

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6339172号
(P6339172)

(45) 発行日 平成30年6月6日 (2018.6.6)

(24) 登録日 平成30年5月18日 (2018.5.18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 2 2

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 31 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2016-503183 (P2016-503183)	(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2016-514498 (P2016-514498A)		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/US2014/029655		325 Paramount Drive
(87) 国際公開番号	W02014/145019		, 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	61/792,119	(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】 内視鏡適用のためのソフトウェアを使用した画像回転

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡デバイスであって、
ハンドピースと、
近位部、及び先端を備える遠位部と、
ルーメンと、
領域の可視化をもたらすために前記ルーメン内に配設され、前記内視鏡の前記先端近傍で前記遠位部にある画像センサと、
前記ルーメンに対する前記ハンドピースの回転角度を検出するための角度センサと、を
備え、
前記ルーメンが、前記内視鏡の軸周りで、かつ前記ハンドピースに対して、回転可能で
あり、
前記デバイスが画像信号処理パイプラインを備え、前記画像信号処理パイプラインは、
前記画像センサによって取り込まれた画像の画像回転変換を実行し、
前記画像信号処理パイプラインは、ディスプレイ上にユーザに対する一定の画像視野を
維持するため、前記角度センサにより検出された前記回転角度と反対に前記画像センサに
よって取り込まれた前記画像を回転するように構成されている、内視鏡デバイス。

【請求項 2】

前記角度センサが、回転検出ホール効果センサである、請求項 1 に記載の内視鏡デバイ
ス。

【請求項 3】

前記回転検出ホール効果センサが、前記ハンドピース内に位置する、請求項 2 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 4】

前記デバイスが、直径方向に分極された磁気円環を更に備え、前記回転検出ホール効果センサが、前記直径方向に分極された磁気円環の角度を検出するために使用される電圧を生成する、請求項 2 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 5】

前記角度センサが、前記ルーメンに対する前記ハンドピースの回転角度を検出するために使用される電圧を生成する、請求項 1 に記載の内視鏡デバイス。

10

【請求項 6】

前記角度センサが、ポテンショメータである、請求項 1 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 7】

前記ポテンショメータが、カーボンフィラメントを備え、前記ポテンショメータの前記カーボンフィラメントが前記ルーメン上に配設される、請求項 6 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 8】

前記角度センサが、傾斜ディスクに対して回転する光源とフォトダイオードを備える、請求項 1 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 9】

前記フォトダイオードが、前記傾斜ディスクによって反射される前記光源からの電磁エネルギーを検出する、請求項 8 に記載の内視鏡デバイス。

20

【請求項 10】

前記画像センサが、電磁放射線を検出することが可能なピクセルの二次元アレイを組み込む、請求項 1 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 11】

前記画像回転変換が、それぞれの初期ピクセルの整数 x 、 y 座標を取得することと、ローテーションカーネルを適用することによってそれぞれの初期ピクセルの整数 x 、 y 座標を最終実数ピクセル座標に変換することと、を含む、請求項 1 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 12】

前記画像回転変換が、前記最終実数ピクセル座標を整数値に切り捨てることと、次に前記最終画像の空のピクセルに近傍の充填済ピクセルの値を使って値を割当てることと、を更に含む、請求項 11 に記載の内視鏡デバイス。

30

【請求項 13】

前記割当てが双線形補間を使用して実行される、請求項 12 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 14】

前記割当てが双 3 次補間を使用して実行される、請求項 12 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 15】

前記割当てが最近傍置換を使用して実行される、請求項 12 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 16】

前記画像回転変換が、それぞれの最終ピクセルの整数 x 、 y 座標を取得することと、逆ローテーションカーネルを適用することによってそれぞれの最終ピクセルの整数 x 、 y 座標を初期実数 x 、 y 座標に変換することと、を含む、請求項 1 に記載の内視鏡デバイス。

40

【請求項 17】

前記画像回転変換が、最近傍整数座標位置からのデータを使用して、前記初期実数 x 、 y 座標におけるピクセル値を推定することを更に含む、請求項 16 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 18】

前記推定が最近傍置換を使用して実行される、請求項 17 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 19】

50

前記推定が双線形補間を使用して実行される、請求項 1 7 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 2 0】

前記推定が双 3 次補間を使用して実行される、請求項 1 7 に記載の内視鏡デバイス。

【請求項 2 1】

内視鏡システムであって、

内視鏡ユニットであって、

ハンドピースと、

近位部、及び先端を備える遠位部と、

ルーメンと、

領域の可視化をもたらすために前記ルーメン内に配設され、前記内視鏡の前記先端近傍で前記遠位部にある画像センサと、を備え、

前記画像センサが電磁放射線を検出することが可能なピクセルの二次元アレイを組込む、内視鏡ユニットと、

前記ルーメンに対する前記ハンドピースの回転角度を検出するための角度センサであって、前記ルーメンが、前記内視鏡の軸周りで、かつ前記ハンドピースに対して回転可能である、角度センサと、

画像信号処理パイプラインであって、プロセスが前記画像センサによって取込まれる画像の回転変換を実行する目的のために存在する、画像信号処理パイプラインと、を備え、

前記画像信号処理パイプラインは、ディスプレイ上にユーザに対する一定の画像視野を維持するため、前記角度センサにより検出された前記回転角度と反対に前記画像センサによって取り込まれた前記画像を回転するように構成されている、内視鏡システム。

【請求項 2 2】

前記画像回転変換が、それぞれの初期ピクセルの整数 x 、 y 座標を取得することと、ローテーションカーネルを適用することによってそれぞれの初期ピクセルの整数 x 、 y 座標を最終実数ピクセル座標に変換することと、を含む、請求項 2 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 3】

