

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6430484号
(P6430484)

(45) 発行日 平成30年11月28日(2018.11.28)

(24) 登録日 平成30年11月9日(2018.11.9)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 10 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2016-503172 (P2016-503172)	(73) 特許権者	513069064
(86) (22) 出願日	平成26年3月14日 (2014. 3. 14)		デビュイ・シンセス・プロダクツ・インコ ーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2016-514497 (P2016-514497A)		アメリカ合衆国、02767-0350
(43) 公表日	平成28年5月23日 (2016. 5. 23)		マサチューセッツ州、レイナム、パラマ ウント・ドライブ 325
(86) 国際出願番号	PCT/US2014/029631		325 Paramount Drive
(87) 国際公開番号	W02014/144997		, Raynham MA 02767-
(87) 国際公開日	平成26年9月18日 (2014. 9. 18)		0350 United States
審査請求日	平成29年2月2日 (2017. 2. 2)		of America
(31) 優先権主張番号	61/791, 860	(74) 代理人	100088605
(32) 優先日	平成25年3月15日 (2013. 3. 15)		弁理士 加藤 公延
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100130384
			弁理士 大島 孝文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スペックルを干渉性光源によって照らされたシーンから除去するためのシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

スペックルを手術部位からの画像フレームから除去するためのシステムであって、
画像センサを備える撮像装置であって、前記画像センサはピクセル配列を備える、撮像
装置と、

内視鏡装置と、

光を手術部位に提供するための干渉性光源と、

前記手術部位の画像フレームを作成するために、データを前記画像センサに送り、デー
タを前記画像センサから受け取るための回路を備える制御ユニットと、

ユーザが前記手術部位を視覚化することを可能にするディスプレイと、

前記干渉性光源に接続された光ファイバー束と、

前記光ファイバー束に取り付けられた振動機構であって、前記振動機構によって、前記
光は、その経路の形状が変更されたとき、一時的に干渉性を失い、それによって、任意の
スペックルを前記手術部位のフレームから実質的に除去する、振動機構と、を備え、

前記振動機構は、コネクタと、振動装置と、前記振動装置を中に受け取り、保持するた
めに、前記コネクタ内部に形成された空洞と、スリーブと、を備える、システム。

【請求項 2】

前記光ファイバー束への振動刺激の導入が、経路形状の一連の変更を導入する、請求項
1に記載のシステム。

【請求項 3】

10

20

前記一連の変更は、観測可能なスペックルパターンが実質的に除去されるように、高周波数で実行され、それにより、ヒトの眼は、ビデオが前記ディスプレイに出力されるとき、前記スペックルパターンを検知することができない、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記撮像装置は、前記制御ユニットと電子通信している、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記画像センサは、CMOS センサである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記画像センサは、CCD センサである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記振動装置は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器、及び共振器構成要素からなる群から選択される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記スリーブは、第一の光ファイバー束及び第二の光ファイバー束それぞれに取り付けるための第一のスリーブ及び第二のスリーブを備える複数のスリーブである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記振動機構は、前記光ファイバー束に取り付けられている振動装置だけを備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記振動装置は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器、及び共振器構成要素からなる群から選択される、請求項 9 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

様々な用途におけるレーザー技術の使用の増加とともに、スペックルノイズの発生が増加してきている。スペックルノイズとは、変化する光強度レベルのランダム分布が中に存在し、干渉性光源によって生じ得るパターンを指す。レーザー光線などの干渉性光源の場合、輝点と暗点とのスペックルパターンは、照らされている領域に現れる。それは、周波数は同一だが、位相及び振幅が異なる多くの波の干渉によって生じ、振幅及び強度がランダムに変化する 1 つの波が組み合わさり結果として生じている。これは、干渉性光（1 つの波長だけからなる光）が粗い表面から散乱させられるときに生じる。その「粗い」とは、顕微鏡レベルの表面テクスチャを指すことに留意されたい。したがって、最小侵襲性手術（MIS）手技又は適用においては、全ての表面は、粗いとみなされることができる。

【0002】

レーザー光線などの干渉性光源が、最小侵襲性手術（MIS）又は内視鏡手技のための光源として使用されるとき、スペックルは、それによって画像を見る人に対して粒子が粗く見えるので、望ましくない効果である。MIS 及び内視鏡検査のための従来の光源（例えばハロゲン化金属電球、ハロゲン電球、キセノン電球及び発光ダイオード（LED））は、光の干渉性が低いので、スペックルパターンを有さない。スペックルパターンは、振幅変動が相互に平均化する傾向があるので、通常、低い干渉性を伴う光からは目立たない。スペックルパターンにもかかわらず、レーザー光源は、従来の光源に勝る利点を有し得、その利点とは、出力効率、コスト、低発熱、小サイズ、カラーパルシング、狭帯域撮像、及び可視スペクトルの外側の制御された光（赤外線又は紫外線）を生成する能力を含む。したがって、スペックルパターンを伴わない、レーザー光源システムなどの干渉性光源システムが望ましい。

【0003】

他者は、様々な方法を用いて、レーザー光線についてのスペックルノイズに取り組んできたが、その方法のそれぞれは、基本的に光の干渉性を低減させるものである。最も単純

10

20

30

40

50

な方法の1つは、光路の中に可動ディフューザーを設置することである。ディフューザーは、回転又は発振することができ、この動きが光干渉性を下げる。別の方法は、鏡、均質化レンズ及び／又は光導波路のシステムを含む。技術の一般的な適用例は、レーザー投影器である。

