

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7604498号
(P7604498)

(45)発行日 令和6年12月23日(2024.12.23)

(24)登録日 令和6年12月13日(2024.12.13)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 34/10 (2016.01)

A 6 1 B 34/20 (2016.01)

A 6 1 B 17/068 (2006.01)

A 6 1 B 34/10

A 6 1 B 34/20

A 6 1 B 17/068

請求項の数 7 (全99頁)

(21)出願番号	特願2022-540478(P2022-540478)	(73)特許権者	506157570
(86)(22)出願日	令和2年10月28日(2020.10.28)		シラグ・ゲーエムベーハー・インターナ
(65)公表番号	特表2023-508565(P2023-508565		ショナル
	A)		C i l a g G M B H I n t e r n a t
(43)公表日	令和5年3月2日(2023.3.2)		i o n a l
(86)国際出願番号	PCT/IB2020/060116		スイス国 6 3 0 0 ツーク グベルシュ
(87)国際公開番号	WO2021/137000		トラッセ 3 4
(87)国際公開日	令和3年7月8日(2021.7.8)	(74)代理人	100088605
審査請求日	令和5年9月26日(2023.9.26)		弁理士 加藤 公延
(31)優先権主張番号	16/729,751	(74)代理人	100130384
(32)優先日	令和1年12月30日(2019.12.30)		弁理士 大島 孝文
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)	(72)発明者	シェルトン・ザ・フォース・フレデリッ
			ク・イー
			アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ
			州、シンシナティ、クリーク・ロード
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 解剖学的臓器の三次元構造体を生成し、特定された解剖学的構造をこの構造体に結合するための手術システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科手術において使用するための手術システムにおいて、前記手術システムは、
少なくとも1つの撮像デバイスと、
制御回路であって、
前記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定し、
前記少なくとも1つの撮像デバイスからの可視化データに基づいて、前記解剖学的臓
器の少なくとも一部分の仮想三次元（3D）構造体を生成し、
前記少なくとも1つの撮像デバイスからの前記可視化データから、前記外科手術に関
連する解剖学的構造を特定し、
前記解剖学的構造を前記仮想3D構造体に結合し、
前記解剖学的構造に基づいて決定された推奨される治療経路である前記外科手術のレ
イアウト計画を前記仮想3D構造体上に重ね合わせる、
よう構成されている、制御回路と、
を含み、
前記解剖学的構造を特定することは、前記解剖学的臓器内の組織種類を区別することを
含む、
手術システム。

【請求項 2】

前記可視化データは、前記撮像デバイスが前記標的の位置までの距離を決定するための

パターン又はラインのアレイである構造化光データ、及び前記解剖学的臓器から反射されたスペクトル波形に基づくデータのうちの少なくとも1つを含む、請求項1に記載の手術システム。

【請求項3】

前記レイアウト計画は、前記解剖学的構造に基づいて決定される、前記解剖学的臓器の一部分を除去するための手術切除経路の開始位置を含む、請求項1に記載の手術システム。

【請求項4】

前記レイアウト計画は、前記解剖学的臓器の一部分を除去するための手術切除経路を含み、前記手術切除経路は、前記解剖学的構造に基づいて決定される、請求項1に記載の手術システム。

10

【請求項5】

前記制御回路は、前記手術切除経路に基づいて除去される前記解剖学的臓器の体積を予測するように構成されている、請求項4に記載の手術システム。

【請求項6】

前記外科手術の種類、前記解剖学的臓器の種類、及び前記解剖学的構造のうちの少なくとも1つを特定することは、記憶されたデータに基づく、請求項1に記載の手術システム。

【請求項7】

前記記憶されたデータは、患者のスキャン及び臨床データである術前データ、及びユーザに対して実行された前記外科手術と類似する外科手術からのデータのうちの少なくとも1つを含む、請求項6に記載の手術システム。

20

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

手術システムは、臨床医（単数又は複数）が、例えば、モニタなどの1つ以上のディスプレイ上で、手術部位及び／又はその1つ以上の部分を見ることを可能にできる撮像システムを組み込んでいることが多い。ディスプレイ（単数又は複数）は、手術現場（surgical theater）に局所的であっても、かつ／又は、遠隔であってもよい。撮像システムは、手術部位見て、かつ臨床医が見ることができるディスプレイにビューを送信する、カメラを備えたスコープを含むことができる。スコープとしては、関節鏡、血管鏡、気管支鏡、胆道鏡、結腸鏡、膀胱鏡、食道胃十二指腸鏡、腸鏡、食道十二指腸鏡（胃カメラ）、内視鏡、喉頭鏡、鼻咽喉 - 腎盂鏡、S状結腸鏡、胸腔鏡、尿管鏡、及び外視鏡が挙げられるが、これらに限定されない。撮像システムは、臨床医（単数又は複数）を認識することができ、かつ／又は臨床医に伝達することができる情報によって制限される場合がある。例えば、三次元空間内の特定の隠れた構造、物理的輪郭、及び／又は寸法は、特定の撮像システムでは手術中に認識できないことがある。追加的に、特定の撮像システムは、手術中に特定の情報を臨床医（単数又は複数）に通信すること、及び／又は伝達することできない場合がある。

30

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0002】

1つの一般的態様では、外科手術において使用するための手術システムが開示されている。この手術システムは、少なくとも1つの撮像デバイスと、制御回路であって、上記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定し、上記少なくとも1つの撮像デバイスからの可視化データに基づいて、上記解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想三次元（3D）構造体を生成し、上記少なくとも1つの撮像デバイスからの上記可視化データから、上記外科手術に関連する解剖学的構造を特定し、上記解剖学的構造を仮想3D構造体に結合し、上記解剖学的構造に基づいて決定された上記外科手術のレイアウト計画を仮想3D構造体上に重ね合わせる、よう構成されている、制御回路と、を含む。

40

【0003】

別の一般的態様では、外科手術において手術器具と共に使用するための手術システムが

50

開示されている。この手術システムは、少なくとも1つの撮像デバイスと、上記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することと、上記少なくとも1つの撮像デバイスからの可視化データから、上記外科手術に関連する解剖学的構造を特定することと、上記手術器具によって解剖学的臓器の一部を除去するための手術切除経路を提案することと、を行うように構成されている、制御回路とを、含む。手術切除経路は、解剖学的構造に基づいて決定される。

【0004】

更に別の一般的態様では、外科手術において手術器具と共に使用するための手術システムが開示されている。この手術システムは、少なくとも1つの撮像デバイスと、制御回路であって、上記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することと、上記少なくとも1つの撮像デバイスからの可視化データから、上記外科手術に関連する解剖学的構造を特定することと、上記手術器具によって解剖学的臓器の一部を除去するための手術切除経路を提案することと、上記外科手術中、上記手術切除経路を変更することと、を行うように構成されている、制御回路とを、含む。手術切除経路は、解剖学的構造に基づいて決定される。

【図面の簡単な説明】

【0005】

様々な態様の新規特徴は、添付の「特許請求の範囲」に具体的に記載される。しかしながら、記載される態様は、編成と動作法の両方について、以下の記載を添付の図面と共に参照することにより、最も良く理解され得る。

【図1】本開示の少なくとも1つの態様に係る、撮像デバイスと手術デバイスとを含む手術可視化システムの概略図であり、この手術可視化システムは、組織表面の下方の重要構造を特定するように構成されている。

【図2】本開示の少なくとも1つの態様に係る、手術可視化システムの制御システムの概略図である。

【図2A】本開示の少なくとも1つの態様に係る、手術可視化システムの態様を制御するように構成されている制御回路を示す。

【図2B】本開示の少なくとも1つの態様に係る、手術可視化システムの態様を制御するように構成されている組み合わせ論理回路を示す。

【図2C】本開示の少なくとも1つの態様に係る、手術可視化システムの態様を制御するように構成されている順序論理回路を示す。

【図3】本開示の少なくとも1つの態様に係る、組織表面の下方の重要構造の深さ d_a を決定するための、図1の手術デバイス、撮像デバイス、及び重要構造間の三角測量を示す概略図である。

【図4】本開示の少なくとも1つの態様に係る、組織表面の下方の重要構造を特定するように構成された手術可視化システムの概略図であり、この手術可視化システムは、組織表面下の重要構造の深さ d_a を決定するパルス化光源を含む。

【図5】本開示の少なくとも1つの態様に係る、撮像デバイスと手術デバイスとを含む手術可視化システムの概略図であり、この手術可視化システムは、組織表面の下方の重要構造を特定するように構成されている。

【図6】本開示の少なくとも1つの態様に係る、三次元カメラを含む手術可視化システムの概略図であり、この手術可視化システムは、組織内に埋め込まれている重要構造を特定するように構成されている。

【図7A】本開示の少なくとも1つの態様に係る、図6の三次元カメラによって撮影された重要構造のビューであり、図7Aは、三次元カメラの左側レンズからのビューであり、図7Bは、三次元カメラの右側レンズからのビューである。

【図7B】本開示の少なくとも1つの態様に係る、図6の三次元カメラによって撮影された重要構造のビューであり、図7Aは、三次元カメラの左側レンズからのビューであり、図7Bは、三次元カメラの右側レンズからのビューである。

【図8】本開示の少なくとも1つの態様に係る、三次元カメラから重要構造までのカメラ

10

20

30

40

50

- 重要構造間距離 d_w を決定することができる、図 6 の手術可視化システムの概略図である。

【図 9】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、埋め込まれた重要構造の位置を決定するために 2 つのカメラを利用する手術可視化システムの概略図である。

【図 10 A】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、埋め込まれた重要構造の位置を決定するために、複数の既知の位置の間で軸方向に移動されるカメラを利用する手術可視化システムの概略図である。

【図 10 B】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、埋め込まれた重要構造の位置を決定するために、カメラが複数の既知の位置の間で軸方向に及び回転方向に移動される、図 10 A の手術可視化システムの概略図である。

10

【図 11】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術可視化システムの制御システムの概略図である。

【図 12】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術可視化システムの構造化光源の概略図である。

【図 13 A】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、様々な生体材料に関する吸収係数対波長のグラフを示す図である。

【図 13 B】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、スペクトル手術可視化システムによる解剖学的構造の可視化の概略図である。

【図 13 C】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、解剖学的構造を遮蔽物から差別化するための例示的なハイパースペクトル特定シグネチャを示す図であり、図 13 C は、尿管シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示であり、図 13 D は、動脈シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示であり、図 13 E は、神経シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示である。

20

【図 13 D】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、解剖学的構造を遮蔽物から差別化するための例示的なハイパースペクトル特定シグネチャを示す図であり、図 13 C は、尿管シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示であり、図 13 D は、動脈シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示であり、図 13 E は、神経シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示である。

【図 13 E】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、解剖学的構造を遮蔽物から差別化するための例示的なハイパースペクトル特定シグネチャを示す図であり、図 13 C は、尿管シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示であり、図 13 D は、動脈シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示であり、図 13 E は、神経シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示である。

30

【図 14】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、重要解剖学的構造までの距離を検知するように構成された近赤外線 (NIR) 飛行時間測定システムの概略図であり、この飛行時間測定システムは、共通デバイス上に配置された送信器 (エミッタ) 及び受信器 (センサ) を含む。

【図 15】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、図 17 A の NIR 飛行時間測定システムの放射された波、受信された波、及び放射された波と受信された波との間の遅延の概略図である。

【図 16】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、異なる構造までの距離を検知するように構成された NIR 飛行時間測定システムを示し、この飛行時間測定システムは、別個のデバイス上の送信器 (エミッタ) 及び受信器 (センサ) を含む。

40

【図 17】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、コンピュータ実装インタラクティブ手術システムのブロック図である。

【図 18】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術室内で外科手術を実行するために使用される手術システムの図である。

【図 19】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、コンピュータ実装インタラクティブ手術システムを示す。

【図 20】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、状況認識手術システムの図を示す。

【図 21】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、ハブの状況認識を図示するタイムラインを示す。

【図 22】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、可視化データと器具データとを関連さ

50

せるための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図である。

【図 2 3】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術器具の概略図である。

【図 2 4】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、複合データセットと、閉鎖力 (Force-to-Close、「F T C」) 及び発射力 (Force-to-Fire、「F T F」) の仮想ゲージを示すグラフの図である。

【図 2 5 A】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、外科手術の術野におけるエンドエフェクタのライブ映像を表示する可視化システムのスクリーンの標準ビューを示す。

【図 2 5 B】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、外科手術の術野におけるエンドエフェクタのライブ映像を表示する可視化システムのスクリーンの拡張ビューを示す。

【図 2 6】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、エンドエフェクタ構成要素の仮想表示の動きとエンドエフェクタ構成要素の実際の動きとを同期させるための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図である。

10

【図 2 7】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、体壁、及び体壁下方の腔にある解剖学的構造を示し、トロカールは体壁を通して腔内に侵入し、スクリーンは、解剖学的構造からのトロカールの距離、トロカールを通して手術器具を提示することに関連するリスク、及びこれに関連する推定手術時間を表示する。

【図 2 8】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、構造化光プロジェクタからの構造化光に露光された胃の仮想三次元 (「3 D」) 構造体を示す。

【図 2 9】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、可視化データと器具データとを相関させるための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図であり、破線のボックスは、プロセスの代替的な実装形態を示している。

20

【図 3 0】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、構造化光プロジェクタからの構造化光に露光された胃の仮想 3 D 構造体を示す。

【図 3 1】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、解剖学的臓器の一部を除去するための切除経路を提案するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図であり、破線のボックスは、プロセスの代替的な実装形態を示している。

【図 3 2 A】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、外科手術の開始時における可視化システムのスクリーン上の術野のライブビューを示す。

【図 3 2 B】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、術野上に重ね合わせられた提案された手術切除経路について概説する、図 3 2 A の術野の一部分の拡大ビューである。

30

【図 3 2 C】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、外科手術の開始後 4 3 分における、図 3 2 B の術野のライブビューを示す。

【図 3 2 D】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、提案された手術切除経路の修正について概説する、図 3 2 C の術野の拡大ビューを示す。

【図 3 3】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術器具のパラメータを提案された手術切除経路上、又はその付近に提示するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図であり、破線のボックスは、プロセスの代替的な実装形態を示している。

【図 3 4】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、スリーブ状胃切除術を受ける患者の胃の仮想 3 D 構造体を示す。

【図 3 5】図 3 4 の胃の完了後の仮想切除を示す。

40

【図 3 6 A】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術用ステープリング器具の発射を示す。

【図 3 6 B】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術用ステープリング器具の発射を示す。

【図 3 6 C】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術用ステープリング器具の発射を示す。

【図 3 7】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術器具の発射速度を調節するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図である。

【図 3 8】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、提案された手術切除経路に沿った提案されたステープルカートリッジ配置のための制御プログラム又は論理構成を図示するプロ

50

セスの論理フロー図である。

【図 3 9】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、臓器の一部分の手術切除を提案するための制御プログラム又は論理構成を図示するプロセスの論理フロー図である。

【図 4 0】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、臓器の選択部分の除去から生じる臓器の容量減少を推定するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図である。

【図 4 1 A】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、外科手術中に切除すべき一部分を含む、構造化光に露光された患者の肺を示す。

【図 4 1 B】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、一部分の切除後の図 4 1 A の患者の肺を示す。

10

【図 4 1 C】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、肺の一部分の切除前及び切除後における、図 4 1 A 及び図 4 1 B の患者の肺の最大肺容量を測定するグラフを示す。

【図 4 2】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、肺の一部分を切除する前、直後、並びに切除 1 分後における、患者の肺の二酸化炭素分圧 (partial pressure of carbon dioxide、 PCO_2) を測定するグラフを示す。

【図 4 3】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、可視化データ及び非可視化データを使用して、組織異常を検出するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセスの論理フロー図である。

【図 4 4 A】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、第 1 状態における右肺を、撮像デバイスがその表面上に光パターンを照射している状態で示す。

20

【図 4 4 B】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、第 2 状態における図 4 4 の右肺を、撮像デバイスがその表面に光パターンを照射している状態で示す。

【図 4 4 C】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、図 4 4 A の右肺の頂部を示す。

【図 4 4 D】本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、図 4 4 B の右肺の頂部を示す。

【発明を実施するための形態】

【0006】

本願の出願人は、同時出願された以下の米国特許出願を所有しており、その各々は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

・「METHOD OF USING IMAGING DEVICES IN SURGERY」と題された、代理人整理番号第 END 9 2 2 8 USNP 1 / 1 9 0 5 8 0 - 1 M 号；

30

・「ADAPTIVE VISUALIZATION BY A SURGICAL SYSTEM」と題された、代理人整理番号第 END 9 2 2 7 USNP 1 / 1 9 0 5 7 9 - 1 号；

・「SURGICAL SYSTEM CONTROL BASED ON MULTIPLE SENSED PARAMETERS」と題された、代理人整理番号第 END 9 2 2 6 USNP 1 / 1 9 0 5 7 8 - 1 号；

・「ADAPTIVE SURGICAL SYSTEM CONTROL ACCORDING TO SURGICAL SMOKE PARTICLE CHARACTERISTICS」と題された、代理人整理番号第 END 9 2 2 5 USNP 1 / 1 9 0 5 7 7 - 1 号；

40

・「ADAPTIVE SURGICAL SYSTEM CONTROL ACCORDING TO SURGICAL SMOKE CLOUD CHARACTERISTICS」と題された、代理人整理番号第 END 9 2 2 4 USNP 1 / 1 9 0 5 7 6 - 1 号；

・「SURGICAL SYSTEMS CORRELATING VISUALIZATION DATA AND POWERED SURGICAL INSTRUMENT DATA」と題された、代理人整理番号第 END 9 2 2 3 USNP 1 / 1 9 0 5 7 5 - 1 号；

・「SURGICAL SYSTEM FOR OVERLAYING SURGICAL INSTRUMENT DATA ONTO A VIRTUAL THREE DIM

50

ENSIONAL CONSTRUCT OF AN ORGAN」と題された、代理人整理番号第END9221USNP1/190573-1号；

・「SURGICAL SYSTEMS FOR PROPOSING AND CORROBORATING ORGAN PORTION REMOVALS」と題された、代理人整理番号第END9220USNP1/190572-1号；

・「SYSTEM AND METHOD FOR DETERMINING, ADJUSTING, AND MANAGING RESECTION MARGIN ABOUT A SUBJECT TISSUE」と題された、代理人整理番号第END9219USNP1/190571-1号；

・「VISUALIZATION SYSTEMS USING STRUCTURED LIGHT」と題された、代理人整理番号第END9218USNP1/190570-1号；

・「DYNAMIC SURGICAL VISUALIZATION SYSTEMS」と題された、代理人整理番号第END9217USNP1/190569-1号；

・「ANALYZING SURGICAL TRENDS BY A SURGICAL SYSTEM」と題された、代理人整理番号第END9216USNP1/190568-1号。

【0007】

本願の出願人は、2019年3月15日に出願された以下の米国特許出願を所有し、その各々は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

・「INPUT CONTROLS FOR ROBOTIC SURGERY」と題された、米国特許出願第16/354,417号；

・「DUAL MODE CONTROLS FOR ROBOTIC SURGERY」と題された、米国特許出願第16/354,420号；

・「MOTION CAPTURE CONTROLS FOR ROBOTIC SURGERY」と題された、米国特許出願第16/354,422号；

・「ROBOTIC SURGICAL SYSTEMS WITH MECHANISMS FOR SCALING SURGICAL TOOL MOTION ACCORDING TO TISSUE PROXIMITY」と題された、米国特許出願第16/354,440号；

・「ROBOTIC SURGICAL SYSTEMS WITH MECHANISMS FOR SCALING CAMERA MAGNIFICATION ACCORDING TO PROXIMITY OF SURGICAL TOOL TO TISSUE」と題された、米国特許出願第16/354,444号；

・「ROBOTIC SURGICAL SYSTEMS WITH SELECTIVELY LOCKABLE END EFFECTORS」と題された、米国特許出願第16/354,454号；

・「SELECTABLE VARIABLE RESPONSE OF SHAFT MOTION OF SURGICAL ROBOTIC SYSTEMS」と題された、米国特許出願第16/354,461号；

・「SEGMENTED CONTROL INPUTS FOR SURGICAL ROBOTIC SYSTEMS」と題された、米国特許出願第16/354,470号；

・「ROBOTIC SURGICAL CONTROLS HAVING FEEDBACK CAPABILITIES」と題された、米国特許出願第16/354,474号；

・「ROBOTIC SURGICAL CONTROLS WITH FORCE FEEDBACK」と題された、米国特許出願第16/354,478号、及び

・「JAW COORDINATION OF ROBOTIC SURGICAL CONTROLS」と題された、米国特許出願第16/354,481号。

【0008】

本願の出願人は、2018年9月11日に出願された以下の米国特許出願をも所有しており、これらの各々の全内容は、参照により本明細書に組み込まれる。

・「SURGICAL VISUALIZATION PLATFORM」と題された、米国特許出願第16/128,179号；

・「CONTROLLING AN EMITTER ASSEMBLY PULSE SEQUENCE」と題された、米国特許出願第16/128,180号；

・「SINGULAR EMR SOURCE EMITTER ASSEMBLY」と題された、米国特許出願第16/128,198号；

・「COMBINATION EMITTER AND CAMERA ASSEMBLY」と題された、米国特許出願第16/128,207号；

10

・「SURGICAL VISUALIZATION WITH PROXIMITY TRACKING FEATURES」と題された、米国特許出願第16/128,176号；

・「SURGICAL VISUALIZATION OF MULTIPLE TARGETS」と題された、米国特許出願第16/128,187号；

・「VISUALIZATION OF SURGICAL DEVICES」と題された、米国特許出願第16/128,192号；

・「OPERATIVE COMMUNICATION OF LIGHT」と題された、米国特許出願第16/128,163号；

・「ROBOTIC LIGHT PROJECTION TOOLS」と題された、米国特許出願第16/128,197号；

20

・「SURGICAL VISUALIZATION FEEDBACK SYSTEM」と題された、米国特許出願第16/128,164号；

・「SURGICAL VISUALIZATION AND MONITORING」と題された、米国特許出願第16/128,193号；

・「INTEGRATION OF IMAGING DATA」と題された、米国特許出願第16/128,195号；

・「ROBOTICALLY - ASSISTED SURGICAL SUTURING SYSTEMS」と題された、米国特許出願第16/128,170号；

・「SAFETY LOGIC FOR SURGICAL SUTURING SYSTEMS」と題された、米国特許出願第16/128,183号；

30

・「ROBOTIC SYSTEM WITH SEPARATE PHOTOACOUSTIC RECEIVER」と題された、米国特許出願第16/128,172号；

・「FORCE SENSOR THROUGH STRUCTURED LIGHT DEFLECTION」と題された、米国特許出願第16/128,185号。

【0009】

本願の出願人は、2018年3月29日に出願された以下の米国特許出願をも所有しており、これらの各々の全内容は、参照により本明細書に組み込まれる。

・「DRIVE ARRANGEMENTS FOR ROBOT - ASSISTED SURGICAL PLATFORMS」と題された、米国特許出願第15/940,627号、現在、米国特許出願公開第2019/0201111号；

40

・「AUTOMATIC TOOL ADJUSTMENTS FOR ROBOT - ASSISTED SURGICAL PLATFORMS」と題された、米国特許出願第15/940,676号、現在、米国特許出願公開第2019/0201142号；

・「SENSING ARRANGEMENTS FOR ROBOT - ASSISTED SURGICAL PLATFORMS」と題された、米国特許出願第15/940,711号、現在、米国特許出願公開第2019/0201120号；

・「CHARACTERIZATION OF TISSUE IRREGULARITIES THROUGH THE USE OF MONO - CHROMATIC LIGHT REFRACTIVITY」と題された、米国特許出願第15/940,722号、

50

現在、米国特許出願公開第 2019/0200905 号。

【0010】

本出願の出願人は、2018年12月4日に出願された以下の米国特許出願を所有しており、これらの各開示は、それらの全体が参照により本明細書に組み込まれる。

・「METHOD OF HUB COMMUNICATION」と題された、米国特許出願第16/209,395号、現在、米国特許出願公開第2019/0201136号；

・「METHOD OF CLOUD BASED DATA ANALYTICS FOR USE WITH THE HUB」と題された、米国特許出願第16/209,403号、現在、米国特許出願公開第2019/0206569号；

・「METHOD OF ROBOTIC HUB COMMUNICATION, DETECTION, AND CONTROL」と題された、米国特許出願第16/209,407号、現在、米国特許出願公開第2019/0201137号；

・「METHOD OF HUB COMMUNICATION, PROCESSING, DISPLAY, AND CLOUD ANALYTICS」と題された、米国特許出願第16/209,416号、現在、米国特許出願公開第2019/0206562号；

・「METHOD OF COMPRESSING TISSUE WITHIN A STAPLING DEVICE AND SIMULTANEOUSLY DISPLAYING THE LOCATION OF THE TISSUE WITHIN THE JAWS」と題された、米国特許出願第16/209,423号、現在、米国特許出願公開第2019/0200981号；

・「METHOD OF USING REINFORCED FLEXIBLE CIRCUITS WITH MULTIPLE SENSORS TO OPTIMIZE PERFORMANCE OF RADIO FREQUENCY DEVICES」と題された、米国特許出願第16/209,427号、現在、米国特許出願公開第2019/0208641号；

・「METHOD OF SENSING PARTICULATE FROM SMOKE EVACUATED FROM A PATIENT, ADJUSTING THE PUMP SPEED BASED ON THE SENSED INFORMATION, AND COMMUNICATING THE FUNCTIONAL PARAMETERS OF THE SYSTEM TO THE HUB」と題された、米国特許出願第16/209,433号、現在、米国特許出願公開第2019/0201594号；

・「METHOD FOR SMOKE EVACUATION FOR SURGICAL HUB」と題された、米国特許出願第16/209,447号、現在、米国特許出願公開第2019/0201045号；

・「METHOD FOR CONTROLLING SMART ENERGY DEVICES」と題された、米国特許出願第16/209,453号、現在、米国特許出願公開第2019/0201046号；

・「METHOD FOR SMART ENERGY DEVICE INFRASTRUCTURE」と題された、米国特許出願第16/209,458号、現在、米国特許出願公開第2019/0201047号；

・「METHOD FOR ADAPTIVE CONTROL SCHEMES FOR SURGICAL NETWORK CONTROL AND INTERACTION」と題された、米国特許出願第16/209,465号、現在、米国特許出願公開第2019/0206563号；

・「METHOD FOR SITUATIONAL AWARENESS FOR SURGICAL NETWORK OR SURGICAL NETWORK CONNECTED DEVICE CAPABLE OF ADJUSTING FUNCTION BASED ON A SENSED SITUATION OR USAGE」と題された、米国特許出願第16/209,478号、現在、米国特許出願公開第2019/0104919号；

10

20

30

40

50

・「METHOD FOR FACILITY DATA COLLECTION AND INTERPRETATION」と題された、米国特許出願第16/209,490号、現在、米国特許出願公開第2019/0206564号；

・「METHOD FOR CIRCULAR STAPLER CONTROL ALGORITHM ADJUSTMENT BASED ON SITUATIONAL AWARENESS」と題された、米国特許出願第16/209,491号、現在、米国特許出願公開第2019/0200998号。

【0011】

手術用可視化プラットフォームの様々な態様を詳細に説明する前に、例示的な実施例は、適用又は使用において、添付の図面及び明細書で例示される部品の構造及び配置の詳細に限定されないことに留意されたい。例示的な実施例は、他の態様、変形形態、及び修正形態で実装されるか、又はそれらに組み込まれてもよく、様々な方法で実施又は実行されてもよい。更に、特に明記しない限り、本明細書で採用される用語及び表現は、読者の便宜のために例示的な実施例を説明する目的で選択されたものであり、それらを限定するためのものではない。更に、以下に記載される態様、態様の表現、及び／又は実施例のうち1つ以上を、以下に記述される他の態様、態様の表現、及び／又は実施例のうち任意の1つ以上と組み合わせることができるものと理解されたい。

10

【0012】

手術可視化システム

本開示は、患者の解剖学的構造及び／又は外科手術に関する追加の情報を取得するために「デジタル手術」を活用する手術用可視化プラットフォームを対象とする。手術用可視化プラットフォームは、データ及び／又は情報を、有用な様式で1人以上の臨床医に伝達するように更に構成されている。例えば、本開示の様々な態様は、患者の解剖学的構造及び／又は外科手術の改善された可視化を提供する。

20

【0013】

「デジタル手術」は、ロボットシステム、先進撮像、先進器具、人工知能、機械学習、性能追跡及びベンチマーキングのためのデータ分析、手術室（OR）の内外両方での接続性などを包含し得る。本明細書に記載される様々な手術用可視化プラットフォームは、ロボット手術システムと組み合わせて使用することができるが、手術用可視化プラットフォームは、ロボット手術システムと共に使用することに限定されない。特定の例では、ロボットなしで、並びに／あるいは、ロボット支援が制限されている、及び／又は任意である状態で、高度な手術可視化を実施することができる。同様に、ロボットなしで、並びに／あるいは、ロボット支援が制限されている、及び／又は任意である状態で、デジタル手術を実施することができる。

30

【0014】

特定の例では、手術用可視化プラットフォームを組み込む手術システムは、重要構造を特定し、それらを回避するためのスマート切開を可能にし得る。重要構造としては、解剖学的構造、例えば他の解剖学的構造の中でもとりわけ、尿管、上腸間膜動脈などの動脈、門脈などの静脈、横隔神経などの神経、及び／又は腫瘍が挙げられる。他の例では、重要構造は、解剖学的領域における異物構造、例えば、手術デバイス、手術用締結具、クリップ、留め金、ブジー、バンド、及び／又はプレートなどであり得る。重要構造は、患者ごと及び／又は処置ごとに決定される場合がある。例示的な重要構造は、本明細書で更に説明される。スマート切開術は、切開のために改善された術中ガイダンスを提供することができ、及び／又は、例えば、重要な解剖学的構造の検出及び回避技術によってよりスマートな判断を可能にすることができる。

40

【0015】

手術用可視化プラットフォームを組み込んだ手術システムはまた、改善されたワークフローによって最適な位置（単数又は複数）でより一貫した吻合を提供するスマート吻合術を可能にし得る。癌局在化法もまた、本明細書で記載される様々な手術用可視化プラットフォーム及び処置によって改善され得る。例えば、癌局在化法は、癌の位置、向き、及び

50

そのマージンを特定し、追跡することができる。特定の例では、癌局在化法は、外科手術中に器具、患者、及び／又は患者の解剖学的構造の動きを補償し、臨床医を対象の点に戻す誘導を提供することができる。

【 0 0 1 6 】

本開示の特定の態様では、手術用可視化プラットフォームは、改善された組織特性評価、並びに／又はリンパ節診断及びマッピングを提供し得る。例えば、組織特性評価技術は、特に切開時、及び／又は組織内のステープリングデバイスの配置時に、物理的触覚を必要とせずに組織の種類及び健康状態を特性評価することができる。本明細書に記載される特定の組織特性評価技術は、電離放射線及び／又は造影剤を使用せずに利用することができる。リンパ節診断及びマッピングに関して、手術用可視化プラットフォームは、例えば、癌診断及びステージ診断に関与するリンパ系及び／又はリンパ節を手術前に位置特定し、マッピングし、理想的には、診断することができる。

10

【 0 0 1 7 】

外科手術中、「肉眼」及び／又は撮像システムを介して臨床医が利用可能な情報は、不完全な手術部位のビューを提供する場合がある。例えば、臓器内に埋め込まれた又は埋められた構造などの特定の構造は、ビューから少なくとも部分的に隠され、つまり見えない場合がある。追加的に、特定の寸法及び／又は相対距離は、既存のセンサシステムでの確認することが難しく、及び／又は「肉眼」では把握が難しい場合がある。更に、特定の構造は、手術前（例えば、外科手術前であるが術前のスキャン後）、及び／又は手術中に移動することがある。そのような例では、臨床医は、手術中に重要構造の位置を正確に決定することができない場合がある。

20

【 0 0 1 8 】

重要構造の位置が不確定である場合、及び／又は重要構造と手術具との間の近接度が不明である場合、臨床医の意思決定プロセスが阻害することができる。例えば、臨床医は、重要構造の不注意による切開を回避するために、特定の領域を回避することができる。しかしながら、回避された領域は、不必要に大きく、かつ／又は、少なくとも部分的に場所を誤っている可能性がある。不確実性、及び／又は過度／過剰な用心に起因して、臨床医は特定の所望の領域に到達できない場合がある。例えば、重要構造がその特定領域にない場合、及び／又は、その特定領域での臨床医の行為によって悪影響がない場合であっても、用心のし過ぎにより、臨床医が、重要構造を回避しようと努力して、腫瘍及び／又は他の望ましくない組織の一部を残してしまう場合がある。特定の例では、手術成績は知識及び／又は確実性が高まると共に向上される場合があり、これにより、外科医にとって、より正確で、特定の例では、特定の解剖学的領域に対してより抑えて／より積極的になることが可能になる。

30

【 0 0 1 9 】

様々な態様では、本開示は、重要構造の術中特定及び回避のための手術可視化システムを提供する。一態様では、本開示は、術中意思決定の強化、及び手術転帰の改善を可能にする、手術可視化システムを提供する。様々な態様では、開示された手術可視化システムは、臨床医が「肉眼」で見るもの、並びに／あるいは撮像システムが認識し、かつ／又は臨床医に伝達できるものを超えた、高度な可視化能を提供する。様々な手術可視化システムは、臨床医が組織治療（例えば、切開）の前に知ることができることを補強かつ強化することによって、様々な例における転帰を改善することができる。

40

【 0 0 2 0 】

例えば、可視化システムは、複数のスペクトル波を放射するように構成されている第1光エミッタと、光パターンを放射するように構成されている第2光エミッタと、可視光、スペクトル波に対する分子応答（分光イメージング）、及び／又は光パターンを検出するように構成されている1つ以上の受信器又はセンサと、を含むことができる。以下の開示を通じて、特に可視光に言及しない限り、「光」への言及は全て、電磁放射線（EMR）波長スペクトルの可視部分及び／又は非可視部分における電磁波又は光子を含み得ることに留意されたい。手術可視化システムはまた、撮像システムと、受信器（単数又は複数）

50

及び撮像システムとを信号通信する制御回路とを含むことができる。受信器（単数又は複数）からの出力に基づいて、制御回路は、手術部位における可視表面の幾何学的表面マップ、すなわち三次元表面トポグラフィ、及び手術部位に対する１つ以上の距離を決定することができる。特定の例では、制御回路は、少なくとも部分的に隠れた構造までの１つ以上の距離を決定することができる。更に、撮像システムは、幾何学的表面マップ及び１つ以上の距離を臨床医に伝達することができる。そのような例では、臨床医に提供される手術部位の拡張ビューは、手術部位に関連するコンテキスト内で隠れた構造の表示を提供することができる。例えば、撮像システムは、が表面の下方のユーティリティ配管を示すために地面に引かれた線と同様に、隠れている及び／又は遮断している組織の幾何学的表面マップ上に隠れた構造を仮想的に強化することができる。追加的に、又は、代替的に、撮像システムは、可視の遮断している組織まで、及び／若しくは少なくとも部分的に隠れた構造までの１つ以上の手術具の近接度、並びに／又は、遮蔽している組織の可視表面の下方に隠れた構造の深さを伝達することができる。例えば、可視化システムは、可視組織の表面上の拡張された線に対する距離を決定し、その距離を撮像システムに伝達することができる。

10

【 0 0 2 1 】

本開示の様々な態様では、重要構造の術中特定及び回避のための手術可視化システムが開示されている。このような手術可視化システムは、外科手術中に臨床医に有益な情報を提供することができる。結果として、手術可視化システムが、例えば、切開中に接近し得る、尿管、特定の神経、及び／又は重要な血管などの重要構造を追跡していることを認識しながら、臨床医は、外科手術を通して勢いを確実に維持することができる。一態様では、手術可視化システムは、臨床医が外科手術を休止し、及び／又は減速させ、重要構造に対する不注意による損傷を防止するためにその構造までの近接度を評価するのに十分な時間内で、臨床医に対して指示を提供することができる。手術可視化システムは、理想的で、最適化された、及び／又はカスタマイズ可能な量の情報を臨床医に提供して、健康な組織及び／又は重要構造（単数又は複数）への不注意による損傷を回避しつつ、臨床医が組織全体を確実、及び／又は迅速に動くことを可能にし、これによって、外科手術から生じる損傷のリスクを最小限に抑えることができる。

20

【 0 0 2 2 】

図 1 は、本開示の少なくとも１つの態様に係る、手術可視化システム 1 0 0 の概略図である。手術可視化システム 1 0 0 は、解剖学的領域内の重要構造 1 0 1 の視覚的表示を作り出すことができる。手術可視化システム 1 0 0 は、例えば、臨床分析及び／又は医学的介入で使用することができる。特定の例では、手術可視化システム 1 0 0 を手術中に使用し、外科手術中の近接データ、寸法、及び／又は距離に関するリアルタイム若しくはほぼリアルタイムの情報を臨床医に提供することができる。手術可視化システム 1 0 0 は、重要構造（単数又は複数）の術中特定のために、及び／又は手術デバイスによる重要構造（単数又は複数）1 0 1 の回避を容易にするように構成されている。例えば、重要構造 1 0 1 を特定することによって、臨床医は、外科手術中に、重要構造 1 0 1 及び／又は重要構造 1 0 1 の既定の近位の領域の周囲で手術デバイスを操作することを回避できる。臨床医は、例えば重要構造 1 0 1 として特定される、例えば静脈、動脈、神経、及び／若しくは血管、並びに／又はこれら付近の切開を回避することができる。様々な例では、重要構造 1 0 1 は、患者ごと及び／又は処置ごとに決定される場合がある。

30

40

【 0 0 2 3 】

手術可視化システム 1 0 0 は、距離センサシステム 1 0 4 と組み合わせた組織特定及び幾何学的表面マッピングを組み込む。組み合わせると、手術可視化システム 1 0 0 のこれらの特徴は、解剖学的領域内の重要構造 1 0 1 の位置、並びに／又は、可視組織の表面 1 0 5 及び／若しくは重要構造 1 0 1 への手術デバイス 1 0 2 の近接度を決定することができる。更に、手術可視化システム 1 0 0 は、例えば、手術部位のリアルタイムのビューを提供するように構成された、カメラなどの撮像デバイス 1 2 0 を含む、撮像システムを含む。様々な例では、撮像デバイス 1 2 0 は、反射されたスペクトル波形を検出し、様々な

50

波長に対する分子応答に基づいて画像のスペクトルキューブを生成するように構成されているスペクトルカメラ（例えば、ハイパースペクトルカメラ、マルチスペクトルカメラ、又は選択的スペクトルカメラ）である。撮像デバイス 120 からのビューを臨床医に提供することができ、本開示の様々な態様では、組織特定、ランドスケープマッピング、及び距離センサシステム 104 に基づく追加情報で強化することができる。そのような例では、手術可視化システム 100 は、複数のサブシステム、つまり、撮像サブシステム、表面マッピングサブシステム、組織特定サブシステム、及び/又は距離決定サブシステムを含む。これらのサブシステムは協働して、高度なデータ合成及び統合された情報を手術中に臨床医（単数又は複数）に対して提供することができる。

【0024】

10

撮像デバイスは、例えば、可視光、スペクトル光波（可視又は不可視）、及び構造化光パターン（可視又は不可視）を検出するように構成されているカメラ、又は撮像センサを含むことができる。本開示の様々な態様では、撮像システムは、例えば内視鏡などの撮像デバイスを含むことができる。追加的に、又は、代替的に、撮像システムは、例えば、関節鏡、血管鏡、気管支鏡、胆道鏡、結腸鏡、膀胱鏡、十二指腸鏡、腸鏡、食道胃十二指腸鏡（胃カメラ）、喉頭鏡、鼻咽喉 - 腎盂鏡、S 状結腸鏡、胸腔鏡、尿管鏡、又は外視鏡などの撮像デバイスを含むことができる。開腹手術用途などの他の例では、撮像システムはスコープを含まなくてもよい。

【0025】

20

本開示の様々な態様では、組織特定サブシステムは、スペクトル撮像システムを用いて達成することができる。スペクトル撮像システムは、例えば、ハイパースペクトル撮像、マルチスペクトル撮像、又は選択的スペクトル撮像に依存することができる。組織のハイパースペクトル撮像は、2016年3月1日に発行された、「System and method for gross anatomic pathology using hyperspectral imaging」と題された米国特許第9,274,047号に更に記載されており、その全体を参照により本明細書に援用する。

【0026】

本開示の様々な態様では、表面マッピングサブシステムは、本明細書で更に説明されるように、光パターンシステムを用いて達成することができる。表面マッピングのための光パターン（又は構造化光）の使用が知られている。既知の表面マッピング技術を、本明細書に記載される手術可視化システムで利用することができる。

30

【0027】

構造化光は、表面上に既知のパターン（多くの場合、グリッド又は水平バー）を投影するプロセスである。2017年3月2日公開の「SET COMPRISING A SURGICAL INSTRUMENT」と題する米国特許出願公開第2017/0055819号、及び2017年9月7日公開の「DEPICTION SYSTEM」と題する米国特許出願公開第2017/0251900号は、光源と光パターンを投影するためのプロジェクタとを備える手術システムを開示している。2017年3月2日公開の「SET COMPRISING A SURGICAL INSTRUMENT」と題する米国特許出願公開第2017/0055819号、及び2017年9月7日公開の「DEPICTION SYSTEM」と題する米国特許出願公開第2017/0251900号は、それらの各全体を参照することにより本明細書に組み込まれる。

40

【0028】

本開示の様々な態様では、距離決定システムは、表面マッピングシステムに組み込むことができる。例えば、構造化光を利用して、可視表面の三次元仮想モデルを生成し、可視表面に対する様々な距離を決定することができる。追加的に、又は、代替的に、距離決定システムは飛行時間測定に依存し、手術部位における特定された組織（又は他の構造）に対する1つ以上の距離を決定することができる。

【0029】

図2は、手術可視化システム100と共に利用することができる制御システム133の

50

概略図である。制御システム 133 は、メモリ 134 と信号通信する制御回路 132 を含む。メモリ 134 は、重要構造（例えば、図 1 の重要構造 101）を決定及び／又は認識する、1 つ以上の距離及び／又は三次元デジタル表示を決定及び／又は計算する、及び、特定の情報を 1 人以上の臨床医に通信するための、制御回路 132 により実行可能な命令を記憶する。例えば、メモリ 134 は、表面マッピングロジック 136、撮像ロジック 138、組織特定ロジック 140、若しくは距離決定ロジック 141、又はロジック 136、138、140、及び 141 の任意の組み合わせを記憶する。また、制御システム 133 は、（図 1 の撮像デバイス 120 のような）1 つ以上のカメラ 144、1 つ以上のディスプレイ 146、又は 1 つ以上のコントロール 148、又はこれらの要素の任意の組み合わせを有する撮像システム 142 を含む。カメラ 144 は、様々な可視スペクトル及び不可視スペクトルで光を放射する様々な光源からの信号を受信するための 1 つ以上の画像センサ 135（とりわけ、例えば、可視光、スペクトルイメージャ、三次元レンズ）を含むことができる。ディスプレイ 146 は、1 人以上の臨床医に対して、現実、仮想、及び／又は仮想的に拡張された画像及び／又は情報を描写するための 1 つ以上のスクリーン又はモニタを含むことができる。

