すことができる。この構造を完成させるために金属電極が追加される。ファイバ検出器を使用する利点は、プローブの近くに実際にフォトダイオードを配置することなく光検出器をプローブの近位端に置くことができる点である。この複合設計では、フォトダイオードが雑音および環境因子による影響を受けにくい。ファイバはさらに金属でコーティングし、所望の見える地点に曲げることができる。さらに、別個の支持体を使用して、高解像度画像化の間、ファイバの先端を安定させることができる。

10

【0069】

いずれにせよ、ダイオード上の小さな検出面積(直径約数十ミクロン)はギガヘルツ(GHz)範囲の帯域幅を提供する。さらに、カラー画像を捕捉するために赤、緑および青の光検出器対が必要となるため、これらのシリコンベースのフォトダイオードは、可視スペクトルにおいて十分な帯域幅を提供することができる(例えば光検出器の帯域幅は、VGAビデオ規格で12.5MHz、SVGAビデオ規格で19.8MHzを超えなければならない)。控えめなバイアスを用いて全体の波長応答を向上させるため、高抵抗率の真性領域をpn接合に追加して、いわゆるPIN構造を形成することができる。高い電流利得を得、高い動作周波数を維持するため、非特許文献26に記載されているものなどのアバランシェ光検出器(APD)構造を実現することができる。この装置では、非常に高い逆バイアス下で基本pn構造が操作される。雪崩降伏の間際にバイアスを正確にセットすることによって、衝突イオン化による担体の増倍の結果、担体-光子比の増大に関してかなりの利得が得られる。アバランシェダイオードに対する電流の増倍は4桁にもなることができる(UDT Sensor LTD社から市販の光起電力フォトダイオードおよびAPDに基づく)。

20

【0070】

本発明を実施する好ましい形態およびその変更形態に関して本発明を説明してきたが、前記請求項の範囲内でこの他の多くの変更を本発明に加えることができることを当業者は理解されたい。例えば、それぞれに最適の基板を用いてモジュール構成要素を別々に構築することもできる。次いでこれらのモジュール構成要素を、陽極、接着または他の結合方法を使用して一緒に結合することができる。したがって、本発明の範囲は上記の説明によって限定されるものではなく、前記請求項を参照することによって完全に決定される。

30

【図面の簡単な説明】

【0071】

【図1A】患者の体内に置かれたさまざまな構成要素からの信号を処理し、これらの構成要素を制御するための支援構成要素を含む画像取得システムを示す機能ブロック図である。