【図面の簡単な説明】

【0004】

本開示の限定的でなく、網羅的でない実装例が、以下の図を参照して説明され、類似の参照番号は、特に明記しない限り、様々な図の全体を通して類似の部分を目指す。本開示の利点は、以下の説明及び添付図面との関連によってよりよく理解される。

【図1A】本開示の教示及び原理に従う、レーザー光線などの干渉性光源からスペックルを除去するためのシステムの実装例を例示する。

10

【図1B】本開示の教示及び原理に従う、レーザー光線などの干渉性光源からスペックルを除去するためのシステムの実装例を例示する。

【図2】1つの実装例にしたがって、本開示の教示及び原理に従う、レーザー光線などの干渉性光源によって照らされたシーンから、スペックルを除去するための装置の側面分解図を示す。

【図3】1つの実装例にしたがって、本開示の教示及び原理に従う、レーザー光線などの干渉性光源によって照らされたシーンから、スペックルを除去するための装置の側面図を示す。

【図4】1つの実装例にしたがって、本開示の教示及び原理に従う、レーザー光線などの干渉性光源によって照らされたシーンから、スペックルを除去するための装置の側面分解図を示す。

20

【図5】1つの実装例にしたがって、レーザー光線などの干渉性光源によって照らされたシーンから、スペックルを除去するための装置の側面図を示す。

【図6】本開示の教示及び原理に従う、光不足環境での画像の生成に使用するために動作中の対であるセンサと電磁エミッタとの略図を示す。

【図7A】それぞれ、本開示の教示及び原理に従う、三次元画像を生成するために複数のピクセル配列を有する一体的センサの実装例の斜視図及び側面図を示す。

【図7B】それぞれ、本開示の教示及び原理に従う、三次元画像を生成するために複数のピクセル配列を有する一体的センサの実装例の斜視図及び側面図を示す。

30

【図8A】それぞれ、ピクセル配列を形成する複数のピクセル列が第一の基板に上に位置し、複数の回路列が第二の基板に上に位置している、複数の基板の上に構築された画像センサの実装例のそれぞれの斜視図及び側面図を示し、更に、回路のピクセルの一行とその関連又は対応する列との間の電気接続及び通信を示している。

【図8B】それぞれ、ピクセル配列を形成する複数のピクセル列が第一の基板に上に位置し、複数の回路列が第二の基板に上に位置している、複数の基板の上に構築された画像センサの実装例のそれぞれの斜視図及び側面図を示し、更に、回路のピクセルの一行とその関連又は対応する列との間の電気接続及び通信を示している。

【図9A】それぞれ、三次元画像を生成するための複数のピクセル配列を有する画像センサの実装例の斜視図及び側面図を示し、複数のピクセル配列及び画像センサは、複数の基板の上に構築されている。

40

【図9B】それぞれ、三次元画像を生成するための複数のピクセル配列を有する画像センサの実装例の斜視図及び側面図を示し、複数のピクセル配列及び画像センサは、複数の基板の上に構築されている。

【発明を実施するための形態】

【0005】

本開示は、レーザー光線などの干渉性光源からスペックルを除去するための方法、装置及びシステムに及ぶ。本開示の方法、装置及びシステムは、本開示の教示及び原理を利用することによって、レーザー光線などの干渉性光源から導入されるスペックルを削除又は低減することを助ける。本開示についての以下の説明において、本明細書の一部を形成す

50

る添付図面に参照がなされ、その図面において、本開示内容が実施された特定の実装例が例示として示されている。本開示の範囲から逸脱することなく、別の実装例が利用されてもよく、構造上の変更がなされてもよいことが理解されよう。

【0006】

留意されるべきことは、本明細書及び添付の特許請求の範囲において使用されるとき、単数形「1つの」、「1つの」、及び「その」は、文脈が特に明確に示さない限り、複数の指示対象を含むことに留意しなければならない。

【0007】

本明細書において使用されるとき、用語「含む、備える (comprising)」、「包含する (including)」、「含有する (containing)」、「によって特徴付けられる (characterized by)」及びその文法上の等価物は、追加の列挙されていない要素又は方法工程を除外しない包括的又は開放的な用語である。

10

【0008】

本明細書において使用されるとき、用語「干渉性光源」は、同位相で振動する、波長の全てを有する放射線を生成することができる光又は電磁放射線の源を指す。したがって、「干渉性光源」は、そのような光又は放射線が同位相であるとみなされるので、限定することなく、唯1つの波長からなる光又は放射線を含む。そのような光源は、例えば、レーザー光源を含んでもよい。全ての干渉性光源は、本開示の範囲内にあることが意図されていることが理解されよう。

20

【0009】

更に、必要に応じて、本明細書において説明された機能は、ハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、デジタル構成要素又はアナログ構成要素のうちの1つ又は2つ以上において実行されることができる。例えば、1つ又は2つ以上の特定用途向け集積回路 (ASIC) は、本明細書において説明されたシステム及び手順のうちの1つ又は2つ以上を実行するようにプログラムされることができる。一定の用語は、特定のシステム構成要素を指すために以下の説明及び特許請求の範囲を通して使用される。当業者であればわかるように、構成要素は、異なる名称によって言及されてもよい。本文書は、名称は異なるが、機能が異なる構成要素を区別することを意図しない。

