

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-185225

(P2017-185225A)

(43) 公開日 平成29年10月12日(2017.10.12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 1	2 H 0 4 0
A 6 1 B 17/94 (2006.01)	A 6 1 B 17/94	4 C 1 6 0
A 6 1 B 1/313 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 S	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 2 0	

審査請求 有 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 23 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-68088 (P2017-68088)
 (22) 出願日 平成29年3月30日 (2017. 3. 30)
 (31) 優先権主張番号 62/315, 773
 (32) 優先日 平成28年3月31日 (2016. 3. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 15/468, 981
 (32) 優先日 平成29年3月24日 (2017. 3. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 512269650
 コヴィディエン リミテッド パートナー
 シップ
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02
 048, マンスフィールド, ハンプシ
 ャー ストリート 15
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 ジョー ディー, サーター
 アメリカ合衆国 コロラド 80504,
 ロングモント, ケイティー レーン
 1036

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 表面走査のための胸部内視鏡

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 表面走査のための胸部内視鏡を提供する。
 【解決手段】 本開示は、内視鏡200と、カメラ206、212と、光源208と、構造化された光パターン源210とを含む外科手術装置を対象とする。内視鏡は、互いに対して操作可能な複数の区画を有する、細長い本体を含む。カメラ、光源、および構造化された光パターン源は、患者内の表面Lのトポグラフィを決定するために協働する。ある側面では、構造化された光パターン源は、構造化された光走査レーザであり得る。ある側面では、構造化された光走査レーザは、コリメートされた光を有するLEDレーザであり得る。

【選択図】 図2

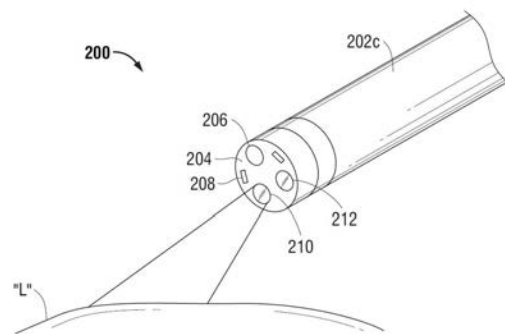


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

外科手術装置であって、前記外科手術装置は、
細長い本体を含む内視鏡であって、前記細長い本体は、互いに対して操作可能な複数の
区画を含む、内視鏡と、

カメラと、

光源と、

構造化された光パターン源と

を備え、

前記カメラ、前記光源、および前記構造化された光パターン源は、患者内の表面のトポ
グラフィを決定するために協働する、外科手術装置。

10

【請求項 2】

前記構造化された光パターン源は、構造化された光走査レーザである、請求項 1 に記載
の外科手術装置。

【請求項 3】

前記構造化された光走査レーザは、コリメートされた光を有する LED レーザであり、
前記コリメートされた光は、赤外線または可視スペクトル内にある、請求項 2 に記載の外
科手術装置。

【請求項 4】

反射された前記構造化された光走査レーザからの光を途中で捕まえるように構成されて
いる第 2 のカメラをさらに含む、請求項 2 に記載の外科手術装置。

20

【請求項 5】

前記内視鏡の最遠位区画は、遠位面で終端し、前記カメラ、前記光源、前記構造化され
た光走査レーザ、および前記第 2 のカメラは、前記細長い本体の前記遠位面内に配置され
ている、請求項 4 に記載の外科手術装置。

【請求項 6】

前記内視鏡の最遠位区画は、遠位面で終端し、前記カメラ、前記光源、および前記第 2
のカメラは、前記遠位面内に配置され、前記構造化された光走査レーザは、前記最遠位区
画の外側表面上に配置されている、請求項 4 に記載の外科手術装置。

【請求項 7】

前記構造化された光走査レーザおよび前記第 2 のカメラは、前記最遠位区画によって画
定された中心線に対してある角度に向けられている、請求項 6 に記載の外科手術装置。

30

【請求項 8】

前記構造化された光パターン源は、デジタル光処理システムである、請求項 1 に記載の
外科手術装置。

【請求項 9】

前記デジタル光処理システムは、光源と、少なくとも 1 つのミラーと、第 1 のレンズと
、デジタル光処理チップと、第 2 のレンズとを含む、請求項 8 に記載の外科手術装置。

【請求項 10】

前記デジタル光処理システムおよび前記カメラは、前記内視鏡の最遠位区画内に配置さ
れている、請求項 8 に記載の外科手術装置。

40

【請求項 11】

前記デジタル光処理システムは、前記内視鏡の最遠位部分の外部に配置され、前記カメ
ラは、前記内視鏡の最遠位区画内に配置されている、請求項 8 に記載の外科手術装置。

【請求項 12】

前記デジタル光処理システムおよび前記カメラは、前記内視鏡の最遠位区画の外部に配
置されている、請求項 8 に記載の外科手術装置。

【請求項 13】

第 2 の内視鏡をさらに含み、前記デジタル光処理システムは、前記内視鏡に結合され、
前記カメラは、第 2 の内視鏡に結合されている、請求項 8 に記載の外科手術装置。

50

【請求項 14】

外科手術を行うためのシステムであって、
 コンピュータに関連付けられているメモリであって、前記メモリは、命令を記憶している、メモリと、
 患者の体腔内を前進させられるように構成されている内視鏡と、
 前記内視鏡によって画定される複数の区画のうちの遠位区画であって、前記遠位区画は、標的組織に向かって操作されるように構成されている、遠位区画と、
 前記遠位区画に結合され、構造化された光パターンを投影するように構成されている構造化された光パターン源と、
 前記遠位区画に結合されているカメラであって、前記カメラは、前記標的組織から反射される前記構造化された光パターンの一部を検出するために使用される、カメラと
 を備え、
 前記命令は、前記カメラによって得られるデータを使用して前記標的組織の3次元マップを生成するために実行される、システム。

10

【請求項 15】

前記構造化された光パターン源は、構造化された光走査レーザである、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記遠位区画に結合され、前記構造化された光パターンの一部を検出するために使用される第2のカメラをさらに備えている、請求項 15 に記載のシステム。

20

【請求項 17】

前記構造化された光パターン源は、デジタル光処理システムである、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記遠位区画に結合されている光学カメラをさらに備え、前記光学カメラは、前記メモリ上に記憶されている患者の画像と相関する画像を得るように構成されている、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 19】

前記内視鏡は、前記患者の体腔内のその場所に対して追跡されるように構成されている、請求項 18 に記載のシステム。

30

【請求項 20】

前記命令は、前記相関画像および前記内視鏡の追跡された場所を利用して、前記標的組織の正確な3次元マップを生成するために実行される、請求項 18 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、外科手術システム、より具体的には、内視鏡下胸部撮像および治療を行うシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

多数の異なる病状に対して臨床医によって診断または治療されるために、人々が医療施設を訪れることが日常的に生じている。いくつかの事例では、適切な治療および診断に最も重要なことは、着目エリアを標的化し、それに十分にアクセスするための臨床医の能力である。加えて、大部分の状況では、臨床医は、医療手技の侵襲性を最小化しよう努力する。この最小限の侵襲性の目標は、着目エリアにアクセスすることにおける臨床医のオプションを限定し、したがって、医療手技および医療ツールが、適宜、開発されている。低侵襲性治療のための一般的な方法は、ツール（例えば、把持装置および結紮ツール）の挿入を可能にする1つ以上のアクセスポートとに臨床医が治療されているエリアを視認することを可能にする光学とを使用して行われる外科手術である。アクセスポートは、ブレードあり、ブレードなしの鋭くない閉塞具タイプのトロカールを使用して、種々のスタイル

40

50

および機構で出現している。アクセスポートは、多くの場合、それを通してツールおよび光学の挿入を可能にする、少なくとも1つのカニューレを有する。トロカールは、カニューレの中に挿入され、その組み合わせは、患者上の小開口部または切開を通して挿入される。配置されると、トロカールは、カニューレから除去され、カニューレをツールの挿入のために利用可能なままにしておく。所与の用途に対して、トロカールおよびカニューレは、ステンレス鋼、プラスチック、およびその2つの組み合わせから形成され得る。

【0003】

多くの場合、「単一ポート」外科手術のために使用される、ある専門的なアクセスポートが、SILSTMポートという名称下でMedtronicによって市販されている。SILSTMポートは、患者の臍部内に外科的に挿入され、エラストマー材料から形成される。一実施例では、3つのカニューレが、ポートを越えて、殆どまたは全く観察可能な瘢痕を残さないであろう場所内にある、患者内の単一開口部を通して3つの異なるツールの挿入を可能にする。実際、腹腔鏡検査に対する「単一ポート」アプローチは、限定数の切開、したがって、「侵襲性」割合を低下させ、それは、概して、患者に対する転帰を改善するため、大きな進歩である。