40

【図1B】支援構成要素を含む表示システムを示す機能ブロック図である。

【図2A】薄膜直線照明器の第1の原型実施形態の平面図である。

【図2B】薄膜直線照明器の第1の原型実施形態の図2Aの切断線2B-2Bに沿ってとった側横断図である。

【図2C】薄膜直線照明器の第1の原型実施形態の図2Aの切断線2C-2Cに沿ってとった端面図である。

【図2D】ROI照明用の一対の薄膜平行カンチレバーを含む第2の原型実施形態の端面図である。

【図3】統合画像取得走査器システムの等角図である。

【図4】統合表示走査器システムの等角図である。

50

【図 5】統合収集走査器システムの等角図である。

【図 6 A】複合型射出走査器システムの等角図である。

【図 6 B】カンチレバーレーザダイオードシステムの等角図である。

【図 6 C】カンチレバーファイバ導波路システムの等角図である。

【図 7 A】屈折率分布型レンズとして形成されたカンチレバー導波路の自由端の等角図である。

【図 7 B】微小屈折レンズを有するカンチレバー導波路の等角図である。

【図 7 C】フレネルレンズを有するカンチレバー導波路の等角図である。

【図 7 D】カンチレバー導波路の上面にマイクロ作製されたフレネルレンズを有するカンチレバー導波路の等角図である。

【図 8 A】静電力を利用した垂直アクチュエータを示す走査器の側断面図である。

【図 8 B】静電力を利用した水平アクチュエータを示す走査器の平面図である。

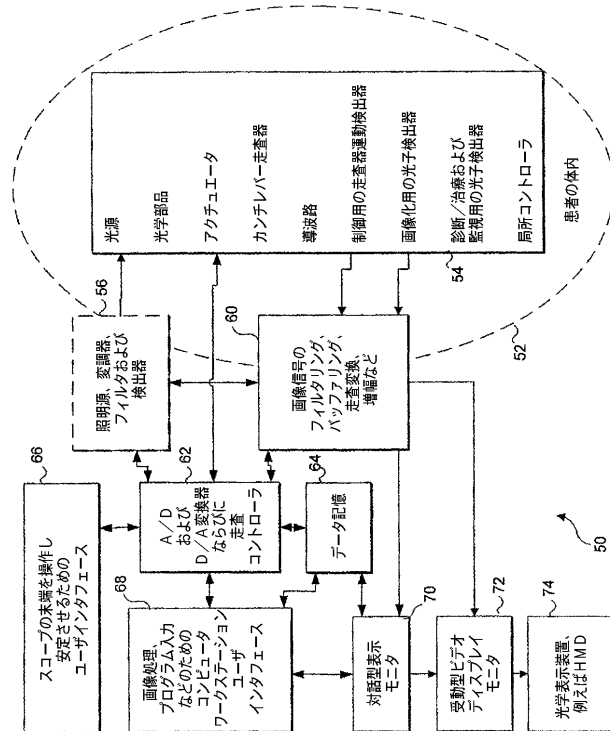
【図 9 A】圧電効果を利用した垂直アクチュエータの積層構成を示す走査器の側断面図である。

【図 9 B】圧電効果を利用した垂直アクチュエータの導電層に通電するためのトレースの構成を示す走査器の平面図である。

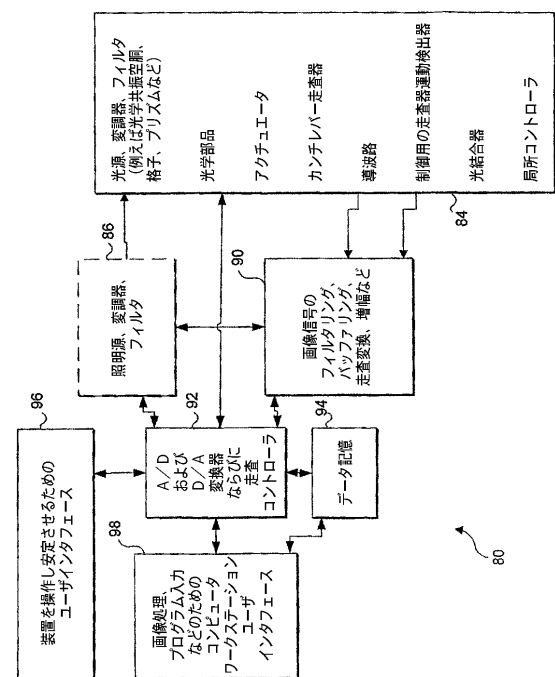
【図 10 A】カンチレバーに統合されたピエゾ抵抗変換器を有する走査器の側断面図である。