20

【0010】

ここで図面を参照すると、内視鏡に使用される、レーザー光線などの干渉性光源からのスペックルは、光を光源から手術部位まで運ぶ光ファイバー束を振動させることによって除去され得ることが理解されよう。スペックルの除去は、振動機構を光ファイバー束の長さに沿ったどこかの場所で光ファイバー束に取り付けることによって達成されてもよい。光は、その経路の形状が変わるとき、一時的に干渉性を失うことが理解されよう。その新しい経路が安定すると、新たなスペックルパターンが現れる。振動をファイバーに導入することは、基本的に、経路形状の一連の変更を導入し、経路形状の変更が、十分に速い周波数で実行される場合、観測可能なスペックルパターンは、実質的に削除又は除去され得、その結果、ヒトの眼は、スペックルパターンを検知することができない。

30

【0011】

ヒトの眼によって見られる場合、観測可能なスペックルを除去するための最小の周波数は、およそ20Hzである。画像が画像センサによって捕捉される場合、この最小の周波数は、画像獲得フレーム率及び表示フレーム率に基づいて変更することができる。

40

【0012】

ここで図1A及び図1Bを参照すると、レーザー光線などの干渉性光源からスペックルを除去するためのシステム100が例示されている。システム100は、ディスプレイ110、制御ユニット120、レーザー光源などの干渉性光源130、制御ユニット120及び／又は光源130と電子通信し得るカメラなどの撮像装置140、内視鏡装置150、光ファイバー束160、及び振動機構170を備えてもよい。

【0013】

図1Aの実装例において、画像センサ142は、以下でより詳述されるように、内視鏡

50

装置 150 の遠位端に位置してもよい。図 1 B の実装例において、画像センサ 142 は、撮像装置 140 の中に位置してもよい。

【0014】

ここで図 2 及び 3 を参照すると、干渉性光源 130 からのスペックルを除去するための振動機構 170 が示されている。振動機構 170 は、コネクタ 172 と、振動装置 174 と、振動装置 174 を中に受け取り保持するための、コネクタ 172 内部に形成された空洞 176 と、スリーブ 178 と、を備えてもよい。スリーブ 178 は、単一のスリーブ 178 と、又は第一のスリーブ 178 a 及び第二のスリーブ 178 b などの複数のスリーブ 178 とを備えてもよいことが理解されよう。図 2 及び図 3 に示すように、第一のスリーブ 178 a 及び第二のスリーブ 178 b は、それぞれ、第一の光ファイバー束 160 a 及び第二の光ファイバー束 160 b を取り付けのために使用されてもよい。振動機構は、本開示の範囲から逸脱することなく、振動装置 174 を単に備えてもよいことが理解されよう。振動装置 174 は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器又は共振器構成要素であってもよい。振動装置 174 は、小型機械的なモータ、圧電性結晶、発振器又は共振器構成要素からなる群から選択されてもよいことが理解されよう。

10

【0015】

振動機構 170 は、光ファイバー束 160 に沿ったいずれかに位置しても又は配置されてもよい。振動機構 170 は、レーザー光線などの光源から発散する光を生じさせることにより、その経路の形状が変更させられたときに一時的に干渉性を失う。その新しい経路が安定すると、新たなスペックルパターンが現れる。光ファイバー束 160 への振動又は振動刺激の導入は、経路形状の一連の変更を導入する。一連の変更は、観測可能なスペックルパターンが実質的に削除又は除去されるのに十分な高い周波数において実行され、その結果、ビデオがディスプレイ 110 に出力されるとき、ヒトの目は、スペックルパターンを検知することができない。

20

【0016】

一つの実装例において、図 2 及び図 3 に示すように、振動機構 170 は、2 本のファイバー 160 の接合又は接続点に位置しても又は配置されてもよい。この実装例において、図 3 に最もよく示すように、振動機構 170 は、2 本のファイバー 160 を連結するように作用するコネクタ 172 の中へと一体化されてもよい。

【0017】

一つの実装例において、振動機構 170 は、ファイバー束 160 の長さに沿った複数の場所ではなく、単一の場所において連結されてもよい。

30

【0018】

任意の実装例において、振動ダンパがユーザによって経験される振動を最小にするために利用されてもよい。振動ダンパは、発振又は振動の振幅を低減するために光ファイバー束に沿った任意の場所に位置し得、それにより、撮像装置のユーザは、発振又は振動を経験すること又は受け取ることがない。

【0019】

1 つの実装例において、振動機構 170 は、光ファイバー束 160 に取り付けられるだけでよい振動装置 174 を備えてもよい。この実装例において、図 4 及び図 5 に最もよく示すように、振動装置 174 は、コネクタ又は部品を介在させずに、光ファイバー束 160 に直接的に取り付けられる。この実装例において、振動装置 174 は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器及び共振器構成要素であってもよい。この実装例の振動装置 174 は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器又は共振器構成要素からなる群から選択されてもよいことが理解されよう。

40

【0020】

スペックルを手術部位からの画像フレームから除去するためのシステム 100 の撮像装置 140 は、画像センサ 142 を備えてもよく、その画像センサはピクセル配列 144 を備えている。同様に、画像センサ 142 は、内視鏡装置 150 の遠位部分に位置してもよい。本開示の内視鏡装置 150 は、現在公知であるか、又は、本開示の範囲から逸脱する

50

ことなく、それが手術セッティングにおいて使用され得る将来において公知となり得る任意の好適な内視鏡装置であってもよいことが理解されよう。

【0021】

手術部位に光を提供するための干渉性光源130は、現在公知であるか、又は、本開示の範囲から逸脱することなく、それが手術セッティングにおいて使用され得る将来において公知となり得る任意の好適な干渉性光源であってもよい。光ファイバー束160は、図1A及び図1Bに示すように、干渉性光源に130及び内視鏡装置150に接続されてもよいことが理解されよう。現在公知であるか、又はそれが手術セッティングにおいて使用され得る将来において公知になり得る任意の好適な光ファイバー束は、本開示の範囲から逸脱することなく、本開示によって利用されてもよいことが理解されよう。