【0030】

様々な態様では、カメラ 144 の中心部は画像センサ 135 である。一般に、最新の画像センサ 135 は、ピクセルと呼ばれる別個の光検出器部位を最大で数百万個含む固体電子デバイスである。画像センサ 135 の技術は、電荷結合素子（CCD）イメージャ及び相捕型金属酸化膜半導体（CMOS）イメージャの 2 つの範疇のうちの 1 つに分類され、より直近になると、短波赤外線（SWIR）が撮像における新技術である。別の種類の画像センサ 135 は、ハイブリッド CCD / CMOS アーキテクチャ（「sCOMS」の名称で販売）を採用し、CCD 撮像基板にバンプ接合された CMOS 読み出し集積回路（ROIC）からなる。CCD 及び CMOS 画像センサ 135 は、約 350 ~ 1050 nm の波長に対する感度を有するが、この範囲は通常 400 ~ 1000 nm である。CMOS センサは、一般に、CCD センサよりも IR 波長に対して感度が高い。固体画像センサ 135 は、光電効果に基づいており、その結果、色を区別することができない。したがって、1 チップ及び 3 チップの 2 種類のカラー CCD カメラが存在する。1 チップカラー CCD カメラは、よく採用される低コストの画像化ソリューションを提供し、モザイク（例えば、ベイヤー）光学フィルタを使用して、入射光を一連の色に分離し、補間アルゴリズムを採用してフルカラー画像を解像する。次いで、各色は、異なるピクセルセットに方向付けられる。3 チップカラー CCD カメラは、プリズムを採用することによってより高い分解能を提供し、入射スペクトルの各セクションを異なるチップに誘導する。オブジェクトの空間内の各点が、色を決定するためのアルゴリズムを使用するのではなく、別個の RGB 強度値を有するため、より正確な色再現が可能である。3 チップカメラは、非常に高い分解能を提供する。

【0031】

制御システム 133 はまた、スペクトル光源 150 と構造化光源 152 とを含む。特定の例では、単一の光源は、スペクトル光源 150 の範囲内の光の波長及び構造化光源 152 の範囲内の光の波長を放射するようにパルス化することができる。あるいは、単一の光源は、可視スペクトル内の光（例えば、赤外スペクトル光）及び可視スペクトル上の光の波長を供給するようにパルス化することができる。スペクトル光源 150 は、例えば、ハイパースペクトル光源、マルチスペクトル光源、及び／又は選択的スペクトル光源であってよい。様々な例では、組織特定ロジック 140 は、カメラ 144 の画像センサ 135 部分によって受信されたスペクトル光源 150 からのデータを介して、重要構造（単数又は複数）を特定することができる。表面マッピングロジック 136 は、反射された構造化光に基づいて、可視組織の表面の輪郭を決定することができる。飛行時間測定により、距離決定ロジック 141 は、可視組織及び／又は重要構造 101 までの 1 つ以上の距離を決定することができる。表面マッピングロジック 136、組織特定ロジック 140、及び距離決定ロジック 141 からの 1 つ以上の出力は、撮像ロジック 138 に提供され、撮像シス

10

20

30

40

50

テム 1 4 2 のディスプレイ 1 4 6 を介して臨床医に伝達されるように組み合わせられ、一体化され、及び / 又は重ね合わせられてもよい。

【 0 0 3 2 】

これから簡単に図 2 A ~ 図 2 C を説明し、手術可視化システム 1 0 0 の様々な態様を制御するための制御回路 1 3 2 の様々な態様について述べる。図 2 A を参照すると、本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術可視化システム 1 0 0 の態様を制御するように構成されている制御回路 4 0 0 が図示されている。制御回路 4 0 0 は、本明細書に記載される様々なプロセスを実装するように構成することができる。制御回路 4 0 0 は、少なくとも 1 つのメモリ回路 4 0 4 に連結された 1 つ以上のプロセッサ 4 0 2 (例えば、マイクロプロセッサ、マイクロコントローラ)を備えるマイクロコントローラを備えてもよい。メモリ回路 4 0 4 は、プロセッサ 4 0 2 によって実行されると、プロセッサ 4 0 2 に、本明細書に記載される様々なプロセスを実装するための機械命令を実行させる、機械実行可能命令を記憶する。プロセッサ 4 0 2 は、当該技術分野で既知の多数のシングルコアプロセッサ又はマルチコアプロセッサのうちの任意の 1 つであってもよい。メモリ回路 4 0 4 は、揮発性及び不揮発性の記憶媒体を備えることができる。プロセッサ 4 0 2 は、命令処理ユニット 4 0 6、及び演算ユニット 4 0 8 を含んでもよい。命令処理ユニットは、本開示のメモリ回路 4 0 4 から命令を受信するように構成され得る。

10

【 0 0 3 3 】

図 2 B は、本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術可視化システム 1 0 0 の態様を制御するように構成されている組み合わせ論理回路 4 1 0 を示す。組み合わせ論理回路 4 1 0 は、本明細書に記載される様々なプロセスを実装するように構成することができる。組み合わせ論理回路 4 1 0 は、入力 4 1 4 において手術器具又は手術具に関連付けられたデータを受信し、組み合わせ論理 4 1 2 によってデータを処理し、出力 4 1 6 を供給するように構成された組み合わせロジック 4 1 2 を備える有限状態機械を備えてもよい。

20

【 0 0 3 4 】

図 2 C は、本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、手術可視化システム 1 0 0 の態様を制御するように構成されている順序論理回路 4 2 0 を示す。順序論理回路 4 2 0 又は組み合わせロジック 4 2 2 は、本明細書に記載される様々なプロセスを実装するように構成することができる。順序論理回路 4 2 0 は有限状態機械を備えてもよい。順序論理回路 4 2 0 は、例えば、組み合わせロジック 4 2 2、少なくとも 1 つのメモリ回路 4 2 4、及びクロック 4 2 9 を備えてもよい。少なくとも 1 つのメモリ回路 4 2 4 は、有限状態機械の現在の状態を記憶することができる。特定の例では、順序論理回路 4 2 0 は、同期式であっても、又は非同期式であってもよい。組み合わせロジック 4 2 2 は、入力 4 2 6 から、手術デバイス又はシステムに関連付けられたデータを受信し、組み合わせ論理 4 2 2 によってデータを処理し、出力 4 2 8 を供給するように構成される。他の態様では、回路は、プロセッサ (例えば、図 2 A のプロセッサ 4 0 2) と、本明細書の様々なプロセスを実装する有限状態機械との組み合わせを備えてもよい。他の態様では、有限状態機械は、組み合わせ論理回路 (例えば、図 2 B の組み合わせ論理回路 4 1 0) と順序論理回路 4 2 0 との組み合わせを備えてもよい。

30

【 0 0 3 5 】

図 1 の手術可視化システム 1 0 0 を再び参照すると、重要構造 1 0 1 は、対象の解剖学的構造であり得る。例えば、重要構造 1 0 1 は、他の解剖学的構造の中でもとりわけ、尿管、上腸間膜動脈などの動脈、門脈などの静脈、横隔神経などの神経、及び / 又は腫瘍であり得る。他の例では、重要構造 1 0 1 は、解剖学的領域における異物構造、例えば、手術デバイス、手術用締結具、クリップ、留め金、ブジー、バンド、及び / 又はプレートなどであり得る。例示的な重要構造は、本明細書、及び、例えば、2018 年 9 月 11 日に出願された、「VISUALIZATION OF SURGICAL DEVICES」と題された米国特許出願第 16 / 128,192 号を含む、前述の米国特許出願で更に記載されており、これらはそれぞれ、その全体を参照により本明細書に援用するものとする。

40

【 0 0 3 6 】

50

一態様では、重要構造 101 は、組織 103 に埋め込まれ得る。換言すれば、重要構造 101 は、組織 103 の表面 105 の下方に配置され得る。そのような例では、組織 103 は臨床医のビューから重要構造 101 を隠している。重要構造 101 はまた、組織 103 によって撮像デバイス 120 のビューからも遮蔽される。組織 103 は、例えば、脂肪、結合組織、癒着部、及び / 又は臓器であり得る。他の例では、重要構造 101 は、ビューから部分的に遮蔽され得る。

【0037】

図 1 はまた、手術デバイス 102 も示す。手術デバイス 102 は、手術デバイス 102 のシャフトの遠位端から延在する対向するジョーを有するエンドエフェクタを含む。手術デバイス 102 は、例えば、切開器具、ステープラ、把持器具、クリップアプライヤ、並びに / 又は、単極プローブ、双極プローブ、アブレーションプローブ、及び / 若しくは超音波エンドエフェクタを含むエネルギーデバイスなどの任意の好適な手術デバイスであり得る。追加的に、又は、代替的に、手術デバイス 102 は、例えば、超音波デバイスなどの別の撮像様式又は診断様式を含むことができる。本開示の一態様では、手術可視化システム 100 は、1 つ以上の重要構造 101 の特定、及び手術デバイス 102 の重要構造 (単数又は複数) 101 への接近を達成するように構成することができる。

【0038】

手術可視化システム 100 の撮像デバイス 120 は、例えば、可視光、スペクトル光波 (可視又は不可視)、及び構造化光パターン (可視又は不可視) などの様々な波長の光を検出するように構成されている。撮像デバイス 120 は、異なる信号を検出するための複数のレンズ、センサ、及び / 又は受信器を含んでもよい。例えば、撮像デバイス 120 は、本明細書で更に説明されるように、ハイパースペクトルカメラ、マルチスペクトルカメラ、又は選択的スペクトルカメラであり得る。撮像デバイス 120 はまた、波形センサ 122 (例えば、スペクトル画像センサ、検出器、及び / 又は三次元カメラレンズ) も含むことができる。例えば、撮像デバイス 120 は、2 つの二次元画像を同時に記録することによって、手術部位の三次元画像を生成し、手術部位の三次元画像をレンダリングし、かつ / 又は、手術部位で 1 つ以上の距離を決定するために一緒に使用される右側レンズ及び左側レンズを含むことができる。追加的に又は代替的に、撮像デバイス 120 は、本明細書で更に説明されるように、可視組織のトポグラフィ、並びに隠れた重要構造の特定及び位置を示す画像を受信するように構成することができる。例えば、図 1 に示すように、撮像デバイス 120 の視野を、組織の表面 105 上の光パターン (構造化光) と重ねることができる。

【0039】

一態様では、手術可視化システム 100 はロボットシステム 110 に組み込まれてもよい。例えば、ロボットシステム 110 は、第 1 ロボットアーム 112 と第 2 ロボットアーム 114 とを含んでもよい。ロボットアーム 112、114 は、サーボモータ制御を含むことができる剛性構造部材 116 及び継手 118 を含む。第 1 ロボットアーム 112 は、手術デバイス 102 を操作するように構成されており、第 2 ロボットアーム 114 は、撮像デバイス 120 を操作するように構成されている。ロボット制御ユニットは、例えば、手術デバイス 102 及び撮像デバイス 120 に作用し得るロボットアーム 112、114 への制御運動を発するように構成することができる。

【0040】

手術可視化システム 100 はまた、表面 105 のトポグラフィ又はランドスケープの決定を可能にするために、縞、グリッド線、及び / 又はドットなどの光パターンを放射するように構成されているエミッタ 106 も含む。例えば、投影された光アレイ 130 は、表面 105 上の三次元スキャン及び位置合わせのために使用することができる。投影された光アレイ 130 は、例えば、手術デバイス 102、及び / 又はロボットアーム 112、114 のうちの 1 つ、及び / 又は撮像デバイス 120 上に位置するエミッタ 106 から放射することができる。一態様では、投影された光アレイ 130 を採用して、組織 103 の表面 105 及び / 又は表面 105 の運動により手術中に画定される形状を決定する。撮像デ

10

20

30

40

50

バイス 120 は、表面 105 から反射された投影された光アレイ 130 を検出して、表面 105 のトポグラフィ、及び表面 105 に対する様々な距離を決定するように構成されている。

【0041】

一態様では、撮像デバイス 120 はまた、組織 103 の表面 105 を透過して重要構造 101 に到達することができる電磁放射線 124 (NIR 光子) を放射するように構成されている、光波形エミッタ 123 を含んでもよい。撮像デバイス 120、及びその上の光波形エミッタ 123 は、ロボットアーム 114 によって位置決め可能であり得る。撮像デバイス 120 上の対応する波形センサ 122 (例えば、画像センサ、分光計、又は振動センサ) は、波形センサ 122 によって受信された電磁放射線の影響を検出するように構成されている。光波形エミッタ 123 から放射される電磁放射線 124 の波長は、重要構造 101 などの解剖学的構造及び/又は身体構造の種類の特定を可能にするように構成することができる。重要構造 101 の特定は、例えば、スペクトル分析、光音響、及び/又は超音波によって達成することができる。一態様では、電磁放射線 124 の波長は可変であってもよい。波形センサ 122 及び光波形エミッタ 123 は、例えば、マルチスペクトル撮像システム及び/又は選択的スペクトル撮像システムを含むことができる。他の例では、波形センサ 122 及び光波形エミッタ 123 は、例えば光音響撮像システムを含むことができる。他の例では、光波形エミッタ 123 は、撮像デバイス 120 とは別個の手術デバイス上に配置することができる。

【0042】

手術可視化システム 100 はまた、手術部位において 1 つ以上の距離を決定するように構成されている距離センサシステム 104 を含んでもよい。一態様では、飛行時間距離センサシステム 104 は、エミッタ 106 などのエミッタと、手術デバイス 102 上に配置され得る受信器 108 と、を含む飛行時間距離センサシステムであってもよい。他の例では、飛行時間エミッタは構造化光エミッタとは別個であり得る。1 つの一般的な態様では、飛行時間距離センサシステム 104 のエミッタ 106 部分は、非常に小さいレーザ源を含んでもよく、飛行時間距離センサシステム 104 の受信器 108 部分は、整合センサを含んでもよい。飛行時間距離センサシステム 104 は、「飛行時間」、つまり、エミッタ 106 によって放射されたレーザ光が受信器 108 のセンサ部分に跳ね返るまでにかかる時間を検出することができる。エミッタ 106 中で非常に狭い光源を使用することにより、距離センサシステム 104 が、距離センサシステム 104 の直ぐ前にある組織 103 の表面 105 までの距離を決定することを可能にする。更に図 1 を参照すると、 d_e は、エミッタ 106 から組織 103 の表面 105 までのエミッタ - 組織間距離であり、 d_t は、手術デバイス 102 の遠位端から組織の表面 105 までのデバイス - 組織間距離である。距離センサシステム 104 を採用して、エミッタ - 組織間距離 d_e を決定することができる。デバイス - 組織間距離 d_t は、手術デバイス 102 の遠位端に対する、手術デバイス 102 のシャフト上のエミッタ 106 の既知の位置から得ることができる。言い換えると、エミッタ 106 と手術デバイス 102 の遠位端との間の距離が既知である場合、デバイス - 組織間距離 d_t は、エミッタ - 組織間距離 d_e から決定することができる。特定の例では、手術デバイス 102 のシャフトは、1 つ以上の関節継手を含むことができ、エミッタ 106 及びジョーに対して関節運動可能であり得る。関節運動構成は、例えば、多関節椎骨様構造を含むことができる。特定の例では、三次元カメラを利用して、表面 105 までの 1 つ以上の距離を三角測量することができる。

【0043】

様々な例では、飛行時間距離センサシステム 104 のための受信器 108 は、手術デバイス 102 の代わりに、別個の手術デバイス上に装着することができる。例えば、受信器 108 は、手術デバイス 102 が手術部位に到達するようにそこを通して延在するカニューレ又はトロカール上に装着することができる。更に他の例では、飛行時間距離センサシステム 104 のための受信器 108 は、別のロボット制御アーム (例えばロボットアーム 114) 上、別のロボット制御される可動アーム上、及び/又は手術室 (OR) 台若しく

10

20

30

40

50

は固定具に装着することができる。特定の例では、撮像デバイス 120 は、手術デバイス 102 上のエミッタ 106 と撮像デバイス 120 との間の線を使用して、エミッタ 106 から組織 103 の表面 105 までの距離を決定する、飛行時間受信器 108 を含む。例えば、（手術デバイス 102 上にある）飛行時間距離センサシステム 104 のエミッタ 106、及び（撮像デバイス 120 上にある）受信器 108 の既知の位置に基づいて、距離 d_e を三角測量することができる。受信器 108 の三次元位置は、手術中に、ロボット座標平面に対して知ること、及び / 又は位置合わせすることができる。

【0044】

特定の例では、飛行時間距離センサシステム 104 のエミッタ 106 の位置は、第 1 ロボットアーム 112 によって制御することができ、飛行時間距離センサシステム 104 の受信器 108 の位置は、第 2 ロボットアーム 114 によって制御することができる。他の例では、手術可視化システム 100 は、ロボットシステムとは別に利用することができる。そのような例では、距離センサシステム 104 は、ロボットシステムとは独立していてもよい。

【0045】

特定の例では、ロボットアーム 112、114 のうちの 1 つ以上は、外科手術で 사용되는主ロボットシステムとは別個であってもよい。ロボットアーム 112、114 のうちの少なくとも 1 つは、サーボモータ制御なしに特定の座標系に配置され、かつ位置合わせすることができる。例えば、ロボットアーム 110 用の閉ループ制御システム及び / 又は複数のセンサは、特定の座標系に対するロボットアーム（単数又は複数）112、114 の位置を制御し、かつ / 又は位置合わせすることができる。同様に、手術デバイス 102 及び撮像デバイス 120 の位置は、特定の座標系に対して位置合わせすることができる。

【0046】

更に図 1 を参照すると、 d_w は、撮像デバイス 120 上に位置する光波形エミッタ 123 から重要構造 101 の表面までのカメラ - 重要構造間距離であり、 d_A は、組織 103 の表面 105 の下方の重要構造 101 の深さ（すなわち、手術デバイス 102 に最も近い表面 105 の一部分と重要構造 101 との間の距離）である。様々な態様では、撮像デバイス 120 上に位置する光波形エミッタ 123 から放射される光波形の飛行時間は、カメラ - 重要構造間距離 d_w を決定するように構成することができる。飛行時間センサと組み合わせたスペクトル撮像の使用について、本明細書で更に説明する。更に、ここで図 3 を参照すると、本開示の様々な態様では、組織 103 の表面 105 に対する重要構造 101 の深さ d_A は、距離 d_w 、並びに、手術デバイス 102 上のエミッタ 106、及び撮像デバイス 120 上の光波形エミッタ 123 の既知の位置（ひいては、これらの間の距離 d_x ）から三角測量によって決定され、距離 d_e と d_A との合計である距離 d_y を決定することができる。

【0047】

追加的に、又は、代替的に、光波形エミッタ 123 からの飛行時間は、光波形エミッタ 123 から組織 103 の表面 105 までの距離を決定するように構成することができる。例えば、第 1 波形（又は波形範囲）を利用して、カメラ - 重要構造間距離 d_w を決定でき、第 2 波形（又は波形範囲）を利用して、組織 103 の表面 105 までの距離を決定することができる。そのような例では、異なる波形を利用して、組織 103 の表面 105 の下方の重要構造 101 の深さを決定することができる。

【0048】

追加的に、又は、代替的に、特定の例では、距離 d_A は、超音波、位置合わせされた磁気共鳴ビュー（MRI）、又はコンピュータ断層撮影（CT）スキャンから決定することができる。更に他の例では、距離 d_A は、撮像デバイスによって受信された検出信号が材料の種類に基づいて変動し得るので、スペクトル撮像によって決定することができる。例えば、脂肪は、検出信号を第 1 方法、又は第 1 量で減少させることができ、コラーゲンは、検出信号を異なる第 2 方法、又は第 2 量で減少させることができる。

【0049】

10

20

30

40

50

ここで図4の手術可視化システム160を参照すると、手術デバイス162は、光波形エミッタ123と、反射された波形を検出するように構成されている波形センサ122とを含む。光波形エミッタ123は、本明細書で更に説明されるように、手術デバイス162などの共通デバイスから距離 d_t 、及び d_w を決定するための波形を放射するように構成することができる。そのような例では、組織103の表面105から重要構造101の表面までの距離 d_A は、以下のように決定することができる。

$$d_A = d_w - d_t。$$

【0050】

本明細書に開示されるように、可視組織、埋め込まれた重要構造、及び手術デバイスに関する様々な情報は、スペクトル波長及び構造化光アレイを検出するように構成されている画像センサと組み合わせ、1つ以上の飛行時間距離センサ、スペクトル撮像、及び/又は構造化光アレイを組み込むアプローチを利用することによって、決定することができる。更に、画像センサは、可視光を受信することによって、手術部位の画像を撮像システムに提供するように構成することができる。論理又はアルゴリズムは、飛行時間センサ、スペクトル波長、構造化光、及び可視光から受信された情報を識別し、表面組織及び下にある解剖学的構造の三次元画像をレンダリングするために採用される。様々な例では、撮像デバイス120は、複数の画像センサを含むことができる。

【0051】

カメラ-重要構造間距離 d_w はまた、1つ以上の代替法で検出することができる。一態様では、例えば、蛍光インドシアニングリーン(ICG)などの蛍光透視可視化技術を利用して、図6~図8に示されるような重要構造201を照明することができる。カメラ220は、重要構造201の左側画像及び右側画像を同時に撮影する2つの光波形センサ222、224を含むことができる(図7A及び7B)。そのような例では、カメラ220は、組織203の表面205の下方の重要構造201の発光を描写することができ、距離 d_w は、センサ222と224との間の既知の距離によって決定することができる。特定の例では、距離は、2つ以上のカメラを利用することによって、又は複数の位置間でカメラを移動させることによって、より正確に決定することができる。特定の態様では、1つのカメラは第1ロボットアームによって、第2カメラは別のロボットアームによって制御することができる。このようなロボットシステムでは、1つのカメラは、例えば従動アーム上の従動カメラであり得る。従動アーム及びその上のカメラは、例えば、他のカメラを追跡し、特定の距離及び/又はレンズ角度を維持するようにプログラムすることができる。

【0052】

更に他の態様では、手術可視化システム100は、2つの別個の波形受信器(すなわち、カメラ/画像センサ)を採用して、 d_w を決定してもよい。ここで図9を参照すると、重要構造301又はその内容物(例えば、血管又は血管の内容物)が蛍光透視法などによって信号302を発し得る場合、実際の位置は、既知の位置で2つの別個のカメラ320a、320bから三角測量することができる。

【0053】

ここで図10A及び図10Bを参照すると、別の態様では、手術可視化システムは、ディザリング又は移動するカメラ440を採用、距離 d_w を決定してもよい。カメラ440は、カメラ440の異なる位置における三次元座標が既知であるように、ロボット制御される。様々な例では、カメラ440は、カニユーレ又は患者インターフェイスで駆動することができる。例えば、重要構造401又はその内容物(例えば、血管又は容器の内容物)が、例えば、蛍光透視法などによって信号を発し得る場合、実際の位置は、2つ以上の既知の位置の間で急速に移動されるカメラ440から三角測量することができる。図10Aでは、カメラ440は、軸Aに沿って軸方向に移動される。より具体的には、カメラ440は、ロボットアームで出入りすることなどにより、軸Aに沿って重要構造401により近い距離 d_1 を、位置440'として示される位置まで並進する。カメラ440が距離 d_1 を移動し、重要構造401に対してビューのサイズが変化すると、重要構造401までの距離を算出することができる。例えば、4.28mmの軸方向並進(距離 d_1)は、6

．28度の角度 θ_1 、及び8．19度の角度 θ_2 に対応し得る。追加的に、又は、代替的に、カメラ440は、異なる位置の間の弧に沿って回転又は掃引することができる。ここで図10Bを参照すると、カメラ440は軸Aに沿って軸方向に移動し、軸Aを中心として θ_3 回転する。カメラ440が回転するための枢支点442は、カニューレ／患者インターフェイスに配置される。図10Bでは、カメラ440は並進し、位置440'まで回転する。カメラ440が移動し、重要構造401に対してビューの縁部が変化すると、重要構造401までの距離を算出することができる。図10Bにおいて、距離 d_2 は、例えば、9．01mmとすることができ、角度 θ_3 は、例えば、0．9度とすることができ。

【0054】

図5は、多くの観点で手術可視化システム100と類似している、手術可視化システム500を示す。様々な例では、手術可視化システム500は、手術可視化システム100の更なる例証であり得る。手術可視化システム100と同様に、手術可視化システム500は、手術デバイス502及び撮像デバイス520を含む。撮像デバイス520は、例えば、隠れた構造のスペクトル画像を取得するために複数の波長のスペクトル光を放射するように構成されているスペクトル光エミッタ523を含む。撮像デバイス520はまた、様々な例では、三次元カメラ及び関連する電子処理回路を含むことができる。尿管501a、及び表面上には見えない臓器503（この例では、子宮）内の血管501bなどの特定の重要構造を特定し、それらの回避を容易にするために手術中に利用されている、手術可視化システム500が図示されている。

【0055】

手術可視化システム500は、構造化光によって、手術デバイス502上のエミッタ506から子宮503の表面505までのエミッタ - 組織間距離 d_e を決定するように構成されている。手術可視化システム500は、エミッタ - 組織間距離 d_e に基づいて、手術デバイス502から子宮503の表面505までのデバイス - 組織間距離 d_t を外挿するように構成されている。また、手術可視化システム500は、尿管501aから表面505までの組織 - 尿管間距離 d_A 、及び撮像デバイス520から尿管501aまでのカメラ - 尿管間距離 d_w を決定するように構成されている。図1に関して本明細書で説明するように、例えば、手術可視化システム500は、例えば、スペクトル撮像及び飛行時間センサによって、距離 d_w を決定することができる。様々な例では、手術可視化システム500は、本明細書に記載される他の距離、及び／又は表面マッピングロジックに基づいて、組織 - 尿管間距離 d_A （つまり、深さ）を決定（例えば、三角測量）することができる。

【0056】

ここで図11を参照すると、例えば、手術可視化システム100などの手術可視化システム用の制御システム600の概略図が示されている。制御システム600とは、特に、例えば脂肪、結合組織、血液、及び／又は他の臓器などの他の組織によって重要構造が遮蔽されている場合、スペクトルシグネチャによる組織特定及び構造化光による組織位置決めを統合して、これらの構造を特定する変換システムである。このような技術はまた、臓器内の健康な組織から腫瘍及び／又は病的組織を差別化するなどの、組織の変異を検出するのに有用であり得る。

【0057】

制御システム600は、ハイパースペクトル撮像可視化システムを実装するように構成されており、このシステムでは、分子応答を利用して、手術視野内の解剖学的構造を検出及び特定する。制御システム600は、組織データを外科医が使用可能な情報へと変換するための変換論理回路648を含む。例えば、遮蔽している材料に対する波長に基づく可変反射率を利用して、解剖学的構造中の重要構造を特定することができる。更に、制御システム600は、特定されたスペクトルシグネチャと構造光データとを画像内で組み合わせる。例えば、制御システム600を採用して、拡張画像オーバーレイを用いたシステムにおける手術用途のための三次元データセットを作成することができる。技術は、追加の視覚的情報を採用して、手術中及び手術前の両方で採用することができる。様々な例では、制御システム600は、1つ以上の重要構造の近接時に、臨床医に警告を提供するよう

に構成されている。外科手術及び重要構造（単数又は複数）への近接度に基づくロボット自動化アプローチ及び半自動化アプローチを誘導するために、様々なアルゴリズムを採用することができる。

【 0 0 5 8 】

投影された光アレイを採用して、組織の形状及び運動を手術中に決定する。あるいは、フラッシュライダーを、組織の表面マッピングに利用してもよい。

【 0 0 5 9 】

制御システム 6 0 0 は、重要構造（単数又は複数）を検出し、重要構造の画像オーバーレイを提供し、可視組織の表面までの距離、及び埋め込まれた / 埋もれた重要構造（単数又は複数）までの距離を測定するように構成されている。他の例では、制御システム 6 0 0 は、可視組織の表面までの距離を測定し、又は重要構造（単数又は複数）を検出し、重要構造の画像オーバーレイを提供することができる。

10

【 0 0 6 0 】

制御システム 6 0 0 はスペクトル制御回路 6 0 2 を備える。スペクトル制御回路 6 0 2 は、例えば、図 2 A ~ 図 2 C に関連して本明細書で記載されるような、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、又は別の好適な回路構成であり得る。スペクトル制御回路 6 0 2 は、ビデオ入力プロセッサ 6 0 6 からビデオ入力信号を受信するプロセッサ 6 0 4 を含む。プロセッサ 6 0 4 は、ハイパースペクトル処理を行うように構成されてよく、例えば、C / C ++ コードを利用することができる。ビデオ入力プロセッサ 6 0 6 は、例えば、シャッタ時間、波長、及びセンサ分析などの制御（メタデータ）データのビデオ入力端子を受容する。プロセッサ 6 0 4 は、ビデオ入力プロセッサ 6 0 6 からのビデオ入力信号を処理し、ビデオ出力信号を、例えば、インターフェイス制御（メタデータ）データのハイパースペクトルビデオ出力端子を含むビデオ出力プロセッサ 6 0 8 に提供するように構成されている。ビデオ出力プロセッサ 6 0 8 は、ビデオ出力信号を画像オーバーレイコントローラ 6 1 0 に提供する。

20

【 0 0 6 1 】

ビデオ入力プロセッサ 6 0 6 は、患者隔離回路 6 1 4 を介して患者側のカメラ 6 1 2 に連結される。前述したように、カメラ 6 1 2 は、固体画像センサ 6 3 4 を含む。患者隔離回路は、患者がシステム内の他の回路から隔離されるように、複数の変圧器を含むことができる。カメラ 6 1 2 は、光学素子 6 3 2 及び画像センサ 6 3 4 を介して術中画像を受信する。画像センサ 6 3 4 は、例えば、CMOS 画像センサを含むことができ、又は、例えば、図 2 に関連して本明細書で論じられる画像センサ技術のうちのいずれかを含むことができる。一態様では、カメラ 6 1 2 は、14 ビット / ピクセル信号で画像を出力する。本開示の範囲から逸脱することなく、より高い、又はより低いピクセル分解能を採用することも理解されよう。分離カメラ出力信号 6 1 3 は、ハードウェアレジスタ 6 1 8 及び N i o s 2 コプロセッサ 6 2 0 を採用してカメラ出力信号 6 1 3 を処理する、カラー RGB 融合回路 6 1 6 に提供される。ビデオ入力プロセッサ 6 0 6 及びレーザパルス制御回路 6 2 2 には、カラー RGB 融合出力信号が提供される。

30

【 0 0 6 2 】

レーザパルス制御回路 6 2 2 は、レーザ光エンジン 6 2 4 を制御する。レーザ光エンジン 6 2 4 は、近赤外線（NIR）を含む複数の波長（ λ_1 、 λ_2 、 λ_3 . . . λ_n ）において光を出力する。レーザ光エンジン 6 2 4 は、複数のモードで動作することができる。一態様では、レーザ光エンジン 6 2 4 は、例えば、2 つのモードで動作することができる。第 1 モード、例えば、標準動作モードでは、レーザ光エンジン 6 2 4 は照明信号を出力する。第 2 モード、例えば、特定モードでは、レーザ光エンジン 6 2 4 は RGB 光及び NIR 光を出力する。様々な例では、レーザ光エンジン 6 2 4 は、偏光モードで動作することができる。

40

【 0 0 6 3 】

レーザ光エンジン 6 2 4 からの光出力 6 2 6 は、手術中の手術部位 6 2 7 内の標的とされる解剖学的構造を照明する。レーザパルス制御回路 6 2 2 はまた、手術部位 6 2 7 にお

50

ける手術組織、又は臓器上に所定の波長（ λ_2 ）で、ライン及び／又はドットのグリッド又はパターンなどのレーザ光パターン631を投影するレーザパターンプロジェクタ630用のレーザパルスコントローラ628を制御する。カメラ612は、カメラ光学素子632を通して出力されたパターン化された光及び反射光を受信する。画像センサ634は、受信した光をデジタル信号に変換する。

【0064】

カラーRGB融合回路616はまた、画像オーバーレイコントローラ610、並びに、レーザパターンプロジェクタ630によって手術部位627の標的とされる解剖学的構造上に投影されたレーザ光パターン631を読み取るためのビデオ入力モジュール636に信号を出力する。処理モジュール638は、レーザ光パターン631を処理し、手術部位627において可視組織までの距離を表す第1ビデオ出力信号640を出力する。データは、画像オーバーレイコントローラ610に提供される。処理モジュール638はまた、手術部位における標的とされる解剖学的構造の組織又は臓器の三次元レンダリングされた形状を表す第2ビデオ信号642を出力する。

10

【0065】

第1ビデオ出力信号640及び第2ビデオ出力信号642は、集積モジュール643に提供される三次元表面モデル上の重要構造の位置を表すデータを含む。スペクトル制御回路602のビデオ出力プロセッサ608からのデータと組み合わせて、集積モジュール643は、埋もれた重要構造までの距離 d_A （図1）を（例えば、三角測量アルゴリズム644によって）決定することができ、距離 d_A は、ビデオ出力プロセッサ646を介して、画像オーバーレイコントローラ610に提供することができる。前述の変換ロジックは、変換論理回路648、中間ビデオモニタ652、及び手術部位627に配置されたカメラ624／レーザパターンプロジェクタ630を包含することができる。

20

【0066】

CT又はMRIスキャンによる術前データ650を採用して、特定の三次元変形可能な組織を様々な例で位置合わせ又は整列させることができる。このような術前データ650は、集積モジュール643、最終的には、画像オーバーレイコントローラ610に提供することができるので、このような情報はカメラ612のビューと重ね合わせられ、ビデオモニタ652に提供することができる。術前データの位置合わせは、本明細書及び、例えば、2018年9月11日出願された「INTEGRATION OF IMAGING DATA」と題された米国特許出願第16/128,195号を含む前述の米国特許出願に更に記載されており、これらそれぞれの全体を、参照により本明細書で援用する。

30

【0067】

ビデオモニタ652は、画像オーバーレイコントローラ610から統合／拡張ビューを出力することができる。臨床医は、1つ以上のモニタ上の異なるビューを選択し、及び／又は切り替えることができる。第1モニタ652a上で、臨床医は、（A）可視組織の三次元レンダリングが示されているビューと、（B）1つ以上の隠れた重要構造が可視組織の三次元レンダリングの上に描かれている拡張ビューとを切り替えることができる。第2モニタ652bでは、臨床医は、例えば、1つ以上の隠れた重要構造、及び／又は可視組織の表面までの距離測定値を切り替えることができる。

40

【0068】

制御システム600、及び／又はその様々な制御回路は、本明細書に開示される様々な手術可視化システムに組み込むことができる。

【0069】

図12は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、構造化（又は、パターン化）光システム700を示す。本明細書に記載されるように、例えば、縞又は線の形をとる構造化光は、光源及び／又はプロジェクタ706から標的とされる解剖学的構造の表面705上に投影されて、表面705の形状及び輪郭を特定することができる。例えば、撮像デバイス120（図1）と様々な点で類似し得るカメラ720は、表面705上の投影された光パターンを検出するように構成することができる。投影されたパターンが表面705に衝突

50

する際に変形すると、視覚システムが標的とされる解剖学的構造の深さ及び表面情報を算出することが可能になる。

【 0 0 7 0 】

特定の例では、見えない（つまり、検知不能な）構造化光を利用することができ、構造化光は、投影されたパターンが混乱し得る他のコンピュータビジョンタスクと干することなく利用される。例えば、2つの正確に反対のパターンを繰り返す赤外光又は非常に速いフレームレートの可視光を利用して干渉を防止することができる。構造化光については、en.wikipedia.org/wiki/Structured_lightで更に説明されている。

【 0 0 7 1 】

上記のように、本明細書に記載される様々な手術可視化システムを利用して、スペクトルの可視部分においてE M Rにより可視化されるのが妨げられる得る組織、及び/又は解剖学的構造を含む、様々な異なる種類の組織、及び/又は解剖学的構造を可視化することができる。一態様では、手術可視化システムは、スペクトル撮像システムを利用して、構成材料の様々な組み合わせに基づいて、様々な種類の組織を可視化することができる。特に、スペクトル撮像システムは、様々なE M R波長にわたる組織の吸収係数に基づいて可視化されている組織内の様々な構成材料の存在を検出するように構成することができる。スペクトル撮像システムは、構成材料の特定の組み合わせに基づいて、可視化されている組織の組織種類を特性評価するように更に構成することができる。例示として、図13Aは、様々な生体材料の吸収係数がE M R波長スペクトルにわたり、どのように変動するかを示すグラフ2300である。グラフ2300において、垂直軸2303は、生体材料の吸収係数（例えば、 cm^{-1} 単位）を表し、水平軸2304は、E M R波長（例えば、 μm 単位）を表す。このグラフ2300は更に、様々なE M R波長での水の吸収係数を表す第1線2310と、様々なE M R波長におけるタンパク質の吸収係数を表す第2線2312と、様々なE M R波長におけるメラニンの吸収係数を表す第3線2314と、様々なE M R波長における脱酸素化ヘモグロビンの吸収係数を表す第4線2316と、様々なE M R波長における酸素化ヘモグロビンの吸収係数を表す第5線2318と、様々なE M R波長におけるコラーゲンの吸収係数を表す第6線2319を示している。組織種類が異なると、構成材料の組み合わせも異なるので、手術可視化システムによって可視化されている組織種類（単数又は複数）は、検出された構成材料の特定の組み合わせに従って、特定し、差別化することが可能である。したがって、スペクトル撮像システムは、多くの異なる波長でE M Rを放射し、異なる波長で検出された吸収E M R吸収応答に基づいて組織の構成材料を決定し、その後、構成材料の特定の検出された組み合わせに基づいて、組織種類を特性評価するように構成することができる。

【 0 0 7 2 】

様々な組織種類、及び/又は解剖学的構造を可視化するためのスペクトル撮像技術の利用の例示が、図13Bで示されている。図13Bでは、スペクトルエミッタ2320（例えば、スペクトル光源150）は、手術部位2325を可視化するために撮像システムによって利用される。スペクトルエミッタ2320によって放射され、手術部位2325の組織及び/又は構造から反射されたE M Rは、画像センサ135（図2）によって受信され、組織及び/又は構造を可視化することができ、この可視化は、可視であるか（例えば、手術部位2325の表面に位置している）、又は遮蔽されている（例えば、手術部位2325で他の組織及び/又は構造の下にある）かのいずれかであり得る。この例では、撮像システム142（図2）は、様々な組織/構造種類の各々について、構成材料の異なる吸収特性（例えば、吸収係数）によって特性評価されるスペクトルシグネチャに基づいて、腫瘍2332、動脈2334、及び様々な異常2338（すなわち、既知の、又は予想されるスペクトルシグネチャに対して確認できない組織）を可視化することが可能である。可視化された組織及び構造は、撮像システムディスプレイ146（図2）、一次ディスプレイ2119（図18）、非滅菌ディスプレイ2109（図18）、ハブディスプレイ2215（図19）、デバイス/器具ディスプレイ2237（図19）など、撮像システ

10

20

30

40

50

ム 1 4 2 に関連付けられた又は連結されたディスプレイスクリーン上に表示することが可能である。

【 0 0 7 3 】

更に、撮像システム 1 4 2 は、特定された組織及び／又は構造種類に従って、表示された手術部位の可視化を調整、あるいは更新するように構成することができる。例えば、撮像システム 1 4 2 は、ディスプレイスクリーン（例えば、ディスプレイ 1 4 6）上で可視化されている腫瘍 2 3 3 2 に関連付けられたマージン 2 3 3 0 a を表示することができる。マージン 2 3 3 0 a は、腫瘍 2 3 3 2 を確実に完全に除去するように切除されるべき組織の面積又は量を示すことができる。制御システム 1 3 3（図 2）は、撮像システム 1 4 2 によって特定された組織及び／又は構造に基づいて、マージン 2 3 3 0 a の寸法を制御あるいは更新するように構成することができる。図示の例では、撮像システム 1 4 2 は、F O V 内の複数の異常 2 3 3 8 を特定している。したがって、制御システム 1 3 3 は、この異常 2 3 3 8 を包含するのに十分な寸法を有する第 1 更新済みマージン 2 3 3 0 b に合わせて、表示されたマージン 2 3 3 0 a を調節することができる。また、撮像システム 1 4 2 は、最初に表示されたマージン 2 3 3 0 a（動脈 2 3 3 4 の強調表示された領域 2 3 3 6 で示す）と部分的に重なっている動脈 2 3 3 4 を特定している。したがって、制御システム 1 3 3 は、この動脈 2 3 3 4 の関連部分を包含するのに十分な寸法を有する第 2 更新済みマージン 2 3 3 0 c に合わせて、表示されたマージン 2 3 3 0 a を調節することができる。

10

【 0 0 7 4 】

また、組織及び／又は構造は、図 1 3 A 及び図 1 3 B に関して上述した吸収特性に加え、又はそれに代えて、E M R 波長スペクトルにわたるこれら組織や構造の反射特性に従って、撮像又は特性評価することができる。例えば、図 1 3 C ~ 図 1 3 E は、様々な E M R 波長にわたる異なる種類の組織又は構造の反射率の様々なグラフを示す。図 1 3 C は、尿管シグネチャ対遮蔽物の例示的なグラフ表示 1 0 5 0 である。図 1 3 D は、例示的な動脈シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示 1 0 5 2 である。図 1 3 E は、例示的な神経シグネチャ対遮蔽物のグラフ表示 1 0 5 4 である。図 1 3 C ~ 図 1 3 E のプロットは、対応する波長における脂肪、肺組織、及び血液の対応する反射率に対する、特定の構造（尿管、動脈、及び神経）の波長（n m 単位）の関数としての反射率を表している。これらのグラフは例示目的に過ぎず、他の組織及び／又は構造では、組織、及び／又は構造を特定及び可視化を可能にする対応する検出可能な反射率シグネチャを含み得ることを理解されたい。

20

30

【 0 0 7 5 】

様々な例では、スペクトル撮像のための選択波長は、手術部位において予測される重要構造及び／又は遮蔽物に基づいて特定し、利用することができる（すなわち、「選択的スペクトル」撮像）。選択的スペクトル撮像を利用することにより、スペクトル画像を取得するために必要な時間量は、情報をリアルタイム又はほとんどリアルタイムで取得し、術中に利用することができるように、最小化することができる。様々な例では、臨床医によって、又は臨床医による入力に基づいて制御回路によって波長を選択することができる。特定の例では、波長を、例えば、クラウドを介して制御回路にアクセス可能な機械学習及び／又はビッグデータに基づいて選択することができる。

40

【 0 0 7 6 】

前述の組織へのスペクトル撮像の適用例は、波形エミッタと組織によって遮蔽された重要構造との間の距離を測定するために、手術中に利用することができる。本開示の一態様において、次に図 1 4 及び図 1 5 を参照すると、波形 1 1 2 4、1 1 2 5 を利用する飛行時間センサシステム 1 1 0 4 が示されている。飛行時間センサシステム 1 1 0 4 は、特定の例では、手術可視化システム 1 0 0（図 1）に組み込むことができる。飛行時間センサシステム 1 1 0 4 は、波形エミッタ 1 1 0 6 と、同じ手術デバイス 1 1 0 2 上の波形受信器 1 1 0 8 とを含む。放射された波 1 1 2 4 は、エミッタ 1 1 0 6 から重要構造 1 1 0 1 まで延在し、受信された波 1 1 2 5 は、重要構造 1 1 0 1 から受信器 1 1 0 8 から反射される。手術デバイス 1 1 0 2 は、患者の腔 1 1 0 7 内へと延在するトロカール 1 1 1 0 を