10

【0004】

周知の腹腔鏡下胸部外科手術は、ビデオ支援胸腔鏡下外科手術(VATS)である。典型的には、VATSの間、患者は、二重管腔気管内管を用いて挿管され、各管腔は、異なる肺の方に向けられる。この方法では、臨床医は、治療されるべき肺内に無気肺を誘発し、適切な換気を非治療肺に提供し得る。二重管腔気管内管の配置に続いて、臨床医は、1つ以上の切開を胸壁内に生成する。代替として、臨床医は、より一般には、慢性閉塞性肺疾患(COPD)を有する患者に要求されるように、送気が肺容積を減少させるために必要とされる場合、アクセスポートを挿入し得る。一般に、臨床医は、第4または第5肋間腔における1つの大きな切開と、典型的には、必要に応じて、アクセスおよびカメラと器具との間の三角測量を達成するための最大3つのさらなる切開とを生成するであろう。いくつかの事例では、胸壁は、切開に先立って、送気針によって穿刺され得る。切開の典型的サイズは、約2センチメートル~約6センチメートルの範囲である。切開の正確な配置は、臨床医がアクセスを求めている肺のエリアに依存するが、概して、各切開は、肋間腔(すなわち、患者の肋骨のうちの2つの間にあり、かつ互いに相補的位置にある、空間)内に配置されるであろう。そして、臨床医は、挿入の完了時にカニューレがその中に置かれるであろう開口部を拡大または生成するためのトロカールに依拠して、各切開内にアクセスポートを配置することができる。

20

30

【0005】

臨床医は、概して、外科手術カメラの挿入のために、アクセスポートのうちの1つを選択し、外科手術デバイスの挿入のために、他のアクセスポートを選択するであろう。いくつかの事例では、カメラが、挿入に先立って、トロカールの中に挿入され、臨床医が、挿入プロセスを観察することを可能にし得る。各アクセスポートの使用は、手技全体を通して相互交換可能であり得る。選択されたポートを通して挿入されるカメラは、患者の胸腔の内側の画像をビデオモニタ上に伝送し、臨床医のための誘導を提供する。臨床医が外科手術カメラを使用して、着目エリアを位置特定すると、外科手術デバイスは、それぞれのアクセスポートを通して挿入およびナビゲートされ、必要治療を行う。治療が完了された後、カメラおよび外科手術デバイスは、除去され、アクセスポートも、除去され、患者内の切開は、閉鎖される。

40

【0006】

別の低侵襲性アプローチは、身体内の所望の場所に到達するための内視鏡検査の使用である。排他的ではないが、内視鏡下アプローチは、多くの場合、診断(例えば、生検)手技において採用され、患者の中に挿入を行う必要性を排除するが、内視鏡は、ある事例では、小切開を介して、患者の中に挿入され得る。内視鏡は、多くの場合、天然オリフィス(例えば、鼻、口、または肛門)を介して、管腔組織にアクセスするために利用されるが、それらは、アクセスポートの中に挿入されることもできる。

50

【 0 0 0 7 】

現在の内視鏡は、その現在のタスクのために有用であり、かつ検査および治療のために組織にナビゲートすることにおいて非常に有用であるが、常時、改善が望ましく、模索されている。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

本開示は、内視鏡と、カメラと、光源と、構造化された光パターン源とを含む外科手術装置を対象とする。内視鏡は、互いに対して操作可能な複数の区画を有する、細長い本体を含む。カメラ、光源、および構造化された光パターン源は、患者内の表面のトポグラフィを決定するために協働する。

10

【 0 0 0 9 】

ある側面では、構造化された光パターン源は、構造化された光走査レーザであり得る。ある側面では、構造化された光走査レーザは、コリメートされた光を有するLEDレーザであり得る。

【 0 0 1 0 】

他の側面では、外科手術装置は、反射された構造化された光走査レーザからの光を途中で捕まえるように構成されている第2のカメラを含み得、コリメートされた光は、赤外線または可視スペクトル内にある。

【 0 0 1 1 】

ある側面では、内視鏡の最遠位区画は、遠位面で終端し得、カメラ、光源、および第2のカメラは、遠位面内に配置され、構造化された光走査レーザは、最遠位区画の外側表面上に配置される。

20

【 0 0 1 2 】

ある側面では、構造化された光走査レーザおよび第2のカメラは、最遠位区画によって画定された中心線に対してある角度で向けられ得る。

【 0 0 1 3 】

他の側面では、構造化された光パターン源は、デジタル光処理システムであり得る。ある側面では、デジタル光処理システムは、光源と、少なくとも1つのミラーと、第1のレンズと、デジタル光処理チップと、第2のレンズとを含み得る。

30

【 0 0 1 4 】

他の側面では、デジタル光処理システムおよびカメラは、内視鏡の最遠位区画内に配置され得る。ある側面では、デジタル光処理システムは、内視鏡の最遠位区画の外部に配置され得、カメラは、内視鏡の最遠位区画内に配置され得る。

【 0 0 1 5 】

ある側面では、デジタル光処理システムおよびカメラは、内視鏡の最遠位区画の外部に配置され得る。他の側面では、外科手術装置は、第2の内視鏡を含み得、デジタル光処理システムは、内視鏡に結合され、カメラは、第2の内視鏡に結合される。

【 0 0 1 6 】

本開示の別の側面によると、外科手術を行う方法が、提供される。方法は、命令をコンピュータに関連付けられたメモリ上に記憶することと、内視鏡を患者の体腔内で前進させることと、内視鏡によって画定された複数の区画のうちの遠位区画を標的組織に向かって操作することと、遠位区画に結合された構造化された光パターン源から構造化された光パターンを投影することと、遠位区画に結合されたカメラを使用して、標的組織から反射される構造化された光パターンの一部を検出することと、カメラによって得られるデータを使用して、標的組織の3次元マップを生成するために命令を実行することを含む。

40

【 0 0 1 7 】

ある側面では、構造化された光パターン源から構造化された光パターンを投影することは、構造化された光走査レーザから構造化された光パターンを投影することを含み得る。ある側面では、構造化された光パターンの一部を検出することは、遠位区画に結合された

50

第2のカメラを使用して、構造化された光パターンの一部を検出することを含み得る。

【0018】

他の側面では、構造化された光パターン源から構造化された光パターンを投影することは、デジタル光処理システムから構造化された光パターンを投影することを含み得る。ある側面では、方法は、遠位区画に結合された光学カメラによって得られる画像をメモリ上に記憶されている患者の画像と関連させることを含み得る。

【0019】

ある側面では、方法は、患者の体腔内の内視鏡の場所を追跡することを含み得る。他の側面では、標的組織の3次元マップを生成するための命令を実行することは、関連画像および内視鏡の追跡された場所を利用して、標的組織の正確な3次元マップを生成すること

10

を含み得る。例えば、本発明は、以下を提供する。

(項目1)

外科手術装置であって、前記外科手術装置は、細長い本体を含む内視鏡であって、前記細長い本体は、互いに対して操作可能な複数の区画を含む、内視鏡と、

カメラと、

光源と、

構造化された光パターン源と

を備え、

20

前記カメラ、前記光源、および前記構造化された光パターン源は、患者内の表面のトポグラフィを決定するために協働する、外科手術装置。

(項目2)

前記構造化された光パターン源は、構造化された光走査レーザである、前記項目に記載の外科手術装置。

(項目3)

前記構造化された光走査レーザは、コリメートされた光を有するLEDレーザであり、前記コリメートされた光は、赤外線または可視スペクトル内にある、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

(項目4)

反射された前記構造化された光走査レーザからの光を途中で捕まえるように構成されている第2のカメラをさらに含む、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

30

(項目5)

前記内視鏡の最遠位区画は、遠位面で終端し、前記カメラ、前記光源、前記構造化された光走査レーザ、および前記第2のカメラは、前記細長い本体の前記遠位面内に配置されている、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

(項目6)

前記内視鏡の最遠位区画は、遠位面で終端し、前記カメラ、前記光源、および前記第2のカメラは、前記遠位面内に配置され、前記構造化された光走査レーザは、前記最遠位区画の外側表面上に配置されている、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

40

(項目7)

前記構造化された光走査レーザおよび前記第2のカメラは、前記最遠位区画によって画定された中心線に対してある角度に向けられている、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

(項目8)

前記構造化された光パターン源は、デジタル光処理システムである、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

(項目9)

前記デジタル光処理システムは、光源と、少なくとも1つのミラーと、第1のレンズと、デジタル光処理チップと、第2のレンズとを含む、前記項目のいずれか1項に記載の外

50

科手術装置。

(項目10)

前記デジタル光処理システムおよび前記カメラは、前記内視鏡の最遠位区画内に配置されている、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

(項目11)

前記デジタル光処理システムは、前記内視鏡の最遠位部分の外部に配置され、前記カメラは、前記内視鏡の最遠位区画内に配置されている、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

(項目12)

前記デジタル光処理システムおよび前記カメラは、前記内視鏡の最遠位区画の外部に配置されている、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

10

(項目13)

第2の内視鏡をさらに含み、前記デジタル光処理システムは、前記内視鏡に結合され、前記カメラは、第2の内視鏡に結合されている、前記項目のいずれか1項に記載の外科手術装置。

(項目14)

外科手術を行うためのシステムであって、

コンピュータに関連付けられているメモリであって、前記メモリは、命令を記憶している、メモリと、

患者の体腔内を前進させられるように構成されている内視鏡と、

20

前記内視鏡によって画定される複数の区画のうちの遠位区画であって、前記遠位区画は、標的組織に向かって操作されるように構成されている、遠位区画と、

前記遠位区画に結合され、構造化された光パターンを投影するように構成されている構造化された光パターン源と、

前記遠位区画に結合されているカメラであって、前記カメラは、前記標的組織から反射される前記構造化された光パターンの一部を検出するために使用される、カメラと

を備え、

前記命令は、前記カメラによって得られるデータを使用して前記標的組織の3次元マップを生成するために実行される、システム。

(項目15)

30

前記構造化された光パターン源は、構造化された光走査レーザである、前記項目に記載のシステム。

(項目16)