前記画像回転変換が、前記最終実数ピクセル座標を整数値に切り捨てることと、次に前記最終画像の空のピクセルに近傍の充填済ピクセルの値を使って値を割当てることと、を更に含む、請求項 2 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 4】

前記割当てが双線形補間を使用して実行される、請求項 2 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 5】

前記割当てが双 3 次補間を使用して実行される、請求項 2 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 6】

前記割当てが最近傍置換を使用して実行される、請求項 2 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 7】

前記画像回転変換が、それぞれの最終ピクセルの整数 x 、 y 座標を取得することと、逆ローテーションカーネルを適用することによってそれぞれの最終ピクセルの整数 x 、 y 座標を初期実数 x 、 y 座標へ変換することと、を含む、請求項 2 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 8】

前記画像回転変換が、最近傍整数座標位置からのデータを使用して、前記初期実数 x 、 y 座標におけるピクセル値を推定すること、を更に含む、請求項 2 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 9】

前記推定が最近傍置換を使用して実行される、請求項 2 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3 0】

前記推定が双線形補間を使用して実行される、請求項 2 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3 1】

10

20

30

40

50

前記推定が双 3 次補間を使用して実行される、請求項 2 7 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

科学技術の進展は、医療適用の画像性能の進展をもたらした。いくつかの最も有益な進展を享受した 1 つの分野は、内視鏡を形作る構成要素の進展による、内視鏡外科処置の分野である。

【0002】

腹腔鏡検査、関節鏡検査、耳鼻咽喉科学、婦人科学、及び泌尿器科学に使用される慣例的なデジタルビデオシステムは、別個のハンドピースに、光学的、機械的に結合された慣用的な堅固な内視鏡に基づいている。ハンドピースは、画像センサを備えてもよい。画像情報は、光学的に内視鏡の長さに沿って伝送され、その後光学カプラーを経由してセンサ上に焦点が結ばれる。内視鏡は画像センサに対して回転自由であり、オペレータは典型的にはこの事実を利用して、内視鏡を非ゼロ視角で使用するにあたり、外科処置場面のより広い範囲をカバーすることになる。ディスプレイ又はモニタ上で見られる画像の向きは、その場面に関するハンドピースユニットの向きによって決まる。一般に、ハンドピースのユーザ又はオペレータは、画像内の垂直方向が、自分たち自身の直立方向と同じ方向であることを望む。

【図面の簡単な説明】

【0003】

本開示の非限定的かつ非包括的な実装が、以下の図を参照して説明され、特に指定がない限り、種々の図面を通して、同一の参照番号は同一の部品を指す。本開示の利点は、以下の説明と付加する図面に関してより良く理解されることになる。

【図 1】本開示の原理及び教示に従う内視鏡デバイスを図示する。

【図 2】本開示の原理及び教示に従う角度センサの実施形態を図示する。

【図 3】本開示の原理及び教示に従う角度センサの実施形態を図示する。

【図 4】本開示の原理及び教示に従う角度センサの実施形態を図示する。

【図 5】内視鏡デバイスの 1 つの実装を図示し、内視鏡の外側ルーメンが、遠位レンズ、プリズム、及びセンサと共に回転して広い視野角度を作り出せることを示している。

【図 6】内視鏡デバイスの 1 つの実装を図示し、内視鏡の外側ルーメンが、遠位レンズ、プリズム、及びセンサと共に回転して広い視野角を作り出せることを示している。

【図 7 A】本開示の教示及び原理に従う、3 次元画像を作るための多数のピクセルアレイを有するモノリシックセンサの実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示す。

【図 7 B】本開示の教示及び原理に従う、3 次元画像を作るための多数のピクセルアレイを有するモノリシックセンサの実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示す。

【図 8 A】多数の基板上に構成された画像センサの実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示し、ピクセルアレイを形成する多数のピクセル列が第 1 の基板上に位置し、多数の回路列が第 2 の基板上に位置し、ピクセルの 1 つの列とそれに関連する、又は対応する回路網の列の間の電気接続と通信を示している。

【図 8 B】多数の基板上に構成された画像センサの実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示し、ピクセルアレイを形成する多数のピクセル列が第 1 の基板上に位置し、多数の回路列が第 2 の基板上に位置し、ピクセルの 1 つの列とそれに関連する、又は対応する回路網の列の間の電気接続と通信を示している。

【図 9 A】3 次元画像を作るための多数のピクセルアレイを有する画像センサの実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示し、多数のピクセルアレイと画像センサが多数の基板上に形成されている。

【図 9 B】3 次元画像を作るための多数のピクセルアレイを有する画像センサの実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示し、多数のピクセルアレイと画像センサが多数の基板上に形成されている。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 4 】

コストと簡潔性の理由のため、改良された内視鏡の設計コンセプトは、内視鏡自体の内部への画像センサの配置、及び画像データのカメラシステム残余部への電氣的伝送、を含む。本開示の 1 つの実装では、画像センサは内視鏡の遠位端内に配置されてもよい。このようなシステムでの困難な課題は、スペースに制約のあるセンサを使用して、高い画像品質を維持することである。この困難な課題は、最少の周辺回路網、コネクションパッド、及びロジックを有する白黒画像センサを組み込むシステムによって克服されてもよい。カラー情報は、例えばレーザ又は LED 光源を使用して異なる光の波長で異なるフレームをパルスすることによって提供される。画像センサは、1 / 1 2 0 秒以下でフレームを取込むことができ、これによって 6 0 H z 以上のレートでフルカラービデオを生成する。