50

通って配置される。

【 0 0 7 7 】

波形 1 1 2 4、1 1 2 5 は、遮蔽している組織 1 1 0 3 を透過するように構成される。例えば、波形 1 1 2 4、1 1 2 5 の波長は、N I R スペクトル又は S W I R スペクトルの波長であり得る。一態様では、スペクトル信号（例えば、ハイパースペクトル、マルチスペクトル、又は選択的スペクトル）又は光音響信号をエミッタ 1 1 0 6 から放射することができ、重要構造 1 1 0 1 を隠している組織 1 1 0 3 を透過することができる。放射された波形 1 1 2 4 は、重要構造 1 1 0 1 によって反射され得る。受信された波形 1 1 2 5 は、手術デバイス 1 1 0 2 の遠位端と重要構造 1 1 0 1 との間の距離 d に起因して遅延することがある。様々な例では、波形 1 1 2 4、1 1 2 5 は、本明細書で更に説明されるように、重要構造 1 1 0 1 のスペクトルシグネチャに基づいて、組織 1 1 0 3 内の重要構造 1 1 0 1 を標的とするように選択することができる。様々な例では、エミッタ 1 1 0 6 は、例えば、図 1 5 に示されるように、オンとオフを表す二値信号を供給するように構成されており、受信器 1 1 0 8 によって測定することができる。

10

【 0 0 7 8 】

放射された波 1 1 2 4 と受信された波 1 1 2 5 との間の遅延に基づいて、飛行時間センサシステム 1 1 0 4 は、距離 d を決定するように構成される（図 1 4）。図 1 4 のエミッタ 1 1 0 6 及び受信器 1 1 0 8 の飛行時間タイミング図 1 1 3 0 を図 1 5 で示す。遅延は、距離 d の距離の関数であり、距離 d は、次のように与えられる：

【 0 0 7 9 】

【 数 1 】

$$d = \frac{ct}{2} \cdot \frac{q_2}{q_1 + q_2}$$

式中、

c = 光速度であり、

t = パルスの長さであり、

q₁ = 光が放射される間に蓄積された電荷であり、

q₂ = 光が放射されていない間に蓄積された電荷である。

【 0 0 8 0 】

本明細書で提供されるように、波形 1 1 2 4、1 1 2 5 の飛行時間は、図 1 4 の距離 d に対応する。様々な例では、追加のエミッタ / 受信器及び / 又はエミッタ 1 1 0 6 からのパルス信号は、非透過信号を発するように構成することができる。非透過組織は、エミッタから遮蔽している組織 1 1 0 3 の表面 1 1 0 5 までの距離を決定するように構成することができる。様々な例では、重要構造 1 1 0 1 の深さは、以下の式によって決定することができる。

$$d_A = d_w - d_t。$$

式中、

d_A = 重要構造 1 1 0 1 の深さであり、

d_w = エミッタ 1 1 0 6 から重要構造 1 1 0 1 までの距離（図 1 4 の d）であり、かつ、

d_t = エミッタ 1 1 0 6（手術デバイス 1 1 0 2 の遠位端上）から遮蔽している r 組織 1 1 0 3 の表面 1 1 0 5 までの距離である。

【 0 0 8 1 】

本開示の一態様では、次に図 1 6 を参照すると、波 1 2 2 4 a、1 2 2 4 b、1 2 2 4 c、1 2 2 5 a、1 2 2 5 b、1 2 2 5 c を利用する飛行時間センサシステム 1 2 0 4 が示されている。飛行時間センサシステム 1 2 0 4 は、特定の例では、手術可視化システム 1 0 0（図 1）に組み込むことができる。飛行時間センサシステム 1 2 0 4 は、波形エミッタ 1 2 0 6 と波形受信器 1 2 0 8 とを含む。波形エミッタ 1 2 0 6 は、第 1 手術デバイス 1 2 0 2 a 上に配置され、波形受信器 1 2 0 8 は第 2 手術デバイス 1 2 0 2 b 上に配置される。手術デバイス 1 2 0 2 a、1 2 0 2 b は、患者の腔 1 2 0 7 内でそれぞれ延在す

40

50

るトロカール 1 2 1 0 a、1 2 1 0 b を通って配置される。放射された波 1 2 2 4 a、1 2 2 4 b、1 2 2 4 c は、エミッタ 1 2 0 6 から手術部位に向かって延在し、受信された波 1 2 2 5 a、1 2 2 5 b、1 2 2 5 c は、手術部位における様々な構造、及び / 又は表面から受信器 1 2 0 8 から反射される。

【 0 0 8 2 】

異なる放射された波 1 2 2 4 a、1 2 2 4 b、1 2 2 4 c は、手術部位において異なる種類の材料を標的にするように構成されている。例えば、波 1 2 2 4 a は遮蔽している組織 1 2 0 3 を標的とし、波 1 2 2 4 b は第 1 重要構造 1 2 0 1 a (例えば、血管) を標的とし、波 1 2 2 4 c は第 2 重要構造 1 2 0 1 b (例えば、癌性腫瘍) を標的とする。波 1 2 2 4 a、1 2 2 4 b、1 2 2 4 c の波長は、可視光、N I R、又は S W I R スペクトルの波長であってよい。例えば、可視光は、組織 1 2 0 3 の表面 1 2 0 5 に反射することができ、N I R 波形及び / 又は S W I R 波形は、組織 1 2 0 3 の表面 1 2 0 5 を透過するように構成することができる。様々な態様では、本明細書に記載されるように、スペクトル信号 (例えば、ハイパースペクトル、マルチスペクトル、又は選択的スペクトル) 又は光音響信号をエミッタ 1 2 0 6 から放射することができる。様々な例では、波 1 2 2 4 b、1 2 2 4 c は、本明細書で更に説明されるように、重要構造 1 2 0 1 a、1 2 0 1 b のスペクトルシグネチャに基づいて、組織 1 2 0 3 内の重要構造 1 2 0 1 a、1 2 0 1 b を標的とするように選択することができる。光音響撮像は、様々な米国特許出願に更に記載されており、それらの各全体が参照により本開示に組み込まれる。

【 0 0 8 3 】

放射された波 1 2 2 4 a、1 2 2 4 b、1 2 2 4 c は、標的とされる材料 (すなわち、それぞれ表面 1 2 0 5、第 1 重要構造 1 2 0 1 a、及び第 2 構造 1 2 0 1 b) から反射され得る。受信された波形 1 2 2 5 a、1 2 2 5 b、1 2 2 5 c は、図 1 6 で示した距離 d_{1a} 、 d_{2a} 、 d_{3a} 、 d_{1b} 、 d_{2b} 、 d_{2c} に起因して遅延することがある。

【 0 0 8 4 】

エミッタ 1 2 0 6 及び受信器 1 2 0 8 を個別に位置決め可能である (例えば、別個の手術デバイス 1 2 0 2 a、1 2 0 2 b 上で、及び / 又は別個のロボットアームによって制御される) 飛行時間センサシステム 1 2 0 4 において、様々な距離 d_{1a} 、 d_{2a} 、 d_{3a} 、 d_{1b} 、 d_{2b} 、 d_{2c} は、エミッタ 1 2 0 6 及び受信器 1 2 0 8 の既知の位置から算出することができる。例えば、手術デバイス 1 2 0 2 a、1 2 0 2 b がロボット制御されている際、位置は既知であり得る。エミッタ 1 2 0 6 と受信器 1 2 0 8 の位置、並びに、特定組織を標的とする光子ストリームの時間、及び、受信器 1 2 0 8 によって受信されたその特定の応答の情報に関する知識により、距離 d_{1a} 、 d_{2a} 、 d_{3a} 、 d_{1b} 、 d_{2b} 、 d_{2c} を決定できる。一態様では、遮蔽された重要構造 1 2 0 1 a、1 2 0 1 b までの距離は、透過波長を使用して三角測量することができる。光の速度は可視光又は不可視光の任意の波長に対して一定であるため、飛行時間センサシステム 1 2 0 4 は、様々な距離を決定することができる。

【 0 0 8 5 】

更に図 1 6 を参照すると、様々な例において、臨床医に提供されたビューでは、結果として生じる画像内の標的構造の質量中心が一定のままとなるように、すなわち、選択標的構造 1 2 0 3、1 2 0 1 a、又は 1 2 0 1 b の軸に垂直な平面内で、受信器 1 2 0 8 を回転させることができる。そのような向きは、重要構造に対して、1 つ以上の関連する距離及び / 又は視点を迅速に通信することができる。例えば、図 1 6 に示されるように、重要構造 1 2 0 1 a がビュー平面に垂直である (つまり、血管がページの内外に向いている) 視点から、手術部位が表示される。様々な例では、そのような向きは、デフォルト設定であり得る。しかしながら、ビューは、臨床医によって回転、あるいは、調節できる。特定の例では、臨床医は、撮像システムによって提供される手術部位の視点を画定する、異なる表面及び / 又は標的構造を切り替えることができる。

【 0 0 8 6 】

様々な例では、受信器 1 2 0 8 は、これを通じて手術デバイス 1 2 0 2 b が配置される

、例えば、トロカール 1210b などのトロカール又はカニューレ上に装着することができる。他の例では、受信器 1208 は、三次元位置が既知である別個のロボットアームに装着することができる。様々な例では、受信器 1208 は、手術デバイス 1202a を制御するロボットとは別個の可動アーム上に取り付けることができ、又は手術中ロボット座標平面に位置合わせ可能な手術室 (OR) 台に装着することができる。そのような例では、エミッタ 1206 及び受信器 1208 の位置は、飛行時間センサシステム 1204 の出力から距離を三角測量することができるように、同じ座標平面に位置合わせすることができる。

【0087】

飛行時間センサシステムとナノ秒の分解能を有する NIR 光の時間分解プロファイルを測定することが可能である、TOF - NIRS と呼ばれる近赤外分光法 (NIRS) との組み合わせは、その全体が参照により本明細書に組み込まれる、「TIME - OF - FLIGHT NEAR - INFRARED SPECTROSCOPY FOR NONDESTRUCTIVE MEASUREMENT OF INTERNAL QUALITY IN GRAPEFRUIT」と題する Journal of the American Society for Horticultural Science, May 2013 vol. 138 no. 3 225 ~ 228 の文献で見出すことができ、journal.ashspublications.org/content/138/3/225.full から閲覧できる。

【0088】

様々な例では、飛行時間スペクトル波形は、重要構造の深さ及び/又は手術デバイスの重要構造への近接度を決定するように構成されている。更に、本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、可視組織の表面に三次元レンダリングを作り出すように構成されている表面マッピングロジックを含む。そのような例では、可視組織により重要構造が遮断されても、臨床医は、重要構造への手術デバイスの近接度 (又は、近接していないこと) を認識することができる。一例では、手術部位のトポグラフィは、表面マッピングロジックによってモニタ上に提供される。重要構造が組織の表面に近い場合、スペクトル撮像は、臨床医に重要構造の位置を伝達することができる。例えば、スペクトル撮像は、表面の 5 mm 又は 10 mm 以内の構造を検出することができる。他の例では、スペクトル撮像は、組織の表面の 10 又は 20 mm 下方の構造を検出することができる。スペクトル撮像システムの既知の限界に基づいて、システムは、スペクトル撮像システムによって単純には検出されない場合、重要構造が範囲外であることを伝達するように構成される。したがって、臨床医は、手術デバイスを動かし続けること、及び/又は組織を操作し続けることができる。重要構造がスペクトル撮像システムの範囲内に移動すると、システムは構造を特定することができ、したがって、構造が範囲内にあることを通信することができる。そのような例では、構造が最初に特定され、かつ/又は既定の近接度の区域内に更に移動されたときに、アラートを提供することができる。そのような例では、既知の境界/範囲を有するスペクトル撮像システムによって重要構造が特定されない場合であっても、臨床医に近接度の情報 (すなわち、近接していないこと) を提供することができる。

【0089】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、手術中に、重要構造 (単数又は複数) の存在及び/又は近接度を特定し、不注意による切開及び/又は横切開によって重要構造 (単数又は複数) を損傷する前に臨床医に警告するように構成することができる。様々な態様では、手術可視化システムは、以下の重要構造、例えば、尿管、腸、直腸、神経 (横隔神経、反回神経 [RLN]、突起顔面神経、迷走神経、及びそれらの分枝部を含む)、血管 (肺及び肺葉の動脈及び静脈、下腸間膜動脈 [IMA] 及びそれらの分枝部、上直腸動脈、S 字結腸動脈、及び左結腸動脈を含む)、上腸間膜動脈 (SMA) 及びそれらの分枝部 (中結腸動脈、右結腸動脈、回腸結腸動脈を含む)、肝動脈及びそれらの分枝部、門脈及びそれらの分枝部、脾臓動脈/静脈及びそれらの分枝部、外腸骨血管及び内腸骨血管 (下腹部)、短胃動脈、子宮動脈、正中仙骨血管、並びにリンパ節のうちの 1 つ以上

を特定するように構成されている。更に、手術可視化システムは、手術デバイス（単数又は複数）の重要構造（単数又は複数）への近接度を示し、及び／又は、手術デバイス（単数又は複数）が重要構造に接近すると臨床医に警告するように構成されている。

【0090】

本開示の様々な態様は、手術中の重要構造の特定（例えば、尿管、神経、及び／又は血管の特定）及び器具接近モニタリングを提供する。例えば、本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、例えば、組織の表面の1.0～1.5cm下方などの組織の表面の下方の重要構造の可視化を可能にする、スペクトル撮像、及び手術器具追跡を含むことができる。他の例では、手術可視化システムは、組織の表面の1.0cm未満又は1.5cm超下方の構造を特定することができる。例えば、表面の0.2mm以内の構造しか特定できない手術可視化システムであっても、例えば、深さに起因して本来は見えない場合において、有益となり得る。様々な態様では、手術可視化システムは、例えば、可視組織の表面上の可視白色光画像オーバーレイとして重要構造を仮想表示することによって、臨床医のビューを拡張することができる。手術可視化システムは、手術器具の遠位先端部のリアルタイムな三次元空間追跡を提供することができ、手術器具の遠位先端が重要構造の特定の範囲内、例えば、重要構造の1.0cm以内などに移動すると、接近アラートを提供することができる。

10

【0091】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、重要構造に対して切開が近すぎることを特定することができる。温度（すなわち、重要構造を損傷／加熱／融解させるリスクがあり得る重要構造の付近で高温すぎることに）、及び／又は、張力（すなわち、重要構造を損傷させる／裂傷させる／引くリスクがあり得る重要構造の付近で張力が非常に高すぎることに）に基づいて、切開が重要構造に「近すぎる」となり得る。このような手術可視化システムは、例えば、結紮の前に血管周囲組織を剥離する（skeletonizing）際に、血管周囲の切開を容易にすることができる。様々な例では、赤外線カメラを利用して、手術部位の熱を読み取り、検出された熱及び器具から構造までの距離に基づいて警告を臨床医に提供することができる。例えば、器具の温度が既定閾値（例えば120°Fなど）を超える場合、アラートを、第1距離（例えば、10mmなど）で臨床医に提供することができる。器具温度が既定閾値以下である場合、アラートを、第2距離（例えば5mmなど）で臨床医に提供することができる。既定の閾値及び／又は警告距離は、デフォルト設定及び／又は臨床医によってプログラム可能であり得る。追加的に、又は、代替的に、接近アラートは、例えば、単極又は双極の切開器具、あるいは血管シーラの遠位ジョー内の熱を測定する熱電対などの、器具自体で行われる熱測定にリンクされ得る。

20

30

【0092】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、臨床医が、注意基準及び／又はデバイス安全データに基づいて、確信をもって迅速ではあるが安全な切開を進めることを可能にするために、重要構造に対する十分な感度と特異性を提供することができる。このシステムは、患者又は臨床医に対して最小限の電離放射線リスクで外科手術中の手術中にリアルタイムで機能することができ、様々な例では、患者又は臨床医に対する電離放射線リスクはない。逆に、蛍光透視処置において、患者及び臨床医（単数又は複数）は、例えば、解剖学的構造をリアルタイムで見るために利用されるX線ビームを介して電離放射線に曝露され得る。

40

【0093】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、例えば、手術デバイスの経路がロボット制御されるときなど、手術デバイスの前方経路内の1つ以上の所望の種類の重要構造を検出、及び特定するように構成することができる。追加的に、又は、代替的に、手術可視化システムは、例えば、手術デバイスの周囲領域及び／又は複数の平面／次元において、1つ以上の種類の重要構造を検出及び特定するように構成することができる。

【0094】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、容易に動作及び／又は解釈するこ

50

とができる。更に、様々な手術可視化システムは、臨床医がデフォルト設定及び／又は動作を上書きすること可能にする「オーバーライド」機能を組み込むことができる。例えば、臨床医は、手術可視化システムからのアラートを選択的にオフすることができ、かつ／又は、重要構造に対するリスクが、その領域を回避するリスクより低い場合（例えば、重要構造の周囲で癌を除去するとき、癌性組織を残すリスクは、重要構造の損傷のリスクよりも大きく成り得る場合）など、手術可視化システムによって示唆されるよりも重要構造に近づけることができる。

【 0 0 9 5 】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、手術システムに組み込むことができ、及び／又は、ワークフローに対する限定された影響を有する外科手術中に使用することができる。言い換えると、手術可視化システムの実装形態は、外科手術が実装される方法を変更しなくてよい。更に、手術可視化システムは、不注意による横切開によるコストと比較して経済的であり得る。データは、重要構造への不注意による損傷の低減を示しており、償還額の増加を促進することができる。

10

【 0 0 9 6 】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、臨床医が重要構造（単数又は複数）を予測することを可能にするために、リアルタイム、又はほとんどリアルタイムで、及び十分事前に動作することができる。例えば、手術可視化システムは、外科手術の効率を最大化するために、「減速、評価、及び回避」のため十分な時間を提供することができる。

【 0 0 9 7 】

20

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、組織に注入される造影剤又は染料を必要としなくてよい。例えば、スペクトル撮像は、造影剤又は染料を使用することなく、手術中に隠れた構造を可視化するように構成される。他の例では、造影剤は、他の可視化システムよりも組織の適切な層（単数又は複数）に注入するのが容易であり得る。造影剤の注入と重要構造の可視化との間の時間は、例えば、2時間未満であり得る。

【 0 0 9 8 】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、臨床データ及び／又は装置データとリンクされ得る。例えば、データは、外科医が損傷させたくない組織から、エネルギーを供給された手術デバイス（又は損傷させる可能性がある他のデバイス）をどのくらい近くにあるかについての境界を提供することができる。本明細書に開示される手術可視化システムとインターフェイスする任意のデータモジュールは、例えば、開腹処置又は腹腔鏡処置におけるスタンドアロンの手術デバイスとの使用を可能にするために、ロボットと一体的に又は別個に提供することができる。手術可視化システムは、様々な例では、ロボット手術システムと互換性があり得る。例えば、可視化画像／情報は、ロボットコンソール内に表示することができる。

30

【 0 0 9 9 】

様々な例では、臨床医は、手術具に対する重要構造の位置が分からないことがある。例えば、重要構造が組織に埋め込まれている場合、臨床医は、重要構造の位置の確認が不可能な場合がある。特定の例では、臨床医は、重要構造を取り囲む位置の範囲外に、及び／又は隠れた重要構造を覆う可視組織から離して、手術デバイスを維持することを望む場合がある。隠された重要構造の位置が不明である場合、臨床医は、重要構造に過度に接近させるリスクがあり、その結果、重要構造の不注意による外傷及び／若しくは切開が生じ、並びに／又は、重要構造付近での過度のエネルギー、熱、及び／若しくは張力をかける恐れがある。あるいは、臨床医は、重要構造の疑わしい位置から遠く離れすぎたまま留まっていることがあり、重要構造を回避しようと努力して、あまり望ましくない位置の組織に影響を及ぼすリスクもあり得る。

40

【 0 1 0 0 】

1つ以上の重要構造に対する手術デバイスの追跡を提示する、手術可視化システムが提供される。例えば、手術可視化システムは、重要構造に対する手術デバイスの近接度を追跡することができる。このような追跡は、手術中、リアルタイムで、及び／又はほとんど

50

リアルタイムで行われ得る。様々な例では、追跡データは、撮像システムのディスプレイスクリーン（例えばモニタ）を介して臨床医に提供することができる。

【 0 1 0 1 】

本開示の一態様では、手術可視化システムは、構造化光パターンを可視表面上に放射するように構成されているエミッタを備える手術デバイスと、埋め込まれた構造及び可視表面上の構造化光パターンを検出するように構成されているカメラを備える、撮像システムと、カメラ及び撮像システムと信号通信する制御回路と、を備え、制御回路は、手術デバイスから埋め込まれた構造までの距離を決定し、その距離を示す信号を撮像システムに提供するように構成されている。例えば、距離は、蛍光透視法によって光る重要構造までのカメラからの距離を計算することによって、カメラの複数のレンズ（例えば、左側レンズ及び右側レンズ）からの画像によって提供される照明された構造の三次元ビューに基づいて決定することができる。手術デバイスから重要構造までの距離は、例えば、手術デバイス及びカメラの既知の位置に基づいて三角測量することができる。埋め込まれた重要構造までの距離を決定するための代替的な手段が、本明細書で更に説明される。例えば、N I R 飛行時間距離センサを採用することができる。追加的に、又は、代替的に、手術可視化システムは、埋め込まれた重要構造に重なる／覆っている、可視組織までの距離を決定することができる。例えば、手術可視化システムは、隠れた重要構造を特定し、可視組織の表面上の線など、可視構造上に隠れた重要構造の概略を描くことによって、隠れた重要構造のビューを拡張することができる。手術可視化システムは更に、可視組織上の拡張された線までの距離を決定することができる。

【 0 1 0 2 】

本明細書に開示される様々な手術可視化システムによって提供されるように、隠された重要構造及び／又は可視構造までの手術デバイスの近接度に関する最新情報を臨床医に提供することによって、臨床医は、隠された重要構造に対する手術デバイスの配置について、より多くの情報に基づく判断を行うことができる。例えば、臨床医は、手術デバイスと重要構造との間の距離をリアルタイムに／手術中に見ることができ、特定の例には、手術デバイスが重要構造の既定の近接度、及び／又は区域内で移動される際、撮像システムによってアラート及び／又は警告を提供することができる。特定の例では、アラート及び／又は警告は、手術デバイスの軌道が、重要構造付近（例えば、重要構造の 1 mm、2 mm、5 mm、10 mm、20 mm 以上以内）において「飛行禁止」区域に衝突する可能性を示すときに提供することができる。そのような例では、重要構造の疑わしい位置、及びこの位置への手術デバイスの近接度に関する臨床医による監視を必要とせずに、臨床医は、外科手術を通して勢いを維持することができる。結果として、より少ない休止／中断、並びに／又は、改善された精度及び／若しくは確実性で、特定の外科手術をより迅速に実行することができる。一態様では、手術可視化システムを利用して、健康な組織から腫瘍／癌組織／病的組織を差別化するために、臓器内の組織の変異など、組織変異を検出することができる。このような手術可視化システムは、健康な組織の除去を最小限に抑えながら、病的組織の除去を最大化することができる。

【 0 1 0 3 】

手術用ハブシステム

本明細書に記載される様々な可視化システム、つまり、撮像システムは、図 17 ~ 図 19 に関連して例示され、以下で更に詳述されるような手術用ハブシステムへと組み込むことができる。

【 0 1 0 4 】

図 17 を参照すると、コンピュータ実装インタラクティブ手術システム 2100 は、1 つ以上の手術システム 2102 と、クラウドベースのシステム（例えば、ストレージデバイス 2105 に連結されたリモートサーバ 2113 を含み得るクラウド 2104）とを含む。各手術システム 2102 は、リモートサーバ 2113 を含み得るクラウド 2104 と通信する、少なくとも 1 つの手術用ハブ 2106 を含む。一例では、図 17 に示すように、手術システム 2102 は、可視化システム 2108 と、ロボットシステム 2110 と、

手持ち式インテリジェント手術器具 2 1 1 2 とを含み、これらは、互いに、及び / 又はハブ 2 1 0 6 と通信するように構成されている。いくつかの態様では、手術システム 2 1 0 2 は、M 個のハブ 2 1 0 6 と、N 個の可視化システム 2 1 0 8 と、O 個のロボットシステム 2 1 1 0 と、P 個の手持ち式インテリジェント手術器具 2 1 1 2 とを含んでもよく、M、N、O 及び P は 1 以上の整数である。

【 0 1 0 5 】

図 1 8 は、手術室 2 1 1 6 内の手術台 2 1 1 4 上に横たわっている患者に対して外科手術を実行するために使用されている手術システム 2 1 0 2 の例を示す。ロボットシステム 2 1 1 0 は、外科手術において手術システム 2 1 0 2 の一部として使用される。ロボットシステム 2 1 1 0 は、外科医のコンソール 2 1 1 8 と、患者側カート 2 1 2 0 (手術用ロボット) と、手術用ロボットハブ 2 1 2 2 とを含む。外科医が外科医のコンソール 2 1 1 8 を通じて手術部位を見る間、患者側カート 2 1 2 0 は、患者の身体の低侵襲切開部を通じて、少なくとも 1 つの着脱可能に連結された手術具 2 1 1 7 を操作することができる。手術部位の画像は医療用撮像デバイス 2 1 2 4 によって取得され、この医療用撮像デバイスは、撮像デバイス 2 1 2 4 を配向するように患者側カート 2 1 2 0 によって操作することができる。ロボットハブ 2 1 2 2 を使用して、手術部位の画像を処理し、その後、外科医のコンソール 2 1 1 8 を通じて、外科医に表示することができる。

10

【 0 1 0 6 】

他の種類のロボットシステムを、手術システム 2 1 0 2 と共に使用するように容易に適合させることができる。本開示と共に使用するために好適なロボットシステム手術具に関する様々な例は、本開示において参照により本明細書に組み込まれる様々な米国特許出願で記載されている。

20

【 0 1 0 7 】

クラウド 2 1 0 4 によって実行され、本開示と共に使用するために好適なクラウドベースの分析に関する様々な例は、本開示において参照により本明細書に組み込まれる様々な米国特許出願に記載されている。

【 0 1 0 8 】

様々な態様では、撮像デバイス 2 1 2 4 は、少なくとも 1 つの画像センサと、1 つ以上の光学構成要素とを含む。好適な画像センサとしては、電荷結合素子 (CCD) センサ及び相補型金属酸化膜半導体 (CMOS) センサが挙げられるが、これらに限定されない。

30

【 0 1 0 9 】

撮像デバイス 2 1 2 4 の光学構成要素は、1 つ以上の照明源、及び / 又は 1 つ以上のレンズを含んでもよい。1 つ以上の照明源は、術野の一部分を照明するように方向付けられてもよい。1 つ以上の画像センサは、組織及び / 又は手術器具から反射又は屈折された光を含む、術野から反射又は屈折された光を受信することができる。

【 0 1 1 0 】

1 つ以上の照明源は、可視スペクトル並びに不可視スペクトル内の電磁エネルギーを照射するように構成され得る。可視スペクトルは、場合によっては、光スペクトルや発光スペクトルとも称され、人間の目に見える (すなわち、人間の目によって検出することができる) 電磁スペクトルの一部分であり、可視光、又は単に光と称されることがある。典型的な人間の目は、空気中の約 3 8 0 n m ~ 約 7 5 0 n m の波長に応答する。

40

【 0 1 1 1 】

不可視スペクトル (すなわち、非発光スペクトル) は、可視スペクトルの下方及び上方に位置する (すなわち、約 3 8 0 n m 未満及び約 7 5 0 n m 超の波長の) 電磁スペクトルの一部分である。不可視スペクトルは、人間の目で検出可能ではない。約 7 5 0 n m を超える波長は、赤色可視スペクトルよりも長く、これらは不可視赤外線 (IR)、マイクロ波及び無線電磁放射線になる。約 3 8 0 n m 未満の波長は、紫色スペクトルよりも短く、これらは不可視紫外線、X 線及びガンマ線電磁放射線になる。

【 0 1 1 2 】

様々な態様では、撮像デバイス 2 1 2 4 は、低侵襲性処置において使用するように構成

50

されている。本開示と共に使用するために好適な撮像デバイスの例としては、関節鏡、血管鏡、気管支鏡、胆道鏡、結腸鏡、膀胱鏡、十二指腸鏡、腸鏡、食道胃十二指腸鏡（胃カメラ）、内視鏡、喉頭鏡、鼻咽喉 - 腎盂鏡、S 状結腸鏡、胸腔鏡、及び尿管鏡が挙げられるが、これらに限定されない。

【0113】

一態様では、撮像デバイスは、トポグラフィと下にある構造とを区別するためにマルチスペクトルモニタリングを採用する。マルチスペクトル画像は、電磁スペクトル全体から特定の波長範囲内の画像データを取り込むものである。波長は、フィルタによって、又は可視光範囲を超える周波数、例えば、IR、及び紫外からの光を含む特定の波長に対する感度を有する器具を使用することによって分離することができる。スペクトル撮像により、人間の目がもつ赤、緑、青の受容体では取り込むことができない追加情報を抽出することが可能にある。マルチスペクトル撮像の使用については、本開示において参照により本明細書に組み込まれる様々な米国特許出願に記載されている。マルチスペクトルモニタリングは、処置された組織に対して上述の試験のうちの1つ以上を実行するための手術タスクが完了した後に術野を再配置するのに有用なツールであり得る。

10

【0114】

いかなる外科手術においても手術室及び手術機器の厳格な滅菌が必要であることは自明である。「手術現場」、すなわち、手術室又は処置室において要求される厳格な衛生条件及び滅菌条件は、全ての医療デバイス装置及び機器の可能な最も高い滅菌性を必要とする。上記の滅菌プロセスの一部としては、撮像デバイス2124並びにその付属品及び構成要素を含む、患者と接触する、又は滅菌野に侵入するあらゆるものを滅菌する必要性が挙げられる。滅菌野は、トレイ内又は滅菌タオル上などの微生物を含まないと見なされる特定の領域と見なされ得ること、あるいは滅菌野は、外科手術の準備が整った患者の直ぐ周囲の領域と見なされ得ることは理解されよう。滅菌野は、適切な衣類を着用した洗浄済みのチーム構成員、並びにその領域内の全ての備品及び固定具を含み得る。様々な態様では、可視化システム2108は、図18に示すように、滅菌野に対して戦略的に配置される1つ以上の撮像センサと、1つ以上の画像処理ユニットと、1つ以上のストレージアレイと、1つ以上のディスプレイとを含む。一態様では、可視化システム2108は、HL7、PACS及びEMR用のインターフェイスを含む。可視化システム2108の様々な構成要素は、本開示において参照により本明細書に組み込まれる様々な米国特許出願に記載されている。

20

30

【0115】

図18に示すように、一次ディスプレイ2119は、手術台2114のオペレータに見えるように滅菌野に配置される。加えて、可視化タワー21121が、滅菌野の外に配置される。可視化タワー21121は、互いに反対側を向いている第1非滅菌ディスプレイ2107、及び第2非滅菌ディスプレイ2109を含む。ハブ2106によって誘導される可視化システム2108は、ディスプレイ2107、2109及び2119を利用して、滅菌野の内側及び外側のオペレータへの情報フローを調整するように構成されている。例えば、ハブ2106は、可視化システム2108に、一次ディスプレイ2119上に手術部位のライブ映像を維持しながら、撮像デバイス2124によって記録される手術部位のスナップショットを非滅菌ディスプレイ2107又は2109に表示させることができる。非滅菌ディスプレイ2107又は2109上のスナップショットにより、例えば、非滅菌オペレータが、外科手術に関連する診断工程を実行することを可能にすることができる。

40

【0116】

一態様では、ハブ2106は、可視化タワー21121にいる非滅菌オペレータによって入力された診断入力又はフィードバックを滅菌野内の一次ディスプレイ2119に送り、これを手術台にいる滅菌オペレータが見ることができるようにも構成されている。一例では、入力は、ハブ2106によって一次ディスプレイ2119に送ることができる、非滅菌ディスプレイ2107又は2109上に表示されるスナップショットへの修正の形態であり得る。

50

【 0 1 1 7 】

図 1 8 を参照すると、手術器具 2 1 1 2 は、外科手術において手術システム 2 1 0 2 の一部として使用されている。ハブ 2 1 0 6 は、本開示において参照により組み込まれる様々な米国特許出願で記載されているように、手術器具 2 1 1 2 のディスプレイに合わせて情報フローを調整するようにも構成されている。可視化タワー 2 1 1 2 1 にいる非滅菌オペレータによって入力される診断入力又はフィードバックは、ハブ 2 1 0 6 によって滅菌野内の手術器具ディスプレイ 2 1 1 5 に送ることができ、これを手術器具 2 1 1 2 のオペレータが見ることができる。手術システム 2 1 0 2 と共に使用するために好適な例示的な手術器具は、本開示において参照により本明細書に組み込まれる様々な米国特許出願に記載されている。

10

【 0 1 1 8 】

図 1 9 は、コンピュータ実装インタラクティブ手術システム 2 2 0 0 を示す。コンピュータ実装インタラクティブ手術システム 2 2 0 0 は、多くの点で、コンピュータ実装インタラクティブ手術システム 2 1 0 0 と類似している。各手術システム 2 2 0 0 は、リモートサーバ 2 2 1 3 を含み得るクラウド 2 2 0 4 と通信する少なくとも 1 つの手術用ハブ 2 2 3 6 を含む。一態様では、コンピュータ実装インタラクティブ手術システム 2 2 0 0 は、例えば、インテリジェント手術器具、ロボット、及び手術室内にある他のコンピュータ化デバイスなどの複数の手術現場デバイスに接続された手術用ハブ 2 2 3 6 を備える。手術用ハブ 2 2 3 6 は、手術用ハブ 2 2 3 6 をクラウド 2 2 0 4 及び / 又はリモートサーバ 2 2 1 3 に通信可能に連結するための通信インターフェイスを含む。図 1 9 の実施例に示すように、手術用ハブ 2 2 3 6 は、内視鏡 2 2 3 9 に連結されている撮像モジュール 2 2 3 8、エネルギーデバイス 2 4 2 1 に連結される発生器モジュール 2 2 4 0、煙排出器モジュール 2 2 2 6、吸引 / 灌注モジュール 2 2 2 8、通信モジュール 2 2 3 0、プロセッサモジュール 2 2 3 2、ストレージレイ 2 2 3 4、任意選択でディスプレイ 2 2 3 7 に連結されているスマートデバイス / 器具 2 2 3 5、並びに、非接触センサモジュール 2 2 4 2 に連結される。手術現場デバイスは、手術用ハブ 2 2 3 6 を介してクラウドコンピューティングリソース、及びデータストレージに連結されている。ロボットハブ 2 2 2 2 もまた、手術用ハブ 2 2 3 6 及びクラウドコンピューティングリソースに接続され得る。本明細書に記載されるように、とりわけ、デバイス / 器具 2 2 3 5、可視化システム 2 2 0 9 が、有線通信又は無線通信の規格又はプロトコルを介して、手術用ハブ 2 2 3 6 に連結することができる。手術用ハブ 2 2 3 6 は、撮像モジュール、デバイス / 器具ディスプレイ、及び / 又は他の可視化システム 2 0 8 から受信された画像を表示、及び重ね合わせるためにハブディスプレイ 2 2 1 5 (例えば、モニタ、スクリーン) に連結することができる。ハブディスプレイはまた、モジュール式制御タワーに接続されたデバイスから受信されたデータを、画像及び重ね合わせられた画像と共に表示してもよい。

20

30

【 0 1 1 9 】

状況認識

本明細書に記載される様々な可視化システム、又は可視化システムの態様は、手術用ハブ 2 1 0 6、2 2 3 6 (図 1 7 ~ 図 1 9) によって具現化あるいは実行することができる状況認識システムの一部として利用することができる。具体的に言えば、手術器具、又は他の手術デバイス (これらの位置、向き、アクションを含む)、組織、構造、ユーザ、並びに、術野又は手術室内に位置する他のものを特性評価し、特定し、かつ / 又は可視化すると、状況認識システムによって利用され、外科手術の種類又は実行されている工程、外科医によって操作されている組織 (単数又は複数) 及び / 又は構造 (単数又は複数) の種類などを推測することができるコンテキストデータを提供することができる。次に、このコンテキストデータは、状況認識システムによって利用されて、ユーザへのアラートの提供、ユーザが行うべき後続の工程又はアクションの示唆、手術デバイスの利用を予測した準備 (例えば、電気手術器具が外科手術の後の工程で利用されることを予測して、電気手術用発生器を起動する)、手術器具のインテリジェントな制御 (例えば、各患者の特定の健康プロファイルに基づく、手術器具の動作パラメータのカスタマイズ) などを可能にし

40

50

得る。

【0120】

検知されたデータに応答する制御アルゴリズムを含む「インテリジェント」デバイスは、検知されたデータを考慮せずに動作する「データ処理能力のない(dumb)」デバイスに対する改善を加え得るが、いくつかの検知されたデータは、単独で考慮される場合、すなわち、実行されている外科手術の種類、又は手術されている組織の種類のコンテキストなしには、不完全又は決定的ではない可能性がある。手術コンテキストについて知らなければ(例えば、手術されている組織の種類又は実行されている処置の種類について知らなければ)、制御アルゴリズムは、コンテキストのない特定の検知されたデータでは、モジュール式デバイスを不正確に、あるいは最適ではなく制御し得る。モジュール式デバイスは、可視化システムデバイス(例えば、カメラ、又はディスプレイスクリーン)、手術器具(例えば、超音波手術器具、電気手術器具、あるいは手術用ステープラ)、並びに、他の手術デバイス(例えば、煙排出器)などの状況認識システムで制御可能な任意の手術デバイスを含むことができる。例えば、特定の検知されたパラメータに responding して手術器具を制御するための制御アルゴリズムの最適な様式は、手術されている特定の組織の種類に応じて変動し得る。これは、異なる組織の種類が異なる特性(例えば、引き裂きに対する抵抗力)を有し、そのため、手術器具によってとられたアクションに対して異なって応答するという事実に起因するものである。したがって、特定のパラメータについて同じ測定値が検知された場合であっても、手術器具が異なるアクションをとることが望ましいことがある。1つの具体的な例として、器具がそのエンドエフェクタを閉鎖するための予想外に高い力を検知することに応じて、手術用ステープリング及び切断用器具を制御する最適な様式は、組織種類が引き裂きの影響を受けやすいか、又はこれに耐性があるかによって異なる。肺組織など、引き裂きの影響を受けやすい組織の場合、器具の制御アルゴリズムは、組織の引き裂きを回避するために、閉鎖するための予想外に高い力に応じてモータを最適に減速させる。胃組織など、引き裂きに耐性がある組織の場合、器具の制御アルゴリズムは、エンドエフェクタが組織に適切にクランプされることを確実にするために、閉鎖するための予想外に高い力に応じてモータを最適に加速させる。肺組織がクランプされているのか、胃組織がクランプされているのかが分かなければ、制御アルゴリズムは、最適ではない判断を行う可能性がある。

【0121】

1つの解決策は、様々なデータソースから受信されたデータに基づいて実行されている外科手術に関する情報を導出し、次いで、ペアリングされたモジュール式デバイスを適宜制御するように構成されているシステムを含む、手術用ハブを利用する。言い換えると、手術用ハブは、受信されたデータから外科手術に関する情報を推測し、次いで、外科手術について推測されたコンテキストに基づいて、手術用ハブとペアリングされたモジュール式デバイスを制御するように構成されている。図20は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、状況認識手術システム2400の図を示す。いくつかの例示では、データソース2426は、例えば、モジュール式デバイス2402(患者及び/又はモジュール式デバイス自体に関連付けられたパラメータを検出するように構成されたセンサを含み得る)、データベース2422(例えば、患者記録を含むEMRデータベース)、及び患者モニタリングデバイス2424(例えば、血圧(BP)モニタ、及び心電図(EKG)モニタ)を含む。

【0122】

手術用ハブ2404は、多くの点において、ハブ106と類似していてもよく、例えば、受信されたデータの特定の組み合わせ(単数又は複数)、又はデータソース2426からデータが受信される特定の順序に基づいて、外科手術に関するコンテキスト情報をデータから導出するように構成することができる。受信されたデータから推測されるコンテキスト情報は、例えば、実施される外科手術の種類、外科医が実行している外科手術の特定の工程、手術されている組織の種類、又は処置の対象である体腔を含むことができる。受信されたデータから外科手術に関する情報を導出又は推測するための手術用ハブ2404の

いくつかの態様に係わるこの機能は、「状況認識」と称することもある。一例示では、手術用ハブ2404は、受信されたデータから外科手術に関連するコンテキスト情報を導出する手術用ハブ2404に関連付けられたハードウェア及び/又はプログラミングである状況認識システムを組み込むことができる。

【0123】

手術用ハブ2404の状況認識システムは、様々な異なる方法でデータソース2426から受信されたデータから、コンテキスト情報を導出するように構成することができる。一例示では、状況認識システムは、様々な入力（例えば、データベース2422、患者モニタリングデバイス2424、及び/又はモジュール式デバイス2402からのデータ）を、外科手術に関する対応するコンテキスト情報と相関させるために、訓練データで訓練されたパターン認識システム、又は機械学習システム（例えば、人工ニューラルネットワーク）を含む。言い換えると、機械学習システムは、提供された入力から外科手術に関するコンテキスト情報を正確に導出するように訓練することができる。別の例示では、状況認識システムは、外科手術に関する事前に特性評価されたコンテキスト情報を、そのコンテキスト情報に対応する1つ以上の入力（又は、入力の範囲）と関連付けて記憶する、ルックアップテーブルを含むことができる。1つ以上の入力による問い合わせに応答して、ルックアップテーブルは、モジュール式デバイス2402を制御するために状況認識システムの対応するコンテキスト情報を返すことができる。一例示では、手術用ハブ2404の状況認識システムによって受信されたコンテキスト情報は、1つ以上のモジュール式デバイス2402の特定の制御調節、又は一連の制御調節に関連付けられる。別の例示では、状況認識システムは、コンテキスト情報を入力として提供された際、1つ以上のモジュール式デバイス2402の1つ以上の制御調節を生成又は読み出す、更なる機械学習システム、ルックアップテーブル、又は他のそのようなシステムを含む。

【0124】

状況認識システムを組み込む手術用ハブ2404は、手術システム2400に多くの利点をもたらす。1つの利点は、検知及び収集されたデータの解釈を改善することを含み、これは、外科手術の過程中的処理精度、及び/又はデータの使用を改善させる。以前の例に戻ると、状況認識手術用ハブ2404は、どの種類の組織が手術されているかを判定することができるので、したがって、手術器具のエンドエフェクタを閉鎖するための予想外に高い力が検出されると、状況認識手術用ハブ2404は、組織種類に合わせて手術器具のモータを正しく加速、あるいは減速させることができる。

【0125】

別の実施例として、手術されている組織の種類は、特定の組織間隙測定用の手術用ステープリング及び切断用器具の圧縮速度と負荷閾値になされる調節に影響を及ぼし得る。状況認識手術用ハブ2404は、実行されている外科手術が胸部手術であるのか、又は腹部手術であるのかを推測することができ、これにより、手術用ハブ2404は、手術用ステープリング及び切断用器具のエンドエフェクタによってクランプされている組織が肺であるのか（胸部手術の場合）、又は胃であるのか（腹部手術の場合）を決定することができる。次いで、手術用ハブ2404は、手術用ステープリング及び切断用器具の圧縮速度及び負荷閾値を、組織の種類に合わせて適切に調節することができる。