10

【0022】

制御ユニット120は、手術部位の画像フレームを作成するために、画像センサ142にデータを送り、画像センサ142からデータを受け取るための回路を備えてもよい。制御ユニット120は、現在公知であるか、又はそれが手術セッティングにおいて使用され得る将来において公知になり得る任意の好適な制御ユニットであってもよい。同様に、本開示のディスプレイは、ユーザが手術部位を視覚化することを可能にし、現在公知であるか、又はそれが手術セッティングにおいて使用され得る将来において公知になり得る任意の好適なディスプレイであってもよい。

【0023】

システム100の撮像装置140は、制御ユニット120と電子通信していてもよいことが理解されよう。1つの実装例において、画像センサ142は、CMOSセンサであってもよい。1つの実装例において、画像センサは、CCDセンサであってもよい。

20

【0024】

上記の開示内容は、従来の再使用可能システム、限定使用の若しくはリポーザブルなシステム、又は使い捨てのシステムを含むレーザーベースの光源を使用する任意のMIS又は内視鏡検査可視化システムに適用されてもよいことが理解されよう。このことは、また、可視スペクトル内部又は可視スペクトル外部の白又は有色のレーザー光源に適用できる。

【0025】

ここで、図6～図9Bを参照すると、本開示の原理及び教示は、多くの異なる内視鏡及び撮像システムに適用されてもよいことが理解されよう。例えば、スペckルを除去するために使用される振動機構170は、単色画像センサ及びパルスレーザー光源と組み合わせて使用されてもよい。図6は、光不足環境において画像を生成する使用の動作中の対であるセンサと電磁エミッタとの略図を示す。そのような構成は、光が制御されている環境又は周囲の光不足環境での機能性の増大を可能にする。留意すべきは、本明細書において使用されるとき、用語「光」は、粒子及び波長であり、ピクセル配列によって検出されることができる電磁放射線を示すことを意図し、電磁放射線の可視スペクトルから非可視スペクトルまでの波長を含め得ることである。用語「区画」は、スペクトル全体よりも小さい電磁スペクトルの波長、換言すると、電磁スペクトルのなんらかの部分構成する波長の所定の範囲を意味するために本明細書において使用される。エミッタは、放出される電磁スペクトルの部分、放出の強度、放出の継続時間、又は3つ全てに関して制御可能である光源であってもよい。エミッタは、任意のディザ処理された、拡散された、又は列化された放出の光を放出してもよく、そして、デジタル的に、又はアナログの方法又はシステムによって、制御されてもよい。

30

40

【0026】

画像センサのピクセル配列は、エミッタと電気的に対にされてもよく、それにより、それらは、動作の間、放出を受け取ることと、システム内部でなされた調整との両方に対して同期される。図6においてわかるように、エミッタは、レーザーの形式の電磁放射線を放出するように調整されてもよく、この電磁放射線は、パルス化されて対象を照明してもよい。エミッタは、ピクセル配列の動作及び機能性に対応する間隔でパルス化し得る。エ

50

ミッタは、複数の電磁区画において光をパルス化させ得、それにより、ピクセル配列は電磁エネルギーを受け取り、それぞれの特定の電磁区画と（時間において）対応するデータセットを生成する。例えば、図6は、単色のピクセル配列（白黒）を有するシステムを示し、それは、任意の波長の電磁放射線に非常に敏感である。図に示された光エミッタは、緑の電磁区画、青の電磁区画、及び赤の電磁区画を所望の順序で放出することができるレーザーエミッタであってもよい。本開示の範囲から逸脱することなく、スペックルパターンを作成するデジタルベースのエミッタなどの別の光エミッタが、図6において使用されてもよいことが理解されよう。動作中、任意の個々のパルスに対して単色センサによって作成されたデータは、特定の色区画を割り当てられ、その割り当ては、エミッタからのパルス化された色区画のタイミングに基づいている。たとえピクセルが色専用でなくとも、それらは、タイミングに基づいて、任意の所定のデータセットに対して1つの色を割り当てられることができる。一つの実装例において、赤、緑及び青のパルスを表す3つのデータセットは、次に単一の画像フレームを形成するために結合され得る。本開示は、いかなる特定の色の組合せ、又はいかなる特定の電磁区画に限定されず、更に、本開示の範囲から逸脱することなく、全ての可視及び非可視波長を含むシアン、マゼンタ若しくは黄、紫外線、赤外線又は任意の他の色の組合せなどの任意の色の組合せ又は任意の電磁区画が、赤、緑、及び青の代わりに使用されてもよいことが理解されよう。図において、撮像されるべき対象は、赤の部分、緑の部分及び青の部分を含むしている。図に示すように、電磁パルスからの反射光は、パルス化された色区画に対応する特定の色を有する対象の部分に対するデータを含有するだけである。それらの個々の色（又は色間隔）データセットは、次に、データセットを結合することによって画像を再構築するために使用され得る。

【0027】

本開示は、また、画像センサが内視鏡の遠位端にある、内視鏡検査適用のためのシステムソリューションと関係している。最小面積センサベースのシステムに対する試みにおいて、ピクセル総数の低減以外に、開発されることもできる他のデザイン局面が存在する。特に、チップのデジタル部分の面積は、チップ（パッド）への接続の数と同様に、最小にされなければならない。このことは、いくつかの新規な特徴を伴うフルカスタムCMOS画像センサの設計を含む。