前記遠位区画に結合され、前記構造化された光パターンの一部を検出するために使用される第2のカメラをさらに備えている、前記項目のいずれか1項に記載のシステム。

(項目17)

前記構造化された光パターン源は、デジタル光処理システムである、前記項目のいずれか1項に記載のシステム。

(項目18)

前記遠位区画に結合されている光学カメラをさらに備え、前記光学カメラは、前記メモリ上に記憶されている患者の画像と相関する画像を得るように構成されている、前記項目のいずれか1項に記載のシステム。

40

(項目19)

前記内視鏡は、前記患者の体腔内のその場所に対して追跡されるように構成されている、前記項目のいずれか1項に記載のシステム。

(項目20)

前記命令は、前記相関画像および前記内視鏡の追跡された場所を利用して、前記標的組織の正確な3次元マップを生成するために実行される、前記項目のいずれか1項に記載のシステム。

(項目14A)

50

外科手術を行う方法であって、
 命令をコンピュータに関連付けられたメモリ上に記憶することと、
 内視鏡を患者の体腔内で前進させることと、
 前記内視鏡によって画定された複数の区画のうちの遠位区画を標的組織に向かって操作することと、
 前記遠位区画に結合された構造化された光パターン源から構造化された光パターンを投影することと、
 前記遠位区画に結合されたカメラを使用して、前記標的組織から反射される前記構造化された光パターンの一部を検出することと、
 前記カメラによって得られるデータを使用して、前記標的組織の3次元マップを生成するために前記命令を実行することと

10

を含む、方法。

(項目15A)

前記構造化された光パターン源から構造化された光パターンを投影することは、構造化された光走査レーザから構造化された光パターンを投影することを含む、前記項目に記載の方法。

(項目16A)

前記構造化された光パターンの一部を検出することは、前記遠位区画に結合された第2のカメラを使用して、前記構造化された光パターンの一部を検出することを含む、前記項目のいずれか1項に記載の方法。

20

(項目17A)

前記構造化された光パターン源から構造化された光パターンを投影することは、デジタル光処理システムから構造化された光パターンを投影することを含む、前記項目のいずれか1項に記載の方法。

(項目18A)

前記遠位区画に結合された光学カメラによって得られる画像を前記メモリ上に記憶されている患者の画像と関連させることをさらに含む、前記項目のいずれか1項に記載の方法。

(項目19A)

前記患者の体腔内の前記内視鏡の場所を追跡することをさらに含む、前記項目のいずれか1項に記載の方法。

30

(項目20A)

前記標的組織の3次元マップを生成するために前記命令を実行することは、前記関連画像および前記内視鏡の追跡された場所を利用して、前記標的組織の正確な3次元マップを生成することを含む、前記項目のいずれか1項に記載の方法。

(摘要)

外科手術装置が、内視鏡と、カメラと、光源と、構造化された光パターン源とを含むように提供される。内視鏡は、互いに対して操作可能な複数の区画を有する細長い本体を含む。カメラ、光源、および構造化された光パターン源は、患者内の表面のトポグラフィを決定するために協働する。外科手術を行う方法もまた、提供される。

40

【図面の簡単な説明】

【0020】

本開示の種々の側面および特徴は、図面を参照して本明細書に後述される。

【図1】図1は、本開示に従って提供される表面走査能力を有する内視鏡がその中に前進させられている、患者の胸腔の側面断面図である。

【図2】図2は、図1の内視鏡の正面斜視図である。

【図2A】図2Aは、図1の内視鏡の代替実施形態の正面斜視図である。

【図3】図3は、本開示に従って提供される表面走査能力を有する内視鏡の別の実施形態の正面斜視図である。

【図4】図4は、本開示に従って提供される表面走査能力を有する内視鏡のさらに別の実

50

施形態の正面斜視図である。

【図5】図5は、本開示に従って提供される表面走査能力を有する別の内視鏡がその中に前進させられている、患者の胸腔の側面断面図である。

【図6】図6は、図5の内視鏡の遠位端部分の側面断面図である。

【図7】図7は、構造化された光画像がそこから投影されて示される、図5の内視鏡の遠位端部分の側面断面図である。

【図8】図8は、表面走査能力を有する内視鏡の別の実施形態の側面図である。

【図9】図9は、表面走査能力を有する内視鏡のさらに別の実施形態の側面図である。

【図10】図10は、本開示に従って使用するために構成される、ロボット外科手術システムの略図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0021】

本開示の一側面は、術前画像（例えば、肺の画像）に適合する、器官を支持する内視鏡およびシステムを対象とする。内視鏡は、視覚的撮像と、表面マッピングとの両方を提供することができる。典型的には、肺の光学コントラストは、桃色から灰色の範囲の斑状色に起因して、非常に低い。これは、3Dカメラを使用した光学表面マッピングを非常に困難にする。本開示によると、内視鏡は、構造化された光（またはレーザ）スキャナを含む。理解され得るように、構造化された光スキャナは、手技の間に走査されている組織に応じて可視スペクトル内の光を放出し得ることも想定されるが、構造化された光スキャナは、可視光源からの干渉を回避するように、赤外線光を採用し得る。構造化された光源は、カメラに対する既知の位置を含み、構造化された光源からの光線とカメラとの間の交差点の正確な場所の計算を可能にする。この情報は、表面のトポロジマップを生成するために、単一点、線、またはアレイとして走査されることができる。実施形態では、構造化された光源は、ミラー、ビームスプリッタ、または回折格子を回転させることによって、走査パターン（線、メッシュ、またはドット）に分散させられるLEDまたはLED赤外線レーザのものである。一非限定的実施形態では、構造化された光源は、コリメートされた光を有するLEDレーザであり得る。レーザスキャナは、可視化システムが肺の正確な表面マップを達成することを可能にし、正確な表面マップは、術前算出画像を内視鏡下カメラに送達される手術画像と一致させるために必要とされる。1つの内視鏡内に両方を有することは、カメラオフセットが表面走査に対して既知であるので、術前算出画像を現在のカメラビューに一致させる追加の利点をもたらす。

20

30

【0022】

加えて、構造化された光源は、光源と、第1のレンズと、1つ以上のミラーと、DLPチップと、第2のレンズとを有するデジタル光処理（DLP）投影システムであり得る。カメラは、肺の表面のトポグラフィが三角関数を使用して決定され得るように、既知の値で第2のレンズに対して間隔を置かれ、角度付けられる。実施形態では、DLP投影システムは、患者の外部に位置する。構造化された光パターンは、光ガイドケーブルを介し、内視鏡を通して伝送され、反射された画像は、内視鏡の遠位端部分上に配置されるカメラによって捕捉される。代替として、DLP投影システムおよびカメラは両方とも、患者の外部に配置され得る。この方法において、第1の内視鏡は、構造化された光パターンを伝送するために利用され、第2の別個かつ異なる内視鏡は、カメラによって捕捉された画像を伝送するために利用される。

40

【0023】

特定の用途では、内視鏡位置はまた、術中器具追跡システム、例えば、Girrottoの2016年4月29日に出願されたPCT国際出願第PCT/US16/30028号「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING AN ELECTROSURGICAL GENERATOR DURING A MICROWAVE ABLATION PROCEDURE」（その全内容は、参照することによって本明細書に組み込まれる）に説明されるもの等の電磁ナビゲーションによって追跡されるであろう。術中器具追跡システムによって得られる場所情報は、内視鏡から撮影され

50

た区画サイズの走査から大規模表面マップを生成するために必要とされるアルゴリズムを簡略化することを補助する。さらに、表面マップへの光学画像場所のこの即時術中誘導と術前算出画像とは、内視鏡の場所および向きのために優れた明瞭さを提供する。

【0024】

ある実施形態では、内視鏡は、ロボットシステムによって位置付け可能である。ロボットシステムは、ナビゲーションシステムと同様の様式で内視鏡の精密な6軸の向きを提供するが、患者内の内視鏡の能動的な位置付けと場所知識とによって利益を受ける。理解され得るように、ロボットは、より大きいエリアまたは器官全体の走査を完了するために、内視鏡を自律的に移動させるために利用され得る。

【0025】

一実施形態では、内視鏡は、4つの具体的能力を有するであろう：可視光光学カメラと、好ましくは少なくとも1つの発光ダイオード(LED)の光源と、走査レーザと、レーザをマップするために使用される第2のカメラ。いくつかの実施形態では、走査レーザは、光学センサ技術が進歩し続けているので、近から中赤外線撮像において同一光学カメラによって検出され得る。その最も単純な形態では、以下に詳述されるように、内視鏡は、これらの構成要素の典型的配列を内視鏡の遠位端上で使用する。器具の要求される遠位端直径を低減させ、レーザと第2のカメラとの間の三角測量を改善するために、これらの4つの構成要素は、少なくとも1つの延長可能な可能表面上に場所を有し得る。これは、延長可能な可能表面の側に沿って4つの構成要素が配列されることを可能にし、それによって、個々の構成要素のための必要とされる空間は、任意の単一構成要素と等しいまたは若干より大きい断面と、構成要素を隣り合わせで整列させるために十分な長さとを有することによって提供される。