10

【 0 0 0 5 】

この手法から生じるもう 1 つの困難な課題は、ユーザに最終画像の向きを提供するにあたり、その向きがなおもその場面に対してハンドピースの向きを反映していることである。純粋に機械的な手法の 1 つは、ハンドピースに堅固に結合されたセンサを有し、内視鏡を回転させ、先端のレンズ積層体は独立に回転させることである。これは、2 つの同軸のチューブを組み込むことで達成することができる。このシステムは、遠位プリズムの回転を可能とし、これがユーザ又はオペレータの視角を変化させ、一方ではセンサが一定位置に固定されたままとなる。これによって、デバイスの、慣用の堅固な内視鏡検査システムの使用を経験したユーザ又はオペレータが期待するものと同じ方法での使用が可能になる。ユーザ又はオペレータは、外側ルーメンを回転させることができ、これによって視角を変化させ、一方ではセンサは定位置に残り、スクリーン上に見ることができる画像は一定視野のままである。プリズムが回転することができる一方で、センサは回転しないので、ユーザが向きを見失うことがない。

20

【 0 0 0 6 】

本開示は、センサがレンズ積層体とともに単一チューブに堅固に結合され、デジタル画像が画像信号処理パイプライン又はチェーン (I S P) 内で回転される、代替えの手法へと広がる。本開示は、操作中、常に I S P にとって利用可能となる、ハンドピースに関する内視鏡チューブの角度のデジタル表示の使用を意図する。本明細書で更に十分に説明するように、そこに至るいくつかの手法が可能である。

【 0 0 0 7 】

本開示は、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解決策にも広がる。内視鏡デバイスの遠位端に位置する画像センサを持つ場合には、画像センサが内視鏡デバイスの遠位端から離れて位置する場合には問題にならない難しい課題が存在する。例えば、外科的処置の最中によくあることだが、ユーザ又はオペレータが内視鏡デバイスの角度を回転させる、又は変更すると、画像センサは向きを変え、スクリーン上に見られる画像視野も変化することになる。必要なことは、ユーザやオペレータのために、向きを変えることなく一定の画像視野を維持する、内視鏡デバイスの遠位端に位置する画像センサ、を収容したデバイスとシステムである。以下に示すことになるように、本開示はこれを効率的に的確に実現するデバイスとシステムを提供する。

30

【 0 0 0 8 】

本開示の以下の説明では、付加する図面が参照され、その図面は本明細書の一部を形成し、そこには、本開示が実行され得る特定の実装が図によって示されている。本開示の範囲を逸脱することなく、別の実装が利用されてもよく、構造変更がなされてもよいことが理解される。

40

【 0 0 0 9 】

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場合、単数形「 a 」、「 a n 」及び「 t h e 」は、文脈上明白に異なって解釈すべき場合を除き、複数の指示物をも含むことに留意すべきである。

【 0 0 1 0 】

本明細書で使用される場合、用語「含む (comprising)」、「包含する (including)

50

」、「含有する (containing)」、「によって特徴付けられる (characterized by)」、及び文法的に同等なものは、追加の、言及されない要素又は方法工程を除外しない包括的な、又は制限のない用語である。

【 0 0 1 1 】

更に、適切であれば、本明細書で説明される機能は、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てもよい。例えば、1つ又は2つ以上の特定用途向け集積回路 (ASIC) が、プログラムされて、本明細書で説明されるシステムと処理手順のうちの1つ又は2つ以上を実施してもよい。いくつかの用語は、以下の説明と請求項を通して、特定のシステム構成要素を指すために使用される。当業者が理解することになるように、構成要素は異なる名称で指定される場合がある。本文書は、名称が異なっても機能が異なる構成要素を区別することは意図しない。

10

【 0 0 1 2 】

図1を参照すると、本開示の内視鏡デバイスが示されている。本開示の内視鏡100の機械的構造は、ハンドピースユニット110及び内視鏡チューブ120を備え、これらは互いに関して回転自由である。図1に最もよく示されるように、内視鏡は、ハンドピース110に取付けられた電気ケーブル130をも備えてもよい。光ケーブル150が内視鏡120に取付けられてもよい。画像センサ140は、ハンドピース110又は内視鏡チューブ120内に置かれ、ハンドピース110の内視鏡チューブ120に対しての回転が、ハンドピース110のユーザの向きに応じて変更できる画像視野を生み出してもよい。ある実装では、画像センサ140は、内視鏡チューブ120の遠位端に置かれ、ハンドピース110の内視鏡チューブ120に対しての回転が、ハンドピース110のユーザの向きによって変更できる画像視野を生み出してもよい。この向きの変更を補償するために、本開示は、以下のデバイス、方法、及びシステムを利用して、ハンドピース110の内視鏡チューブ120に対する角度を検出することができる。

20

【 0 0 1 3 】

ここで図2を参照すると、1つの実装では、回転検出ホール効果センサ112をハンドピース110内に設置してもよい。センサ112は、図2に示す直径方向に分極された磁気円環又はディスク114の角度の検出に使用することができる。このタイプのホール効果センサ112は電圧を生成し、その電圧は磁界の方向を示し、円環又はディスク114の角度の特定に、従って内視鏡チューブ120の角度の特定に使用することができる。