【0028】

本開示は、CMOS画像センサであるかCCD画像センサであるかに関わらず、本開示の範囲から逸脱することなく、任意の画像センサとともに使用されてもよいことが理解されよう。更に、本開示の範囲から逸脱することなく、画像センサは、内視鏡の先端、撮像装置若しくはカメラのハンドピース、制御ユニット又はシステム内部に任意の別の場所を含むがそれに限定しないシステム全体の内部の任意の場所にあってもよい。

【0029】

本開示によって利用され得る画像センサの実装例は、本開示によって利用され得る様々な種類のセンサの単なる例にすぎない以下のものを含むがそれに限定しない。

【0030】

ここで図7A及び図7Bを参照すると、図は、それぞれ、一体的センサ700の実装例のそれぞれの斜視図及び側面図を示し、この一体的センサは、本開示の教示及び原理に従って、三次元画像を生成するための複数のピクセル配列を有する。そのような実装例は、2つのピクセル配列702及び704が使用中にオフセットされている三次元画像キャプチャにとって望ましくあり得る。別の実装例において、第一のピクセル配列702及び第二のピクセル配列704は、所定範囲の波長の電磁放射線を受け取ることの専用であってもよく、第一のピクセル配列702は、第二のピクセル配列704とは異なる範囲の波長の電磁放射線の専用である。

【0031】

図8A及び図8Bは、それぞれ、複数の基板の上に構築された画像センサ800の実装例のそれぞれの斜視図及び側面図を示す。例示するように、ピクセル配列を形成する複数のピクセル列804は、第一の基板802の上に位置し、複数の回路列808は、第二の

基板 806 の上に位置する。また、図には、回路のピクセルの一行とその関連又は対応する列との間の電気接続及び通信が示されている。一つの実装例において、画像センサは、さもなければ、そのピクセル配列及び単一の一体的基板／チップとともに製造され得るであろうが、支持回路の全て又は大部分から分離されているピクセル配列を有してもよい。本開示は、少なくとも 2 つの基板／チップを使用してもよく、それらは、三次元積層技術を使用して一緒に積層されることになる。2 つの基板／チップのうちの第一のもの 802 は、画像 CMOS 処理を使用して処理されてもよい。第一の基板／チップ 802 は、ピクセル配列だけか、又は限定された回路で囲まれたピクセル配列のいずれかから構成されてもよい。第二又はそれ以降の基板／チップ 806 は、任意の処理を使用して処理されてもよく、画像 CMOS 処理からである必要はない。第二の基板／チップ 806 は、種々のいくつかの機能を、基板／チップの上の非常に限定された空間又は領域の中に一体化するための高密度デジタル処理、又は、例えば、正確なアナログ機能を一体化するための混合モード若しくはアナログ処理、又は、無線能力を実装するための RF 処理、又は、MEMS（マイクロ電気機械システム）装置を一体化するための MEMS であり得るがそれらに限定されない。画像 CMOS 基板／チップ 802 は、任意の三次元技術を使用して、第二又はそれ以降の基板／チップ 806 によって積層されてもよい。第二の基板／チップ 806 は、さもなければ、（一体的基板／チップの上に実装される場合）周辺回路として第一の画像 CMOS チップ 802 に実装されるであろう回路のほとんど又は大部分を支持し得、したがって、ピクセル配列の大きさを一定の状態で、可能な限り最も全体的な範囲に最適化された状態に維持しながら、システム面積全体を増加させた。2 つの基板／チップの間の電気接続は、相互接続 803 及び 805 を介して行われてもよく、その相互接続は、ワイヤボンダ、ボンパ及び／又は TSV（Si 貫通電極）であってもよい。

【0032】

図 9A 及び図 9B は、それぞれ、三次元画像を生成するための複数のピクセル配列を有する画像センサ 900 の実装例の斜視図及び側面図を示す。三次元画像センサは、複数の基板の上に構築されてもよく、複数のピクセル配列及び他の関連回路を含んでもよく、第一のピクセル配列を形成する複数のピクセル列 904a 及び第二のピクセル配列を形成する複数のピクセル列 904b は、それぞれ、それぞれの基板 902a 及び 902b の上に位置し、複数の回路列 908a 及び 908b は、別個の基板 906 の上に位置する。回路のピクセルの列とそれに関連及び対応する列との間の電気接続及び通信もまた示されている。

【0033】

本開示の教示及び原理は、本開示の範囲から逸脱することなく、再使用可能な装置プラットフォーム、限定使用の装置プラットフォーム、リポーザブル使用の装置プラットフォーム、又は、使い捨ての／使い捨て可能な装置プラットフォームにおいて使用されてもよいことが理解されよう。再使用可能な装置プラットフォームにおいては、エンドユーザが装置の清掃及び殺菌に対して責任があることが理解されよう。限定使用の装置プラットフォームにおいては、装置は、動作不能になる前に、なんらかの指定された回数だけ使用されることができる。一般的な新しい装置は、殺菌状態で送達され、それとともに、追加使用は、エンドユーザが追加使用の前に清掃及び殺菌することを必要とする。リポーザブル使用の装置プラットフォームにおいては、サードパーティは、装置を再加工して（例えば、清掃、包装、及び殺菌して）、新品のユニットよりも安いコストで追加使用のための使い捨ての装置にする。使い捨ての／使い捨て可能な装置プラットフォームにおいては、装置は、手術室に殺菌状態で提供され、廃棄される前に一度だけ使用される。

【0034】

更に、本開示の教示及び原理は、赤外線（IR）、紫外線（UV）及び X 線などの可視及び非可視のスペクトルを含む電磁エネルギーの任意の及び全ての波長を含んでもよい。