【0026】

内視鏡によって視認されるトポロジの算出は、第2のカメラとのレーザの整列を詳述するための較正源を要求し得る。較正は、以下に詳細に説明されるであろうように、製造時に行われ、好適なコンピュータに結合されるメモリ内に記憶されるか、または使用時に較正表面を標的化することによって行われ得ることが予期される。較正は、内視鏡を用いて生成され、共通ビデオ伝送手段を介して、臨床医のために伝送され得る算出トポロジを予期するデバイスを用いて内部で使用されるか、または未加工カメラデータが較正とともに、算出トポロジを生成する外部グラフィックプロセッサに伝送され得る。

【0027】

いくつかの実施形態では、少なくとも、レーザおよび第2のカメラは、三角測量を可能にするために、器具シャフトの長さに沿って間隔を置かれ得、レーザおよび第2のカメラは、器具の中心線からある角度で方向付けられる。

【0028】

構成要素が内視鏡の外径上にある場合、トロカールを通過することによって、すぐに汚され、光学的に妨害され得ることが理解され得る。したがって、少なくとも一実施形態では、表面は、外科手術野の中にトロカールを通過する間、構成要素を格納する表面に対向する要素によって保護される。これはまた、構成要素が、2つの折り畳める表面上で対向する好ましい構成で構築されることを可能にする：対向表面(折り畳まれたトロカール挿入位置で互いに向かい合う)に沿ってオフセットされている構成要素は、最厚(最深)構成要素を大きく上回らない、内視鏡の最小直径を提供する。

【0029】

本開示のさらなる実施形態は、近位から遠位方向への液体の流動を促進し、観察される位置からそれらを引き抜かずに、構成要素から汚物または血液を洗浄および清浄するための折り重める面を有する、内視鏡を対象とする。

【0030】

本開示のなおもさらなる側面は、内視鏡の胸腔鏡下使用のその具体的方法を対象とする。一実施例では、内視鏡が使用される、肺と胸壁との間の空間は、多くの場合、前方から後方方向において浅いが、上方から下方方向に長い空間によって限定される。したがって

10

20

30

40

50

、内視鏡は、胸部に進入し、複数の区画を通り、進入点から胸壁を抱き締めることができるように設計され得る。これは、遠位端における第1の曲がりまたは関節運動と、第1の曲がりの近位4cmにおける第2の曲がりとを有することとして示される。徐々に、内視鏡は、内視鏡シャフトを上へ近位に間隔を置かれた追加の曲がり点を有し得る。

【0031】

第1の曲がりの代替は、内視鏡軸と垂直ではない折り畳める面のためのヒンジを有し得、面が外向きに折り畳む場合、光学要素を軸に対してある角度で突出させる。これは、幾分、最も多くの場合30°で使用される固定角度光学内視鏡に相当する。

【0032】

本開示の主要な利点は、亜肺葉切除術または肺癌におけるように、隣接する構造および解剖学的境界の特定の専門的知識を用いて、標的病変への手術誘導のために必要とされる術前算出撮像に一致させられることが可能な、器官の3D面モデリングを可能にすることである。内視鏡の特定の折り畳める構成は、光学要素を含む前方に向けた表面が、最小直径トロカールまたは切開に通されることを可能にする。システムのための主要な使用は、胸部だけではなく、深部骨盤または直腸外科手術においても、同等の価値が想起され得る。本開示のこれらおよびさらなる側面は、本明細書で以下に詳述される。

【0033】

図1-5を参照すると、本開示に従って提供される表面走査能力を有する内視鏡が、図示され、概して、参照番号200によって識別される。内視鏡200は、細長い本体202を含み、細長い本体202は、好適な胸部トロカール（図示せず）または他のデバイス内で前進させられるように構成され、胸部トロカールまたは他のデバイスは、胸腔を貫き、内視鏡または胸部カテーテル等をその中に受け取り可能である。実施形態では、細長い本体202は、各々が互いに結合され、互いに対して操作可能である第1、第2、および第3の区画202a、202b、202cを含み得る（図1）。この方法では、内視鏡200は、胸壁に近接近して位置付けられ、患者「P」の肺「L」（図1）と胸壁との間の胸腔の浅い部分をナビゲートし得る。理解され得るように、細長い本体は、胸腔内の内視鏡200の操縦性を補助するために、4つ、5つ、6つ等の任意の数の区画を含み得る。さらに、細長い本体202が各区画を形成するために曲げられ得る位置は、可変であり得る（すなわち、細長い本体202は、その長さに沿って任意の位置で曲げられ得る）ことが想定される。実施形態では、各区画202a、202b、202cは、臨床医によって、各区画202a、202b、202cと機械的に連通するハンドルまたは他の好適なデバイスをを用いて個々に操作可能であり得る。

【0034】

図2を参照すると、最遠位区画、すなわち、第3の区画202cは、遠位表面204を含む。遠位表面204は、その上に配置される光学カメラ206と、光源208と、構造化された光投影源または構造化された光スキャナ（レーザ）210と、第2のカメラ212とを含む。概して、円形構成に配置される（すなわち、遠位表面204の円周の周りに配置される）ように図示されるが、光学カメラ206、光源208、レーザ210、および第2のカメラ212の各々は、任意の好適な構成で配置され得ることが想定される。光学カメラ206は、電荷結合素子（CCD）、相補型金属酸化膜半導体（CMOS）、N型金属酸化物半導体（NMOS）、または当技術分野において公知の他の好適なカメラ等の可視光光学カメラである。一非限定的実施形態では、光学カメラ206は、1080pの分解能を有するCCDカメラである。光源208は、白色光を放出する発光ダイオード（LED）であるが、当技術分野において公知の任意の発光デバイスが、利用され得る。レーザ210は、ミラー、ビームスプリッタ、または回折格子を回転させることによって走査パターン（線、メッシュ、またはドット）に分散させられるLEDまたはLED赤外線レーザ等の当技術分野において公知の任意の構造化された光スキャナであり得る。一非限定的実施形態では、レーザ210は、コリメートされた光を有するLEDレーザである。第2のカメラ212は、IR光を検出可能なCCDカメラであるが、第2のカメラ212は、走査されている組織に応じて、可視緑色光等の可視光を検出し得ることが想定され

10

20

30

40

50

る。具体的には、可視緑色光は、赤色または桃色がかった色相を有する組織と対照して引き立ち、第2のカメラ212が、組織のトポグラフィをより容易に識別することを可能にする。デジタルフィルタ（図示せず）または狭帯域光学格子（図示せず）を有するフィルタは、レーザ210から放出される無関係な可視光が、外科手術手技の間、外科医の注意を逸らせることを阻止する。実施形態では、可視光は、画像がクリアであって、無関係な光パターンがないように、光学カメラ206によって捕捉された画像からフィルタ処理され、外科医に伝送される。

【0035】

第2のカメラ212は、強誘電、シリコンマイクロボロメータ、もしくは非冷却型焦点面アレイ（UFPA）等の当技術分野において公知の任意のサーモグラフィカメラであり得るか、またはレーザ210から放出される光が可視スペクトル内にある電荷結合素子（CCD）、相補型金属酸化膜半導体（CMOS）、N型金属酸化物半導体（NMOS）、もしくは当技術分野において公知の他の好適なカメラ等の任意の他の好適な可視光カメラであり得ることが想定される。実施形態では、遠位表面204は、流体または他の汚染物質が、光学カメラ206、光源208、レーザ210、および第2のカメラ212の各々と接触することを阻止可能な好適な透明保護カバー（図示せず）を含み得る。光学カメラ206に対するレーザ210と第2のカメラ212との間の距離は、固定される（すなわち、レーザ210および第2のカメラ212に対する光学カメラ206のオフセット）ので、光学カメラ206によって得られる画像は、以下にさらに詳細に説明されるであろうように、術前画像とより正確に一致させられることができる。第3の区画202cの遠位端内に配置される種々のセンサは、関連付けられたハードウェアおよび/もしくはソフトウェアを伴う別個かつ異なる構成要素であり得るか、またはIntel（登録商標）のRealSense™等の市販のプラットフォームの一部であり得ることが想定される。

【0036】

実施形態では、レーザ210は、第3の区画202cの外側表面上に配置され得る（図2A）。理解され得るように、第3の区画202cの外側表面上のレーザ210の場所は、三角測量を可能にし、レーザ210および第2のカメラ212は、第3の区画202cの中心線からある角度に方向付けられる（すなわち、レーザ210および第2のカメラ212は、第3の区画202cによって画定された縦軸に付随するある角度で配置される）。レーザダイオードの開口は、比較的に小さいので、シリコンもしくはHDMSOプラズマ堆積等の材料または周知のコーティングを用いて、疎水性特性を有するカバー（示されない）によって利益を受け得る。さらに、若干隆起した幾何学形状は、体液または流体路の近位に接続される内部流体路（示されない）からカバー上に吐出される洗浄剤を取り除く。

【0037】

動作時、最初に、患者「P」（図1）は、MRI、超音波、CT走査、陽電子放射断層撮影（PET）等の任意の好適な撮像デバイス（図示せず）を使用して撮像され、画像は、好適なコンピュータ（図示せず）に結合されるメモリ（図示せず）内に記憶される。メモリは、プロセッサ（図示せず）によって実行可能であり、例えば、固体、揮発性、不揮発性、取り外し可能、および非取り外し可能である、データおよび/またはソフトウェアを記憶するための任意の非一過性コンピュータ可読記憶媒体を含み得る。