30

【 0 0 1 4 】

ここで図3を参照すると、1つの実装では、ポテンショメータ212が、図1に示すハンドピース110と内視鏡チューブ120の間の接続部に組込まれてもよい。図3に示したポテンショメータ212は、内視鏡チューブ120に堅固に取付けられ得るカーボントラック又はフィラメント213を備えてもよい。ポテンショメータ212は、更に、ハンドピース110に堅固に取付けられ得るワイパー214を備えてもよい。ポテンショメータ212の一端とワイパー214の間で抵抗が計測されてもよく、これが次いで図3に示す構成の角度を示すことになると理解される。電圧分割器も使用されてもよく、そこにワイパー214に見られる電圧が角度計測値を提供することになる。

40

【 0 0 1 5 】

図4を参照すると、1つの実装では、LED又は類似の光源312と、フォトダイオード又はフォトトランジスタのような光検出器313の組合せが、ハンドピース110に組込まれても、又はその一部となっても、又は取り付けられてもよい。連続反射円環又はディスク314が、可変反射率を持ち、スコープ120に堅固に取付けられてもよい。反射率は角度とともに直線的に変化してもよく、又は反射率が適切に異なる一組の鏡を一定の角度間隔に配置してもよい。LED光源又は別の光源のような光源312からの、反射して光検出器313に帰る光量が角度を示す。

【 0 0 1 6 】

上述したそれぞれの実装の、関連する結果のどの電圧300も、アナログ/デジタルコ

50

ンバータ (ADC) 又はデジタイザ 400 に供給される。次にデジタル数値が IPS 又はカメラ処理チェーンに中継される。上で議論した角度検出要素 (112、114、212、213、214、及び 312、313、314) は、図 5 及び 6 に最もよく示されるように、固定ハンドピース 110 内に設置されても、又はその一部となってもよく、そこでは、スコープ 120 が固定ハンドピースシステムに対して回転する。図 6 では、単に明確化を目的として、ハンドピース 110 を取除いた。

【0017】

図 5 及び 6 に示すように、システムは、固定ハンドピース構成要素 110 又はハンドピースの遠位端上の円筒形開口を伴う一組の構成要素を備えてもよい。円筒形開口内で、スコープ 120 は、軸方向には拘束されているが、軸周りの回転は許容されている。図 1 に関して述べた構成要素に加えて、システムは更に、ハンドピース 110 に固定されてもよいインターフェース構成要素 160、回転スリーブ 170、回転支柱 175、画像センサ 140 のための支持電子機器と回路網 142、センサワイヤハーネス 144、スコープチューブ 120 の遠位に位置する遠位プリズムを含むレンズ積層体 180、及びレンズホルダ 182 を備えてもよい。方法を図 6 に示し、そこでは、回転スリーブ 170 と回転支柱 175 の組合せが働いて、スコープ 120 を軸方向に拘束する。インターフェース構成要素 160 と回転スリーブ 170 の間には、追加の材料を置き、人間工学的快適さのためには十分低い、しかし予期せぬ回転を防止するためには十分高いトルクを実現するために、摩擦を加えるか、又は減らしてもよい。

【0018】

回転支柱 175 は、ユーザが、(図 1 に示すような) 慣用のスコープを回転させるのと類似の方法でスコープ 120 を回転することを許容する。回転ポスト 175 が回転すると、遠位の画像センサ 140 及び取付けられたレンズ積層体 180 を含めて、スコープ組立て体の全体も回転する。このように、遠位プリズムによって指定された視角が変更され、ユーザには外科処置場面のより広い、又は異なる視野が与えられる。

【0019】

それぞれの実施形態では、角度検出システムの回転及び固定構成要素は、それぞれ回転スリーブ 170 及びハンドピース 110 に装着されてもよい。

【0020】

デジタルの角度情報を、画像処理チェーンに利用可能とすることができ、そこでは角度情報が定期的に (例えば各フレーム) サンプルングされて、例えば 5° 又は 10° 単位で適切に量子化されることが理解される。隣接する角度相互間の最終画像の高速角振動を防止するために、ある程度のヒステリシスが必要である。1つの手法は、先行する n 個のサンプルのうちに、絶えず同じ量子化角度が観測された場合のみ画像変換を許容するものとし、ここで数 n はユーザの満足度に応じて決められることになる。

【0021】

画像平面を角度 θ だけ回転させる基本は、以下の変換によって表される。

【0022】

【数 1】

$$x_2 = (X_1 - x_0) \cos \theta - (Y_1 - y_0) \sin \theta + x_0$$

$$y_2 = (Y_1 - y_0) \cos \theta + (X_1 - x_0) \sin \theta + y_0$$

ここで (X_1, Y_1) は元の整数ピクセル座標、 (x_2, y_2) は最終実数ピクセル座標、 (x_0, y_0) は回転軸を示す。一般に、 θ が 90° の倍数でなければ、 x_2 及び y_2 は整数ではない。最終画像バッファ内のピクセル位置は、整数座標 (X_2, Y_2) への (x_2, y_2) 値の切り捨て、又は丸めてによって満たされてもよく、

【数 2】

$$X_2 = \text{int}(x_2)$$

$$Y_2 = \text{int}(y_2)$$

【 0 0 2 3 】

しかしながら、この手法は複数候補、及び空のピクセルの結果となってしまう。空のピクセルは最近傍置換によって満たされるが、解像度とアーティファクトで不利となり、又は補間（例えば、双線形又は双3次）で満たされるが、それらの局所の占有調査が必要となる。