【0035】

これまでの説明は、説明及び例示の目的のために提示されてきた。網羅的であること、又は本開示内容を開示されたまさにその形態に限定することを意図していない。多くの修

10

20

30

40

50

正及び変形が、上記教示を考慮すれば可能である。更に、前記の代替的な実装例のうちの任意又は全てのものは、本開示の付加的な混成の実装例を形成することが望まれる任意の組合せで使用されてもよいことに留意されたい。

【0036】

更に、本開示の特定の実装施例が説明及び例示されてきたが、本開示が、そのように説明及び例示されたような、部分の特定の形態又は配列に限定されるべきではない。本開示の範囲は、本明細書に添付された特許請求の範囲、本明細書及び異なる出願において提出される任意の将来の特許請求の範囲、並びにそれらの等価物によって規定されるべきである。

【0037】

〔実施の態様〕

(1) スペックルを手術部位からの画像フレームから除去するためのシステムであって、

画像センサを備える撮像装置であって、前記画像センサはピクセル配列を備える、撮像装置と、

内視鏡装置と、

光を手術部位に提供するための干渉性光源と、

前記手術部位の画像フレームを作成するために、データを前記画像センサに送り、データを前記画像センサから受け取るための回路を備える制御ユニットと、

ユーザが前記手術部位を視覚化することを可能にするディスプレイと、

前記干渉性光源に接続された光ファイバー束と、

前記光ファイバー束に取り付けられた振動機構であって、前記振動機構によって、前記光は、その経路の形状が変更されたとき、一時的に干渉性を失い、それによって、任意のスペックルを前記手術部位のフレームから実質的に除去する、振動機構と、を備える、システム。

(2) 前記光ファイバー束への振動刺激の導入が、経路形状の一連の変更を導入する、実施態様1に記載のシステム。

(3) 前記一連の変更は、観測可能なスペックルパターンが実質的に除去されるように、高周波数で実行され、それにより、ヒトの眼は、ビデオが前記ディスプレイに出力されるとき、前記スペックルパターンを検知することができない、実施態様2に記載のシステム。

(4) 前記撮像装置は、前記制御ユニットと電子通信している、実施態様1に記載のシステム。

(5) 前記画像センサは、CMOSセンサである、実施態様1に記載のシステム。

【0038】

(6) 前記画像センサは、CCDセンサである、実施態様1に記載のシステム。

(7) 前記振動機構は、コネクタと、振動装置と、前記振動装置を中に受け取り、保持するために、前記コネクタ内部に形成された空洞と、スリーブと、を備える、実施態様1に記載のシステム。

(8) 前記振動装置は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器、及び共振器構成要素からなる群から選択される、実施態様7に記載のシステム。

(9) 前記スリーブは、第一の光ファイバー束及び第二の光ファイバー束それぞれに取り付けるための第一のスリーブ及び第二のスリーブを備える複数のスリーブである、実施態様7に記載のシステム。

(10) 前記振動機構は、前記光ファイバー束に取り付けられている振動装置だけを備える、実施態様1に記載のシステム。

【0039】

(11) 前記振動装置は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器、及び共振器構成要素からなる群から選択される、実施態様10に記載のシステム。

(12) スペックルを手術部位からの画像フレームから除去するための方法であって、

10

20

30

40

50

手術部位を干渉性光源を用いて照明することであって、前記干渉性光源は、光ファイバー束に接続されており、前記光ファイバー束は、内視鏡装置に接続されている、ことと、

データを画像センサから制御ユニットまで送ることであって、前記データは、前記手術部位のフレームを表し、前記データは、ピクセル配列内に受け取られた光から生成される、ことと、

前記データを前記画像センサから前記制御ユニットにおいて受け取ることと、

前記手術部位のフレームの画像を前記制御ユニットにおいて作成することと、

前記手術部位のフレームをユーザに表示することであって、それによって、前記ユーザが前記手術部位を視覚化することを可能にする、ことと、

前記光ファイバー束を振動させることであって、それによって、前記光は、その経路の形状が変更されると一時的に干渉性を失う、ことと、

任意のスペックルを前記手術部位のフレームから実質的に除去することと、を含む、方法。

(13) 前記振動させる工程は、振動刺激を前記光ファイバー束に導入することであって、それによって、経路形状の一連の変更を作成する、ことを含む、実施態様12に記載の方法。

(14) 前記一連の変更は、観測可能なスペックルパターンが実質的に除去されるように、高周波数で実行され、それにより、ヒトの眼は、ビデオが前記ディスプレイに出力されるとき、前記スペックルパターンを検知することができない、実施態様13に記載の方法。

(15) データを画像センサから制御ユニットまで送ることは、前記制御ユニットと電子通信している撮像装置を提供することであって、前記撮像装置は、前記画像センサを備える、ことを含む、実施態様12に記載の方法。

【0040】

(16) 前記画像センサは、CMOSセンサである、実施態様12に記載の方法。

(17) 前記画像センサは、CCDセンサである、実施態様12に記載の方法。

(18) 振動機構は、前記振動させる工程を実行し、コネクタと、振動装置と、前記振動装置の中に受け取り、保持するために、前記コネクタ内部に形成された空洞と、スリーブと、を備える、実施態様12に記載の方法。

(19) 前記振動装置は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器及び共振器構成要素からなる群から選択される、実施態様18に記載の方法。

(20) 前記スリーブは、第一の光ファイバー束及び第二の光ファイバー束それぞれに取り付けるための第一のスリーブ及び第二のスリーブを備える複数のスリーブである、実施態様18に記載の方法。