【図 10 B】カンチレバーの垂直および水平運動を測定するためにカンチレバーに統合された 2 つのピエゾ抵抗変換器を有する走査器の平面図である。

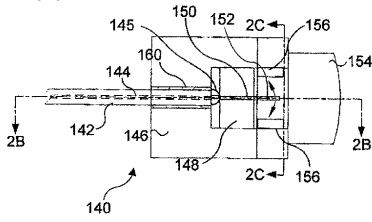
【図 1 A】



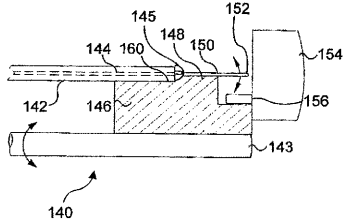
【図 1 B】



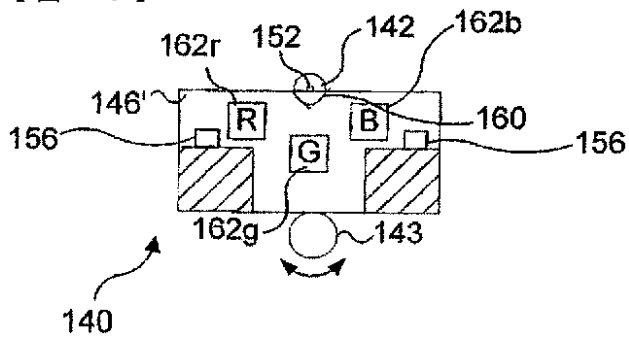
【図 2 A】



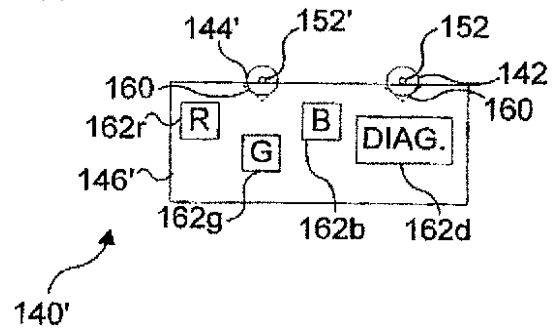
【図 2 B】



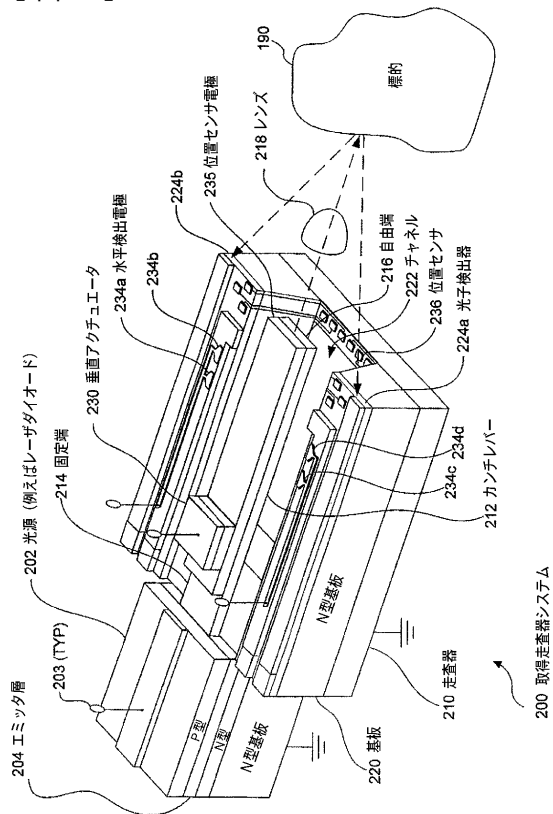
【図 2 C】



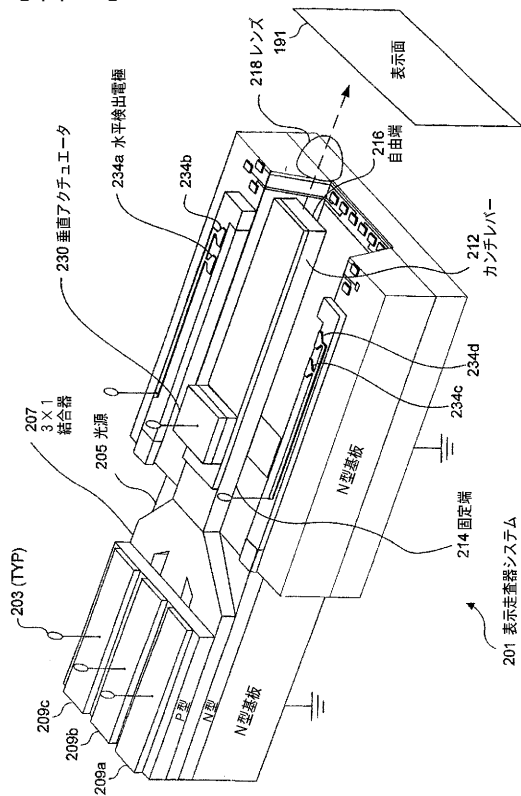
【図 2 D】



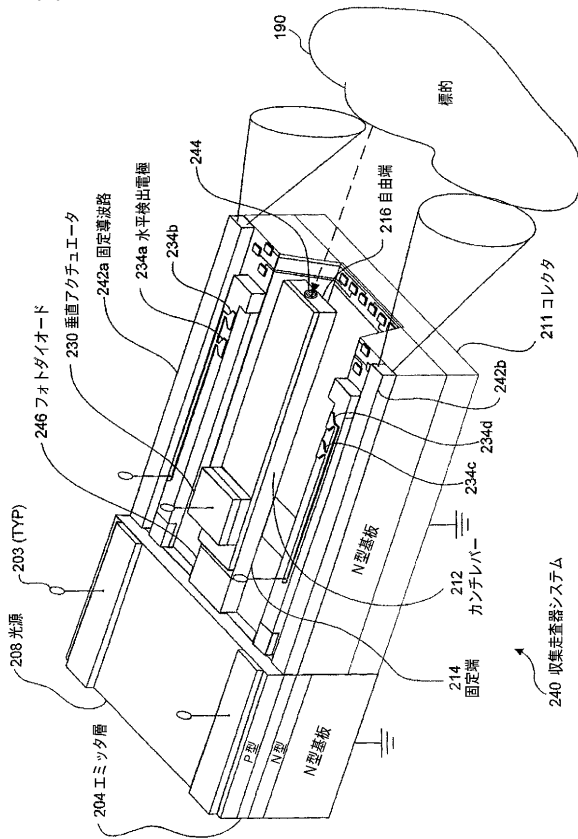
【図 3】



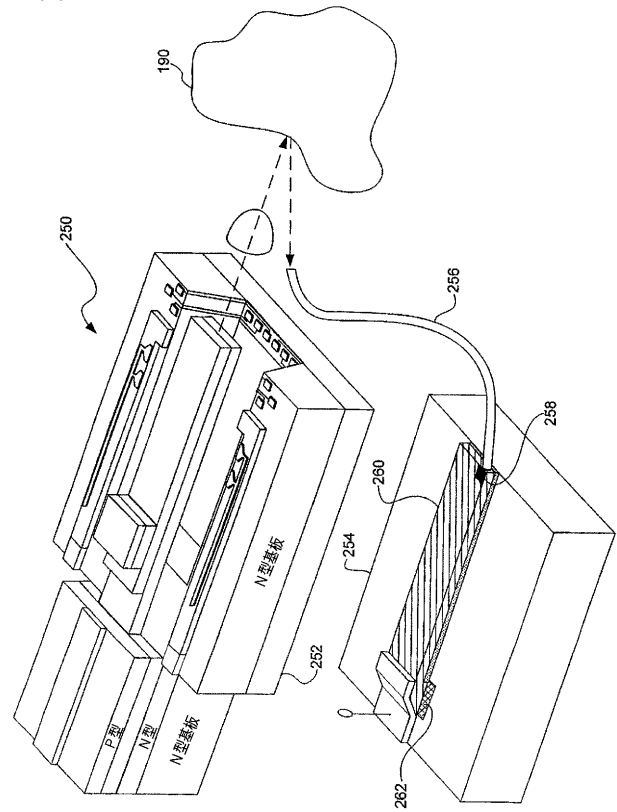
【図 4】



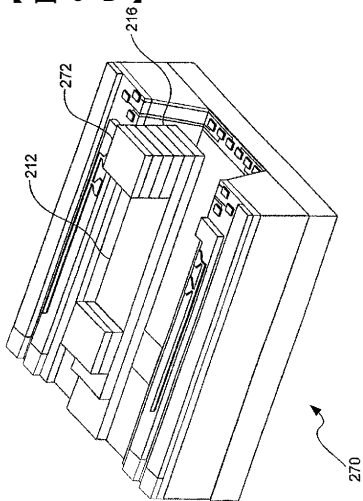
【 図 5 】