【 0 0 2 4 】

より現実的な手法が、それぞれの最終整数ピクセル位置を取得して、逆回転変換の適用により、元の平面内の実数座標に到達することによって与えられる。

【 0 0 2 5 】

【数3】

10

$$x_1 = (X_2 - x_0) \cos \theta + (Y_2 - y_0) \sin \theta + x_0$$

$$y_1 = (Y_2 - y_0) \cos \theta - (X_2 - x_0) \sin \theta + y_0$$

【 0 0 2 6 】

その平面内のピクセルデータは、全て整数座標にあることが知られているので、補間画像内容の推定値を容易に得ることができる。この補間は、再度双線形か双3次のどちらかであってもよく、例えば双線形補間は、最も近い4つのピクセル（各方向に2つ）のみを知ることが必要となる。それらは、 (X_a, Y_a) 、 (X_a, Y_b) 、 (X_b, Y_a) 及び (X_b, Y_b) とされ、ここで、

【数4】

20

$$X_a = \text{int}(x_1); X_b = 1 + \text{int}(x_1)$$

$$Y_a = \text{int}(y_1); Y_b = 1 + \text{int}(y_1)$$

【 0 0 2 7 】

コンボリューションカーネルは次のように表される。

【 0 0 2 8 】

【数5】

$$\begin{pmatrix} (1-\alpha)(1-\beta) & \beta(1-\alpha) \\ \alpha(1-\beta) & \alpha\beta \end{pmatrix}$$

30

式中、

【数6】

$$\alpha = x_1 - X_a$$

$$\beta = y_1 - Y_a$$

ピクセルユニット内において。

【 0 0 2 9 】

ここで図7A及び図7Bを参照すると、それらの図は、本開示の教示及び原理に従う、3次元画像を作るための多数のピクセルアレイを有するモノリシックセンサ700の実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示す。このような実装は、3次元画像の取込みに望ましいものであり、2つのピクセルアレイ702及び704が、使用中にオフセットとなってもよい。もう1つの実装では、第1のピクセルアレイ702及び第2のピクセルアレイ704が、電磁放射線の波長の所定の範囲を受け取り専用とされてもよく、第1のピクセルアレイ702が、第2のピクセルアレイ704とは異なる電磁放射線の波長範囲専用とされてもよい。

40

【 0 0 3 0 】

図8A及び図8Bは、多数の基板上に形成された画像センサ800の実装の、それぞれ斜視図及び側面図である。図示されるように、ピクセルアレイを形成する多数のピクセル列804は、第1の基板802上に位置し、多数の回路列808は、第2の基板806上に位置する。ピクセルの1つの列と、それに関連する、又は対応する回路網列の間の電気

50

接続と通信も図に示されている。１つの実装では、普通なら単一のモノリシック基板／チップ上の、ピクセルアレイと支持回路網を持って製作されたはずの画像センサが、支持回路網の全て、又はその大部分から分離されたピクセルアレイを有してもよい。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３次元積層技術を使用して互いに積層されることになる。２つの基板／チップのうちの第１の基板／チップ８０２は、画像ＣＭＯＳ工程を使用して加工されてもよい。第１の基板／チップ８０２は、ピクセルアレイのみ、又は限定回路網に囲まれたピクセルアレイ、のどちらかから構成される。第２の、又は次の基板／チップ８０６は、任意の工程を使用して加工されてもよく、画像ＣＭＯＳ工程からでなくともよい。第２の基板／チップ８０６は、非限定的に、基板／チップ上の極めて限定されたスペース又は面積に種々の多くの機能を組込むために高密度デジタルプロセスでもよく、例えば精密アナログ機能を組込むために混合モード又はアナログプロセスでもよく、又はワイヤレス性能を実装するためにＲＦプロセスでもよく、又はＭＥＭＳ（マイクロエレクトロメカニカルシステム）デバイスを組込むためにＭＥＭＳでもよい。画像ＣＭＯＳ基板／チップ８０２は、任意の３次元技術を使用して、第２の、又は次の基板／チップ８０６と積層されてもよい。第２の基板／チップ８０６は、（もしモノリシック基板／チップ上に実装されたら）周辺回路として第１の画像ＣＭＯＳチップ８０２内に実装されていたはずの、従って、ピクセルアレイのアレイサイズを一定に維持しながら全体のシステム面積を増加させ、最大限の可能な拡張に最適化したはずの、回路網のほとんど、又は大部分を支持してもよい。２つの基板／チップの間の電気接続は、内部接続８０３と８０５を通してなされてもよく、それらはワイヤボンド、バンプ接続及び／又はＴＳＶ（シリコン貫通電極）でもよい。

【００３１】

図９Ａ及び図９Ｂは、３次元画像を作るための多数のピクセルアレイを有する画像センサ９００の実装の、それぞれ斜視図及び側面図を示す。３次元画像センサは、多数の基板上に形成されてもよく、また多数のピクセルアレイと他の関連する回路網を備えてもよく、第１のピクセルアレイを形成する多数のピクセル列９０４ａ及び第２のピクセルアレイを形成する多数のピクセル列９０４ｂは、それぞれの基板９０２ａ及び９０２ｂ上にそれぞれ位置し、多数の回路列９０８ａ及び９０８ｂは別の基板９０６上に位置している。ピクセルの列と、関連する、又は対応する回路網列の間の電気接続と通信も図に示されている。

【００３２】

本開示の教示及び原理は、再利用可能デバイスプラットフォーム、限定使用デバイスプラットフォーム、リポーザブル使用デバイスプラットフォーム、又は１回使い切り／使い捨てデバイスプラットフォームに、本開示の範囲を逸脱することなく、使用され得ることが理解される。再利用可能デバイスプラットフォームでは、最終ユーザがデバイスの洗浄と殺菌の責任を負うことが理解される。限定使用デバイスプラットフォームでは、デバイスは使用不能となる前に、何回かの特定回数だけ使用することができる。典型的な新しいデバイスは、無菌状態で送達され、追加の使用では、追加の使用の前に、最終ユーザに洗浄と殺菌が要求される。リポーザブル使用デバイスプラットフォームでは、新ユニットより低いコストでの追加使用のために、第三者がデバイスを、１回使用デバイスを再処理してもよい（例えば、洗浄、包装、及び殺菌）。１回使い切り／使い捨てデバイスプラットフォームでは、デバイスは無菌状態で処置室に提供され、処分される前に１回だけ使用される。