【0041】

(21) 振動機構は、振動させる工程を実行し、前記光ファイバー束に取り付けられた振動装置だけを備える、実施態様12に記載の方法。

(22) 前記振動装置は、小型機械式モータ、圧電性結晶、発振器及び共振器構成要素からなる群から選択される、実施態様21に記載の方法。

10

20

30

【図 1 A】

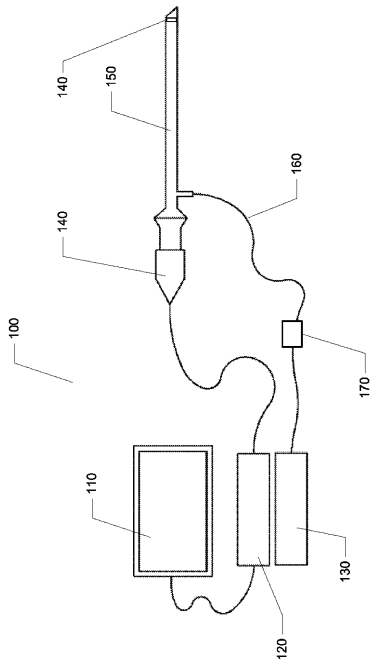


FIG. 1A

【図 1 B】

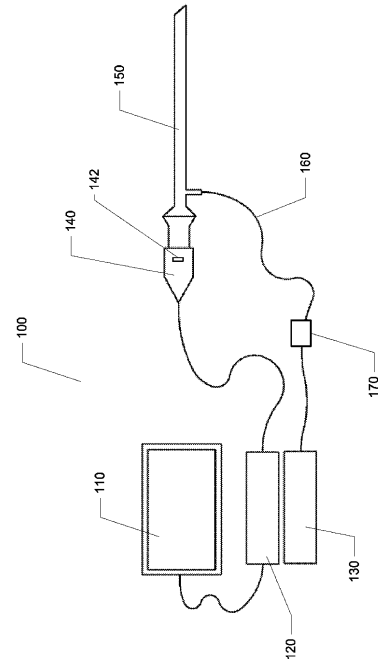


FIG. 1B

【図 2】

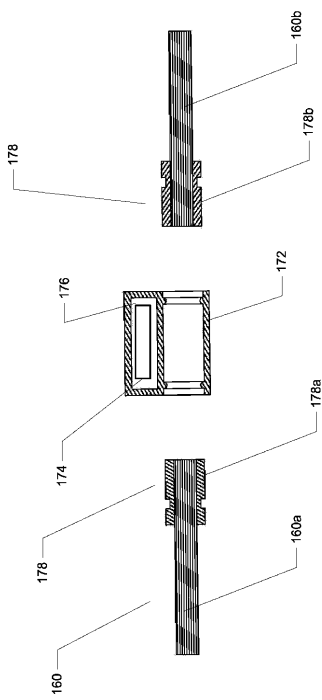


FIG. 2

【図 3】

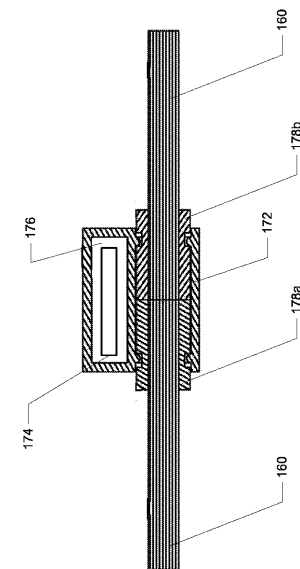


FIG. 3

【図 4】

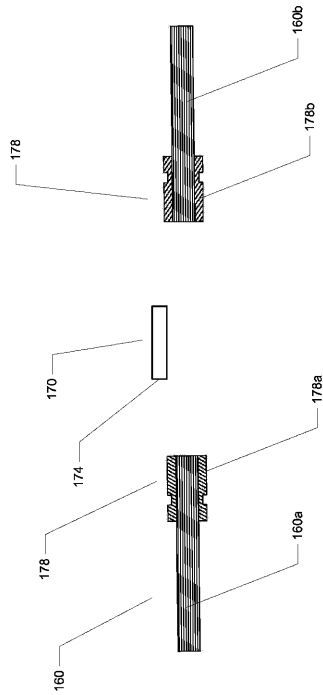


FIG. 4

【図 5】

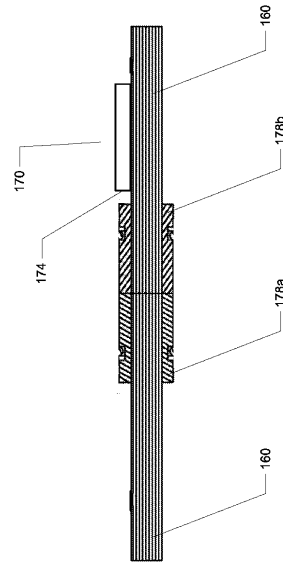
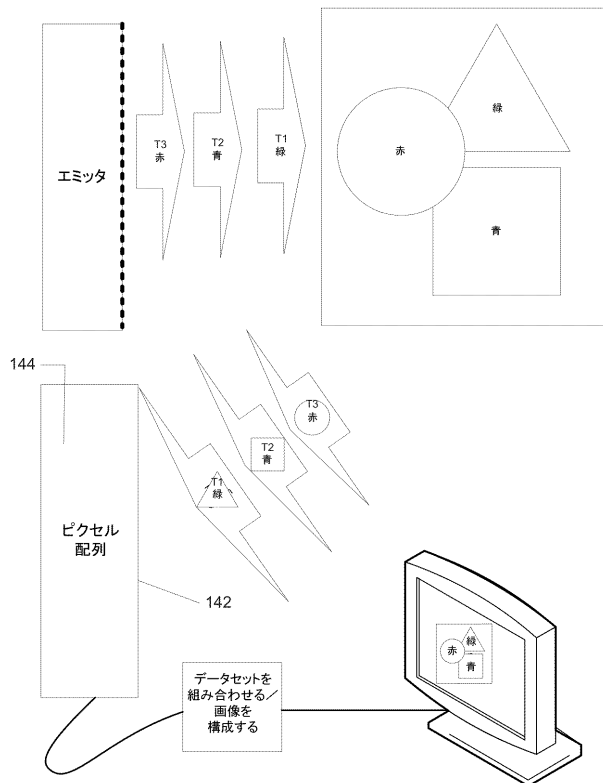