【0126】

更に別の実施例として、送気処置中に手術されている体腔の種類は、煙排出器の機能に影響を及ぼし得る。状況認識手術用ハブ2404は、手術部位が（外科手術が送気を利用して判定することによって）圧力下にあるかどうかを判定し、処置種類を決定することができる。一般に、ある処置種類が特定の体腔内で実行されるので、手術用ハブ2404は、手術されている体腔に合わせて適切に煙排出器のモータ速度を制御することができる。かくして、状況認識手術用ハブ2404は、胸部手術及び腹部手術の両方用に一貫した量の煙排出を提供し得る。

【0127】

更に別の実行例として、実行されている処置の種類は、超音波手術器具、又は高周波（

10

20

30

40

50

R F) 電気手術器具が動作するのに最適なエネルギーレベルに影響を及ぼし得る。例えば、関節鏡処置では、超音波手術器具、又は R F 電気手術器具のエンドエフェクタが流体中に浸漬されるので、より高いエネルギーレベルを必要とする。状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科手術が関節鏡処置であるかどうかを決定することができる。次いで、手術用ハブ 2 4 0 4 は、流体充填環境を補償するために、発生器の R F 電力レベル又は超音波振幅（すなわち、「エネルギーレベル」）を調節することができる。関連して、手術されている組織の種類は、超音波手術器具又は R F 電気手術器具が動作するのに最適なエネルギーレベルに影響を及ぼし得る。状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、どの種類の外科手術が実行されているかを決定し、次いで、外科手術について予想される組織形状に従って、超音波手術器具又は R F 電気手術器具のエネルギーレベルをそれぞれカスタマイズすることができる。更に、状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、単に処置ごとにではなく、外科手術の過程にわたって、超音波手術器具又は R F 電気手術器具のエネルギーレベルを調節するように構成することができる。状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科手術のどの工程が実行されているか、又は引き続き実行されるかを決定し、次いで、発生器、及び / 又は超音波手術器具若しくは R F 電気手術器具の制御アルゴリズムを更新して、外科手術の工程に従って予想される組織種類に適切な値までエネルギーレベルを設定することができる。

10

【 0 1 2 8 】

更に別の例として、手術用ハブ 2 4 0 4 が 1 つのデータソース 2 4 2 6 から導き出される結論を改善するために、追加のデータソース 2 4 2 6 からデータを導出することも可能である。状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、モジュール式デバイス 2 4 0 2 から受信したデータを、他のデータソース 2 4 2 6 から外科手術に関して構築したコンテキスト情報で強化し得る。例えば、状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、医療用撮像デバイスから受信されたビデオ又は画像データに従って、止血が行われたかどうか（すなわち、手術部位での出血が止まったかどうか）を決定するように構成することができる。しかしながら、場合によっては、ビデオ又は画像データは、決定的ではない可能性がある。したがって、一例示では、手術用ハブ 2 4 0 4 は、生理学的測定（例えば、手術用ハブ 2 4 0 4 へと通信可能に接続された B P モニタで検知された血圧）を、（例えば、手術用ハブ 2 4 0 4 へと通信可能に連結された医療用撮像デバイス 1 2 4（図 2）からの）止血の視覚データ又は画像データと比較して、ステープルライン又は組織溶着の完全性に関する決定を行うように更に構成することができる。言い換えると、手術用ハブ 2 4 0 4 の状況認識システムは、生理学的測定データを考慮して、可視化データを分析する際に追加のコンテキストを提供することができる。追加のコンテキストは、可視化データがそれ自体では決定的ではないか、又は不完全であり得る場合に有用となり得る。

20

30

【 0 1 2 9 】

別の利点としては、外科手術の過程中に医療従事者が手術システム 2 4 0 0 と相互作用する又はこれを制御するために必要とされる回数を低減するために、実行されている外科手術の特定の工程に従って、ペアリングされたモジュール式デバイス 2 4 0 2 を積極的かつ自動的に制御することが挙げられる。例えば、状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、処置の後続の工程で器具の使用が必要とされると判定された場合に、R F 電気手術器具が接続されている発生器を積極的に起動させることができる。エネルギー源を積極的に起動することにより、処置の先行する工程が完了すると直ぐに器具を使用準備完了にすることができる。

40

【 0 1 3 0 】

別の実施例として、状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科医が見る必要があると予想される手術部位の形状部（単数又は複数）に従って、外科手術の現工程、又は後続の工程が、ディスプレイ上の異なるビューや倍率を必要とするかどうかを決定することができる。次いで、手術用ハブ 2 4 0 4 は、表示されたビュー（例えば、可視化システム 1 0 8 用に医療用撮像デバイスから供給される）を適切に積極的に変更することができ、これにより、ディスプレイは外科手術にわたって自動的に調節する。

【 0 1 3 1 】

50

更に別の例として、状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科手術のどの工程が実行されているか、又は次に実行されるか、及び特定のデータ又はデータ同士の比較が外科手術の該当工程に必要とされるかどうかを決定することができる。手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科医が特定の情報を尋ねるのを待つことなく、実行されている外科手術の工程に基づいて、データスクリーンを自動的に呼び出すように構成することができる。

【 0 1 3 2 】

別の利点としては、外科手術のセットアップ中、又は外科手術の過程中にエラーをチェックすることが挙げられる。例えば、状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、手術現場が、実行されるべき外科手術用に適切に又は最適にセットアップされているかどうかを決定することができる。手術用ハブ 2 4 0 4 は、実行されている外科手術の種類を決定し、対応するチェックリスト、製品位置、又はセットアップ要件を（例えば、メモリから）読み出し、次いで、現在の手術現場のレイアウトを、実行されていると手術用ハブ 2 4 0 4 が決定した外科手術の種類の標準レイアウトと比較するように構成することができる。一例示では、手術用ハブ 2 4 0 4 は、例えば、好適なスキャナでスキャンされた処置のための物品のリスト、及び / 又は手術用ハブ 2 4 0 4 とペアリングされるデバイスのリストを、所与の外科手術用の物品及び / 若しくはデバイスの推奨又は予測される目録と比較するように構成することができる。リスト同士に分断が存在する場合、手術用ハブ 2 4 0 4 は、特定のモジュール式デバイス 2 4 0 2、患者モニタリングデバイス 2 4 2 4、及び / 又は他の手術用物品が欠落していることを示すアラートを提供するように構成することができる。一例示では、手術用ハブ 2 4 0 4 は、例えば、近接センサによってモジュール式デバイス 2 4 0 2 及び患者モニタリングデバイス 2 4 2 4 の相対距離又は相対位置を決定するように構成することができる。手術用ハブ 2 4 0 4 は、デバイスの相対位置を、特定の外科手術用に推奨又は予測されるレイアウトと比較することができる。レイアウト同士に分断が存在する場合、手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科手術の現在のレイアウトが推奨レイアウトから逸脱していることを示すアラートを提供するように構成することができる。

【 0 1 3 3 】

別の例として、状況認識手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科医（又は、他の医療従事者）が誤りを犯しているかどうか、又は外科手術の過程中に予想される一連のアクションから逸脱しているかどうかを決定することができる。例えば、手術用ハブ 2 4 0 4 は、実行されている外科手術の種類を決定し、機器使用の工程又は順序の対応リストを（例えば、メモリから）読み出し、次いで、外科手術の過程中に実行されている工程又は使用されている機器を、手術用ハブ 2 4 0 4 が実行されていると判定した外科手術の種類について予想される工程、又は機器と比較するように構成することができる。一例示では、手術用ハブ 2 4 0 4 は、外科手術における特定の工程で想定外のアクションが実行されているか、又は想定外のデバイスが利用されていることを示すアラートを提供するように構成することができる。

【 0 1 3 4 】

全体的に、手術用ハブ 2 4 0 4 用の状況認識システムは、各外科手術の特定のコンテキスト用に手術器具（及び、他のモジュール式デバイス 2 4 0 2）を調節し（例えば、異なる組織種類に合わせて調節する）、外科手術中のアクションを検証することによって、外科手術の転帰を改善させる。また、状況認識システムは、処置の特定のコンテキストに従って、次の工程を自動的に示唆し、データを提供し、手術現場内のディスプレイ及び他のモジュール式デバイス 2 4 0 2 を調節することによって、外科手術を実行する際の外科医の効率を改善する。

【 0 1 3 5 】

ここで図 2 1 を参照すると、例えば、手術用ハブ 1 0 6、又は 2 0 6（図 1 ~ 図 1 1）などのハブの状況認識を示すタイムライン 2 5 0 0 が示されている。タイムライン 2 5 0 0 は、例示的な外科手術と、外科手術の各工程でデータソースから受信されたデータから手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 が導出することができるコンテキスト情報と、を示す。タイムライン 2 5 0 0 は、手術現場のセットアップで始まり、患者を術後回復室に移送すること

10

20

30

40

50

で終了する肺区域切除手術の過程中に、看護師、外科医及び他の医療従事者がとるであろう一般的な工程を示す。

【0136】

状況認識手術用ハブ106、206は、外科手術の過程を通じて、医療従事者が手術用ハブ106、206とペアリングされているモジュール式デバイスを利用する度に生成されるデータを含むデータを、データソースから受信する。手術用ハブ106、206は、ペアリングされたモジュール式デバイス及び他のデータソースから、このデータを受信し、任意の所与の時間に処置のどの工程が実行されているかなどの、新たなデータが受信されると、進行中の処置に関する推測（すなわち、コンテキスト情報）を継続的に導出することができる。手術用ハブ106、206の状況認識システムは、例えば、レポートを生成するために処置に関するデータを記録すること、医療従事者が実施している工程を検証すること、特定の手術工程に関連し得るデータ又はプロンプトを（例えば、ディスプレイスクリーンを介して）提供すること、コンテキストに基づいてモジュール式デバイスを調節すること（例えば、モニタを起動する、医療用撮像デバイスの視野（FOV）を調節する、又は超音波手術器具若しくはRF電気手術器具のエネルギーレベルを変更する、など）、及び上述の任意の他のこれらのアクションを行うことが可能である。

10

【0137】

この例示的な処置における第1工程2502として、病院職員は、病院のEMRデータベースから、患者のEMRを読み出す。EMRにおける選択患者データに基づいて、手術用ハブ106、206は、実行されるべき処置が胸部手術であると判定する。

20

【0138】

第2工程2504で、職員は、処置のために到着した医療物資をスキャンする。手術用ハブ106、206は、スキャンされた物資を様々な種類の処置において利用される物資のリストと相互参照し、物資の組み合わせが、胸部処置に一致することを確認する。更に、手術用ハブ106、206はまた、（到着した物資が、胸部ウェッジ手術に必要な特定の物資を含まないか、又は別の点で胸部ウェッジ手術に対応していないかのいずれかであることを理由に）手術がウェッジ処置ではないと判定することもできる。

【0139】

第3工程2506で、医療従事者は、手術用ハブ106、206に通信可能に接続されたスキャナを介して患者バンドをスキャンする。次いで、手術用ハブ106、206は、スキャンされたデータに基づいて患者の識別情報を確認することができる。

30

【0140】

第4工程2508で、医療スタッフが補助機器をオンにする。利用されている補助機器は、外科手術の種類、及び外科医が使用する技術に従って変動し得るが、この例示的なケースでは、排煙器、送気器及び医療用撮像デバイスが挙げられる。補助機器が起動されると、モジュール式デバイスである補助機器は、その初期化プロセスの一部として、モジュール式デバイスの特定の近傍内に位置する手術用ハブ106、206と自動的にペアリングすることができる。次いで、手術用ハブ106、206は、この術前段階又は初期化段階中にペアリングされるモジュール式デバイスの種類を検出することによって、外科手術に関するコンテキスト情報を導出することができる。この特定の例では、手術用ハブ106、206は、ペアリングされたモジュール式デバイスのこの特定の組み合わせに基づいて、外科手術がVATS手術であると判定する。患者のEMRからのデータと、処置において使用されるべき医療物資のリストと、ハブに接続するモジュール式デバイスの種類との組み合わせに基づいて、手術用ハブ106、206は一般に、外科チームが実行する特定の処置を推測することができる。手術用ハブ106、206が、どの特定の処置が実行されているかを認識すると、次いで、手術用ハブ106、206は、メモリから又はクラウドから、その手術の工程を読み出し、次いで、接続されたデータソース（例えば、モジュール式デバイス、及び患者モニタリングデバイス）から引き続き受信するデータを相互参照して、外科手術のどの工程を手術チームが実行しているかを推測することができる。

40

【0141】

50

第5工程2510で、職員は、EKG電極及び他の患者モニタリングデバイスを患者に取り付ける。EKG電極及び他の患者モニタリングデバイスは、手術用ハブ106、206とペアリングすることができる。手術用ハブ106、206が患者モニタリングデバイスからデータの受信を開始すると、手術用ハブ106、206は患者が手術現場にいることを確認する。

【0142】

第6工程2512で、医療従事者は患者に麻酔をかける。手術用ハブ106、206は、例えば、EKGデータ、血圧データ、人工呼吸器データ又はこれらの組み合わせを含む、モジュール式デバイス、及び/又は患者モニタリングデバイスからのデータに基づいて、患者が麻酔下にあることを推測することができる。第6工程2512が完了すると、肺区域切除手術の術前部分が完了し、手術部が開始する。

10

【0143】

第7工程2514、手術されている患者の肺を虚脱する（一方で、換気を対側肺に切り替える）。手術用ハブ106、206は、例えば、患者の肺が虚脱されたことを人工呼吸器データから推測することができる。手術用ハブ106、206は、患者の肺が虚脱したのを検出したことを、処置の予想される工程（事前にアクセス又は読み出すことができる）と比較することができるので、処置の手術部分が開始されたと推測し、これによって、肺を虚脱させることがこの特定の処置における第1手術工程であると判定することができる。

【0144】

20

第8工程2516で、医療用撮像デバイス（例えば、スコープ）を挿入し、医療用撮像デバイスからのビデオ撮影を開始する。手術用ハブ106、206は、医療用撮像デバイスへの接続を通じて、医療用撮像デバイスデータ（すなわち、ビデオデータ又は画像データ）を受信する。医療用撮像デバイスデータを受信すると、手術用ハブ106、206は、外科手術の腹腔鏡部が開始したと判定することができる。更に、手術用ハブ106、206は、実行されている特定の処置が、肺葉切除術ではなく、区域切除術であると判定することができる（手術の第2工程2504で受信したデータに基づいて、ウェッジ手術は手術用ハブ106、206によって、既にその可能性がないと判定されていることに留意されたい）。医療用撮像デバイス124（図2）からのデータを利用して、患者の解剖学的構造の可視化に関して医療用撮像デバイスが向けられる角度を決定すること、利用されている（すなわち、起動され、手術用ハブ106、206とペアリングされている）医療用撮像デバイスの数を監視すること、及び、利用される可視化デバイスの種類を監視することを含めて、いくつかの異なる方法で実行されている処置の種類に関するコンテキスト情報を決定することができる。例えば、VATS肺葉切除術を実行するための1つの技術は、カメラを患者の胸腔の前下方角部の横隔膜上方に配置するが、他方、VATS区域切除術を実行するための1つの技術は、カメラを、区域裂に対して前方の肋間位置に配置する。状況認識システムは、例えば、パターン認識技術又は機械学習技術を使用して、患者の解剖学的構造の可視化に従って、医療用撮像デバイスの位置を認識するように訓練することができる。別の例として、VATS肺葉切除術を実行するための1つの技術は、単一の医療用撮像デバイスを利用するが、VATS区域切除術を実行するための別の技術は複数のカメラを利用する。更に別の例として、VATS区域切除術を実行するための1つの技術は、区域裂を可視化するために赤外線光源（可視化システムの一部として手術用ハブへと通信可能に連結できる）を利用するが、これはVATS肺葉切除術では利用されない。医療用撮像デバイスからのこのデータのいずれか又は全てを追跡することによって、手術用ハブ106、206は、実行されている特定の種類の外科手術、及び/又は特定の種類の外科手術に使用されている技術を判定することができる。

30

40

【0145】

第9工程2518で、手術チームは、処置の切開工程を開始する。手術用ハブ106、206は、エネルギー器具が発射されていることを示すデータをRF又は超音波発生器から受信するので、外科医が患者の肺を切開して、動かすプロセスにあると推測することが

50

できる。手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 は、受信されたデータを外科手術の読み出しされた工程と相互参照して、プロセスのこの時点（すなわち、上述された処置の工程が完了した後）で発射されているエネルギー器具が、切開工程に対応していると判定することができる。特定の例では、エネルギー器具は、ロボット手術システムのロボットアームに装着されたエネルギー器具であり得る。

【 0 1 4 6 】

第 1 0 工程 2 5 2 0 で、手術チームは、処置の結紮工程に進む。手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 は、手術用ステープリング及び切断用器具から、その器具が発射されていることを示すデータを受信するので、外科医が現在、動脈及び静脈を結紮していると推測することができる。前工程と同様に、手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 は、手術用ステープリング及び切断用器具からのデータの受信を、プロセスの読み出しされた工程と相互参照することによって、この推測を導出することができる。特定の例では、手術器具は、ロボット手術システムのロボットアームに装着された手術具であり得る。

10

【 0 1 4 7 】

第 1 1 工程 2 5 2 2 では、処置の区域切除部が実行される。手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 は、そのカートリッジからのデータを含む、手術用ステープリング及び切断用器具からのデータに基づいて、外科医が実質を横切開していると推測することができる。カートリッジのデータは、例えば、器具によって発射されているステープルのサイズ又はタイプに対応することができる。異なる種類のステープルが異なる種類の組織に利用されるので、カートリッジのデータは、ステープリング及び / 又は横切開されている組織の種類を示すことができる。この場合、発射されているステープルの種類は実質（又は他の同様の組織種類）に利用され、それにより、手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 は、処置の区域切除部が実行されていると推測することが可能になる。

20

【 0 1 4 8 】

続いて、第 1 2 工程 2 5 2 4 で、結節切開工程が実行される。手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 は、R F 又は超音波器具が発射されていることを示す発生器から受信されたデータに基づいて、手術チームが結節を切開し、漏れ試験を実行していると推測することができる。この特定の処置の場合、実質組織が横切開された後に利用されている R F 又は超音波器具は、結節切開工程に対応しており、それにより、手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 が上記の推測を行うことが可能となる。異なる器具が特定のタスクに対してより良好に適合するので、外科医が、処置中の特定の工程に応じて、手術用ステープリング / 切断器具と手術用エネルギー（すなわち、R F 又は超音波）器具とを、定期的に交互に切り替えることに留意されたい。したがって、ステープリング器具 / 切断器具及び手術用エネルギー器具が使用される特定のシーケンスは、外科医が処置のどの工程を実行しているかを示すことができる。更に、特定の例では、外科手術における 1 つ以上の工程にロボットツールを利用することができ、かつ / 又は外科手術における 1 つ以上の工程に手持ち式手術器具を利用することができる。外科医（単数又は複数）は、例えば、ロボットツールと手持ち式手術器具とを交互に使用することができ、及び / 又は、デバイスを同時に使用することができる。第 1 2 工程 2 5 2 4 が完了すると、切開部が閉鎖され、処置の術後部分が開始する。

30

【 0 1 4 9 】

第 1 3 工程 2 5 2 6 では、患者を麻酔から覚醒させる。手術用ハブ 1 0 6、2 0 6 は、例えば、人工呼吸器データ（すなわち、患者の呼吸速度が増加し始めること）に基づいて、患者が麻酔から覚醒しつつあると推測することができる。

40

【 0 1 5 0 】

最後に、第 1 4 工程 2 5 2 8 は、医療従事者が患者から様々な患者モニタリングデバイスを除去することである。したがって、手術用ハブ 2 1 0 6、2 2 3 6 は、ハブが E K G データ、B P データ、及び患者モニタリングデバイスからの他のデータを喪失した際、患者が回復室に移送されていると推測することができる。この例示的な手術の説明から分かるように、手術用ハブ 2 1 0 6、2 2 3 6 と通信可能に連結する各種データソースから受信されたデータに従って、手術用ハブ 2 1 0 6、2 2 3 6 は、所与の外科手術の各工程が

50

いつ行われているかを判定又は推測することができる。

【0151】

状況認識については、本開示において参照により本明細書に組み込まれる様々な米国特許出願に更に記載されており、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。特定の例では、例えば、本明細書で開示される様々なロボット手術システムを含む、ロボット手術システムの動作は、その状況認識、及び／又はその構成要素からのフィードバックに基づいて、並びに／又はクラウド2104（図17）からの情報に基づいて、ハブ2106、2236によって制御することができる。

【0152】

図22は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、可視化データと器具データとを相関させるための制御プログラム又は論理構成を示すプロセス4000の論理フロー図である。プロセス4000は、一般に、外科手術中に実行され、4001で、術野に対する手術器具の視覚的態様を示す第1データセット、つまり、可視化データを受信又は導出することと、4002で、手術器具の機能態様を示す第2データセット、つまり、器具データを受信又は導出することと、4003で、第1データセットと第2データセットとを相関させることと、を含む。

10

【0153】

少なくとも1つの例では、可視化データを器具データと相関させることは、可視化データ及び器具データから複合データセットを構築することによって実装される。プロセス4000は、複合データセットを、外部ソースから受信することができ、かつ／又は、以前に収集された複合データセットから導出することできる、別の複合データセットと比較することを更に含み得る。少なくとも1つの例では、プロセス4000は、以下でより詳細に説明するように、2つの複合データセットの比較を表示することを含む。

20

【0154】

プロセス4000の可視化データは、術野内の組織に対する手術器具のエンドエフェクタの視覚的態様を示すことができる。追加的に、又は、代替的に、可視化データは、手術器具のエンドエフェクタによって処置されている組織の視覚的態様を示すことができる。少なくとも1つの例では、可視化データは、術野内の組織に対するエンドエフェクタ又はその構成要素の1つ以上の位置を表す。追加的に、又は、代替的に、可視化データは、術野内の組織に対するエンドエフェクタ又はその構成要素の1つ以上の動きを表し得る。少なくとも1つの例では、可視化データは、手術器具のエンドエフェクタによって処置されている組織の形状、寸法、及び／又は色のうちの1つ以上の変化を表す。

30

【0155】

様々な態様では、可視化データは、手術可視化システム（例えば、可視化システム100、160、500、2108）から導出される。可視化データは、図1～図18に関連してより詳述されるように、手術可視化システムによって監視されるかつ／又は取り込まれた様々な測定値、読み取り値、及び／又は任意の他の好適なパラメータから導出することができる。様々な例では、可視化データは、術野内の組織の1つ以上の視覚的態様、及び／又は、術野内の組織に対する手術器具の1つ以上の視覚的態様を示す。特定の例では、可視化データは、術野における重要構造（例えば、図1の重要構造101）に対する手術器具のエンドエフェクタの位置及び／又は動きを表す、あるいは特定する。特定の例では、可視化データは、表面マッピングロジック136、撮像ロジック138、組織特定ロジック140、又は距離決定ロジック141、あるいはロジック136、138、140、141の任意の組み合わせによって計算された表面マッピングデータ、撮像データ、組織特定データ、及び／又は距離データから導出される。

40

【0156】

少なくとも1つの例では、可視化データは、図1に関連してより詳述されるように、距離センサシステム104と組み合わせて可視化システム100によって実行される組織特定及び幾何学的表面マッピングから導出される。少なくとも1つの例では、可視化データは、撮像デバイス120によって取り込まれた測定値、読み取り値、又は任意の他のセン

50

サデータから導出される。図 1 に関連して説明したように、撮像デバイス 120 は、反射されたスペクトル波形を検出し、様々な波長に対する分子応答に基づいて画像のスペクトルキューブを生成するように構成されているスペクトルカメラ（例えば、ハイパースペクトルカメラ、マルチスペクトルカメラ、又は選択的スペクトルカメラ）である。

【0157】

追加的に、又は、代替的に、可視化データは、例えば、可視光、スペクトル光波（可視、又は不可視）、及び構造化光パターン（可視、又は不可視）を検出するように構成されたカメラあるいは撮像センサを含む、任意の好適な撮像デバイスによって取り込まれた測定値、読み取り値、又は任意の好適なセンサデータから導出することができる。少なくとも 1 つの例では、図 3 ~ 図 4、及び図 13 ~ 図 16 に関連してより詳述されるように、可視化データは、光波形エミッタ 123 と、反射された波形を検出するように構成されている波形センサ 122 とを含む、可視化システム 160 から導出される。更に別の例では、可視化データは、三次元（3D）カメラと、例えば、可視化システム 500 などの関連する電子処理回路とを含む、可視化システムから導出される。更に別の例では、可視化データは、構造化（あるいは、パターン化）光システム 700 から導出され、これについては、図 12 に関連して更に詳述する。前述の例は、プロセス 4000 の可視化データを導出するために単独で、あるいは組み合わせて使用することができる。

【0158】

プロセス 4000 の器具データは、手術器具の 1 つ以上の内部構成要素の 1 つ以上の動作を示すことができる。少なくとも 1 つの例では、器具データは、手術器具の内部構成要素の 1 つ以上の動作パラメータを表す。器具データは、手術器具の 1 つ以上の内部構成要素の 1 つ以上の位置及び / 又は 1 つ以上の動きを表し得る。少なくとも 1 つの例では、内部構成要素は、手術器具の発射シーケンス中に組織を切断するように構成された切断部材である。追加的に、又は、代替的に、内部構成要素は、手術器具の発射シーケンス中に組織内へと発射されるように構成された 1 つ以上のステープルを含むことができる。

【0159】

少なくとも 1 つの例では、器具データは、例えば、関節運動駆動アセンブリ、閉鎖駆動アセンブリ、回転駆動アセンブリ、及び / 又は発射駆動アセンブリなどの、手術器具の 1 つ以上の駆動アセンブリの 1 つ以上の構成要素の 1 つ以上の動作を表す。少なくとも 1 つの例では、器具データセットは、例えば、関節運動駆動部材、閉鎖駆動部材、回転駆動部材、及び / 又は発射駆動部材などの、手術器具の 1 つ以上の駆動部材の 1 つ以上の動作を表す。

【0160】

図 23 は、例えば、手術器具 2112 などの本開示によって説明される他の手術器具又は手術具と多くの点で類似しているプロセス 4000 と共に使用するための例示的な手術器具 4600 の概略図である。簡潔にするために、プロセス 4000 の様々な態様は、手持ち式手術器具を使用する本開示によってのみ説明される。しかしながら、これは限定的ではない。プロセス 4000 に関するこのような態様は、例えば、手術具 2117 などのロボット式手術具でも等しく実装することができる。

【0161】

手術器具 4600 は、様々な機能を実行するために起動させることができる複数のモータを含む。手術器具 4600 の複数のモータは、エンドエフェクタにおいて発射運動、閉鎖運動、及び / 又は関節運動を引き起こすように起動させることができる。発射運動、閉鎖運動、及び / 又は関節運動は、例えば、シャフトアセンブリを介して、手術器具 4600 のエンドエフェクタに伝達することができる。しかしながら、他の例では、プロセス 4000 と共に使用するための手術器具は、手動で発射運動、閉鎖運動、及び関節運動のうちの 1 つ以上を実行するように構成することができる。少なくとも 1 つの例では、手術器具 4600 は、組織内へとステープルを展開することによって組織を処置するエンドエフェクタを含む。別の例では、手術器具 4600 は、組織に治療エネルギーを適用することによって組織を処置するエンドエフェクタを含む。

10

20

30

40

50

【 0 1 6 2 】

特定の例では、手術器具 4 6 0 0 は、発射モータ 4 6 0 2 を含む。発射モータ 4 6 0 2 は、具体的には、例えば、切断部材を含み得る I ビームの形態の発射部材を移動するために、発射モータ 4 6 0 2 によって生成された発射運動をエンドエフェクタに伝達するように構成することができる、発射モータ駆動アセンブリ 4 6 0 4 に動作可能に連結することができる。特定の例では、発射モータ 4 6 0 2 から生成された発射運動は、ステープルを、ステープルカートリッジからエンドエフェクタによって捕捉された組織内へと展開させ、任意選択で、I ビームの切断部材を前進させて、例えば、捕捉された組織を切断できる。

【 0 1 6 3 】

特定の例では、手術器具又は手術具は閉鎖モータ 4 6 0 3 を含んでもよい。閉鎖モータ 4 6 0 3 は、具体的には、閉鎖チューブを変位させてアンビルを閉鎖し、アンビルとステープルカートリッジとの間で組織を圧縮するために、閉鎖モータ 4 6 0 3 によって生成された閉鎖運動をエンドエフェクタへと伝達するように構成することができる、閉鎖モータ駆動アセンブリ 4 6 0 5 に動作可能に結合することができる。閉鎖運動によって、エンドエフェクタは、例えば、組織を捕捉する、開放構成から接近構成へと移行することができる。

10

【 0 1 6 4 】

特定の例では、手術器具又は手術具は、例えば、1 つ以上の関節運動モータ 4 6 0 6 a、4 6 0 6 b を含んでもよい。関節運動モータ 4 6 0 6 a、4 6 0 6 b は、関節運動モータ 4 6 0 6 a、4 6 0 6 b によって生成された関節運動をエンドエフェクタへと伝達するように構成することができる、それぞれの関節運動モータ駆動アセンブリ 4 6 0 8 a、4 6 0 8 b に動作可能に連結することができる。特定の例では、関節運動によって、例えば、エンドエフェクタがシャフトに対して関節運動することができる。

20

【 0 1 6 5 】

特定の例では、手術器具又は手術具は、手術器具 4 6 0 0 の複数のモータと共に採用できる制御モジュール 4 6 1 0 を含んでもよい。モータ 4 6 0 2、4 6 0 3、4 6 0 6 a、4 6 0 6 b の各々は、モータのシャフト上の出力トルクを測定するためのトルクセンサを備えてもよい。エンドエフェクタ上の力は、ジョーの外側の力センサによって、又はジョーを作動させるモータのトルクセンサなどによって、任意の従来の様式で検知されてもよい。

30

【 0 1 6 6 】

様々な例では、図 2 3 に示すように、制御モジュール 4 6 1 0 は、1 つ以上の Hブリッジ FET を備え得るモータドライバ 4 6 2 6 を備えてもよい。モータドライバ 4 6 2 6 は、例えば、マイクロコントローラ 4 6 2 0 (「コントローラ」)からの入力に基づいて、電源 4 6 2 8 から、制御モジュール 4 6 1 0 に連結されたモータへと伝達された電力を変調することが可能である。特定の例では、上述したように、コントローラ 4 6 2 0 を採用して、モータが制御モジュール 4 6 1 0 に連結されている間、例えば、モータによって引き込まれる電流を決定することができる。

【 0 1 6 7 】

特定の例では、マイクロコントローラ 4 6 2 0 は、マイクロプロセッサ 4 6 2 2 (「プロセッサ」)と、1 つ以上の非一時的コンピュータ可読媒体又はメモリユニット 4 6 2 4 (「メモリ」)とを含んでもよい。特定の例では、メモリ 4 6 2 4 は、様々なプログラム命令を記憶することができ、この命令を実行すると、プロセッサ 4 6 2 2 に、本明細書に記載される複数の機能及び/又は算出を実行させることができる。特定の例では、メモリユニット 4 6 2 4 の 1 つ以上を、例えば、プロセッサ 4 6 2 2 に連結することができる。様々な例では、プロセッサ 4 6 2 2 は、モータドライバ 4 6 2 6 を制御して、制御モジュール 4 6 1 0 に連結されているモータの位置、回転方向、及び/又は速度を制御することができる。

40

【 0 1 6 8 】

特定の例では、例えば、センサ 4 6 3 0 などの 1 つ以上の機構及び/又はセンサは、手

50

術器具 4 6 0 0 のエンドエフェクタのジョーによってジョーの間に捕捉された組織に加えられる力（閉鎖力「F T C」）を検出するように構成することができる。F T C は、閉鎖モータ駆動アセンブリ 4 6 0 5 を介してエンドエフェクタのジョーに伝達することができる。追加的に、又は、代替的に、センサ 4 6 3 0 は、発射モータ駆動アセンブリ 4 6 0 4 を通じてエンドエフェクタに加えられる力（発射力「F T F」）を検出するように構成することができる。様々な例では、センサ 4 6 3 0 は、閉鎖作動（例えば、モータ電流と F T C）、発射作動（例えば、モータ電流と F T F）、関節運動（例えば、エンドエフェクタの角度位置）、並びに、シャフトやエンドエフェクタの回転を検知するように構成することができる。

【 0 1 6 9 】

プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）のうちの 1 つ以上によって実行することができる。少なくとも 1 つの例では、プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様は、制御回路（例えば、図 2 A の制御回路 4 0 0）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図 2 B の制御回路 4 1 0）、及び / 又は順序論理回路（例えば、図 2 C の制御回路 4 2 0）によって実行することができる。更に、プロセス 4 0 0 0 は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び / 又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

【 0 1 7 0 】

様々な態様では、プロセス 4 0 0 0 は、1 つ以上の手術システム 2 1 0 2 と、クラウドベースシステム（例えば、ストレージデバイス 2 1 0 5 に連結されたりリモートサーバ 2 1 1 3 を含む得るクラウド 2 1 0 4）と、を含むコンピュータ実装インタラクティブ手術システム 2 1 0 0（図 1 9）によって実装することができる。各手術システム 2 1 0 2 は、リモートサーバ 2 1 1 3 を含む得るクラウド 2 1 0 4 と通信する、少なくとも 1 つの手術用ハブ 2 1 0 6 を含む。プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路は、可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）の構成要素であり得、手術器具（例えば、手術器具 2 1 1 2、4 6 0 0）と通信して、そこから器具データを受信することができる。手術器具と可視化システムの制御回路との間の通信は、直接通信であってもよく、あるいは、例えば、手術用ハブ 2 1 0 6 を通じて器具データを可視化システムに送ることができる。少なくとも 1 つの例では、プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路は、手術用ハブ 2 1 0 6 の構成要素であり得る。

【 0 1 7 1 】

図 2 4 を参照すると、様々な例では、可視化データ 4 0 1 0 は、可視化データ 4 0 1 0 及び器具データ 4 0 1 1 から複合データセット 4 0 1 2 を構築することによって、器具データ 4 0 1 1 と関連される。図 2 4 は、グラフ 4 0 1 3 に、現在のユーザの可視化データ 4 0 1 0 及び現在のユーザの器具データ 4 0 1 1 から構築される、現在のユーザの複合データセット 4 0 1 2 を示す。グラフ 4 0 1 3 は、手術器具 4 6 0 0 のジョー位置決め、クランプ、及び発射を伴う手術器具 4 6 0 0 の第 1 使用サイクルを表す可視化データ 4 0 1 0 を示す。また、グラフ 4 0 1 3 は、手術器具 4 6 0 0 の第 2 使用サイクルの開始を表す可視化データ 4 0 1 0 も示し、この場合、ジョーは、手術器具 4 6 0 0 の第 2 クランプ、及び発射のために再配置されている。グラフ 4 0 1 3 は更に、クランプ可視化データに相關する F T C データ 4 0 1 4、並びに、発射可視化データに相關する F T F データ 4 0 1 5 の形態で、現在のユーザの器具データ 4 0 1 1 を示す。

【 0 1 7 2 】

上述のように、可視化データ 4 0 1 0 は、可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）から導出され、例えば、手術器具 4 6 0 0 のエンドエ

10

20

30

40

50

フェクタの位置決め、クランプ、及び／又は発射中に、手術器具 4 6 0 0 のエンドエフェクタと術野内の重要構造との間の距離を表すことが可能である。少なくとも 1 つの例では、可視化システムは、術野におけるエンドエフェクタ又はその構成要素を特定し、術野における重要構造を特定し、重要構造又は重要構造周囲の組織に対するエンドエフェクタ又はその構成要素の位置を追跡する。少なくとも 1 つの例では、可視化システムは、術野におけるエンドエフェクタのジョーを特定し、術野における重要構造を特定し、更に、術野内の重要構造又は重要構造周囲の組織に対するジョーの位置を追跡する。

【 0 1 7 3 】

少なくとも 1 つの例では、重要構造は腫瘍である。この腫瘍を除去するために、外科医は、一般に、腫瘍周りの安全マージンに沿って組織を切断して、腫瘍全体を確実に除去したいと思うことが多い。このような例では、可視化データ 4 0 1 0 は、手術器具 4 6 0 0 の位置決め、クランプ、及び／又は発射中に、エンドエフェクタのジョーと腫瘍の安全マージンとの間の距離を表すことができる。

10

【 0 1 7 4 】

プロセス 4 0 0 0 は、現在のユーザの複合データセット 4 0 1 2 を、外部ソースから受信することができ、かつ／又は、以前に収集された複合データセットから導出することができる、別の複合データセット 4 0 1 2 ' と比較することを更に含み得る。グラフ 4 0 1 3 は、現在のユーザの複合データセット 4 0 1 2 と、可視化データ 4 0 1 0 ' 及び F T C データ 4 0 1 4 ' と F T F データ 4 0 1 5 ' を有する器具データ 4 0 1 1 ' を含む別の複合データセット 4 0 1 2 ' との間の比較を示す。この比較は、グラフ 4 0 1 3 の形態又は任意の他の好適な形式で、手術器具 4 6 0 0 のユーザにリアルタイムで提示することができる。プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路により、例えば、可視化システムのスクリーンなど、手術室内の任意の好適なスクリーン上で、2 つの複合データセットを比較できる。少なくとも 1 つの例では、比較は、手術室内の任意の好適なスクリーン上で取り込まれた術野のリアルタイムビデオと並べて表示することができる。少なくとも 1 つの例では、制御回路は、第 1 複合データセットと第 2 複合データセットとの間で検出された逸脱に対処するために器具パラメータを調節するように構成されている。

20

【 0 1 7 5 】

更に、プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、例えば、F T F データ及び／又は F T C データなどの器具データの現在の状態を、最良実施の等価物に対して表示させてもよい。図 2 4 に示す例では、円 4 0 2 0 によって表される F T C の現在値は、ゲージ 4 0 2 1 に対してリアルタイムで示され、インジケータ 4 0 2 2 は、最良実施の F T C を表す。同様に、円 4 0 2 3 によって表される F T F の現在値は、ゲージ 4 0 2 4 に対して示され、インジケータ 4 0 2 5 は、最良実施の F T F を表す。このような情報は、術野のビデオ映像上にリアルタイムに重ね合わせられることができる。

30

【 0 1 7 6 】

図 2 4 に示す例は、現在の F T C が最良実施の F T C よりも高く、また、電流 F T F が最良実施の F T F よりも高いことをユーザに警告する。プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路は、F T F 及び／又は F T C の現在値が所定閾値に達した場合、及び／又はそれを超えて移動した場合、手術器具 4 6 0 0 の現在のユーザに、可聴、視覚、及び／又は触覚の警告機構で警告することができる。

40

【 0 1 7 7 】

特定の例では、プロセス 4 0 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、ブロック制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、現器具データに基づいて、予測された器具データを手術器具 4 6 0 0 の現在のユーザに更に提供できる。例えば、図 2 4 に示すように、予測される F T F 4 0 1 5 " は、F T F の現在値に基づいて決定され、現 F T F 4 0 1 5、及び以前に収集された F T F に対してグラフ 4 0 1 3 上で更に表示される。追加的に、又は代替的に、図 2 4 に示すように、投影された F T F 円 4 0 2 6 をゲージ 4 0 2 4 に対して表示することができる。

50

【 0 1 7 8 】

様々な態様では、以前に収集された複合データセット、並びにノあるいは最良実施のFTF及びノ又はFTCは、ユーザ、病院内の他のユーザ及びノ又は他の病院のユーザによって実行された同じ外科手術及びノ又は他の外科手術における以前の手術器具4600の使用から決定される。このようなデータは、例えば、クラウド104からインポートすることによって、プロセス4000の1つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）が利用可能にすることができる。

【 0 1 7 9 】

様々な態様では、プロセス4000の1つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、エンドエフェクタのジョーがクランプ段階中にジョー間で捕捉された組織を変形し始めると、組織厚さ、圧縮、及び硬さのフィードバック測定値を、術野における手術器具4600のライブ映像を表示するスクリーン上に視覚的に重ね合わせるようにすることができる。視覚的オーバーレイは、組織変形を表す可視化データを、経時的なクランプ力の変化に相関させる。この相関は、ユーザの適切なカートリッジの選択の確認、発射開始時間の決定、好適な発射速度の決定に役立つ。更に、相関から、適応型クランプアルゴリズムを知ることでもある。適応的な発射速度の変更は、結果を通信するゲージ又はメータが、術野におけるエンドエフェクタのライブ映像を表示するスクリーン上に重ね合わせられている間、測定された力、並びに、手術器具4600のジョーの直ぐ隣の組織の運動の変化（例えば、主歪、組織の滑りなど）によって知ることが可能である。

【 0 1 8 0 】

上記に加えて、手術器具4600の運動学は、別の使用やユーザに対して器具の動作を指示することもできる。運動学は、加速度計、トルクセンサ、力センサ、モーターエンコーダ、あるいは任意の他の好適なセンサで確認することができ、手術器具又はその構成要素の様々な力、速度、及びノ又は加速度データを取得して、対応する可視化データと相関させることができる。

【 0 1 8 1 】

様々な態様では、可視化データ及びノ又は器具データから、最良実施の手術技法から逸脱していることが検出された場合、プロセス4000の1つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は代替の外科技法を提示できる。少なくとも1つの例では、器具の動き、力、組織インピーダンス、及び提案された代替技術による結果の適応的な表示が示される。可視化データが術野内における血管及びクリップアプライヤの検出を示す場合、プロセス4000の1つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、クリップアプライヤに対する血管の垂直性を更に確保することができる。制御回路は、所望の垂直性を達成するために、位置、向き、及びノ又はロール角度を変化させることを示唆できる。

【 0 1 8 2 】

様々な態様では、制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、リアルタイム可視化データを術前計画シミュレーションと比較することによって、プロセス4000を実行できる。ユーザは、術前患者スキャンを利用して、手術アプローチをシミュレートすることができる。術前計画シミュレーションは、ユーザが訓練実行に基づいて、特定の術前計画に従うことを可能にすることができる。制御回路は、術前スキャンノシミュレーションの基準ランドマークを現在の可視化データと相関させるように構成することができる。少なくとも1つの例では、制御回路は、対象物の境界追跡を採用して、相関を確立してよい。

【 0 1 8 3 】

手術器具が組織と相互作用し、表面幾何学形状を変形させると、表面幾何学形状の変化を、手術器具の位置の関数として計算することができる。組織との接触時の手術器具の位

10

20

30

40

50

置の所与の変化について、組織の幾何学の幾何学形状の対応する変化は、手術器具が接触する組織領域内の表面下構造に依存し得る。例えば、胸部手術では、気道の部分構造を含む領域における組織の幾何学形状の変化は、実質組織の部分構造を有する領域とは異なる。一般に、部分構造がより硬いと、手術器具の位置の所与の変化にตอบสนองして、表面組織の幾何学形状の変化はより小さくなる。様々な態様では、制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、所与の患者の表面幾何学形状の変化に対する手術器具の位置の変化の実行平均を計算し、患者固有の差異を得るよう構成することができる。追加的に、又は、代替的に、計算された実行平均は、以前に収集されたデータの第 2 セットと比較することができる。特定の例では、器具位置の変化ごとに表面幾何学形状の変化が測定されない場合、表面参照を選択され得る。少なくとも 1 つの例では、制御回路は、組織領域と手術器具との間の所与の接触にตอบสนองして、検出された表面幾何学形状の変化に基づいて、部分構造の位置を決定するように構成することができる。