【００３３】

更に、本開示の教示及び原理は、可視光スペクトル、並びに、赤外（ＩＲ）、紫外（ＵＶ）、及びＸ線などの非可視光スペクトル、を含む任意の及びあらゆる波長の電磁エネルギーを含んでもよい。

【００３４】

以上の説明は、例証及び説明を目的として提示されたものである。それは包括的であることも、開示されたまさにその形態に本開示を限定することも意図していない。以上の教

示を考慮すれば、多くの修正又は変更が可能である。更に、任意の又は全ての上述した代替の実装は、本開示の追加の混成実装の形成が所望される任意の組合せに使用されてもよいことが留意されるべきである。

【 0 0 3 5 】

更に、本開示の特定の実装が説明されて例証されてきたが、本開示は、特定の形態、又はそのように説明され例証された部品の構成に限定されるものではない。本開示の範囲は、本明細書に付加する請求項、本明細書及び別の出願に提示される任意の今後の請求項、及びその同等物によって画定されるべきである。

【 0 0 3 6 】

〔実施の態様〕

10

(1) 内視鏡デバイスであって、

ハンドピースと、

近位部、及び先端を備える遠位部と、

ルーメンと、

領域の可視化をもたらすために前記ルーメン内に配設され、前記内視鏡の前記先端近傍で前記遠位部にある画像センサと、

前記ルーメンに対する前記ハンドピースの回転角度を検出するための角度センサと、を備え、

前記ルーメンが、前記内視鏡の軸周りで、かつ前記ハンドピースに対して、回転可能である、内視鏡デバイス。

20

(2) 前記角度センサが、回転検出ホール効果センサである、実施態様 1 に記載の内視鏡デバイス。

(3) 前記回転検出ホール効果センサが、前記ハンドピース内に位置する、実施態様 2 に記載の内視鏡デバイス。

(4) 前記デバイスが、直径方向に分極された磁気円環を更に備え、前記回転検出ホール効果センサが、前記直径方向に分極された磁気円環の角度を検出するために使用される電圧を生成する、実施態様 2 に記載の内視鏡デバイス。

(5) 前記角度センサが、前記ルーメンに対する前記ハンドピースの回転角度を検出するために使用される電圧を生成する、実施態様 1 に記載の内視鏡デバイス。

【 0 0 3 7 】

30

(6) 前記角度センサが、ポテンショメータである、実施態様 1 に記載の内視鏡デバイス。

(7) 前記ポテンショメータが、カーボンフィラメントを備え、前記ポテンショメータの前記カーボンフィラメントが前記ルーメン上に配設される、実施態様 6 に記載の内視鏡デバイス。

(8) 前記角度センサが、傾斜ディスクに対して回転する光源とフォトダイオードを備える、実施態様 1 に記載の内視鏡デバイス。

(9) 前記フォトダイオードが、前記傾斜ディスクによって反射される前記光源からの電磁エネルギーを検出する、実施態様 8 に記載の内視鏡デバイス。

(1 0) 前記画像センサが、電磁放射線を検出することが可能なピクセルの二次元アレイを組込む、実施態様 1 に記載の内視鏡デバイス。

40

【 0 0 3 8 】

(1 1) 前記デバイスが画像信号処理パイプラインを備え、プロセスが前記画像センサによって取り込まれた画像の画像回転変換を実行する目的のために存在する、実施態様 1 に記載の内視鏡デバイス。

(1 2) 前記画像回転変換が、それぞれの初期ピクセルの整数 x 、 y 座標 (initial pixel 's integer x, y coordinates) を取得することと、ローテーションカーネル (rotation kernel) を適用することによってそれぞれの初期ピクセルの整数 x 、 y 座標を最終実数ピクセル座標に変換することと、を含む、実施態様 1 に記載の内視鏡デバイス。

(1 3) 前記画像回転変換が、前記最終実数ピクセル座標を整数値に切り捨てることと

50

、次に前記最終画像の空のピクセルに近傍の充填済ピクセルの値を使って値を割当てることと、を更に含む、実施態様 12 に記載の内視鏡デバイス。

(14) 前記割当てが双線形補間を使用して実行される、実施態様 13 に記載の内視鏡デバイス。

(15) 前記割当てが双 3 次補間を使用して実行される、実施態様 13 に記載の内視鏡デバイス。

【0039】

(16) 前記割当てが最近傍置換 (nearest neighbor substitution) を使用して実行される、実施態様 13 に記載の内視鏡デバイス。

(17) 前記画像回転変換が、それぞれの最終ピクセルの整数 x 、 y 座標を取得することと、逆ローテーションカーネルを適用することによってそれぞれの最終ピクセルの整数 x 、 y 座標を初期実数 x 、 y 座標に変換することと、を含む、実施態様 11 に記載の内視鏡デバイス。

(18) 前記画像回転変換が、最近傍整数座標位置からのデータを使用して、前記初期実数 x 、 y 座標におけるピクセル値を推定することを更に含む、実施態様 17 に記載の内視鏡デバイス。