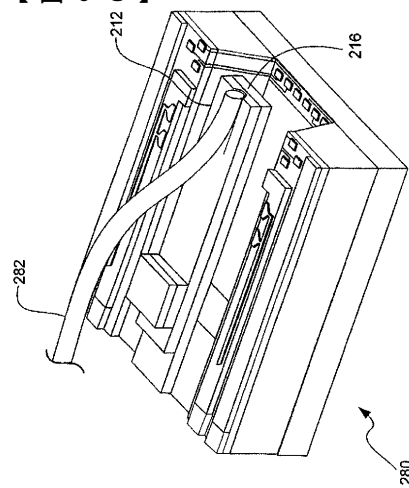
【 図 6 A 】



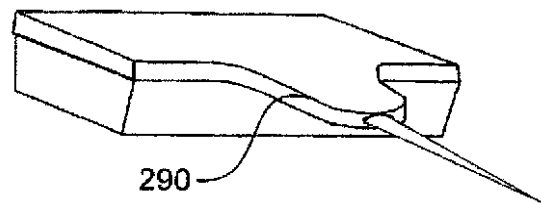
【 図 6 B 】



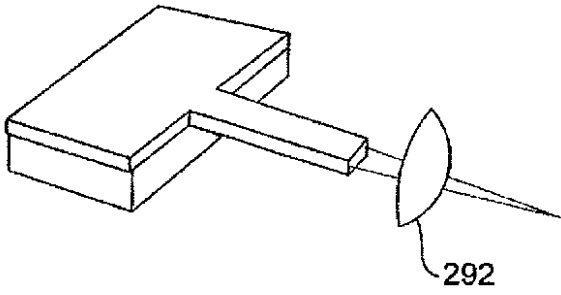
【 図 6 C 】



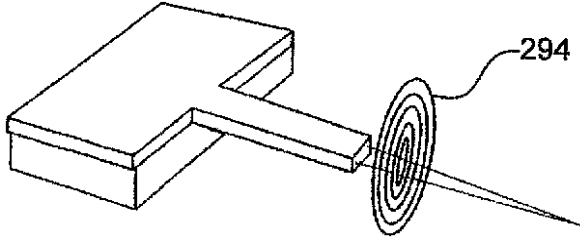
【 図 7 A 】



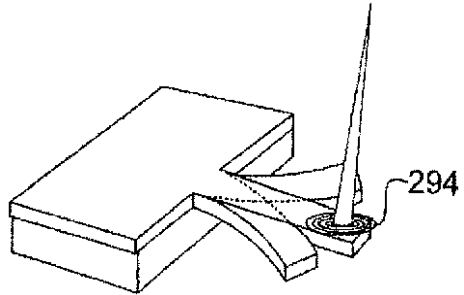
【図 7 B】



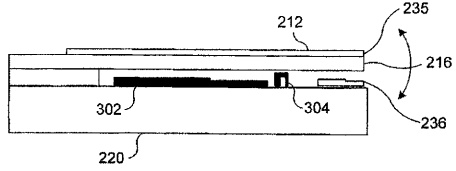
【図 7 C】



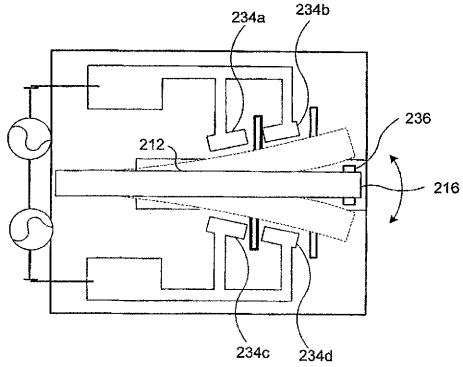
【図 7 D】



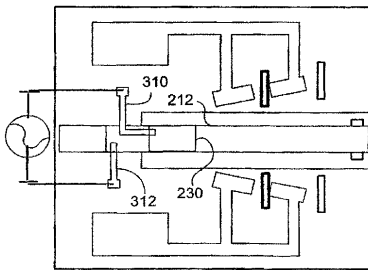
【図 8 A】



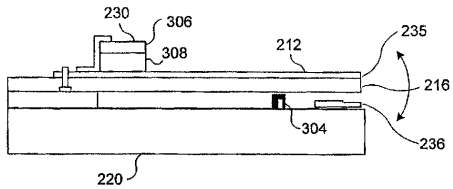
【図 8 B】



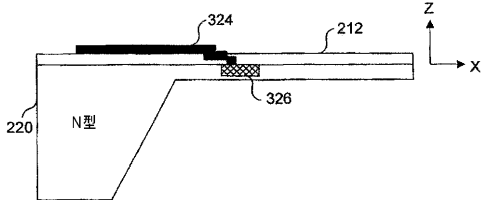
【図 9 B】



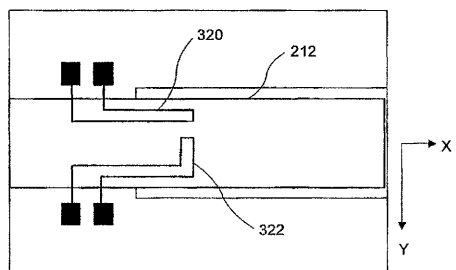
【図 9 A】



【図 10 A】



【図 10 B】



【 国際調査報告 】

60651210041



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US04/29295

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A61B 6/00 US CL : 600/476 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) U.S. : 600/476, 407; 385/12, 43, 13 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 practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 6,485,413 B1 (BOPPART et al) 26 November 2002 (26.11.2002), figures 4b and 4c, columns 2, 4, 6, 11, 13, 15, and 34.	1-5, 8-24, 27-40, 42-45, 47-56, 58