10

【 0 1 8 4 】

更に、制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、設定済み器具と組織との接触と、設定済み器具と組織との接触に関連する 1 つ以上の組織と表面幾何学形状の変化との間の相関に基づいて、組織治療を通して設定済み器具と組織との接触を維持するように構成することができる。例えば、手術器具 4 6 0 0 のエンドエフェクタは、器具と組織との接触を設定する所望の圧縮で、ジョー間で組織をクランプすることができる。組織と表面幾何学形状の対応する変化は、可視化システムによって検出することができる。更に、制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、所望の圧縮に関連する組織と表面幾何学形状の変化を示す可視化データを導出することができる。更に、制御回路は、閉鎖モータ 4 6 0 3（図 2 2）のモータ設定を自動的に調節して、所望の圧縮に関連する組織と表面幾何学形状の変化を維持することができる。この配置では、可視化データに基づいて組織に対するジョーの圧縮を連続的に調節することによって、所望の圧縮に関連する組織と表面幾何学形状の変化を維持するために、手術器具 4 6 0 0 と可視化システムとの間の連続的な相互作用が必要とされる。

20

【 0 1 8 5 】

更に別の例では、手術器具 4 6 0 0 がロボット手術システム（例えば、ロボットシステム 1 1 0）のロボットアームに取り付けられたロボットツールである場合、ロボット手術システムは、組織との設定された表面接触にตอบสนองして検出された組織の表面幾何学形状における検出された変化から導出される可視化データに基づいて、組織との設定された表面接触を維持するためにロボット手術システムの 1 つ以上の構成要素を自動的に調節するように構成することができる。

30

【 0 1 8 6 】

様々な例では、可視化データは測定された器具データと組み合わせて使用されて、組織に対して器具を移動させる間に、ユーザが組織を操作して既定の負荷を組織に加えることができるように、位置又は負荷の制御のいずれかで組織同士の接触を維持できる。ユーザは、接触又は圧力を維持したいことを指定することができ、器具の内部負荷と共に器具の視覚的追跡を使用して、固定パラメータを変更せずに再配置が可能になり得る。

40

【 0 1 8 7 】

図 2 5 A と図 2 5 B を参照すると、可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）のスクリーン 4 6 0 1 は、外科手術中に術野のリアルタイムビデオ映像を表示する。手術器具 4 6 0 0 のエンドエフェクタ 4 6 4 2 は、例えば、重ね合わせられた M R I 画像を介して、術野で特定された腫瘍の近くで組織をクランプするジョーを含む。エンドエフェクタ 4 6 4 2 のジョーは、アンビル 4 6 4 3 と、ステーブルカートリッジを収容するチャンネルとを備える。アンビル 4 6 4 3 及びチャンネルのうちの少なくとも 1 つは、アンビル 4 6 4 3 とステーブルカートリッジとの間で組織を捕捉するために、他方に対して移動可能である。次いで、捕捉された組織は、手術器具 4 6 0 0 の発射

50

シーケンス中にステーブルカートリッジから展開可能なステーブル 4 6 4 4 を介して、ステープリングされる。加えて、捕捉された組織は、発射シーケンス中であるが、ステーブル展開の少し後に、遠位に前進した切断部材 4 6 4 5 を介して切断される。

【 0 1 8 8 】

図 2 5 A で明らかなように、発射シーケンス中、捕捉された組織、及びステーブル 4 6 4 4 及び切断部材 4 6 4 5 などのエンドエフェクタ 4 6 4 2 の特定の内部構成要素の位置及び/又は動きは、スクリーン 4 6 0 1 上のライブ映像の標準ビュー 4 6 4 0 では見えないことがある。特定のエンドエフェクタは、発射シーケンスの始めと終わりに切断部材 4 6 4 5 を部分的に見えるようにするが、発射シーケンス中には見えないようにする窓 4 6 4 1、4 6 5 3 を含む。したがって、手術器具 4 6 0 0 のユーザは、スクリーン 4 6 0 1 上で発射シーケンスの進行を追跡することができない。

10

【 0 1 8 9 】

図 2 6 は、本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、エンドエフェクタ構成要素の仮想表示の動きとエンドエフェクタ構成要素の実際の動きとを同期させるための制御プログラム又は論理構成を示すプロセス 4 0 3 0 の論理フロー図である。プロセス 4 0 3 0 は、一般に、外科手術の間に実行され、4 0 3 1 で、発射シーケンス中のエンドエフェクタの内部構成要素の動きを検出することと、4 0 3 2 で、この内部構成要素の仮想表示をエンドエフェクタ上に、例えば、重ね合わせることによって、提示することと、4 0 3 3 で、スクリーン 4 6 0 1 上の仮想表示の動きを、内部構成要素の検出された動きと同期させることと、を含む。

20

【 0 1 9 0 】

プロセス 4 0 3 0 の 1 つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）のうちの 1 つ以上によって実行することができる。少なくとも 1 つの例では、プロセス 4 0 3 0 の 1 つ以上の態様は、制御回路（例えば、図 2 A の制御回路 4 0 0）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス 4 0 3 0 の 1 つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス 4 0 3 0 の 1 つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図 2 B の制御回路 4 1 0）、及び/又は順序論理回路（例えば、図 2 C の制御回路 4 2 0）によって実行することができる。更に、プロセス 4 0 3 0 は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び/又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

30

【 0 1 9 1 】

様々な例では、プロセス 4 0 3 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、発射シーケンス中のエンドエフェクタ 4 6 4 2 の内部構成要素の動きを示す器具データを受信することができる。内部構成要素の動きは、例えば、発射モータ 4 6 0 2 の従来のロータリエンコーダを使用して追跡することができる。他の例では、内部構成要素の動きは、絶対位置決めシステムを採用する追跡システムによって追跡することができる。絶対位置決めシステムに関する詳細な説明は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる「SYSTEMS AND METHODS FOR CONTROLLING A SURGICAL STAPLING AND CUTTING INSTRUMENT」と題する 2 0 1 7 年 1 0 月 1 9 日公開の米国特許出願公開第 2 0 1 7 / 0 2 9 6 2 1 3 号に記載されている。いくつかの例では、内部構成要素の動きは、例えば、全磁界を測定するか又は磁界のベクトル成分を測定するかに応じて分類される磁気センサなど、任意の数の磁気検知素子を備え得る 1 つ以上の位置センサを使用して追跡することができる。

40

【 0 1 9 2 】

様々な態様では、プロセス 4 0 3 0 は、オーバーレイトリガを含む。少なくとも 1 つの例では、オーバーレイトリガは、組織がエンドエフェクタ 4 6 4 2 によって捕捉されたこ

50

とを検出することができる。エンドエフェクタ 4 6 4 2 によって捕捉された組織が検出された場合、プロセス 4 0 3 0 は、エンドエフェクタ 4 6 4 2 上に、開始位置における切断部材 4 6 4 5 の仮想表示を重ね合わせる。プロセス 4 0 3 0 は、ステーブルが捕捉された組織内で展開される場所を概説するステーブルラインを投影させることを更に含む。更に、ユーザによる発射シーケンスの起動にตอบสนองして、プロセス 4 0 3 0 は、切断部材 4 6 4 5 の仮想表示を、エンドエフェクタ 4 6 4 2 内の切断部材 4 6 4 5 の実際の動きを模倣して遠位に移動させる。ステーブルが展開されると、プロセス 4 0 3 0 は未発射のステーブルを発射済みステーブルへと変換することで、ユーザは、ステーブル展開及び切断部材 4 6 4 5 の前進をリアルタイムで視覚的に追跡できる。

【 0 1 9 3 】

10

様々な例では、プロセス 4 0 3 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、ブロック制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、例えば、閉鎖モータ 4 6 0 3（図 2 2）が閉鎖モータ駆動アセンブリ 4 6 0 5 を通じてエンドエフェクタ 4 6 4 2 のジョーに加える力を示す器具データから、組織がエンドエフェクタ 4 6 4 2 によって捕捉されたことを検出することができる。制御回路は更に、可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）から導出された可視化データから、術野内のエンドエフェクタの位置を決定できる。少なくとも 1 つの例では、エンドエフェクタの位置は、例えば、重要構造などの組織内の基準点に対して決定することができる。

【 0 1 9 4 】

20

いずれにせよ、制御回路は、内部構成要素の仮想表示を、エンドエフェクタ内の内部構成要素の位置に相応する位置において、スクリーン 4 6 0 1 上のエンドエフェクタ 4 6 4 2 上に重ね合わせる。更に、制御回路は、内部構成要素の投影された仮想表示を、発射シーケンス中に内部構成要素と同期して移動させる。少なくとも 1 つの例では、同期は、制御回路が仮想表示を重ねる場所を決定するための基準点として使用できる、エンドエフェクタ 4 6 4 2 上のマーキングの統合によって改善される。

【 0 1 9 5 】

図 2 5 B は、スクリーン 4 6 0 1 上の術野のライブ映像の拡張ビュー 4 6 5 1 を示す。図 2 5 B の例の拡張ビュー 4 6 5 1 では、ステーブル 4 6 4 4 及び切断部材 4 6 4 5 の仮想表示は、発射シーケンス中にエンドエフェクタ 4 6 4 2 上に重ね合わせられる。オーバーレイは、発射済みステーブル 4 6 4 4 a と未発射のステーブル 4 6 4 4 b とを区別し、完成した切断線 4 6 4 6 a と投影切断線 4 6 4 6 b とを区別して、発射シーケンスの進行を追跡する。更に、オーバーレイは、ステーブルライン 4 6 4 7 の始点、及び組織の端部に到達しない切断線におけるステーブルラインの投影端 4 6 4 9 も示す。そして、腫瘍 MRI 画像のオーバーレイに基づいて、腫瘍と投影切断線 4 6 4 6 b との間の安全マージン距離「d」を測定し、オーバーレイと共に提示される。重ね合わせられた安全マージン距離「d」は、全ての腫瘍が除去されることをユーザに保証する。

30

【 0 1 9 6 】

図 2 5 B に示すように、制御回路は、内部構成要素の実際の動きと相関させるために、可視化システムに内部構成要素の仮想表示を連続的に再配置させるように構成されている。図 2 5 B の例では、このオーバーレイは、完成した切断線 4 6 4 6 が、距離「d 1」だけ発射済みステーブルライン 4 6 4 4 a の後ろで僅かにラギングしていることを示しており、これは、発射シーケンスが適切に進行していることをユーザに保証する。

40

【 0 1 9 7 】

ここで図 2 7 を参照すると、可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）は、器具照明 4 0 5 8 及びカメラ 4 0 5 9 を採用して、トロカール位置を検出及び / 又は画定することができる。決定されたトロカール位置に基づいて、ユーザは、時間効率、重要構造の位置、及び / 又は回避若しくはリスクに基づいて、意図された機能を完了するのに最も好適なトロカールポートに方向付けられ得る。

【 0 1 9 8 】

50

図 27 は、体壁に対して、及び体壁 4050 内部の腔 4052 内の重要構造 4051 に対して異なる位置及び向きで体壁 4050 を通って延在する 3 つのトロカール位置（トロカール 1、トロカール 2、トロカール 3）を示す。トロカールは、矢印 4054、4055、4056 で表される。照明器具 4058 により、周囲環境上のカスケード状の光又は画像を使用することによって、トロカール位置を検出できる。更に、照明器具 4058 の光源は、回転式光源であってもよい。少なくとも 1 つの例では、照明器具 4058 及びカメラ 4059 の光源は、例えば、重要構造 4051 などの標的位置に対するトロカールの距離を検出するために利用される。様々な例では、照明器具 4058 の光源によって投影された光を記録するカメラ 4059 から導出された可視化データに基づいて、より好ましい器具位置が決定されると、可視化システムは、器具の位置変化を示唆することができる。スクリーン 4060 は、トロカールと標的組織との間の距離、トロカールを通した器具アクセスが許容できるかどうか、トロカールの利用に関連するリスク、及び / 又はトロカールを使用した予想される手術時間を表示することができ、これは、手術具を腔 4052 に導入に最適なトロカールを選択する際に、ユーザを支援することができる。

【0199】

様々な態様では、手術用ハブ（例えば、手術用ハブ 2106、2122）は、例えば、ユーザデータベースから受信することができるユーザ特性に基づいて、手術具を腔 4052 に挿入するための最適なトロカールを推奨することができる。ユーザ特性は、ユーザの利き手、患者側ユーザの嗜好、及び / 又は、ユーザの身体的特性（例えば、身長、腕の長さ、可動域）を含む。手術用ハブは、これらの特性、利用可能なトロカールの位置及び向きのデータ、並びに / 又は重要構造の位置データを利用して、ユーザの疲労を低減し、効率を高めるために、手術具を挿入するのに最適なトロカールを選択することができる。様々な態様では、手術用ハブは更に、ユーザがエンドエフェクタの向きを反転させた場合、手術器具にその制御を反転させることができる。

【0200】

手術用ハブは、可視化データに基づいて、手術器具の出力を再構成することができる。例えば、手術用ハブは、手術器具が後退されていること、又は異なるタスクを実行するために利用されていることを可視化データが示した場合、手術器具の治療エネルギー出力のアクティブ化を抑止できる。

【0201】

様々な態様では、可視化システムは、血液表面を追跡、又は血液量ベースの反射 IR 又は赤色波長を推定して、非血液表面及び表面幾何学形状測定から血液を描写するように構成することができる。これは絶対的な静的指標として、又は出血の量及び変化の度合いに関する定量データを提供するための変化率として報告することができる。

【0202】

図 28 を参照すると、例えば、構造化光プロジェクタ 706 及びカメラ 720 などの可視化システム（例えば、可視化システム 100、160、500、2108）の様々な要素を使用して、解剖学的臓器の可視化データを生成して、解剖学的臓器の仮想 3D 構造体 4130 を生成することができる。

【0203】

本明細書に記載されるように、例えば、縞又は線の形態の構造化光は、光源及び / 又はプロジェクタ 706 から標的とされる解剖学的構造の表面 705 上に投影されて、表面 705 の形状及び輪郭を特定することができる。例えば、撮像デバイス 120（図 1）と様々な点で類似し得るカメラ 720 は、表面 705 上の投影された光パターンを検出するように構成することができる。投影されたパターンが表面 705 に衝突する際に変形すると、視覚システムが標的とされる解剖学的構造の深さ及び表面情報を算出することが可能になる。

【0204】

図 29 は、本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、制御プログラム又は論理構成を示すプロセス 4100 の論理フロー図である。様々な例では、プロセス 4100 は、4101

10

20

30

40

50

で、外科手術を特定し、４１０２で、外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定する。更に、プロセス４１００は、４１０４で、解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想３Ｄ構造体４１３０を生成し、４１０５で、外科手術に関連する解剖学的臓器の少なくとも一部分の解剖学的構造を特定し、４１０６で、解剖学的構造を仮想３Ｄ構造体４１３０へと連結し、４１０７で、解剖学的構造に基づいて決定される外科手術のレイアウト計画を仮想３Ｄ構造体４１３０上に重ね合わせる。

【０２０５】

プロセス４１００の１つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路１３２、４００、４１０、４２０、６０２、６２２、２１０８、４６２０）のうちの１つ以上によって実行することができる。少なくとも１つの例では、プロセス４１００の１つ以上の態様は、制御回路（例えば、図２Ａの制御回路４００）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス４１００の１つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス４１００の１つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図２Ｂの制御回路４１０）、及び／又は順序論理回路（例えば、図２Ｃの制御回路４２０）によって実行することができる。更に、プロセス４１００の１つ以上の態様は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び／又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

【０２０６】

様々な態様では、プロセス４１００は、１つ以上の手術システム２１０２と、クラウドベースシステム（例えば、ストレージデバイス２１０５に連結されたりリモートサーバ２１１３を含み得るクラウド２１０４）と、を含むコンピュータ実装インタラクティブ手術システム２１００（図１９）によって実装することができる。各手術システム２１０２は、リモートサーバ２１１３を含み得るクラウド２１０４と通信する、少なくとも１つの手術用ハブ２１０６を含む。プロセス４１００の１つ以上の態様を実行する制御回路は、可視化システムの構成要素（例えば、可視化システム１００、１６０、５００、２１０８）であり得る。

【０２０７】

プロセス４１００の１つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、ブロック制御回路１３２、４００、４１０、４２０、６０２、６２２、２１０８、４６２０）は、情報を記憶しているデータベースからそのような情報を取得するか、あるいは、ユーザ入力から直接情報を取得することにより、４１０１で、外科手術を特定する、及び／又は、４１０２で、外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することができる。少なくとも１つの例では、データベースはクラウドベースのシステム（例えば、ストレージデバイス２１０５に連結されたりリモートサーバ２１１３を含み得るクラウド２１０４）に記憶される。少なくとも１つの例では、データベースは、院内ＥＭＲを含む。

【０２０８】

一態様では、手術システム２２００は、例えば、手術室内に配置された可視化システム（例えば、可視化システム１００、１６０、５００、２１０８）などの複数の手術現場デバイスに接続された手術用ハブ２２３６を含む。少なくとも１つの例では、手術用ハブ２２３６は、手術用ハブ２２３６を可視化システム、クラウド２２０４、及び／又はリモートサーバ２２１３に通信可能に連結するための通信インターフェイスを含む。プロセス４１００の１つ以上の態様を実行する手術用ハブ２２３６の制御回路は、クラウド２２０４に記憶されているデータベースから、あるいは、リモートサーバ２２１３からこのような情報を取得することにより、４１０１で、外科手術を特定する、及び／又は、４１０２で、外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することができる。

【０２０９】

プロセス４１００の１つ以上の態様を実行する制御回路は、可視化システム（例えば、可視化システム１００、１６０、５００、２１０８）に、解剖学的臓器の少なくとも一部

分の初期スキャンを実行させて、4 1 0 4で、外科手術の標的とされる解剖学的臓器の少なくとも一部分の三次元（「3D」）構造体4 1 3 0を生成してもよい。図28に示す例では、解剖学的臓器は胃4 1 1 0である。制御回路は、例えば、構造化光プロジェクタ7 0 6、及びカメラ7 2 0などの可視化システムの1つ以上の要素に、構造化光4 1 1 1を利用して、カメラ（単数又は複数）が体内に導入された際に解剖学的臓器の少なくとも一部分のスキャンを実行することによって、可視化データを生成させることができる。現在の可視化データ、術前データ（例えば、患者のスキャン及び他の関連する臨床データ）、同じ又は他の患者に対して実行された以前の類似の外科手術からの可視化データ、並びに／あるいはユーザ入力を活用して、解剖学的臓器の少なくとも一部分の3D構造体を生成することができる。

10

【0210】

更に、プロセス4 1 0 0の1つ以上の態様を実行する制御回路は、4 1 0 5で、外科手術に関連する解剖学的臓器の少なくとも一部分の解剖学的構造を特定する。少なくとも1つの例では、ユーザは、任意の好適な入力デバイスを使用して解剖学的構造を選択することができる。追加的に、又は、代替的に、可視化システムは、反射されたスペクトル波形を検出し、様々な波長に対する分子応答に基づいて画像を生成するように構成されている、スペクトルカメラ（例えば、ハイパースペクトルカメラ、マルチスペクトルカメラ、又は選択的スペクトルカメラ）付き1つ以上の撮像デバイス1 2 0を含み得る。組織の光学吸収特性又は屈折特性を制御回路で利用して、解剖学的臓器の異なる組織種類を区別し、それによって、関連する解剖学的構造を特定することができる。加えて、現在の可視化データ、術前データ（例えば、患者のスキャン及び他の関連する臨床データ）、同じ又は他の患者に対して実行され以前の類似の外科手術からの記憶済み可視化データ、並びに／あるいはユーザ入力を制御回路により活用して、関連する解剖学的臓器を特定することができる。

20

【0211】

特定された解剖学的構造は、術野の解剖学的構造であり得る、及び／又は、解剖学的構造は、ユーザによって選択することができる。様々な例では、術野に方向付けられたカメラの現在のビューを越えて、関連する解剖学的構造の位置追跡を拡大することができる。一例では、これは、共通の可視連結ランドマークを使用することにより、あるいは、二次連結運動追跡を使用することで達成される。二次追跡は、例えば、二次撮像源、スコープの動きの算出、及び／又は、二次可視化システムによる測定値である事前に確立されたビーコンを通じて達成することができる。

30

【0212】

図14に関連して上記で詳述したように、可視化システムは、構造化光プロジェクタ7 0 6を利用して、カメラ7 2 0が標的位置までの距離を決定し得るパターン又はラインのアレイをキャストすることができる。次いで、可視化システムは、決定された距離に等しい設定距離で既知のサイズのパターン又はラインを放射することができる。加えて、スペクトルカメラは、標的位置における組織の光吸収、又は屈折特性に応じて変動し得るパターンのサイズを決定することができる。既知のサイズと決定されたサイズとの差は、標的位置における組織密度を示し、これは、標的位置での組織種類を示す。プロセス4 1 0 0の1つ以上の態様を実行する制御回路は、標的位置での決定された組織密度に少なくとも部分的に基づいて、関連する解剖学的構造を特定することができる。

40

【0213】

少なくとも1つの例では、組織密度における検出された異常は、疾患状態に関連し得る。更に、制御回路は、可視化データを介して検出された組織密度に基づいて、組織を治療する手術器具の1つ以上の設定を選択、更新、あるいは修正する。例えば、制御回路は、組織をステープリングし、切断するために利用される手術用ステープラの様々なクランプパラメータ及び／又は発射パラメータを変更できる。少なくとも1つの例では、制御回路は、発射シーケンスを減速することができ、及び／又は、可視化データによって検出された組織密度に基づいてクランプ時間を延長することを可能にし得る。様々な例では、制御

50

回路は、例えば、バイトサイズを低減する命令、電気手術器具のエネルギー送達出力を増減させる命令、及びジョー閉鎖の量を調節する命令をスクリーン上に表示することによって、異常な組織密度を手術器具のユーザに警告することができる。別の例では、可視化データにより、組織が脂肪組織であることが示された場合、命令は、エネルギー印加時間を短縮するために電力を増加させることであり得る。

【0214】

更に、外科手術種類を特定すると、制御回路による標的臓器特定を容易にすることができる。例えば、処置が左上肺葉切除術である場合、肺が標的臓器である可能性が高い。したがって、制御回路は、このような処置において一般に使用される肺、及び／又は器具に関連する可視化データ、及び非可視化データのみを考慮する。そして、処置の種類の知識により、例えば、腫瘍の位置又はステープルラインの配置を通知する他の画像融合アルゴリズムがより有効になる。

10

【0215】

様々な態様では手術台の位置及び／又は気腹圧の知識により、プロセス4100の1つ以上の態様を実行する制御回路によって使用され、可視化データから特定される標的解剖学的臓器及び／又は関連する解剖学的構造のベースラインの位置を確立することができる。手術台の運動（例えば、患者を平坦な位置から逆トレンデレンブルグ体位へ移動させること）は、解剖学的構造の変形を引き起こすことがあり、これを追跡し、ベースラインと比較して、標的臓器及び／又は関連する解剖学的構造の位置及び状態を継続的に通知することができる。同様に、体腔内の気腹圧力の変化は、体腔内の標的臓器及び／又は関連する解剖学的構造のベースライン可視化データを干渉する可能性がある。

20

【0216】

制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、外科手術中に手術台上の患者の標的臓器及び／又は関連する解剖学的構造のベースライン可視化データを導出し、手術台の位置の変化を決定し、新しい位置における患者の標的臓器及び／又は関連する解剖学的構造のベースライン可視化データを再導出するプロセスの1つ以上の態様を実行することができる。

【0217】

同様に、制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、外科手術中に手術台上の患者の標的臓器及び／又は関連する解剖学的構造のベースライン可視化データを導出し、患者の体腔内の気腹圧力の変化を決定し、新しい気腹圧力における患者の標的臓器及び／又は関連する解剖学的構造のベースライン可視化データを再導出するプロセスの1つ以上の態様を実行することができる。

30

【0218】

様々な例では、図28に示すように、プロセス4100の1つ以上の態様を実行する制御回路は、解剖学的構造の位置を示すために、臓器の仮想3D構造体上にランドマーク又は標識を重ね合わせることによって、特定された解剖学的構造を仮想3D構造体に連結することができる。また、制御回路は、ユーザが定義した構造及び組織平面を仮想3D構造体上に重ね合わせることもできる。様々な態様では、組織種類の階層を確立して、仮想3D構造体上で特定された解剖学的構造を編成することができる。以下に提供される表1は、肺と胃の例示的な階層を示す。

40

【0219】

【表1】

臓器	層1	層2	層3
肺	左肺	左上肺葉	左上肺葉のセグメント、主要な血管／気道
胃	胃	胃底、前庭、幽門	His角、角切痕、大彎／小彎

【0220】

様々な態様では、仮想3D構造体上で特定される関連する解剖学的構造は、エラーを補正するために、あるいは好みで、ユーザにより改称及び／又は再配置することができる。

50

少なくとも1つの例では、補正は音声起動式であり得る。少なくとも1つの例では、将来の機械学習用に補正が記録される。

【0221】

上記に加えて、プロセス4100の1つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、4107で、外科手術のレイアウト計画（例えば、レイアウト計画4120）を標的臓器（例えば、胃4110）の仮想3D構造体上に重ね合わせることができる。少なくとも1つの例では、仮想3D構造体は、術野のライブ映像/ビューを表示するスクリーンから可視化システムの別個のスクリーン上に表示される。別の例では、1つのスクリーンは、術野と3D構造体のライブ映像とを交互に表示することができる。このような例では、ユーザは、任意の好適な入力デバイスを使用して、2つのビューを交互に切り換えることができる。

10

【0222】

図28に示す例では、制御回路は、外科手術がスリープ状胃切除手術であり、標的臓器が胃であると決定している。腹腔の初期スキャンでは、制御回路は、例えば、構造化光データ、及び/又はスペクトルデータなどの可視化データを使用して、胃、肝臓、脾臓、胃の大彎、及び幽門を特定する。これは、処置と対象構造の知識によって通知される。

【0223】

例えば、構造化光データ及び/又はスペクトルデータなどの可視化データは、現在の構造化光データを、このような臓器と以前に関連付けられた記憶済み構造化光データと比較することによって、胃4110を特定するために、制御回路により利用することができる。少なくとも1つの実施例において、制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、臓器の特徴的な解剖学的輪郭を表す構造化光データ、及び/又は、特徴的な表面下組織の特徴を表すスペクトルデータを利用して、外科手術のレイアウト計画（例えば、レイアウト計画4120）に関連する解剖学的構造を特定することができる。

20

【0224】

少なくとも1つの例では、可視化データを利用して、幽門4131の位置4113を示す幽門静脈4112を特定し、胃の大彎4110の位置4115を示す胃-大腸血管4114を特定し、切痕角4132の位置4117を示す右胃静脈の湾曲部4116を特定し、かつ/又はHis角4121の位置4119を特定することができる。制御回路は、特定された位置のうちの1つ以上にランドマークを割り当てることができる。少なくとも1つの例では、図28に示すように、制御回路は、可視化システムに、上述したように可視化データを使用して生成された胃4110の仮想3D構造体上の位置4113、4117、4119上にランドマークを重ね合わせさせる。様々な態様では、ランドマークを、仮想3D構造体及び術野ビュー上に同期して重ね合わせて、ユーザが、ランドマークを見失うことなくビューを切り替えることを可能にすることができる。ユーザは、全体的なレイアウト計画を示すために仮想3D構造体を表示するスクリーンのビューで拡大することができ、あるいは、術野ビューに類似する一部分を示すためにズームインすることができる。制御回路は、ランドマークを継続的に追跡し、更新することができる。

30

【0225】

スリープ状胃切除術において、外科医は、主として、幽門から約4cmのところに胃組織をステープリングする。ステープリングに先立ち、スリープ状胃切除手術の開始時に患者の腹腔内にエネルギーデバイスを導入し、幽門から約4cmの位置又は約4cmの位置で胃大網動脈及び腹膜を大彎から切開する。上述のように、位置4113を特定した制御回路は、位置4113から約4cm又は約4cmの位置で、エネルギーデバイスのエンドエフェクタのオーバーレイを自動的に引き起こすことができる。幽門から約4cmの又は約4cmの位置にあるエネルギーデバイスのエンドエフェクタ、あるいは、任意の好適なランドマークを重ね合わせることにより、スリープ状胃切除術の開始位置を特定することができる。

40

【0226】

50

外科医が胃の大彎に沿って切開するにつれて、制御回路は、位置 4 1 1 3 のランドマーク及び／又はエネルギーデバイスの重ね合わせられたエンドエフェクタを除去させる。外科医が脾臓にアプローチすると、仮想 3 D 構造体ビュー、及び／又は術野ビュー上に距離インジケータが自動的に重ね合わせられる。制御回路は、距離インジケータに、脾臓からの 2 c m の距離を特定させることができる。制御回路は、切開経路が、例えば脾臓から 2 c m に達した際、あるいは、達しようとしている際に、距離インジケータを点滅させる、及び／又は色を変更させることができる。距離インジケータオーバーレイは、ユーザが H i s 角 4 1 2 1 の位置 4 1 1 9 に到達するまで残る。

【 0 2 2 7 】

図 3 0 を参照すると、手術用ステープラが腹腔内に導入されると、制御回路は、可視化データを利用して、幽門 4 1 3 1、角切痕 4 1 3 2、胃 4 1 1 0 の大彎 4 1 3 3、胃 4 1 1 0 の小彎 4 1 3 4、及び／又はスリーブ状胃切除手術に関連する他の解剖学的構造を特定できる。ブジのオーバーレイも同様に示され得る。体腔内への手術器具の導入（例えば、手術用ステープラの腹腔への導入）は、独自の色、標識、及び／又は形状など、エンドエフェクタ上の視覚的キューを示す可視化データから、制御回路によって検出することができる。制御回路は、このような視覚的キュー及び対応する視覚的キューを記憶しているデータベース内で手術器具を特定することができる。あるいは、制御回路は、体腔内に挿入された手術器具を特定するよう、ユーザに促すことができる。あるいは、体腔へのアクセスを支援する手術用トロカールは、これを通して挿入された手術器具を検出するための 1 つ以上のセンサを含み得る。少なくとも 1 つの例では、センサは、手術器具の R F I D チップから手術器具を特定するように構成された R F I D リードを備える。

【 0 2 2 8 】

関連する解剖学的構造を特定するランドマークに加えて、可視化システムはまた、推奨される治療経路の形態であり得るような手術処置レイアウト計画 4 1 3 5 を、3 D 重要構造上、及び／又は術野ビュー上に重ね合わせることができる。図 3 0 の例では、外科手術はスリーブ状胃切除術であり、処置レイアウト計画 4 1 3 5 は、3 つの切除経路 4 1 3 6、4 1 3 7、4 1 3 8、及び結果として生じるスリーブの対応するアウトカムボリュームの形態である。

【 0 2 2 9 】

図 3 0 に示すように、スリーブを作成するための幽門 4 1 3 1 から開始点までの距離（ a 、 a_1 、 a_2 ）である。各開始点がもたらすスリーブサイズは、異なる（例えば、幽門 4 1 3 1 からの距離 a 、 a_1 、 a_2 における開始点 4 1 4 6、4 1 4 7、4 1 4 8 について、それぞれ 4 0 0 c c、4 2 5 c c、4 5 0 c c である）。一例では、制御回路は、ユーザにサイズ選択の入力を促し、それに応答して、選択されたスリーブサイズをもたらし、切除経路の形態であり得るような処置レイアウト計画を提示する。別の例では、図 3 0 に示すように、制御回路は、複数の切除経路 4 1 3 6、4 1 3 7、4 1 3 8、及び対応するスリーブサイズを提示する。次いで、ユーザは、提案された切除経路 4 1 3 6、4 1 3 7、4 1 3 8 のうちの 1 つを選択することができ、それに応答して、制御回路は、選択されていない切除経路を除去する。

【 0 2 3 0 】

更に別の例では、制御回路により、ユーザは、仮想 3 D 構造体及び／又は術野上に重ね合わせられた切除経路を示すスクリーン上で、提案された切除経路を調節することができる。制御回路は、調節に基づいてスリーブサイズを算出できる。あるいは、別の例では、ユーザは、幽門 4 1 3 1 から所望の距離で、スリーブを形成するための開始点を選択することが可能になる。それに応答して、制御回路は、選択された開始点に基づいて、スリーブサイズを算出する。

【 0 2 3 1 】

例えば、可視化システムに、仮想 3 D 構造体ビュー及び／又は術野ビュー上に切除経路を重ね合わせさせることによって、切除経路の提示を達成することができる。逆に、可視化システムに、仮想 3 D 構造体ビュー及び／又は術野ビューからこのような切除経路のオ

10

20

30

40

50

オーバーレイを除去させることによって、提案された切除経路の除去を達成することができる。

【0232】

更に図30を参照すると、特定の実施例では、手術用ステープラのエンドエフェクタが、提案された開始点4146、4147、4147から選択された開始点と、切痕角4132から既定の距離にある終了位置4140との間で胃組織をクランプすると、制御回路は、手術用ステープラのクランプに関する情報及び/又は発射に関する情報を提示する。少なくとも1つの例では、図24に示すように、可視化データ4010及び器具データ4011から、複合データセット4012を表示することができる。追加的に、又は、代替的に、FTC、及び/又はFTFの値を表示することができる。例えば、円4020によって表されるFTCの現在値は、ゲージ4021に対してリアルタイムで示され、インジケータ4022は、最良実施のFTCを表すことができる。同様に、円4023によって表されるFTFの現在値は、ゲージ4024に対して示され、インジケータ4025は、最良実施のFTFを表すことができる。

10

【0233】

手術用ステープラが発射された後、以下により詳述するように、手術用ステープラのスクリーンの上に、又は可視化システムのスクリーンのうちのいずれかの上に、新しいカートリッジの選択に関する推奨事項を提示することができる。手術用ステープラが腹腔から除去され、選択されたステープルカートリッジを用いて再装填され、腹腔内に再導入されると、胃4110の小彎4134に沿った複数の点から選択された切除経路までの一定の距離(d)を特定する距離インジケータは、仮想3D構造体ビュー及び/又は術野ビュー上に重ね合わせられる。手術用ステープラのエンドエフェクタの適切な向きを確保するために、手術用ステープラのエンドエフェクタの遠位端の標的からの距離、並びに、近位端から以前に発射されたステープルラインまでの距離が、仮想3D構造体ビュー及び/又は術野ビュー上に重ね合わせられる。このプロセスは、切除が完了するまで繰り返される。

20

【0234】

制御回路が提案かつ/又は算出する距離のうちの1つ以上は、記憶されたデータに基づいて決定することができる。少なくとも1つの例には、記憶されたデータは、術前データ、ユーザ嗜好データ、及び/又は、ユーザ若しくは他のユーザが以前に実行された外科手術のデータを含む。

30

【0235】

図31を参照すると、プロセス4150は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、解剖学的臓器の一部分を除去するための切除経路を提案するための制御プログラム又は論理構成を示している。プロセス4150は、プロセス4100に関連して本明細書の他箇所により詳述されるように、4151で、外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定し、4152で、外科手術に関連する解剖学的臓器の解剖学的構造を特定し、4153で、手術器具によって、解剖学的臓器の一部分を除去するための切除経路を提案する。手術切除経路は、解剖学的構造に基づいて決定される。少なくとも1つの例では、手術切除経路は、異なる開始点を含む。

【0236】

プロセス4150の1つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路(例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620)のうちの1つ以上によって実行することができる。少なくとも1つの例では、プロセス4150の1つ以上の態様は、制御回路(例えば、図2Aの制御回路400)によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス4150の1つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス4150の1つ以上の態様は、組み合わせ論理回路(例えば、図2Bの制御回路410)、及び/又は順序論理回路(例えば、図2Cの制御回路420)によって実行することができる。更に、プロセス4150は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに

40

50

関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び／又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

【 0 2 3 7 】

図 3 2 A ~ 図 3 2 D を参照すると、プロセス 4 1 0 0 又はプロセス 4 1 5 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、実装中に外科手術のレイアウト計画をリアルタイムで更新、あるいは修正するために動的可視化データを利用し得る。少なくとも 1 つの例では、制御回路は、切除される組織及び周辺組織の進捗を追跡する可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）の 1 つ以上の撮像デバイスからの動的可視化データに基づいて、手術器具によって臓器の一部分又は異常（例えば、腫瘍や部位）を除去するための設定済み切除経路（図 3 2 B）を、代替切除経路（図 3 2 D）に修正する。切除経路の修正は、切除経路への重要構造（例えば、血管）の位置のずれによってトリガすることができる。例えば、組織切除プロセスは、ときどき、組織の形状及び／又は体積を変化させる組織の炎症につながることもあり、それによって、重要構造（例えば、血管）の位置がずれを引き起こすことがある。動的可視化データにより、制御回路は、設定済み切除経路付近の重要構造及び／又は関連する解剖学的構造の位置及び／又は体積変化を検出することが可能になる。位置及び／又は体積の変化により、重要構造が切除経路の中へと、あるいは切除経路からの安全マージン内にずれる場合、制御回路は、手術器具の代替切除経路を選択すること又は少なくとも推奨することにより、設定済み切除経路を修正する。

10

20

【 0 2 3 8 】

図 3 2 A は、可視化システムのスクリーン 4 2 3 0 上の術野のライブビュー 4 2 0 1 を示す。手術器具 4 2 0 0 は、術野に導入され、標的領域 4 2 0 3 を除去する。図 3 2 B の領域 4 2 0 3 の拡大ビューで示されるように、領域を除去するための初期計画レイアウト 4 2 0 9 は、ライブビュー 4 2 0 1 上に重ね合わせられる。領域 4 2 0 3 は、重要構造 4 2 0 5、4 2 0 6、4 2 0 7、4 2 0 8 によって囲まれている。図 3 2 B に示されるように、初期計画レイアウト 4 2 0 9 は、領域 4 2 0 3 から、既定の安全マージンにある領域 4 2 0 3 の周りの切除経路を延長する。切除経路は、重要構造の外側（例えば、重要構造 4 2 0 8）又は内側（例えば、重要構造 4 2 0 6）のいずれか上で延在することによって、重要構造にわたって横断すること、又は通過することを回避する。上述のように、初期計画レイアウト 4 2 0 9 は、可視化システムからの可視化データに基づいて、制御回路により決定される。

30

【 0 2 3 9 】

図 3 2 A は、後の時間における（00：43）、可視化システムのスクリーン 4 2 3 0 上の術野のライブビュー 4 2 0 1 ' を示す。手術器具 4 2 0 0 のエンドエフェクタ 4 2 0 2 は、レイアウト計画 4 2 0 9 によって画定された既定の切除経路に沿って組織を切除する。組織の炎症に起因する領域 4 2 0 3 を含む組織の体積変化によって、例えば、重要構造 4 2 0 6 及び 4 2 0 8 は既定の切除経路へとずれる。それに応答して、図 3 2 D に示すように、制御回路は、重要構造 4 2 0 6、4 2 0 8 の周囲でナビゲートする代替切除経路 4 2 1 0 を提案し、重要構造 4 2 0 6、4 2 0 8 が損傷しないように保護する。様々な例では、残されるはずの健康な組織の量を最適化し、かつ、確実に重要構造に当たらないようにするガイダンスをユーザに提供することで、出血を最小限に抑え、手術時間を短縮し、予期せぬ状況に対処するプレッシャを低減すると共に、残存臓器の体積に対する影響とのバランスをとるために、代替切除経路を提案することができる。

40

【 0 2 4 0 】

様々な態様では、本開示によって説明される 1 つ以上のプロセスの 1 つ以上の態様を実行する制御回路は、可視化システムの複数の撮像デバイスから可視化データを受信及び／又は導出することができる。可視化データは、術野のライブビューの外側にある重要構造の追跡を容易にする。共通のランドマークにより、制御回路が可視化システムの複数の撮像デバイスから可視化データを統合することを可能にすることができる。少なくとも 1 つ

50

の例では、例えば、術野のライブビューの外にある重要構造の二次追跡は、二次撮像源、スコープの動きの算出、あるいは、第2システムによって測定される事前に確立されたビーコン/ランドマークを通じて達成することができる。

【0241】

全般に図33～図35を参照すると、プロセス4300の論理フロー図は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、提案された手術切除経路へと、あるいは、その付近で手術器具のパラメータを提示する又は重ね合わせるための制御プログラム又は論理構成を図示している。プロセス4300は、一般に、外科手術中に実行され、4301で、外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することと、4302で、少なくとも1つの撮像デバイスからの可視化データから、外科手術に関連する解剖学的構造を特定することと、4303で、手術器具によって解剖学的臓器の一部を除去するための手術切除経路を提案することと、を含む。少なくとも1つの例では、手術切除経路は、解剖学的構造に基づいて決定される。プロセス4300は、4304で、手術切除経路に従って、手術器具のパラメータを提示することを更に含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス4300は、4305で、手術切除経路に従って、手術器具のパラメータを調節することを更に含む。

10

【0242】

プロセス4300の1つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）のうちの1つ以上によって実行することができる。少なくとも1つの例では、プロセス4300の1つ以上の態様は、制御回路（例えば、図2Aの制御回路400）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス4030の1つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス4300の1つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図2Bの制御回路410）、及び/又は順序論理回路（例えば、図2Cの制御回路420）によって実行することができる。更に、プロセス4300は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び/又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

20

【0243】

様々な例では、プロセス4300の1つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、ブロック制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、プロセス4150（図31）、4100（図29）に関連して本明細書の他箇所説明されるように、4301で、外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定し、4302で、可視化システム（例えば、可視化システム100、160、500、2108）の少なくとも1つの撮像デバイスからの可視化データから、外科手術に関連する解剖学的構造を特定し、及び/又は、4303で、手術器具（例えば、手術器具4600）によって解剖学的臓器の一部を除去するための手術切除経路を提案する。更に、プロセス4300の1つ以上の態様を実行する制御回路は、4303で提案された手術切除経路に従って、手術器具の1つ以上のパラメータを提案、あるいは推奨することができる。少なくとも1つの例では、制御回路は、図34及び図35に示すように、4304で、提案された手術経路上に、あるいはその近くにそのようなパラメータを重ね合わせることによって、手術器具の推奨されるパラメータを提示する。

30

40

【0244】

図34は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、手術器具4600を使用して実行されるスリーブ状胃切除術を受ける患者の胃の仮想3D構造体4130を示す。図28に関連してより詳述するように、例えば、構造化光プロジェクタ706及びカメラ720などの可視化システム（例えば、可視化システム100、160、500、2108）の様々な要素を使用して、可視データを作成して、仮想3D構造体4130を生成することができる。関連する解剖学的構造（例えば、幽門4131、角切痕4132、His角4121）は、可視化システムの1つ以上の撮像デバイスからの可視化データから特定される。

50

少なくとも1つの例では、ランドマークは、ランドマークを仮想3D構造体4130上に重ね合わせることによって、このような解剖学的構造の位置4113、4117、4119に割り当てられる。

【0245】

加えて、4303で、特定された解剖学的構造に基づいて、手術切除経路4312を提案する。少なくとも1つの例では、図34に示すように、制御回路は、手術切除経路4312を仮想3D構造体4130上に重ね合わせる。本明細書その他箇所でより詳述されるように、所望の体積出力に基づいて、提案された手術経路を自動的に調節することができる。加えて、可視化データから制御回路で自動的に特定された重要構造及び/又は組織異常に基づいて、投影されたマージンに合わせて、自動的に調節可能である。