【0038】

患者「P」が撮像された後、臨床医は、トロカール（図示せず）または他の好適なデバイスを使用して、患者「P」の胸部を貫く。内視鏡200の第3の区画202cは、トロカール内、その後、患者「P」の胸腔内を前進させられる（図1）。内視鏡200が、胸腔内をさらに前進させられるとき、臨床医は、ディスプレイ（図示せず）上の光学カメラによって得られる画像を観察し、内視鏡の第3の区画202cの遠位端が肺「L」に隣接すると、臨床医は、第2のおよび第3の区画202b、202cを肺「L」の表面に対して平行な向きに向けるために、第1の区画202aに対して第2の区画202bを操作する（図1）。平行な向きになると、臨床医は、第3の区画の遠位表面204が後方向に（

10

20

30

40

50

すなわち、肺「L」の表面に向かって)回転させられるように、第2の区画202bに対して第3の区画202cを操作する。第3の区画202cは、遠位表面204が肺「L」の表面に面するように、第3の区画202cが肺「L」の表面に付随する位置(すなわち、第2の区画202bに対して0~90度)に回転させられる。

【0039】

肺「L」の表面に面する(すなわち、肺表面に一致する)と、レーザ210は、IR光を放出し、それは、肺「L」の表面から反射され、第2のカメラ212によって検出される。内視鏡は、尾方、頭方、または側方方向、もしくはそれらの組み合わせにおいて、肺「L」の表面の上を前進させられる。第2のカメラ212によって得られるデータは、コンピュータ(図示せず)によって処理され、スティッチング等の任意の好適な手段を使用して、肺「L」の表面の3次元(3D)マップを生成する。したがって、臨床医は、可能な限り完全なマップを得るために、内視鏡200を肺「L」の表面全体の上を前進させる。

10

【0040】

光源208および光学カメラ206は、レーザ210および第2のカメラ212と同時に動作させられ、臨床医が、光学カメラ206から受信された画像を以前に取得されたMRI(または前述で識別された他のモダリティ)画像と相関させることを可能にする。光学カメラ206によって得られる画像と以前に取得されたMRI画像との間の相関は、臨床医およびコンピュータが、肺「L」の表面をより正確にマップすることを可能にする。理解され得るように、相関の正確度は、前述の追跡ソフトウェア等、内視鏡200の遠位先端を追跡するための追跡ソフトウェアを使用して、さらに改善され得る。

20

【0041】

ここで図3を参照すると、本開示に従って提供される表面走査能力を有する内視鏡の別の実施形態が、図示され、概して、参照番号300によって識別される。内視鏡300は、前述の内視鏡200と実質的に類似し、したがって、その間の差異のみが、簡略化目的のために説明されるであろう。細長い本体302の第3の区画302cの遠位端は、第1の接近位置と第2の開放位置との間で駆動可能な対の関節運動ジョー304aおよび304bを含む。第1の接近位置に配置されている場合、ジョー304a、304bの外径は、第3の区画302cと実質的に類似し、それによって、小型外形を維持し、胸腔内をより容易に通過し、要求される切開のサイズを最小化する。対の関節運動ジョー304a、304bは、臨床医が対のジョー304a、304bを第1の接近位置から第2の開放位置に選択的に操作し得るように、臨床医によって動作可能な作動デバイス(図示せず)と機械的に連通する。

30

【0042】

各ジョー304aおよび304bは、それぞれ、内側表面304a1と、304b1とを含む。ジョー304aの内側表面304a1は、その上に配置される光学カメラ306と光源308とを含み、ジョー304bの内側表面304b1は、レーザ310と、第2のカメラ312とを含む。光学カメラ306、光源308、レーザ310、およびIRカメラ312の各々は、内視鏡200の光学カメラ206、光源208、レーザ210、および第2のカメラ212のものと同じであり、したがって、ここでは詳細に説明されないであろう。理解され得るように、光学カメラ306、光源308、レーザ310、および第2のカメラ312の配置は、反転され得る。光学カメラ306、光源308、レーザ310、および第2のカメラ312は、内視鏡200に関して上で述べたものに類似する、各内側表面304a1および304b1上に配置される透明保護カバー(図示せず)によって保護される。

40

【0043】

実施形態では、細長い本体202は、その中に配置され、対のジョー304a、304bで終端する流体管を含み得る。流体管は、清浄溶液または他の好適な流体が、対のジョー304a、304bの内側表面304a1、304b1上に吐出され、汚物または血液を内側表面304a1、304b1から洗浄および清浄し得るように、流体リザーバおよ

50

び好適なポンプと流体連通する。同様に、レーザ 210 も、ヒンジ付き表面またはジョー上にあり、清浄溶液をレーザ放出面上に吐出するための流体管に隣接し得る。

【0044】

動作時、内視鏡 300 は、内視鏡 200 と同様の様式で使用されるが、第 3 の区画 302c が胸腔内で前進させられると、臨床医は、対のジョー 304a、304b が第 1 の接近位置から第 2 の開放位置に回転させられるように、対のジョー 304a、304b を操作する。そして、内視鏡 200 に関して上で述べた手技が、辿られ得る。

【0045】

図 4 を参照すると、本開示に従って提供される表面走査能力を有する内視鏡のさらに別の実施形態が、図示され、概して、参照番号 400 によって識別される。内視鏡 400 は、前述の内視鏡 200 と実質的に類似し、したがって、その間の差異のみが、簡略化目的のために説明されるであろう。細長い本体の第 2 の区画 402b は、カバー 414 を含み、カバー 414 は、第 3 の区画 402c がその中に配置される第 1 の延長位置から、第 3 の区画 402c が露出される（すなわち、もはやカバー 414 によって遮蔽されない）第 2 の後退位置にスライド可能に細長い本体に固定される。カバー 414 は、臨床医がカバーを第 1 の延長位置から第 2 の後退位置に選択的に操作し得るように、好適なアクチュエータと機械的に連通する。第 3 の区画 402c は、カバー 414 に対して臨床医によって独立して作動可能であり得るか、または第 3 の区画 402c は、カバー 414 と機械的に連通し得る。この方法では、第 3 の区画 402c は、ワイヤ、ロッド等の任意の好適な手段によって、カバー 414 に結合され得、それによって、カバーが第 1 の延長位置に配置されている場合、カバー 414 は、第 3 の区画 402c が第 2 の区画 402b 内で軸方向に整列させられた第 1 の位置に第 3 の区画 402c が配置されるようにし、カバー 414 が第 2 の後退位置に配置されている場合、カバー 414 は、第 3 の区画 402c が第 2 の区画 402b に付随する第 2 の位置に第 3 の区画 402c が回転するようにする。

【0046】

実施形態では、付勢要素（図示せず）が、第 3 の区画 402c と第 2 の区画 402b との間に挿入され、第 3 の区画 402c を第 2 の関節運動位置に付勢し得る。この方法では、カバー 414 が第 1 の延長位置に配置されていると、第 3 の区画 402c は、カバー 414 内に完全に受け取られ、関節運動することを阻止される（すなわち、第 2 の区画と軸方向に整列させられる）。カバー 414 が第 2 の後退位置に配置されていると、付勢要素は、第 3 の区画 402c を第 2 の関節運動位置に付勢する（すなわち、第 2 の区画 402b と付随する角度まで回転させられる）。理解され得るように、付勢要素は、引っ張りまたは圧縮で配置され得、コイルばね、板ばね等の当技術分野において公知の任意の付勢要素であり得る。

【0047】

第 3 の区画は、その上に光学カメラ 406、光源 408、レーザ 410、および第 2 のカメラ 412 が配置される外側表面 404 を含む。光学カメラ 406、光源 408、レーザ 410、および第 2 のカメラ 412 の各々は、内視鏡 200 の光学カメラ 206、光源 208、レーザ 210、および第 2 のカメラ 212 のものと同じであり、したがって、ここでは詳細に説明されないであろう。理解され得るように、光学カメラ 406、光源 408、レーザ 410、および第 2 のカメラ 412 は、任意の位置、順序、または向きで配置され得る。内視鏡 400 は、流体管が流体を吐出し得るように、内視鏡 300 に関して説明されるような流体管（図示せず）を含み得ることが想定される。

【0048】

動作時、内視鏡 400 は、内視鏡 200 と同様の様式で使用されるが、第 3 の区画 302c が胸腔内を前進させられると、臨床医は、カバー 414 を第 1 の延長位置から第 2 の後退位置に操作し、第 3 の区画 402c の外側表面 404 を露出させる。カバー 414 の後退は、第 3 の区画 402c を第 2 の関節運動位置に回転させ、その時点で、内視鏡 200 に関して上で述べた手技が、辿られ得る。

【0049】

10

20

30

40

50

ここで図5-7に目を向けると、本開示に従って提供される表面走査能力を有する内視鏡の別の実施形態が、図示され、概して、参照番号500によって識別される。内視鏡500は、前述の内視鏡200と実質的に類似し、したがって、その間の差異のみが、簡略化目的のために説明されるであろう。内視鏡500の遠位部分500aは、投影アセンブリ502と、その中に配置されるカメラ504とを含む。理解され得るように、内視鏡500の遠位部分500aは、内視鏡200に関して詳細に前述された第3の区画202cに類似し得る。

【0050】

投影アセンブリ502は、デジタル光処理(DLP)投影システムであり、DLPチップ502aと、光源502bと、1つ以上のミラー502cと、第1のレンズ502dと、第2のレンズ502eとを含むが、投影アセンブリ502は、DLP画像を投影可能な任意の好適な構成要素を含み得ることが想定される。実施形態では、DLP投影システムは、単一チップまたは3チップシステムであり得、一非限定的実施形態では、ピコカテゴリ(極小)から選択され得る。光源502bは、LED、レーザ、ハロゲン等のDLP画像を投影可能な任意の好適な光源であり得る。