FIG. 5

【図 6】



【図 7 A】

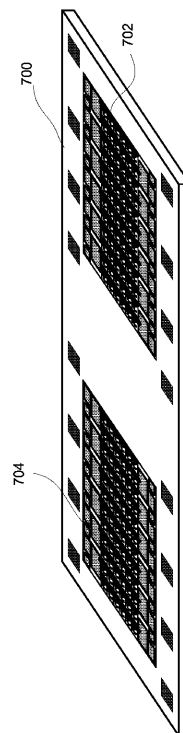
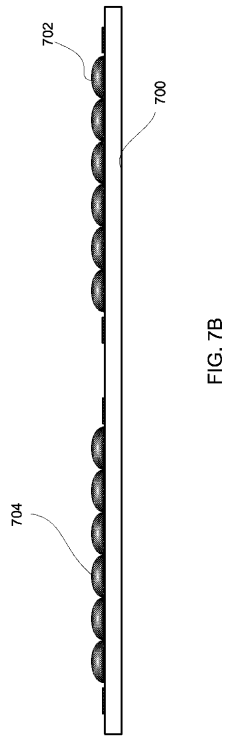
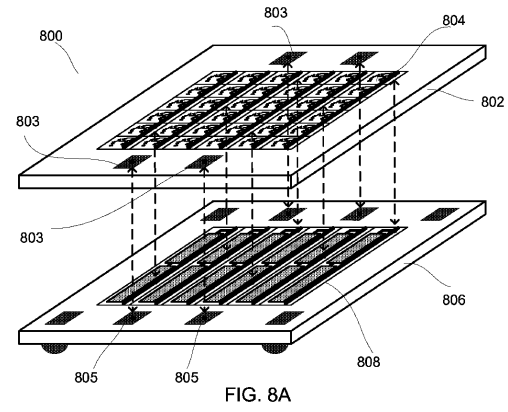


FIG. 7A

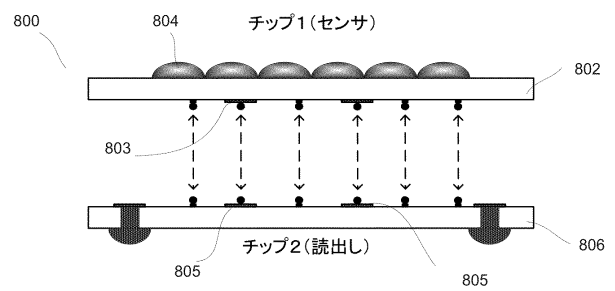
【図 7 B】



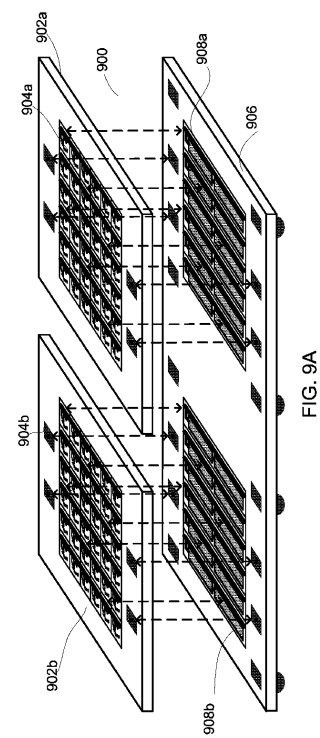
【図 8 A】



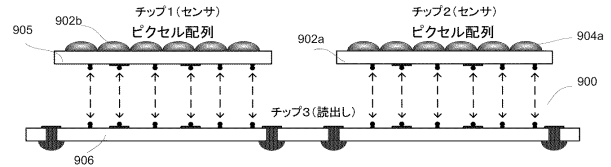
【図 8 B】



【図 9 A】



【図 9 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 ヘンリー・ジェレミア・ディー
アメリカ合衆国、84047 ユタ州、ミッドベール、サミット・ピーク・ドライブ 7673、
アパートメント・ディー305
- (72)発明者 タルバート・ジョシュア・ディー
アメリカ合衆国、84121 ユタ州、コットンウッド・ハイツ、フォート・ユニオン・ブルバ
ード 1763
- (72)発明者 ブランカート・ローラン
アメリカ合衆国、91362 カリフォルニア州、ウェストレイク・ビレッジ、グレート・スモー
キー・コート 2776
- (72)発明者 ウィヘルン・ドナルド・エム
アメリカ合衆国、84405 ユタ州、サウス・オグデン、サウス・1100・イースト 559
1

審査官 森川 能匡

- (56)参考文献 特開2012-005785 (JP, A)
特開2010-172651 (JP, A)
特開2011-008013 (JP, A)
特開昭51-105837 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00-1/32