10

【0246】

様々な態様では、プロセス4300の少なくとも1つの態様を実行する制御回路は、4303で提案された手術切除経路4312に従って選択された手術器具のパラメータ4314を提示する。図34に示す例では、パラメータ4314は、4303で提案された手術切除経路に基づいてスリーブ状胃切除術を実行する際に、手術器具4600と共に使用するために自動的に選択されたステープルカートリッジを示す。少なくとも1つの例では、パラメータ4314は、ステープルカートリッジのサイズ、ステープルカートリッジの色、ステープルカートリッジの種類、及びステープルカートリッジ長のうちの少なくとも1つを含む。少なくとも1つの例では、制御回路は、4304で、図34及び図35に示すように、4303で提案された手術経路4312上に、あるいはその近くにそのようなパラメータを重ね合わせることによって、手術器具4600の推奨されるパラメータ4314を提示する。

20

【0247】

様々な態様では、プロセス4300の少なくとも1つの態様を実行する制御回路は、手術切除経路4312の1つ以上の部分に沿って、組織パラメータ4315を提示する。図34に示す例では、組織パラメータ4315は、手術切除経路4312の少なくとも一部分に沿った組織厚さを表す線A-Aに沿った断面を表示することによって提示される組織厚さである。様々な態様では、手術器具4600が利用するステープルカートリッジは、組織パラメータ4315に従って選択され得る。例えば、図34に示すように、ステープルのサイズがより大きい黒色カートリッジは、前庭のより厚い筋肉組織と共に使用するために選択され、ステープルのサイズがより小さい緑色カートリッジは、身体の心筋組織及び胃の胃底部と共に使用するために選択される。

30

【0248】

組織パラメータ4315は、提案された手術切除経路4312から生じる、組織厚さ、組織種類、及びスリーブのボリュームアウトカムの中の少なくとも1つを含む。組織パラメータ4315は、患者の臓器の以前に取り込まれたCT画像、超音波画像、及び/若しくはMRI画像から、並びに/又は以前に知られた平均組織厚さから導出することができる。少なくとも1つの例では、手術器具4600は、インテリジェント器具（インテリジェント器具2112と同様）であり、組織厚さ及び/又は選択されたステープルカートリッジ情報は、閉鎖設定、発射設定、及び/又は任意の他の好適な手術器具の設定を最適化するために手術器具4600へと送信される。一例では、図17～図19に関連して説明したように、組織厚さ、及び/又は選択されたステープルカートリッジ情報は、可視化システム（例えば、可視化システム100、160、500、2108）、及び手術器具4600と通信する手術用ハブ（例えば、手術用ハブ2106、2122）から手術器具4600に送信することができる。

40

【0249】

様々な例では、プロセス4300の少なくとも1つの態様を実行する制御回路は、手術切除経路4312の少なくとも一部分に沿った決定された組織厚さに従って、2つ以上のステープルカートリッジのサイズ（例えば、45mmと60mm）の配置4317を提案する。更に、図35に示すように、制御回路は、4303で提案された手術切除経路43

50

1 2 に沿った配置 4 3 1 7 を提示することも可能である。あるいは、制御回路は、ユーザが選択した手術切除経路に沿った適切な配置 4 3 1 7 を提示することができる。制御回路は、上述のように、ユーザが選択した切除経路に沿った組織厚さを決定し、この組織厚さに従って、ステーブルカートリッジ配置を提案することができる。

【0 2 5 0】

様々な態様では、プロセス 4 3 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路は、結果として生じるスリーブのサイズが所定閾値よりも損なわれることなく、ステーブルカートリッジ配置 4 3 1 7 のステーブルカートリッジの数を最小化するように、手術切除経路を提案する、あるいは、選択された手術切除経路を最適化することができる。使用済みカートリッジの数を低減することにより、処置時間及びコストを削減し、患者の外傷を低減させる。

10

【0 2 5 1】

引き続き図 3 5 を参照すると、配置 4 3 1 7 は、手術切除経路 4 3 1 2 の開始と終了を画定する第 1 ステーブルカートリッジ 4 3 5 2 と最終ステーブルカートリッジ 4 3 5 3 とを含む。提案されたステーブルカートリッジ配置 4 3 1 7 の最終ステーブルカートリッジ 4 3 5 3 僅かな部分のみが必要である場合、制御回路は、結果として生じるスリーブのサイズが所定閾値よりも損なわれることなく、最終ステーブルカートリッジ 4 3 5 3 の必要性を無くすように、手術切除経路 4 3 1 2 を調節できる。

【0 2 5 2】

様々な例では、プロセス 4 3 0 0 の少なくとも 1 つの態様を実行する制御回路は、図 3 5 に示すように、仮想 3 D 構造体 4 1 3 0 を保持部 4 3 1 8 と除去部 4 3 1 9 とに仮想的に分離する、提案されたステーブルカートリッジ配置 4 3 1 7 の仮想発射を提示する。保持部 4 3 1 8 は、ステーブルカートリッジ配置 4 3 1 7 を発射することによって、提案された手術切除経路 4 3 1 2 の実装から生じるスリーブの仮想表示である。制御回路は更に、保持部 4 3 1 8 及び / 又は除去部 4 3 1 9 の推定体積を決定できる。保持部 4 3 1 8 の体積は、結果として生じるスリーブの体積を表す。少なくとも 1 つの例では、保持部 4 3 1 8 及び / 又は除去部 4 3 1 9 の体積は、可視化データから導出される。別の例では、保持部 4 3 1 8 及び / 又は除去部 4 3 1 9 の体積は、保持体積、除去部体積、及び対応する手術切除経路を記憶するデータベースから決定される。データベースは、同一又は少なくとも類似の寸法で、同一又は少なくとも類似の切除経路により切除された臓器に対して以前に実行され外科手術から構築できる。

20

30

【0 2 5 3】

様々な例では、より詳しく上述したような、臓器の状況認識に基づく所定の平均組織厚さデータの組み合わせは、可視化源からの体積分析と、並びに C T、M R I、及び / 又は患者用に利用可能であれば超音波二次撮像とを組み合わせ、配置 4 3 1 7 用の第 1 ステーブルカートリッジを選択するために利用することができる。配置 4 3 1 7 内の後続のステーブルカートリッジの発射は、可視化データに加え、以前の発射からの器具データを使用して、発射パラメータを最適化できる。体積測定を補足するために使用され得る器具データには、例えば、F T F、F T C、発射及び / 又は閉鎖を駆動するモータによる引き込み電流、エンドエフェクタの閉鎖ギャップ、発射速度、ジョーにわたる組織インピーダンス測定、並びに / あるいは手術器具の使用中の待機時間又は休止時間が含まれる。

40

【0 2 5 4】

様々な例では、例えば、構造化光データなどの可視化データは、手術器具（例えば、手術器具 4 6 0 0）によって処置されている組織の表面幾何学形状の変化を追跡するために使用することができる。更に、例えば、スペクトルデータなどの可視化データを使用して、組織表面の下方の重要構造を追跡することができる。構造化データ及び / 又はスペクトルデータを使用して、組織治療を通して設定済み器具と組織との接触を維持することができる。

【0 2 5 5】

少なくとも 1 つの例では、手術器具 4 6 0 0 のエンドエフェクタ 4 6 4 2 を使用して、

50

ジョー間に組織を把持することができる。例えば、ユーザ入力によって所望の組織と器具との接触が確認されると、所望の組織と器具との接触に関連付けられるエンドエフェクタ及び周辺組織の可視化データを使用して、組織治療の少なくとも一部分を通じて所望の組織と表面との接触を自動的に維持することができる。所望の組織と表面との接触は、例えば、エンドエフェクタ 4 6 4 2 の位置、向き、及び / 又は、F T C パラメータへの僅かな操作によって自動的に維持できる。

【 0 2 5 6 】

手術器具 4 6 0 0 が手持ち式手術器具である場合、例えば、手術器具 4 6 0 0 のディスプレイ 4 6 2 5 (図 2 2) に提示できる命令の形態で、位置及び / 又は向きの操作をユーザに提供することができる。また、所望の組織と表面との接触を再確立するためにユーザ操作が必要である場合、手術器具 4 6 0 0 によってアラートを発することができる。一方、例えば、F T C パラメータ及び / 又は関節角に対する操作などの非ユーザ操作は、例えば、手術用ハブ 2 1 0 6 又は可視化システム 2 1 0 8 から手術器具 4 6 0 0 のコントローラ 4 6 2 0 へと通信することができる。次いで、コントローラ 4 6 2 0 は、モータドライバ 4 6 2 6 に所望の操作を実装させることができる。手術器具 4 6 0 0 がロボットシステム 2 1 1 0 のロボットアームに連結された手術器具である場合、位置及び / 又は向きの操作を、例えば、手術ハブ 2 1 0 6、又は可視化システム 2 1 0 8 からロボットシステム 2 1 1 0 に通信することができる。

【 0 2 5 7 】

主に図 3 6 A ~ 図 3 6 C を参照すると、ステーブルカートリッジ配置 4 3 1 7 に第 1 ステーブルカートリッジ 4 6 5 2 を装填した手術器具 4 6 0 0 の発射が図示されている。第 1 段階では、図 3 6 A に示すように、第 1 ランドマーク 4 3 6 1 及び第 2 ランドマーク 4 3 6 2 を、手術切除経路 4 3 1 2 上に重ね合わせる。ランドマーク 4 3 6 1、4 3 6 2 は、ステーブルカートリッジ 4 6 5 2 によって手術切除経路 4 3 1 2 上に展開されるステーブルライン 4 3 6 3 の長さを表すステーブルカートリッジ 4 6 5 2 のサイズ (例えば 4 5) によって画定される距離 (d 1) だけ離間されている。プロセス 4 3 0 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路は、本明細書その他箇所でより詳述されるような可視化データを採用して、ランドマーク 4 3 6 1、4 3 6 2 を手術切除経路 4 3 1 2 上に重ね合わせ、例えば、解剖学的構造 4 3 6 4、4 3 6 5、4 3 6 6、4 3 6 7 などの所定の重要構造に対して、これらの位置を継続的に追跡し、更新することができる。

【 0 2 5 8 】

図 3 6 B に示すように、発射中、ステーブルライン 4 3 6 3 のステーブルは組織内へと展開され、切断部材 4 6 4 5 は、ランドマーク 4 3 6 1 と 4 3 6 2 との間で手術切除経路 4 3 1 2 に沿って組織を切断するように前進する。様々な例では、切断部材 4 6 4 5 が前進して、処置されている組織が伸張される、及び / 又はずれる。所定閾値を超える組織の伸張及び / 又はずれは、処置されている組織を通る切断部材 4 6 4 5 の移動が速すぎることを示す。

【 0 2 5 9 】

図 3 7 は、発射中の組織の伸張、及び / 又はずれに対処するように、手術器具の発射速度を調節するための制御プログラム、又は論理構成を示すプロセス 4 1 7 0 の論理フロー図である。プロセス 4 1 7 0 は、4 1 7 1 で、手術器具の発射中に組織の伸張 / ずれを監視することと、4 1 7 2 で、組織の伸張 / ずれが所定閾値以上である場合、4 1 7 3 で、発射パラメータを調節することを含む。

【 0 2 6 0 】

プロセス 4 1 7 0 の 1 つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路 (例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0) のうちの 1 つ以上によって実行することができる。少なくとも 1 つの例では、プロセス 4 1 7 0 の 1 つ以上の態様は、制御回路 (例えば、図 2 A の制御回路 4 0 0) によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス 4 1 7 0 の 1 つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶

10

20

30

40

50

するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス 4 1 7 0 の 1 つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図 2 B の制御回路 4 1 0 ）、及び／又は順序論理回路（例えば、図 2 C の制御回路 4 2 0 ）、によって実行することができる。更に、プロセス 4 1 7 0 は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び／又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

【 0 2 6 1 】

様々な例では、プロセス 4 1 7 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、ブロック制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）は、4 1 7 1 で、可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）からの可視化データを使用して、手術器具 4 6 0 0 の発射中に組織の伸張／ずれを監視する。図 3 6 B に示す例では、4 1 7 1 で、可視化データを使用して、発射中に組織へと投影された構造化光グリッドの歪みを追跡すること、及び／又は、隣接する解剖学的構造の位置を表すランドマーク 4 3 6 4、4 3 6 5、4 3 6 6、4 3 6 7 を追跡することによって、組織の伸張／ずれ（ d ）を監視する。追加的に、又は、代替的に、4 1 7 1 で、発射中にランドマーク 4 3 6 2 の位置を追跡することによって、組織の伸張（ d ）を監視できる。図 3 6 B の例では、組織の伸張／ずれ（ d ）は、発射中のランドマーク 4 3 6 1 と 4 3 6 2 と間の距離（ d_1 ）と、発射中のランドマーク 4 3 6 1 と 4 3 6 2 との間の距離（ d_2 ）との差である。いずれにせよ、4 1 7 2 で、組織の伸張／ずれ（ d ）が所定閾値以上である場合、4 1 7 3 で、制御回路は、手術器具 4 6 0 0 の発射パラメータを調節して、組織の伸張／ずれ（ d ）を低減させる。例えば、制御回路は、コントローラ 4 6 2 0 に、例えば、発射モータ 4 6 0 2 の引き込み電流を低減し、切断部材 4 6 4 5 の前進速度を低減することにより、発射モータ駆動アセンブリ 4 6 0 4 の速度を低減することができる。追加的に、又は、代替的に、制御回路は、コントローラ 4 6 2 0 に、組織の伸張／ずれ（ d ）を低減するために、所定期間、発射モータ 4 6 0 2 を休止させることができる。

【 0 2 6 2 】

図 3 6 C に示すように、発射後、エンドエフェクタ 4 6 4 2 のジョーは、クランプ解除されており、ステープリングされた組織は、ステーブルライン 4 3 6 3 の発射済みステーブルに起因して収縮する。図 3 6 C は、距離（ d_1 ）によって画定される投影されたステーブルライン長と、距離（ d_1 ）よりも小さい距離（ d_3 ）によって画定される実際のステーブルラインとを示す。距離 d_1 と d_2 との差は、収縮／ずれの距離（ d' ）を表す。

【 0 2 6 3 】

図 3 8 は、提案された手術切除経路に沿って、提案されたステーブルカートリッジ配置を調節するための制御プログラム又は論理構成を示すプロセス 4 1 8 0 の論理フロー図である。プロセス 4 1 8 0 は、4 0 8 1 で、提案された配置のステーブルカートリッジの発射の後、提案された手術切除経路に沿ってステープリングされた組織の収縮／ずれを監視し、提案された手術切除経路に沿って、提案された後続のステーブルカートリッジ位置を調節することを含む。

【 0 2 6 4 】

プロセス 4 1 8 0 の 1 つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）のうちの 1 つ以上によって実行することができる。少なくとも 1 つの例では、プロセス 4 1 8 0 の 1 つ以上の態様は、制御回路（例えば、図 2 A の制御回路 4 0 0）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス 4 1 8 0 の 1 つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス 4 1 8 0 の 1 つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図 2 B の制御回路 4 1 0）、及び／又は順序論理回路（例えば、図 2 C の制御回路 4 2 0）によって実行することができる。更に、プロセス 4 1 8 0 は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに

関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び／又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

【0265】

様々な例では、プロセス4180の1つ以上の態様を実行する制御回路（例えば、ブロック制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）は、4181で、提案された切除経路4312に沿って、ステープリングされた組織の収縮／ずれを監視する。図36Cに示す例では、ステーブルライン4363は、ステーブルカートリッジ配置4317のステーブルカートリッジからランドマーク4361と4362との間の組織内へと展開される。エンドエフェクタ4642のジョーがクランプ解除されているとき、ステープリングされた組織は、距離（ d' ）だけ収縮／ずれる。距離（ d' ）は、配置4317によって提案されたステーブルライン4361の長さを表す発射前のランドマーク4361と4362との間の距離（ d_1 ）と、ステーブルライン4363の実際の長さを表す距離（ d_3 ）との差である。

10

【0266】

連続するステーブルライン同士の間隙を回避するために、制御回路は、提案された手術切除経路4312に沿って提案された配置4317の後続のステーブルカートリッジ位置を調節する。例えば、図36Cで示されるように、最初に提案されたステーブルライン4368は、除去され、距離（ d' ）によって画定されるギャップを通して延びる、あるいはカバーをする、更新後のステーブルライン4369により置き換えられる。様々な態様では、4181で、可視化データを使用して、エンドエフェクタ4642のジョーがクランプ解除された後で組織に投影された構造化光グリッドの歪みを追跡すること、及び／又は、隣接する解剖学的構造の位置を表すランドマーク4364、4365、4366、4367を追跡することによって、組織の収縮／ずれ（ d' ）を監視する。追加的に、又は、代替的に、4181で、ランドマーク4362の位置を追跡することによって、組織の収縮距離（ d' ）を監視できる。

20

【0267】

様々な態様では、非可視化システムからの非可視化データを使用して、手術可視化システム（例えば、可視化システム100、160、500、2108）から導出される可視化データを裏付けすることが望ましい場合があり、逆も同様である。一例では、非可視化システムは、患者の肺の体積、圧力、二酸化炭素分圧（ PCO_2 ）、酸素分圧（ PO_2 ）などの非視覚データを測定するように構成することができる人工呼吸器を含むことができる。可視化データを非可視化データで裏付けることで、臨床医は可視化システムから導出される可視化データが正確であることをより確信をもって提供することができる。加えて、以下で詳細に説明するように、可視化データを非可視化データで裏付けることにより、臨床医は術後合併症の特定や、臓器の全体的な効率を判定することができる。裏付けは、区域切除術又は裂孔のない複雑な肺葉切除術の場合にも有用となり得る。

30

【0268】

様々な態様では、臨床医は、腫瘍、及び／又は他の組織などの重要構造を除去するために、患者の臓器の一部分を切除する必要がある。一例では、患者の臓器は右肺であり得る。臨床医は、病的組織を除去するために、患者の右肺の一部分を切除する必要がある。しかしながら、臨床医は、肺の機能が損なわれすぎないことを確実にするために、外科手術に患者の肺をあまり多く除去したくない場合がある。肺の機能は、最大肺気量を表す1呼吸当たりの最大肺容量に基づいて評価することができる。安全に肺をどのくらい除去できるかを決定する際に、臨床医は、所定の最大肺容量減少によって制限され、これを超えると、肺はその生存能力を失い、完全な臓器切除が必要となる。

40

【0269】

少なくとも1つの例では、肺の表面積、及び／又は体積は、手術可視化システム（例えば、可視化システム100、160、500、2108）からの可視化データより推定される。肺の表面積及び／又は体積は、最大肺気量あるいは1呼吸当たりの最大肺容量で推定することができる。少なくとも1つの例では、肺の表面積及び／又は体積は、吸気／呼

50

気サイクル全体を通して複数の点で推定することができる。少なくとも1つの態様では、肺の一部分を切除する前に、可視化データ及び非可視化データを利用して、可視化システムによって決定された肺の表面積及び/又は体積を、人工呼吸器によって決定された肺気量と相関させることができる。相関データは、例えば、可視化データから導出されるような肺の表面積及び/又は体積と、人工呼吸器によって決定された肺気量との間の数学的関係を構築する際に採用できる。この関係は、肺の生存能力を維持する所定閾値以下の値で最大肺容量減少を維持しつつ除去可能とする肺部分のサイズを推定する際に採用することができる。

【0270】

図39は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、臓器の一部分の手術切除を提案するためのプロセス4750の論理フロー図を示す。プロセス4750は、一般に、外科手術中に実行される。プロセス4750は、4752で、手術可視化システムからの可視化データに基づいて、臓器の切除すべき一部分を提案することを含み、この一部分の切除は、臓器の推定容量減少をもたらすように構成される。プロセス4750は、4754で、この一部分の切除前に臓器の非可視化パラメータの第1値を決定することと、4756で、一部分の切除後に臓器の非可視化パラメータの第2値を決定することと、を更に含むことができる。更に、特定の例において、プロセス4750は、4758で、非可視化パラメータの第1値及び非可視化パラメータの第2値に基づいて、所定の容量減少を裏付けることを更に含むことができる。

【0271】

プロセス4750の1つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）のうちの1つ以上によって実行することができる。少なくとも1つの例では、プロセス4750の1つ以上の態様は、制御回路（例えば、図2Aの制御回路400）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス4750の1つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス4750の1つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図2Bの制御回路410）、及び/又は順序論理回路（例えば、図2Cの制御回路420）によって実行することができる。更に、プロセス4750の1つ以上の態様は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び/又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

【0272】

様々な態様では、プロセス4750は、1つ以上の手術システム2102と、クラウドベースシステム（例えば、ストレージデバイス2105に連結されたりリモートサーバ2113を含む得るクラウド2104）と、を含むコンピュータ実装インタラクティブ手術システム2100（図19）によって実装することができる。各手術システム2102は、リモートサーバ2113を含む得るクラウド2104と通信する、少なくとも1つの手術用ハブ2106を含む。プロセス4750の1つ以上の態様を実行する制御回路は、可視化システムの構成要素（例えば、可視化システム100、160、500、2108）であり得る。

【0273】

図41Aは、患者の1組の肺4780を示す。一実施形態では、臨床医は、撮像デバイス4782を利用して、患者の右肺4786の表面のトポグラフィ又はランドスケープの決定を可能にするために、縞、グリッド線、及び/又はドットなどの光パターン4785を患者の右肺4786の表面上に放射4784することができる。撮像デバイスは、様々な点で撮像デバイス120（図1）と同様であり得る。本明細書その他箇所では説明されるように、投影された光アレイを採用して、患者の右肺4786の表面によって画定される形状、及び/又は、術中の患者の右肺4786の動きを決定することができる。一実施形態では、撮像デバイス4782は、制御システム133の構造化光源152に連結すること

10

20

30

40

50

ができる。一実施形態では、本明細書その他箇所で説明されるように、手術可視化システム 100 などの手術可視化システムは、制御回路 133 の表面マッピングロジック 136 を利用して、患者の右肺 4786 の表面のトポグラフィ又はランドスケープを決定し得る。

【0274】

臨床医は、手術システム 2100 などの手術システムに、右上肺葉切除術などの、実行されるべき処置の種類を提供することができる。実行されるべき外科手術を提供することに加え、臨床医は、外科手術中に除去されるべき臓器の最大所望容量を手術システムに提供することができる。撮像デバイス 4782 から取得された可視化データ、実行されるべき外科手術の種類、及び除去されるべき最大所望容量に基づいて、手術システムは、臨床医の入力の全てを満たす右肺の一部分 4790 を除去するための切除経路 4788 を提案することができる。手術切除経路を提案する他の方法は、本明細書その他箇所に説明されている。切除経路 4788 を提案するために、手術システムは、任意の数の追加のパラメータを検討することができる。

10

【0275】

様々な例では、切除された臓器の体積により、患者の臓器からの所望の容量減少がもたらされることを確実にすることが望ましい場合がある。切除された体積が望ましい容量減少をもたらすことを裏付けるために、非可視化システムからの非可視化データを利用することができる。一実施形態では、人工呼吸器を利用して、経時的に患者の最大肺気量を測定することができる。

【0276】

20

少なくとも 1 つの例では、臨床医は、外科手術において手術システム 2100 を利用して、肺腫瘍を除去することができる。制御回路は、図 13A ~ 図 13E に関連して上述したように、可視化データから腫瘍を特定することができ、図 29 ~ 38 に関連して上述したように、腫瘍の周囲に安全マージンを提供するための手術切除経路を提案することができる。制御回路は更に、最大肺気量における肺の体積を推定できる。人工呼吸器を利用して、外科手術の前に最大肺気量を測定することができる。制御回路は、人工呼吸器で検出される視覚的に推定された肺容量と肺気量との所定の数学的相関関係を使用して、腫瘍とその周囲の組織の安全マージンを含む肺の一部分を除去することに関連付けられる最大肺容量減少を推定することができる。推定された肺気量減少が所定安全閾値を超えている場合、制御回路は、臨床医に警告する、及び / 又は、肺気量をより少なくする別の手術切除経路を提案できる。

30

【0277】

図 41C は、経時的に患者の最大肺気量を測定するグラフ 4800 を示す。臓器の一部分の切除前に (t_1)、人工呼吸器は、最大肺気量を測定することができる。図 41C では、一部分 4790 の切除前の時刻 t_1 において、最大肺気量が 6 L であると測定される。実行されるべき外科手術が右上肺葉切除術である上述の例では、臨床医は、患者の呼吸力を損なわないよう、所定の容量減少をもたらす患者の肺の体積のみを除去することを望む場合がある。一実施形態では、臨床医は、例えば、患者の最大肺気量が最大で約 17% 減少させる部分を除去することを望む場合がある。外科手術及び所望の容量減少に基づいて、手術システムは、最大肺気量を未切除の最大肺気量の 83% 以上の値に維持しつつ、肺の一部分の除去を達成する手術切除経路 4788 を提案することができる。

40

【0278】

図 41C に示されるように、臨床医は、人工呼吸器データを利用して、肺の一部分 4790 の切除前 4802 及び切除後 4804 など、患者の最大肺気量を経時的に監視することができる。時刻 t_2 において、肺の一部分 4790 は、提案された切除経路 4788 に沿って切除される。その結果、人工呼吸器によって測定される最大肺気量が低下する。臨床医は、切除後の肺の体積が肺から所望の容量減少をもたらすことを確実にするために、人工呼吸器データ (切除前の最大肺容量 4802 及び切除後の最大肺容量 4804) で裏付けることができる。図 41C に示されるように、切除後、最大肺気量は 5 L に低下し、これは、約 17% の最大肺気量の低下であり、望ましい容量減少と大体同じである。臨床

50

医は、人工呼吸器のデータを使用して、実際の容量減少が、提案された手術切除経路 4 7 8 8 によって達成される望ましい容量減少と一致しているというより強い確信をもつことができる。他の実施形態では、非可視化データと可視化データとの間に、最大肺気量の低下が予想より大きい（肺切除量が多すぎる）、あるいは最大肺気量の低下が予想より小さい（肺切除量が十分でない）などの食い違いが存在する場合、臨床医は適切なアクションが必要かどうかを判定することができる。

【 0 2 7 9 】

ここで図 4 1 B を参照すると、一部分 4 7 9 0 を切除した後の患者の右肺 4 7 9 2 が示されている。一部分 4 7 9 0 の切除後、臨床医は、空気漏れ 4 7 9 4 を不注意に引き起こし、その結果、肺 4 7 9 4 と胸壁との間の空間に空気が漏れ、気胸 4 7 9 6 の原因となり得る。空気漏れ 4 7 9 4 の結果として、患者の 1 呼吸当たりの最大肺容量は、右肺 4 7 9 2 が虚脱するにつれて、経時に着実に減少する。可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）から導出される可視化データを使用して、肺の動的表面積 / 体積分析を実行し、肺の体積変化を視覚的に追跡することによって空気漏れを検出することができる。肺の体積及び / 又は表面積は、吸気 / 呼気サイクル中の 1 つ以上の点で視覚的に追跡されて、空気漏れ 4 7 9 4 を示す体積変化を検出することができる。一実施形態では、これまで考察したように、撮像デバイス 4 7 8 2 からの投影光アレイを採用して、サイズ減少の監視など、患者の右肺 4 7 8 6 の動きを経時的に監視することができる。別の実施形態では、手術可視化システム、表面マッピングロジック 1 3 6 などの表面マッピングロジックを利用して、患者の右肺 4 7 8 6 の表面のトポグラフィ又はランドスケープを決定し、経時的にトポグラフィ又はランドスケープの変化を監視することができる。

【 0 2 8 0 】

一態様では、臨床医は、人工呼吸器などの非可視化システムを利用して、可視化システムによって検出された体積減少を裏付けることができる。再び図 4 1 C を参照すると、上述のように、4 8 0 2 で、肺の一部分の切除前と切除後に患者の最大肺気量を測定し、所望の肺気量減少が実際の肺気量減少と一致することを裏付けることができる。空気漏れが不注意に発生した場合の上述の例では、4 8 0 6 で、最大肺気量は経時的に着実に低下し得る。一例では、一部分の切除直後の時刻 t_2 において、臨床医は、最大肺気量が 6 L から 5 L に低下していることに気付く可能性がある、これは肺気量の望ましい低下と大体一致する。一部分の切除後、手術可視化システムは、患者の肺容量を経時的に監視することができる。手術可視化システムが体積に変化があると判定した場合、臨床医は、時刻 t_3 において、再び最大肺気量を測定することができる。時刻 t_3 において、臨床医は、最大肺気量が 5 L から 4 L に低下したことに気付く可能性がある、これは、可視化システムから決定されたデータを裏付け、右肺 4 7 9 2 に空気漏れがある可能性があることを示している。

【 0 2 8 1 】

加えて、制御回路は、可視化データ及び非可視化データに基づいて、臓器効率を測定するように構成することができる。一態様では、臓器効率は、可視化データを一部分の切除前後の非可視化データの差異と比較することによって決定することができる。一例では、可視化システムは、最大肺気量を 1 7 % 減少させる切除経路を生成することができる。人工呼吸器は、一部分の切除前及び一部分の切除後の最大肺気量を測定するように構成することができる。図 4 1 C で示される例では、最大肺気量が約 1 7 % 低下（6 L から 5 L）している。所望される肺気量（1 7 %）に対する実際の肺気量（1 7 %）の低下がほとんど 1 : 1 であるので、臨床医は、肺が機能上効率的であると判定することができる。別の例では、可視化システムは、最大肺気量を 1 7 % 減少させる切除経路を生成することができる。しかしながら、人工呼吸器は、例えば、2 5 % など、1 7 % よりも大きい最大肺気量の低下を測定し得る。この例では、肺の一部分を切除すると、最大肺気量が予想以上に低下する結果となるので、臨床医は、肺が機能上効率的でないとは判定することができる。

【 0 2 8 2 】

図 4 0 は、本開示の少なくとも 1 つの態様に係る、臓器の選択部分の除去から生じる臓器の容量減少を推定するためのプロセス 4 7 6 0 の論理フロー図を示す。プロセス 4 7 6 0 は、多くの点で図 4 7 5 0 のプロセスに類似している。しかしながら、プロセス 4 7 5 0 とは異なり、プロセス 4 7 6 0 は、臨床医が外科手術中に臓器の一部を除去する際の手術切除経路を選択又は提案することに依存する。プロセス 4 7 6 0 は、4 7 6 2 で、臓器の切除すべき一部分を示す入力をユーザから受信することを含む。プロセス 4 7 6 0 は、4 7 6 4 で、一部分を除去することによる臓器の容量減少を推定することを更に含む。少なくとも 1 つの例では、臓器は患者の肺であり、4 7 6 2 で推定された容量減少量は、患者の肺の 1 呼吸当たりの最大肺容量の減少である。手術可視化システム（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）からの可視化データを採用して、一部分の除去に対応する容量減少を推定することができる。プロセス 4 7 6 0 は、4 7 6 6 で、この一部分の切除前の臓器の非可視化パラメータの第 1 値を決定することと、4 7 6 8 で、一部分の切除後の臓器の非可視化パラメータの第 2 値を決定することと、を更に含むことができる。最後に、プロセス 4 7 6 0 は、4 7 6 8 で、非可視化パラメータの第 1 値、及び非可視化パラメータの第 2 値に基づいて、推定された臓器の容量減少を裏付けることを更に含むことができる。

10

【 0 2 8 3 】

プロセス 4 7 6 0 の 1 つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路 1 3 2、4 0 0、4 1 0、4 2 0、6 0 2、6 2 2、2 1 0 8、4 6 2 0）のうちの 1 つ以上によって実行することができる。少なくとも 1 つの例では、プロセス 4 7 6 0 の 1 つ以上の態様は、制御回路（例えば、図 2 A の制御回路 4 0 0）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス 4 7 6 0 の 1 つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス 4 7 6 0 の 1 つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図 2 B の制御回路 4 1 0）、及び / 又は順序論理回路（例えば、図 2 C の制御回路 4 2 0）によって実行することができる。更に、プロセス 4 7 6 0 の 1 つ以上の態様は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び / 又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

20

【 0 2 8 4 】

様々な態様では、プロセス 4 7 6 0 は、1 つ以上の手術システム 2 1 0 2 と、クラウドベースシステム（例えば、ストレージデバイス 2 1 0 5 に連結されたりリモートサーバ 2 1 1 3 を含む得るクラウド 2 1 0 4）と、を含むコンピュータ実装インタラクティブ手術システム 2 1 0 0（図 1 9）によって実装することができる。各手術システム 2 1 0 2 は、リモートサーバ 2 1 1 3 を含む得るクラウド 2 1 0 4 と通信する、少なくとも 1 つの手術用ハブ 2 1 0 6 を含む。プロセス 4 7 6 0 の 1 つ以上の態様を実行する制御回路は、可視化システムの構成要素（例えば、可視化システム 1 0 0、1 6 0、5 0 0、2 1 0 8）であり得る。

30

【 0 2 8 5 】

一例では、臨床医は、臓器の切除すべき一部分を示す入力を、手術可視化システム 2 1 0 0 などの手術可視化システムに提供することができる。一例では、臨床医は、プロセス 4 1 0 0 中に 4 1 0 4 で生成された仮想 3 D 構造体などの臓器の仮想 3 D 構造体上に切除経路を描くことができる。他の例では、可視化システムは、本明細書その他箇所でより詳細に説明されている、推奨される治療経路の形態であり得る処置レイアウト計画を重ね合わせることができる。推奨される治療経路は、実行されている外科手術の種類に基づき得る。一実施形態では、推奨される治療経路は、本明細書その他箇所で説明される切除経路 4 1 4 6、4 1 4 7、4 1 4 8 と同様に、様々な開始点を提案し、臨床医が選択できる多様な切除経路を提案することができる。提案された切除経路は、動脈などの特定の重要構造を回避するように、可視化システムによって決定できる。臨床医は、臓器の一部を除去するための所望の切除経路が完了するまで、提案された切除経路を選択することができる。

40

50

【 0 2 8 6 】

一例では、手術可視化システムは、選択された切除経路に基づいて臓器の推定容量減少を決定することができる。切除経路に沿って所定の一部分を切除した後、臨床医は、非可視化データを使用して、可視化データに基づき、実際の容量減少が推定容量減少と一致することを裏付けることを望む場合がある。一実施形態では、この裏付けは、臓器が肺であるプロセス 4 7 5 0 に関して上述したのと同様の手順を使用して行うことができる。臨床医は、肺の切除前 4 8 0 2 及び切除後 4 8 0 4 の最大肺気量を測定し、最大肺気量の変化を比較して、最大肺気量の実際の低下を決定することができる。一例では、手術可視化システムは、臨床医が提案する切除経路に基づいて、最大肺気量が 1 7 % 減少するものと推定し得る。切除前に、臨床医は、最大肺気量が 6 L (時刻 t_1) であることに気付く可能性がある。切除後、臨床医は、最大肺気量が 5 L (時刻 t_2) であることに気付く可能性があるが、これは最大肺気量が約 1 7 % 低下していることになる。臨床医は、この非可視化データ / 人工呼吸器のデータを使用して、実際の容量減少が推定容量減少と一致しているというより強い確信をもつことができる。他の例では、非可視化データと可視化データとの間に、最大肺気量の低下が予想より大きい (肺切除量が多すぎる)、あるいは最大肺気量の低下が予想より小さい (肺切除量が十分でない) などの食い違いが存在する場合、臨床医は適切なアクションが必要かどうかを判定することができる。

10

【 0 2 8 7 】

加えて、制御回路は、可視化データ及び非可視化データに基づいて、臓器効率を測定するように構成することができる。一態様では、臓器効率は、可視化データを一部分の切除前後の非可視化データの差異と比較することによって決定することができる。一例では、手術可視化システムは、臨床医の所望の切除経路に基づいて、最大肺気量が 1 7 % 減少するものと推定し得る。人工呼吸器は、一部分の切除前及び一部分の切除後の最大肺気量を測定するように構成することができる。図 4 1 C で示される例では、最大肺気量が約 1 7 % 低下 (6 L から 5 L) している。推定された肺気量 (1 7 %) に対する実際の肺気量 (1 7 %) の低下がほとんど 1 : 1 であるので、臨床医は、肺が機能上効率的であると判定することができる。別の例では、手術可視化システムは、臨床医の所望の切除経路に基づいて、最大肺気量が 1 7 % 減少するものと推定し得る。しかしながら、人工呼吸器は、例えば、2 5 % など、1 7 % よりも大きい最大肺気量の低下を測定し得る。この例では、肺の一部分を切除すると、最大肺気量が予想以上に低下する結果となるので、臨床医は肺が機能上効率的でないと判定することができる。

20

30

【 0 2 8 8 】

プロセス 4 7 5 0、4 7 6 0 に関して上述したように、臨床医は、肺の一部分の切除前後の最大肺容量を測定するために人工呼吸器を使用することなどによって、非可視化データで可視化データを裏付けることができる。可視化データを非可視化データで裏付けることに関する別の例は、カプノグラフによるものである。

【 0 2 8 9 】

図 4 2 は、患者から吐き出された二酸化炭素分圧 (PCO_2) を経時的に測定するグラフ 4 8 1 0 を示す。他の例では、患者が吐き出す酸素分圧 (PO_2) を経時的に測定することができる。グラフ 4 8 1 0 は、切除前 4 8 1 2、切除直後 4 8 1 4、切除 1 分後 4 8 1 6 に測定された PCO_2 を示す。図 4 2 において、切除前 4 8 1 2 に、 PCO_2 は、(時刻 t_1 において) 約 4 0 mmHg であると測定される。実行される外科手術が右上肺葉切除術である上述の例では、可視化システムは、肺気量が 1 7 % 減少することを希望、あるいは推定し得る。人工呼吸器によって測定された PCO_2 レベルを使用して、この所望の容量減少あるいは推定容量減少を裏付けることができる。

40

【 0 2 9 0 】

図 4 2 に示されるように、臨床医は、人工呼吸器データを利用して、肺の一部分 4 7 9 0 の切除前 4 8 1 2 及び切除後 4 8 1 4 など、患者の PCO_2 を経時的に監視することができる。時刻 t_2 において、肺の一部分 4 7 9 0 が切除され、その結果、4 8 1 8 で、人工呼吸器によって測定された PCO_2 が低下し得る。臨床医は、肺気量の実際の減少が、

50

肺気量の推定減少又は所望の減少と一致することを保証するために、人工呼吸器のデータ（切除前 PCO_2 4812 (t_1)、及び切除後 PCO_2 4814 (t_2)）で裏付けることができる。図42で見られるように、一部分4790の切除直後4814には、 PCO_2 が低下4812し、これは、 PCO_2 の約17%の低下（約33.2 mmHg）として測定することができる。臨床医は、この非可視化データ/人工呼吸器データを使用して、実際の肺気量の減少が所望又は推定肺気量の減少と一致しているというより強く確信をもつことができる。

【0291】

他の例では、臨床医は、非可視化データ/ PCO_2 データを利用して、可視化データと比較した際の食い違いを判定することができる。一例では、一部分4790の切除直後4814の時刻 t_2 において、 PCO_2 を、4820で測定することができ、これは、切除前4812に測定された PCO_2 よりも高い。 PCO_2 の上昇は、外科手術中に気管支が不注意によって閉塞し、患者内に CO_2 が蓄積された結果である可能性がある。別の例では、一部分4790の切除直後4814の時刻 t_2 において、 PCO_2 を、4822で測定することができ、これは、切除前4812に測定された PCO_2 よりも低く、かつ、予想よりも低く測定され得る。 PCO_2 の減少は、外科手術中に不注意により血管が閉塞し、身体に送達される O_2 が少なくなり、その結果、 CO_2 の生成が少なくなることが原因である可能性がある。いずれの場合も、臨床医は、状況を修復するために適切なアクションをとることができる。

【0292】

また、 PCO_2 の変化は、切除直後4814以外の時間、例えば、切除1分後4816（時刻 t_3 など）で測定することができる。時刻 t_3 では、他の身体機能（肝臓など）が切除の結果としての PCO_2 の変化を補償する。この状況では、 PCO_2 は約40 mmHgと測定することができ、つまり、切除前4812と大体同じである。時刻 t_3 において、切除前4812の PCO_2 との間で測定された差は、上述の不注意による閉塞を示し得る。例えば、時刻 t_3 において、 PCO_2 は、4824で、切除前4812よりも高く測定され、気管支が不注意により閉塞した可能性を示し、又は PCO_2 は、4826で、切除前4812よりも低く測定され、不注意に血管が閉塞した可能性を示し得る。

【0293】

加えて、制御回路は、可視化データ及び非可視化データに基づいて、臓器効率を測定するように構成することができる。一態様では、臓器効率は、可視化データを一部分の切除前後の非可視化データの差異と比較することによって決定することができる。一例では、手術可視化システムは、臨床医の所望の切除経路に基づいて、肺気量が17%減少するものと推定し得る。人工呼吸器は、一部分の切除前、及び一部の切除後の PCO_2 を測定するように構成することができる。図42に示される実施形態には、切除直後4814、 PCO_2 が約17%低下する。推定された肺気量の減少（17%）に対する PCO_2 の（17%）低下がほとんど1:1であるので、臨床医は、肺が機能上効率的であると判定することができる。別の例では、手術可視化システムは、臨床医の所望の切除経路に基づいて、肺気量が17%減少するものと推定し得る。しかしながら、人工呼吸器は、例えば、25%など、17%より大きい PCO_2 の低下を測定し得る。この例では、肺の一部分を切除すると、 PCO_2 が予想以上に低下するので、臨床医は肺が機能上効率的でないと判定することができる。

【0294】

上記の最大肺容量と最大 PCO_2 に加えて、血圧又はEKGデータを含む非可視化パラメータを利用することができる。EKGデータは、動脈の変形に関する近似周波数データを提供する。同様の周波数範囲内で表面幾何学形状が変化するこの周波数データは、重要な血管構造を特定するのに役立ち得る。

【0295】

上述のように、手術可視化システム（例えば、可視化システム100、160、500、2108）から導出される可視化データを裏付けるために、非可視化システムからの非

10

20

30

40

50

可視化データを利用することが望ましい場合がある。上記の例では、非可視化データは、臓器の一部が既に切除された後に可視化データを裏付けるための手段である。この例では、臓器の一部が切除される前に、可視化データを非可視化データで補足することが望ましい場合がある。一例では、非可視化データを可視化データと共に使用して、手術を受ける臓器の特性を判定するのに役立てることができる。一態様では、この特性は、切断に好適でない場合がある臓器組織の異常であり得る。非可視化データ及び可視化データは、臓器の切除経路を計画する際に回避すべき領域について、手術可視化システム及び臨床医に知らせるのに役立ち得る。これは、区域切除術又は裂孔のない複雑な肺葉切除術の場合にも有用となり得る。

【0296】

図43は、本開示の少なくとも1つの態様に係る、可視化データ及び非可視化データに基づいて、組織異常を検出するためのプロセス4850の論理フロー図を示す。プロセス4850は、一般に、外科手術中に実行される。プロセス4850は、4852で、手術可視化システムから、臓器の第1状態における第1可視化データを受信することと、4854で、第1状態における臓器の非可視化パラメータの第1値を決定することを含むことができる。更に、プロセス4850は、4856で、手術可視化システムから、臓器の第2状態における第2可視化データを受信することと、4858で、第2状態における臓器の非可視化パラメータの第2値を決定することと、を含むことができる。また、プロセスは、4860で、第1可視化データ、第2可視化データ、非可視化パラメータの第1値、及び非可視化パラメータの第2値に基づいて、組織異常を検出することを含むことができる。