10

【0051】

図7に最良に図示されるように、光源502bは、光を第1のレンズ502dに向かって放出する。第1のレンズ502dは、光源502bと整列させられ、光源502bから放出される光をコリメートする(すなわち、発散/収束光を互いに平行であり、かつレンズに対して垂直に整列させる)ように構成される。第1のレンズ502dは、平面表面と反対側の凸面表面(すなわち、平凸面)を有するコリメートレンズであり得るが、任意の好適な配列が、想定される。ミラー502cは、投影アセンブリ502内に配置され、光源502bおよび第1のレンズ502dに対して鋭角で向けられる。理解され得るように、ミラー502cが光源502bおよび第1のレンズ502dに対して向けられる角度は、投影アセンブリ502内のDLPチップ502a、光源502b、および第1のレンズ502dの場所に応じて、調節され得る。

20

【0052】

ミラー502cは、第1のレンズ502dから出射するコリメートされた光をDLPチップ502aに向かって反射する。DLPチップ502aは、ミラー502cによって反射された光を処理し、光を第2のレンズ502eに向かって、かつそれを通して反射する。概して、平凹面レンズであるように図示されるが、第2のレンズ502eは、光を任意の好適なパターンで集中させること、および/または方向を変換することが可能な任意の好適なレンズであり得ることが想定される。理解され得るように、第2のレンズ502eの外形は、行われている手技の必要性に基づいて選択され得る。図7に最良に図示されるように、第2のレンズ502eは、細長い本体202によって画定された縦軸に対して略垂直な角度でDLPチップ502aによって生成される画像パターンを投影するが、任意の好適な配向が利用され得ることが想定される。

30

【0053】

DLPチップ502aは、カスタマイズ可能な構造化された光パターン506を患者の生体構造上に投影するように構成される(図5)。構造化された光パターン506は、大視野もしくは小視野、狭視野等にわたって投影する等、走査されている患者の具体的生体構造に合わせられ得ることが想定される。理解され得るように、DLPチップ502aは、患者の生体構造上に投影され得る、多数の形状、強度、対象エリア等を有する多数の画像を生成可能である。一非限定的実施形態では、DLPチップ502aは、走査されている患者の生体構造の一部の全体的形状(例えば、卵形、円形、不規則形等)に一致する構造化された光パターン506を投影し得る。

40

【0054】

カメラ504は、DLPチップ502aによって投影された構造化された光パターン506が正確に識別され得るように、第2のレンズ502eから既知の角度および距離で内視鏡500の遠位端部分500a内に配置される。第2のレンズ502eに対するカメラ

50

504の既知の距離および角度は、好適な数学的関係（三角関数または他の好適な対数等）とともに、コンピュータ（図示せず）に結合されるメモリ（図示せず）に入力され、その中に記憶される。第2のレンズ502eに対するカメラ504の既知の距離および角度は、DLPチップ502aによって投影されている既知の構造化された光パターン506とともに、数学的関係に入れられる。これらの数学的関係を使用して、画像の各部分の精密な深度および場所が、計算されることができ、患者の生体構造のトポグラフィが、一度に複数の場所（単点またはより狭い視野においてではなく、大視野またはエリアを対象とし得る）において決定される。

【0055】

DLPチップ502aによって投影された構造化された光パターン506は、光源502b（第1のレンズ502d、ミラー502c等）から放出される光の経路内の第2のレンズ502eまたは任意の他の光学デバイスから生じる光学収差または歪を補正するために、変更またはカスタマイズされ得ることが想定される。この方法では、DLPチップ502aは、投影アセンブリ502内の光学デバイス（例えば、第1のレンズ502d、ミラー502c、および第2のレンズ502e）を通して測定された歪曲を補償するために、事前に歪まされた画像を投影し得ることが想定される。

10

【0056】

理解され得るように、投影アセンブリ502およびカメラ504は、内視鏡500に関連付けられたコンピュータ、プロセッサ、およびメモリ（図示せず）に電気的に結合され得る。この方法では、臨床医は、任意の好適なユーザ入力デバイス（すなわち、タッチスクリーン、マウス、キーボード、等）を使用して、コマンドを入力するか、またはDLPチップ502aによって投影された構造化された光パターン506を制御し得ることが想定される。

20

【0057】

図8に図示されるように、実施形態では、投影アセンブリ502は、内視鏡500の遠位端部分500aから遠隔に配置され得る。この方法では、投影アセンブリ502は、患者の外部に配置され、投影アセンブリ502によって投影された構造化された光パターン506は、DLPチップ502aまたはDLPチップ502aの出力に関連付けられた任意の好適なレンズ（図示せず）に結合される光ファイバケーブル等、光導波路508を通して伝送される。光導波路は、一般に公知のように、実質的に中空部材の長さに沿って画定された屈曲点に配置されるミラーを伴って、実質的に中空部材から形成され得ることが想定される。代替として、光導波路は、要求される構造化された光の波長に応じて、固体可撓性ファイバまたは中空可撓性ファイバとして形成され得ることが想定される。概して、光導波路ケーブルと称されるが、光または光学情報を伝送する任意の好適な手段が、行われている手技の必要性に応じて利用され得ることが想定される。

30

【0058】

光導波路508は、細長い部材202の縦軸に対してある角度に向けられている、第2のレンズ502eで終端する。概して、縦軸に対して45度の角度を画定するように示されるが、第2のレンズ502eは、縦軸に対して任意の好適な角度で向けられ得ることが想定される。カメラ504は、内視鏡500の遠位部分上に配置され、縦軸と平行に向けられる。この方法では、カメラ504は、反射された構造化された光パターン506を途中で捕まえる位置および捕捉する位置にある。カメラは、ファスナー、接着剤、オーバーモルディング等の任意の好適な手段を使用して、細長い本体202内に配置され得るか、または細長い本体202の外部部分上に配置され得ることが想定される。

40

【0059】

理解され得るように、投影アセンブリ502を患者の外部に位置させることによって、内視鏡500は、サイズにおいて比較的に低減され得る。加えて、DLPチップ502aのサイズは、内視鏡500のサイズによって制約されない。したがって、任意の好適なDLPプロジェクタが、最小化を懸念せずに、任意の好適な光源502bとともに利用され得る。理解され得るように、内視鏡500の清浄も同様に、内視鏡500に加え、DLP

50

投影システム全体ではなく、内視鏡 5 0 0 のみが清浄を要求するので、簡略化される。

【 0 0 6 0 】

図 9 を参照すると、カメラ 5 0 4 は、本明細書に前述されるように、内視鏡 5 0 0 に結合されるのではなく、内視鏡 5 0 0 と別個かつ異なる第 2 の内視鏡 5 1 0 に結合され得ることが想定される。カメラ 5 0 4 は、第 2 の内視鏡 5 1 0 の遠位端部分 5 1 0 a 内に配置され得るか、または一非限定的実施形態では、投影アセンブリ 5 0 2 に関して上で述べたものと同様の様式で患者の外部に配置され得ることが想定される。

【 0 0 6 1 】

第 2 の内視鏡 5 1 0 は、内視鏡 5 0 0 に類似し、投影アセンブリ 5 0 2 から光または光学を伝送する光導波路 5 1 0 a または他の類似手段を含む。光導波路 5 1 0 a は、カメラ 5 0 4 の焦点を合わせることが可能なレンズ 5 1 0 b で終端する。レンズ 5 1 0 b は、カメラ 5 0 4 の焦点を合わせるように構成され得る、または実施形態では、レンズ 5 1 0 b は、固定され得ることが想定される。概して、内視鏡 5 1 0 によって画定された縦軸「X」に対してある角度で向けられて図示されるが、レンズ 5 1 0 b は、行われている手技の必要性に応じて、縦軸「X」に対して任意の好適な角度で配置され得ることが想定される。概して、内視鏡 5 0 0 にしっかりと固定されるように図示されるが、第 2 の内視鏡は、内視鏡 5 0 0 に対して同一または異なる場所において、患者内を前進させられ得ることが想定される。この方法では、投影アセンブリ 5 0 2 およびカメラ 5 0 2 は、同一または異なる視野を有し得る。加えて、カメラ 5 0 2 を患者の外部に配置することによって、第 2 の内視鏡 5 1 0 は、サイズが比較的縮小され得る。さらに、カメラ 5 0 4 のタイプおよびサイズは、第 2 の内視鏡 5 1 0 のサイズによって制約されない。加えて、第 2 の内視鏡 5 1 0 のみ、第 2 の内視鏡 5 1 0 に加え、カメラ電子機器ではなく、手技後に清浄される必要がある。

【 0 0 6 2 】

理解され得るように、レンズ 5 1 0 b が内視鏡 5 0 0 の第 2 のレンズ 5 0 2 e に対して位置する場所は、患者の生体構造のトポグラフィを正確に計算するために把握されなければならない。第 2 の内視鏡 5 1 0 が、内視鏡 5 0 0 にしっかりと固定される場合、第 2 のレンズ 5 0 2 e に対するレンズ 5 1 0 b の場所は、常時、把握される。しかしながら、第 2 の内視鏡 5 1 0 が、内視鏡 5 0 0 と別個の患者内で前進させられる場合、第 2 のレンズ 5 0 2 e に対するレンズ 5 1 0 b の場所は、決定されなければならない。電磁センサ、MRI、X 線透視法等の撮像モダリティ、RFID 等、レンズ 5 1 0 b および第 2 のレンズ 5 0 2 e の各々の場所を決定するための任意の好適な手段が、利用され得ることが想定される。