Y	US 5,209,117 A (BENNETT) 11 May 1993 (11.05.1993), column 3, lines 4-5.	6, 7, 25, 26, 41, 46, 57
		6, 7, 25, 26, 41, 46, 57
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E"	earlier application or patent published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"Z" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 16 February 2006 (16.02.2006)		Date of mailing of the international search report 16 MAR 2006
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (571) 273-3201		Authorized officer For Jennifer Horwat Virginia Libby Telephone No. (571) 272-2811

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, 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, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, 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, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ワン ウェイ - チー

アメリカ合衆国 9 8 0 7 4 ワシントン州 サマミシュ 1 8 9 アベニュー ノースイースト
5 1 1 8

(72)発明者 エリック ザイベル

アメリカ合衆国 9 8 1 1 7 ワシントン州 シアトル 3 4 アベニュー ノースウエスト 6
7 0 2

(72)発明者 パー レインホール

アメリカ合衆国 9 8 1 2 5 ワシントン州 シアトル リビエラ プレイス ノースイースト
1 0 7 5 8

(72)発明者 マーク フォーバー

アメリカ合衆国 9 8 1 0 5 ワシントン州 シアトル 1 6 アベニュー ノースイースト 5
7 3 1

(72)発明者 クリス ブラウン

アメリカ合衆国 9 8 1 2 5 ワシントン州 シアトル ウェスト ロイ 2 7 5

Fターム(参考) 2H040 BA09 BA12 BA13 BA23 CA01 CA03 CA04 DA12 DA15 DA17

DA18 DA43 DA53 FA01 FA10 FA13 FA14 GA02 GA06 GA11

2H137 AB05 BA21 BB12 CA13A

4C061 CC06 LL10 MM10

专利名称(译)	集成光学扫描图像采集和显示		
公开(公告)号	JP2007503938A	公开(公告)日	2007-03-01
申请号	JP2006525541	申请日	2004-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	华盛顿大学		
申请(专利权)人(译)	盐湖城华盛顿		
[标]发明人	ワンウェイチー エリックザイヘル パーレインホール マークフォーバー クリスブラウン		
发明人	ワン ウェイ-チー エリック ザイヘル パー レインホール マーク フォーバー クリス ブラウン		
IPC分类号	A61B1/04 G02B6/42 G02B23/24 G02B23/26 G01N21/64 A61B1/00 A61B1/005 A61B5/00 A61B5/107 A61B18/20 A61N5/06 G01N21/27 G01Q20/02 G02B6/26 G02B6/32 G02B6/35 G02B26/08 G02B26/10 H04N7/18		
CPC分类号	A61B5/0062 A61B1/00048 A61B1/0008 A61B1/00165 A61B1/00167 A61B1/00172 A61B1/00183 A61B1/00193 A61B1/0051 A61B1/043 A61B1/063 A61B1/0638 A61B5/0066 A61B5/0068 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B5/1076 A61N5/0601 A61N5/062 G02B6/262 G02B6/32 G02B6/3502 G02B6/3566 G02B6/357 G02B6/3572 G02B6/3578 G02B23/2484 G02B26/0875 G02B26 /10 G02B26/101		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B6/42 G02B23/24.A G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA12 2H040/BA13 2H040/BA23 2H040/CA01 2H040/CA03 2H040/CA04 2H040 /DA12 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA18 2H040/DA43 2H040/DA53 2H040/FA01 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/FA14 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 2H137/AB05 2H137/BA21 2H137 /BB12 2H137/CA13A 4C061/CC06 4C061/LL10 4C061/MM10		
代理人(译)	谷义 安倍晋三和夫		
优先权	10/655482 2003-09-04 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于在有限的感兴趣区域 (ROI) 中提供图像采集和/或图像显示的装置和方法。该装置包括微机电系统 (MEMS) , 优选地集成光源, 悬臂, 透镜, 致动器, 光检测器和位置传感器。光源提供用于照亮ROI, 显示图像, 提供治疗和/或执行其他功能的光。悬臂包括树脂波导, 其具有固定端, 该固定端连接到支撑许多或所有其他部件的基板。悬臂的自由端在制造期间从基板释放并包括透镜。致动器沿正交方向扫描自由端以照亮ROI或显示图像。位置传感器检测自由端的位置以进行控制。光检测器接收从ROI反向散射的光, 该光与悬臂的固定端分开或在悬臂的固定端处。