【0297】

プロセス4850の1つ以上の態様は、本開示によって説明される制御回路（例えば、制御回路132、400、410、420、602、622、2108、4620）のうちの1つ以上によって実行することができる。少なくとも1つの例では、プロセス4850の1つ以上の態様は、制御回路（例えば、図2Aの制御回路400）によって実行され、この回路は、プロセッサと、プロセッサによって実行されると、このプロセッサに、プロセス4850の1つ以上の態様を実行させるコンピュータ実行可能命令のセットを記憶するメモリとを含む。追加的に、又は、代替的に、プロセス4850の1つ以上の態様は、組み合わせ論理回路（例えば、図2Bの制御回路410）、及び/又は、順次論理回路（例えば、図2Cの制御回路420）によって実行することができる。更に、プロセス4850の1つ以上の態様は、本開示によって説明される様々な好適なシステム内に配置され得る、又はそれに関連付けられ得る、任意の好適なハードウェア構成要素及び/又はソフトウェア構成要素を有する任意の好適な回路によって実行することができる。

【0298】

様々な態様では、プロセス4850は、1つ以上の手術システム2102と、クラウドベースシステム（例えば、ストレージデバイス2105に連結されたりモートサーバ2113を含む得るクラウド2104）と、を含むコンピュータ実装インタラクティブ手術システム2100（図19）によって実装することができる。各手術システム2102は、リモートサーバ2113を含む得るクラウド2104と通信する、少なくとも1つの手術用ハブ2106を含む。プロセス4850の1つ以上の態様を実行する制御回路は、可視化システムの構成要素（例えば、可視化システム100、160、500、2108）であり得る。

【0299】

図44Aは、第1状態4862における患者の右肺4870を示す。一例では、第1状態4862は、収縮状態であり得る。別の例では、第1状態4862は、虚脱状態であり得る。患者の胸壁4876内の腔4874を通じて挿入された撮像デバイス4872が示されている。臨床医は、撮像デバイス4872を利用して、4880で、患者の右肺4870の表面のトポグラフィ又はランドスケープの決定を可能にするために、縞、グリッド線、及び/又はドットなどの光パターン4882を右肺4870の表面上に放射すること

10

20

30

40

50

ができる。撮像デバイスは、様々な点で撮像デバイス 120 (図 1) と同様であり得る。本明細書その他箇所で説明されるように、投影された光アレイを採用して、患者の右肺 4870 の表面によって画定される形状、及び / 又は、術中の患者の右肺 4870 の動きを決定する。一実施形態では、撮像デバイス 4782 は、制御システム 133 の構造化光源 152 に連結することができる。一実施形態では、本明細書その他箇所で説明されるように、手術可視化システム 100 などの手術可視化システムは、制御回路 133 の表面マッピングプロジック 136 を利用して、患者の右肺 4786 の表面のトポグラフィ又はランドスケープを決定し得る。右肺 4870 の第 1 状態 4862 において、人工呼吸器を使用して、第 1 状態の圧力 (P_1 、又は呼気終末陽圧 (PEEP))、又は第 1 状態の体積 (V_1) などの右肺 4870 のパラメータを測定できる。

10

【0300】

図 44B は、第 2 状態 4864 における患者の右肺 4870 を示す。一例では、第 2 状態 4864 は、部分膨張状態であり得る。別の例では、第 2 状態 4864 は、完全膨張状態であり得る。撮像デバイス 4872 は、4880 で、第 2 状態 4864 における患者の右肺 4870 の表面のトポグラフィ又はランドスケープの決定を可能にするために、肺 4870 の表面上に光パターン 4882 を継続的に放射するように構成することができる。右肺 4870 の第 2 状態 4864 において、人工呼吸器を使用して、第 1 状態 4862 の圧力 P_1 よりも大きい第 2 状態の圧力 (P_2)、及び第 1 状態 4862 の体積 V_1 よりも大きい第 2 状態の体積 (V_2) など、右肺 4870 のパラメータを測定することができる。

【0301】

20

手術可視化システム及び撮像デバイス 4872 から決定された表面トポグラフィに基づいて、人工呼吸器から決定された非可視化データ (圧力 / 体積) と共に、手術可視化システムは、右肺 4870 の組織の異常を決定するように構成することができる。一例では、第 1 状態 4862 において、撮像デバイス 4872 は、右肺 4870 の第 1 状態 4862 のトポグラフィ (図 44A で示し、図 44C では、より詳細に示される) を決定することができ、人工呼吸器は、第 1 状態の圧力 / 体積を決定することができる。第 2 状態 4864 では、撮像デバイス 4872 は、右肺 4870 の第 2 状態 4864 のトポグラフィ (図 44D に示され、図 44D により詳細に示される) を決定することができ、人工呼吸器は、肺が部分的又は完全に膨張していることに起因して、第 1 状態の圧力 / 体積よりも大きい第 2 状態の圧力 / 体積を決定することができる。可視化システムは、圧力 / 体積の既知の増加に基づいて、圧力 / 体積の既知の増加に従って、右肺 4870 のトポグラフィの変化を監視するように構成することができる。一態様では、人工呼吸器からのこの圧力 / 体積測定値を右肺 4870 の表面変形と相関させて、肺の中の疾患領域を特定し、ステープラの配置に役立てることができる。

30

【0302】

一態様において、図 44B と図 44D を参照すると、圧力が P_1 から P_2 に増加した (体積が V_1 から V_2 に増加した) 場合、構造化光 4880 から決定される表面トポグラフィは、第 1 状態 4862 と比較して変化している。一例では、光のパターン 4882 は、ドットであり得、ドットは、肺サイズが増加するにつれて、互いに距離 (複数) だけ離間されている。別の例では、光のパターン 4882 はグリッド線であり得、グリッド線は、肺サイズが増加するにつれて、離間されている、あるいは、輪郭が付けられている。撮像デバイスは、既知の圧力増加に基づいて、既知の圧力及び体積の増加に従って変化しなかった領域 4886 を決定することができる。例えば、撮像デバイス 4872 が、右肺 4870 の表面上にグリッド線及びドットのパターン 4882 を放射する場合 (図 6A ~ 図 6D に示す)、可視化システムは、グリッド線の輪郭、及び既知の圧力 / 体積の増加に対するドットの相対的な位置を監視するように構成することができる。可視化システムが、ドットの間隔又はグリッド線の位置及び曲率における不規則性を通知する場合、可視化システムは、これらの領域が、表面下空隙 4886 などの組織の異常の可能性、あるいは、腫瘍などの重要構造 4884 が位置決めされ得る領域に対応していることを判定することができる。一実施形態では、プロセス 4100 が、外科手術に関連する、解剖学的臓器の少

40

50

なくとも一部分の 4 1 0 5 の解剖学的構造を特定するプロセス 4 1 0 0 を参照すると、プロセス 4 1 0 0 は、本明細書で上述したように異常を特定し、これらの異常を 3 D 構造体上に重ね合わせることができる。

【 0 3 0 3 】

一例では、患者は、息切れの原因となる肺疾患である肺気腫に罹患している可能性がある。肺気腫を罹患する人々では、肺の気嚢（肺胞）が損傷し、経時的に気嚢の内壁が弱くなって破れ、多くの小さな気嚢の代わりに、大きな気腔が生成される。これにより、 O_2 / CO_2 の交換に使われる肺の内部表面積が低減され、したがって、血流に到達する酸素の量が低減される。加えて、損傷した肺胞は適切に機能せず、古い空気が捕捉され、酸素を多く含む新鮮な空気が入る余地が残らない。肺気腫患者の肺内の空隙は、組織厚さが薄い領域を表すので、その領域におけるステープリングの転帰が影響を受ける場合がある。組織も弱くなると、その結果、肺胞が破れ、それらを通るステープルをあまり保持することができなくなる。

10

【 0 3 0 4 】

肺気腫の肺が膨張し、収縮すると、表面下空隙を有する領域は、健康な組織と比較して、圧力変化による変形量が異なる。上述のプロセス 4 8 5 0 を利用して、これらの表面下空隙を含む弱い組織領域を検出し、これらの領域を通るステープリングを回避すべきことを臨床医に知らせて、これにより、術後の空気漏れの可能性を下げることができる。このプロセス 4 8 5 0 の組織変形力により、これらの差異を検出することができ、外科医は、ステープラの配置を誘導することができるようになる。

20

【 0 3 0 5 】

第 2 例では、患者は癌に離間している可能性がある。処置の前に、腫瘍に放射線が照射され、組織だけでなく周囲の組織も損傷している可能性がある。放射線によって、組織の性質が変わり、組織をより硬くし、圧縮しにくくすることが多い。外科医がこの組織にわたってステープリングする必要がある場合、ステープルのリロードタイプを選択する際に組織の硬さの変化を考慮すべきである（例えば、より硬い組織には、より高く形成されたステープルが必要となる）。

【 0 3 0 6 】

肺が膨張し、収縮すると、組織が硬い領域では、肺があまり柔軟ではないので、健康な組織と比較して変形量が異なる。このプロセス 4 8 5 0 の組織変形力により、これらの差異を検出することができるので、外科医は、ステープラの配置、並びに、カートリッジ / リロードの色の選択を誘導できるようになる。

30

【 0 3 0 7 】

別の態様では、メモリ 1 3 4 などのメモリは、既知の圧力及び体積に対する肺の表面トポグラフィを記憶するように構成され得る。この例では、撮像デバイス 4 8 7 2 などの撮像デバイスは、既知の第 1 圧力又は体積における患者の肺の表面のトポグラフィを決定するために光パターンを放射することができる。手術システム 2 1 0 0 などの手術システムは、既知の第 1 圧力又は体積における第 1 決定済みトポグラフィを、所与の第 1 圧力又は体積についてメモリ 1 3 4 に記憶されたトポグラフィと比較するように構成することができる。この比較に基づいて、可視化システムは、単一状態のみで組織の異常の可能性を示すように構成することができる。可視化システムは、これらの異常可能性領域に着目し、第 2 既知圧力や体積における患者の肺の表面のトポグラフィを決定することに進めることができる。可視化システムは、第 2 決定済み表面トポグラフィを、所与の第 2 圧力や体積についてメモリに記憶されているトポグラフィ、並びに、既知の第 1 圧力や体積で決定されたトポグラフィと比較することができる。可視化システムが第 1 決定済み異常可能性領域と重なっている異常可能性領域を決定した場合、可視化システムは、既知の第 1 及び第 2 圧力又は体積における比較に基づいて、より高い信頼性で重なっている領域を異常可能性として示すように構成することができる。

40

【 0 3 0 8 】

上記に加えて、人工呼吸器からの PO_2 測定値は、 V_2 などの膨張肺容量と V_1 などの収

50

縮肺容量を比較することが可能である。体積比較は、EKGデータを利用して、血中酸素濃度と比較できるような吸気と呼気とを比較する。また、これを麻酔ガス交換測定値と比較して、呼吸量対酸素摂取量対鎮静度を決定する。加えて、EKGデータは、動脈の変形に関する近似周波数データを提供する。同様の周波数範囲内で表面幾何学形状が変化するこの周波数データは、重要な血管構造を特定するのに役立ち得る。

【0309】

別の実施形態では、現在の追跡/処置情報を術前計画シミュレーションと比較することができる。難易度の高い手術又はリスクの高い処置の場合、臨床医は、術前患者スキャンを利用して、手術アプローチをシミュレートすることができる。このデータセットは、ディスプレイ146などのディスプレイにおいて、リアルタイムの測定値に対して比較され、外科医がトレーニング実行に基づいて特定の術前計画に従うことを可能にするのに役立ち得る。これには、術前スキャン/シミュレーションと現在の可視化との間で、基準ランドマークを一致させる機能が必要になる。ある方法では、対象物の境界追跡を使用するだけでよい。組織種類の区別、相対的な組織変形評価、あるいは表面下の構造的差異について、現在のデバイスと組織との相互作用が以前の相互作用（患者ごと）、又は予測される相互作用（データベース、あるいは過去の患者）に対してどのように比較するかに関する洞察を、メモリ134などのメモリに記憶することが可能である。

【0310】

一実施形態では、表面幾何学形状は、器具位置に応じ得る。器具位置の変化ごとに表面幾何学形状の変化が測定されない場合、表面参照を選択できる。器具が組織と相互作用して、表面幾何学形状を変形させると、器具位置に応じた表面幾何学形状の変化が、手術システムによって計算され得る。組織との接触時の器具位置の所与の変化について、組織の幾何学形状の変化は、重要構造4884などの表面下構造を含む領域と、表面下空隙4886などのこのような構造を含まない領域とで異なる場合がある。胸部手術のような一例では、これは、実質組織のみにあるのに対して、気道の上方にあることもあり得る。器具位置の変化と表面幾何学形状の変化との実行平均は、手術可視化システムを使用して、手術システムによって、所与の患者について、所与の患者固有の差異に合わせて計算することができる、又はその値は、以前に収集したデータの第2セットと比較することができる。

【0311】

例示の臨床用途

本明細書に開示される様々な手術可視化システムは、以下の臨床用途の1つ以上で採用され得る。以下の臨床用途は非網羅的であり、本明細書に開示される様々な手術可視化システムの1つ以上に対する単に例示的な用途である。

【0312】

手術可視化システムは、本明細書に開示されるように、例えば、泌尿器科、婦人科、腫瘍科、大腸直腸科、胸部外科、肥満/胃治療科、及び肝胆膵科（HPB）などの異なる専門における多くの異なる種類の処置に採用することができる。例えば、前立腺切除術などの泌尿器手術では、尿路が脂肪若しくは結合組織中で検出される場合があり、及び/又は、神経が、例えば脂肪中で検出される場合がある。例えば、子宮摘出術などの婦人科腫瘍手術、及び低位前方切除術（LAR）などの大腸直腸手術では、尿管が、例えば脂肪及び/又は結合組織内で検出される場合がある。例えば、肺葉切除術などの胸部手術では、血管が肺若しくは結合組織内で検出されル場合があり、及び/又は、神経が結合組織内で検出される場合がある（例えば、食道瘻造設術）。肥満手術では、血管が脂肪中に検出される場合がある。例えば、肝切除術又は膵切除術などのHPB手術では、血管が、脂肪（肝外）、結合組織（肝外）中に検出される場合があり、胆管が、実質組織（肝臓又は膵臓）中に検出される場合がある。

【0313】

一例では、臨床医は、子宮内膜筋腫の除去を望む場合がある。術前の磁気共鳴画像（MRI）スキャンから、臨床医は、子宮内膜筋腫が腸の表面上に位置を知ることができる。したがって、臨床医は、どの組織が腸の一部分を構成し、どの組織が直腸の一部

分を構成するかを手術中に知ることを望む場合がある。そのような例では、手術可視化システムは、本明細書に開示されるように、異なる種類の組織（腸対直腸）を示し、その情報を撮像システムを介して臨床医に伝達することができる。更に、撮像システムは、選択された組織に対する手術デバイスの近接度を決定及び通信することができる。そのような例では、手術可視化システムは、重大な合併症を伴わずに、処置効率を向上することができる。

【0314】

別の例では、臨床医（例えば、婦人科医）は、重要構造に近付きすぎることを回避するために特定の解剖学的領域から離れたまま留まることができるため、臨床医は、例えば子宮内膜症の全てを除去しない場合がある。手術可視化システムは、本明細書に開示されるように、婦人科医が、外科用装置が全ての子宮内膜症を除去するのに十分に接近することができ、患者の転帰を改善することができる（民主化手術）ように、婦人科医が重要構造に接近し過ぎるリスクを軽減することを可能にすることができる。このようなシステムは、外科医が、例えば、特に超音波又は電気手術エネルギーなどの治療用エネルギーの印加中に、回避すべき領域を特定するため停止及び再開を繰り返す代わりに、外科手術中に「移動し続ける」ことを可能にできる。婦人科用途では、子宮動脈及び尿管は大切な重要構造であり、システムは、関与する組織の提示及び／又は厚さを考慮すると、子宮摘出術及び子宮内膜手術に特に有用であり得る。

10

【0315】

別の例では、臨床医は、近すぎるために、標的とする葉以外の葉への血液供給に影響を及ぼし得る位置で、血管を切開するリスクがある場合がある。更に、患者間の解剖学的差異が、特定の患者に基づく異なる葉に影響を及ぼす血管（例えば分岐血管）の切開をもたらし得る。手術可視化システムは、本明細書に開示されるように、所望の位置で正しい血管の特定を可能にすることができ、これにより、臨床医が適切な解剖学的物を確実に切開することを可能にする。例えば、システムは、正しい血管が正しい位置にあることを確認することができ、その後臨床医が血管を安全に分割することができる。

20

【0316】

別の例では、臨床医は、血管の解剖学的構造が不確実であることに起因して、最良の位置での切開前に、複数の切開を行うことがある。しかしながら、より多くの切開が出血のリスクを増大させることがあるので、最初の工程で最良の位置を切開することが望ましい。手術可視化システムは、本明細書に開示されるように、正しい血管及び切開のための最良の位置を示すことによって、切開の数を最小化することができる。例えば、尿管及び基靱帯は密集しており、切開中に固有の課題を提供する。そのような例では、切開部の数を最小化することが特に望ましい場合がある。

30

【0317】

別の例では、癌組織を除去する臨床医（例えば、腫瘍外科医）は、重要構造の特定、癌の局在化、癌のステージ診断、及び／又は組織の正常性の評価を知ることを望む場合がある。このような情報は、臨床医が「肉眼」で見えるものを超えている。手術可視化システムは、本明細書に開示されるように、そのような情報を決定し、かつ／又は手術中に臨床医にそのような情報伝達して、術中意思決定を強化し、手術転帰を改善することができる。特定の例では、手術可視化システムは、低侵襲外科手術（MIS）、開腹手術、及び／又は、例えば内視鏡若しくは外視鏡のいずれかを使用するロボットアプローチと互換性があり得る。

40

【0318】

別の例では、臨床医（例えば、腫瘍外科医）は、外科手術中に控え目になり過ぎることを回避するために、1つ以上の重要構造への手術具の接近に関する1度以上の警告をオフにすることを望む場合がある。他の例では、臨床医は、1つ以上の重要構造から十分に遠く離れたままであるように、近接度及び／又は「飛行禁止区域」を示すための触覚フィードバック（例えば、振動／ブザー）などの特定の種類の警告の受信を望む場合がある。手術可視化システムは、本明細書に開示されるように、例えば、臨床医の経験及び／又は処

50

置の所望の積極性に基づいて順応性を提供することができる。そのような例では、システムは、重要構造を予測して回避するために、「知りすぎる」と「十分に知っている」との間のバランスを提供する。手術可視化システムは、外科手術中の次の工程（単数又は複数）の計画を支援することができる。

【 0 3 1 9 】

本明細書に記載される主題の様々な態様は、以下の番号付けされた実施例において説明される。

実施例 1 . 外科手術において使用するための手術システムにおいて、上記手術システムは、少なくとも 1 つの撮像デバイスと、制御回路であって、上記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定し、上記少なくとも 1 つの撮像デバイスからの可視化データに基づいて、上記解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想三次元（3D）構造体を生成し、上記少なくとも 1 つの撮像デバイスからの上記可視化データから、上記外科手術に関連する解剖学的構造を特定し、上記解剖学的構造を仮想 3D 構造体に結合し、上記解剖学的構造に基づいて決定された上記外科手術のレイアウト計画を仮想 3D 構造体上に重ね合わせる、よう構成されている、制御回路と、を含む。

10

実施例 2 . 上記可視化データは、構造化光データ、及びスペクトルデータのうちの少なくとも 1 つを含む、実施例 1 に記載の手術システム。

実施例 3 . 上記レイアウト計画は、上記解剖学的構造に基づいて決定される開始位置を含む、実施例 1、又は 2 に記載の手術システム。

実施例 4 . 上記レイアウト計画は、上記解剖学的臓器の一部分を除去するための手術切除経路を含み、上記手術切除経路は、上記解剖学的構造に基づいて決定される、実施例 1、又は 2 に記載の手術システム。

20

実施例 5 . 上記制御回路は、上記手術切除経路に基づいて、上記解剖学的臓器の、結果として生じる体積を予測するように構成されている、実施例 4 に記載の手術システム。

実施例 6 . 上記解剖学的臓器の解剖学的構造を特定することは、上記解剖学的臓器の組織種類を区別することを含む、実施例 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の手術システム。

実施例 7 . 上記外科手術、上記解剖学的臓器の種類、及び上記解剖学的構造のうちの少なくとも 1 つを特定することは、記憶されたデータに基づく、実施例 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の手術システム。

実施例 8 . 上記記憶されたデータは、術前データ、ユーザ嗜好データ、及び以前に実行された外科手術からのデータのうちの少なくとも 1 つを含む、実施例 7 に記載の手術システム。

30

実施例 9 . 外科手術において手術器具と共に使用するための手術システムにおいて、上記手術システムは、少なくとも 1 つの撮像デバイスと、制御回路であって、上記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することと、上記少なくとも 1 つの撮像デバイスからの可視化データから、上記外科手術に関連する解剖学的構造を特定することと、上記手術器具によって解剖学的臓器の一部分を除去するための手術切除経路を提案することであって、上記手術切除経路は、上記解剖学的構造に基づいて決定される、ことと、を行うように構成されている、制御回路と、を含む、手術システム。

実施例 10 . 上記手術切除経路は、異なる開始点を含む、実施例 9 に記載の手術システム。

40

実施例 11 . 上記手術切除経路は、異なる臓器体積をもたらす、実施例 9、又は 10 に記載の手術システム。

実施例 12 . 上記手術切除経路は、上記解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想 3D 構造体上に重ね合わせられる、実施例 9 ~ 11 のいずれか 1 つに記載の手術システム。

実施例 13 . 上記可視化データが、構造化光データ、及びスペクトルデータのうちの少なくとも 1 つを含む、実施例 9 ~ 12 のいずれか 1 つに記載の手術システム。

実施例 14 . 上記解剖学的臓器の解剖学的構造を特定することは、上記解剖学的臓器の組織種類を区別することを含む、実施例 9 ~ 13 のいずれか 1 つに記載の手術システム。

実施例 15 . 上記外科手術、上記解剖学的臓器の種類、及び上記解剖学的構造のうち

50

の少なくとも1つを特定することは、記憶されたデータに基づく、実施例9～14のいずれか1つに記載の手術システム。

実施例16． 上記記憶されたデータは、術前データ、ユーザ嗜好データ、及び以前に実行された外科手術からのデータのうちの少なくとも1つを含む、実施例15に記載の手術システム。

実施例17． 外科手術において手術器具と共に使用するための手術システムにおいて、上記手術システムは、少なくとも1つの撮像デバイスと、制御回路であって、上記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することと、上記少なくとも1つの撮像デバイスからの可視化データから、上記外科手術に関連する解剖学的構造を特定することと、上記手術器具によって解剖学的臓器の一部を除去するための手術切除経路を提案することとであって、上記手術切除経路は、上記解剖学的構造に基づいて決定される、ことと、上記外科手術中、上記手術切除経路を変更することと、を行うように構成されている、制御回路とを含む、手術システム。

10

実施例18． 記手術切除経路は、上記解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想3D構造体上上に重ね合わせられる、実施例17に記載の手術システム。

実施例19． 上記可視化データが、構造化光データ、及びスペクトルデータのうちの少なくとも1つを含む、実施例17、又は18に記載の手術システム。

実施例20． 上記解剖学的臓器の解剖学的構造を特定することは、上記解剖学的臓器の組織種類を区別することを含む、実施例17～19のいずれか1つに記載の手術システム。

20

【0320】

いくつかの形態が示され説明されてきたが、添付の特許請求の範囲をそのような詳細に制限又は限定することは、本出願人が意図するところではない。多くの修正、変形、変更、置換、組み合わせ及びこれらの形態の等価物を実装することができ、本開示の範囲から逸脱することなく当業者により想到されるであろう。更に、記述する形態に関連した各要素の構造は、その要素によって実行される機能を提供するための手段として代替的に説明することができる。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。したがって、上記の説明文及び添付の特許請求の範囲は、全てのそのような修正、組み合わせ、及び変形を、開示される形態の範囲に含まれるものとして網羅することを意図としたものである点を理解されたい。添付の特許請求の範囲は、全てのそのような修正、変形、変更、置換、修正、及び等価物を網羅することを意図する。

30

【0321】

上記の詳細な説明は、ブロック図、フロー図及び／又は実施例を用いて、装置及び／又はプロセスの様々な形態について記載してきた。そのようなブロック図、フロー図及び／又は実施例が1つ若しくは2つ以上の機能及び／又は動作を含む限り、当業者に理解されたいこととして、そのようなブロック図、フロー図及び／又は実施例に含まれる各機能及び／又は動作は、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はこれらの事実上の任意の組み合わせによって、個々にかつ／又は集合的に実装することができる。当業者には、本明細書で開示される形態のうちのいくつかの態様の全部又は一部が、1台若しくは2台以上のコンピュータ上で稼働する1つ若しくは2つ以上のコンピュータプログラムとして（例えば、1台若しくは2台以上のコンピュータシステム上で稼働する1つ若しくは2つ以上のプログラムとして）、1つ若しくは2つ以上のプロセッサ上で稼働する1つ若しくは2つ以上のプログラムとして（例えば、1つ若しくは2つ以上のマイクロプロセッサ上で稼働する1つ若しくは2つ以上のプログラムとして）、ファームウェアとして、又はこれらの実質的に任意の組み合わせとして集積回路上で等価に実装することができ、回路を設計すること、並びに／又はソフトウェア及び／若しくはファームウェアのコードを記述することは、本開示を鑑みれば当業者の技能の範囲内に含まれることが理解されよう。加えて、当業者には理解されることとして、本明細書に記載した主題の機構は、多様な形態で1つ以上のプログラム製品として配布されることが可能であり、本明細書に記載した主題の具体的な形態は、配布を実際に行うために使用される信号搬送媒体の特

40

50

定のタイプにかかわらず適用される。

【0322】

様々な開示された態様を実施するように論理をプログラムするために使用される命令は、ダイナミックランダムアクセスメモリ（DRAM）、キャッシュ、フラッシュメモリ又は他のストレージなどのシステム内メモリに記憶することができる。更に、命令は、ネットワークを介して、又は他のコンピュータ可読媒体によって配布することができる。したがって、機械可読媒体としては、機械（例えば、コンピュータ）によって読み出し可能な形態で情報を記憶又は送信するための任意の機構が挙げられ得るが、フロッピーディスク、光ディスク、コンパクトディスク、読み出し専用メモリ（CD-ROM）、並びに磁気光学ディスク、読み出し専用メモリ（ROM）、ランダムアクセスメモリ（RAM）、消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（EPROM）、電氣的消去可能プログラマブル読み出し専用メモリ（EEPROM）、磁気若しくは光カード、フラッシュメモリ又は、電氣的、光学的、音響的、若しくは他の形態の伝播信号（例えば、搬送波、赤外線信号、デジタル信号など）を介してインターネットを介した情報の送信に使用される有形機械可読ストレージに限定されない。したがって、非一時的コンピュータ可読媒体としては、機械（例えば、コンピュータ）によって読み出し可能な形態で電子命令又は情報を記憶又は送信するのに好適な任意のタイプの有形機械可読媒体が挙げられる。

10

【0323】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「制御回路」という用語は、例えば、ハードワイヤード回路、プログラマブル回路（例えば、1つ以上の個々の命令処理コアを含むコンピュータプロセッサ、処理ユニット、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコントローラユニット、コントローラ、デジタル信号プロセッサ（digital signal processor、DSP）、プログラマブル論理装置（programmable logic device、PLD）、プログラマブル論理アレイ（programmable logic array、PLA）、又はフィールドプログラマブルゲートアレイ（field programmable gate array、FPGA）、状態機械回路、プログラマブル回路によって実行される命令を記憶するファームウェア、及びこれらの任意の組み合わせを指すことができる。制御回路は、集合的に又は個別に、例えば、集積回路（IC）、特定用途向け集積回路（ASIC）、システムオンチップ（SoC）、デスクトップコンピュータ、ラップトップコンピュータ、タブレットコンピュータ、サーバ、スマートフォンなどの、より大きなシステムの一部を形成する回路として具現化され得る。したがって、本明細書で使用されるとき、「制御回路」は、少なくとも1つの個別の電気回路を有する電気回路、少なくとも1つの集積回路を有する電気回路、少なくとも1つの特定用途向け集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムによって構成された汎用コンピューティング装置（例えば、本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムによって構成された汎用コンピュータ、又は本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムによって構成されたマイクロプロセッサ）を形成する電気回路、メモリ装置（例えば、ランダムアクセスメモリの形態）を形成する電気回路及び／又は通信装置（例えばモデム、通信スイッチ、又は光 - 電気設備）を形成する電気回路を含むが、これらに限定されない。当業者は、本明細書で述べた主題が、アナログ形式若しくはデジタル形式、又はこれらのいくつかの組み合わせで実装されてもよいことを認識するであろう。

20

30

40

【0324】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「ロジック」という用語は、前述の動作のうちいずれかを実施するように構成されたアプリケーション、ソフトウェア、ファームウェア、及び／又は回路を指し得る。ソフトウェアは、非一時的コンピュータ可読記憶媒体上に記録されたソフトウェアパッケージ、コード、命令、命令セット、及び／又はデータとして具現化されてもよい。ファームウェアは、メモリ装置内のコード、命令、若しくは命令セット、及び／又はハードコードされた（例えば、不揮発性の）データとして具現化されてもよい。

50

【0325】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「構成要素」、「システム」、「モジュール」などという用語は、ハードウェア、ハードウェアとソフトウェアとの組み合わせ、ソフトウェア、又は実行中のソフトウェアのいずれかであるコンピュータ関連エンティティを指すことができる。

【0326】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「アルゴリズム」とは、所望の結果につながる工程の自己無撞着シーケンスを指し、「ステップ」とは、必ずしも必要ではないが、記憶、転送、組み合わせ、比較、及び別様に操作されることが可能な電気信号又は磁気信号の形態をとることができる物理量及び/又は論理状態の操作を指す。これらの信号を、ビット、値、要素、記号、文字、用語、番号などとして言及することが一般的な扱い方である。これらの及び類似の用語は、適切な物理量と関連付けられてもよく、また単に、これらの量及び/又は状態に適用される便利な標識である。

10

【0327】

ネットワークとしては、パケット交換ネットワークが挙げられ得る。通信装置は、選択されたパケット交換ネットワーク通信プロトコルを使用して、互いに通信することができる。1つの例示的な通信プロトコルとしては、伝送制御プロトコル/インターネットプロトコル(TCP/IP)を使用して通信を可能にするイーサネット通信プロトコルを挙げることができる。イーサネットプロトコルは、Institute of Electrical and Electronics Engineers(IEEE)によって発行された2008年12月発行の表題「IEEE 802.3 Standard」、及び/又は本規格の後のバージョンのイーサネット規格に準拠するか、又は互換性があり得る。代替的に又は追加的に、通信装置は、X.25通信プロトコルを使用して互いに通信することができる。X.25通信プロトコルは、International Telecommunication Union - Telecommunication Standardization Sector(ITU-T)によって公布された規格に準拠するか、又は互換性があり得る。代替的に又は追加的に、通信装置は、フレームリレー通信プロトコルを使用して互いに通信することができる。フレームリレー通信プロトコルは、Consultative Committee for International Telegraph and Telephone(CCITT)及び/又はthe American National Standards Institute(ANSI)によって公布された規格に準拠するか、又は互換性があり得る。代替的に又は追加的に、送受信機は、非同期転送モード(ATM)通信プロトコルを使用して互いに通信することが可能であり得る。ATM通信プロトコルは、ATM Forumによって「ATM-MPLS Network Interworking 2.0」という題で2001年8月に公開されたATM規格及び/又は本規格の後のバージョンに準拠するか、又は互換性があり得る。当然のことながら、異なる及び/又は後に開発されたコネクション型ネットワーク通信プロトコルは、本明細書で等しく企図される。

20

30

【0328】

別段の明確な定めがない限り、前述の開示から明らかなように、前述の開示全体を通じて、「処理すること(processing)」、「計算すること(computing)」、「算出すること(calculating)」、「決定すること(determining)」、「表示すること(displaying)」などの用語を使用する考察は、コンピュータシステムのレジスタ及びメモリ内で物理(電子的)量として表現されるデータを、コンピュータシステムのメモリ若しくはレジスタ又は他のそのような情報記憶、伝送、若しくは表示装置内で物理量として同様に表現される他のデータへと操作し変換する、コンピュータシステム又は類似の電子計算装置のアクション及び処理を指していることが理解されよう。

40

【0329】

1つ以上の構成要素が、本明細書中で、「ように構成される(configured to)」、「ように構成可能である(configurable to)」、「動作可能である/ように動作する(op

50

erable/operative to)」、「適合される／適合可能である (adapted/adaptable)」、「ことが可能である (able to)」、「準拠可能である／準拠する (conformable/conformed to)」などと言及され得る。当業者は、「ように構成される」は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、アクティブ状態の構成要素及び／又は非アクティブ状態の構成要素及び／又はスタンバイ状態の構成要素を包含し得ることを認識するであろう。

【0330】

「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書では、手術器具のハンドル部分を操作する臨床医を基準として使用される。「近位」という用語は、臨床医に最も近い部分を指し、「遠位」という用語は、臨床医から離れた位置にある部分を指す。便宜上及び明確性のために、「垂直」、「水平」、「上」、及び「下」などの空間的用語が、本明細書において図面に対して使用され得ることが更に理解されよう。しかしながら、手術器具は、多くの向き及び位置で使用されるものであり、これらの用語は限定的及び／又は絶対的であることを意図したものではない。

10

【0331】

当業者は、一般に、本明細書で使用され、かつ特に添付の特許請求の範囲（例えば、添付の特許請求の範囲の本文）で使用される用語は、概して「オープンな」用語として意図されるものである（例えば、「含む (including)」という用語は、「～を含むが、それらに限定されない (including but not limited to)」と解釈されるべきであり、「有する (having)」という用語は「～を少なくとも有する (having at least)」と解釈されるべきであり、「含む (includes)」という用語は「～を含むが、それらに限定されない (includes but is not limited to)」と解釈されるべきであるなど）ことを認識するであろう。更に、導入された請求項記載 (introduced claim recitation) において特定の数が意図される場合、かかる意図は当該請求項中に明確に記載され、またかかる記載がない場合は、かかる意図は存在しないことが、当業者には理解されるであろう。例えば、理解を助けるものとして、後続の添付の特許請求の範囲は、「少なくとも1つの (at least one)」及び「1つ以上の (one or more)」という導入句を、請求項記載を導入句の使用を含むことがある。しかしながら、かかる句の使用は、「a」又は「an」という不定冠詞によって請求項記載を導入した場合に、たとえ同一の請求項内に「1つ以上の」又は「少なくとも1つの」などの導入句及び「a」又は「an」という不定冠詞が含まれる場合であっても、かかる導入された請求項記載を含むいかなる特定の請求項も、かかる記載事項を1つのみ含む請求項に限定されると示唆されるものと解釈されるべきではない（例えば、「a」及び／又は「an」は通常、「少なくとも1つの」又は「1つ以上の」を意味するものと解釈されるべきである）。定冠詞を使用して請求項記載を導入する場合にも、同様のことが当てはまる。

20

30

【0332】

加えて、導入された請求項記載において特定の数が明示されている場合であっても、かかる記載は、典型的には、少なくとも記載された数を意味するものと解釈されるべきであることが、当業者には認識されるであろう（例えば、他に修飾語のない、単なる「2つの記載事項」という記載がある場合、一般的に、少なくとも2つの記載事項、又は2つ又は3つ以上の記載事項を意味する）。更に、「A、B及びCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が使用される場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている（例えば、「A、B及びCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方及び／又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む）。「A、B又はCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている（例えば、「A、B、又はCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方及び／又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む）。更に、典型的には、2つ以上の選択的な用語

40

50

を表すあらゆる選言的な語及び／又は句は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、明細書内であろうと、請求の範囲内であろうと、あるいは図面内であろうと、それら用語のうちの１つ、それらの用語のうちのいずれか、又はそれらの用語の両方を含む可能性を意図すると理解されるべきであることが、当業者には理解されよう。例えば、「Ａ又はＢ」という句は、典型的には、「Ａ」又は「Ｂ」又は「Ａ及びＢ」の可能性を含むものと理解されよう。

【０３３３】

添付の特許請求の範囲に関して、当業者は、本明細書における引用した動作は一般に、任意の順序で実施され得ることを理解するであろう。また、様々な動作のフロー図がシーケンス（単数又は複数）で提示されているが、様々な動作は、提示されたもの以外の順序で実行されてもよく、又は同時に実行されてもよいことが理解されるべきである。かかる代替の順序付けの例は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、重複、交互配置、割り込み、再順序付け、増加的、予備的、追加的、同時、逆又は他の異なる順序付けを含んでもよい。更に、「～に応答する」、「～に関連する」といった用語、又は他の過去時制の形容詞は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、かかる変化形を除外することが意図されるものではない。

10

【０３３４】

「一態様」、「態様」、「例示」、「一例示」などへの任意の参照は、その態様に関連して記載される特定の機構、構造又は特性が少なくとも１つの態様に含まれると意味することは特記に値する。したがって、本明細書の全体を通じて様々な場所に見られる語句「一態様では」、「態様では」、「例示では」及び「一例示では」は、必ずしも全てが同じ態様を指すものではない。更に、特定の特徵、構造、又は特性は、１つ以上の態様において任意の好適な様式で組み合わせることができる。

20

【０３３５】

本明細書で参照され、かつ／又は任意の出願データシートに列挙される任意の特許出願、特許、非特許刊行物、又は他の開示資料は、組み込まれる資料が本明細書と矛盾しない範囲で、参照により本明細書に組み込まれる。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に組み込まれるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に組み込まれると言及されているが、現行の定義、見解、又は本明細書に記載される他の開示内容と矛盾する任意の内容、又はそれらの部分は、組み込まれた内容と現行の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ、組み込まれるものとする。

30

【０３３６】

要約すると、本明細書に記載した構想を採用する結果として得られる多くの利点が記載されてきた。１つ以上の形態の上述の記載は、例示及び説明を目的として提示されているものである。包括的であることも、開示された厳密な形態に限定することも意図されていない。上述の教示を鑑みて、修正又は変形が可能である。１つ以上の形態は、原理及び実際の適用例について例示し、それによって、様々な形態を様々な修正例と共に、想到される特定の用途に適するものとして当業者が利用することを可能にするようにするために、選択及び記載されたものである。本明細書と共に提示される特許請求の範囲が全体的な範囲を定義することが意図される。

40

【０３３７】

〔実施の態様〕

（１） 外科手術において使用するための手術システムにおいて、前記手術システムは、少なくとも１つの撮像デバイスと、

制御回路であって、

前記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定し、

前記少なくとも１つの撮像デバイスからの可視化データに基づいて、前記解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想三次元（３Ｄ）構造体を生成し、

前記少なくとも１つの撮像デバイスからの前記可視化データから、前記外科手術に関

50

連する解剖学的構造を特定し、

前記解剖学的構造を前記仮想 3 D 構造体に結合し、

前記解剖学的構造に基づいて決定された前記外科手術のレイアウト計画を前記仮想 3 D 構造体上に重ね合わせる、

よう構成されている、制御回路と、

を含む、手術システム。

(2) 前記可視化データは、構造化光データ、及びスペクトルデータのうちの少なくとも 1 つを含む、実施態様 1 に記載の手術システム。

(3) 前記レイアウト計画は、前記解剖学的構造に基づいて決定される開始位置を含む、実施態様 1 に記載の手術システム。

(4) 前記レイアウト計画は、前記解剖学的臓器の一部分を除去するための手術切除経路を含み、前記手術切除経路は、前記解剖学的構造に基づいて決定される、実施態様 1 に記載の手術システム。

(5) 前記制御回路は、前記手術切除経路に基づいて、前記解剖学的臓器の、結果として生じる体積を予測するように構成されている、実施態様 4 に記載の手術システム。

【 0 3 3 8 】

(6) 前記解剖学的臓器の解剖学的構造を特定することは、前記解剖学的臓器の組織種類を区別することを含む、実施態様 1 に記載の手術システム。

(7) 前記外科手術、前記解剖学的臓器の種類、及び前記解剖学的構造のうちの少なくとも 1 つを特定することは、記憶されたデータに基づく、実施態様 1 に記載の手術システム。

(8) 前記記憶されたデータは、術前データ、ユーザ嗜好データ、及び以前に実行された外科手術からのデータのうちの少なくとも 1 つを含む、実施態様 7 に記載の手術システム。

(9) 外科手術において手術器具と共に使用するための手術システムにおいて、前記手術システムは、

少なくとも 1 つの撮像デバイスと、

制御回路であって、

前記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することと、

前記少なくとも 1 つの撮像デバイスからの可視化データから、前記外科手術に関連する解剖学的構造を特定することと、

前記手術器具によって前記解剖学的臓器の一部分を除去するための手術切除経路を提案することであって、前記手術切除経路は、前記解剖学的構造に基づいて決定される、ことと、

を行うように構成されている、制御回路と、

を含む、手術システム。

(1 0) 前記手術切除経路は、異なる開始点を含む、実施態様 9 に記載の手術システム。

【 0 3 3 9 】

(1 1) 前記手術切除経路は、異なる臓器体積をもたらす、実施態様 9 に記載の手術システム。

(1 2) 前記手術切除経路は、前記解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想 3 D 構造体上に重ね合わせられる、実施態様 9 に記載の手術システム。

(1 3) 前記可視化データは、構造化光データ、及びスペクトルデータのうちの少なくとも 1 つを含む、実施態様 9 に記載の手術システム。

(1 4) 前記解剖学的臓器の解剖学的構造を特定することは、前記解剖学的臓器の組織種類を区別することを含む、実施態様 9 に記載の手術システム。

(1 5) 前記外科手術、前記解剖学的臓器の種類、及び前記解剖学的構造のうちの少なくとも 1 つを特定することは、記憶されたデータに基づく、実施態様 9 に記載の手術システム。

【 0 3 4 0 】

10

20

30

40

50

(1 6) 前記記憶されたデータは、術前データ、ユーザ嗜好データ、及び以前に実行された外科手術からのデータのうちの少なくとも１つを含む、実施態様 1 5 に記載の手術システム。

(1 7) 外科手術において手術器具と共に使用するための手術システムにおいて、前記手術システムは、

少なくとも１つの撮像デバイスと、

制御回路であって、

前記外科手術の標的とされる解剖学的臓器を特定することと、

前記少なくとも１つの撮像デバイスからの可視化データから、前記外科手術に関連する解剖学的構造を特定することと、

前記手術器具によって前記解剖学的臓器の一部分を除去するための手術切除経路を提案することであって、前記手術切除経路は、前記解剖学的構造に基づいて決定される、ことと、