(19) 前記推定が最近傍置換を使用して実行される、実施態様 18 に記載の内視鏡デバイス。

(20) 前記推定が双線形補間を使用して実行される、実施態様 18 に記載の内視鏡デバイス。

【0040】

(21) 前記推定が双 3 次補間を使用して実行される、実施態様 18 に記載の内視鏡デバイス。

(22) 内視鏡システムであって、

内視鏡ユニットであって、

ハンドピースと、

近位部、及び先端を備える遠位部と、

ルーメンと、

領域の可視化をもたらすために前記ルーメン内に配設され、前記内視鏡の前記先端近傍で前記遠位部にある画像センサと、を備え、

前記画像センサが電磁放射線を検出することが可能なピクセルの二次元アレイを組込む、内視鏡ユニットと、

前記ルーメンに対する前記ハンドピースの回転角度を検出するための角度センサであって、前記ルーメンが、前記内視鏡の軸周りで、かつ前記ハンドピースに対して回転可能である、角度センサと、

画像信号処理パイプラインであって、プロセスが前記画像センサによって取込まれる画像の回転変換を実行する目的のために存在する、画像信号処理パイプラインと、を備える内視鏡システム。

(23) 内視鏡適用において画像を回転する方法であって、

内視鏡ユニットを提供することであって、前記内視鏡ユニットが、

ハンドピースと、

近位部、及び先端を備える遠位部と、

ルーメンと、

領域の可視化をもたらすために前記ルーメン内に配設され、前記内視鏡の前記先端近傍で前記遠位部にある画像センサと、を備え、

前記画像センサが電磁放射線を検出することが可能なピクセルの二次元アレイを組込む、ことと、

角度センサを使用して、前記ルーメンに対する前記ハンドピースの回転角度を検出することであって、前記ルーメンが、前記内視鏡の軸周りで、かつ前記ハンドピースに対して回転可能である、ことと、

10

20

30

40

50

【図 5】

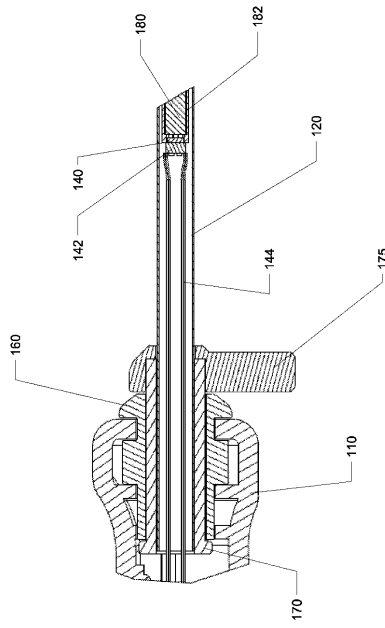


FIG. 5

【図 6】

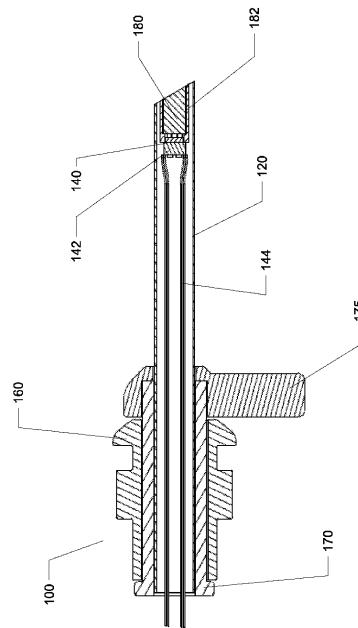


FIG. 6

【図 7 A】

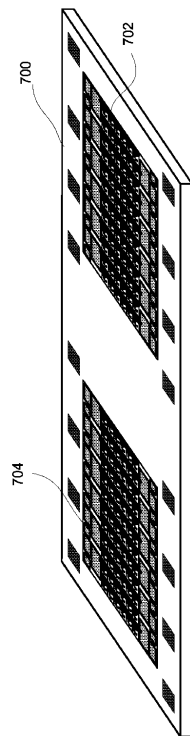


FIG. 7A

【図 7 B】

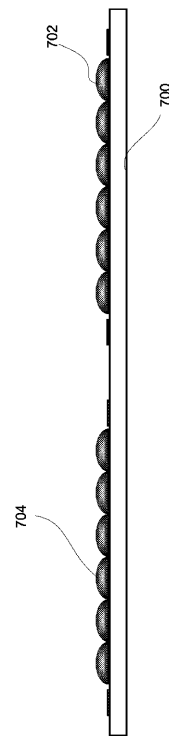
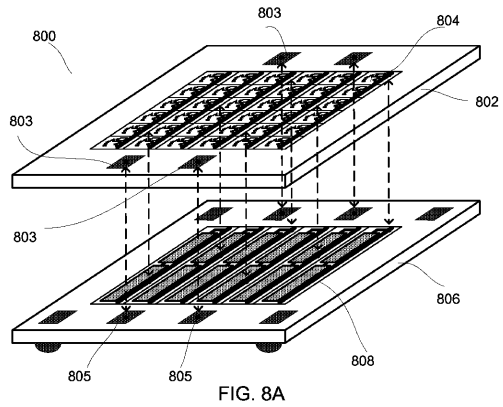
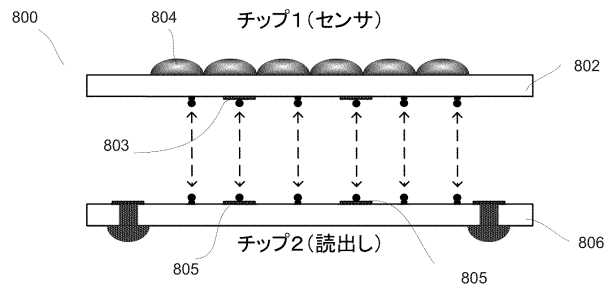