【 0 0 6 3 】

動作時、最初に、患者「P」（図 5）は、MRI、超音波、CT 走査、陽電子放射断層撮影（PET）等の任意の好適な撮像デバイス（図示せず）を使用して撮像され、画像は、コンピュータ（図示せず）に結合されるメモリ（図示せず）内に記憶される。患者「P」が撮像された後、臨床医は、トロカール（図示せず）または他の好適なデバイスを使用して、患者「P」の胸部を貫く。内視鏡 5 0 0 は、トロカール内、その後、患者「P」（図 5）の胸腔内で前進させられる。内視鏡 5 0 0 が胸腔内をさらに前進させられるとき、臨床医は、カメラ 5 0 4 によって得られる画像をディスプレイ（図示せず）上で観察し、内視鏡 5 0 0 の遠位端部分 5 0 0 a が肺「L」に隣接すると、臨床医は、内視鏡 5 0 0 を操作し、内視鏡 5 0 0 の遠位端部分 5 0 0 a を肺「L」の表面に対して平行な向きに向ける（図 5）。内視鏡 5 0 0 の遠位端部分 5 0 0 a が平行な向きになると、臨床医は、プロジェクタアセンブリ 5 0 2 をアクティブ化し、構造化された光パターン 5 0 6 を肺「L」の表面上に投影する。

【 0 0 6 4 】

構造化された光パターン 5 0 6 は、肺「L」の表面から反射され、カメラ 5 0 4 によって検出される。内視鏡 5 0 0 の遠位端部分 5 0 0 a は、尾方方向、頭方方向、側方方向、またはそれらの組み合わせにおいて、肺「L」の表面の上を前進する。第 2 のレンズ 5 0

10

20

30

40

50

2 e に対するカメラ 5 0 4 の既知の距離および角度ならびに投影アセンブリ 5 0 2 によって投影された既知の構造化された光パターン 5 0 6 等のカメラ 5 0 4 によって得られるデータは、コンピュータ（図示せず）によって処理され、スティッチング等の任意の好適な手段を使用して、肺「L」の表面の3次元（3D）マップを生成する。したがって、臨床医は、可能な限り肺「L」の表面の完全なマップを得るために、内視鏡 5 0 0 を肺「L」の全表面の上を前進させる。

【0065】

本明細書に説明される内視鏡等の外科手術器具はまた、ロボット外科手術システムと協働するように構成され得、これは、一般に、「遠隔外科手術」と称される。そのようなシステムは、種々のロボット要素を採用し、外科医を補助し、外科手術器具類の遠隔動作（または部分的遠隔動作）を可能にする。種々のロボットアーム、ギヤ、カム、プーリ、電気および機械的モータ等が、この目的のために採用され得、手術または治療の過程の間、外科医を補助するように、ロボット外科手術システムとともに設計され得る。そのようなロボットシステムは、遠隔操縦可能システム、自動フレキシブル外科手術システム、遠隔フレキシブル外科手術システム、遠隔関節運動外科手術システム、ワイヤレス外科手術システム、モジュール式または選択的に構成可能な遠隔で動作させられる外科手術システム等を含み得る。

10

【0066】

ロボット外科手術システムは、手術室に隣接するか、または遠隔場所に位置する1つ以上のコンソールとともに採用され得る。この事例では、外科医または看護師の1チームが、外科手術のために患者を準備し、ロボット外科手術システムを本明細書に開示される器具のうちの1つ以上のもので構成し得る一方、別の外科医（または外科医群）は、ロボット外科手術システムを介して、器具を遠隔で制御する。理解され得るように、高度な技術を持つ外科医は、その遠隔コンソールから離れずに、複数の場所における複数の動作を行い得、それは、患者または患者群に経済的に有利かつ有益であり得る。

20

【0067】

外科手術システムのロボットアームは、典型的には、コントローラによって、一対のマスタハンドルに結合される。ハンドルは、外科医によって移動させられ、本明細書に説明される実施形態のうちの1つ以上のものの使用を補完し得る任意のタイプの外科手術器具（例えば、エンドエフェクタ、把持装置、メス、剪刀、内視鏡等）の作業端の対応する移動をもたらすことができる。マスタハンドルの移動は、作業端が、外科医の操作を行う手によって行われる移動と異なる、それより小さいかまたはより大きい対応する移動を有するようにスケーリングされ得る。スケーリング係数またはギヤ比は、オペレータが外科手術器具の作業端の分解能を制御し得るよう調節可能であり得る。

30

【0068】

本明細書に説明される内視鏡は、ロボットシステムによって位置付けられ、内視鏡の精密な位置が、コンピュータに伝送され、走査される器官または手術野の3D画像を構築し得ることが想定される。ロボットシステムは、外科手術野を自律的に走査し、手術野の完全3Dモデルを構築し、外科医が、ロボットアームを方向付けることを補助する、またはロボットシステムが外科手術ステップを自律的に行うための必要3D情報を提供する能力を有する。内視鏡が、互いに独立したカメラと構造化された光源とを含む実施形態では、ロボットシステムは、カメラと構造化された光源とを別個に方向付け得る。ロボットシステムは、構造化された光およびカメラビュー内の点を三角測量し、手術野の3D表面を構築するために必要とされるそれぞれの内視鏡間の相対的座標を提供する。この方法では、ロボットシステムは、構造光源をカメラまたはカメラ内視鏡の視野上に自律的に位置付け可能であるという具体的利点を有する。

40

【0069】

マスタハンドルは、種々の組織パラメータまたは状態、（例えば、操作、切断、または別様に治療することに起因する組織抵抗、組織上への器具による圧力、組織温度、組織インピーダンス等）に関連するフィードバックを外科医に提供するために種々のセンサを含

50

み得る。理解され得るように、そのようなセンサは、外科医に、実際の動作状態をシミュレートする向上した触覚フィードバックを提供する。マスタハンドルはまた、繊細な組織操作または治療のための種々の異なるアクチュエータを含み、実際の動作状態を模倣する外科医の能力をさらに向上させ得る。

【0070】

図10を参照すると、医療ワークステーションが、概して、ワークステーション1000として示され、概して、複数のロボットアーム1002、1003と、制御デバイス1004と、制御デバイス1004と結合されるオペレーティングコンソール1005とを含み得る。オペレーティングコンソール1005は、特に、3次元画像を表示するように設定され得る、ディスプレイデバイス1006と、人(図示せず)、例えば、外科医が、ロボットアーム1002、1003を第1のオペレーティングモードで遠隔操作することが可能であり得る手動入力デバイス1007、1008とを含み得る。

10

【0071】

ロボットアーム1002、1003の各々は、以下により詳細に説明されるように、本明細書に開示されるいくつかの実施形態のいずれか1つに従って、継手を通して接続される複数の部材と、取り付けデバイス1009、1011とを含み得、例えば、エンドエフェクタ1100を支持する外科手術ツール「ST」が、取り付けデバイス1009、1011に取り付けられ得る。

【0072】

ロボットアーム1002、1003は、制御デバイス1004に接続される電気駆動部(図示せず)によって駆動され得る。制御デバイス1004(例えば、コンピュータ)は、ロボットアーム1002、1003、その取り付けデバイス1009、1011、したがって、外科手術ツール(エンドエフェクタ1100を含む)が、手動入力デバイス1007、1008を用いて画定された移動に従って、所望の移動を実行するように、特に、コンピュータプログラムを用いて、駆動部をアクティブ化するように設定され得る。制御デバイス1004はまた、ロボットアーム1002、1003および/または駆動部の移動を調整するように設定され得る。

20

【0073】

医療ワークステーション1000は、エンドエフェクタ1100を用いて低侵襲性様式で治療されるべき、患者台1012に横たわる患者1013上での使用のために構成され得る。医療ワークステーション1000はまた、3つ以上のロボットアーム1002、1003、追加のロボットアームを含み得、追加のロボットアームは、同様に、制御デバイス1004に接続され、オペレーティングコンソール1005を用いて遠隔操作可能である。医療器具または外科手術ツール(エンドエフェクタ1100を含む)はまた、追加のロボットアームに取り付けられ得る。医療ワークステーション1000は、例えば、患者/生物1013からの術前データおよび/または解剖図が記憶され、特に、制御デバイス1004に結合されるデータベース1014を含み得る。

30

【0074】

例示的ロボット外科手術システムの構造および動作のより詳細な議論については、Thomas Nef et al.の「Medical Workstation」と題された米国特許第8,828,023号(その内容は、参照することによって本明細書に組み込まれる)を参照されたい。

40

【0075】

本開示のいくつかの実施形態が、図面に示されたが、本開示は、それらに限定されるように意図されず、本開示は、当該技術分野が許容するであろう広範囲であって、明細書も同様に読まれることが意図される。したがって、前述の説明は、限定とではなく、単に、特定の実施形態の例示として解釈されるべきである。