前記外科手術中、前記手術切除経路を変更することと、

を行うように構成されている、制御回路と、

を含む、手術システム。

(1 8) 前記手術切除経路は、前記解剖学的臓器の少なくとも一部分の仮想 3 D 構造体上に重ね合わせられる、実施態様 1 7 に記載の手術システム。

(1 9) 前記可視化データは、構造化光データ、及びスペクトルデータのうちの少なくとも１つを含む、実施態様 1 7 に記載の手術システム。

(2 0) 前記解剖学的臓器の解剖学的構造を特定することは、前記解剖学的臓器の組織種類を区別することを含む、実施態様 1 7 に記載の手術システム。

【図面】

【図 1】

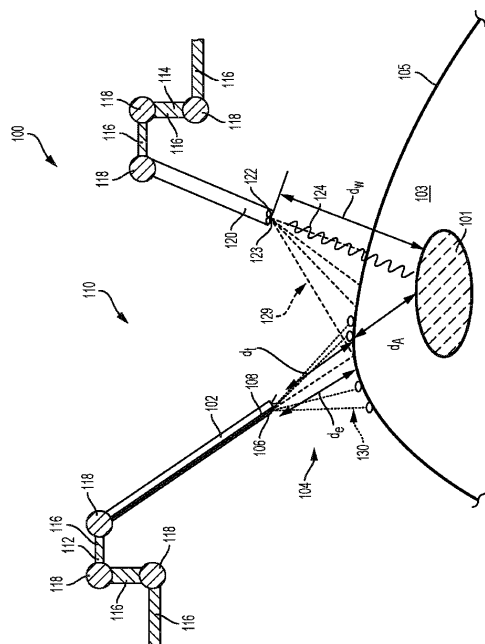
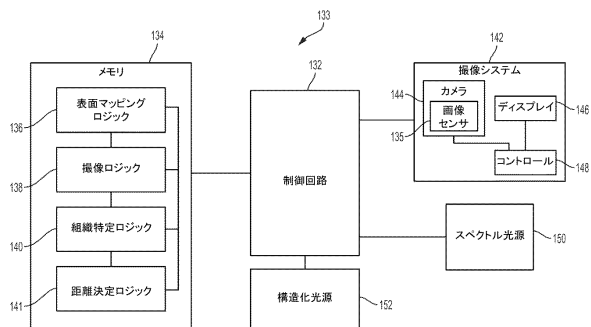


FIG. 1

【図 2】



10

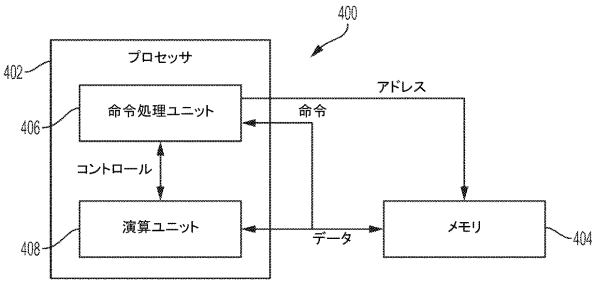
20

30

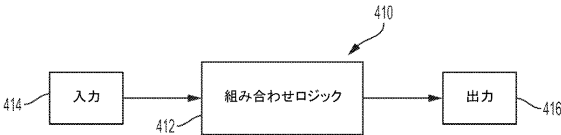
40

50

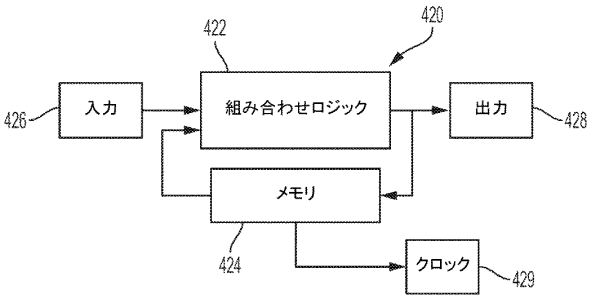
【図 2 A】



【図 2 B】



【図 2 C】



【図 3】

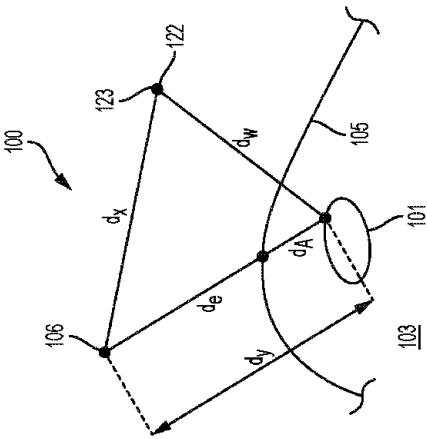


FIG. 3

【 図 4 】

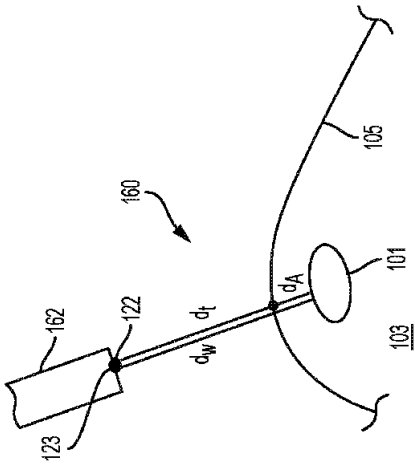


FIG. 4

【 図 5 】

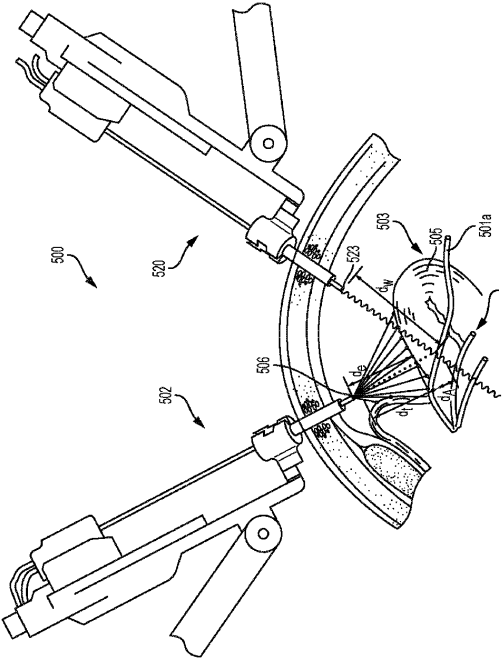


FIG. 5

【 図 6 】

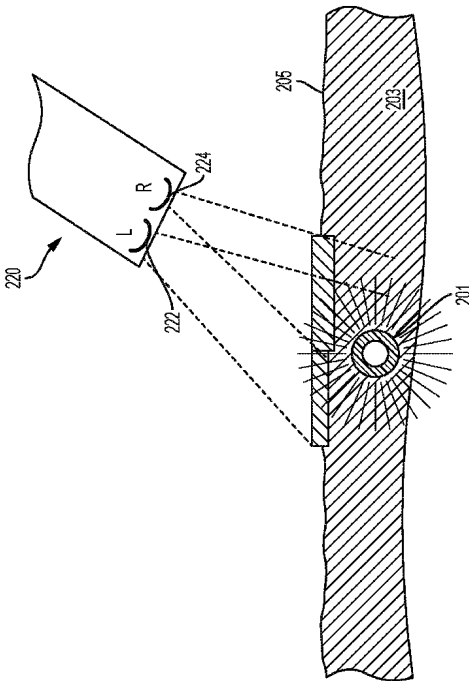


FIG. 6

【 図 7 A 】

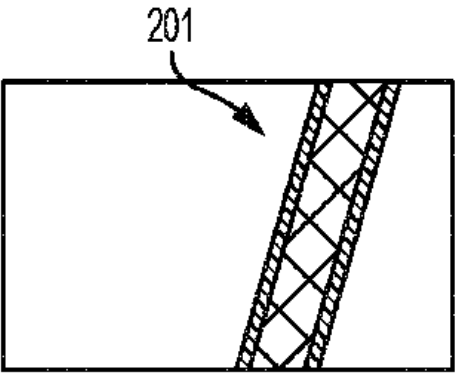


FIG. 7A

10

20

30

40

50

【図 7 B】

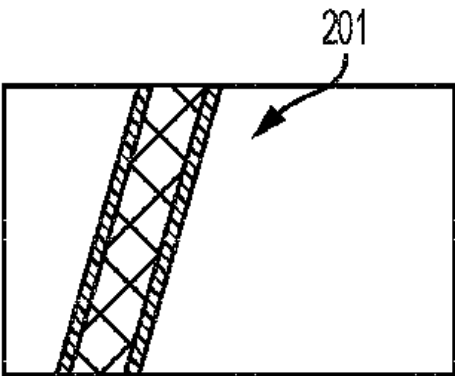
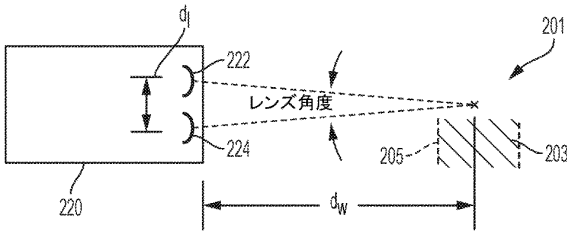


FIG. 7B

【図 8】



10

20

【図 9】

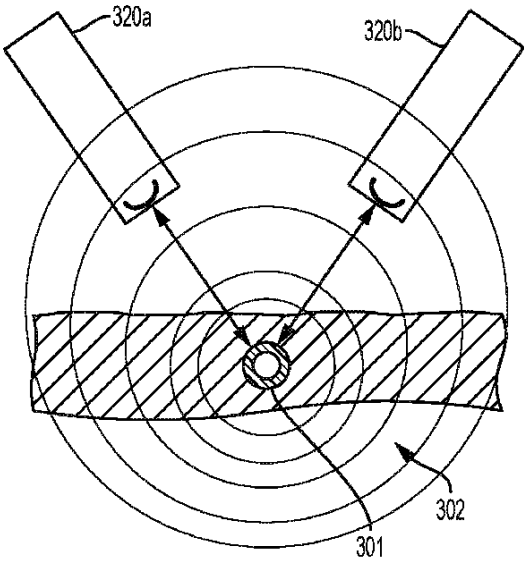


FIG. 9

【図 10 A】

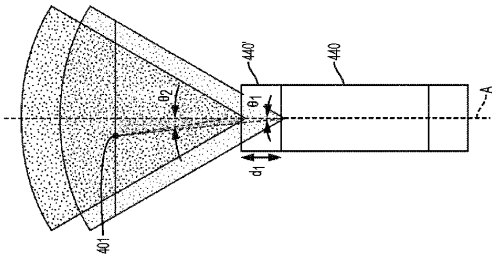


FIG. 10A

30

40

50

【図 10 B】

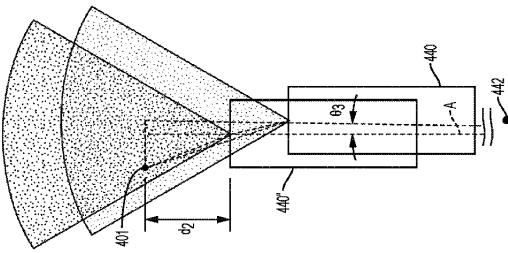
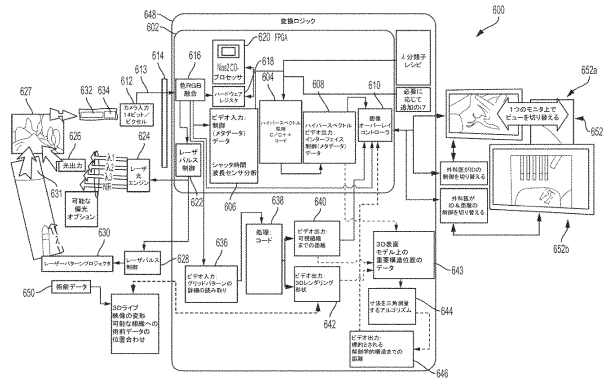


FIG. 10B

【図 11】



10

【図 12】

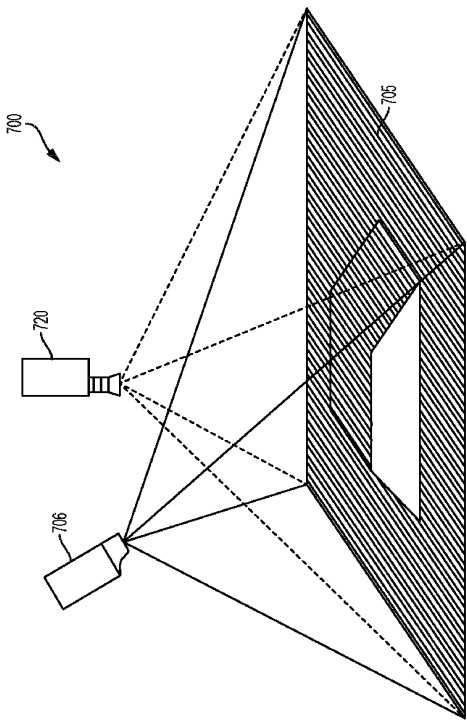
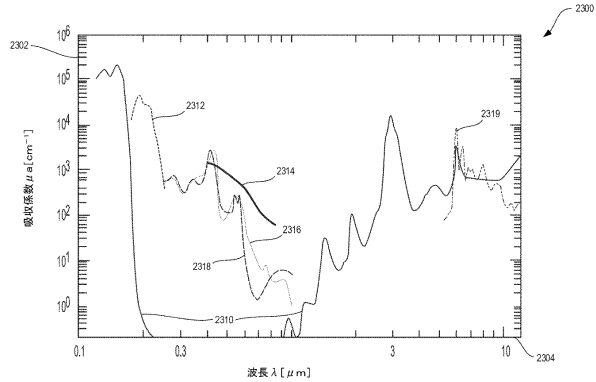


FIG. 12

【図 13 A】



20

30

40

50

【図 1 3 B】

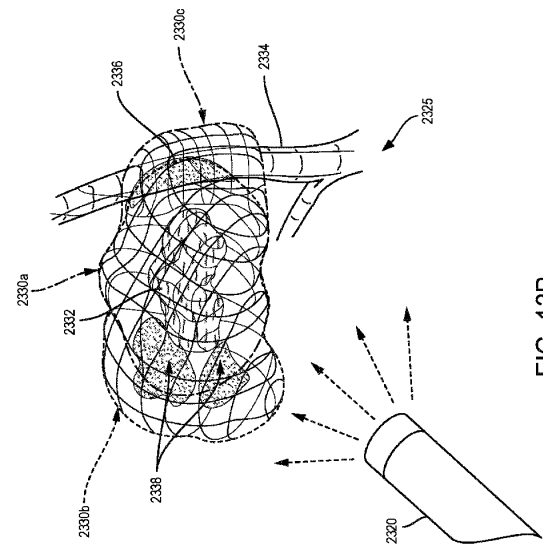
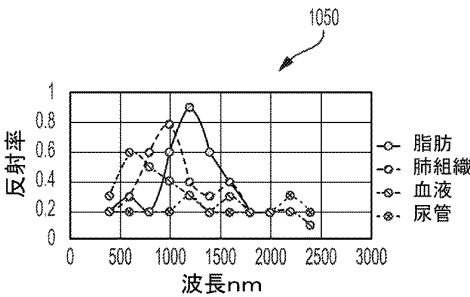


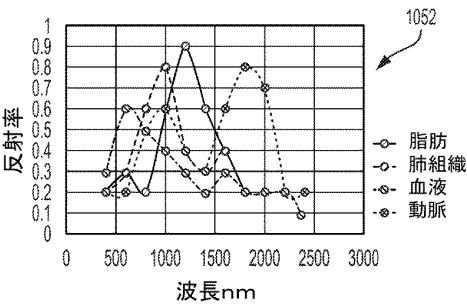
FIG. 13B

【図 1 3 C】

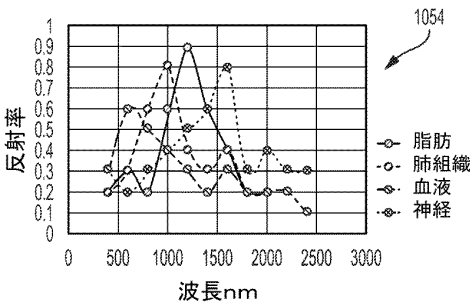


10

【図 1 3 D】



【図 1 3 E】



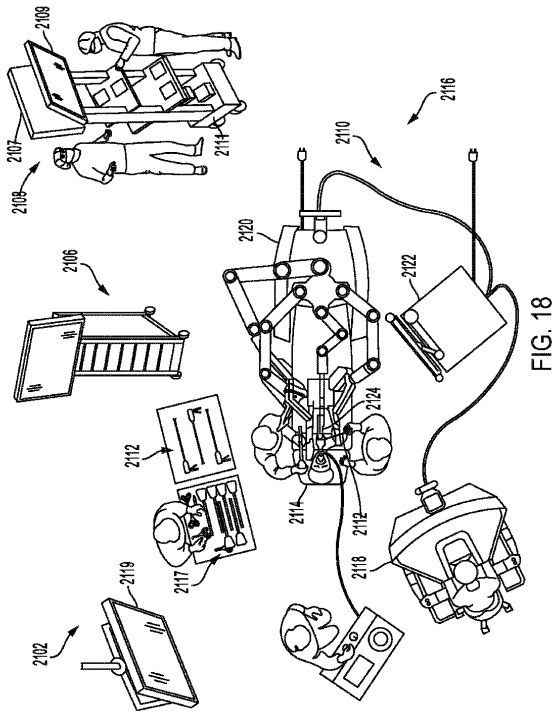
20

30

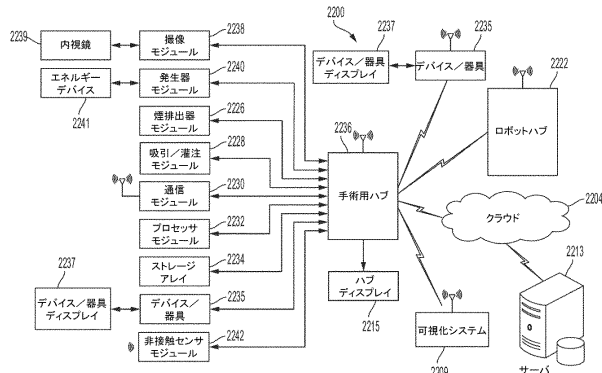
40

50

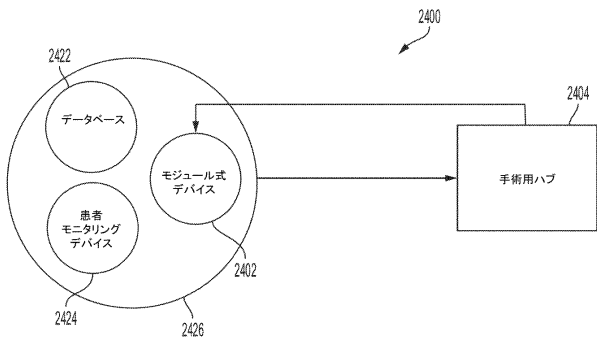
【図 18】



【図 19】



【図 20】



【図 21】

手術工程	手術工程のフロー					
	胸部手術	ウエッジ手術ではない	患者を確認する	VATS	患者が手術室内にいないことを確認する	患者が置かれた処置を開始される
2502	患者データを選択する	製品をスキャンする	固有ID	煙排気データ	EKGデータ	EKG、BP及び人工呼吸器データ
2504	電子患者記録を取得する	到着した物資をスキャンする	患者のハンドをスキャンする	ハブ補助機器をオンにする	EKGを取り付ける	麻酔をかける
2506						肺を虚脱させる
2508						スコープ画像
2510						
2512						
2514						
2516						
2518						
2520						
2522						
2524						
2526						
2528						

10

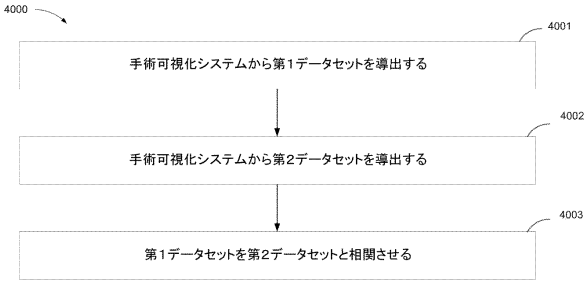
20

30

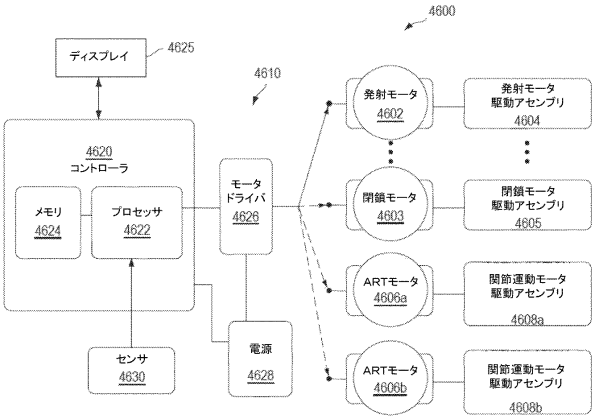
40

50

【図 2 2】

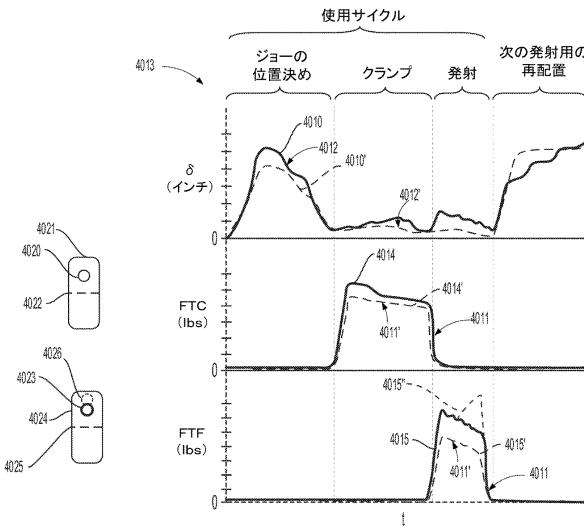


【図 2 3】

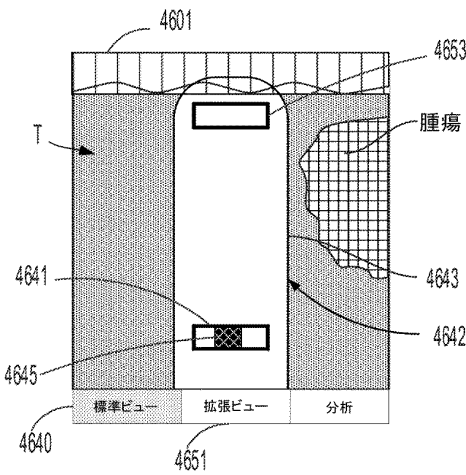


10

【図 2 4】



【図 2 5 A】



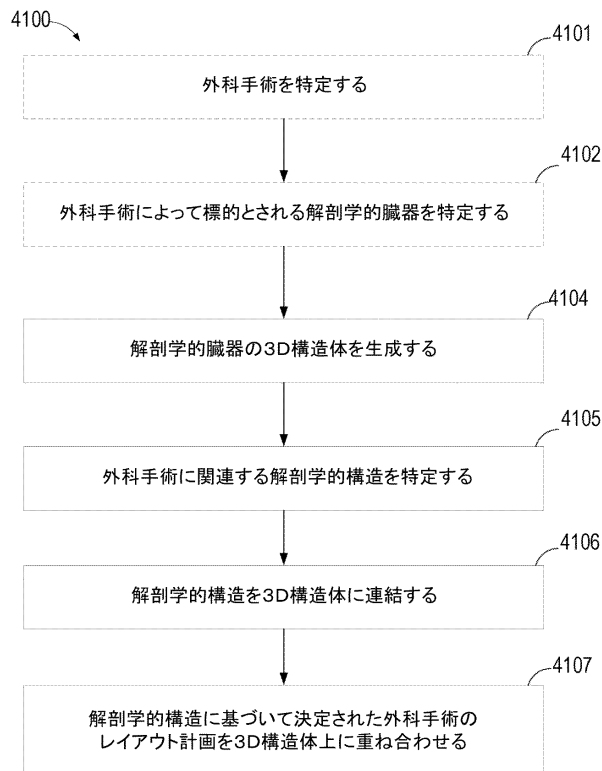
20

30

40

50

【図 29】



【図 30】

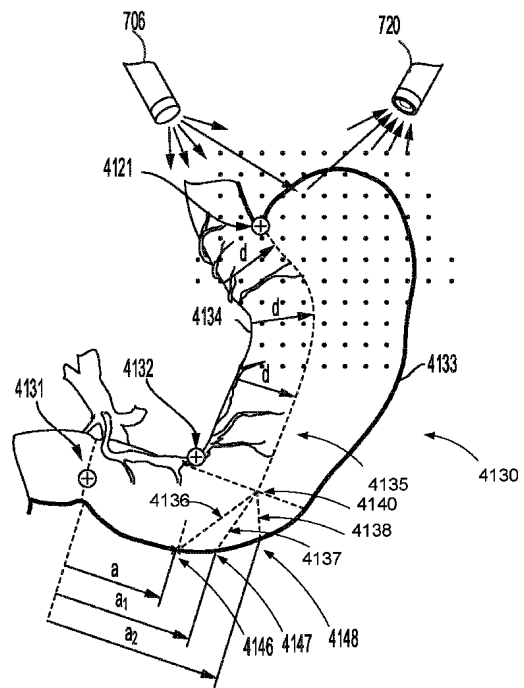
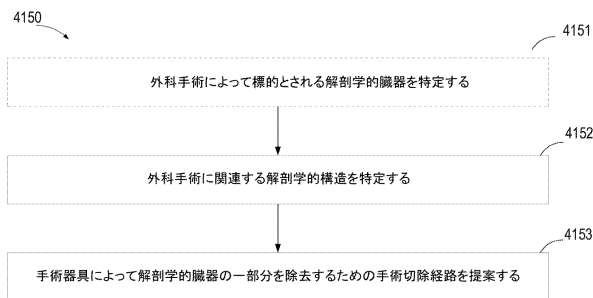


FIG. 30

【図 31】



【図 32 A】

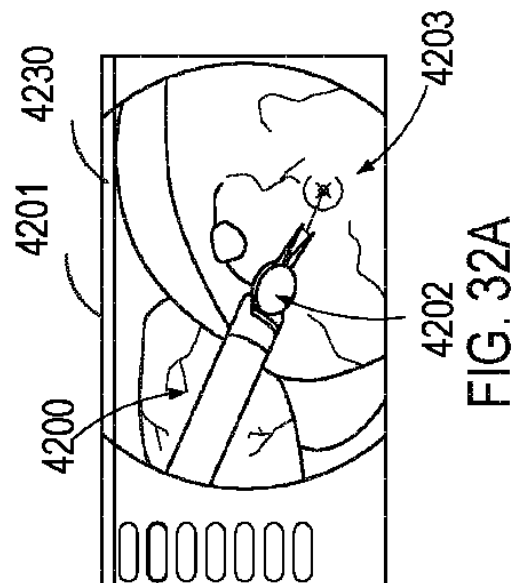


FIG. 32A

10

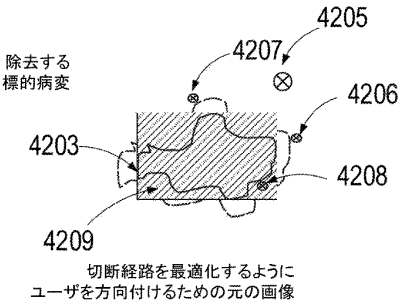
20

30

40

50

【図 3 2 B】



【図 3 2 C】

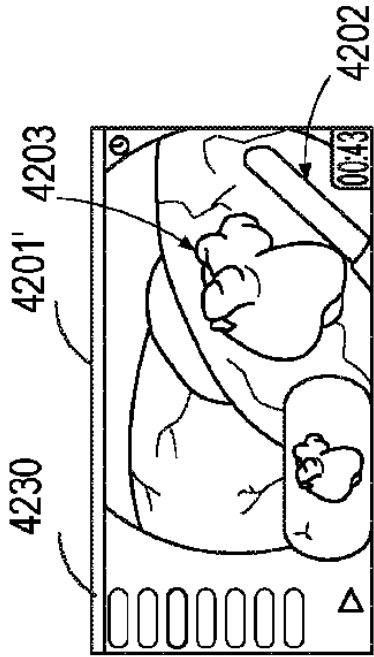
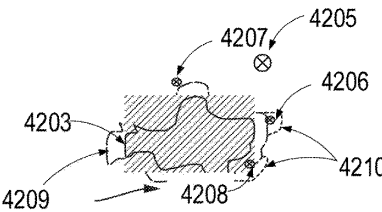


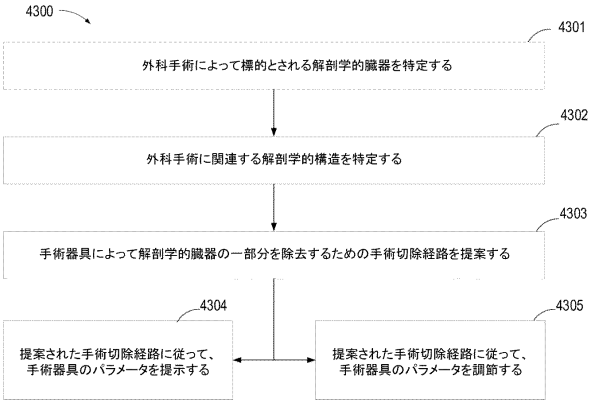
FIG. 32C

【図 3 2 D】



ユーザがここで切り始め、
炎症又は外傷を引き起こし、
重要構造が元の
切断部までずれる
変更に基づいて、切断経路を
最適化するためにユーザを
再方向付け／
再ルーティングする

【図 3 3】



10

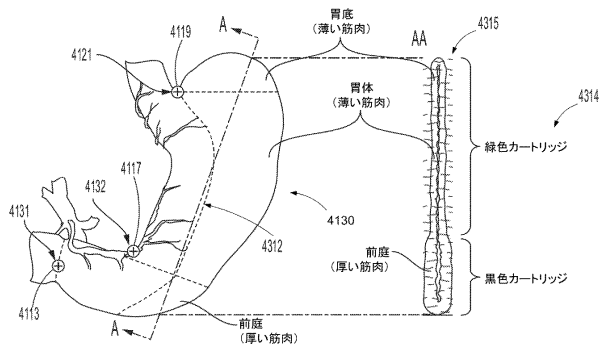
20

30

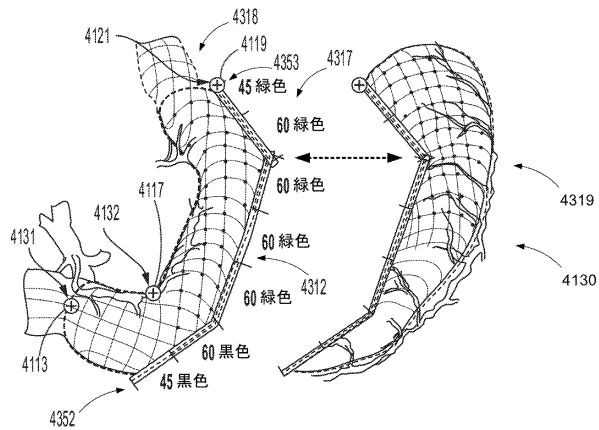
40

50

【図 3 4】



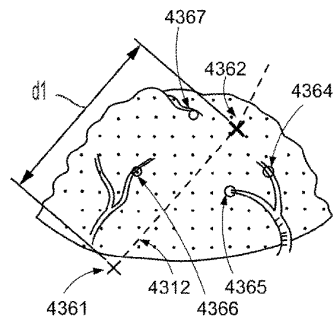
【図 3 5】



10

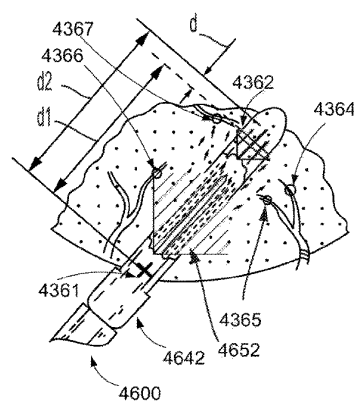
【図 3 6 A】

① ステープルラインの計画



【図 3 6 B】

② ステープル発射中



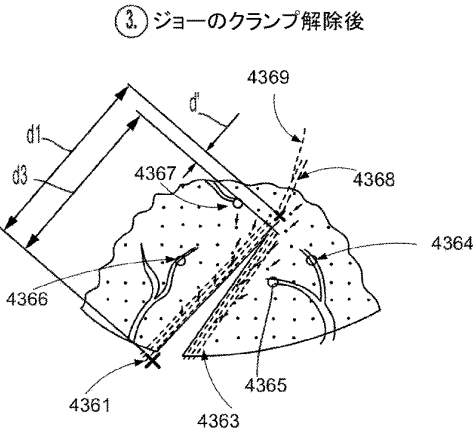
20

30

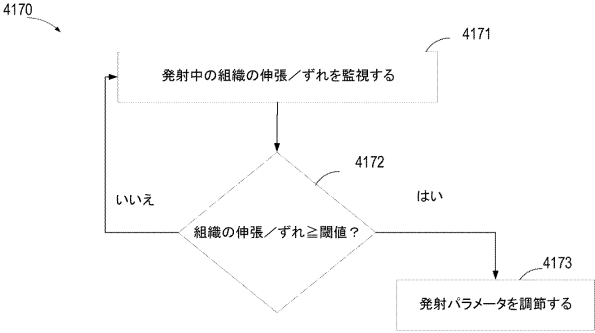
40

50

【図 3 6 C】

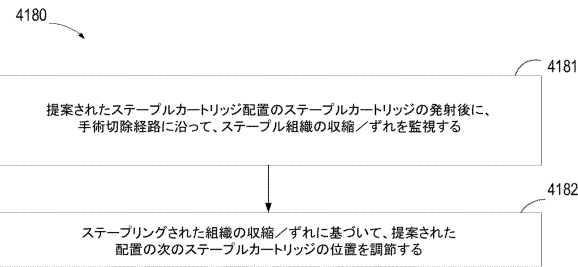


【図 3 7】

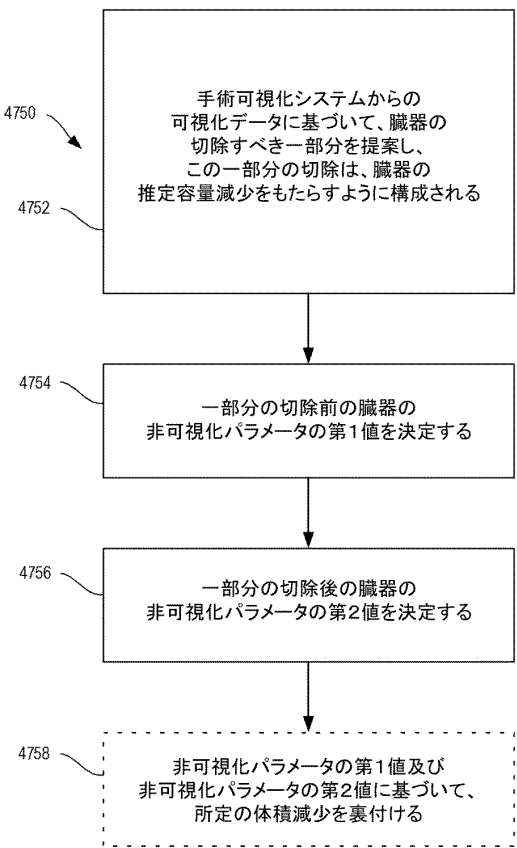


10

【図 3 8】



【図 3 9】



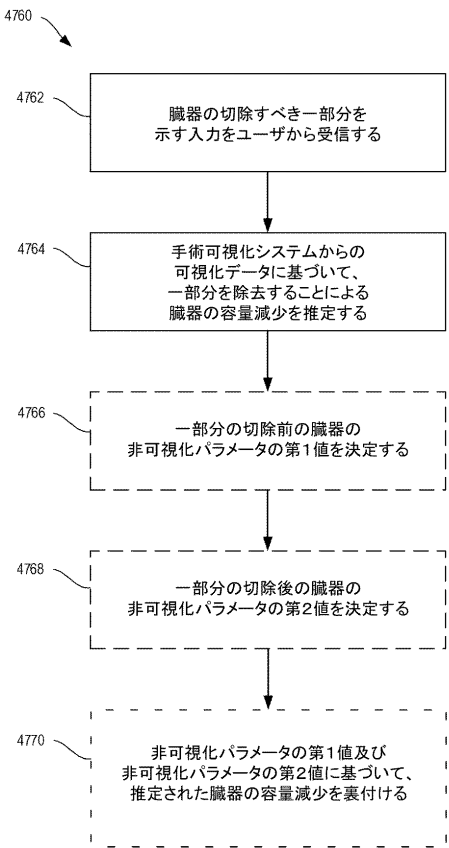
20

30

40

50

【図 4 0】



【図 4 1 A】

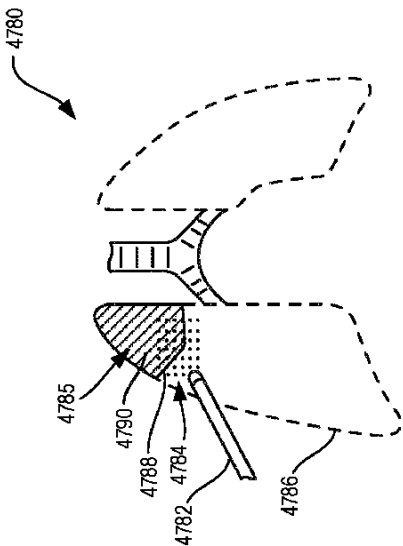


FIG. 41A

10

20

【図 4 1 B】

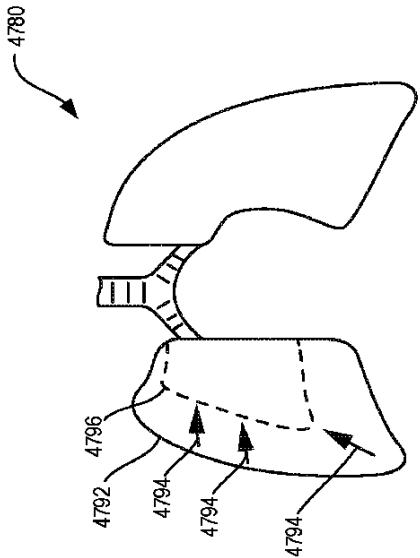
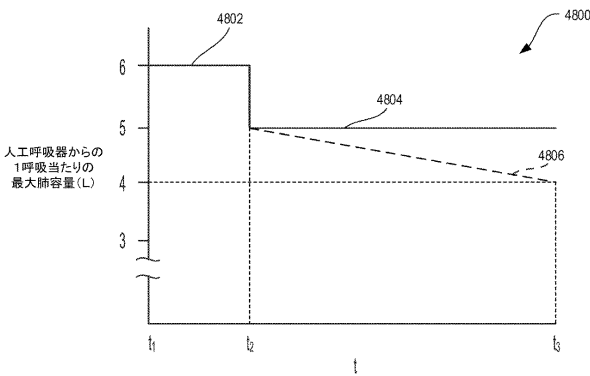


FIG. 41B

【図 4 1 C】

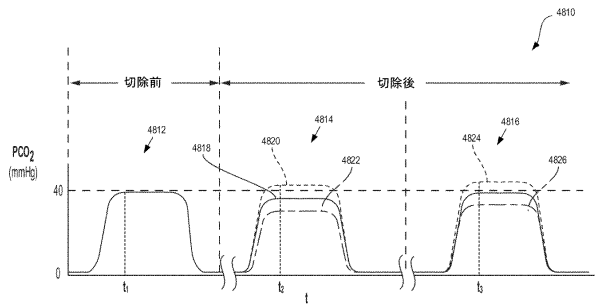


30

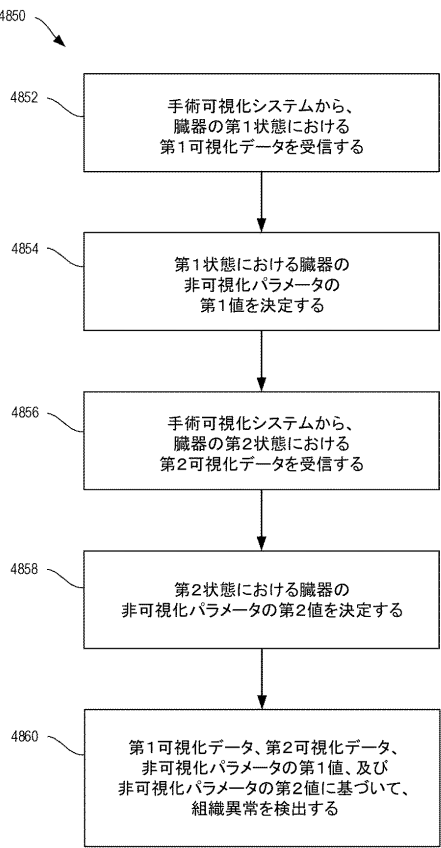
40

50

【図 4 2】



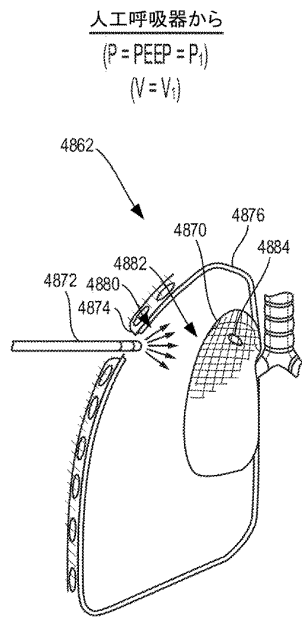
【図 4 3】



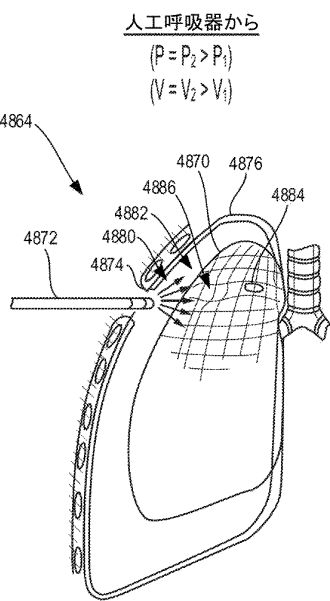
10

20

【図 4 4 A】



【図 4 4 B】

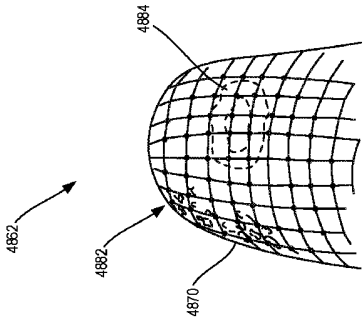


30

40

50

【 4 4 C 】



【 4 4 D 】

FIG. 44C

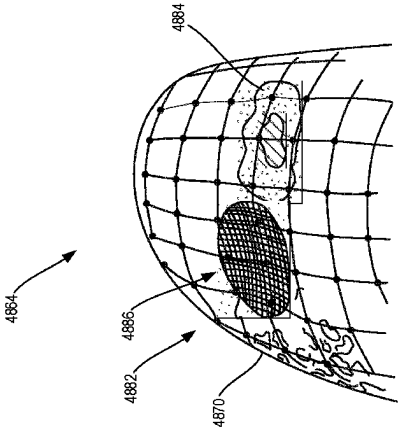


FIG. 44D

10

20

30

40

50

フロントページの続き

- 4 5 4 5
- (72)発明者 ハリス・ジェイソン・エル
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 フィービッグ・ケビン・エム
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- (72)発明者 ミューモー・ダニエル・ジェイ
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
- 審査官 滝沢 和雄
- (56)参考文献 特表 2 0 1 7 - 5 1 5 6 1 7 (J P , A)
 欧州特許出願公開第 0 3 5 0 1 4 0 5 (E P , A 2)
 特表 2 0 1 7 - 5 2 6 4 1 5 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
- A 6 1 B 3 4 / 1 0
- A 6 1 B 3 4 / 2 0
- A 6 1 B 1 7 / 0 6 8
- A 6 1 B 1 7 / 3 2 0 9
- A 6 1 B 1 7 / 3 2 0 5