FIG. 7B

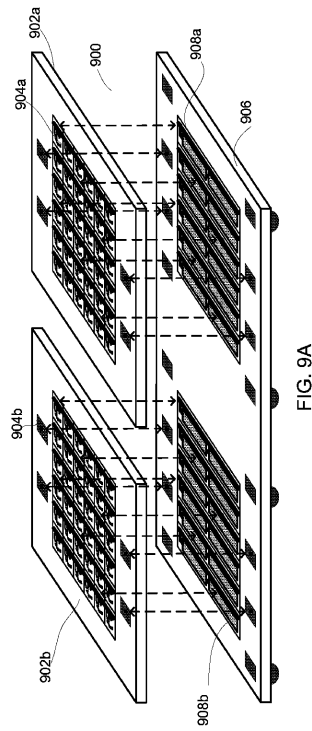
【図 8 A】



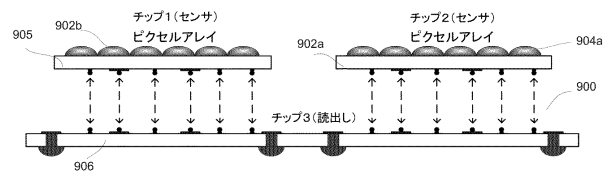
【図 8 B】



【図 9 A】



【図 9 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 リチャードソン・ジョン
アメリカ合衆国、 9 1 3 0 2 カリフォルニア州、カラバサス、レンクレスト・ドライブ 2 2 9
0 7
- (72)発明者 ブランカート・ローラン
アメリカ合衆国、 9 1 3 6 2 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 2 7 7 6
- (72)発明者 ヘンリー・ジェレミア・ディー
アメリカ合衆国、 8 4 0 4 7 ユタ州、ミッドベール、サミット・ピーク・ドライブ 7 6 7 3、
アパートメント・ディー 3 0 5
- (72)発明者 ウィヘルン・ドナルド・エム
アメリカ合衆国、 8 4 4 0 5 ユタ州、サウス・オグデン、サウス・ 1 1 0 0 ・イースト 5 5 9
1

審査官 森川 能匡

- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 2 8 6 4 7 5 (U S , A 1)
特開 2 0 1 1 - 0 1 9 5 4 9 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 2 2 5 2 0 1 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 9 2 2 3 3 (J P , A)
特開昭 5 9 - 0 7 0 3 8 1 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 0 9 9 0 4 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 7 4 8 9 7 (J P , A)
特表 2 0 0 0 - 5 0 5 3 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 2 1 1 1 7 8 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 8 6 5 5 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)	使用内窥镜应用软件进行图像旋转		
公开(公告)号	JP6339172B2	公开(公告)日	2018-06-06
申请号	JP2016503183	申请日	2014-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	橄榄医疗公司		
申请(专利权)人(译)	橄榄・医療・コーポレイション		
当前申请(专利权)人(译)	Depyui-Synthes公司产品，公司		
[标]发明人	リチャードソン・ジョン ブランカート・ローラン ヘンリー・ジェレミア・ディー ウィヘルン・ドナルド・エム		
发明人	リチャードソン・ジョン ブランカート・ローラン ヘンリー・ジェレミア・ディー ウィヘルン・ドナルド・エム		
IPC分类号	A61B1/045 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/05 H04N5/2251 H04N5/2253 H04N5/23258 H04N5/2628 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/045.622 G02B23/24.A		
优先权	61/792119 2013-03-15 US		
其他公开文献	JP2016514498A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本公开扩展至用于旋转传感器的图像采集的内窥镜装置和系统。本公开允许远端图像传感器随着用户相对于固定手持件旋转内腔而旋转。该系统包括一个角度传感器，位于旋转管腔和静止手柄的交界处。在系统的成像链中使用周期性角度测量来实现适当的软件图像旋转，从而在期望的方向上提供最终的显示图像和视频流。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6339172号 (P6339172)	
(45) 発行日 平成30年6月6日 (2018. 6. 6)		(24) 登録日 平成30年5月18日 (2018. 5. 18)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 4 5 (2 0 0 6 . 0 1) G 0 2 B 2 3 / 2 4 (2 0 0 6 . 0 1)		F I A 6 1 B 1 / 0 4 5 G 0 2 B 2 3 / 2 4		6 2 2 A	
請求項の数 31 (全 15 頁)					
(21) 出願番号 特願2016-503183 (P2016-503183) (86) (22) 出願日 平成26年3月14日 (2014. 3. 14) (65) 公表番号 特表2016-514498 (P2016-514498A) (43) 公表日 平成28年5月23日 (2016. 5. 23) (86) 国際出願番号 PCT/US2014/029655 (87) 国際公開番号 W02014/145019 (87) 国際公開日 平成26年9月18日 (2014. 9. 18) 審査請求日 平成29年2月2日 (2017. 2. 2) (31) 優先権主張番号 61/782, 119 (32) 優先日 平成25年3月15日 (2013. 3. 15) (33) 優先権主張国 米国 (US)		(73) 特許権者 513069064 デピュイ・シンセス・プロダクツ・インコーポレイテッド アメリカ合衆国、02767-0350 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 325 325 Paramount Drive , Raynham MA 02767-0350 United States of America (74) 代理人 100088605 弁理士 加藤 公延 (74) 代理人 100130384 弁理士 大島 孝文			
最終頁に続く					
(54) 【発明の名称】 内視鏡運用のためのソフトウェアを使用した画像回転					