【0076】

本明細書の上記で使用されるように、用語「臨床医」は、医師、看護師、または任意の他の医療提供者を指し、支援人員を含み得る。本説明全体を通して、用語「近位」は、臨

50

床医により近いデバイスまたはその構成要素の部分を指し、用語「遠位」は、臨床医からより遠いデバイスまたはその構成要素の部分を指す。さらに、用語「尾方」は、患者の脚部に向かう方向を指し、用語「頭方」は、患者の頭部に向かう方向を指す。加えて、図面および上記の説明では、正面、背面、上側、下側、上部、底部、および類似指向性用語等の用語は、単に、説明の便宜上使用され、本開示を限定することを意図しない。前述の説明では、周知の機能または構造は、本開示を不必要に詳細に曖昧にすることを回避するために、詳細に説明されない。

【 図 1 】

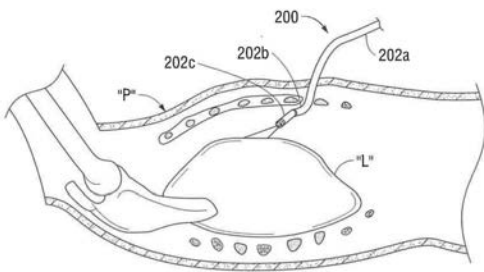


FIG. 1

【 図 2 A 】

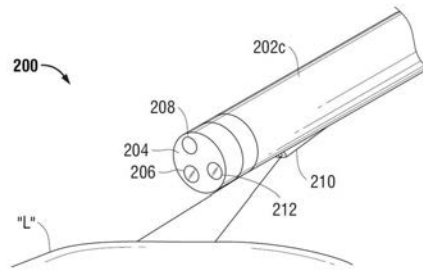


FIG. 2A

【 図 2 】

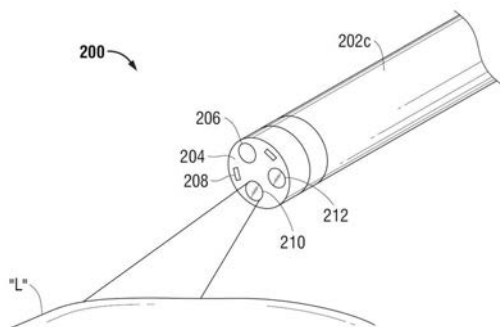


FIG. 2

【 図 3 】

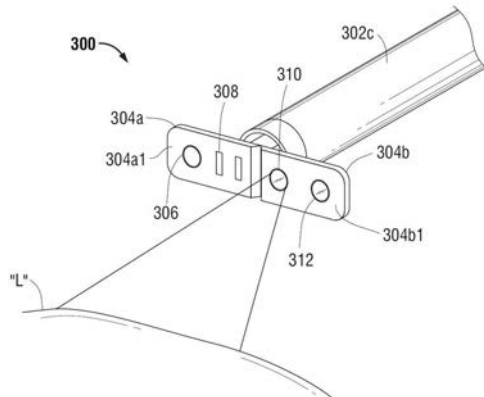


FIG. 3

【 図 4 】

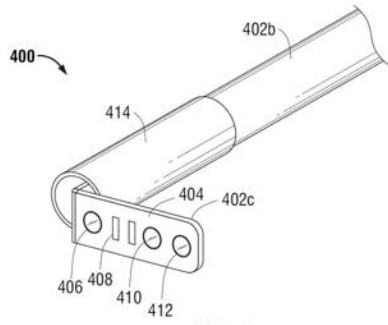


FIG. 4

【 図 5 】

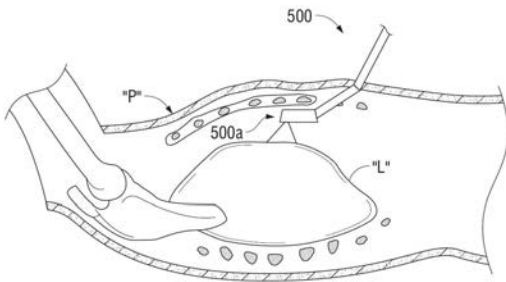


FIG. 5

【 図 6 】

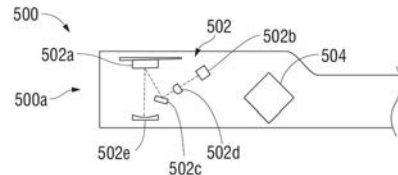


FIG. 6

【 図 7 】

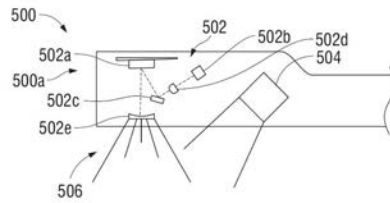


FIG. 7

【 図 8 】

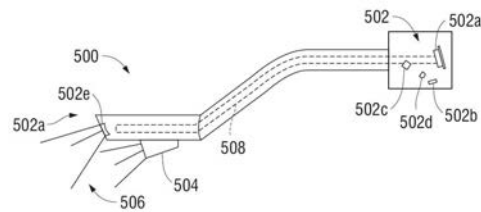


FIG. 8

【 図 9 】

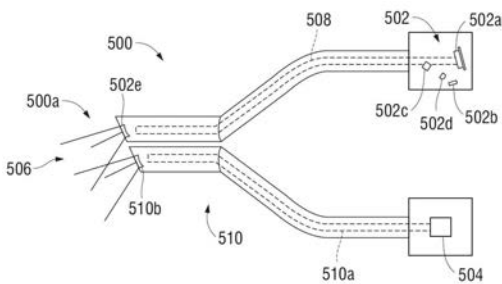


FIG. 9

【 図 10 】

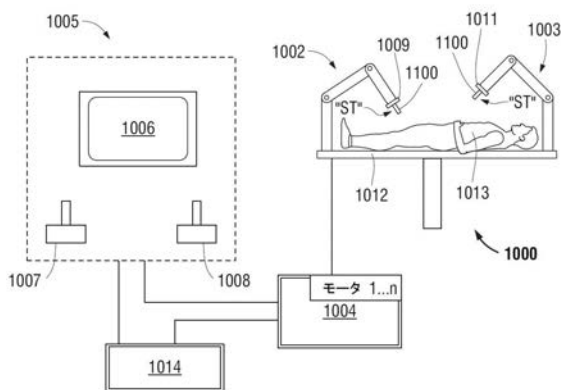


FIG. 10

 フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
	A 6 1 B 1/313	
	A 6 1 B 1/06	5 3 1
	A 6 1 B 1/00	6 5 5
	G 0 2 B 23/24	A

(72)発明者 ウィリアム シー . ハーディング
 アメリカ合衆国 アリゾナ 8 5 2 4 8 , チャンドラー , ウェスト エボニー ウェイ 7
 4 1

(72)発明者 パトリック ジェイ . ディグマン
 アメリカ合衆国 コロラド 8 0 0 2 7 , ルイスビル , ウェスト ストリート 5 9 1

Fターム(参考) 2H040 CA03 CA12 GA02
 4C160 NN02
 4C161 AA26 CC06 DD02 FF40 GG13 GG27 HH52 HH53 HH55 JJ09
 LL02 LL08 QQ02 QQ03 QQ06 QQ07 QQ09 RR17

【外国語明細書】

2017185225000001.pdf

专利名称(译)	用于表面扫描的胸腔镜		
公开(公告)号	JP2017185225A	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	JP2017068088	申请日	2017-03-30
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
[标]发明人	ジョーディーサーター ウィリアムシーハーディング パトリックジェイディグマン		
发明人	ジョーディー. サーター ウィリアム シー. ハーディング パトリック ジェイ. ディグマン		
IPC分类号	A61B1/00 A61B17/94 A61B1/313 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/313 A61B5/0075 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00096 A61B1/00172 A61B1/00193 A61B1/008 A61B1/05 A61B1/0676 A61B1/0684 A61B5/0084 A61B5/061 A61B5/1076 A61B5/1079 A61B5/6885 A61B34/35 A61B2034/301 G02B23/2415 G02B23/2461 G02B23/2484 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.551 A61B17/94 A61B1/00.S A61B1/00.552 A61B1/00.620 A61B1/313 A61B1/06.531 A61B1/00.655 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA12 2H040/GA02 4C160/NN02 4C161/AA26 4C161/CC06 4C161/DD02 4C161/FF40 4C161/GG13 4C161/GG27 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/HH55 4C161/JJ09 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR17		
优先权	62/315773 2016-03-31 US 15/468981 2017-03-24 US		
其他公开文献	JP6534693B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于表面扫描的胸部内窥镜。本公开涉及包括内窥镜200，照相机206,212，光源208和结构化光模式源210的外科设备。内窥镜包括具有相对于彼此可操作的多个隔室的细长主体。照相机，光源和结构化光源模式源协作确定患者中表面L的形貌。在一个方面，结构化光图案源可以是结构化光扫描激光器。在一个方面，结构化光扫描激光器可以是具有准直光的LED激光器。The

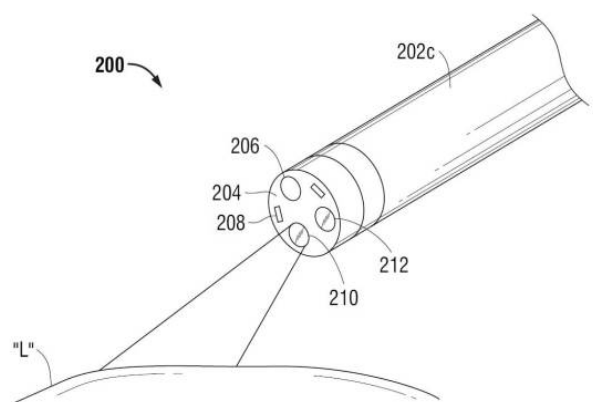


FIG. 2